

表面筋電図のパワースペクトラムからみた筋疲労回復過程

蘭 和真、澤田 文吉、市島 憲郎

緒 言

筋の活動状態を非観血的に観察するための方法として表面筋電図法がある。表面筋電図は運動単位の活動電位を皮膚表面の電極で導出したものであるがその記録は不規則なものである。したがって、なまの筋電図波形から定量的な情報を得ることは不可能である。そこで、種種の方法を用いて波形を分析し筋の活動状態を探ろうとする試みがなされてきた。例えば、波形の振幅に注目したものとして、古くは Lippold⁽²⁴⁾ が波形と基線とで囲まれている面積をプランニメーターで計測した研究が有名であるし、松井⁽²⁸⁾ が集積回路を用いて整流波形を積分した方法も今日では一般化されている。その他には包括線を描く方法⁽¹²⁾や波形の振幅を直接計測する方法⁽⁴¹⁾などもある。他方、波形の周波数成分に注目しパワースペクトラムを算出することにより波形の特徴を明らかにした研究も数多くみられる。奥村⁽³⁷⁾はブラウン管撮影により得られた筋電図波形から数学的にパワースペクトラムを求めた。佐藤⁽⁴³⁾は7つの帯域をもつ自動周波数分析装置を自作しフィルターを通す方法でパワースペクトラムを求めた。さらに、半場ら⁽¹¹⁾は電子計算機で高速フーリエ変換を行なうことによりパワースペクトラムを求めた。

筋疲労のメカニズムについてパワースペクトラムを用い検討した例は数多い⁽¹¹⁾⁽¹⁴⁾⁽¹⁸⁾⁽¹⁹⁾⁽²⁰⁾⁽²²⁾⁽³⁷⁾⁽⁴³⁾。さらに、平均パワー周波数やcenter frequency などのパワースペクトラムの代表値が筋疲労の指標となることを示し、これらの指標から筋疲労を説明した報告も数多くみられる⁽¹⁾⁽²⁰⁾⁽²¹⁾⁽³⁴⁾⁽³⁸⁾⁽³⁹⁾⁽⁴⁰⁾⁽⁴¹⁾⁽⁴⁷⁾。筋疲労に際しパワース

ペクトラムが低周波数化することはすでに一般化されたことである。さらに、その原因についても多方面から検討がなされている。小木と袴田⁽¹⁸⁾は運動単位の同期化を指摘している。又、Lindström ら⁽²²⁾は運動単位の発火頻度の低下を要因の一つにあげている。さらに、Tesch ら⁽⁴⁶⁾は運動によって産生される乳酸が筋電位伝導速度を低下させるためであると推察している。先行研究の成果により筋疲労過程の筋の状態については多くのことが明らかにされてきた。しかしながら、筋疲労のメカニズムを探る上で筋疲労過程と同様に重要な意味を持つ筋疲労回復過程の筋の状態について詳細に報告した例は数少ないようである。

そこで、本研究においては上腕二頭筋の等尺性収縮を行なった際の筋疲労過程及び筋疲労回復過程の筋の状態を表面筋電図の平均パワー周波数及び筋電図積分値の変化から検討することを目的とした。

実験方法

1. 被検者

本研究における被検者は健康な成人男子5名であった。なお、彼らは日常定期的な運動は行なっていなかった。彼らの身体的特性は表1に示されている。

2. 測定方法・手順

(1) 最大等尺性筋力の測定

被検者は多用途筋力台（竹井機器社製）の椅子部に椅座位の姿勢をとり、右上腕部が水平となるように支持台にのせた。そして、前腕部が

台と垂直になるように肘関節を90度に曲げ、手頸部を半回内させ、指を伸展させた状態で手頸部にベルトを巻き、ワイヤーを介し張力計（新興通信工業社製 LT/100KA型）に接続した。被検者は肘関節屈曲方向へワイヤーを最大努力で牽引した。牽引によって張力計に生じた歪量は動ひずみ計（共和電業社製 DPM-6118）によって増幅され、テクニコーダー（横河電機社製 TYPE-3052型）に記録された。なお、筋力発揮に際しては上体が関与しないように、体幹を6点式座席ベルトでしっかりと固定した。測定は疲労性実験の約1時間前に十分な休息をはさみ3回実施した。そして、その最大値を最大随意筋力(MVC; Muximum Voluntary Contraction 以下 MVC と略す)とした。

表1 被検者の身体的特性及び最大腕屈曲力

SUBJECT	AGE (yr)	HEIGHT (cm)	WEIGHT (kg)	MVC (kg)
S.T.	24.4	180.7	70.9	33.7
N.N.	25.4	172.5	59.9	30.6
A.T.	22.4	173.0	71.3	33.6
H.C.	29.1	167.5	65.1	33.4
M.Y.	21.5	170.4	62.5	34.1

MEAN±SD 24.6±2.7 172.8±4.4 65.9±4.5 33.1±1.5

MVC(Muximum Voluntary Contraction); 最大随意筋力

(2) 疲労性実験の手順

実験の姿勢はMVC測定時と同様であった。又、運動は一定重量による錘の保持運動であった。すなわち、被検者は椅座位の姿勢をとり、肘関節を90度に静止保持し、手頸部を半回内させ、指を伸展させた状態で手頸部にベルトでワイヤーを接続し、滑車を介して錘を加え、上胸屈曲方向への等尺性収縮を行なった。なお、肘関節を90度に静止保持するために被検者の肘関節部にゴニオメーターを装着し、その角度変化を生体電気現象用増幅器（日本電気三栄社社 1205D）で増幅し、モニターオシログラフ（日本電気三栄社製 2G47）に表示した。被検者は表示されたゴニオ曲線を直視し、あらかじめ設定されたレベルに一致させるように肘関節角

度を制御した。手順としては、まず疲労前(REST)として5秒間の収縮を行ない、十分な休息の後、疲労因態に至るまで持続的に収縮を行なった。さらに、疲労因態後30秒、1分、1分30秒、2分、3分、5分、7分、10分、15分を開始時点として5秒間の収縮を行なった。加えられた錘は被検者の25%MVC及び50%MVCに相当する重量であった。それぞれの重量での実験は48時間以上の間隔をとって行なわれた。実験時の室温は28.2℃±1.7℃であった。実験のブロックダイアグラムは図1に示した。

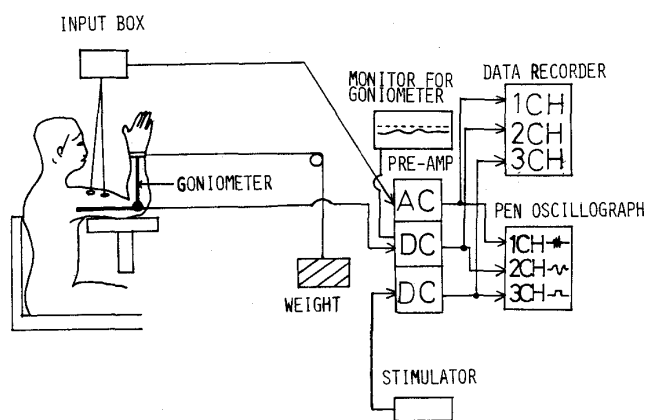


図1 実験のブロックダイアグラム

3. 筋電図の記録方法

筋電図は右上腕二頭筋から直径7mmの銀塩化銀円盤電極（日本光電社製）を用いて双極導出した。電極は被検者が肘関節を90度に曲げた状態で筋腹中央部に筋線維走行方向に沿って3cmの間隔で装着した。導出した筋電図は前出の生体電気現象用増幅器で増幅し、ペンオシログラフ（日本電気三栄社製 レクチホリー 8K20）に記録すると同時に後の分析のためにデータレコーダー（ソニー社製 DFR-3915）に記録した。なお、増幅器はLO-CUTを0.003, HI-CUTをOFF, ハム除去スイッチをOFFにして記録した。電極間抵抗はすべての測定において20KΩ以下であった。

4. 筋電図の分析方法

(1) 周波数分析

筋電図記録時に分析開始命令としての DCIV のコントロールパルスを電気刺激装置（三栄測器社製 3 F46）にて1.1秒ごとに発生させ錘負荷直後にデータレコーダーへ記録した。分析はデータレコーダーに記録された筋電図波形を直接シグナルプロセッサ（日本電気三栄社製 7 T07A）に入力することにより行なった。使用したプログラムは POWER SPECTRUM No.100A であった。このプログラムはアナログ信号をA/D変換し、それを高速フーリエ変換し自乗することによりパワースペクトラムを算出するものであった。分析に際しては錘の負荷直後に記録されたコントロールパルスから数えて2つ目、3つ目、4つ目のコントロールパルスをトリガーとし、それぞれについてサンプリング周波数500Hzで1,024秒とり込み周波数分析を行ない、その後3区間の演算結果を単純平均しパワースペクトラムを算出した。なお、持続的な収縮の場合は、さらに疲労因働に至るまでに要した時間の25%、50%、75%、100%に相当する時点で3回の演算が終了するコントロールパルスをトリガーとし、疲労過程におけるパワースペクトラムを算出した。（図2に分析区間の説明図を示した。）分析結果はインクジェットプリンター（シャープ社製 MODEL300）にてデジタル記録した。分析を行なった周波数帯域は $\frac{250}{512}$ Hzから250Hzであった。

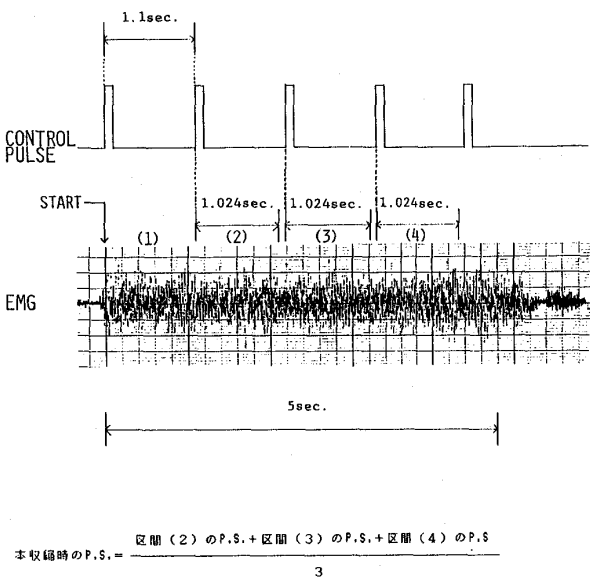


図2 分析区間の説明図

(2) 平均パワー周波数 (MPF)

算出されたパワースペクトラムは情報量が多いため、そのパワースペクトラムの代表値として平均パワー周波数 (MPF ; Mean Power Frequency) を次式に従い算出した。算出はデジタル記録された結果をパーソナルコンピュータに直接打ち込み、処理プログラムにより行なった。

$$MPF = \frac{\sum_{f=0}^{fs} f \cdot p(f)}{\sum_{f=0}^{fs} p(f)}$$

f=frequency
fs=half the sampling frequency
P (f)=the power spectrum function

(3) 積分値

データレコーダーに記録されている筋電図信号を前出の生体電気現象用増幅器に通し増幅した後、多用途積分器（日本電気三栄社製 1310）にて積分筋電図を導出した。積分は全波整流後面積積分を行なうことにより実施した。分析範囲は周波数分析開始時点と同一時点分析開始時点とした3秒間であった。単位は任意単位とした。分析のブロックダイアグラムは図3に示した。

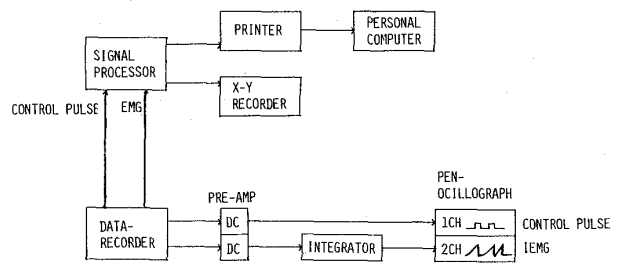


図3 分析のブロックダイアグラム

実験結果

1. 50% M V C 負荷

(1) 平均パワー周波数

50% M V C 負荷時の時間経過に伴う平均パワー周波数の変化を5名の被検者の平均値及び標

準偏差で示したものが図4の—△—である。平均パワー周波数は疲労に伴って指数関数的に低下する傾向を示した。100% duration 時の値をrest時の値と比較すると、48.2%の低下であった。回復過程においては、100% duration 時の値からrest時への回復を回復率100%とした時、最初の30秒の休息で60%という大きな回復率を示した。その後は徐々に上昇をし、5分間の休息でrest時の値までほぼ回復した。回復過程においては、指数関数的に上昇する傾向がみられた。

50%MVC負荷時のrest時及び0% duration 時の値は、25%MVC負荷時の値に比べて有意に高い値を示した ($P < 0.05$)。

(2) 積分値

50%MVC負荷時の時間経過に伴う積分値の変化を5名の被検者の平均値及び標準偏差で示したものが図5の—△—である。積分値は疲労に伴いほぼ直線的に増大する傾向を示した。回復過程においては、1分の休息で43.6%の回復率を示したが、7分、10分、15分ではそれぞれ16%、-10%、5%と低い値を示した。15分間の休息ではrest時の状態への回復は全くなされ

なかった。

2. 25%MVC負荷

(1) 平均パワー周波数

25%MVC負荷時の時間経過に伴う平均パワー周波数の変化を5名の被検者の平均値及び標準偏差で示したものが図4の—●—である。平均パワー周波数は100% duration 時に若干低下するものの、50%MVC負荷時にみられたような疲労に伴う顕著な低下は示さなかった。回復過程においても同様に顕著な変動は示さなかった。

(2) 積分値

25%MVC負荷時の時間経過に伴う積分値の変化を5名の被検者の平均値及び標準偏差で示したものが図5の—●—である。積分値は50%MVC負荷時に比べ、いずれの時点においても低い値を示した。又、疲労に伴い増大する傾向を示したが、回復過程においては50%MVC負荷時よりもよりすみやかに回復する傾向を示した。しかしながら、15分間の休息では疲労前の状態へは戻り得なかった。

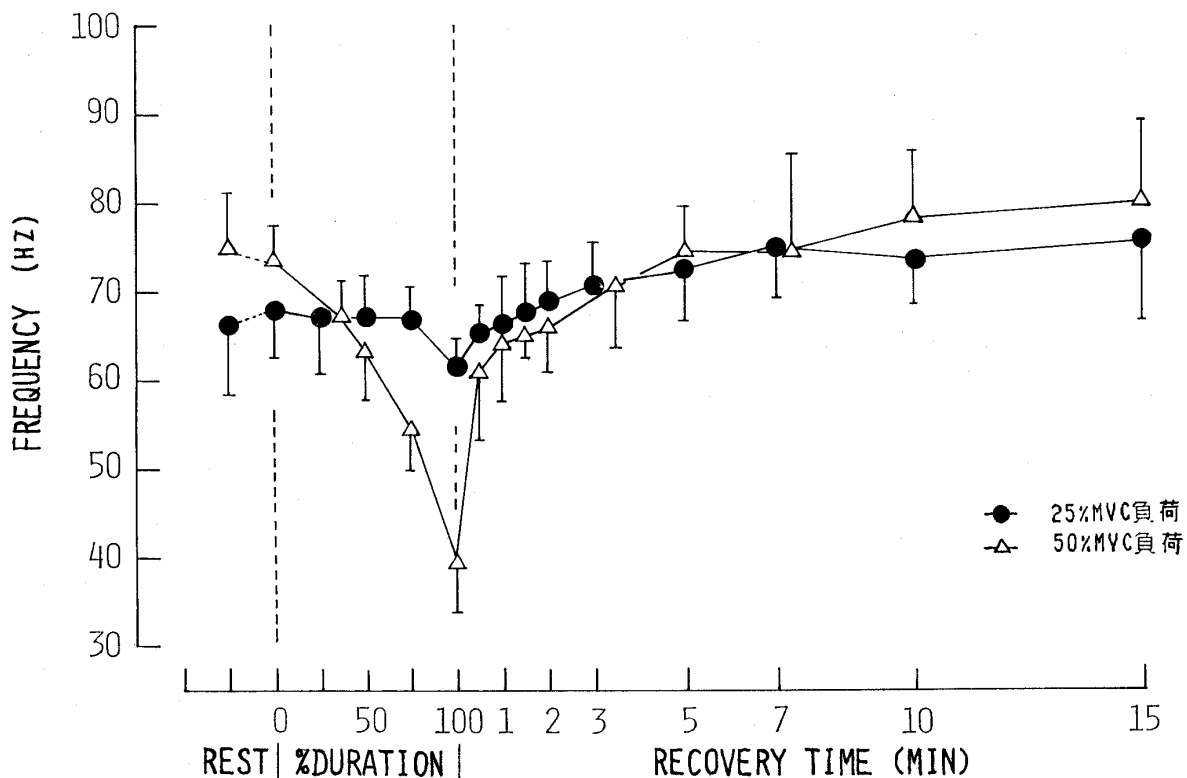


図4 時間経過に伴う平均パワー周波数の変化 5名の平均及び標準偏差

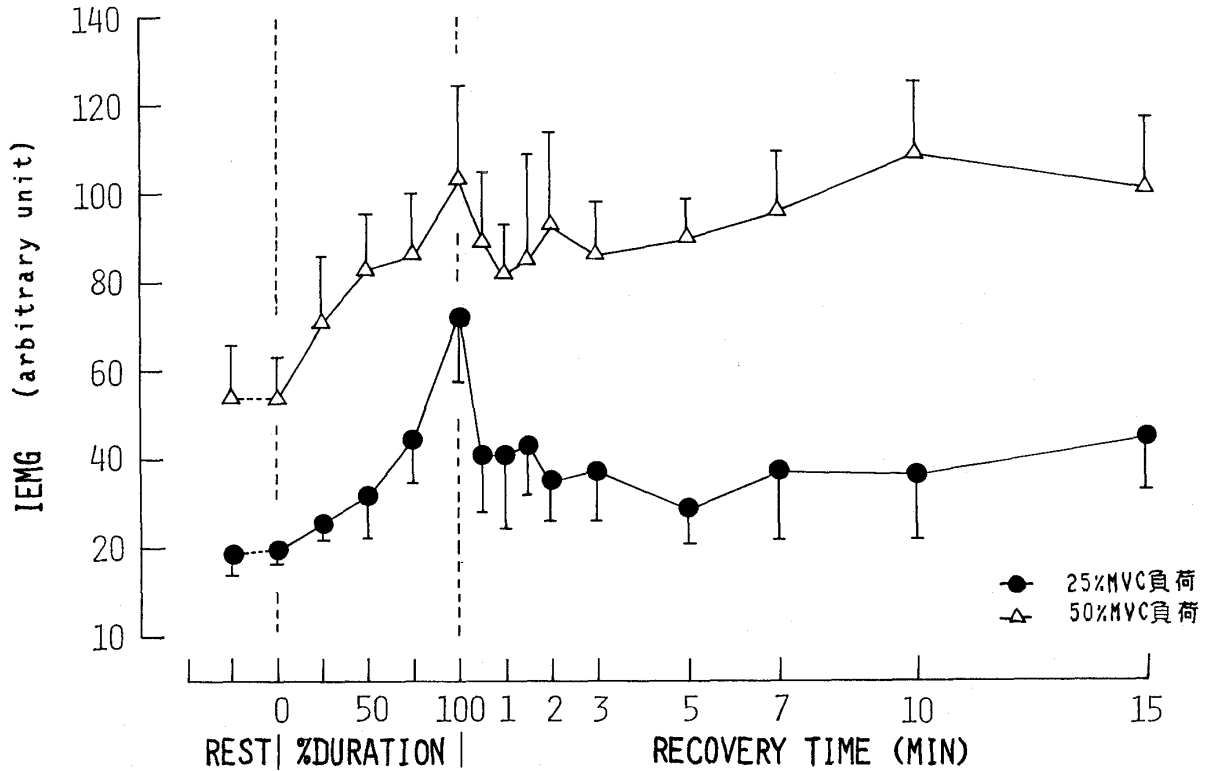


図5 時間経過に伴う積分値の変化 5名の平均及び標準偏差

考 察

1. 平均パワー周波数

本研究では疲労前すなわちrest時及び0% duration時の平均パワー周波数は、25%MVC負荷時よりも50%MVC負荷時の方が有意に高い値を示した ($P < 0.05$)。さらに、PetrofskyとLind⁽³⁸⁾の報告などでパワースペクトラムの代表値として用いられているcenter frequency (パワースペクトラムのトータルパワーすなわちパワースペクトラムの面積を2分するところの周波数) でみた場合も有意に高い値を示した ($P < 0.05$)。この結果は5~80%MVCで上腕二頭筋の等尺性収縮を行なった際、平均パワー周波数は中程度の張力レベルでは張力が増すほど高い値を示したというHagbergとEricson⁽³⁾の報告や20~80%MVCで大腿直筋から筋電図を導出した際の平均パワー周波数は60%MVCまでは張力が増すほど高い値を示したというKomiとViitasalo⁽²⁰⁾の報告と一致するものであった。しかし、15~100%MVCで橈側手根屈筋

の等尺性収縮を行なった際、center frequencyは張力の影響を受けなかったというPetrofskyとLind⁽³⁸⁾の報告や、筋温を10~40℃に変え、10~100%MVCで腕橈骨筋の等尺性収縮を行なった際のcenter frequencyはいずれの筋温においても張力の影響を受けなかったというPetrofskyとLind⁽³⁹⁾の報告とは相反するものであった。Sadoyamaら⁽⁴²⁾の報告によるとパワースペクトラムは筋電位伝導速度によって変化する。又、宮田ら⁽³²⁾の報告によると筋電位伝導速度は筋のFT線維の比率によって影響を受ける。一方、FT/ST比が筋によって異なることは過去の報告により明らかにされている⁽³⁾⁽¹³⁾。そこで、前述のような結果の相違は導出筋の違いにもとづくものであると考えられる。

本研究で疲労前の平均パワー周波数が25%MVC負荷時と50%MVC負荷時で相違をみせた原因の一つとして、発揮張力により運動単位の参加様式が異なることが考えられる。Milner-Brownら⁽³⁰⁾は手の第1背側骨間筋をさまざまな張力レベルで収縮させて、針電極により運動

単位の参加様式を検討した結果、ST線維の閾値張力は低く、FT線維の閾値張力は高かったと報告した。Garnettら⁽⁷⁾はさまざまな張力で腓腹筋の収縮を行ない筋収縮による各線維ごとのグリコーゲン減少度から運動単位の参加様式を検討した結果、低い張力レベルではタイプI及びタイプII a線維が優先的に動員され、高い張力レベルではタイプII b線維が優先的に動員されたと報告した。Gollnickら⁽⁸⁾は大腿四頭筋でさまざまな張力レベルの等尺性収縮を行なわせグリコーゲンの減少度から20%MVCでST線維からFT線維への切り換えがなされたと報告した。又、宮田ら⁽³²⁾はMortimerら⁽³³⁾のネコを使った実験でM. gastrocnemius(速筋型)の伝導速度がM. soleus(遅筋型)のそれより速いことを示した報告よりFT線維の伝導速度がST線維のそれより速いことを類推している。以上のことより、25%MVC負荷時に比べ50%MVC負荷時にはFT線維の参加率が高まり、そのため筋電位伝導速度が上昇し平均パワー周波数が高くなったものだと考えられる。

本研究では50%MVC負荷で持続的な収縮を行なった時、平均パワー周波数は疲労に伴い低下した。この結果は従来の数多くの報告と一致するものであった⁽¹⁾⁽¹⁴⁾⁽¹⁸⁾⁽²⁹⁾⁽³⁸⁾⁽⁴⁰⁾⁽⁴¹⁾⁽⁴⁸⁾。この理由としては筋電位伝導速度に対する乳酸蓄積の影響が考えられる。本実験での収縮持続時間は平均値及び標準偏差で70.4±15.3秒であったので筋収縮のエネルギーはほとんど無酸素的であったと考えられる。そのため、多量に産生された乳酸が筋細胞のPHを低下させ⁽³⁶⁾、それが筋電位伝導速度を低下させる原因となり平均パワー周波数が低下したと考えられる。筋電位伝導速度の低下から平均パワー周波数の低下を説明した報告は数多い⁽¹⁾⁽²¹⁾⁽³³⁾⁽³⁹⁾⁽⁴⁶⁾。しかしながら、パワースペクトラムの低周波数化を乳酸蓄積による影響からだけで一義的に説明することはできないと考えられる。本研究の回復過程で平均パワー周波数は疲労因態後1分で60%程度の回復を示し、3~5分で完全に疲労前の状態に戻った。この結果は橈側手根屈筋で25, 50, 70%MVCの等尺性収縮を疲労因態まで行なわせ、

その2分後に再び同様の収縮を行なわせたところcenter frequencyは2分の休息で疲労前の状態に戻ったというPetrofsky⁽⁴⁰⁾の結果とはほぼ同様であった。乳酸の影響だけでパワースペクトラムの低周波数化を説明しようとするならば、蓄積された乳酸の2分の1を静的休息中に除去するための所要時間は25分間であり完全な除去には1~2時間要するとしたKarlsonとSaltin⁽¹⁶⁾の報告が矛盾を与えることとなろう。そこで疲労に伴う低周波数化を他の理由から説明する必要がある。小木と袴田⁽¹⁸⁾は上腕二頭筋で持続性収縮を行なわせた際、筋電図の大徐波と神経筋単位発射の群化が対応することを確認し運動単位の同期が一因であることを示唆した。小林らも同様の報告をしている。他方、パワースペクトラムは運動単位の発火頻度の影響を受ける⁽²²⁾ことから、疲労によって運動単位の発火頻度が低下し低周波数化が起ることが考えられる。しかしながら、これらの要因が低周波数化に関与している可能性が大きいとはいえ乳酸の影響を無視して低周波数化を説明することは無理であると考えられる。Petrofsky⁽³⁸⁾はこのことを乳酸と連係して産生され休息によってすみやかに筋中から除外される他の物質の存在を示唆することによって説明しているがこのことは今後の課題であろう。

KomiとViitasalo⁽²⁰⁾は持続的収縮を行なった際、張力が大きい程疲労に伴う周波数成分の低下は大きいと報告した。又、KogiとHakamada⁽¹⁹⁾は上腕二頭筋の等尺性収縮を持続的に行なった際、6kgの負荷を加えた時の方が3kgの負荷を加えた時よりも低周波数化が著しいと報告した。本研究においても同様に50%MVC負荷時の方が25%MVC負荷時に比べ疲労に伴う低周波数化が著しかった。この理由としては発揮張力により運動単位参加様式が変化することがあげられる。Maton⁽²⁵⁾は張力の変化に伴う運動単位の参加様式の変化をIEMGとスパイク数から検討し筋張力が増すほどPhasicな運動単位の参加が優勢となると報告した。Steter⁽⁴⁴⁾は試験管内の研究でFT線維の方がPHの低下により敏感であると報告した。Tesch⁽⁴⁵⁾はFT線維は有酸表能が低く

高い解糖能を持つためPHの低下と直接関係する乳酸はFT線維が優勢なほど多く蓄積すると報告した。以上の報告から、発揮張力が高くなる程FT線維の参加が優勢となり乳酸の蓄積量が多くなる。そのため、筋細胞のPHが低下し筋電位伝導速度が低下し低周波数化が促進されると考えられる。他方、このことに関しては末梢血流量による影響も考えられる。Frish-Holmbergら⁽⁶⁾はST線維はFT線維よりも毛細血管密度が大きい局所血流量が多いと報告した。又、HamphreysとLind⁽¹⁰⁾は30%MVCまでは血流量は収縮力が強くなるにつれて増加するが30~70%MVCの負荷では筋の張力によって血管が圧迫されるため血流量が減少すると報告した。そこで、ST線維の動員が優勢となる低い張力レベルでの収縮では血流量の影響で産生された乳酸の除去がすみやかとなるため低周波数化が抑制されるのではないかと考えられる。

本研究では25%MVC負荷で持続的な収縮を行なった時、平均パワー一周波数は回復過程をも含めて顕著な変化を示さなかった。しかしながら、Petrofskyら⁽⁴⁾の報告によると25%MVCで上腕二頭筋の等尺性収縮を行なった時、center frequencyは明らかに低下しているし、KogiとHakamada⁽¹⁹⁾の報告においても約7分で疲労因働に至った6kgの負荷と約38分で疲労因働に至った3kgの負荷を用いた上腕二頭筋の等尺性収縮を持続的に行なったところ、いずれの負荷においても表面筋電図は明らかに徐波したと述べられている。Petrofskyら⁽⁴⁾の報告と本研究の結果に違いが生じた原因として筋力発揮方法の違いによる影響が考えられる。Petrofskyらの研究では収縮方法は上腕二頭筋の収縮を等尺的に行なっているものの、手頸部につながれたワイヤーを固定し関節角度を変えないで他方を引っ張る筋力発揮方法で、Milner-Brown⁽³¹⁾が示した等尺性能動筋力発揮によるものであった。一方、本研究ではMilner-Brown⁽³¹⁾が示した等尺性受動筋力発揮によるものであった。Hagberg⁽⁹⁾は肘の屈筋群で持続的等尺性収縮、間欠的等尺性収縮及び動的収縮を疲労因働まで行なった際の筋電図の比較から、収縮様式の違いは平均パ

ワー一周波数の減少に影響を与えないと報告したが等尺性能動筋力発揮時と等尺性受動筋力発揮時の比較は行なっておらず明らかにされてはいない。長岡⁽³⁵⁾は等尺性能動及び等尺性受動筋力を発揮した際の上腕二頭筋の筋電図積分値を検討し、等尺性能動筋力発揮時はKinetic MUが主に働き、等尺性受動筋力発揮時にはtonic MUが主に働くことを報告した。Kinetic MUはFT線維に富みtonic MUはST線維に富む。そこで、tonic MUが主に働く等尺性受動筋力発揮時にはST線維の参加が優勢となり疲労耐性が高まることが考えられる。さらに、金子ら⁽¹⁵⁾が肘屈曲力の耐筋力と最大筋力とを比較し耐筋力が最大筋力に比べて22.6%大きかったと報告していることから、本研究で負荷された25%MVCの重量は発揮張力としては25%MVC以下であったと考えられる。KogiとHakamada⁽¹⁹⁾の報告と本研究の結果に違いが生じた原因として以下のことが考えられる。すなわち、KogiとHakamadaの研究では筋力発揮の方法は錘の負荷による上腕二頭筋の筋尺性受動筋力発揮であったが前腕回外位によるものであった。一方、本研究の場合は半回内位によるものであった。ここで、筋の血流量が筋の短縮による機械的な圧迫により減少する⁽²⁷⁾ということを考えて前腕回外位による筋力発揮時には上腕二頭筋が前腕回外動作に関与する筋であるため前腕半回内位に比べ前腕屈曲動作を行なう際筋長が短くなり筋血流量の低下が大きくなると考えられる。そのため筋血流量が乳酸等の除去状態に影響を及ぼし周波数成分に違いが生じるのではないかと考えられる。

2. 積分値

本研究では積分値はいずれの負荷においても疲労に伴い増加した。この原因はEdwards⁽⁵⁾、Maton⁽²⁶⁾、Eaton⁽⁴⁾が説明しているように筋線維が疲労により収縮力を低下させるためこの低下を補う目的で新しい運動単位が動員され全体として運動単位の数が増加するためであると考えられる。

25%MVC負荷時より50%MVC負荷時の積

分値のほうがいずれの時点においても高い値を示したという結果はLippold⁽²⁴⁾やBiglandら⁽²⁾の結果と一致し、張力増加に伴う参加運動単位の増加ということで説明されよう。

本研究における積分値は50%MVC負荷と25%MVC負荷では異なる傾向を示した。すなわち、50%MVC負荷では疲労因態後積分値の低下がほとんど確認されなかったのに対して25%MVC負荷では疲労因態後7分程度で疲労因態時に比べ約50%の低下がみられた。この原因としては先般より述べてきたように負荷重量によってFT線維とST線維の参加比率が変化するためであると考えられる。つまり発揮張力が低ければ毛細血管密度が大きく、代謝能にすぐれたST線維の動員が優勢となり⁽⁶⁾、筋のPHを下げ収縮力を低下させる⁽³⁶⁾乳酸をすみやかに除去することができ、筋線維の張力を急速に回復させることが可能となるため参加運動単位数を減少させることができる。それに反し、発揮張力が高ければFT線維の動員が優勢となり、乳酸の蓄積が急速となる⁽⁴⁵⁾。さらに、FT線維は代謝能に劣り、PHの低下に敏感である⁽⁴⁴⁾ため多くの参加運動単位数が必要となり積分値の低下が起りにくくなると考えられる。

要 約

本研究の目的は等尺性収縮を行なった際の筋疲労過程及び筋疲労回復過程の筋の状態を表面筋電図の平均パワー一周波数及び筋電図積分値から検討することであった。そのため、健康な成人男子5名を被検者とし上腕二頭筋の収縮を25%MVC及び50%MVC負荷でそれぞれ疲労因態まで行なわせた後間欠的に短時間の収縮を行なわせた。疲労過程及び疲労回復過程の表面筋電図を上腕二頭筋より導出し検討を加えた。その結果次のことが明らかとなった。

1) 疲労前の状態では平均パワー一周波数は25%MVC負荷時より50%MVC負荷時の方が高い値を示した。

2) 50%MVC負荷時の平均パワー一周波数は疲労とともに指数関数的に低下し3～5分の

休息で完全に疲労前の状態に戻った。

3) 25%MVC負荷時の平均パワー一周波数は疲労過程及び疲労回復過程を通してほとんど変化がみられなかった。

4) 50%MVC負荷時の積分値は疲労に伴い直線的に増大した。15分間の休息ではその低下はみられなかった。

5) 25%MVC負荷時の積分値は疲労に伴い2次関数的に増大した。しかし、疲労因態後1分間の休息で急速に低下し以後は徐々に低下した。

以上のことから、疲労過程及び疲労回復過程のいずれにおいても負荷重量によって周波数成分及び積分値が影響を受けることが明らかとなった。閾値張力がFT線維とST線維異なるため負荷重量によって運動単位の動員様式に変化が生じることが一因であると考えられた。一方、疲労によって低下した平均パワー一周波数が短時間で疲労前の状態に戻ったという事実は、疲労に伴うパワースペクトラムの低周波数化が乳酸による影響だけではないことを示唆するものであった。

謝 辞

本研究は中京大学体育学部山本高司教授との共同研究である。山本教授には研究を進めていく上で甚大な協力を頂き深く感謝するとともに、前名古屋大学医学部教授御手洗玄洋博士には考察を進める上で有益な助言を頂いた。併せて感謝の意を表す。

参考文献

- (1) 浅井英典・石河利寛「幼児の短時間および持続的等尺性収縮における表面筋電図の周波数および振幅の分析」体育学研究, 29-2: 115-23, 1984
- (2) Bigland, B. and Lppold, O.C.J., "The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles," J. Physiol., 123: 214-24, 1954.
- (3) Costill, D.L, Daniels, J., Evans, W., Fink, W., Krahenbuhl, G. and Saltin, B., "Skeletal muscle enzymes and fiber composition in male and

- female track athletes," *J. Appl. Physiol.*, 40: 149-54,
- (4) Eason, R.G., "Electromyographic study of local and generalized muscular impairment, *J. Appl. Physiol.*, 15-3: 479-82, 1960.
- (5) Edwards, R.G. and Lppold, O.C.J., "The relation between force and integrated electrical activity in fatigue," *J. Physiol.*, 132: 677-681, 1956.
- (6) Frisk - Holmberg, M., Jorfeldt, A., Juhlin-Dannfelt, L. and Karlsson, J., "Leg blood flow during exercise in man in relation to muscle fibre composition, *Acta Physiol. Scand.*, 112: 339-42, 1981.
- (7) Garnett, R.A.F., Odonovan, M.J., Stephens, J. A. and Taylor, A., "Motor unit organization of human medial gastrocnemius," *J. Physiol.*, 287: 33-43, 1978.
- (8) Gollnick, P.D., Karlsson, J., Piehl, K. and Saltin, B., "Selective glycogen depletion in skeltal muscle fibres of man following sustained contraction," *J. Physiol.*, 241: 59-67, 1974.
- (9) Hagberg, M., "Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise," *J. Appl. Physiol.*, 51-1: 1-7, 1981.
- (10) Humphreys, P.W. and Lind, A.R., "The blood flow through the forearm during hand-grip contractions at different tention and muscle temperature," *J. Physiol.*, 161: 53-54, 1962.
- (11) 半場道子・永田 晟・室 増男「咀嚼筋放電のquiet periodの出現と筋電図周波数分析(FFT)について」*日本生理誌*, 44: 253-64, 1982.
- (12) Inman, V.T., Ralston, H.J., Sannders, J.B.de C. M., Feinstein, and Weight, E.W.Jr., "Ralation" of electromyogram to muscular tention,"
- (13) Johnson, M.A., Polgar, J., Weightman, D. and Appleton, D., "Data on the distribution of fibre types in thirty-six human skeletal muscle, "*J. Neurol. Sci.*, 18: 111-29, 1973.
- (14) 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.
- (15) 金子公宥・猪飼道夫・堀居 昭「人体・筋パワーに関する実験的研究, Eccentric収縮の筋電図学的考察を中心に」*体育学研究*, 10: 198, 1966.
- (16) Karlsson, J. and Saltin, B., "Oxigen deficit and muscle metabolities in intermitten exercise," *Acta Physiol. Scand.*, 82: 115-22, 1971.
- (17) 小林茂夫・西園秀嗣・宮下充正「単極・双極誘導法でえられる表面筋電図の検討」*日本バイオメカニックス学会編, 運動の制御*, 第1版, 149-63, 杏林書院: 東京, 1979.
- (18) 小木和孝・袴田 忠「筋疲労時の表面筋電図の周波数分析」*労働科学*, 38-9: 519-28, 1962.
- (19) Kogi, K. and Hakamada, T., "Slowing of surface electromyogram and muscle strength in muscle fatigue, "Report of the Institute for Science of Labour, 60: 27-47, 1962.
- (20) Komi, P.V. and Viitasaro, J.H.T., "Signal characteristics of EMG at diffrent levels of muscle tension," *Acta Physiol. Scand.*, 96: 267-76, 1976.
- (21) Komi, P.V. and Tesch, P., "EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigne during dynamic contractions in man, " *Eur. J. Appl. Physiol.*, 42: 41-50, 1979.
- (22) Lindström, L., Magnusson, R. and Petersen, I., "Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals," *Electromyogr. Clin. Neurophysiopl.*, 10: 341-56, 1970.
- (23) Lindström, L., Kadefors, R. and Petersen, I., "An electromyo-graphic index for localized muscle fatigue," *J. Appl. Physiol.*, 43-4: 750-54, 1977.
- (24) Lippold, O.C.J., "The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tention," *J. Physiol.*, 117: 492-499, 1952.
- (25) Maton, B., "Motor unit diffrentiation and integrated surface EMG in voluntary isometric contraction," *Eur. J. Appl. Physiol.*, 35: 149-57, 1976.
- (26) Maton, B., "Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric contraction," *Eur. J. Appl. physiol.*, 46: 271-81, 1981.
- (27) 松田幸次郎編, *生理学大系III*, pp1010, 医学書院 1969.
- (28) 松井秀治・宮下充正・三浦望慶・星川 保「Posi-

表面筋電図のパワースペクトラムからみた筋疲労回復過程

- tive work, Negative workに関する筋電図学研究」体育学研究, 14-1: 39-43, 1969.
- (29) 松本 淳「表面筋電図の周波数分析に関する研究」北関東医学, 17-5: 369-87, 1967.
- (30) Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. and Yemm, R., "The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions," *J. Physiol.*, 230: 359-70, 1973.
- (31) Milner-Brown, H.S and Stein, R.B., "The relation between the surface electromyogram and muscular force," *J. Physiol.*, 246: 549-69, 1975.
- (32) 宮田浩文・佐渡山亜兵・勝田 茂「等尺性収縮における外側広筋の筋電位伝導速—その筋線維組成との関連—」体力科学, 34: 231-38, 1985.
- (33) Mortimer, J.T., Magnusson, R. and Petersen, I., "Conduction velocity in ischemic muscle: effect on EMG frequency spectrum," *Am. J. Physiol.*, 219-5: 1324-29, 1970.
- (34) Naeije, M. and Zorn, H., "Relation between EMG power spectrum shifts and muscle fibre action potential conduction velocity changes during local muscular fatigue in man," *Eur. J. Appl. Physiol.*, 50: 23-33, 1982.
- (35) 長岡良治「等尺性能動および受動筋力に関する筋電図学的研究」順天堂大学体育学研究科修士論文 1976.
- (36) Nakamaru, Y. and Schwarts, A., "The influence of hydrogen ion concentration on calcium binding and release by skeletal muscle sarcoplasmic reticulum," *J. Gen. Physiol.*, 59: 22-32, 1972.
- (37) 奥村修三「表面筋電図の周波スペクトルに関する基礎的研究」岡山医学会雑誌, 69: 401, 1957.
- (38) Petrofsky, J.S. and Lind, A.R., "Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions," *Eur. J. Appl. Physiol.*, 43: 173-82, 1980.
- (39) Petrofsky, J.S. and Lind, A.R., "The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contractions," *Eur. J. Appl. Physiol.*, 44: 189-200, 1980.
- (40) Petrofsky, J.S., "Quantification through the surface EMG of muscle fatigue and recovery during successive isometric contraction," *Aviat. Space Environ. Med.*, 52-9: 545-50, 1981.
- (41) Petrofsky, J.S., Glaser, R.M. and Phillips, C. A., "Evaluation of amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue," *Ergonomics*, 25-3: 213-23, 1982.
- (42) Sadoyama, T., Masuda, T. and Miyano, H., "Relationships between muscle fibre conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction," *Eur. J. Appl. Physiol.*, 51: 247-56, 1983.
- (43) 佐藤方彦「双極表面誘導筋電図の周波数成分」人類学雑誌, 72: 92-106, 1964.
- (44) Sreter, F., "Temperature, PH and seasonal dependence of Ca-uptake and ATPase activity of white and red muscle microsomes," *Arch. Biochem. Biophys.*, 134: 25-33, 1969.
- (45) Tesch, P., "Relationship between lactate accumulation, LDH activity, LDH isozyme and fibre type distribution in human skeletal muscle," *Acta Physiol. Scand.*, 103: 40-46, 1978.
- (46) Tesch, P.A., Komi, P.V., Jacobs, I., Karlsson, J. and Viitasalo, J.T., "Influence of lactate accumulation of EMG frequency spectrum during repeated concentric contractions," *Acta Physiol. Scand.*, 119: 61-67, 1983.
- (47) Viitasalo, J.H.T. and Komi, P.V., "Signal characteristics of EMG during fatigue," *Eur. J. Appl. Physiol.*, 37: 111-21, 1977.
- (48) Viitasalo, J.H.T. and Komi, P.V., "Isometrics endurance EMG power spectrum and fiber composition in human quadriceps muscle," In Asmussen, E. and Jorgensen, K., ed. *Biomechanics VI-A*, 1st ed, 244-50, University Park Press: Baltimore, 1978.

Summary

Electrophysiological studies on muscular fatigue and its recovery

— From the view point of EMG power spectrum of the surface EMG —

ARARAGI, Kazuma

The purpose of the present study was to investigate the muscular activities during fatigue and recovery by means of electromyogram (EMG). The EMG power spectrum and the integrated EMG (IEMG) of the surface EMG recorded over the muscle of biceps brachii was examined in five male subjects during fatiguing isometric contraction and following intermittent brief isometric contractions. The mean power frequency (MPF) was calculated and used as a single estimate of the EMG power spectrum. Contraction was maintained at a constant force of 25 and 50% of their maximum voluntary contraction (MVC).

Following results were obtained from present study.

- 1) In unfatigued condition at 50% of MVC load the MPF showed higher values than at 25% of MVC load.
- 2) During fatiguing contraction at 50% of MVC load the MPF showed exponential decrement with time, during recovery returning in basal level within 5 min.
- 3) The MPF varied little during fatiguing contraction and recovery at 25% of MVC load.
- 4) During fatiguing contraction at 50% of MVC load the IEMG showed linear increment with time, and during recovery it showed little decrement within 15min.
- 5) During fatiguing contraction at 25% of MVC load the IEMG showed quadratic functional increment with time, and during recovery it showed rapid decrement within 1min.

It is clarified that the power spectrum and the IEMG during fatiguing contraction and recovery are effected by muscular force level. Recruitment order of motor unit is altered by muscular force level so that the threshold force of motor unit is different between FT and ST fiber. It is suggested that in contraction at 25% of MVC load ST fiber that has low conduction velocity of muscle fiber action potential, little lactate production and rapid lactate removal is recruited prior. In contraction at 50% of MVC load FT fiber that has high conduction velocity of muscle fiber action potential, much lactate production and show lactate removal is recruited prior.

So these two factors may effect on the power spectrum and IEMG.