

OS2-2

空気圧人工筋を用いた免荷式歩行訓練システムの開発～免荷装置の評価～

Development of Body Weight Support Gait Training System using Pneumatic McKibben Actuator

～Evaluation of Body Weight Support Equipment～

○ 今井進吾 (芝工大) 信友達哉 (芝工大) 柴田芳幸 (国リハ) 山本紳一郎 (芝工大)

Shingo IMAI, Shibaura Institute of Technology

Tatuya NOBUTOMO, Shibaura Institute of Technology

Yoshiyuki SHIBATA, Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities

Shin-ichiroh YAMAMOTO, Shibaura Institute of Technology University

Abstract: The purpose of this study was to evaluate a body weight support equipment (BWSE) of body weight support gait training system for stroke and the spinal cord injury patient. This body weight support gait training system consists of an orthosis powered by pneumatic McKibben actuators and BWSE. The BWSE supports the subject's body weight with a wire harness continuously by a counterweight. The powered orthosis is attached to the BWSE by a parallel linkage, and its movement of powered orthosis is limited at the sagittal plane. The weight of the powered orthosis is compensated by a parallel linkage with a gas-spring. In this paper, we report to evaluate the function of BWSE and parallel linkage system.

Key Words: Spinal cord injury, Pneumatic McKibben actuator, Body weight support, Gait Training

1. 研究背景・目的

脊髄損傷者の歩行機能の回復には、トレッドミル免荷式歩行訓練が有効であるといわれており、Wernig ら^[1]は不完全脊髄損傷者への免荷式歩行訓練によって、歩行機能回復の効果について報告している。この歩行訓練は理学療法士二名が患者の左右に一人ずつ補助につき、脚を受動的に動かす方法で行われている。しかしながら、この方法では理学療法士にかかる負担が大きく、長時間の訓練を行うことができない。この問題を解決するために Colombo ら^[2]は、機械的にトレッドミル免荷歩行訓練を行うことのできる Driven Gait Orthosis (Lokomat, Hokoma 社製) を開発し、Dietz ら^[3]は歩行機能の再獲得には歩行訓練装置が有効であることを報告した。Lokomat は不完全脊髄損傷者のトレッドミル免荷式歩行訓練に有効であるが、日本では導入が遅れている。

一方、我々のグループでは、これまでに長下肢装具をベースとした空気圧人工筋を動力に用いた歩行訓練システムの開発を行っている。空気圧人工筋は安全で軽量かつハイパワーである。空気圧人工筋の構造は、メッシュスリーブでゴム製のチューブを覆い、両端を金具で固定したものである。これにより、圧縮空気を送ることで、メッシュスリーブがゴム製のチューブに働く膨張力を抑制して、収縮力に変換する。よって空気圧人工筋は、収縮によって力を発揮するものでヒトの筋と同様の働きを行い、ヒトの筋骨格系を模した拮抗二関節筋及び単関節筋に配置することで、訓練を行う患者の麻痺の程度や部位に合わせたアシストを行うことができる^[4]。

本研究の目的は、我々が開発した免荷式歩行訓練システムのカウンタウエイト方式の免荷装置を用いて歩行中の免荷量の測定と機能の評価を行うことと、下肢装具が取り付けられているガススプリングの組み込まれた平行リンクシステムが下肢装具の重量の補償を行うことができているかどうかを評価することとした。

2. 免荷式歩行訓練システム

本免荷式歩行訓練システムのシステム構成を Fig.1 に示す。本免荷式歩行訓練システムは、下肢装具部と制御系、免荷装置によって構成されている。下肢装具の動力には、

McKibben 型空気圧人工筋を用いた。空気圧人工筋は拮抗単関節筋及び拮抗二関節筋配置した。拮抗単関節筋配置された空気圧人工筋は比例方向制御弁 (FESTO 社製) を用いて制御を行った。また、拮抗二関節筋配置された空気圧人工筋には電空レギュレータ (SMC 社製) を用いて制御を行った。免荷装置は、カウンタウエイト、平行棒、平行リンクシステムから構成されており、平行リンクシステムには下肢装具の重量の補償を行うためにガススプリングが組み込まれている。患者は、ハーネスを装着しカウンタウエイトによって体重が免荷される。免荷方式にカウンタウエイトを用いることで、歩行中の患者の身体上下運動に重りが追従して動き、訓練の妨げになることを防止することができる。本システムに用いられているトレッドミルは床反力計付きダブルベルトトレッドミルを用いており訓練中の床反力の計測と左右別々に速度調節を行うことが可能である。

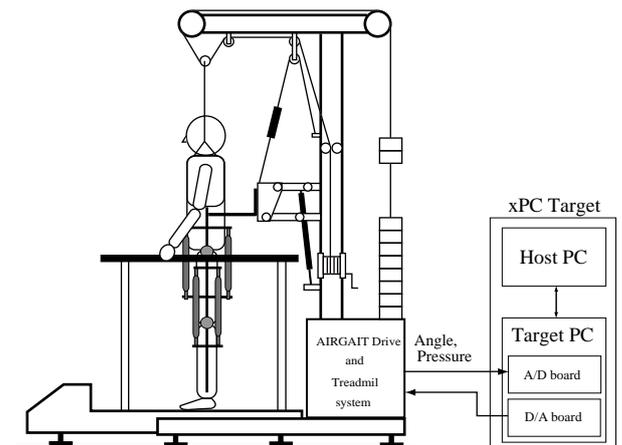


Fig.1 System configuration

3. 実験方法

3-1 実験内容

被検者は健康成人男性 1 名 (age:22[year], height:176.5[cm], weight:66.4[kg])であった。実験課題は免荷量を 0% から 90% まで 10% ずつ変化させ歩行した試行と、同様に免荷量を 0% から 90% まで 10% ずつ変化させ下肢装具を装着した状態で歩行した試行を行った。計測項目は、

床反力, 筋活動電位(Electromyography: EMG)とした. 被検筋は, 前脛骨筋(Tibialis Anterior:TA), 内側腓腹筋(Medial Gastrocnemius:MGAS), ヒラメ筋(Soleus:SOL), 大腿二頭筋(Biceps Femoris:BF), 大腿直筋(Rectus Femoris:RF)とした. 歩行速度は 1.5[km/h], サンプル周波数は, 1000[Hz]で計測した.

4. 実験結果・考察

4-1 床反力

4-1-1 垂直反力

0%免荷状態で通常歩行と下肢装具を装着した状態で歩行したときの垂直反力の加算平均波形(n=8)を Fig.2 に示した. 一歩行周期の垂直反力の平均値は, 下肢装具の装着の有無に関わらず大きな違いはみられなかった. しかしながら, 下肢装具非装着時において両脚支持期のピーク値が下肢装具装着時には減少した. これは, 平行リンクシステムにより, 両脚支持期の踵接地時の垂直反力が抑制されたためだと考えられる.

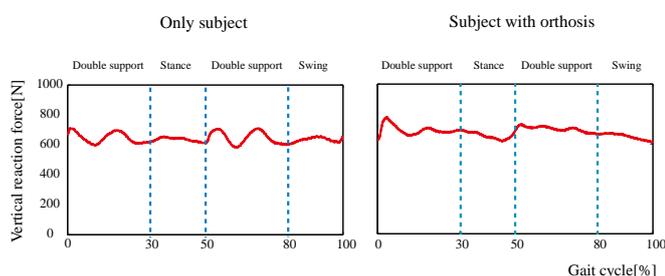


Fig.2 Profile of vertical reaction force averaging.

4-1-2 免荷量による体重変化

Fig.3 に下肢装具の装着, 非装着時の静止立位と歩行中の体重の平均値を示した. 静止立位, 歩行中共に, 下肢装具を装着した場合の平均値は, 理論値に対して大きく上回ることはなかった. 静止立位において, 免荷量が増加するにつれて下肢装具装着時の平均値は非装着時と比較して小さくなった. 歩行中においては, 免荷量の増加に伴い下肢装具装着時の平均値は非装着時と比較して大きくなった. また歩行中は, 下肢装具装着時の免荷量が 50%, 60%, 70% の場合において平均値のばらつきは大きくなった. これは, 下肢装具が取り付けられている平行リンクシステムのガスプリングによる影響や, 免荷装置がカウンタウエイト方式を用いていることで免荷量が増加するにつれてフリーウエイトが慣性の影響を受けることで平均値にばらつきが生じたと考えられる.

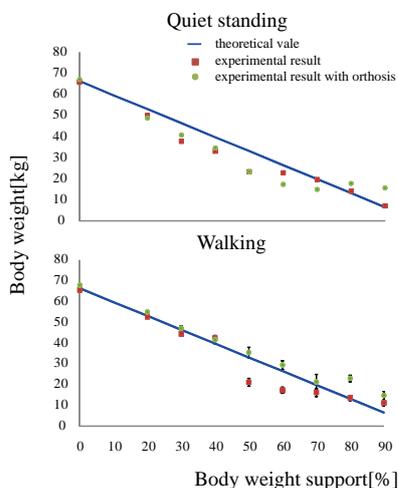


Fig.3 Profile of body weight average

4-2 筋活動電位

免荷量を 0%から 90%へと 10%ずつ変化させて歩行したときの 0%, 50%, 90%の被検筋の EMG を Fig.3 に示した. 抗重力筋である MGAS と SOL の RF の EMG は免荷量の増加に伴い, 減少した. また, TA と BF の EMG に変化はあまりみられなかった. 本免荷式歩行訓練システムの免荷装置を用いて免荷を行うことで, 抗重力筋の MGAS, SOL, RF の EMG は減少し, 抗重力筋の拮抗筋である TA と BF の EMG に変化がみられなかったことから, 本システムのカウンタウエイト方式を用いた免荷装置が機能したことが示唆された.

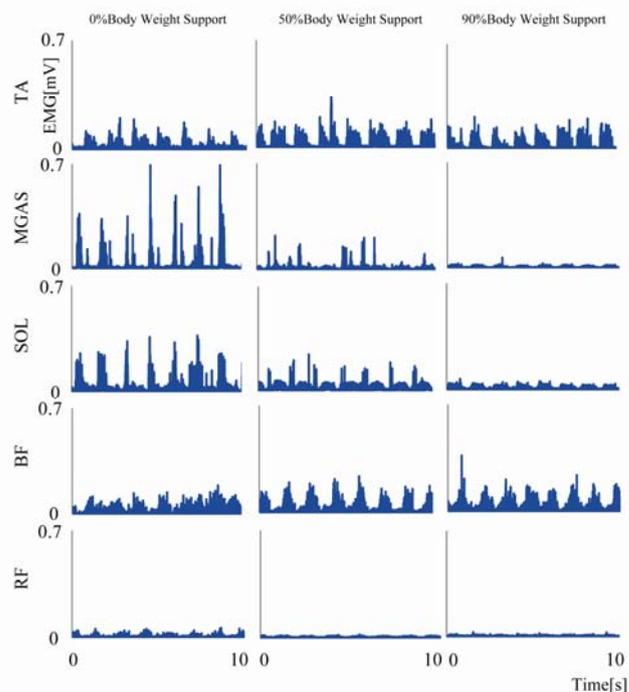


Fig.4 Profile of electromyography.

5. まとめ

抗重力筋の EMG が減少したことから免荷装置の機能の評価を行うことができた. しかしながら, 免荷方法のカウンタウエイト方式によりヒトの歩行に追従してウエイトが上下に動くフリーウエイトの特性から, 免荷量の増加に伴いウエイトが大きくなることで, より大きな慣性力が生じてしまい被検者は歩行中に大きな影響を受け免荷量にばらつきが生じた. また, 静止立位と歩行中における下肢装具装着時の体重の平均値が理論値を大きく上回ることがなかったことより, 下肢装具の重量の補償を行うという平行リンクシステムの役割を果たしていると考えられる. しかし, 下肢装具を装着して歩行した場合に, 平行リンクシステムに組み込まれたガスプリングが過剰に下肢装具の重量を補償してしまうことにより, 歩行の妨げになってしまうと考えられる. 今後の課題として, 正確な免荷が行えるよう免荷装置を改良と平行リンクシステムの改良を行う必要がある.

参考文献

- (1)Wernig A et al. : Eur J Neurosci : Apr 1 : 823-829,1995
- (2)Colombo G et al. : J Rehabil Res Dev. 37: 693-700,2000
- (3)Dietz V et al. : Brain 125 : 2626-2634,2002
- (4)山本紳一郎ら : 油空圧技術.46(6):64-68,2007