

ペダリング技術が自転車運動の力の伝達効率，筋電図 および機械的効率に及ぼす影響

木梨 公介^{*1}，安田 好文^{*2}，河村 庄造^{*3}，田畑昭秀^{*4}

Effect of pedaling techniques on force effectiveness, EMG and mechanical efficiency during cycling.

Kosuke KINASHI^{*1}, Yoshifumi YASUDA, Shozo KAWAMURA and Akihide TABATA

Toyohashi Univ. of Tech
1-1, Tempaku, Toyohashi, Aichi,441-8122, Japan

In the last symposium we reported that pull-up action enhanced (increased) the index of force effectiveness (IFE), which is defined as the ratio between the total force (FT) and the effective force (FE), when comparing to the conditions under push and preferred cycling during short-term bicycle exercise. However no significant difference could be observed in EMGs obtained from four leg muscles among three pedaling techniques. In the present study we, therefore, attempt to differentiate the EMG activities in eight leg and hip muscles during short-term cycling, and to elucidate the effect of long-term exercise on the change of IFE, oxygen uptake (VO_2) and EMG by using a newly developed cycle ergometer system in our laboratory. Four college cyclists performed 3 short-term exercise bouts for 3 min (Exp.1) and 3 long-term exercise bouts for 15 min (Exp.2) under three pedaling techniques; pull-up, push and preferred. In the Exp.1, it was reconfirmed that that IFE was the highest under pull-up pedaling and the lowest under push pedaling, although insignificant differences were observed in muscular activities. Furthermore, in the Exp.2 it seemed that IFE gradually decreased when VO_2 increased systematically from 5 to 15 min from the onset of exercise, whereas IFE remained a steady state when VO_2 kept constant. These results indicate that, in the nonsteady state exercise in VO_2 , FT increased and thereby IFE decreased gradually, and thus the mechanical efficiency would be decreased.

Key words: Force effectiveness, Pull-up action, Pedaling technique, Muscular recruitment, Mechanical efficiency

1. 緒 言

自転車運動によるペダリング運動は，下肢で発揮した力をペダルからチェーン，そしてタイヤに伝達することによって，地面からの反力を推進力とするところに特徴がある．この一連の流れの中で，力を効率よく伝達することが重要となる．特にペダル踏力からクランク軸の回転への効率的な力の伝達は，自転車運動全般において最も重要な要素である．これは，ペダリング運動における力の伝達効率(index of force effectiveness :IFE)として指標化されている．IFE は，クランク接線方向の力とペダル踏力の比として求められる．先行研究によると，ペダルの引き上げを意識することにより，通常行っているペダリング動作より，IFE は増加することが報告されている⁽¹⁾．同時に，その効率は，主に下死点から上死点までの回転後半における効率増加の影響であるとともに，反対側肢の最大踏力を低減する効果もあることが報告されている⁽²⁾．

一方，これら引き上げを意識したペダリングを支える筋活動として Mornieux らは，回転後半において前脛骨筋と大腿二頭筋の活動亢進を報告している⁽²⁾⁽³⁾．このことは，引き上げ動作に膝関節の屈曲および足関節の屈曲動作が大きく関与していることを示唆したものである．自転車競技者に対する我々の聞き取り調査では(未発表)，大腿の引き上げ(股関節の屈曲)を意識するとの答えも多く，引き上げ動作に股関節周辺の筋の関与も予想される．

^{*1} 豊橋技術科学大学大学院 工学研究科

^{*2} 豊橋技術科学大学 総合教育院

^{*3} 正員，豊橋技術科学大学 機械工学系

^{*4} 日本競輪学校

E-mail: kinashi@dynamics.me.tut.ac.jp

これまで、異なるペダリング意識間においての下肢計6筋で、筋電図を測定したが、ペダリング意識の変化による特徴的な筋活動量および筋活動パターンの変化は確認できていない。

自転車運動の効率の評価としては、IFE の他に、mechanical efficiency(ME)や gross efficiency(GE)が存在する。これらの指標は、運動中の呼気に含まれる $\dot{V}O_2$ 、 $\dot{V}CO_2$ を測定し、体内で消費されたエネルギーを算出することで、運動における生体側の効率を評価する指標として用いられている。Korff らは、引き上げを意識したペダリングを行うことで、力の伝達効率は向上するものの、人が外にした仕事と消費したエネルギーの比として表される GE は有意に低くなると報告している⁽¹⁾。ステップ負荷運動時の $\dot{V}O_2$ は、ある強度以下の運動であれば、数分以内に定常状態に達する。しかし、ある強度を越えるステップ運動負荷時では、 $\dot{V}O_2$ は定常状態に至らず、時間と共に緩やかに増加し続ける。この $\dot{V}O_2$ の緩徐な増大は、slow component と呼ばれている。ペダリング技術と slow component の関係は不明であり、異なるペダリング意識で、 $\dot{V}O_2$ 、IFE および筋活動の経時変化について述べた論文は見当たらない。これまで使用していた台上走行試験装置は、ペダル踏力が短時間しか測定できず、ペダル踏力の測定と呼気ガス分析が同時に長時間行えるエルゴメータが必要不可欠である。

本研究では、ペダリング動作において、引き足を意識することが、IFE に及ぼす効果を再確認するために、ペダルに加わる力が長時間測定可能なエルゴメータを自作し①通常のペダリング、②引き上げを意識したペダリング、③踏み下しを意識したペダリングという三種類のペダリング条件下で比較実験を行い、その時の下肢3関節に関連する8筋の筋電図を測定することにより、異なるペダリング意識が下肢筋の活動状態に及ぼす影響を比較した。さらに、長時間の呼気分析を行うことで、異なるペダリング意識が $\dot{V}O_2$ に及ぼす影響を調査した。

2. 実 験

2・1 被験者

被験者は、男性自転車競技経験者4名である。彼らの身体特性を表1に示す。被験者には、あらかじめ実験の目的、内容およびそれに伴う危険性について説明し、実験参加への同意を得た。

Table 1 Physical characteristic of subjects

	Age(yr)	Height(cm)	Weight(kg)
Mean±SD	22.2±1.2	166.1±0.5	59.5±5.8

2・2 計測システム

自転車側の力学的諸量の測定のため、図1に示すエルゴメータを製作した。この装置は、競技自転車の後輪に負荷装置(Super Crono Power Fluid, Elite)を取り付け、負荷を5段階に調節できる。左右のペダルにかかる力測定用に図2に示すペダルセンサーを作成した、これはペダル面が、ペダル軸に対し4本のはりによって支持されており(図3)、その4本のはりにひずみゲージを貼ることで、ペダル面に加えられた力が左右ペダル面に対し前後・垂直方向の2力として出力される。クランク角度(θ)・左右ペダル角度(θ_l, θ_r)はクランク軸、左右ペダル軸の回転角をロータリーエンコーダーから出力されるパルスのカウントすることにより、初期位置からの変位として出力される。回転数、出力のモニターおよび被験者へのフィードバックはクランク式パワーメータ(SRM power meter, Schoberer Rad Messtechnik)により行う。ペダルには、トウクリップを装着し、足とペダルを固定することが可能である。



Figure 1 Measuring system

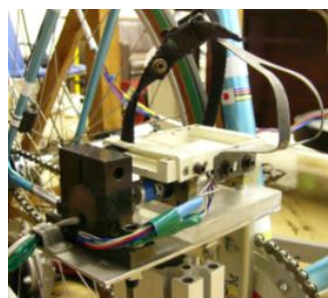


Figure 2 Pedal sensor



Figure 3 Exploded view of pedal sensor

自転車運動に伴う下肢筋の動きを調査するため、ペダリング動作時に主として働くと考えられる左脚の8筋(大殿筋:GM, 大腿筋膜張筋:TFL, 縫工筋:SAR, 大腿直筋:RF, 外側広筋:VL, 大腿二頭筋:BF, 前脛骨筋:TA, 腓腹筋外頭:GL)を過去の研究⁽²⁾⁽³⁾⁽⁴⁾から選定し、電極には血電極(日本光電)またはブルーセンサ(P-00-S ambu)を用いた。生体アンプ(AB-601G 日本光電)のフィルターはローパスを1kHz, ハイパスを0.01Hzに設定した。皮膚の抵抗を低減するために、アルコール綿およびサンドペーパーを用いて皮膚表面の研磨を行い、皮膚抵抗を2k Ω 以下に設定した。データの記録は、ペダル踏力、筋電図ともにデータレコーダ(TDR-M3 TEAC)を用いて2kHzでサンプリングした。呼気ガス測定にはMixing chamber法を用い、30秒間隔で測定した。換気量の測定には、pneumotachograph(WFMU-1100,Westron), また、呼気ガスの測定には(WSMR-1400,Westron)を用いた⁽⁶⁾

2.1 実験内容

実験1は3分間のペダリング運動を3種の異なるペダリング意識下において行った。1回目は、被験者本人の好みのペダリング(prefer), 2回目は、ペダルが下死点を通過し、上死点までの範囲で引き足を意識したペダリング(pull), そして3回目は、上死点から、下死点までの範囲でペダルを踏むことを意識したペダリング(push)である。3分間は一定の負荷および回転数で運動を行う。回転数、負荷の設定は被験者のレベルに合わせ、3分間で心拍数が140拍/分後半から150拍/分前半になるよう調節した。ウォームアップは各自の好みで行わせ、pull, pushペダリングの試技前には、練習の時間を設け、被験者自身のペダリングのイメージが作られた状態で試行を行った。試行は連続して一人3回行うが、疲労による影響を最小限とするため、試行間には十分休息を置き、心拍数が平常時に回復し、かつ本人の意思が確認された上で次の試行を行った。

実験2は、3種の異なるペダリング意識下において、被験者ごと第1の実験と同様の負荷、回転数で15分間の自転車運動を行った。こちらも試行は連続して3回行うが、被験者には、毎回自転車を降りてもらい、試行間は30分以上の休息を設け、心拍数が平常時に回復し、かつ本人の意思が確認された上で次の試行を行った。

実験1では、ペダル踏力、下肢8筋の筋電図を測定し、実験2ではペダル踏力、下肢4筋(大殿筋:GM, 縫工筋:SAR, 大腿二頭筋:BF, 外側広筋:ML)の筋電図および呼気ガスを測定した。実験1および2は同一あるいは日を変えて実施した。

2.4 データ処理

ペダルセンサーより出力される値は、ペダル面に対して前後・垂直方向の力(F_x, F_y)である。IFEを求めるため、図2に示すように F_x, F_y をペダル面に加えた力(FT), クランクの回転に有効に働く力(FE)に変換する必要がある。ペダル面に加えた力は、ペダル面に対し前後・垂直方向の力の合力とし、

$$FT = \sqrt{F_x^2 + F_y^2} \quad (1)$$

となり、クランクの回転に有効に働く力は、以下の式で表す。

$$\begin{aligned} FE &= F'_x + F'_y \\ &= F_y \sin \delta - F_x \cos \delta \end{aligned} \quad (2)$$

ここで $\delta = 2\pi - \theta$

F'_x, F'_y : F_x, F_y の接線方向への分力

式(1)(2)により与えられた FT, FE を用い、

- ・一回転分の IFE,
- ・上死点から下死点までの踏み込み期の IFE : dIFE
- ・下死点から上死点までの引き上げ期の IFE : uIFE

の各局面での IFE を以下の式より計算する

$$IFE = \frac{\int_{0^\circ}^{360^\circ} FE(\theta) d\theta}{\int_{0^\circ}^{360^\circ} FT(\theta) d\theta} \quad (3)$$

$$dIFE = \frac{\int_{0^{\circ}}^{180^{\circ}} FE(\theta) d\theta}{\int_{0^{\circ}}^{180^{\circ}} FT(\theta) d\theta} \quad (4)$$

$$uIFE = \frac{\int_{180^{\circ}}^{360^{\circ}} FE(\theta) d\theta}{\int_{180^{\circ}}^{360^{\circ}} FT(\theta) d\theta} \quad (5)$$

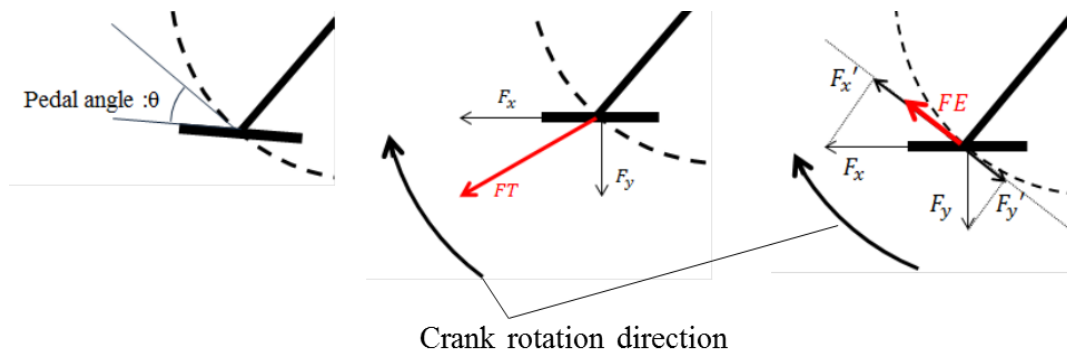


Figure 2 The quantities (θ, F_x, F_y) measured by pedal sensors and calculated variables for the effective pedal force (FE) and total pedal force (FT)

ペダルに加えた力(FT)の大きさを比べるため、1回転分のFTの力積を被験者1人につき10回転分求め、preferredの値を1とし無次元化することで、4名の被験者を平均し標準偏差を求めた。FTIFE、uIFEおよびdIFEは、被験者4名の10回転分のデータを平均し、標準偏差を求めた。

筋電図により得られた波形は、まず低周波ノイズを除去するため、0.05Hzのハイパスフィルターを通過させる。その後全波整流により波形を絶対値化し、20Hzでローパスフィルターを通過させることで、平滑化を行った。その後、1回転分、クランクの回転前半(down phase)および回転後半(up phase)に分け、筋電図の積分値(iEMG, diEMG, uiEMG)を求めた。

$\dot{V}O_2$ の帰帰直線は、運動開始5分後から15分までの間で求めた。

2・5 統計処理

各ペダリング意識でのIFEおよび筋活動量の比較は、3つのペダリング意識間で1次元配置の分散分析を行い、3群間で有意な差を確認した後、2群間にノンパラメトリック手法であるマン・ホイットニー検定を行った。このとき、 $p < 0.05$ を有意差の基準とした。呼気ガス分析によるslow componentの増加の判定はWilcoxonの符号付順位和検定(1群)を用いて行った。このとき、 $p < 0.05$ を有意差の基準とした。

3. 結 果

3・1 実験1

図4に被験者1のクランク1回転分FE曲線を示す。preferred、pushに比べpullの条件下では、90°付近でのピークトルクが低いことが確認された。また180°~360°にかけての引き上げ期では、負の値が少ないことが認められた。図5は、各ペダリング意識での1回転ごとFT力積値をpreferredの値を1とし無次元数として表している。Pull条件下では、他のペダリングに比べペダルに加えた力は有意に低いことが確認出来た。またpush条件下では、preferredに比べ、FTが4割高いことが確認出来た。図6に実験1における各ペダリング意識でのIFEの比較結果を示す。ペダルの引き上げを意識したpullのペダリングにおいて、IFEが有意に増加していることが確認された。図7には、クランクの回転を上死点から下死点(踏み込み期)と下死点から上死点(引き上げ期)に分割した、dIFE、uIFEの結果を示す。dIFEにおいては、全ペダリング意識で高い値であることが分かった。有意な差がないことか

ら、ペダルを踏み込む動作においては、ペダリング意識による影響は少ないと考えられる。uIFEにおいては、prefer, push ペダリングと比べ、pull ペダリングでは有意に高い値を示していることが分かった。この結果は、Korff らの報告⁽¹⁾と同様であった。また、このIFEの向上は、おもにペダルの引き上げの効果であることが確認できた。また、これまでの実験で使用していた台上走行試験装置と同様の結果が得られることが確認出来た。

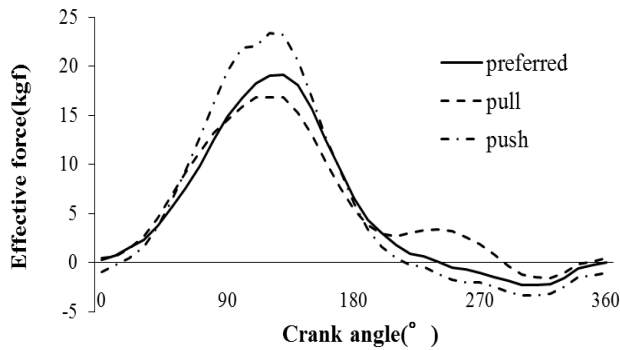


Figure 4 Comparison of the effective pedal force (FE) for prefer, pull and push pedaling techniques

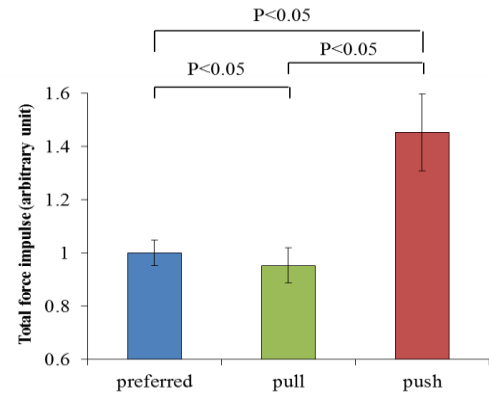


Figure 5 Comparison of the total force (FT) impulse corresponding to one pedal revolution

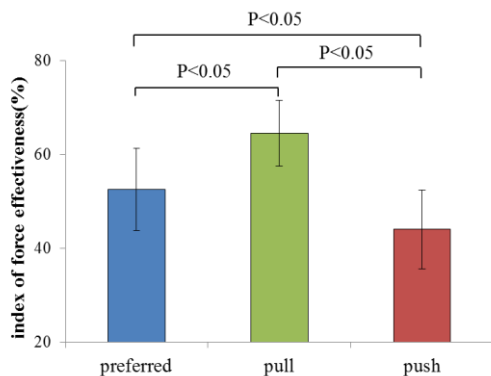


Figure 6 Mean±SD values of the index of force effectiveness (IFE) corresponding to one pedal revolution at

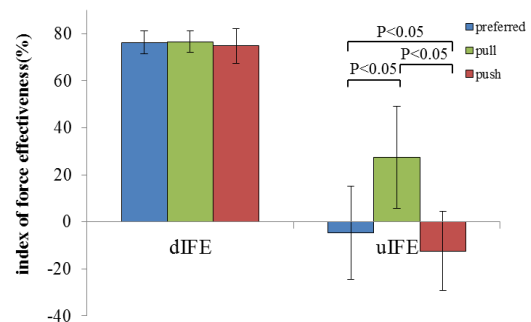


Figure 7 Mean±SD values of IFE divided into down and up stroke phase (uIFE and IFE).

被検者 1 の各ペダリング意識下各筋肉の筋活動パターンを図 8 に示す。GM, VL は 0°~180°間で活動していることが分かった。これは主に筋がペダルの踏み込みに使われていると考えられる。一方、主にペダルの引き上げに使われていると考えられる股関節の屈曲に作用する SAR, TFL, RF の 3 筋の筋活動パターンには特徴的な違いが確認できた。SAR は主に 180°~360°間で活発な活動を示した。TFL は、ペダルの踏み込み期である 0°~180°で活動が大きい が 180°~360°間でも活動示した。RF は上死点直前付近で活動していることが確認できた。各筋がそれぞれ行う関節運動に即した筋活動パターンが確認できたが、ペダリング意識の違いによる筋活動パターンの変化は確認できなかった。表 3 に 4 名の被験者を平均した各ペダリング意識の筋電図積分値を示す。iEMG においては、pull の IFE の向上を表す筋電図積分値の変化は確認できなかった。Push ペダリングでは、主に股関節を屈曲させる筋肉の筋電図積分値が有意に減少していることが確認出来た。踏み込み期の筋電図積分値を表す diEMG では、push の GM, TFL, BF, GL の筋電図積分値が有意に低いことが確認できる。引き上げ期の筋電図積分値を表す uiEMG では、pull に、GM, TA の有意な増加が確認出来た。Push では、GM, SAR, RF, TA の有意な減少を確認できた。

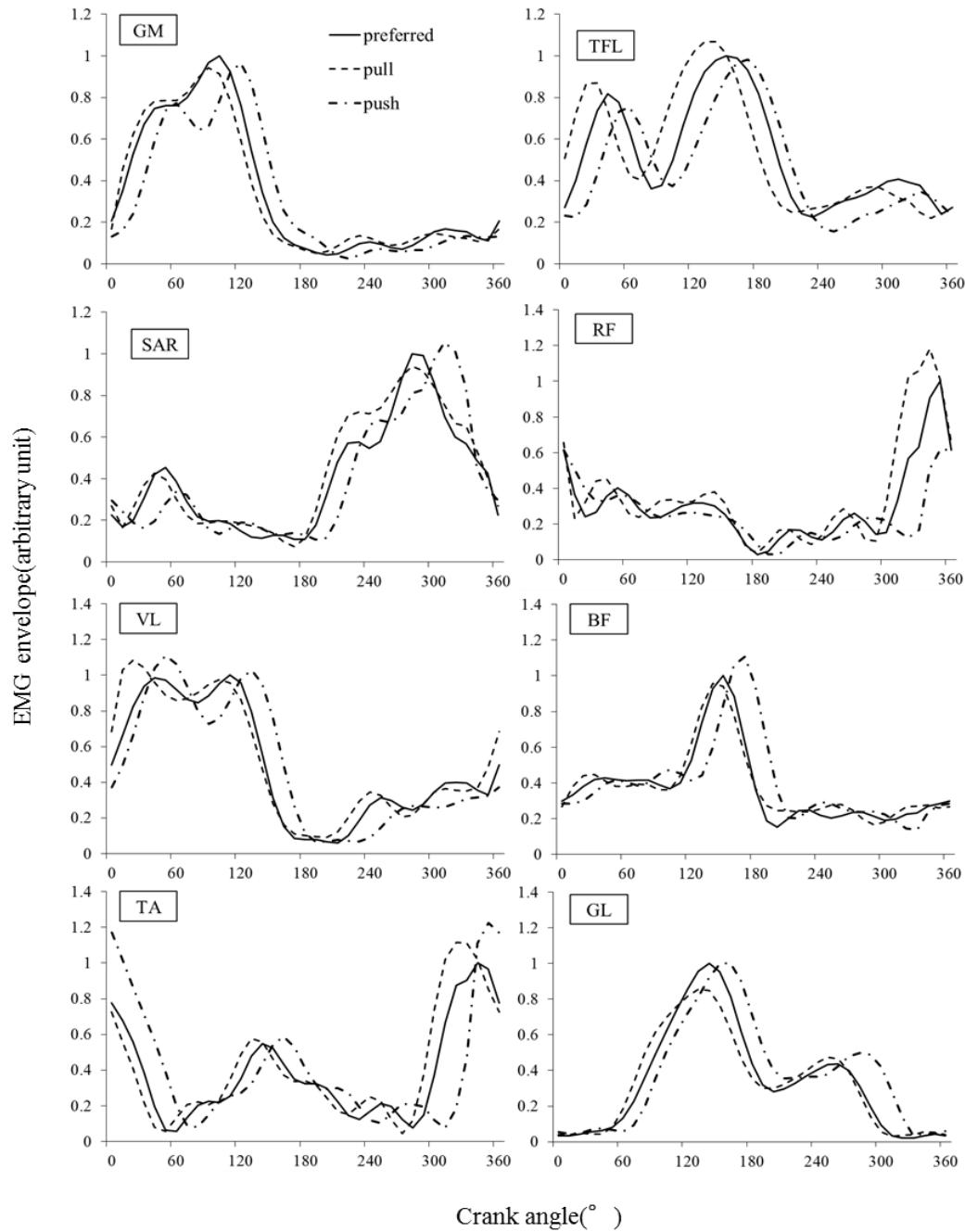


Figure 8 comparison of rectified and low-pass filtered EMG waveforms on 8 muscles at difficult conditional in the subject 1.

Table 3 comparison of integrated EMG(iEMG) of while period of one cycle , down phase (diEMG) and up phase (uiEMG) at preferred, pull and push pedaling techniques

	iEMG(%)			uiEMG(%)			uiEMG(%)		
	preferred	pull	push	preferred	pull	push	preferred	pull	push
Gluteus Maximus	100	101.0±15.5	105.9±30.9	100	107.7±17.3	94.0±17.3 ↓	100	111.9±24.4 ↑	91.4±18.56 ↓
Tensor Fasciae Latae	100	100.2±6.3	90.9±7.2 ↓	100	104.9±7.9	86.8±10.0 ↓	100	90.7±12.4 ↓	100.0±19.7
Sartorius	100	99.2±11.4	91.6±14.6 ↓	100	96.5±13.8	95.9±13.8	100	101.6±13.7	92.9±18.2 ↓
Rectus Femoris	100	99.1±10.5	81.6±13.1 ↓	100	99.3±10.5	98.2±25.9	100	108.3±27.4	70.4±23.8 ↓
Vastus Lateralis	100	103.1±12.6	98.0±8.2	100	100.3±23.9	101.6±12.6	100	117.1±29.3	94.8±17.8
Biceps Femoris	100	101.7±11.7	99.8±8.4	100	100.2±12.6	92.1±12.7 ↓	100	99.9±19.4	116.8±29.6 ↑
Tibialis Anterior	100	102.8±8.6	102.7±9.9	100	93.7±12.2 ↓	119.3±25.4 ↑	100	110.9±16.5 ↑	89.9±20.3 ↓
Gastrocnemius Lateralis	100	98.1±8.3	105.0±8.9 ↑	100	100.3±13.6	91.4±17.4 ↓	100	93.8±17.9	127.4±36.2 ↑

↑significantly increase ; ↓significantly decrease

3・2 実験2

図9に被験者2の $\dot{V}O_2$ 経時変化を示す。負荷は一定も関わらず、pull条件下のみに有意な増加が確認出来た。図10に、FTの力積、IFEおよびiEMGの経時変化を示す。FTにおいて、pullは時間とともに増加し、pushは時間とともに減少傾向にあることが確認出来た。出力は一定であるためFTの変化に伴い、IFEにおいて、pullは減少、pushは増加の傾向が確認出来た。iEMGにおいて、pullのSARにIFEと同期する経時変化が確認出来た。GM、VLはペダリング意識間で特徴的な違いは認められなかった。

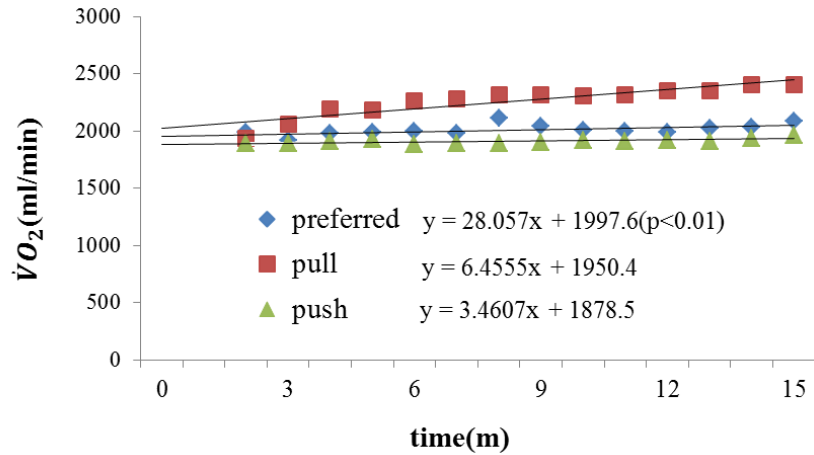


Figure 9 Longitudinal changes of $\dot{V}O_2$ during prefer, pull and push pedaling in subject 2.

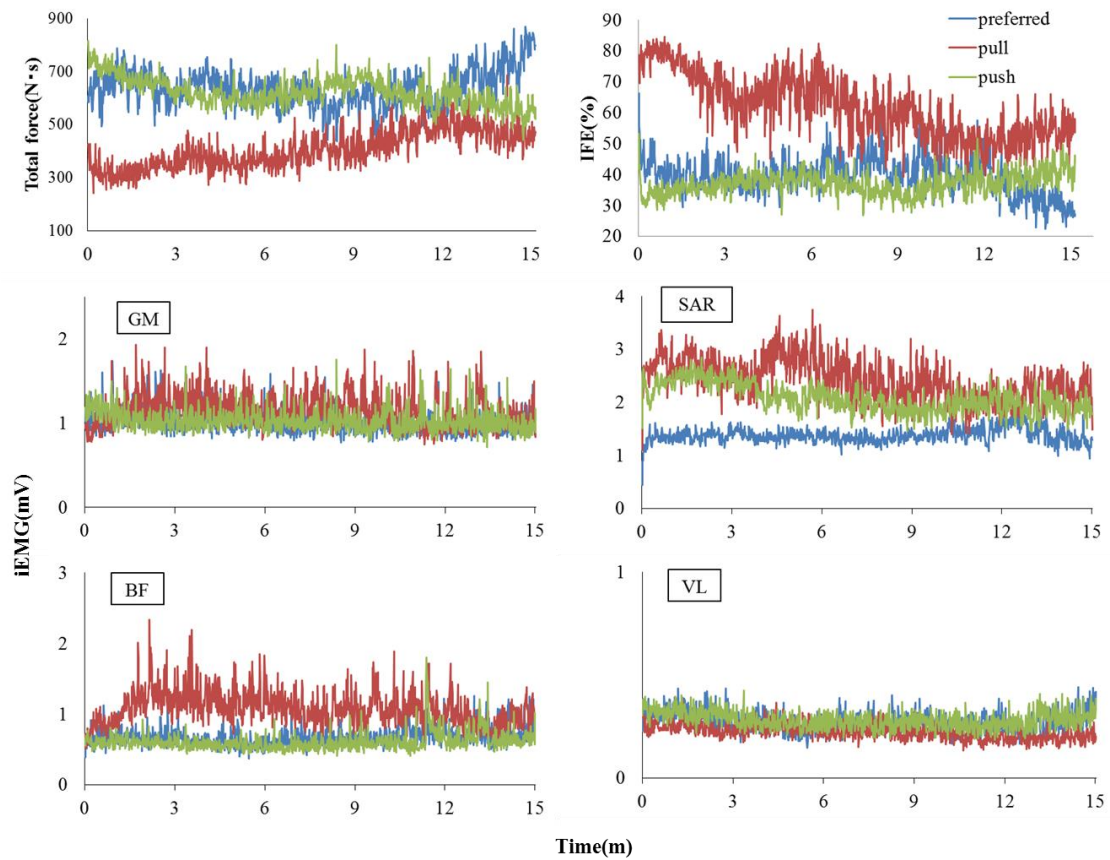


Figure 10 Longitudinal changes of FT, IFE and iEMG during prefer, pull and push pedaling in subject 2.

3. 考 察

本研究では、先行研究と同様に、pull 条件下の FE 曲線のピークトルクが低下し、クランクの回転に対し、ブレーキとなる力が減少していることが確認出来た。このことから引き上げを意識することで、反対側肢の踏み込む力を軽減と考えられる。また、pull 条件下において IFE の有意な向上を確認出来たことから、FT を下肢筋が発揮した力と仮定すると、pull 条件下では他の条件下に比べ無駄な筋活動を抑え、クランクを回転させることができていると考えられる。Pull 条件下では、主にクランクの回転後半におけるペダルの引き上げ動作により出力が発揮される。そのためクランク角が 180° ~ 360° における股関節、膝関節の屈曲、足関節の背屈の筋活動パターンおよび iEMG に特徴的な違いがでると仮定していたが、そのような関節運動を支持する筋電図の結果は得られなかった。しかし、今回の測定部位である縫工筋においては異なるペダリング意識間での有意な差はないものの 180° ~ 360° まで引き上げ期の長い期間活動していることが確認出来た。これは、引き上げ期に股関節、膝関節の屈曲が主な下肢の動作となるが、縫工筋は両関節の動作を行う 2 間接筋であるためと考えられる。このことは、縫工筋がペダルの引き上げ動作を調査するうえで重要な筋であることを示唆している。呼気ガス分析においては、pull 条件下でのみ $\dot{V}O_2$ の slow component が確認できた。これは、pull 条件下が最も疲労度が高いことを示している。この結果は、IFE から得られた力学的効率に背反する結果となった。また、ペダルに加えた力である FT の力積を経時変化では、pull 条件下で増加の傾向が確認でき、それに伴い IFE が減少していくことも確認出来た。しかし、総じて他のペダリング比べ pull 条件下では FT が低いにも関わらず、 $\dot{V}O_2$ の値がたかいことから、FT が純粋に筋の発揮した力ととらえることに対しさらに検討が必要であると考えられる。高石らは、 $\dot{V}O_2$ に Slow component が発生した場合、主動筋の筋活動が経時的に増加すると報告している⁽⁶⁾が、本実験においては、その傾向は確認できなかった。Pull 条件下の縫工筋においては、 $\dot{V}O_2$ の増加とともに iEMG が減少するという逆の傾向が確認出来た。今後さらに、被験者を増やし、異なるペダリング意識による $\dot{V}O_2$ 、FT、IFE、iEMG の関係を検討していく。

4. 結 言

本研究では、ペダル踏力が測定可能なエルゴメータを自作し、その装置を用い、三種の異なるペダリング意識で、力の伝達効率を算出し、下肢 8 筋の筋電図を測定することで、効率的なペダリング動作を力学的手法および筋電図学的手法の双方から評価した。また、長時間の呼気ガス分析を行い、異なるペダリング意識においての自転車運動の効率を力学的手法と生理学的手法から評価した。

- ・自作したエルゴメータにより、長時間のペダル踏力を測定することが可能となった。
- ・下肢 8 筋の筋電図から、引き上げを意識することによる、IFE の増加を裏付ける筋活動は確認できなかった。
- ・自転車運動の力学的効率と生理学的效率の関連性は明らかにできなかった。

以上の結果から、異なるペダリング意識が、IFE、筋電図、酸素摂取量に与える影響は明らかにできなかった。今後被験者を増やし、さらに検討する必要がある。

文 献

- (1) Korff T, Romer LM, Mayhew I, Martin JC, "Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclist." *Med Sci Sports Exerc*, Vol.39, 2007, pp.991-996
- (2) Mornieux G, Stapelfeldt B, Gollhofer A, Belli A, "Effects of pedal type and pull-up action during cycling.", *Int J Sports Med*, Vol.29, 2008, pp.817-822,
- (3) Mornieux G, Gollhofer A, Stapelfeldt B, "Muscle coordination while pulling up during cycling", *Int J Sports Med*, Vol.31 2010, pp.843-846,
- (4) Blake OM, Champoux Y, Makeling JM: Muscle coordination patterns for efficient cycling. *Med Sci Sports Exerc* 44: 926-938, 2012
- (5) 安田好文, 重松浩一, 臼井支朗, 宮村実晴, "ガス交換連続測定システムの開発とその問題点", 呼と循, Vol.35, No.6(1987)
- (6) 高石鉄雄, 小野隆, 安田好文, "一定負荷による持久的自転車作業中の筋電図積分値および酸素摂取量の変動", 名古屋市立大学教養部紀要, Vol.36, 1990, pp.1-10