## 単一運動単位の活動電位波形の表面筋電位構成への貢献

# 森本 茂<sup>1)</sup> 加茂美冬<sup>2)</sup>

# CONTRIBUTION OF SINGLE MOTOR UNIT ACTION POTENTIAL TO SURFACE MYO-ELECTRIC SIGNALS

#### SHIGERU MORIMOTO and MIFUYU KAMO

#### Abstract

In the present study, we attempted to reconstruct the surface myo-electric signals from monopolarly recorded motor unit action potentials (MUAPs), and to construct a method of analysis for extracting information from surface ME signals on the recruitment behavior among motor units.

1) The waveform of a single MUAP of a surface electrode recorded monopolarly consisted of three phases : first, a positive, second, a negative transient and, third, a positive phase except for the end-plate region. The appearance of each phase could be interpreted from the field potential in the volume conductor produced by conduction of action potentials from the end-plate to the myotendinous junction.

2) Waveforms of MUAPs indicated that the positive phase and the negative phase are the same in area. In surface ME signals, coincidence of the phase areas was observed. Therefore, it was inferred that all the motor units producing the interfered surface ME signal showed a tendency to coincide with respect to the area between the two phases.

3) The fact that MUAPs consisted of three phases during conduction means that the contribution potential for a recorded electrode changes according to the position of the action potential on the muscle fiber (s). Therefore, the potential of a surface myoelectric signal represents the sum of the contributed potentials from activated motor units.

4) The amplitude of surface ME potentials tended to be other than 0 V as tension increased.

5) Considering the reconstruction of a surface ME signal involving many activated motor units from the contribution potential, the surface ME potential depends on the number of recruited motor units with a different waveform, in addition to the magnitude of synchronization and grouping discharge among motor units.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 2000, **49**: 157~170) **key words**: Surface Myo-Electric Signal, Motor Unit Action Potential, Monopolar Recording

## I.緒 言

骨格筋収縮時に発生する電気現象を,皮膚表面 から導出する表面電極法と直接筋中から運動単位 活動電位を導出する方法は,ヒトの随意運動及び 反射性運動の神経機構を探る上で重要な方法のひ とつである.

表面電極法により導出-記録された随意的筋力 発揮中の筋電位(表面筋電位)の振幅,積分値が発

 1)横浜国立大学教育人間科学部保健体育講座運動生理学 〒240-8501 神奈川県横浜市保土ヶ谷区常盤台79-2
2)横浜国立大学教育人間科学部

〒240-8501 神奈川県横浜市保土ヶ谷区常盤台79-2

揮筋力に比例し<sup>1,2)</sup>,その周波数成分の変化が筋 疲労状態に相関すること<sup>2,4)</sup>などの報告が成され ている.この経験的な事実が医療や運動生理学な どの分野で応用されている.

表面筋電位は骨格筋の機能的な構成単位である 筋線維群(運動単位)の活動電位が相互に干渉し あったものとされるが,相互の干渉と共に導出電 極,電位発生源である筋線維と記録電極の距離等 に伴うフィルター効果により表面筋電位から単一

Laboratory of Applied Physiology, Faculty of Education and Human Sciences, YOKOHAMA National University. 運動単位(脊髄α-運動ニューロン)の活動様式を 演繹することは困難とされてきた.そのため表面 筋電位の特徴周波数を,筋内埋入電極で導出した 運動単位の活動と相関させる間接的な解析方法が とられている<sup>5,6)</sup>.

一方で,筋内埋入電極で導出した運動単位活動 電位は活動参加閾値張力,発火頻度,活動参加し ている運動単位数など表面筋電位に比べ詳細な解 析がなされている.

Morimoto et al.<sup>77</sup>は、表面電極を用いて単一運 動単位活動電位の導出が可能なことを報告した. また、Morimoto<sup>89</sup>、森本と加茂<sup>99</sup>は、表面単極法 で同一の運動単位の活動電位を、運動終板上から 筋-腱移行部までの各部で導出できることを示し た.これは、表面単極法で導出した単一運動単位 の電位から多数の運動単位による表面筋電位を再 構成する事を原理的に可能にした.

本報告では表面単極法で導出した単一運動単位 活動電位から表面筋電位を再構成する事を試み た.その結果,発揮筋力に依存した表面筋電位の 増大は活動電位波形の異なる運動単位の活動参加 と活動運動単位が筋線維に造る分布状態,活動電 位の群化,同期化に起因する事を示唆させ,これ までの経験則の実験的な裏付けに成るものと考え た.また,分布状態と同期化,群化から構成され る表面筋電位を別々に抽出する可能性が示唆され た.

## Ⅰ.実験方法

被験者は現在に至るまで神経性及び筋性の疾患 経歴のない健康成人5名(女性1名,男性4名, 年齢20~46歳)とした.実験に先立ち,被験者に 実験の目的,方法,実験実施に際しての危険性を 十分に説明を行い,実験参加の同意を得た.

## A. 電気信号の導出, 記録

被験筋は内側広筋を用い,単一運動単位の活動 電位導出には直径 5 mm の皿形銀-塩化銀電極を 用いた.導出された信号は 1 Hz から 5 kHz の周 波数帯域で差動増幅した(ダイヤメデイカルシス テム, DPA-400 C). この時,入力インピーダン スは 20 MΩ とした. 被験者は台に腰掛け両側の 下腿を下垂した. 足関節部に発生する膝関節の伸 展筋力を検出するためにロードセル(昭和計測器, RTB-200 K)をベルトを介して固定した. 膝関節 角度は90度とし,筋力発揮は等尺性とした. ロー ドセルからの出力は動ひずみ増幅器(日本電気三 栄,6M84)にて増幅した. 電気信号と張力信号 は全て PCM データレコーダ(ソニーマグネス ケール, PC-180 M)にて DAT テープに記録し, 後のデータ処理に用いた. また,全ての信号はシ ンクロスコープ(岩崎通信, SS-5702)に表示し被 験者にフィードバックさせると共に,験者へのモ ニターとして用いた.

#### B. 電極の装着方法

以下に示す様に,対の導出電極に十分な距離を 持たせ実質的な単極法とした.すなわち,目的と する単一運動単位上の皮膚に装着した電極を関電 極(導出電極)とし,不関電極を膝蓋骨上に装着し た.関電極と不関電極との距離は100 mm 以上と したため電極間抵抗は40 kΩ 程度となった.

単一運動単位の活動電位は,単一運動単位の運 動終板上<sup>8)</sup>と,筋線維の走行に沿った遠位末梢側 の任意の位置の3点から同時に導出した.遠位末 梢側では運動単位活動電位波形に4成分(Fig.1: P2,P3,P4)が明確に区別できる位置とした.運 動終板からP4(最も末梢の電極装着位置)までの 距離は,30~40 mm の範囲にあった.

表面筋電位を導出する場合も、電極装着位置, 導出方法は単一運動単位と同様の方法とした.た だし、運動終板の位置の推定は、増田<sup>10)</sup>, Morimoto et .al.<sup>7)</sup>の解析方法に基づいた.

#### C.実験手順

実験に先立って、被験者の随意的最大筋力 (MVC: Maximal Voluntary Contraction)の測定 と、表面単極法で単一運動単位活動電位を導出で きる位置<sup>7)</sup>の検索を行った("Ⅲ.実験結果, A. 表面単極法により導出される単一運動単位の活動 電位波形"を参照). MVC は本実験姿勢におい て5秒間一定保持可能な筋力とし、5名の被験者 で 550 N から 750 N の範囲にあった.

単一運動単位の活動電位を導出する課題では, 被験者は前もって検索した運動単位の活動参加閾 値(Fth:Recruitment Threshold Force)を筋力発揮 勾配 10 N/s で求めた後,1)活動参加閾値筋力, 2)参加閾値の2倍,及び3)参加閾値の3倍の 筋力,を10秒間一定保持した.

表面筋電位を導出する課題では,発揮張力の目 標値は5%,10%,20%及び40%MVCとし,被 験者は目標張力を10秒間一定保持した.

2種類の実験課題ともに、各々の試技は充分な 時間間隔(2分以上)をあけて5回行い、目標張力 は無作為の順序でシンクロスコープ画面上に提示 した.2つの実験課題は、被験者に長時間(60分 以上)同一姿勢を維持する負担を考慮して、別の 日に行った.

実験期間を通じて、実験室内の温度は摂氏24度 から27度の範囲にあった.

#### D. 波形処理

保存データを再生し,運動終板上の運動単位活 動電位に信号処理装置(日本電気三栄、7T-08)の トリガーレベルを設定し,単一運動単位の活動電 位を加算平均した. 運動単位は筋中に混在して存 在するため、発揮筋力の増加で観察対象とする運 動単位以外の運動単位も活動参加してくる.加算 平均は観察対象外の運動単位の波形を除く目的で 行った.この時,加算回数は30回とした.加算結 果から半波整流にて陽性相又は陰性相を抽出し. 各々の面積を算出した(日本電気三栄,7T-08). 同様に、表面筋電位も半波整流し陽性相と陰性相 に分けた後に面積の算出を行った. 信号処理装置 は2.2秒(High pass filter=0.07 Hz)の時定数,入 カインピーダンスは 100kΩ を持った. 以上の解 析は、発揮筋力が目標筋力に一致した時点より2 秒から4秒までの2秒間の信号を用いた.

#### E. 統計処理

単一運動単位波形及び表面筋電位波形における 陰性相と陽性相の面積の平均値の差の検定は,対 応のある t 検定により行った.また,筋線維走行 に沿った3点以上の部位において或いは3つ以上の目標筋力において記録された単一運動単位波形及び表面筋電位波形のパラメータの平均値の差の検定には、一元配置分散分析を用い、差が認められた場合に Fisher の多重比較を行った. これらの検定は p<0.05 をもって有意とした.

## Ⅲ.実験結果

# A.表面単極法により導出される単一運動単位 の活動電位波形

Fig.1は、表面単極法にて内側広筋から導出し た単一運動単位の活動電位波形を示している.活 動電位波形は基本的に3相性を呈した(P2,P3,P 4)が、運動終板上での活動電位(P1)は、P2,P3, P4の波形における第1相目が欠如した波形とな り2相性で構成された.

波形 P1 の第2相目と波形 P2. P3. P4 での第 3相目の陽性の緩徐な電位変化に重なる形で一過 性の陽性電位が観られ(Fig. 1 ♣), このピークは 波形間で時間的に一致して発現した.本報告での 波形は従来報告されている単一運動単位の活動電 位波形と一致した波形構成にあった<sup>8.9)</sup>.

実質的な活動電位波形の解析に先立ち,電位発 生源の筋線維(群)と導出電極間の距離と,活動電 位波形との関係を検討した.Fig.2は,Fig.1に



Fig. 1. Representative traces of an averaged motor unit action potential at a knee angle of 90 deg from right m. vastus medialis: recorded at (upper to lower) 0, 11, 22 and 33 mm distal to the end-plate region. 30 consecutive records were averaged.



Fig. 2. Relation between the distance and, the amplitude and duration of motor unit potentials. D (abscissa) was defined as the distance on the skin surface from the position, where the maximum amplitude and shortest duration were recorded, to the recording electrode placed rectangular direction against the longitudinal axis of muscle fiber.

 $T/T_{d=0}$  (O) and  $V/V_{d=0}$  ( $\bullet$ ) represents the relative change of the duration and the amplitude for the duration and the amplitude at D=0.

示した運動単位活動電位(P2)を用いて,筋線維 走行方向に垂直(内側,外側方向)に導出電極の位 置を移動し,活動電位の振幅と持続時間を測定し た結果である.活動電位の振幅は基線(0電位線) から陰性相のピークまでの電圧,持続時間は陰性 相と基線との2交点間の時間とした.最も大きな 振幅と短い持続時間を記録できた位置を距離0 mm(D:Fig.2)とし,皮膚上での移動距離に対し て振幅と持続時間を相対的変化として表した.こ こで,Dは筋線維(群)と導出電極までの正確な距 離を表さず定性的な距離となる.皮膚上の距離が 大きくなるに伴って,振幅の減少と持続時間の延 長が同時に観られた.D=0mmの位置を筋線維 の走行方向に求め,電極装着位置とした.

解析に用いた運動単位 (n = 5)の Fth は

1.5%MVC から 3 %MVC の範囲にあった. Fig. 2 で用いた振幅と持続時間の測定方法にて Fig. 1 に提示した運動単位の活動電位波形を計測した (Table 1). 運動終板からの距離(遠位末梢方向) に従って振幅は増大し,持続時間は P4 の位置で 他より大きな値をとった.全ての運動単位につい て,Fth の筋力発揮時で,P3,P4 の振幅を P2 の振幅に対する相対値 (P3/P2,P4/P2)で表した とき (平均値(最小から最大率の範囲)),P3 で 1.32 (1.24~1.44),P4 で 1.51 (1.39~1.64) で あった.また,持続時間では,P3 で1.10 (1.07 ~1.14),P4 で 1.13 (1.08~1.17) であった.全 ての運動単位で Table 1 と同様の結果が得られ た.

発揮筋力に依存して振幅は増大する傾向にあっ

# 運動単位活動電位と表面筋電位

Table 1. Typical data for the amplitude and the duration of action potentials of single motor unit recorded from 4 different positions along muscle fiber. Mean value and S. D. (each 5 experimental trials) of the amplitude and the duration

of motor unit action potentials from sub.S recorded at 0 (end-plate region : P 1), 15 (P 2), 26.5 (P 3) and 37.5 (P 4) mm distal to the end-plate. The target tension was set at Fth (2.8%MVC), twofold of Fth and threefold of Fth. Fth means the recruitment threshold tension of the objective motor unit.

	A	mplitude (mv)			
Target Tension	Electrode Position	P1	P2	P3	P4
Fth	mean value	0.96	0.95	1.18** **	1.32**、##、 * *
	S.D.	0.03	0.02	0.03	0.01
Fth x 2	mean value	0.91	0.98**	1.23**、##	1.35**、##、**
	S.D.	0.02	0.02	0.01	0.01
Fth x 3	mean value	0.89	* 1.02**	<sup>b,c</sup> 1.3** <sup>,##</sup>	<sup>a,c</sup> 1.44 <sup>**、##、**</sup>
	S.D.	0.04	0.02	0.01	0.01
	D	uration (ms)			
Target Tension	Electrode Position	P1	P2	P3	P4
Fth	mean value	4.45	4.38	4.75	4.91#
	S.D.	0.06	0.18	0.20	0.20
Fth x 2	mean value	4.94	4.56	4.93	5.11#
	S.D.	0.15	0.14	0.12	0.20
Fth x 3	mean value	5.02	4.73**	5.18##	5.29**、##
	S.D.	0.05	0.03	0.06	0.09

Significantly different from the corrensponding values at P1: \*p<0.05, \*\*p<0.01Different from the values at P2; #p<0.05, ##p<0.01, from P3: <sup>††</sup>p<0.01, from Fth: a p<0.05, b p<0.01, from Fthx 2: c p<0.05, d p<0.01.

た (Table 1). 活動参加閾値筋力発揮時に対する 3 倍閾値筋力発揮時の振幅増加率は導出部位で差 違が観られ, Table 1 に示した運動単位では P 2 , P 3, P 4 でそれぞれ1.07, 1.10, 1.09であった. 全ての運動単位について求めた振幅増加率の平均 値 (最小から最大率の範囲)は, P 2 で1.07 (1.05 ~1.19), P 3 で1.12 (1.10~1.16) 及び P 4 で 1.09 (1.08~1.09)であった. また,持続時間の変 化率では、P2からP4でそれぞれ、1.08(1.05~1.08)、1.09(1.06~1.11)、1.08(1.02~1.13) であった.振幅と持続時間を指標とした波形の発 揮筋力に伴った変化様式は、全ての運動単位に置いて、定性的に一致した傾向にあった.

以上の結果から,活動電位の陰性相の面積は運 動終板からの距離,発揮筋力に従って大きな値を とる事が推定できる.陰性相と陽性相の面積値の

Table 2. Typical data for the positive phase area and the negative phase area of single motor unit action potentials recorded from 4 different positions along muscle fiber. Mean value and S. D. of the positive phase area and negative phase area in single motor unit action potentials recorded 4 different positions along muscle fiber. Data were obtained simultaneously with the data shown in Table 1. Each value was calculated from 5 mean value at 5 experimental trials.

		Phase Area (	mV ms)						
Target Tension	Electrode Position	P1		P2		P3		P4	
	Phase Polarity	positive	negative	positive	negative	positive	negative	positive	negative
Fth	mean value	2.32	2.38	2.20	2.23	2.89**.##	2.94**.##	3.24**,##,+	3.24**,##,+
	S.D.	0.17	0.14	0.13	0.10	0.20	0.13	0.18	0.10
Fth x 2	mean value	2.17	2.47	2.36	2.31*	3.21***	* 3.1**,##	3.58**.##	* 3.49**,##,++
	S.D.	0.36	0.07	0.22	0.07	0.16	0.07	0.31	0.03
Fth x 3	mean value	2.08	2.64	2.45	° 2.49	* 3.33 <sup>**,##</sup>	<sup>b,c</sup> 3.38 <sup>**,##</sup>	<sup>a,c</sup> 3.85 <sup>**,##,+</sup>	<sup>b</sup> 3.77 <sup>**,##,+</sup>
	S.D.	0.18	0.22	0.26	0.12	0.25	0.11	0.26	0.13

Significantly different from the corrensponding values at P1: \*p<0.05, \*\*p<0.01Different from the values at P2; #p<0.05, ##p<0.01, from P3: \*p<0.05, \*\*p<0.01, from Fth : a p<0.05, b p<0.01, from P2: c p<0.05, d p<0.01. 導出部位,発揮筋力に伴う変化様式を検討するた めに,活動電位波形の両相の面積をTable1に提 示した運動単位から求めた(Table2).全ての目 標筋力において,両相の面積は共に末梢側で大き な値となった.また,目標筋力の増大に伴い両相 の面積は増大した.陽性相と陰性相との面積値を 比較したところ,P1を除いた記録部位,目標筋 力において,両相の面積間には統計的に有意な差 は認められなかった.他の運動単位においても両 相の面積間で統計的に有意な差は認められなかっ た.Fig.3は観察した全ての運動単位の陰性相, 陽性相面積の比を取り,その平均値を示している. P1以外でほぼ1をとった.

電極の装着位置,発揮筋力の違いにより単一運 動単位活動電位波形の振幅と持続時間が異なる値 となる場合でも,観察した全ての運動単位におい て,活動電位波形の陽性相と陰性相の面積は等値 であることが示された.

## B. 表面単極法により導出される表面筋電位

Table 3 は筋線維の走行方向に沿った異なる4 点から導出した表面筋電位の振幅値を目標筋力毎 に示している.この時,振幅は0.5 ms 毎の筋電 位を測定した(測定点=4001).振幅は,Table 3 の挿入図に示すように,ほぼ0Vを中心にして 分布し,P1を除く記録位置において全ての目標 筋力で振幅の平均値は0となった.挿入図におい て,発揮筋力の増大に伴って振幅は0Vをとる 場合が小さくなり,陽性相と陰性相での電位の絶 対値の最大値は大きくなった(↓).

表面筋電位ついて陽性相と陰性相の面積を求め た結果を Fig. 4 に示した. P1 の位置での記録を 除いて,各記録部位,各目標筋力における陰性相 と陽性相の面積の間には有意差は認められなかっ た.しかし,運動終板上(P1:0 mm)の信号にお いて,陰性相が陽性相に比較し有意に大きな面積 値となった. Fig. 5 は全ての被験者で得られた表



Fig. 3. Ratio of the negative phase area to the positive phase area of single motor unit action potentials recorded at four different positions (at end-plate, 10 mm, 20 mm and 30 mm distal from end-plate) along muscle fiber. Each columns represent the mean value calculated from the mean values from five motor units (four subjects) of 5 experimental trials. Attached bar means standard deviation. Negative/positive phase area was defined as the lower/upper region from the base-line, respectively. 1 at ordinate means that the area was the same between negative and positive phases.

Table 3. Inset: Amplitude histogram of the surface myoelectric signals recorded from P 2 at the target tension of 5, 10, 20 and 40%MVC (upper to lower).

Typical data for the mean amplitude and, the positive and the negative peak amplitude of the surface myoelectric signals recorded from end-plate region, 10 mm, 20.5 mm and 30.5 mm distal from the end-plate during the sustained muscle contraction at the target tension of 5, 10 20 and 40%MVC (subj. M). Analysis was made on the electrical signals for 2 s period.

	target tension	amplitude (mV)				
position	%MVC	mean amplitude	positive peak	negative peak		
	5	-0.001	0.137	-0.118		
P1	10	-0.002	0.267	-0.208		
(end-plate)	20	-0.003	0.467	-0.443		
	40	-0.003	0.692	-0.887		
	5	0.000	0.137	-0.118		
P2	10	0.000	0.272	-0.283		
(10 mm distal)	20	0.000	0.467	-0.418		
	40	0.000	0.712	-0.942		
	5	0.000	0.127	-0.153		
P3	10	0.000	0.282	-0.303		
(20.5 mm distal)	20	0.000	0.402	-0.512		
	40	0.000	0.692	-0.858		
	5	0.000	0.122	-0.193		
P4	10	0.000	0.262	-0.283		
(30.5 mm distal)	20	0.000	0.389	-0.558		
	40	0.000	0 667	-0.938		



Table 3.

Inset

面筋電位の陽性相と陰性相の面積比の平均値を示 している.他の被験者において導出した表面筋電 位も同様の傾向を示し,P1を除いて,陽性相と 陰性相の面積間に統計的に有意な差は認められな かった.

# Ⅳ.考察

# A.表面単極法により導出した単一運動単位の 活動電位波形の構成

本実験方法で導出した単一運動単位の活動電位 波形は4つの成分から成り立った.各相の成り立 ちの仕組みは,容積導体中において活動電位の発 生部位(興奮部)と非興奮部間の電流の向きから, 以下のように考えられる.

1. 第1相陽性電位成分:第1相の陽性電位の立 ち上がり時点は, P2, P3, P4 の電位間で一致し た(Fig. 1 會). これは運動終板における筋線維上 に活動電位が発生した時点を示すと報告されてい る<sup>12)</sup>. すなわち, 第1陽性相は活動電位が電極 部分の到着する以前に発現する現象となる. 容積 導体中で活動電位により発生する電流の方向から 極性を解釈すると, 第1相の陽性成分は活動電位 発生部分へ流れ込む電流の発生部分, すなわち非



Fig. 4. Typical data of the relationship between the positive and the negative phase areas of surface myoelectric signals at the target tension of 5, 10, 20 and 40%MVC (subj. I).

Mean value and S. D. of the positive phase area and the negative phase area in the surface myoelectric signals recorded at 0, 10, 20.5 and 30.5 mm distal to the end-plate (upper to lower). Column and attached bar represents the mean value and standard deviation calculated from 5 mean values at 5 experimental trials.

興奮部分からの電流の流れ出る成分を導出してい ると考えられる.

2. 第2相陰性電位成分:前述の陽性電位の立ち 上がり時点(Fig.1 會)から陰性相のピークまでの 時間は運動終板から導出電極までの距離に正比例 して遅延した. すなわち, P2, P3 および P4 (Fig.1)のピークまでの遅延時間(T)は運動終板 から各々の導出電極までの距離(D)と T=0.336 D+0.230( $R^2$ =0.998)なる関係が得られ,活動電 位の伝導を表す事になる.また,活動電位が電極 装着部分へ伝導した時点と考えると,電流は非興 奮部分から流れ込む方向となる.第1相での電流 方向と逆になり,極性は陰性となる.

運動終板(Fig.1:P1)での活動電位波形が陰性 相から始まる2相性となったことは、電極直下で 興奮が発生することにより電流の吸い込み部とな ることから考えられる.

3. 第3相陽性電位成分:第1相の陽性部分の成 因と同様に解釈できるが,興奮の伝導は電極から 遠ざかる方向となる.

表面単極法(細胞外導出法)の単一運動単位の活 動電位波形(振幅と持続時間)は種々の要因から影 響を受ける.要因の内,筋線維と記録電極との距 離の影響について,筋線維<sup>13)</sup>,運動単位<sup>14)</sup>から 観察した結果,距離に対して振幅は反比例する事 が見出されている.さらに Hakansson<sup>13)</sup>は持続 時間の延長を報告した.Fig.2に示した振幅,持 続時間の変化様式はこれらの報告と定性的に一致 する結果となった.

Table 1 に示した結果を運動単位の筋中の分布 位置と導出電極間の距離が近くなったと解釈した 時,持続時間に距離に依存した短縮が観られな かった結果は Hakansson<sup>13)</sup>, Buchtal et al.<sup>14)</sup>およ び Fig. 5 の成績と矛盾する事になる.単一運動 単位を構成する筋線維は個々において異なる伝導 速度を持つことから<sup>15)</sup>,伝導距離に従った活動 電位分布の発散が生じる.この発散は、表面単極 法の運動単位活動電位波形に振幅の減少,持続時 間の延長として反映される.しかし、筋線維末梢 方向での振幅の増大(Table 1)を発散から説明す る事が困難となる.

Fig. 2 から, Dの振幅と持続時間の変化に対す る寄与に差異があるかを検討した. Dと振幅及び 持続時間の関係を便宜的に二次関数で近似し, D<sup>2</sup> につく係数の絶対値から寄与の大きさを評価 した. 振幅(0.006)は持続時間(0.003)に比較して 距離(D)の寄与が大きいことが得られた.

活動電位波形の変化の考察に対して、運動単位



Fig. 5. Ratio of the negative phase area to the positive phase area of surface myoelectric signals. Each columns represent the mean values calculated from the 5 mean values from 5 motor units. The subject was requested to develop the target tension for 5 times for every target. Attached bar means standard deviation. Negative/positive phase area was defined as the lower/upper region from the base-line, respectively. 1 in ordinate means that the area was same between negative and positive phases.

の位置と導出電極までの距離,活動電位の発散に 加えて寄与率の項を加えた詳細な検討が必要と考 える.

# B. 運動終板上で記録した活動電位波形

森本等<sup>12)</sup>は、運動終板上で単極表面導出され た単一運動単位活動電位波形には筋線維の活動電 位成分に支配神経の活動電位成分が重なる可能性 を示唆し、この支配神経の興奮は記録電極に対し て陰性の電気緊張性電位として導出される事を報 告している.本報告の結果において運動終板上で 導出した運動単位活動電位、表面筋電位がこの緊 張性の電位を同時に導出したものと考えたとき、 陰性相の面積が陽性相に比して大きな値を示した 結果が解釈できる.しかし、運動単位活動電位の 結果では(Fig.3:P1)発揮筋力の増大に伴って陰 性相面積(相対値と1の差分)が大きな値を取った ものの、逆に表面筋電位では(Fig.4:P1)では増 大傾向になかった.発揮筋力の増大に伴う運動単 位の活動参加の増大は興奮する支配神経の数の増 大と同じ意味を持つことから、P1の位置におけ る表面筋電位の陰性相の面積は発揮筋力に比例し て大きくなる事が推定できる.この矛盾に関して、 神経線維の筋線維への接合までの走行方向等の解 剖学的な所見も含めて、支配神経の興奮伝導とそ の導出に更なる詳細な検討を加える必要がある.

# C.発揮筋力に依存した単一運動単位の活動電 位波形

表面単極法により導出した同一の単一運動単位 の振幅と持続時間に,発揮筋力増大に対して,増 大,延長が観察された(Table 1).生理的な条件 では脊髄α-運動ニューロンの興奮は運動終板を 介して支配する全ての筋線維を興奮させると考え られている.従って,任意の位置で単極表面導出 法にて記録される単一運動単位の活動電位は,発 揮筋力の差異があっても,同じ波形となることが 考えられる.加茂と森本<sup>11)</sup>は膝関節角度を90度

に固定し筋力発揮を行ったところ(等尺性筋収 縮),内側広筋の単一運動単位の筋線維長は発揮 筋力 10%MVC から筋力に依存した短縮が見られ たことを報告している。筋線維の短縮は筋線維の 太さ変化をもたらし、太さ変化は細胞外導出によ る活動電位の振幅を増大させる方向に作用する。 従って、発揮筋力の増大に伴う振幅増大は筋線維 の太さ変化に起因する可能性が考えられる。しか し、本報告での単一運動単位の活動電位は9 %MVC 以内の筋力発揮であったため、Table 1の 結果が筋線維長変化に起因した可能性は低い、ま た、筋力の増大は運動単位の活動参加と発火頻 度の上昇により、この発火頻度の上昇(放電間 隔の短縮)は活動電位の伝導速度を増大させる (Morimoto & Masuda)<sup>16)</sup>. 筋線維長変化と共に 伝導速度変化の活動電位波形への影響を個々の筋 線維伝導速度の放電間隔依存性を含めて、詳細な 検討が必要である.

# D.表面導出筋電位波形の陽性相と陰性相の面 積

単一運動単位の活動電位波形は前述(考察:A 項参照)の様に、活動電位(膜電位変化としての活 動電位:Action potential)が容積導体中につくる フィールド電位。または非興奮部から興奮部(活 動電位)への電流の向きと大きさから解釈可能で あった. 容積導体中においた生体から取り出され た系としての神経軸索について, Action potential を起源として細胞内を長軸方向に流れる電流量 と、細胞外を興奮部に戻る細胞外電流量とは同値 になる<sup>17)</sup>. この報告は、膜を横切る外向き電流 量と内向き電流量が等しくなることを示唆してい る.本報告の各種実験条件下(導出位置,発揮筋力) で導出した単一運動単位活動電位波形は両相の面 積が一致した.この結果は生体内と言った有限ま た不等質性(皮膚、皮下脂肪、骨格筋)の容積導体 においても Hodgkin & Rushton<sup>17)</sup>の理論が成立 し、この理論を表面単極法での運動単位活動電位 波形の構成に適応する事が可能であることが示唆 された.

陽性相と陰性相の面積の一致は表面筋電位にお

いても確認された(Fig. 3).表面筋電位を構成す る運動単位の活動電位波形は導出電極までの距離 (筋中の分布状態)や興奮伝導速度などの差異から 運動単位毎に異なる. しかし,波形の異なる運 動単位活動電位から構成された表面筋電位におい て陽性相と陰性相の面積が一致したことから, 個々の運動単位の活動電位において陽性相と陰性 相の面積が等値になることが示唆された.すなわ ち,表面単極法で導出した単一運動単位の電位波 形から多数の運動単位による表面筋電位の再構成 が原理的に可能である事が示唆された.

# E.単一運動単位活動電位波形からの表面筋電 位の再構成

表面筋電位は活動参加する運動単位の活動電位 から構成されるが、表面筋電位の個々の運動単位 活動電位からの再構成過程は未だ解決されていな い(小林)<sup>18)</sup>.ここでは表面単極法で得られた単 一運動単位の電位波形から表面筋電位の再構成を 試み、筋電位の成り立ちと筋電位からの情報抽出 に考察を加えることに主眼を置いた。

運動終板で単一運動単位活動電位が発生し筋ー 腱移行部において消滅するまでの伝導過程で,表 面導出の運動単位活動電位波形が構成される. Fig. 6 の概念図において,3点の運動単位活動電 位 a, b, c (便宜上同一の筋線維上に3つの活 動電位をおいた)は,筋線維上の位置によって導 出電極に $V_a$ , $V_b$ , $V_c$  と異なる電位(貢献電位)と して導出される.すなわち,導出電極では $(V_a + V_c + (-V_b))$ の電位として成立し,任意の時 間の表面筋電位は筋線維上に存在する運動単位の 貢献電位の積分値となる.

単一運動単位の活動電位波形が全て合同である と仮定しさらに活動電位が運動終板から筋-腱移 行部までの筋線維上に密に均一に分布したとき, 任意の導出電極に対する個々の貢献電位の空間的 分布は,単一運動単位の活動電位波形(伝導過程 での貢献電位の軌跡:Fig.6 実線)と同じになる. この時,貢献電位の積分値は0になる.逆説的に, 表面筋電位は電極に対して陽性の電位として貢献 する筋線維上の領域と陰性電位として貢献する領



Fig. 6. Schematic illustration of idea for the production mechanism to construct the potential of surface myoelectrical signals from motor unit action potentials. For convenience, action potentials from three different motor units were put on the same muscle fiber.

域とにある活動電位分布の不均一から生じると考 えることが出来る.従って,運動単位の活動電位 波形の任意の時点の電位が表面筋電位構築に貢献 するため,多くの運動単位から構成された表面筋 電位の干渉波形を運動単位の活動様式まで演繹す ることは困難であると考察できる.

Table 3 とその挿入図に観られるように,表面 筋電位は発揮筋力の増大に伴って最大振幅値(絶 対値)が大きな値を取ると共に,0V をとる場合 が少なくなる傾向をもった.これは前述の考察(密 に均等に分布)に矛盾する結果となった.すなわ ち,発揮筋力の増大に伴って活動参加する運動単 位活動電位の分布に不均一性が大きくなることは 考え難い.ここで振幅の異なる運動単位の活動参 加から表面筋電位の再構成を考えたとき,活動電 位の筋線維上の位置での貢献電位に変容を来た し、上述の仮定から考察した貢献電位の空間的分 布が単一運動単位の活動電位波形と異なってくる ため、均一分布下でも貢献電位の総和が0を取る 確率は低くなる.また,運動単位活動電位間での 同期化,群化は,集団がひとつの"単位"として 波形を構成する.この波形は,異なる波形の運動 単位の活動参加と同様に貢献電位の空間的分布に 不均一性を来し,表面筋電位の振幅増大へ作用す ることが考えられる.以上の考察から,表面筋電 位自体及び筋力発揮に伴う振幅増大と0電位をと る確率が小さくなることは,(1)振幅に差異を持つ 運動単位の活動参加,(2)運動単位相互の活動電位 の同期化,群化,に起因することが提唱でき,経 験則を実験的に裏付けるものと考えられる.

分布状態が構成する筋電位波形では,陽性貢献 電位と陰性貢献電位の総和が時間に不確定的であ るため,ランダムな波形様相を呈することが推測 される.同期化,群化する活動電位の集団は一つ の"単位"として電位波形を構成し伝導する.同 期化,群化の程度が大きくなり"単位"としての 波形が"ランダム波形"に比して十分大きくなっ たとき,伝導に応じた波形を表面筋電位上に構成 することが推定できる.すなわち,表面筋電位を 構成する2種類の波形成分を予測し,種々の波形 解析の適応で新たな情報を表面筋電位から抽出可 能であろう事が示唆された.

## V.要 約

表面単極法により導出した単一運動単位の活動 電位波形から表面筋電位の再構築を試みた.被験 筋はヒトの内側広筋を用い,膝関節角度90度での 等尺性筋力発揮を条件とした.単一運動単位活動 電位および表面筋電位は,運動終板上とその末梢 側の筋線維走行方向に沿った3カ所から同時に 導出した.

- 1)表面単極法にて導出される単一運動単位の活動電位波形は、運動終板上を除いて、基本的に3相性(陽性-陰性-陽性)を呈した.また、3相目に一過性の陽性の電位が重なり、このピークは全ての位置から導出した波形間で時間的に一致して発現した.この波形構成は、運動終板での活動電位の発生から筋ー腱移行部で消滅するまでの伝導過程で容積導体につくるフィールド電位から解釈可能であった.
- 2)単一運動単位の活動電位波形の陽性相,陰性相の面積は,運動終板上を除いて,同値となった.この傾向は発揮筋力に影響を受けなかった.表面筋電位においても,同様に,陽性相と陰性相の面積値は一致した.これら結果は,表面筋電位を構成する全ての運動単位の活動電位において,陽性相と陰性相の面積が一致することを示唆した.
- 3) 0.5 ms 毎に表面筋電位を計測し0V を取る

場合を発揮筋力で比べたところ,高い筋力で低くなった.

- 4)運動単位活動電位は筋線維上の位置によって 導出電極に陽性電位または陰性電位として記録 される領域が存在した(貢献電位).多数の運動 単位活動電位が筋線維上の位置にしたがって異 なる電位を導出電極に貢献し、その総和(積分 値)が任意の時点の表面筋電位を構成すること が類推された.
- 5)表面筋電位を構成する運動単位の活動電位を 便宜上同一であるとしたとき,筋力発揮の上昇 に伴う運動単位の活動参加数の増大と発火頻度 の上昇は筋線維上における活動電位の分布に均 一化をもたらし,表面筋電位は0になる.しか し,この推論は,発揮筋力と表面筋電位との関 係の実験結果に反した.ここで,表面筋電位が 異なる振幅(波形)の運動単位の電位から構成さ れたとき,運動単位の筋線維上の位置での貢献 電位の分布は単一運動単位のつくる貢献電位の 分布と異なる.この場合,表面筋電位が0V を取る確立が小さくなる.従って,表面筋電位 は異なる振幅(波形)の運動単位が活動参加する 事によって構成される事が示唆された.

(受理日 平成11年11月18日)

#### 謝辞

擱筆にあたり,貴重な助言を頂きました渡辺 賢先 生,竹森 重先生(東京慈恵会医科大学生理学第一講 座)に深謝いたします.

この研究の一部は、文部省科学研究費補助金(代表 芝山秀太郎,課題番号 09308002)により行われた.

## VI.参考文献

- Lawrence, J. H. & C. J. DeLuca, Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. J. Appl. Physiol., (1983) 54 : 1653-1659.
- Bigland-Ritchie, B. EMG/Force relations and fatigue of human voluntary contractions. Exerc. Sport Sci. Rev., (1981) 9:75-117.
- 3) Bigland-Ritchie, B., Donovan, E. F. & Roussos, C. S. Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. J. Appl. Physiol., (1981) 51: 1300-1305.
- 4) Petrofsky, J. S. & Lind, A. R. Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained

isometric contractions. Eur. J. Appl. Physiol., (1974) **43**: 173-182.

- Moritani, T. Muro, M. & Nagata, A. Intramuscular and surface elctromyogram changes during muscle fatigue. J. Appl. Physiol., (1986) 60: 1179-1185.
- Lago, P. & N. B. Jones. Effect of motor unit firing time statistics on e. m. g. Spectra. Med. Biol. Eng. & Comp., (1977) 15: 648-655.
- Morimoto, S., Umazume, Y. & Masuda, M. Properties of spike potentials detected by a surface electrode in intact human muscle. Jpn. J. Physiol., (1980) 30: 71-80.
- Morimoto, S. Effect of length change in muscle fibers on conduction velocity in human motor units. Jpn. J. Physiol., (1986) 36: 773-782.
- 森本茂,加茂美冬.単一運動単位の活動電位に観られる電気緊張性電位成分.体力科学(1990)39: 126-132.
  Morimoto, S. & M. Kamo. Appearance of Electrotonic Component in Human Motor Unit Potentials
- 10) 増田 正. 筋電図による筋肉の機能と構造の推定. バイオメカニズム学会誌 (1991) **15**: 132-141.
- 加茂美冬,森本 茂. 等尺性筋収縮中における単 一運動単位の筋線維長変化と筋興奮伝導速度. 体 力科学(1990) 37:216 p Kamo, M. & S. Morimoto. Discharge Pattern of Single Motor Units during Prolonged Activity at the Tension of the Recruitment Threshold and Its Conduction Velocity

- 12) 森本 茂,後藤 宏,服部正明.表面導出法によ る単一運動単位活動電位にみられる非伝導性成分. 体力科学(1986) 35:409 p. Morimoto, S., H. Gotoh & M. Hattori Non-Conducted Component in Motor Unit Action Potential Recorded by Surface Electrode
- 13) Hakansson, C. H. Action potentials recorded intraand extra-cellularly from the isolated frog muscle fibre in Ringer's solution and in air. Acta Physiol. Scand., (1957) 39: 291-312.
- 14) Buchtal, F., Erimino, F. & Rosenfalck, P. Motor unit territory in different human muscles. Acta Physiol. Scand., (1959) 45: 72-87.
- 15) 森本 茂,小野寺 昇,馬詰良樹,増田 允.単 一運動単位を構成する筋線維の持続的筋力発揮に 対する特性.体力科学 (1982) **31**:449-450 Morimoto, S., S. Onodera, Y. Umazume & M. Masuda Conduction Velocity of Muscle Fibers in a Single Motor Unit during Prolonged Activity
- 16) Morimoto, S. & Masuda, M. Dependence of conduction velocity in spike interval during voluntary muscular contraction in human motor units. Eur. J. Appl. Physiol., (1984) 53: 191-195.
- 17) Hodgkin, A. L. & W. H. A. Rushton. The electrical constants of crustacean nerve fibre. Proc. Roy. Soc. (1946) B133: 444-479.
- 18) 小林茂夫. 表面筋電図の測定, 処理, 分析. J.J. Sport. Sci., (1983) 9:671-685