

運動負荷変動に対する生体機能応答に関する研究

新 潟 大 学 大 学 院

自然科学研究科博士後期課程

電 気 情 報 工 学 専 攻

和 久 井 健 吾

目次

第1章 序論

1-1 はじめに	1
1-2 ペダリング運動時の技術的要素の評価	2
1-2-1 ペダル踏力を用いた評価	2
1-2-2 EMG を用いた評価	3
1-2-3 関節モーメントを用いた評価	5
1-3 本論文の目的と研究課題	6

第2章 研究課題1 漸増負荷ペダリング運動中におけるペダル踏力の変化

2-1 背景・目的	7
2-2 方法	8
2-2-1 被験者	8
2-2-2 実験手順	8
2-2-3 測定項目	8
2-2-4 データ処理	9
2-2-5 統計処理	9
2-3 結果	10
2-3-1 漸増負荷運動中の運動強度およびケイデンス	10
2-3-2 乳酸性作業閾値	10
2-3-3 クランク1サイクル中のペダル踏力	11
2-3-4 ペダル踏力の変化	12
2-4 考察	14

第3章 研究課題2 漸増負荷ペダリング運動中における筋活動制御様相の変化

3-1 背景・目的	16
3-2 方法	17
3-2-1 被験者	17

3-2-2 実験手順.....	17
3-2-3 測定項目.....	17
3-2-4 自覚的運動強度（RPE: Rate of Perceived Exertion）.....	17
3-2-5 データ処理.....	18
3-2-6 統計処理.....	22
3-3 結果.....	23
3-3-1 運動強度及びケイデンス.....	23
3-3-2 EMGT.....	24
3-3-3 運動強度の増加による EMG パターンの変化.....	25
3-3-4 異なる運動強度からの運動モジュールの抽出.....	26
3-3-5 EMG 再構成.....	28
3-4 考察.....	29

第4章 研究課題3 漸増負荷ペダリング運動中における下肢関節モーメントの変化

4-1 背景・目的.....	31
4-2 方法.....	32
4-2-1 被験者.....	32
4-2-2 実験手順.....	32
4-2-3 測定項目.....	32
4-2-4 データ処理.....	35
4-2-5 算出項目.....	36
4-2-6 統計処理.....	39
4-3 結果.....	40
4-3-2 EMGT.....	41
4-3-3 各関節におけるモーメント発揮パターン.....	42
4-3-4 各ペダリング局面における関節モーメントの変化.....	44
4-4 考察.....	48

第5章 総合考察

5-1 運動強度の増加に伴うペダリング技術の変化.....	51
-------------------------------	----

5-2 EMG を用いた AT の推定について	53
5-3 今後の課題	54
謝辞	55
引用文献	56

第1章

序論

1-1 はじめに

運動トレーニングや、スポーツ科学系分野において運動課題を課す研究では、運動強度の設定が非常に重要な要素となり、個々人に適した運動強度の設定を行うことが肝要である。この際、適切な運動強度設定を行うためには、個々人の体力レベルを評価し、これを基準とした運動強度の設定が必要となる。

たとえば、長時間の運動を要するマラソンや自転車ロードレースなどのエンデュランス系の競技種目においては、有酸素性作業能力の評価指標である、無酸素性作業閾値（AT: Anaerobic Threshold）に相当する運動強度を把握し、これを基準としたトレーニング計画を立てることで、効率よく競技力の向上を図ることが可能となる。さらに、ATについては、競技選手のトレーニングだけでなく、病院等において運動処方を要する患者が安全に運動を実施するために、患者の体力レベルを測定する際にも用いられている。

ATの判定指標としては、運動強度を徐々に高めていく漸増負荷運動中における、血中乳酸濃度の動態から求める乳酸性作業閾値（LT: Lactate Threshold）と換気諸変量（換気量、酸素摂取量、二酸化炭素排出量、呼吸交換比）の動態から求める換気性作業閾値（VT: Ventilation Threshold）が知られている [1][2]。これらはいずれも有用なデータをもたらす一方で、それぞれ、測定に侵襲を伴う点や計測機器が高額である点において験者または被験者への負担が大きいといった問題をはらんでいる。

これに対して、表面筋電図（EMG: Electromyography）を用いたLTやVTの推定に関する研究が行われており、漸増負荷ペダリング運動中において、主に大腿部の筋から得られるEMGがLTやVTと同様な時点から急激に増加し始めることが報告されている [3][4][5][6][7]。この時の運動強度は筋電図閾値（EMGT: Electromyography Threshold）と呼ばれ、比較的安価かつ非侵襲的に有酸素性作業能力を評価できる指標とされている。

一方で、EMGTに対する否定的な意見も散見され、LTやVTとの不一致やEMGTが検出されないとの報告もある [8][9][10]。EMGTに関する研究のシステマティック・レビューにおいても、筋ごとのEMGT検出率については様々な報告があることが示されている [6]。そもそも、EMGの振幅は筋張力と比例的な関係にあるとされ [11][12]、直線的な負荷強度の増加に対するEMGの非直線的な増加はこれらの報告とは相反するものと思われる。先行

研究では、血中乳酸濃度の上昇によって運動単位あたりの収縮力が低下することにより、運動強度の上昇に伴って追加動員される運動単位数が増加することが EMG の非線形増加の主な原因であるとされているが [6]、これは、漸増負荷ペダリング運動中における筋張力の線形増加を仮定した考え方である。たしかに、ケイデンスを固定した条件では、ペダリング運動中における有効踏力（クランクに対して垂直方向への荷重）の総和は線形に増加するが、この力を生み出すための筋張力の増加量が一定であるかは不明である。

仮に漸増負荷ペダリング運動中における筋張力の増加量が一定でないのであれば、ペダリング運動遂行時の動作そのものが変化し、ペダリングの技術的要素の変化が生じることが予測される。EMG を用いた AT 推定に関する議論においては、まず、漸増負荷運動中におけるペダリング動作の変化を明らかにすることが重要であると考えられるが、これまでの報告においては、その点について十分に検討されていないのが現状である。

よって、漸増負荷ペダリング運動中のペダリング動作・技術の変化について検討することは、同運動中における動作に関する新たな知見が得られ、EMGT の実用に関する提言が可能となることが期待される。

1-2 ペダリング運動時の技術的要素の評価

ペダリング技術は、筋電図などの生理学的側面 [14] [15] [16] [17] および力学的側面 [14] [15] [18] [16] [19] [20] などから多角的に評価されている [21]。力学的側面からペダリング技術の評価した研究では、足部からペダルに作用した力（ペダル踏力）や [14] [15] [18] [16] [19] [17] [20] [22]、キネマティクスデータとペダル踏力を用いた逆動力学計算によって求められる関節モーメントに着目した分析が行われている [23] [24] [25] [26] [27] [28] [29] [30] [31] [32] [33]。

ここでは、各評価項目を用いたペダリング動作の分析に関する先行研究を取り上げ、その特徴や運動強度などの影響による変化についてまとめる。

1-2-1 ペダル踏力を用いた評価

自転車ペダリング運動において、下肢で発揮された筋張力は、ペダルを介して自転車エルゴメータのクランク、ギア、チェーンそして負荷装置に伝達される。したがって、ペダルで作用している力（ペダル踏力）はヒューマン・マシン・インターフェースとしてその相互作用を知る上で重要である。このペダル踏力は、水平方向への力と垂直方向への力および、これら 2 方向の力それぞれに垂直な力（ペダル軸方向の力）に分解され、これらそれぞれについて分析を行うことで、運動実施者がペダリング運動のどの局面においてどの方向に力を

発揮しているかを検討することが可能である。

Davis & Hull (1981) は、運動強度の違いによるペダル踏力の変化として、ダウンストロークにおける下向きの荷重が運動強度に伴って増加し、同じくダウンストロークにおける外向きの荷重が、低強度と中強度の間ではほとんど変化せず、高強度時において大きく増加したことを示している [34]。また、ペダリングの巧みさを示す指標として、ペダル踏力の各成分の合力（合成踏力）に対する有効踏力の割合（力効率指数）を算出し、 $180^{\circ}\sim 270^{\circ}$ の局面においてその値が運動強度の増加に伴って高くなることを示した。運動強度の増加による力効率指数の上昇は他の研究においても報告されており [35]、これは主に、負の有効踏力の減少により生じるとされている [19][36]。運動強度増加に伴う負の有効踏力の減少は、主に、 $180^{\circ}\sim 270^{\circ}$ の局面で生じ [35][36]、この局面では下向き荷重の減少も見られることから [34]、アップストロークにおける足部の引き上げ動作の強調などにより、力効率指数の変化が生じたと考えられる。しかし、これらの研究では、運動強度が2～3段階程度しか設定されておらず、他段階で運動強度を増加させた際にどの時点において変化が見られるかについては不明である。

力効率指数はいかに効率よくペダルに力を伝えられるかを表す値であり、ペダリング技術の評価に用いられる例が多く [15][34][35]、有用な指標のように思える。しかし、これは合成踏力に対する有効踏力の割合として算出されるため、局面ごとに算出された場合であっても [15]、運動強度の違いによる変化が、合成踏力と有効踏力のどちらの動態に起因するものか判定できず、具体的にどのような動作の変化が生じていたのか考察が難しい。したがって、Davis & Hull (1981) のように、ペダル踏力の各分力の変化に着目することが重要と思われるが、彼らの研究では、被験者1名分のデータのみが報告されており、統計的な分析はなされていない。また、比較対象とされている運動強度が絶対運動強度で設定されており、被験者にとってどの程度の運動強度で試技が実施されていたかは不明である。ペダリング運動では、体重や競技レベルにより最大発揮出力が異なり [37]、同一の運動強度でも個人によって自覚する負担の度合いが異なる場合があるため、運動強度間の比較の際には相対運動強度を用いることが適当である [35]。したがって、漸増負荷運動時における変化を捉える上では、各被験者の相対運動強度を基準とした比較対象の運動強度を設定し、ペダル踏力の各分力における変化様相を検討することが必要であろう。

1-2-2 EMG を用いた評価

EMG は運動中の筋活動に関する情報をもたらすデータであり、筋活動波形の平均振幅算出による筋活動量 [38][39][40]、筋活動波形の立ち上がり进行评估する活動タイミング (onset

/offset) [38][39][41][42], 周波数解析による疲労度の評価等が行われている [43][44]. しかし, スポーツ動作は様々な筋が複雑に協調して活動することで実施されることから, 従来のようにそれぞれの筋における活動を個別に分析する手法では, こうした協調的な活動の中で各筋がどのような機能を有しているかを評価することは難しかった. そこで近年, ロボット工学や神経科学の分野において用いられてきた筋シナジーと呼ばれる解析手法をスポーツ科学の分野に応用し, 前述の問題に対する解決策の一つとして有用であるとする報告が見られる [45][46][47][48].

シナジーとは協調性を意味し, 運動を機能ごとに分割 (モジュール化) し, その機能を構成する筋群のまとまりを示すものとして扱われている [48]. したがって, 個々の筋における活動のみに着目した場合には言及し得ないような, 身体運動を構成する各機能に即した観点からの評価が可能となる. 本研究では, ペダリング運動の技術的な要素の検討を要するため, 筋を機能ごとに分類して評価することのできる手法として, 筋シナジー解析を用いることが適当であると考えられる.

筋シナジー解析では, 計測された EMG データ行列に対して非負値行列因子分解 (NMF: Non-negative Matrix Factorization) を実施することで筋シナジーを構成する各モジュールが抽出され, 活動の割合を導出した筋空間の特徴 (筋の重み付け要素) と活動の時系列として導出した時間的な特徴 (時間パターン要素) の 2 種類が導出される. Hug et al. (2010) は, 異なる運動強度におけるペダリング時の筋シナジー解析の結果, 低強度運動時と高強度運動時では同様な重み付け要素が抽出され, その活動タイミングを調節することで運動強度の変化に対応していることを示した [49]. 一方で, Yokoyama et al. (2016) は, トレッドミルのスピードを漸増的に増加させ, 低速歩行から高速走行まで幅広い運動強度を実施した際の筋シナジーの抽出を行い, 歩行-走行間においてのみでなく, それぞれの運動様式において, 速度の違いによって異なるモジュールが抽出されたと報告している [46].

これらの主張の相違には, 運動速度の変化の有無が影響していることも考えられ, 筋シナジー解析に用いる EMG の正規化方法の影響が大きいと考えられる. Hug et al. (2010) は各運動強度における EMG の最大値を基準に正規化を行っているのに対し, Yokoyama et al. (2016) は全運動強度における EMG の最大値で正規化を行っている. 前者は被験筋間における EMG 振幅の増加率が無視される方法である一方で, 後者はこれが保持される方法となっているため, 運動強度間における筋活動制御様相の違いを明らかにすることが可能であったと考えられる. 漸増負荷運動時には, 被験筋ごとに EMG 振幅の増加率が異なるため [6], これを考慮した分析方法を用いて筋シナジーの変化を検討することが必要であろう.

また、Yokoyama et al. (2016) は通常の筋シナジー解析のみでは、比較する条件間で抽出されるモジュール数や種類が異なる場合があるため、それらのモジュールで構成される筋シナジーも違いを量的に評価することは困難であるとして、EMG 再構成分析を用いて運動強度間における筋シナジーの変化を評価し、運動強度の変化による筋シナジーの移り変わりを明らかにしている。

1-2-3 関節モーメントを用いた評価

関節モーメントは、ペダル踏力などの身体外部に作用した力学的データと、身体各セグメントの並進および回転運動などの運動学的データを用いた逆動力学計算によって推定される値であり、各関節において、どの運動局面でどのように力が発揮されるか評価可能である。

ペダリング運動中において重要とされる、ダウンストローク（クランク角度 $0^{\circ} \sim 180^{\circ}$ ）における力の発揮は [23]、主に股関節モーメントと膝関節モーメントがその役割を担っており [24] [27] [22]、足関節モーメントによって、近位の関節およびセグメントで生み出された力がペダルに伝達される [22] [23] [24] [25] [26] [27]。

運動強度の上昇に対する変化については、筋の短縮性収縮による筋張力の増加によって踏力を増加させるが [50]、関節ごとのモーメントの変化様相は異なるとされる。Bini & Diefenthaler (2010) は、漸増負荷運動中において、足関節では主にダウンストロークにおいて発揮される底屈モーメントの上昇が生じ、膝関節と股関節では主にアップストロークの前半で発揮される屈曲モーメントの上昇が生じると報告している [28]。つまり、ダウンストロークにおける膝関節及び股関節で産生されたエネルギーの伝達効率の上昇と、反対側ペダルにおける負の有効踏力減少により、ペダルに対する機械的な仕事量を増加させると考えられる。しかし、この研究では、漸増負荷運動時のペダリング動作を対象としているにも関わらず、比較対象とされている運動強度が、最大出力 (P_{\max})、 $90\%P_{\max}$ 、 $75\%P_{\max}$ の3段階のみであり、低強度運動時からの変化について検討されておらず、同運動中の変化を十分に捉えられているかは疑問である。

長時間ペダリング運動に伴う疲労による影響についても検討されており、運動強度とケイデンスを一定値で固定した際には、関節モーメントの変化は生じないとされている [51]。一方で、ケイデンスの指定をしない場合には、疲労によるケイデンスの低下とともに、全体に対する足関節モーメントの割合が低下することが報告されている [29]。

以上より、疲労の影響を抑えつつ漸増負荷運動中の関節モーメントの変化を捉えるために、固定されたケイデンスでの運動を実施し、より広範囲にわたる運動強度を比較箇所として設定し、分析を行うことが必要であると考えられる。

1-3 本論文の目的と研究課題

本論文では、漸増負荷ペダリング運動中における動作を記述する諸変数の変化を分析し、それらの結果から、ペダリング動作遂行に用いられる技術的要素の変化の有無及びその様相を明らかにすることを目的とする。この目的を達するにあたり、1-2で示した各評価項目の漸増負荷ペダリング運動中における変化を検討するために、以下の3つの研究課題を設定した。

研究課題1. 漸増負荷ペダリング運動中におけるペダル踏力の変化

漸増負荷運動中において、相対運動強度を基準とした比較対象運動強度を設定し、運動中に計測されたペダル踏力の各分力を運動強度間で比較することで、漸増負荷運動中におけるペダリング動作遂行に要する技術的要因の変化を検討した。なお、試技中の血中乳酸濃度の測定を行い、相対運動強度としてLTを用いた比較対象運動強度の設定を行った。

研究課題2. 漸増負荷ペダリング運動中における筋活動制御様相の変化

漸増負荷ペダリング運動中において計測された下肢筋群のEMGを用いた筋シナジー解析によって、ペダリング運動時に動員されるモジュールを抽出することで運動制御様相の変化を検討した。なお、この際、被験筋間におけるEMG振幅成分の増加率の違いを考慮した方法でEMGの正規化を行ったうえで筋シナジー解析を実施した。また、EMG再構成分析を用いて筋シナジーの変化を量的に評価した。

研究課題3. 漸増負荷ペダリング運動中における下肢関節モーメントの変化

漸増負荷ペダリング運動時中において計測されたペダル踏力データとモーションキャプチャから得られた運動学的データを用いて下肢関節における関節モーメントを推定し、運動強度間において比較することで、ペダリング運動中における各関節の働きがどのように変化するかを調査した。

第2章 研究課題 1

漸増負荷ペダリング運動中におけるペダル踏力の変化

2-1 背景・目的

自転車エルゴメータによるペダリング運動は、運動負荷試験、リハビリテーションや運動における生体の神経・生理応答の研究などにおける負荷装置として一般的に用いられている [52][53]。また、有酸素運動のトレーニング機器や、自転車競技のパフォーマンステストなどにも利用されている [37]。中でも、運動処方の対象となる患者やトレーニングを行うスポーツ競技者の体力レベルを把握する目的での利用は、安全かつ効率的な運動の実施に大きく貢献していると言える。

個人の体力レベルの評価指標の一つとして、有酸素性作業能力の程度を表す AT が挙げられるが、この推定においても自転車エルゴメータが用いられる場合が多い。具体的な推定指標としては VT や LT が挙げられるが、近年、より安価かつ非侵襲的に AT を推定する方法として表面筋電図を用いた EMGT という指標に関する研究がなされ、その有用性が示されている [3][4][5][6]。一方で、他の指標との不一致や検出率が不安定である点によって [8][9][10]、実用には至っていない。EMGT は EMG における振幅成分の増加率が変化する点と定義され、これが乳酸の蓄積による影響で生じるとされているが [13][6]、EMG の振幅は筋張力の変化にも影響されることから、ペダリングの動作や技術そのものが変化した結果として EMG の増加率の変化が生じている可能性も考えられるが、先行研究では十分に検討されていない。

ペダリング運動がどのように遂行されているかを評価する指標として、ペダルに加えられる力の向きと大きさを示すペダル踏力が挙げられる。運動強度の違いによるペダル踏力の変化に関する研究では、高強度運動時において、アップストローク（ペダルが下死点を通過し上方に動く局面）における負の有効踏力のピークが低強度運動時と比較して小さくなることが報告されている [54][36]。しかし、これらの研究では、運動強度が2～3段階程度しか設定されておらず、多段階で運動強度を増加させた際にどの時点において変化が見られるかについては明らかにされていない。また、ペダリング運動では、体重や競技レベルにより最大発揮出力が異なるため [37]、相対運動強度を用いた比較が適当である [35]。

以上より、本研究では、相対運動強度を基準として設定した運動強度間において、ペダル踏力の各分力を比較することで、漸増負荷ペダリング運動中における動作の変化を明らかにすることを目的とする。

2-2 方法

2-2-1 被験者

本研究では、一様な筋活動により比較的安定したペダリングが可能であり [42]、後述する実験試技におけるケイデンスを普段から使用している者を対象として実験を行うため [55] [56] [57] [58] [59]、被験者は長距離を専門とする男性自転車競技者10名（年齢：31.3 ± 11.2歳，身長：172.8 ± 6.1cm，体重：63.8 ± 8.4kg）を対象とした。被験者には口頭及び書面にて研究の説明を行い，同意を得た上で実験を実施した。なお，本研究はヘルシンキ宣言に則り，被験者のインフォームド・コンセントを得て行った。また，新潟大学倫理審査委員会の承認を得て実施した（承認番号：2018-0104）。

2-2-2 実験手順

自転車エルゴメータ（bikefitting.com）を用いて，間歇的漸増負荷ペダリング運動を実施した。被験者はエルゴメータに乗車後，5分間の安静ののち，3分間のトライアルと5分間の休憩を繰り返した。この際，運動中のケイデンスは $90 \pm 2\text{rpm}$ とし，初回トライアルの運動強度を 70W，各トライアル間の運動強度増加幅は 25W とした。運動は，指定されたケイデンスを 5 秒以上維持できなくなる，または，被験者自身が継続不可の申告を行った時点で終了とした。

ハンドル及びサドルのポジションは，各被験者が日常的に練習等に使用している自転車から，クランク中心を基準としたハンドルおよびサドルの前後および上下方向の相対位置とクランク長を取得し，実験に用いるエルゴメータのそれぞれの位置と長さに反映させた。また，ビンディングシューズを着用し，シューズとペダルを固定した状態で運動を実施した。

2-2-3 測定項目

2-2-3-1 血中乳酸濃度

指先穿刺器具（アークレイ：ナチュラレット EZ デバイス，ナチュラレット EZ）を使用し，自己採決により被験者の指先から血液を少量採取し，血中乳酸濃度測定機器（アークレイ：ラクテートプロ 2）を用いて，各トライアル終了直後の血中乳酸濃度を測定した。

2-2-3-2 ペダル踏力

自転車エルゴメータに内蔵されたペダル踏力測定機器を用いて，各トライアルの終了 30 秒前から 10 秒間にわたりペダル踏力の測定を行った。この際，ペダリング運動の左右対称性を考慮し，右ペダルのみにおいて測定を実施した。ペダル踏力は，ペダルの軌跡が描く円

に対して接線方向荷重（ペダルの回転方向が正）と法線方向荷重（遠心方向が正）、およびペダル軸方向荷重（左向きが正）に分解され、クランク角度 15°ごとに平均された値が記録される仕様であった。なお、実験試技におけるケイデンスは 90rpm に設定したため、クランクの回転が等速であったと仮定すると、サンプリング周波数は 36Hz 相当に該当する。

2-2-4 データ処理

2-2-4-1 乳酸性作業閾値（LT）の算出

各トライアルにおける運動強度を横軸に、各トライアル終了直後の血中乳酸濃度を縦軸にとった散布図を作成し、最小二乗法を用いた 2 直線でのフィッティングを行った。これら 2 つの直線の交点に対応する運動強度を LT とした。

また、LT を基準とした 5 段階の相対運動強度（80%LT, 90%LT, 100%LT, 110%LT, 120%LT）を設定し、これらの運動強度において得られたペダル踏力の比較を行った。

2-2-4-2 ペダル踏力ベクトルの座標変換

本研究で用いた計測機器から得られるペダル踏力ベクトルは、記録された時点のクランク角度によって、異なる向きの座標系におけるベクトルとして記録される仕様であったため、回転行列を用いて各クランク角度で記録された踏力ベクトルを、水平方向荷重（前向きが正）と鉛直方向荷重（上向が正）、およびペダル軸方向荷重（右向きが正）の 3 方向のベクトルに変換した。また、各トライアルにおいてクランク 10 回転分のデータを抽出して平均することで、当該トライアルにおける代表値を得た。

2-2-5 統計処理

各種ペダル踏力データは平均値 \pm 標準偏差で示した。運動強度間の比較には、クランク 1 回転を、上死点（クランク角度 0°）から 90°ごとに 4 等分した各局面における平均値を用い、運動局面と運動強度を要因とする被験者内 2 要因分散分析を行った。分散分析の結果、交互作用が有意であったものについては水準別誤差項を用いた単純主効果検定を実施した。なお、本研究では運動強度の変化によるペダル踏力への影響を検討することを目的とするため、運動強度要因の単純主効果を示すこととする。単純主効果検定では、比較の各組み合わせにおいて、対応のある検定で得られた値を Holm 法によって補正し、有意差の有無を判定した。また、分散分析の効果量 η^2 (η_p^2) と、単純主効果検定の効果量 r を求めた。なお、いずれの検定においても有意水準は 5% とした。

2-3 結果

2-3-1 漸増負荷運動中の運動強度およびケイデンス

前述の通り，本研究で用いた自転車エルゴメーターはペダルの負荷抵抗のみ設定可能であり，ケイデンス次第で運動強度の値が変動する仕様であった．表 1 の通り，クランクにおいて計測された運動強度は設定した値と完全に一致するものではなかったが，およそ一定値ずつ運動強度が増加しており，漸増負荷運動は適切に実施されたと考えられる．

また，表 1 に各ステップを完遂できた被験者の人数を示した．9 ステップまでは全ての被験者が完遂し，ここで 5 名の被験者が運動終了となった．残りの被験者のうち 3 名は 10 ステップ，2 名は 11 ステップで運動終了となった．

2-3-2 乳酸性作業閾値

本研究において各被験者から算出された乳酸性作業閾値の平均 \pm 標準偏差は， 263.1 ± 36.9 W であった．

表 1 漸増負荷運動時の各段階における運動強度とケイデンスおよび完遂者数

Step		1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th	11th
Workload (W)	Mean	101.8	125.7	149.8	172.6	202.1	226.3	257.3	281.9	311.1	338.5	405.2
	\pm SD	± 15.2	± 10.8	± 10.0	± 10.0	± 10.3	± 11.8	± 14.4	± 14.7	± 20.8	± 26.5	± 21.2
Cadence (rpm)	Mean	90.2	90.1	90.2	89.9	90.5	90.5	91.0	90.7	90.9	90.4	92.0
	\pm SD	± 0.9	± 0.6	± 0.9	± 0.7	± 0.6	± 1.4	± 1.2	± 1.2	± 1.6	± 1.1	± 1.8
Number of subjects who completed the step		10	10	10	10	10	10	10	10	10	5	2

SD: standard deviation

2-3-3 クランク1サイクル中のペダル踏力

図1に各種ペダル踏力のクランク1サイクル中における変化を運動強度ごとに示した。

水平方向荷重は、90°付近から後方への荷重（負の値）が大きくなり、180°付近でピークを迎えたのち0°にかけて減少していた。上方への荷重（正の値）はほとんど生じていなかった。

鉛直方向荷重は、0°付近から下方への荷重（負の値）が大きくなり、100°付近でピークを迎えたのち200°から270°に向けて減少していた。前方への荷重（正の値）はほとんど生じていなかった。

ペダル軸方向荷重は、90°付近で外側への荷重（正の値）のピークを迎え、170°付近で内側への荷重（負の値）に転じた。その後、200°付近で内側への荷重がピークとなり、300°付近で再び内側への荷重が生じていた。

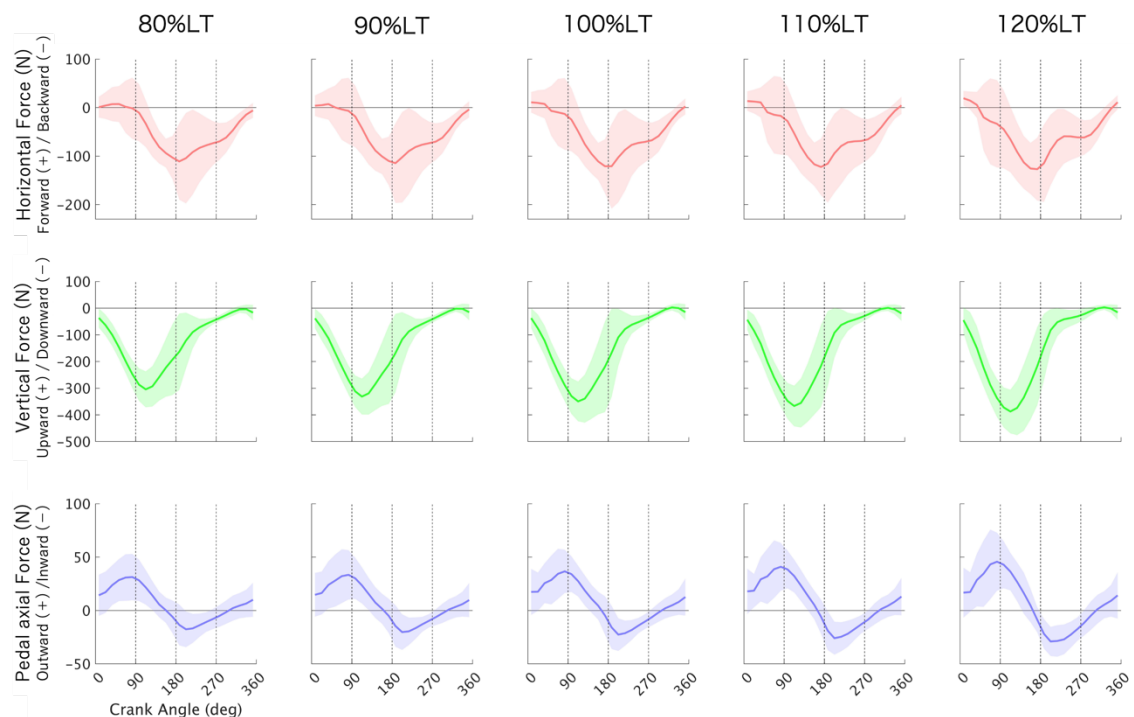


図1 クランク1回転中のペダル踏力

実践：平均値，エリアプロット：標準偏差。上段：水平方向荷重（+：前方向荷重，-：後方向荷重）

重），中段：鉛直方向荷重（+：上方向荷重，-：下方向荷重），下段：ペダル軸方向荷重（+：外方向荷重，-：内方向荷重）。

2-3-4 ペダル踏力の変化

図 2 に各運動局面における各種ペダル踏力の変化を示す。図中の各マーカーは平均値、エラーバーは標準偏差を表し、#、†、\$、*はそれぞれ、80%LT、90%LT、100%LT、110%LT、120%LT との間に有意差があることを表す。なお、横軸は運動強度を、縦軸はペダル踏力を表している。また、表 2 に単純主効果検定における効果量 r を示した。

水平方向荷重における 2 要因分散分析の結果、運動局面で主効果が有意であった ($F(3,27) = 14.79$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.62$) が、運動強度の主効果は有意でなかった ($F(4,36) = 0.64$, $p > 0.05$, $\eta_p^2 = 0.07$)。また、交互作用は有意であった ($F(12,108) = 12.14$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.57$) ため、単純主効果検定を行った。その結果、90°~180°の局面では、100%LT と 110%LT における後方への荷重が 80%LT および 90%LT と比較して有意に増加し、120%LT における後方への荷重が 80%LT、90%LT、110%LT と比較して有意に減少した。また、270°~0°の局面では、100%LT と 110%LT における後方への荷重が 90%LT よりも有意に減少し、120%LT における後方への荷重が 80%LT、90%LT、100%LT と比較して有意に減少した。

鉛直方向荷重における 2 要因分散分析の結果、運動局面 ($F(3,27) = 65.65$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.88$)、運動強度 ($F(4,36) = 7.63$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.46$) とともに主効果が有意であった。さらに、交互作用も有意であった ($F(12,108) = 20.02$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.69$) ため、単純主効果検定を行った。その結果、0°~90°の局面では、90%LT 以上の運動強度における下方への荷重が当該運動強度より小さい運動強度と比較して有意に増加した。90°~180°の局面では、90%LT 以上の運動強度における下方への荷重が、80%LT と比較して有意に増加した。180°~270°の局面では、110%LT と 120%LT における下方への荷重が 80%LT および 90%LT と比較して有意に減少した。

ペダル軸方向荷重における 2 要因分散分析の結果、運動局面の主効果は有意であった ($F(3,27) = 30.48$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.77$) が、運動強度の主効果は有意でなかった ($F(4,36) = 0.21$, $p > 0.05$, $\eta_p^2 = 0.02$)。また、交互作用は有意であった ($F(12,108) = 10.00$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.69$) ため、単純主効果検定を行ったが、運動局面要因の各水準における単純主効果検定の結果、いずれの運動局面においても、運動強度要因による有意差は見られなかった。

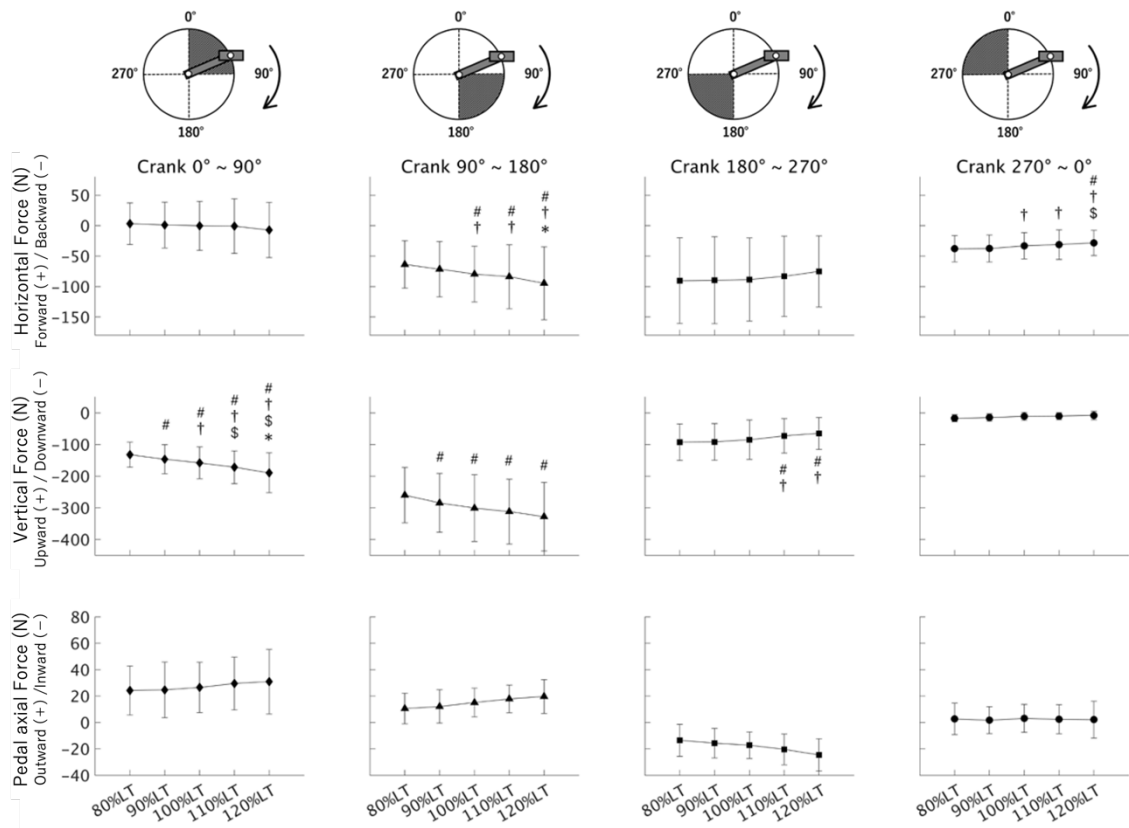


図 2 各ペダリング局面におけるペダル踏力各分力の運動強度間比較

マーカー：平均値，エラーバー：標準偏差。上段：水平方向荷重（+：前方向荷重，-：後方向荷重），中段：鉛直方向荷重（+：上方向荷重，-：下方向荷重），下段：ペダル軸方向荷重（+：外方向荷重，-：内方向荷重）。#：80%LT との有意差，†：90%LT との有意差，\$：100%LT との有意差，*：110%LT との有意差（ $p < 0.05$ ）。

表 2 単純主効果検定における効果量 r

網掛け部分：単純主効果検定において有意差が認められた比較箇所。

	0° ~ 90°				90° ~ 180°				180° ~ 270°				270° ~ 0°						
Horizontal Force	Percentage to LT	110%				110%			0.59	110%			0.55	110%			0.44		
	100%			0.05	0.45	100%		0.41	0.57	100%		0.57	0.59	100%		0.32	0.60		
	90%	0.18	0.16	0.41	0.62	90%	0.62	0.61	0.62	90%	0.10	0.44	0.54	90%	0.61	0.61	0.63		
	80%	0.28	0.27	0.25	0.40	80%	0.57	0.66	0.62	0.62	80%	0.09	0.11	0.41	0.54	80%	0.05	0.49	0.53
Vertical Force	Percentage to LT	110%			0.58	110%			0.48	110%			0.43	110%			0.28		
	100%			0.67	0.65	100%		0.46	0.55	100%		0.57	0.56	100%		0.16	0.30		
	90%	0.63	0.68	0.65	0.65	90%	0.45	0.58	0.59	90%	0.38	0.66	0.62	90%	0.59	0.52	0.46		
	80%	0.61	0.64	0.67	0.66	80%	0.68	0.62	0.64	0.62	80%	0.10	0.32	0.64	0.62	80%	0.43	0.61	0.59
Pedal axial Force	Percentage to LT	110%			0.24	110%			0.20	110%			0.37	110%			0.06		
	100%			0.51	0.50	100%		0.51	0.41	100%		0.47	0.50	100%		0.14	0.19		
	90%	0.26	0.47	0.52	0.44	90%	0.37	0.50	0.44	90%	0.25	0.49	0.51	90%	0.26	0.12	0.05		
	80%	0.07	0.29	0.48	0.48	80%	0.29	0.39	0.49	0.47	80%	0.44	0.38	0.54	0.58	80%	0.18	0.06	0.04
	Percentage to LT				Percentage to LT				Percentage to LT				Percentage to LT						

2-4 考察

本研究では、運動強度の増加に伴って連続的な変化が見られたペダル踏力の分力は、 $0^{\circ}\sim 90^{\circ}$ の局面における下方への荷重のみであり、その他の局面・ペダル踏力の分力では、連続した有意な変化は生じなかった。これは、 $0^{\circ}\sim 90^{\circ}$ の局面におけるペダルの踏み込みを強めることが、クランク 1 回転全体における仕事量の増加に主として貢献していると解釈することができる。 $0^{\circ}\sim 90^{\circ}$ の局面は、下肢の中でも比較的大きな筋である大臀筋や大腿四頭筋の収縮によって動作が行われる局面であり [60]、力を生じさせやすいと考えられる。さらにこの局面は、股関節および膝関節の角度が最大屈曲位から伸展が始まる局面であり [61]、上記 2 筋において伸張性反射による収縮力を利用した効率の良い筋張力の発揮が可能であることが考えられる。こうした要因により、 $0^{\circ}\sim 90^{\circ}$ の局面において、負荷抵抗が増したクランク軸に対して、より大きなトルクを生じさせやすく、本研究の結果においても、同局面における踏み込みを強めるような動作が生じていたものと考えられる。

一方で、運動強度の増加に対して、連続的でない変化を示すペダル踏力の分力も見られた。 $90^{\circ}\sim 180^{\circ}$ の局面における水平方向荷重は、LT より小さな運動強度と LT 以降の運動強度の間に差が生じており、後方荷重の増加が見られた。また、同局面における鉛直方向荷重に有意差が見られたのは 80%LT とその他の運動強度間のみであり、その他の比較箇所では変化が見られなかったことから、斜め下後方ではなく、主にペダルを後方に押し込むような力が増加したことが窺える。前述の通り、ペダルの踏み込みは 0° から 90° において実施されることが推奨されており、それ以降のクランク角度においては、運動強度増加への対応として下方への荷重を積極的に増加させるような動作の変化が見られなかったと考えられる。また、この局面においてペダルを踏み込む力を生むとされる関節運動のうち、膝関節伸展モーメントは負の有効踏力を助長するとされ、競技レベルが高い選手ほどダウンストロークにおける膝関節伸展モーメントから屈曲モーメントへの切り替わりがより早期に生じるとされる [61]。つまり、ダウンストローク後半での踏み込み動作の強調は要求される機械的仕事の増加への対応として効果的ではないため、この局面での下方への荷重がほとんど増加しなかったと考えられる。

こうした中で、 $90^{\circ}\sim 180^{\circ}$ の局面において、後方への荷重が増加したことに関しては、膝関節モーメントが影響していたことが考えられる。先述の通り、膝関節屈曲モーメントの早期発揮は効率のよいペダリング動作につながるとされ [61]、また、ペダリング動作の効率の良さを示す指標である力効率指数（ペダル踏力の合力に対する有効踏力の割合）は負荷抵抗の上昇に伴って増加することがわかっている [35]。さらに、下死点手前における膝関節

屈筋の活動が後方への荷重を生じさせるとも言われている [26]. これらより, この局面での後方への荷重の増加は, 膝関節屈曲動作の強調により生じていることが考えられる. そして, この変化が 100%LT から生じ, 下方への荷重の増加はそれ以前の運動強度でのみ生じていることから, LT 以降における動作の変化が生じたものと思われる.

また, $180^{\circ}\sim 270^{\circ}$ の局面における鉛直方向荷重は, LT を超えた時点で有意に増加した. この局面における鉛直方向荷重は負値であり, LT を超えた時点からその絶対値が小さくなるといった変化が生じていた. これは, 下方への荷重が減少したことを意味している. ペダルが下死点を通過し, 上方への移動を開始するこの局面において, ペダルの上に位置する脚部の重量はペダルの回転を妨げる方向の荷重を生じさせ, 反対側のクランクに加えられた順回転方向のトルクを減少させる作用を持つ. さらに, $180^{\circ}\sim 270^{\circ}$ の局面は, 反対側においては $0^{\circ}\sim 90^{\circ}$ の局面であり, 前述の通り, この局面はトルクを生み出すのに重要な役割を担っている [60][61]. よって, ここで生じたトルクの減衰を最小限にすることが肝要であり, そのためには, 足部に上方への加速度を生じさせる, つまり, 足部を引き上げるような動作が必要となる. こうすることで, 下方への荷重として記録される値が減少するため, 反対側においてペダルの踏み込みによって加えられた力をより効率的にクランク軸周りのトルクに変換することが可能となったと考えられる.

こうした変化が, LT または LT を超えた運動強度から生じたことから, 漸増負荷運動中においては, 同様なペダリング方法のみを用いて運動を遂行しているのではなく, 運動遂行に要する技術を細かく変化させながら運動強度の増加に対応していたことが示唆された.

以上より, 漸増負荷ペダリング運動時において, LT の運動強度を境にペダリング技術の変化が生じていた可能性が示されたが, こうした変化がどのような身体動作によって生じていたのかは不明である. よって, 以降の章では, 漸増負荷運動中の筋活動制御や関節モーメントの変化について言及していくこととする.

第3章 研究課題 2

漸増負荷ペダリング運動中における筋活動制御様相の変化

3-1 背景・目的

漸増負荷運動中において、ある時点を境に EMG の振幅が急激に増加し始める時点があることが知られており、このときの運動強度は EMGT と呼ばれる。これは、LT や VT を推定する指標となりうるとして、その有用性が示されている [4] [5] [3]。

しかし、EMGT は未だ実用に至っておらず、その原因として、EMG の振幅に影響与えている要因を切り離すことの困難さが挙げられる。すなわち、漸増負荷運動中における EMG の急増は血中における乳酸の蓄積による運動単位あたりの収縮力の低下がその原因の一つとされている（これにより血中乳酸濃度動態の推定が可能とされていると考えられる）が [13] [6]、筋張力の変化様相、つまり自転車の漕ぎ方の変化が影響している可能性についてはほとんど検討されてこなかった。

この点に関して、前章では、筋張力を反映したデータとしてペダル踏力に着目し、漸増負荷運動中における変化を調査した。その結果、運動強度が LT を超えた時点からダウンストローク後半とアップストロークにおけるペダル踏力の非線形な変化が見られ、同運動中において筋力の発揮様相が変化していることが示唆された。しかし、こうした変化が、運動実施者の動作におけるどのような変化によって生じたものであるか検討するには至っていない。ペダル踏力は主に下肢の筋活動のいわば総和として記録されるものであるため、動作に影響を与えるような各筋における機能の変化を詳細に分析するには、同運動中における EMG の計測が必要となる。

ここで、EMG による筋活動解析を用いた研究では、筋活動量、活動タイミング (onset / offset)、疲労度の評価が行われてきたが、スポーツ動作は様々な筋が複雑に協調して活動することで実施されることから、従来のようにそれぞれの筋における活動を個別に分析する手法では、こうした協調的な活動の中で各筋がどのような機能を有しているかを評価することは難しかった。そこで近年、ロボット工学や神経科学の分野において用いられてきた筋シナジーと呼ばれる解析手法をスポーツ科学の分野に応用し、前述の問題に対する解決策の一つとして有用であるとする報告が多く見られるようになってきた。シナジーとは協調性を意味し、運動の各機能を構成する筋群のまとまりを示すものである。したがって、個々の筋における活動にのみ着目した場合には言及し得ないような身体運動を構成する各機能に即した側面からの評価が可能となる。本研究では、ペダリング運動の技術的な要素の検討

を要するため、筋を機能ごとに分類して評価することのできる手法として、筋シナジー解析を用いることが適当であると考えられる。

そこで、本研究では、筋シナジー解析を用いて、漸増負荷ペダリング運動中における下肢筋活動の運動制御様相の変化を明らかにすることを目的とする。

3-2 方法

3-2-1 被験者

男性自転車競技者 10 名（年齢： 19.6 ± 1.6 歳，身長： 168.8 ± 2.9 cm，体重： 61.9 ± 3.5 kg）を対象とした。なお，第 2 章と同様の理由で自転車競技者を対象とした。被験者には口頭及び書面にて研究の説明を行い，同意を得た上で実験を実施した。なお，本研究はヘルシンキ宣言に則り，被験者のインフォームド・コンセントを得て行った。また，新潟大学倫理審査委員会の承認を得て実施した（承認番号：2021-0011）。

3-2-2 実験手順

自転車エルゴメーター（bikefitting.com）を用い，5 分間のウォーミングアップと 10 分間の連続的漸増負荷ペダリング運動を実施した。被験者が普段使用している自転車からクランク中心を原点としたハンドルおよびサドルの位置座標とクランク長を取得し，実験に用いるエルゴメーターのそれぞれの位置と長さに反映させた。また，ビンディングシューズを着用し，シューズとペダルを固定した状態で運動を実施した。なお，本研究で使用了エルゴメーターは，ペダルにかかる負荷抵抗値を設定し，クランクユニットに内蔵されたパワーメーターにて運動強度（W）を計測する仕様であったため，事前の実験にて，90rpm でのペダリング時に目標とする運動強度が計測される負荷抵抗値を求めた。

ウォーミングアップ中のケイデンスと負荷抵抗は被験者が自由に設定・変動可能とし，漸増負荷運動中のケイデンスは 90 rpm，運動強度は 110 W から開始し 30 秒ごとに 10 W ずつ増加するようにエルゴメーターの負荷抵抗を設定した。なお，運動強度の増加量及び頻度は先行研究において，最も EMGT の出現率が高かったものを採用した [6]。

3-2-3 測定項目

3-2-3-1 自覚的運動強度（RPE: Rate of Perceived Exertion）

漸増負荷運動中において，各運動強度段階の終了時および運動終了直後の RPE をボルグスケールにおけるいずれかの数値で被験者に申告させた。

3-2-3-2 下肢9筋のEMG

右脚の大臀筋 (GM: Gluteus Maximus), 大腿筋膜張筋 (TFL: Tensor Fasciae Latae), 大腿直筋 (RF: Rectus Femoris), 外側広筋 (VL: Vastus Lateralis), 縫工筋 (SA: Sartorius), 大腿二頭筋長頭 (BF: Biceps Femoris), 前脛骨筋 (TA: Tibialis Anterior), 長腓骨筋 (PL: Peroneus Longus), 腓腹筋外側頭 (GAS: Gastrocnemius) の計9筋 (図 3) にワイヤレス筋電センサー (Logical Product : LP-WS1221, LP-WS1223) を貼付し, サンプルング周波数 1000 Hz, 増幅率 1000 倍にて EMG の測定を行った. 筋電センサ貼付位置は SENIAM (Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscle) の推奨に従って決定した [62]. また, 帯域通過周波数 20-450 Hz のバターワース型 4 次バンドパスデジタルフィルタにてフィルタ処理をした [46].

また, クランク 1 回転ごとのデータを抽出するために, 右クランクアームにワイヤレス加速度センサ (Logical Product : LP-WS1105) を貼付し, サンプルング周波数 1000Hz にてクランク末端方向の加速度を EMG と同期計測し, カットオフ周波数 5Hz のバターワース型 4 次ローパスデジタルフィルタにてフィルタ処理を行った.

3-2-4 データ処理

3-2-4-1 クランク 1 回転ごとの EMG の抽出

クランクの末端方向加速度の変化量が負から正に転じる時点をペダルが上死点に位置する時点とし, 次に上死点を迎えるまでに得られた EMG をクランク 1 回転分のデータをして抽出して後の分析に用いた

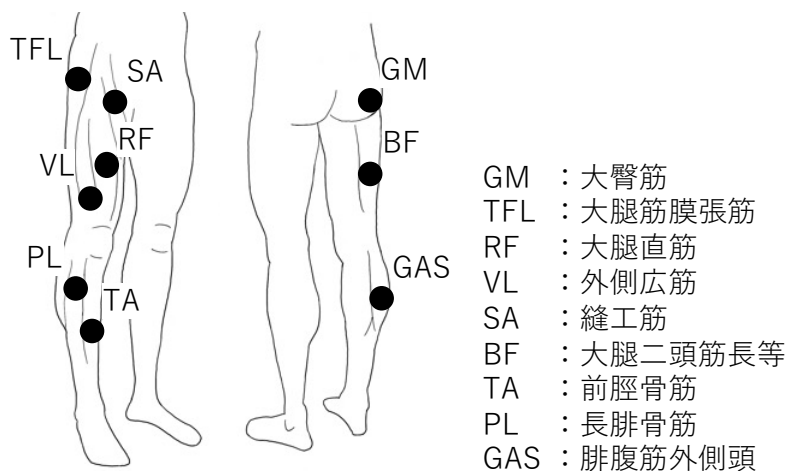


図 3 EMG 計測箇所

3-2-4-2 EMGT の検出

EMGT に相当する運動強度とモジュールの変化との関係を検討するため、各被験筋の EMGT を算出した。クランク 1 回転ごとに分割された EMG の RMS (Root Mean Square) を縦軸に、時間を横軸とする散布図に対して、データを 2 分割した後、最小二乗法を用いた 2 直線のフィッティングを行い、残差を算出する操作を、分割可能な時点全てにおいて繰り返した。この時、残差の総和が最小となる分割時点において、以下の 2 点を満たす場合に 2 直線の交点を EMGT とした (図 4)。

- 1) 1 本の直線でのフィッティング時と比較し、残差が有意に小さい [3]。
- 2) 2 直線のうち、前半の直線の傾きと比べ、後半の直線の傾きが大きい。

また、同一被験者内においても、被験筋ごとに EMGT が異なるため、算出された EMGT の中央値を当該被験者の EMGT として扱うこととした。

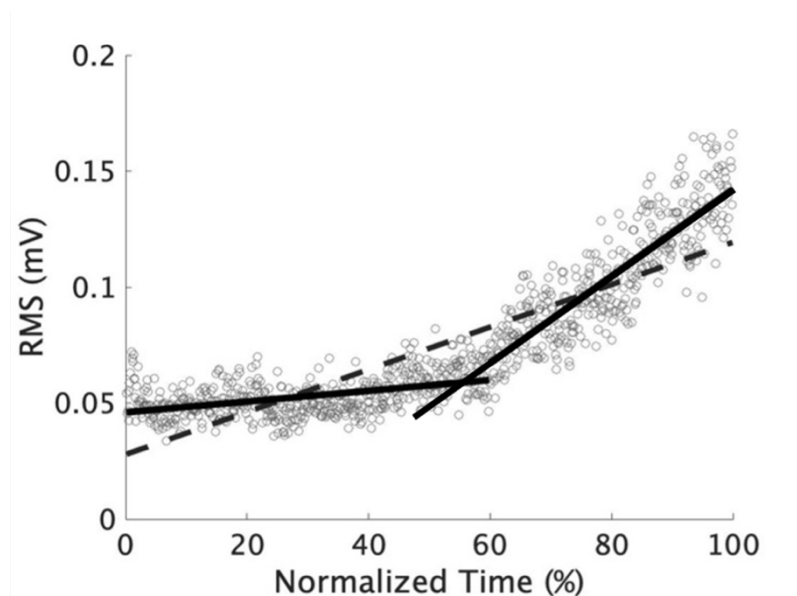


図 4 EMGT 検出手順

○ : RMS, 破線 : 全データを用いた回帰直線, 実線 : 2 分割したデータそれぞれを用いた回帰直線。以下 2 点を満たす場合に直線の交点を EMGT と判定した。1) 2 直線回帰時の実測値との残差が 1 直線回帰時よりも有意に小さい。2) 2 直線のうち、前半よりも後半の直線の傾きが大きい。

3-2-4-3 筋シナジー解析によるモジュールの抽出

フィルター処理された EMG は全波整流後、カットオフ周波数 7 Hz のバターワース型 2 次ゼロ位相ローパスフィルターを用いて平滑化し ARV (Average Rectified Value) を算出した [45]. その後、クランク 1 回転ごとのデータに分割し、各回転におけるデータ数が 100 となるようにリサンプリングを行った。なお、この処理には MATLAB R2021b (MathWorks) の resample 関数を用いた。

運動強度ごとの平均的な ARV を得るため、各運動強度の開始後 10 秒経過以降からクランク 10 サイクル分のデータを抽出し平均値を算出した。なおこの際、サイクル間における ARV のレンジが大きい局面において、MSD 法による多変量データの外れ値検出を行い [63]、一時的な臀部の挙上等による、定常状態のペダリングとは異なるデータを除外した。各被験筋の平均 ARV は全運動強度において算出された平均 ARV の最大値で正規化し、筋シナジー解析に用いた [46]。

筋シナジー解析では、以下の 2 つのタイプの EMG 行列に対して非負値行列因子分解 (NMF: Non-negative Matrix Factorization) を実行することでモジュールの抽出を行った [46]。

- 1) 各運動強度におけるデータセット：9 (被験筋数) 行×100 (時間要素数) 列の行列。
- 2) 全運動強度におけるデータセット：各運動強度におけるデータセットを運動強度順に水平方向に連結した行列。

NMF はある行列を異なる二つの行列の積に分解する手法であり、式(1)で表される。

$$M = W \cdot C + e \quad \text{式 (1)}$$

ここで、 M は m (被験筋数) 行 t (筋活動の時間要素数) 列の行列、 W は筋の重み付け要素 (貢献度) を示す m 行 n (モジュール数) 列の行列、 C は時間パターン要素を示す n 行 t 列の行列、 e は残差行列を示す。

モジュールの抽出は指定可能な n に対してそれぞれ 10 回ずつ実施し、各抽出における VAF (Variance Accounted For) を算出したのち、VAF が最大となったもののみを保持した。VAF とは、筋シナジー解析により抽出された重み付け要素と時間パターン要素の積がもとの EMG を再現する度合いを示す値であり、式(2)で求められる。

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

この時、以下の 3 つのルールを全て満たす最小の n を最適モジュール数とした。

- 1) VAF が 90%を超える最小の n [47]。

2) モジュール数 n から $n+1$ への増加において VAF の増加率が 5%未満となる最小の n [48].

3) cusp 法により選定された n [64].

cusp 法とは、 M をランダムに並べ替えた行列から得られる VAF の回帰直線を用いる方法で、モジュール数 n から $n+1$ への増加において、もともとの M から得られた VAF カーブの傾きが回帰直線の傾きの 75%を下回る最小の n を選定する。この時の n は、 VAF の増加率が無作為に算出された場合の 75%以下となる値であり、偶然性を排する意味でも、合理的なモジュール数決定基準であると見なすことができる [46].

モジュール数の比較は、全運動強度と 5 つの運動強度条件 (80%EMGT, 90%EMGT, 100%EMGT, 110%EMGT, 120%EMGT) の間で行った。

抽出されたモジュールの重み付け要素は、各モジュールにおける最大値でその要素内の値を除すことで正規化し [46]、当該モジュールにおける時間パターン要素は対応する重み付け係数の最大値を乗じて正規化を行った。こうすることで、運動強度間で共通するモジュールの重み付け要素の同一性を保ちつつ、運動強度の増加に伴う時間パターン要素の変化を視認しやすいものとした。

3-2-4-4 被験者間におけるモジュールのクラスタリング

各被験者から抽出されたモジュールの類似度を評価するため、筋の重み付け要素に対して階層型クラスタ分析 (Ward's 法, ユークリッド距離) を行った。本分析は各運動強度コンディション (全運動強度, 80%EMGT, 90%EMGT, 100%EMGT, 110%EMGT, 120%EMGT) において全被験者から得られたモジュールを用いて実施し、最適クラスタ数は gap 統計値法により決定した [65]。その後、各クラスタ平均を算出した。この時、1 つのクラスタに同一被験者から複数のモジュールが分類された場合、クラスタ平均とのユークリッド距離が小さいものを保持した [47]。なお、この時保持されなかったデータは以降の分析 (クラスタ数比較, EMG 再構成精度) には使用するものとした。また、各クラスタに分類された重み付け要素に対応する時間パターン要素についてもクラスタ平均を算出した。

運動強度コンディション間で共有されているモジュールを評価するため、全運動強度から抽出された各モジュールとその他の運動強度コンディションから抽出された各モジュールの全組み合わせにおけるピアソンの積立相関係数を算出し、0.666 を超える組み合わせを同一モジュールとして扱うものとした [66][67]。

3-2-4-5 EMG 再構成精度行列

上記の方法では、モジュール数や各モジュールの構成を評価することが可能であるが、抽出されるモジュールの数や種類が異なるため、運動強度間におけるモジュールセットの違いを量的に評価することは困難である [46]. そこで、運動強度間におけるモジュールセットの差異を量的に評価するために、EMG 再構成分析を行った [46]. これは、ある運動強度におけるモジュールセットが他の運動強度における EMG をどれだけの精度で再構成できるかを評価する手法であり、以下の手順で分析を行った。

まず、ある運動強度において抽出された筋の重みづけ要素を固定し、当該運動強度も含めた全ての運動強度における EMG 行列それぞれに対して NMF（時間パターン要素の更新のみ実施）を行った後 VAF を算出した。再構成対象となる EMG が測定された運動強度の昇順に VAF を水平方向に並べ、EMG 再構成精度ベクトルを作成した。この手順を各運動強度における筋の重みづけ要素に対して実施した。次に、EMG 再構成精度ベクトルを垂直に連結することで EMG 再構成精度行列を作成した。最後に、全被験者から得られた EMG 再構成精度行列を用いて、行列の各要素の平均値を算出した。

ここで、同質なモジュールセットは同様な傾向の EMG 再構成精度ベクトルを有すると仮定し、階層型クラスター分析（Ward's 法、ユークリッド距離）を行うことで、運動強度によるモジュールセットの変化を評価した。なお、最適クラスター数は gap 統計値法を用いて決定した。

3-2-5 統計処理

実験から得られた諸データはそれぞれ均値 \pm 標準偏差で示した。

EMGT の検出率の比較では、各被験筋間において有意差検定を行なった。この時、Fisher の正確確率検定によって得られた p 値を Holm 法によって補正することで有意差の有無を判定した。

運動強度コンディション間におけるモジュール数の差の検定では、対応のある t 検定によって算出された p 値を、Holm 法を用いて補正することで有意差の有無を判定した。また、それぞれの比較における効果量 r を求めた。なお、有意水準は 5% とした。

3-3 結果

3-3-1 運動強度及びケイデンス

前述の通り，本研究で用いた自転車エルゴメーターはペダルの負荷抵抗のみ設定可能であり，ケイデンス次第で運動強度の値が変動する仕様であり，表 3 の通り，クランクにおいて計測された仕事率は設定した運動強度と完全に一致するものではなかったが，およそ一定値ずつ運動強度が増加しており，漸増負荷運動は適切に実施されたと考えられる．なお，試技終了時の最終的な RPE は 18.1 ± 2.0 であった．

表 3 漸増負荷運動時の各段階における運動強度とケイデンス

Step	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Time (sec)	0 - 30	30 - 60	60 - 90	90 - 120	120 - 150	150 - 180	180 - 210	210 - 240	240 - 270	270 - 300
Workload (W)	Mean 129.3 ± SD ± 7.4	Mean 139.6 ± SD ± 5.4	Mean 149.3 ± SD ± 7.2	Mean 158.4 ± SD ± 5.8	Mean 167.9 ± SD ± 9.6	Mean 176.6 ± SD ± 9.4	Mean 188.7 ± SD ± 14.0	Mean 197.8 ± SD ± 11.4	Mean 210.3 ± SD ± 12.1	Mean 221.4 ± SD ± 13.5
Cadence (rpm)	Mean 91.8 ± SD ± 2.0	Mean 90.6 ± SD ± 1.1	Mean 91.0 ± SD ± 1.1	Mean 91.0 ± SD ± 1.0	Mean 91.2 ± SD ± 1.3	Mean 91.0 ± SD ± 1.0	Mean 91.5 ± SD ± 1.5	Mean 91.3 ± SD ± 1.2	Mean 91.4 ± SD ± 1.3	Mean 91.6 ± SD ± 1.5
Step	11th	12th	13th	14th	15th	16th	17th	18th	19th	20th
Time (sec)	300 - 330	330 - 360	360 - 390	390 - 420	420 - 450	450 - 480	480 - 510	510 - 540	540 - 570	570 - 600
Workload (W)	Mean 229.7 ± SD ± 11.6	Mean 238.7 ± SD ± 10.6	Mean 251.5 ± SD ± 12.2	Mean 259.0 ± SD ± 12.9	Mean 268.1 ± SD ± 12.3	Mean 279.7 ± SD ± 16.4	Mean 287.8 ± SD ± 15.5	Mean 299.0 ± SD ± 14.6	Mean 313.7 ± SD ± 13.6	Mean 322.8 ± SD ± 18.1
Cadence (rpm)	Mean 91.1 ± SD ± 1.1	Mean 91.1 ± SD ± 1.0	Mean 91.4 ± SD ± 1.3	Mean 91.2 ± SD ± 1.5	Mean 91.2 ± SD ± 1.5	Mean 91.2 ± SD ± 2.0	Mean 90.9 ± SD ± 1.9	Mean 91.2 ± SD ± 1.7	Mean 91.8 ± SD ± 1.5	Mean 91.5 ± SD ± 2.1

SD: standard deviation

3-3-2 EMGT

各被験筋における EMGT 検出人数と平均値を表 4 に示す。表中の各数値は各被験筋において EMGT が検出された運動強度を、空欄は EMGT が検出されなかったことを表す。最も検出数が多かった筋は GM であり、9 名の被験者から算出された。対して、下腿側面および後面にあたる PL と GAS ではそれぞれ 1 名と 2 名という限られた被験者からしか算出されなかった。なお、Holm 法を用いた Fisher の正確確率検定による多重比較の結果、GM と PL における EMGT の検出率に有意差が認められた (図 5)。

また、各被験者の EMGT 中央値の平均は 260.1 ± 21.5 W であり、これは本研究において用いた運動強度の 14.0 ± 2.0 段階目にあたるものであった。

表 4 各被験筋における EMGT 検出者数と運動強度

GM: Gluteus Maximus, TFL: Tensor Fascia Latae, RF: Rectus Femoris, VL: Vastus Lateralis, SA: Sartorius, BF: Biceps Femoris, TA: Tibialis Anterior, PL: Peroneus Longus, GAS: Gastrocnemius

	EMGT of each muscle (W)									Median (W)	corresponding step (-th)
	GM	TFL	RF	VL	SA	BF	TA	PL	GAS		
Subject	A	251.2	234.1	234.1	—	234.1	—	—	—	234.1	13
	B	—	285.1	—	285.1	236.5	—	285.1	—	285.1	17
	C	242.8	—	—	262.5	226.1	285.2	276.0	237.9	—	14
	D	245.5	288.9	260.2	277.4	—	277.4	—	—	245.5	15
	E	269.8	269.8	—	—	273.6	—	288.1	—	273.6	15
	F	238.1	—	272.4	293.4	—	281.6	—	—	277.0	16
	G	287.7	287.7	297.1	—	—	287.7	258.9	—	—	14
	H	232.8	—	—	—	—	—	—	—	232.8	10
	I	249.9	—	256.5	265.9	275.5	239.7	—	—	256.5	15
	J	257.1	—	232.5	—	—	—	216.0	—	232.5	12
Mean	252.8	273.1	258.8	276.8	249.1	274.3	264.8	237.9	259.5	260.1	14.0
± SD	± 17.0	± 23.1	± 24.3	± 12.9	± 23.5	± 19.7	± 29.5		± 19.8	± 21.5	± 2.0

SD: standard deviation

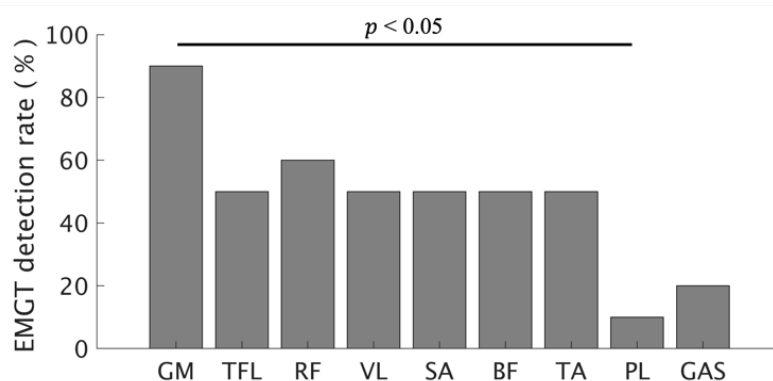


図 5 EMGT 検出率の被験筋間比較

3-3-3 運動強度の増加による EMG パターンの変化

図 6 にペダリング運動中の EMG パターンの典型例を示す。多くの筋において、運動強度の増加に伴い、ピーク値が徐々に上昇していたが、上昇の程度については、筋ごとに異なるようであった。また、RF のように、クランク 1 サイクル中におけるピークが出現するタイミングがずれる筋もあるようだった。また、クランク 1 サイクル内で活動のピークが 2 つ存在する筋では、ピーク値の大小関係が逆転する様子も見られた (SA, TA, GAS)。

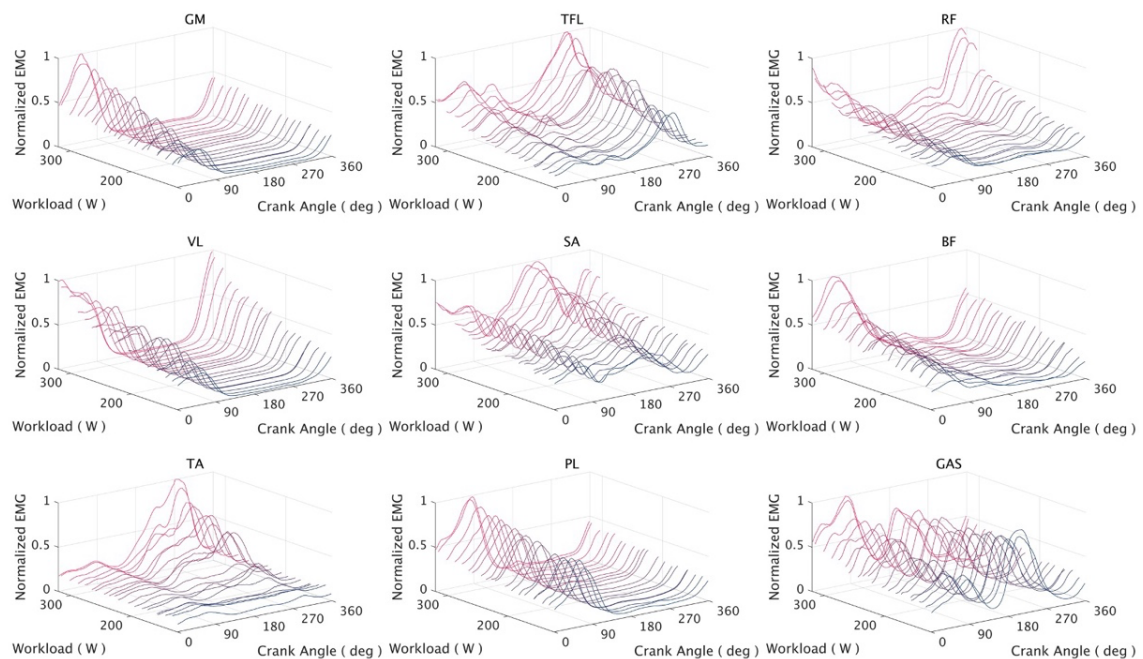


図 6 各運動強度における EMG パターン (典型例)

GM: Gluteus Maximus, TFL: Tensor Fascia Latae, RF: Rectus Femoris, VL: Vastus Lateralis,

SA: Sartorius, BF: Biceps Femoris, TA: Tibialis Anterior, PL: Peroneus Longus, GAS:

Gastrocnemius.

3-3-4 異なる運動強度からの運動モジュールの抽出

NMF による運動モジュールの抽出を行なった結果、運動強度間におけるモジュール数の変化は見られなかった（図 7）。しかし、表 5 および図 8 に示すように、EMGT 以上の運動強度において、それまでとは異なる運動モジュールの活動を示す被験者が全体の半数程度の割合で存在した。図 8 A に同一のモジュールとして分類された筋の重み付け要素を運動強度コンションごとにプロットし、図 8 B の対応する位置に当該モジュールの時間パターン要素をプロットした。

モジュールの分類に際して、全運動強度におけるデータセットから得られたモジュール（モジュール 1～3）を基準にしたが、100%EMGT 以上の運動強度コンディションにおいて、基準とした 3 つのモジュールのいずれにも該当しないモジュールが現れ、それらは互いに基準以上の類似性を示したため、これらをモジュール 4 として扱うものとした。

モジュール 1 は、主に大腿筋膜張筋、大腿直筋、縫工筋、前脛骨筋で構成され、時間パターン要素については、クランクサイクルの 30% 付近から活動が大きくなり始め、上死点手前でそのピークを迎えたのち減少する波形となった。

モジュール 2 は、主に大腿二頭筋長頭、長腓骨筋、腓腹筋外側頭で構成され、時間パターン要素については、上死点から活動が大きくなり始め、クランクサイクルの 25%（クランク角度 90°）付近でピークを迎えたのち活動が小さくなるが、50%（180°）付近からは減少の程度が緩やかになっていた。

モジュール 3 は、主に、大臀筋、大腿直筋、外側広筋、縫工筋、長腓骨筋で構成され、時間パターン要素については、上死点手前から活動が大きくなり、上死点通過後すぐにピークを迎えたのち 25%（90°）に向けて減少していた。

モジュール 4 は、主に大腿筋膜張筋、縫工筋、腓腹筋外側頭で構成され、時間パターン要素については、おもにクランクサイクルの後半における賦活が見られた。

各モジュールの筋の重み付け要素は運動強度コンディションに関わらず同様の筋で構成されており、時間パターン要素は運動強度の増加に伴い、そのピーク値が大きくなる様子が見られたが、ピーク値が出現するタイミングに関しては、運動強度による違いはほとんど見られなかった。

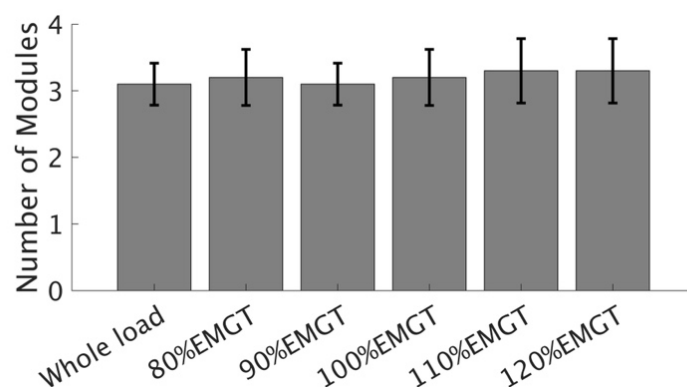


図 7 各運動強度コンディションにおけるモジュール数比較

対応あり t 検定と Holm 補正による多重比較の結果、運動強度コンディション間におけるモジュール数に有意差は認められなかった。

表 5 各モジュールにおける主要筋と同一モジュールクラスター内被験者数

数値は各運動強度コンディションにおいてモジュール 1~4 が抽出された被験者数を示す。半数程度の被験者において運動強度の増加により新たなモジュールが動員された。

	Major Muscles	Number of subjects					
		Whole load	80%EMGT	90%EMGT	100%EMGT	110%EMGT	120%EMGT
Module 1	TFL, RF, SA, TA	10	10	10	8	9	10
Module 2	BF, PL, GAS	10	10	10	10	9	9
Module 3	GM, RF, VL, SA, PL	10	10	10	10	10	10
Module 4	TFL, SA, GAS	-	-	-	4	5	4

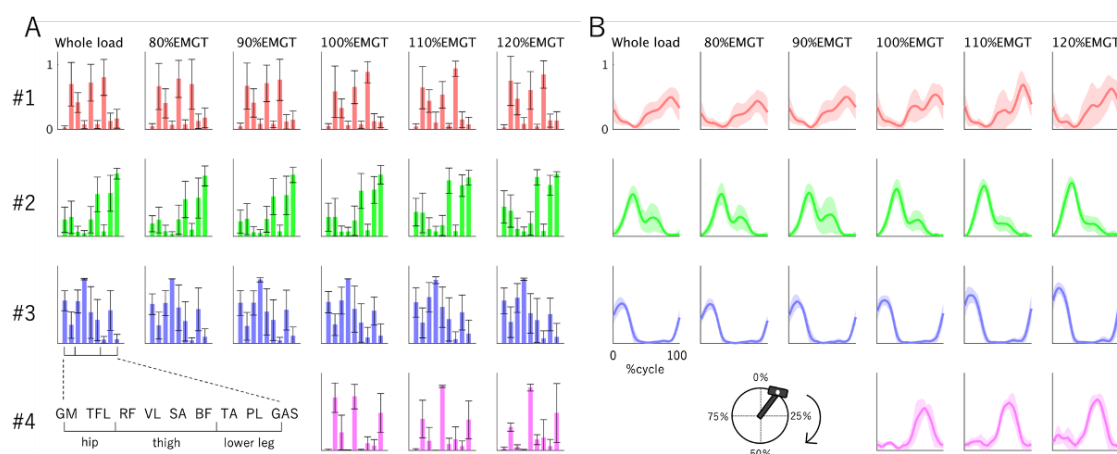


図 8 各運動強度コンディションにて抽出されたモジュールの筋の重み付け係数と時間パターン要素

A: 各運動モジュールにおける筋の重み付け要素。横軸は被験筋を示し、左下にその拡大図を示す。

B: 各運動モジュールの時間パターン要素。同コンディションにおける筋の重み付け要素と対応する位置に配置されている。横軸は時間を示し、0% から 100% でクランクの 1 回転を表す。

3-3-5 EMG 再構成

上記の結果より，運動強度変化による運動モジュールの構成が変化することが示されたが，運動強度によるモジュールセット間の差異を定量的に示すため，EMG 再構成分析を実施した [46]．図 9 A は被験者間で平均された EMG 再構成精度行列のヒートマップであり，各行ベクトルは，ある運動強度におけるモジュールセットを用いて各運動強度における EMG 行列を再構成した際の精度を示している．これらの行ベクトルを多変量データとしてクラスター分析を実施した結果，運動強度の大きさ順に 4 つのクラスターに分類された（図 9B）．このうち，運動強度が最も大きいクラスターと次点で大きいクラスターは EMGT の平均値をその境界として分類されていた．こうしたクラスターの構成はモジュールセット間における量的な差異を示しており，運動強度の増加に伴い，運動モジュールが変化していることが示唆された．

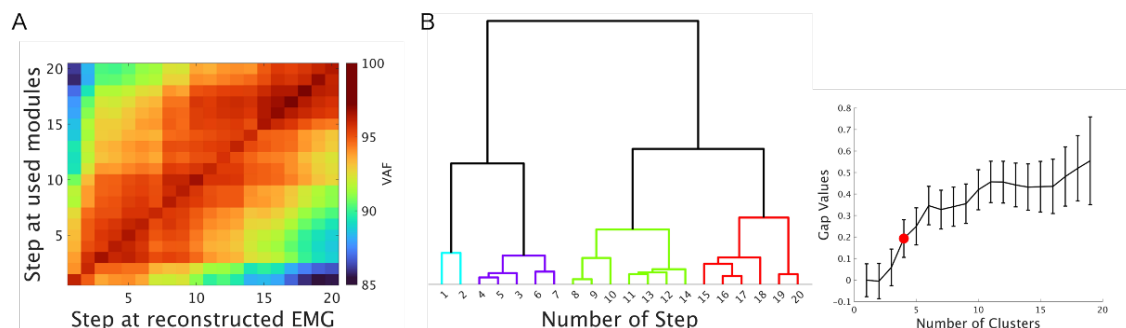


図 9 EMG 再構成精度行列 (A) と EMG 再構成精度ベクトルのクラスター分析結果 (B)

A: EMG 再構成精度行列の被験者間平均のヒートマップ．縦軸は EMG 再構成時に用いるモジュールセットが抽出された運動強度段階を示し，横軸は再構成対象となる EMG が測定された運動強度段階を示す．各行ベクトルは EMG 再構成精度ベクトルであり，当該運動強度におけるモジュールセットの特徴量を表す．B: EMG 再構成精度ベクトルを用いた階層型クラスター分析より得られたデンドログラム (左) とギャップ統計量の推移 (右)．

3-4 考察

各分析の主な結果として、運動強度間におけるモジュール数の有意な変化は生じないこと、EMGT 以上の運動強度ではそれまでとは異なるモジュールが動員されること、EMG 再構成精度ベクトルは運動強度の大きさ順に複数のクラスターに分類され、EMGT 以降の運動強度から構成されるクラスターが存在した。

異なる運動強度間においてペダリング運動時の筋シナジーを比較した Hug et al. (2011) の研究では、最大努力時と最大下運動時の筋シナジーに違いは見られなかったとしており [45]、本研究とは異なる結果が示されているが、これは EMG の正規化方法の違いが影響していると考えられる。彼らは 2 種類の運動強度条件からモジュールを抽出する際、各条件における EMG の最大値を用いて正規化を行っているため、条件間における EMG の値そのものの差が考慮されない分析がなされている。一方、Yokoyama et al. (2016) は多段階的に速度が上昇する条件における歩行および走行動作時のモジュール抽出に際して、全速度帯で測定された EMG の最大値を以って正規化をしているため、先に挙げた問題が解消されている [46]。さらに、EMG 再構成分析とクラスター分析により多条件間におけるモジュールセットの差異を定量的に評価し、同運動形態であってもスピードの増加によって異なるモジュールセットが動員されていることを明らかにした。

本研究においては、Yokoyama et al. (2016) の方法を踏襲して分析を行い、先行研究を概ね支持する結果が得られた。さらに EMGT との関連から、これに該当する運動強度がモジュールセットの転換点となる可能性が示された。これは同時に、筋活動の制御様相そのものの変化が EMG 振幅増加率の上昇に関与している可能性を示唆するものと思われる。

また、運動強度の差異によるペダリング動作の変化に関して、有効踏力や [19][36]、ペダル踏力全体に対する有効踏力の割合で示される力効率指数が運動強度に伴って変化することが報告されている [35][57]。星川ら (1993) は大学生自転車競技者を対象に 3 種類の異なる運動強度でのペダリング運動時のペダル踏力を測定し、ペダルの引き上げ局面において、運動強度の増加に伴う力効率指数の上昇傾向が見られたとしている [35]。さらに、この変化は運動強度 250 W から見られたとしており、これは、同様に大学生年代の自転車競技者を対象者とした本研究において EMGT が平均的に出現した運動強度に近いものであった。また、漸増負荷運動中において LT の運動強度付近を境にペダルの引き上げとペダルを身体の正中線方向へ引き付ける踏力がより大きくなるとの報告もある [68]。

本研究では EMGT を以って LT に代えたが、EMG 振幅増加率の上昇が見られる運動強度付近においてペダリング動作の変化が生じていることが考えられ、その具体はモジュール

の変化からの考察が可能である。図 9 の通り，EMGT 以降の運動強度から動員されたモジュール 4 はクランクサイクルの後半に賦活され，股関節と膝関節の屈曲に作用する SA と，同じく股関節屈曲に作用する TFL および股関節屈曲に作用する GAS の貢献度が高いことから，アップストロークにおいて股関節と膝関節を同時に屈曲させ，下肢をたたみ込む働きを持っていると考えられる。これにより，アップストロークにおいて足部に作用する下向きの加速度を軽減させ，ペダルの逆回転方向に生じる力を減少させることで，ダウンストローク中の反対側クランクにおける順回転方向トルクを減衰させないペダリングが可能になっていたと推察される。また，同モジュールにおいて貢献度が高い GAS については，モジュール 4 と同様にペダリングの後半に賦活されているモジュール 1 において貢献度が高く，GAS の拮抗筋である TA との同時収縮により足関節角度を安定させ [69][70]，SA と TFL により生み出された力を効率的にペダルに伝達する働きがあると考えられる。

以上のように，漸増負荷運動中において筋活動制御様相の変化により，ペダリング動作時の技術的な要因に変化が生じ，これが EMG 振幅の増加率上昇に関与している可能性が示された。しかし，EMGT の算出率が最も高かった GM については，高い貢献度を示すモジュール 3 において目立った変化は見られなかったことから，血中乳酸濃度の上昇などの生理学的要因による EMG 振幅の増加率の変化も同時に生じていたと思われるが，EMG の測定のみでは技術的な要因と生理学的な要因の切り分けは難しい。EMGT をより実用的な指標として扱うためには，ペダリング技術的な要因による影響が最小限である被験筋を選択することが肝要であると考えられる。次章では，関節モーメントを用いて各関節における動作を分析し，運動強度間の差異を検討した。

第4章 研究課題 3

漸増負荷ペダリング運動中における下肢関節モーメントの変化

4-1 背景・目的

前章までにおいて、漸増負荷ペダリング運動中におけるペダル踏力データおよび筋シナジーの変化を分析することで、同運動中におけるペダリング動作の変化様相を検討し、主に、アップストロークにおける動作の変化が非線形に生じていることが示唆された。ペダル踏力データからは下肢の各セグメントにおいて創出された力の総和に関して、筋シナジーからは身体運動の動力源となる筋活動の制御様相に関する変化を述べてきたが、これまでの研究では、下肢筋群の活動からペダル踏力の発現までの間に介在する運動力学的要素、すなわち、関節モーメントに関しては、その変化を検討してこなかった。

ペダリング運動の特徴の一つとして、下肢の各セグメントにおける運動の軌跡が機械的な制約を受けるといった半拘束的な運動である点が挙げられる。特に、シッティングポジションでのペダリング運動中には、サドルと臀部および股関節の位置関係がほとんど変化しない上に、足部はビンディング機構によりペダルに固定されているため、下肢の各セグメントの姿勢およびその重心の変位は常にほぼ一定のトレンドで観察されることとなる。一方で、本論のこれまでの結果より、ペダル踏力と筋シナジーの分析の結果、運動学力学的な要素の非線形な変化が示唆された。つまり、ペダリング運動という、様々な運動条件の変化に関わらず運動学的要求がほぼ一定である運動中において、その運動の発現に要する運動力学的要素の変化が生じていることが考えられ、これを評価するための指標として関節モーメントを考慮することが重要であると考えられる。

ペダリング運動中における下肢関節モーメントに関しては、一定の運動強度における長時間ペダリング中の疲労による変化や [29][30]、ケイデンスによる変化 [32][33]、競技者・非競技者間における相違についての報告が見られる [31]。また、運動強度の違いによる下肢関節モーメントの変化について、Bini et al. (2010) [28]は漸増負荷運動時における、足関節底屈モーメントと膝関節屈曲モーメントの漸増的な変化と P_{max} における股関節屈曲モーメントの増加を報告している。ただし、彼らの研究では、比較対象となる運動強度が、漸増負荷運動時の最大出力 (P_{max})、 $90\%P_{max}$ および $75\%P_{max}$ という、比較的強度の高い3段階のみの設定となっており、同運動中における変化が十分に検討されていない可能性が考えられる。

そこで本研究では、より広範囲にわたる運動強度を比較箇所に設定した中で、漸増負荷ペ

ダリング運動中の下肢関節モーメントの変化を明らかにし、同運動中におけるペダリング動作の変化に関する新たな知見を得ることを目的とする。

4-2 方法

4-2-1 被験者

被験者は男性自転車競技者 12 名(年齢 19.3 ± 1.6 歳, 身長 168.9 ± 4.1 cm, 体重 61.8 ± 4.8 kg)とした。なお、前章までと同様の理由で自転車競技者を対象とした。被験者には口頭及び書面にて研究の説明を行い、同意を得た上で実験を実施した。なお、本研究はヘルシンキ宣言に則り、被験者のインフォームド・コンセントを得て行った。また、新潟大学倫理審査委員会の承認を得て実施した(承認番号: 2021-0011)。

4-2-2 実験手順

自転車エルゴメータ(bikefitting.com)を用いて、5 分間のウォーミングアップ後に連続的漸増負荷ペダリング運動を実施した。漸増負荷ペダリング運動の実施時間は 10 分間を上限とし、10 分経過までに指定されたケイデンスを 5 秒以上維持できないまたは、被験者が運動継続不可と申告した場合にはその時点で試技終了とした。

ハンドル及びサドルのポジションは、各被験者が日常的に練習等に使用している自転車から、クランク中心を基準としたハンドルおよびサドルの前後および上下方向の相対位置とクランク長を取得し、実験に用いるエルゴメータのそれぞれの位置と長さに反映させた。また、ビンディングシューズを着用し、シューズとペダル(ペダル幅: 64mm)を固定した状態で運動を実施した。

ウォーミングアップ中のケイデンスと負荷抵抗は被験者が自由に設定・変動させられることとし、漸増負荷運動中のケイデンスは 90 rpm, 運動強度は 110 W から開始し 30 秒ごとに 10 W ずつ増加するようにエルゴメータの負荷抵抗値を設定した。なお、運動強度の増加量及び頻度は先行研究において、最も EMGT の出現率が高かったものを採用した [6]。

4-2-3 測定項目

4-2-3-1 自覚的運動強度(RPE: Rate of Perceived Exertion)

漸増負荷運動中において、各運動強度段階の終了時および運動終了直後の RPE をボルグスケールにおけるいずれかの数値で被験者に申告させた。

4-2-3-2 身体骨特徴点およびペダルの三次元位置座標

赤外線カメラ 5 台（サンプリング周波数：120Hz）を用いた光学式モーションキャプチャシステム（Proreflex MCU240, Qualisys）を使用して、被験者の身体骨特徴点 15 点（図 11）および自転車エルゴメータの右ペダル軸先端の 3 次元位置座標を取得した。なお、この時、自転車エルゴメータの左後方の任意の点を原点とし、水平面上において自転車エルゴメータの前方を向くベクトルを Y 軸、同じく水平面上において Y 軸に垂直で右向きのベクトルを X 軸、鉛直上向きを Z 軸とする静止座標系を定義した（図 10）。

計測にあたって、ME は試技中に自転車エルゴメータや身体に隠れ、カメラで十分に計測することが困難であった。また、MM はペダリング中にマーカーがクランクアームと干渉するため、マーカーを貼付したまま試技を実施することが困難であった。そこで試技前に、これら 2 点との位置関係が不変である下腿 3 点（LE, TT, Ma）のマーカーに対する ML および MM のマーカーの位置を静止状態で撮影し、これらの位置関係の撮影後に ML と MM のマーカーを取り外して試技を行った。その後、以下の式を用いて ML と MM の位置座標を算出した。

$$\mathbf{E} = s\mathbf{e}_1 + t\mathbf{e}_2 + u\mathbf{e}_3 \quad \text{式 (3)}$$

ここで、 \mathbf{E} は推定対象となる特徴点の位置ベクトル、 \mathbf{e}_1 は TT から LE に向かう単位ベクトル、 \mathbf{e}_2 は TT から Ma に向かう単位ベクトル、 \mathbf{e}_3 は \mathbf{e}_1 と \mathbf{e}_2 の外積を表す。静止状態において、式 (3) を満たす s, t, u を求め、試技中の $\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3$ とともに改めて式 (3) に代入することで、試技中の \mathbf{E} を推定した。

取得された各特徴点の 3 次元位置座標は位相遅れの無い 4 次のバターワース型デジタルローパスフィルタを用いて平滑化した。また、最適遮断周波数の導出には残差分析を用いた [71]。本研究で適用した最適遮断周波数は 2~17Hz であった。

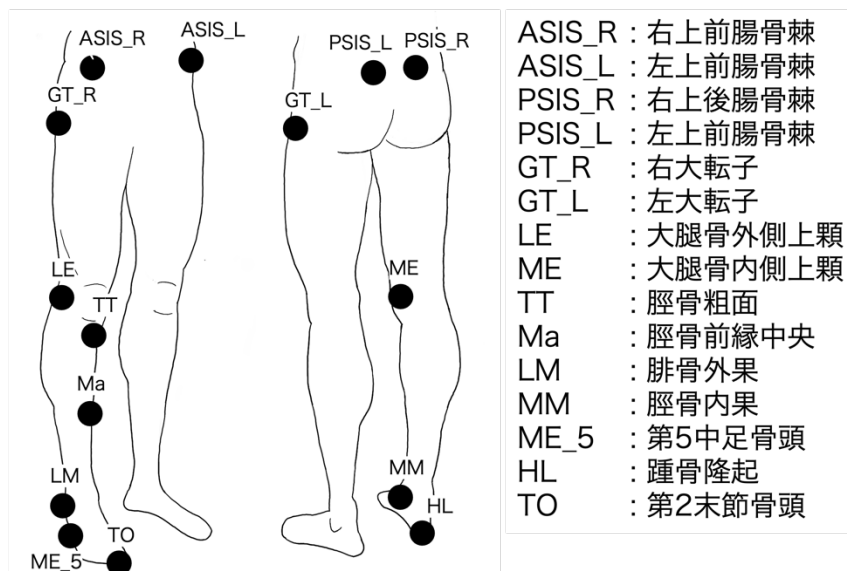


図 11 3次元位置座標を取得した身体特徴点

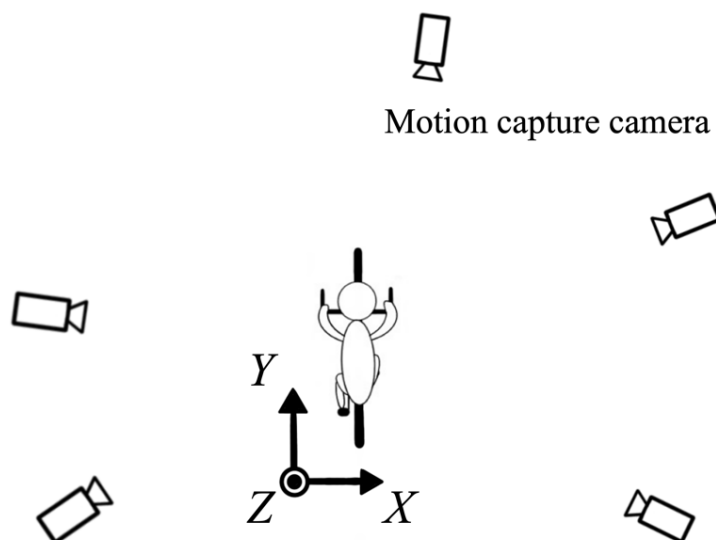


図 10 カメラ配置と静止座標系の定義

4-2-3-3 ペダル踏力

自転車エルゴメータに内蔵された計測機器を用いてペダル踏力を計測した。ペダル踏力はペダルの回転軌道がたどる円に対して接線方向と法線方向、また、ペダル軸方向（前額軸方向）の力に分解され、クランク 1 回転につき 24 点のデータ（クランク角度 15 度ごとの平均値）を記録される仕様であった。なお、実験試技におけるケイデンスは 90rpm に設定したため、クランクの回転が等速であったと仮定すると、サンプリング周波数は 36Hz 相当に該当する。

4-2-3-4 下肢筋電位

右脚の大臀筋（GM: Gluteus Maximus）、大腿筋膜張筋（TFL: Tensor Fasciae Latae）、縫工筋（SA: Sartorius）、大腿直筋（RF: Rectus Femoris）、外側広筋（VL: Vastus Lateralis）、大腿二頭筋長頭（BF: Biceps Femoris）、前脛骨筋（TA: Tibialis Anterior）、長腓骨筋（PL: Peroneus Longus）、腓腹筋外側頭（GAS: Gastrocnemius）の計 9 筋にワイヤレス筋電センサ（Logical Product : LP-WS1221, LP-WS1223）を貼付し、サンプリング周波数 1000 Hz、増幅率 1000 倍にて EMG の測定を行った。筋電センサ貼付位置は SENIAM（Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscle）の推奨に従って決定した [62]。取得された EMG データは ISEK の EMG Standards を参考に、帯域遮断周波数 10~450Hz のバターワース型 4 次バンドパスデジタルフィルタにてフィルタ処理を行った [43]。

また、クランク 1 回転ごとのデータを抽出するために、右クランクアームにワイヤレス加速度センサ（Logical Product : LP-WS1105）を貼付し、サンプリング周波数 1000Hz にてクランク末端方向の加速度を EMG と同期計測し、カットオフ周波数 5Hz のバターワース型 4 次ローパスデジタルフィルタにてフィルタ処理を行った。

4-2-4 データ処理

4-2-4-1 下肢関節中心とモーションキャプチャーデータにおけるクランク角度の算出

足関節中心は LM と MM の中点とし、膝関節中心は LE と ME の中点とした。股関節中心は臨床歩行分析研究会の推定方法のパラメータを日本人健常青年男性に最適化した修正版を用いて算出した [72]。

また、クランク角度はペダル軸先端の軌道から算出された回転中心からペダル軸先端に向かうベクトルと静止座標系における z 軸とのなす角とした。

4-2-4-2 運動学的データにおける分析対象区間の抽出

定常状態でのデータを分析に用いるために、各運動強度における最初の 10 秒と最後の 5

秒を除いたデータを分析対象とし、当該運動強度におけるクランク 1 回転中の各パラメータの平均値を算出した。この時、モーションキャプチャシステムから得られる運動学的データについては、クランク角度 5° ごとの平均値を求めることでクランク 1 回転中におけるデータ数を 72 個に揃えた後に 1 回転あたりの平均値を求めた。なお、後述する身体各部の並進および回転運動の方程式において、位置や角度の時間微分によって得られる変数を用いるため、これらの値を求めた後にクランク角度 5° ごとの平均値を算出する処理を行った。

4-2-4-3 ペダル踏力の座標変換とリサンプリング

本研究で計測されたペダル踏力は、クランクアームに固定された運動座標系の成分として記録されたため、座標回転行列を用いて、静止座標系における成分表示に変換した。その後、MATLAB R2021b (MathWorks) の `resample` 関数を用いてクランク 1 回転中におけるデータ数が 72 個となるようにリサンプルを行い、運動学的データのデータ数と同じサンプリング間隔となるようにした。

4-2-4-4 クランク 1 回転ごとの EMG データの抽出

クランクの末端方向加速度の変化量が負の値から正の値に転じる時点をペダルが上死点に位置する時点とし、次に上死点を迎えるまでに得られた EMG をクランク 1 回転分のデータとして抽出して後の分析に用いた。

4-2-5 算出項目

4-2-5-1 セグメント座標系の定義

各身体特徴点の座標を用いて、右足部、右下腿部、右大腿部に固定したセグメント座標系を設定した (図 12A)。なお、以下で示す各軸のベクトルは全て単位ベクトルである。

足部セグメントでは、HL から TO へ向かうベクトルを y_f 、HL から ME_5 へ向かうベクトルを補助ベクトル s 軸とし、 s 軸と y_f の外積により z_f を、 y_f と z_f の外積により x_f を定義し、 x_f, y_f, z_f を軸とする座標系を足部座標系とした。

下腿セグメントでは、足関節中心から膝関節中心へ向かうベクトルを z_s とし、MM から LM へ向かうベクトルから s 軸を求め、 z_s と s 軸の外積により y_s を、 y_s と z_s の外積により x_s を定義し、 x_s, y_s, z_s を軸とする座標系を下腿部座標系とした。

大腿部セグメントでは、膝関節中心から股関節中心へ向かうベクトルを z_t とし、ME から LE へ向かうベクトルから s 軸を求め、 z_t と s 軸の外積により y_t を、 y_t と z_t の外積により x_t を定義し、 x_t, y_t, z_t を軸とする座標系を大腿部座標系とした。

4-2-5-2 関節座標系の定義

本研究では、右下肢の各関節に各軸が規格化・直交化された右手座標系を設定し(図 12B)、これを関節座標系とすることで、次節で解説する各セグメント近位端に作用するモーメントを関節座標系に投影することで各軸周りの関節モーメントとした。なお、以下で示す各軸を示すベクトルは全て単位ベクトルである。

足関節において、足部座標系において設定した y_f を y_a とし、 y_a と下腿部座標系において設定した z_s の外積を x_a とした。さらに、 x_a と y_a の外積を z_a とした。そして、 x_a, y_a, z_a を軸とする座標系を足関節座標系と定義した。

膝関節において、下腿部座標系において設定した z_s を z_k とし、 z_k と大腿部座標系において設定した z_t の外積を x_k とした。さらに、 z_k と x_k の外積を y_k とした。そして、 x_k, y_k, z_k を軸とする座標系を膝関節座標系と定義した。

股関節において、大腿部座標系において設定した z_t を z_h とし、 z_h と左股関節中心から右股関節中心へ向かうベクトルの外積を x_h とした。さらに、 z_h と x_h の外積を y_h とした。そして、 x_h, y_h, z_h を軸とする座標系を股関節座標系と定義した。

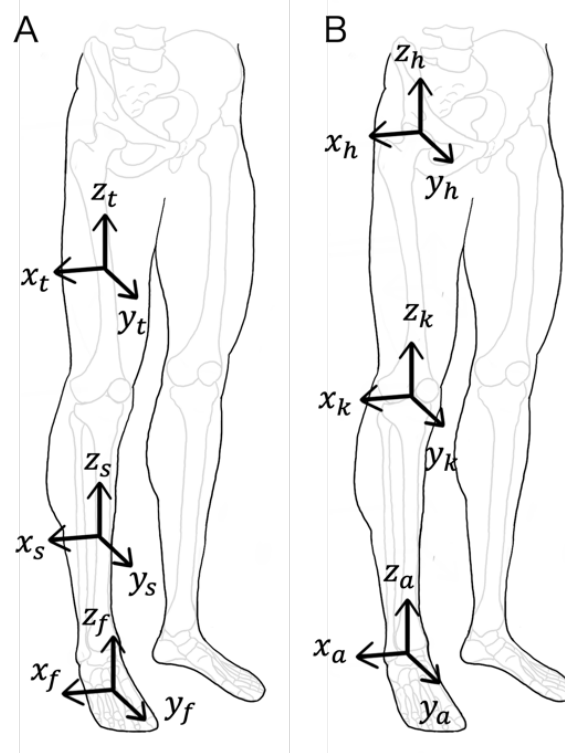


図 12 セグメント座標系 (A) と関節座標系 (B) の定義

4-2-5-3 関節力および関節モーメント

本研究では、右下肢の各関節を構成する剛体リンクとしてモデル化されたセグメント*i* (足部, 下腿部, 大腿部) 単体に対する並進および回転の運動方程式を用いて、各関節における関節力および関節モーメントを算出した。セグメント*i*の遠位端に作用する力およびモーメントを F_i および T_i とすると、セグメント*i*の近位端に作用する力 F_{i+1} およびモーメント T_{i+1} は、セグメントの並進および回転の運動方程式から、それぞれ

$$F_{i+1} = m_i a_i + m_i g k - F_i \quad \text{式 (4)}$$

$$T_{i+1} = M_i - r_{i, \overline{cgD}} \times F_i - r_{i, \overline{cgP}} \times F_{i+1} - T_i \quad \text{式 (5)}$$

と算出することができる。ここで、式 (4) および (5) における m_i はセグメント*i*の質量、 a_i はセグメント*i*の重心の加速度ベクトル、 g は重力加速度、 k は鉛直上向の単位ベクトル、 M_i はセグメント*i*の重心周りのモーメントベクトル、 $r_{i, \overline{cgD}}$ および $r_{i, \overline{cgP}}$ はセグメント重心から遠位端および近位端にそれぞれ向かう位置ベクトルを示す。なお、足部セグメント近位端に作用するモーメントを算出する際には、足部の仮想遠位端としてペダル中心 (ペダル軸先端から 32mm 内挿) を用い、静止座標系に変換したペダル踏力の反力を F_i とし、 T_i は作用しないものとした。

また、 M_i は以下に示すオイラーの方程式を用いて各セグメント座標系 Σ' ($o' - x', y', z'$) における重心周りの外部モーメントを求めた後、座標回転行列を用いて静止座標系 Σ ($O - X, Y, Z$) における成分に変換することで算出した [73]。

$$\begin{aligned} M_{i,x'} &= I_{i,x'} \alpha_{i,x'} - (I_{i,y'} - I_{i,z'}) \omega_{i,y'} \omega_{i,z'} \\ M_{i,y'} &= I_{i,y'} \alpha_{i,y'} - (I_{i,z'} - I_{i,x'}) \omega_{i,z'} \omega_{i,x'} \\ M_{i,z'} &= I_{i,z'} \alpha_{i,z'} - (I_{i,x'} - I_{i,y'}) \omega_{i,x'} \omega_{i,y'} \end{aligned} \quad \text{式 (6)}$$

ここで、 $I_{i,x'}$, $I_{i,y'}$, $I_{i,z'}$ はセグメントの主慣性モーメント、 $\alpha_{i,x'}$, $\alpha_{i,y'}$, $\alpha_{i,z'}$ および $\omega_{i,x'}$, $\omega_{i,y'}$, $\omega_{i,z'}$ はそれぞれ、セグメント座標系における慣性主軸回りの角加速度および角速度を示す。このうち、角速度については以下の式を用いて算出し、これを時間微分することで角加速度を求めた [74]。

$$\omega_{i,x'} = l_i \cdot \frac{dk}{dt}, \quad \omega_{i,y'} = j_i \cdot \frac{dl}{dt}, \quad \omega_{i,z'} = k_i \cdot \frac{dj}{dt} \quad \text{式 (7)}$$

ここで、 j_i , k_i , l_i はそれぞれセグメント*i*における座標系の x' , y' , z' 軸方向の単位ベクトルを示す。

各セグメントの部分質量、重心位置および慣性モーメントなどの身体部分慣性パラメー

タについては、[75]の身体部分慣性係数を用いて被験者ごとに推定した。なお、上記の計算によって算出された T_{i+1} は静止座標系における作用モーメントであるため、座標回転行列を用いて、セグメント i の近位側の関節における関節座標系に変換した。

4-2-5-4 EMGT の検出

EMGT に相当する運動強度と関節モーメントの変化との関係を検討するため、各被験筋から EMGT の検出を行った。クランク 1 回転ごとに分割された EMG の RMS (Root Mean Square) を縦軸に、時間を横軸とする散布図に対して、データを 2 分割し、最小二乗法を用いた 2 直線のフィッティングを行ったのち、残差を算出する操作を分割可能な時点全てにおいて繰り返した。この時、残差の総和が最小となる分割時点において、以下の 2 点を満たす場合に 2 直線の交点を EMGT とした。

- 1) 1 本の直線でのフィッティング時と比較し、残差が有意に小さい [3]
- 2) 2 直線のうち、前半の直線の傾きと比べ後半の直線の傾きが大きい。

また、同一被験者内においても、被験筋ごとに EMGT が異なるため、検出された EMGT の中央値を当該被験者の EMGT として扱うこととした。

本研究においては、EMGT 前後における関節モーメントの変化に着目するため、各被験者の EMGT を基準として 80%EMGT, 90%EMGT, 110%EMGT, 120%EMGT に該当する運動強度を求め、EMGT を含めた 5 段階の運動強度間で関節モーメントの比較を行った。

4-2-6 統計処理

実験から得られた諸データはそれぞれ平均値 \pm 標準偏差で示した。

EMGT の検出率の比較では、各被験筋間において有意差検定を行なった。この時、Fisher の正確確率検定によって得られた p 値を Holm 法によって補正し、有意差の有無を判定した。

関節モーメントの比較については、クランク 1 回転を、上死点を 0° として 90° 毎に 4 等分した各運動局面における平均値を用い、運動局面と運動強度を要因とする被験者内 2 要因分散分析を行った。分散分析の結果、交互作用が有意であったものについては水準別誤差項を用いた単純主効果検定を実施した。なお、本研究では運動強度の変化による関節モーメントへの影響を検討することを目的とするため、運動強度要因の単純主効果を示すこととする。単純主効果検定では、比較の各組み合わせにおいて、対応のある t 検定で得られた p 値を Holm 法によって補正し、有意差の有無を判定した。また、分散分析の効果量 偏 η^2 (η_p^2) と、単純主効果検定の効果量 r を求めた。なお、いずれの検定においても有意水準は 5% とした。

4-3 結果

4-3-1-1 漸増負荷運動中の運動強度およびケイデンス

前述の通り，本研究で用いた自転車エルゴメーターはペダルの負荷抵抗のみ設定可能であり，ケイデンス次第で運動強度の値が変動する仕様であり，表 6 の通り，クランクにおいて計測された仕事率は設定した運動強度と完全に一致するものではなかったが，およそ一定値ずつ運動強度が増加しており，漸増負荷運動は適切に実施されたと考えられる。

また，表 6 に各ステップを完遂できた被験者の人数を示した．13 ステップ，17 ステップおよび 19 ステップで運動を中断した被験者がそれぞれ 1 名ずつおり，それ以外の被験者は試技を完遂した．なお，完遂した被験者の最終的な RPE は 19.0 ± 1.1 であった．

表 6 漸増負荷運動時の各段階における運動強度とケイデンスおよび完遂者数

GM: Gluteus Maximus, TFL: Tensor Fascia Latae, RF: Rectus Femoris, VL: Vastus Lateralis, SA: Sartorius, BF: Biceps Femoris, TA: Tibialis Anterior, PL: Peroneus Longus, GAS: Gastrocnemius

Step	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Time (sec)	0 - 30	30 - 60	60 - 90	90 - 120	120 - 150	150 - 180	180 - 210	210 - 240	240 - 270	270 - 300
Workload (W)	Mean 131.7 ± SD ± 7.0	Mean 141.7 ± SD ± 6.7	Mean 150.5 ± SD ± 7.0	Mean 160.0 ± SD ± 6.9	Mean 168.1 ± SD ± 9.1	Mean 178.7 ± SD ± 9.8	Mean 187.3 ± SD ± 10.9	Mean 199.2 ± SD ± 12.4	Mean 209.2 ± SD ± 12.2	Mean 221.0 ± SD ± 13.6
Cadence (rpm)	Mean 92.1 ± SD ± 2.0	Mean 90.7 ± SD ± 1.6	Mean 90.7 ± SD ± 1.4	Mean 90.8 ± SD ± 1.6	Mean 90.8 ± SD ± 1.9	Mean 90.9 ± SD ± 1.4	Mean 90.9 ± SD ± 1.5	Mean 91.1 ± SD ± 1.6	Mean 90.9 ± SD ± 1.8	Mean 91.1 ± SD ± 1.9
Number of subjects who completed the step	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12
Step	11th	12th	13th	14th	15th	16th	17th	18th	19th	20th
Time (sec)	300 - 330	330 - 360	360 - 390	390 - 420	420 - 450	450 - 480	480 - 510	510 - 540	540 - 570	570 - 600
Workload (W)	Mean 230.9 ± SD ± 13.0	Mean 240.6 ± SD ± 12.1	Mean 254.5 ± SD ± 13.7	Mean 260.9 ± SD ± 13.0	Mean 269.5 ± SD ± 13.0	Mean 282.5 ± SD ± 17.3	Mean 293.6 ± SD ± 18.4	Mean 301.0 ± SD ± 16.0	Mean 314.5 ± SD ± 15.7	Mean 323.6 ± SD ± 19.9
Cadence (rpm)	Mean 91.0 ± SD ± 1.6	Mean 91.2 ± SD ± 1.5	Mean 91.5 ± SD ± 1.4	Mean 91.2 ± SD ± 1.4	Mean 90.9 ± SD ± 1.5	Mean 91.2 ± SD ± 2.1	Mean 91.4 ± SD ± 1.8	Mean 91.3 ± SD ± 1.6	Mean 91.9 ± SD ± 1.8	Mean 91.6 ± SD ± 2.4
Number of subjects who completed the step	12	12	11	11	11	11	10	10	9	9

SD: standard deviation

4-3-2 EMGT

各被験筋における EMGT 検出人数と平均値を表 7 に示す。表中の各数値は各被験筋において EMGT が検出された運動強度を、空欄は EMGT が検出されなかったことを表す。最も検出数が多かった筋は GM であり、全ての被験者から検出された。対して、下腿側面および後面にあたる PL と GAS ではそれぞれ 1 名と 2 名という限られた被験者からしか検出されなかった。なお、Holm 法を用いた Fisher の正確確率検定による多重比較の結果、GM と TA、PL、GAS の 3 筋それぞれとの間に有意差が認められた (図 13)。

また、各被験者の EMGT 中央値の平均は 245.3 ± 35.2 W であった。

表 7 各被験筋における EMGT 検出人数と平均値

GM: Gluteus Maximus, TFL: Tensor Fascia Latae, RF: Rectus Femoris, VL: Vastus Lateralis, SA: Sartorius, BF: Biceps Femoris, TA: Tibialis Anterior, PL: Peroneus Longus, GAS: Gastrocnemius

		EMGT of each muscle (W)									
		GM	TFL	RF	VL	SA	BF	TA	PL	GAS	Median (W)
Subject	A	251.2	234.1	234.1	—	234.1	—	—	—	—	234.1
	B	242.8	—	—	262.5	226.1	285.2	276.0	237.9	—	252.7
	C	245.5	288.9	260.2	277.4	—	277.4	—	—	245.5	268.8
	D	270.8	270.8	252.8	283.0	283.0	—	—	—	—	270.8
	E	238.1	—	272.4	293.4	—	281.6	—	—	—	277.0
	F	287.7	287.7	297.1	—	—	287.7	258.9	—	—	287.7
	G	192.7	—	—	192.7	—	—	—	—	—	192.7
	H	232.8	—	—	—	—	—	—	—	—	232.8
	I	187.7	—	—	—	159.6	—	—	—	169.6	169.6
	J	249.9	—	256.5	265.9	275.5	239.7	—	—	—	256.5
	K	257.1	—	232.5	—	—	—	216.0	—	—	232.5
	L	265.1	268.4	317.6	278.1	268.4	—	—	—	—	268.4
Mean	243.4	270.0	265.4	264.7	241.1	274.3	250.3	237.9	207.6	245.3	
± SD	± 29.1	± 22.1	± 29.5	± 33.4	± 46.1	± 19.7	± 30.9		± 53.7	± 35.2	

SD: standard deviation

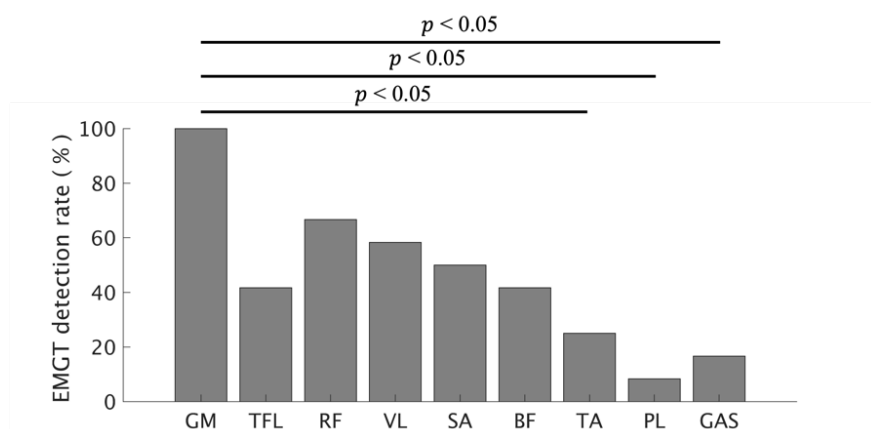


図 13 EMGT 検出率の被験筋間比較

4-3-3 各関節におけるモーメント発揮パターン

図 14 に運動強度ごとのクランク 1 回転中における各関節モーメントの平均値 \pm 標準偏差を示す。横軸はクランク角度を、縦軸は関節モーメントを表している。なお、ここでは、各関節モーメントのクランク 1 回転中における変化を表した波形の概形について言及するものとし、ペダリング局面ごとの詳細な比較結果は後述することとする。

股関節における x 軸回りの正の値は屈曲モーメント、負の値は伸展モーメントを、 y 軸回りの正の値は内転モーメント、負の値は外転モーメントを、 z 軸回りの正の値は内旋モーメント、負の値は外旋モーメントを表す。股関節屈伸については、 300° 付近から 180° 付近にかけて伸展モーメントが生じ、その後、 250° 付近をピークとして 300° 付近まで屈曲モーメントが生じた。股関節内外転については、 0° 付近から外転モーメントが生じ、 80° 付近でピークを迎えたのち、 100° 付近で内転モーメントに切り替わった。その後、 180° 付近まで内転モーメントが増加し、 300° 付近にかけて内転モーメントが減少した。股関節内外旋については、 90° 付近から、外旋モーメントが生じ、 270° 付近でピークを迎えたのち、 0° に向けて外旋モーメントが減少した。

膝関節における x 軸回りの正の値は屈曲モーメント、負の値は伸展モーメントを表している。なお、膝関節については、解剖学的制約により前額軸回りの回転運動のみを行う関節として扱うことができるため、屈伸モーメントのみ分析対象とした。 0° 手前から伸展モーメントが生じ、 90° 付近でピークを迎えたのち、 145° 付近で屈曲モーメントに切り替わった。その後、屈曲モーメントは 220° 付近まで作用し、その後は再び伸展モーメントが生じるまで、屈曲モーメントと伸展モーメントのいずれもほとんど生じなかった。

足関節における x 軸回りの正の値は背屈モーメント、負の値は底屈モーメントを、 y 軸回りの正の値は内反モーメント、負の値は外反モーメントを、 z 軸回りの正の値は内転モーメント、負の値は外転モーメントを表す。足関節低背屈については、主に底屈モーメントが生じていた。なお、その範囲は 0° 付近から 200° 付近であり、ピークは 100° 付近であった。足関節内外反については、 0° から内反モーメントが生じ、 90° 付近でピークを迎えたのち、再び 0° に向けて内反モーメントが減少した。足関節内外転については、 0° から内転モーメントが生じ、 270° 付近から再び 0° に向けて内転モーメントが減少するまで、目立った起伏のない波形となった。

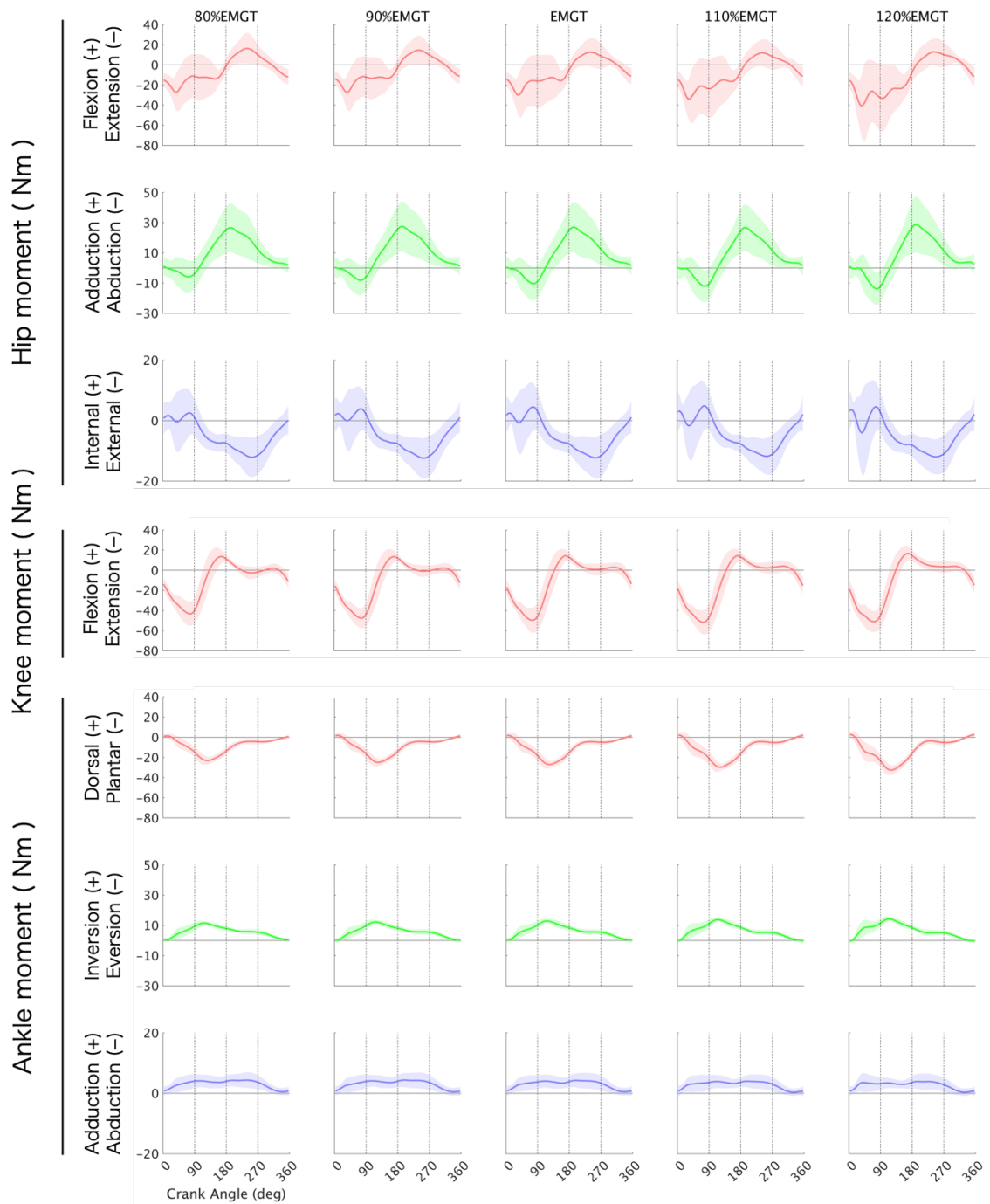


図 14 クランク 1 回転中における関節モーメント発揮パターン

実線：平均値，エリアプロット：標準偏差

4-3-4 各ペダリング局面における関節モーメントの変化

図 15 に、クランク 1 回転を 90°ごとに分割して設定された各運動局面において平均された関節モーメントを示す。図中のマーカーとエラーバーはそれぞれ、平均値と標準偏差を表し、#, †, \$, * はそれぞれ、80%LT, 90%LT, 100%LT, 110%LT, 120%LT との間に有意差があることを表す。なお、横軸は運動強度を、縦軸は関節モーメントを表しており、各関節モーメントの正負と関節運動の名称の対応は前節で述べたものと同様である。また、表 8 に単純主効果検定における効果量 r を示した。

股関節屈伸モーメントにおける 2 要因分散分析の結果、運動局面 ($F(3,33) = 15.06$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.58$), 運動強度 ($F(4,44) = 25.41$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.70$) とともに主効果が有意であった。さらに、交互作用も有意であった ($F(12,132) = 7.30$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.40$) ため、単純主効果検定を行った。その結果、0°~90°の局面において、110%EMGT と 120%EMGT における伸展モーメントが 80%RMGT, 90%EMGT, 100%EMGT と比較して有意に増加した。90°~180°の局面においては、110%EMGT と 120%EMGT における伸展モーメントがそれらより小さい全運動強度と比較して有意に増加した。また、270°~0°の局面において、120%EMGT における屈曲モーメントが 80%EMGT および 100%EMGT と比較して有意に増加した。

股関節内外転モーメントにおける 2 要因分散分析の結果、運動局面 ($F(3,33) = 43.55$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.80$), 運動強度 ($F(4,44) = 3.39$, $p < 0.05$, $\eta_p^2 = 0.24$) とともに主効果が有意であった。さらに、交互作用も有意であった ($F(12,132) = 2.98$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.21$) ため、単純主効果検定を行った。その結果、0°~90°の局面において、100%EMGT と 110%EMGT における外転モーメントが 80%EMGT と比較して有意に増加した。また、90°~180°の局面において、100%EMGT における内転モーメントが 80%EMGT と比較して有意に減少し、110%EMGT における内転モーメントが 80%EMGT および 90%EMGT と比較して有意に減少した。

股関節内外旋モーメントにおける 2 要因分散分析の結果、運動局面で主効果が有意であった ($F(3,33) = 41.22$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.79$) が、運動強度の主効果 ($F(4,44) = 0.80$, $p > 0.05$, $\eta_p^2 = 0.07$) と交互作用 ($F(12,132) = 1.76$, $p > 0.05$, $\eta_p^2 = 0.13$) は有意でなかった。

膝関節屈伸モーメントにおける 2 要因分散分析の結果、運動局面 ($F(3,33) = 83.77$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.88$), 運動強度 ($F(4,44) = 4.07$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.027$) とともに主効果が有意であった。さらに、交互作用も有意であった ($F(12,132) = 11.82$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.52$)

ため、単純主効果検定を行った。その結果、 $0^{\circ}\sim 90^{\circ}$ の局面において、90%EMGT と 100%EMGT における伸展モーメントが 80%EMGT と比較して有意に増加し、110%EMGT と 120%EMGT における伸展モーメントが 80%EMGT および 90%EMGT と比較して有意に増加した。また、 $180^{\circ}\sim 270^{\circ}$ の局面において、100%EMGT における屈曲モーメントが 80%EMGT と比較して有意に増加し、110%EMGT と 120%EMGT における屈曲モーメントが 80%EMGT および 90%EMGT と比較して有意に増加した。

足関節底背屈モーメントにおける 2 要因分散分析の結果、運動局面 ($F(3,33) = 126.48, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.92$)、運動強度 ($F(4,44) = 54.33, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.83$) とともに主効果が有意であった。さらに、交互作用も有意であった ($F(12,132) = 29.44, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.73$) ため、単純主効果検定を行った。その結果、 $0^{\circ}\sim 90^{\circ}$ の局面および $90^{\circ}\sim 180^{\circ}$ の局面において、90%EMGT 以上の運動強度における底屈モーメントが当該運動強度より小さい運動強度と比較して有意に増加した。

足関節内外反モーメントにおける 2 要因分散分析の結果、運動局面 ($F(3,33) = 85.48, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.89$)、運動強度 ($F(4,44) = 10.03, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.48$) とともに主効果が有意であった。さらに、交互作用も有意であった ($F(12,132) = 33.07, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.75$) ため、単純主効果検定を行った。その結果、 $0^{\circ}\sim 90^{\circ}$ の局面において、100%EMGT 以上の運動強度における内反モーメントがそれらより小さい運動強度と比較して有意に増加した。 $90^{\circ}\sim 180^{\circ}$ の局面においては、90%EMGT, 100%EMGT, 110%EMGT における内反モーメントがそれらより小さい運動強度と比較して有意に増加し、120%EMGT における内反モーメントは 80%EMGT, 90%EMGT, 100%EMGT と比較して有意に増加した。 $180^{\circ}\sim 270^{\circ}$ の局面においては、120%EMGT における内反モーメントが 90%EMGT と比較して有意に減少した。また、 $270^{\circ}\sim 0^{\circ}$ の局面においては、110%EMGT における内反モーメントがそれより小さい運動強度と比較して有意に減少し、120%EMGT における内反モーメントが 80%EMGT および 90%EMGT と比較して有意に減少した。

足関節内外転モーメントにおける 2 要因分散分析の結果、運動局面 ($F(3,33) = 11.77, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.52$)、運動強度 ($F(4,44) = 3.44, p < 0.05, \eta_p^2 = 0.24$) とともに主効果が有意であった。さらに、交互作用も有意であった ($F(12,132) = 3.05, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.22$) ため、単純主効果検定を行ったが、運動局面要因の各水準における単純主効果検定の結果、いずれの運動局面においても、運動強度要因による有意差は見られなかった。

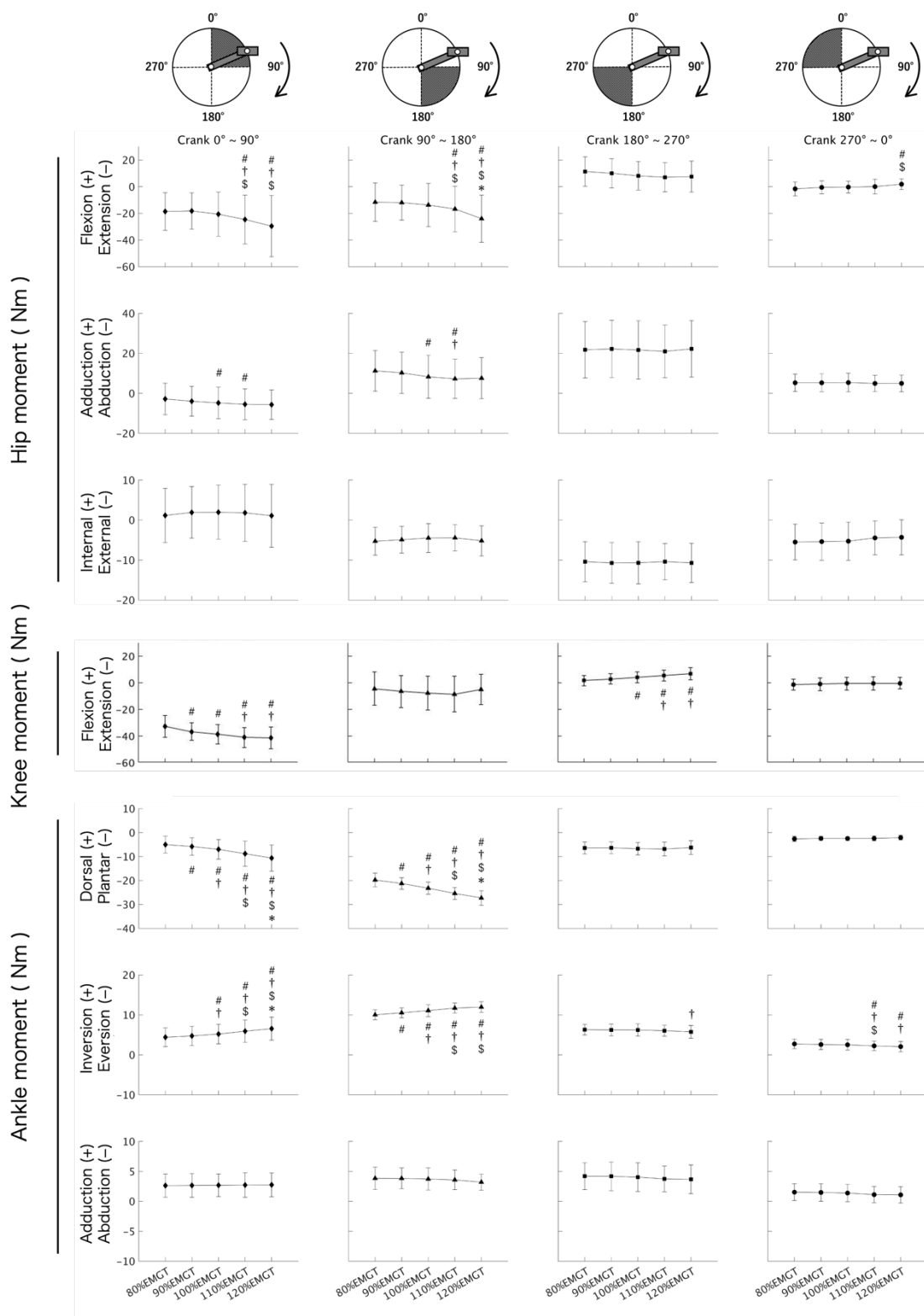


図 15 各ペダリング局面における関節モーメントの運動強度間比較

マーカー：平均値，エラーバー：標準偏差．#：80%LT との有差，†：90%LT との有差，\$：100%LT との有差，*：110%LT との有差（ $p < 0.05$ ）．

表 8 単純主効果検定における効果量 r

網掛け部分：単純主効果検定において有意差が認められた比較箇所。

		0° ~ 90°				90° ~ 180°				180° ~ 270°				270° ~ 0°						
Hip moment	Flexion Extension	Percentage to EMGT	110%			0.54	110%				0.15	110%				0.52				
		100%		0.49	0.57	0.59	0.60	100%		0.57	0.64	100%		0.24	0.10	100%		0.22	0.58	
	90%	0.14	0.42	0.58	0.58	90%	0.08	0.38	0.58	0.61	90%	0.45	0.48	0.38	90%	0.10	0.21	0.57		
	80%					80%					80%	0.38	0.50	0.54	0.51	80%	0.43	0.49	0.51	0.60
		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%
	Adduction Abduction	Percentage to EMGT	110%				0.07	110%				0.31	110%				0.03			
100%				0.38	0.23	100%			0.36	0.15	100%		0.26	0.12	100%		0.45	0.26		
	90%	0.50	0.48	0.56	0.39	90%	0.55	0.63	0.43	90%	0.23	0.39	0.01	90%	0.18	0.34	0.21			
	80%		0.64	0.60	0.49	80%	0.46	0.59	0.63	0.51	80%	0.17	0.03	0.20	0.09	80%	0.00	0.08	0.22	0.17
		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%
No interaction																				
Knee moment	Flexion Extension	Percentage to EMGT	110%				0.16	110%				0.48	110%				0.08			
		100%		0.54	0.53	0.46	100%		0.31	0.40	100%		0.48	0.56	100%		0.17	0.22		
	90%	0.62	0.68	0.68	0.66	90%	0.50	0.52	0.54	0.07	90%	0.51	0.47	0.61	0.65	90%	0.42	0.34	0.41	
	80%					80%					80%	0.51	0.58	0.64	0.67	80%	0.14	0.32	0.41	0.46
		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%
	Dorsal Plantar	Percentage to EMGT	110%				0.58	110%				0.57	110%				0.46			
100%			0.59	0.61	0.63	100%		0.68	0.67	100%		0.14	0.26	100%		0.15	0.45			
	90%	0.53	0.65	0.66	0.67	90%	0.65	0.64	0.69	0.68	90%	0.38	0.39	0.06	90%	0.13	0.03	0.39		
	80%					80%					80%	0.10	0.24	0.27	0.09	80%	0.37	0.23	0.29	0.50
		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%
Ankle moment	Inversion Eversion	Percentage to EMGT	110%				0.53	110%				0.27	110%				0.41			
		100%		0.59	0.62	0.61	100%		0.59	0.60	0.59	100%		0.42	0.56	100%		0.58	0.56	
	90%	0.46	0.65	0.66	0.66	90%	0.67	0.65	0.67	0.66	90%	0.06	0.52	0.59	90%	0.28	0.63	0.60		
	80%					80%					80%	0.18	0.14	0.48	0.54	80%	0.41	0.40	0.62	0.60
		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%
	Adduction Abduction	Percentage to EMGT	110%				0.06	110%				0.50	110%				0.14			
100%				0.14	0.11	100%		0.27	0.48	100%		0.46	0.44	100%		0.53	0.49			
	90%	0.09	0.14	0.14	0.11	90%	0.22	0.35	0.54	90%	0.34	0.55	0.55	90%	0.50	0.56	0.55			
	80%	0.12	0.14	0.16	0.13	80%	0.02	0.27	0.33	0.51	80%	0.05	0.26	0.49	0.51	80%	0.15	0.32	0.50	0.49
		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%		90%	100%	110%	120%

4-4 考察

4-4-1-1 関節モーメントの変化と EMGT の関連

本研究では、漸増負荷運動中の下肢 9 筋において、EMGT が検出された被験者の人数が最も多かった被験筋は GM (12 人 / 12 人) であり、次点で RF (8 人 / 12 人)、次いで VL (7 人 / 12 人) であった。その他の被験筋では、半数以上の被験者から EMGT が検出されないという結果であった。なお、EMGT 検出率で有意差が認められたのは GM と下腿の筋との比較のみであった。先行研究においては、大腿前面の被験筋において EMGT の検出率が高く、中でも特に RF、次いで VL での検出率が高いとされているが [10] [76] [77]、本研究における結果は、これらを支持しないものとなった。GM については、EMGT に関する研究において対象となっている例がほとんどないが [6]、本研究の結果から、RF や VL よりも高い割合で EMGT を検出できる可能性が示された。

しかし、GM が主動筋として関与する股関節伸展モーメントは、ペダルの踏み込みが生じる局面 ($0^{\circ}\sim 90^{\circ}$, $90^{\circ}\sim 180^{\circ}$) で、EMGT 以上の運動強度において有意に増加しており、EMGT を境に GM の収縮力が特に大きく増加し始めたことが示唆された。つまり、GM における EMG の非直線的な増加は、乳酸の蓄積による運動単位あたりの収縮力低下といった生理的要因だけではなく、股関節伸展モーメントの増加率を上げることによって踏力を上昇させようとする技術・戦術的要因の変化が影響したと考えられることから、LT を推定する方法として GM の EMGT を用いることは適当でないと言えるだろう。

一方で、本研究では有意に高い EMGT の検出率は認められなかったものの、GM に次ぐ検出数であり、先行研究において EMGT の検出率が高いとされている RF と VL に関して、これらの筋が主として関与する膝関節伸展モーメントが大きく生じていた局面である $0^{\circ}\sim 90^{\circ}$ において有意差な増加が示されたが、その変化の程度は徐々に小さくなっていた。すなわち、80%EMGT とその他の運動強度間における有意差は認められたが、100%EMGT 以上では、比較対象となる運動強度の増加に伴う効果量の増加はほとんど見られず、100%EMGT とそれより大きい運動強度との間には有意差はなかった。つまり、100%EMGT までは、徐々に膝関節伸展モーメントが増加し、その後、増加の程度が緩やかになったことが示唆された。つまり、仮に RF と VL において EMG の急増が生じていたとしても、それらが膝関節伸展モーメント増加のための変化ではなく、乳酸の蓄積による運動単位あたりの張力低下を補填する役割としての運動単位追加動員といった [13] [6]、生理的要因による変化であることが推察されるため、RF と VL の EMGT を LT の推定指標として用いることの有効性を支持し得る結果であると考えられるが、検出率の点では未だ課題が残る。

また、先行研究において、下肢の中でも比較的小さい筋では EMGT の検出率が低いとされている [6]. 特に、TA や GAS といった足関節底背屈に関わる筋はペダリング運動時における力発揮の程度が他の筋に比べて小さく [78], 疲労が生じにくいことが EMGT の検出率に影響するとされている [6]. 本研究においても、足関節底背屈に関わる下腿 3 筋 (TA, PL, GAS) における EMGT の検出率が低く、先行研究を支持する結果となった。

4-4-1-2 漸増負荷運動中のペダリング技術の変化

ダウンストロークにおける股関節伸展モーメントが、特定の運動強度を境に増加し始めたことから、それまでの運動強度においては、主に膝関節伸展モーメントと足関節底屈モーメントの増加によるペダル踏力上昇を図っていたところに、股関節伸展モーメントの増加を加えることによって、さらに強い力でペダルを踏み込もうとしていたことが伺える。ここで、股関節以外の関節モーメントの増加率に変化がない場合は、アップストロークにおける負の有効踏力が増加していない限り、直線的に増加する運動強度に対して過剰な力が発揮されていることになるが、膝関節伸展モーメントについては、主として発揮されていたダウンストローク前半において、運動強度上昇に伴う増加の程度が緩やかになったことが示唆された。Sanderson et al. (2008) [79]は、運動強度の増加による股関節モーメントの貢献度増加と膝関節モーメントの貢献度減少を示しており、ダウンストロークにおける膝関節伸展に関わる筋群の活動抑制は、ペダリング効率 (ペダル踏力全体に対する有効量力の割合) の高い動作を可能とすることから [40], 膝関節の主な役割であった力産生の増加率を抑制することで、より効率的なペダリングを実施する動作へと変化していたことが考えられる。そして、力産生の不足分を股関節伸展モーメントの増加によって補っていたことが推察される。Bini and Diefenthaeler (2010) [28]の研究においても、漸増負荷運動中における下肢関節モーメントの上昇率の変化が報告されており、ペダリング技術を変化させながら、運動強度の増加に対応していることが示唆されている。

一方で、足関節ではダウンストロークにおける底屈モーメントが運動強度の上昇に伴って連続的に増加した。ペダリング運動時において、足関節まわりの筋群は関節を固定し [80] [32], 股関節と膝関節で生まれた力をペダルに伝達する役割を有する (Neptune, et al., 2000) [22]. また、この役割は関節モーメントの分析からも示されている [23] [27] [26] [25]. 前述の通り、ダウンストロークにおける力産生に関わる股関節モーメントと膝関節モーメントの増加様相はそれぞれで異なっていたが、その総和として足関節に伝わる力が運動強度の上昇に伴って増加し、これをペダルに伝達する役割を持つ足関節底屈モーメントの連続的な増加が生じたと考えられる。よって、足関節においては力伝達という役割が一貫していた

と推察される。

ここで、足関節においては、距骨滑車における内外側曲率半径の違いによる運動軸傾きの影響で、底屈時に内反を伴うとされている [81][82]。よって、本研究において見られた足関節内反モーメントの増加は、解剖学的要因により底屈モーメントの増加に伴って生じたものであり、ペダルを前額軸回りに捻ろうとした結果として生じたものではなく、純粋に底屈モーメントの増加が図られていたと考えられる。

第5章

総合考察

5-1 運動強度の増加に伴うペダリング技術の変化

本論文では、各研究課題において、ペダリング動作を記述し得るデータを用いて、漸増負荷ペダリング運動中における動作や技術の変化様相を捉えることを試みた。

第2章では、ペダル踏力の分析から、運動強度の増加に伴う変化を検討した。その結果、ダウンストローク後半における後方への荷重の増加、アップストローク前半における下方への荷重の減少、アップストローク後半における後方への荷重の減少が、それぞれ100%LT、110%LTの運動強度から生じており、これらに関与する筋活動または関節運動の非線形な変化が生じている可能性が示唆されたが、その詳細については言及し得なかった。また、ダウンストローク前半における下方への荷重の連続的な増加が見られたが、ペダル踏力は各筋および関節で産生された力のいわば総和として記録されるものであるため、各部位における変化の様相は不明であった。そこで、第3章および第4章において、筋活動制御と関節モーメントの観点からペダリング動作の変化についての調査を行ったので、第2章で得られた結果との関連を考察していく。

第2章において、連続的な変化が見られた項目は、ダウンストローク前半における下方への荷重であったが、第4章において、同局面における足関節底屈モーメントも同様に連続的に増加する結果が得られた。ペダリング運動において足関節はより近位の関節にて産生された力をペダルに伝達する役割があるされる [23][25][26][27]。ここで、足関節は力産生に関わるとされる膝関節からペダルまでの間に存在する唯一の関節であり、足関節が力伝達の役割を他の関節と分け合うことは難しいと考えられる。そのため、漸増負荷運動中において、股関節および膝関節にて産生されて足関節に伝わる力が増加し続ける状況では、その力をペダルに伝達する働きが線形に強化され続けたと考えられる。

一方で、力の産生に関わるとされる股関節と膝関節の伸展モーメントでは線形ではない変化が見られた。これらの関節モーメントはダウンストローク前半において、股関節については110%EMGTから伸展モーメントが増加し、膝関節については運動強度の増加とともに伸展モーメントの増加の程度が緩やかになり、110%EMGT以降での増加は見られなかった。つまり、漸増負荷運動中において、運動強度の比較的低いうちは、膝関節伸展モーメントの増加により力の産生量を増加させ、EMGTを境にその役割が股関節に遷移していたことが考えられる。これは、運動強度の増加によって、股関節モーメントと膝関節モーメントの発

揮割合が変化するとした Sanderson et al. (2008) と Bini et al. (2010) の報告を支持するものであり [79] [83], 漸増負荷ペダリング運動時における動作の変化を示唆するものと思われる。

また、足関節伸展モーメントについてはダウンストローク後半においても、運動強度の増加に伴って連続的に増加していたことから、足関節におけるペダルへの力伝達は、ダウンストローク全体を通して重要な役割を果たしていたことが考えられるが、Bini and Diefenthaler (2009) によると、ダウンストロークでは、前半における足関節背屈運動を伴う底屈モーメントの発揮と後半における底屈運動を伴う底屈モーメントの発揮がなされ、足関節底屈筋における SSC が生じるとされていることから [24], ダウンストローク前半と後半の各局面における足関節角度の違いが生じ、ペダルへの力の伝達方向が異なることが考えられる。すなわち、ダウンストローク後半における後方への荷重は、足関節底屈運動により、底屈モーメントによってペダルに加えられる力の向きが、クランク角度が大きくなるにつれて徐々に後方に向かうことによって生じると考えられる。ここで、この局面における股関節伸展モーメントが EMGT 以降に増加したことにより、足関節からペダルに伝達される力もこの運動強度から大きくなり、第 2 章で見られた後方への荷重の増加につながったと考えられる。なお、第 2 章で考察した下死点手前における膝関節屈曲モーメントについては有意な変化は生じなかった。ダウンストローク後半における膝関節屈曲モーメントは効率の良いペダリング動作につながるとされているが [61], この局面において、運動強度増加への対応として力効率指数を上昇させるような動作の修正はなされていなかったと考えられる。

アップストロークにおいては、その前半における下方への荷重が 110%LT から、減少し、後半では後方への荷重が 100%LT から減少した。これについては、第 3 章で見られた、筋シナジーにおける新たなモジュールの発現が関与すると思われる。本研究で行った筋シナジー解析の結果、100%EMGT 以上の運動強度において、それまでの運動強度では発現しなかったモジュールの動員が見られた。このモジュールでは主に、大腿筋膜張筋、縫工筋、腓腹筋外側頭の重み付けが大きく、クランクサイクルの後半に賦活されていた。これらの筋に共通する働きは膝関節の屈曲であり、第 3 章の結果からも EMGT 以降の運動強度で膝関節屈曲モーメントが増加していることから、このモジュールが新たに動員されたことにより、アップストロークにおける膝関節屈曲運動および、これによる足部の引き上げ動作が強調され、ペダル踏力の変化につながったものと考えられる。

以上をまとめると、漸増負荷ペダリング運動中における動作について、以下のような変化が示唆された。

- ダウンストロークにおける足関節底屈モーメント増加による力伝達量の連続的増加
- ダウンストローク前半における力産生の増加に対する股関節と膝関節の貢献度の変化
- アップストロークにおける膝関節屈曲運動を主とした足部引き上げ動作の強化

5-2 EMG を用いた AT の推定について

本研究を行うに至るきっかけであった EMG を用いた AT 推定指標である EMGT だが、漸増負荷運動中における筋張力の増加率の上昇を伴わない EMG の急増により求められる場合には、乳酸の動態を反映しうる指標としての信憑性を高いと考えられる。本研究では筋張力を反映する指標として、関節モーメントの変化を検討した。その結果から各筋について以下のような考察に至った。

大臀筋については、本研究においては最も EMGT の検出率が高く、安定した AT 推定が可能であると考えられたが、大臀筋が主として関与する股関節伸展モーメントの非線形な増加が生じており、この筋における EMG の非線形増加は、乳酸の蓄積といった生理的变化だけでなく、股関節伸展モーメントの増加率を上げることによる踏力を上昇させようとする動作の変化が影響したことが考えられ、AT を推定する方法として大腿直筋の EMGT を用いることは適当ではないと言えるだろう。

大腿前面の筋である大腿直筋と外側広筋については、先行研究において EMGT の検出率が高いとされていた筋であり [6]、本研究においても、EMGT が検出された被験者数が比較的多い筋であった。これらの筋が主として関与する膝関節伸展モーメントは、運動強度の増加に伴い、その増加率が低減していく結果が得られ、筋張力についても特定の運動強度からの急増は生じていないことが考えられる。よって、これらの筋における EMGT は AT の推定指標として用いることの有用性を支持しうる結果が得られたと考えられるが、EMGT の検出率の点では課題が残るものと思われる。

大腿二頭筋については、先行研究において被験筋として用いられる例は比較的少ないが [6]、分析対象とされた場合には EMGT の検出が可能とする報告が多い筋であった。この筋が主として関与する膝関節屈曲モーメントは、アップストローク前半において非線形に増加する結果が得られたが、筋シナジー解析の結果、この変化は大腿筋膜張筋、縫工筋、腓腹筋の活動が影響していることが示唆され、大腿二頭筋による膝関節屈曲モーメント増加への寄与を認めるに至らないが、この筋は膝関節と股関節を跨ぐ二関節筋であり、股関節伸展にも関与することから、大臀筋と同様の理由で EMGT の利用には適さないと考えられる。

その他の被験筋は、大腿側部および下腿部に位置する筋であるが、これらの EMGT 検出率はいずれも低く、先行研究を支持する結果となった。

5-3 今後の課題

本研究では、筋張力の変化を、各筋が主として関与する関節モーメントを用いて検討したが、関節モーメントは、その運動に関与する主動筋と拮抗筋が発揮した筋力の関節まわりのモーメントの合計、すなわち正味のモーメントであるため、これらの筋が同時に同程度だけ張力を増した場合には、その増加分は関節モーメントには反映されないことになる。また、関節モーメントの増加が生じた場合にも、主動筋の張力増加と拮抗筋の張力減少を区別することは難しい。よって、今後は、主動筋と拮抗筋の同時収縮を評価する手法等を含めて分析を進めることで、より詳細に動作の変化を捉えることが可能となろう。

EMGT の発生機序として取り上げられる血中乳酸濃度の増加とこれによる EMG 振幅は、いずれも末梢性筋疲労の評価指標として用いられる [84] [85]。つまり、漸増負荷運動中の EMG 急増には筋疲労が伴っている可能性は高い。末梢性筋疲労は EMG の振幅だけでなく、周波数成分の分析からも評価が可能であるため [86]、EMG 周波数成分の変化も併せて検討することで、新たな知見の獲得につながることを期待される。

謝辞

本博士論文の執筆にあたり，多くの方にご指導及びご協力いただきましたこと，この場を借りて深謝いたします。

牛山幸彦教授には学部 3 年時から 9 年間に渡り懇切丁寧にご指導いただき，研究に関することをはじめ，非常に多くのことを学ばせていただきましたことに心より感謝申し上げます。

前田義信教授には修士 1 年時からご指導いただき，いつでも私を気に掛けてお声掛けくださいましたこと心よりお礼申し上げます。

実験の実施に際して多大なるご協力をいただきました，医療法人社団 KOSMI こん整形外科クリニックの佐々木雄大氏に深く感謝いたします。

また，実験に快く参加いただいた，新潟食料農業大学自転車競技部並びに新潟大学自転車競技部の皆様に感謝いたします。

そして，研究室の先輩・同期・後輩には，実験の補助や研究の相談にたくさんの時間と労力をかけてご協力いただきました。苦しいときも互いに励まし合える仲間がいたことは本当に幸せでした。心より感謝いたします。

最後に，長い学生生活を支え支援し続けてくれた両親・家族に心より深謝の意を表します。

引用文献

- [1] 藤牧利昭. スポーツ科学における最大酸素摂取量, 無酸素性作業閾値. 理学療法のための運動生理 1990; 5(2): 101-106.
- [2] Kindermann W, Simon G, Kuel J. The Significance of the Aerobic-anaerobic Transition for the Determination of Work Load Intensities During Endurance Training. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 1979; 42(1): 25-34.
- [3] Lucía A, Sanchez O, Carvajal A, Chicharro JL. Analysis of aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *British Journal of Sports Medicine* 1999; 33(3): 178-185.
- [4] Candotti CT, Loss JF, Melo MO, La Torre M, Pasini M, Dutra LA, de Oliveira JL, de Oliveira LP, Comparing the lactate and EMG thresholds of recreational cyclists during incremental pedaling exercise. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* 2008; 86(5): 272-278.
- [5] Kang KS, Kim J, Kwon M, Eom H. Objectivity and Validity of EMG Method in Estimating Anaerobic Threshold. *International Sports Medicine* 2014; 35(9): 737-742.
- [6] Ertl P, Kruse A, Tilp M. Detecting fatigue thresholds from electromyographic signals: A systematic review on approaches and methodologies. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2016; 30: 216-230.
- [7] Hug F, Laplaud D, Lucía A, Grelot L. A comparison of visual and mathematical detection of the electromyographic threshold during incremental pedaling exercise: A pilot study. *Journal of strength and conditioning research*, 2006; 20(3): 704-708.
- [8] Sebern KL, Sanderson DJ, Belcastro AN, Mckenzie DC. Effect of manipulation of plasma lactate on integrated EMG during cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1992; 24(8): 911-916.
- [9] Helal JN, Guezennec CY, Goubel F. The aerobic-anaerobic transition : re-examination of the threshold concept including an electromyographic approach. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 1987; 56(6): 643-649.
- [10] 山田英司, 赤坂清和, 宮本賢作, 田中聡, 江村武敏. 筋電図積分値から算出した作業閾値と換気性作業行きとの関係についてー被験筋の違いによる比較ー. *理学療法学* 2001; 28(1): 20-24.

- [11] Moritani T, de Vries HA. Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram and force of isometric contraction. *American Journal of Physical Medicine* 1978; 57(6): 263-277.
- [12] de Vries HA, Burke RK, Hopper RT, Sloan JH. Relationship of resting EMG level to total body metabolism with reference to the origin of "tissue noise. *American Journal of Physical Medicine* 1976; 55(3): 139-147.
- [13] Briscoe MJ, Forgach MS, Trifan E, Malek MH. Validating the EMGFT from a single incremental cycling test. *International Journal of Sports Medicine* 2014; 35(7): 556-570.
- [14] Candotti CT, Ribeiro J, Soares DP, de Oliveira AR, Loss JF, Guimaraães AC. Effective force and economy of triathletes and cyclists. *Sports Biomechanics* 2007; 6(1): 31-43.
- [15] Coyle FE, Feltner EM, Kautz AS, Hamilton TM, Montain JS, Baylor MA, Abraham DL, Petrek WG. Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Medicine and science in sports and exercise* 1991; 23(1): 93-107.
- [16] Mornieux G, Stapelfeldt B, Golhofer A, Belli A. Effects of pedal type and pull-up action during cycling. *International journal of sports and medicine* 2008; 29(10): 817-822.
- [17] Zameziati K, Mornieux G, Rouffet D, Belli A. Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. *European Journal of Applied Physiology* 2006; 96(3): 274-281.
- [18] Kroff T, Romer LM, Mayhew I, Martin JC. Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2007; 39(6): 991-995.
- [19] Rossato M, Bini RR, Carpes FF, Diefenthaler F, Moro AR. Cadence and workload effect on pedaling technique of well-trained cyclists. *International journal of sports and medicine* 2008; 29(9): 746-752
- [20] Sanderson DJ, Hennig EM, Black AH. The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *Journal of Sports Science* 2000; 18(3): 173-181.
- [21] 山口雄大, 渡邊航平, 大石健二, 福田渉, 西山哲成. ペダリング運動における踏み込み局面の膝関節屈曲モーメントは負の有効踏力を減少させる. *体育学研究* 2020; 65: 747-756.

- [22] Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Muscle contributions to specific biomechanical functions do not change in forward versus backward pedaling. *Journal of Biomechanics* 2000; 33(2): 155-164.
- [23] Broker PJ, Gregor JR. Mechanical energy management in cycling: source relations and energy expenditure. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1994; 26(1): 64-74.
- [24] Bini RR, Diefenthaler F. Mechanical work and coordinative pattern of cycling: A literature review. *Kinesiology* 2009; 41(1): 25-39.
- [25] Kautz SA, Neptune RR. Biomechanical Determinants of Pedaling Energetics: Internal and External Work Are Not Independent. *Exercise and Sports Sciences Reviews* 2002; 30(4): 159-165.
- [26] Zajac FE. Understanding muscle coordination of human leg with dynamical simulations. *Journal of Biomechanics* 2002; 35(8): 1011-1018.
- [27] Fregly BJ, Zajac FE. A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling. *Journal of Biomechanics* 1996; 29(1): 81-90.
- [28] Bini RR, Diefenthaler F. Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. *Sports Biomechanics* 2010; 9(4): 223-235.
- [29] Bini RR, Diefenthaler F, Mota CB. Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: kinetics and kinematics evaluation. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010; 20(1): 102-107.
- [30] Dorel S, Drouet JM, Couturier A, Chamoux Y. Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. *Medicine and science in sports and exercise* 2009; 41(6): 1277-1286.
- [31] 星川秀利, 玉木啓一, 藤本浩志, 木村裕一, 斉藤浩一, 佐藤吉朗, 中村好男, 村岡功. ペダリング運動時の下肢関節トルクにおけるサイクリストと非サイクリストの比較. *体力科学* 1999; 48(5): 547-558.
- [32] Mornieux G, Guenette JA, Sheel AW, Sanderson DJ. Influence of cadence, power output and hypoxia on the joint moment distribution during cycling. *European journal of Applied Physiology* 2007; 102(1): 11-18.
- [33] Hoshikawa H, Takahashi K, Ohashi K, Tamaki K. Contribution of the ankle, knee, and hip joints to mechanical energy in cycling. *Journal of Biomechanics* 2007; 40(S2): S750.

- [34] Davis RR, Hull ML, Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. *Journal of Biomechanics* 1981; 14(12): 857-861.
- [35] 星川秀利, 木村裕一, 玉木啓一, 藤本浩志, 中村好男, 村岡功. ペダリング運動におけるスキルの評価. *バイオメカニズム学会誌* 1993; 17(3): 173-182.
- [36] Kautz SA, Feltner ME, Coyle EF, Baylor AM. The pedaling technique of elite endurance cyclists: Changes with increasing workload at constant cadence. *Journal of Applied Biomechanics* 1991; 7(1): 29-53.
- [37] Hawley JA, Noakes TD. Peak power output predicts maximal oxygen uptake and performance time in trained cyclists. *European Journal of Applied Physiology* 1992; 65(1): 79-83.
- [38] Duc S, Bertucci W, Pernin NJ, Grappe F. Muscular activity during uphill cycling: Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18(1): 116-127.
- [39] Jorge M, Hull LM. Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *Journal of Biomechanics* 1986; 19(9): 683-694.
- [40] Takahashi T, Yamamoto T, Ono T, Tomonori I, Moritani T, Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1998; 30(3): 442-449.
- [41] Li L, Caldwell EG. Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *Journal of Applied Physiology* 1998; 85(3): 927-934.
- [42] Chapman RA, Vicenzino B, Blanch P, Hodges WP. Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18(3): 359-371.
- [43] Merletti R, Lo Conte LR. Surface EMG signal processing during isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1997; 7(4): 241-250.
- [44] Karlsson S, Yu J, Akay M. Time–frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2000; 47(2): 228-238.
- [45] Hug F, Turpin AN, Couturier A, Dorel S. Consistency of muscle synergies during pedaling across different mechanical constraints. *Journal of Neurophysiology* 2011; 106(1): 91-103.

- [46] Yokoyama H, Ogawa T, Kawashima N, Shinya M, Nakazawa K. Distinct sets of locomotor modules control the speed and modes of human locomotion. *Scientific Reports* 2016; 6: 1-14.
- [47] Hagio S, Kouzaki M. The flexible recruitment of muscle synergies depends on the required force-generating capability. *Journal of Neurophysiology* 2014; 112(2): 316-327.
- [48] Frère J, Hug F. Between-subject variability of muscle synergies during a complex motor skill. *Frontiers in Computational Neuroscience* 2012; 6: 1-13.
- [49] Hug F, Nicolas TA, Antoine C, Sulvain D. Consistency of muscle synergies during pedaling across different mechanical constraints. *Journal of Neurophysiology* 2010; 106(1): 91-103.
- [50] Ericson MO. Mechanical muscular power output and work during ergometer cycling at different work loads and speeds. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 1988; 57(4): 382-387.
- [51] Sanderson DJ, Black A. The effect of prolonged cycling on pedal forces. *Journal of Sports Science* 2003; 21(3): 191-199.
- [52] Leach RE, James S, Wasilewski S. Achilles tendinitis. *The American Journal of sports medicine* 1981; 9(2): 93-98.
- [53] Mcleed WD, Blackburn TA. Biomechanics of knee rehabilitation with cycling. *Biomechanics of knee rehabilitation with cycling* 1980; 8(3): 175-180.
- [54] Rossato M, Bini RR. Cadence and Workload Effects on Pedaling Technique of Well-Trained Cyclists. *International Journal of Sports Medicine* 2008; 29(9): 746-752.
- [55] Hagberg JM, Mullin JP, Bahrke M, Limburg J. Physiological profiles and selected psychological characteristic of national class American cyclists. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 1979; 19(4): 341-346.
- [56] Marsh AP, Martin PE. Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1997; 29(9): 1225-1232.
- [57] Patterson PR, Moreno IM. Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1990; 22(4): 513-516.
- [58] Sargeant JA. Human power output and muscle fatigue. *International Journal of Sports Medicine* 1994; 15(3): 116-121.

- [59] Marsh AP, Martin PE, Foley KO. Effect of cadence, cycling experience, and aerobic power on delta efficiency during cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2000; 32(9): 1630-1634.
- [60] Bini RR, Carpes FP, Diefenthaler F, Effects of cycling with the knees close to the bicycle frame on the lower limb muscle activation. *Brazil Journal of Physical Education and Sport* 2011; 25(1): 27-37.
- [61] 積際徹, 門田真弥, 横川隆一. 自転車競技選手のペダリング動作時における下肢筋群賦活解析. *日本機会学会論文集* 2020; 86: 1-18.
- [62] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; 10(5): 361-374.
- [63] 和田かず美. 多変量外れ値の検出 ～MSD 法とその改善手法について～. *統計研究彙報* 2010; 67: 89-157.
- [64] Cheung VC, Piron L, Agostini M, Silvoni S, Turolla A, Bizz E. Stability of muscle synergies for voluntary actions after cortical stroke in humans. *Proceedings of the National Academy of sciences of the United States of America* 2009; 106(46): 19563-19568.
- [65] Tibshirani R, Walther G, Hastie T. Estimating the number of clusters in a data set via the gap statistic. *Journal of the Royal Statistical Society: Series B (Statistical Methodology)* 2001; 63(2): 411-423.
- [66] Chvatal SA, Ting LH. Voluntary and Reactive Recruitment of Locomotor Muscle Synergies during Perturbed Walking. *The Journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience* 2012; 32(35): 12237-12250.
- [67] Chvatal SA, Torres-Oviedo G, Savarynia SA, Ting LH. Common muscle synergies for control of center of mass and force in nonstepping and stepping postural behaviors. *Journal of Neurophysiology* 2011; 106(2): 999-1015.
- [68] 和久井健吾, 牛山幸彦, 亀山就平. 漸増負荷運動中における血中乳酸濃度上昇とペダル踏力変化の関係 (in press) . *新潟体育学研究* 2021; 39: 65-72.
- [69] Hogan N. Adaptive Control of Mechanical Impedance by Coactivation of Antagonist Muscles. *IEEE Transactions on Automatic Control* 1984; 29(8): 681-690.
- [70] P. L. Gribble, L. I. Mullin, N. Cothros , A. Mattar, “Role of Cocontraction in Arm Movement

Accuracy,” *Journal of Neurophysiology*, 第 巻 89, 第 5, pp. 2396-2405, 2003.

- [71] Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement: Fourth Edition*. John Wiley & Sons, Ltd, 2009.
- [72] 倉林準, 持丸正明, 河内まき子. 股関節中心推定方法の比較・検討. *バイオメカニズム学会誌* 2003; 27(1): 29-36.
- [73] 宮西智久. 剛体リンク系における身体運動の3次元関節トルク算出法の実際. *仙台大学紀要* 1998; 30(1): 46-56.
- [74] 高木斗希夫, 藤井範久, 小池関也, 阿江通良. 異なる投球速度に対する野球の打撃動作に関する下肢および体幹部のキネティクス的研究. *バイオメカニズム学会誌* 2010; 34(3): 216-224.
- [75] 阿江通良. 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数. *J. J. Sports Science* 1996; 15(3): 155-162.
- [76] Glass SC, Knowlton RG, Sanjabi PB, Sullivan JJ. Identifying the integrated electromyographic threshold using different muscles during incremental cycling exercise. *The journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 1998; 38(1): 47-52.
- [77] Bearden SE, Moffatt RJ. Leg electromyography and the Vo₂-power relationship during bicycle ergometry. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2001; 33(7): 1241-1245.
- [78] Smirmaul PB, Dantas LJ, Fontes BE, Altimari RL, Okano HA, Moraes CA. Comparison of electromyography fatigue threshold in lower limb muscles in trained cyclists and untrained non-cyclists. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 2010; 50(3-4): 149-154.
- [79] Sanderson DJ, Mourieux G, Guenette JA, Sheel AW. Influence of cadence, power output and hypoxia on the joint moment distribution during cycling. *European Journal of Applied Physiology* 2008; 102(1): 11-19.
- [80] Raymond HC, Joseph -FK, Gabriel FY. Muscle recruitment pattern in cycling: a review. *Physical Therapy in Sports* 2005; 6(2): 89-96.
- [81] Barnett CH, Napier JR. The axis of rotation at the ankle joint in man. Its influence upon the form of the talus and the mobility of the fibula. *Journal of Anatomy* 1952; 86(1): 1-9.
- [82] 福本貴彦. 足関節のバイオメカニクス. *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine* 2016; 53(10): 779-784.

- [83] Bini RR, Tamborindeguy AC, Mota CB. Effects of Saddle Height, Pedaling Cadence, and Workload on Joint Kinetics and Kinematics During Cycling. *Journal of Sport Rehabilitation* 2010; 19(3): 301-314.
- [84] 木竜徹. 局所筋疲労を表面筋電図でみる. *バイオメカニズム学会誌* 1997; 21(2): 75-80.
- [85] Lippold OC, Redfearn JW, Vuco J. The electromyography of fatigue. *Ergonomics* 1960; 3(2): 121-131.
- [86] 佐藤陽彦, 石井勝. 動的作業における局所筋疲労の評価. *人間工学* 1977; 13(6): 255-260.