

カロリックテストを用いた 前庭感覚が起立動作の筋シナジーに与える影響の解明

吉田 和憲*¹, Qi AN*², 四津 有人*³, 千葉 龍介*⁴, 高草木 薫*⁴, 山川 博司*²,
田村 雄介*², 山下 淳*², 浅間 一*²

Clarification of Effects of Vestibular Sensory Information on Muscle Synergy in Sit-to-Stand Motion Using Caloric Test

Kazunori YOSHIDA*¹, Qi AN*², Arito YOZU*³, Ryosuke CHIBA*⁴,
Kaoru TAKAKUSAKI*⁴, Hiroshi YAMAKAWA*², Yusuke TAMURA*²,
Atsushi YAMASHITA*² and Hajime ASAMA*²

*¹ Department of Precision Engineering, Faculty of Engineering, The University of Tokyo
7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8656, Japan

*² Department of Precision Engineering, Graduate School of Engineering, The University of Tokyo
7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8656, Japan

*³ Department of Rehabilitation Medicine, Graduate School of Medicine, The University of Tokyo
7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8655, Japan

*⁴ Research Center for Brain Function and Medical Engineering, Asahikawa Medical University
1-1-1 Higashi-2-jo, Midorigaoka, Asahikawa-shi, Hokkaido 078-8510, Japan

Human sit-to-stand motion is essential in daily life. This study aims to clarify effects of vestibular sensory information on muscle synergy in sit-to-stand motion. Firstly, muscle activity was measured by surface electromyograph (EMG) in normal condition, dark room condition and vestibular sensor inhibited condition. In this study, vestibular sensory information was inhibited by caloric test. Secondly, muscle synergies were extracted from measured muscle activity of flexor or extensor of ankle, knee, hip, lumber and neck joint. Finally, the muscle synergies were compared among different conditions. As a result, when vestibular sensory information was inhibited, amplitude of third muscle synergy, which extends a whole body in sit-to-stand motion, was increased on the inverted side. This implies that third muscle synergy is controlled based on the difference of information from vestibular input. This conclusion should be supported by experiments on more subjects in future.

Key Words : Sit-to-Stand, Muscle Synergy, Vestibular Sensory Information

1. 序 論

ヒトの運動解析は、リハビリテーションを効率的に行う上で重要である。ヒトの運動のメカニズムが解明されれば、より効率的なリハビリテーションを行うことが可能となる⁽¹⁾。ヒトの運動は、筋活動により生成される。その際、達成したい運動と現在生成されている運動とのずれを修正しながら運動は達成される。そのために、ヒトは、視覚、前庭感覚、体性感覚から得られる情報、すなわち感覚情報を用いて、目的の運動

と現在の運動とのずれを適切に筋活動にフィードバックする。ただし、ヒトの感覚器が情報をとらえてから中枢にその情報が送られるまでにはある程度の時間がかかるため、感覚フィードバックに頼らないフィードフォワード制御も同時に行うと考えられている。すなわち、ヒトの運動では、まずフィードフォワード制御によって運動を開始し、その後、目的の運動と実際の運動とのずれを感覚フィードバックに基づく筋制御によって修正する⁽²⁾。

起立動作に関しては、フィードフォワード制御の部分に関して、研究が進んでいる。Yang らは、起立動作の筋活動のフィードフォワード制御に関して明らかにした⁽³⁾。Yang らは筋活動を、筋シナジー仮説⁽⁴⁾という考え方に基づき解析を行っているが、筋シナジー仮説に関しては2章にて詳説する。一方で、起立動作のフィードバック制御に関しては、その有無も含め、ま

*¹ 東京大学工学部精密工学科 (〒 113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1) yoshida@robot.t.u-tokyo.ac.jp

*² 東京大学大学院工学系研究科精密工学専攻 (〒 113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1) {anqi, yamakawa, tamura, yamashita, asama}@robot.t.u-tokyo.ac.jp

*³ 東京大学大学院医学系研究科リハビリテーション部 (〒 113-8655 東京都文京区本郷 7-3-1) yodu-jscn@umin.net

*⁴ 旭川医科大学医学部脳機能医工学研究センター (〒 078-8510 北海道旭川市緑ヶ丘東 2 条 1-1-1) {rchiba, kusaki}@asahikawa-med.ac.jp

だ明らかになっていない。

ヒトの運動における感覚フィードバックに関しては、特に歩行や立位姿勢維持において様々な研究がある。Ivanenko らは、ヒトの歩行の筋活動が足裏反力情報をもとにフィードバック制御されていることを示した⁽⁵⁾。また、Chiba らは、ヒトの立位姿勢維持の筋活動が、視覚、前庭感覚、体性感覚から得られる情報をもとにフィードバック制御されるモデルの1つを提示した⁽⁶⁾。

そこで、本研究では、前庭感覚に着目し、前庭感覚のフィードバックが起立動作の筋シナジー制御に対してどのような働きを担っているのかを明らかにすることを目的とする。入力である前庭感覚に変化を与え、そのときの出力である筋シナジーの変化を見ることにより、前庭感覚のフィードバックが担う働きを明らかにする。そのため、本研究では、前庭感覚に介入を与えた状態と与えない状態の起立動作との比較を行う。それにより、前庭感覚が起立動作の筋シナジーに与える影響を明らかにすることを目的とする。

2. 筋シナジー仮説

筋シナジー仮説とは、筋の活動を、個々の筋が独立に活動しているのではなく、図1に示すように、複数の筋が協調して活動していると考えられる考え方である⁽⁴⁾。そのために、筋活動を、空間パターンと時間パターンの線形和として表す(図2)。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。

この方法により、筋活動を、個別の筋活動ではなく、協調して動く筋群としてとらえることができる。

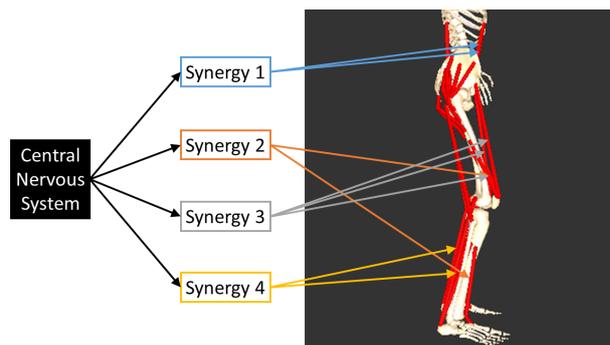


Fig. 1: Concept of muscle synergy

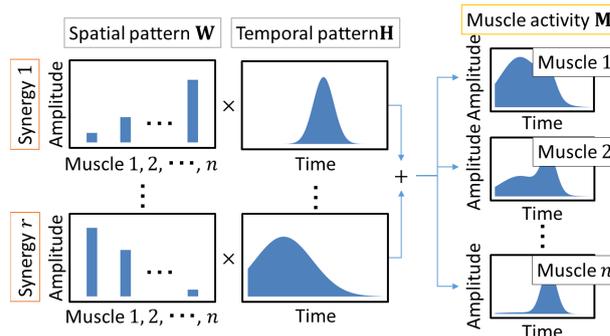


Fig. 2: Muscle synergy express muscle activity into summation of spatial and temporal patterns

3. 前庭感覚が起立動作の筋シナジーに与える影響の調査手法

前庭感覚が起立動作の筋シナジーに与える影響を明らかにするため、前庭感覚への介入を行い、介入前と介入後の起立動作の筋シナジーを比較する。具体的には、前庭感覚に介入を行わない状態と、介入を行った状態において、起立動作の筋活動を計測する。計測された筋活動から筋シナジーを抽出し、条件間での差を見ることにより、前庭感覚が起立動作の筋シナジーに与える影響を解析する。

3.1 前庭感覚への介入と起立動作の計測

3.1.1 前庭感覚介入方法の策定 前庭感覚が起立動作の筋シナジーに与える影響を解析するため、前庭感覚への介入を行う。前庭感覚への介入は、カロリックテストと呼ばれる、冷水を用いて鼓膜を冷やすことによって前庭感覚を阻害する方法を用いる。カロリックテストでは、鼓膜を冷やすことにより、半規管内のリンパ液が対流する。これをヒトは、頭部が回転していると誤検知する。これにより、前庭感覚は、頭部が静止していても、角速度を受けているという誤った情報をもたらす。

このカロリックテストに関して、Chiba らの研究⁽⁶⁾では、カロリックテストによる前庭感覚の阻害は、視覚情報を用いることができる状況では効果がほとんど

ないと示されている。そのため、本研究では、視覚情報を用いることができないようにした上で、前庭感覚への阻害を行わない状態と、阻害を行った状態に関して、比較を行う。

さらには、通常のカロリックテストは、図 3(a)に示すように、仰臥位において水平面から頭部を 30° 前屈させた状態で行う⁽⁷⁾。そのため、この条件にできるだけ近づける方が、より大きな前庭感覚への阻害が期待できる。一方で、起立動作を行う際に、仰臥位における前屈 30° の状態と重力方向に対して同じ状態を作り出すためには、図 3(b)に示すように、頭部を鉛直面から 60° 後屈させることとなる。そのため、頭部を 60° 後屈させたことによる影響と、前庭感覚に阻害を与えたことによる影響を区別する必要がある。そのため、頭部を後屈させない条件と、頭部を後屈させる条件の両方の条件を用意する。

以上から、行う実験条件は、表 1 に示す 6 条件となる。実験名称は、通常の状態を Normal、暗所でアイマスクの条件を Dark、前庭感覚を阻害した条件を Vestibular input inhibited (VII) とし、前庭感覚を阻害した条件に関して、左耳の前庭感覚を阻害した場合、-left を、右耳の前庭感覚を阻害した場合に-right をつけ、さらに頭部を後屈させた場合に-tilt を付けることとする。

3.1.2 計測データ 計測するデータは、以下の通りである。起立動作の筋シナジーを得るために、起立動作中の筋活動を得る必要がある。そのため、表面筋電位を計測する。同時にカロリックテストが筋活動に与える変化が運動に及ぼす影響を調べるため、身体軌道と床反力を計測する。

筋活動に関しては、起立動作を行う際に主に用いられていると考えられる体幹・下肢の片側 13 筋、両側 26 筋の表面筋電位を計測する (図 4)。具体的には、前脛骨筋 (TA)、ヒラメ筋 (SOL)、長腓骨筋 (PER)、大腿直筋 (RF)、外側広筋 (VL)、内側広筋 (VM)、大腿二頭筋長頭 (BFL)、半腱様筋 (SEMI)、大殿筋 (GMAX)、中殿筋 (GMED)、外腹斜筋 (EO)、脊柱起立筋 (ES)、僧帽筋上部 (TRAP) の表面筋電位を計測する。

3.2 解析手法 3.1 節に述べた方法で得られたデータをもとに、条件間で起立動作の筋シナジーを比較する方法を以下に述べる。

3.2.1 運動時間の正規化 計測されたデータは、起立動作前の座位姿勢と、起立動作後の立位姿勢の時間を含んでいる。そのため、計測されたデータから起立動作にあたる時間を抜き出す必要がある。さらには、計測開始から起立動作開始までの時間は試行ごとに異

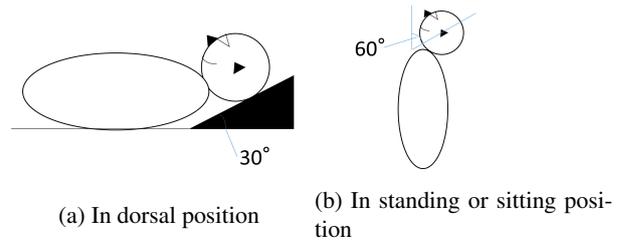


Fig. 3: Optimal angle in caloric test

Table 1: Experimental Conditions. Mark “○” means usual sensory information is available (not inhibited) and mark “×” means usual sensory information is not available (inhibited). Mark “××” means more intense inhibition of vestibular sensory information by head tilt.

| Condition name | Visual | Vestibular (left) | Vestibular (right) |
|----------------|--------|-------------------|--------------------|
| Normal | ○ | ○ | ○ |
| Dark | × | ○ | ○ |
| VII-left | × | × | ○ |
| VII-left-tilt | × | ×× | ○ |
| VII-right | × | ○ | × |
| VII-right-tilt | × | ○ | ×× |

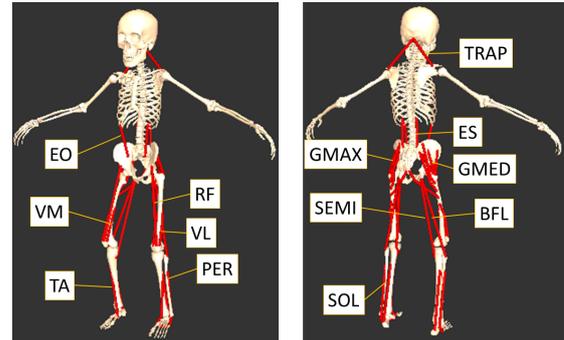


Fig. 4: Measured muscles

なっているため、この時間ずれも調整する必要がある。そのため、本研究では、身体軌道と床反力を用いる。

データから起立動作を切り出す方法に関しては、Schenkman らの研究を参考にする⁽⁸⁾。起立動作の開始は、肩が前方に動き出した時間と定義する。起立動作の終了に関しては、起立動作の開始時間を起点として、肩の上方への移動速度が 0 になった時間までの $\alpha (> 1)$ 倍の時間を起立動作の終了時間と定義する。すなわち、起立動作の開始時間を t_s 、肩の上方への移動速度が 0 になった時間を t_e とすると、起立動作の終了時間は $\alpha(t_e - t_s) + t_s$ と表せる。

次に、データの時間合わせを行う。データの時間合わせは、臀部の床反力が 0 となった時間を基準として、その時間がすべての試行において一致するように時間

合わせを行う。

3.2.2 筋活動の正規化 データの切り出しを行った後、筋活動データの正規化を行う。表面筋電位によって得られた筋活動データは、体格や筋電位の測定位置などによって、大きさが変化することがある。その影響を排除し、複数の被験者間で共通にデータを扱えるようにするため、筋活動データの正規化を行う必要がある。本研究では、実験中の全試行中で最も大きな筋活動を示したときは、その被験者が起立動作において最も筋力を必要とした場面であり、それは体格や筋電位の測定位置などを反映するものであると考え、その値により正規化を行う。

3.2.3 筋シナジーの抽出 正規化された筋活動から、非負値行列因子分解⁽⁹⁾を用いて、筋シナジーを抽出する。この筋シナジーの抽出は、Clark らの方法を参考に⁽¹⁰⁾、左半身の筋と右半身の筋に分け、それぞれで筋シナジー解析を行う。また、Yang らの結果を参考に⁽³⁾、筋シナジーの数は4つであるとして、筋シナジー解析を行う。

3.2.4 筋シナジーの比較 抽出された筋シナジーに対し、条件間での違いがあるかどうかを見るため、空間パターン **W** と時間パターン **H** のそれぞれに関して、比較を行う。

空間パターン **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う。そのため、空間パターン **W** に関しては、各シナジーにおけるそれぞれの筋の活動度を比較する。比較の方法としては、3種類以上の条件間での比較を行う必要があるため、分散分析を用いて検定を行う。その後、分散分析において有意差を示したものに関して多重比較検定を行い、どの条件間で有意差が見られるのかを調べる。

時間パターン **H** は、シナジーの活動度の時間変化を表すため、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 **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。そのために、それぞれの筋シナジーの時間パターン h_k の波形のピークに注目し、ピークを取る時間とピーク時の振幅を指標とし、比較する。比較の方法としては、3種類以上の条件間での比較を行う必要があるため、分散分析を用いて検定を行う。その後、分散分析において有意差を示したものに関して多重比較検定を行い、どの条件間で有意差が見られるのかを調べる。

3.2.5 関節角と重心の軌道の算出 得られた筋シナジーと実際の動きを比較するため、身体軌道を用いる。計測したマーカ位置をもとに、関節角と重心の軌道を計算する。計算は、骨格モデルを用いた解析ソ

フトウェアを用いる。

4. 実験環境

4.1 計測環境 3.1.2 項に示した通り、筋電位、身体軌道、床反力を計測した。筋電位は、表面筋電計 (Cometa, Mini Wave Infinity) により 2,000 Hz で計測した。身体軌道は、10 台のカメラを用いたモーションキャプチャシステム (MotionAnalysis, MAC3D) により 100 Hz で計測し、床反力は床反力計 (テック技販, TF4060) により 2,000 Hz で計測した (図5)。モーションキャプチャのマーカは、Helen Hayes のマーカセットを用いた⁽¹¹⁾。

4.2 被験者と実験条件 被験者は、25 歳の健康な男性 1 名を対象として、計測を行った。

実験条件は、3.1.1 項に述べた方法に基づき、表 1 に示した順で行った。まず、通常の起立 (Normal) および暗所でアイマスクの起立 (Dark) を、それぞれ 20 回計測した。その後、5 分程度の休憩をはさんだ後、左耳の前庭感覚を阻害した条件 (VII-left) とさらに後屈させた条件 (VII-left-tilt) での計測を、それぞれ 7 回と 8 回行った。VII-left と VII-left-tilt の間には再度左耳に冷水を注入し、阻害効果を維持させた。さらに、VII-left-tilt 計測中も、3 回目と 4 回目の間で、再度左耳に冷水を注入した。VII-left-tilt まで計測が終了した後、左耳に温水を注入して前庭感覚への阻害を薄め、10 分程度の休憩をはさんだ。その後、右耳の前庭感覚を阻害した条件 (VII-right) とさらに後屈させた条件 (VII-right-tilt) の条件での計測を、それぞれ 7 回と 5 回行った。

4.3 表面筋電位の解析 表面筋電位から筋シナジーの抽出を行った。まず、計測されたデータから、3.2.1 項に示した方法に基づいて、起立動作のデータを切り出した。3.2.1 項で示した α の値は、経験的に 1.2 を用いた。

切り出された表面筋電位のデータから、筋活動を抽出した。筋電位の周波数は 5 Hz-500 Hz に分布するといわれているため⁽¹²⁾、まず 500 Hz のローパスフィルタと 5 Hz のハイパスフィルタを適用した。その後、筋活動とするため、整流し、3.3 Hz のローパスフィルタを適用した⁽¹²⁾。

算出された筋活動を、被験者の実験中での最大筋活動量によって正規化した。その後、右半身の筋群と左半身の筋群に分けて、それぞれにおいて筋シナジーの抽出を行った。

4.4 身体軌道の解析 身体軌道から、Musclegraphics のソフトウェア SIMM を用いて、関節角及び重心の軌道を算出した。まず、静止時のマーカ位置

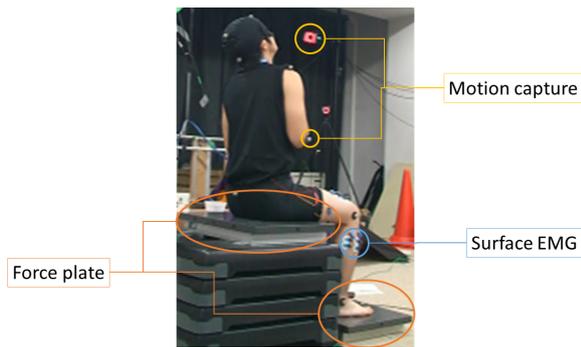


Fig. 5: Measurement system

から、骨格モデルのスケーリングを行った。その後、動作時のマーカ軌道を骨格モデルに当てはめることで、関節角及び重心の軌道を算出した。

5. 実験結果

5.1 抽出された筋シナジー 解析により抽出された筋シナジーを、図6、図7に示す。図6、図7のすべてのグラフにおいて、横軸は3.2.1項に示した方法で切り出した起立動作の時間全体を100%とした時間、縦軸は3.2.2項に示した方法で正規化された活動度を表す。右半身の筋に対し、図6(a), (c), (e), (g)はそれぞれ $w_{1,2,3,4}$ を表し、図6(b), (d), (f), (h)はそれぞれ $h_{1,2,3,4}$ を表す。左半身の筋に対しても、図7によって筋シナジーが同様に表されている。

ここから、各シナジーの機能を考えると、シナジー1は、EO, ES, TRAPが働き、腰関節を屈曲させて上体を前屈させると同時に、首を上へ上げ、上体の前屈によって顔が下を向いてしまうことを抑制するシナジー、シナジー2は、TA, PER, RF, VL, VM, ESが働き、体全体を前方に押し出すと同時に、左右のバランスを取りつつ体全体の伸展を始めるシナジー、シナジー3は、SEMI, GMED, GMAX, ESが働き、腰・股関節を伸展させるシナジー、シナジー4は、SOLが働き、体を後ろへ引き戻して安定化させるシナジーとなっていることが分かった。また、これらの機能は条件間で類似していることが示唆される。

5.2 条件間での筋シナジーの違い 抽出された筋シナジーをもとに、3.2.4項で述べた方法を用いて、条件間での比較を行った。そのうちで、左右それぞれの前庭感覚を阻害した状態において、その両方で同じ有意差が得られたものは以下の通りであった。

まず、シナジー3の空間パターンに関して、前庭感覚を阻害した側の筋シナジーにおいて、BFLの活動度が大きくなった。これは、右半身の筋シナジーにおいてVII-left-tiltとVII-rightとの間で、左半身の筋シナジーにおいてVII-right-tiltとVII-leftとの間で有意差

が見られた。

また、シナジー3の時間パターンに関して、前庭感覚を阻害した側の筋シナジーにおいて、時間パターンの振幅が大きくなった。具体的には、シナジー3の時間パターンの振幅に関する有意差は、以下の条件間で見られた。

- 右半身: NormalとVII-rightとの間、
左半身: NormalとVII-leftとの間。
- 右半身: NormalとVII-right-tiltとの間、
左半身: NormalとVII-left-tiltとの間。
- 右半身: DarkとVII-rightとの間、
左半身: DarkとVII-leftとの間。
- 右半身: VII-left-tiltとVII-rightとの間、
左半身: VII-right-tiltとVII-leftとの間。

さらに、シナジー4の空間パターンに関して、前庭感覚を阻害した側の筋シナジーにおいて、BFLの活動度が大きくなった。これは、右半身の筋シナジーにおいてNormalとVII-right-tiltとの間に、左半身の筋シナジーにおいてNormalとVII-left-tiltとの間に有意差が見られた。

6. 考察

5.2節に示した条件間での筋シナジーの差異に関して、シナジー3の空間パターンとシナジー4の空間パターンに関しては、特定の条件間でしか有意差が見られていない。一方、シナジー3の時間パターンでは、前庭感覚を阻害したほとんどの条件との間で有意差が見られている。このことから、前庭感覚はシナジー3の時間パターンの振幅に影響を及ぼすことが予想される。

シナジー3の時間パターンの振幅が大きくなった場合に、起立動作にはどのようにその影響が現れるのかを考える。シナジー3は、5.1節にて示した通り、腰・股関節を伸展させるシナジーである。このシナジーが左右のうち片方だけ強く働くということは、すなわち、シナジー3が強く働く側とは反対側に上体が傾くことになると考えられる。

これが実際に身体軌道として見られるかを確認するため、腰関節の側屈角度を表した結果を図8に示す。図8の横軸は3.2.1項に示した方法に基づいて切り出した起立動作全体の時間を100%とした時間を表し、縦軸は腰関節の側屈角度を表す。図8からは、シナジー3が強く働く側に上体が傾いている様子は見られない。これは、シナジー3が空間パターンにGMEDも含んでいることが理由と考えられる。すなわち、GMAXやESが片側で強く働くことによって上体が反対側に傾こうとするのを、GMEDによって抑制していると考え

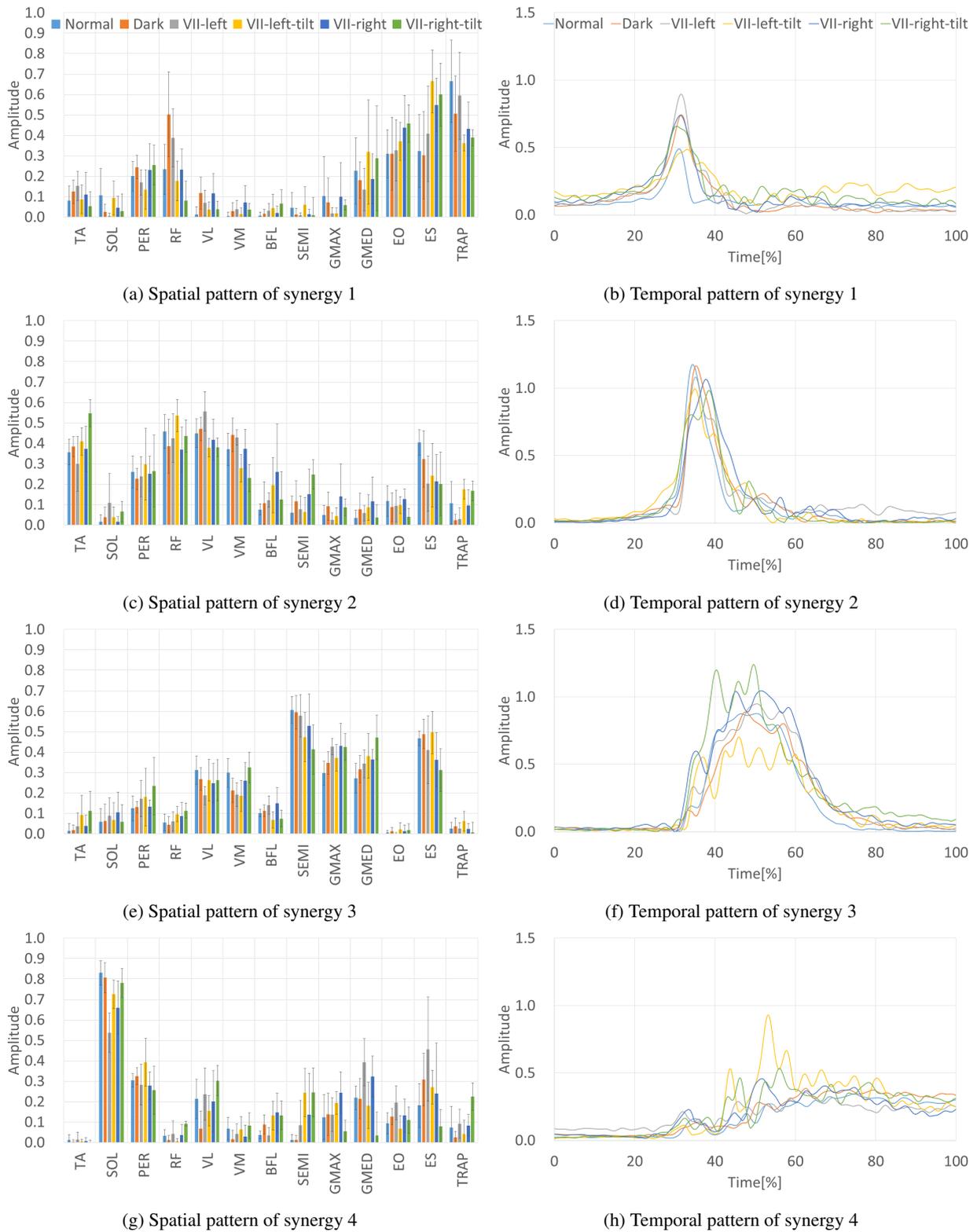


Fig. 6: Extracted muscle synergy of right side

られる。ここから、シナジー3の構造は、反対側のシナジー3の活動度に関わらず、鉛直に体を持ち上げる作用を内包していると考えられる。

また、5.2節にて挙げた3つの有意差は、全てシナジー3とシナジー4に関するものであり、シナジー1

とシナジー2に関するものは挙げられていない。このことから、シナジー1とシナジー2は、前庭感覚からの影響はほとんど受けないシナジーであり、シナジー3とシナジー4が、前庭感覚の影響を受けるシナジーである可能性が考えられる。

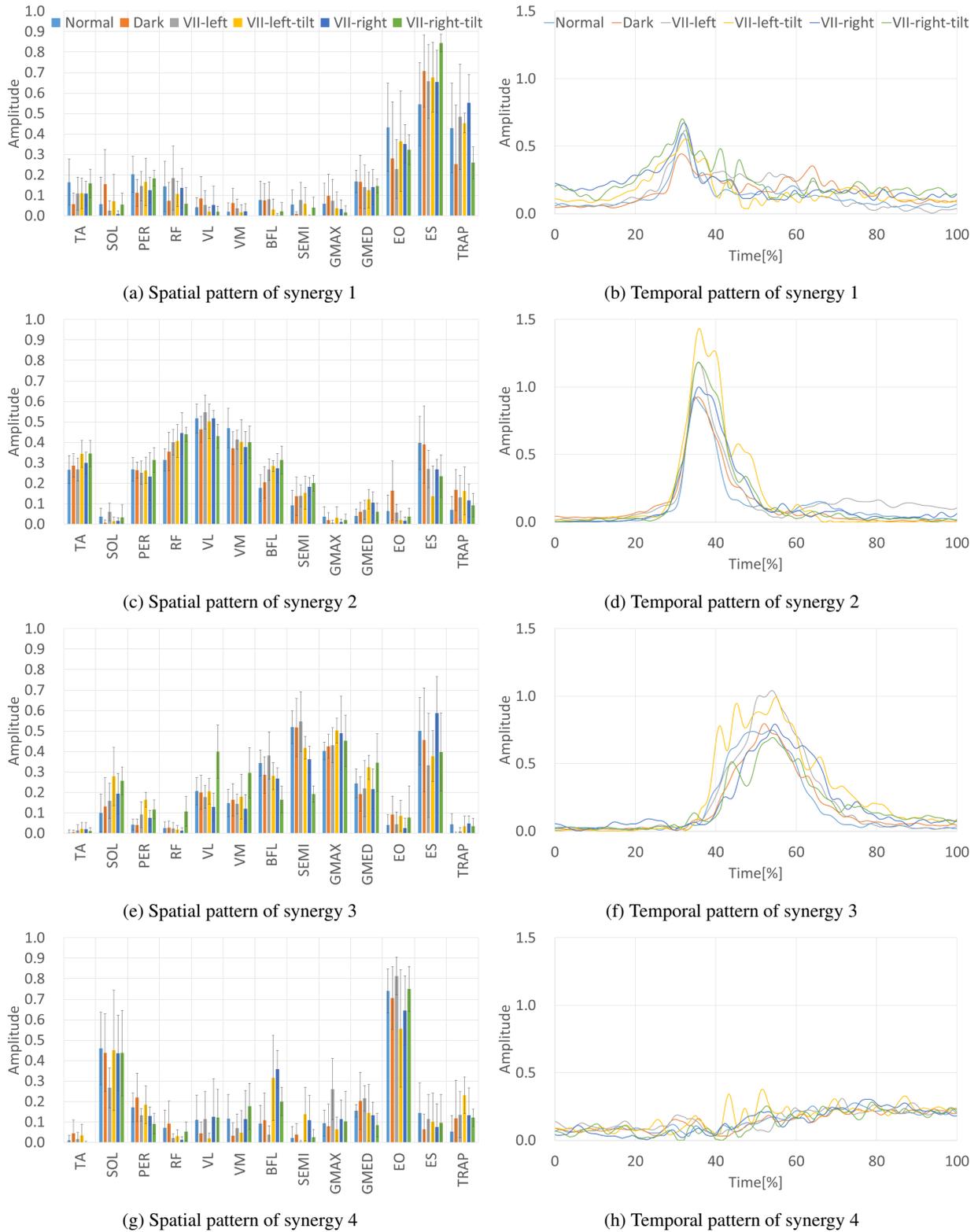


Fig. 7: Extracted muscle synergy of left side

7. 結論

前庭感覚が起立動作の筋シナジーに与える影響を調べるため、前庭感覚にカロリックテストによる障害を与え、起立動作を計測し、条件間での筋シナジーの比

較を行った。結果から、前庭感覚が、起立動作内で腰・股関節の伸展を担うシナジー 3 の時間パターン振幅の制御に用いられている可能性が示唆された。また、動作の前半を担うシナジー 1, 2 は前庭感覚の影響を受けずに活動し、動作の後半を担うシナジー 3, 4 が前

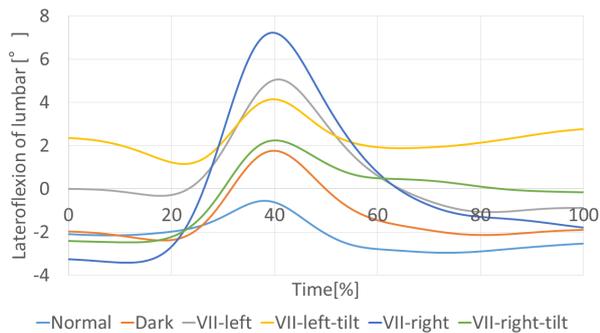


Fig. 8: Lateroflexion of lumbar

庭感覚の影響を受けるシナジーである可能性も示唆された。

今後、これらの結果が他の被験者でも同様に見られるのか、多くの被験者で実験を行うことで調査する。

謝 辞

本研究の一部は、科研費 15K20956, 26120005, 16H04293, 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) Z. Matjacie, 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*, Vol.24, No.6 (2016), pp.639–649.
- (2) D. M. Wolpert, K. G. Pearson and C. P. J. Ghez, "The organization and planning of movement", *Principles of Neural Science*, Fifth Edition, (2013). (五味裕章 (訳), "運動の構成と計画", *カンデル神経科学*, 第 5 版, (2014), pp.731–754.)
- (3) N. Yang, Q. An, H. Yamakawa, Y. Tamura, A. Yamashita and H. Asama, "Muscle synergy structure using different strategies in human standing-up motion", *Advanced Robotics*, (2016), pp.1–15.
- (4) N. Bernstein, *The Co-ordination and Regulation of Movements*, Pergamon, Oxford, (1967)
- (5) 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 (2003), pp.3555–3565.
- (6) R. Chiba, H. Ogawa, K. Takakusaki, H. Asama and J. Ota, "Muscle activities changing model by difference in sensory inputs on human posture control", *Intelligent Autonomous Systems 12*, Vol.2, No.194 (2013), pp.479–491.
- (7) 谷口 信, *生体検査学・画像検査学*, 医学書院, (2012), pp.200–201.

- (8) 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*, Vol.70, No.10 (1990), pp.638–648.
- (9) D. D. Lee and H. S. Seung, "Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization", *Nature*, Vol.401, No.6755 (1999), pp.788–791.
- (10) D. J. Clark, L. H. Ting, F. E. Zajac, R. R. Neptune and S. A. Kautz, "Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke", *Journal of Neurophysiology*, Vol.103, No.2 (2010), pp.844–857.
- (11) 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 (1990), pp.383–392.
- (12) 木塚 朝博, 増田 正, 木竜 徹, 佐渡山 亜岳, *表面筋電図*, 東京電機大学出版局, (2006) .