

動的運動時表面筋電図からの神経支配帯位置の推定

正員 金子 秀和[†] 正員 木竜 徹[†] 正員 齊藤 義明[†]

Location Estimation of Innervation Zones from Surface EMG Signals during a Dynamic Contraction

Hidekazu KANEKO[†], Tohru KIRYU[†] and Yoshiaki SAITOH[†], Members

あらし 双極導出表面筋電図は無侵襲かつ容易に測定可能であるため、神経筋疾患の診断、電動義肢の制御等に用いられている。しかし、筋肉の伸縮に伴う神経支配帯の移動によって筋活動評価パラメータは変化する。従って、診断・制御における誤診断・誤動作を防ぐために神経支配帯の位置を特定する必要がある。従来、マトリクス電極で表面筋電図を双極導出し、チャンネル間で波形の相関を調べ、神経支配帯の位置を推定する方法があった。しかし、筋肉の伸縮を伴う動的運動状態には対応していなかった。本論文では、7点アレー電極により測定した双極導出表面筋電図から神経支配帯位置を推定するための一方法を提案する。そこでは、筋線維上における興奮電位の両側伝導等、筋肉内部の空間的な構造を単純化したモデルを用いる。提案した推定方法は、筋電図波形の動的な変化を解析する必要性から瞬時波形解析法の一つである自然観測法を用いている。その上で、本推定方法を静的運動(等尺性収縮)時と動的運動時とで比較した。その結果、動的運動時においても静的運動時の場合と同様に神経支配帯位置が推定できた。なお、被験筋には右上腕二頭筋を用いた。

キーワード：神経支配帯、双極導出表面筋電図、自然観測法、アレー電極、上腕二頭筋

1. ま え が き

双極導出表面筋電図は無侵襲に測定可能であることから、神経筋疾患の診断、電動義肢の制御およびスポーツ医学での筋活動状態の評価に用いられている。その際、最も頻繁に使われる評価パラメータとして積分値平均電位(IEMG: Integrated Electromyogram)、平均周波数(MPF: Mean Power Frequency)、メジアン周波数(Median Power Frequency)がある。しかし、これら評価パラメータは、筋活動状態のほかに神経支配帯(Innervation Zone)と表面電極の相対的な位置関係にも影響を受けることが知られている^{(1)~(4)}。ここで神経支配帯とは、筋活動電位(Action Potential)の発生源である神経終板(Endplate)が集中している部分のことである。

従来は、神経支配帯が存在している筋肉中央部付近を避けて表面電極を装着するという対処的方法によって、神経支配帯の影響を避けていた^{(3),(5)}。しかし、神経

支配帯の分布は筋や被験者によって全く異なる^{(6),(7)}。また、動的運動状態では筋肉の伸縮に伴って神経支配帯が移動するため、神経支配帯と表面電極の位置関係を一定に保つことは不可能である。本研究では神経支配帯と表面電極の位置関係を考慮して筋活動状態を評価することを最終目的としており、本論文では動的運動時における神経支配帯位置の一推定方法を提案する。

従来、神経支配帯の位置を測定する方法としてはマトリクス電極により表面筋電図を双極導出した後、チャンネル間で波形の相関を調べるという増田らの方法があった⁽⁸⁾。しかし、この方法は静的運動(等尺性収縮)状態には有効であるが、動的運動状態には十分対応していなかった。

本論文で提案する推定法は、動的運動時に7点アレー電極で測定した表面筋電図から、神経支配帯の位置を推定するものである。ここでは動的運動時の筋電図波形を解析する必要性から、瞬時波形解析法の一つである自然観測法⁽⁹⁾を用いている。なお、被験筋には右上腕二頭筋(Brachial Biceps)を用いた。

[†] 新潟大学大学院自然科学研究科, 新潟市
Graduate School of Science and Technology, Niigata University,
Niigata-shi, 950-21 Japan

2. 測定状態とモデル化

筋肉の構造を単純化した興奮電位伝搬モデルを考え、その上で神経支配帯の位置推定法を提案する。図1は直交座標系 (x, y, z) であり、上腕二頭筋における筋線維 (Myofiber) の走行方向を x 軸とする。なお、肘が伸展した状態 (図2に示す肘角度 $\theta=0$ rad) から上腕と前腕が直角をなす状態 ($\theta=\pi/2$ rad) まで腕を曲げたときに、上腕二頭筋上の神経支配帯が筋線維走行方向に肘から肩へ向かって (x 軸の正の方向へ) 移動する。その移動範囲の中心を x 軸の原点 (yz 平面) とする。

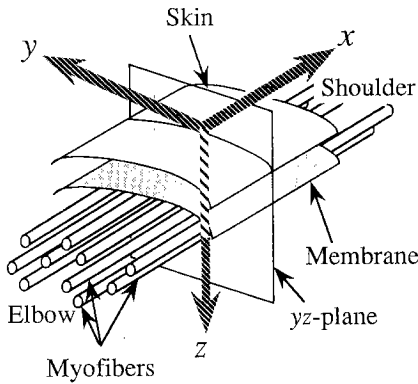


図1 直交座標系の設定
Fig. 1 The orthogonal co-ordinate axis.

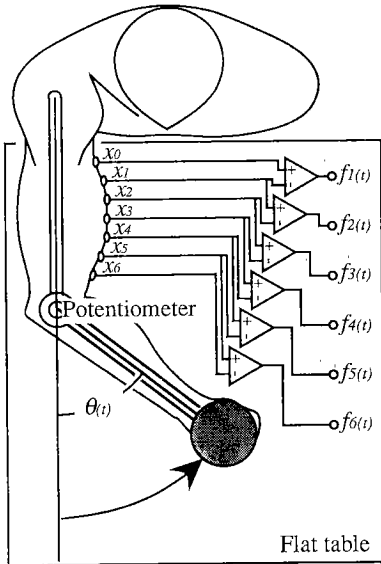


図2 筋電図測定
Fig. 2 Measurement of EMG signals.

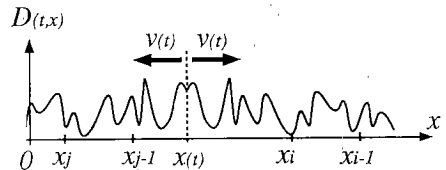
2.1 仮定

興奮電位の伝搬に関して次のような性質が報告されている。すなわち、興奮電位は神経支配帯の位置で発生し、筋線維上を神経支配帯から遠ざかるように2方向に伝導すること (両側伝導: Double Conduction), ある筋線維の興奮は他の筋線維の興奮を誘起しないこと (絶縁性伝導: Isolated Conduction), 筋線維の直径が一定ならば興奮電位分布は伝導中変化しないということ (不減衰伝導: Decrementless Conduction) である⁽¹⁰⁾。ここでは更に筋線維の直径がすべて等しいこと、脂肪層や皮膚等の体積伝導体 (Volume Conductor) でのフィルタ効果 (Tissue Filter⁽¹¹⁾) が無視できることを仮定する。

2.2 興奮電位伝搬モデル

動的運動として、肘関節を曲げて机上の物体を引き寄せる運動 (図2参照) を考える。その際、上腕は固定し、表面電極は上腕二頭筋長頭上に筋線維走行方向にそってアレー状に電極間隔 x で x_0 から x_N まで $N+1$ 個装着する。その際、神経支配帯の移動範囲全体を覆うように表面電極を配置する。但し、表面筋電図 $f_i(t)$ は電極 x_{i-1} を + 端子、電極 x_i を - 端子として双極導出し、 i 番目のチャンネルの筋電図アンプで増幅したものである (但し、 $1 \leq i \leq N$)。なお、 N 個の筋電図アンプの利得はすべて等しいものとする。

図3は体表面上を興奮電位が伝搬する様子を表したモデルである。2.1の仮定により、時刻 t , x 軸上の位置 x における空間興奮電位分布 $D(t, x)$ が、神経支配帯の位置 $x(t)$ を中心に x 軸の正と負の方向に伝搬速度 $v(t)$ で伝搬するものと考えられる。その結果、 $D(t, x)$ の分布は $x(t)$ を中心に対称となる。



$D(t, x)$: Distribution of action potentials
 x_k : Position of the k -th electrode
 $x(t)$: Position of an innervation zone at time t
 $v(t)$: Propagation velocity at time t

図3 興奮電位伝搬モデル

Fig. 3 Propagation model of motor unit action potentials.

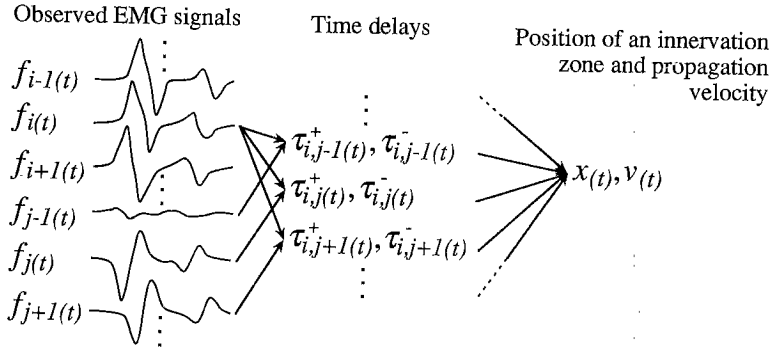


図4 神経支配帯の位置推定方法の概略
Fig. 4 Overview of the procedure to estimate the location of innervation zones.

3. 処理方法

図4は本推定法の概略である。まず、アレー電極を用いて導出した多チャンネル表面筋電図の中から2波形を組み合わせて、波形相互の時間ずれを算出する。次に興奮電位伝搬速度 $v(t)$ と神経支配帯の位置 $x(t)$ に関する連立方程式を立て、最小2乗法を用いて解く。最後に $v(t)$ に許容範囲を設けて解を制限することで、 $x(t)$ を決定する。

3.1 動的運動時での2波形間の時間ずれ

動的運動時には神経支配帯 $x(t)$ が時間と共に移動する。従って、瞬時に2波形間の時間ずれを算出できることが望ましい。そこで、時系列信号の瞬時状態の解析に適している自然観測システムを用いる⁽⁹⁾。

図5に自然観測システムを示す。 i 番目のチャンネルから導出された筋電図信号 $f_i(t)$ を相乗積 (Convolution) 要素 P と巻乗積 (Devolution) 要素 Q_m (但し、 $m=1, 2, \dots, M$) からなる多段のフィルタ⁽¹²⁾ に通す。但し、要素 P に1次の低域通過型フィルタ、要素 Q_m (但し、 $m=1, 2, \dots, M$) に1次の高域通過型フィルタ (いずれも時定数は s) を双1次変換によりデジタルフィルタで構成して用いる。その結果、時刻 t における各フィルタの出力 $f_{i,m}(t)$ (但し、 $m=0, 1, 2, \dots, M$) を要素としてもつ基本観測値ベクトル

$$f_i(t) = (f_{i,0}(t), f_{i,1}(t), f_{i,2}(t), \dots, f_{i,M}(t))^T \quad (1)$$

が得られる。但し、 T は転置を表す。こうして得られた $f_i(t)$ は時間 t における筋電図信号 $f_i(t)$ の瞬時状態を表している。

2波形間の時間ずれは前述の基本観測値ベクトルを用いて算出する。今、 i 番目と j 番目のチャンネルから得られた筋電図信号の基本観測値ベクトルを $f_i(t)$, $f_j(t)$

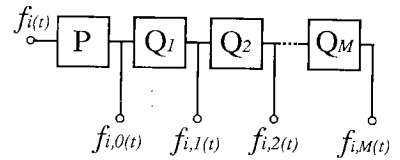


図5 自然観測システム
Fig. 5 A natural observation system.

とする。このとき、以下の評価関数 I^+ , I^- を最小にする時間ずれを各々 $\tau_{i,j}^+(t)$, $\tau_{i,j}^-(t)$ とする。

$$I^+ = |f_i(t) - f_j(t - \tau_{i,j}^+(t))| \quad (2)$$

$$I^- = |f_i(t) + f_j(t - \tau_{i,j}^-(t))| \quad (3)$$

但し、演算子 $|\cdot|$ はベクトルのノルムを表す。これより、式(2)の $\tau_{i,j}^+(t)$ は波形 $f_j(t)$ に対する $f_i(t)$ の時間遅れを表し、式(3)の $\tau_{i,j}^-(t)$ は $f_j(t)$ に対する波形 $f_i(t)$ を位相反転したもの ($-f_i(t)$) の時間遅れを表す。

3.2 $x(t)$ と $v(t)$ に関する連立方程式

x 軸上の k 番目の区間 $(d_{k+1}, d_k]$ 内に神経支配帯 $x(t)$ があると仮定する。すなわち、 $d_{k+1} < x(t) \leq d_k$ (但し、 $1 \leq k \leq N-1$)。ここで、 d_k は表面筋電図 $f_k(t)$ の双極導出位置であり、 $d_k = (x_k + x_{k-1})/2$ である。今、 i 番目と j 番目の二つのチャンネルからの表面筋電図 (但し、 $1 \leq i < j \leq N$) に注目する。そのとき、速度と距離と時間の関係を用いれば、 $x(t)$, $v(t)$, 双極導出位置 d_i および d_j との間に次のいずれか一つの関係式が成立する。

$[d_j \leq x(t) \leq d_i$: 2チャンネルの間に神経支配帯がある場合]

$$2x(t) + \tau_{i,j}^-(t)v(t) = d_i + d_j \quad (4)$$

$[d_j < d_i < x(t)$: 2チャンネルよりも肩側に神経支配帯がある場合]

$$\tau_{i,j}^+(t)v(t) = d_j - d_i \quad (5)$$

$[x(t) < d_j < d_i$: 2チャンネルよりも肘側に神経支配帯がある場合]

$$\tau_{i,j}^+(t)v(t) = d_i - d_j \quad (6)$$

式(4)~(6)のいずれの関係式が成り立つかは、 i と j の組合せによる。 i と j を組み合わせ得られた $N(N-1)/2$ 本の関係式を連立させて、 $d_{k+1} < x(t) \leq d_k$ と仮定した場合の連立方程式(以下、 k 番目の区間での連立方程式)とする。従って、 $N-1$ 組の連立方程式が得られる。

3.3 空間差分フィルタの影響の低減

双極電極間に神経支配帯が存在する場合、双極導出に伴う空間差分フィルタ⁽¹⁾の影響を受けて表面筋電図波形が低周波数帯域で強い減衰効果を受ける。双極電極間に神経支配帯が存在していない場合と比較して、このときの表面筋電図波形は振幅が小さく、波形の形状および基本観測値ベクトルも全く異なった様相を呈する。従って、式(2)および(3)において i 番目または j 番目のどちらか一方のチャンネルの双極導出電極間に神経支配帯が存在する場合、時間ずれ($\tau_{i,j}^+(t)$ と $\tau_{i,j}^-(t)$)の推定値の誤差は大きい。また、式(4)~(6)で得られる関係式も誤差の影響が無視できないものとなる。

ここでは、上述の誤差が連立方程式の解に与える影響を小さくすることを意図して、式(4)~(6)に以下のような重みを付ける。

$$R_{i,j}^+(t) = \mathbf{f}_i(t)^T \mathbf{f}_j(t - \tau_{i,j}^+(t)) \quad (7)$$

$$R_{i,j}^-(t) = -\mathbf{f}_i(t)^T \mathbf{f}_j(t - \tau_{i,j}^-(t)) \quad (8)$$

式(2)の値を最小にするという条件下では、式(7)の $R_{i,j}^+(t)$ はベクトル $\mathbf{f}_i(t)$ と $\mathbf{f}_j(t - \tau_{i,j}^+(t))$ のノルムが大きいとき(i 番目と j 番目の両チャンネルの双極導出電極間に神経支配帯が存在していないとき)に大きな値をとり、 $\tau_{i,j}^+(t)$ の推定値の誤差が小さい。同様のことは式(8)の $R_{i,j}^-(t)$ にも言える。以下、 $R_{i,j}^+(t)$ と $R_{i,j}^-(t)$ を $\tau_{i,j}^+(t)$ 、 $\tau_{i,j}^-(t)$ 各々の信頼度と呼ぶことにする。信頼度を用いて、式(4)~(6)を改めて以下のように表す。

$[d_j < x(t) < d_i$ の場合]

$$R_{i,j}^-(t)(2x(t) + \tau_{i,j}^-(t)v(t)) = R_{i,j}^-(t)(d_i + d_j) \quad (9)$$

$[d_j < d_i < x(t)$ の場合]

$$R_{i,j}^+(t)\tau_{i,j}^+(t)v(t) = R_{i,j}^+(t)(d_j - d_i) \quad (10)$$

$[x(t) < d_j < d_i$ の場合]

$$R_{i,j}^+(t)\tau_{i,j}^+(t)v(t) = R_{i,j}^+(t)(d_i - d_j) \quad (11)$$

3.4 伝搬速度による解の選択

筋電図波形はインパルス性の興奮波形がランダムに連なる信号であり、弱い収縮時には興奮電位波形が観測されないサイレントな区間がある。このサイレント

な区間で算出した時間ずれは雑音の影響を受けて、通常ではあり得ない伝搬速度の推定値をもたらす。そこで、伝搬速度に制限を加えることによって、このときの解を棄却する。

今、時刻 t に k 番目の区間での連立方程式を構成している関係式の信頼度を和して $S_k(t)$ とする(但し、 $1 \leq k \leq N-1$)。すべての組の連立方程式のうち、 K 番目の区間での連立方程式に対する $S_K(t)$ の値が最大であった場合、この連立方程式を最小2乗法により解く。このようにして得られた解を時刻 t における神経支配帯の位置と興奮電位伝搬速度とする。但し、神経支配帯の位置 $x(t)$ が $d_{K+1} < x(t) \leq d_K$ の仮定を満たし、伝搬速度 $v(t)$ が $\bar{v} - \delta \leq v(t) \leq \bar{v} + \delta$ の条件を満たしているものとする。ここで、 \bar{v} はあらかじめ静的運動時に測定した興奮電位伝搬速度の平均値であり、 δ は $v(t)$ の推定誤差の許容範囲である。

4. 結 果

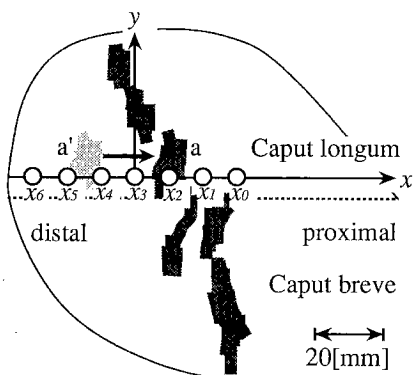
4.1 準 備

図2のように滑らかな机の上に置かれた物体(質量3kg)を引き寄せる運動(動摩擦力は1kg重以下)に対して神経支配帯の位置を推定した。このとき、表面筋電図をアレー電極により多点測定し、肘角度 $\theta(t)$ をポテンシオメータで同時に測定した。なお、被験者は健康人男性5名(20代)、被験筋は上腕二頭筋とした。以下、神経支配帯の分布と電極配置について述べる。

あらかじめ、増田らの測定装置⁽⁸⁾を用いて静的運動状態(上腕を固定した状態での肘曲げ運動、手首における負荷は最大随意収縮時(Maximum Voluntary Contraction)の50%(10kg重)、肘角度 $\theta = \pi/2$ radで一定)にて被験者5名中1名(以下、Subj. 1)の神経支配帯の分布を測定した(図6)。図中の黒塗り部分が測定された神経支配帯の位置である。特に、図中の上腕二頭筋長頭側に位置する神経支配帯aは $\theta = 0$ radの状態では図中a'の位置に存在していた。なお、電極形状は電極面積0.4mm²の正方形、電極配置は9×16マトリクス状、電極間隔2.54mm、表面筋電図は筋線維走行方向に8チャンネル双極導出であった。

上記の結果をもとに、本方法を用いて図6中の神経支配帯aの移動位置の推定を試みる。皿型銀塩化銀電極(直径5mm)7個は、神経支配帯の移動範囲aからa'を覆うように筋線維にそってアレー状(x軸にそって肩側から順に $x_0 = 0.03$ m, $x_1 = 0.02$ m, $x_2 = 0.01$ m, $x_3 = 0.0$ m, $x_4 = -0.01$ m, $x_5 = -0.02$ m, $x_6 =$

-0.03 m) に配置した (図 2 および図 6 参照). 電極間距離 $x=0.01$ m, 筋電図アンプのチャンネル数 $N=6$ である.



- : Surface electrode
- : Innervation zones ($\theta = \frac{\pi}{2}$)
- ⊛ : The innervation zone a' ($\theta = 0$)

図 6 神経支配帯の分布と電極配置 (上腕二頭筋)
Fig. 6 Distribution of innervation zones and the location of electrodes on brachial biceps.

4.2 信号処理

表面筋電図は帯域幅 5~181 Hz, 量子値ビット数 12 bit, 離散化サンプリング周波数 5 kHz で計算機上にとり込んだ. 肘角度 $\theta(t)$ も同様とした.

図 5 の自然観測システムにおけるフィルタの段数 M は 9 とした. また, それらのフィルタのカットオフ周波数が表面筋電図信号の主要周波数帯 (数 10 Hz 付近) と一致し, しかも双 1 次変換の際の周波数ひずみの影響が小さくなるように配慮して, 時定数 s を 0.04 sec に設定した⁽¹³⁾.

その他, 静的運動状態にて θ を 5 段階に変えて測定した結果から, 伝搬速度の平均値 \bar{v} は 5 m/sec とし, 2 チャンネル間の時間ずれは処理時間 t の前後 -0.015 から 0.015 sec の範囲内で求めることにした. 更に, 3.4 での許容範囲 δ は 0.5 m/sec とした.

4.3 推定結果

図 7 は, Subj.1 に関して本推定法を用いた結果の一例である. 図 7(b) では, 5.35 sec 間で肘角度 $\theta = 0 \sim \pi/2$ rad まで動的に変化させたとき, θ が大きくなるにつれて, 神経支配帯の位置 $x(t)$ が -0.01 m 付近から 0.01 m 付近まで右上りに変化している. すなわち, 神経支配帯が電極位置 x_4 から x_2 付近まで移動している

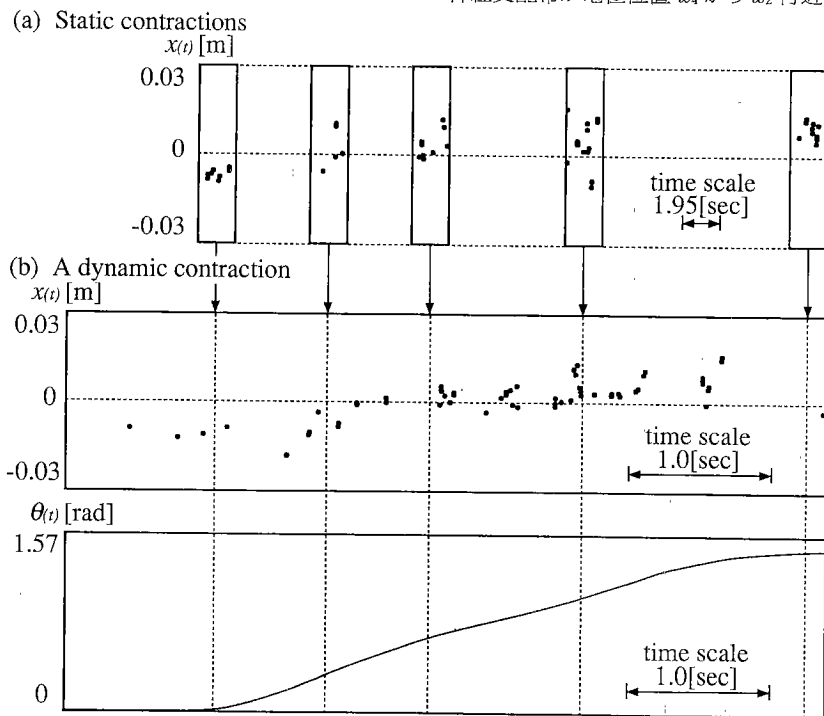


図 7 神経支配帯の位置推定結果
Fig. 7 Estimation results of the location of innervation zones.

ことがわかる。このときの神経支配帯の移動範囲は、あらかじめ測定した $\theta=0$ rad のときの神経支配帯の位置 a' から $\theta=\pi/2$ rad のときの神経支配帯の位置 a の範囲にあることがわかる (図 6 参照)。なお、神経支配帯の位置推定結果が不連続となるのは、興奮電位が筋線維上を伝搬していない時刻における解を棄却した結果である (3.4 参照)。

また、図 7(a) は θ を段階的 ($\theta=0.00, 0.32, 0.65, 1.01, 1.45$ rad の 5 段階、測定時間は各々 1.95 sec 間、その他の実験条件は図 7(b) と同様) に変化させて各段階での静的運動時表面筋電図から神経支配帯の位置を推定した結果である。なお、図 7(a) の各推定結果は図 7(b) での θ と対応する位置に表示してあるが、時間軸スケールは異なる。図 7(a) と (b) の比較より、静的運動の場合も動的運動の場合とほぼ同様の神経支配帯の位置推定結果が得られており、 θ の段階的な変化に応じた変化をしていることがわかる。

他の被験者 4 名についても本処理法を用いた結果、神経支配帯を挟まない 2 チャネル間の筋電図波形の相互相関関数の最大値が高い値 (相関係数で 0.95 以上) を示した 3 名について神経支配帯の動きが観測できた。

5. 考 察

5.1 興奮電位伝搬モデルの妥当性

提案した方法では体表面での興奮電位分布が神経支配帯を中心にして完全に対称であると考えた。しかし、離れて存在する二つの神経支配帯で興奮電位波形がほぼ同時に発生した場合、二つの神経支配帯を挟む肩側と肘側の 2 チャネル間の波形は位相の反転を考慮した上でも全く異なった形状であった。このとき、興奮電位分布の対称性は失われていると考えられる。

そこで、弱い筋収縮状態で実験を行うことにより、同時刻に複数の神経支配帯による興奮電位波形が重なり合う可能性を低くしておく。その状態では、十分高い興奮電位分布の対称性が得られており⁽¹⁴⁾、本モデル化が有効であると考えている。

5.2 処理方法の検討

2 波形間の時間ずれの推定精度は最終的な処理結果の精度に大きく影響する。ここでは、時間ずれの値に対して信頼度を定義し、信頼度の低い関係式が $v(t)$ と $x(t)$ の推定値に与える影響を小さくした (3.3)。また、興奮電位が観測されない時刻の解も信頼度を用いて棄却している。

2 波形間の時間ずれは興奮電位の筋線維走行方向へ

の伝搬遅延によって生じている。表面筋電図測定では、表面電極と皮膚の接触面積が広いほど体表面電位分布が空間的に平滑化されて観測されることが知られている。従って、興奮電位を筋線維走行方向に幅のある表面電極で導出することは、筋線維走行方向に平滑化処理をしながら導出することを意味する。また、神経支配帯の筋線維走行方向への広がり、体積伝導体での Tissue Filter⁽¹¹⁾ の効果も興奮電位の分布がぼやけた状態で測定される原因となる。このことは時間ずれの算出の際に誤差を生じる。今後、表面電極の形状や神経支配帯の広がりなどを考慮して、時間ずれの算出方法を改善する予定である。

以下、本推定法に影響を与える他の要因について検討する。

[チャンネル数 N] 本推定法では 2 チャネル間の時間ずれから、 $x(t)$ と $v(t)$ についての関係式で構成された連立方程式を解いている。 $x(t)$ と $v(t)$ の二つの未知数をもつ連立方程式を解くためには独立した関係式が 2 本以上必要である。各関係式はチャンネル相互の時間ずれから計算されるため、チャンネルの組合せが 2 組以上必要になる。従って、必要最小限のチャンネル数 N は 3 となる。

本研究では図 3 のモデルに対し、2 で仮定した条件を完全に満たした場合のシミュレーション実験も同時に行っている。それによれば、 $x=0.02$ m、 $N=3$ とした場合でも神経支配帯の動きを推定することができた⁽¹⁵⁾。しかし、同様の条件で実測した表面筋電図からは推定できなかった。その原因として、筋電図測定の際の雑音の影響が主に考えられる。また、 $N=3$ において 2 チャネル間の時間ずれを算出する場合、双極導出に伴う空間差分フィルタ⁽¹⁾ の影響 (神経支配帯と表面電極の位置関係による影響) が小さくなるようなチャンネルの組合せは 1 通りしかなく、 $x(t)$ と $v(t)$ の二つの未知数を推定するのに十分ではなかったことも挙げられる。

図 7 の推定では $x=0.01$ m、 $N=6$ とした。しかし、臨床応用する場合には筋電図アンプの数 N の少ないことが望ましく、今後、 N の最小数を検討する必要がある。

[電極間距離 x] 双極導出の際、電極間距離 x を小さくすると空間差分フィルタ⁽¹⁾ の低周波数帯域での減衰効果が顕著になり、体積伝導体で高周波数帯域での減衰効果 (Tissue Filter⁽¹¹⁾) を強く受ける筋肉深層の興奮電位波形は観測されなくなる。更に、本推定法では 2 で述べたように体積伝導体を考慮していない。従って、

本推定法は x を大きくして筋肉深層での神経支配帯の動きを推定するには適していない。

2.2 における連立方程式を解くためにはその連立方程式を構成する関係式のうち少なくとも 1 本が $x(t)$ と $v(t)$ の二つの未知数を含むもの(式(9))でなければならない。このことは、神経支配帯を挟んで肩側と肘側に、各々少なくとも 1 チャンルの筋電図双極導出位置が存在しなければならないことを意味する。よって、アレー状の表面電極が神経支配帯の移動範囲を覆うように、チャンネル数 N と電極間距離 x を決定する必要がある。

[伝搬速度推定の際の許容誤差 δ] 今回は興奮電位伝搬速度 $v(t)$ に制限を加えて、神経支配帯の位置推定結果を選択している。しかし、筋収縮力の変化や筋疲労による伝搬速度の変化が報告されている^{(2),(14)}。従って、伝搬速度の時間的変化に追従する処理方法へ改良してゆく必要がある。

[自然観測フィルタの時定数 s および段数 M] 図 5 の自然観測システムを用いれば、筋電図信号の瞬時状態をベクトル化することができる。このベクトルは時間遅れの要素を陽に含まないため、「信号の瞬時状態を表している」という概念がとらえやすい。また、現在、自然観測システムをデジタルフィルタによって構成しているが、アナログフィルタで容易に構成することもでき、実時間処理が望めるという利点もある。但し、フィルタの時定数 s 、段数 M の最適な決定法に関しては今後更に検討を要する。

[運動動作の速さ] 本処理法ではアレー電極で測定した表面筋電図の 2 チャンセル間の時間ずれを算出して神経支配帯位置を推定している。従って、2 チャンセル間の時間ずれを算出可能な神経支配帯の移動速度が解析可能な動作速度であると考えられる。すなわち、時間ずれ算出時間範囲(今回は $-0.015 \sim 0.015$ sec)内で神経支配帯がチャンネル間(間隔は 0.01 m)を移動しない速度 0.33 m/sec 以下 ($\theta=0 \sim \pi/2$ rad まで変化するのに 0.06 sec 以上)ならば解析可能と考えている。今回、日常動作と比較して遅い運動(5.35 sec で $\theta=0 \sim \pi/2$ rad まで変化)で実験した。これは、筋電図測定の際に筋肉中に混入することを避けるためであった。今後、アーチファクトの混入を抑えることにより、より速い動作に関しても本処理法が有効に働くものか確認する予定である。

5.3 生理的検討

図 6 と図 7 (b) の比較および図 7 (a) と図 7 (b) の比較により、本推定法を用いることによって神経支配帯の動きを推定できたものと考えられる。

図 6 の神経支配帯の位置推定の際の負荷(10 kg 重)は図 7 (b) の実験の場合(1 kg 重以下)に比べて非常に大きい。推定された神経支配帯の移動範囲に大きな違いは見られなかった。このことから、神経支配帯の位置の変化は筋活動量の変化よりも筋肉の長さの変化に強く支配されると言える。

また、図 7 (a) と図 7 (b) を比較すると、静的運動状態でも動的運動状態でも肘角度が等しい場合には神経支配帯の位置はほぼ同じになっている。従って、神経支配帯の移動に関しては動的運動は静的運動の連続したものであると考えることができる。このことから、解剖により摘出した筋肉を用いなければ測定することのできなかった筋肉の収縮量を神経支配帯の移動量から求めることが可能になるのではないかと考えている。

更に、図 7 (b) では肘角度 θ が大きくなるにつれて神経支配帯の位置推定点の分布密度が高くなっている。このことは興奮電位の発生頻度が増加していることを意味している。これを神経支配帯の位置と組み合わせることで、別々の時刻での筋活動電位が同一神経筋運動単位(Motor Unit)の発火によるものかどうか推定可能となり、疲労や筋張力の増加に伴う神経筋運動単位のリクルートメント現象の解析に役立つものと思われる。

今回は被験者 5 名中 4 名に関して神経支配帯の移動現象が確認された。しかし、神経支配帯を挟まない 2 チャンセル間での筋電図信号の相関が低かった 1 名に関しては本処理法が有効に働かなかった。原因として、筋線維走行方向に対する神経支配帯の広がり、興奮電位伝搬速度が各筋線維ごとに異なること、皮下の体積伝導体におけるフィルタ効果が挙げられるが、今後、詳しく検討する予定である。

6. むすび

興奮電位波形の伝搬モデルを仮定し、アレー状の表面電極により導出した筋電図信号から神経支配帯の位置を推定する一方法を提案した。本方法は、自然観測法を用いることにより、筋肉の伸縮を伴う動的運動状態に対応した処理法となっている。

その結果、従来不可能であった動的運動時における神経支配帯の動きをとらえることができた。本方法の

妥当性は、従来のマトリクス電極法で確認した。また、動的運動時と静的運動時における推定結果の比較によって神経支配帯の移動量は筋肉の長さの変化に強く支配されることがわかった。

今後、本推定法の精度および筋肉の伸縮速度に関する追従性について検討する予定である。また、神経支配帯の位置を考慮した筋電図評価パラメータの補償方法も検討する予定である。

謝辞 本論文を終えるにあたり、筋電図測定および広くさまざまな場面で御協力御助言下さいました通商産業省工業技術院製品科学研究所の増田正先生、佐渡山亜兵先生に感謝の意を表します。

文 献

- (1) 金子秀和, 木竜 徹, 齊藤義明: “双極導出表面筋電図測定における神経支配帯の妨害およびその一低減方法”, 信学論(D-II), **J74-D-II**, 3, pp. 426-433 (1991-03).
- (2) Roy S. H., DeLuca C. J., and Schneider J.: “Effects of Electrode Location on Myoelectric Conduction Velocity and Median Frequency Estimates”, American Physiological Society, pp. 1510-1517 (1986).
- (3) 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2編 周波数パラメータについて—”, 補綴誌, **33**, pp. 804-817 (1989).
- (4) Shanker S., Gander R. E., and Brandell B. R.: “Changes in the Myoelectric Signal (MES) Power Spectra during Dynamic Contractions”, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, pp. 142-150 (1989).
- (5) 金子秀和, 木竜 徹, 齊藤義明: “電極アーチファクトの影響を低減した動的筋電図の特徴抽出”, 信学技報, **MBE89-22** (1989).
- (6) Masuda T. and Sadoyama T.: “Skeletal Muscles from Which the Propagation of Motor Unit Action Potentials Is Detectable with a Surface Electrode Array”, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, pp. 421-427 (1987).
- (7) Masuda T. and Sadoyama T.: “The Distribution of Myoneural Junctions in the Biceps Brachii Investigated by Surface Electromyography”, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, pp. 597-603 (1983).
- (8) Masuda T. and Sadoyama T.: “Topographical Map of Innervation Zones Within Single Motor Units Measured with a Grid Surface Electrode”, IEEE Trans. Biomed. Eng., **BME-35**, 8, pp. 623-628 (1988).
- (9) 飯島泰蔵: “自然観測法に基づく波形解析の基礎理論”, 信学論(A), **J68-A**, 3, pp. 302-308 (1985-03).
- (10) 真島英信: “生理学”, 文光堂, pp. 47-68, pp. 76-86, pp. 257-263 (1978).
- (11) Lindström L. H. and Magnusson R. I.: “Interpretation of Myoelectric Power Spectra: A Model and Its Applications”, Proc. IEEE, **65**, 5, pp. 653-662 (1977).
- (12) 飯島泰蔵: “波形の自然観測に関する基礎理論”, 信学論

(A), **J67-A**, 10, pp. 951-958 (1989-10).

- (13) 木竜 徹, 大久保真樹, 飯島泰蔵, 齊藤義明: “有限次元の自然観測システムによる音声信号のモデル化”, 信学論(A), **J72-A**, 6, pp. 902-908 (1989-06).
- (14) Sadoyama T. and Masuda T.: “Changes of the average muscle fiber conduction velocity during a varying force contraction”, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, pp. 495-497 (1987).
- (15) Kaneko H., Kiryu T. and Saitoh Y.: “Estimation of Location of the Innervation Zone by Natural Observation Method during Dynamic Contractions”, Med. Biol. Eng. Comput. suppl., **29**, p. 1143 (1991).
(平成3年7月19日受付, 11月6日再受付)



金子 秀和

昭62新潟大・工・情報卒, 平1同大大学院修士課程了。現在, 同大学院博士課程在学中。生体信号の非線形処理に関する研究に従事。



木竜 徹

昭50新潟大・工・電子卒, 昭52同大大学院修士課程了。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61同助教授, 現在に至る。工博。非定常生体信号処理を目的とし, 非定常性の特徴分類, 時変性パラメータ推定等の研究に従事。最近では, 筋疲労および子音解析を通じて, 生体の時変システム理解に関する研究を進めている。日本ME学会, 日本補綴歯科学会, IEEE各会員。



齊藤 義明

昭38新潟大・工・電気卒, 昭40北大大大学院修士課程了。同年より新潟大学に勤務。昭46同助教授, 現在同教授。工博。新潟大学地域共同研究センター長。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思の伝達・交流を目指している。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, IEEE各会員。