

論文題目

自転車運動時におけるビンディングペダルの  
有用性に関する運動生理学的研究

Thesis Title

Exercise physiological study on the  
usefulness of Binding pedals during bicycle  
exercise

佐竹 敏之

Satake Toshiyuki

京都工芸繊維大学

Kyoto Institute of Technology

# 目 次

第1章	緒言	1
1. 1	研究の背景	1
1. 1. 1	ヒトの生活と自転車運動	1
1. 1. 2	スポーツ競技におけるスポーツ用具の開発	1
1. 1. 3	教育現場におけるスポーツ用具の開発	2
1. 2	最近の研究動向と問題点	3
1. 3	研究目的	4
	参考文献	5
第2章	ビンディングペダルを用いた自転車運動時の下肢筋活動パターンと生理反応：ペダル回転数、運動時間および被験者の経験による差異	8
2. 1	目的	8
2. 2	実験方法	9
2. 2. 1	被験者	9
2. 2. 2	実験手順	9
2. 2. 3	測定項目と方法	10
2. 2. 3. 1	実験1	10
2. 2. 3. 2	実験2	11
2. 2. 4	EMG分析	11
2. 2. 5	統計処理	11
2. 3	結果	12
2. 4	考察	13
2. 4. 1	ペダル回転数の影響	13
2. 4. 2	運動時間の影響	13
2. 4. 3	BPを使用した経験の影響	14
2. 4. 4	VO <sub>2</sub> , RPE と HR	14
2. 4. 5	研究の限界	15
2. 5	結語	15
	参考文献	16
第3章	競技者の自転車運動時におけるビンディングペダル使用時の下肢筋活動、回転数、機械的効率の変化	24
3. 1	目的	24

3. 2	実験方法	24
3. 2. 1	被験者	24
3. 2. 2	実験手順	24
3. 2. 3	測定項目	25
3. 2. 4	筋電図解析	26
3. 2. 5	統計処理	26
3. 3	実験結果	27
3. 3. 1	下肢筋活動パターン	27
3. 3. 2	各クランク角度における筋活動	27
3. 3. 3	自転車運動中の総筋放電量	28
3. 3. 4	負荷変化時における回転数の経時変化	28
3. 3. 5	$\dot{V}O_2$ と機械的効率	28
3. 4	考察	29
3. 4. 1	負荷増加時における筋活動	29
3. 4. 2	負荷減少時における筋活動	30
3. 4. 3	自転車運動中の総筋放電量	30
3. 4. 4	負荷変化時のクランク回転数	31
3. 4. 5	$\dot{V}O_2$ と機械的効率	31
3. 4. 6	スポーツ現場への応用	32
3. 5	結語	32
	参考文献	33
	第4章 総括	44
	謝辞	45

## 第1章 緒言

### 1. 1 研究の背景

#### 1. 1. 1 ヒトの生活と自転車運動

自転車を使用する日本の人口は2008年950万人、2009年1520万人と大きく増加し、ランニングと同様に市場での成長が続いている（公益財団法人日本生産性本部，2008；2009）。そのブームを牽引しているのは30～40歳代の男性で健康管理やダイエットの一環としてサイクリングに取り組み、夢中になった例が少なくない。また、エコ意識の高まりから、ライフスタイルに自転車通勤を取り入れる人や通学、買い物に利用する人も増えている（上野，2012）。サイクリングは1970～80年代には自転車を使った長期の旅行や冒険が注目を集めた。90年代になると、野山を駆けるマウンテンバイクの人氣に火がつき、太いタイヤと無骨な車体の自転車が市街地にも急増した。2000年代以降は、世界最大の自転車レース「ツール・ド・フランス」で使用されている自転車と同じ種類のロードバイク（長距離用競技自転車）が人氣の中心となり、プロ顔負けのレース仕様車で街中や郊外を走る人が増えてきた。最近では、山道をひたすら登るストイックな競技「ヒルクライム」が人氣で、その秘密は大自然の中で自分の限界に挑戦することにより、得られる充実感や達成感のようである（上野，2012）。このように自転車は使用用途も多様で、実用的な乗り物である。それ故に、耐久性や安全性、乗り心地に関する研究を始め、部品であるハンドル、サドル、スポーク、タイヤ、ペダル等のスポーツ用具の開発や研究も多く行われてきている（Jorge and Hall, 1986）。これらのスポーツ用具の開発については、まず有効と考えられる新しい用具を作成し、それが従来の用具とどのように異なるのかを明らかにする必要がある。そのためにはヒトがその用具を使用した時の安全性や乗り心地だけでなく、自転車運動時のエネルギー効率や筋活動様式及び心拍数等の生体反応を運動生理学的に測定・評価する必要がある。このような検討方法はスポーツ用具を開発・改良するためには必要不可欠と考える。

#### 1. 1. 2 スポーツ競技におけるスポーツ用具の開発

ゴルフ、野球、テニスなど打具を把持するスポーツ種目においては、グリップが人間と用具の唯一の接点であり、パフォーマンスを左右する重要な要素のひとつである。また、バレーボールやサッカーにおいては、使用するボールの製造技術等の進化によりパフォーマンス向上に貢献している。個人の身体的特性や技能に対応した用具仕様の最適化を目指して、様々な研究が進められてきている。

ゴルフについてはクラブヘッドの開発が著しく、クラブヘッドの大型とシャフトの長尺化とあわせて「飛んで曲がらない」クラブ開発が競われている（山下，2002）。またクラブ性能を客観的に評価するため、スウィングロボットを導入し、ヘッド体積や形状、重量配分など、設計の最適化をはかっている（山下，2002）。さらに、スウィングの動作解析やグリップの圧力分布、重心奇跡計測などにより個人の体型や筋力に最適なゴル

フクラブの開発が実現されている（河村，1985）。

野球においてはバットの開発が顕著で、高校野球では金属バットの使用から本塁打の数が大幅に増えた。バットの使い良さとはい、振りやすい、ボールが良く飛ぶ、打撃時の手のしびれが少ないことであり（吉福，1985；野村ら，1997），これらに対して研究が行われ開発されてきている。

サッカーの公式ボールは従来 32 枚のパネル構造からできていたが 16 枚のパネル構造へ変化させたボールの製造技術が飛躍的に改善され、この結果、無回転のボールが不規則に変化するシュートが多くなり、このボールの登場によってスポーツ用具とプレー様式には関連性があると考えられるようになった（畔蒜，2009）。

テニスラケットの開発に関しても形状はレギュラーサイズからミッドサイズ、ラージサイズへ移行し、材質は木材からメタル、ガラス繊維、炭素繊維の強化プラスチックなど多様化している（門馬ら，1984；永田，1983）。これらのラケットの製造、改良にあたっては、科学技術の導入による工学的な実験や、上級プレーヤーの感覚的なアドバイスに基づいて行われている。また、操作性に大きく影響をおよぼすストリングス張力についてもさまざまな研究が行われている（土井ら，1985；大道，1984；三浦，1985）。

この様にスポーツ用具の開発は、競技スポーツが中心となり開発が進んできており、折れない、曲がらない、ぶれない、良く飛ぶなど丈夫で、正確性や精密さが求められ、用具自体の性能の向上を目指して開発されてきている。したがって、これらをクリアした用具が良いスポーツ用具として認められ、競技に勝つためのスポーツ用具として重宝され、用具の開発が進んできた。

### 1. 1. 3 教育現場におけるスポーツ用具の開発

スポーツ用具を使用するのは競技者のみではない。中高年者が生活習慣病予防のために行なっているスポーツ活動に使用される用具や教育現場で用いられている多くのスポーツ用具についても競技規則通りのものが多い。未経験者が多い体育実技の授業や中高年者のスポーツ活動時に競技規則通りのスポーツ用具を使用すると、その用具が扱いにくい可能性があるためスポーツ技術の向上には適さない場合もある。

市販されている硬式テニスボールは、競技用のものであり初心者や女性・高齢者にとっては硬すぎて弾みも大きく扱いにくいと思われる。教育として、また、レクリエーションスポーツとして行うのであれば、色々な硬さのボールがあっても良いと考えられる。そこで佐竹ら（1983）は初心者や女性・高齢者に扱いやすい硬さと弾みのボールについて実験した結果、操作性のパフォーマンステストにおいて市販されているボールよりも軟らかくて弾みの少ないオリジナルボールの成績が優れていた。

また、初心者の技術練習の実戦的な場面であるゲームを実施し、ゲームにおける技術練習にボールの硬さと弾みがどのような影響を与えるのかを検討した結果、初心者の技術練習には市販されているボールよりも軟らかくて弾みの少ないオリジナルボールの

成績が優れていた（佐竹，1985）。

さらに，市販のボールと軟らかくて弾みの少ないオリジナルボールを使用して，初心者を対象に一定期間テニスの技術向上をねらいとする授業を行い，その前後にボールの操作性のテストを実施し，学習器材が技術学習の成果の1つである技術の向上に及ぼす影響について検討した．オリジナルボールを使用して技術学習を行ったグループが市販のボールを使用した群より操作性テストに優れており，初心者の技術学習に適したボールは市販されているものではなく，軟らかくて弾みの少ないオリジナルボールであることが結論された（佐竹，1987）。

このように，未経験者が多い体育実技の授業で競技規則通りスポーツ用具を用いるよりも，実施する技術レベルに応じて臨機応変にスポーツ用具を工夫することが，教育効果としてスポーツ技術を向上させるには有用である。

## 1. 2 最近の研究動向と問題点

スポーツ用具の性能および適性は，運動技術の習得およびプレー内容に重大な影響をおよぼすと考えられる．特に競技スポーツではチャンピオンを生み出すために，選手の体力や技術の向上策を検討するだけでなく，使用される用具の高性能化が求められる．これは単に用具自体の性能を向上させれば良いというのではなく，選手がその用具を使いこなせるかどうか競技成績を大きく左右する（前田，2011）．しかし，近年のスポーツ用具の開発は，性能向上のみを重視して作られており，本来の人間の動作（技術）を軽視する傾向がある（前田，2011）．モノとしては優れていても選手に使いつらい用具が少なくない．スポーツで勝つためには選手が使いこなせる，選手の動きに合ったスポーツ用具でなければならないと考える．

スポーツはラケットやボール，シューズなどヒトの動作をサポートする用具を用いて行う場合が多い．しかし，上述したごとくスポーツ用具の開発はゴルフ，野球，サッカー，バレーボール等で進んでいるが，佐竹ら（1983; 1985; 1987）が実施したテニスボールの硬さと弾みに関する研究のように，実際にヒトがスポーツ用具を使用して練習やゲームを実施した時の動作や技術などのヒトの反応を詳細に検討した研究は少ない．

自転車運動におけるスポーツ用具に関する研究についても同様に，ハンドル，サドル，スポーク，タイヤ，ペダル等のスポーツ用具の開発や研究も多く行われてきているが，それらを使用した時のヒトの生理反応に関する研究は少ない．

特にペダルについては，ペダルとシューズを固定する用具の使用が一般的で1980年代まではストラップ固定式のペダル（Toe-clip pedal, TCP）が多く使用されていたが，TCPではペダルとシューズにすき間が生じるため脚力がペダルに十分伝わらない欠点があった．その欠点をスキーのビンディング機能を応用することによって改善されたビンディングペダル（Binding pedal, BP, Fig.1）が多く使用されている．Ericson(1986)は回転数 60rpm で 120W の負荷にて自転車運動を実施した場合，ペダルとシューズを

固定していない通常のペダル (Normal pedal, NP) に比べて TCP 使用時に大腿直筋, 大腿二頭筋, 前脛骨筋の筋活動は増加し, 内側広筋, 外側広筋, ヒラメ筋の筋活動は減少したと報告している. しかし, Jorge と Hull(1986)は回転数 80rpm で 100W の負荷にて自転車運動を行った際, 内側広筋, 外側広筋, 大腿二頭筋, 半膜様筋は TCP が NP に比べて低い筋放電量を示したと報告している. さらに Mornieux et al. (2008) は最大酸素摂取量の 60%負荷 (232W~374W) にて回転数 90rpm で 3.5 分間のペダリングを行った時の BP と NP の出力は一致し, 両ペダル時の下肢筋活動にも有意な差は見られなかったと報告している. このように, ペダルタイプによる筋活動様式の違いについては一致した見解が得られていない. 自転車運動に関係する競技者やコーチ・監督は BP の効果を経験的に把握していると思われるが, これらを実験的に明らかにすることは科学的知見に基づいた技術指導やペダルの開発に貢献できると思われる.

### 1. 3 研究目的

本研究では, 近年, 多様な目的で愛用されている自転車運動 (サイクリング) を対象に, 足裏とペダルを固定して円滑なペダリングを可能にすると考えられているビンディングペダル (BP) の有用性について検討することを目的とした.

まず, 第 2 章では, 被験者の BP 使用経験や, ペダル回転数あるいは運動時間の差異が, ビンディングペダル (BP) を使用して自転車運動を行った際の下肢筋活動パターンや生理反応に及ぼす影響を明らかにすることを目的とした.

第 3 章では, 実際のロードレースなどの走行で加速や減速, 登坂時の状況を想定し, 自転車競技者が BP または NP を使用して自転車運動を実施した際に, 負荷を変化させた場合の下肢筋活動や回転数及び機械的効率について明らかにすることを目的とした.

第 4 章では, 第 2 章と第 3 章の実験結果に基づき, スポーツ現場における BP と NP の有用性について総括した.

## 参考文献

- 土井雅博, 古賀浩二郎, 門馬伯行, 浅野鉦世, 渡辺一郎 (1985) 硬式テニスラケットの特性とプレー効果に関する研究. (第2報) 体育学研究, 30 (2) : 145-151
- Ericson, M (1986) On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer, Scand J Rehabi Med suppl, 16: 1-43
- 畔蒜洋平(2009)用具と競技の関連性に関する研究—サッカーボールの製造過程の変化から—早稲田大学スポーツ科学部卒業論文要旨集 (2009)  
[www.waseda.jp/fsps/sps/news/2009/12/25/500/](http://www.waseda.jp/fsps/sps/news/2009/12/25/500/)
- Jorge M, M.L.Hull (1986) Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling, J. Biomechanics, 19 (9) : 683-694
- 河村龍馬 (1985) ゴルフ・クラブの科学. J. J. Sports Sci., 4 (10) : 712-717
- 公益財団法人日本生産性本部 (2008) レジャー白書 2008—「選択投資型余暇」の時代, pp188
- 公益財団法人日本生産性本部 (2009) レジャー白書 2009—不況下のレジャー・フロンティア, pp178
- 前田正登 (2011) 人間 (選手) の動きにマッチしたスポーツ用具の開発, 神戸大学 イチオシ・シーズシ集 2011  
[http://www.innov.kobe-u.ac.jp/seeds/.../maeda\\_masato-01.pdf](http://www.innov.kobe-u.ac.jp/seeds/.../maeda_masato-01.pdf)
- 三浦公亮 (1985) テニス・ラケット, J. J. Sports Sci., 4 (10) : 718-722
- 門馬伯行, 土井雅博, 浅野鉦世, 渡辺一郎, 平井昭司, 古賀浩二郎 (1984) テニスラケットの特性とプレー効果に関する研究, 体育学研究, 29(2) : 135-142
- Mornieux G, Stapelfeldt B, Gollhofer A, and Bell A (2008) Effects of pedal type and pull-up action during cycling, Int J Sports Med, 29:817-822



永田晟 (1983) テニスの動きのウルトラ・アイ ―動作分析―, *J. J. Sports Sci.*, 2 (4) : 245-259

野村治夫, 前田正登, 柳田泰義, 矢野澄雄 (1997) 野球バットの構造, 振動特性とフィット感応に関する研究. *デサントスポーツ科学*, 18 : 141-149

大道等 (1984) テニスラケットの機械的反応とストローク動作. *J. J. Sports Sci.*, 3 (3) : 209-220

佐竹敏之, 綱村昭彦 (1983) 硬式テニスボールに関する研究 ―初心者にふさわしいボールの硬さについて―. *光華女子短期大学研究紀要* 21 : 139-155

佐竹敏之 (1985) 硬式テニスボールに関する研究 ―初心者の技術学習にふさわしいボールの硬さについて―. *光華女子短期大学研究紀要* 23 : 115-128

佐竹敏之 (1987) 体育の学習器材に関する研究 ―硬式テニスボールの硬さと弾みについて―. *光華女子短期大学研究紀要* 25 : 99-116

上野嘉之 (2012) 健康とエコで「スポーツサイクル」ブーム拡大, *産業新聞* (自転車新聞), <http://cyclist.sanspo.com/17252>

山下澄男 (2002) 富山県工業技術センター生活工学研究所の紹介. *とやま経済月報* 5 :

吉福康郎 (1985) バットの力学的性質から見たバッティングの科学. *J. J. Sports Sci.*, 4(10) : 723-728

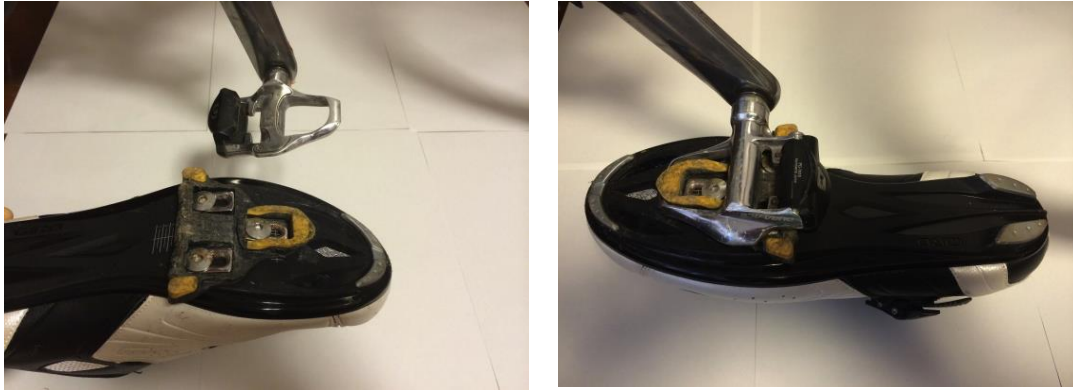


Fig.1 Binding pedals (BP) and cycling shoes

## 第2章 ビンディングペダルを用いた自転車運動時の下肢筋活動パターンと生理反応：ペダル回転数，運動時間および被験者の経験による差異

### 2.1 目的

自転車運動は，Fig.1 に示したペダルに特殊な自転車用シューズを固定できるビンディングペダル (Binding pedal, BP) を使用することにより通常のペダル (Normal pedal, NP) よりもペダルへの力の伝達効率を高められるので，これまで様々な研究が行われている (Ericson, 1986 ; Housh et al, 2000 ; Maki et al, 2009). しかし，自転車運動時における BP 使用時の下肢筋活動が NP とどのように異なるかについては一致した見解が得られていない。

この要因として2つの説明が考えられる。一つ目について，ペダリング時にはヒラメ筋 (Soleus, SO) と大腿直筋 (Rectus femoris, RF) は，それぞれ下死点で膝の屈曲から伸展に移行させる筋 (Extensor-bottom transition muscle)，および上死点で膝を伸展させる筋 (Top transition-extension muscle) として分類され，Neptune et al.(1997) はペダリング回転数の増加につれてこれらの筋が機能するクランク角度が変化すると報告している。ペダル回転数が増加するとクランクに掛かる負のトルクが増加するので (Mornieux et al, 2008)，BP が筋電図 (Electromyogram, EMG) パターンに与える影響はペダル回転数によって異なることが示唆されている (Hug and Dorel, 2009)。二つ目について，Takaishi et al.(1994)は，自転車運動時の EMG 活動は熟練者 (Trained cyclist, TC) では小さく，未熟練者 (Novice cyclist, NC) では大きな振幅が見られたことを明らかにした。また，ペダル回転数の増加に伴って EMG 振幅のピーク値が NC, TC とともに直線的に増加するが，NC ではペダル回転数の増加に伴って最初に EMG 活動が見られた時の振幅や EMG の活動区間が増加したのに対して，TC では増加しなかった (Chapman et al, 2008)。したがって，BP が下肢筋活動に与える影響は NC と TC では異なると考えられる。

ペダリング時の脚パワーと疲労に関して，Sanderson and Black (2003) は，最大出力パワーの 80%に達するまで実施した運動終盤のペダリング力に変化が生じると報告している。さらに，固定負荷による自転車運動時では，疲労した大腿四頭筋は収縮力の低下を補おうとして EMG 振幅を増加させる (Housh et al, 2000)。したがって，BP を使用することで筋疲労が軽減できるならば，BP が下肢筋活動や生理反応に与える影響は，長時間の自転車運動では運動開始時と終了時では異なると考えられる。

以上のことから，第2章では BP が下肢筋活動と生理反応に及ぼす影響は，BP 使用経験が豊富な競技者や BP 使用が未経験な一般者等，BP 使用経験の程度や自転車運動時のペダル回転数及び運動時間によって異なることを実験仮説とした。この仮説を検証するため，実験1では BP を使用して日常トレーニングを実施している TC と BP の使用経験がない NC を対象に自転車エルゴメーターを用いて BP と NP で回転数 (rpm)

と出力パワー (W) を規定した 4 種類の負荷条件で自転車運動を 5 分間実施させた。実験 2 では TC を対象に自転車エルゴメーターを使用中、一定の負荷で 60 分間の自転車運動を BP と NP において行わせた。これらの実験からペダルタイプの違いによる下肢筋活動および生理反応における差異を明らかにすることを目的とした。

## 2. 2 実験方法

### 2. 2. 1 被験者

TC と NC の被験者の年齢, 身長 (cm) および体重 (kg) の平均と標準誤差はそれぞれ  $21.7 \pm 1.7$  歳と  $21.9 \pm 1.2$  歳,  $174 \pm 5$  cm と  $170 \pm 4.1$  cm,  $66.5 \pm 15.5$  kg と  $66.9 \pm 8.3$  kg であった。実験 1 の TC は 5 年以上 BP の使用経験があり, 自転車競技歴が 2 年以上ある日本自転車連盟に登録している 6 名であった。また NC は自転車競技歴がなく, BP の使用経験がない 7 名とした。実験 2 では, 被験者は実験 1 に参加した TC 6 名の内の 5 名とした。全ての被験者は承諾書に記入し, ヒトを対象とする研究倫理審査委員会の承認を得て実験に参加した。本研究は倫理規定(Harriss and Atkinson, 2013)に基づいて実施された。

### 2. 2. 2 実験手順

実験当日, 各被験者には昼食を摂取せずに実験室への出向を求め, 脱水を防ぐために午後 0 時から 1 時の間に 200 から 300 mL 飲水させた。被験者には実験前 24 時間は強度の運動を控えさせ, 実験室到着前 17 時間は塩分を含んだ食事, アルコール, カフェインの摂取も控えさせた。飲水後, 生理的な測定を実施するため被験者に実験装置を装着した。

実験 1 は, 被験者に最初 60 rpm の回転数で, 60 W の負荷のペダリングで 5 分間のウォーミングアップを行わせた後, 所定の実験条件下でそれぞれ 5 分間ペダリングさせた。被験者には各実験条件間で 5 分間の休憩を取らせ, 適量の水分を摂取することを認めた。自転車運動に用いたサドルの高さは, 大転子と膝, 膝と足首を結ぶ 2 つの直線のなす外角で定義される膝関節角度が, ペダルが下死点に位置するときに 25~35 度の範囲となるようセットし(Fonda et al, 2014), ハンドルバーの位置は各被験者の好みによってセットした。これらのパラメーターは BP と NP での実験と同様とした。実験 1 では, BP (SHIMANO 社製 PD-R600, TIME 社製 XEN) と自転車用シューズ (図 1, ナイキ社製), NP (SHIMANO 社製 PD-E100) とランニングシューズ (Xanthus 社製) を準備し, 自転車エルゴメーター (Monark 社製, Ergomedic 828) を使用して, それぞれの自転車運動を実施した。自転車運動は複数の先行研究 (Ericson, 1986; Housh et al, 2000; Maki et al, 2009) で用いられた条件と類似し, 回転数が 50 rpm と 100 rpm, 出力パワーが 100 W と 150 W の 4 種類の実験条件とした。また負荷強度 (kp) は, 100 W の出力パワーでは計算式 ( $W = kp \times rpm \times 0.98$ ) によって求められた 2.04 kp

(50 rpm) と 1.02 kp (100 rpm), 150 W の出力パワーでは 3.06 kp (50 rpm) と 1.53 kp (100 rpm) に設定した. 4 種類の実験条件の順序は無作為に定め, BP または NP を使用して 1 日に実施し, 1 週間以上の間隔で異なった日に, 先に実施していなかったペダルを使用した同様の実験を順不同で実施した.

実験 2 における自転車運動開始までの実験手順, シューズと自転車エルゴメーターは実験 1 で使用したものと同様とした. 被験者には最初に回転数 100rpm, 出力パワー 100 W で 5 分間のウォーミングアップさせた後, 100 rpm, 150 W で 60 分間の自転車運動を行った. 実験 1 と同様, 自転車運動は BP と自転車用シューズを用いた実験と, NP とランニングシューズを用いた実験を 1 週間以上の間隔を開けて順不同でそれぞれ実施した.

## 2. 2. 3 測定項目と方法

### 2. 2. 3. 1 実験 1

左下肢の前脛骨筋 (Tibialis anterior, TA), 腓腹筋外側頭 (Gastrocnemius caput laterale, GL), 外側広筋 (Vastus lateralis, VL) および大腿二頭筋長頭 (Viceps femoris caput longum, BF) の EMG 活動を各 5 分間の実験状況下で自転車運動が定常状態となる 4 分目から 4 分 30 秒目までの 30 秒間測定した. TA が足関節屈曲, GL が膝関節屈曲および足関節伸展, VL が膝関節伸展, BF が股関節伸展および膝関節屈曲と定義され, ペダリング運動にはそれら全ての筋が関与している (Hug and Dorel, 2009). EMG センサーの貼付位置は European project “Surface EMG for non-invasive assessment of muscle (SENIAM) の表面筋電図の推奨基準 (Stegeman and Hermens, 1999) に従った. 記録箇所は皮膚インピーダンスを 10 k $\Omega$  以下にするため完全に剃毛し, アルコール綿で清浄した. ディスポーザブル表面電極 (Ag-AgCl 電極, 日本光電社製 Vitrode-R) 直径 20 mm 一対を収縮した筋腹中央部に筋線維と平行になるよう (Clarys, 2001), 電極間 (一方の電極の中央から他方の電極の中央まで) は 30 mm の距離で貼付した. 基準電極は電氣的に中立な場所 (肩甲骨と鎖骨) に貼付した. 全被験者の各電極の貼付位置 (下肢の水平および垂直位置) をメジャーを用いて測定し, 電極は BP と NP での試行で同じ位置に貼付した. アーチファクトを減少させるため電極とコードの全てを粘着性パッドを用いて皮膚表面に固定した. EMG は MP system (BIOPAC SYSTEMS 社製 MP100) を用いて記録した. EMG 信号は 50 から 500 Hz のバンドパスフィルターを通し, A/D 変換装置を用いて 1,000 Hz のサンプリングレートで変換した.

自転車運動時の膝関節角度変化を推定するため, ゴニオメーター (モンテシステム社製 BIOPAC TSD 130B) を膝関節の可動部位 (大腿部内側と脛骨内側) に貼付した. アーチファクトを減少するようセンサーとコードは粘着性パッドを用いて皮膚表面に固定した. 自転車運動時のクランク角度はゴニオメーターの電位によって推定し, 最大

電位をクランク角度 0 度あるいは 360 度, 最小電位をクランク角度 180 度とした。

酸素摂取量 ( $VO_2$ ) は 5 分間の自転車運動中, 呼気ガス分析装置 (VISEMEDICAL 社製 METS-900) を用いて測定し, 定常状態到達後の 4 分目から 5 分目の値を使用した。

#### 2. 2. 3. 2 実験 2

TA と GL の 2 部位の EMG を 4 分目から 4 分 30 秒目 (開始期, 5 分), 59 分目から 59 分 30 秒目 (終末期, 60 分) の 2 箇所を記録した。心拍数 (Heart rate, HR) は心電計トランスミッター (日本光電社製 ZB-811P) とベッドサイドモニター (日本光電社製 BSM-7201) を使用して 5 分毎に測定した。主観的運動強度 (Rate of perceived exertion, RPE) はボルグスケール日本語版 (小野寺と宮下, 1976) を用いて 5 分毎に各被験者にスケールを示し, 申告された値を記録した。

#### 2. 2. 4 EMG 分析

実験 1, 実験 2 ともに, EMG の生データは平均時間 20 ms で実効値 (Root mean square, RMS) 処理した。EMG の RMS はクランク角度 3.6 度毎に, 1 サイクルが 100 サンプルとなるよう規格化した。EMG の包絡線を作成するため, RMS 値は分析ソフト (BIOPAC Acqknowledge ver 3.8.2) を用いて全波整流して平滑化した。得られた包絡線を 10 ペダル回転毎に分割し, 各筋において被験者別に平均包絡線を算出した。各筋の包絡線は全試行中, 被験者ごとの各筋の最大値に対する割合として標準化 (動的状況下における最高ピーク活動に対する相対値, Dorel et al, 2008; Hug and Dorel, 2009) した。統計処理のため, 1 サイクル (0~360 度) の包絡線を 18 度毎の 20 区間に分割し, 図に示したように, BP と NP を用いた各実験条件下で得られた左下肢 4 部位 (実験 1) あるいは左脚 2 部位 (実験 2) の包絡線について, 全被験者を一群として区間ごとに平均と標準誤差 (Standard error of the mean, SEM) で示した。

#### 2. 2. 5 統計処理

2 要因反復測定分散分析を用いて, 実験 1 では 4 条件でペダルタイプ (BP と NP) とクランク角度が EMG 波形の差異に及ぼす影響と, 100 W と 150 W の 2 条件でのペダルタイプと回転数が  $VO_2$  に及ぼす影響について TC と NC 間で解析した。実験 2 では, ペダルタイプ (BP と NP) とクランク角度が運動開始 5 分目と終了直前の EMG 波形に及ぼす影響に加えて, 5 分毎にペダルタイプ (BP と NP) と運動時間が HR と RPE の反応に及ぼす影響について解析した。有意な相互作用が見られた場合, 実験 1 と実験 2 共に Bonferroni の post hoc テストを用いて個別の差異を検定した。全ての統計的処理は統計処理ソフト (SPSS Ver.16.0) を用いて行った。全ての分析において,  $p < 0.05$  の値であった場合に有意差があると認め, 検出力の指標として効果量 (偏  $\eta^2$ ,  $\eta_p^2$ ) を算出した。

### 2. 3 結果

Fig.2 に TC と NC の被験者各 1 名における BP と NP を用いた自転車運動時の GL の EMG 生波形の典型例を示した。GL の筋活動は TC では NP 使用時よりも BP 使用時に低かったが、NC では BP と NP では同様であった。

Fig.3 は TC における自転車運動時の下肢 4 部位 (TA, GL, VL, BF) の筋活動パターンを BP と NP とで比較した。50 rpm での自転車運動では、100 W と 150 W での TA の筋活動と 100 W での GL の筋活動は、それぞれクランク角度が 144 度 ( $p < 0.05$ ,  $\eta_p^2 = 0.292$  または  $0.340$ ), 180~252 度 ( $p < 0.001$  から  $0.05$ ,  $\eta_p^2 = 0.496$ ) の間で NP 使用時よりも BP 使用時に低値であった。しかし、BP と NP では、VL と BF の筋活動に有意差は認められなかった。100 rpm で 100 W の自転車運動では、クランク角度 162~216 度 ( $p < 0.001$  から  $0.05$ ,  $\eta_p^2 = 0.426$ ) で、GL の筋活動は NP 使用時よりも BP 使用時に低かったが、他の 3 部位においては有意な差は見られなかった。

Fig.4 は NC における自転車運動時の下肢 4 部位 (TA, GL, VL, BF) の筋活動パターンを BP と NP とで比較した。50 rpm で 100 W の自転車運動では、クランク角度 144 度付近で、NP 使用時よりも BP 使用時に GL の筋活動が有意に低値であった ( $p < 0.05$ ,  $\eta_p^2 = 0.426$ )。50 rpm で 100 W と 150 W の自転車運動では、クランク角度 90~180 度で NP 使用時よりも BP 使用時に TA の筋活動が有意に高かった ( $p < 0.05$ ,  $\eta_p^2 = 0.352$ )。この傾向は、TC において見られた傾向と正反対であった。他の筋では、BP と NP を使用して行った実験で筋活動パターンの差異は小さく、ペダル回転数、出力パワーのいずれにおいても有意差が見られなかった。

表 1 は自転車運動時の  $VO_2$  値を TC と NC とで比較した。全実験条件において TC と NC との  $VO_2$  に有意な差は認められなかった。しかし、同じ出力パワーであっても、ペダル回転数の増加に応じて  $VO_2$  値は増加し、TC の 100 W ( $p < 0.049$ ,  $\eta_p^2 = 0.773$ )、および NC の 100 W ( $p < 0.0001$ ,  $\eta_p^2 = 0.908$ ) と 150 W ( $p < 0.049$ ,  $\eta_p^2 = 0.501$ ) では、50 rpm に比べて 100 rpm が有意に高値であった。

Fig.5 は、実験 2 において TC が自転車運動を実施した時の開始期 (4 分目から 5 分目) と運動終了直前 (59 分目から 60 分目) の下肢 2 部位 (TA と GL) の筋活動パターンを BP と NP とで比較した。GL の筋活動の差は運動 5 分目と 60 分目で同様の傾向を示した。しかし、クランク角度 90 度付近での TA の筋活動は NP 使用時の 5 分目よりも 60 分目で大きい傾向であったが、BP を使用した時にその傾向は見られなかった。また、60 分目では BP と NP に有意差が認められた ( $p < 0.01$  から  $0.05$ ,  $\eta_p^2 = 0.488$ ) が、5 分目では有意差は認められなかった。

Fig.6 は、TC が 60 分間の自転車運動を行った時の HR と RPE の値を BP と NP とで比較した。BP 使用時に比べて NP 使用時の HR は大きい傾向であり、RPE は有意に高かった ( $p < 0.001$  から  $0.05$ ,  $\eta_p^2 = 0.306$ )。

## 2. 4 考察

### 2. 4. 1 ペダル回転数の影響

50 rpm で自転車運動を行った TC では、BP 使用時には TA の筋活動レベルが 30~50% 低下し、足関節底屈動作の主働筋である GL のみが活動していた。クランク角度が 180~270 度では、BP 使用時には TA が活動し、GL の筋活動レベルは 20~40% 低下する傾向であり、90~180 度で観察された筋活動と正反対であった。これらの結果は、クランク回転の下死点付近では、BP の使用が足関節の底屈および背屈動作に影響を及ぼしていることを示している。被験者のシューズがペダルに固定していない NP を使用して自転車運動を行った時には、TA と GL の筋活動はシューズがペダルに固定された BP 使用時よりも増加した。したがって、これらの結果は 50 rpm でペダリングした時には、NP 使用時に比べて BP を使用した場合に下肢筋の活動が低減することを示している。

100 rpm で自転車運動を実施した TC は、100 W の出力パワーでクランク角度が 180 度の付近で、NP 使用時よりも BP 使用時に GL の筋活動が低かったが、100 W、150 W いずれの条件でも BP と NP との TA、VL あるいは BF の筋活動に顕著な差異は見られなかった。これらの結果は、実験 2 で TC が 100 rpm、150 W で自転車運動を行った時の 5 分目に得られた結果 (Fig.5) や先行研究 (Mornieux et al, 2008) の結果と類似している。Mornieux et al. (2008) は、BP の使用は機械的効率、ペダリングのメカニズムや筋活動に影響しないことや、エリート自転車選手は実験室での最大下自転車運動時には BP の効果を十分に発揮できないことを提唱している。通常のレースやトレーニングのような条件では、選手は 80~100 rpm の回転数で連続的にペダリングを行っている (Maki et al, 2009)。Takaishi et al. (1994 ; 1996) は、活動筋の筋疲労の程度は 50~60 rpm のような低回転時よりも 80~90 rpm のような比較的高回転時に顕著に低かったことを報告している。さらに、Richardson and Campbell (1924) は、自転車競技選手にとって 80 rpm が効率的なペダル回転数であると報告している。自転車運動では、最大運動時や登坂時など最大パワーが必要となる条件時にペダルとシューズが固定されている BP の使用が有利と考えられている (Mornieux et al, 2008)。したがって、負荷増加に伴ってペダル回転数が低下する登坂時等では、効率的なペダル回転数以下の低い回転数で自転車運動を行うために、筋活動に対する BP の効果が高まる可能性がある。このように、BP が下肢筋活動パターンに及ぼす影響はペダル回転数によって異なると考えられる。

### 2. 4. 2 運動時間の影響

Housh et al. (2000) は、固定した負荷での自転車運動時には、疲労した大腿四頭筋の筋線維は、その収縮力の低下を補うために EMG の振幅を増加させることを報告している。したがって、筋が疲労すると有効的な力発揮を維持するために、固定負荷に対する EMG 活動量が増加すると考えられる。本研究において、実験 1 で BP と NP 使用時



の VL と BF の筋活動に顕著な差が見られなかったため、実験 2 では TA と GL の 2 部位の EMG のみを測定した。さらに、NC の被験者は回転数 100 rpm、出力パワー 150 W で自転車運動を 60 分間継続することができないことが予想されたため、NC では実験を行わなかった。クランク角度 90 度付近の TA の筋活動は NP 使用時の運動 5 分目よりも 60 分目で有意に大きかったが、BP 使用時にはその傾向が見られなかった。この結果は、実験 1 で TC が 50 rpm で 100 W と 150 W の自転車運動を行った時の TA の筋活動と類似しているが、100rpm でペダリングを行った実験 2 に見られた筋活動が増加するクランク角度と異なっていた。実験 2 では実験 1 よりもペダル回転数が高かったため、ペダル回転数が増加すると顕著な筋活動が生じるクランク角度は移行する報告 (Neptune et al, 1997) と一致する。これらの結果は、NP を使用した 60 分間の運動中に、TA の筋活動パターンが筋疲労によって変化した、BP では変化しなかったことを示している。換言すると、BP の使用によって持続的な自転車運動では TA の筋疲労を軽減できることを示唆している。したがって、筋疲労の出現という観点では、BP の下肢筋活動パターンへの影響は運動時間によって異なると考えられる。

#### 2. 4. 3 BP を使用した経験の影響

NC の 50 rpm での運動中、TA の EMG 活動は NP 使用時よりも BP 使用時で大きかったが、GL の筋活動は NP 使用時よりも BP 使用時で低値であった。しかし、NC においてこれらの筋は TC に見られた傾向と正反対であった。さらに、100 rpm の回転数ではペダルタイプによる顕著な差は見られなかった。Takaishi et al. (1996) や Chapman et al. (2008) は、自転車競技選手と非競技選手の自転車運動時の筋活動の差を比較し、競技選手の EMG パターンは低振幅であったのに対し、非競技選手は高振幅で、個人差が大きかったことを報告した。したがって、自転車競技選手における高水準の筋効率、トレーニングや競技時に自転車運動を繰り返し実施したことによる、神経筋機構の適応の結果と思われる (Chapman et al, 2008)。これらの結果に基づくと、NC は BP の使用経験がなく、自転車運動の経験も低水準であり、TC と比較してペダリング動作の再現性や安定性が低いことから、NC では BP の使用が大きな効果をもたらさないことが本研究で明らかになった。このように、本研究の結果はペダリング時の筋活動に対する BP の影響は、被験者の BP 使用経験や自転車運動の経験の程度によって異なることが示される。

#### 2. 4. 4 VO<sub>2</sub>, RPE と HR

実験 1 では、50 rpm と 100 rpm のいずれの回転数でも、VO<sub>2</sub> においてペダルタイプによる顕著な差は見られなかった。この結果は、Maki et al. (2009) や Mornieux et al. (2008) の結果と一致している。50 rpm で自転車運動を行った TC では、クランク角度 180 度付近の TA の筋活動は BP 使用時に低く、逆に 270 度付近では高かった。した

がって、5分間の自転車運動では、BP使用時とNP使用時で筋全体の活動量は類似していると考えられる。しかし、BPとNPを用いた実験では、VO<sub>2</sub>の値は回転数が増加すると大きくなる傾向があり、このことは同じ出力パワーで運動しても50rpmよりも100rpmにエネルギー消費量が高かったことを示している。これらの結果は、Takaishi et al. (1994 ; 1996) や Gaesser and George (1975) によって得られた知見と一致している。しかし、定常状態に達した後に長時間実施された自転車運動では、実験2に見られたように、BP使用時の筋疲労の低減によってNP使用時よりもBP使用時にVO<sub>2</sub>の値が低くなる可能性がある。

実験2で60分間の自転車運動を行った際、BP使用時に比べてNP使用時のRPE値が有意に高値であり、HRも高い傾向が見られた。小野寺と宮下(1976)は、RPEとHRの変化は互いに関連することを報告している。本研究では、60分の自転車運動中にNPを使用したことによる嫌悪感が交感神経を刺激して、HRとRPEの増加を引き起こした可能性がある。

#### 2. 4. 5 研究の限界

本研究はパイロット研究であり、サンプルサイズも小さく、現時点では憶測が懸念されるが、サンプルサイズを大きくして本研究の結果や再現性を確認すれば、それらの適切さが示されると思われる。被験者をさらに多数とすることで、BPの使用によって生み出されるより微細な変化が特定できる一方、より多くの頻度でテストを実施することで、変数間の関連の要因効果をできるだけ正しく評価できる(Kanikowska et al, 2013) さらに、自転車運動時の下肢筋活動パターンは個人の筋力の違いに左右されるのかもしれない。これらの見地は、より大きな被験者群に対して、より多くの筋活動を観察する調査によって明らかにできる可能性がある。

#### 2. 5 結語

本研究は、下肢筋活動に対するBPの効果は自転車運動時のペダル回転数、運動時間、被験者のBP使用経験の程度によって異なることが示唆された。また自転車競技選手の持久的な自転車運動中では、BPの使用が下肢筋の疲労を軽減できる可能性があり、さらにRPEとHRの反応を低減できることが示唆された。

## 参考文献

Chapman AR, Vicenzino B, Blanch P, and Hodges PW (2008) Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. *J Electromyogr Kinesiol* 18:359-371

Clarys JP (2001) Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics* 43:1750-62

Dorel S, Couturier A, and Hug F (2008) Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *J Electromyogr Kinesiol* 18: 857-865

Ericson, M (1986) On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scand J Rehabi Med suppl* 16: 1-43

Fonda B, Sarabon N, and Li FX (2014) Validity and reliability of different kinematics method used for bike fitting. *J Sports Sci* 32: 940-946.

Harriss JD, and Atkinson G (2013) Ethical Standards in Sport and Exercise Science Research: 2014 update. *Int J Sports Med* 34: 1025-1028

Hug F, and Dorel S (2009) Electromyographic analysis of pedaling: a review. *J Electromyogr Kinesiol* 19:182-198

Gaesser GA, and George AB (1975) Muscular efficiency during steady-state exercise : effects of speed and rate. *J Appl Physiol* 38: 1132-1139

Housh TJ, Perry SR, and Bull AJ (2000) Mechanomyographic and electromyographic responses during submaximal cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol* 83: 381-387

Kanikowska D, Sato M, Iwase S, Shimizu Y, Nishimura N, Inukai Y, and Sugenoja J (2013) Effects of living at two ambient temperature on 24-h blood pressure and neuroendocrine function among obese and non-obese humans: a pilot study. *Int J Biometeorol* 57: 475-281

Maki M, Yoshida T, and Tsuneoka H (2009) Effects of binding pedals on muscle

activity and mechanical efficiency during cycling exercise in athletes and non-athletes. In Alam F, Smith V, Subic A, Fuss FK, Ujihashi S (Ed.), The impact of technology on sports III, Proceedings of the 4<sup>th</sup> Asia Pacific Congress on Sports Technology (APCST2009), 113-117, (CD-ROM)

Mornieux G, Stapelfeldt B, Gollhofer A, and Bell A (2008) Effects of pedal type and pull-up action during cycling. *Int J Sports Med* 29:817-822.

Neptune RR, Kautz SA, and Hull ML (1997) The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *J Biomech* 30:1051-1058.

小野寺孝一・宮下充正 (1976) 全身持久性運動における主観的強度と客観的強度の対応性 : Rating of perceived exertion の観点から. *体育學研究* 21(4): 191-203

Richardson DT, and Campbell W (1924) Studies in muscle activity II: the influence of speed on the mechanical efficiency. *J Physiol* 58: 356-361

Sanderson DJ, and Black A (2003) The effect of prolonged cycling on pedal forces. *J Sports Sci* 21:191-199.

Stegeman DF, and Hermens HJ (1999) Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)", In European recommendations for surface electromyography : results of the SENIAM project, 2nd ed., Roessingh Research and Development, Germany, pp108-112

Takaishi T, Yasuda Y, and Moritani T (1994) Neuromuscular fatigue during prolonged pedaling exercise at different pedaling rates. *Eur J Appl Physiol* 69:154-159

Takaishi T, Yasuda Y, Ono T, and Moritani T (1996) Optimal pedaling rate estimated from neuromuscular fatigue for cyclists. *Med Sci Sports Exerc* 28:1492-1497

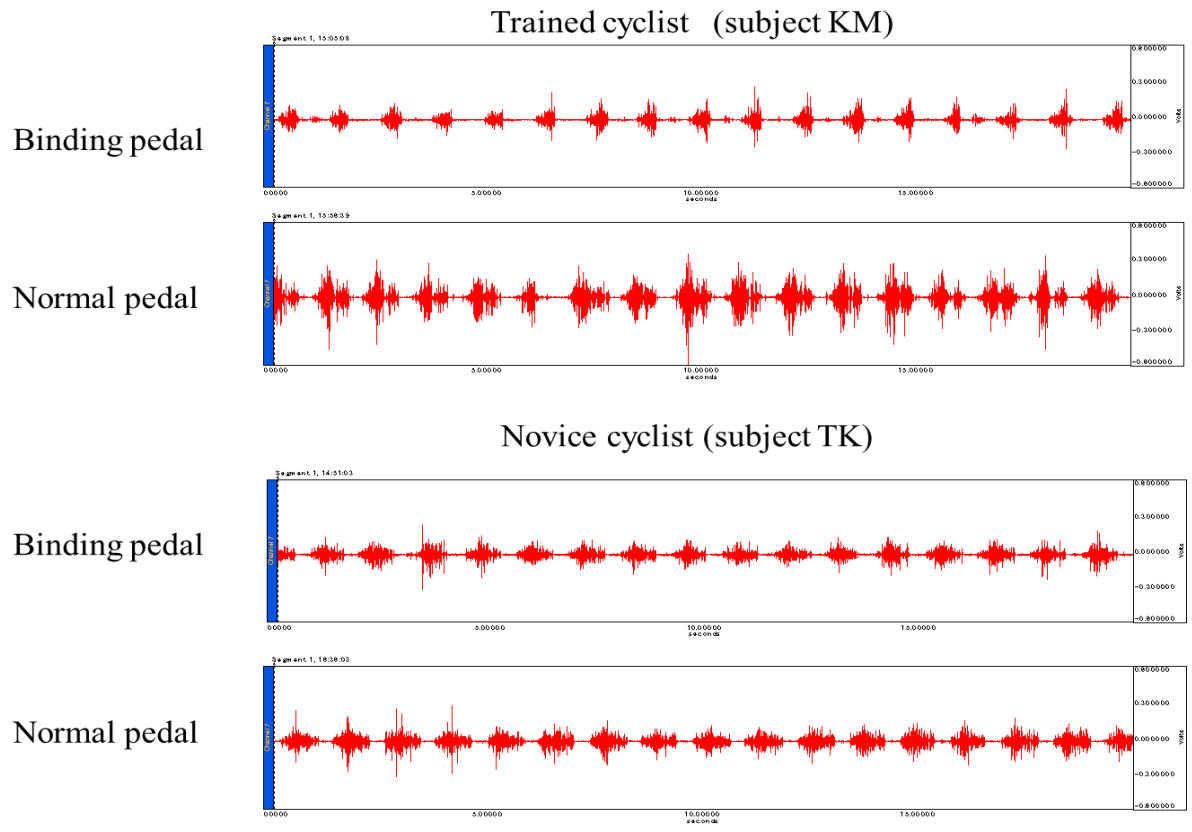


Fig. 2 Raw electromyographic signals of the gastrocnemius caput laterale muscle during the bicycle exercise with an output power of 100 W at 50 rpm using binding pedals or normal pedals in a trained cyclist (subject KM) or a novice cyclist (subject TK).

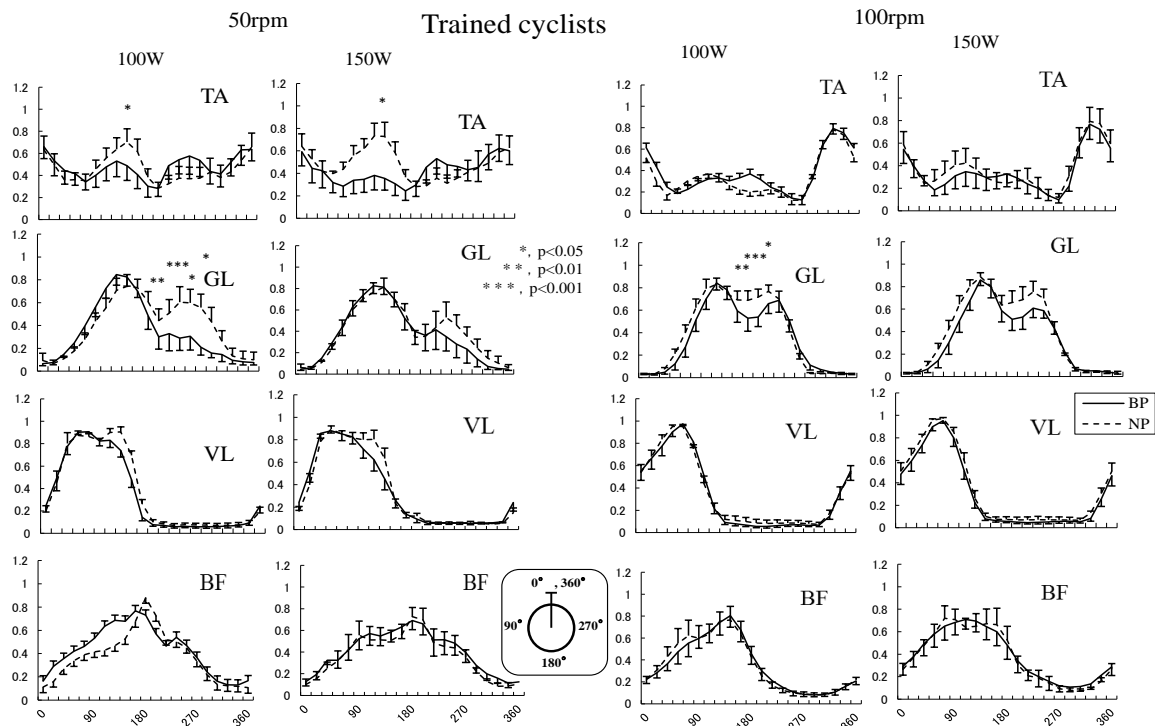


Fig. 3 Comparison of the normalized electromyographic envelope (RMS-EMG) between the experiments performed with binding pedals (BP) and normal pedals (NP) during the bicycle exercise with an output power of 100 W or 150 W at 50 rpm or 100 rpm in the trained cyclists. Each envelope shows the mean $\pm$ SE for six subjects from 0° to 360° of activity at every 18°. TA, tibialis anterior; GL, gastrocnemius caput laterale; VL, vastus lateralis; BF, biceps femoris caput longum. Significant differences (\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$  and \*\*\* $p < 0.001$ ) between BP and NP.

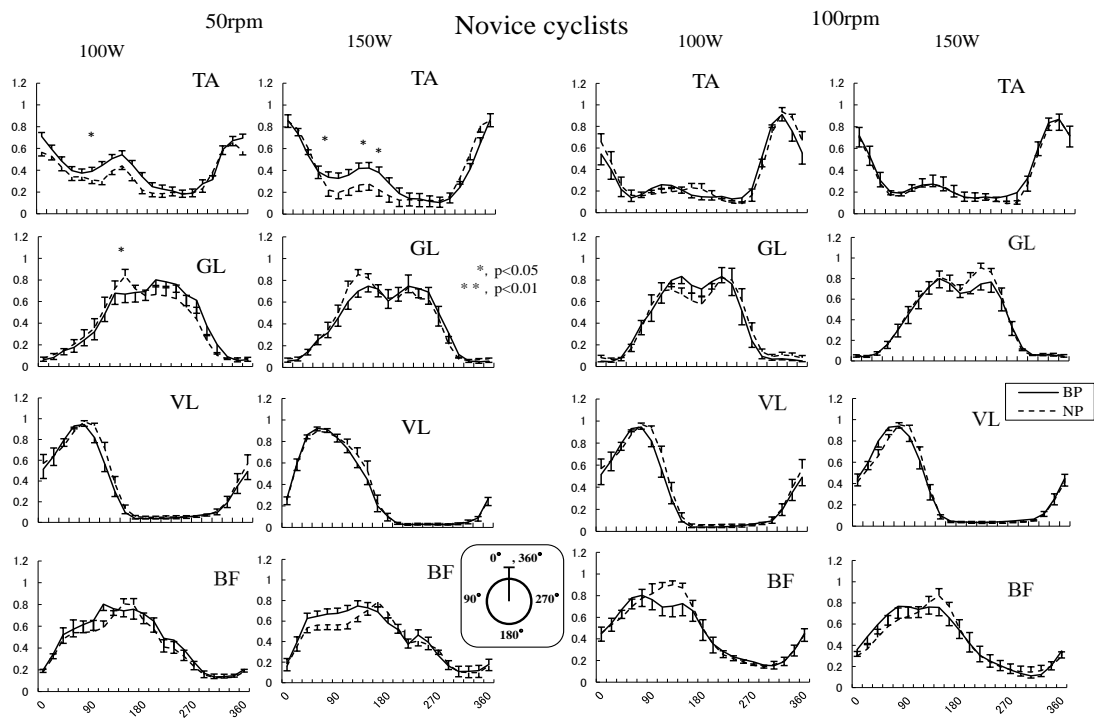


Fig. 4 Comparison of the normalized electromyographic envelope (RMS-EMG) between the experiments performed with binding pedals (BP) and normal pedals (NP) during the bicycle exercise with an output power of 100 W or 150 W at 50 rpm or 100 rpm in the novice cyclists. Each envelope shows the mean $\pm$ SE for seven subjects from 0° to 360° of activity at every 18°. TA, tibialis anterior; GL, gastrocnemius caput laterale; VL, vastus lateralis; BF, biceps femoris caput longum. Significant differences (\* $p < 0.05$ , \*\*\*  $p < 0.001$ ) between BP and NP.

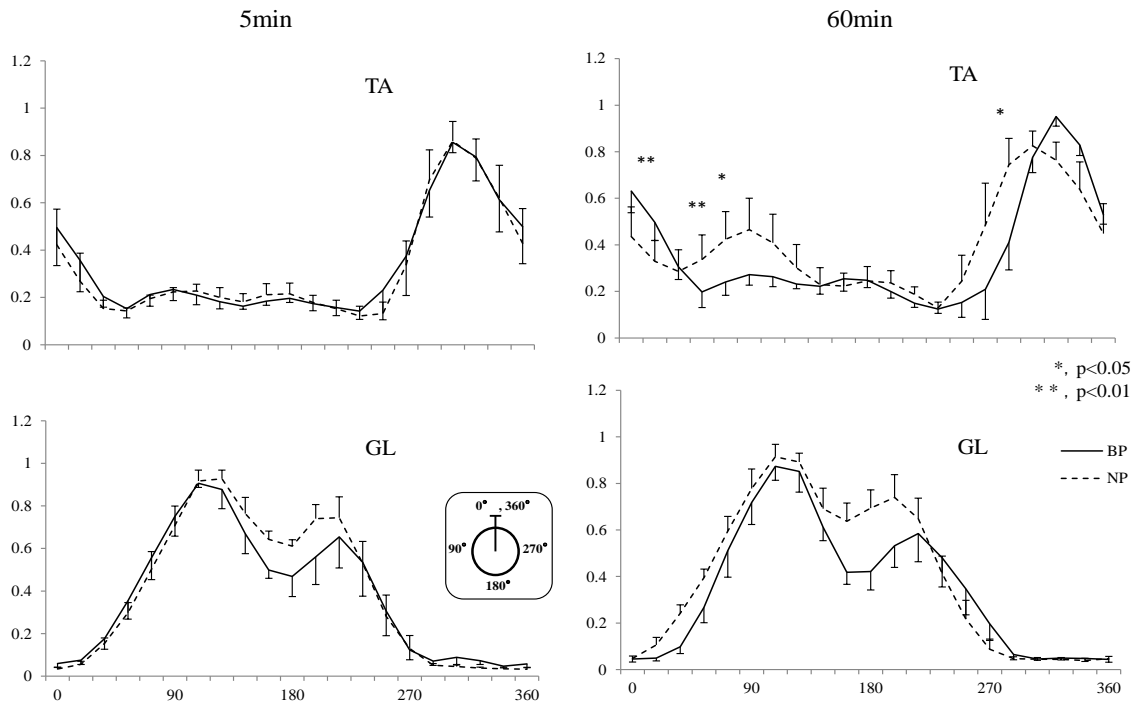


Fig. 5 Comparison of the normalized electromyographic envelope (RMS-EMG) between the experiments performed with binding pedals (BP) and normal pedals (NP) during bicycle exercise at the start (five minutes) and end (60 minutes) of the bicycle exercise with an output power of 150 W at 100 rpm in the trained cyclists. Each envelope shows the mean $\pm$ SE for five subjects from 0° to 360° of activity, at every 18°. TA, tibialis anterior; GL, gastrocnemius caput laterale.



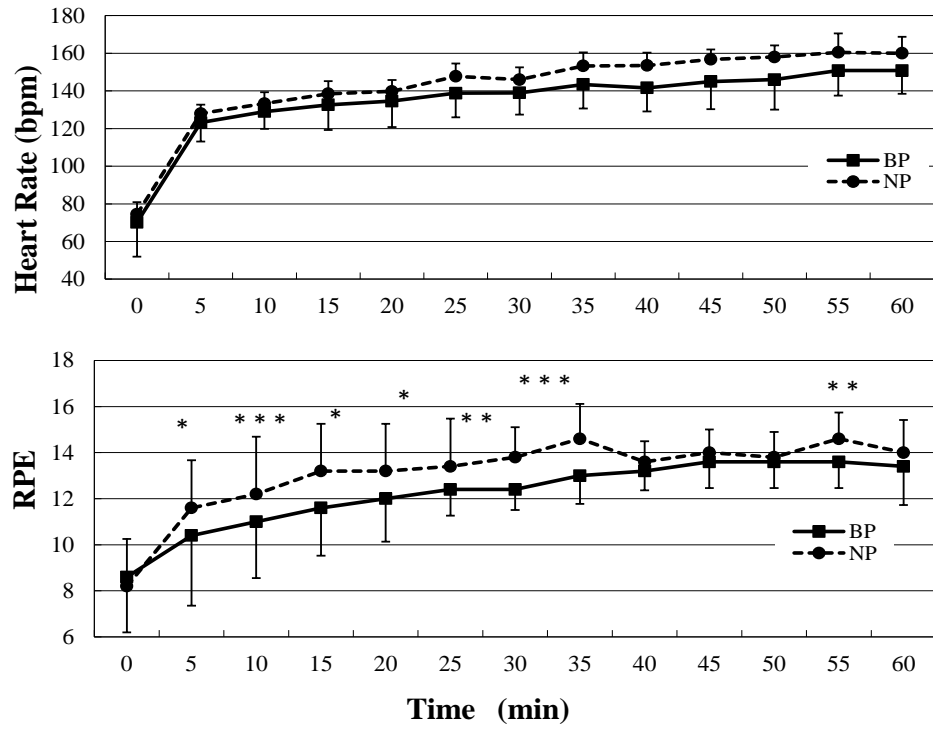


Fig. 6 Time courses of the heart rate and rating of perceived exertion (RPE) values during the 60-minute cycling exercise with an output power of 150 W at 100 rpm. Each value shows the mean $\pm$ SE for five subjects at every 5 min. BP, binding pedal; NP, normal pedal. \*,\*\*and\*\*\*show a significant difference ( $p < 0.05$ ,  $p < 0.01$  and  $p < 0.001$ ) between BP and NP.

Table 1. Oxygen uptake (L/min) during cycling exercise in trained cyclists and novice cyclists

		Trained cyclists (n=6)		Novice cyclists (n=7)	
		BP	NP	BP	NP
100W	50rpm	2.07±0.32	2.08±0.21	1.95±0.11	2.05±0.19
	100rpm	2.37±0.28**	2.36±0.26*	2.28±0.17**	2.34±0.15*
150W	50rpm	2.82±0.28	2.80±0.14	2.61±0.26	2.73±0.21
	100rpm	2.91±0.30	2.96±0.19	2.78±0.28	2.91±0.34*

Values are mean±SD

\* and \*\* show significant differences between 50 rpm and 100 rpm at p<0.05 and p<0.01, respectively, analyzed by a Bonferroni post hoc test. BP, Binding pedals; NP, Normal pedals

## 第3章 競技者の自転車運動時におけるビンディングペダル使用時の下肢筋活動, 回転数, 機械的効率の変化

### 3. 1 目的

第2章では, 自転車運動時における下肢筋活動に対するBPの影響は, ペダル回転数, 運動時間, 被験者のBPの使用経験の差異に左右されることが示唆された. さらに, 持久的な自転車運動中, TC群ではBPの使用がRPEとHRの反応を低減していることが示された.

実際の走行では道の起伏や急停止, 急加速の場面がある. また, 自転車競技やトレーニングでは全力走行時や, 丘や山岳を越えるなど, 大腿筋群を多く使用して自転車運動のパワーを高める場面がある. このような状況下でBPの効果を検討することが実践的で重要であると考えられる. また, これらを実験的に明らかにすることは科学的知見に基づいた技術指導やペダルの開発に貢献できると思われる. Mornieux et al. (2008) は, 坂を登る時など大きなパワーが要求されるペダリングを行う際, 足とペダルを固定することが出来るBPがNPよりも有効であると考察している. そこで第3章では, 急激に負荷を増加・減少させた場合の自転車運動では一定負荷時よりもNPとBPによる筋活動の違いが顕著になることを実験仮説とした. この仮説を検証するために10秒毎に負荷を変化させた6種類の負荷で計1分間の自転車運動を1セットとして4セット行い, BPまたはNPを使用して実施した自転車運動時の下肢筋活動や回転数変化及び機械的効率を比較した.

### 3. 2 実験方法

#### 3. 2. 1 被験者

被験者は日本自転車競技連盟登録選手8名を含んだ自転車競技経験2年から10年の自転車競技者10名とし, 年齢は $21.5 \pm 2.6$ 歳(平均 $\pm$ 標準偏差), 身長 $169.0 \pm 4.0$ cm, 体重 $60.7 \pm 4.7$ kg および競技経験 $4.3 \pm 3.3$ 年であった. 被験者には本研究の目的と内容を十分に説明した上で参加の同意を得た. また当該大学のヒトを対象とする研究倫理審査委員会の承認を得た.

#### 3. 2. 2 実験手順

自転車運動は電磁式自転車運動装置 (COMBI 社製 POWERMAX-V2) を用いて10秒毎に負荷を自動的に変化させるプログラムを設定し, Fig.7 に示したように負荷を252W から126W, 378W, 126W, 252W, 378W の順で変化させた自転車運動を合計1分間行い, これを1セットとした. 負荷設定に関して, 予備実験で指示した自転車運動時のクランク回転数(60rpm, 90rpm)が維持できるか否かを数名の被験者が試行し, その条件で可能な範囲の負荷(126W~378W)とした. クランク回転数は60rpmから

90rpm, 60rpm, 90rpm の順で合計 4 セットを 1 シリーズとして、回転数をメトロノームのリズムに合わせてペダリングを行うように指示して実施した。このシリーズを BP (SHIMANO 社製 PD-R600, TIME 社製 XEN) または NP (SHIMANO 社製) を使用して各々 1 回、十分な休憩を挟んで一日に 2 シリーズ行った。また各被験者で BP と NP の使用順はランダムとした。BP には各被験者が所持している自転車用シューズを使用し、NP にはあらかじめ用意したトレーニングシューズから自分に合うサイズを被験者に選択させた。実験は最初に、75rpm で 150W のウォーミングアップを 3 分間行った後に実施し、各セット間に 2 分間の休憩をはさんだ。自転車運動を行う際のサドル高は、ペダルが下死点時(クランク角度 180°)に達した時の膝関節角度(外角)を 25° ~ 35° (Fonda et al, 2014) に設定した。またハンドル位置は被験者の好みで合わせた。サドル高とハンドル位置は BP, NP 両実験において同条件とした。さらに自転車運動時にはサドルと臀部が接触している座位姿勢を維持するよう指示し、負荷が増加した際に立位姿勢でペダルを回転させる、いわゆる「立ち漕ぎ」は禁止した。

### 3. 2. 3 測定項目

$\dot{V}O_2$  の測定は、ガス分析器 (VISEMEDICAL 社製 METS-900) を用いて、1 シリーズ毎に 1 分間隔で測定した。また、安静での定常状態と回復の程度を確認するため、1 シリーズ開始前の 5 分間と終了後 10 分間は安静状態で測定した。

自転車運動時に被験者が発揮する出力は、0.1 秒毎に電磁的自転車駆動装置に記録される負荷 (kp) と回転数 (rpm) をコンピュータに取り込んだ。また機械的効率 (Mechanical efficiency) の算出については、1 シリーズの総出力から自転車運動の総仕事量 (Watt, W) を被験者毎に算出した。さらに運動中の酸素摂取量から算出した 1 シリーズの総エネルギー消費量 (kcal) を W に変換し、これと自転車運動での総仕事量 (W) との比 (%) を機械的効率とした。

筋活動を把握するための筋電図測定は、左下肢の前脛骨筋 (Tibialis Anterior, TA), 腓腹筋外側頭 (Gastrocnemius Caput laterale, GL), 外側広筋 (Vastus Lateralis, VL), 大腿二頭筋 (Biceps Femoris Caput Longum, BF) を被験筋とし、3 分のウォーミングアップ時 (75rpm, 150W) と負荷を 252W, 126W, 378W, 126W, 252W, 378W の順で 10 秒毎に変化させた 1 セット目 (60rpm) と 2 セット目 (90rpm) について実施した。これら 4 つの筋肉はそれぞれ自転車運動に必要な足首屈筋 (TA), ひざの屈筋/足首の伸筋 (GL), ひざの伸筋 (VL), 尻の伸筋/ひざの屈筋 (BF) を行う筋である。筋電図のセンサーについては基本的に Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM) の推奨 (Stegeman and Hermens, 1999) に従った。記録する場所について、肌の毛はインピーダンスを 10 k  $\Omega$  以下に減らすために完全に剃り、アルコール綿で消毒した。直径 20mm の使い捨ての表面電極 (日本光電社製, ディスポ電極 R ビトロード) を収縮した筋腹の中心部に筋線維と平行に電極の

中心間の距離を 30mm で一定にして貼りつけ、またアース電極は電的に中性の場所（肩甲骨と鎖骨の間）に貼りつけた。全ての電極と線は運動時に電極がずれないように粘着テープで皮膚に固定した。筋電図は増幅器（BIOPAC SYSTEMS 社製 MP100）からバンドパスフィルター（50-500Hz）を通し、アナログデジタル変換器を用いて 1000Hz のサンプリング数で記録した。

筋電図測定器用の電極の設置と同時に、自転車運動中のクランク角度を推定するために、ゴニオメーター（モンテシステム社製、BIOPAC TSD 130B）を左膝関節の内側（大腿部の中間と脛骨の中間）に取り付けて膝関節角度変化時の電位を測定した。センサーとワイヤーは粘着テープで皮膚に固定した。クランク角度はゴニオメーターによって記録された膝関節角度変化時の電位によって推定した。（最小の膝関節角度時の電位＝クランク角度は 0 度または 360 度＝上死点）：最大の膝関節角度時の電位＝クランク角度は 180 度＝下死点）

#### 3. 2. 4 筋電図解析

解析ソフトは BIOPAC Acqknowledge ver 3.8.2 を用い、筋電図の生波形は実効値（Root Mean Square, RMS）として処理し、60 サンプル毎に移動平均して平滑化した（Fig.8）。RMS 波形から負荷が変化する前のサイクル（①サイクル）と変化後の 2 つのサイクル（②, ③サイクル）を 1 セット目（60rpm）と 2 セット目（90rpm）からそれぞれ抽出し（Fig.8）、回転数によって異なる 1 サイクルごとの時系列波形をクランク角 3.6 度ごとに 100 サンプルとし、3 サイクルを 300 サンプルに規格化した（Dorel et al, 2008 ; Hug and Dorel, 2009）。本実験では負荷は 10 秒毎に自動的に変化するのので、②サイクルでは負荷変化が生じるクランク角度が各被験者で若干異なる。したがって、負荷変化が生じていない①サイクル（phase1）と負荷変化が完全に生じている③サイクル（phase3）との各筋の筋放電量について、クランク角度を 4 分割（0 度～90 度, 91 度～180 度, 181 度～270 度, 271 度～360 度）して NP と BP との筋放電量を各角度範囲で平均した。またウォーミングアップ時と実験開始より筋電図を記録した 1 セット目（60rpm）と 2 セット目（90rpm）について、1000Hz で記録された筋電位を総合計して 60rpm と 90rpm における自転車運動時の総筋放電量を各筋について求めた。

#### 3. 2. 5 統計処理

本実験より得られたデータの統計的検定は、BP と NP の 2 条件間で 2 要因（ペダルタイプと時間・クランク角度）による反復測定分散分析（2-way repeated measures ANOVA）を行った。有意な交互作用が認められた場合には、Bonferroni の方法を用いて post-hoc test を行い、有意水準は 5% 未満とした。

### 3. 3 実験結果

#### 3. 3. 1 下肢筋活動パターン

Fig.9はクランク回転数60rpmまたは90rpmで負荷を変化させる前の①サイクルと、負荷を増加または減少させた②, ③サイクル時における筋活動パターン (GL) の典型例である。

負荷を126Wから378Wに増加させた時の筋放電量は、①サイクルより負荷を増大させた②, ③サイクルがNP, BP共に大きかった。60rpmでは、①サイクルはNP使用時の筋放電量がBP使用時よりもクランク角度180度~360度で多く、②, ③サイクルにおいても①サイクル目と同様の傾向を示した。90rpmでは、③サイクルの筋放電量がクランク角度180度~360度においてNP使用時が大きかった。

負荷を378Wから126Wに減少させた場合の筋放電量は、60rpm, 90rpm共に①サイクルに比べて負荷を減少させた③サイクルがNP, BF共に筋放電量が減少したが、NPとBPとの差異は負荷を増加させた場合と類似し、①~③サイクルにおける180度~360度の筋放電量はNPが多く、それは60rpmで顕著であったが、BPとNPとの差異は負荷を増加させた場合よりも少なかった。

#### 3. 3. 2 各クランク角度における筋活動

Fig.10は回転数60rpmで負荷を126Wから378Wに増加させた際のクランク角度別筋放電量を示した。いずれの筋群においても、phase1より負荷を増大させたphase3がNP, BPともに筋放電量は多かったが、VLではphase3の91度~180度においてNP使用時が有意に高値を示した。BFではphase1の181度~270度とphase3の271度~360度においてBP使用時が有意に高値を示した。TAではphase1とphase3の181度~270度においてBP使用時が有意に高値を示したが、phase3の0度~90度ではNP使用時が有意に高値を示した。GLではphase3の91度~180度と181度~270度においてNP使用時の筋放電量が有意に高値を示した。

Fig.11は回転数90rpmで負荷を126Wから378Wに増加させた際のクランク角度別筋放電量を示した。いずれの筋群においても、phase1より負荷を増大させたphase3がNP, BPともに筋放電量は多かったが、phase1におけるBPとNPとの顕著な差は認められなかった。しかしphase3では、BFの181度~270度においてBP使用時がNP使用時よりも有意に高値を示した。また、TAの0度~90度ではNP使用時が有意に高値を示し、181度~270度ではBP使用時が有意に高値を示した。さらにGLでは0度~90度においてNP使用時が有意に高値を示した。

Fig.12は回転数60rpmで負荷を378Wから126Wに減少させた際のクランク角度別筋放電量を示した。phase1ではBFの271度~360度においてBP使用時が有意に高値を示したが、TAとGLの0度~91度, 91度~180度, 181度~270度においてはNP使用時の筋放電量が有意に高値を示した。しかし、phase3ではいずれの筋におい

でも phase1 に比べて筋放電量は減少したが、BP と NP との有意差は認められなかった。

Fig.13 は回転数 90rpm で負荷を 378W から 126W に減少させた際のクランク角度別筋放電量を示した。いずれの phase やクランク角度についても、BP と NP との有意差はみられなかった。

### 3. 3. 3 自転車運動中の総筋放電量

Fig.14 は 75rpm (150W) でのウォーミングアップ及び 60rpm と 90rpm の各セットにおける BP 使用時と NP 使用時の総筋放電量を被験者 10 名の平均値で示した。ウォーミングアップ時では BP と NP との顕著な違いはみられなかった。しかし、1 セット目の 60rpm では、NP 使用時に比べ BP 使用時における GL の筋放電量が有意に少なかった。2 セット目の 90rpm においても GL の筋放電量は BP 使用時に少ない傾向を示したが、有意差は認められなかった。

### 3. 3. 4 負荷変化時における回転数の経時変化

Fig.15 の上段は負荷を 126W から 378W に増加させた際の回転数の変化、及び下段には 378W から 126W に減少させた際の回転数の変化を被験者 10 名の平均値で BP 使用時と N 使用時を比較して示した。

60rpm で負荷を 126W から 378W に増加させた際の回転数 (Fig.15 左上段) は両ペダルにおいて一時的に 50rpm 付近まで低下したが、BP 使用時は NP 使用時に比べて回転数の減少が少なく、かつ 60rpm 付近まで回復する時間も速く、1 秒後から 2.5 秒後までの BP の回転数は NP よりも有意に高値を示した。クランク回転数 90rpm において、BP と NP との回転数の変化に顕著な差はみられなかった。

クランク回転数 60rpm において負荷を 378W から 126W に減少させた際の回転数 (Fig.15 左下段) は両ペダルとも一時的に 75rpm 付近まで上昇し、約 2 秒後に負荷変化前の回転数付近まで復帰した。しかし、BP 使用時は 60rpm を越える回転数を維持していたが NP 使用時では 60rpm 付近の回転数であり、3 秒後以降では BP と NP との間に有意差がみられた。90rpm においては、NP と BP との回転数に顕著な差はみられなかった。

### 3. 3. 5 $\dot{V}O_2$ と機械的効率

BP 使用時の  $\dot{V}O_2$  ( $17.2 \pm 0.7 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ ) は NP 使用時 ( $17.6 \pm 0.6 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ ) よりも少なく、機械的効率については BP 使用時 ( $21.8 \pm 2.5\%$ ) は NP 使用時 ( $20.8 \pm 3.4\%$ ) よりも高い傾向を示したが、有意差は認められなかった。

### 3. 4 考察

#### 3. 4. 1 負荷増加時における筋活動

負荷を 126W から 378W に増加させた際の phase3 について、60rpm と 90rpm 共に TA の筋放電量は上死点付近の 0 度～90 度では NP 使用時が有意に多かったが、下死点以降の 181 度～270 度では BP 使用時の筋放電量が有意に多かった。したがって負荷増加時のペダリングにおいて、NP 使用時ではペダルとシューズが固定されていないので上死点付近でペダルとシューズが離れないようにするために足首を背屈してペダルを前に押し出す必要があるため、TA の筋活動が BP 使用時よりも多くなったと考えられる。また BP 使用時にはペダルとシューズが固定されているため、下死点以降にペダルを引き上げるために足首を背屈してペダルに力を加えているので、TA の筋活動が NP 使用時よりも顕著に見られたと考えられる。さらに phase3 における NP 使用時の GL は 90rpm の 0 度～90 度、60rpm では 91 度～270 度で BP 使用時よりも有意に多かった。上死点より下死点付近では、NP 使用時にはペダルとシューズの接触を維持するために足首を底屈する必要があるため、それに必要な GL の顕著な筋活動が見られたと考えられる。Mornieux et al. (2008) は本実験と同様の回転数 (90rpm) や対象者 (エリートサイクリスト) でペダリングを行った時の BP と NP との下肢筋活動に有意な差は見られなかったと報告しているが、この実験の負荷 (232W～274W) は一定で、負荷の増減変化を伴っていない。本研究では BP と NP との筋活動様式の違いは負荷を増加させた直後に顕著になることを示したもので、この結果が先行研究では見られない新しい知見と思われる。

中塘ら (1983) は、TCP を用いて負荷 0～7kp の最大無酸素性自転車運動を行うと、NP 使用時と比較して有意に最大無酸素パワーが上昇し、クランク角度 181 度～270 度において TA の活動が顕著に見られたことを報告した。中塘ら (1983) はこの現象について、TCP の使用によりクランク角度 181 度～270 度で足関節の背屈動作を加え、ペダルを引き上げることで回転数を高めるためにパワーの上昇につながったと考察している。また、Korff et al. (2007) は、ペダルの引き上げを意識したペダリング、つまりペダルを 180 度から 360 度付近に引き上げる upstroke 相で張力を発揮すると、踏み込みを意識したペダリングより 1 サイクル当たりのパワーは増加すると報告している。したがって、負荷が増加した際、BP 使用時には下死点以降にペダルを引き上げる動作を積極的に実施できるので、NP 使用時に比べ出力の増加が速やかであることが考えられる。本研究では 90rpm における負荷変化前の Phase1 では BP と NP との顕著な差異は認められず、これは Satake et al. (2015) や Mornieux et al. (2008) の報告と一致する。自転車競技やトレーニングでは、競技者は 90rpm 付近の回転数で自転車運動を行う場合が多い (Maki et al, 2009) ので、90rpm における一定負荷の自転車運動では NP を使用しても BP と同様のペダリングを実施出来る可能性が推察される。しかし、負荷を 126W から 378W に増加させた phase3 において、BP 使用時には 181 度～



270度でBFとTAの筋放電量が有意に高値を示し、上死点付近の0度～91度ではBFやTAの筋放電量が少なかった。また有意差は認められなかったが、BP使用時による0度～90度及び91度～180度のVLはNP使用時よりも少ない傾向を示した。したがって、自転車競技やトレーニングで用いられることの多い90rpmの自転車運動(Maki et al, 2009)において、BP使用時では下死点から上死点までのペダルの引き上げ動作はBFとTAを主に使用し膝を屈曲させてupstroke相を成立させ、同時に反対側の下肢が行う上死点から下死点へ移行する付近では、これらの筋活動やペダルを踏み込むためのVLの活動を減少させてdown stroke相を成立させていると考えられる。局所筋の筋持久力は、その最大発揮筋力に対する割合に反比例する(宮下, 1983)。下腿に存在するTAやGLに比べ、大腿に存在するBFの筋は大きく最大筋力も大きい(坂本ら, 1992; 山本ら, 2001)。したがって自転車運動において筋力の大きい筋を多く動員できることは、筋力の小さい筋の負担を軽減し、筋持久力を維持できることが示唆される。Satake et al. (2015)は自転車競技者を対象に回転数100rpmで150Wの自転車運動を60分間実施した結果、BP使用時には顕著な筋活動の変化は認められなかったが、NP使用時にはTAの筋活動が運動終了直前に増加したことを報告した。この現象について、Satake et al. (2015)はNP使用時におけるTAの筋活動の変化は疲労の影響が大きいことを考察している。したがって、BP使用時には比較的大きな筋であるBFを負荷増加時に多く使用することによって、BFよりも小さいTAやGLの筋負担を軽減して筋疲労を少なくできることが期待される。

#### 3. 4. 2 負荷減少時における筋活動

負荷を378Wから126Wに減少させた際の筋放電量については、いずれのクランク回転数において、それぞれの筋群を4分割したどの角度においてもphase1より負荷強度が減少したphase3がNP使用時およびBP使用時に筋放電量が少なくなった。また60rpmでは、負荷が減少する前の378Wで自転車運動を行ったphase1では、NP使用時におけるTAやGLの筋放電量はBP使用時に比べて有意に多く、このことはSatake et al. (2015)の報告と類似する。しかし、負荷が減少したphase3では60rpmおよび90rpmにおいてもBPとNPとの差が小さかった。これらの原因について、負荷強度が急激に減少すると筋活動も同時に減少するので、ペダルと足を固定しないNP使用時の筋活動も軽減されて、結果的にBPとNPとの違いが小さくなった可能性が考えられる。このように、負荷が減少した際の筋活動様式はペダルタイプ(BPとNP)による大きな差異は認められないことが示された。

#### 3. 4. 3 自転車運動中の総筋放電量

Satake et al. (2015)は、自転車競技者においてBP使用時におけるGLの筋活動はNP使用時よりも低く、その傾向は100rpmよりも50rpmが顕著であったことを報告

している。本研究の結果は Satake et al. (2015) の報告と類似し、60rpm で 378W の自転車運動を実施した負荷減少前(Fig.12 の Phase1)と負荷増加後(Fig.10 の Phase3)における GL の筋活動は BP 使用時が NP 使用時よりも少なかった。GL はつま先で足を床に押し付ける時の足首の低屈動作を担う筋であることから、低回転(60rpm)による自転車運動時ではペダルに対しシューズを押し付けるような力が必要となり、この力を減らす効果が BP 使用にあることが推察できる。上述したごとく、競技者は 90rpm 付近の回転数で自転車運動を行う場合が多い (Maki et al, 2009) ので、この回転数では NP を使用しても BP と同様のペダリングを実施出来る可能性が考えられ、このことが 90rpm での自転車運動時では GL の筋放電量に有意差が認められなかった原因と思われる。また GL 以外の筋については、BP 使用時の筋活動が NP 使用時よりも増加するクランク角度と減少するクランク角度が見られたため、総筋放電量にはペダルタイプの違いが認められなかったと考える。したがって BP 使用時では NP 使用時に比べてペダルとシューズの接触を維持するための GL 使用による足首の底屈動作を軽減できることが示され、これは低回転時 (60rpm) の自転車運動時に顕著であることが示された。

#### 3. 4. 4 負荷変化時のクランク回転数

負荷を変化させた直後のクランク回転数は一時的に増加または減少した。これは自転車装置の負荷が一瞬で切り換わるのに対し、実際のペダリング運動での出力は一瞬で変えることができないため、負荷を変化させた直後は規定の回転数を維持できなかったと考えられる。60rpm の負荷増大時では回転数の変化は顕著であり、負荷が 126W から 378W に増加した際、両ペダルとも負荷を増加させた直後で回転数が急激に 50rpm 以下に低下したが、NP が 60rpm への復帰に約 2 秒用いるのに対し、BP 使用では約 1 秒で復帰できた。しかし、90rpm では BP と NP との回転数の変化に顕著な差は見られなかった。実際に街中やレースで自転車に乗る場面でも、急な速度変化や勾配の変化で、変速機による対応が間に合わず、回転数が急激に減少する場面は多々ある。このような外乱の中で回転数を制御するためには、特に負荷増加により回転数が減少した場合にペダルとシューズが固定されている BP が有効であり、走行中の再加速や再減速をスムーズに進めるために、回転数を容易にコントロールできる可能性が考えられる。また負荷が 378W から 126W に減少した際、BP 使用時は 60rpm を越える回転数を維持したために 3 秒後以降では NP 使用時の回転数よりも有意に高値を示した。これは、競技者は 90rpm 付近の回転数で自転車運動を行う場合が多い (Maki et al, 2009) ので、高回転を好む自転車競技者の特徴と思われる。

#### 3. 4. 5 $\dot{V}O_2$ と機械的効率

これまでに自転車運動における機械的効率については数多く報告されており (Gaesser and George, 1975 ; Marsh et al, 2000 ; Takaishi, 1994 ; 1995), Takaishi

et al. (1994 ; 1995) や Gaesser et al. (1975) はペダリング回転数が速くなるとエネルギー消費は増加し、機械的効率は低下すると報告している。森本ら (2005) は回転数の上昇につれて  $\dot{V}O_2$  が増加する原因は、外的出力は同じであっても回転数が上昇することで下肢の伸展運動により生じる内的仕事の増加が原因と考察している。本研究では 10 秒毎に負荷を変化させ、さらに 60 秒を 1 セットとする 60rpm と 90rpm の自転車運動を各 2 回、休憩を挟んで合計 4 分間実施したため、 $\dot{V}O_2$  の変動は大きく定常状態は認められなかった。また、総筋放電量についても NP と BP との有意差が認められたのは 60rpm での GL のみであり、BP 使用時には NP 使用時に比べて  $\dot{V}O_2$  が少なく機械的効率が低い傾向が認められたが有意差は認められなかった。したがって自転車運動による機械的効率は、出力が同様の場合は活動筋量の程度に影響すると考えられ、本研究では NP と BP との総筋放電量の差が 60rpm による GL のみであったため、ペダルタイプにおける機械的効率の違いは小さかったことが考えられる。

### 3. 4. 6 スポーツ現場への応用

本研究では、BP 使用時では下死点から上死点までのペダルの引き上げ動作は BF と TA を主に使用し膝を屈曲させて upstroke 相を成立させ、同時に反対側の下肢が行う上死点から下死点へ移行する付近では、これらの筋活動やペダルを踏み込むための VL の活動を減少させて down stroke 相を成立させていることが示された。つまり、中塘ら (1983) や Korff et al. (2007) が推察しているように、ペダルを下死点から上死点付近に引き上げる upstroke 相で張力を発揮すると、ペダルを上死点から下死点に踏み込む down stroke 相で張力を発揮するよりも、回転数を高めたりパワーの上昇につながると考えられる。したがって、スポーツ現場で BP 使用の効果を向上させるためには、踏み込みを意識したペダリングよりも「ペダルの引き上げを意識したペダリング」に留意してトレーニングを実施することが重要で、競技会やトレーニング時における全力走行時や丘や山岳を越えるなど、負荷が増加した際には下死点以降にペダルを引き上げる動作を積極的に実施できる技術を獲得すべきと思われる。

### 3. 5 結語

BP 使用時ではペダルとシューズを固定するための腓腹筋の活動による足首の底屈動作を軽減し、さらに負荷増加時には下死点以降でペダルを引き上げるための大腿二頭筋や前脛骨筋の顕著な筋活動により、反対側の下肢で同時に実施される上死点付近でペダルを踏み込むための筋活動を軽減できることが示唆された。さらに BP 使用には負荷変化時の回転数を容易にコントロールできる可能性が示された。

参考文献

Dorel S, Couturier A, and Hug F (2008) Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling, *J Electromyogr Kinesiol*, 18: 857-865

Fonda B, Sarabon N, and Li F X (2014) Validity and reliability of different kinematics method used for bike fitting, *J Sports Sci*, 32: 940-946

Gaesser G A, George A B (1975) Muscular efficiency during steady-rate exercise : effects of speed and rate, *J Appl Physiol*, 38 : 1132-1139

Hug F, and Dorel S (2009) Electromyographic analysis of pedaling: a review, *J Electromyogr Kinesiol*, 19:182-198

Korff T, Romer L M, Mayhew I, Martin J C (2007) Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists, *Med.Sci.Sports Exerc*, 39 : 991-995

Maki M, Yoshida T, and Tsuneoka H (2009) Effects of binding pedals on muscle activity and mechanical efficiency during cycling exercise in athletes and non-athletes. In Alam F, Smith V, Subic A, Fuss FK, Ujihashi S (Ed.), *The impact of technology on sports III, Proceedings of the 4<sup>th</sup> Asia Pacific Congress on Sports Technology*, 113-117

Marsh A P, Martin P E, Foley K O (2000) Effect of cadence, cycling experience, and aerobic power on delta efficiency during cycling, *Med.Sci.Sports Exerc*, 32 : 1630-1634

宮下充正 (1983) 運動生理学概論, 大修館書店, 東京, pp.97

森本雄亮, 得居雅人, 平木場浩二 (2005) 自転車駆動運動時の内的仕事とエネルギー代謝の関係, *日本生理人類学会誌*, 第 53 回大会要旨集, 10 : 40-41

Mornieux G, Stapelfeldt B, Gollhofer A, and Bell A (2008) Effects of pedal type and pull-up action during cycling, *Int J Sports Med*, 29:817-822

中塘二三生, 稲川孝司, 久米秀作, 福田隆, 生田香明 (1983) 自転車エルゴメーターの二種類のペダルによって発現される無酸素パワーの差異, 日本体育学会第 34 回大会号, pp260

坂本雅昭, 渡邊純, 山路雄彦, 中嶋宣夫, 茂原重雄 (1992) 大学柔道部員と一般学生における膝屈筋・伸筋の求心性収縮および遠心性収縮について, 群馬大学医療技術短期大学部紀要, 13 : 75~79

Satake T, Kume M, Yoshida T, Maki M, and Tsuneoka H (2015) Lower limb muscle activation patterns and physiological responses obtained using binding pedals during bicycle exercise : the differences in the cycling cadence, cycling time and experience of the subjects. *Ad.Exer.Sport physiol* (in press)

Stegeman D F, and Hermens H J (1999) Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)", In *European recommendations for surface electromyography : results of the SENIAM project*, 2nd ed., Roessingh Research and Development, Germany, pp108-112

Takaishi T (1995) Optimal pedaling rate estimated from neuromuscular fatigue for cyclists, *Med.Sci.Sports Exerc*,28 : 1492-1497

Takaishi T (1994) Neuromuscular fatigue during prolonged pedaling exercise at different pedaling rates, *Eur J Appl Physiol*,69 : 154-159

山本加奈子, 坂元宏美, 青木主税 (2001) 足関節底背屈筋力の加齢変化, *北里理学療法*, 4: 135-138

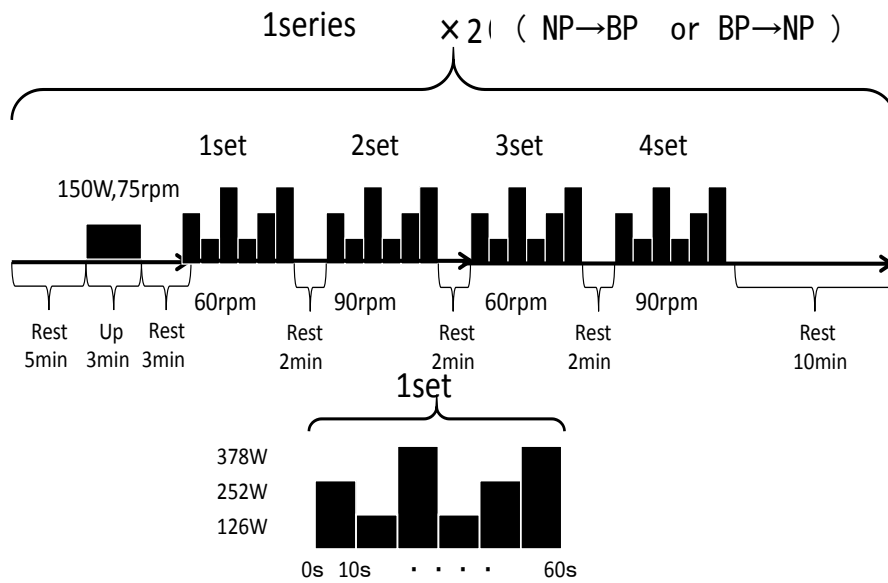


Fig. 7 The experimental schedule (BP, Binding pedals; NP, Normal pedals; Up, Warming up) .

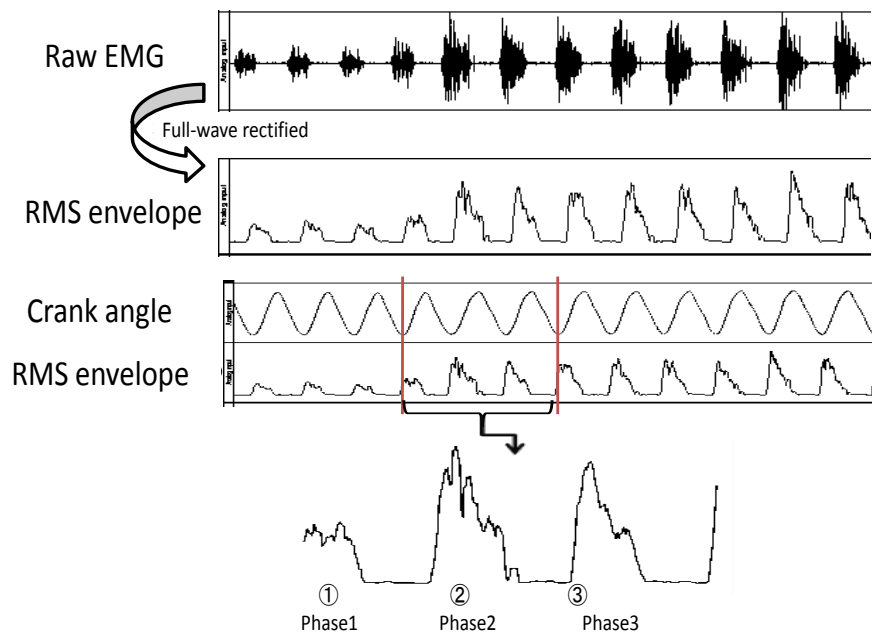


Fig. 8 The analytical method of electromyography.

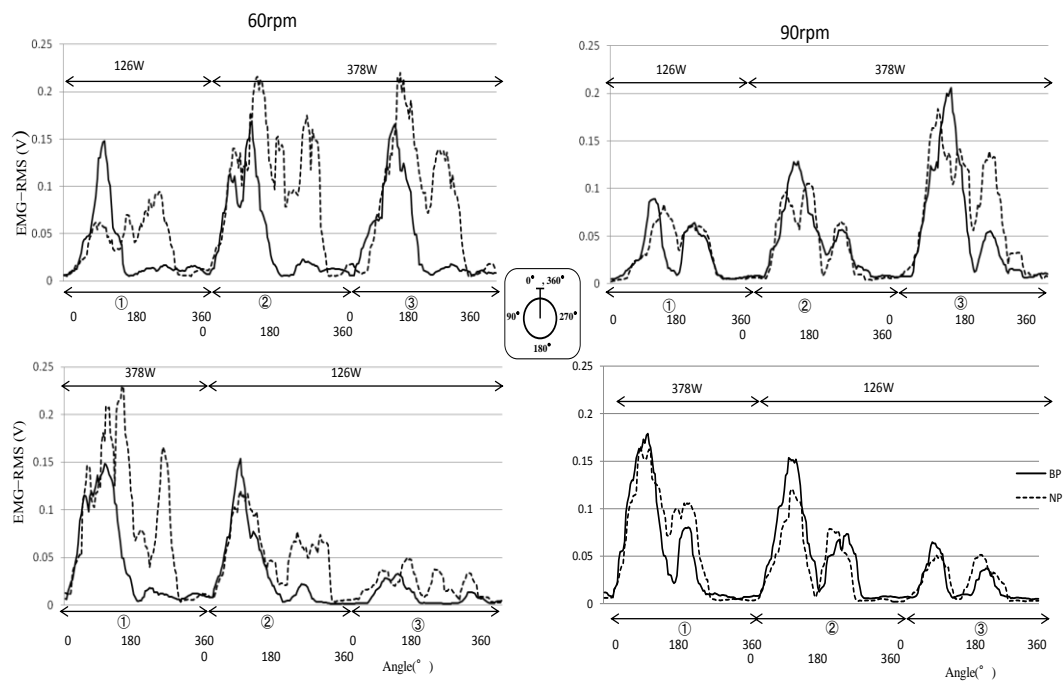


Fig. 9 A representation of the full-wave rectified electromyographic envelope (RMS-EMG) in the gastrocnemius caput laterale between the experiments performed using binding pedals (BP) and normal pedals (NP) during the bicycle exercise with an increase in the output power from 126W to 378W (upper graph) or a decrease in the output power from 378W to 126W (lower graph) at 60 rpm (left) or 90 rpm (right). See Fig.3 for ①, ②, and ③.



60rpm (126W→378W)

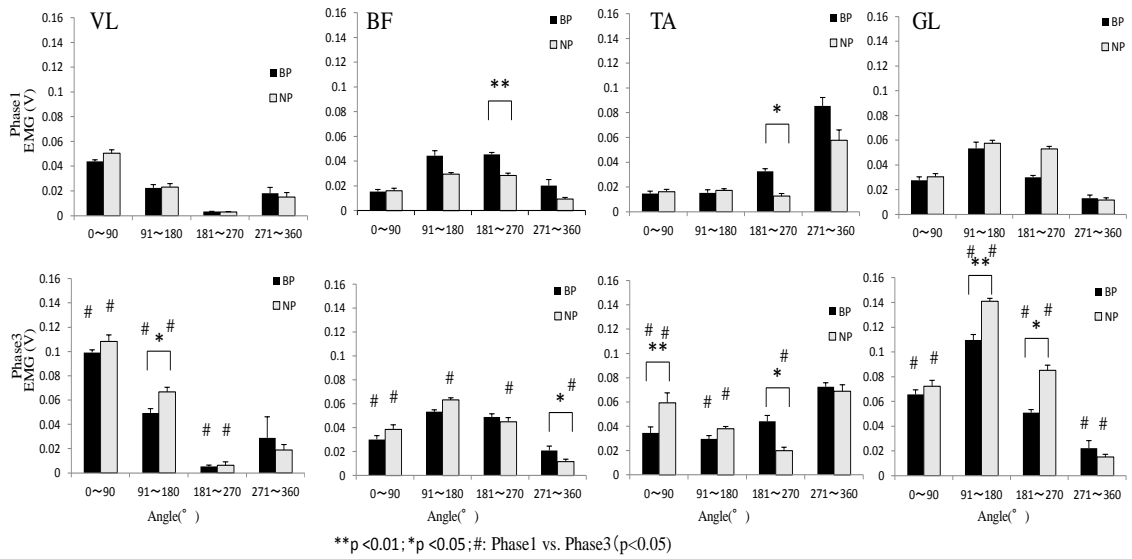


Fig. 10 Comparison of the muscle activity at four crank ranges (0~90° , 91~180° , 181~270° , and 271~360° ) between the experiments performed using binding pedals (BP) and normal pedals (NP) during the bicycle exercise with an increase in the output power from 126W (Phase 1) to 378W (Phase 3) at 60 rpm. Each bar shows the mean±SE for ten subjects. TA, tibialis anterior; GL, gastrocnemius caput laterale; VL, vastus lateralis; BF, biceps femoris caput longum.

90rpm (126W→378W)

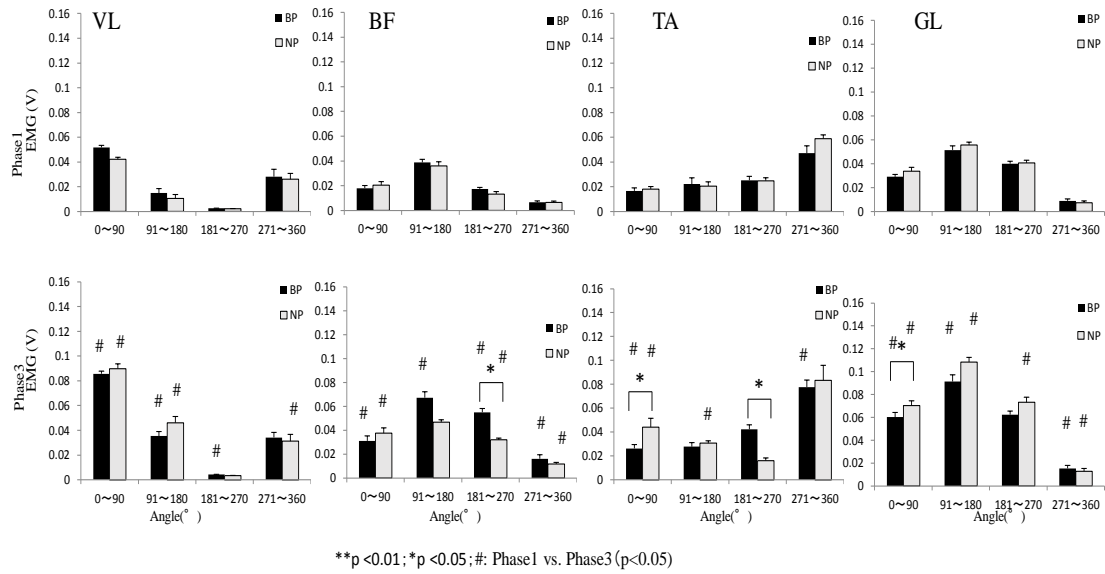


Fig. 11 Comparison of the muscle activity at four crank ranges (0~90° , 91~180° , 181~270° , and 271~360° ) between the experiments performed using binding pedals (BP) and normal pedals (NP) during the bicycle exercise with an increase in the output power from 126W (Phase 1) to 378W (Phase 3) at 90 rpm. See Fig. 5 for each bar, TA, GL, VL, and BF.

60rpm (378W→126W)

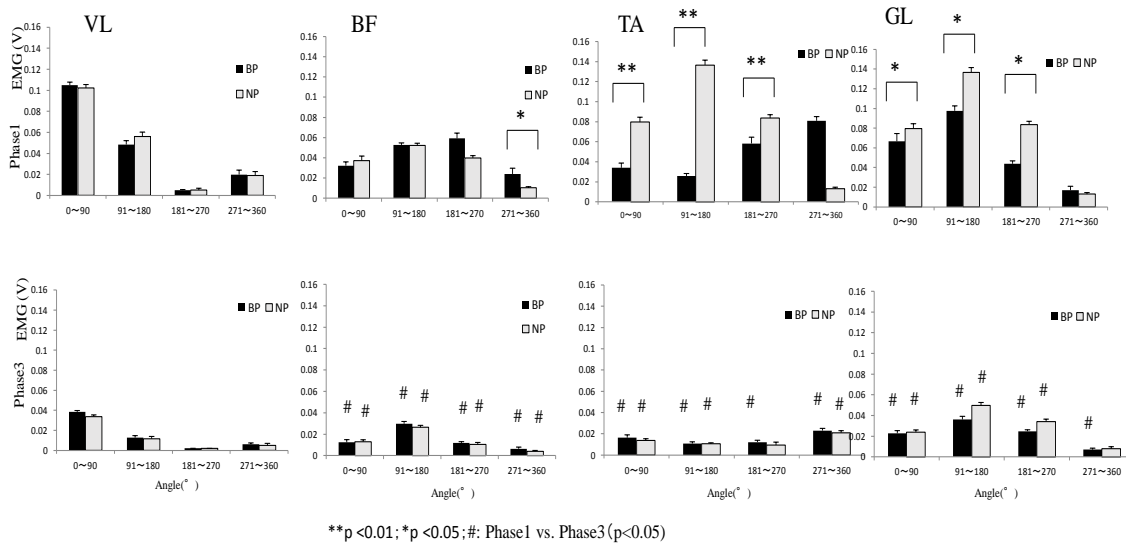


Fig.12 Comparison of the muscle activity at four crank ranges (0~90° , 91~180° , 181~270° , and 271~360° ) between the experiments performed using binding pedals (BP) and normal pedals (NP) during the bicycle exercise with a decrease in the output power from 378W (Phase 1) to 126W (Phase 3) at 60 rpm. See Fig. 5 for each bar, TA, GL, VL, and BF.

90rpm (378W→126W)

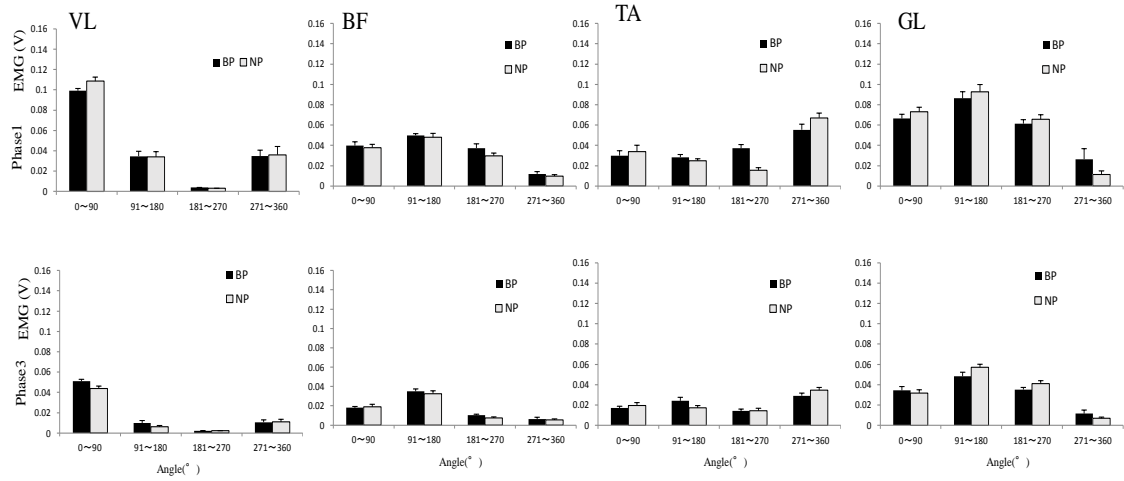


Fig.13 Comparison of the muscle activity at four crank ranges (0~90° , 91~180° , 181~270° , and 271~360° ) between the experiments performed using binding pedals (BP) and normal pedals (NP) during the bicycle exercise with a decrease in the output power from 378W (Phase 1) to 126W (Phase 3) at 90 rpm. See Fig. 5 for each bar, TA, GL, VL, and BF.

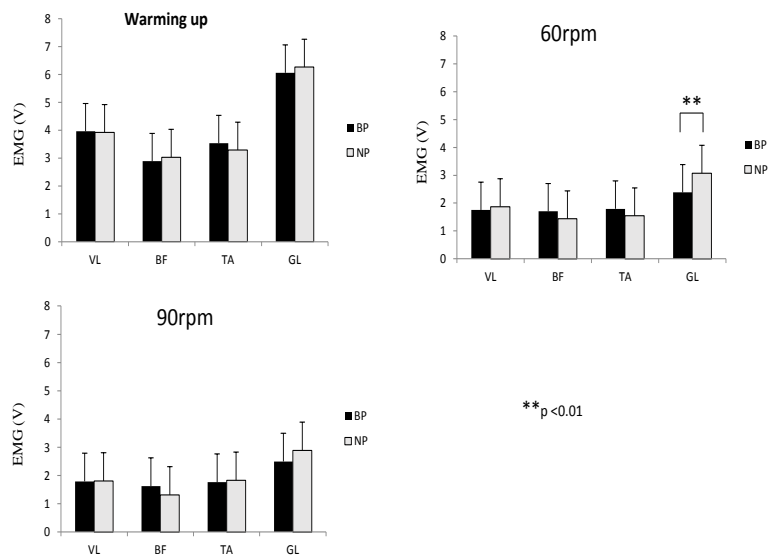
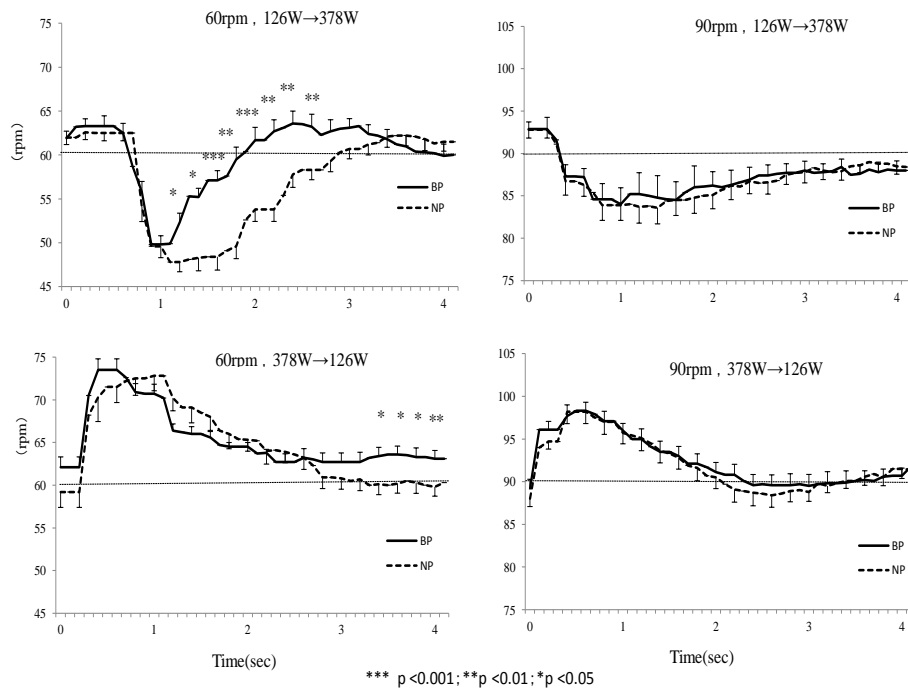


Fig.14 Comparison of the total muscle activity during bicycling exercise at 3 min of warming up (150W, 75 rpm), 60 sec of 60 rpm or 90 rpm with variation of the work load. See Fig. 5 for each bar, TA, GL, VL, and BF.



**Fig.15** Comparison of the crank cadence between the experiments performed using binding pedals (BP) and normal pedals (NP) during the bicycle exercise with an increase in the output power from 126W to 378W (upper graph) or a decrease in the output power from 378W to 126W (lower graph) at 60 rpm (left) or 90 rpm (right).

## 第4章 総括

本研究では、近年、多様な目的で愛用されているサイクリング（自転車運動）を対象に、足裏とペダルを固定して円滑なペダリングを可能にすると考えられているビンディングペダル（BP）の有用性について検討することを目的として実験を実施し、以下のことが明らかになった。

1) 自転車競技者（TC）と未経験者（NC）に、BPと通常のペダル（NP）を用いてペダル回転数が50 rpmまたは100 rpm、出力パワーが100 Wまたは150 Wの4条件で自転車運動を行わせた。その結果、前脛骨筋および腓腹筋外側頭の筋電図（EMG）活動は、NP使用時よりもBP使用時が有意に低値を示した。この現象はTCが50 rpmでペダリングした際に顕著であったが、NCでは見られなかった。またTCにペダル回転数100 rpm、出力パワー150 WでBPとNPを用いて60分間の自転車運動を行わせた結果、運動終了時ではTAのEMG活動がBP使用時よりもNP使用時に有意に高かった。またNP使用時よりもBP使用時において主観的運動強度は有意に低く、心拍数は低い傾向を示した。これらの結果は、下肢筋活動パターンおよび生理反応に与えるBPの影響は、BPの使用経験、ペダル回転数および運動時間によって異なることが示された。

2) TCを対象にBPまたはNPを使用し、10秒毎に負荷が126Wから378Wの範囲で増加または減少する自転車運動を60rpmと90rpmで実施した。自転車運動時の機械的効率には顕著な違いは認められなかったが、BP使用時の大腿二頭筋と前脛骨筋の筋放電量はNP使用時に比べ、負荷増加時(126Wから378W)の下死点から上死点までペダルを引き上げる動作時に多く、上死点から下死点へ移行する動作時に少なかった。また腓腹筋の総筋放電量はBP使用時がNP使用時に比べ少なく、さらにBP使用時における負荷を変化させた直後の回転数変動はNP使用時に比べて少なかった。したがって、負荷変化を伴う自転車運動時においてBP使用時には腓腹筋の活動を軽減し、回転数を容易にコントロール出来る可能性があること、また下死点以降でペダルを引き上げるための大腿二頭筋と前脛骨筋の顕著な筋活動により反対側の下肢で同時に実施される上死点付近での筋活動を軽減できることが示唆された。

以上、本研究の2つの実験より、自転車運動時におけるBPの効果はBPの使用経験、ペダル回転数および運動時間により異なり、実際の走行時に加速や減速によって負荷変化を伴う自転車運動時の筋活動の軽減や回転数のコントロールに有用であることが示された。

自転車運動に関係する競技者やコーチ・監督はBPの効果を経験的に把握していると思われるが、これらを実験的に明らかに出来たことは科学的知見に基づいた技術指導やペダルの開発に貢献できると思われる。また本研究のような実験デザインはヒトが使いやすスポーツ用具の開発に大きく貢献出来ると思われる。

## 謝辞

本論文を結ぶにあたり、本研究を遂行する上でご指導、ご鞭撻とご支援をいただいた方々に感謝の意を表します。

京都工芸繊維大学大学院工芸科学研究科（博士後期課程）に筆者が入学以来、芳田哲也准教授には、本研究の構想からデータ解析、論文作成に至るまで、終始一貫して暖かいご指導をいただきました。甚大なる感謝の意を表します。

京都文教短期大学久米雅講師には、実験データの整理・解析に多大なご協力をいただきました。こころから感謝いたします。

研究会等においては、本学常岡秀行教授、野村照夫教授をはじめとする多くの先生方に貴重なご意見をいただきました。厚くお礼を申し上げます。

また、本研究の被験者として実験に参加された日本自転車競技連盟登録の選手各位、並びに被験者の招集や実験の実施に関して献身的にご支援頂いた牧道太郎氏と小村太郎氏に深謝いたします。

ここに記しれない多くの方々の学恩、ご支援によって本研究が成立していることを銘記し、深く感謝いたします。