

等尺性筋収縮における筋電図と筋機図の周波数解析による比較

著者	小倉 隆英, 関 和則, 市江 雅芳
雑誌名	東北大学医療技術短期大学部紀要 = Bulletin of College of Medical Sciences, Tohoku University
巻	12
号	1
ページ	49-63
発行年	2003-03-20
URL	http://hdl.handle.net/10097/33815

等尺性筋収縮における筋電図と筋機図の周波数解析による比較

小倉隆英, 関 和則*, 市江雅芳*

東北大学医療技術短期大学部 診療放射線技術学科

*東北大学大学院医学系研究科 運動機能再建学分野

Comparison between Electromyogram and Mechanomyogram during Isometric Muscle Contraction by Frequency Analysis

Takahide OGURA, Kazunori SEKI* and Masayoshi ICHIE*

Department of Radiological Technology, College of Medical Sciences, Tohoku University

**Department of Restorative Neuromuscular Surgery and Rehabilitation, Graduate school of Medicine, Tohoku University*

Key words : mechanomyogram, electromyogram, frequency analysis, isometric extension, compliance

The muscular activity of rectus femoris (RF) in voluntary isometric knee joint extension was measured by electromyogram (EMG) and mechanomyogram (MMG), and the frequency analysis has done using Fourier transform, and the frequency response of muscular activities was examined.

The subjects were normal healthy volunteers (7 men), and the target muscle was RF. The method was to measure maximum voluntary contraction (MVC) in isometric knee joint extension and to measure surface EMG and MMG, keeping the muscle force of 20%, 40%, 50%, 60%, 70% and 80% MVC, respectively, in the fixed time calculated from measured MVC.

The measurement was carried out in sitting position. The flexions of knee joint were 90 and 60 degrees. And, the hip joint flexion was 90 degrees, the lower leg rotation 0 degree, and the ankle joint dorsiflexion 0 degree.

As a result, it was known that EMG detects electrical activity itself of muscle. However, it was also made clear that MMG is detecting the change of proper oscillation frequency of muscle by the change of muscle compliance. The change of muscle compliance is correlated with rate coding and recruitment. Then, it suggests that the status of muscle contraction is especially sensitively detected by MMG.

1. 緒 言

筋活動を評価する手法として、臨床および研究においては、筋の電氣的活動状態を測定する筋電図 (electromyogram : EMG) が広く用いられ一般的である。これに対し、近年、筋機図 (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。この微細振動は音ないしは振動として捉えられ測定されて来たため、acoustic myogram (AMG)・phonomyogram (PMG)・sound myogram (SMG)・vibromyogram (VMG) など様々な名称で表現されている。しかし欧米においては、近年、mechano myogram

(MMG) の名称で統一されつつある。本邦においては振動を音波すなわち筋音とし、その記録を筋音図と称してきたが、筋はその活動に際し実際に可聴音を発生しているわけではなく、ここでは mechano myogram を訳して筋機図と呼称する。MMG は筋活動により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るとされ、筋の機械的な活動を反映する事が推測されている¹²⁾。

これまで MMG を用いて最も多くの研究がなされ報告されている筋は上腕二頭筋である³⁾⁻⁷⁾。大腿四頭筋を対象とした研究・報告も散見される⁸⁾⁻¹³⁾が、これらの多くの研究は関節角度を一定にして測定されており、関節角度を変えての影響についてそれらを比較・考察している文献は少ない¹⁴⁾。また、フーリエ変換等を用いてこれを周波数解析し、EMG と MMG の周波数描出特性の比較から筋活動を評価した報告も少ない。

本研究では膝関節の随意的伸展を行った際の大股直筋 (rectus femoris: RF) の筋活動を、EMG および MMG を用いて測定し、これをもとにフーリエ変換を用いて周波数解析を行うことで、EMG と MMG の筋活動に対する周波数描出特性を評価・検討し、筋収縮の特徴を論じることを目的とした。

2. 対象および方法

2-1 対象と測定手順

被験者は骨、関節、神経に既往歴のない健康な成人ボランティア (男性 7 名) で、年齢 23.4 ± 0.2 歳、身長 167.5 ± 7.2 cm、体重 62.0 ± 5.2 kg [平均値 \pm 標準偏差] であった。測定に際しては、被験者全員に事前にその意味の十分な説明を行い同意を得た。被験筋は RF である。運動課題は等尺性膝関節伸展とし、等速性筋力測定器 (KIN-COM, Chattanooga, USA) を使用し測定した。測定肢位は、座位にて股関節屈曲 90 度・膝関節屈曲 90 度および 60 度・足関節底背屈 0 度とした。また、下腿の回旋を 0 度の中間位一定とした。測定手順は、まず膝関節屈曲 90 度および 60 度それぞれにおける最大随意収縮 (maximum voluntary contrac-

tion: MVC) を 5 秒間 2 回測定し、最も発揮張力の大きかった試行をそれぞれの膝関節角度における MVC とした。次にそれぞれの膝関節角度において、最大随意収縮に対する筋収縮の割合が 20%・40%・50%・60%・70%・80% の場合を、それぞれの膝関節角度における %MVC (ex. $r_{MVC} = 0.80$ のとき 80% MVC) として、それぞれの %MVC にて 5 秒間 2 回測定した。この際それぞれの -MVC レベルはモニターに表示し、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た。また、筋疲労の影響を避けるため、各試行間に 3 分間の休息をはさんだ。

2-2 筋電図

EMG の導出は双極誘導とし、電極は銀-塩化銀製 Disposable 表面電極 (11 mm \times 6 mm, NF-50K, NEC メディカル, 東京) を使用した。被験筋 RF に対する EMG を得る際の電極位置は国際電気生理運動学会の定める方法 (RF の場合は上前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結ぶ線の中点) にしたがって配置した¹⁵⁾。電極間距離は 4 cm とし、不関電極は膝蓋骨中央部に配置した。また、測定に際して外側広筋 (vastus lateralis: VL) および内側広筋 (vastus medialis: VM) からの信号の混入による干渉を避けるため、VL・VM に対しても同様に国際電気生理運動学会の定める位置 (VL: 上前腸骨棘と膝蓋骨外縁を結ぶ線の上前腸骨棘から 2/3 の点, VM: 上前腸骨棘と内側関節裂隙を結ぶ線の上前腸骨棘から 80% の点) に電極を配置し、RF と VL・VM 間にクロストークが生じていないことをモニターした (図 1)。

2-3 筋機図

MMG の導出には通常は心音計に使用される、ピエゾ素子センサー (Hewlett-Packard 21050A, 周波数特性 0.02~2,000 Hz, USA) を用いたトランスデューサを使用した。ただし、振動板は取り外し加速度計として使用した。センサーは被験筋 RF に対する EMG 電極の中間に配置し、サージカルテープで固定した (図 1)。

2-4 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, 東京) で 10 倍に増幅後、周波数特

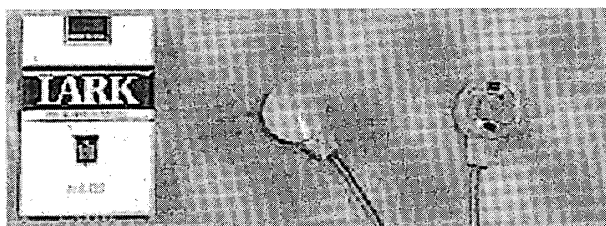


図1. ピエゾ素子センサ HP 21050A (上) と電極・センサ位置

性が5 Hz から3,000 Hz の増幅器 (BIOTOP6R-12, NEC 三栄, 東京) を用い, さらに200倍に増幅し, アナログデータレコーダ (RX-800, TEAC, 東京) に記録した。解析対象とするEMGは, 各関節角度各-MVCの試行5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に記録したEMGは12 bitのA/D変換ボード (AD12-16U(98)EH, Contec, 大阪) を使用し, サンプリング周波数1,000 HzでA/D変換しパーソナルコンピュータに取り込んだ。この場合, サンプリング定理により周波数解析可能な周波数の上限, すなわちナイキスト周波数は500 Hzとなる。そこで, これにさらに10-500 Hzバンドパスフィルタ処理¹⁵⁾を行い, 実測したノイズパターンによりNoise reduction後, フーリエ変換により周波数解析した。また同時に積分筋電図 (integrated EMG: IEMG) も求めた。積分は, 3秒間の区間切り出し, バンドパスフィルタ処理, Noise reductionを済ませたEMG波形に全波整流を行い絶対

値化した後, 0~3,000 msecの区間で積分計算を行う方法によった (①式)。

$$I_E = \int_{t_1}^{t_2} |A_E| \cdot dt \quad \text{①}$$

I_E : IEMG A_E : EMG 振幅 t : 時間

MMGは増幅器 (ポリグラフ360, NEC, 東京) で20倍に増幅後, アナログデータレコーダ (RX-800, TEAC, 東京) に記録した。解析対象とするMMGは, EMG同様, 各関節角度で各%MVCの試行5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に記録したEMGは12 bitのA/D変換ボード (AD12-16U(98)EH, Contec, 大阪) を使用し, サンプリング周波数1,000 HzでA/D変換しパーソナルコンピュータに取り込んだ。この場合もナイキスト周波数は500 Hzである。これをさらに2-250 Hzバンドパスフィルタ処理し, 実測したノイズパターンによりNoise reduction後, EMG同様, フーリエ変換により周波数解析した。また積分筋機図 (integrated MMG: IMM) も求めた。積分方法は②式のとおりで, EMGで行ったのと同様で, 3秒間の区間切り出し, バンドパスフィルタ処理, Noise reductionを済ませたMMG波形に全波整流を行い絶対値化した後, 0~3,000 msecの区間で積分計算を行う方法によった。

$$I_M = \int_{t_1}^{t_2} |A_M| \cdot dt \quad \text{②}$$

I_M : IMM A_M : MMG 振幅 t : 時間

EMGおよび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, 松本) および数理計算ソフトウェア Mathematica (Wolfram Research Inc.) の信号処理解析 (スペクトル分析) パッケージを, 統計処理には SPSS (SPSS Inc.) を用い, 関節角度および%MVCに対する平均周波数変化の二元配置分散分析を行った。また, 事後検定は Tukey HSD を使用した。

2-4-1 IEMG および IMM

得られた IEMG および IMM は膝関節 90 度屈曲位での 50-MVC の値で正規化 (Normalized

IEMG : NIEMG, Normalized IMMIG : NIMMG) した (③, ④ 式)。

$$N_E = I_E / I_{E(90 \text{度 } 50\% \text{ MVC})} \quad \text{③}$$

N_E : NIEMG I_E : IEMG

$$N_M = I_M / I_{M(90 \text{度 } 50\% \text{ MVC})} \quad \text{④}$$

N_M : NIMMG I_M : IMMIG

これは、これまでのMMGに関する研究・報告⁷⁾¹²⁾⁻¹⁴⁾で、70%および80% MVC以降でMMGの積分値が減少する傾向が認められ、本実験の予備実験でもこの現象が確認されたためである。

2-4-2 周波数解析

解析セグメント1,024点×2で周波数分解能0.97 Hzの一次元フーリエ変換を行った。また、⑤式によりスペクトル振幅面積における平均周波数を求めた。

$$\bar{\nu} = \frac{\int_{\nu_0}^{\nu_{\max}} \nu \cdot A(\nu) \cdot d\nu}{\int_{\nu_0}^{\nu_{\max}} A(\nu) \cdot d\nu} \quad \text{⑤}$$

ν : 周波数 (Hz), $A(\nu)$: 各周波数における振幅
平均周波数は周波数解析によって得られたスペクトルを構成する各周波数振幅の重みづけを考慮した値で、スペクトラム全体を構成する周波数の相対的シフトを表現している。

3. 結 果

3-1 膝関節角度の違いと%MVCに対するNIEMGとNIMMGの関係

図2に膝関節屈曲90度および60度、20%~80%MVCで膝関節伸展させた場合の、%MVC増加に伴うNIEMGの変化を示す。いずれの膝関節角度においても、%MVCが増加するに従い、すなわち、筋の収縮が増すにつれてNIEMGは増加した。また、膝関節屈曲90度よりも膝関節屈曲60度におけるNIEMGの方が、20%~80%MVCの筋収縮において小さな値となった。

図3に膝関節屈曲90度および60度、20%~80%MVCで膝関節伸展させた場合の、筋収縮

関節角度の違いによるNIEMGの変化

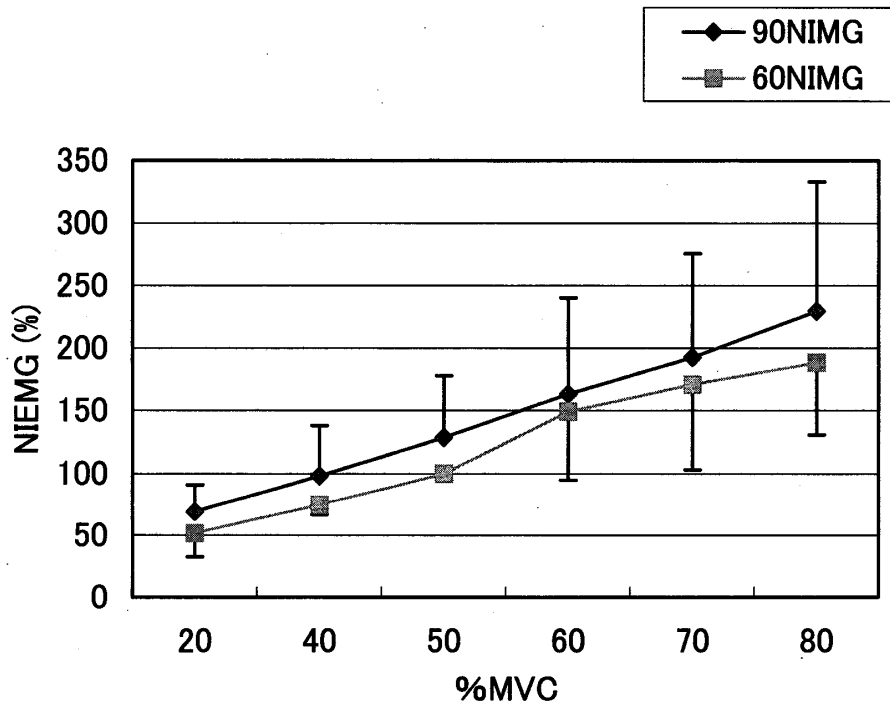


図2. 関節角度の違いによるNIEMGの変化

関節角度の違いによるNIMMGの変化

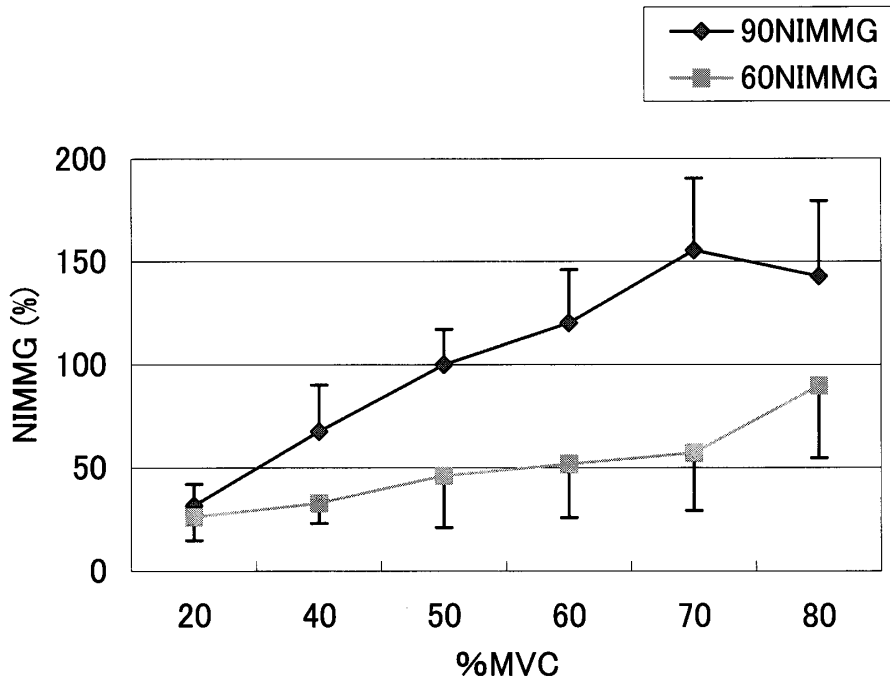


図3. 関節角度の違いによる NIMMG の変化

増大に伴う NIMMG の変化を示す。膝関節屈曲 90 度の場合、70%MVC までは筋収縮が増すに従い、NIMMG も増加した。しかし、筋が大きく収縮する 80%MVC においては NIMMG の減少が認められた。膝関節屈曲 60 度においては、20%~80%MVC と筋収縮が増すに従い NIMMG も増加した。また、膝関節屈曲 90 度よりも膝関節屈曲 60 度の方が、20%~80%MVC それぞれの筋収縮において NIMMG は小さな値となった。

3-2 周波数解析

図 4、図 5 に膝関節屈曲 90 度、20%MVC、50%MVC、80%MVC の筋収縮で膝関節伸展させた時の EMG および MMG 波形のフーリエ変換による Power Spectrum を示す。

EMG は約 200 Hz 以下、MMG は EMG よりも低い約 100 Hz 以下の周波数分布となった。図 6-a, b および図 7-a, b に、膝関節屈曲 90 度および 60 度それぞれの、20%~80%MVC の筋収縮で膝関節伸展させた場合の、EMG および MMG 波形のフーリエ解析による Power Spectrum を示す。

EMG はいずれの膝関節屈曲角度において

も、%MVC の増加、すなわち筋収縮が増すに伴って、全ての周波数帯域にわたり振幅が増加した。

MMG に関しては、膝関節屈曲 90 度における周波数成分の振幅は、20%~70%MVC までは増加したが、80%MVC と大きな筋収縮では減少した。図 7-a からは、この 80%MVC における振幅減少は、特に、低い周波数成分の振幅減少のように見える。さらに、20%~80%MVC に至るまでの振幅変化の傾向は、20%~40%MVC と筋収縮が小さい場合、40%~70%MVC と筋収縮が中程度の場合、70%~80%MVC と筋収縮が大きな場合の 3 群に分類できるように見える。また、いずれの筋収縮においても、高周波数帯域にくらべて低周波数帯域の振幅変化は少ないものであった。

膝関節屈曲 60 度においては、膝関節屈曲 90 度で認められた 80%MVC での周波数成分の振幅減少は認められなかった。また、いずれの筋収縮においても、高周波数帯域にくらべて低周波数帯域の振幅変化は少ないものであった。

図 8 に膝関節屈曲 90 度および 60 度における、20%~80%MVC における EMG 平均周波数の変

Power spectrum for EMG

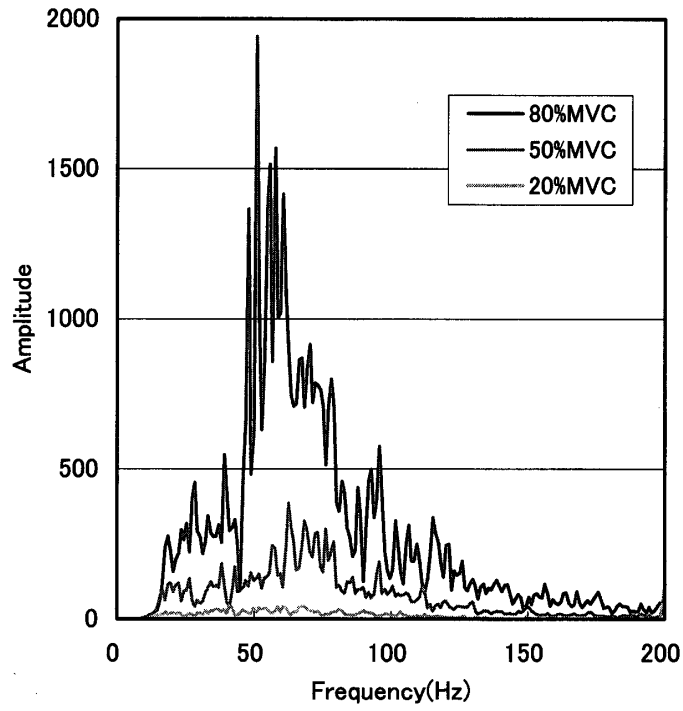


図4. %MVCの違いによるEMGのPower spectrum変化

Power spectrum for MMG

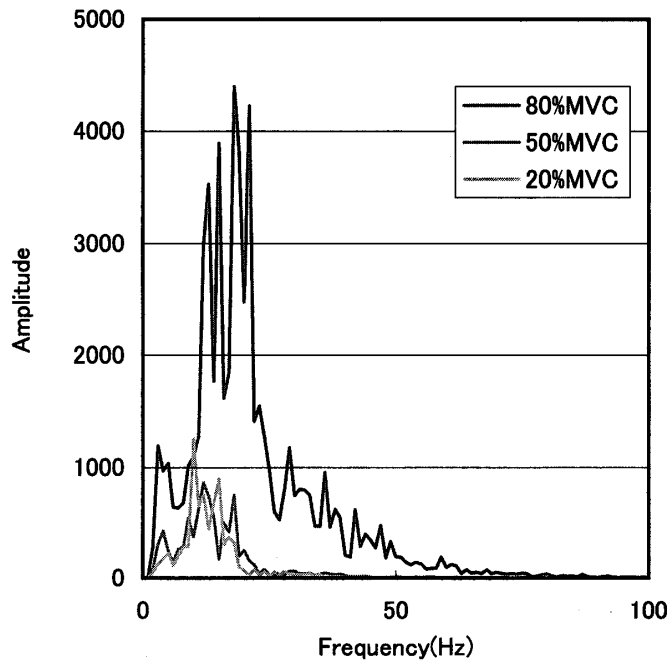


図5. %MVCの違いによるMMGのPower spectrum変化

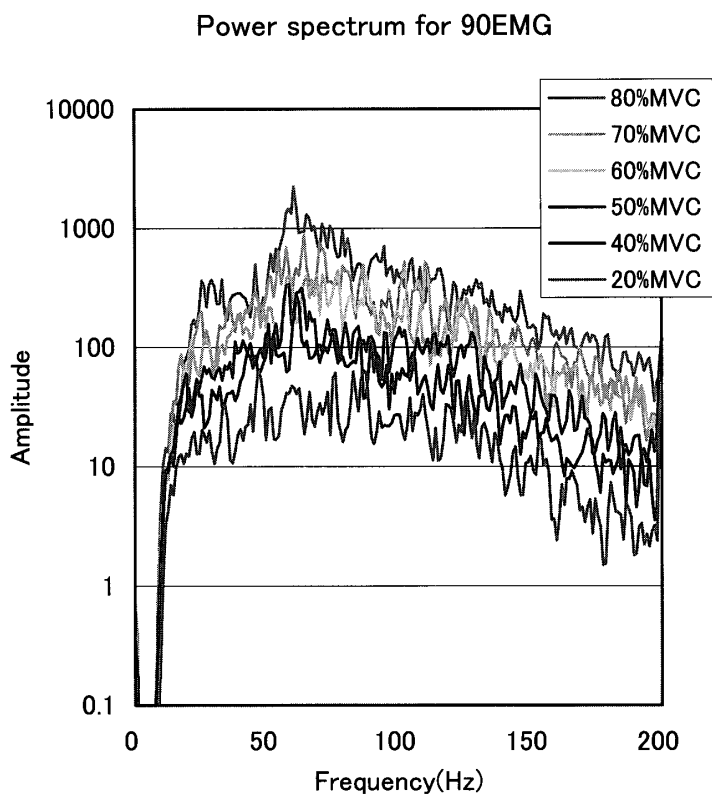


図 6-a. 90 度における EMG の Power spectrum 変化

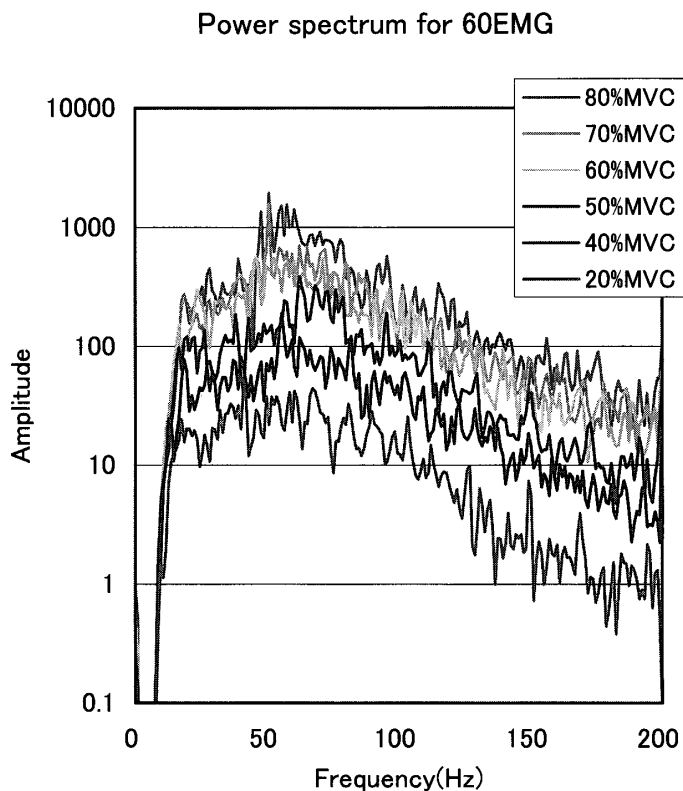


図 6-b. 60 度における EMG の Power spectrum 変化

Power spectrum for 90MMG

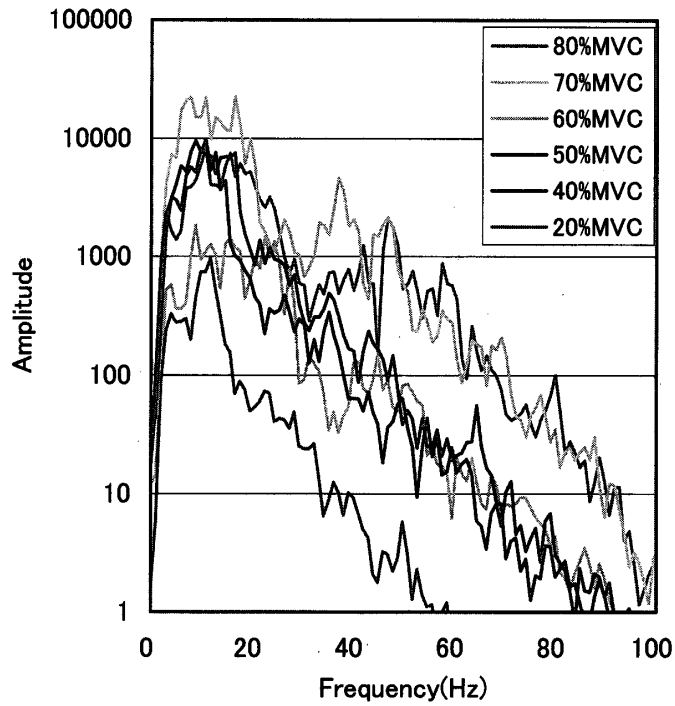


図 7-a. 90 度における MMG の Power spectrum 変化

Power spectrum for 60MMG

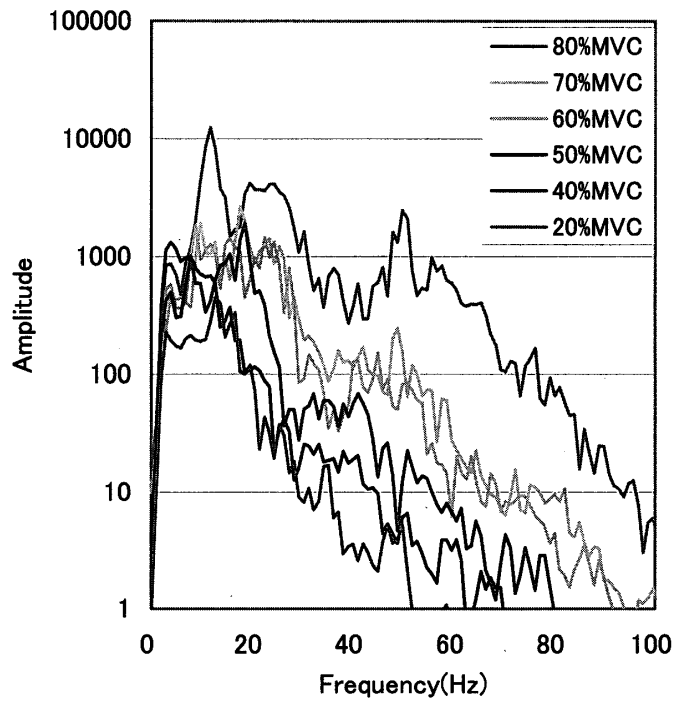


図 7-b. 60 度における MMG の Power spectrum 変化

EMGにおける平均周波数変化

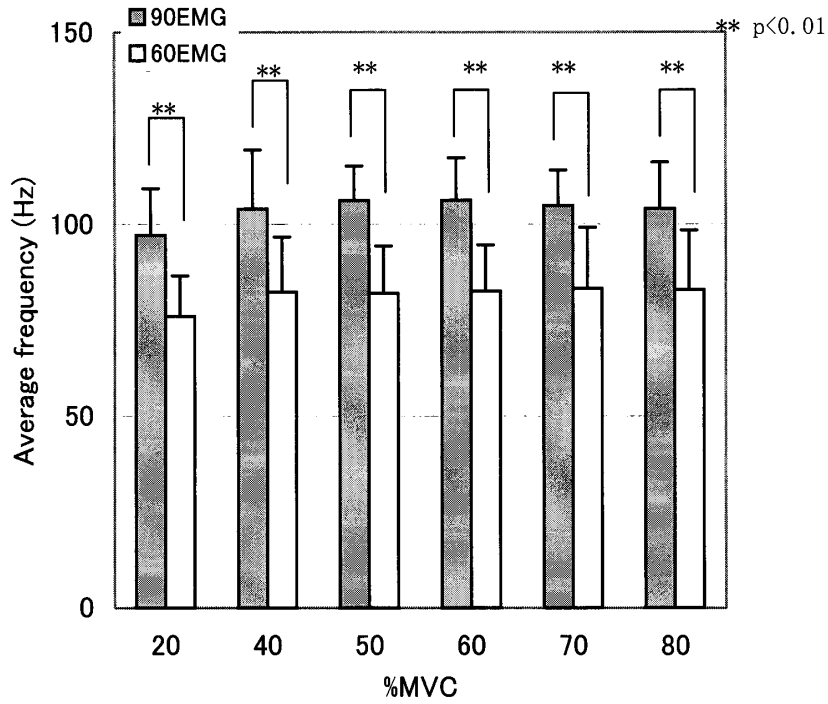


図8. EMG の平均周波数の変化

MMGにおける平均周波数変化

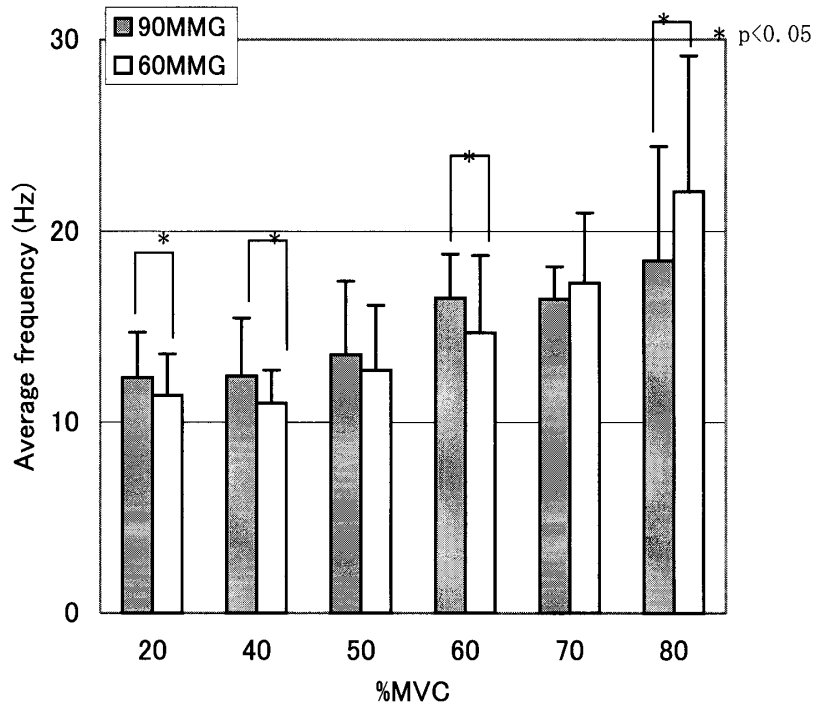


図9. MMG の平均周波数の変化

化を示す。EMG の平均周波数はいずれの膝関節角度においても、20%~80%MVC の筋収縮の間ではほぼ一定であった。しかし関節角度による平均周波数の違いは明らかで、全ての筋収縮において関節角度の違いによる平均周波数の有意差が認められ ($p < 0.01$)、その周波数は膝関節屈曲 90 度の場合約 100 Hz、膝関節屈曲 60 度の場合約 80 Hz だった。

図 9 に膝関節屈曲 90 度および 60 度における、20%~80%MVC における MMG 平均周波数の変化を示す。膝関節屈曲 90 度の場合、20%MVC の筋収縮において 12.5 Hz から 80%MVC の筋収縮において 19 Hz と、筋収縮の増大に従い平均周波数も漸次増加した。膝関節 60 度の場合も、平均周波数は筋収縮の増大に従い漸次増加傾向を示し、20%MVC の筋収縮においては 12 Hz から 80%MVC の筋収縮で 22 Hz であった。さらに、20%~60%MVC と中程度の筋収縮においては膝関節屈曲 90 度の方が、70%~80%MVC と大きな筋収縮においては膝関節屈曲 60 度の方が高い平均周波数となった。50%MVC および 70%MVC を除く筋収縮において、膝関節角度の違いによる平均周波数の有意差 ($p < 0.05$) が認められた。

またさらに、膝関節屈曲 90 度において、Power Spectrum 上、振幅変化が 3 群に分類できるように見える現象は、平均周波数の変化でも同様に認められ、筋収縮の変化に応じて、平均周波数が 3 群に分類できるように見えた。

4. 考 察

4-1 膝関節角度変化による NIEMG の比較

関節角度変化による NIEMG の比較では、膝関節 90 度屈曲位の方が 60 度屈曲位に比し、周波数が高い傾向にあった。これはこれまでの報告、研究を支持する結果である。Heckathoren¹⁹⁾ や Soderberg²⁰⁾ らは、一定張力を保持する際、最も張力を発揮しやすい角度では、筋活動が最小になると述べている。また、先行研究²¹⁾⁻²³⁾ から、膝関節 90 度屈曲位と 60 度屈曲位では、60 度屈曲位の方が張力を発揮しやすいとされている。今回の実験では、膝関節 90 度屈曲位より 60 度屈曲位の方が

張力を発揮するに至適な筋長に近かったと推測され、90 度屈曲位よりも少ない筋活動で同等の筋張力が得られ NIEMG が小さな値を示したと考えられる。

4-2 膝関節角度変化による NIMMG の比較

関節角度変化による NIMMG の比較では、膝関節 90 度屈曲位の 80%MVC の筋収縮において積分値が減少し、膝関節 60 度屈曲位では 20%~80%MVC の筋収縮に至るまで、収縮の増大に伴って漸次積分値も増加した。これはこれまでの報告、研究⁷⁾¹²⁾¹³⁾²⁵⁾ を支持する結果である。

Orizio²⁴⁾ らは IMMIG と筋収縮の関係について、80%MVC の筋収縮以上で積分値が減少したと報告しており、その理由として、筋の発火頻度が高まるにつれて筋線維の収縮が融合し、筋の幾何学的変形が追従しなかったため、および、筋の内圧が上昇してコンプライアンスが減少したためと推察している。しかし、Stokes²⁵⁾ らは IMMIG と筋収縮の関係は直線関係になると述べている。この Orizio と Stokes の見解が異なった理由は、対象とした筋が、Orizio は上腕二頭筋であり、Stokes は脊柱起立筋と、測定対象とした筋が異なったことや、実験中に測定肢位、体位が一定に保たれ関節角度を変化させなかったためであると考えられる。

Ebersole¹⁴⁾ らは、膝関節角度を 25 度、50 度、75 度として、大腿四頭筋の MMG 振幅を測定している。その結果、関節角度 25 度および 50 度では、筋収縮の増大に伴い MMG 振幅が増加し、関節角度 75 度では一定の傾向が認められなかった。そこで、筋収縮と MMG 振幅の関係は下肢の屈曲角度によって変化するとし、その原因はモーターユニットの発火頻度が異なるからと推測している。

今回の実験において、膝関節 90 度屈曲位と 60 度屈曲位の 80%MVC、すなわち大きな筋収縮での積分値の違いは、大腿四頭筋の筋長が異なることが原因と考えられる。大井²⁶⁾ らは、筋長の変化に伴う張力の変動は actin filament と myosin filament の重なり合いの程度に依存していると述べている。本実験においても、関節角度を変化させたことにより筋長が変化し、actin filament と

myosin filament の重なり合いの程度が変化した場合と考えられる。ただし、より具体的に、関節角度変化により筋長がどの程度変化するかを論じるのは、今後の検討が必要である。

4-3 周波数解析

EMG と MMG をフーリエ変換により周波数解析し比較すると、EMG は約 200 Hz 以下、MMG は EMG よりも低い約 100 Hz 以下の周波数分布となった。

EMG の各周波数成分の振幅について、NIEMG の変化に認められたと同様、%MVC の増加、すなわち、筋収縮の増大に伴って全ての周波数帯域において振幅が増加する変化を認めた。

EMG の平均周波数の変化に関しては、筋収縮の変化に関わらず一定で、膝関節角度 60 度の方が 90 度に比べ低い周波数であることを認め、膝関節角度 60 度の方が筋活動、ことさら発火頻度が低い

ことが示されたものとする。EMG が筋の電気的活動をとらえるものであることを考えると、このことは、先述の Heckathoren¹⁹⁾ や Soderberg²⁰⁾ らの報告を周波数領域で支持するものとする。

MMG の周波数成分の振幅については、NIMMG の変化に認められたのと同様、膝関節 90 度屈曲位において、80%MVC、つまり大きな筋収縮で周波数成分の振幅低下が認められた。

MMG の平均周波数変化に関しては、筋収縮の増大に伴って平均周波数も高い方にシフトしていく変化を認めた。これらのことは、Orizio²⁴⁾ らのように、筋を弾性体と考え、筋の発火頻度が高まるにつれて筋線維の収縮が融合し、筋の幾何学的変形が追従しなかったため、および、筋の内圧が上昇して筋と言うコンポーネントとしての硬さが変化すること、すなわち、筋コンプライアンスが減少し、筋が変形し難くなったためと考えれば説

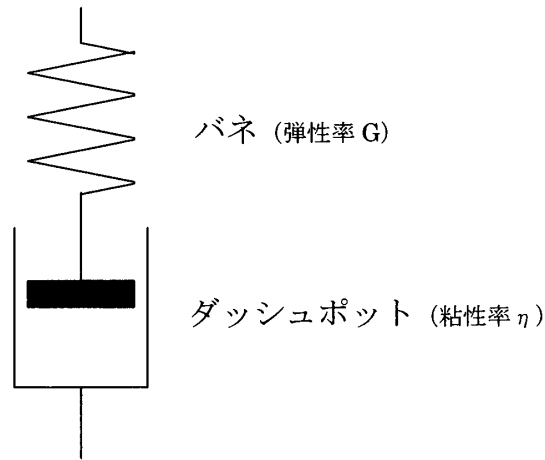


図 10. 直列粘弾性モデル (マクスウェルのモデル)

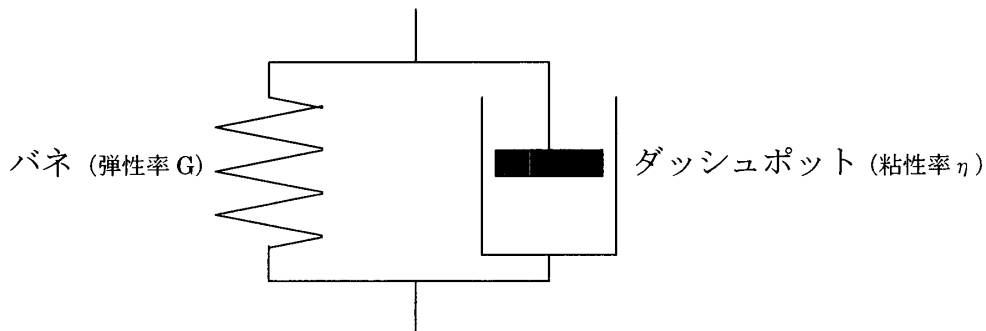


図 11. 並列粘弾性モデル (フォークトのモデル)

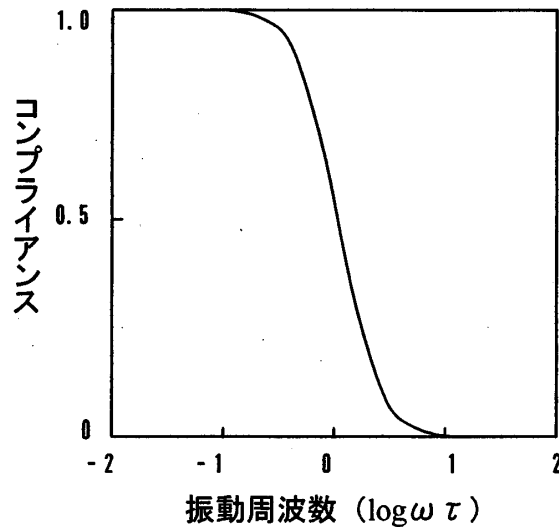


図12. コンプライアンスと周波数の関係

明可能で、この考えを支持するものである。

一般に、生体における筋は、線形粘弾性体として考えれば、物理学的に定義される粘弾性体モデルが適応可能である。筋の粘弾性には、収縮要素、直列粘弾性要素、並列粘弾性要素の3つの要素が含まれると考える。収縮要素とは筋が外力によらず潜在的機能により内部的に収縮し振動する要素である。直列粘弾性要素とは、筋を構成する高分子蛋白である actin filament と myosin filament そのものが有する粘弾性で、変形に対して非可逆な性質を示す要素である。したがってこの性質には、一般的粘弾性理論でいうマクスウェルのモデル(図10)が適用可能である。並列粘弾性要素とは、筋を構成するもののうち、クロスブリッジや腱、筋鞘といったものが有する粘弾性で、変形に対して可逆な性質を示す要素である。したがってこの性質には、一般的粘弾性理論でいうフォークトのモデル(図11)が適用可能である。

筋収縮によって筋に生ずる歪みを、筋の正弦的振動として関数 $y = y_0 \cos \omega t$ と考えると、応力は位相遅れを考慮して $\sigma = \sigma_0 \cos(\omega t + \delta)$ と記述できる。これを複素表示すると振動は $y^* = y_0 \exp(j\omega t)$ 、応力を $\sigma^* = \sigma_0 \exp\{j(\omega t + \delta)\}$ と表現できる。

今それぞれのモデルに対して、筋が収縮した際の動的粘弾性を考える。一例としてフォークトモ

デルに対する計算結果を記述すると、コンプライアンス(以下 C^* とする)は歪みと応力の比、すなわち弾性率 G の逆数として定義され、 y^*/σ^* で計算され、

$$C^* = (1/G)(1/(1 + \omega^2 \tau^2)) - j((1/G)(\omega \tau / (1 + \omega^2 \tau^2)))$$

となる (τ : 緩和時間)。また、この周波数特性は図12に示すようになる。マクスウェルモデルに対しても同様の結果が導かれ、この結果より筋の粘弾性モデルは、筋コンプライアンスが小さいもの、つまり硬いものほど速く振動(高周波数)し、筋コンプライアンスが大きいもの、つまり柔らかいものほど遅く振動(低周波数)することがわかる。

すなわち、本実験の筋機図による測定結果にみられる周波数変化は、筋コンプライアンスの変化によるものと説明できる。また、逆に、筋機図は筋収縮に伴う筋コンプライアンスの変化、つまり筋の硬さの変化を鋭敏にとらえる測定法であり、周波数解析との組み合わせによって筋の物理的もしくは機械的収縮特性をより詳しく解析できるものとする。

このように考えると、20%~60%MVC、すなわち中小の筋収縮においては膝関節屈曲90度の方が、70%~80%MVCと大きな筋収縮においては膝関節屈曲60度の方が高い平均周波数となったのも、膝関節屈曲60度の方が筋長が短く、大きな

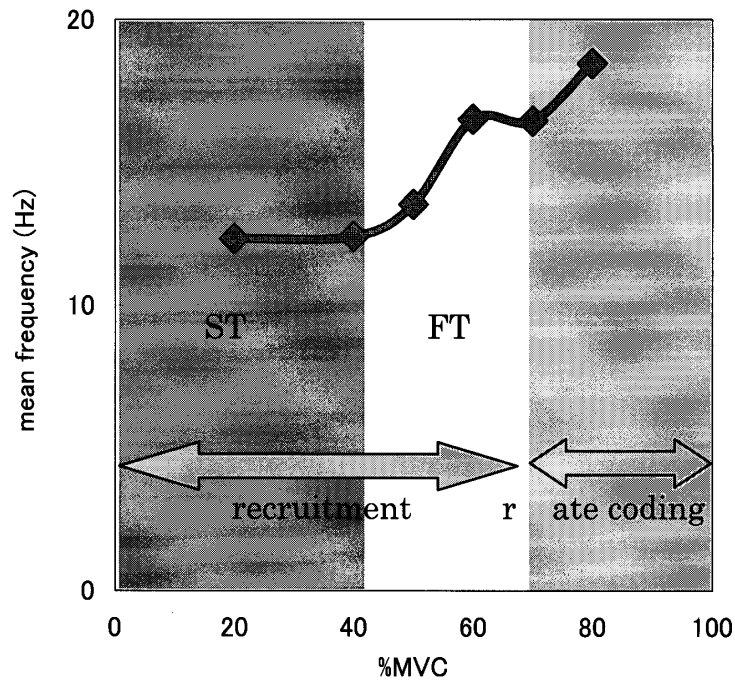


図 13. 膝関節屈曲 90° における MMG 平均周波数の変化と筋活動様式の変化

筋収縮ではコンプライアンスの減少がより大きかったことによるものと考えられる。しかし、この理論においては、膝関節 90 度屈曲に認められた、周波数の振幅変化および平均周波数の変化が、20%~40%MVC、40%~70%MVC、70%~80%MVC の 3 群に分類されるように見える現象は説明できない。この原因は、筋活動における筋の発揮張力の変化に応じて、異なるタイプの筋線維が筋活動に参入していく現象が現れているものと考えれば説明できる。すなわち、20%~40%MVC と筋収縮が小さい場合は ST (sqow twitch) とされる線維タイプによる筋活動が主であり、40%~70% MVC と中程度の筋収縮では FT (fast twitch) とされる線維タイプの筋活動への参入が顕著に発現するようになる。つまり、リクルートメントに起因する相が認められる。一方これ以上の大きい筋収縮、70%~80% MVC ではそれぞれの筋線維の活動は融合し、発火頻度増加のみにより筋力を維持するレートコーディングとなる相がそれぞれ分離され発現されているものと考えられる (図 13)。

ただし、これは生体に含まれ、本実験で提案した粘弾性モデルに含まれない成分、具体的には血管や脂肪組織、皮膚等の粘弾性および音響イン

ピーダンスにも起因するものとも推定することができ、今後の検討が必要である。さらに、生体における筋コンプライアンスの減少をより具体的に説明するためには、筋活動によって筋内圧がどの程度変化するかまでも論ずる必要があり、実験系を含めて、今後の検討が必要である。

5. 結 語

EMG と MMG の筋活動に対する周波数応答特性を検討した以上の検討から、EMG は筋の電氣的活動そのものを、MMG は筋コンプライアンスの変化に伴う筋の機械的な振動周波数の変化をとらえていることがわかった。また、MMG が筋コンプライアンスの変化をとらえる測定法であるということは、収縮要素、直列粘弾性要素、並列粘弾性要素の三要素から構成した、筋の粘弾性体モデルで説明可能であった。

一般的に、筋活動は筋線維の発火様式、すなわち、リクルートメントとレートコーディングという 2 つの理論で説明される。

EMG では筋の収縮が増すにつれて振幅、すなわち、発火により観測される電位変化が大きくなる。しかし、発火頻度の違い、すなわち、周波数

分布にはほとんど変化を認めず、これを鋭敏にとらえることが出来ない。

これに対しMMGは筋の収縮が増すにつれて筋コンプライアンスは減少し、振幅の増大とともに、平均周波数も高くなっていく。しかし大きな筋収縮、特に最大筋収縮を発揮する場合には、筋を構成する線維の活動は融合し、筋というコンポーネント全体の内圧は飽和状態に至ると考えられ、機械的な振幅の低下をきたす。しかし、この時筋線維の活動はレートコーディング優位となっており、発火により生じる筋振動の平均周波数はさらに増加し、周波数分布の変化をもたらすと考えられる。

すなわち、MMGは筋線維の発火様式を鋭敏に反映する、いわば機械的フィルタと考えてよい。したがって、周波数解析との組み合わせによって、筋の活動理論を、コンプライアンスを媒介に、筋の物理的もしくは機械的収縮特性の裏側としてとらえることができ、臨床的にも、EMGとは異なる視点から筋活動をとらえ評価できるものと考えられる。

謝 辞

本実験を行うにあたり、貴重なご助言をいただき、ご指導下さった東北大学未来科学研究所の半田教授に深く感謝申し上げます。

文 献

- 1) Gordon, G., Holbourn, A.H.S.: The sound from single motor units in a contracting muscle, *J. Physiol.*, **107**, 465-464, 1948
- 2) Orizio, C.: Muscle Sound: Bases for the introduction of mechanomyographic signal in muscle studies, *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, **21**, 201-243, 1993
- 3) Orizio, C., Perini, R., Diemont, B., et al.: Spectral analysis of muscular sound during isometric contraction of biceps brachii, *J. Appl. Physiol.*, **68**, 502-512, 1990
- 4) Barry, D.T., Geiringer, S.R., Ball, R.D.: Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue, *Muscle Nerve.*, **8**, 189-194, 1985
- 5) Petitjean, M., Maton, B., Cnockaert, J.C.: Evaluation of human dynamic contraction by phonomyography, *J. Appl. Physiol.*, **73**, 2567-2573, 1992
- 6) Barry, D.T., Gordon, K.E., Hinton, G.G.: Acoustic and surface EMG diagnosis of pediatric muscle disease, *Muscle Nerve.*, **13**, 286-290, 1990
- 7) Wee, A.S., Ashley, R.A.: Transmission of acoustic or vibratory signals from a contracting muscle to relatively distant tissues, *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, **30**, 303-306, 1990
- 8) Dalton, P.A., Stokes, M.J.: Frequency of acoustic myography during isometric contraction of fresh and fatigued muscle and during dynamic contraction, *Muscle Nerve.*, **16**, 255-261, 1993
- 9) Rdriquez, A.A., Agre, J.C., Knudtson, E.R.: Acoustic myography compared to electromyography during isometric fatigue and recovery, *Muscle Nerve.*, **16**, 188-192, 1993
- 10) Stokes, M.J., Dalton, P.A.: Acoustic myographic activity increases linearly up to maximal voluntary isometric force in the human quadriceps muscle, *J. Neurol. Sci.*, **101**, 163-167, 1991
- 11) Stokes, M.J., Dalton, P.A.: Acoustic myographic for investigation human skeletal muscle fatigue, *J. Appl. Physiol.*, **71**, 1422-1426, 1991
- 12) 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
- 13) 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
- 14) Ebersole, K.T., Housh, T.J., Johnson, G.O.: MMG and EMG responses of the superficial quadriceps femoris muscles, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, **9**, 219-227, 1999

等尺性筋収縮における筋電図と筋機図の周波数解析による比較

- 15) Hermens, H., Freriks, B., Merletti, R., et al.: European Recommendation for Surface ElectroMyoGraphy, Roessingh Research and Development b. v., 1999, p. 43-45
- 16) Fulkerson, J.P., Gossling, H.R.: Anatomy of the knee joint lateral retinaculum, Clin. Orthop., **153**, 183-188, 1980
- 17) Nordin, M., Frankel, V.H.: Basic biomechanics of the musculoskeletal system, Lea & Febiger, London, 1989, p. 116-117
- 18) Castaing, J., Burdin, Ph., Delplace, J.: 関節・運動器の機能解剖, 協同医書出版, 東京, 1990, p 110-114
- 19) Heckathoren, C.W., Childress, D.S.: Relationships of the surface electromyogram to the force, length, velocity and contraction rate of the cineplastic human biceps, Am. J. Phys. Med., **60**, 1-19, 1981
- 20) Soderberg, B.L., Cook, T.M.: Electromyography in biomechanics, Phys. Therapy., **64**, 1813-1820, 1984
- 21) Yoon, T.S., Park, D.S., Kang, S.W.: Isometric and isokinetic torque curves at the knee joint, Yonsei Medical Journal, **32**, 33-43, 1991
- 22) Knapik, J.J., Wright, J.E., Mawdsley, R.H.: Isometric, isotonic, and isokinetic torque variations in four muscle groups through a range of joint motion, Phys. Ther., **63**, 938-947, 1983
- 23) Kannus, K., Beynnon, B.: Peak torque occurrence in the range of motion during isokinetic extension and flexion of the knee, Int. J. Sports Med., **14**, 422-426, 1993
- 24) Orizio, C., Perini, R., Veicsteinas, A.: Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man, Eur. J. Appl. Physiol., **58**, 528-533, 1989
- 25) Stokes, I.A.F., Moffroid, M.S., Rush, S.: Comparison of acoustic and electrical signals from erectors spinae muscles, Muscle Nerve., **11**, 331-336, 1988
- 26) 大井淑雄: リハビリテーション基礎医学, 第2版, 医学書院, 東京, 1994, p. 335