

有限要素法を用いた表面筋電位シミュレーションと逆解析

齋藤 健治¹, 岡田 守彦²

要 旨

本研究の目的は, 表面筋電位や表面筋電図逆解析結果への不均質組織の影響を明らかにするために, 有限要素法シミュレーションと逆解析を実行した。表面筋電位シミュレーションにおける有限要素法計算は, 四種の層構造をもつ円筒モデルを用いて実行した。その層構造は, 筋, 皮下組織, 真皮および表皮から構成されていた。それらの層の導電率や厚さといったパラメータを変更しながら126通りの計算を行った。これらの計算結果を入力データとし, 逆解析により電流源の深さ, 強度, 伝導速度を推定した。その結果, シミュレーションにおける電流源の深さが大きくなるほど, 深さと伝導速度の推定誤差が大きくなる傾向があった。四種のモデルのうち, 三層と四層モデルにおいて深さと強度の推定誤差が大きくなる傾向があった。さらに, 四層モデルにおいては, 表皮と真皮のパラメータが推定に影響を及ぼすことが示唆された。

キーワード: 有限要素法, シミュレーション, 逆解析, 表面筋電位

はじめに

表面筋電図の解析は, コンピュータ処理能力と信号処理法の発展により, 1980年代以降, 飛躍的に進歩した [7]。それら手法は, 多数の運動単位活動が重畳干渉した表面筋電図波形を確率過程とみなし, 運動単位活動の特徴, 例えば, 運動単位の活動参加やタイプ, 疲労の情報等を抽出することをねらったものであった。一方で, 筋線維レベルにおける活動の電気現象をシミュレーションする手法も開発されており

[14], こちらは, 主として干渉する表面筋電図波形について, モデルを通して理解することをねらったものであった。

シミュレーション手法は, 筋や皮下組織などの容積導体をフィルタで表したモデル [2, 3] や容積導体そのものをモデル化した有限要素法などが報告されている [6, 13]。有限要素法を用いるメリットは, 容積導体中の不均質組織を柔軟にモデル化し表面筋電図への影響を詳細に調べることができる点にある [6]。一方で, 詳細さを追求するほど計算量が膨大になるデメ

1 名古屋学院大学 スポーツ健康学部

2 帝京平成大学 ヒューマンケア学部

E-mail: saiken@ngu.ac.jp

Received 2013. 2. 8

Accepted 2013. 2. 13

リットを抱えている。

本研究では、表皮、真皮、皮下組織といった筋電場における不均質な組織を有限要素法によりモデル化し、それら組織の表面筋電図への影響と電流源に関するパラメータを推定する逆解析への影響を検討した。

筋電場における支配方程式と変分原理、汎関数

筋内の筋線維あるいは運動単位による電氣的活動とともない生じる電気現象は、その変化速度が小さいため静電場としてとらえることができる。そのような静電場を記述する方程式は、次式のようなポアソン方程式やラプラス方程式である。

$$\nabla^2 \phi = \frac{\rho}{\sigma} \quad (1)$$

$$\nabla^2 \phi = 0 \quad (2)$$

ここで、 ϕ は電位 [V]、 ρ は電流密度 [A/m^2]、 σ は媒質の導電率 [S/m] ($[\Omega\text{m}]^{-1}$) である。

式 (1) や (2) のような二階偏微分方程式

$$L[\phi] = f \quad (3)$$

を有限要素法で解くために、次の汎関数

$$I(\phi) = \frac{1}{2} \int_V \phi L[\phi] dV - \int_V \phi f dV \quad (4)$$

を最小にする変分問題を考える。上式 (4) のような汎関数を最小にする ϕ はポアソン方程式あるいはラプラス方程式の境界値問題の解である [4]。

ポアソン方程式(1)を上式(4)に代入すると、

$$\begin{aligned} I(\phi) &= \frac{1}{2} \int_V \sigma \phi (\nabla^2 \phi) dV - \int_V \phi \rho dV \\ &= \frac{1}{2} \int_V \sigma (\nabla \phi)^2 dV - \frac{1}{2} \int_S \sigma \phi \frac{\partial \phi}{\partial n} dS \end{aligned}$$

$$- \int_V \phi \rho dV \quad (5)$$

となる。そして、問題としている筋電場では、皮膚境界を通しての電流の流出入がないことから

$$\frac{\partial \phi}{\partial n} = 0 \quad (6)$$

というノイマン境界条件が成立する。したがって、式 (5) は、

$$I(\phi) = \frac{1}{2} \int_V \sigma (\nabla \phi)^2 dV - \int_V \sigma \phi \rho dV \quad (7)$$

となる。ラプラス方程式の場合は、

$$I(\phi) = \frac{1}{2} \int_V \sigma (\nabla \phi)^2 dV \quad (8)$$

となる。上式 (7) を最小にする ϕ を求めるためには、次式

$$\frac{\partial I}{\partial \phi} = \int_V \sigma \nabla \phi \frac{\partial}{\partial \phi} (\nabla \phi) dV - \int_V \sigma \rho dV = 0 \quad (9)$$

を解くことになる [4]。

有限要素定式化

式 (7) を三次元直交座標表示すると

$$\begin{aligned} I(\phi) &= \frac{1}{2} \int_V \sigma \left\{ \left(\frac{\partial \phi}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial \phi}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial \phi}{\partial z} \right)^2 \right\} \\ &\quad dxdydz - \int_V \sigma \phi \rho dxdydz \end{aligned} \quad (10)$$

となる。そして、上式の汎関数を最小にする(停留させる) ϕ は、

$$\begin{aligned} \frac{\partial I}{\partial \phi} &= \int_V \sigma \left\{ \frac{\partial \phi}{\partial x} \frac{\partial}{\partial \phi} \left(\frac{\partial \phi}{\partial x} \right) + \frac{\partial \phi}{\partial y} \frac{\partial}{\partial \phi} \left(\frac{\partial \phi}{\partial y} \right) \right. \\ &\quad \left. + \frac{\partial \phi}{\partial z} \frac{\partial}{\partial \phi} \left(\frac{\partial \phi}{\partial z} \right) \right\} dxdydz \\ &\quad - \int_V \sigma \rho dxdydz \end{aligned} \quad (11)$$

で求められる。

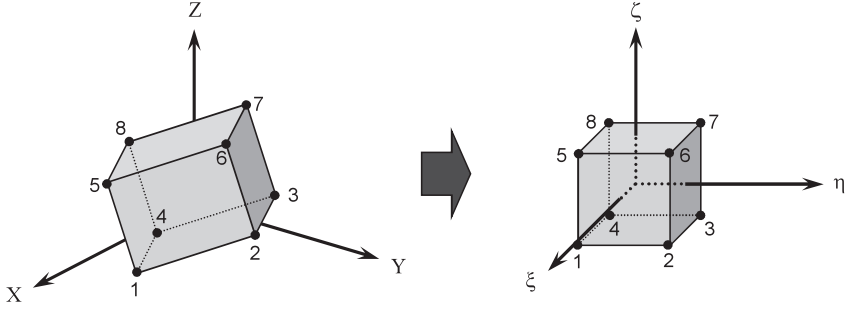


Fig. 1 A hexahedron element with eight nodes and transformation of global coordinates X-Y-Z into local coordinates ξ - η - ζ .

ところで、有限要素法を適用するために、対象領域を細かに分割した要素毎に函数 ϕ を近似する内挿関数が必要になる [4]。そこで、内挿関数 N として 8 節点六面体一次要素 (図 1) を選択し、次式

$$\phi = \sum_{i=1}^8 N_i \phi_i \quad (12)$$

を式 (10) に代入すると、

$$I = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^8 \sum_{j=1}^8 \phi_i \phi_j \int_V \sigma \left(\frac{\partial N_i}{\partial x} \frac{\partial N_j}{\partial x} + \frac{\partial N_i}{\partial y} \frac{\partial N_j}{\partial y} + \frac{\partial N_i}{\partial z} \frac{\partial N_j}{\partial z} \right) dx dy dz - \sum_{i=1}^8 \phi_i \int_V \sigma N_i \rho dx dy dz \quad (13)$$

となる。ここで、

$$S_{ij} = \int_V \sigma \left(\frac{\partial N_i}{\partial x} \frac{\partial N_j}{\partial x} + \frac{\partial N_i}{\partial y} \frac{\partial N_j}{\partial y} + \frac{\partial N_i}{\partial z} \frac{\partial N_j}{\partial z} \right) dx dy dz \quad (14)$$

$$g_i = \int_V \sigma N_i \rho dx dy dz \quad (15)$$

とおくと、

$$I = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^8 \sum_{j=1}^8 \phi_i \phi_j S_{ij} - \sum_{i=1}^8 \phi_i g_i \quad (16)$$

となり、汎関数 I を停留させる ϕ_i は

$$\frac{\partial I}{\partial \phi_i} = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^8 \phi_j S_{ij} - g_i = 0 \quad (17)$$

で求めることができる。

ここで、式 (12) の N_i は、8 節点六面体一次要素 $-1 \leq \xi \leq 1$, $-1 \leq \eta \leq 1$, $-1 \leq \zeta \leq 1$ (図 1) の要素内各節点における内挿関数で、

$$N_i = \frac{1}{8} (1 + \xi \xi_i) (1 + \eta \eta_i) (1 + \zeta \zeta_i) \quad i=1, 2, \dots, 8 \quad (18)$$

と表される。そこで、全体座標系 xyz から局所座標系 $\xi \eta \zeta$ に変換するために、合成関数の偏微分

$$\begin{bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial \xi} \\ \frac{\partial N_i}{\partial \eta} \\ \frac{\partial N_i}{\partial \zeta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial z}{\partial \xi} \\ \frac{\partial x}{\partial \eta} & \frac{\partial y}{\partial \eta} & \frac{\partial z}{\partial \eta} \\ \frac{\partial x}{\partial \zeta} & \frac{\partial y}{\partial \zeta} & \frac{\partial z}{\partial \zeta} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial x} \\ \frac{\partial N_i}{\partial y} \\ \frac{\partial N_i}{\partial z} \end{bmatrix} \quad (19)$$

の係数マトリクス (ヤコビアン行列) を $[J]$

とおくと、ヤコビアン

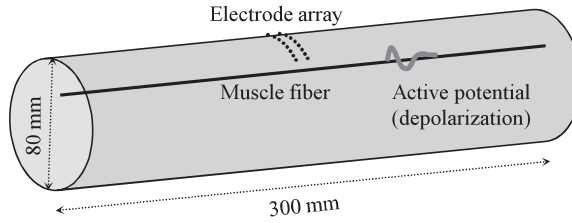
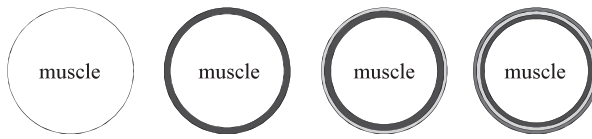


Fig. 2 Cylindrical model that was used in FEM simulation for calculating the muscular electric field and the surface potential. In this model, single muscle fiber and single active potential were assumed.



(a) Whole muscle (b) Two-layer (c) Three-layer (d) Four-layer

Fig. 3 Four types of model were used in the FEM simulation. (a) Whole muscle model that is consisted of muscle tissue, (b) two-layer model that is consisted of muscle and subcutaneous tissue, (c) three-layer model that is consisted of muscle, subcutaneous tissue and skin, and (d) four-layer model that is consisted of muscle, subcutaneous tissue, dermis and epidermis.

$$|J| = \begin{vmatrix} \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial z}{\partial \xi} \\ \frac{\partial x}{\partial \eta} & \frac{\partial y}{\partial \eta} & \frac{\partial z}{\partial \eta} \\ \frac{\partial x}{\partial \zeta} & \frac{\partial y}{\partial \zeta} & \frac{\partial z}{\partial \zeta} \end{vmatrix} \quad (20)$$

を用いることより積分領域が変数変換され、式(14)は、

$$S_{ij} = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 \sigma \left(\frac{\partial N_i}{\partial \xi} \frac{\partial N_j}{\partial \xi} + \frac{\partial N_i}{\partial \eta} \frac{\partial N_j}{\partial \eta} + \frac{\partial N_i}{\partial \zeta} \frac{\partial N_j}{\partial \zeta} \right) |J| d\xi d\eta d\zeta \quad (21)$$

のようになる [4]。このような要素係数マトリクスを、対象領域全体について計算しアセンブルすることにより、節点数分の次数の全体マト

リクスが構成される。最終的には節点数分の元数の連立一次方程式を解くことになる。

有限要素モデルと計算

図2に、計算対象領域である円筒モデルを示す。円筒の半径は40mm、長さは300mmとし、さらに図3に示すような横断面をもつ四種のモデル、すなわち (a) 全筋モデル、(b) 筋組織と皮下組織からなる二層モデル、(c) 筋組織、皮下組織および皮膚からなる三層モデル、(d) 筋組織、皮下組織、真皮および表皮からなる四層モデルがシミュレーションで用いられた。

要素分割は、図4に示すように横断面上で4節点四角形分割した後、円筒長軸方向に0.5mm間隔で600分割することにより、8節点六面体

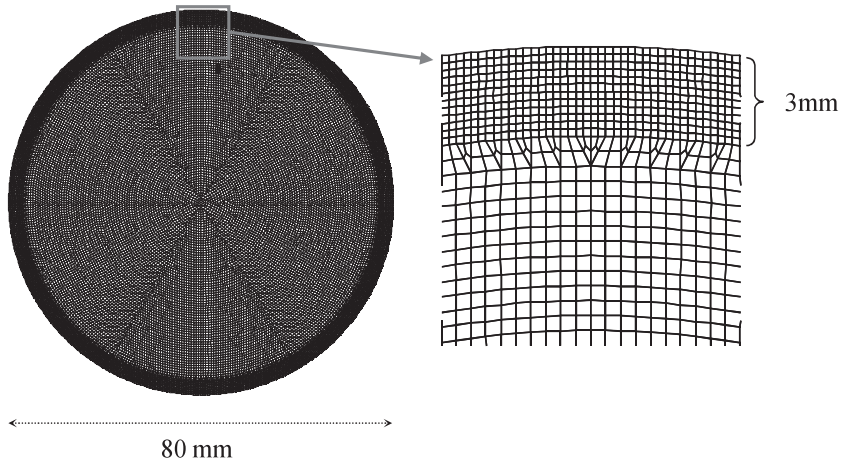


Fig. 4 An example of the mesh generation for 2D region on the cross section of cylinder. The number of nodes and elements were 30,149 and 29,646, respectively. The 3D mesh, which consisted of hexahedron element, was generated by splitting the cylinder model toward the longitudinal direction with 0.5 mm interval and the calculation of finite element method was executed. Total number of nodes and elements were 18,119,549 and 17,787,600, respectively.

要素分割を行った [15]。モデル全体での節点数は18,119,549点、要素数は17,787,600個であった。

有限要素計算は、Dell Precision T7400 (64GB memory, RedHat Enterprise Linux) 上で、C および Bash スクリプトを用いて単精度で実行した。連立一次方程式の計算には前処理付き共役勾配法 (ICCG 法) を用いた [9]。一つのモデル計算に要する時間は1時間20分～1時間50分であった。

シミュレーション

電流源は単一とし、以下に示されるような関数を膜電流密度 (線電流源) として用いた [1]。筋線維膜の透過電位 V_m は、筋線維長軸方向の座標を z として、

$$V_m = 96z^3 \exp(-z) - 90 \quad (22)$$

と表される。筋線維膜電流密度 i_m は上式の二

階微分を用いて、

$$i_m(z) = \frac{\sigma_i a}{2} \frac{d^2 V_m(z)}{dz^2} \quad (23)$$

と表される (図5)。ここで、 σ_i は細胞内導電率で 1.01 S/m, a は筋線維径で $50 \mu\text{m}$ とした [1]。そして、上記単一電流源による筋内電場、表面電位について、表1に示すバリエーションのパラメータ値で有限要素シミュレーションを行った。計算パターンは126通りであった。

逆解析

逆解析は図6に示すような手順で行った。すなわち、有限要素法で求められた表面筋電位を入力データ (周囲方向16点、時間あるいは筋線維方向200点) とし、そのデータと逆解析ルーチンに含まれる表面筋電位モデルが生成する表面筋電位との差を最小にするパラメータを推定する方法である。逆解析では、双極子電流源と

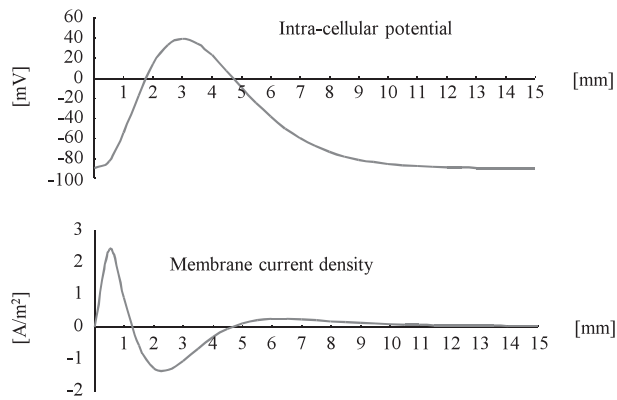


Fig. 5 Function for the current source, which is equivalent to the second order derivative of the intra-cellular potential, was used in FEM simulation.

Table 1 Variation of the parameters for the model in FEM simulation

モデル	電流源 深さ [mm]	表皮		真皮		皮下組織		筋	
		厚さ [mm]	導電率 [S/m]	厚さ [mm]	導電率 [S/m]	厚さ [mm]	導電率 [S/m]	半径 [mm]	導電率 [S/m]
Whole muscle	10.0, 15.0, 20.0	—	—	—	—	—	—	40.0	0.1
Two-layer	10.0, 15.0, 20.0	—	—	—	—	2.0, 4.0, 8.0	0.04	32.0 ~ 38.0	0.1
Three-layer	10.0, 15.0, 20.0	—	—	0.5, 1.0, 2.0, 3.0	1.0	2.0, 4.0, 8.0	0.04	31.0 ~ 37.5	0.1
Four-layer	10.0, 15.0, 20.0	0.25, 0.5, 1.0	0.0005	0.5, 1.0, 2.0, 3.0	1.0	2.0, 4.0, 8.0	0.04	30.5 ~ 37.25	0.1

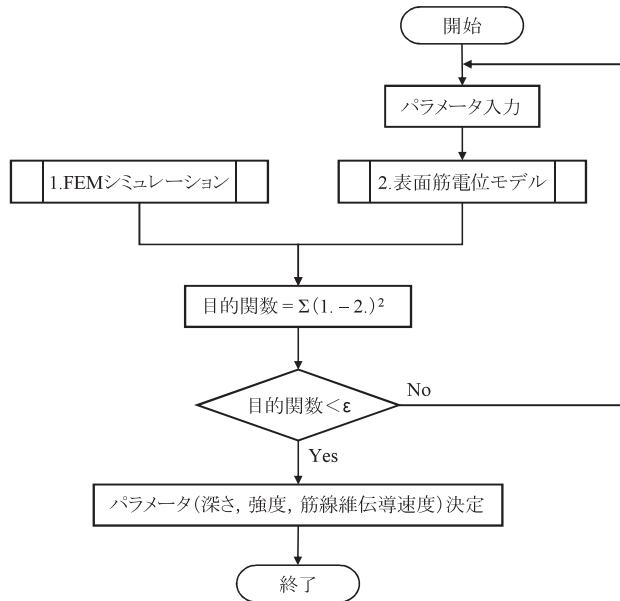


Fig. 6 Flow chart for the inverse analysis of surface EMG.

影像法を利用したモデルを用いて [11, 12], 電流源の深さ, 強度, 伝導速度を推定した。目的関数を最小化する最適化計算には準ニュートン法を用いた。目的関数は, 有限要素シミュレーションによる表面筋電位と, 逆解析中に用意した表面筋電位モデルによる表面筋電位との差の二乗和である。また, 表面筋電位モデルによる「フィッティングの良さ」の指標として, 次式の Goodness of fit GoF

$$GoF = \left\{ 1 - \frac{\sum_{i=1}^{16} \sum_{j=1}^{200} (FEM_{ij} - Model_{ij})^2}{\sum_{i=1}^{16} \sum_{j=1}^{200} FEM_{ij}^2} \right\} \times 100 \quad (24)$$

を用いた (完全なフィッティングが100%)。ここで FEM は有限要素シミュレーションによる表面電位, $Model$ は逆解析で用いた表面筋電位モデル, i は周囲方向の点数, j は時間あるい

は筋線維方向の点数である。

強度の推定誤差計算においては, 有限要素シミュレーションと逆解析における表面筋電位モデルの電流源モデルが異なるため, 有限要素シミュレーションにおける電流密度を双極子モーメントに換算した。統計分析には一元配置, 二元配置の分散分析および Tukey の方法による多重比較を用いた。

結果

図7～9に有限要素法によるシミュレーション結果例と逆解析結果例を示す。図7 (a) は, 電流源の深さが10mmの四層モデルにより計算された表面電位分布について, 筋周囲方向16チャンネル (長さ37.5mm), 時間方向40msのプロットしたものである。図7 (b) は逆解析により推定された双極子電流源が作り出した表面電位分布である。この例に示されているよ

うに、波形第一相の負のポテンシャル部分のあてはめに差が認められるが、全体的なフィッティングの良さは約95%と高かった。図8(a)は電流源の深さが15mmの四層モデルによる表面電位、図9(a)は電流源の深さが20mmの四層モデルによる表面電位である。それぞれの図(b)は、逆解析結果である。ともにGoodness of Fitが98%程度であり、フィッティングの良さの点においては逆解析結果が良好であったと判断できる。

図10に、逆解析により推定した深さ、強度、伝導速度の推定誤差とフィッティングの良さへの、有限要素シミュレーションにおける電流源の深さの影響を示している。いずれにおいても、電流源の深さの影響が有意に認められ($p < 0.0001$)、多重比較の結果、全ての水準の間で有意差が認められた($p < 0.0001$)。深さと伝導速度の推定誤差は電流源が浅いほど小さく、逆に、強度とフィッティングの良さは、電流源が深くなるほど推定結果が良好であった。

図11に、逆解析により推定した深さ、電流強度、伝導速度の誤差とフィッティングの良さへの、有限要素シミュレーションで用いたモデルの影響を示す。図(d)に示されているように、逆解析によるフィッティングの良さは、いずれも高くモデル間で差が認められなかった。しかし、深さ、強度、伝導速度に関する推定誤差は、全筋モデルおよび二層モデルと、三層モデルおよび四層モデルとの間で有意差が認められた($p < 0.0001$)。すなわち、深さ(a)と強度(b)では、三層モデルおよび四層モデルによる表面電位から、逆解析により推定した値の誤差が大きかった。伝導速度(c)では、逆に全筋モデルと二層モデルによる表面電位から推定した値の誤差が大きかった。

図12に四層モデルのシミュレーションによ

る表面電位を用いて行った逆解析結果のうち、推定誤差が不均質層の厚さに有意に影響を受けたものについて示している。深さと伝導速度の推定誤差は、表皮の厚さに有意に影響を受けた($p < 0.0001$) (図a, c)。多重比較の結果、ともに厚さ1.0mmと他の間に有意な差が認められた。一方、強度の推定誤差は、真皮の厚さに有意に影響を受けた($p < 0.0001$) (図b)。多重比較の結果、2.0mmと3.0mmの間以外の水準間で有意な差が認められた($p < 0.0001$)。

考察

有限要素法によるシミュレーションの意義

表面筋電図の分析は、コンピュータの性能向上に比例して種々の時系列分析法が提案・応用されてきた。それらの多くは、確率過程とみなせる干渉波形を周波数領域から観察しようとするもので、フーリエ変換やパラメトリックモデルによる解析、時間一周波数解析、再帰定量化解析などが報告されている[7]。これら分析手法を用いて、干渉波形から生理学的に意味のある情報を抽出する努力が繰り返されてきた。

ところで、表面筋電図は活動源を中心とした三次元的電気現象を皮膚表面で二次元的にとらえたものであり、次元落ち写像となっていることから、種々の情報落ちは否定できない。そこで、情報落ちを補う意味で、多チャンネル電極による計測法が開発され、その手法とフィルタリング技術を併せた計測技術も開発された[7]。例えば、この手法により、電極配列サイズ分の表面電位分布や伝播現象、筋線維伝導速度を知ることができ、その計測結果から筋神経系に関する知見取得や診断への応用が試みられてきた[7]。

以上のような解析、計測手法が発展する一方

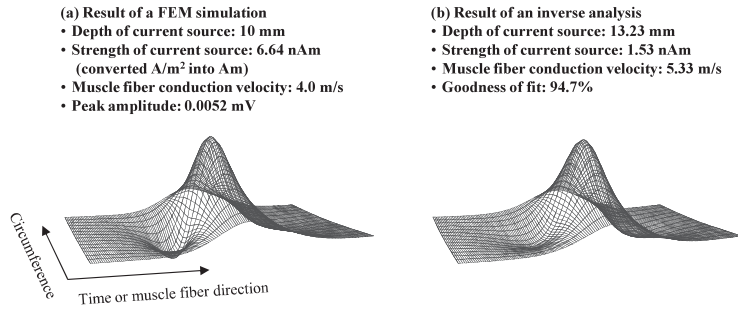


Fig. 7 The surface plot of surface electric myo-potential that was calculated by FEM when the current source was 10 mm in depth, and the results of the inverse analysis of surface electric myo-potential.

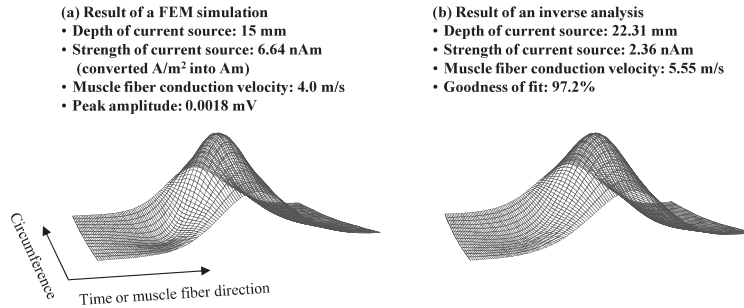


Fig. 8 The surface plot of surface electric myo-potential that was calculated by FEM when the current source was 15 mm in depth, and the results of the inverse analysis of surface electric myo-potential.

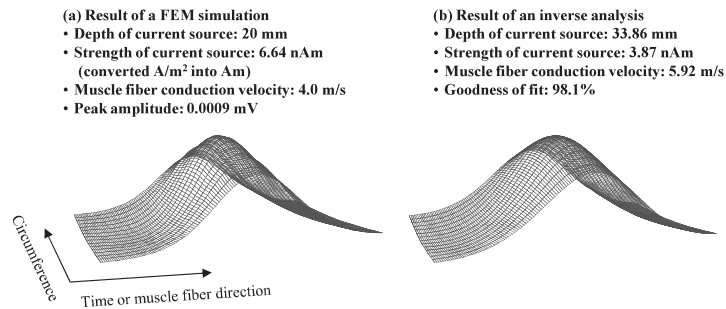


Fig. 9 The surface plot of surface electric myo-potential that was calculated by FEM when the current source was 20 mm in depth, and the results of the inverse analysis of surface electric myo-potential.

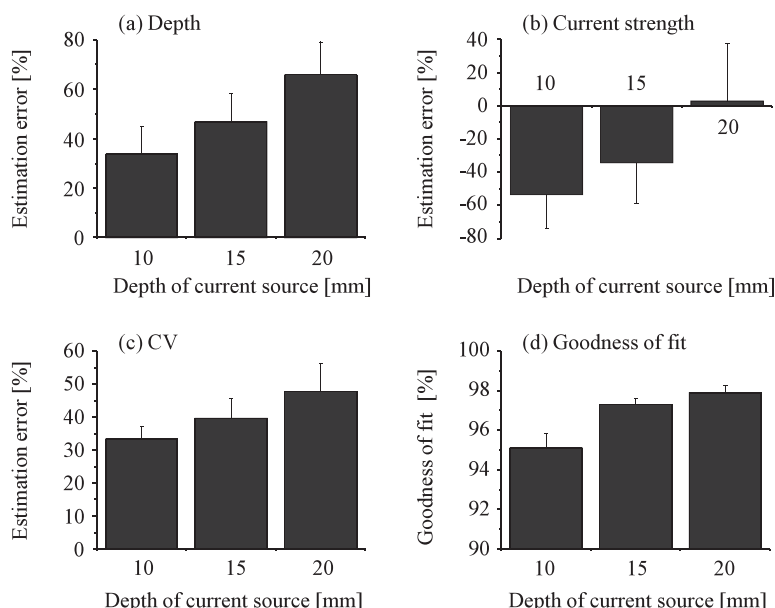


Fig. 10 The effect of 'depth of current source' on the estimation error of depth (a), strength (b), CV (c) and the 'goodness of fit' (d) in the inverse analysis. The significant effects ($p < 0.0001$) of depth of current source in FEM simulation were shown in estimation error of all parameters (a) to (d). Furthermore, the significant differences were shown between all levels of the depth of current source ($p < 0.0001$).

で、生理・解剖学的モデルを用いた研究も行われてきた [2, 3, 7, 14]。表面筋電図は、活動電流源となる筋線維あるいは筋線維群（運動単位）と皮膚表面の間に介在する組織の特性、すなわち電気的異方性や不均質性、さらにそれら軟部組織の形状や境界の影響を受ける。これらの影響をできるだけ詳細に検討するための最適な手法は有限要素法である。Schneider et al. [13] や Lowery et al. [6] は、有限要素法を用いて、活動源と皮膚との間に介在する血管や不均質組織の表面筋電位への影響を検討している。また、Mesin et al. [8] は筋組織の収縮が表面筋電図に及ぼす影響についての検討を加えている。本研究では、皮膚層を表皮と真皮に分けて要素分割を行うことにより、計算が大規模になったものの、その分だけ Lowery et

al. [6] より新しい知見が得られた。

逆解析の結果と意義・課題

図7～9の (a) に示されているように、電流源が深くなるほど計測される表面電位は小さくなり、さらにその分布形状はなめらかになるため、逆解析による推定感度が鈍くなることは予想される。図10に示すように、深さと伝導速度において、電流源が深くなるほど推定誤差が大きくなった。一方で、強度の推定とフィッティングは電流源が深くなるほどよくなった。これらの推定結果の傾向は、有限要素シミュレーションと逆解析中の表面筋電位計算における電流源モデルの違いが原因と考えられる。すなわち、有限要素シミュレーションにおける電流源が深くなるほど両者の電流源と容積導体の

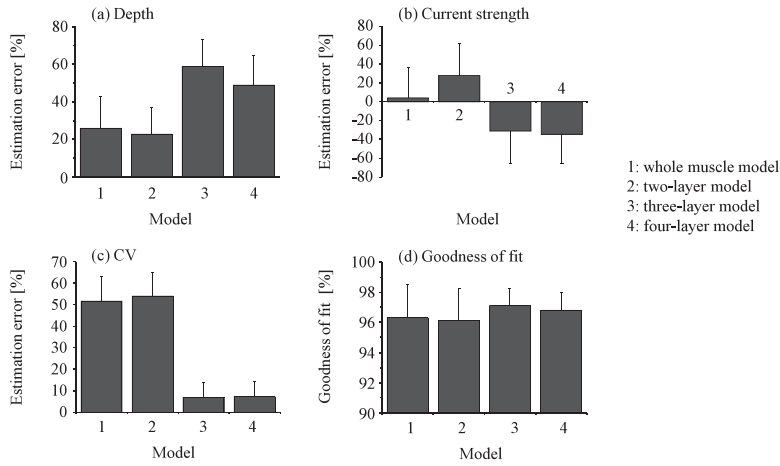


Fig. 11 The effect of model type on the estimation error of depth (a), strength (b), CV (c) and the 'goodness of fit' (d) in the inverse analysis. The significant difference were shown between model 1, 2 and model 3, 4 in the estimation error of depth, strength and CV ($p < 0.0001$).

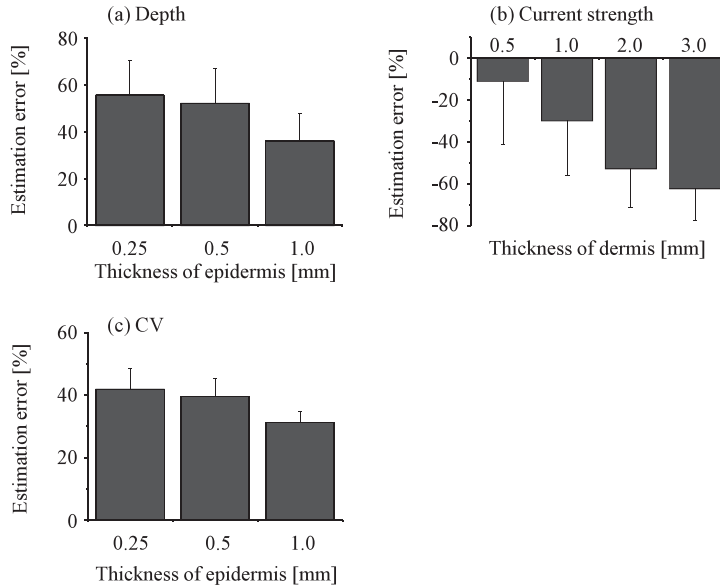


Fig. 12 The effect of 'thickness' of epidermis and dermis in four-layer model on the estimation error of depth (a), strength (b), and CV (c) in the inverse analysis. The significant effects of the thickness of epidermis and dermis were shown in the estimation error of depth, strength and CV ($p < 0.0001$). Furthermore, the estimation error in the level of 1.0 mm were smaller significantly in (a) and (c), and the estimation error between all level except for the relationship between 2.0 mm and 3.0 mm were different significantly ($p < 0.0001$).

モデルの違いがあいまいになり、逆解析結果のフィッティングが向上する一方で、深さと強度の推定精度にトレードオフが生じたためである。

有限要素シミュレーションにおけるモデルと逆解析の推定誤差の関係は、深さと強度において三・四層モデルの誤差が大きく、伝導速度において三・四層モデルの誤差が小さい結果になった。現実に近いモデルは四層モデルであり、逆解析の妥当性を示すためには、四層モデルを用いたシミュレーション結果に対して、精度良く推定できることが望まれる。上記、シミュレーションにおける電流源の深さの影響とともに、モデルの違いによる深さと強度の推定結果から、逆解析中における表面筋電位モデルを改良する必要性が示唆された。

逆解析中の表面筋電位モデルとして、有限要素シミュレーションを用いることが考えられるが、逆解析における反復計算の回数が数十回に及ぶため、一回の計算に1時間30分程度要する有限要素シミュレーションを用いることは現実的でない。一回の計算が数秒程度で済む、計算能力の高いコンピュータの利用で実現可能となる。そのため、要素分割を必要最低限に抑えた、粗い分割の可能性も探る必要がある。一方で、Farina et al. [2, 3] が提案しているような解析モデルを用いることも今後の検討課題といえる。

表面筋電図解析において逆解析の有用性を高める条件は、干渉波形に適用可となることにある。表面筋電図逆解析は、(非現実的な)多数の針電極による多数の運動単位活動の同時計測と同等の効果をねらっており、それが可能になれば、干渉波形に埋もれた運動単位活動に関する新たな知見が得られる可能性も出てくる。そのためには、別途、独立成分分析などの統計的な処理を用いた、干渉波形から単一運動単位活

動電位波形の分離が必要になる。このような未解決問題だけでなく、計測そのものの限界や逆問題の本質的な難しさが大きな課題として残っている [5, 10, 16]。

文献

- [1] Andreassen A, Rosenfalck A (1981) Relationship of intracellular and extracellular action potentials of skeletal muscle fibers. *CRC Crit Rev Bioeng* 6: 267-306
- [2] Farina D, Merletti R (2001) A novel approach for precise simulation of the EMG signal detected by surface electrodes. *IEEE Trans Biomed Eng* 48(6): 637-646
- [3] Farina D, Mesin L, Martina S, Merletti R (2004) A surface EMG generation model with multilayer cylindrical description of the volume conductor. *IEEE Trans Biomed Eng* 51(3): 415-426
- [4] 加川幸雄 (1988) 電気・電子のための有限要素法の実践. オーム社
- [5] 小島史男 (2012) シミュレーションと計測技術を融合した逆問題解析統合解法. 計測と制御 51(9): 821-827
- [6] Lowery MM, Stoykov NS, Taflove A, Kuiken TA (2002) A multiple-layer finite-element model of the surface EMG signal. *IEEE Trans Biomed Eng* 49(5): 446-454
- [7] Merletti R, Parker P (2004) *Electromyography, Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. IEEE Press, Wiley-Interscience
- [8] Mesin L, Joubert M, Hanekom T, Merletti R, Farina D (2006) A finite element model for describing the effect of muscle shortening on surface EMG. *IEEE Trans Biomed Eng* 53(4): 593-600
- [9] 森 正武 (1992) FORTRAN77 数値計算プロ

グラミング, 岩波書店

- [10] 奈良高明 (2012) ソース推定逆問題の直接解法と計測法. 計測と制御 51(9) : 853-860
- [11] Saitou K, Masuda T, Okada M (1999) Depth and intensity of equivalent current dipoles estimated through an inverse analysis of surface electromyograms using the image method. Med Biol Eng Comput 37: 720-726
- [12] 齋藤健治, 井上伸一 (2011) 表面筋電図シミュレーションを用いた急激な力発揮時の運動単位活動の推定. 名古屋学院大学論集 (人文・自然科学篇) 48(1) : 19-32
- [13] Schneider J, Silny J, Rau G (1991) Influence of tissue inhomogeneities on noninvasive muscle fiber conduction velocity measurements-Investigated by physical and numerical modeling. IEEE Trans Biomed Eng 38: 851-860
- [14] Stegeman DF, Blok JH, Hermens HJ, Roeleveld K (2000) Surface EMG models: properties and applications. J Electromyogr Kinesiol 10: 313-326
- [15] 谷口健男 (1992) FEMのための要素自動分割—デローニー三角分割法の利用. 森北出版
- [16] 山本昌宏, 中川淳一 (2012) 逆問題における一意性, 安定性などの数学解析と事例紹介. 計測と制御 51(9) : 814-820

Simulation with finite element method and inverse analysis of surface EMG

Kenji Saitou¹, Morihiko Okada²

Abstract

In order to clarify the effect of the inhomogeneous tissues on surface myoelectric potential and the results of inverse analysis of surface electromyogram (EMG), the simulations with finite element method (FEM) were executed and the inverse analyses were applied to the results of FEM simulation. Cylindrical models with four types in the layer configuration were used in the FEM simulation for the surface EMG. The layer structure consisted of the muscle, subcutaneous tissue, dermis and epidermis. Varying the values of such parameters as conductivity and thickness of those layers, the calculations of FEM were executed 126 times. And such parameters as depth, strength and conduction velocity (CV) of current source were estimated through the inverse analysis from the results of FEM calculation. As the results, the error of depth and CV estimated through the inverse analysis was larger when the depth of current source in the simulation with FEM was larger. The error of depth and strength estimated from the results of the FEM simulation with the three-layer and four-layer model were larger than the values estimated from the other two types of model. Furthermore, the simulation of this study made clear that the thickness of dermis and epidermis had an effect on the estimation of the inverse analysis in only the four-layer model.

Keywords: Finite element method, Simulation, Inverse analysis, Surface EMG

1 Faculty of Health and Sports, Nagoya Gakuin
University

2 Faculty of Human Care, Teikyo Heisei University