

空気圧人工筋肉を用いた歩行アシストシステムの開発と制御

Development and Control of Walking Assist System using Pneumatic Artificial Muscle

精密工学専攻 31号 高中 健太
Kenta Takanaka

1. 緒言

近年、高齢化に伴う要介護者の増加に伴い、介護者不足・介護者の高齢化が社会問題になっている。厚生労働省の平成22年国民生活基礎調査によると、日本の介護者全体で、60代が29 [%], 70代が20 [%], 80代以上が12 [%]を占めている⁽¹⁾。要介護になる原因の一つとして転倒によるものがある。転倒を起こすリスクは歩行機能の低下が関係しており⁽²⁾、歩幅の減少や下肢能力の低下が関係する⁽³⁾。よって、これらの能力の低下を防ぐためのデバイスが求められている。

これまでに多くの研究機関で、歩行アシスト装具の研究開発が行われている⁽⁴⁾⁽⁵⁾。たとえば、歩行時の股関節角度センサの情報をもとに協調制御を行い、モータによるアシストを行う装具⁽⁴⁾が開発されている。しかし、モータは高剛性であるために暴走時に身体に危険を及ぼす可能性がある。そこで、剛性が低い空気圧ゴム人工筋肉に着目した。この空気圧人工筋肉を用いている研究として、股関節周りの筋力を補助するという装具の開発が行われている⁽⁶⁾。この研究では、空気圧人工筋肉の圧力応答の遅れを解決するために、加圧は股関節最大伸展時に行われている。しかし、制御の暴走により加圧され過ぎた場合、離地時の蹴り出しを阻害する可能性がある。そこで本研究では、蹴り出しの阻害可能性をなくすために加圧は蹴り出し後に行うこととし、加圧による空気圧人工筋肉の収縮を利用して振り出しを補助し、歩幅の維持・回復や下肢筋力の補填を目的とした装具を開発する。本論では、そのための装具やシステム(空気圧制御と歩行周期予測)の開発を試みる。最後に、実際に歩行アシスト実験を行い、その効果を検証する。

2. アシスト装具の設計

2.1 アシスト手法

一般的に Fig. 1 に示すように歩行周期を0 [%]から100 [%]に細分化する⁽⁶⁾。歩行周期には、主に立脚期(stance phase)と遊脚期(swing phase)の二つの事象が存在し、立脚期は体重を支えている期間、遊脚期は脚を空中に振り上げ、次の接地のために前進している期間である。通常、立脚期は歩行周期の60 [%]、遊脚期は歩行周期の40 [%]を占める。

遊脚期の脚の振り上げは筋張力による関節まわりのモーメントによって行われ、遊脚期の下肢の運動を決める重要な要素は慣性力である⁽⁷⁾。この慣性力は立脚期の最後に股関節屈曲筋によって発生される。前方に振り出された下肢は振り子の法則に従い運動する。振り出しの前半では、股関節は屈曲されているので下腿部には股関節の屈曲方向と反対向きの方に慣性力が生じる。次に、股関節の屈曲が終わり膝の

加速度が減少すると、下腿部の慣性力は前進する方向に変わり振り上がる。つまり、股関節の屈曲角度を大きくし、かつ遊脚初期に膝に生じる加速度を大きくすることによって歩幅は増大すると考える。

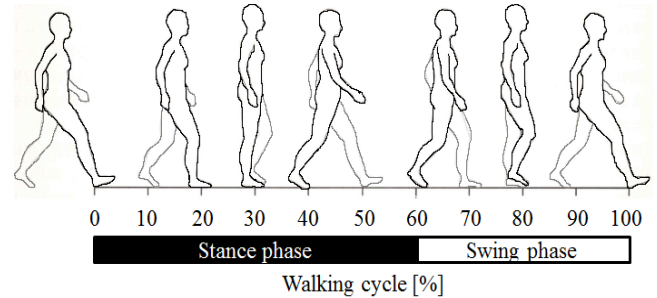


Fig. 1 Gait cycle⁽⁶⁾

2.2 アシスト装具の構成

Fig. 2 に開発したアシスト装具の外観を示す。アシスト装具はアクチュエータ部、股関節角度検出部、コントローラ部、バッテリー部の四つから構成する。装具の重量は約4.0 [kg]である。

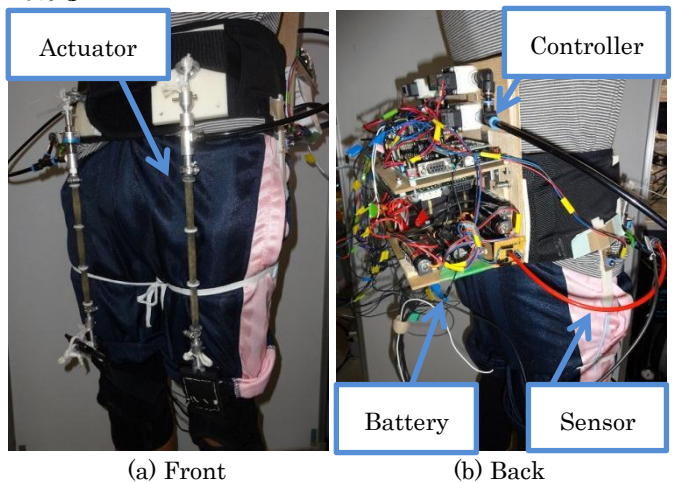


Fig. 2 Structure of Assist orthosis

2.2.1 アクチュエータ部

空気圧人工筋肉は股関節屈筋の主動筋である大腿直筋、縫工筋などの二関節筋と同様な機能が実現できるように配置される。そこで、人工筋肉の両端は大腿部前面において腰サポータと膝関節サポータで接続する。

a. 軸方向繊維強化型人工筋肉 全体のサイズと各部の名称を Fig. 3 に示す。人工筋肉の素材として LA-NR.LATEX(低アンモニア天然ゴムラテックス)を用いる。本素材をチューブ状に成形し、その厚み部分に軸方向へカーボン繊維層を内包した構造を有する。本人工筋肉に空気圧を供給すると、ゴム膜は膨張するが、繊維は引張力に強く伸長しないため軸方

向に拘束される。その結果、人工筋肉は半径方向に膨張し、軸方向に収縮する。このとき発生する収縮力をアクチュエータとして利用する。

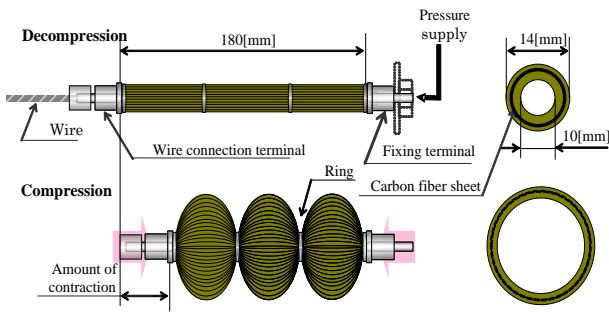


Fig. 3 Image of Straight-fiber-type pneumatic artificial muscle

b. 人工筋肉の目標仕様 矢状面における股関節の内的トルクは、遊脚初期に最大になり、日本の高齢者の場合、内的トルクは 78 [Nm]ほどである。この値を参考にして、まずは内的トルクの 1/4 を補助ができるように、本人工筋肉の仕様を 40 [N]とする。そこで、なるべく低圧で、かつ空気消費量が少なくなるように設計し、目標収縮を達成させる。

2.2.2 股関節角度検出部

本装置に用いる角度検出部を Fig. 4 に示す。装着感を考慮して、センサは基板用のポテンシオメータを用いる。本装置の角度検出可能範囲は 190 [deg]である。

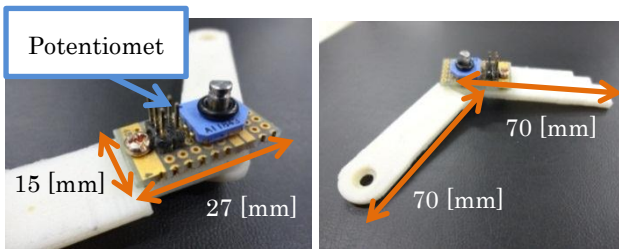


Fig. 4 Measuring angle device

2.3 装具のモデル化

本装置の装着し歩行を行うと膝サポータとアシスト部を繋ぐワイヤーに「緩み」が生じる。本項では、この「緩み」がどの程度生じるのかをモデル化により推定する。Fig. 5 に矢状面上の地面蹴り出し時のモデルを示す。また、モデルパラメータを Table 1 に示す。このモデル化は、胴体部、大腿部、下腿部を剛体とした剛体リンクモデルである。腰サポータ部の中心を原点として座標系を設ける。本モデルでは、腰サポータに設置されているフックの根元を原点とし、前額面に垂直な方向の軸を x

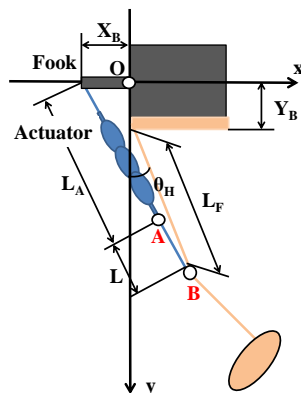


Fig. 5 Orthosis model

軸、水平面に垂直な方向の軸を y 軸とおく。Fig. 5 のモデルに従い、このベクトルの長さを求めると式(1)を得る。

$$L = \sqrt{(L_F \sin\theta_H + X_B)^2 + (L_F \cos\theta_H + Y_B)^2} - L_A \quad (1)$$

式(1)を用いて、緩み量を推定した結果を Fig. 6 に示す。アシストタイミングの限界と定める完全伸展時で生じる緩み量は 10 [mm]程度であることがわかる。つまり、人工筋肉の収縮量は 10 [mm]以上は必要であると言える。そこで、股関節角度から緩み量を推定し、その緩み分を人工筋の収縮で補正することを考える。ただ、収縮量が増えると収縮に必要な空気消費量は増えてしまうので、目標収縮量は 40 [mm]に定める。歩行周期を 1.0 [s]と仮定した場合、本人工筋肉の収縮・伸張を行う時間は歩行周期 30 [%]とした 0.3 [s]である。よって、本人工筋肉は 40 [N]負荷の状態でも 0.15 [s]で収縮量 40 [mm]を行うことが目標である。

Table 1 Model parameters

Body parameters	
Y_B	Length between foot and groin [mm]
L_F	Length between knee joint and groin [mm]
θ_H	Hip-joint angle on sagittal plane [deg]
Actuator parameters	
X_B	Length of foot [mm]
L_A	Length of actuator device [mm]
L	Length between A and B [mm]

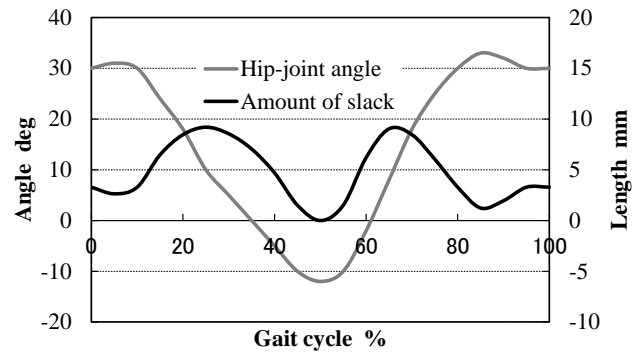


Fig. 6 Amount of slack on gait cycle

3. アシストシステム

本章では、アシストシステム(圧力制御システムと歩行周期予測システムの統合システム)について提案する。それぞれのシステムについて評価を行った。

3.1 圧力制御システム

3.1.1 システムの概要

本研究では、圧力制御手法として、Duty 比相違型圧力制御(DPCS(Dual Pneumatic Control System))を採用する。DPCSとは、2ポート On/Off 弁(給気用と排気用)の二つを PWM 信号によって独立に制御し、空気圧を制御する手法である。本手法では、タンク内圧と On/Off 弁二つの Duty 比の比によって空気圧を制御することができる。

3.1.2 理論式の導出

圧力が一定になるとき、給気量と排気量は等しくなる。そこで、Table 2 に示すパラメータを用いると以下のように表すことができる。まず、給気量と排気量は次式のように表される。

$$A_a = Q_a \times D_a \times (1/f) \quad (2)$$

$$A_d = Q_d \times D_d \times (1/f) \quad (3)$$

これらの空気量は等しいので、

$$A_a = A_d \quad (4)$$

したがって、出力流量は、

$$Q(P) = m \times P \quad (5)$$

$$m \times P_a \times D_a = m \times P_d \times D_d \quad (6)$$

となる。ここで、式(5)内の m は比例定数を表す。空気量が等しくなったときの人工筋肉側の圧力を P_d^* とすると、

$$P_d^* = P_a \times (D_a / D_d) \quad (7)$$

となる。以上より、 P_d^* は供給側一次側(タンク内圧)と給気用・排気用それぞれに与えた Duty 比の比で圧力を線形的に制御できることがわかる。

3.1.3 理論式と実験値の比較

Fig. 7 に実験結果を示す。図を見ると、圧力値は線形に増加していることが分かる。しかし、理論値と一定の差がある。差が生じた原因として、開弁信号が出力されてから弁の完全開弁までの時間が考慮されていないことが挙げられる。この開弁時間は微小であるが、PWM 信号のような細かな周期で考えるとその影響は大きい。開弁時間を考慮することで理論値との差は少なくなると考える。次章では、この差を考慮した式をシステムに組み込むことにする。

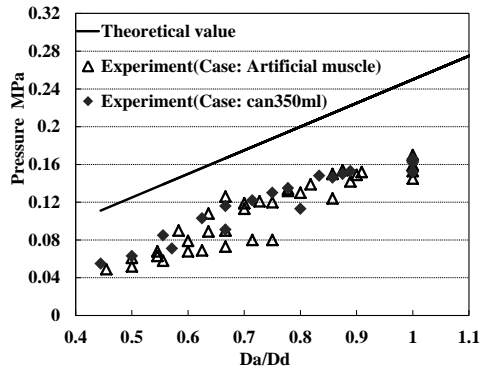


Fig. 7 Verification result of theory

Table 2 Model parameters

Parameter	Apply valve	Discharge valve
Air content [l]	A_a	A_d
Duty cycle [%]	D_a	D_d
Flow rate [l/s]	Q_a	Q_d
Pressure [MPa]	P_a	P_d
Frequency [Hz]	f	

3.2 歩行周期予測システム

3.2.1 システムの概要

歩行周期やタイミングは個人や環境に応じて大きく変化する。そこで、本研究では歩行のアシストタイミングを歩行周期に応じて自動的に調整できるような歩行周期予測システムの構築を検討する。本システムでは時間平均を用いた歩行周期予測を行う。本手法は角度検出センサで取得される電圧波形が最小となる時間を基に数歩分の歩行周期の平均を求め、それを次の歩行周期として予測する。最小となる区間が T_1, T_2, T_3 [s]であったとき、平均化 $T = (T_1 + T_2 + T_3) / 3$ により、その結果を次の歩行周期と予測できると考えた。

アシスト指令は、歩行開始時の歩行は不安定であることを考慮し、歩行を開始より4歩後から出力し始める。アシスト指令を出すタイミングは予測された歩行周期から決定し、最小値更新終了後の歩行周期の数[%]分の時間が経過した時点でアシスト指令を与える。

3.2.2 予測精度

本手法のプログラムを書き込んだ H8 マイコンに予め計測された歩行時の電圧波形を与え、その予測精度の検証を行う。Table 3 に本手法による歩行周期予測の誤差を表した表を示す。平均誤差は 36 [ms] であり、予測された歩行周期と実際の歩行周期の比較しても、誤差率は数[%]以内に収まっていることから、精度の良い予測であることが分かる。

Table 3 Accuracy of prediction

Predicting	Amount of time error [s]	Error percentage [%]
1	0.015	-1.230
2	0.016	-1.311
3	0.042	-3.480
4	0.025	-2.121
5	-0.103	8.683
6	-0.063	5.182
7	0.032	-2.576
8	-0.024	1.938
9	-0.008	0.638
Average=	0.036	

4. アシスト効果の検証

本章では、前章までに述べたシステムを用いてアシスト実験を行う。同時に、これまでのシステムの検証も行う。

4.1 実験環境

本実験はトレッドミル上で行い、その様子を動画で記録し、後に動画解析を行う。設備上の理由からアシストは片脚のみとする。トレッドミルの速度は健常者の歩行速度に近い 3.5 [km/h]とする。人工筋肉内の目標印加圧力は 0.175 [MPa]になるように設定した。

4.2 実験結果と考察

Fig. 8, 9 と Table 4 に実験結果を示す。この結果は十歩分のデータを平均化して求めたものである。Fig. 8 は股関節屈筋(縫工筋)のアシスト前後の筋電位変化、Fig. 9 はハムストリングス(半腱様筋)のアシスト前後の筋電位変化を表す。結果より、縫工筋と半腱様筋の筋電位が減少し股関節屈曲をアシストしていることがわかる。歩幅は約 23 [mm]増加したが、股関節変化を見ると、アシストによる加速度の増加は見られない。

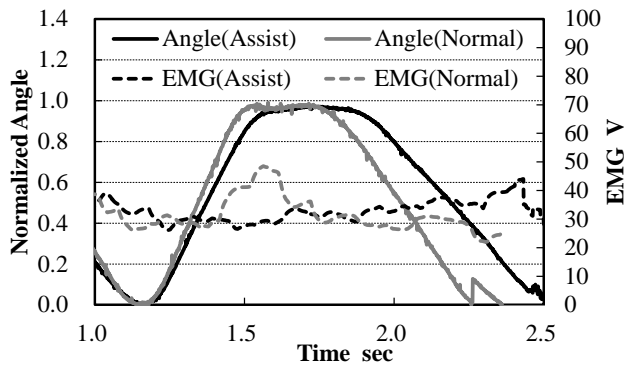


Fig. 8 Comparison of EMG from hip flexor

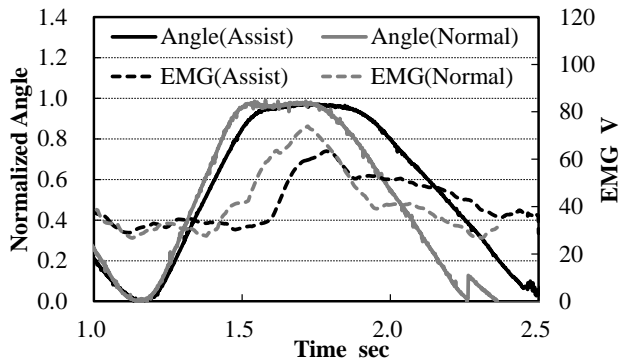


Fig. 9 Comparison of EMG from hamstring muscle

Table 4 Change of step length

	Normal	Assist	Difference
Step length [mm]	901.4	924.6	+23.2

また, Fig. 10, 11 にそれぞれ股関節角度変化に対する圧力とアシスト力の変化, 股関節角度変化に対する PWM 信号と圧力変化を示す. Fig. 10 を見ると, 本来股関節の加速度が減少し始める区間にわずかながら引張り力がある. これにより股関節角度が緩やかに長く変化したために歩幅が増加したと考える. 一方で, Fig. 10, 11 より, 立脚期中に生じた引張り力や目標印加圧力の超過の改善が必要である. これらは人工筋肉の長さを算出するセンサシステムの開発, 緩みを無くす機構の設計を行うことで解決できると考える.

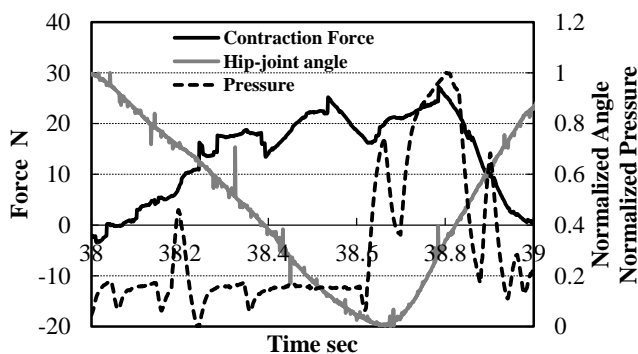


Fig. 10 Variation of Force to the thigh

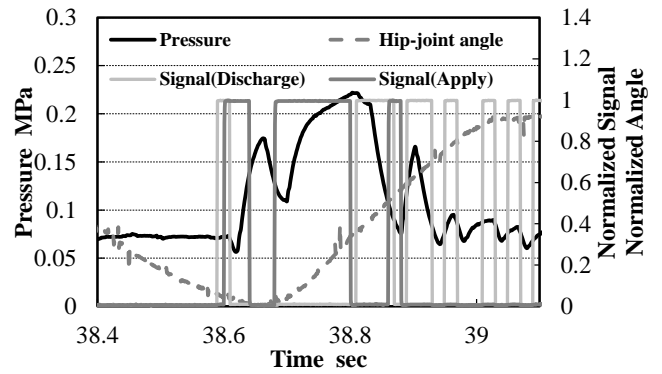


Fig. 11 Variation of pressure of the artificial muscle

5. 結言

歩幅を増大させるための歩行アシスト装具を開発するために, 仕様を満たす人工筋肉の設計や装具のモデル化, 圧力制御システムと歩行周期予測システムの開発, そして, 各システムの検証や歩行アシスト実験を行なった. その結果, 股関節屈筋の筋電位が減少し歩幅が増加していることを確かめた. 一方で, 目標印加圧力を超える印加やワイヤーの緩みが生じた. 今後は, 人工筋肉の長さを計測するセンサや緩みを無くす機構を組み込むことが必要と考える.

6. 参考文献

- (1) “Comprehensive Survey of Living Conditions (in Japanese),” Ministry of Health, Labour and Welfare. (online), available from <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa10/4-3.html>, (accessed 10/17/2012).
- (2) A. J. Campbell, M. J. Borrie, and G. F. Spears, “Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older,” *Medical Sciences*, vol. 44, no. 4, pp. 112-117, 1989.
- (3) T. Mitsui, and K. Zushi, “Factors increasing stride length in the elderPly during walking, with special reference to inverted pendulum movement,” *Japanese Society of Physical Education*, vol. 51, pp. 447-457, 2006.
- (4) “Rhythm walking assist (in Japanese).” HONDA. (online), available from <http://www.honda.co.jp/ASIMO/new-tech/>, (accessed 03/12/2012).
- (5) S. Iwasaki, T. Noritsugu, M. Takaiwa, and D. Sasaki “Walking assist device using pneumatic rubber muscle,” *Addition, 2012 JSME Conference On Robotics And Mechatronics*, 1P1-M11, Shizuoka, 2012.
- (6) A. N. Donald, T. Shimada (trans.), and S. Hirata (trans.), “*Kinesiology of the musculoskeletal system*,” Ishiyaku Publishers Inc., 2006.
- (7) 江原 義弘, 山本 澄子: ボディダイナミクス入門 歩き始めと歩行の分析, 医歯薬出版株式会社 (2005).