

早稲田大学審査学位論文
博士（スポーツ科学）

シナジー解析を用いた

スポーツ動作の筋活動解析

Muscle activity analysis
using muscle synergy method
during sports movements

2018年1月

早稲田大学大学院 スポーツ科学研究科

松永 直人

MATSUNAGA, NAOTO

指導教員： 金岡 恒治 教授

目次

第1章 研究背景

I. 研究目的	1
II. 筋シナジーに関する先行研究	3
III. 筋シナジー解析	5
IV. 筋シナジー解析の妥当性	8
V. 研究課題	9

第2章 研究課題 1:ランニング介入前後における筋活動解析

I. 緒言	10
II. 方法	13
III. 結果	18
IV. 考察	25

第3章 研究課題 2:疲労介入前後の繰り返し動作時の筋活動解析

I. 緒言	27
II. 方法	28
III. 結果	31
IV. 考察	35

第4章 研究課題 3:弓道競技者の競技レベルと筋活動様式

I. 緒言	36
II. 方法	37
III. 結果	39
IV. 考察	45

第 5 章 研究課題 4:バドミントン競技者の競技レベルと筋活動様式

I. 緒言	47
II. 方法	48
III. 結果	51
IV. 考察	55

第 6 章 総合考察

I. 運動の介入による筋活動量及び筋シナジーの変化	57
II. 競技レベルと筋活動量及び筋シナジーの関係	59
III. まとめ	61

謝辞	62
----	----

参考文献	63
------	----

図表一覧

図 1:	筋シナジーの概念(文献 1 より引用)	2
図 2:	ヒトのリーチングタスクにおける自由度	3
図 3:	筋シナジーによる運動指令の低減	4
図 4:	筋シナジーの抽出(文献 9 より引用)	5
図 5:	様々な筋シナジー解析の結果(文献 18 より引用)	8
図 6:	ランニング中の筋シナジー(文献 44 より引用)	11
図 7:	電極貼付位置	14
図 8:	ランニング動作の期分け	15
図 9:	遊脚期の筋活動量の比較	19
図 10:	疲労介入前後の立脚期の筋活動量の比較	20
図 11:	疲労介入前後の遊脚前期の筋活動量の比較	21
図 12:	疲労介入前後の遊脚中期の筋活動量の比較	21
図 13:	疲労介入前後の遊脚後期の筋活動量の比較	22
図 14:	筋シナジーの数と VAF の推移	23
図 15:	疲労介入前後の筋シナジーの比較	24
図 16:	解析区間の期分け	29
図 17:	疲労介入前後の接地前遊脚期の筋活動量	31
図 18:	疲労介入前後の立脚期の筋活動量	32
図 19:	疲労介入前後の離地後遊脚期の筋活動量	32
図 20:	疲労介入前後の筋シナジーの数と VAF の推移	33
図 21:	疲労介入前後の筋シナジーの比較	34
図 22:	弓射動作の期分け	38
図 23:	打起しにおける elite 群と novice 群の筋活動量の比較	39
図 24:	大三における elite 群と novice 群の筋活動量の比較	40
図 25:	引分けにおける elite 群と novice 群の筋活動量の比較	40

図 26:	会における elite 群と novice 群の筋活動量の比較	41
図 27:	離れにおける elite 群と novice 群の筋活動量の比較	41
図 28:	残身における elite 群と novice 群の筋活動量の比較	42
図 29:	各群の筋シナジーの数と VAF の推移	43
図 30:	各群の筋シナジーの比較	44
図 31:	解析区間と期分けの方法	49
図 32:	テイクバック期における advanced 群と beginner 群の 筋活動量の比較	51
図 33:	インパクト期における advanced 群と beginner 群の 筋活動量の比較	52
図 34:	フォロースルー期における advanced 群と beginner 群の 筋活動量の比較	52
図 35:	各群の筋シナジーの数と VAF の推移	53
図 36:	筋シナジーの比較	54
表 1:	介入前後の心拍数と Borg scale、及び介入時の走行距離	18

第 1 章 研究背景

I. 研究目的

スポーツ動作を分析する上で生体力学的手法は多岐にわたり、筋活動解析もその一つである。筋活動解析では筋活動波形の積分値による筋の活動量、筋活動波形の立ち上がりを経験する活動タイミング(onset)、周波数解析による疲労度を明らかにすることができる。さらに複数の筋の活動を測定することで、筋活動量や onset を比較することができる。しかしスポーツ動作は非常に複雑な動作であり、様々な筋が協調することで「滑らかな」動作になると考えられるが、従来の筋活動解析では筋の協調性を評価することは難しい。

一方、近年ロボット工学や神経科学の分野において、「筋シナジー」と呼ばれる解析手法が用いられている。シナジー(synergy)とは協調性を意味し、運動を機能ごとに分割(モジュール化)し、その機能を構成する筋群のまとまりを示すものである。Torricelli et al.[1]はこの概念をオーケストラに例えている。図 1 に示す通りオーケストラでは複数のメロディーが組み合わせられて 1 つの音楽となるが、その個々のメロディーは複数の楽器が構成している。これと同様に、複数の筋の活動から運動における 1 つの機能が構成され、複数の機能が組み合わせられてヒトの運動が構成されると考えられている。

そこで本論では、これまでスポーツ科学分野で多く行われてきた従来の筋活動解析手法である筋活動量解析と他分野で用いられている筋シナジー解析を用いて様々なスポーツ動作を解析し、筋シナジー解析がスポーツ科学分野において有用であるかを検討することを目的とした。

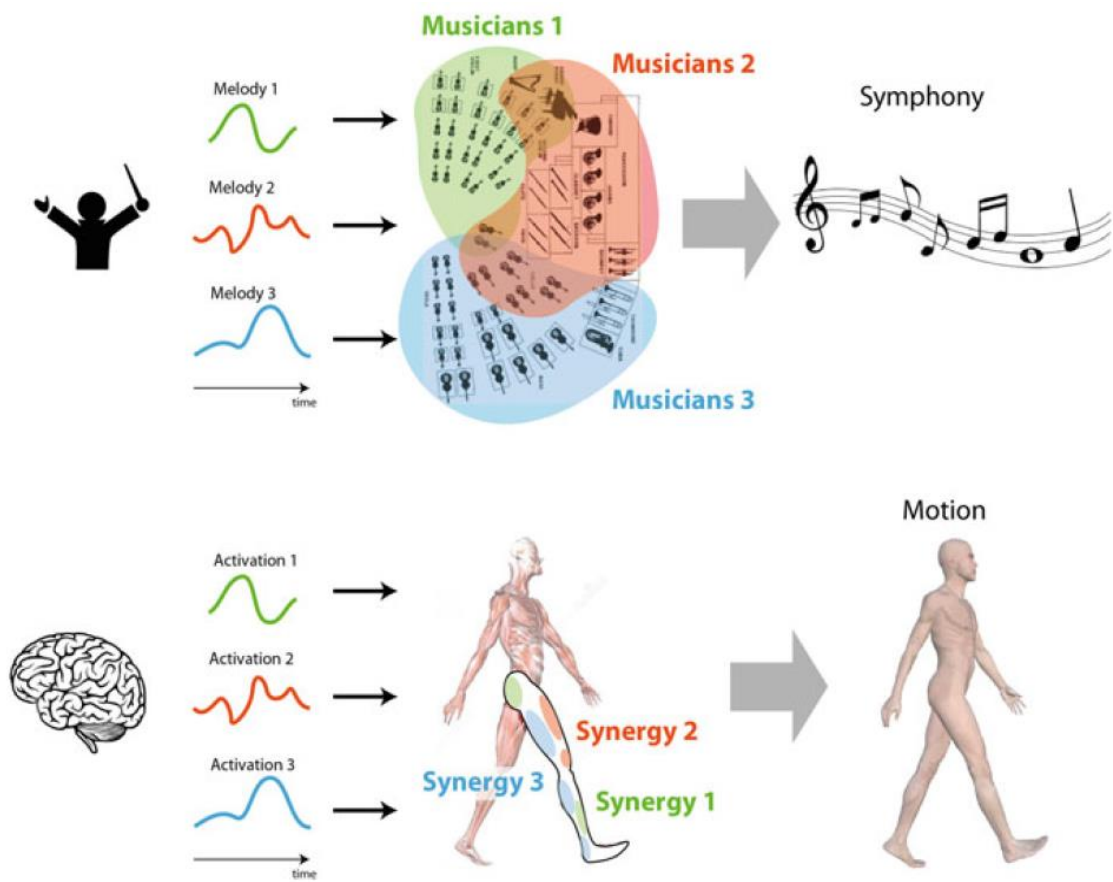


図 1： 筋シナジーの概念(文献 1 より引用)

II. 筋シナジーに関する先行研究

i. Bernstein 問題

ヒトの運動は一見単純な運動においても目的変数に対して従属変数が多く、身体の自由度は筋のレベルで約 10^3 であるとされ、冗長性の高いものである[2]。例えば目の前の物体を掴むというリーチングタスクにおいて、中枢神経系は無数に存在する軌道の中から1つを選択しなければならない。次に軌道が決まると、その軌道を通るための最適な関節角度を、無数に存在する関節角度の中から1つに決定する必要がある、さらにその関節角度をどのような筋張力を発揮することで生成するかを無数にある選択肢の中から1つを選択する必要がある(図 2)。このようにヒトの運動は自由度が高いという特徴を Bernstein が指摘したことから、身体の冗長性の問題は“Bernstein 問題”と呼ばれている[3]。そして Bernstein はこの問題を解決する手法として、中枢神経系は運動を機能的に分類(モジュール化)し複数の筋を同時に制御していると提唱した。



図 2: ヒトのリーチングタスクにおける自由度

ii. ヒトの運動におけるモジュール

モジュールとは元々は工学分野で用いられる用語であり、ある特定の機能を持つ部品の纏まりを示す。自動車は非常に多くの部品から構成されるが、いくつかの部品を纏めることで空調用モジュールやハンドルモジュールといったモジュールを構成し、複数のモジュールを組み合わせることで自動車として構成される。例えば、自動車の進行方向はタイヤの向きによって決定されるが、運転手が4つのタイヤの向きを同時に制御することは非常

に困難である。しかし、実際はハンドルモジュール1つを制御することで車の進行方向を決定ができる(図3)。このように我々は個々の部品を制御するのではなく、モジュールを操作することで自動車を簡単に運転することができる。

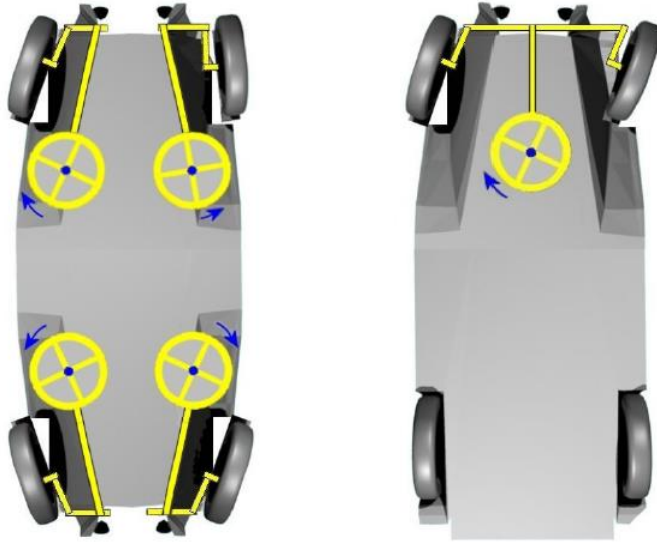


図3： 筋シナジーによる運動指令の低減

ヒトの運動においても、中枢神経系が個々の筋を制御するのではなく、複数の筋に対して同時に制御するモジュールが存在し、運動指令を低減化していると考えられている。そしてこのモジュールを構成している筋群の活動を纏めたものを筋シナジーと呼ぶ。

III. 筋シナジー解析

ヒトの随意運動は、運動の意思によって大脳で発生した運動指令が脊髄の α 運動ニューロンを介して各筋に伝達され筋収縮が発生することで実行される。この時発生する活動電位を測定する筋電図(electromyography: EMG)は、ローパスフィルタを通すことで α 運動ニューロンの発火頻度を反映するとされる[4,5]。筋シナジーが脊髄で構成されているとの報告もあることから EMG は筋シナジーを表出するものとされ[6-8]、主成分分析(principal component analysis: PCA)や非負値行列因数分解(non-negative matrix factorization: NMF)といった数理学的手法を用いることで筋シナジーを調査することが可能である。そこで本論では NMF を用いて筋シナジーを抽出する。

Lacquaniti et al. [9]は筋シナジー解析を図 4 の様にイメージ化した。モジュールは複数の筋の協調性(筋シナジー)を示す「muscle weighting」と muscle weighting の活動のタイミングを決定する「activation coefficient」の 2 つから構成される[6,10-12]。これらは EMG から NMF を用いてこれらの 2 つの成分に分けていることから、muscle weighting と activation coefficient を掛け合わせることで元の EMG 波形が再現される(図 8)。

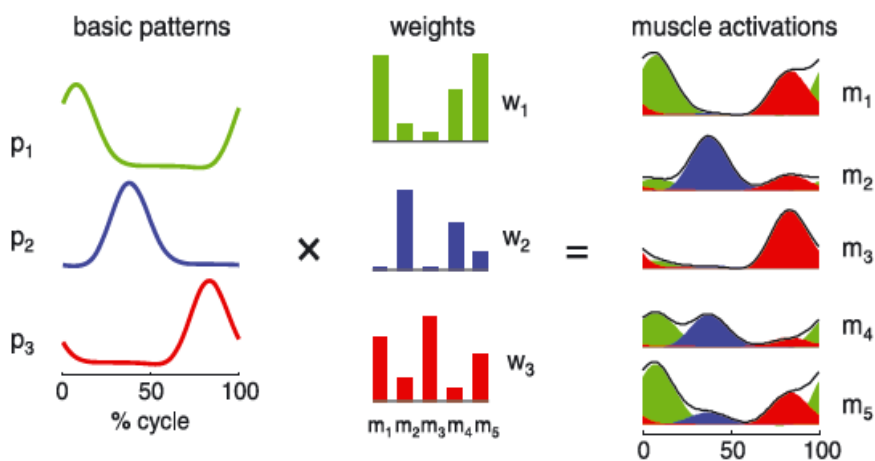


図 4： 筋シナジーの抽出(文献 9 より引用)

測定した EMG にフィルタをかけることでモーションアーチファクトを除去し、最大随意収縮(maximum voluntary contraction: MVC)時の筋活動の二乗平均平方根

(root-mean-square: RMS)で正規化を行う。次に EMG と同期したビデオデータや動作解析データなどから運動の 1 周期分の時間を抽出し、同時間帯の筋電波形を取り出し、時間の正規化を行う。その後、EMG 波形を全波整流し負値をなくした上で、Lee and Seung [13] が提唱した NMF を用いることで複数の筋シナジーが抽出される。なお、NMF は以下の数式で表される。

$$E = WC + e$$

$$\min_{\substack{W>0 \\ C>0}} \|E - WC\|_{FRO}$$

この時 E は全波整流を行った筋電波形を示す p (測定した筋の数) $\times n$ (時間データの数)の行列である。 W は $p \times s$ (筋シナジーの数)の行列で筋シナジーである muscle weighting を示す。 C は $s \times n$ の行列で muscle weighting の時間要素(activation coefficient)を示す。 e は $E - WC$ が最小となる残差で、 $p \times n$ の行列である。

そして NMF が冗長性を解決する手段であることから、 n 筋の EMG データを用いて NMF を行うと、最大で「 $n-1$ 」個の筋シナジーが抽出される。筋シナジーである muscle weighting と筋シナジーの時間要素である activation coefficient は EMG データを分解することで得られることから、これらを掛け合わせることで元の EMG 波形を再現でき、筋シナジーの数が多いほどその再現性は高くなる。しかし筋シナジー数が多いということは運動指令の低減化ができていないことを意味し、Bernstein 問題を解決する手法として望ましくない。そこで再現度(Variance Accounted For: VAF)が 90%を越えた最小の s を筋シナジーの数とする手法がとられている[14-16]。なお、VAF は以下の数式によって算出される。

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

この時 i は筋の数 p を、 j は時間データ数 n を示し、それぞれ $1 < i < p$ 、 $1 < j < n$ となる。

NMF によって抽出された筋シナジーは複数存在するが、それが群間あるいは介入前後で同一であるかどうかを判断する必要がある。Cheung et al. [17]は脳卒中患者と健常者のリ

一チングタスクにおける筋シナジーを比較するため、以下の数式によって算出される scalar product (SP)を用いた。

$$SP = \frac{\overrightarrow{W_A} \times \overrightarrow{W_B}}{|\overrightarrow{W_A}| |\overrightarrow{W_B}|} (0 \leq SP \leq 1)$$

これは muscle weighting (\overrightarrow{W})の一致度を判断するものであり、 $SP > 0.75$ となった場合にそれぞれの筋シナジーは一致すると定義した。

IV. 筋シナジー解析の妥当性

筋シナジーは EMG から数理学的手法である NMF を用いて抽出されることから、NMF のアルゴリズムに付随する人為的結果(artifact)である可能性がある。そこで Tresch et al. [18]は同一のデータに対して様々なアルゴリズムを用いて筋シナジーを抽出した。その結果、図 5 に示す通りどのアルゴリズムを用いても同様の筋シナジーが抽出され、NMF のアルゴリズムによる解析が artifact ではないことを示した。

また、Takei et al. [19]は霊長類の中樞神経系は筋シナジーの原理に基づいて運動を制御しているという仮説の基、サルを対象に把持運動時の脊髄神経活動と手指の 12 筋の筋シナジーを調査し、その結果両者が密接に関連していることを報告した。これは理論上存在するとされた筋シナジーが脳神経によって制御されていること、そして脊髄神経において筋シナジーが表現されていることを示す重要な知見であり、筋シナジーによる解析手法は妥当であることが証明された。

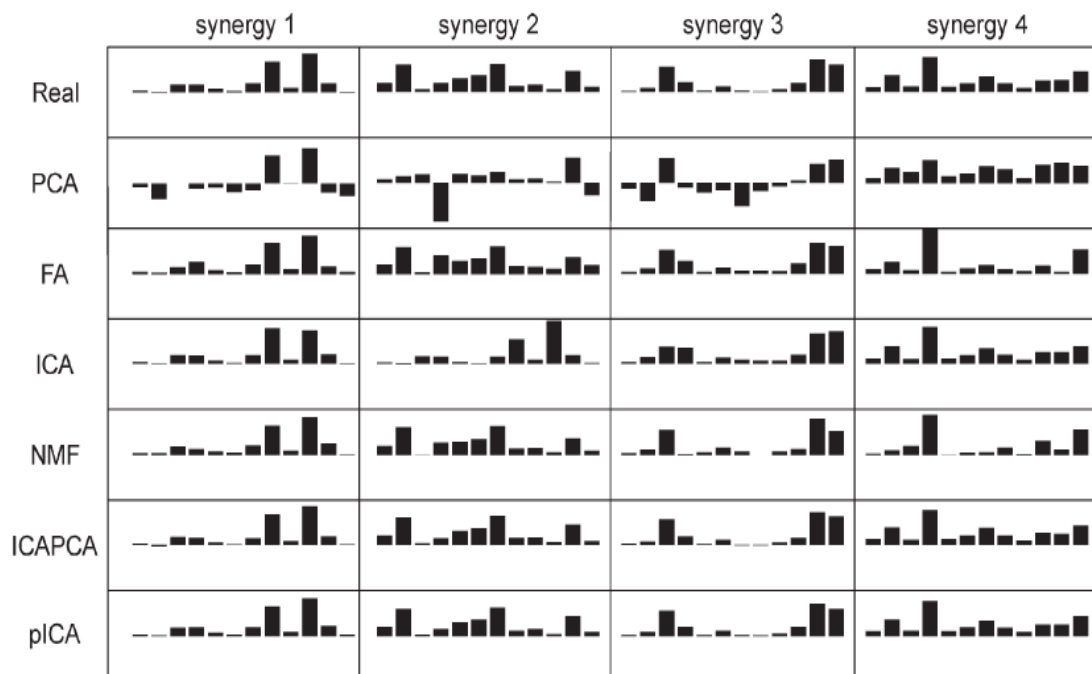


図 5 : 様々な筋シナジー解析の結果(文献 18 より引用)

Real: generate data set, PCA: principal component analysis, FA: factor analysis, ICA: independent component analysis, NMF: nonnegative matrix factorization, ICAPCA: ICA applied to the subspace defined by PCA, pICA: probabilistic ICA with nonnegativity constraints

V. 研究課題

筋シナジー解析を用いた研究として、脳卒中によって生じた片麻痺患者のリーチングタスクは患側と健側で異なる筋シナジーが動員されることが報告されている。片麻痺は筋活動が生じなくなった極端な例であるが、慢性的なスポーツ障害が生じる際にも筋の活動不全が生じると考えられ、スポーツ障害の発生と筋シナジーの間に関連があることが想定される。そこで、スポーツ障害と筋シナジーの関連について、以下の課題を設けた。

研究課題 1：ランニング介入前後における筋活動解析

研究課題 2：疲労介入前後の側方切り返し動作時の筋活動解析

また、スポーツ動作時の筋活動から筋シナジー解析を行った研究も僅かながら存在し、競技レベルの異なる 2 群のスポーツ動作時の筋シナジーが異なることが報告されており [20]、上級者の筋シナジーを明らかにすることは競技力向上の一助になると考えられる。そこで競技力と筋シナジーの関連について、以下の課題を設けた。

研究課題 3：弓道競技者の競技レベルと筋活動様式

研究課題 4：バドミントン競技者の競技レベルと筋活動様式

第 2 章 研究課題 1:ランニング介入前後における筋活動解析

(掲載論文: 松永直人, 阿久澤弘, 今井厚, 金岡恒治. 走動作による疲労が筋活動様式に及ぼす影響. 日本臨床スポーツ医学会誌. 第 25 巻, 第 2 号, 196-202, 2017.)

(掲載論文: Naoto Matsunaga, Atsushi Imai, Koji Kaneoka. Comparison of muscle synergy before and after 10 minutes of running. Journal of Physical Therapy Science 29(7), 1242-1246, 2017.)

I. 緒言

スポーツ活動における反復練習はスポーツ動作を洗練しパフォーマンスを向上させるために必要なものであるが、反復練習や繰り返しの動作によってスポーツ障害が誘発される場合もある。例えば、ランニング障害の多くはオーバーユースによって発生するとされ[21-26]、代表的なランニング障害である腸脛靭帯炎の発症は週当たりの走行距離が関連する[22,23,27]。ランニングの着地時に下肢には体重の 4-5 倍の地面反力がかかり[28,29]、走行距離が延びるとこの負荷が繰り返し身体にかかるため、筋や靭帯にかかる負荷の総量が過剰となり障害が発生すると考えられる。また腸脛靭帯炎は中殿筋(Gmed)の機能不全がリスクファクターの 1 つであると報告されている[30-32]。ランニング中に Gmed は大腿筋膜張筋(TFL)とともにランニング中の立脚期に股関節の内転を制御し骨盤を安定させる役割を担っていることから、Gmed の機能が低下することによって代償的に TFL の活動が高まることが予測される。

この Gmed の機能の低下には、着地前の筋の事前活動である pre-activation と関連している可能性がある。ドロップジャンプやランディング動作などの着地時に股関節や膝関節周囲筋は着地前に予め活動(pre-active)することで地面反力に抗して関節を安定させ、身体の支持機能を得ている[33-39]。Pre-activation の活動量は着地時にかかる地面反力に抗する関節の安定性と正の相関があり、pre-activation の活動量の不足や活動タイミングの遅延は荷重時に関節の安定性を確保できず十分な身体支持機能を得られないため、障害のリスクとなる[36,40]。さらに、疲労によって筋の活動タイミングが遅延することが報告され

ていることから[41]、ランニングの継続が pre-activation の活動量や活動タイミングを変化させる可能性がある。

ランニング中の筋活動から筋シナジー解析が行われ、ランニングが 4 から 5 つの筋シナジーから構成される[42,43]。Oliveira et al. [44]は、シナジー1 が荷重応答、シナジー2 が立脚期後期の蹴り出し、シナジー3 が体幹筋群による立脚期から遊脚期への移行時の安定性確保、シナジー4 が下肢の前方スイング、シナジー5 が着地時の衝撃に対する体幹・股関節の安定性確保の準備機能と、各シナジーの機能を報告している(図 6)。一方で、ランニングによる下肢の筋疲労は下肢筋活動様式を変化させることも報告されており[45]、筋シナジー解析は筋活動データを用いることから、ランニング継続による筋活動様式の変化が筋シナジーにも影響することが推測される。

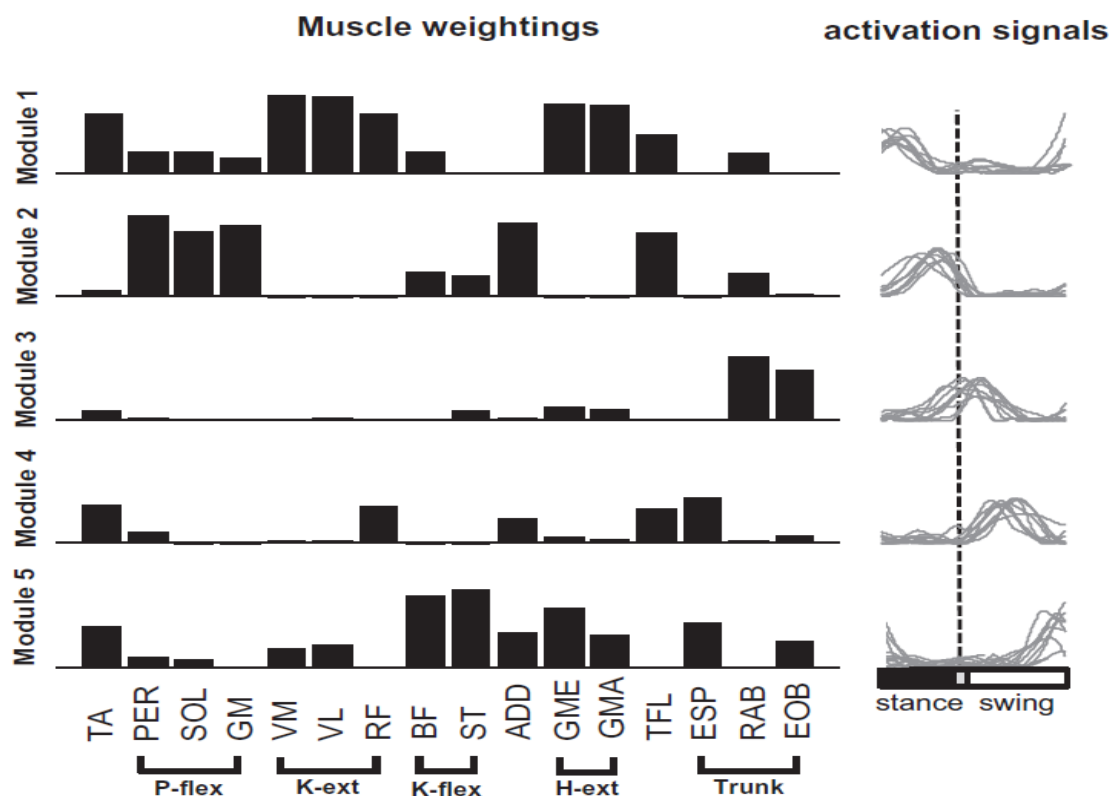


図 6：ランニング中の筋シナジー(文献 44 より引用)

TA: 前脛骨筋 PER: 長腓骨筋 SOL: ヒラメ筋 GM: 腓腹筋内側頭
 VM: 内側広筋 VL: 外側広筋 RF: 大腿直筋 BF: 大腿二頭筋 ST: 半腱様筋
 ADD: 内転筋 GME: 中殿筋 GMA: 大殿筋 TFL: 大腿筋膜張筋
 ESP: 脊柱起立筋 RAB: 腹直筋 EOB: 外腹斜筋

これらの報告から、腸脛靭帯炎の発症にはランニングを継続することによる Gmed の機能低下や pre-activation の活動量の低下あるいは活動の遅延、それに伴う TFL の代償的な活動が生じ、さらには筋シナジーの変化が影響している可能性がある。そこで研究課題 1 ではランニングの継続が筋活動量及び筋シナジーに及ぼす影響を調査することを目的とした。

II. 方法

対象は週に 2 から 3 回の運動習慣がある健常若年男性 8 名(平均年齢 22 ± 3 歳、平均身長 174.1 ± 6.5 cm、平均体重 65.3 ± 6.3 kg)とした。四肢及び腰背部障害や神経障害、手術歴のある者は除外した。なお、早稲田大学ヒトを対象とする倫理審査委員会の承認(承認番号:2013-033)を受けて実施した。

実験開始前に 10 分間の時間を設け、被験者は各自でウォーミングアップを行った。その後、電極及び筋電計を貼付し、最大随意収縮(maximum voluntary contraction: MVC)時の筋電位の測定を行った。実験の試技はトレッドミル(R-16S, Alpen 社製, 日本)を使用した 2.8 m/s でのランニングとし、60 秒間の試技をランニング介入前後で行い筋活動を測定した。ランニング介入は 10 分間とし、カルボーネン法を用いて最大心拍数の 70%の強度でのランニングを行った。なお心拍数の計測は FT2(Polar Co. Japan)を用いて、以下の数式によって強度を調整した。

$$\text{目標心拍数} = 0.7 \times (220 - \text{被験者の年齢} - \text{安静時心拍数}) + \text{安静時心拍数}$$

また、介入前後に主観的疲労度の指標である Borg scale を調査した。

筋活動はワイヤレス筋電計(BioLog DL-5000, S&ME 社製, 日本)を用いて、1000 Hz で測定した。事前処理として皮膚研磨材(YZ-0019, 日本光電社製, 日本)とアルコールによって皮膚の電気抵抗を 2000Ω 以下にし、Ag/AgCl 電極(BlueSensor N-00-S, METS 社製, 日本)を電極間距離 2cm で貼付した。全被験者の利き足が右側だったため、被験筋は全て右側とし、腹直筋(RA)、外腹斜筋(EO)、内腹斜筋/腹横筋(IO/TrA)、脊柱起立筋(ES)、大腿直筋(RF)、外側広筋(VL)、内側広筋(VM)、大殿筋(Gmax)、Gmed、大腿二頭筋長頭(BFL)、大腿二頭筋短頭(BFS)、TFL、内転筋(ADD)、前脛骨筋(TA)、腓腹筋(GC)の計 15 筋とした。RA は臍から 3cm 外側部に、EO は第 12 肋骨の肋間縁と腸骨稜上縁の midpoint に、水平線に対して 45° の角度で電極を貼付した。IO/TrA は上前腸骨棘から 2cm 内側下方に、ES は第 4 腰椎棘突起から 3cm 外側に電極を貼付した。RF は上前腸骨棘と膝蓋骨上縁の midpoint にあたる筋腹に、VL は膝蓋骨上縁から 4 横指外側上方に、VM は膝蓋骨上縁から 3 横指内側上方

に電極を貼付した。Gmax は仙骨と大転子の midpoint に、Gmed は腸骨稜上縁から 3 横指下方とした。BFL は坐骨結節と大腿骨外側上顆の midpoint に、BFS は腓骨頭から 4 横指近位部で BFL 腱の内側に、TFL は大転子より 2 横指前方に、TA は脛骨粗面から 4 横指遠位部で脛骨稜より 1 横指外側に、GC は膝窩皮線から 5 横指遠位部で外側頭に電極を貼付した(図 7)。

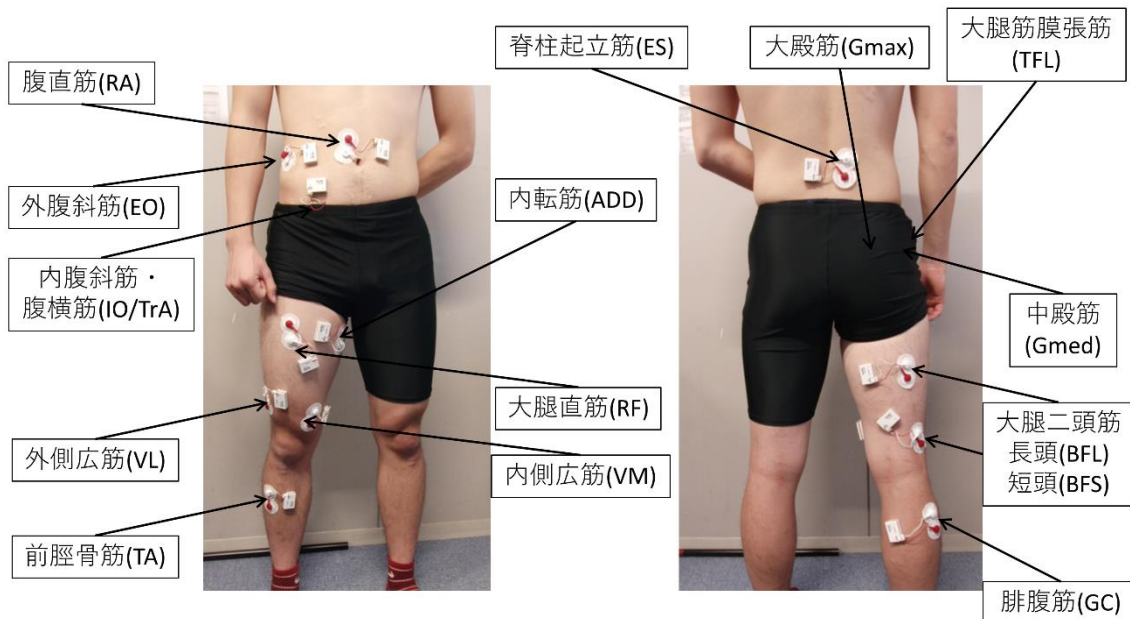


図 7： 電極貼付位置

解析時に EMG の正規化を行うため、実験を行う前に徒手抵抗による 3 秒間の MVC 時の筋電位を測定した。RA の MVC 筋電位の測定は足部を固定し膝屈曲位でのシットアップとした。右の EO 及び左の IO/TrA の MVC 筋電位の測定は RA の MVC 測定の位置から左方向へ回旋し、右回旋方向への抵抗を加えることで測定した。左の EO 及び右の IO/TrA の MVC 時の筋電位測定はその逆方向とした。ES の MVC 筋電位の測定は腹臥位にて足部を固定し、体幹伸展運動にて測定した。RF、VL 及び VM の MVC 筋電位の測定は椅子に座し膝 90° 屈曲位からの伸展運動で、膝屈曲方向に下腿に抵抗をかけた。Gmax の MVC 筋電位の測定は腹臥位膝 90° 屈曲位にて股関節を伸展させ、股関節屈曲方向に大腿部に抵抗をかけた。Gmed の MVC 筋電位の測定は右側が上方になる側臥位かつ股関節伸展位にて、股関節を外転させた。徒手抵抗は大腿に股関節内転方向にかけた。BFL 及び BFS の

MVC 筋電位の測定は腹臥位膝 45° 屈曲位から膝を屈曲させ、膝伸展方向に下腿に抵抗をかけた。TFL の MVC 筋電位の測定は右が上方の側臥位股関節軽度屈曲位にて、股関節外転運動を行わせ、徒手抵抗を大腿部に股関節内転方向にかけた。ADD の MVC 筋電位の測定は右が下方になる側臥位かつ股関節伸展位で股関節を内転させ、股関節外転方向に大腿に抵抗をかけた。TA の MVC 筋電位の測定は椅子に座し足関節背屈を行い、足関節底屈方向に抵抗をかけた。GC の MVC 筋電位の測定は腹臥位膝 90° 屈曲位にて足関節底屈運動を行わせ、足部背屈方向への抵抗をかけて測定した。

ランニング 1 周期を割り出すために、筋電計と同期した三次元動作解析カメラ(OQUS, QUALYSIS 社製, スウェーデン)6 台を用いて試技を 200Hz で撮像した。反射マーカー(QPM190, QUALYSIS 社製, スウェーデン)は両側のシューズ上の爪先と踵部、及びトレッドミル上に 4 つ貼付した。

筋活動量解析では Montgomery et al.[46]の報告を基にシューズのマーカーを利用して、ランニング周期を右足接地から右足離地までの立脚期、右足離地から左足接地までの遊脚前期、左足接地から左足離地までの遊脚中期、左足離地から再度右足が接地するまでの遊脚後期の 4 期に分割した(図 8)。

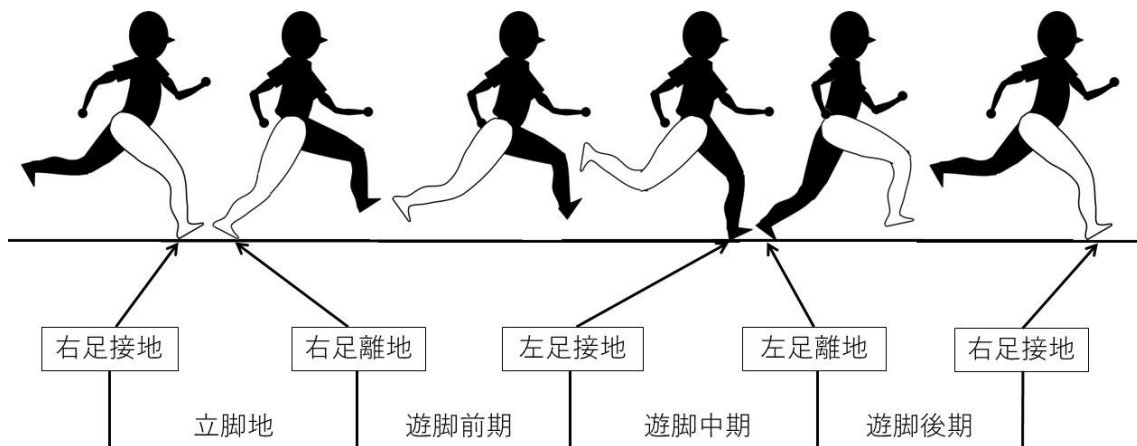


図 8： ランニング動作の期分け

筋活動量解析には BIMUTAS-Video(Kissei Comtec 社製, 日本)を使用し、筋活動の生波形に対し 20-450Hz のバンドパスフィルタを用いてモーションアーチファクトを除去した

後、MVC 時の二乗平均平方根(root-mean-square: RMS)を用いて正規化を行った。その後各期の筋活動量を算出した。

筋シナジー解析では、三次元動作解析カメラのデータから右足の着地を基準にランニング 1 周期の時間を割り出し、その時期に相当する MVC で正規化した筋電波形を BIMUTAS-Video から抽出した。その後時間正規化を行うため MATLAB R2016(MathWorks 社製, USA)を使用し、ランニング 1 周期の EMG の時間軸を 200 のデータ数に揃えた後、Lee and Seung[13]に則り NMF を実施した。

$$E = WC + e$$

$$\min_{\substack{W>0 \\ C>0}} \|E - WC\|_{FRO}$$

なお本章では被験筋が 15 筋で時間軸が 200 であるため、E と e は 15×200 の、W は 15×s(筋シナジーの数)の、C は s×200 の行列である。その後 s を決定するため、先行研究[14-16]に則り Variance Accounted For (VAF)を算出した。

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

この時 i 及び j はそれぞれ $1 < i < 15$ 、 $1 < j < 200$ となる。

筋シナジー数 s が決定した後、ランニング介入前後の筋シナジーを比較するため、Cheung et al. [17]に則り scalar product (SP)を算出し、 $SP > 0.75$ の場合に群間の筋シナジーが同一であるとした。

$$SP = \frac{\overrightarrow{W}_{介入前} \times \overrightarrow{W}_{介入後}}{|\overrightarrow{W}_{介入前}| |\overrightarrow{W}_{介入後}|} \quad (0 \leq SP \leq 1)$$

統計処理には SPSS Statistics 21.0(IBM 社製, 日本)を用いた。着地前に筋の pre-activation がみられるかを確認するため、介入前の遊脚前期、遊脚中期、遊脚後期の筋活動量を一元配置分散分析を行い、事後検定に Bonfferroni 法を用いて比較した。また、介入前後の心拍数、Borg scale、各期の筋活動量は対応のある t 検定を用いて比較した。

なお、有意水準は全て 5%とした。

Ⅲ. 結果

ランニング介入の平均走行速度は時速 $12.1 \pm 0.6 \text{ km}$ で、走行距離は平均 $2.1 \pm 0.2 \text{ km}$ であった。平均心拍数と Borg scale の平均値は、介入前に比較して介入後において有意に上昇した(表 1)。

表 1: 介入前後の心拍数と Borg scale

	介入前	介入後	p
心拍数(拍/分)	62.1 ± 6.5	161.1 ± 9.0	<0.001
Borg scale	10.8 ± 0.5	13.5 ± 1.2	<0.001

まずランニング介入前の遊脚前期、遊脚中期、遊脚後期の筋活動量を比較したところ、RA、EO、ESは遊脚中期に遊脚前期及び遊脚後期より高い筋活動量を示したが、3期の活動量に有意な差はなかった(図9)。下肢筋は遊脚後期に遊脚前期及び遊脚中期より高い活動量を示し、その中でVLは遊脚後期($37.1 \pm 15.6\%MVC$ 、 $p < 0.001$)で遊脚前期($9.4 \pm 10.6\%MVC$ 、 $p = 0.018$)、遊脚中期($15.0 \pm 12.9\%MVC$ 、 $p = 0.008$)より有意に活動量が大きかった。GmaxとGmedは遊脚後期の筋活動量が遊脚前期及び遊脚中期より大きく、一元配置分散分析では筋活動量に差を認めしたが(Gmax : $p = 0.048$ 、Gmed : $p = 0.017$)、事後検定では各期の筋活動量に有意な差は認めなかった(図9)。

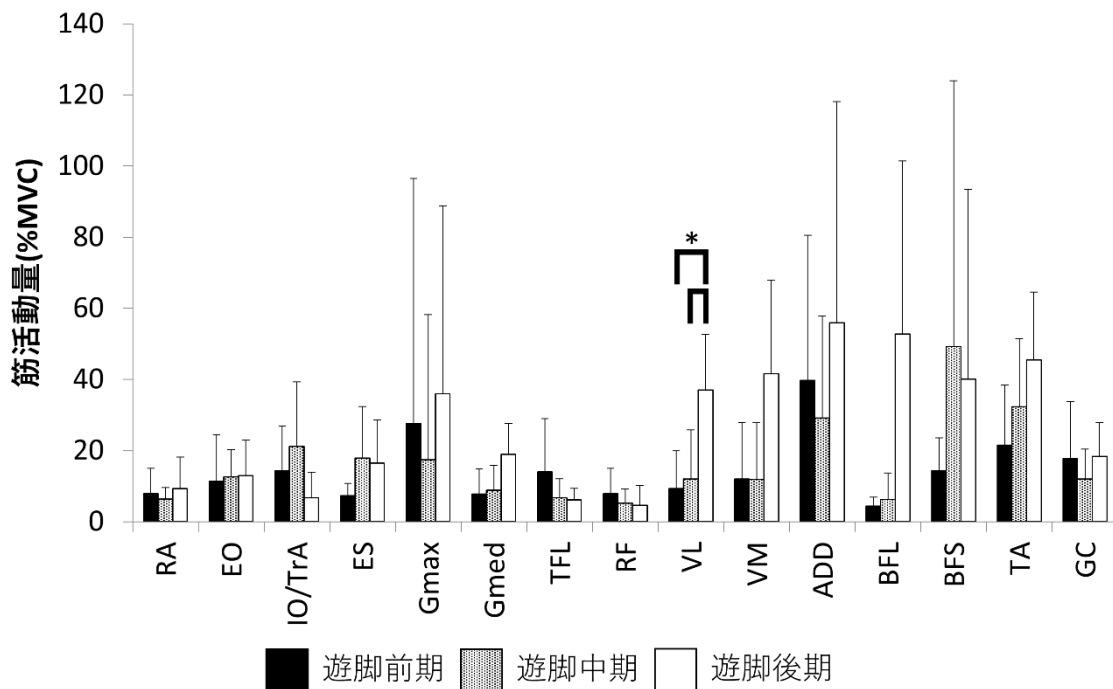


図9： 遊脚期の筋活動量の比較

次に介入前後の各期の筋活動量を比較したところ、立脚期と遊脚前期では全ての筋で活動量に差を認めなかった(図 10:立脚期、図 11:遊脚前期)が、遊脚中期では介入後の RF の筋活動量が介入前より有意に小さかった(介入前: 8.5 ± 5.9 %MVC、介入後: 6.1 ± 3.6 %MVC、 $p=0.040$ 、図 12)。介入後の遊脚後期では Gmed(介入前: 19.0 ± 8.5 %MVC、介入後: 9.8 ± 4.8 %MVC、 $p=0.027$)、VL(介入前: 37.1 ± 15.6 %MVC、介入後: 22.7 ± 16.2 %MVC、 $p=0.045$)、TA(介入前: 45.5 ± 19.1 %MVC、介入後: 29.3 ± 12.2 %MVC、 $p=0.006$)の活動量が有意に減少した。IO/TrA は全ての期で介入後の筋活動量が介入前より大きかったが、介入前後で活動量に有意な差を認めなかった(図 13)。

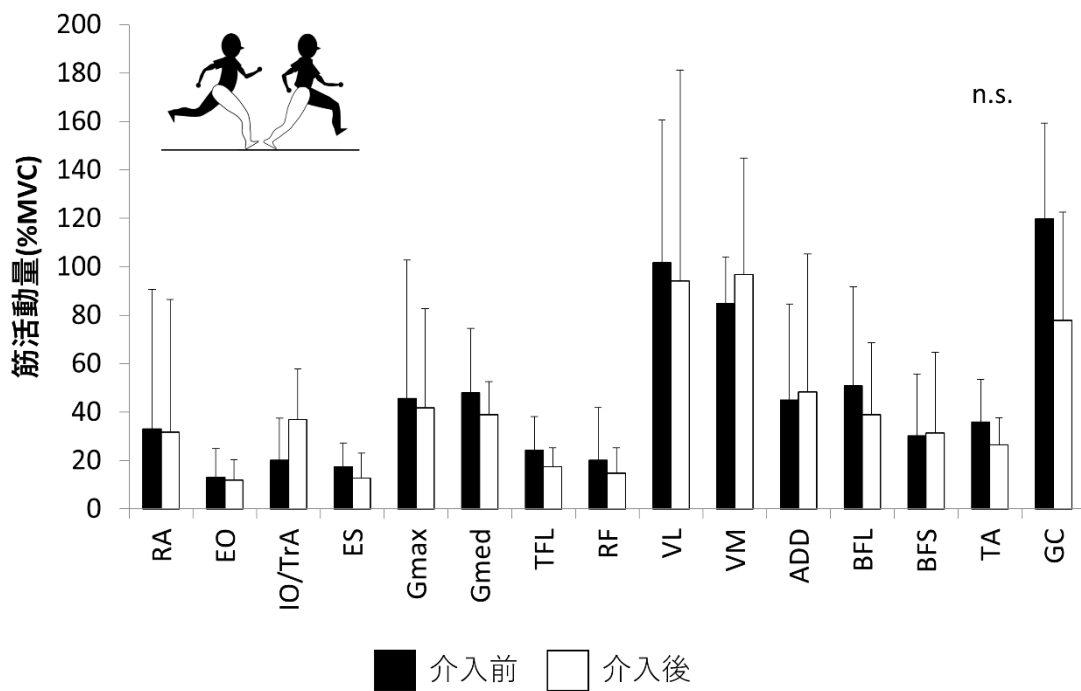


図 10： 疲労介入前後の立脚期の筋活動量の比較

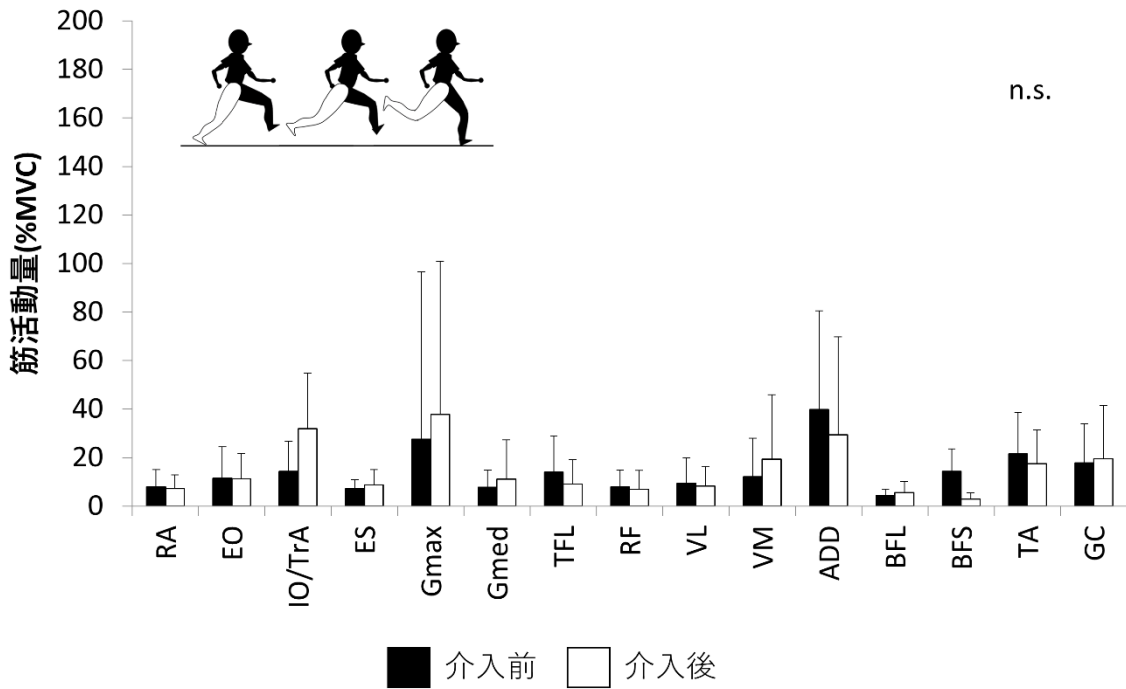


図 11： 疲労介入前後の遊脚前期の筋活動量の比較

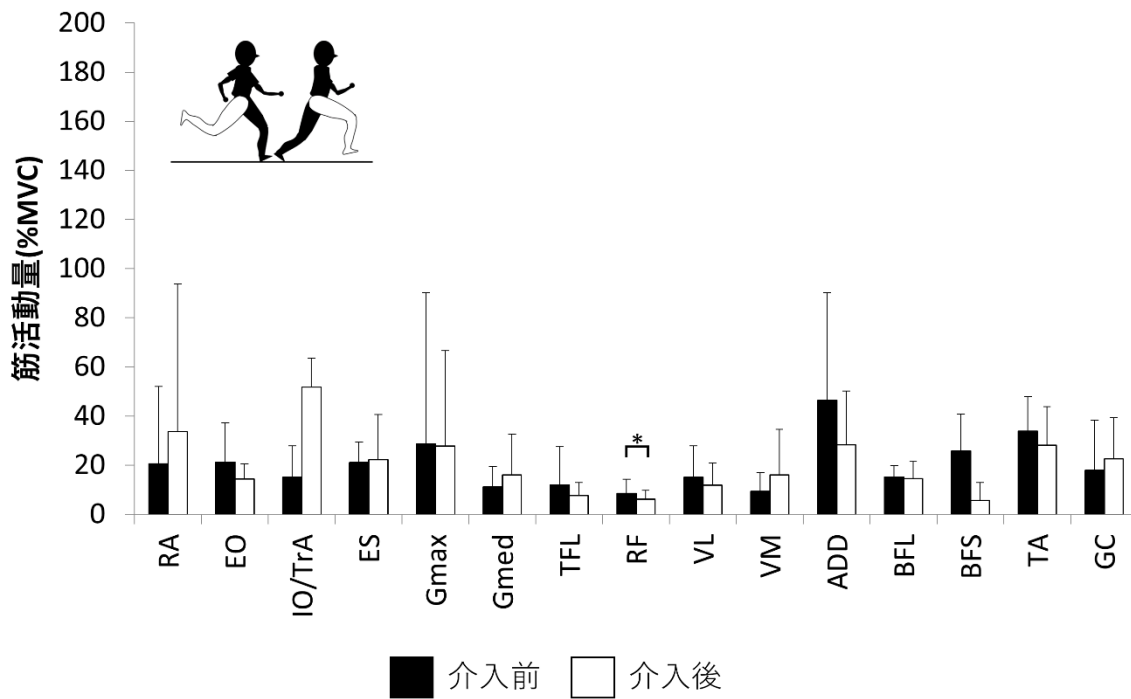


図 12： 疲労介入前後の遊脚中期の筋活動量の比較

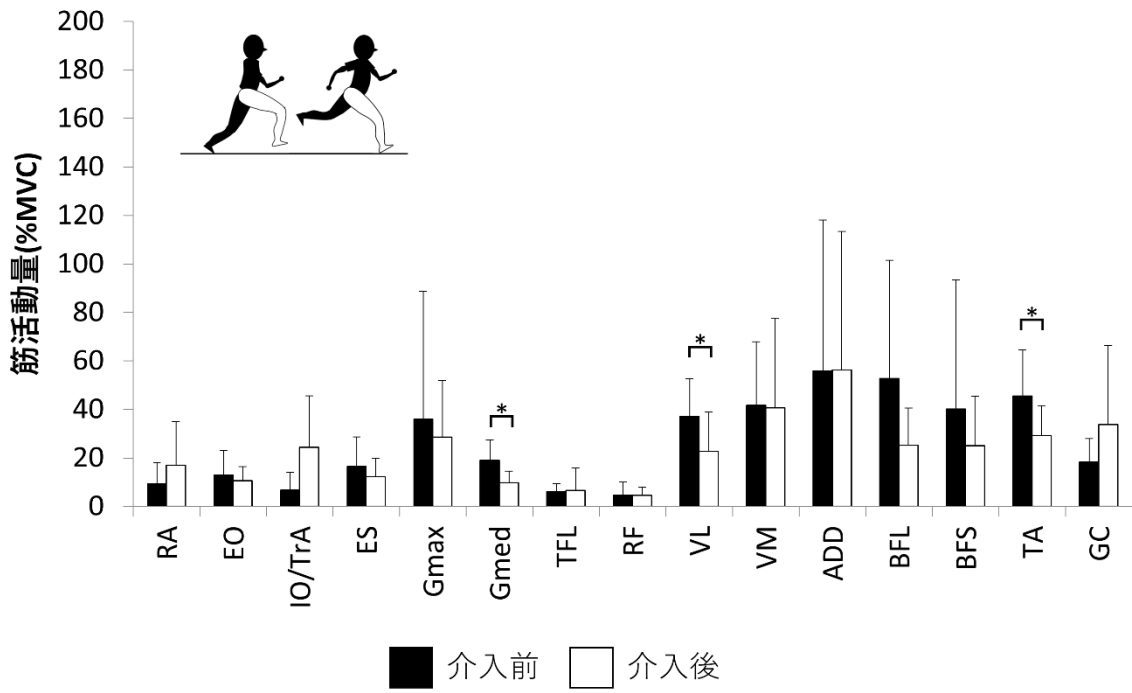


図 13： 疲労介入前後の遊脚後期の筋活動量の比較

図 14 にランニング介入前後の筋シナジー数に対する VAF の推移を示す。VAF が最初に 90%を越えたのは介入前後ともに筋シナジーが 4 つの時であったため、筋シナジーの数 s は 4 に決定した。

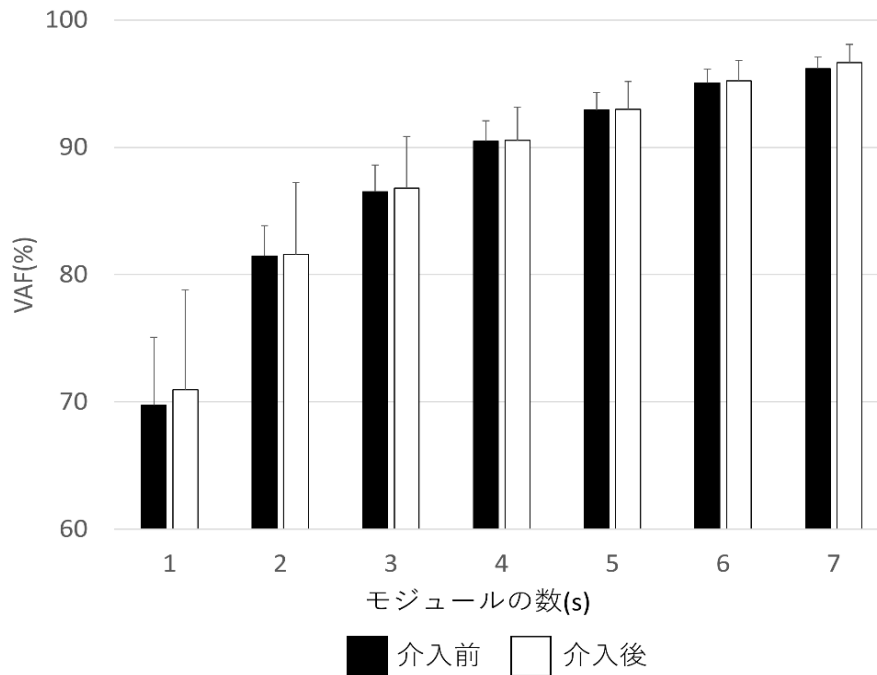


図 14：筋シナジーの数と VAF の推移

図 15 に抽出された 4 つの筋シナジーを示す。このうち筋シナジー 1、2、3 は筋シナジーの一致度を示す SP がそれぞれ 0.96、0.86、0.83 となり、介入前後で同一の筋シナジーであった。一方筋シナジー 4 は SP=0.45 となり、介入前後で異なる筋シナジーが抽出された。筋シナジー 1 は膝伸展筋群の活動が中心で、着地後の荷重応答期に活動が最も高まった。筋シナジー 2 は股関節伸展筋群と GC の活動が高く、右足で蹴り出した直後の両脚遊脚期に活動が高かった。筋シナジー 3 は体幹筋群と Gmax 及び TA の貢献度が高く、右足が着地する前に活動が高まった。筋シナジー 4 は介入前では立脚期に体幹筋群の活動が中心となって機能したが、介入後は ES や Gmax、BF、ADD といった骨盤周囲に位置する筋群からなる筋シナジーが抽出された。

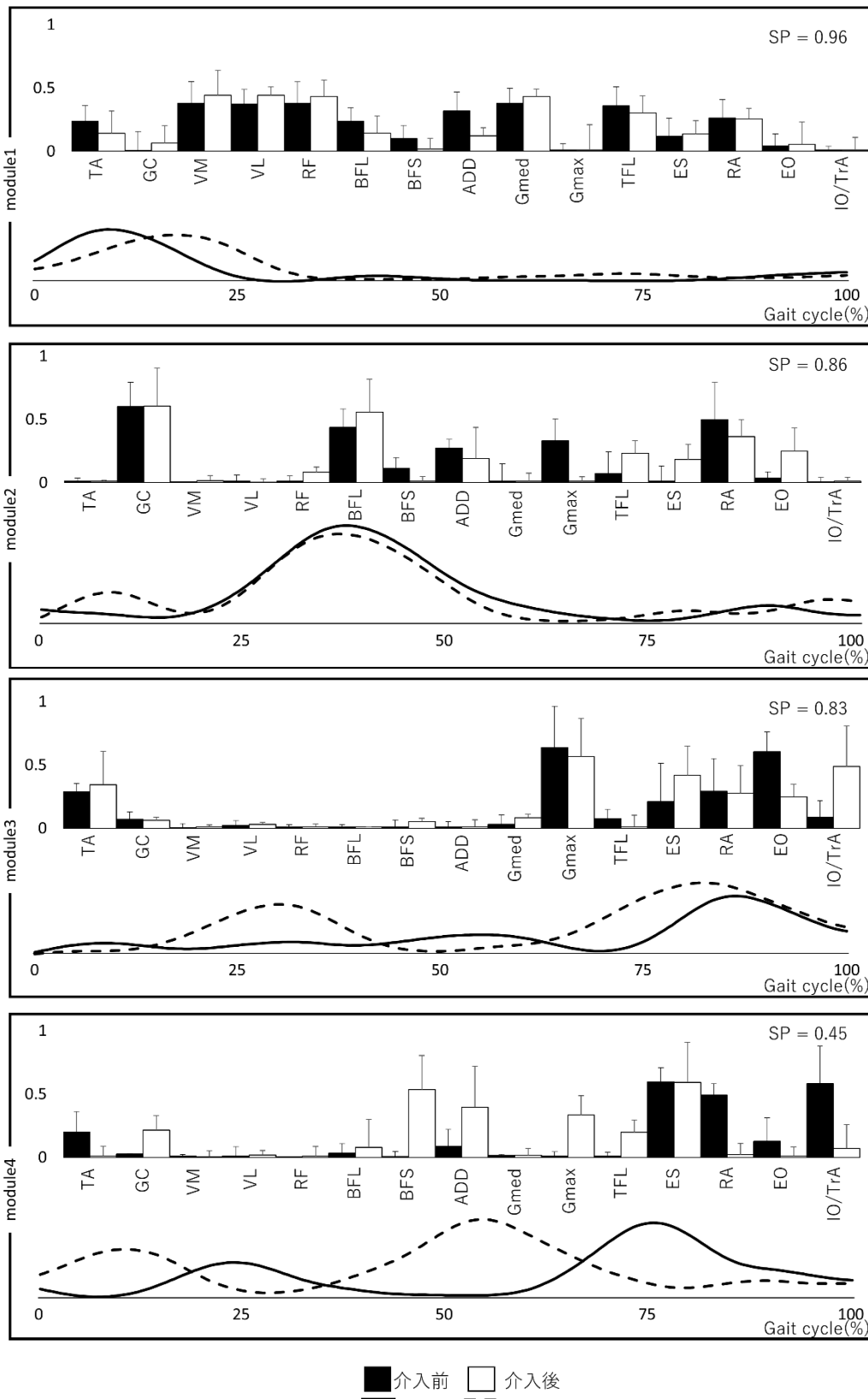


図 15： 疲労介入前後の筋シナジーの比較

IV. 考察

研究課題 1 ではランニング中の体幹下肢の筋活動を測定し、ランニング介入前の遊脚期 3 期の筋活動量の比較、介入前後の各期の筋活動量及び筋シナジーを比較した。

まず遊脚期 3 期の筋活動量の比較から、遊脚後期の VL の活動量が遊脚前期及び遊脚中期より大きく、また Gmax と Gmed においても同様の傾向を認めた。遊脚後期は着地の直前であることから、ドロップジャンプやランディングと同様に、荷重負荷を受ける前に股関節及び膝関節の安定性を高め身体の支持機能を得るための pre-activation であると考えられる[33-39]。また体幹筋群は反対側の立脚期に当たる遊脚中期で活動が高まった。ランニング中の体幹筋群は体幹部を固めることによって重心の前方移動の効率化と共に、腰椎骨盤帯の姿勢を制御する機能を持つことが報告されており[47]、本課題においても体幹筋群は先行研究と同様の機能を有したと推測される。

次にランニング介入前後の筋活動量を比較した結果、遊脚後期における Gmed、VL、TA の活動量が介入後に低下した。遊脚期の筋活動量の比較から Gmed 及び VL は pre-activation として関節の安定性確保に寄与していると考えられ、pre-activation の活動量と関節の安定性には正の相関があるとも報告されていることから[40]、介入後に股関節及び膝関節の安定性が十分に確保できていない可能性が示唆された。

さらに介入前後の筋シナジーを比較した結果、4 つの筋シナジーのうち 1 つが介入前後で異なるものであった。筋シナジー1 は着地後の荷重応答として、筋シナジー2 は蹴り出し、筋シナジー3 は着地前の準備として機能したと考えられる。これらの筋シナジーは Oliveira et al. [44]が報告したものと一致する。また、介入前の筋シナジー4 は体幹筋の貢献度が高く、Oliveira et al. [44]が報告した筋シナジー3 と似ていた。しかし介入後は介入前との SP が低く、異なる筋シナジーが抽出された。介入前の筋シナジーは立脚期に入る前に活動し、予め体幹を固め地面反力を推進力に変化させるために機能したと推測される[47-49]。一方介入後の筋シナジー4 は骨盤周囲の下肢筋群の貢献度が高く、着地後に活動が高まった。これは着地による地面反力に対して姿勢を保持する機能を有したと

考えられる。筋シナジー4による姿勢保持機能が体幹筋群から下肢筋群に移行したことから、下肢筋群への負荷が高まり疲労が蓄積しやすい状況となったと推測される。ランニング障害の多くが overuse 障害であることから[21-26]、この姿勢保持機能の変化は overuse 障害の要因になる可能性が示唆された。

ランニング障害の1つである腸脛靭帯炎は Gmed の機能低下による TFL の代償的な活動がリスクファクターとなって誘発されると考えられている[32]。筋活動量の比較では介入によって Gmed の活動量が低下するも、それを代償する TFL の活動量の増加は認めなかった。一方筋シナジー解析の結果、介入前後とも筋シナジー4に中殿筋の活動はみられなかったものの、介入前の筋シナジーにはみられなかった TFL の活動が介入後の筋シナジーには僅かに生じていた。本課題はランニング介入によって Gmed の活動が低下し、それに伴って TFL が代償的に活動すると仮説を立て行った。しかし、筋活動量解析においても筋シナジー解析においても仮説通りの結果は得られなかった。腸脛靭帯炎の発症は走行距離とも関連があるが[2,3,7]、本実験の介入は約 2km と短かったことが TFL の筋活動への影響を生じなかった要因であると考えられる。これは研究の限界でもあるが、介入中の発汗により表面電極の固定が維持できず、介入後の正確な測定が困難であったため、70%の強度での 10 分間の介入が限度であった。そのため、介入した走行量が腸脛靭帯炎を発症する要因となる筋活動変化が生じるほど十分でなかったと考えられる。しかし、そのような条件下にも関わらず筋活動量解析では介入後の遊脚後期に Gmed 及び VL の pre-activation の活動量が低下したこと[36,40]、また筋シナジー解析では介入後に下肢筋群の活動から構成される筋シナジーの活動が生じたことから、着地時及び着地後の下肢への負荷を増大させることが示唆されランニング障害の発生要因となる可能性を示したことは重要な知見であると考えられる。

第3章 研究課題 2: 疲労介入前後の繰り返し動作時の筋活動解析

I. 緒言

グロインペインはサイドステップ動作を繰り返すフットボール系の競技に多く発生し[50-53]、その多くは内転筋(ADD)に関連したもので内転筋近位部に発生する[54-57]。グロインペインは骨盤周囲の機動性、安定性、及び筋の協調性の低下などによる機能不全に陥った結果、鼠径部に疼痛が発生する症状と定義されている[54]。この中でグロインペイン既往者は内転筋の筋力低下や柔軟性の低下が認められているが[58-62]、筋の協調性については不明のままである。さらに、グロインペインは *overuse* 障害で[63,64]、サイドステップ動作の繰り返しによって疲労が蓄積した結果生じると考えられている[65,66]。そこで本課題では、サイドステップ動作による疲労が骨盤周囲筋群の筋協調性に及ぼす影響を明らかにすることを目的とした。

II. 方法

対象は週に 2 から 3 回の運動習慣がある 9 名の若年健常男性(平均年齢 20 ± 2 歳、平均身長 174.4 ± 6.2 cm、平均体重 67.3 ± 5.7 kg)とした。なお、早稲田大学ヒトを対象とする倫理審査委員会の承認(承認番号:2010-270)を受けて実施した。

実験開始前に最大随意収縮(maximum voluntary contraction: MVC)時の筋電位を測定した。実験の試技は被験者の身長 1.1 倍の距離での反復横跳び 5 往復とし、疲労介入前後に最大努力化で試技を行わせた。疲労介入は被験者の身長と同じ距離でのラテラルジャンプを 60 Hz のメトロノーム(DB-60, BOSS 社製, 日本)のリズムに合わせて行った。2 回連続してリズムに合わせて跳べなかった場合及び連続して規定の距離を跳べなかった場合に疲労介入を終了した。

筋活動はワイヤレス筋電計(EMG-025, 原田電子工業社製, 日本)を用いて、 1000 Hz で測定した。事前処理後、Ag/AgCl 電極(Vitrode F-150S, 日本光電社製, 日本)を右側腹直筋(RA)、外腹斜筋(EO)、内腹斜筋/腹横筋(IO/TrA)、脊柱起立筋(ES)、大腿直筋(RF)、半腱様筋(SM)、中殿筋(Gmed)、ADD に貼付した。電極貼付位置は第 2 章と同様で、SM については坐骨結節と大腿骨内側上顆の midpoint に貼付した。筋電図(electromyography: EMG)の正規化を行うため、第 1 章と同様の手法の徒手抵抗にて、SM の MVC の筋電位測定は第 2 章の大腿二頭筋長頭(BFL)及び短頭(BFS)と同様の手法で 3 秒間の MVC 時の筋電位を測定した。

筋電計と同期した三次元動作解析カメラ(OQUS, QUALYSIS 社製, スウェーデン)3 台を用いて試技を 200 Hz で撮像し、両側のシューズ上の爪先と踵及び床面 2 つ貼付した反射マーカ(QPM190, QUALYSIS 社製, スウェーデン)を用いて、側方繰り返し動作の開始と終了のタイミングを明らかにした。

三次元動作解析カメラで撮像したデータを基に、反復横跳び時の右方向から左方向への繰り返し動作を解析対象とした。シューズと床のマーカから解析区間は右足の接地 200 ms 前から右足離地 200 ms 後までとした。さらに筋活動量解析を行うために右足接地

200ms 前から右足接地までを接地前遊脚期、右足接地から右足離地までを立脚期、右足離地から 200ms を離地後遊脚期とした(図 16)。その後 MATLAB R2016(MathWorks 社製, USA)を用いて筋シナジー解析のために EMG の時間軸を正規化し、200 のデータ数にした。

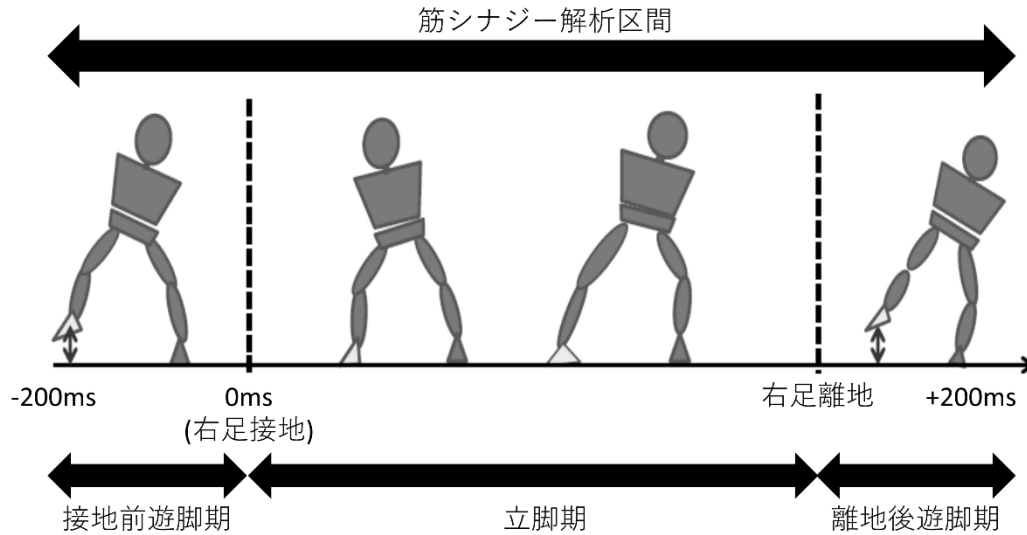


図 16： 解析区間の期分け

筋活動量解析及び筋シナジー解析は第 2 章で示したものと同様の手法を用いた[13-16]。

$$E = WC + e$$

$$\min_{\substack{W>0 \\ C>0}} \|E - WC\|_{FRO}$$

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

なお本章では被験筋が 8 筋で時間軸が 200 であるため、E と e は 8×200 の、W は 8×s(筋シナジーの数)の、C は s×200 の行列である。また i 及び j はそれぞれ 1<i<8、1<j<200 となる。

筋シナジーの数 s が決定した後、疲労介入前後の筋シナジーを比較するため、Cheung et al. [17]に則り scalar product (SP)を算出し、SP>0.75 の場合に群間の筋シナジーが同一であるとした。

$$SP = \frac{\overrightarrow{W}_{\text{介入前}} \times \overrightarrow{W}_{\text{介入後}}}{|\overrightarrow{W}_{\text{介入前}}| |\overrightarrow{W}_{\text{介入後}}|} \quad (0 \leq SP \leq 1)$$

統計処理は SPSS Statistics 21.0(IBM 社製, 日本)を用いて、疲労介入前後の各期の筋活動量の比較に対応のある t 検定を行った。有意確率は 5%とした。

III. 結果

図 17-19 に疲労介入前後の各期の筋活動量を示す。接地前遊脚期では EO と ADD の活動量が介入前に比べ介入後に有意に減少した($p=0.045$ 、 $p=0.004$)。また立脚期において EO 及び ES の活動量が有意に減少した($p=0.039$ 、 $p=0.020$)。離地後遊脚期においては EO と ES、Gmed の活動量が介入後に有意に減少した($p=0.007$ 、 $p=0.016$ 、 $p=0.034$)。

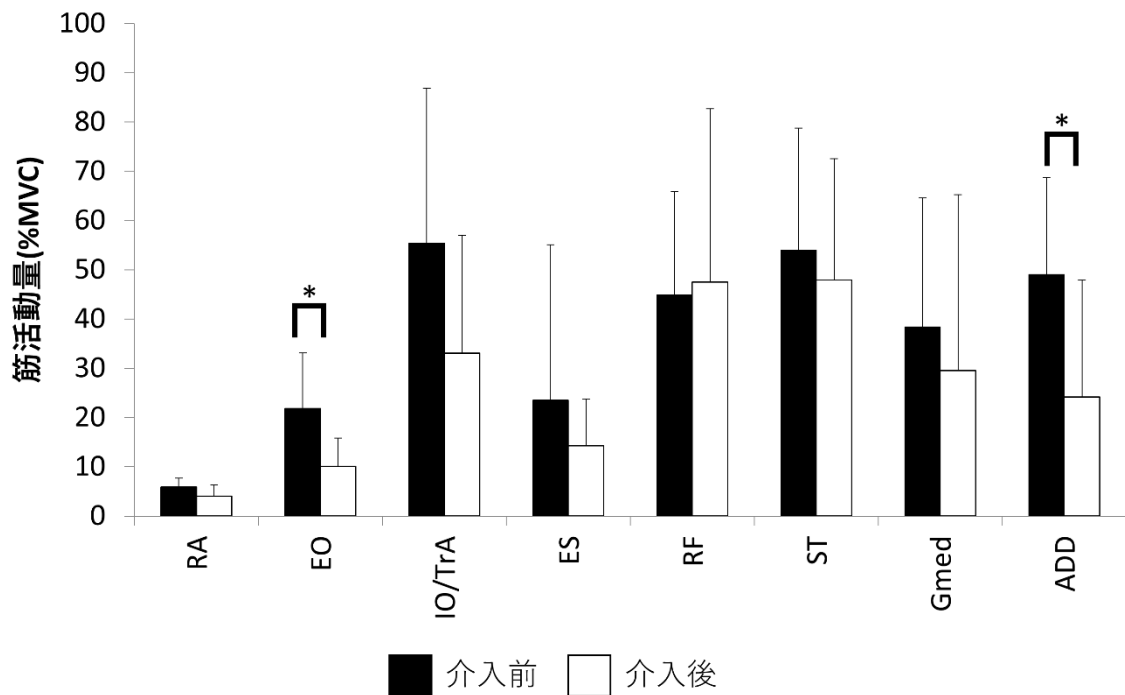


図 17： 疲労介入前後の接地前遊脚期の筋活動量

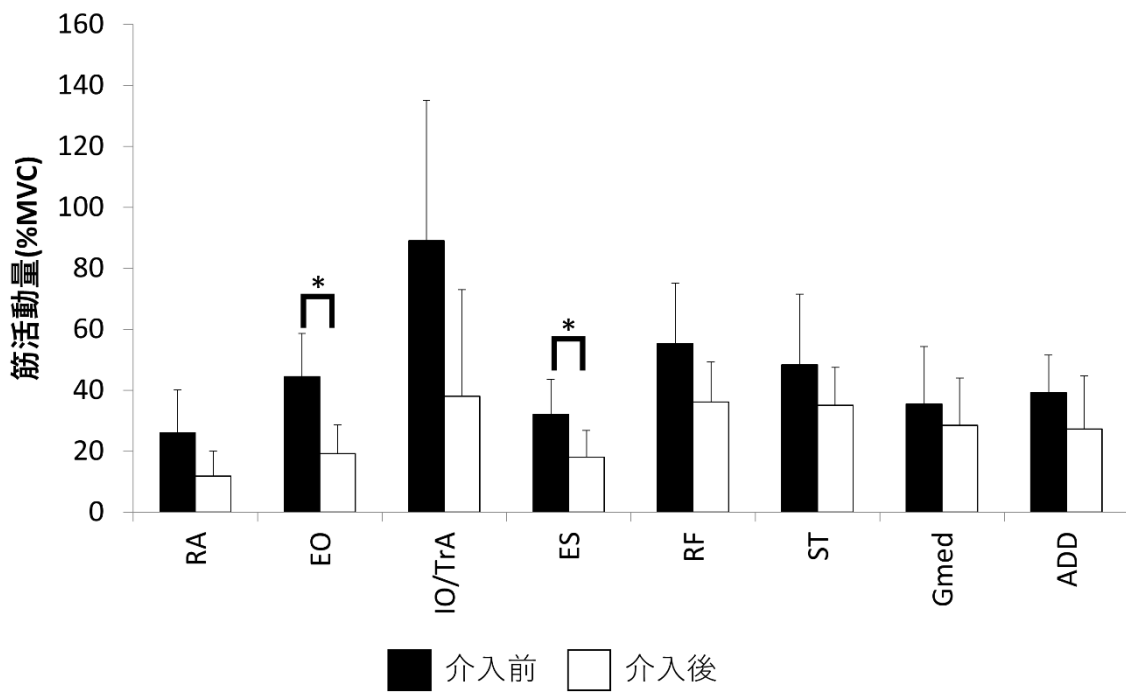


図 18： 疲労介入前後の立脚期の筋活動量

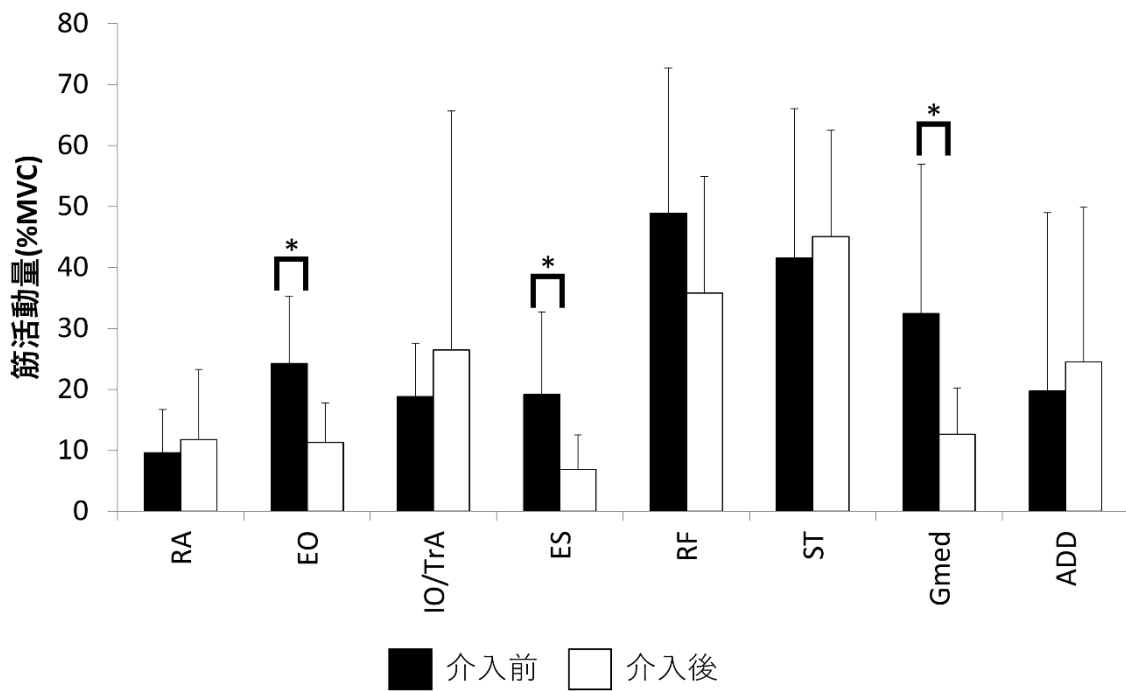


図 19： 疲労介入前後の離地後遊脚期の筋活動量

図 20 に疲労介入前後の筋シナジーの数に対する VAF の推移を示す。両群とも筋シナジー数が平均で 2 個の時に初めて VAF>90%となったことから、筋シナジーの数 s は 2 となる。しかし被験者 9 名のうち 3 名は筋シナジー数 s が 3 の時に初めて VAF>90%となったことから、本課題では疲労介入前後で筋シナジーを比較するため、被験者の筋シナジーの数を 3 とした。

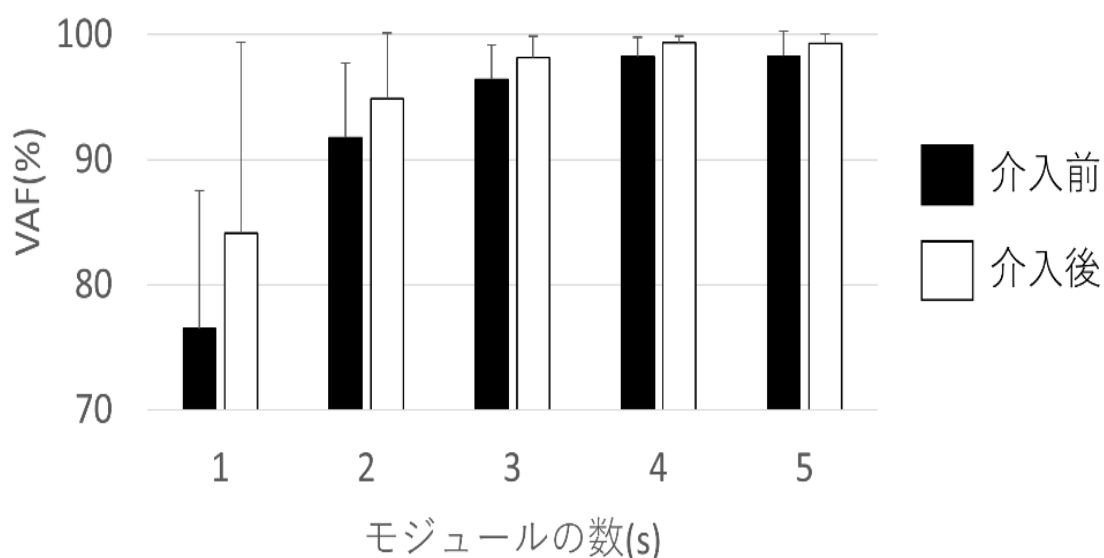


図 20： 疲労介入前後の筋シナジーの数と VAF の推移

図 21 に疲労介入前後で抽出された筋シナジーを示す。全筋シナジーで SP>0.75 となり、疲労介入前後での変化を認めなかった。筋シナジー1 は Gmed と IO/TrA の貢献度が高く、繰り返し動作の前半での活動が大きかった。筋シナジー2 は IO/TrA、RF、ADD の活動から構成され、介入前後で筋シナジーに変化を認めなかったものの、介入によって活動タイミングの遅延が生じた。筋シナジー3 は EO と ST の活動が中心となり、繰り返し動作後半に活動が最大となった。また筋シナジー3 は介入前は ST の活動が高かったが、介入後には ST の活動が減少し ADD の活動が高まった。

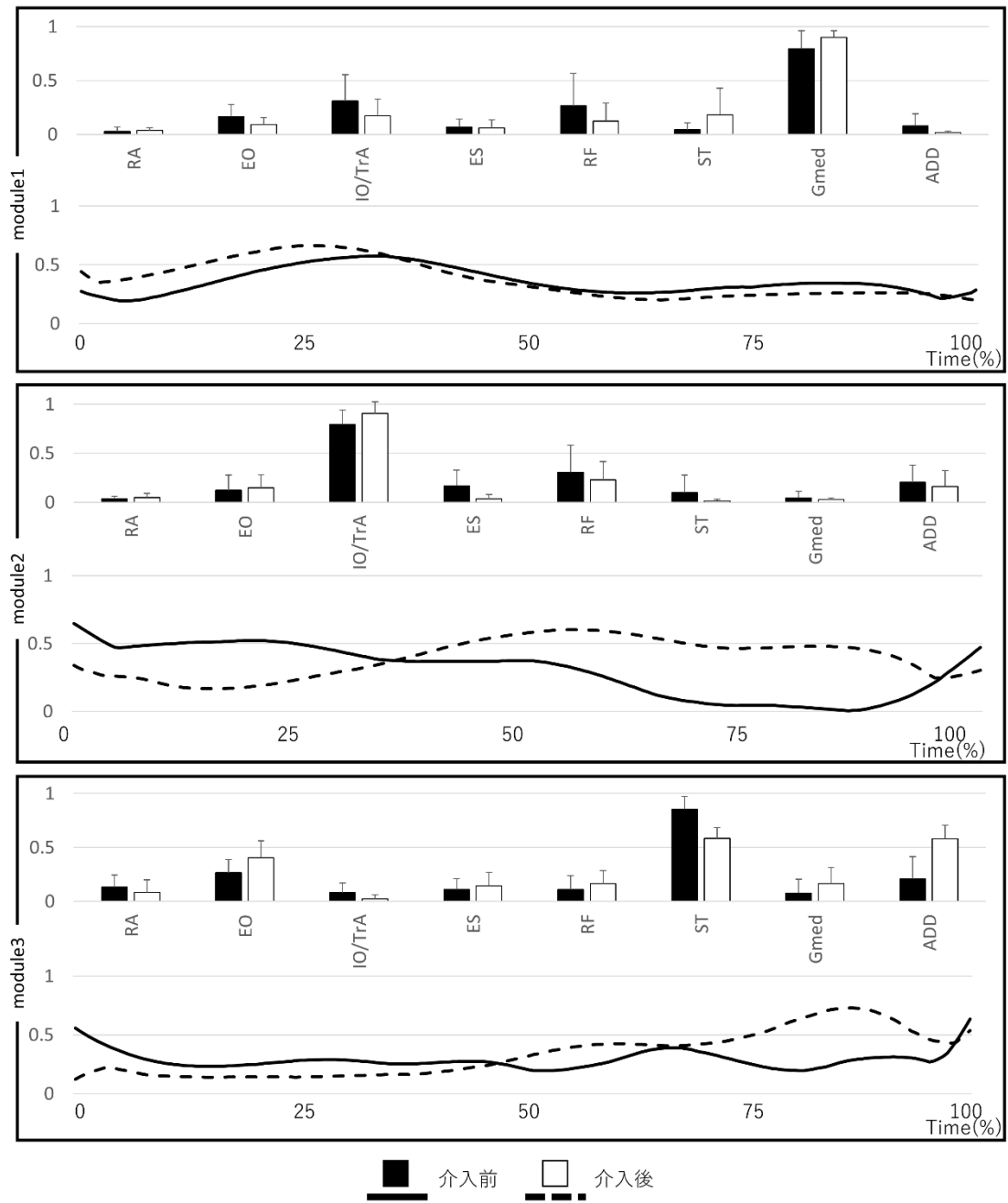


図 21 : 疲労介入前後の筋シナジーの比較

IV. 考察

本章ではラテラルジャンプによる疲労介入前後で側方切り返し動作時の筋活動量と筋シナジーを比較した。その結果、筋活動量には差が生じたが、抽出された3つの筋シナジーは介入前後で同一であった。

筋シナジー1は骨盤に付着している Gmed、IO/TrA、RF の活動から構成され、荷重応答として着地前から着地にかけて体幹や股関節を安定させる機能を有したと考えられる。筋シナジー2は IO/TrA と RF、ADD が協調して活動する筋シナジーで、介入前は切り返し動作前半に活動した。この時股関節には外転方向へのモーメントが最もかかっていると考えられ、この筋シナジーは股関節の外転を抑制し、切り返し動作中の姿勢を制御しているものと考えられる。また筋活動量の結果から、接地前遊脚期の ADD の活動量が大きく、着地前から事前に活動し股関節の外転を抑制するための pre-activation と考えられ、筋シナジー2 と ADD の筋活動量の機能は同一のものであると推測される。しかし介入後に接地前遊脚期の ADD の活動量は低下し、さらに筋シナジー2の活動タイミングが遅延した。グロインペインは骨盤周囲の安定性や筋の協調性の低下、疲労の蓄積によって生じることから[54,65,66]、本課題より筋シナジー2の遅延及びADDの筋活動量の低下によって誘発される股関節の不安定な状況が、グロインペインの発症要因となる可能性が示唆された。

筋シナジー3は EO と ST が協調して働き、動作後半に活動が高まったことから、蹴り出しに関わるものと考えられる。また疲労介入後に ST の活動が減少したことによって、股関節伸展作用を持つ ADD の活動が代償的に高まったと考えられる。

本章では疲労介入前後で着地前の筋活動量の低下を認めた。一方筋シナジーに変化は生じなかったが、その活動タイミングが変化することが明らかとなった。特に股関節外転を抑制する機能を持つ筋シナジーの活動タイミングが遅延し、さらに ADD の貢献度が高まったことから、ラテラルジャンプのような ADD に負荷がかかる運動の繰り返しはグロインペインのリスクとなることが示唆された。

第4章 研究課題3:弓道競技者の競技レベルと筋活動様式

(掲載論文: Naoto Matsunaga, Atsushi Imai, Koji Kaneoka. Comparison of modular control of trunk muscle by Japanese archery competitive level: A pilot study. International Journal of Sport and Health Science. Inpress)

I. 背景

弓道競技は下肢・体幹部の挙動がほとんどなく基本的に上肢運動が中心であることから、上肢の筋活動に焦点が当てられてきた[67-69]。しかし、弓道には射法八節と呼ばれる弓射における作法が存在し、その中で「足踏み」「胴造り」という所作は上肢挙動を行う前に体幹を固める概念とされ[70]、弓射動作時の体幹の安定性を保つためのものであると考えられる。近年スポーツ現場ではパフォーマンスの向上や障害予防として体幹を安定させる体幹筋トレーニングが多く行われている[71-73]。この体幹筋トレーニングは体幹深部に位置する腹横筋(TrA)に着目したトレーニングであるが、TrAは立位上肢挙上運動時に肩屈曲筋群に先行して活動する[74]。そのため上肢運動が中心の弓道競技においても、体幹を固めることで弓射動作を安定させる体幹筋群の活動は重要であると考えられる。そこで本課題では弓射動作時の体幹筋群の筋シナジーを競技レベルの異なる選手間で比較することを目的とした。

II. 方法

対象は週に 1 から 2 回稽古を行っている 9 名の男性弓道競技者(平均年齢 22 ± 1 歳、平均身長 170.4 ± 4.5 cm、平均体重 65.2 ± 9.0 kg、平均競技歴 7 ± 3 年)とした。このうち 4 段以上の 4 名を elite 群、3 段以下の 5 名を novice 群とした。なお、早稲田大学ヒトを対象とする倫理審査委員会の承認(承認番号:2013-033)を受けて実施した。

実験開始前に数回の練習試技を行い、その後電極及び筋電計を貼付し最大随意収縮(maximum voluntary contraction: MVC)時の筋電位測定を行った。実験の試技は 28m 離れた直径 36cm の的を狙う弓射動作とし、試技 4 回分の筋活動測定を実施した。4 回の試技のうち、よりの的中心に的中した 2 回の試技を解析対象とした。

筋活動はワイヤレス筋電計(EMG-025, 原田電子工業社製, 日本)を用いて、1000 Hz で測定した。事前処理後、Ag/AgCl 電極(BlueSensor N-00-S, METS 社製, 日本)を両側の腹直筋(RA)、外腹斜筋(EO)、内腹斜筋/腹横筋(IO/TrA)、脊柱起立筋(ES)に貼付した。電極貼付位置は第 2 章と同様である。その後、筋電図(electromyography: EMG)の正規化を行うため、第 2 章と同様の手法で MVC 時の筋電位を測定した。

試技の開始及び終了を明らかにするために、被験者の正面に筋電計と同期させたビデオカメラ(EX-FH25, CASIO 社製, 日本)を設置し 240Hz で撮像した。筋活動量を比較するため、ビデオデータから稲垣[70]の報告に則って弓射動作を 6 期に分割した(図 22)。打起しは弓構えから両上肢を挙上し弓手(左手)が動き出すまでとし、弓手が動き出してから矢束を 1/3 引くまでを大三とした。馬手(右手)が動き出してから頬付けが終わるまでを引分け、頬付けから矢が離れるまでを会、矢を離れてから馬手の挙動が終わるまでを離れ、馬手の挙動終了後 1 秒間を残身とした。また、MATLAB R2016(MathWorks 社製, USA)を用いて筋シナジー解析のために EMG の時間軸を正規化し、200 のデータ数にした。

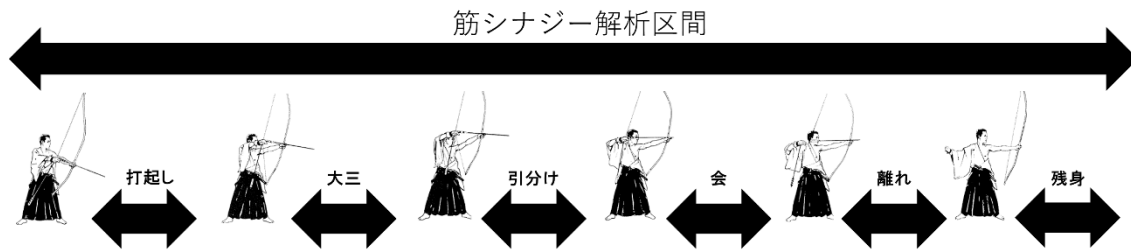


図 22： 弓射動作の期分け

筋活動量解析及び筋シナジー解析は第 2 章で示したものと同様の手法を用いた[13-16]。

$$E = WC + e$$

$$\min_{\substack{W>0 \\ C>0}} \|E - WC\|_{\text{PRO}}$$

$$\text{VAF} = \left(1 - \frac{\sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^n (e_{i,j})^2}{\sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^n (E_{i,j})^2}\right) \times 100$$

なお本章では被験筋が 8 筋で時間軸が 200 であるため、E と e は 8×200 の、W は 8×s(筋シナジーの数)の、C は s×200 の行列である。また i 及び j はそれぞれ 1<i<8、1<j<200 となる。

筋シナジーの数 s が決定した後、elite 群と novice 群の筋シナジーを比較するため、Cheung et al. [17]に則り scalar product (SP)を算出し、SP>0.75 の場合に群間の筋シナジーが同一であるとした。

$$SP = \frac{\overrightarrow{W_{elite}} \times \overrightarrow{W_{novice}}}{|\overrightarrow{W_{elite}}| |\overrightarrow{W_{novice}}|} \quad (0 \leq SP \leq 1)$$

統計処理は SPSS 21.0(IBM, SPSS Statistics 21.0, Japan)を用いて、elite 群と novice 群の各期の筋活動量の比較に Mann-Whitney の U 検定を行った。有意確率は 5%とした。

III. 結果

図 23-28 に両群の各期の筋活動量を示す。RIO/TrA は会を除く全期で、また LIO/TrA は全期で elite 群の活動量が novice 群より有意に大きかった。また RES は会及び残身、LES は会、離れ、残身の弓射動作後半で elite 群の活動量が novice 群より有意に大きかった。

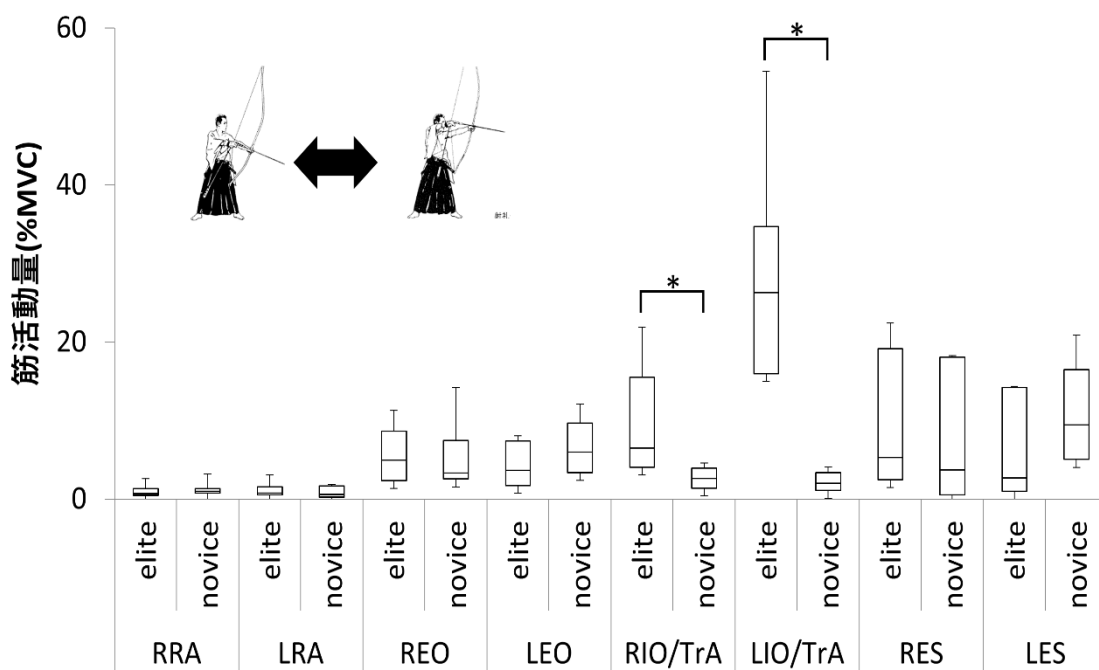


図 23： 打起しにおける elite 群と novice 群の筋活動量の比較

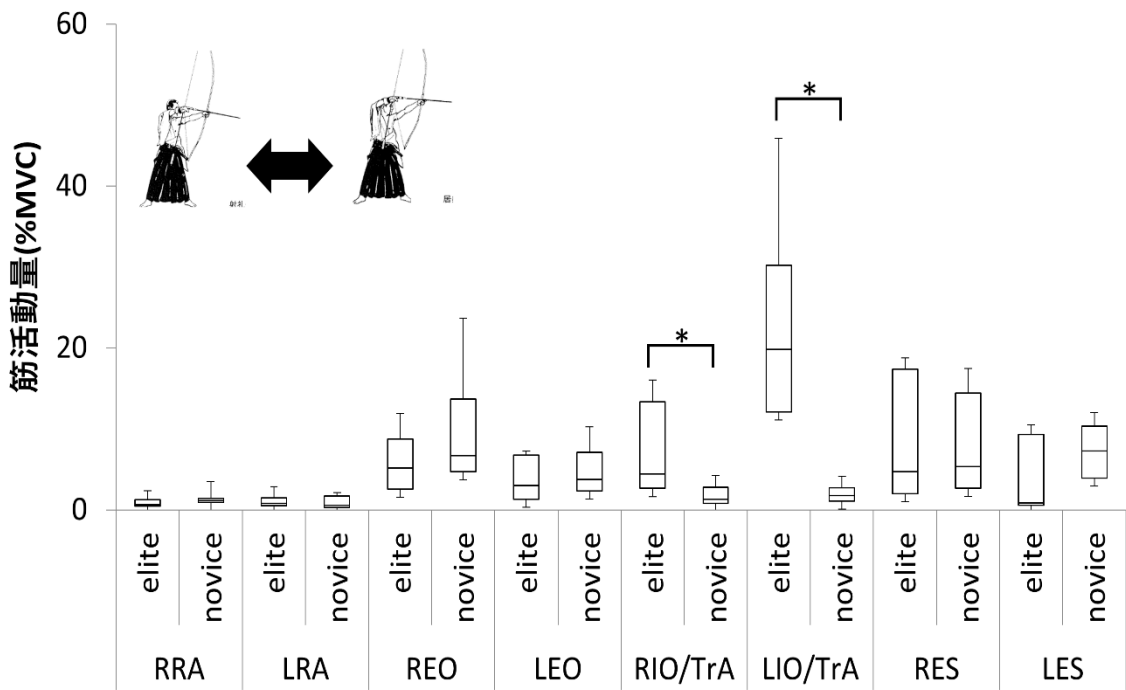


図 24： 大三における elite 群と novice 群の筋活動量の比較

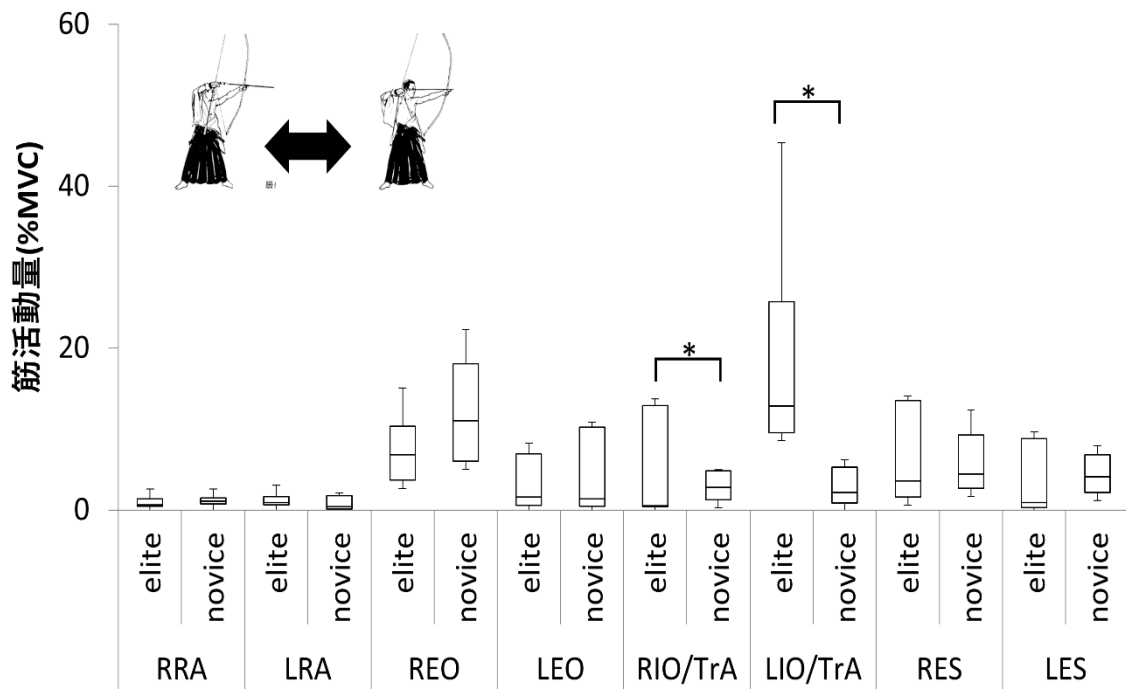


図 25： 引分けにおける elite 群と novice 群の筋活動量の比較

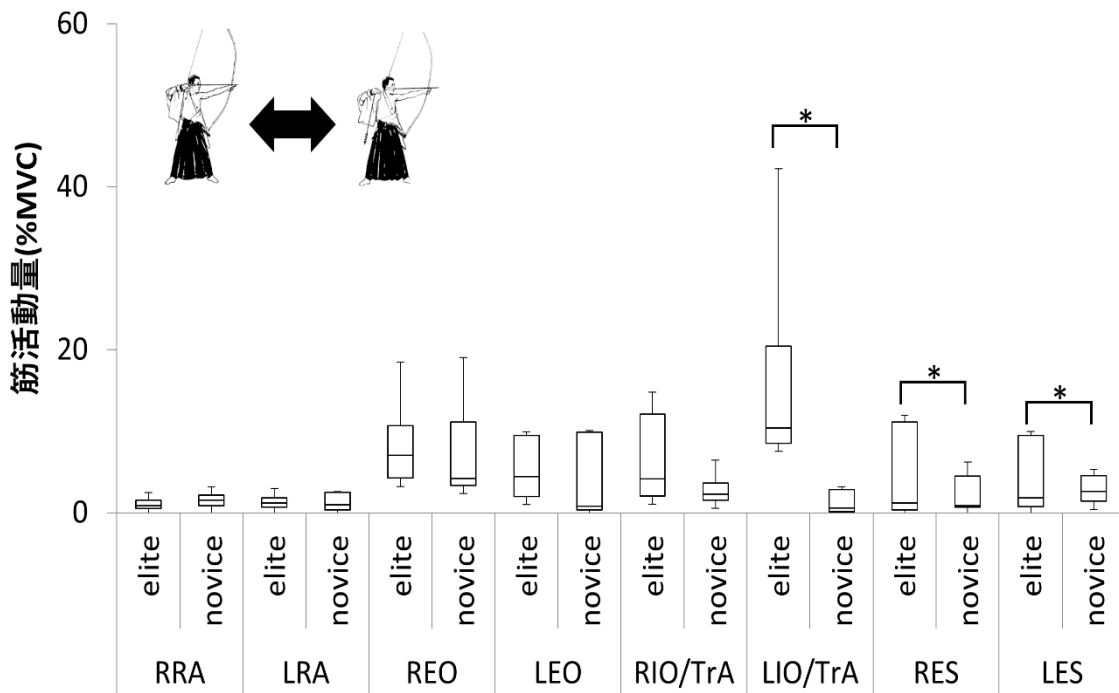


図 26： 会における elite 群と novice 群の筋活動量の比較

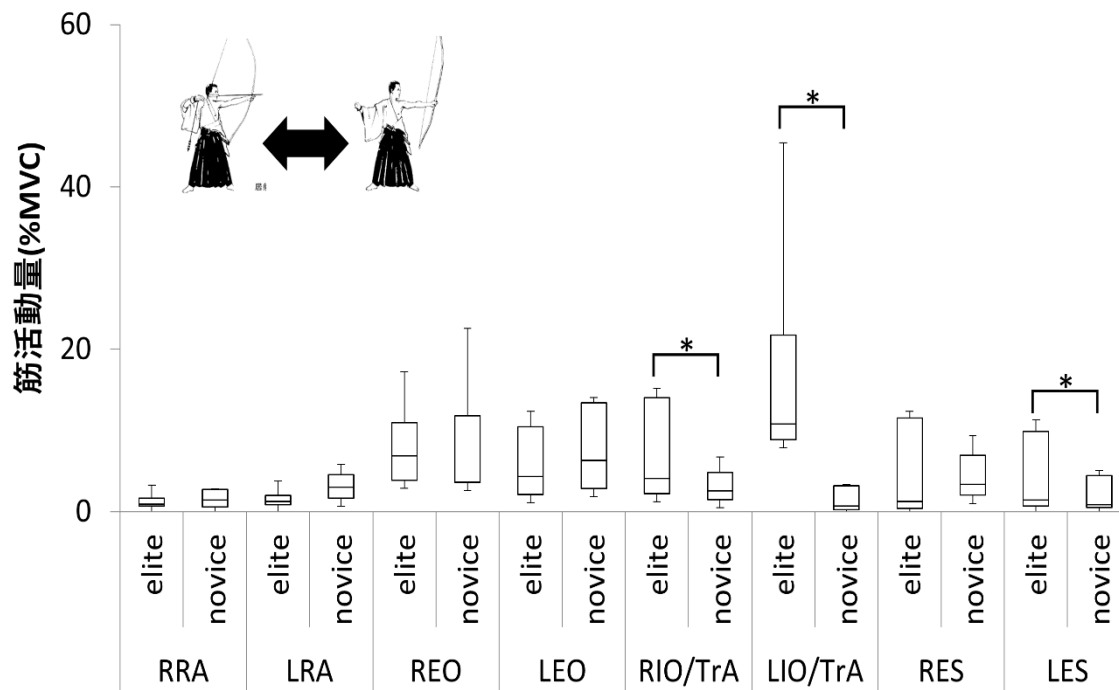


図 27： 離れにおける elite 群と novice 群の筋活動量の比較

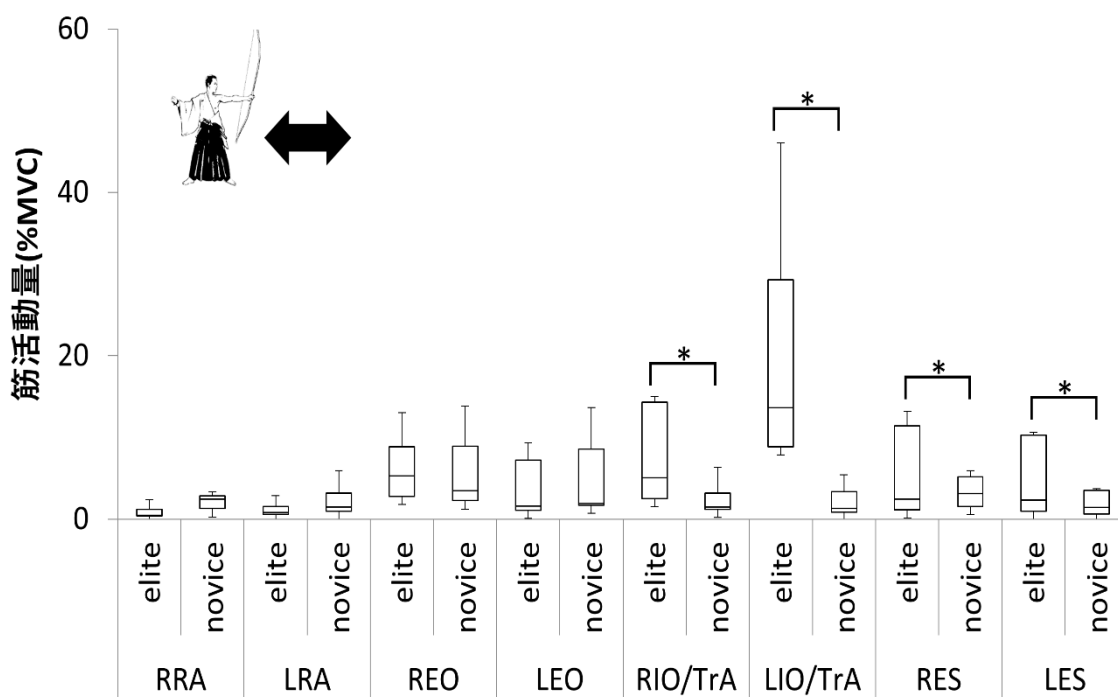


図 28 : 残身における elite 群と novice 群の筋活動量の比較

図 29 に筋シナジーの数に対する VAF の推移を示す。両群とも筋シナジーの数が 2 個の時に初めて VAF>90%となったことから、筋シナジー数 s は 2 に決定した。

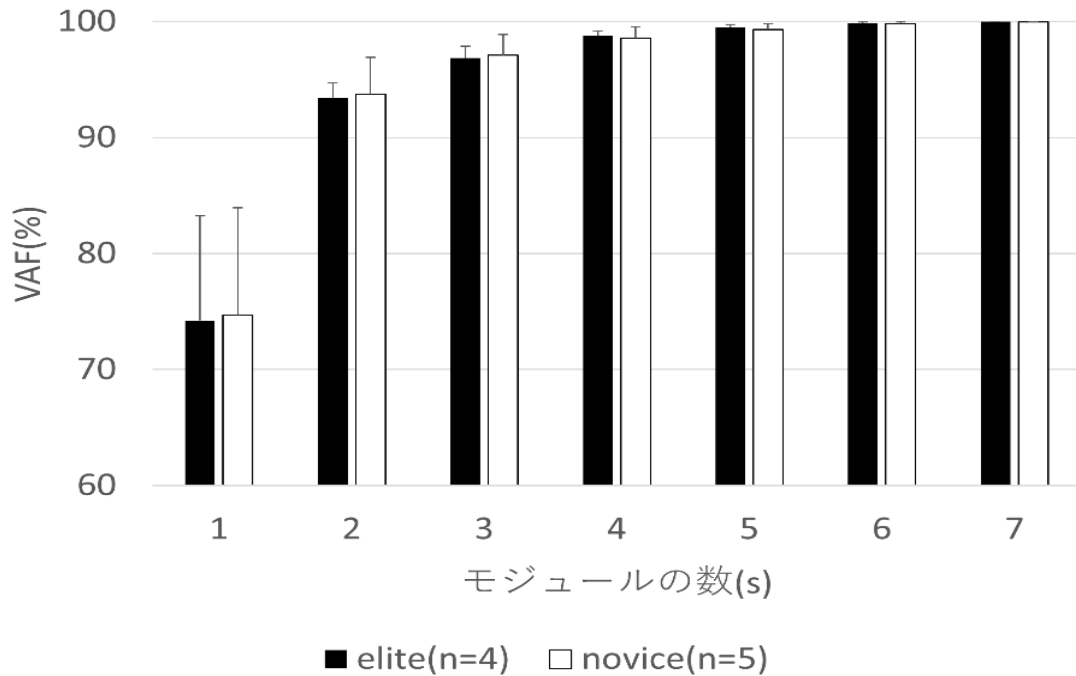


図 29： 各群の筋シナジーの数と VAF の推移

図 30 に抽出された筋シナジーを示す。筋シナジーの一致度を示す SP は筋シナジー1で 0.99 となり、両群で同一の筋シナジーが抽出された。筋シナジー1は両側の ES が協調して活動するもので、弓射動作の前半に機能した。一方筋シナジー2では SP=0.44 となり、両群で異なる筋シナジーが抽出された。Elite 群では両側の IO/TrA の活動が中心であったのに対し、novice 群では両側の EO の活動が中心となった。しかし両群の筋シナジーは異なるものの、弓射動作の後半で活動が高まる傾向は一致した。

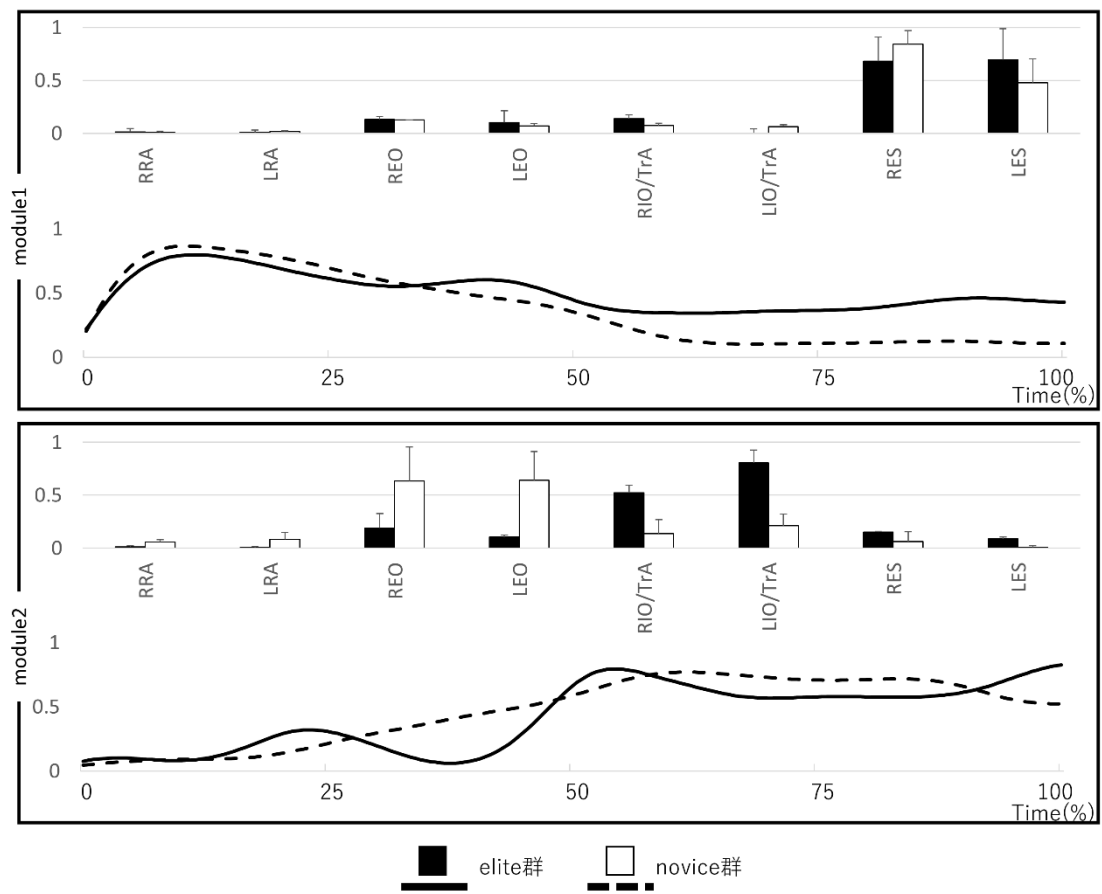


図 30： 各群の筋シナジীর比較

IV. 考察

本章では弓射動作時の体幹筋群の筋活動量と筋シナジーを競技レベルで比較した。その結果 elite 群の IO/TrA と ES の活動量が novice 群より大きく、筋シナジー解析の結果 elite 群は両側の IO/TrA の協調性を示したが novice 群では両側の EO が協調して働いた。

筋シナジー1 は弓射動作初期に最も活動が高く、両側の ES の協調運動を示した。弓射動作初期は両上肢を挙上し、弓の引き始めが主な動作となる。Crommert et al. [74]は立位での上肢挙上運動時に、TrA には劣るものの ES が活動することを報告している。Davey et al. [75]は肩外転運動時に対側の ES が活動することを報告しており、筋シナジー1 は弓射動作時の肩屈曲・外転に作用したと考えられる。また弓射動作後半では novice 群に対し elite 群の方が高い活動を示し、筋活動量においても弓射動作後半は elite 群の ES の筋活動量が novice 群より大きかった。これは弓を引くことで弓からの外力が上肢に加わるため、elite 群では肩外転位を保ち安定した弓射を行うために筋シナジー1 の活動が継続したと考えられる。さらに elite 群は novice 群より弓射動作後半の筋シナジー1 の活動量が大きかった。弓射動作後半では弓からの外力が最大となり、弓射後に外力が失われるため、筋シナジー1 は弓からの外力の増加及び減少に対応して姿勢を保つために活動でしていたものと考えら、elite 群は novice 群より姿勢が安定していた可能性がある。

筋シナジー2 は群間で異なるものが抽出された。IO/TrA は立位での上肢挙上運動中に体幹を安定させる機能を持つことが報告されており [74]、弓道競技では姿勢保持機能が競技パフォーマンスに影響を及ぼすと考えられることから elite 群は両側の IO/TrA によって弓射動作時の体幹安定性を保ったと考えられる。一方 novice 群は elite 群に対し IO/TrA の活動量が低いため、体幹の安定性を確保するために両側の EO が代償として機能したと考えられる。さらに腹筋群は脊柱に直接付着するローカル筋と、脊柱に直接付着しないグローバル筋に分類され、ローカル筋は隣接した椎体の運動制御機能を持ち、グローバル筋は体幹を屈曲や側屈、回旋に必要なトルクを生み出すとされる [76]。弓道競技ではパフォーマンスを高めるには体幹部の挙動は生じない方が良くと考えられる。腹部引き込み動作で

ある draw-in では内腹斜筋/腹横筋の活動が他の腹筋群より大きいことが示されていることから[77]、弓射動作時には体幹部へのトルクを生じないローカル筋である内腹斜筋/腹横筋による姿勢制御が適していると考えられる。弓射動作時の上肢の筋活動様式が異なることがパフォーマンスに影響することが報告されているが[67,69]、本章から体幹の筋活動様式もパフォーマンスに影響する可能性が示された。

第5章 研究課題 4:バドミントン競技者の競技レベルと筋活動様式

I. 背景

バドミントンは初速が 300km/h を越える最速のスポーツであることから、それに対応する俊敏性が必要となり、世界バドミントン連盟のコーチーズマニュアルには高いレベルの筋の協調性が必要であると記載されている[77]。しかし、バドミントン競技に必要な筋の協調性がどのようなものであるかは不明である。さらに、これまでスポーツ動作を対象に筋シナジーを調査した研究ではランニングや水泳[20,42-44,]、そして第4章で対象とした弓道競技と外的要因の無いものばかりである。バドミントン競技を始めとしたボールスポーツの特徴として、ボールの位置や速度によってプレーヤーの動作も変化するが、これまでボールスポーツを対象に筋の協調性を調査した研究は見当たらない。そこで本章ではバドミンントンのスマッシュ動作時の筋シナジーを調査し、競技レベルの異なる選手間で比較することを目的とした。

II. 方法

対象は週に2から3回練習を行っている右利きの男性バドミントン愛好者13名とした。このうち競技歴7年以上の7名を advanced 群(平均年齢 20 ± 1 歳、平均身長 169.7 ± 5.7 cm、平均体重 58.4 ± 4.9 kg、平均競技歴 8 ± 2 年)とし、競技歴3年未満の6名を beginner 群(平均年齢 20 ± 2 歳、平均身長 168.2 ± 9.1 cm、平均体重 56.5 ± 10.0 kg、平均競技歴 2 ± 1 年)とした。なお、四肢及び腰背部障害や神経障害、手術歴のある者は除外した。また本課題は早稲田大学ヒトを対象とする倫理審査委員会の承認(承認番号:2013-033)を受けて実施した。

実験の試技は反対側のエンドから打ち放たれたシャトルをバックステップをしてスマッシュ動作を行うものとし、同一の箇所にシャトルが放たれるようフィーダーは熟練した者が担当した。ランニングやショット練習を含む20分間のウォーミングアップ後に筋電計を貼付し、試技が3回成功するまで実験を行った。試技終了後に最大随意収縮(maximum voluntary contraction: MVC)時の筋電位を測定した。

筋活動はワイヤレス筋電計(BioLog DL-5000, S&ME 社製, 日本)を用いて、1000 Hz で測定した。事前処理後、Ag/AgCl 電極(BlueSensor N-00-S, METS 社製, 日本)を両側の腹直筋(RA)、外腹斜筋(EO)、内腹斜筋/腹横筋(IO/TrA)、脊柱起立筋(ES)と、右側の上腕二頭筋(BB)、上腕三頭筋(TB)、橈側手根屈筋(FCR)、促嚙手根屈筋(FCU)、深指屈筋(FDP)の計13筋に貼付した。RA、EO、IO/TrA、ESの電極貼付位置は第2章と同様である。BBは上腕中央部の筋腹に、TBは後腋窩襞から4横指遠位部に電極を貼付した。FCRは内側上顆と上腕二頭筋腱を結ぶ線分の midpoint から3・4横指遠位部に、FCU前腕近位部1/3等分点の高さで尺骨の橈側2横指部に、FDPは肘屈曲位にて小指の先端が肘頭にくるようにし環指・中指・示指を尺骨幹に沿って並べ示指の置かれた部位に電極を貼付した。

筋電図(electromyography: EMG)の正規化のためのMVC測定は、RA、EO、IO/TrA、ESについては第2章と同様の手法で行った。BBのMVCの筋電位測定は、被験者は座位で上肢を体側に置き、前腕回外位にて肘関節を屈曲させ、肘伸展方向に抵抗を加えた。TBのMVCの筋電位測定は、被験者は座位で上肢を体側に置き、前腕回外位肘90°屈曲位か

ら肘を伸展し、肘屈曲方向に抵抗を加えた。FCR の MVC の筋電位測定は肘屈曲位にて前腕を完全回内させ、手関節を背撓屈させた。FCU の MVC の筋電位測定は手関節の屈曲を行い、伸展方向に抵抗を与えた。FDP の MVC の筋電位測定は被験者と検者が互いに小指、環指、中指、示指を第一関節に引っ掛け、互いに屈曲させることで測定した。

試技中のスイング開始前の右足接地からラケットのスイング終了までの時間を明らかにするために、被験者の側方に筋電計と同期させたビデオカメラ(EX-FH25, CASIO 社製, 日本) を設置し 240Hz で撮像した。また、インパクトを基準にインパクトの前後 12ms 間をインパクト期とし、右足接地からインパクト期までをテイクバック期、インパクト期終了からラケットのスイング終了までをフォロースルー期とした(図 31)。また、MATLAB R2016(MathWorks 社製, USA)を用いて筋シナジー解析のために EMG の時間軸を正規化し、200 のデータ数にした。

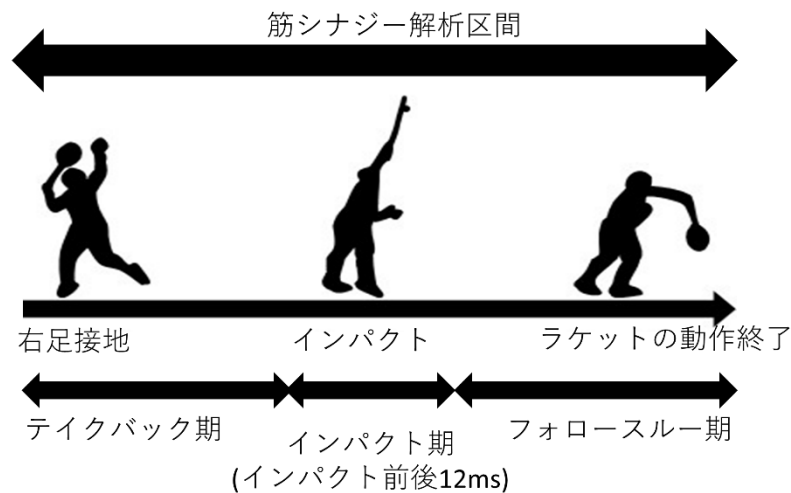


図 31： 解析区間と期分けの方法

筋活動量解析及び筋シナジー解析は第 2 章で示したものと同様の手法を用いた[13-16]。

$$E = WC + e$$

$$\min_{\substack{W>0 \\ C>0}} \|E - WC\|_{\text{FRO}}$$

$$\text{VAF} = \left(1 - \frac{\sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^n (e_{i,j})^2}{\sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^n (E_{i,j})^2}\right) \times 100$$

なお本章では被験筋が 13 筋で時間軸が 200 であるため、 E と e は 13×200 の、 W は $13 \times s$ (筋シナジーの数) の、 C は $s \times 200$ の行列である。また i 及び j はそれぞれ $1 < i < 13$ 、 $1 < j < 200$ となる。

筋シナジーの数 s が決定した後、elite 群と novice 群の筋シナジーを比較するため、Cheung et al. [17] に則り scalar product (SP) を算出し、 $SP > 0.75$ の場合に群間の筋シナジーが同一であるとした。

$$SP = \frac{\overrightarrow{W_{advanced}} \times \overrightarrow{W_{beginner}}}{|\overrightarrow{W_{advanced}}| |\overrightarrow{W_{beginner}}|} \quad (0 \leq SP \leq 1)$$

統計処理は SPSS 21.0 (IBM, SPSS Statistics 21.0, Japan) を用いて、advanced 群と beginner 群の各期の筋活動量の比較に対応のない t 検定を行った。有意確率は 5% とした。

III. 結果

図 32-34 に各期の筋活動量を示す。テイクバック期において advanced 群の LRA、LIO、BB の筋活動量が beginner 群より有意に大きかった($p=0.028$ 、 $p=0.042$ 、 $p=0.010$)。一方、インパクト期及びフォロースルー期においては両群で筋活動量に差を認めなかった。

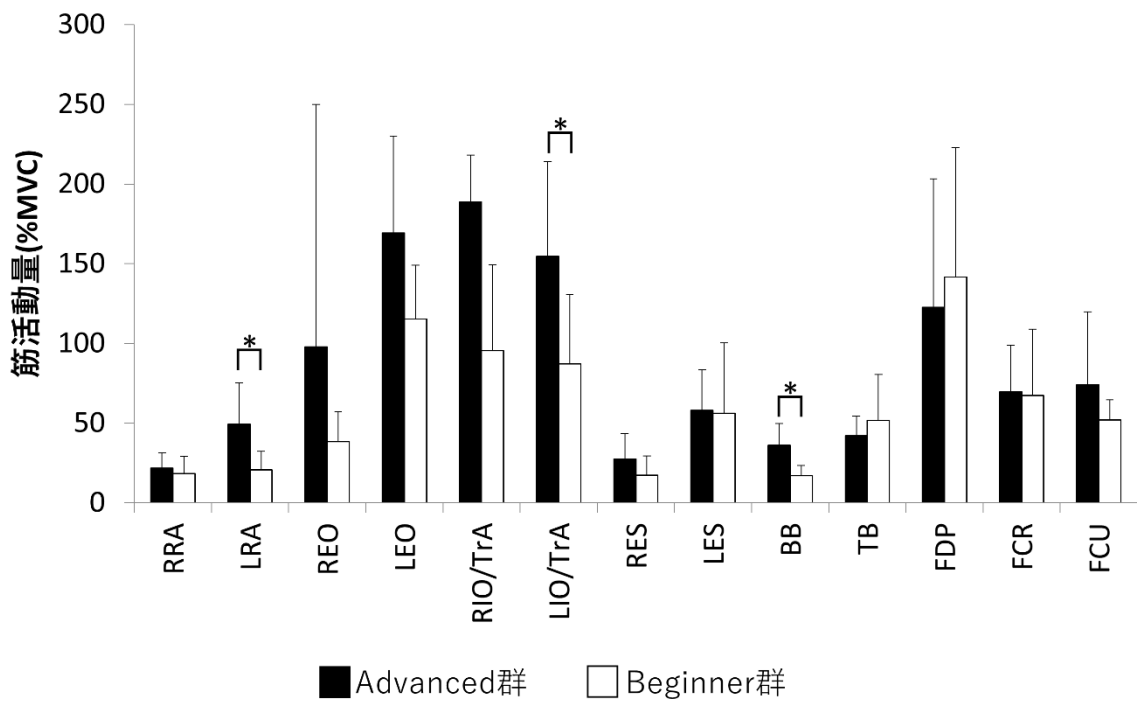


図 32： テイクバック期における advanced 群と beginner 群の筋活動量の比較

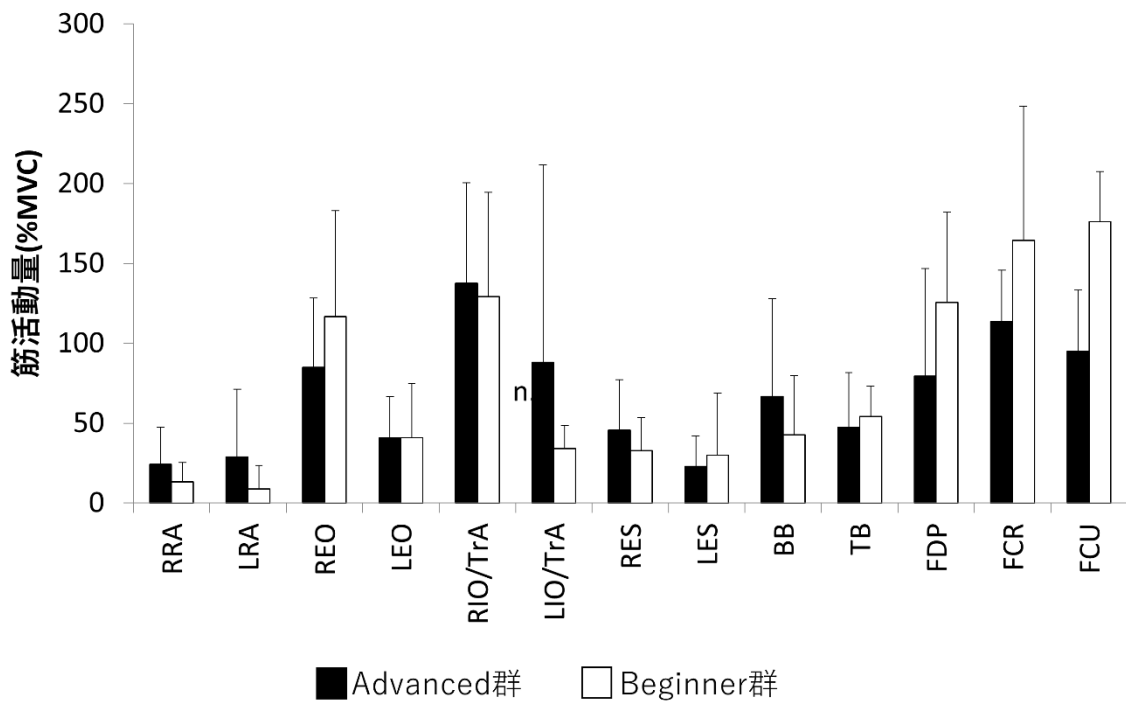


図 33 : インパクト期における advanced 群と beginner 群の筋活動量の比較

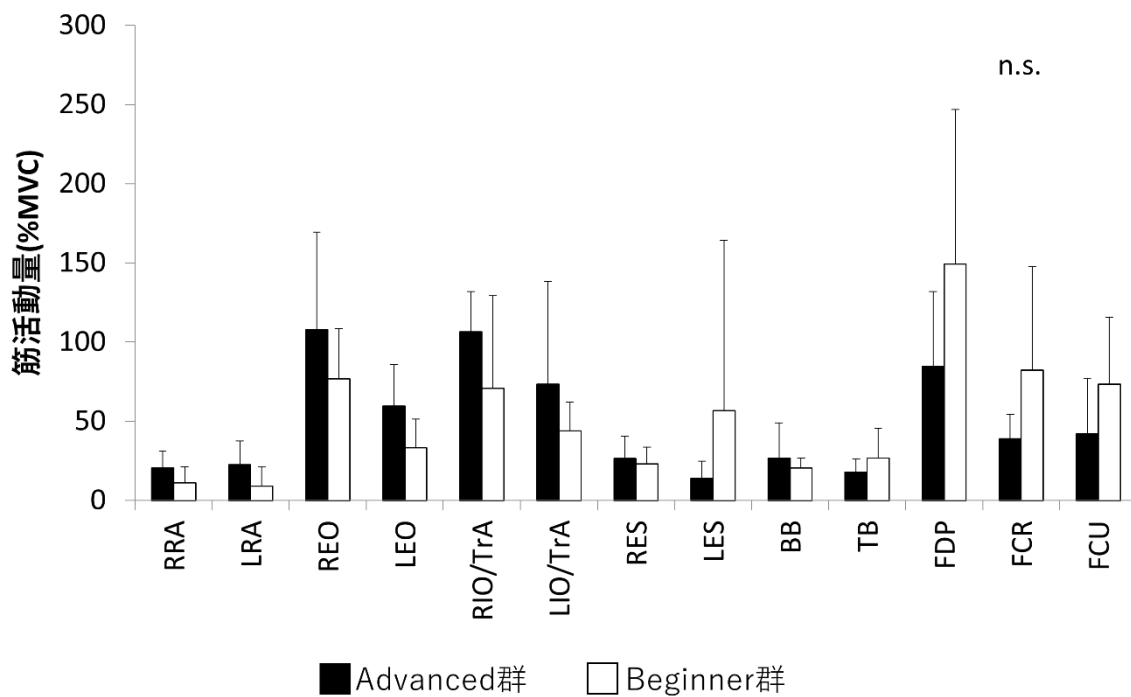


図 34 : フォロースルー期における advanced 群と beginner 群の筋活動量の比較

図 35 に両群の筋シナジーの数に対する VAF の推移を示す。Beginner 群では 2 つの筋シナジー(VAF: 0.92 ± 0.01)が、advanced 群では 3 つの筋シナジー(VAF: $.93 \pm 0.03$)が抽出された。このうち両群とも 1 つの筋シナジーは個体差が大きく群内でまとめることができなかったため、図 36 に示すように beginner 群は 1 つ、advanced 群は 2 つの筋シナジーを比較することとした。Beginner 群の筋シナジーは $SP=0.86$ となり advanced 群の筋シナジー1 と同一であった。筋シナジー1 は LEO と FDP の協調活動で、ストロークの初期に動員された。一方 advanced 群でのみ抽出された筋シナジー2 は両側の IO/TrA と前腕の筋群から構成され、シャトルをインパクトするタイミングで活動が最も高まった。

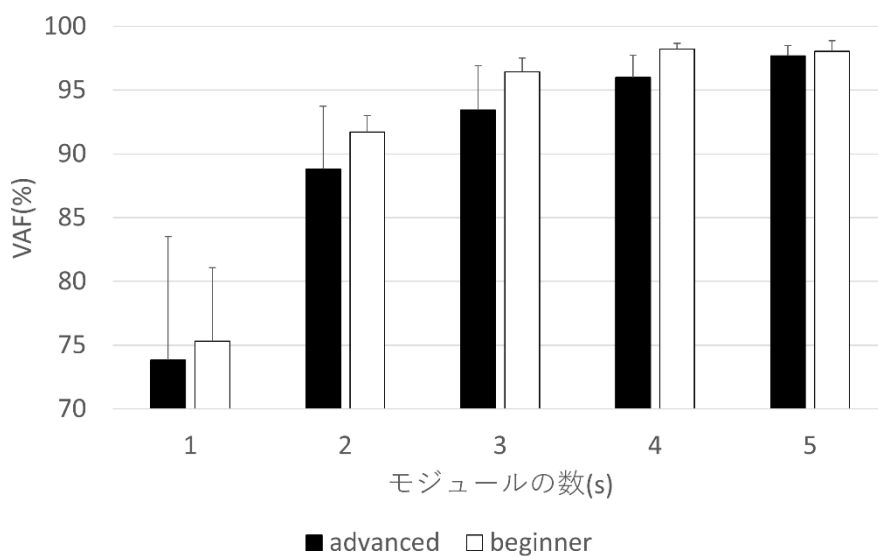


図 35： 各群の筋シナジーの数と VAF の推移

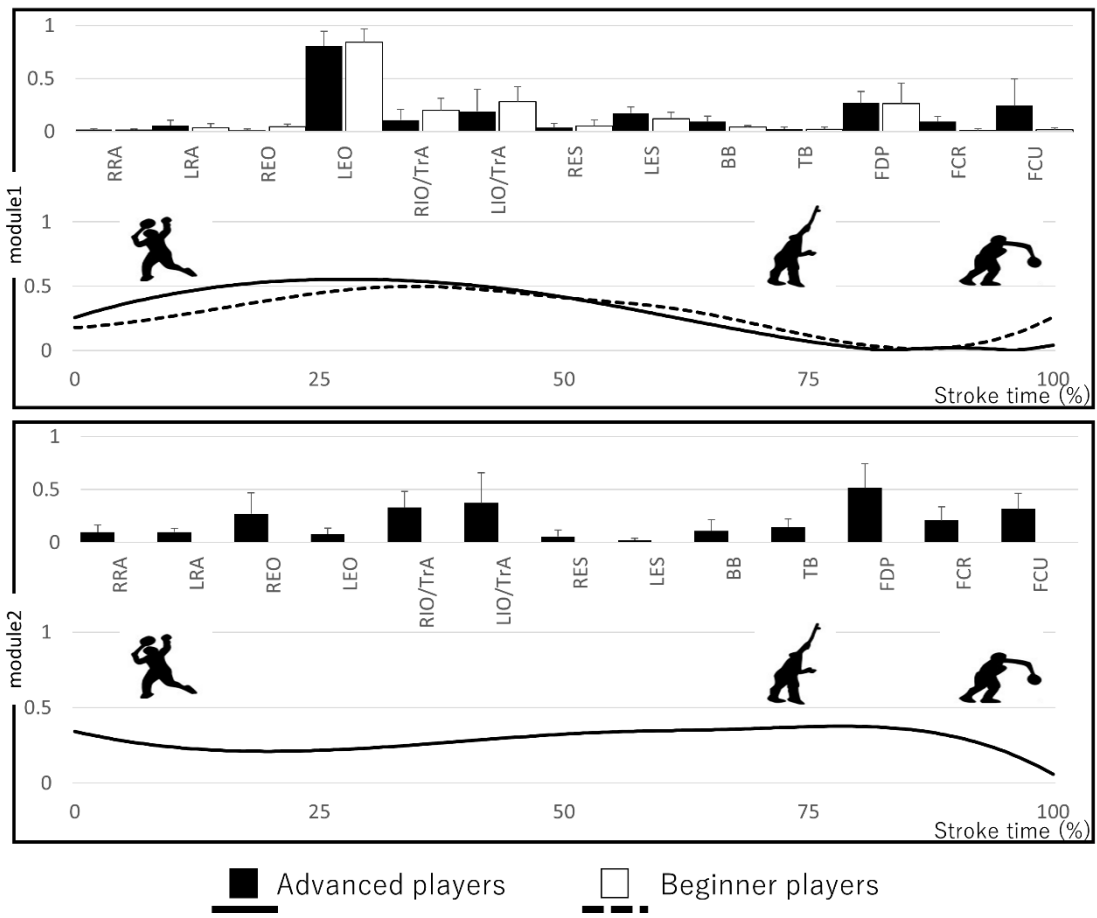


図 36： 筋シナジーの比較

IV. 考察

本課題ではバドミントンのスマッシュ動作時の筋活動量及び筋シナジーを、体幹・上肢の13筋から調査し、競技レベルで比較した。その結果、筋活動量解析ではスイング前半であるテイクバック期に差を認めたが、筋シナジー解析ではスイング後半に群間で違いが生じた。

筋シナジー1は両群で同一の筋シナジーで、腹斜筋群、特に利き手と反対側となるLEOの貢献度が高く、ストローク初期に機能するものであった。EOは同側側屈と反対側回旋の機能を有する。バドミントンのストロークにおいて体幹は非利き手側に側屈することが報告されており[79]、本課題では動作解析をしていないものの、筋シナジー1はより打点を高くするために非利き手側に側屈するために機能したと考えられる。また筋シナジー1が最も活動する時間帯であるテイクバック期における筋活動量の比較では、advanced群のLRA及びLIOの活動量がbeginner群より大きかった。これは、テイクバック期からインパクト期にかけて体幹を左により早く回旋させながら屈曲させるためであると考えられる。筋シナジーとしてこれらの筋の貢献度は両群で差はないが、これはどちらも同様の動作をしているためである可能性がある。

筋シナジー2は両側のIO/TrAと前腕の筋群の貢献度が高くインパクト時に活動する筋シナジーで、advanced群でのみ抽出された。バドミントンではインパクト時にのみラケットハンドルを強く握りこむことで強いショットを打つことができ[78]、筋シナジー2はその効果を得るためのものと考えられる。またTrAは上肢挙上運動時に姿勢保持のために活動することが報告されており[74]、IO/TrAが高速で行われるスイングに対してバランスを保つために前腕の筋群と協調して活動したと推測される。筋シナジーは運動学習によって構築されることが報告されていることから[80]、advanced群の筋シナジー2は競技レベルの向上とともに動作が洗練される過程で生じた可能性がある。一方で、インパクト期やフォロースルー期において両群の筋活動量に差を認めなかったことから、筋活動量は同程度であっても、筋の協調運動によって競技パフォーマンスが異なることが示された。

本課題の限界として、フィーダーの出すシャトルが必ずしも一定ではなかったことから、群を問わず個体差の大きい筋シナジーが抽出された。そのためシャトルの影響を受けない素振りなどで調査する必要もあると考えられる。しかしこれまでボールゲームを始めとする外的要因によって動作が変化する運動を対象に筋シナジーを調査した研究はなく、本課題によってこのような問題点を明らかにしたことは重要であると考ええる。

第6章 総合考察

I. 運動の介入による筋活動量及び筋シナジーの変化

研究課題1ではランニングの継続による筋活動量及び筋シナジーの変化を調査した。その結果、着地時の関節の安定性を高めるために、着地前に予め活動する下肢筋群の pre-activation としての筋活動量が低下することが明らかとなった。一方筋シナジー解析では、着地前に体幹筋群は協調して活動することで体幹部の剛性を高める姿勢制御としての機能を有したが、ランニングの継続によって着地後に骨盤に直接付着する大殿筋や内転筋、大腿筋膜張筋といった下肢筋群を動員することで姿勢を制御するようになった。そのため、筋活動量解析及び筋シナジー解析どちらの結果においても、ランニングの継続が着地時に下肢筋群にかかる負荷を増加させることが考えられる。研究課題1では介入の量が少なかったことも原因と考えられるが、筋活動量解析ではどの筋への負荷が増加するか推測することが難しい結果となった。一方筋シナジー解析の結果、大殿筋の活動は介入前後ともみられなかったが、大腿筋膜張筋の活動がランニング介入によって生じた。この結果から、ランニング中の姿勢制御としても機能する必要性が生じた大腿筋膜張筋には負荷が過剰となって腸脛靭帯炎を発症するのではないかと考えられる。このように筋シナジー解析では筋活動量解析では得られなかった「どの筋群への負荷が増加するか」を推測しやすくと考える。

研究課題2では側方切り返し動作を解析対象に、股関節内・外転筋群の選択的な疲労を誘発させるラテラルジャンプを疲労困憊まで行った前後で筋活動量及び筋シナジー解析を行った。その結果、股関節の外転を抑制する機能を持つ内転筋の着地前の活動量が介入によって低下した。また筋シナジー解析においては股関節の外転を抑制する筋シナジーが介入前には着地前から機能していたが、介入によってその機能が遅延して発現することが明らかとなった。どちらの結果も着地時に股関節の外転を抑制する機能が最大とならないことが推測され、股関節の不安定な状況が誘発され内転筋の遠心性収縮が惹起されグロインペイン発症の一つの要因となる可能性が示唆された。

研究課題 1 では介入試技と実験試技が同じランニングであり、介入によって姿勢制御機能を持つ筋シナジーが体幹筋群によるものから下肢筋群によるものへ変化した。つまり介入によって体幹筋群が機能しなくなることで、同一の機能を得るために動員される筋シナジーそのものが別の筋シナジーに変更されることが示唆された。一方研究課題 2 では、実験試技とは異なる中殿筋や内転筋といった股関節内・外転筋群を選択的に疲労させるラテラルジャンプ前後で側方切り返し動作時の筋シナジーを比較したところ、動員される筋シナジーは介入前後で同一であったが、着地時に内転筋を中心に股関節の外転を抑制する機能が遅延した。この結果より、筋の選択的な疲労あるいは機能不全では筋シナジーは変化せず、その機能の発現タイミングに変化が生じると考えられる。これらの結果から、個々の筋の機能低下では筋シナジーは変化しないが、複数の筋の機能低下によって活動性が落ちた筋シナジーはより効率的に機能を発揮する別の筋シナジーに変更されることが研究課題 1 及び 2 によって明らかとなった。筋シナジー解析は運動を構成する筋群をまとめて評価することが従来の筋電図解析手法と大きく異なり、最大の特徴である。研究課題 1 の様に姿勢制御のために大腿筋膜張筋への負荷を増やす筋シナジーが動員されることは腸脛靭帯炎の、また研究課題 2 の様に内転筋を中心とした股関節の外転を抑制する筋シナジーの発現タイミングの遅延はグロインペインの発症が考えられ、スポーツ障害の発生機序の推察がしやすいと考えられる。そのため将来的にはスポーツ障害を予防する効率的なプログラムを作成する上で重要な知見となることが期待される。

II. 競技レベルと筋活動量及び筋シナジーの関係

研究課題 3 では弓道競技の弓射動作時の筋活動量及び筋シナジーを調査し、競技レベルによる違いを検討した。筋活動量解析の結果、競技レベルの高い elite 群の両側の内腹斜筋/腹横筋の活動量が競技レベルの低い novice 群より大きいことが明らかとなった。さらに筋シナジー解析の結果、elite 群は内腹斜筋/腹横筋による体幹安定化機能を有したのに対し、内腹斜筋/腹横筋の活動量が低い novice 群は外腹斜筋の代償的な活動によって体幹を安定させていた。つまり両群の違いは、同一の機能を異なるストラテジーによって発揮したということである。外腹斜筋は体幹部の屈曲・側屈・回旋トルクを生み出すことから、体幹部の静的安定性が必要となる弓射動作では椎体間の安定性を確保する内腹斜筋/腹横筋の方が重要であると推測される。筋活動量解析の結果のみではパフォーマンスを向上させるために、単純に内腹斜筋/腹横筋をトレーニングすれば良いということになるが、筋シナジー解析を用いることでパフォーマンスが異なる要因が明確となり、これらの解析手法を組み合わせることでより効率的にパフォーマンスを向上させるトレーニングプログラムを考案することができると思う。

研究課題 4 ではバドミントン競技のスマッシュ動作を対象に、競技レベルの高い advanced 群と競技経験の浅い beginner 群で筋活動量と筋シナジーを比較した。筋活動量解析ではスイング開始からインパクトにかけてのテイクバック期で advanced 群の左腹直筋及び内腹斜筋/腹横筋、上腕二頭筋の活動量が beginner 群より大きかったが、その他の筋では差を認めなかった。そのため筋活動量の結果から競技レベルへの関係を明らかにすることは難しい。一方筋シナジー解析の結果、advanced 群には内腹斜筋/腹横筋と前腕筋群からなる beginner 群にはない筋シナジーが存在した。この筋シナジーはインパクト時に最も活動が高まっており、ラケットハンドルを握りこむことでより強いショットを打つためのものと考えられる。筋活動量解析では両群で大きな違いがみられなかったことから、筋シナジー解析は競技レベルの異なる 2 群の違いを明確にできることが示唆された。

研究課題 3 では弓道の競技レベルに関わらず弓射動作に動員される筋シナジーの数は同

じで、その中で競技レベルが高い者は静的安定性を確保する内腹斜筋/腹横筋によって体幹を安定させたが、競技レベルが低い者は動的安定性に大きく関与する外腹斜筋によって体幹の安定性を得た。これは競技レベルが異なることで、同一の機能を得るために異なる筋シナジーが働いたことを示唆するものである。一方研究課題 4 では、バドミントン競技の上級者はスマッシュ動作のインパクト時に前腕の筋群と内腹斜筋/腹横筋によってショットの威力を増幅する筋シナジーが存在したが、初心者では同様の機能を持つ筋シナジーは動員されなかった。これは競技レベルの違いによって動員される筋シナジーの数そのものが異なることを意味するもので、特有の筋シナジーの有無によって競技パフォーマンスに大きく影響することが推測される。これらの結果から、筋シナジーは競技パフォーマンスを向上させるために必要な機能はどのようなものであるか、また同一の機能をどの筋群から得るのが適切であるか明確にする手法であると考えられる。今後は一流アスリートのパフォーマンスを筋シナジー解析によって明らかにすることで、初心者及び中級者のパフォーマンスを向上させる一助となることが期待される。しかし研究課題 3 及び 4 の限界として、被験者が受けてきた指導法の違いが筋シナジーに影響している可能性がある。指導者が異なるあるいは指導法が異なれば、同一の動作においてもどの部分に重点を置いているかで筋活動も異なる可能性があるためである。そのため、今後の研究ではこれらの要因も検討していく必要がある。また研究課題 3 及び 4 では競技力の異なる 2 群の筋シナジーを横断的に調査し比較したが、パフォーマンスと筋シナジーの関係を縦断的に調査していくことで、パフォーマンスが高まった要因あるいはパフォーマンスが低下したその要因も明らかにできると考えられる。

Ⅲ. まとめ

- 運動の機能を評価する筋シナジー解析を用いて様々なスポーツ動作を評価した。
- ランニング時に体幹筋群は姿勢制御として機能するが、ランニングを継続することでその機能は低下し、骨盤に付着する下肢筋群によって姿勢を制御する。
- 股関節内・外転筋群を疲労させると、側方切り返し動作時に股関節の外転抑制機能が遅延する。
- 弓道競技における弓射動作中、競技レベルが高いと静的安定性を確保する内腹斜筋/腹横筋によって姿勢を制御できるが、競技レベルが低いと体幹の挙動トルクを生じる外腹斜筋によって体幹を固める。
- バドミントン競技のスマッシュショットを上級者はインパクト時に前腕の筋群と内腹斜筋/腹横筋を利用して威力を高めるが、初級者にそのような活動はみられない。

謝辞

本博士論文を執筆するにあたり、多くの方のご指導及びご協力頂いたことをこの場を借り深謝致します。

指導教員である早稲田大学スポーツ科学学術院金岡恒治教授には学部 2 回生時から 10 年にも渡り、ご多忙の中手厚く指導頂き、人としても研究者としても大きく成長させて頂きましたことに心より御礼申し上げます。

早稲田大学スポーツ科学学術院彼末一之教授、及び土屋純教授には副査を引き受けて頂き、審査会を通して博士論文をより良いものへと昇華する温かいご指導を頂きましたことに感謝致します。

筋シナジー解析を行うにあたり、筋シナジーに関して無知であった私に多くの情報を与えご協力頂きました Arizona State University, School of Biological Health Systems Engineering, Neural Control of Movement laboratory 上原一将氏、東京大学大学院総合文化研究科生命環境科学系身体運動科学研究室横山光氏に深謝致します。

埼玉医科大学大久保雄講師には卒業論文及び修士論文の執筆に関して多大なるご協力を頂き、研究の手法や論文を執筆する上で必要な基礎を教えて頂きました。早稲田大学スポーツ科学研究センター今井厚氏には研究論文の執筆にあたり惜しみないご協力とご閲覧頂きました。両氏に、ここに御礼申し上げます。また研究室に所属する多くの先輩・後輩、そして同期には研究が滞り悩み苦しんだ時期を支えて頂いた事に感謝致します。最後に、これまで私を支え応援し続けてくれた両親・家族に心より感謝の意を表します。

今後は多くの方に頂いたご協力への感謝の意を忘れず、周りと協調しながら、研究成果を社会へ還元できるようより一層精進して参ります。

参考文献

- [1] Torricelli, D., Barroso, F., Coscia, M., Alessandro, C., Lunardini, F., Esteban, E. B., & d'Avella, A. (2016). Muscle synergies in clinical practice: theoretical and practical implications. In *Emerging Therapies in Neurorehabilitation II* (pp. 251-272). Springer International Publishing.
- [2] Takase, H. (2003). A study on information constraining coordination of the respiratory system. *Theses for the doctoral degree of Graduate School of Human Sciences, Waseda Univ.*
- [3] Bernstein, N. (1966). The co-ordination and regulation of movements. *The co-ordination and regulation of movements.*
- [4] 三島健, 黒川隆夫, & 田村博. (1981). 筋電図からの運動司令の推定法と前腕高速運動へのその適用. *計測自動制御学会論文集*, 17(5), 574-581.
- [5] 小池康晴, & 川人光男. (1994). 神経回路モデルを用いた表面筋電信号からの人腕の軌道生成. *電子情報通信学会論文誌 D*, 77(1), 193-203.
- [6] 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.
- [7] Drew, T., Kalaska, J., & Krouchev, N. (2008). Muscle synergies during locomotion in the cat: a model for motor cortex control. *The Journal of physiology*, 586(5), 1239-1245.
- [8] Bizzi, E., & Cheung, V. C. (2013). The neural origin of muscle synergies. *Frontiers in computational neuroscience*, 7.
- [9] Lacquaniti, F., Ivanenko, Y. P., & Zago, M. (2012). Patterned control of human locomotion. *The Journal of physiology*, 590(10), 2189-2199.
- [10] d'Avella, A., Fernandez, L., Portone, A., & Lacquaniti, F. (2008). Modulation of phasic and tonic muscle synergies with reaching direction and speed. *Journal of*

neurophysiology, 100(3), 1433-1454.

[11] Dominici, N., Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., d'Avella, A., Mondì, V., Cicchese, M., ... & Poppele, R. E. (2011). Locomotor primitives in newborn babies and their development. *Science*, 334(6058), 997-999.

[12] Berger, D. J., Gentner, R., Edmunds, T., Pai, D. K., & d'Avella, A. (2013). Differences in adaptation rates after virtual surgeries provide direct evidence for modularity. *Journal of Neuroscience*, 33(30), 12384-12394.

[13] Lee, D. D., & Seung, H. S. (2001). Algorithms for non-negative matrix factorization. In *Advances in neural information processing systems* (pp. 556-562).

[14] 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.

[15] Hug, F., Turpin, N. A., Guével, A., & Dorel, S. (2010). Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies?. *Journal of Applied Physiology*, 108(6), 1727-1736.

[16] Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?. *Journal of electromyography and kinesiology*, 21(1), 1-12.

[17] Cheung, V. C., Turolla, A., Agostini, M., Silvoni, S., Bennis, C., Kasi, P., ... & Bizzi, E. (2012). Muscle synergy patterns as physiological markers of motor cortical damage. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 109(36), 14652-14656.

[18] Tresch, M. C., Cheung, V. C., & d'Avella, A. (2006). Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: evaluation on simulated and experimental data sets. *Journal of neurophysiology*, 95(4), 2199-2212.

[19] Takei, T., Confais, J., Tomatsu, S., Oya, T., & Seki, K. (2017). Neural basis for hand muscle synergies in the primate spinal cord. *Proceedings of the National*

Academy of Sciences, 114(32), 8643-8648.

- [20] Vaz, J. R., Olstad, B. H., Cabri, J., Kjendlie, P. L., Pezarat-Correia, P., & Hug, F. (2016). Muscle coordination during breaststroke swimming: Comparison between elite swimmers and beginners. *Journal of sports sciences, 34*(20), 1941-1948.
- [21] Clement, D. B., Taunton, J. E., Smart, G. W., & McNicol, K. L. (1981). A survey of overuse running injuries. *The Physician and Sportsmedicine, 9*(5), 47-58.
- [22] Macera, C. A., Pate, R. R., Powell, K. E., Jackson, K. L., Kendrick, J. S., & Craven, T. E. (1989). Predicting lower-extremity injuries among habitual runners. *Archives of internal medicine, 149*(11), 2565-2568.
- [23] Walter, S. D., Hart, L. E., McIntosh, J. M., & Sutton, J. R. (1989). The Ontario cohort study of running-related injuries. *Archives of internal medicine, 149*(11), 2561-2564.
- [24] Van Mechelen, W. (1992). Running injuries. *Sports Medicine, 14*(5), 320-335.
- [25] Ballas, M. T., Tytko, J., & Cookson, D. (1997). Common overuse running injuries: diagnosis and management. *American family physician, 55*(7), 2473-2484.
- [26] Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., & Zumbo, B. D. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British journal of sports medicine, 36*(2), 95-101.
- [27] Cowan, D. N., Jones, B. H., Frykman, P. N., Polly Jr, D. W., Harman, E. A., Rosenstein, R. M., & Rosenstein, M. T. (1996). Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 28*(8), 945-952.
- [28] Burdett, R. G. (1982). Forces predicted at the ankle during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 14*(4), 308-316.
- [29] 阿江通良, 宮下憲, & 大木昭一郎. (1991). スプリント走の地面反力. *陸上競技研*

究, 7, 2-10.

- [30] Fredericson, M., Cookingham, C. L., Chaudhari, A. M., Dowdell, B. C., Oestreicher, N., & Sahrman, S. A. (2000). Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 10(3), 169-175.
- [31] Baker, R. L., Souza, R. B., & Fredericson, M. (2011). Iliotibial band syndrome: soft tissue and biomechanical factors in evaluation and treatment. *PM&R*, 3(6), 550-561.
- [32] Louw, M., & Deary, C. (2014). The biomechanical variables involved in the aetiology of iliotibial band syndrome in distance runners—A systematic review of the literature. *Physical Therapy in sport*, 15(1), 64-75.
- [33] Jones, G. M., & Watt, D. G. D. (1971). Observations on the control of stepping and hopping movements in man. *The Journal of Physiology*, 219(3), 709-727.
- [34] Neptune, R. R., Wright, I. C., & Van Den Bogert, A. J. (1999). Muscle coordination and function during cutting movements. *Medicine and science in sports and exercise*, 31, 294-302.
- [35] Horita, T., Komi, P., Nicol, C., & Kyröläinen, H. (2002). Interaction between pre-landing activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: implications to performance. *European journal of applied physiology*, 88(1-2), 76-84.
- [36] Brazier, J., Bishop, C., Simons, C., Antrobus, M., Read, P. J., & Turner, A. N. (2014). Lower extremity stiffness: Effects on performance and injury and implications for training. *Strength & Conditioning Journal*, 36(5), 103-112.
- [37] Santello, M. (2005). Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait & posture*, 21(1), 85-94.
- [38] Hoffren, M., Ishikawa, M., & Komi, P. V. (2007). Age-related neuromuscular

- function during drop jumps. *Journal of Applied Physiology*, 103(4), 1276-1283.
- [39] Iida, Y., Kanehisa, H., Inaba, Y., & Nakazawa, K. (2011). Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 602-609.
- [40] Arampatzis, A., Schade, F., Walsh, M., & Brüggemann, G. P. (2001). Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(5), 355-364.
- [41] Nyland, J. A., Caborn, D. N. M., Shapiro, R., & Johnson, D. L. (1997). Fatigue after eccentric quadriceps femoris work produces earlier gastrocnemius and delayed quadriceps femoris activation during crossover cutting among normal athletic women. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 5(3), 162-167.
- [42] 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.
- [43] Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor patterns in human walking and running. *Journal of neurophysiology*, 95(6), 3426-3437.
- [44] 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.
- [45] Weist, R., Eils, E., & Rosenbaum, D. (2004). The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *The American journal of sports medicine*, 32(8), 1893-1898.
- [46] Montgomery III, W. H., Pink, M., & Perry, J. (1994). Electromyographic

analysis of hip and knee musculature during running. *The American journal of sports medicine*, 22(2), 272-278.

[47] Saunders, S. W., Rath, D., & Hodges, P. W. (2004). Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. *Gait & posture*, 20(3), 280-290.

[48] Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *JBJS*, 35(3), 543-558.

[49] Tang, P. F., Woollacott, M. H., & Chong, R. K. (1998). Control of reactive balance adjustments in perturbed human walking: roles of proximal and distal postural muscle activity. *Experimental brain research*, 119(2), 141-152.

[50] O'Connor, D. M. (2004). Groin injuries in professional rugby league players: a prospective study. *Journal of sports sciences*, 22(7), 629-636.

[51] Verrall, G. M., Slavotinek, J. P., Fon, G. T., & Barnes, P. G. (2007). Outcome of conservative management of athletic chronic groin injury diagnosed as pubic bone stress injury. *The American journal of sports medicine*, 35(3), 467-474.

[52] Werner, J., Hägglund, M., Waldén, M., & Ekstrand, J. (2009). UEFA injury study: a prospective study of hip and groin injuries in professional football over seven consecutive seasons. *British Journal of Sports Medicine*, 43(13), 1036-1040.

[53] Avrahami, D., & Choudur, H. N. (2010). Adductor tendinopathy in a hockey player with persistent groin pain: a case report. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 54(4), 264.

[54] 仁賀定雄, 池田浩夫.(2011). 「スポーツ選手の疎経部痛」 『下肢のスポーツ外傷と障害』 初版, pp.164-177, 東京, 中山書店.

[55] Morelli, V., & Smith, V. (2001). Groin injuries in athletes. *American family physician*, 64(8).

- [56] 仁賀定雄(2005). 「径部痛症候群」『月間トレーニングジャーナル』27(1), pp.46-47.
- [57] Hölmich, P. (2007). Long-standing groin pain in sportspeople falls into three primary patterns, a “clinical entity” approach: a prospective study of 207 patients. *British journal of sports medicine*, 41(4), 247-252.
- [58] Verrall, G. M., Hamilton, I. A., Slavotinek, J. P., Oakeshott, R. D., Spriggins, A. J., Barnes, P. G., & Fon, G. T. (2005). Hip joint range of motion reduction in sports-related chronic groin injury diagnosed as pubic bone stress injury. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 8(1), 77-84.
- [59] Mens, J., Inklaar, H., Koes, B. W., & Stam, H. J. (2006). A new view on adduction-related groin pain. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 16(1), 15-19.
- [60] Malliaras, P., Hogan, A., Nawrocki, A., Crossley, K., & Schache, A. (2009). Hip flexibility and strength measures: reliability and association with athletic groin pain. *British journal of sports medicine*, 43(10), 739-744.
- [61] Crow, J. F., Pearce, A. J., Veale, J. P., VanderWesthuizen, D., Coburn, P. T., & Pizzari, T. (2010). Hip adductor muscle strength is reduced preceding and during the onset of groin pain in elite junior Australian football players. *Journal of science and medicine in sport*, 13(2), 202-204.
- [62] Thorborg, K., Serner, A., Petersen, J., Madsen, T. M., Magnusson, P., & Hölmich, P. (2011). Hip adduction and abduction strength profiles in elite soccer players: implications for clinical evaluation of hip adductor muscle recovery after injury. *The American journal of sports medicine*, 39(1), 121-126.
- [63] Malloch, A. J., & Taunton, J. E. (2000). Overuse Syndromes. *Endurance in Sport, Second Edition*, 766-799.
- [64] McSweeney, S. E., Naraghi, A., Salonen, D., Theodoropoulos, J., & White, L. M. (2012). Hip and groin pain in the professional athlete. *Canadian Association of*

Radiologists Journal, 63(2), 87-99.

[65] Stanish, W. D. (1984). Overuse injuries in athletes: a perspective. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16(1), 1-7.

[66] Elliott, B. (1990). *Adolescent overuse sporting injuries: a biomechanical review*. National Sports Research Centre, Australian Sports Commission.

[67] 亀井貞次, 松井秀治, & 宮下充正. (1971). 筋電図による弓射動作の分析. *体育学研究*, 15(3), 39-46.

[68] 山田佳弘. (1991). 弓道の引分け動作と弓力に関する研究. *武道学研究*, 24(2), 157-158.

[69] Konishi, A., & Fujiwara, M. (1972). Muscle Activity Patterns in the Hikiwake Movement of Kyudo. *studies*, 1973, 1981.

[70] 稲垣源四郎. (1997). *易しく教える弓道教本*. 東京, 東京書店.

[71] Imai, A., Kaneoka, K., Okubo, Y., & Shiraki, H. (2014). Effects of two types of trunk exercises on balance and athletic performance in youth soccer players. *International journal of sports physical therapy*, 9(1), 47.

[72] Soligard, T., Myklebust, G., Steffen, K., Holme, I., Silvers, H., Bizzini, M., ... & Brooks. (2009). Comprehensive warm-up programme to prevent injuries in young female footballers: cluster randomised controlled trial. *BMJ: British Medical Journal*, 95-99.

[73] Soligard, T., Nilstad, A., Steffen, K., Myklebust, G., Holme, I., Dvorak, J., ... & Andersen, T. E. (2010). Compliance with a comprehensive warm-up programme to prevent injuries in youth football. *Br J Sports Med*, 44(11), 787-793.

[74] Crommert, M. E., Ekblom, M. M., & Thorstensson, A. (2011). Activation of transversus abdominis varies with postural demand in standing. *Gait & posture*, 33(3), 473-477.

- [75] Davey, N. J., Lisle, R. M., Loxton-Edwards, B., Nowicky, A. V., & McGregor, A. H. (2002). Activation of back muscles during voluntary abduction of the contralateral arm in humans. *Spine*, *27*(12), 1355-1360.
- [76] Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, *60*(sup230), 1-54.
- [77] Urquhart, D. M., Hodges, P. W., Allen, T. J., & Story, I. H. (2005). Abdominal muscle recruitment during a range of voluntary exercises. *Manual therapy*, *10*(2), 144-153.
- [78] Mike Woodward. (2011). Badminton coach education coaches' manual level1. Badminton World Federation.
- [79] Zhang, Z., Li, S., Wan, B., Visentin, P., Jiang, Q., Dyck, M., ... & Shan, G. (2016). The influence of X-factor (trunk rotation) and experience on the quality of the badminton forehand smash. *Journal of human kinetics*, *53*(1), 9-22.
- [80] Ogawa, T., Kawashima, N., Ogata, T., & Nakazawa, K. (2012). Limited transfer of newly acquired movement patterns across walking and running in humans. *PLoS One*, *7*(9), e46349.