

体操競技における表面筋電図を用いた技能評価方法の検討

2023 年 3 月

新潟大学大学院

現代社会文化研究科

亀山就平

目次

第1章 序章

1-1	はじめに	1
1-2	体操競技に関する研究の取り組み	3
1-3	表面筋電図	4
1-4	本研究の構成	8

第2章 動的動作を伴う技の表面筋電図

2-1	はじめに	10
2-2	研究方法	10
2-3	結果と考察	12
2-4	まとめ	15

第3章 熟練性が異なる両足旋回の技能評価

3-1	はじめに	16
3-2	研究方法	16
3-3	結果	22
3-4	考察	28
3-5	まとめ	34

第4章 競技者と非競技者における後転とびの技能評価

4-1	はじめに	35
4-2	研究方法	35
4-3	結果	39
4-4	考察	43
4-5	まとめ	47

第5章 種目間で異なる運動構造を有する後方車輪の技能評価

5-1	はじめに	48
5-2	研究方法	48
5-3	結果	52
5-4	考察	57
5-5	まとめ	61

第6章 終章

	本研究のまとめ	62
--	---------	----

	謝辞	65
--	----	----

	文献	66
--	----	----

第 1 章

序 論

1-1. はじめに

競技スポーツは大きく測定競技，対人競技，採点競技の 3 種類に分けられ，体操競技は採点競技に該当する．採点競技の大きな特徴は，勝敗の決定尺度が審判員の客観的評価にあり，他の競技者との駆け引きといった戦略・戦術の影響は非常に少ないことや，運動の表現を重視することが挙げられる．体操競技は，男子 6 種目，女子 4 種目の各種目で演技をおこない，演技構成に含まれる技の難しさを評価する D スコアと，演技全体の出来栄を評価する E スコアの合計点を競い合う．競技力向上において重視されるのは，高度で熟練性ある演技構成を組むことであり，トレーニング現場では，高難度技の習得を追求するだけでなく，演技全体を通してピンと伸びたつま先の美しさ，懸垂振動の振幅の大きさ，宙返りの高さといった芸術性や雄大性の獲得が求められている．審判員による客観的評価の基準は，国際体操連盟（FIG）が定める採点規則で規定されている．現行の採点規則[1]では，演技構成上における選手への指針として，「技の安全が保障され，美的に洗練され，かつ技術的に習熟している技だけで構成しなければならない」ことが明記されており，競技者には技の技術の習得のみならず，その技術の研鑽が求められている．また，採点規則には演技の構成要素となる技が定義されており．男子体操競技では，ゆか・あん馬・つり輪・平行棒・鉄棒において一つ一つの技の難しさを示す難度が，A から I まで 9 段階設定されており，跳馬に関しては 1 つの跳躍技に価値点が設定されている[1]．体操競技に存在する技はバリエーション豊かであり，様々な技術の習得が競技者には求められている．

また，体操競技の技やその技術は日々進化している．競技の起源とされる 1881 年，ドイツ・ベルリン郊外のハーゼンテイデに設けられた体操場で青少年の体力向上を目的に行われていた運動訓練[2]から現代まで様々な技や技術が生み出されており，時代の変化に伴って高度化の一途をたどってきている．そして，体操競技が他の採点競技と大きく異なる点として，様々な器械の上で演技をおこなうことが挙げられる．器械に関する規格は FIG が定める Apparatus norm[3]で厳密に規定されており，演技の高度化や競技者の安全面といった観点から現代の形に至るまで様々な改良がなされてきた[4]．器械の特性やそ

の性能は技術に大きな影響を及ぼしており，例えば男子種目の平行棒や鉄棒に用いられているバーは弾性に富んでおり，この弾性を有効に扱うことでひねりや宙返りを伴う高度な振動技を可能にしている．このように，器械の発達と技術の進歩が持ちつ持たれつの関係にあることは[2]，体操競技の独特な競技性を特徴づけるものであり魅力の一つでもある．

一つ一つの技の専門性が高い体操競技であるが，採点規則に定義される技の中には世間に幅広く一般化されている技もあり，他のスポーツ競技や競技経験が無い一般運動愛好家でも習得を目指すものがある．その最たる例がゆかの後転とびだと考えられる．後転とびは一般的に「バク転」とも呼ばれ，数多に存在する体操競技の技の中でも比較的運動構造がシンプルで，パフォーマンス性が高いことから世間での人気が高い技である．そのため，様々な形の後転とびが見受けられるが，競技者の実施はいずれも跳躍から着手，着地までの一連の動作が非常に類似し，後に続く後方宙返り系の技の加速技術といった合目的性を有している[2]．また，ブレイクダンスではトーマス旋回とよばれる上肢を軸に水平面で開脚旋回運動をおこなう旋回技があるが，これはあん馬の基本技である両足旋回と共通する運動構造をもつ．しかし，体操競技ではその運動の奇抜さよりも，姿勢の美しさや，腰の高さや旋回運動の勢いの獲得を重視し，専門的にトレーニングしているため，その運動形態は両者で大きく異なる．一方，あん馬の両足旋回は個人の身体的特徴や，トレーニング頻度・期間の違いによる熟達の差が競技者間でも顕著に現れる．また，運動構造が共通するという点では，鉄棒と平行棒の後方車輪が例に挙げられる．後方車輪は，「大車輪」として一般的に認知され，鉄棒を真っ先にイメージさせる代表的な技であるが，同様の技は平行棒にも同様に存在しており，見た目の運動構造に大きな差はない．しかし，一連の運動の中で，競技者が達成しなければいけない動作や実施上のポイントは大きく異なり，平行棒の実施には器械特性に起因する難しさがあり，運動の達成に用いられる技術は鉄棒と若干異なり複雑である．

運動の達成に用いられる技術には，個人に内在する技の技能が大きく関係する．そのため，個人が生まれながらに持つ先天的，あるいはトレーニングによって獲得された技能の特徴を抽出することは，競技力向上において重要なフィードバックになり得る．

1-2. 体操競技に関する研究の取り組み

競技者に取り巻く様々な要因を多角的な観点から調査し、フィードバックを与えていくことは非常に重要である。体操競技のトレーニング現場に直結する内容としては、運動学[5-8]がその中核を担っており、モルフォロギー的考察、優れた競技者や筆者自身の動感抽出が積極的になされ、その応用としてコーチングの実践が事例的に報告されている[9-11]。これらの取り組みと知見の蓄積は、体操競技における競技力向上に大きく貢献している。また、計測によって得られた様々な変数から運動構造を解明するという点では、映像を基にした動作分析を筆頭にフォースプレート、ストレインゲージ、表面筋電図を用いたスポーツバイオメカニクス的研究の取り組みもなされており、習熟度に応じた定量的な報告も多数存在している[12-26]。その中で、表面筋電図を用いた研究として遠藤[25]、釘宮ら[26]は、つり輪における力静止技の筋活動状態を抽出している。これまでに組み込まれた研究の多くは、競技者に内在する技能の特徴抽出や合理的な実施、熟練者と非熟練者の運動構造の違いを検討し、解明してきた。様々な方法で得られたデータや知見の蓄積は、第一に競技力向上を目的としている。

競技力に関する研究の取り組みでは、運動の質や動感、技の構造に関する質的・量的研究が中心を担ってきたが、その中で技術に関する技能評価や、そのフィードバックに関する自然科学的な実践はとられてこなかった。スポーツバイオメカニクスの立場の下、運動力学的視点から技の構造分析を試みる研究は散見されるものの、実際の現場ではこういった取り組みは受け入れ難いものになっている。その背景には、体操競技に存在するバリエーション豊かな技や運動種類、心理状態、実験的制約で得られたデータと現場のギャップ、専門的知識を持つ指導者の不在など様々挙げられるが、根底には勝敗の決定尺度が運動の表現に重視されることが考えられる。この体操競技の競技特性が、自然科学的な介入を拒んでいるのは事実である。一方、現場では技がどのように達成されているのか、できるようになるためには何を意識すればよいのかを常に模索している。これは競技者に限らず、指導者も同様であり、自身の経験側に基づくフィードバックの他に、指導する競技者に応じた内容のフィードバックを検討することが課題となっている。

1-3. 表面筋電図

運動の制御は脳や脊髄の中樞神経系の指令によって行われている、また、運動を行う際、そのもとになっている力は骨格筋の収縮によって生み出される。このような骨格筋の活動状態（以下、筋活動）を知る方法として筋電図法（Electromyography）があり、動作分析などで主に用いられているのが表面筋電図（Surface electromyography）である[27]。表面筋電図は皮膚上に電極を取り付け、電極を通して筋電位を導出し視覚化する。近年、表面筋電図に用いられるセンサーは無線制御が可能となり、軽量かつ高性能なものが普及している。そのため、従来は実験室内で限られた動作しか対象にできなかったが、より幅広いフィールドで、かつ大きな動作を伴う運動も計測可能になった。これによって、様々な運動を対象にどの筋がどの時点で、どの程度活動しているかを知ることができる。一般的に、筋の活動量と振幅には一定の相関関係がありその振幅が大きいほど発揮される筋は強く活動していると評価できる。表面筋電図で得られた生体信号から筋活動パターンを得る方法として、ローパスフィルターや RMS を算出する平滑化処理が挙げられる[27]。バンドパスフィルターでノイズ処理を施した後、整流化した波形に平滑化処理を施すことで、筋の活動タイミングと活動量を示す筋活動パターンを抽出することができる。また、応用として相互相関関数を用いた時系列成分の類似性と位相ずれの算出や、複数の筋活動パターンから協調性を定量評価する筋シナジー解析が挙げられる。

スポーツバイオバイオメカニクス的研究において時系列データが示すピークやその変動は大きな意味を持つ。また、その時系列データの類似性を抽出することで、同様の変動を示しているか検討することができ、筋活動パターンの類似性を抽出することで技術に内在する共通、あるいは異なる技能の特徴を評価することが期待できる。相互相関関数は 2 つの時系列データの類似性を評価する際に用いられている[28-33]。算出式は式 (1) の通りである。図 1-1 に相互相関関数による類似性の算出イメージを示す。

$$R_{xy}(\tau) = \frac{c_{xy}(\tau)}{\sqrt{c_{xx}(0)}\sqrt{c_{yy}(0)}} \quad (1)$$
$$c_{xy}(\tau) = \begin{cases} \frac{1}{N} \sum_{t=0}^{N-1+\tau} x[t]y[t-\tau] & (\tau < 0) \\ \frac{1}{N} \sum_{t=0}^{N-1-\tau} x[t+\tau]y[t] & (\tau \geq 0) \end{cases}$$

ここで、 R_{xy} が類似度、 x 、 y が時系列筋活動パターン、 τ はシフト時間、 N はデータ数を示す。

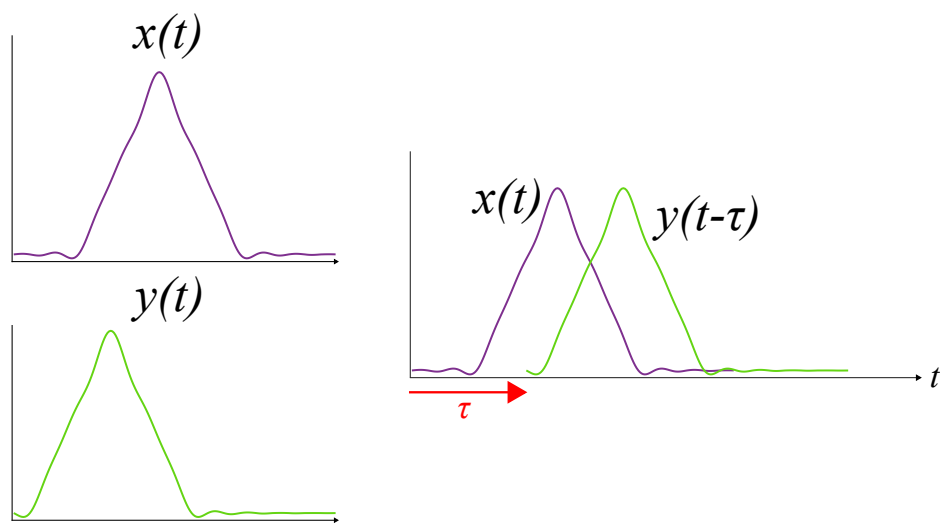


図 1-1 相互相関関数による時系列データの類似性算出イメージ

また、近年では複数の筋活動パターンを統計的に縮約し、筋の協調性に関する評価手法として筋シナジー解析が盛んになっている。筋シナジーは、非負値行列因子分解 (Non-negative matrix factorization: NMF) [34]によって個々の筋活動パターンを低次元に縮約し、筋の協調活動に関する時系列成分と、その構成である空間成分の情報を抽出する。以下に筋シナジーの算出式 (2) を示す。図 1-2 に筋シナジーの抽出イメージを示す。

$$M = WC + e \quad (2)$$

ここで、 M は筋活動の初期行列を表し、 W は m (筋の数) $\times s$ (シナジー数) の行列で筋の重みづけ要素 (空間成分) を示す。 C は $s \times t$ (時間) の行列であり、協調活動パターン (時系列成分) を示す。 e は $M - WC$ が最小の残差となる残差で、 $m \times t$ の行列である。通常、筋シナジーはこれら 2 つの情報を 1 セットにしたものを指し、一連の運動制御に関する構造の特徴を示すことから運動制御構造とも呼ばれている。

筋シナジーは、中枢神経系に存在する運動制御の機能であることが示唆されている。我々の運動は非常に複雑で冗長性を有している [35]。そのため、運動指令を司る脳や脊髄といった中枢神経系は、逐一個々の筋に指令を送り出しているとは考えにくく、その仲介を果たす仕組みとして筋シナジーが存在するとされている。筋シナジーの概念を理解するために例が自動車のハンドルである [36]。普段、乗車する車は 4 つのタイヤがリンクしており、1 つのハンドルによって進行を決定することができる。このように複数の自由度をより少ない単位で制御する仕組みは、我々の身体にも存在していると考えられている。

筋シナジーの存在については、未だ議論の段階であるが、萩生 [37] は個人の運動経験に基づいて必要とされた運動のレパートリーが、筋シナジーとして表象されるような複数筋の活動パターンとして保持されることを示唆していることから、筋シナジー仮説の検証で用いられる数理的手法は、技能評価を可能にする応用性を有している。これまでにスポーツと筋シナジーに関する研究はいくつか報告されており、専門性が高い運動において被験者間の筋シナジーは類似することや [29, 30]、熟練者特有の筋シナジーが抽出されるケースが示されている [38, 39]。

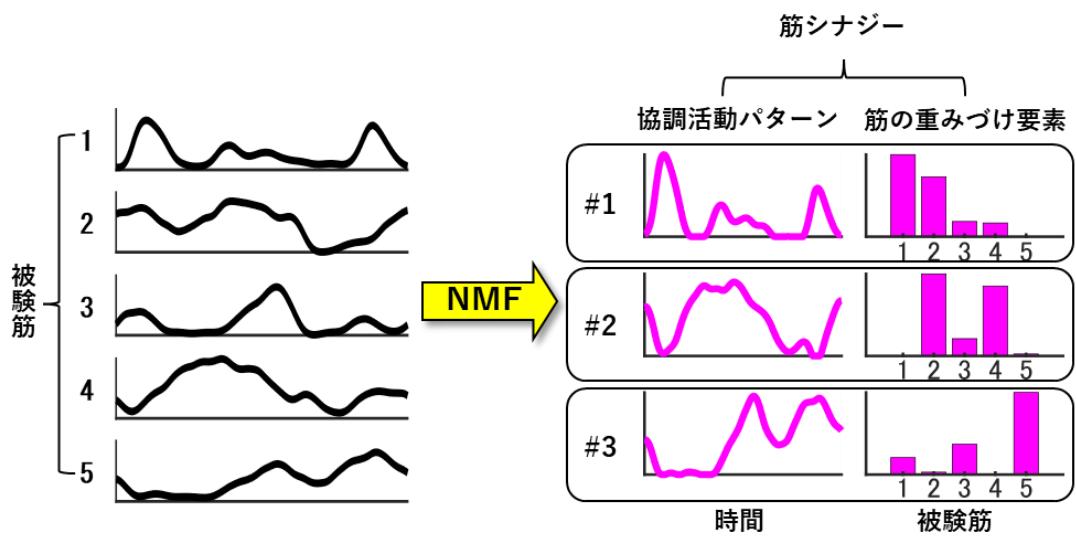


図 1-2 筋シナジーの抽出イメージ

1-4. 本研究の構成

体操競技において、筋活動パターンから競技者に内在する技能を抽出し、評価することはトレーニング現場において重要なフィードバックをもたらすと考えられる。一般的に、技能とは技に関する能力であり、筋活動という観点では一連の運動経経過における活動パターンの変動に加え、個人の絶対筋力も関係する。絶対筋力の評価には、最大随意収縮力 (Maximum Voluntary Contraction: MVC) を算出して規格化する%MVC 法があるが、大きな動的動作を伴う評価には適さないとされている[40]。一方、シュミット[41]は組織化された筋肉活動の必要性を指摘している。したがって、本研究では複数の筋活動パターンが示す技能の特徴について評価する。

運動中の筋活動に焦点を絞った研究はいくつか存在するが、その数は決して多くない。また、動的動作に関する事例や習熟度との比較に焦点を当てると、その数はさらに少なくなる。体操競技において表面筋電図が積極的に用いられてこなかった背景には、目的とする動作が計測装置の介入によって制限されてしまうことが考えられる。近年ではこれらの問題が解決されつつあり、ある程度の専門知識やコストがかかるものの、比較的容易にかつ性能も向上していることから、多目的な動作に適用可能となっている。

本研究では、これまで体操競技において非積極的であった表面筋電図を用いて、様々な技の筋活動パターンを提示し、筋活動パターンの類似性や筋シナジーから競技者に内在する技能の評価を試みる。また、表面筋電図のトレーニング現場への応用性を検討するために、技能評価は数多に存在する体操競技の技の中から、競技者間の熟練性が大きく異なる技や運動の類縁性をもつ技を対象にした。

第 2 章では、平行棒における支持振動倒立について、上肢と体幹が示す活動パターンを提示する。ここでは、表面筋電図の測定事例を提示する。

第 3 章では、競技者間で熟練性が異なる技として、あん馬の両足旋回を対象に背面支持筋群の筋活動パターンを算出する。そして、個々の筋活動の類似性と、これら筋群から筋シナジーを抽出し、双方の観点から熟練性に関する技能評価を試みる。

第 4 章では、競技者と非競技者の後転とびを対象に、全身の筋群から筋シナジーを抽出する。ここでは、専門性の高い運動において、競技経験の有無や専門的トレーニング頻度の違いから示される筋シナジーの特徴について評価を試みる。

第 5 章では、種目間で類似する運動構造を有する後方車輪について、全身の筋群から筋シナジーを抽出する。後方車輪は鉄棒と平行棒に存在する技であるが、器械特性に起因す

る難しさの違いが存在する。ここでは、それぞれの種目における後方車輪の筋シナジーについて特徴を抽出し、平行棒の後方車輪に内包する難しさの技能評価を試みる。

第6章では、体操競技における技能評価方法として表面筋電図の可能性を提示する。

第 2 章

動的動作を伴う技の表面筋電図

2-1. はじめに

第 2 章では体操競技における表面筋電図の事例的研究として、平行棒の支持振動倒立を対象に、主に上半身の筋活動の視覚化を試みる。支持振動倒立は平行棒における基本的な技であり、上半身を中心とした振動技であるが全身を使った動的動作によって達成されている。事例的研究の対象として平行棒の支持振動倒立を選択した背景には、動的動作を対象とした表面筋電図の報告が数少ないことや、平行棒の技に焦点を絞った研究が確認されないことが挙げられる。

2-2. 研究方法

2-2-1. 被験者

全国高校総体、全日本学生体操競技選手権大会 2 部など全国規模の大会に出場経験がある男子大学生体操競技選手 6 名(身長: 170.1 ± 5.4 cm, 体重: 64.0 ± 7.1 kg, 競技歴: 12.4 ± 1.8 年)を選出した。被験者には実験試技として支持振動倒立を 10 回連続で実施させた。試技の前に十分なウォーミングアップをさせた後、センサーの貼付など計測の準備をした。計測準備完了後、機器の動作確認も兼ねて被験者に試技練習を実施させ、計測機器に不備が無いことを確認してから測定を実施した。

2-2-2. 表面筋電図

被験筋として大胸筋(胸部)(PM)・広背筋(LD)・上腕三頭筋(外側頭)(TB)・三角筋前部(AD)・僧帽筋上部(UT)・腹直筋(RA)・外腹斜筋(E0)の計 7 筋を選出し、被験者の軸腕側の各筋にワイヤレス筋電センサー(SS-WS1221, スポーツセンシング社)を貼付した。サンプリング周波数は 1000Hz に設定した。得られた筋活動データは 4 次のバターワースフィルタ(10-350Hz)でノイズを除去し、全波整流後、移動平均フィルタ(時定数 200ms)で平滑化処理を施した。平滑化処理後、分析区間で発揮された最大値を 100%とする正規化処理を施した。

2-2-3. 動作分析

支持振動倒立の動作分析は、被験者の実験試技を撮影するカメラ (EX-ZR100, CASIO 社) をフレームレート: 240fps, シャッタースピード: 1/1000s に設定し、バーが中心点で光軸と垂直に交差するように被験者の右側方 6.5m, 高さ 2m に設置した。撮影した映像を基に、動作分析ソフトウェア (Frame Dias IV, DKH 社) によって身体 23 箇所 (頭頂・耳・胸骨上縁・両肩・両肘・両手首・両手先・両肋骨下端・両大転子・両膝・両足首・両踵・両足先) のデジタイズした。データ算出に用いる 2 次元静止座標系は、バーの中央を原点とし、床面から原点を通る鉛直方向の軸を Y 軸、床面と平行の位置にあるバーを X 軸と定義した。静止座標系は 2 次元 4 点実長換算法によって算出した。

身体合成重心は、阿江ら [42] の身体部分慣性係数を基に、頭部, 上腕, 前腕, 手, 上胴, 下胴, 大腿, 下腿, 足部のセグメントからなる剛体リンクモデルによって算出した。身体の各計測点の座標値は、Winter の残差分析法 [43] によって遮断周波数 (X 座標: 15.2-24.5Hz, Y 座標: 15.4-24.3Hz) を決定し、バターワースフィルタにより平滑化した。なお、身体合成重心は運動局面の定義に用いた。

2-2-4. 分析区間及び運動局面の定義

金子 [2] は支持振動の運動形態について「支持前振り」と「支持後振り」の 2 種類に分類している。どちらの動作も、バーを手で握り、腕立て姿勢で肩点を中心に身体を振動させる運動形態を示すが、「支持前振り」は身体の前面に向かって、「支持後振り」は後面に向かって振動させるところに相違点がある。本研究の分析試技である支持振動倒立は、一般的に「支持後振り」から実施される技術を指しているが、金子が述べるように支持振動技術の基本的な運動構造は、「支持前振り」と「支持後振り」に分けられていることから、ここではこれら 2 つの運動について分析を実施することとし、倒立から身体を振り下ろし、前上方に向かって振動する「支持前振り」から、身体後面に向かって振り下ろし、倒立支持姿勢へ移行する「支持後振り」までを支持振動倒立とした。

支持振動倒立の分析区間は、バーの中心を支持点とした倒立支持姿勢を開始時点とし、身体を振り下ろす「支持前振り」(以降, 支持前振り区間) から「支持後ろ振り」(以降, 支持後振り区間) を経て倒立支持姿勢へ戻るまでとした。さらに、詳細な分析を実施する

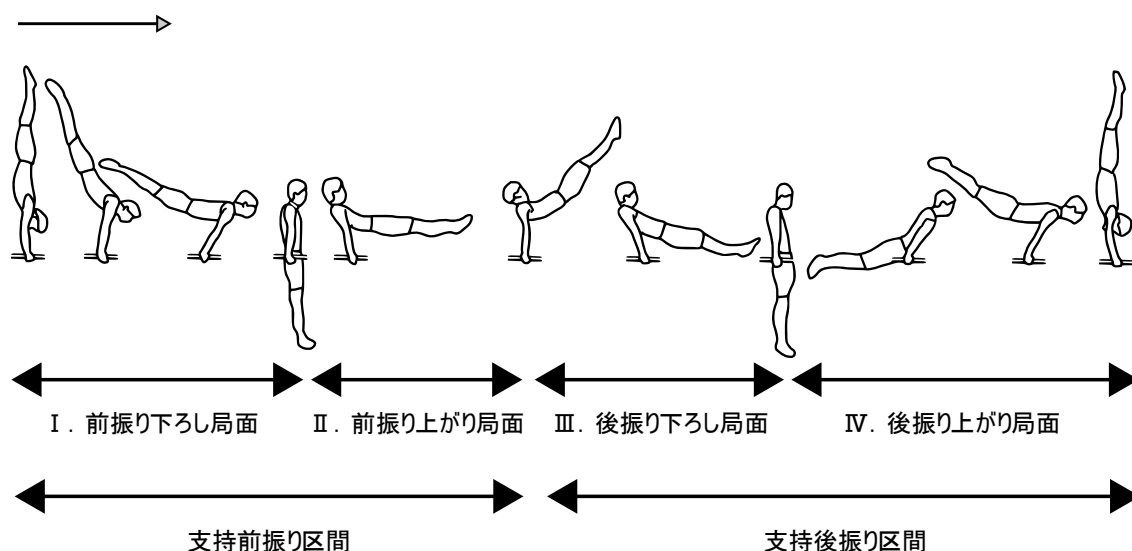


図 2-1 支持振動倒立の分析区間及び運動局面定義

ため、支持前振り区間において鉛直方向の身体重心が最も下方に位置する瞬間までを前振り下ろし局面 (I)、以降、身体重心が最も上方に位置する瞬間までを前振り上がり局面 (II) とした。同様に、支持後ろ振り区間において身体重心が最も下方に位置する瞬間までを後振り下ろし局面 (III)、その後、倒立姿勢へ移行するまでを後振り上がり局面 (IV) とした (図 2-1)。

2-2-4. 統計処理

各被験者の筋活動パターンについて、分析区間 5%時点ごとに平均と標準偏差を算出した。

2-3. 結果と考察

図 2-2 に各被験筋の活動パターンを示す。まず、大胸筋 (PM)・広背筋 (LD) について、支持前振り区間である運動局面 (I) の序盤 0-5%時点にかけて活動が 10%以下であったことが示された。その後、10-30%時点にかけて大胸筋 (PM) の活動が増加し、最大を示した。一方、広背筋 (LD) は大胸筋 (PM) と比較して活動が増加し始めるタイミングが遅く、20-30%時点にかけて増加し、最大を示した。その後、両被験筋の活動は 45%時点にかけて減少を示し、45-50%時点において再び活動が 10%以下と小さくなった。そして、50%時点から開始される支持後ろ振り区間の 70%時点にかけて増加、最大を迎えた後、100%時点にか

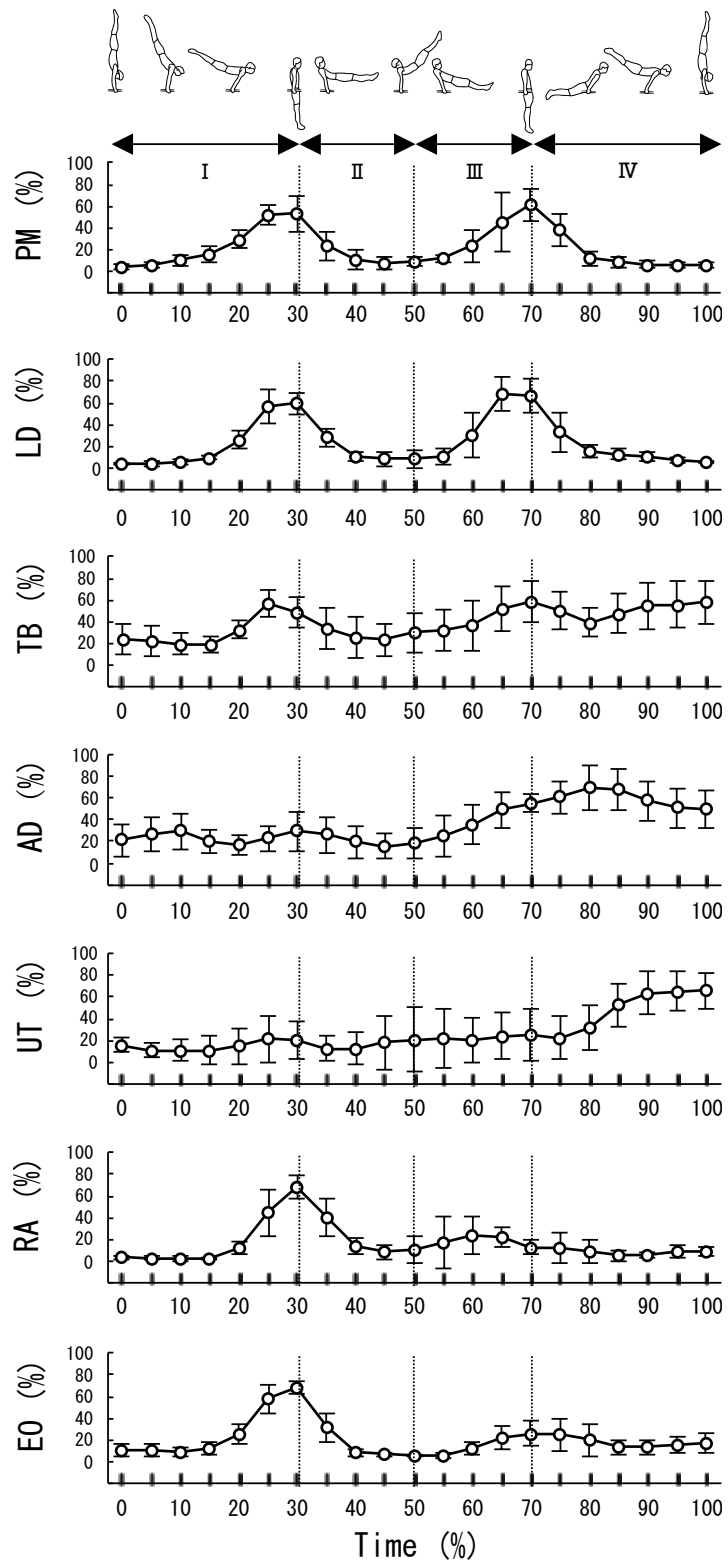


図 2-2 各被験筋の活動パターン (PM: 大胸筋, LD: 広背筋, TB: 上腕三頭筋, AD: 三角筋前部, UT: 僧帽筋上部, RA: 腹直筋, E0: 外腹斜筋. 横軸は時間, 縦軸は各被験筋の活動量を 0-100%で示す.)

けて減少が示された。これらのことから、大胸筋 (PM)・広背筋 (LD) は倒立支持姿勢である 0%・100%時点と比較して、支持前振り及び支持後振り区間の身体の振り下ろしが完了される 30%・70%時点付近の支持姿勢において顕著に動員される筋群であることが示された。

次に、上腕三頭筋 (TB) について、運動局面 (I) の序盤 (0-15%時点) において、活動は 20%前後でありわずかに減少していたことが示された。その後の 15-25%時点の間では増加が示され、運動局面 (I) における最大を示した。運動局面 (IV) では、70%から 80%時点にかけて活動は減少したが、その後 100%時点にかけて再び増加していたことが示された。上腕三頭筋 (TB) の活動は前述した大胸筋 (PM)・広背筋 (LD) に比べて全体的に標準偏差が大きいいため、活動が動員されるタイミングや割合に個人差があると推察されるが、倒立支持姿勢から身体の振り下ろし完了する際に活発になることから上腕の支持姿勢に大きく貢献するといえる。

続いて、僧帽筋上部 (UT) と三角筋前部 (AD) は運動局面 (IV) において大きくなること が示され、僧帽筋上部 (UT) では 90-100%時点、三角筋前部 (AD) では 80-85%時点にかけて大きな活動を示した。運動局面 (IV) は、身体の後振り上げによって倒立支持姿勢に移行する局面であり、網中と新井[24]は倒立支持姿勢を維持する際に三角筋前部や僧帽筋の活動が顕著になると報告していたことから、倒立支持姿勢へ移行する局面において、これらの筋が倒立姿勢を維持するために動員されたと推察される。一方で、三角筋前部 (AD) は運動局面 (I) の 0-10%時点において活動割合が増加した後、20%時点まで減少、その後 30%時点にかけて再び増加を示した。このように、運動局面 (I) において増加と減少を交互に繰り返す活動は他の被験筋では示されていない。0-10%時点において三角筋の活動割合が増加を示した理由は、10%時点において肩が手の握り位置より前方に出て、肩関節を大きく屈曲させた倒立支持姿勢を実施していたことが推察される。このような動作は実験試技の映像から全被験者に確認された。支持振動倒立における振動の中心は肩点であり、倒立支持姿勢の状態では、肩点のほぼ真上に身体重心が位置している。しかし、肩関節を屈曲させた倒立支持姿勢により、身体重心の位置が肩点の真上から外れると肩関節まわりには伸展トルクが発生する。肩関節角度の屈曲動作によって、肩点を前方へ突き出した倒立支持姿勢を維持するためには、振り下ろしにおいて発生する肩関節伸展トルクに抵抗する必要がある。そのため、肩関節屈曲動作に動員される三角筋前部 (AD) によって反対方向の

力を発揮しなければならない。金子[2]はこのような動作を身体の振り下ろしにおける重要な技術の 1 つとしており、倒立姿勢から肩を前方へ出さずに振り下ろしが行なされると、後の支持姿勢における振動動作で上腕が後方へ倒れてしまうと示唆している。そのため、肩関節をあらかじめ屈曲させて前振り下ろしを実施することが必要であり、被験者はこれまでのトレーニング経験からこの技術を利用して支持振動倒立の前振り下ろしを実施していたと推察される。

最後に、腹直筋 (RA)・外腹斜筋 (EO) について、これらの被験筋は支持前振り区間の身体の前振り下ろしが完了される 30%時点において最大を示した。一方、支持後振り区間では、支持前振り区間と比較して活動が小さくなった。支持前振り区間において腹直筋 (RA)・外腹斜筋 (EO) の活動が大きくなった理由は、あふりと呼ばれる振動動作の加速技術にあると推察される。森ら[44]によれば、あふりは主に腰の屈曲、および伸展運動によって実施されるとしている。支持前振りは、身体前面に向かう振動動作であるため、あふりは腰の屈曲動作によって実施される。そのため、腰椎の屈曲に作用する腹直筋や外腹斜筋が動員されたと推察される。一方、支持後振りにおいてこれら被験筋の活動割合が小さかったのは、後振り上がりのあふりが腰の伸展動作によって実施されたからと推察される。

以上の結果から、倒立支持姿勢や支持姿勢、および支持振動動作に用いられる技術によって、動員される筋群の活動割合に違いがあることが推察され、上腕の運動に動員される大胸筋胸部や広背筋、上腕三頭筋は、支持振動で身体を振り下ろす際に活動が大きくなることが明らかになった。一方、三角筋前部や僧帽筋上部は倒立支持姿勢において活動が顕著になることが明らかになった。

2-4. まとめ

表面筋電図から支持振動倒立における上半身筋群の活動状態が明らかとなり、倒立支持姿勢や支持姿勢、支持振動を実施する上で用いられる技術によって、主体となる筋群に違いがあることが示された。

第 3 章

熟練性が異なる両足旋回の技能評価

3-1. はじめに

両足旋回は上肢を軸に足先を水平面上で回転させる運動構造を持ち、あん馬の演技構成において中核となる基本技である。両足旋回は様々な発展技の基礎であると同時に、演技全体でその姿勢の美しさや雄大さが求められている。雄大な両足旋回とは「旋回中に体が真直に伸ばされていて足の描く円がその人の最大となるようなさばき」[2]であり、両足旋回の熟練性とは身体を一直線に保った姿勢で、水平面における回転運動の大きさを十分に表現した雄大性のある実施を指す。現行の採点規則[1]では、あん馬の種目特有の減点項目として両足旋回の運動の大きさが欠けた実施や腰部の屈曲が明記されていることから、両足旋回は単に発展技習得のための基本技術に留まらず、あん馬の演技全体における芸術的価値を向上させるためにも重要である。先行研究において、Fujihara and Gervais[12]は背面支持における支持力や肩関節の柔軟性を指摘していることから、筋力の強さや肩関節の可動域の広さといった身体的能力の向上が必要になるといえる。しかし、両足旋回は非日常的で巧みな運動構造を有することから、熟練者には特徴的な筋活動や筋シナジーが示されることも考えられる。

第 3 章では、両足旋回の背面支持動作に貢献する筋群を対象に、熟練者と非熟練者の群内及び群間における個々の筋活動パターンと筋シナジーを基に、双方の観点から熟練性に関する評価を試みる。

3-2. 研究方法

3-2-1. 被験者および実験試技

全国高校総合体育大会や全日本学生体操競技選手権大会 2 部に出場経験がある男子大学生体操競技部員 14 名を選出した。選出した被験者は当該大会におけるあん馬の入賞歴は無い。被験者には実験試技としてあん馬の 2 つのポメル上で両足旋回を連続 10 回実施するように指示した。また、実験の際は可能な限り身体を一直線に伸ばし雄大に実施することも併せて指示した。全被験者の実験終了後、審判員の採点による評価を実施し、採点結

表 3-1 被験者特性

Components	SG (n=5)	UG (n=5)
Height (m)	1.67 ± 0.06	1.63 ± 0.07
Weight (kg)	60.00 ± 8.46	59.26 ± 4.45
Training career (year)	10.80 ± 1.48	7.80 ± 2.28
Judge score	8.82 ± 0.28	7.01 ± 0.48

Mean ± SD. SG: skilled group, UG: unskilled group.

果の平均値を基に、上位 5 名を熟練群 (skilled group: SG) , 下位 5 名を非熟練群 (unskilled group: UG) とし、合計 10 名を分析対象とした。表 3-1 に被験者特性を示す。このグループ分けは、体操競技が採点競技であるという競技特性を考慮し、熟練者と非熟練者を採点によってあらかじめ分類し、分析結果を比較するために実施した。

被験者のグループ分けは、左右前方から撮影した 2 つの映像を基に、3 名の審判員 (日本体操協会公認 1 種審判員 1 名, 2 種審判員 2 名) の採点によって実施した。審判員には採点規則の技術的及び美的欠点項目に基づき、10.0 を満点とし 0.1 単位で採点を実施させた。本研究は新潟大学倫理審査委員会の承認 (2019-0314) を得ており、被験者には書面で研究概要を伝え、参加の同意を得てから実験を開始した。

3-2-2. 動作分析

試技の撮影にはデジタルビデオカメラ (EXLIM EX-Z100, カシオ社) を被験者の左右前方に 2 台、後方に 1 台設置し、フレーム数: 240fps, シャッタースピード: 1/1000 に設定して撮影した。キャリブレーションは、2×4m の範囲で、高さ 2m のポール (較正点: 5 個, 間隔: 0.4m) を用い 12 か所実施した。撮影した映像を基に、全ての被験者が安定して両足回転を実施した 2 回目開始から 9 回目終了までの 8 回を抽出し、動作解析ソフト (Frame Dias V, DKH 社) を用いて全身 25 点 (両手先, 両手首, 両肘, 両肩峰, 両胸骨下端, 両足先, 両拇指球, 両踵, 両外踝, 両膝, 両大転子, 頭頂, 耳珠中点, 胸骨上縁) をデジタル化した。データの平滑化は 4 次のバターワースフィルター (20Hz) によって実施した。

3-2-3. 座標系の定義

分析区間を抽出するために3次元静止座標系(図3-1A)と2つの運動座標系を定義した。静止座標系は器具の中心を通り長軸方向に伸びるX軸, 器具の中心でX軸と交差するY軸, 床面から器具の中心を通るZ軸とし, 被験者に対して, 右方向, 前方向, 鉛直上方向を正とした。運動座標系は藤原と淵本[13]を参考に, 腰座標系と胴体座標系の2つを定義した。関節角度を算出するために2つの運動座標系を定義した(図3-1B)。

3-2-4. 用語の定義

両足旋回の運動局面は静止座標系XY平面におけるY軸と両足関節中点がなす回転角度(0-360°)を90°ごとに分割して定義した[13](図3-1A)。開始となる0°と終了となる360°を正面支持時点(a, e), 180°を背面支持時点(c), とした。また, 入れ局面(a-c)と抜き局面(c-e)の2つの運動局面を定義した。入れ局面と抜き局面において軸となる上肢をそれぞれ入れ支持手(frunk in support hand: ISH), 抜き支持手(frunk out support hand: OSH)と定義した(図3-1A)[13]。ISHとOSHは両足旋回の回転方向によって変わり, 時計回りの被験者は右上肢がISH, 左上肢がOSHとなる。

3-2-5. 関節角度の定義

2つの運動座標系から股関節および胴体の関節角度をそれぞれ算出した[13]。関節角度は運動座標系におけるYZ平面投影角とし, 股関節角度は左右股関節中点を基準に左右肋骨下端中点と左右膝関節中点がおりなす角度, 胴体角度は左右肋骨下端中点を基準に左右肩峰中点と左右股関節中点の結線がおりなす角度とした。そして, これらの和を身体角度とした。

3-2-6. 表面筋電図

被験筋は左右上肢, 肩関節運動に貢献する背面筋群の中から上腕三頭筋(外側頭)(TB), 三角筋後部(PD), 広背筋(LD)及び肩甲骨の内転, 下制動作に貢献する僧帽筋中部(MT), 僧帽筋下部(LT)の計10筋を選出した。本研究では左右の筋を区別するために, 定義した支持腕を用いて表記した。例として, 入れ支持手(ISH)側の上腕三頭筋(TB)はISH-TBとなる。

表面筋電図はワイヤレスデバイス（LP-WS1221, 電極素材：銀, 形状：3-bar, 電極間隔：20mm, 分解能：16bit, 増幅率：1000, ロジカルプロダクト社）を使用し, サンプル周波数を 1000Hz とした. デバイスの貼付箇所は Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles[45]を参考に決定した. 広背筋は de Sèze and Cazalets[46]を参考に決定した. 剃毛, 皮膚のアルコール処理後, 電極を筋線維に対して縦方向になるよう貼付した. 表面筋電図は MATLAB 2022 a (MathWorks 社) で作成したプログラムを用いてデータ処理をした. まず, 4 次のバンドパスフィルター (20-450Hz) でノイズ除去し, Ranaldi et al. [47]の手法で平滑化処理した. そして, 各被験者のデータを両足旋回が安定して実施された 2 回目開始時から 9 回目終了時までの計 8 回分の分析区間を抽出し, 振

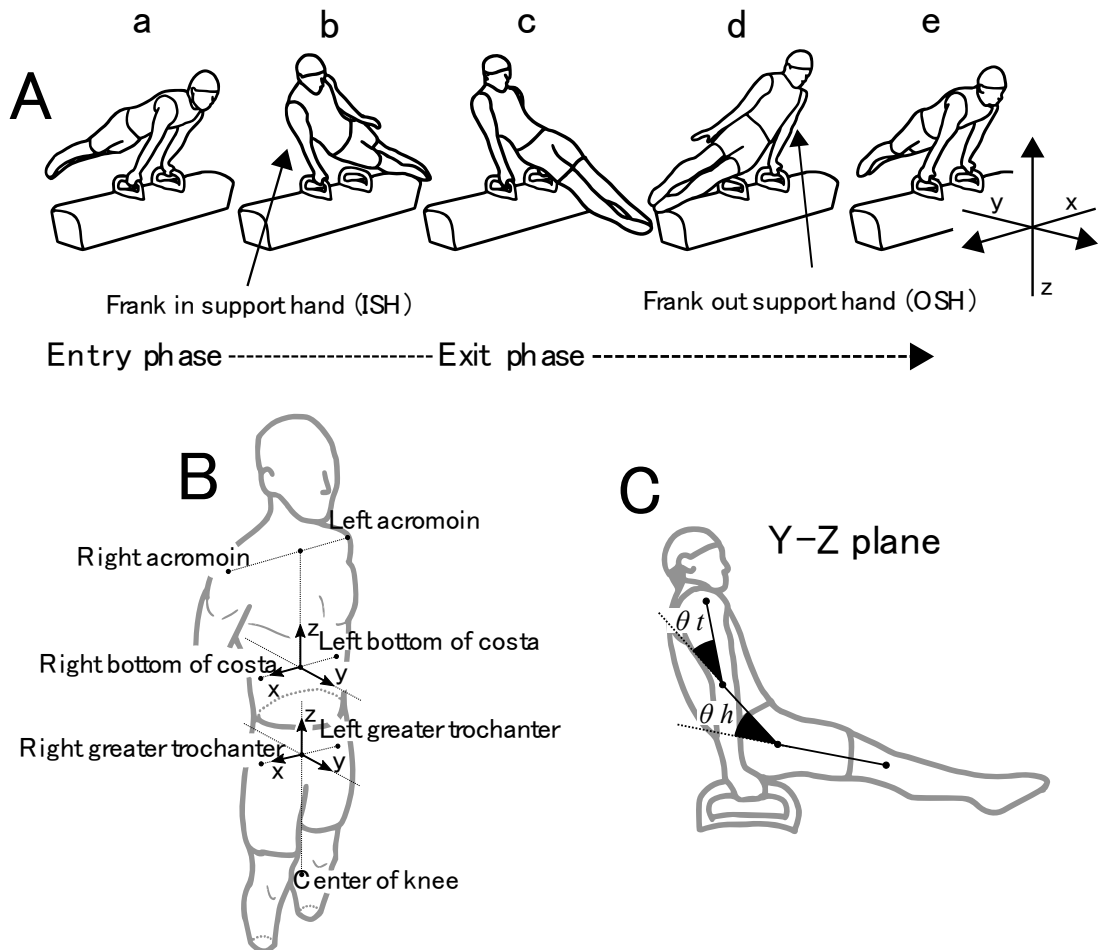


図 3-1 A: 運動局面及び用語の定義. 運動局面は両足旋回 1 回 (360°) に要した時間を 100% とし 90° ごとに時点を設定した (a: 0°, b: 90°, c: 180°, d: 270° e: 360°, a-c 区間: 入れ局面, c-e 区間: 抜き局面). B: 運動座標系の定義. C: 関節角度の定義 (θ_i : 胴体角度, θ_h : 股関節角度).

幅値の最大を 1.0 とする正規化を実施した。正規化後、両足旋回 1 回ごとに分析開始局面から終了局面までの時間軸を 200 ポイントに揃え、計 8 回分の平均値を算出した。撮影と表面筋電図計測は、計測開始時に同期信号を送ることで分析区間の開始時点を揃えた。

3-2-7. 個々の筋活動パターンの類似性評価

相互相関関数によって 2 つの筋活動パターンの時間軸をシフトさせ、最大類似度 (r_{\max}) とその際の位相ずれ (Lag) を算出した[28-33]。 r_{\max} は 0 から 1 の範囲で示される。群内で算出した Lag は筋活動パターンのピークタイミングのばらつきを示すが、群間で算出した Lag は、SG に対して UG の活動パターンに進みがある場合に正の値を、遅れがある場合に負の値を示す。相互相関関数は MATLAB 2022 a (MathWorks 社) に内挿されている関数 (xcorr) によって実施した。相互相関関数による r_{\max} と Lag の算出は、各群内でペアを作成し全ての組み合わせについて実施した (最大 10 通り)。群間については SG を基準に UG とのペアを作成し全ての組み合わせについて実施した (最大 25 通り)。

3-2-8. 筋シナジーの抽出

筋シナジーは式 (1) に従って抽出した[34]。

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

ここで、M は筋活動の初期行列を表し、W は p (筋の数) × s (シナジー数) の行列で筋の重みづけ要素を示す。C は s × t (時間) の行列であり、筋の協調活動パターン (時系列成分) を示す。e は M-WC が最小の残差となる残差で、p × t の行列である。W と C は各列の最大値で正規化した。抽出する筋シナジー数は variance accounted for (VAF) を基に、VAF > 0.90 を満たす時点で決定した[30, 31]。VAF の算出式を以下の式 (2) に示す。本研究で抽出した筋シナジー数は結果の章に示す。

$$VAF = 1 - \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^s (e_{i,j})^2}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^s (M_{i,j})^2} \quad (2)$$

3-2-9. 筋シナジーのグループ化

本研究では W と C のコサイン類似度を基にする Kibushi et al. [48] の functional sorting を採用した。この手順は、最初に W と C について任意の被験者と全被験者のコサイン類似度 ($r > 0.76$) を算出し、1 回目のグループ化を実施する。その後、各グループにおける W と C の平均値と全被験者のコサイン類似度 ($r > 0.76$) を再度算出することで最終

的なグループを決定した。なお、1つのグループに2つ以上の筋シナジーが分類された場合は、コサイン類似度が最も高い筋シナジーを同一グループとした。

3-2-10. 筋シナジーの類似性評価

W 及び C について群内及び群間の類似性を算出し、被験者間で共通する筋シナジーを有しているか評価した。W の類似性評価にはスカラープロダクト (SP) を用いた[33]。SP は 0 から 1 の範囲で示され、2つの W が一致しない場合は 0、完全に一致する場合は 1 となり、 $SP > 0.80$ を示した場合、W の類似性が高いと評価した[33]。C の類似性評価には個々の筋活動パターンの類似性評価と同様に相互相関関数を用いた[28-33]。相互相関関数によってシフトさせた協調活動パターン (C) の最大類似度 (r_{max}) とその際の位相のずれ (Lag) を算出した。群内で算出した Lag は C の活動ピークタイミングのばらつきを示すが、群間で算出した Lag は、SG に対して UG の活動パターンに進みがある場合に正の値を、遅れがある場合に負の値を示す。相互相関関数による r_{max} と Lag の算出は、各群内でペアを作成し全ての組み合わせについて実施した (最大 10 通り)。群間については SG を基準に UG とのペアを作成し全ての組み合わせについて実施した (最大 25 通り)。

3-2-11. 統計処理

全てのデータは平均と標準偏差で示す。統計的比較は正規性が担保されていないことが仮定されるためノンパラメトリック手法を採用した。群間の r_{max} 、抽出された筋シナジー数、SP の比較にはマンホイットニーの U 検定を実施した。なお、 r_{max} の統計処理はフィッシャーの z 変換値を基に実施した[28, 29]。群間及び群内の Lag はウィルコクソン順位符号検定によって位相時間 0 と比較した。いずれも有意水準は 5%とした。また、群内における W については、クラスカル・ウォリス検定を実施した。そして、有意水準 ($p < 0.05$) を満たした場合、事後検定として多重比較 (Dunn-Bonferroni 法) を実施した。全ての統計処理は MATLAB 2022 a (MathWorks 社) で実施した。

3-3. 結果

3-3-1. 動作分析

表 3-2 に分析区間における股関節，胴体，これら 2 つの和である身体の最大屈曲角度と平均屈曲角度を示した．有意差が認められた項目は，股関節最大屈曲角度（SG: 2.11 ± 1.85 , UG: 7.04 ± 2.74 ）と平均屈曲角度（SG: 8.26 ± 1.43 , UG: 14.25 ± 4.67 ），身体平均屈曲角度（SG: 7.68 ± 1.46 , UG: 16.98 ± 4.72 ）となった．

3-3-2. 筋活動パターンの類似性

表 3-3 に群内および群間の r_{\max} と Lag を示した．群内で算出した r_{\max} に有意差が認められたのは ISH-PD, OSH-TB (UG>SG), OSH-PD, LT (SG>UG) となった．群内の Lag に有意差が認められたのは ISH-MT (UG), ISH-LT, OSH-TB, PD (SG) となった．群間で算出した r_{\max} は OSH-TB (0.95 ± 0.02) が最大となり，ISH-PD (0.85 ± 0.11) が最小となった．群間の Lag に有意差が認められた被験筋は ISH-PD (-12.5 ± 20.57), OSH-LD (-9.18 ± 14.11), OSH-MT (-5.46 ± 11.40) となった．これら被験筋の Lag はいずれも負の値を示したことから UG の活動ピークタイミングに遅れがあることを意味している．

3-3-3. 各被験筋の活動パターン

図 3-2 に各被験筋の活動パターンを示す．両群において活動ピークを示す局面が異なった筋は ISH-PD・MT, OSH-LD・MT となり，SG は入れ局面（I）の前半（a-b）において ISH-PD, OSH-LD・MT, 後半（b-c）において ISH-MT が活動ピークを示した．UG は入れ局面（I）の後半において OSH-LD, 抜き局面（II）の前半（c-d）において ISH-PD・MT, OSH-MT が活動ピークを示した．

3-3-4. 筋シナジー数の決定とグループ化

図 3-3 に全被験者における VAF の推移及び両群で抽出された筋シナジー数を示す．筋シナジー数が 2 から 3 の時点で $VAF > 0.90$ を満たした．筋シナジーは SG において 3 ($n=5$), UG において 2 ($n=2$) から 3 ($n=3$) 抽出された．筋シナジー数に両群の有意差は認められなかったが，UG が少なくなる傾向にあることが伺える（図 3-3）．

表 3-2 関節角度比較の結果

Components		SG	UG	<i>p</i>	
Angle of flexion (degree)	Hip	Mean	2.11 ± 1.85	7.04 ± 2.74	0.016
		Max	8.26 ± 1.43	14.25 ± 4.67	0.016
	Torso	Mean	5.57 ± 2.10	9.94 ± 3.78	0.095
		Max	14.15 ± 2.57	15.97 ± 3.52	0.421
	Body	Mean	7.68 ± 1.46	16.98 ± 4.72	0.008
		Max	18.38 ± 3.97	28.86 ± 8.35	0.056

Mean ± SD. Significant differences between the SG and UG are indicated in bold ($p < 0.05$). SG: skilled group, UG: unskilled group.

表 3-3 筋活動パターンの類似性

Muscles	Intra-group			Inter-group			
	r_{max}		<i>p</i>	Lag (%)		r_{max}	Lag (%)
	SG	UG		SG	UG		
TB	0.94 ± 0.04	0.93 ± 0.06	0.910	0.00 ± 0.00	0.15 ± 0.47	0.93 ± 0.04	-0.22 ± 0.79
PD	0.81 ± 0.10	0.90 ± 0.06	0.038	6.70 ± 26.44	-0.45 ± 13.34	0.85 ± 0.11	*-12.5 ± 20.57
ISH LD	0.91 ± 0.05	0.90 ± 0.05	0.791	-2.30 ± 10.88	-0.35 ± 8.88	0.91 ± 0.05	-1.32 ± 6.52
MT	0.94 ± 0.03	0.87 ± 0.13	0.104	0.35 ± 0.82	*-9.95 ± 18.04	0.89 ± 0.08	-1.18 ± 10.46
LT	0.92 ± 0.04	0.90 ± 0.07	0.427	*-2.95 ± 3.52	0.75 ± 4.04	0.90 ± 0.05	-0.94 ± 5.06
TB	0.94 ± 0.04	0.96 ± 0.01	0.045	*1.4 ± 1.60	-0.05 ± 0.16	0.95 ± 0.02	-0.40 ± 1.23
PD	0.93 ± 0.04	0.82 ± 0.07	0.001	*2.55 ± 2.09	5.65 ± 22.92	0.89 ± 0.08	-5.64 ± 17.75
OSH LD	0.88 ± 0.07	0.91 ± 0.05	0.162	-2.75 ± 4.32	5.20 ± 17.73	0.90 ± 0.08	*-9.18 ± 14.11
MT	0.92 ± 0.04	0.85 ± 0.11	0.064	1.25 ± 3.26	4.35 ± 14.11	0.89 ± 0.08	*-5.46 ± 11.40
LT	0.96 ± 0.02	0.91 ± 0.10	0.031	-0.80 ± 3.65	-17.60 ± 23.56	0.94 ± 0.07	7.72 ± 18.32

Mean ± SD. Significant differences between the SG and UG are indicated in bold ($p < 0.05$). *Lag time significantly different from zero ($p < 0.05$). SG: skilled group, UG: unskilled group.

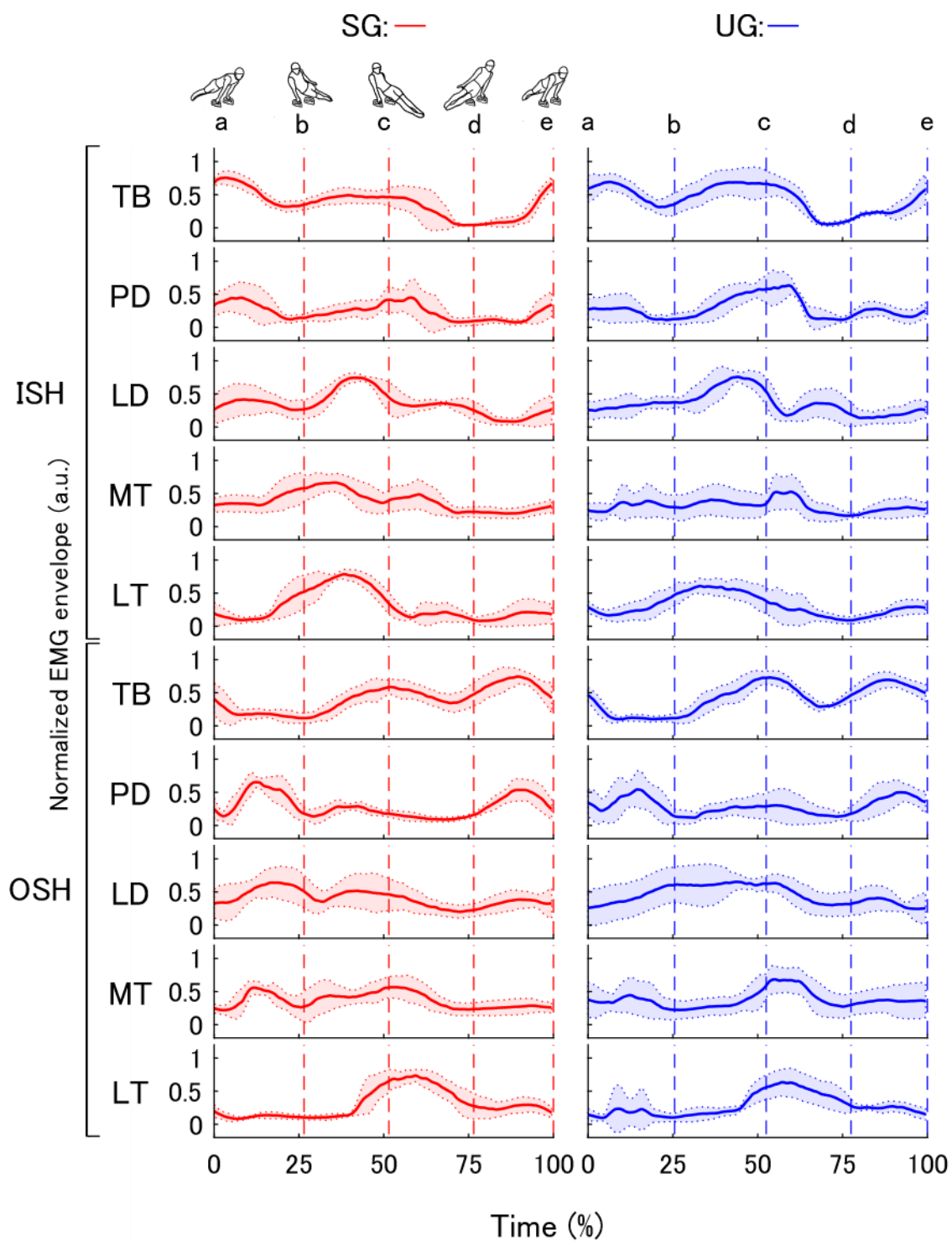


図 3-2 各被験筋の活動パターン (ISH: 入れ支持手, OSH: 抜き支持手, TB: 上腕三頭筋, PD: 三角筋後部, LD: 広背筋, MT: 僧帽筋中部, LT: 僧帽筋下部, SG: 熟練群, UG: 非熟練群)

3-3-5. 両足旋回の筋シナジー

図 3-4 に背面筋群から抽出した筋シナジーを示す。全被験者の筋シナジーは functional sorting によって 3 つのグループに分類された。各筋シナジーには #1 から #3 まで番号を割り当て、抽出数が最も多い筋シナジーから順に、抽出数が同一の筋シナジーは C のピーク時点を時系列順に上から列挙している。各筋シナジーが確認された被験数は C のグラフ内に示している (図 3-4B)。全被験者から抽出された筋シナジーは、functional sorting によって 3 つのグループに分類された。SG の筋シナジー #1-3 は全被験者に確認されたが、UG は #3 のみ 3 名となった。W の値が高い筋を主働筋とみなした場合、各筋シナジーは #1 : ISH-LD・LT による入れ局面 (I) の後半 (b-c)、#2 : OSH-TB・LT による抜き局面 (II) の前半 (c-d)、#3 : ISH-TB, OSH-TB・PD・LD (SG), OSH-TB・PD (UG) による入れ局面 (I) の前半 (a-b) 及び抜き局面 (II) の後半 (d-e) における運動制御構造を示した (図 3-4)。

図 3-5 に W の多重比較結果を示す。SG の筋シナジー #1 では、最も高い ISH-LT に対して OSH-TB・PD・LT が有意に低くなった。UG の筋シナジー #1 では、最も高い OSH-PD と次に高い ISH-LD に対して、OSH-LT が有意に低くなった。また、SG の筋シナジー #2 では、最も高い OSH-LT と次に高い OSH-TB に対して、ISH-LT が有意に低くなった (図 3-5)。筋シナジー #1 の OSH-LT が有意に低くなるという特徴は両群に共通しているが、SG は ISH 側の筋群のみであることが示された。一方、UG は OSH 側の筋群も含まれていることが示された。

3-3-6. 筋の重みづけ要素 (W) と協調活動パターン (C) の類似性

表 3-4 に群内及び群間で算出した W の SP を示す。群内で高い類似性 ($SP > 0.80$) が認められた筋シナジーは SG : #1, UG : #2 となった。群間で高い類似性 ($SP > 0.80$) が認められた筋シナジーは #2 となった。

表 3-5 に群内及び群間で算出した r_{max} と Lag を示す。Lag は SG の筋シナジー #2 (-7.8 ± 10.36) に有意差が認められた。群間の Lag は筋シナジー #1 (5.60 ± 8.29) に有意差が認められた。

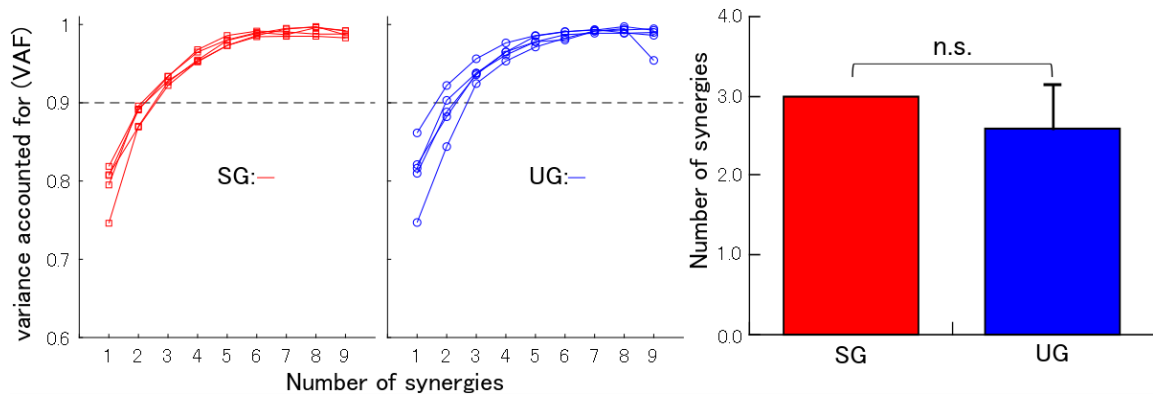


図 3-3 VAF の推移及び筋シナジー数の比較 (SG : 熟練群, UG : 非熟練群)

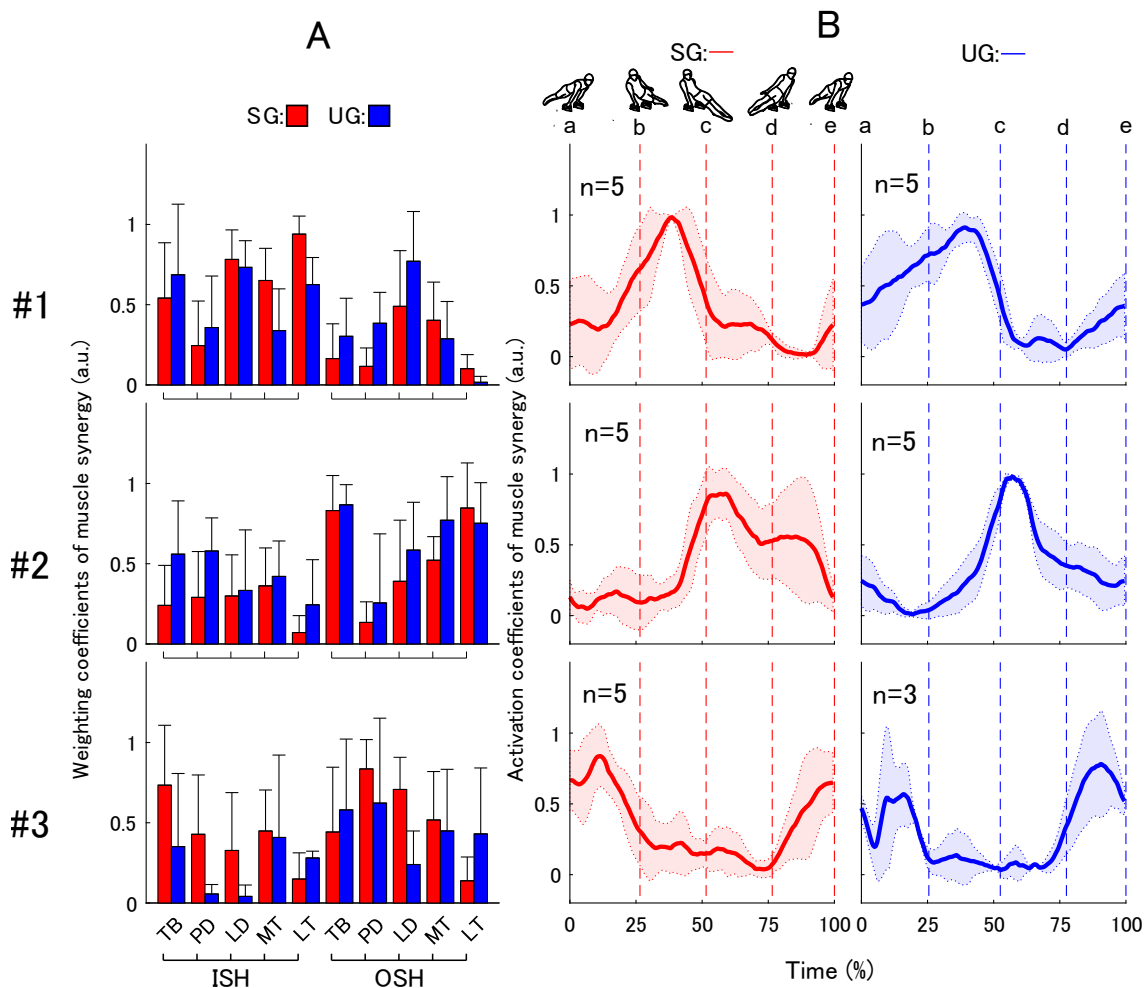


図 3-4 両足旋回における背面筋群の筋シナジー (A : 筋の重みづけ要素, B : 協調活動パターン, ISH : 入れ支持手, OSH : 抜き支持手, TB : 上腕三頭筋, PD : 三角筋後部, LD : 広背筋, MT : 僧帽筋中部, LT : 僧帽筋下部, SG : 熟練群, UG : 非熟練群)

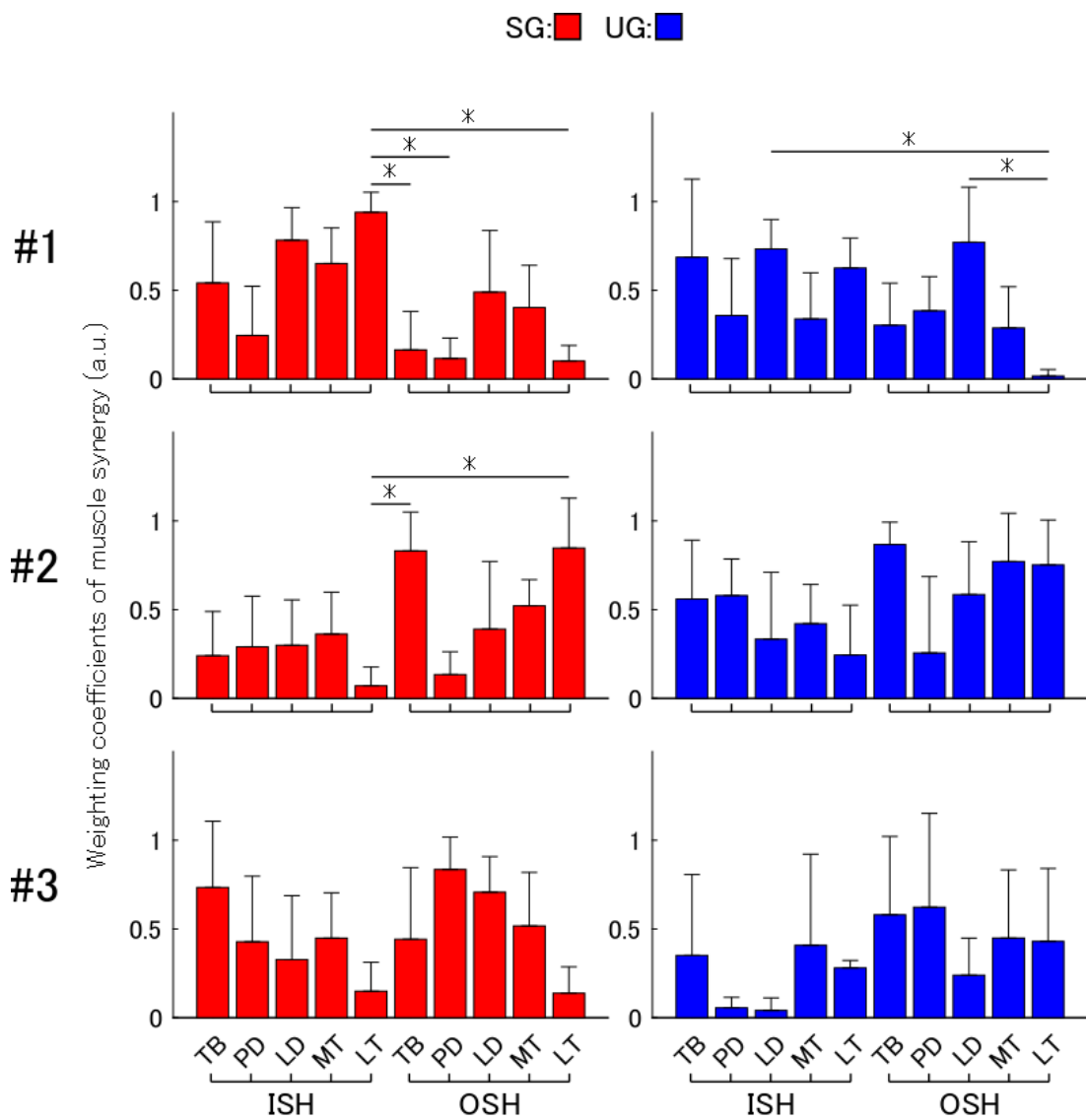


図 3-5 筋の重みづけ要素の比較 (ISH : 入れ支持手, OSH : 抜き支持手, TB : 上腕三頭筋, PD : 三角筋後部, LD : 広背筋, MT : 僧帽筋中部, LT : 僧帽筋下部, SG : 熟練群, UG : 非熟練群)

表 3-4 群内及び群間における筋の重みづけ要素 (W) の類似性

Muscle synergies	SP			Inter-group
	Intra-group			
	SG	UG	<i>p</i>	
#1	0.85 ± 0.06	0.78 ± 0.15	0.385	0.78 ± 0.11
#2	0.79 ± 0.09	0.80 ± 0.10	0.910	0.80 ± 0.12
#3	0.75 ± 0.15	0.47 ± 0.42	0.469	0.62 ± 0.18

Mean ± SD. SG: skilled group, UG: unskilled group.

表 3-5 群内及び群間における協調活動パターン (C) の類似性

Muscle synergies	Intra-group					Inter-group	
	<i>r</i> _{max}			Lag (%)		<i>r</i> _{max}	Lag (%)
	SG	UG	<i>p</i>	SG	UG		
#1	0.90 ± 0.06	0.91 ± 0.07	0.970	-6.75 ± 9.42	1.00 ± 4.25	0.89 ± 0.06	*5.6 ± 8.29
#2	0.90 ± 0.05	0.93 ± 0.03	0.089	*-7.8 ± 10.36	-0.20 ± 2.28	0.92 ± 0.07	4.08 ± 9.77
#3	0.84 ± 0.10	0.84 ± 0.10	0.937	15.90 ± 33.52	-25.33 ± 43.88	0.84 ± 0.09	-25.33 ± 37.24

Mean ± SD. *Lag time significantly different from zero (*p* < 0.05). SG: skilled group, UG: unskilled group.

3-4. 考察

3-4-1. 動作分析による熟練性評価

両足旋回は身体を一直線に保った姿勢が理想とされ、熟練性の評価において股関節や胴体の屈曲角度は 1 つの指標となる。熟練性評価の指標として算出した関節屈曲角度は、先行研究[13]の報告とわずかに異なったが、ここで示した結果は熟練者を特徴づけるものと考えられる。

SG の股関節最大屈曲角度と身体平均屈曲角度が有意に小さくなるという運動学的特徴は藤原と淵本[13]の報告と一致し、加えて股関節平均屈曲角度が有意に小さくなることを示した (表 3-2)。この違いは、被験者の主観的努力度の違いが影響したものと考えられ、被験者に対する実験試技の指示が異なっていたことに起因すると推察される。藤原と淵本[13]は競技会、いわゆる本番を想定し、演技終末まで体力を温存することを目的とした努力度で両足旋回を実施するよう指示していたのに対し、本研究では全力で実施させるために「可能な限り身体を一直線に伸ばし雄大に実施」するように指示した。

3-4-2. 個々の筋活動パターンの類似性評価

両足旋回の基本的な運動構造は競技者間で共通する一方、熟練者は片腕支持に要する時間が長いといった運動方法の違いが存在することが指摘されている [13, 17]. 両足旋回に動員される背面筋群の r_{\max} がいずれも 0.85 以上であり、突出して低い類似性を示す被験筋は無かった. このことから、一連の運動経過における筋活動パターンはある程度共通していると考えられ、両足旋回の基本的な運動構造は競技者間で共通するというこれまでの見解を支持することになる. 一方、運動方法の違いという点では 4 つの被験筋 (ISH-TB, OSH-TB・PD・LT) がその特徴を示していることが考えられる (表 3-3). 抜き支持手側三角筋後部・僧帽筋下部 (OSH-PD・LT) の類似性は SG において高くなり、入れ支持手側上腕三頭筋 (ISH-TB) と抜き支持手側上腕三頭筋 (OSH-TB) の類似性は UG において高くなった (表 3-3). このことから、抜き支持手側の筋群は SG において筋活動パターンの類似性が有意に高くなる傾向にあることが一つの特徴として挙げられる. しかし、類似性が有意に高くなった SG の抜き支持手側三角筋後部 (OSH-PD) には活動ピークタイミングのばらつき (Lag) が生じていた (表 3-3). SG における同様の特徴は入れ支持手側僧帽筋下部 (ISH-LT) にも確認され、さらにこの特徴は UG の入れ支持手側僧帽筋下部 (ISH-MT) にも示された. これらのことから、個々の筋活動パターンの類似性に着目した場合、高い類似性は時系列成分をシフトさせて得られた結果であることを考慮する必要がある、活動ピークタイミングについては個人差が生じていると考えられる. 一方、活動ピークタイミングにばらつきがなく高い類似性を示した抜き支持手側僧帽筋下部 (OSH-LT) は、SG が有する熟練した動作と関連していることが考えられるため、その詳細については熟練者の両足旋回の特徴として後述することにする.

群間の活動ピークタイミングについて、群間で算出した Lag に着目すると、UG の入れ支持手側三角筋後部 (ISH-PD)、抜き支持手側広背筋・僧帽筋中部 (OSH-LD・MT) の活動タイミングに進みが生じていた (表 3-3). すなわち、これら 3 つの被験筋が示す実際の筋活動は UG において遅れていたことを意味する. したがって、SG の入れ支持手側三角筋後部 (ISH-PD)、抜き支持手側広背筋・僧帽筋中部 (OSH-LD・MT) の活動は早いタイミングで実施されていたといえる. また、筋活動パターンのタイミングが早いという点に加え、入れ局面前半 (図 3-1A a-b) において一時的に顕著な活動を示した. これらの特徴は SG が有する熟練した技術と関連していることが考えられるため、その詳細については熟練者の

両足旋回の特徴として後述することにする。

3-4-3. 背面筋群の筋シナジーが示す両足旋回の運動制御構造

専門性が高い運動において、個々の筋活動は異なる活動パターンを示したとしても、筋シナジーとして低次元に縮約することで、筋シナジー数は一致することが報告されている[30]。この特徴は背面筋群を対象とした両足旋回の筋シナジーにおいても同様に見られ、その数は3つになることが示された(図 3-5)。また、熟練した競技者を特徴づける筋シナジーの存在が示唆されているが[37, 38]、ここでは SG のみに確認される筋シナジーは抽出されなかった。しかし、UG は SG に確認される3つの筋シナジーのうち#3 が欠ける傾向にあるため、両足旋回のように専門性が高く、熟練性の違いが顕著に現れる運動では熟練者の筋シナジー数が共通する傾向にあることが推察される。

筋シナジーの重みづけ要素(W)の類似性は各群で異なることが示された。SG は筋シナジー#1: 入れ局面(I)の後半(b-c)、UG は#2: 抜き局面(II)の前半(c-d)において $SP > 0.80$ を満たした(表 3-4)。一方、群間の類似性は筋シナジー#2: 抜き局面(II)の前半(c-d)において高くなった(表 3-4)。これらのことから、入れ局面に動員される筋の構成は SG において高く類似し、抜き局面に動員される筋の構成は UG において高く類似するが、全体では抜き局面に動員される筋の構成が高く類似することがいえる。

協調活動パターン(C)の活動ピークタイミングは、SG の筋シナジー#2 においてばらつきが生じていた(表 3-5)。群内で活動ピークタイミングにばらつきがあるという特徴は SG にのみ確認されたため、熟練性が高い競技者間では抜き局面における協調活動パターン(C)の活動ピークタイミングに個人差があるといえ、この要因にはトレーニング頻度の差が影響していると考えられる。また、このことに関連して SG における筋シナジー#2 の重みづけ要素(W)に高い類似性が示されなかったと考えられる。一方、群間においても筋シナジー#1 の活動ピークタイミングの違いは示され、SG に対して UG の活動ピークタイミングの進みが生じていた(表 3-6)。すなわち、筋シナジー#1 における UG の協調活動パターン(C)の活動ピークタイミングは早く、SG は遅かったといえる。

これらのことを踏まえ、両足旋回における運動制御構造の類似性は熟練性や個人のトレーニング頻度によってその特徴が異なることが推察される。ここで、SG において重みづけ要素(W)が高い類似性を示し、その協調活動パターン(C)が UG よりも遅くなる筋シナ

ジー#1 は SG が有する熟練性と関連していることが考えられるため、その詳細については熟練者の両足旋回の特徴として後述することにする。

3-4-4. 熟練者の両足旋回の特徴

ここでは、個々の筋活動パターンの類似性と筋シナジーの双方の観点から両足旋回の熟練性に関する SG の特徴について考察する。

雄大な両足旋回は運動の安定性に裏付けられている必要があるとされ[2]、姿勢のバランスを保つための動作及び技術が必要になる。この動作及び技術に関して、最初に個々の筋活動パターンから推察される動作及び技術について述べていく。ここで、SG においてばらつきがなく高い類似性を示した抜き支持手側僧帽筋下部 (OSH-LT) から、この筋が動員される動作の特徴として抜き局面における肩甲骨の安定性が考えられる。図 3-6A にそのイメージを示す。僧帽筋下部 (LT) は肩甲骨の下制に動員され安定性を保つ[48]。抜き支持手側僧帽筋下部 (OSH-LT) の活動ピークは両群共に同様の局面で確認されたが (図 3-2)、その活動パターンは SG においてばらつきがなく高くなる類似することから、抜き支持手側僧帽筋下部 (OSH-LT) が動員される肩甲骨の下制について SG は共通の動作を有していると考えられる。

また、技術の特徴として SG は金子[2]が示唆する「肩の開き」に動員される筋の活動タイミングが早かったと推察される。図 3-6B にそのイメージを示す。この技術に関与する筋として、早いタイミングかつ入れ局面前半 (図 3-1A a-b) で一時的に顕著な活動を示した入れ支持手側三角筋後部 (ISH-PD)、抜き支持手側広背筋・僧帽筋中部 (OSH-LD・MT) が挙げられる。三角筋後部 (PD)、広背筋 (LD) は肩関節伸展動作、僧帽筋中部 (MT) は肩甲骨内転動作にそれぞれ貢献する[49]。「肩の開き」は雄大な両足旋回における姿勢の安定に必要であり、入れ局面 (I) において足先の回転方向と反対に肩を引くことで安定性が得られる[2]。

次に、筋シナジーから推察される熟練者の運動制御構造について述べていく。まず、SG の熟練性を示すと考えられる筋シナジー#1 の協調活動パターン (C) の活動ピークタイミングは遅いことが示された (表 3-6)。このことは、熟練者の特徴である片手局面に要する時間の長さに関係することが推察される[17]。SG の筋シナジー#1 が示す運動制御構造として、わずかな時間ではあるが背面支持が実施される直前まで入れ支持手を軸とする旋回

運動を実施していたことが伺える。

また、両足旋回の安定性を保つ手段としてより少ない関節自由度で達成されるべきであることが示唆されている[17]。Baudry et al. [17]は非熟練者の特徴として、より多くの関節自由度によって両足旋回のバランスを維持すると示唆しているため、熟練者はより少ない関節自由度で両足旋回のバランスを維持していると捉えられる。したがって、筋シナジーはより少ない筋の動員によって旋回運動を達成するのが望ましいことが考えられる。

図 3-7 に筋シナジー#1 に動員される筋群を示す。筋シナジー#1：入れ局面（I）の後半

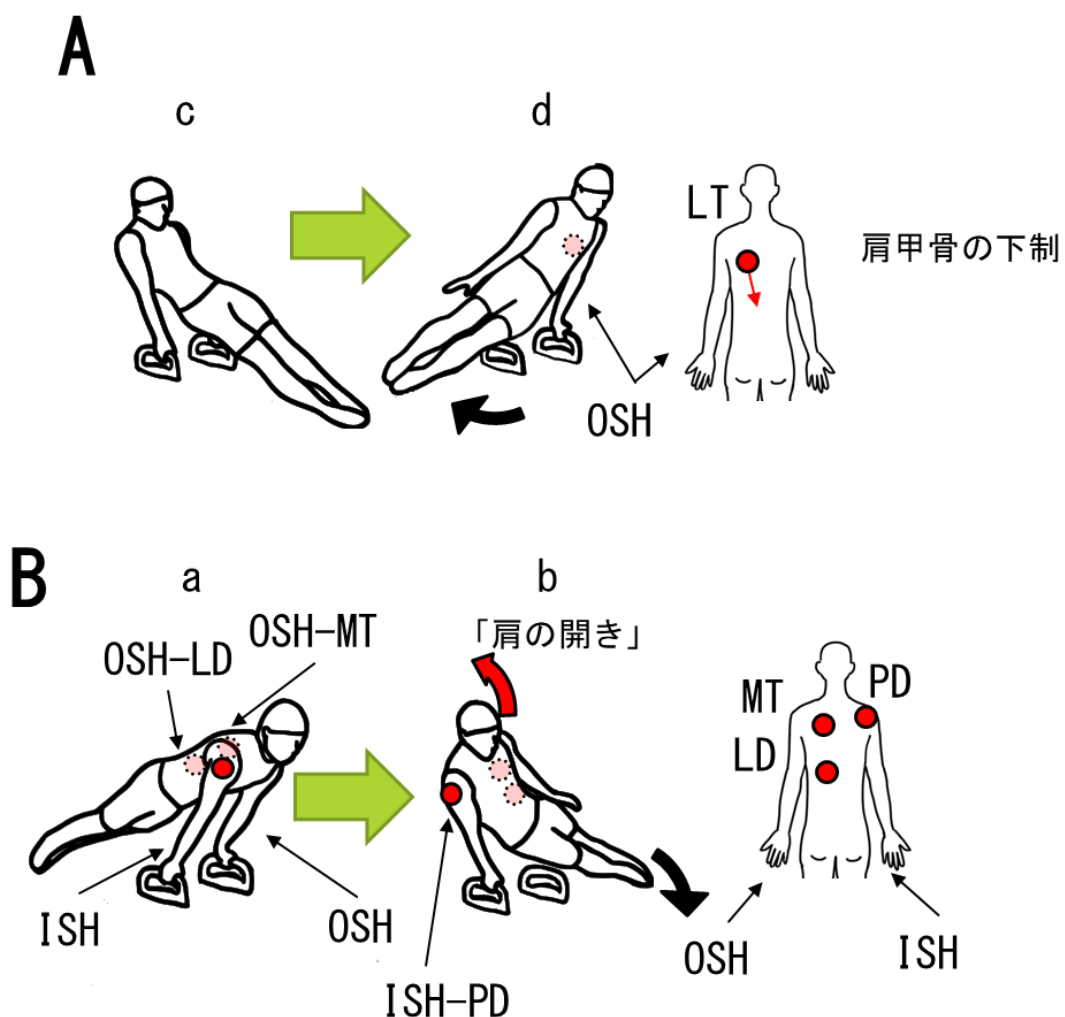


図 3-6 A：抜き局面前半（c-d）における肩甲骨の下制（LT：僧帽筋下部）。B：入れ局面前半（a-b）における「肩の開き」（ISH-PD：入れ支持手側三角筋後部，OSH-LD：抜き支持手側三角筋後部，OSH-MT：抜き支持手側僧帽筋中部）。ISH：入れ支持手，OSH：抜き支持手。

(b-c) において、SG は複数の抜き支持手側筋群に対して入れ支持手側僧帽筋下部 (ISH-LT) の重みづけ要素 (W) が高くなることを示した (図 3-5)。一方、UG は抜き支持手側僧帽筋下部 (OSH-LT) に対して入れ支持手・抜き支持手側の重みづけ要素 (W) が高くなるという対立的な特徴を示した。SG が示した特徴から、入れ局面の後半においては入れ支持手側僧帽筋下部 (ISH-LT) を主働筋とし、抜き支持手側筋群の動員は控えるような運動制御が望ましいと考えられる (図 3-7)。また、筋シナジー#2: 抜き局面 (II) の前半 (c-d) においては SG の抜き支持手側筋群の重みづけ要素 (W) が高かった (図 3-5)。UG の筋シナジー#2 における同様な特徴は示されなかった。したがって、抜き局面の前半では軸となる抜き支持手側の筋群を顕著に動員させ、抜き支持手の安定性を強固に保つことも重要であることがいえる。

筋シナジー#1

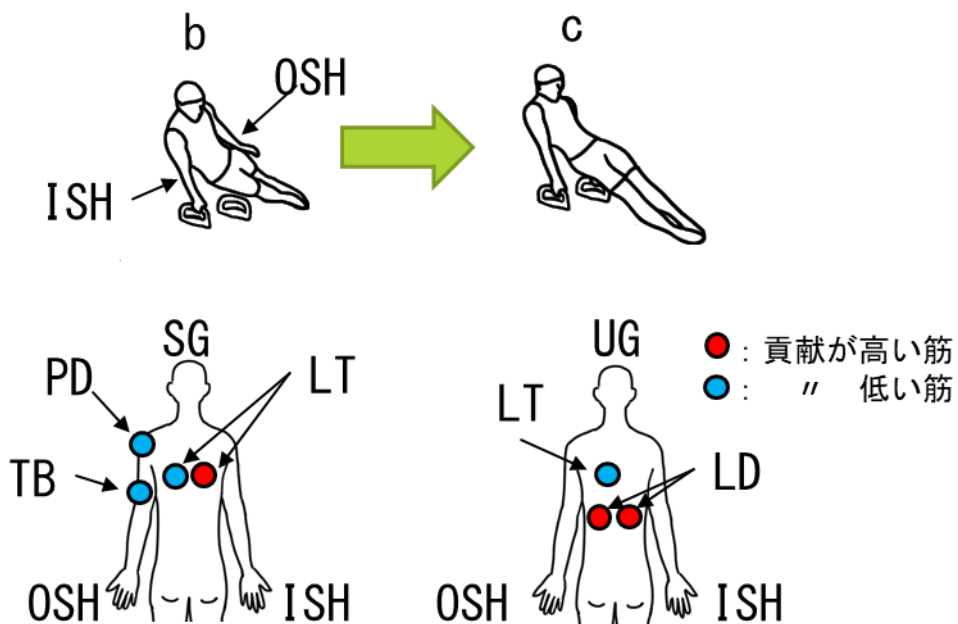


図 3-7 入れ局面後半 (b-c) における筋の動員 (TB: 上腕三頭筋, PD: 三角筋後部, LD: 広背筋, ISH: 入れ支持手, OSH: 抜き支持手, SG: 熟練群, UG: 非熟練群)

3-5. まとめ

第 3 章ではあん馬の両足旋回について、背面支持動作に貢献する筋群を対象に、熟練者と非熟練者の筋活動パターンと筋シナジーを算出し、それぞれの類似性を評価した。個々の筋活動の類似性から両足旋回における安定性に関する動作や技術を抽出でき、また筋シナジーからは熟練者を特徴づける運動制御構造を示すことができた。

熟練性した両足旋回においてポイントとなるのは、肩甲骨の下制や入れ局面における「肩の開き」[2]であることが個々の筋活動パターンの類似性から推察される。肩甲骨の安定性を維持する下制動作は僧帽筋下部の動員によって達成されるが、その筋活動パターンは熟練者において高く類似していることが明らかになった。また、技術の特徴について、入れ局面の安定性の維持に関する「肩の開き」[2]は早いタイミングかつ入れ局面前半で実施されていた。一方、個々の筋活動パターンをもとに筋シナジーを抽出すると、熟練者は正面支持から背面支持に移行する入れ局面において、背面支持に移行される直前まで入れ支持手を軸とする旋回運動を実施していた。すなわち、入れ支持手に要する時間を長くしようとする運動制御構造が確認された。また、旋回運動の安定性に関わるより少ない関節自由度という点で、熟練者の筋シナジーは入れ局面の後半においては入れ支持手側僧帽筋下部（ISH-LT）を主働筋とし、抜き支持手側筋群の動員は控えるような運動制御であることが示された。

第 4 章

競技者と非競技者における後転とびの技能評価

4-1. はじめに

後転とびは体操競技の男女種目ゆかにおける基本技の 1 つであり、跳躍や後方空中回転、倒立といった複数の動作で構成されている。その運動形態は日常生活における起居動作や歩行とは大きく異なる非日常的脅威性（難しさ）[2]を有している。一方、その運動構造は数多に存在する体操競技の技の中でも比較的単純でパフォーマンス性が高いことから「バク転」として広く普及しており、ダンスやチアリーディングなどでも取り組まれている。後転とびの習得は、競技経験の有無に関わらず専門的なトレーニングが必要となるが、競技者の後転とびは後方宙返り系の技に繋げる助走的役割[2, 19]といった合目的性を有しており、その指導法はトレーニング現場において一般化されている[2, 50, 51]。そのため、後転とびにおける姿勢の美しさや雄大さといった運動の質、すなわち熟練性は競技経験に大きく左右されるといえ、その技能は競技者間で共通し、非競技者とは異なることが考えられる。

第 4 章では後転とびの筋シナジーを抽出し、競技者と非競技者の運動制御構造から熟練性評価を試みる。

4-2. 研究方法

4-2-1. 被験者

男子大学生体操競技選手 5 名を競技者 (skilled group : SG), 後転とびを習得して 1 年未満の男子大学生 4 名を非競技者 (unskilled group : UG) とし、計 9 名の被験者を選出した (表 4-1)。SG の競技力は全国高校総体 (インターハイ) 及び全日本学生体操競技選手権大会 2 部出場レベルであり、UG は競技経験が無い。図 4-1 に SG と UG における典型的な後転とびの運動経過を示す。実験試技として後転とびを 3 回実施させ、被験者の内省報告を基に、最も出来が良かった試技を分析対象とした。実験試技は直立・上肢水平挙上をスタートとし、こちらから合図を出した後、任意のタイミングで開始するよう指示した。この実験は新潟経営大学研究倫理委員会の承認 (2021-04) を得ており、被験者には書面

表 4-1 被験者特性

Components	SG (n=5)	UG (n=4)
Height (m)	1.70 ± 0.03	1.72 ± 0.03
Weight (kg)	65.90 ± 4.22	68.43 ± 7.37
Training career (year)	12.20 ± 3.03	-

Mean ± SD. SG: skilled group, UG: unskilled group.

と口頭で実験概要を伝え、同意を得てから実施した。

4-2-2. 運動局面の定義

後転とびの運動局面は跳躍、第 1 空中局面、着手局面、第 2 空中局面の 4 つに定義されている [19]。しかし、本研究では UG において第 2 空中局面を示す明確な動作が確認されなかったため (図 4-1B)、先行研究と異なる独自の運動局面を定義した。運動時点を a: 上肢が下垂し、床面と垂直になる時点 (跳躍準備)、b: つま先離地時点 (跳躍)、c: 手掌部接地時点 (着手)、d: 足部接地時点 (着地) とし、運動局面は各時点間からなる I: 跳躍局面 (a-b)、II: 跳躍回転局面 (b-c)、III: 倒立回転局面 (c-d) の 3 つとした (図 4-1)。運動局面の定義は、被験者の左方向に設置したデジタルビデオカメラ (DSC-RX0M2, フレームレート: 120fps, SONY 社) の実験試技映像を参考にした。

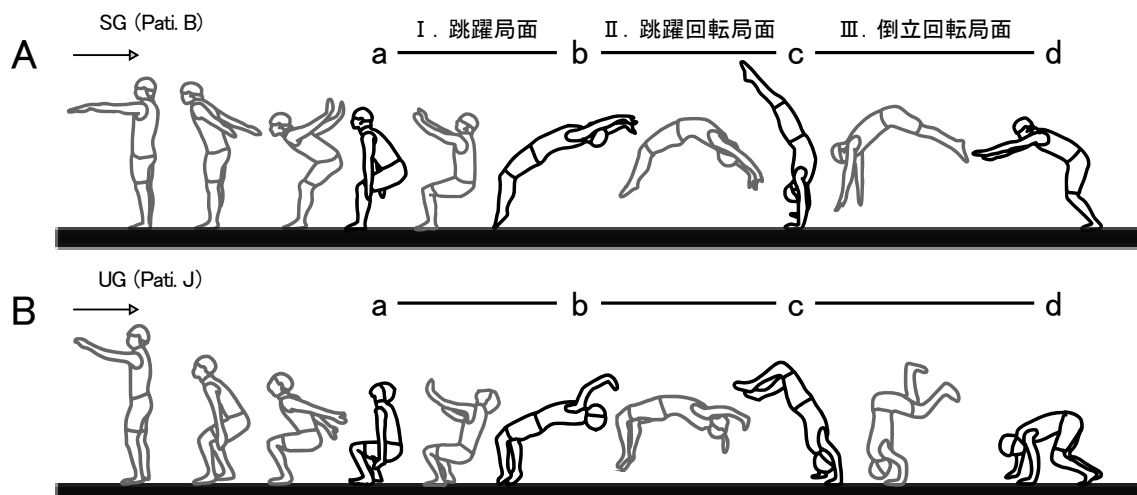


図 4-1 後転とびの運動局面定義及び運動経過 (A: 熟練者, B: 非熟練者)

4-2-3. 表面筋電図

被験筋は矢状面上の動作に貢献する上肢・体幹・下肢筋群から上腕三頭筋（外側頭）（TB），上腕二頭筋（長頭）（BB），三角筋前部（AD），三角筋後部（PD），腹直筋（RA），脊柱起立筋（最長筋）（ES），大腿直筋（RF），大腿二頭筋（長頭）（BF），腓腹筋（内側頭）（GS），前脛骨筋（TA）の計 10 筋を対象とした．計測にはワイヤレスデバイス（LP-WS1221，電極素材：銀，形状：3-bar，電極間隔：20mm，分解能：16bit，増幅率：1000，ロジカルプロダクト社）を使用し，サンプリング周波数を 1000Hz とした．デバイスの貼付箇所は Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) [45]を参考にし，剃毛，皮膚のアルコール処理後，電極を筋線維に対して縦方向になるよう貼付した．各被験者の EMG データは，4 次のバンドパスフィルター（20-450Hz）でノイズ除去後，Ranaldi et al. [47]の手法によって平滑化した．平滑化処理を施した EMG データは，最大振幅値を 1.0 とする正規化処理を施した．

4-2-4. 筋シナジーの抽出

筋シナジーは式 (1) によって抽出した[34]．

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

ここで，M は筋活動の初期行列を表し，W は m（筋の数）×s（シナジー数）の行列で筋の重みづけ要素（空間成分）を示す．C は s×t（時間）の行列であり，協調活動パターン（時系列成分）を示す．e は M-WC が最小の残差となる残差で，m×t の行列である．W 及び C は各列の最大値で正規化した．抽出する筋シナジー数は，variance accounted for (VAF) を基に，VAF>0.90 を満たす時点で決定した．VAF の算出式は式 (2) に示す．抽出した筋シナジー数は結果の章に示す．

$$VAF = 1 - \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^t (e_{ij})^2}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^t (M_{ij})^2} \quad (2)$$

4-2-5. 筋シナジーのグループ化

抽出された筋シナジーの統計的グループ化は，W のコサイン類似度を基準にする Saito et al. [33]の functional sorting によって実施した．この手順は，最初に W について任意の被験者と全被験者のコサイン類似度 ($r>0.60$) を算出しグループ化を実施する．その後，各グループにおける W 及び C の平均値と全被験者のコサイン類似度 ($r>0.60$) を再度

算出することで最終的なグループを決定する。1つのグループに2つ以上の筋シナジーが分類された場合は、コサイン類似度が最も高い筋シナジーを同一グループとする。

4-2-6. 筋シナジーの類似性評価

W 及び C について群内及び群間の類似性を算出し、被験者間で共通する筋シナジーを有しているか評価した。W の類似性評価にはスカラープロダクト (SP) を用いた[33]。SP は 0 から 1 の範囲で示され、2つの W が一致しない場合は 0、完全に一致する場合は 1 となる。ここでは $SP > 0.80$ を示した場合、W の類似性が高いと評価した[33]。C の類似性評価には相互相関関数を用いた[28-33]。相互相関関数によってシフトさせた波形の最大類似度 (r_{max}) と、その際の位相のずれ (Lag) を算出し、C の類似性及び活動ピークタイミングの相違を評価した。 r_{max} は 0 から 1 の範囲で示され、値が大きいほど類似性が高いことを意味する。群内で算出した Lag は協調活動パターン (C) の活動ピークタイミングのばらつきを示すが、群間で算出した Lag は、SG に対して UG の活動パターンに進みがある場合に正の値を、遅れがある場合に負の値を示す。W 及び C の群内における類似性は、各群内でペアを作成し、全ての組み合わせについて算出した (最大 10 通り)。群間における類似性は、SG を基準に UG とのペアを作成し、全ての組み合わせについて算出した (最大 20 通り)。

4-2-7. 統計処理

全てのデータは平均と標準偏差で示す。統計的比較は正規性が担保されていないと仮定されるためノンパラメトリック手法を採用した。抽出した筋シナジー数、W、SP、 r_{max} の群間比較にはマンホイットニーの U 検定を実施した。なお、 r_{max} の統計処理はフィッシャーの z 変換値を基に実施した[28, 29]。Lag はウィルコクソン順位符号検定を実施した。いずれも有意水準は 5%とした。全ての統計処理は MATLAB 2022a (MathWorks 社) によって実施した。

4-3. 結果

4-3-1. 筋シナジー数の決定

図 4-2 に全被験者における VAF の推移及び両群で抽出された筋シナジー数を示す。筋シナジー数が 3 から 4 の時点で VAF > 0.90 を満たした。筋シナジーは SG において 3 (n=4) から 4 (n=1), UG において 3 (n=3) から 4 (n=1) 抽出され, その数に両群の有意差は認められなかった。

4-3-2. 各被験筋の活動パターン

図 4-3 に各被験筋の活動パターンを示す。ここでは, 抽出した筋シナジーの補足資料として個々の筋活動パターンを提示し, 各被験筋に関する詳細な評価は実施しない。両群において活動ピークを示す局面が異なった筋は, BB・AD・ES・TA となり, SG は跳躍局面 (I) において BB・ES, 倒立回転局面 (III) において TA, 跳躍回転局面 (II) において BB・ES が活動ピークを示した。UG は跳躍局面 (I) において ES・TA, 跳躍回転局面 (II) において BB が活動ピークを示した。AD については, 活動ピークを示す運動局面 (SG: II, UG: III) が異なったものの, およそ c 時点付近でピーク迎えていることが示された (図 4-3)。これら以外の筋群は, 両群ともに同局面における活動ピークを示した (I: PD・RF・BF・GS, II: TB, III: RA)。

4-3-3. 後転とびの筋シナジー

図 4-4 に抽出された筋シナジーを示す。全被験者の筋シナジーは 4 つのグループに分類された。各筋シナジーには #1 から #4 まで番号を割り当てている。ここでは, 抽出数が最

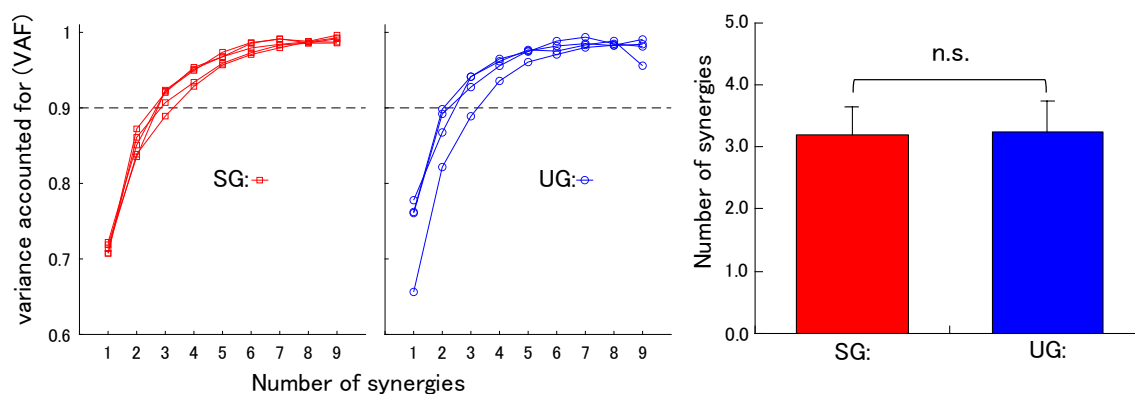


図 4-2 VAF の推移及び筋シナジー数の比較 (SG: 熟練群, UG: 非熟練群)

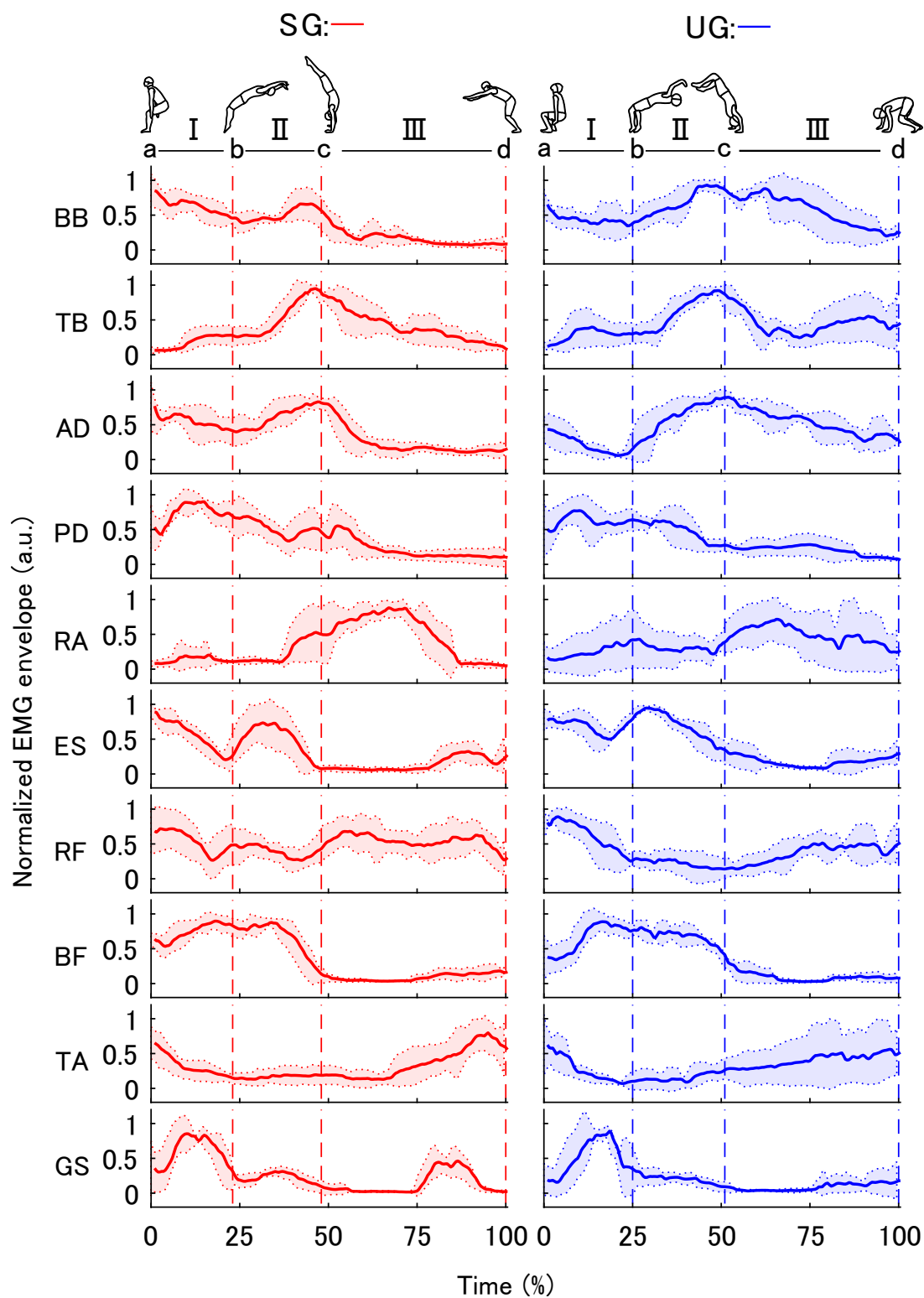


図 4-3 各被験筋の活動パターン (TB : 上腕三頭筋, BB : 上腕二頭筋, AD : 三角筋前部, PD : 三角筋後部, RA : 腹直筋, ES : 脊柱起立筋, RF : 大腿直筋, BF : 大腿二頭筋, TA : 前脛骨筋, GS : 腓腹筋, SG : 熟練群, UG : 非熟練群)

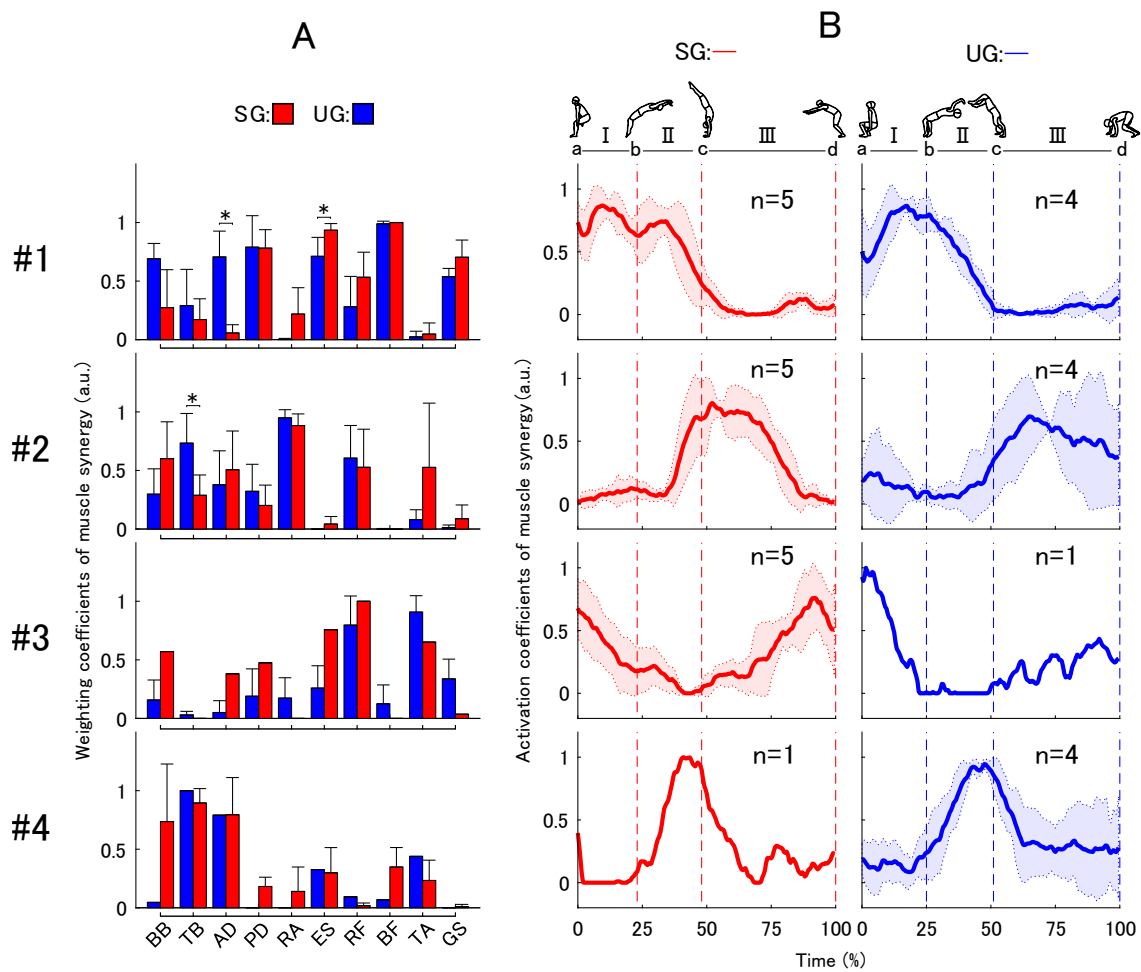


図 4-4 後転とびの筋シナジー (A: 筋の重みづけ要素, B: 協調活動パターン, TB: 上腕三頭筋, BB: 上腕二頭筋, AD: 三角筋前部, PD: 三角筋後部, RA: 腹直筋, ES: 脊柱起立筋, RF: 大腿直筋, BF: 大腿二頭筋, TA: 前脛骨筋, GS: 腓腹筋, SG: 熟練群, UG: 非熟練群)

も多い筋シナジーから順に、抽出数が同じ筋シナジーは C のピーク時点を時系列順に示している。各筋シナジーが確認された被験者数は C のグラフ内に示している (図 4-4B)。SG において筋シナジー#1, 3 は全被験者 (n=5) から抽出され、#4 は 1 名のみとなった。一方、UG において筋シナジー#1, 2 は全被験者 (n=4) から抽出され、#3 が 1 名となった。W の値が高い筋を主働筋とみなした場合、それぞれの筋シナジーは#1 : PD・ES・BF・GS による跳躍局面 (I), #2 : TB・RA・RF (SG), BB・RA・RF (UG) による倒立回転局面 (III), #3 : RF・TA による跳躍局面 (I) 及び倒立回転局面 (III), #4 : TB・AD による跳躍回転局面 (II) の運動制御構造を示していた。また、その他の特徴として、SG における筋シナジー#1 の C は、跳躍局面 (I) でのピーク以降減少を示したが、続く跳躍回転局面 (II) において再び上昇に至った。同様の変動は SG の筋シナジー#3 にも確認され、跳躍回転局面 (I) において高い活動を示した後、倒立回転局面 (III) においてピークに至った (図 4-4B #3)。群間の W を比較した結果、筋シナジー#1 : AD (SG>UG), ES (UG>SG), #2 : TB (SG>UG) に有意差が認められた。

4-3-4. 筋シナジーの類似性

表 4-2 に群内及び群間で算出した SP を示す。群内では SG : #1-3, UG : #1, 4 において高い類似性 ($SP > 0.80$) が認められた。群間では筋シナジー#1, 4 に高い類似性 ($SP > 0.80$) が認められた。群内で算出した SP を比較した結果、筋シナジー#2 において有意差が認められた (SG>UG)。

表 4-3 に群内及び群間における C の類似性 (r_{max}) と Lag を示す。群内で算出した r_{max} を比較した結果、筋シナジー#2 において有意差が認められたが (SG>UG)、その Lag は SG 内にて有意差が認められた。このことから、SG の高い類似性は協調活動パターン (C) をシフトさせて得られたものであることがいえる。群間で算出した r_{max} は筋シナジー#1 (0.94 ± 0.03) が最大となり、#3 (0.83 ± 0.11) が最小となった。筋シナジー#3 については他の筋シナジーよりも r_{max} が低い傾向にあることが伺える (表 3-3)。また、群間で算出した Lag は筋シナジー#2 において有意差が認められた。Lag は負の値を示していたことから、筋シナジー#2 における UG の協調活動パターン (C) の活動ピークタイミングは SG よりも遅かったといえる。

表 4-2 群内及び群間における重みづけ要素 (W) の類似性

Muscle synergies	SP			Inter-group
	Intra-group			
	SG	UG	<i>p</i>	
#1	0.93 ± 0.04	0.93 ± 0.04	0.958	0.84 ± 0.08
#2	0.88 ± 0.07	0.75 ± 0.10	0.022	0.75 ± 0.07
#3	0.86 ± 0.05	-	-	0.77 ± 0.12
#4	-	0.81 ± 0.15	-	0.80 ± 0.05

Mean ± SD. Significant differences between the SG and UG are indicated in bold ($p < 0.05$). SG: skilled group, UG: unskilled group.

表 4-3 群内及び群間における協調活動パターン (C) の類似性

Muscle synergies	Intra-group					Inter-group	
	r_{max}			Lag (%)		r_{max}	Lag (%)
	SG	UG	<i>p</i>	SG	UG		
#1	0.92 ± 0.02	0.96 ± 0.01	0.093	-2.60 ± 4.01	2.83 ± 3.17	0.94 ± 0.03	0.05 ± 3.85
#2	0.93 ± 0.03	0.89 ± 0.05	0.011	*-7.25 ± 5.18	-14.75 ± 12.02	0.91 ± 0.06	*-14.33 ± 11.62
#3	0.79 ± 0.06	-	-	0.45 ± 3.12	-	0.83 ± 0.11	16.30 ± 36.45
#4	-	0.84 ± 0.06	-	-	2.08 ± 4.47	0.91 ± 0.05	-2.00 ± 2.42

Mean ± SD. Significant differences between the SG and UG are indicated in bold ($p < 0.05$). *Lag time significantly different from zero ($p < 0.05$). SG: skilled group, UG: unskilled group.

4-4. 考察

4-4-1. 後転とびの筋シナジーが示す運動制御構造

専門性が高い運動において筋シナジー数は一致することが報告されているが[30, 31], SG 及び UG から抽出された筋シナジー数は 3 から 4 となり個人差が現れた (図 4-2). 一方, 競技力や運動経験を考慮した研究では, 被験者に共通する筋シナジーに加え, 熟練者を特徴づける筋シナジーの存在が報告されている[38, 39]. しかし, 本研究では SG のみに確認される特徴的な筋シナジーは存在しなかった (図 4-4). これらのことから, 後転とびの筋シナジー数は個人によって異なり, 競技経験の影響は受けないと推察される. 全被験者から抽出された筋シナジーは, 群間で偏りがあるものの主に 3 つのグループに分類された. これらのことから, 後転とびの筋シナジー数は個人によって異なり, 競技経験の影響は受けないと推察される. 全被験者から抽出された筋シナジーは, 群間で偏りがあるものの主

に3つのグループに分類された。このことから、後転とびでは3つの筋シナジーが必要になるが、SGは筋シナジー#1-3、UGは筋シナジー#1, 2, 4で達成していることが推察される。また、SGにおいては1つの運動制御構造で2つの運動局面を達成する筋シナジー#1, 3が確認された。筋シナジーは広範囲の運動に対応することが示唆されているため[53]、複数の運動局面で同様の運動制御構造を必要とする場合、協調活動パターン(C)の変動は大きくなることが推察される。

ここで、後転とびの筋シナジーが示す運動制御構造について重みづけ要素(W)と協調活動パターン(C)から考察していく。まず、筋シナジー#1は身体アーチ[49, 50]形成に関する運動制御構造であり、身体後面に位置する筋群(PD・ES・BF・GS)の高い貢献が示された(図4-3A)。後転とびにおける身体アーチとは、身体を後方へ弓なりに反らす姿勢を指し(図4-1A, b)、体幹部だけではなく、上肢や下肢を含めた全身運動によって達成される[50, 51]。高い貢献を示した脊柱起立筋(ES)は体幹(脊柱)伸展動作、大腿二頭筋(BF)は股関節伸展動作、腓腹筋(GS)は足関節底屈動作に動員され[52]、これらの動作が全て統合されることで身体アーチが形成される。三角筋後部(PD)は肩関節伸展動作に動員されるが[49, 52]、その運動方向は身体アーチ形成と反する。したがって、筋シナジー#1において三角筋後部(PD)が高く貢献した要因には、肩関節外旋動作への動員が挙げられる[49, 52]。また、後転とびの運動特性上、身体アーチ形成は跳躍準備(a)から倒立(c)にかけて実施される。そのため、SGの筋シナジー#1は跳躍局面(I)及び跳躍回転局面(II)において活動が顕著になったといえる。

次に、筋シナジー#2は倒立を起点とした身体の回転運動に関する運動制御構造であり、腹直筋(RA)や大腿直筋(RF)の高い貢献が示された。倒立回転局面(II)では、倒立(c)から続く着地(e)に向けて身体を屈曲させる必要がある。そのため、体幹(脊柱)屈曲動作に動員される腹直筋(RA)[52]の高い貢献が示されたといえる(図4-4A)。

続いて、筋シナジー#3は跳躍と着地に関する下肢の運動制御構造であり、大腿直筋(RF)・前脛骨筋(TA)の高い貢献を示した(図4-4A)。その協調活動パターン(C)は倒立回転局面終盤(d付近)をピークとし、跳躍準備局面序盤(a付近)においても顕著な活動を示した。着地(e)付近において協調活動パターン(C)が高くなった要因には、着地の衝撃に対して発揮される筋力が跳躍時よりも大きいことが挙げられる。一方、UGは着地(e付近)における顕著な活動が示されなかった。

最後に、筋シナジー#4 は上肢を中心とした倒立に関する運動制御構造であり、倒立支持 (TB・AD) に関する筋の高い貢献が示された。上腕三頭筋 (TB) 及び三角筋前部 (AD) は、それぞれ肘関節伸展及び肩関節屈曲動作に動員される [49, 52]。倒立では身体を腕で支持するため、このタイミングにおいて、これらの筋が動員されることは必然的といえる。倒立着手以前において上肢筋群の活動が顕著となった場合、この筋シナジーは抽出されると推察される。

4-4-2. 熟練した後転とびの運動制御構造

本研究における SG の後転とびは、姿勢の美しさや雄大さといった熟練性の観点において、UG と異なることが確認された (図 4-1)。熟練性の違いは競技経験の有無と強く関係しており、姿勢が異なる要因として、SG は助走的役割を担う後転とびを実施したのに対し、UG は運動の成立を目標に実施していたことが挙げられる。また、合理的な実施として、1 つの筋シナジーで 2 つの運動局面を達成するという SG の特徴は、後転とびの熟練性評価において 1 つのポイントになり得る。さらに、筋シナジー#1-3 は SG 全被験者に確認され、それらの重みづけ要素 (W) はすべて高い類似性 ($SP > 0.80$) を示した (表 4-2)。したがって、後転とびに必要とされる筋シナジーとその筋の構成は、熟練性が高くなるほど共通することがいえ、SG に確認される筋シナジー#1-3 が示す特徴は、熟練性評価において重要なフィードバックになり得ること期待される。

跳躍局面は、後転とびの勢いを獲得する上で重要な運動局面であり、金子 [2] は「後方への推進力を生む踏切り技術」として上肢のスイング動作 (肩関節屈曲動作) や上体の動きについて言及している。SG は筋シナジー#1 において、肩関節屈曲動作に動員される三角筋前部 (AD) [49, 52] が有意に高い貢献を示したことから、身体アーチ形成と上肢のスイング動作がより高く協調していたといえる (図 4-4A)。一方、UG は上肢のスイング動作の代替として、脊柱起立筋 (ES) による体幹 (脊柱) 伸展動作 [51] が顕著になったと推察される。

また、後転とびの勢いの獲得は、倒立においても跳躍局面と同様にその重要性が指摘されている。土屋 [54] は、倒立の支持が不十分である場合、後転とびの角運動量は低下することを指摘し、着手後にゆかを押すと同時に、身体全体を鞭のように動かすことを理想としている。すなわち、後転とびの倒立では身体を支えるだけでなく、後に続く回転運動を

能動的に実施する必要があるが、SG は筋シナジー#2 においてこの運動を上腕三頭筋 (TB) による肘関節伸展動作と、腹直筋 (RA) 及び大腿直筋 (RF) による体幹 (脊柱) 及び股関節屈曲動作で達成していたといえる (図 4-4A)。また、筋シナジー#2 においては UG の協調活動パターン (C) の活動ピークタイミングに遅れがあった (表 4-3)。すなわち、SG の活動ピークタイミングは早かったと捉えられるが、この特徴は着手後にゆかを押すと同時に、身体全体を鞭のように動かすという土屋[54]の理想像と一致している。したがって、後転とびの角運動量獲得を目的とする運動制御構造は、SG に共通する技能であることが推察されるが、その活動タイミングは SG 内においても異なることが示された (表 4-3)。このことから、筋シナジー#2 の一連の協調活動パターン (C) は競技者間における技能の差によって異なることが推察され、ピークが異なった要因には、各被験者のトレーニング量の差が影響していると考えられる。また、筋シナジー#2 の重みづけ要素 (W) 及び協調活動パターン (C) は、SG において有意に高い類似性が示された (表 2, 3)。この要因には、倒立の技能が UG と大きく異なっていたことが挙げられる。SG は肘・肩・腰・膝・足先を一直線に保つ倒立姿勢を習慣としており、競技者としての早期段階から倒立の専門的トレーニングを経験している。一方、本研究の UG は後転とびの習得段階において、倒立に関する専門的トレーニングを経験していない。倒立に関する基本的能力の違いが、UG の筋シナジー#2 において個人差を顕著なものにしたと推察される。

筋シナジーのグループ化において、SG と UG の偏りが見られた筋シナジー#3, 4 は、競技経験の有無によって後転とびの運動制御構造が大きく異なることを意味する。SG 全被験者に確認された筋シナジー#3 は、跳躍と着地に関する下肢の運動制御構造を示し、着地 (e) においてその協調活動パターン (C) が顕著に高くなった (図 4-4B)。この要因には倒立回転局面 (Ⅲ) において得られた後転とびの勢いによって生じる着地衝撃の影響が挙げられる。UG の 1 名においては着地 (e) 付近での顕著な活動が示されなかったが、これは後転とびの勢いが不十分であったために、着地 (e) 付近における顕著な活動を必要としなかったことが推察される。また、UG 全被験者に確認された筋シナジー#4 は倒立に関する運動制御構造であるが、後転とびにおいて倒立は一連の運動経過における通過点であり、それ以前の跳躍準備局面 (Ⅰ) において回転の勢いがある程度獲得されていれば、倒立姿勢への移行は少ない努力度で達成されることが考えられる。仮に競技者においても、後転とびが不得意であり回転の勢いが不足するようであれば、筋シナジー#4 が抽出されること

は十分に考えられる。したがって、筋シナジー#4 が存在する意味については、回転運動の勢いとの関連性が高いとを詳細に分析する必要があるが、UG に一貫して確認された事実を踏まえると、後転とびの勢い不足によって生じた運動制御構造である可能性が高い。

4-5. まとめ

第4章では、筋シナジー解析を用いた熟練性評価の試みとして、競技者と非競技者を対象に、後転とびの矢状面動作に動員される全身の筋から筋シナジーを抽出した。競技者と非熟練者それぞれが示した筋シナジーの特徴は、熟練性評価において重要なフィードバックになり得ることが期待される。

後転とびの筋シナジーは個人差があるものの、その数は主に3つであることが明らかになった。また、これら3つの筋シナジーにおける筋の重みづけ要素は競技者間で高く類似するが、倒立回転に関する協調活動パターンのタイミングは異なることが示された、このことから、専門的トレーニングを経験している競技者においても、後転とびの勢い獲得に関する技能は一部異なる可能性が示唆される。

熟練性評価の観点において、競技者は1つの筋シナジーによって2つの運動局面の運動制御を実施していることが明らかになった（筋シナジー#1, 3）。また、筋シナジー#1 が示す後転とびの身体アーチ形成に関する運動制御構造は、競技経験の有無に関わらず共通して抽出されるが、競技者は跳躍局面において、身体アーチ生成と上肢のスイング動作が高く協調していたことが明らかになった。さらに、筋シナジー#2 が示す倒立を起点とした回転運動に関する運動制御構造について、競技者は顕著な肘関節伸展動作と股関節・体幹（脊柱）屈曲動作が協調する一連の動作が早いタイミングで実施されていることが明らかになった。これらの特徴は後転とびの角運動量の獲得という点で助走的役割を果たす技能であることが考えられ、競技経験の有無やトレーニング頻度の差によって大きく異なることが推察される。

第 5 章

種目間で異なる運動構造を有する後方車輪の技能評価

5-1. はじめに

後方車輪 (Giant swing backward : GSB) は, 器械 (バー) を中心に身体を一直線に近い姿勢で 360° 回転させる運動構造を有する. 一般的には「大車輪」とも呼ばれ, 鉄棒 (horizontal bar : HB) を代表する技として認知されているが, 平行棒 (parallel bars : PB) においても類似した運動構造を持つ技が存在する. 平行棒の後方車輪 (以下, PB-GSB) は, その見た目は鉄棒の後方車輪 (以下, HB-GSB) と大差ないが, バーの高さがマットから 1.8m に規定されているため[3], 懸垂時に膝を屈曲させる必要がある. また, 鉄棒は 1 本のバーを扱うのに対し, 平行棒では 2 本のバーを扱うことから握り方も異なり, このことによってバーを一度離手して再び握り替える動作が必要になる. したがって, PB-GSB は膝関節屈曲動作や空中局面でのコントロールが必要となり, その運動制御は HB-GSB よりも高度となる. また, 懸垂振動の加速技術は異なることが示唆されている[7]. そのため, PB-GSB は HB-GSB よりも習得が難しく, PB-GSB の難度は高く設定されている[1]. 後方車輪は種目間で共通する運動構造を有しているが, 平行棒における運動制御は複雑であり, これらに起因する難しさが存在している.

第 5 章では, 器械特性に起因する技の難しさについて, 全身の筋から筋シナジーを抽出し, 種目間で抽出される運動制御構造の違いについて評価する.

5-2. 研究方法

5-2-1. 被験者および実験試技

全国高校総合体育大会や全日本学生体操競技選手権大会 2 部に出場経験がある男子大学生体操競技部員 7 名 (身長: $1.65 \pm 0.07\text{m}$; 体重: $59.28 \pm 7.19\text{kg}$; 競技歴: 14.50 ± 2.07 年) を選出した. 被験者には実験試技として, 鉄棒 (HB-GSB) と平行棒 (PB-GSB) において後方車輪を実施させた. HB-GSB は連続 10 回, PB-GSB は 3 回ずつ実施するように指示し, 分析対象は HB-GSB : 安定して実施された 5 回目と PB-GSB : 被験者の内省報告を基に最も良い出来と感じたものを選択した. 本研究は新潟大学倫理審査委員会の承認 (2019-0455)

を得ており、被験者には書面で研究概要を伝え、参加の同意を得てから実験を開始した。

5-2-2. 動作分析

試技はデジタルビデオカメラ（EXLIM EX-Z100, カシオ社）を被験者の側方に設置し、フレーム数：240fps, シャッタースピード：1/1000 に設定して撮影した。撮影した映像を基に、動作解析ソフト（Frame Dias V, DKH 社）を用いて全身 25 点（両手先, 両手首, 両肘, 両肩峰, 両胸骨下端, 両足先, 両拇指球, 両踵, 両外踝, 両膝, 兩大転子, 頭頂, 耳珠中点, 胸骨上縁）をデジタイズした。2 次元静止座標系は 4 点実長換算法によって算出し、バーの握り手を原点とし、床面と平行になる軸を X 軸, 垂直になる軸を Y 軸とした。そして、阿江ら[42]の身体部分係数をもとに身体合成重心を算出した。なお、身体合成重心は運動局面の定義に用いることを目的としている。

5-2-3. 運動局面の定義

図 5-1 に HB-GSB と PB-GSB の運動局面を示す。運動局面は、静止座標系 XY 平面における Y 軸と身体合成重心がなす回転角度（30-330°）とした（図 5-1）。後方車輪の運動局面は、a-c 時点までを振り下ろし局面（Ⅰ）、c-e 時点までを振り上げ局面（Ⅱ）とした。

5-2-4. 表面筋電図

被験筋は Frère and Hug[30]を参考に、浅指屈筋（FD）、僧帽筋上部（UT）、上腕三頭筋（長頭）（TB）、上腕二頭筋（長頭）（BB）、三角筋前部（AD）、三角筋後部（PD）、大胸筋（PM）、広背筋（LD）、腹直筋（RA）、脊柱起立筋（最長筋）（ES）、大腿直筋（RF）、大腿二頭筋（長頭）（BF）の計 12 筋を選出した。

表面筋電図はワイヤレスデバイス（LP-WS1221, 電極素材：銀, 形状：3-bar, 電極間隔：20mm, 分解能：16bit, 増幅率：1000, ロジカルプロダクト社）を使用し、サンプリング周波数を 1000 Hz とした。デバイスの貼付箇所は Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles[45]を参考に決定した。広背筋は de Sèze and Cazalets[46]を参考に決定した。センサーは剃毛, 皮膚のアルコール処理後, 電極を筋線維に対して縦方向になるよう貼付した。各被験者の EMG データは, 4 次のバンドパスフィルター（20-450Hz）でノイズ除去後, Ranaldi et al. [47]の手法によって平滑化し, 最大振幅値を 1.0 とす

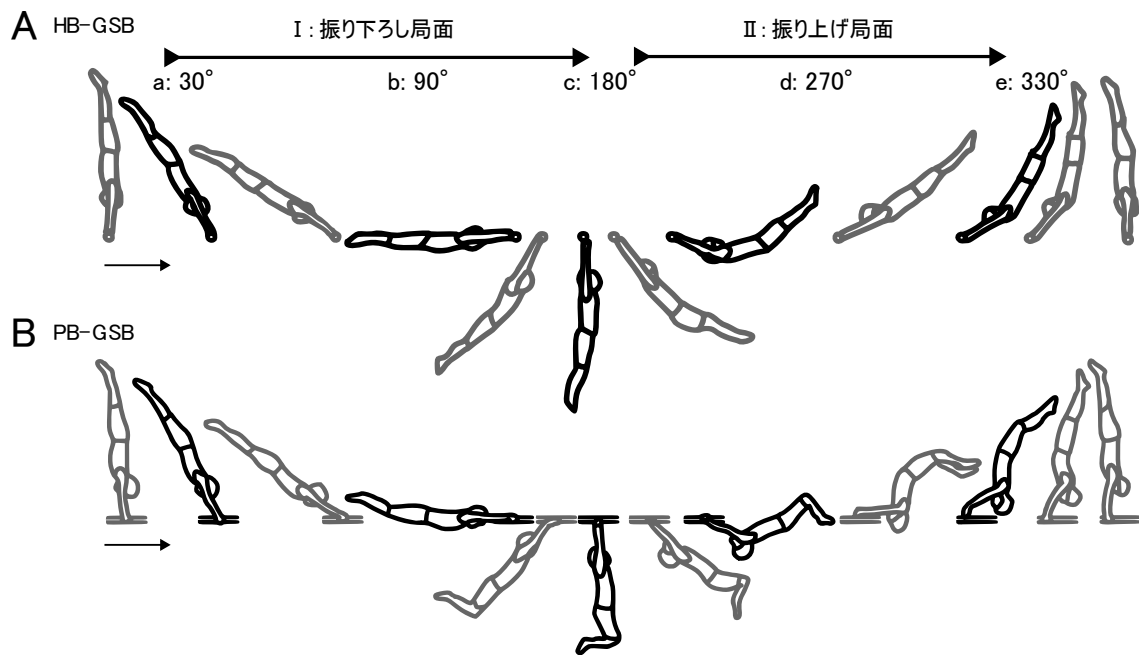


図 5-1 後方車輪の運動局面定義及び運動経過 (A: 鉄棒, B: 平行棒)

る正規化処理を施した。これら一連のデータ処理には、MATLAB 2022 a (MathWorks 社) で作成したプログラムを用いた。試技の撮影と表面筋電図は計測開始時に同期信号を送ることによって分析区間の開始時点を揃えた。

5-2-5. 筋シナジーの抽出

筋シナジーは式 (1) によって抽出した[34]。

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

ここで、M は筋活動の初期行列を表し、W は m (筋の数) × s (シナジー数) の行列で筋の重みづけ要素 (空間成分) を示す。C は s × t (時間) の行列であり、協調活動パターン (時系列成分) を示す。e は M-WC が最小の残差となる残差で、m × t の行列である。W 及び C は各列の最大値で正規化した。抽出する筋シナジー数は、variance accounted for (VAF) を基に、VAF > 0.90 を満たす時点で決定した[30, 31]。VAF の算出式は式 (2) に示す。抽出した筋シナジー数は結果の章に示す。

$$VAF = 1 - \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^t (e_{i,j})^2}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^t (M_{i,j})^2} \quad (2)$$

5-2-6. 筋シナジーのグループ化

抽出された筋シナジーの統計的グループ化は、W 及び C のコサイン類似度を基準にする Kibushi et al. [48]の functional sorting によって実施した。この手順は、最初に W 及び C について任意の被験者と全被験者のコサイン類似度 ($r > 0.76$) を算出しグループ化を実施する。その後、各グループにおける W 及び C の平均値と全被験者のコサイン類似度 ($r > 0.76$) を再度算出することで最終的なグループを決定する。1つのグループに2つ以上の筋シナジーが分類された場合は、コサイン類似度が最も高い筋シナジーを同一グループとする。

5-2-7. 筋シナジーの類似性評価

種目間における W のスカラープロダクト (SP) を算出し、 $SP > 0.80$ を満たした筋シナジーは種目間で類似性が高いと評価した[33]。SP は 0 から 1 の範囲で示され、2つの W が一致しない場合は 0、完全に一致する場合は 1 となる。類似性の高い筋シナジーが確認された場合、次の手順として C の類似性 (r_{\max}) 及び活動ピークタイミングの位相ずれ (Lag) を相互相関関数によって算出した[28-33]。 r_{\max} は 0 から 1 の範囲で示され、値が大きいほど類似性が高いことを意味する。Lag は HB-GSB に対して PB-GSB の協調活動パターン (C) に進みがある場合に正の値を、遅れがある場合に負の値を示す。種目間における W 及び C の類似性は、HB-GSB を基準に PB-GSB とのペアを作成し、全ての組み合わせについて算出した (最大 49 通り)。

5-2-8. 統計処理

全てのデータは平均と標準偏差で示す。 r_{\max} の統計処理はフィッシャーの z 変換値を基に実施した[28, 29]。種目間で抽出した筋シナジー数と W, Lag の統計的比較は、正規性が担保されていないと仮定されるため、ノンパラメトリック手法であるウィルコクソン順位符号検定を採用した。有意水準は 5%とした。全ての統計処理は MATLAB 2022a (MathWorks 社) によって実施した。

5-3. 結果

5-3-1. 筋シナジー数の決定

図 5-2 に HB-GSB と PB-GSB における全被験者の VAF 推移及び抽出された筋シナジー数を示す。HB-GSB の筋シナジーは 3 (n=6) から 4 (n=1) の時点で VAF>0.90 を満たした。同様に PB-GSB も 3 (n=1) から 4 (n=6) の時点で VAF>0.9 を満たした。抽出された筋シナジー数に有意差は認められなかったが、PB-GSB において抽出される筋シナジー数が多い傾向にあることが伺える (図 5-2)。

5-3-2. 各被験筋の活動パターン

図 5-3 に各被験筋の活動パターンを示す。ここでは、抽出した筋シナジーの補足資料として個々の筋活動パターンを提示し、各被験筋に関する詳細な評価は実施しない。種目間の後方車輪において活動ピークを示す局面が異なった筋は、UT・BB・TB・PD・PM・ES となった。HB-GSB は振り下ろし局面 (I) において TB・ES, 振り上げ局面 (II) においての活動ピークを示した。UG は跳躍局面 (I) において ES・TA, 跳躍回転局面 (II) において BB が活動ピークを示した。

5-3-3. 後方車輪の筋シナジー

図 5-4 及び 5-5 に HB-GSB 及び PB-GSB で抽出された筋シナジーを示す。各種目において全被験者の筋シナジーは 5 つのグループに分類された。各筋シナジーには#1 から#5 まで番号を割り当てている。ここでは、抽出数が最も多い筋シナジーから順に、抽出数が同一

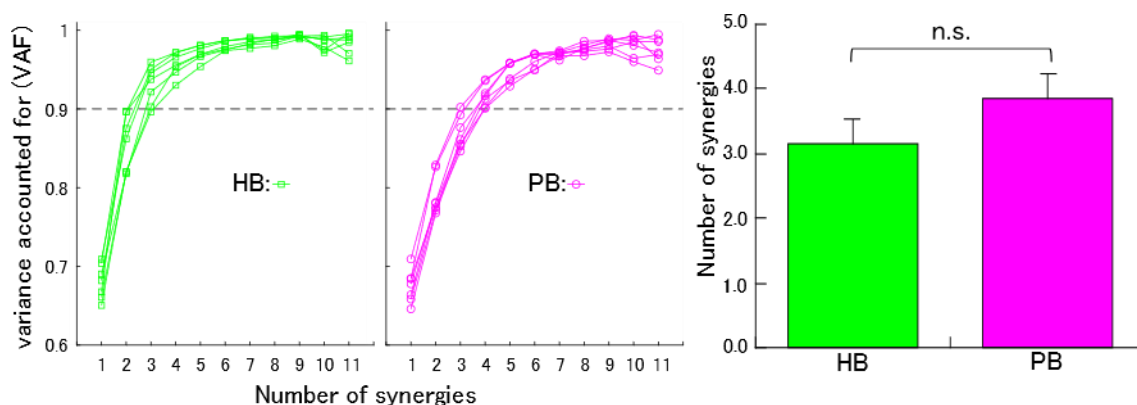


図 5-2 VAF 推移及び筋シナジー数の比較 (HB : 鉄棒, PB : 平行棒)

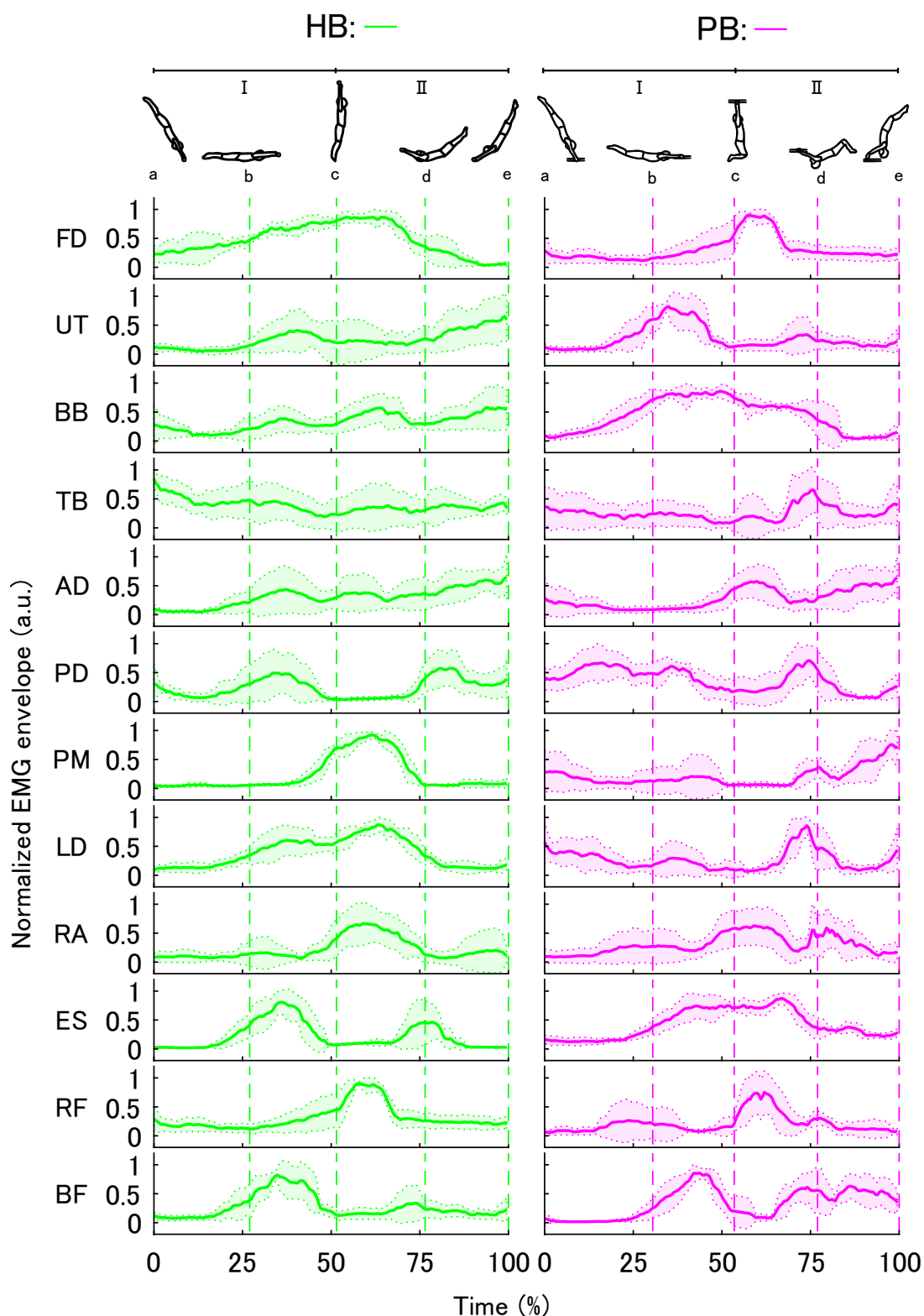


図 5-3 各被験筋の活動パターン (FD : 浅指屈筋, UT : 僧帽筋上部, BB : 上腕二頭筋, TB : 上腕三頭筋, AD : 三角筋前部, PD : 三角筋後部, PM : 大胸筋, LD : 広背筋, RA : 腹直筋, ES : 脊柱起立筋, RF : 大腿直筋, BF : 大腿二頭筋, HB : 鉄棒, PB : 平行棒.)

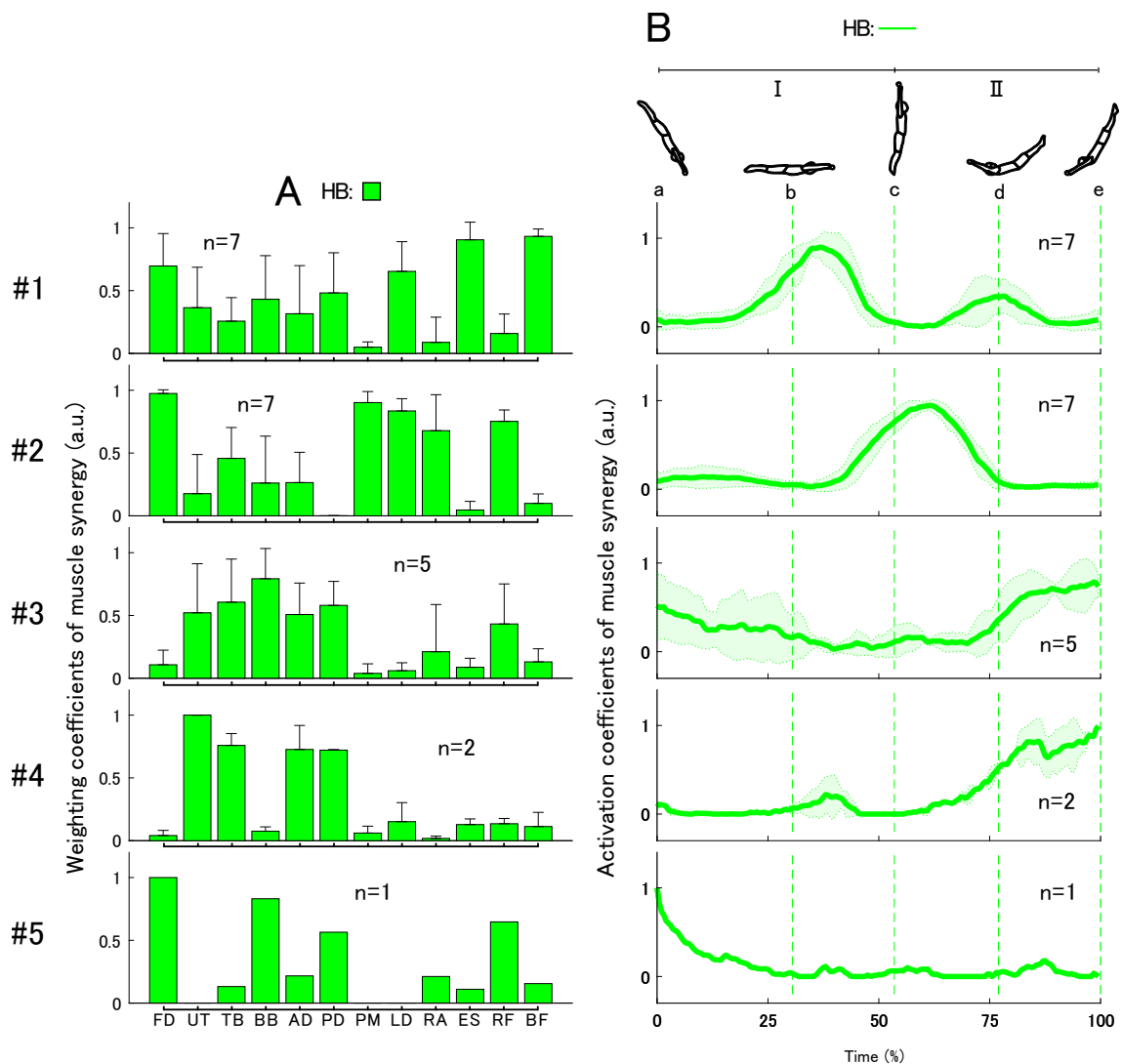


図 5-4 鉄棒における後方車輪の筋シナジー (A: 筋の重みづけ要素, C: 協調活動パターン, FD: 浅指屈筋, UT: 僧帽筋上部, BB: 上腕二頭筋, TB: 上腕三頭筋, AD: 三角筋前部, PD: 三角筋後部, PM: 大胸筋, LD: 広背筋, RA: 腹直筋, ES: 脊柱起立筋, RF: 大腿直筋, BF: 大腿二頭筋, HB: 鉄棒.)

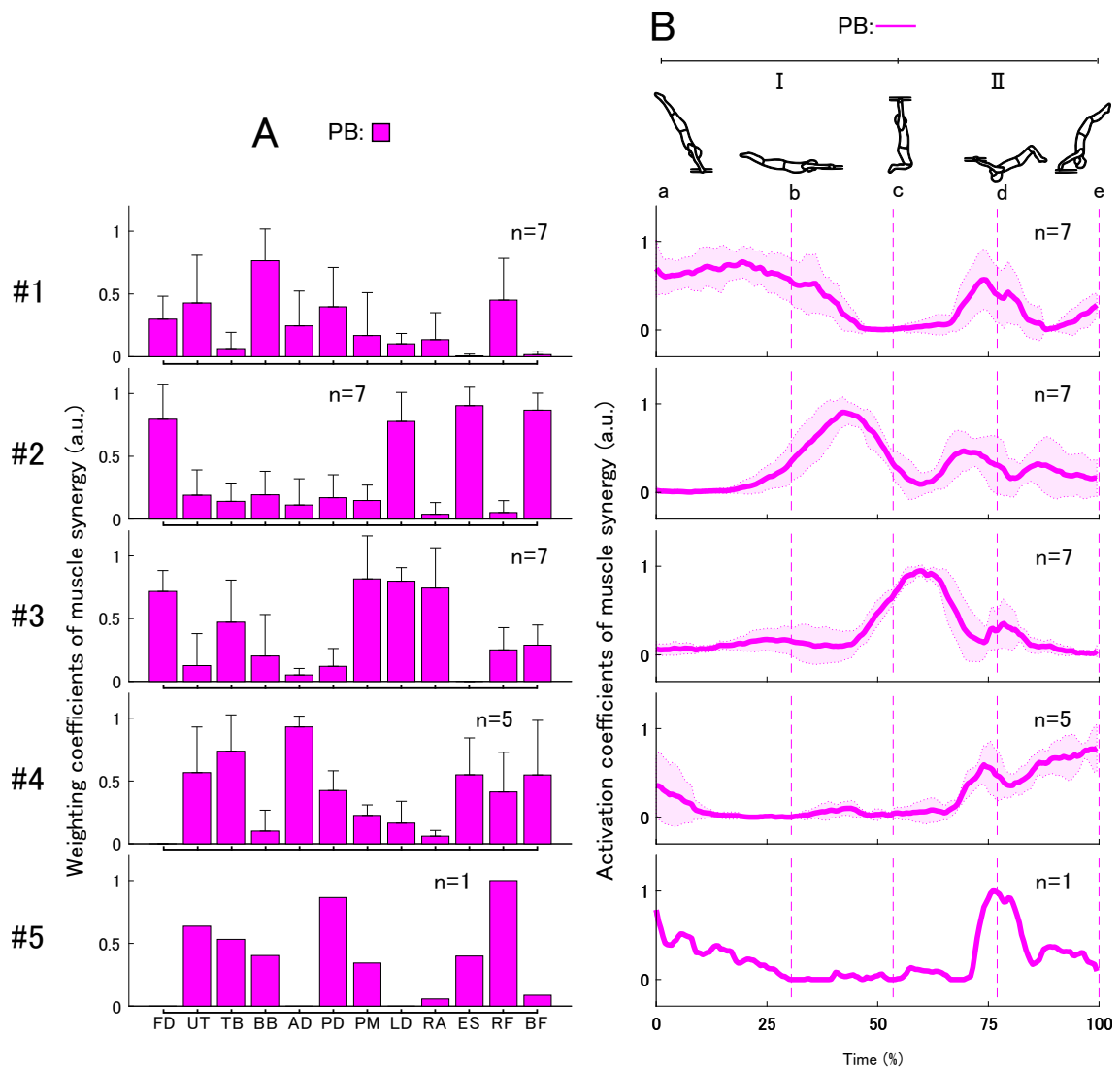


図 5-5 平行棒における後方車輪の筋シナジー (A: 筋の重みづけ要素, B: 協調活動パターン, FD: 浅指屈筋, UT: 僧帽筋上部, BB: 上腕二頭筋, TB: 上腕三頭筋, AD: 三角筋前部, PD: 三角筋後部, PM: 大胸筋, LD: 広背筋, RA: 腹直筋, ES: 脊柱起立筋, RF: 大腿直筋, BF: 大腿二頭筋, PB: 平行棒.)

の筋シナジーはCのピーク時点を時系列順に上から列挙している。各筋シナジーが確認された被験者数はグラフ内に示している(図5-4, 5-5)。HB-GSBにおいて筋シナジー#1, 2は全被験者(n=7)から抽出され, #3は5名, #4は2名, #5は1名のみとなった(図5-4)。PB-GSBにおいて筋シナジー#1-3は全被験者(n=7)から抽出され, #4は5名, #5は1名のみとなった(図5-5)。Wの値が高い筋を主働筋とみなした場合, HB-GSBの筋シナジーは#1: ES・BFによる振り下ろし局面(I), #2: FD・PM・LD・RA・RFによる振り上げ局面(II), #3: TP・BB・TB・AD・PDによる振り下ろし局面(I)及び振り上げ局面(II), #4: TP・TB・AD・PDによる振り上げ局面(II), #5: FD・BB・RFによる振り下ろし局面(I)の運動制御構造を示した(図5-4)。PB-GSBの筋シナジーは, #1: BB・RFによる振り下ろし局面(I), #2: FD・LD・ES・BFによる振り下ろし局面(II), #3: FD・PM・LD・RAによる振り上げ局面(II), #4: BB・ADによる振り上げ局面(II), #5: PD・RFによる振り上げ局面(II)の運動制御構造を示した(図5-5)。その他の特徴として, HB-GSBにおける筋シナジー#1のCは振り下ろし局面(I)のピーク以降減少したが, 続く振り上げ局面(II)のd時点付近においてわずかに上昇を示した。このようにd時点付近において上昇を示すという特徴は, PB-GSBの筋シナジー#1-5においても同様に確認された。

5-3-4. 種目間に共通する筋シナジー

表5-1に抽出された筋シナジーの種目間におけるWの類似性(SP)を示す。種目間で類似性が高いと判断される基準($SP > 0.80$)を満たしたのはHB-GSB: #1とPB-GSB: #2($SP = 0.82 \pm 0.08$), HB-GSB: #2とPB-GSB: #3($SP = 0.81 \pm 0.11$)となった。この結果を踏まえ, 図5-6に種目間で共通する筋シナジーのWの比較及びCの類似性を示す。Wに有意差が認められた筋は, 筋シナジー#1: PD (HB-GSB > PB-GSB), #2: FD・AD・RF (HB-GSB > PB-GSB)・BF (PB-GSB > HB-GSB)となった。 r_{max} は筋シナジー#1(0.87 ± 0.06)に対して#2(0.91 ± 0.03)が高くなった。Lagは筋シナジー#2において有意差が認められ, 負の値を示したことから, HB-GSBに対してPB-GSBの活動ピークタイミングに遅れがあったといえる(図5-6B)。

表 5-1 種目間における W の類似性

Muscle synergies	SP				
	#1	#2	PB #3	#4	#5
#1	0.39 ± 0.16	0.82 ± 0.08	0.47 ± 0.09	0.56 ± 0.17	0.46 ± 0.15
#2	0.45 ± 0.17	0.51 ± 0.11	0.81 ± 0.11	0.39 ± 0.09	0.45 ± 0.06
HB #3	0.63 ± 0.19	0.28 ± 0.10	0.34 ± 0.14	0.59 ± 0.15	0.70 ± 0.12
#4	0.45 ± 0.21	0.29 ± 0.11	0.29 ± 0.13	0.76 ± 0.13	0.68 ± 0.04
#5	0.68 ± 0.12	0.46 ± 0.11	0.47 ± 0.14	0.36 ± 0.05	0.59

Mean ± SD. PB: parallel bars, HB: horizontal bar.

5-4. 考察

5-4-1. 後方車輪の運動制御構造

後方車輪は身体を後方へ反らす抜き動作[6]と、前方へ屈曲させるあふり[44]によって回転運動の勢いが生成される。全被験者に抽出された筋シナジーから抜き動作の運動制御構造を示したものは、HB-GSB : #1 と PB-GSB : #2 となり、体幹（脊柱）伸展動作に動員される脊柱起立筋（ES）や股関節伸展動作に動員される大腿二頭筋（BF）[52]の重みづけ要素（W）の値が振り下ろし局面（I）において高くなった（図 5-4#1, 5-5#2）。一方、これら抜き動作を筋シナジーにおいて、広背筋の重みづけ要素（W）の値が高くなっていた。広背筋は主に肩関節伸展動作に動員され[52]、その運動方向は抜き動作の特徴である身体の反りと対称的になる。抜き動作を示す筋シナジー（HB-GSB : #1, PB-GSB : #2）において広背筋（LD）が高く貢献した要因には、振り上げ局面（II）の運動制御にもわずかに関与していることが推察される。一方、あふりの運動制御構造を示した筋シナジーは HB-GSB : #2 と PB-GSB : #3 となり、肩関節内転・屈曲動作にそれぞれ動員される大胸筋（PM）や広背筋（LD）、体幹（脊柱）屈曲動作に動員される腹直筋（RA）の活動が、振り上げ局面（II）において顕著になった[52]（図 5-4#2, 図 5-5#3）。また、抜き動作とあふりを示す筋シナジーにおいて把持動作に動員される浅指屈筋（FD）[52]の重みづけ要素（W）の値が高くなった。浅指屈筋（FD）の重みづけ要素（W）の値が高くなった要因には、抜き動作とあふりの大きな姿勢変化に伴ってバーの把持動作が協調していたと推察される。

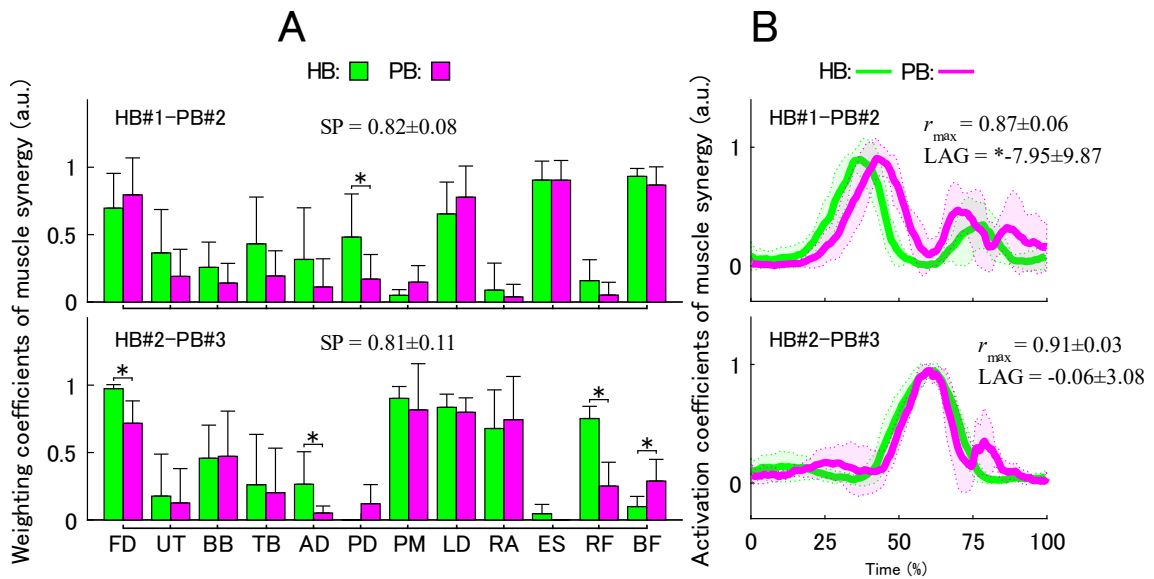


図 5-6 W の類似性が高い筋シナジーの比較 (A: 筋の重みづけ要素, B: 協調活動パターン, FD: 浅指屈筋, UT: 僧帽筋上部, BB: 上腕二頭筋, TB: 上腕三頭筋, AD: 三角筋前部, PD: 三角筋後部, PM: 大胸筋, LD: 広背筋, RA: 腹直筋, ES: 脊柱起立筋, RF: 大腿直筋, BF: 大腿二頭筋, HB: 鉄棒, PB: 平行棒, SP: スカラープロダクト.)

5-4-2. 種目間における後方車輪の運動制御構造の違いについて

種目間で異なる運動構造を有する鉄棒と平行棒の後方車輪において、類似性が高く共通する運動制御構造として抜き動作とあふりの筋シナジーが抽出された (図 5-4, 5-5)。しかし、抜き動作とあふりの筋シナジーにおける筋の重みづけ要素 (W) の値は、一部異なることが示された。すなわち、抜き動作やあふりといった後方車輪の加速技術に関する運動制御において、動員される筋の構成はわずかに異なることがいえる。また、PB-GSB では、これら共通する筋シナジーに加え、振り下ろし局面 (I) 及び振り上げ局面 (II) で顕著な活動を示す筋シナジー#1 が全被験者 (n=7) に確認された (図 5-5)。したがって、PB-GSB においては抜き動作とあふり動作に加え、平行棒特有の技術が存在すると考えられる。

PB-GSB は、HB-GSB と異なり器具の高さに起因する不合理な姿勢を強いられるため、振り下ろしの良否が後方車輪の出来栄に関わる影響は大きいことが指摘されている [5]。不合理な姿勢とは懸垂時における膝関節屈曲動作のことである。基本的に後方車輪の振り下ろしは、身体を一直線に近い姿勢で実施される。この姿勢は種目間で共通のものであるが、PB-GSB において筋シナジー#1 が確認された要因には、振り下ろしに動員される筋群が、後に続く振り上げにおいても共通することが挙げられる。高い貢献を示した上腕二頭

筋 (BB) や大腿直筋 (RF) は、それぞれ肘・肩関節屈曲動作や股関節・膝関節伸展動作に貢献する[52]。しかし、振り下ろし局面 (I) における身体の姿勢変化は平行棒における膝関節屈曲を除いて確認されない (図 5-1 a-c)。また、これら筋群の貢献が姿勢変化を示すものであれば、懸垂における膝関節屈曲動作に動員される大腿二頭筋 (BF) の貢献が示されるはずだが、その貢献はほとんど示されなかった (図 5-5A #1)。したがって、PB-GSB の筋シナジー#1 は振り下ろし局面 (I) において関節を強固に保ち、振り上げ局面 (II) において大きな関節運動を果たしていたと推察される。実際に、重みづけ要素 (W) の値が高くなった上腕二頭筋 (BB) や大腿直筋 (RF) は、それぞれ肘・肩関節屈曲動作 [49, 52] 及び股関節屈曲動作に動員される[52]。先行研究[5, 7, 8]において、PB-GSB の振り上げ動作は HB-GSB と大きく異なるため、いずれも不足がちな回転運動の勢いを補う動作について指摘している。したがって、PB-GSB の筋シナジー#1 はあふりによって十分に得られなかった回転運動の勢いを、肘・肩関節屈曲動作や股関節屈曲動作によって補う運動制御構造であることも推察される。また、PB-GSB が示した筋シナジー#1-5 は、いずれも振り上げ局面 (II) の d 時点付近で顕著に変化することが示された (図 5-5B)。回転運動の勢いを補うという点では、PB-GSB の筋シナジー#1 が主にその役割を果たしていると推察されるが、抽出された全ての筋シナジーでも同様に達成している可能性が高い。

PB-GSB の難しさという点では、種目間で共通する抜き動作 (HB-GSB : #1, PB-GSB : #2) とあふり (HB-GSB : #2, PB-GSB : #3) の筋の重みづけ要素 (W) においても、その特徴が示されている。鉄棒において大腿直筋 (RF) が高くなったという結果は、鉄棒では股関節屈曲を伴う強いあふりが可能であったことを示し、平行棒において大腿二頭筋 (BF) が高くなったという結果は、あふりと反する膝関節屈曲動作を示していることが推察される。これらのことから、あふりは後方車輪の回転運動の勢いを獲得する上で中核的な役割を果たすが、平行棒では鉄棒のように股関節屈曲動作を伴う有効なあふりは期待できない。このことは既に認識されている事実であるが[7]、筋シナジーによる定量評価においてもその特徴が示されたということは非常に意義がある。

佐藤[5]が指摘する平行棒における不合理な姿勢と関連するところで、握り方の違いによって、上肢筋群の動員は異なると考えられる (図 5-6A)。バーの握りにおいて手のひらが向く方向は、鉄棒において前額面、平行棒において矢状面と大きく異なる。それに伴い、平行棒では前腕回内、肩関節内転が誘発される。種目間で共通する抜き動作 (HB#1-

PB#2) やあふり (HB#2-PB#3) の筋シナジーにおいて、鉄棒の浅指屈筋 (FD)、三角筋前部 (AD)、三角筋後部 (PD) の重み付け要素 (W) が高くなった要因には、握り方の違いに起因する上肢の姿勢の違いが挙げられる (図 5-6A)。

最後に、協調活動パターン (C) に注目すると抜き動作を示す筋シナジー (HB-GSB : #1, PB-GSB#2) の Lag (-7.95 ± 9.87) に有意差が認められた。PB-GSB の筋活動とそのタイミングに関して、Tsuchiya[20]は、懸垂以降の上昇局面において早い時点から長期間にわたる肩関節伸展のための筋力発揮がより必要であると指摘しているが、それ以前の振り下ろしに関する示唆は、筆者が知るところ確認されない。PB-GSB の筋シナジー#2 における協調活動パターン (C) の活動ピークタイミングの遅れについては今後も慎重に検討する必要があるが、後に続くあふりの筋シナジー#3 の活動ピークタイミングは HB-GSB とほぼ同じである (図 5-6B)。このことから、抜き動作からあふりまでの間隔は PB-GSB において短いといえ、平行棒の後方車輪ならではの運動制御構造である可能性が高い。

5-5. まとめ

器械特性が異なる種目間の後方車輪では、抜き動作とあふりの筋シナジーが抽出された。このことから、回転運動の加速技術に関する運動制御構造は共通していることがいえる。一方、平行棒の後方車輪では鉄棒と類似する抜き動作とあふりの筋シナジーに加えて振り下ろしと振り上げ両方に関与する筋シナジー#1 が確認された。この筋シナジーは振り下ろしにおいて関節を強固に保ち、あふり後の振り上げにおいて肘・肩関節や股関節屈曲動作を達成する筋シナジーであることが推察され、回転運動の勢いを補う重要な運動制御構造であることが考えられる。また、一連の運動経過において、全ての筋シナジーは 1 つの運動制御構造で 2 つの運動を達成していることが示された。そのため、平行棒の後方車輪は振り上げにおける回転運動の勢いを追加された筋シナジー#1 だけでなく、抽出される全ての筋シナジーで補っていることが考えられる。

筋シナジーを用いた技能評価として、抜き動作とあふりに関する筋シナジーの重みづけ要素 (W) は上肢や下肢の筋でその貢献が異なることが示された。これらの違いは、器械特性に起因する姿勢の違いが影響しており、種目間で共通するとされる動作においても筋の構成は一部異なることが明らかになった。また、種目間で類似する抜き動作やあふりといった後方車輪の加速技術に加え、平行棒の後方車輪では回転運動を補うための運動制御

構造を必要とすることが、難しさの一つになっていると推察される.

第6章

終章

本研究のまとめ

表面筋電図は筋活動を視覚的に提示し、これらをもとにした定量評価を可能にする。これまで、体操競技の競技力向上に関する研究において、技術に内在する技能を筋活動の観点から抽出される取り組みは積極的になされていなかった。この背景には様々な要因が推察されるが、その根底には、体操競技の競技特性が、自然科学的な介入を受け入れにくいものになっていることが挙げられる。本研究では運動中における一連の筋活動がどのような運動を達成しているのか、また、表面筋電図によって得られたデータの応用について異なる熟練性や種目間における技の技能に関する評価を事例的に実践した。技能の評価対象には競技者間の熟練性が大きく異なる両足旋回、競技者がより高度な専門性を有している後転とび、種目間で異なる運動構造を有する後方車輪を対象とした。

結論として、技能の特徴は筋活動の時系列成分の類似性に注目することで抽出可能になり、また、どの時点で、どの筋を組み合わせる運動を達成すればよいか、技能の運動制御構造に関する特徴は筋シナジーによって抽出可能になる。表面筋電図を用いた技能評価方法としては、個々の筋活動パターンと筋シナジーが示す筋の重みづけ要素や協調活動パターンそれぞれに特徴が示されるため、複数の筋活動パターンを計測し、双方の観点から技能に関する特徴を吟味することが望まれる。

表面筋電図は筋活動を視覚的に提示するという点で有効的であるが、生体信号の適切な処理や計測手法の限界も理解した上で取り扱わなければならない。例えば、筋シナジーの抽出では、基となる筋活動パターンを算出する際の平滑化処理の手順においてローパスフィルターのカットオフ周波数や RMS の算出区間は適切なものにする必要がある[55]。筋シナジー解析では用いる筋活動パターンの適切な平滑化処理が Hug[55]によって示唆されており、時系列パターンの変動が大きくなると筋シナジー数は増加することが報告されている。近年では、RMS を算出する際に適切な区間長を自動的に計算し、区間ごとに最適な平滑化処理を施す手法が提案されている。ローパスフィルターの適切なカットオフ周波数が選択できない運動では Ranaldi et al. [47]の手法を用いることが推奨される。

また、正規化手順について、被験者の絶対筋力を算出し、それを基に正規化を行う%MVC

法は動的動作に適さないとされており [39]，その代替手段として分析区間における最大振幅値で正規化する方法が提案されている [27, 39]．この背景には，意識的に最大筋力を発揮するのが困難であることが挙げられる [27]．本研究では取り扱わなかったが，体操競技も含め，大きな動的動作を伴うスポーツにおいては競技者の絶対筋力を評価することは非常に困難である．また，動的動作においてはモーションアーチファクトやクロストークの混入によって，計測された筋活動パターンの変動に影響を及ぼすことが挙げられる [27]．したがって，跳馬やゆかなどで激しい跳躍を伴う技や，各種目で身体の過度な伸展・屈曲動作を伴う技においては，これらの要因を可能な限り排除する工夫や実験対象とする技を慎重に選ぶ必要がある．

以上のことを踏まえ，体操競技における表面筋電図を用いた技能評価の可能性を提言する．我々ヒトの運動は，複雑な骨格筋の運動制御によって達成されており，筋力だけでは解決できない巧みさが必要である．熟練した競技者に見られる一連の筋活動パターンの類似性は，競技者が習得した技に内在する技能の特徴を示すと考えられる．また，技能要素の一つである筋の協調性という観点では，熟練した競技者に共通する運動制御構造や特徴的な構成が示される．表面筋電図で得られる筋活動パターンやその変容に注目することは，運動学習における理想的な身体の扱い方の定量的フィードバックや，トレーニング段階の評価指標となり得る．本研究で対象とした技については以下のことが明らかになった．

あん馬の両足旋回における背面筋群の活動パターンから，熟練者は旋回運動の安定性に関する共通の筋活動パターンを有することが明らかになった．また，背面筋群の筋シナジーも同様に旋回運動の安定性に関する運動制御構造を示した．

後転とびは 3 つの運動制御構造で達成されているが，競技経験の有無によって，必要とされる運動制御構造は異なっていることが明らかになった．また，これら筋シナジーの筋の重みづけ要素は競技者間で高く類似するが，倒立回転に関する協調活動パターンのタイミングは異なることが示された，このことから，専門的トレーニングを経験している競技者においても，後転とびの勢い獲得に関する技能は一部異なることが考えられる．

器械特性が異なる鉄棒と平行棒の後方車輪では，回転運動の加速技術である抜き動作とあふりに関する運動制御構造は共通しているが，動員される筋の構成は一部異なる．これらの要因には器械特性に起因する運動姿勢の違いが関係している．一方，平行棒の後方車輪ではこれら共通する運動制御構造に加え，振り下ろしと振り上げを 1 つの運動制御構造で

達成する筋シナジーが確認された。したがって、平行棒の後方車輪はより複雑な運動制御構造を必要とすることが考えられる。また、一連の運動経過において、全ての筋シナジーは1つの運動制御構造で2つの運動を達成していることが示された。平行棒の後方車輪は振り上げにおいて回転運動の勢いが不足するため、その勢いを全ての筋シナジーで補っていることが考えられ、この点が平行棒の後方車輪の難しさを特徴づけていると考えられる。

謝 辞

本論文の執筆にあたり、履修指導委員会の牛山幸彦教授（主指導教員）と大庭昌昭教授（副指導教員）並びに村山敏夫准教授（副指導教員）から親切丁寧なご指導、ご助言をいただき、あらためて深謝申し上げます。日頃から親身に接していただく先生方のおかげで非常に有意義な学生生活を享受することができました。

また、学生生活を送る上で、苦楽を共にした牛山研究室の学生みなさんに深謝申し上げます。みなさんと過ごした日々は私にとって一生の思い出です。

最後に、博士課程在籍中には山形県のアテネ体操クラブで体操競技の現場指導に4年間携わりました。その期間では星川恵美先生、五十嵐直基先生の下で多くの経験をさせていただきました。本論文の着想に至った背景にはアテネ体操クラブでの指導経験が大きく関わっています。未熟な私を受け入れてくれた先生方と私を信じてついて来てくれた選手達にあらためて深謝申し上げます。

参 考 文 献

- 1) 公益財団法人日本体操協会 (2022) 採点規則 男子 2022 年版. 公益財団法人日本体操協会 : 東京.
- 2) 金子明友 (1977) 体操競技のコーチング (第 3 版). 大修館書店 : 東京.
- 3) 国際体操競技連盟 (Fédération Internationale de Gymnastique) (2022) Apparatus Norms.
https://www.gymnastics.sport/publicdir/rules/files/en_Apparatus%20Norms.pdf,
(参照日 2022 年 12 月 20).
- 4) 岡本敦 (2011) 体操競技における演技の高度化とルール改正, バイオメカニクス研究, 15(2) : 50-56.
- 5) 佐藤道雄 (1985) 平行棒の後方車輪に関するモルフォロジー的研究. 国際武道大学紀要, 1 : 69-67.
- 6) 小椋慎一・加納実 (2011) 鉄棒における「開脚背面飛び越し懸垂 (トカチェフ)」の技術に関する研究. 順天堂スポーツ健康科学研究, 3(2) : 123-28.
- 7) 山下龍一郎 (2013) 「手がすべる」ことの問題性に関する事例研究—平行棒の後方車輪に関して—. スポーツ運動学研究, 26 : 59-75.
- 8) 加藤澤男 (1985) 平行棒の車輪技術改善の方法論的考察. 筑波大学体育科学系紀要, 8 : 125-35.
- 9) 大友康平, 土屋純 (2013) 鉄棒における「前方浮腰回転ひねり倒立」のコーチング. スポーツパフォーマンス研究, 5 : 127-145.
- 10) 中谷太希・村田憲亮 (2021) 平行棒における〈棒下宙返り直接かかえ込み宙返り腕支持(タジェダ)〉のコーチング. スポーツパフォーマンス研究, 13 : 626-644.
- 11) 長谷川晃一・周東和好 (2019) 平行棒「シャルロ」の習得過程における動感創発分析. スポーツ運動学研究, 32 : 79-94.
- 12) Fujihara, T. and Gervais, P. (2010) Kinematics of side cross circles on pommel horse. European Journal of Sports Science, 10(1) : 21-30.
- 13) 藤原敏行・淵本隆文 (2006) あん馬における両足旋回の構造と技術に関する力学的分析. バイオメカニクス研究, 10(1) : 27-41.

- 14) Fujihara, T., Fuchimoto, T. and Gervais, P. (2009) Biomechanical analysis of circles on pommel horse. *Sports Biomechanics*, 8(1): 22-38.
- 15) 藤原敏行 (2011) あん馬における両足旋回のバイオメカニクス. *バイオメカニクス研究*, 14(4) : 155-163.
- 16) Fujihara, T. and Fuchimoto, T. (2006) Mechanical analysis mechanism technique of double leg circles on the pommel horse. *Jpn. J. Biomech. Sports Exerc.*, 10(1): 27-41.
- 17) Baudry, L., Leroy, D. and Chollet, D. (2003) Spatio-temporal variables of the circle on a pommel horse according to the level of expertise of the gymnast. *J. Hum. Move. Stud.*, 44: 195-208.
- 18) Baudry, L., Sforza, C., Leroy, D., Lovecchio, N., Gautier, G. and Thouwarecq, R. (2009) Amplitude variables of circle on the pedagogic pommel horse in gymnastics. *J. strength cond. res.*, 23(3): 705-11.
- 19) 土屋純・塚脇伸作 (1992) ゆかにおける後転とびのバイオメカニクスの分析. *早稲田大学人間科学研究*, 5(1): 49-58.
- 20) Tsuchiya, J., Murata, K. and Fukunaga, T. (2004) Kinetic analysis of backward giant swing on parallel bars. *Int. J. Sport Health Sci.*, 2: 205-215.
- 21) 植村隆志・村田憲亮・柳浩二郎 (2013) 平行棒における【後方車輪】の巧拙をバイオメカニクスの観点から捉える. *東海大学紀要. 体育学部=Bulletin. School of Physical Education*, 45 : 11-15.
- 22) 矢部京之助・岡本敦・桜井伸二・池上康男 (1987) 鉄棒における順手車輪の運動力学的分析. *スポーツ医・科学*, 1(1) : 49-57.
- 23) 石井喜八・小松敏彦 (1984) 順手車輪の鉄棒運動中に発現する動作とバーに加わる力の経時変化. *日本体育大学紀要*, 14(1) : 35-43.
- 24) 網中実・新井節男 (1964) 倒立運動の筋電図学的分析. *体育学研究*, 9(1) : 127
- 25) 遠藤幸一 (2000) 体幹における姿勢保持と筋放電パターン. *体操競技研究部報*, 85 : 20-23.
- 26) 釘宮宗大・加納実・原田睦巳 (2010) つり輪における中水平支持のトレーニングに関する一考察. *体操競技・器械運動研究*, 18 : 11-21.

- 27) 木塚朝博・増田正・木竜徹・佐渡山亜兵 (2006) バイオメカニズム・ライブラリー 表面筋電図. 東京電機大学出版局: 東京.
- 28) Ivanenko, Y.P., Poppele, R.E. and Lacquaniti, F. (2004) Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *J. Physiol.*, 556(1): 267-282.
- 29) Turpin, N.A., Guével, A., Durand, S., and Hug, F. (2011) No evidence of expertise-related changes in muscle synergies during rowing. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 21: 1030-1040.
- 30) Hug, F., Turpin, N.A., Guével, A., and Dorel, S. (2010) Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies? *J. Appl. Physiol.*, 108: 1727-1736.
- 31) Frère, J., and Hug, F. (2012) Between-subjects variability of muscle synergies during a complex motor skill. *Front. Comput. Neurosci.*, 99(6): 1-13.
- 32) Kristiansen, M., Madelenie, P., Hansen, A., and Samani, A. (2015) Inter-subject variability of muscle synergies during bench press in power lifters and untrained individuals. *Scand. J. Med. Sci. Sports.*, 25: 89-97.
- 33) Saito, A., Tomita, A., Ando, R., Watanabe, K., and Akima, H. (2018) Muscle synergies are consistent across level and uphill treadmill running. *Nature scientific reports*, 8: 1-10.
- 34) Lee, D.D., and Seung, H.S. (1999) Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization. *Nature*, 401: 788-791.
- 35) Bernstein, N. (1967) *The coordination and regulation of movements*. Pergamon Press: New York.
- 36) 国立研究法人 国立精神・神経医療センター (2017) 筋シナジー説の神経基盤を解明—手指の多彩な運動を実現する神経メカニズムが明らかに—. <https://www.ncnp.go.jp/up/1500619496.pdf>, (参照日 2023年1月2日)
- 37) 萩生翔大 (2018) 冗長大自由度を有する骨格筋の制御. *バイオメカニクス研究*, 22(3): 4-13
- 38) Kim, M., Kim, Y., Kim, H., and Yoon, B. (2017) Specific muscle synergies in national elite female ice hockey players in response to unexpected external perturbation. *J. Sports. Sci.* 36(3): 319-325.

- 39) Sawers, A., Allen, J.L., and Ting, L.H. (2015) Long-term training modifies the modular structure and organization of walking balance control. *J. Neurophysiol.*, 114(6): 3359-3373.
- 40) ロバートソン・コールドウェル・ハミル・カーメン・ウィトルシー：阿江通良ほか訳 (2008) 身体運動のバイオメカニクス研究法. 大修館書店：東京, p. 207.
- 41) シュミット：調枝孝治訳 (1994) 運動学習とパフォーマンス. 大修館書店：東京, p. 5
- 42) 阿江通良・湯海鵬・横井孝志 (1992) 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. *バイオメカニズム*, 11: 23-33.
- 43) ウィンター：長野明紀・吉岡伸輔訳 (2011) バイオメカニクス 人体運動の力学と制御 [原著第4版]. ラウンドフラット：東京.
- 44) 森直幹・佐藤友久 (1978) 体操辞典. 道和書院：東京.
- 45) Hermens, H.J, Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. and Rau, G. (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 10: 361-74.
- 46) de Sèze, M.P. and Cazalets, J.R. (2008) Anatomical optimization of skin electrode placement to record electromyographic activity of erector spinae muscles. *Surg. Radiol. Anat.*, 30: 137-143.
- 47) Ranaldi, S., Marchis, C.D., and Conforto, S. (2018) An automatic, adaptive, information-based algorithm for the extraction of the sEMG envelope. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 42: 1-9.
- 48) Kibushi, B., Hagio, S., Moritani, T., and Kouzaki, M. (2018) Lower local dynamic stability and invariable orbital stability in the activation of muscle synergies in response to accelerated walking speeds. *Front. Hum. Neurosci.*, 12: 1-14.
- 49) ニューマン：嶋田智明・有馬慶美訳 (2015) 筋骨格系のキネシオロジー (第2版). 医師薬出版社：東京.
- 50) Taylor, B., Bajin B., and Zivic T. (Eds.) (1972) Olympic gymnastics for men and women. Prentice-Hall: New Jersey, pp.59-60.
- 51) Brown, J. R., and Wardell, D. B. (Eds.) (1980) Teaching and coaching gymnastics for men and women. John Wiley & Sons: New York, pp.257-260
- 52) Muscolino, J.E. (2011) Kinesiology: the skeletal system and muscle function (2nd ed.).

- 53) Sohn, M.H., Ting, L.H. (2016) Suboptimal muscle synergies activation patterns generalize their motor function across postures. *Front. Compt. Neurosci.*, 7(10): 1-15.
- 54) 土屋純 (2021) 体操競技のバイオメカニクス. 講談社: 東京, p. 70.
- 55) Hug, F. (2011) Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 21: 1-22.

