

筋発揮力や筋疲労度の変化による 単チャンネル表面筋電信号中の運動単位活動変化の可視化

Visualizing Changes in Motor Unit Activities in Single-Channel Surface EMG Signal Caused by Variations in Muscle Force Production and Fatigue Level

永井 秀利[†]
Hidetoshi Nagai

1. はじめに

人の作業動作分析やスポーツ、医療など、筋活動の分析が有意義となる分野は多く存在する。筋活動を電氣的に捉えるためによく用いられるのが筋電である [1-4]。筋電は、神経インパルスによって筋繊維の収縮が励起された際に生じる電位変化を捉えるものである。一つの神経が支配する筋繊維は複数であり、それらの筋繊維は同時に収縮する。そのような筋繊維の束が運動単位であり、筋の動作を形成する際の基本構成単位となる。したがって、筋電信号は、運動単位活動電位波形を成分波形とした合成信号である。

筋電には大きく分けて針筋電と表面筋電とがあるが、針筋電は針状の電極を筋に刺入して計測するものであるため、利用における制約が大きい。それゆえ、運動中の筋活動状態を捉えるための筋電としては、通常は表面筋電を利用する。

表面筋電信号においては、筋発揮力が増大すれば振幅が増大し、筋疲労が進行すれば振幅の増大や周波数成分の分布が低周波化が生じる [5, 6] ということが一般的に言われる。従来研究では、そうした信号特徴の変化をRMSやMPFなどの抽象的な信号特徴に基づいて分析するしかなく、運動中の具体的な運動単位活動の様子は不明であった。そのため、例えば筋疲労の影響が無視できない状況で筋発揮力が変動するような場合には、振幅増大が観測されたとしても筋発揮力の増大と筋疲労の進行とのいずれかまたは両方が原因となっている可能性があり、筋活動の様子を満足に捉えることはできなかった。

しかしながら、筋活動は運動単位活動の積み重ねで成されていることを考えれば、本来であれば、表面筋電信号中の運動単位活動電位波形を捉えて運動単位の観点で分析を行うべきである。そこで本研究では、単チャンネルの表面筋電信号中に含まれる運動単位活動電位波形を検出する技術に基づき、筋の発揮力の増減や筋疲労の増大によって運動単位活動に生じた変化を視覚的に捉えるための手法を提案する。

2. 表面筋電信号の計測と解析

2.1. 信号計測条件

表面筋電信号の計測では、1,000 ~ 1,500 [Hz] 程度までの周波数帯域の信号を捉えれば十分であると一般的に言われており、1,000 [Hz] 程度のローパスフィルタを設定して2,000 ~ 3,000 [Hz] 程度のサンプリング周波数とすることが多いように見受けられる。それゆえ、表面筋電計測用として一般販売されている機器では、その程度の周波数設定しか想定していないものも多い。しかしながら、表面筋電信号を構成する運動単位活動電位波形に伴う信号変化を捉えて運動単位活動の観点で分析するには、その程度のサンプリング周波数では時間解像度が全く足りないと言える。

本研究の手法を適用するためには、そうした一般的な設定よりもかなり高いサンプリング周波数で表面筋電の計測を行う必要がある。具体的には10,000 ~ 20,000 [Hz] 程度が目安である。また、運動単位活動分離の品質を高めるには高周波数成分を残す必要があるため、ローパスフィルタについてもサンプリング周波数に合わせて5,000 ~ 10,000 [Hz] 程度、低くても2,500 [Hz] 以上を目安に設定する。

提案手法の適用のために必須となるのはこれらの周波数設定のみであり、それさえ可能であれば、さほど特殊な機器を必要とするわけではない。周波数設定以外は極めて一般的な方法で表面筋電計測を行えば十分である。

2.2. 発揮力や疲労が信号特徴に及ぼす影響

図1は、直立姿勢で肘を90度に曲げて前腕を水平にした状態で手首位置を下に牽引した際の左腕二頭筋の表面筋電信号を20,000 [Hz] でサンプリングした波形の例である。上側の左右の図はほとんど筋疲労していない状態、下側の左右の図はかなり筋疲労した状態で計測したものであり、それぞれ、左側が40%MVC、右側が80%MVCの時の波形を200 [ms] の幅で切り出した結果である。筋疲労は、ダンベル昇降を1分程度繰り返すことで生じさせている。使用した電極はアクティブ電極であり、アルコール清拭のみを行って装着している。これらの計測の間、電極の貼り直しは行っておらず、ノイズが急増するようなことも観測されていないため、電極の接触状態などの電氣的な計測状態は安定していると考えられる。なお、筋発揮力は完全に一定の値を維持できるわけではなく、微小時間では比較的大きな幅での変動が生じうるため、短時間を切り出したこれらのグラフでの筋発揮力表示は「およそ」としている。以降、簡単のために本文中での「およそ」の表記は省略する。

前述したように、筋発揮力の増大や筋疲労の進行に伴って表面筋電信号の振幅は増大すると言われてるが、図1においてもそれが確認できる。筋発揮力増大に伴う振幅増大に基づいて、表面筋電信号のRMS値などで発揮力評価を試みはしばしば行われる。しかし、筋疲労が無視できない場合は適切な評価とはならないことが、筋疲労していない状況での80%MVC時よりも筋疲労している状況での40%MVC時の方が大幅に振幅が大きくなっていることからわかる。

筋疲労が進行した際には周波数成分の分布が低周波寄りになることも言われるが、ここでは周波数分布を具体的示すことは省く。ただし、例えば図1における左右それぞれで同程度の大きさの負荷となっている上図と下図とを比較した場合、細かい信号変化が減少しているように見受けられることから、信号の高周波成分が減少して低周波化が進行していると推測することは可能である。

2.3. 離散ウェーブレット解析

筋繊維が収縮する際に生じる電位変化の波形は、神経インパルスによって活動が励起された時に単発で短時間だけ生じるものである。周期性を欠くため、sin波の合成では表現しづらい形状の波形となっている。運動単位の筋繊維群はほぼ同時に活動励起されるため、各筋繊維の活動電位波形と、その重畳となる運動単位活動電位波形とは、振幅を除いては同じ波形特徴を持つと言える。運動単位活動電位波形では、励起後の電位の急上昇から下降に転じる瞬間に最も高い周波数成分が出現する。本研究での表面筋電信号計測において高周波数成分まで残すようにするのは、この電位変化の反転の特徴をできるだけ残すことを目指すという意味が大きい。

信号特徴を捉えるためにフーリエ変換を行うことは多い。しかし、表面筋電信号中の運動単位活動を捉えることを考えた場合、運動単位活動電位波形の特徴とそれらの出現間隔の不規則性により、フーリエ変換を適用すること

[†]九州工業大学, Kyushu Institute of Technology

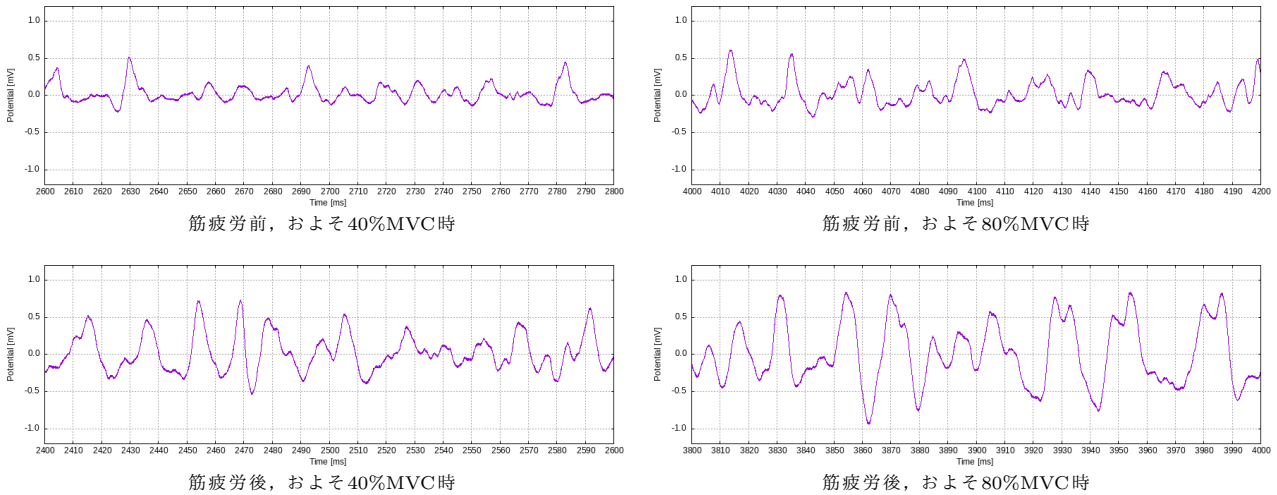


図1: 上腕二頭筋の表面筋電信号波形の例

は不適切と言わざるを得ない。

表面筋電信号の特徴を、その構成要素である運動単位活動電位波形の観点で捉えようとするのであれば、ウェーブレット変換 [7] の方が適する。ウェーブレット変換では、使用するウェーブレットの形状が解析対象信号の成分波形の形状に近いほど、良好に特徴を捉えることができる。本研究では、運動単位活動電位波形に形状が比較的近く、サポート (波形の非 0 区間) が狭いことから、ウェーブレットとしては Daubechies' N=2 を選択する。他の種類のウェーブレットを使うことはもちろん可能であるが、簡単に実験した範囲ではサポートが広くなることでの計算コスト増加などに見合うほどの特徴抽出品質の向上は見られなかったため、Daubechies' N=2 で十分だと考える。

2.4. ノイズ低減

表面筋電信号は微弱であるため、ノイズの問題は避けて通れない。本研究では soft-thresholding でのウェーブレット縮退 [8] に基づくノイズ低減処理を行う。

ウェーブレット縮退のための閾値は、電極装着後に脱力時の表面筋電信号を計測し、それに基づいて定めることを基本とする。本研究でのノイズ低減処理では、閾値算出用信号に混入した筋活動を外れ値扱いで除外する際のパラメータ base と、閾値の大きさを調整するためのパラメータ weight とを与える。ローノイズでほぼ完全に脱力できているなら、base は小さめに、weight は大きめに設定する。例えば脱力時信号が得られていないなどの場合は、base は大きめに、weight は小さめに設定し、できるだけ活動が少なそうな区間を抽出して代用とする。

今、閾値算出用信号のサンプル総数を N とするとき、多重解像度解析を行った結果のウェーブレット係数の絶対値の上位 $(100 \cdot \text{base} / \log(N))\%$ までを外れ値として除去する。残ったウェーブレット係数に対し、平均値を強制的に 0 と置いて標準偏差に相当する計算を行った値 σ を基準値とし、これに重みをかけたものを閾値とする。

ただし、全周波数帯域で共通の閾値とすると、閾値算出の際に用いる係数値が小さい周波数帯域ほど有効な信号成分を多く失うという問題が生じる。かと言って、各周波数帯域ごとに完全に独立して同じ重みで閾値を定めると、閾値が小さい周波数帯域ほど信号成分が乱雑に残りやすい。いずれの場合も信号の周波数成分のバランスに悪影響を及ぼすため、信号特徴を解釈する際に不都合が生じやすい。そこで本研究では、周波数帯域ごとの標準偏差相当値 σ の大きさの比率に基づいて、 σ に掛け合わせる重みの調整を行う。具体的には、周波数帯域 L の標準偏差相当値を σ_L 、すべての周波数帯域の σ_L の最大値を σ_{max} とするとき、周波数帯域 L の閾値算出の重みを $\text{weight} \cdot (1 + \log(\sigma_{max}/\sigma_L))$

で与える。すなわち、本研究における周波数帯域 L の閾値は $\sigma_L \cdot \text{weight} \cdot (1 + \log(\sigma_{max}/\sigma_L))$ である。

3. ウェーブレット係数集合

3.1. 表面筋電信号の時間-周波数平面上の特徴

力を抜いた安静状態から口パクで「ウメ」と発声した時の表情筋の表面筋電信号を多重解像度解析した結果の時間-周波数平面を図2に示す。サンプリング周波数は 20,000 [Hz] で、使用したウェーブレットは Daubechies' N=2 である。各グラフの上部に描かれた波形がそのチャンネルの表面筋電信号の波形であり、濃淡は各時間-周波数領域の信号の強さを表している。

図2を見ると、信号が強い領域が、時間につれて低周波数帯域から高周波数帯域へと流れていくような動きが散見される。このような流れは発声内容や筋の種類に関係なく出現する。当初は筋活動の活発化に伴う単純な変化とも思われたが、発声動作の素早さが変化しても流れの傾きの変化が乏しいことや、運動単位の活動数がまだ少ないと推測される発声開始時や脱力中に緊張等で生じた弱い筋活動と思われる箇所でも観測されることなどから、運動単位活動との関連性が強い特徴であると推測した。すなわち、解析対象信号である表面筋電信号の成分波形である運動単位活動電位波形において、その波形を構成する各周波数帯域の成分が強く出現する時刻の位置関係がこの推移特徴として現れていると考えた。

Daubechies' N=2 は正負非対称であるため、例えば周期波形であれば正の半周期と負の半周期とで別々にマッチする傾向がある。少ないサンプル数で波形とのマッチを調べることができるために解析結果を得るための遅延が少なくて済むが、周波数分離性能はかなり低く、一つの周波数帯域の信号成分の影響が近接する周波数帯域のウェーブレット係数値にも及び易い。周波数分離性能の低さは通常であれば大きな欠点であるが、むしろ分離性の低さによる周波数帯域間のウェーブレット係数値の連続性が、この強信号領域の連続的な推移という特徴を生んでいると考える。

3.2. 冗長離散ウェーブレット解析

離散ウェーブレット解析として一般的な多重解像度解析には、シフト不変性の欠如という問題があり、解析開始位置が 1 サンプルずれただけで解析結果の特徴が大きく違って見えるということが生じる。実際に、前節で述べた流れの特徴は、解析開始位置を 1 サンプルずらしただけで現れたり消えたりする。これは、解析開始位置に依存した時間-周波数平面の領域分割に関する制約が強いために、観測された流れを形成するウェーブレット係数の時間-周波数平面上の並

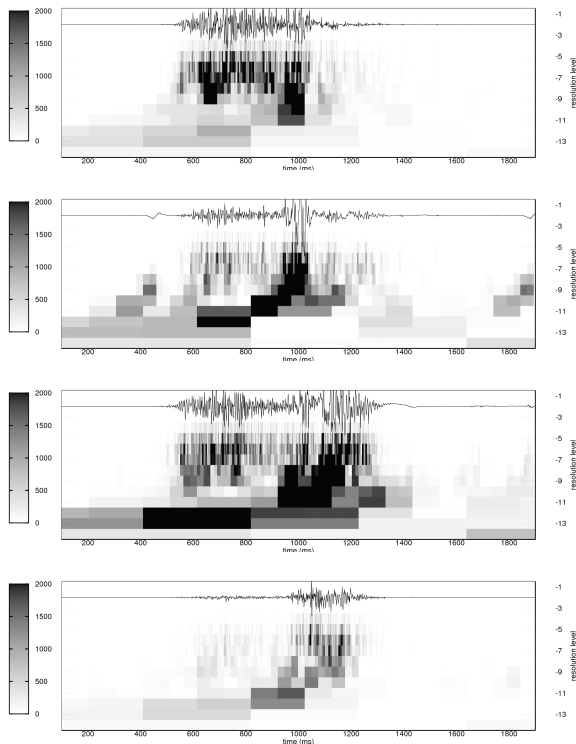


図 2: 連続発声/u//me/の表面筋電の時間-周波数平面 (上から順に口輪筋, 口角下制筋, 下唇下制筋, 顎下腹筋)

びを得ることができる時間位置がかなり限定的となっていることが原因である。この欠点は、時間-周波数平面上の特徴に基づいて分析を行おうとする場合に大きな問題となる。

そこで本研究では、すべてのサンプル位置に関して、その位置を起点とした多重解像度解析結果としてのウェーブレット係数を獲得するような冗長離散ウェーブレット解析 [9-12] を行う。冗長離散ウェーブレット解析のアルゴリズム [12] での計算量は、解析するレベル数(周波数帯域数) L に依存する。アルゴリズムでは、新しく計測されたサンプルデータ 1 個が入力される度に周波数帯域ごとに一つのウェーブレット係数を出力する。データ入力ごとの時間計算量は $O(L)$ であり、領域計算量は $O(L \cdot 2^L)$ である。領域計算量は式としては巨大だが、本研究における表面筋電信号解析においては、必要な L は 20,000 [Hz] でのサンプリングでも高々 10 ~ 12 程度であるため、テーブルサイズは数百 [kbyte] ~ 数 [Mbyte] 程度であり、実装上の問題になることはないと言える。

3.3. 成分波形に対応するウェーブレット係数群

図2で観測されているような強信号領域の推移の特徴が、解析対象信号を構成する成分波形に対応するものであるなら、そうした推移を一つの単位として分析を行うのが適切とすることができる。

本研究における解析対象信号中の成分波形、すなわち表面筋電信号中の運動単位活動電位波形は、幅を持って局所的に存在する単発の波形である。よって、波形が存在する時区間に対して相対的な 1 時点の規定し、これを成分波形の出現時刻と定義する。成分波形と対応して特徴的な値を示すウェーブレット係数を、出現時刻からの相対時間と周波数帯域とを指定して収集することで、解析対象信号中における成分波形の特徴を示すウェーブレット係数群を規定することができる。もちろん、特徴を示すウェーブレット係数群を先に選出しておいて、それらの分布を基準に出現時刻を定義するようにしても構わない。なお、収集するウェーブレット係数が負の値として特徴的に大きな値と

なっている場合には、その相対時間と周波数帯域のウェーブレット係数を収集する際には、正負反転させた上で収集するように規定する。これにより、収集するウェーブレット係数群が成分波形に適合していれば、各係数は正の大きな値を示すことになる。本研究では、そのようなウェーブレット係数群を成分波形を規定する「ウェーブレット係数集合」と呼称する。

ウェーブレット係数集合は成分波形の特徴に基づいて定める特徴ベクトルと言えるが、一つの種類の成分波形に対して一意に規定されるようなものではない。特に顕著な特徴だけを荒く捉える係数集合を規定することもあるだろうし、詳細な形状表現のために同一周波数帯域から複数の係数を含めるようにしても構わない。場合によっては、成分波形単独で見た場合には特徴的な周波数成分であるにも関わらず、他の波形との干渉が激しいために敢えて除外して係数集合を規定することもあるだろう。ウェーブレット係数集合は、解析対象信号と成分波形の関係性や解析の目的・目標を鑑みて柔軟に設定することが可能である。

図2で観測された推移特徴をそのままウェーブレット係数集合として定める場合、それらのウェーブレット係数の間では多重解像度解析における計算上の関係性が保たれることになる。しかしながら、その関係性の維持は成分波形の周波数成分の相対時刻を定める上での大きな制約となり、十分に満足できるウェーブレット係数集合を規定できなくなる可能性が高い。本研究では、冗長離散ウェーブレット解析を行うことにより、すべてのサンプル時刻においてその時刻を領域起点とするすべてのウェーブレット係数を獲得している。これを活かし、ウェーブレット係数集合の規定に際してはその要素であるウェーブレット係数の間に計算上の関係性を求めないこととする。つまり、いかなる計算過程で得られたかは問わずに時間-周波数平面におけるその領域の信号成分の大きさとして純粋に捉えることで、任意のサンプル時刻を起点とするウェーブレット係数をウェーブレット係数集合の要素として選定することを認める。これにより、成分波形へのウェーブレット係数集合の適合性を向上させることができる。

表面筋電信号を双極誘導で計測する場合、一つの運動単位活動電位波形は正の波形とその反転である負の波形とが組で出現する傾向がある。ウェーブレット係数集合を定める際にこの組を想定して規定することは可能であるが、一つの波形が正負両方で観測されることが期待できるのであれば、正の波形に対するウェーブレット係数集合を規定して負の係数値については無視する、すなわち負の波形を無視するように取り扱っても大きな問題は生じないと考える。

3.4. ウェーブレット係数集合による表面筋電信号中の運動単位活動の検出

サンプル時刻ごとに、その時刻を出現時刻とするウェーブレット係数集合のすべての係数を並べることを考える。設定した係数集合が適切であれば、成分波形が実際に存在する時刻では各係数の値が局所最大になると期待できる。なお、負の値は想定する成分波形の特徴に合わない部分であるので、無視して 0 として扱っても大きな問題にはならない。

Daubechies' $N=2$ を用いて解析を行う場合、前述したようにその周波数分離性能の低さにより、周波数帯域間でのウェーブレット係数値の連続性を生じやすい。そのため、ウェーブレット係数集合を構成するウェーブレット係数を周波数帯域順に並べた場合、値の変化が緩やかになる傾向があると言える。そうした係数集合を時系列で並べると、成分波形に最も適合した時刻を局所最大とするような山形の時間変化となる。よって、横軸を時間とし、ウェーブレット係数集合を構成するウェーブレット係数を、負の値は 0 と扱って時間軸に垂直に配置した平面を考えた場合、成分波形の出現時刻を頂上とする山が形成されると期待できる。もし、ウェーブレット係数集合の要素設定において、最適な相対時刻からの時間的なずれがあれば、山の頂上が時間的に垂直ではなく、すべての山で類似した歪みを生じるはずであ

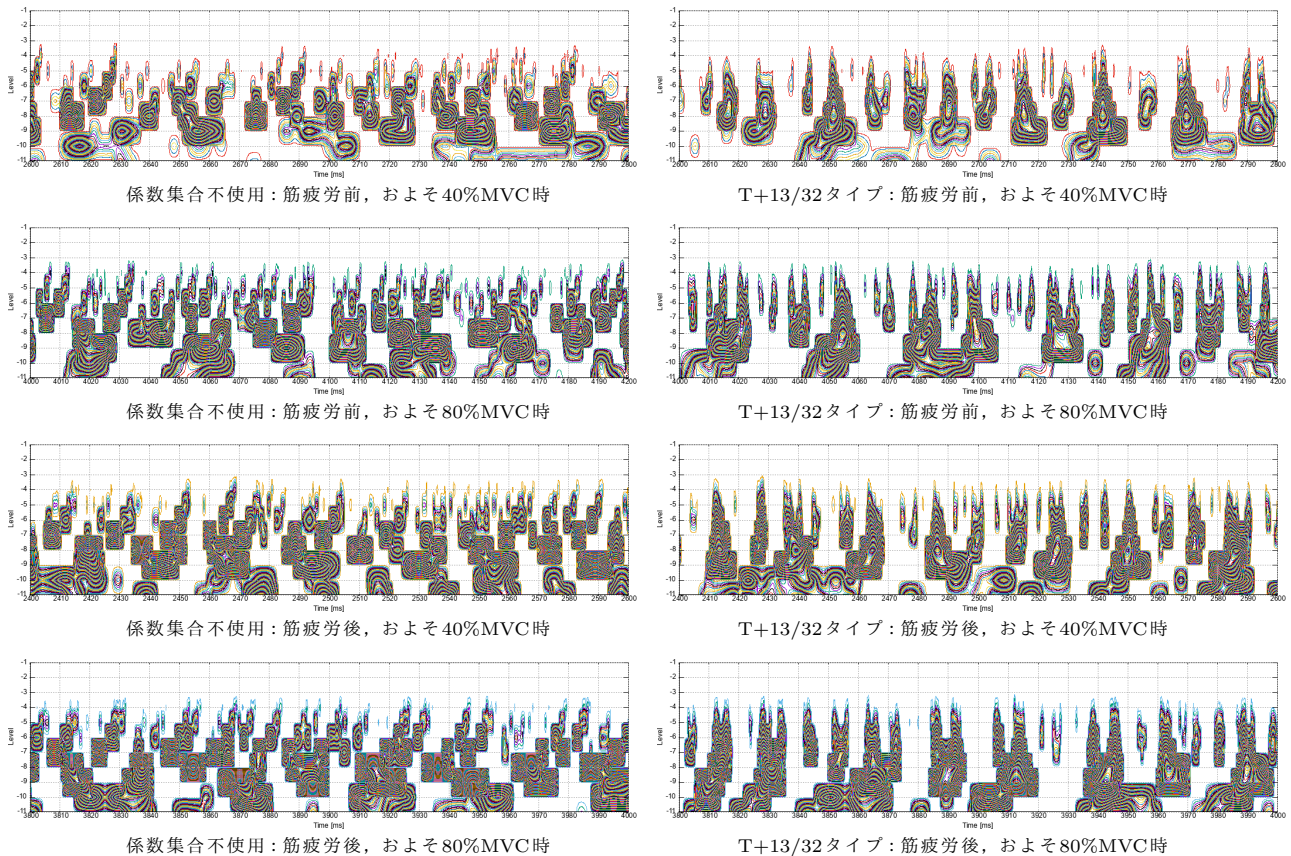


図3: ウェーブレット係数集合に基づく正值係数範囲での等高線図

る。ウェーブレット係数集合の要素設定では1サンプル時刻単位で相対時刻調整が可能であるので、山の様子を見ながらウェーブレット係数集合の微調整を行うことができる。

多数の成分波形が時間的に近接して出現する場合、時間的な存在幅が広い低周波数帯域では成分波形の信号成分の融合によって局所最大の性質が失われやすくなるが、高周波数帯域では局所最大の性質を維持しやすい。したがって、解析対象信号からどの程度の精度で成分波形を検出できるかは、成分波形が持つ高周波数帯域成分と成分波形が出現する時間密度、そして、その高周波数帯域成分の変化を失わないような高いサンプリング周波数とローパスフィルタ設定に依存する。解析対象信号において成分波形の高周波数帯域成分に対して出現の時間密度が高すぎるような場合は、局所最大の性質が十分に現れず、本手法での成分波形検出はほとんど期待できなくなるであろう。

表面筋電信号に対して、文献[13]で示したような簡素な設定でのウェーブレット係数集合のタイプの範囲で簡単に比較した結果では、T+13/32タイプが良好な結果を示した。よって本研究では、表面筋電信号における運動単位活動電位波形分析用として、T+13/32タイプのウェーブレット係数集合を採用する。

ウェーブレット係数集合が形成する山の状況をわかりやすくするために、上腕二頭筋で計測した表面筋電信号(図1)の解析結果を正の値の範囲で等高線表示したものを図3に示す。図では、冗長離散ウェーブレット解析結果そのままの時間-周波数平面で描いたものとT+13/32タイプのウェーブレット係数集合に基づいて描いたものとを比較している。文献[13]で示した簡素なタイプのウェーブレット係数集合は、各周波数帯域のウェーブレット係数の時間位置をずらしたものであるため、単純な時間-周波数平面での図と単純比較が可能である。なお、冗長離散ウェーブレット解析結果そのままとすることは、H+0タイプの

ウェーブレット係数集合を用いることと同じである。

図3の左側に示された冗長離散ウェーブレット解析結果そのままの場合には、高い周波数の領域において若干の傾向が見えなくもないが、全体としては明確な特徴は見出せない。この図から運動単位活動を捉えようとするのは難しいであろう。

それに対し、図3の右側に示されたT+13/32タイプのウェーブレット係数集合に基づく場合には、時間軸に垂直な雨垂れのような塊によって図が形成されていることがわかる。それらの塊は運動単位活動電位波形と密に関係を持つものであり、この図は表面筋電信号中の運動単位活動の様子を可視化したものと言える。この可視化図における塊の出現の様子を調べることで、表面筋電信号を構成する運動単位活動電位波形の存在状況、ひいては、筋活動を構成する運動単位活動の状況を分析することが可能になる。

4. 可視化図に基づく運動単位活動の分析

4.1. 速筋運動単位と遅筋運動単位

運動単位活動の可視化図となっているT+13/32タイプの図(図3の右側)を見ると、雨垂れのような塊には、大きく分けて、高い周波数帯域に留まるグループとそれよりは低い周波数帯域まで伸びているグループとが存在していることがわかる。運動単位活動電位波形として捉えるなら、前者は波形の変化が早く運動単位としての反応が早いと推測されることから速筋運動単位の活動である可能性が高く、後者は前者よりも波形の変化が緩やかで運動単位としての反応も遅いと推測されることから遅筋運動単位の活動である可能性が高いと考えることができる。つまり、本手法に基づくなら、筋活動を校正している運動単位活動を速筋運動単位の活動と遅筋運動単位の活動とに分けて分析できることを意味する。

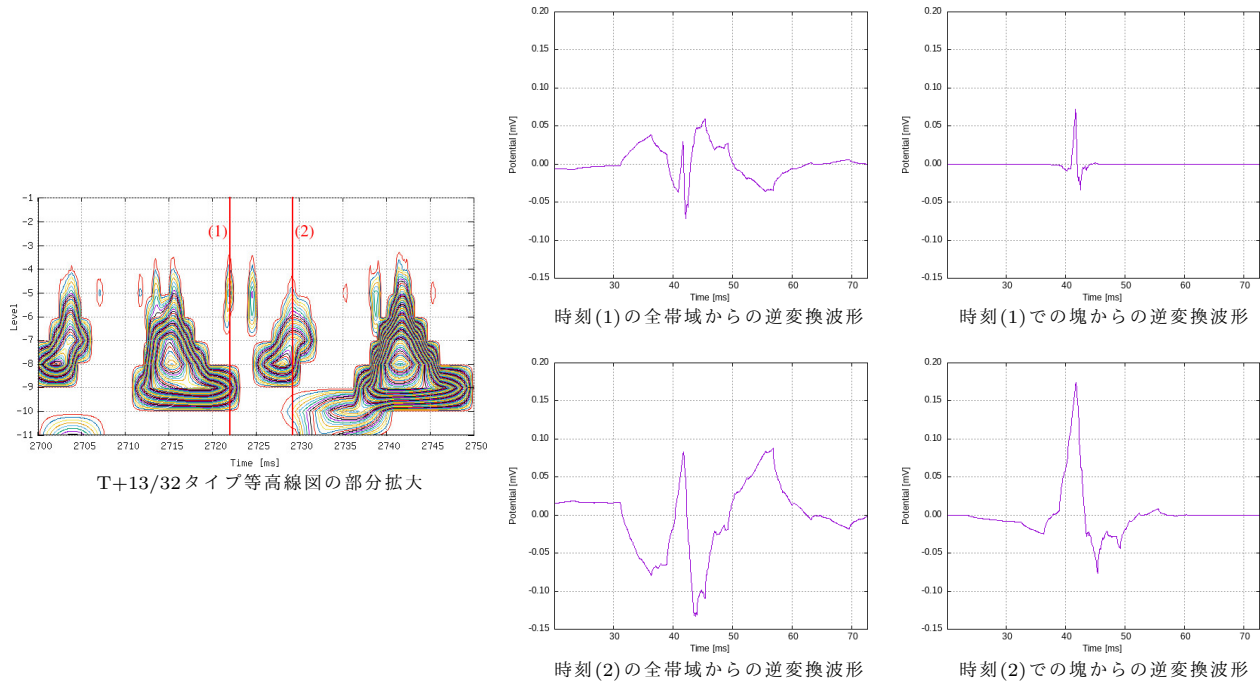


図4: 運動単位活動電位の推定波形

運動単位活動の可視化図における塊が実際に運動単位活動電位波形を捉えていると見なせるかどうかを確認するために、運動単位活動電位波形の復元を試みた結果を図4に示す。図の左側に示した可視化図は、図3における筋疲労していない状態での40%MVCの可視化図の一部を拡大したものになる。この図において、速筋運動単位の活動電位波形と思われる塊で局所最大となっている時刻(1)と、遅筋運動単位の活動電位波形と思われる塊で局所最大となっている時刻(2)のそれぞれで、ウェーブレット係数集合の係数からの波形復元を試みた。重要な点は、時刻(1)でも時刻(2)でも、高周波数帯域から伸びている雨垂れ状の塊が途切れた先の低周波数領域にも正のウェーブレット係数値が存在していることである。運動単位活動電位波形に対応するのは雨垂れ状の一つの塊となっている範囲であり、塊が途切れた先の低周波数成分は、例えば他の遅筋運動単位の活動電位波形の裾野の部分など、一つないし複数の運動単位活動電位波形の干渉によって生じたものと推測できる。

文献[13]の簡素なウェーブレット係数集合タイプのように、一つの周波数帯域からは一つのウェーブレット係数だけを選出している場合、それらのウェーブレット係数間に多重解像度解析における計算上の関係が保持されているか否かに関わらず、ウェーブレット係数集合からの波形復元は容易である。ウェーブレット係数集合に属するウェーブレット係数の周波数帯域ごとにウェーブレット係数を本来の時間位置に戻し、その周波数帯域のウェーブレット係数だけが存在している状態からウェーブレット逆変換で信号波形を生成する。生成されたすべての信号波形を加算することで、ウェーブレット係数集合の復元波形を得ることができる。もし一つの周波数帯域から複数のウェーブレット係数を選出している場合、同じ周波数帯域のウェーブレット係数の間に多重解像度解析における計算上の関係が保持されているのであれば、周波数帯域ごとの逆変換の実行時に同じ周波数帯域に属するすべてのウェーブレット係数を配置した上で実行すればよい。そうではなく、計算上の関係が保持されていない場合、一般的には波形復元は難しい。

ウェーブレット係数集合に基づいて波形復元を行った結果が図4の右側の4個のグラフである。それら4個の内の左側のグラフは、塊を考慮することなく、ウェーブレット係数集合に含まれるすべてのウェーブレット係数を使用した逆

変換によって復元された波形である。時刻(1)、(2)共に得られた波形は運動単位活動電位波形とはかなり異なる形状となっている。それに対し、塊を考慮して、塊に属するウェーブレット係数だけを使用して波形を復元したものが4個のグラフの内の右側のグラフである。少ないウェーブレット係数で波形を近似していることになるので復元波形の粗さは目立つが、運動単位活動電位波形の形状特徴は捉えていると言うことができよう。塊の性質から予想された通り、時刻(1)の塊から復元した波形(右上に位置するグラフ)は短い波長で変化の早い波形であり、対して時刻(2)の塊から復元した波形(右上に位置するグラフ)は長い波長で変化の緩やかな波形である。両波形の比較からも、時刻(1)の塊は速筋運動単位の活動を、時刻(2)の塊は遅筋運動単位の活動を示すと捉えることに問題はないと考える。

4.2. 筋発揮力増大に依存した変化

一般に、筋発揮力が増大すると表面筋電信号の振幅が大きくなると言われる。この現象を説明できるような運動単位活動を本手法が捉えているかを見るために、図3の右側に示された可視化図に基づいて観察する。筋疲労の影響による変化に関しては次節で述べることとし、筋疲労の状況が同程度となっている、筋疲労前の40%MVCと80%MVCとの間、および、筋疲労後の40%MVCと80%MVCとの間での比較を行う。

筋疲労前の40%MVC時には、遅筋運動単位の活動と思われる塊が多く観測され、それに比べて速筋運動単位の活動と思われる塊は少なく、目立たない。しかし、筋疲労前の80%MVC時には、40%MVC時とは異なり、速筋運動単位の活動と思われる塊が非常に多く観測される。つまり、筋発揮力が小さいときは遅筋運動単位が主に活動し、筋発揮力を増大させる際には速筋運動単位の活動頻度を増すことで達成していると見ることができる。これは、筋活動における運動単位投入に関して一般的に言われるサイズの原理に合致した変化と言える。運動単位活動の頻度が増した結果、それらの活動電位波形の重畳である表面筋電波形の振幅も増大する。

筋疲労前の場合の変化に対し、筋疲労後の40%MVCから80%MVCへの変化は状況が異なる。これは、必要な筋発揮力を得るためにすでに多くの運動単位を活動させ

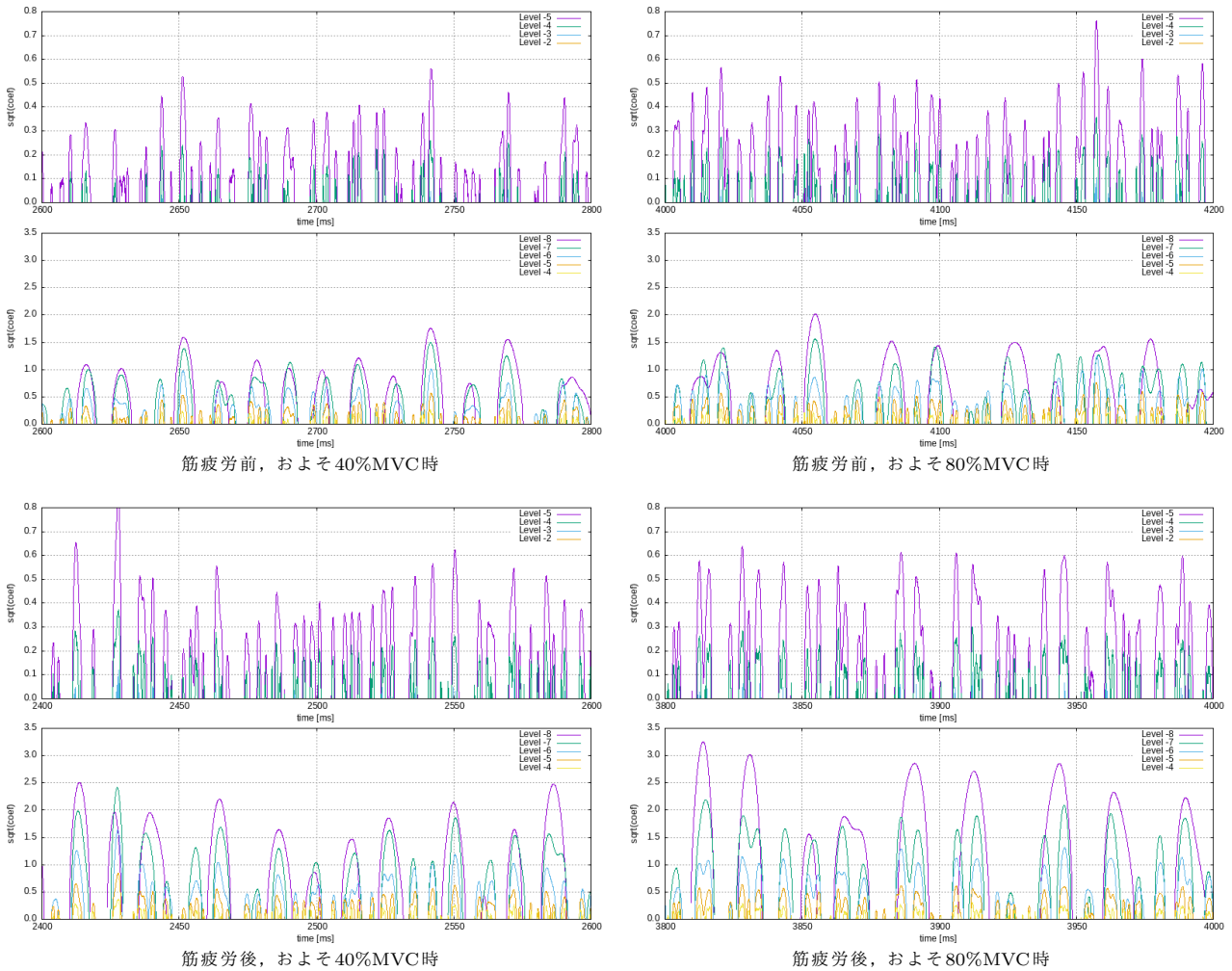


図5: 運動単位活動電位波形の周波数帯域成分の包含関係

ている状況から、さらに大きな筋発揮力が必要になった状況への変化である。筋疲労前の例のように運動単位の活動数または活動頻度にまだ余裕がある状況では、運動単位発揮力のピークをずらして多くの運動単位を活動させることで、ゆらぎの少ない安定した筋発揮力を得ることができる。しかし、運動単位の活動頻度に余裕がない状態で筋発揮力を増大させるには、運動単位活動のタイミングを合わせて多数の運動単位の発揮力のピークを集中させ、その合計によって筋発揮力を増すことが必要にある。この状況は、可視化図上では雨垂れ状の塊の融合という形で観測される。融合した塊のサイズは大きくなるが、時間解像度が高い高周波数帯域部分には融合前の塊を捉えることができる情報(等高線での山)が残っていることも多い。実際、筋疲労後の40%MVC時には単独の運動単位に対応しそうな独立した塊がまだ多く観測されているが、筋疲労後の80%MVC時には融合が進んで大きな塊ばかりが目立つようになっている。また、それらの大きな塊の高周波数帯域部分には塊の融合を指し示す細かい変動を観測できる。このように運動単位活動の局所集中が進むと、運動単位活動が多い時刻と少ない時刻との間隔が広がって筋発揮力の落差が大きくなり、筋発揮力の安定性は低下する。

図1で示された通り、筋疲労前の場合と同様に筋疲労後においても筋発揮力増加に伴う表面筋電信号の振幅増大が起きる。しかし、その原因は異なっているということを手本法での可視化図で確認できる。筋疲労前の例では運動単位活動の増加により振幅が増大していたのに対し、筋疲労後の例では運動単位の活動集中による活動電位波形の足し

合わせにより振幅が増大している。そのため、筋疲労前の80%MVC時の表面筋電波形では細かい変化をしつつ全体的に値が大きくなっているのに対し、筋疲労後の80%MVC時の表面筋電波形では細かい変化に乏しく大きな振れ幅で変動する波形となっている。

運動単位活動の集中を示す塊の融合の様子は、周波数帯域ごとのウェーブレット係数値のグラフを重ね合わせて、各周波数帯域に生じる山の包含関係や山の局所ピーク数を見ると調べやすいであろう。ただし、各周波数帯域の平均的な係数値にはかなり大きな開きがあるので、ウェーブレット係数値の平方根を取ったグラフを重ね合わせたものが図5である。平方根でもまだ値の開きがあるので、それぞれの状況に対して、速筋運動単位の周波数帯域と遅筋運動単位の周波数帯域とを想定した2つのグラフで表示している。筋疲労前40%MVC時のように運動単位活動に余裕がある状況では低周波数帯域の山に包含される高周波数帯域の山の数(局所ピーク数を含む)は少ない場合が多いのに対し、筋疲労後など運動単位活動に余裕が減少した状況では多数の山を包含することが多くなっており、運動単位活動の集中が増していることがわかる。

4.3.筋疲労進行に依存した変化

筋疲労の程度を評価することは筋活動を捉える上で重要な課題であり、これまでも数多くの研究([14-20]等)が行われている。従来技術における単純な例としては、同一負荷での表面筋電信号のMPFを比較した場合に値が低下していれば筋疲労が進行している可能性が高いというよう

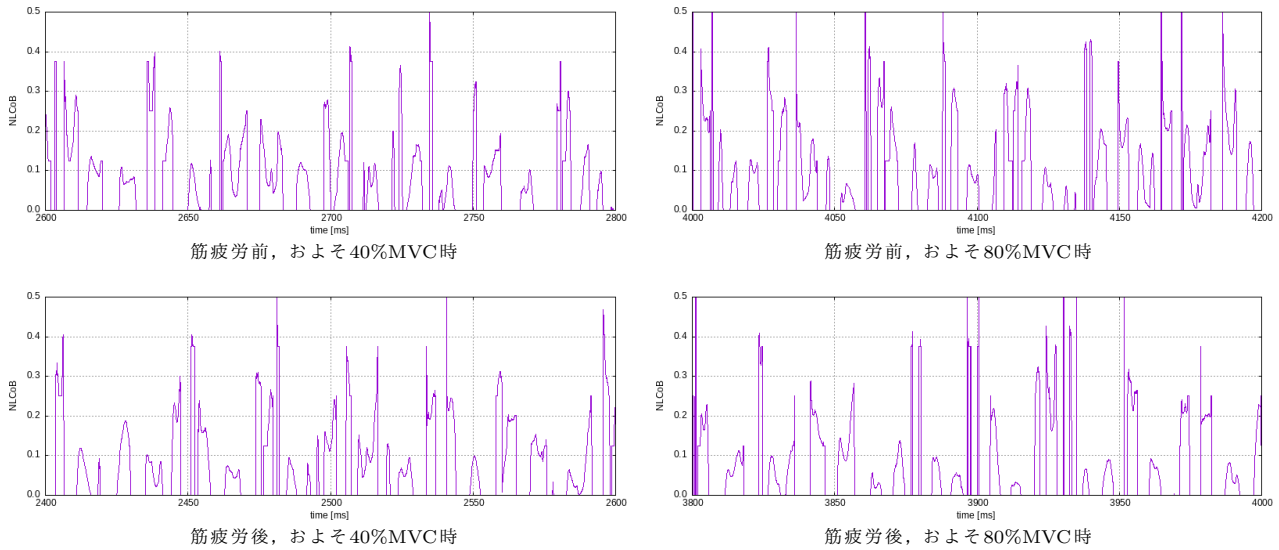


図 6: T+13ov32タイプにおける周波数帯域レベル -1 から -9 の範囲での NLCob

な評価である。本手法では、筋活動を構成する運動単位活動を捉えているので、疲労の影響も運動単位のレベルで分析することができ、筋疲労の評価に新たな視点を与えることができるはずである。

筋疲労していない状態と筋疲労が進行した状態とにおいて同じ筋発揮力での表面筋電信号を比較した場合、振幅の増大や周波数分布の低周波数化を生じるということはよく知られている。筋発揮力の場合と同様に、可視化図に基づく運動単位活動の視点でこの現象を見る。

筋の疲労とは、運動単位ごとの疲労の総括であると言える。運動単位の疲労が進行するとその発揮力は低下していくと考えられるため、筋発揮力を一定に保ち続けたとしても、その間の疲労進行による運動単位の発揮力低下により、相対的には筋発揮力が次第に増加している状況と同じことになる。

運動単位を構成する筋繊維が疲労すると筋繊維上の信号伝達速度が低下する。その結果として電極が計測する電位の変化速度も低下し、波長が伸びることで運動単位活動電位波形の低周波数化が生じる。この変化は、本手法における可視化においては、雨垂れ状の塊が低周波数方向に伸びて幅を増し、それに合わせて山の頂点も低周波数方向に移動するという形で観測される。

筋活動においてすべての運動単位が均等に活動するわけではないので、運動単位の疲労もすべての運動単位で均等に進むわけではない。厳密には、運動単位を構成する筋繊維の疲労も均等ではないのかもしれないが、それらは常に同時に活動するものであるから、差異を考えなくても問題はないはずである。疲労進行が均等ではないということは、疲労がかなり進行した運動単位が存在するのと同時に、ほとんど疲労していない運動単位も存在する。筋活動のために投入中の運動単位の疲労が進んで発揮力が低下した際に、疲労していない運動単位が存在するなど運動単位の活動数や頻度にまだ余裕がある場合には、相対的に増大した筋発揮力を賄うために運動単位の活動頻度を増大させる。その結果として、それらの運動単位の活動電位波形の重畳である表面筋電信号の振幅も増大する。加えて、活動している運動単位の活動電位波形が低周波数化しているということはそれらの合成である表面筋電信号においても低い周波数の成分が増加するということであり、一般的に言われるような表面筋電信号の低周波数化を生じさせる。

このような筋発揮力増大のための運動単位活動頻度の増大という方向性は、図3の可視化図における筋疲労前40%MVCから筋疲労前80%MVCへの変化と筋疲労前40%MVCから筋疲労後40%MVCへの変化とで類似する。

違いは運動単位レベルでの疲労の有無である。筋疲労前80%MVCと筋疲労後40%MVCとを比較した場合に違いがわかりやすいのは速筋運動単位活動と思われる塊で、筋疲労後40%MVCでは先に述べたような塊の形状変化を生じているものが多くなっている。変化が見られない塊もあるが、先に述べたようにすべての運動単位で均質に疲労進行するわけではないので、それらの塊は疲労があまり進行していない運動単位であると捉えても不自然ではない。

かなり大きな筋発揮力を必要とした結果として、前節で述べたような運動単位の塊の融合が非常に多くなった場合には、本手法による可視化の図を見ただけでは疲労の有無を判別するのは難しい可能性が高い。しかしながら、融合の元になっている塊での周波数分布には疲労の影響による低周波数化が存在すると推測できるため、融合した大きな塊における周波数分布を分析することで疲労の評価を行うことは可能であると考えられる。

本研究ではウェーブレット係数集合によって運動単位活動電位波形を捉えようとしているため、ウェーブレット係数集合の周波数分布に基づいて、表面筋電信号におけるMPFに相当するような周波数特徴量を運動単位レベルで算出できる可能性がある。運動単位の特徴量として適切に算出するには、速筋運動単位や遅筋運動単位の波形が疲労によって変形する範囲も考慮した上で運動単位活動電位波形との適合性に基づいて、ウェーブレット係数集合から運動単位に対応するウェーブレット係数を切り出した上で計算する必要があるが、紙面の都合上、適合評価は別稿に譲り、ここでは簡易的にウェーブレット係数集合のすべてのウェーブレット係数を用いた周波数特徴を見ることにする。

多重解像度解析において周波数帯域を示すレベルは周波数の対数軸に対応するものであるため、レベル差の周波数距離を長さ、ウェーブレット係数値を重さとした時の重心位置(Center-of-Balance; CoB) [21]を基本の周波数特徴量とする。なお、本稿でのウェーブレット係数集合のウェーブレット係数収集時には、負の値は0.0として扱っていることに注意する。

CoBをそのまま扱う場合、値域が広く、低い周波数での変化を捉えづらいという問題がある。また、CoB値は周波数分布を調べる際のレベル範囲に依存するため、重心位置が周波数範囲内のどのような位置にあるのかをやや把握しづらい。そこで、周波数軸で規定されているCoBをレベル軸に変換(logarithmic CoB; LCoB)し、さらに、重心位置がレベル範囲のどのような割合の位置にあるかを示すように値域を0から1に正規化したもの(normalized LCoB;

NLCoB) を周波数特微量とする。レベル $-i$ のウェーブレット係数を w_{-i} とするとき、レベル $-min$ から $-max$ までの範囲での NLCoB(min,max) は次式で与える。

$$NLCoB(min, max) = \begin{cases} 0 & : \text{if } \sum_{k=min}^{max} |w_{-k}| = 0 \\ \frac{1}{max-min} \cdot \log_2 \left(\frac{\sum_{k=min}^{max} (|w_{-k}| \cdot 2^{max-k})}{\sum_{k=min}^{max} |w_{-k}|} \right) & : \text{else} \end{cases}$$

レベル -1 から -9 の範囲での NLCoB のグラフを図6に示す。簡易的なものではあるが、局所ピークの値がおおよそその運動単位の活動電位波形の重心位置を表していると考えても良いだろう。各グラフを比較すると、運動単位の疲労進行が均質ではないために変化は一律ではないが、筋疲労の前後で重心位置が高い周波数にあるものが減少し、一般的に見て山の高さも筋疲労後の方が少し低くなっているものが多いように見える。これは運動単位活動電位波形の周波数分布の低周波数化を示しており、その原因となっている運動単位の疲労を捉えていると考える。

5. おわりに

本研究では、単チャンネルの表面筋電信号から運動単位活動を検出する手法を提案し、RMSやMPFのような抽象性の高い情報に基づく評価ではなく、運動単位活動の視点で筋活動を捉えることが可能であることを示した。本研究における運動単位活動検出手法の考え方そのものは、他の解析対象信号中の成分波形検出においても活用できるであろう。

本研究に基づく運動単位活動情報は、針筋電で得られる情報に比べて精度は落ちるし個々の運動単位を判別できるわけでもない。しかし、運動中でも計測が容易な表面筋電信号で、多くの運動単位がどのように筋活動を形成しているかの情報を与えることができ、従来技術での表面筋電解析に比べてより筋活動の根幹に近い視点での分析を可能とする。つまり、針筋電に基づく分析と、従来技術での表面筋電に基づく分析との中間に位置する技術と言えよう。

また、分析において単チャンネルしか必要としないため、多チャンネルの情報に基づく分析と比較すると、運動中などに生じやすいチャンネルごとの感度変動による悪影響などは心配する必要がない。もし多チャンネルの情報が得られているならば、その情報はより高度な分析に活用できるはずである。

本稿で示した可視化図は、計測完了後に人が分析することを想定したものであるが、図の元になっているデータはリアルタイムで取得可能なものである。しかしながら、リアルタイムで提示しても人の認識が追いつかない。リアルタイムで情報を得られることを活かすためには、運動単位活動を機械的に捉え、人が認識できる程度に特性を集約したり、筋電義手などの筋電活用機器で活用したりということが必要であろう。運動単位活動を機械的に抽出して筋活動特徴を得る手法については、紙面の都合上、次稿以降に譲ることとする。

謝辞

本研究は科研費(課題番号:19K12205)の助成を受けた。ここに記して謝す。

参考文献

- [1] 福永哲夫編, “筋の科学事典 — 構造・機能・運動 —”, 朝倉書店 (2002)
- [2] J. V. Basmajian, C. J. De Luka, “Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography 5 th ed.”, Williams and Wilkins (1986)
- [3] 鈴木良次, 佐藤俊輔, 池田研二, 吉川昭編, “生体信号 — 計測と解析の実際 —”, コロナ社 (1989)
- [4] 内山明彦, “医用電子工学”, 昭晃堂 (1997)
- [5] H. Piper, “Elektrophysiologie Menschlichen Muskeln,” Springer (1912)
- [6] S. Cobb, and A. Forbes, “Electromyographic studies of muscle fatigue in man,” American Journal of Physiology, Vol. 65, pp. 234–251 (1923)
- [7] I. ドブシー, “ウェーブレット10講”, シュプリンガー・ジャパン (2003)
- [8] D. L. Donoho, “De-Noising by Soft-Thresholding,” IEEE Trans. Information Theory, Vol. 41 No. 3, pp. 613–627 (1995)
- [9] S. G. Mallat, “Zero-crossings of a wavelet transform,” IEEE Transactions on Information Theory, 37–4, pp. 1019–1033 (1991)
- [10] 戸田浩, 川畑洋昭, 章忠, “最新ウェーブレット実践講座 入門と応用”, ソフトバンククリエイティブ (2005)
- [11] 永井秀利, “冗長ウェーブレット解析に基づく重心推移法による筋活動量評価手法”, 電子情報通信学会技術報告 Vol. 115 No. 49, pp. 15–20 (2015)
- [12] H. Nagai, “Computational Complexity in Continuous Estimation of Muscular Activity based on Redundant Wavelet Coefficients of Surface EMG”, Proc. of Life Engineering Symposium 2015, pp. 329 – 334 (2015)
- [13] 永井秀利, 永井, “表面筋電の特徴抽出のためのウェーブレット係数集合のシフト選択法”, 電子情報通信学会技術報告 Vol. 119 No. 391, pp. 51–56 (2020)
- [14] M. Knaflitz, and P. Bonato, “Time–frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions,” Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 9, No. 5, pp. 337–350 (1999)
- [15] M. Cifrek, V. Medved, S. Tonković, and S. Ostojić, “Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics,” Clinical Biomechanics, Vol. 24, No. 4, pp. 327–340 (2009)
- [16] M.S. Hussain, and Md. Mamun, “Effectiveness of the Wavelet Transform on the Surface EMG to Understand the Muscle Fatigue During Walk,” Measurement Science Review, Vol. 12, No. 1, pp. 28–33 (2012)
- [17] D.R. Rogers, and D.T. MacIsaac, “A comparison of EMG–based muscle fatigue assessments during dynamic contractions,” Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 23, No. 5, pp. 1004–1011 (2013)
- [18] P. Bartuzi, and D. Roman-Liu, “Assessment of muscle load and fatigue with the usage of frequency and time–frequency analysis of the EMG signal,” Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 16, No. 2, pp. 31–39 (2014)
- [19] P.A. Karthick, and S. Ramakrishnan, “Surface electromyography based muscle fatigue progression analysis using modified B distribution time–frequency features,” Biomedical Signal Processing and Control, Vol. 26, pp. 42–51 (2016)
- [20] K.B. Smale, M.S. Shourijeh, and D.L. Benoit, “Use of muscle synergies and wavelet transforms to identify fatigue during squatting,” Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 28, pp. 158–166 (2016)
- [21] 永井秀利, 宮武一志, 中村貞吾, “黙声認識のための口唇周辺表面筋電波形におけるウェーブレット係数の重心推移法に基づく特徴”, FIT2011 講演論文集 vol. 3, pp. 41–46 (2011)