

博士論文

ペダリング運動における筋シナジーを用いた 両下肢筋協調制御の理解に関する研究

福岡工業大学 大学院 工学研究科
知能情報システム工学専攻 情報制御システム専修
博士後期課程 佐藤 拓広

氏名	佐藤 拓広	学位区分	第 1 項
<p>主論文の題名</p> <p>ペダリング運動における筋シナジーを用いた両下肢筋協調制御の理解に関する研究</p> <p>主論文の要旨</p> <p>近年、スポーツ分野では、競技力向上に関する暗黙知の伝承や競技選手の育成を目的として、トップアスリートがもつ身体スキル (skill) を工学的に明らかにする研究がなされてきた。特に、自転車競技では、スキルの誤認知やオーバーユースの予防に最も重要な課題として、左右下肢による筋発揮力を効率的な推進力へと変換するペダリングスキルの形式知化が挙げられている。現状、ペダリング運動の運動制御を調査した先行研究では、片下肢を対象としたペダリング動作の計測と解析が行われており、左右の両下肢が対称的に運動することを前提としたスキルの議論が主軸を成している。この論点を支持する主要な知見に、両下肢における筋活動量の対称性が挙げられているが、いずれの先行研究もペダリング動作の運動制御を直接検討するに至っていない。</p> <p>そこで本研究は、ペダリング動作における両下肢の非対称性に着眼し、両下肢筋の協調制御メカニズムの理解を目的とした。具体的には、筋シナジーに基づき、両下肢の協調運動に関わる神経機構の存在を明らかとし、下肢の筋疲労を均等に分散する両下肢筋の協調動作を調査した。</p> <p>本研究の方法論として、まず、自転車競技の走行環境を模擬した実験条件の下、初心者と熟練者からペダリング運動において主要な両下肢の筋活動を計測した。次に、ウェーブレット変換を用いて筋活動の時間-周波数成分を算出し、神経筋の生理学的特性を可視化した。そして、次元縮減アルゴリズムの主成分分析と非負値行列因子分解を用いて、両下肢の筋シナジーを抽出した。</p> <p>本研究の結果は、抽出された筋シナジーに基づいて、ペダリング運動が両下肢で異なる機能的な役割を有した筋の協調動作によって構成されることを示した。さらに、ケイデンス (rpm) の変化や筋疲労への適応として、左右下肢のペダリング動作がペダリングフェーズ毎に切り替わることを明らかとした。以上より、本研究の考察では、ペダリング動作の切り替えが、局所筋疲労の低減に主要な役割を果たすことに加え、高いケイデンス下でも下肢筋の協調活動を保持し、ペダリング効率を高めていく上で重要なペダリングスキルを示唆した。</p> <p>本博士論文は、全 5 章から構成されている。まず、第 1 章では、研究背景、目的、構成を述べた。冗長自由度系の問題を起点とし、ヒトの巧みな運動制御と身体スキルに関する理論的背景を整理することで、本研究の要点をまとめた。次に、第 2 章では、左右の両下肢は対象かつ同程度に運動するという従来研究の仮説を検証すべく、筋シナジーの理解に基づいて、両下肢筋の協調活動を生み出す神経機構の存在を述べた。そして、第 3 章では、ケイデンスの変化が両下肢筋の協調動作に及ぼす影響を調査し、ペダリング動作の運動制御メカニズムについて述べた。以上の知見を踏まえて、第 4 章では、筋疲労に対して、ペダリング動作の切り替えがどのような役割を果たすかを明らかにするため、両下肢筋の代償動作メカニズムを調査した。第 5 章では、本研究のまとめとして総合考察を行い、主要な知見と学術的貢献について要点をまとめた。</p>			

Name	SATO TAKUHIRO	Degree Type	1
<p>Doctor Thesis Title</p> <p>A study on the motor control mechanism of bilateral lower limb coordination during pedaling exercise based on muscle synergy theory</p> <p>Thesis Abstract</p> <p>Much research has been done to clarify the sport-specific skills of athletes aiming to transfer their skills to others by formulating explicit knowledge. In the field of competitive cycling, pedaling skills need the bilateral muscle coordination of the lower extremities, that is key to achieve high-efficiency pedaling motion with reducing non-traumatic injuries due to localized muscle fatigue. However, most of the researches that investigated the pedaling strategy under the assumption of that both legs move symmetrically. A few researches support the symmetry of muscular active mass in lower limb, however, none of them examined its mechanisms. Thus, this study aims to understand the motor control mechanism of inter lower limb coordination during pedaling exercise based on muscle synergy theory. In specific, this study investigates bilateral muscle coordination that evenly distributing muscle fatigue. This methodology consists of several steps. First, the surface electromyography (sEMG) of both leg muscles were measured to quantify the muscle activities under the experimental conditions simulating a competitive cycling environment. Second, the time-frequency component of sEMG that integrates the physiological characteristics of muscles in the both legs were extracted by using wavelet transform. Then, the muscle synergies were obtained from the wavelet power spectrums via dimensionally reducing algorithms; principal component analysis and non-negative matrix factorization, and it showed neuromotor mechanism of the bilateral muscle coordination. The results of this study clarified that the pedaling motion was accomplished by the asymmetric cooperation of the both legs. The switching of pedaling motion was also confirmed at every pedaling phases, in order to adapt to the change of cadence and muscular fatigue. The research outcomes suggested that the switching of pedaling motion between legs could contribute to alleviate localized muscle fatigue and maintain muscle coordination in a high cadence, which represented pedaling skills. This doctoral dissertation consists of five chapters. The first chapter briefly describes background, purpose, and structure of this study. The theoretical part of redundancy problem in musculoskeletal system introduces the neuromotor mechanisms of human's dexterity as motor skills. The second chapter shows the bilateral muscle coordination based on muscle synergy to validate the hypothesis that both legs move symmetrically. The third chapter investigates the effect of the change of cadence on inter lower limb coordination and clarifies the pedaling strategy. The fourth chapter describes compensatory muscle coordination to understand the switching of pedaling motion between legs. The final chapter provides the main findings and contribution of this dissertation.</p>			

目次

第1章 序論	1
1.1 導入	1
1.1.1 冗長自由度の問題	1
1.1.2 ヒトの巧みさ	2
1.1.3 本研究の焦点	4
1.2 身体の運動制御	6
1.2.1 身体運動	6
1.2.2 神経筋の生理学的特性	6
1.2.3 関節運動の機械的特性	7
1.2.4 ベルンシュタイン問題	7
1.2.5 筋電図的研究	8
1.3 シナジー	11
1.3.1 筋の協調構造	11
1.3.2 次元縮約アルゴリズム	14
1.3.3 シナジーに基づいた運動制御の理解	16
1.4 身体スキル	17
1.4.1 暗黙性	17
1.4.2 協調運動	17
1.5 本研究の研究目的および構成	19
1.5.1 研究目的	19
1.5.2 研究課題	20
1.5.3 論文構成	20
第2章 研究課題1： 両下肢筋の協調活動を生み出す神経機構	22
2.1 目的	22
2.2 方法論	22
2.2.1 実験環境	22
2.2.2 データ解析	25
2.3 結果	28
2.3.1 シナジー数	28
2.3.2 シナジーベクトルの相関係数	28
2.4 考察	35
2.4.1 シナジー数と運動の多様性	35
2.4.2 両下肢筋の協調活動	35
2.5 まとめ	36

第3章 研究課題2：ペダリング動作の運動制御メカニズム	37
3.1 目的	37
3.2 方法論	38
3.2.1 実験	38
3.2.2 データ解析	39
3.3 結果	41
3.3.1 初心者クラスターの筋シナジー	41
3.3.2 熟練者クラスターの筋シナジー	42
3.4 考察	50
3.4.1 ケイデンスの変化が両下肢筋の非対称動作に及ぼす影響.....	50
3.4.2 ペダリング動作の非対称性とペダリングスキルの関連性.....	51
3.5 まとめ	52
第4章 研究課題3：筋疲労による両下肢筋の代償動作メカニズム	53
4.1 目的	53
4.2 方法論	54
4.2.1 実験環境.....	54
4.2.2 データ解析.....	55
4.3 結果	56
4.3.1 両下肢の筋疲労推定.....	56
4.3.2 筋疲労に伴う両下肢筋の協調活動の変容	61
4.4 考察	77
4.4.1 筋疲労部位のばらつき	77
4.4.2 両下肢筋の協調動作の変容から明らかとされる代償動作メカニズム	77
4.5 まとめ	78
第5章 むすび	79
5.1 本研究のまとめ	79
5.2 今後の検討課題	81
謝辞.....	82
参考文献.....	83
業績リスト.....	88

第 1 章

序論

1.1 導入

1.1.1 冗長自由度の問題

ヒトの身体構造を模したロボットが、ヒト同等の運動を遂行しえないのは何故だろうか。例えば、人がテーブルに置かれたコーヒーを把持し、こぼさずに口元へと運ぶという動作をロボットアームで代替することを考える。このような物体の把持-運搬動作の実現には、少なくとも以下の制御課題が解決されなければならない。

- i. 制御対象の理解：カップの形状と重量
- ii. 把持姿勢の決定：カップの持ち方
- iii. 運動軌道の生成：テーブル-口元間のカップの運び方
- iv. 環境外乱を想定した逆動力学計算：力の加え方

上記課題では、「カップをどのように把持し、どのような経路で運ぶか」の解は、無数に考えられてしまう。たとえ、その経路が一つに決定されたとしても、ある瞬間におけるロボットアームの姿勢を実現する関節角度-筋張力の組み合わせは、やはり膨大に存在する（図 1.1.1-1 参照）。このように、関節-筋が必ずしも 1 対 1 の対応関係とならないことは、冗長自由度の問題として知られている。したがって、冗長自由度系では、関節-筋の自由度の組み合わせは、自由度のべき乗オーダーで増大することから、計算処理上の問題が浮上する。

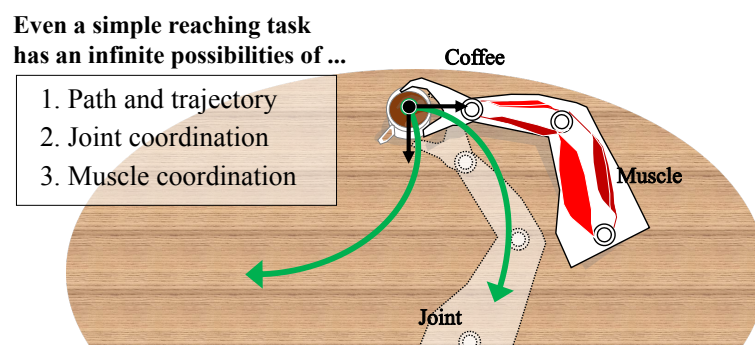


Figure 1.1.1-1: Schematic understanding of redundancy in musculoskeletal system. Even if a trajectory of end effector is determined, there are infinite possibilities of joint angle and muscle tension.

一方、冗長自由度の問題は逆説的に、ヒト特有の巧みな運動制御に関する神経科学における長年の課題を鮮明化したといえるだろう。それは、脳-脊髄系（中枢神経系）は、200を超える関節-筋から構成される冗長自由度系を一体どのようにして制御しているのかというものである。運動制御とは、運動の幹的メカニズムを統制もしくは指揮する能力、または、運動するために必要なさまざまな機構を調整する能力として定義されているが、それらのメカニズムが明らかとされはじめたのは、僅か半世紀前の話である[1]。ヒトの運動は、運動制御に関わる主要な脳部位の相互作用によって発現する。運動制御の根幹をなす上位の神経機構（Neural mechanism）として代表的なものに、随意運動の意図や実行に関わる大脳皮質、姿勢調整系の大脳基底核、協調運動の補助に係る脳幹（延髄、橋、中脳）や小脳が挙げられる[2-3]。そして、これら上位の神経機構の相互作用を通じ、運動指令が下位の運動中枢である脊髄へと投射されることで、体肢-体幹の協調運動（Motor coordination）が生成される。ただし、中枢神経系は、運動指令の投射に先んじて、多数の関節-筋から構成される身体に対して、どの筋をどのようなタイミングで活動させるかといった組み合わせ問題を解決しておかねばならない。このような冗長自由度系の制御問題に対して、中枢神経系の神経機構に関節-筋の自由度を縮約する神経機構が存在するとした見解は、N. A. Bernstein（1986）をはじめとして提唱されてきた[4]。もっとも、近年まで、先行研究によって提唱されてきた神経機構の実態は実証されるに至らななかった。

そして、今日、集積化MEMSをはじめとしたセンサの分解能と計算機の処理能力の向上は、生体信号のセンシングならびに信号解析を発展させるとともに、医学や神経科学をはじめとした学術領域において、身体の運動制御の理解をより鮮明なものとした。これらの主たる知見として、複数の骨格筋を協調運動させることで冗長自由度を縮約する協調構造（シナジー；Synergy）が挙げられるだろう。以降、霊長類の把持運動や歩行運動をはじめとして、運動制御を司るシナジーとその機能的役割が明らかとされつつある[5]。

1.1.2 ヒトの巧みさ

近年、スポーツ分野では、競技力向上に関する暗黙知の伝承や競技選手の育成を目的として、トップアスリートと素人を別ける運動技能（Motor skill）や身体スキル（Skill）に関する研究が注目されている。もっとも巧みさとは、伝統芸能、演奏、スポーツ分野の主観的な評価尺度を指し示すものであり、巧みさの本質は、行為者のパフォーマンスを向上させる能力であるスキルに内在する。つまり、身体スキルとは、身体が運動目的や運動課題（Task）にかなった動きをするように、身体諸機能を調整する随意能力であり、反復練習と記憶蓄積によるシナプスの可塑的变化（運動学習）によって獲得される比較的永続する巧みな課題遂行の能力を指し示す[6]。一般に、運動学習は、次の3つの段階に分けられる[7]。

- 認知段階：何を行うかを理解し、言語的に戦略を考える段階
- 連合段階：戦略を試行錯誤する段階
- 自動化段階：戦略が非言語化され、注意の減少に伴って手続きが自動化される段階

身体運動の巧緻性や協調性は、運動学習によって向上されていく。このプロセスでは、運動遂行に関わる戦略 (Strategy) が、上位運動中枢から大脳皮質レベル、脳幹レベル、そして下位の運動中枢である脊髄レベルと階層的に組織化されることが知られている。このような運動の習熟は、意識化の過程から無意識化の過程への移行といわれている[8]。しかしながら、スキルの伝承は、主として身体が覚え込んだノウハウなどメタ認知的に言語化された知 (暗黙知) に依存せざるを得ないのが現状である[9]。

スポーツスキル (Sport-specific skill)

身体スキルの定量的な理解は、行為者の意図や暗黙知を解き明かす重要なテーマとして、スポーツ科学と工学、認知科学、神経科学で長年研究なされてきた。もっとも、スポーツスキル (Sport-specific skill, 以下スキル) の定量的な理解に関する議論は十分に進んでいるとは言いがたく、スキルの誤認知やオーバートレーニングを起因とした競技パフォーマンスの低下が問題視されているのが現状である。これらの問題に関連する代表的な競技として、言語化によるスキルの認知行為が行われている自転車競技が挙げられるだろう。競技自転車における特徴の一つに、通勤通学の汎用自転車と大きく異なる乗車姿勢が存在する。選手の乗車姿勢は、サドル、ハンドル、そしてペダルとシューズを固定するビンディングペダルによって拘束される。このように、自転車競技では、左右の足先位置がクランクの回転軌道上に拘束されたペダリング運動が行われる。先行研究によって、ペダリング運動は、股と膝関節の曲げ伸ばし (屈曲と伸展) 運動、足関節の曲げ伸ばし (底屈と背屈) 運動を基盤として、ペダルの踏み込み、蹴り出し、引き上げ動作から構成されることが報告されている (図 1.1.2-1 参照)。中でも、「ペダルに乗る」、「引き足」、「楕円を描くように漕ぐ」、「アングリング」などと表現される行為は、様々な運動課題や環境に身体を順応 (Adaptation) させ、運動効率 (Economy) を高めていく上で重要なペダリングスキルとして、選手一般にその存在が認知されている[10]。したがって、ペダリングスキルとは、下肢による筋発揮力を効率的な推進力へと変換する能力として考えられている。そうはいえど、事前知識をもたない全くの初心者にとって、下肢の運動感覚から、たとえば「引き足」を知覚し、「引き足」としてペダリング動作を実現することは、至極困難であるといえる。

このような背景のもと、自転車競技の現場では、膝関節筋の使いすぎ症候群 (オーバーユース)、局所筋疲労、そして注意力散漫による落車といった重大事故が国際的な問題となっている[11]。そこで、ペダリング運動における主要な活動筋 (active muscle) を同定し、それらの電気的活動を計測することで、ペダリング動作の運動効率を調査する研究は、長年に取り組みされてきた[12]。しかしながら、ペダリング運動の運動制御を調査する先行研究では、片下肢を対象としたペダリング動作の計測と解析が行われており、左右の両下肢が対称的に運動することを前提としたスキルの議論が主軸を成している (図 1.1.2-1 参照)。この論点を支持する主要な知見に、両下肢における筋活動量の対称性が挙げられているが、いずれの先行研究もペダリング動作の運動制御を直接検討するに至っていない。

したがって、今日では、ペダリング動作における左右下肢の非対称性 (Bilateral asymmetry) が、競技パフォーマンスにどのような影響を与えており、また、それらがスポーツ損傷全般とどのような関係性を有しているかについての議論は、全くもって進展していないのである。

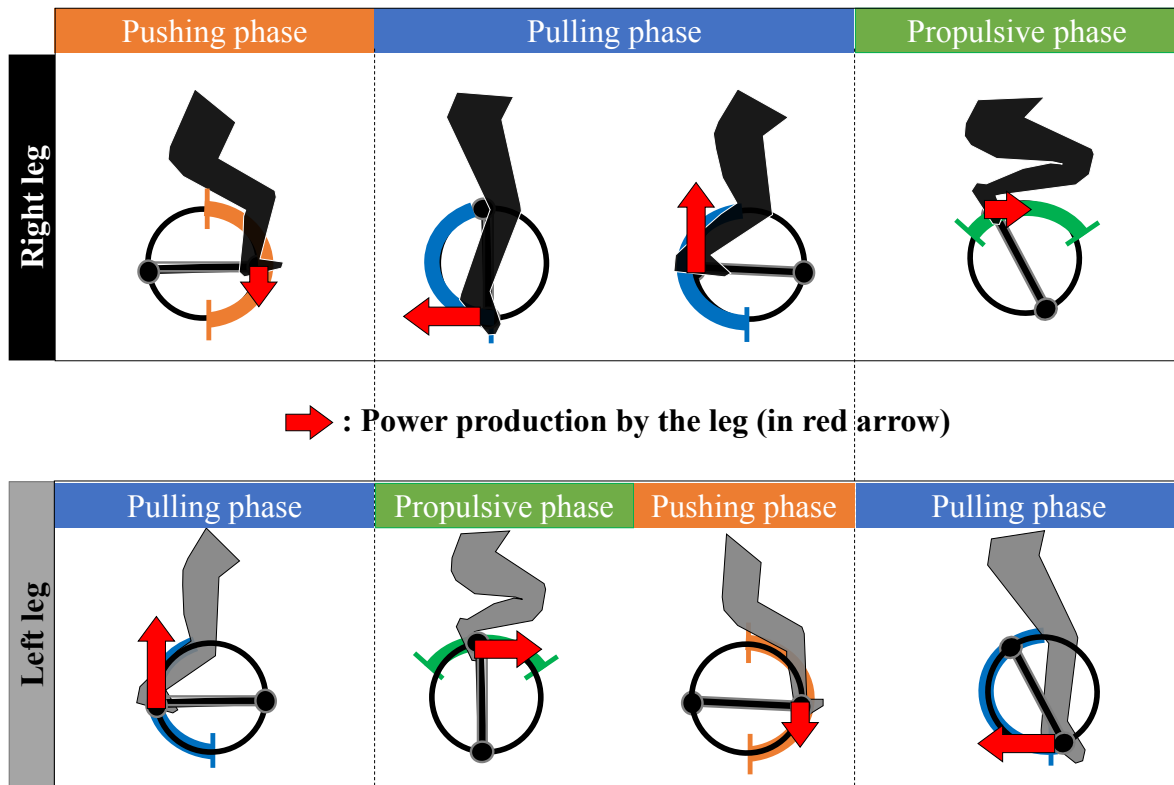


Figure 1.1.2-1: Inter lower limb symmetry in each pedaling phase. Asymmetry of pedaling motion occurs when the crank is rotated by only either the left or right leg. Hereby, the functional role of the both legs varies at every pedaling phase.

1.1.3 本研究の焦点

四肢間の非対称性 (Inter-limb asymmetries)

近年、競走、ペダリング運動などのスポーツ分野において、「身体動作の非対称性は、競技パフォーマンスを向上-低下させるのか」という問いは、スポーツ損傷の予防対策に重要なテーマとして注目を集めている。四肢間の非対称性をレビューした Bishop et al. (2017) によると、跳躍、蹴り、全力ペダリングにおいて、左右下肢の体力 (力; Force, スピード; Speed) から観測される高い非対称性は、競技パフォーマンスの低下をもたらすことが示唆されている [13]。上記報告によると、四肢の非対称性が意味する範囲は、左右四肢の生理学的差、体力差、利き足といった優位性の差、負傷-非損傷部位の差など幅広いことから、一貫した非対称性の評価指標 (Asymmetry index) は存在しないことが指摘されている。Vagenas et al. (1999) に

よると、ランニングでは、下肢関節の運動学的な非対称性を改善しようとするとき、オーバーユースのリスクが増大することが報告されている[14]。この理由の一つに、左右下肢の協調運動またはそれらの筋力差を起因とした局所的負荷の増大などの影響が考えられている。一方、Bini et al. (2015) は、10名の熟練サイクリストを対象に、4 kmのタイムトライアルのスコアとペダル踏力の左右非対称性の関連性を調査した。この結果、両者には負の相関が確認され、身体動作の非対称性は競技パフォーマンスの向上に寄与することが示唆されるなど、Vagenas et al. (1999) の報告と相反することとなった。このように、「身体動作の非対称性は、競技パフォーマンスを向上-低下させるのか」という問いに関する一貫した知見は、未だ得られていないのが現状である。

これまでの知見を鑑みると、身体動作の非対称性は単に偶発的なものではなく、身体スキルとして四肢間の非対称性を補償-活用するような中枢神経系の運動制御メカニズムを反映することが考えられる。さらに、ペダリングスキルの定量的な理解に関する議論では、左右下肢の協調運動に関わる神経機構を明らかとし、下肢筋への負荷を均等に分散する運動制御の解明が先決課題であるように思える。そして、これらの理解は、身体動作の非対称性と競技パフォーマンスの関連性を明らかとする上で、有効なアプローチになると考えられる。

そこで本研究では、左右下肢の非対称的なペダリング動作の運動制御に着眼し、両下肢筋の協調制御メカニズムを明らかにする。具体的には、筋シナジーに基づいて、両下肢筋の協調運動を生み出す神経機構を調査することで、左右下肢は同程度に動作するという従来研究の仮説を検証するとともに、ペダリングスキルの定量的な理解に関する議論を進展させる。

その他、ペダリング運動に着目する理由は、大きくわけて以下3つに要約される。

- ペダリング運動は、日常的な移動手段として馴染みの深いものであることから、初心者と熟練者におけるペダリング動作の運動制御の違いを捉えやすいため
- ペダリング運動では、運動負荷、ケイデンス、継続時間をそれぞれ独立して調整可能であり、自転車競技に近い疑似環境を再現しやすいため
- ペダリング運動では、足先がクランクの円軌道上に固定されることで、幾分保証された再現性の高い運動となるため

以降、本研究目的（第1章、1.5節）の理解を図るため、まず、身体の運動制御に関する諸概念（第1章、1.2-1.4節）をまとめ、次に、本論文構成（第1章、1.5節）を述べる。

1.2 身体の運動制御

1.2.1 身体運動

中枢神経系は、日常生活における些細な運動を一つとっても、筋骨格系を極めて巧みに制御している。このため、ヒトは身体の動きを意識することなく、多種多様な運動を行うことができる。運動 (Movement) とは、体肢-体幹における関節の屈伸、内外転、内外旋を表すものであり、厳密には、骨格筋の活動 (Activity) によって実現されるものである。一方、具体的な仕事をなす運動は、動作 (Motion) と呼ばれる。そして、意図を伴った動作は、行為 (Action) に区別される[15]。

以上を踏まえると、中枢神経系の運動制御を明らかとする上で行為の理解は有益であるといえる。運動の司令塔である中枢神経系は、数億の神経細胞 (ニューロン) によるネットワークから形成されており、活動電位と呼ばれる神経伝達物質の化学反応による電気活動のダイナミクスを支配している。また、運動遂行に際して活動電位より生じた意図は、運動指令 (Motor command) として、大脳、脳幹、脊髄を経路とする上位運動ニューロンから脊髄と筋を結んだ下位運動ニューロンへと伝播される。そして、アクチュエータに相当する筋骨格系は、約 140 種類の関節と約 400 種類の筋で構成されており、下位運動ニューロンに属する α 運動ニューロンによって中枢神経系と接続されている。一つの α 運動ニューロンが支配する筋線維群は、運動単位と呼ばれ、筋収縮力が発揮される最小の機能単位となる。単一の運動単位から発揮される力は小さいことから、中枢神経系は運動ニューロンプールと呼ばれる複数の運動単位へと活動電位を伝播する[16]。このように、活動電位によって運動単位が筋収縮する現象は、運動単位の発火と呼ばれる。このとき、観測される活動電位の変化は、筋電 (Electromyogram, EMG) と呼ばれている。

したがって、筋電波形 (筋活動) の理解は、どの筋がどれほどの強度または活動周波数で活動しているかといった運動単位の選択的動員 (Recruitment) を示すものであることから、リハビリテーションから工学領域における身体の運動制御の理解に大きく貢献してきた。

1.2.2 神経筋の生理学的特性

運動に特有な筋の活動とその機能的役割は、神経筋の生理学的特性によって決定される。身体運動の動力源となる筋張力、いわば筋収縮強度は、活動電位の大きさではなく運動単位の数とそれらの発火頻度 (Firing frequency) によって制御される。ただし、筋張力の制御では、長さ-速度依存性に加えて、筋線維によって異なる収縮特性と神経支配比 (Innervation ratio) を有していることから、運動単位の発火頻度と筋収縮強度には非線形性が示される。また、筋収縮の種類として、筋長を一定に保ちつつ筋張力を発揮する静的収縮 (Static contraction) と、筋を伸縮させ筋張力を発生させる動的収縮 (Dynamic contraction) が挙げられる。なお、後者は関節に運動を発現させる。

収縮特性と神経支配比

概して、筋線維は小さな断面直径の速筋線維と大きな断面直径の遅筋線維に大分類される。短時間で爆発的な力を発揮する速筋は、筋収縮力と収縮速度に優れるものの、疲労耐性に乏しく、長時間筋収縮状態を維持できない。一方、低-中程度の力を継続的に発揮する遅筋は、筋収縮力と収縮速度は速筋に劣るものの、疲労耐性に優れており、長時間筋収縮状態を持続できる。一般的に、運動単位に占める遅筋と速筋の比率は 1:1 とされ、また、速筋と遅筋の活動周波数帯はそれぞれ 126–250 Hz, 20–125 Hz との報告も挙げられている[17]。上位運動ニューロンから下降した運動指令により運動単位の発火頻度が強められた場合は、最初に小さな断面直径の運動単位である遅筋が発火し、次第に大きな運動単位である速筋が動員する。これをサイズの原理という[18]。ただし、より大きな筋張力を短時間で発揮する場合においては、筋肥大ならびに筋線維数の増加が必要とされることもある。一方、神経支配比とは、1つの運動単位が支配する筋線維数を示す、神経支配比が大きい筋は繊細な運動の遂行に、神経支配比が小さい筋は、大きな力を発揮する際に、それぞれ機能的な役割を果たす。

1.2.3 関節運動の機械的特性

骨格筋の形状と配置は、神経筋の生理学的特性に加えて、中枢神経系による運動単位の選択的動員を左右するもう一つの要因である。骨格筋は、1つ以上の骨と関節を結びつける筋であり、1つの関節を跨ぐように配置された筋は単関節筋、それ以上は二関節筋や多関節筋と呼ばれている。骨格筋の形状は、紡錘筋、羽状筋、半羽状筋、鋸筋に分類され、それぞれ体肢-体幹の屈伸、内外転、内外旋の多様な運動を生む。事実、下肢の関節運動において、単関節筋は力の生成、二関節筋は力の調整の主たる役割を担うことが明らかとされている[19]。

このように神経筋の生理学的特性と骨格筋の形状と配置が相重なって、関節運動に機能的役割を付与するのである。したがって、運動に特有な骨格ならびに筋の同定と筋活動の計測は、筋が活動または協調する仕組みやその機能的役割を理解する上で重要である。

1.2.4 ベルンシュタイン問題

冗長自由度の問題とは、いわば、関節角度と骨格筋が必ずしも 1対1 の対応関係とはならないことであった。身体を構成する筋骨格系においては、筋の自由度が関節の自由度に対して冗長性を有していることから、関節運動を実現しうる筋の組み合わせは解析的に定まらない。自由度 N によって定められる空間は N のべき乗で増大することを鑑みると、関節-筋レベルで膨大な計算処理が生じていることになる。冗長自由度の問題は、後述する文脈の問題と合わせ、ベルンシュタイン問題と呼ばれている[1]。

身体を円滑に制御するために、中枢神経系は一体どのような運動戦略を立てるのだろうか。本研究では、これらの解決方策として、冗長自由度の縮約という観点から、代表的な運動制御理論である鍵盤支配モデル[20]と自己組織的協応モデル[21]に着眼する。まず、古典的な運

動制御理論である鍵盤支配モデルは、大脳皮質（運動連合野）部位と各骨格筋は一对一でマッピングされており、それらが運動の計画として記憶貯蔵されているという理論である。名前から由来されるように、鍵盤支配モデルは、中枢神経系（≡演奏者）の運動計画（≡譜面）に沿って、運動連合野（≡鍵盤）が刺激されることで、運動野にマッピングされた各関節-筋（≡音階）が賦活し、運動が実現されるという一方向のトップダウンモデルをとる。ただし、現実として個々の筋に運動指令を送っているのは、関節の連鎖的運動や複数筋の協調的な活動を実現することは難しい。このように鍵盤支配モデルが示した限界は、冗長自由度と文脈の問題を顕在化させることとなった。一方で、文脈の問題とは、ばらつきやゆらぎといった不確定性が環境に存在する限り、行為者の意図は運動直前、最中、直後で絶えず変化することから、その度に冗長自由度が問題となるというものである。これは、文脈の多義性（Context-conditioned variability）とも呼ばれている。そこで、古典的な運動制御理論に変わる新たな理論として、運動制御は、上位（高次連合野）、中位（運動野）、下位（脊髄）中枢のそれぞれで組織化され、上位のレベルが下位のレベルを支配することで単純化されているという階層制御が提唱された。この理論の要点は、運動が下位レベルから上位レベルにかけて、筋緊張レベル、関節-筋リンクレベル（協調運動）、空間レベル（動作）、行為レベル（身体スキル）といった制御可能ないくつかの階層に分解されているというものである。つまり、冗長自由度と文脈の問題は、上位レベルである行為者の意図を起点とした上層から下層の協応で解決されることを説いている。協応とは、ベルンシュタインの階層制御において、冗長自由度を克服する制御可能な協調機構として定義されている[21]。

1.2.5 筋電図的研究

ヒトの随意運動において、中枢神経系の神経機構より下降する運動指令は、脊髄が神経支配する α 運動ニューロンを介して筋へと伝播する。このとき、筋が収縮時に発生した筋電を定量化したものは、筋電図（electromyography）または筋活動（Muscle activity）と呼ばれている。筋活動の主たる計測手法として、針を筋内部に挿入する針筋電図と皮膚表層に電極を貼り付ける表面筋電図（Surface electromyography; SEMG）が用いられている。とりわけ、表面筋電図による筋活動の評価は、針筋電図に比べ非侵襲的な計測が可能であることから、工学全般における運動制御の理解をはじめ、広く適用されている。表面筋電図の計測原理は、皮膚に貼り付けた電極が覆う筋表層-中層付近の運動単位の微小な活動電位（表面筋電位）を増幅し記録するというものである。したがって、表面筋電位の計測は、次の4点において、厳格に統制された環境準備が要求される[22]。

- 被験者 : 皮膚の接触抵抗, 中枢性ならびに末梢性疲労, 運動器障害
- 計測条件 : 電極の貼り付け位置と距離, 心電図の混入, 体動の混入, クロストーク (他筋からの信号混入), 振幅キャンセル (活動電位の相殺)
- 実験条件 : 神経筋の生理学的特性, 関節運動の機械的特性

- 前処理 : 標準化手法

なお、深層筋の表面筋電位は、皮膚表層へと伝播する間に減衰する他、表層-中層筋の影響を強く受けることから一般には考慮されない。このような背景のもと、国際電気生理キネシオロジー学会 (ISEK) は、高精度かつ再現性の高い筋活動の計測ガイドラインを提言している [23]。ただし、表面筋電位の標準化手法や解析手法は、目的によって様々であることから、各研究間での結果比較の際は、十分な注意を払う必要がある。

筋活動の時間成分

観測された表面筋電位は、時間成分と周波数成分に分けられる。表面筋電位の時間成分は、振幅 (筋の活動レベル)、オンセット (タイミング)、活動波形 (筋活動パターン) から構成される (図 1.2.5-1 参照)。これらの評価は、表面筋電位の整流化によって可能となる。主な整流化手法として、整流化平均値 (Average rectified value; ARV), EMG_{arv} , と二乗和平均平方根 (Root mean squared value; RMS), EMG_{rms} , を以下式 1.2.5-1 と 1.2.5-2 に挙げる。なお、 emg は表面筋電位の時系列データ、 T は周期[s], τ は時間幅[s]を表す。

$$EMG_{rms} = \sqrt{\frac{1}{2T} \int_{T_1}^{T_2} [emg(t+\tau)]^2 dt} \quad (1.2.5-1)$$

$$EMG_{arv} = \frac{1}{2T} \int_{T_1}^{T_2} |emg(t+\tau)|^2 dt \quad (1.2.5-2)$$

筋活動の周波数成分

筋活動の周波数成分には、運動単位の発火頻度、活動電位の伝達速度、筋線維タイプの収縮特性をはじめとする複合的な活動周波数が混在している (図 1.2.5-1 参照)。今日では、フーリエ変換を基本とした周波数解析によって、遅筋と速筋の活動周波数や運動単位の発火頻度の低下といった神経筋の生理学的特性を捉えられるようになった [24]。筋の中央周波数 (Median frequency; MDF) の低周波数帯域へのシフトは、最大筋力または筋力発揮の持続時間の低下を表す筋疲労の定量的指標となっている。しかしながら、フーリエ変換による周波数解析では、定常信号が想定されることから静的運動においてのみ有効であるといえる。このため、動的運動では、突発的な信号や非定常信号を解析するにあたっては、時間-周波数分解能に優れたウェーブレット変換が用いられる [25]。ウェーブレット変換では、ウェーブレット (局在波) と呼ばれる時間と周波数で局在するある一つの基底関数が用意されており、それをスケール変換とシフト変換することで、解析対象の信号に適切な時間-周波数分解能を定義できる。

表面筋電位の時間-周波数解析手法として、式 1.2.5-3 に示すモルレーウェーブレット (Morlet wavelet) $\hat{\psi}$ を用いた筋の信号強度解析 (Intensity analysis) が提案されている[25]. この提案手法によって、動的運動であるペダリング運動において、主要な筋の活動周波数帯域、運動単位の発火頻度調整、そして活動筋の筋疲労などを同時に捉えることができる. ただし、動的運動では、筋長、関節角度、皮膚などの弾性変形によって、電極の覆う運動単位の数は絶えず変動していることに十分な注意を払わなければならない.

$$\hat{\psi}(f_c, \alpha, f) = e^{-\frac{2\pi^2}{\alpha f_c}(f-f_c)^2} \quad (1.2.5-3)$$

$\hat{\psi}$ は、中央周波数[Hz]の f_c と任意のパラメータ α によって定義される. なお、 f は周波数[Hz]を表す. このとき、 f_c は式 1.2.5-4 から算出される. 次式において、 q, r, η は任意のパラメータ、 j はウェーブレットの数を表す.

$$f_c = \frac{1}{\eta}(q+j)r \quad (1.2.5-4)$$

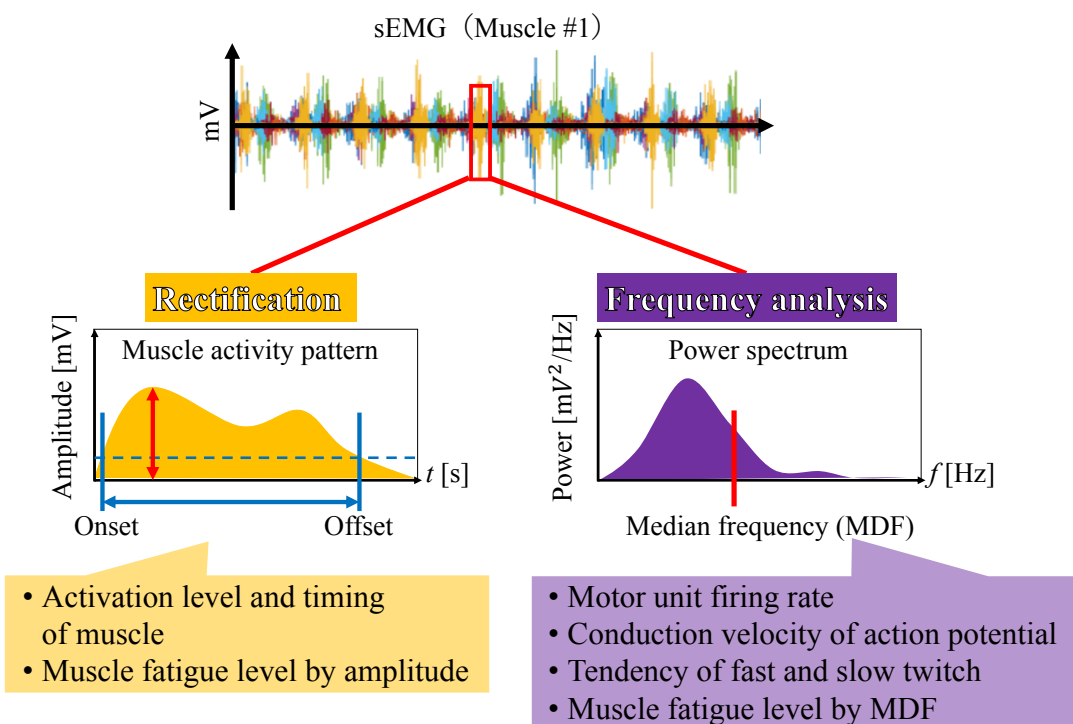


Figure 1.2.5-1: Rectification of the sEMG and frequency analysis. The sEMG envelop (on the left), which represents activation pattern of the muscle #1 (in the red box), is obtained through rectification procedure. On the other hand, the power spectrum of the sEMG (on the right) is obtained through frequency analysis.

筋電図学的研究の課題点

筋電図学的研究の課題点を摘要すると、統制された環境であっても、筋活動に影響を及ぼす個々の要因を厳密に突き止め、分離することは困難ということである。このことから、たとえ複数の筋にわたる協調的な活動が観測されたとしても、それらは筋骨格系の幾何学的特性とその筋肉の剛性特性を左右する骨格筋の形状、配置、筋線維タイプといった生体力学的拘束 (Biomechanical-constraint) から生じたに過ぎず、運動適応 (Motor adaptation) といった中枢神経系の運動制御は反映されていないという見解も述べられている[24-25]。

1.3 シナジー

1.3.1 筋の協調構造

身体の運動制御における問題とは、被制御変数が有する自由度の高さにあった。しかし、実際の運動において、被制御変数の間に相関が見られることが多い。たとえば、ヒトの歩行運動において、下肢の股関節、膝関節、足関節の角度がなす仰角は、歩行速度、歩行姿勢、勾配などの歩行路面に関わらず 3 次元空間の一平面上にプロットされることが知られている[26]。したがって、各関節ならびに筋の自由度は独立しているのではなく、それらが協調し合うことによって、より低い次元で運動が制御されているといえるだろう。事実、被制御変数の自由度が協調し合うような協調構造は、シナジー (Synergy) として知られている。さらに、シナジーは、関節角度の協調を表す運動学的シナジー (Kinematic synergy) と複数の筋の協調を表す筋シナジー (Muscle synergy) に分けられる。特に、筋シナジーは、中枢神経系による運動制御を反映すると考えられており、筋活動からシナジーを抽出する試みはいくつか行われている。代表的な例として、蛙における下肢の蹴り運動やヒトのリーチング運動から計測された筋活動は、少数の筋シナジーの組み合わせによって再現可能であることが示されている[27]。そして、筋シナジーは、筋の空間構造であり筋の重み (以降、筋の協調活動) を表すシナジーベクトル (Synergy vector) と時間構造を表すシナジー活性係数 (Synergy activation coefficient) に分解される (図 1.3.1-1 参照)。したがって、シナジーベクトルとは、中枢神経系はどの筋を選択し活動させているのかという「協調活動」を表す。そして、シナジー活性係数は、ある運動における特定の動作を達成するため、中枢神経系がどのタイミングでどの程度シナジーベクトルを活性化させるかといった「協調動作」を表す。このように、筋シナジーとは、解剖的な筋群を直接的に指し示すものではない。一つの筋は、単一もしくは複数の筋シナジーに属することが明らかとされている (図 1.3.1-1 下部参照)。

今日では、把持運動、歩行と走行、競泳、ローイング運動、ペダリング運動の幅広い運動において、筋シナジーの存在が確認されている[28]。Cappellini et al. (2006)は、歩行に寄与する 32 筋の筋活動を調査することで、それらが 4-5 つの筋シナジーの組み合わせから再構築で

きることを明らかとした[29]. ロボット制御や筋電義手制御では、複合動作の生成と認識に筋シナジーが用いられるなど、その応用範囲は広い[30].

筋シナジーが運動制御に関わる神経機構レベルで実装されていることを裏付ける知見として、サルの手持運動より抽出された筋シナジーが、脊髄の運動ニューロンのスパイクと類似することを明らかにした報告がある[31]. つまり、筋シナジーであるシナジーベクトルとシナジー活性係数を表す神経回路が脊髄神経に内在しており、それらが運動学習によって獲得された、いわば運動戦略であることが裏付けられた. さらに、環境に対する筋シナジーの適応とそのメカニズムは、以下3点が明らかとされている[32].

- **Sharing** : 複数のシナジーの間において類似しているシナジー
- **Flexibility, stability** : 変化または消失したシナジーを補償するシナジー
- **Task-dependence** : 環境（特に、運動課題）に固有なシナジー

興味深いことに、ヒトの筋シナジーは、身体発達過程における運動の効率化とともに変容することが明らかとされている. 運動学習による運動の巧緻性や協調性は、中枢神経系の運動遂行に関わる中枢が下位の運動中枢である脊髄レベルと階層的に組織化されることで実現される. したがって、中枢神経系は、冗長自由度と文脈の問題を解決するために、関節-筋運動の階層において制御可能な協調機構を有するといった運動制御理論である階層制御が支持されることとなった. ヒトの随意運動を対象とした筋電図学的研究により、筋シナジーの存在を裏付ける有力な報告は蓄積されつつあり、今やシナジーを厳密に否定することは難しいといえる.

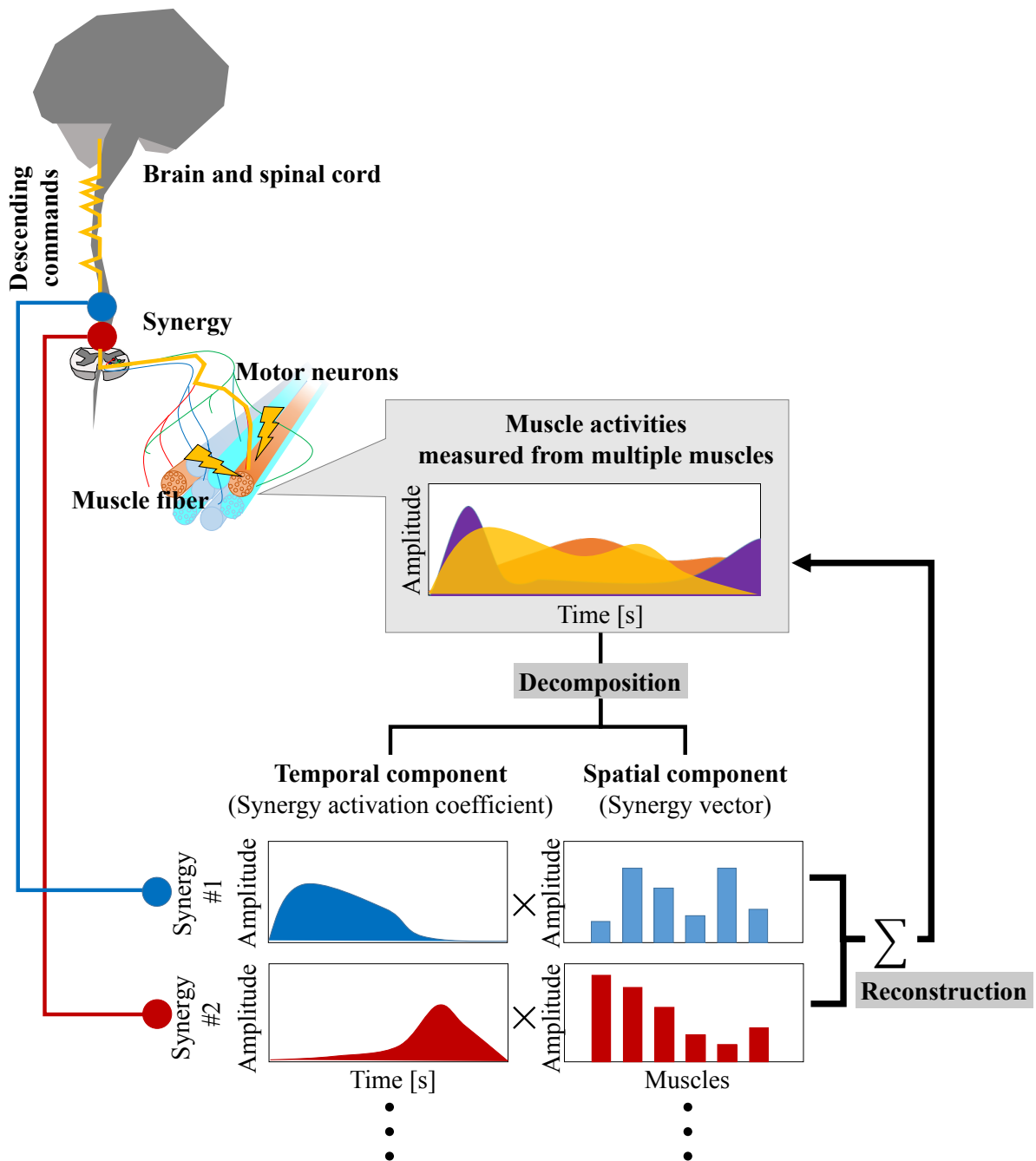


Figure 1.3.1–1: Schematic understanding of muscle synergy. The measured muscle activity can be decomposed into spatio-temporal component of muscle synergy. Temporal component (synergy activation coefficient) and spatial component (synergy vector) are represented on the left and right in this figure, respectively.

1.3.2 次元縮約アルゴリズム

ベルンシュタイン問題は、運動制御の対象（目的変数）に対して筋（従属変数）の組み合わせが膨大となる点にある。そこで、解決方策として、いくつかの従属変数を一つにまとめるなど、新たな合成変数を見出す次元縮約アルゴリズムが用いられる。とりわけ、主成分分析（Principal component analysis; PCA）と非負値行列因子分解（Non-negative matrix factorization; NMF）は、代表的な筋シナジー解析手法として用いられている[33–34]。これら次元縮約アルゴリズムの意味するところは、元データの情報量をできるだけ保持しつつ、より小さな次元で表現しうる平面または超平面へと多次元の筋活動信号を投射するというものである。

主成分分析

計 m 箇所筋からサンプリングされた n 個の時系列データを用いて多次元の筋活動行列 $\mathbf{X}(m\text{-by-}n)$ を式 1.3.2-1 に定義する。まず、主成分分析では、多次元からなる筋活動信号

$$\mathbf{X} = [\mathbf{x}_1(t) \cdots \mathbf{x}_n(t)] = \begin{bmatrix} x_{0,0} & \cdots & x_{0,n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{m,0} & \cdots & x_{m,n} \end{bmatrix} \quad (1.3.2-1)$$

について、重み $\mathbf{W}(m\text{-by-}s)$ との線形和 $\mathbf{Y}(s\text{-by-}n)$ を式 1.3.2-2 のように定義する。

$$\mathbf{Y} = \sum_{i=1}^m w_i \mathbf{x}_i(t) = \mathbf{W}^T \mathbf{X} \quad (1.3.2-2)$$

次に、 \mathbf{Y} の共分散 \mathbf{C} を式 1.3.2-3 に示す制約条件 $\mathbf{W}^T \mathbf{W} = 1$ のもとで最大化する。

$$\text{maximize} \|\mathbf{W}^T \mathbf{C} \mathbf{W}\| \text{ subject to } \mathbf{W}^T \mathbf{W} = 1 \quad (1.3.2-3)$$

上式は、ラグランジュ未定乗数法を用いて、以下 1.3.2-4 という λ の固有値問題として捉えることができる。このとき λ は、重み \mathbf{W} に対応した固有値を表す。

$$\mathbf{C} \mathbf{W} = \lambda \mathbf{W} \quad (1.3.2-4)$$

すなわち、主成分分析を用いた筋シナジー解析は、行列 \mathbf{X} の共分散行列 \mathbf{C} の固有値分解である。このとき、固有値分解によって算出される \mathbf{Y} は、主成分と呼ばれる。このとき、主成分を用いて、多次元の筋活動行列 \mathbf{X} は、以下 $\mathbf{X}^{(s)}$ のように再構築される。これを式 1.3.2-5 に示す。

$$\mathbf{X}^{(s)}(t) = w_1 y_1(t) + w_2 y_2(t) + \cdots + w_s y_s(t) \quad (1.3.2-5)$$

ここで、主成分の次元を表す s は、シナジー数と呼ばれる。そして、主成分の次元が $s < n$ であるときに、行列 $\mathbf{X}^{(s)}$ ($m\text{-by-}n$) は、重み $\mathbf{W}(m\text{-by-}s)$ と主成分 $\mathbf{Y}(s\text{-by-}n)$ の線形和から再構築できる。なお、 s は、再構築された信号が元の信号をどれほど説明できるかを表す累積寄

与率（Cumulative contribution ratio; CCR）によって決定される。これを式 1.3.2-6 に示す。一般に、主成分分析を用いた筋シナジー解析では、累積寄与率が 80-90%を満たすときの s が選択されることが多い[33-34].

$$\text{CCR} = \frac{\sum_{i=1}^s \lambda_i}{\sum_{i=1}^m \lambda_i} \quad (1.3.2-6)$$

シナジーとは、関節または筋の協調構造を指し示すことから、多次元の筋活動行列 \mathbf{X} から分解された筋の協調活動 \mathbf{W} と主成分 \mathbf{Y} は、それぞれシナジーベクトルとシナジー活性係数と呼ばれている。

非負値行列因子分解

主成分分析と異なり、非負値行列因子分解は、データの非負性を考慮した解析手法である。例えば、画像データにおける RGB 成分や音声のスペクトラムなどは非負の値を取る。また、筋電においても、筋の収縮力や張力変化には筋電の絶対値のみが寄与する。このため、筋活動は非負のデータとして定義される。

ここで、計 m 箇所筋からサンプリングされた n 個の時系列データを用いて多次元の筋活動行列 $\mathbf{X}(m\text{-by-}n)$ を以下式 1.3.2-7 のように構築する。

$$\mathbf{X} = [\mathbf{x}_1(t) \cdots \mathbf{x}_n(t)] = \begin{bmatrix} x_{0,0} & \cdots & x_{0,n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{m,0} & \cdots & x_{m,n} \end{bmatrix} \text{ where } x_{ij} \geq 0 \quad (1.3.2-7)$$

このとき、 \mathbf{W} と \mathbf{H} はともに非負である拘束条件のもと、以下式 1.3.2-8 と 1.3.2-9 のフロベニウスノルムを最小にする制約条件付き最適化問題を考える。

$$\text{minimize } \|\mathbf{X} - \mathbf{WH}\|_{\text{Frobenius}}^2 \text{ subject to } w_{ij} \geq 0 \text{ and } h_{jk} \geq 0 \quad (1.3.2-8)$$

$$\|\mathbf{X}\|_{\text{Frobenius}}^2 = \text{tr}(\mathbf{X}\mathbf{X}^T) \quad (1.3.2-9)$$

なお、 $\mathbf{W} \geq 0$ and $\mathbf{H} \geq 0$ の不等式制約条件を課すための未定乗数行列である $(\boldsymbol{\Lambda})_{ij} = \lambda_{ij}$ と $(\boldsymbol{\Xi})_{jk} = \xi_{jk}$ を導入して、ラグランジアンを以下のように定めることとする。

$$J(\mathbf{W}, \mathbf{H}; \boldsymbol{\Lambda}, \boldsymbol{\Xi}) = \frac{1}{2} \|\mathbf{X} - \mathbf{WH}\|_{\text{Frobenius}}^2 - \text{tr}(\boldsymbol{\Lambda}^T \mathbf{W}) - \text{tr}(\boldsymbol{\Xi}^T \mathbf{H}) \quad (1.3.2-10)$$

このとき、カルーシュ・クーン・タッカー条件（Karush-Kuhn-Tucker condition; KKT）より、以下式 1.3.2-11 と 1.3.2-12 に示す乗法的更新則が得られる。

$$\mathbf{W} \leftarrow [(\mathbf{X}\mathbf{H}^T) \circ \mathbf{W}] \oslash (\mathbf{W}\mathbf{H}\mathbf{H}^T) \quad (1.3.2-11)$$

$$\mathbf{H} \leftarrow [(\mathbf{W}^T \mathbf{X}) \circ \mathbf{H}] \oslash (\mathbf{W}^T \mathbf{W} \mathbf{H}) \quad (1.3.2-12)$$

なお、 $\mathbf{A} \circ \mathbf{B}$ はアダマール積（式 1.3.2-13）， $\mathbf{A} \oslash \mathbf{B}$ はアダマール商（式 1.3.2-14）を表している。

$$(\mathbf{A} \circ \mathbf{B})_{ij} = A_{ij} B_{ij} \quad (1.3.2-13)$$

$$(\mathbf{A} \oslash \mathbf{B})_{ij} = \frac{A_{ij}}{B_{ij}} \quad (1.3.2-14)$$

この結果，多次元の筋活動行列 \mathbf{X} は，以下 $\mathbf{X}^{(s)}$ のように再構築される．これを式 1.3.2-15 に示す．ここで， s は，行列の列要素を表す．

$$\mathbf{X}^{(s)}(t) = w_1 h_1(t) + w_2 h_2(t) + \dots + w_s h_s(t) \quad (1.3.2-15)$$

したがって，再構築された筋活動行列 $\mathbf{X}^{(s)}$ の次元が $s < n$ であるときに，行列 \mathbf{X} (m -by- n) は， \mathbf{W} (m -by- s)と \mathbf{H} (s -by- n) の線形和から再構築できる．NMFでは，シナジー数 s の選択基準として，再構築された信号のばらつきが元信号のばらつきをどれほど表現できるかを示す，Variance accounted for (VAF)（式 1.3.2-16）が用いられる[33-34]．ここで， var は分散， $\mathbf{X}^{(s)}$ ($s < n$) は， \mathbf{W} (m -by- s)と \mathbf{H} (s -by- n) の線形和から再構築された信号を表す．

$$VAF = 1 - \frac{\text{var}(\mathbf{X} - \mathbf{X}^{(s)})}{\text{var}(\mathbf{X})} \quad (1.3.2-16)$$

以上，主成分分析と同様に，多次元の筋活動行列 \mathbf{X} は，筋の協調活動を表すシナジーベクトル \mathbf{W} (m -by- s) とシナジー活性係数 \mathbf{H} (s -by- n) へと分解される．

1.3.3 シナジーに基づいた運動制御の理解

ヒトは，身体の冗長自由度を巧みに活用することで，環境変化や外乱に適応することができる．例えば，一段ずつ登っている階段を途中から二段飛ばしで上ろうとするとき，ヒトの運動は適切なフォームへと修正される．今日では，巧みな運動制御の理解を目指して，筋シナジーの環境変動に対する変化が調査されてきた．この結果，あらゆる環境や外乱に対して，筋シナジーは一貫した時空間構造を保っていることが明らかとなった．このような筋シナジーのロバスト性（頑健性）は，筋の協調活動であるシナジーベクトルとその時系列変化を表すシナジー活性係数の微調整によるものであることがわかっている．そして，筋シナジーのロバスト性は，運動負荷 (\mathbf{W}) と運動速度の変化，姿勢変化，セッション間，同一被験者間，生体力学的拘束下で幅広く確認されている[27, 35]．このような知見は，筋シナジーが視覚，筋長や筋張力の変化などの体性感覚からの情報に基づいて微調整されることで，ヒトは適切に運動を修正したり，新たな運動へと適応可能であることを裏付けている．

さて、ヒトの随意運動の実現では、中枢神経系、末梢神経系、効果器、そして筋骨格系がそれぞれ正常に機能することが前提となる。興味深いことに、脳麻痺や運動機能障害などの神経疾患のシナジー数は、健常者のものと比較して、少なくなることが報告なされている[36–37]。シナジー数の比較は、運動の多様性や障害によって失われた運動機能を示唆するものといえるが、その解釈には課題が残されている。この主張の要点は、あくまでも筋シナジーとは、次元縮約アルゴリズムによって必然的に抽出される人為的結果であるということである。しかし、筋電信号から抽出された筋シナジーが脳内神経レベルで実装されているシナジーと一致するかを証明することは、現在の技術では不可能である。シナジーの数は、次元縮約アルゴリズム間でばらつくことが指摘されているように、筋シナジーに基づいた運動制御の理解ではシナジー数だけではなく、それと筋シナジーの時間空間構造の関連性を議論すべきであるとの見解が述べられていることに注意したい[36–39]。

1.4 身体スキル

1.4.1 暗黙性

ときに運動の多様性は、伝統芸能、芸術、スポーツにおいて巧みさを醸し出す。巧みさとは、伝統芸能、演奏、スポーツ分野の主観的な評価尺度を示すものであるが、巧みさの本質は、行為者のパフォーマンスを向上させる能力である身体スキルにある[8]。例えば、トップアスリートは、人々を魅了する繊細で洗練された動き、いわば、スーパープレイと呼ばれるような常人では達することない動きを体得している。アスリートがその身体に宿す運動の能力は、運動技能 (motor skill) または身体スキル (skill) と呼ばれている。このようなスキルは、身体が目的 (課題など) になかった動きをするように身体諸機能を調整する随意能力、または、運動学習によって獲得される比較的永続する巧みな課題遂行の能力を意味する。しかしながら、興味深いことに、トップアスリートである彼ら彼女らは、スーパープレイをどのように制御しているか、運動のコツは何かということを正確に説明することができない。このことは、暗黙知 (Tacit knowledge) と呼ばれている。

したがって、非日常的な運動が要求されるスポーツにおいて、アマチュアとアスリートの競技パフォーマンスの差に着眼し、日常生活レベルの運動では到達し得ない身体スキルを明らかにしていくことは、運動効率向上に関わる運動制御や行為者の意図を紐解く上で重要なテーマといえるだろう。

1.4.2 協調運動

スキルに関する知見として、ベルンシュタイン (Bernstein) は、熟練した鍛冶屋の槌打の反復動作を解析することで、その運動制御を調査した[21]。この結果、熟練工の槌打位置は、正

確に一定の軌道を描いたのに対し、槌をもつ上肢の関節軌道はばらつくことを明らかとした。ここでは、素人と玄人とわかる運動制御の違いは、関節の協調動作がどのタイミングで生じ、どれほどの量のばらつきを抑えているかを探ることによって明らかとされることが述べられている。一方、諏訪（2009）は、パフォーマンスの向上には、自ら意識的に身体に注意を向け、身体動作の制御を内省する行為の必要性を述べている。言語化によるスキルの認知行為のように、運動中に注意が払われていることポイントと注意の払われていないポイントを明確化することは、スキルの理解に繋がると考えられるだろう[40]。

以下、反復動作を要する代表的なスポーツ競技に着目し、選手の競技パフォーマンスを向上させるスキルとその運動制御メカニズムについて紹介する。

ボート競技（ローイング運動）のスキル

ローイング運動（ボート漕ぎ運動）は、体肢の周期的な運動であり、全身の筋を協調的に動員したローイングと呼ばれる反復動作から構成される。このため、ローイング運動は、体肢と体幹の筋を総動員することから、ボート競技におけるトレーニングの他、心肺機能向上を目的としたフィットネスとしても普及しつつある。Turpin et al. (2011) は、ローイング動作における機械的出力であるパワー（W）が筋シナジーに与える影響について調査した[41]。この結果、パワーの変化に関わらず、熟練者（experienced）と非熟練者（untrained）から共通した3つの筋シナジーが抽出されることを報告した。ローイング運動では、熟練者は非熟練者よりも高いパフォーマンスを発揮することが知られているが、それらの違いは、パワーの上昇に伴う上肢の僧帽筋上部と下肢の腓腹筋の活性化によることが示唆されている。漸増負荷試験（incremental load test: ILT）における筋シナジーの変化を調査した報告によると、シナジー活性係数は常に一定であったのに対して、筋の協調活動を表すシナジーベクトルは熟練者と非熟練者と異なることが明らかとされた[42]。ただし、これらシナジーの違いは、目標とする漕ぎ方が熟練者と非熟練者と異なり、ゆっくりとした長いサイクルのローイング動作とそうでないローイング動作におけるエネルギー消費量の違い（rowing economy）を反映するものであることが示唆されている。

したがって、ローイング運動における熟練者と非熟練者のパフォーマンスの差は、筋シナジーがあわらす筋の協調構造というよりも、ある特定の単一筋の筋出力パワーをいかに効率的に生み出せるかによってのみ説明される可能性が示されていることは大変興味深い。

ロードレース（ペダリング運動）のスキル

ロードレース、いわば自転車競技は、ヨーロッパ近代が生み出したスポーツ種目の総称である。その歴史は古く、1893年の世界選手権自転車競技大会と1896年の第1回オリンピックにまで遡る。自転車競技では、ペダルとシューズを固定するビンディングペダルの利用が一般的であり、左右の足先位置がクランクの回転軌道上に拘束されたペダリング運動が行わ

れる。一見、ペダリング運動はシンプルな円運動のように思われるが、その運動制御は実に複雑である。もっとも、この理由として、ペダリング運動が左右下肢の協調動作によって実現されることが挙げられるだろう。具体的に、ペダリング運動は、左右下肢における股-膝関節の屈伸と足関節底屈を基盤とした蹴り出し、踏み込み、引き上げフェーズ/動作から構成される[43]。ペダリング動作の運動学的変化を調査した報告によると、熟練者では下肢関節角度の変位に高い再現性が確認されている[44-45]。加えて、熟練者では、初心者と比べ、股関節-足関節または膝関節-足関節の協調動作が顕著であることが示されている。ここでは、足関節の背屈筋の協調活動は、足関節スティフネスに機能的役割を担っており、ペダルの踏力ベクトルの調整に関与することが示唆されている。一方、ペダリング動作における下肢筋の筋電図を調査した報告によると、ハムストリングスの活動は、熟練者と初心者を分ける特徴的な活動であるとともに、それらの活動傾向は高いケイデンスで顕著に示されることが示唆されている[46-48]。Chapman et al. (2007)は、パワー出力に主要ではない下肢筋の協調動作に着目した所、それらの活動は、熟練者で高い再現性が示された[49]。しかしながら、このような筋電図学的研究では、Hug et al. (2009) の報告にあるように、ペダリング運動における筋活動がビンディングペダル、サドル高、負荷(Watt)、ケイデンス(Revolution per minutes; rpm)、筋疲労、トレーニングレベルなどの様々な要因で変動していることに留意せねばならない[12]。このような理由から、ペダリングスキルに定量的な理解のために、筋活動から抽出されるシナジーのロバスト性に着目する試みも多く存在する。もっとも、熟練者の筋活動は、3-4つの筋シナジーによって再構築できることが報告されている。さらに、熟練者から抽出される筋シナジーは互いに高い類似性を示すことがわかっている[28]。Hug et al. (2011) の報告にあるように、ペダリング運動の筋シナジーは、負荷、ケイデンス、乗車姿勢、セッション間、同一被験者間に対してロバストであることが示されている[35]。

以上を踏まえると、熟練者から観測される下肢関節-筋の協調動作の高い再現性は、単に体力の差という議論にとどまることなく、ペダリング効率向上に関する重要なスキルの存在を裏付けるものであると言えるだろう。

1.5 本研究の研究目的および構成

1.5.1 研究目的

長年に渡り、ペダリング運動の運動制御に関する議論では、左右下肢は同程度に運動することを前提に、片脚のペダリング動作を対象とした筋活動の計測と解析が行われてきた。そして、今日、ペダリングスキルの定量的な理解に先立つ解決課題として、両下肢の非対称性に着目したペダリング動作の運動制御メカニズムの解明が挙げられている。これらに関連する数少ない報告として、Carpes et al. (2010)は、表面筋電図を用いて、ペダリング運動に主要な左右下肢の筋から筋活動を計測した[50-51]。ここでは、筋活動にRMS処理を施すことで、

筋活動量を算出した。この結果、筋活動量は左右下肢で有意な差は示されなかったことから、ペダリング効率は左右で同程度であることが示唆された。しかしながら、依然として、左右下肢の協調運動に関わる神経機構を言及するまでに至っていない。

以上より、本研究は、ペダリング動作における左右下肢の非対称性に着眼し、両下肢筋の協調制御メカニズムを明らかとすることを目的とした。具体的には、筋シナジーに基づいて、左右下肢の協調運動に関わる神経機構の存在を明らかとして、下肢の筋疲労を均等に分散する両下肢筋の協調動作を調査した。本研究の学術的貢献として、身体動作の非対称性と競技パフォーマンスの関連性の抽出に加えて、スポーツスキルの定量的な評価手法の策定主導が挙げられる。ここでは、研究成果の応用例として、スポーツ動作を対象とした運動学習への介入が挙げられる。運動学習の初期段階（認知段階）では、熟練者の動きを言語化やイメージ化し、認知できるようになることが重要である。そして、中盤（統合段階）では、身体の動きにスキルとしての機能的な役割が付与され、終盤（自動化段階）では、「体で覚える」のような手続き記憶（身体知）としてスキルの獲得が実現される。Ericsson et al. (1991)は、より高いレベルでの競技パフォーマンスの発揮を目指す上では、いかなるレベルの熟練者であれど、認知的努力を欠かすことなく、認知統合の段階に留まることが重要であると主張している[52]。したがって、筋シナジーを用いた身体の運動制御の可視化によって、指導者の暗黙知の形式知化に加え、認知-統合段階における指導者-選手間のギャップに対する原因究明が期待される。

1.5.2 研究課題

本研究では、研究目的の達成のため、以下の三つの研究課題を設定する。

- 研究課題1：両下肢筋の協調活動を生成する神経機構を明らかにするため、左右下肢は同程度に運動するという従来研究の仮説を検証する。ここでは、筋活動の時間周波数成分から、神経筋の生理学特性を可視化する（第2章）。
- 研究課題2：筋シナジーに基づき、左右下肢で非対称的なペダリング動作の運動制御メカニズムを明らかにする（第3章）。
- 研究課題3：筋疲労による筋シナジーの変容を明らかとすることで、下肢筋への負荷を均等分散するペダリングスキルを定量的な理解する（第4章）。

1.5.3 論文構成

本研究は、全5章から構成される。以下、章ごとの構成を説明する。

まず、第1章では、研究背景について述べた。1.1節では、冗長自由度系の問題を起点として、ヒトの巧みな運動制御について述べた。スポーツスキルの定量的な理解に関する知見の波及と貢献を研究意義とともに、ペダリング運動における両下肢筋協調制御の理解に関する重要性について概略した。1.2節では、身体の運動制御に関する諸概念についてまとめた。同

節では、運動-動作-行為の定義を述べ、筋骨格系の生理学的知識を略説することで、ベルンシュタイン問題に対する運動制御理論の課題をまとめた。1.3節では、シナジーの概念について述べた。筋自由度を縮約する協調構造である筋シナジーに着眼し、それらに基づいた身体の運動制御の現状を整理した。1.4節では、より非日常的な運動が要求されるスポーツへと議論を展開し、身体スキルと呼ばれるトップアスリートのもつ高度な運動制御の理解への解決アプローチについて略説した。以上を踏まえて、1.5節では、本研究の目的と構成について述べた。ここでは、ペダリング運動における筋シナジーを用いた両下肢筋協調制御の理解のため、3つの研究課題と解決アプローチについて略記した。

次に、第2章では、1つ目の研究課題として、ビンディングペダルの利用を前提としたペダリング運動に着目し、両下肢筋の協調活動を生み出す神経機構を調査した。2.1節では、研究課題1について概略し、2.2節では、左右下肢は同程度に運動するという従来研究の仮説を検証していく方法論について説明した。2.3節では、両下肢筋の協調活動をシナジーベクトルの相関係数より可視化した。2.4節では、左下肢と右下肢筋は互いに異なる活動周波数帯域で協調活動する神経機構の存在について考察した。以上を踏まえて、2.5節では、研究課題1の主な結果とそれが示唆する知見についてまとめた。

そして、第3章では、2つ目の研究課題として、ペダリング動作の運動制御メカニズムを調査した。3.1節では、研究課題2について概略し、3.2節では、シナジーベクトルとシナジー活性係数の関連性に基づいて、ペダリング動作の非対称性を定量化する方法論について述べた。3.3節では、ケイデンスの変化に伴って両下肢筋の協調動作がどのように調整されるかを調査した。3.4節では、左右下肢間のペダリング動作の切り替えに関する両下肢筋協調制御メカニズムについて考察した。以上を踏まえて、3.5節では、研究課題2の主な結果とそれらが示唆するペダリングスキルの知見についてまとめた。

加えて、第4章では、3つ目の研究課題として、筋疲労による両下肢筋の代償動作メカニズムを調査した。4.1節では、研究課題3について概略し、4.2節では、筋疲労推定手法に加え、筋シナジーに基づいた代償動作の定量化手法について説明した。4.3節では、中時間かつ中負荷でのペダリング運動に焦点を当て、左右下肢のペダリング動作とその機能的役割が筋疲労に伴いどのように変容するかを調査した。4.4節では、局所筋疲労を左右下肢で均一化するようなペダリング動作の切り替えは、ペダリング効率を高めるスキルの定量的な理解に重要な評価指標になりえるかについて考察を試みた。以上を踏まえて、4.5節では、研究課題3の主な結果とそれが示唆する知見についてまとめた。

最後に、第5章では、本研究の結論を述べた。5.1節では、各研究課題の取り組みに関する主要な知見と妥当性をまとめ上げた。以上、すべてを踏まえて、5.2節では、今後の検討課題について展望を述べた。

第 2 章

研究課題 1：

両下肢筋の協調活動を生み出す神経機構

2.1 目的

本研究課題では、ビンディングペダルの利用を前提としたペダリング運動に着目し、両下肢筋の協調活動を生み出す神経機構を明らかとする。ここでは、まず、運動負荷 (50, 100, 150, 200 W) とケイデンス (70, 90, 110 rpm) の組み合わせからなる実験条件の下、ペダリング運動の筋活動を左右下肢の主要な筋から計測する。次に、計測された筋活動にウェーブレット変換を適用し、それらの時間-周波数成分から神経筋の生理学的特性を可視化する。そして、左右下肢筋のウェーブレットパワースペクトルからなる行列に対して主成分分析を施すことで、筋シナジーを抽出する。以上を踏まえて、本研究課題では、左右下肢は同程度に運動するという従来研究の仮説検証を試みる。具体的には、中枢神経系はどの筋を協同的に活動させているかを表すシナジーベクトルに着眼し、それら左右下肢筋の相関係数を算出する。

2.2 方法論

2.2.1 実験環境

被験者

本実験では、体肢および体幹の運動器障害ならびに呼吸循環器系疾患などの持病を有さない男性健常者を対象とした。施験者は、男性健常者に対してインフォームド・コンセントを実施するとともに、実験内容を口頭と書面で説明した。この内、非喫煙者かつ実験参加の同意が得られた 8 名を本実験の被験者として採用した。その後、2 年以上の自転車競技経験を有する被験者を熟練者として 3 名 (年齢: 20.8 ± 1.1 歳, 身長: 1.70 ± 0.07 m, 体重: 55.5 ± 6.6 kg, 利き脚: 右), 未経験者を初心者として 5 名 (年齢: 20.3 ± 1.1 歳, 身長: 1.68 ± 0.04 m, 体重: 58.3 ± 1.6 kg, 利き脚: 右) として群分けした。

計測対象の筋

本実験の計測対象の筋を図 2.2.1-1 に、また、それらの機能的役割を表 2.2.1-1 に示す。ペダリング運動に働く主要な筋を調査した報告に基づき[12]、左右下肢における大腿筋膜張筋 (Tensor fasciae latae; TFL)、大腿直筋 (Rectus femoris; RF)、大腿二頭筋 (Biceps femoris; BF)、前脛骨筋 (Tibialis anterior; TA)、腓腹筋 (Gastrocnemius medialis; GM) の計 10 ヶ所の表面筋電位を計測した。同様に、ペダリング運動における上記の筋の働きについて、大腿筋群 (TFL, RF) はペダルの蹴り出し押し込みに、ハムストリングス (BF, GM) はペダルの引き上げに、足関節底背屈筋 (TA, GM) は足関節のスティフネス調整に関連することが報告なされている。

Table 2.2.1-1: Functional role of targeted muscles in lower limb.

Functional role	Location	Hip joint	Knee joint	Ankle joint
Push motion (Thigh muscle group)	Tensor fasciae latae; TFL	Flexion	—	—
	Rectus femoris; RF	Flexion	Extension	—
Pull motion (Hamstring group)	Biceps femoris; BF	Extension	Flexion	—
Ankle stabilization	Tibialis anterior; TA	—	—	Dorsiflexion
Pull motion and ankle stabilization (Hamstring group)	Gastrocnemius medialis; GM	—	Flexion	Plantar flexion

実験装置

本実験で使用した実験装置の概略を図 2.2.1-2 に示す。ここでは、市販されているビンディングペダル (PD-5800, Shimano) を搭載したロードバイク (RS8, Bridgestone) をベースとして、実験装置を構築した。ペダリング運動中のクランク回転角度は、車体のダウンチューブに取り付けたロータリーエンコーダ (E6C2-CWZ1X, Omron) とクランクの回転支柱をベルトで連結することで計測することが可能である。クランク角度は、右足が上死点 (Top dead center; TDC) の位置を 0°として、下死点 (Bottom dead center; BDC) にかけての時計回りを正の回転方向とした (図 2.2.1-1 参照)。一方、表面筋電位の計測では、10 ch の無線筋電プローブ (BTS FREEEMG1000, BTS Bioengineering Corp) と双極 Ag/AgCl 電極 (H124SG, Covidien) を用いた。なお、計測筋の部位、電極の貼り付け位置、電極間距離はそれぞれ SENIAM ガイドラインに従って決定した[23]。クランク回転角度のパルス信号は、端子台 (TNS-9601, Interface) から拡張ボード (PEX-PFA04SJ, Interface) に挿入されたカウンタボード (GPC-6103, Interface)、無線筋電プローブによって計測される表面筋電位の信号は、受信機 (o-Port, BTS Bioengineering Corp) から拡張ボードに挿入された AD/DA ボード (PCI-3523A, Interface) へとそれぞれ介することで計測用コンピュータ (Windows 10 64-bit, Microsoft) へと取り込まれ

る。ここでは、クランク角度に対応した表面筋電位を 1k Hz で同時計測できるように拡張ボードに挿入されたタイマーボード (PCI-6103, Interface) によって厳格に統制することとした。その後、計測した表面筋電位に、60 Hz のハムフィルタと 15-500 Hz のバンドパスフィルタを適用した。運動負荷とケイデンスの検出は、それぞれトルクセンサが埋め込まれたリアホイール (Power tap SL+, CycleOps) とハンドルバー中央に装着したサイクルコンピュータ (Edge 800J, Garmin) によって検出した。心拍数は、左手首に装着した光学式心拍センサ (A370, Polar) をよって 1 Hz で計測するとともに、Bluetooth 通信を介してモニター室の施験者がリアルタイムに確認できるように取り計らった。

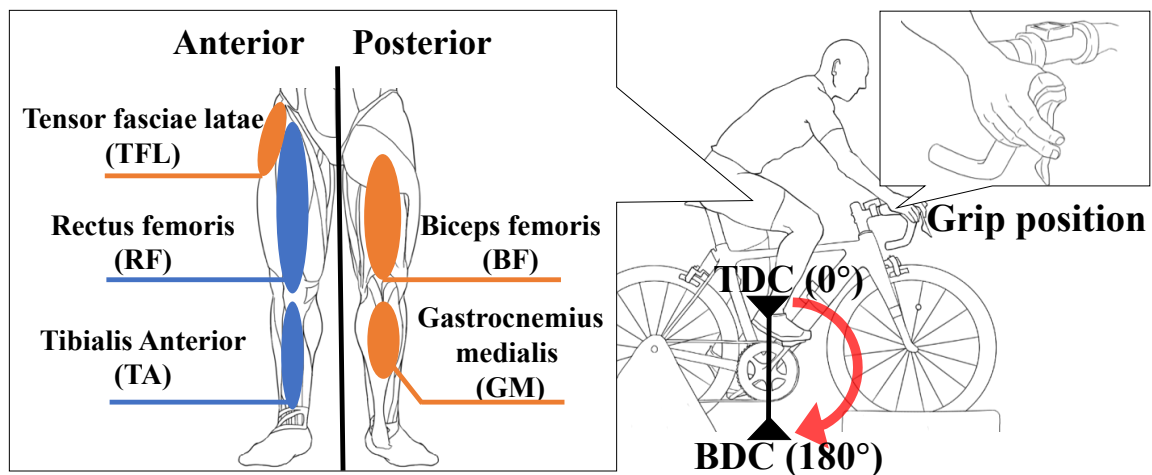


Figure 2.2.1-1: Riding posture during the experiment (right) and targeted muscles in the lower extremities that were closely involved in the pedaling exercise (left). The grip position is fixed at the hoods of the handle bar. The positive direction of the crank rotation is defined from the top dead center to the bottom dead center.

実験プロトコル

本実験は、生体情報計測実験室 (福岡工業大学 B 棟 6F) にて実施した (図 2.2.1-2 参照)。同室は、モニター室と計測室から構成されており、計測室では温度と湿度の制御が可能である。なお、計測室内の温度、湿度はそれぞれ 21°C、70%で統制した。

被験者は、実験環境への順応を目的として、実験開始の 2 時間前までに計測室へ入室し、最低 30 分間の安静状態をとった。この間、施験者は、被験者の平均心拍数を記録し、安静時心拍数のベースラインとして採用した。次に、被験者は、実験開始の 1 時間前までを目処にウォーミングアップに取り組む。このウォーミングアップは、下記に示す実験条件と同様の内容とした。この間、被験者は、ロードバイクのサドル高を自身の好みの高さに調整した。そして、施験者によって、被験者の心拍数が再び安静時心拍数で安定化したことが確認された場合、皮膚の接触抵抗を下げるための除毛、皮膚前処理剤 (スキンピュア、日本光電) を施し、計測対象の筋部位に電極を貼り付けた。

以上を踏まえて、被験者は、運動負荷（50, 100, 150, 200 W）とケイデンス（70, 90, 110 rpm）の組み合わせから定められる 12 種の実験条件の下、30 秒間の継続したペダリング運動を実施する。このとき、ケイデンスが安定化するまでの時間は含めないこととした。12 種の実験条件は、ランダムに施行した。運動負荷は、ハンドル部のシフトレバーの操作によるギア比によって調整する。乗車姿勢は、上肢運動を被験者間で統制するために、ハンドルのブラケット部を把持するように指示した。このとき、被験者は、サイクルコンピュータ上に表示されるケイデンスと運動負荷を目視し、実験条件に則したペダリング運動を遂行する。

本実験では、疲労が筋活動に及ぼす影響を除くため、各施行の間は、最低 5 分–最大 15 分間の休息時間を設けた。ただし、被験者の心拍数がカルボーン法[53]で算出した最大心拍数の 80%に到達した場合、即座に実験を中止するものとした。

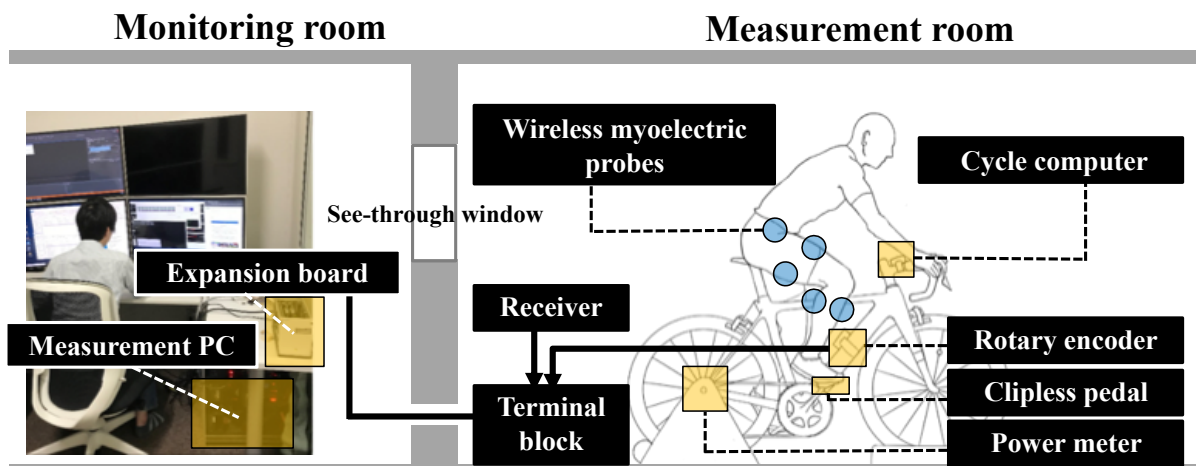


Figure 2.2.1–2: Experimental environment and experimental device. The laboratory consists of the monitoring room and the measurement room. In the latter, both temperature and humidity are controlled. The front and rear tires of the road bike are fixed to alleviate vibration caused by pedaling exercises.

2.2.2 データ解析

表面筋電位の時間-周波数解析

筋活動には、筋骨格系の幾何学的特性と剛性特性を左右する骨格筋の形状、配置、筋線維タイプが生じる神経筋の生理学的特性が反映される。具体的には、筋収縮強度の増大は、筋活動の高周波成分の増加に反映されることがわかっている[54–55]。この理由に、運動単位の発火頻度の上昇に伴った中央周波数の変化が反映されることが考えられている。したがって、筋活動の時間-周波数解析は、主要な筋の活動周波数帯域、運動単位の発火頻度調整、そして活動筋の筋疲労などの左右差を明らかとしていく上で、有効な解析手段であるといえる。

本実験では, Tscharner (2000) の信号強度解析手法[25]に則り, 計測された筋活動に対して, Morlet ウェーブレット (式 2.2.2-1) を用いたウェーブレット変換を施す. そして, 算出されたウェーブレットパワースペクトルから, 左右下肢で異なる神経筋の生理学的特性を反映した筋活動の時間周波数成分を捉える.

$$\hat{\psi}(f_c, \alpha, f) = e^{-\frac{2\pi^2}{\alpha f_c}(f-f_c)^2} \quad (2.2.2-1)$$

$\hat{\psi}$ は, 中央周波数[Hz]の f_c と任意のパラメータ α によって定義される. なお, f は周波数[Hz]を表す. このとき, f_c は式 2.2.2-2 から算出される. 次式において, q, r, η は任意のパラメータ, j はウェーブレットの数を表す. 本実験では, Tscharner (2000) らの報告に即して, $q = 1.45$, $r = 2$, $\eta = 0.5, j = 1-9$ とした. なお, 各ウェーブレットにおける時間-周波数分解能を表 2.2.2-1 に示す.

$$f_c = \frac{1}{\eta}(q + j)^r \quad (2.2.2-2)$$

Table 2.2.2-1: The characteristics of wavelets' time-frequency resolution.

# Wavelet	Center frequency [Hz]	Time resolution [ms]
1	19.29	59.00
2	37.71	40.50
3	62.09	31.50
4	92.36	26.00
5	128.48	21.50
6	170.39	19.50
7	218.08	16.50
8	271.50	15.00
9	330.63	13.50

RMS 処理

算出されたウェーブレットパワースペクトル (WP) からクランク角度 5° 毎に要した時間区間 T_1-T_2 で, 以下式 2.2.2-3 に示した二乗和平均平方根 (Root mean square; RMS) 処理を施した.

$$WP_{\text{rms}} = \sqrt{\frac{1}{2T} \int_{T_1}^{T_2} [WP(t+\tau)]^2 d\tau} \quad (2.2.2-3)$$

主成分分析

筋活動の時間周波数成分に主成分分析を適用することで、ペダリング運動における両下肢筋のシナジーを抽出する。この結果、算出される筋の協調活動と主成分には、正負符号が寄与される。これらの解釈について、筋シナジーの符号は、平均的な筋活動量に対する相対的な差を反映するものと考えられている[56]。

被験者個人のウェーブレットパワースペクトルは、RMS 処理後、初心者群または熟練者群ごとに連結する。その後、両群の行列に対して、中央値による正規化処理を施し、主成分分析を実施した。このとき、シナジー数の選択基準は、 $VAF > 90\%$ として、初心者群と熟練者群における平均シナジー数を算出した（式 2.2.2-4）。ここで、 var は分散、 $\mathbf{X}^{(s)}$ ($s < n$) は、シナジーベクトル \mathbf{W} (m -by- s)とシナジー活性係数 \mathbf{H} (s -by- n) の線形和から再構築された信号を表す。

$$VAF = 1 - \frac{\text{var}(\mathbf{X} - \mathbf{X}^{(s)})}{\text{var}(\mathbf{X})} * 100 [\%] \quad (2.2.2-4)$$

筋シナジーにおいて、シナジーベクトルは、それぞれ左右下肢において筋の協調活動を生み出す神経機構を表す。したがって、本実験では、初心者群と熟練者群の平均シナジーベクトルについて、それら両下肢間の相関係数を算出した。

2.3 結果

2.3.1 シナジー数

本項では、初心者群と熟練者群で、運動の多様性や運動機能不全を示唆するシナジー数に統計的有意な差があらわれるかについて述べる。主成分分析の結果、抽出されたシナジー数には、正規性が確認された（初心者群： $p=0.406$ ，熟練者群： $p=0.242$ ）。なお、正規性の検定には、Shapiro–Wilk 検定（有意水準： $\alpha=0.05$ ）を適用した。

以上より、全実験条件のシナジー数の平均と標準偏差を算出した結果、初心者群で 7.1 ± 3.1 ，熟練者群で 4.2 ± 1.3 となった。両群の平均シナジー数について、Welch の t 検定（有意水準： $\alpha=0.05$ ）を実施したところ、有意差が確認された（ $p=0.006$ ）。このため、熟練者群の平均シナジー数は、初心者群よりも少ないことが示された。

2.3.2 シナジーベクトルの相関係数

本項では、シナジー数の統計的有意差のより深い理解のため、シナジーベクトルの相関係数から可視化される両下肢筋の協調活動が、それぞれ初心者群と熟練者群でどのように異なるかについて結果をまとめた。なお、ここでは、先行研究での前提を踏まえて、帰無仮説を「左右下肢の筋は同程度に運動する（左右下肢筋は協調活動しない）」、対立仮説を「左右下肢の筋は同程度に運動しない（左右下肢筋は協調活動する）」とした。

以上を踏まえて、初心者群と熟練者群のシナジーベクトルに、Shapiro–Wilk 検定（有意水準： $\alpha=0.05$ ）を適用した結果、正規性は確認されなかった（ $p=0.0107$ ）。このため、左右下肢筋のシナジーベクトルから相関係数を算出するため、Spearman の順位相関係数を用いた。一般に、Spearman の順位相関係数では、正規分布が保証されない場合のノンパラメトリック手法の一つであり、外れ値に強く、保守的に相関を評価することができる。その後、左右下肢のシナジーベクトルから算出された相関係数に基づいて、初心者群と熟練者群でそれぞれ特徴的な両下肢筋の協調活動を生み出す神経機構について結果を述べる。結果解釈においては、有意な正の強い相関（ $r > 0.7, p < 0.05$ ）のとき「左右下肢筋の協調活動は互いに強められる傾向」、有意な負の強い相関（ $r < -0.7, p < 0.05$ ）のとき「左右下肢筋の協調活動は互いに弱められる傾向」と考えた。

図 2.3.2-2, 3 に、ヒートマップによって可視化されたシナジーベクトルの相関係数を示す。図 2.3.2-2a, 2b はそれぞれ 90, 110 rpm における初心者群のシナジーベクトルの相関係数が示されている。同様にして、図 2.3.2-3a, 3b はそれぞれ 90, 110 rpm における熟練者群のシナジーベクトルの相関係数が示されている。同図中の見方について、カラーバーは相関係数 r の値、筋で区画されたブロックの x - y 軸は左上を原点に分割された 9 つの周波数帯域（図 2.3.2-1 参照）、赤枠と黒枠内のブロックはそれぞれ有意な正の強い相関と負の強い相関が確認された活動周波数帯域が示されている。筋名の下文字 R, L はそれぞれ右脚，左脚を示す。たとえ

ば、図 2.3.2-2a 中の右下肢 GM_R-左下肢 TFL_L で区画された赤枠内のブロックでは、GM_R の 37-330Hz 帯域と TFL_L の 170-330Hz 帯域に有意な正の強い相関が確認できる。

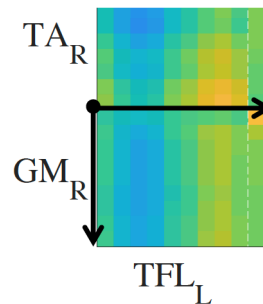


Figure 2.3.2-1: The interpretation of the correlation value of synergy vectors extracted from the left and right legs. The correlation value in each block, divided by each muscle, shows the tendency of bilateral muscle coordination.

初心者群の特徴

全実験条件において、初心者群のシナジーベクトルの相関係数から、左右下肢筋での有意な相関が確認された。実験条件が 90 rpm-150 W の結果について、左右下肢筋で強められる協調活動を表 2.3.2-1 に、弱められる協調活動を表 2.3.2-2 にそれぞれまとめた。なお、110 rpm-150 W の結果については、左右下肢筋で強められる協調活動の傾向のみが示されたことから、その結果を表 2.3.2-3 にまとめた。同表内のアスタリスクは、異なる活動周波数帯域での協調活動において、有意な強い相関 ($|r| > 0.7, p < 0.05$) が示された左右下肢筋を表す。

本結果を総括すると、初心者群は左右下肢でそれぞれ単一筋同士を強め合うように協調活動させている傾向が確認された。ここでは、左右下肢で異なる筋がそれぞれ動員されており、両下肢で非対称的な協調活動が示された。同様にして、左右下肢筋で弱められる協調活動の傾向については、右下肢のハムストリングス BF_R-GM_R と左下肢の RF_L-GM_L で確認された。

Table 2.3.2–1: Strong activation tendency of bilateral muscle coordination based on the correlation value of the left and right synergy vector at 90 rpm under 150 W for the beginners.

Right lower limb muscles as a reference leg	Left lower limb muscles
RF _R	TFL _L
BF _R *	TA _L
TA _R	TA _L
GM _R *	TFL _L , RF _L , TA _L

* means the correlation in different frequency range between lower limbs.

Table 2.3.2–2: Strong deactivation tendency of bilateral muscle coordination based on the correlation value of the left and right synergy vector at 90 rpm under 150 W for the beginners.

Right lower limb muscles as a reference leg	Left lower limb muscles
BF _R	RF _L , GM _L
GM _R	GM _L

Table 2.3.2–3: Strong activation tendency of bilateral muscle coordination based on the correlation value of the left and right synergy vector at 110 rpm under 150 W for the beginners.

Right lower limb muscles as a reference leg	Left lower limb muscles
RF _R *	BF _L , GM _L
BF _R *	TA _L
TA _R *	BF _L
GM _R *	RF _L

* means the correlation in different frequency range between lower limbs.

熟練者群の特徴

全実験条件において、熟練者群のシナジーベクトルの相関係数から、左右下肢筋での有意な相関が確認された。実験条件が 90 rpm–150 W の結果について、左右下肢筋で強められる協調活動を表 2.3.2-4 に、弱められる協調活動を表 2.3.2-5 にそれぞれまとめた。なお、110 rpm–150 W の結果については、左右下肢筋で強められる協調活動の傾向のみが示されたことから、その結果を表 2.3.2-6 にまとめた。同表内のアスタリスクは、異なる活動周波数帯域での協調活動が顕著に示された左右下肢筋を表す。

本結果を総括すると、熟練者群は左右下肢における複数の筋を強め合うように協調活動させている傾向が確認された。ここでは、左右下肢で異なる筋がそれぞれ動員されており、両下肢で非対称的な協調活動が示された。同様にして、左右下肢筋で弱められる協調活動の傾向については、右下肢の GM_R と TFL_L で確認された。

まとめとして、左右下肢で異なる筋の活動周波数帯域の相関は、初心者群と熟練者群また実験条件に共通して確認された。全実験条件の傾向を踏まえると、熟練者群から観測された両下肢筋の協調活動において顕著であることが示された。

Table 2.3.2–4: Strong activation tendency of bilateral muscle coordination based on the correlation value of the left and right synergy vector at 90 rpm under 150 W for the experienced.

Right lower limb muscles as a reference leg	Left lower limb muscles
RF _R	BF _L , TA _L , GM _L
BF _R	TA _L , GM _L
TA _R	BF _L , TA _L , GM _L
GM _R *	RF _L , TA _L , GM _L

* means the correlation in different frequency range between lower limbs.

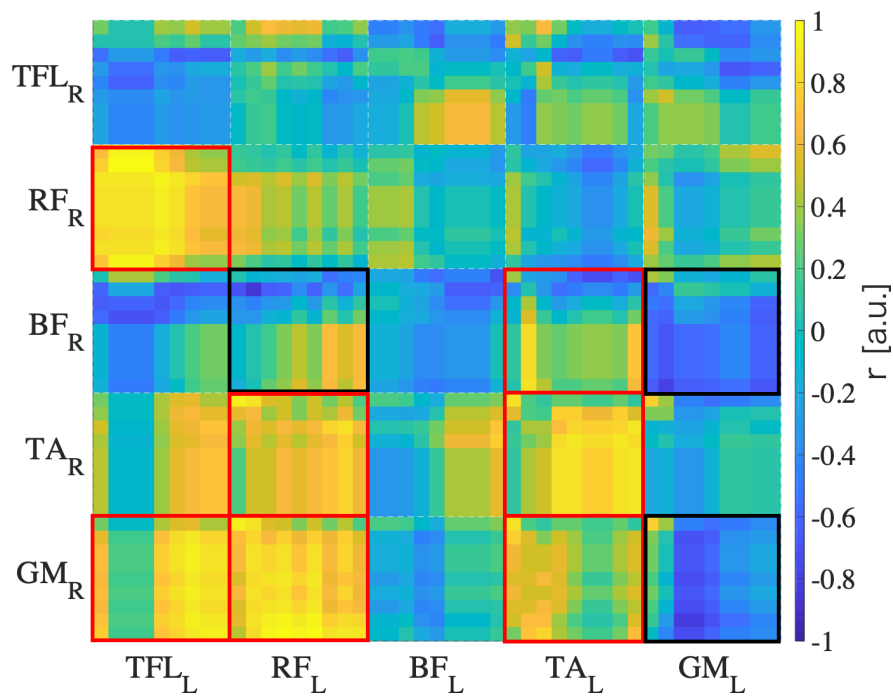
Table 2.3.2–5: Strong deactivation tendency of bilateral muscle coordination based on the correlation value of the left and right synergy vector at 90 rpm under 150 W for the experienced.

Right lower limb muscles as a reference leg	Left lower limb muscles
GM _R *	TFL _L

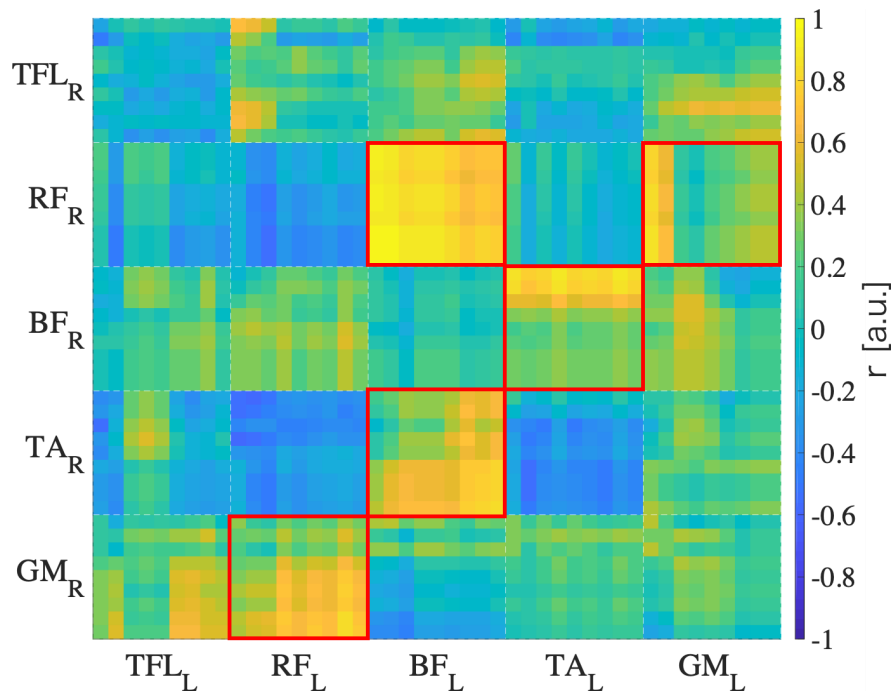
Table 2.3.2–6: Strong activation tendency of bilateral muscle coordination based on the correlation value of the left and right synergy vector at 110 rpm under 150 W for the experienced.

Right lower limb muscles as a reference leg	Left lower limb muscles
RF _R	TA _L
BF _R	RF _L
TA _R	GM _L
GM _R	RF _L

* means the correlation in different frequency range between lower limbs.

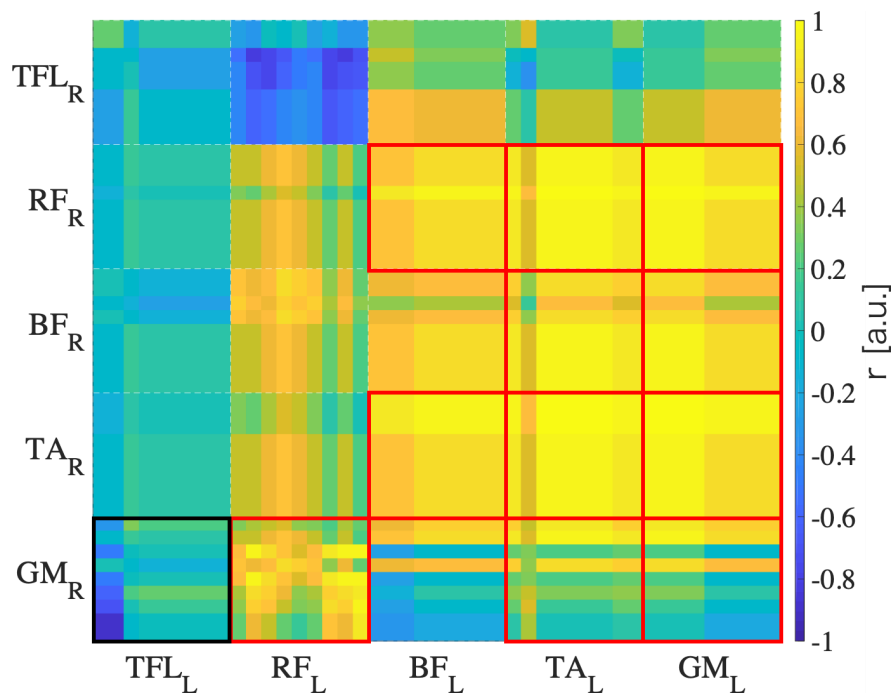


(a) 90 rpm–150 W

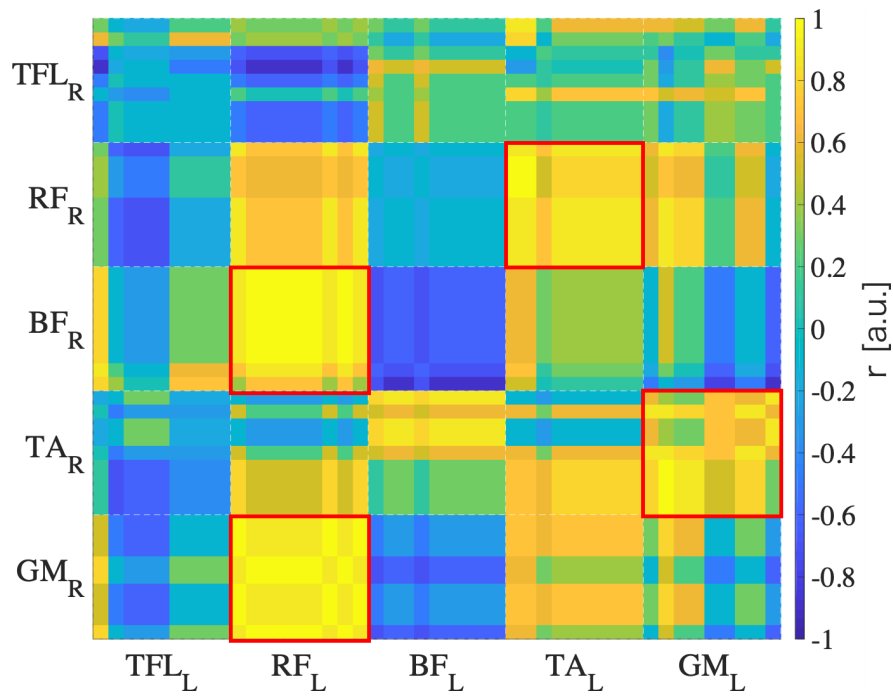


(b) 110 rpm–150 W

Figure 2.3.2–2: The coefficient of correlation of synergy vectors extracted from the left and right leg muscles for the beginners at 90 rpm under 150 W (a) and at 110 rpm under 150 W (b). The color bar shows the correlation coefficient of synergy vector in both legs. The correlation coefficient in each block divided by each muscle shows the tendency of bilateral muscle coordination.



(a) 90 rpm–150 W



(b) 110 rpm–150 W

Figure 2.3.2–3: The coefficient of correlation of synergy vectors extracted from the left and right leg muscles for the experienced cyclists at 90 rpm under 150W (a) and at 110 rpm under 150 W (b). The color bar shows the correlation coefficient of synergy vector in both legs. The correlation coefficient in each block divided by each muscle shows the tendency of bilateral muscle coordination.

2.4 考察

2.4.1 シナジー数と運動の多様性

シナジー数は、運動の多様性を示唆するものである。したがって、熟練者と初心者の相対的なシナジー数の差には、運動学習によるペダリングスキルの獲得や向上に関する重要な情報が含まれているはずである。さて、本結果では、初心者群の平均シナジー数は、先行研究における報告[28]と比べて約2倍程度に示された。

初心者群のシナジーベクトルにおいて、左右下肢筋の異なる活動周波数帯域での相関は顕著に示され、これらは運動単位の選択的動員を示唆することが考えられる。しかしながら、特に90 rpm–150 Wにおいて、左右下肢筋の協調活動 ($r > 0.7, p < 0.05$) は、熟練者群と比較して少ないことが示された。以上の結果を鑑みるに、初心者群の平均シナジー数が先行研究と相違した理由として、初心者群のシナジーベクトルは左下肢–右下肢間の複数筋による協調活動を表すというよりも、左下肢–右下肢間の単一筋同士の活動を指し示すものであることが予想される。そして、このような結果がシナジー数の運動多様性という枠組みに含まれてしまったと考えるのが妥当であるだろう。

2.4.2 両下肢筋の協調活動

全実験条件において、熟練者群で観測された両下肢筋の協調活動は、初心者群と比較して顕著に示された。ケイデンスと筋出力パワーの関連性を調査した報告によると、熟練者における下肢筋の活動効率は90 rpm周辺で最大となることが示されている[57]。下肢筋の活動効率は、筋の協調活動によって決定づけられるとする報告もある[58]。したがって、以下では、90 rpm–150 W、110 rpm–150 Wの結果に着目し、考察を述べることにした。

先んじて本項の要点をまとめると、ペダリング運動において、左右下肢の筋を相互作用させる神経機構は、運動負荷とケイデンスへの順応や運動効率化を実現する上で、主要な運動制御を担っていることが示唆された。以下、熟練者群と初心者群におけるもっとも特徴的な両下肢筋の協調活動についてそれぞれまとめる。

熟練者群の傾向

熟練者群から抽出された両下肢筋の協調活動は、実験条件が90 rpm–150 Wにおいてもっとも顕著に確認された。ここでは、右下肢を基準として、股関節屈曲–膝関節伸展の RF_R が、股関節伸展–膝関節屈曲の BF_L と膝関節屈曲–足関節底屈の GM_L と協調して活動していることがわかる。ペダリング運動において、大腿筋はペダルの踏み込みや蹴り出し動作に、ハムストリングスはペダルの引き上げ動作にそれぞれ寄与することが報告されている[12]。したがって、熟練者群の両下肢筋の協調活動を考察すると、右下肢はペダルの押し出し–蹴り出し動作、

左下肢はペダルの引き上げ動作を協同的に実現していることが示唆されるだろう。本実験から、左右下肢筋の非対称的な協調活動が示されたことは大変興味深い。なお、この非対称性は全ての実験条件で同様に確認された。

初心者群の傾向

平均シナジー数の結果を鑑みると、初心者群では、左下肢-右下肢間の複数筋による協調活動を表すというよりも、左下肢-右下肢間の単一筋同士の活動が示された。さらに、初心者群の代表的な傾向として、シナジーベクトルの相関係数における負の相関が挙げられる。特に、実験条件が 90 rpm-150 W において、股関節伸展-膝関節屈曲の BF_R は、股関節屈曲-膝関節伸展の RF_R と膝関節屈曲-足関節底屈の GM_R で互いに拮抗し、活動を弱める傾向が示されている。したがって、初心者群は熟練者群と比較して、左右下肢の筋を円滑に組み合わせることでペダリング動作を生成するような神経機構を獲得していないことが示唆される。

限界点

本研究課題より明らかとされた両下肢筋の協調活動を生み出す神経機構は、左右下肢で異なる筋の生理学的特徴の差異をいかにして代償するかという運動制御メカニズムを示唆するものであるだろう。ただし、本研究課題は、シナジーベクトルが表す両下肢筋の協調活動に着目するものであり、それらがどのように時間的に調整されているかといった両下肢筋の協調動作（ペダリング動作）との直接的な繋がりを示唆するものではない。

2.5 まとめ

本研究課題では、ビンディングペダルを用いたペダリング運動において、両下肢筋の協調活動を生み出す神経機構の理解を試みた。ここでは、まず、ペダリング運動に主に働く左右下肢の筋活動を計測した。次に、筋活動にウェーブレット変換を適用することで、神経筋の生理学的特性を反映した時間周波数成分を捉えた。そして、主成分分析を用いて、筋活動から筋シナジーを抽出した。ここでは、左右下肢は同程度に運動するという従来研究の仮説に基づき、シナジーベクトルの相関係数から両下肢筋の協調活動を可視化した。

本研究課題の結果は、以下に要約される。

- シナジーベクトルの相関係数から可視化された両下肢筋の協調活動に着目すると、左下肢と右下肢はそれぞれ異なる筋の活動周波数帯域で協調活動した。
- 左右下肢は同程度に運動するという従来研究の仮説は立証されず、ペダリング動作における左右下肢の機能的役割は互いに異なることが示唆された

第3章

研究課題2：

ペダリング動作の運動制御メカニズム

3.1 目的

Liu et al. (2012)は、両下肢の非対称性をクランク回転速度によって評価した[60]。ここでは、一定ケイデンス（40, 60, 80, 100, 120 rpm）でのペダリング運動を維持する課題が施された。この結果、非対称性の上昇に伴い、一定ケイデンスの維持は困難となる傾向が示唆された。一方、興味深いことに、ケイデンスが増大するにつれて、非対称性は低下することが確認された。Blake et al. (2015)によると、片下肢の筋活動のピークタイミングは、運動負荷よりもケイデンスの影響を受けてシフトすることが報告されている[58]。ここでは、ピークタイミングのシフトは各筋に特有であることが確認されている。以上を踏まえると、ペダリング動作の非対称性は、運動効率向上に関連深い運動戦略を反映することが考えられるだろう。

したがって、本研究課題では、ペダリング運動におけるケイデンスの変化（70, 90, 110 rpm）から、ペダリング動作の運動制御メカニズムを明らかとすることを目的とした。具体的には、まず、熟練者と初心者を対象としてペダリング動作に主要な両下肢の筋活動を計測する。次に、計測された筋活動からウェーブレットパワースペクトルを算出し、被験者毎にまとめる。そして、これらに対して非負値行列因子分解を用いることで筋シナジーを抽出する。その後、非階層的クラスタリング手法である k-means クラスタリングを用いて、全被験者の筋シナジーをそれぞれ初心者クラスターと熟練者クラスターへと併合していく。

以上より、両クラスターに特有なシナジーベクトルとシナジー活性係数をまとめるとともに、それら関連性を理解することで、ケイデンスの変化に伴う両下肢筋の協調動作に関する運動制御メカニズムを議論する。

3.2 方法論

3.2.1 実験

計測環境

本実験では、研究課題 1 と同様の実験装置と計測対象の筋を採用した(第 2 章 2.2 節参照)。本研究課題における実験では、被験者として、体肢-体幹の運動器障害ならびに呼吸循環器系疾患などの持病を有さない男性健常者を対象とした。施験者は、彼らに対しインフォームド・コンセントを実施し、実験内容を口頭と書面で説明した。その後、非喫煙者でなおかつ実験参加の同意が得られた 11 名を被験者として採用した。具体的には、2 年以上の自転車競技経験を有する被験者を熟練者として 3 名(年齢： 20.3 ± 1.2 歳，身長： 1.68 ± 0.04 m，体重： 58.3 ± 1.7 kg，利き脚：右)，未経験者を初心者として 8 名採用した(年齢： 21.7 ± 2.3 歳，身長： 1.70 ± 0.07 m，体重： 55.4 ± 5.9 kg，利き脚：右)。

実験プロトコル

本実験は、研究課題 1 と同様に、生体情報計測実験室内の計測室にて実施した(第 2 章 2.2 節参照)。なお、計測室内の室温と湿度は、それぞれ 21°C と 70 % で統制した。

被験者は、実験環境への順応を目的として、実験開始の 2 時間前までに計測室へ入室し、最低 30 分間の安静状態をとった。この間、施験者は、被験者の平均心拍数を記録し、安静時心拍数のベースラインとして採用した。次に、被験者は、実験開始の 1 時間前までを目処にウォーミングアップに取り組む。このウォーミングアップは、下記に示す実験条件と同様の内容とした。この間、被験者は、ロードバイクのサドル高を自身の好みの高さに調整した。そして、施験者によって、被験者の心拍数が再び安静時心拍数で安定化したことが確認された場合、皮膚の接触抵抗を下げるための除毛、皮膚前処理剤(スキンピュア、日本光電)を施し、計測対象の筋部位に電極を貼り付けた。

以上を踏まえて、被験者は、運動負荷(150 W)とケイデンス(70, 90, 110 rpm)の組み合わせから定められる 3 種の実験条件の下、30 秒間の継続したペダリング運動を実施する。このとき、ケイデンスが安定化するまでの時間は含めないこととした。3 種の実験条件は、ランダムに施行した。運動負荷は、ハンドル部のシフトレバーの操作によるギア比調整によって設定する。このとき、乗車姿勢は、被験者間で上半身の運動を統制するために、ハンドルのブラケット部を把持するよう指示した。このとき、被験者は、サイクルコンピュータ上に表示されるケイデンスと運動負荷を目視し、実験条件に則したペダリング運動を遂行する。

本実験では、疲労が筋活動に及ぼす影響を除するため、各施行前後に最低 15 分-最大 30 分間の休息時間を設けた。この間、被験者の心拍数がカルボーネン法[53]で算出した最大心拍数の 80% に到達した場合、即座に実験を中止するものとした。

3.2.2 データ解析

非負値行列因子分解 (NMF)

計測された表面筋電位に対して、60 Hz のハムフィルタと 15–490 Hz のバンドパスフィルタを適用した後、以下 2 点については、研究課題 1 と同様の手順を踏んだ(第 2 章 2.2 節参照)。

- Morlet ウェーブレットを用いたウェーブレット変換
- ウェーブレットパワースペクトルの RMS 値の算出

以上より、算出されるウェーブレットパワースペクトルは、非負の筋活動データとなる。そこで、本実験では、非負データ行列をそれぞれ非負因子へと分解することができる NMF を用いた筋シナジー解析を実施する。したがって、NMF では、筋の収縮力や張力変化には筋電の絶対値のみが寄与するように、神経筋の生理学的解釈に従った解析が可能となるといえる。本実験では、被験者毎に対して、初心者と熟練者のウェーブレットパワースペクトルを各ウェーブレットの最大値によって正規化し、非負値行列因子分解を施した。このとき、シナジー数の選択基準は $VAF > 80\%$ 以上かつ各筋から算出される $VAF_{\text{muscle}} > 80\%$ 以上とした。

なお、初心者と熟練者のシナジー活性係数は、計 30 秒間に渡る連続したクランクサイクル分のデータを有することから、それらの平均シナジー活性係数を評価対象とした。

非階層的クラスタリング

クラスタリングとは、データの集合をいくつかのクラスタ (グループ) へと併合する分類手法である。同クラスタ内のデータは、互いに類似した性質を有し、他クラスタ内のデータと互いに異なる性質をもつ。クラスタリング手法は、階層的クラスタリングと非階層的クラスタリングに大分類される。前者は、データの一つ一つを個々のクラスタとして想定し、それらを大きなクラスタへと併合していくアプローチを取る。後者は、予め $k (>1)$ 個のクラスタを設定し、データを k 分割する。

以上を踏まえて、本研究課題では、非階層的クラスタリングを採用することで、初心者群 (以下、初心者クラスタ) と熟練者群 (以下、熟練者クラスタ) に特有な筋シナジーを抽出、比較することで、ペダリング動作の運動制御の差異を明らかとする。具体的には、 k -means クラスタリングを用いて、初心者と熟練者のシナジーベクトルと平均シナジー活性係数をそれぞれ k 個の初心者クラスタと熟練者クラスタへと併合する。

先行研究によると、ペダリング運動の筋シナジーは 3–4 と報告されていることから、本実験におけるクラスタ数の決定理由に神経筋の生理学的な裏付けを付加するものと考えられる。したがって、クラスタ数については、最小–最大クラスタ数を 3–5 と設定し、その間でシルエット値が最大化されるときに k を選択することとした。クラスタを併合する際は、コサイン類似度 (式 3.2.2-1) を用いることで、シナジーベクトルやシナジー活性係数の活動度といった相対的な差異ではなく、構造の近さを評価する。

$$\text{Cosine similarity} = \cos(\theta) = \frac{\mathbf{A} \cdot \mathbf{B}}{\|\mathbf{A}\| \|\mathbf{B}\|} = \frac{\sum_{i=1}^n A_i B_i}{\sqrt{\sum_{i=1}^n A_i^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n B_i^2}} \quad (\text{式 3.2.2-1})$$

3.3 結果

3.3.1 初心者クラスターの筋シナジー

初心者クラスターの平均シナジー活性係数とシナジーベクトルをそれぞれ図 3.3.1-1 と 3.3.1-2 に示す。図 3.3.1-1 の x 軸, y 軸にはそれぞれ右足を基準としたクランク回転角度, 各シナジーの活動度が示されている。同図中, 各線 (青, 橙色, 黄色) はケイデンス (70, 90, 110 rpm) を表す。図 3.3.1-2 の x 軸, y 軸にはそれぞれ筋と各シナジーの活動度が示されている。同図中, 各線 (青, 橙色, 黄色) はケイデンス (70, 90, 110 rpm) を表す。各筋で区画されたブロックの x 軸は, 筋の活動周波数帯域 (19–330 Hz: 19.29, 37.71, 62.09, 92.36, 128.48, 170.39, 218.08, 271.50, 330.63 Hz) が反映されている。

本項では, まず, 全体の結果について概略する。k-means クラスタリングの結果, 全初心者の筋シナジーデータから 3 つの初心者クラスターが抽出された。全体の傾向として, 平均シナジー活性係数は, ケイデンスの変化に伴って僅かに変動した。中でも, シナジー 1, 2 の平均シナジー活性係数のピークシフトは, 90 rpm で顕著に示された。一方, シナジーベクトルに着目すると, 各筋の活動周波数成分毎の活動度は, ケイデンスの変化に伴い僅かに変動したものの, 構造自体は凡そ均一である傾向が示された。

次目より, 初心者クラスターのシナジー 1–3 を詳説していく。その後, シナジー活性係数とシナジーベクトルの関連性をまとめるとともに, 図 3.3.1-3 に可視化した。同図中, 色付けされた円 (緑, 橙色, 赤) はペダリングフェーズ (蹴り出し, 押し込み, 引き上げ), 実線 (一重, 二重, 三重) はシナジー 1–3, 実線と破線はそれぞれ右下肢と左下肢, そして, 赤線矢印は, 右下肢筋または左下肢筋の一方を主要な動力源としたペダリング動作を表す。

シナジー 1

平均シナジー活性係数に着目すると, それらのピークタイミングは, ケイデンスに関わらず凡そ 60–150°で確認された。つまり, シナジー 1 は, 踏み込みフェーズを表していることがわかる。このとき, シナジーベクトルに着目すると, 70 rpm において, 両下肢筋の協調活動は, 股関節屈曲筋の TFL と足関節背屈筋の TA を除いて左右同程度となる傾向が示された。もっとも, TFL–TA の協調活動は, 左下肢で高いことから, 左下肢筋を中心とした活動傾向が示された (図 3.3.1-3 左上参照)。次に, 90 rpm でのシナジーベクトルをみると, それらの活動度は TFL_L を除いて右下肢で高いことから, 右下肢筋を中心とした活動傾向が示された (図 3.3.1-3 右上参照)。そして, 110 rpm でのシナジーベクトルでは, 股関節伸展筋かつ膝関節屈曲筋の BF_{RL}–膝関節屈曲筋かつ足関節底屈筋の GM_{RL} を除いた筋の活動度は, 左右同程度となる傾向が示された。しかし, BF–GM の協調活動は, 右下肢で僅かに高いことから, 右下肢筋を中心としたペダリング動作の傾向が示された (図 3.3.1-3 左下参照)。

シナジー2

平均シナジー活性係数に着目すると、それらのピークタイミングは、ケイデンスに関わらず凡そ 150–270°でピーク値を示した。つまり、シナジー2 は、引き上げフェーズを表していることがわかる。このとき、シナジーベクトルに着目すると、70 rpm では、TFL の股関節屈曲筋かつ膝関節伸展筋の RF-TA の活動度は、右下肢で僅かに高いことから、右下肢筋を中心とした活動傾向が示された（図 3.3.1-3 左上参照）。そして、90 rpm と 110 rpm でのシナジーベクトルにおいては、左右下肢筋の活動度に特徴的な偏りは見られなかった（図 3.3.1-3 右上、左下参照）。

シナジー3

平均シナジー活性係数に着目すると、それらのピークタイミングは、ケイデンスに関わらず凡そ 330–60°で二峰性のピーク値を示した。つまり、シナジー3 は、蹴り出しフェーズを表していることがわかる。このとき、シナジーベクトルに着目すると、70, 90, そして 110 rpm では、左右下肢筋の活動度に特徴的な偏りは見られなかった（図 3.3.1-3 参照）。

3.3.2 熟練者クラスターの筋シナジー

熟練者クラスターに属する 4 つの平均シナジー活性係数とシナジーベクトルをそれぞれ図 3.3.2-1 と 3.3.2-2 に示す。

本項では、まず、全体の結果について概略する。全熟練者の筋シナジーに k-means クラスターリングを適用した結果、4 つの熟練者クラスターが抽出された。全体の傾向として、平均シナジー活性係数は、ケイデンスの変化に伴い大きく変動した。中でも、シナジー4 の平均シナジー活性係数のピークシフトは、110 rpm で顕著に示された。一方、シナジーベクトルに着目すると、各筋の活動周波数成分は、初心者クラスターと比較して、全体的に疎（スパース）となった。また、それらの活動度は、ケイデンスの変化に伴い大きく変動した。

次目より、熟練者クラスターから抽出されたシナジー1-4 を概略する。その後、熟練者クラスターにおけるシナジー活性係数とシナジーベクトルの関連性をまとめる。なお、それらの結果を図 3.3.2-3 に可視化した。

シナジー1

平均シナジー活性係数に着目すると、それらのピークタイミングは、ケイデンスに関わらず凡そ 90–210°で確認された。つまり、シナジー1 は、蹴り出しフェーズを表していることがわかる。このとき、シナジーベクトルに着目すると、70 rpm では、BF_R-GM_R と TF_L-RF_L での協調活動が顕著に示された。このとき、左右下肢筋の活動度は、右下肢に偏っていることから、右下肢筋を中心とした活動傾向が示された（図 3.3.2-3 左上参照）。そして、90 rpm と 110

rpm でのシナジーベクトルでは、右下肢の RF_R-TA_R と左下肢の BF_L-GM_L が凡そ協同的に活動していることから、両下肢筋は同程度に活動した（図 3.3.2-3 右上，左下参照）。

シナジー2

平均シナジー活性係数に着目すると、それらのピークタイミングは、ケイデンスに関わらず凡そ $240-300^\circ$ で確認された。つまり、シナジー2 は、引き上げフェーズを表していることがわかる。このとき、シナジーベクトルに着目すると、70 rpm では、 TFL_R と $RF_L-BF_L-TA_L-GM_L$ が協同的に活動しているものの、左下肢筋を中心とした活動傾向が示された（図 3.3.2-3 左上参照）。一方、90 rpm では、 BF_R-GM_R と RF_L-TA_L が協同的に活動していることが示された。ここでは、これら左右下肢の協調活動は、右下肢で高いことから、右下肢筋を中心とした活動傾向が示された（図 3.3.2-3 右上参照）。そして、110 rpm では、 $RF_R-BF_R-TA_R$ と TFL_L-GM_L が凡そ協同的に活動しているものの、右下肢筋を中心とした活動傾向が示された（図 3.3.2-3 左下参照）。

シナジー3

平均シナジー活性係数に着目すると、それら二峰性を示すピークタイミングは、ケイデンスに関わらず凡そ $330-90^\circ$ で確認された。つまり、シナジー3 は、蹴り出しフェーズを表していることがわかる。このとき、シナジーベクトルに着目すると、70 rpm では、 RF_R-TA_R と $TFL_L-BF_L-GM_L$ が協同的に活動したものの、左右下肢筋の活動度に特徴的な偏りは見られなかった（図 3.3.2-3 左上参照）。一方、90 rpm では、 TFL_R と $BF_L-TA_L-GM_L$ が協同的に活動しているものの、左下肢筋を中心とした活動傾向が示された（図 3.3.2-3 右上参照）。110 rpm では、 $BF_R-TA_R-GM_R$ と左下肢筋が凡そ協同的に活動しているものの、凡そ左下肢筋を中心とした活動傾向が示された（図 3.3.2-3 左下参照）。

シナジー4

平均シナジー活性係数に着目すると、それら二峰性を示すピークタイミングは、70, 90 rpm では、凡そ $240-60^\circ$ で確認された。つまり、シナジー4 は、引き上げフェーズを表していることがわかる。一方、110 rpm では、凡そ $150-270^\circ$ でピークタイミングが確認された。つまり、シナジー4 は、110 rpm において、蹴り出しフェーズへと変容した。

70 rpm でのシナジーベクトルに着目すると、 TFL_R-TA_L が協同的に活動していることから、両下肢筋は同程度に活動した（図 3.3.2-3 左上参照）。90 rpm では、 TFL_R を除く右下肢筋と TFL_L-RF_L が協同的に活動しており、凡そ右下肢筋を中心とした活動傾向が示された（図 3.3.2-3 右上参照）。そして、110 rpm では、 $BF_R-TA_R-GM_R$ と左下肢筋が凡そ協同的に活動しているものの、左右下肢筋の活動度に特徴的な偏りは見られなかった（図 3.3.2-3 左下参照）。

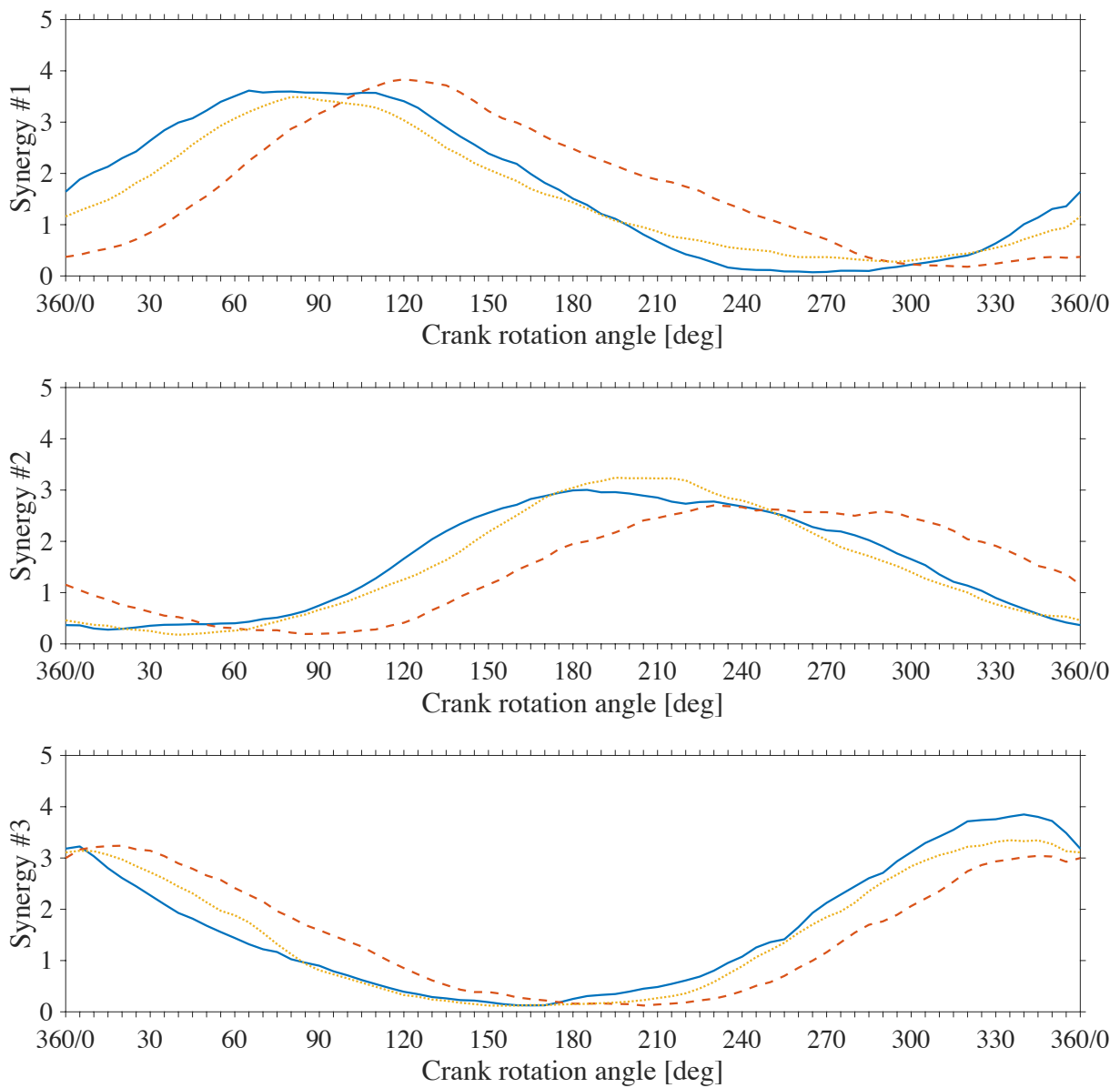


Figure 3.3.1–1: Mean synergy activation coefficients for the beginners at 70, 90, and 110 rpm under 150 W. The top, middle, and bottom panels represent the first, second, and third mean synergy activation coefficients for whole 35, 45, and 55 cycles across 70, 90, and 110 rpm, respectively; the blue solid line, orange dashed line, and yellow dotted line represent 70, 90, and 110 rpm, respectively; the x-axis and y-axis represent the crank angle and synergy activation levels, respectively.

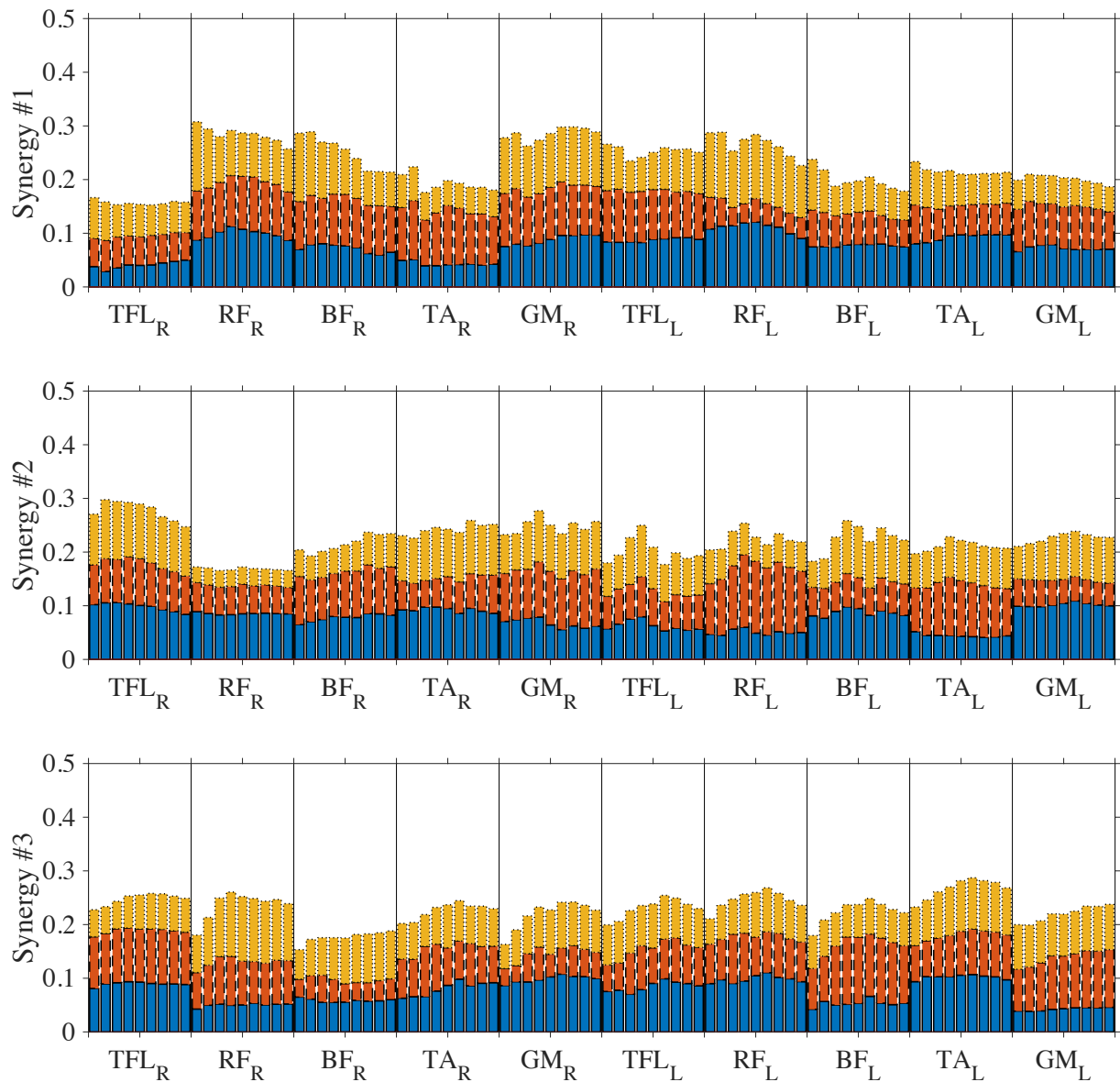


Figure 3.3.1–2: Synergy vectors for the beginners at 70, 90, and 110 rpm under 150 W. The top, middle, and bottom panels represent the first, second, and third synergy vectors; the x-axis shows the right (R) and left (L) lower limb muscles, showing, in each muscle, wavelets #1–9 (19.29, 37.71, 62.09, 92.36, 128.48, 170.39, 218.08, 271.50, and 330.63 Hz) from left to right; the y-axis shows the activation level of synergy vectors; the blue stacked bar with solid edge, orange stacked bar with dashed edge, and yellow stacked bar with dotted edge represent 70, 90, and 110 rpm, respectively.

● : Operating point of pedaling motion

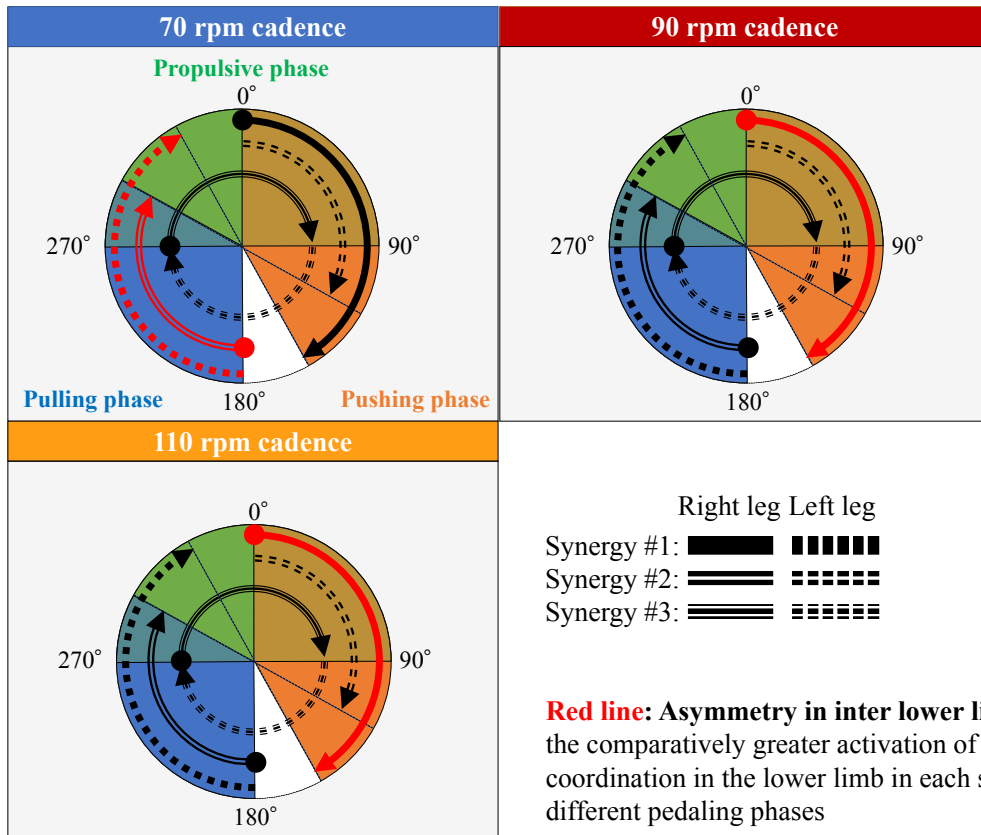


Figure 3.3.1–3: Schematic understanding of asymmetry in inter lower limb coordination for the beginners. Each block shows the result from each experimental condition; 70 rpm (top left), 90 rpm (top right), and 110 rpm (bottom left). Each circle shows three types of pedaling phases; Propulsive phase (green)–pushing phase (orange)–pulling phase (blue). Each line in each block shows the type of synergies; synergy #1 (bold line), #2 (bold double lines), and #3 (bold triple lines) in the left (dotted) and right (solid). In addition, the initial crank angle position is defined as 0° where the right foot is placed on the top center of the pedal. The crank rotation follows a clockwise manner.

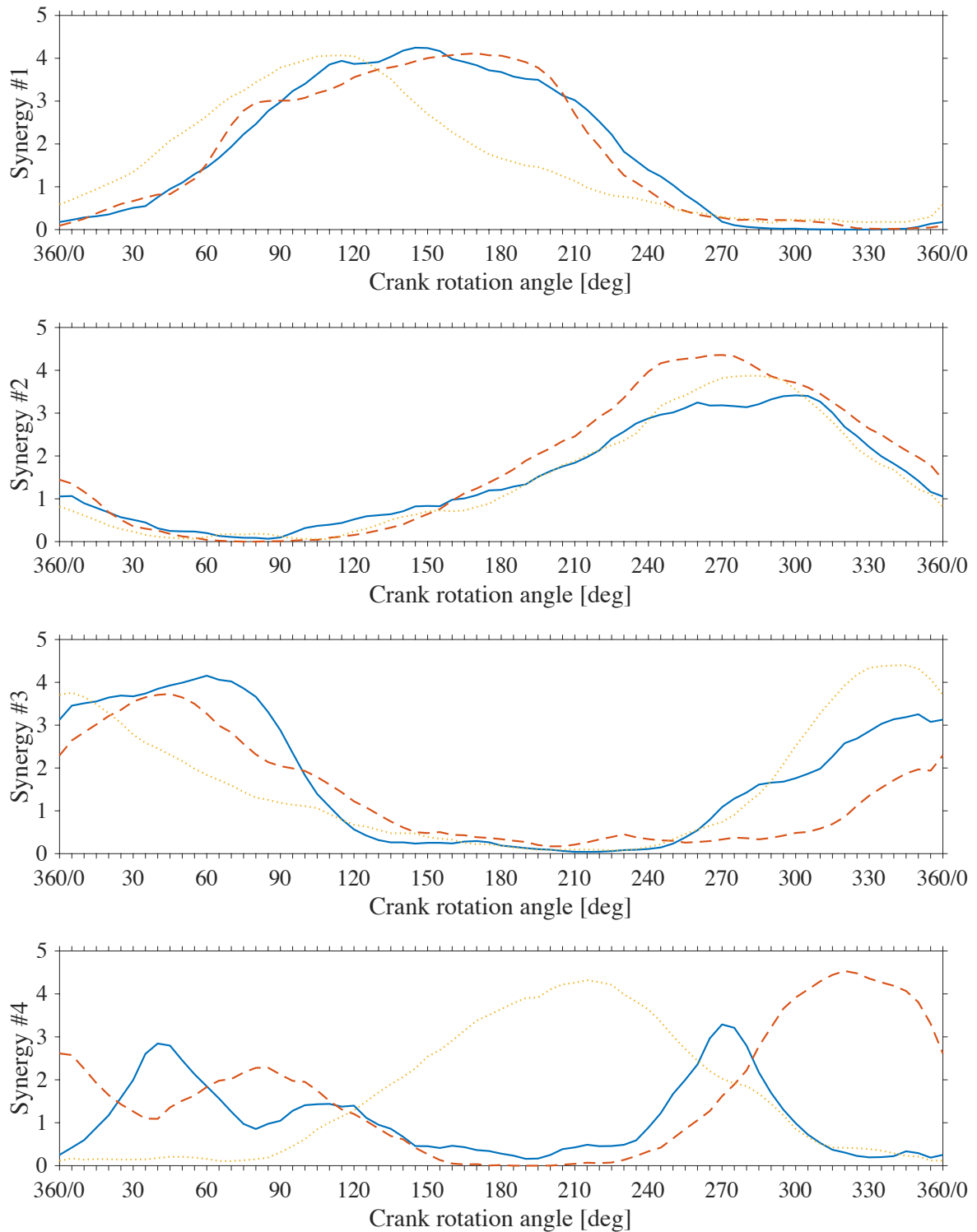


Figure 3.3.2–1: Mean synergy activation coefficients for the experienced cyclists at 70, 90, and 110 rpm under 150 W. The first, second, third, and fourth panels represent the first, second, third, and fourth mean synergy activation coefficients for whole 35, 45, and 55 cycles across 70, 90, and 110 rpm, respectively; the blue solid line, orange dashed line, and yellow dotted line represent 70, 90, and 110 rpm, respectively; the x-axis and y-axis represent the crank angle and synergy activation levels, respectively.

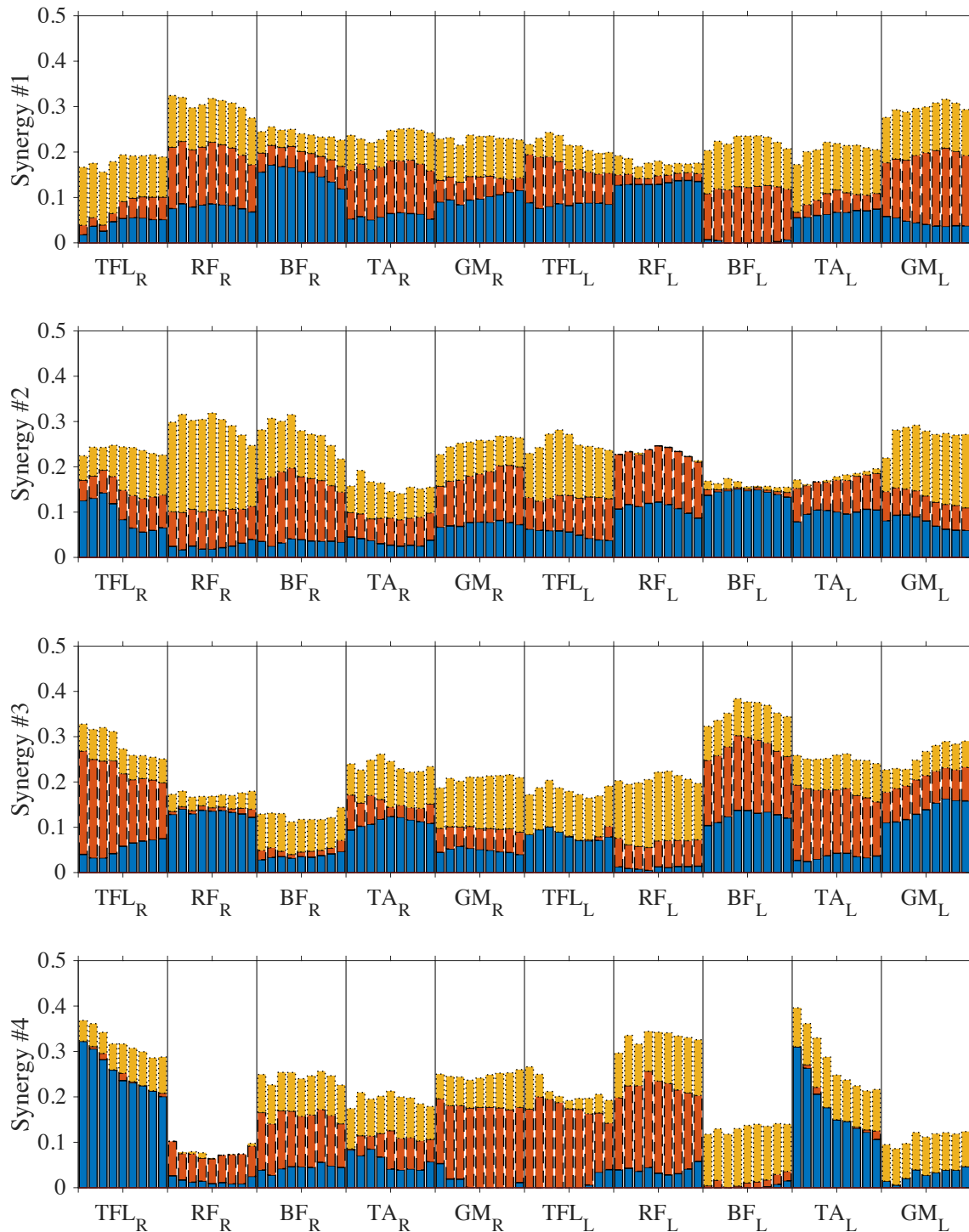


Figure 3.3.2–2: Synergy vectors for the experienced cyclists at 70, 90, and 110 rpm under 150 W.

The first, second, third, and fourth panels represent the first, second, third, and fourth synergy vectors, respectively; the x-axis shows the right (R) and left (L) lower limb muscles, showing, in each muscle, wavelets #1–9 (19.29, 37.71, 62.09, 92.36, 128.48, 170.39, 218.08, 271.50, and 330.63 Hz) from left to right; the y-axis shows the activation level of synergy vectors; the blue stacked bar with solid edge, orange stacked bar with dashed edge, and yellow stacked bar with dotted edge represent 70, 90, and 110 rpm, respectively.

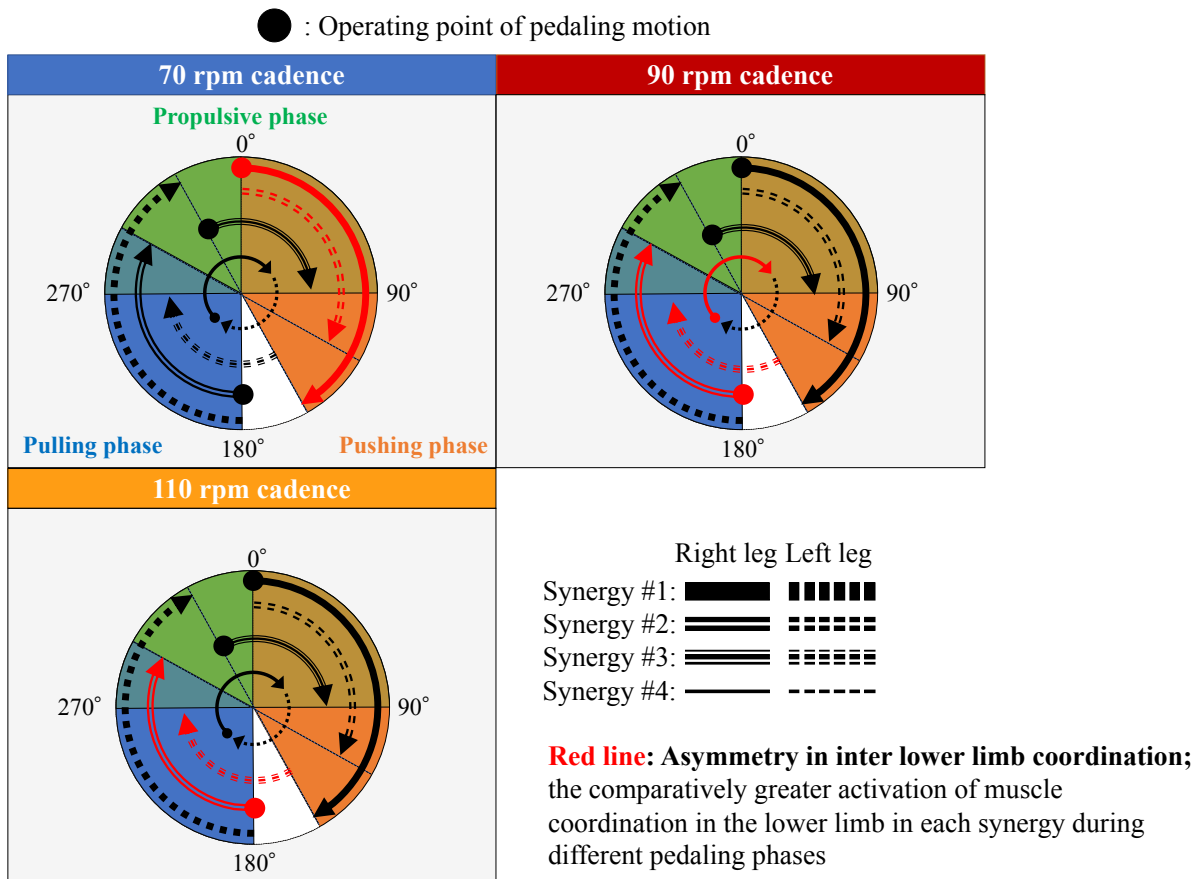


Figure 3.3.2–3: Schematic understanding of asymmetry in inter lower limb coordination for the experienced cyclists. Each block shows the result from each experimental condition; 70 rpm (top left), 90 rpm (top right), and 110 rpm (bottom left). Each circle shows three types of pedaling phases; Propulsive phase (green)–pushing phase (orange)–pulling phase (blue). Each line in each block shows the type of synergies; synergy #1 (bold line), #2 (bold double lines), #3 (bold triple lines), and #4 (single line) in the left (dotted) and right (solid). In addition, the initial crank angle position is defined as 0° where the right foot is placed on the top center of the pedal. The crank rotation follows a clockwise manner.

3.4 考察

3.4.1 ケイデンスの変化が両下肢筋の非対称動作に及ぼす影響

ペダリング運動は、下肢の反復動作によって構成される。このため、下肢の筋-腱クラックサイクル毎に伸張-短縮を繰り返す。このような運動は、伸張-短縮サイクル(Stretch-shortening cycle; SSC)と言われている。ペダリング運動の SSC 頻度は、ケイデンスの増加に伴って優位に高まる。つまり、高いケイデンスの維持は、下肢筋の SSC 頻度を高めることと同意である。そこで、中枢神経系の運動制御においては、より短時間で一定以上の筋出力パワーを安定的に出力できるように適切な筋を、適切なタイミングで活性化できるような仕組みが求められるだろう。現に、これは運動単位の選択的動員として知られており、ペダリング運動においてはトレーニングによって獲得されることがわかっている。Patterson et al. (1999) は、熟練者のペダリング効率が 90 rpm 周辺で最大となることを報告しているが、これは下肢関節トルクの低下に伴う筋疲労の軽減によるものであることが示唆されている[57]。ケイデンスが 120-140 rpm となると、主働筋-拮抗筋の共収縮強度が増大したり、下肢筋の協調活動が維持できなくなるなど、運動の代謝コストが上昇することが知られている[58]。以上を鑑みると、本実験において、全初心者が 110 rpm でのペダリング運動を 30 秒間安定的に継続成しえたことは大変興味深い。

初心者クラスタのペダリング動作

シナジー活性係数に着目すると、初心者クラスタのペダリング運動は、踏み込みフェーズ、引き上げフェーズ、そして蹴り出しフェーズにわけられた。ここで、ペダリングフェーズ毎のシナジーベクトルに着目すると、全ての筋は、ケイデンスに関わらず凡そ 92-218 Hz 帯域で活動度のピークが示された。したがって、初心者クラスタの運動戦略として、いわば運動単位の選択的動員を指し示すものではなく、シナジー活性係数を微調整することによって、ケイデンスへの運動適応を試みるものであったことが考えられる。このような傾向は、Blake et al. (2015)の報告と一致することとなった。

一方、ペダリング動作の非対称性は、70 rpm における引き上げフェーズでもっとも顕著に示された(図 3.3.1-3 参照)。加えて、90, 110 rpm で非対称性が減少した。このように、本研究課題は筋シナジーに着目しているにも関わらず、Liu et al. (2012)と同様の結果が示されたことは大変興味深いといえるだろう。ここでは、初心者クラスタのペダリング動作の非対称性は、下肢筋のパワー発揮に主要な役割を果たす単関節筋 TFL-TA の協調活動に起因することが示唆された。

熟練者クラスタのペダリング動作

シナジー活性係数に着目すると、熟練者クラスタのペダリング運動は、踏み込みフェーズ、引き上げフェーズ、そして蹴り出しフェーズにわけられた。ここで、ペダリングフェーズ毎のシナジーベクトルに着目すると、各筋の活動周波数成分毎の活動度は、全体的にスパースであり、それらの活動度はケイデンスの変化に伴って変動した。したがって、熟練者クラスタは、初心者クラスタと異なり、運動単位の選択的動員の傾向が示唆された。一般に、運動単位の選択的な動員は、トレーニングを通じて獲得可能である。ペダリング動作の実現に必要な運動単位の数とその動作に適した筋線維タイプを的確に動員できるようになることで、動作に寄与しない無駄な筋放電量を最小化することができると考えられる。

一方、ペダリング動作の非対称性は、90 rpmにおける引き上げフェーズでもっとも顕著に示された(図 3.3.2-3 参照)。加えて、70, 110 rpm で非対称性が減少した。もっとも、これらの非対称性の原因は、ペダリングフェーズに関わらず、ペダルの蹴り出し-押し込みに主要な役割を果たす $RF_{L/R}$ - $TA_{L/R}$ と、引き上げる際に主要な役割を果たす $BF_{L/R}$ - $GM_{L/R}$ の活動度の差にあらわれることとなった。

以上より、熟練者クラスタのペダリング運動が、「片方の下肢筋によってペダルを踏み込みつつ、他方で引き上げる」といった異なる機能的役割を有した両下肢の協調動作から構成されることを明らかとした。加えて、左右下肢筋の活動度の差は、ケイデンスによってどちらか一方に偏ることが示された。したがって熟練者クラスタは、ケイデンスに伴って、ペダリング動作を切り替えていることが示唆された。

3.4.2 ペダリング動作の非対称性とペダリングスキルの関連性

高いケイデンスを維持する上では、シナジー活性係数の活動度を調整することで、ある程度の適応は可能であると考えられている[61]。一般に、シナジー活性係数の活動度は、上位運動ニューロンから下降した運動指令による運動単位の発火頻度を反映する。シナジー活性係数の活動度が増加することで、運動単位の発火頻度が高められたとき、各個人の筋断面積、筋線維タイプ、筋持久力によって筋出力パワーとその持続時間は大きく変動するのである。しかしながら、長期間に渡る運動学習によってシナジーベクトルが修正されない限り、ある特定筋に集中した負荷や筋疲労が誘発されるのは必然であろうことが示唆される[62]。

このような背景のもと、熟練者クラスタに見られるような、いわば左右下肢におけるペダリング動作の切り替えは、筋負荷を均等分散させ、高いケイデンス下でも下肢筋の協調活動を崩壊させることなく、運動効率を高めていく上で重要なスキルを示唆するものであるといえるだろう。しかし、左下肢-右下肢でのペダリング動作の切り替えが、筋疲労の均等分散を補助するものなのか、または、両下肢の協調運動を維持するためのスキルを示唆するものなのかについては、筋疲労に伴う両下肢筋の協調動作の変容を調査していくことが必要である。

3.5 まとめ

本研究課題では、ケイデンスの変化が両下肢筋の協調動作に及ぼす影響を明らかとするため、筋シナジーに基づいて、ペダリング動作の運動制御メカニズムを調査した。ここでは、まず、70, 90, 110 rpm でのペダリング運動を対象に、熟練者と初心者における左右下肢の筋活動を計測した。次に、筋活動にウェーブレット変換を適用し、算出されたウェーブレットパワースペクトルに対して非負値行列因子分解を適用することで、シナジーベクトルとシナジー活性係数を抽出した。その後、k-means クラスタリングを用いて、初心者群クラスターと熟練者クラスターの平均筋シナジーから、ペダリングフェーズで特徴付けられる両下肢筋の協調動作がケイデンスの変化に伴ってどのように調整されるかについて調査を試みた。

本研究課題の結果は、以下に要約される。

- 1). 自転車競技経験に関わらず、ペダリング運動は左右下肢で異なる機能的役割を有したペダリング動作から構成される。
- 2). ペダリング動作の切り替えは、筋負荷を均等分散させ、高いケイデンス下でも下肢筋の協調活動を崩壊させることなく、運動効率を高めていく上で重要なペダリングスキルのベースラインを示唆した。

第4章

研究課題3：

筋疲労による両下肢筋の代償動作メカニズム

4.1 目的

筋疲労によるパフォーマンスの低下を補償する身体動作として、代償動作（Compensatory motion）が知られている。代償動作とは、目的とする動作の実現や維持が困難となった場合に、他の骨格筋を活動させることで、本来の動作を補完し、達成することを意味する。長時間かつ高負荷のペダリング運動では、筋疲労を起因とした下肢筋の協調活動の変容によって、ペダリング動作が修正されることが知られている[63]。たとえば、蹴り出しフェーズにおける膝関節伸展筋の協調活動は、上死点周辺でのクランクトルク発揮に機能的役割を果たす。したがって、ペダリング効率向上の点では、膝関節伸展筋の協調活動をいかに持続できるかが重要であると考えられている。ここでは、興味深いことに膝関節伸展筋の拮抗筋であるハムストリングスの代償動作が、膝関節筋の疲労やオーバーユースの予防に寄与することが報告されている[64]。

このような背景のもと、局所筋疲労に対して、ペダリング動作の切り替えといった両下肢筋の協調制御がどのような役割を果たすかを明らかにすることができれば、身体動作の非対称性と競技パフォーマンスの関連性に加えて、ペダリング効率を高めるスキルの定量的な理解への方策を導くと期待される。

以上より、本研究課題では、筋疲労による両下肢筋の代償動作メカニズムを明らかとする。ここでは、長時間かつ高負荷でのペダリング運動経験のある自転車競技経験者を対象とする。Wheelerらの報告を鑑みるに、膝関節筋への負荷は運動負荷が150–300 Wで増大することが予想される[64]。したがって、本研究課題では、中時間（15分）かつ中負荷（150 W）でのペダリング運動に焦点を当て、筋疲労に伴う左右下肢のペダリング動作の変容を調査する。

4.2 方法論

4.2.1 実験環境

計測環境

本実験では、研究課題 1 と同様の実験装置と計測対象の筋を採用する。

本実験の被験者は、体肢-体幹の運動器障害ならびに呼吸循環器系疾患などの持病を有さず、なおかつ、5 年以上の自転車競技経験を有する男性健常者を対象とした。施験者は、実験協力者に対してインフォームド・コンセントを実施し、実験内容を口頭と書面で説明した後、同意が得られた被験者を熟練者として 4 名採用した（年齢： 34.8 ± 0.5 歳，身長： 1.73 ± 0.03 m，体重： 69.7 ± 7.7 kg，利き脚：右，競技経験年： 8.5 ± 3 年）。

実験プロトコル

本実験は、研究課題 1 と同様に、生体情報計測実験室内の計測室にて実施した（第 2 章 2.2 節参照）。なお、計測室内の室温と湿度は、それぞれ 21°C と 65% で統制した。

被験者は、実験環境への順応を目的として、実験開始の 2 時間前までに計測室へ入室し、最低 30 分間の安静状態をとった。この間、施験者は、被験者の平均心拍数を記録し、安静時心拍数のベースラインとして採用した。次に、被験者は、実験開始の 1 時間前までを目処にウォーミングアップに取り組む。被験者は、この間にロードバイクのサドル高を自身の好みの高さに調整する。ウォーミングアップ後は、心拍数が再び安静時心拍数に回復するまでの休息期間を設けた。この間、被験者は、ロードバイクのサドル高を自身の好みの高さに調整した。そして、施験者によって、被験者の心拍数が再び安静時心拍数で安定化したことが確認された場合、皮膚の接触抵抗を下げるための除毛、皮膚前処理剤（スキンピュア、日本光電）を施し、計測対象の筋部位に電極を貼り付けた。

以上を踏まえて、被験者は、運動負荷（150 W）ならびにケイデンス（90 rpm）の実験条件の下、15 分間の継続したペダリング運動を実施する。このとき、ケイデンスが安定化するまでの時間は含めないこととした。運動負荷は、ハンドル部のシフトレバーの操作によるギア比調整によって設定する。このとき、乗車姿勢は、被験者間で上半身の運動を統制するために、ハンドルのブラケット部を把持するよう指示した。このとき、被験者は、サイクルコンピュータ上に表示されるケイデンスと運動負荷を目視し、実験条件に則したペダリング運動を遂行する。本実験では、計測室内に 1 名の施験者を配置することで、運動遂行に伴う被験者の汗除去、心拍センサや電極位置のズレを確認した。なお、被験者の精神心理的变化が中枢神経系の抑制興奮に与える潜在的影響を除するため、運動時の主観的負担度（Rate of Perceived Exertion; RPE）[65]の測定、経過時間の揭示、被験者-施験者間コミュニケーション

は一切行わないように取り計らった。また、以下のいずれかに該当した場合は、即座に実験を中止するものとした。

- ケイデンスの著しい低下またはセンサの剥落（施験者による目視確認）
- 被験者の体調急変（自己申告と施験者による目視確認）
- 心拍数がカルボネン法で算出した最大心拍数の 80%に到達した場合

4.2.2 データ解析

筋疲労推定

筋疲労とは、最大筋力または筋力発揮の持続時間の低下を表す。この神経筋の生理学的現象として、中枢神経系からの運動指令の抑制、活動電位の伝達速度の低下、そして筋の活動周波数の低下によって顕在化するとされている[66]。このような背景のもと、表面筋電位を用いた筋疲労推定によって、局所筋疲労の検出や筋のオーバユースの早期発見が可能となる。筋疲労推定では、主な評価指標として、筋活動の RMS 値から振幅情報に着目するもの、周波数成分から中央周波数に着目するものが報告なされている[67–68]。後者では、短時間フーリエ変換（Short-Time Fourier Transform; STFT）による中央周波数（Median Frequency; MDF）またはウェーブレット変換による瞬間中央周波数（Instantaneous Median Frequency; iMDF）が用いられることが多い[69]。さらに、筋疲労度の評価指標として、中央周波数の勾配（MDF/iMDF スロープ）が用いられている。興味深いことに、運動時の RPE が増大したとき、筋活動の振幅と中央周波数の負勾配もまた、増大することが知られている[66]。

計測された表面筋電位に対して、60 Hz のハムフィルタと 15–490 Hz のバンドパスフィルタを適用した後、以下 2 点については、研究課題 1 と同様の手順を踏んだ（第 2 章 2.2 節参照）。

- Morlet ウェーブレットを用いたウェーブレット変換

その後、開始直後–終了直前の 45 サイクル（≒30 秒間）を除いたウェーブレットパワースペクトルを対象として、以降、45 サイクル毎に各筋の平均 iMDF を算出し、最小二乗法による直線回帰によって iMDF スロープを算出した。

非負値行列因子分解

計測された表面筋電位に対して、60 Hz のハムフィルタと 15–490 Hz のバンドパスフィルタを適用した後、以下研究課題 1 と同様の手順を踏んだ。

- Morlet ウェーブレットを用いたウェーブレット変換
- ウェーブレットパワースペクトルの RMS 値の算出

その後、各熟練者のウェーブレットパワースペクトルを各ウェーブレット要素の最大値によって正規化し、序盤–終盤の 45 サイクルのデータに対してそれぞれ非負値行列因子分解を施した。このとき、シナジー数の選択基準は、 $VAF > 80\%$ 以上かつ各筋から算出される VAF_{muscle}

> 80%以上とした。シナジー活性係数については、45 サイクルの平均を評価値として算出する。

4.3 結果

4.3.1 両下肢の筋疲労推定

本実験の結果、被験者 1 名（以降、被験者 F）は、90 rpm-150 W でのペダリング運動を 15 分間継続することができなかった。実験中断直前、施験者は被験者 F の心拍数が最大心拍数の 80%を超えていることを目視するとともに、被験者 F のケイデンスの維持困難が筋疲労感によるものであることを口頭で確認した。以降、運動課題達成者は、被験者 S1, S2, S3 として区別する。全被験者における各筋 iMDF スロープの結果を図 4.3.1-1 の箱ひげ図に示す。同図中の x 軸は筋種類、y 軸は iMDF スロープの値を示す。なお、凡例のシンボルは各被験者を表す。また、被験者 F から算出された iMDF の時間推移を図 4.3.1-2 に、被験者 S1, S2, S3 から算出された iMDF の時間推移をそれぞれ図 4.3.1-3, 4.3.1-4, 4.3.1-5 に示す。同図中の x 軸のインデックスは 45 回転分（30 秒間）のデータを示す。同図中の y 軸は、iMDF の値を示す。また、凡例に計測対象の筋を示す。

本節の要点を述べると、筋疲労部位とその疲労度合は、左右下肢で一様には示されず、各被験者の神経筋の生理学特性を反映する結果が示された。したがって、次目では、各被験者の iMDF スロープがもっとも顕著に減少した筋に着目し、ペダリング動作の継続に伴う筋疲労度傾向を述べる。

被験者 F の筋疲労傾向

被験者 F の iMDF スロープは、股関節屈曲筋の TFL_R と膝関節屈曲筋-足関節底屈筋の GM_R で負方向に最大、股関節屈曲筋-膝関節伸展筋の RF_L で正方向に最大となることが確認された（図 4.3.1-1 参照）。このことから、ペダリング運動による筋疲労の影響は、被験者 F の場合、右下肢筋に集中した。加えて、図 4.3.1-2 における iMDF の時間推移に着目すると、運動課題の序盤-中盤（360 サイクル、4 分）にかけて、 TFL_R - GM_R は減少する一方、股関節屈曲筋-膝関節伸展筋の $RF_{R/L}$ は増加した。

被験者 S1, S2, S3 の筋疲労傾向

被験者 S1, S2 の iMDF スロープは、それぞれ TA_R と GM_L-TA_L で微小な負値を示した（図 4.3.1-1 参照）。また、図 4.3.1-3, 4 における iMDF の時間推移は、すべての筋で凡そ一定であることから、筋疲労傾向は示されなかった。

一方、被験者 S3 の iMDF スロープは、 TFL_R で負方向に最大、 BF_{RL} で正方向に最大となった（図 4.3.1-1 参照）。図 4.3.1-5 における iMDF の時間推移に着目すると、 TFL_R は運動課題の中盤以降（900 サイクル、10 分）で急激に減少し始め、 BF_{RL} は終盤にかけて単調増加した。

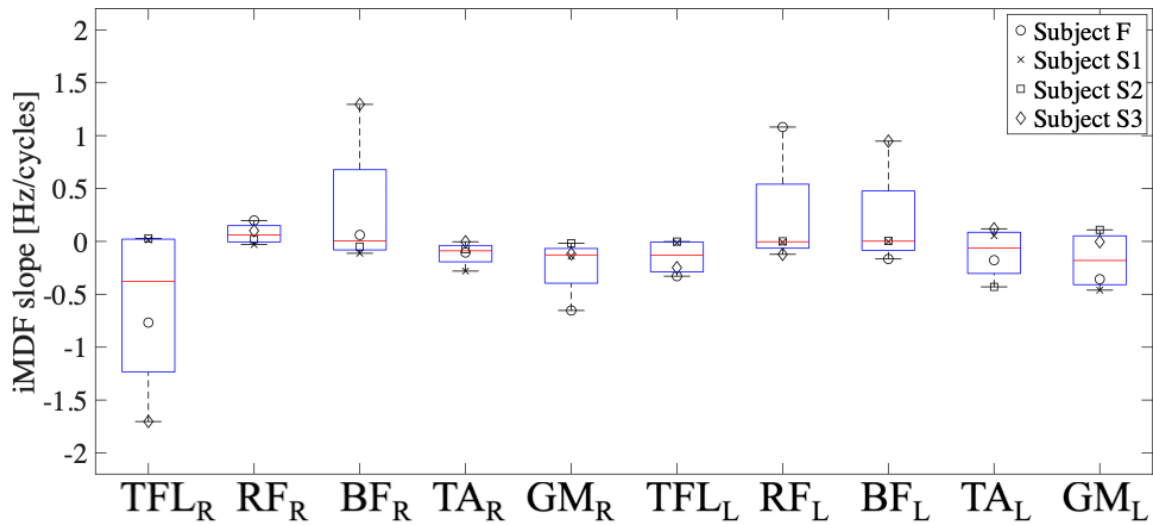


Figure 4.3.1–1: Boxplot of the MDF slopes of muscles for all subjects. The red line in each box shows the median value for all subjects. On the y-axis, the negative values indicate muscle fatigue. The X-axis shows the right (R) and left (L) lower limb muscles. Each symbol in the legend represents an individual subject.

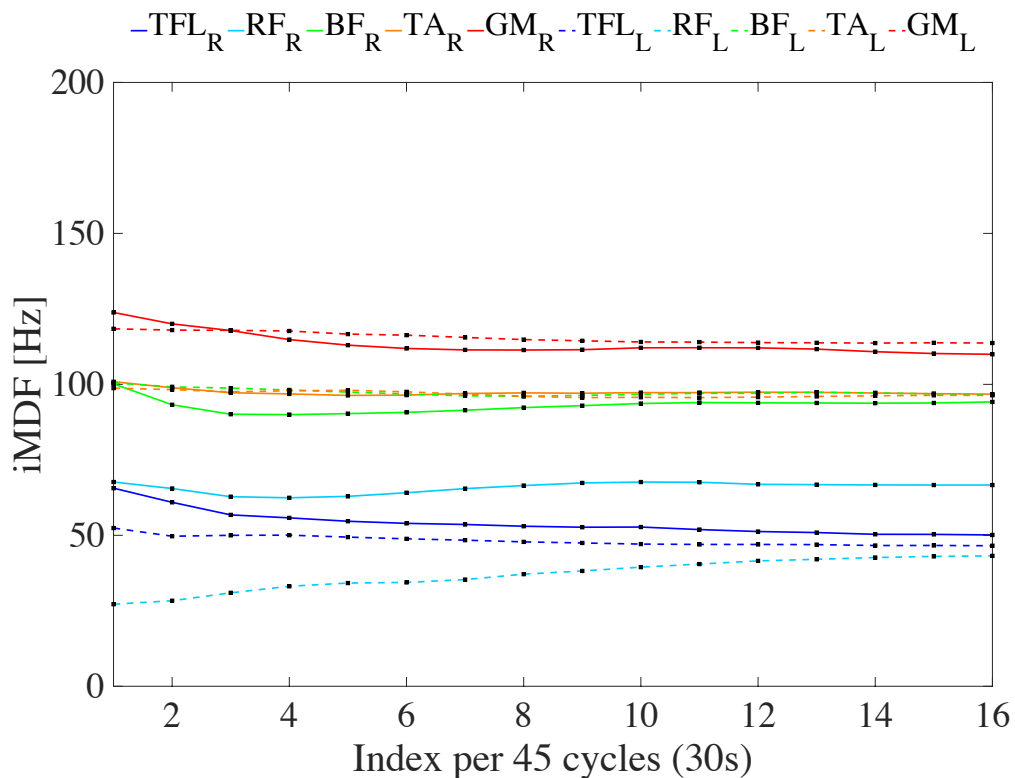


Figure 4.3.1–2: The iMDF values across whole cycles for the subject F. Each line and symbol in the legend shows the right (R) and left (L) lower limb muscles. The x-axis shows index per 45 cycles (30 secs). The y-axis shows the iMDF values.

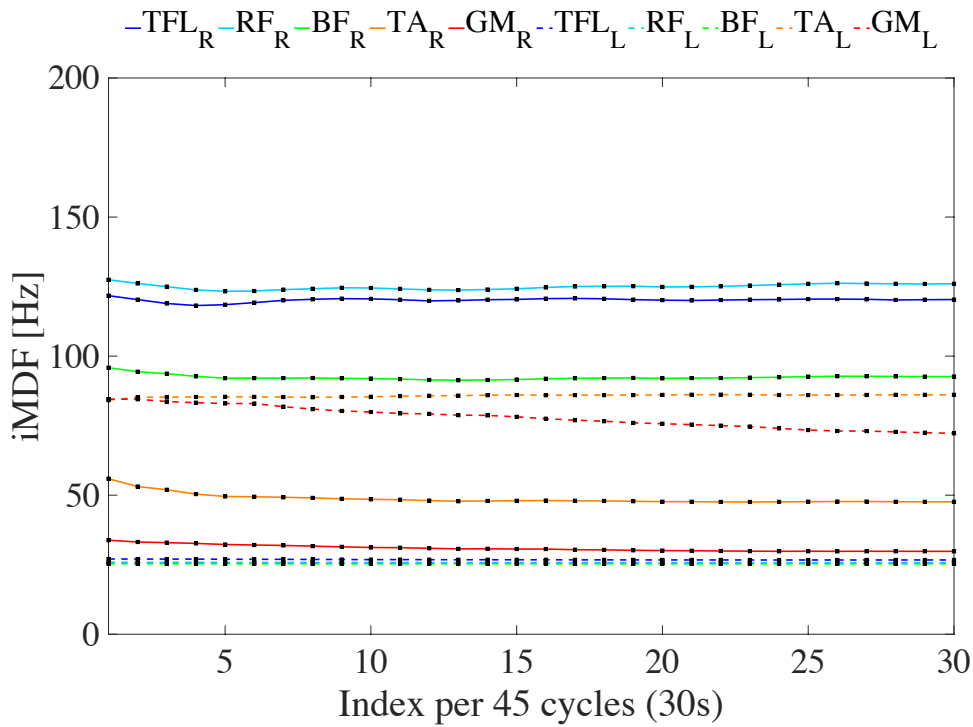


Figure 4.3.1–3: The iMDF values across whole cycles for the subject S1. Each line and symbol in the legend shows the right (R) and left (L) lower limb muscles. The x-axis shows index per 45 cycles (30 secs). The y-axis shows the iMDF values.

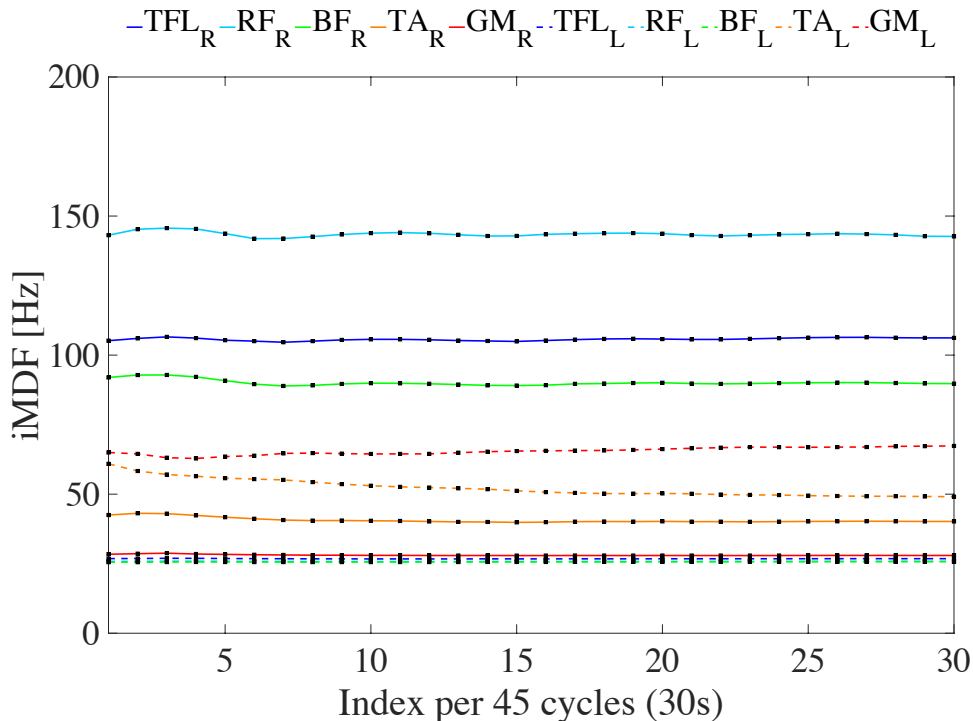


Figure 4.3.1–4: The iMDF values across whole cycles for the subject S2. Each line and symbol in the legend shows the right (R) and left (L) lower limb muscles. The x-axis shows index per 45 cycles (30 secs). The y-axis shows the iMDF values.

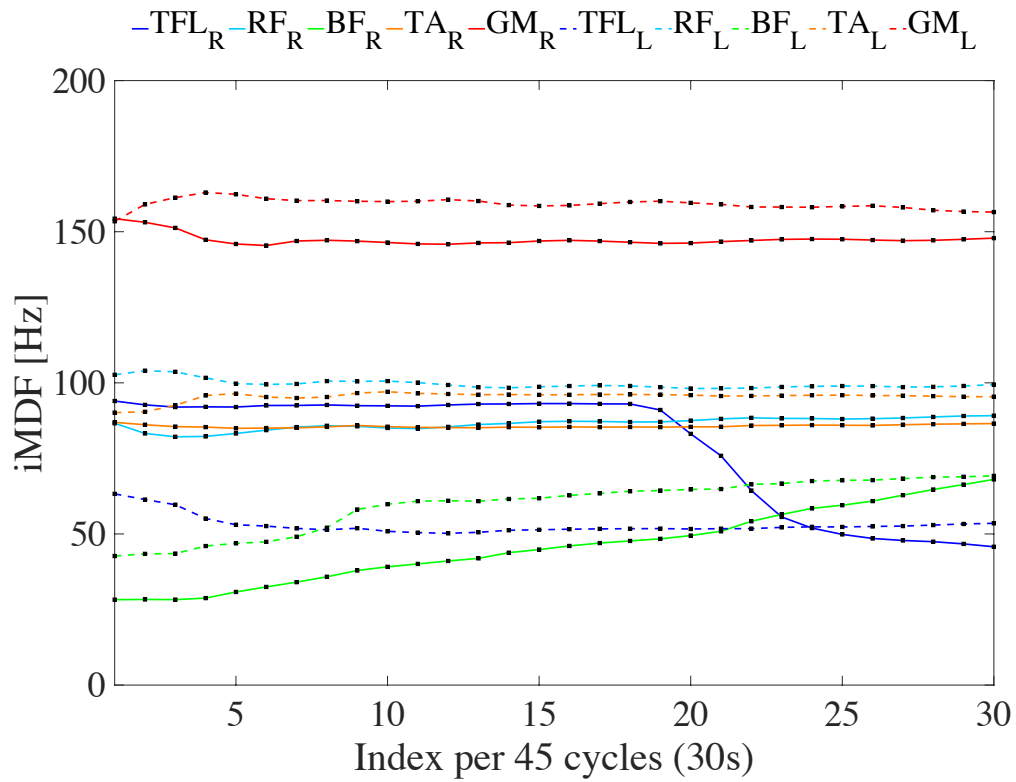


Figure 4.3.1–5: The iMDF values across whole cycles for the subject S3. Each line and symbol in the legend shows the right (R) and left (L) lower limb muscles. The x-axis shows index per 45 cycles (30 secs). The y-axis shows the iMDF values.

4.3.2 筋疲労に伴う両下肢筋の協調活動の変容

本項の要点を述べると、筋疲労に伴う左下肢筋と右下肢筋の活動は、一方が上昇または低下した場合に、他方が低下または上昇した。以下より、まず、図の解釈方法について説明する。次に、筋疲労による筋シナジーの変容について全体の傾向を述べる。以上を踏まえ、最後はペダリングフェーズ毎被験者毎における筋シナジーの変容について結果を詳説する。

序盤と終盤での被験者 S1, S2, S3 の平均シナジー活性化係数とシナジーベクトルは、それぞれ図 4.3.2-1, 2, 図 4.3.2-4, 5, 図 4.3.2-7, 8 に示されている。被験者 F の結果は、図 4.3.2-10, 11 にシナジー1-2, 図 4.3.2-12, 13 にシナジー3-4 の結果が示されている。同図中、青線と水色破線はそれぞれ序盤と終盤の筋シナジーを表す。図 4.3.2-12, 13 において、赤線赤棒はシナジー4 を表す。平均シナジー活性化係数の結果図について、それらの x 軸にはクランク角度（右足基準）、y 軸にはそれらの活性度が反映されている。一方、シナジーベクトルの結果図について、各筋で区画されたブロックの x 軸には活動周波数（19-330 Hz: 19.29, 37.71, 62.09, 92.36, 128.48, 170.39, 218.08, 271.50, 330.63 Hz）、y 軸にはそれらの活性度が反映されている。

全被験者の傾向として、平均シナジー活性化係数とシナジーベクトルの活性度は、序盤-終盤で大きく変動した。まず、平均シナジー活性化係数の活動タイミングに着目すると、全被験者のペダリングフェーズは、凡そ押し込みフェーズ（0-150°）、引き上げフェーズ（180-300°）、押し込み-引き上げフェーズ（0-90°と 270-360°）から構成された。次に、平均シナジー活性化係数のピークタイミングに着目すると、被験者に関わらず、序盤-終盤で正のクランク回転方向にシフトした。そして、シナジーベクトルに着目すると、序盤-終盤の押し込みフェーズに限り、全被験者から左下肢筋に偏った協調活動が確認された。一方、引き足フェーズと蹴り出しフェーズでの下肢筋の協調活動は、個人毎に異なる筋と活動周波数帯域で変動した。最後に、全被験者のシナジー数に着目すると、それらの数はサイクル毎に変動したものの、被験者 S1, S2, S3 では3程度、一方、被験者 F は序盤4-終盤3と減少した。なお、序盤の被験者 F におけるシナジー3-4 は、終盤でシナジー3 に併合された。

以上、次目より被験者 S1, S2, S3, F における筋シナジーの変容についてまとめるとともに、それぞれ図 4.3.2-3, 6, 9, 14 に視覚的解釈図を示した。

被験者 S1（図 4.3.2-3 参照）

- 押し込みフェーズ（シナジー3）：序盤では、左下肢筋の顕著な協調活動が確認された。終盤では、 RF_R - BF_R と GM_L の活動度が上昇し、それら以外は低下したことで、左右下肢の協調活動は均一化した。
- 引き上げフェーズ（シナジー2）：序盤では、左右下肢筋は同程度に活動した。一方、終盤では、 TFL_R - RF_R - BF_R の活動度は低下し、 TFL_L - RF_L - BF_L の活動度は増大したことで、凡そ左下肢筋を中心とした活動傾向が示された。

- 蹴り出しフェーズ（シナジー1）：序盤-終盤に関わらず，右下肢筋を中心とした活動傾向が示された。終盤では，右下肢筋（TFL_R）の活動が増加した。

被験者 S2（図 4.3.2-6 参照）

- 押し込みフェーズ（シナジー2）：序盤-終盤に関わらず，左下肢筋を中心とした活動傾向が示された。終盤では，TFL_R-RF_R-BF_Rと TA_Lの活動は低下し，TA_R-GM_Rと TFL_L-RF_L-BF_L-GM_Lは上昇した。
- 引き上げフェーズ（シナジー1）：序盤-終盤に関わらず，右下肢筋を中心とした活動傾向が示された。終盤では，TFL_Rと TFL_L-RF_L-BF_Lの活動が上昇した。
- 蹴り出しフェーズ（シナジー3）：序盤では，左下肢筋を中心とした活動傾向が示された。終盤では，右下肢筋の活動が上昇し，右下肢筋の活動が低下したことで，TA_L-GM_Lを除いて，左右下肢筋の活動は均一化した。

被験者 S3（図 4.3.2-9 参照）

- 押し込みフェーズ（シナジー2）：序盤では，左右下肢筋の活動は同程度であった。終盤では，TFL_R-BF_R-TA_R-GM_Rの活動は低下し，TFL_L-RF_L-BF_Lの活動は上昇しことで，左下肢筋を中心とした活動傾向が示された。
- 引き上げフェーズ（シナジー1）：序盤-終盤に関わらず，左右下肢筋の活動は同程度であった。終盤では，TFL_L-TA_Lの活動が上昇した。
- 蹴り出しフェーズ（シナジー3）：序盤-終盤に関わらず，右下肢筋を中心とした活動傾向が示された

被験者 F（図 4.3.2-14 参照）

- 押し込みフェーズ（シナジー1）：序盤では，左右下肢筋は同程度に活動した。終盤では，RF_R-BF_R-TA_Rの活動は低下し，TFL_L-RF_L-BF_Lの活動は上昇したことで，左下肢筋を中心とした活動傾向が示された。
- 押し込みフェーズ（シナジー4）：序盤では，右下肢筋を中心とした活動傾向が示された。終盤では消失するとともに，図 4.3.2-13 下のシナジー3 へと併合された。
- 引き上げフェーズ（シナジー2）：序盤-終盤に関わらず，右下肢筋を中心とした活動傾向が示された。終盤では，BF_R-TA_R-GM_Rと BF_L-TA_Lの活動は上昇した。
- 引き上げフェーズ（シナジー3）：序盤では，左下肢筋を中心とした活動傾向が示された。終盤では消失するとともに，図 4.3.2-13 下のシナジー3 へと併合された。

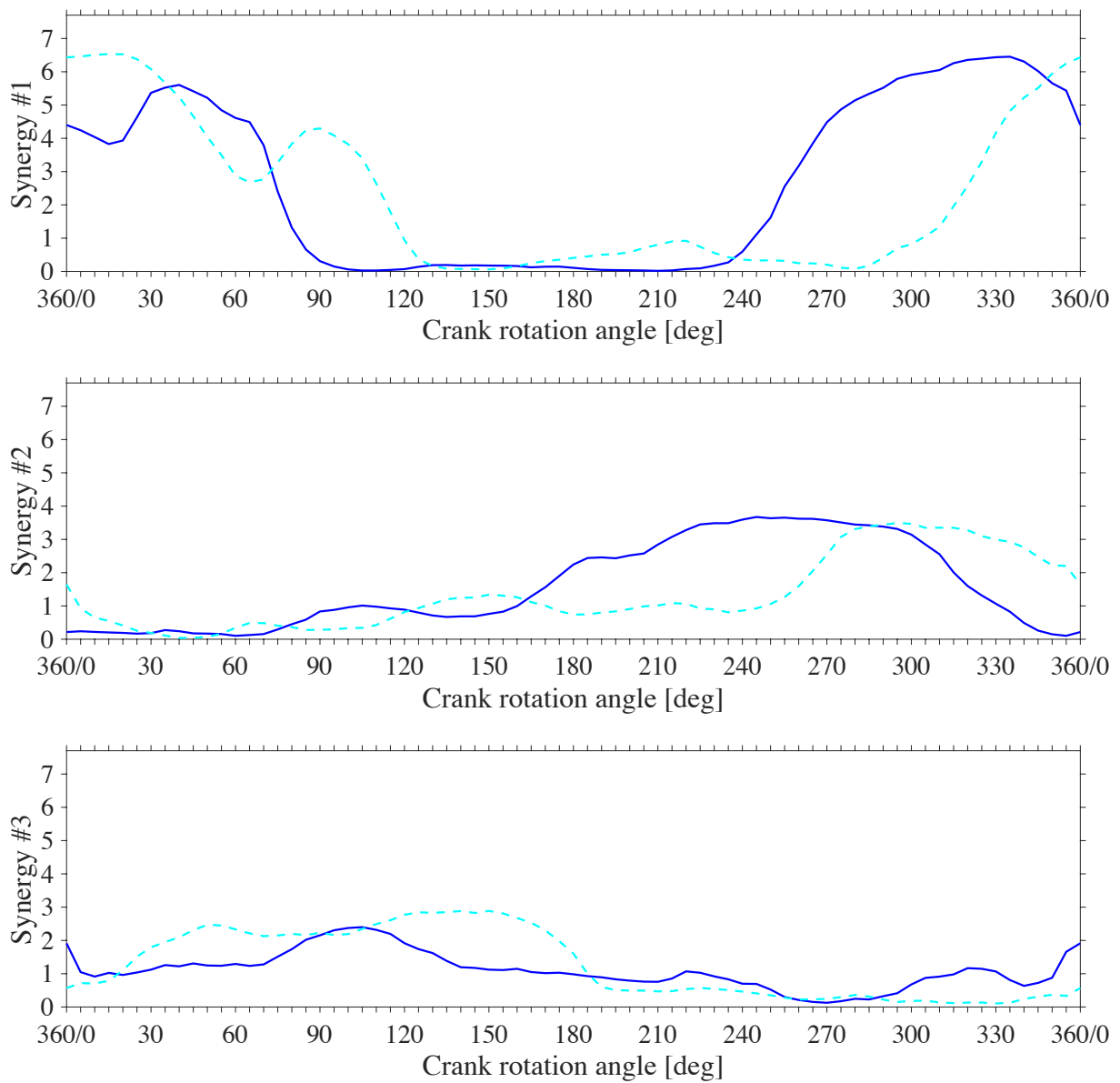


Figure 4.3.2–1: Fatigue–adaptation of mean synergy activation coefficients for the subject S1 in the first and last 45 cycles at 90 rpm under 150 W. The top, middle, and bottom panels represent the first, second, and third mean synergy activation coefficients, respectively; the blue solid line and the dotted cyan line represent the results in the first and last 45 cycles, respectively; the x-axis and y-axis represent the crank angle and synergy activation levels, respectively.

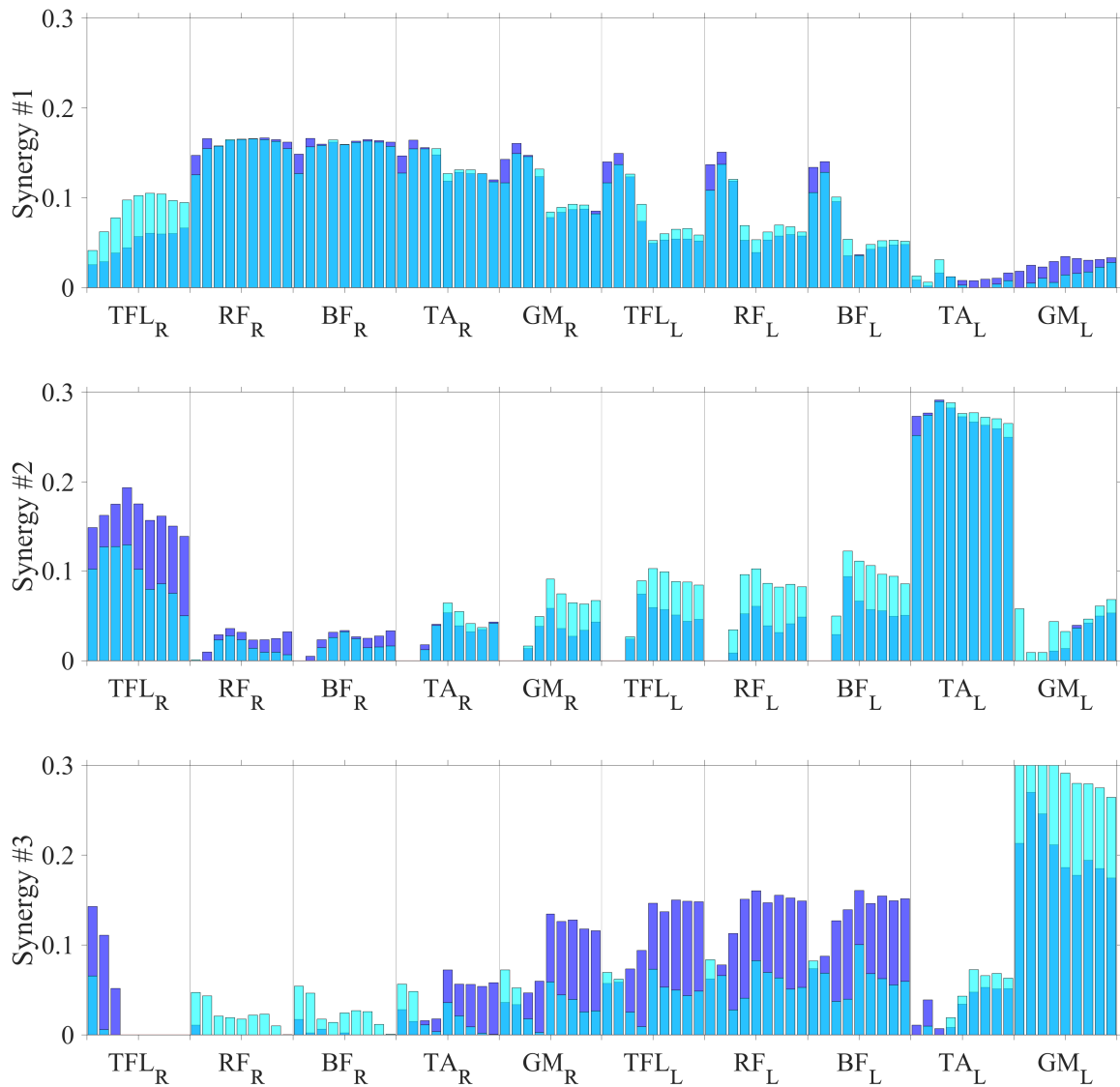


Figure 4.3.2–2: Fatigue–adaptation of synergy vectors for the subject S1 in the first and last 45 cycles at 90 rpm under 150 W. The top, middle, and bottom panels represent the first, second, and third synergy vectors, respectively; the x-axis shows the right (R) and left (L) lower limb muscles, showing, in each muscle, wavelets #1–9 (19.29, 37.71, 62.09, 92.36, 128.48, 170.39, 218.08, 271.50, and 330.63 Hz) from left to right; the y-axis shows the activation level of synergy vectors; the blue bar and the cyan bar represent the results in the first and last 45 cycles, respectively.

● : Operating point of pedaling motion (right foot)

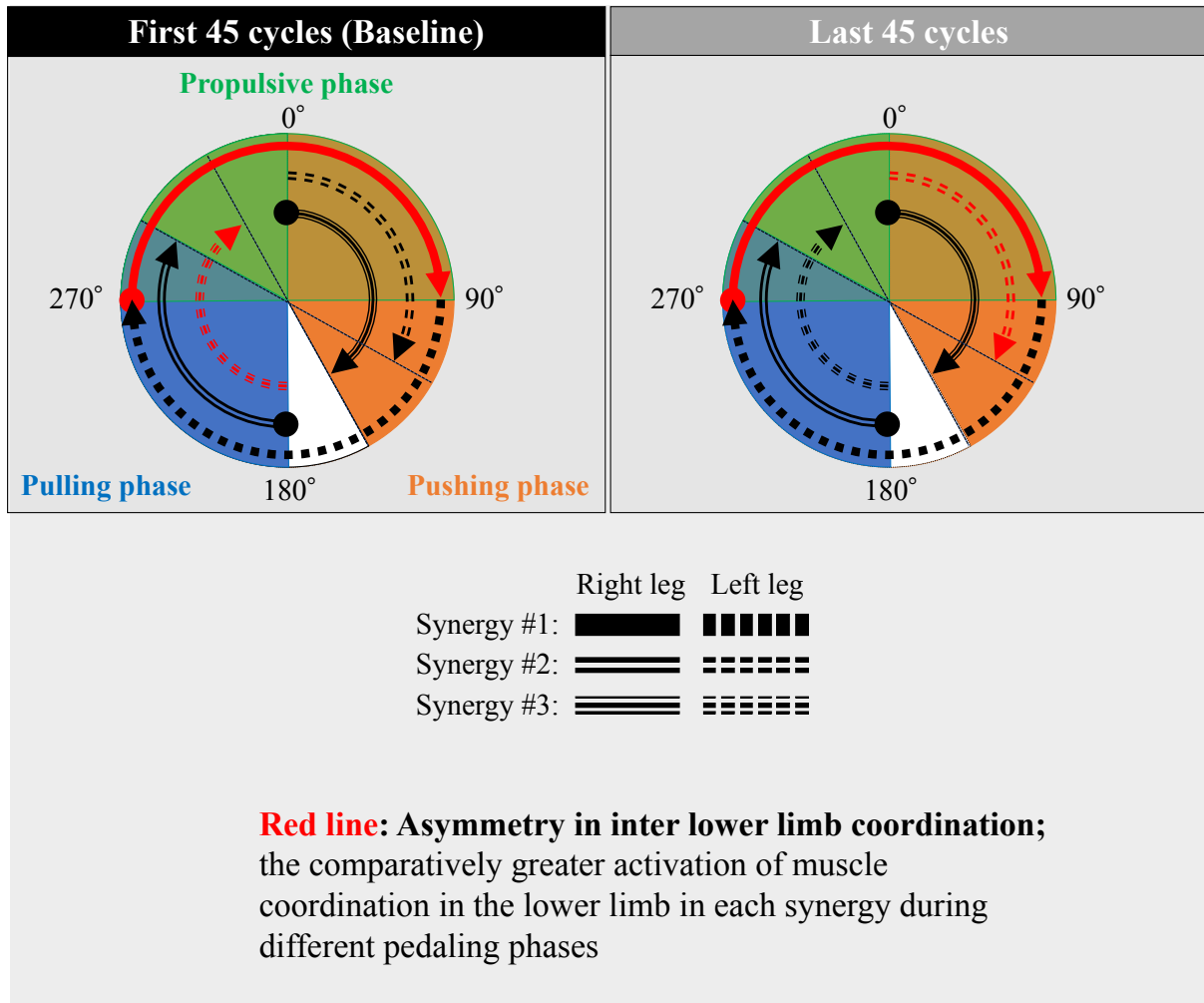


Figure 4.3.2-3: Schematic understanding of asymmetry in inter lower limb coordination for the subject S1 in both flesh and fatigue adaptation period. The left and right block show the result for the first and last 45 cycles in different pedaling phases; Propulsive phase (green)–pushing phase (orange)–pulling phase (blue). Each line in each block shows the type of synergies; synergy #1 (bold line), #2 (bold double lines), and #3 (bold triple lines) in the left (dotted) and right (solid) legs. In addition, the initial crank angle position is defined as 0° where the right foot is placed on the top center of the pedal. The crank rotation follows a clockwise manner.

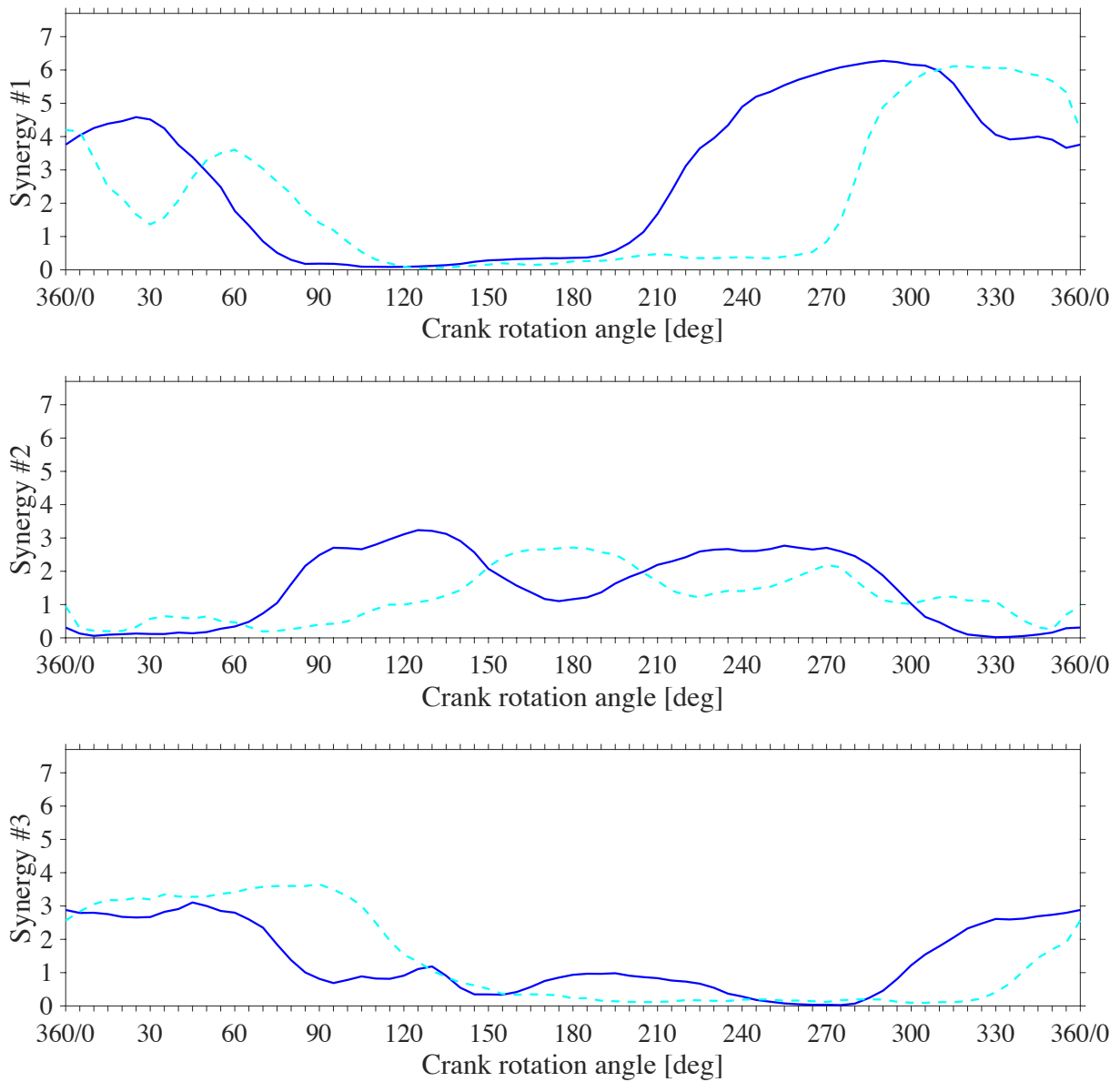


Figure 4.3.2–4: Fatigue–adaptation of mean synergy activation coefficients for the subject S2 in the first and last 45 cycles at 90 rpm under 150 W. The top, middle, and bottom panels represent the first, second, and third mean synergy activation coefficients, respectively; the blue solid line and the dotted cyan line represent the results in the first and last 45 cycles, respectively; the x-axis and y-axis represent the crank angle and synergy activation levels, respectively.

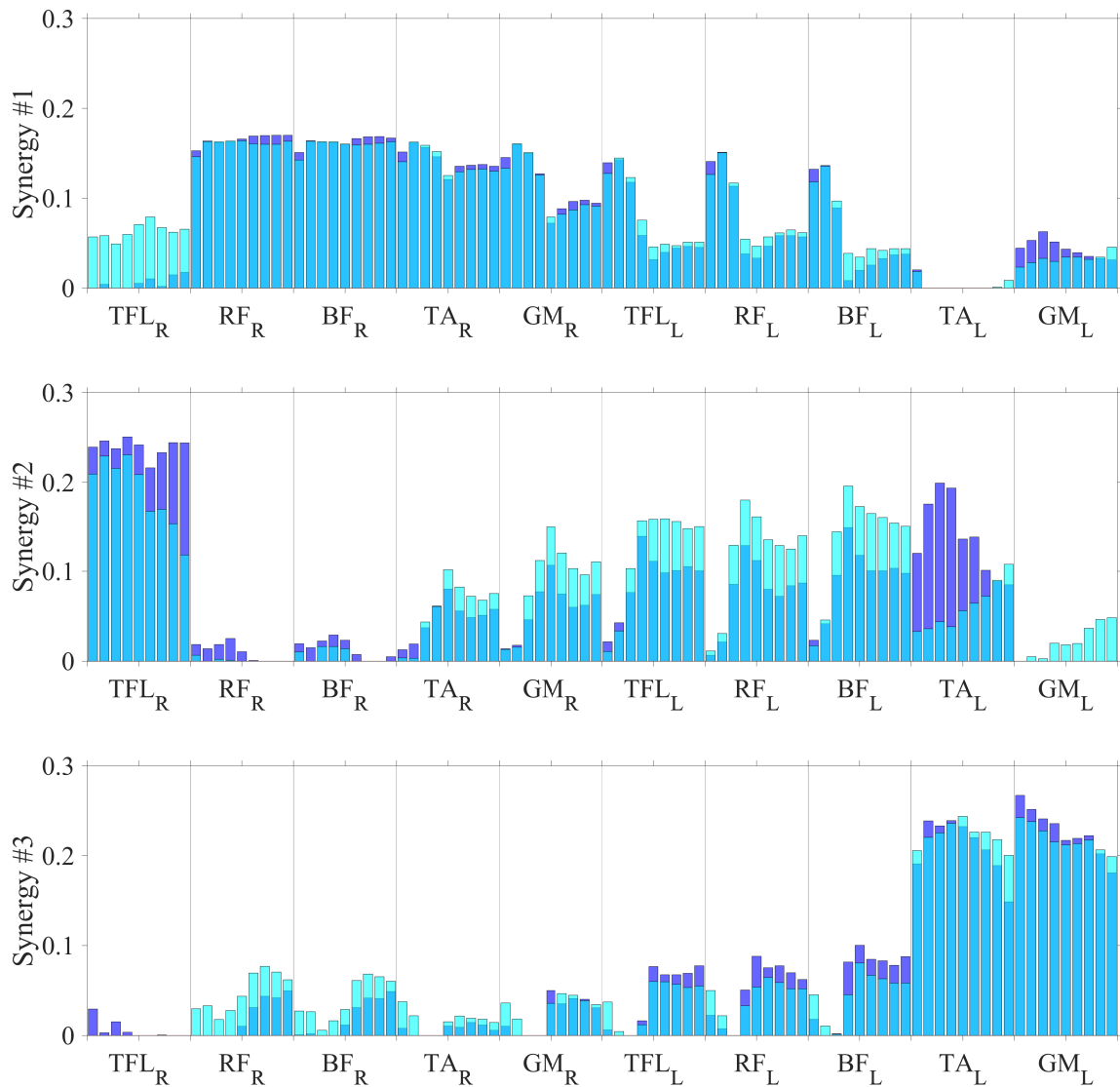


Figure 4.3.2–5: Fatigue–adaptation of synergy vectors for the subject S2 in the first and last 45 cycles at 90 rpm under 150 W. The top, middle, and bottom panels represent the first, second, and third synergy vectors, respectively; the x-axis shows the right (R) and left (L) lower limb muscles, showing, in each muscle, wavelets #1–9 (19.29, 37.71, 62.09, 92.36, 128.48, 170.39, 218.08, 271.50, and 330.63 Hz) from left to right; the y-axis shows the activation level of synergy vectors; the blue bar and the cyan bar represent the results in the first and last 45 cycles, respectively.

● : Operating point of pedaling motion (right foot)

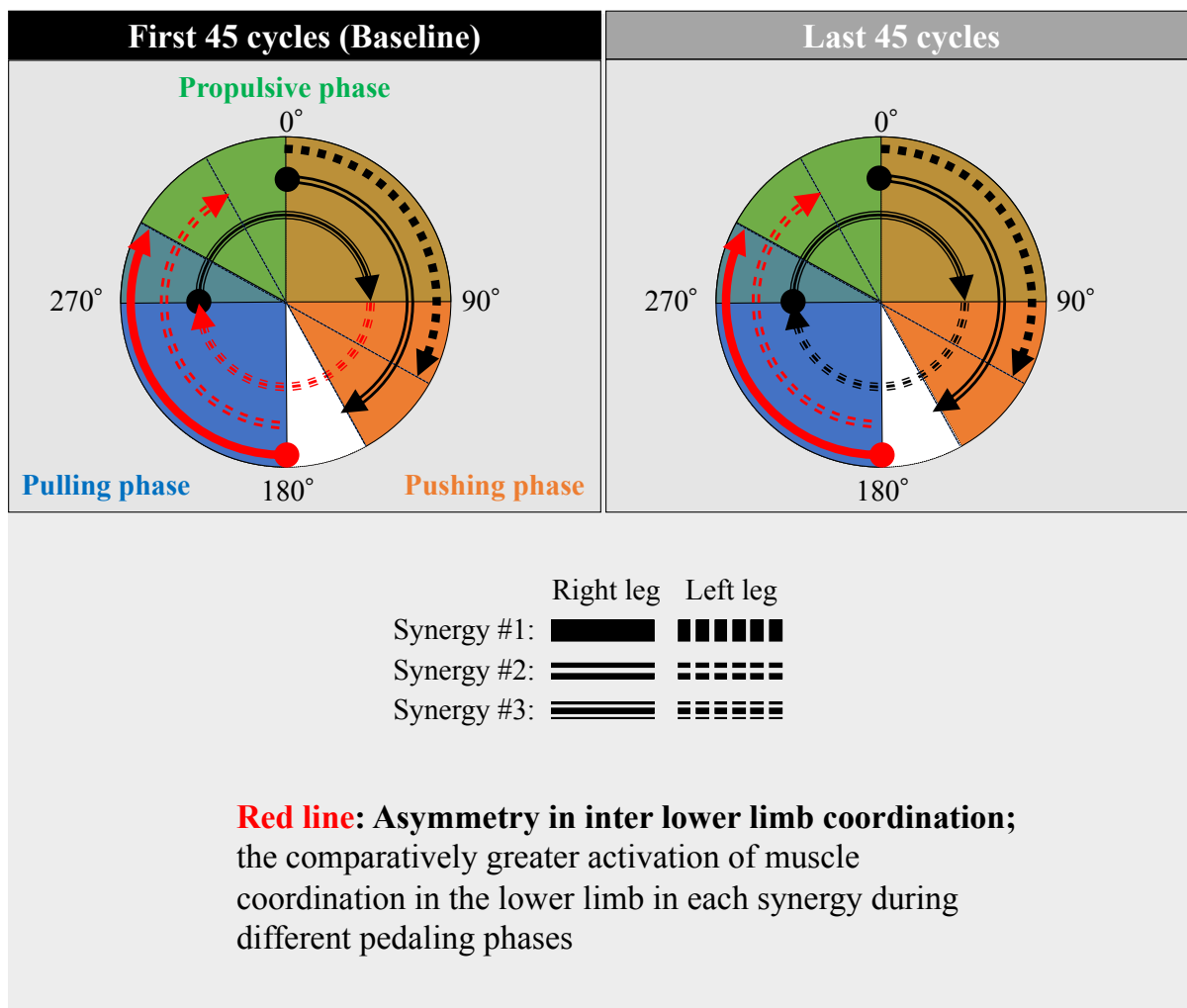


Figure 4.3.2–6: Schematic understanding of asymmetry in inter lower limb coordination for the subject S2 in both flesh and fatigue adaptation period. The left and right block show the result for the first and last 45 cycles in different pedaling phases; Propulsive phase (green)–pushing phase (orange)–pulling phase (blue). Each line in each block shows the type of synergies; synergy #1 (bold line), #2 (bold double lines), and #3 (bold triple lines) in the left (dotted) and right (solid) legs. In addition, the initial crank angle position is defined as 0° where the right foot is placed on the top center of the pedal. The crank rotation follows a clockwise manner.

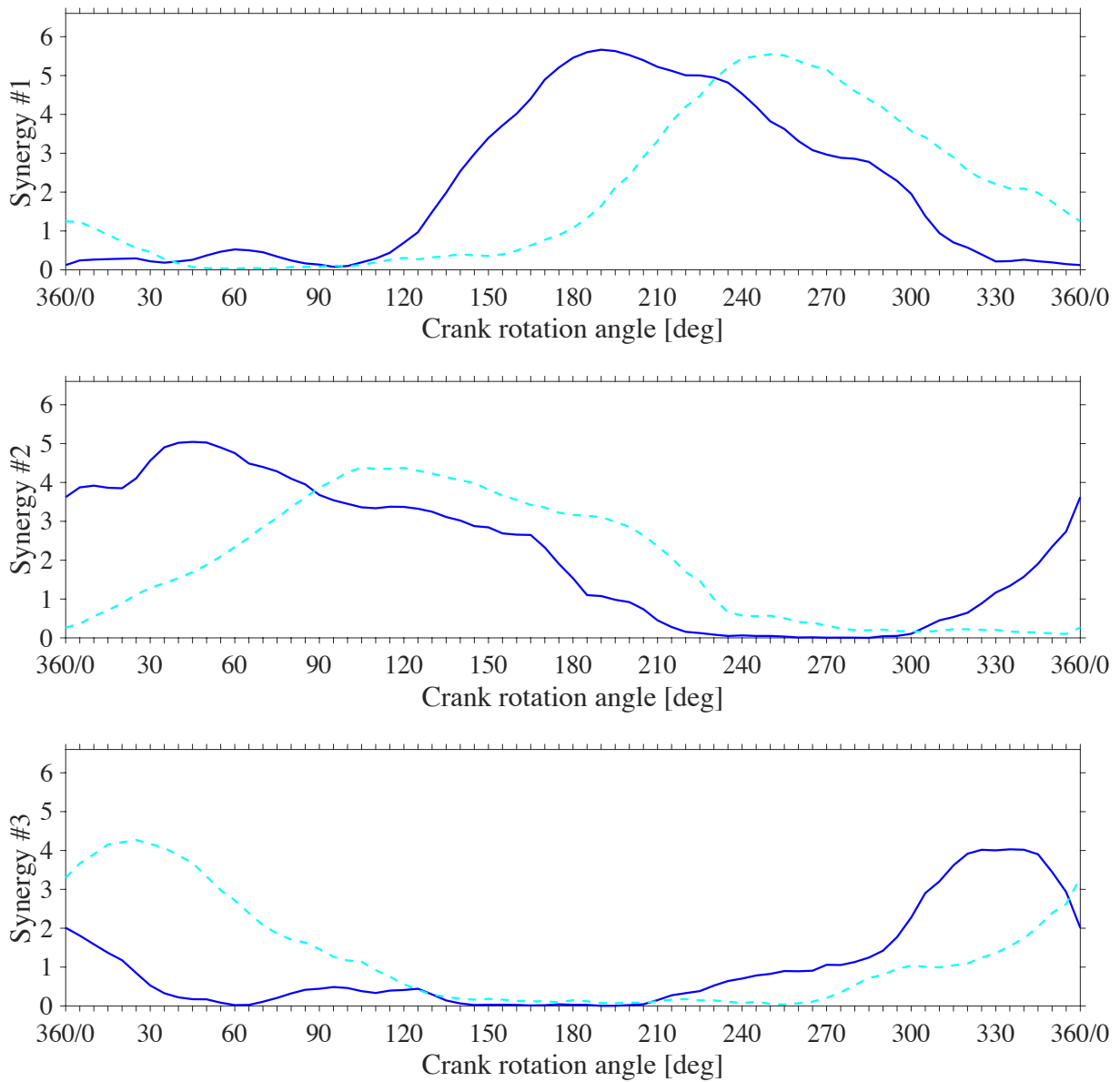


Figure 4.3.2–7: Fatigue–adaptation of mean synergy activation coefficients for the subject S3 in the first and last 45 cycles at 90 rpm under 150 W. The top, middle, and bottom panels represent the first, second, and third mean synergy activation coefficients, respectively; the blue solid line and the dotted cyan line represent the results in the first and last 45 cycles, respectively; the x-axis and y-axis represent the crank angle and synergy activation levels, respectively.

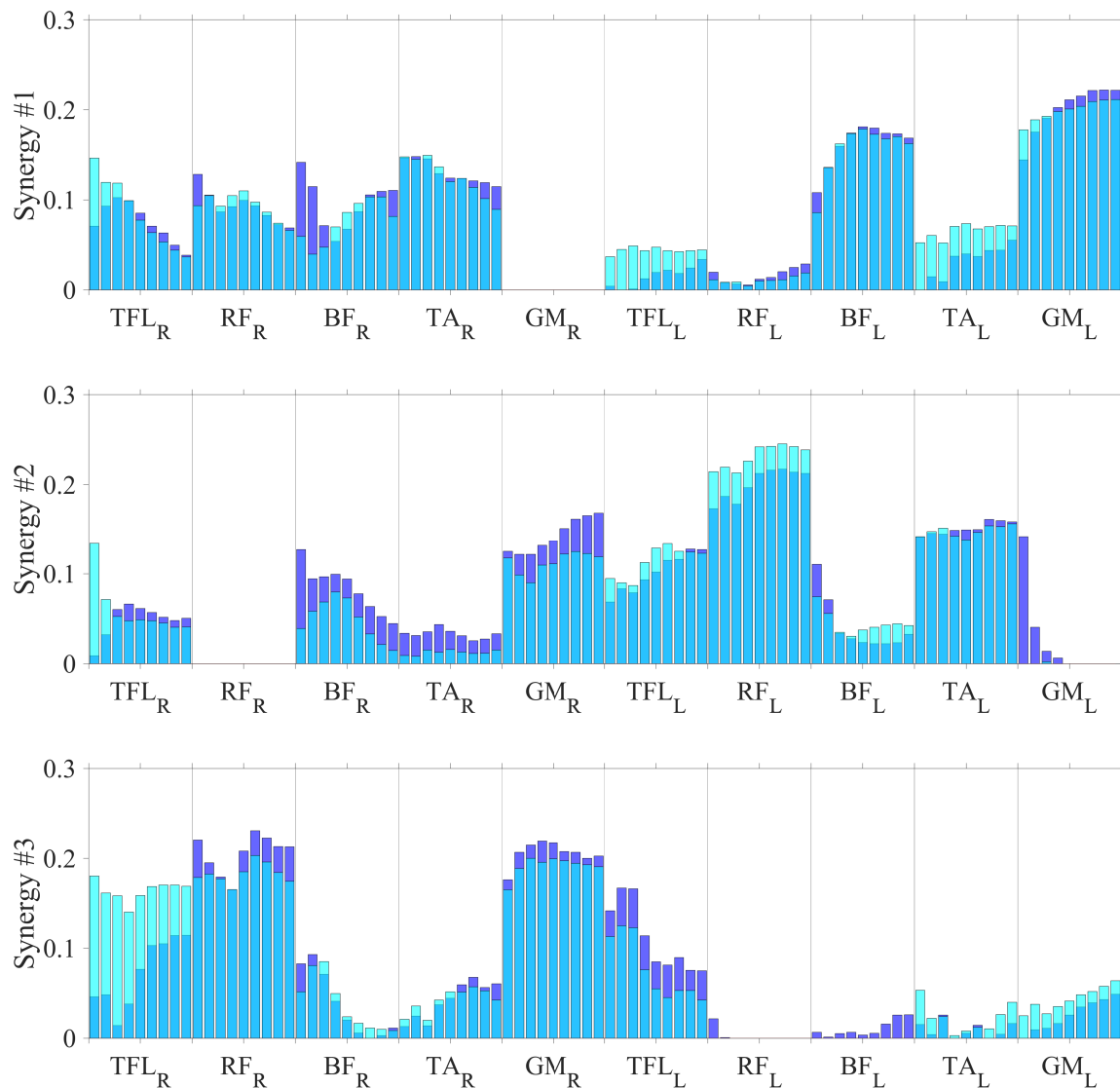


Figure 4.3.2–8: Fatigue–adaptation of synergy vectors for the subject S3 in the first and last 45 cycles at 90 rpm under 150 W. The top, middle, and bottom panels represent the first, second, and third synergy vectors, respectively; the x-axis shows the right (R) and left (L) lower limb muscles, showing, in each muscle, wavelets #1–9 (19.29, 37.71, 62.09, 92.36, 128.48, 170.39, 218.08, 271.50, and 330.63 Hz) from left to right; the y-axis shows the activation level of synergy vectors; the blue bar and the cyan bar represent the results in the first and last 45 cycles, respectively.

● : Operating point of pedaling motion (right foot)

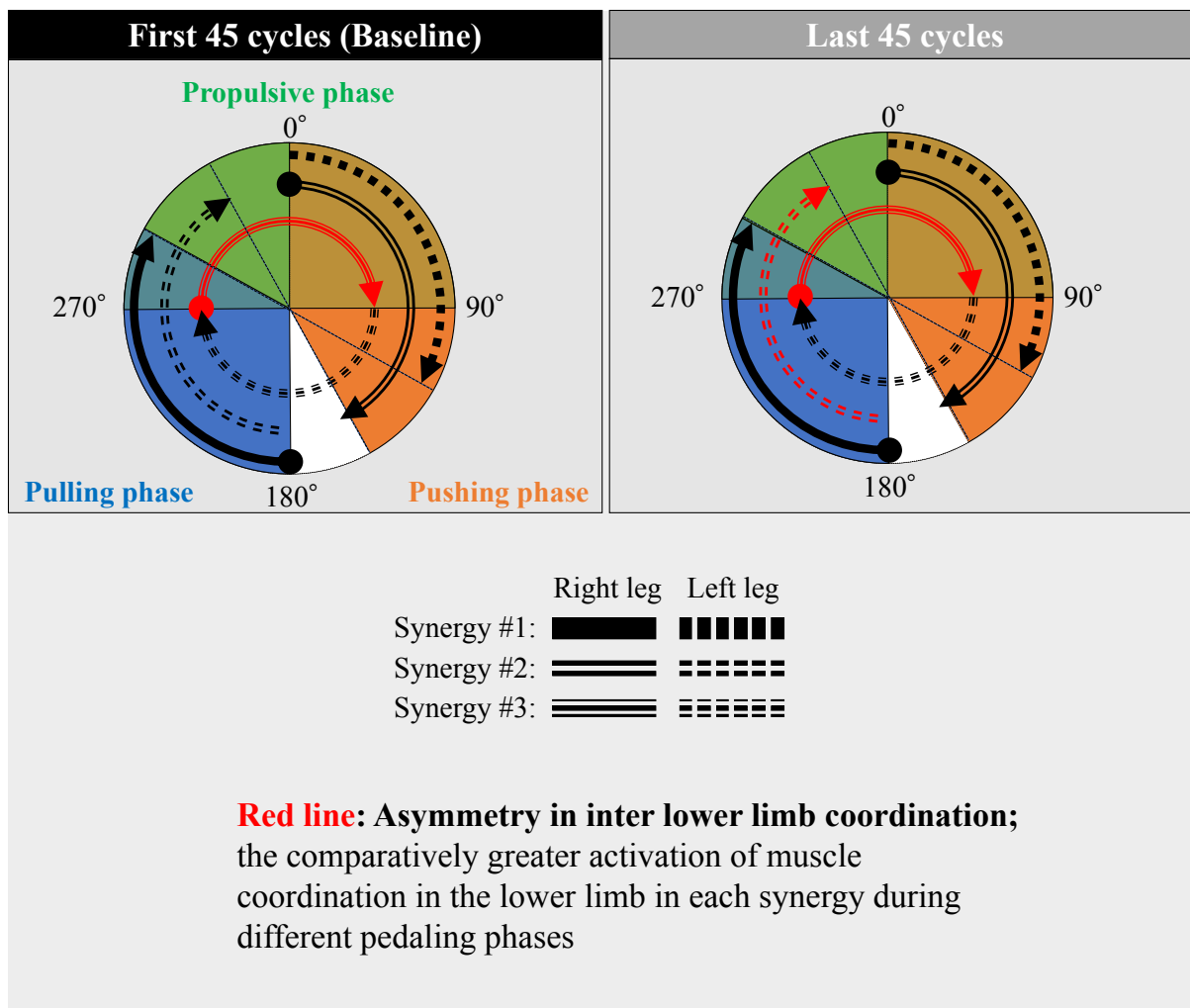


Figure 4.3.2-9: Schematic understanding of asymmetry in inter lower limb coordination for the subject S3 in both flesh and fatigue adaptation period. The left and right block show the result for the first and last 45 cycles in different pedaling phases; Propulsive phase (green)–pushing phase (orange)–pulling phase (blue). Each line in each block shows the type of synergies; synergy #1 (bold line), #2 (bold double lines), and #3 (bold triple lines) in the left (dotted) and right (solid) legs. In addition, the initial crank angle position is defined as 0° where the right foot is placed on the top center of the pedal. The crank rotation follows a clockwise manner.

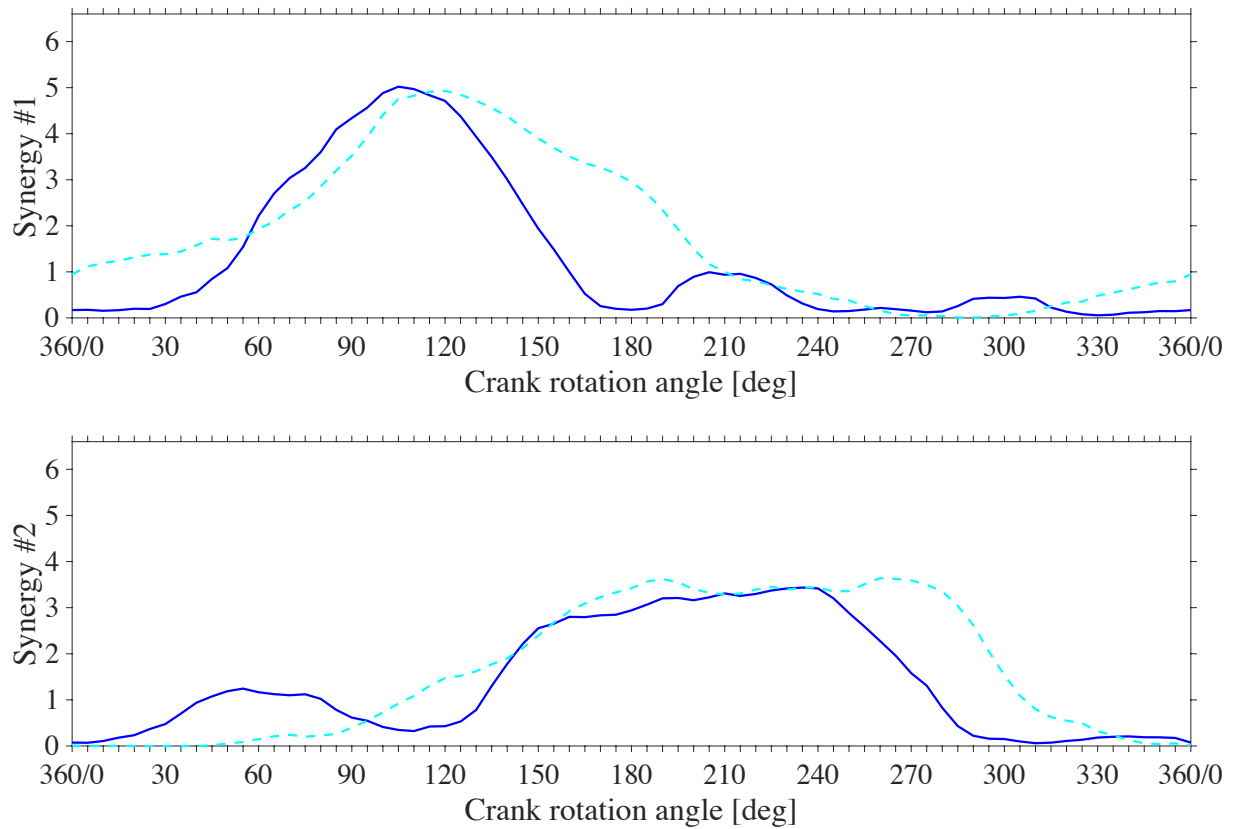


Figure 4.3.2–10: Fatigue–adaptation of the first and second mean synergy activation coefficients for the subject F in the first and last 45 cycles at 90 rpm under 150 W. The top and bottom panels represent the first and second mean synergy activation coefficients, respectively; the blue solid line and the dotted cyan line represent the results in the first and last 45 cycles, respectively; the x-axis and y-axis represent the crank angle and synergy activation levels, respectively.

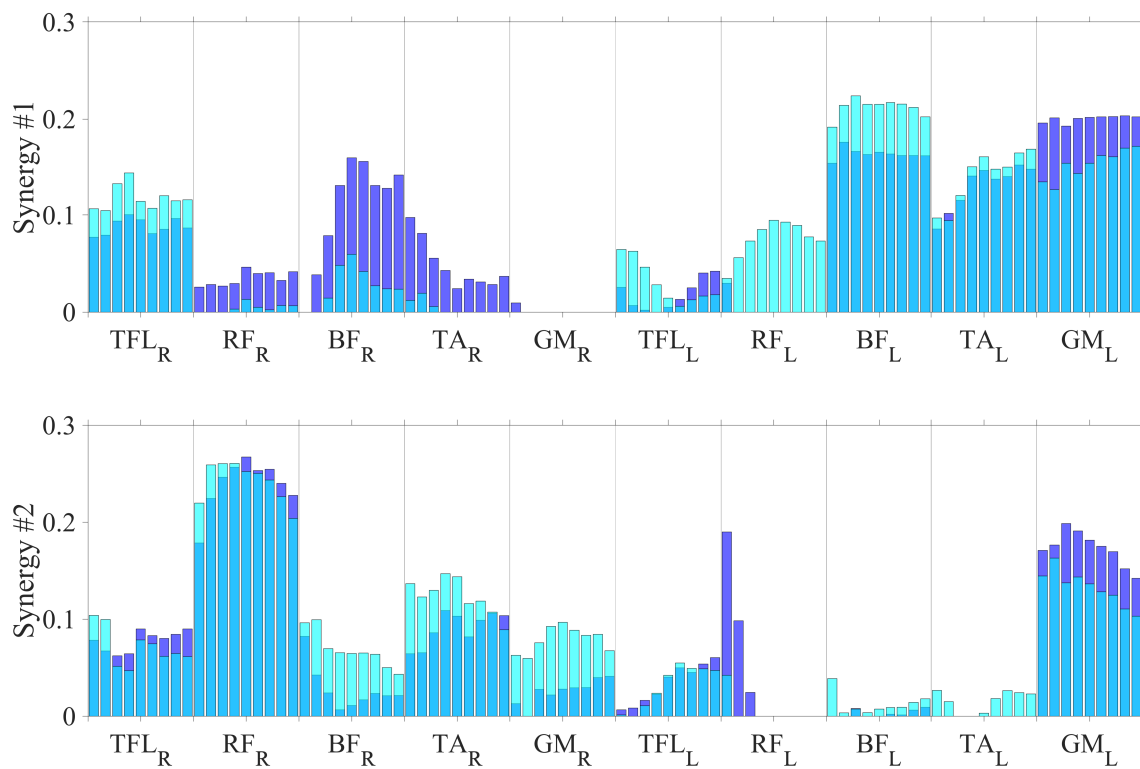


Figure 4.3.2–11: Fatigue–adaptation of the first and second synergy vectors for subject F in the first and last 45 cycles at 90 rpm under 150 W. The top and bottom panels represent the first and second synergy vectors, respectively; the x-axis shows the right (R) and left (L) lower limb muscles, showing, in each muscle, wavelets #1–9 (19.29, 37.71, 62.09, 92.36, 128.48, 170.39, 218.08, 271.50, and 330.63 Hz) from left to right; the y-axis shows the activation level of synergy vectors; the blue bar and the cyan bar represent the results in the first and last 45 cycles, respectively.

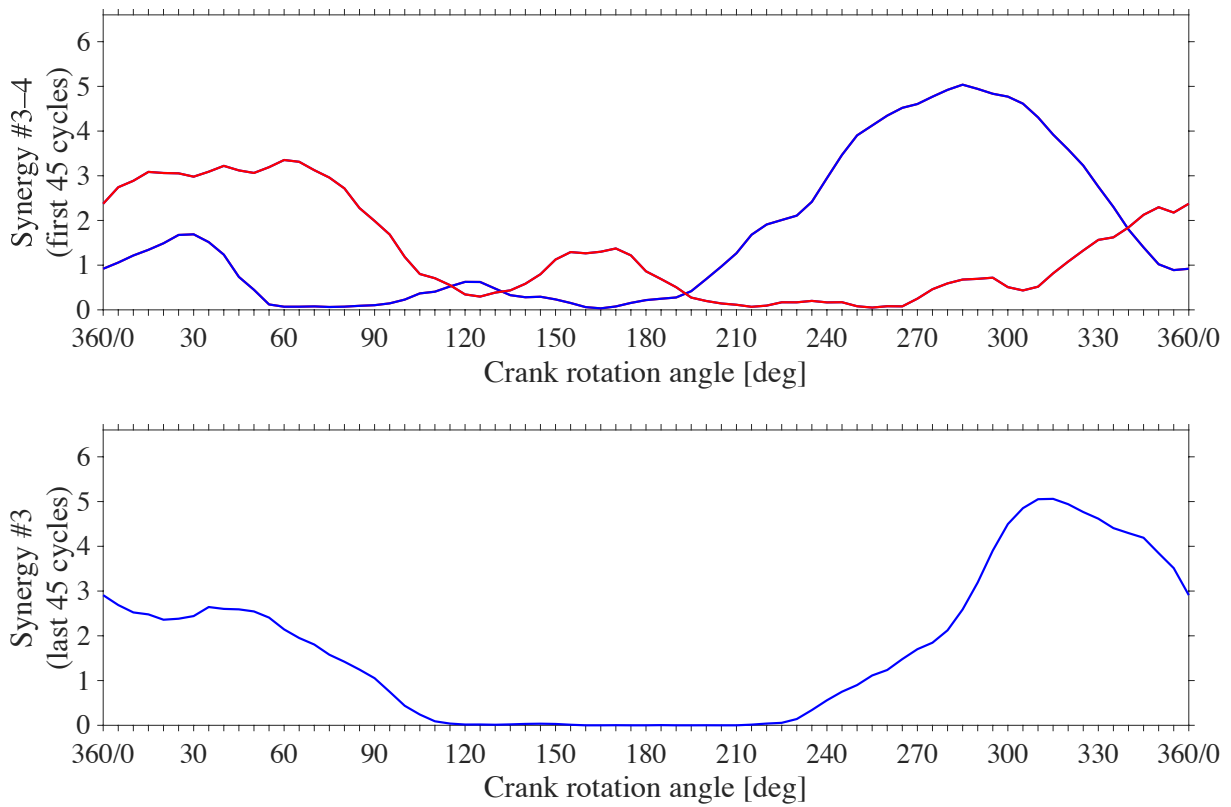


Figure 4.3.2–12: Fatigue–adaptation of the third and fourth mean synergy activation coefficients for the subject F in the first and last 45 cycles at 90 rpm under 150 W. The top and bottom panels represent the third and fourth mean synergy activation coefficients in the first 45 cycles and third synergy in the last 45 cycles, respectively; the blue solid line and the red solid line represent the third and fourth synergy, respectively; the x-axis and y-axis represent the crank angle and synergy activation levels, respectively.

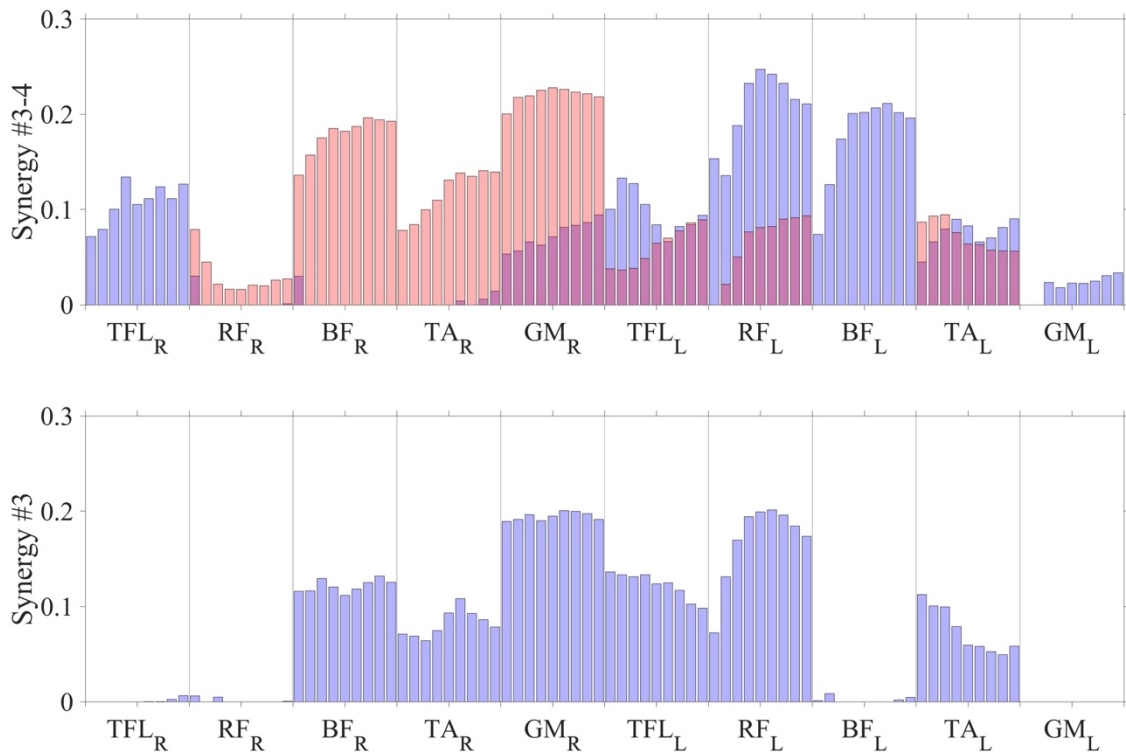


Figure 4.3.2–13: Fatigue–adaptation of the third and fourth synergy vectors for the subject F in the first and last 45 cycles at 90 rpm under 150 W. The top and bottom panels represent the third and fourth in the first 45 cycles and third synergy vectors in the first 45 cycles, respectively; the x-axis shows the right (R) and left (L) lower limb muscles, showing, in each muscle, wavelets #1–9 (19.29, 37.71, 62.09, 92.36, 128.48, 170.39, 218.08, 271.50, and 330.63 Hz) from left to right; the y-axis shows the activation level of synergy vectors; the blue bar and the red bar represent the third and fourth synergy, respectively.

● : Operating point of pedaling motion (right foot)

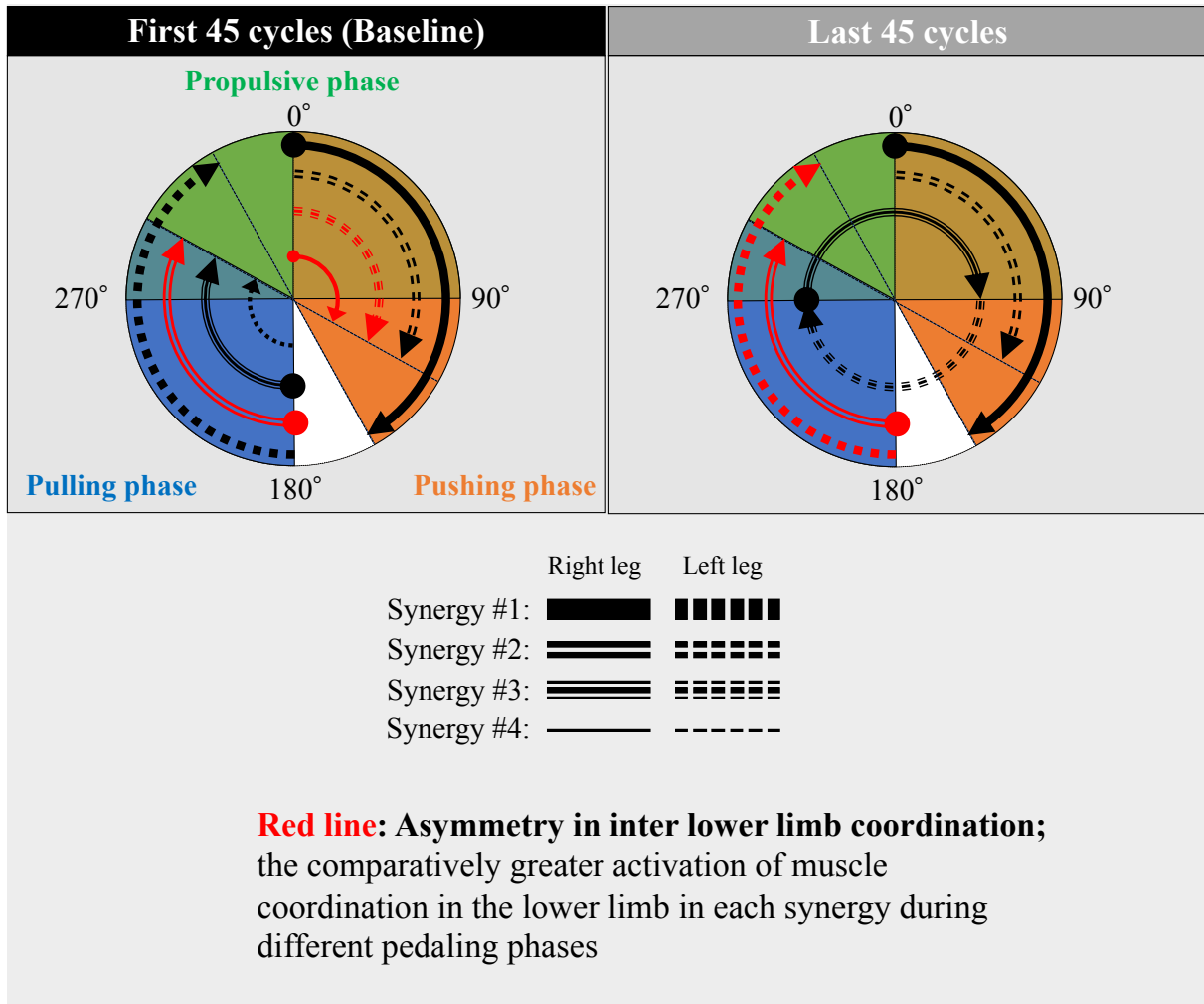


Figure 4.3.2–14: Schematic understanding of asymmetry in inter lower limb coordination for subject F in both flesh and fatigue adaptation period. The left and right block show the result for the first and last 45 cycles in different pedaling phases; Propulsive phase (green)–pushing phase (orange)–pulling phase (blue). Each line in each block shows the type of synergies; synergy #1 (bold line), #2 (bold double lines), #3 (bold triple lines), and #4 (single lines) in the left (dotted) and right (solid). In addition, the initial crank angle position is defined as 0° where the right foot was placed on the top center of the pedal. The crank rotation followed a clockwise manner.

4.4 考察

本節の要点を述べる。全被験者において、筋疲労に伴う左下肢筋と右下肢筋の協調活動は、一方が上昇または低下した場合に、他方が低下または上昇することが明らかとなった。これらは、研究課題 2 におけるペダリング動作の切り替えを再度裏付けるとともに、筋疲労に対する下肢筋の代償動作を示唆するものであることを明らかとした。

次項より、iMDF スロープが著しく変化した筋部位から左右下肢の筋疲労傾向をまとめる。そして、代償動作に関する神経機構とその役割を明らかとする上で、また、被験者個人のペダリングスキルを定量的な理解する上で、筋疲労に伴うシナジーの変容が有益な情報となりえるかについて議論を試みた。

4.4.1 筋疲労部位のばらつき

筋疲労に伴う iMDF の時間推移をみると、左下肢と右下肢の同一筋は凡そ同程度に変化している部位もあれば、そうではない部位もあり、それらは被験者で異なった。Dingwell et al. (2010)によると、筋疲労に伴い各筋 MDF は単調に減少しないことが示されている[70]。ここでは、興味深いことに、筋疲労に抗するかのよう MDF が上昇する筋部位についても報告されている。本研究課題では、筋疲労推定の評価指標としてウェーブレット変換から算出される iMDF を用いたものの、上記報告と同様の傾向が確認されることとなった。しかしながら、MDF や iMDF の変動は筋-被験者毎で大きくばらつくために、筋疲労への適応に関する運動戦略の議論は発散してしまう。このような筋疲労傾向のばらつきは、筋骨格系の幾何学的特性とその筋肉の剛性特性を左右する骨格筋の形状、配置、筋線維タイプといった生体力学的拘束に起因するように、個人レベルで最適化されたペダリング動作を示唆するものであるだろう。

4.4.2 両下肢筋の協調動作の変容から明らかとされる代償動作メカニズム

ある筋部位の局所筋疲労が、対応した関節運動に局所的変化を引き起こすとき、オーバユースのリスクは上昇することが示唆されている[66-67, 71]。また、筋疲労への適応は、シナジーベクトルとシナジー活性係数の微調整に反映されることが、片下肢を対象としたペダリング動作より明らかとされている[63]。しかしながら、筋シナジーの微調整が、被験者特有の局所筋疲労やそれらに対する代償動作を示唆するものであるかは明らかとされていない。したがって、局所筋疲労を分散する上で、ペダリング動作の切り替えの機能的役割を明らかにすることができれば、ペダリング効率を高めるスキルの定量的な理解に新たな知見を示すことができる。

本研究課題の運動達成者においては、筋疲労に伴う筋の協調活動が両下肢で均一化する傾向が示された。ここでは、左右どちらか一方の下肢筋の活動が顕著である場合も、なるべく

筋が局所的に活動しないように分散される傾向が示された。中でも、被験者 S3 は、TFL_R に著しい筋疲労傾向が示されていたことを鑑みると、左右下肢筋の協調活動の均一化は、局所筋疲労の分散といったペダリングスキルを示唆するものであるだろう。一方、被験者 F は、踏み込みフェーズにおいて、右下肢筋の協調活動が左下肢筋に併合されることで、TFL_R に偏った活動が代償動作として示されたことは大変興味深い (図 4.3.2-11 上部)。被験者 F では、TFL_R と GM_R に著しい筋疲労傾向が示されていたことを鑑みると、押し込みフェーズではペダリング効率向上に関わるペダリングスキルが他の被験者と比べて十分ではないことが示唆されるだろう。Herog et al. (1991)によると、筋疲労に伴って上半身の姿勢は、前傾することが報告されている。ここでは、押し込みフェーズにおける股関節の関節変位と可動範囲が変化することで、その結果、股関節伸展に関わる大殿筋の活動度を向上させることが報告されている[72]。本研究課題では、股関節伸展-屈曲に関わる筋として TFL-RF-BF が挙げられるように、それらの局所筋疲労がペダリング動作における運動学的変化を引き起こしていた可能性が示唆される。

しかしながら、本研究課題は、300 W を超える高い運動負荷や 1 時間以上の長時間ペダリングを考慮していない。García-López et al. (2015)は、200-300 W の高い運動負荷でのペダリング運動において、熟練者の有するペダリングスキルを調査した[73]。ここでは、ペダリングスキルの評価基準として、接線方向に占めるペダル踏力の割合が用いられた。この結果、異なる自転車競技経験年数を有する熟練者 (14.9 ± 2.3 年, 9.8 ± 1.4 年, 8.3 ± 6.8 年) のペダリングスキルの差は、引き上げフェーズにおけるペダル踏力効率に深く関連することが報告された。本研究課題においても、全熟練者 (自転車競技年数: 8.5 ± 3 年) より引き上げフェーズにおける下肢筋の協調活動が顕著に示されていることを鑑みると、ペダリング動作の切り替えが局所筋疲労を分散する上での重要なスキルとして妥当性を付加するものと考えられる。

4.5 まとめ

本研究課題は、ペダリング動作の切り替えがどのような役割を果たすかを明らかにするため、筋疲労に伴う両下肢筋の代償動作メカニズムを明らかとした。具体的には、中時間かつ中負荷のペダリング運動において、自転車競技経験者から両下肢の筋活動を計測した。筋活動の時間周波数成分から瞬間中央周波数と筋シナジーを抽出し、両下肢筋の疲労度合の上昇に伴う左右下肢の協調動作の変容を調査した。

この結果、運動課題達成者と未達成者の筋シナジーを比較することで、ペダリング動作の切り替えによる両下肢筋の協調活動の均一化と局所筋疲労の分散は、ペダリング効率を高めるスキルの重要な評価指標になることが示唆された。同様にして、両下肢筋の協調動作の変容から、下肢関節筋のオーバーユースのリスクを上昇させるような代償動作の要因を明らかとした。

第 5 章

むすび

5.1 本研究のまとめ

本研究は、左右下肢の非対称的なペダリング動作の運動制御に着眼し、両下肢筋の協調制御の理解に努めた。具体的には、本研究目的の達成のため、3つの研究課題を設定した。

研究課題 1 では、左右下肢は同程度に運動するという従来研究の仮説を検証するため、筋シナジーに基づいて、両下肢筋の協調活動を生み出す神経機構を調査した。ここでは、運動負荷とケイデンスから決定される実験条件の下、ペダリング運動に主要に働く左右下肢の筋活動を計測した。そして、筋活動の時間-周波数成分から神経筋の生理学的特性を可視化した。その後、主成分分析を用いて、筋活動から筋シナジーを抽出し、左右下肢のシナジーベクトルの相関係数を算出した。この結果、両下肢筋の協調活動が可視化されるとともに、シナジーベクトルの相関係数に神経筋の生理学的特性や運動単位の選択的動員が反映されることを明らかとした。以上より、研究課題 1 では、両下肢筋協調活動の制御に関わる神経機構の存在を明らかとした。

研究課題 2 では、ケイデンスの変化が両下肢筋の非対称動作に及ぼす影響を明らかとするため、ペダリング動作の運動制御メカニズムを調査した。ここでは、まず、70, 90, 110 rpm のペダリング運動を対象に、熟練者と初心者における左右下肢の筋活動を計測した。次に、筋活動にウェーブレット変換を適用し、算出されたウェーブレットパワースペクトルに対して非負値行列因子分解を適用することで、シナジーベクトルとシナジー活性係数を抽出した。その後、k-means クラスタリングを用いて、初心者群クラスターと熟練者クラスターの筋シナジーから、両クラスターに特有なシナジーベクトルとシナジー活性係数を集約した。この結果、熟練者クラスターに見られるような、左右下肢のペダリング動作の切り替えは、筋負荷を均等分散させ、高いケイデンス下でも下肢筋の協調活動を崩壊させることなく、運動効率を高めしていく上で重要なスキルを示唆した。一方、ペダリングスキルの決定要因を調査した先行研究によると、主としてスキルは、自転車競技経験と熟練度 (level of expertise) に左右されるものであって、年齢差、BMI、骨格長、トレーニング量、機材設定の影響は受けないことが述べられている[44]。研究課題 2 の結果を鑑みると、熟練者クラスターの傾向は、ペダリングスキルのベースラインとして妥当性を示しているといえるだろう。

研究課題 3 では、筋疲労に対して、ペダリング動作の切り替えがどのような役割を果たすかを明らかにするため、両下肢筋の代償動作メカニズムを調査した。具体的には、中時間か

つ中負荷のペダリング運動において、熟練者から両下肢の筋活動を計測した。筋活動の時間周波数成分から瞬間中央周波数と筋シナジーを抽出し、筋疲労に伴う両下肢筋の協調動作の変容を調査した。この結果、ペダリング動作の切り替えによる両下肢筋の協調活動の均一化と局所筋疲労の分散は、ペダリング効率を高めるスキルの重要な評価指標になることを示唆した。先行研究によると、押し込みフェーズでの伸展筋（外側広筋;VL-RF）の活動減少、引き上げフェーズでの屈筋（RF-BF-TA）の活動増加は、長時間ペダリングにおいて筋疲労を低減する上で重要な役割を果たすことが述べられている[46-47]。また、片下肢（利き足のみ、軸足のみ）と両下肢でのペダリング運動において、左右下肢で有意な筋活動量の差は示されなかったことが報告されている。このような知見を鑑みるに、研究課題3が示した熟練者のペダリング動作は、左右下肢の神経筋の生理学特性の差異を代償することで、結果的に両下肢筋のペダリング効率を均等にするような運動制御を十分に裏付けるものであるといえるだろう。したがって、本研究は、ペダリング運動における両下肢筋協調制御の理解を促進するとともに、被験者個人のペダリングスキルを定量的に議論する方策を示した。

以上を踏まえると、本研究の主要な知見は、次のように集約される。

1. ペダリング運動は、互いに異なる機能的役割を有した両下肢筋の協調動作から構成される
2. ペダリング動作の非対称性は、両下肢筋の協調動作に加えて、左右下肢筋の活動度の差異にあらわれるとともに、ペダリングフェーズ毎で異なる
3. ペダリング動作の切り替えは、局所筋疲労の均等分散に主要な役割を果たす。また、高いケイデンス下でも下肢筋の協調活動を崩壊させることなく、ペダリング効率を高めていく上で重要なペダリングスキルを示唆する

そして、本研究の主要な学術的貢献は、まず、筋疲労を起因としたシナジーベクトルの微調整に、両下肢筋の代償動作が反映される可能性を示した点にある。加えて、身体動作の非対称性が競技パフォーマンスに与える影響について、次の新たな知見が期待される。

- a. 左右下肢のペダリング動作の切り替えによって、両下肢筋の協調活動が均一化される場合は、局所筋疲労による負荷分散を促進し、競技パフォーマンスを向上させる
- b. 局所筋疲労を起因としたオーバーユースは、左下肢と右下肢のシナジーベクトルがどちらか一方に併合する中で、両下肢筋の協調動作が単一筋に過集中する現象に起因する。
- c. 長期間に渡る運動学習によってシナジーベクトルが修正されない限り、ある特定筋に集中した負荷や筋疲労が誘発される

本研究成果は、神経筋の生理学的特徴を考慮した非対称性の評価指標を新たに提案するものである。もっとも、それらは筋シナジーに基づいた評価指標であることから、様々な身体運動に応用することができ、四肢の協調動作や非対称性から、オーバーユースに関連深い要因を事前に検知するといった活用例が考えられる。

5.2 今後の検討課題

ヒトの随意運動は、運動計画に関する情報が事前に大脳皮質の運動野から一次体性感覚野へと送られるとともに、運動野から脊髄- α 運動ニューロンへと運動指令が下降し、筋が収縮することによって実現されるものであった。これら運動皮質の働きによって生じる運動感覚は、感覚受容器と末梢神経系の働きによって、大脳皮質の一次体性感覚野へとフィードバックされるとともに、運動の修正に貢献することが知られている[74]。このような背景に対して、本研究の着眼点は、中枢神経系が運動学習によって獲得した筋シナジーから、ペダリング動作の運動制御を明らかとするものであった。しかしながら、あくまでも筋シナジーには、脳活動ダイナミクスによって発現する運動意図そのものをデコードしているわけではないという限界点が存在した。ただし、もし仮に、高侵襲性の脳波図や機能的 MRI (fMRI) を用いることなく、低侵襲性の筋電図をベースとして、身体動作に対する運動皮質の関与を明らかにすることができれば、スポーツスキルの定量的な理解に関する議論は進展していくものだろう。

このような可能性を切り開くものとして、随意筋収縮時の皮質脊髄経路 (Cortico-spinal pathway) の働きに着目するものがある。もっとも、運動皮質が筋をどのように活動させているかを表す代表的な定量指標として、皮質-筋コヒーレンス (Cortico-Muscular Coherence; CMC) が挙げられる。CMC は、脳波と筋電の周波数成分の相関性を分析する手法であり、筋シナジーによる運動機能評価のように、コヒーレンス強度や周波数変化の調査によってパーキンソン病をはじめとする運動障害の評価指標となっている[75]。Mima et al. (1999)によると、静的随意運動時ではベータ帯 (15-30 Hz) でコヒーレンス強度が上昇[76]し、また、Omlor et al. (2007)によると、より動的な運動の遂行時ではガンマ帯 (30-80 Hz) でコヒーレンス強度が上昇することが知られている[77]。もっとも後者は、運動皮質からの運動指令の増強を示唆することが報告されている。大変興味深いことに、このような CMC の傾向は、筋内間コヒーレンス (Intermuscular Coherence; IMC) にあらわれることが示唆されている。Marchis et al. (2015) は、片下肢筋のペダリング動作から抽出された筋シナジーである膝関節伸展筋 (VL-RF) と腓腹筋-ヒラメ筋の IMC を算出した[78]。この結果、膝関節伸展筋のコヒーレンス強度はガンマ帯、腓腹筋-ヒラメ筋のコヒーレンス強度は <5 Hz 帯域でそれぞれ上昇したことから、これらの活動筋では、運動指令が共有されるよう制御する運動皮質の働きが示唆されている。

以上を踏まえると、本研究の次なるステップとして、「ペダリングスキルに関する運動指令が運動皮質からどの筋へどの程度送られているか」という情報抽出を起点としたスポーツスキルの熟練度評価や定量的な指導方法への応用的な取り組みが挙げられるだろう。

謝辞

博士後期課程における本研究遂行と学位論文の執筆において、多くのご支援とご指導を賜りました。主査であり指導教官である徳安達士教授に深く感謝しております。徳安教授からは、時として研究とは何かだけではなく、一研究者として、人として、己を修めて人を治む一つのありかたについてご教示していただきました。今ある自分は、徳安研究室がなければきっとありませんでした。そして、ご多忙の中、本学位論文における副査を務めて頂きました。利光和彦教授、木野仁教授、福本誠教授へ心より感謝するとともに、一望千里の建設的なご意見を頂けたことを嬉しく思います。加えて、国際会議でお世話になりました広島工業大学の松本慎平先生に感謝いたします。このように、恵まれた研究環境に加え、徳安研究室の皆様をはじめとする数多くの研究仲間と上記先達らよりご指導ご鞭撻頂けたことは、今となっては誇りに思います。同様に、福岡工業大学での学部1年半間、大学院での修士2年間と博士後期課程3年間を振り返ってみると、私がどれだけ周りの方々に支えてもらっていたのか、信じられていたのか、勇気をもらっていたのかを痛感しております。これらは、今やかけがえのない財産として自身の一部となっています。

最後に、私の名前である「拓広(未知の分野を切り開く、優しさの中にも強さを持った人)」に命を宿し、これまで育てて頂きました家族、学外における縄跳びの「輪」を通じて出会った全ての方々、そして亡き友に等しく感謝の言葉を贈ります。

参考文献

- 1 Bernstein, N. (1967). The co-ordination and regulation of movements. Oxford, New York, *Pergamon Press*.
- 2 Bizzi, E., Cheung, V., Davella, A., Saltiel, P., & Tresch, M. (2008). Combining modules for movement. *Brain Research Reviews*, 57(1), pp.125–133.
- 3 Vahdat, S., Darainy, M., Milner, T. E., & Ostry, D. J. (2011). Functionally Specific Changes in Resting-State Sensorimotor Networks after Motor Learning. *Journal of Neuroscience*, 31(47), pp.16907–16915.
- 4 Bernstein, N. (1984). Chapter II The Problem of the Interrelation of Co-Ordination and Localization. *Advances in Psychology Human Motor Actions Bernstein Reassessed*, pp.77–119.
- 5 D’Avella, A., Saltiel, P., & Bizzi, E. (2003). Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature Neuroscience*, (6)3, pp.300–308.
- 6 大築立志：脳と随意運動の巧みさ，*体育の科学*，46(6)，pp.444–446，1996.
- 7 中村隆一，齋藤宏，長崎浩：基礎運動学，医歯薬出版，東京，2006.
- 8 嘉戸直樹，伊藤正憲：運動学習はここまでわかった，*関西理学*，8，pp.49–52，2008.
- 9 Polanyi, M. (1997). The Tacit Dimension. *Knowledge in Organisations*, pp.135–146.
- 10 Korff, T., Romer, L. M., Mayhew, I., & Martin, J. C. (2007). Effect of Pedaling Technique on Mechanical Effectiveness and Efficiency in Cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(6), pp.991–995.
- 11 Mellion, M. B. (1991). Common Cycling Injuries. *Sports Medicine*, 11(1), pp.52–70.
- 12 Hug, F. & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), pp.182–198
- 13 Bishop, C., Turner, A., & Read, P. (2017). Effects of inter-limb asymmetries on physical and sports performance: a systematic review. *Journal of Sports Sciences*, 36(10), pp.1135–1144.
- 14 Vagenas, G., & Hoshizaki, B. (1992). A Multivariable Analysis of Lower Extremity Kinematic Asymmetry in Running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 8(1), pp.11–29.
- 15 中村隆一：入門リハビリテーション概論，pp. 38-40，医歯薬出版，東京，1992.
- 16 Heckman, C., & Enoka, R. M. (2012). Motor Unit. *Comprehensive Physiology*.
- 17 De Luca, C. J. (1983). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 11(4), pp.251-279.
- 18 Henneman, E. (1957). Relation between Size of Neurons and Their Susceptibility to Discharge. *Science*, 126(3287), pp.1345–1347.
- 19 Prilutsky, B. L. (2000). Coordination of Two- and One-Joint Muscles: Functional Consequences and implications for Motor Control. *Motor Control*, 4(1), pp.1–44.

- 20 Turvey, M. T. (1996). Dynamic touch. *American Psychologist*, 51(11), pp.1134–1152.
- 21 N. A. ベルンシュタイン：デクステリティ巧みさとその発達, 金子書房, 2003.
- 22 Farina, D. (2006). Surface Electromyography (EMG) Signal Processing. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*.
- 23 Hermie J. H., Bart, F., Roberto M., Dick, S., Joleen B., Günter, R., Cathy, D.-K. & Göran, H. (1999). SENIAM: European recommendations for surface electromyography. *Enschede*, the Netherlands.
- 24 Knaflitz, M., & Bonato, P. (1999). Time-frequency method applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, pp.337–50.
- 25 Tscherner, V. V. (2000). Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(6), pp.433–445.
- 26 Bianchi L., Angelini, D., Orani, G.P. & Lacquaniti, F. (1998). Kinematic coordination in human gait: Relation to mechanical energy cost, *Journal of Neurophysiology*, 79(4), pp.2155–2170.
- 27 D’Avella, A., Saltiel, P., & Bizzi, E. (2003). Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature Neuroscience*, (6)3, pp.300–308.
- 28 Taborri, J., Agostini, V., Artemiadis, P. K., Ghislieri, M., Jacobs, D. A., Roh, J., & Rossi, S. (2018), Feasibility of muscle synergy outcomes in clinics, robotics, and sports: a systematic review. *Applied Bionics and Biomechanics*, 3934968.
- 29 Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor patterns in human walking and running. *Journal of Neuroscience*, 95, pp.3426–3437.
- 30 Artemiadis, P. K., Katsiaris, P. T. & Kyriakopoulos, K. J. (2010). A biomimetic approach to inverse kinematics for a redundant robot arm, *Autonomous Robots*, 29(3–4), pp.293–308.
- 31 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), pp.8643–8648.
- 32 Latash, M. (2008). Synergy, *Oxford University Press*.
- 33 Tresch, M. C., Cheung, V. C. K., & Davelle, A. (2006). Matrix Factorization Algorithms for the Identification of Muscle Synergies: Evaluation on Simulated and Experimental Data Sets. *Journal of Neurophysiology*, 95(4), pp.2199–2212.
- 34 Singh, R. E., Iqbal, K., White, G., & Hutchinson, T. E. (2018). A Systematic Review on Muscle Synergies: From Building Blocks of Motor Behavior to a Neurorehabilitation Tool. *Applied Bionics and Biomechanics*, 3615368.
- 35 Hug, F., Turpin, N. A., Couturier, A., & Dorel, S. (2011). Consistency of muscle synergies during pedaling across different mechanical constraints. *Journal of Neurophysiology*, 106(1), pp.91–103.
- 36 Cheung, V. C., Piron, L., Agostini, M., Silvoni, S., Turolla, A., & Bizzi, E. (2009). Stability of muscle synergies for voluntary actions after cortical stroke in humans. *Proc Natl Acad Sci USA*, 106: pp.19563–19568.

- 37 Clark, D. J., Ting, L. H., Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2010). Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke. *Journal of Neurophysiology*, 103(2), pp.844–857.
- 38 Wakeling, J. M., & Horn, T. (2009). Neuromechanics of muscle synergies during cycling. *Journal of Neuroscience*, 101(2), pp.843–854.
- 39 Rodriguez, K. L., Roemmich, R. T., Cam, B., Fregly, B. J., & Hass, C. J. (2013). Persons with Parkinson's disease exhibit decreased neuromuscular complexity during gait. *Clinical Neurophysiology*, 124(7), pp.1390–1397.
- 40 諏訪正樹: 身体知獲得のツールとしてのメタ認知的言語化, 人工知能学会誌, 20 (5), pp.525–523, 2005.
- 41 Turpin, N. A., Guével, A., Durand, S., & Hug, F. (2011). No evidence of expertise-related changes in muscle synergies during rowing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6), pp.1030–1040.
- 42 Shaharudin, S., & Agrawal, S. (2015). Muscle Synergy of Collegiate Rowers During 6 Min Maximal Rowing on Fixed and Slides Ergometer. *Journal of Medical and Bioengineering*, 4(4), pp.263–269.
- 43 So, R. C., Ng, J. K.-F., & Ng, G. Y. (2005). Muscle recruitment pattern in cycling: a review. *Physical Therapy in Sport*, 6(2), pp.89–96.
- 44 Bini, R. R., Tamborindeguy, A. C., & Mota, C. B. (2010). Effects of Saddle Height, Pedaling Cadence, and Workload on Joint Kinetics and Kinematics During Cycling. *Journal of Sport Rehabilitation*, 19(3), pp.301–314.
- 45 Bini, R. R., Hume, P. A., & Crofta, J. L. (2011). Effects of saddle height on pedal force effectiveness. *Procedia Engineering*, 13, pp.51–55.
- 46 Mornieux G, Stapelfeldt B, Collhofer A, & Belli, A. (2008). Effects of pedal type and pull-up action during cycling. *International Journal of Sports Medicine*, 29(10), pp.817–822.
- 47 Mornieux G, Gollhofer A, & Stapelfeldt, B. (2010). Muscle coordination while pulling up during cycling. *International Journal of Sports Medicine*, 31(12), pp.843–846.
- 48 Sato, T., & Tokuyasu, T. (2017). Pedaling skill training system with visual feedback of muscle activity pattern. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 12(4), p.17–00234.
- 49 Chapman, R. A., Bill, V., Peter, B., & Hodges, W. P. (2008). Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(3), pp.359–371.
- 50 Carpes, F. P., Diefenthaler, F., Bini, R. R., Stefanyshyn, D., Faria, I. E., & Mota, C. B. (2010). Does leg preference affect muscle activation and efficiency?, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), pp.1230–1236.
- 51 Carpes, F. P., Mota, C. B., & Faria, I. E. (2010). On the bilateral asymmetry during running and cycling – A review considering leg preference. *Physical Therapy in Sport*, 11(4), pp.136–142.

- 52 Ericsson, K. A., & Smith, J. (Eds.). (1991). *Toward a general theory of expertise: Prospects and limits.* Cambridge University Press.
- 53 Robergs, R. A., & Landwehr, R. (2002). The surprising history of the "HRmax=220-age" equation", *Journal of Exercise Physiology Online*, 5(2), pp.1–10.
- 54 Bilodeau, M., Schindler-Ivens, S., Williams, D., Chandran, R., & Sharma, S. (2003). EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), pp.83–92.
- 55 Karlsson, S., Yu, J., & Akay, M. (2000). Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47(2), pp.228–238.
- 56 Torres-Oviedo, G., & Ting, L. H. (2007). Muscle Synergies Characterizing Human Postural Responses. *Journal of Neurophysiology*, 98(4), pp.2144–2156.
- 57 Patterson, R. P., & Moreno, M. I. (1990). Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 22(4), pp.512–516.
- 58 Blake, O. M., & Wakeling, J. M. (2015). Muscle coordination limits efficiency and power output of human limb movement under a wide range of mechanical demands. *Journal of Neurophysiology*, 114(6), pp.3283–3295.
- 59 Wakeling, J. M., Blake, O. M., & Chan, H. K. (2010). Muscle coordination is key to the power output and mechanical efficiency of limb movements. *Journal of Experimental Biology*, 213(3), pp.487–492.
- 60 Liu, T., & Jensen, J. L. (2012). Age-Related Differences in Bilateral Asymmetry in Cycling Performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 83(1), pp.114–119.
- 61 Kargo, W. J., & Nitz, D. A. (2003). Early Skill Learning Is Expressed through Selection and Tuning of Cortically Represented Muscle Synergies. *The Journal of Neuroscience*, 23(35), pp.11255–11269.
- 62 Ortega-Auriol, P. A., Besier, T. F., Byblow, W. D., & McMorland, A. (2018). Fatigue influences the recruitment, but not structure, of muscle synergies. *Frontiers in Human Neuroscience*, 12(217).
- 63 Turpin, N. A., Guevel, A., Durand, S., & Hug, F. (2011). Fatigue-related adaptations in muscle coordination during a cyclic exercise in humans. *Journal of Experimental Biology*, 214(19), pp.3305–3314.
- 64 Wheeler, J. B., Gregor, R. J., & Broker, J. P. (1995). The Effect of Clipless Float Design on Shoe/Pedal interface Kinetics and Overuse Knee injuries during Cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 11(2), pp.119–141.
- 65 Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 14(5), pp.377–381.
- 66 Ringheim, I., Indahl, A., & Roeleveld, K. (2014). Alternating activation is related to fatigue in lumbar muscles during sustained sitting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(3), pp.380–386.
- 67 Dimitrova, N., & Dimitrov, G. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), pp.13–36.

- 68 東登志夫, 鶴崎俊哉, 徳島尚生, 野口義夫: 動的運動時の筋疲労評価における連続ウェーブレット変換の有用性, 生体医工学, 42(4), pp.230–235, 2004.
- 69 Coorevits, P., Danneels, L., Cambier, D., Ramon, H., Druyts, H., Karlsson, J. S., Vanderstraeten, G. (2008). Test–retest reliability of wavelet and Fourier based EMG (instantaneous) median frequencies in the evaluation of back and hip muscle fatigue during isometric back extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), pp.798–806.
- 70 Dingwell, J., Joubert, J., Diefenthaler, F., & Trinity, J. (2008). Changes in Muscle Activity and Kinematics of Highly Trained Cyclists During Fatigue. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(11), pp.2666–2674.
- 71 Voge, K., & Dingwell, J. (2003). Relative timing of changes in muscle fatigue and movement coordination during a repetitive one-hand lifting task. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.03CH37439)*, Cancun, 2, pp.1807–1810.
- 72 Herzog, W., Guimaraes, A. C., Anton, M. G., & Carter-Erdman, K. A. (1991). Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23(11), pp.1289–1296.
- 73 García-López, J., Díez-Leal, S., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J., & Rodríguez-Marroyo, J. A. (2015). Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. *Journal of Sports Sciences*, 34(17), pp.1619–1626.
- 74 Umeda, T., Isa, T., & Nishimura, Y. (2019). The somatosensory cortex receives information about motor output. *Science Advances*, 5(7).
- 75 Witham, C. L., Riddle, C. N., Baker, M. R., & Baker, S. N. (2011). Contributions of descending and ascending pathways to corticomuscular coherence in humans. *Journal of Physiology*, 589(15), pp.3789–3800.
- 76 Mima, T., & Hallett, M. (1999). Corticomuscular Coherence: A Review. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 16(6), pp.501–511.
- 77 Omlor, W., Patino, L., Hepp-Reymond, M.-C., & Kristeva, R. (2007). Gamma-range corticomuscular coherence during dynamic force output. *NeuroImage*, 34(3), pp.1191–1198.
- 78 Marchis, C. D., Severini, G., Castronovo, A. M., Schmid, M., & Conforto, S. (2015). Intermuscular coherence contributions in synergistic muscles during pedaling. *Experimental Brain Research*, 233(6), pp.1907–1919.

業績リスト

1. 学術雑誌等に発表した論文、著書

査読有

- [1] **Takuhiko Sato**, Riki Kurematsu, Shota Shigetome, Taiki Matsumoto, Kazuki Tsuruda and Tatsushi Tokuyasu, Motor control mechanism underlying pedaling skills: an analysis of bilateral coordination in the lower extremities, *Journal of Artificial Life and Robotics*, 2019. doi:10.1007/s10015-019-00580-8
- [2] **佐藤拓広**, 暮松利輝, 徳安達士: 両下肢の筋シナジーに基づいたペダリング技術の熟練度評価の試み, 電気学会論文誌 C, 139(7), pp.774–779, 2019.
- [3] **Takuhiko SATO** & Tatsushi TOKUYASU, Pedaling skill training system with visual feedback of muscle activity pattern, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 12(4), p.17-00234, 2017.

2. 国際会議における発表

査読有

- [1] **Takuhiko SATO**, Shigetome SHOTA & Tatsushi TOKUYASU, CHANGES IN INTER-LIMB MUSCLE COORDINATION INDUCED BY MUSCLE FATIGUE DURING PEDALING. *Proceedings of the 37th International Conference on Biomechanics in Sport*, 37(1), Ohio, U.S.A, 21–25 July, 2019.
- [2] **Takuhiko SATO**, Shigetome SHOTA & Tatsushi TOKUYASU, Quantification of Different Pedaling Strategies in Inter-Lower Limbs between Cyclists of Different Road Racing Experiences, *Proceedings of the 5th International Symposium on Affective Science and Engineering*, C00040, Shinjuku, Japan, 17–18 March, 2019.
- [3] **Takuhiko SATO**, Riki KUREMATSU, Shota SHIGETOME, Taiki MATSUMOTO & Tatsushi TOKUYASU, Evaluation of Muscle Coordination in Lower Extremities during Pedaling Exercise. *Proceedings of the 24th International Symposium on Artificial Life and Robotics*, pp.331–334, Beppu, Japan, 23–25 January, 2019.
- [4] Riki KUREMATSU, **Takuhiko SATO**, Tatsushi TOKUYASU, Assessment of Upper Limb Skill for Pedaling Exercise, *Proceedings of the ICT-ROBOT 2018*, Busan Korea, 6–8 September, 2018.
- [5] **Takuhiko SATO**, Shimpei MATSUMOTO, Tomoki KITAWAKI & Tatsushi TOKUYASU, Development of Training System for Pedaling Skill based on Real-time Visualization of Muscle Activity Pattern, *Proceedings of the 22nd International Symposium on Artificial Life and Robotics*, pp. 262–266, Beppu, Japan, 19–21 January, 2017.

- [6] Tatsushi TOKUYASU, **Takuhiko SATO**, Shimpei MATSUMOTO & Tomoki KITAWAKI, Extraction of physical motion dictating the difference between skilled cyclist and beginner, *Proceedings of the 9th International Conference on Broad-Band Wireless Computing, Communication and Applications*, China, 8–10 November, 2014.

3. 国内学会・シンポジウム等における発表

査読有

- [1] 徳安達士, **佐藤拓広**, 松本慎平:ペダリング技術の可視化による競技自転車訓練システムの開発, 第21回ロボティクスシンポジア, RS1B1, 長崎県, 2016年3月.
- [2] **佐藤拓広**, 原未希子, 前方2重跳びにおけるモーションキャプチャを用いた動作解析～目にも止まらぬ縄回し!2重跳びができる人の秘密を探ります～, 文部科学省主催第3回サイエンス・インカレ研究発表会論文集, p.164, 千葉県, 2014年3月.

査読無

- [1] 鶴田和己, 重留正太, **佐藤拓広**, 徳安達士:可視化された筋シナジーと人工知能によるペダリング技術の習熟度判定の検討, 第20回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 2D2-11, 香川県, 2019年12月.
- [2] 重留正太, **佐藤拓広**, 鶴田和己, 徳安達士:乗車姿勢の異なるペダリング運動における上肢筋シナジー解析, 第20回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 2D2-12, 香川県, 2019年12月.
- [3] 重留正太, 鶴田和己, **佐藤拓広**, 徳安達士:競技用自転車におけるハンドリング技術に関わる動作特徴の抽出, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会, 1P1-Q05, 広島県, 2019年6月.
- [4] **佐藤拓広**, 徳安達士:両下肢の筋協調性理解に基づいたペダリング運動の技術評価に関する研究, 日本ロボット学会ヒューマンセントリックロボティクス研究専門委員会第11回若手研究会, 別府, 大分, 2019年1月.
- [5] **佐藤拓広**, 暮松利輝, 徳安達士:ペダリング運動における両脚の協調性評価, 平成30年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集, TC17-4, 北海道, 2018年9月.
- [6] 暮松利輝, **佐藤拓広**, 徳安達士:縄跳び運動における回旋動作メカニズムに関する研究, 平成29年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集, pp.1448–1450, 香川県, 2017年9月.
- [7] **佐藤拓広**, 徳安達士:3軸加速度センサを用いたペダリングスキルの安定性評価, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会, 2P1-M09, 福島県, 2017年5月.
- [8] 暮松利輝, **佐藤拓広**, 徳安達士:縄跳び運動における回旋動作計測に関する研究, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会, 2P1-M08, 2017年5月.
- [9] **佐藤拓広**, 徳安達士:3軸加速度センサを用いたペダリング動作特徴の抽出と安定性評価, スポーツ工学・ヒューマンダイナミクス講演論文集, C-28, 山形県, 2016年11月.

- [10] 暮松利輝, 江渕健人, 佐藤拓広, 徳安達士: 縄跳び運動の動作計測に関する研究, 第 35 回 SICE 九州支部学術講演会講演論文集, 204A3, 佐賀県, 2016 年 11 月.
- [11] 佐藤拓広, 徳安達士, 松本慎平, 北脇知己, 下肢筋群活動分析に基づいたペダリングスキルトレーニングシステムの開発, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会, 1A2-12b3, 神奈川県, 2016 年 6 月.
- [12] 佐藤拓広, 徳安達士, 松本慎平, 北脇知己: ペダリング技術の可視化によるスキルフィードバックシステムの開発, 第 34 回 SICE 九州支部学術講演論文集, 104B1, 福岡県, 2015 年 11 月.
- [13] 佐藤拓広, 串崎将麻, 徳安達士, 松本慎平, 北脇知己: 下肢筋群活動分析に基づくペダリングスキルのリアルタイムフィードバック手法の提案, 平成 27 年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集, GS12-5, 長崎県, 2015 年 8 月.
- [14] 佐藤拓広, 徳安達士, 松本慎平, 北脇知己: 競技自転車ペダリング技術の可視化の試み, proceedings of the 2015 IEEE SMC Hiroshima Chapter Young Researcher's Workshop, pp.39-42, 広島県, 2015 年 8 月.
- [15] 佐藤拓広, 串崎将麻, 徳安達士, 松本慎平, 北脇知己: 下肢筋群活動分析に基づいたペダリングスキルフィードバックシステムの構築, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2015, 1P2-H02, 京都, 2015 年 5 月.
- [16] 佐藤拓広, 串崎将麻, 徳安達士, 松本慎平, 北脇知己: 自転車運動中の下肢筋群活動パターンの分析に基づく初級者と上級者の技術評価の試み, 第 22 回電子情報通信学会九州支部学生講演会, A-27, 鹿児島県, 2014 年 9 月.
- [17] 徳安達士, 佐藤拓広, 串崎将麻, 松本慎平, 北脇知己: ペダリング回転中に変化する下肢筋群活動パターンの分析と理解, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2014, 3A1-P04, 富山県, 2014 年 5 月.

4. 受賞歴

- [1] Young Author Award, *the 24th International Symposium on Artificial Life and Robotics*, 2019 年 2 月.
- [2] 優秀講演賞, 日本ロボット学会ヒューマンセントリックロボティクス研究専門委員会第 11 回若手研究会, 2019 年 1 月.
- [3] Young Author Award, *the 22rd International Symposium on Artificial Life and Robotics*, 2017 年 2 月

5. 研究助成

- [1] 公益財団法人 NEC C&C 財団 2019 年度前期国際会議論文発表者助成内定, 2019 年 4 月.

氏名	佐藤 拓広	学位区分	第 1 項
<p>主論文 1 編 1 冊</p>			
<p>題名 “ペダリング運動における筋シナジーを用いた両下肢筋協調制御の理解に関する研究”</p>			
<p>参考論文 27 編 1 冊</p>			
<p>査読付き学術論文 (第一著者) : 3 編</p>			
<ol style="list-style-type: none"> <li data-bbox="177 801 1417 1070">1. “Motor control mechanism underlying pedaling skills: an analysis of bilateral coordination in the lower extremities”, Journal of Artificial Life and Robotics, 2019. doi:10.1007/s10015-019-00580-8 Authors: Takuhiro Sato, Riki Kurematsu, Shota Shigetome, Taiki Matsumoto, Kazuki Tsuruda and Tatsushi Tokuyasu. <li data-bbox="177 1070 1417 1249">2. “両下肢の筋シナジーに基づいたペダリング技術の熟練度評価の試み”, 電気学会論文誌 C, 139(7), pp.774–779, 2019. 著者：佐藤拓広, 暮松利輝, 徳安達士 <li data-bbox="177 1249 1417 1473">3. “Pedaling skill training system with visual feedback of muscle activity pattern”, Journal of Biomechanical Science and Engineering, 12(4), p.17-00234, 2017. Authors: Takuhiro SATO and Tatsushi TOKUYASU 			
<p>査読付き国際会議論文 (第一著者) : 5 編</p>			
<ol style="list-style-type: none"> <li data-bbox="177 1563 1417 1765">1. “CHANGES IN INTER-LIMB MUSCLE COORDINATION INDUCED BY MUSCLE FATIGUE DURING PEDALING”, Proceedings of the 37th International Conference on Biomechanics in Sport, 37(1), July 2019. Authors: Takuhiro SATO, Shigetome SHOTA and Tatsushi TOKUYASU <li data-bbox="177 1765 1417 2000">2. “Quantification of Different Pedaling Strategies in Inter-Lower Limbs between Cyclists of Different Road Racing Experiences”, Proceedings of the 5th International Symposium on Affective Science and Engineering, C00040, March 2019. Authors: Takuhiro SATO, Shigetome SHOTA & Tatsushi TOKUYASU 			

3. “Evaluation of Muscle Coordination in Lower Extremities during Pedaling Exercise”, Proceedings of the 24th International Symposium on Artificial Life and Robotics, GS12-4, pp.331-334, January 2019.
Authors: Takuhiro SATO, Shigetome SHOTA and Tatsushi TOKUYASU
4. “Development of Training System for Pedaling Skill based on Real-time Visualization of Muscle Activity Pattern”, Proceedings of the 22nd International Symposium on Artificial Life and Robotics, GS11-1, pp. 262-266, January 2017.
Authors: Takuhiro SATO, Shimpei MATSUMOTO, Tomoki KITAWAKI and Tatsushi TOKUYASU
5. “Development of Training System for Pedaling Skill by Visualizing Muscle Activity Pattern”, Proceedings of the 11th International Conference On Broad-Band Wireless Computing, Communication and Applications, pp.775-782, November 2016.
Authors: Takuhiro SATO, Shoma KUSHIZAKI, Shimpei MATSUMOTO, Tomoki KITAWAKI and Tatsushi TOKUYASU

査読付き国際会議論文：2編

1. “Assessment of Upper Limb Skill for Pedaling Exercise”, Proceedings of International Conference on Information and Communication Technology Robotics 2018 (ICT-ROBOT2018), September 2018.
Authors: Riki KUREMATSU, Takuhiro SATO, Tatsushi TOKUYASU
2. “Extraction of physical motion dictating the difference between skilled cyclist and beginner”, Proceedings of the 9th International Conference On Broad-Band Wireless Computing, Communication and Applications, pp. 509-513, November 2014.
Authors: Tatsushi TOKUYASU, Takuhiro SATO, Shimpei MATSUMOTO & Tomoki KITAWAKI

査読付き国内会議論文：1編

1. “ペダリング技術の可視化による競技自転車訓練システムの開発”, 第21回ロボティクスシンポジウム講演論文集, RS1B1, 2016年3月.
著者：徳安達士, 佐藤拓広, 松本慎平

査読無し国内会議論文（第一著者）：9 編

1. “ペダリング運動における両脚の協調性評価”，平成 30 年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集，TC17-3，pp.614-616，2018 年 9 月。
著者：佐藤拓広，暮松利輝，徳安達士
2. “3 軸加速度センサを用いたペダリングスキルの安定性評価”，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2017 講演論文集，2P1-M09，2017 年 5 月。
著者：佐藤拓広，徳安達士
3. “3 軸加速度センサを用いたペダリング動作特徴の抽出と安定性評価”，スポーツ工学・ヒューマンダイナミクス 2016 講演論文集，C-28，2016 年 11 月。
著者：佐藤拓広，徳安達士
4. “下肢筋群活動分析に基づいたペダリングスキルトレーニングシステムの開発”，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2016 講演論文集，1A2-12b3，2016 年 6 月。
著者：佐藤拓広，徳安達士，松本慎平，北脇知己
5. “ペダリング技術の可視化によるスキルフィードバックシステムの開発”，第 34 回 SICE 九州支部学術講演論文集，104B1，2015 年 11 月。
著者：佐藤拓広，徳安達士，松本慎平，北脇知己
6. “下肢筋群活動分析に基づくペダリングスキルのリアルタイムフィードバック手法の提案”，平成 27 年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集，GS12-5，pp.1425-1429，2015 年 8 月。
著者：佐藤拓広，串崎将麻，徳安達士，松本慎平，北脇知己
7. “競技自転車ペダリング技術の可視化の試み”，Proceedings of the 2015 IEEE SMC Hiroshima Chapter Young Researcher's Workshop，pp.39-42，2015 年 7 月。
著者：佐藤拓広，徳安達士，松本慎平，北脇知己
8. “下肢筋群活動分析に基づいたペダリングスキルフィードバックシステムの構築”，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2015 講演論文集，1P2-H02，2015 年 5 月。
著者：佐藤拓広，串崎将麻，徳安達士，松本慎平，北脇知己
9. “自転車運動中の下肢筋群活動パターンの分析に基づく初級者と上級者の技術評価の試み”，第 22 回電子情報通信学会九州支部学生講演会，A-27，2014 年 9 月。
著者：佐藤拓広，串崎将麻，徳安達士，松本慎平，北脇知己

査読無し国内会議論文：7編

1. “可視化された筋シナジーと人工知能によるペダリング技術の習熟度判定の検討”，第 20 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会，2D2-11，香川県，2019 年 12 月。
著者：鶴田和己，重留正太，佐藤拓広，徳安達士
2. “乗車姿勢の異なるペダリング運動における上肢筋シナジー解析”，第 20 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会，2D2-12，香川県，2019 年 12 月。
著者：重留正太，佐藤拓広，鶴田和己，徳安達士
3. “競技用自転車におけるハンドリング技術に関わる動作特徴の抽出”，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2019 講演論文集，1P1-Q05，2019 年 6 月。
著者：重留正太，鶴田和己，佐藤拓広，徳安達士
4. “縄跳び運動における回旋動作メカニズムに関する研究”，平成 29 年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集，GS8-1，pp.1448-1450，2017 年 9 月。
著者：暮松利輝，佐藤拓広，徳安達士
5. “縄跳び運動における回旋動作計測に関する研究”，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2017 講演論文集，2P1-M08，2017 年 5 月。
著者：暮松利輝，佐藤拓広，徳安達士
6. “縄跳び運動の動作計測に関する研究”，第 35 回 SICE 九州支部学術講演会講演論文集，204A3，2016 年 11 月。
著者：暮松利輝，江渕健人，佐藤拓広，徳安達士
7. “ペダリング回転中に変化する下肢筋群活動パターンの分析と理解”，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2014 講演論文集，3A1-P04，2014 年 5 月。
著者：徳安達士，佐藤拓広，串崎将麻，松本慎平，北脇知己

受賞歴等

1. 公益財団法人 NEC C&C 財団 2019 年度前期国際会議論文発表者助成内定者，2019 年 7 月 21-25 日
2. Young Author Award, The 24th International Symposium on Artificial Life and Robotics, 2019 年 2 月

3. 優秀講演賞, 日本ロボット学会ヒューマンセントリックロボティクス研究専門委員会第 11 回若手研究会, 2019 年 1 月
4. Young Author Award, The 22rd International Symposium on Artificial Life and Robotics, 2017 年 2 月