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

斎藤 健治¹⁾ 増田 正²⁾ 岡田 守彦³⁾

MUSCULAR UNIT SIZE AND FIBER DENSITY DEDUCED FROM SIMULATION OF INVERSE ANALYSIS OF SURFACE ELECTROMYOGRAMS

KENJI SAITOU, TADASHI MASUDA and MORIHIKO OKADA

Abstract

The purpose of this study was to noninvasively extract information about the size and muscle fiber density of muscular units through the inverse analysis of surface electromyograms. Surface motor unit action potentials (MUAPs) were recorded with a multi-channel electrode array arranged along the circumference direction of the biceps brachii. The depth and intensity of equivalent current dipoles were estimated through the inverse analysis of surface MUAPs. The simulation of inverse analysis of surface potentials generated by the muscular unit models showed that the relationship between the depth and the intensity depends on the muscular unit size and muscle fiber density.

In the simulation, we systematically varied the model parameters including distance from the skin, radius, and fiber density and used the inverse analysis to estimate the depth and intensity of current dipoles. And, our method to estimate the radius and fiber density of muscular units using estimated depth and intensity is demonstrated. Mean values ($\pm$ SD) estimated from the surface MUAPs were 3.0 ± 1.8 mm for depth and 13.8 ± 32.0 nAm for intensity. The estimated distance ranged from slightly less than 1 mm to slightly more than 2 mm. The estimated radius ranged from 1.8 to 4.6 mm and fiber density from 0.7 to 5.4 fibers/mm².

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 2004, 53 : 391~402)

key word : muscular unit, size, fiber density, inverse analysis, surface EMG

I. 緒 言

表面筋電図は、多くの運動単位の活動電位が重畳して、皮膚表面で観測された干渉波形である。したがって、同時に多くの運動単位活動を非侵襲的に記録できる利点がある一方、筋内筋電図のように、個々の運動単位(筋単位)の活動を分離記録し情報抽出することは難しい。表面筋電図法のこのような欠点を補う新たな計測方法を確立するために、著者らは表面筋電図の逆解析を行ってきた^{1,2)}。この逆解析では、活動筋線維あるいは活動筋単位を1個から7個の等価電流双極子(以下、電流双極子)で近似し、その深さと強度を最適化計

算により推定した。そして、逆解析の妥当性、すなわち推定された深さ(位置)の尤もらしさは、動物実験による組織化学的分析により検証した³⁾。

ところで、著者らの表面筋電図逆解析は、筋内電極計測の代替を目標としており、次の段階として、筋単位の形態(サイズや筋線維密度)の推定が課題の一つとなる。筋単位のサイズや筋線維密度の推定については、ほとんどの先行研究において、針筋電図⁴⁾、マクロ筋電図やスキャニング筋電図⁵⁾、あるいは単一筋線維筋電図⁶⁾といった侵襲的な筋内電極が用いられている。唯一、Roeleveld et al.⁷⁾が、筋内電極と多点表面電極による計測結果を比較し、非侵襲的な表面電極で筋

¹⁾ 佐賀大学理工学部都市工学科
〒840-8502 佐賀県佐賀市本庄町1

²⁾ 東京医科歯科大学大学院疾患生命科学研究所
〒101-0062 東京都千代田区神田駿河台2-3-10

³⁾ 筑波大学先端学際領域研究センター
〒305-8577 つくば市天王台1-1-1

Department of Civil Engineering, Saga University, 1 Honjo,
Saga-shi, 840-8502

School of Biomedical Science, Tokyo Medical and Dental University,
2-3-10 Kandasurugadai, Chiyoda-ku, 101-0062

Center for Tsukuba Advanced Research Alliance, University of
Tsukuba, 1-1-1 Tennodai, Tsukuba-shi, 305-8577

単位サイズを推定する方法を提案している. このように, ヒトの神経筋系を知る上で, 筋単位の形態に関する情報は, 発火頻度や同期現象などの機能的知見とともに重要なファクターであるが, それらの情報が非侵襲的に得られることも, 研究の発展性の意味で重要なファクターとなりうる.

そこで本研究では, 表面筋電図逆解析とその数値シミュレーションという非侵襲的手法により, 筋単位の形態に関する情報の抽出を目的としている. ここでは, 計測した表面運動単位活動電位(表面 MUAPs)の逆解析により推定される電流双極子の深さと強度の関係を, 筋単位のサイズと筋線維密度に帰着した. つまり, ささまざまなサイズと筋線維密度をもつ筋単位モデルが生成する表面電位の逆解析を行い(数値シミュレーション), このシミュレーションを通して得られた関数関係を用いて, ヒト表面 MUAPs の活動源である筋単位のサイズと筋線維密度を推定した.

II. 方 法

A. 表面 MUAPs 計測と逆解析

被験者は, 24, 30, 42歳の3名の健康な成人男性であった. 被験者に上腕二頭筋の等尺性収縮を行わせ, 多点電極により表面 MUAPs を計測した. 上腕二頭筋の等尺性収縮は, 肘関節角度約130

度(最大伸展が180度)で3秒間, 個々の MUAP が識別できる程度の弱さであった. 多点電極は, 0.7 mm 角の電極接点を筋線維方向に 5 mm 間隔で配置して構成した双極電極を, それに直交する方向(筋周囲方向)に 2.5 mm 間隔で16個並べた電極列であった(Fig. 1). 表面 MUAPs は, 上腕二頭筋の神経支配帯部分⁸⁾より遠位側と近位側において十数回計測した.

表面 MUAPs は 53~1,000 Hz の周波数帯域で増幅し, 50 Hz のハムフィルタをかけた. 増幅した信号は, サンプリング周波数 5 kHz, 精度 12 bit, 長さ 3 s で A/D 変換した.

表面 MUAPs はピーク時刻を基準に加算平均し, 逆解析の入力信号とした. そして, Saitou et al.²⁾と同様の方法により, 電流双極子の深さと強度を推定した.

B. 逆解析シミュレーション

筋単位モデルにより生成される表面電位の逆解析により, 一個の電流双極子の深さと強度を推定する, 逆解析シミュレーションを行った.

筋単位モデルは, 種々のサイズ(半径)と筋線維密度をもち, 筋横断面上で円形領域をもつものとした⁴⁾(Fig. 2a, b, c). Fig. 2b に示すように, 筋単位モデルの半径 r は, 1.25, 2.5, 5, 10 およ

Fig. 1. Motor unit action potentials were detected with a surface electrode array placed over the biceps brachii muscle. The individual bipolar electrode consisted of the contacts placed at 5 mm intervals in the direction of the muscle fibers. The surface electrode array consisted of 16 pairs of bipolar electrodes arranged along the circumference direction of the muscle. The electrode array was positioned over either a proximal area or a distal area of the muscle to avoid the innervation zones of the biceps brachii.

Fig. 2. Schema of the muscular unit model used for numerical simulation in this study. (a) Dots within the circle represent the muscle fibers belonging to a single motor unit. (b) Five types of muscular unit models with radii ranging from 1.25 mm to 20.0 mm were prepared for the simulation. (c) Distances to the edge of the muscular unit territory d ranged from 0.5 mm to 7.5 mm.

び 20 mm の 5 種類とした。そして、皮膚表面から筋単位モデル領域までの距離 d を 0.5, 2.5, 5 および 7.5 mm の 4 種類とした (Fig. 2c)。また、5 種類の半径をもつ筋単位モデルのそれぞれに、

0.4, 1.6, 2.5, 5.0, 10.2 および 20.0 fibers/mm² の 6 種類の筋線維密度 f_d を想定した (Fig. 3)。これらは、筋線維数にすると 2 ~ 6,283 個であった。

Fig. 3. In the simulation, 50 muscular units containing distinct muscle fiber distributions was generated at each fiber density of the model. The figures show examples of the muscular unit model using a fiber density of 0.4 to 20.0 fibers/mm². The positions of muscle fibers in the cross sections were generated uniformly using random numbers.

モデルの筋線維分布は二次元平面上で一様ランダムとし^{9,10)}, 6種類それぞれの筋線維密度において50種類の分布を, 一様分布に従う乱数を発生させて実現した. したがって, 計6,000通りの組み合わせで表面電位を生成し, 逆解析により筋単位領域の中心の深さ $D(=d+r, \text{Fig. 2a})$ と強度を推定する, 一連のシミュレーションを行った. 電位生成に際して, 電流双極子の双極子モーメント(強度)は, Andreassen and Rosenfalck¹¹⁾の値(0.29 nAm)と同程度の 0.3 nAm (nano ampere meter)とした.

Ⅲ. 結 果

A. 表面 MUAPs 逆解析結果

3人の被験者から導出した MUAPs は計46個であった. そして, 逆解析により推定された電流双極子数は1個の MUAP につき3~8個で, 計215個であった. 深さ推定の最大値は 7.7 mm で, 6 mm 以下の推定値が90%を占めた. また, 強度の推定値の最大は 230.9 nAm で 10 nAm 以下が80%を占めた. 深さ推定値と強度推定値の平均は,

それぞれ $3.0 \pm 1.8 \text{ mm}$, $13.8 \pm 32.0 \text{ nAm}$ であった.

Fig. 4に, 表面 MUAP 波形(Measured MUAP)と, 逆解析により推定した電流双極子が生成する表面電位波形(Calculated MUAP)の一例を示す. 上図が MUAP の三次元表面図, 下図が MUAP の等電位線図である. とともに, 筋周囲(チャンネル)方向-時間方向のプロットである. この例では, 逆解析によるあてはまりの良さ goodness of fit は91.0%であった. そして, 推定された電流双極子数は5個で, 深さは6.28, 6.1, 3.37, 3.41および 3.58 mm , 強度は41.06, 38.76, 14.78, 15.25および 0.72 nAm であった.

Fig. 5a に, 導出した MUAPs の逆解析による電流双極子の推定値を, 深さ-強度平面にプロットした図を示す. 両者の間には $R^2=0.69$ の指数関数関係がみられた. そして, 浅く, 強度の大きい電流双極子は推定されなかった.

B. 逆解析シミュレーション結果

筋単位モデルの表面電位から推定した電流双極

Fig. 4. Surface plots (upper row) and contour plots (lower row) of measured (left) and calculated (right) motor unit action potential (MUAP) waveforms. MUAP waveforms were calculated with five current dipoles. The depths of the current dipoles were 6.28, 6.10, 3.37, 3.41, and 3.58 mm and the intensities of the current dipoles were 41.06, 38.76, 14.78, 15.25, and 0.72 nAm . The goodness of fit was 91.0% in this analysis.

Fig. 5. (a) Relationships between depth and intensity estimated through the inverse analysis of surface motor unit action potentials. No muscular unit was found in the shallower and stronger areas. (b) Relationships between depth and intensity estimated by the numerical simulation of inverse analysis. The depth-intensity plots resulted from the simulation using the muscular unit models with a 0.5 mm distance to the edge. The estimated values from the muscular unit models with identical fiber density were expressed by a third-power function.

子の推定値を、深さ-強度平面にプロットした図を Fig. 5b に示す。ここでは、皮膚表面から筋単位領域までの距離 d が、0.5 mm である筋単位モデルの結果について示している。そして、1,500 通りの組み合わせから推定された結果のうち、深さ 8 mm まで、強度 250 nAm までのシミュレーション結果を示している。

逆解析シミュレーションの結果、同一の深さ(半径)と筋線維密度をもつ50種類の筋単位モデルの表面電位から推定された電流双極子は、深さ-強度平面上で楕円形状にばらつきをもつ集団を形成

した(Fig. 5b)。そして、筋単位モデルの半径が大きく(深く)なるほど、深さと強度の推定値ともに大きくなった。同一半径をもつ筋単位モデルの表面電位から推定された電流双極子の深さは、Fig. 5b の破線およびゴシック体の数値で示されているように、深さ-強度平面上で縦の系列を形成した。いずれも領域の中心($d+r$)より浅く推定された。一方、同一筋線維密度を持つ筋単位モデルの表面電位から推定された電流双極子の深さ D の平均値と強度 I の平均値の関係は、深さ-強度平面上において累乗関数、

Table 1. Coefficients α of third- to sixth-power functions expressing the series of inverse-analysis solutions with identical fiber density.

Fiber density (fibers/mm ²)	0.5 mm	2.5 mm	5 mm	7.5 mm
	Order = 3	Order = 4	Order = 5	Order = 6
0.4	0.161	0.00669	0.000174	4.010E-06
1.6	0.608	0.0255	0.000666	1.539E-05
2.5	0.950	0.0394	0.00102	2.336E-05
5.0	1.867	0.0779	0.00202	4.636E-05
10.2	3.753	0.157	0.00410	9.441E-05
20.0	7.448			

$$I = \alpha D^p \quad (1)$$

により近似される系列を形成した。距離 $d=0.5$ mm のモデルでは $p=3$, $d=2.5$ mm では $p=4$, $d=5$ mm では $p=5$, $d=7.5$ mm では $p=6$ となった。Fig. 5 b に, $d=0.5$ mm で同一の筋線維密度をもつモデルに対する, $p=3$ の三次関数近似曲線(実線)と95%信頼限界(破線)を示す(明朝イタリック体の数値)。また, それぞれの筋線維密度に対応する係数 α の値を Table 1 に示す。

C. 筋単位半径と筋線維密度の推定

3 人の被験者の上腕二頭筋 MUAPs の逆解析により推定した, 電流双極子の深さと強度を用いて, 筋単位サイズと筋線維密度を以下の手順で求めた。

シミュレーション結果から, 筋単位モデルの半径 r と推定された深さ D の関係は,

$$r = \rho D^2 - \eta D \quad (2)$$

という二次多項式で近似できた ($R^2=0.994 \sim 1.000$)。したがって, 逆解析による深さの推定値 D から, 筋単位の半径を(2)式により推定するこ

とができる。Fig. 6 a, b, c, d に, それぞれの d に対する, 二次多項式による近似結果を示す。

一方, (1)式で表される同一筋線維密度系列の係数 α と筋線維密度 f_d の関係は, Fig. 7 a, b, c, d に示すように,

$$f_d = \lambda \alpha \quad (3)$$

という一次関数で表された ($R^2=0.999 \sim 1.000$)。

α は深さと強度の推定値で表される係数,

$$\alpha = \frac{I}{D^p} \quad (4)$$

であるため, 逆解析の推定値から係数 α が決定され, さらに(3)式により筋線維密度 f_d が計算される。

以上の関係式を用いて, 逆解析により推定された深さ D と強度 I から求めた, 筋単位の半径と筋線維密度の分布を, $d=0.5$ および 2.5 mm の場合について Fig. 8 に示す。 $d=0.5$ mm の場合では, 推定された半径の平均は 5.39 ± 6.46 mm, 筋線維密度の平均は 0.40 ± 0.72 fibers/mm² であった。 $d=2.5$ mm では, 半径の平均は 1.35 ± 2.35 mm, 筋線維密度の平均は 9.34 ± 16.99 fibers/

Fig. 6. Relationships between the depths of current dipoles estimated in the simulation and the radii of the muscular unit models. The radii of muscular units are expressed by a second-order polynomial equation of estimated depth. Figures (a) through (d) show the results of the model with distances to the muscular unit territory of 0.5 mm (a), 2.5 mm (b), 5 mm (c), and 7.5 mm (d).

Fig. 7. Relationships between the coefficients α calculated from the depth and the intensity estimated through the inverse analysis and the fiber densities of muscular unit models. The fiber densities of muscular units are expressed by a first-order equation of coefficients α . Figures (a) through (d) show the results of the model with distances to the muscular unit territory of 0.5 mm (a), 2.5 mm (b), 5 mm (c), and 7.5 mm (d).

Fig. 8. Histograms showing the radius and fiber density of muscular units estimated using equations (1) through (4). Figures (a) and (b) show the distribution of the radius and fiber density calculated by the function of the depth and intensity introduced from the model in which the distance to the muscular unit territory was 0.5 mm. Figures (c) and (d) show the distribution of the radius and fiber density calculated by the function of the depth and intensity introduced from the model in which the distance to the muscular unit territory was 2.5 mm.

Fig. 9. The radius and fiber density calculated by equations (1) through (4) in four models with different distances to the muscular unit territory. The relationship between distance d and the radius was represented by a third-order polynomial equation. The relationship between distance d and muscle fiber density was represented by an exponential function. From these relationships, the distance d of muscular units measured with the surface electrode array ranged from slightly less than 1 mm to slightly more than 2 mm.

mm²であった。 $d = 5$ mm (-0.27 ± 0.88 mm, 358.93 ± 653.15 fiber/mm²)および7.5 mm (-1.00 ± 0.33 mm, $15,585.61 \pm 28,361.26$ fiber/mm²)では現実的な値にならなかった(Fig. 9).

Ⅳ. 考 察

本研究では、逆解析により推定された電流双極子の深さと強度の係にに着目し、その係に潜在する筋単位のサイズ(半径)と筋線維密度に関する情報を、数値シミュレーションを通して探ることが目的であった。筋横断面上における筋単位領域を円形と仮定した上で⁴⁾、様々な筋単位半径および筋線維密度をもつ、計6,000個のモデルを構築した。そして、これら筋単位モデルにより生成された表面電位の逆解析により、単一電流双極子の深さと強度を推定し、それら推定値と、筋単位のサイズおよび筋線維密度の係を明らかにした。さらに、この係を用いて、ヒト上腕二頭筋の筋単位半径と筋線維密度を推定した。

A. 皮膚表面から筋単位領域までの距離 d について

皮膚からの距離 d が0.5, 2.5, 5 および 7.5 mm の、それぞれの筋単位モデルが生成する表面電位の逆解析により推定された、電流双極子の深さと強度の間には Table 1 に示したように、3, 4, 5 および 6 次の累乗関数係が認められた。

つまり、逆解析シミュレーションにおいて推定された、深さ-強度平面上的プロットが、 d が大きくなるにつれて右(深い方)へシフトし、計測結果 Fig. 5 a と大きくはずれる結果となった。特に、 $d = 5$ および 7.5 mm のモデルをもとにする関数係から推定された半径と筋線維密度は、現実的な値にならなかった(Fig. 9)。

それに対し、 $d = 0.5$ mm および 2.5 mm のモデルは、深さ-強度平面のプロットの比較から($d = 2.5$ mm は示していないが、Fig. 5 a, b)、計測結果に近いといえる。また、それぞれのモデルから導かれる関数係から求めた半径と筋線維密度は、 $d = 0.5 \sim 2.5$ mm において、それぞれ平均値で $1.35 \sim 5.39$ mm, $0.40 \sim 9.34$ fiber/mm² であり、先行研究の報告^{4,6)}を参考にすると、この間に妥当な d があると考えられる。また、 $d = 0.5$ mm という値は、通常の皮下脂肪厚よりかなり小さい値であるが、本研究では 0.7 mm 角の電極接点を皮膚に押し当てて表面 MUAPs を計測したことから、結果的に距離 d が小さくなり $d = 0.5$ に近くなったと考えられる。

以上の点から、本研究において計測された表面 MUAPs の活動源である筋単位領域までの距離 d は、1 mm 弱 $\sim$ 2 mm 強程度の範囲と考えられる。ただし、0.7 mm 角の電極接点を用いたのは、計算モデルとの整合性の問題から、より点状で電位を計測する必要があったためであり、インピーダ

ンスや接触による痛み等の問題が解決されるならばより細い電極が望ましい。そして、皮膚を変形させることなく電位計測ができれば、 d はやや大きめの値になると考えられる。

B. 筋単位半径 r と筋線維密度 f_d について

Buchthal et al.⁴⁾ は針電極を用いた計測により、上腕二頭筋の筋単位は直径 5～20 mm の円形領域であると報告している。本研究の逆解析シミュレーションを通して推定された筋単位の半径は、 $d=0.5$ mm モデルにおいて 5.39 ± 6.46 mm, $d=2.5$ mm モデルにおいて 1.35 ± 2.35 mm であった。Buchthal et al.⁴⁾ の報告と比較すると、 $d=2.5$ mm モデルにおいてやや値が小さくなる。しかし、前述のように Fig. 9a に示される関係を用いて d を 1 mm 弱 (0.8)～2 mm 強 (2.2) 程度とすると、半径は 1.8～4.6 mm となり、ばらつきを含めて Buchthal et al.⁴⁾ の報告に一致すると考えられる。

Stålberg and Thiele⁶⁾ は上腕二頭筋の単一筋線維筋電図を計測し、筋単位の筋線維密度は平均 1.33 であったと報告している。この値は、本研究と同等の単位に変換すると 6.8 fibers/mm^2 となる。本研究の逆解析シミュレーションを通して推定された筋単位の筋線維密度は、 $d=0.5$ mm モデルにおいて $0.40 \pm 0.72 \text{ fibers/mm}^2$, $d=2.5$ mm モデルにおいて $9.34 \pm 16.99 \text{ fibers/mm}^2$ であった。 $d=0.5$ mm モデルにおいて小さく、 $d=2.5$ mm モデルにおいてはかなり大きな筋線維密度も推定された。そこで、前述と同様に d を 0.8～2.2 mm と考えると、筋線維密度は $0.7 \sim 5.4 \text{ fibers/mm}^2$ となる。この範囲は、Stålberg and Thiele⁶⁾ の報告よりかなり小さい値を含んでおり、その点で彼らの報告と一致しない。

しかし、Stålberg and Thiele⁶⁾ の方法では、原理的に $1.0 (3.5 \text{ fibers/mm}^2)$ より小さい筋線維密度は検出できない。したがって、彼らの報告をもとに、 0.7 fibers/mm^2 という小さい筋線維密度の筋単位は存在しないと結論することはできない。ただし、このような小さい筋線維密度は、単一筋単位の中で孤立した少数個の筋線維集団を表している可能性がある。表面筋電図では、皮膚に近い

筋線維活動の表面電位への影響が大きくなる。そのため、筋単位中の少数個の筋線維が孤立して皮膚表面近くにあった場合、浅く弱い電流源として推定され、結果的に小さい筋線維密度として算出される可能性は否定できない。同様の理由により、小さい半径の筋単位として推定される可能性もある。

一方、ヒト表面 MUAPs の推定結果において、浅く強度の大きい電流双極子が推定されなかった (Fig. 5a)。これは、シミュレーション結果では小半径かつ高密度な筋単位に相当することから、本研究で計測された上腕二頭筋の浅い領域に、例えば、半径 1.25 mm や 2.5 mm で筋線維密度が 20, 10 fiber/mm^2 といったような、小半径で筋線維密度の大きい筋単位は存在しなかったと推測される。

C. 筋線維数の点からの考察

Christensen¹²⁾ は、ヒト胎児筋の組織化学的研究により、上腕二頭筋の筋単位内の筋線維数の平均は 163 個であったと報告している。Feinstein et al.¹³⁾ は、同様にヒト筋の組織化学的研究により、上腕筋と前脛骨筋は 400～700 個、腓腹筋は 2,000 個であったと報告している。Christensen¹²⁾ の報告が胎児の上腕二頭筋であることと、上腕二頭筋と同程度の筋サイズといえる上腕筋と前頸骨筋に関する Feinstein et al.¹³⁾ の報告から推測すると、成人の上腕二頭筋の単一筋単位内の筋線維数は、概略、三桁の範囲 (100～1,000 で平均 500 程度) と考えられる。これらの筋線維数は、本シミュレーションにおけるモデルでは、半径において 1.25～20 mm、筋線維密度において $0.4 \sim 10.2 \text{ fiber/mm}^2$ に相当する。ただし、半径 10 mm で筋線維密度が 10 fiber/mm^2 以上、半径 20 mm で筋線維密度が 1.6 fiber/mm^2 以上のような大サイズ、高密度な筋単位が存在する可能性は含まれない。これらは、前述した半径および筋線維密度の範囲、1.8～4.6 mm と $0.7 \sim 5.4 \text{ fibers/mm}^2$ よりも幅広く荒い見積もりとなるが、これらを支持する値という点で意味がある。

ただし、小サイズ、低密度な筋単位の場合にお

いては、二桁以下の筋線維数の可能性を許容することとなり、Feinstein et al.¹³⁾が報告した値から外れてしまう。このようなサイズと密度の推定値は、前節(B. 筋単位半径 r と筋線維密度 f_d について)でも述べたように、一個の筋単位の形態を表しているのではなく、筋単位の部分あるいは孤立した筋線維集団を反映していると考えられる。

D. 本研究における問題点と今後の課題

ヒト筋単位の形態に関する先行研究では、筋内電極を用いたもの^{4,5,9,14)}が多く、それに関連した筋内電極法のシミュレーションが散見される^{10,15,16)}。侵襲的な手法は、ヒトを被験者とする場合、資格、被験者の同意、限局された計測範囲、静的・弱収縮条件などの制約下におかれる。したがって、非侵襲的な計測分析方法の開発が望まれるが、Roeleveld et al.⁷⁾が非侵襲的な方法を提案しているにすぎない。本研究は、非侵襲的に筋単位の形態に関する情報を得ることを目的としており、以下のような点における改善を行うことで、さらに神経筋生理学分野の研究に貢献できると考えられる。

表面筋電図はほとんどの発揮張力下で干渉波形となるため、多数の情報を含んでいるものの分析は容易ではない。計測手法や信号処理手法の工夫により、干渉波形から MUAP 波形の分離抽出が可能になれば¹⁷⁾、大きな張力発揮下において活動参加する筋単位の機能形態に関する情報抽出が可能となる。

また、筋周囲方向の電極列の長さを大きくすることにより、より深い位置にある筋単位の活動を記録することができる。Roeleveld et al.⁷⁾は、筋周囲方向 108 mm の電極列で計測可能な深さを 22 mm と報告しており、このことから類推すると、本研究の電極列ではその限界が 7.6 mm 程度と推定される。これは、本研究の逆解析結果とはほぼ一致する。

より深い筋単位を対象とする場合、境界の影響を無視できなくなる¹⁸⁾。逆解析における電場計算方法としての映像法の妥当性は、数値解析および組織化学的解析により検証されているもの

の^{3,18)}、境界、皮下組織などを考慮したモデルの緻密化による拡張が必要になるだろう。

また、本逆解析シミュレーションでは、円形領域の筋単位を単一の電流双極子により推定した。したがって筋単位サイズが小さい場合には十分であるが(半径 1.25 mm の場合の goodness of fit は $99.4 \pm 0.4\%$)、サイズが大きい場合は当てはまりの度合いが低下した(半径 20 mm の場合は $82.6 \pm 1.5\%$)。複数の電流双極子による推定を行えば、サイズの大きい筋単位モデルを用いた場合の逆解析のあてはまり度が向上すると同時に、筋線維分布と電流双極子の関係が明確になったかもしれない。例えば、小半径、低筋線維密度を表現する電流双極子は、単一筋単位内のやや孤立した筋線維集団を表している可能性がある。このような場合には、一様分布より正規分布による筋線維分布表現の方が適しているかもしれない¹⁹⁾。これらの点については今後の課題としたい。

V. ま と め

本研究では、逆解析により推定された電流双極子の深さと強度の關係に着目し、その關係に潜在する筋単位のサイズ(半径)と筋線維密度に関する情報を、数値シミュレーションを通して抽出することが目的であった。筋周囲方向の多点電極列を用いて表面 MUAPs を記録し、逆解析により電流双極子の深さと強度を推定した。一方、シミュレーションとして、5 種類の筋単位半径および 6 種類の筋線維密度をもつ計 6,000 個のモデルを構築し、これら筋単位モデルにより生成された表面電位の逆解析により、単一電流双極子の深さと強度の推定を行った。シミュレーションにおいて推定された、電流双極子の深さ-強度の關係に対するモデルの半径と筋線維密度の關係を計測値の逆解析結果に適用し、ヒト上腕二頭筋の筋単位の半径と筋線維密度を推定した。

計測値から推定された電流双極子の深さと強度は、 3.0 ± 1.8 mm, 13.8 ± 32.0 nAm であった。計測結果とシミュレーションの比較および関数關係から、皮膚表面から筋単位領域端までの距離 d は 1 mm 弱~2 mm 強程度の範囲で、半径 r は 1.8

～4.6 mm, 筋線維密度 f_d は 0.7～5.4 fibers/mm² 程度と推定された。これら推定値の精度を向上させるためには、モデルの拡張が必要となる。さらに、これら手法の適用可能性を向上させるためには、干渉波形から MUAPs を分離する信号処理法を併用する必要がある。

(受理日 平成16年6月10日)

参考文献

- 1) 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, (1996), **13**, 89-98.
- 2) Saitou, K., Masuda, T. and Okada, M. Depth and intensity of equivalent current dipoles estimated through an inverse analysis of surface electromyograms using the image method, Med. Biol. Eng. Comput., (1999), **37**, 720-726.
- 3) 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的位置の妥当性, (投稿中).
Saitou, K., Masuda, T. and Okada, M. Validity of location of muscular units estimated through inverse analysis of surface electromyograms, Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med., (submitted).
- 4) Buchthal, F., Erminio, F. and Rosenfalck, P. Motor unit territory in different human muscles, Acta Physiol. Scand., (1959), **45**, 72-87.
- 5) Hilton-Brown, P. and Stålberg, E. Motor unit size in muscular dystrophy, a macro EMG and scanning EMG study, J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry, (1983), **46**, 996-1005.
- 6) Stålberg, E. and Thiele, B. Motor unit fibre density in the extensor digitorum communis muscles- Single fibre electromyographic study in normal subjects at different ages, J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry, (1975), **38**, 874-880.
- 7) Roeleveld, K., Stegeman, D. F., Falck, B. and Stålberg, E. V. Motor unit size estimation : confrontation of surface EMG with macro EMG., Electroenceph. Clin. Neurophysiol., (1997), **105**, 181-188.
- 8) Saitou, K., Masuda, T., Michikami, D., Kojima, R. and Okada, M. Innervation zones of the upper and lower limb muscles estimated by using multichannel surface EMG, J. Human Ergol., (2000), **29**, 35-52.
- 9) Gath, I. and Stålberg, E. On the measurement of fibre density in human muscles, Electroenceph. Clin. Neurophysiol., (1982), **54**, 699-706.
- 10) Shenhav, R. and Gath, I. Simulation of spatial distribution of muscle fibres in human muscles, Comput. Meth. Progr. Biomed., (1986), **23**, 3-9.
- 11) Andreassen, S. and Rosenfalck, A. Relationship of intracellular and extracellular action potentials of skeletal muscle fibres, CRC Crit. Rev. Bioeng., (1981), **6**, 267-306.
- 12) Christensen, E. Topography of terminal motor innervation in striated muscles from stillborn infants, Am. J. Phys. Med., (1959), **38**, 17-30.
- 13) Feinstein, B., Lindegard, B., Nyman, E. and Wohlfart, G. Morphologic studies of motor units in normal human muscles, Acta Anat., (1955), **23**, 127-142.
- 14) Gootzen, T. H. J. M., Vingerhoets, D. J. M. and Stegeman, D. F. A study of motor unit structure by means of scanning EMG., Muscle Nerve, (1992), **15**, 349-357.
- 15) Hilton-Brown, P., Nandedkar, S. D. and Stålberg, E. V. Simulation of fibre density in single-fibre electromyography and its relationship to macro-EMG, Med. Biol. Eng. Comput., (1985), **23**, 541-546.
- 16) Miller-Larsson, A. A model of spatial distribution of muscle fibres of a motor unit in normal human limb muscles, Electromyogr. Clin. Neurophysiol., (1980), **20**, 281-298.
- 17) 八名和夫, 小原啓義, 斎藤陽一, 拡張されたショット雑音における逆問題とその応用, 電子通信学会論文誌, (1978), **J61-A10**, 972-979.
- 18) 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, (1997), **21**, 92-97.
- 19) Gath, I. and Shenhav, R. Probabilistic model of the spatial distribution of muscle fibres in human muscles, Biol. Cybern., (1985), **53**, 73-78.