解　説

誘発収縮時の筋音図特性

岡　久 雄 [1 †]

[1] 岡山大学 保健学研究科 検査技術科学分野

要旨：骨格筋を電気刺激することによって得られる誘発筋音図は，筋線維あるいは運動単位のタイプによって単収縮波形の振幅や収縮時間，弛緩時間などが異なる．また，電気刺激の刺激周波数を増加させると動員される運動単位が増え，筋張力の場合と同様に，筋音図においても筋音波形の融合，強縮状態をモニターすることが可能である．さらに，筋音の発生機序としての側方拡大説に基づく力学モデルを紹介する．誘発筋音図の臨床応用としては，呼吸の評価，筋弛緩のモニター，下肢のむくみ評価，賦活後増強を用いた筋線維組成分析などを解説する．

キーワード：誘発筋音図，MMG，加速度 MMG，変位 MMG，Fusion Index

1. はじめに

筋音図による筋の収縮様相を解析するには，随意収縮時の筋音図のほかに，電気刺激による誘発筋音図がある [1)]．さらに，神経や筋線維を電気刺激する場合，単一刺激による単収縮と，繰り返し刺激による連続的な収縮がある．一方，筋音図の計測トランスデューサとしては，筋や皮膚表面の変位筋音波形を測定するレーザー変位計やコンデンサマイクロフォン，加速度筋音波形を測定する加速度計等があるので，これまでの報告例を参照する場合には，どのようなトランスデューサで何を測定しているか，十分に吟味する必要がある．三田は，誘発筋音図に特有で興味深い特徴として，次の三点を挙げている [2)]．(1) 筋線維あるいは運動単位のタイプによって筋音波形が異なる，(2) 筋を刺激する頻度の増加に伴い（加速度）筋音図の振幅が減少する，(3) 刺激頻度に伴い動員される運動単位が増え，（加速度）筋音図の振幅は漸増する．

本稿では，誘発筋音波形の加速度波形と変位波形の関係，筋線維タイプが異なる場合の単収縮波形，強縮過程における誘発筋音波形，誘発筋音図の応用例について解説する．

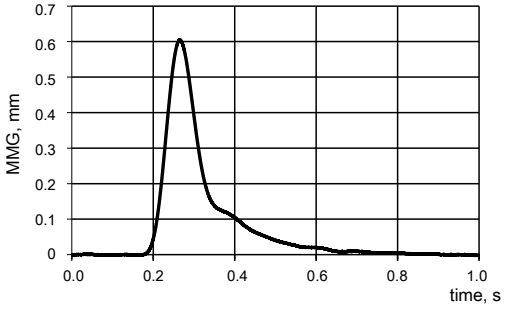
2. 誘発筋音図の単収縮波形

2.1 変位筋音波形と加速度筋音波形

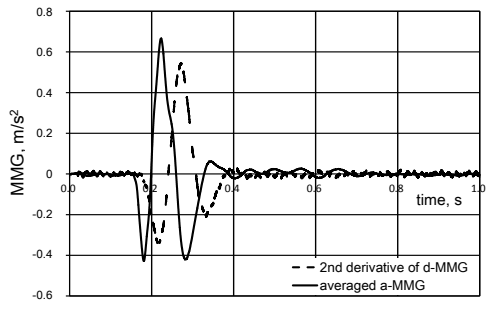
筋音図を計測するトランスデューサについては，国内外では圧電型加速度計による加速度 MMG と，コンデンサマイクロフォンやレーザー変位計による変位 MMG に大別されるようである．随意収縮のバンドパスフィルタは，低域 2 ～ 5[Hz]，高域 100 ～ 200[Hz] が使用されているが，電気刺激による誘発筋音図ではより周波数帯域は広くなる．研究者によって，低域は 1 ～ 2[Hz]，高域は 100 ～ 2000[Hz] と差があるが，少なくとも高域は 500 ～ 1000[Hz] を考慮する必要がある [3)]．三田は誘発筋音図の場合，0.1 ～ 1000[Hz] を推奨している [4)]．

図 1 は上腕二頭筋を電気刺激して得られた MMG の単収縮波形である．同図 (a) はレーザー変位計で得られた変位 MMG 波形，同図 (b) は圧電型加速度計で得られた加速度 MMG 波形である．また同図 (b) の破線は (a) の変位 MMG 波形を二階微分して得られた波形で，位相は異なるもののほぼ同様な波形が得られていることがわかる．単収縮波形では，潜時や持続時間，ピーク振幅，周波数成分などが解析の対象とされる．

筋腹上で同図 (a) のような単収縮波形が得られた場合で



(a) 変位 MMG 波形



(b) 加速度 MMG 波形と変位 MMG 波形の二階微分波形

図 1　変位 MMG 波形と加速度 MMG 波形

2012 年 10 月 4 日受付
† 〒 700-8558 岡山県岡山市北区鹿田町 2-5-1
岡山大学大学院 保健学研究科 検査技術科学分野
岡 久雄
Tel：086-235-6884　Fax：086-235-6884
E-mail：hoka@md.okayama-u.ac.jp

あっても，同筋の遠位側や腱への連結部分などでは，必ずしも同様な正方向の波形（上に凸）が得られるわけではなく，下に凸の波形が得られることもある[5]．すなわち，筋のどの部位においても同時に筋音図の正方向の単収縮波形が得られるわけではなく，筋の幾何学的な構造（羽状角を含め），筋の粘弾性，運動単位の支配様相などが影響する．

2.2 誘発筋音図に基づく力学モデル

筋音図の発生機序としては，筋が収縮する際にその径が側方へ拡大変形するときに生じる圧力波に基づく側方拡大説，筋の中心部部位の粗大な横方向の動きによって発生する筋全体の側方振動説などが提唱されている．これまで，骨格筋の力学モデルとしては，収縮要素と直列弾性要素からなる二要素モデル以来，多くのモデルが提案されている．一方，筋音は筋が収縮する際に体表面で測定できる振動であり，筋の機械的な特性を反映していると考えられる．

宇佐美らは，誘発筋音図に対して，筋の側方拡大説に基づいて，入力を神経の電気刺激，出力を筋音とする系の伝達関数を同定し，筋の力学モデルを提案している[6]．図 2 は，右前脛骨筋を被験筋とし，総腓骨神経を経皮的に電気刺激したときの（加速度）誘発筋音波形である．被験者は座位で膝関節角を 90[°] とし，大腿部と膝上，およびつま先をベルトで固定している．同図では前処理によって原波形（点線）からむだ時間のデータが取り除かれ，出力信号（実線）は刺激直後に発生している．この系を表現する 6 次系伝達関数の力学モデルが図 3 である．これは，筋の収縮方向と径方向および皮下脂肪と皮膚の粘弾性を考慮したもので，力発生要素による収縮力 f(t) を入力，皮膚の変位 x(t) を出力としている．

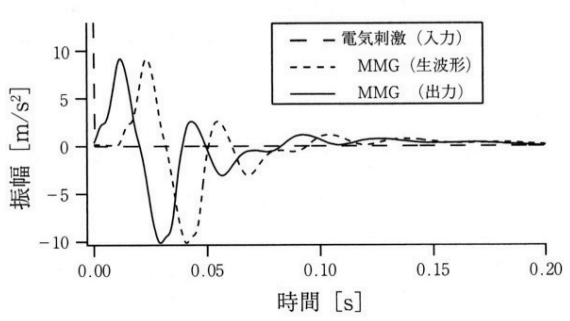


図 2　電気刺激と加速度 MMG（文献 6 より）

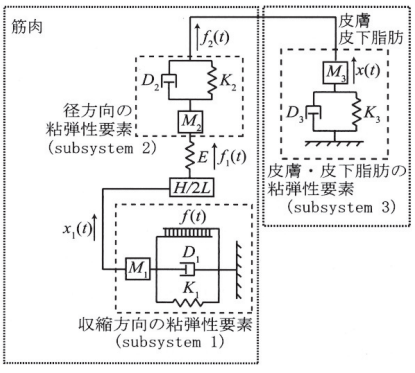


図 3　6 次系の筋力学モデル（文献 6 より）

3. 筋線維タイプが異なる場合の単収縮波形

筋収縮の基本単位である運動単位（MU）は大きく三つのタイプに分けられる．すなわち，遅筋線維（ST）を支配し，収縮速度が遅く発揮張力が小さい S-MU と，速筋線維（FT）を支配し，収縮速度が速く発揮張力が大きい F-MU があり，さらに耐疲労特性から FF-MU（疲労しやすい）と FR-MU（疲労しにくい）に分類される．異なる運動単位を刺激した時の誘発筋音波形はかなり異なることが報告されている．

図 4 はラットの腓腹筋 (GC: gastrocnemius)，中間広筋 (VI: vastusintermedius)，ヒラメ筋 (SOL: soleus) を電気刺激して得た，変位筋音図の単収縮波形である[7]．ラットの腓腹筋は速筋線維優位（一般的な速筋線維含有率は 97％[8]），ヒラメ筋は遅筋線維優位（同 16％），中間広筋は速筋線維（同 39％）と遅筋線維が共に含まれる筋である．ラットは自律神経系麻酔薬 inactin (T-133, Sigma) を使用して麻酔し，皮膚を切開して被験筋を露出させ，末梢側の腱を切断し，最大発揮張力が得られる筋長で固定した．さらに被験筋の支配神経以外は全て切断し，脊髄からの反射を遮断し，保温マット上でパラフィンプールに入れた．電気刺激はパルス幅 1[ms]，単極負極性の矩形波で，全 MU を発火させる電流値とした．変位 MMG の測定には CCD 型レーザー変位計 (LK-G155，KEYENCE) を使用し，被験筋の中央部で測定した．変位 MMG 信号は，300[Hz] の low pass filter を通し 2[kHz] でサンプリングした．

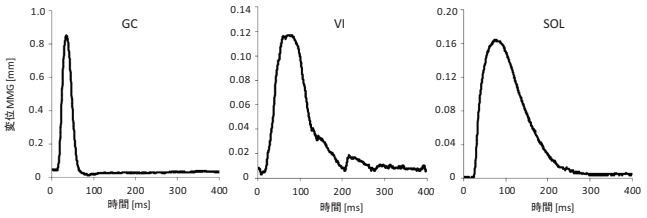


図 4　腓腹筋，中間広筋，ヒラメ筋の変位筋音 MMG の単収縮波形（文献 7 より著者改変）

一般に FF-MU は S-MU よりも神経支配比が大きく，発揮張力が大きい．一方，各運動単位の単収縮波形は筋断面積と相関があり，発生張力が大きいほどより大きな筋表面の変形が生じるので，同図に示すように，FF-MU 優位の GC の振幅が最も大きく，また SOL の振幅が最も小さくなっていることがわかる．また，一般に速筋線維は遅筋線維よりも筋の表層に分布しており，F 型運動単位が収縮した場合にはより大きな皮膚表面の変形をもたらすと考えられる．図 5 は単収縮の CT，$RT_{50\%}$，$RT_{10\%}$ の定義である．CT は変位 MMG の立ち上がりから最大値に到達するまでの時間，$RT_{50\%}$，$RT_{10\%}$ は単収縮の変位 MMG が最大値 (100%) から，それぞれ 50%，10% に減少するまでに要する時間であり，表 1 は図 4 より求めた各筋の結果である．単収縮の持続時間は GC，VI，SOL の順に大きくなることがわかる．

また，同表より CT，$RT_{10\%}$ における GC vs VI を除いて，各筋間で有意差が認められた．同様な実験を行った Bichler も，振幅，CT，$CT_{50\%}$，$RT_{50\%}$ の 4 つのパラメータにおいて，F 型運動単位と S 型運動単位との間ですべて有意差があると報告している [9]．さらに，単収縮時の筋音図の振幅は運動単位の発揮張力を反映し，また，より張力変化の速度に依存するとしている．

4. 強縮過程における誘発筋音波形

筋を連続的に電気刺激すると，その刺激周波数の増加に伴って単収縮後の弛緩が戻らず，不十分な筋線維収縮の融合（fusion）が生じる（不完全強縮）．さらに周波数を増加させると，完全強縮の状態になる．このような筋張力の変化は，皮膚表面で測定される変位筋音図においても同様に見られ，筋電図にはない筋音図固有の重要な特性である．

筋音図の振幅変化は筋張力の変化を反映しているとされるが，これについては詳細な検討が行われている [10]．足関節を底屈 20[°]，膝関節 90[°] で総腓骨神経を電気刺激し，

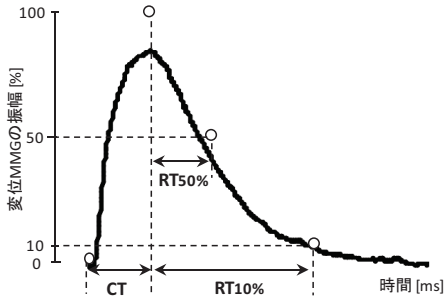


図 5　変位 MMG の単収縮波形における CT，$RT_{50\%}$，$RT_{10\%}$（文献 7 より）

表 1　GC,VI,SOL の CT，$RT_{50\%}$，$RT_{10\%}$（文献 7 より著者改変）

muscles	CT [ms]	$RT_{50\%}$ [ms]	$RT_{10\%}$[ms]
GC	38.5±7.7	27.3±12.9	97.4±45.1
VI	44.3±7.8	50.1±15.4	122.0±33.4
SOL	85.8±22.7	80.3±18.0	168.6±41.5
Kruskal-Wallis H-test, Student-Newman-Keuls test			
GC vs VI	NS	*	NS
VI vs SOL	**	**	**
SOL vs SOL	**	**	*
	*p<0.05, **<0.01		

前脛骨筋から張力および加速度筋音図を導出し，10[ms] の刺激間隔で回数を重ねた場合，二回連続刺激を異なる刺激間隔で加えた場合についてそれぞれ検討している．この結果では必ずしも刺激回数の増加および刺激間隔の増加に伴う筋張力の変化を筋音図が反映しておらず，この刺激条件下では筋の短縮量変化や短縮速度変化が影響していることを示唆している．

図 6 はラットの腓腹筋に対し，刺激周波数を徐々に増加させて得た変位筋音図，筋張力，加速度筋音図である．変位筋音図や筋張力の波形を見ると，刺激周波数が増加するにつれて徐々に fusion が生じる様子がわかる．また fusion が進むにつれて，変位筋音図や筋張力の変動成分の振幅は徐々に小さくなっていく．これは加速度筋音図においても同様で，振幅が小さくなっていく．Stokes らも同様の結果を報告しており，さらに fusion の進行に伴って筋電図の振幅には変化が見られないが，積分筋電図は増大すると報告している [11]．

強縮時の筋張力と刺激周波数の関係については，fusion index (FI) が単収縮時に 0% を，完全強縮時に 100% を示すことから，強縮の進行度合いを簡単に評価できる指標として提案されている [12]．さらに FI と刺激周波数の関係を示す FI – frequency curve (FFC) は，筋線維の構成比によってその特性が異なることから，筋線維タイプ別の強縮特性の解明に役立つと考えられる．

図 7 に示すように，変位筋音図における FI% は電気刺激時の単収縮波形の最小値 (a) と最大値 (b) を用いて，以下のように定義される．

$$FI = (a / b) * 100(\%) \qquad (1)$$

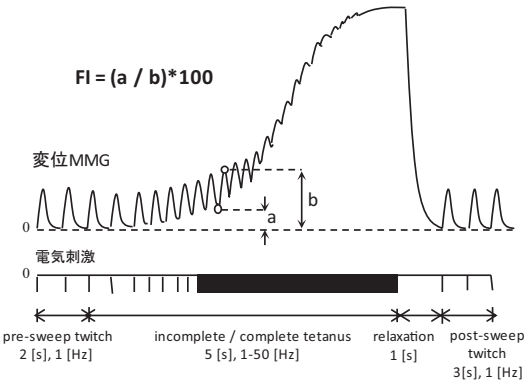


図 7　変位 MMG 波形の強縮過程（文献 7 より）

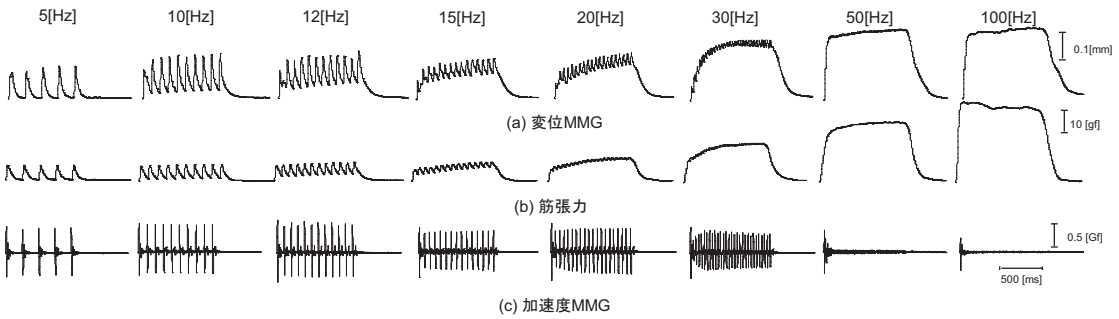


図 6　ラット腓腹筋を電気刺激したときの変位 MMG，筋張力，加速度 MMG

このFIと刺激周波数の関係を示すFFCはS字形状を示し，刺激周波数の増加に伴う強縮の進行度の推移を反映する．

図8は1～50[Hz]まで対数的に刺激周波数を増加させて，不完全および完全強縮を起こした場合の，ラットの腓腹筋(GC)，中間広筋(VI)，ヒラメ筋(SOL)のFFCである．測定例数は，それぞれ6例，7例，6例，平均体重は248±68[g]である[13]．ラットの実験手技は前節と同様である．電気刺激はパルス幅1[ms]の単極負極性矩形波を用い，1秒間隔に2回の単収縮を誘起した後(pre-sweep twitch)，5秒間に1～50[Hz]まで対数的に刺激周波数を増加させた．さらに，sweep刺激による筋疲労の有無を確認するために，1秒間の休息の後(relaxation)，再び3回の単収縮を誘発した(post-sweep twitch)．刺激強度は電気刺激によって全MUを発火させる電流値とし，変位MMGの測定にはCCD型レーザー変位計を使用し，2[kHz]でサンプリングした．

同図より，いずれの筋においてもS字形状のFFCが得られていることがわかる．S-MU優位のヒラメ筋では低い刺激周波数域から不完全強縮を引き起こす一方，F-MU優位の腓腹筋では高い刺激周波数域で不完全強縮が誘起されることがわかる．不完全強縮は一定頻度以上の電気刺激によって，筋小胞体から放出されるCa^{2+}量が回収されるCa^{2+}量を上回ることで誘発される．Ca^{2+}の回収速度は筋小胞体の含有量に依存し，またその筋小胞体量は速筋線維の方が有意に多いことから，筋線維別に不完全強縮の進行する周波数が異なるのはCa^{2+}の回収速度が関係すると考えられる．

さらに，S字形状を示すFFCを表現するために，二つのパラメータを持つシグモイド関数による数理モデルが提案され，これらのパラメータと前述の単収縮におけるCTや$RT_{10\%}$，$RT_{50\%}$との関係について論じられている[13]．また，Orizioは三極カフ電極を使って電気刺激を行い，異なる運動単位の発火頻度や動員数について詳細に報告しているので，参照していただきたい[14]．

5. 誘発筋音図の応用例

誘発筋音図を利用した基礎的研究や臨床研究報告は多くはないが，神経筋疾患の臨床診断や治療評価へ応用した例（研究段階も含め）などへの応用例を紹介する（詳細は後述の「臨床医学への応用」を参照されたい）．

5.1 脱神経の評価－腰椎根損傷および腓骨神経麻痺－

腰椎根損傷／腓骨神経麻痺を示す患者に，前脛骨筋の運動点刺激を行って，脱神経による神経終末や終板，筋線維の機能変化を評価できることを示唆している（後述）．

5.2 横隔膜，呼吸の評価

第7，8肋間の体表面上に貼付し，横隔神経を呼息末期の安静弛緩時に，経皮的に最大上電気刺激を行って誘発したときの臨床評価が試みられ，また呼吸機能パラメータ（肺活量，努力性肺活量，1秒率）との関係についても報告がある（後述）．

一方，慢性呼吸不全患者と軽症肺気腫患者の筋音図と最大吸気時口腔内圧を測定し，筋音図の最大振幅が口腔内圧と相関が認められ，特に慢性呼吸不全患者では健常者と比較して明らかな振幅減少が認められたという報告もある．さらに，鼻腔内圧と横隔膜筋音図のスペクトルの関係について，同一被検者内では5～80[Hz]の帯域で強い相関が，

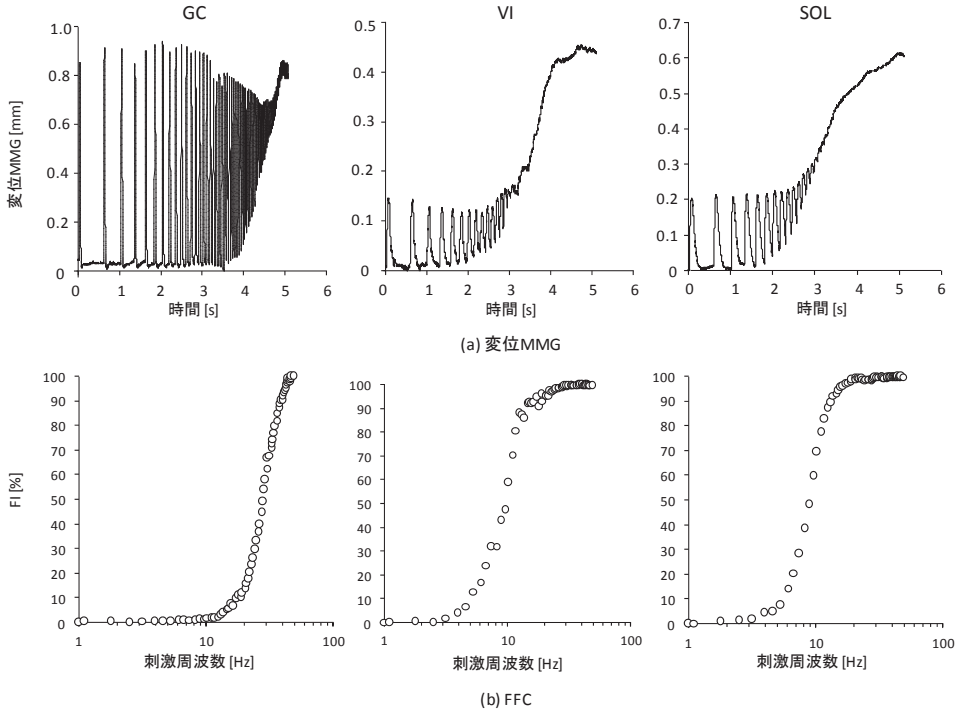


図8　GC,VI,SOLにおける(a)変位MMG，(b)FFC（文献7より著者改変）

被検者間では 10 ～ 20[Hz] 帯が最も相関が強かった．両者の関係は 10 ～ 40[Hz] において強く，特に 10 ～ 20[Hz] 帯は優れた指標になると示唆している [15,16].

5.3 筋弛緩のモニター

気管挿管時や手術時に筋弛緩薬を投与した場合，および回復時の適切な筋弛緩モニターとして，誘発筋音図を用いる報告がある [17]．電気刺激を行うのは顔面の皺眉筋，下肢の短拇指屈筋，上肢の拇指内転筋，小指球筋，第一背側骨間筋などで，それぞれの部位によって筋弛緩薬に対する反応も異なる．電気刺激は，① 0.1 ～ 0.2[ms] 幅の矩形波の単一刺激，②単一刺激を 2[Hz] で 4 回繰り返す四連刺激（4 回目の 1 回目に対する反応の比を四連反応比：TOFR と定義），③ 50[Hz] で 5 秒間のテタヌス刺激 3 秒後から 1[Hz] の単一刺激（収縮した回数をポストテタニックカウントと定義），④ 750[ms] の間隔で 50[Hz] の短い二つのテタヌス刺激であるダブルバースト刺激などである．

5.4 下肢のむくみの評価

下肢のむくみ評価に誘発筋音図を適用した例がある [18]．被験者は水平台上で 30 分間安静状臥位をとった後，膝関節を 0[˚]，左足関節を 10[˚] 背屈して足部を筋力測定機に固定し，左膝窩の脛骨神経を 1[ms] 幅の矩形波で最大上刺激して，下肢底屈筋の単収縮を得ている．立位保持 90[min] 前後で，足関節最大底屈力低下，および筋音図（加速度の二階積分）潜時の遅延と，細胞外水分比の増加（むくみの発生）との間に有意な相関が見られたことから，むくみにおける不快感（重さ，だるさ，痛さなど）との関係について論じている．

5.5 賦活後増強（PAP）を用いた筋線維組成分析

短時間の最大筋収縮力の持続後に観察される単収縮の増大現象：賦活後増強（post-activation potentiation：PAP）は特に速筋線維において顕著である．12 名の健常者の上腕二頭筋において，最大随意収縮後に経皮的電気刺激を行い，（加速度）MMG-PAP と force-PAP を測定したところ，有意な相関を認めた．筋疾患者群 16 名，その他神経疾患者群 16 名，健常者コントロール群として 25 名で同様の実験を行ったところ，筋疾患者群の MMG-PAPA は他群に比べて有意に低下し，特に筋炎を含む非筋ジストロフィー患者は，筋ジストロフィー患者と比して有意に低下し，筋ジストロフィー患者の MMG-PAP は他の神経疾患患者およびコントロール群との差を認めなかったとしている [19].

その他にも前述の FFC で定義されたシグモイド関数のパラメータを用いて，筋の疲労やトレーニングを評価した報告もあるので参照されたい [20].

6. おわりに

誘発筋音図は，筋線維あるいは運動単位のタイプによって単収縮波形の振幅や収縮時間，弛緩時間などが異なる．また，刺激周波数を増加させると動員される運動単位が増え，筋張力の場合と同様，筋音図においても波形の融合や強縮の様子を知ることができる．今後，基礎研究だけでなく臨床現場やフィールドワークで使用しやすい筋音センサが普及することによって，さらに応用が進むことを期待する．

参考文献

1) 吉武康栄 , 篠原 稔 : 筋音図の発生機序と運動制御分野での応用性について , システム／制御／情報 , 54(8), 327-331, (2010).
2) 三田勝己 : 筋音図法の基礎と応用 (2) －誘発筋音図と筋の機械的特性－ , 臨床脳波 , 44(9), 595-607, (2002).
3) Barry, D.T.: Vibrations and sounds from evoked muscle twitches, Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 32, 35-40, (1992).
4) 三田勝己 : 筋音図法の基礎と応用 (1) －概要と計測・解析－ , 臨床脳波 , 44(8), 532-542, (2002).
5) Kaczmarek, P., Celichowski, J., et al.: The image of motor units architecture in the mechanomyograohic signal during the single motor unit contraction: in vivo and simulation study, J. Electromyogr. Kinesiol., 19(4), 553-563, (2009).
6) 宇佐美洋佑 , 宮原佐和 , 内山孝憲 : 誘発筋音図の伝達関数の同定と筋力学特性の刺激頻度依存性の解析への応用 , バイオメカニズム 21, 195-205, 慶應義塾大学出版 , (2012).
7) 渡辺彰吾 , 北脇知己 , 岡 久雄 : 変位筋音図の Fusion index 曲線と筋線維構成比との関係 , バイオメカニズム 20, 207-216, 慶應義塾大学出版 , (2010).
8) Delp, M.D. and Duan, C.: Composition and size of type I, II A, II D/X and II B fibers and citrate synthase activity of rat skeletal muscle, J. Appl. Physiol., 80, 261-270, (1996).
9) Bichler, E.: Mechanomyograms recorded during evoked contractions of single motor units in the rat medial gastrocnemius muscle, Eur. J. Appl. Physiol., 83, 310-319, (2000).
10) Ohta,Y., Shima, N. and Yabe, K.: The effect of summation of contraction on acceleration signals in human skeletal muscle, J. Electromyogr. Kinesiol., 20(5), 1007-1013, (2010).
11) Stokes, M.J. and Cooper, R.G.: Muscle sounds during voluntary and stimulated contractions of the human adductor pollicis muscle, J. Appl. Physiol., 72, 1908-1913, (1992).
12) Celichowski, J. and Grottel, K.: The relationship between fusion index and stimulation frequency in the tetani of motor units in rat medial gastrocnemius, Archives Italiennes de Biologie, 133, 81-87, (1995).
13) Watanabe, S., Kitawaki, T. and Oka, H.: Mathematical equation of fusion index of tetanic contraction of skeletal muscles, J. Electromyogr. Kinesiol., 20(2), 284-289, (2010).
14) Orizio, C.: Muscle sound: Bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies, Critical reviews in biomedical engineering, CRC PRESS, 201-243, (1993).
15) 足立仁志 , 西村敏弘 , 井形 勉 : 慢性呼吸不全患者における横隔膜誘発筋音図測定の試み , 薬理と臨床 , 15(5), 529-

535, (2006).
16) 足立仁志 , 中野 博 : SniffManeuver 時横隔膜誘発筋音図解析における関心周波数帯域の検討 , 薬理と臨床 , 20(5), 287-292, (2010).
17) 仁田原慶一 , 杉 共之 , 比嘉和夫 : 筋弛緩のモニター法, 麻酔 , 57(7), 824-830, (2008).
18) 須藤元喜 , 上野加奈子 , 矢田幸博 , 武貞征孝 , 赤滝久美 : 下肢の細胞外水分貯留と筋収縮 , 日本生理人類学会誌 , 16(2), 96-98, (2011).
19) Ng, A.R., Arimura, K., Akataki, K., Mita, K., Higuchi, I. and Osame, M.: Mechanomyographic determination of post-activationpotentiation in myopathies, Clinical Neurophysiology, 117, 232–239, (2006).
20) 岡 久雄 , 北脇知己 , 岡本 基 , 市橋則明 , 吉田正樹 : 変位筋音図の計測と小型変位 MMG センサの開発 , バイオメカニズム 21, 219-230, 慶應義塾大学出版 , (2012).



岡　久雄（おか ひさお）

1978 年岡山大学工学部工学研究科修士課程（電気工学専攻）修了．1988 年工学博士（大阪大学）．1978 年より岡山大学工学部電気工学科助手，同講師，助教授を経て，1999 年岡山大学医学部保健学科教授，現在に至る（2007 年より大学院保健学研究科に改組）．2001 年 8 月から 2002 年 6 月までリンシェピン大学（スウェーデン）文部科学省在外研究員．骨格筋の収縮機能の評価，福祉・介護機器の開発，皮膚や筋の粘弾性計測等に従事．バイオメカニズム学会，日本生体医工学会，計測自動制御学会，IEEE 等の会員．