

筋拮抗比の概念に基づくヒト歩行動作の運動要素分解

平井 宏明* 飯村 太紀* 井上 恵太* 宮崎 文夫*

Identifying the Building Blocks of a Human Walking based on the EMG Ratio of Agonist-antagonist Muscle Pairs

Hiroaki Hirai*, Taiki Iimura*, Keita Inoue* and Fumio Miyazaki*

The problem of motor redundancy is well known as Bernstein's problem, named after the scientist who first posed the knotty problem in the early 1930s. At present, it is still a mystery how the central nervous system (CNS) solves the ill-posed problem of motor control. We recently made a discovery that links with influential hypotheses that the CNS may produce movements by combining units of motor output. This paper introduces the key concept we call the "A-A ratio," which is the EMG ratio of agonist-antagonist muscle pairs. The statistical analysis based on the A-A ratio specifies that (1) human lower limb movement during walking is explained as the superposition of a few modular units, and that (2) decomposed modules encode the kinematic information of body movement. The results also clarify that various hypotheses, such as the muscle synergy hypothesis, the population vector hypothesis, and the convergent force fields hypothesis, are different interpretations of a common equation derived from our analysis. The concept of an A-A ratio provides a beneficial suggestion to many studies on muscle-synergy extraction and gives an important clue to solving Bernstein's problem of redundant degrees of freedom.

Key Words: EMG Ratio of Agonist-antagonist Muscle Pairs, Human Walking, Motor Primitive, Redundant Degrees of Freedom, Kinematics, Principal Component Analysis

1. はじめに

身体運動における冗長性の問題は、1930年代初頭に初めて問題を提起したロシアの生理学者 N.A. Bernstein の名にちなみ「ベルンシュタイン問題」として広く知られている [1] [2]。現在まで多くの科学者がこの難問に挑んできたが、まだ中枢神経系がどのようにして身体を制御し、その不良設定問題を解決しているのか明確な答えが得られていない。こうしたなか、最近、筆者らのグループは現在有力視される三つの運動仮説（筋シナジー仮説 [3]~[6]、集団ベクトル仮説 [7]~[10]、収束力場仮説 [11]~[13]）を支持する重要な事実を発見した [14]~[16]。これらの仮説はともに中枢神経系の運動指令を機能単位ごとに分解しその組み合わせによって運動を生成するものであるが、我々が提案する筋拮抗比に基づく運動解析においても同様な結果が得られた。すなわち、主働筋と拮抗筋の筋電位比（筋拮抗比）を用いた統計解析により、(1) ヒトの身体運動が数種類の筋群活動を単位とする組み合わせで表現できること、(2) 分解された筋群活動が身体の運動学情報を符号化したものであることが

明らかとなった。本手法から導かれる運動表現（筋拮抗比の基本式）は異なる運動仮説が示す複数の知見を包含しており、それぞれの仮説を繋ぐ運動記述でもある。以下、洗練された日常動作であるヒトの歩行動作を例に、筋拮抗比とこれらの有力仮説の関連性について考察する。

本論文の構成は以下のとおりである。まず、2章で、歩行運動の計測と筋電位情報に基づく運動要素分解について述べる。続く3章では、抽出された運動要素について先述の三つの有力仮説と対比させながら考察し、これらの運動要素によるモジュール制御について述べる。最後に、4章で本論文の成果をまとめる。

2. 歩行運動の計測と解析

2.1 被験者

健康成人男性2名（A: 23歳, 175 [cm], 48 [kg], 右利き; B: 23歳, 169 [cm], 66 [kg], 右利き）が実験にボランティアで参加した。被験者にはあらかじめ実験の趣旨、内容について十分な説明を行い、本人から実験参加の同意を得た。実験は、大阪大学基礎工学研究科倫理委員会の承認の下、委員会が定める所定手続きに従い、遂行された。

2.2 運動タスクと実験条件

被験者は、トレッドミル（SportsArt Fitness, T650m）上を 3.0 [km/h] の速さで1分間、歩行を行った。本計測では、利き

原 2010年12月20日

*大阪大学大学院基礎工学研究科

*Graduate School of Engineering Science, Osaka University

■ 本論文は学術性で評価されました。

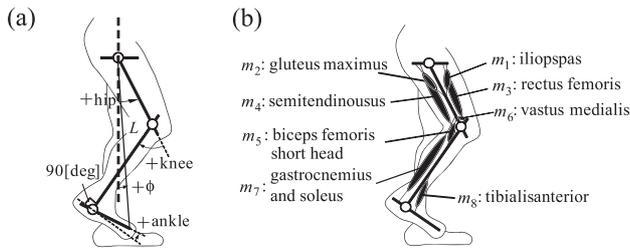


Fig. 1 Human lower limb. (a) Definition of kinematic joint angle. (b) Measuring muscle activities

足の矢状面運動に着目し、被験者の右下肢（腰、膝、足首、爪先）に、モーションキャプチャ用マークを取り付け、三次元位置計測装置（（株）応用計測研究所、QuickMAG System III）を用いて、運動中の下肢の運動学情報を取得した（Fig. 1 (a)）。また同時に、被験者右下肢の主要筋群に表面電極（ $\phi 10$ [mm]、電極間距離 2.0 [cm]）を貼りつけ、マルチテレメータシステム（日本光電工業（株）、WEB-5000）により、サンプリング周波数 1 [kHz] で、運動中の筋電位を計測した。選択した筋は、腸腰筋（ m_1 ）、大殿筋（ m_2 ）、大腿直筋（ m_3 ）、半腱様筋（ m_4 ）、大腿二頭筋短頭（ m_5 ）、内側広筋（ m_6 ）、腓腹筋およびヒラメ筋（ m_7 ）、前脛骨筋（ m_8 ）の計 8 筋である（Fig. 1 (b)）。これらの単関節筋、二関節筋は腰、膝、足関節の運動を司る主要な筋として知られている [17]。

2.3 データ解析

計測された筋電位信号は整流化、増幅（ $\times 2,000$ ）、フィルタリング（10~150 [Hz]）を行ったあと、最大随意収縮時の積分筋活動（MVC）で除すことで %MVC として正規化した。さらに、1 分間の歩行計測データを 1 歩行周期（右足踵接地時から次の右足踵接地時までの期間）ごとに切り出して、各試行の筋活動レベルの平均化を行い、時間スケールを歩行周期率（0~100%）とすることで、無次元化した平均歩行を算出した。Fig. 2 は、被験者 A の 1 歩行周期における下肢主要 8 筋の筋活動を示したものである。計測された筋活動は典型的な健常歩行の筋活動とよく一致している [17]。各筋の活動は互いに同期しながら、複雑に変化しているように見える。そこで、下肢の筋群活動と生成運動との関係性を明らかにするために、取得した筋電位信号のデータ集合に対して統計的手法を適用し、その解析を行った。

2.3.1 筋の活動タイミングに着目した運動解析

歩行周期率 $t\%$ における主要 n 筋群の筋電位情報（ $m_1(t) \sim m_n(t)$ ）を時系列に沿って横に並べたデータ集合 \mathbf{M} ($n \times T$) を考える。

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} m_1(1) & m_1(2) & \dots & m_1(T) \\ m_2(1) & m_2(2) & \dots & m_2(T) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ m_n(1) & m_n(2) & \dots & m_n(T) \end{bmatrix} \quad (1)$$

本研究の場合、計測筋数は $n = 8$ であり、歩行周期率の刻み幅は 0.1% としているので、1 歩行周期 T では、 $T = 100/0.1 = 1,000$ となり、データ集合 \mathbf{M} は $8 \times 1,000$ の行列となる。こ

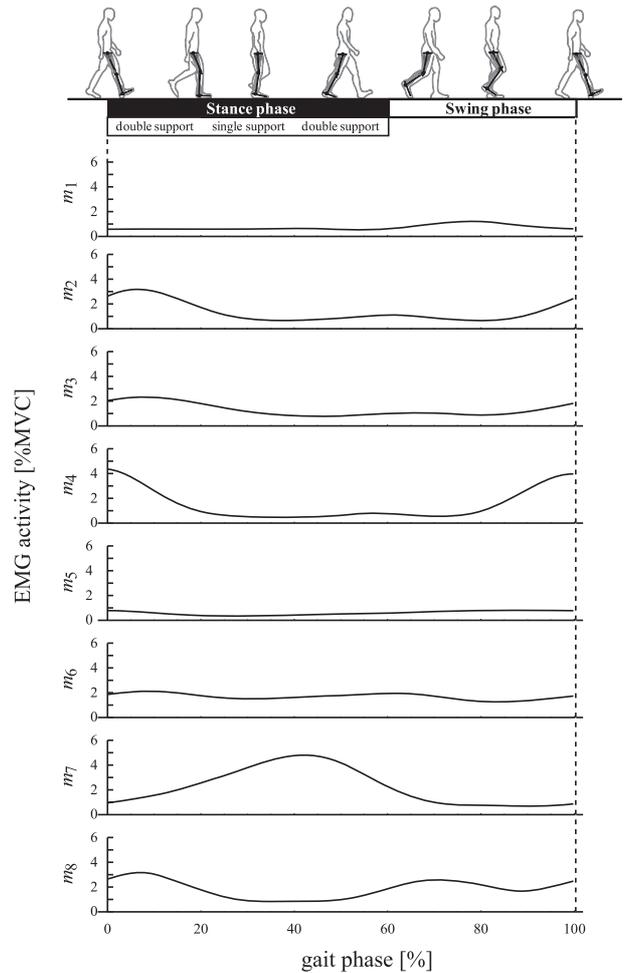


Fig. 2 Ensemble EMG activities recorded from Subject A during treadmill walking

のデータ集合 \mathbf{M} に対して、主成分分析を行うと、筋電位情報 $\mathbf{m}(i) = [m_i(1), m_i(2), \dots, m_i(T)]^T$ ($i = 1, \dots, 8$) は、次のような線形結合の形で表現される。

$$\mathbf{m}(i) - \mathbf{m}_0(t) = \sum_{j=1}^T v_j \mathbf{c}_j(t) \quad (2)$$

ここで、 $\mathbf{m}_0(t)$ は筋電位情報 $\mathbf{m}(i)$ の平均値、 v_j 、 $\mathbf{c}_j(t)$ は、第 j 主成分の主成分得点と主成分ベクトルを表す。本手法は、主成分ベクトル $\mathbf{c}_j(t)$ が、1 歩行周期に渡る全ての筋の主要活動パターンを表していることから、筋の活動タイミングに着目した運動解析と言える。

2.3.2 筋群の協調性に着目した運動解析

先述の時間相関に着目した運動解析に対し、各時刻における筋群同士のかかり合い、すなわち、空間相関に着目する方法もある。ここでは、運動を表現する最小単位として、二つの拮抗する筋対群の筋電位の比（以下、筋拮抗比と呼ぶ。）を説明変数として採用することで、これらの量の空間相関の解析を行う。例えば、Fig. 1 (b) において、筋 m_1 と筋 m_2 は、腰関節の回転を司る最小機能単位であり、これらの単関節筋は互いに拮抗している。そこで、二つの筋の筋電位比 $r_1 = m_2/m_1$ を腰関節

Table 1 Definition of the agonist-antagonist muscle-pair ratio

Pair label	Target muscles	Movement function
r_1	m_2/m_1	Hip extension
r_2	m_3/m_4	Knee extension and Hip flexion
r_3	m_6/m_5	Knee extension
r_4	m_7/m_8	Ankle extension
r_5	m_2/m_3	Hip extension
r_6	m_3/m_5	Knee extension (and Hip flexion)
r_7	m_1/m_4	Hip flexion
r_8	m_4/m_6	Knee flexion (and Hip extension)

の伸展, 屈曲に関係する量として定義した. 本論文で用いた筋拮抗比の定義およびその運動学的意味を **Table 1** に示す. ここでは, 基本的に拮抗関係にあるすべての筋対を考慮して解析を行う. ただし, m_7 は膝の屈曲に直接作用しないことが機能解剖学の知見 [18] として知られていることから, m_6, m_7 の筋対は意図的に除いてある. 上記定義に従い, 各筋拮抗比 r_i ($i=1, \dots, n$) を算出し, 歩行周期率 $t\%$ における筋拮抗比を時系列に沿って縦に並べたデータ集合を \mathbf{R} ($T \times n$) とおく. 本研究では, 計測筋数は $n=8$ であり, 歩行周期率の刻み幅は 0.1% としているので, 1 歩行周期 T では, $T=100/0.1=1,000$ となる. データ集合 \mathbf{R} は $1,000 \times 8$ の行列となる.

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} r_1(1) & r_2(1) & \dots & r_n(1) \\ r_1(2) & r_2(2) & \dots & r_n(2) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ r_1(T) & r_2(T) & \dots & r_n(T) \end{bmatrix} \quad (3)$$

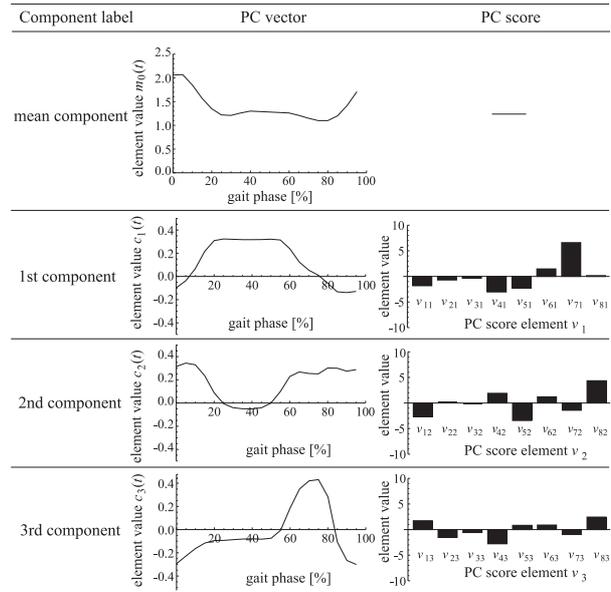
上記データ集合 \mathbf{R} を用いて主成分分析を行うと, 筋拮抗比 $\mathbf{r}(t) = [r_1(t), r_2(t), \dots, r_8(t)]^T$ は次のような線形結合の形で表現される.

$$\mathbf{r}(t) - \mathbf{r}_0 = \sum_{j=1}^n w_j(t) \mathbf{s}_j \quad (4)$$

ここで, \mathbf{r}_0 は筋拮抗比 $\mathbf{r}(t)$ の平均値, $w_j(t)$, \mathbf{s}_j は, 第 j 主成分の主成分得点と主成分ベクトルを表す. 以下, 式 (4) を筋拮抗比の基本式と呼ぶことにする. 本手法は, 主成分ベクトル \mathbf{s}_j が 1 歩行周期にわたるすべての筋の活動バランスを表現する共通基底となっていることから, 筋群の協調性に着目した解析と言える.

3. 歩行動作の運動要素分解とそのモジュール制御

従来, ロボット工学では, 身体 (ロボット) の運動を制御する際, その逆運動学や逆動力学を解くことで, 所望の運動を実現する運動指令を得てきた. しかし, 本アプローチをヒトに代表される筋骨格構造体へ適用しようとした場合, 運動自由度の冗長性により, 問題が複雑化し, 解も一意に求められない. 多くの場合, ある付帯条件を仮定することで, その条件下での最適解を求めるアプローチを取る. 一方, 運動生理学の分野では, 古くより, 運動方向等に依存した神経細胞 (運動要素) の集団

**Fig. 3** Basic muscle activation patterns of subject A**Table 2** PCA based on original EMG data: the contribution rate % of each component

	1st	2nd	3rd	others
Subject A	46.0	32.2	15.6	6.20

活動によって身体運動幾何を表現できることが示唆されており, 生体はロボット工学で確立された工学的手法とは異なった方法で身体を制御しているのではないかと指摘されてきた. 現在, 有力な仮説としては, (1) 筋シナジー仮説 [3]~[6], (2) 集団ベクトル仮説 [7]~[10], (3) 収束力場仮説 [11]~[13] の三つが挙げられるが, これらの仮説は運動要素の概念にこそ違いはあるが, いずれも中枢神経系の運動指令を機能単位ごとに分解し, その組み合わせによって運動を生成する点で共通している. 以下では, これらの有力仮説と筋拮抗比の関係性について考察していく.

3.1 筋シナジー仮説

複数筋群に働く筋電位信号から中枢神経系の運動指令を抽出し, 運動要素に分解しようとする試みは, 着目する相関の対象によって, 時間相関と空間相関の大きく二つのアプローチに分かれる. 本論文では, 後者の空間相関の観点から運動の解析を行うが, 提案手法との比較のため, 初めに時間相関に基づくデータ解析結果を示しておく. **Fig. 3** は, 被験者 A の歩行運動を 2.3.1 項の手順に従い, 主成分分析し, 運動要素に分解した例である. 8 筋の運動のほとんどが三つの主成分のみで表現可能であり, 第 3 主成分までの累積寄与率は 93.8% であった. **Table 2** に各主成分の寄与率を示している. これは, 冗長自由度を有する 8 筋の運動が三つの自由度に圧縮されたことを意味する. Ivanenko らは, これと同様な手法を用いて, 歩行・走行運動における 32 筋の筋活動を解析し, 対象動作が五つの基本要素から構成されることを報告している [3]~[5]. これらの手法は冗長な筋群の自

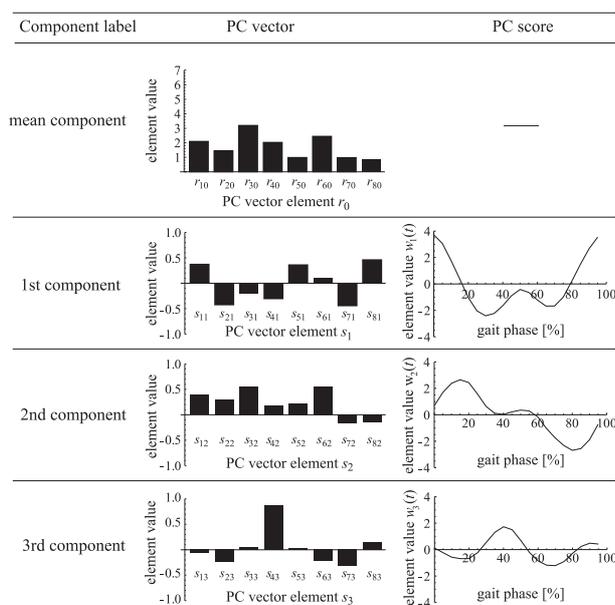


Fig. 4 Basic muscle synergy patterns of subject A

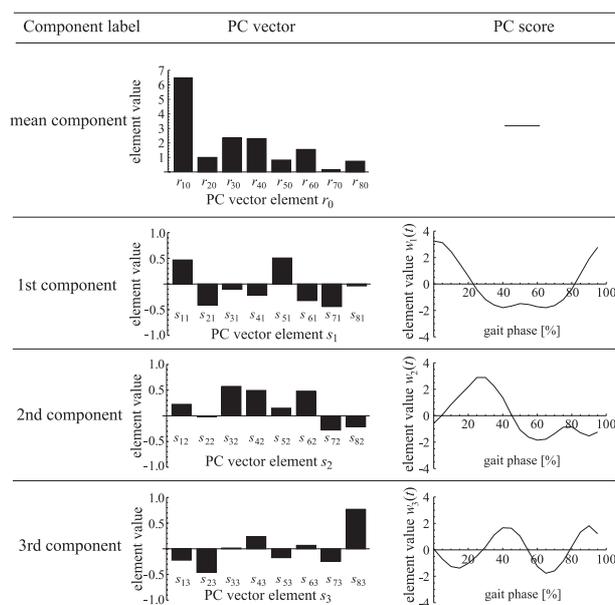


Fig. 5 Basic muscle synergy patterns of subject B

度を低次元化し、ある運動要素に分解する方策として有用である。しかし、抽出される運動要素 $c_j(t)$ は、すべての筋活動の時間変化を構成するタイミング情報であり、身体運動が筋群の協調作用によって実現されていることを考えると、抽出された運動要素がどこまで運動を説明できるのか疑問が残る。これに対し、空間相関に着目した運動解析では、各時刻における筋群間の協調関係、すなわち、筋シナジーの情報を取得することができる。以下では、空間相関に基づくアプローチに焦点を当て、運動解析を行っていく。

2.3.2 項で述べた手順に従って主成分分析を行うと、筋拮抗比は有限の線形結合の形で表現され、その詳細は、基本式 (4) より、次のように表現される。

$$\begin{bmatrix} r_1(t) \\ r_2(t) \\ \vdots \\ r_8(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{10} \\ r_{20} \\ \vdots \\ r_{80} \end{bmatrix} = w_1(t) \begin{bmatrix} s_{11}^* \\ s_{21}^* \\ \vdots \\ s_{81}^* \end{bmatrix} + w_2(t) \begin{bmatrix} s_{12}^* \\ s_{22}^* \\ \vdots \\ s_{82}^* \end{bmatrix} + \cdots + w_n(t) \begin{bmatrix} s_{1n}^* \\ s_{2n}^* \\ \vdots \\ s_{8n}^* \end{bmatrix} \quad (5)$$

ここで、* で記した各主成分ベクトルは八つの筋群の活動バランスを表現した運動機能単位（筋シナジー）と考えることができる。Fig. 4, 5 は、二人の被験者 A, B の歩行運動から抽出された三つの筋シナジーを示したものである。また、Table 3 には、主成分分析より得られる各主成分の寄与率を示している。本実験では、両者ともに第 3 主成分までの筋シナジーで運動のほとんどを表現可能であり、その累積寄与率は、被験者 A で 91.2%、被験者 B で 95.2%であった。Fig. 4, 5 の比較により、抽出された筋シナジーは、被験者間で第 1, 2 主成分で比較的同じ傾向にあり、第 3 主成分では差異があることが分かる。Table 4 は、被験者 A, B の筋シナジーの各主成分ベクトルを正規化し、内

Table 3 PCA based on the A-A ratio: the contribution rate % of each component

	1st	2nd	3rd	others
Subject A	48.8	33.4	8.99	8.81
Subject B	43.5	33.5	18.2	4.80

Table 4 Agreement of the PC vectors between Subject A and B

	1st	2nd	3rd
$\hat{s}^*(A) \cdot \hat{s}^*(B)$	0.763	0.871	0.506

積をとることで、その類似性を定量評価したものである。表中の $\hat{s}^*(A)$, $\hat{s}^*(B)$ はそれぞれ、正規化された被験者 A, B の主成分ベクトルを表している。内積値が 1 に近いほど、二つのベクトルの一致度が高いことを示しているが、第 1, 2 主成分は比較的高い値であるのに対し、第 3 主成分は低い値を示しており、このことから先の傾向を確認することができる。

これらの抽出された筋シナジーの運動学的意味を探るため、ヒトの下肢を模擬した筋骨格下肢ロボットへ抽出した筋シナジーの移植を試みた。ヒトは特定の筋のみを個別に活性化できないが、筋骨格ロボットではそれが可能である。そこで筋シナジーに相当する筋群のみを活性化させることで、筋シナジーが持つ意味を運動として可視化した。なお、具体的な移植方法は付録 A を参照されたい。Fig. 6 に示す連続写真は、それぞれ第 1 筋シナジー、第 2 筋シナジー、第 3 筋シナジーのみによって生成されたロボットの運動を被験者ごとに示したものである。各被験者に共通して、第 1 筋シナジーは（腰を中心とする）足先位置の回転、第 2 筋シナジーは（腰を中心とする）足先位置の伸縮に対応した筋群指令であることが分かる。Fig. 7, 8 は、これらの筋群指令に対する足先位置の変化を示したものである。実線が主成分得点 $w_j(t)$ 変化に伴う足先位置を、破線が $w_j(t) = 0$

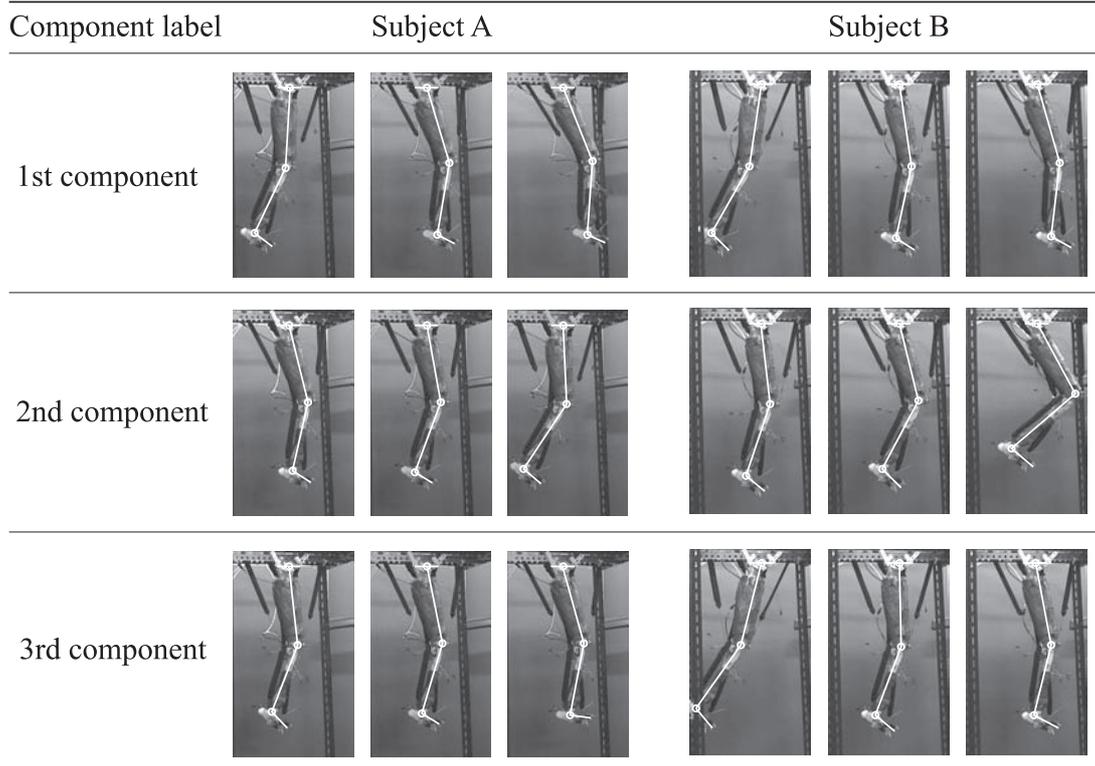


Fig. 6 Kinematic meaning of the extracted muscle synergies

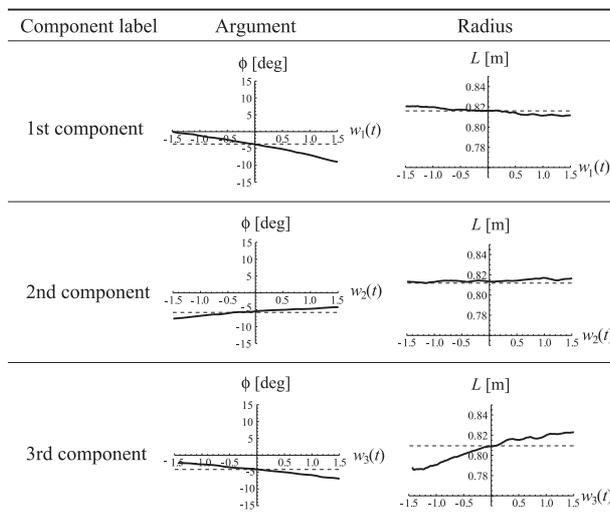


Fig. 7 Toe position of the muscular-skeletal leg robot (Subject A)

のときの足先位置を表している。なお、図中の ϕ , L はそれぞれ、腰部を原点とする極座標系における偏角および動径を表している (Fig. 1 (a))。これより、被験者 A, B ともに、第 1 筋シナジーが足先位置を偏角方向のみに変化させる運動要素であることが確認される。一方、第 2 筋シナジーは、(被験者 B に顕著に表れているが) 足先位置を動径方向のみへ変化させる運動に対応している。また、第 3 筋シナジーは被験者によって逆の作用を示しているが、いずれも偏角もしくは動径方向の運動に

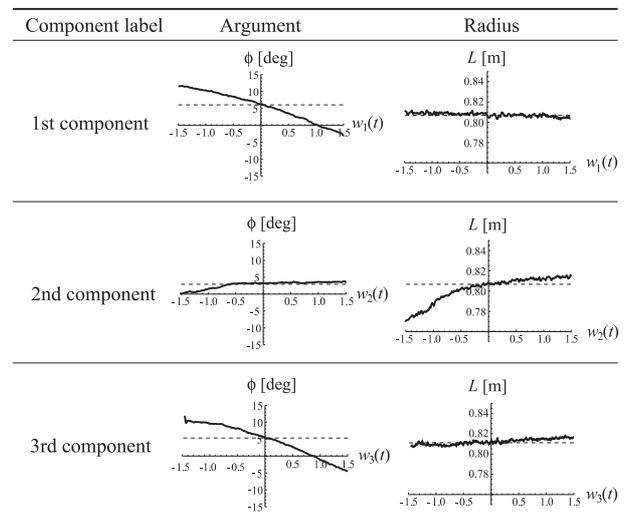


Fig. 8 Toe position of the muscular-skeletal leg robot (Subject B)

かかわる運動要素であることが確認できる。これらの結果より、ヒトの歩行動作が、腰部を原点とする極座標系において、その偏角および動径を制御する運動機能単位によって実現されている可能性が示唆される。Ivanenko らによる最近の研究 [6] でも、同様な知見が関節空間における歩行運動の主成分分析より示されており、抽出された筋シナジーとの関連性が期待される。

3.2 集団ベクトル仮説

二つめの有力仮説は、Georgopoulos らが発見した特定の運

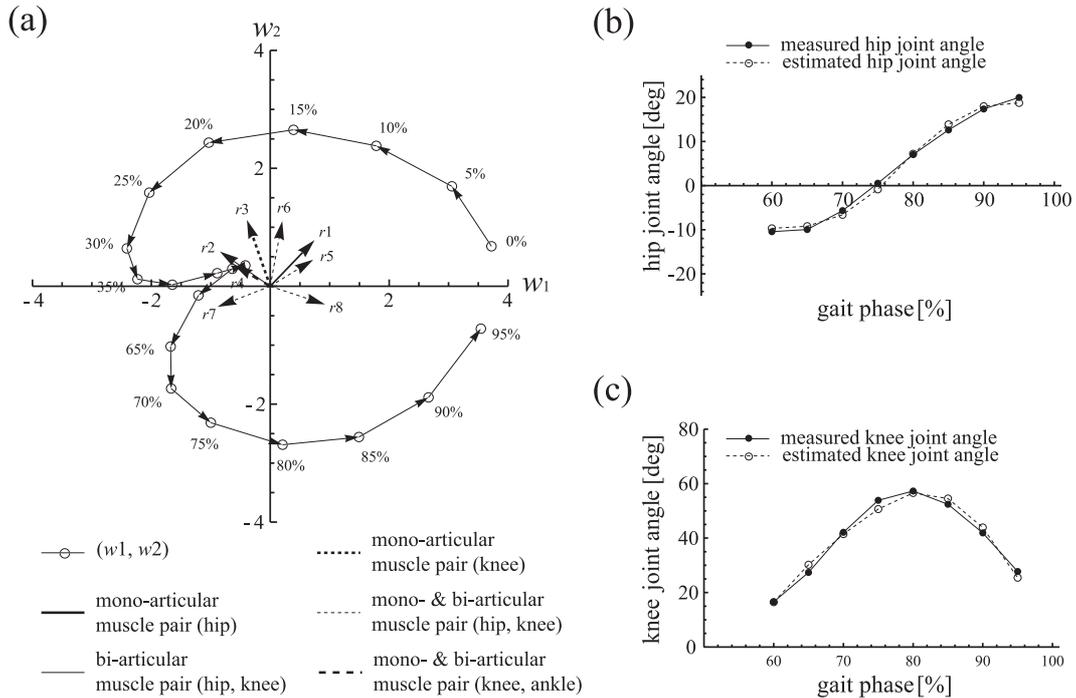


Fig. 9 Modular control based on the population vector hypothesis. (a) Gait trajectory in PC scores (w_1 - w_2) plane. (b) Estimation of hip-joint angle during swing phase. (c) Estimation of knee-joint angle during swing phase

動方向に対し優先的に発火する神経細胞群に基づく仮説で、集団ベクトル仮説として知られる [7]~[9]。最近では、ブレインマシンインタフェースによるロボットアーム制御にも応用されている [10]。この集団ベクトル仮説の概念に触発され、ここで、筋拮抗比の基本式 (4) を、次のように書き換えてみる。

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} r_1(t) \\ r_2(t) \\ \vdots \\ r_8(t) \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} r_{10} \\ r_{20} \\ \vdots \\ r_{80} \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} s_{11} & s_{12} & \dots & s_{1n} \\ s_{21} & s_{22} & \dots & s_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ s_{81} & s_{82} & \dots & s_{8n} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} w_1(t) \\ w_2(t) \\ \vdots \\ w_n(t) \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} \mathbf{p}_1 \cdot \mathbf{w}(t) \\ \mathbf{p}_2 \cdot \mathbf{w}(t) \\ \vdots \\ \mathbf{p}_8 \cdot \mathbf{w}(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} |\mathbf{p}_1| |\mathbf{w}| \cos \theta_1(t) \\ |\mathbf{p}_2| |\mathbf{w}| \cos \theta_2(t) \\ \vdots \\ |\mathbf{p}_8| |\mathbf{w}| \cos \theta_8(t) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (6)$$

$\mathbf{p}_i (= [s_{i1}, s_{i2}, \dots, s_{in}], i = 1, 2, \dots, 8)$ を第 i 筋拮抗比の優先方向、 $\mathbf{w}(t)$ を仮想的な運動方向と考えると、これら二つの方向ベクトルの内積で表される筋拮抗比 r_i は、筋拮抗比ユニット i (運動機能単位 i) の発火頻度とみなすことができる。($\theta_i(t)$ は第 i 筋拮抗比の優先方向と $\mathbf{w}(t)$ の仮想運動方向のなす角を表している。) **Fig. 9** (a) は、被験者 A の歩行動作における八つの筋拮抗比の優先方向と仮想運動を w_1 - w_2 平面に示したもの

である。これらの概念の下、すべての筋拮抗比ユニットに対して仮想運動方向への貢献度を加重加算することで、歩行遊脚期 (歩行周期率 60%~100%) における腰および膝の関節角の予測を試みた。腰関節に対しては、以下の重回帰モデルを用いた。

$$\begin{aligned} \hat{\phi}_{hip}(t) &= \phi_{hip,0} + a_{r1}(r_1(t) - r_{10}) + a_{r2}(r_2(t) - r_{20}) \\ &\quad + a_{r5}(r_5(t) - r_{50}) + a_{r7}(r_7(t) - r_{70}) \\ &= \phi_{hip,0} + a_{r1} \cdot \mathbf{p}_1^T \mathbf{p}_1 \cdot |\mathbf{p}_1| |\mathbf{w}(t)| \cos \theta_1(t) \\ &\quad + a_{r2} \cdot \mathbf{p}_1^T \mathbf{p}_2 \cdot |\mathbf{p}_2| |\mathbf{w}(t)| \cos \theta_2(t) \\ &\quad + a_{r5} \cdot \mathbf{p}_1^T \mathbf{p}_5 \cdot |\mathbf{p}_5| |\mathbf{w}(t)| \cos \theta_5(t) \\ &\quad + a_{r7} \cdot \mathbf{p}_1^T \mathbf{p}_7 \cdot |\mathbf{p}_7| |\mathbf{w}(t)| \cos \theta_7(t) \end{aligned} \quad (7)$$

ここで、 $\hat{\phi}_{hip}(t)$ は腰関節角の予測値、 $a_{r1}, a_{r2}, a_{r5}, a_{r7}$ は偏回帰係数、 $\phi_{hip,0}$ は定数項である。なお、腰関節の運動に直接関与する筋群パラメータとして筋拮抗比 r_1, r_2, r_5, r_7 のみを用いた。このとき、重回帰分析より得られた偏回帰係数および定数項は $(a_{r1}, a_{r2}, a_{r5}, a_{r7}) = (-44.55, 106.1, 29.00, 184.8)$ 、 $\hat{\phi}_{hip}(t) = -3.528$ となった。ここで、偏回帰係数 a_{r2} および a_{r7} が他の係数に比べ大きな値を示しているが、筋拮抗比の定義より、 $r_2 = m_3/m_4, r_7 = m_1/m_4$ であることを考慮すると、腰関節の運動において、筋 m_1, m_3 の作用が大きく関与していることが分かる。これは、歩行遊脚期において、太腿を上げる動作に対応するものと考えられる。

一方、膝関節運動の予測に関しては、以下の重回帰モデルを用いた。

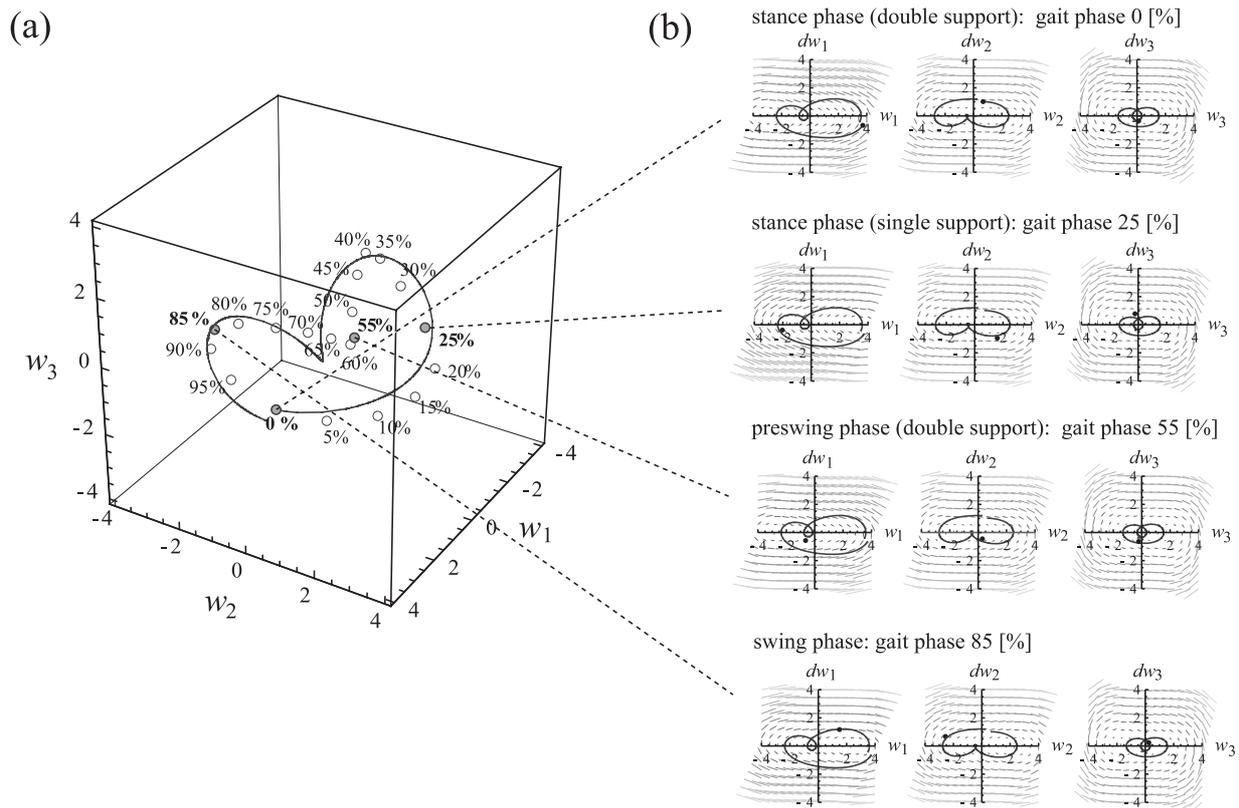


Fig. 10 Modular control based on the CFFs hypothesis. (a) Gait trajectory in PC score space (w_1 - w_2 - w_3). (b) Vector fields in the phase plane of each PC score at the time of gait-phase 0%, 25%, 55%, and 85%

$$\begin{aligned}
 \hat{\phi}_{knee}(t) &= \phi_{knee,0} + b_{r2}^*(r_2(t) - r_{20}) + b_{r3}^*(r_3(t) - r_{30}) \\
 &\quad + b_{r4}^*(r_4(t) - r_{40}) + b_{r6}^*(r_6(t) - r_{60}) \\
 &\quad + b_{r8}^*(r_8(t) - r_{80}) \\
 &= \phi_{knee,0} + b_{r2} \cdot \mathbf{p}_3^T \mathbf{p}_2 \cdot |\mathbf{p}_2| |\mathbf{w}(t)| \cos \theta_2(t) \\
 &\quad + b_{r3} \cdot \mathbf{p}_3^T \mathbf{p}_3 \cdot |\mathbf{p}_3| |\mathbf{w}(t)| \cos \theta_3(t) \\
 &\quad + b_{r4} \cdot \mathbf{p}_3^T \mathbf{p}_4 \cdot |\mathbf{p}_4| |\mathbf{w}(t)| \cos \theta_4(t) \\
 &\quad + b_{r6} \cdot \mathbf{p}_3^T \mathbf{p}_6 \cdot |\mathbf{p}_6| |\mathbf{w}(t)| \cos \theta_6(t) \\
 &\quad + b_{r8} \cdot \mathbf{p}_3^T \mathbf{p}_8 \cdot |\mathbf{p}_8| |\mathbf{w}(t)| \cos \theta_8(t) \quad (8)
 \end{aligned}$$

ここで、 $\hat{\phi}_{knee}(t)$ は膝関節角の予測値、 $b_{r2}, b_{r3}, b_{r4}, b_{r6}, b_{r8}$ は偏回帰係数、 $\phi_{knee,0}$ は定数項である。膝関節運動に直接関与する筋群パラメータ r_2, r_3, r_4, r_6, r_8 のみが用いられている。重回帰分析より得られた偏回帰係数および定数項は $(b_{r2}, b_{r3}, b_{r4}, b_{r6}, b_{r8}) = (0.09557, -33.38, 2.470, -48.82, 4.924)$ 、 $\hat{\phi}_{knee}(t) = 14.03$ となった。膝関節運動では、 b_{r3}, b_{r6} の(負の)大きさが他の係数に比べ大きいことが分かる。これは、 $r_3 = m_6/m_5$ 、 $r_6 = m_3/m_5$ であることと係数が負(すなわち作用が逆)であることを考慮すると、筋 m_5 の作用が大きくかかわっているものと考えられる。歩行遊脚期において、床面との十分なクリアランスを確保するために膝を曲げる動作に関係したものと考えられる。Fig. 9 (b), (c) は、上記方法を用いて予測された各関節角の予測結果を示したものである。本手法により、遊脚期にお

いて精度良い結果を得ることができた。ただし、立脚期については床反力の影響を考慮する必要があり、さらなる考察が必要となる。

3.3 収束力場仮説

三つめの有力仮説は収束力場仮説として知られている。Bizziらはカエルの脊髄のある領域に電気刺激を行うことで、下肢先端に作用する収束力の時変ベクトル場の存在を報告している[11]~[13]。特に、脊髄の複数箇所を同時刺激した場合に生成されるベクトル場が、個々の刺激によって生じるベクトル場の和として算出される点は非常に興味深い。ここで、筋拮抗比の基本式(4)を主成分得点の関数として書き直すと次のように表現される。

$$\begin{bmatrix} r_1(t) \\ r_2(t) \\ \vdots \\ r_8(t) \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} r_{10} \\ r_{20} \\ \vdots \\ r_{80} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_{11} \\ s_{21} \\ \vdots \\ s_{81} \end{bmatrix} w_1^*(t) + \begin{bmatrix} s_{12} \\ s_{22} \\ \vdots \\ s_{82} \end{bmatrix} w_2^*(t) + \cdots + \begin{bmatrix} s_{1n} \\ s_{2n} \\ \vdots \\ s_{8n} \end{bmatrix} w_n^*(t) \quad (9)$$

で記した主成分得点を時変ベクトル場による運動機能単位と考えると、筋拮抗比はこれらの重ね合わせとして表現することができる。そこで、歩行運動における主成分得点運動を詳細に解析したところ、 $\mathbf{w}^(t)$ の運動は、次のような歩行周期 T に関連した強制ダフイング方程式で近似できることが分かった。

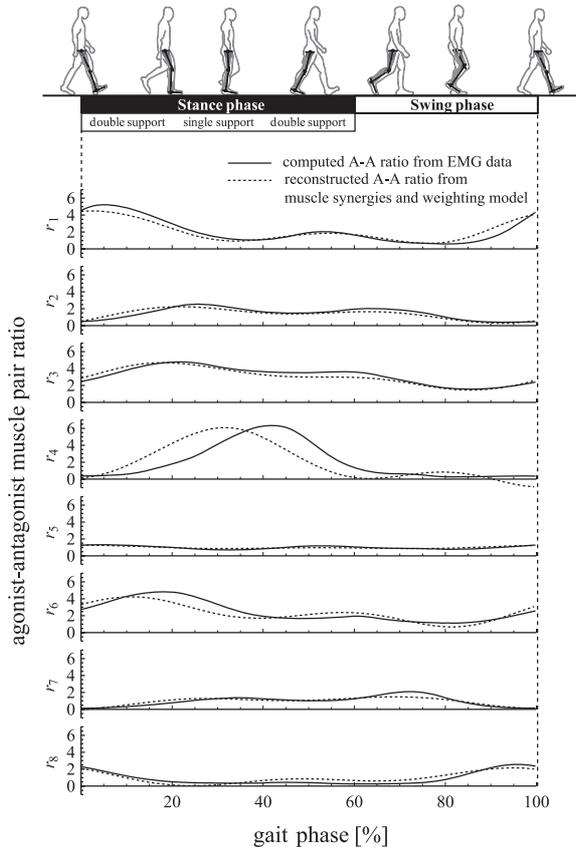


Fig. 11 A-A ratio change during a gait cycle

$$\begin{cases} \ddot{w}_1^*(t) + c_1 \dot{w}_1^*(t) + k_1 w_1^*(t)^3 - A_1 \cos \frac{4\pi}{T}t - c_1 z_1 = 0 \\ \ddot{w}_2^*(t) + c_2 \dot{w}_2^*(t) + k_2 w_2^*(t)^3 - A_2 \sin \frac{4\pi}{T}t - c_2 z_2 = 0 \\ \ddot{w}_3^*(t) + c_3 \dot{w}_3^*(t) + k_3 w_3^*(t)^3 - A_3 \sin \frac{4\pi}{T}t - c_3 z_3 = 0 \end{cases} \quad (10)$$

ここで、 $\dot{\cdot}$ は時間微分を表し、 c_j, k_j, A_j, z_j ($j = 1, 2, 3$)はモデルパラメータである。機械系として解釈するならば、これらのパラメータは、粘性係数、非線形バネ定数、周期外力の振幅、一定外力に相当する。Fig. 10 (a)のグラフは、被験者Aの歩行動作を主成分得点空間 ($w_1-w_2-w_3$ 空間)の運動軌跡として表現したものである。丸印は、実際の主成分得点運動を歩行周期率5%ごとに示したもので、実線は、式(10)により推定された運動軌跡である。また、Fig. 10 (b)は、1歩行周期における典型的な歩行相 (0%: 立脚期 (両脚支持)), 25%: 立脚期 (単脚支持), 55%: 前遊脚期 (両脚支持), 85%: 遊脚期 [19]における、各主成分得点の相空間と式(10)から算出される時変ベクトル場を示したものである。各グラフにおいて、黒丸印はその時刻における状態点を、実線は1歩行周期に渡る運動軌跡を表している。各ベクトル場は時間的に変動しながら、全体として一つのアトラクタを形成していることが確認される。式(9)が示すように、筋拮抗比はこれらのベクトル場の線形和として表現される。そこで、これらの運動機能単位を用いて、筋拮抗比の再構成を試みた。Fig. 11は、式(10)のモデルで表される運動

Table 5 Correlation between computed A-A ratios from EMG data and reconstructed A-A ratios from the model

r_1	r_2	r_3	r_4	r_5	r_6	r_7	r_8
0.946	0.912	0.949	0.755	0.789	0.862	0.910	0.891

機能単位 $w_j^*(t)$ とその重み係数となる s_j (主成分ベクトルに相当)を用いて算出した筋拮抗比 (実線)と筋電位計測結果より算出された実際の筋拮抗比 (破線)を比較したものである。また、Table 5には、推定された筋拮抗比と計測結果から算出される筋拮抗比の相関係数を示している。平均して約88%の運動が記述可能であり、本結果からもモデルの妥当性が確認される。

4. おわりに

本論文では、拮抗する筋対群の筋電位の比を身体運動の説明変数と考え、その多変量解析を通じて、ヒトの運動制御における有力仮説との関連性を議論した。いずれの仮説に基づく結果も、中枢神経系が運動機能単位となる筋群モジュールを制御することによって、身体運動を実現している可能性を示唆するものであり、筋空間における次元圧縮を可能とするものである。これらの関係式はすべて筋拮抗比の基本式(4)に帰着される。最も重要な点は、関節の運動情報、剛性情報等の様々な身体運動情報が混在する筋電信号が筋拮抗比の概念の下で解析されるとき、抽出される運動機能単位が身体運動学と密接な関係を持つ点にある。今後は、筋拮抗比と身体運動学の関係性を利用した義肢筋電インタフェースの開発、および、運動機能単位の観点から運動タスクを評価し、パフォーマンス改善へ向けた運動支援を行うコーチングシステムの開発へ応用を図りたいと考える。

付録 A. 筋拮抗比を用いた筋骨格下肢ロボットの制御

本付録では、抽出された筋シナジーを筋骨格下肢ロボットへ移植する方法について述べる。Fig. 12に、本研究で用いた筋骨格下肢ロボットを示す。ロボットは、人体模型 (Avice, Inc.)と Fig. 1 (b)に対応した八つの McKibben 型人工筋肉 (神田通信工業, エアマッスル)から構成されており、矢状面内において、腰、膝、足関節の3自由度を有している。各身体パラメータ (リンク長, リンク質量, 慣性モーメント)は、人の身体パラメータ [20] [21]を参考に、鉛シートによって調整されており、筋付着位置も人と同等になるように考慮されている。ただし、筋 m_3, m_4 に関しては、人工筋同士の干渉を避けるため、若干外側へ筋付着位置を移動させている。なお、関節運動を生成する各人工筋への圧力指令については、空圧制御装置 ((株)日立メディコ)を介し、同時に制御を行っている。ここで、まず、1関節まわりの拮抗する二つの人工筋の制御について説明する。互いに拮抗する人工筋への圧力指令値を $p_1 (> 0), p_2 (> 0)$ とすると、これらの値は、以下に定義される筋拮抗比 r と筋活性度 a の二つの量によって決定される。

$$r = \frac{p_1}{p_2} \quad (A.1)$$

$$a = p_1 + p_2 \quad (A.2)$$

ここで、筋拮抗比 r は、二つの筋バランスによって生成され

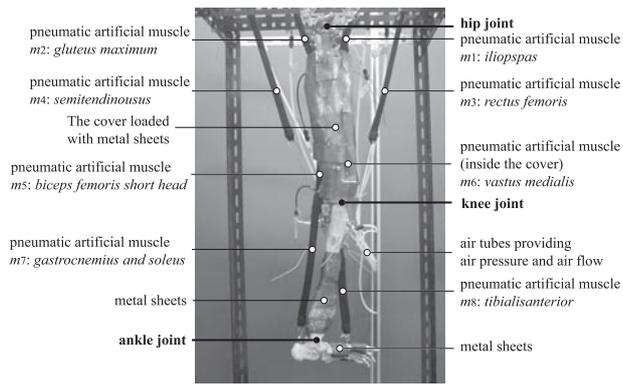


Fig. 12 Human-like muscular-skeletal leg robot

る平衡時の関節角に対応する量であり，筋活性度 a は，その関節剛性に関係する量である．式 (A.1)，(A.2) を p_1, p_2 について解くと，

$$p_1 = \frac{1}{1+r} a \quad (\text{A.3})$$

$$p_2 = \frac{r}{1+r} a \quad (\text{A.4})$$

となり，各人工筋への圧力指令値 p_1, p_2 が，筋拮抗比 r と筋活性度 a によって表現されることが分かる．なお，上式において， $0 < 1/(1+r) < 1, 0 < r/(1+r) < 1$ であるので，筋活性度 a は人工筋への最大圧力指令値でもある．本研究では，筋活性度 a はすべての筋対群において一定として，その値は実験的に決定した．上記手法と同様にして，式 (5) によって抽出された筋シナジー（主成分ベクトル）を構成する各筋拮抗比と筋活性度（一定値）を用いて，すべての人工筋への圧力指令値を計算し，8本の人工筋を同時に制御したところ，抽出された筋シナジーの比例変化に伴い，Fig. 6 のような筋シナジーごとに運動学的意味を持った動作が生成された．本結果は，ヒトの歩行動作が筋シナジーに対応した機能的運動要素によって構成されていることを示唆するものである．

付録 B. 強制ダフティング方程式における各パラメータの決定方法

主成分得点運動 $w_j^*(t)$ を表現する微分方程式を同定できることは，その運動を支配するベクトル場を推定する上で大変有用である．本付録では，式 (10) における強制ダフティング方程式の各パラメータの決定方法について述べる．まず，具体的な決定方法について述べる前に，歩行運動における主成分得点運動の持つ重要な性質について触れておきたい．すなわち，主成分得点運動 $w_j^*(t)$ は，歩行周期 T と歩行半周期 $T/2$ の級数展開によって精度良い近似が可能である．これは，以下のような数式で表現できる．

$$w_j^*(t) = c_{j0} + \sum_{n=1}^2 \left(c_{jn} \cos \frac{2n\pi}{T} t + d_{jn} \sin \frac{2n\pi}{T} t \right) \quad (\text{B.5})$$

ここで， c_{j0}, c_{jn}, d_{jn} ($n=1, 2$) は，直流成分および二次までのフーリエ係数を表す．Fig. 13 は，被験者 A の歩行運動から抽

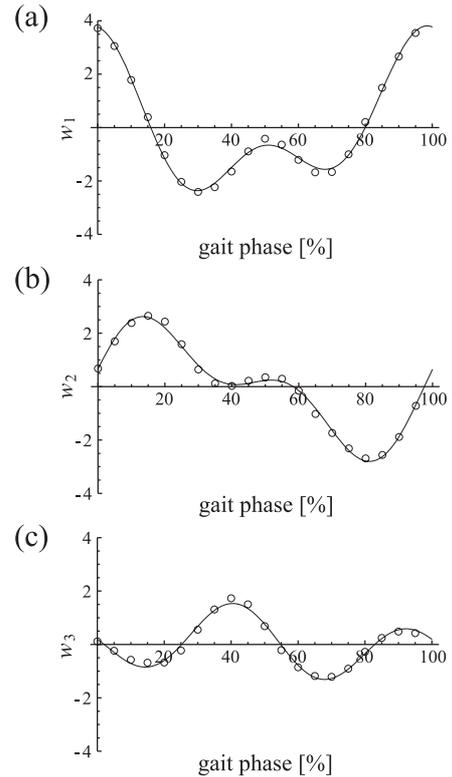


Fig. 13 Fourier-series approximation of the PC scores of subject A. (a) the first PC score w_1 ; (b) the second PC score w_2 ; (c) the third PC score w_3

Table 6 Model parameters of the forced Duffing equation

	c	k	A	z
w_1	0.0593004	0.0126033	-0.415066	1.20
w_2	0.0254268	0.0198345	-0.282257	-0.45
w_3	0.0676703	0.0501977	0.293535	0.10

出された三つの主成分の主成分得点運動と式 (B.5) によって推定される主成分得点を比較したものである．すべての主成分得点において精度よく近似できていることが分かる．

次に，式 (B.5) を式 (10) の解とみなし，式 (10) の左辺に代入すると \sin, \cos 等の三角関数を含んだ三つの式を得る．式 (B.5) が式 (10) の厳密解であるならば，これらの式は時間に関係なく恒等的に 0 であるので，すべての係数が 0 となるように c_j, k_j, A_j, z_j を決めることができる．しかし，式 (B.5) は近似解であるので，ここでは，高次の調和級数項を無視することで，以下の式を得た．

$$c_j = \text{func}_1(c_{j0}, c_{j1}, c_{j2}, d_{j1}, d_{j2}, z_j) \quad (\text{B.6})$$

$$k_j = \text{func}_2(c_{j0}, c_{j1}, c_{j2}, d_{j1}, d_{j2}, z_j) \quad (\text{B.7})$$

$$A_j = \text{func}_3(c_{j0}, c_{j1}, c_{j2}, d_{j1}, d_{j2}, z_j) \quad (\text{B.8})$$

ここで， $\text{func}_1(), \text{func}_2(), \text{func}_3()$ は上記手法によって得られるある関数とする．式 (B.5)，(B.6)，(B.7)，(B.8) より算出された，被験者 A の歩行動作の主成分得点運動 $w_j^*(t)$ を記述する強制ダフティング方程式の各パラメータを Table 6 に示

す。誌面の都合上、詳細は省略するが、複数被験者の走行動作においても、強制ダフニング方程式の近似が成り立つことが確認されている[22]。走行運動のデータの詳細は、文献[22]~[24]を参照されたい。

参 考 文 献

- [1] N.A. Bernstein: The co-ordination and regulation of movements. Pergamon, 1967.
- [2] N.A. Bernstein: On Dexterity and Its Development. Lawrence Erlbaum Associates, Inc., 1996.
- [3] Y.P. Ivanenko, R.E. Poppele and F. Lacquaniti: "Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion," J. Physiol., vol.556 (Pt 1), pp.267-282, 2004.
- [4] G. Cappellini, Y.P. Ivanenko, R.E. Poppele and F. Lacquaniti: "Motor Patterns in Human Walking and Running," J. Neurophysiol., vol.95, no.6, pp.3426-3437, 2006.
- [5] Y.P. Ivanenko, R.E. Poppele and F. Lacquaniti: "Motor Control Programs and Walking," Neuroscientist, vol.12, no.4, pp.339-348, 2006.
- [6] Y.P. Ivanenko, G. Cappellini, N. Dominici, R.E. Poppele and F. Lacquaniti: "Modular Control of Limb Movements during Human Locomotion," J. Neurosci., vol.27, no.41, pp.11149-11161, 2007.
- [7] A.P. Georgopoulos, J.F. Kalaska, R. Caminiti and J.T. Massey: "On the relations between the direction of two-dimensional arm movements and cell discharge in primate motor cortex," J. Neurosci., vol.2, no.11, pp.1527-1537, 1982.
- [8] A.B. Schwartz, R.E. Kettner and A.P. Georgopoulos: "Primate motor cortex and free arm movements to visual targets in three-dimensional space. I. Relations between single cell discharge and direction of movement," J. Neurosci., vol.8, no.8, pp.2913-2927, 1988.
- [9] A.B. Schwartz, D.M. Taylor and S.I.H. Tillery: "Extraction algorithms for cortical control of arm prosthetics," Curr. Opin. Neurobiol., vol.11, pp.701-707, 2001.
- [10] M. Velliste, S. Perel, M.C. Spalding, A.S. Whitford and A.B. Schwartz: "Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding," Nature, vol.453, pp.1098-1101, 2008.
- [11] E. Bizzi, F.A. Mussa-Ivaldi and S. Giszter: "Computations underlying the execution of movement: a biological perspective," Science, vol.253, pp.287-291, 1991.
- [12] F.A. Mussa-Ivaldi and E. Bizzi: "Motor learning through the combination of primitives," Phil. Trans. R. Soc. Lond. B, vol.355, no.1404, pp.1755-1769, 2000.
- [13] M.C. Tresch, V.C.K. Cheung and A. d'Avella: "Matrix factorization algorithms for identification of muscle synergies: evaluation on simulated and experimental data sets," J. Neurophysiol., vol.95, no.4, pp.2199-2212, 2006.
- [14] H. Hirai, K. Matsui, T. Imura, K. Mitsumori and F. Miyazaki: "Modular Control of Limb Kinematics During Human Walking," Proc. of the 3rd IEEE/RAS-EMBS Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob2010), pp.716-721, 2010.
- [15] 平井宏明, 松居和寛, 飯村太紀, 井上恵太, 宮崎文夫: "ヒト歩行動作における運動要素分解とそのモジュール制御", 第28回日本ロボット学会学術講演会予稿集 DVD-ROM, 1D2-3, 2010.
- [16] 井上恵太, 飯村太紀, 平井宏明, 宮崎文夫: "ヒト歩行動作における筋拮抗比の各主成分毎の役割", 第28回日本ロボット学会学術講演会予稿集 DVD-ROM, 1I3-2, 2010.
- [17] D.A. Neumann: Kinesiology of the Musculoskeletal System. Mosby, 2002.
- [18] A.I. Kapandji: カパンジー機能解剖学 II 下肢 (原著第6版). 医歯薬出版株式会社, 2010.
- [19] J. Perry: Gait analysis. Slack Incorporated, 1992.
- [20] V.M. Zatsiorsky: Kinetics of human motion. Human Kinetics, 2002.
- [21] <http://riodb.ibase.aist.go.jp/dhbodydb/properties/s/index-e.html>, Human body properties database.
- [22] 飯村太紀, 井上恵太, 平井宏明, 宮崎文夫: "筋協調性に基づくヒト歩行動作の運動分解と運動合成", 第11回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, pp.904-907, 2010.
- [23] T. Iimura, K. Inoue, H.T.T. Pham, H. Hirai and F. Miyazaki: "A preliminary Experiment for Transferring Human Motion to a Musculoskeletal Robot—Decomposition of Human Running based on Muscular Coordination—," Proc. of the IEEE/RSJ Int. Conf. Intelligent Robots and Systems (IROS2011), pp.4496-4501, 2011.
- [24] T. Imura, K. Inoue, H.T.T. Pham, H. Hirai and F. Miyazaki: "Decomposition of Limb Movement based on Muscular Coordination during Human Running," J. Adv. Comp. Intel. and Intel. Informatics, pp.980-987, 2011.



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)



井上恵太 (Keita Inoue)

2010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)



飯村太紀 (Taiki Imura)

2010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。



宮崎文夫 (Fumio Miyazaki)

1979年大阪大学基礎工学部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)