

博士論文

自転車ペダリング運動のスキルに関する バイオメカニクス的研究

2022年12月

日本体育大学大学院

体育科学研究科 トレーニング科学専攻

22PDA01 山口 雄大

研究指導教員

西山 哲成 教授

博士論文

自転車ペダリング運動のスキルに関する

バイオメカニクス的研究

**A biomechanical study on the
bicycle pedaling skill**

2022年12月

日本体育大学大学院

体育科学研究科 体育科学専攻

22PDA01 山口 雄大

Yuta Yamaguchi

研究指導教員

西山 哲成 教授

目次

表のタイトル一覧	5
図のタイトル一覧	6
第1章 緒言	8
1.1 研究の背景	8
1.2 研究の目的	12
1.3 研究の検討課題	13
1.4 研究の仮説	14
1.5 研究上の作業仮説	15
1.6 研究の限界	16
1.6.1 一般化・普遍化に関する限界	16
1.6.2 研究上の限界	16
1.7 研究の意義	17
1.8 用語の定義	18
第2章 文献研究	21
2.1 ペダリング運動におけるスキル要素	21
2.2 生理学的側面から見たペダリングスキル要素	22
2.2.1 代謝エネルギーから機械的エネルギーへの変換効率：Gross efficiency	22
2.2.2 機械的エネルギーに対する酸素摂取量：Economy	25
2.2.3 小括：生理学的側面からみたペダリングスキル要素	25
2.3 力学的側面から見たペダリングスキル要素	27
2.3.1 ペダル踏力のベクトル分解	27

2.3.2	力有効性指数：Index of force effectiveness	36
2.3.3	仕事有効性指数：Index of work effectiveness	37
2.4	ペダリングスキル研究における既存研究の問題点	38

第3章 課題1 ペダリングスキルが一定ケイデンスを用いた体力評価値に与える影響を定量化

3.1	背景	39
3.2	目的	43
3.3	方法	44
3.4	結果	49
3.4.1	漸増負荷テストにおける設定強度と実施パフォーマンスの検証	49
3.4.2	相対運動強度における $P_{\text{Mechanical}}$ と P_{Net} の比較検証	49
3.4.3	$P_{\text{Mechanical}}$ と P_{Net} の比較	57
3.4.4	Gross efficiency と $P_{\text{Mechanical}}$ の関係	57
3.5	考察	59
3.5.1	人が行った正味の仕事の評価にペダリングスキルが与える影響	59
3.5.2	ペダリングスキルが低強度運動における Gross efficiency に与える影響	60
3.5.3	本研究の限界	61
3.6	まとめ	62

第4章 課題2 ペダリング運動における優れたスキルの力学的特徴の検討

4.1	背景	63
4.2	目的	65
4.3	方法	66

4.4	結果	73
4.4.1	ペダル踏力変数と T_{NEF} の関係	73
4.4.2	関節モーメントと T_{NEF} の関係	75
4.4.3	股関節モーメントと膝関節モーメントの関係	77
4.5	考察	79
4.5.1	ペダル踏力とペダリングスキルの関係	79
4.5.2	関節モーメントとペダリングスキルの関係	80
4.5.3	本研究の限界	81
4.6	まとめ	82
第5章	課題3 ペダリングスキルを簡易的に評価する方法を検討する	83
5.1	背景	83
5.2	目的	85
5.3	方法	86
5.4	結果	91
5.4.1	ペダリングスキルテストおよび高ケイデンスペダリングテストの結果	91
5.4.2	IFE と C_{max} の関係	91
5.5	考察	94
5.5.1	高ケイデンステストの結果について	94
5.5.2	高ケイデンス維持能力とペダリングスキルの関係	95
5.5.3	本研究の限界	96
5.6	まとめ	97
第6章	総合討論	98
6.1	本研究で得られた成果	98

6.2	本研究の学術的位置づけ	100
6.3	本研究からみる同研究分野の今後の展望	102
第7章 まとめ		104
参考文献		106
業績一覧		116
謝辞		117

表のタイトル一覧

Table 3-1 Mechanical crank power and cadence at each stage as measured by incremental exercise test.

Table 3-2 The crank power variable at each physiological landmark.

Table 3-3 Crank power variables and gross efficiency obtained from incremental exercise test.

Table 5-1 Variables in pedaling technique test and supramaximal cadence test.

図のタイトル一覧

- Figure 1-1 The phase definition of crank angle.
- Figure 2-1 Overview of the relationship between mechanical crank power and gross efficiency.
This graph was modified from Ettema and Loras (2009).
- Figure 2-2 Typical example of the resultant force.
- Figure 2-3 Typical example of the effective force.
- Figure 2-4 Typical example of the radial force.
- Figure 2-5 Typical example of the crank torque.
- Figure 2-6 Typical example of the mechanical crank power.
- Figure 3-1 Typical example of the mechanical crank power.
- Figure 3-2 (A) Typical example of lactate concentration versus exercise intensity. (B) Typical example of log lactate concentration versus log exercise intensity.
- Figure 3-3 Mechanical crank power and net power at P_{Max} and their T-Score values.
- Figure 3-4 Mechanical crank power and net power at $P_{50\%}$ and their T-Score values.
- Figure 3-5 Mechanical crank power and net power at $P_{80\%}$ and their T-Score values.
- Figure 3-6 Mechanical crank power and net power at P_{LT} and their T-Score values.
- Figure 3-7 Mechanical crank power and net power at P_{LT4} and their T-Score values.
- Figure 4-1 Definition of pedal force parameters.
- Figure 4-2 Definition of T_{NEF} , a pedaling skill parameter.
- Figure 4-3 The free body diagram of the lower extremities during pedaling.
- Figure 4-4 Average patterns of pedal force parameters. (A) vertical component of pedal force in global coordinate system, (B) horizontal component of pedal force in global coordinate system, (C) effective force to the crank rotation. The solid line indicated the Pearson's product-moment correlation coefficient. The white line indicates Spearman's rank correlation coefficient. The broken line indicates significance levels.
- Figure 4-5 Average patterns of lower joint moment. (A) hip joint moment, (B) knee joint moment, (C) ankle joint moment, and correlation coefficient between lower joint moment and T_{NEF} . The solid line indicated the Pearson's product-moment correlation coefficient. The white line indicates Spearman's rank correlation coefficient. The dashed line indicates significance levels ($p < 0.05$).

Figure 4-6 Relationship between hip moment and knee moment (A). Correlation diagram at 60-degree of crank angle which shows the highest correlation coefficient (B). This relationship indicated that the increase of hip extension moment was related to the decrease of knee extension moment or the increase of knee flexion moment. The black line and dashed line indicate significance levels (solid line; $p < 0.01$, dashed line; $p < 0.05$, respectively).

Figure 5-1 The basic protocol for the supramaximal cadence test. Participants performed standardized warmup training for 3 min. They then performed the supramaximal cadence test, which consisted of three (for this figure) or four main intermittent cadence trials after a 5-min rest period.

Figure 5-2 Schematic picture of the method for the maximal cadence (C_{\max}) calculation.

Figure 5-3 Relationship between the index of force effectiveness during the pedaling technique test and the maximal cadence (C_{\max}) during the supramaximal cadence test. Red circles denote data from cyclists, blue circles and dashed line indicate data from novices, and a black dashed line indicates data from overall participants.

第1章 緒言

1.1 研究の背景

自転車ペダリング運動（以降、ペダリング運動とする）は日常生活での移動手段の一つとして用いられるばかりではなく、競技や趣味としても広く社会に溶け込んでいる。また、健康科学、スポーツ科学など研究領域においても用いられている運動である（Bini et al., 2008; Carnethon et al., 2005; Coyle et al., 1988; Craig et al., 1993; Denadai et al., 2005; Kodama et al., 2009; Kuipers et al., 1985; Louis et al., 2011; McDaniel et al., 2002）。さらに、ペダリング運動は、エルゴメーターを用いた体力評価、健康運動、疾病予防やリハビリテーション、また生理学、力学・工学的な評価や分析にも広く利用されている。ペダリング運動を用いた運動刺激は、人間を対象としたスポーツ科学研究を実施するラボにおいて最も多く用いられるアイテムの一つと言える。様々な人を対象とした研究において、持久系能力を含む体力評価を題材にしたものが多くある。

体力評価の一項目として持久系能力の評価がある。持久系能力とは、長時間ある一定の強度を継続して運動し続けられる能力のことを指し、予防医学の観点や（Carnethon et al., 2005; Kodama et al., 2009）、アスリートのパフォーマンス評価指標として横断的および縦断的に計測されている（Coyle et al., 1988; Coyle et al., 1991; Craig et al., 1993; Kautz et al., 1991; Louis et al., 2011; Lundby and Robach, 2015a; Malfait et al., 2006; Neptune and Hull, 1999; Passfield and Doust, 2000; Whitty et al., 2016）。持久系能力の測定には、自転車エルゴメーターによるペダリング運動がよく用いられている。その理由として、自転車ペダリング運動の特性である、①正確かつ容易に運動負荷を与えられる、②人が行った仕事（または発揮したパワー）を簡単に定量化できる、③動作の個人差（スキル差）が他運動様式に比べ少ない、④エルゴメーターが床に固定されるため転倒などの危険がない、これらが実験条件的に適しており、アスリートから高齢者まで、幅広い層が簡単に実施できることにある（水野と福田, 1991）。

ペダリング運動は上述した特性に加えて、脚の屈曲・伸展運動が主であり、動作の大半が矢状面上で完結すること、身体がハンドル、サドル、ペダルで固定されるため動作に個人差が生じにくいことも特徴の一つである。このことは、Åstrand (1976) が提案した酸素運搬系評価テストの必要条件の1つである「運動に対する機械的効率 (mechanical efficiency)、すなわち熟練度が被験者群全体を通じて大きく変化しない」を十分に満たした

方法であると考えられてきた (Åstrand, 1976; 水野と福田, 1991). これらの運動様式および動作の特徴は, 他の運動様式に比して体動を抑えることに貢献し, よって呼気採集マスクや筋電図計をはじめとした測定機器が装着しやすく, 測定データにノイズが乗りにくいことも長所である.

ペダリング運動による体力評価には, 人が消費したエネルギーに対するクランクを駆動させた機械的パワー (以降, 機械的クランクパワーとする) によって評価される. 一方で, 古くから機械的クランクパワーを用いた評価方法では, 人が行った正味の仕事を反映しきれていないことが指摘されている (Cavanagh and Kram, 1985; Williams, 1985). そもそも, 機械的クランクパワーは, 人がペダルに加えた力の 40–70% がクランクの駆動力として働くことにより生成される (Arkesteijn et al., 2013; Bini et al., 2013a; Bini et al., 2011b; Candotti et al., 2007; Coyle et al., 1991; Dorel et al., 2010; Duc et al., 2019; Duc et al., 2008; Ericson and Nisell, 1988; Ettema et al., 2009; Hug et al., 2008; Korff et al., 2007; Lanferdini et al., 2016; Leirdal and Ettema, 2011; Loras et al., 2009; Menard et al., 2016; Mornieux et al., 2008; Rossato et al., 2008; Sanderson, 1991; Sanderson and Black, 2003; Zameziati et al., 2006). その一方で, 残りの成分はクランクを法線方向に引き延ばす力やその他の部品を変形させる力として働く (Cavanagh and Kram, 1985). このことは, 測定された機械的クランクパワー以上に多くの仕事を行っていることを示しており, そのため人が行った正味の仕事を定量化しようとする試みが古くから行われてきたが (Cavanagh and Kram, 1985; Williams, 1985; Zacks, 1973), 未だ十分に解決されていない.

上述したように, 人がペダルに加えた力の一部分がクランク駆動力として働くことで機械的クランクパワーが生成され, 残りは駆動力に関与しない力として働く. このペダルへ加えられた力の内, クランク駆動力として働いた割合は力有効性指数と呼ばれ, ペダリングスキルの指標として扱われている (Arkesteijn et al., 2013; Bini et al., 2013a; Bini et al., 2011b; Candotti et al., 2007; Coyle et al., 1991; Dorel et al., 2010; Duc et al., 2019; Duc et al., 2008; Ericson and Nisell, 1988; Ettema et al., 2009; Hug et al., 2008; Korff et al., 2007; Lanferdini et al., 2016; Leirdal and Ettema, 2011; Loras et al., 2009; Menard et al., 2016; Mornieux et al., 2008; Rossato et al., 2008; Sanderson, 1991; Sanderson and Black, 2003; Zameziati et al., 2006). なお, ここで扱うペダリングスキルとは, ペダルに加えた力を効率よくクランク駆動に活用する“力の適応

技術” (Korff et al., 2007) を指す。なお、スキルは技能を指す言葉であるが、“ペダリングスキル”は、ペダリング運動における技術を検討した国内の研究において最もよく用いられる表現であり、本研究も先行研究を踏襲しペダリングスキルと表現することとする。ペダリングスキルは自転車競技選手のパフォーマンスに影響を与える要素であることがわかっているが (Candotti et al., 2007; Duc et al., 2019; Garcia-Lopez et al., 2016), 個人差が少なからず認められているため、一般的な持久系能力の評価に用いられる生理学的変数にも影響を与える (Candotti et al., 2007; Leirdal and Ettema, 2011; Takaishi et al., 1998; Zameziati et al., 2006). 例えば、サイクリストと非サイクリストを対象に 200W のペダリング運動を行わせたところ、サイクリストの酸素摂取量が有意に小さかったことが報告されている (Takaishi et al., 1998). 同様に、サイクリストとトライアスリートを対象とした場合も、サイクリストの経済性 (Economy) がトライアスリートに比し有意に高いことが報告されている (Candotti et al., 2007). 一般的に個人差の少ない動作とされるペダリング運動であっても動作に対する熟練度、すなわちペダリングスキルには個人差があり、機械的クランクパワーに対する生理応答を調べ、生理学的にその持久力を評価しようとする場合には、ペダリングスキルの影響が考慮されるべき場合がある。

ペダリング運動におけるスキルの特徴とその改善方法について検討した研究は多くある (Duc et al., 2019; Fernández-Peña et al., 2009; Hug et al., 2013; Korff et al., 2007; Sanderson and Cavanagh, 1990; Sperlich et al., 2011; Theurel et al., 2012). 代表的なスキルの改善方法として、ペダルの引き上げ動作を強調する方法があり、これを行うことによって力有効性指数が有意に改善されることがわかっている (Korff et al., 2007). しかし、ペダルの引き上げを強調したペダリングトレーニングを 6 週間行っても、生理学的変数には影響がなかったことが報告されている (Sperlich et al., 2011). 改善が見られなかった理由としてトレーニング期間の短さが指摘されているが (Sperlich et al., 2011), その詳細については不明な点が多く残されている。

上述した力学的変数と生理学的変数の一貫しない結果を鑑みて、スキルの高いペダリング運動の特徴について再検討する必要があると考える。その根拠として、いくつかの研究により脚筋のコーディネーションがペダリングスキルに関わる可能性が示唆されており (Gregor and Conconi, 2000; So et al., 2005), 特に局面の移行期 (踏み込みから引き上げ, またはその逆) において重要であることが述べられている (Mileva and Turner, 2003). クラン

ク一回転を 4 象限に分けてみれば，第 1 象限では前下方向への踏み込み，第 2 象限では後下方向への踏み込み，第 3 象限では後上方への引き上げ，そして第 4 象限では前上方向への引き上げのペダル踏力発揮が要求される．これらの知見と客観的事実を考慮すると，踏み込みと引き上げの二局面だけでなく，クランク一回転を通した包括的な検討が必要であると考えられる．著者の知る限り，ペダリングスキルについて力学的変数を用いてクランク一回転通して包括的な検討を行った研究は見受けられない．ペダリングスキルが優れたペダリング運動の力学的特徴を明らかにすることで，スキル評価やトレーニング研究に対する打開策を提案するだけでなく，ペダリングスキルを考慮した体力評価に関する研究分野の発展において，一助となる知見を提供できる可能性がある．

1.2 研究の目的

本博士論文では、自転車ペダリング運動を用いた体力評価をより正しくすることを目指して、ペダリングスキルをスポーツバイオメカニクスの視点から検討し、スキルの高いペダリング運動の力学的特徴を明らかにするとともに、それら特徴を基にペダリングスキルを考慮した分析方法の検討に一助となる知見を提供することを目的とする。

1.3 研究の検討課題

本博士論文の目的を達成するために、以下の3つの研究課題を設定した。

【研究課題1】

ペダリングスキルが一定ケイデンスを用いた持久系能力評価値に与える影響の定量化
(第3章)

【研究課題2】

ペダリング運動における優れたスキルの力学的特徴の検討 (第4章)

【研究課題3】

ペダリングスキルを簡易的に評価する方法の検討 (第5章)

1.4 研究の仮説

前述した研究課題を究明するために、以下の3つの仮説を設定した。

【研究課題1について】

- ・ 機械的クランクパワーは人が行った正味の仕事を過小評価し、その程度はペダリングスキルの影響を受ける。

【研究課題2について】

- ・ スキルの高いペダリング運動の特徴は、踏み込みおよび引き上げ局面の移行期に見られる。

【研究課題3について】

- ・ ペダリングスキルは高ケイデンスを安定して維持できる能力と関係する。

1.5 研究上の作業仮説

本博士論文では、スポーツバイオメカニクス的手法を用いて分析を行ったため、以下のような作業仮説を設けた。

- ・ 人の身体は剛体リンクセグメントモデル化でき、対象者が日本人であるため、各セグメントの質量中心位置および慣性モーメントは、阿江（1996）の身体部分慣性係数を用いて推定できる。
- ・ ペダリング運動における個人内の左右差は無視できる（Kautz et al., 1991）。
- ・ 自転車エルゴメーターが駆動者に与える運動強度の機種および機体間差は無視できる。

1.6 研究の限界

1.6.1 一般化・普遍化に関する限界

本研究で計測されたデータは、A大学の自転車競技部に所属する男性選手とA大学に所属する健常な男子学生である。したがって、本研究で得られた知見を世界のトップアスリートおよび一般成人男性、または女性アスリートおよび女子学生にそのまま適応することには限界がある可能性がある。

1.6.2 研究上の限界

本研究はペダリングスキルをペダリング運動におけるペダル踏力および関節モーメントに焦点づけた力学的観点から検討している。しかし、人がエネルギーを消費してからペダルへ力を加える過程には、様々な要因（生体力学的、生理学的、心理学的、生化学的など）の影響を受けている（Cavanagh and Kram, 1985）。そのため、本研究が対象とするのはペダリング力学の一部であり、これら全てを反映したものではない。

1.7 研究の意義

本研究では、ペダリング運動中に人が発揮した正味のパワーの定量化におけるアプローチをすることで、体力評価をより真値に近づけることが目的の一つとなっている。この目的に関する科学的知見が得られれば、寿命の予測因子である持久系能力（Carnethon et al., 2005; Kodama et al., 2009）をペダリングスキルの影響を受けずに評価することとなり、人々の健康づくりに対して、有用な情報を提供できると考えられる。また、アスリートに対しても体力評価は、日々のトレーニング効果を検証するうえで重要な情報であるため、競技力向上の観点からも大いに貢献すると考えられる。

ペダリングスキルの優れたペダリング運動は、クランク一回転中の最大踏力の減少に貢献する（Garcia-Lopez et al., 2016; Takaishi et al., 1998）。このことは、ペダリング運動中にかかる膝関節への負担を減少させるため（Bini et al., 2011a; Bini and Hume, 2013; Bini et al., 2013b）、ペダリング運動で日々トレーニングを行うサイクリストのみならず、健康維持やリハビリテーションを目的とした一般人においても怪我のリスクを抑えることにつながると考えられる。また、ペダリングスキルの改善方法に関する研究分野においても、新たな研究視点の提供に貢献し、同研究分野の発展に貢献すると考えられる。

1.8 用語の定義

本研究の用語の定義は以下の通りである。

- ・ペダリングスキル

ペダルに加えた力を効率よくクランク駆動に活用する“力の適応技術”

- ・機械的クランクパワー

左右クランクにより生成されたタイヤ（フライホイール）を駆動させるパワー。本研究では、クランク一回転の平均値を代表値として用いている。

- ・クランクパワー

片側クランクにより生成された、クランクを回転させる（クランクを曲げる）パワー。

- ・ペダル踏力（Pedal force）

ペダルに加えられた力の相称。

- ・ペダル合力（Resultant force）

ペダルに加えられた力の総量。

- ・有効踏力（Effective force）

ペダルに加えられたクランクに対する接線方向の力。

- ・非有効踏力（In-effective force）

ペダルに加えられたクランクに対する法線方向の力。

- ・水平分力（Horizontal force）

ペダルに加えられた絶対座標系における水平成分の力

- ・垂直分力（Vertical force）

ペダルに加えられた絶対座標系における鉛直成分の力

- ・力有効性指数（Index of force effectiveness）

ペダル合力と有効踏力の比。

- ・ケイデンス

1分間あたりのクランク回転数（単位：rpm）

- ・サイクリスト

自転車競技のトラックおよびロードレースを専門とする競技者

- ・非サイクリスト

自転車競技を行っていない対象者

- ・駆動者

ペダリング運動を実施している者

- ・ 推進脚

踏み込み局面側の脚（ペダル踏力を積極的に生成する）

- ・ 回復脚

引き上げ局面側の脚（クランクの回転を阻害しないように引き上げ動作を行う）

【局面定義】 (Figure 1-1)

- ・ 踏み込み局面

クランク角 $0-180^\circ$ の区間

- ・ 引き上げ局面

クランク角 $180-360^\circ$ の区間

- ・ 第 1 象限

クランク角 $0-90^\circ$ の区間

- ・ 第 2 象限

クランク角 $90-180^\circ$ の区間

- ・ 第 3 象限

クランク角 $180-270^\circ$ の区間

- ・ 第 4 象限

クランク角 $270-360^\circ$ の区間

- ・ 上死点 (Top dead center: TDC)

クランク角 0° 地点

- ・ 下死点 (Bottom dead center: BDC)

クランク角 180° 地点

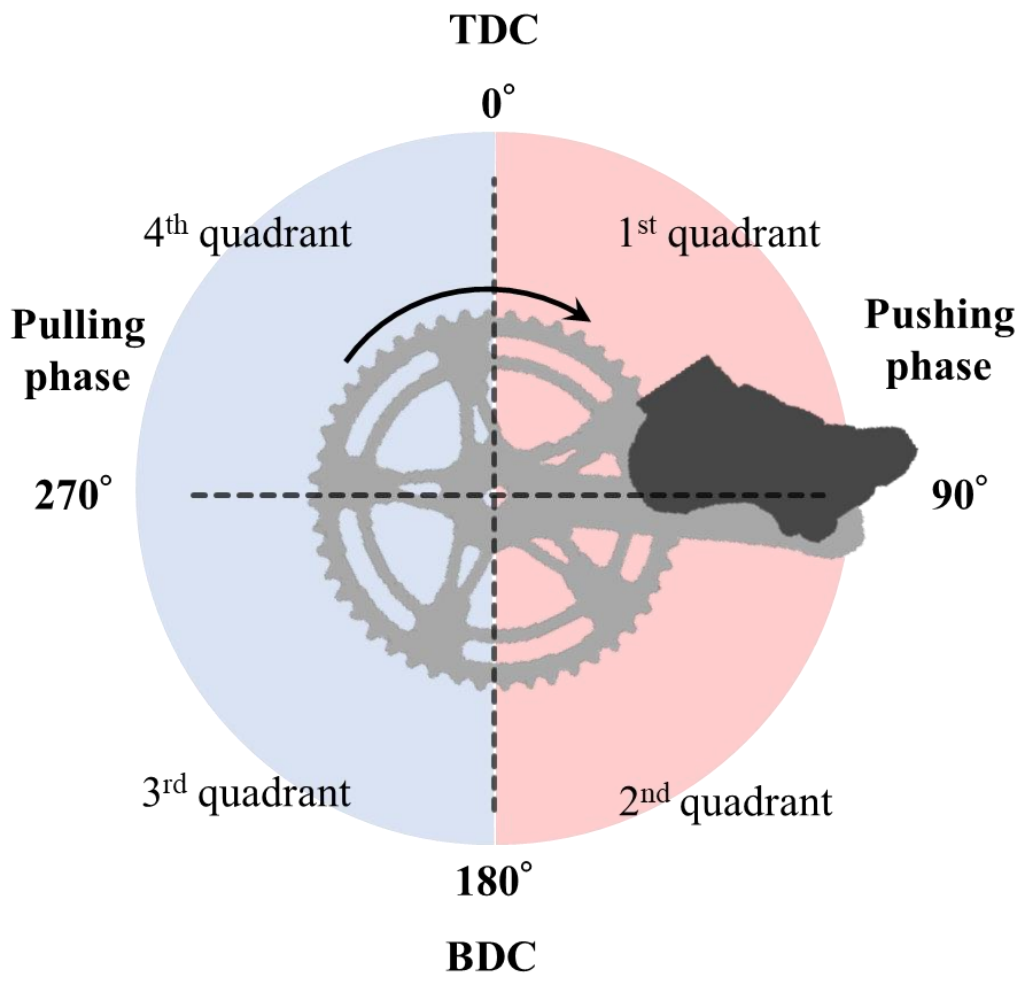


Figure 1-1 The phase definition of crank angle.

第2章 文献研究

2.1 ペダリング運動におけるスキル要素

ペダリング運動は下肢の伸展・屈曲動作によって生成された力をペダルへ加え、クランクからチェーン、そしてタイヤ（自転車エルゴメーターの場合は負荷制御機構）へ伝達することにより推進力（機械的パワー）を得ている。これら一連の力生成および伝達過程では、様々な形でエネルギー損失が生じ、おおよそ駆動者が消費したエネルギーの約 20%が機械的クランクパワーへ変換される（Ettema and Loras, 2009; Hopker et al., 2009）。このようなエネルギー損失の割合を考慮した効率を「生理学的効率」と呼び、運動強度および回転速度（以降、ケイデンスとする）などの機械的設定条件（Arkesteijn et al., 2013; Bertucci et al., 2012; Ferrer-Roca et al., 2017; Fujita et al., 2014）、そして駆動者の熟練度、すなわちペダリングスキルの影響を受け変動する（Cannon et al., 2007; Korff et al., 2007; Zameziati et al., 2006）。本章では生理学的効率に影響を与える要因とメカニズムについて概観し、生理学的効率とペダリングスキルの関係性について議論する。次に、力学的観点から見たペダリングスキル指標、およびそれらの算出方法と解釈について述べ、これまで明らかにされてきた力学的なペダリングスキルに関する知見と限界点について議論する。

2.2 生理学的側面から見たペダリングスキル要素

熱力学の第一法則であるエネルギー保存の法則は、ある系から系へとエネルギーが移動する際や、形態が変化した際にその総量は変化しないという法則である。すなわち、周囲から隔離されている系であった場合、エネルギーは常に一定であり、新たなエネルギーの生成も損失も生じないことになる。一方で人の身体活動においては、呼吸および食事によって取り込まれたエネルギー源が ATP の加水分解に活用され、骨格筋の収縮により 70–80% は熱エネルギーへ変換され、残りが機械的エネルギーへと変換される (Powers and Howley, 2020)。これをペダリング運動に置き換えると、代謝エネルギーは上肢の姿勢保持、下肢の屈曲・伸展動作に伴う骨格筋の活動に活用され、大部分は熱エネルギーとして放散され、残りのエネルギーの一部がペダルを介して機械的クランクパワー (Mechanical crank power) へ変換される。このエネルギー変換効率を生理学的効率と呼び、研究者たちは様々な運動強度や動作の速さ (ペダリング運動ではケイデンス) を変化させ、それら変化に対して人がどのように対応するのかを調査している (Arkesteijn et al., 2013; Bertucci et al., 2012; Cannon et al., 2007; Ferrer-Roca et al., 2017; Fujita et al., 2014; Korff et al., 2007; Zameziati et al., 2006)。ここで、代謝エネルギーには安静時代謝および運動に伴う代謝エネルギーなど様々な要素が含まれていることに注意する必要がある。そのため、研究者は観察する効率の概念に沿って、分析方法を選択する必要がある。以下の章では、効率算出式の分母成分である代謝エネルギーにおいて、ペダリング運動を対象にした研究でよく用いられる 2 つの効率変数について概説する。なお、同一変数であっても研究者によって変数名の定義が異なることがある (Cavanagh and Kram, 1985; Ettema and Loras, 2009)。本章では、近年の研究でよく用いられる表現を採用し表現することとした (Ettema and Loras, 2009)。

2.2.1 代謝エネルギーから機械的エネルギーへの変換効率：Gross efficiency

運動時のデータから推定される代謝エネルギーには、駆動者の呼吸、循環、イオン輸送、身体の固定などの生理学的維持に伴う仕事と、運動負荷に関係しないペダリング動作による仕事が含まれており、これらはしばしば「ベースライン」と表現される (Cavanagh and Kram, 1985)。このベースラインを含めた代謝エネルギーに対する機械的エネルギーへの変換効率を「粗効率 (Gross efficiency)」と呼ぶ。

ペダリング運動中の Gross efficiency は、以下の式で求めることができる。

$$\text{Gross efficiency [\%]} = \frac{\text{Mechanical crank power [W]}}{\text{Metabolic power [W]}} \times 100 \quad (2.1)$$

この時、代謝パワー（Metabolic power）は呼吸商（RER）に基づく各酸素消費値に対応するエネルギー換算値から推定され（de Koning et al., 2012）、そして機械的クランクパワーは左右クランクパワーの合算値である。Gross efficiency は、ペダリング運動における力学的な効率（力有効性指数、2.3.2を参照）と有意な相関関係にある（Zameziati et al., 2006）。一方で、トップレベルのサイクリストにおいては競技パフォーマンスと Gross efficiency の間には有意な関係性が認められないことも報告されており（Coyle et al., 1991）、一貫した見解が得られていない。Korff et al. (2009) は、サイクリストに対して「引き上げ動作を強調」するように指示したところ、力有効性指数がたちどころに改善したと同時に、Gross efficiency が有意に低下したことを報告した。このことから、クランクパワー生成において、下肢の伸展筋群が屈曲筋群よりも生理学的に効率のよいパワー生成機構である可能性が示唆されている（Korff et al., 2009）

上述したように Gross efficiency に用いる代謝エネルギーにはベースラインが含まれている。そのため、運動に伴った骨格筋の活動による代謝だけではないことを留意する必要がある。この影響は Gross efficiency と機械的クランクパワーとの関係において顕著に表れる。Ettema and Loras (2009) は Gross efficiency と機械的クランクパワーの関係が指数関数的曲線であることを示し（Figure 2-1）、機械的クランクパワーの増加に伴って傾きが緩やかになる現象に対して、ベースラインの相対的寄与率が減少するためであると述べた。この問題点に対し、安静時代謝を考慮した「純効率（Net efficiency）」や「デルタ効率（Delta efficiency）」が提案されているが（Ettema and Loras, 2009; 金子ら, 1979）、ベースラインに含まれる循環系の代謝は運動強度によって異なることから（Stainbsy et al., 1980）、ベースラインが常に一定であるという仮説は無効である可能性がある（Ettema and Loras, 2009）。そのため、未だ生理学的効率を示す適切な指標についての結論は得られていない（Ettema and Loras, 2009）。

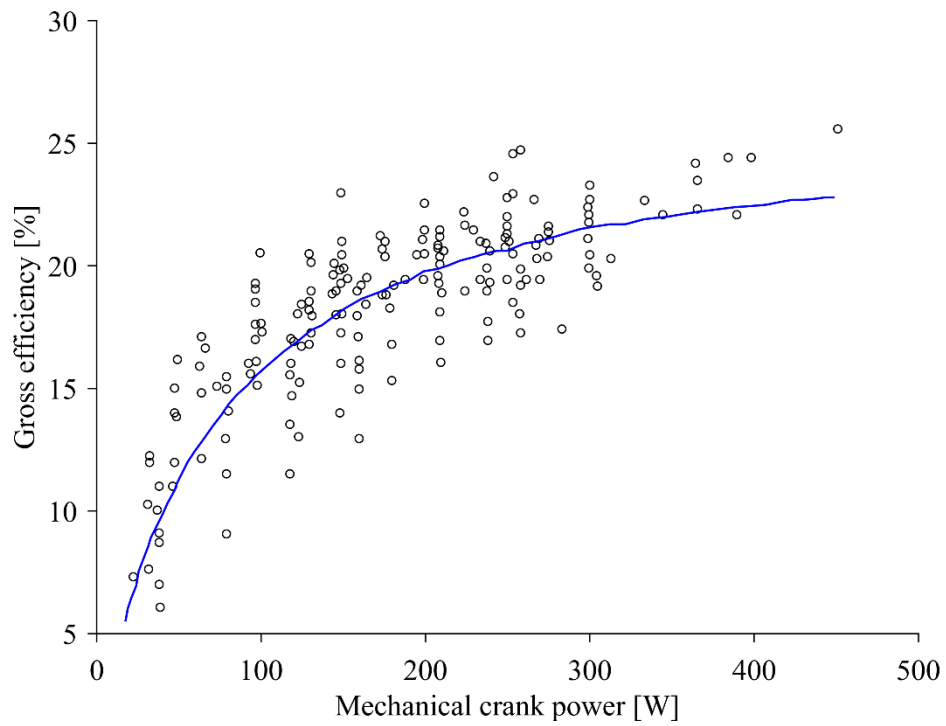


Figure 2-1 Overview of the relationship between mechanical crank power and gross efficiency. This graph was modified from Ettema and Loras (2009).

2.2.2 機械的エネルギーに対する酸素摂取量：Economy

$\dot{V}O_{2peak}$ に対する相対的酸素摂取量 ($\% \dot{V}O_{2peak}$) は有酸素系パフォーマンスの重要な因子であることを背景に (Costill et al., 1973), 一般的な見解として, ある一定の運動強度に対して酸素摂取量が低いほど生理学的効率がよいと考えられている。この背景より, 自転車ペダリング中の効率を示す指標の一つとして酸素摂取量から代謝エネルギーを算出する「経済性 (Economy)」がある。Economy の算出式は以下のとおりである。

$$\text{Economy} [\%] = \frac{\text{Mechanical crank power [W]}}{\text{Oxygen consumption [W]}} \times 100 \quad (2.2)$$

Gross efficiency とは異なり, Economy は酸素摂取量から消費エネルギーを推定するため, 解糖系, ATP-PCr 系によるエネルギー供給が反映されない。そのため, Economy を指標として採用した先行研究では乳酸性作業閾値または換気性作業閾値以下の強度が採用されている (Bertucci et al., 2012; Candotti et al., 2009; Candotti et al., 2007)。Candotti et al. (2007) は, 自転車エルゴメーターを用いた実験において, トライアスリートに対してサイクリストの Economy が有意に高かったことを報告しており, 同時に力有効性指数においてもサイクリストが有意に高いことを報告している。また同研究グループは, 定常ペダリング中の下肢主導筋と拮抗筋の共収縮率を算出したところ, サイクリストが有意に低いことを報告した (Candotti et al., 2009)。これらの結果から, 自転車エルゴメーターを用いて測定される Economy は下肢筋のコーディネーションに伴う内的仕事の大小に影響を受ける可能性が高く, ペダリングスキルの変化に敏感であると考えられる。

2.2.3 小括：生理学的側面からみたペダリングスキル要素

ここまで, ペダリング運動に関する研究において生理学的効率としてよく利用される Gross efficiency と Economy について概説した。Gross efficiency は, ベースラインを含んだ代謝エネルギーを採用する為, 身体活動全体を評価した指標であると言える。これまでにペダリング運動における Gross efficiency を検討した研究は数多く発表されている。そのほとんどの研究が類似した結果を報告しており, その幅は 5%前後 (Figure 2-1) であるため研究間で比較し得ると述べられている (Ettema and Loras, 2009)。一方で, 低強度運動ではベースラインの影響を大きく受けるため, 実験条件によっては解釈に注意が必要である。

上述したように, 代謝コストの算出方法により異なる解釈が必要であるため, 状況に応

じて使い分ける必要がある。一方で、これらの解釈には分子成分である機械的クランクパワーが人の行った仕事を正しく反映していることが前提条件であるが、Cavanagh and Kram (1985) によって、人の行った仕事を過小評価する可能性について言及された。次章 (2.3 章) では、ペダリング運動をバイオメカニクスの観点から概説、上述した問題について解説し、ペダリングスキルとの関係性について議論する。

2.3 力学的側面から見たペダリングスキル要素

2.3.1 ペダル踏力のベクトル分解

駆動者が行う下肢の伸展・屈曲運動によって生成された力はペダルに伝えられ、その一部がクランクを回転させる力として働く。このクランクを回転させるためにペダルへ加えられた力を総称して「ペダル踏力 (Pedal force)」と呼ぶ。ペダル踏力は様々な成分に分解することが可能であり、ペダリング力学を検討する際はそれらを細分化し表現される。それぞれのペダル踏力変数について以下に概略を示す。

ペダル合力：Resultant force (Figure 2-2)

下肢の伸展・屈曲動作により生成された力はペダルに加えられる。このペダルに加えられた力の合力を「ペダル合力 (Resultant Force: Fr)」と呼ぶ。ペダル合力はスカラー量として扱われる。ペダル合力は絶対座標系における垂直成分である「垂直分力 (Vertical force: Fv)」と水平成分である「水平分力 (Horizontal force: Fh)」へ分解することができ、これらの関係を数式に表すと以下のようなになる。

$$Fr [N] = \sqrt{Fv [N]^2 + Fh [N]^2} \quad (2.3)$$

ペダル合力は駆動者の競技経験の有無に影響を受け、同一負荷であってもサイクリストは非サイクリストに比し有意に低値を示す (Takaishi et al., 1998)。ペダル合力は機械的負荷の増加に伴って増加する (Patterson and Moreno, 1990; Rossato et al., 2008)。一方、ペダル合力とケイデンスとの間には二次関数的曲線関係が観察されており、サイクリストでは 90rpm 付近でペダル合力が最も小さくなることがわかっている (Neptune and Herzog, 1999; Patterson and Moreno, 1990)。この結果は、一流のロードサイクリストが競技中に用いるケイデンスが 80–100rpm であること (Lucia et al., 2001)、一定の機械的クランクパワーにおいて酸素摂取量および換気量含む生理学的変数が 91rpm で最も低値を示すこと (Hagberg et al., 1981) と一貫した結果である。上述したペダル合力とケイデンスの関係から、サイクリストを対象とした研究では 90rpm 前後で計測することが主流となっている (Gueli and Shephard, 1976; Palmer et al., 1999)。

有効踏力：Effective force (Figure 2-3)

ペダリング運動ではクランクに対して接線方向へ力が加わることで回転運動を発生させ

ることができる。このクランクの回転に有効な力を「有効踏力 (Effective force: EF)」と呼ぶ。有効踏力はベクトル量であり、クランクの回転方向を正、逆回転方向を負と定義される。クランクは常に回転しているため、絶対座標系に対する有効踏力の方向は時々刻々と変化する。

一般的に一定ケイデンスのペダリング運動における有効踏力は、上死点 (クランク角 0°) から増加をはじめ、クランク角 90° 付近で最大値を迎える。その後下死点 (クランク角 180°) まで減少し、クランク角 $180-360^\circ$ では負の値へ転じる。この波形パターンは $40-120\text{rpm}$ の幅広いケイデンスであっても同様な特徴を示す (Patterson and Moreno, 1990)。有効踏力を分析対象として扱う場合、最大値や最小値、正・負成分の力積とそれらの比率を用いて比較される (Garcia-Lopez et al., 2016; Henke, 1998; Patterson and Moreno, 1990; Sanderson, 1991; Sanderson and Black, 2003; Sanderson et al., 2000)。なお、クランク一回転における正の有効踏力の割合 (Positive impulse proportion) は、競技力と関係することが報告されており (Garcia-Lopez et al., 2016)、ペダリングスキルの一指標として捉えることができる。

有効踏力と運動強度の関係を調査した研究によると、運動強度の増加に伴って最大有効踏力が増加することに加え、負の成分が相対的に減少することがわかっている (Neptune and Herzog, 1999; Sanderson, 1991; Sanderson et al., 2000)。通常、駆動者は引き上げ局面 (クランク角 $180-360^\circ$) では積極的な下肢の引き上げを行わず、反対側のペダル踏み込みによって生じた踏力の補助を受けながら引き上げるため (Sanderson et al., 2000)、下肢の質量が負の有効踏力に影響する。一方で運動強度が増加した場合、回復脚による負の有効踏力を減少させ、踏み込み脚による力の生成を抑える戦略がとられると考えられる (Sanderson et al., 2000)。

有効踏力とケイデンスの関係については、ケイデンスの増加に伴って最大有効踏力の減少および負の有効踏力の増加が報告されている (Neptune and Herzog, 1999; Sanderson, 1991; Sanderson et al., 2000; Sarre et al., 2004)。機械的クランクパワーを一定とした場合、ケイデンスの増加に伴って機械的負荷が減少するため、最大有効踏力は減少する。一方で、負の有効踏力はケイデンスの増加に伴った、下肢筋群による負の仕事 (例: 屈曲動作時に伸展筋群が活動) による影響を受け増加するものと考えられる (Neptune and Herzog, 1999)。また、有効踏力はケイデンスの増加により、最大値の出現クランク角度が後方へシフトする局面位相 (Phase shift) が生じることがわかっている (Ettema et al., 2009)。この現象はケイデ

スの増加に伴って顕著となり、180rpm を超える過度な高ケイデンス条件では下死点付近に最大有効踏力が出現する。そのため、過度な高ケイデンスペダリングでは効果的に有効踏力を生成できずに一回転当たりの平均有効踏力および機械的クランクパワーが減少する (Samozino et al., 2007)。最大努力でのペダリング運動におけるパワー-速度関係を検討した研究によれば、機械的パワーは 120rpm 前後で最大値を迎えた後にケイデンスの増加に伴って減少していく (Dorel, 2018; Dorel et al., 2010; Driss and Vandewalle, 2013; Driss et al., 2002; 池田ら, 2013)。この現象は、上述した有効踏力のケイデンス増加に伴った局面位相が関係していると考えられている (Ettema et al., 2009; Samozino et al., 2007)。

法線踏力（または非有効踏力）：Radial force / Ineffective force (Figure 2-4)

クランクに対して法線方向の力を「法線踏力 (Radial force: RF)」と呼ぶ。法線踏力は、ペダル合力のうち回転に作用しない力であることから「非有効踏力 (In-effective force : InEF)」とも呼ばれる。なお、本研究では非有効踏力と称する。非有効踏力について検討した研究は少なく、機械的クランクパワーおよびケイデンスとの関係について明らかになっていないことが多い。Blake et al (2015) は、高負荷かつ高ケイデンス条件において、有効踏力には個人差が生じにくく、ペダル合力においても有効踏力と密接に関係するため、非有効踏力がペダリング力学の一指標となりうる可能性について言及したが (Blake et al., 2012)、この可能性について未だ十分な理解が得られていない。

クランクトルク：Crank torque (Figure 2-5)

クランク軸周りに働く力であり、力のモーメントをクランクトルク (Crank torque) と呼ぶ。クランクトルクは有効踏力とクランク長の積から成るモーメントであり、以下の式で表される。

$$\text{Crank torque [Nm]} = \text{EF [N]} \times \text{Crank length [m]} \quad (2.4)$$

クランクトルクはクランク長が一定であった場合、有効踏力と比例関係となる。そのため、しばしば有効踏力と同様の扱いをすることがあり、変数の選択には研究グループの計測機器に依存する。一方で、異なるクランク長を用いる場合は扱いに留意する必要がある。

機械的クランクパワー：Mechanical crank power (Figure 2-6)

自転車走行においてタイヤを駆動させる (自転車エルゴメーターの場合は、摩擦抵抗に

打ち勝ちフライホイール回転させる等) パワーを機械的クランクパワーと呼ぶ。機械的クランクパワーは左右クランクパワーの合算値であり、クランクパワーおよび機械的クランクパワーの算出式は以下通りである。

$$\text{Crank power [W]} = \text{Crank torque [Nm]} \times \omega \text{ [rad/s]} \quad (2.5)$$

$$\text{Mechanical crank power [W]} = \text{Right Crank power [W]} + \text{Left Crank power [W]} \quad (2.6)$$

ここで、 ω はクランク角速度を示す。Figure 2-6に示すように、クランクパワーは有効踏力と同様に、踏み込み局面で正のパワーが生成され、引き上げ局面では負のパワーが生成される。そのため、片側で計測される踏み込み局面のパワーは、反対側で計測される引き上げ局面の負のパワーにより一部が打ち消されるため、クランク角 90° および 270° 付近の機械的クランクパワーは片側クランクパワーよりも低値を示す (Figure 2-6)。このことは、先述した機械的クランクパワーでは人が行った正味の仕事を反映しないと考えられる根拠を一部説明するものであり、人が発揮した正味のパワーは機械的クランクパワーよりも大きいことが推察できる (Cavanagh and Kram, 1985)。

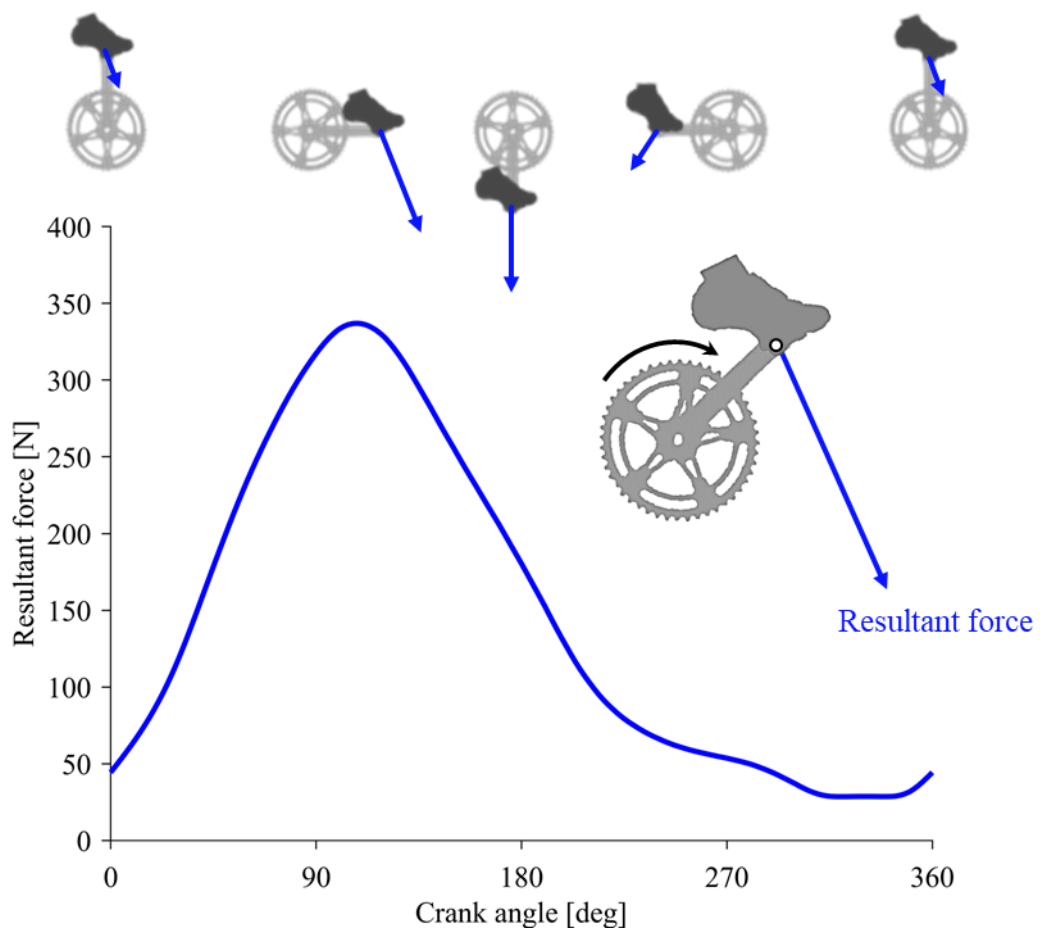


Figure 2-2 Typical example of the resultant force.

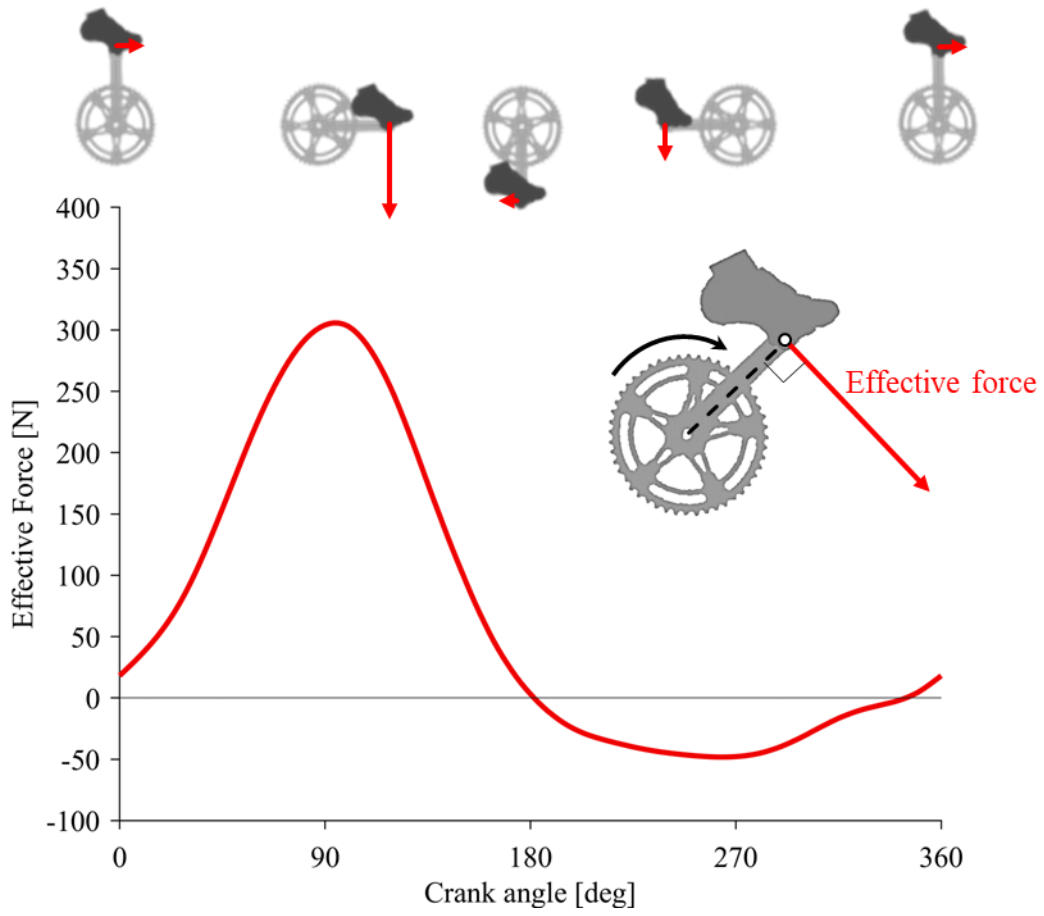


Figure 2-3 Typical example of the effective force.

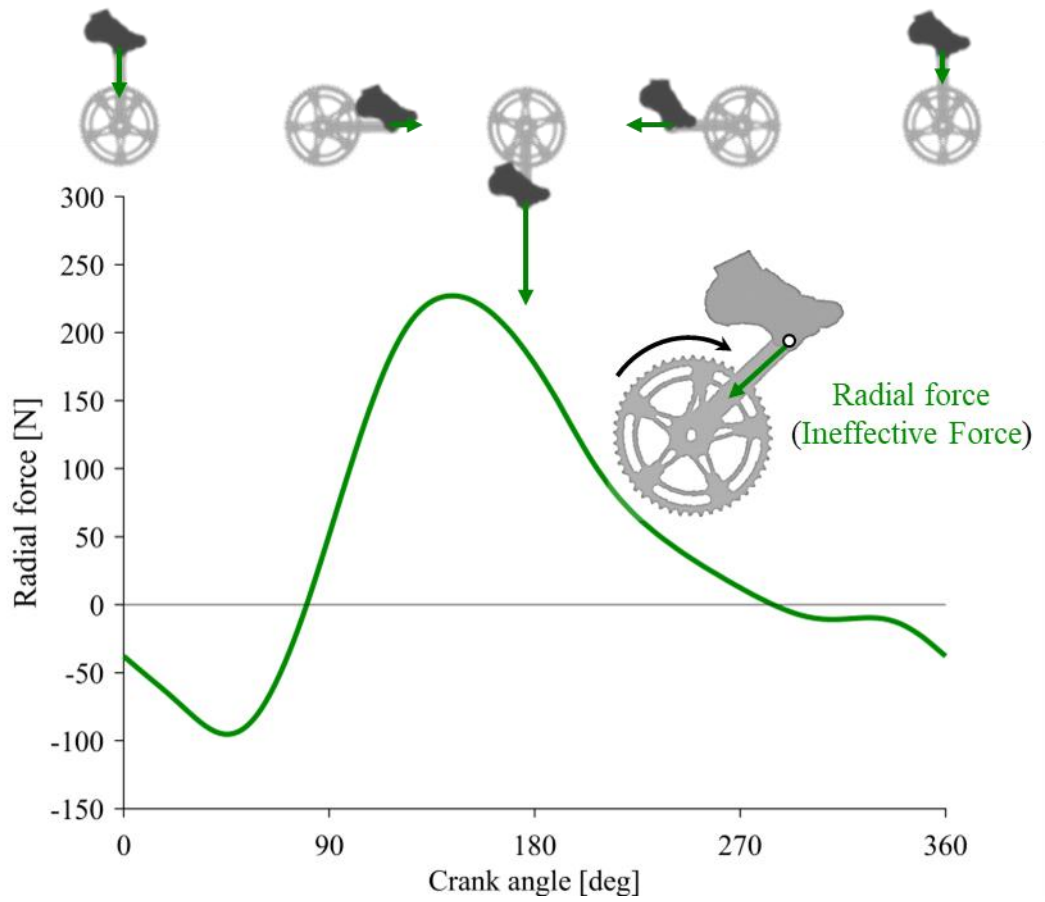


Figure 2-4 Typical example of the radial force.

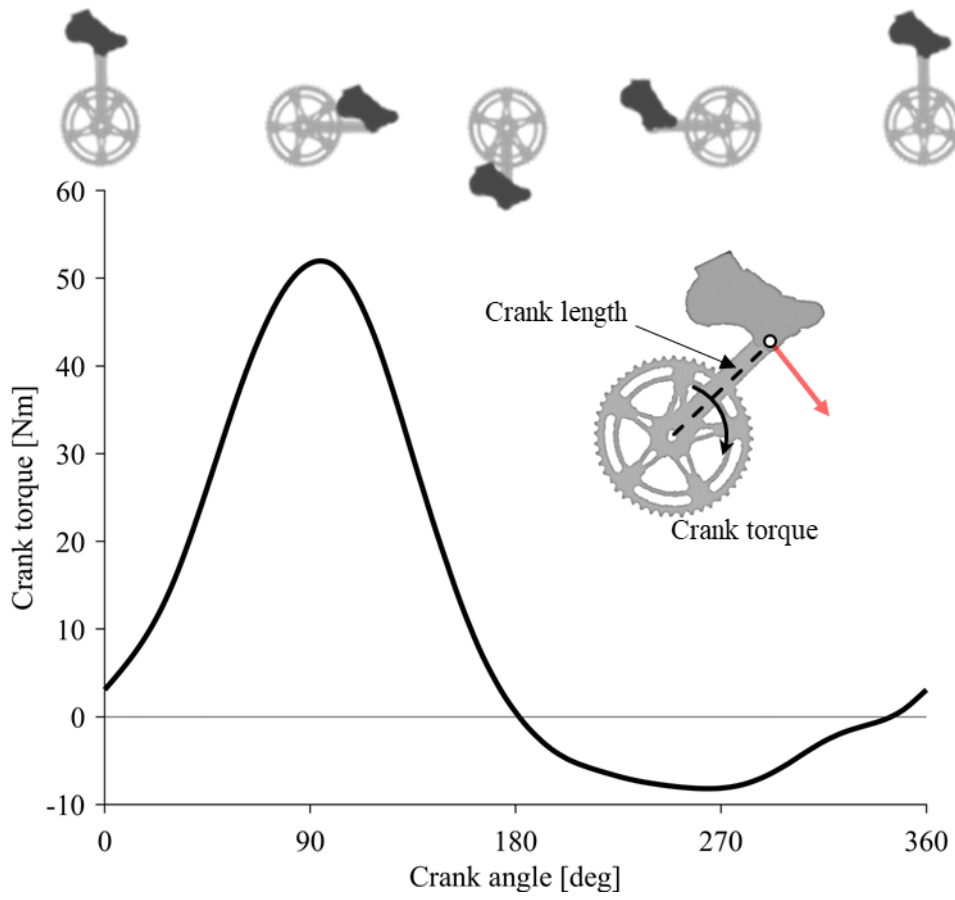


Figure 2-5 Typical example of the crank torque.

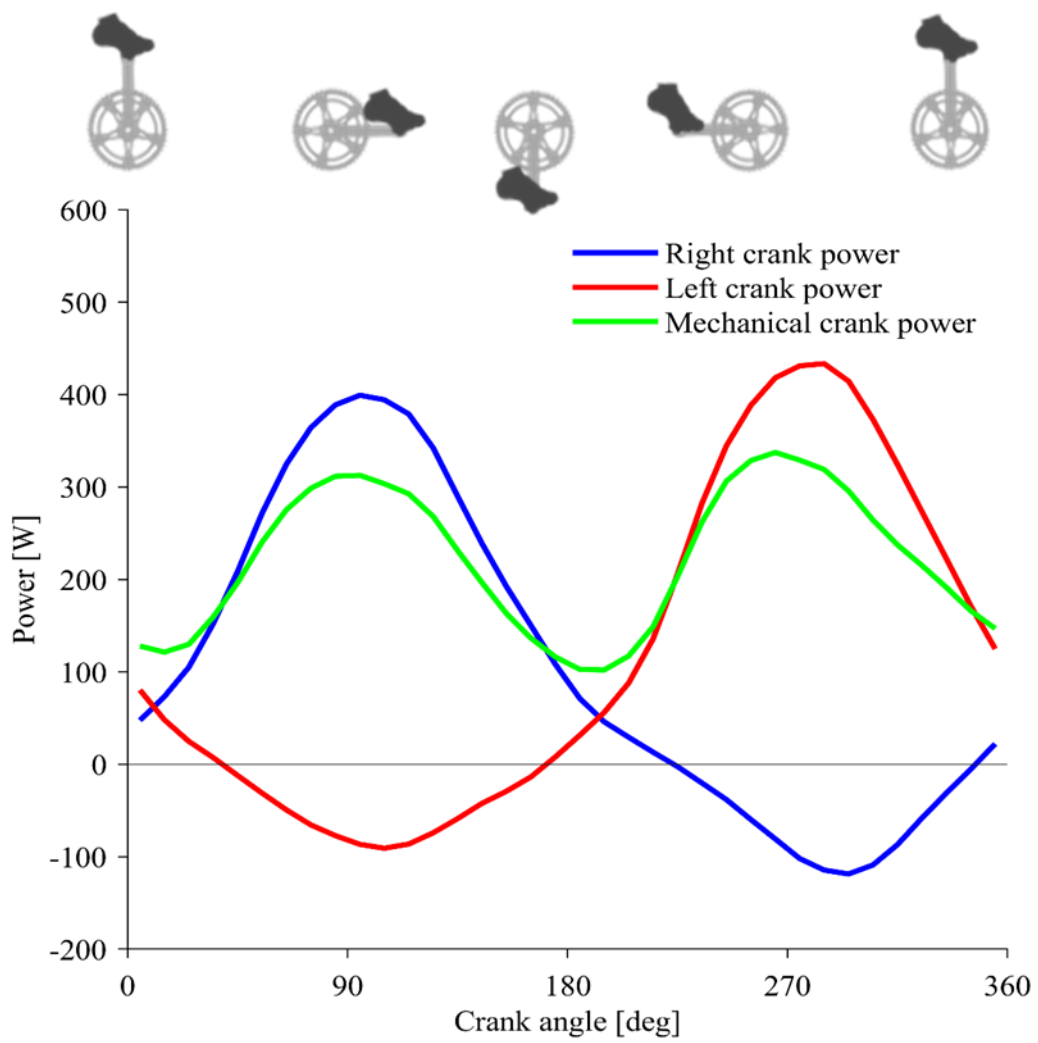


Figure 2-6 Typical example of the mechanical crank power.

2.3.2 力有効性指数：Index of force effectiveness

ペダリング運動における力学的効率を示す指標として、力有効性指数（Index of force effectiveness: IFE）がある。力有効性指数は以下の式で表される。

$$\text{IFE} [\%] = \frac{\text{EF} [\text{N}]}{\text{Fr} [\text{N}]} \times 100 \quad (2.7)$$

力有効性指数はクランク角度毎に算出する「瞬時力有効性指数（iIFE）」とクランク一回転または局面毎に平均化した「平均力有効性指数（tIFE）」がある。それぞれを式に表すと以下のようなになる。

$$\text{iIFE}\theta [\%] = \frac{\text{EF}\theta [\text{N}]}{\text{Fr}\theta [\text{N}]} \times 100 \quad (2.8)$$

$$\text{tIFE} [\%] = \frac{\int_{0^{\circ}}^{360^{\circ}} \text{EF} [\text{N}]}{\int_{0^{\circ}}^{360^{\circ}} \text{Fr} [\text{N}]} \times 100 \quad (2.9)$$

ここで θ は、瞬時のクランク角度を指す。なお本研究では、平均力有効性指数を「力有効性指数（IFE）」と呼ぶこととする。

力有効性指数は、ペダルに加えた力を有効踏力への程度有効的に作用させたかを示す指標である。一般的に、踏み込み局面における力有効性指数は70%程度であり、運動強度の影響を受けない（Zameziati et al., 2006）。そのため、力有効性指数の改善には引き上げ局面（クランク角180–360°）における瞬時力有効性指数の改善が重要であり、すなわち負の有効踏力の減少が求められる。実際にKorff et al（2009）はサイクリストへ「引き上げを強調したペダリング」を実施させたところ、負の有効踏力が大きく減少し、力有効性指数も有意に向上したことを報告している。そのため、力学的なペダリングスキルの改善には、引き上げ局面におけるペダル引き上げ動作が重要であると考えられており、引き上げ動作を習得するためのトレーニングプログラムについても検討されている（Duc et al., 2019; Fernández-Peña et al., 2009; Hug et al., 2013; Sperlich et al., 2011; Theurel et al., 2012）。しかしながら、興味深いことにペダルの引き上げを強調したペダリング動作を習得するための短期間のトレーニング（6週間）を実施しても、生理学的効率やサイクリングパフォーマンスの改善が見られないことも報告されている（Duc et al., 2019; Sperlich et al., 2011）。その要因として、トレーニング期間が短く、生理学的な適応に要する期間が足りなかったことが挙げられているが（Sperlich et al., 2011）、この可能性について未だ明らかにされていない。以上のことから、生理学的および力学的観点を複合した熟練動作の特徴、およびスキルト

レーニングの方法が明確にされていない。

力有効性指数はペダリングスキル指標として不適切であると報告される例もある (Coyle et al., 1991)。また、力有効性指数算出式の分母に用いられるペダル合力はスカラー量であるため、エネルギーと同次元で比較することができない。そのため、人が消費したエネルギーの内、ペダリングスキルがどの程度エネルギー消費に関与したかを定量化できない (Cavanagh and Kram, 1985)。ペダリングスキルとエネルギー消費量との関係をより詳細に明らかにするためにはこれらの課題について検討する必要がある。

2.3.3 仕事有効性指数：Index of work effectiveness

有効踏力またはクランクトルクはそれぞれクランク仕事として換算することができる。以下にはクランクトルクをクランク仕事へ換算する式を示す。

$$\text{Crank work [J]} = \text{Crank torque [Nm]} \times \omega \text{ [rad/s]} \times t \text{ [sec]} \quad (2.10)$$

ここで、 ω はクランク角速度、 t は運動時間を示す。そして、クランク一回転中に生成された「総クランク仕事 (Total crank work)」に対する正の仕事の比を「仕事有効性指数 (Index of work effectiveness)」と呼ぶ。仕事有効性指数の算出式を以下に示す。

$$\text{Index of work effectiveness [\%]} = \frac{\int_{0^{\circ}}^{360^{\circ}} |\text{Positive crank work}|}{\int_{0^{\circ}}^{360^{\circ}} |\text{Total crank work}|} \times 100 \quad (2.11)$$

仕事有効性指数およびクランク仕事を用いることで、負のクランクトルクによって損失したエネルギーを算出することができる (Menard et al., 2016)。Menard et al (2016) は、サイクリストに 200W を 90rpm でペダリング運動させた際の仕事有効性指数は 84%前後であることを報告している。これは 1 分間のペダリング運動に求められる機械的クランク仕事が 12,000J であるのに対し、総クランク仕事が約 14,300J となるため、2,300J ものエネルギーが損失したことがわかる。

一方で、仕事有効性指数はペダル合力を反映しないため、ペダルに加えられたエネルギーの変換効率ではないことを留意しなければならない。また、仕事有効性指数について検討した研究は我々の知る限り上述した 1 本と非常に少なく (Menard et al., 2016)、機械的クランクパワーやケイデンスとの関係性および、ペダリングスキルと関連について更なる検討が必要であると言える。

2.4 ペダリングスキル研究における既存研究の問題点

本章の前半では生理学的効率に関連する変数の基礎的理解や、既存研究で明らかになっているペダリングスキルとの関係性について概説した。ペダリングスキルは、生理学的効率指標である Gross efficiency および Economy へ影響を与える。したがって、ペダリングスキルの改善は生理学的効率の改善に貢献することが予想される。一方で、生理学的効率に対するペダリングスキルの貢献度については定量的に検討されておらず、未だ十分な理解が得られていない。また、機械的クランクパワーの解釈について一部紹介し、生理学的効率を算出するためのパフォーマンス変数について議論の余地があることを示した。

本章の後半では力学的スキル変数の解釈に触れ、これまで明らかにされたペダリングスキルに関する知見を整理し概説した。いずれもペダリングスキルの改善にはペダル引き上げ動作の重要性が述べられているが、回復脚を強調したトレーニングによるペダリングパフォーマンスおよび生理学的効率の改善が観察されなかったことから、スキルの優れたペダリング動作の特徴については疑問が残る。

本章によって挙げられた研究課題は下記のようにまとめられる。

- 1) 機械的クランクパワーは人が発揮した正味のパワーを反映していない。
- 2) ペダリングスキルに対するペダル引き上げ動作の重要性については検討の余地がある。

第3章 課題1 ペダリングスキルが一定ケイデンスを用いた持久系能力評価値に与える影響の定量化

3.1 背景

持久系能力の評価テストとして自転車エルゴメーターを用いた漸増負荷テストがよく用いられる。近年では、フライホイールへの負荷抵抗を電磁ブレーキによりコントロールすることで、高い精度で機械的負荷を与えることができる。加えて自転車ペダリング運動はハンドル・サドル・ペダルで身体が固定され、運動様式がクランクアームを回転させるのみの単純な動作であるため被験者間で動作に個人差が生じにくいことから、駆動者のスキル差による影響を受けにくく、測定手法に適した負荷装置であると考えられている (Åstrand, 1976; 水野と福田, 1991)。

持久系能力の評価には最大酸素摂取量 ($\dot{V}O_{2peak}$) や乳酸性作業閾値 (Lactate threshold: LT) などの生理学的指標が採用され、これら指標が出現した時の運動強度から持久系能力が定量化される。例えば、LT は 12–15 分以上続く持久系種目のパフォーマンスに関係していることが報告されており (Lundby and Robach, 2015b)、このような指標を正確に測定することで、横断的な持久系能力の評価だけでなく、縦断的な測定によりトレーニング効果の検証が可能となる (Coyle et al., 1988; Coyle et al., 1991; Craig et al., 1993; Kautz et al., 1991; Malfait et al., 2006; Neptune and Hull, 1999; Passfield and Doust, 2000; Whitty et al., 2016)。

自転車ペダリング運動における運動強度は、機械的クランクパワーとして表されるが、古くから運動強度の指標として適さないという意見が述べられている (Cavanagh and Kram, 1985)。その背景として、クランクを回転させるに有効な力 (有効踏力) は人がペダルに加えた力の一部分であり、残りは回転に作用しない力 (非有効踏力) として働くことにある (Cavanagh and Kram, 1985)。そのため、従来、自転車エルゴメーターで計測される機械的クランクパワーは、人がペダルに入力したエネルギーをすべて反映していないと考えられるが、今日においても上述したペダルへ入力された真のエネルギーを定量化する方法は未だ明らかにされていない (Cavanagh and Kram, 1985)。

機械的クランクパワーは左右クランクパワーの合算値である (Figure 3-1)。通常、片側

クランクでは引き上げ局面において負のクランクパワーが生成される。そのため、生成された負の成分を補うために反対側（踏み込み局面）では推進脚により余分に大きな正のパワー（以降、余剰クランクパワーとする）を生成し、クランク一回転中の平均パワーを保っている（Sanderson et al., 2000）。Menard et al. (2016) はパワーを時間積分することで仕事へと換算し、負のクランクパワーによるエネルギー損失を定量的に分析した。その結果、左右それぞれのクランクで生成されたエネルギーの内、84%が機械的クランク仕事として働き、残りは左右クランクのコーディネーション（負の成分に対する補填）によって損失することを報告した。

負のクランクパワーの大きさは運動強度と関係することがわかっており、運動強度の低下と共に負のクランクパワーが相対的に増加することが報告されている（Neptune and Herzog, 1999; Sanderson, 1991; Sanderson et al., 2000）。同時に、負のクランクパワーの相対的な大きさは、自転車競技選手のパフォーマンスレベルと関係していることが報告されており（Garcia-Lopez et al., 2016）、ペダリングスキルの一指標であると考えられる。これらのことを考慮すると、漸増負荷テストのように、すべての駆動者に同程度の運動強度を与えることを前提とした運動負荷試験において、人が発揮した正味のクランクパワーの個人差は、駆動者のペダリングスキルに依存して大きくなると予想される。したがって、持久系能力の評価を行う際は、ペダリングスキルを考慮した検討が必要であると考えられるが、このことについて言及した研究は見受けられない。上述したことを鑑み、本研究では余剰クランクパワーに着目し、これを考慮することで人が発揮した正味のパワーを一部反映できると考え、検討することを第1の目的とする。

生理学的効率とは、パワー生成に関わる代謝プロセスについてより深い洞察をもたらすことから（Ettema and Loras, 2009; Hopker et al., 2009）、しばしば持久系能力指標と共に計測されることがある（Płoszczyca et al., 2019）。自転車ペダリング運動では生理学的効率指標として Gross efficiency（総代謝エネルギーに対する機械的クランクパワーの比、式 2.1 参照）がよく用いられる。Gross efficiency と運動強度の関係について、これまで数多くの先行研究により検討されてきた。それらが示す一貫した結果として、運動強度の低下に伴い Gross efficiency が低下することが報告されている。その要因として、低強度運動では、ベースライン（生理学的維持に伴う仕事と運動負荷に関係しないペダリング動作による仕事）の割

合が大きいことが挙げられているが、このことについて定量的な検討は行われていないため、未だ十分な理解が得られていない (Ettema and Loras, 2009)。このような背景から、運動代謝に関する研究において、エネルギー消費量の決定要因を説明および定量化することが必要であると考えられている (Cavanagh and Kram, 1985; Stainbsy et al., 1980)。運動強度とクランクパワーの関係について検討すると、運動強度の低下に伴う負のクランクパワーの増加はエネルギー損失を増加させることが予想される。上述したように、負のクランクパワーの相対的な大きさはペダリングスキルに関係すると考えられている (Garcia-Lopez et al., 2016)。そのため、低強度運動時の Gross efficiency の低下はベースライン (安静時代謝を含むペダリング運動以外に費やされるエネルギー消費) による影響以外にも、ペダリングスキル (すなわち余剰クランクパワー) の影響を受けることが予想される。本章により Gross efficiency の変動要因としてペダリングスキルの影響を定量化できれば、低強度運動時の Gross efficiency を決定する要因について、新たな知見を提供できる可能性がある。

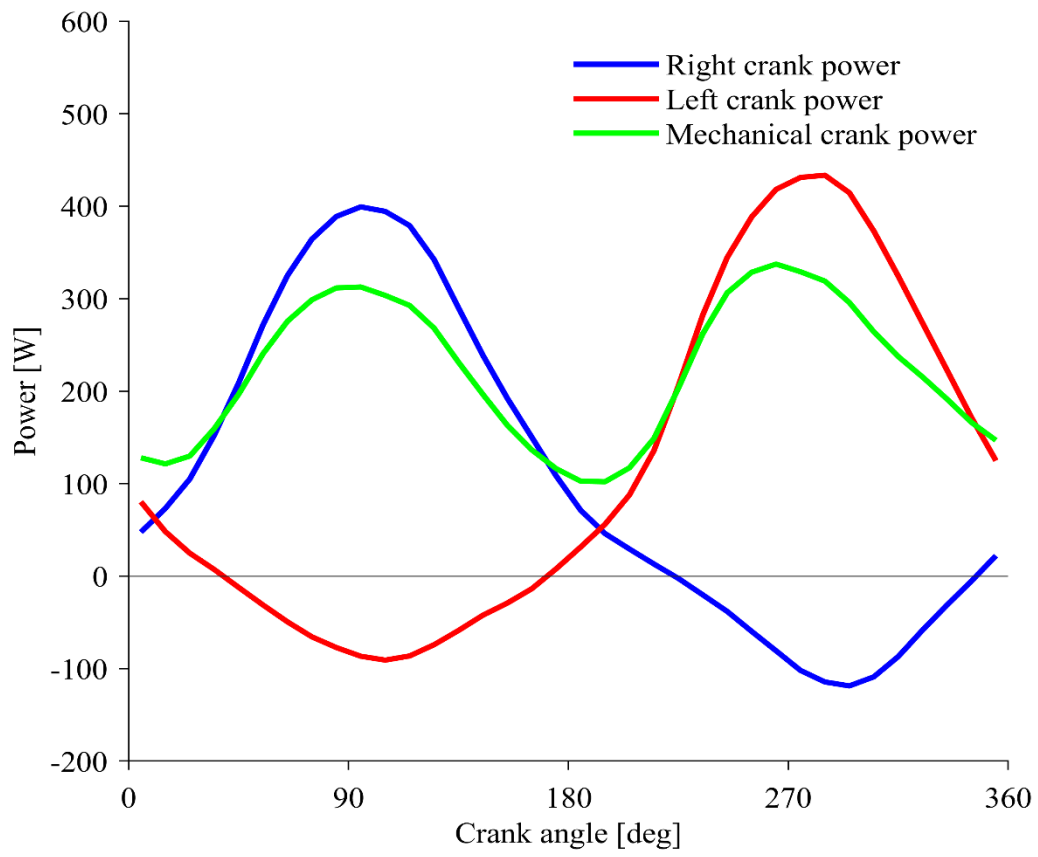


Figure 3-1 Typical example of the mechanical crank power.

3.2 目的

本章では、課題 1 として「ペダリングスキルが一定ケイデンスを用いた体力評価値に与える影響の定量化」を目的とし以下の仮説について検討した。

仮説 1「機械的クランクパワーは人が行った正味の仕事を過小評価し、その程度はペダリングスキルの影響を受ける。」

また、本章では第 2 の目的として、低運動強度で Gross efficiency が低値を示す要因においてペダリングスキルが関係するかを検討した。

3.3 方法

(A) 対象者

本課題では，大学自転車競技部に所属する男性サイクリスト 20 名（年齢：19.7±1.1 歳，身長：1.69±0.04m，体重：66.6±7.4kg）を対象に実施した．全ての対象者は，本章の目的と実験プロトコールについて十分な説明を受けた後，すべての対象者から書面によるインフォームドコンセントを得た．本章は，日本体育大学の倫理審査委員会が公表したヒトを対象とする研究に関するガイドラインに従い，倫理審査委員会の承認（第 018-H061 号）を得て実施した．また，ヘルシンキ宣言の原則に従って実施された．

(B) 実験プロトコール

対象者は身体組成を計測した後，自転車エルゴメーターへ乗車させ，5 分間のペダリング運動によるウォーミングアップ（機械的負荷：1.0kgf ケイデンス：90rpm）を実施させた．ウォーミングアップ終了後，数分の休息を取った後，漸増負荷テストを実施した．なお，サドルおよびハンドル高は対象者の任意の設定とし，全ての測定は 22–24 度の室内で実施した．

(C) データ収集

a) 身体組成

身長および体重は，身長体重計（seca799s，seca 社製）を用いて身長は 0.1 cm 単位で計測し，体重は 0.1kg 単位で計測した．

b) 最大酸素摂取量（ $\dot{V}O_2\text{peak}$ ）および血中乳酸濃度

漸増負荷テストは渦電流電磁ブレーキ式自転車エルゴメーター（Excalibur Sport, Lode 社製）を用いて実施した．漸増負荷テストの初期負荷は 1.0kgf とし，3 分ごとに 0.5kgf 漸増させた．3.5kgf（6 ステージ目）以降は 0.3kgf 漸増させ，疲労困憊まで連続的に運動させた．なお，対象者には漸増負荷テスト中のケイデンスが 90±2rpm となるように指示した．

漸増負荷テスト中の心拍数は，心拍計（H10, Polar 社製）を用いて連続的に計測した．血中乳酸濃度および主観的運動強度（RPE）は各負荷ステージの終了 30 秒前に計測した．

なお、血中乳酸濃度の分析には自動血糖値分析装置（BIOSEN, EKF Diagnostics 社製）を用いて実施した。

漸増負荷テスト中の呼気ガスは、呼気ガス分析装置（AE-310S, ミナト医科学社製）を用いて呼気採集法で 10 秒ごと平均値を計測した。また、各ステージの代表値は、ステージ終了 30 秒間の平均値を採用した。漸増負荷テストにおける最大酸素摂取量（ $\dot{V}O_{2peak}$ ）は、以下の項目の 3 つ以上当てはまった時点の酸素摂取量とした（Yamaguchi et al., 2022）。

- (1) 負荷の増加に対して、 $\dot{V}O_2$ が増加しない定常状態となる
- (2) 以下の式で予測された最大心拍数の 90%以上となる（ $HR_{max} = 220 - \text{年齢}$ ）
- (3) 対象者が随意的に運動を終了させる
- (4) 対象者が目標ケイデンスを維持できなくなる
- (5) RPE が 17 以上となる

c) クランクキネティクス

ペダリング運動中における左右それぞれのクランクトルクおよび回転速度（ケイデンス）を自転車エルゴメーターに搭載された踏力測定システム（ペダルフォースメジャメント）を用いてクランク角 2°ごとに計測した。

(D) データ処理

a) 酸素摂取量および代謝パワー

酸素摂取量および二酸化炭素排出量における各負荷ステージの代表値として、運動終了前 30 秒間の平均値を求め、以下の式を用いて粗効率（Gross efficiency : GE）を算出した（de Koning et al., 2012）。

$$\text{Gross efficiency [\%]} = \frac{\text{Mechanical power [W]}}{\text{Metabolic power [W]}} \times 100 \quad (3.1)$$

$$\text{Metabolic power [W]} = \dot{V}O_2 \text{ [l/min]} \times \frac{\text{RER} \times 4904 + 16040}{60} \quad (3.2)$$

この時、呼吸商（RER : respiratory exchange ratio）は酸素摂取量と二酸化炭素排出量の比から推定した。また、Gross efficiency は酸素摂取量が定常状態であり、RER が 1.0 以下であるときに正確に求めることができる（Noordhof et al., 2010）。そのため、本章では上述した条

件を満たした第 3 ステージ（設定負荷：2kgf，機械的運動強度：約 176.6W）までの Gross efficiency を算出した。なお，本研究では酸素摂取量の定常状態の定義を「ステージ終了 30 秒間の平均酸素摂取量がステージ終了 1 分間の平均値に対して大きく変化しない」とした。

b) 相対運動強度変数

漸増負荷テストの結果から，以下の相対運動強度変数を算出した。

- ・最大有酸素性パワー (P_{Max})
- ・ 50% $\dot{V}O_{2peak}$ 時パワー ($P_{50\%}$)
- ・ 80% $\dot{V}O_{2peak}$ 時パワー ($P_{80\%}$)
- ・乳酸性作業閾値パワー (P_{LT})
- ・血中乳酸濃度 4mmol/L パワー (P_{LT4})

P_{Max} は以下の式を用いて算出した。

$$P_{Max} [W] = P_{Mechanical} [W] + \frac{t}{180} \times \Delta P_{Mechanical} [W] \quad (3.3)$$

ここで， $P_{Mechanical}$ は機械的クランクパワー（式 3.4 参照）であり， t は最終負荷ステージの運動時間（秒）である。そして $\Delta P_{Mechanical}$ は最終負荷ステージと 1 ステージ前それぞれにおける $P_{Mechanical}$ との差分である。 $P_{50\%}$ と $P_{80\%}$ は酸素摂取量と $P_{Mechanical}$ との関係から算出した。

P_{LT} （乳酸性作業閾値パワー）及び P_{LT4} （血中乳酸濃度 4mmol/L 時パワー）は log-log 法を用いて算出された (Beaver et al., 1985)。この方法の最初の手順として，第一に運動強度（機械的クランクパワー）と血中乳酸濃度を常用対数へ変換し，その後，共通のデータ点を持つ，低成分（運動強度の変化に対する血中乳酸濃度の増加が少ないセグメント）と高成分（運動強度の増加に対して血中乳酸濃度が急激に増加するセグメント）の 2 セグメントを作成した。セグメントの分割基準は，低成分および高成分セグメントそれぞれの残差平方和を算出し，それらを合算した値が最小となるように，共通データ点を変化させ探索的に分析した (Davis et al., 2007)。最後に，各セグメントに対し線形回帰式を算出し，2 つの線形回帰式より交差する点に対応する機械的クランクパワーを P_{LT} として算出した (Figure 3-2)。また，高成分セグメントの線形回帰式から 4mmol/L に対応する機械的クランクパワーを P_{LT4} として算出した。

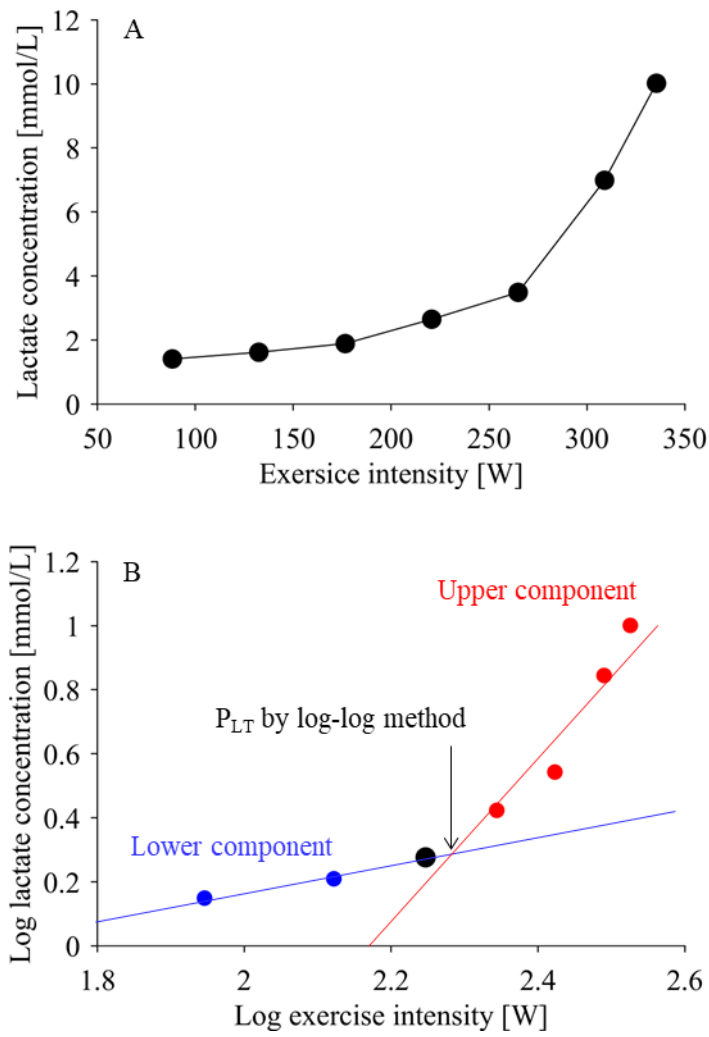


Figure 3-2 (A) Typical example of lactate concentration versus exercise intensity. (B) Typical example of log lactate concentration versus log exercise intensity.

c) 機械的クランクパワーおよび正味のクランクパワー

ペダリング運動中のクランクトルクと回転速度の関係からクランクパワーを算出した後、各負荷ステージ終了前 30 秒間の平均クランクパワーをクランク角 10°毎に求めた (Figure 3-1)。算出された左右それぞれのクランクパワーを合算することで機械的クランクパワー ($P_{\text{Mechanical}}$) が求められ、また人がクランクに発揮した正味のクランクパワー (P_{Net}) は左右のクランクパワーの正成分を合算することで求められる。これらの算出式を以下に示す。

$$P_{\text{Mechanical}} [\text{W}] = \text{Right crank power} [\text{W}] + \text{Left crank power} [\text{W}] \quad (3.4)$$

$$P_{\text{Net}} [\text{W}] = \text{Right crank positive power} [\text{W}] + \text{Left crank positive power} [\text{W}] \quad (3.5)$$

算出された $P_{\text{Mechanical}}$ と P_{Net} の差分を余剰クランクパワー (P_{Excess}) と定義し、以下の式を用いて求めた。

$$P_{\text{Excess}} [\%] = \frac{P_{\text{Net}} [\text{W}] - P_{\text{Mechanical}} [\text{W}]}{P_{\text{Mechanical}} [\text{W}]} \times 100 \quad (3.6)$$

また、代謝パワー (Metabolic power) に対する余剰クランクパワー (P_{Net} と $P_{\text{Mechanical}}$ の差分) の貢献度 ($P_{\text{Excess}} (\% \text{Metabolic})$) を以下の式を用いて求めた。

$$P_{\text{Excess}} (\% \text{Metabolic}) [\%] = \frac{P_{\text{Net}} [\text{W}] - P_{\text{Mechanical}} [\text{W}]}{\text{Metabolic power} [\text{W}]} \times 100 \quad (3.7)$$

クランクパワー変数はクランク一回転平均値をそれぞれ求め、各負荷ステージ終了前 30 秒間の平均を算出した。相対運動強度における $P_{\text{Mechanical}}$ と P_{Net} を検討するために、対象者の体重で正規化した。また、それぞれの T-score を算出した。

(E) 統計

全ての変数は SPSS バージョン 27 (IBM 社製) を用いて統計分析し、平均±標準偏差で表した。全ての変数の正規性は Shapiro-Wilk 検定を用いて分析した。Gross efficiency と P_{Excess} の関係性はスピアマンの順位相関係数を用いて検討した。本章の有意水準は 5%未満とし、10%は優位傾向として扱った。

3.4 結果

3.4.1 漸増負荷テストにおける設定強度と実施パフォーマンスの検証

Table 3-1 に漸増負荷テストにおける第 6 ステージまでで得られたケイデンスおよび $P_{\text{Mechanical}}$ の平均値および標準偏差を示した。各ステージの平均ケイデンスをみると目標ケイデンスが維持されていた。 $P_{\text{Mechanical}}$ を見ると、全ての負荷ステージにおいて標準偏差が $\pm 3W$ 以内であり、全ての対象者に対して同程度の運動強度を与えたことが観察された。

3.4.2 相対運動強度における $P_{\text{Mechanical}}$ と P_{Net} の比較

Table 3-2 には、各相対運動強度時の $P_{\text{Mechanical}}$ 、 P_{Net} 、 P_{Excess} を示した。全ての相対強度で $P_{\text{Mechanical}}$ に対して P_{Net} が高い特徴が示され、 P_{Excess} は $P_{50\%}$ が最も大きく ($57.0 \pm 15.6\%$)、 P_{Max} が最も小さかった ($9.5 \pm 5.0\%$)。

Figure 3-3 から 3-7 には各相対強度における全対象者の $P_{\text{Mechanical}}$ 、 P_{Net} とそれぞれの T-score を示した。体重で正規化されたパワーは全対象者において $P_{\text{Mechanical}}$ に対して P_{Net} が高値を示した。T-score 化した P_{Net} および $P_{\text{Mechanical}}$ をみると、約半数の対象者において $P_{\text{Mechanical}}$ に対して P_{Net} が低値を示した (P_{Max} : 11 例/20 例, $P_{50\%}$: 11 例/20 例, $P_{80\%}$: 10 例/20 例, P_{LT} : 11 例/20 例, P_{LT4} : 11 例/20 例)。

Table 3-1 Mechanical crank power and cadence at each stage as measured by incremental exercise test.

Stage	P _{Mechanical} [W]	Cadence [rpm]
1 st	89.4 ± 2.5	90.6 ± 1.0
2 nd	134.7 ± 2.2	90.6 ± 0.9
3 rd	177.6 ± 2.4	90.4 ± 1.1
4 th	221.7 ± 2.2	90.5 ± 1.0
5 th	266.2 ± 2.3	89.9 ± 1.6
6 th	310.1 ± 2.3	89.6 ± 2.2

Table 3-2 The crank power variable at each physiological landmark.

	$P_{\text{Mechanical}}$ [W/BW]	P_{Net} [W/BW]	P_{Excess} [%]
P_{Max}	5.0 ± 0.7	5.4 ± 0.6	9.5 ± 5.0
$P_{50\%}$	1.9 ± 0.3	2.9 ± 0.3	57.0 ± 15.6
$P_{80\%}$	3.7 ± 0.5	4.3 ± 0.4	20.5 ± 8.1
P_{LT}	3.1 ± 0.6	3.9 ± 0.5	27.1 ± 11.7
P_{LT4}	3.8 ± 0.7	4.4 ± 0.5	19.5 ± 9.1

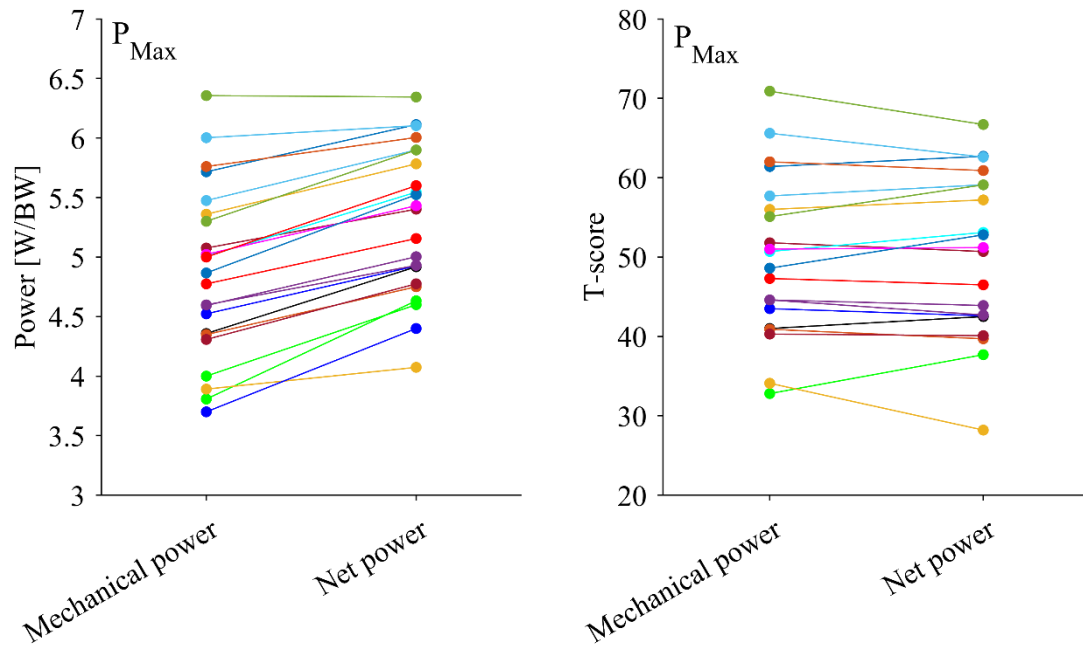


Figure 3-3 Mechanical crank power and net power at P_{Max} and their T-Score values.

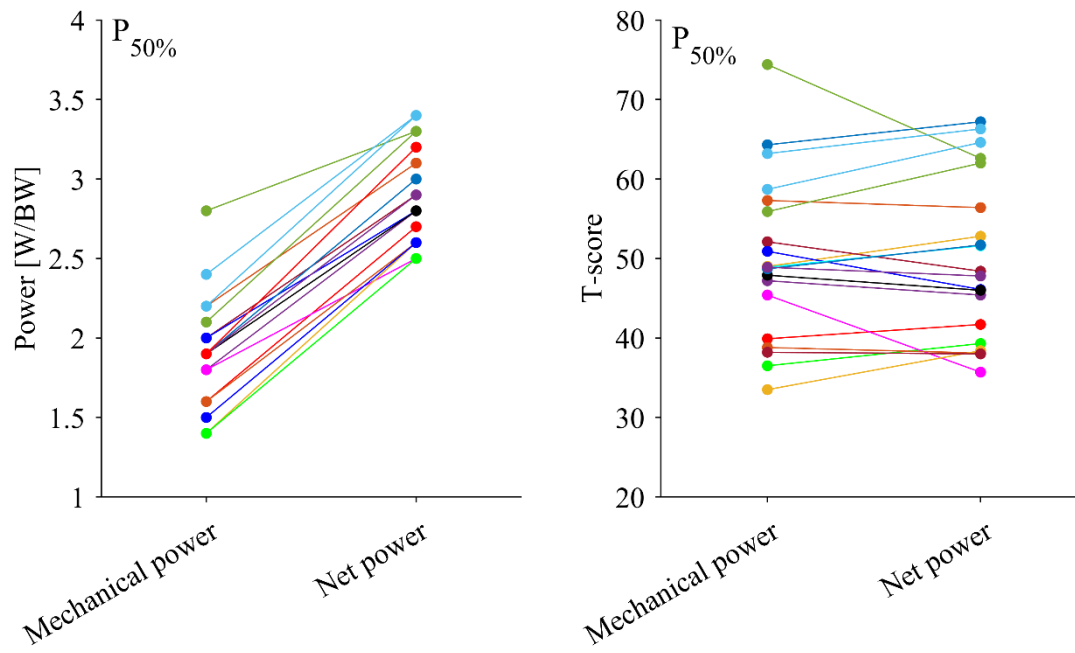


Figure 3-4 Mechanical crank power and net power at $P_{50\%}$ and their T-Score values.

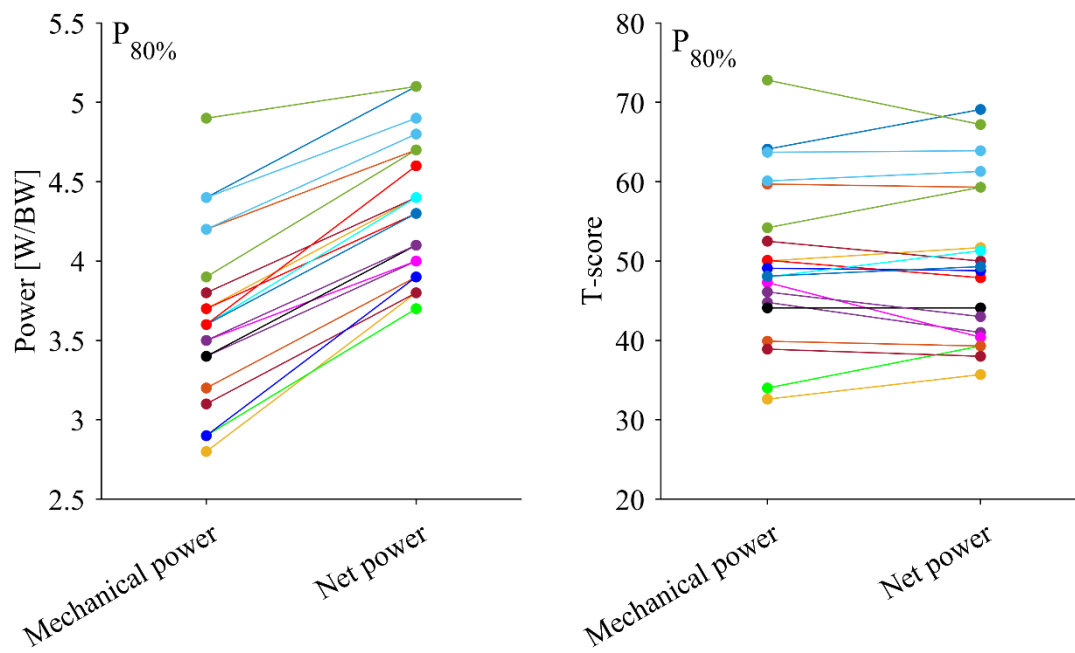


Figure 3-5 Mechanical crank power and net power at $P_{80\%}$ and their T-Score values.

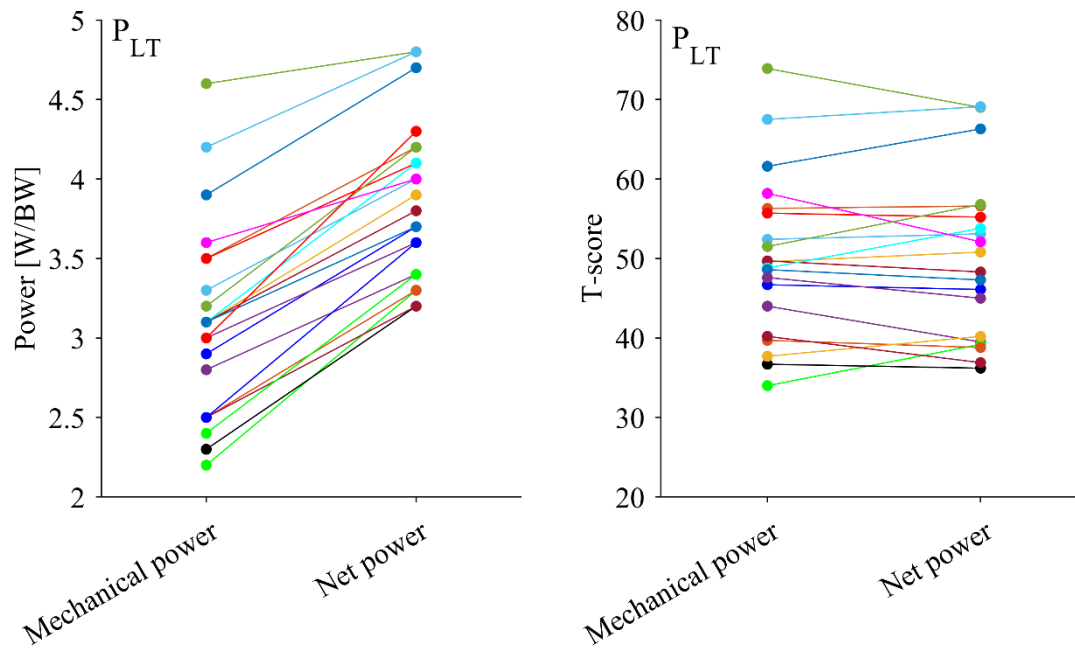


Figure 3-6 Mechanical crank power and net power at P_{LT} and their T-Score values.

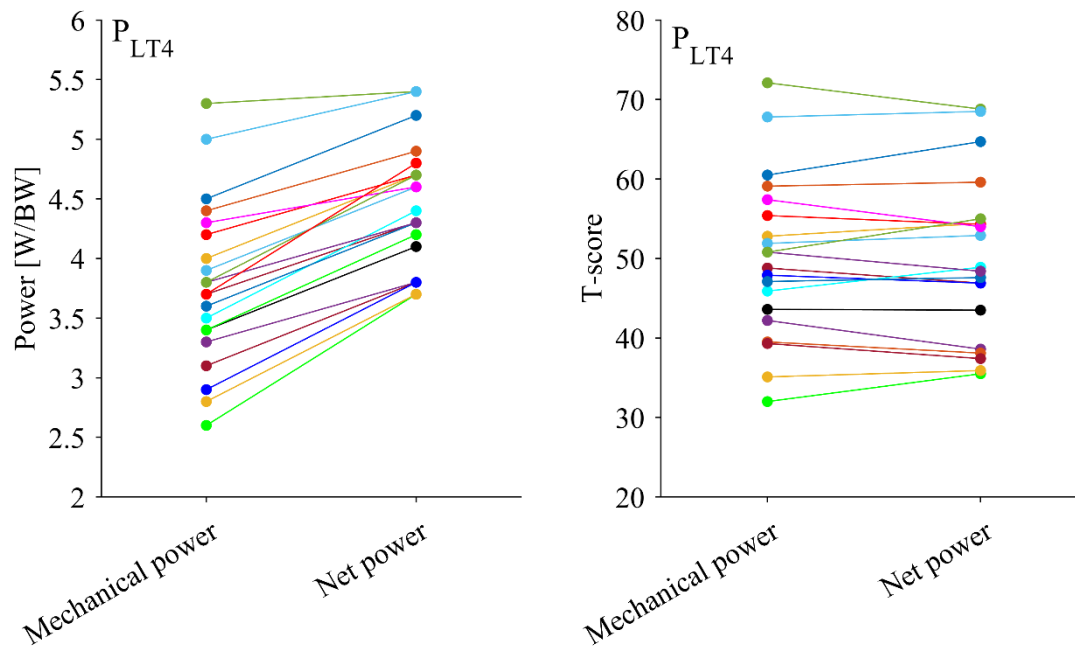


Figure 3-7 Mechanical crank power and net power at P_{LT4} and their T-Score values.

3.4.3 $P_{\text{Mechanical}}$ と P_{Net} の比較

Table 3-3 に漸増負荷テストの第 3 ステージまでに計測された $P_{\text{Mechanical}}$, P_{Net} , P_{Excess} を示した。第 1 ステージの P_{Net} は $161.3 \pm 12.3\text{W}$ を示し, $P_{\text{Mechanical}}$ ($89.4 \pm 2.5\text{W}$) よりも大きなパワーが発揮されており, その特徴は全ての運動強度で一貫して観察された。 P_{Excess} を見ると第 1 ステージが $80.5 \pm 14.5\%$ と設定運動強度の 2 倍近いパワーを発揮していることが示されたが, 運動強度の増加に伴い低下する特徴が観察された。

3.4.4 Gross efficiency と P_{Excess} の関係

Table 3-3 に漸増負荷テストの第 3 ステージまでの Gross efficiency を示した。Gross efficiency は第 1 ステージから $16.8 \pm 1.0\%$, $19.3 \pm 1.1\%$, $20.8 \pm 1.1\%$ を示し, 運動強度の増加に伴って増加する傾向が観察された。 P_{Excess} との関係を見ると第 1 ステージのみ有意な負の相関関係が観察され ($\rho = -0.451$, $p = 0.04$), 第 2 ステージ以降は有意傾向が観察された (第 2 ステージ: $\rho = -0.420$, $p = 0.06$, 第 3 ステージ: $\rho = -0.389$, $p = 0.09$)。

Table 3-3 に示した代謝コストに対する P_{Excess} (%Metabolic) の割合を見ると, 第 1 ステージでは $13.5 \pm 2.1\%$ を示し, 運動強度の増加に伴って低下する傾向が観察された。

Table 3-3 Crank power variables and gross efficiency obtained from incremental exercise test.

Stage	$P_{\text{Mechanical}}$ [W]	P_{Net} [W]	P_{Excess} [%]	P_{Excess} (%Metabolic) [%]	GE [%]	ρ (P_{Excess} vs. GE)
1 st	89.4 ± 2.5	161.3 ± 12.3	80.5 ± 14.5	13.5 ± 2.1	16.8 ± 1.0	-0.451*
2 nd	134.7 ± 2.2	200.2 ± 14.9	48.7 ± 11.2	9.4 ± 1.9	19.3 ± 1.1	-0.420 [†]
3 rd	177.6 ± 2.4	235.8 ± 15.4	32.8 ± 8.8	6.8 ± 1.6	20.8 ± 1.1	-0.389 [†]

Note: The table shows the variables measured at each stage in the incremental exercise test. The results were shown up to the 6th stage, which all participants were able to perform. *Indicates that Spearman's rank correlation coefficient showed a significant correlation coefficient between P_{Excess} and GE ($p < 0.05$).

[†] Indicates that Spearman's rank correlation coefficient showed a significant tendency correlation coefficient between P_{Excess} and GE ($p < 0.10$).

3.5 考察

本章では、課題 1 として「ペダリングスキルが一定ケイデンスを用いた体力評価値に与える影響の定量化」を目的とし、仮説である「機械的クランクパワーは人が行った正味の仕事を過小評価し、その程度はペダリングスキルの影響を受ける。」について検証した。その結果、各相対運動強度で示された $P_{\text{Mechanical}}$ に対し P_{Net} が低強度 ($P_{50\%}$) では約 1.6 倍もの高値を示し、 $P_{\text{Mechanical}}$ は人がクランクに発揮したパワーを過小評価していることが示された (Table 3-2)。また T-score 化した $P_{\text{Mechanical}}$ に対して、 P_{Net} が低下する結果が半数以上の対象者により示され、持久系能力の相対評価はペダリングスキルの影響により変動することが示唆された (Figure 3-3-3-7)。

そして 2 つ目の目的として、低運動強度で Gross efficiency が低値を示す要因においてペダリングスキルが関係するかを検討し、低強度運動時の Gross efficiency と P_{Excess} との間に有意な相関関係が観察され (Table 3-3)、ペダリングスキルが低強度運動時の Gross efficiency が低値を示す一要因である可能性が示された。

3.5.1 人が行った正味の仕事の評価にペダリングスキルが与える影響

ペダリング運動による持久系能力の評価指標として、最大酸素摂取量や乳酸性作業閾値などが用いられ、これら測定指標がみられるポイントの機械的クランクパワーによりパフォーマンスレベルが評価される。本章が算出した P_{Net} は人がクランクに発揮した正味のパワーを示すものであり、従来採用されてきた機械的クランクパワーよりも非常に高い値を示した (Table 3-2, 3-3)。 P_{Excess} を見ると低パワー域である $P_{50\%}$ や P_{LT} においては 20–57% 過小評価される結果が示され、高パワー域であった P_{Max} であっても 9% の過小評価することが示された (Table 3-2)。なお、本章で算出した P_{Excess} はクランク一回転中に生成された負のクランクパワー比を間接的に示す指標であり、9% の過小評価は、そのまま 9% の負のクランクパワーが生成されたと解釈できる。一般的に、運動強度の増加に伴い引き上げ局面における負のクランクパワー生成を抑え、推進脚による余剰パワーの生成を抑える戦略がとられる (Sanderson et al., 2000)。そのため、低強度運動に対して高強度運動の P_{Excess} が低値であったのは、上述した戦略がとられたためと考えられる。García-López et al. (2016) は、この正負の比率が自転車競技選手のパフォーマンスレベルと関係していることを示しており、負のクランクパワーの生成を抑える能力がペダリングスキルの一指標であると考えられる。したがって、上述した $P_{\text{Mechanical}}$ と P_{Net} の差はペダリングスキルによる影響を受

けたものと解釈できる。

低パワー域で P_{Excess} が高値を示したことは、低運動強度のペダリング運動で計測された生理学的指標を解釈する際、注意が必要であることを示している。例えば、「LT 時に発揮できる正味のパワー」を定量化することが目的であった場合、ペダリングスキルの影響で約 30%過小評価される可能性がある。また、縦断的な測定においても、LT の向上には生理学的側面の改善（例えばミトコンドリア量や毛細血管の発達など）とペダリングスキルの改善が考えられるが、どの要素が貢献したかを特定することが困難である。そのため、これら持久系能力を縦断的に評価する際にも、ペダリングスキルを考慮することでより正確な評価を行えると考えられる。

本章で計測された持久系能力評価指標をそれぞれ T-score 化したところ、半数以上の対象者に T-score の向上がみられ、残りが低下する結果となった。そのため、漸増負荷テスト中の機械的クランクパワーによる相対運動強度を横断的かつ個人間で比較する場合であっても、ペダリングスキルによって評価に対する影響度が異なるため、これらを採用する場合はデータの解釈に注意が必要である。

3.5.2 ペダリングスキルが低強度運動における Gross efficiency に与える影響

漸増負荷テスト中の P_{Excess} の平均値を見ると、第 1 ステージで最も大きな値を示し、ステージの進行（設定運動強度の増加）に伴い低下する特徴が示された。これらの結果は、低強度運動では負のクランクパワーが高値であることを示しており、負の成分の相対的大きさはペダリングスキルと関係すると考えられているため（Garcia-Lopez et al., 2016）、低強度運動ではペダリングスキルの差がより顕著になると考えられる。

これまで数多くの先行研究により、ペダリング運動中の Gross efficiency に関する検討が行われており、一般的に低強度運動では Gross efficiency が低値を示すことがわかっている（Ettema and Loras, 2009）。Ettema and Loras (2009) は、その要因として代謝エネルギーに対するベースラインの影響を挙げる一方で、ベースラインは運動強度の増加に伴って変化することから、このことについて十分な理解が得られていなかった（Cavanagh and Kram, 1985; Ettema and Loras, 2009; Stainby et al., 1980）。Gross efficiency と P_{Excess} の関係を見ると第 1 ステージに有意な相関関係が観察され ($p = 0.04$)、第 2, 3 ステージにおいては優位傾向が観察された（第 2 ステージ： $p = 0.06$ 、第 3 ステージ： $p = 0.09$ ）。上述したように、低強

度運動では負のクランクパワーが相対的に大きいいため、推進脚で大きな余剰クランクパワーを生成して打ち消す必要があり、これが低強度運動における Gross efficiency の低下に影響した可能性が考えられる。

また、本章では代謝エネルギーに対して P_{Excess} が占める割合 ($P_{\text{Excess}} (\% \text{Metabolic})$) を定量化し検討した結果、第1ステージでは代謝コストの内、 P_{Excess} が $13.5 \pm 2.1\%$ を占めていることが確認され、以降はステージの進行とともに低下した (第2ステージから $9.4 \pm 1.9\%$, $6.8 \pm 1.6\%$)。これらの結果からも、低強度運動において Gross efficiency が低下する要因が P_{Excess} である可能性が支持される。以上のことから、人が発揮した正味のパワーを評価する場合、左右クランクが発揮した正のパワーを考慮した検討が必要であると言える。

3.5.3 本章の限界

ペダリング運動は人が発揮した力がペダルに加えられ、その力の一部がクランクに対して接線方向へ働くことにより成り立つ。本章がペダリングスキルの指標として用いた P_{Excess} はクランクに対する接線方向成分のみで評価したものであり、ペダルへの入力から接線方向への力の適応過程が反映されていない。そのため、今後はこれらを考慮した検討が必要であると考えられるが、本章で示した結果はペダリングにおけるエネルギー伝達の末端部分から検討した結果であるため、本章で示唆された知見の解釈が大きく変わることは無いと考える。

3.6 まとめ

本章では、「ペダリングスキルが一定ケイデンスを用いた体力評価値に与える影響を定量化する」ことを目的に検証した。その結果、以下のことが明らかとなった。

- ・ $P_{\text{Mechanical}}$ は P_{Net} よりも明らかな低値を示し、低強度運動においてその差は顕著であった。
- ・ 従来用いられてきている $P_{\text{Mechanical}}$ による持久系能力の評価では過小評価されている。
- ・ ペダリングスキルが高い駆動者がより大きく過小評価される。
- ・ 低強度運動における Gross efficiency の低下にペダリングスキルが関係している

以上のことから、ペダリングスキルが持久系能力評価指標に影響を与えることが示唆され、ペダリングスキルを考慮した検討が必要であると言える。

第4章 課題2 ペダリング運動における優れたスキルの力学的特徴の検討

4.1 背景

ペダリング運動に熟練したサイクリストは一般成人男性に対して、同一強度の最大下ペダリング運動において相対的に小さなペダル踏力で運動することができ、その結果、単位時間当たりの酸素摂取量が抑えられることがわかっている (Takaishi et al., 1998)。これらのことからペダリング運動の熟練度、延いては力学的効率に関係するペダリングスキルの違いによって、被験者間で運動強度に対する生理学的負担度が異なると考えられる。

ペダリングスキルを評価する指標として力有効指数 (IFE) があり、ペダルに加えられた力の合力 (ペダル踏力) とクランクの回転に有効な力 (有効踏力) の比で求めることができる (第2章, 式 2.9 参照)。トップレベルの競技力を有したサイクリストを除いて、力有効性指数は機械的クランクパワーに対する代謝コストの比である Gross efficiency と有意な相関関係にあることが報告されており (Zameziati et al., 2006)、力学的効率の高さは生理学的効率の高さに関係することが予想される。

引き上げ局面でペダル引き上げ動作を強調することで、同局面で生成される負の有効踏力が減少され、力有効性指数が有意に改善される一方で、意識的な下肢動作の変更により代謝コストが増加することも報告されている (Korff et al., 2007)。こういった背景から、ペダリングスキルに着目した研究の多くは引き上げ局面に焦点を当てた分析、考察がされており、加えて引き上げ動作そのものを習得し、動作の変更に対する生理学的適応を促すためのレーニングの効果についても検討されてきた (Duc et al., 2019; Fernández-Peña et al., 2009; Hug et al., 2013; Hug and Dorel, 2009; Sperlich et al., 2011)。

スキルトレーニング研究では、左右クランクが独立しているクランク (引き上げ時に反対側脚によるサポートが得られないクランク) によるトレーニング効果が検証されている (Duc et al., 2019; Fernández-Peña et al., 2009; Hug et al., 2013; Sperlich et al., 2011)。これら研究では一貫して引き脚を強調させることで負の有効踏力が減少し、力有効性指数が改善されると主張している。しかし興味深いことに、これらトレーニングを2-6週間実施させても、持久系能力評価指標の改善が観察されなかったことが報告されている (Duc et al., 2019; Sperlich et al., 2011)。トレーニングプログラムによる生理学的効率の改善が見られなかったことから、スキルの高いペダリング動作に対する別視点からの検討が必要であ

ると考えられる。その根拠として、多関節筋はペダリング運動における力発揮方向を調整する役割を担っており (Gregor and Conconi, 2000; So et al., 2005), この多関節筋の活動が踏み込みから引き上げ (またはその逆) の移行期で関与していること (Mileva and Turner, 2003)。そして、その多関節筋の関与の度合いは競技レベルに依存している可能性が報告されていること (So et al., 2005) が挙げられる。これらの先行研究は、いずれも局面の移行期の重要性を示すものである。また、クランク一回転を 4 象限に分けてみれば第 1 象限では前下方向への踏み込み、第 2 象限では後下方向への踏み込み、第 3 象限では後上方への引き上げ、第 4 象限では前上方向への引き上げのペダル踏力発揮が要求される。これらの客観事実は、踏み込みと引き上げの二局面だけでなく、クランク一回転を通して包括的に検討する必要性を示唆するものである。

4.2 目的

上述したように、熟練されたペダリング動作について一貫した知見が示されておらず、未だ十分な理解が得られていない。また、上死点および下死点における踏力とペダリングスキルの関係性を検討した研究は見受けられず、仮説の域を脱しない。

そこで本章では、ペダリング運動における力学的変数とペダリングスキルがどのように関係しているかをクランク一回転通して検討し、スキルの優れたペダリング動作の特徴を明らかにすることを目的とした。

4.3 方法

(A) 対象者

本研究の対象者は、大学自転車競技部に所属する男性サイクリスト 15 名とした（年齢 20.0 ± 0.9 歳，身長 1.71 ± 0.04 m，体重 67.4 ± 8.3 kg， $\dot{V}O_2\text{peak}/\text{BM}$ 63.4 ± 8.2 ml/kg/min）。対象者には、あらかじめ研究の目的、内容およびそれに伴う危険性について文章と口頭にて説明し、実験参加への同意を得た。なお、本研究は日本体育大学倫理審査委員会の承認を得て行った（承認番号 第 017-H072 号）。

(B) 実験プロトコール

対象者は身体組成を計測した後、自転車エルゴメーターへ乗車し、5 分間のペダリング運動によるウォーミングアップ（機械的仕事率：90W，ケイデンス：90rpm）を実施した。ウォーミングアップ終了後、数分の休息を取った後、漸増負荷テストを実施した。なお、サドルおよびハンドル高は対象者各自の競技時の設定とし、全ての測定は 22-24 度の室内で実施した。漸増負荷テスト実施後 1 日以上間隔をあげ、ペダル踏力テストを実施した。

(C) 測定項目および測定方法

d) 身体計測

身長は、身長計（YG 200，ヤガミ社製）を用いて 0.1 cm 単位で計測し、体重は体重計（Inbody470，インボディ・ジャパン社製）を用いて 0.1kg 単位で計測した。

e) 最大酸素摂取量（ $\dot{V}O_2\text{peak}$ ）

自転車競技用に改造した自転車エルゴメーター（PowerMAX VIII，Combi 社製）を用いて第 3 章の方法に倣って $\dot{V}O_2\text{peak}$ を計測した。

f) ペダル踏力テスト

漸増負荷テストと同様の改造エルゴメーターを用いて 90W，90rpm で 5 分間の準備運動を行わせた後にペダル踏力テストを 1 分間実施した。ペダル踏力テストの負荷は、事前に測定した漸増負荷テストをもとに $80\% \dot{V}O_2\text{peak}$ に相当する仕事率とし、ケイデンスは 90rpm

とした。この機械的クランクパワーは、実際の長距離自転車競技中の平均強度に類似しており (Coyle et al., 1991), 同様の研究でよく用いられている (Hagberg et al., 1981; Takaishi et al., 1998)。またケイデンスは、ロード競技選手が好むケイデンスが 80–120 rpm であり (Faria et al., 2005), 60–120rpm 間で最もペダル踏力が減少するケイデンスが 90rpm である (Neptune and Herzog, 1999; Patterson and Moreno, 1990) ことに基づいており、サイクリストが有するペダリングスキルを発揮しやすい条件であることが言える。

対象者には運動中の設定ケイデンスである 90rpm に極力合わせるよう指示し、普段通りのペダリングを行わせた。なお、本研究で実施されたケイデンスは 90.9 ± 0.9 rpm であった。また、本研究は競技中のペダリングスキルを評価することを目的としたため、対象者の姿勢および自転車の設定 (サドル高, ハンドル高など) は、競技時の姿勢を再現するように指示し、対象者に設定させた。

ペダル踏力テスト時の動作を計測するために、3次元モーションキャプチャシステム (VICON, Vicon Motion Systems 社製) を用いて、身体各部位 (53点) およびペダル (3点) に貼付した反射マーカの三次元座標をサンプリング周波数 200Hz で計測した (Figure 4-1)。得られた座標データは、4次の Butterworth ローパスフィルタを用いての 8Hz の遮断周波数で平滑化した (Martin and Brown, 2009)。

ペダル踏力データについては、右脚側に装着したペダル型フォースプレート (PZB0004, Kistler 社製) を用いて 3次元方向のペダル踏力 (F_x , F_y , F_z) を 1000Hz で記録した。なお、ペダル型フォースプレートのペダル軸上が圧力中心点となるように、ペダル型フォースプレートの中心に母指球部を当てた状態で革製のベルトを用いて足部とペダルを固定した (Bini and Diefenthaler, 2010)。

(D) データ処理

身体座標データをもとに、ベクトルの内積を用いて下肢三関節および三分節の角度を算出後、得られた角度を時間微分することでそれぞれの角速度を算出した。同様に、ペダルに貼付した反射マーカの座標データをもとにクランク角度およびペダル角度を算出した。

ペダル踏力テスト中のペダル踏力データとペダル角度データより、ペダル軸を原点とした垂直分力および水平分力を算出し、垂直分力および水平分力とクランク角度の関係から有効踏力を算出した (Figure 4-1)。最後に有効踏力における負の値の総和 (T_{NEF}) を求めた

(Figure 4-2).

ペダリング動作は、矢状面上の二次元運動とみなせるため、下肢の大腿部、下腿部、足部の3分節からなる二次元の剛体リンクモデルとしたモデル化した (Figure 4-3).

モデル化した各リンクにおける水平および垂直方向の偶力算出式より各関節反力の水平・垂直成分は次のように表される.

足関節：

$$fh_1 = Fh' - m_{\text{foot}} \cdot \text{Acc}^y_{\text{foot}} \quad (4.1)$$

$$fv_1 = Fv' - m_{\text{foot}}(\text{Acc}^z_{\text{foot}} + g) \quad (4.2)$$

膝関節：

$$fh_2 = fh_1 - m_{\text{shank}} \cdot \text{Acc}^y_{\text{shank}} \quad (4.3)$$

$$fv_2 = fv_1 - m_{\text{shank}}(\text{Acc}^z_{\text{shank}} + g) \quad (4.4)$$

股関節：

$$fh_3 = fh_2 - m_{\text{thigh}} \cdot \text{Acc}^y_{\text{thigh}} \quad (4.5)$$

$$fv_3 = fv_2 - m_{\text{thigh}}(\text{Acc}^z_{\text{thigh}} + g) \quad (4.6)$$

Fh' : 水平分力に対する反力 [N]

Fv' : 垂直分力に対する反力 [N]

g : 重力加速度 [m/s^2]

m : 各分節の質量 [kg]

Acc : 各分節質量中心点の加速度 [m/s^2]

次に、各分節の質量中心周りの慣性モーメントを用いることで、関節モーメントが算出される。関節モーメントの算出式は次のように表される.

足関節：

$$M_{\text{ankle}} = -I_{\text{foot}}\ddot{\theta}_{\text{foot}} + (fh_1 \sin\theta_{\text{foot}} - fv_1 \cos\theta_{\text{foot}})d_{\text{foot}} + (Fv \cos\epsilon - Fh \sin\epsilon)(L_{\text{foot}} - d_{\text{foot}}) \quad (4.7)$$

膝関節：

$$M_{\text{knee}} = -I_{\text{shank}}\ddot{\theta}_{\text{shank}} + M_{\text{ankle}} + (fh_2 \sin\theta_{\text{shank}} - fv_2 \cos\theta_{\text{shank}}) \times (L_{\text{shank}} - d_{\text{shank}}) + (fv_1 \sin\theta_{\text{shank}} - fh_1 \cos\theta_{\text{shank}}) \quad (4.8)$$

股関節：

$$M_{\text{hip}} = -I_{\text{thigh}}\ddot{\theta}_{\text{thigh}} + M_{\text{knee}} + (fh_3 \sin\theta_{\text{thigh}} - fv_3 \cos\theta_{\text{thigh}})d_{\text{thigh}} + (fv_2 \sin\theta_{\text{thigh}} - fh_2 \cos\theta_{\text{thigh}})(L_{\text{thigh}} - d_{\text{thigh}}) \quad (4.9)$$

I : 各分節質量中心周りの慣性モーメント [$\text{kg} \cdot \text{m}^2$]

$\ddot{\theta}$: 各分節の角加速度 [rad/s^2]

ε : 足部の水平面に対する角度 [rad]

d : 各分節の関節軸近位部から質量中心点までの距離 [m]

L : 各分節の長さ [m]

なお各分節の質量，質量中心点までの距離，各分節の慣性モーメントは，阿江（1996）の身体部分慣性係数を用いて算出した。

(E) 統計処理

各変数は平均値±標準偏差で示した。得られた変数すべてに対し Shapiro-Wilk 検定を用いて正規性を検討し，正規分布に従った変数に対して Pearson の積率相関分析を，正規分布に従わなかった変数に対しては Spearman の順位相関分析を行った。いずれの統計処理にも有意水準は5%未満とした。なお，これらすべての統計処理は統計解析ソフト（SPSS Ver.24, IBM 社）を用いた。

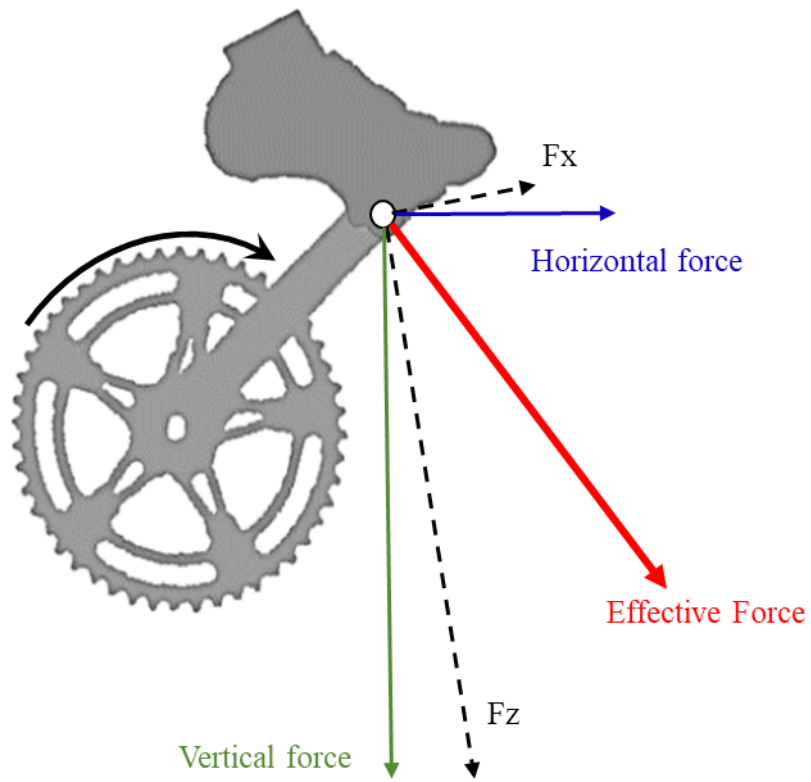


Figure 4-1 Definition of pedal force parameters.

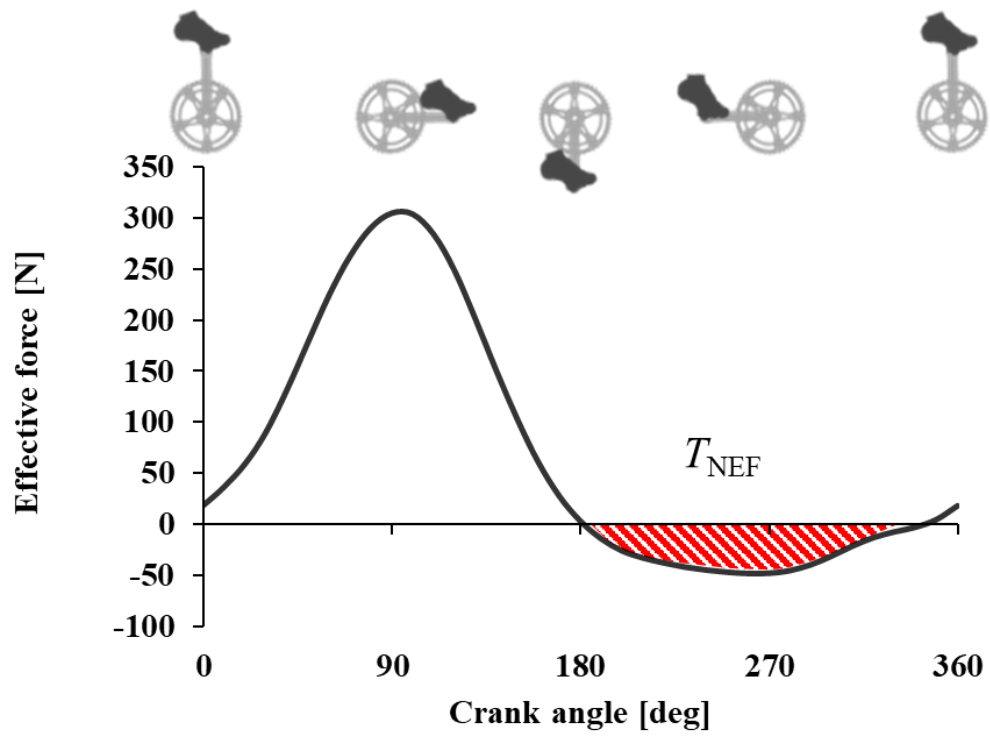


Figure 4-2 Definition of T_{NEF} , a pedaling skill parameter.

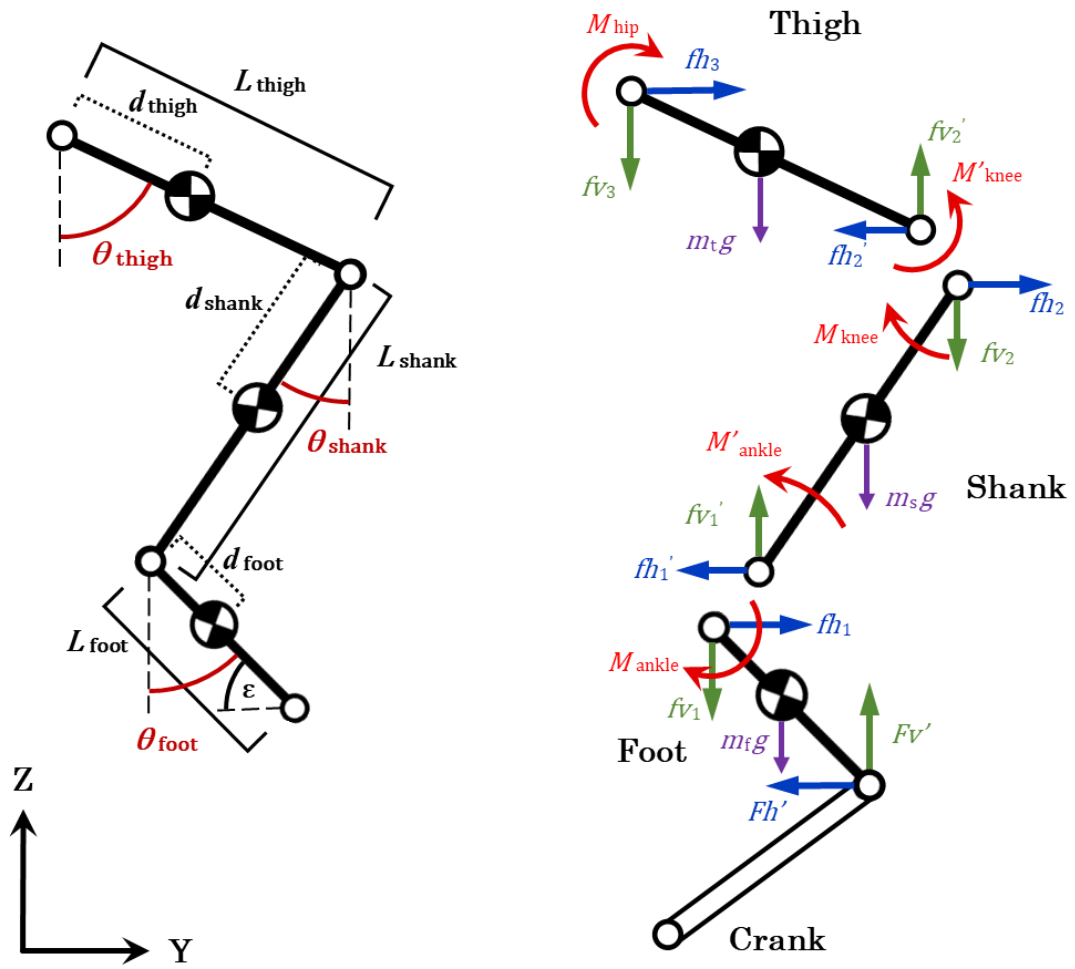


Figure 4-3 The free body diagram of the lower extremities during pedaling.

4.4 結果

4.4.1 ペダル踏力変数と T_{NEF} の関係

ペダル踏力テストにおける計測された機械的クランクパワーの平均値は $291.4 \pm 16.1W$ であり、ケイデンスは $90.9 \pm 0.9rpm$ であった。また計測された T_{NEF} は $-553.0 \pm 277.1N$ であった。機械的クランクパワーと T_{NEF} 、機械的クランクパワーと股関節、膝関節、足関節モーメントにおける最大値および最小値、垂直分力、水平分力、有効踏力それぞれにおける最大値、最小値の間に有意な相関関係は認められなかった。

Figure 4-4 には横軸をクランク角度としたペダル踏力における垂直分力、水平分力、有効踏力それぞれの平均波形を示し、それぞれの下段には各変数と T_{NEF} との間に示された相関係数を示した。本研究で算出した T_{NEF} が示された区間は $180.6 \pm 8.1 - 307.7 \pm 86.3^\circ$ であった (Figure 4-4, C)。垂直分力に着目すると、クランク一回転を通して正の値 (地面方向) が認められ、クランク角 $90 - 100^\circ$ 付近で最大値が認められた。水平分力では、 90° 付近で最大値が認められ、クランク角 180° を境にして負の値 (後方向) に転じ、その後 300° 付近で再び正の値へ転じた。有効踏力ではクランク角 $0 - 180^\circ$ を示す踏み込み局面で正の値 (クランクの回転に有効な力) が認められ、 $180 - 360^\circ$ を示す引き上げ局面で負の値 (クランクの回転を妨げる力) が認められた。

垂直分力、水平分力、有効踏力それぞれと T_{NEF} との関係性に着目すると、それぞれに有意な相関関係が認められ、垂直分力、水平分力においては引き上げ局面以前から認められた (垂直分力: クランク角 $130 - 300^\circ$, 水平分力: クランク角 $90^\circ, 140 - 190^\circ, 220 - 260^\circ$, 有効踏力: クランク角 $180 - 300^\circ$)。

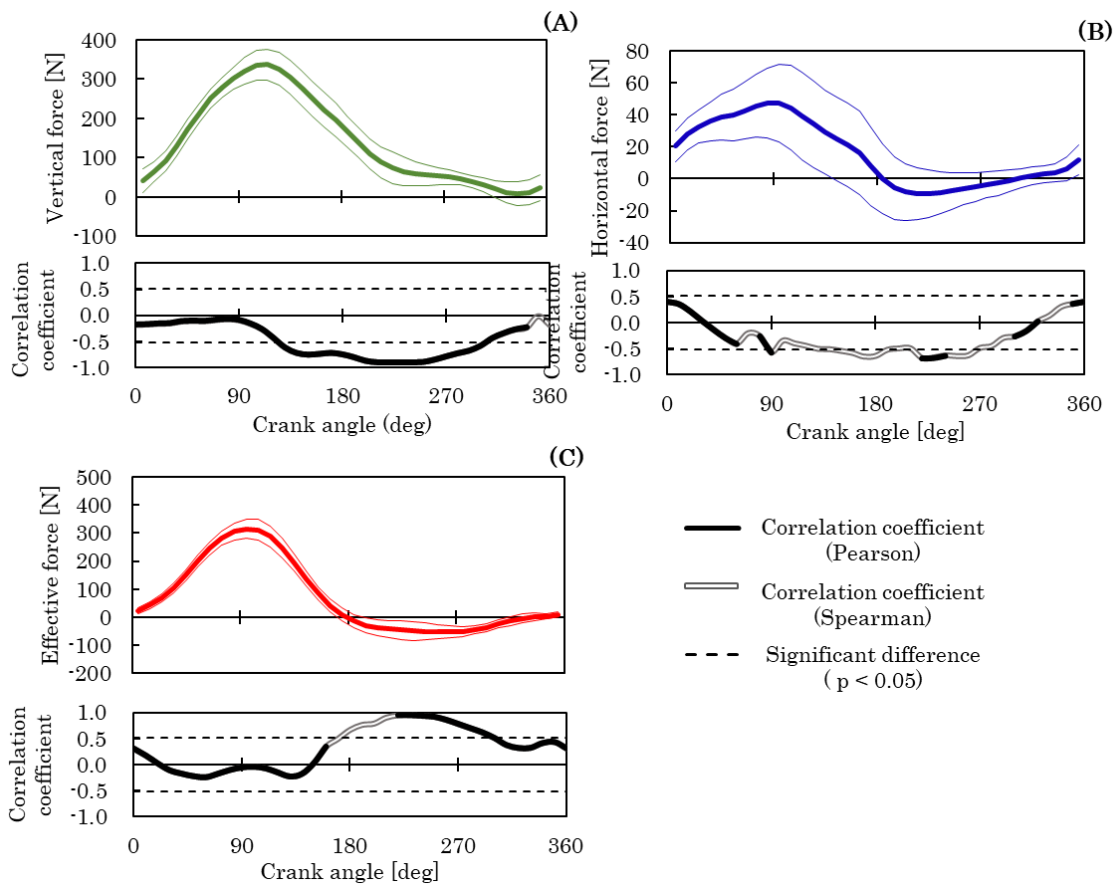


Figure 4-4 Average patterns of pedal force parameters. (A) vertical component of pedal force in global coordinate system, (B) horizontal component of pedal force in global coordinate system, (C) effective force to the crank rotation. The solid line indicated the Pearson's product-moment correlation coefficient. The white line indicates Spearman's rank correlation coefficient. The broken line indicates significance level.

4.4.2 関節モーメントと T_{NEF} の関係

Figure 4-5 には横軸をクランク角度とした下肢関節モーメントを示し、同時に下肢関節モーメントと T_{NEF} との間に示された相関係数をそれぞれの下段に示した。股関節モーメントに着目すると、踏み込み局面で伸展モーメントの発揮が観察され、引き上げ局面では屈曲モーメントへ転じ、その後、上死点（クランク角 0° ）直前に伸展モーメントの発揮が認められた。膝関節では、クランク角 30° 付近で最大伸展モーメントが発揮され、第2象限（クランク角 $90-180^\circ$ ）、第3象限（クランク角 $180-270^\circ$ ）間で屈曲モーメントを発揮した後に、クランク角 300° 付近で伸展モーメントへ転じることが認められた。足関節では、クランク一回転通して底屈モーメントを発揮しており、 $90-100^\circ$ 付近で最大底屈モーメントの発揮が認められた。

下肢関節モーメントと T_{NEF} との関係性に着目すると、股関節モーメントはクランク角 $230-300^\circ$ 間で有意な正の相関関係が認められ、膝関節モーメントでは、クランク角 $60-310^\circ$ と幅広い範囲で有意な負の相関関係が認められた。足関節モーメントでは、クランク角 $220-240^\circ$ と局所的に有意な負の相関関係が認められた。

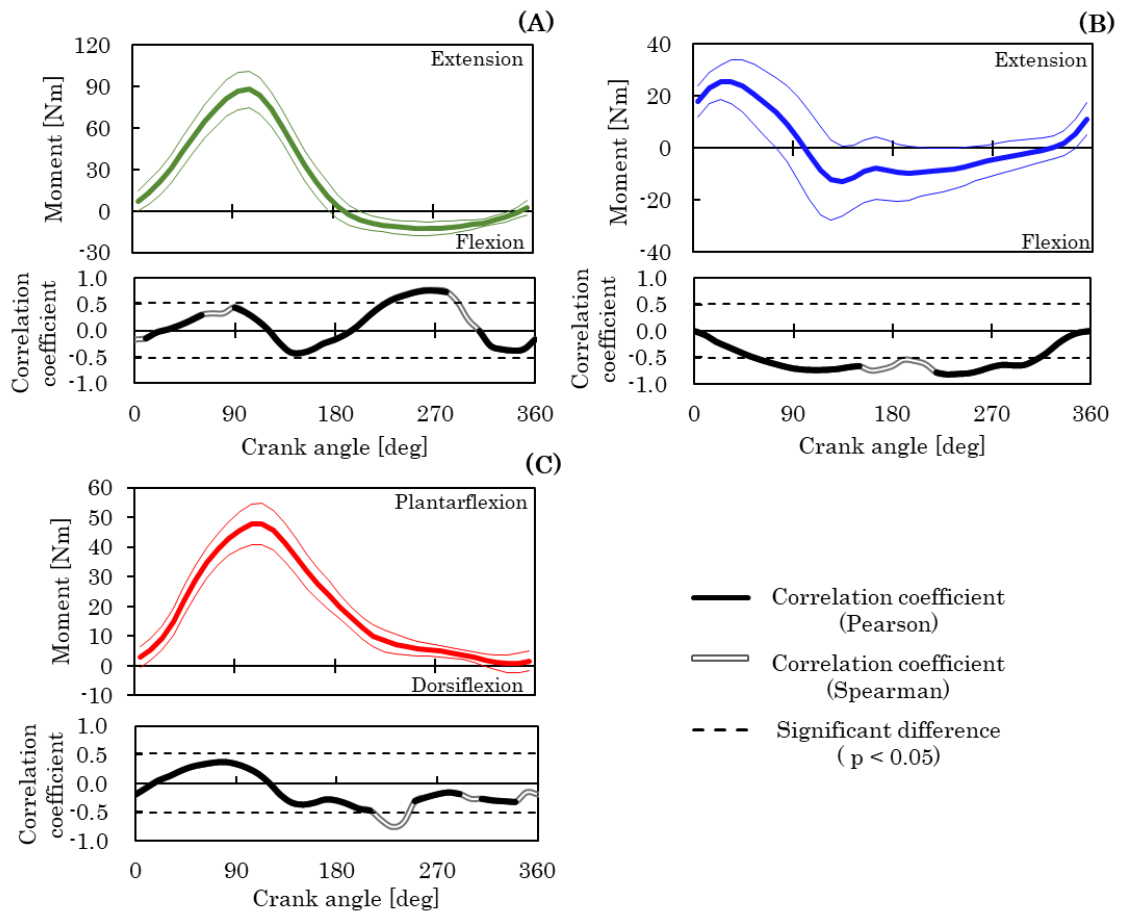


Figure 4-5 Average patterns of lower joint moment. (A) hip joint moment, (B) knee joint moment, (C) ankle joint moment, and correlation coefficient between lower joint moment and T_{NEF} . The solid line indicated the Pearson's product-moment correlation coefficient. The white line indicates Spearman's rank correlation coefficient. The broken line indicates significance levels ($p < 0.05$).

4.4.3 股関節モーメントと膝関節モーメントの関係

Figure 4-6 の上段には股関節モーメントと膝関節モーメントの関係をクランク角 10° 毎に分析した結果を示した。Figure 4-6 の下段には股関節モーメントと膝関節モーメントとの間において、最も高い相関係数を示したクランク角 60° 時の相関図を典型例として示した。クランク一回転通した関係に着目すると、クランク角 350° で有意な正の相関関係が認められ、また、クランク角 $30-100^\circ$ にかけて有意な負の相関関係が認められた。この負の相関関係は、股関節伸展モーメントの増加と膝関節伸展モーメントの減少（および屈曲モーメントの増加）が関係していることを示す (Figure 4-6, B)。

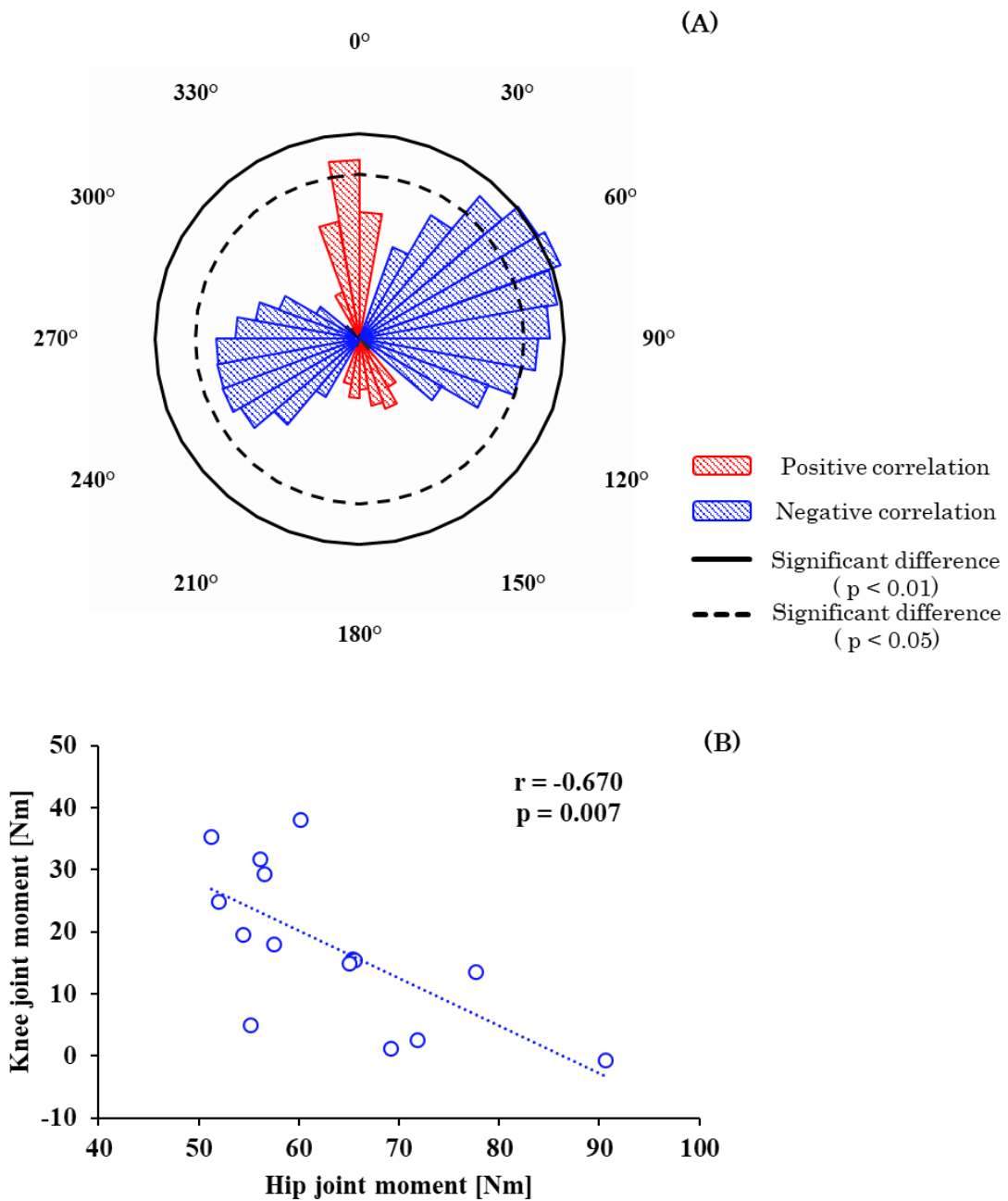


Figure 4-6 Relationship between hip moment and knee moment (A). Correlation diagram at 60-degree of crank angle which shows the highest correlation coefficient (B). This relationship indicated that the increase of hip extension moment was related to the decrease of knee extension moment or the increase of knee flexion moment. The black and dashed line indicate significance levels (solid line; $p < 0.01$, dashed line; $p < 0.05$, respectively).

4.5 考察

本章の目的は熟練されたペダリング動作の特徴を明らかにすることであり、ペダリングスキルの変数である T_{NEF} とキネティクス変数の関係をクランク一回転通して調査した。ペダル踏力パラメーターと T_{NEF} の関係を見ると、垂直分力、水平分力いずれにおいても、引き上げ局面以前から有意な相関関係が認められ (Figure 4-4)、膝関節モーメントでは踏み込み中盤から有意な相関関係が認められた (Figure 4-5)。このことから、踏み込み局面中盤以降の垂直分力および水平分力の減少、膝関節屈曲モーメントの増加により、引き上げ局面に見られる T_{NEF} が減少する可能性が示唆され、本研究の仮説を支持する結果となった。

4.5.1 ペダル踏力とペダリングスキルの関係

Figure 4-4 に示した垂直分力および有効踏力において、垂直分力はクランク角 $130-300^\circ$ 、有効踏力はクランク角 $180-300^\circ$ において T_{NEF} との間に有意な相関関係が示されている。ペダリング運動において、下死点以降はペダルの引き上げが求められる局面であり、同局面における垂直分力の増加は回転を妨げる力として働くが、引き上げ局面で脚を引き上げることにより負の有効踏力が減少する (Korff et al., 2007)。これら先行研究の知見と本研究の結果合わせると、 T_{NEF} が抑えられたサイクリストは同局面で脚の引き上げを強調していた可能性が考えられる。同時に、垂直分力および水平分力は下死点以前から T_{NEF} との間に有意な相関関係が認められたことから、踏み込み局面中盤以降 (第 2 象限) におけるペダル踏力発揮の様相が下死点以降の T_{NEF} の大きさに影響を与えることが示唆された。

Candotti et al. (2009) はサイクリストとトライアスリートを対象に定常ペダリング中の下肢筋活動の共収縮 (大腿直筋 vs. ハムストリングス, 外側広筋 vs. ハムストリングス) を評価しており、サイクリストはトライアスリートに対し、ペダリング中の共収縮が少ないこと、特に踏み込み局面において膝関節伸展筋の活動が抑制されていたことを報告しており、ペダリング運動における膝関節筋群の活動動態がペダリング運動において重要な役割を担っていることが予想された。本研究においても、クランク角 $60-310^\circ$ と広範囲で膝関節モーメントと T_{NEF} との間に有意な相関関係が認められており (Figure 4-5, B)、先行研究の知見と一貫した結果が認められた。また、我々が行った先行研究によりクランク一回転の広範囲 (クランク角 $0-300^\circ$, $340-360^\circ$) にわたって水平分力と膝関節モーメントは有意な相関関係にあることが明らかとなっている (Yamaguchi et al., 2018)。以上のことを踏まえると、第 1 象限で膝関節伸展モーメントを減少、または膝関節屈曲モーメントを増加

させることで、第2象限における前方方向の力（正の水平分力）が減少し（Figure 4-4, B），第3象限のペダル合力がクランクの回転方向（後方）へ発揮されたことで（van Ingen Schenau et al., 1992），下死点における踏力の方向転換（前方から後方へ）がスムーズとなり，結果的に引き上げ局面に出現する T_{NEF} が減少すると考えられた。

4.5.2 関節モーメントとペダリングスキルの関係

股関節モーメントと膝関節モーメントとの関係性に注目すると，クランク角 $40-100^\circ$ において，股関節伸展モーメントの増加が膝関節伸展モーメントの減少および屈曲モーメントの増加と有意に関係していることが認められた（Figure 4-6, A）。Winter（1980）は，歩行動作における下肢関節モーメントの総和をサポートモーメントと定義し，ある関節が失ったモーメントは他の関節が補う（相補関係性）と述べている。本研究はペダリング運動であるが，同場面での膝関節伸展モーメントの減少を股関節伸展モーメントの増加で補うと考えることもできる（Winter, 1980）。本研究で得られた結果を加味すると，股関節伸展モーメントの増加が膝関節屈曲モーメントの増加に寄与する可能性があり，引き上げ局面に出現する T_{NEF} を減少させるためには，踏み込み局面中盤（クランク角 $40-100^\circ$ ）の股関節伸展モーメントの増加が関係することが推察された。また，ペダリング運動において，股関節伸展および膝関節屈曲に作用するハムストリングスはクランク角 $10-230^\circ$ 間で活動することが報告されていること（Gregor et al., 1985; So et al., 2005），サイクリストは中-長期のペダリングトレーニングにより，ハムストリングスが有意に肥大する（Ema et al., 2016; Hug et al., 2006）ことから，サイクリストは踏み込み局面で股関節伸展モーメントおよび膝関節屈曲モーメント生成のため，よりハムストリングスを活動させていることが考えられる。さらに，スムーズなペダリング動作の遂行には，下死点付近におけるハムストリングスの活動が重要であると報告されており（Raasch et al., 1997），ペダリング運動における踏み込み局面でのハムストリングスの活動，延いては同局面での膝関節屈曲モーメントの生成が T_{NEF} の減少の観点において重要な役割を担っていることが示唆された。

先行研究によって，サイクリストは意図して下肢筋活動およびペダル踏力を急性的に変化させることが可能であると報告されている（Korff et al., 2007; Mornieux et al., 2008）。したがって，本研究で示された結果から，踏み込み局面における股関節伸展および膝関節屈曲を意識させたペダリングトレーニングを導入することで，定常ペダリング運動における T_{NEF} の減少，延いては力学的効率の向上が見込まれる。加えてハムストリングスの活動を

中心とした股関節伸展および膝関節屈曲をさせるトレーニングを行わせることで、上述したペダリング動作の習得に貢献することが予想される。

4.5.3 本研究の限界

ペダル踏力の左右差に関する先行研究により、定常ペダリング運動におけるペダル踏力の左右差は極めて小さいことが報告されている (Carpes et al., 2006; McCartney et al., 1983)。本研究は以上のことを前提とし、ペダル踏力ならびに関節モーメントを右側のみ算出し評価している。しかしながら近年の研究では、ペダリング運動において左右差が認められたとする研究がいくつか報告されている (Bini and Hume, 2014; Smak et al., 1999)。右側ペダルの引き上げ局面は、左側ペダルの踏み込み局面にあたり、左右脚のコーディネーションが T_{NEF} の大きさに関係している可能性が予想されたため、左右のペダル踏力を考慮した検討を行うことが今後の研究課題である。

4.6 まとめ

本研究では、サイクリストを対象に定常ペダリング中の T_{NEF} を如何にして減少させるかを検討するため、 T_{NEF} とペダル踏力ならびに下肢関節モーメントとの関係を分析した結果、以下のことが明らかとなった。

- ・ 踏み込み局面中盤以降の膝関節屈曲モーメントを増加させることで、引き上げ局面に見られる T_{NEF} が減少する。
- ・ クランク角 40–100°付近で股関節伸展モーメントを大きく発揮することで膝関節伸展モーメントの抑制および膝関節屈曲モーメントの生成が助長される。

以上のことから、定常ペダリングにおける T_{NEF} の減少には踏み込み局面における股関節伸展モーメントおよび膝関節屈曲モーメントの増加が重要であることが示唆された。

第5章 ペダリングスキルを簡易的に評価する方法の検討

5.1 背景

第3章では、ペダリングスキルが持久系能力評価値に影響を与える可能性について検討し、従来用いられる機械的クランクパワーによる持久系能力の評価は、人がクランク発揮した正味のパワーを過小評価することが示され、その程度はペダリングスキルが関係することが明らかとなった。第4章では、スキルの高いペダリング動作の特徴について、負の有効踏力をスキル指標として用いて検討した。得られた結果より、踏み込み局面前半での股関節伸展モーメントの増加が踏み込み局面中盤での膝関節屈曲モーメントの生成を助長することで、下死点前におけるペダル踏力をより水平方向（後方向）に大きくすることにつながり、その結果、引き上げ局面で生成される負の有効踏力を小さくしているものと考えられた。このことから、引き上げ動作だけでなく、踏み込み局面の股関節伸展モーメントおよび膝関節屈曲モーメントの発揮が重要であることが負の有効踏力を減少させるためには重要であることが示唆された。

上述したように、ペダリングスキルは持久系能力評価に影響を与える要素であると同時に、自転車競技パフォーマンスと関連する重要な要素である（Garcia-Lopez et al., 2016）。一方で、ペダリングスキルの計測方法には高価な機材と専門知識が必要であり、計測できる研究グループは限られているのが現状である。したがって、簡易的なペダリングスキルの評価方法を検討することは、持久系能力評価の精度向上から、広く競技パフォーマンス改善に貢献すると考えられる。

競技現場では、優れたペダリングスキルを有するサイクリストは、高ケイデンスペダリングを安定して持続できると考えられており、その背景からペダリングスキルトレーニングの一環として、高ケイデンスペダリングが取り入れられている。この高ケイデンスペダリングとペダリングスキルの関係に関して、いくつかの先行研究により検討されている。Samozino et al. (2009) は、ハイパワー発揮時の高ケイデンスペダリングにおいて、下肢筋群の活性化—不活化に遅延が生じることでクランクパワー生成に遅延が生じる「フェーズシフト」が生じることを報告している。このクランクパワーのフェーズシフトは、クランク一回転中のクランクパワーを低下する要因となるため、高ケイデンスペダリングではケ

イデンスの変化に応じたパワー生成が求められる。Chapman et al. (2008) は、ケイデンスの増加に伴う下肢筋のコーディネーションについて検討しており、サイクリストはケイデンスに応じて、下肢筋の活性化・非活性化ポイントや持続時間を適切に調整することを報告した。同時に、非サイクリストはケイデンスの増加に伴って、下肢の主導筋と拮抗筋が同時に活性化する共収縮が助長されることも報告している (Chapman et al., 2008)。上述した 2 つの先行研究より、高ケイデンスペダリングにおけるクランクパワー生成は、ケイデンスに応じた下肢筋コーディネーションが重要であり、これは洗練されたペダリングスキルによるものと考えられる。

通常速度における運動精度は、経験豊富なアスリートよりも初心者の方が低く、高速度条件ではその差が顕著となる (García et al., 2013)。ペダリングケイデンスの増加に伴う下肢筋のコーディネーションの優れた適応は、非サイクリストよりもサイクリストにおいてより多く観察される (Chapman et al., 2008)。これらのことから、ペダリングスキルにおける個人間差は、ケイデンスが高いほど顕著になる可能性があり、すなわち、高ケイデンスを安定して維持する能力は通常速度でのペダリングスキルと関係する可能性がある。

5.2 目的

本章では、課題 3 として「ペダリングスキルを簡易的に評価する方法の検討」について、仮設である「ペダリングスキルは高ケイデンスを安定して維持できる能力と関係する」を検証することを目的とした。なお、本章の課題を検討するために、高ケイデンス維持能力を評価する高ケイデンステストを開発した。

5.3 方法

(A) 対象者

本研究の対象者は、サイクリストを含む健常成人男性 28 名とした（年齢 22.3 ± 3.7 歳，身長 1.73 ± 0.05 m，体重 68.4 ± 8.1 kg）。なお内訳は，男性サイクリストは 15 名（年齢 20.0 ± 0.9 歳，身長 1.71 ± 0.04 m，体重 67.4 ± 8.3 kg），非サイクリストは 13 名（年齢 25.0 ± 3.9 歳，身長 1.75 ± 0.06 m，体重 69.6 ± 7.9 kg）であった。対象者には，あらかじめ研究の目的，内容およびそれに伴う危険性について文章と口頭にて説明し，実験参加への同意を得た。なお，本研究は日本体育大学倫理審査委員会の承認を得て行った（承認番号 第 017-H072 号）。

(B) 実験プロトコール

本章では 3 つのテストを実施した。まず初めに，対象者の最大有酸素性パワー（Pmax）を決定するために漸増負荷テストを実施した。その後 1 日以上間隔を空け，ペダリングスキルテストを実施した。最後にペダリングスキルテストから 1 日以上間隔を空け，高ケイデンステストを実施した。

(C) 測定項目および測定方法

g) 身体計測

身体計測は第 4 章の方法に倣って実施した。

h) 最大有酸素性パワー（Pmax）

最大有酸素性パワーは，漸増負荷テスト中の最大酸素摂取量がみられた時点の機械的パワーとした。なお，最大酸素摂取量は第 3 章の方法に倣って実施した。

i) ペダリングスキルテスト

ペダリングスキルテストは，第 4 章のペダル踏力テストの方法に倣って実施した。

j) 高ケイデンステスト

ペダリングスキルテスト実施の後日，本章で独自に開発した高ケイデンステストを実施

させた。このテストは低負荷（0.1kgf）で安定して維持できるケイデンスの上限値を定量化することを目的としている。

高ケイデンステストは、練習試技を兼ねた準備運動の後、疲労を最小限に抑えるために、おおよそ3回の間欠的なケイデンス試行で構成されている（Figure 5-1）。準備運動は、好みのケイデンスで60秒間ペダリング運動を行い、その後は15秒の高ケイデンスペダリングを45秒の自由ケイデンスペダリングを2回ずつ実施させた。なお、1度目の高ケイデンス試行では160–180rpmを実施させ、目標ケイデンスを維持できた場合、10–20rpm増加させて2度目を実施させた。

準備運動終了後、十分な休息を取った後に高ケイデンステストを実施した。第1試技では準備運動時の対象者の様子を参考に、サイクリストは190–210rpm、非サイクリストは170–190rpmを30秒間実施させた。運動終了後、3分以上の十分な休息を取った後に、設定ケイデンスを10–20rpm増加させ、再度30秒間の運動を実施させた。これらの手順を対象者が目標ケイデンスを30秒間維持できなくなるまで繰り返し実施した。なお、ほとんどの対象者が3回程度で終了した。持続不可能の定義は、対象者が意図的に運動を止めた場合、設定ケイデンスに対し5秒以上3rpm下回った場合とした。高ケイデンステスト中のケイデンスはSRMシステム（SRM, Schoberer Rad Messtechnik社製）を用いて連続的に記録し、対象者にリアルタイムで提示した。

高ケイデンスペダリング中の運動学データは第4章の方法に倣って計測した。

(D) データ処理

ペダリングスキルテストで計測された運動学および運動力学的データは第4章の方法に倣って処理された。また、ペダリングスキルテストでは、ペダリングスキル指標として力有効性指数を算出した（式2.9）。

高ケイデンステストでは、30秒間維持できる最高ケイデンス（ C_{max} ）を推定するために以下の式を用いて定量化した。

$$C_{max} = C_{n-1} + (C_n - C_{n-1}) \times (t_{exer} \div t_{total}) \quad (5.1)$$

この時、 n はステージ番号、 C_n は n ステージ時の設定ケイデンス、 t_{exer} は設定ケイデンスを維持した時間、 t_{total} はステージの総運動時間（30秒）である（Figure 5-2）。

ケイデンスプロファイルを観察するために、ケイデンスが安定した連続する10回転を選択し、クランク角 10° 毎に平均した。なお、これらすべての処理はMATLAB（R2020a

version 9.8.0.1451342, MathWorks 社製) を用いて行った.

(E) 統計処理

全てのデータは平均と標準偏差および変動係数 (CV) にて表記された. 本研究に参加した対象者の群間の特徴を検討するために, IFE と C_{\max} に対して対応のない T 検定を実施した. また, IFE と C_{\max} の関係はスピアマンの順位相関係数を用いて検討した. 有意水準は 5% 未満とし, 変数間の関係の大きさは Cohen の分類法に基づき解釈し, ρ が 0.5 以下を小 (small), 0.5–0.8 を中 (moderate), 0.8 以上を大 (large) とした (Cohen, 1988). 全ての統計処理は SPSS (SPSS 24.0, IBM 社製) を用いて実施された.

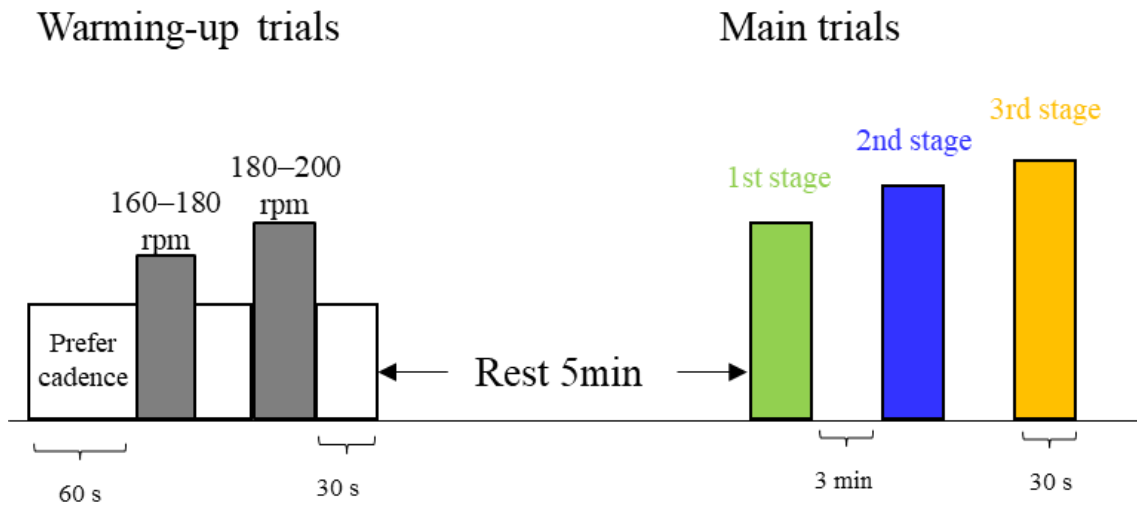


Figure 5-1 The basic protocol for the supramaximal cadence test. Participants performed standardized warmup training for 3 min. They then performed the supramaximal cadence test, which consisted of three (for this figure) or four main intermittent cadence trials after a 5-min rest period.

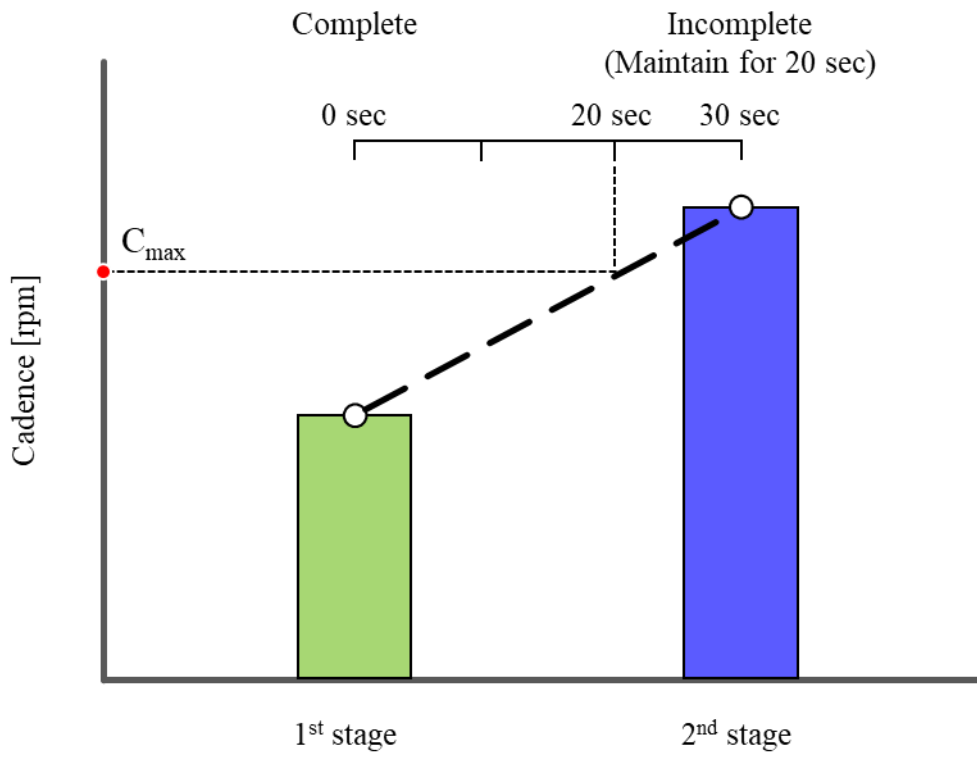


Figure 5-2 Schematic picture of the method for the maximal cadence (C_{max}) calculation.

5.4 結果

5.4.1 ペダリングスキルテストおよび高ケイデンスペダリングテストの結果

ペダリングスキルテストで得られた IFE は、対象者全体の平均値が $40.5 \pm 11.4\%$ であった（範囲：24.1–61.2%）。サイクリストの平均 IFE は $48.0 \pm 9.7\%$ （範囲：26.1–61.2%）であり、非サイクリストの $32.0 \pm 5.9\%$ （範囲：24.1–42.0%）に対して有意に高い値を示した（ $p < 0.001$, Table 1）。

高ケイデンステストにおける対象者全体の平均 C_{\max} は 204.7 ± 15.9 （範囲：167.6–226.5rpm）であった。サイクリストの平均値は 215.5 ± 8.8 rpm（範囲：203.1–226.5rpm）であり、非サイクリストの 192.2 ± 13.0 rpm（範囲：167.6–217.0rpm）に対して有意に高い値を示した（ $p < 0.001$, Table 1）。

5.4.2 IFE と C_{\max} の関係

IFE と C_{\max} の間に中程度の相関関係が観察された（ $\rho = 0.64$, $p < 0.01$, Figure 5-2）。対象者群それぞれで関係性を見ると、サイクリストには IFE と C_{\max} の間に有意な相関関係は観察されず（ $\rho = -0.01$, $p = 0.98$ ）、非サイクリストにおいては IFE と C_{\max} の間に中程度の相関関係が観察された（ $\rho = 0.67$, $p < 0.01$ ）。

Table 5-1 Variables in pedaling technique test and supramaximal cadence test.

	Total (n = 28)			Cyclists (n = 15)			Novices (n = 13)		
	Mean	SD	CV	Mean	SD	CV	Mean	SD	CV
Pedaling technique test									
IFE (%)	40.5	11.4	28.1%	48.0*	9.7	20.2%	32.0	5.9	15.6%
Supramaximal cadence test									
C _{max} (rpm)	204.7	15.9	7.7%	215.5*	8.8	4.2%	192.2	13.0	6.8%

Note. SD = standard deviation; CV = coefficients of variation; IFE = index of force effectiveness; C_{max} = maximal cadence.

*Indicates that showed significantly greater than novices ($p < 0.001$).

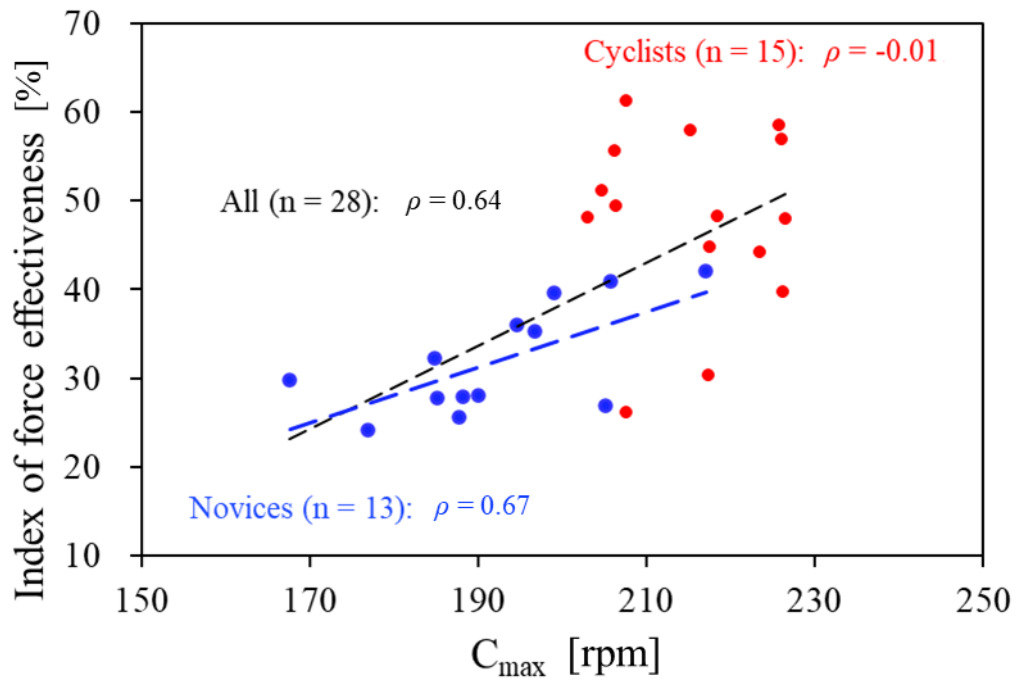


Figure 5-3 Relationship between the index of force effectiveness during the pedaling technique test and the maximal cadence (C_{\max}) during the supramaximal cadence test. Red circles denote data from cyclists, blue circles and dashed line indicate data from novices, and a black dashed line indicates data from overall participants.

5.5 考察

本章は、「高ケイデンスにおける定常ペダリング維持能力はペダリングスキルと関連する」を検証することを目的に、高ケイデンステストにより定量化された、安定して維持できる最高ケイデンス (C_{\max}) とペダリングスキル指標である IFE の関係性を調査した。その結果、両変数の間に中程度の相関関係が観察され、本章の仮説は支持される結果となった。

5.5.1 高ケイデンステストの結果について

本章で実施した高ケイデンステストでは、 C_{\max} が 204.7 ± 15.9 rpm であり、これまでの高ケイデンスを扱った定常ペダリングに関する研究で報告されている 120rpm (Neptune and Herzog, 1999), 40–100rpm (Aasvold et al., 2019) より高い値であった。一方で、本研究が実施した高ケイデンステストは、機械的負荷を 0.1kgf としており、推定される C_{\max} 出現時の機械的クランクパワーは約 20W と極めて低値である。この機械的クランクパワーが低値であったにも関わらず運動を 30 秒間維持できなかったことに関して、2つの要因が考えられる。1つ目はケイデンスの増加に伴う負の有効踏力の増加である。一般的に、ケイデンスの増加に伴って、クランクの回転を妨げる負の力（負の有効踏力）は直線的に増加することが知られている (Dorel et al., 2010; Neptune and Herzog, 1999; Samozino et al., 2007)。そのため、本研究で観察された 200rpm 前後のペダリング運動では、大きな負の有効踏力が生成されたことにより、クランクの回転運動を維持できなくなったと予想される。そして 2つ目が踏み込み局面で生成される推進パワーの減少である。引上げ局面で生成された負の有効踏力は、反対側の推進脚により生成された正の有効踏力により相殺されるため、一回転中の推進力が保たれる (Sanderson et al., 2000)。しかしながら、高ケイデンス下において、有効踏力（またはクランクトルク）の最大値がみられるタイミングが後方へ遅延する「フェーズシフト」がみられることが報告されており (Ettema et al., 2009; Samozino et al., 2007)、このフェーズシフトは踏み込み局面で生成される推進パワーの減少に関係する (Samozino et al., 2007)。したがって、機械的クランクパワーが極めて低値にも関わらず高ケイデンスペダリング運動が維持できなくなったのは、ケイデンスの増加に伴って増加した負の成分を補うだけの推進パワーを踏み込み局面で生成できなくなったことが要因であると考えられる。

5.5.2 高ケイデンス維持能力とペダリングスキルの関係

本章では、IFE と C_{max} の間に中程度の相関関係が観察された。高ケイデンスペダリングでは、下肢筋群の共収縮が誘発されること (Chapman et al., 2008)、下肢筋群のコーディネーションが乱れることが報告されている (Blake and Wakeling, 2015)。また、筋の活性化から筋による力生成までに遅れが生じる影響により、クランクパワーの減少のみならず (Samozino et al., 2007)、クランクパワーに関与しないペダル踏力 (非有効踏力) が増加する (Blake and Wakeling, 2015)。これらのことから、高ケイデンスペダリングにおける下肢筋群の活性化-非活性化の切り替えは非常に繊細であり、ペダリングスキルに関与していると考えられる。一方で、経験豊富なアスリートは高スピード条件においても動作の正確性を保つことができる (García et al., 2013)。また、ペダリング運動に熟練したサイクリストはケイデンスの増加に対して、下肢筋群のコーディネーションを適応させることができる (Chapman et al., 2008)。そのため、高いペダリングスキルを有した駆動者は、高ケイデンス下においても正確なペダリング運動を行うことができる可能性あると考えられた。

一方で、サイクリストのみを対象とした場合、IFE と C_{max} の間に有意な相関関係が観察されなかった。これは、30 秒間維持できる最高ケイデンスの上限値があることを示しているのかもしれない。サイクリストの C_{max} の変動係数は 4.2% であり、IFE (20.2%) の約 5 分の 1 であったことから、本研究で観察された C_{max} (226.5rpm) はサイクリストが発揮できる最大のケイデンスであるのかもしれないし、その要因として生理学的 (筋収縮速度) 限界があげられるかもしれない。本結果のサイクリストの IFE と C_{max} の間に有意な関係性が得られなかった要因について更なる研究が必要である。本章で得られた結果では、サイクリストの IFE と C_{max} の間に有意な関係性が得られなかった要因について明らかにすることができなかつたため更なる研究が必要である。

サイクリストとは対照的に、非サイクリストは IFE と C_{max} の間に中程度の相関関係が観察され、非サイクリストにおいては高ケイデンスを維持する能力はペダリングスキルが重要な要素を有していることが示唆された。同時に、非サイクリストの C_{max} はサイクリストよりも低く ($192.2 \pm 13.0\text{rpm}$ vs. $215.5 \pm 8.8\text{rpm}$)、トレーナビリティがあることが示された。これらの結果から、非サイクリストにおいては高ケイデンス維持能力を計測することで、ペダリングスキルを間接的に評価することができると考えられた。一般的なペダリングスキルの評価方法には特殊な機材を必要とするため、アスリートや指導者にとっては困難で

あった。これに対して、本章で提案した高ケイデンステストは、自転車エルゴメーターや自身の自転車を用いて実施することが可能である。したがって、競技経験の浅いサイクリストやジュニアアスリートが C_{max} を縦断的に測定することで、ペダリングスキルトレーニングの効果を検証することが可能である。

5.5.3 本研究の限界

本研究の限界は、ペダリングスキルと高ケイデンス維持能力に関する力学的特性を明らかにできなかったことである。機械的クランクパワーを維持する戦略として 2 つ考えられ、1 つはクランク一回転中の負のクランクパワーを抑制し、平均クランクパワーを維持すること。2 つ目は大きなクランクパワーを生成し、負のクランクトルクを打ち消すことである。この 2 つのペダリング戦略は、前者が力の有効性を高めたスキルの高いペダリング戦略であるのに対し、後者は有効性を度外視した戦略である。本研究に参加したサイクリストは、採用する戦略が個人に応じて異なったことが予想され、IFE と C_{max} の間に有意な関係が示されなかった要因である可能性がある。したがって、今後の研究ではペダル踏力を計測し、高ケイデンスペダリング中の力学的特性を明らかにする必要がある。

5.6 まとめ

本章では「高ケイデンスにおける定常ペダリング維持能力はペダリングスキルと関連する」を検証することを目的に、通常条件のケイデンス（90rpm）で測定したペダリングスキル指標（IFE）と 30 秒間維持できる最高ケイデンス（ C_{\max} ）の関係を調査した。その結果、IFE と C_{\max} の間に中程度の相関関係が観察され、この関係性はサイクリストには認められなかったものの、非サイクリストのみを対象にした場合に観察された。したがって、高ケイデンス維持能力とペダリングスキルが関係することが明らかとなり、特に非競技者または競技経験の浅い対象者であった場合、30 秒間維持できる最高ケイデンスを測定することで、ペダリングスキルを簡易的に評価することが可能である。

第6章 総合考察

6.1 本研究で得られた成果

本研究では、自転車ペダリング運動を用いた体力評価をより真値に近づけることを目指して、ペダリングスキルをスポーツバイオメカニクスの視点から検討し、スキルの優れたペダリング運動の力学的特徴を明らかにするとともに、ペダリングスキルを考慮した分析方法の検討およびトレーニングに関する知見を示すことが目的であった。以下に本研究で得られた知見をまとめる。

研究課題1 ペダリングスキルが一定ケイデンスを用いた持久系能力評価値に与える影響の定量化 (第3章)

機械的クランクパワー ($P_{\text{Mechanical}}$) では、人が発揮したパワーを評価しきれないことが古くから指摘されている (Cavanagh and Kram, 1985; Williams, 1985)。第3章では、左右クランクそれぞれで生じた負のクランクパワーを補うために行った余剰パワーを考慮し、両クランクで生じた正のクランクパワー (P_{Net}) を用いて持久系能力の評価を試みた。その結果、すべての運動強度で $P_{\text{Mechanical}}$ に対して P_{Net} が高強度時で $27.1 \pm 11.7\%$ 、低強度時で $9.5 \pm 5.0\%$ 高値であることを示し、T-score 化すると、対象者の半数以上が評価の向上がみられ残りは低下した。 P_{Net} と $P_{\text{Mechanical}}$ の差分 (P_{Excess}) はペダリングスキルに関係するため (Garcia-Lopez et al., 2016)、評価の変動にはペダリングスキルが関連すると考えられる。また、 P_{Excess} と低強度時の Gross efficiency との間に有意な相関関係が観察され、特に低強度運時は、ペダリングスキルの差が生理学的効率に影響を与えることが明らかとなった。

研究課題2 ペダリング運動における優れたスキルの力学的特徴の検討 (第4章)

第4章では、サイクリストを対象にスキルの高いペダリング運動の特徴をクランク一回転通して包括的に検討した。従来ではペダルの引き上げ動作が重要視されてきたが、本研究の結果により引き上げ局面より前の踏み込み局面の股関節伸展モーメントおよび膝関節屈曲モーメントの発揮パターンが引き上げ局面の負の有効踏力 (スキル指標) を減ずるために重要であることが示唆された。

研究課題3 ペダリングスキルを簡易的に評価する方法の検討 (第5章)

第 5 章では、ペダル踏力変数を計測しなくてもペダリングスキルを評価できる簡易評価方法の開発を目指し、通常条件におけるペダリングスキルと高ケイデンス維持能力との関係を調査した。その結果、安定して維持できる最も高いケイデンス（Cmax）とペダリングスキルの指標である力有効性指数（IFE）との間に有意な相関関係が認められ、開発したケイデンステストによりスキル評価が可能であることが示された。その一方で、非サイクリストのみで検証した結果、同様な特徴が観察されたが、サイクリストのみを対象とした場合、有意な相関関係は認められなかった。

6.2 本研究の学術的位置づけ

自転車ペダリング運動に関する研究は、サイクリストの競技力向上を目的としたものから、運動強度に対する人の適応過程を調査した研究など、競技パフォーマンスから臨床研究まで幅広い分野で行われている。特に、人の持久系能力の評価に関しては、生理学的な特性の検討やメカニズムの解明に加えて (Bini et al., 2008; Coyle et al., 1988; Craig et al., 1993; Denadai et al., 2005; Kuipers et al., 1985; Louis et al., 2011; McDaniel et al., 2002), 予防医学的観点からも検討されている (Carnethon et al., 2005; Kodama et al., 2009)。このように、自転車ペダリング運動が幅広い研究分野に採用されている理由として、自転車ペダリング運動の特性である、①正確かつ容易に運動負荷を与えられる、②人が発揮したパワー (行った仕事) を簡単に定量化できる、③動作の個人差 (スキル差) が他運動様式に比べ少ない、④エルゴメーターが床に固定されるため転倒などの危険がないなどがあげられる。一方で、自転車エルゴメーターで計測される機械的クランクパワーを人が発揮したパワーとして扱うことについて、データ評価・分析における解釈に誤解を与える可能性があることや (Cavanagh and Kram, 1985; Williams, 1985), 動作に個人差が少ないと考えられている自転車ペダリング運動であってもスキル差が存在し、このスキル差によって生理学的変数に影響を与えることが分かっている (Candotti et al., 2007; Leirdal and Ettema, 2011; Takaishi et al., 1998; Zameziati et al., 2006)。これらの報告を考慮すると上述したペダリング運動の特性については議論の余地があると考えられていた。

第3章では上述した人が発揮した正味のパワーを評価することにアプローチした。第3章で採用した正味のクランクパワー (P_{Net}) は、一般的なペダリング戦略として、引き上げ局面で生成される負のクランクパワーを補うために反対側の推進脚により生成される余剰クランクパワー (P_{Excess}) を考慮した変数である。そのため機械的クランクパワーに比して、人が発揮した機械的クランクパワーを用いた評価に比して、人が発揮した正味のパワーの評価にアプローチできたと考えられる。第3章の結果によると、 P_{Net} は $P_{Mechanical}$ に対して高い値を示し、特に低運動強度 (88W) ではその差が顕著 (約1.8倍) であることが示された (Table 3-3)。関連研究では、運動強度の低下に伴って負の成分が増加することを報告している (Neptune and Herzog, 1999; Sanderson, 1991; Sanderson et al., 2000)。すなわち、ペダリングスキルに関係なく、低運動強度では余剰クランクパワーが大きくなることを表しており、機械的クランクパワーで人が発揮した正味のパワーの評価を行うことは、大き

な過小評価を招く可能性がある。また負のクランクパワーの大きさはペダリングスキルに関係することからも、過小評価の程度はスキル差によって異なることが明らかとなった。以上の結果を踏まえると、自転車ペダリング運動を用いて持久系能力の評価を行う際は、機械的クランクパワーだけでなく、左右のクランクパワーを計測することが推奨される。これらの成果は、古くから検討されてきたパワー評価変数の選択に対して、新たな視点を提供するものであり、自転車ペダリング運動を題材とした多くの研究分野の発展に貢献するのであると考えられる。

第4章では、第3章で検討されたクランクパワーにおける負の成分の大きさに個人差が生じる要因について、ペダリング力学的観点から検討した。その結果、クランク角40°-100°付近で股関節伸展モーメントを発揮し、その後踏み込み局面中盤で膝関節屈曲モーメントを発揮することで、引き上げ局面で生成される負の成分が減少することが示唆された。この結果は、これまで引き上げ局面の重要性が唱えられてきたペダリングスキル研究において、新たな視点を提供するものである。

そして、第5章ではペダリングスキルの簡易評価方法について検討した。通常、ペダリングスキルの計測には、動作解析および踏力測定が必要であり、更に分析には専門的知識が求められる。これらの要素を研究および競技現場で揃えることは難しい。第5章の結果から、クランクの回転速度を計測するだけでペダリングスキルをある程度推定できることが確認された。そのため、自転車エルゴメーターや地面に固定された自転車があれば、それらを用いて安定して維持できる最高ケイデンスを計測することでペダリングスキルの推定が可能となる。例えば、タレント発掘事業のようなペダリング運動を用いて体力評価を行う場合、ペダリングスキルを同時に評価することで、アスリートの潜在的な能力を測れる可能性がある。また、自転車競技を始めたてなジュニアアスリートに対しては、ペダリングスキルを縦断的に計測することでペダリングスキルの早期に貢献し、パフォーマンス向上の一助となるだけでなく、クランク一回転中の踏力の減少 (Garcia-Lopez et al., 2016; Takaishi et al., 1998) につながるため、障害の予防となる可能性がある (Bini et al., 2011a; Bini and Hume, 2013; Bini et al., 2013b)。

6.3 本研究からみる同研究分野の今後の展望

第3章では人が発揮したパワーを左右クランクの正のクランクパワー (P_{Net}) をもとに定量化した。しかし、クランク一回転中にクランクの接線方向に働く力は、ペダルに入力された力の約40–70%であることがわかっており (Arkesteijn et al., 2013; Bini et al., 2013a; Bini et al., 2011b; Candotti et al., 2007; Coyle et al., 1991; Dorel et al., 2010; Duc et al., 2019; Duc et al., 2008; Ericson and Nisell, 1988; Ettema et al., 2009; Hug et al., 2008; Korff et al., 2007; Lanferdini et al., 2016; Leirdal and Ettema, 2011; Loras et al., 2009; Menard et al., 2016; Mornieux et al., 2008; Rossato et al., 2008; Sanderson, 1991; Sanderson and Black, 2003; Zameziati et al., 2006), その他の成分は自転車の部品を变形させる力として働く (Cavanagh and Kram, 1985)。そのため、本研究で採用した P_{Net} であっても、人がペダルに入力したエネルギーの定量化には至っていない。このエネルギーを定量化する方法については古くから議論されてきたが (Cavanagh and Kram, 1985; Williams, 1985; Zacks, 1973), 技術が進んだ現在においても、明確な答えが得られていない。そのため、人の動作によって生じた仕事を定量化する方法については今後も検討していく必要がある。

第4章では、スキルの高いペダリング運動の特徴を検討し、踏み込み局面の重要性を示唆した。これまでのペダリングスキルに関する研究では、引き上げ局面で引き上げ動作を如何にして行うかに焦点づけられており、そのため、引き脚を強調したペダリングスキルトレーニングの検証が行われてきた。横断的な調査では、下肢の屈曲筋群の活動が増加し (Fernández-Peña et al., 2009; Hug et al., 2013), 力有効性指数が改善する (Hug et al., 2013; Korff et al., 2007) など、力学的観点から有効的な手段であることが伺える。一方で、縦断的に観察すると6週間のトレーニングを行っても、生理学的変数に改善が見られないことが報告されている (Sperlich et al., 2011)。この力学的変数と生理学的変数間の矛盾した結果に対して、トレーニング期間の短さが挙げられているが、詳細については明らかではない。ペダルの引き上げ動作では下肢三関節それぞれが屈曲モーメント (背屈モーメント) の生成により行われるわけだが、一般的に関節モーメントは屈曲よりも伸展において大きなモーメントが生成される (Anderson et al., 2007)。したがって、大きなモーメント発揮を得意としない屈曲動作でペダルを引き上げるより、反対側の推進脚にて大きな伸展モーメントを発揮し、引き脚が受動的に押し上げられる方がコストを削減できる可能性がある (Korff et al., 2007)。以上のことから、ペダリングスキル研究において、今後期待される研究課題

は以下の2点である。

- ・ 踏み込み局面における股関節および膝関節モーメントの発揮パターンの改善が、生理学的変数に影響を及ぼすか。
- ・ ペダルの随意的な引き上げ動作戦略は、本当に効率的なのか。

これらの検討課題を明らかにすることで、アスリートの競技力向上にのみならず、持久系能力測定において、より真値に近いデータの取得に貢献する。

最後に第5章では、通常条件におけるペダリングスキルが高ケイデンス維持能力を計測することで、ある程度予測できることが示された。一方で、サイクリストのみを対象とした場合、上述した特徴が示されなかったため、本研究結果は一般人からビギナーレベルのサイクリストが対象となる可能性がある。このサイクリストにおいて有意な相関関係が示されなかった要因について明らかにすることができなかった。高ケイデンスペダリング中の下肢筋活動を調査した研究によれば、140–150rpmで下肢筋コーディネーションが破綻することが報告されている(Blake and Wakeling, 2015)。また、下肢関節仕事のコーディネーション戦略においても、150rpm以降で全く異なる戦略がとられていることが確認されている(山口ら, 2022)。これらのことから、サイクリストは高ケイデンス条件でも特有のスキルを獲得している可能性が考えられ、ケイデンスの変化に応じて下肢関節コーディネーションおよびペダル踏力をどのように適応させているか検討することが必要である。ペダリング運動とケイデンスの関係は、神経筋調節メカニズムの検討課題としてよく用いられている(Bieuzen et al., 2007; Candotti et al., 2009; Hodson-Tole et al., 2020; MacINTOSH et al., 2000; Rouffet et al., 2009; Ryan and Gregor, 1992; Sanderson et al., 2006; Sarre et al., 2003)。ペダリング運動に習熟したサイクリストを対象に、これらの調査を行うことで、より詳細な知見を得ることが予想される。

第7章 結論

本博士論文では、ペダリングスキルが持久系能力評価指標に与える影響と、スキルの高いペダリング運動の特徴について再検討した。各課題から得られた結論は次に示す通りである。

1. 機械的クランクパワー ($P_{\text{Mechanical}}$) と正味のクランクパワー (P_{Net}) を比較した結果、全ての対象者で一様に P_{Net} が高い値を示し、その差分はペダリングスキルと密接に関係し、 P_{Net} を用いて評価を行うことで対象者群内での評価に変動が生じた。この結果から、ペダリングスキルが持久系能力の評価値に影響を与えることが確認され、同時に P_{Net} を用いることでペダリングスキルを考慮した分析を行える可能性が示唆された。
2. スキルの優れたペダリング運動の特徴として、クランク角 $40-100^\circ$ で大きな股関節伸展モーメントの生成、その後の踏み込み局面中盤で膝関節屈曲モーメントが生成されていることが示され、この特徴が引き上げ局面で生成される負の有効踏力 (T_{NEF}) を結果的に抑えることが示唆された。これまで、スキルの高いペダリング運動の特徴は、引き上げ局面にあると考えられてきたが、踏み込み局面の力発揮パターンが重要であると考えられる。
3. ペダリングスキルは、高ケイデンスを安定して維持できる能力と関係しており、高価な機材や専門的知識がなくとも簡易的に評価できる可能性が示唆された。これにより、安定して維持できる最高ケイデンスを計測することでペダリングスキルの簡易評価のみならず、スキルトレーニングの効果を検証する指標になり得る可能性が示された。

以上の結果から、持久系能力の評価を行う際、「人が正味に発揮したパワー」が評価項目の意図であった場合、機械的クランクパワーではなく、正味のクランクパワーを用いることで、ペダリングスキルを考慮した分析が可能となると考えられる。また、縦断的な測定の際は機械的クランクパワーと正味のクランクパワーの両変数を観察することで、持久系能力評価指標の改善が生理学的要素（毛細血管の発達やミトコンドリア量の増加など）か、力学的要素（余剰クランクパワーの減少）によるものかを見分けることが可能となる。

そして、スキルの優れたペダリング運動は、負の有効踏力が生成される引き上げ局面より以前の踏み込み局面における力発揮パターンも重要であることが示唆された。また、安

定して維持できる最高ケイデンスと通常ケイデンス条件中の力有効性指数との間に中程度の相関関係が観察されたことから、優れたスキルを獲得した駆動者は、安定して維持できるケイデンスが高いことが示され、高ケイデンス維持能力を測ることで、ペダリングスキルを簡易的に評価することができる。

引用文献

- Aasvold, L.O., Ettema, G., Skovereng, K., 2019. Joint specific power production in cycling: The effect of cadence and intensity. *PLOS ONE* 14, e0212781.
- 阿江通良, 1996. 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数. *Jpn. J. Sports. Science*, 15: 155-162.
- Anderson, D.E., Madigan, M.L., Nussbaum, M.A., 2007. Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: Model development and application to the lower limb. *Journal of biomechanics* 40, 3105-3113.
- Arkesteijn, M., Jobson, S.A., Hopker, J., Passfield, L., 2013. Effect of Gradient on Cycling Gross Efficiency and Technique. *Medicine and science in sports and exercise* 45, 920-926.
- Åstrand, P.O., 1976. Quantification of exercise capability and evaluation of physical capacity in man. *Progress in cardiovascular diseases* 19, 51-67.
- Beaver, W.L., Wasserman, K., Whipp, B.J., 1985. Improved detection of lactate threshold during exercise using a log-log transformation. *Journal of applied physiology* (1985) 59, 1936-1940.
- Bertucci, W.M., Betik, A.C., Duc, S., Grappe, F., 2012. Gross efficiency and cycling economy are higher in the field as compared with on an Axiom stationary ergometer. *Journal of applied biomechanics* 28, 636-644.
- Bieuzen, F., Lepers, R., Vercruyssen, F., Hausswirth, C., Brisswalter, J., 2007. Muscle activation during cycling at different cadences: effect of maximal strength capacity. *Journal of electromyography and kinesiology* 17, 731-738.
- Bini, R., Hume, P., Croft, J.L., Kilding, A., 2013a. Pedal force effectiveness in Cycling: a review of constraints and training effects.
- Bini, R., Hume, P.A., Croft, J.L., 2011a. Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. *Sports Medicine* 41, 463-476.
- Bini, R.R., Carpes, F.P., Diefenthaler, F., Mota, C.B., Guimaraes, A.C., Grupo de Estudo e Pesquisa em, C., 2008. Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: relationship to muscle coordination and performance. *Journal of Science and Medicine in Sport* 11, 363-370.
- Bini, R.R., Diefenthaler, F., 2010. Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. *Sports Biomechanics* 9, 223-235.

- Bini, R.R., Hume, P.A., 2013. Effects of workload and pedalling cadence on knee forces in competitive cyclists. *Sports Biomechanics* 12, 93-107.
- Bini, R.R., Hume, P.A., 2014. Assessment of bilateral asymmetry in cycling using a commercial instrumented crank system and instrumented pedals. *International journal of sports physiology and performance* 9, 876-881.
- Bini, R.R., Hume, P.A., Crofta, J.L., 2011b. Effects of saddle height on pedal force effectiveness. *Procedia Engineering* 13, 51-55.
- Bini, R.R., Hume, P.A., Lanferdini, F.J., Vaz, M.A., 2013b. Effects of moving forward or backward on the saddle on knee joint forces during cycling. *Phys Ther Sport* 14, 23-27.
- Blake, O.M., Champoux, Y., Wakeling, J.M., 2012. Muscle coordination patterns for efficient cycling. *Medicine and science in sports and exercise* 44, 926-938.
- 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, 3283-3295.
- Candotti, C.T., Loss, J.F., Bagatini, D., Soares, D.P., da Rocha, E.K., de Oliveira, A.R., Guimaraes, A.C., 2009. Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. *Journal of electromyography and kinesiology* 19, 915-921.
- Candotti, C.T., Ribeiro, J., Soares, D.P., De Oliveira, A.R., Loss, J.F., Guimaraes, A.C., 2007. Effective force and economy of triathletes and cyclists. *Sports Biomechanics* 6, 31-43.
- Cannon, D.T., Kolkhorst, F.W., Cipriani, D.J., 2007. Effect of pedaling technique on muscle activity and cycling efficiency. *European journal of applied physiology* 99, 659-664.
- Carnethon, M.R., Gulati, M., Greenland, P., 2005. Prevalence and Cardiovascular Disease Correlates of Low Cardiorespiratory Fitness in Adolescents and Adults. *JAMA : the journal of the American Medical Association* 294, 2981-2988.
- Carpes, F.P., Rossato, M., Faria, I.E., Mota, C.B., 2006. Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. *Journal of sports medicine and physical fitness* 47, 51-57.
- Cavanagh, P.R., Kram, R., 1985. The efficiency of human movement--a statement of the problem. *Medicine and science in sports and exercise* 17, 304-308.
- Chapman, A.R., Vicenzino, B., Blanch, P., Hodges, P.W., 2008. Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. *Journal of electromyography and kinesiology*

18, 359-371.

- Cohen, J., 1988. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, 2nd ed. L. Erlbaum Associates, New York.
- Costill, D.L., Thomason, H., Roberts, E., 1973. Fractional utilization of the aerobic capacity during distance running. *Medicine and science in sports* 5, 248-252.
- Coyle, E.F., Coggan, A.R., Hopper, M., Walters, T.J., 1988. Determinants of endurance in well-trained cyclists. *Journal of Applied Physiology* 64, 2622-2630.
- Coyle, E.F., Feltner, M.E., Kautz, S.A., Hamilton, M.T., Montain, S.J., Baylor, A.M., Abraham, L.D., Petrek, G.W., 1991. Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Medicine and science in sports and exercise* 23, 93-107.
- Craig, N.P., Norton, K.I., Bourdon, P.C., Woolford, S.M., Stanef, T., Squires, B., Olds, T.S., Conyers, R.A., Walsh, C.B., 1993. Aerobic and anaerobic indices contributing to track endurance cycling performance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 67, 150-158.
- Davis, J.A., Rozenek, R., DeCicco, D.M., Carizzi, M.T., Pham, P.H., 2007. Comparison of three methods for detection of the lactate threshold. *Clinical physiology and functional imaging* 27, 381-384.
- de Koning, J.J., Noordhof, D.A., Lucia, A., Foster, C., 2012. Factors affecting gross efficiency in cycling. *International journal of sports medicine* 33, 880-885.
- Denadai, B.S., Ruas, V.d.A., Figueira, T.R., 2005. Effects of the pedaling cadence on metabolic and cardiovascular responses during incremental and constant workload exercises in active individuals. *Rev Bras Med do Esporte* 11, 286-290.
- Dorel, S., 2018. Maximal force-velocity and power-velocity characteristics in cycling: Assessment and relevance, *Biomechanics of training and testing*. Springer, pp. 7-31.
- Dorel, S., Couturier, A., Lacour, J.R., Vandewalle, H., Hautier, C., Hug, F., 2010. Force-velocity relationship in cycling revisited: benefit of two-dimensional pedal forces analysis. *Medicine and science in sports and exercise* 42, 1174-1183.
- Driss, T., Vandewalle, H., 2013. The measurement of maximal (anaerobic) power output on a cycle ergometer: a critical review. *BioMed research international* 2013.
- Driss, T., Vandewalle, H., Chevalier, J.-M.L., Monod, H., 2002. Force-velocity relationship on a cycle

- ergometer and knee-extensor strength indices. *Canadian Journal of Applied Physiology* 27, 250-262.
- Duc, S., Bertucci, W., Grappe, F., 2019. Strategies for improving the pedaling technique. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 59, 2030-2039.
- Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J.N., Grappe, F., 2008. Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of electromyography and kinesiology* 18, 116-127.
- Ema, R., Wakahara, T., Yanaka, T., Kanehisa, H., Kawakami, Y., 2016. Unique muscularity in cyclists' thigh and trunk: A cross-sectional and longitudinal study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 26, 782-793.
- Ericson, M.O., Nisell, R., 1988. Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. *International journal of sports medicine* 9, 118-122.
- Ettema, G., Loras, H., Leirdal, S., 2009. The effects of cycling cadence on the phases of joint power, crank power, force and force effectiveness. *Journal of electromyography and kinesiology* 19, e94-101.
- Ettema, G., Loras, H.W., 2009. Efficiency in cycling: a review. *European journal of applied physiology* 106, 1-14.
- Faria, E.W., Parker, D.L., Faria, I.E., 2005. The Science of Cycling: Factors Affecting Performance - Part 2. *Sports medicine (Auckland)* 35, 313-337.
- Fernández-Peña, E., Lucertini, F., Ditroilo, M., 2009. Training With Independent Cranks Alters Muscle Coordination Pattern in Cyclists. *Journal of strength and conditioning research* 23, 1764-1772.
- Ferrer-Roca, V., Rivero-Palomo, V., Ogueta-Alday, A., Rodriguez-Marroyo, J.A., Garcia-Lopez, J., 2017. Acute effects of small changes in crank length on gross efficiency and pedalling technique during submaximal cycling. *Journal of sports sciences* 35, 1328-1335.
- Fujita, Y., Koizumi, K., Manabe, M., Nomura, J., 2014. Efficiency Variation in Cycling Exercise Related to Cadence and Work Rate Standardized by Ventilatory Threshold. *International Journal of Sport and Health Science*, 201403.
- García, J.A., Sabido, R., Barbado, D., Moreno, F.J., 2013. Analysis of the relation between throwing speed and throwing accuracy in team-handball according to instruction. *European journal of*

sport science 13, 149-154.

- Garcia-Lopez, J., Diez-Leal, S., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J., Rodriguez-Marroyo, J.A., 2016. Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. *Journal of sports sciences* 34, 1619-1626.
- Gregor, R.J., Cavanagh, P.R., LaFortune, M., 1985. Knee flexor moments during propulsion in cycling—A creative solution to Lombard's Paradox. *Journal of biomechanics* 18, 307-316.
- Gregor, R.J., Conconi, F., 2000. *Road cycling*. Blackwell Science, Oxford ; Malden, MA.
- Gueli, D., Shephard, R.J., 1976. Pedal Frequency In Bicycle Ergometry. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences* 1, 137-141.
- Hagberg, J., Mullin, J., Giese, M., Spitznagel, E., 1981. Effect of pedaling rate on submaximal exercise responses of competitive cyclists. *Journal of applied physiology* 51, 447-451.
- Henke, T., Year Real-time feedback of pedal forces for the optimization of pedaling technique in competitive cycling. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*.
- Hodson-Tole, E.F., Blake, O.M., Wakeling, J.M., 2020. During Cycling What Limits Maximum Mechanical Power Output at Cadences above 120 rpm? *Medicine and science in sports and exercise* 52, 214-224.
- Hopker, J., Passfield, L., Coleman, D., Jobson, S., Edwards, L., Carter, H., 2009. The Effects of Training on Gross Efficiency in Cycling: A Review. *International journal of sports medicine* 30, 845-850.
- Hug, F., Boumier, F., Dorel, S., 2013. Altered muscle coordination when pedaling with independent cranks. *Frontiers in physiology* 4, 232-232.
- Hug, F., Dorel, S., 2009. Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of electromyography and kinesiology* 19, 182-198.
- Hug, F., Drouet, J.M., Champoux, Y., Couturier, A., Dorel, S., 2008. Interindividual variability of electromyographic patterns and pedal force profiles in trained cyclists. *European journal of applied physiology* 104, 667-678.
- Hug, F., Marqueste, T., Le Fur, Y., Cozzone, P.J., Grélot, L., Bendahan, D., 2006. Selective training-induced thigh muscles hypertrophy in professional road cyclists. *European journal of applied physiology* 97, 591-597.

池田祐介, 高嶋渉, 本間俊行, 高橋英幸, 村田正洋, 2013. 男女一流自転車競技選手における筋

- の形態的特徴と自転車エルゴメータのパワー発揮能力との関係. 体育学研究, 539-555.
- 金子公宥, 山崎武, 豊岡示朗, 1979. 自転車作業における機械的効率の再評価. 体力科学 28, 88-94.
- Kautz, S.A., Feltner, M.E., Coyle, E.F., Baylor, A.M., 1991. The pedaling technique of elite endurance cyclists: changes with increasing workload at constant cadence. *International Journal of Applied Biomechanics* 7, 29-53.
- Kodama, S., Saito, K., Tanaka, S., Maki, M., Yachi, Y., Asumi, M., Sugawara, A., Totsuka, K., Shimano, H., Ohashi, Y., Yamada, N., Sone, H., 2009. Cardiorespiratory Fitness as a Quantitative Predictor of All-Cause Mortality and Cardiovascular Events in Healthy Men and Women: A Meta-analysis. *JAMA: the journal of the American Medical Association* 301, 2024-2035.
- Korff, T., Romer, L.M., Mayhew, I., Martin, J.C., 2007. Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Medicine and science in sports and exercise* 39, 991-995.
- Kuipers, H., Verstappen, F., Keizer, H.A., Geurten, P., Van Kranenburg, G., 1985. Variability of aerobic performance in the laboratory and its physiologic correlates. *International journal of sports medicine* 6, 197-201.
- Lanferdini, F.J., Bini, R.R., Figueiredo, P., Diefenthaler, F., Mota, C.B., Arndt, A., Vaz, M.A., 2016. Differences in Pedaling Technique in Cycling: A Cluster Analysis. *Int J Sports Physiol Perform* 11, 959-964.
- Leirdal, S., Ettema, G., 2011. Pedaling technique and energy cost in cycling. *Medicine and science in sports and exercise* 43, 701-705.
- Loras, H., Ettema, G., Leirdal, S., 2009. The muscle force component in pedaling retains constant direction across pedaling rates. *Journal of applied biomechanics* 25, 85-92.
- Louis, J., Hausswirth, C., Easthope, C., Brisswalter, J., 2011. Strength training improves cycling efficiency in master endurance athletes. *European journal of applied physiology* 112, 631-640.
- Lucia, A., Hoyos, J., Chicharro, J.L., 2001. Preferred pedalling cadence in professional cycling. *Medicine and science in sports and exercise* 33, 1361-1366.
- Lundby, C., Robach, P., 2015a. Performance Enhancement: What Are the Physiological Limits? *Physiology* 30, 282-292.

- Lundby, C., Robach, P., 2015b. Performance Enhancement: What Are the Physiological Limits? *Physiology (Bethesda)* 30, 282-292.
- MacINTOSH, B.R., Neptune, R.R., Horton, J.F., 2000. Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Medicine and science in sports and exercise* 32, 1281-1287.
- Malfait, L., Storme, G., Derdeyn, M., 2006. Comparative biomechanical study of circular and non-circular chainrings for endurance cycling at constant speed. *Zwevegem (Belgium-Europe)* , 49.
- Martin, J.C., Brown, N.A., 2009. Joint-specific power production and fatigue during maximal cycling. *Journal of biomechanics* 42, 474-479.
- McCartney, N., Heigenhauser, G., Sargeant, A.J., Jones, N.L., 1983. A constant-velocity cycle ergometer for the study of dynamic muscle function. *Journal of applied physiology* 55, 212-217.
- McDaniel, J., Durstine, J.L., Hand, G.A., Martin, J.C., 2002. Determinants of metabolic cost during submaximal cycling. *Journal of Applied Physiology* 93, 823-828.
- Menard, M., Domalain, M., Decatoire, A., Lacouture, P., 2016. Influence of saddle setback on pedalling technique effectiveness in cycling. *Sports Biomechanics* 15, 462-472.
- Mileva, K., Turner, D., 2003. Neuromuscular and biomechanical coupling in human cycling: adaptations to changes in crank length. *Experimental brain research* 152, 393-403.
- 水野康, 福田市蔵, 1991. 循環器負荷試験法: 理論と実際, 改訂第3版 ed. 診断と治療社, 東京, 418.
- Mornieux, G., Stapelfeldt, B., Gollhofer, A., Belli, A., 2008. Effects of pedal type and pull-up action during cycling. *International journal of sports medicine* 29, 817-822.
- Neptune, R.R., Herzog, W., 1999. The association between negative muscle work and pedaling rate. *Journal of biomechanics* 32, 1021-1026.
- Neptune, R.R., Hull, M.L., 1999. A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling. *Journal of biomechanics* 32, 409-415.
- Noordhof, D., de Koning, J., van Erp, T., van Keimpema, B., de Ridder, D., Otter, R., Foster, C., 2010. The between and within day variation in gross efficiency. *European journal of applied physiology* 109, 1209-1218.
- Palmer, G.S., Borghouts, L.B., Noakes, T.D., Hawley, J.A., 1999. Metabolic and performance

- responses to constant-load vs. variable-intensity exercise in trained cyclists. *Journal of Applied Physiology* 87, 1186-1196.
- Passfield, L., Doust, J.H., 2000. Changes in cycling efficiency and performance after endurance exercise. *Medicine and science in sports and exercise* 32, 1935-1941.
- Patterson, R.P., Moreno, M.I., 1990. Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Medicine and science in sports and exercise* 22, 512-516.
- Płoszczyca, K., Foltyn, J., Goliniewski, J., Krężelok, J., Poprzęcki, S., Ozimek, M., Czuba, M., 2019. Seasonal changes in gross efficiency and aerobic capacity in well-trained road cyclists. *Isokinetics and exercise science* 27, 193-202.
- Powers, S.K., Howley, E.T. (内藤久士, 柳谷登志雄, 小林裕幸, 高澤祐治訳), 2020. パワーズ運動生理学: 体力と競技力向上のための理論と応用. *メディカル・サイエンス・インターナショナル*, 東京, 281-284.
- Raasch, C.C., Zajac, F.E., Ma, B., Levine, W.S., 1997. Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *Journal of biomechanics* 30, 595-602.
- Rossato, M., Bini, R.R., Carpes, F.P., Diefenthaler, F., Moro, A.R., 2008. Cadence and workload effects on pedaling technique of well-trained cyclists. *International journal of sports medicine* 29, 746-752.
- Rouffet, D.M., Mornieux, G., Zameziati, K., Belli, A., Hautier, C.A., 2009. Timing of muscle activation of the lower limbs can be modulated to maintain a constant pedaling cadence. *Journal of electromyography and kinesiology* 19, 1100-1107.
- Ryan, M.M., Gregor, R.J., 1992. EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *Journal of electromyography and kinesiology* 2, 69-80.
- Samozino, P., Horvais, N., Hintzy, F., 2007. Why does power output decrease at high pedaling rates during sprint cycling? *Medicine and science in sports and exercise* 39, 680-687.
- Sanderson, D.J., 1991. The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. *Journal of sports sciences* 9, 191-203.
- Sanderson, D.J., Black, A., 2003. The effect of prolonged cycling on pedal forces. *Journal of sports sciences* 21, 191-199.
- Sanderson, D.J., Cavanagh, P.R., 1990. Use of augmented feedback for the modification of the

pedaling mechanics of cyclists. *Canadian Journal of Sport Sciences*.

- Sanderson, D.J., Hennig, E.M., Black, A.H., 2000. 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 sciences* 18, 173-181.
- Sanderson, D.J., Martin, P.E., Honeyman, G., Keefer, J., 2006. Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence. *Journal of electromyography and kinesiology* 16, 642-649.
- Sarre, G., Lepers, R., Ballay, Y., van Hoecke, J., 2004. Cadence, power output and mechanical torque during pedalling. *JOURNAL OF HUMAN MOVEMENT STUDIES* 47, 133-142.
- Sarre, G., Lepers, R., Maffiuletti, N., Millet, G., Martin, A., 2003. Influence of cycling cadence on neuromuscular activity of the knee extensors in humans. *European journal of applied physiology* 88, 476-479.
- Smak, W., Neptune, R.R., Hull, M.L., 1999. The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *Journal of biomechanics* 32, 899-906.
- So, R.C.H., Ng, J.K.F., Ng, G.Y.F., 2005. Muscle recruitment pattern in cycling: a review. *Physical Therapy in Sport* 6, 89-96.
- Sperlich, B., Zelle, S., Kleinöder, H., Lochmann, M., Zinner, C., Holmberg, H.-C., Mester, J., 2011. The effects of 6-week-decoupled bi-pedal cycling on submaximal and high intensity performance in competitive cyclists and triathletes. *European journal of applied physiology* 111, 1625-1630.
- Stainbsy, W.N., Gladden, L.B., Barclay, J.K., Wilson, B.A., 1980. Exercise efficiency: validity of base-line subtractions. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology* 48, 518-522.
- Takaishi, T., Yamamoto, T., Ono, T., Ito, T., Moritani, T., 1998. Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Medicine and science in sports and exercise* 30, 442-449.
- Theurel, J., Crepin, M., Foissac, M., Temprado, J.J., 2012. Effects of different pedalling techniques on muscle fatigue and mechanical efficiency during prolonged cycling. *Scand J Med Sci Sports* 22, 714-721.
- van Ingen Schenau, G., Boots, P., De Groot, G., Snackers, R., Van Woensel, W., 1992. The constrained

- control of force and position in multi-joint movements. *Neuroscience* 46, 197-207.
- Whitty, A.G., Murphy, A.J., Coutts, A.J., Watsford, M.L., 2016. The effect of low- vs high-cadence interval training on the freely chosen cadence and performance in endurance-trained cyclists. *Applied physiology, nutrition, and metabolism* 41, 666-673.
- Williams, K.R., 1985. The relationship between mechanical and physiological energy estimates. *Medicine and science in sports and exercise* 17, 317-325.
- Winter, D.A., 1980. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *Journal of biomechanics* 13, 923.
- Yamaguchi, Y., Otsuka, M., Watanabe, K., Wada, N., Nishiyama, T., 2022. The relationship between pedal force application technique and the ability to perform supramaximal pedaling cadences. *Frontiers in Sports and Active Living*, 308.
- 山口雄大, 大塚光雄, 和田直樹, 西山哲成, 2022. 高ケイデンス下定常ペダリングにおける下肢関節協調戦略に関する研究. *身体動作学研究* 1, 3-6.
- Yamaguchi, Y., Watanabe, K., Oishi, K., Fukuda, W., Nishiyama, T., Year Braking force during bicycle pedaling: an examination on the full crank rotation. In *International Society of Biomechanics in Sports*. NewZeland.
- Zacks, R.M., 1973. The mechanical efficiencies of running and bicycling against a horizontal impeding force. *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie einschliesslich Arbeitsphysiologie* 31, 249-258.
- Zameziati, K., Mornieux, G., Rouffet, D., Belli, A., 2006. Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. *European journal of applied physiology* 96, 274-281.

研究業績一覧

本博士論文は、以下の学術論文および学会発表をもとにまとめられたものである。

【学術論文】

山口雄大・渡邊航平・大石健二・福田渉・西山哲成 (2020) 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, 65 : 747-756.

Yamaguchi, Y., Otsuka, M., Watanabe, K., Wada, N. and Nishiyama, T. (2022) The relationship between pedal force application technique and the ability to perform supramaximal pedaling cadences, *Frontiers in Sports and Active Living*, 308.

【査読付き学会議事録】

Yamaguchi, Y., Watanabe, K., Oishi, K., Fukuda, W. and Nishiyama, T. (2018) Braking forces during bicycle pedaling: An examination of the full crank rotation. *ISBS Proceeding Archive*, 36, 169-172.

【国際学会】

Yamaguchi, Y., Watanabe, K., Oishi, K., Fukuda, W. and Nishiyama, T. (2018) Braking forces during bicycle pedaling: An examination of the full crank rotation. 36th International Society of Biomechanics in Sport Conference, Auckland, New Zealand.

Yamaguchi, Y., Wada, N., Fukuda, W. and Nishiyama, T. (2021) The relationship between instantaneous crank angular velocity and crank torque at high cadence cycling. 2021 European College of Sport Science Virtual Congress.

【学内学会発表】

山口雄大、渡邊航平、福田渉、大石健二、西山哲成 (2018) 踏み込み局面における膝屈曲モーメントはクランクの回転を妨げる”ブレーキ力”を減少させる。第 25 回日本バイオメカニクス学会。

山口雄大、和田直樹、西山哲成 (2022) 高ケイデンスペダリングにおけるペダリングスキルの検討。第 28 回日本バイオメカニクス学会。

謝辞

本博士論文の作成にあたり、指導教員である西山哲成教授には研究計画から論文の構成、文章添削に至るまで、終始適切な助言を賜りました。また、論文作成だけでなく、研究活動および博士課程の学生としての立ち振る舞いに関してもご指導、ご助言を受け賜りました。ここに深く感謝申し上げます。

阿江通良教授には、様々な研究手法、データの解釈、スポーツバイオメカニクスに限らず、スポーツ科学分野の研究観をご指導いただくとともに、本博士論文に関するご助言を受け賜りました。心より御礼申し上げます。

杉田正明教授には、日頃から研究の進み具合を気にかけていただき、的確な助言と激励をくださいました。ここに厚く御礼申し上げます。

大塚光雄准教授には、本博士論文の関連論文作成にあたり、懇切丁寧なご指導をいただくとともに、投稿に至るまでの進め方から心構えに至るまでご指導いただきました。ここに厚く御礼申し上げます。

日本体育大学大学院に所属した、先輩方、同輩、後輩の皆様には本論文の実験補助から被験者など、多岐にわたって多くの協力をいただきました。また、それぞれの研究分野に関するデータの処理や解釈、研究報告資料の作成など、様々な情報を提供いただきながら議論を日々行い、多くの時間を費やしてきました。皆さんの存在が私を成長させてくれたと強く実感しています。本当にありがとうございました。

最後に、大学院に進学する機会を与えてくださり、常に応援してくれた家族に深い感謝の意を表して謝辞と致します。

2022年12月

山口 雄大