

# 起立動作において視覚情報の有無が 下肢の筋シナジーに与える影響の解析

○吉田和憲（東京大学） Qi An（東京大学） 石川雄己（東京大学） 山川博司（東京大学）  
田村雄介（東京大学） 山下淳（東京大学） 浅間一（東京大学）

## 1. 序論

起立動作は、日常生活における基本的な動作であり、生活の質に関わる。そのため、起立動作を十全に行えない人に対するリハビリテーションは、重要な課題である。さらに、より効果的なりハビリテーションを行うには、その動作の仕組みを理解した上でリハビリテーションを施すことが必要である。

ヒトの動作は、冗長な筋を適切に協調して活動させて関節トルクを生成し、実現される。筋群が適切に協調して活動していることを表す考え方に、筋シナジー仮説がある [1]。筋シナジー仮説では、筋シナジーと呼ばれる複数の筋からなるモジュールを活動させると考えることで、協調した筋活動を表現する。筋シナジーによってヒトの活動を理解することで、単一の筋ではなく複数の筋に注目したりハビリテーションを展開できる。

また、ヒトの動作が多様な環境の中で行われるためには、それぞれのモジュールに対し、常に同じ強度で活動させるのではなく、環境に応じて適切に補正しながら活動させる必要がある。そしてその補正は、感覚情報に基づいて行われている。このことは、特に立位姿勢維持や歩行に関する研究で、報告がなされている [2][3]。

起立動作が4つの筋シナジーによって説明されることはすでに報告されているが [4]、筋活動がどのような感覚情報に基づいて補正されているかに関しては、まだわかっていない。感覚器からの情報を用いて筋活動を補正する研究としては、立位姿勢維持において、視覚情報、前庭感覚、体性感覚が姿勢維持のための筋活動に与える影響を調べた研究がある [3]。また、歩行動作においても、接地時の足裏触覚が歩行中の筋シナジーに与える影響を調べた研究 [2][5] や、視覚情報が歩行動作に与える影響を調べた研究 [6] がある。これらで注目されている感覚情報の中で、本研究ではまず視覚情報に注目し、視覚情報と筋活動との関係に関して明らかにすることを目的とする。

具体的には、視覚情報の遮断という環境情報の変化を与えた際の起立動作の筋活動を測定する。測定した筋活動から筋シナジーを抽出し、通常時の起立動作との違いを比較することで、視覚情報が起立動作に与える影響を考察する。

## 2. 視覚情報と筋シナジーの関係の調査法

### 2.1 筋シナジー仮説と感覚フィードバック

ヒトの筋の制御は、冗長な系の協調した制御となっている。この冗長な筋の協調した制御に対する仮説として、筋シナジー仮説がある [1]。筋シナジーの概念図

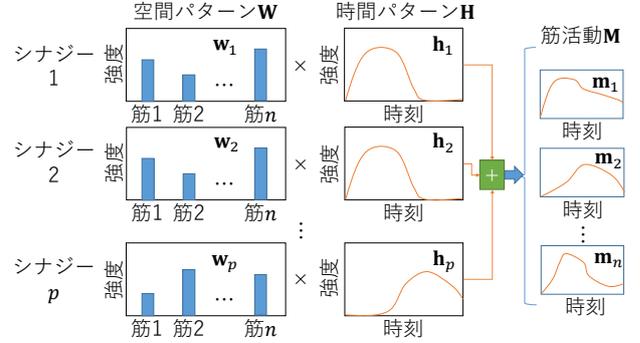


図1 筋シナジーの概念

を、図1に示す。筋シナジー仮説では、筋シナジーという、いくつかの筋群をまとめたモジュール（空間パターン）に対して、時間ごとに制御をかけることで（時間パターン）、冗長な筋の制御を行っていると考えられる。

筋  $i$  の筋活動を時系列でならべたものを、 $\mathbf{m}_i(t) \in \mathbb{R}^{T_{\max}}$  としたとき、筋活動  $\mathbf{M} \in \mathbb{R}^{n \times T_{\max}}$  を

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} \mathbf{m}_1 \\ \mathbf{m}_2 \\ \vdots \\ \mathbf{m}_n \end{pmatrix}, \quad (1)$$

と表せる。ただし、 $n$  は筋の数を、 $T_{\max}$  は筋の動作時間を表す。このとき、2つの行列  $\mathbf{W} \in \mathbb{R}^{n \times l}$  と  $\mathbf{H} \in \mathbb{R}^{l \times T_{\max}}$  を用いて、

$$\mathbf{M} = \mathbf{W}\mathbf{H}, \quad (2)$$

となるように分解したとき、 $\mathbf{W}$  が筋シナジーの空間パターン、 $\mathbf{H}$  が筋シナジーの時間パターンとなる。ただし、 $\mathbf{W}$ 、 $\mathbf{H}$  はそれぞれ、

$$\mathbf{W} = \begin{pmatrix} \mathbf{w}_1 & \mathbf{w}_2 & \dots & \mathbf{w}_l \end{pmatrix}, \quad (3)$$

$$\mathbf{H} = \begin{pmatrix} \mathbf{h}_1 \\ \mathbf{h}_2 \\ \vdots \\ \mathbf{h}_l \end{pmatrix}, \quad (4)$$

であり、 $\mathbf{w}_i$ 、 $\mathbf{h}_i(t)$  がそれぞれ、 $i$  番目の筋シナジーの空間パターン、時間パターンを表し、 $l$  は筋シナジーの数を表す。

条件名	開眼/閉眼	明所/暗所
通常	開眼	明所
暗所開眼	開眼	暗所
暗所閉眼	閉眼	暗所

このとき、空間パターン  $\mathbf{W}$  は、ヒトの中枢の中に神経回路として構築されるものであり、時間パターン  $\mathbf{H}$  は、空間パターン  $\mathbf{W}$  の各時間ごとの発火頻度であると考えられる。したがって、空間パターン  $\mathbf{W}$  は、学習による slow dynamics によって変化するのに対し、時間パターン  $\mathbf{H}$  は fast dynamics によって変化する。そのため、感覚フィードバックによる筋活動の補正は、空間パターン  $\mathbf{W}$  には表れず、時間パターン  $\mathbf{H}$  に表れると考えられる。

Anらによって起立動作は4つの筋シナジーで表されていることが示されているため [4]、本研究では起立動作から4つの筋シナジーを抽出した際の、その時間パターンの違いを評価することによって、感覚フィードバックによる筋活動の補正を調べる。

## 2.2 視覚情報の遮断方法

視覚情報を遮断する方法としては、光源を遮断、すなわち暗所にする方法と、目を閉じてもらう、すなわち閉眼する方法を用いる。先述の通り、ヒトは視覚情報以外にも前庭感覚、体性感覚、触覚などの感覚情報を統合して運動を実現している。ここで、閉眼によって視覚情報を遮断する状況と、開眼だが何も情報を得られていない状況では統合の仕方が異なっていることが知られている [3]。すなわち、開眼していると、視覚情報を使用している時の感覚統合と近い感覚統合になるが、閉眼すると、視覚情報を使用しない時の感覚統合へと切り替えられると考えられる。そのため、開眼暗所により、視覚情報の情報だけが失われた状況での起立と、閉眼により、視覚情報を用いない形に感覚統合が切り替えられた状況での計測を行う。

## 3. 視覚情報遮断時の起立動作計測実験

### 3.1 計測条件と被験者

本研究で用いた計測条件を、表1に示す。被験者は、年齢  $22.8 \pm 0.8$  才の男性5名に協力をいただいた。5名に対し、表1に示されている条件すべてを、通常、暗所開眼、暗所閉眼の順で行った。

### 3.2 計測環境

表面筋電計により筋電を 2,000 Hz で計測、モーションキャプチャシステムにより位置座標を 100 Hz で計測、床反力計により足裏床反力と臀部床反力を 2,000 Hz で計測した (図2)。筋電計により計測した筋は、前頸骨筋 (TA)、腓腹筋外側頭 (GAL)、腓腹筋内側頭 (GAM)、ヒラメ筋 (SOL)、大腿直筋 (RF)、外側広筋 (VL)、内側広筋 (VM)、大腿二等筋長頭 (BFL)、半腱様筋 (SEMI)、大殿筋 (GMAX)、中殿筋 (GMED)、腹直筋 (RA)、外腹斜筋 (EO)、脊柱起立筋 (ES) の計 14 筋とし、右半身・左半身の計 30 筋の計測を行った (図3)。また、モーションキャプチャのマーカは、

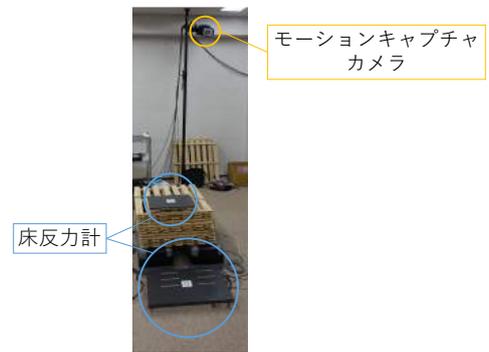


図2 計測環境

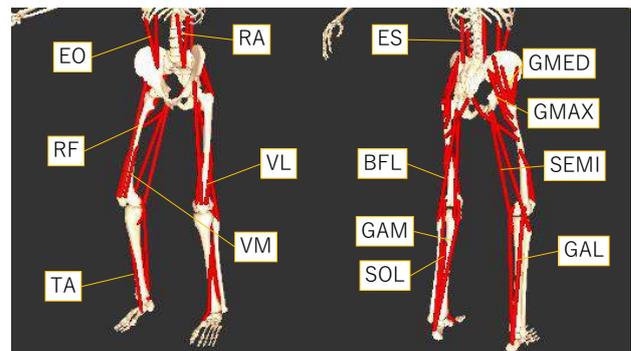


図3 計測した14筋 (左右合計28筋)

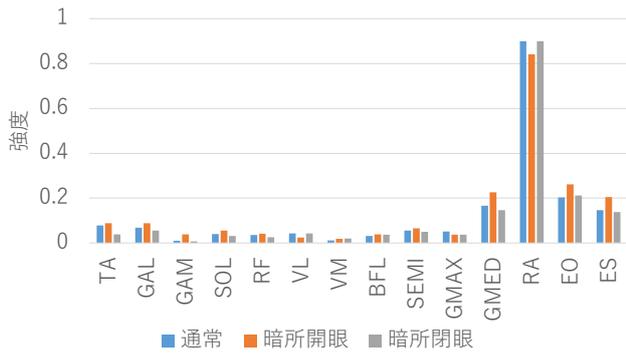
Helen Hayes のマーカセットを用いた [7]。

### 3.3 解析手法

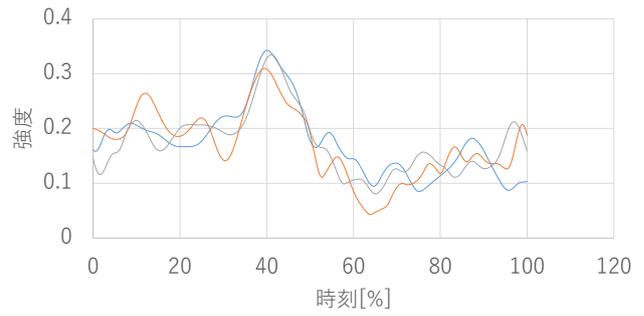
筋電は、左右での活動が同じと考え、右半身のデータに対して/解析を行った。右半身の筋電データに対し、500 Hz のローパスフィルタ、5 Hz のハイパスフィルタと、50 Hz のストップフィルタをかけた後、整流化し、その上に 3.3 Hz のローパスフィルタをかけ、筋活動量とした。被験者間での比較を可能とするため、筋活動量を、その被験者のデータにおける最大筋活動量で正規化した。その後、試行毎に時間軸を合わせるため、臀部床反力計の上下方向のデータを用いた。具体的には、臀部が離床したタイミングを、試行中観測された臀部床反力計の最大値、最小値の和の 1/4 を閾値とし、閾値を下回ったタイミングが一致するように時間軸を移動させた。さらに、モーションキャプチャシステムにより取得した肩の位置座標を用い、肩が前方に動き始めたタイミングを動作開始、肩の上下方向への動きが無くなったタイミングを動作終了として、その区間の筋活動量を切り出した。最後に、筋活動量から筋シナジーを計算するため、非負値行列因子分解 (NNMF) を用いて、空間パターン  $\mathbf{W}$  と時間パターン  $\mathbf{H}$  に分解した。

## 4. 結果

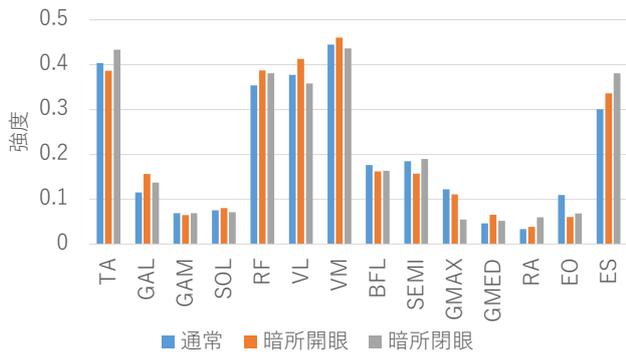
全ての被験者のすべての施行での筋シナジーに対し、実験条件ごとに平均した空間パターン  $\mathbf{W}$  と時間パターン  $\mathbf{H}$  を、図4に示す。図4(a), (c), (e), (g) はそれぞれ  $\mathbf{w}_{1,2,3,4}$  を表し、図4(b), (d), (f), (h) はそれぞれ  $\mathbf{h}_{1,2,3,4}$  を表す。Anらが示したのと同様に [4]、シナジー1は RA や EO が働いて上体を前傾させるシナジー、シ



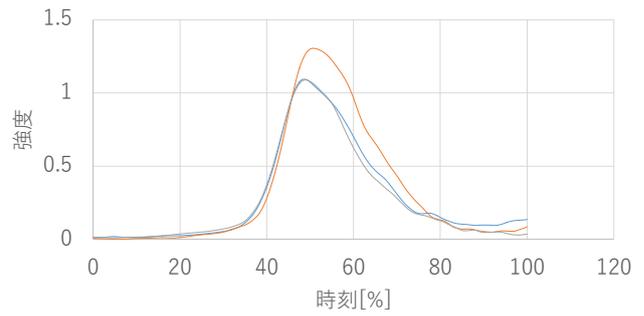
(a) シナジー 1 空間パターン



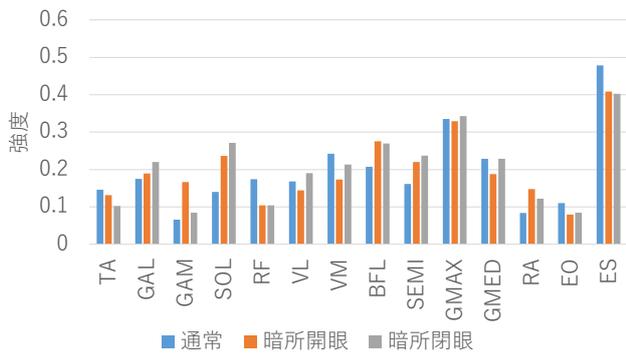
(b) シナジー 1 時間パターン



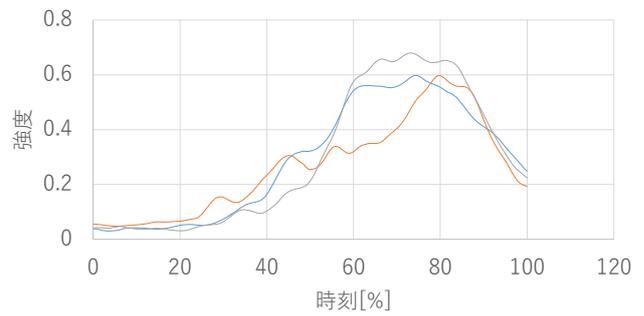
(c) シナジー 2 空間パターン



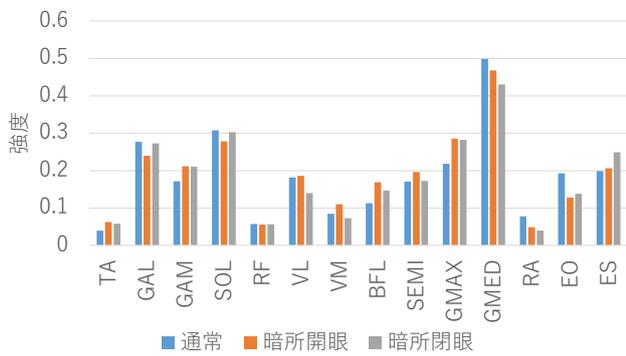
(d) シナジー 2 時間パターン



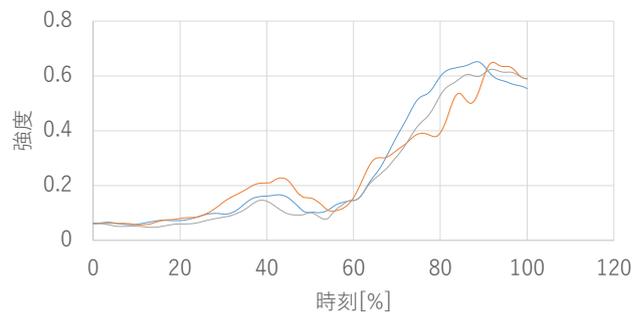
(e) シナジー 3 空間パターン



(f) シナジー 3 時間パターン



(g) シナジー 4 空間パターン



(h) シナジー 4 時間パターン

図4 各条件における筋シナジー

ナジー 2 は TA や RF, VL, VM が働いて体全体を前に押し出すシナジー, シナジー 3 は VL, VM, BFL, SEMI が働いて体を上に持ち上げるシナジー, シナジー 4 は GAL, GAM, SOL, GMAX, GMED が働いて体を後ろに引き戻し, 姿勢を安定化させるシナジーとなっている。

この結果が示す通り, 起立動作における筋シナジーの時間パターン  $\mathbf{H}$  の変化は見られなかった。

## 5. 考察

前章の結果で示した通り, 本研究で用いた条件内では, 時間パターン  $\mathbf{H}$  に変化は発生しなかった。このことは, 本研究で用いた計測筋と解析手法の範囲内では, 視覚情報の影響が観測できなかったことを示す。一方で, 重心位置の軌跡や関節角など, 被験者によっては, 実験条件ごとの違いが見られる部分があった。ただ, 重心位置の軌跡や関節角などで違いが見られた被験者においても, 筋シナジーの変化は小さかった。このことから, 計測した下肢の範囲内に関しては, 視覚情報の影響はほとんどない, すなわち, いかなる視覚情報入力に対しても同じ決められたパターンにしたがって筋を活動させているのではないかと考えられる。逆に, 本研究では計測を行わなかった上体が, 重心位置などを適切に制御しており, そこに視覚情報が影響を与えているという可能性は残される。したがって, 腹部, 背部のより上部の筋活動や, 首の筋活動なども計測し, 起立動作を全身運動として計測することで, 上体が視覚情報を用いて重心位置を制御しているという先の仮説を検証し, 視覚情報の影響の有無をより詳細に調べることが出来る。

## 6. 結論

起立動作の感覚情報と筋活動との関連を調べるため, 視覚情報の有無が起立動作の筋シナジーに与える影響を調べた。結果, 視覚情報の有無は, 本研究での計測, 解析の中では, 起立動作の筋シナジーには影響を与えないことが分かった。今後は, 計測対象を上肢に広げ, 起立動作を全身運動として解析を行うことで, 視覚情報の起立動作への影響の有無を, より詳細に調べる。

## 謝辞

本研究の一部は, 科研費 15K20956, 26120005, 16H04293, 15J07655, JST RISTEX 問題解決型サービス科学研究開発プログラムの助成を受けた。

## 参考文献

- [1] N. Bernstein: The Co-ordination and Regulation of Movement, Pergamon, Oxford, 1967.
- [2] Y. P. Ivanenko, R. Grasso, M. Zago, M. Molinari, G. Scivoletto, V. Castellano, V. Macellari and F. Lacquaniti: “Temporal Components of the Motor Patterns Expressed by the Human Spinal Cord Reflect Foot Kinematics”, Journal of Neurophysiology, vol. 90, no. 5, pp. 3555–3565, 2003.
- [3] R. Chiba, K. Takakusaki, J. Ota, A. Yozu and N. Haga: “Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics”, Neuroscience Research, vol. 104, pp. 96–104, 2016.

- [4] Q. An, Y. Ishikawa, S. Aoi, T. Funato, H. Oka, H. Yamakawa, A. Yamashita and H. Asama: “Analysis of Muscle Synergy Contribution on Human Standing-up Motion Using a Neuro-Musculoskeletal Model”, Proceedings of the 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA2015), pp. 5885–5890, 2015.
- [5] S. Aoi, N. Ogihara, T. Funato, Y. Sugimoto and K. Tsuchiya: “Evaluating functional roles of phase resetting in generation of adaptive human bipedal walking with a physiologically based model of the spinal pattern generator”, Biological Cybernetics, vol. 102, no. 5, pp. 373–387, 2010.
- [6] 平松隆, 高木恭也, 森芳郎, 宮田英雄, 時田喬: “歩行における視覚情報の役割について逆転プリズムを用いた実験”, Equilibrium Research, vol. 50, no. 3, pp. 322–328, 1991.
- [7] M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan and M. E. Wootten: “Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking”, Journal of Orthopaedic Research, vol. 8, no. 3, pp. 383–392, 1990.