

筋疲労による誘発筋電図形態変化の解析

正員 木竜 徹[†] 正員 加藤 元樹[†] 正員 齊藤 義明[†]

Analysis of the Change of EMG (Electromyogram) Evoked Potentials during Muscular Fatigue

Tohru KIRYU[†], Motoki KATOH[†] and Yoshiaki SAITOH[†], Members

あらまし 誘発波は生体システムのインパルスレスポンスであり、神経系の状態を探る貴重な情報源として種々の研究に使われている。本論文では疲労時の誘発筋電図に着目し、その詳細な解析により筋疲労機序の解明を試みる。従来、筋疲労は一定負荷時の表面筋電図に見られるパワースペクトルの低域化のみで特徴づけられ、種々の生理的要因が報告されている。誘発筋電図は一定負荷時よりも活動している筋線維の数が多く、しかも疲労しやすいFT (fast twitch) 系筋線維の活動が顕著である。従って、早期に疲労の兆候が現れる可能性がある。これまで誘発波はその形状、生成過程ゆえに、種々の工学的波形解析法が試みられてきた。しかし、その範ちゅうは時不変、線形システムであることが多く、本研究の対象には合わない。本論文では一定負荷状態を持続しながら、疲労に至る過程で外部刺激による誘発筋電図を繰り返し計測し、これらの波形に対し、興奮電位の伝導速度をDP マッチングパス、また筋線維組成にかかわる活動レベルを瞬時周波数パターンで詳細に解析する。その結果、瞬時周波数パターンに2段階の変化が観察でき、シミュレーションによれば、FT 系筋線維の活動停止が伝導速度の低下よりも早期に現れているものと思われた。

1. ま え が き

誘発波は生体システムのインパルスレスポンスであり、生体系の状態を探る貴重な情報源である。最近、この誘発波を用いて生体の非線形定常な系を積極的に解析しようとする試みがなされてきている。本論文で対象とした誘発筋電図もその一例である。

誘発筋電図は、一定負荷での表面筋電図が神経筋運動単位活動電位 (MUAP) のランダムな干渉波形である⁽¹⁾ のに対し、外部刺激により多数の MUAP がある程度同期して現れたものである。しかも、刺激により一定負荷時よりも多くの運動単位 (MU) が活動しているものと考えられる。従来、誘発波の臨床的評価はその簡単な形状ゆえに振幅値や持続時間が主であった。工学的アプローチとしては、誘発波以外の背景雑音を除去する加算平均処理⁽²⁾ や各種のフィルタ処理⁽³⁾ 等が盛んに研究された。また、インパルスレスポンス的な形状を示すことから、誘発波の生成システム推定から

の研究も数多く報告されている^{(4)~(6)}。

一般に臨床では、誘発波を加算平均処理することが多い。そのため誘発筋電図測定でも、背景となる筋肉活動を不活動状態にして電気刺激を加え、背景状態は時変にならないように注意して測定を行っている⁽⁷⁾。しかし、この条件は臨床的に厳しく、現実的でない。筋肉の特性は何等かの要因 (疾病や疲労等) につれて時間的に変化すると考えるのが自然である。

本研究では、疲労時の背景状態の時変性に重畳した誘発筋電図を取り扱う (図1)。この際、誘発筋電図を詳細にみてみると、その形状は時間につれ種々の生理的要因によって線形システムだけでは説明しきれないような変化を示す。誘発筋電図のこのような特徴を活用すれば、疲労の機序にかかわる新たな知見が得られる可能性がある。従来の研究によれば、疲労が表面筋電図パワースペクトルの低域部分の増大をもたらし、その原因として興奮電位の伝導速度の低下⁽⁸⁾ や2種類の筋線維の振舞い⁽⁹⁾ 等が重要であるといわれている。但し、一定負荷状態 (誘発筋電図では背景状態に相当) を対象としたものであった。

ここでは、一定負荷状態を持続しながら、疲労に至

[†] 新潟大学工学部情報工学科, 新潟市
Faculty of Engineering, Niigata University, Niigata-shi, 950-21
Japan

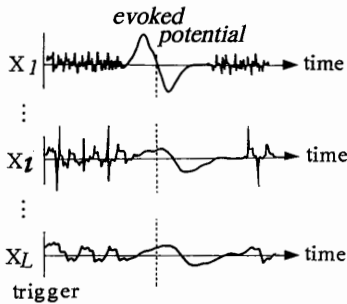


図1 時変性背景状態と誘発筋電図

Fig. 1 Relationship between time-varying background activity and EMG evoked potential.

る過程で外部刺激による誘発筋電図を繰り返し計測する。その後、疲労による誘発筋電図形態の時間的変化を、伝導速度に関しては動的プログラミングパスで、また筋線維の振舞いに関しては瞬時周波数パターンで解析する。これにより、一定負荷状態では得られない疲労の機序の解明を試みる。

2. 咬筋誘発筋電図

2.1 咬筋の活動と誘発筋電図の測定法

咬(こう)筋は閉口運動をつかさどる咀嚼(そしゃく)筋に含まれ、ほおの外側に位置する。咬筋の機能は咀嚼を解明する上で重要であり、歯科分野での解剖学的、生理学的な研究報告は多い⁽¹⁰⁾。近年、表面筋電図パワースペクトルに見られる特徴から、咀嚼機能異常を診断しようとする試みがなされてきた。疲労によるパワースペクトルの低域化は、筋線維上を伝わる活動電位の伝導速度が筋疲労によって低下し、結果としてMUAPの持続時間が延長するためといわれている。徳永⁽¹¹⁾は、この点を直接咬筋での伝導速度を計測して明らかにした。また、筋線維は組織性状的にFT (fast twitch) 線維とST (slow twitch) 線維とからなり、FT線維はST線維に比べて疲労しやすい。Boxtelら⁽¹²⁾は、咬筋が他の咀嚼筋(側頭筋)に比べて疲労しやすい原因を、筋線維組成の違いによるものと説明している。

一定負荷状態に対し、誘発筋電図とその後に現れる筋活動休止区間は、持続時間の観点から咀嚼機能異常を顕著に表す指標として数多くの解析が行われた⁽¹³⁾。誘発筋電図は本来電気刺激により誘発するものであるが、臨床上の制約から、歯科では一定かみしめ状態を維持しオトガイ部へ機械的刺激を加えることで誘発筋電図を得ている。

2.2 時変性背景状態に重畳する誘発筋電図

従来、一定負荷状態と誘発筋電図とは別々に議論されてきた。しかし、背景状態の中には誘発波を生成するシステムの事前情報が含まれている(この意味で、誘発波を事象関連電位とも言う)。また、誘発筋電図からは一定負荷状態では励起されていないMUの情報も得られ、しかも疲労しやすいFT線維の活動が顕著であると考えられる⁽¹⁴⁾。従って、疲労の兆候を早期にとらえられる可能性がある。誘発筋電図は、ダブルインパルス法の結果^{(15),(16)}から類推すれば、非線形な要因を含みやすい、更に、背景状態が時変となる場合には、誘発筋電図を構成するMUAPの形態にも種々の影響を与える。最近、誘発波の非線形性、時変性に対応した特徴推定に関する研究^{(16),(17)}が報告されてきている。

3. 信号処理

被験者には、最大随意収縮強度の約80%でかみしめを維持させ、この間120回/分の頻度でオトガイ部へ一定の外部刺激を加え、疲労に至る誘発筋電図を収集した(図2)。いま、観測時間内に L 個の誘発筋電図が得られたとして、任意の期間での連続した K 個のストロークを一つのフレームとする。フレーム内では加算平均処理が意味をもつものと仮定する。

3.1 背景状態の特徴付け

背景状態となる筋疲労状態を、誘発波直前のかみしめ時の筋活動区間で求めた。その評価指標としては、平均周波数(Mean Power Frequency; 以下、MPFと略す)、中心周波数(Median Frequency)および積分値平均電位(Integrated EMG; 以下、IEMGと呼ぶ)等がある⁽¹⁾が、ここではMPFを採用した。背景状態の時変性は、ストロークごとに求めたMPFの標本平均をフレームでの代表値とし、その経時変化から議論する。

3.2 誘発筋電図の前処理

誘発筋電図解析を難しくしているものに、刺激から誘発波形が生起するまでの時間(潜時)の変動がある。潜時のランダム変動を抑えた加算平均波形を得るため、フレームごとに適応相関フィルタ処理⁽¹⁵⁾を行う。いま、観測時間内 l 番目の誘発波をベクトル X_l とおく。 X_l は、 N 個の筋電図サンプル値 $\{x_l(n): n=1, \dots, N\}$ を要素とするベクトルである。このとき、 i 番目のフレームは $X_i, X_{i+1}, \dots, X_{i+K-1}$ からなる。従って、連続するフレーム間では、ほとんどの部分がオーバーラップしている。

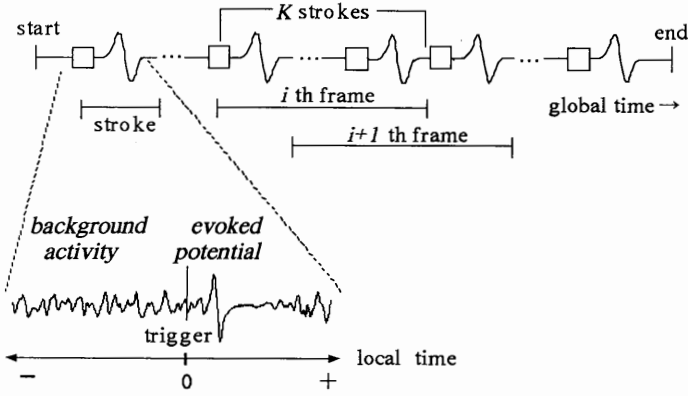


図2 疲労時誘発筋電図の処理
Fig. 2 Processing of evoked potentials during muscle fatigue.

最初、従来の方法により、フレーム i での加算平均波形ベクトル $Y_i = (y_i(1), y_i(2), \dots, y_i(N))^T$; T は転置を表す) を求める。実際には、個々のストローク間で潜時の揺らぎが存在するので、式(1)に示す相互相関関数 $R_{xy}(\tau)$ の時大値を与える τ^*_{ik} を求める。

$$R_{xy}(\tau) = \sum_{n=1}^N y_i(n) \cdot x_{i+k}(n-\tau) \quad (1)$$

但し、 $k=0, 1, \dots, K-1$ である。その後、 X_{i+k} の要素 $x_{i+k}(n)$ を $-\tau^*_{ik}$ だけ時間シフトさせて新たに X^*_{i+k} とし、次式で Y_i を補正する。

$$Y^*_i = \frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} X^*_{i+k} \quad (2)$$

この Y^*_i を用いて再び式(1), (2)を計算する。この操作を、 τ^*_{ik} が一定値に収束するまで繰り返す。その結果得られた処理波形を、以後、改めて Y_i とおく。

3.3 疲労による誘発筋電図形態変化の解析

疲労による Y_i の形態変化を評価する方法として、今回は DP マッチングパスおよび瞬時周波数を用いた。

3.3.1 非線形な時間軸伸縮による評価法

実験開始直後から一定かみしめ時の MPF を観測し、その値が最大となるフレーム(おおむね開始直後数秒以内)での適応相関フィルタ処理した加算平均波形を標準パターン $\{r(n_r) : n_r=1, \dots, N\}$ とした。この $r(n_r)$ と個々のフレームでの処理波形 $\{y_i(n_y) : n_y=1, \dots, N\}$ とが最も近似した状態になるように、 $y_i(n_y)$ の時間軸を非線形に伸縮させる DP マッチングパス⁽¹⁸⁾ を求めた。具体的には、動的計画法を用い、最大累積類似度 $g(n_y, n_r)$ を以下のように帰帰的に計算する。

$$g(n_y, n_r) = y_i(n_y) \cdot r(n_r) + \max\{g(n_y-1, n_r-2),$$

$$g(n_y-1, n_r-1), g(n_y-2, n_r-1)\} \quad (3)$$

ここで、初期値は

$$g(1, 1) = y_i(1) \cdot r(1) \quad (4)$$

とする。このとき、二つの時系列の時間軸の対応付けは (n_y, n_r) の系列(DP マッチングパス)で得られる。但し処理の高速化を図るため、傾斜は $(1/2, 1, 2)$ に制限した。パスの傾斜は $r(n_r)$ に対する $y_i(n_y)$ の非線形な時間軸スケールの変化を表す。但し、時間軸の伸縮の程度は $1/2, 2$ ともに同じと考えてよい。そこで、時間軸伸縮の評価では、 $(1/2, 1, 2)$ を $(-1, 0, 1)$ と置き換え、その時系列を 10 点移動平均した $c(n_y)$ を用いる。

DP マッチングは、本来時間軸伸縮を補正するものとして用いられるが^{(18),(19)}、本研究では DP マッチングパスから、伝導速度の変化相当量を読み取る。

3.3.2 瞬時周波数による評価法

最近、超音波、心電図、睡眠紡錘脳波等で瞬時周波数を応用した研究が目立ってきている⁽²⁰⁾⁻⁽²²⁾。今、 $y_i(n)$ の解析信号を、 $n=1, \dots, N$ で

$$\tilde{y}_i(n) = y_i(n) + j \cdot \hat{y}_i(n) \quad (5)$$

とする。ここで $\hat{y}_i(n)$ は $y_i(n)$ の Hilbert 変換対、 j は虚数単位である。この場合、 $y_i(n)$ の瞬時周波数 $f_i(n)$ は、 $\tilde{y}_i(n)$ の瞬時位相 $\theta_i(n)$ の時間変化として得られる。すなわち、

$$f_i(n) = \frac{1}{2\pi} \cdot \theta'_i(n), \quad (6)$$

$$\theta_i(n) = \tan^{-1} \left(\frac{\hat{y}_i(n)}{y_i(n)} \right). \quad (7)$$

但し、 $\theta'_i(n)$ は $\theta_i(n)$ の n に関する 1 次差分を表す。なお、Hilbert 変換による瞬時周波数解析が有効な観測信

号は、基本周波数が徐々に変化する信号である。ノイズなど混入して小刻みに振動する信号に対しては不向きなので注意を要する。この場合、他の方法による瞬時周波数の推定^{(22),(23)}が好ましい。

4. 実験結果

被験者7名の疲労時筋電図を5 kHzのサンプリング周波数、14 bit/sでA-D変換した。筋疲労によって維

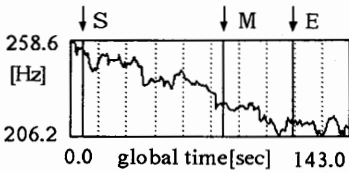


図3 背景状態での平均周波数の経時変化
Fig. 3 Behavior of background MPF in the time domain. Regarding S, M, and E, these time indexes will be used in Figs. 5 and 6 for reference.

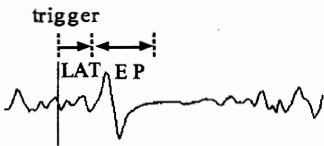


図4 誘発筋電図の区間分割
Fig. 4 Segments of a evoked potential. LAT : latency, EP : evoked potential.

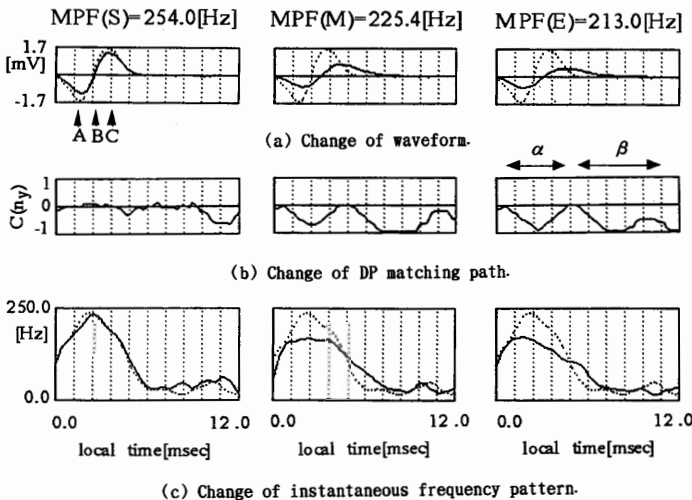


図5 誘発筋電図の形態解析
Fig. 5 Analysis of the change of EMG evoked potentials at each phase during fatigue. The waveform and instantaneous frequency pattern at the maximum MPF are showed with broken lines for reference.

持できなくなるまでの時間は最短で約37秒、最長で約167秒、平均約90秒であった。誘発筋電図は各ストロークごとに刺激時点の前100msから刺激後500~700msのデータを切り出し、解析した。なお、表面筋電図のその他の測定条件は文献(13)と同様である。また、適応相関フィルタ処理では処理するストローク数Kを10とした。

4.1 背景状態の経時変化

背景状態は、個々のストロークにおいて刺激前429.6~20.0msの区間で評価した。図3は全区間での背景状態の経時変化である。MPFはほぼ単調減少しており、この結果は従来の報告と同様であった。

4.2 従来の時間領域からの誘発筋電図の解析

従来の時間領域の解析法の例として、図4で定義した誘発筋電図を特徴づける潜時区間(LAT: latency), 誘発波区間(EP: evoked potential)で、IEMG, 持続時間(duration)の疲労前後における変化を求めた(表

表1 疲労前後における誘発波区間ごとの統計量

	LAT		EP	
	before	after	before	after
duration [ms]	7.18 ±0.47	6.96 ±0.88	6.35 ±1.30	8.10 ±2.44
IEMG [mV]	—	—	0.36 ±0.19	0.25 ±0.12

1). その結果、背景状態の MPF の低下と、誘発波区間での、①IEMG の減少、②持続時間の延長とに強い相関が見られた。また、適応関連フィルタ処理の副次的な情報である τ の時間変化では、背景状態の MPF の低下につれて潜時の乱れが顕著になった。

しかし、従来の方法では誘発波形の表面的な特徴を代表するものに過ぎず、誘発波形の個々の時点での変化を詳細に説明するには不十分である。

4.3 誘発筋電図の形態解析

図 5 に、疲労の各過程での形態解析の結果を示す。(a) は代表的な誘発波形、(b) は DP マッチングパスの $c(n_y)$ である。また、(c) は瞬時周波数パターンである。

4.3.1 DP マッチングパス

MPF の低下に伴い $c(n_y)$ は、個々のストロークの誘発筋電図波形の 1 番目のピーク付近 (区間 α) および 2 番目のピークが基線へ戻る区間 (区間 β) で、 -1 (パスの傾斜 $1/2$ に相当) に近い値に変化し、時間軸伸張傾向を示している。特に、疲労につれて区間 β の持続時間が長くなっている。時間軸伸張は伝導速度の低下の影響と考えられるので、疲労による誘発波後半部分での特徴は注目に値する。なお、図 5 (b), (c) の比較から明らかなように、この特徴を瞬時周波数からとらえることは困難である。

4.3.2 瞬時周波数パターン

瞬時周波数では、疲労前に B 点 (誘発波の零交差点) で単峰性のピークをもつパターンが、疲労に至る過程で一度平坦な形に移行する (疲労中期: M とする)。この際、周波数の低下は B 点付近にきわだっている。その後、誘発波後半部分の C 点 (誘発波振幅の正のピーク時点付近) での周波数の低下が現れ (疲労後期: E とする)、全体的に周波数が低下する。従って、誘発波の瞬時周波数パターンの時間変化からは、疲労が 2 段階で進んでいることをうかがわせる。このような疲労の機序は、これまで議論されていなかったものである。

5. 生理的考察

従来の時間領域からの情報でも、疲労にともない誘発波後半部分での持続時間の延長が明らかに見られた。誘発筋電図の形態解析は、更に生理的要因を詳細に解析する方法として使えそうである。

5.1 筋疲労過程での誘発筋電図の形態解析

今回使用した DP マッチングパスの漸化式 (3) は、処理速度を早めるため傾斜の幅が狭い。従って、パスの

推定精度はあまり良くない。しかし、疲労による伝導速度低下の影響は、誘発波後半部分ほど時間軸伸張が際だってくることから容易に類推できた。従って、DP マッチングパスは疲労の 1 次スクリーニング的な指標として使えそうである。また、より詳細な DP マッチングパスの推定が伝導速度と如何なる関係にあるのかは、今後、直接法^{(11),(24)}と比較して検討する必要があるだろう。

瞬時周波数パターンの時間的変化は、非常に興味のあるものであった。疲労中期で瞬時周波数パターンが平坦になることは、次節のシミュレーションで示すように、疲労しやすい FT 線維の活動停止が考えられる。これに対し、疲労後期における変化は主に伝導速度に関連したものと考えられる。従来の一定負荷時での疲労の指標は疲労前との値の比較を必要とするが、瞬時周波数パターンはその形態の変化で疲労の時期を知ることができそうである。但し、結論づけるにはさらなる検討が必要である。

5.2 シミュレーションによる検討

動的 (時変) 状態で、主に活動している筋線維が FT 線維であるか ST 線維であるかを特定する方法は今のところない。そこで、疲労における瞬時周波数パターンの時間変化を考察するため、簡単なシミュレーションを行った (図 6)。すなわち、疲労中期、後期での変化を疲労しやすい FT 線維の活動停止と、伝導速度の低下の各々で誘発波形を合成し、それらの瞬時周波数パターンを求めてみた。シミュレーション条件を生理的に考察した結果、疲労前の瞬時周波数パターンでは 2 種類の筋線維の活動を想定する必要があり、疲労中期では周波数が高く振幅の大きな FT 線維相当成分を取り除くことが妥当と考えられた。更に、疲労後期に見られた変化は、合成に用いた波形の後半部分を時間軸伸張することで表すことができた。

ここで、図 6 の時間軸は実際の場面 (図 5) よりも伸張させてある。しかし、疲労前期の瞬時周波数パターンは相似形をなしており、誘発波全体の時間軸伸張だけでは疲労中期、後期の瞬時周波数パターンを再現できないことがわかる。

なお、誘発波が時不変で線形システムであれば、瞬時周波数パターンは誘発波の現れている区間でほぼ平坦になるはずである (図 6 疲労中期参照)。しかし、疲労に至る過程においてそのパターンは平坦とは限らなかった。更に、被験者 2 名に対し A, B, C 時点での瞬時周波数成分と背景状態の MPF との相関性を解

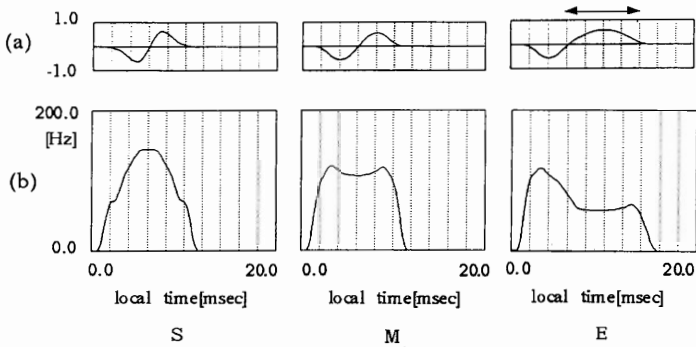


図6 シミュレーションによる瞬時周波数パターンの変化の検討

Fig. 6 Examination of the change of the instantaneous frequency pattern with simulation technique. (a) Synthesized waveform. Both ends of each synthesized wave were smoothed with the moving average. Each condition is as follows : $\sin(2\pi \cdot 208.3t) + 0.6\sin(2\pi \cdot 125.0t)$ at S ; $0.6\sin(2\pi \cdot 125.0t)$ at M ; the latter half, marked with the arrow, of the waveform at E is prolonged twice as long as that at M in the time domain. (b) Instantaneous frequency pattern.

析した結果、誘発波前半ほど相関性が弱くなった⁽²⁵⁾。この結果も、誘発波を線形システムのインパルスレスポンスで単純にモデル化できないことを示唆しているものと考えられる。

一般に、FT線維は皮膚表面に近い位置に分布するといわれている⁽²⁶⁾。近藤⁽²⁶⁾は咬筋についてもほぼ同様であると報告している。その結果、表面電極でとらえた今回の誘発筋電図にもFT線維の活動が強く反映されていたものと推察する。

誘発筋電図は数多くのMUAPからなり、単純なシミュレーションでは説明しきれない要因も含んでいる。しかし、本シミュレーション結果はおおむね生理的要因の疲労による時間的变化と合っているように思われる。

6. むすび

咬筋の誘発筋電図を用いた動的(時変)な筋疲労の機序に関する解析法を示した。直接的には、システムの線形非線形性にまで立ち入った議論⁽¹⁶⁾が必要であろうが、今回は、誘発筋電図の非正常性の観点から解析した。すなわち、DPマッチングパスは疲労による誘発波後半での時間軸伸張の明確な指標であり、伝導速度の低下によると思われる影響を再確認できた。一方、瞬時周波数パターンは新たに動的な疲労の機序を示す指標と考えられた。これらの生理的要因について、シミュレーションにより検討した結果、疲労によるFT線維

の活動停止が伝導速度の低下よりも先に現れているのではないかと考えられた。

提案した方法は、誘発筋電図を通して神経筋機構の動的な場面での振舞いを解析しようとするものである。その立場の本質は、時変性の背景状態に重畳した生体信号の解析にある。このような場面は、疲労時の誘発筋電図以外に種々の姿勢(背景状態)に対する同一の筋肉動作の解析や、事前状態に関連した脳波の解析などにも見られる。これらの解明は今後の課題である。

謝辞 咬筋筋電図データの収集に御協力頂いた新潟大学歯学部石岡靖教授ならびに渡辺明彦医師に感謝致します。

文 献

- (1) C. DeLuca : "Physiology and mathematics of myoelectric signals", IEEE Trans. Biomed. Eng., **BME-26**, 6, pp. 313-325 (June 1979).
- (2) J. I. Aunon, C.D. McGillem and D. G. Childers : "Signal processing in evoked potential research : averaging and modeling", CRC Critical Reviews in Bioengineering, pp. 323-367 (July 1981).
- (3) C. D. McGillem, J. I. Aunon and C. A. Pomalaza : "Improved waveform estimation procedures for event-related potentials", IEEE Trans. Biomed. Eng., **BME-32**, 6, pp. 371-379 (June 1985).
- (4) R. L. Horst and E. Donchin : "Beyond averaging. II. Signal-trial classification of exogenous event-related potentials using stepwise discriminant analysis", Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, **48**, pp. 113-126 (1980).

- (5) S. J. O'Connor, A. Tasman, R. H. Simon and M. S. Hale : "A model referenced method for the identification of evoked potential component wave forms", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, **55**, pp. 233-237 (1983).
- (6) 西田茂人, 中村政俊, 柴崎 浩 : "むだ時間を含む二次要素による閃光誘発電位モデル", *ME 誌*, **24**, 7, pp. 517-523 (昭 61).
- (7) 堀 浩 : "筋電図の手引", pp. 77-89, 南山堂 (昭 56).
- (8) B. Bigland-Ritchie, E. F. Donovan, and C. S. Roussos : "Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts", *J. Appl. Phys.*, **51**, pp. 1300-1305 (1981).
- (9) V. Komi and P. Tesch : "EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man", *Eur. J. Appl. Phys.*, **42**, pp. 41-50 (1979).
- (10) 覚道 : "歯と口腔の生理学", pp. 449-468, 医歯薬出版 (昭 45).
- (11) 徳永 徹 : "咬筋筋疲労過程における筋電位伝導速度および周波数パラメータの観察 第1編 筋電位伝導速度について", *日本補綴歯科学会雑誌*, **33**, 3, pp. 696-709 (平 1).
- (12) A. Boxtel, P. Goudswaard, G. Molen, and W. Bosch : "Changes in electromyogram power spectra of facial and jaw-elevator muscles during fatigue", *J. Appl. Phys.*, **54**, pp. 51-58 (1983).
- (13) 山鹿卓郎, 石岡 靖, 木竜 徹, 鈴木道斉, 齊藤義明 : "筋電図の自動解析第3報 Silent Period 認識について", *日本補綴歯科学会雑誌*, **26**, 3, pp. 526-531 (昭 57).
- (14) J. Desmedt and E. Godaux : "Ballistic contractions in fast or slow human muscles : discharge patterns of single motor units", *J. Physiol.*, **285**, pp. 185-196 (1978).
- (15) 鈴木良次, 佐藤俊輔, 池田研二, 吉川 昭編 : "生体信号一計測と解析の実際一", pp. 30-33 および pp. 41-47, コロナ社 (平 1).
- (16) 加藤清二, 石井直宏, 森 滋夫 : "誘発波処理による特徴抽出について", *信学論 (D)*, **J69-D**, 10, pp. 1508-1517 (昭 61-10).
- (17) K. Yu and C. D. McGillem : "Optimum filters for estimating evoked potential waveforms", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **BME-30**, 11, pp. 730-737 (Nov. 1983).
- (18) 古井貞照 : "ディジタル音声処理", pp. 162-167, 東海大学出版会 (昭 60).
- (19) 洪 向華, 鈴木良次 : "適応相関平均法の改良および心的回転に伴う脳波への応用", *ME 誌*, **25**, 1, pp. 8-14 (昭 62).
- (20) 岡田 稔, 木村文隆, 鶴岡信治, 三宅康二, 馬岡 晋, 岡岡清次 : "ヒルベルト変換を用いた左室壁運動の局所位相解析", *信学論 (D)*, **J69-D**, 10, pp. 1490-1499 (昭 61-10).
- (21) 岩田 彰, 鈴木宣夫, 松井典久, 石川富久, 林 博史 : "心電図 T 波形状の特徴抽出", 第 2 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp. 49-52 (1987).
- (22) 上田賀一, 萩英利, 石井直宏 : "睡眠脳波解析における紡錘波の自動検出法", *信学論 (D-II)*, **J72-D-II**, 12, pp.

2121-2128 (平 1-12).

- (23) 飯島泰蔵 : "瞬時波形の構造認識理論", *信学論 (A)*, **J71-A**, 3, pp. 854-859 (昭 63-03).
- (24) T. Masuda, H. Miyano and T. Sadoyama : "The position of innervation zones in the biceps brachii investigated by surface electromyography", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **BME-32**, 1, pp. 36-42 (Jan. 1985).
- (25) 木竜 徹, 齊藤義明, 石岡 靖 : "疲労に伴う誘発筋電図形態変化の解析", *ME 誌*, **28** 特別号, p. 287 (平 2).
- (26) P. Eriksson and L. Thornell : "Histochemical and morphological muscle-fiber characteristics of the human masseter, the medial pterygoid and the temporal muscles", *Arch. Oral. Biol.*, **28**, pp. 781-795 (1983).
- (27) 近藤一雄 : "咬筋の機能特性", *日本補綴歯科学会雑誌*, **31**, 3, pp. 689-701 (昭 62).
(平成 2 年 2 月 21 日受付, 4 月 27 日再受付)

木竜 徹



昭 50 新潟大・工・電子卒。昭 52 同大学院修士課程了。同年同大・歯学部・助手。顎運動測定装置、咀嚼筋筋電図自動診断の研究に従事。昭 54 同大・工・情報助手、昭 58 同講師を経て、昭 61 同助教授、現在に至る。工博。非正常生体信号処理を目的とし、非正常性の特徴分類、時変性パラメータ推定等研究に従事。最近では、動的筋活動の解析を進めている。日本 ME 学会、日本補綴歯科学会、IEEE 各会員。

加藤 元樹



昭 63 新潟大・工・情報卒。平 2 同大学院修士課程了。動的な場面での筋電図・誘発電位の特徴抽出に関する研究を進めている。

齊藤 義明



昭 38 新潟大・工・電気卒。昭 40 北海道大学大学院修士課程了。同年より新潟大学に勤務。昭 46 同助教授、現在同教授、現在に至る。工博。この間、半導体電子回路、情報処理、ME 機器について研究。最近では生体の各種臓器の高感度計測、安全刺激およびハイパーミアに興味をもっている。医師、歯科医師および獣医との円滑な意志の伝達をめざしている。日本 ME 学会評議員、日本ハイパーミア学会評議員、情報処理学会、日本人工臓器学会、日本補綴歯科学会、IEEE 各会員。