

2023年度 3月修了 修士論文

# 体操選手の倒立における筋活動の制御

早稲田大学 大学院スポーツ科学研究科  
スポーツ科学専攻 身体運動科学研究領域

5022A033-5

齊藤 司

研究指導教員： 矢内 利政 教授

# 目次

<b>1. 緒言</b> .....	<b>1</b>
1.1 緒言 .....	1
1.2 筋シナジーについて .....	3
<b>2. 方法</b> .....	<b>5</b>
2.1 対象者 .....	5
2.2 実験設定 .....	5
2.3 試技とデータ収集 .....	8
2.4 データ処理 .....	9
2.5 データ分析 .....	11
<b>3. 結果</b> .....	<b>13</b>
3.1 正規化包絡線の対象者間平均 .....	13
3.2 筋シナジー .....	14
3.3 各対象者から抽出した筋シナジー .....	16
<b>4. 考察</b> .....	<b>18</b>
4.1 観察された2つの筋シナジーの役割 .....	18
4.2 各対象者の筋シナジー .....	20
4.3 1方向に対応した筋シナジーによるバランス制御 .....	22
4.4 体操選手の倒立における筋活動制御の特徴 .....	23
<b>5. 結論</b> .....	<b>25</b>
文献 .....	26
謝辞 .....	30

## 1. 緒言

### 1.1 緒言

体操競技において倒立姿勢を維持する能力は重要である。体操競技には倒立姿勢で静止することを求められる場面が多く存在する。倒立姿勢の維持には動揺を極めて小さな範囲内に制限し続けるというバランス維持能力が必要となる。さらに、体操競技には全身が回転している状態から倒立姿勢に移行し静止する技が存在する。このような技では、単なる倒立の静止に比べて倒立を転倒させようとする大きな作用にさらされる。こうした状況下で倒立姿勢を維持するためには、大きな動揺のある運動状態あるいはバランスの崩れた状態からバランスを回復させる能力が必要となる。これらの倒立姿勢を維持する能力を培う訓練を行うにあたり、熟練した体操選手がどのようなメカニズムで倒立姿勢を維持しているかを明らかにすることは重要な課題である。

姿勢維持のメカニズムを調べる上では姿勢を維持しようとする対象者に転倒を促す外乱を与え、バランスを崩した状況下における反応を調べることが有効である。立位姿勢の維持動作に注目すると、小さな重心の動揺（ゆらぎ）に対して身体を一直線に保ち、足関節を中心に身体を回転させること（足関節戦略）によって重心位置を調節しており（Winter, 1995）、可動した床の上で立位姿勢をとって転倒が促されたときは股関節の運動が動員されること（股関節戦略）が報告されている（Runge et al., 1999）。足関節戦略と股関節戦略を組み合わせたヒトの立位姿勢維持の動作は可動式の床による転倒を促す外乱に対する反応を調べることで観察され、立位については外乱に対する反応を分析することで姿勢維持の仕組みを調べた研究がみられる（Horak and Nashner, 1986；Wilson et al., 2006）。一方で、体操選手による倒立姿勢維持のメカニズムについて

は同様の方法論を用いた研究は行われておらず，対象者が倒立姿勢を維持しほぼ静止状態にある期間が分析対象となっている．関節トルクを調べた研究（Kerwin and Trewartha, 2001 ; Yeadon and Trewartha, 2003）や筋活動を調べた研究（Kochanowicz, et al., 2017 ; Kochanowicz, et al., 2018）からは，倒立は主に手関節まわりに作用する筋トルクによってバランスが制御され，加えて相乗的に肩関節と股関節も制御に貢献することが報告されている．体操選手の倒立姿勢維持のメカニズムを調べる上でも，立位の姿勢維持のメカニズムについて調べた研究と同様に，外乱による動揺に対する反応を調べることによって，バランスを回復させる運動を含めた姿勢維持のメカニズムを明らかにできると考えられる．

立位のバランス維持には足関節と股関節が，倒立のバランス維持には手，肩，股関節の筋トルクが貢献する（Horak and Nashner, 1986 ; Kerwin and Trewartha, 2001）．各関節で筋トルクを発生させるための筋活動は中枢神経系の指令によって引き起こされる．近年，中枢神経系による筋活動の制御様式をモデル化した筋シナジーを分析することで運動制御について解明しようとする試みがなされている．あらゆる方向に可動する床の上で立位を維持する運動の筋シナジーを分析した研究（Torres-Oviedo and Ting, 2007）は，足関節戦略と股関節戦略それぞれで固定された筋活動のパターンが存在することを示唆している．さらに，動揺の方向によってそれぞれのパターンの組み合わせを変化させ，筋活動が制御されることを示唆する結果も報告されている．したがって，倒立の維持運動においても筋シナジーを分析することで筋活動の制御を調べられると考えられる．

本研究では倒立を維持する体操選手が転倒を促す外乱に対して姿勢を維持する運動における筋シナジーに着目する．本研究の目的は，体操

選手の倒立維持における筋活動制御の特徴を明らかにすることである。

## 1.2 筋シナジーについて

Bernstein (1967) は、中枢神経系が数多く存在する筋それぞれを制御するのではなく、筋を運動に対する役割で分割したまとまりで同時に制御することによって指令を低減化し、中枢神経系への負担を軽減しているという考えを唱えた。中枢神経系によって構成される筋のまとまりの活動パターンは筋シナジーと呼ばれている (Tresch et al., 1999)。

筋シナジーは複数筋の表面筋電図 (electromyography : EMG) のデータに因子分析などのデータの低次元化を図る統計的手法を施すことによってモデル化されてきた (Davis and Vaughan, 1993 ; Olree and Vaughan, 1995 ; Ivanenko et al., 2004)。これらの研究では、因子を表すベクトルが筋シナジーを示し、各因子に対する各筋の因子負荷量(重みづけ係数)から筋シナジーに対する各筋の貢献度を、時間ごとの因子得点(活性係数)から筋シナジーの経時的な活性度を評価している。こうした手法によってモデル化された筋シナジーは、筋同士の相対的な活動比が固定された構造(重みづけ要素)をもち、固定された比を維持したまま同時に活動を増減させること(時間要素)で実際の筋活動を再現するものとなる (Lacquaniti et al., 2012)。筋シナジーを EMG データから統計的手法によってモデル化するとき、分析者はいくつの筋シナジーを抽出するか決定しなければならない。ヒトの歩行運動 1 周期における下肢 16 筋の EMG データに因子分析を施した研究では因子の固有値と累積寄与率をもとに抽出する筋シナジーは 4 つに決定され、ヒトの歩行は 4 パターンの筋群活動構成の組み合わせによって成り立つことを示唆する結果が報告された (Davis and Vaughan, 1993)。因子分析以外の統計的手法で筋

シナジーを分析する場合においても，抽出する筋シナジーの数は元のEMGデータの分散を低次元化後のデータがどれだけ説明できるか，つまり，筋シナジーによって運動をどれだけ再現できるかを基準に決定されている（Torres-Oviedo et al., 2006）．少ない数の筋シナジーで運動を多く再現できるほど指令低減化がなされていることを意味する．このようにして，筋シナジーをモデル化することで，中枢神経系による指令低減を図った筋活動の制御は表現されてきた．

筋シナジーが神経回路のどこで生成されるかを調べることで，筋シナジーの存在を裏付けることができる．脳卒中の患者を対象に，脳卒中の影響を受けた腕と影響を受けていない腕の同じタスクにおける筋シナジーを比較した研究（Cheung et al., 2009）では，それぞれの腕は運動学的に異なる動作を行ったにも関わらず，類似した筋シナジーを示した．この研究によって筋シナジーは脳より下行に存在する脊髄で生成されていることを示した．ネコを対象とした研究では，運動野のニューロン活動と筋シナジーの活性が一致することが報告された（Yakovenko et al., 2011）．これらのことから，Bizzi and Cheung（2013）は，随意運動は運動野からの指令を脊髄の筋シナジーを介すことで発現されるとし，筋や腱からの脊髄を介すフィードバックが筋シナジーを作成，変化させることで運動学習がなされると考察している．これらのことから，筋シナジーを分析することで，ヒトの身体運動における筋活動の制御を調べることができると考えられる．

## 2. 方法

### 2.1 対象者

対象者は大学体操部に所属する男子学生 11 名（身長  $165.8 \pm 4.1$  cm，体重  $58.9 \pm 4.9$  kg，年齢  $20.6 \pm 1.3$  歳，競技歴  $15.3 \pm 1.6$  年）であった。彼らは 10 年以上競技に取り組んでおり，大学の部活動では 4 時間の練習を週に 5 回行っている。対象者は全国大会に出場した経験を有しており，倒立姿勢を自力で 1 分以上維持できる体操選手であった。

各対象者には，実験の目的，意義，方法，リスク等について説明し，同意書に署名してもらった。実験実施に際して，早稲田大学の人を対象とする研究に関する倫理委員会の承認を得た（承認番号 2022-199）。対象者にウォーミングアップと倒立維持動作の練習を行わせた後に実験を実施した。対象者は，膝が出る丈のショートパンツのみを着用し，上半身は露出している状態で実験に参加した。

### 2.2 実験設定

本研究では，倒立を実施している対象者に外乱を加え，バランスを崩し立て直す動作期間中の EMG を取得した。外乱は高さ 2.8 m の鉄棒に質量 1 kg，直径 0.55 m のバランスボールを吊るし，振り子のようにして倒立を行う対象者の下腿に衝突させることで発生させた（図 1）。対象者は体操競技で使用される厚さ 0.2 m の着地マットの上で倒立を実施し，実験者は倒立が安定した後に任意のタイミングで外乱を加えた。外乱の方向は背側へ転倒させる方向と腹側へ転倒させる方向の 2 種類とした。対象者の外乱が加わる面側 0.3 m ほどの位置に高さ 0.8 m の物体を置くことで，対象者に外乱のタイミングと大きさの情報を与えないよ

うにした。

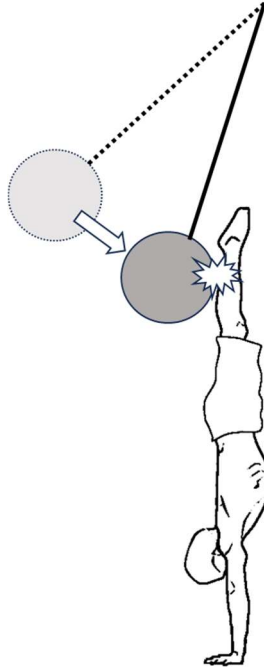


図 1 外乱の様子

ウォーミングアップ運動の完了後，対象者には EMG の電極を装着し，8つの筋から EMG を取得できるように設定した．体操選手は倒立維持の際に手関節，肩関節，股関節トルクによってバランスを制御する（Kerwin and Trewartha, 2001 ; Yeadon and Trewartha, 2003）ことから，これら 3つの関節の矢状面上の運動に関連する 8つの筋を選択した．対象の筋は手関節屈筋，手関節伸筋，三角筋前部，三角筋後部，腹直筋，多裂筋，大腿直筋，大殿筋とした．各筋の電極貼り付け位置を剃毛し，アルコール綿で拭いた後，電極間距離 2cm で筋繊維の走行に沿うように電極（BlueSensor N, Ambu A/S 社）を貼り付けた．電極を EMG センサ（FAD-SEMG1DP, フォーアシスト社）と接続し，センサ



のアンプによって増幅された信号をデータロガーシステム（DL-3000, S&ME社）を介してコンピュータに記録することでEMGを取得した。各筋に対する電極の貼り付け位置はガイドライン（Hermens et al., 1999）や先行研究（Mogk and Keir, 2003 ; Ng et al., 1998）を参考にして決定した。各筋に対する電極の貼り付け位置を表1に示す。試技を行う前に徒手抵抗（Helen and Jacqueline, 2002）による最大随意収縮（MVC）時の各筋の筋電位を3秒間計測した。各筋のMVC時の姿勢と行った徒手抵抗を表2に示す。

表 1 電極貼り付け位置

筋	電極貼り付け位置
手関節屈筋	上腕骨内側上顆と橈骨頭を結ぶ線上で近位3分の1
手関節伸筋	上腕骨外側上顆と橈骨頭を結ぶ線上で手関節屈筋の電極位置と同じレベル
三角筋前部	肩峰と母子を結ぶ線上で肩峰より1横指遠位
三角筋後部	肩峰と小指を結ぶ線上で肩峰角より2横指後方
腹直筋	臍の2cm 外側
多裂筋	L1とL2の midpoint と上後腸骨棘尾側端を結ぶ線上でL5のレベル
大腿直筋	上前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結ぶ線の midpoint
大殿筋	仙椎と大転子を結ぶ線の midpoint

表 2 徒手抵抗による最大随意収縮（MVC）の計測方法

筋	MVC計測方法
手関節屈筋	対象者：腰をかけ前腕を台の上に背側面を下にして置き、手関節を屈曲させ維持する 実験者：手首を支え、手の掌面に指を当て伸展方向に抵抗を加える
手関節伸筋	対象者：腰をかけて前腕を回内位で台の上に置き、手関節を伸展させ維持する 実験者：手首を支え、手の背面に指を当て屈曲方向に抵抗を加える
三角筋前部	対象者：腰をかけ肩関節を90° 屈曲させ維持する 実験者：肩関節位置を固定し、上腕骨下端を上から押さえ抵抗を加える
三角筋後部	対象者：伏臥位で腕を体側に置き、肩関節を伸展させ、腕を持ち上げ維持する 実験者：上腕骨下端を上から押さえ抵抗を加える
腹直筋	対象者：仰臥位で肩甲骨が地面から離れるように体幹を折り曲げ維持する 実験者：下肢を固定し、胸部を上から押さえ抵抗を加える
多裂筋	対象者：伏臥位で臍が地面から離れるように腰椎を伸展させ維持する 実験者：下肢を固定し、肩甲骨下部を上から押さえ抵抗を加える
大腿直筋	対象者：台に腰掛け下腿を垂らし、大腿を地面から離すように股関節を屈曲させ維持する 実験者：大腿下端を上から押さえ抵抗を加える
大殿筋	対象者：伏臥位で膝を90° 屈曲させ、下肢を地面から離すように股関節を伸展させ維持する 実験者：骨盤を固定し、大腿下端後面を上から押さえ抵抗を加える

### 2.3 試技とデータ収集

各対象者の外乱 2 方向において、成功試技の外乱が最も小さいものを外乱小、最も大きいものを外乱大として、計 4 条件（条件 1：腹側外乱小、条件 2：腹側外乱大、条件 3：背側外乱小、条件 4：背側外乱大）の試技を分析に使用した。1 回の試技で外乱は 1 回加えられ、外乱によってバランスを崩した状態から再度倒立が安定したところで倒立をやめるように指示した。試技間は 1 分ほどの休息を設けた。実験は外乱の方向によって分けられた 2 つのセッションで行い、1 つのセッション内ではランダムな順番で異なる大きさの外乱を加えた。外乱の大きさは振り子の初期位置が 15°、30°、45°、60° の 4 種類とし、全ての大きさの外乱試技が終わると、失敗試技のあった大きさの外乱は再度行われた。よって、本実験の試技の回数は最小で 8 回、最大で 16 回であ

った。対象者には体操競技の採点基準で評価される「良い倒立」を維持するように指示し，外乱後にもとの倒立位に復帰できたものを成功試技とし，復帰できなかったものを失敗試技とした。

試技中のEMGを1000Hzで記録し，試技の様子をビデオカメラ（GC-PX1, JVC社）で真横から60Hzで撮影した。EMGデータと映像データを時間同期させるために光信号とパルス信号が同時に出力される同期ランプを用いた。

#### 2.4 データ処理

取得されたEMGは，ビデオカメラで撮影された映像データを用いて，3つの局面に分けた。外乱の1秒前から外乱の瞬間までを「外乱前局面」，外乱の瞬間から足関節が外乱方向へ最も移動した瞬間までを「崩バランス局面」，足関節が最も移動した瞬間からもとの倒立に復帰した瞬間までを「立ち直り局面」とし，これらの区間のEMGを分析に用いた。EMGデータと映像データの時間同期，局面分けにはFrame-DIAS5（Q'sfix社）を用いた。

分析に使用するEMGに20-450 Hzのバンドパスフィルタをかけ，全波整流化したあと遮断周波数3 Hzのローパスバターースフィルタに通すことで包絡線を得た（Winter, 2009）。その後，各筋について，同様に処理した最大随意収縮時3秒間の中間1秒間の筋電位の平均値を用いて正規化した。よって正規化後包絡線の単位は[%MVC]となる。各対象者の各条件の正規化後包絡線について，分析区間の時間全体を100%とし，各局面が試技の3分の1となるように3次のスプライン関数を用いて時間データ数を全対象者で揃え，各筋各条件について各時点の全対象者間の平均値を算出した。

各筋各条件について得た正規化後包絡線の全対象者間の平均値データから筋シナジーを抽出した。筋シナジーの抽出には非負値行列因子分解 (Non-negative Matrix Factorization : NMF) を用いた (Lee and Seung, 2001)。NMF は非負の制約の中で行列を分解する手法であり、筋収縮を解釈する上で都合が良いため採用した。各条件について作成された正規化後包絡線の全対象者間平均値を示す行列  $M$  (分析対象筋の数  $p \times$  正規化後包絡線の時系列データ  $q$ ) に NMF を施すことで筋シナジーを抽出した。NMF は式 (1) によって表される。

$$M = WH + e \quad (1)$$

ここで、 $W$  は  $p \times n$  (シナジーの数) の行列でこの行列の各列が筋シナジーを表すベクトル ( $\vec{w}$ ) である。ここに格納される数 (重みづけ係数) は各筋と筋シナジーとの相関係数でこの数が大きいほどその筋が筋シナジーに高い貢献をしていることを示す。 $H$  は  $n \times q$  の行列でこの行列の各行は筋シナジーの活性度の経時変化を示すベクトル ( $\vec{h}$ ) である。 $e$  は  $M$  と  $WH$  の差の二乗和の大きさが最小となる行列である。 $n$  は  $WH$  が  $M$  をどれだけ再現しているかを示す Variance Accounted For (VAF) が 90 % を超える最小値とした (Torres-Oviedo et al., 2006)。VAF は式 (2) によって求めた。

$$VAF = \left( 1 - \frac{\sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^q (e_{i,j})^2}{\sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^q (M_{i,j})^2} \right) \times 100 \quad (2)$$

$H$  について、抽出された全ての  $\vec{h}$  の中でみられる最大値が 1.0 となるよ

うに正規化した（活性係数）。

## 2.5 データ分析

各条件の平均データから抽出された筋シナジーを役割によって分類し、条件間で筋シナジーが共有されているかを評価するために、抽出された全ての $\vec{w}$ のペアにおけるコサイン類似度を算出した。類似度  $s$  は式 (3) によって求めた。

$$s = \frac{\vec{w}_A \cdot \vec{w}_B}{|\vec{w}_A| |\vec{w}_B|} \quad (3)$$

類似度は2つのベクトルの向きの一貫性を表しており、類似した方向を向くベクトル同士はベクトルを構成する各次元の値の比が類似することになる。 $\vec{w}$ のペアが類似した場合は各筋の筋シナジーに対する貢献の仕方、つまり筋シナジーの構成が類似していることを意味し、脊髄が筋群の活動パターンとして構成した同じ筋シナジーであると考えられる。逆に類似度の低いペアは異なる役割をもつ別の筋シナジーであると考えられる。よって  $s$  が 0.8 を超えた $\vec{w}$ のペアは類似した筋シナジーで

(Oliveira et al., 2013)、条件間で共有された同じ役割をもつ筋シナジーであると評価した (d'Avella et al., 2003)。

次に上記で抽出した筋シナジーが熟練体操選手の倒立維持のための一般化した筋シナジーとして妥当かどうか、また対象者個人によって筋シナジーに特徴がみられるかを調べた。各対象者の各条件の正規化後包絡線から NMF を用いて筋シナジーを抽出し、VAF を算出した。このときの  $n$  は平均データから筋シナジーを抽出したときと同じ数を採用し

た．式（3）を用いて平均データから抽出された筋シナジーと各対象者から抽出された筋シナジー間の  $s$  を各条件で算出した．ここでも  $s$  が 0.8 を超えた筋シナジーのペアは類似していると評価した．

### 3. 結果

#### 3.1 正規化包絡線の対象者間平均

各筋各条件について，正規化包絡線の対象者間平均を図2に示す．外乱前局面において手関節屈筋が最大随意収縮時の100%に近い大きな活動を示し，次いで三角筋後部が25%程度の活動を示した．それ以外の筋は10%程度であった．手関節屈筋及び腹直筋においては背側へ転倒させる方向の外乱後に活動が大きくなる傾向がみられた．大殿筋に関しても，変化は小さいが同様の傾向がみられた．一方で手関節伸筋，三角筋前部，三角筋後部においては腹側へ転倒させる外乱後に活動が大きくなる傾向がみられた．多裂筋も変化は小さいが同様の傾向がみられた．大腿直筋では外乱後に著しい活動の変化がみられなかった．

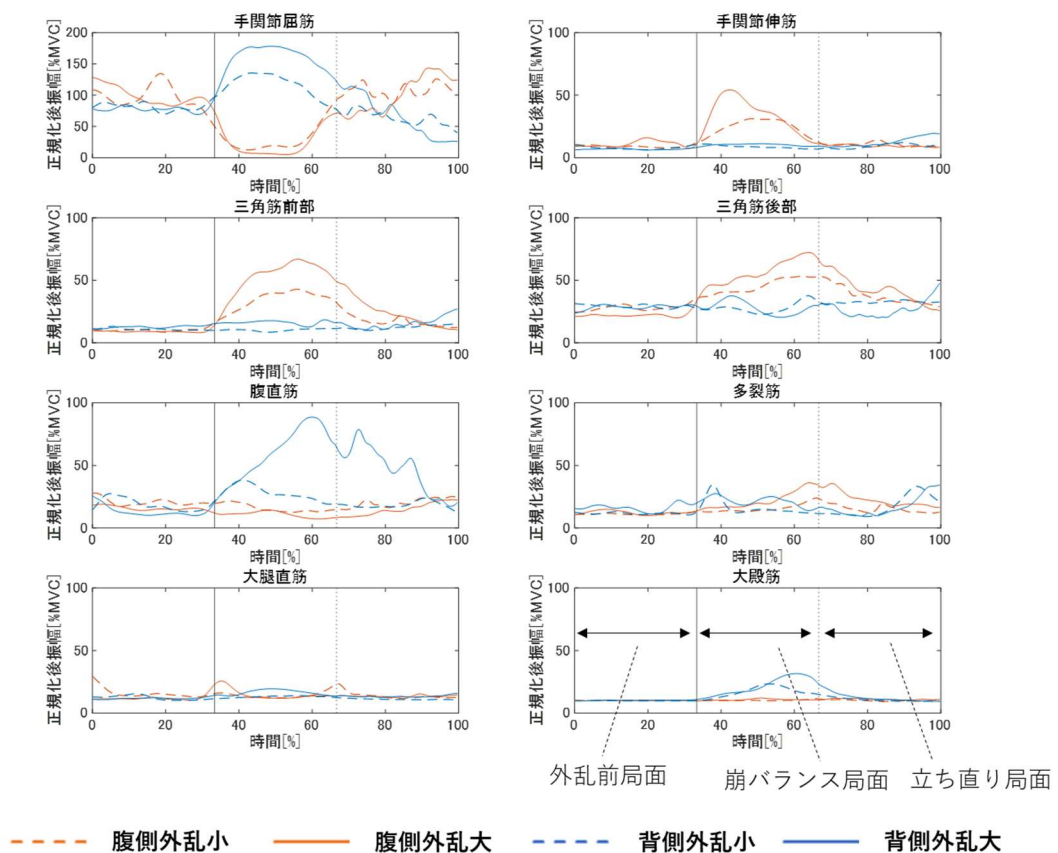


図2 正規化包絡線の対象者間平均

### 3.2 筋シナジー

平均データから筋シナジーを抽出するとき、腹側外乱小、背側外乱小、背側外乱大の 3 条件においては 1 つの筋シナジーで V A F がそれぞれ 91.3% , 98.0% , 95.8% であったため、これらの条件から抽出する筋シナジーは 1 つとした。腹側外乱大では筋シナジー 1 つで 82.0% であり、2 つで 98.6% であったため、この条件から抽出する筋シナジーは 2 つとした。上記の数で抽出した全ての筋シナジー間の類似度  $s$  を表 3 に示す。腹側外乱小、背側外乱小、背側外乱大から抽出された筋シナジー及び、腹側外乱大から抽出された 1 つ目の筋シナジーは全ての組み合わせにおいて高い類似度を示した。よって、これらの筋シナジーは同じ役割をもち、全ての条件間で共有されたものと評価した。本稿ではこの筋シナジーを筋シナジー 1 とする。腹側外乱大から抽出された 2 つ目の筋シナジーは他の筋シナジーと低い類似度を示した。よってこの筋シナジーは筋シナジー 1 とは異なる役割のものと評価した。これを筋シナジー 2 とする。抽出された筋シナジー ( $W$ ) を図 3 に、筋シナジーの活性度 ( $H$ ) を図 4 に示す。筋シナジー 1 では手関節屈筋が非常に大きな貢献を、次いで三角筋後部と腹直筋が中程度の貢献を示した。この筋シナジーの活性度をみると、外乱前局面、立ち直り局面において中程度の活性度を示し、崩バランス局面においては背側方向への外乱で非常に強いレベルの活性度を、腹側方向への外乱では非常に低いレベルの活性度を示した。筋シナジー 2 は三角筋前部と三角筋後部が大きな貢献を、次いで手関節伸筋と多裂筋が中程度の貢献を示した。この筋シナジーは外乱前局面での活性はほとんどなく、腹側方向への崩バランス局面で強いレベルの活性度を、立ち直り局面では中レベルから次第に低いレベルへと変化した。



表 3 抽出された全ての筋シナジーのペアにおける類似度

筋シナジーのペア	類似度
腹側外乱小 (1) vs 腹側外乱大 (1)	0.97
腹側外乱小 (1) vs 背側外乱小 (1)	0.99
腹側外乱小 (1) vs 背側外乱大 (1)	0.97
腹側外乱大 (1) vs 背側外乱小 (1)	0.99
腹側外乱大 (1) vs 背側外乱大 (1)	0.97
背側外乱小 (1) vs 背側外乱大 (1)	0.99
腹側外乱小 (1) vs 腹側外乱大 (2)	0.45
背側外乱小 (1) vs 腹側外乱大 (2)	0.36
腹側外乱大 (1) vs 腹側外乱大 (2)	0.24
背側外乱大 (1) vs 腹側外乱大 (2)	0.31

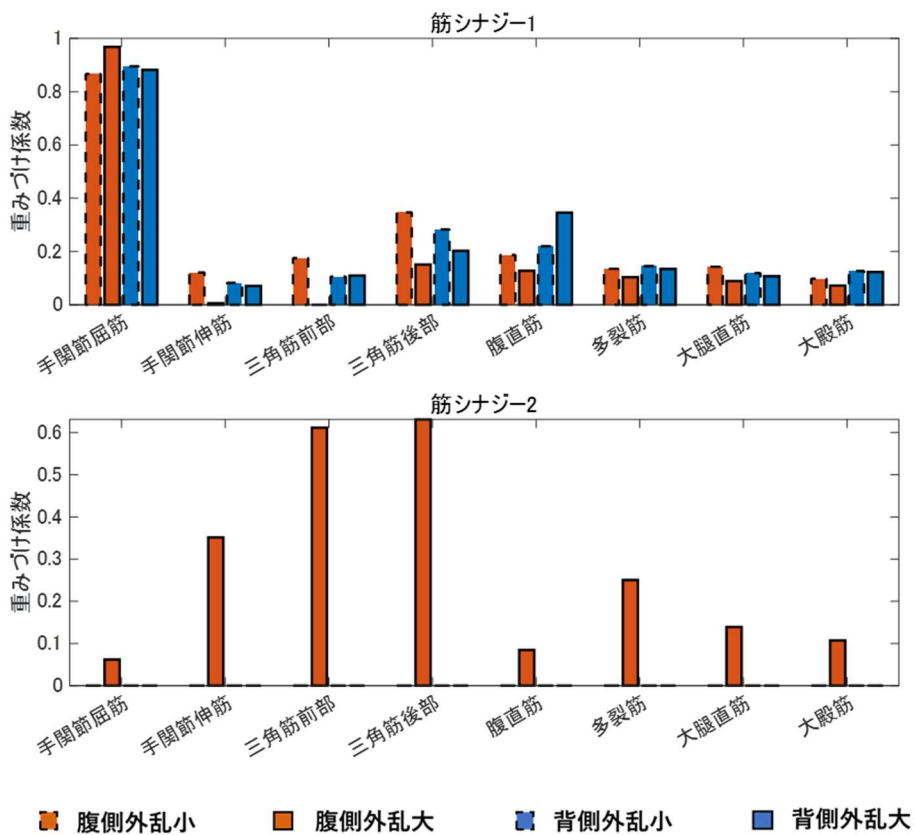


図 3 抽出された筋シナジー (W)

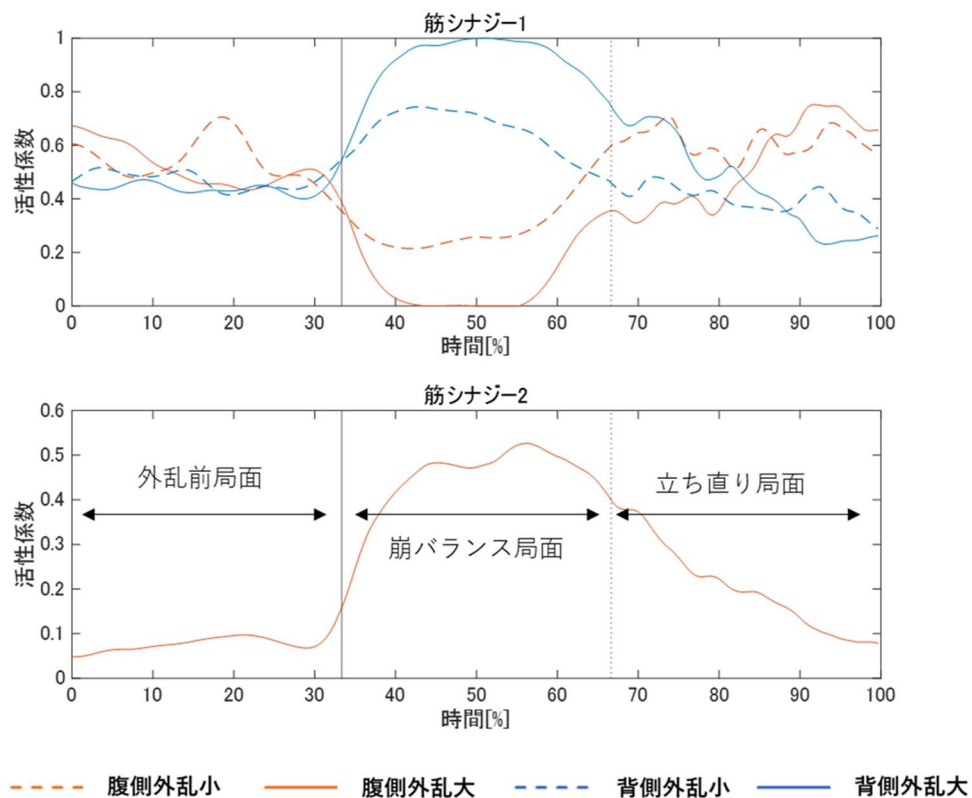


図 4 筋シナジーの活性度 ( $H$ )

### 3.3 各対象者から抽出した筋シナジー

平均データから抽出した筋シナジーと各対象者から抽出したシナジーとの類似度を表 4 に示す。ほとんどの対象者で平均データから抽出した筋シナジーとの類似度が 0.8 を超える筋シナジーがみられた。対象者 5 の腹側外乱小から抽出された筋シナジーは平均データの同条件から抽出された筋シナジーとの類似度が 0.75, 対象者 6 の背側外乱大から抽出された筋シナジーは 0.79, 対象者 11 の腹側外乱大から抽出された 2 つ目の筋シナジーは 0.77 で 0.8 を下回った。

平均データから筋シナジーを抽出したときと同じ数の筋シナジーを各対象者から抽出した場合の V A F を表 5 に示す。対象者×条件の計 44 試技の内 16 件で VAF が 90% を下回ることが確認された。その内、腹側

外乱小，背側外乱大の条件ではそれぞれ 7 名が 90% を下回った。

表 4 平均データから抽出された筋シナジーと各対象者から抽出された筋シナジーとの類似度

	類似度				
	腹側外乱小 (1)	腹側外乱大 (1)	腹側外乱大 (2)	背側外乱小 (1)	背側外乱大 (1)
sub1	0.99	0.99	0.96	0.99	0.99
sub2	0.97	0.98	0.93	0.97	0.94
sub3	0.96	0.98	0.84	0.96	0.96
sub4	0.91	0.96	0.80	0.92	0.96
sub5	0.75	0.98	0.95	0.92	0.87
sub6	0.95	0.96	0.99	0.98	0.79
sub7	0.98	0.98	0.91	0.97	0.96
sub8	0.89	0.94	0.82	0.89	0.91
sub9	0.96	0.99	0.95	0.97	0.98
sub10	0.88	0.98	0.93	0.85	0.88
sub11	0.97	0.95	0.77	0.99	0.99

表 5 各対象者における平均データから抽出した同じ数の筋シナジーでの VAF

	VAF[%]			
	腹側外乱小	腹側外乱大	背側外乱小	背側外乱大
sub1	88.2	97.4	97.1	96.2
sub2	95.6	99.4	96.4	98.6
sub3	89.7	99.6	99.3	96.5
sub4	82.3	92.5	92.1	87.1
sub5	90.8	98.9	86.2	82.5
sub6	86.3	93.3	95.6	87.4
sub7	78.1	99.0	98.2	94.7
sub8	94.2	96.3	90.9	86.2
sub9	98.1	99.6	96.7	89.8
sub10	79.4	97.4	68.0	80.0
sub11	89.3	91.4	93.7	88.9

#### 4. 考察

本研究の目的は熟練体操選手の倒立維持における筋活動制御の特徴を明らかにすることであった。分析の結果、倒立をしている体操選手に背、腹側方向へ転倒を促す外乱を加えた際に、倒立を維持するための筋シナジーは2つあることが示された。筋シナジーの1つ(筋シナジー1)は手関節屈筋、三角筋後部、腹直筋の貢献によって構成され、安定した倒立をしている期間には中程度、背側方向へ転倒が促されたときには非常に強いレベルの活性度が観察された。もう1つの筋シナジー(筋シナジー2)は三角筋前部、三角筋後部、手関節伸筋、多裂筋の貢献によって構成され、腹側方向へ転倒が促され、バランスを立て直すときに強いレベルの活性度が観察された。これらの結果は熟練体操選手が倒立をするときに背、腹側方向へ転倒しそうになる際、姿勢を維持するために実行される筋活動の制御を表したものであると考えられる。

##### 4.1 観察された2つの筋シナジーの役割

筋シナジー1に注目すると、背側方向への外乱において崩バランス局面で強いレベルの活性度を示し、腹側方向への外乱においては低いレベルの活性度を示した。背側方向への外乱によって身体に作用する外力は手関節、股関節、腰椎を伸展、肩関節を屈曲させる方向の曲げモーメントを生み出す。筋シナジー1で貢献を示した3つの筋の内、手関節屈筋と腹直筋はそれぞれ手関節の屈曲と腰椎の屈曲トルクを生成する機能を有することから、背側方向への外乱による伸展方向の曲げモーメントに対抗する役割を果たしたと考えられる。特に手関節屈筋は倒立において固定端となる手部に近いことから負荷が大きくなり、非常に大きな貢献を示したと考えられる。肩関節を屈曲させる曲げモーメントへの対抗に

関して、本研究では肩関節におけるほぼ最大屈曲時に肩関節を伸展させる機能をもつ筋の活動を測定できなかったが、実際にはそうした筋の貢献がある可能性が考えられる。あるいは、肩関節の可動域が限界に近いため、筋の大きな活動は必要ない可能性も考えられる。三角筋後部についてはそうした状況下において肩関節を安定化し姿勢維持に貢献したと考えられる。股関節を伸展させる曲げモーメントへの対抗に関しては、大腿の大きな筋の小さな活動で賄えた可能性が考えられる。以上のことから、筋シナジー1は身体を背側へ曲げられることを防ぐことを通じて倒立維持に貢献する役割をもつと考えられる。また、この筋シナジーが外乱前局面、つまり安定した倒立が維持された局面に中程度の活性度を示したことから、安定した倒立姿勢は、わずかに背側へ傾斜した身体が重力の作用によって手関節、股関節、腰椎を伸展、肩関節を屈曲させる方向の曲げモーメントにさらされ、バランスが崩れかねない状況であり、筋活動によってこれに抗ってつり合わせている状態であると考えられる(図5)。これまでの研究で唱えられてきた倒立の手関節によるバランス制御(Kerwin and Trewartha, 2001; Yeadon and Trewartha, 2003)は、倒立安定位に出力された筋シナジー1によって生み出された筋活動や関節運動を観察したものであると考えられる。

筋シナジー2に注目すると、腹側外乱大における崩バランス局面で強いレベルの活性度が、立ち直り局面でも中程度の活性度が示された。腹側方向への外乱は手関節、腰椎、股関節を屈曲、肩関節を伸展させる曲げモーメントを生み出す。筋シナジー2では手関節伸筋、三角筋前部、多裂筋の貢献がみられ、これらの筋は上記の作用に対抗する機能をもつ。三角筋後部の貢献と股関節に作用する曲げモーメントへの対抗に関する考察は筋シナジー1と同様である。以上のことから、筋シナジー2は身体

を腹側へ曲げられることを防ぐことを通じて倒立維持に貢献する役割をもつと考えられる。

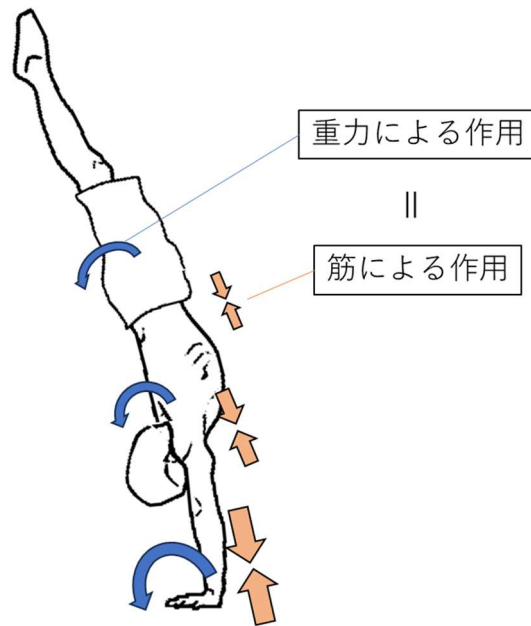


図 5 重力による作用と筋トルクのつり合い

#### 4.2 各対象者の筋シナジー

平均データから抽出された筋シナジーと各対象者それぞれから抽出された筋シナジーはほとんどの対象者,条件において高い類似度を示した。これは多くの対象者が筋シナジー1,筋シナジー2を中枢神経系で保有しており,倒立維持に使用していることを表している。よって,筋シナジー1と筋シナジー2は熟練体操選手の倒立維持のための筋活動制御様式を表すものとして妥当であるといえる。

一方,各対象者からこれらの筋シナジーを抽出したときの VAF をみると,90%を下回るケースが全条件を合わせた44試技の内,16件確認された。特に,腹側外乱小,背側外乱大の条件でそれぞれ7件と多くみら

れた。これら 2 条件における筋シナジーを特徴づける力学的要因について考察する。

腹側外乱小条件において 7 名の対象者の VAF が 90% を下回ったことは、該当する試技における全筋活動に対して、筋シナジー 1 では説明できなかった筋活動が 10% 以上存在したことを意味する。腹側外乱における試技では、腹側方向へのバランスの乱れに対抗する運動を行わなければならないことから、筋シナジー 1 では説明できなかった筋活動は筋シナジー 2 によって説明できる可能性が考えられる。そこで、追加分析として腹側外乱小における平均データから 2 つの筋シナジーを抽出したところ、1 つ目の筋シナジーは腹側外乱大で抽出された筋シナジー 1 と 0.995 の類似度を示し、2 つ目の筋シナジーは筋シナジー 2 と 0.97 の類似度を示した。このときの VAF は 99.5% であった。この結果から、腹側外乱小においても筋シナジー 2 が動員されており、試技におけるほぼすべての筋活動を 2 つの筋シナジーで説明されることが示された。腹側外乱条件において、筋シナジー 1 と筋シナジー 2 によって試技にみられる筋活動のほぼ全てを説明できるのであれば、腹側外乱小において 7 名の対象者が 1 つの筋シナジーで VAF が 90% を下回った結果は、試技全体の筋活動に対する小さな腹側方向への外乱に対抗する運動で用いられる筋活動の割合が個人によって異なることを表す。

背側外乱大条件についても 7 名の対象者の VAF が 90% を下回ったことは、該当する試技における全筋活動に対して、筋シナジー 1 では説明できなかった筋活動が 10% 以上存在したことを意味する。これは VAF が 90% を下回った対象者にとって、当条件における外乱の大きさが筋シナジー 1 による筋活動だけでは賄いきれないものであり、筋シナジー 1 だけで説明できる背側方向へのバランスの乱れを防ぐ運動の幅が個人

によって異なることを示す。したがって、個人によっては、本研究では観察できなかつた背側への非常に大きな乱れに対応した筋シナジーが存在する可能性が考えられる。

これらのことから、腹側外乱小および、背側外乱大において7名と多くの対象者でVAFが90%を下回ったのは、外乱への耐性に個人差が存在したからであると考えられる。本研究で観察された筋シナジーの構成そのものは妥当であるといえるが、抽出する筋シナジーの数の決定方法は再検討する必要があると考えられる。

#### 4.3 1方向に対応した筋シナジーによるバランス制御

本研究の試技による運動は、外乱によって生じる身体の傾斜と曲げ方向の運動を減速させ、立ち直り方向に加速し、安定した倒立位で静止させるために立ち直り方向の運動を減速させるという流れをたどる。この一連の運動の流れには身体に2方向の加速度を生じさせなければならないため、運動を発現させる筋活動の制御を表す筋シナジーにおいても2つみられることが予測された。実際に、4条件を全て総合すると異なる方向への外乱に対応した2つの筋シナジーが抽出された。しかし、背側外乱条件では1つの筋シナジーしか抽出されなかつた。ここでは背側外乱において1つの筋シナジーでバランスを制御するメカニズムについて考察する。先の考察で筋シナジー1は身体を背側へ曲げられることを防ぐ役割をもち、安定した倒立は筋シナジー1によって発生する筋トルクと重力による手関節、股関節、腰椎を伸展、肩関節を屈曲させる方向の曲げモーメントをつり合わせている状態であるとした。筋シナジー1をみると、立ち直り局面においてなだらかな活性度の変化がみられる。これは立ち直り動作において、筋トルクを加減しながら重力による曲げモ



ーメントとのつり合いを変化させ、傾斜や曲げられた身体を立て直しつつ、その勢いが重力の作用によって静止させ得る範囲に収まるように調節した過程を表すものと考えられる。崩バランス局面においても、立ち直り運動の勢いが重力による作用によって静止させ得る範囲に収まるように筋トルクを調節していると考えられる。このように、試技全体を通して、筋トルクと重力による作用をつり合わせることによって、背側外乱条件では1つの筋シナジーのみでバランス制御ができたと考えられる。これらのことから、熟練した体操選手は少ない数の筋シナジーで倒立を維持できるような戦略をとっていると考えられる。

#### 4.4 体操選手の倒立における筋活動制御の特徴

ここまでの考察をまとめると、熟練体操選手における倒立維持のための筋活動の制御の特徴がみえてきた。まず、熟練体操選手は2種類の筋シナジーを獲得しており、それらは背側へのバランスの乱れに対抗したものと腹側へのバランスの乱れに対抗したものであった。体操選手はバランスの乱れの方角に応じて、2つの筋シナジーの出力を切り替えていた。次に、安定した倒立やバランスの乱れた姿勢から立ち直る際には、重力による作用と筋活動による作用をつり合わせることで少ない筋シナジーの動員でバランスを維持していた。中枢神経系による指令の低次元化の観点で見れば、これらの筋活動の制御は大変有効であるといえる。Bizzi and Cheung (2013) は、それまでの筋シナジーに関する研究から、筋や腱からの脊髄を介すフィードバックが筋シナジーを生成、変化させることで運動学習がなされると考察している。運動学習が筋シナジーの生成、変化によるものであれば、本研究で観察された体操選手の倒立維

持における筋活動の制御様式は，何度も繰り返された訓練の中で脊髄がパターンとして構成したものであると考えられる．

## 5. 結論

本研究の目的は体操選手の倒立維持における筋活動制御の特徴を明らかにすることであった。熟練体操選手 11 名が背、腹側方向へバランスを崩し、立て直す運動から筋シナジーを抽出した結果、以下の特徴が明らかとなった。

- 1) 2 種類の筋シナジーを獲得しており、それらは背側へのバランスの乱れに対抗したものと腹側へのバランスの乱れに対抗したものであった。
- 2) バランスの乱れの方角に応じて、2 つの筋シナジーの出力を切り替えていた。
- 3) 安定した倒立やバランスの乱れた姿勢から立ち直る際には、重力による作用と筋活動による作用をつり合わせることで少ない筋シナジーの動員でバランスを維持していた。

## 文献

- Bernstein, N. (1967). *The Co-ordination and Regulation of Movements*. Pergamo. Press, London.
- Bizzi, E., & Cheung, V. C. (2013). The neural origin of muscle synergies. *Frontiers in computational neuroscience*, 7, 51.
- Cheung, V. C., Piron, L., Agostini, M., Silvoni, S., Turolla, A., & Bizzi, E. (2009). Stability of muscle synergies for voluntary actions after cortical stroke in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 106(46), 19563-19568.
- d'Avella, A., Saltiel, P., & Bizzi, E. (2003). Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature neuroscience*, 6(3), 300-308.
- Davis, B. L., & Vaughan, C. L. (1993). Phasic behavior of EMG signals during gait: use of multivariate statistics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 3(1), 51-60.
- Helen, J. H., & Jacqueline, M. (2002). Daniels & Worthingham's MUSCLE TESTING.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., ... & Hägg, G. (1999). European recommendations for surface electromyography. *Roessingh research and development*, 8(2), 13-54.
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of neurophysiology*, 55(6), 1369-1381.
- Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2004). Five basic

- muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *The Journal of physiology*, 556(1), 267-282.
- Kerwin, D. G., & Trewartha, G. (2001). Strategies for maintaining a handstand in the anterior-posterior direction. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(7), 1182-1188.
- Kochanowicz, A., Niespodziński, B., Marina, M., Mieszkowski, J., Biskup, L., & Kochanowicz, K. (2018). Relationship between postural control and muscle activity during a handstand in young and adult gymnasts. *Human Movement Science*, 58, 195-204.
- Kochanowicz, A., Niespodzinski, B., Mieszkowski, J., Marina, M., Kochanowicz, K., & Zasada, M. (2019). Changes in the muscle activity of gymnasts during a handstand on various apparatus. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 33(6), 1609-1618.
- Lacquaniti, F., Ivanenko, Y. P., & Zago, M. (2012). Patterned control of human locomotion. *The Journal of physiology*, 590(10), 2189-2199.
- Lee, D., & Seung, H. S. (2000). Algorithms for non-negative matrix factorization. *Advances in neural information processing systems*, 13.
- Mogk, J. P., & Keir, P. J. (2003). Crosstalk in surface electromyography of the proximal forearm during gripping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 63-71.
- Ng, J. K., Kippers, V., & Richardson, C. A. (1998). Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 38(1), 51-58.

- Oliveira, A. S., Silva, P. B., Lund, M. E., Kersting, U. G., & Farina, D. (2013). Fast changes in direction during human locomotion are executed by impulsive activation of motor modules. *Neuroscience*, 228, 283-293.
- Olree, K. S., & Vaughan, C. L. (1995). Fundamental patterns of bilateral muscle activity in human locomotion. *Biological cybernetics*, 73(5), 409-414.
- Runge, C. F., Shupert, C. L., Horak, F. B., & Zajac, F. E. (1999). Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & posture*, 10(2), 161-170.
- Torres-Oviedo, G., Macpherson, J. M., & Ting, L. H. (2006). Muscle synergy organization is robust across a variety of postural perturbations. *Journal of neurophysiology*, 96(3), 1530-1546.
- Torres-Oviedo, G., & Ting, L. H. (2007). Muscle synergies characterizing human postural responses. *Journal of neurophysiology*, 98(4), 2144-2156.
- Tresch, M. C., Saltiel, P., & Bizzi, E. (1999). The construction of movement by the spinal cord. *Nature neuroscience*, 2(2), 162-167.
- Wilson, E. L., Madigan, M. L., Davidson, B. S., & Nussbaum, M. A. (2006). Postural strategy changes with fatigue of the lumbar extensor muscles. *Gait & posture*, 23(3), 348-354.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4), 193-214.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & sons.

- Yakovenko, S., Krouchev, N., & Drew, T. (2011). Sequential activation of motor cortical neurons contributes to intralimb coordination during reaching in the cat by modulating muscle synergies. *Journal of neurophysiology*, 105(1), 388-409.
- Yeadon, M. R., & Trewartha, G. (2003). Control strategy for a hand balance. *Motor control*, 7(4), 421-442.

## 謝辞

本研究は指導教員である矢内利政教授のご指導のもと行われました。矢内先生には筋シナジーに着目することを提案していただきました。筋シナジーについて一から調べ、分析のプログラムを組む作業は、自身を大きく成長させたものと思います。さらに科学に向き合う厳しさをご指導いただきました。この2年間で研究の一端をみる事ができました。心より感謝申し上げます。今後も精進いたします。

土屋純教授、金岡恒治教授は副査を快く引き受けてくださりました。心より感謝申し上げます。また、土屋先生には学部生時代、体操部員としてご指導いただきました。大学院進学後も体操についてだけでなく、人間として成長できる内容のご指導をいただきました。重ねて感謝申し上げます。

体操部の先輩である浅野佑樹先生には日頃から研究の相談に乗っていただきました。感謝申し上げます。早稲田大学体操部員の皆様は実験の対象者を引き受けてくださりました。ありがとうございます。今後のご活躍を応援いたします。

バイオメカニクス研究室の皆様には実験を手伝っていただき、多くの相談に乗っていただきました。感謝申し上げます。

最後に大学院進学を認めて下さり、生活面で支援してくださっている両親に感謝申し上げます。本修士論文を通して、大学院での取り組みが伝われば幸いです。

2024年1月 齊藤 司