

# 表面筋電図生成モデルを用いた 双極・単極誘導法の筋疲労検出力の検証

堀田 優\*, 小浦方 裕騎\*\*, 伊藤 建一\*\*\*

(平成 25 年 10 月 31 日受理)

Verification of muscle fatigue detection capability of unipolar and bipolar lead systems  
using surface EMG generation model

Yu HOTTA\*, Yuki KOURAKATA\*\*, Kenichi ITO\*\*\*

In this study, we constructed a simulation model to generate a surface EMG during isometric exercise. The surface EMG was detected using both unipolar and bipolar lead systems, and the measurement performance of both systems was compared. When detecting surface EMGs using the unipolar lead system, low-frequency components were increased to a greater extent than in the bipolar lead system, suggesting that the unipolar lead system is more suitable for the detection of surface EMGs

Key words: Surface EMG, Bipolar lead system, Unipolar lead system, Muscle fatigue

## 1. はじめに

我々は過去の研究において、持続的等尺性収縮期の上腕二頭筋の筋電位信号を双極・単極誘導法によって検出し、両誘導法を筋疲労検出力の観点から比較・検討した。その結果、双極と比べて単極誘導表面筋電図(Surface electromyography, sEMG)のパワースペクトルは低域周波数成分が著しく増加し、抹消性筋疲労に伴う変化を検出する性能に優れていることを明らかにした<sup>[1]-[5]</sup>。また、その因子は双極誘導法の持つハイパスフィルタに類する周波数特性によって低域周波数が減衰するためと結論付けた。しかし、そこで行われた等尺性収縮は関節角度や筋長が変わらない収縮形態であるものの、長期持続的であるために発揮筋力は試行毎に一定でなく、測定値にばらつきが生じていた。これによって両誘導法間に性能差が生じた可能性は否定できない。同一被験者に対して試行を複数回繰り返すことでばらつきは低減されるものの、運動の慣れによって発揮筋力が低下する可能性もある。また、そこで検出した両誘導 sEMG には商用周波数がノイズとして混入していたため、これをバンドエリミネーション・フィルタによって除去している(47~53 [Hz])。しかし、単極

---

\* 新潟工科大学大学院工学研究科研究生

\*\* 新潟工科大学大学院工学研究科大学院生

\*\*\* 新潟工科大学情報電子工学科准教授

誘導と比べて双極誘導 sEMG は周波数帯域が狭く、主な周波数成分のピークは 50~60 [Hz] 付近に存在する。この事を考慮すると、単極誘導法の筋疲労検出力が優れていたのではなく、フィルタリングによって双極誘導法の筋疲労検出力が低下していた可能性がある。そこで我々は両誘導法の性能を再検証するため、発揮筋力のばらつきと商用周波数ノイズを除外した持続的等尺性収縮期の上腕二頭筋の筋電位信号を生成するモデルを構築した。これにより得られた両誘導 sEMG を筋疲労検出力の観点から比較・検討したので、ここに報告する。

## 2. モデルの基本構造

本研究で構築したモデルは上腕二頭筋の持続的等尺性収縮である。その構造は大別して、「運動単位(Motor unit, MU)とそれに属する筋線維群の分布座標の生成」、「生理解剖学的パラメータの設定」、「sEMG の生成」の3つから成る。

### 2.1 MU とそれに属する筋線維群の分布座標の生成

本モデルでは、上腕二頭筋の形状を楕円で表し、その内部に MU とそれに属する筋線維群を分布させた(図 1)。断面図上での単一 MU の形状は正円で、単一筋線維の形状は点で表している。側面図上での単一 MU と単一筋線維の形状は、いずれも円筒である(図 2)。座標系は、Z軸を円筒の軸方向、X軸とY軸を半径方向に設定した。

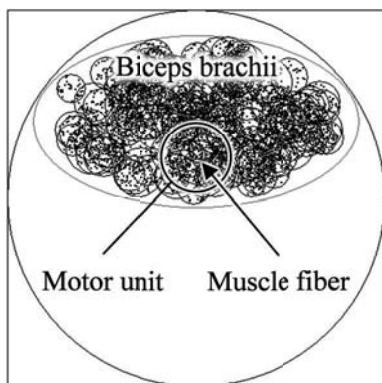


Fig.1 Structure of biceps brachii shown in the cross-sectional diagram

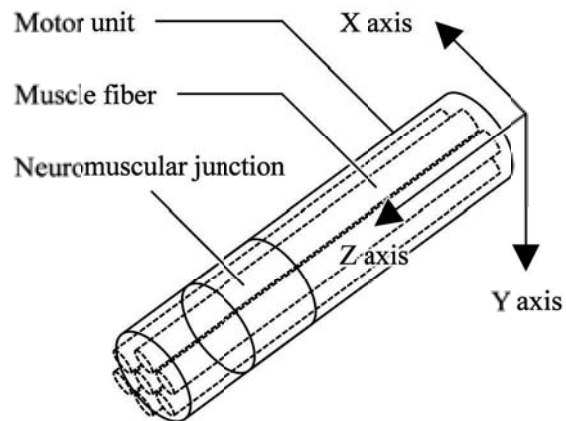


Fig.2 Structure of motor unit shown in the side diagram

### 2.2 生理解剖学的パラメータの生成・設定

sEMG の生成に関わる生理解剖学的パラメータは極めて多いため、主要なパラメータのみを表 1 に示す<sup>[6]-[8]</sup>。その他のパラメータは巻末の参考文献一覧を参照されたい<sup>[6]-[13]</sup>。

Table.1 Physiological and anatomical parameters

Name	Value
(a) Total number of motor units	150 pieces
(b) Number of muscle fiber groups belonging to a single motor unit	30 pieces
(c) Diameter of biceps brachii	44 [mm]
(d) Diameter of single motor unit	Mean: 6.5, S. D.: 0, Range: $\pm 3-10$ [mm]
(e) Diameter of single muscle fiber	Mean: 55, S. D.: 1, Range: $\pm 2$ [ $\mu\text{m}$ ]
(f) Coordinate distribution of single motor unit	Range: $\pm\{(c)-(d)\}$ [mm]
(g) Coordinate distribution of single muscle fiber	Range: $\pm(d)$ [mm]
(h) Total length of single muscle fiber	100 [mm]
(i) Coordinates of surface electrode	Z axis: 60, Y axis: 4 [mm]
(j) Conductivity	Intracellular: 1.01, Z axis: 0.063, Y axis: 0.328 [S/m]

### 2.3 sEMG の生成

単一筋線維活動電位(Single fiber action potential, SFAP)の細胞内電位及び体表面電極で計測される電位の算出方法について述べる<sup>[6]</sup>。細胞内活動電位 $e(z)$ は次式を用いる。

$$e(z)=763z^3e^{-2z}-90 \quad (1)$$

$z$ は単一筋線維の座標を表す。体表面電極の座標 $[z_0, y_0, x_0]$ で検出される電位 $V_E$ は、次式によって表現される。

$$V_E(z, z_0, y_0, x_0)=K'K'' \left[ \frac{\partial e(z)}{\partial z} \cdot \frac{1}{r} \Big|_{s1} + \int_{+\infty}^{-\infty} \frac{\partial^2 e(z)}{\partial z^2} \cdot \frac{1}{r} dz - \frac{\partial e(z)}{\partial z} \cdot \frac{1}{r} \Big|_{s2} \right] \quad (2)$$

$s1$ と $s2$ は単一筋線維の両端断面、 $r$ は異方性を考慮した体表面電極の座標と単一筋線維の中心座標との距離を表す。

$$r=\sqrt{(z_0-z)^2+\frac{\sigma_z}{\sigma_y}(y_0^2+x_0^2)} \quad (3)$$

$\sigma_z$ と $\sigma_y$ は円筒の軸方向と半径方向の導電率である。また、係数 $K'$ と $K''$ は式(4)、(5)で与えられる。

$$K'=\frac{A}{4\pi\sigma_y} \quad (4)$$

$$K''=\frac{\pi d^2\sigma_i}{4} \quad (5)$$

$A$ はスケール係数、 $\sigma_i$ は細胞内の導電率、 $d$ は単一筋線維の直径を表す。本モデルでは、複数個生成された SFAP を時間・空間的に重畳することで sEMG を生成する。

### 3. シミュレーション条件

本モデルでシミュレーションを行うにあたり、生理解剖学的パラメータの一部を固定した。固定パラメータは「MU の総数(150)」、「単一 MU に属する筋線維群の数(30)」、「MU とそれに属する筋線維群の分布座標」である。これらのパラメータを固定することにより、単一の被験者を想定したモデルとしている。変動パラメータは「MU の発火頻度」、「MU の同期化率」、「筋線維伝導速度」、「SFAP の伸縮率」である<sup>[6]-[9]</sup>。これらの疲労パラメータを段階的に漸減・漸増することにより、持続的等尺性収縮期の筋疲労を想定したモデルとした(表 2)。以上の条件下で生成した筋電位信号を双極・単極誘導法によって検出することで、実測の sEMG を再現している。シミュレーションの試行回数は 15 回である。

Table.2 Fatigue stage of each parameter

Parameter name	Fatigue stage					
	0	1	2	...	19	20
Firing rate of motor units [m/s]	90	91.5	93	...	118.5	120
Synchronization ratio of motor units [%]	0	5	10	...	95	100
Muscle fiber conduction velocity [m/s]	3.7	3.675	3.65	...	3.225	3.2
Expansion and contraction ratio of single fiber action potential [%]	100	98.75	96.25	...	76.25	75

### 4. 分析方法

3 章のシミュレーション条件で生成した sEMG の分析は、以下の流れで行われる。

- 1) 生成した sEMG にハミング窓を適用し、高速フーリエ変換を行う。
- 2) 平均パワー周波数を次式によって求める<sup>[14]</sup>。

$$\frac{\sum_{f=f_1}^{f_h} fW(f)}{\sum_{f=f_1}^{f_h} W(f)} \quad (6)$$

ここで、 $W(f)$  はパワースペクトルを表している。 $f_h$  および  $f_1$  は周波数範囲を表し、 $f_h=300$  [Hz]、 $f_1=5$  [Hz] としている。

- 3) 疲労段階 0 の平均パワー周波数を 100 [%] として正規化する。
- 4) 両誘導法の 15 回の試行の平均値および標準誤差を求める。
- 5) 両誘導法の疲労段階間で 1 標本 t 検定(両側検定)を行い、統計的な差を確認する。本研究では  $p<0.1$  を統計的に有意であると判定する。

### 5. 分析結果

図 3 に双極・単極誘導法によって検出した sEMG の全波整流波形の一例を示す。双極誘

導 sEMG は疲労段階の増加に伴い、sEMG の振幅が漸増した。これに対して単極誘導 sEMG では、疲労段階 0 から疲労段階 10 にかけて急増し、疲労段階 20 にかけては漸増した。全体の傾向としては、両誘導 sEMG に顕著な差はなかった。

図 4 に両誘導 sEMG のパワースペクトルの一例を示す。双極誘導 sEMG のパワースペクトルは疲労段階 0 から疲労段階 10 にかけて低域周波数成分が著しく増加するものの、疲労段階 20 にかけてはその傾向が小さかった。単極誘導 sEMG のパワースペクトルは疲労段階の増加に伴い、低域周波数成分が増加し続ける傾向にあった。

図 5 に両誘導 sEMG の正規化平均パワー周波数を示す。双極誘導 sEMG は疲労段階 1, 13, 19 で平均パワー周波数が若干の増加を示した。これに対して単極誘導 sEMG では、疲労段階 14 でのみ平均パワー周波数が若干の増加を示した。全体の傾向としては、両誘導 sEMG とともに疲労前段階から最大の疲労段階に至るまでほぼ直線的な減少を示した。しかし、単極誘導 sEMG は全疲労段階において平均パワー周波数が低値を示した。1 標本 t 検定(両側検定)の結果は、疲労段階 14~16 で統計的に非有意であった。しかし、疲労初期段階から疲労中期段階に至るまで統計的有意差が認められた。

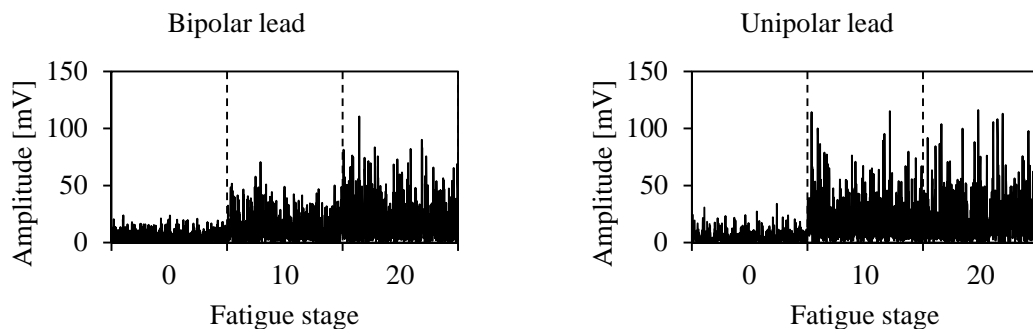


Fig.3 Full-wave rectified waveform of surface EMG

## 6. 考察

実測の sEMG は等尺性の筋収縮を持続することによって、その波形が変化する。すなわち、筋疲労の過程で sEMG 振幅の増大、周波数成分の低域へのシフトが見られる。これらの筋疲労に伴った sEMG の変化は、骨格筋の機能的な構造単位である MU 活動の総和ないしは平均的なものである。したがって sEMG 振幅の増大は、活動する MU 数の増加や同期化と説明されている。周波数成分の低域へのシフトは発火頻度の低下や持続時間の長い MU が活動に参加したと推測されている<sup>[14]</sup>。

本研究で構築した sEMG 生成モデルはこれに倣い、MU の同期化率や発火頻度などを疲労パラメータとして付与している。これらを段階的に漸減・漸増したところ、生成された sEMG は段階の進行に伴って sEMG 振幅が増大し、周波数成分は低域へシフトした。疲労段階に応じた各値の変動は規範化されていないため未検証であるものの、全体傾向として

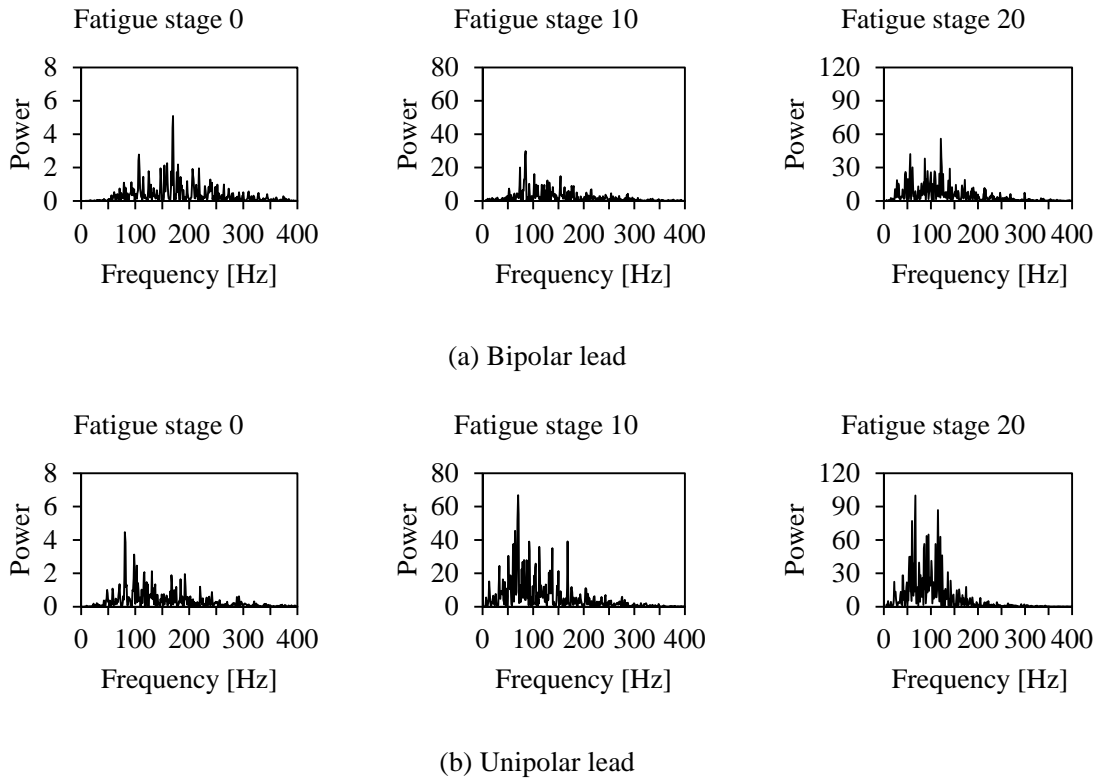


Fig.4 Power spectrum of each fatigue stage

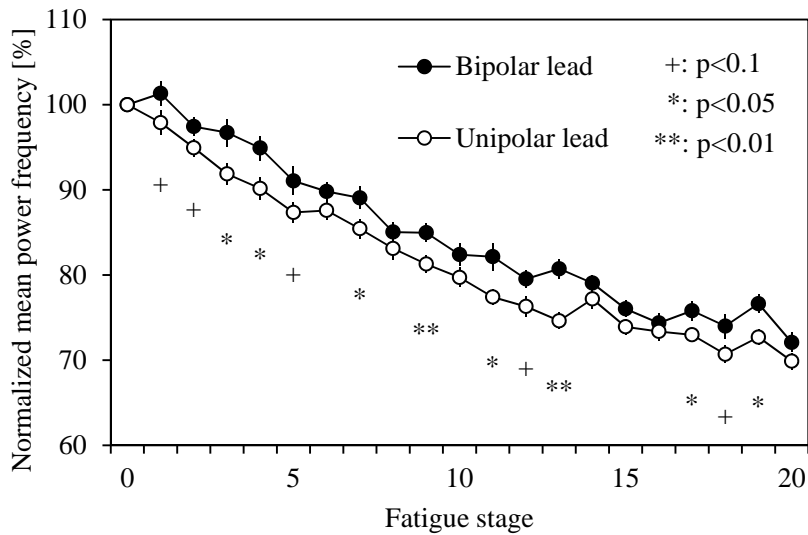


Fig.5 Normalized mean power frequency (Mean  $\pm$  S. D., n = 15)

は実測の sEMG にほぼ一致した。このことから、本モデルは筋疲労に伴った sEMG の変化を、一定の再現性を持って表現していると考えられる。

また、本モデルによって生成した双極・単極誘導 sEMG の疲労段階間で 1 標本 t 検定(両側検定)を行ったところ、総体的傾向として統計的有意差が認められた。これは我々が過去

に行った研究の結果と同様である。ただし、本モデルは単一被験者を想定して構築したものであるため、過去の研究で問題として取り上げた測定値のばらつきは無視できるほど極めて小さい。また、商用周波数ノイズを混入させおらず、バンドエリミネーション・フィルタによるフィルタリングも行っていないため、外的要因による双極誘導法の筋疲労検出力の低下はない。これらのことから、双極と比して単極誘導法は抹消性筋疲労に伴う sEMG の変化を検出する性能に優れていることが再検証されたと考えられる。

実測とシミュレーションの両方で単極誘導法に優位性が示された要因は、大きく分けて 2 つ挙げられる<sup>[1][5]</sup>。1 つ目は両誘導法の誘導範囲の差異である。双極誘導法は身体表面に設置した 2 つの電極間における電位の差を測定する方法であり、誘導範囲は筋の浅層で発生する筋電位信号に限定される。これに対して単極誘導法は 0 [V] 基準点(肘関節部など) と身体表面の 1 点間における電位差を測定する方法であり、誘導範囲は筋の深層で発生する筋電位信号にまで至る。筋疲労に伴った sEMG の変化は、MU 活動の総和ないしは平均的なものであることから、誘導範囲が狭い双極誘導法ではこれを十分に捉えることができなかつたと推測される。要因の 2 つ目は両誘導法の周波数特性の差異である。双極誘導法は各電極に入力された電位の差分をとるため、誘導された sEMG は低域周波数成分が減衰される。これに対して単極誘導法は実質的には非差分であるため、ハイパスフィルタ的作用はなくなる。すなわち単極誘導 sEMG は、筋疲労に伴った周波数成分の低域へのシフトが損なわれないと推測される。

これらの要因によって単極誘導法の検出力的優位性が示されたと考えられるものの、それぞれにはデメリットもある。それは単極誘導法の誘導範囲が広いために隣接する筋からのクロストークが混入する可能性があること、単極誘導法は実質的には非差分であるために商用周波数ノイズに弱くなることである。クロストークは手指などの極めて小さい筋群から筋電位信号を誘導するものでなければ問題とならない場合もあるとされている。しかし、商用周波数ノイズは十分な保護対策をしても混入する可能性がある。既述のとおり双極と比して単極誘導 sEMG は周波数帯域が広く、主な周波数成分のピークは 50~60 [Hz] 付近に存在しないため、フィルタリングの影響は小さいと考えられるものの、精査の必要性はある。今後は、本モデルによって生成した双極・単極誘導 sEMG に商用周波数ノイズを付与し、その影響について検討することを考えている。

## 7. まとめ

本研究では、発揮筋力のばらつきと商用周波数ノイズを除外した持続的等尺性収縮期の上腕二頭筋の筋電位信号を生成するモデルを構築した。これにより得られた両誘導 sEMG を分析し、結果を比較検討することで両誘導法の筋疲労検出力の再検証を行った。その結果、本モデルによるシミュレーションにおいても双極と比して単極誘導 sEMG のパワースペクトルは低域周波数成分が著しく増加し、抹消性筋疲労に伴う変化を検出する性能に優れていることが示唆された。

## 文献

- [1] K. Ito, Y. Hotta: EMG-based Detection of Muscle Fatigue During Low-Level Isometric Contraction -Effects of Electrode Configuration and Blood Flow Restriction-; Proceedings of the 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 3877-3879, 2011, 9.
- [2] K. Ito, Y. Hotta: EMG-based Detection of Muscle Fatigue during Low-Level Isometric Contraction by Recurrence Quantification Analysis and Monopolar Configuration; Proceedings of the 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 4237-4241, 2012, 8.
- [3] 堀田優: 低強度等尺性運動時の筋疲労検出の改善に関する研究; 新潟工科大学学位論文, 2012, 3.
- [4] 堀田優, 伊藤建一: 低強度等尺性運動時の筋疲労評価における単極導出法の優位性; バイオメカニズム 21, 21, 231-238, 2012, 8.
- [5] 堀田優, 伊藤建一: 再帰定量化解析と単極導出法を用いた低強度等尺性運動時の筋疲労検出感度の改善; 生体医工学, 51(5), in press.
- [6] J. Duchene, J. Y. Hogrel: A model of EMG generation; IEEE transactions on biomedical engineering, 47(2), 192-201, 2000, 2.
- [7] M. M. Lowery, C. L. Vaughan, P. J. Nolan, M. J. O'Malley: Spectral compression of the electromyographic signal due to decreasing muscle fiber conduction velocity; IEEE transactions on rehabilitation engineering, 8(3), 353-361, 2000, 9.
- [8] G. V. Dimitrov, T. I. Arabadzhiev, J. Y. Hogrel, N. A. Dimitrova: Simulation analysis of interference EMG during fatiguing voluntary contractions -Part I: What do the intramuscular spike amplitude-frequency histograms reflect?--; Journal of Electromyography and Kinesiology, 18(1), 26-34, 2008, 2.
- [9] G. V. Dimitrov, T. I. Arabadzhiev, J. Y. Hogrel, N. A. Dimitrova: Simulation analysis of interference EMG during fatiguing voluntary contractions -Part II: Changes in amplitude and spectral characteristics-; Journal of Electromyography and Kinesiology, 18(1), 35-43, 2008, 2.
- [10] 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, 75(751), 695-702, 2009, 3.
- [11] D. Farina, R. Merletti: A novel approach for precise simulation of the EMG signal detected by surface electrodes; IEEE transactions on biomedical engineering, 48(6), 637-646, 2001, 7.
- [12] L. Mesin, D. Farina: An analytical model for surface EMG generation in volume conductors with smooth conductivity variations; IEEE transactions on biomedical engineering, 53(5), 773-779, 2006, 5.
- [13] 鈴木正和, 木竜徹, 牧野秀夫, 斎藤義明: 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; 電子通信学会技術研究報告, 86(233), 21-28, 1986, 11.
- [14] 木塚朝博, 増田正, 木竜徹, 佐渡山亜兵: 表面筋電図, 東京電機大学出版局, 2006.