



# 表面筋電図の振幅に対する皮膚インピーダンスによる影響の検討

吉田, 正樹  
市橋, 則明  
篠原, 英記  
本間, 康浩

---

## (Citation)

神戸大学医療技術短期大学部紀要, 7:41-45

## (Issue Date)

1991

## (Resource Type)

departmental bulletin paper

## (Version)

Version of Record

## (JaLCD0I)

<https://doi.org/10.24546/80070157>

## (URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/80070157>



# 表面筋電図の振幅に対する皮膚インピーダンスによる 影響の検討

吉田正樹, 市橋則明  
篠原英記, 本間康浩

## 緒言

臨床医学, リハビリテーション, 体育科学などの分野において, 筋活動を直接反映している筋電図がしばしば用いられている。特に表面筋電図は筋の上に電極を貼り付けるだけで測定できるので無侵襲的に筋の活動を捕らえることができる。表面筋電図には多くの情報が含まれており適切な処理をすることによりこれらの情報を取り出すことができる。発生筋力の指標としては振幅の絶対値が用いられる<sup>1)</sup>。運動単位の数と大きさの推定には振幅の2乗の平均値と4乗の平均値が用いられる<sup>2)</sup>。また筋疲労<sup>3)</sup>, 筋の構成要素組成<sup>4)</sup>, 運動単位の発火頻度<sup>5)</sup>などの推定には周波数解析が用いられる。

表面筋電図は多くの情報をもっているが, 測定に用いられる電極の条件によってその情報は歪んでしまう。振幅情報は電極の大きさ<sup>6)</sup>・電極間隔<sup>6)</sup>・電極インピーダンス<sup>7)</sup>に, 周波数情報は電極間隔<sup>8)</sup>によって影響を受ける。また皮膚インピーダンスが高いと雑音が混入する可能性が高いことも報告されている<sup>9)</sup>。このように表面筋電図は多くの物理的要因によって影響を受けるため振幅情報の定量的評価は一般的には行われていない。しかし定量的評価が実施されると筋力増強を筋肥大による増加と神経性の増加に分けて評価することも可能である<sup>10)</sup>。振幅情報の定量的評価を行うため, 本研究では, 皮膚インピーダンスが筋電図の振幅に与える影響に

ついて定量的に検討することを目的とする。なお, 通常皮膚インピーダンスとして計測されるのは電極インピーダンス, 筋組織の抵抗, 皮膚抵抗, ペーストの抵抗などの和であるが, 本研究では主として皮膚抵抗に着目する。

## 方 法

被験者は5名(男性1名, 女性4名, 平均年齢 $23.0 \pm 4.5$ 歳)である。対象筋は大腿直筋とした。表面筋電図は直径8mmの銀塩化銀電極を電極中心間隔12mmで筋中央部に貼り付けた。ただし終板の分布している部位付近は避けた。

膝関節は90度屈曲位とし, 膝関節伸展力を10秒間でゼロから最大張力の30%になるように一定の割合で張力を増加させた。膝関節伸展力は筋力測定器(OG技研, GT-30)を用いて測定した。筋電増幅器(フルサワ・ラボ, FEMG-8)を用いて差動増幅した筋電図と張力は, サンプル周波数1kHzでAD変換した後パーソナルコンピュータ(エプソン, PC286LS)に保存した。保存したデータは0.25秒ごとにデータを区切りパーソナルコンピュータにて筋電図の絶対値を求め, 遮断周波数2Hzの高域遮断処理により積分筋電図(IEMG)を算出した。同時にその区間の張力の平均値を求めた。また, 皮膚インピーダンスはデジタルマルチメータ(ソーア, 3430)を用いて測定した。

一回の測定が終了すると, 皮膚抵抗を低減さ

せるためにアルコールによる脱脂, 皮膚前処理剤 (日本光電, スキンピュア) による皮膚の処理, 粘着テープによる皮膚角質層の除去のいずれかを実施した。そして, 電極を同じ位置に貼り付けて同様の実験を繰り返した。以上を1日に数回繰り返した。

再現性の確認のために同様の手順の実験を異なる日に実施した。ただし, 電極は毎回同じ位置に貼り付けた。

## 結 果

一人の被験者より測定した張力と IEMG の関係の例を図1に示す。張力が増加すると共に IEMG は増加している。この傾向は皮膚インピーダンスが異なっても同じ傾向を示している。しかし皮膚インピーダンスが大きい場合

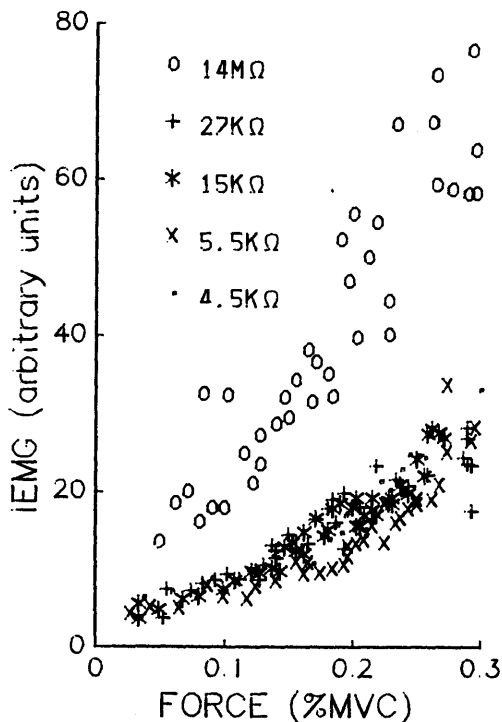


図1 皮膚インピーダンスによる積分筋電図への影響

14MΩなどは皮膚インピーダンスを示す。

はばらつきが大きく, また傾きも大きい。皮膚インピーダンスが約30kΩ以下の場合には IEMG はほぼ同じ傾きである。同じ電極位置で日を変えて測定した結果を図2に示す。電極抵抗が約30kΩ以下の場合を選ぶと, 張力と IEMG の関係はほぼ同じ傾きとなった。以上の結果は, 他の被験者に対しても同じ傾向であった。

## 考 察

皮膚処理による皮膚インピーダンスの変化は主として皮膚抵抗の変化によると考えられる。図3に測定系の等価回路を示す。電極の分極電圧が等しい ( $E_1 = E_2$ ) とすると増幅器の入力電圧  $e_{in}$  は次式で与えられる。

$$e_{in} = \frac{r}{R+r} \cdot \frac{R_{in}}{R_A} \cdot e_s \quad (1)$$

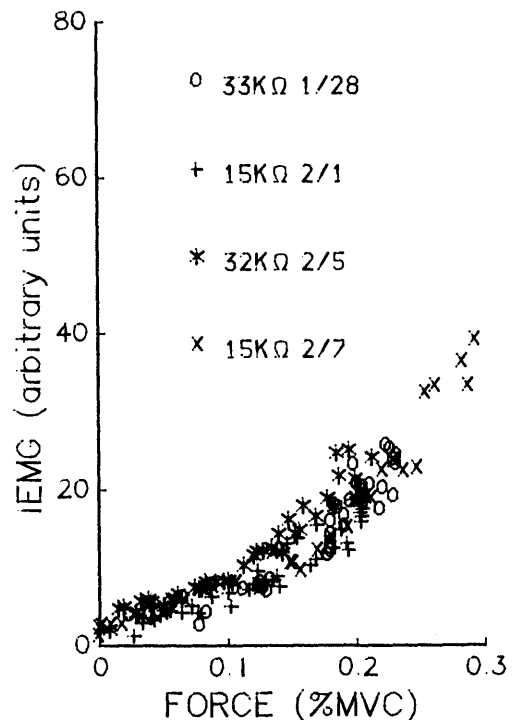


図2 積分筋電図の再現性

33kΩ, 1/28などはそれぞれ皮膚インピーダンス, 測定日を示す。

ただし

$$R_A = \frac{Rr}{R+r} + R_{s1} + R_{e1} + R_1 + R_{in} + R_2 + R_{s2} + R_{e2} \quad (2)$$

である。(1)式より信号源の生体信号をできるだけ忠実に計測するためには、

$$R_{in} \gg \frac{Rr}{R+r} + R_{s1} + R_{e1} + R_1 + R_2 + R_{s2} + R_{e2} \quad (3)$$

としなくてはいけないことがわかる。今回測定した皮膚インピーダンスは図3の増幅器の入力端子から左側をデジタルマルチメータで測定したものである。したがってほぼ(3)式の右辺に等しいものと考えられる。 $R_{e1,2}=100\Omega$ ,  $R_{i2}=500\Omega$ 程度である<sup>10)</sup>ので、最も影響のあるのは皮膚抵抗である。(1)式より皮膚抵抗が大きい場合観測される筋電位の電圧は低くなることがわかる。しかし今回の測定結果は図1に示すように皮膚インピーダンスの高い場合積分筋電図の

値は高くなっている。これは、Okamoto ら<sup>9)</sup>が指摘したように交流雑音が混入していたため振幅が大きくなったものと考えられる。

今回の測定結果をもとに考えると $30\text{ k}\Omega$ 以下の皮膚インピーダンスであれば(3)式が成り立ち、張力と筋電図の振幅の関係への影響が IEMG のばらつきの範囲内に入ったと考えられる。

## 結 語

- 1) 積分筋電図は、同一筋の同一位置から誘導しても皮膚インピーダンスが異なれば値が異なることを示した。
- 2) 同一被験者に対し皮膚インピーダンスが同じであれば、積分筋電図の値はほぼ等しくなることを示した。
- 3) 筋電図測定の際には、皮膚インピーダンスが $30\text{ k}\Omega$ 以下にしなければ測定結果の比較ができないことを明らかにした。

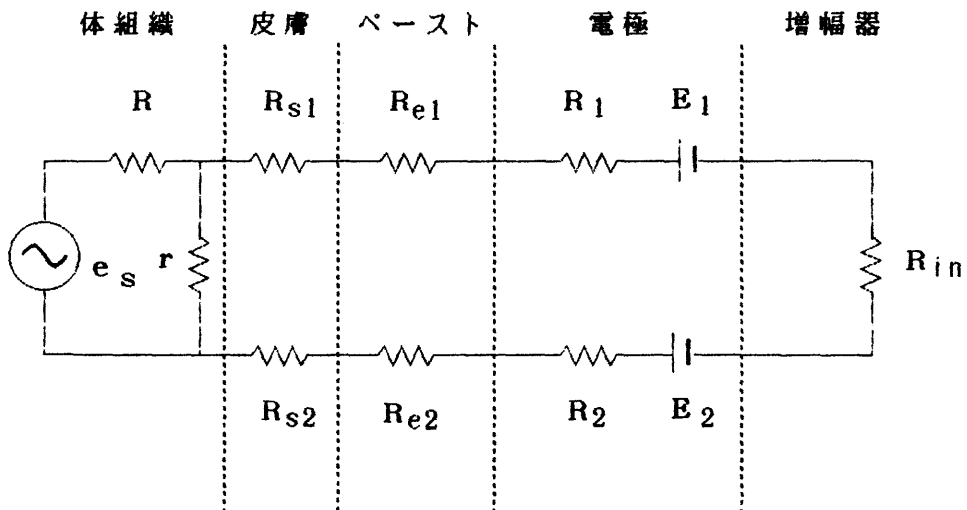


図3 測定系の等価回路

$e_s$  : 信号源,  $R$  : 信号源抵抗,  $r$  : 信号源の周囲の組織の抵抗,  $R_{s1,2}$  : 皮膚抵抗,  $R_{e1,2}$  : ベーストの抵抗,  $R_{1,2}$  : 電極抵抗,  $E_{1,2}$  : 電極の分極電圧,  $R_{in}$  : 増幅器の入力抵抗

## 謝 辞

本研究の実施にあたり測定, データ解析に協力いただきました当時本学学生の千住容子, 西村知子, 藤井幸, 丸山安子, 山本洋之の諸氏に感謝いたします。

Med., 58 : 115, 1979

11. 武田朴 : 電極・センサ BME 1 : 772, 1987

## 文 献

1. Perry J, Bekey GA : EMG-force relationships in skeletal muscle. CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering 7 : 1, 1981
2. 吉田正樹, 彼末一之, 赤澤堅造, 藤井克彦 : 集合筋電位による運動単位数の推定 医用電子と生体工学 19 : 187, 1981
3. 吉田正樹, 中田雅子, 平尾一幸他 : スキー講習会参加者の大腿直筋疲労の筋電図学的考察 神大医短紀要 3 : 99, 1987
4. 永田晟 : 複数筋放電のクロス・スペクトル筋と筋力の科学, 不昧堂出版, 1984, P. 141
5. 吉田正樹, 赤澤堅造 : 集合筋電位のパワースペクトラムと運動単位の発火頻度の関連 バイオメカニズム学会誌 14 : 229, 1990
6. 吉田正樹, 赤澤堅造, 藤井克彦 : 整流積分筋電位の測定精度改善の方法 医用電子と生体工学2 6 : 25, 1988
7. 藤井克彦, 吉田正樹 : 表面筋電位と筋収縮との関連 下顎運動機能と EMG 研究会資料 5 : 1, 1983
8. 金井寛 : 体表面電極の電気特性 医用電子と生体工学 21 : 537, 1983
9. Okamoto T, Tsutsumi H, Goto Y et al : A simple procedure to attenuate artifacts in surface electrode recordings by painlessly lowering skin impedance. Electromyogr. clin. Neurophysiol., 27 : 173, 1987
10. Moritani T, DeVries HA : Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. Amer. J. Phys.

# Influences of Skin Impedance on the Amplitude of Surface Electromyogram

Masaki Yoshida, Noriaki Ichihashi, Hideki Shinohara and  
Yasuhiro Homma

**ABSTRACT :** We investigated the influences of skin impedance on the amplitude of surface electromyogram. The subjects were five healthy volunteers. We measured the surface electromyogram from the rectus femoris during isometric contraction. The surface electromyogram and the knee extension force were fed into a personal computer. The integrated electromyogram (IEMG) was calculated by the rectification and low-pass filtering of the surface electromyogram. The relations between muscle force and IEMG depended on the skin impedance. But in case the skin impedance was less than  $30\text{ k}\Omega$ , the relation between muscle force and IEMG showed almost the same slope.

**Key Words :** Surface electromyogram,  
Skin impedance,  
Integrated electromyogram.