



技術論文

表面筋電図を用いた ペダリング運動時における負担度評価

Evaluation of load during pedaling exercise using surface EMG

松本 和宏 大本 浩司

Abstract

The electrically power assisted bicycle is a vehicle that can reduce the user's load by providing assist power within the assist ratio stipulated by the Road Traffic Law of Japan. The developers consider that assist control based on objective evaluation of pedaling load could reduce the user's load even further.

In this study, in order to objectively evaluate the pedaling load, we used surface EMG to calculate the muscle activity in the lower limbs during pedaling exercise. We then investigated the relationship between the subjectively perceived load evaluated by a questionnaire and the percentage of MVC (Maximal Voluntary Contraction) used as an index of muscle activity. As a result, it turned out that the subjectively perceived load of the subjects was statistically evaluated by the percentage of MVC for the vastus lateralis, which is the primary muscle used for pushing down on the pedal. In this study, we also discuss the advantages and the disadvantages of surface EMG measurements with regard to pedaling exercise.

要旨

電動アシスト自転車は、道路交通法で規定される補助比率内で人間の漕ぐ力をアシストし、利用者の負担を軽減できる乗り物である。開発者は客観的な負担度の評価に基づいたアシスト制御を行うことで、利用者の負担をより軽減できる可能性があるものと考えている。

本研究では客観的に負担度を評価するために表面筋電図を用いて下肢の筋活動度を算出し、主観評価に基づく主観的負担感と筋肉の活動度合を指標化した%MVC (Maximal Voluntary Contraction) の関連性について調査した。その結果、被験者の負担感は、踏み込みの筋肉である外側広筋の%MVCで評価できることが統計的に明らかになった。また、本研究ではペダリング運動時における表面筋電図計測の長所と短所について議論を行う。

1 はじめに

昨今の環境意識や健康志向の高まりから電動アシスト自転車の普及率が拡大している。それに伴って利用者の年齢層も広がっており、様々な年齢層に対して負担の少ない、快適なアシストを提供することが求められている。そのため客観的な負担度の評価に基づいたアシスト制御を行うことで利用者の負担をより軽減できる可能性が考えられる。

そこで本研究ではペダリング運動における「楽さ」や「きつさ」といった主観的な負担感とその客観的負担度の関連性について考察する。なぜならば、もしそのような負担感が何らかの計測信号から推定する



ことができれば、その推定した結果に基づいた制御を行うことでより快適なアシストを利用者に提供することが可能だからである。

ここで問題となるのは負担感を推定するためにはどのような計測信号を使用したらよいかということである。計測信号の種類は車両情報と生体情報の大きく二つに分けることができる。車両情報はクランクトルクや車速といった自転車側から計測されるものであり、生体情報は心電図や表面筋電図といった人間側から計測されるものである。車両情報を使用した例として、文献[1]ではペダル荷重を計測し、逆動力学計算により人間の膝関節トルクを推定し、それを客観的負担度の指標としている。一方、生体情報を使用した例として、文献[2]では生体情報として表面筋電図を計測し、表面筋電図の振幅情報と周波数情報から算出される相関係数を客観的負担度の指標としている。

本研究では生体情報である表面筋電図に着目し、ペダリング運動における主観的負担感と筋活動指標%MVC(3.5.2参照)の関連性について検討した。

本研究の構成は次の通りである。2節では、表面筋電図に着目し指標として%MVCを採用した理由を述べる。3節で実験の方法を説明し、4節でその実験結果と考察を述べる。5節では、本研究で行った実験結果から推測された、ペダリング運動時における表面筋電図計測の長所と短所について議論を行う。6節は本研究のまとめである。

2 表面筋電図による負担度評価

表面筋電図は、筋肉がどの程度の強さで活動したかを知ることができる生体情報であり、いくつかの骨格筋に複数の電極を貼りつけて表面筋電図を計測すると、ある動作においてどの筋がどのようなタイミングで活動していたかを知ることができる[11]。この表面筋電図を計測し、「主観的な負担感」と「客観的な筋電位積分値」の関連性を分析することにより、家事作業の負担感を作業時間と筋電位積分値の2つの指標から負担感を推定するという研究が報告されている[13]。

本研究はペダリング運動を扱うものであるが、ペダリング運動は主に下肢の筋収縮によって遂行される運動であるため、下肢の表面筋電図を計測し、その客観的負担度を算出する。そして、主観評価で得られる主観的負担感とその客観的負担度の関連性について考察する。

表面筋電図を用いて客観的負担度を算出する方法はさまざまである。一般的には表面筋電図の振幅情報を用いて筋活動レベルが定量化される[8]。また、振幅情報や周波数情報を用いることで筋疲労状態を判定することも可能である[6-8]。本研究では振幅情報のみを取り扱い周波数情報は取り扱わない。その理由は、負担感を筋活動レベルの枠組みで議論し、筋疲労と切り離して考えるためである。そこで、本研究では実験課題の走行時間を短時間に限定して筋疲労の影響を排除するように努め、振幅情報から算出される筋肉の活動度合を指標化した%MVCを用いて、ペダリング運動における負担度の客観的な評価を行った。

3 方法

3.1 被験者

被験者は成人6名(男性:5名、女性:1名:平均年齢32.3±5.4歳)であった。被験者には予め実験の趣旨を説明した。また、被験者の意思によっていつでも実験を中止できることも重ねて説明し実験参加への承諾を得た。

3.2 実験プロトコル

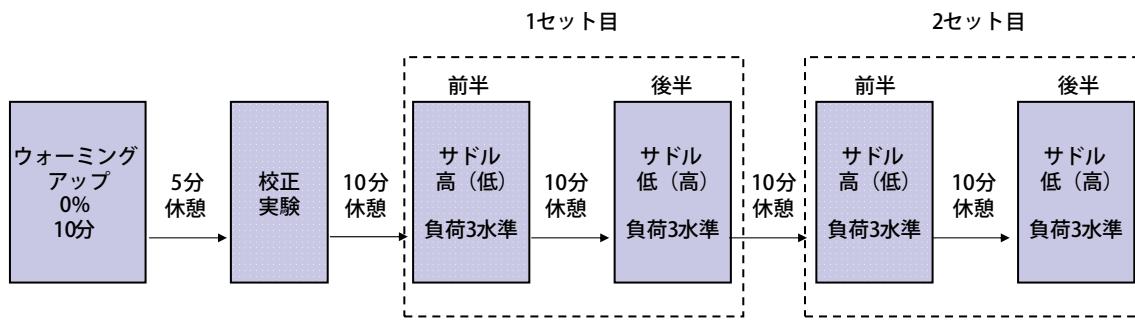


図1 実験手続き

本実験の手続きを図1に示す。本実験では、負担度を評価するために、ケイデンス(1分間あたりのクランク回転数)を固定し、負荷の大きさとサドルの高さを変化させた時の負担感と筋活動への影響を測定した。高齢者のケイデンスが48rpm付近であったという調査[3]を参考にして、ケイデンスは50rpmに設定した。実際の実験では、電子メトロノームでピッチ音を鳴らすことにより、被験者に50rpmに合わせるよう指示した。走行距離は各条件で100mとし、短距離走行に限定することで被験者に筋疲労を生じさせないように配慮した。

実験条件は負荷の大きさ3水準(大・中・小)とサドルの高さ2水準(高・低)の計6条件に設定した。負荷の大きさ、大・中・小をLoad_L・Load_M・Load_Sと表記し、それらは使用する負荷固定装置の勾配14%・7%・0%にそれぞれ対応している。サドルの高さ、高・低をSaddle_H・Saddle_Lと表記し、それらは以下の式でそれぞれ決定される。

$$\text{Saddle_H} = \text{被験者の股下長(cm)} \times 0.875 \quad \cdots (1)$$

$$\text{Saddle_L} = \text{被験者の股下長(cm)} \times 0.730 \quad \cdots (2)$$

ただし、サドル高はクランク軸からサドル上面中央までの長さであり、股下長は床面から恥骨結合までの長さである。

図1の実験手続きに示すように、負荷固定装置の負荷を0%に設定してウォーミングアップを10分行った後、%MVC算出のための基準データ取得と主観アンケート統制のために校正実験を行った。その後、6条件の実験を1セットとして2セットの実験計測を行った。1セット目は被験者に実験に慣れさせることと被験者の表面筋電図が安定して計測されることを目的として行った。4節で述べるデータ解析には2セット目の実験データを用いた。

順序効果を相殺するために被験者ごとに実験条件の順序を入れ替えた。各セットを前半と後半に分

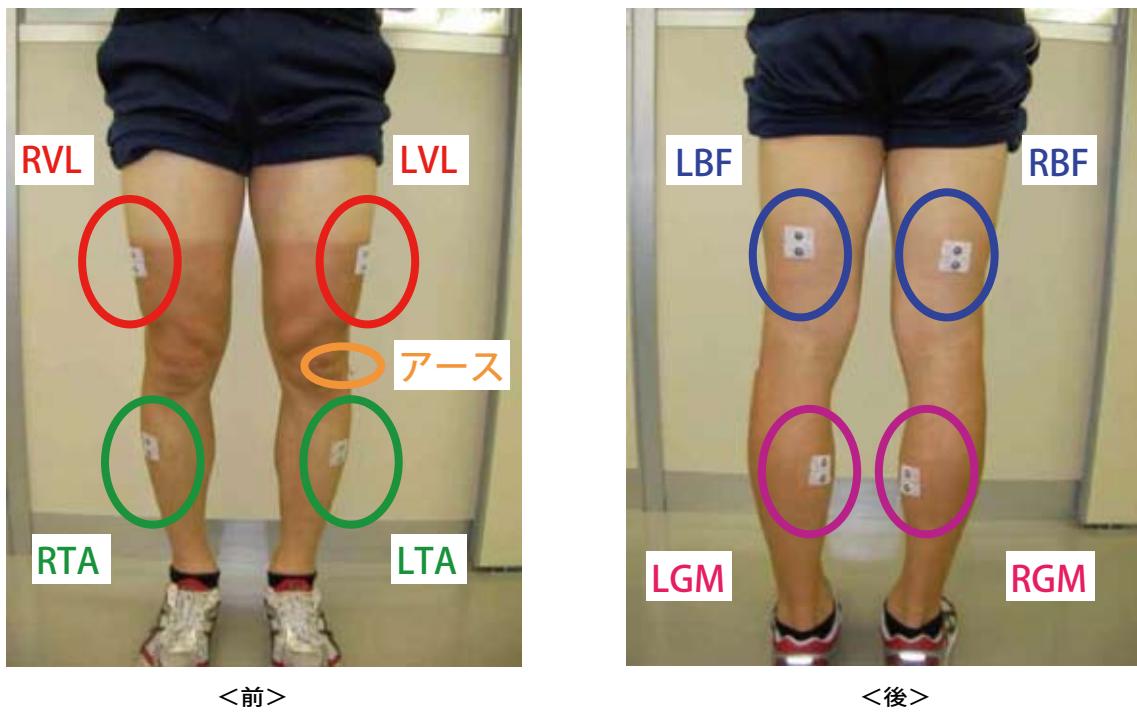


図2 表面筋電図計測部位

け、前半と後半でサドルの高さを変えた。被験者6名のうち3名はSaddle_H→Saddle_Lの順、残り3名はSaddle_L→Saddle_Hの順に実験を行った。全ての実験は、被験者的心拍数が被験者の「安静時心拍数+10」以下になるまで待ってから行われた。また、サドルの高さを変える際に休憩時間を10分以上とることで、心肺系の影響を排除するよう努めた。

3.2.1 校正実験

%MVC算出のための基準データ取得と主観評価の条件統制のために以下の4種類の実験を行った。負荷固定装置の負荷を最大(20%)に設定し、被験者にSaddle_HとSaddle_Lの2通りの場合で全速力で40m漕いでもらった。また、無負荷の状態で、Saddle_HとSaddle_Lの2通りの場合で100m漕いでもらった。

また、%MVC算出のための基準データも取得した(3.5.2参照)。

3.3 表面筋電図計測部位

文献[4]を参考にし、外側広筋(VL, Vastus Lateralis)・大腿二頭筋(BF, Biceps Femoris)・前脛骨筋(TA, Tibialis Anterior)・腓腹筋内側頭(GA, Gastrocnemius medialis)の4つの筋肉に着目した。そして、図2に示すように、左脚VL(LVL)、右脚VL(RVL)、左脚BF(LBF)、右脚BF(RBF)、左脚TA(LTA)、右脚TA(RTA)、左脚GM(LGM)、右脚GM(RGM)の、両脚で合計8種類の筋肉の表面筋電図を計測した。これらの筋肉を選定することで、上腿の表・裏、下腿の表・裏の拮抗する筋肉の運動を考慮することができるので、それによって下肢運動の評価ができるものとした。



図3 電動アシスト自転車と負荷固定装置

3.4 計測機器

図3に示すように、電動アシスト自転車(弊社製、PAS リチウムL 26インチ:ギア2速固定)と負荷固定装置(Elite社製、Realpower)を用いて、室内で実験を行った。ただし、以下で述べる実験は全てアシストを入れずに行われた。負荷固定装置はPCとの通信が可能であり、PC上で負荷(勾配)を設定することができ、且つ走行時の後輪出力(以下では機械的出力と呼ぶ)を計測することが可能である。

表面筋電図の計測は、各筋肉に貼付されたディスポーザブル電極(アドバンス社製、LecTrode NP)にアクティブ電極(デジテックス研究所社製、BA-U411)を接続し、生体アンプ(Teac社製、Polymate AP-1000)を用いて行った。サンプリング周波数は1kHzに設定した。また、データ解析には使用しないが、被験者の心拍数モニター用に心拍センサ(Poral社製、CS400)を用いた。

3.5 評価方法

3.5.1 主観評価

直線の左端：無負荷の状態における自転車を漕いだときの感覚
直線の右端：負荷20%の状態における自転車を漕いだときの感覚

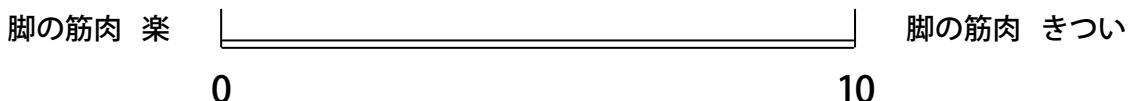


図4 主観アンケート

主観的な負担感を評価するために、VAS検査(Visual Analog Scale) [5]を改良して、図4に示す主観アンケートを使用した。一般に人によって「楽さ」や「きつさ」の解釈が異なるため、以下に記す手続きで被験者の主観評価を統制した。

主観アンケートの最大値(きつい)と最小値(楽)は校正実験で設定した。最大負荷時でのSaddle_HとSaddle_Lの場合での脚の筋肉のきつさを被験者に問い合わせ、どちらかきつい方を主観アンケートの最大値「10」に設定した。例えば、Saddle_Hの場合よりもSaddle_Lの場合がきつい場合は、Saddle_Lの感覚の状態を最大値「10」に設定した。同様に、無負荷時でのSaddle_HとSaddle_Lの場合での脚の筋肉のきつさを被験者に問い合わせ、どちらか楽な方を主観アンケートの最小値「0」に設定した。

3.5.2 筋活動指標%MVC

表面筋電図の振幅情報として整流化平均値ARV(Average Rectified Value)を用いる[6]。ARVの算出は、計測された表面筋電図に10Hzの6次ハイパスバタワースフィルタをかけて基線揺れを除去した後、201msecの移動平均を取ることで行われた。表面筋電図を計測するには毎回被験者に電極を貼付しなければならないが、電極の貼付位置の変化や皮膚のインピーダンスの変化等により計測される電圧値は異なる。そのため被験者間のARVの比較はもちろん、同一被験者内でも電極を張り替えた場合はARVの比較を行うことはできない。そこでARVの正規化を行う必要があるが、正規化の仕方について一致した見解は得られていない[8]。本研究では、校正実験で計測された最大負荷時でのSaddle_Lにおける各筋肉の表面筋電図を正規化用のデータとして用いた。この時の各筋肉の表面筋電図から算出されるARVの最大値ARVmaxを最大随意収縮時の筋活動レベルとみなし、実験の各条件で計測した各筋肉のARVをこの各ARVmaxで除した。この除した値を%MVCと呼ぶ(図5参照)。

各実験の走行距離は100mであり、これは約30ストローク分に対応する。解析にはトルク変動が安定する15ストロークから24ストロークまでの10ストローク分の%MVCを用いた。そして、そのデータから算出される平均%MVCを次に述べる統計処理に使用した。

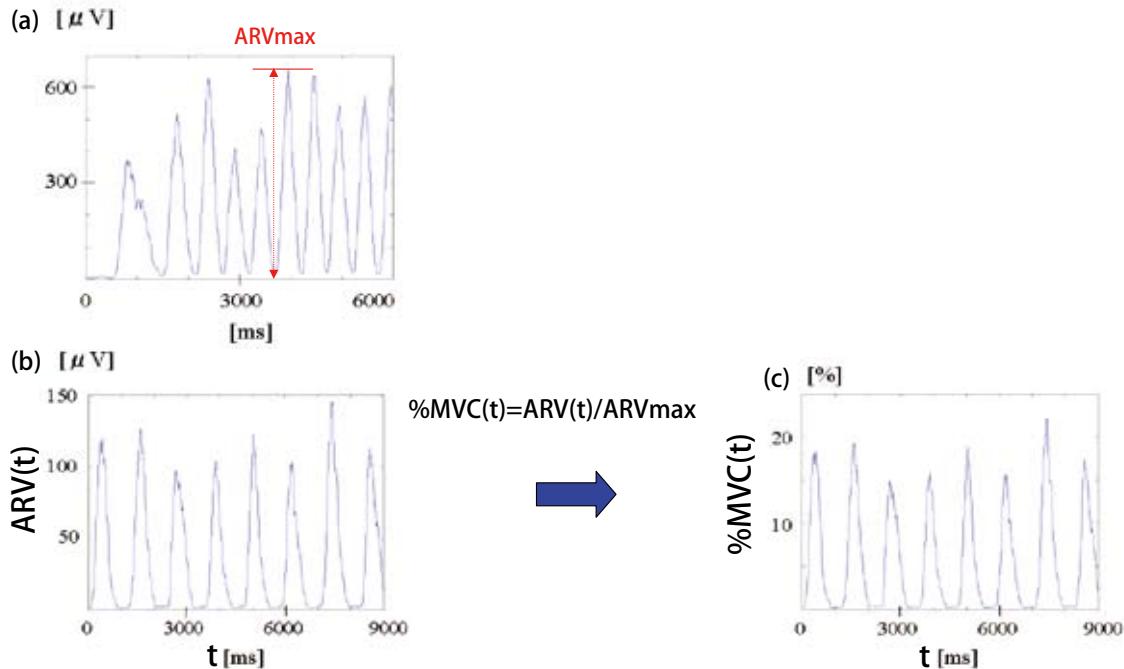


図5 %MVC算出の例
(a)最大随意収縮時のARVとその最大値ARVmax (b)ある運動時のARV (c)%MVCの算出

3.6 統計処理

負荷の大きさとサドルの高さをそれぞれ独立変数とし、主観評価を従属変数とする二元配置分散分析を行った。同様に、各筋肉の平均%MVCを従属変数とする二元配置分散分析を行った。負荷の大きさは3水準あるため、下位検定としてMSRB(Modified Sequentially Rejective Bonferroni)法を使用した。統計解析には統計解析ソフトRを使用した。

4 結果と考察

4.1 結果1. 負荷の大きさが主観評価と筋活動に及ぼす影響

図6は負荷の大きさが主観評価及び筋活動に及ぼす影響を示す。負荷の増加に応じて負担感は有意($P<0.05$)に増加した。また、負荷の増加に応じて各筋肉の%MVCも増加しており、特にVLは両脚とも有意($P<0.05$)に増加した。

4.2 結果2. サドルの高さが主観評価と筋活動に及ぼす影響

図7はサドルの高さが機械的出力、主観評価及び筋活動に及ぼす影響を示す。図7(a)は、機械的出力はサドルの高さには無関係であることを示すものである。図7(b)よりサドルの高さの違いに有意差($p<0.05$)が見られ、Saddle_Lの負担感が高かった。また、図7(c)よりサドルの高さの違いに有意差が見られたのはLVL($p<0.05$)、RVL($p<0.1$)、LGM($p<0.01$)、RGM($p<0.01$)の4つの筋肉であった。サドルの高さが低くなるとVLでは筋活動量が増加するのに対して、GMでは筋活動量が減少した。

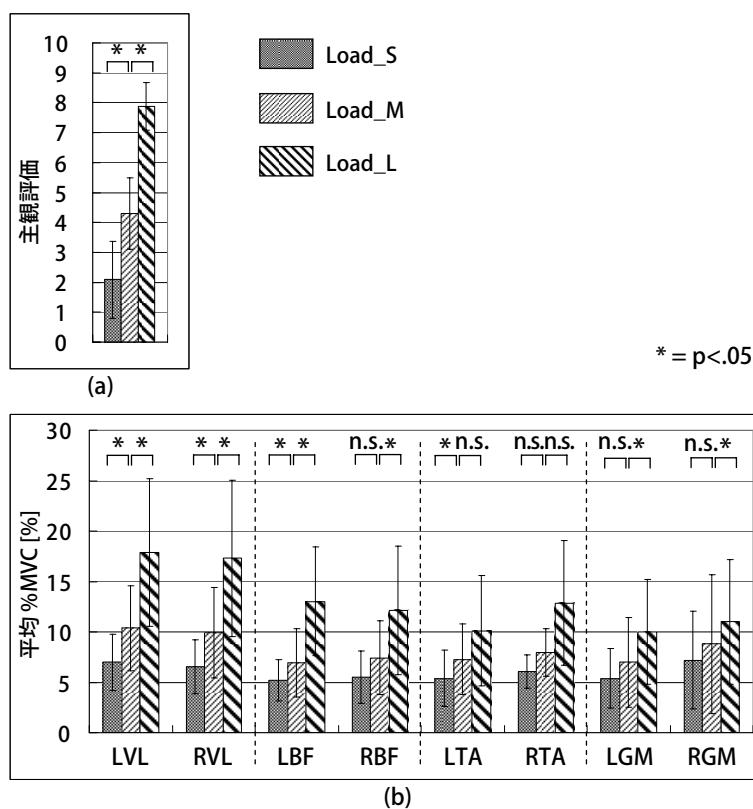
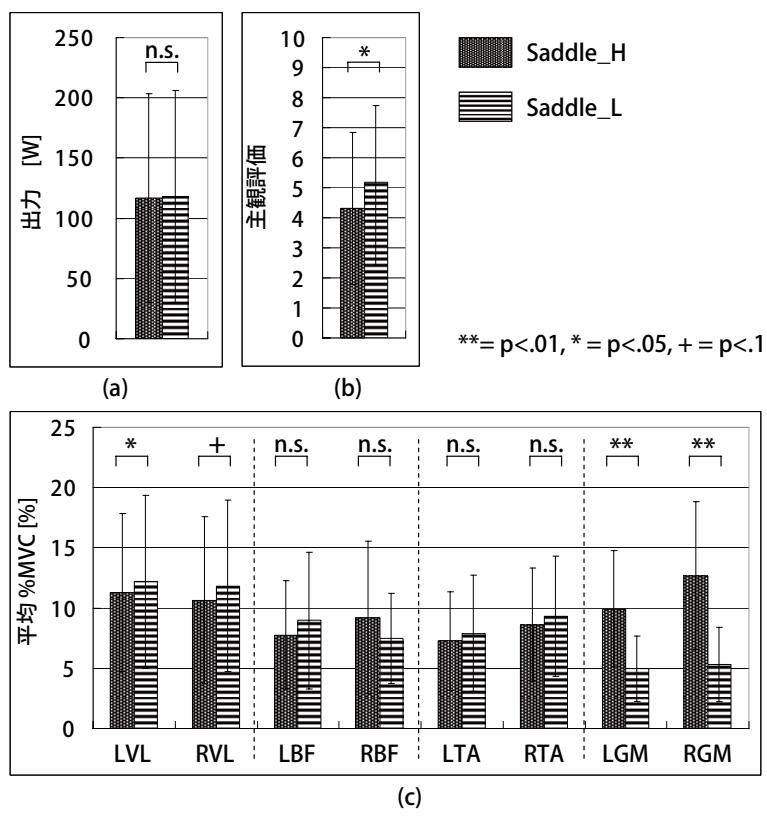


図6 (a)負荷の大きさが主観評価に及ぼす影響 (b)負荷の大きさが各筋肉の筋活動に及ぼす影響(平均値±標準偏差)


 図7 (a)サドルの高さが機械的出力に及ぼす影響 (b)サドルの高さが主観評価に及ぼす影響
(c)サドルの高さが各筋肉の筋活動に及ぼす影響(平均値±標準偏差)



4.3 考察. 負担感と筋活動の関連性

図7に示したように、機械的出力は一定にも関わらず、負担感に差異が生じた原因を検討する。Saddle_Lの方が「きつい」と感じられるが、その「きつさ」の原因の一つとして、サドルの高さが膝関節に影響を及ぼしたことが挙げられる。星川らは、サドルの高さが膝関節に及ぼす影響を検討するため、サドルの高さを変化させた際の膝関節モーメントの比較結果からサドルが高い場合と低い場合とで膝関節モーメントの最大値には差はないことを示している[1]。膝関節モーメントの最大値の差が無い要因について言及はされていないがサドルの低下に伴い膝関節の屈曲角が増加したことで大腿膝蓋関節の関節間力が増加したことを指摘している。このような生体力学的な解析を用いて、主観評価との関連性について考察することは興味深い問題ではあるが、本研究では8変数の平均%MVCから主観的な差異について検討する。

BFとTAにはサドルの高さの違いに有意差がなかったため、有意差が認められたVLとGMに焦点をあてて考察する。Saddle_Hに対してSaddle_LのVLの平均%MVCが大きく、GMの平均%MVCが小さくなっているのは、筋肉の使い方に偏りがあることが考えられる。これは、姿勢の影響によりGMが活動しにくい状況が生じ、そのGMの活動の減少量をVLが補って活動しているためであると予想される。すなわち、仮にSaddle_HとSaddle_Lの両者の場合で筋肉の総エネルギー消費量が同じだったとしても、使用する筋肉が局所的に集中すると人間は「きつい」と感じるのではないか、と考えられる。図7の結果から、サドルの高さを低くしたことでVLが集中して使用されたと推測される。また、図6の結果より、踏み込みの筋肉であるVLの%MVCで負荷の変動に伴う負担感の変動を説明できることが言えるが、このことと併せて考えれば負担感をVLの%MVCで統計的に評価できると考えられる。

5

議論

5.1 ペダリング運動における表面筋電図計測の長所と短所

上記の解析には2セット目のデータのみを用いてきた。その一つの理由は、1セット目は安定した計測が行われないと危惧したことであった。ここでは、ペダリング運動における表面筋電図の長所と短所を議論するために、1セット目と2セット目で表面筋電図がどのように異なるか考察する。

図8はLoad_Lにおける、ある被験者の1セット目と2セット目のVLの平均%MVCを示す。この結果から二つのことに着目したい。一つ目は、筋肉の使い方が個人内で異なるということである。各セットにおけるサドルの高さ間で比較を行うと、1セット目ではSaddle_Lの%MVCの方が小さいのに対して、2セット目ではSaddle_Lの%MVCの方が大きい。これは筋肉の協調の仕方が異なることを意味する。この場合、サドルの高さが高くても低くても、ケイデンスは一定であることから両者のクランクトルク(1ストロークの平均トルク)は同じである。したがって、所望のクランクトルクを生成するのに必要とされる筋肉の組み合せはさまざまであることを意味する。ここに表面筋電図を使用する長所が存在する。すなわち、計測センサとしてトルクセンサだけを用いた場合は、そのような筋肉の協調の仕方を捉えることはできないが、表面筋電図計測であればそれが可能であり、下肢の運動を細かく捉えることができる。

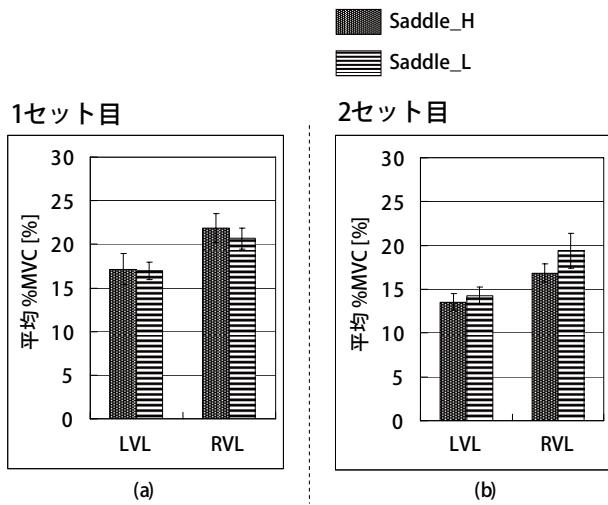


図8 Load_Lにおけるある被験者Aの1セット目と2セット目のデータ

(a) 1セット目のVLの平均%MVC

(b) 2セット目のVLの平均%MVC エラーバーは10ストローク分の%MVCの標準偏差を表す

二つ目は、表面筋電図計測の不安定性についてである。1セット目の平均%MVCと2セット目の平均%MVCを比較してみる。Saddle_HでのLVLとSaddle_Lでのそれとの平均値を求めるとき、1セット目のLVLは17.1%、2セット目のLVLは13.9%であった。同様にRVLに対しても平均値を求めるとき、1セット目のRVLは21.3%、2セット目のRVLは18.1%であった。両脚とも平均%MVCは2セット目で減少していることが分かる。一般に、筋疲労により%MVCが増加することは知られているが[5-7]、この%MVCの減少についてはどのように考えたらよいだろうか。両セットとも条件は同じなので、筋活動量が極端に減少するのは考えにくい。これはおそらく動員される筋線維の種類が速筋繊維から遅筋繊維に変わったためではないかと考えられる[10]。速筋繊維は筋の表層部、遅筋繊維は筋の深層部に多く分布していることが知られている[9, 10]。運動の初めは速筋繊維が主に使用され、筋があたたまると徐々に遅筋繊維が主に使用され始めると仮定すれば、2セット目では筋の深層部にある遅筋繊維の動員率が高くなつたと考えられる。筋の深層部での筋電位は表面筋電図計測においては減衰してしまうため、その結果平均%MVCが減少したと考えられる。もし、この考えが正しいとすると、たとえ同じ筋肉が使われたとしても、動員される筋線維によって計測される筋電位の大きさは変化することになる。このことは表面筋電図計測を不安定にする要因の一つと考えられる。ここに表面筋電図を使用する短所が存在する。表面筋電図を計測する際は、動員される筋線維の種類が変化するような実験は避けるべきである。若しくは4節の解析で2セット目のみを使用したように、同期間で計測されたデータのみを比較するといった工夫が必要である。

6 おわりに

本研究では、負担感と筋活動の関連性について考察を行うため、負荷の大きさとサドルの高さを変化させて、負担感と筋活動への影響を調査した。その結果、負担感は外側広筋の%MVCで統計的に評価できることが分かった。



また、ペダリング運動における表面筋電図計測の長所と短所について考察した。長所として「筋肉の協調運動の観察に適している」とこと、短所として「動員される筋線維の種類に起因すると考えられる計測の不安定性」について言及した。

今後は、筋活動指標である外側広筋の%MVCを用いた負担度評価が、快適なアシスト制御の開発や負担軽減効果の検証に活用されることが期待される。

■謝辞

本研究を進めるにあたり、新潟大学の木竜徹教授、稲田浩明氏、佐藤直樹氏には有益な議論をしていただきいた。また、ペダリング運動に関しては、浜松大学の星川秀利准教授及び名古屋市立大学の高石鉄雄准教授から、表面筋電図計測に関しては、首都大学東京の瀬尾明彦教授から貴重な助言をいただきいた。この場を借りて、これらの方々に厚く御礼申し上げる。

■参考文献

- [1] 星川秀利, 藤本浩志, “サドル高の低下がペダリング運動中の膝関節に及ぼす影響”, 日本機械学会論文集(C), 69(680), pp. 1080-1085, 2003.
- [2] 坂口正和, 本多直孝, 木竜徹, “アシスト付自転車でのマルチ時間スケールのサイクリング運動評価”, 電子情報通信学会論文誌(D), vol. J92-D, no. 2, pp. 208-214, 2009.
- [3] 高石鉄雄, “最適なペダリング速度”, バイオメカニクス研究, vol. 8, no. 1, pp. 42-51, 2004.
- [4] 大滝将司, 木竜徹, “アシスト付自転車での筋疲労がパフォーマンスに与える影響”, 電子情報通信学会技術研究報告(MBE), vol. 108, no. 371, pp. 25-28, 2008.
- [5] “疲労感の評価方法”, 日本疲労学会, 入手先(<http://www.hirougakkai.com/VAS.pdf>), (2009-9-1 アクセス).
- [6] 木塚朝博, 増田正, 木竜徹, 佐渡山亜兵, “表面筋電図”, 東京電機大学出版局, 2006.
- [7] 瀬尾明彦, 小木和孝, “表面筋電図の人間工学応用”, 労働科学研究所出版部, 2004.
- [8] Hug, F., Dorel, S., “Electromyographic analysis of pedaling: A review”, J. Electromyography and Kinesiology, 19(2), pp. 182-198, 2009.
- [9] 松村道一, 小田伸午, 石原昭彦 編著, “脳百話”, 市村出版, pp. 200-201, 2003.
- [10] 高石鉄雄, private communication, 2009.
- [11] 独立行政法人産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門編, “人間計測ハンドブック”, 朝倉書店, p.78, 2003.
- [12] 阿部圭子, 小川哲史, 木村猛, 吉田正樹, “家事作業における身体負担感の定量化法”, パナソニック電工技報, vol. 58, no. 1, 2010.

■著者



松本 和宏
Kazuhiro Matsumoto
技術本部
研究開発統括部
システム技術研究部



大本 浩司
Hiroshi Daimoto
技術本部
研究開発統括部
システム技術研究部