解　説

随意収縮時の筋音図特性

三田勝己[1†]，赤滝久美[2]
[1] 星城大学大学院，[2] 大阪電気通信大学

要旨：本稿「随意収縮時の筋音図特性」では随意に力を発揮した際の筋音図の時間領域特性および周波数領域特性について述べた．時間領域特性では，主として上腕二頭筋や大腿四頭筋を対象として，収縮強度にともなう筋音図の振幅が①直線的に増大する，②曲線的あるいは指数関数的に増大する，③ 70 ～ 80[%MVC] まで増大した後に平坦化あるいは減少することを述べた．周波数領域特性では，筋音図の周波数スペクトルの決定因子，および運動単位発火頻度・力関係と筋音図について解説した．また，上腕二頭筋を中心に筋音図の周波数パラメータ特性に関する従来の報告を概観した．さらに，筋音図が運動単位の活動様式を反映する様相を紹介し，筋音図がもつ魅力的な特性を示した．

キーワード：筋音図，随意収縮，振幅，周波数，運動単位活動様式

1. はじめに

随意筋収縮時に体表面で記録される筋電図は活動する筋線維の電気的活動（筋活動電位）の総和を示すことは周知のところである．筋音図についても筋線維の機械的活動の総和を反映すると考えられる．特に随意収縮時の筋音図は筋自体の収縮特性のみならず，神経系による力調節機構をも反映する．本稿では，力発揮にともなう筋音図の振幅および周波数パラメータの変化について述べる．さらに，筋音図が運動単位（motor unit: MU）の活動様式を反映する様相を解説し，筋音図がもつ最も魅力的な特性を示した．

2. 力発揮にともなう筋音図の振幅変化

筋音図が力の大きさによって変化することは，1810 年 Wollaston [1] が指を耳に入れて筋音図を聴取する簡単な実験によって示唆している．今日まで，筋音図の振幅と力との関係（MMGamp/F 関係）が上腕二頭筋，大腿四頭筋を始めさまざまな筋を対象に様々な力レベルについて詳細に調べられてきた．図 1 はその典型例であり，上腕二頭筋の力を 10[%MVC] づつ増加させた時の筋音図をピエゾ接触型センサで記録した生波形である [2]．従来の報告を概観すると，MMGamp/F 関係は，①力の増加にともなって最大の力レベルまで直線的に増大，あるいは，②曲線的に増大，また，③一定の力レベルまで増加し，その後に平坦化あるいは減少するタイプに大別される．

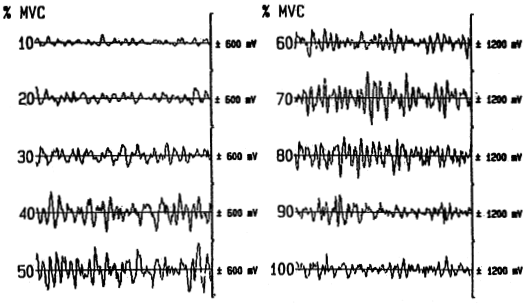


図 1　10[%MVC] ごとのステップ収縮時の筋音図の記録例．
10~50[%MVC] と 60~100[%MVC] で記録ゲインが異なる．
(Orizio et al. 1990 より引用) [2]

2.1 上腕二頭筋

上腕二頭筋に関する MMGamp/F 関係は当初，Lammert et al. (1976) [3]，Oster and Jaffe (1980) [4]，Barry et al. (1985) [5] によって報告された．Lammert et al. は，筋音図の振幅を RMS 値の対数で表すと相対筋力 [%MVC] との関係が緩やかな S 字曲線を描くことを観察した．しかし，筋音図の振幅を対数値で表したのはこの報告のみであり，他の報告との比較が難しい．Oster and Jaffe の報告では 10[kg] までの負荷に対して直線関係がみられ，一方，Barry et al. は 10[kg] までの範囲で約 2 ～ 7[kg] で概ね直線，全体的には非直線であると報告した．なお，力レベル 10[kg] は上腕二頭筋の場合約 50[%MVC] あるいはそれ以下であり，最大力レベル（100[%MVC]）までの関係をみたものではない．

その後，力レベル全域にわたる MMGamp/F 関係が調べられ，研究者によって様々な形状が報告されている．すなわち，① 100[%MVC] まで直線的に増加する [6]（図 2）．② 100[%MVC] まで曲線的に増大し，その形状は二次曲線によって最もうまく記述されるが，直線あるいは指数曲線によっても十分近似されうる [7]（図 3）．③ 80[%MVC] まで二次曲線で近似されるが，それ以上の力レベルでは減少し，100[%MVC] では最大値の約半分になる [8]（図 4）．Akataki et al. [9] はランプ状に連続的に筋収縮を行った際の MMGamp/F 関係を検討し，Orizio et al. [8] の報告と類似した関係を得た．一方，筋電図（EMG）に関する振幅と力の関係はいずれの

2012 年 10 月 4 日受付
† 〒 476-8588 愛知県東海市富貴ノ台 2-172
星城大学大学院
三田 勝己
E-mail : mita@seijoh-u.ac.jp

報告においても 100[%MVC] まで直線的あるいは二次曲線的な増加を示し，一定の力レベルからの平坦化や減少傾向はみられない．

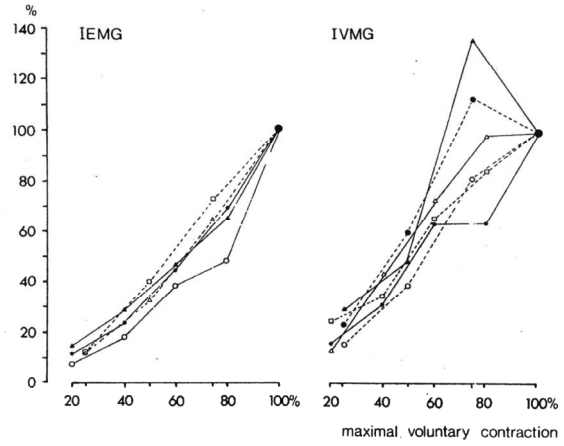


図 2　上腕二頭筋の筋電図（左図）および筋音図（右図）と力との関係．(Zwalts and Keidel 1991 より引用) [6]

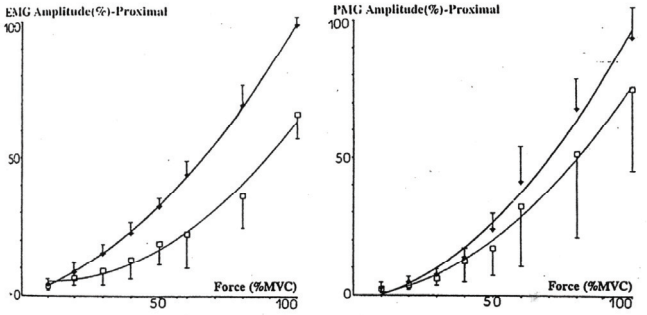


図 3　上腕二頭筋の筋電図（左図）および筋音図（右図）と力との関係．(Maton et al. 1990 より引用) [7]

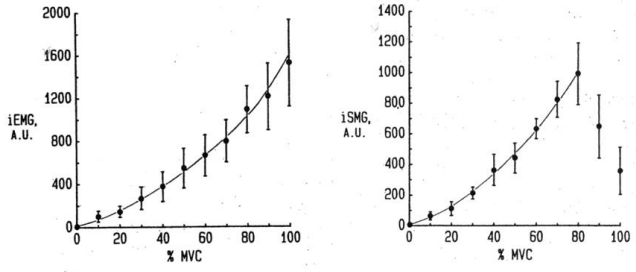


図 4　上腕二頭筋の筋電図（左図）および筋音図（右図）と力との関係．(Orizio et al. 1989 より引用) [8]

2.2 大腿四頭筋

大腿四頭筋は大腿直筋，外側広筋，内側広筋，中間広筋の 4 つの筋から構成される．ところが，数多く報告されている大腿四頭筋の MMGamp/F 関係は，大半が大腿直筋の体表面上に置いたトランスデューサから記録した筋音図をもとに求めたものであり，その意味において主として大腿直筋の MMGamp/F 関係をみていることを考慮しておく必要がある．

大腿四頭筋の MMGamp/F 関係を最初に報告したのは Lammert et al. [3] であり，この報告で興味深いのは，外側広筋の筋線維組成が極端に違う被検者（遅筋線維の比率が 27，36％と 69，83％の 2 群）間で MMGamp/F 関係が大きく異なっていたが，この特徴について詳細な議論はなされていない．しかし，彼らの報告では筋音図の振幅を RMS 値の対数で表現しているので，他の関連報告との比較が難しい．

大腿四頭筋の MMGamp/F 関係は，①直線的に増加するタイプと，②一定の力レベルまで増加した後に平坦化あるいは減少するタイプが報告されている．Stokes and Dalton [10,11] と Zhang et al. [12,13] は MMGamp/F 関係が直線的であることを示している．しかし，Stokes and Dalton の報告をみると，70[%MVC] 以上の大きな力レベルでは振幅増加の割合（増分）が減少する傾向がみられる（図 5）．Zhang et al. は様々な膝関節角度（30，60，90[˚]）での MMGamp/F 関係を調べ，何れの関節角度でも直線関係を報告している．Ebersole et al. [14,15] も MMGamp/F 関係と膝関節角度（25，50，75[˚]）との関連を調べており，関節屈曲角度が小さい場合には直線関係がみられるが，屈曲角度が大きくなるにともなって大きな力レベルで直線関係が平坦化する傾向を認めている．一定の力レベルまで増加した後に平坦化あるいは減少するタイプについては Metheson et al. [16] も報告している（図 6）．特にこの MMGamp/F 関係は 40[%MVC] からの増加傾向が急峻になり，80 ～ 100[%MVC] で平坦化さらには減少がみられる．

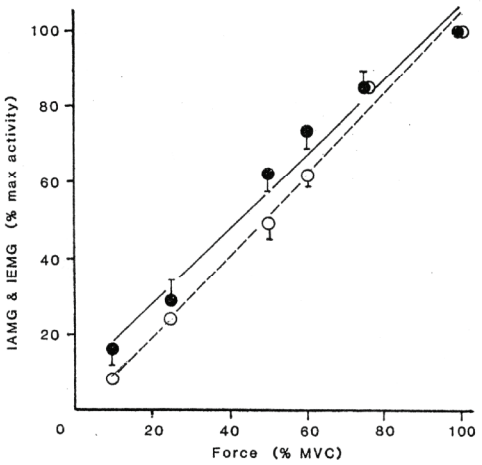


図 5　大腿四頭筋の筋電図（○）および筋音図（●）と力との関係．(Stokes & Dalton 1991 より引用) [11]

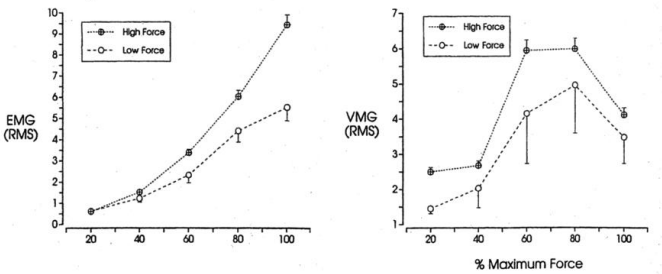


図 6　大腿四頭筋の筋電図（左図）および筋音図（右図）と力との関係．(Matheson et al. 1997 より引用) [16]

Akataki et al. [17] は，大腿四頭筋の MMGamp/F 関係が単調に増加するタイプと増加後に平坦化あるいは減少するタイプが混在することを示している（図 7）．その理由として，大腿四頭筋が羽状筋であり，筋線維の走行が筋の長軸と平行でなく，さらには体表面に貼付したトランスデューサ面と平行にならないことに注目した．その結果，筋音図記録には筋線維の側方への動きのみならず，長軸方向への短縮の影響が含まれると推察した（図 8）．さらに，筋収縮が強くなると羽状角が大きくなるため，その影響はより大きくなる．そこで，2 つの振動トランスデューサを大腿四頭筋の体表面と脛骨粗面に貼付してそれぞれ側方への動き（筋音図）と長軸方向の動きを記録し，コヒーレンス関数を利用したスペクトル分解法を用いて，筋音図記録に含まれる長軸成分の混入を除去した．図 9 はスペクトル分解前後の 2 群の MMGamp/F 関係である．MMGamp/F 関係は 70[%MVC] まで曲線的な増加を示し，その後減少する傾向が全ての被検者で認められる．このように，より正確な MMGamp/F 関係を確立するための課題の一つとして，特に大腿四頭筋のような羽状筋への対策が必要である．

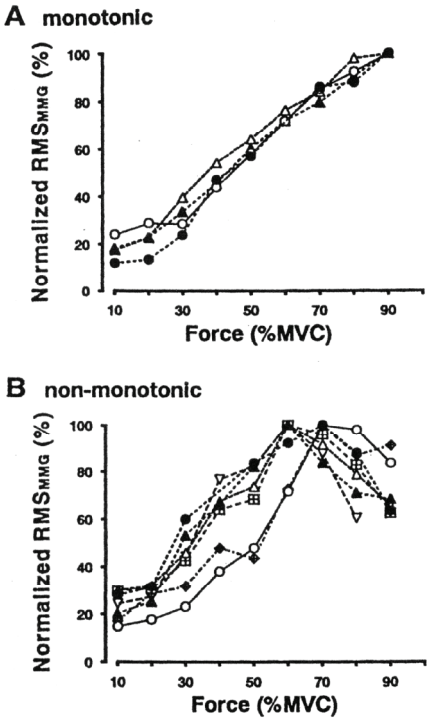


図 7　被検者ごとの筋音図の振幅と力の関係．漸増するタイプ（A）と増加に続いて減少するタイプ（B）が混在．(Akataki et al. 1999 より引用) [17]

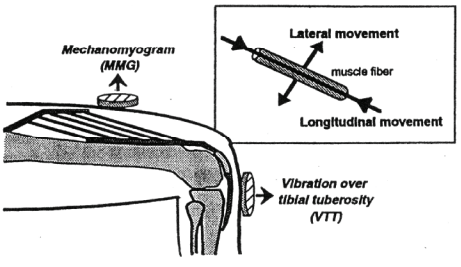


図 8　筋の構造的模式図とトランスデューサの貼付位置（大腿四頭筋の体表面と脛骨粗面）．(Akataki et al. 1999 より引用) [17]

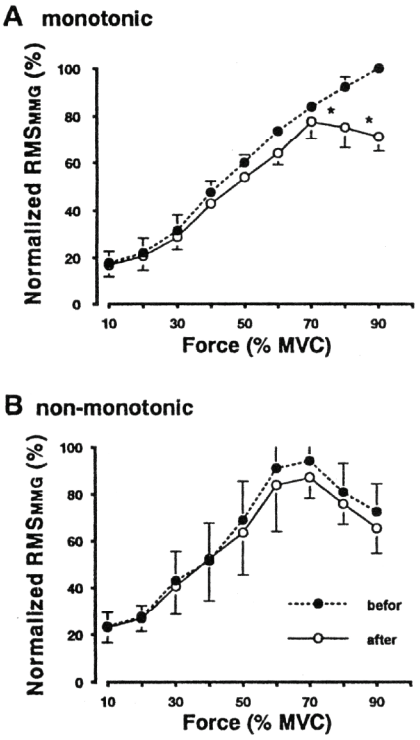


図 9　スペクトル分解処理前後の筋音図の振幅と力の関係．振幅は分解処理前の最大値で規格化．●は処理前，○は処理後を示す．(Akataki et al. 1999 より引用) [17]

2.3 その他の筋（母指内転筋，脊柱起立筋）

Stokes and Cooper [18] は，母指内転筋の MMGamp/F 関係が曲線的な変化を示すことを報告したが，これが二次曲線で表されるかどうかは述べられていない．母指内転筋の筋音図は大きな力レベルで共同筋（第一背側骨間筋，母指対立筋，短母指屈筋）の影響を受ける可能性があるが，これを制限することは難しい．また，筋電図についても力との間に類似した関係があると報告されている．

Stokes et al. [19] は，腰脊柱起立筋を 10 秒間で 100[%MVC] に達するランプ状の等尺性収縮を行い，二次曲線の MMGamp/F 関係を示した．一方，筋電図はより直線関係の方がフィットするようであった．

3. 力発揮にともなう筋音図の周波数変化

筋音図の周波数に関する最初の記述は Wollaston [1] の報告にみられる．彼は筋収縮時に聴取した音を一定間隔で刻み目をつけた板を棒で擦って発生させた音や一定の形で列んだ石畳を舗道馬車が通り過ぎる音と比較して，これが 14 ～ 36[Hz] の周波数をもつとの結論に到達した．しかし，スペクトル解析法を用いた筋音図の周波数に関する本格的な研究がみられるのは 1970 年代以降である．こうした研究の大半は上腕二頭筋からの筋音図を対象としている．

3.1 筋音図のスペクトル形状

（1）スペクトル形状の決定要因

随意収縮時の表面筋電図のスペクトルが 2 つの要因から構成されることはよく知られている [20]．すなわち，第 1 の要因は単一の運動単位（MU）が発生する活動電位（MUAP）の形状であり，第 2 の要因は MUAP の発生頻度（発火頻度）である．特に MUAP の形状が表面筋電図のスペクトルの全般的な形（包絡線）を規定する（図 10）．なお，MUAP の形状は MU のタイプ（遅筋型，速筋型）によって異なるが，運動単位の発火頻度が変化しても個々の MUAP の形状は変化しない．

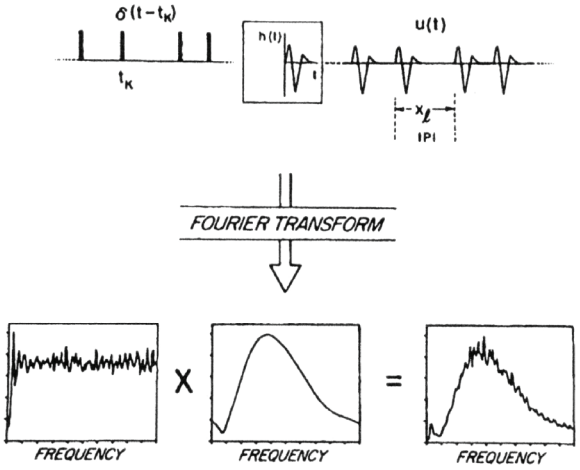


図 10　上段：運動単位の活動電位列モデル．下段：対応するパルス列（左），活動電位（中央），活動電位列（右）のフーリエ変換．(Basmajian and De Luca 1985) [20]

ところで，筋の収縮は常に MUAP と関連をもつので，筋電図のスペクトル解析を筋音図へ拡張することは論理的に可能であると思われる．つまり，筋音図のスペクトルに関しても 2 つの要因によって構成されると考えられる．一方は筋電図と同じ MU の発火頻度であり，他方は単一 MU の活動に起因する筋音図（以下，MU 筋音図：MU-MMG と呼ぶ）の形状である．そして，後者が筋音図スペクトルの包絡線を規定すると想定される．しかしながら，前述した「筋音図の概要，5. 基本特性」で述べた筋収縮の融合課程の理論を援用すると，MU への刺激頻度が低く，単収縮状態が分離される状態であれば，MU-MMG は一定の形状を維持できる．ところが，刺激頻度を上げると強縮が進行し，MU-MMG は融合状態に陥り，その振幅が減少する．その結果，本来の MU-MMG の形状は著しく変形することになり，そのスペクトルの形も大きく変化する．従って，筋音図のスペクトルが単一単収縮時の MU-MMG の形状によって規定されるとは必ずしもいえない．さらに，遅筋型の MU-MMG の持続時間は速筋線維に比べて長いので，臨界融合頻度は低く，融合の影響は低い発火頻度から起きることになる．

（2）MU の発火頻度 / 力関係と筋音図

筋音図のスペクトルを理解する上で，MU の発火頻度と力との関係 [21] が重要な手がかりを与える．図 11 (a) は前脛骨筋をランプ状に収縮させた時の MU の発火頻度と力の関係を模式的に示している．MU は力の増加にともなって 3 つの特徴的な上昇域を示す：動員直後の急速上昇域（第 1 域），その後の緩慢域（第 2 域），前領域よりもさらに急峻な上昇域（第 3 域）．これと類似した関係は上腕二頭筋の MU の発火頻度についても報告されている [22]．

また，MU はそれが動員される力レベルの閾値によっても 3 群に分類される：低閾値群（20[%MVC] 以下で動員），中閾値群（20–50[%MVC]），高閾値群（50[%MVC] 以上）[23]．低閾値の MU は多くが遅筋線維を支配する MU であり，中閾値および高閾値の MU は速筋を支配する MU である．高閾値の MU は低閾値の MU と比べて動員時の初期発火頻度は高く，それ自身の発火頻度 / 力関係の第 1 域の傾斜はより急峻になる．また，いずれの MU の発火頻度も動員閾値とは関係なく，先に動員された MU の軌跡に近づき，最大の力レベルで同じ発火頻度に収束する傾向をもつ [21,23]．従って，動員された MU 全体の平均的な発火頻度と力関係は，低閾値の MU がたどる関係と類似した 3 つの上昇域を示すと考えられる．

図 11 (b) は個々の MU に起因する筋音図（MU-MMG）が力の増加にともなってどのような挙動を示すかを模式的に推察している．低閾値の MU1 が動員され，力の増加にともなって発火頻度が上昇すると，MU1-MMG は融合が進み，徐々に振幅が減少する．引き続きより動員閾値の高い MU2

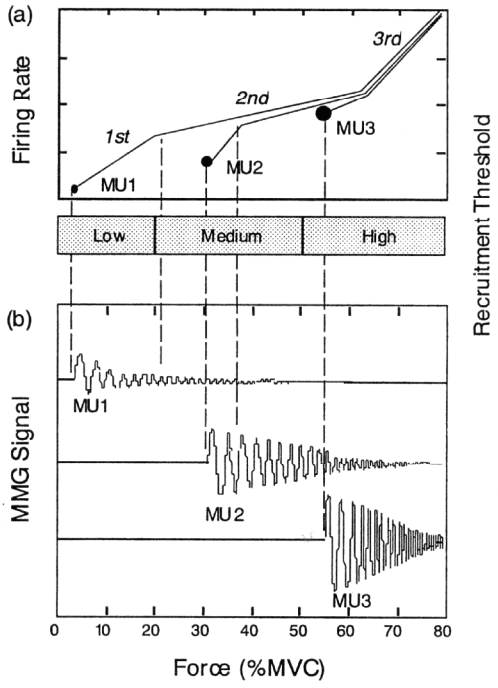


図 11　(a) 力の増加にともなう運動単位の発火頻度の軌跡と関連する動員閾値の模式的表現．下部のブロックは動員閾値による運動単位の分類を示す．
(b) 各運動単位の活動に起因する筋音図（MU-MMG）の模式的変化．(Clamann 1970 [22]; De Luca and Erim 1994 [21]; Erim et al. 1996 [23] を基に作図）

が活動すると，MU1-MMG と MU2-MMG の空間的な集合として観察される筋音図は MU2-MMG の関与がより大きい．さらに力レベルが大きくなって MU3 が動員されると，筋音図として記録される信号は MU3-MMG の寄与が最も大きく，次いで MU2-MMG，MU1-MMG の成分によって構成されることになる．従って，筋音図のスペクトルが MU-MMG の形状を反映するとすると，その力レベルで最も最後に動員された MU-MMG の形状をより反映することになる．また，より高い閾値の MU はサイズも大きく，より大きな振幅とより急峻な MU-MMG を発生するので，集合波形である筋音図への関与はさらに大きくなると考えられる．なお，こうした MU の活動と MMG のスペクトルの関係は一つの仮説であり，今後の検証が必要とされる [9]．

3.2 周波数パラメータ

上述したように，随意収縮時の筋音図の周波数に関する解釈や規定因子が明らかにされていない段階で，周波数情報から生理学的な解析を進めることはあまり適切でない．しかし，従来の報告をみると，各種の周波数パラメータ（平均周波数，メジアン周波数，ピーク周波数）が MU の平均発火頻度の間接的な指標として使われている．そこで，従来の報告にみられる周波数パラメータの範囲を知っておくことは重要であるので，以下に紹介する．なお，筋音図はトランスデューサに依存して導出される物理量（変位・速度・加速度）が異なる．その結果，測定された筋音図信号の周波数成分が異なり，当然，周波数パラメータ値にも反映されることに注意する必要がある．

（1）上腕二頭筋

1980 年代までの報告では，特定の力レベルでの筋音図の周波数帯域やピーク周波数が調べられている．Lammert et al.[3] は，加速度計で記録した筋音図をスペクトル解析し，軽度の収縮（10[%MVC]）では 70[Hz] 以下，最大収縮（100[%MVC]）では 100[Hz] 以下の周波数帯域をもち，収縮力の増加に伴ってピーク周波数がより高い周波数へ移行することを報告している．しかし，ピーク周波数の値そのものには触れていない．Wee and Ashley [24] は，手掌に 2.3[kg] の重り（約 10[%MVC] に相当）を置いて上腕二頭筋からピエゾ接触型センサによって筋音図を測定した結果，ほとんどの成分が 60 あるいは 70[Hz] 以下に存在した．また，20[Hz] 以下に幾つかのスペクトルピークが出現し，その最大ピークは 11.3[Hz] にみられ，これ以外にも補足的なピークが 7.2[Hz] と 16.2[Hz] に現れた．Rhatigan et al. [25] は，マイクロフォン型トランスデューサを使って最大随意収縮時の筋音図のピーク周波数を求め，健常者の男女間，60 歳前後間で差が無く，被検者全員の平均は 13.9 ± 4.1[Hz] であったと報告している．これらの結果は軽度の力と最大筋力では筋音図の帯域がそれぞれ約 70[Hz] から 100[Hz] とシフトし，また，ピーク周波数が約 10[Hz] から最大収縮時で 5[Hz] 程度高くなることを示した．

Maton et al.[26] は，発揮筋力を 10[%MVC] から 100[%MVC] まで 10[%MVC] づつ段階的に増大させ，コンデンサマイクで測定した筋音図の平均周波数の変化を報告している．そこでは力の増加にともなって 100[%MVC] まで平均周波数の上昇がみられ，それは 15.5 ± 3.6[Hz] から 22.2 ± 3.4[Hz] まで変化した（図 12）．また，その上昇率は 30[%MVC] まで大きかった．Orizio et al. [27] が接触型センサを使って同様な測定を行った結果，平均周波数は 20[%MVC] 以下の力で約 11[Hz] であり，80[%MVC] で 15[Hz]，100[%MVC] で 22[Hz] まで増大した（図 13）．また，パワースペクトル形状は力の増加にともなって拡大し，さらに 30[%MVC] 以上では 2 つの周波数域が認められ，多峰傾向は 70[%MVC] 以上でより明確になった．15 ～ 45[Hz] 域（速筋線維の MU の発火頻度域）と 4 ～ 45[Hz] 域（遅筋・速筋線維の MU の発火頻度域）のパワー比を計算すると，約 20%（20[%MVC]）から約 55%（100[%MVC]）まで変化した．一方，Akataki et al. [9] が加速度計で測定した筋音図では，5 ～ 80[%MVC] の間で平均周波数に約 15 ～ 40[Hz] の変化（約 2.5 倍）がみられ，コンデンサマイクや接触型センサ（共に変位を反映）による値と比べると大きかった．これは記録された体表面振動の物理量の違いに起因し，同じ振動を記録しても加速度計

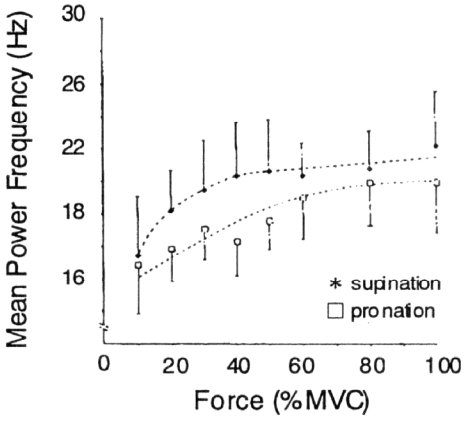


図 12　上腕二頭筋の筋音図の平均周波数と力との関係．前腕を回外位（＊）と回内位（□）で比較．（Maton et al. 1990 より引用）[26]

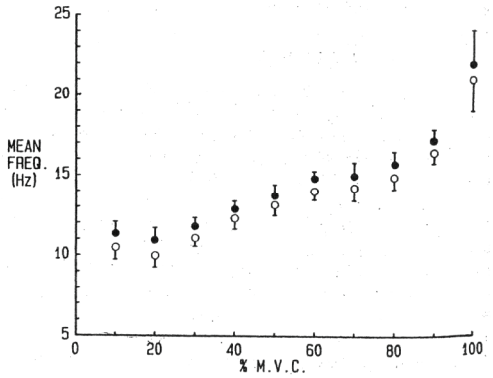


図 13　上腕二頭筋の筋音図の平均周波数と力との関係．スペクトル推定に FFT 法（●）と MEM 法（○）を用いている．(Orizio et al. 1990 より引用) [27]

の方がより高い周波数を含んでいるためと考えられた．

（2）その他の筋

Zhang et al. [12] は，大腿四頭筋から加速度計で記録した筋音図を分析し，20[%MVC] から 80[%MVC] の間で平均周波数が 6[Hz] から 24[Hz]，ピーク周波数が 9[Hz] から 19[Hz] へと増大したと報告した．Keidel and Keidel [28] は，ピエゾ接触型センサを使って咬筋，上腕二頭筋，手関節伸筋，前脛骨筋の筋音図の周波数を分析している．等尺性随意収縮時（咬筋と手関節伸筋は最大収縮，上腕二頭筋と前脛骨筋は 10[N] の負荷），1 ～ 20[Hz] 帯域で大きなパワーの増大が認められ，20 ～ 80[Hz] 帯域にも増加がみられた．

4. 筋音図と運動単位活動様式

上述したように，Orizio et al. [8] は上腕二頭筋を対象に 100[%MVC] まで広範囲の筋音図を調べ，筋音図の振幅と力との関係（MMGamp/F 関係）が 0 ～ 80[%MVC] の範囲において二次曲線で表され，それ以上の力レベルでは減少することを報告している（図 4 参照）．MU の活動様式との関わりについて，80[%MVC] までの力レベルでは MU の動員と発火頻度が筋音図の漸増をもたらし，80[%MVC] 以上では MU の高発火頻度による筋線維強縮と筋のスティフネスの増大が筋音図を減少させたと推察している．しかし，筋音図と力との関係を求めるために，力を 10[%MVC] あるいは 20[%MVC] 毎にステップ状に変化させて測定をおこなっているため，力レベルの分解能が低く，詳細な関係を説明できない．そのため，Akataki et al.[9] は力発揮をランプ状に連続して行わせ，さらに得られた非定常な筋音図を時間周波数解析することによって，極めて力分解能の高い MMGamp/F 関係を報告している（図 14）．

図 15 は筋音図の RMS 振幅および平均周波数と力との関係を示している（RMS/F 関係，MPF/F 関係）．RMS 振幅は初期の 5[%MVC] と比べると約 4 倍変化している．また，60[%MVC] まで漸増し，その後大きく減少する．平均周波数は 15 ～ 40[Hz] まで変化（約 2.5 倍）している．その変化過程は，30[%MVC] まで比較的急峻に上昇し，それは 30 ～ 50[%MVC] の間で緩やかになる．その後，50[%MVC] 近傍で一時的な低下がみられ，60[%MVC] 以上でさらに急激に上昇している．図 15 の破線は RMS/F 関係および MPF/F 関係を微分した比率曲線を示している．この曲線を手がかりに，両関係の変曲点の力レベルを定義する．すなわち，A1 は RMS/F 関係の比率曲線がゼロレベルと交叉する力レベル（20[%MVC]）であり，その直前 12 ～ 20[%MVC] の間で RMS 振幅の僅かな一時的な減少がみられる．RMS 振幅の最大は 60[%MVC] で検知され，これを A2 と定義する．MPF/F 関係の比率曲線は力レベル F1（30[%MVC]）まで大きな正の変化を示し，その後概ね一定となる．力レベル F2（51[%MVC]）から平均周波数の一時的な低下が始まり，それは力レベル F3（60[%MVC]）から急激に増加する．なお，力レベル F3 は A2 と一致している．

このように筋音図と力との関係は 4 つの変曲点を示し，これより 5 つの力領域（RA ～ RE）が定義される（図 16）．以下，それぞれの力領域における筋音図の特徴と MU の活動様式について解釈する．

4.1 領域 RA（20[%MVC] 以下）

RMS 振幅は非常に緩やかに増加した後，僅かな一時的な低下を示す．一方，平均周波数は急速に上昇する．MU の

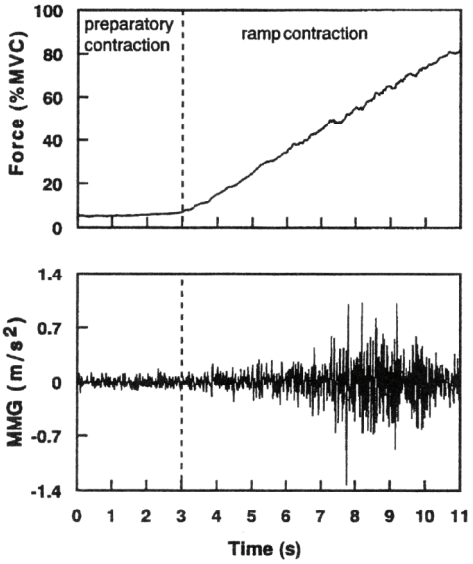


図 14　上腕二頭筋のランプ状収縮時の力（上段）と筋音図（下段）の記録．(Akataki et al. 2001 より引用)[9]

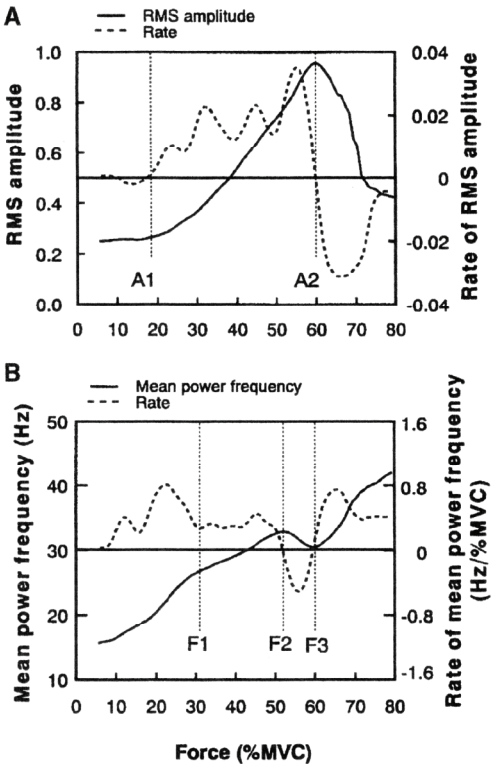


図 15　力変化にともなう筋音図の RMS 振幅 (A) と平均周波数 (B)．実線は RMS 振幅および平均周波数の変化，破線はそれらの比率曲線を示す．(Akataki et al. 2001 より引用)[9]

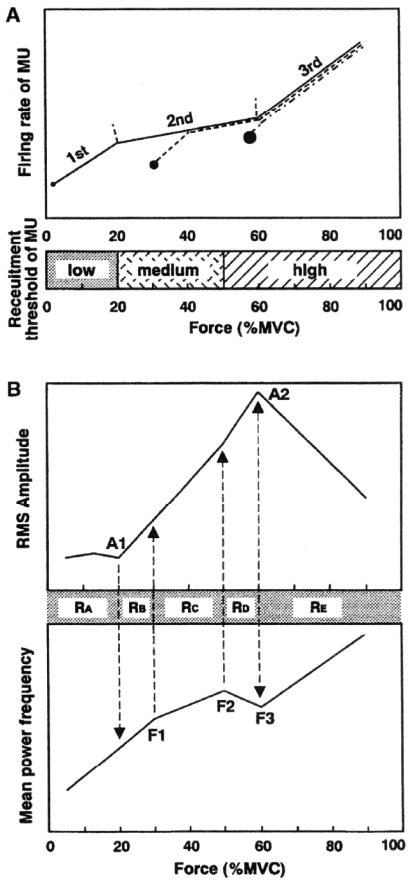


図 16　A: 力の増加にともなう運動単位の発火頻度の軌跡と関連する動員閾値の模式的表現．下部のブロックは動員閾値による運動単位の分類を示す．
B: 筋音図の RMS 振幅 / 力関係および平均周波数 / 力関係の模式的モデル．(Akataki et al. 2001 より引用) [9]

発火頻度 / 力関係（2.1 (2) 参照）をみると，その第 1 域は遅筋線維を支配する MU（ST-MU）が新たに動員され，それらの発火頻度が急峻に上昇する力領域である [23]．この ST-MU の活動が筋音図の RMS 振幅の緩やかな増大と平均周波数の急速な上昇をもたらしたと考えられる．

Stokes and Cooper [18] や Orizio et al. [29] の誘発筋音図の研究によれば，筋音図の減少が 5[Hz] 刺激から始まり，10[Hz] 以上では明確になる．この知見は ST-MU の単収縮が低い力レベルでも融合を始めることを示唆する．従って，20[%MVC] 直前の筋音図の僅かな減少は ST-MU の融合の始まりと関連をもつと思われる．

4.2 領域 RB（20 ～ 30[%MVC]）

この領域は RMS 振幅の漸増の開始から平均周波数の急速な上昇の終了までの力レベルと定義される．ST-MU は大半が 25[%MVC] 以下で動員され，それ以上の力発揮には速筋を支配する MU（FT-MU）の動員が必要となる [30]．特に 30[%MVC] 以上では，既に動員された ST-MU の発火頻度の上昇に加えて，FT-MU の著しい動員が起きる [31]．従って，領域 RB は新たに動員される MU が ST-MU から FT-MU へ移行し始める力レベルであると考えられる．

4.3 領域 RC（30 ～ 50[%MVC]）

RMS 振幅は引き続き増大するが，平均周波数の上昇は緩やかになる．大きな機械的なパワーをもつ FT-MU が優勢に動員されるので，RMS/F 関係の傾斜は領域 RB の傾斜を引き継ぐ．厳密に言えば，領域 RC の傾斜は RB よりも急峻である．

領域 RC で新たに動員された FT-MU は，「MU の発火頻度 / 力関係におけるそれ自身の第 1 域」において発火頻度を大きく上昇させる．その後，その発火頻度は既に動員されている ST-MU の軌跡に近づく [23]．この FT-MU の初期発火頻度は既に領域 RA や RB で動員された MU の初期発火頻度より高い．しかし，領域 RC のある力レベルで個々の MU の発火頻度を同時に比較すると，新たに動員された FT-MU の発火頻度の方が低い．従って，領域 RC の平均周波数の緩やかな上昇は，より大きな機械的なパワーと低い発火頻度をもつ FT-MU に大きく影響を受けるとすれば解釈される．

4.4 領域 RD（50 ～ 60[%MVC]）

この領域では平均周波数の一時的な低下と RMS 振幅の僅かではあるが加速化がみられる．Kukulka and Clamann [32] は，上腕二頭筋について新たに動員される MU の数が 50[%MVC] 以上になると著しく減少すると報告している．そこで，50[%MVC] 以上の力を発揮するためには，動員される個々の MU がより大きな単収縮力を発生しなければならない．それらは IIb 型の FT-MU かもしれない．この推察は RMS 振幅が僅かながら加速化することから支持されるかもしれない．

領域 RA から RC で既に動員された大半の MU の発火頻度は，領域 RD になると「MU の発火頻度 / 力関係の第 2 域」の軌跡に収束する [21,23]．領域 RD において，高い動員閾値，大きな機械的パワー，低い初期発火頻度をもつ IIb 型の FT-MU が新たに動員されたとすると，そこで活動している MU の平均的な発火頻度は低下する．結論として，領域 RD の MU の基本的な活動様式は先行する RC と同じであるかもしれない．そして，平均周波数の一時的な低下は，領域 RC の延長線上で MU のより活動的な挙動を反映しているかもしれない．しかし，領域 RD の筋音図特性を明らかにするためにはさらなる研究が必要である．

4.5 領域 RE（60[%MVC] 以上）

この領域は RMS 振幅の漸減と平均周波数の最終的な上昇として定義される．MU の発火頻度の最終的な上昇は，全ての MU が動員された力レベル以上で始まる [21]．そこでは力発揮のために発火頻度がより優勢な役割を果たす．同時に，MU の機械的活動は高発火頻度に因って融合傾向が進行し，筋音図の減少をもたらす．さらに，筋内圧や筋スティフネスの増大といった機械的な要因もこの領域 RE の筋音図の挙動に影響を及ぼすと考えられる [29,33,34]．

参考文献

1) Wollaston, W.H.: The Croonian Lecture. Part 1. On the duration of muscular action, Philos. Trans. R. Soc. London., 100, 2-5, (1810).
2) Orizio, C., Perini, R., Diemont, B., Figini, M.M. and Veicsteinas, A.: Spectral analysis of muscular sound during isometric contraction of biceps brachii, J. Appl. Physiol., 68, 508-512, (1990).
3) Lammert, O., Jorgensen, F. and Einer-Jensen, N.: Accelerometermyography (AMG) I. method for measuring mechanical vibrations from isometrically contracted muscles, Biomechanics, V-A, 152-158, (1976).
4) Oster, G. and Jaffe, J.S.: Low frequency sounds from sustained contraction of human skeletal muscle, Biophys J, 30, 119-128, (1980).
5) Barry, D.T., Geiringer, S.R. and Ball, R.D.: Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue, Muscle Nerve, 8, 189-194, (1985).
6) Zwarts, M.J. and Keidel, M.: Relationship between electrical and vibratory output of muscle during voluntarycontraction and fatigue, Muscle Nerve, 14, 756-761, (1991).
7) Maton, B., Petitjean, M. and Cnockaert, J.C.: Phonomyogram and electromyoram relationships with isometric force reinvestigated in man, Eur. J. Appl. Physiol, 60, 194-201, (1990).
8) Orizio, C., Perini, R. and Veicsteinas, A.: Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man, Eur. J. Appl. Physiol, 58, 528-533, (1989).
9) Akataki, K., Mita, K., Watakabe, M. and Itoh, K.: Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle, Eur. J. Appl. Physiol, 84, 19-25, (2001).
10) Stokes, M.J. and Dalton, P.A.: Acoustic myography for investigating human skeletal muscle fatigue, J. Appl. Physiol, 71, 1422-1426, (1991).
11) Stokes, M.J. and 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).
12) Zhang, Y.T., Frank, C.B., Rangayan, R.M. and Bell, G.D.: A comparative study of simultaneous vibromyography and electromyography with active human quadriceps, IEEE Trans Biomed Eng, 39, 1045-1052, (1992).
13) Zhang, Y.T., Frank, C.B., Rangayyan, R.M. and Bell, G.D.: Relationship of the vibromyogram to the surface electromyogram of the human rectus femoris muscle during voluntary isometric contraction, J. Rehabil. Res. & Develop, 4, 395-403, (1996).
14) Ebersole, K.T., Housh, T.J., Johnson, G.O., Evetovich, K.T., Smith, D.B. and Perry, S.R.: The effect of leg flexion on the mechanomyographic responses to isometric muscle action, Eur. J. Appl. Physiol., 78, 264-269, (1998).
15) Ebersole, K.T., Housh, T.J., Johnson, G.O., Evetovich, T.K., Smith, D.B. and Perry, S.R.: MMG and EMG responses of the superficial quadriceps femoris muscles, J. Electromyograph Kinesiol, 9, 219-227, (1999).
16) Matheson, G.O., Maffey-Ward, L., Mooney, M., Ladly, K., Fung, T. and Zhang, Y.-T.: Vibromyography as a quantitative measure of muscle force production, Scand. J. Rehab. Med., 29, 29-35, (1997).
17) Akataki, K., Mita, K. and Itoh, Y.: Relationship between mechanomyogram and force during voluntary contractions reinvestigated using spectral decomposition, Eur. J. Appl. Physiol., 80, 173-179, (1999).
18) 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).
19) Stokes, I.A.F., Moffroid, M.S., Rush, S. and Haugh, L.D.: Comparison of acoustic and electrical signals from erectores spinae muscles, Muscle Nerve, 11, 331-336, (1988).
20) Basmajian, J.V. and De Luca, C.J.: Muscles Alive, 5th edn, William and Wilkins, Baltimore, (1985).
21) De Luca, C.J. and Erim, Z.: Common drive of motor units in regulation of muscle force, Trends Neurosci, 17, 299-305, (1994).
22) Clamann, H.P.: Activity of single motor units during isometric tension, Neurology, 20, 245-260, (1970).
23) Erim, Z., De Luca, C.J., Mineo, K. and Aoki, T.: Rank-ordered regulation of motor units, Muscle Nerve, 19, 563-573, (1996).
24) Wee, A.S. and Ashley, R.A.: Vibrations and sounds produced by sustained voluntary muscle contraction, Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 29, 333-337, (1989).
25) Rhatigan, B.A., Mylrea, K.C., Lonsdale, E. and Stern, L.Z.: Investigation of sounds produced by healthy and diseased human muscular contraction, IEEE Trans. Biomed. Eng., 33, 967-971, (1986).
26) Maton, B., Petitjean, M. and Cnockaert, J.C.: Phonomyogram and electromyoram relationships with isometric force reinvestigated in man, Eur. J. Appl. Physiol., 60, 194-201, (1990).
27) Orizio, C., Perini, R., Diemont, B., Figini, M.M. and Veicsteinas, A.: Spectral analysis of muscular sound during isometric contraction of biceps brachii, J. Appl. Physio., 68, 508-512, (1990).
28) Keidel, M. and Keidel, W.D.: The computer-vibrography as a biometric process in studying muscle function, Biomed. Technik., 34, 107-116, (1989).
29) Orizio, C., Solomonow, M., Baratta, R.V. and Veicsteinas, A.: Influence of motor units recruitment and firing rate on the soundmyogram and EMG characteristics in cat gastrocnemius, J. Electromyograph Kinesiol, 2, 232-241, (1993).
30) Gollnick, P.D., Karlsson, J., Piehl, K. and Saltin, B.: Selective

glycogen depletion in skeletal muscle fibers of man following sustained contractions, J. Physiol, 241, 59-69, (1974).
31) Gydikov, A. and Kosarov, D.: Some features of different motor units in human biceps brachii, Pflugers Arch, 347, 75-88, (1974).
32) Kukulka, C.G. and Clamann, H.P.: Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions, Brain Res., 219, 45-55, (1981).
33) Barry, D.T. and Cole, N.M.: Muscle sounds are emitted at the resonant frequencies of skeletal muscle, IEEE Trans. Biomed. Eng., 37, 525-531, (1990).
34) Sadamoto, T., Bonde-Petersen, F. and Suzuki, Y.: Skeletal muscle tension, flow, pressure, and EMG during sustained isometric contractions in humans, Eur. J. Appl. Physiol., 51, 395-408, (1983).

三田 勝己（みた かつみ）

1967 年岐阜大学工学部電気工学科卒業．1969 年名古屋大学医学部生理学教室，1970 年日本電気㈱，1974 年愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所，2004 年川崎医療福祉大学医療情報学科，2008 年星城大学大学院健康支援学研究科，現在に至る．(1) 筋音図の計測技・解析法の開発と筋収縮機構の生理学研究，(2) 障害児・者の在宅ケアを支える ICT システムの開発と情報ネットワーク基盤の構築，(3) 重症心身障害児施設入所者の疾病，障害，生活機能に関する疫学研究などに従事．工学博士．

赤滝 久美（あかたき くみ）

1984 年日本女子体育大学体育学部卒業．同年愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所助手，1995 年愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所研究員，2005 年大阪電気通信大学医療福祉工学部教授，現在に至る．筋音図法による筋機能の解析に関する研究などに従事．博士（学術）