

空気圧人工筋とACモータを併用したハイブリッド型歩行訓練装置の開発

Development of hybrid type gait training system powered by pneumatic McKibben actuator and AC electric motor

柴田 芳幸¹⁾, 瀬山 夏彦²⁾, 矢吹 康浩³⁾

Yoshiyuki Shibata¹⁾, Natsuhiko Seyama²⁾, Yasuhiro Yabuki³⁾

Abstract : Previous studies suggested that body weight support treadmill training is good rehabilitation method to improve gait function for spinal cord injuries. In our previous studies, we developed automatic body weight support treadmill training system with driven gait orthosis powered by pneumatic McKibben actuator. This actuator achieved very light weight mechanism and large contraction force, but it was not able to represent quick movement of the orthosis. In this study, we tried to obtain high power and high speed movement of the orthosis using pneumatic McKibben actuator and AC electric motor. We designed new driven gait orthosis; lower limb orthosis, gearbox and control system of AC electric motor and pneumatic McKibben actuator. Pneumatic McKibben actuator was arranged in a pair of antagonistic mono-articular muscle model. These two actuators were able to drive hip joint axis of the lower limb orthosis simultaneously. However, this result did not show contribution level of drive torque by pneumatic McKibben actuator and AC electric motor. Future studies, we have to evaluate joint moment of the orthosis driven by these two actuators.

Keywords : Pneumatic McKibben actuator, AC electric motor and gearbox, Driven gait orthosis

1. はじめに

病気や交通事故, 怪我によって脊髄損傷を負うと, 損傷した部位以下の運動機能と感覚機能に麻痺が生じる. Wernig らによれば, 不完全脊髄損傷者を免荷した状態でトレッドミル上を受動的に歩行させた結果, 歩行機能の回復に効果があったことを報告している¹⁾. この歩行は理学療法士による人力で行っており, 理学療法士の身体的負担が大きく大変であった. Colombo らは DGO (Driven Gait Orthosis) を開発し, トレッドミル式免荷歩行訓練の自動化を行った²⁾. この DGO は下肢装具に電気モータとボールねじを動力として取り付けたもので, 膝関節と股関節を動作させることができる. これにより, 訓練時間の拡大や歩行時の関節角度変化の再現性向上を実現し, Lokomat の商品名で販売されるようになった. しかしながら, Lokomat は非常に高価であり, また薬事法により我が国へは導入されておらず, 臨床研究用に国立障害者リハビリテーションセンターで 1 台稼働しているのみである. 一方で筆者らは, 国産の歩行訓練装置製作を目指し, 動力にマッキベン型空気圧人工筋を用いた免荷式歩行訓練装置の開発を行ってきた³⁾. この免荷式歩行訓練装置は, 歩行動作を補助するための動力が備わった装具部およびその制御系, ヒトの体重を軽減する免荷部, トレッドミルで構成される. 装具部の動力に用いたマッキベン型空気圧人工筋 (以下, 人工筋) は, 軽量かつ大きな力を発揮することができる. 人工筋は収縮

によって力を発揮する直動型のアクチュエータのため, ヒトの筋と同様のメカニズムを持ち, ヒトの運動を補助する上で親和性が高いことが考えられる. しかし, 人工筋はゴムと樹脂素材でできており, さらに動力源が空気のため速い動きや位置制御が難しい. 人工筋による歩行動作は, 1 歩行周期 1 秒程度の速さで動作させると, 入力信号に装具の動作が追従できなくなることが経験的にわかっている. そして健常なヒトの歩行速度は, ヒトによってストライド長や歩数の違いがあるため差異があるものの, 1 歩行周期 1 秒 (1.0[Hz]=60[rpm]) 程度である. この速度を歩行訓練装置の装具部が再現できないと, 健常歩行やそれ以上に速い歩行訓練を行うことができない. また, 身長 170[cm], 体重 65[kg] のヒトが健常歩行しているとき, 股関節では立脚後期に 55.25[Nm], 膝関節では立脚初期~中期に 33.15[Nm], 足関節では踵離地から足趾離地にかけて 88.4[Nm] もの関節モーメントを発揮している⁴⁾. これを仕事率に換算すると式 1 より, 股関節で約 347[W], 膝関節で約 208[W], 足関節で約 555[W] となり, 非常に大きな容量の動力が必要となる. しかしながら, 人工筋は速い動作の応答性が悪く, また必要となる大きな関節モーメントを電気モータのみで確保することは, 電気モータの重量や費用の面から現実的ではない. そこでこれらの課題を達成するべく, 装具部の動力として人工筋と電気モータを併用することに着目した. 本研究では, 装具部の同一関節軸を人工筋と電気モータのふたつの

¹⁾東京都立産業技術高等専門学校 ものづくり工学科, 医療福祉工学コース ²⁾同 ロボット工学コース ³⁾同 一般科

動力によって動作させることのできる、基礎的な機構と制御系を開発することを目的とする。

2. 電気モータの選定と歯車減速機構の設計

前述したように、ヒト歩行時の関節モーメントは、身長 170[cm]、体重 65[kg] の場合、股関節立脚後期に最大で 55.25[Nm] 発揮する。歩行訓練のため、1 歩行周期を 2[s] (0.5[Hz]=30[rpm]) と健常歩行より遅くしたとき、式 1 より約 175[W] の電気モータが必要となる。これを電気モータ単体で満たすことは難しいため、電気モータと歯車減速機、人工筋の発揮力の全て合わせて最大関節モーメントに近づくよう設計を行った。電気モータの種類は、サーボモータに比べてはるかに経済的であり、また電気モータの根本的な利用方法を習得するために、AC スピードコントロールモーター KII (5RK40RAW-5J, オリエンタルモーター) を用いることとした (以下 AC モータ)。この AC モータは、出力 40[W]、ギヤヘッドトルク最大 1.4[Nm]/240[rpm] を発揮する。歯車減速機は 2 段 2 列、減速比約 1/11 として設計した。歯車はモジュール 1.0 の標準歯形 (GEAKBB シリーズ, ミスミ) を使用した。これにより、出力軸の回転数は最大 28[rpm]、14[Nm] を発揮する。出力軸先端にはポテンシオメータ (RDC501011A, ALPS) を取り付けた。図 1 に AC モータと歯車減速機の構成図を示す。

$$P = \frac{2\pi TN}{60} \quad (1)$$

P : 動力[W], T : 関節モーメント[Nm], N : 回転数[rpm]

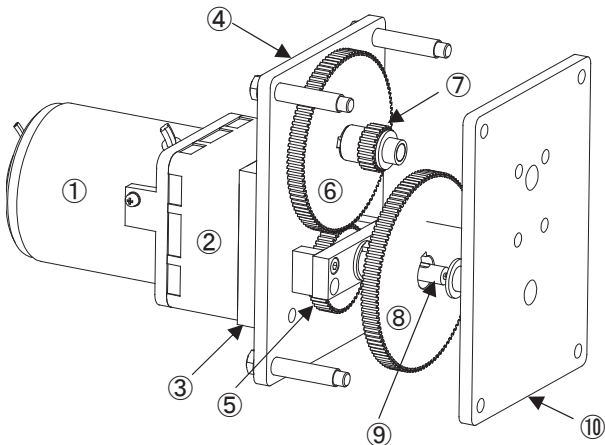


図 1 AC モータと歯車減速機 構成図

①AC モータ, ②ギヤヘッド, ③スペーサ, ④側板, ⑤歯車 Z1 (歯数 41), ⑥Z2 (100), ⑦Z3(24), ⑧Z4(110), ⑨出力軸, ⑩側板。減速比は入力 : 出力=11.2:1 である。入力軸, 中間軸, 出力軸が個々に回転軸を持ち, Z4 を備える出力軸が装具の関節軸と同軸になる。

3. 装具部の設計, 製作

装具部の骨格は、関節軸の回転トルクを直接受ける駆動部分に鉄材を用い、AC モータと歯車減速機を取り付ける部

分をアルミブロック、スペーサをアルミ角パイプで製作した。骨格の一部とカフの支持部にはステンレスパイプを用い、ネジによるクランプ機構を用いてスライドと固定を行えるようにして、ヒトが実際に装着するためのカフの取り付け位置の変更と、装具骨格の長さを変えて被検者の身長に関節軸を合わせられるようにした。カフは義肢装具の製作を行っている啓成会に製作を依頼し、骨格の各部の製作加工は長島製作所に依頼した。図 2 に製作した装具部外観を示す。図 2 が示すように、組立と動作実験のためスタンドに懸架した。装具部のサイズは、身長 170[cm] 程度の標準的な成人男性の下肢の寸法をもとに設定しており、装具大腿部の長さは標準から ±5[cm] 程度伸縮させることができる。また、装具重量は片脚で 5[kg]、計 10[kg] となった。

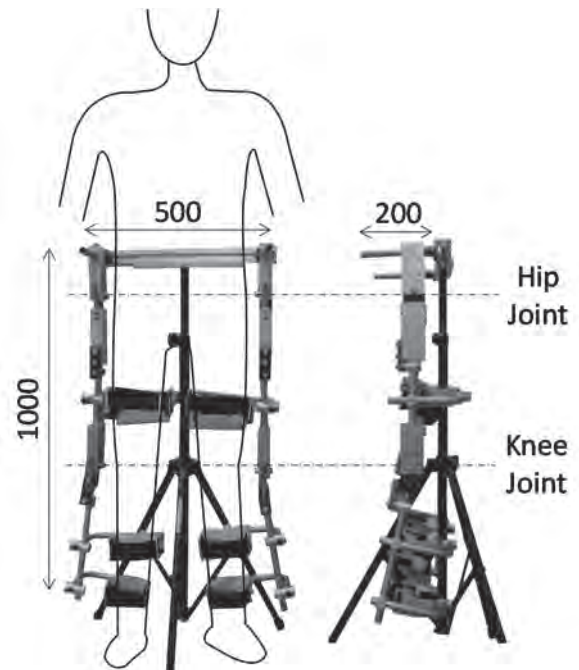


図 2 装具部外観

図 2 左は、身長 170cm のヒトが装着した場合の想像図である。装具部は、股関節と膝関節に軸を持つ。

4. 制御系の設計

装具部の動力に関する制御系は MATLAB/Simulink を基本として開発を行い、制御弁やセンサ、コントローラなどの機器との接続・通信は、Simulink Real-Time を使用した。図 3 に制御機器接続図を示す。これは、ひとつの関節駆動に必要な機器の接続関係を示している。AC モータは、スピードコントローラ (MSC-1, オリエンタルモーター) によって回転速度と回転方向を任意に設定することができる。このスピードコントローラは、回転方向の正転と逆転を切り替えるために接点端子の接続と切断を物理的に行わなくてはならない。Target PC の D/A 出力電圧を用いて遠隔でモータの回転方向を切り替えられるようにするため、トランジスタ (2SC1815, 東芝) を正転 (FWD)、逆転 (REV) にそれぞれ 1 個ずつ用いたスイッチングドライブ回路を作成した。モータの回転数 (Speed) は、D/A 出力電圧に比例

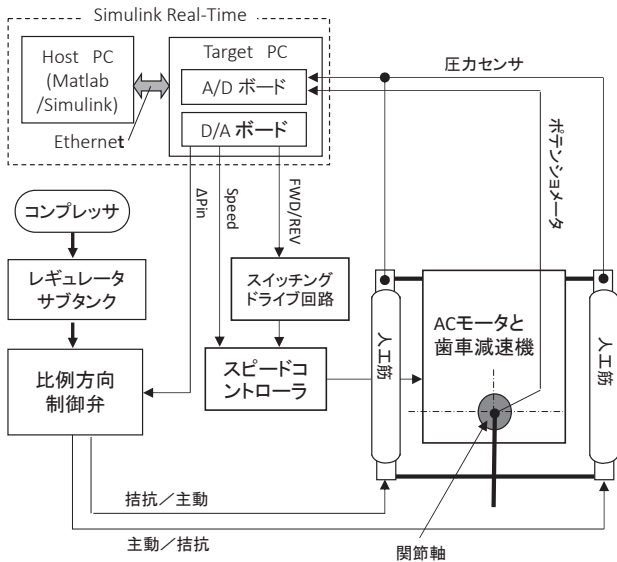


図3 制御機器接続図

して設定することができる。次に、人工筋の制御について説明する。図3右に示すように、人工筋は関節軸をまたぐように拮抗単関節筋モデルとして配置し、骨格をはさんで前と後に1本ずつ取り付けられた。人工筋は圧力を加えると全長が短くなるため、収縮させた方向に関節を屈曲させることができる。これを主動および拮抗動作させることでヒトの歩容を再現するものである。本実験では、直径1インチ、収縮部自然長400[mm]の人工筋（日立メディコ）を使用した。空気は比例方向制御弁（MPYE-5-1/8-HF-010-B、FESTO）によって流量制御され、この制御弁はひとつの入力ポートに対しふたつの出力ポートを持つ。よって、ひとつの制御弁でふたつの人工筋を制御することができる。各人工筋の空気導入口付近には圧力センサ（PSE540、SMC）が取り付けられている。供給圧力は、サブタンク入口に設置したレギュレータによって一度減圧し、本実験では0.3[MPa]に設定した。よって、マッキン型空気圧人工筋に供給される圧力は、最大で0.3[MPa]となる。図4に空圧制御のブロック線図を示す。人工筋は関節をまたぐように拮抗配置しており、このふたつの人工筋の圧力の差 ΔP_{out} を出力とした単純なフィードバック制御系を構築した³⁾。なお圧力センサの較正式をもとに、圧力の値は[MPa]から電圧[V]に換算し、圧力差の目標値 ΔP_{in} の設定については後述する。Offsetは比例方向制御弁のスプール弁の基準位置を設定するためのものであり、個体差があるもののだいたい5.2[V]付近であった。

5. 動作実験

ACモータと歯車減速機構を取り付けた装具部の外観を図5に示す。動作実験は、装具部両脚の股関節および膝関節の計4か所にACモータ、歯車減速機、拮抗配置した人工筋を取り付け歩行動作を行う予定であった。しかし、ACモータと歯車減速機を取り付けた装具部の重量に用意した支持部が耐えられなかったため、右股関節のみについて、ACモータ

と人工筋のふたつの動力による動作実験を行った。図6に右股関節まわりの状態を示す。人工筋は関節軸の中心から左右にそれぞれ100[mm]の位置に取り付けた。装具部の動作周期1秒（1.0[Hz]）とした。実際の装具部関節角度は、ACモータギヤヘッド回転数と拮抗配置した人工筋に生じさせる圧力差の目標値 ΔP_{in} に依存して決定する。今回は動作周期を1秒として、装具部関節角度については実験的にACモータギヤヘッド回転数と ΔP_{in} の各値を導出し、動作時に装置に無理がかからない範囲で設定した。

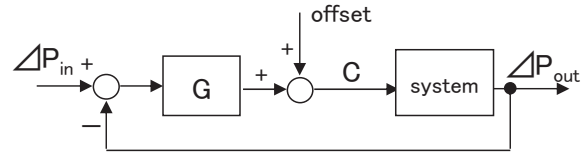


図4 空圧制御ブロック線図

ΔP_{in} ：拮抗配置した人工筋に生じさせる圧力差の目標値， ΔP_{out} ：拮抗配置した人工筋の圧力差（後－前），G：ゲイン調整用の比例係数（1.0），offset：比例方向制御弁の基準位置設定電圧（5.2[V]），C：実際に比例方向制御弁に加わる電圧，system：比例方向制御弁と人工筋。



図5 ACモータ付装具部外観

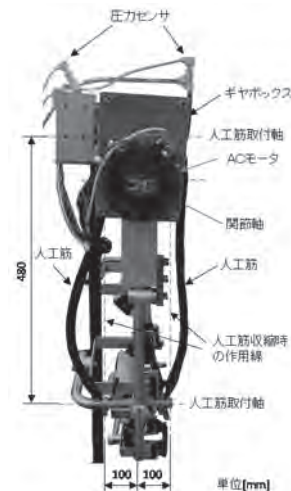


図6 右股関節まわりの状態

6. 実験結果

図7に動作実験の結果を示す。図7上から1段目、2段目はACモータの正転(FWD)、逆転(REV)の切り替え信号、3段目はACモータギヤヘッド回転数、4段目は拮抗配置した人工筋の圧力差の入力と出力、5段目は比例方向制御弁に加わる電圧、最下段は装具部関節角度のグラフである。横軸はすべて時間(秒)を示す。本実験では、装具部関節動作の目標値を、(1)ACモータギヤヘッド回転数と(2)拮抗配置した人工筋の圧力差 ΔP_{in} のふたつとした。これらの目標値は、前述のとおり装具を動作させても無理のない値を実験的に導出して決定した。装具部の動作周期を1秒にするため、ACモータギヤヘッド回転数は正転中0.5秒の間に1周期、逆転中0.5秒の間に1周期必要となり、装具部動作周波数の2倍の周波数が必要となる。ACモータの正転、逆転の切り替え信号には矩形波を用いており、5[V]に達すると正転/逆転がそれぞれオンになる。ACモータギヤヘッド回転数は、0~5[V]の信号が回転数0~240[rpm]に相当し、実験では最大2[V]としたためACモータギヤヘッドの回転数は最大96[rpm]となり、さらに歯車減速機で1/11.2に減速されるため、出力軸の回転数は約8.5[rpm]となる。回転数を変化させるために用いた入力波形は、目標とする装具部関節動作周波数の2倍となる2[Hz]の正弦波とした。次に拮抗配置した人工筋の圧力差の目標値 ΔP_{in} は、振幅1.5[V]、周期1秒(1[Hz])の正弦波を使用した。オレンジ線に出力である拮抗配置した人工筋の圧力差 ΔP_{out} を示す。入力に対し、出力が遅れており、また振幅も足りない結果となった。拮抗配置した人工筋の圧力差は、装具部関節角度に直接影響を与えるため、入出力に生じた位相は目標の動作に対する装具部関節角度変化の追従性を示し、振幅が足りないことは装具部関節角度が足りないことを意味する。比例方向制御弁に加わる電圧は、基準位置設定電圧の5.2[V]付近を中心に揺動していることがわかる。この電圧は、図4に示すCの値を指す。最後に、装具部関節角度は、鉛直方向に骨格が垂れ下がっている状態を初期位置0[deg]とし、正方向を屈曲、負の方向を伸展とした。青線はACモータと人工筋の両方で装具部関節を駆動したときの関節角度変化の波形で、オレンジ線で示すACモータ単体で関節駆動させたときよりも、振幅、すなわち関節角度変化が大きくなった。関節角度変化の周期は、グラフを見る限りきれいに一致しており、どちらかの動力装置が他方の動きを阻害するような結果は見られなかった。

7. 考察

7.1 ACモータと人工筋の協調動作の必要性

本研究では、歩行訓練装置の装具部について、同一関節軸を人工筋と電気モータのふたつの動力によって動作させることのできる基礎的な機構と制御系を開発することを目的とした。実験より、同じ制御時間上でACモータと人工筋を動作させ、同一関節軸を動作させることのできる機構および制御系を構築することができた。しかしながら、実際に動作実験を行った結果、二種類の異なる動力を同じ方向

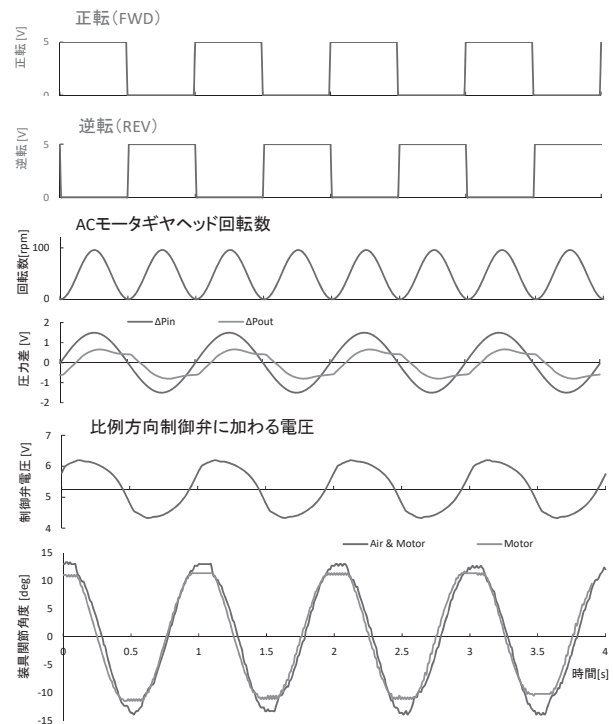


図7 動作実験結果

に同じタイミングで作用させるだけでは、関節の動作に対しふたつの動力がどれだけ貢献しているのかわからないため、ふたつの動力がそれぞれ発揮する仕事率やトルクについて定量的な評価を行わなければならないことがわかった。

ふたつの動力を効率よく使うためには、協調動作の方法を考案しなければならない。協調動作の例として、ヒトの運動においては骨格筋の単関節筋と二関節筋の運動が挙げられる。単関節筋はひとつの関節をまたぐ筋で、二関節筋はふたつの関節をまたぐ筋のことをいう。熊本らは股関節と膝関節における一組の拮抗二関節筋と二組の拮抗単関節筋の存在が、ヒトの歩行、立位姿勢維持、ジャンプ時の効率のよい発揮に役立っていると述べている⁵⁾。野崎らは、単関節筋と二関節筋は、筋骨格の構造などから要求される関節モーメントを考慮することで個々の筋が発揮しなければならない張力が推定でき、どのような運動のときにどのくらい筋が活動するか説明がつくことを述べている⁶⁾。単関節筋と二関節筋という二つの動力が、ある運動を実現するために順序良く、あるいは同時に同じ関節について働いており、これらの筋のような運動こそ協調動作と呼べる。本研究においては、大きな力を発揮することが比較的得意な人工筋を、ヒト歩行時に最もモーメントを必要とする期間(例えば股関節伸展時など)にのみ作用させ、その他の歩行動作はモータ主動で行うようにするなど、歩行周期中で作用させる期間や、あるいは役割を主動と補助にわけることによって協調動作を実現できることが考えられる。従って、今後はモータと人工筋をただ同時に動かすのではなく、どのタイミングでどの程度作用させるのが効率的か、新たな制御系を構築し実験する必要がある。

7.2 装置全体の複雑化, 装具の重量増大

これまで筆者らが開発を行ってきた歩行訓練装置は空圧機器のみの構成であったが, そこにモータ制御に関する機器が組み込まれることで, 計測と制御に必要なA/D, D/A変換器のチャンネル数やその配線, 動作プログラミングなどが倍に増えて, 制御系全体が複雑になり機器の費用も増加してしまっただけでなく, 人工筋に比べてモータと歯車減速機は圧倒的に重く, 予想以上に装具の重量が増加してしまっただけでなく, 装置の複雑さや重量, 構成機器の費用の増大はできるだけ抑えることが望ましいため, すべての関節に同じ容量のACモータや歯車減速機を用いるのではなく, 関節の動作に必要なモーメントを考慮した動力の選定, 機構設計を行って重量の削減を行う必要がある。また, 人工筋を現行の拮抗単関節筋配置から拮抗二関節筋配置に変えることで, 必要な空圧機器を半分にすることができる。しかし, 機械系における二関節筋配置の利用は制御手法に関する課題が多い。二関節筋配置を実現するためには, どのような寸法の人工筋を配置して制御を行えば装具部の動作により効果が得られるか, 別途検討する必要がある。

装具部骨格や支持部について, 本実験では安定性と強度の問題から股関節のみ駆動できただけであり, その動作も無負荷の空振り状態で行ったにすぎない。今後は, モータと歯車減速機の重量を支えられるように装具部骨格と支持部を補強し, 両脚による歩行動作とヒトが装着した状態での歩行動作が行えるよう, 引き続き装置の製作および開発を進めていく。

8. 今後の展望

次の検討課題として, 人工筋とACモータを同時に駆動することで, 関節モーメントをどの程度発揮することができるのか推定を行う必要がある。関節モーメントをトルクデューサ等を用いて計測するためには, 計測できるトルク容量の大きなものが必要になり, 重量や大きさの観点から装具への取り付けが難しい。しかしながら, もし何らかの方法で関節モーメントを推定することができれば, その値を制御変数とした新たな制御系を構築することができ, 最終的には歩行時の関節モーメントに着目した新たなリハビリテーション手法を開発することに貢献できるのではないかと考え, 今後は, 歩行訓練装具の開発と並行して, 関節モーメントを計測, 推定する手法の開発も行っていく必要がある。

9. まとめ

本研究では歩行訓練装置の装具部について, 同一関節軸を人工筋とACモータのふたつの動力によって動作させることのできる基礎的な機構と制御系を開発した。ACモータと人工筋による関節動作は, お互いの動作を阻害することなく安定した関節角度変化を示した。今後は, ふたつの動力を併用した関節動作がどれぐらいの効果をえられるか定量評価することと, ふたつの動力をどのように作用させれば協調動作を実現できるのか検討する必要がある。

10. 謝辞

本研究は, 平成27年度東京都立産業技術高等専門学校, 特定課題研究費の助成を受けて実施されたものである。

参考文献

- [1] Wernig A, Muller S et al. Laufband therapy based on 'rules of spinal locomotion' is effective in spinal cord injured persons, *Eur J Neurosci* Vol.7, pp823-9, 1995
- [2] Colombo G, Joerg M et al. : Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis, *Journal of Rehabilitation Research and Development* Vol.37, No.6, pp693-700, 2000
- [3] 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, pp175-180, 2010
- [4] 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩: 基礎運動学第6版補訂, 医歯薬出版株式会社, p396, 2012
- [5] 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*, pp346-351, 2002
- [6] 野崎大地: 直立姿勢時の下腿三頭筋の活動動態を予測する, *電子情報通信学会技術研究報告*. MBE, ME とバイオサイバネティクス, 106(330), pp13-16, 2006