筋拮抗比と筋活性度を用いた拮抗駆動装置の線形制御 と筋電インタフェースへの応用

有賀 陽 平* 前田 大 輔* Hang T. T. Pham* 中山 かな*
植村 充 典* 平井 宏 明* 宮崎 文 夫*

The Linear Control of Antagonistic-Driven System using A-A ratio and A-A activity and its Application to the EMG Interface

Yohei Ariga*, Daisuke Maeda*, Hang T. T. Pham*, Kanna Nakayama*,
Mitsunori Uemura*, Hiroaki Hirai* and Fumio Miyazaki*

This paper discusses the analogy between human and robot under the novel concepts of “agonist-antagonist muscle-pairs ratio (A-A ratio)” and “agonist-antagonist muscle-pairs activity (A-A activity).” These concepts are similar to the equilibrium point hypothesis, but, we make clear linearity between the A-A ratio and the equilibrium point and clarify linearity between the A-A activity and the joint stiffness. Here we represent a new interface, constructed by using a simple translation from EMG to the inputs of pneumatic artificial muscles, to connect a biological system with a robot system, and demonstrate how to treat the two systems by using our concepts.

Key Words: Antagonistic-Driven System, Pneumatic Artificial Muscle (PAM), Equilibrium Point (EP) Hypothesis, EMG Interface

1. は じ め に

ヒトは関節まわりに拮抗的に配置された多数の筋群を巧みに制御することで、生物特有のしなやかな運動を実現している。中枢神経系から末梢筋群へ送られるこれらの運動指令には、ヒトの意図する運動学情報や剛性情報が含まれており、筋電図 (electromyogram: 以下 EMG) からその運動情報を抽出することで、直観的で自由度の高いインタフェースの構築が期待されている。

Artemiadis らは、ヒト上肢 9 筋の EMG を統計学的手法により低次元化し、同様に低次元化された運動学情報と対応付けることで手先位置を推定し、マスタ・スレーブロボットの位置制御へ応用している [1]。本手法は EMG のみから特定の運動 (モーション) を再現できる点で有用であるが、スレーブロボットはモータによる関節駆動であり、ヒトのような剛性調節を伴う巧みな運動の伝達には至っていない。EMG をより知的なインタフェースとして利用するには、ヒトと同じ筋骨格構造を持つロボットをヒトの制御様式に則した手法で制御し、ヒトとロボットを統一的に扱えることが望ましい。

一方、呉らは、ヒトの筋骨格構造に潜む身体の巧みさに着目して、制御工学の観点から 3 対 6 筋の 2 関節マニピュレータのモデル化を行い、二関節筋の特性の利用により、関節トルクと手先力の関係が従来のヤコビ行列よりも簡単な形で表現できることを示している [2]。このモデルでは、伸筋および屈筋の筋対における収縮力の和の情報と差の情報を用いることで関節トルクや関節剛性の調節を行っている。

これに対し、運動生理学の分野では、関節トルクではなく関節角度に注目した平衡点仮説 (λ モデル) が運動制御の有力仮説として知られている [3]。本仮説では筋が持つ弾性特性に着目し、筋対を構成する各筋の自然長 λ を調節することで、平衡状態の関節角 (平衡点) を制御する。また、 λ の変化に応じて筋剛性、および関節剛性も調節することができる。仮説を提唱した Feldman らは平衡点仮説 (λ モデル) の概念のよりよい理解のために、単純化した単関節まわりの拮抗駆動モデルを示している [4]。本モデルでは、中枢神経系からの運動指令は、関節の平衡点を調節する指令と関節剛性を調整する指令の 2 種類から構成される。前者は拮抗する筋群への電気的入力強度の差として、後者は拮抗する筋群への電気的入力強度の和として与えられ、ヒトはこれらの指令を独立に制御することで身体運動を実現していると考えられている。実際、Humphrey らのサルを用いた電気刺激実験から、皮質ニューロン群には 2 種類の集団があり、一つの集団を刺激すると関節運動が起こり、もう一つの

原稿受付 2011 年 12 月 10 日

*大阪大学

*Osaka University

■ 本論文は学術性で評価されました。

集団を刺激すると拮抗筋同士の同時収縮が起こることが報告されており [5], 平衡点仮説を間接的に裏付ける根拠となっている。

一方, 筆者らも, ヒトの上肢・下肢運動における EMG の詳細な解析により, 身体の運動学と剛性に対応した二つのパラメータの存在を主張してきた [6]~[9]. ただし, これらの二つのパラメータは筋対群への入力との差と和ではなく筋対群の筋電位の比と和の形で表現されるものであり, 前者を「筋拮抗比」, 後者を「筋活性度」と呼んでいる. 例えば, 歩行・走行運動において, 筋拮抗比および筋活性度のデータ集合を主成分分析することで, 複数の筋協調パターンを抽出し, 筋拮抗比から抽出される主成分が腰部を原点とする極座標系で表現した足先の偏角および動径方向の変位に対応し, 筋活性度から抽出される主成分が関節剛性と密接な関係にあることを明らかにしている [8] [9]. 筆者らは, これらの EMG 解析より, 筋拮抗比, 筋活性度がそれぞれ運動を実現する平衡点と剛性の調整のためのサーボ指令であると仮説立てており, ヒトの運動理解へ向けた有用な概念と考えている. また, 本概念はヒトと同様な筋骨格構造を持つロボットの運動制御にも適用可能と考える.

そこで本論文では, 筋骨格構造を持つヒトとロボットの筋特性および駆動構造のアナロジーを考え, 拮抗する筋対群への入力との比と和を表す筋拮抗比, 筋活性度の概念の下で, ヒトとロボットの運動制御を統一的に考察し, 筋骨格ロボットを制御する筋電インタフェースを構築する. また論文を通して, 我々の主張する筋拮抗比, 筋活性度が, 1) 運動学および動力学を分離し操作する点で平衡点仮説に類する概念であり, 2) 身体の運動学および剛性と線形な関係を保持することを明らかにする.

本論文の構成は以下のとおりである. 第 2 章で人工筋の詳細モデルと, 1 対 2 筋の拮抗駆動システムのモデルを述べ, 我々の主張する筋拮抗比, 筋活性度の概念と平衡点仮説との類似性を示す. 続く二つの章では, その拡張として 2 対 4 筋の肘関節拮抗駆動システムを扱い, 第 3 章で人工筋システム, 第 4 章で生体の筋システムの運動制御を述べる. 第 5 章ではこれらの二つのシステムを繋ぐインタフェースを構築し, 提案概念の下, ヒトとロボットを統一的に扱う手法について述べる. そして最後に, 第 6 章で本論文の成果をまとめる.

2. 拮抗駆動型人工筋システム

本章では, 空気圧ゴム人工筋 (以下, 人工筋) 単体および, 人工筋を用いた最も基本的な 1 対 2 筋の拮抗駆動システムの理論モデルおよび実験について説明し, 筋入力 (運動指令) に依存した筋自然長と筋剛性の特性について生体筋とのアナロジーを述べる. さらに, 本特性を利用した拮抗駆動システムの平衡点と剛性の制御について考察を行う.

2.1 人工筋のモデリング

McKibben 型人工筋は, 伸縮性のないスリーブと伸縮性を持ったゴムで構成され, ゴムの内部圧力を高めることによって, その膨張とともに収縮力を発生するデバイスである. 本デバイスは軽量で高出力な利点を有する反面, 駆動時に生じる摩擦やヒステリシスに起因した非線形特性が, システム構築の障害となっている. この問題に対し, 藤本ら [10] は Chou ら [11] の人工筋モデルに弾性や摩擦によるエネルギー損失を加えた詳細モデル

を構築している.

人工筋の内部圧力を P [Pa], 体積を V [m³], 収縮力を F [N], 筋長を l [m] とし, ゴムとスリーブの弾性および動摩擦による損失力 F_{diss} [N] を考慮すると, エネルギーの入出力関係から次式が得られる.

$$PdV = -(F + F_{\text{diss}})dl \quad (1)$$

$$F_{\text{diss}} = kL_0\epsilon + f \quad (2)$$

ただし, k [N/m] は弾性力による損失係数, f [N] は動摩擦による損失力, dV, dl はそれぞれ V, l の微小変化を表し, 人工筋の収縮率 ϵ [-] は $P = 0$ [Pa] における自然長 L_0 [m] を用いて次式で定義される.

$$\epsilon = \frac{L_0 - l}{L_0} \quad (3)$$

さらに, 人工筋の体積は定係数 $\eta_i (i = 0, 1, 2)$ を用いて, 収縮率 ϵ の二次式で近似できることが知られている [12].

$$V = \eta_2\epsilon^2 + \eta_1\epsilon + \eta_0 \quad (4)$$

ここで, 式 (3), (4) における V, ϵ の微小変化 $dV, d\epsilon$ を考えると次式を得る.

$$dV = (2\eta_2\epsilon + \eta_1)d\epsilon \quad (5)$$

$$dl = -L_0d\epsilon \quad (6)$$

これらの式を式 (1) に代入して F について整理すると,

$$F = P(a_1\epsilon + a_0) - (b_1\epsilon + b_0) \quad (7)$$

を得ることができる. ただし,

$$a_1 = \frac{2\eta_2}{L_0}, \quad a_0 = \frac{\eta_1}{L_0}, \quad b_1 = kL_0, \quad b_0 = f \quad (8)$$

である. さらに, 式 (7) は簡単な代数計算により,

$$F = K(P)(l - l_0(P)) \quad (9)$$

の形で表現することができる. ただし,

$$K(P) = -\frac{a_1P - b_1}{L_0} \quad (10)$$

$$l_0(P) = \frac{C_1}{K(P)} + C_2 \quad (11)$$

$$C_1 = \frac{-a_0b_1 + a_1b_0}{a_1} \quad (12)$$

$$C_2 = \frac{a_0 + a_1}{a_1} \cdot L_0 \quad (13)$$

である. 式 (9) は, 人工筋が内部圧力 P によって弾性係数 $K(P)$ (筋剛性) と自然長 $l_0(P)$ を変化させる複雑なばねとしての特性を持っていることを示している.

Fig. 1 Model of an antagonistic-driven system with two PAMs

2.2 拮抗駆動システムのモデリング

次に, Fig. 1 に示すような, 二つの人工筋を用いた拮抗駆動システムを考える. 人工筋 1 の内部圧力を P_1 [Pa], 筋長を l_1 [m], 人工筋 2 の内部圧力を P_2 [Pa], 筋長を l_2 [m] とし, 関節角度 (平衡点) を θ [rad], モーメントアームの長さを R [m] とする. なお二つの人工筋の特性は同一のものとし, 初期状態 ($\theta = 0$ [rad]) における人工筋の内部圧力と筋長を, $P_i = P_0$ [Pa], $l_i = L$ [m], ($i = 1, 2$) とする. ここで一般には, L は人工筋の取り付け方に依存するため, 内部圧力が 0 [Pa] 時の自然長 L_0 と異なる点に留意されたい.

このとき, 静的な状態における人工筋 1 と人工筋 2 の収縮力 $F_1(P_1)$, $F_2(P_2)$ のつり合いから次式が得られる.

$$K(P_1)\{l_1 - l_0(P_1)\} - K(P_2)\{l_2 - l_0(P_2)\} = 0 \quad (14)$$

また, Fig. 1 に示すように,

$$R \cdot \theta = L - l_1 = l_2 - L \quad (15)$$

のような幾何関係があり, これを式 (14) に代入して θ について整理すると,

$$\theta = \frac{L - C_2}{R} \cdot \frac{K(P_1) - K(P_2)}{K(P_1) + K(P_2)} \quad (16)$$

が得られる. ここで, 式 (10) から, P を $s = b_1/a_1$ だけ減じた $\hat{P}$ を用いて $K(P)$ を,

$$K(\hat{P}) = -\frac{a_1}{L_0} \hat{P} \quad (17)$$

のように表現すると, 式 (16) は

$$\begin{aligned} \theta &= \frac{L - C_2}{R} \cdot \frac{\hat{P}_1 - \hat{P}_2}{\hat{P}_1 + \hat{P}_2} \\ &= 2 \frac{L - C_2}{R} \cdot \left(\frac{\hat{P}_1}{\hat{P}_1 + \hat{P}_2} - \frac{1}{2} \right) \end{aligned} \quad (18)$$

となる. さらに, 拮抗する筋対の内部圧力の比を, 新たに「筋拮抗比」として,

$$r = \frac{\hat{P}_1}{\hat{P}_1 + \hat{P}_2} \quad (19)$$

Fig. 2 Experimental setup for identifying PAM properties

のように定義することで, 関節角度 θ は次式のように, 筋拮抗比 r の線形式で表現することができる.

$$\theta = C \left(r - \frac{1}{2} \right) \quad (20)$$

ただし,

$$C = \frac{2(L - C_2)}{R} \quad (21)$$

であり, R が一定ならば C は定数となる.

式 (16) において, 目標関節角度 θ を実現する入力値となる内部圧力 P_1, P_2 は無限とおり考えられる. しかし, 式 (19) の変数変換を行うことで, 式 (20) の目標関節角度 θ を実現する内部圧力の条件は筋拮抗比 r のみから一意に求められる. また関節角度 θ と筋拮抗比 r は線形関係にあるため, 制御系の設計が容易になる.

Feldman らの提唱する平衡点仮説 (λ モデル) では, 中枢神経系からの運動指令は関節角度と関節剛性の 2 種類に関するものとされている [3] [4]. ここで, 拮抗する筋対の活性度合いを, 新たに「筋活性度」として,

$$a = \hat{P}_1 + \hat{P}_2 \quad (22)$$

と定義し, 式 (17) を用いると, 関節剛性と関係がある筋剛性の和 $K(P_1) + K(P_2)$ を, 筋活性度 a のみの線形式として表現できる.

$$K(P_1) + K(P_2) = -\frac{a_1}{L_0} \cdot (\hat{P}_1 + \hat{P}_2) = -\frac{a_1}{L_0} \cdot a \quad (23)$$

このように, 筋拮抗比, 筋活性度の概念を導入することで, 関節角度と関節剛性を切り分けて考えることが可能となる. また, 関節角度と関節剛性の目標値を独立変数とし, 式 (20), (23) を介して r と a を決めると, 式 (19), (22) の逆の関係

$$\hat{P}_1 = ra, \quad \hat{P}_2 = (1 - r)a \quad (24)$$

から, これらの目標値を実現するための二つの人工筋の内部圧力が一意に定まる.

2.3 人工筋の特性解析実験

提案したモデルの妥当性を検証するために, 静特性実験によって人工筋の特性解析を行った. 実験装置の写真を Fig. 2 に示す. 本研究で用いた人工筋は, 神田通信工業社製のエアマッスル 1.0 インチタイプである. なお, 人工筋の変位と収縮力は, ワイヤ

Fig. 3 Relationship between muscle length and contractile force

Fig. 4 The property of biological muscle. $l_0(e_i)$ ($i = 1, 2, 3$) is the natural length of a muscle, and e_i is the level of electrical stimulation. The slope of the curve indicates the stiffness of muscle.

式リニアエンコーダ (MLS-30-450-1000; MTL 製) と 3 軸力覚センサ (USL06-H5-100N; テック技販製) によって, サンプルレート 50 [Hz] で取得した。

水平面内に一直線上に配置された一対の人工筋 1, 2 に対し, 人工筋 1 の内部圧力を一定に保ったまま人工筋 2 の内部圧力を静的に変化させ, そのときの人工筋 1 の収縮力と筋長の変位を記録した。一定に保つ人工筋 1 の内部圧力は 0.2, 0.3, 0.4, 0.5 [MPa] の 4 種類である。なお, 人工筋 1 の自然長は 0.141 [m], 人工筋 2 の自然長は 0.145 [m] であり, 自然長の誤差はエアマッスルの製作過程で生じたものである。

実験から得られた人工筋 1 の筋長と筋収縮力の関係を Fig. 3 に示す。矢印の向きは人工筋の変位の向きを表しており, 図中の直線は, 各実験データから最小二乗法によって算出した線形近似直線である。式 (9) から, 圧力 P が一定であれば収縮力 F と筋長 l は線形な関係となるが, 近似直線はヒステリシスループの中央をおおむね通っており, 実際の人工筋の特性をよく表していると言える。ただし, 0.002 [m] 程度の誤差があり, これは人工筋のヒステリシス特性に起因するものである。

生体の筋の場合, 筋収縮力と筋長の間に Fig. 4 に示すような特性が報告されている [3]。Feldman らはネコを用いた電気刺激実験から, 電気的な刺激強度が増加すると筋の自然長 (図中の $l_0(e)$) は短くなり, 筋剛性 (図中の曲線の傾き) は高くなることを示している。これより, 式 (9) のようにモデル化することで, 生体の筋と人工筋を (定性的に) 共通の概念で解釈できることが期待される。

また式 (7) から, 収縮力 F , 内部圧力 P , 収縮率 ϵ を計測すれば, 未知パラメータ (a_0, a_1, b_0, b_1) を最小二乗法で推定することができ, 人工筋の特性パラメータを同定することができる。

Table 1 The property parameters of PAM

a_0 [m ²]	a_1 [m ²]	b_0 [N]	b_1 [N]
5.44×10^{-4}	-1.69×10^{-3}	7.44	3.04×10^2
C_1 [N]	C_2 [m]	s [MPa]	L_0 [m]
1.05×10^2	9.56×10^{-2}	-1.80×10^{-1}	1.41×10^{-1}

Fig. 5 Single-joint robot arm driven by two PAMs

Fig. 6 Linear relationship between joint angle θ and A-A ratio r

今回の実験で算出された各種パラメータを Table 1 に示す。

2.4 平衡点制御実験

2.3 節では人工筋の特性を解析するために, 並進運動を行う拮抗駆動システムを考察した。本節では, より生体の関節と比較できるように, Fig. 5 に示すような, モーメントアームが $R = 3.25 \times 10^{-2}$ [m] の関節を介して, 二つの人工筋が拮抗駆動する装置を製作し, 関節角 (平衡点) と筋拮抗比との関係を検証した。関節角度は, モーションキャプチャシステム (OptiTrack, NaturalPoint 社) を用いて, サンプルレート 50 [Hz] で計測した。なお, Fig. 1 に示す初期状態 ($\theta = 0$ [rad]) における各パラメータは, $L = L_0 = 1.41 \times 10^{-1}$ [m], $P_0 = 0.20$ [MPa] と設定した。

2.2 節に示したように, 筋活性度 a は筋拮抗比 r と切り離して考えることができる。そこで, 筋活性度 a を一定にした状態で筋拮抗比 r のみを静的に変化させ, そのときの平衡点の変位を測定した。筋拮抗比 r は, ステップ 1: $r = 0.5 \rightarrow 0.5 + \Delta r$, ステップ 2: $0.5 + \Delta r \rightarrow 0.5 - \Delta r$, ステップ 3: $0.5 - \Delta r \rightarrow 0.5$ の手順で変化させた。ただし Δr の値は, 人工筋の内部圧力 P_1, P_2 が制御装置の上限に収まるように, 筋活性度 a の値に応じて個別に設定している。なお筋活性度 a は $a = 0.8, 0.9, 1.0, 1.1$ [MPa] の 4 種類に設定した。

実験結果を以下に示す。Fig. 6 は, 筋拮抗比 r と関節角 θ の

Fig. 7 Linear relationship between stiffness G and A-A activity a

関係を示したものである。矢印は各ステップにおける筋拮抗比 r の変化に伴う関節角の変化の向きを示している。グラフより、筋活性度 a の値に依らず関節角度 θ は筋拮抗比 r とほぼ線形関係にあることが分かる。なお図中の直線は、Table 1 に示す人工筋の特性パラメータと、式 (20) によって算出された理論式で、

$$\theta = C \cdot \left(r - \frac{1}{2} \right) = 2.79 \cdot \left(r - \frac{1}{2} \right) \quad (25)$$

となる。図より、実測値の中央付近を理論式が通ることを確認できる。ただし、本拮抗駆動システムでは 0.1 [rad] 程度のヒステリシス特性が確認された。また、これに起因して筋活性度 a に応じて若干の傾きの変化も観察された。2.3 節で述べたように、人工筋単体のヒステリシス特性が 0.002 [m] 程度あり、関節角度に換算 ($2 \times 0.002/R \simeq 0.12$ [rad]) すると 0.1 [rad] 程度の値をとることから、予測の範囲内に収まっていると言える。

2.5 剛性制御実験

次に、もう一つ概念である筋活性度 a と関節剛性 G [Nm/rad] の関係を調べた。Fig. 5 のロボットアームのリンク先端 (リンク長 $L_e = 0.336$ [m]) を筋拮抗比 r を一定に保ったまま、平衡位置から $\pm \Delta\theta$ だけずらし、その状態で筋活性度 a のみを静的に変化させた。このとき、リンク先端に発生する復元力を 3 軸力覚センサ (USL06-H5-200N; テック技販) で記録し、変位 $\Delta\theta$ との関係より剛性 G を算出した。筋拮抗比 r は $r = 0.4, 0.5, 0.6$ の 3 種類に設定し、筋活性度 a は、 $a = 0.7 \rightarrow 1.1 \rightarrow 0.7$ [MPa] の手順で変化させた。

実験結果を Fig. 7 に示す。図中の二つの直線は、実験データから最小二乗法により近似した直線 (estimated)、および 2.3 節で同定したパラメータより導出される理論式 (theoretical) を示したものである。

$$G = D \cdot a = 1.35 \times 10 \cdot a \cdots (\text{estimated}) \quad (26)$$

$$G = 1.27 \times 10 \cdot a \cdots (\text{theoretical}) \quad (27)$$

また、縦の直線はデータの標準偏差を表している。理論式は実測値の標準偏差内に収まっておりモデルの妥当性を確認できる。さらに、関節剛性 G は筋拮抗比 r にかかわらず、筋活性度 a とほぼ線形関係にあることが分かる。

2.6 生体システムと人工筋システムのアナロジー

2.2 節、2.3 節で得られた結果に基づき、生体の筋システムと

Fig. 8 Basic concept of EP hypothesis

Fig. 9 Concept of our approach using A-A ratio r and A-A activity a

人工筋システムの関係を考察する。Fig. 8 は運動生理学の分野で知られる平衡点仮説 (λ モデル) を模式的に示したものである [3] [4]。四つの曲線は、ある筋活動レベルにおける、関節角度と筋の生成トルクを表しており、伸筋は関節が屈曲するにつれて生成トルクが大きくなり、屈筋は関節が伸展するにつれて生成トルクが大きくなる。このとき、2 筋の生成トルクの合計が 0 になる関節角度が平衡点となる。平衡点仮説 (λ モデル) では、中枢からの運動指令 λ_1, λ_2 により筋群の自然長を調節し、その平衡点と、平衡点まわりの関節剛性を制御する (図中の黒丸が平衡点を、破線の傾きが剛性を表している)。一方 Fig. 9 は、提案する筋拮抗比、筋活性度の概念に基づき、人工筋拮抗駆動システムの平衡点および平衡点まわりの関節剛性を示したものである。先と同様に、伸筋は関節が屈曲するにつれて生成トルクが大きくなり、屈筋は関節が伸展するにつれて生成トルクが大きくなる。また、破線は 2 筋の生成トルクを表しており、トルクが 0 のときの角度が平衡点であり、その傾きが関節剛性を表す。提案手法は平衡点仮説に類した概念を持ちながら、平衡点 θ と筋拮抗比 r 、および関節剛性 G と筋活性度 a の間に線形性を有している。ただし、本概念を生体システムに当てはめる場合、その適用範囲は生体の筋が人工筋のような線形モデルで表される範囲に限られるため、筋活動レベルが著しく大きい場合は本関係は成り立たない点に注意が必要である。

3. 2 対 4 筋の人工筋システム

前章では、筋拮抗比と筋活性度を用いることで、生体システムと人工筋システムの定性的なアナロジーを示した。本章ではこの概念の下、ヒトの肘関節を模した 2 対 4 筋の人工筋システムへ拡張を図る。

Fig. 10 Elbow-joint robot with two pairs of agonist-antagonist PAMs

Fig. 11 Elbow-joint system with two pairs of agonist-antagonist PAMs

3.1 肘関節を模した人工筋システム

ヒトの肘関節の運動を再現するために、Fig. 1 の 1 対 2 筋のモデルを拡張して、2 対 4 筋の肘関節筋骨格ロボットを製作した (Fig. 10)。本ロボットは、水平面内におけるヒトの上肢のモデルとしてよく用いられる 3 対 6 筋モデル [13] に基づいたもので、本論文では肩関節を固定した肘関節の運動のみを対象とするため、肘関節の運動にかかわる単関節筋および二関節筋のペアからなる 2 対 4 筋を対象とした。すなわち、二関節筋である上腕三頭筋長頭 (PAM 1)、上腕二頭筋長頭 (PAM 2) と、単関節筋である上腕三頭筋外側頭 (PAM 3)、腕橈骨筋 (PAM 4) に対応する筋から構成されている。なお、上腕三頭筋長頭と上腕二頭筋長頭は、肩関節を固定しているため、肘関節まわりの単関節筋と同様に扱う。

3.2 筋拮抗比、筋活性度と平衡点の関係

Fig. 11 は開発した筋骨格ロボットを模式的に示したものである。四つの人工筋のうち、人工筋 1 と 2 および人工筋 3 と 4 が対となっており、それぞれワイヤを介し関節部と小丸部分で接続されている。ここで、人工筋 i ($i = 1, 2, 3, 4$) の内部圧力を P_i [Pa]、筋長を l_i [m] とし、関節角度 (平衡点) を θ_r [rad]、モーメントアームの長さを R [m] とする。ただし、添え字 “ r ” は “robot” の頭文字を意味する。なお、四つの人工筋の特性は同一のものとし、初期状態 (θ_{r0} [rad]) における人工筋の内部圧力と筋長を、 $P_i = P_0$ [Pa]、 $l_i = L$ [m]、($i = 1, 2, 3, 4$) とする。

人工筋 i の収縮力を $F_i(P_i)$ とすると、静的な状態における力のつり合いより、 $F_1(P_1) - F_2(P_2) + F_3(P_3) - F_4(P_4) = 0$

が成り立つので、式 (9) より、

$$K(P_1)\{l_1 - l_0(P_1)\} - K(P_2)\{l_2 - l_0(P_2)\} + K(P_3)\{l_3 - l_0(P_3)\} - K(P_4)\{l_4 - l_0(P_4)\} = 0 \quad (28)$$

を得る。また、幾何関係から

$$R \cdot (\theta_r - \theta_{r0}) = L - l_1 = -(L - l_2) = L - l_3 = -(L - l_4) \quad (29)$$

が得られる。式 (29) および式 (11) を、式 (28) に代入し、 θ_r について整理すると

$$\theta_r = \frac{C}{2} \cdot \frac{K(P_1) - K(P_2) + K(P_3) - K(P_4)}{K(P_1) + K(P_2) + K(P_3) + K(P_4)} + \theta_{r0} \quad (30)$$

となる。さらに、式 (30) へ式 (17) を代入すると、

$$\theta_r = \frac{C}{2} \cdot \frac{\hat{P}_1 - \hat{P}_2 + \hat{P}_3 - \hat{P}_4}{\hat{P}_1 + \hat{P}_2 + \hat{P}_3 + \hat{P}_4} + \theta_{r0} \quad (31)$$

が得られる。ここで、式 (19)、(22) の拡張として、筋拮抗比 r_{ri} 、筋活性度 a_{ri} を次式のように定義する。

$$r_{ri} = \frac{\hat{P}_{2i-1}}{\hat{P}_{2i-1} + \hat{P}_{2i}} \quad (i = 1, 2) \quad (32)$$

$$a_{ri} = \hat{P}_{2i-1} + \hat{P}_{2i} \quad (i = 1, 2) \quad (33)$$

これらの変数を用いると、最終的に式 (31) は次のように書き直すことができる。

$$\theta_r = C \left\{ \frac{a_{r1}}{a_{r1} + a_{r2}} \left(r_{r1} - \frac{1}{2} \right) + \left(1 - \frac{a_{r1}}{a_{r1} + a_{r2}} \right) \left(r_{r2} - \frac{1}{2} \right) \right\} + \theta_{r0} \quad (34)$$

ここで、筋活性度の比率 $a_{r1}/(a_{r1} + a_{r2})$ が一定であるとき、関節角 θ_r は定係数 $\alpha_r, \beta_r, \gamma_r$ を伴う筋拮抗比 r_{r1}, r_{r2} の線形結合で表現され、以下のように簡略化できる。

$$\theta_r = \alpha_r \left(r_{r1} - \frac{1}{2} \right) + \beta_r \left(r_{r2} - \frac{1}{2} \right) + \gamma_r \quad (35)$$

このように筋活性度が特定条件を満たすとき、筋骨格システムの平衡点 θ_r は筋拮抗比の簡単な線形式で表現することができ、制御系設計を容易にすることができる。

4. 生体システム

本章では、3 章の 2 対 4 筋の人工筋システムに対応した肘関節の 2 対 4 筋生体システムを考え、肘の屈伸運動中の EMG 解析よりヒトの運動制御を考察する。なお、ヒトを対象とした本計測実験は、大阪大学基礎工学研究科倫理委員会の承認の下、所定手続きに則り行われた。

Fig. 12 Experimental setup in elbow flexion-extension task

Fig. 13 Four examined muscles of human upper arm

4.1 運動計測と信号処理

運動計測に際し、被験者（20代健康成人男性）に水平面内において準静的な肘関節屈伸運動を行ってもらい、運動中のEMGと運動学情報を計測した。ここで、対象運動を肘関節の水平面内運動に限定するため、Fig. 12のように被験者の体幹および上腕部を拘束し肩関節を固定した後、前腕部にキャスター付き台座を設けることで腕の重力補償を行った。本実験で計測した運動は、被験者が最も自然と感じる関節可動域内で約1[rad]を10秒以上かけて往復するゆっくりした運動である。

腕の運動学情報は、モーションキャプチャシステム（OptiTrack, NaturalPoint社）を用いて、左肩、右肩、右肘、手首の三次元位置座標をサンプリングレート100[Hz]で取得し、肘関節角度 θ_h として算出した。ただし、添え字“h”は“human”の頭文字を意味している。また同時に、被験者右上肢の主要筋群に筋電位計測用電極（ブルーセンサ, Ambu社）を貼り付け、筋電位取得装置および生体アンプWEB5000（日本光電工業（株））でEMGを増幅し、AD変換機PowerLab（AD Instruments社）を用いてサンプリングレート1[kHz]で信号を取得することで筋電位を計測した。選択した筋は、上腕三頭筋長頭、上腕二頭筋長頭、上腕三頭筋外側頭、腕橈骨筋の4筋である（Fig. 13）。取得した筋電位は10～150[Hz]の帯域通過フィルタ、整流化、移動平均フィルタ（501[pt]、サンプリングレートは1[kHz]）を施した後、最大随意筋収縮時の値を用いて%MVC化した。Fig. 14は計測によって得られた各筋のEMGと肘関節角を示している。図から分かるように、EMGの原波形は非常に複雑であり、その

Fig. 14 Raw EMG data and elbow-joint angle θ_h during elbow-joint flexion-extension movement

Fig. 15 %MVC data m_i and elbow angle θ_h during elbow-joint flexion-extension movement

ままではあまり有益な情報は得られない。しかし、以下に示す筋拮抗比、筋活性度を用いた適切な信号処理を施すことによって、運動学情報、剛性情報を分離し抽出することが可能になる。Fig. 15はFig. 14のEMG時系列データを%MVC化したものである。%MVC値の記号(m_1, m_2, m_3, m_4)はFig. 13に示した筋記号と対応している。これらの%MVCデータから、ヒトの「筋拮抗比」 r_h 、「筋活性度」 a_h を次のように定義し、解析を行う。

$$r_{hi} = \frac{m_{2i-1}}{m_{2i-1} + m_{2i}} \quad (i = 1, 2) \quad (36)$$

$$a_{hi} = m_{2i-1} + m_{2i} \quad (i = 1, 2) \quad (37)$$

4.2 筋拮抗比と筋活性度を用いた解析結果

運動計測から得られた%MVCデータ（Fig. 15）を元に、式（36）より計算される筋拮抗比 r_{h1}, r_{h2} の時系列データを

Fig. 16 A-A ratio r_{h1}, r_{h2} and elbow angle θ_h during elbow-joint flexion-extension movement

Fig. 17 A-A activity a_{h1}, a_{h2} and the ratio of A-A activities $a_{h1}/(a_{h1} + a_{h2})$ during elbow-joint flexion-extension movement

Table 2 Coefficient parameters of (38)

α_h [rad]	β_h [rad]	γ_h [rad]
1.78	1.17	1.71

Fig. 16 に、式 (37) より計算される筋活性度 a_{h1}, a_{h2} およびその比率 $a_{h1}/(a_{h1} + a_{h2})$ を Fig. 17 に示す。Fig. 15 に示す %MVC データから、伸筋である m_1, m_3 は最大伸展位付近で活動し、屈筋である m_2, m_4 は最大屈曲位付近で活動していることが分かる。次に Fig. 16 を見ると、関節角度と関係がある筋拮抗比 r_{h1}, r_{h2} が、確かに関節角度 θ_h とともに推移していることが確認できる。一方 Fig. 17 を見ると、(関節剛性と関係する筋活性度 a_{h1}, a_{h2} は、肘の屈伸に伴って複雑に変動しているが) 筋活性度の比率 $a_{h1}/(a_{h1} + a_{h2})$ は関節角度の推移とは関係なく、ほぼ一定の値 (平均値は 0.62) をとっていることが分かる。よって、式 (34) より、筋活性度の比率が一定であれば筋拮抗比は平衡点と線形関係を保持できるため、ヒトのシステムにおいても、筋拮抗比のみを用いて平衡点を推定できると考えられる。ここでは、関節角度 θ_h (平衡点) が人工筋システムと同様に式 (35) のような筋拮抗比の線形結合で表現できると仮定して、次式の定係数 $\alpha_h, \beta_h, \gamma_h$ を回帰的に求めた。

$$\theta_h = \alpha_h \left(r_{h1} - \frac{1}{2} \right) + \beta_h \left(r_{h2} - \frac{1}{2} \right) + \gamma_h \quad (38)$$

線形回帰より得られた係数を Table 2 に示す。また、Fig. 18 に実測された肘関節の関節角度 (measured) と、式 (38) によって算出された関節角度 (estimated) を示す。先に述べたように EMG は不安定な信号であるため、実際の関節角度に比べてノイズが混入したような推定結果になったが、その相関係数は 0.847 と高く、筋拮抗比、筋活性度を用いた適切な処理により、平衡点を推定することができたと考えられる。また、実際の角度変化よりも推定値のほうが時間的に早く推移しているが、

Fig. 18 Relationship between the measured elbow-joint angle and the angle estimated from (38)

これは EMG が実際の運動よりもおよそ 0.1 [s] 早く観測されるためだと考えられる。

5. 筋電インタフェース

3 章および 4 章で、2 対 4 筋の拮抗駆動システムにおいて、ヒトおよびロボットの関節角 (平衡点) と筋拮抗比は、式 (35), (38) に示す線形式で表現できることを示した。本章では、これらの関係を基にした筋電インタフェースの構築を行う。

5.1 筋電インタフェースの実装法

ヒトの関節角度 θ_h と、ロボットの関節角度 θ_r を繋ぐために、まず式 (38) を次のように書き換える。

$$\theta_h - \gamma_h = \theta_{h1} + \theta_{h2} = \alpha_h \left(r_{h1} - \frac{1}{2} \right) + \beta_h \left(r_{h2} - \frac{1}{2} \right) \quad (39)$$

$$\theta_{h1} = \alpha_h \left(r_{h1} - \frac{1}{2} \right) \quad (40)$$

$$\theta_{h2} = \beta_h \left(r_{h2} - \frac{1}{2} \right) \quad (41)$$

式 (35) も同様に考えて、

$$\theta_r - \gamma_r = \theta_{r1} + \theta_{r2} = \alpha_r \left(r_{r1} - \frac{1}{2} \right) + \beta_r \left(r_{r2} - \frac{1}{2} \right) \quad (42)$$

$$\theta_{r1} = \alpha_r \left(r_{r1} - \frac{1}{2} \right) \quad (43)$$

$$\theta_{r2} = \beta_r \left(r_{r2} - \frac{1}{2} \right) \quad (44)$$

を得る。式 (40) と式 (43)、式 (41) と式 (44) から、

$$\theta_{h1} = \theta_{r1} + \theta_0, \quad \theta_{h2} = \theta_{r2} + \theta_0 \quad (45)$$

を満足する r_{r1}, r_{r2} を次式から得ることができる。ただし、 θ_0 はロボットの関節可動域をヒトの関節可動域に合わせるためのオフセットで、今回の実験では、 $\theta_0 = 0.263$ [rad] であった。

$$r_{r1} = \frac{\alpha_h}{\alpha_r} \left(r_{h1} - \frac{1}{2} \right) - \left(\frac{\theta_0}{\alpha_r} - \frac{1}{2} \right) = 1.23r_{h1} + 0.0502 \quad (46)$$

$$r_{r2} = \frac{\beta_h}{\beta_r} \left(r_{h2} - \frac{1}{2} \right) - \left(\frac{\theta_0}{\beta_r} - \frac{1}{2} \right) = 0.839r_{h2} + 0.269 \quad (47)$$

式 (46), (47) はヒトの筋拮抗比 r_{h1}, r_{h2} からロボットの筋

Fig. 19 Signal flow in the proposed EMG-based human-machine interface (HMI) system

Fig. 20 A-A ratio (r_{r1} and r_{r2}) for robot control

Fig. 21 The change in elbow-joint angles in the experiment using EMG-based HMI

拮抗比 r_{r1} , r_{r2} への線形変換を表している。この 2 式を用いることで、ヒトとロボットの筋電インタフェースを実現することができる。

5.2 筋電インタフェースを用いた肘関節運動の再現

Fig. 19 は、ヒトの EMG からロボットの運動指令を生成する過程を示したものである。また、Fig. 20 は、このインタフェースによって、Fig. 16 に示すヒトの筋拮抗比 r_{h1} , r_{h2} から変換されたロボットの筋拮抗比 r_{r1} , r_{r2} を示している。さらに、これらの指令値によって駆動されるロボットの関節角を表したものが Fig. 21 である。なお、ロボットを駆動するための四つの人工筋の内部圧力は、これらの指令値および一定に保った筋活性度 $a_{ri} = 0.9$ [MPa], ($i = 1, 2$) を式 (24) に代入して求めた。Human はヒトの関節角度、Robot (estimated) は式 (35) から算出されるロボットの肘関節角度の推定値、Robot (measured) は実際に計測されたロボットの関節角度を示しており、Human と Robot (measured) との相関係数は 0.887 であり、高い追従性を示すことができた。ただし、ロボットの平衡点はヒトの関節角と異なりノイズが混入したような振る舞いをしていいる。これは移植した EMG 信号に混在するノイズのほか、ロボットには皮膚や脂肪、軟骨などの粘弾性要素がないことが大きな理由だと考えられる。しかし、扱いが困難とされる EMG を筋拮抗比、筋活性度を介して適切に処理することで、式 (46), (47) のような単純な線形変換のみでロボットの指令値を生成し、結果として高いパフォーマンスを得ることができた。

以上から、製作したロボットの筋骨格構造とヒトの筋骨格構造、および人工筋と生体の筋にはアナロジーがあり、双方に共通する筋拮抗比、筋活性度の概念を用いることで、筋電インタフェースへの応用可能性が示せたと考える。

6. おわりに

本論文では、筋拮抗比、筋活性度の二つの概念に基づくヒトとロボットのインタフェースについて考察を行った。はじめに、空気圧ゴム人工筋と生体の筋とのアナロジーについて触れ、筋への入力 (内部圧力 P , 電気的入力 λ) の増大に伴い、1) 筋の自然長 ($l_0(P)$, $l_0(\lambda)$) がシフトし、2) 筋の剛性が增大する、二つの特徴を示した。次に、二つの人工筋を用いた拮抗駆動システムにおいて、3) 筋拮抗比と平衡点が線形関係にあること、4) 筋活性度が平衡点における剛性と線形関係にあること、5) 筋拮抗比と筋活性度が独立に制御できること、6) これらの概念が平衡点仮説に類する概念であることを明らかにした。

さらに、本理論をヒトの肘関節を模した 2 対 4 筋の人工筋拮抗駆動システムに拡張し、ヒト肘関節屈伸運動の EMG から対象システムの平衡点 (関節角度) を制御可能とする筋電インタフェースを実現した。本インタフェースの実現は、提案する拮抗比、筋活性度の概念の有用性を示すものであり、本概念を用いることで、筋骨格構造を有するヒトおよびロボットの運動制御を共通概念の下で統一的に扱えることが示唆された。

今後は、提案手法の多関節システムへの応用、外力下における運動制御、剛性調節を伴う巧みな運動の実現へとさらなる拡張を図りたいと考える。

参考文献

- [1] P.K. Artemiadis and K.J. Kyriakopoulos: "EMG-Based Control of a Robot Arm Using Low-Dimensional Embeddings," IEEE Transactions on Robotics, vol.26, no.2, pp.393-398, 2010.
- [2] 呉世訓, 堀洋一: "従来のマニピュレータ解析手法から見た二関節筋構造の優位性", 日本ロボット学会誌, vol.28, no.6, pp.699-702, 2010.
- [3] A.G. Feldman and M.F. Levin: "The Equilibrium-Point Hypothesis-Past, Present and Future," PROGRESS IN MOTOR CONTROL A Multidisciplinary Perspective, pp.699-726, 2008.
- [4] J.R. Flanagan, D.J. Ostry and A.G. Feldman: "Control of Trajectory Modifications in Target-Directed Reaching," Journal of Motor Behavior, vol.25, no.3, pp.140-152, 1993.
- [5] D.R. Humphrey: "Separate cell systems in the motor cortex of the monkey for the control of joint movement and of joint stiffness," Electroencephalography Clinical Neurophysiology Supplement, no.36, pp.393-408, 1982.
- [6] 河越祥平, 松居和寛, 平井宏明, 宮崎文夫: "筋拮抗比を用いたヒト上肢運動の動作解析", 第 27 回日本ロボット学会学術講演会予稿集 DVD-ROM, RSJ2009AC1P1-04, 2009.
- [7] ファンハン, はぎ田政利, 前田大輔, 木村真理子, 宮崎文夫, 平井宏明: "手先力制御における筋シナジーの抽出およびロボットへの実装", 知能と情報 (日本知能情報ファジィ学会誌), vol.24, no.1, pp.536-544, 2012.
- [8] 平井宏明, 飯村太紀, 井上恵太, 宮崎文夫: "筋拮抗比の概念に基づくヒト歩行動作の運動要素分解", 日本ロボット学会誌, vol.30, no.5, pp.524-533, 2012.
- [9] T. Iimura, K. Inoue, H.T.T. Pham, H. Hirai and F. Miyazaki: "Decomposition of Limb Movement based on Muscular Coordination during Human Running," Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics, vol.15, no.8,

pp.980–987, 2011.

- [10] 藤本真作, 小野敏郎, 逢坂一正, 趙子磊: “空気圧ゴム人工筋のモデリングと拮抗駆動型システムの制御系設計”, 日本機械学会論文集 (C編), vol.73, no.730, pp.1777–1785, 2007.
- [11] C. Chou and B. Hannaford: “Measurement and Modeling of McKibben Pneumatic Artificial Muscle,” IEEE Transactions on

Robotics and Automation, vol.12, no.1, pp.90–102, 1996.

- [12] 香川利春, 藤田壽憲, 山中孝司: “人工筋アクチュエータの非線形モデル”, 計測自動制御学会論文集, vol.29, no.10, pp.1241–1243, 1993.
- [13] 熊本水頼: “二関節筋—進化史に裏付けられた出力・制御機能特性—”, 日本ロボット学会誌, vol.28, no.6, pp.660–665, 2010.

有賀陽平 (Yohei Ariga)

2010 年大阪大学基礎工学部システム科学科卒業。2012 年同大学大学院基礎工学研究科博士前期課程修了。同年本田技研工業 (株) に入社。現在に至る。ロボットの知能化に関する研究に従事していた。

前田大輔 (Daisuke Maeda)

2012 年大阪大学基礎工学部システム科学科卒業。同年同大学大学院基礎工学研究科博士前期課程入学。ロボットの知能化に関する研究に従事。現在に至る。(日本ロボット学会学生会員)

Hang T. T. Pham

2010 年大阪大学大学院基礎工学研究科博士前期課程修了。同年同大学大学院基礎工学研究科博士後期課程進学。ロボットの知能化に関する研究に従事。現在に至る。

中山かな (Kanna Nakayama)

2011 年大阪大学基礎工学部システム科学科中途退学。同年同大学大学院基礎工学研究科博士前期課程入学。ロボットの知能化に関する研究に従事。現在に至る。

植村充典 (Mitsunori Uemura)

2003 年立命館大学理工学部ロボティクス学科卒業。2005 年同大学大学院理工学研究科修士課程修了。2008 年立命館大学理工学研究科博士後期課程修了。同年立命館大学ロボティクス学科助教。2011 年より大阪大学基礎工学研究科助教。ロボットの力学と制御理論、共振、パワーアシストの研究に興味を持つ。博士 (工学)。計測自動制御学会, IEEE の会員。

(日本ロボット学会正会員)

平井宏明 (Hiroaki Hirai)

1997 年大阪大学基礎工学部機械工学科卒業。1999 年同大学大学院基礎工学研究科博士前期課程修了。同年ヤマハ (株) 入社。2004 年同大学大学院基礎工学研究科博士後期課程修了。同年立命館大学総合理工学研究機構ポストドクトラルフェロー。2005 年大阪大学大学院基礎工学研究科助手。2010 年同講師となり。現在に至る。ロボットの知能化に関する研究に従事。博士 (工学)。計測自動制御学会, システム制御情報学会, IEEE 各会員。(日本ロボット学会正会員)

宮崎文夫 (Fumio Miyazaki)

1979 年大阪大学基礎工学研究科物理系専攻博士課程中途退学。同年大阪大学基礎工学部助手。1986 年同助教授。1991 年同教授となり。現在に至る。この間 1987～1988 年米国カリフォルニア大学客員準教授。1995～1997 年宇宙科学研究所客員教授 (併任)。ロボットの知能化に関する研究に従事。工学博士。計測自動制御学会, 日本機械学会, システム制御情報学会, IEEE 各会員。(日本ロボット学会正会員)