

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 Qi An 石川雄己 山川博司 田村雄介 山下淳 浅間一（東京大学）

概要 起立動作は日常の基本的な動作であり、本研究ではその起立動作を対象に、起立動作における下肢の筋シナジーに視覚情報が与える影響を調べる。開眼した状態で実験環境を明所と暗所にし、5名の運動を計測した。足、膝、股、腰関節の伸筋、屈筋の筋活動を計測した表面筋電位から筋シナジーを抽出した。明所と暗所における筋シナジーの比較を行った結果、明所と暗所において下肢の筋シナジーに違いがないことが分かった。

キーワード: 起立動作, 視覚情報, 筋シナジー

1 序論

起立動作は、日常生活を送る中での基本的な動作の1つであり、これまでに様々な解析がなされている。起立動作のリハビリテーションを効果的に行うためには、起立動作の筋活動を解析することが重要となる²⁾。ヒトの筋活動を解析する際に問題となるのが、ヒトの筋の冗長性である。ヒトは関節自由度よりも多くの筋があり、その冗長な筋が協調して活動することにより動作が生成されている。したがって、起立動作の筋活動を解析するためには、起立動作の筋活動がどのような筋の協調により生成されているかを解析する必要がある。

ヒトの筋が協調して活動していることを表す考え方として、筋シナジー仮説がBernsteinにより提案されている³⁾。筋シナジー仮説での考え方の概要を、Fig. 1に示す。筋シナジー仮説では、筋活動を、個別の筋の活動ではなく、筋シナジーと呼ばれる筋群の活動として表す。すなわち、中枢神経系から出た指令は、各筋を個別に活動させるのではなく、筋シナジーに含まれる筋に対して活動を与える。

筋シナジー仮説を用いることで、起立動作は、座面高や起立速度に関わらず、Fig. 2に示すような、前屈、離床、伸展、安定化の4つの筋シナジーによって説明できることがAnらにより示されている⁴⁾。また、この4つの筋シナジーは、Schenkmanらが示した起立動作の運動学的な4つのフェーズ⁵⁾とそれぞれ強く対応している。一方で、これら4つの筋シナジーが、どのようにして制御されているかに関しては、明らかになっていない。

筋シナジーの制御に関して、歩行において、足裏反力情報に基づいて歩行の5種類の筋シナジーが制御さ

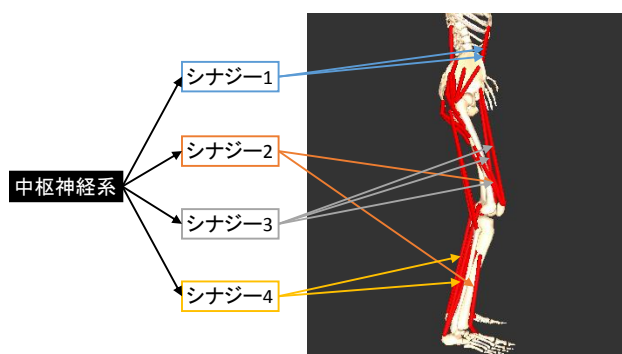


Fig. 1: 筋シナジーの概念

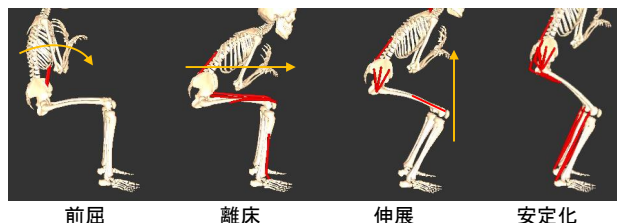


Fig. 2: 起立動作を説明する4つの筋シナジーの機能と筋シナジーを構成する主な筋（赤線）

れていることがIvanenkoらにより示されている⁶⁾。これをもとに、本研究では作業仮説として、起立動作においても、筋シナジーは感覚情報に基づいて制御されると仮定する。

ヒトの筋活動に影響を与える感覚情報として、立位姿勢維持や歩行の研究において、視覚情報が重要な感覚情報の1つであることが分かっている^{7, 8, 9)}。そのため、本研究では、起立動作の筋シナジーの制御に影響を与える感覚情報として、視覚情報に着目し、視覚情報と筋シナジーの関係を明らかにすることを目的とする。特に、暗所と通常の起立動作における筋シナジーとの違いを見ることで、視覚情報と筋シナジーの関係を明らかにする。

2 解析方法

2.1 筋シナジーの抽出

筋シナジー仮説では、筋活動を、Fig. 3に示すように、空間パターンと時間パターンの線形和として表す。筋の数を n 、時間を $T_{\max}$ としたとき、任意の筋シナジー k に対して、筋シナジーの空間パターン $\mathbf{w}_k \in \mathbb{R}^n$ は、各筋の活動度を表し、筋シナジーの時間パターン $\mathbf{h}_k \in \mathbb{R}^{T_{\max}}$ は、各シナジーの時間変化を表す。このと

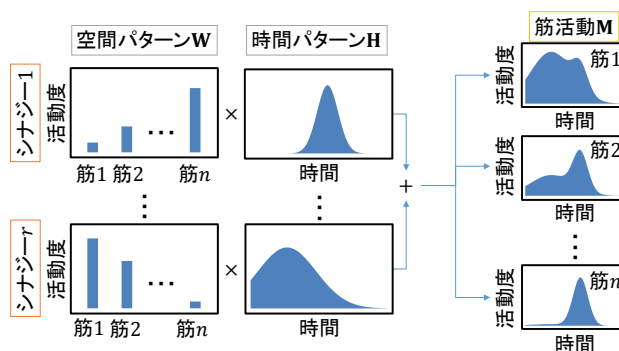


Fig. 3: 筋シナジーにより筋活動を表す方法

*本研究は第34回日本ロボット学会学術講演会で発表したものである¹⁾。

き、筋活動 $\mathbf{m}_i \in \mathbb{R}^{T_{\max}}$ は、筋シナジーの数を r とすると、

$$\mathbf{m}_i = \sum_{k=1}^r w_{ki} \mathbf{h}_k, \quad (1)$$

と表される。ただし、 w_{ki} は、 $\mathbf{w}_k$ の i 番目の成分を表す。

ここから、行列 $\mathbf{W} \in \mathbb{R}^{n \times r}$ 、 $\mathbf{H} \in \mathbb{R}^{r \times T_{\max}}$ 、 $\mathbf{M} \in \mathbb{R}^{n \times T_{\max}}$ を、

$$\mathbf{W} = (\mathbf{w}_1 \ \mathbf{w}_2 \ \dots \ \mathbf{w}_r), \quad (2)$$

$$\mathbf{H} = (\mathbf{h}_1 \ \mathbf{h}_2 \ \dots \ \mathbf{h}_r)^T, \quad (3)$$

$$\mathbf{M} = (\mathbf{m}_1 \ \mathbf{m}_2 \ \dots \ \mathbf{m}_n)^T, \quad (4)$$

と定義すると、

$$\mathbf{M} = \mathbf{W}\mathbf{H}, \quad (5)$$

と表せる。式 (5) をもとに、非負値行列因子分解¹⁰⁾を用いて、筋活動 $\mathbf{M}$ から、筋シナジーの空間パターン $\mathbf{W}$ と時間パターン $\mathbf{H}$ を抽出する。

2.2 筋シナジーの比較

視覚情報の有無が筋シナジーに与える影響を調べるため、視覚情報を利用する起立動作と、視覚情報を利用しない起立動作を計測する。その2つの環境での筋活動から、2.1節で述べた方法を用いて、それぞれ筋シナジーを抽出する。それぞれの条件から得られた筋シナジーの空間パターン $\mathbf{W}$ と時間パターン $\mathbf{H}$ を比較する。

空間パターン $\mathbf{W}$ は、各筋の活動度を表すものであるから、その活動度の比較を行えばよい。そのため、空間パターン $\mathbf{W}$ に関しては、各シナジーにおける各筋の活動度を、 t 検定により比較する。

時間パターン $\mathbf{H}$ は、シナジーの活動度の時間変化を表し、時間方向と活動度方向の2種類の変化が存在する。そのため、時間パターン $\mathbf{H}$ に関しては、時間軸方向に関する違いと、振幅方向に関する違いに分けて比較を行う。

時間パターン $\mathbf{H}$ の時間軸方向の違いに関しては、筋シナジーが起立動作の運動学的フェーズと強く対応していることを利用し、起立動作の運動学的フェーズの時間変化を評価する。方法としては、Schenkman らの方法を用いて、起立動作を、前屈、離床、伸展、安定化の4つのフェーズに分割する⁵⁾。分割された各フェーズの時間の長さを t 検定により比較する。この際、最後の安定化のフェーズに関しては、全身が伸展した後の立位へと移行したフェーズであり、終了が定義されない。そのため、起立動作の時間の評価として、前屈、離床、伸展の3つのフェーズに対して、時間の長さの比較を行う。

時間パターン $\mathbf{H}$ の振幅方向は、時間パターンの振幅に関して t 検定により比較する。振幅の値は、Fig. 4に示すように、各フェーズ中での振幅の平均値を用いる。

以上、条件によって空間パターン $\mathbf{W}$ に差があるか、時間パターン $\mathbf{H}$ の時間と振幅に差はあるかを調べる。

3 実験方法

3.1 実験条件と被験者

実験条件としては、通常条件（明所）と、視覚情報を用いることを難しくするために部屋を暗くした条件

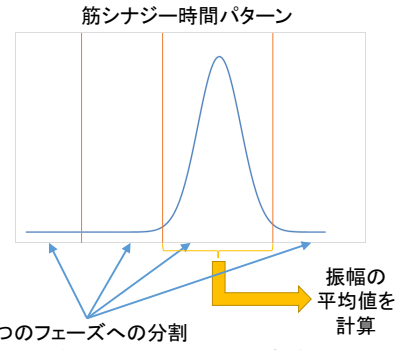


Fig. 4: 筋シナジー時間パターンの振幅の差の評価に用いる値

（暗所）の2条件を用意した。被験者は、年齢 22.8 ± 0.8 歳の男性5名で実験を行った。5名の被験者すべてに対し、明所、暗所の順で、それぞれ10回ずつ、起立動作の計測を行った。

座面高さは、大腿が目測の上で水平となるように調整した。起立動作の速度に関しては、特に指示を行わず、被験者の自由に任せた。

3.2 計測環境

表面筋電計により筋電を2000 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2000 Hzで計測した (Fig. 5)。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28筋の計測を行った (Fig. 6)。また、モーションキャプチャのマーカー位置は、Helen Hayesのマーカーセットを用いた¹¹⁾。

3.3 解析手法

筋電に関しては、起立動作は矢状面上の動きであるため、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により、ノイズ除去を行った。さらに、50 Hzのストップフィルタにより、電源ノイズを除去した。その後、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

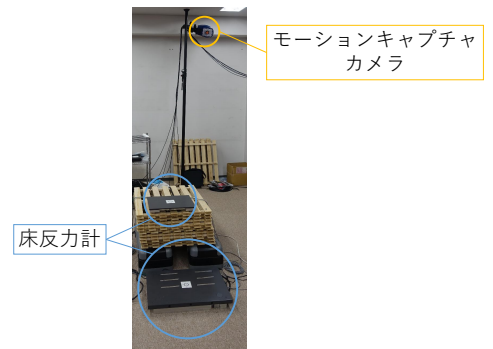


Fig. 5: 計測環境

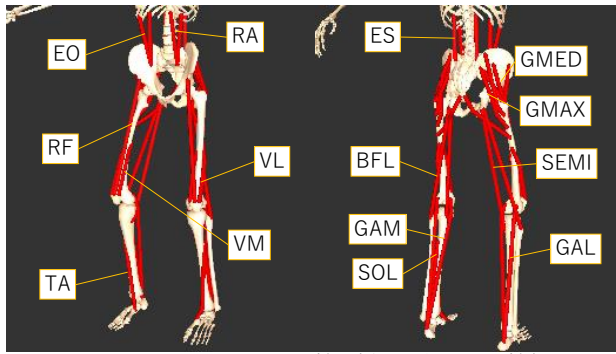


Fig. 6: 計測した 14 筋（左右合計 28 筋）

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の最大値の 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

すべての被験者のすべての試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、Fig. 7 に示す。Figs. 7(a), (c), (e), (g) はそれぞれ $\mathbf{w}_{1,2,3,4}$ を表し、Figs. 7(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、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⁴⁾。

抽出された筋シナジーに対し、2.2 節で示した方法を用いて、条件による差の有無を検定した。

4.1 空間パターン $\mathbf{W}$ に関する差の検定

空間パターン $\mathbf{W}$ に対して t 検定を有意水準 5% で行ったところ、 $\mathbf{w}_{1,2,3,4}$ のすべての筋に関して、有意差は認められなかった。

4.2 時間パターン $\mathbf{H}$ に関する差の検定

時間パターン $\mathbf{H}$ に関しては、2.2 節に述べたとおり、時間に関する検定と、振幅に関する検定を行った。

まず、時間に関して、Schenkman らの方法⁵⁾により起立動作を分割した際の各フェーズの時間の平均を、Fig. 8 に示す。ここから、各フェーズの時間に対し t 検定を有意水準 5% で行ったところ、有意差は認められなかった。

次に、振幅に関して、分割されたそれぞれの範囲内で、時間パターン $\mathbf{h}_k$ の振幅の平均値を計算し、平均したものを、Fig. 9 に示す。ここから、各シナジーに対し t 検定を有意水準 5% で行ったところ、有意差は認められなかった。

以上の 3 つの検定より、通常の状態における起立と暗所における起立の間で、筋シナジーに差異は認められなかった。

5 考察

今回の実験においては、4 章に示した通り、通常的环境下での起立動作と、暗所における起立動作の間で、筋シナジーに差はないことが分かった。この理由として、以下のような理由が考えられる。

1. 視覚情報は、健常者の一般的な起立動作にはほとんど影響を及ぼさない。
2. 他の感覚情報が視覚情報の不足を補完した。
3. 環境が被験者にとって既知なものであったため、感覚情報による補正が必要ではなかった。

まず、1 に関して詳説する。視覚情報の重要性は、立位姿勢維持⁷⁾や歩行⁸⁾⁹⁾において報告されている。立位姿勢維持や歩行における視覚情報の役割は、方向の認識、障害物の回避、前庭感覚の補正等である⁹⁾。一方で、起立動作に対しては、これらの役割はあまり意味をなさないと考えられる。方向認識や障害物の回避は、移動を伴わない起立動作にはほとんど関係のないことであり、また前庭感覚の補正も、数秒で終了する動作に対しては意味を持たない。そのため、視覚情報が起立動作において大きな役割を担っていないことが考えられる。

一方で、この考えは、前庭感覚や体性感覚等の、視覚以外の感覚器が正しく働いていることが前提と考えられる。すなわち、前庭感覚や体性感覚等の、視覚以外の感覚情報が不十分であるような状況では、視覚情報は起立動作に大きな影響を与えている可能性も考えられる。

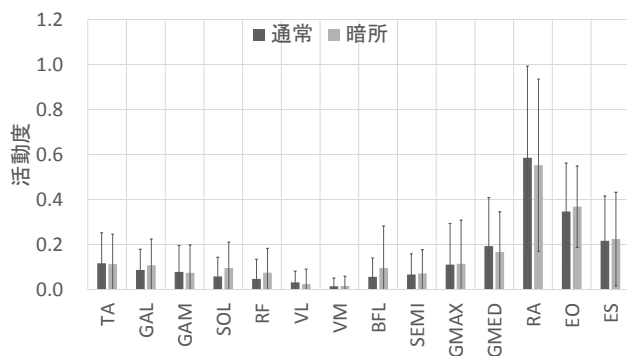
次に、2 に関して詳説する。ヒトの感覚情報は、ノイズ等の不確かさを持つ情報であるため、状況に応じてどの感覚情報をより信用するかという重みを変更しているといわれている¹²⁾。そのため、視覚情報が失われた場合は、他の感覚情報によって視覚情報を補完する形で、感覚情報の重みを変更されることが考えられる。感覚情報の重みが増えられた結果、視覚情報の有無にかかわらずほぼ同じような筋活動と動作が生成されたのではないかと考えられる。

最後に、3 に関して詳説する。今回の実験環境は、日常で行う起立動作と大差なく、また、通常 10 回、暗所 10 回の合計 20 回の起立動作の中で、全く変化しない環境であった。すなわち、起立動作を行う際に、毎回全く同じ筋活動を出力すれば、起立動作を行うことができる環境であったと言える。したがって、感覚情報による補正があまり必要なかったため、視覚情報の有無が筋活動にほとんど影響を及ぼさなかったと考えられる。

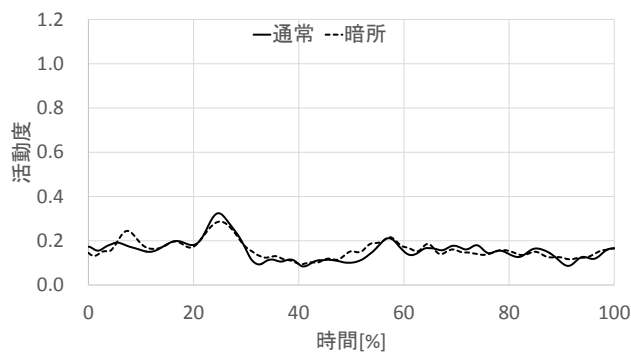
また、これに関しては、順序効果によりこの影響がより大きく出た可能性も存在する。すなわち、先に通常の条件で 10 回の起立動作を行う間に、その環境での起立動作を覚え、暗所での動作中は感覚情報を使わずに同じ動作を繰り返した可能性も存在する。

6 結論

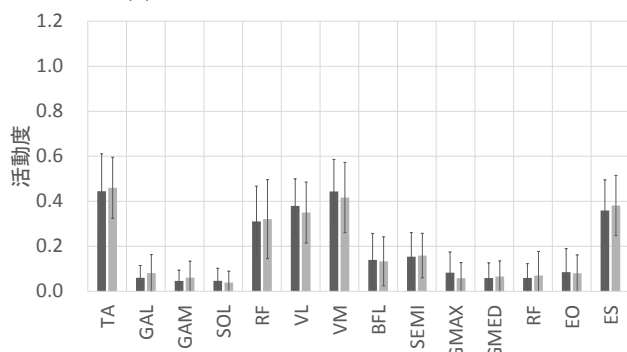
起立動作の感覚情報と筋活動との関連を調べるため、視覚情報の有無が起立動作の筋シナジーに与える影響



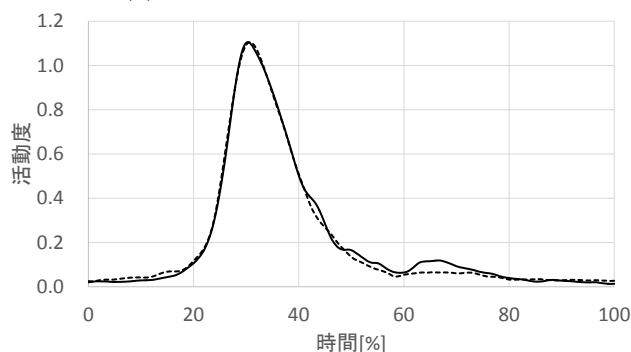
(a) シナジー 1 (前屈) 空間パターン



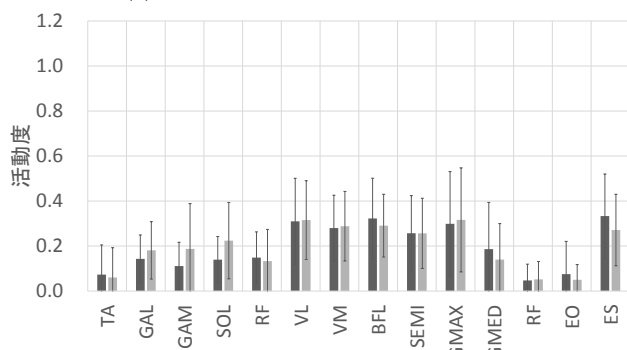
(b) シナジー 1 (前屈) 時間パターン



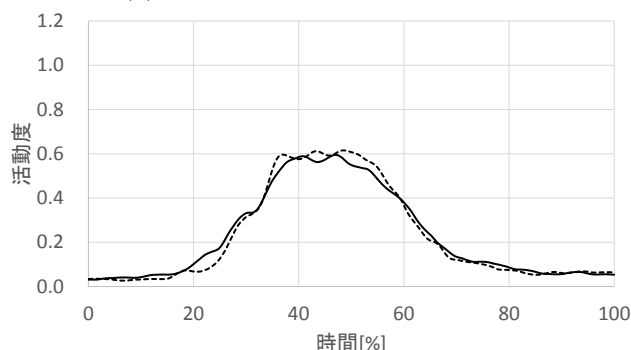
(c) シナジー 2 (離床) 空間パターン



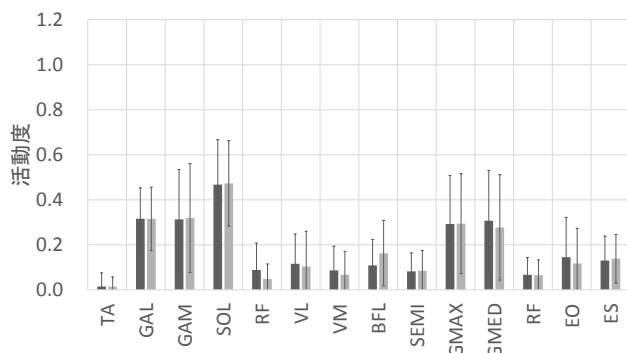
(d) シナジー 2 (離床) 時間パターン



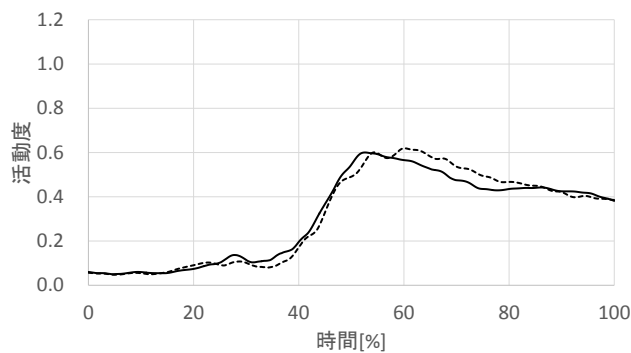
(e) シナジー 3 (伸展) 空間パターン



(f) シナジー 3 (伸展) 時間パターン



(g) シナジー 4 (安定化) 空間パターン



(h) シナジー 4 (安定化) 時間パターン

Fig. 7: 各条件における筋シナジー

を調べた。結果、本研究の実験においては、起立動作の筋シナジーに対して、視覚情報の有無による差異は見られなかった。今後、様々な視覚への介入が起立動作の筋シナジーに与える影響の調査により、視覚情報が起立動作の筋シナジーに与える影響がより明確になると考えられる。加えて、前庭感覚や体性感覚が起立動作の筋シナジーに与える影響を調べることで、起立

動作の筋シナジーを制御する感覚情報が次第に明確になることが期待される。

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。

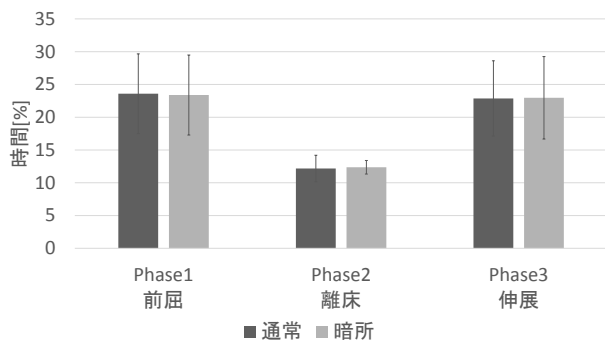


Fig. 8: 起立動作の分割時間の平均

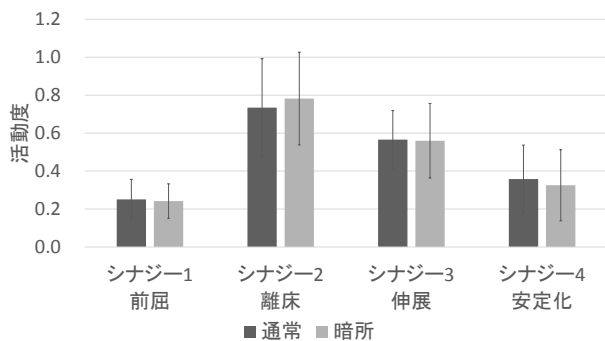


Fig. 9: 時間パターンの各分割範囲内での振幅の平均

参考文献

- 1) 吉田和憲, Q. An, 石川雄己, 山川博司, 田村雄介, 山下淳, 浅間一: 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, 第34回日本ロボット学会学術講演会予稿集, RSJ2016AC1A3-05 (2016)
- 2) Z. Matjacic, M. Zadavec and J. Oblak: Sit-to-stand trainer: An apparatus for training "normal-like" sit to stand movement, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, **24**-6, 639/649 (2016)
- 3) N. Bernstein: The co-ordination and regulation of movement, Pergamon, Oxford (1967)
- 4) Q. An, 石川雄己, 船戸徹郎, 青井伸也, 岡敬之, 山川博司, 山下淳, 浅間一: 座面高と速度の異なるヒト起立動作における筋シナジー解析, 計測自動制御学会論文集, **50**-8, 560/568 (2015)
- 5) M. Schenkman, R. A. Berger, P. O. Riley, R. W. Mann and W. A. Hodge: Whole-body movements during rising to standing from sitting, Physical Therapy, **70**-10, 638/648 (1990)
- 6) 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, **90**-5, 3335/3565 (2003)
- 7) V. Nougier, C. Bard, M. Fleury and N. Teasdale: Contribution of central and peripheral vision to the regulation of stance, Gait & Posture, **5**-1, 34/41 (1997)
- 8) A. E. Patla: How is human gait controlled by vision?, Ecological Psychology, **10**-3-4, 287/302 (1998)
- 9) S. Rossignol, R. Dubuc and J. P. Gossard: Dynamic sensorimotor interactions in locomotion, Physiological Reviews, **86**-1, 89/154 (2006)
- 10) D. D. Lee and H. S. Seung: Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization, Nature, **401**-6755, 788/791 (1999)
- 11) M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan and M. E. Wooten: Measurement of lower extremity kinematics during level walking, Journal of Orthopaedic Research, **8**-3, 383/392 (1990)

- 12) L. Nashner and A. Berthoz: Visual contribution to rapid motor responses during postural control, Brain Research, **150**-2, 403/407 (1978)