解　説

筋疲労評価への筋音図の応用

伊東保志[1†]，渡壁　誠[2]
[1]愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所，[2]北海道教育大学教育学部旭川校

要旨：筋疲労は，筋持久力の反対の意味を持つものであり，筋力と並び筋機能を特徴づける重要な特性の一つである．筋音図は，本特集の他稿で述べられた基本的な特性に加え，筋疲労および疲労に至るプロセスにおいて特徴的な挙動を示すことから，筋疲労研究における有効な手段として期待される．本稿「筋疲労評価への筋音図の応用」では，まず，筋疲労の定義と筋音図の関係を述べ，次いで，筋疲労に伴う誘発筋音図の変化と疲労困憊に至る随意収縮時の筋音図について解説した．

キーワード：筋音図，筋疲労，運動単位活動様式

1. はじめに

筋疲労は筋の最も重要な特性の一つであり，動物やヒトによる多くの実験的研究がなされてきた．筋疲労はしばしば「要求された力を維持できない状態」と定義される[1)]．また，「要求された力の維持とは別に，発揮可能な最大の力が低下した状態」と定義されることがある[2)]．これは「最大随意筋力以下の力維持を要求されているとき，その力レベルを維持できたとしても，その時々における最大筋力は漸減する」という事実に基づく．そこでは，要求される最大下の力が維持できなくなる前から，筋の収縮機能の低下を補償するために運動単位の活動様式に変化が生じている．本稿では，筋疲労あるいは疲労に至るプロセスにおいて，筋音図（Mechnomyogram, MMG）がどのような挙動を示し，また，その筋音図から筋の機械的な特性や運動単位活動様式の変化を述べる．特に，誘発筋音図は，疲労に伴う筋の機械的な特性の変化を調べるために有効である．一方，随意運動時の筋音図は疲労に伴う神経系の補償機構を探ることができる．まずは，筋疲労の定義と筋音図の関係を述べ，次いで，疲労に伴う誘発筋音図の変化，および随意収縮時の筋音図について解説する．

2. 筋疲労と筋音図

筋疲労（muscle fatigue）は，生理学的には筋の力発生能力の減衰である．随意収縮は，大脳皮質の運動野への興奮入力からエネルギー供給に依存するアクチンとミオシンの結合－解離反応に至るまでの様々な過程に関与される．筋疲労の原因となる機能的な変化はそれぞれの過程で生じるが，それらを厳密に分離特定することは難しい．筋疲労は，その原因が複雑多岐であるため様々な角度からの分類がなされており，そのひとつとして，中枢性疲労と末梢性疲労に大別される[3)]．中枢性疲労は，脳と脊髄の中枢神経系に起こる機能低下を要因とする疲労である．また，末梢性疲労は，末梢，すなわち運動神経から張力発生までの系に起こる機能低下を要因とする疲労をいう．

中枢性疲労は，①筋に対し直接的あるいは間接的に最大上電気刺激を行うと，随意的な最大発揮張力以上の誘発張力が得られること，②被験者の最大努力で発揮された張力が経時的に低下していく過程において，超最大努力によってそれ以上の張力が得られないこと，の二つの項目を満たす状態であることが前提となる[1,4)]．また，その発現は，運動神経への神経駆動の減弱であり，動員される運動単位の数の減少および発火頻度の低下が起こる．加えて，Bigland-Reichie らの長年の研究成果により，運動の動機づけ要素のほかに，固有受容覚からの求心性情報も中枢性疲労に関与することが知られている．

末梢性疲労は，末梢神経，神経筋接合部および筋における機能低下が要因である．すなわち，神経インパルスの伝達速度の低下，興奮収縮連関の機能低下，エネルギー供給能力の低下などの結果として，筋の発生張力の減弱が起こる．

末梢性疲労に関する研究では，筋への直接的電気刺激や支配神経を介した間接的電気刺激がよく用いられる．これは中枢性疲労の影響を排除することが目的であるが，同様の理由で，電気刺激によって誘発された筋音図は，末梢性疲労によって生じる筋の機械的特性の変化を反映することが予想される．また，最大下での随意運動中，中枢性疲労に先んじて末梢性疲労が発生した場合，要求された力を保持するために様々な補償作用が起こる．このことは筋電図を用いた従来の疲労研究によって明らかにされており，動員される運動単位の漸増[5)]，運動単位の発火頻度の変化[6,7)]，運動単位間の発火の同期化[8,9)]などが報告されている．特に，筋膜脱分極が高頻度で行われたことによる筋細胞膜外のナトリウムイオンの枯渇によってもたらされる筋活動電位伝導速度の低下は “high frequency fatigue” と呼ばれ，これに関連して活動電位持続時間の延長と筋収縮・弛緩速度の

2012 年 10 月 4 日受付
† 〒 480-0392　愛知県春日井市神屋町 713-8
愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所
伊東　保志
Tel：0568-88-0811　Fax：0568-88-0829
E-mail：ya-itoh@inst-hsc.jp

低下が生じるため，強縮に必要な運動神経からのインパルス頻度も平行して低下することも知られている[10,11]．そして，近年，筋疲労の進行に伴う，このような運動単位活動様式の変化を筋音図によって推定する試みが行われている．

3. 誘発筋音図による評価

3.1 筋疲労と誘発筋音図～運動単位のタイプによる違い～

Bichler & Celichowski [12] は，運動単位レベルの筋音図を導出するために，ラットの内側腓腹筋を対象とし，その支配神経である坐骨神経を単一運動単位になるように細かく分割し，個々の運動単位に対して電気刺激を行っている．運動単位標本の作製方法については割愛するが，運動単位は，遅筋線維を支配する S-MU（S 型運動単位），易疲労性の速筋線維を支配する FF-MU，抗疲労性の速筋線維を支配する FR-MU のいずれかであることが同定され，各運動単位に対して電気刺激による不完全強縮の疲労テストが行われている．テストの手順は以下のようである．

疲労前テスト：1[Hz], 10[s]（単収縮）→ 10[s] 休息→
40[Hz], 325[ms]（不完全強縮）→ 10[s] 休息→
150[Hz], 200[ms]（完全強縮）→ 10[s] 休息→
1[Hz], 10[s]（単収縮）
疲労テスト　：40[Hz], 325[ms]（14pulse）を 1[s] 毎に 180[s] 間繰り返し
疲労後テスト：1[Hz], 10[s]（単収縮）

表 1　各運動単位の疲労テスト前後の単収縮張力と筋音図の特徴パラメータ値

MU	Fatigue	T	CT	HRT	Amp	Time	MF
FF	pre	94.9±40.4*	17.2±3.0*	26.6±8.6*	10.0±5.2*	25.8±7.2	15.7±4.7
	post	52.1±33.4	15.2±2.9	19.7±5.8	6.2±2.9	25.9±7.5	1.69±5.9
FR	pre	31.5±20.3	17.8±2.9	22.7±4.5	3.4±1.9	18.5±6.4	14.6±6.4
	post	29.3±18.9	17.0±2.6	23.9±6.9	3.3±1.6	16.2±7.2	13.2±4.3
S	pre	3.7±0.9	30.2±8.4	40.4±11.5	0.4±0.6	14.9±7.8	12.3±0.2
	post	4.2±1.3	28.5±8.2	46.3±17.2	0.36±0.62	15.5±7.4	12.2±0.1

T[mN]：単収縮張力，CT[ms]：収縮時間，HCT[ms]：1/2 収縮時間，Amp[mV]：MMG 開始からピークまでの振幅，Time[ms]：MMG 開始からピークまでの時間，MF：MMG パワースペクトルのピーク周波数．*：P<0.05．（Bichler & Celichowski 2001 を改変）[12]

表 1 は疲労テスト前後の単収縮の特性を示している．FF-MU が単収縮張力の振幅，収縮時間，1/2 弛緩時間および筋音図の振幅に有意差を示したが，FR-MU はその差がない．S-MU については標本数が少なかったので統計解析が行われなかったが，テスト前後に差がないことは明らかである．なお，テスト前の完全強縮張力は標本平均でみると，FF-MU が 189[mN] で単収縮の約 2 倍，FR-MU が 121[mN] で約 4 倍，S-MU が 36[mN] で約 10 倍である．

疲労テスト中の収縮特性の変化が図 1 に示すパラメータによって調べられ，図 2 にテスト期間 180[s] にわたる F1 と MMG1（A 図）および F13 と MMG13（B 図）の変化が 10[s] ごとにプロットされている．F1 と MMG1 は最初の刺激による反応であり，単収縮の大きさを反映するといえる．

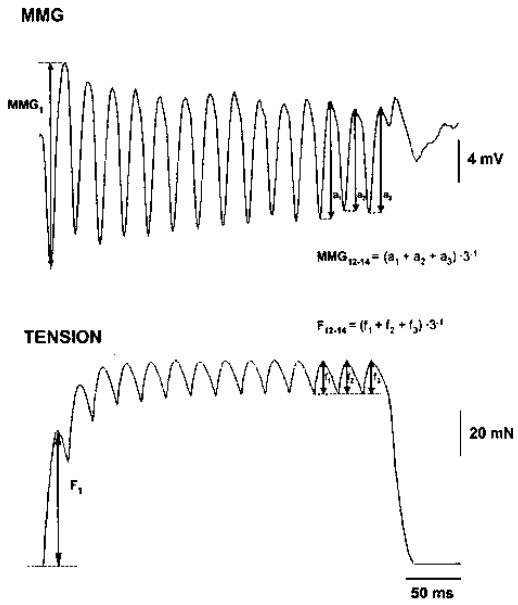


図 1　筋音図と張力の解析パラメータの計算方法．記録は疲労テスト開始時での FF-MU である．F1 は最初の刺激による発生張力，F13 は 13 番目の張力の変動．M1 と M13 はそれぞれ最初および第 13 番目の刺激による筋音図の p-p 値．第 13 番目の反応は前後を含めた 3 つの平均値．（Bichler & Celichowski 2001 より引用）[12]

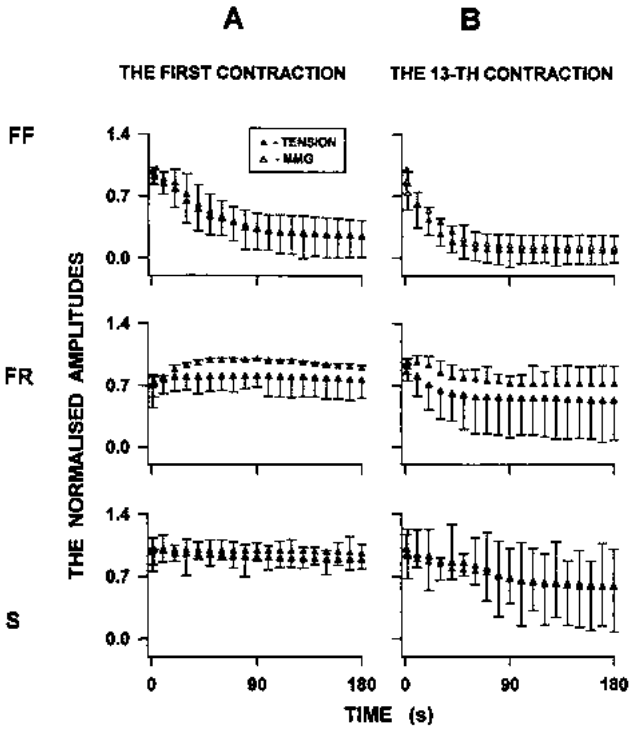


図 2　疲労テストの時間経過にともなう張力（▲）と筋音図（△）の変化．A および B は，それぞれ図 1 に示す第 1 および第 13 番目の刺激に対する反応をプロット．（Bichler & Celichowski 2001 より引用）[12]

一方，F13 と MMG13 は定常な不完全強縮時の変動分をとらえている．FF-MU に関しては張力と筋音図の振幅の減少が両方の時点（第 1 および第 13 収縮）ともに平行して起きている．FR-MU にはテスト中に収縮張力の増強（potentiation）がみられ，筋音図も振幅の増加を示している．しかし，F13 の張力変動は減少を示し，そこには収縮・弛緩速度の低下が起きていると考えられる．また，筋音図についても張力変動と平行した減少がみられる．S-MU ではテスト中の張力に変化はみられないが，その変動分は若干減少し，筋音図もそれらに平行した変化を示している．結論として，FF-MU，FR-MU ではそれぞれ疲労と増強が発生しており，これらの現象は不完全強縮の振動の変化をともない，それが筋音図にも反映されると報告されている．

3.2 随意運動による筋疲労と誘発筋音図

Barry et al.[13] は，一定時間の随意収縮を繰り返し，その間に誘発筋音図を記録して，疲労を分析している．最大上刺激による誘発筋音図を利用した疲労の評価は，特に疲労にともなって発生する振戦や被検者の意欲による影響を除くことができる大きな利点がある．その場合には全ての運動単位が動員されるので，筋は一つの大きな人工的な運動単位として挙動する．そこでは疲労による筋の収縮特性（機械的特性）の変化をみることができる．

Barry et al. [13] の疲労発生の手順は，第一背側骨間筋を対象として，70，50，30[%MVC] の何れかを力を等尺性に 25 秒間発揮させ，その後 5[s] の休息をとる試行を繰り返し実施した．この試行はこれを要求された力が低下しても継続し，目標値維持が 5 秒間以下になった時にテストを終了した．疲労の発生をモニタするために，休息期間に単一単収縮が尺骨神経の最大上刺激で誘発され，単収縮力，誘発筋音図（加速度計で測定）および複合筋活動電位（compound muscle action potential: CMAP）が記録された．

図 3 はこの繰り返し疲労テスト中の電気刺激の時間にともなう単収縮力，誘発筋音図および複合筋活動電位の振幅変化を示す．単収縮力は初期値と比べて最初の随意収縮（25 秒間）後に増大を示し，この増大は誘発筋音図にもみられる．この単収縮力の増大は強縮後増強（posttetanic potentiation）に起因する．その後，引き続く随意収縮は筋疲労を発生させ，単収縮力の低下がこれを示す．筋音図は単収縮力と平行した低下を示している．単収縮力と筋音図との相関が計算されており，何れの強度の随意収縮試行の場合にも r=0.92 以上と高い．こうした結果は，筋音図が疲労時においても筋の機械的活動を反映することを示唆する．一方，筋電図は単収縮力の増強を反映した変化がみられず，疲労時の力との相関は筋音図ほど高くはない．

3.3 電気刺激による筋疲労と誘発筋音図

Orizio et al. [14] は，電気刺激によって疲労を発生させ，かつ，その評価も誘発筋音図によって行っている．そこでは，前脛骨筋を対象とし，その運動点（motor point）を通して最大上で電気刺激することによって筋疲労を発生させた．刺激頻度は 35[Hz] で刺激期間は 40 秒間であった．疲労なら

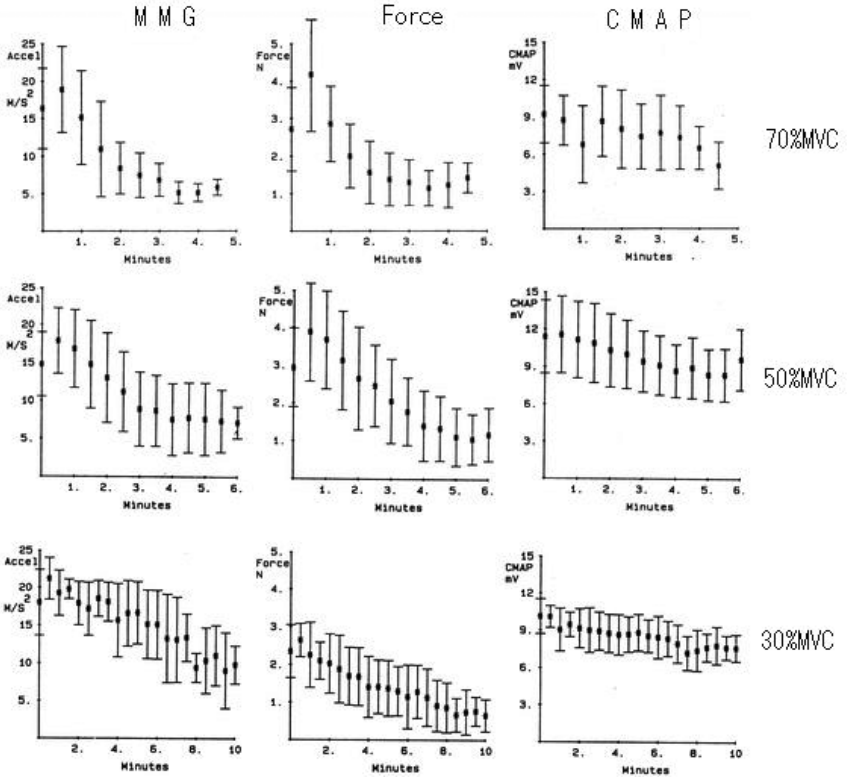


図 3　第一背側骨間筋の疲労テストにおける時間にともなう誘発筋音図，単収縮力，複合筋活動電位の変化．データ点は電気刺激時点に対応して 30[s] 毎に示されている．（Barry et al. 1992 を改変）[13]

びに回復過程を調べるために，疲労収縮前，直後およびその後の 6 分間の 1[min] 毎に，図 4 に示したパターンの刺激が加えられ，筋収縮が誘発された．すなわち，始めに 1[s] 間隔の単一単収縮が 5 秒間誘発され，その後，刺激頻度を 1[Hz] から 50[Hz] まで 5[s] かけてスイープさせる刺激を加えた．前半の単一単収縮の力，筋音図（加速度計で測定），

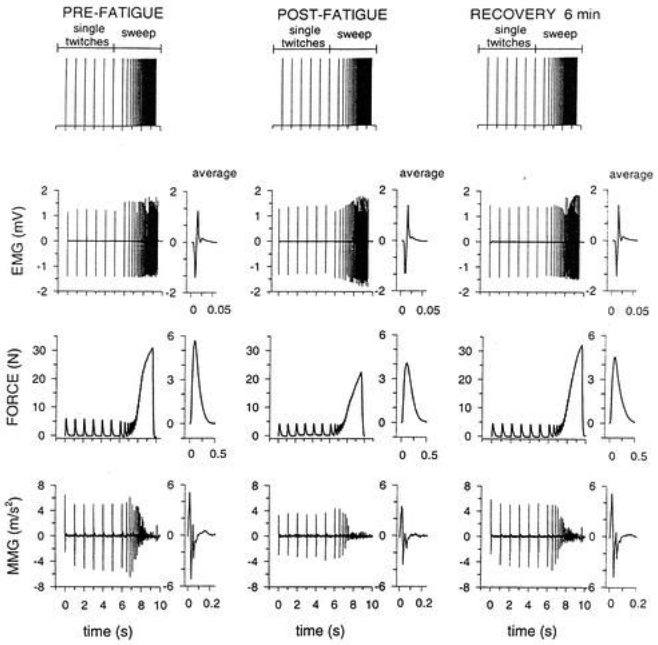


図 4　疲労および回復過程を評価する刺激パターン（6 つの単一単収縮と 1-50[Hz] スイープ刺激）．スイープ刺激は，1-50[Hz] の範囲で，1 つの刺激と次の刺激間で 1[Hz] 頻度を増大させる反復刺激．（Orizio et al. 1999 より引用）[14]

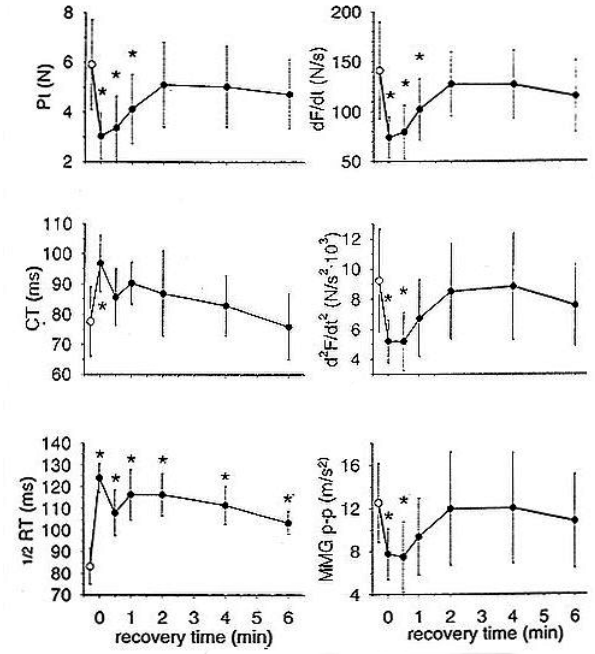


図 5　筋疲労および回復過程における単一単収縮の力曲線のピーク値，収縮時間，1/2 弛緩時間，一次微分，二次微分，および筋音図の p-p 値．（Orizio et al. 1999 より引用）[14]

筋電図は平均化され，図 5 に示す 6 つのパラメータが求められている．後半の漸増刺激では，評価パラメータとして，刺激頻度が 50[Hz] での力のピーク値，力変動および筋音図の積分値を取り上げ，融合の程度が調べられている（図 6）．

単一単収縮の 3 つの力パラメータおよび筋音図は疲労前に比べて約 50% 減少し，その大半は 2[min] 以内に回復している（図 5）．力の二階微分（d^2F/dt^2）は筋音図と類似した変化過程を示し，両者間には高い相関関係が存在することが示されている．収縮時間および 1/2 弛緩時間は疲労にともなって増大し，それぞれ疲労前に比べて 30%，50% 延長している．収縮時間は 1[min] 後には疲労前との有意差が無くなっているが，1/2 弛緩時間は回復が緩やかであり，6 分間の全回復期間にわたって有意差がみられる．

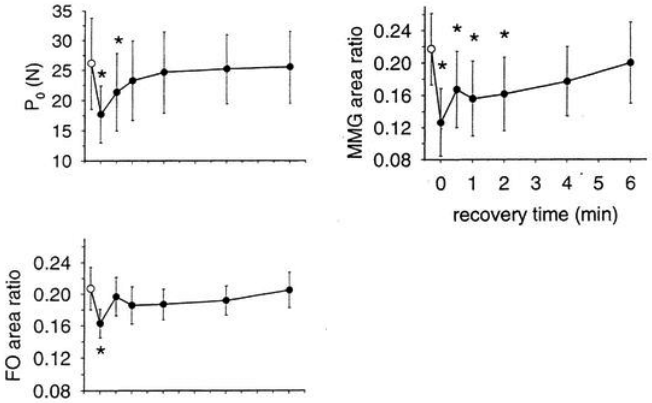


図 6　筋疲労および回復過程における繰り返し刺激時の 50[Hz] での力のピーク値，切り返し刺激期間の力変動の積分値および MMG の積分値．積分値は単一単収縮時を対照値とした相対値で表示．（Orizio et al. 1999 より引用）[14]

繰り返し刺激の最終における力のピーク値は疲労によって約 30％の減少がみられるが，1[min] 後には疲労前の値との間に有意差が無いほどに回復している（図 6）．力変動の積分値と筋音図の積分値の挙動は類似しているが，疲労時での筋音図の積分値の減少（約 -40％）は力変動の積分値（約 -20％）と比べて大きい．回復過程では，力変動の積分値は 0.5[min] から対照値との有意差はなくなるが，筋音図の積分値は 2[min] の間有意な減少を示している．

結論的に，誘発筋音図は疲労にともなう筋の収縮特性（機械的特性）の固有な様相を反映し，その変化を追跡するために利用できることが示されたといえる．

4. 随意筋音図による評価

4.1 疲労困憊に至る持続収縮中の筋音図の変化～上腕二頭筋～

持続的な随意収縮を行うと，筋疲労の発生にともなって筋電図の振幅が漸増することはよく知られている．一方，筋音図は発揮する力の大きさによって変化の様相が異なる．また，四肢の大きな筋と指の小さな筋では，力を発揮する

運動単位の活動様式が異なり，疲労に対する対応もおのずから違っている．そこで，本節を含め以下の 2 節では，上腕二頭筋と大腿四頭筋を対象に疲労にともなう筋音図の変化をみていく．

Barry et al. [15] は，上腕二頭筋を 75[%MVC] で持続収縮させ，35[%MVC] まで経時的に力が低下する過程の筋音図と筋電図を比較している．筋音図は力の低下と平行して減少するが，筋電図は 45[%MVC] まで変化なく，その後減少することを示している．Orizio の研究グループは，20[%MVC] から 100[%MVC] までの様々な力レベルを維持する等尺性の疲労性持続収縮（指示筋力の低下が 5% 以下）について筋音図の変化を調べている [16-19]．また，Zwartz & Keidel [20] は，50[%MVC] および 100[%MVC] の持続収縮について報告している．図 7 は疲労性持続収縮時の筋音図の振幅変化を示しており，力レベルによって変化の様相が異なる．

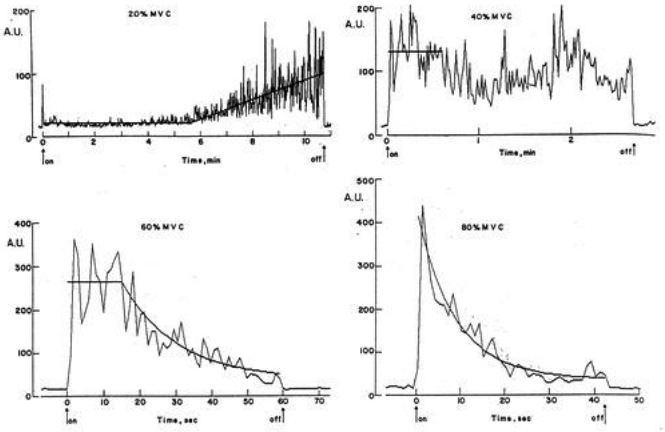


図 7　20，40，60，80[%MVC] の随意収縮を持続した際の筋音図の積分値の変化．（Orizio et al. 1989 より引用）[16]

これまでの研究報告から，疲労性持続収縮時の筋音図および筋電図の振幅と周波数の変化を力レベルによってまとめると，表 2 のように要約される．20 ～ 30[%MVC] 以下の軽度の力を保持した場合，筋音図の振幅は収縮の時間経過にともなって漸増する．周波数成分は平均周波数でみる

表 2　疲労性持続収縮時の筋音図，筋電図の変化

力レベル	筋音図の振幅	筋音図の周波数	筋電図の振幅	筋電図の周波数
20[%MVC]	増大	30[%TCT] まで僅かに上昇，その後一定	増大	低下
40[%MVC]	変動を伴うが一定	10[%TCT] まで僅かに上昇，その後減少	増大	低下
60[%MVC]	25[%TCT] まで一定，その後減少	40[%TCT] まで一定，その後減少	増大	低下
80[%MVC]	減少	30[%TCT] まで上昇，その後低下	増大	低下
100[%MVC]	減少	低下	減少	低下

%TCT：% total contraction time

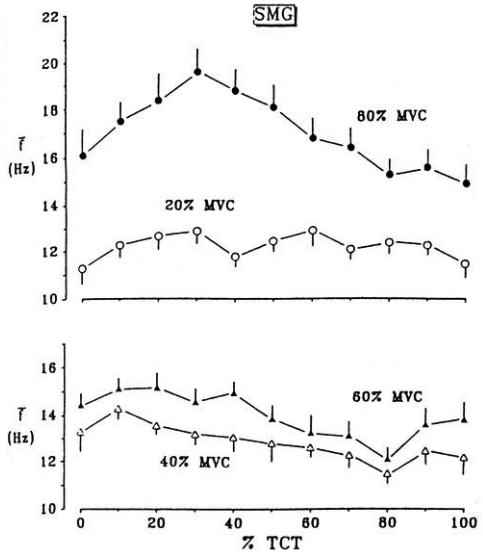


図 8　20，40，60，80[%MVC] の随意収縮を持続した際の筋音図の平均周波数の変化．（Orizio et al. 1992 より引用）[18]

と，30[%TCT]（全収縮時間に対する割合）までは僅かながら上昇し，その後変動はみられるが一定と報告されている（図 8）．しかし，その変化幅は収縮開始時の平均周波数の 10% 以下であり，ほとんど変化なしとみるべきかもしれない．20[%MVC] の力発揮は，収縮開始時には ST-MU の活動によって行われる．活動 MU は時間とともに同期化や発火頻度を上昇させ，また新たな MU も動員される．そこでは ST-MU に加えて最終的には FT-MU も動員されるようになる．

一方，60[%MVC] 以上の大きな力を持続すると，筋音図の振幅は時間にともなって減少する．平均周波数は，60[%MVC] の場合では 40[%TCT] まで一定であったのが，その後に低下する．80[%MVC] では 30[%TCT] まで 20% 上昇し，その後初期値以下にまで低下する．この力レベルでは ST-MU のみならず FT-MU の大半が動員されており，筋疲労による力低下を MU の新たな動員によって補うことはできず，活動 MU の発火頻度の上昇によって補償される．発火頻度の上昇は筋線維強縮を起こし，また，疲労にともなう筋線維の弛緩時間の延長がこれを加速化させる．その結果，筋音図の振幅の減少が起きる．さらに，疲労にともなう筋内圧や筋のスティフネスの増加も筋音図を減少させる．

40[%MVC] 近傍を維持した場合には，筋音図の振幅は変動を含むものの平均的には一定とみることができ，周波数は 10[%TCT] まで若干上昇した後，低下傾向を示す．この力レベルの疲労性持続収縮では，全ての ST-MU と一部の FT-MU が活動状態にあり，時間にともなって新たな FT-MU が動員される．また，活動 MU の発火頻度も上昇する．MU の動員による筋音図振幅の増大と，発火頻度の上昇による融合強縮の増進による振幅減少のバランスが，このような筋音図の特性をもたらしたと考えられる．

一方，筋電図の変化をみると，いずれの最大下の力レベルでも，筋電図の振幅は持続時間にともなって増大し，周波数は低域にシフトする（図 9）．その増大や低下の程度

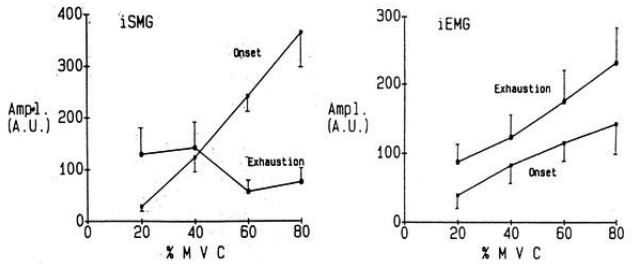


図 9　20，40，60，80[%MVC] の疲労性随意収縮における積分筋音図および筋電図の収縮開始時と困憊時（終了時）の比較．（Orizio et al. 1989 を改変）[16]

は 20，40[%MCV] よりも 60，80[%MVC] の方がより顕著となっている．

疲労性筋収縮に続いて短時間（10[min]）の回復期間をとった後の筋収縮特性の変化が Esposite et al. [19] によって調べられている．実験手順は，80[%MVC] を維持する持続収縮（before）と 10 分間の回復期に続いて，50[%MVC] の間欠収縮（6[s] の収縮と 4[s] の休息の繰り返し）を疲労困憊まで行い，その直後に MVC 測定と 10 分間の回復期をとった後に，80[%MVC] での持続収縮（after）を行なう．図 10 は，疲労性間欠収縮の前後での 80[%MVC] 持続収縮時の筋電図と筋音図の振幅と平均周波数の時間変化を示す．筋電図の振幅は大きく，平均周波数は約 20[Hz] 下方にシフトしている．それは疲労にともなう活動電位の変化，伝導速度の低下，活動 MU の同期化・群化を反映している．一方，筋音図の振幅は収縮開始時約 1/2 になっており，筋の回復が完全でなかったとすると，これは動員された FT-MU の能力低下，発火頻度の低下，筋内圧の増加，筋スティフネスの増大に起因する．また，振幅の時間にわたって一定であったことは，活動に参加する MU の大半が ST-MU であるかもしれない．平均周波数に関して，初期の一時的な増大が欠如したことは，筋線維単収縮の延長が引き続き，MU の発火頻度が増加しなかったと推察されている．

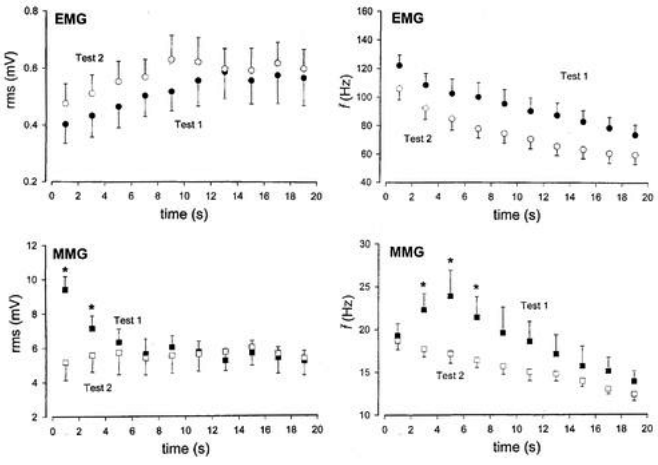


図 10　疲労性間欠収縮前後の 80[%MVC] 持続収縮における筋電図と筋音図の振幅と平均周波数の時間変化．（Esposite et al. 1998 を改変）[19]

4.2 疲労困憊に至る持続収縮中の筋音図の変化～大腿四頭筋～

大腿四頭筋を疲労困憊まで持続収縮させた際の筋音図は，上腕二頭筋でみられたように，力レベルによって異なった変化を示す．Rodriquez et al. [21] は，持続収縮開始時と終了時の大腿直筋上の筋音図（接触型センサで測定）と筋電図の振幅変化を比較している（図 11）．20[%MVC] および 40[%MVC] の低力レベルでは，筋音図の振幅は有意な増加を示し，その変化量は 20[%MVC] より 40[%MVC] の方が少ない．一方，80[%MVC] では減少がみられるが，有意な変化ではない．上腕二頭筋の場合には，80[%MVC] で有意な漸減がみられており，これは対象とする筋による違いかも知れない．なお，筋電図の振幅に関しては，上腕二頭筋と同様にいずれの力レベルでも有意に増加し，そのメジアン周波数も有意に減少すると報告されている．

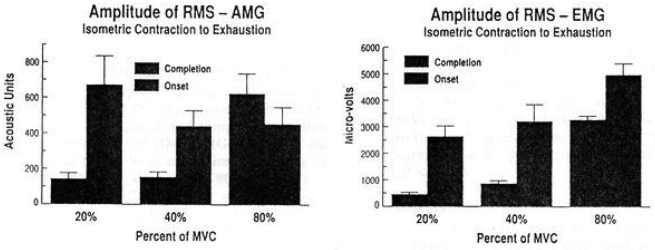


図 11　大腿四頭筋の疲労性持続収縮を行った際に，大腿直筋から記録された筋音図と筋電図の収縮開始時と終了時の比較．（Rodriquez et al. 1993 を改変）[21]

ところで，大腿四頭筋は 4 つの筋から構成される．膝伸展にはこれらの筋群が共同筋として働き，それぞれの役割や程度の違いが想定される．Herzog et al. [22]，Vaz et al. [23] は 70[%MVC] の疲労性持続収縮を行った際の大腿直筋と外側広筋上から記録した筋音図（ともに加速度計で測定）を比較している．表 3 は，Vaz et al. [23] が疲労前後での筋音図の変化を示したグラフから値を読みとったものである．大腿直筋の筋音図の振幅は疲労にともなって減少し，一方，外側広筋は有意な変化はみられず，両筋では挙動が異なる．メジアン周波数は外側広筋より大腿直筋の方が高いが，疲労にともなって双方とも低下している．Herzog et al. [22] もメ

表 3　70[%MVC] の疲労性持続収縮の開始時と終了時での筋音図および筋電図の振幅とメジアン周波数の比較．（Vaz et al. 1996 のグラフより読み取り，作成）

筋音図	RMS 振幅 [V]		メジアン周波数 [Hz]	
	開始時	終了時	開始時	終了時
大腿直筋	0.43 ± 0.17	0.27 ± 0.08 ↓	40.0 ± 6.3	26.3 ± 11.1 ↓
外側広筋	0.25 ± 0.09	0.30 ± 0.13[ns]	25.5 ± 9.0	15.0 ± 5.0 ↓
筋電図	RMS 振幅 (A.U.)		メジアン周波数 [Hz]	
	開始時	終了時	開始時	終了時
大腿直筋	0.14 ± 0.05	0.18 ± 0.06 ↑	73.3 ± 5.0	57.5 ± 11.7 ↓
外側広筋	0.18 ± 0.08	0.23 ± 0.11 ↑	75.0 ± 7.5	66.7 ± 9.2 ↓

↑：有意に増大，↓：有意に減少

ジアン周波数に関して類似した値と，疲労による低下を報告している．このようなメジアン周波数の低下は疲労にともなう振戦の発生と関連があることを示唆している．

疲労にともなう振戦の影響を避けるために，大腿四頭筋を対象として，最大随意収縮（MVC）を 3 秒間とその後の弛緩を 3 秒間，これを 50 回繰り返す実験手順が使われている[24]．この MVC 疲労テストに費やす時間は 5 分間である．筋電図および筋音図（ピエゾマイクを使用）が大腿直筋，外側広筋，内側広筋から記録され，その振幅（積分値）とメジアン周波数が初期値で正規化して図 12 に示されている．力はテスト終了時に初期値の約 50% まで減少した．筋電図の振幅は 3 つの筋群間で類似した減少を示した．一方，筋音図の振幅低下は筋頭間で大きく異なり，大腿直筋で最も顕著であり，外側広筋，内側広筋と続いた．筋音図のメジアン周波数は初期値で大腿直筋と外側，内側広筋との間に有意差がみられ，その相対的な減少は大腿直筋が外側広筋，内側広筋より有意であった．筋音図のメジアン周波数についても 3 筋間で同様な違いがみられた．大腿四頭筋の筋頭による疲労性反応の違いが筋組成（遅筋線維の比率）から考察されている．すなわち，遅筋線維比率が大腿四頭筋，外側広筋，内側広筋の順に大きくなり，疲労時の筋音図の変化と密接な関連がみられる．

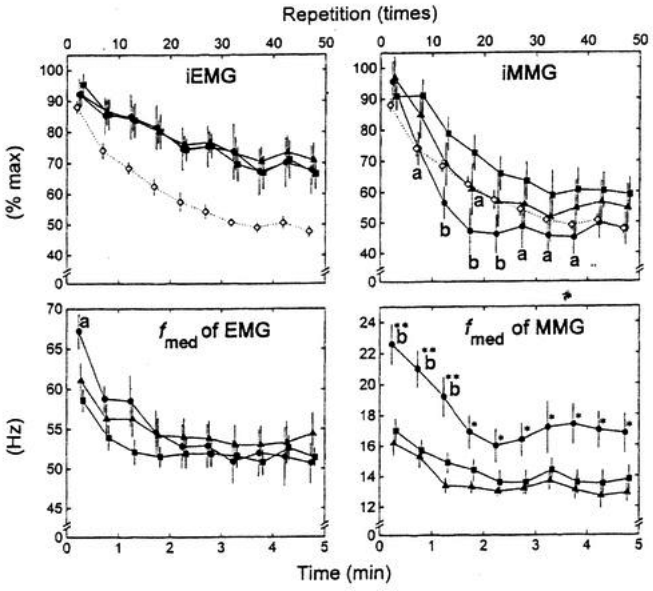


図 12　MVC 疲労テストの繰り返しにともなう筋電図および筋音図の積分値とメジアン周波数の変化．●：大腿直筋，▲：外側広筋，■：内側広筋，◇：力．（Kouzaki et al. 1999 より引用）[24]

参考文献

1) Bigland-Ritchie, B., Jones D.A., Hosking, G.P. and Edwards, R.H.: Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle, Clin. Sci. Mol. Med., 54, 609-614, (1978).
2) Bigland-Ritchie, B. and Wood, J.J.: Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue, Muscle Nerve, 7, 691-699, (1984)
3) Bigland-Ritchie, B.: EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contrctions, Ciba Found Symp., 82, 130-156, (1981).
4) 森谷敏夫 , 根本 勇（編）: スポーツ生理学 , 86-100, 朝倉書店 , (1994).
5) Person, R.S. and Kudina, L.P.: Discharge frequency and discharge pattern of human motor units during voluntary contraction of muscle, Electroencephaloqr. Clin. Neurophysiol., 32, 471-483, (1972).
6) De Luca, C.J. and Forrest, W.J.: Some properties of motor unit action potential trains recorded during constant force isometric contractions in man, Kybernetik., 12, 160-168, (1973).
7) Gydikov, A. and Kosarov, D.: Some features of different motor units in human biceps brachii, Pflugers Arch., 18, 75-88, (1974).
8) Kadefors, R., Kaiser, E. and Petersen, I.: Dynamic spectrum analysis of myo-potentials and with special reference to muscle fatigue, Electromyography., 8, 39-74, (1968).
9) 小林和孝 , 袴田 忠 : 筋疲労時の表面筋電図の周波数分析，労働科学 , 38, 519-528, (1962).
10) Bigland-Ritchie, B., Jones, D.A. and Wood, J.J.: Excitation frequency and muscle fatigue: electrical responses during human voluntary and stimulated contractions, Exp. Neurol., 64, 414-427, (1979).
11) Moritani, T., Muro, M. and Kijima, A.: Electromechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions: electrophysiologic responses of different muscle fiber types during stimulated contractions, Exp. Neurol., 88, 471-483, (1985).
12) Bichler, E. and Celichowski, J.: Changes in the properties of mechanomyographic signals and in the tension during the fatigue test of rat medial gastrocnemius muscle motor units, J. Electromyogra. Kinesiol., 11, 387-394, (2001).
13) Barry, D.T., Hill, T. and Im, D.: Muscle fatigue measured with evoked muscle vibrations, Muscle Nerve, 15, 303-309, (1992).
14) Orizio, C., Diemont, B., Esposito, F., Alfonsi, E., Parrinello, G., Moglia, A. and Veicsteinas, A.: Surface mechanomyogram reflects the changes in the mechanical properties of muscle at fatigue, Eur. J. Appl. Physiol., 80, 276-284, (1999).
15) Barry, D.T., Geiringer, S.R. and Ball, R.D.: Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatig, Muscle Nerve, 8, 189-194, (1985).
16) Orizio, C., Perini, R. and Veicsteinas, A.: Changes of muscular sound during sustained isometric contraction up to exhaustion, J. Appl. Physiol., 66, 1593-1598, (1989).
17) Orizio, C.: Soundmyogram and EMG cross-spectrum during exhausting isometric contractions in humans, J. Electromyogra. Kinesiol., 2, 141-149, (1992).

18) Orizio, C., Perini, R., Diemont, B. and Veicsteinas, A.: Muscle sound and electromyogram spectrum analysis during exhausting contractions in man, Eur. J. Appl. Physiol., 65, 1-7, (1992).
19) Esposito, F., Orizio, C. and Veicsteinas, A.: Electromyogram and mechanomyogram changes in fresh and fatigued muscle during sustained contraction in men, Eur. J. Appl. Physiol., 78, 494-501, (1998).
20) Zwartz, M.J. and Keidel, M.: Relationship between electrical and vibratory output of muscle during voluntary contraction and fatigue, Muscle Nerve, 14, 756-761, (1991).
21) Rodriquez, A.A., Agre, J.C., Knudtson, E.R., Franke, T.M. and Ng, A.V.: Acoustic myography compared to electromyography during isometric fatigue and recovery, Muscle Nerve, 16, 188-192, (1993).
22) Herzog, W., Zhang, Y.T., Vaz, M.A., Guimaraes, A.C. and Janssen, C.: Assessment of muscular fatigue using vibromyography, Muscle Nerve, 17, 1156-1161, (1994).
23) Vaz, M.A., Zhang, Y.T., Herzog, W., Guimaraes, A.C. and Maclntosh, B.R.: The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during fatigue and recovery: an electromyographic and vibromyographic study, Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 36, 221-230, (1996).
24) Kouzaki, M., Shinohara, M. and Fukunaga, T.: Non-uniform mechanical activity of quadriceps muscle during fatigue by repeated maximal voluntary contraction in humans, Eur. J. Appl. Physiol., 80, 9-15, (1999).



伊東 保志（いとう やすし）

1992 年愛知工業大学工学部電子工学科卒業．1994 年大同工業大学大学院修士課程修了．同年鈴鹿医療科学技術大学医用工学部，2005 年愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所，現在に至る．生体信号の計測・処理・解析に関する研究に従事．博士（工学）．

渡壁 誠（わたかべ まこと）

1983 年東京工業大学工学部生産機械工学科卒業．1985 年同大学院総合理工学研究科修士課程修了．同年旭川医科大学医学部，1996 年愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所，2004 年北海道教育大学教育学部旭川校，現在に至る．生体信号の計測・処理・解析に関する研究，技術教育に関する研究に従事．博士（工学）