

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

正 員 金子 秀和[†] 正 員 木 竜 徹[†] 正 員 斉藤 義明[†]

The Interferences of Innervation Zones on Bipolar Surface
EMG Signals and a Reducing Method

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

あらまし 従来、双極導出表面筋電図を神経筋疾患の診断、電動義肢の制御等に役立てようとする研究が行われている。しかし、筋電図評価パラメータ(積分値平均電位、平均周波数等)は導出表面電極の装着位置により異なった値を示す。ここでは、神経支配帯と表面電極の位置関係の変化が表面筋電図測定を妨害することの影響を検討し、更にその影響の低減方法について述べる。神経支配帯とは筋肉内で神経終板が集中している部分であり、筋活動電位はこの部分で発生し筋線維上を伝搬する。神経支配帯と表面電極との位置関係が与える種々の影響を検討するため、空間的筋電図発生モデルを構築した。このモデルにより動的運動時表面筋電図波形を合成し、評価パラメータの値の変化を実測波形と比較した。なお、被験筋は上腕二頭筋である。次に、このシミュレーション結果を参考にして、神経支配帯の数が少ない場合における神経支配帯の影響の一低減方法を提案した。提案した低減方法は神経支配帯の位置を特定する必要がないため臨床応用に適していると思われる。

1. ま え が き

従来、双極導出表面筋電図は神経筋疾患の診断、電動義肢の制御およびスポーツ医学に見られる筋活動量の推定等に用いられている。その際の評価パラメータとしては積分値平均電位(IEMG: Integrated Electromyogram)、平均周波数(MPF: Mean Power Frequency)、メジアン周波数(Median Power Frequency)等がある。しかし、測定条件(筋長および負荷)が一定で時間変化しない静的運動状態でも、導出表面電極の装着位置により評価パラメータの値の異なることが確認されている。この原因は神経支配帯(Innervation Zone)と表面電極との位置関係にある⁽¹⁾⁻⁽⁴⁾。ここで、神経支配帯とは筋肉内で神経終板(Endplate)の集中している部分であり、筋活動電位(Action Potential)はこの部分で発生し、筋線維(Myofiber)上を神経支配帯から遠ざかるように2方向に伝搬する。

従来は神経支配帯の影響を小さくするため、神経支配帯が双極導出電極間に常に存在しない状態で筋電図測定を行っていた^{(1),(3)}。しかし、動的運動に伴う神経支配帯の位置の移動範囲を知るには、複数回の筋電図測定が必要であり、また、臨床における筋電図測定では神経支配帯の位置を特定する必要のない簡単な測定であることが望ましい。

そこで、表面筋電図発生モデルによる合成波形と筋電図測定実験による実測波形との比較によって、神経支配帯の影響をモデルの構造を参考にして検討することを考える。表面筋電図発生モデルは種々存在するが、多くのモデルは筋電図信号を時間波形としてとらえたものである⁽⁵⁾。従って、神経支配帯と表面電極との位置関係に由来する現象をとらえるのは不可能である。また、数少ない空間的モデルは単一の筋線維に注目するもので規模の小さいものであり、動的運動に伴う神経支配帯の位置の変化を考慮していない⁽⁶⁾。

本研究では筋肉内部の空間的な構造を模擬した表面筋電図発生モデル⁽⁷⁾を改良して用い、上述の問題を検討する。更に、本シミュレーション結果を参考にして、評価パラメータに対する神経支配帯の影響の簡単な低

[†] 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

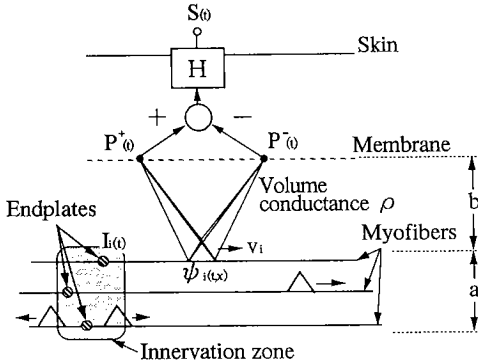


図1 空間的双極導出表面筋電図発生モデル

Fig. 1 Spatial model generating bipolar surface EMG signals.

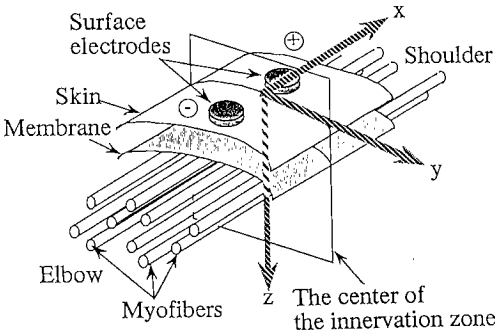


図2 直交座標系の設定

Fig. 2 The orthogonal co-ordinate axis.

減方法を提案する。なお、評価パラメータには IEMG と MPF を用い、被験筋には上腕二頭筋 (Brachial Biceps) を用いた。

2. 空間的モデル

図1に双極導出表面筋電図発生モデルの構成を示す。本モデルは筋膜 (Membrane) より下層の部分で筋肉の空間的な構造を模擬しており、神経インパルスから筋線維上の興奮電位の分布を生成する部分 (図中 a の範囲)、筋線維上の興奮電位を筋膜上電極直下の点へ重ね合わせる部分 (図中 b の範囲)、筋膜から表面電極までの導出過程を近似した線形システム H の部分からなる⁽⁸⁾。以下、表面筋電図の生成過程を順に説明する。なお、本モデルの説明には図2のような3次元直交座標系 (x, y, z) を用いる。この座標系は、肘関節を伸展した状態 (図3および4に示す肘角度 $\theta=0$) での上腕二頭筋の位置を基準にしている。

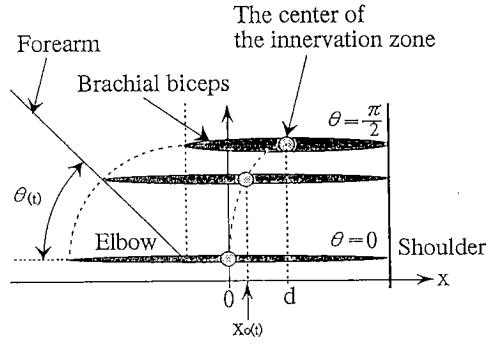


図3 神経支配帯の中心位置

Fig. 3 Location of the innervation zone.

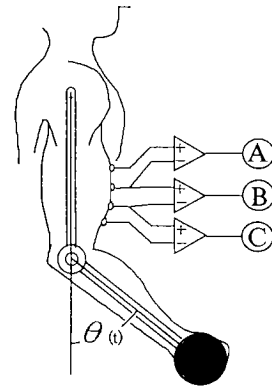


図4 動的運動時筋電図測定での電極配置

Fig. 4 Location of electrodes in measuring EMG signals during dynamic contractions.

2.1 空間興奮電位分布の生成

筋線維上の興奮電位は神経終板に神経インパルスが到達して発生する。神経インパルスとは、末梢神経系の運動神経における筋収縮信号である⁽⁹⁾。今、 i 番目の筋線維における神経インパルス列 $I_i(t)$ を、

$$I_i(t) = \begin{cases} 1 & (\text{インパルスが到着した場合}) \\ 0 & (\text{インパルスが到着しない場合}) \end{cases} \quad (1)$$

と表す。

次に神経インパルス筋線維上の空間分布に展開する。その際、筋線維上の興奮電位が筋線維走行方向の両方向に伝導するという (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ということ (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) を仮定する⁽⁹⁾。今、 i 番目

の筋線維における時刻 t での神経終板の位置が $(x_i(t), y_i, z_i)$ であるとする。この神経終板に到達した神経インパルス列 $I_i(t)$ は両側伝導により一定速度 v_i で筋線維上を x 軸の正と負の方向に伝搬する。これを空間興奮インパルス $U_i(t, x)$ と呼び次式で与えられるものとする。

$$U_i(t, x) = I_i \left(t - \frac{|x - x_i(t)|}{v_i} \right) \quad (2)$$

ところで、単一の興奮インパルスは膜興奮となって筋線維上に脱分極帯 (Depolarization Zone) を作り出す。ここでは脱分極帯の幅を L とし脱分極によって生じる興奮電位の空間分布 $\phi(x)$ を単に次式で定義される単峰性の三角波とする。

$$\phi(x) = \begin{cases} 1 - \frac{2|x|}{L} & (0 \leq |x| \leq \frac{L}{2}) \\ 0 & (\frac{L}{2} < |x|) \end{cases} \quad (3)$$

以上より、 i 番目の筋線維上に分布する空間興奮電位分布 $\phi_i(t, x)$ を、

$$\phi_i(t, x) = \phi(x) * {}_x U_i(t, x) \quad (4)$$

で表す。但し、上式中の演算子 $*$ は x に関するコンボリューション演算である。

2.2 筋膜上の点への興奮電位の重ね合せ

筋線維から筋膜までの組織を体積伝導体 (Volume Conductor) と考えて、筋線維上の興奮電位を筋膜上 \oplus および \ominus 表面電極直下の点へ重ね合わせる。すなわち、筋膜を平面 $z = z_m$ 、 \oplus 表面電極の位置を座標 $(x^+, 0, 0)$ としたとき、筋線維上の点 (x, y_i, z_i) における空間興奮電位 $\phi_i(t, x)$ が表面電極直下の点 $(x^+, 0, z_m)$ に伝導する際、伝導距離の 2 乗に反比例する減衰効果 $\rho(x^+ - x, -y_i, z_m - z_i)$ を受けるとする⁽¹⁰⁾。このとき、座標 $(x^+, 0, z_m)$ の点で時刻 t に観測される興奮電位 $P^+(t)$ は M 本の筋線維の空間興奮電位を重ね合わせて、

$$P^+(t) = \sum_{i=1}^M \int_x \rho(x^+ - x, -y_i, z_m - z_i) \phi_i(t, x) dx \quad (5)$$

で与えられるものとする。但し、積分範囲は筋線維両端までの範囲である。

また、座標 $(x^-, 0, 0)$ に配置した \ominus 表面電極に関しても同様にして $P^-(t)$ を得る。

2.3 筋膜から表面電極までのシステム関数 H

表面筋電図合成波形 $S(t)$ は筋膜上 \oplus および \ominus 表面電極直下の点での興奮電位 $P^+(t)$ と $P^-(t)$ の差を筋膜から表面電極までのシステム関数 H に通して得る。す

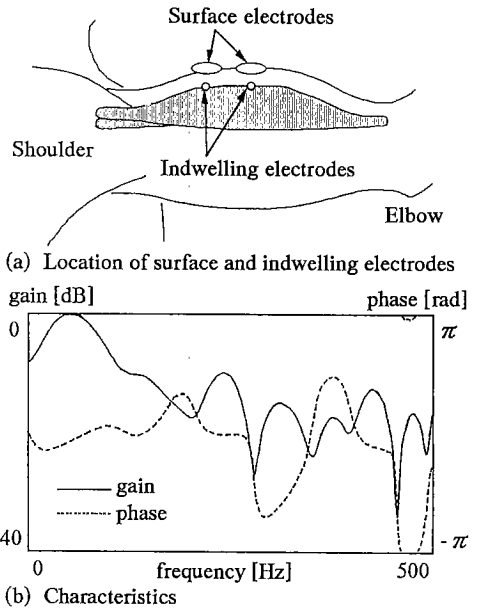


図5 システム関数 H
Fig. 5 System function H.

なわち、

$$S(t) = h(t) * {}_t (P^+(t) - P^-(t)) \quad (6)$$

である。但し、 $h(t)$ は低域通過型フィルタ効果を表すシステム関数 H のインパルス応答であり、演算子 $*$ は時刻 t に関するコンボリューション演算を表す。なお、 $h(t)$ は図 5 (a) のように針電極を筋膜上表面電極直下の位置に配置し、針筋電図と表面筋電図を同時に双極導出して得た実測値から最小 2 乗推定により MA モデルで同定したものを用いる。

2.4 静的運動と動的運動

筋の伸縮を伴う動的運動では x 軸方向に神経支配帯の中心位置 $x_0(t)$ が変化する。そこで、筋の伸縮が筋肉全体で一様に起こると仮定して上腕を図 3 のようにモデル化し、 $x_0(t)$ を肘角度 $\theta(t)$ を用いて、

$$x_0(t) = d(1 - \cos \theta(t)) \quad (7)$$

により近似する。但し、 d は肘角度 $\theta(t)$ を $0 \sim \pi/2$ rad まで変化させたときに神経支配帯の中心位置が動く幅を表す。神経支配帯の位置は上腕二頭筋上で表面筋電図を双極導出した場合に観測波形の位相が反転する位置としてあらかじめ実測により求める。

また、神経支配帯の中心位置 $x_0(t)$ の変化に伴い各筋線維の神経終板の位置も変化する。今、 $\theta(t) = 0$ のときの i 番目の筋線維と神経終板の位置を (x_{0i}, y_i, z_i) とすれば、 t 時刻における神経終板の位置 $(x_i(t), y_i, z_i)$ は

$$x_i(t) = x_0(t) + x_0 \tag{8}$$

で表せるものとする。

3. 結果

3.1 動的運動時表面筋電図の実測波形

図4のように上腕を鉛直方向に保ちながら、負荷3kgを手に持って2.4秒間に肘角度 $\theta(t)$ を $0 \sim \pi/2$ radまで動かした。このとき直径5mmの皿電極(銀塩化銀電極)4個を電極位置(48, 0, 0), (28, 0, 0), (8, 0, 0), (-12, 0, 0)(単位はmm)に設置し、隣接した電極間から表面筋電図を肩側から順に波形A, B, Cとして双極導出した。被験者1名, 12 bit A-Dコンバータを用い、サンプリング周波数5kHzで計測した。その際、電極アーチファクトの影響を低減するためにアーチファクト除去処理⁽¹¹⁾を施している。また、肘角度 $\theta(t)$ をポテンショメータにより同時測定し、神経支配帯の動く範囲 d は実測より20mmとした。

この場合の実測波形および評価パラメータの値の変化を図6に示す。図6(a), (b), (c)は各々実測波形A, B, C, (d)はIEMG, (e)はMPF, (f)は神経支配帯の中心位置 $x_0(t)$ を示したものである。IEMGおよびMPFの算出区間長は0.2secとした。図より、波形Bでは波形Aと比較すると運動の後半(1.4~2.4sec)でIEMGの低下とMPFの上昇が見られ、波形Cでは波形Aと比較すると運動の前半(0.0~1.0sec)でIEMGの低下とMPF上昇が見られる。

3.2 本モデルによる合成波形

3.1の実験状態をシミュレートして波形A, B, Cを合成し、同様にIEMGおよびMPFの値の変化を得る。波形合成の際、筋線維の本数 $M=10$, その配置を図7, 筋線維の両端までの範囲は $x=7 \sim -5$ cm, 神経支配帯の中心位置 $x_0(t)$ を図6(f), 神経支配帯の x 軸方向への広がり10mmとした。神経インパルス列は、肘角度 $\theta(t)$ が大きくなるに伴い活動する筋線維数が増加, 筋線維間の同期発火回数が増加, 発火頻度が増加することを仮定して正規乱数を用いて生成し、図8に示す発火パターンのもを用いた。また、興奮電位伝搬速度は3.1の実測波形AとBの前半(0.0~1.0sec)のデータから相互相関関数法^{(2),(12)}により推定して全筋線維とも4.545 m/secとした。更に、システム関数Hには図5(b)に示す特性のものを用いた。なお、Hの推定の際には電極間隔20mmでの針-表面筋電図同時測定データを用い、MAモデルの次数は101次とした。

図9(a)および(b)に合成波形に対するIEMGおよび

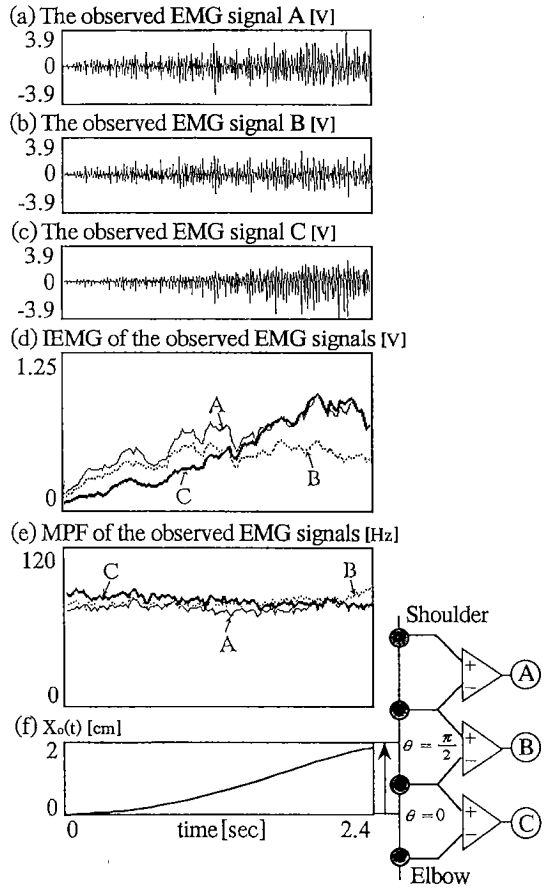


図6 実測波形における評価パラメータの変化
Fig. 6 EMG indices of the observed EMG signals.

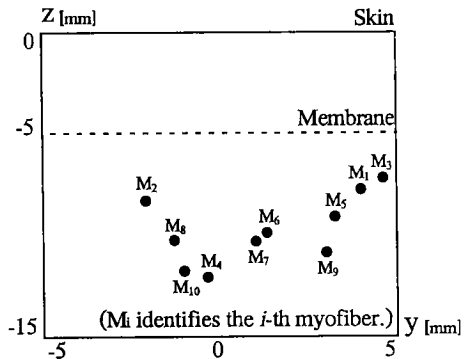


図7 筋線維分布
Fig. 7 Location of myofibers.

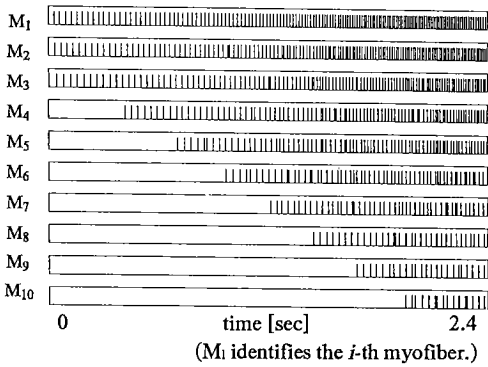


図8 神経インパルス列
Fig. 8 Neural impulse train $I_i(t)$.

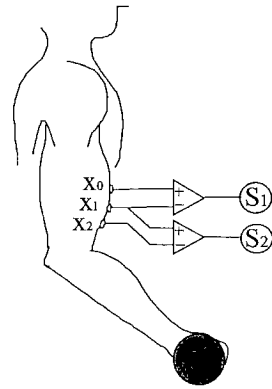


図10 本低減方法における電極配置
Fig. 10 Location of electrodes in the reducing method.

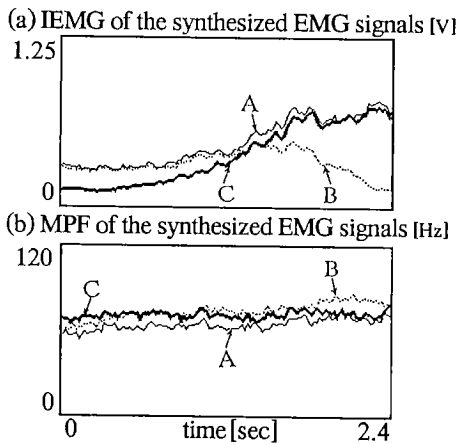


図9 合成波形における評価パラメータの変化
Fig. 9 EMG indices of the synthesized EMG signals.

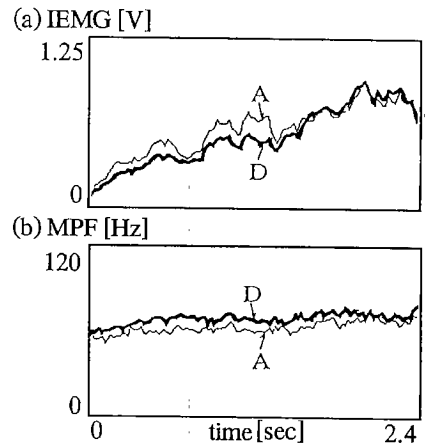


図11 評価パラメータの改善結果
Fig. 11 Behavior of EMG indices processed by the reducing method.

MPF の変化を示す。図 6 (d) および (e) の実測波形のものと比較すると、同様の変化の現れていることがわかる。

4. 神経支配帯の影響の低減

4.1 低減方法

静的運動時での実験結果^{(1)~(4)} および 3.1 に示した動的運動時での結果より、双極導出電極の間に神経支配帯が存在する場合、IEMG の値は低下、MPF の値は増加することがわかる。また、上腕二頭筋では個人差はあるものの神経支配帯の数が 1 から 2 と少ない⁽¹³⁾。ここでは神経支配帯がただ一つ存在する場合を考えて、最大値および最小値演算を用いた低減方法を提案する。

まず、図 10 のように表面電極を等間隔に筋線維走行方向に沿って 3 箇所 x_0 , x_1 , x_2 に配置する。そして、 x_0-x_1 および x_1-x_2 の表面電極間から表面筋電図 $S_1(t)$,

$S_2(t)$ を各々双極導出する。このとき、神経支配帯がただ一つであるので $S_1(t)$ と $S_2(t)$ のどちらか一方は双極導出電極間に神経支配帯が存在しておらず、その影響が小さい。今、 $S_1(t)$ および $S_2(t)$ から算出された IEMG の値を各々 $IEMG_1(t)$, $IEMG_2(t)$ とし、MPF の値を各々 $MPF_1(t)$, $MPF_2(t)$ としたとき、次式によって神経支配帯の影響を低減した IEMG と MPF の値を各々 $IEMG_c(t)$ および $MPF_c(t)$ として求める。

$$IEMG_c(t) = \max[IEMG_1(t), IEMG_2(t)] \quad (9)$$

$$MPF_c(t) = \min[MPF_1(t), MPF_2(t)] \quad (10)$$

但し、上式中で $\max[\cdot]$, $\min[\cdot]$ は各々、引数の最大値および最小値を値にとる関数である。

4.2 低減結果

3.1 の実測波形 B および C を波形 $S_1(t)$, $S_2(t)$ とし

て本低減方法により求めた IEMG_c(t) および MPF_c(t) を、各々図 11(a) および (b) の波形 D に示す。なお、図中曲線 A は 3.1 で神経支配帯の影響が小さい状態で測定された実測波形 A の IEMG と MPF の変化を示しており、比較のために表示している。

図中波形 D の IEMG および MPF は図 6 (d) および (e) での波形 B および C のものと比較すると、IEMG と MPF の両方で神経支配帯の影響が小さくなっていること、波形 D と波形 A の評価パラメータの値が測定時間全体を通してほぼ等しくなっていることがわかる。

5. 考 察

5.1 本モデルの妥当性

本モデルは動的運動時における表面筋電図をシミュレートできるものである。しかし、実際の表面筋電図発生過程と次のような点で異なっている。

[神経インパルス列] 本論文では図 8 に示した神経インパルス列を用いてシミュレーションを行った。評価パラメータに対する神経支配帯の影響を検討する上では、他の発火パターンを用いても同様の結果が得られている。しかし、この発火パターンは実際の場合に一致しているとは言えない。

[興奮電位分布] 筋線維上の興奮電位分布 $\phi(x)$ を単に三角波としており、実際の場合とは異なっている。

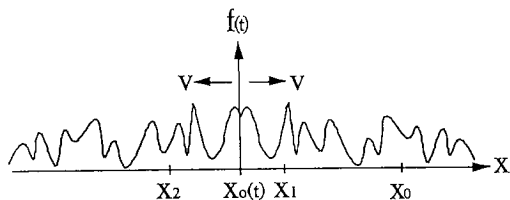
[システム関数 H] 表面電極の大きさ、形状および生体インピーダンス等を筋膜から表面電極までのシステム関数 H で同定している。従って、複雑な電極形状の影響等を実験により本モデルへ導入することができた。しかし、電極の面積や形状の影響を検討する際には、この部分を数学モデル^{(14)~(16)}で表す必要がある。

[神経支配帯の中心位置] 筋線維が一様に伸縮することを仮定して神経支配帯の中心位置 $x_0(t)$ を式(7)で近似した。しかし、この式は肘関節旋回の際の中心軸の動き、皮膚の伸び等を考慮していない。

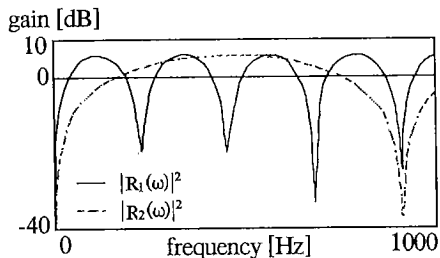
以上より、筋肉内部の空間的な構造を導入した本モデルは生理学的な点でまだ改善すべきことがある。しかし、生理実験では針電極による部位の特定が困難であり、シミュレーションではその点種々の条件を検討できる。また、図 6 に示した結果から本モデルは実測波形における評価パラメータの振舞いをシミュレート可能であり、神経支配帯の影響を検討するのに十分役立つものと考えられる。

5.2 双極導出に伴う空間差分の影響

Lindström ら⁽¹⁵⁾ は興奮電位の伝搬速度が一定である



(a) Simple spatial differential model



(b) Characteristics of differential filters

図 12 空間差分の特性

Fig. 12 Transfer functions of spatial differences.

として双極導出に伴う空間差分を時間差分に変換し、その上で差分のフィルタ特性を電極間隔および興奮電位の伝搬速度と関連づけた。ここでは彼らの考え方と同様にして、神経支配帯と表面電極との位置関係が差分フィルタ特性に与える影響を考える。

今、簡単のために神経支配帯の広がりおよび筋線維から皮膚表面までの組織の厚さをないものとし、表面電極の電極面積を微小であると考えて、図 12 のように本モデルを簡略化する。すなわち、表面筋電位が時刻 t における神経支配帯の中心位置 $x_0(t)$ から x 軸の正と負の両方向に伝搬速度 v で両側伝導しているものとする。従って、 $x = x_0(t)$ で単極導出される興奮電位を $f(t)$ とすれば、 $x_{i-1} - x_i$ 間 (但し、 $i = 1 \sim 2$) で双極導出した電位差 $g_i(t)$ は、

$$g_i(t) = f\left(t - \frac{|x_{i-1} - x_0(t)|}{v}\right) - f\left(t - \frac{|x_i - x_0(t)|}{v}\right) \quad (11)$$

のように時間差分で表せる。ここで、図 12(a) のように表面筋電位の分布が $x = x_0(t)$ を中心に対称であることを考慮して実効電極間距離 x を

$$x = ||x_{i-1} - x_0(t)| - |x_i - x_0(t)|| \quad (12)$$

として定義する。これを用いれば、式(11)に示した差分フィルタの時間差分間隔は x/v で表せ、その振幅 2 乗特性 $|R_i(\omega)|^2 = |G_i(\omega)/F(\omega)|^2$ はフーリエ変換により、

$$|R_i(\omega)|^2 = 2\left(1 - \cos\left(\frac{\omega x}{v}\right)\right) \quad (13)$$

で表せる。但し、 $F(\omega)$ および $G_i(\omega)$ は各々 $f(t)$ 、 $g_i(t)$ をフーリエ変換したものである。また、式(13)より、差分フィルタの零点の位置は、

$$\omega = \frac{2\pi n v}{x} \quad (14)$$

を満たす ω で与えられる。但し n は整数である。

式(13)および(14)はLindströmらの導出したものと形式上一致するが、彼らの式中には神経支配帯の位置 $x_0(t)$ および両側伝導が考慮されていないため、双極導出電極間に神経支配帯が存在する場合(すなわち、 $x_i < x_0(t) < x_{i-1}$)には差分フィルタの特性を表現できない。その点、今回示した式(13)および(14)は有効である。

図12(b)に $|R_i(\omega)|^2$ の例を示す。今、図12(a)の電極配置を考え $x_0(t)=0$ mm, $x_0=27.5$ mm, $x_1=7.5$ mm, $x_2=-12.5$ mmであるとすると $|R_1(\omega)|^2$ と $|R_2(\omega)|^2$ は図12(b)のようになる。これらを表面筋電図の主信号成分の存在する周波数帯(数~200 Hz)において比較すれば、 $|R_2(\omega)|^2$ の方が $|R_1(\omega)|^2$ よりも低周波数成分が抑えられることになり、IEMGの値の低下およびMPFの値の増加が起こる。

以上より、双極導出の際に評価パラメータに現れる神経支配帯の影響を理由づけることができた。しかし、実際には神経支配帯の広がりによる影響も存在するので、今後、検討する必要がある。

5.3 本低減方法の有効性

提案した低減法は神経支配帯の位置を特定する必要がなく、臨床に適した方法であると言える。特に従来、機能的電気刺激FESや電動義肢では、IEMGの値に基づく制御信号生成が行われており、ここに本処理法を用いれば、動的運動時において更に安定な制御が可能となるものと考えている。またMPFに関しては、本低減法によりMPFの値の信頼性が向上するため、筋活動状態や筋疲労状態の推定に役立つものと考えられる。しかし、本低減法は筋電図信号を再現するものでないため、IEMGおよびMPF以外の評価パラメータに関しては検討する必要がある。

6. む す び

本論文では、筋線維上における興奮部分の両側伝導等、筋肉内部の空間的な構造をモデル化し、神経支配帯と表面電極との位置関係が表面筋電図に与える影響をシミュレート可能な空間的モデルを構築した。また、本モデルを参考にしてIEMGおよびMPFに対する神経支配帯の影響の一低減方法を提案した。

その結果、動的運動時にも神経支配帯と表面電極との位置関係に由来してIEMGの低下およびMPFの上昇等の諸現象の起こることが確認できた。また、実効電極間距離 x を導入して双極導出に伴う空間差分の特性を考えることにより、評価パラメータに与える神経支配帯の影響を説明づけることができた。更に、実測によるIEMGとMPFの値についても本低減方法を用いることにより、神経支配帯の影響を低減することができた。

現在、機能的電気刺激や電動義肢における制御信号の多くはIEMGに基づくものである⁽¹⁷⁾。従って、それらの分野に本低減方法を用いれば、更に安定な制御が可能となるものと思われる。

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赤松幹之先生、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, 斉藤義明: “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).
- (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及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) Brody G., Scott R. N. and Balasubramanian R.: “A Model for Myoelectric Signal Generation”, Med. Biol. Eng., pp. 29-41 (1974).
- (6) Nandedker S. D. and Stålberg E.: “Simulation of Single Muscle Fibre Action Potentials”, Med. Biol. Eng. Comput., **21**, pp. 158-165 (1983).
- (7) 鈴木正和, 木竜 徹, 牧野秀夫, 斉藤義明: “表面筋電図発生機構のモデル化と筋疲労時のシミュレーション”, 信学技報, **MBE86-52** (1986).
- (8) 金子秀和, 峰嶋敏彦, 木竜 徹, 斉藤義明: “表面筋電図に対する神経支配帯の影響”, 信学技報, **MBE90-14** (1990).
- (9) 真島英信: “生理学”, 文光堂, pp. 47-68, pp. 76-86, pp. 257-263 (1978).
- (10) Hakanson C.: “Action Potential Recorded Intra- and Extra- Cellularly from the Isolated Frog Muscle Fiber in Ringer's Solution and in Air”, Acta. Physiol. Scand., **39**, pp. 291-321 (1957).

- (11) 金子秀和, 木竜 徹, 牧野秀夫, 斉藤義明: “表面筋電図に混入するアーチファクトの一除去法”, 信学論, **J71-D**, 9, pp. 1832-1838 (1988).
- (12) Sadoyama T. and Masuda T.: “Changes of the Average Muscle Fiber Conduction Velocity during a Varying Force Contraction”, *Electroencepharography and Clinical Neuro-physiology*, vol. 67, pp. 495-497 (1987).
- (13) Masuda T., Miyano H. and Sadoyama T.: “The Position of Innervation Zones in the Biceps Brachii Investigated by Surface Electromyography”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **BME-32**, 1, pp. 36-42 (1985).
- (14) Lynn P. A., Bettles N. D., Hughes A. D. and Johnson S. W.: “Influences of electrode geometry on bipolar recordings of the surface electromyogram”, *Med. Biol. Eng. Comput.*, **16**, pp. 651-660 (1978).
- (15) Lindström L. H. and Magnusson R. I.: “Interpretation of Myoelectric Power Spectra: A Model and Its Applications”, *Proc. IEEE*, **65**, 5 (1977).
- (16) DeLuca C.: “Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **BME-26**, pp. 313-325 (1979).
- (17) 赤沢堅造, 林 義明, 藤井克彦: “筋電義手開発を目的としたヒトの神経-筋制御系のモデル”, 信学技報, **MBE87-96** (1987).

(平成2年8月31日受付)



斉藤 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。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思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、IEEE各会員。



金子 秀和

昭62新潟大・工・情報卒。平1同大学院修士課程了。現在、同大学博士課程在学中。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、動的筋活動の解析および音声解析を通じて時変システムの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。