原 著

数学的モデルによる表面筋電位の測定 条件に関する検討

瀬 尾 明 彦*, 梯 正 之*, 水 流 聡 子*
吉 永 文 隆*

ANALYSIS OF MEASURING CONDITIONS OF SURFACE ELECTROMYOGRAM USING MATHEMATICAL MODEL

Akihiko SEO,* Masayuki KAKEHASHI,* Satoko TSURU*
and Fumitaka YOSHINAGA*

To study the measuring conditions of surface electromyogram for work analysis in the field of industrial health, the effect of electrode fixation, electrode distance and electrode-muscle distance were studied using a mathematical model. The results were as follows;

1) The output waveforms of two electrode fixed models, i.e., parallel-fixed model (two electrodes were fixed in parallel to the direction of the muscle fibers) and transverse-fixed model (two electrodes were fixed in transverse to the direction of the muscle fibers) were compared. The maximum output and rectified integrated output of the parallel-fixed model were 2.59 times and 1.2-1.5 times larger than those of transverse-fixed model, respectively. The high output area of the parallel-fixed model was only one round area, but the areas of transverse-fixed model were four round areas which were wider than the area of the parallel-fixed model. The rectified integrated output of the parallel-fixed model was more affected by the location of neuro-muscular junction than that of transverse-fixed model when the electrodes were fixed near the neuro-muscular junction.

2) The rectified integrated output increased by electrode distance, and the changing rate of the rectified integrated output by electrode distance was particularly large when the electrode distance was shorter than 2 cm. The effect was quite similar between the parallel-fixed model and the transverse-fixed model.

3) The rectified integrated output decreased by electrode-muscle distance, and the changing rate of rectified integrated output by electrode-muscle distance also increased when the electrode-muscle distance was short. The effect of electrode-muscle distance was not so large compared with the effect of electrode distance.

Key words : electromyogram; mathematical model; measuring condition

I. は じ め に

表面筋電位 (以下, EMG) は, 労働衛生の分野で腰部負担や上肢負担の評価のために広く使用されている¹⁻⁴⁾. EMG は, 等尺性収縮ではそのレベルと張力が比例関係にあるため姿勢保持作業の負担評価に主に利用されてきた. しかし最近では EMG が高いことは筋収縮が強く負担

が高いと単純に解釈することも可能なことから, 姿勢保持作業に限定せずに多様な姿勢変化を伴う作業の負担評価にも広く利用されつつある⁵⁻⁷⁾.

姿勢変化を伴う作業の EMG を測定する場合, 姿勢によっては皮膚が伸展して双極誘導の2つの電極の間の距離 (以下, 電極間距離) が延長したり, 皮下脂肪が圧排されて電極から筋までの距離 (以下, 電極筋間距離) が変化するなど測定条件がさまざまに変化する. 通常の EMG 測定では電極間距離を 2~5 cm にするが, EMG が電極間距離に応じて変化することはよく知られている⁸⁾. また電極筋間距離も EMG に影響し, 皮下脂肪の

* 広島大学医学部公衆衛生学教室
平成4年5月11日受付

* Department of Public Health, Hiroshima University School of Medicine

Received for publication, May 11, 1992

Fig.1. Parallel-fixed model of surface electromyogram.

薄い部分の EMG は一般に高い傾向がある。電極の固定法についても、通常は2つの電極を筋線維の走行方向にそって固定することが多いが、姿勢変化による関節の屈曲や伸展で電極間距離が変化する可能性のある場合は、その影響を避けるために筋線維の走行方向に直交するように電極を固定すべきだとの考えもある⁹⁾。

姿勢変化を伴う作業の負担評価を EMG で行うためには、これらの要因の影響を考慮した上で利用しなければならないが、現在のところ十分な基礎的研究がなされているとは言いがたい。その理由の一つとして、実測によりこれらの要因を精度よく検討することが困難な点あげられる。たとえば電極間距離を変化させて EMG の変化を測定する場合では、電極に力をかけて電極間距離を変えると電極と皮膚との間のインピーダンスが変化して EMG が安定しない。電極間距離を変えずに小さい電極を多数配置して距離の影響を検討するとしても、小さい電極は大きい電極に比べ皮膚との接触面積の影響を受けやすくなるので、EMG の測定誤差が大きくなる。また、電極筋間距離に影響を与えずに電極間距離のみを変化させること自体も技術的にはかなり困難である。

このような実測による検討が困難な問題に対し、EMG の発生過程を数学的にモデル化して解析する方法が生体工学・制御工学・リハビリテーション医学などの分野で広く用いられている¹⁰⁻¹⁴⁾。本研究では、種々のモデルのうちで Lynn ら¹⁰⁾による EMG 発生モデルを応用し、電極の固定法による違い・電極間距離・電極筋間距離の影響について理論的な検討を試みた。

II. EMG 発生モデルの概要

Fig.1 に EMG 発生モデルを示す。Lynn らによれば¹⁰⁾、EMG は筋線維方向に移動する双極子によって皮膚表面の2つの電極に誘導される電位であるとみなせる。Lynn らの解析は1本の筋線維についてのものである

Fig.2. Transverse-fixed model of surface electromyogram.

るが、本研究ではより実際の筋に近い解析を行うため幅と厚さを持つ筋に拡張して解析することとした。Fig.1 のモデルに示すように、双極子の位置は (x, y, z) で表わされる。原点 $(x, y, z) = (0, 0, 0)$ は2つの電極の中点の筋表面上の点とする。このモデルにおいて、ある筋線維に発生した双極子により電極（点とみなす）に誘導される出力 V は次の式で表わされる。

$$V = \frac{2\rho I}{4\pi} \left\{ \left(\frac{1}{r_{++}} - \frac{1}{r_{+-}} \right) - \left(\frac{1}{r_{-+}} - \frac{1}{r_{--}} \right) \right\}$$

ただし、

$$r_{++} = \sqrt{(x+0.5L-0.5d)^2 + y^2 + (z+D)^2}$$

$$r_{+-} = \sqrt{(x+0.5L+0.5d)^2 + y^2 + (z+D)^2}$$

$$r_{-+} = \sqrt{(x-0.5L-0.5d)^2 + y^2 + (z+D)^2}$$

$$r_{--} = \sqrt{(x-0.5L+0.5d)^2 + y^2 + (z+D)^2}$$

ρ : 筋線維電気伝導率

I : 双極子電荷密度

d : 双極子間距離

L : 電極間距離

D : 電極筋間距離

Fig.1 のモデルは筋線維と2つの電極を結ぶ線を平行に固定したもの（以下、平行固定）であるが、筋線維と2つの電極を結ぶ線が直交する固定（以下、直交固定）は Fig.2 のようになる。直交固定での V は、 r_{++} 、 r_{+-} 、 r_{-+} 、 r_{--} が次のようになる以外は平行固定と同じである。

$$r_{++} = \sqrt{(x-0.5d)^2 + (y+0.5L)^2 + (z+D)^2}$$

$$r_{+-} = \sqrt{(x+0.5d)^2 + (y+0.5L)^2 + (z+D)^2}$$

$$r_{-+} = \sqrt{(x-0.5d)^2 + (y-0.5L)^2 + (z+D)^2}$$

$$r_{--} = \sqrt{(x+0.5d)^2 + (y-0.5L)^2 + (z+D)^2}$$

実際の筋では、神経筋接合部で発生した電氣的興奮は筋線維の走行にそって両方向に伝達する。Fig.1 と Fig.

2 のモデルは1つの双極子のみを取り扱っているが、これは神経筋接合部が電極から十分遠い場所にある場合とみなせる。神経筋接合部を考慮する場合は、神経筋接合部で発生した2つの双極子が同じ速度で逆方向に移動するとみなせばよい。

労働衛生の分野では、そのままの筋電位波形より整流積分筋電位（以下、 V_1 ）が利用されることが多い。1本の筋線維に発生した1個の双極子による V_1 は、双極子が x で a から b まで移動したとすると、平行固定も直交固定も V の絶対値を積分した次の式で与えられる。

$$V_1 = \int_a^b |V| dx$$

ある幅と厚みを持った筋の中を多くの双極子が移動していく場合は、 $x \cdot y \cdot z$ による三重積分値が V_1 となる。

III. 方 法

1. パラメータの決定

モデル解析を行うための各パラメータの値については、計算上、次のように決定した。

1) 電極間距離 L ：使用する電極の大きさに応じて短絡しない距離に設定される。ここでは $0 \sim 10$ cm の範囲をとることとした。

2) 電極筋間距離 D ：皮膚と皮下脂肪の厚さで決まる。ここでは $0.5 \sim 5$ cm とした。

3) 筋の大きさ：これは x, y, z の範囲で規定される。 x は筋線維の長さに相当するので、 $-20 \sim +20$ cm, y は筋の幅に相当するので $-10 \sim +10$ cm, z は筋の厚さに相当するので $0 \sim 5$ cm の範囲をとることとした。

4) 双極子間距離 d ：これについては実測値はない。単一筋線維の電気的興奮は持続時間が約 1 ms で伝導速度が 4.7 m/s¹⁵⁾ であることからその幅は 0.47 cm となるが、これが双極子間距離に相当するとみなしてここでは 0.5 cm とした。なお Lynn らはその根拠は明らかにしていないが 0.6 cm 相当の値を利用している。

5) 筋線維電気伝導率 ρ と双極子電荷密度 I ：この2つのパラメータは出力の絶対値を規定する係数であるが

実測値は報告されていない。本研究では絶対値を求める必要はないので、 $2\rho I/4\pi=1$ とし解析することとした。

2. 解析方法

前述のパラメータを利用して次の解析を行った。

1) 固定法による出力の違い：1つの双極子が $x=-20 \sim +20$ cm と移動した場合の V の変化を、 y が $-10 \sim +10$ cm の範囲で求めた。また、筋線維上の位置 $x=0 \sim 10$ cm に神経筋接合部があり、そこから双方向に双極子が 20 cm 移動した場合の V の変化をも求めた。いずれの場合も、 $L=3$ cm, $D=2$ cm, $z=0$ cm とした。

2) 電極間距離 L と V_1 の関係： $D=2$ cm とし、 L が $0 \sim 10$ cm と変化した場合の V_1 （双極子は1つで、 x が $-20 \sim +20$ cm, y が $-10 \sim +10$ cm, z が $0 \sim 5$ cm まで変化した場合の V の絶対値の三重積分値）を求めた。

3) 電極筋間距離 D と V_1 の関係： $L=3$ cm とし、 D が $0.5 \sim 5$ cm と変化した場合の V_1 （双極子は1つで、 x が $-20 \sim +20$ cm, y が $-10 \sim +10$ cm, z が $0 \sim 5$ cm まで変化した場合の V の絶対値の三重積分値）を求めた。

解析には、パーソナルコンピュータ Macintosh（アップルコンピュータ社）のもとで作動するプログラム Mathematica¹⁶⁾ と、広島大学情報処理センターの大型コンピュータ HITAC M-680 のもとで最適化 FORTRAN77¹⁷⁾ による積分プログラムを作成して利用した。

IV. 結 果

1. 固定法による違いについて

Fig. 3 に平行固定と直交固定の各出力波形を示す。平行固定の V は、2つの電極の中心の位置 ($x=0$ cm, $y=0$ cm) で最大 0.0954 となり、その前後の位置 ($x=\pm 3.16$ cm, $y=0$ cm) で最小 -0.0292 となる。したがって、 $y=0$ cm 付近の筋線維による出力波形は3相性となる。これに対し直交固定の V は、2つの電極の前後の位置 ($x=\pm 1.29$ cm, $y=\pm 1.74$ cm) で最大 0.0368 あるいは最小 -0.0368 となり、2つの電極の中心を通る位

Fig. 3. Output waveforms of two fixed models. $L=3$ cm, $D=2$ cm, $z=0$ cm.

Fig.4. High output areas of two fixed models ($L=3$ cm, $D=2$ cm, $z=0$ cm). The round areas are high absolute output areas of more than 50% of maximum output level. ● : location of electrodes.

Fig.5. Relationship between location of neuro-muscular junction (X_0) and relative V_1 ($L=3$ cm, $D=2$ cm, $z=0$ cm). The relative $V_1(X_0)$ (relative V_1 at X_0) are calculated by the following equation; $\text{Relative } V_1(X_0) = V_1(X_0)/V_1(X_0 \rightarrow \infty) \times 100[\%]$. For detailed explanation, refer to text.

置 ($x=0$ cm あるいは $y=0$ cm) では 0 となる。したがって $y=0$ cm を除く筋線維による出力波形は 2 相性となる。出力振幅の最大値と比較すると平行固定は直交固定の 2.59 倍となっている。

Fig.4 に V の絶対値が最大値の 50% 以上になる高出力領域を示す。平行固定では 2 つの電極の中心とする楕円形の領域が高出力となるのに対し、直交固定では 2 つの電極を含まない 4 つの領域が高出力となる。 y の幅で比較すると、平行固定は ± 1.91 cm、直交固定は ± 3.51 cm (0 cm 付近の低出力領域も含む) と、直交固定は 1.84 倍の幅の筋線維の興奮を特に強く反映することになる。

神経筋接合部を考慮したモデルでの V は、2 つの双極子による合成波形となるため、Fig.3 よりも複雑な波形になる。ここでは数値的に神経筋接合部位の影響を捕らえやすくするために、双極子位置で積分した V_1 を求めることとした。積分は、筋線維上で神経筋接合部位置か

Fig.6. Relationship between electrode distance L and rectified integrated output V_1 .

ら 2 つの双極子が逆方向に 20 cm 移動する範囲で行った。 y は、 V が最大の変動を示す位置として、Fig.3 の結果より平行固定では 0 cm、直交固定では 1.74 cm とした。Fig.5 に結果を示す。 V_1 は、神経筋接合部位置が無遠にあるときの V_1 を 100% とした相対値で示している。神経筋接合部が 2 つの電極の中心から 5~6 cm 以上離れると V_1 は大体一定になる。しかし 0~1.5 cm のときは、平行固定では 0~80%、直交固定では 65~100% の範囲で V_1 は変化する。

2. 電極間距離 L と V_1 の関係

Fig.6 に示すように、 L が長くなるのに応じて V_1 は高くなる。平行固定のほうが直交固定より全体的に 1.35~1.39 倍のレベルであるが、曲線の形はほぼ同じである。

Fig.7 に L が ± 0.5 cm 変化した場合の V_1 の変化率を示す。固定法による差はほとんどないため、2 つの固定法の曲線はほぼ重なっている。いずれの固定法においても L が短い場合は V_1 の変化率が非常に大きく、1 cm では平行固定 98.4%、直交固定 98.6%、2 cm でも平

Fig.7. Relationship between electrode distance L and changing rate of V_1 . Changing rate of $V_1(L)$ (V_1 at L) is calculated by the following equation; Changing rate of $V_1(L) = \frac{|V_1(L+0.5) - V_1(L-0.5)|}{V_1(L)} \times 100$ [%].

行固定 47.4%, 直交固定 47.6% の変化率となっている。

3. 電極筋間距離 D と V_1 の関係

Fig.8 に示すように、 D が長くなるのに応じて V_1 は低くなる。この傾向は D が小さい場合に特に強い。平行固定のほうが直交固定より全体的に 1.24~1.54 倍のレベルであるが、曲線の形はだいたい同じである。

Fig.9 に D が ± 0.5 cm 変化した場合の V_1 の変化率を示す。平行固定に比べ、直交固定の変化率は 5% 前後大きい。いずれの固定法でも D が短いほど変化率は大きい。1 cm では平行固定 48.9%, 直交固定 55.3% 2 cm では平行固定 37.4%, 直交固定 42.2% と、 L による変化率に比べると小さい。

V. 考 察

1. 固定法について

労働衛生の分野の論文ではほとんどが平行固定を利用しており直交固定を用いたものは少ない。今回の結果により、出力の大きさ、限局性、神経筋接合部の影響、出力の安定性の 4 点から両固定方法の比較を行う。

まず出力の大きさについては、平行固定は直交固定に比べ、原波形の最大値では 2.59 倍、整流積分値 (x , y , z の三重積分値) では 1.2~1.5 倍の出力が得られる。最近では測定器の増幅率に余裕があるので出力が大きいくことは決定的な利点とはならないが、周囲の電氣的ノイズが入る可能性のあるフィールドでの使用も考えるとやはり出力の大きい平行固定のほうが有利といえる。

次に EGM がどの程度限定した範囲の筋線維の興奮を反映するかという限局性については、平行固定は 2 つの電極の中心を中心とする 1 つの領域内の筋興奮を最大に反映するのに対し、直交固定は電極と少しはなれた 4 領

Fig.8. Relationship between electrode-muscle distance D and rectified integrated output V_1 .

Fig.9. Relationship between electrode-muscle distance D and changing rate of V_1 . Changing rate of $V_1(D)$ (V_1 at D) is calculated by the following equation; Changing rate of $V_1(D) = \frac{|V_1(D+0.5) - V_1(D-0.5)|}{V_1(D)} \times 100$ [%].

域の筋興奮を最大に反映する。したがって筋の限局した狭い領域の筋興奮を周辺の他の筋の影響を受けないようにして捕らえようとする、限局性のよい平行固定が望ましいといえる。しかし逆に、比較的大きな筋の興奮をできるだけ総合的に評価しようとする場合には、限局性の強い平行固定よりも広範な領域の筋興奮を反映する直交固定のほうが適するといえる。

神経筋接合部の影響については、神経筋接合部が電極に近いといずれの固定法でも V_1 は変動しやすい。ただし直交固定のほうが変動幅が小さく有利である。

出力の安定性については、 L の変動に対する V_1 の変動率はほとんど同じであるが、 D の変動に対する V_1 の変動率は平行固定が直交固定よりわずかに小さい。しかし実際の測定において筋線維の伸縮による影響を受けやすいのは筋線維方向に電極を固定する平行固定なので、屈曲伸展による変化が生じやすい部位や姿勢では直交固定のほうが望ましいと思われる。

以上まとめると、平行固定は出力が大きく限局性がよいが神経筋接合部や屈曲伸展の影響を受けやすいのに対し

し、直交固定は出力がやや小さく限局性は悪いが、広い範囲の筋の活動度を反映しやすく神経筋接合部や屈曲伸展の影響は受けにくいという特性がある。したがってどちらかの固定法が常に優れているとはいえず、目的に応じて使い分ける必要があると思われる。なお実際には正確に筋線維に平行あるいは直交して電極を固定することはほとんど不可能なため、平行固定の成分と直交固定の成分が混在することになる。たとえば平行固定に直交固定の成分が混在すると、出力も限局性も低下することになる。こういった影響も EMG の再現性や解釈の際に注意すべきポイントになると思われる。

2. 電極間距離 L の影響について

従来のように一定の保持姿勢での測定を比較評価する場合は、 L が同一の状態での比較となるので、 L の影響が問題となることは少ないと思われる。しかしさまざまな変化する姿勢での測定結果を比較する場合は、測定部位によっては姿勢に応じて L がかなり変化する。今回の結果によると、特に L が 2 cm 以下と短い場合は V_1 の変動が非常に大きくなるので注意が必要である。 L の変動による影響を避けるためには、前述したように影響を受けにくい固定法や固定場所を選ぶことや、 L をある程度長めにすることも重要であろう。また、 L は体表面から簡単に計測できるので測定後に補正する方法も考えられる。なお非常に短い L での測定には、皮膚の伸展・屈曲や発汗による電極の短絡を避けるため、小さい電極を 1 つの台座に複数固定したタイプのものがすでに利用されている^{8,18-20}。このような電極を利用すれば、 L が短くてもその変動の影響は受けなくて済む。

3. 電極筋間距離 D の影響について

D の変動による影響も、 L の変動による影響と同様に一定の保持姿勢での比較では問題とならないが、異なる姿勢間の比較や運動中の測定では体位や肢位による皮下脂肪の変位や体動による振動などで D が変動することがありうる。今回の結果では D による V_1 の変動は L による V_1 の変動に比べると小さいが、実際の測定でどの程度の変動が生じるか不明なため、 D と L のいずれが影響が大きいかは判定できない。ただし、屈曲の状態により皮膚がたるみやすい肩・頸部・臀部などで測定する場合、衣服などで電極固定部が圧迫される場合、肥満者で体位や肢位により皮下脂肪が変位しやすい場合などでは少なくとも D の変動の影響に注意を払う必要がある。

4. 実際の筋電位との相違について

今回の結果は、あくまで現象を単純化したモデルによる解析結果であり、いくつかの点で実際の筋電位とは異

なっている。

その 1 つが電極を面積のない点とみなしていることがある。正確にはより厳密なモデルによる解析が必要であるが、電極に面積がある場合の V は、おおまかには電極の存在する領域内の V の平均値に近い値になると予想される。このため、Fig. 3 に示した波形変化に比べ電極の大きさが大きければ大きいほど滑らかで変動の小さな波形になるはずである。電極面積が小さいと皮膚との接触抵抗の影響を受けやすくなるが、忠実な波形記録にはできるだけ電極が小さいほうがよいことになる。

もう 1 つの大きな相違点としては実際の筋電位測定では時間的な経過で記録し積分されるのに対し、今回のモデルでは位置的な経過で表示し積分した点がある。Fig. 3 に示した筋電位波形については、 x の軸を双極子の移動速度 (約 5 m/s) で割れば、筋電位の時間的な変化とみなせる。しかし Fig. 6~9 に示した積分電位 V_1 については、単純には時間的な経過に変換できない。実際の筋電位は多くの筋線維上で発生している個々の興奮の総和である。ただし、個々の筋線維の興奮は完全にランダムに発生するのではなく、干渉による効率低下を避けるために、ある筋線維のブロック単位で同期して興奮するとされている²¹。この現象をモデル化すると、ランダムなブロック単位で興奮する筋線維を仮定するシミュレーション解析を行うことになる。しかし、十分に長い時間で相互に干渉しない興奮がブロック単位でランダムに発生することは、すべての筋線維で同じ頻度で相互の干渉なく興奮が発生することと同じとみなせる。これは位置的積分に相当するので、結局、時間的な積分と位置的積分は同様な結果を与えるはずである。

その他、 V_1 での検討では神経筋接合部を考慮しないモデルで解析している点がある。神経筋接合部は、負担評価のための筋電位測定ではほとんど考慮されていないようであるが、興奮の伝導速度の検討には重要なポイントとして指摘されている¹⁸⁻²⁰。今回の結果によると、特に平行固定で 2 つの電極が神経筋接合部を挟むように固定された場合、 L の変動などで電極と神経筋接合部との相対的位置がずれると非常に大きな変動が生じる可能性がある。しかし電極が神経筋接合部から 4~5 cm 以上離れれば、全体的に V_1 が 1~2 割低下するだけなので、Fig. 6~9 に示した結果に大きな影響はないと思われる。

VI. ま と め

姿勢変化のある作業の表面筋電位に影響する因子を検討するために、数学的な筋電位発生モデルにより電極の固定法・電極間距離・電極筋間距離の影響について検討

し、次の結果を得た。

1) 電極の固定法については、2つの電極を筋線維と平行に固定する平行固定法と直交するように固定する直交固定法とを比較した。その結果、平行固定は出力が大きく狭い領域の筋電位を捕らえているのに対し、直交固定は出力がやや小さいが広い領域の筋電位を捕らえていることが判明した。また神経筋接合部位が電極に近いと、平行固定では特に出力が変化しやすいことも判明した。

2) 電極間距離による整流積分電位の変動については、電極間距離が長くなるほど整流積分電位が増大していた。この電極間距離による変動は、電極間距離が短いほど大きいことが確認された。電極間距離による変動は平行固定と直交固定ではほとんど同じであった。

3) 電極筋間距離による整流積分電位の変動については、電極筋間距離が長くなるほど整流積分電位は低下していた。この変動も電極筋間距離が短い場合に大きい、電極間距離による変動よりも小さかった。

本研究の一部は平成2年度文部省科学研究費補助金(課題番号02770293)によって行われた。また、本研究の一部は第65回日本産業衛生学会(1992年、徳島)にて発表した。

文 献

- 1) 大西徳明, 渡辺明彦, 進藤弘基, 多賀谷幸子, 小木和孝, 斉藤むら子. 重量物取扱い作業者の腰部負担に関する実証的研究. 労働科学 1985; 61(2): 59-82.
- 2) 横森 求, 樋口健治, 中川武夫, 松本忠雄, 山田信也. 直進走行中のオートバイのライダーの腕の緊張. 産業医学 1989; 31: 421-428.
- 3) McGill SM, Norman RW, Sharratt MT. The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. Ergonomics 1990, 33: 147-160.
- 4) Moore A, Wells R, Ranney D. Quantifying exposure in occupational manual tasks with cumulative trauma disorder potential. Ergonomics 1991; 34: 1433-1453.
- 5) 徳永力雄, 諸田修一. 携帯型筋電モニター計の開発と試用経験. 産業医学 1988; 30: 774.
- 6) 大西徳明, 三宅康彦, 三木 肇, 福田 均. タバコ幹刈収穫作業の作業負担に関する人間工学的研究. 労働科学 1988; 64: 533-543.
- 7) 井谷 徹, 甲田茂樹, 竹内 研, 青山英康. 表面電極筋電図による作業中局所筋負担評価. 産業医学 1986; 28: 713.
- 8) 吉田正樹, 赤沢堅造, 藤井克彦. 整流積分筋電位の精度改善の方法. 医用電子と生体工学 1988; 26: 25-31.
- 9) 岡田守彦. 姿勢保持における筋負担. 姿勢シンポジウム論文集. 1971: 25-36.
- 10) Lynn PA, Bettles ND, Hughes AD, Johnson SW. Influences of electrode geometry on bipolar recordings of the surface electromyogram. Med Biol Eng Comput 1978; 16: 651-660.
- 11) 三田勝巳, 宮側敏明, 赤滝久美. 急速動作開始前における筋活動電位の非定常解析. 医用電子と生体工学 1987; 25: 15-20.
- 12) 谷江和雄, 藤川昭雄, 阿部 稔, ほか. 筋電位の解析(主として上腕二頭筋について). バイオメカニズム学会, 編. バイオメカニズム3. 東京: 東京大学出版会, 1975: 73-84.
- 13) 渡辺 瞭, 福本一朗, 池田研二, 斉藤正男, 大島正光. ストローク運動時の四肢筋の微小振動の分析. バイオメカニズム学会, 編. バイオメカニズム4. 東京: 東京大学出版会, 1978: 69-76.
- 14) 榊原久司, 稲井義正, 原田尚文, 島野元雄. 筋電の周波数情報を用いた多機能前腕義手の制御. バイオメカニズム学会, 編. バイオメカニズム4. 東京: 東京大学出版会, 1978: 131-138.
- 15) 真島英信. 生理学. 東京: 文光堂, 1986: 49-75.
- 16) Wolfram S. Mathematica: a system for doing mathematics by computer. New York: Addison-Wesley Publishing Company, Inc., 1988.
- 17) 日立製作所. プログラムプロダクト VOS1-S, VOS1, VOS2, VOS3最適化FORTRAN77, HAP FORTRAN 77 言語. 横浜: 日立製作所, 1984.
- 18) Sadoyama T, Masuda T, Miyano H. Optimal conditions for the measurement of muscle fibre conduction velocity using surface electrode arrays. Med Biol Eng Comput 1985; 23: 339-342.
- 19) 白石 恵, 岡田守彦, 増田 正, 佐渡山亜兵. 筋電位多点計測による体幹背部の神経支配帯の分布. バイオメカニズム学会, 編. バイオメカニズム11. 東京: 東京大学出版会, 1992: 193-203.
- 20) 増田 正, 佐渡山亜兵, 白石 恵. 筋収縮力と筋線維伝導速度. バイオメカニズム学会, 編. バイオメカニズム11. 東京: 東京大学出版会, 1992: 205-211.
- 21) Kanosue K, Yoshida M, Akezawa K, Fujii K. The number of active motor units and their firing rates in voluntary contraction of human brachialis muscle. Jpn J Physiol 1979; 29: 427-443.

著者への通信先: 瀬尾明彦, 〒734 広島市南区霞 1-2-3 広島大学医学部公衆衛生学教室 *Reprint requests to* Department of Public Health, Hiroshima University School of Medicine, 1-2-3 Kasumi, Minami-ku, Hiroshima, 734 Japan (A. Seo)