

# 静的負荷時の筋電図解析に関する基礎的検討

本 多 薫

山形大学大学院  
社会文化システム研究科紀要 第6号 別刷  
平成21年8月

# 静的負荷時の筋電図解析に関する基礎的検討

本 多 薫

(文化システム専攻心理・情報領域担当)

## 1. はじめに

筋電図 (EMG) から得られる波形や振幅などを解析することによって、筋負担などを生理的に捉えることができる。そのため、人間工学、労働科学など多くの分野で負担や疲労の評価に用いられている。筋活動は生体内外からの様々な刺激や神経制御により非定常な変動を示し、運動を伴うような筋電図を解析するのは難しい。そのため、動的な運動時の解析には、短時間フーリエ変換による周波数解析が用いられてきたが、スペクトルが時間と共に大きく変化する場合には、時間軸での局所性が悪くなることが知られており<sup>1)</sup>、瞬間的に信号が変化する非定常信号を解析することには限界がある。また、筋活動の詳細な推移を調べる際には数十 msec 程度の時間単位での変化を追う必要があると指摘されている<sup>2)</sup>。

このような非定常信号である時系列の時間一周波数解析手法にウェーブレット変換を用いたパワースペクトル解析があり、筋電図解析にも応用されている<sup>3)4)</sup>。だが、ウェーブレット変換による筋電図解析に関する先行研究では、数十 msec 単位で周波数とパワーの変化を捉えることが可能であるか明確に述べられていない。

筋電図を作業負担や疲労の評価に用いるには、作業中の連続的に負荷がかかった状態の筋電図を解析することが求められる。しかし、連続的に負荷がかかった状態 (静的負荷時) の周波数とパワーがどのような変動や変化を示すかなど不明な点が多い。また、どのように周波数とパワーの変化を処理したらよいのかも課題である。

そこで本研究では、連続的に静的負荷がかかった状態の表面筋電図を計測し、周波数、パワー、時間の3次元情報を得られるウェーブレット変換

によるパワースペクトル解析を行う。そして、静的負荷時における筋電図の周波数とパワーの経時的变化と処理方法について検討する。

## 2. 筋電図データの処理

### 2.1 ウェーブレット変換

短時間フーリエ変換では周期性と相似性を部分的に崩しながら局所化する。そのため、時間分解能の精度をあげようとする周波数分解能が低下する欠点がある。この欠点を補う手法にウェーブレット変換がある。ウェーブレット変換は、マザーウェーブレットという基本的な関数を時間方向に拡大・縮小させることにより、時間軸上での周波数解析を行う手法である。ウェーブレット変換の理論については、多くの文献<sup>1)5)6)7)</sup>が見られるので、ここでは本研究でのウェーブレット変換について述べることにする。式(1)で定義される連続ウェーブレット変換で筋電図の波形を処理した。また、マザーウェーブレットとして、式(2)に示す Gabor 関数を用いた。Gabor 関数を用いたウェーブレット変換は、フーリエ変換において時間を局所化するための窓関数としてのガウス関数を用いるもので、従来の周波数解析法であるフーリエ変換に対応できる。Gabor 関数を用いたウェーブレットは最も効率の良い時間一周波数解析を実現する窓関数であり、時間軸上で動的に変化する信号を解析するのに適していると言われている<sup>8)</sup>。そのため、筋電図解析に有効な窓関数であると考えられる。

$$(W_{\psi}f)(b,a) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{a}} \overline{\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} f(t) dt \quad \dots (1)$$

ただし、マザーウェーブレットを  $\psi(t)$ 、周波

数スケール係数  $a$ 、時系列データ  $f(t)$ 、時間シフト係数  $b$  である。なお、 $\Psi(t)$  の上の  $-$  は複素共役を示す。

$$\Psi(t) = \frac{1}{2\sqrt{\pi}\sigma} e^{-\frac{t^2}{\sigma^2}} e^{-it} \cdots (2)$$

## 2.2 正弦波信号による確認

本研究で開発したウェーブレット変換による筋電図解析システムが、入力信号を的確に処理できているのかを見るために、正弦波信号（式(3)および図1）を用いて確認を行った。

作成した正弦波信号は、筋電図の周波数成分<sup>9)</sup> および筋疲労すると筋電図のパワースペクトルの周波数は低域にシフトし、パワーが増加すると言われている<sup>10) 11) 12)</sup> ことから、1,500 msec 時点で周波数が低下し、振幅が増加する信号とした。また、序論で述べたが、筋活動の詳細な推移を調べる際には数十 msec 単位のパワーと周波数の変化を捉える必要があることから、サンプリング周波数を 1,000 Hz として、50 msec (0.05 秒) 間隔でパワーと周波数を抽出することにした。

$$f(t) = \begin{cases} 2 \sin 128\omega t (0 \leq t < 1500 \text{ m sec}) \\ 3 \sin 64\omega t (1500 \leq t < 3000 \text{ m sec}) \\ \cdots (3) \end{cases}$$

## 2.3 正弦波信号のウェーブレット変換の結果

図2に正弦波信号のウェーブレット変換の結果を示す。この図は x 軸が時間、y 軸が周波数、濃淡がパワーを表している。今回、入力した正弦波信号は、筋疲労時の変化を考慮して、3,000 msec 間に周波数が 128 Hz から 64 Hz と低下し、振幅が 2 から 3 と増加する信号である。図2を見ると入力した正弦波の周波数とパワーを的確に処理していることが確認できる。正弦波と 50 msec 間隔で出力された各周波数、パワーの誤差を算出したところ、周波数では 4.49%、パワーでは 5.05% であった。

図3に周波数とパワーが変化した部分（1,500 msec）の前後を 50 msec 間隔で示す。図3より、正弦波信号の周波数およびパワーが変化しても、50 msec の遅れで変化に対応できていることが確認できる。開発したウェーブレット変換による筋電図解析システムは、パワーとその周波数を的確に処理していることが確認できる。

## 3. 実験方法

### 3.1 被験者

被験者は 27 歳から 43 歳の健康な男性 3 名である。利き手は右手であることを確認した。

### 3.2 実験環境および筋電図の測定

実験室内は、室温  $21 \pm 1$  度、湿度  $40 \pm 2$  とした。表面筋電図の測定は、2 個の正電極を被験者の筋腹中央部に 1 cm 離して装着し、もう一方の負電極を腕首に装着する双極導出法とした。測定部位は被験者の利き手、上腕二頭筋とした。なお、上腕二頭筋は、上肢を使った作業の負担や疲労で取り上げられることの多い筋であり、歩行などの身体負担の評価に用いられる大腿二頭筋と同じ骨格筋でもある。また、筋電図の測定は、誘発電位検査装置（MEB-5304：日本光電工業）を使用し、サンプリング周波数 1,000 Hz で AD 変換して記録した。

### 3.3 実験の内容

被験者は、図4に示すように椅子座位でおもりを右手で持ち、腕を 90 度に曲げた姿勢を 5 分間（300,000 msec）保持する作業を行わせた（以下、保持作業という）。おもりは、3 kg の鉄製ダンベルを使用した。

## 4. 実験結果

### 4.1 保持作業中の周波数とパワーの変化について

今回の実験では被験者 3 名の筋電図のデータを測定しているが、代表例として被験者 A を取り上げる。図5に保持作業中（静的負荷時）の筋電

図波形を示す。3 kg のおもりを保持するために、波形の振幅が細かく変動していることがわかる。保持作業開始直後（0 msec～3000 msec）では、±0.5 前後の振幅であるが、保持作業終了直前（297,000 msec～300,000 msec）では、±0.8 の範囲に振幅が大きくなっている。

次に図 5 で示した筋電図の波形をウェーブレット変換した結果を図 6 に示す。保持作業開始直後では、周波数が 20 Hz 前後から 170 Hz 前後まで分布し、パワーの大きさも一定ではなく変動している。また、保持作業終了直前では、周波数が 10 Hz 以下から 170 Hz 前後まで分布し、パワーの大きさも一定ではなく 0.7 以上の部分も見られる。保持作業開始直後と保持作業終了直前を比較すると、周波数の分布では、両者とも上限は 170 Hz 前後と同じであるが、下限では保持作業終了直前のほうが、低周波数帯域の出現が多い傾向にある。また、パワーについては、保持作業開始直後よりも保持作業終了直前のほうが、パワーが大きくなっていることが確認できる。

次に図 6 に示した筋電図波形をウェーブレット変換した結果から、50 msec 間隔での最大パワーとその周波数を抽出したものを図 7 に示す。図 7 より、保持作業開始直後と保持作業終了直前ともに 3 秒間（3,000 msec）という短時間であるにも関わらず、周波数とパワーが大きく変動していることが確認できる。特に保持作業開始直後においても、周波数が 40 Hz から 160 Hz 前後まで大きく変化している。また、全体的な特徴として、周波数が高い時点ではパワーが小さく、逆に周波数が低い時点では、パワーが大きくなる傾向が見られる。

連続的に負荷がかかった状態の筋電図における時間経過に伴う変化を見るために、5 分（300 sec）間の保持作業中の筋電図を 10 区間（各区間 30 sec 間）に分割して、各区間の総パワーを求めた。その結果を図 8 に示す。保持作業開始直後の区間（0-30 sec）は、総パワーが 2681 であるが、時間経過するに従いパワーが大きくなり、保持作業後

半の区間（240-270 sec）では、総パワーが 3922 まで増加している。

#### 4.2 各区間内での最大パワーと最小周波数について

従来の筋電図の解析では、フーリエ変換によるパワースペクトルを抽出し、平均周波数<sup>12)</sup>で評価することが一般的であった。しかし、今回の解析結果（図 6, 図 7）から、静的負荷時においても短時間で周波数とパワーが大きく変動することが認められた。平均周波数を求めた場合には、全体的に周波数が低域にシフトすることは確認できるが、短時間で変化したスペクトルの周波数を平均化してしまうために、筋疲労によってどのような周波数特性をもつ筋繊維が活動したのかを的確に捉えることには限界がある。また、筋電図の周波数に関しては、低周波数帯域は遅筋線維系の活動を反映し、高周波数帯域は速筋線維系の活動を反映し、筋疲労に伴い周波数は低域にシフトし、パワーが増加すると言われている<sup>10) 14)</sup>。このことから、作業負担を見るには、大きなパワーを発揮し活動した筋線維に着目し、最大パワーとその周波数を抽出するのがよいのではないかと仮説を立て、各時点（50 msec 間隔）における最大パワーとその周波数を抽出することとした。

以上より、保持作業中の筋電図波形をウェーブレット変換した結果から、50 msec 間隔で最大パワーとその周波数の抽出を行った。そして、各区間内においてパワーが 0.5 以上での最小周波数を図 9 に示す。なお、ここでは、仮説（大きなパワーを発揮し活動した筋線維に着目）を確認するために、被験者 A については、パワーが 0.5 以上の最大パワーとその周波数をピックアップした。ただし、測定される筋電図波形の振幅の大きさについては、筋電図測定装置の設定（増幅器の増幅率など）の違いや、測定条件を同一に設定しても、振幅の大きさには個人差があり、一定ではない。そのため、ピックアップする基準ラインを調整する必要がある（基準ラインを被験者 A 0.5, 被験

者 B 0.55, 被験者 C 0.48 とした)。図 9 の各区間内の最小周波数を見ると、周波数の変動はあるが、保持作業開始時点では平均周波数 58 Hz 前後であるが、時間経過するに従い周波数が低下し、保持作業終了 (270-300 sec) では 30 Hz まで低下している。また、図 10 に全被験者での最小周波数の時間的変化の傾向を見るために、前半 (0-30 sec)、中盤 (120-150 sec)、後半 (270-300 sec) を示すこととする。図 10 より、すべての被験者で、前半、中盤、後半と時間経過とともに最小周波数が低下することが認められる。

## 5. 考察

筋力と放電の関係に基づき表面筋電図の振幅に関する情報を定量化し、筋が発揮した力学量と負荷との関係を見ることが行われている<sup>13)</sup>。これまでの筋電図の解析は、筋電波形の最大振幅や筋放電和で評価する方法やフーリエ変換を行って周波数と振幅を分析する方法などが用いられてきた。しかし、時間経過に伴う微少な変化を捉えることが難しく、筋の特性を十分に評価できていないと思われる。また、筋電図の詳細な信号の推移を調べる際には数十 ms 程度の時間単位での変化を追う必要があるとも言われている<sup>2)</sup>。そのため、今回、筋電図をウェーブレット変換し、短時間 (50 msec 間隔) のパワーと周波数の抽出を試みた。

今回の実験結果では、静的負荷 (おもり 3 kg を保持する) により上腕に負荷をかけると、腕の上腕二頭筋 (骨格筋) から放出されるパワーと周波数が短時間に変動することが認められた。また、保持作業を継続して行い時間が経過すると、上腕二頭筋から放出されるパワーが徐々に大きくなった。これまでの多くの研究から、筋電図の周波数に関しては、低周波数帯域は遅筋線維系の活動を反映し、高周波数帯域は速筋線維系の活動を反映する、筋疲労すると筋から発生する筋放電 (パワー) が増加することなどが報告されている<sup>3) 14) 15)</sup>。このことから、最大パワーとその周波数が短時間で変動することは、3 kg のおもりを連続的に保持

するためには遅筋線維系と速筋線維系の複数の筋線維が活動しているものと推察される。また、3 kg のおもりを連続的に保持するには、徐々にパワーを上げることが必要であると考えられる。

また、これまでの筋疲労による周波数の低下に関する研究では、主に 2 つの理由が報告されている。一つ目は、乳酸などの代謝産物が蓄積し、筋線維を伝播する活動電位の伝播速度が低下することによる<sup>16) 17)</sup>。二つ目は、筋線維のタイプによる周波数特性が異なることによる<sup>15) 18) 19)</sup>。近年の研究から、疲労による周波数の低下は、両者が同時に起こることによると考えられている。本研究では、短時間での周波数とパワーの変動を見ていることから、徐々に乳酸などの代謝産物が蓄積する影響よりも、筋線維のタイプによる周波数特性が異なる点に着眼することにした。

人の骨格筋は種々のタイプの筋線維が混在して構成されており、収縮速度が遅く疲労しにくい遅筋線維と収縮速度が速く疲労しやすい速筋線維に大別できる<sup>20) 21)</sup>。言い換えると、遅筋線維は耐久性に優れているが収縮力が弱く、速筋線維は耐久性に劣るが収縮力が強いことである。筋疲労していない時点では、速筋線維系が活発であるが、作業などで筋疲労が起これば速筋線維系の活動が低下し、耐久性に優れた遅筋線維系が活動し続け、より低い周波数特性を持つ遅筋線維系の筋が活動すると考えられる。今回の研究では、作業負担を見るには大きなパワーを発揮し活動した筋線維に着目し、最大パワーとその周波数を抽出するのがよいのではないかと仮説を立て、最大パワーとその周波数を抽出した。そして、各区間内の最小周波数の時間的変化を見た。その結果、3 kg のおもりを連続的に保持し続けると、時間経過に従い各区間内での最小周波数が低下することが認められた。

以上のように従来の筋電図解析では、ある区間での平均周波数を求め、筋活動を評価することが一般的であった。しかし、運動を伴わない静的負荷時においても、短時間で周波数とパワーが大きい

く変動することが確認できたことから、平均周波数では筋繊維の活動を捉えることは難しい。ウェーブレット変換による筋電図解析することにより、瞬時の最大パワーとその周波数を抽出することが可能となり、筋線維の活動を捉えることが可能であると思われる。

## 6. まとめ

本研究では、静的負荷時における筋電図の周波数とパワーの経時的変化と処理方法について検討した。まず、正弦波信号を用いて、開発したウェーブレット変換による筋電図解析システムが、筋電図波形を的確に処理できるのかを検討した。その結果、筋疲労時（周波数が低下し、振幅が増加する信号（サンプリング周波数 1,000 Hz）を仮定した波形においても、50 msec の遅れで周波数とパワーを的確に処理できることを確認した。

次に静的負荷時（おもりを保持する作業）の筋電図波形を測定し、ウェーブレット変換によるパワースペクトル解析を行った。その結果、運動を伴わない静的負荷時においても、短時間で周波数とパワーが大きく変動することが確認された。また処理方法として、最大パワーとその周波数を求め、その中から基準ライン（パワー）以上の最大パワーとその周波数を抽出することにより、筋線維活動の変化を捉えることの可能性を示した。

今後とも筋電図データの蓄積を図り、周波数・パワーの変化と筋線維との関係を検討し、連続負荷時の負担や疲労における評価指標を提案したい。

## 謝辞

本稿は、平成 21 年度日本経営工学会春季大会（城西大学）において発表した内容を含んでいる。発表で頂いたコメントを本論文に反映させている。有益なコメントをいただきました先生方に感謝いたします。また、門間政亮氏（山形大学大学院医学系研究科）に多大な協力をいただきました。ここに深く感謝の意を表します。

## 参考文献

- 1) 榊原進: ウェーブレットビギナーズガイド, 東京電機大学出版局, 東京, 1995.
- 2) 永井秀利, 中村貞吾, 野村浩郷: 無発音ないし微発声認識のための表面筋電波形からのノイズ低減手法, 火の国情報シンポジウム 2003, pp.1-8, 2003.
- 3) 長嶺慶明, 三輪浩二, 山本敬三, 川初清典, 下岡聡行, 清水孝一: 運動時筋電図の周波数分析による筋特性評価の試み, 信学技報, MBE 2004-114, pp.9-12, 2004.
- 4) 東登志夫, 鶴崎俊哉, 徳島尚生, 野口義夫: 動的運動時の筋疲労評価における連続ウェーブレット変換の有用性, 生体医工学, 42(4), pp.230-235, 2004.
- 5) 山田道夫: ウェーブレット解析とその応用, 電子情報通信学会誌, 76(5), pp.518-528, 1993.
- 6) R.K.ヤング (袋谷賢吉訳): ウェーブレット—信号処理とシステム推定への応用—, トップラン, 東京, 1997.
- 7) 野呂国栄, 木竜徹, 齊藤義明: 複合活動電位波形の分離における各種展開法の比較, 信学技報, MBE 94-2, pp.9-16, 1994.
- 8) 横山清子, 森本陽子, 水野康文, 高田和之: ウェーブレット変換によるパワースペクトル推定法, 医用電子と生体工学, 37(3), pp.35-42, 1999.
- 9) 堀浩: 筋電図の手引き, 南山堂, 東京, 1982.
- 10) 山田洋, 加藤達郎, 植村隆志: 表面筋電図を用いたスキー運動後の局所筋疲労度の評価に関する研究, 東海大学紀要, 36, pp.25-29, 2006.
- 11) Kwatny E. Thomas D.H. and Kwatny H.G.: An Application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals, IEEE transactions on Bio-Medical Engineering, 17(4), pp.303-313, 1970.
- 12) 米国保健省公衆衛生局疾病予防センター・国立産業安全保健研究所: 表面筋電図の人間工学応用, 労働科学研究所出版部, 川崎, 2004.

- 13) Knowlton G.C., Hines T.F., Keever K.W. and Bennett R.L.: Relation between electromyographic voltage and load, *Journal of Applied Physiology*, 9(3), pp.473-476, 1956.
- 14) Marchetti M., Felici F., Bernardi M., Minasi P. and Di Filippo L.: Can evoked phonomyography be used to recognize fast and slow muscle in man?, *International journal of sports medicine*, 13(1), 65-68, 1992.
- 15) 永田晟: 現代の体育・スポーツ科学「からだ・運動の科学」, 朝倉書店, 東京, 1983.
- 16) Jukka H.T. Viitasalo and Paavo V. Komi: Signal characteristics of EMG during fatigue, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 37(2), pp.111-121, 1977.
- 17) Mortimer J.T., Magnusson R. and Petersen I.: Conduction velocity in ischemic muscle: effect on EMG frequency spectrum, *American journal Physiology*, 219(5), pp.1324-1329, 1970.
- 18) 永田晟: 筋と筋力の科学—筋収縮のスペクトル解析, 不昧堂出版, 東京, 1984.
- 19) 加藤浩, 藤野英次郎, 上島隆秀, 城石晴子, 時枝美貴, 高杉紳一郎, 林和生: 随意収縮強度別(%MVC)による表面筋電図周波数特性, *理学療法学*, 25(7), pp.425-431, 1998.
- 20) 中野昭一: 運動・生理・生化学・栄養「運動の仕組みと応用」(普及版), 医歯薬出版, 東京, 2001.
- 21) 金子公宥, 福永哲夫: バイオメカニクス「身体運動の科学的基礎」, 杏林書院, 東京, 2004.

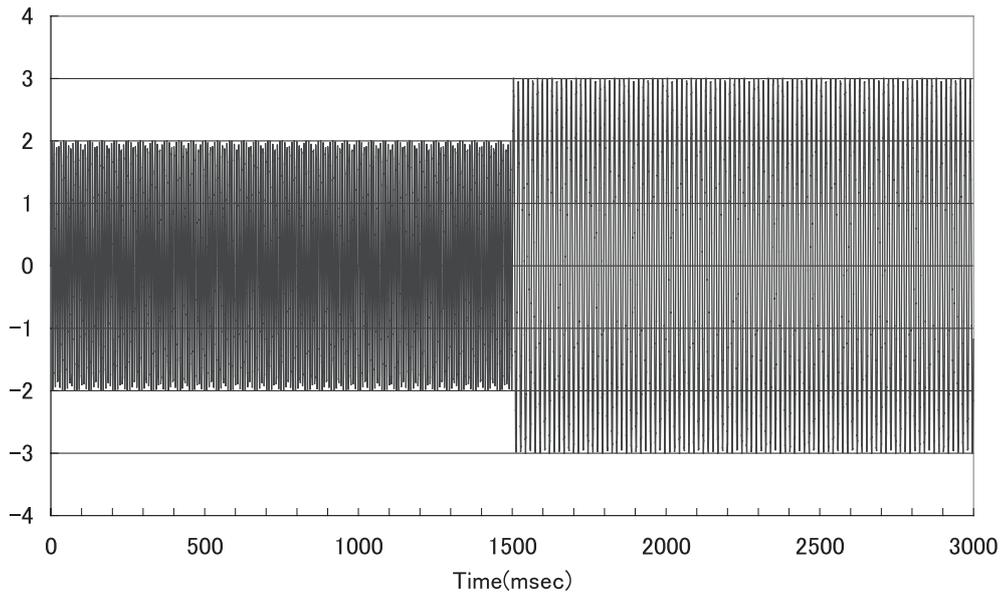


図1 入力した正弦波信号

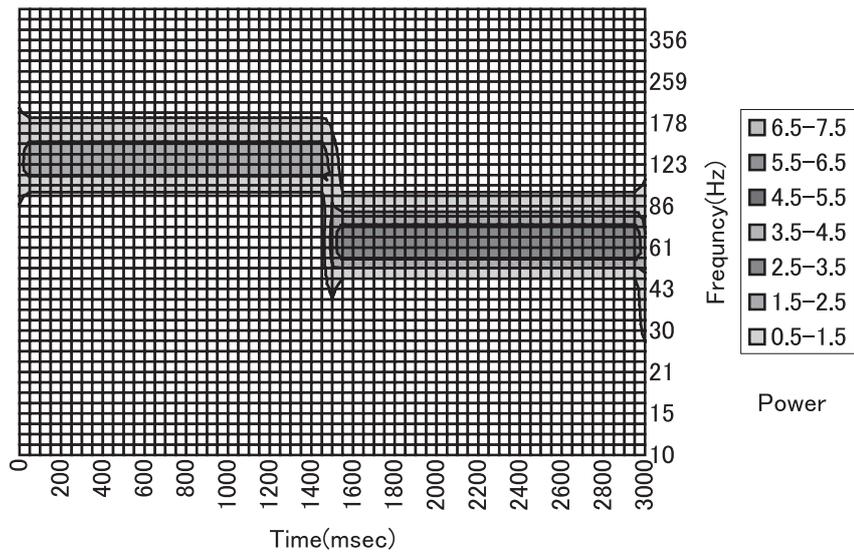


図2 正弦波信号のウェーブレット変換の結果

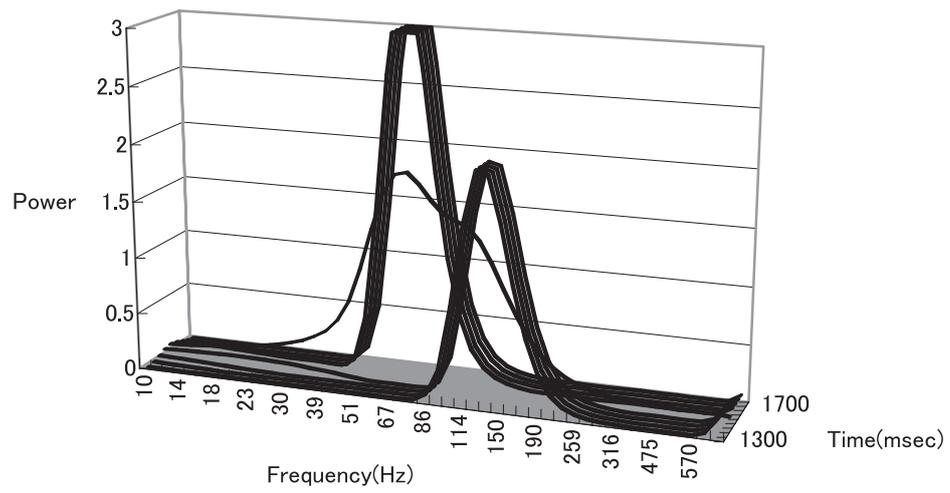
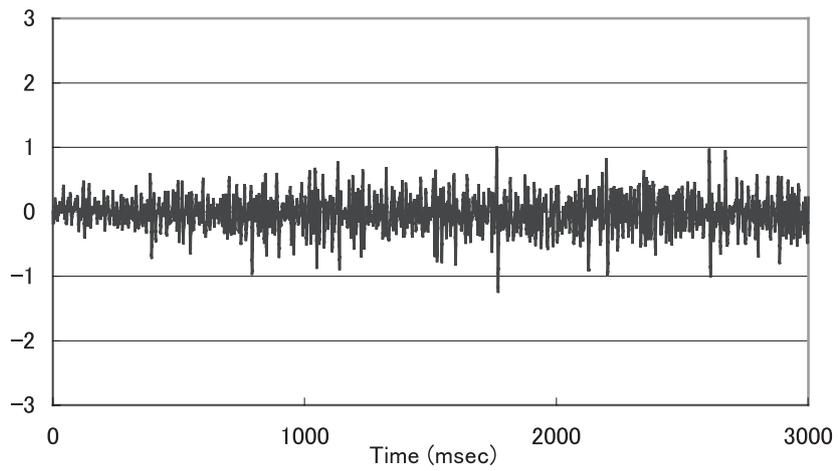


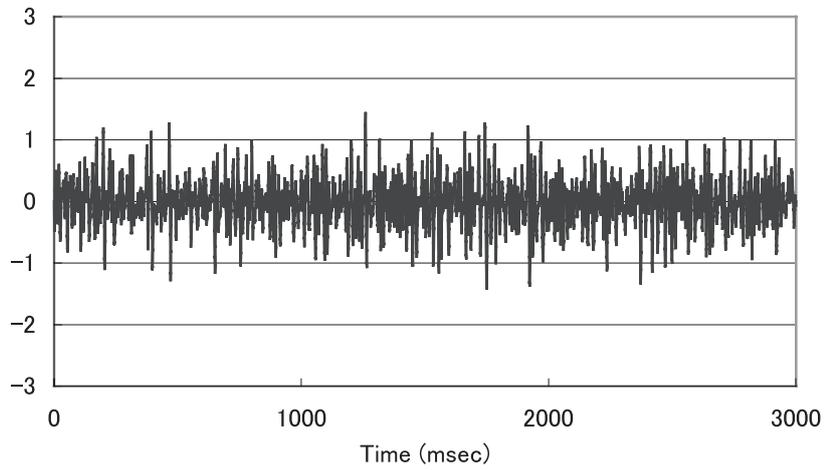
図3 周波数とパワーが変化した部分（1,500 msec 前後に着目）



図4 実験風景

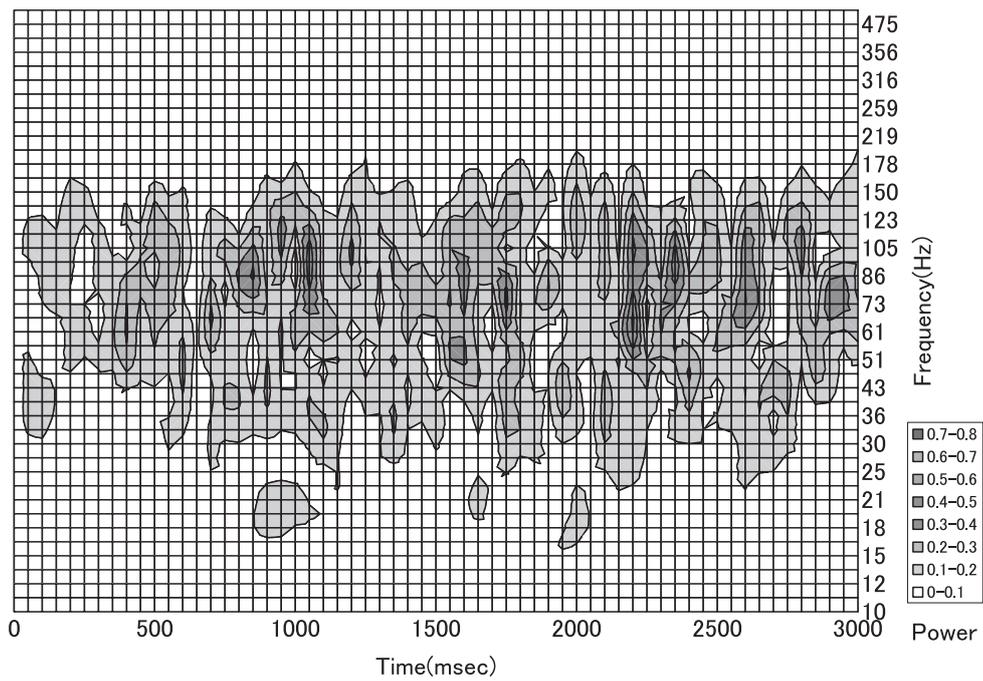


（保持作業開始後 0 msec～3,000 msec 間）

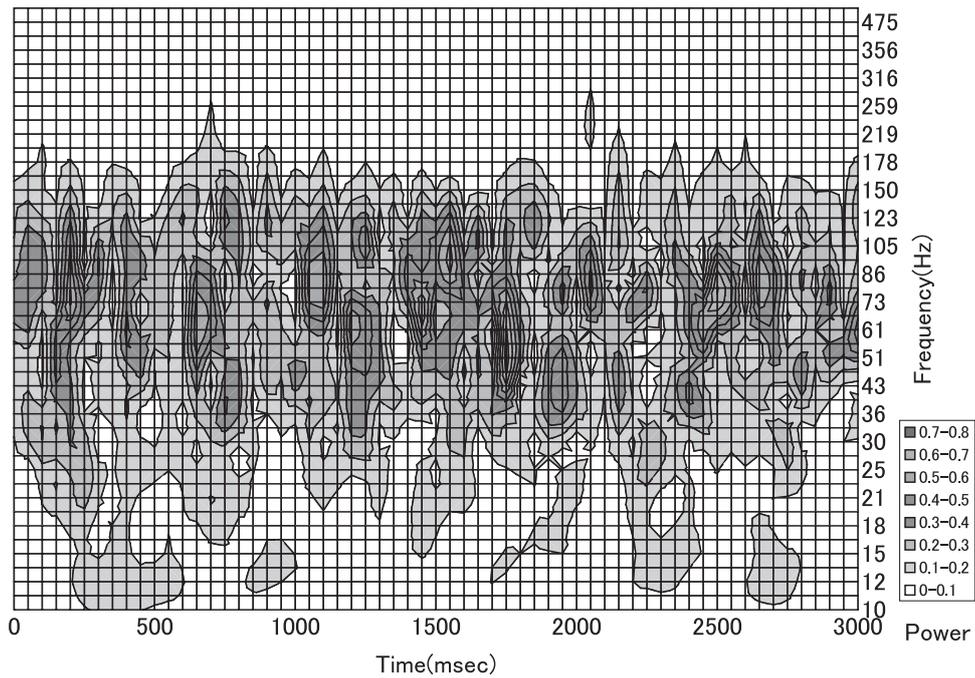


（保持作業終了直前 297,000 msec～300,000 msec 間）

図 5 静的負荷時の筋電図波形（被験者 A）

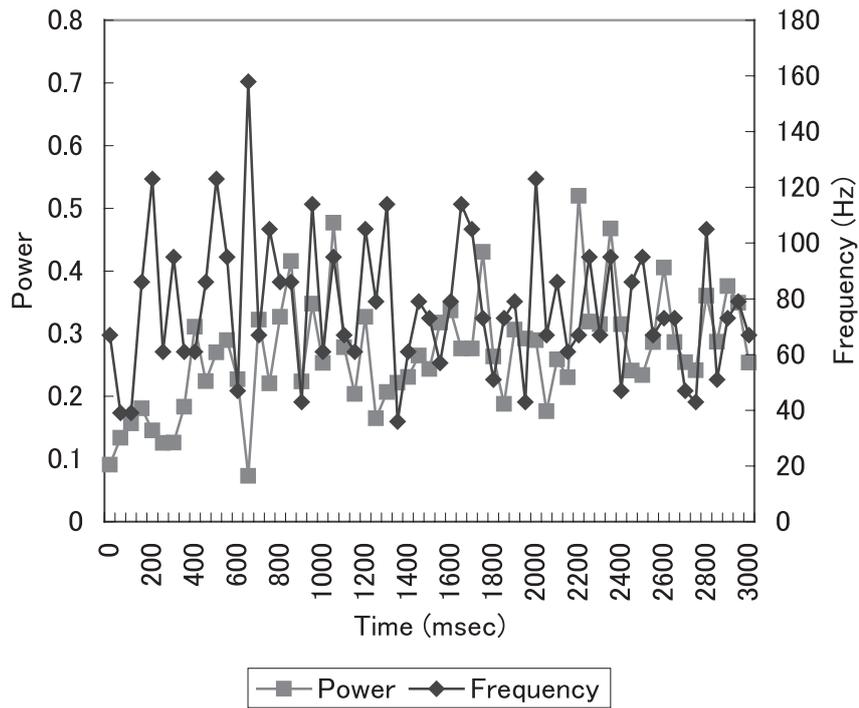


(保持作業開始後 0 msec~3,000 msec 間)

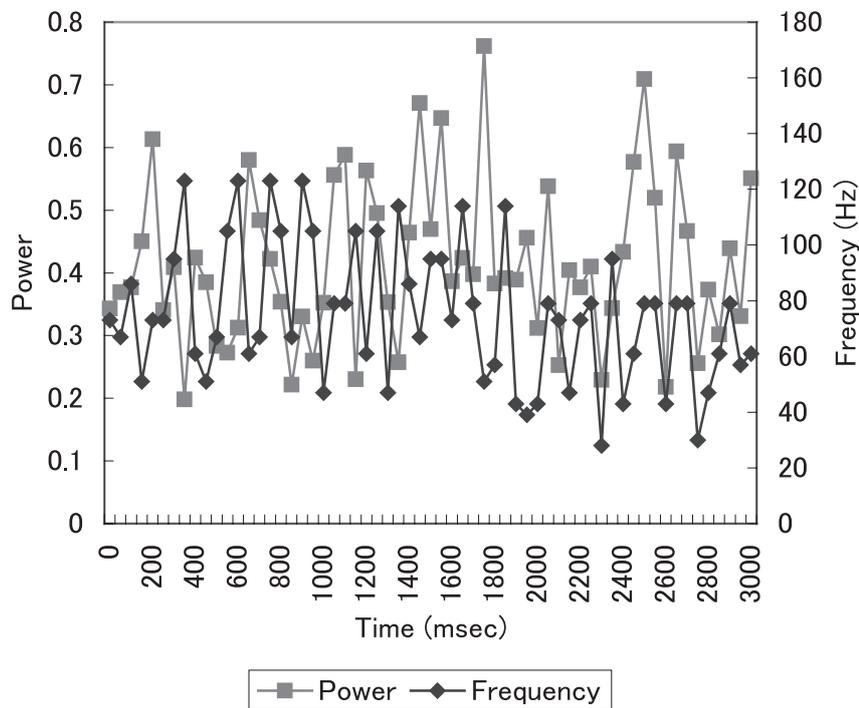


(保持作業終了直前 297,000 msec~300,000 msec 間)

図6 パワーと周波数の変化（被験者 A）



(保持作業開始後 0 msec~3,000 msec 間)



(保持作業終了直前 297,000 msec~300,000 msec 間)

図7 最大パワーとその周波数との関係 (被験者 A)

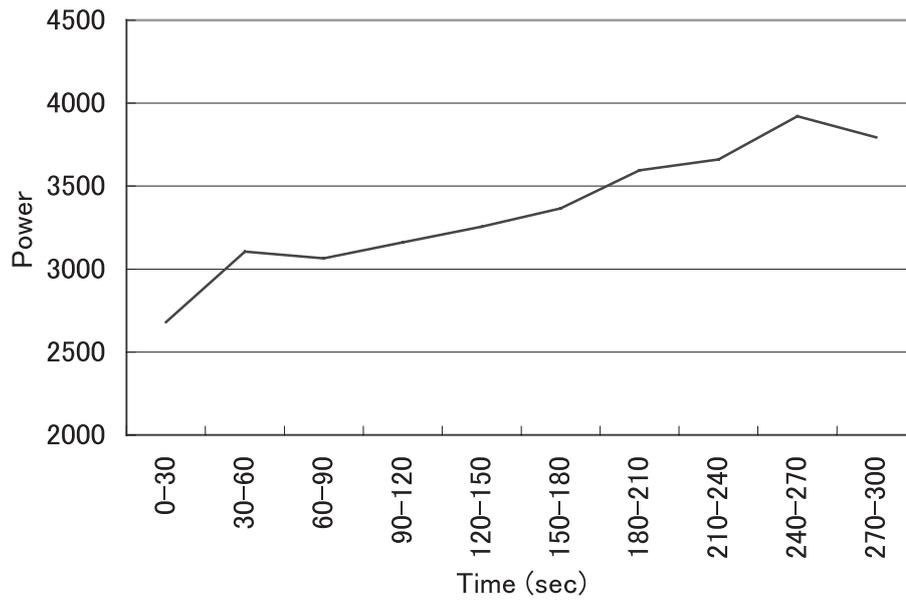


図 8 各時間帯の総パワー（被験者 A）

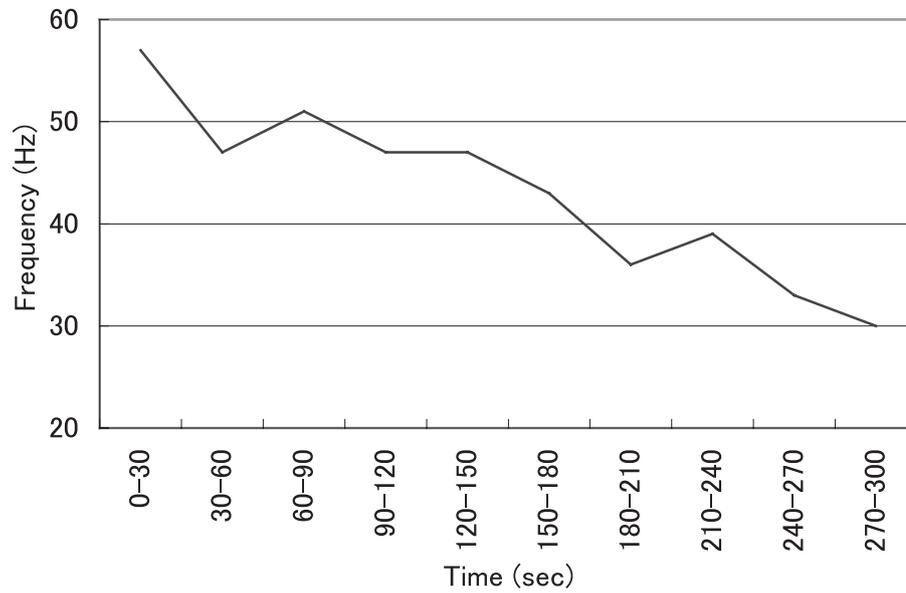


図 9 各区間内での最小周波数（被験者 A）

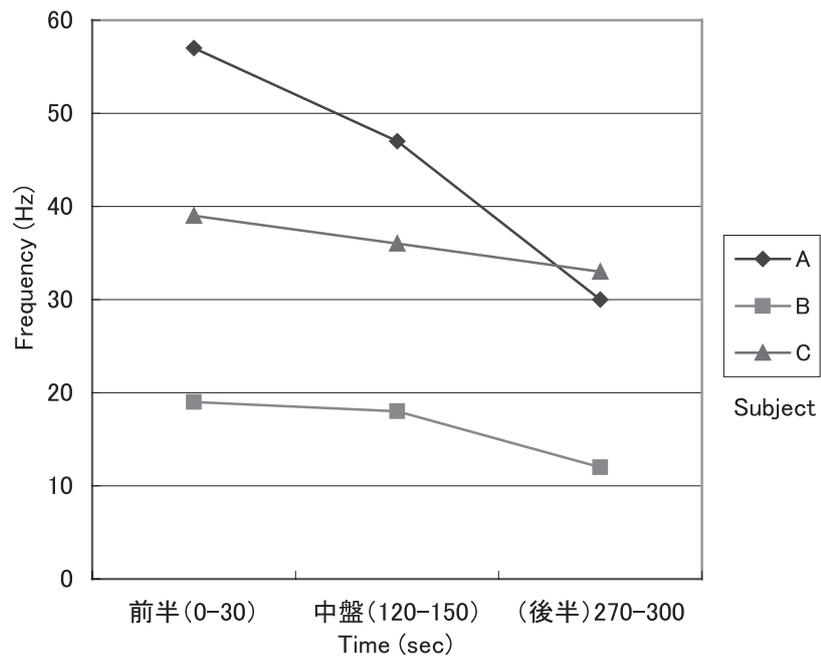


図 10 前半・中盤・後半の最小周波数（全被験者）

# Basic Examination of Electromyographic Analysis under Static Loads

HONDA Kaoru

(Associate Professor, Psychology & Information, Cultural Systems Course)

In this study, we examined the sequential changes of the frequency and power of electromyograms when subjected to static loads, as well as how to treat these changes. First, by using sine-wave signals, we confirmed whether or not the newly-developed electromyographic analysis system by means of wavelet transformation could treat electromyograms with precision. Consequently, it has been substantiated that the system is able to process the frequency and power accurately with the delay of 50 msec. even when the waveform is generated on the assumption of muscle fatigue events (signals in which the frequency attenuates and the amplitude increases).

Next, surface electromyograms to which continuous static loads are applied were measured to perform power spectrum analyses by means of wavelet transformation. These analyses resulted in revealing huge fluctuations of the frequency and power in a brief period of time even under static loads accompanied by no kinetic motion. With regard to the treating method, it has also been suggested that extracting the minimum frequency from the measured maximum power and frequency makes it possible to detect the changes in each muscle fiber activity.

Keywords: electromyogram, wavelet transformation, static load, power spectrum analyses