

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~制御系の構築~

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

~Development of Control System~

○ 信友達哉 (芝浦工業大学) 神林洋平 (芝浦工業大学)

柴田芳幸 (国立障害者リハビリテーションセンター研究所) 山本紳一郎 (芝浦工業大学)

Tatsuya NOBUTOMO, Shibaura Institute of Technology
 Youhei KANBAYASHI, Shibaura Institute of Technology

Yoshiyuki SHIBATA, Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities
 Shin-ichiroh YAMAMOTO, Shibaura Institute of Technology

Abstract: The purpose of this study is to develop a bodyweight support gait training system for stroke and spinal cord injury. This system consists of a powered orthosis, treadmill and equipment of body weight support. Attachment of the powered orthosis is able to fit subject who has difference of body size. This powered orthosis is driven by pneumatic McKibben actuator. McKibben actuators are arranged as two pairs of agonistic and antagonistic mono-articular muscle models and one pair of agonistic and antagonistic bi-articular muscle models like the human musculoskeletal system. This arrangement makes it possible to support the activity of paralyzed muscle using the corresponding part of McKibben actuator. In this study, we developed pneumatic McKibben actuators and measured tension and examined the arrangement of actuators and control system of body weight support gait training system.

Key Words: Gait Training System, Pneumatic McKibben Actuator: PMA, Joint Moment

1. 研究背景

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いる。Wernigらは不完全脊髄損傷者への免荷式歩行訓練を行い、歩行機能回復の効果について報告している⁽¹⁾。また、Colomboらは、機械的にトレッドミル免荷式歩行訓練を行うことのできるDriven Gait Orthosis(Lokomat, Hocoma社製)を開発した⁽²⁾。この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とされているが、薬事法等の理由から日本では導入が遅れている。

一方、筆者らは、動力に空気圧人工筋を用いた免荷式歩行訓練システムを開発してきた (Fig.1)。空気圧人工筋の利点は安全で軽量かつハイパワーなことである。空気圧人工筋は、メッシュスリーブでゴムチューブを覆い、両端が金具で固定された構造である。これにより、圧縮空気を送ることで内側のゴムチューブが膨張した際、外側のメッシュスリーブがそれを抑制するように働き、空気圧人工筋の全長が短くなる。つまり、空気圧人工筋は、ヒトの筋と同様に収縮して力を発揮できる。そこで我々は、免荷式歩行訓練システムにおいて空気圧人工筋をヒトの筋骨格系と同様に配置することで、患者の麻痺筋の部位や程度にあわせ、歩行機能改善に適するアシストを行うことを目標としている。しかしながら、本歩行訓練システムでは、健常歩行が再現可能である空気圧人工筋の配置と拮抗制御の検討が課題となっている。

そこで本研究では制御系の改善のため、シミュレーションによる拮抗制御の検討を目的とした。

2. システム構成

本システムは主に免荷装置、動力付装具部、トレッドミル、制御系から構成される。

2-1 動力付装具部

装具部は股関節、膝関節を含む大腿部フレーム、下腿部フレームから構成され、二重構造フレームであるため寸法

調節が可能である。また空気圧人工筋の配置ガイドにシャフトを採用し、拮抗単関節筋配置、拮抗二関節筋配置が可能である。

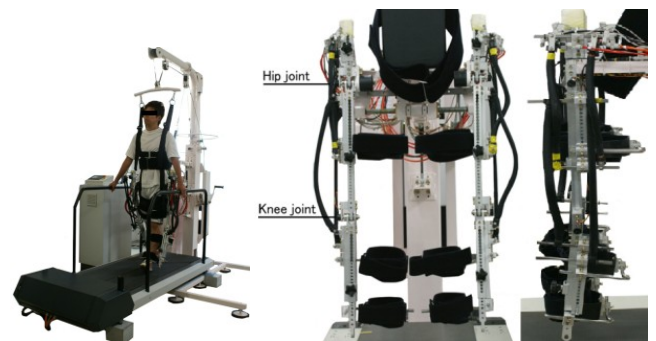


Fig. 1 Body Weight Support Gait Training System and Powered Orthosis

2-2 制御系

空気圧人工筋を拮抗単関節筋配置した際の制御系をFig.2に示した。空気圧人工筋に比例方向制御弁MPYE-5-1/8-HF-010B(FESTO)を用いて主動筋、拮抗筋側それぞれに圧力を印加し、圧力差によって拮抗制御を行う。

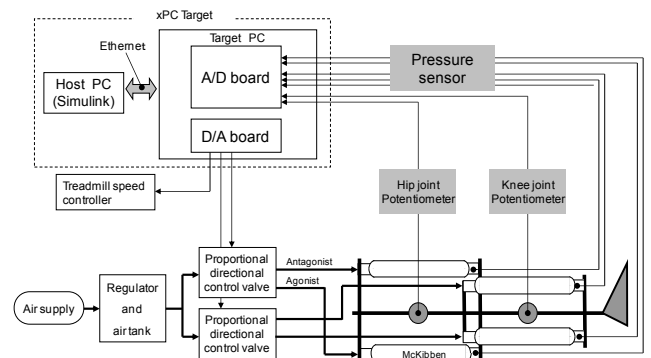


Fig. 2 Control System

2-3 空気圧人工筋

歩行訓練システムの動力付き装具部で使用する空気圧人工筋は取り付けや性能を考慮し、独自に McKibben 型空気圧人工筋の開発を行っている。製作方法はアルミ製の軸部品にゴムチューブ(CYCLE TUBE[1inch],Panasonic)とメッシュスリーブ(FLEXO PET[3/4inch],TECHFLEX)を被せ、銅製リングを万力と荷締め用工具で荷締め、荷締め部を熱収縮チューブで仕上げ、継ぎ手を取り付けて完成とする。開発した空気圧人工筋を Fig.3 に示した。本研究では人工筋長を駆動部である荷締め間の距離 L とする。

$L=0.30, 0.45, 0.60$ [m]の空気圧人工筋をそれぞれ自然長で固定し、圧力 $P=0.1, 0.2, \dots, 0.5$ [MPa]を印加した際の張力をロードセル LUR-A-2KNSA1(KYOWA)で測定した結果を Fig.4 に示した。

圧力に対し張力は線形であり、傾き A [N/MPa]は人工筋長 L に依存し、 A [N/MPa]= $464.33L$ [m]+ 1488.3 ($R^2=0.9989$) という関係がある。よって自然長固定時における発揮張力 T [N]は人工筋長 L [m]、圧力 P [MPa]から以下のように求めることができる。

$$T = (464.33L + 1488.3) \times P$$



Fig.3 Pneumatic McKibben Actuator

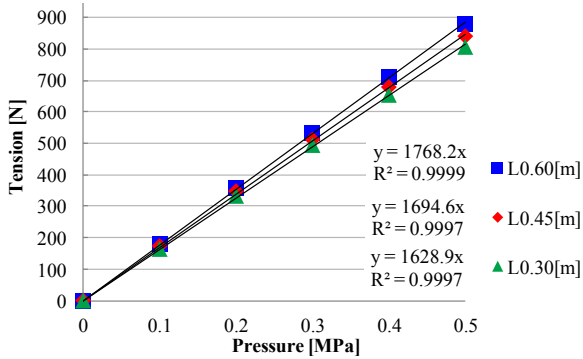


Fig.4 Tension

3. シミュレーション

3-1 2リンクモデルシミュレーション

装具空振り時の関節モーメントシミュレーションを行うにあたり Fig.5 示す2リンクモデルを利用した。股関節を原点(0,0)、膝関節を (y_j, z_j) とし、関節間の距離を L [m]とした。それぞれのセグメントにおいて質量 m [kg]、慣性モーメント I [$\text{kg} \cdot \text{m}^2$]、関節から重心までの距離 l [m]、Z軸とセグメントの成す角 θ [deg]を設定し、添え字 1 は大腿部、2 は下腿部を表す。重力加速度 $g=9.80$ [m/s^2]とし、モーメントは反時計回りを正とした。

Y方向並進運動方程式

$$\begin{cases} m_1 \ddot{y}_1 - F_{y1} + F_{y2} = 0 & F_{y1} = m_1 \ddot{y}_1 + m_2 \ddot{y}_2 \\ m_2 \ddot{y}_2 - F_{y2} = 0 & \dots \dots F_{y2} = m_2 \ddot{y}_2 \end{cases}$$

Z方向並進運動方程式

$$\begin{cases} m_1 \ddot{z}_1 + m_1 g - F_{z1} + F_{z2} = 0 & F_{z1} = m_1 (\ddot{z}_1 + g) + m_2 (\ddot{z}_2 + g) \\ m_2 \ddot{z}_2 + m_2 g - F_{z2} = 0 & \dots \dots F_{z2} = m_2 (\ddot{z}_2 + g) \end{cases}$$

重心回り回転運動方程式

$$\begin{cases} I_1 \ddot{\theta}_1 = -F_{y1} z_1 + F_{z1} y_1 - F_{y2} (z_j - z_1) + F_{z2} (y_j - y_1) \\ I_2 \ddot{\theta}_2 = -F_{y2} (z_2 - z_j) + F_{z2} (y_2 - y_j) \end{cases}$$

以上から $\ddot{\theta}$ について以下の式を得る。

$$\begin{aligned} (I_1 + m_1 l_1^2 + m_2 L^2) \ddot{\theta}_1 &= -m_2 l_2 L \cos(\theta_1 - \theta_2) \ddot{\theta}_2 - m_2 l_2 L \sin(\theta_1 - \theta_2) (\dot{\theta}_2)^2 \\ &+ (m_1 l_1 + m_2 L) g \sin \theta_1 \\ (I_2 + m_2 l_2^2) \ddot{\theta}_2 &= -m_2 l_2 L \cos(\theta_1 - \theta_2) \ddot{\theta}_1 + m_2 l_2 L \sin(\theta_1 - \theta_2) (\dot{\theta}_1)^2 + m_2 l_2 g \sin \theta_2 \end{aligned}$$

また関節モーメント M [Nm]は下記の式から求められる。

$$M = mgl \sin \theta + I \ddot{\theta}$$

装具のパラメータは $L = 0.45$ [m]とし、このとき、 $l_1 = 0.165$ [m]、 $l_2 = 0.197$ [m]、 $I_1 = 0.407$ [$\text{kg} \cdot \text{m}^2$]、 $I_2 = 1.529$ [$\text{kg} \cdot \text{m}^2$]であることが CAD データ (Autodesk Inventor) から求められた。また $m_1 = 3.2$ [kg]、 $m_2 = 3.7$ [kg]であり、角度 θ_1 、 θ_2 [deg]は Fig.6 に示した健常歩行の股関節、膝関節の角度変化パターン θ_h 、 θ_k から決定した⁽³⁾。

歩行周期を 5[s]としてシミュレーションを行った際の股関節、膝関節の関節モーメントを Fig.7 に示した。

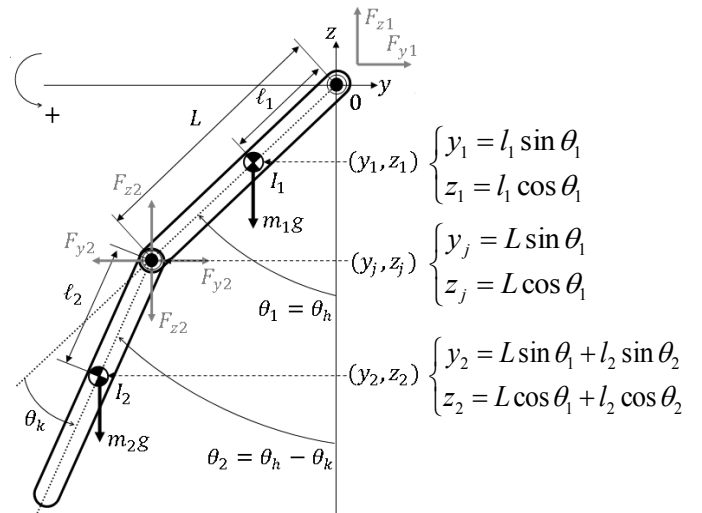


Fig.5 2Link model

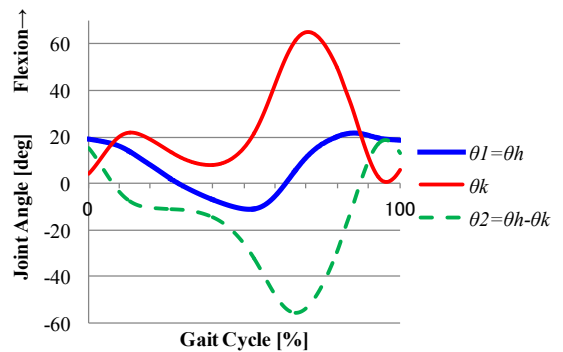


Fig.6 Input Joint Angle

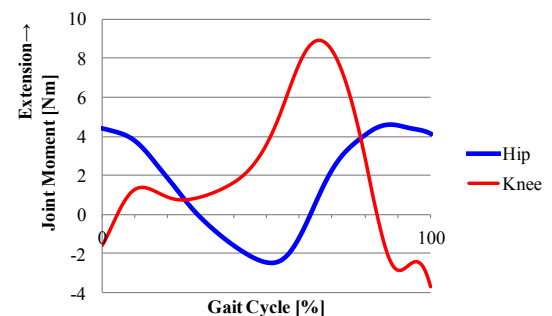


Fig.7 Joint Moment Theoretical Value

3-2 空気圧人工筋発揮張力による関節モーメント推定

関節を原点とする座標系拮抗単関節筋配置モデル (Fig.8) を利用し、空気圧人工筋を直線と仮定し、原点との最短距離から関節角度を θ [deg]に対するモーメントアームを求めた。 L_1 [m]は上部固定位置から関節までの距離であり、 L_2 [m]は関節から下部固定位置までの距離とする。また空気圧人工筋の水平方向の取り付け位置をA[m](Anterior側)、P[m](Posterior側)とし、モーメントアームをMAa[m], MAp[m]とした。このとき股関節、膝関節それぞれの成分に添え字H, Kをつけて区別する。また関節角度は屈曲側を正とするため、股関節は座標系Anterior側、膝関節はPosterior側を正とする。以上から伸展モーメントを正としたときの股関節、膝関節の関節モーメント M_H, M_K [Nm]はそれぞれ以下のように示される。

$$M_H = (464.33L_{Hp} + 1488.3) \times P_{Hp} \times MA_{Hp} - (464.33L_{Ha} + 1488.3) \times P_{Ha} \times MA_{Ha}$$

$$M_K = (464.33L_{Ka} + 1488.3) \times P_{Ka} \times MA_{Ka} - (464.33L_{Kp} + 1488.3) \times P_{Kp} \times MA_{Kp}$$

シミュレーションは歩行訓練システムの装具部において設定可能な値を試験的に Fig.9 に示した値に設定した。また関節角度は前項 3-1 と同様に健常歩行の股関節、膝関節の角度変化パターン θ_h, θ_k (Fig.6) を参照した。このときのモーメントアームを Fig.10 に示した。

この結果から、前項 3-1 で算出した関節モーメント理論値[Nm] (Fig.7)が伸展モーメントのとき伸展側モーメントアーム、屈曲モーメントのとき伸展側モーメントアーム[m]で除算し、張力[N]を算出した結果を Fig.11 に示した。この結果は値が正のとき伸展側、値が負のとき屈曲側の空気圧人工筋の発揮張力が大きくなるように張力差の拮抗制御をするための指標となる。

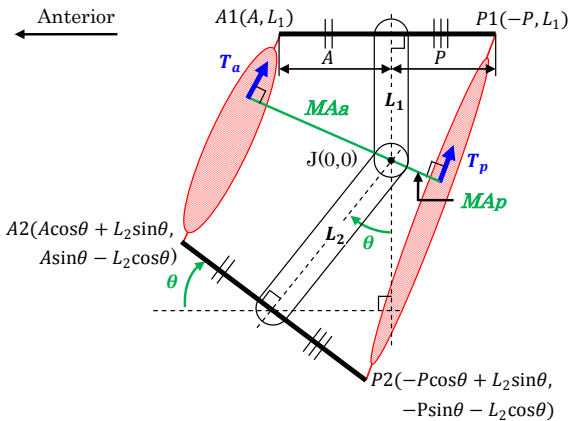


Fig.8 Mono-articular muscle Model

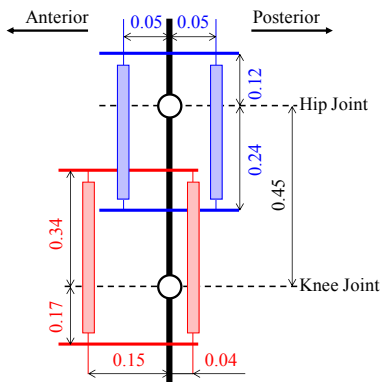


Fig.9 PMA arrangement

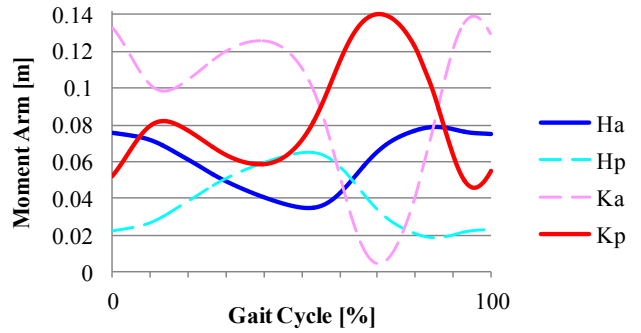


Fig.10 Moment Arm

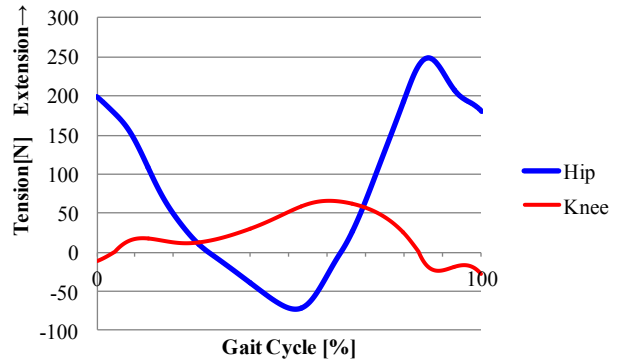


Fig.11 Tension

4. まとめ

本研究では歩行訓練システムの制御系の構築、空気圧人工筋の開発、装具空振り時における関節モーメントの理論値の導出、拮抗単関節筋配置時における関節モーメントの推定方法を導出した。

座標系で筋配置を表現したことにより関節角度変化に対するモーメントアームの算出を可能にし、理論値から張力差の拮抗制御をするための指標を得ることができる。このとき筋配置によっては主動筋側への関節角度変化が大きいため、拮抗筋側モーメントアームが主動側に変化し伸展できなくなる場合が起こりうる。また空気圧人工筋は伸展性がないため、座標系における二点間の距離で算出される人工筋長変化から自然長と収縮率の条件を満たす空気圧人工筋を選定する必要がある。

今後の課題は健常歩行の角度変化パターンと今回導出した関節モーメントの理論値を満たす空気圧人工筋の配置と拮抗制御において本歩行訓練システムでの空振り試験することである。また今回は装具空振り時のシミュレーションであったため、立脚期を考慮したシミュレーションが必要である。

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) Winter biomechanics and Motor Control of Human Movement