

平成21年5月1日現在

研究種目：基盤研究（C）
 研究期間：2007～2008
 課題番号：19500388
 研究課題名（和文）
 変位MMG（筋音図）センサの開発と運動中のMMG計測システムの構築
 研究課題名（英文）
 Development of displacement MMG sensor and measurement system of MMG during exercise
 研究代表者
 岡 久雄（OKA HISAO）
 岡山大学・大学院保健学研究科・教授
 研究者番号：80116441

研究成果の概要：

本研究では、スポーツや臨床医学で広く用いられている筋電図に代わり、筋自身の収縮特性を反映する変位筋音図（MMG）を測定するために、身体の不随意的動きに影響されない光反射型（フォトリフレクタ）変位MMGセンサを開発した。さらに、運動中でも測定できるよう、電気刺激を加えて単収縮変位MMGを計測するシステムについて検討した。さらに等尺性収縮時の筋疲労実験から、運動単位の寄与について変位MMGを用いて考察した。

交付額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2007年度	1,300,000	390,000	1,690,000
2008年度	700,000	210,000	910,000
年度			
年度			
年度			
総計	2,000,000	600,000	2,600,000

研究分野：医用生体工学

科研費の分科・細目：人間医工学・医用生体工学・生体材料学

キーワード：筋音，MMG，筋電図，筋収縮，単収縮，随意収縮，運動，フォトリフレクタ

1. 研究開始当初の背景

筋ジストロフィ症や多発性筋炎に代表される筋原性や神経性筋疾患だけでなく、いわゆる肩凝りやスポーツトレーニング効果など、in vivoで筋機能の詳細を知りたいというニーズは極めて高い。現在、臨床医学やスポーツ科学では筋電図（EMG）を用いることが多いが、EMGは筋線維表面を伝播する運動単位電位MUA Pを、皮膚表面電極あるいは針電極によって記録しているに過ぎず、筋を

収縮させる入力側の情報でしかない。一方、生体表面に振動センサをおくと、筋の収縮によって筋内圧力が変化し、筋音図（MMG, mechanomyogram）と呼ばれる、骨格筋収縮に起因する微細な振動が皮膚表面で記録される。入力側の電気的な現象をとらえているEMGに比べ、出力であるMMGは筋自身の収縮機能を直接反映すると考えられるが、期待されている割には臨床応用がほとんど進まない。

この原因はMMGの計測法にある。すなわ

ち、MMGを測定するのに用いるのは一般に加速度センサであり、被験筋を完全に固定し、静止下で電気刺激や随意収縮を実施しなければならない。また得られた加速度MMG（加速度センサを用いて得られたMMG）は発揮筋力に比例しない等、広く用いられているEMGに比べて弱点が多い。

2. 研究の目的

本研究では、この問題を解決するために新しいMMGセンサの開発と、運動中でもMMG測定が可能な計測システムを構築する。すなわち、MMG計測中の不随意的動き（アーチファクト）に影響を受ける加速度センサを用いず、発光ダイオードとフォトダイオードを組み合わせたフォトリフレクタを用いたMMGセンサを新規開発し、皮膚表面に貼り付けて変位MMGを測定する。さらに、運動している被験筋の筋活動休止期に電気刺激を加えて、単収縮（一回の電氣的興奮により生じた筋収縮）を誘発し、MMGを計測する。そして開発した新しいMMG測定センサを用いて、歩行や運動中でもMMGを計測することができるシステムを構築する。

3. 研究の方法

(1) 小型変位MMGセンサの製作

①センサの構造

開発した変位センサには、小型・軽量のフォトリフレクタ (GP2S05, SHARP製) を用いた。フォトリフレクタはLEDとPTrから構成され、元来ON-OFFセンサであるが、わずかに距離と出力電圧の比例領域が存在するので、変位センサとして利用が可能である。フォトリフレクタは大きさ $5.0 \times 4.8 \times 4.0$ mm、重さ 0.1 gで、予備実験の結果、センサ面から 7 ± 2 mmが変位の測定可能な範囲で、筋表面の 7×4 mmの範囲の変位を測定することができた。

図1に試作した変位MMGセンサ構造を示す。両側面には遮光カバーを取り付けた。予備実験の結果、変位測定の基準点となる両脚の間隔は 30 mm、高さは 7 mmとし、皮膚上には表面反射の影響を避けるため、 $\phi 8$ mmの白色光沢シールを貼り付けた。センサ駆動および信号増幅回路はセンサ上にマウントした結果、総重量は 4.8 gである。センサのバックグラウンドノイズは $\pm 1 \mu\text{m}$ 、 1G の衝撃ノイズ（歩行時の大腿直筋上で受ける加速度レベル）に対して、出力は $\pm 2 \mu\text{m}$ であったので十分に小さく、運動中の変位MMGの測定が可能である。センサは筋線維の走行方向に並行に設置する場合と垂直に設置する場合で、検出できる変位量が数倍異なるので、可能な限り走行方向と垂直になるようセンサを設置した。

さらに、変位MMGと同時に筋電図 (EMG) を導出することによって、例えば、電気機械変換効率 (MMG/EMG) を算出することも可能であるので、両脚の下側にそれぞれEMG電極を貼付して、EMGを同時計測できるようにした。

②センサの基礎特性

センサの基礎特性を調べるために、安静時において単収縮および随意収縮を行ったときの変位MMGを測定した。被験者は座位にて膝関節角度を 90 度とし、表皮より大腿神経を電気刺激し、大腿直筋上にセンサを置いて、安静時の変位MMGを測定した。電気刺激は単極負極性、パルス幅 4ms 、 10mA とした。比較のため、レーザ変位計を使って同部位を同時

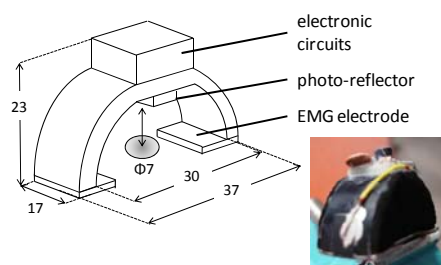


図1 試作した小型変位MMGセンサ

に測定し、それぞれの単収縮波形を比較した。なお、以下の実験すべてにおいて、被験者には実験の十分な説明と同意を得て行った。

(2) 運動時の変位MMG計測

本センサの最大の特徴は、動作中でも変位MMGが測定できることであり、エルゴメータでのサイクリング、トレッドミルでのウォーキング時の変位MMG計測を行った。

① エルゴメータでのサイクリング

図2にエルゴメータでのサイクリング実験の様子を示す。大腿直筋上に変位MMGセンサとEMG電極を貼り付け、さらに膝を挟んでゴニオメータをとりつけて膝関節角度をモニターした。大腿直筋上に置いたMMGセンサからは、ペダルの周期に合わせた、大腿直筋の随意収縮時の変位MMGが観測される。本研究ではさらに、大腿神経を電気刺激して、単収縮も誘起させた。単収縮MMGの大きさは筋の緊張や長さに影響されるので、対象とする筋の活動休止期、およびMMGの振幅が大きくなるような筋の長さ(特に膝関節角度)に注意を払い、本研究ではEMGで大腿直筋の活動を、またゴニオメータで膝関節角度をモニターした。予備実験によれば、膝関節角度が約60度付近(伸展位で0)でMMG振幅が最大となった。サイクリングは負荷50W, 40rpmとし、電気刺激はパルス幅4ms, 10mAである。

② トレッドミルでのウォーキング

大腿直筋における測定はサイクリングと同様にした。100m/minでトレッドミル上を歩行すると、大腿直筋の随意収縮に合わせて変位MMGが観測できる。さらに、大腿直筋の活動休止期に電気刺激(サイクリングと同じ)を行って、単収縮MMGを測定した。

(3) 筋疲労時の変位MMG計測

① 被験者と等尺性負荷

被験者は、男性3名(平均37才)、女性1名(22才)で、いずれも上肢の運動機能に異常のない

健常人である。実験は椅座位とし、肘を肩関節まで挙上、60度屈曲位で固定した。手首に最大随意収縮の80%(80%MVC)の等尺性負荷をかけ、all outするまで、その姿勢を維持した。

② 測定項目

負荷前後において、できるだけ多くの運動単位が発火する刺激強度で、パルス幅3ms, 1~50Hzまで対数的に周波数を増加させる電気刺激を行い、変位MMGの強縮特性を求めた。刺激電極は上腕二頭筋の筋腹に置いて筋表面から刺激した。変位MMGセンサもその近くに設置した。徐々に刺激周波数を増加させていくと、筋は単収縮から不完全強縮を経て、完全強縮に至る強縮過程が測定できる。

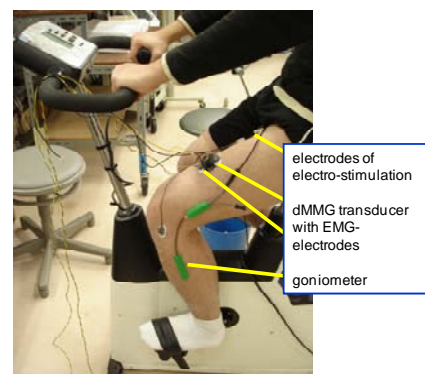
4. 研究成果

(1) 安静時の変位MMG

図3は電気刺激で得られた単収縮変位MMG波形である。試作センサとレーザ変位計で測定された波形はほぼ同じであるが、その大きさを比較すると、約1/16である。これは、試作センサでは幅30mmの両脚に対する中央部の変位量を測定しているためである。

(2) 運動時の変位MMG

図4はサイクリング行ったときの大腿直筋のEMG、膝関節角度、変位MMG波形である。筋活動に対応して随意収縮の変位MMGが観測されている(同図の○)。それ以外の



Electro-stimulation: 10mA, 4ms, 40rpm, 50w loading

図2 大腿直筋における変位MMGの測定

大きな基線の変化は、膝関節角度の波形に類似しており、股関節や膝関節角度の変化に伴う筋長の変化を反映したものと考えられる。また筋活動休止期に行った電気刺激に呼応し、変位MMG波形に単収縮波形が見られる（左側点線○）。電気刺激を行っていない場合の同じ関節角度のときのMMG（右側点線○）との差が、下図の単収縮波形である。これは安静時の同波形（図3）と類似していることから、運動中でも単収縮波形を測定することが可能とであることがわかった。

図5はウォーキング時の大腿直筋のEMG、膝関節角度、変位MMG波形である。サイクリング時と同様に、変位MMG波形には随意収縮に伴う変化や筋長変化に伴う変化が見られる。筋の活動休止期に電気刺激を行ったときの単収縮波形と電気刺激を行っていない膝関節同角度の波形（いずれも点線○）の減算から、同下図の単収縮波形を算出することができた。これは図3とほぼ同じ単収縮波形であるが、厳密にはサイクリングおよびウォーキングで得られた単収縮波形はわずかに異なる。これは、膝関節角度がそれぞれの場合で異なるからと考えられる。

(3) 筋疲労時の変位MMG

図6は疲労前後の強縮曲線であるが、刺激周波数の増加に伴う不完全強縮中に見られる単収縮波形の減少と、その立ち上がり点をつないだ基線の低下が観測された。

同図に示すように、不完全強縮における単

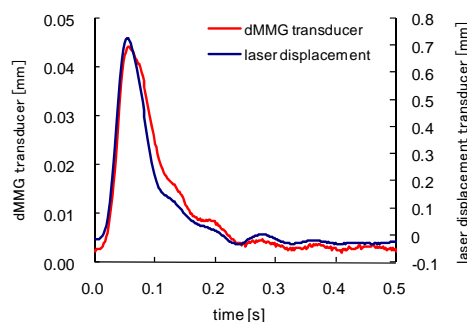


図3 単収縮変位MMG波形の比較

収縮波形を基準に、最大値をb、最小値をaとすると、強縮の進行度を示す指標である Fusion Index (FI)は、

$$FI = a / b \times 100 \quad \dots (1)$$

と定義できる。刺激周波数を徐々に増加させると、次第に単収縮から不完全強縮に移行し、FIは増加する。電気刺激を行ったときの発揮筋力の強縮過程はS字形状を示すことが報告されており、変位MMGにおいても同様に、FIはS字形状を示すことが推測される。そこで、このS字形状にシグモイド関数を導入して、次式のように定義する。

$$FI = f^h / (k^h + f^h) * 100 \quad \dots (2)$$

ここで、fは刺激周波数、kはFIが50%に到達するときの刺激周波数、hは強縮曲線の傾きを反映する。一方、筋収縮は運動単位の参画数と発射頻度によって制御され、運動単位 (MU) は大きくS-MUとFF/FR-MUに分けられるが、そのいずれの変位MMGの強縮特性FI_S、FI_Fも、それぞれ式(2)のように表されるとし、筋全体

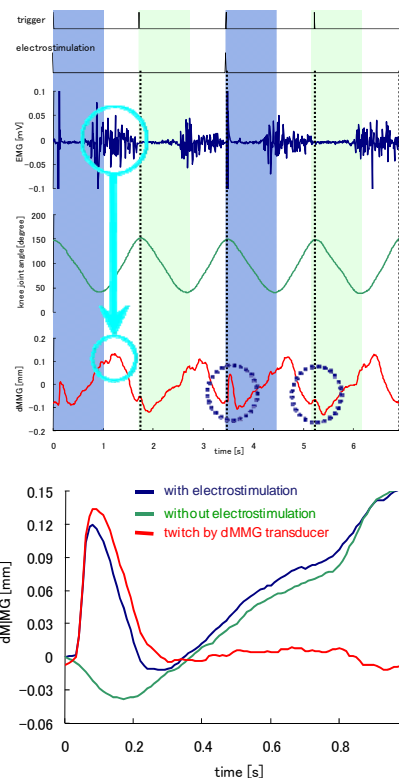


図4 サイクリングにおける変位MMG波形と単収縮波形

としての強縮過程は両MUの線形和として表されると考える。従って、筋全体のFI_{total}は、

$$FI_{total} = \{A_S f^{h_S} / (k_S^{h_S} + f^{h_S}) + A_F f^{h_F} / (k_F^{h_F} + f^{h_F})\} \times 100 \quad \dots (3)$$

ここで、添字SはS-MUを、添字FはFF/FR-MUを示し、Aはそれぞれの寄与率を示す。

疲労前後の電気刺激実験で得られた強縮曲線に式(3)を適用し、最小2乗法によってFI_S、FI_F、FI_{total}を求めたのが図7である。80%MVCを維持した後のFIは、耐疲労性のあるS-MUに基づくFI_Sはほとんど変わらず、FF/FR-MUに基づくFI_Fのうち、単収縮波形の振幅低下と、収縮・弛緩時間の延長によって、FF/FR-MUの寄与率A_Fの低下と、周波数k_Fの低下をもたらす。このときh_Fはほとんど変化しなかったため、FI_Fの傾きに変化はない。こうして疲労後のFI_SとFI_Fの線形和から、疲労後のFI曲線が低下することになったと考える。

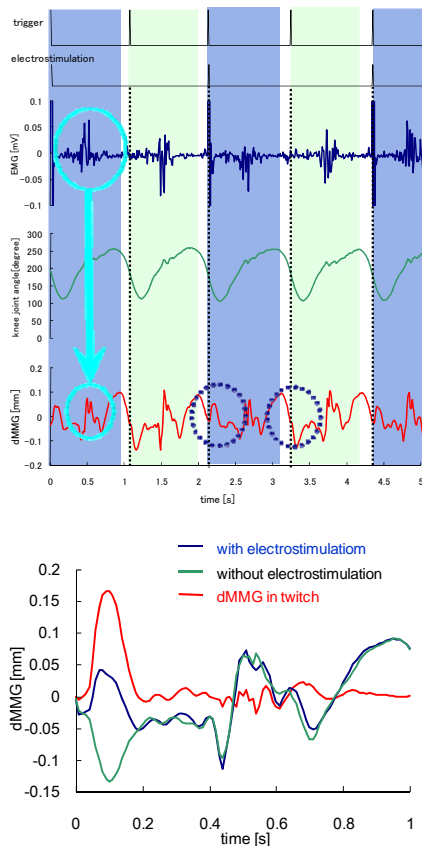


図5 ウォーキングにおける変位MMG波形と単収縮波形

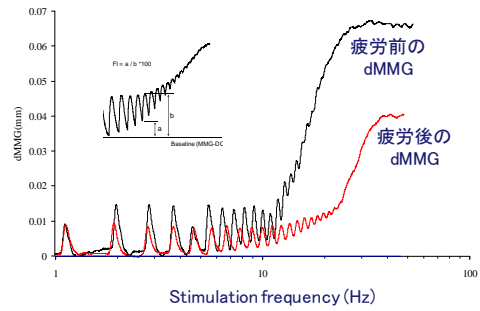


図6 疲労前後の強縮特性

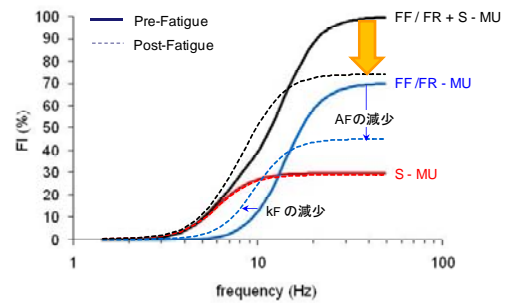


図7 筋疲労に対する運動単位の寄与

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計 3件)

①北脇知己, 渡辺彰吾, 岡久雄, ハイブリッドロジスティックモデルを改良した単収縮発揮張力曲線の新しい数理モデル, 生体医工学, 47 (in press), 2009, 査読有.

②Shogo Watanabe, Tomoki Kitawaki, Hisao Oka, Mathematical Equation of Fusion Index of Tetanic Contraction of Skeletal Muscles, Journal of Electromyography and Kinesiology, 19 (in press), 2009, 査読有.

③渡辺彰吾, 栗山雄樹, 北脇知己, 岡久雄, 骨格筋の変位MMG強縮過程と筋線維タイプの関係, バイオメカニズム19-身体機能の探求と支援-(バイオメカニズム学会編), 19, 23-33, 2009, 査読有.

〔学会発表〕(計 12件)

①石井圭, 渡辺彰吾, 岡久雄, 変位筋音図を用いた骨格筋の疲労評価-高強度等尺性随意収縮を行った場合-, 電子情報通信学会MEとバイオサイバネティクス研究会,

2009/3/11, 町田市 (東京)

②岡久雄, 石井圭, 渡辺彰吾, 北脇知己, 小型変位センサを用いた安静・運動時のMMG計測, 第29回バイオメカニズム学術講演会, 2008/10/26, 東広島市.

③渡辺彰吾, 石井圭, 北脇知己, 岡久雄, 変位MMG測定によるラット骨格筋の強縮過程, 計測自動制御学会第21回生体・生理工学シンポジウム, 2008/9/29, 名古屋市.

④岡久雄, 渡辺彰吾, 石井圭, 北脇知己, 小型変位MMGセンサの開発-安静および運動中の筋収縮-, 計測自動制御学会第21回生体・生理工学シンポジウム, 2008/9/29, 名古屋市.

⑤北脇知己, 渡辺彰吾, 岡久雄, ハイブリッドロジスティックモデルを改良した単収縮発揮張力曲線の新しい数理モデル, 生体医工学シンポジウム2008, 2008/9/19, 豊中市(大阪).

⑥渡辺彰吾, 北脇知己, 岡久雄, 変位筋音図を用いたFusion Index - Frequency Curveの簡易測定法, 第31回日本生体医工学会中国四国支部大会, 2008/9/18, 倉敷市.

⑦Hisao Oka, Yuki Kuriyama, Shogo Watanabe and Tomoki Kitawaki, DEVELOPMENT OF DISPLACEMENT-MMG TRANSDUCER USING A PHOTO-REFLECTOR - DESIGN AND CHARACTERISTICS -, XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, 2008/6/20, Niagara (USA).

⑧Shogo Watanabe, Yuki Kuriyama, Tomoki Kitawaki and Hisao Oka, INCOMPLETE TETANUS PROGRESSION IN SKELETAL MUSCLE BASED ON DISPLACEMENT-MMG, XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, 2008, 2008/6/20, Niagara (USA).

⑨岡久雄, 栗山雄樹, 渡辺彰吾, 北脇知己,

フォトリフレクタを用いた変位MMGセンサの開発-センサの基礎特性-, 第47回日本生体医工学会大会, 2008/5/9, 神戸市.

⑩岡久雄, 栗山雄樹, 渡辺彰吾, 北脇知己, 岡本基, フォトリフレクタを用いた変位MMGセンサの開発, 電子情報通信学会MEとバイオサイバネティクス研究会, 2008/3/14, 町田市 (東京)

⑪Tomoki Kitawaki, Shogo Watanabe, Hisao Oka, New mathematical model of isometric Mechanomyogram response curve by electrically stimulated muscle contraction of twitch, International Symposium on Biological and Physiological Engineering / 22nd SICE Symposium on Biological and Physiological Engineering, 2008/1/13, Harbin(CHINA).

⑫栗山雄樹, 渡辺彰吾, 北脇知己, 岡久雄, フォトリフレクタを用いた変位MMGセンサの開発-センサの基礎特性-, 第28回バイオメカニズム学術講演会, 2007/11/11, 岐阜市.
〔その他〕

ホームページ情報:

http://www.okayama-u.ac.jp/user/fhs/kyouin_meibo/dm/DM/oka/

6. 研究組織

(1) 研究代表者

岡 久雄 (OKA HISAO)

岡山大学・大学院保健学研究科・教授

研究者番号: 80116441

(3) 研究分担者

なし

(3) 連携研究者

岡本 基 (OKAMOTO MOTOI)

岡山大学・大学院保健学研究科・教授

研究者番号: 80144757

北脇 知己 (KITAWAKI TOMOKI)

岡山大学・大学院保健学研究科・助教

研究者番号: 40362959