
【研究論文】

後転とびにおける筋シナジー解析を用いた熟練性評価の試み

Attempt to skills assessment using muscle synergy analysis
in the back handspring

亀山 就平 森 赳 人 牛山 幸彦
Shuhei KAMEYAMA Takehito MORI Yukihiro USHIYAMA

キーワード：体操競技，後転とび，表面筋電図，筋シナジー，熟練性

I. 緒言

後転とびは，体操競技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^{1-p11)}（難しさ）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^{1,2)}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^{1,3,4)}。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。ここで，技能とは「或る目標結果を，最大の確度で，そして最少のエネルギーまたは時間またはエネルギーと時間で，成し遂げられる能力」⁵⁾と定義され，シュミット⁶⁾はその重要素の1つとして，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，熟練性に関する技能評価において，筋の協調活動に関する特徴抽出は重要になるといえる。近年，スポーツを対象とした研究において，表面筋電図（Electro myography: EMG）で得られた筋活動パターンから，筋シナジーを抽出する報告が多数なされている⁷⁻¹²⁾。筋シナジーは運動制御構造とも称され，複数の筋活動パターンに非負値行列因子分解（Non-negative matrix factorization: NMF）¹³⁾を施すことで，個々の筋活動パターンを低次元に縮約し，活動の割合に関する空間成分とその時系列成分を定量化する。筋シナジーは，Bernstein¹⁴⁾が提唱する自由度問題の解決策として，中枢神経系と個々の筋の間に存在する，複数の筋をまとめて扱う仕組みとして考えられている¹⁵⁾。実際に，筋シナジーが人間の機能として備わっているかは議論の段階であるが，萩生¹⁶⁾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。このことから，筋シナジー解析は筋の協調性という観点で特定動作の評価

表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.

を可能にする手法であることがいえる。

そこで、本研究は筋シナジー仮説の検証で用いられる数理的手法を用いて、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ことにした。

II. 実験方法

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 (肩関節90°屈曲) 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. この研究は新潟経営大学研究倫理委員会の承認 (2021-04) を得ており, 被験者には書面と口頭で実験概要を伝え, 同意を得てから実験した.

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²⁾. 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1B), 先行研究と異なる独自の運動局面を定義した. 本研究では運動時点をa:上肢が下垂し, 床面と垂直

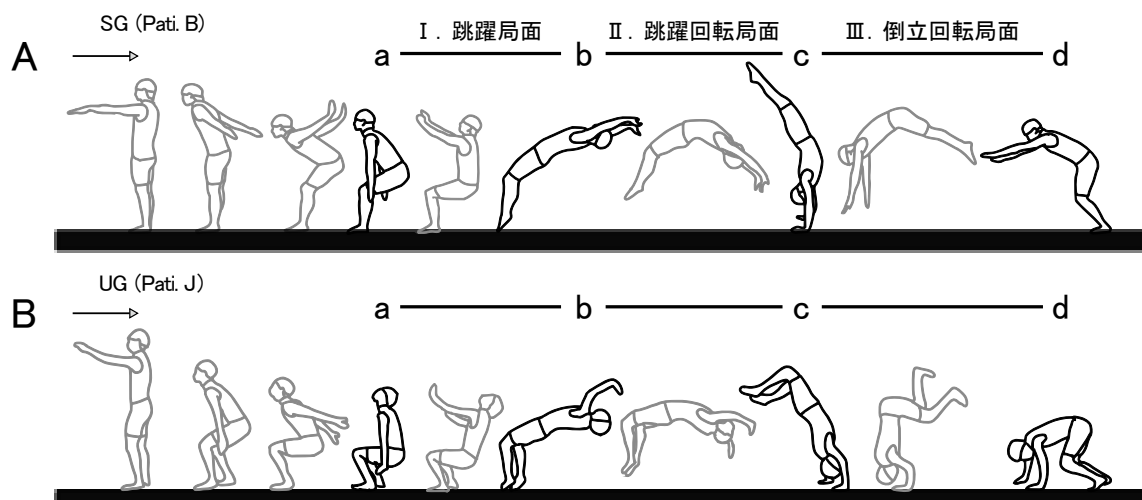


図1 後転とびの運動局面定義及び運動経過 (A: 熟練者, B: 非熟練者)

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1）。運動局面の定義には、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。

3. 表面筋電図計測

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、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）¹⁷⁾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.¹⁸⁾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. 筋シナジーの抽出

筋シナジーは式（1）によって抽出した¹³⁾。

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

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⁸⁾。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^{7,8)}。VAFの算出式は式（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。

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

5. 筋シナジーのグループ化

抽出された筋シナジーは、クラスター分析¹⁹⁾やfunctional sortingによって統計的にグループ化されている²⁰⁻²²⁾。本研究ではWのコサイン類似度を基準にするSaito et al.²²⁾のfunctional sortingを採用した。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。

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^{22,23}。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。本研究では、 $SP > 0.80$ を示した場合、Wの類似性が高いと評価した²²。Cの類似性評価には相互相関関数を用いた⁷⁻⁹。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、活動ピークタイミングの相違を意味するが、群間で算出したLagは、SGに対してUGの協調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25通り）。

7. 統計処理

全てのデータは平均と標準偏差で示す。本研究における統計的比較は、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⁷⁻⁹。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。

Ⅲ. 結果

1. 筋シナジー数の決定

図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4名から3つ、1名から4つ

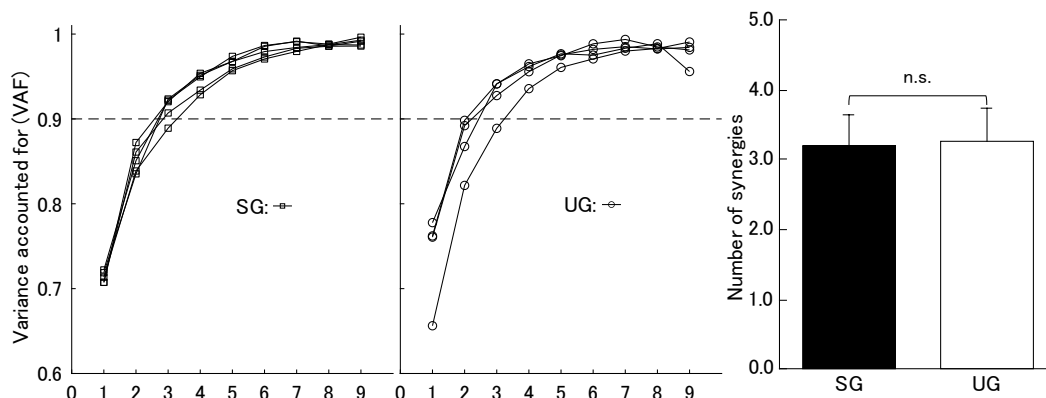


図2 VAFの推移及び筋シナジー数の比較（SG：熟練群，UG：非熟練群）

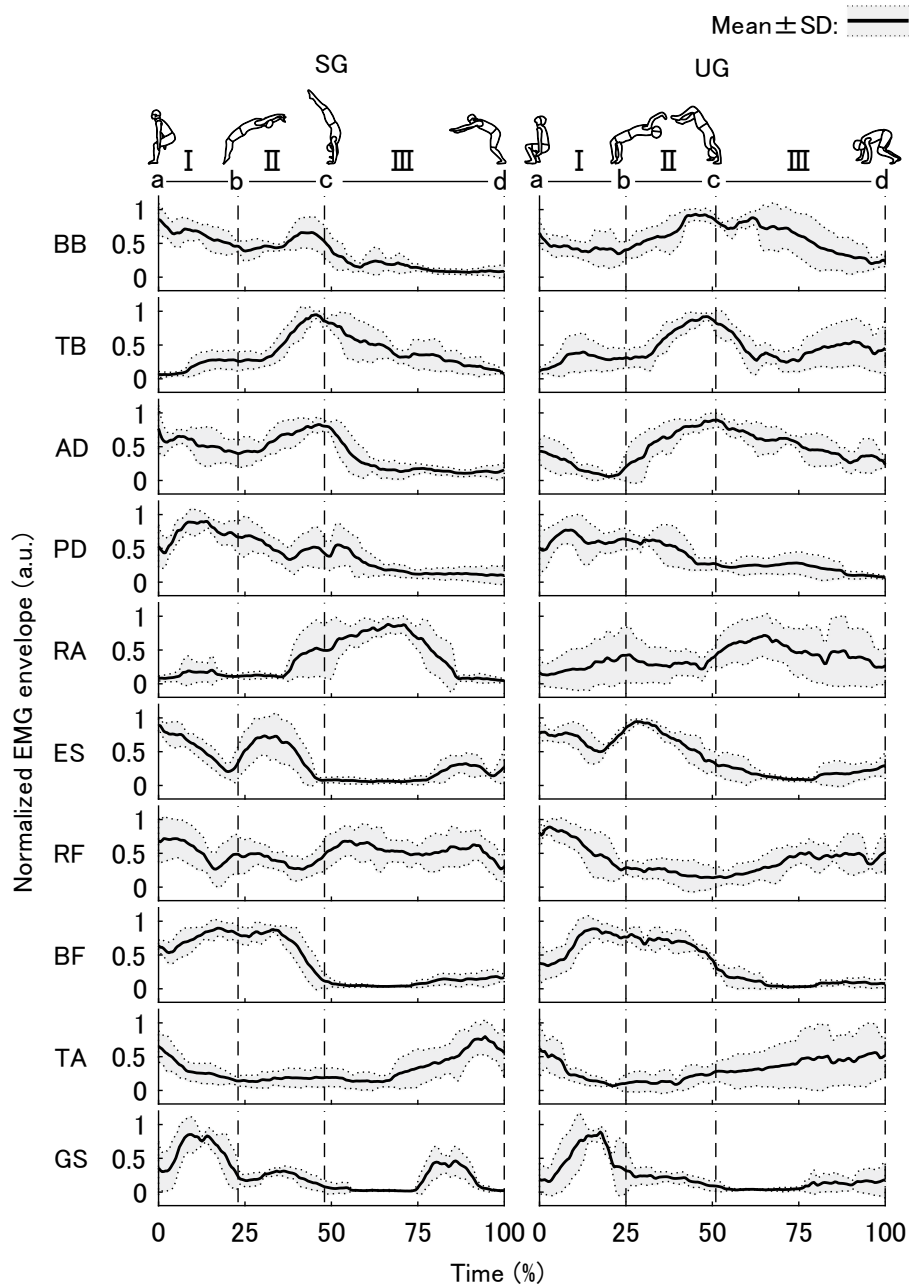


図3 各被験筋の活動パターン (TB:上腕三頭筋, BB:上腕二頭筋, AD:三角筋前部, PD:三角筋後部, RA:腹直筋, ES:脊柱起立筋, RF:大腿直筋, BF:大腿二頭筋, GS:腓腹筋, TA:前脛骨筋, SG:熟練群, UG:非熟練群)

抽出され, UGは3名から3つ, 1名から4つ抽出され, その数に両群の有意差は認められなかった。

2. 各被験筋の活動パターン

図3に各被験筋の活動パターンを示す。本研究では, 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ている。したがって, 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が活動ピークを示した。UGは跳躍局面 (I)

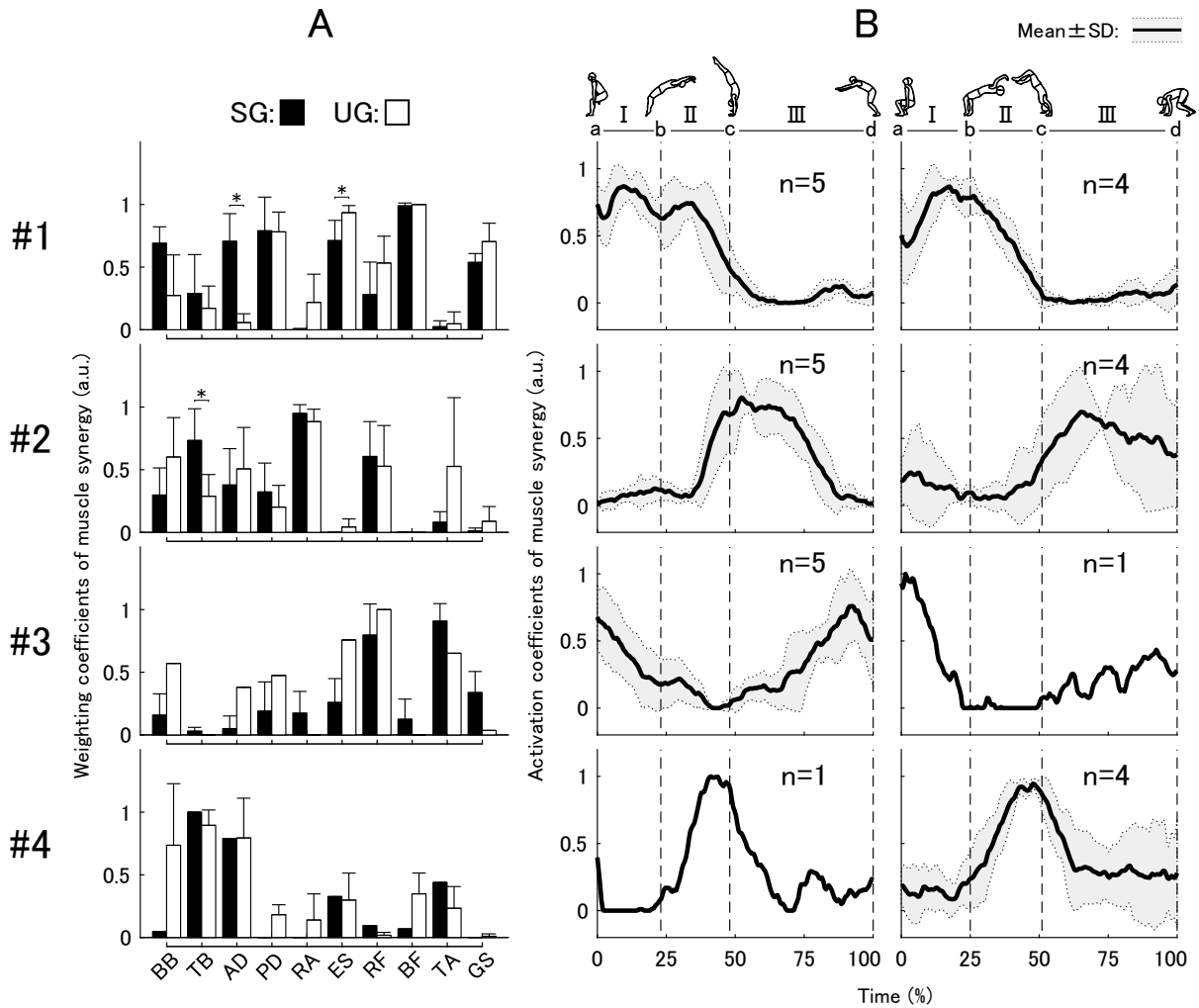


図4 後転とびの筋シナジー (A: 筋の重みづけ要素, B: 協調活動パターン, TB: 上腕三頭筋, BB: 上腕二頭筋, AD: 三角筋前部, PD: 三角筋後部, RA: 腹直筋, ES: 脊柱起立筋, RF: 大腿直筋, BF: 大腿二頭筋, GS: 腓腹筋, TA: 前脛骨筋, SG: 熟練群, UG: 非熟練群)

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。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)。

3. 後転とびの筋シナジー

図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。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:

表2 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	0.93 ± 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.

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. 筋シナジーの類似性

表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#1, 4において高い類似性 (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)。この結果は、SGのWが高く類似し、UGの個人差が顕著に現れることを意味する。

表3に群内及び群間で算出した 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。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。このことは群間における活動ピークタイミングにずれがあることを意味し、負の値を示していたことからUGの活動ピークタイミングに遅れがあるといえる。

IV. 考察

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^{7,8)}、本研究の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。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^{9,10)}。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。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²⁴⁾、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考えられる。

ここで、筋シナジーが示す運動制御構造について、筋の重みづけ要素 (W) と協調活動パターン (C) から、後転とびの運動制御構造を考察していく。まず、筋シナジー#1は身体アーチ^{3, 4)} 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4A#1)。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^{3, 4)}。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²⁵⁾、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^{25, 26)}、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^{25, 26)}。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)²⁵⁾ の高い貢献が示されたといえる (図4A#2)。

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4A#3). 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 (図4B#3).

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^{25, 26)}. 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, 上肢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いえる.

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と大きく異なることが確認された (図1). 熟練性の違いは競技経験の有無と強く関係しており, 競技者は助走的役割^{1, 2)}を果たす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推察される. 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, それらの筋の重みづけ要素 (W) はすべて高い類似性 (SP>0.80) を示した (表2). したがって, 後転とびに必要とされる筋シナジーにおいて, 動員される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, 後転とびの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.

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^{1-p416)}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)^{25, 26)}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4A#1). 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²⁵⁾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²⁷⁾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り, SGは筋シナジー#2において上腕三頭筋 (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4A#2). また, 筋シナジー#2においては, UGの協調活動パターン (C) に遅れがあった (表3). すなわち, SGの協調活動パターン (C) は早いタイミングでピークを迎えたと捉えられるが, 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²⁷⁾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。

SGとUGにおいて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。そして、この偏りの要因には、後転とびの勢いが関係していると推察される。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4B#3)。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)付近の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。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という事実から、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。

V. まとめ

本研究では、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。後転とびの筋シナジー数に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が競技経験の有無によって偏りが生じていた(筋シナジー#3, 4)。これらの筋シナジーは、後転とびの勢いと関連性が高いものと考えられる。競技者間で確認された筋シナジー#1-3は、いずれも筋の重みづけ要素が高く類似していたことから、必要とされる3つの運動制御構造に動員される筋群の構成は熟練性が高くなるほど共通することがいえる。一方、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は、競技者は股関節・体幹(脊柱)屈曲動作に肘関節伸展動作が伴い、一連の動作が早いことを示した。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、競技経験の有無によって大きく異なることがいえる。

引用・参考文献

- 1) 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
- 2) 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的分析。早稲田大学人間科学研究, 5(1): 49-58
- 3) Taylor, B., Bajin B., and Zivic T. (Eds.) (1972) Olympic gymnastics for men and women. Prentice-Hall: New Jersey, pp.59-60
- 4) 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
- 5) ガスリー: 富田達彦訳(1980) 学習の心理学。清水弘文堂:東京, p.121
- 6) 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
- 7) Frère, J., and Hug, F. (2012) Between-subjects variability of muscle synergies during a complex motor skill. *Front. Compt. Neurosci.*, 99(6): 1-13.
- 8) 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.
- 9) 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
- 10) 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.
- 11) 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.
- 12) 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.
- 13) Lee, D.D., and Seung, H.S. (1999) Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization. *Nature*, 401: 788-791
- 14) Bernstein, N. (1967) The coordination and regulation of movements. Pergamon Press: New York
- 15) Takei, T., Confais, J., Tomatsu, A., Oya, T., and Seki, K. (2017) Neural basis for hand muscle synergies in the primate spinal code. *Proc Natl Acad Sci.* 114(32): 8643-8648
- 16) 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
- 17) 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.
- 18) Ranaldi, S., Marchis, C.D., and Conforto, S. (2018) An automatic, adaptive, information-based algorithm for the ex-

traction of the sEMG envelope. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 42: 1-9.

- 19) Cheung, V.C.K., Cheung B.M.F., Zhang J.H., Chan, Z.Y.S., Ha, S.C.W., Chen, C.Y., and Cheung, R.T.H. (2020) Plasticity of muscle synergies through fractionation and merging during development and training of human runners. *Nature communications*, 11 : 1-15.
- 20) Hagio, S., and Kouzaki, M. (2014) The flexible recruitment of muscle synergies depends on the required force-generating capability. *J. Neurophysiol.*, 112 (2): 316-327.
- 21) 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
- 22) 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.
- 23) d' Avella, A., Saltiel, P., and Bizzi, E. (2003) Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature Neurosci.*, 6 (3): 300-308
- 24) 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
- 25) Muscolino, J.E. (2011) *Kinesiology: the skeletal system and muscle function* (2 nd ed.)
- 26) 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
- 27) 土屋純 (2021) *体操競技のバイオメカニクス*. 講談社：東京, p.70