

## 筋音図と筋電図の周波数解析の検討

宮崎 純 弥<sup>1)</sup>・小野 武 也<sup>1)</sup>・三 和 真 人<sup>1)</sup>  
鈴木 克 彦<sup>1)</sup>・吉野 直 美<sup>1)</sup>・百瀬 公 人<sup>1)</sup>  
伊橋 光 二<sup>1)</sup>・佐藤 元 彦<sup>2)</sup>・市江 雅 芳<sup>2)</sup>

### Examination of the frequency analysis of Mechanomyogram and Electromyogram

Junya MIYAZAKI<sup>1)</sup>, Takeya ONO<sup>1)</sup>, Makoto MIWA<sup>1)</sup>,  
Katsuhiko SUZUKI<sup>1)</sup>, Naomi YOSHINO<sup>1)</sup>, Kimito MOMOSE<sup>1)</sup>,  
Kouji IHASHI<sup>1)</sup>, Motohiko SATO<sup>2)</sup>, Masayoshi ICHIE<sup>2)</sup>

**Abstract :** The purpose of this study was to perform frequency analysis and consider the quadriceps femoris activity at the isometric knee extension of 90 knee joint flexion using a mechanomyogram (MMG) and an electromyogram (EMG). In six healthy adult men, the maximum voluntary contraction (MVC) of rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), and vastus medialis (VM) was measured during knee joint extension. It asked for the basis of MVC, EMG and MMG were recorded during 20%, 40%, 50%, 60%, 70%, and 80% MVC were induced for a specified period of the median frequency using by fast-Fourier transform. Both EMG and MMG tended to indicate greater value RF higher than VL and VM. Moreover, EMG was explained by MMG although the linea relation was not explained between %MVC and median frequency. That is, it would be suggested that the MMG expresses a relation with %MVC clearly rather than EMG.

**Key words :** mechanomyogram, electromyogram, frequency analysis

### はじめに

表面筋電図 (electromyogram : EMG) は、筋の電気的な活動状態を測定する手法として、リハビリテーション分野で広く活用されている。筋収縮による発揮張力は運動単位の動員様式 (recruitment) と運動単位の発火頻度の調節 (rate coding) との2つの要因から決定されているといわ

れており、生体からの運動単位の興奮状態を知る手段としてEMGを用いている。これまで筋活動評価をEMG使用にて用いた指標としてEMG積分値を多く使用してきた。積分値は、筋活動の量的な評価を可能とするが、質的な評価、つまり筋線維タイプの識別は不可能であった。しかし、近年コンピュータの発達により、周波数解析が簡単に処理することが可能となり、EMGを質的な評価に使用されるようになった。これまでの張力とEMG周波数解析の報告では、張力が増加するにしたがって周波数値も増加する報告<sup>1)</sup>と一定の傾向は示さず、個体さが大きいことを指摘している報告<sup>2) 3)</sup>とがあり一定の見解は示されていない。

近年、筋音図 (mechanomyogram : MMG) と呼ばれる筋線維の収縮時に発生する微細振動を低周波として測定する手法が注目されるようになった。

- 1) 山形県立保健医療大学 理学療法学科  
山形市上柳 260 (〒990-2212) TEL 023-686-6665  
Department of Physical Therapy, Yamagata Prefectural University of Health Sciences : 260 Kamiyanagi, Yamagata-city 990-2212, Japan Tel 81-23-686-6665
- 2) 東北大学大学院医学系研究科 障害科学専攻 運動機能再建学分野  
Department of Restorative Neuromuscular Surgery and Rehabilitation, Tohoku University Graduate School of Medicine

MMGは筋線維が収縮した際、側方に拡大変形する結果発生する圧波であり、筋収縮活動を反映する事が明らかにされている<sup>4) 5)</sup>。これまでにMMGを用いて最も多く研究がなされている筋は、上腕二頭筋であり<sup>6) -10)</sup>、大腿四頭筋を対象とした研究も報告されるようになった<sup>11) -16)</sup>。MMGの積分値と発揮張力の関係については、EMGと同様に直線的な増加をするという報告や最大張力付近で低下するという様に統一された見解はされていない<sup>6) 9) 12) 16)</sup>。また、周波数解析の結果についても積分値と同様に統一した見解はされていないのが現状である<sup>7) 11) 15)</sup>。

我々は、膝関節90度・60度屈曲位での大腿四頭筋積分MMGと発揮張力の関係を報告し膝関節90度屈曲位では70%MVC以降積分値が低下するが60度屈曲位では積分値の低下が起らないことを報告した<sup>17) 18)</sup>。そこで今回我々は、膝関節90度屈曲位における等尺性膝伸展時の大腿直筋(rectus femoris: RF)、外側広筋(vastus lateralis: VL)、内側広筋(vastus medialis: VM)の筋活動をEMGおよびMMGを用いて、それぞれの周波数解析を行い、EMGとMMGの張力と中央周波数の関係を明らかにすることを目的とした。

## 対象および方法

### 1. 対象と実験手順

被験者は骨、関節、神経に既往歴がない健康な成人男性6名で、平均年齢27±4歳(平均±標準偏差)、身長169.5±2.2cm、体重65.7±4.7kgであった。全ての被験者に対し、事前にインフォームドコンセントを行い実験に関する同意を得た。被験筋は、RF・VL・VMとした。運動課題は等尺性膝関節伸展とし、膝伸展筋力は等速性筋力測定機器(KIN-COM, Chattanooga, TN)を使用し測定した。測定肢位は、坐位にて股関節屈曲90度・膝関節屈曲90度とし、足関節底背屈が0度になるように、ベルトおよび自主製作による簡易短下肢装具で固定した。測定手順は、まず膝関節90度の最大随意収縮(maximum voluntary contraction: MVC)を5秒間2回行い、最も発揮張力の大きかった試行をMVCとした。つぎに20%・40%・50%・60%・70%・80%MVCを算出し、それぞれの%MVCを5秒間2回行った。その際、それぞれの%MVCレベルはTVモニターに表示し、被験者に

視覚的にフィードバックさせた。測定の順番はランダム化し、疲労の影響を避けるため、各試行間に3分間の休息を入れた。

### 2. EMG

EMGは双極誘導とし、電極は銀一塩化銀製 Disposable表面電極(11mm×6mm, NF-50-K, NECメディカル)を使用した。EMGの電極位置は国際電気生理運動学会が定めた方法に従って配置した<sup>19)</sup>。RFは上前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結んだ線の中点、VLは上前腸骨棘と膝蓋骨外側を結んだ線の上前腸骨棘から70%の点、VMは上前腸骨棘と内側関節裂隙を結んだ線の上前腸骨棘から80%の点とし、電極間距離は4cmとした。不関電極を膝蓋骨中央部に配置した(fig.1)。電極装着後、股関節を屈曲させRFとVL・VM間、膝関節屈曲時のVL・VMとハムストリング間にクロストークが無いことを確認した。

### 3. MMG

MMGの導出にはピエゾ素子センサー(Hewlett-Packard 21050A, 周波数特性0.02-2000Hz)を用いたトランスデューサーを使用し、各被験筋EMG電極の中間に配置し、テープで固定した(fig.1)。

### 4. 解析方法

EMGは前置増幅器(DPA-10A, ダイヤメディカルシステム)で10倍に増幅した後、周波数特性が

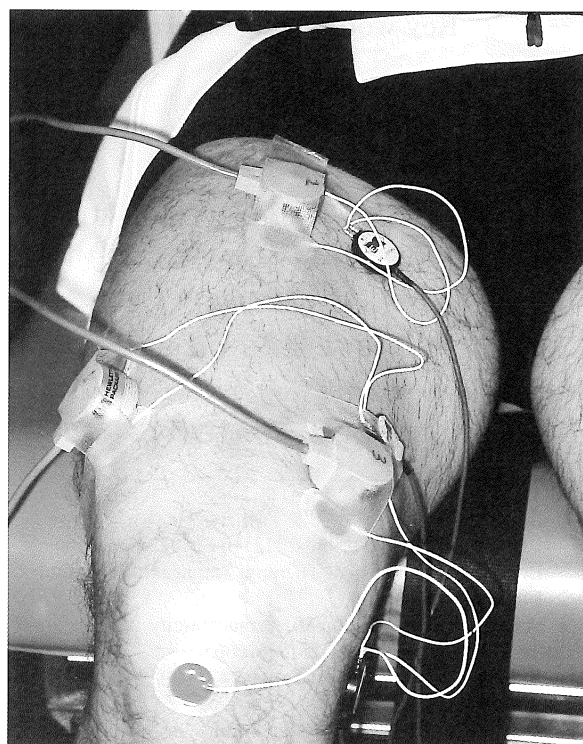


fig. 1 EMG電極・MMGセンサーの配置

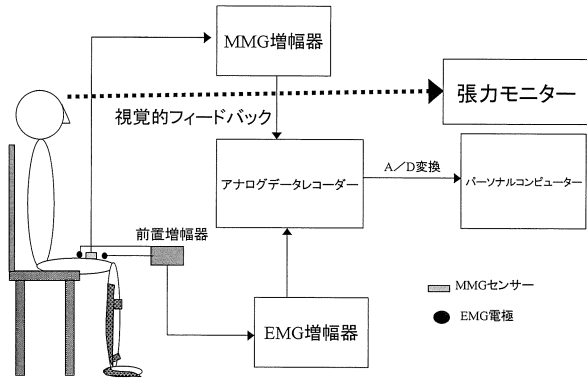


fig. 2 EMG・MMG 信号導出方法概略図

5Hz から 3000Hz の増幅器 (BIOTOP6R 12, NEC 三栄) を用いて 200 倍に増幅し, アナログデータレコーダー (RX-800, TEAC) に記録した。解析対象とする EMG は, 各% MVC5 秒間の前後 1 秒間を除いた 3 秒間とした。アナログデータレコーダーに記録した EMG は 12bitA/D 変換ボード (AD12-16U (98) EH, Contec) を使用し, サンプル周波数 1000Hz で A/D 変換を行い, パーソナルコンピュータに取り込んだ。さらに 10-350Hz でバンドパスフィルター処理を行った後, 高速フーリエ変換 (fast-Fourier transform : FFT) を使用し 1024 ポイントでハミング窓を用いて EMG 中央周波数 (EMG median frequency : EMdF) を求めた。

MMG は増幅器 (ポリグラフ 360, NEC) で 20 倍に増幅し, EMG と同様に記録した。解析対象とする MMG は, EMG と同様としパーソナルコンピュータに取り込んだ。さらに 2-100Hz でバンドパスフィルター処理を行った後, FFT を使用し 1024 ポイントでハミング窓を用いて MMG 中央周波数 (MMG median frequency : MMdF) を求めた。

EMG 及び MMG の解析には生体情報解析システム BIMUTAS II (キッセイコムテック) を使用した。(fig.2)

統計処理は, 対応のない二元配置分散分析を用いた。従属変数を中央周波数とし独立変数を% MVC と被験筋とした。事後検定には Fisher の PLSD を用いた。危険率 5% を有意水準とした。

## 結 果

### 1. %MVC による EMdF の変化 (fig. 3)

EMdF では, RF が VL・VM と比較して全ての% MVC において有意に大きな値を示した (50%

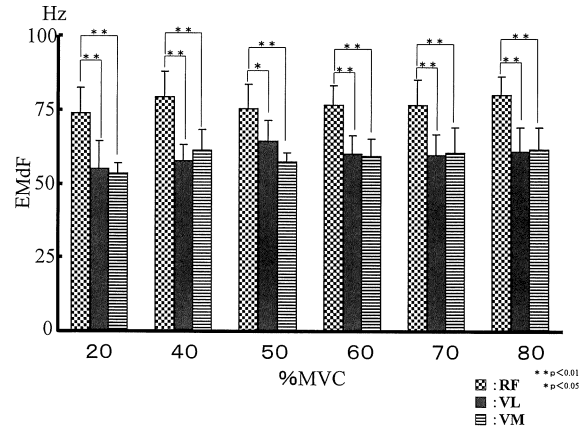


fig. 3 %MVC による EMdF の変化

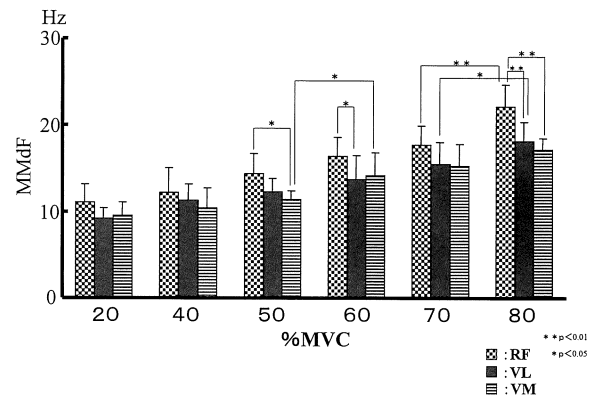


fig. 4 %MYC による MMdF の変化

MVC の RF と VL のみ  $p < 0.05$ ・その他は  $p < 0.01$ 。また, 全ての筋において% MVC が増加するにしたがって EMdF は増加せず, 一定の傾向は認められず, 各% MVC 間でも有意差はなかった。

### 2. %MVC による MMdF の変化 (fig. 4)

MMdF では, RF が VL・VM と比較して全ての% MVC において大きい傾向を示し, 50%MVC で RF と VM で ( $p < 0.05$ ), 60%MVC で RF と VL で ( $p < 0.05$ ) 有意差を認め, 80%MVC で RF が VL・VM よりも有意に大きい値を示した ( $p < 0.01$ )。また, 全ての筋において, % MVC が増加するにしたがって MMdF も増加し, RF・VL では 70-80% MVC 間で有意差を認め (RF :  $p < 0.01$ , VL :  $p < 0.05$ ), VM では 50-60% MVC 間で有意差を認めた ( $p < 0.05$ )。

## 考 察

### 1. %MVC と EMdF の関係

一般的に, 運動単位の活動様式はサイズの原理に従って活動することが知られている。また, 大腿四頭筋のタイプ I 線維の運動単位発射頻度は 6

～20Hz・タイプII線維は16～50Hzとされている<sup>20)</sup>。Johson<sup>21)</sup>らは36献体からRF・VL・VMの筋線維タイプ比率を調べRFがVL・VMよりもタイプII線維が多いと報告している。本実験では各%MVCにおいてRF, VL, VM, のEMdFを比較すると, RFがVL・VMに比べて大きな値を示した。このことは, RFがVL・VMよりもタイプII線維が多いことを示すものであると推察された。また, サイズの原理に従うと, %MVCが増加すればEMdFも増加することが考えられる。Gerdle<sup>1)</sup>らは, 外側広筋を対象として%MVCとEMdFの関係を検討し, %MVCが増加するにしたがってEMdFも増加すると報告している。しかし, Bilodeau<sup>2)</sup>らとShinohara<sup>3)</sup>らは%MVCとEMdFの関係について一定の傾向は示さず, 個体差が大きいことを指摘している。神戸ら<sup>22)</sup>はEMGを用いたFFT法においては波形の干渉等の影響で放電頻度の分析が十分出来ないと述べている。またEMGを正確に導出するには, 体表面からアレー電極等を用いて筋線維の走行をある程度確認することが可能であるが, アレー電極や高性能な機器を使用することが困難な場合には正確にEMGを導出することは困難と考えられている<sup>23)</sup>。また, EMG波形は電極と筋線維の位置関係で異なってくることが知られている<sup>24)</sup>。本実験においても, 各々の筋の%MVCとEMdFの関係は一定の傾向を示さず, 直線関係は得られなかった。この原因として考えられるのは, 一般的に示されている方法では, 個々の筋線維に沿って電極を配置することは個体差が大きく困難であることが示唆されたと考えられる。以上のことからEMGを用いてEMdFを測定する場合は慎重に電極を配置することが重要であり, 近年注目されているウェーブレット変換法などの新たな手法の導入が必要と思われる。

## 2. %MVCとMMdFの関係

これまでにMMGを使用して明らかにされてきた代表的な知見は, 発揮張力と関連した運動単位の活用様式である。Yoshitake<sup>25)</sup>らは, 筋線維組成比の大きく異なる筋を用いて, MMGの周波数成分は運動神経の発射頻度に同期することを示し, %MVCが増加するにしたがってMMdFも増加したと述べている。また, Kouzaki<sup>15)</sup>らも同様の報告をしている。本実験結果においても全ての筋において%MVCとMMdFは直線関係が見られてお

り, これらの報告と一致するものであった。また, Orizio<sup>6)</sup>らはさまざまな発揮張力で周波数解析を行い張力が増加するのに伴って, MMG周波数が高周波数域にシフトすると述べていることから, EMGと同様にRFがVL・VMより高値を示したことはタイプII線維の多さを示すものと考えられた。

次にEMGとMMGの比較であるが, 周波数解析を用いて筋張力を推測する場合はMMGを使用した方がより精度が高いことが示唆された。三田<sup>26)</sup>はMMG振幅や周波数成分分析はEMGよりも運動単位の活動様式に関する情報を知ることができると述べており, 本実験からもEMGに比べてMMGの方がより明確に張力との関係を表している。しかしMMGの20%・40%MVCにおいては, 相違が僅かである。このことは, 張力レベルが低い場合はタイプI線維が主に動員されたためと考えられるが, 測定機器の問題なども考えられるため今後検討が必要と思われる。以上のことよりEMGを正確に測定する煩雑さを考慮するとMMGの方が比較的簡単に分析が可能と考えられる。しかし, MMGは近年注目されはじめた測定機器であり, しかも一般的な機器ではなく, 臨床応用の報告も少ないことから即EMGに変わるとは考えにくい。つまり, EMGの測定精度をあげることも重要と考えられた。

## 参考文献

- 1) Gerdle B, Henriksson-Larsen K, et al : Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fiber type. *Acta Physiol Scand*, 142, 457-465, 1991.
- 2) Bilodeau M, Caroline G, Sylvie N, et al : Comparison of the EMG power spectrum of the human soleus and gastrocnemius muscles. *Eur J Appl Physiol*, 68, 395-401, 1994.
- 3) Shinohara M, Kouzaki M, Fukunaga T : Mechanomyogram from the different heads of quadriceps muscle during incremental knee extension. *Eur J Appl Physiol*, 78, 289-295, 1998.
- 4) Gordon G, Holbourn A : The sounds from single motor units in a contracting muscle. *J Physiol*, 107, 465-464, 1948.
- 5) Orizio C : Muscle Sound : Bases for the

- introduction of mechanomyographic signal in muscle studies. *Crit Rev Biomed Eng*, 21, 201-243, 1993.
- 6) Orizio C, Perini R, Diemont B, et al : Spectral analysis of muscular sound during isometric contraction of biceps brachii. *J Appl Physiol*, 68, 508-512, 1990.
- 7) Barry D, Geiringer S, Ball R : Acoustic myography : a noninvasive monitor of motor unit fatigue. *Muscle Nerve*, 8, 189-194, 1985.
- 8) Petitjean M, Maton B, Cnockaert J : Evaluation of human dynamic contraction by phonomyography. *J Appl Physiol*, 73, 2567-2573, 1992.
- 9) Barry D, Gordon K, Hinton G : Acoustic and surface EMG diagnosis of pediatric muscle disease. *Muscle Nerve*, 13, 286-290, 1990.
- 10) Wee A, Ashley R : Transmission of acoustic or vibratory signals from a contracting muscle to relatively distant tissues. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 30, 303-306, 1990.
- 11) Dalton P, Stokes M : Frequency of acoustic myography during isometric contraction of fresh and fatigued muscle and during dynamic contraction. *Muscle Nerve*, 16, 255-261, 1993.
- 12) Rodriguez A, Agre J, Knudtson E : Acoustic myography compared to electromyography during isometric fatigue and recovery. *Muscle Nerve*, 16, 188-192, 1993.
- 13) Stokes M, Dalton P : Acoustic myographic activity increases linearly up to maximal voluntary isometric force in the human quadriceps muscle. *J Neurol Sci*, 101, 163-167, 1991.
- 14) Stokes M, Dalton P : Acoustic myographic for investigation human skeletal muscle fatigue. *J Appl Physiol*, 71, 1422-1426, 1991.
- 15) Kouzaki M, Shinohara M, Fukunaga T : Non-uniform mechanical activity of quadriceps muscle during by repeated maximal voluntary contraction in humans. *Eur J Appl Physiol*, 80, 9-15, 1999.
- 16) Ebersole K, Housh T, Johnson G : MMG and EMG responses of the superficial quadriceps femoris muscles. *J Electromyogr Kinesiol*, 9, 219-227, 1999.
- 17) 宮崎純弥, 坂上尚穂, 大山峰生, 佐藤元彦, 市江雅芳, 半田康延: 筋音図を用いた大腿四頭筋評価. *理学療法学特別号*, 28(2), 312, 2001.
- 18) 宮崎純弥, 市江雅芳: 膝関節角度変化が筋電図及び筋音図に及ぼす影響. *理学療法科学*, 16(4), 203-207, 2002.
- 19) Hermens H, Freriks B, Merletti R, et al : European Recommendation for Surface Electro Myo Graphy, Roessingh Research and Development b. v, pp43-45, 1999.
- 20) 山田茂, 福永哲夫: 骨格筋, 東京, ナップ出版, 99, 1999.
- 21) Johnson M.A, Polgar J, Weightman D : Data on the distribution of fiber types in thirty-six human muscle an autopsy study. *Journal of the Neurological Sciences*, 18, 111-129, 1973.
- 22) 神戸晃男, 山田俊昭, 山崎安朗, 東田紀彦, ブリリアントン・ムナディ, 山口昌夫, 松浦康孝: 健康人大腿四頭筋のパワースペクトル解析, *理学療法学*, 19(4), 421-426, 1992.
- 23) 星宮望: 筋運動制御系, 東京, 昭晃堂, 23-35, 1993.
- 24) 大西秀明, 小野武也, 赤坂清和, 百瀬公人, 伊橋光二, 松村康弘, 八木了, 半田康延: 外側広筋の筋線維走行および支配神経分布様式, *東北理学療法学*, 11, 18-21, 1999.
- 25) Yoshitake Y, Moritani T : The muscle sound properties of different muscle fiber types during voluntary and electrically induced contractions, *J Electromyogr Kinesiol*, 9, 209-217, 1999.
- 26) 三田勝巳: Mechanomyography(筋音図法)の基礎と応用, *脳波筋電図学会抄録集*, 143, 2000.  
—2001. 11. 28. 受稿, 2002. 1. 17. 受理—

## 要 約

本研究の目的は、膝関節 90 度屈曲位で等尺性膝伸展時の大腿四頭筋筋活動を筋音図 (MMG) と筋電図 (EMG) を用いて周波数解析を行い検討することである。健康成人男性 6 名に対して、大腿直筋 (RF), 外側広筋 (VL), 内側広筋 (VM) を被

験筋とし、膝関節伸展における最大随意収縮 (MVC) を求めた。MVC を基準に 20%・40%・50%・60%・70%・80%MVC の張力を、一定時間持続した時の EMG と MMG を高速フーリエ変換法で中央周波数をそれぞれ求め、比較検討した。その結果は、EMG・MMG 共に RF が VL・VM よりも高い傾向を示した。また、EMG は %MVC と中央周波数との間には直線関係は認められなかったが、MMG では認められた。つまり、EMG よりも MMG による周波数解析の方が、より %MVC との関係を確認にあらわすことが示唆された。

キーワード：筋音図・筋電図・周波数解析