

## 表面筋電による前腕筋活動計測技術の開発

中島 康博, 前田 大輔, 桑野 晃希, 吉成 哲,  
増田 耕平\*, 東藤 正浩\*, 但野 茂\*

### Development of Measuring Method of Forearm Muscle Activities with Surface Electromyography

Yasuhiro NAKAJIMA, Daisuke MAEDA, Kohki KUWANO, Satoshi YOSHINARI,  
Kohei MASUDA\*, Masahiro TODO\*, Shigeru TADANO\*

#### 抄 録

表面筋電計は皮膚表面に貼り付けた表面電極で筋電位を測定するため、非侵襲で被験者の苦痛を伴わず簡易な利点を有するが、同時に電極近傍の筋活動電位が全て重畳して測定されてしまう問題点がある。特に、前腕のように多数の筋が密集した部位では、表面電極で重畳した筋電位を解析して各筋の筋活動を個別に特定する必要がある。本研究では、筋電位の減衰特性から筋電位発生源位置を逆推定する手法を開発し、牛大腿部の粉碎肉片を円筒に充填した前腕ファントムモデルによりその有効性を検証した。ファントムモデル内に埋め込んだソース電極対から擬似的な筋活動電位として交流電流を入力し、円筒表面に設置した表面電極対により表面筋電位を計測して筋活動電位の減衰特性を求め、筋電位発生源位置を逆推定した。その結果、逆推定は概ね深さ30mm程度まで十分な推定精度を持ち、10%程度の減衰乗数のずれに対しても3mmの推定位置のずれを起こすにとどまり、堅固な推定精度を有していた。

キーワード：前腕、表面筋電位、電気伝導モデル、逆推定

#### Abstract

Surface electromyography (sEMG) is commonly used to measure muscle activity because of easy application. Advantages of sEMG measurements include noninvasiveness and no pain. However, there are also problems with the sEMG technique when the activities of individual muscles are measured. The measurement of activity of individual muscles in the forearm with sEMG must be analyzed further because of superimposition of sEMG signals. In this work, a cylindrical phantom-forearm model filled with ground specimens of muscle was developed containing source and surface electrode pairs. A weak alternating current was applied to a source electrode pair immersed in the model, and the sEMG signals were measured with surface electrodes around the surface of the model. The attenuation characteristics of muscle action potential (MAP) were estimated from the measured sEMG, and the source position of the MAP was reverse-estimated. The reverse-estimated depth was accurate for less than 30mm of source depth. A 10% difference in the power exponent of attenuation caused errors in the reverse-estimation of less than 3mm.

KEY-WORDS : forearm, surface electromyography (sEMG), conductive model, reverse-estimation

\* 北海道大学

\* Hokkaido University

事業名：外部資金等活用研究

課題名：表面筋電による深層筋活動計測技術の研究開発

## 1. はじめに

筋電計は、筋活動により生じる筋活動電位を測定する計測装置である。筋電計にはいくつかの種類があるが、中でも表面筋電計は計測が簡便でよく用いられている。表面筋電計は皮膚に表面電極を貼り付けて計測するため、非侵襲で被験者の苦痛を伴わない利点を有するが、電極近傍の全ての筋活動電位が重畳して測定される、いわゆるクロストーク問題が存在する。特に前腕のように多数の筋が密集した部位では<sup>1)</sup>(図1)、表面電極で重畳した筋電位を解析して各筋の筋活動を個別に特定する必要がある。

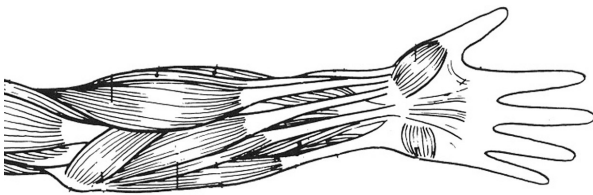


図1 前腕の解剖図<sup>1)</sup>

先行研究では、Roeleveldらはスキニング筋電図法<sup>2)</sup>を用いて筋活動電位とその表面伝導特性の関係を明らかにし、上腕の円周上に表面電極を配置して上腕二頭筋の運動単位的位置を推定している<sup>3-6)</sup>。斎藤ら<sup>7-10)</sup>は、映像法を用いた表面筋電図逆解析により、上腕二頭筋の運動単位的位置やサイズを推定している。前川・松浦ら<sup>11,12)</sup>は、前腕に配置した16チャンネルの2次元アレイ電極を用いて測定された表面筋電図から、ブラインドデコンボリューション法により前腕筋群の運動単位ごとの筋活動を求めている。しかし、これらの方法は運動単位の動員数が少ない微弱な運動時には有効だが、多数の運動単位が動員される通常の筋活動時に、運動単位全ての活動を個別推定することは困難である。

著者らはこれらの問題に対し、円柱状の前腕計算モデルを用いて有限要素法により筋電位の電気伝導シミュレーション

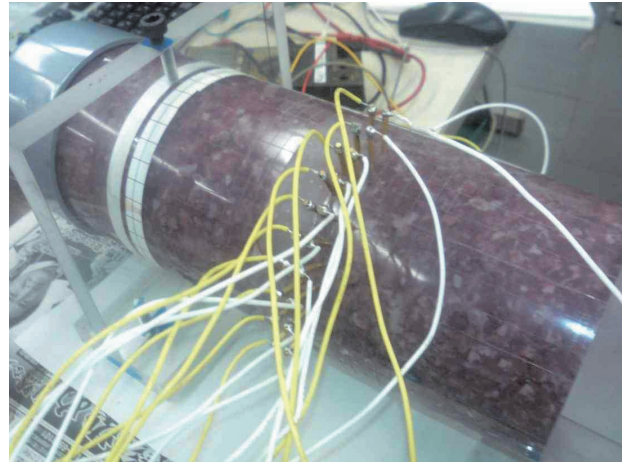


図2 前腕ファントムモデル

を行い、筋活動電位が皮膚表面に伝導するときの筋電位減衰度を算出した<sup>13)</sup>。さらに、算出した筋電位減衰度を用いて、前腕周囲に多数の表面電極対を配置した場合を想定し、シミュレーションにより求めた表面筋電分布の2乗平均平方根(Root Mean Square; RMS)から筋電位発生源位置の逆推定計算を行った<sup>14,15)</sup>。

本研究では、これらシミュレーションの実験モデルとして、牛大腿部の粉碎肉片を円筒に充填した前腕ファントムモデルを構築し、擬似的な筋電位発生源として円筒内部に配置したソース電極対に微弱交流電流を印加し、モデル表面に設置した表面電極対により表面筋電位を計測した。計測した表面筋電位から筋活動電位の減衰度を印加交流周波数ごとに求め、減衰度の周波数依存性について検討した。さらに、求めた筋電位減衰度を用いて筋電位発生源位置を逆推定し、推定位置の誤差について検証した。

## 2. 前腕ファントムモデル

### 2.1 実験モデル

筋電位の伝導状態を再現するため、内径79mm、長さ300

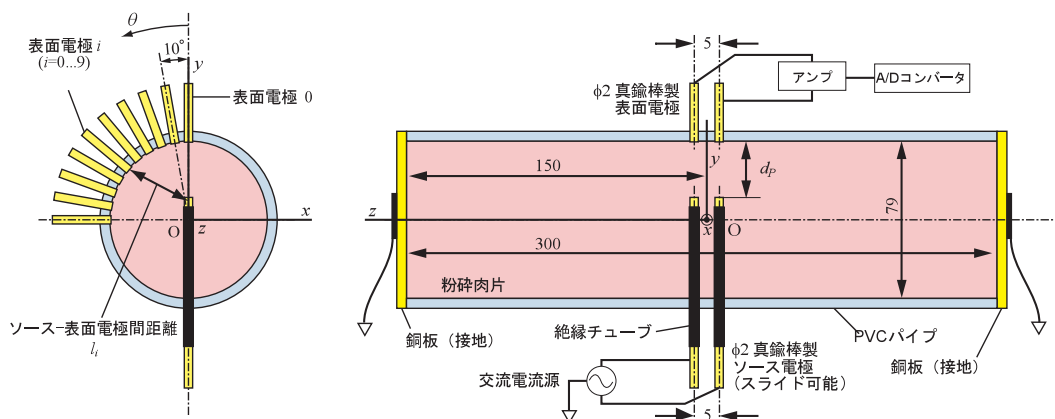


図3 前腕ファントムモデルの概略図

mm, 厚さ 5 mm の透明ポリ塩化ビニル (PVC) 製の円筒に牛大腿部の粉碎肉片を充填した前腕ファントムモデルを構築した (図 2, 図 3)。

ファントムモデルの筋部分に粉碎肉片を用いることで, 均質で等方な筋と同等の電気的特性を容易に得られる<sup>16)</sup>。筋は実際には異方性の導電率を持つが, この影響は円柱軸方向の座標変換により容易に計算できる<sup>17)</sup>。また, 本モデルでは皮膚を考慮していないが, 前腕部の皮膚は薄く導電率も著しく小さいため<sup>18)</sup>, 表面筋電位への影響は小さいものと見なし皮膚を配置しなかった。さらに, 表面筋電位から筋電位発生源の位置の推定精度を明確にするため, 本モデルには骨相当の部材を配置しなかった。

モデルに使用した粉碎肉片は, 牛大腿部を解体して腱および皮下脂肪を取り除き, 筋を電動挽肉機 (大道産業社 OMC-12) に直径 3 mm の口金を取り付けて粉碎し作成した。円筒に粉碎肉片を充填した後, 円筒両端を銅板で固定し, 銅板を電氣的に接地した。座標系は図 3 に示すとおりである。

## 2.2 表面電極及びソース電極

ファントムモデルの円筒中央部に, 擬似的な筋電位発生源として直径 2 mm の黄銅丸棒製のソース電極対を配置した (図 3)。ソース電極は円筒内部端から 2 mm まで金属面を露出し, 他は電氣的に絶縁した。ソース電極対の電極間隔は円筒軸方向に 5 mm とし, 半径方向の位置をスライドして調整可能に配置した。

円筒中央部の周囲には, 直径 2 mm の黄銅丸棒で作成した表面電極対を配置した。このとき, 表面電極の先端は円筒内面と同一面上にあるようにし, 円筒内部に充填した粉碎肉片に接触するようにした。この表面電極対を, 図 3 に示すように  $\theta = 0^\circ$  から  $90^\circ$  まで  $10^\circ$  間隔で円周方向に 10 対配置した。

## 2.3 測定

ソース電極対には, 擬似筋活動電位として正弦波交流電流を印加した。PC より D/A コンバータ (DA16-16 (LPCI) L, (CONTEC 社)) を用いて交流電圧を発生させ, 電圧-電流変換回路を介して交流電流を印加した。

このとき表面電極対により検出された表面筋電位を, 筋電アンプ (サイナクト MT11, NEC 三栄) を用いて計測した。表面電極対の筋電位は筋電アンプにより 1,000 倍に増幅され, 200 Hz の 4 次バターワースローパスフィルタ, 5 Hz ハイパスフィルタを通した後, A/D コンバータ (ADA16-32/2 (CB) F, CONTEC 社) を介して PC に記録された。このときのサンプリングレートは 2 KHz とした。

記録された筋電位は, ソフトウェア上で 200 Hz の 4 次バターワースローパスフィルタおよび 5 Hz ハイパスフィルタと, ハムノイズ除去のため 47 Hz ~ 53 Hz のバンドストップフィルタを適用した後, 計測値の RMS 値を算出した。

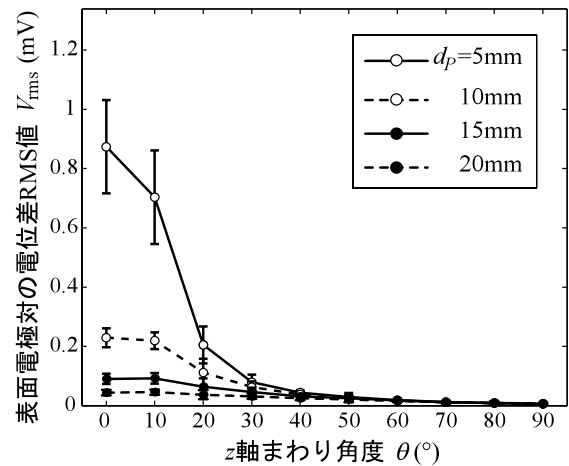


図 4 角度ごとの表面筋電位 RMS 値 (ソース周波数 20 Hz)

ソース電極対には, 20, 80, 120, 140, 160 Hz の 5 段階の交流電流をそれぞれ印加した。電流強度は標準化のため実効値 0.1 mA とし, ソース電極対の深さ  $d_p$  は 5, 10, ..., 35, 39.5 mm の 8 段階とした。

以上の条件で, ソース電極対に正弦波電流を入力してから数秒の後, 発生した表面筋電位を 3 秒間計測した。計測は内部に充填する肉を入れ変えて, 5 度行った。計測時の環境温度は  $25^\circ\text{C}$  だった。

## 2.4 筋電位の減衰乗数

図 4 は, ソース周波数が 20 Hz の時の, 各表面電極における筋電位 RMS 値  $V_{\text{rms}}$  [mV] の計測結果である。RMS 値のピークはソース電極最近傍の  $\theta = 0^\circ$  の表面電極で計測された。RMS 値は周方向角度  $\theta$  が増加するに従い, またソース電極深さ  $d_p$  が深くなるに従い急激に減少した。

図 4 の関係をソース-表面電極間距離  $l$  と表面電極の筋電位 RMS 値  $V_{\text{rms}}$  の関係として表したものを図 5 に示す。図中の点はソース周波数 20 Hz のときの, 各ソース深さにおける表面電極の RMS 値を示している。図からわかるように,  $V_{\text{rms}}$  は 1 に対して累乗的に減衰し, その減衰特性は次式で回帰近似できた。

$$V_{\text{rms}} = V_0 l^b \quad \dots\dots\dots(1)$$

ここで,  $b$  は減衰乗数 (Power Exponent of Attenuation, PEA) で, 係数  $V_0$  は筋電位発生源が単位距離 (= 1 mm) 離れたときの表面電極の実効電圧を表す。

各周波数ごとに回帰近似を行い減衰乗数  $b$  と係数  $V_0$  を算出した結果を図 6, 表 1 に示す。回帰近似の結果, ソース周波数が 20 Hz のときの実験全体の減衰乗数は  $b = -2.47 \pm 0.19$  (Mean  $\pm$  SD) となった。減衰乗数の誤差の内訳は, 回帰分析による  $b$  の標準誤差が平均 0.08, 実験間の平均値の標準偏差が 0.17 となった。

減衰乗数  $b$  に対して分散分析の後 Tukey 検定を行った結果,

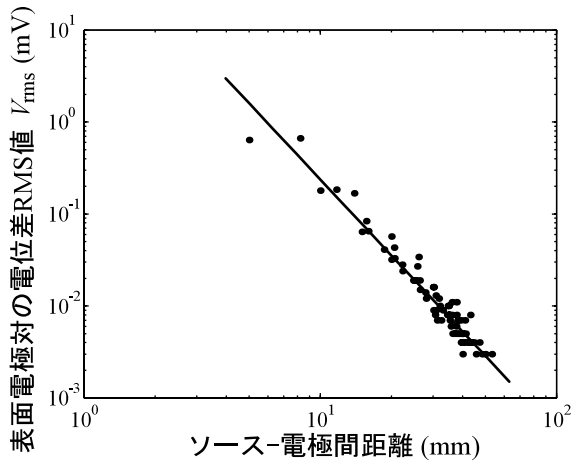


図5 表面筋電位RMS値と表面電極-ソース間距離の関係

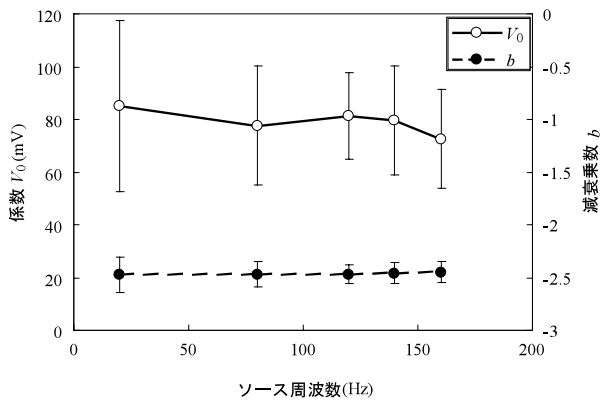


図6 減衰乗数**b**および係数  $V_0$  の回帰推定値とソース周波数の関係（5回の実験の平均値）

ソース周波数20~160Hzの間では減衰乗数**b**の変化に有意差はなく、一定と見なせた。実験全体の平均値は  $b = -2.46 \pm 0.14$  となった。

係数  $V_0$  については、ソース周波数が20Hzのとき  $\log V_0 = 1.93 \pm 0.19$  ( $V_0 = 85.1 \pm 43.7$  mV) となった。 $\log V_0$  の誤差の内訳は、回帰における  $\log V_0$  の標準誤差の平均は0.12、個体間の平均値の標準偏差は0.14であった。検定の結果、**b**と同様にソース周波数間で係数  $V_0$  の変化に有意差はなく、一定と見なせた。実験全体の平均値は  $\log V_0 = 1.90 \pm 0.16$  ( $V_0 = 79.4 \pm 34.9$  mV) となった。

### 3. 筋電位発生源位置の逆推定

#### 3.1 逆推定方法

回帰推定の結果から得られた減衰度を用いて、以下の方法により筋電位発生源の位置を逆推定した。

角度  $\theta_i$  における表面電極対  $i$  のRMS値  $V_{rms_i}$  は実験による実測値とする。式(1)の右辺を未知の筋電位発生源位置  $\mathbf{x}_p = (x_p, y_p)$  と

表1 減衰乗数**b**および係数  $V_0$  の回帰推定値とソース周波数の関係（5回の実験の平均値）

Source frequency [Hz]	Coefficient $V_0$ [mV]	PEA $b$
20	84.3±43.7	-2.47±0.19
80	77.6±34.0	-2.47±0.14
120	81.3±32.6	-2.47±0.12
140	79.4±34.1	-2.46±0.13
160	72.4±30.3	-2.45±0.13
Total	79.1±34.9	-2.46±0.14

\*(mean±SD)

強度  $V_p$  を変数とする回帰推定関数  $f_i$  と置き換える。

$$f_i(x_p, y_p, V_p) = V_p l_i^b \dots\dots\dots(2)$$

$$l_i = l(\theta_i, x_p, y_p) = \sqrt{(x_p - R_A \cos \theta_i)^2 + (y_p - R_A \sin \theta_i)^2} \dots\dots\dots(3)$$

式(2)の  $b$  は、式(1)による回帰近似により実験から得られた減衰乗数で、式(3)の  $R_A$  は前腕ファントムモデルの半径(39.5mm)である。式(1)(2)を用いて次のRMS値推定誤差  $e_i$  が得られる。

$$e_i = V_{rms_i} - f_i \dots\dots\dots(4)$$

式(2)を  $x_p, y_p, V_p$  について1次のTaylor展開を行い式(4)に代入すると次式を得る。

$$\mathbf{e} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial x_p} & \frac{\partial f_1}{\partial y_p} & \frac{\partial f_1}{\partial V_0} \\ \vdots & \vdots & \vdots \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta x_p \\ \Delta y_p \\ \Delta V_0 \end{bmatrix} = \mathbf{D} \Delta \mathbf{x} \dots\dots\dots(5)$$

ここで、 $\mathbf{e} = [e_1 \dots e_n]^T$  である。式(5)より、 $\mathbf{e}$  のノルムを最小にする方向を持つベクトル  $\Delta \mathbf{x}$  は、 $\mathbf{D}$  のムーア・ペンローズ逆行列  $\mathbf{D}^+$  を用いて次のように表される。

$$\Delta \mathbf{x} = \mathbf{D}^+ \mathbf{e} = (\mathbf{D}^T \mathbf{D})^{-1} \mathbf{D}^T \mathbf{e} \dots\dots\dots(6)$$

このようにして得られた  $\Delta \mathbf{x}$  に小さな定数  $k$  をかけた  $k \Delta \mathbf{x}$  を  $\mathbf{x}$  に加算して収束計算を繰り返し、誤差  $\mathbf{e}$  のノルムが最小となる点を筋電位発生源の推定位置  $(x_p, y_p)$  とする。

逆推定には実験モデルが  $yz$  平面について電氣的に対称であると仮定し、モデル上の表面電極について  $yz$  平面对称な位置に仮想の電極  $i (i = -1 \dots -9)$  があると仮定し、 $\theta_{-i} = -\theta_p, V_{rms_{-i}} = V_{rms_i}$  として対称位置にある電極のRMS値が同値として逆推定を行った。

#### 3.2 結果

ソース周波数ごとに筋電位発生源位置を逆推定した結果を図7、表2に示す。モデルの対称性の仮定により水平方向の推定誤差は発生しないため、深さについてのみ結果を示す。深さ推定値は筋電位発生源の深さ  $d_p$  が増加するに従い、真値より深くなる傾向となった。また、25mmまでは推定値の標準偏差は小さく、30mmを境に誤差が急激に拡大した。

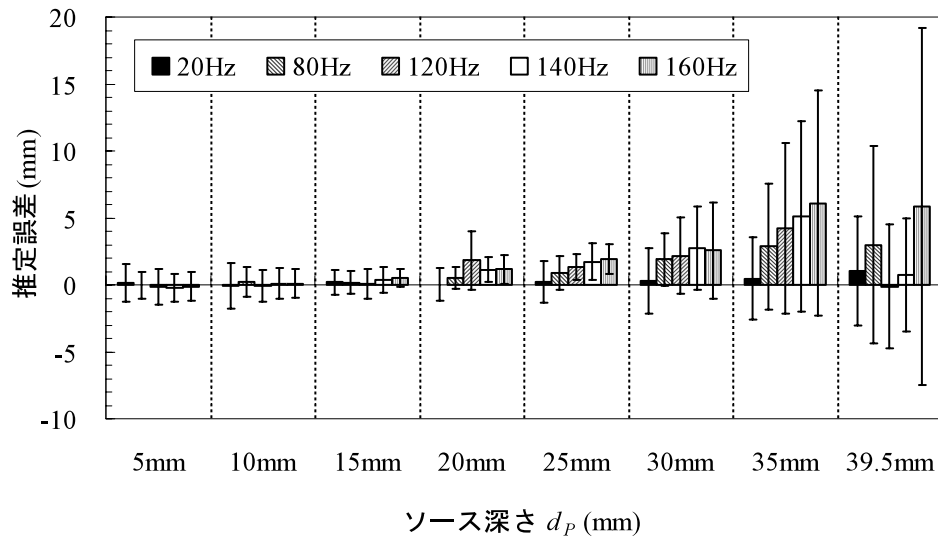


図7 ソース深さ推定値の推定誤差（5回の実験の平均）

表2 最適化計算によるソース深さ推定の結果

Depth of the source (mm)	Estimated depth of the source (mm)	Difference (mm)
5	4.9±1.1	0.1
10	10.0±1.2	0.0
15	15.3±0.9	0.3
20	20.9±1.4	0.9
25	26.2±1.3	1.2
30	31.9±2.8	1.9
35	38.8±6.0	3.8
39.5	41.7±7.4	2.2

#### 4. 考察

##### 4.1 減衰乗数の変化による推定位置の変化

本論文では実測値から減衰乗数を算出したが、実際には人体の筋電位減衰乗数を直接測定する必要がある。これらのパラメータは被験者によって減衰乗数が異なり、従って筋電位発生源位置の逆推定値にも誤差が生ずる可能性がある。

そこで、減衰乗数  $b$  が真値から大きく外れた場合を想定して筋電位発生源位置の逆推定を行い、減衰乗数の変化に対する推定値変化の感度について検討した。減衰乗数  $b$  を平均値  $-2.46$  から  $2SD$  ( $0.26$ ) 増減させて逆推定を行った結果、推定値の誤差はほぼ  $3\text{ mm}$  以内におさまった (表3)。人間の前腕諸筋のサイズから考えて、この程度の減衰乗数のずれは筋電位発生源の位置推定に大きな影響はないと言える。

表3 減衰乗数  $b$  に誤差が生じたと仮定したときのソース深さ推定値の変動

Source depth $d_p$ (mm)	PEA $b = -2.46$	$b = -2.72$		$b = -2.20$	
	Estimation	Estimation	Difference	Estimation	Difference
5	4.9±1.1	7.8±1.2	2.9	2.3±0.6	-2.6
10	10.0±1.2	12.7±1.1	2.7	6.7±1.2	-3.3*
15	15.3±0.9	17.6±0.8	2.3	12.3±0.9	-2.9
20	20.9±1.4	22.8±1.2	1.9	18.6±1.5	-2.4
25	26.2±1.3	27.6±1.2	1.4	24.4±1.5	-1.8
30	31.9±2.8	32.8±2.5	0.9	30.8±3.1	-1.1
35	38.8±6.0	38.7±5.1	0.0	38.9±7.4	0.1
39.5	41.7±7.4	42.9±8.1	1.1	41.0±6.1	-0.8

\*: over 3mm of difference

#### 4.2 減衰乗数のキャリブレーション方法

先に述べたとおり、筋電位発生源位置の逆推定において減衰乗数の誤差の影響は小さい。しかし、人体前腕で計測を行う場合には計算に用いるパラメータに個人差があるため、推定結果の誤差は大きくなると予想される。従って、筋活動の推定精度を高めるためには、各実験ごとに減衰乗数を計測するのが望ましい。表面電極において減衰乗数を計測するには、インピーダンスCT法を適用することで実現できる<sup>19)</sup>。前腕全周に巻いた電極の一部からキャリブレーション用の微弱電流を印加し、それによって発生した表面電位を他の電極対で計測することを繰り返し、インピーダンス分布を再構築することが可能である。この結果から減衰乗数を推定計算すれば、逆推定精度を向上できる。

#### 5. まとめ

牛大腿部の筋の挽肉を円筒に充填した前腕ファントムモデルを作成し、筋電位発生源位置の逆推定法の有効性を検証した。ファントムモデル内に埋め込んだソース電極対から擬似的な筋活動電位として交流電流を入力し、モデル表面に設置した表面電極対により表面筋電位を計測した。計測した表面筋電位から筋電位の減衰特性を求め、筋電位発生源の位置を逆推定した。その結果、推定値は深さ30mm程度まで十分な推定精度を持ち、10%程度の減衰乗数のずれに対しても3mmの推定位置のずれを起こすにとどまり、堅固な推定精度を有していた。

今後は、本研究で得られた知見を基に前腕筋群の筋活動計測推定システムを開発し、被験者による前腕筋活動推定試験を行う予定である。

#### 謝辞

本研究は、独立行政法人科学技術振興機構の地域イノベーション創出総合支援事業「平成20年度シーズ発掘試験(A)」の研究助成金により行われた。ここに記して謝意を表す。

#### 引用文献

- 1) 中村隆一・斎藤宏：基礎運動学，医歯薬出版，(1976)
- 2) Stalberg E.・Antoni L.：Electrophysiological cross section of the motor unit, *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, Vol.43 No.6, pp.469-474, (1980)
- 3) Roeleveld K.・Stegeman D. F.・Vingerhoets H. M.・van Oosterom A.：The motor unit potential distribution over the skin surface and its use in estimating the motor unit location, *Acta Physiologica Scandinavica*,

Vol.161 No.4, pp.465-472, (1997)

- 4) Roeleveld K.・Stegeman D. F.・Vingerhoets H. M.・van Oosterom A.：Motor unit potential contribution to surface electromyography, *Acta Physiologica Scandinavica*, Vol.160 No.2, pp.175-183, (1997)
- 5) Roeleveld K.・Stegeman D. F.・Falck B.・Stalberg E. V.：Motor unit size estimation: Confrontation of surface EMG with macro EMG, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology / Electromyography and Motor Control*, Vol.105 No.3, pp.181-188, (1997)
- 6) Roeleveld K.・Sandberg A.・Stalberg E. V.・Stegeman D. F.：Motor unit size estimation of enlarged motor units with surface electromyography, *Muscle Nerve*, Vol.21 No.7, pp.878-886, (1998)
- 7) 斎藤健治・増田正・岡田守彦：表面筋電位順・逆解析における影像法の妥当性—境界の影響の観点から，*バイオメカニズム学会誌*, Vol.21 No.2, pp.92-97, (1997)
- 8) 斎藤健治・岡田守彦・増田正・佐渡山亜兵：表面筋電図逆解析による活動電流源の推定，*バイオメカニズム学会誌*, Vol.13, pp.89-98, (1997)
- 9) 斎藤健治・増田正・岡田守彦：表面筋電図逆解析シミュレーションによる筋単位サイズと筋線維密度の推定，*体力科学*, Vol.53 No.4, pp.391-402, (2004)
- 10) 斎藤健治・増田正・岡田守彦：表面筋電図逆解析により推定した活動筋単位の位置の妥当性，*体力科学*, Vol.53 No.5, pp.549-558, (2004)
- 11) 前川聡・有本隆彦・小谷学：多チャンネル表面筋電図からのブラインドデコンボリューションによる運動単位の分離，*電子情報通信学会論文誌 (D-II)*, Vol.J88-D-II No.9, pp.1963-1970, (2005)
- 12) 松浦大樹・前川聡・吉村武晃：表面筋電図からの運動単位の3次元位置推定，*電子情報通信学会技術研究報告*, MBE2004-112, pp.1-4, (2005)
- 13) 中島康博・前田大輔・桑野晃希・吉成哲・東藤正浩・但野茂：前腕深層筋における筋電位伝導の有限要素解析，第20回バイオエンジニアリング講演会講演論文集，pp.377-378, (2008)
- 14) 中島康博・前田大輔・桑野晃希・吉成哲・増田耕平・東藤正浩・但野茂：前腕の筋・骨格モデルによる表面筋電位分布の有限要素解析，第19回バイオフィロンティア講演会講演論文集，pp.31-32, (2008)
- 15) 中島康博・吉成哲・但野茂：前腕筋活動電位の表面伝導解析，*日本機械学会論文集 (C編)*, Vol.75 No.751, pp.695-702, (2009)
- 16) Kuiken T. A.・Stoykov N. S.・Popovi M.・Lowery M.・Taflove A.：Finite element modeling of electromagnetic

- signal propagation in a phantom arm, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol.9 No.4, pp.346-354, (2001)
- 17) Rosenfalck P. : Intra- and extracellular potential fields of active nerve and muscle fibres, Acta Physiologica Scandinavica, Vol.75, Supplementum 321
  - 18) Gabriel C. • Gabriel S. • Corthout E. : The dielectric properties of biological tissues: I. Literature Survey, Physics in Medicine and Biology, Vol.41 No.11, pp.2231-2249, (1996)
  - 19) Cheney M. • Isaacson D. • Newell J. C. : Electrical impedance tomography, SIAM Review, Vol.41 No. 1, pp.85-101, (1999)