

## 複動シリンダ二関節駆動ロボットを用いた運動発達の一考察

## A Study of a Bi-articular Driven Robot using a Double-acting Pneumatic-Cylinder for Development

○ 梅村敦史（北見工業大学）

Atsushi UMEMURA, Kitami Institute of Technology

**Abstract:** The rapidly changing size and form of developing animals demand that the innervation of targets continue to adjust throughout ontogeny. Neural activity can alter the connections between nerve cells and their targets. Although none of the experiments in this study ruled out an activity-independent chemical signal operating between the nerve and muscle, they showed unambiguously that the level of activity of muscle fiber served to regulate many of its properties. In general the absence of activity affects neurons the same way that denervation or paralysis induced by local anesthesia affects the properties of muscle fibers. The human lower extremity can be simplified into three antagonistic pairs of muscles: the hip mono-articular muscles, knee mono-articular muscles, and hamstring and rectus femoris bi-articular muscles. This paper reports the activation of three antagonistic pairs according to the direction of load using imitated three pair muscle function by three double-acting pneumatic-cylinders.

**Key Words:** bi-articular muscle, double-acting pneumatic-cylinder, growth

## 1. はじめに

脊椎動物は個体発生において神経は標的の細胞に接続し、成長する個体の標的となる筋繊維に一つずつ筋細胞が接続する(1).

動物の単離骨格筋は、通常、生体内での長さより10%短いこの長さを平衡長とよび、生体内での自然な筋長を静止長と呼ぶ。平衡長より筋が短いときは弛緩しているといえるが、健康者の筋は安静時であっても完全には弛緩しない筋緊張の状態にある(2)。筋緊張の状態は、筋の残留筋張力と伸長反射によるもので、例えば外部から荷重がかかれば静止長を維持するために筋繊維の活動が生じる。

筋肉に分布する神経を切断すると数日以内に筋繊維の細胞膜の受動的・能動的電気特性が著しく変化し、アセチルコリンに対する感受性が上昇し、そして筋原線維が減少し始める。筋に局所麻酔を施しても同様の効果が得られるが、外部から筋を直接刺激すると除神経の効果が認められなくなる。このことは筋繊維の活動が神経と筋肉の間の作用に影響していることを明示している。

脊椎動物の四肢は多数の筋が配置されている。筋は長手方向の収縮力やステフネスを提示する。関節は一般には複数の回転軸と並行移動で表現される。単関節筋は一つの関節のいくつかの回転軸まわりにトルクを発生させる。上肢・下肢にある二つの関節にまたがる二関節筋は、大きな筋力を持つのでこれを無視できない。二関節筋が作用するトルクは、二つの関節と二関節筋がつくる平面で考える。そのとき、単関節の機能についてもこの二関節を含む平面のうえで考える。

熊本らの研究によって三対六筋の有効筋によって筋配列をモデル化できることが分かってきている(3)(6)-(8)。

動物、特に脊椎動物の形態・構造と「機能を解明する」適応を明らかにする」という側面に対して、実際の脊椎動物の形態の複雑さと個性は機能性の理解を困難にする。

ロボット工学・バイオメカトロニクスにおいて、例えば筋骨格系の模倣を考えた時、骨の密度と形状、剛性特性の複雑さ、さらには骨格筋の癒着、冗長な筋配列、筋自体あるいは筋相互の粘弾性の複雑さと個性性を簡略化できなければ記述できない。そうした簡略化したモデルは現実の動物から離れたものにならざるを得ない。一方、詳細なモデ

ルでなくモーションキャプチャで運動をモデル化する立場は、動特性と拮抗力を取り扱うことを難しくする。

正確でないとしても、二関節筋の存在とその作用を研究するためには実際の生体で実験するのは現実的でなく、数学モデルによる数値解析や物理モデルによる実験的な手法を用いる。

本論文では、拮抗駆動複動シリンダを用いた二関節駆動のロボットを制作(5)し、荷重をかけたときの筋にかかる負荷を示す。

直線運動の空気アクチュエータとしては、空気圧シリンダのほかに空気圧ベローズ、空気圧ゴム人工筋などがある。空気圧ゴム人工筋は、柔軟性を有しており、ヒトの筋のように湾曲して配置することも可能で先行研究で利用の例がある(4)(9)。摺動摩擦がないため低速駆動が可能であり、円筒全体の圧力を利用するため、同径の空気圧シリンダと比較して10倍程度の出力が可能である。課題としては収縮率が25%と小さく、圧力と収縮率の関係が非線形で補償が必要な点がある。

空気圧ベローズは高精度な位置制御にむいているが、一般に0.2MPa程度の低圧で利用し、ストロークが数mm程度と短い。

空気圧シリンダは、アクチュエータ自体は軽量の割に大きな出力が得られる利点がある、0.6MPa程度で利用し、ストロークは収縮時の1.9倍程度まで確保できる。静止摩擦が課題になるが、現在はシール方法の改善で低速駆動にも対応可能なものも出てきている。

なかでも、複動式シリンダは内圧をかえることで容易に剛性を変えることが可能という特徴がある。複動式シリンダの剛性は二つの空気室の平均圧力に比例し、力は差圧に比例するので、力の測定精度とアクチュエータの剛性がトレードオフにならないという利点もある。

本論文の構成は、第二章で拮抗駆動複動シリンダを用いた下肢ロボットの構成について説明し、第三章にて荷重を加えた時の筋の活性化の測定例を示す。

## 2. 下肢模擬ロボット

## 2.1 全体構成

二関節機構を備えた下肢ロボットの概要を説明する。

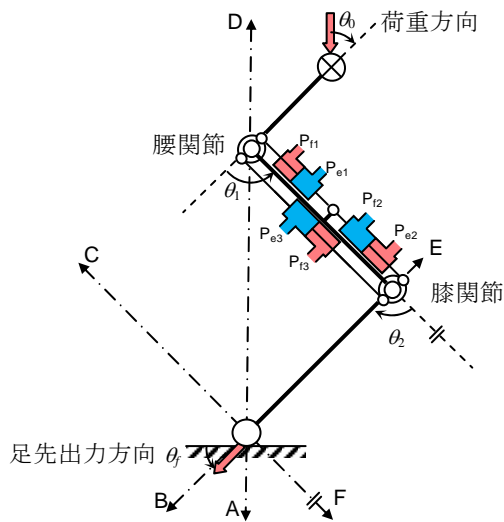


Fig. 1 The leg robot with three pair antagonistic driven double-acting pneumatic-cylinder

図1のモデルは二関節筋が跨る二つの関節を含む二つのリンクがつくる平面に着目したモデルである。体幹重心を含む体幹リンク，腿にあたる第一リンク，下腿にあたる第二リンクからなり，腰関節のみを駆動する第一複動シリンダ，膝関節のみを駆動する第二複動シリンダが各々一関節筋を模擬しており，腰関節と膝関節に跨る第三の複動シリンダが二関節筋を模擬している。第一のシリンダはキャップ側の圧力が伸筋，ヘッド側圧力が屈筋にあたる。逆に第二のシリンダのヘッド側が屈筋でキャップ側が伸筋になる。二関節筋は二つの関節で作用が逆なので，膝関節を伸ばし腰関節を曲げる方向を伸筋とすると，キャップ側が伸筋の作用になる。

各筋が，生体の静止時にあたる，緊張状態にあって，体幹の重心に，体幹の質量に相当する重力がかかると，各筋は粘弾性特性を示すので，結果として体幹重心に反力が生じ，足先に力を生じる。

### 2.2 拮抗駆動複動シリンダ

複動シリンダの二つのポート両方に空気圧を加えて使用することで一対の拮抗筋を模擬する。平衡位置からの変位と推力の関係式は次式になる。

$$f = \frac{x}{(x + (1 - x_{h0}))(x - x_{h0})} + \frac{x_{h0} - x - 1}{x - x_{h0}} f_d \quad (1)$$

ここで，変位  $x$  はストローク長に対する変位の比率で表して，平衡時のヘッド側空気室の奥行のヘッド長のストローク長に対する割合は  $x_{h0}$  とする。推力  $f$  は平衡状態拮抗力  $f_0$  に対する比率で表している。ただし，平衡状態の拮抗している力を  $f_0[N](=P_{c0}S_c=P_{h0}S_h+F_d)$  とおく， $P_{h0}[Pa]$  はヘッド側平衡空気圧， $P_{c0}[Pa]$  はキャップ側空気圧， $S_h$  はヘッド側断面積， $S_c$  はキャップ側断面積，そして静止摩擦抵抗  $F_d(=f_0 f_0)[N]$  としている。

平衡位置付近( $x=0$ )の剛性は，(1)式を  $x$  で微分した式になるので，次式で表すことができる。

$$\left. \frac{df}{dx} \right|_{x=0} = \frac{1}{x_{h0}(x_{h0}-1)} - \frac{1}{x_{h0}^2} f_d \quad (2)$$

上式より，平衡点付近の剛性は線形で，拮抗力が大きくなる，あるいはストロークが長くなると大きくなるがわかる。

また，平衡位置がストロークの中央になると，剛性に摩擦の影響が最も大きくなり，拮抗力  $f_0$  を大きくすることで静止摩擦の影響を小さくすることができるがわかる。

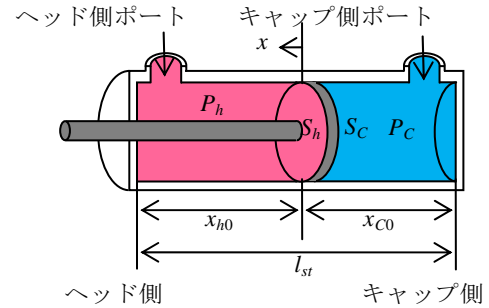


Fig. 2 The antagonistic driven double-acting pneumatic-cylinder.

### 3. 実測例

#### 3.1 実験条件

図3に実験装置を示す。大腿部および下腿部のリンク長は同じ13cmである。

内径φ10の拮抗駆動シリンダを膝の一関節駆動，股の一関節駆動，そして膝と股の二関節駆動の片足計3本配置している。

シリンダのストロークは各関節の可動域をヒトの解剖学的能動可動域を満足するように設定し，関節モーメント半径を10mmとして，一関節駆動のシリンダのストロークを15mm，二関節駆動のシリンダストロークを30mmとした。

膝の角度90°，腰の角度60°の姿勢として，複動シリンダのヘッド側とキャップ側に0.5MPaの空気圧をかけてポートを閉じた。寝かせた状態で体幹の幾何学的中心に荷重をかけヘッド側とキャップ側の圧力差を測定した。尚，加えた荷重と足先の出力は六分力計で測定した。足先でモーメントは検出せず，二リンクがつくる平面上の二つの成分が検出できた。このことから，重力方向の荷重は体幹で支えることができていると考える。

圧力センサと六分力計の使用を表1にまとめた。シリンダの定格圧力は1MPaであるので十分な精度で測定可能であるといえる。

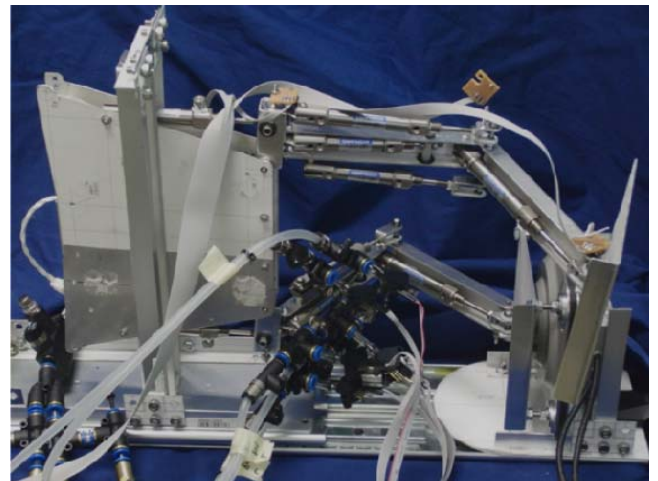


Fig. 3 Experimental equipment

Table 1 Main instruments.

機 器	主な仕様
六分力計	X 軸定格 $\pm 1.47\text{kN}(\pm 0.2\% \text{FS})$ $\pm 49\text{Nm}(\pm 0.2\% \text{FS})$
	Y 軸定格 $\pm 1.47\text{kN}(\pm 0.2\% \text{FS})$ $\pm 49\text{Nm}(\pm 0.2\% \text{FS})$
	Z 軸定格 $\pm 2.45\text{kN}(\pm 0.2\% \text{FS})$ $\pm 58.8\text{Nm}(\pm 0.2\% \text{FS})$
圧力センサ	定格 $0.7\text{MPa}(\pm 2.5\% \text{FS})$

3.2 測定結果

測定結果を図 4 に示す。

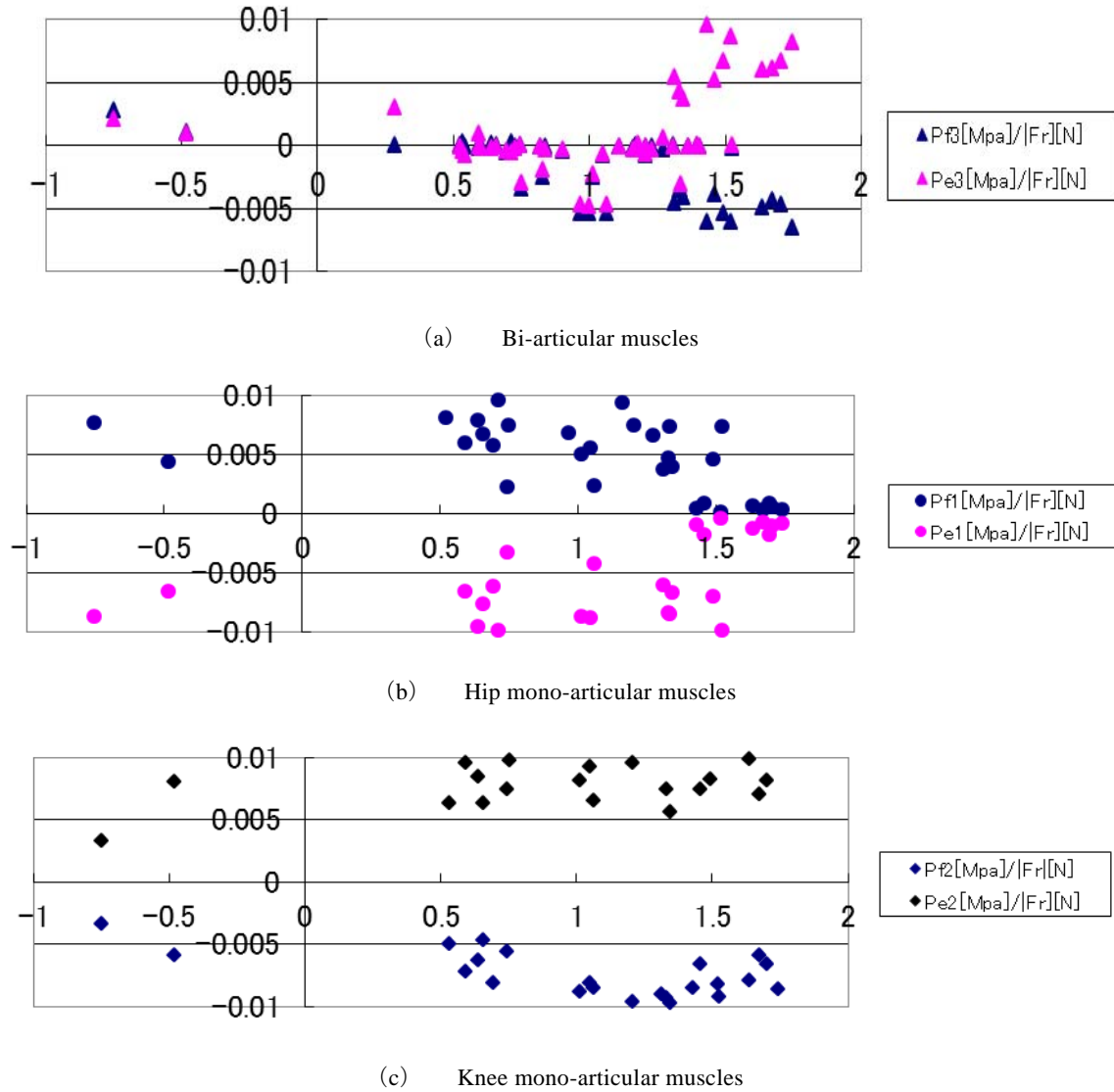
横軸は足先の力の方向を表し，縦軸は平衡圧力からの差圧を表している。

筋の荷重は姿勢によって変化するので，足先の力の方向

は，図 1 に示すように足の姿勢で決まる，A から F までの方向で表している．A 方向を 0 として，F 方向を-1，B 方向を+1，C 方向を+2 としている。

荷重のかかっている筋には拮抗駆動のシリンダのヘッド側とキャップ側の圧力がほぼ等しく増加し，荷重のかかっていないシリンダの圧力は変化しないことがはっきりとわかる．データのばらつきがおおきいが，足先出力が方向 A のときは二関節筋にほとんど荷重がかからないが，二つの単関節筋には荷重がかかっている．方向 C では二関節筋と膝の筋に荷重がかかっていることがわかる。

データのばらつきは静止摩擦力の影響であると考えるので，今後の課題としては，拮抗力を大きくして摩擦の影響を低減し，体幹を持ち上げる方向に力をくわえて A~F の全ての方向についてのデータの取得を試みる事が課題である。



#### 4. おわりに

拮抗駆動複動シリンダを用いてヒトの下肢の三対六筋の二関節筋駆動を模擬した．荷重をかけると荷重の方向によって活動する筋が遷移することが確認出来た．

ヒトの下肢を簡略化・模擬したロボットによる知見であるのでこれがただちに，ヒトあるいは脊椎動物一般の個体発生や神経ネットワークの再構成のモデルになるとは考えていないが，物理的・力学的には，重力の作用によって筋の受ける荷重に決まった組み合わせが存在し，決まった筋が活性化することで末端の神経は決まった組み合わせで接続する可能性があると考えられる．

#### 参考文献

- (1) Dale Purves, *Body and Brain: A Trophic Theory of Neutral Connections*, Harvard University Press, 1988.
- (2) Valdimir M, Zatsiorsky, Boris I. Prilutsky, *BioMechanics of Skeletal Muscles*, NAP Limited, 2012.
- (3) 大島徹，熊本水頼，二関節筋機能を有するロボットアーム：二関節筋によるステイフネス特性とその効果，日本機械学会論文集(C編)，Vol,61, No.592, pp.4696-4703, 1995.
- (4) 川嶋健詞，新世代アクチュエータの一自由度系の性能評価と多自由度系の評価に向けての空気圧アクチュエータ全体からの位置付け，平成26年産業応用部門大会，No.3-S5-7,2014
- (5) 梅村，着地動作における二関節筋機構制御の基礎的検討，第32回日本ロボット学会学術講演会予稿集，No.1E1-02, (CD-ROM 4pages), 2014
- (6) 阿部友和，小出卓哉，古川公宣，越智亮，大島徹，藤川智彦，立ち上がり動作時における大腿直筋の平行リンク機構，日本ロボット学会誌，Vol.32,No.2,pp190-197,2014.
- (7) 万野真伸，小田卓哉，阿部友和，藤川智彦，踵着床における拮抗二関節筋ペアの同時放電による機能，第32回日本ロボット学会学術講演会，No.2D1-08, (CD-ROM 3pages), 2014.
- (8) 阿部友和，戸松麻依，大古拓史，越智亮，金井章，小出卓也，小柳健一，本吉達郎，藤川智彦，大島徹，機能別実効筋モデルを用いた起立動作時の姿勢安定性の検証（ハムストリングスの機能に関する動作筋電図学的検証），第32回日本ロボット学会学術講演会，No.AC3O1-03, (CD-ROM 4Pages), 2014.
- (9) 辻俊明，空気圧人工筋を用いた人間支援機器の力制御，日本ロボット学会誌，Vol.33, No.9, pp684-667, 2015.