

# シナジーに基づく異なる速度の歩行運動における筋活動と運動の関連性の分析

## Synergy-based Analysis of the Association Between Muscle Activity and Movement When Walking at Different Speeds

○北原寛\*, 沓澤京\*, 大脇大\*, 林部充宏\*

○ Hiroki Kitahara\*, Kyo Kutsuzawa\*, Dai Owaki\*, Mitsuhiro Hayashibe\*

\*東北大学

\*Tohoku University

キーワード： シナジー (Synergy), 歩行分析 (Gait Analysis), 筋電図 (Electromyography), バイオメカニクス (Biomechanics)

連絡先： 〒 980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-01 東北大学 青葉山キャンパス 機械系共同棟 503  
北原寛, Tel.: 022-795-6970, Fax.: 022-795-6971, E-mail: kitahara.hiroki.q1@dc.tohoku.ac.jp

### 1. 緒言

歩行は日常生活に欠かせない運動である。しかし、加齢による筋力やバランス能力の低下、脳卒中やパーキンソン病など歩行機能が低下する要因が多く存在している。そのため、リハビリテーションや歩行支援装具の開発のために、歩行分析の重要性が高まっている。

ヒトの筋骨格系は冗長な自由度を有する。この冗長性によって、多様で適応的な運動を行うことができる一方で、運動を実現するための制御指令が一意に決定できないという問題が生じる。冗長性による制御の複雑さを軽減するため、中枢神経系は個々の筋・関節を個別に制御するのではなく、複数の筋・関節をモジュール化し、まとめて制御指令を与えていると考えられている<sup>1, 2)</sup>。このときに見られる、筋活動の協調的なパターンは筋シナジー、関節運動の協調的なパターンは運動シナジーと呼ばれている。

筋シナジーの解析において、「それぞれの筋シナジーが実際にどのような運動を生み出しているか」は重要な問いである。先行研究では、筋シナジーが特定のタスクと関連した生体力学的な機能を持っていることが示唆されている<sup>3, 4)</sup>。また、歩行運動における筋シナジーの機能についても研究が行われてきた<sup>5, 6)</sup>。Esmaili et al.(2022) は、歩行運動における筋シナジーと運動シナジーの関連について分析を行った。その結果、筋シナジーと運動シナジーは1対1で対応していることを示し、筋シナジーによって対応する運動シナジーが実現されていることが示唆されている。

また、歩行速度の変化によって、筋シナジーがどのように変化するかについての研究も行われてきた<sup>2, 7)</sup>。その結果、歩行速度が変化しても、筋シナジーの基本的なパターンは変化しないが、筋活動の割合や活性化のタイミングは系統的に変化することが示されている。このよう

な筋シナジーの調節によって、その生体力学的な機能も変化すると考えられるが、これについての研究はあまりされていない。

本研究の目的は、歩行速度の変化によって筋シナジーの機能がどのように変化するかを明らかにすることである。Esmacili et al.(2022) が行った筋シナジーと運動シナジーの関連を分析するというアプローチを、様々な速度の歩行運動に適応した。一般的に、運動シナジーは関節角度から計算されるが、本研究では関節角度に加えて関節角速度からも運動シナジーの計算を行った。これによって、筋シナジーと運動シナジーがより対応付けしやすくなると予想した。以降では、筋シナジーを MS、関節角度から計算された運動シナジーを Ang-KS、関節角速度から計算された運動シナジーを AngVel-KS と表記する。

## 2. 手法

### 2.1 データセット

本研究ではオープンソースのデータセットを使用した<sup>8)</sup>。被験者は健康な成人 22 名 (年齢:  $21 \pm 3.4$  歳, 身長:  $1.70 \pm 0.07$  m, 体重:  $68.3 \pm 10.83$  kg) である。トレッドミルで  $0.50$  m/s から  $1.85$  m/s まで  $0.05$  m/s 刻みの 28 速度で歩行が行われた。筋電図 (EMG: electromyography) の対象とした筋は、腓腹筋内側頭 (MG), 前脛骨筋 (TA), ヒラメ筋 (SOL), 内側広筋 (VM), 外側広筋 (VL), 大腿直筋 (RF), 大腿二頭筋 (BF), 半腱様筋 (ST), 薄筋 (GR), 中殿筋 (GMED) である。関節角度は、モーションキャプチャデータから OpenSim を用いて計算された。運動データの対象とした関節自由度は、股関節屈曲, 伸展 (H/FLX, EXT), 股関節内転, 外転 (H/ADD, ABD), 股関節内旋, 外旋 (H/IR, H/ER), 膝関節屈曲, 伸展 (K/FLX, EXT), 足関節背屈, 底屈 (A/DF, PF), 足関節内がえし, 外がえし (A/INV, EVR) である。

### 2.2 データ前処理

EMG の前処理方法について説明する。まず、全波整流を行い、カットオフ周波数を  $6$  Hz とする 4 次のバターワースローパスフィルタをかけた。これにより信号のエンベロープを得ることができる。次に、1 歩行周期あたり 100 サンプルとなるようにリサンプリングを行い、各筋の最大振幅が 1 となるように正規化した。

次に、運動データの前処理方法について説明する。まず、関節角度から中心差分法を用いて関節角速度を計算した。次に、1 歩行周期あたり 100 サンプルとなるようにリサンプリングを行い、各関節自由度の最大振幅が 1 となるように正規化した。

### 2.3 シナジー解析

本研究で使用した Spatial synergy について説明する。Spatial synergy は、計測された EMG や運動データについて空間的な情報をまとめたシナジーであり、以下の式 (1) の  $w$  で表される。

$$x(t) = \sum_{i=1}^N w_i c_i(t) \quad (1)$$

$x$  は EMG または運動データ,  $c$  は活性パターン,  $t$  は時間,  $i$  はシナジー番号を表す。Spatial synergy の概念図を図 1 に示す。元のデータ  $x$  は、「各筋・関節がどのくらいの割合で活動するか」を表す  $w$  と「シナジーがどのように活性化するか」を表す  $c$  の積の重ね合わせによって表されている。

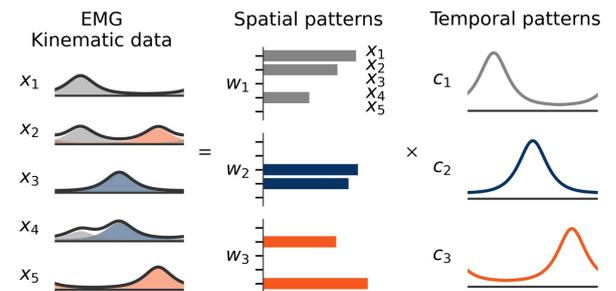


Fig. 1 Overview of spatial synergy

シナジーは、被験者・歩行速度ごとに、20サイクル分の筋活動または運動データから計算した。シナジーの計算方法として、非負値行列因子分解 (NMF: Non-negative matrix factorization)<sup>9)</sup> を使用した。NMFの目的は、ある非負値行列  $\mathbf{X}$  を2つの非負値行列  $\mathbf{W}$ ,  $\mathbf{C}$  に分解することである。シナジー解析において、 $\mathbf{X}$  は  $N_{\text{muscles or joints}} \times (N_{\text{cycles}} \cdot N_{\text{samples}})$  行列のEMGまたは運動データ、 $\mathbf{W}$  は  $N_{\text{muscles or joints}} \times N_{\text{synergies}}$  行列の空間パターン、 $\mathbf{C}$  は  $N_{\text{synergies}} \times (N_{\text{cycles}} \cdot N_{\text{samples}})$  行列の時間パターンを表す。 $N_{\text{muscles or joints}}$  は筋・関節数、 $N_{\text{cycles}}$  はサイクル数、 $N_{\text{samples}}$  はサンプル数、 $N_{\text{synergies}}$  はシナジー数である。 $\mathbf{W}$  の各列ベクトルは単位ベクトルとなるようにした。

NMFは非負値データのみを使用できるが、運動データは正と負どちらの値も含む。そこで、運動データを正の部分と負の部分で分割し、異なる自由度として扱った<sup>6)</sup>。

## 2.4 シナジー数の決定

シナジー数はVAF (Variability accounted for) に基づいて決定した。VAFは、NMFにおいて再構成されたデータが元のデータをどれくらい再現できているかを表し、以下の式(2)のように表される。

$$\text{VAF} = 1 - \frac{(\mathbf{X} - \mathbf{X}_{\text{rec}})^2}{\mathbf{X}^2} \quad (2)$$

$\mathbf{X}$  は元のデータ、 $\mathbf{X}_{\text{rec}}$  は再構成されたデータである。まず、被験者・歩行速度ごとにシナジー数を1から8まで変化させたときのVAFを求めた。シナジー数は、有意水準  $\alpha$  を0.05として母平均の検定を行った結果、以下の内容のうち、どちらかがいえる最小のシナジー数とした。

- VAFが0.9より大きい。
- シナジー数を1つ増やしたときのVAFの変化量が0.05より小さい。

## 2.5 グループ化

被験者・歩行速度ごとに計算されたシナジーについて、グループ化を行った。グループ化は以下の手順で行った。

- 1) ランダムに1つのシナジーを選択し、代表シナジーとした。
- 2) 代表シナジーとグループ化するシナジーについて空間パターンおよび時間パターンの相関係数を計算し、それらの平均が最大となる組み合わせを求めた。このとき、代表シナジーとグループ化するシナジーは1対1で対応するようにした。
- 3) グループごとにシナジーの平均値を計算し、これを新たな代表シナジーとする。
- 4) グループとなるシナジーに変化がなくなるまで、2, 3を繰り返す。

グループ化が終了したら、代表シナジーとグループ化されたシナジーの空間パターンおよび時間パターンの相関係数を計算した。有意水準  $\alpha$  を0.05として無相関の検定を行い、相関があるといえなかったシナジーはグループから除外した。

## 2.6 MSとKSの組み合わせの特定

MSとKSの組み合わせを、それぞれの時間パターンの相関係数に基づいて特定した。まず、被験者・歩行速度ごとに相関係数を計算し、その平均を求めた。次に、相関係数が最大となる組み合わせを特定した。このとき、MSとKSは1対1で対応するようにした。それぞれの時間パターン間にタイムラグがある可能性を考慮し、KSの時間パターンを歩行周期の $\pm 10\%$ の範囲でシフトさせながら、同様の手続きを行った。最終的な組み合わせは、対応するシナジー間の相関係数の総和が最大となったときの組み合わせとした。

### 3. 結果

#### 3.1 シナジー数

2.4 節で説明した手続きを行った結果、MS のシナジー数は 4 つ、Ang-KS のシナジー数は 4 つ、AngVel-KS のシナジー数は 5 つとなった。決定されたシナジー数において、VAF の平均および標準偏差は、MS について  $0.95 \pm 0.02$ 、Ang-KS について  $0.94 \pm 0.02$ 、AngVel-KS について  $0.90 \pm 0.02$  となった。

#### 3.2 全 28 速度の歩行運動におけるシナジー

全 28 速度の歩行運動におけるシナジーを図 2 に示す。図の左側は各筋・関節がどのくらいの割合で活動するかを表す空間パターン、右側はシナジーがどのように活性化するかを表す時間パターンであり、歩行速度ごとに色分けして表示している。この図から、歩行速度の変化によって筋・関節の活動の割合や活性パターンがどのように変化するかを読み取ることができる。

#### 3.3 MS と KS の組み合わせ

2.6 節の手続きを行った結果、1, 2, 3, 4 番目の MS は、1, 2, 3, 4 番目の Ang-KS と 1, 2, 4, 5 番目の AngVel-KS に対応していることが明らかになった。歩行速度が 1.35 m/s のときの MS と KS の時間パターンについて、相関係数の平均および標準偏差を表 1, 2 に示す。この速度は、被験者の年齢層における一般的な歩行速度である<sup>10)</sup>。この表において、Ang-KS の時間パターンは歩行周期の -10%、AngVel-KS の時間パターンは歩行周期の 2%シフトしている。これらは、対応するシナジー間の相関係数の総和が最大となったときのタイムラグである。Ang-KS については、 $c_1^m$  &  $c_1^k$  や  $c_3^m$  &  $c_3^k$  のように対応するシナジー間で相関が弱い組み合わせが存在したが、AngVel-KS については、対応するシナジー間の相関は全体的に強いことが読み取れ

る。また、Ang-KS については、 $c_2^m$  &  $c_1^k$  や  $c_3^m$  &  $c_4^k$  のように対応していないシナジー間で相関が強い組み合わせが存在したが、AngVel-KS については、対応していないシナジー間の相関は全体的に弱いことが読み取れる。

歩行速度の変化によって、MS と AngVel-KS の時間パターンの相関係数がどのように変化するかを図 3 に示す。歩行速度が速くなると、MS と AngVel-KS の相関は全体的に強くなることが読み取れる。特に、 $c_1^m$  &  $c_1^k$  や  $c_4^m$  &  $c_5^k$  は、低速度では相関が弱い、低速度から中速度にかけて急激に相関が強くなっている。

### 4. 考察

MS と KS の相関係数を計算した結果、Ang-KS よりも AngVel-KS の方が、対応する MS との相関は強く、対応していない MS との相関は弱いという結果が得られた。MS と KS の関連を分析する上で、AngVel-KS は対応する MS と 1 対 1 の比較を行えば良いため、解釈性に優れている。このような結果が得られたのは、歩行運動において、筋の作用は関節角度の変位よりもその変化率とより関連しているためであると考えられる。例えば、足が地面に着いたときに膝関節が屈曲しすぎないようにブレーキをかけている場面や、足が地面から離れたときに足関節を底屈した位置から戻している場面などでは、関節角度の変化は生じているが、その変位自体は小さい。このとき、関節角度の変位よりもその変化率の方が、筋の作用と対応付けしやすくと考えられる。

次に、対応する MS と AngVel-KS を比較することで、MS の機能について考察を行っていく。まず、1 つ目の MS と 1 つ目の AngVel-KS について比較を行っていく。1 つ目の MS の主要な構成要素として、VM, VL, RF, GMED が挙げられる。VM, VL, RF は大腿四頭筋を構成する筋肉であり、膝関節を伸展させる働き

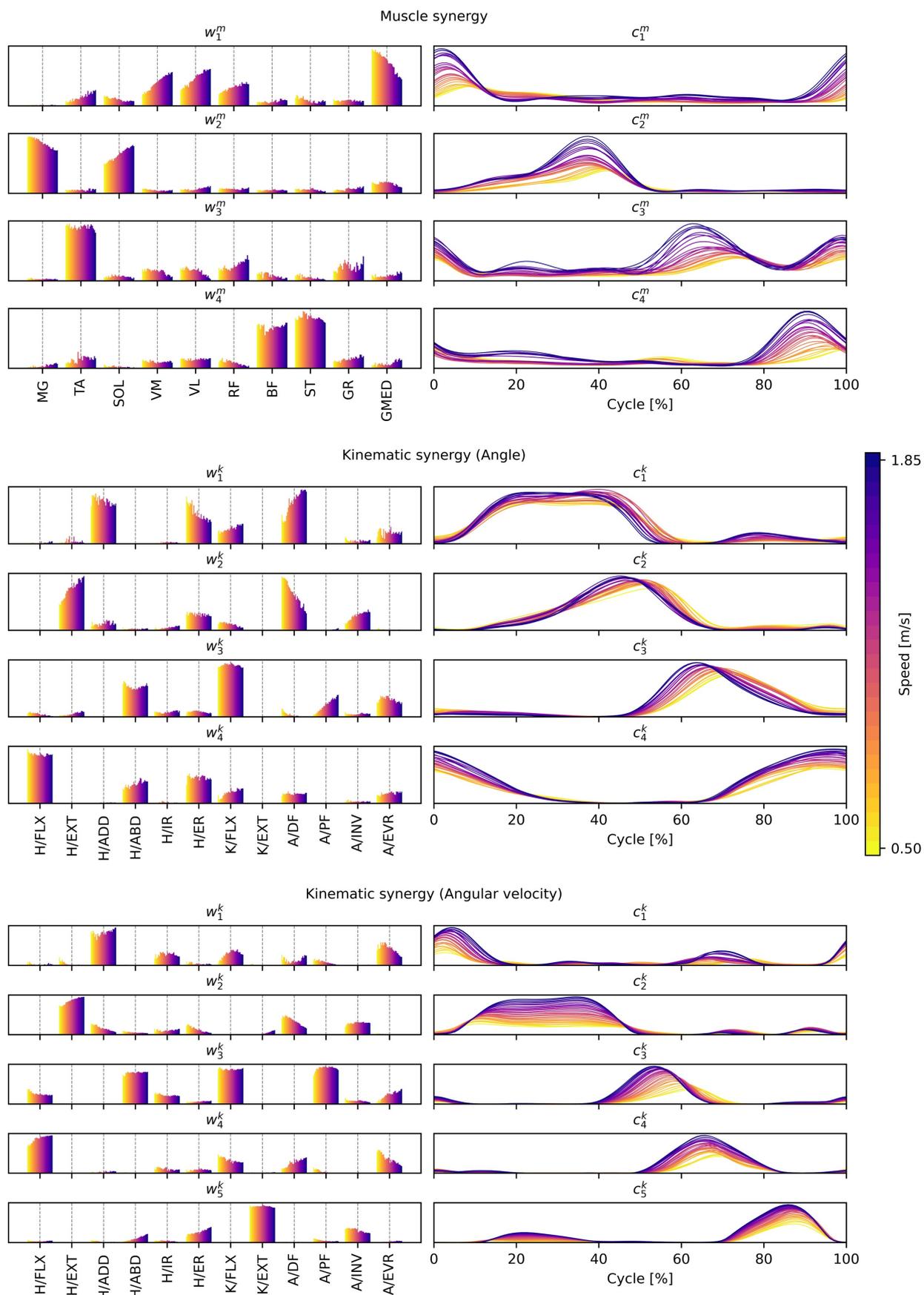


Fig. 2 Synergies when walking at different speeds

Table 1 Correlation coefficients between MS and Ang-KS activation patterns

	$c_1^k$	$c_2^k$	$c_3^k$	$c_4^k$
$c_1^m$	$0.28 \pm 0.24$	$-0.25 \pm 0.17$	$-0.22 \pm 0.11$	$0.09 \pm 0.19$
$c_2^m$	$0.54 \pm 0.21$	$0.88 \pm 0.08$	$-0.34 \pm 0.14$	$-0.58 \pm 0.12$
$c_3^m$	$-0.35 \pm 0.26$	$-0.52 \pm 0.10$	$0.14 \pm 0.25$	$0.49 \pm 0.28$
$c_4^m$	$-0.25 \pm 0.13$	$-0.33 \pm 0.16$	$-0.29 \pm 0.12$	$0.56 \pm 0.24$

Table 2 Correlation coefficients between MS and AngVel-KS activation patterns

	$c_1^k$	$c_2^k$	$c_3^k$	$c_4^k$	$c_5^k$
$c_1^m$	$0.76 \pm 0.13$	$-0.21 \pm 0.11$	$-0.10 \pm 0.08$	$-0.20 \pm 0.11$	$-0.20 \pm 0.17$
$c_2^m$	$-0.17 \pm 0.09$	$0.85 \pm 0.07$	$-0.29 \pm 0.05$	$-0.40 \pm 0.06$	$-0.21 \pm 0.10$
$c_3^m$	$0.28 \pm 0.14$	$-0.58 \pm 0.09$	$0.04 \pm 0.17$	$0.50 \pm 0.17$	$-0.03 \pm 0.24$
$c_4^m$	$-0.10 \pm 0.18$	$-0.27 \pm 0.18$	$-0.19 \pm 0.09$	$-0.24 \pm 0.12$	$0.71 \pm 0.19$

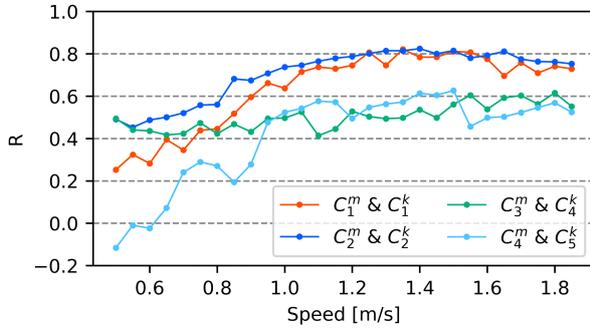


Fig. 3 Correlation coefficients between MS and AngVel-KS for changes in walking speed

を、GMEDは股関節を外転させる働きを持つ。また、1つ目のAngVel-KSの主要な構成要素としてH/ADD, H/IR, K/FLX, A/INVが挙げられる。どちらのシナジーも荷重応答期に活性化している。大腿四頭筋とK/FLXの関係に注目すると、大腿四頭筋は遠心性収縮を生じていて、K/FLX運動にブレーキをかけていることになる。これは、足が地面に着いたときに膝関節への衝撃を吸収する機能であると考えられる。また、GMEDとH/ADDの関係に注目すると、GMEDは遠心性収縮を生じていて、H/ADD運動にブレーキをかけていることになる。これは、体重が移動しているときに骨盤を安定させる機能であると考えられる。同様に比較を行っていくと、2つ目のMSの機能は体が前方に移動しているときに前方に倒れ込まないようにする機

能、3つ目のMSの機能は足が地面から離れたときに足関節を底屈した位置から戻す機能、4つ目のMSの機能は脚を振り出しているときに膝関節が急激に伸展するのにブレーキをかける機能であると考えられる。

次に、歩行速度の変化によってMSの機能がどのように変化するかについて考察を行っていく。以下では、代表して1つ目のMSについて考察を行っていく。歩行速度が速くなると、1つ目のMSにおける大腿四頭筋の活動の割合が高くなり、GMEDの活動の割合が低くなる。この結果より、1つ目のMSは、低速度では骨盤を安定させる機能が、高速度では膝関節への衝撃を吸収する機能が、相対的に強く働いていると考えられる。また、3.3節より、1つ目のMSと1つ目のAngVel-KSの相関は、低速度から中速度にかけて急激に強くなるという結果が得られた。対応するMSとAngVel-KSの相関が弱いときMSは関節の位置を一定に保つように、相関が強いときMSは関節の運動にアクセルまたはブレーキをかけるように作用していると解釈することができる。この結果は、歩行速度が速くなると、1つ目のMSの機能が骨盤の位置を一定に保つ機能から膝関節が急激に屈曲するのにブレーキをかける機能に変化したことを反映している可能性がある。

## 5. 結言

本研究では、異なる速度の歩行運動における筋シナジーと運動シナジーの解析を行い、それらの関連性を分析した。また、関節角度に加えて、関節角速度からも運動シナジーの計算を行った。その結果、関節角速度から計算された運動シナジーは、関節角度から計算された運動シナジーよりも、筋シナジーと明確な対応関係を持つことを示した。対応する筋シナジーと運動シナジーを比較することで、筋シナジーの機能について詳細な分析を行うことが可能になった。

今後の展望として、傾斜や階段の上り下り、走行などの移動運動においても、本研究で提案したアプローチが筋シナジーの機能を解明するのに有効であるか検証していくことが挙げられる。

## 参考文献

- 1) Andrea d'Avella, Philippe Saltiel, and Emilio Bizzi. Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature neuroscience*, Vol. 6, No. 3, pp. 300–308, 2003.
- 2) Yuri P Ivanenko, Richard E Poppele, and Francesco Lacquaniti. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *The Journal of physiology*, Vol. 556, No. 1, pp. 267–282, 2004.
- 3) Yuri P Ivanenko, Germana Cappellini, Nadia Dominici, Richard E Poppele, and Francesco Lacquaniti. Coordination of locomotion with voluntary movements in humans. *Journal of Neuroscience*, Vol. 25, No. 31, pp. 7238–7253, 2005.
- 4) Lena H Ting and Jane M Macpherson. A limited set of muscle synergies for force control during a postural task. *Journal of neurophysiology*, Vol. 93, No. 1, pp. 609–613, 2005.
- 5) Richard R Neptune, David J Clark, and Steven A Kautz. Modular control of human walking: a simulation study. *Journal of biomechanics*, Vol. 42, No. 9, pp. 1282–1287, 2009.
- 6) Sina Esmaeili, Hojjat Karami, Mina Baniasad, Mahya Shojaefard, and Farzam Farahmand. The association between motor modules and movement primitives of gait: A muscle and kinematic synergy study. *Journal of Biomechanics*, Vol. 134, p. 110997, 2022.
- 7) Benio Kibushi, Shota Hagio, Toshio Moritani, and Motoki Kouzaki. Speed-dependent modulation of muscle activity based on muscle synergies during treadmill walking. *Frontiers in human neuroscience*, Vol. 12, p. 4, 2018.
- 8) Jonathan Camargo, Aditya Ramanathan, Will Flanagan, and Aaron Young. A comprehensive, open-source dataset of lower limb biomechanics in multiple conditions of stairs, ramps, and level-ground ambulation and transitions. *Journal of Biomechanics*, Vol. 119, p. 110320, 2021.
- 9) Daniel D Lee and H Sebastian Seung. Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization. *Nature*, Vol. 401, No. 6755, pp. 788–791, 1999.
- 10) Richard W Bohannon and A Williams Andrews. Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*, Vol. 97, No. 3, pp. 182–189, 2011.