

博士論文

マルチチャンネル表面筋電図モデルを用いた
運動単位の領域推定法に関する研究

赤澤 淳

2007年2月1日

奈良先端科学技術大学院大学
情報科学研究科 情報生命科学専攻

本論文は奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科に
博士（工学）授与の要件として提出した博士論文である。

赤澤 淳

審査委員： 湊 小太郎 教授 （主指導教員）
千原 國宏 教授 （副指導教員）
杉浦 忠男 助教授 （副指導教員）
吉田 正樹 教授 （大阪電気通信大学）

マルチチャンネル表面筋電図モデルを用いた 運動単位の領域推定法に関する研究*

赤澤 淳

内容梗概

随意運動において、筋活動は個々の脊髄前角細胞（運動ニューロン）の活動によって調節される。筋電図は運動ニューロンとそれによって支配されている筋線維群、つまり運動単位（motor unit: MU）の活動を反映する信号であるので、スポーツ科学や臨床医学の分野では筋活動の状態を判定するために、筋電図の計測と解析が広く行われている。しかし現在この計測には針電極が使用されており、非侵襲的な表面電極の活用が強く望まれている。表面筋電図の問題点は、計測される筋電図が個々のMUの活動電位の重畳した干渉波となっており、領域（形状と位置）推定や識別が容易ではないことである。また従来、表面筋電図がMUの形状と位置（皮膚からの深さ）の影響を大きく受けているにもかかわらず、これらを考慮した解析がほとんど行われていない。

本研究ではまず、領域の実用的な推定方法の開発を目的として、単一MUの活動電位（surface motor unit action potential: SMUAP）のピーク電位に着目するモデル駆動型の新しい推定手法を提案した。本法の特徴は、双極誘導した8チャンネルのSMUAPピーク値の分布（SMUAPプロファイル）とモデルにより生成したSMUAPプロファイルとの比較により領域を推定する点にある。第1背側骨間筋（first dorsal interosseous muscle: FDI）の等尺性随意収縮時の筋電図では、上腕二頭筋とは異なり最大値の近傍が平坦なMUのプロファイルが多数存在した。そこで、このようなプロファイルを説明する為に従来の円形とは異なる新しい四角形の領域モデルを仮定し、本法を用いたシミュレーションによってその妥当性を示すとともにMUの位置を推定した。

さらに、弱いレベルの等尺性収縮時に適用することを目指し、SMUAPプロファイルを利用して波形を識別する新しい方法を提案した。提案した識別手法を用いて求めたMUの発射周波数は等尺性収縮時に関して報告されている先行研究の結果と一致した。さらに高い収縮レベルで現れるSMUAPの重畳波形の識別にも適用できるように、フィルタリングとICA、およびクラスタリングを用いる手法を提案し、その有用性を示した。

キーワード

マルチチャンネル表面筋電図、等尺性収縮、運動単位、シミュレーション、識別

奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報生命科学専攻 博士論文、
NAIST-IS-DT0461001

Method of estimating territory of motor units with multi-channel surface electromyograms model*

Jun Akazawa

Abstract

In the voluntary motion, a ventral horn cell (α motor neuron) controls muscle activity. Electromyogram (EMG) is summation of the action potential generated by the motor units (MUs). MU is defined as a single motoneuron and its fibers, therefore in the field of sports medicine, in order to know the muscle activity, there has been studied about the measurement and analysis of EMG. While measurement tool has been invasive needle electrodes, and there has been interest in exchanging needle electrodes to the surface electrodes. It is difficult for surface EMG (SEMG) to detect the territory of MU and to identify the single MU, because SEMG is summation of MU's action potential. In addition, amplitude of SEMG is affected by territory and location of MU. In spite of this, previous studies have not developed the analyzing method considering this fact.

In this thesis, a novel method mainly composed of the simulation model was proposed for firstly estimating both territory and location of MU. Focusing on the peak amplitude of a surface motor unit action potential (SMUAP) which is measured by bipolar electrodes, the proposing method was estimating territory and location of MU by comparing the observed SMUAP with that obtained from the model. On the first dorsal interosseous muscle (FDI) of isometric contraction, most of SMUAP profiles were flat-topped, which was different from that of short head of biceps brachii muscle. In order to explain this profile, the estimating method was applied with the square shaped territory model and the usefulness of the proposed method was showed to explain MU location.

The present study also proposed a novel method for identifying SEMG by using SMUAP profile at low force level of isometric contraction. Decomposition of SEMG was effectively done with the proposed algorithm and firing rates of MU agreed with the result previously reported for isometric contraction. Moreover, a method of decomposing overlapped SMUAP was proposed, where a digital weighted low-pass differential (WLPD) filter, independent component analysis (ICA), and classification were utilized.

Keywords: Multi-channel surface EMG, Isometric contraction, Motor unit, Simulation, Decomposition

Doctoral Dissertation, Bioinformatics and Genomics, Department of Information Systems, Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS- DT0461001

目次

| | | |
|-------|--------------------------|----|
| 第1章 | 緒言 | 1 |
| 第2章 | 運動単位の計測に関する知見 | 5 |
| 2.1 | 緒論 | 5 |
| 2.2 | 運動単位について | 6 |
| 2.3 | 筋電図の計測方法 | 8 |
| 2.4 | 運動単位の活動様式に関する知見 | 11 |
| 第3章 | 運動単位のシミュレーション | 18 |
| 3.1 | 緒論 | 18 |
| 3.2 | 運動単位の活動電位生成のモデル | 18 |
| 3.3 | シミュレーション結果 | 22 |
| 3.4 | 考察 | 25 |
| 3.5 | 結論 | 25 |
| 第4章 | 活動電位の時空間的特徴を利用した運動単位の識別法 | 26 |
| 4.1 | 緒論 | 26 |
| 4.2 | 実験方法 | 26 |
| 4.2.1 | 第1背側骨間筋の筋電図計測装置 | 26 |
| 4.2.2 | SMUAP プロファイルの作成方法 | 31 |
| 4.2.3 | 単一運動単位発火の識別の手順 | 32 |
| 4.3 | 結果 | 36 |
| 4.3.1 | SMUAP の識別の結果 | 36 |
| 4.3.2 | 発射周波数の算出 | 39 |
| 4.4 | 考察 | 42 |
| 4.5 | 結論 | 43 |
| 第5章 | 独立成分分析による運動単位の識別方法 | 44 |
| 5.1 | 緒論 | 44 |
| 5.2 | 独立成分分析について | 45 |
| 5.3 | 実験方法 | 47 |
| 5.3.1 | 実験装置と実験方法 | 47 |
| 5.3.2 | 処理方法 | 47 |
| 5.4 | 実験結果 | 54 |
| 5.5 | 考察 | 57 |

| | | |
|-------|--------------------------|----|
| 5.6 | 結論 | 57 |
| 第6章 | 運動単位の形状と位置の推定方法 | 58 |
| 6.1 | 緒論 | 58 |
| 6.2 | 運動単位のテリトリと位置の推定方法 | 59 |
| 6.3 | 結果 | 62 |
| 6.3.1 | 計測結果 | 62 |
| 6.3.2 | 運動単位のテリトリに関するモデル解析 | 64 |
| 6.3.3 | シミュレーションによる運動単位の形状と位置の推定 | 66 |
| 6.4 | 考察 | 69 |
| 6.5 | 結論 | 69 |
| 第7章 | 結語 | 71 |
| | 謝辞 | 74 |
| | 参考文献 | 75 |
| | 研究業績 | 81 |

図目次

| | | |
|-------|--|----|
| 図 2.1 | 運動単位 | 5 |
| 図 2.2 | 実測例 (A)発射周波数と(B)サイズと数の推定結果 | 7 |
| 図 2.3 | 運動単位の活動様式を示す模式図 | 8 |
| 図 2.4 | 運動単位の活動電位 | 9 |
| 図 2.5 | 針筋電図の例 | 10 |
| 図 2.6 | 針電極による運動単位の活動の計測例 | 12 |
| 図 2.7 | 針電極により運動単位のテリトリを計測した例 | 14 |
| 図 2.8 | ネコの運動単位のテリトリを PAS 染色した例 | 15 |
| 図 2.9 | 表面筋電信号から張力を推定する方法 | 17 |
| 図 3.1 | SMUAP の数学モデル | 21 |
| 図 3.2 | シミュレーションで生成した SMUAP | 23 |
| 図 3.3 | 運動単位のサイズと深さを変えたときの電位分布の差の割合 | 24 |
| 図 4.1 | 実験システム | 29 |
| 図 4.2 | 等尺性随意収縮時における実験結果 | 30 |
| 図 4.3 | 計測した筋電図から SMUAP プロファイルを作成する方法 | 31 |
| 図 4.4 | 表面活動電位波形を識別するフローチャート | 35 |
| 図 4.5 | SMUAP プロファイルの作成、クラスタリングとチャンネル選択の方法 | 37 |
| 図 4.6 | SMUAP 波形のクラスタリング | 38 |
| 図 4.7 | SMUAP の識別結果の一例 | 39 |
| 図 4.8 | 識別した運動単位の発射周波数のヒストグラム | 41 |
| 図 5.1 | ICA の原理 | 46 |
| 図 5.2 | MUAP 識別の概要 | 48 |
| 図 5.3 | MUAP 識別のための処理手順 | 49 |
| 図 5.4 | WLPD フィルタを用いて得られた筋電図 | 50 |
| 図 5.5 | ICA を用いて得られた信号 | 51 |
| 図 5.6 | 重畳がある場合の MUAP の識別 | 56 |
| 図 6.1 | SMUAP の数学モデルによって作成した SMUAP プロファイル | 60 |
| 図 6.2 | 等尺性随意収縮時における実験結果 | 63 |

| | | |
|-------|---|----|
| 図 6.3 | SMUAP の最大値 P_{CH}^{\max} のヒストグラム (10% MVC)..... | 64 |
| 図 6.4 | テリトリと SMUAP プロファイルとの関係の解析..... | 66 |
| 図 6.5 | 推定結果 | 68 |

表目次

| | | |
|-------|--|----|
| 表 5.1 | ICAMUAP を対象として成分毎に 10 個のクラスに分類した結果 | 53 |
|-------|--|----|

第1章 緒言

我々は筋を収縮させて、手を上げる、歩く、走るといった運動を行っている。このような筋の活動状態を知るための方法として、筋電図 (Electromyography : EMG) がある。脊髄の1個の前角細胞によって支配される末梢神経・筋線維群は運動単位(あるいは神経・筋単位)と呼ばれ、筋収縮の機能的な最小単位である。筋電図は筋収縮に伴って出現する活動電位を記録したもので、運動単位の電氣的活動を捉えた検査が可能となる。筋電図には、筋内部に針電極を挿入して観測する針筋電図と皮膚表面に電極を置いて観測する表面筋電図がある。針筋電図は電極近傍の運動単位の電位波形を微細に観察するには適しており、臨床医学では、神経や筋肉の機能を調べる検査方法として日常利用されている。針電極が侵襲的であるのに対して、表面電極は非侵襲的であるので、表面筋電図はスポーツ科学やリハビリテーションの領域、そして最近では工学の領域でも大いに活用されている [1・1, 1・2, 1・3]。

臨床医学の分野においては、観測される波形から疾患(筋ジストロフィー、多発性筋炎など)の検査が行なわれる。つまり、感覚障害、運動障害、そして筋緊張異常などの症状の診断に有用な検査方法である。臨床検査には、さらに誘発筋電図検査がある。誘発筋電図は経皮的に神経を電気刺激し、表面電極からその誘発電位を検出するものであり、主に神経伝播速度の測定に用いられる。このため、筋電図による検査は、神経筋疾患の診断、重症度の判定、治療経過のフォローなどにとって欠くことのできないものとなっている。

リハビリテーションの分野においては、運動療法や物理療法の効果検証が必要であり、表面筋電図は簡便に、かつ客観的に評価できるツールとしてその重要性が増している。表面筋電図のスポーツ科学への応用も重要な意義がある。ヒトの関節の動きはビデオカメラなどの画像によって動作分析が可能であるが、選手の各部の筋の使い方は容易には把握できない。表面筋電図により、それらは容易に見ることができ、また運動開始前にどの筋が活動を開始しているかなども観測することができる。

最近、ロボット工学、とくにヒューマノイド型ロボットの研究に注目が集まっており、ヒトの運動の解析が工学的な立場からなされている。この場合、単に、

ヒトや動物の動きだけでなく、ヒトの歩行時や物体のハンドリング時において手足の各筋がどのような力を発生して円滑な運動が遂行されているかを調べる研究も活発にされている。表面筋電図から筋の発生する力を推定する手法の開発など、バイオメカニクス研究が盛んである。しかし、現状ではまだ十分に満足いくレベルには達していない。表面筋電図の処理法ならびに運動単位の活動様式まで踏み込んだ高度な表面筋電図 力関係を説明出来るモデルが必要となっている。

実用化までは時間がかかるかも知れないが、表面筋電図の最も価値ある研究テーマは筋萎縮性側索硬化症(ALS)の早期診断であると考えられる。それは早期診断が可能と考えられる有用な方法が全く見つからないからである。近年、ALS、運動ニューロン病など、進行性で、かつ死に至る危険な神経・筋系の疾患が多く見られ、ALSは難病に指定されている。ALSにおいては軽症では通常通り力を発生できるが、進行していくと運動ニューロンの数が減少し、ついには力も発生できなくなる。早期診断ができれば、適切な治療により疾患の進行を極めて効果的に食い止めることができ、また薬物効果の判定が逐次可能となる。画像診断や血液検査では、ALSの早期診断は困難であり、現在は、運動単位の総数を推定する針電極を用いた誘発筋電図利用の方法が適用されている。しかし、針電極を使用するため侵襲的であり、非侵襲的に表面電極を用いて運動単位の識別や数の推定を行なえる革新的な信号処理法の開発が強く望まれている。

信号処理法の候補に Kanosue ら [1・4]による筋電図発生モデルを利用して運動ニューロンの数、サイズの分布を推定する方法がある。しかし、この方法を臨床の場で適用するためには運動単位の領域(単一の運動単位に属する筋線維が分布する形状と位置、以下テリトリと略す)の推定、および運動単位の発火を識別できる簡便な手法の開発が必要である。本研究を開始した背景及び動機の1つはここにあった。一方、表面筋電図から、ヒトの肘屈曲動作における上腕屈筋の運動単位の活動を解析した報告[1・5]があるが、運動単位の識別を目視で行っている。それは、運動単位の発火を識別する手法は研究論文としていくつかの報告はあるが[1・6]、実際に適用できるような有用な手法を見出すことができなかったからである。本研究では、運動単位の識別を行なう有用な手法の開発も必要であると考えた。

処理能力の高い識別法の開発を目的とした場合、マルチ表面電極で計測するこ

とが時間的・空間的な特徴を抽出できるので妥当であると考えた。つまり、筋活動の有無、あるいは開始時刻など、比較的単純な解析に用いる場合には、広く使用されている表面電極で十分である。しかし、運動単位の識別などの詳細な解析を行なうためには電極や信号処理に工夫が必要である。一般の表面筋電図では運動単位の発火の識別は難しい。このことから、微小な電極を多数皮膚表面に置くことで、運動単位の識別を容易にする手法が開発され、この手法により、伝播速度、神経筋接合部の位置、発射周波数などの計測が行われている[1・1, 1・5, 1・6]。これまでは、表面筋電図の利用は上腕二頭筋などの大きい筋を対象とした研究報告が多く、手の筋についての報告は非常に少ない。第 1 背側骨間筋(First Dorsal Interosseous muscle、以下 FDI と略す)の運動単位の活動様式については針電極を用いた研究報告があるが、表面筋電図の解析はほとんど無い。特に、運動単位のテリトリの推定に関する報告はほとんどない。ALS において、病が進行するに伴い、運動ニューロンが死滅し、運動単位の形状は拡大していく。一般的に、手の筋は神経疾患の症状が早期に発現する。その為、研究対象の被験筋とすることは臨床応用の点では非常に意義がある。そこで本研究では FDI を主たる被験筋とした。ただし、被験者はすべて健康な男子である。

研究のはじめに、筋電信号発生モデルと時間的空間的な特徴を考慮したマルチ表面筋電図のモデル解析を行い、その結果を踏まえて識別や推定を行う処理法を提案した。なお本研究において最も力点をおいたのは第 6 章のテリトリの推定である。推定を臨床に適用するには運動単位の識別を行い、その次に推定を行うことが一般的であるので、識別法の開発も研究対象とした。ここでは、識別の原理および処理法を提案することを主目的としており、第 4 章、第 5 章では比較的少数の計測結果を示すに留まっている。実験条件は最も基本となる等尺性収縮であり、発生張力は最大随意収縮の約 5~20%である。

以下に各章の概要を示す。

- 1) 第 1 章では、本研究の背景、意義を述べる。
- 2) 第 2 章では、神経・筋システムの概要、運動単位の活動様式、計測方法、そして、計測した信号から運動単位の活動を解析する方法を述べる。また計測処理の課題を説明する。
- 3) 第 3 章では、計測した筋電図を逆解析することにより運動単位のテリトリを

推定する上で必要となる筋電図発生モデルについて述べる。

- 4) 第4章では、FDIを被験筋として、7チャンネルの表面電極を用いて表面筋電図を記録する方法を述べ、運動単位の空間的な特徴(テリトリ)が表面筋電図に表れることを説明する。そして、表面筋電図に表れるMUAP(運動単位活動電位)のピーク値を各チャンネルに対してプロットしたSMUAPプロファイルを利用した運動単位の識別方法について述べる。ここでは、MUAPの重畳の可能性が低い波形のみ対象とする。
- 5) 第5章では、MUAPの重畳が在る場合にも適用できる識別法の開発を行う。方法は、独立成分分析(ICA)を利用し、各運動単位のMUAP信号列は互いに独立なモデルと仮定し、7チャンネルのマルチ表面筋電図から独立な成分を抽出する。次に、ICAの結果得られた各成分について、クラスタリングにより運動単位の識別を行い、表面筋電図からMUAPを切り出し、パターンマッチングによりMUAPの識別を行い、2つのMUAPが重畳している場合にも識別のアルゴリズムが有効であることを示す。
- 6) 第6章では、第3章で述べたモデルと第4章で述べたSMUAPプロファイルを用いてテリトリの推定を行う方法について述べる。次に、等尺性収縮時のFDIを対象にして、テリトリの推定を行ない、FDIでは扁平な形状の運動単位が存在することを示す。
- 7) 第7章では、本研究の結果をまとめる。

第2章 運動単位の計測に関する知見

2.1 緒論

神経筋の機能的な単位である運動単位、運動単位の活動電位、筋電図、信号の処理方法、先行研究と課題を述べる。

2.2節では、随意収縮における運動単位の活動様式、サイズ原理を説明する。計測処理結果の妥当性の検証において、運動単位に関する知見は理論的な根拠となる。

筋電図の歴史は古く、これまでに社会のニーズに対応して種々の計測法が提案されてきた。2.3節ではこれまでに報告されてきた計測法について簡単に述べる。

最近では運動単位の計測に、多数の表面電極を使用するマルチ表面電極法が適用されている。そして、運動単位の発火の識別、形状・位置の推定に関する手法が開発されている。これらの先行研究の現状と課題を2.4節で述べる。

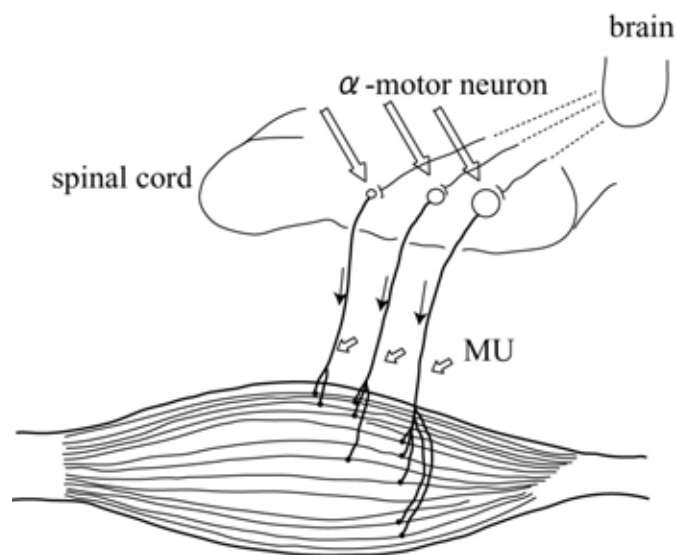


図 2.1 運動単位

2.2 運動単位について

運動単位の生理学的なメカニズムの概略[2・1,2・2,2・3]を説明する。筋は非常に多くの筋線維からなる。脊髄前角細胞(運動ニューロン)からのパルスにより数十~数百の筋線維が収縮する。一つの運動ニューロンとそれに支配されている筋線維群の単位を運動単位(Motor Unit、MU)と呼び(図2.1)、筋収縮における機能的な最小単位である。図2.2にヒトで測定された発射周波数、数、サイズと発生張力の関係を示す[2・4,2・5]。

- (1) 1つの筋は多数の運動単位からなる。
- (2) 運動単位のサイズは異なる。大きいサイズの運動単位は、運動ニューロン自体が大きく、支配する筋線維の数が多く、その為に発生する収縮力が高い。
- (3) 大きいサイズの運動単位は大きな活動電位を発生する。
- (4) 個々の運動単位には閾値があり、大きいサイズの運動単位は閾値張力が高い。つまりヒトが随意に力を増加させるとき、サイズの小さい運動単位から順番に活動を開始する(サイズ原理)(図2.2(B))。
- (5) 活動を開始する張力(閾値張力)より大きい張力では、その運動単位は活動を継続している。
- (6) 筋全体として発生する力は各運動単位の発生する張力の総和であるので、以下の3つの要因によって制御されている。
 - () 運動単位の発射周波数
 - () 収縮中の運動単位の数
 - () 収縮中の運動単位のサイズ
- (7) 筋張力の制御は、発射周波数の調節と運動単位の参加による[2・3]。つまり張力を増大させるにつれて、個々の運動単位が活動を開始し、活動する運動単位の数が増し、そして発射周波数は増加する(図2.2(A))。
- (8) 一般的に、サイズの大きい運動単位の収縮速度は速いが早く疲労する。一方、サイズの小さい運動単位は収縮速度が遅く、疲労しにくい。

以上の特性を基にすると、筋の発生力と運動単位の活動との関係は図2.3により模式的に示すことができる。図Aは弱い張力のときで、図B、図Cの順に張力は

大きい。張力を増加させるとき、小さいサイズの運動単位から順に活動を開始し、発射周波数(汗の数で表現)も増大していく。運動単位の数、小さいほど多い。

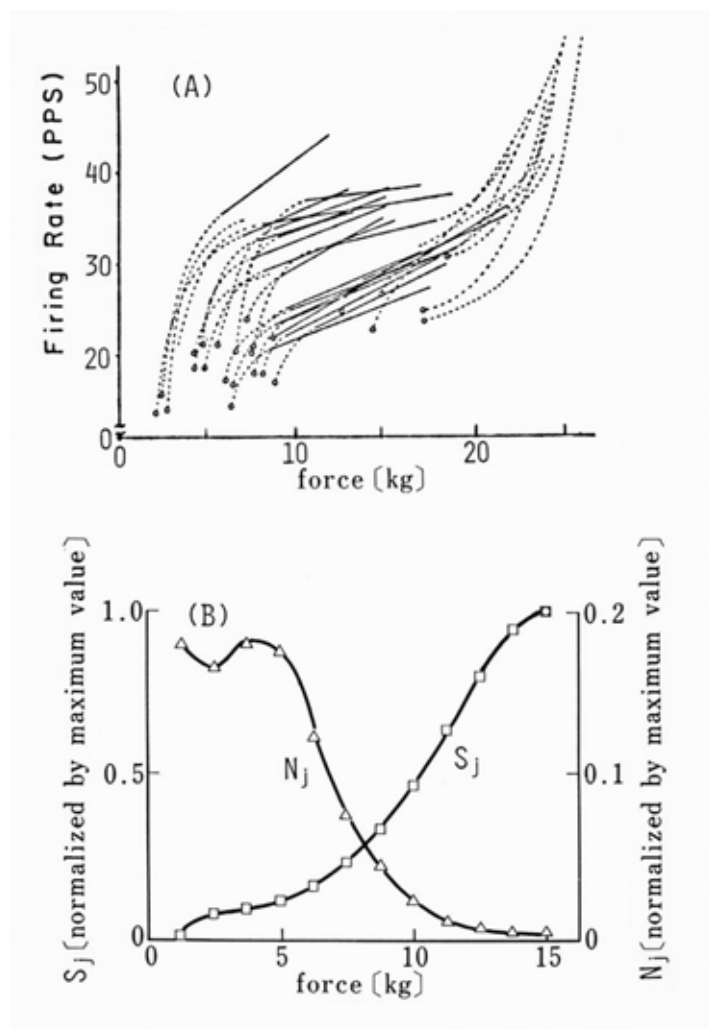


図 2.2 実測例 (A)発射周波数と(B)サイズと数の推定結果

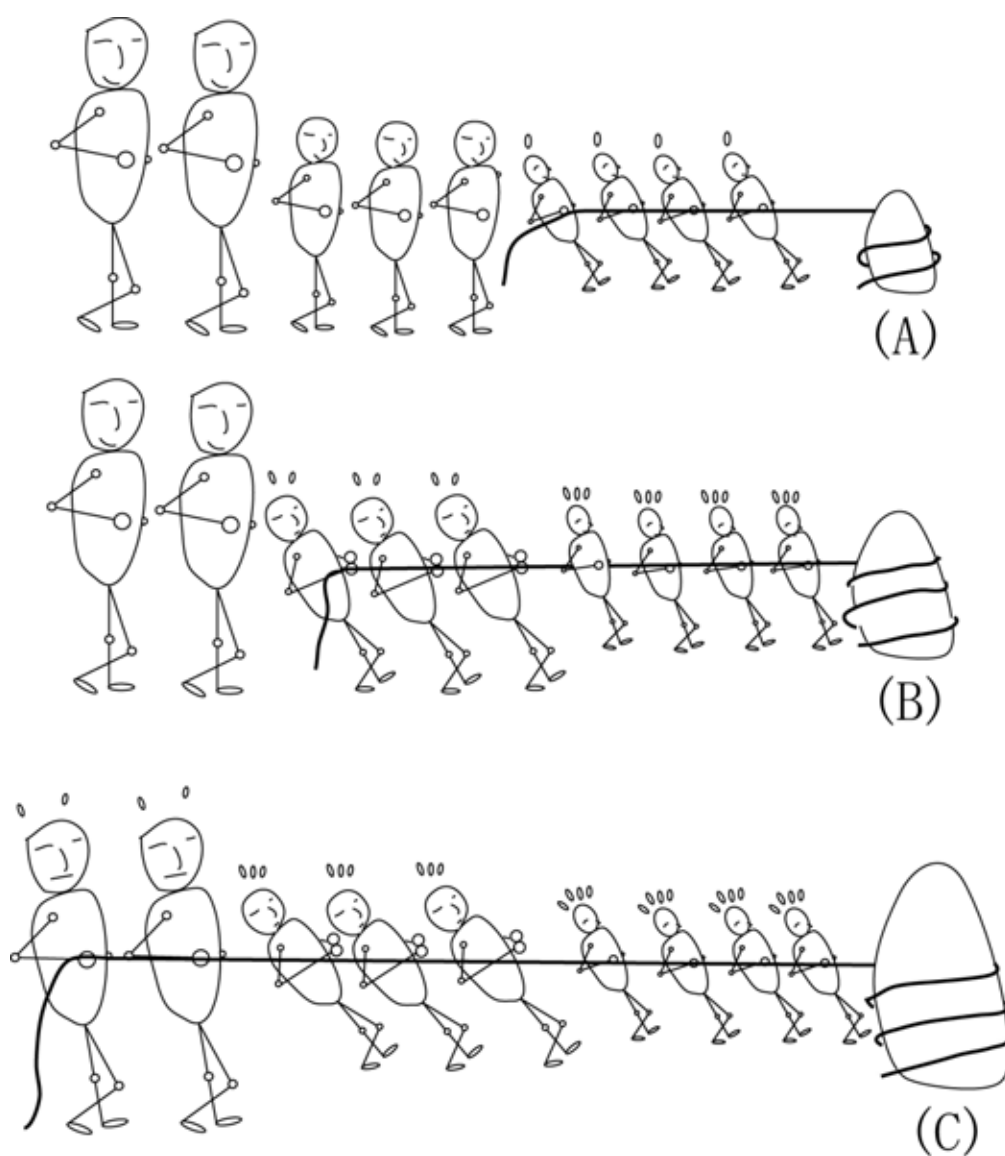
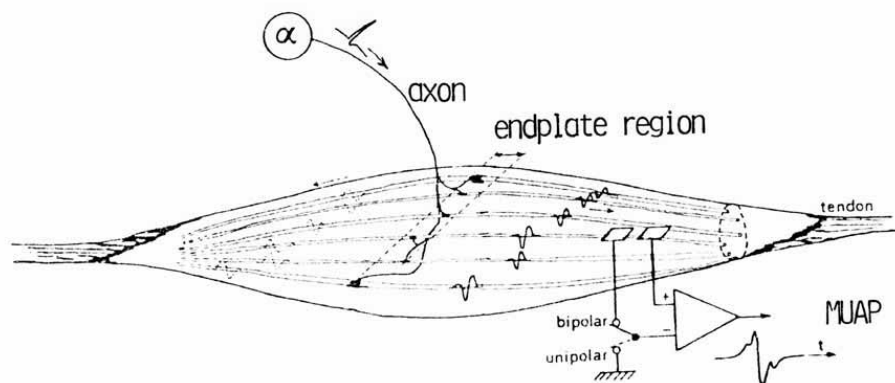


図 2.3 運動単位の活動様式を示す模式図

2.3 筋電図の計測方法

筋の活動の様子を知るために、筋電図が利用される[2・1]。神経パルスが運動神経を伝播し、神経筋接合部に伝えられ、筋細胞膜が興奮する。この興奮は筋細

胞膜を両方向に伝播する。ここで活動電位 MUAP が発生する (図 2.4) [2・6]。筋内部に電極を刺入して、この電位を計測したものは針筋電図と言われ、皮膚表面から導出したものは表面筋電図と言われる。



Schematic drawing of one motor unit in a muscle. Of the motor unit only 6 muscle fibers are drawn. The muscle fiber potentials which are travelling to the right direction can be measured in an unipolar or bipolar way.

図 2.4 運動単位の活動電位

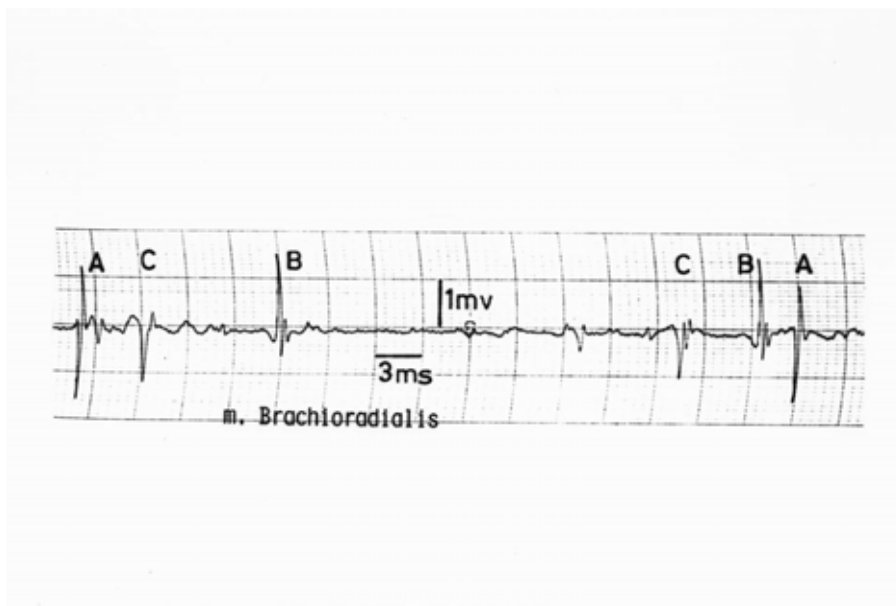


図 2.5 針筋電図の例

臨床医学では主として針電極が使用される。図 2.5 には針電極で測定した波形の一例を示す[2・6]。鋭いパルス状の MUAP が観測されている。図に示されるように、MUAP は僅かながら形状が異なるので、波形から運動単位の識別が比較的容易である。図 2.6 に計測結果の例[2・6]を示す。張力が大きい場合、MUAP が干渉する波形となり識別がかなり困難になることが分かる。ここでは、1つの鋭い波形から MUAP を識別している。右の図には、張力が最大になるまでの発射周波数が示されている。

非侵襲で運動単位の活動を計測する表面電極法による筋電図は、通常直径5～10 mmの2個の銀板電極を皮膚の上に約2～5 cm離して置き、両者の間の電位差を双極誘導して記録する。この表面筋電図は電極下の筋の多数の運動単位の活動電位が時間的・空間的に加算されたもの(集合筋電図)であるので、対象とする筋の活動を大まかに把握する場合や、運動パターンを解析するには適している。しかし、この表面筋電図は導出範囲が広いために、対象とする筋だけでなく、ときには電極近傍の筋の筋電図をも誘導していることになる。そのため、個々の筋を詳しく分離して調べるためには針電極や釣り針電極が適していることになる。

表面電極を用いて計測を行った場合、活動電位が干渉した波形を表面筋電図に記録しており、単一の運動単位を識別することが困難である。このため、電極を

小さくするなどの工夫により弱い収縮の場合、表面筋電図から運動単位の識別が可能となる[2・5,2・7]。肘屈伸動作時の上腕二頭筋短頭の運動単位の活動を計測することにも成功している[2・8]。ただし運動単位の識別を目視に頼らざるを得なかった。また、アレイ状表面電極を筋線維走行に沿って置き、得られた多チャンネルの筋電図から興奮伝播速度、神経筋接合部の位置を計測した結果が報告されている[2・2]。

2.4 運動単位の活動様式に関する知見

神経内科、リハビリテーション医学、スポーツ科学などの分野では、運動障害の診断・治療やトレーニング・治療効果の判定などのため、個々の運動単位を識別し、発射周波数、個数、テリトリ（形状と位置）、サイズを非侵襲的に推定する手法の開発が強く望まれている。従来は侵襲的である針電極により、運動単位の計測を行ってきた[2.2,2.3,2.4]。図 2.6 はヒトの上腕筋に針電極を挿入して筋電図を計測し、1つの運動単位の発射周波数を計測した先行研究の結果である。図 2.7(a)に計測に用いた針電極と筋電図の模式図を、図(b)にテリトリを計測した結果を示す[2.9]。しかし、近年は非侵襲的な表面電極を用いて計測することが強く望まれている。また、運動時の計測では針電極の使用は極めて危険である。図 2.8 にネコの腓腹筋を用いて PAS 染色によりテリトリを計測した結果を示す[2.10]。

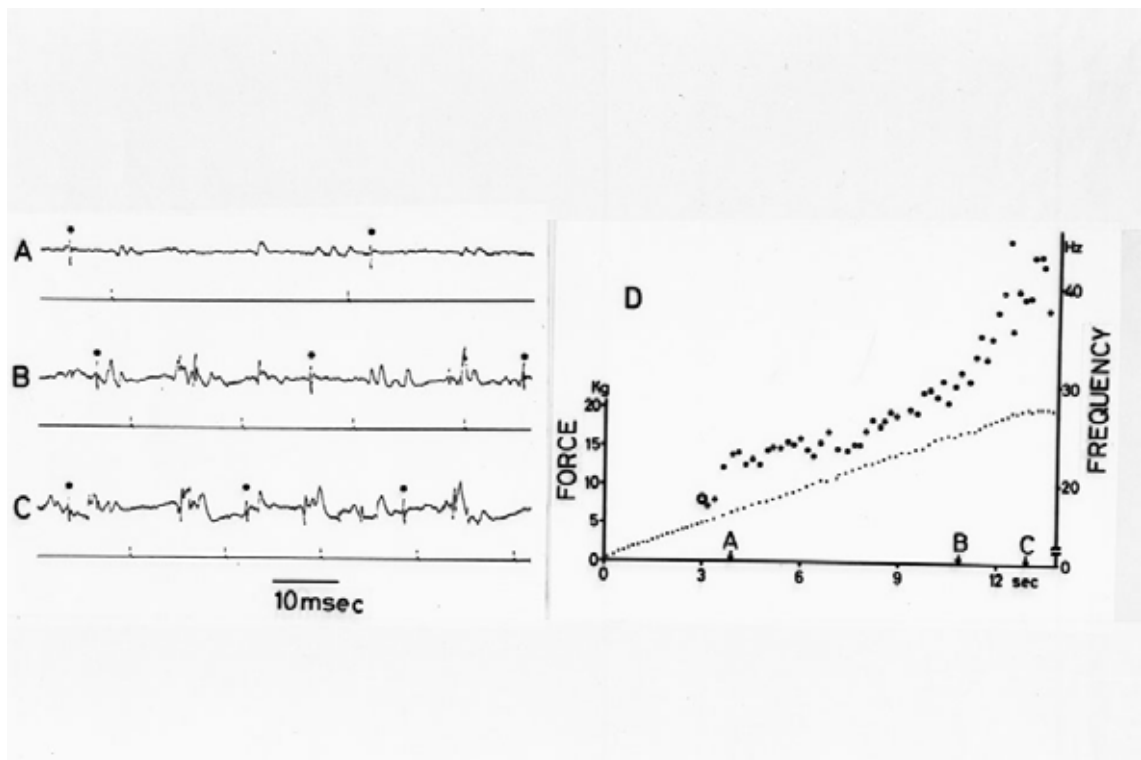
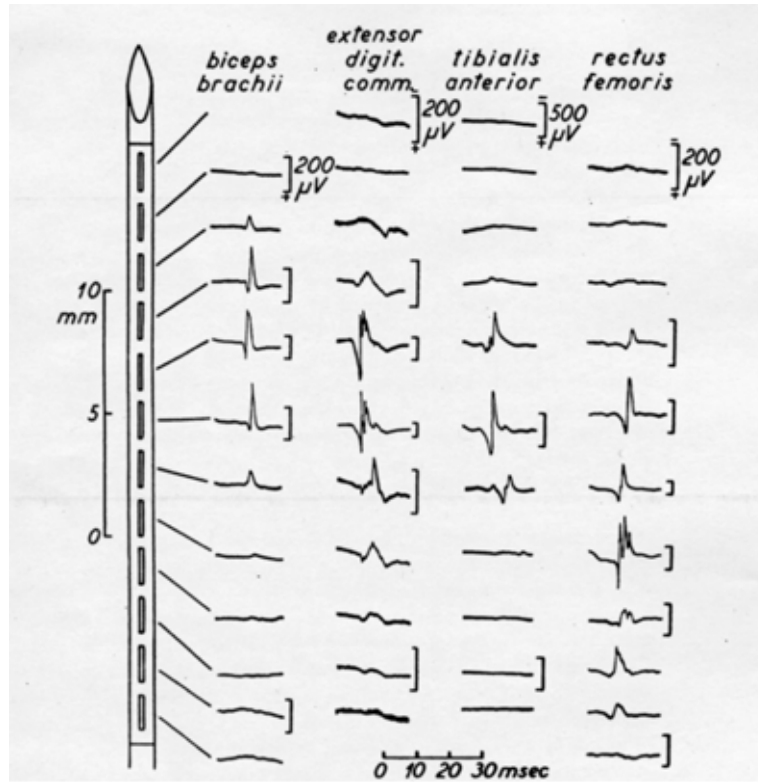


図 2.6 針電極による運動単位の活動の計測例

(a)



(b)

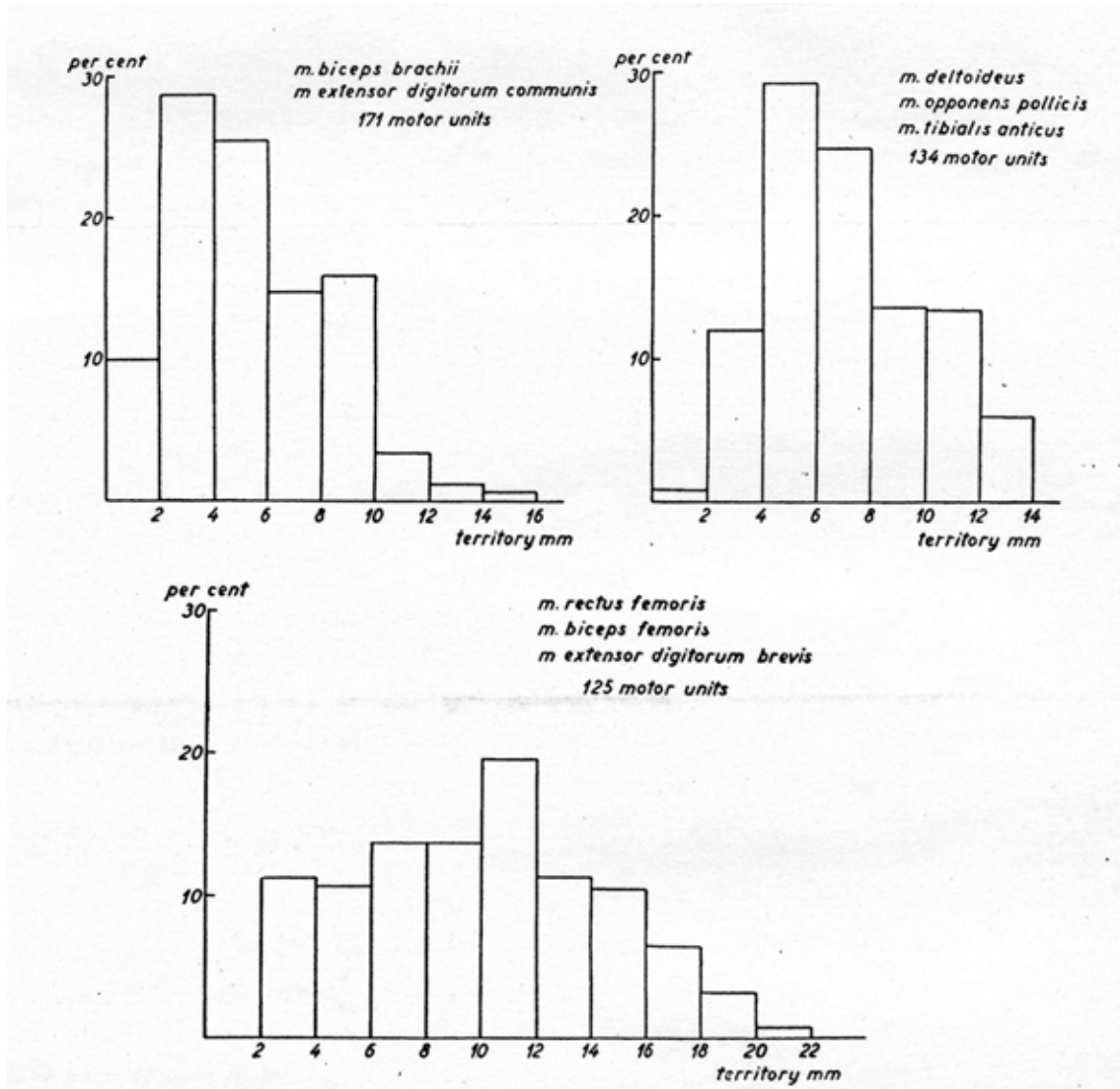


図 2.7 針電極により運動単位のテリトリを計測した例

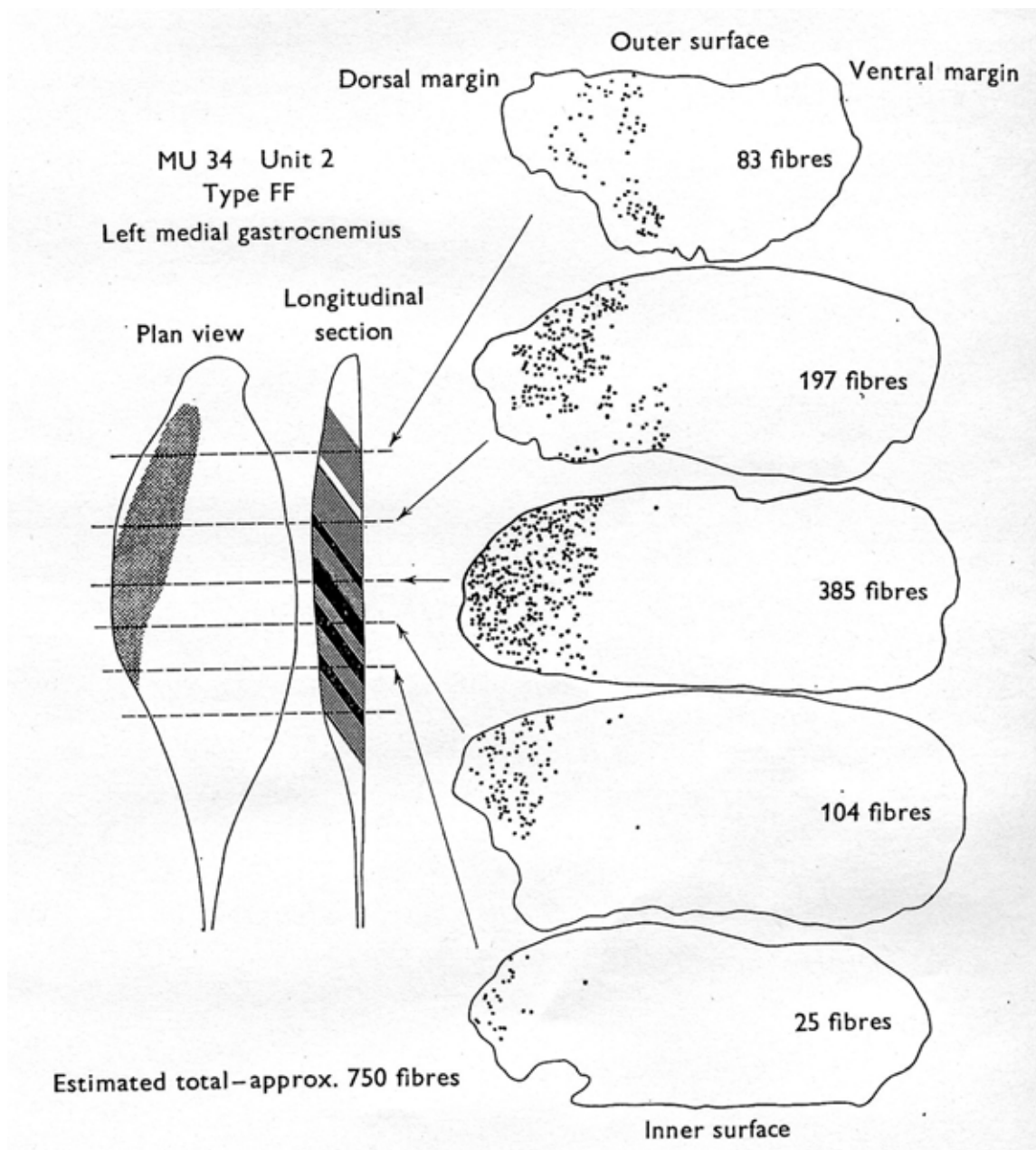


図 2.8 ネコの運動単位のテリトリを PAS 染色した例

マルチ表面電極を用いて運動単位の活動を解析する試みは新しい[2.2]。表面筋電図 (Surface Electromyograms、以下SEMGと略す) の分解 (Decomposition) に関して最近いくつかの報告がある。Xuら [2・11]は、最大随意収縮 (Maximum Voluntary Contraction、以下MVCと略す) の5%までは有効な人工ニューラルネットワークを開発している。Bonatoら [2・12]は時間周波数領域を考慮した Decompositionを提案している。Maekawaら [2・13]、Nakamuraら [2・7]、Gonzaloら [2・14]は独立成分分析 (Independent Component Analysis、以下ICAと略す) を等尺性収縮時の上腕二頭筋のSEMGに適用している。またOkunoら [2・8]は、肘屈曲時の上腕二頭筋のSEMGより運動単位の識別を行い、発射周波数を計測している。これらの手法は、いずれも処理に際して実験者に専門的な知識を要求すると共に、識別には多大の時間が必要で、心理的、身体的な負荷も大きい。また先行研究はほとんど上腕二頭筋などの大きな筋のSEMGを対象としており、第1背側骨間筋 (FDI) のような小さい筋についてはDecompositionの試みはない。しかし、実際の臨床の場で使用するためには、識別が確実であることの他に、自動化を目指した処理法の改善、識別の精度の向上と共に、種々の筋に適用できる手法を開発することが急務である。

ここで注意すべき点は、表面筋電図の振幅がサイズの他に運動単位のテリトリの影響を大きく受けていることである。従来の研究では、これらを考慮した表面筋電図の解析がほとんど行われていない。このような背景から、テリトリを推定する手法、とくに非侵襲でかつ簡便な手法の開発が強く望まれている。

筋電図が始まった時点より、筋電図から張力を推定する手法の要望が強くある。筋電図は収縮中の筋線維の電位を時間的にも空間的にも積分した形であるので、強い収縮の時には多くの筋線維が働き、大きな振幅の筋電図が計測される。筋電図はこのような形で筋収縮の強さを反映している。そこで、筋電図の絶対値 (全波整流) をとり、それをローパスフィルタにより平滑化した信号 (積分筋電図と呼ばれる) がよく使われる [2.3] (図 2.9)。しかし、まだ十分信頼できるような計測結果を提示できるような手法は開発されていない。表面筋電図を用いて筋力を精度良く推定するためには、活動している運動単位の位置は重要な情報となる。例えば表面に近い位置にある運動単位はサイズが小さく、発生力が小さいにもかかわらず表面筋電信号として大きな MUAP を発生するからである。このような意味でも、運動単位の位置、サイズを計測する方法が開発されることは重要な意義

がある。

活動電位発生モデルを構築する為に必要な事項をまとめると以下の通りである。

- (1) 一つの運動単位に属する筋線維の分布は偏在しないで、おおむね一様に分布している [2・10]
- (2) 同一筋内では筋線維の太さをほぼ同一であると仮定した。これは、近年の報告 [2・15-18] に従ったものである。
- (3) 活動電位の発生モデルとして 3 極モデルを用いている [2・18]。

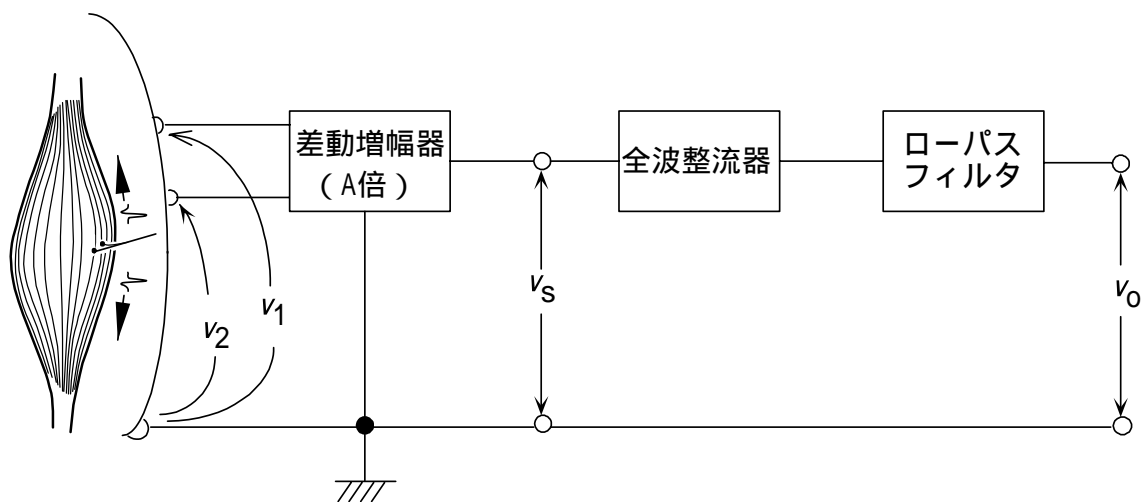


図 2.9 表面筋電信号から張力を推定する方法

第3章 運動単位のシミュレーション

3.1 緒論

運動時の神経筋の生理学的なメカニズムや疾患を計測・解析するために、これまで多くの研究が表面筋電図を用いて行われてきた。一つの運動ニューロンとそれに支配される筋線維群を運動単位(MU)といい、表面筋電図では同時に複数のMUAP(運動単位の活動電位)を計測している。また、運動単位にはサイズという概念があり、大きいサイズの運動単位は多数の筋線維を支配し、同様に小さいサイズの運動単位は少数の筋線維を支配している。観測したMUAPとシミュレーションにより生成した数千個のMUAPとの波形の差からサイズや位置を推定する研究は報告されている[3・1]。しかし、逆解析の精度に関係するある時刻での運動単位の空間的な電位分布の差がサイズや位置によりどの程度変化するかは報告されていない。そこで、本研究では運動単位のサイズ・位置といったパラメータが変化した場合にどの程度類似した電位分布がどの領域に生成されるか、差の程度をシミュレーションにより検討した。

3.2 運動単位の活動電位生成のモデル

運動単位および筋線維の発生電位に関するモデルとその応用に関してこれまでに多くの報告がある[3・2]。本研究では、Rosenfalckら[3・3]、Plonseyら[3・4, 3・5]、およびGriepら[3・6]のモデルを使用した。SMUAPはその運動単位に属する筋線維群(図3.1(d))の収縮によって発生する活動電位の総和であるので、まず1本の筋線維の電位発生モデルを説明する。

細胞膜が興奮すると局所電流が発生し、興奮が伝播する。このとき双極子を用いて表した電流発生源を $P(x, y, z)$ とし、任意の観測点を $P'(x', y', z')$ とする(図3.1(a))。この2点間の距離を r 、細胞内と細胞外の導電率をそれぞれ σ_i と σ_o 、筋線維(軸対称で無限長の円筒と仮定した)の長軸方向を z 軸、筋線維の断面積を A 、断面積の要素を dA 、そして膜電位を V_m とする。細胞膜での境界条件は、電位が不連続であることと、電流密度の垂直成分が連続であることである。このような条件において、点 P における電位(P)は次式で与えられる[3・7]。

$$\Phi(p') = \frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_o} \int_A dA \int_{-\infty}^{\infty} \left(\frac{\partial^2 V_m}{\partial z^2} \right) \frac{1}{r} dz \quad (3.1)$$

筋細胞膜の内と外の電気的な特性を図 3.1(b)のコアコンダクターモデルで表現する。ここでは、筋線維の内部および外部での単位長さあたりの抵抗をそれぞれ r_i 、 r_o とし、筋線維の単位長さあたりの膜電流を i_m とする。 i_m は細胞内の z 軸方向の電流 i_i を z で偏微分したものであり、また r_i は r_o に比べて十分大きいので次式の関係を得る [3・4, 3・5]。

$$\frac{\partial^2 V_m}{\partial z^2} = r_i i_m \quad (3.2)$$

式(3.2)を式(3.1)に代入すると式(3.3)を得る。

$$\Phi(p') = \frac{1}{4\pi\sigma_o} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{i_m}{r} dz \quad (3.3)$$

ここで、媒質に異方性が見られる場合、Griep ら [3・6] は異方性を考慮した式(3.4)を提案している。

$$\Phi(p') = \frac{1}{4\pi\sigma_o} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{i_m(z)}{\sqrt{K^2 \rho^2 + (z - z_i)^2}} dz \quad (3.4)$$

ρ は (x, y) 平面での筋線維(興奮部位)から測定点までの距離であり、式(3.5)で表される。

$$\rho = \sqrt{(x - x_i)^2 + (y - y_i)^2} \quad (3.5)$$

しかし、異方性の係数である K ($K = \sigma_z / \sigma_r$ 、 σ_z は z 軸方向の導電率、 σ_r は半径方向の導電率)の報告値には大きなばらつきがある [3・4, 3・7]。FDI での K の値は未知であるので、ここでは簡単のため等方性を仮定し、 $K=1$ とした。

式(3.4)より電位 (P) を計算するには膜電流 i_m を求める必要がある。式(3.2)に示すように、膜電流を膜電位 V_m より求めることができるが、ここでは膜電流を近似したモデルを用いる。ヒトについて膜電位 $V_m(z)$ は z に関して単調に増大し、その後単調に減少するという特性がある [3・2]。Griep ら [3・6] はこれを

三角形で近似して 3 点の電流源によって電位が発生する 3 極モデルを提案し、Dissselhorst-klug ら [3・8] は上腕二頭筋における運動単位のモデルとして円形の形状を採用している。そこで、本研究でも円形の形状のモデルを用いる。

z 軸上を筋線維の興奮が伝播しており、先端から順に電流源の位置を z_1 、 z_2 、 z_3 とし、その電流強度を I_1 、 I_2 、 I_3 とする ($I_1+I_2+I_3=0$) (図 3.1 (c))。 z_1 と z_2 の距離を L_{12} とし、 z_2 と z_3 の距離を L_{23} とすると、 $I_1 \cdot L_{12} = I_3 \cdot L_{23}$ の関係が成立する。このとき、皮膚表面での電極 (測定点) P での電位は

$$\Phi(x', y', z') = \frac{1}{2\pi\sigma_o} \sum_{i=1}^3 \frac{I_i}{\sqrt{(x'-x_i)^2 + (y'-y_i)^2 + (z'-z_i)^2}} \quad (3.6)$$

となる。式(3.4)にくらべ式(3.6)では係数が 2 倍になっているが、これは、導電体である生体組織、絶縁体である空気、その境界の皮膚表面という構造に対して鏡像法を適用することにより得られるものである [3・2]。

ここで、電位を時間の関数として取り扱うために次の設定をする。 xyz 座標軸は図 3.1(a)の通りである。

- z 軸 ; 興奮伝播の方向、
- x 軸 ; 皮膚表面からの深さ方向、
- y 軸 ; x 軸と z 軸が直行する方向

電極は皮膚表面にあり、1 本の筋線維 n は皮膚表面と平行に走行する。興奮伝播の速度は v とする。電極から筋線維の軸までの距離は深さ方向が x_n 、水平方向が y_n の距離にあるとし、時刻 $t=0$ を興奮の開始時刻とする。 $t=0$ における電極から興奮部位 (3 個の電流源) までの z 軸上での距離を z_{ni} ($i=1, 2, 3$) とすると、時刻 t における電極での筋線維の電位は

$$\Phi_n(x_n, y_n, z_{ni}, t) = \frac{1}{2\pi\sigma_o} \sum_{i=1}^3 \frac{I_i}{\sqrt{x_n^2 + y_n^2 + (z_{ni} + vt)^2}} \quad (3.7)$$

で表される。

図 3.1(d) に単一の運動単位の属する筋線維の分布を模式的に示す。1 つの運動単位の属する筋線維を N 本とすると、電極 1 における SMUAP、すなわち ${}_1\Phi_{MU}(t)$ は

$${}_1\Phi_{MU}(t) = \sum_{n=1}^N \Phi_n(x_n, y_n, z_{ni}, t) \quad (3.8)$$

で与えられる。ここでは、同一運動単位に属する全ての筋線維は位置が異なるのみで、特性は全て同じとする。すなわち、同時に発火し、伝播速度 v は同一で、神経筋接合部は z 軸上の同一箇所にあるとする。双極誘導によって測定される電位は、2 点での電位の差で求められるので、第 1 の電極位置での電位を式 (3.8) とし、第 2 の電極による電位を

$${}_2\Phi_{MU}(t) = \sum_{m=1}^N \Phi_m(x_m, y_m, z_{mi}, t) \quad (3.9)$$

とすると、双極誘導による電位 $V_{dif}(t)$ 、つまり SMUAP 波形、は式 (3.10) となる。

$$V_{dif}(t) = {}_1\Phi_{MU}(t) - {}_2\Phi_{MU}(t) \quad (3.10)$$

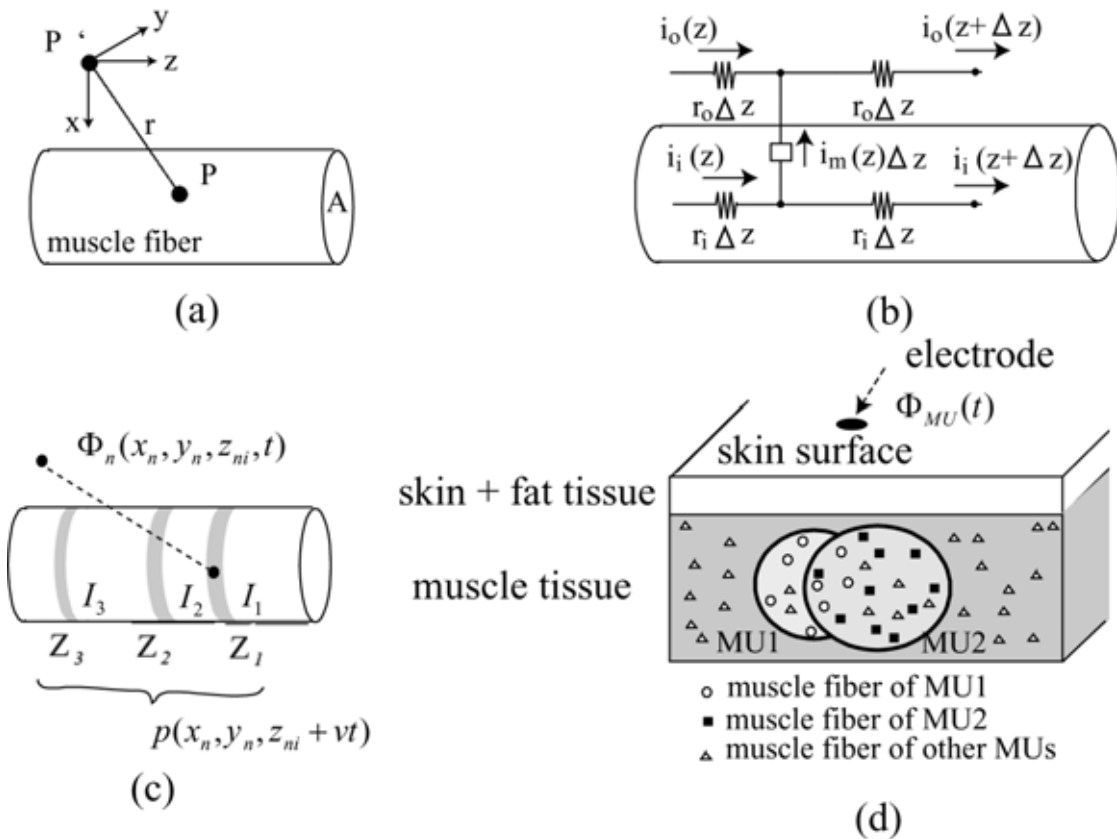


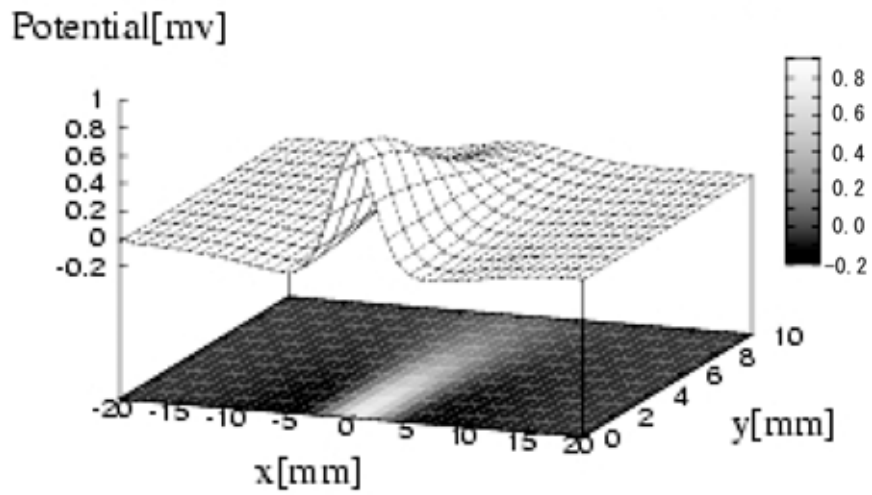
図 3.1 SMUAP の数学モデル

- (a) P は筋線維中の基電流であり、 z 軸方法に伝播する。
- (b) 筋線維の線形なコア コンダクター モデルを示す。 r_i と r_o は単位長さあたりの内外の抵抗を示し、 i_i と i_o は内外の、 i_m は膜貫通型の単位長さあたりの電流である。
- (c) 3極モデルを示す。 I_1 、 I_2 、 I_3 は点電流の強度を示す。 Z_1 、 Z_2 、 Z_3 は z 軸上の点である。
- (d) 電極、運動単位、筋線維、皮膚組織、脂肪組織、筋組織の位置を示す。

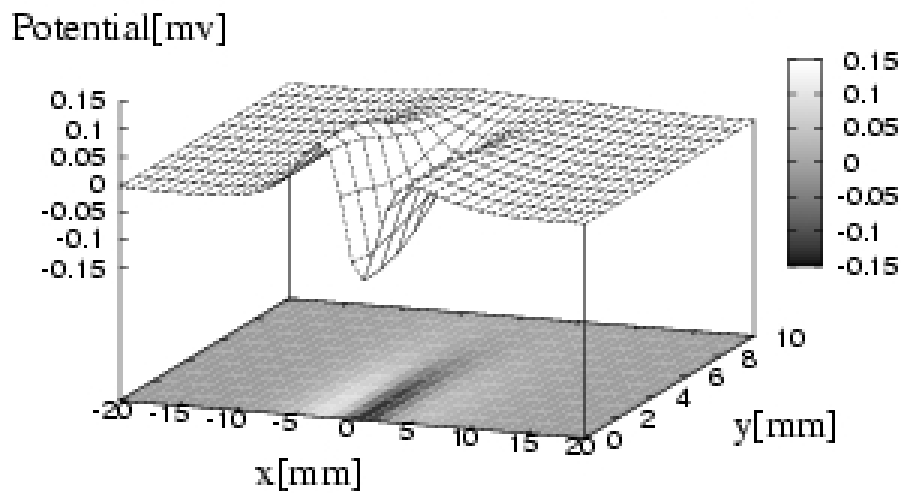
3.3 シミュレーション結果

運動単位の中心が皮膚表面から遠くなることや、筋線維の数が減少する(サイズが小さくなる)に従い皮膚表面で計測可能な運動単位の電位分布(Φ_{MU})の振幅が小さくなることは、式(3.7)、式(3.8)から予測できる。

二つの運動単位について考える。一つの基準となる運動単位(MU_0)の電位分布である Φ_{MU_0} を図3.2(a)に示す。底面には得られた電位分布を投射したものを示す。 Φ_{MU} の y 方向の分布は x 軸に対して線対象である。ここで、もう一つの運動単位(MU_j)の位置やサイズを変化させると、位置とサイズが異なるにも関わらず二つの運動単位の Φ_{MU} がよく類似しており、式(3.11)により求めた電位分布の差の割合が小さい場合が考えられる(図3.2(b))。しかし、図3.2(b)からでは基準となる運動単位に対して比較する運動単位の位置やサイズを変えることにより電位分布がどの程度変化するのか分からない。



(a)



(b)

図 3.2 シミュレーションで生成した SMUAP

(a) 運動単位 (MU₀) の筋線維数は300本、深さ5 mm、半径4 mm

(b) $\Phi_{MU_j}(x, y) - \Phi_{MU_0}(x, y)$ をプロット

MU_j は400本の筋線維から構成され、深さ7 mmである。

MU_j のサイズをx軸 (N[number])、中心の深さをy軸 (Z[mm])、 Φ_{MU_0} と Φ_{MU_j} の電位分布の差の割合 (R[%]) を示す (3.11) 式の結果をz軸とした図を図3.3に示す。式 (3.11) を用いて得られた結果を底面にも投射する。ここでは、図3.2 (b) の Φ_{MU} の差が0になる範囲を考慮し、x座標での範囲を -5 ~ 5 mm、y座標での範囲を 0 ~ 5 mm とした。

$$R = 100 \sqrt{\frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} (\Phi_{MU_j}(x, y) - \Phi_{MU_0}(x, y))^2 dx dy}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \Phi_{MU_0}^2(x, y) dx dy}} \quad (3.11)$$

図3.3から、ずれの程度が0 ~ 10%以内の濃い黒色で示されている領域が太い線状に分布しており、運動単位的位置やサイズを変えると電位分布がどの程度ずれるかが確認できる。

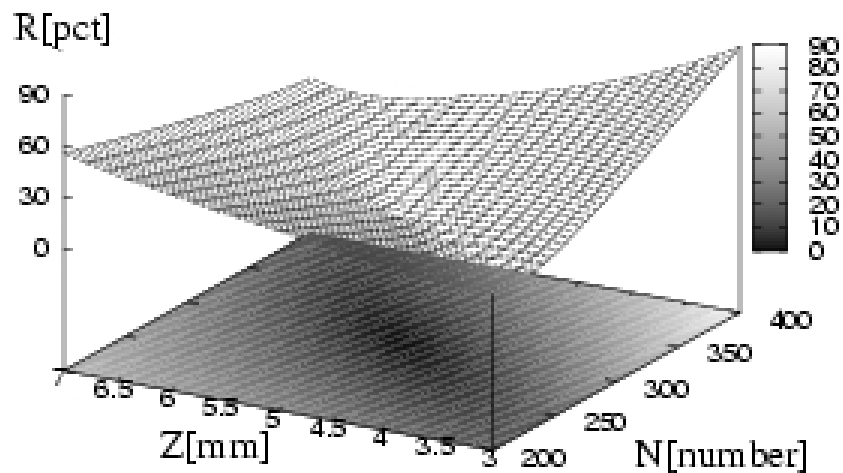


図 3.3 運動単位のサイズと深さを変えたときの電位分布の差の割合

3.4 考察

運動単位の中心の位置やサイズを変えることにより類似の波形がいくつも生成されるがどれも完全に一致するものではない。電位分布の差の割合が19.3%である図3.2(b)は運動単位のサイズや位置以外に神経筋接合部の位置の影響で複雑な電位分布をしている。その為、運動単位の位置やサイズの変化が著明に現れる部分を Φ_{MU} から抽出する方法を今後検討したい。

筋電図の計測はMUAPをより明確にする為に主に双極誘導で行われているので、この方法についても今後確認したい。

3.5 結論

本章では、Griepの3極モデルを用いた計算機シミュレーションを行い、MUAP（表面筋電図に現れる単一の運動単位の活動電位）の形状とサイズ、位置との関係を解析した。

Disselhorst-klugらは上腕二頭筋における運動単位のモデルとして円形の形状を採用している。このモデルをそのまま第1背側骨間筋に適用することが妥当であるかシミュレーションにより検証した。網羅的な検証ではないが、深さとサイズの二つのパラメータを調整することにより、よく類似した電位分布が生じることを確認した。これは、形状が円形の場合、深さとサイズを独立して推定することが困難であることを意味する。

第4章 活動電位の時空間的特徴を利用した運動単位の 識別法

4.1 緒論

従来の運動単位の識別法は皮膚表面での運動単位活動電位(Surface Motor Unit Action Potential, 以下SMUAPと略す)の波形、つまり時間的な特徴に着目した処理法であり、空間的な特徴に着目した処理法は未だ開発されていないと言える。そこで、本研究では運動単位の位置、形状などを推定する新しい手法を開発し、第1背側骨間筋(First Dorsal Interosseous Muscle: FDI)の運動単位は皮膚表面に沿って広く分布することを明らかにした[4・1, 4・2]。これは、FDIでは空間的な情報が重要であることを意味する結果であった。すなわちFDIなどの筋の運動単位の識別には、SMUAP波形の時間的情報だけでなく、電極と運動単位との相対的な位置関係、テリトリ、形状などの空間的情報が極めて有用であることを示すものであった(第6章参照)。

本研究は、SEMGを計測し、SMUAPの空間的、時間的な特徴を利用した新しいSMUAP識別法(SEMGのDecompositionの手法)を開発し、これを等尺性収縮時のFDIに適用し、手法の有用性および限界を示すことを目的とした。処理の特徴は、標的とするSMUAPについて、測定した全てのチャンネルを常に利用するのではなく、S/Nの高いチャンネルの信号のみを用いる。すなわち、SMUAPピーク値の分布(以下SMUAPプロファイルと表す)は運動単位の空間的情報を反映しているので、SMUAPプロファイルを用いて、有用なチャンネルを選択し、次に、そのチャンネルのSMUAPについてテンプレートマッチングを行い識別する、という2段階処理である。実験では、健常男子のFDIを対象とし、0~20% MVCの等尺性随意収縮を行わせ、SEMGを計測し、識別の処理を行った。

4.2 実験方法

4.2.1 第1背側骨間筋の筋電図計測装置

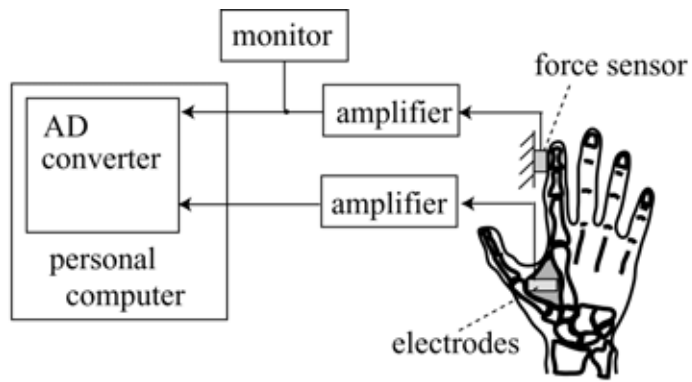
図4.1(a)に実験装置を示す。対象とした筋は図4.1(b)に示すFDIで、筋電図の理論と実験についての研究を行っている Brody G[4・3]らと同様に被験者を3

人（23～31歳）とした。被験者には、椅子に座ってもらい、腰より少し高い位置にある水平台の上に右手を甲が上になるように載せてもらい、第1指を内転させた状態で、FDIの皮膚上に表面電極を置いた。このとき、電極配置に関して以下の3点に留意した。

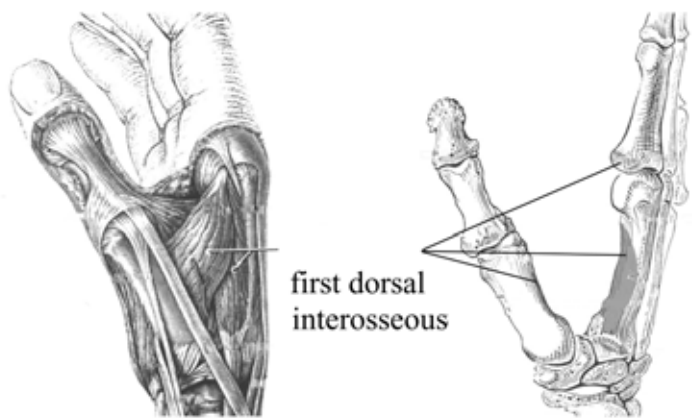
1. 神経筋接合部をまたいで双極電極を置くと測定される活動電位振幅は非常に小さくなるので、これを避けるように電極の配置位置を探索した。
2. 多数のチャンネルでSMUAPを検出するように位置調整をした。
3. 双極電極が筋線維方向と概ね平行になるように配置した。

筋電図の計測に使用した8チャンネル双極誘導の表面電極を図4.1(c)に示す。1本の電極は直径1mmのステンレス棒であり、電極の中心間の距離を2.54mmとした。双極誘導の信号はアンプで増幅した（周波数帯域；430～2kHz、ゲイン；70dB）。FDI外側部には力検出のセンサー（ロードセル）が接しており、第2指外転方向の力を計測した。計測した力信号と、8チャンネル表面筋電図をA/D変換（サンプリング周波数4kHz）し、計算機に取り込んだ。

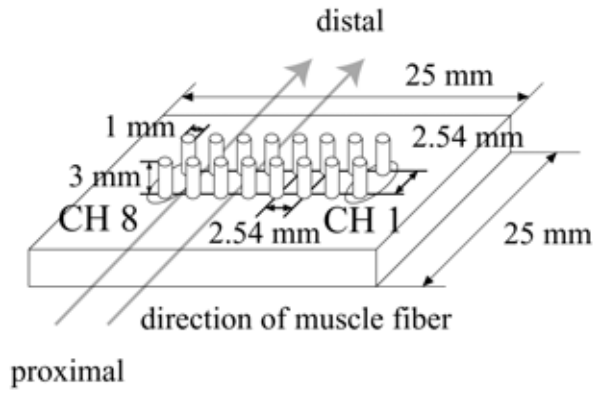
実験は等尺性随意収縮とし、FDIの最大随意収縮力（Maximal Voluntary Contraction、以下MVCと略す）を前もって測定した。被験者前方のモニタ上に発生張力を輝線で表示し、被験者には、FDIのみの収縮により目標張力（0～20%MVC：0%MVCを2秒、5%MVCを2秒、20%MVCを5秒間継続）に一致させるように指示した。1回の実験は10～15秒程度とした。このとき、特別な道具により手を台に固定することはしなかったが、手と台との摩擦により右手がほとんど動いていなかったことを確認している。図4.2(a)に測定結果の一例として、15秒測定の内の実験開始後5秒間の結果を示す。CH1～7がSEMGで、CH8が測定張力である。パルス状の信号が皮膚表面で計測される運動単位の活動電位（SMUAP）である。なお、被験者3名には実験の内容、趣旨を十分に説明し、所定のInformed Consentを与えた。



(a)



(b)



(c)



(d)

図 4.1 実験システム

- (a) 実験システムの概要図、(b) FDI の解剖図 (GRANT S Atlas of Anatomy by J. E. Anderson. より改変) (c) 8 チャンネル双極誘導表面電極
(d) 8 チャンネル双極誘導表面電極の写真

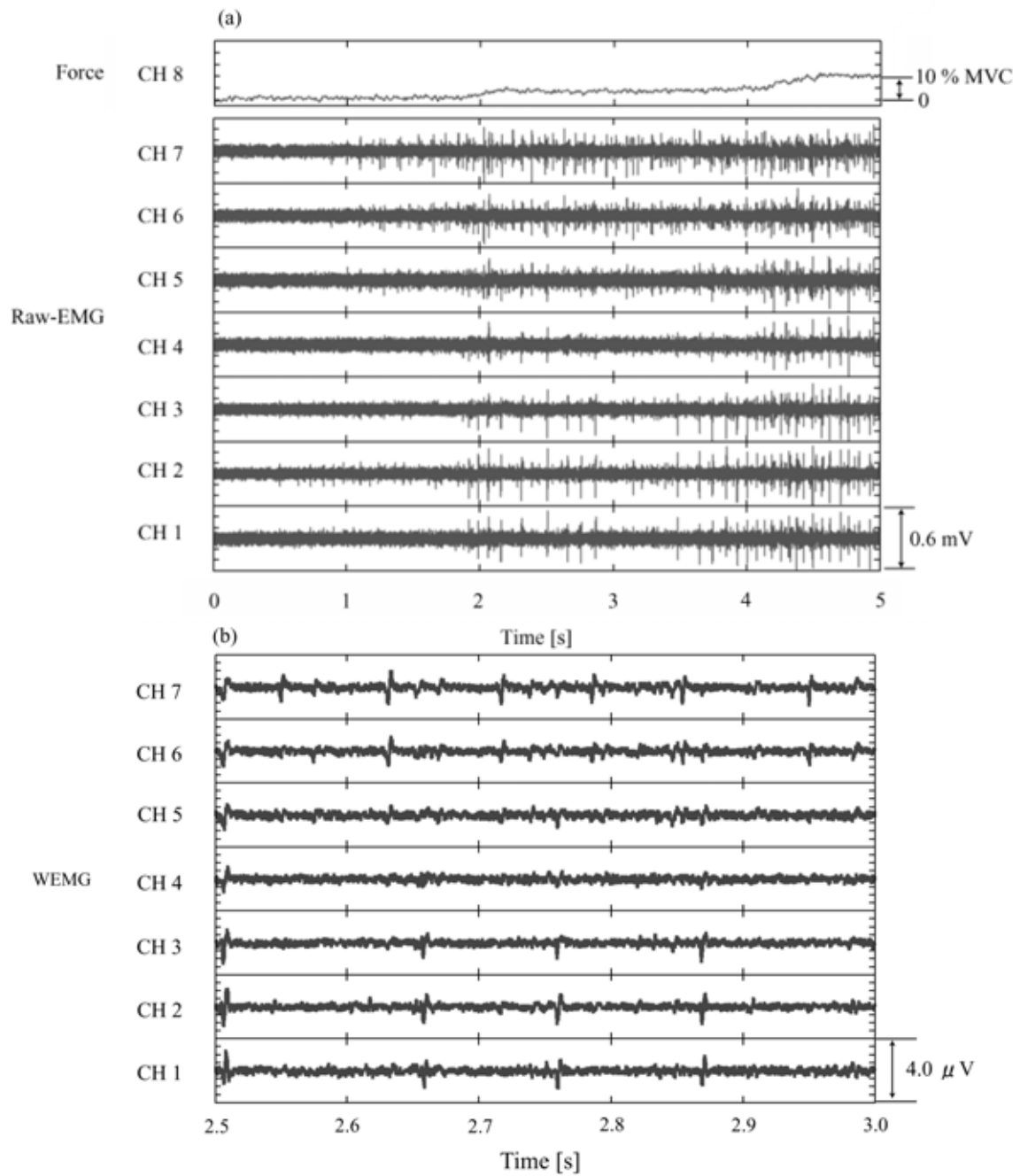


図 4.2 等尺性随意収縮時における実験結果

4.2.2 SMUAPプロファイルの作成方法

SMUAPのピーク値をチャンネル(横軸 CH)に対してプロットし、それらを結んだ折線波形をSMUAPプロファイルとした。その作成方法を以下に述べる。図4.3(a)に各チャンネルの筋電図を模式的に示す。CH4で計測される信号(図4.3(b))が次の3つの条件を全て満たす場合にのみ、SMUAPプロファイルを作成した(図4.3(c))。

- (1) 時刻 t_{CH}^p での正のピーク電位 p_{CH} が、 $\theta_{CH}^p \leq p_{CH}$ である。
- (2) 時刻 t_{CH}^m から ± 5 ms の範囲で検出された負のピーク電位 m_{CH} が $m_{CH} \leq \theta_{CH}^m$ である。
- (3) 時刻 t_{CH}^p より +10 ms 以内に p_{CH} より大きいピーク値が現れない。

まず、大きな振幅の信号を対象とするために、実測結果(図4.2)を参考に、 $\theta_{CH}^p = 0.1mV$ 、 $\theta_{CH}^m = -0.1mV$ とした。(1)および(2)の条件を同時に満足すれば、その信号はサイズの比較的大きな単一運動単位によるSMUAPである可能性が高い。次に、(3)の条件を満たせば、その信号が雑音である場合や、2つの運動単位が重なっている場合をより多く除外できる。

上記の3つの条件を満たすSMUAPを対象に、時刻 t_{CH}^p から ± 5 ms の範囲における各チャンネルのピーク電圧をプロットしたものをSMUAPプロファイルとした(図4.3(c))。

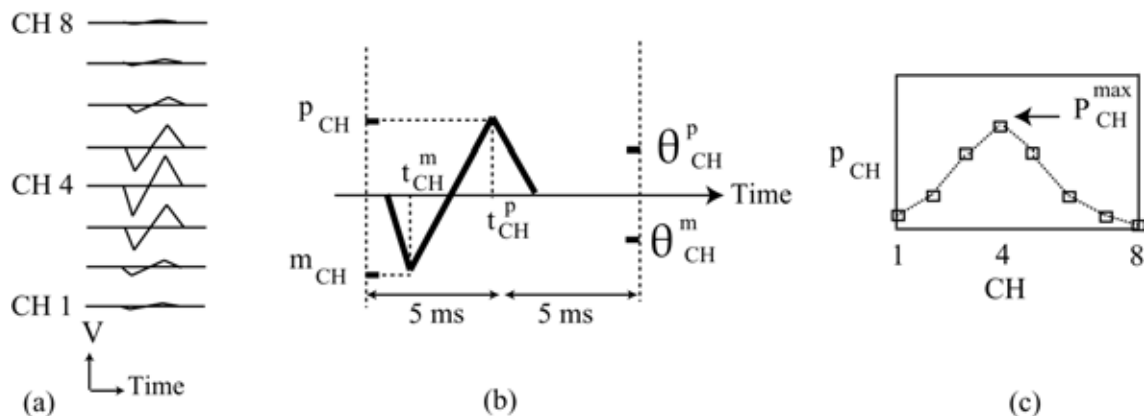


図 4.3 計測した筋電図から SMUAP プロファイルを作成する方法

4.2.3 単一運動単位発火の識別の手順

多チャンネルSEMGから単一運動単位の発火の識別を行うための基本的な考えは次の2つである。

1. 「測定されたSMUAP波形が同一であるものを同一の運動単位である」、と判断する。ただし、他の運動単位のSMUAPによる干渉があるので、ある程度一致していれば、同一であると判断する。本研究では識別の確率の高くなるように閾値を設定した。
2. 運動単位の空間的な情報（テリトリ）を識別の判断に導入する。電極と運動単位との相対的な位置関係により、単一の運動単位によるSMUAPはいくつかのチャンネルに顕著に現れる。筆者は、運動単位の位置とテリトリに関する情報を特徴づけるものとして、SMUAPプロファイル[4・1]を提案しており、本研究で、この手法を適用する。特に、FDIでは、テリトリが皮膚に沿って広く分布することが明らかにされており、空間的な情報として重要である。

以上の2点を考慮してSEMGの識別の新しい処理手順を提案する。詳細を図4.4のフローチャートに示す。

Step 1：測定されるSEMGのS/Nが低いので、パルス状の鋭いSMUAP波形となるように式(4.1)で表現される重み付きのローパス微分フィルタ（WLPDフィルタ）[4・4]を用いた。SEMGに対するこのデジタルフィルタの有用性はすでに示されている[4・5]。

$$y[n] = \sum_{i=1}^N w[i] (x[n+i] - x[n-i]) \quad (4.1)$$

ここで x は入力信号（4 kHzで標本化した表面筋電信号のサンプル値）、 y はフィルタの出力、 w は

$$w[i] = \sin(i\pi/N)、0 < i \leq N \quad (4.2)$$

で表される荷重、 M は窓関数の幅（サンプル数）である。Gonzaloら[4・5]と同様のフィルタ特性を示すように $N=4$ とした。以下、フィルタの出力 y をWEMGと呼ぶ。図4.2(b)に一例を示す。

Step 2：標的SMUAPの抽出を行う。処理の対象となるSMUAP（以下、標的SMUAP

と略す)を検出する。前論文[4・1]と同様のSMUAP抽出法を用いた。WEMGについて、ある時刻で、正のピーク電位が得られ、その時刻から ± 5 msの範囲で負のピーク電位が検出される。このピーク間電位 v_{pp} (図4.5(a))がある設定した閾値以上である場合に、その信号を標的SMUAPとする。本研究では閾値を1 μ Vとした。全チャンネルについてこの処理を行った。

Step 3: 標的SMUAPのピーク間電圧 v_{pp} をプロットしたものをSMUAPプロファイルとした(図4.5(a)参照)。7チャンネルの信号であるので、7次元ベクトルとなる。

Step 4: 標的SMUAPを運動単位毎に大まかに識別する為に、階層化クラスタリングを行った(図4.5(b)参照)。ここでの手法は、SMUAPプロファイルの各チャンネルのユークリッド距離を計算することによる。標的SMUAP総数の約1/10をクラスの数とした。計算にはMATLAB ver7.2を利用した。

Step 5: 識別に使用するチャンネルの決定。Step 4で得られた各クラスについて、SMUAPプロファイルの最大値の70%以上の値を出力しているチャンネルを識別に用いた。閾値の値を70%とした理由は、SMUAPプロファイルの空間的な情報をもとに識別を行う場合、少なくとも3点は必要であると考え、釣鐘状のSMUAPプロファイルでも3点の電位を用いられるように決定した(図4.5(c)参照)。

Step 6: SMUAPのクラスタリング。選択したチャンネルの信号を対象として、ユークリッド距離に基づく標的SMUAPの階層化クラスタリングを行い、10のクラスを作成した。

Step 7: SMUAPテンプレートの作成。クラスタリングの結果(例:図4.6(b)参照)を解析し、1つの塊となっている2~5個のクラスを選び、それに属するSMUAPを加算平均したものをSMUAPテンプレートとした。

Step 8: SMUAP発火の識別。SMUAPテンプレートと解析対象であるSMUAP波形の差を正規化した値 e_n

$$e_n = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M \sum_{ch=j}^L (Temp_{ch}(i) - SMUAP_{ch}(i))^2}{\sum_{i=1}^M \sum_{ch=j}^L (Temp_{ch}(i))^2}} \times 100 (\%) \quad (4.3)$$

を求めた。ここで、 CH は選択されたチャンネルの番号で、 j から L までである。 i はサンプル時刻、 M はサンプル個数である。ここでは $M=8$ とした(テンプレートの時間幅は2 msである)。 $Temp_{ch}(i)$ はテンプレートで、 $SMUAP_{ch}(i)$ は標的SMUAPであ

る。標的SMUAPの時間軸をシフトし、最小となる e_n を求めた。 e_n が5%以下の場合、標的SMUAPを同一の運動単位による発火であると判断した。

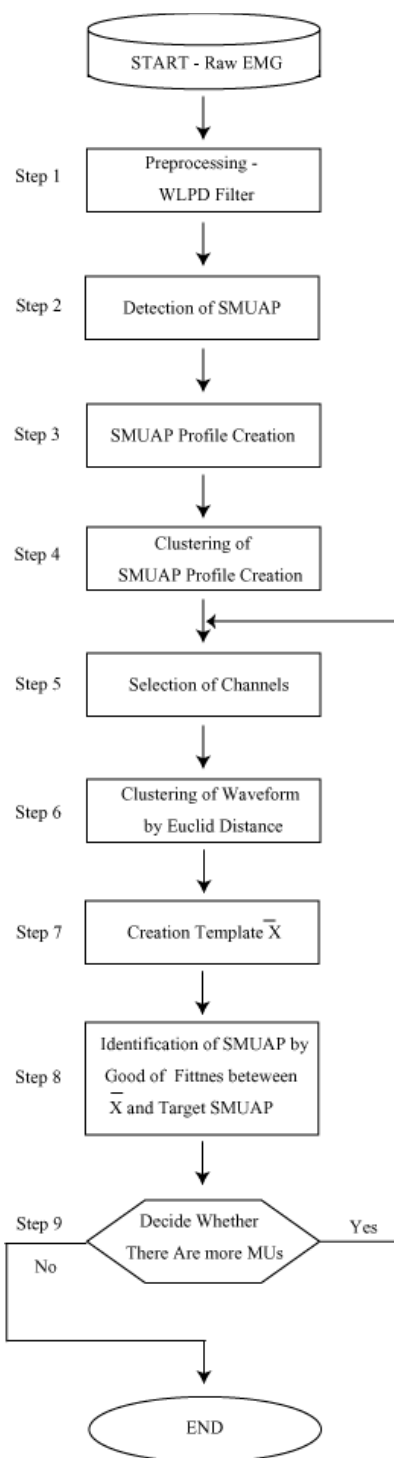


図4.4 表面活動電位波形を識別するフローチャート

4.3 結果

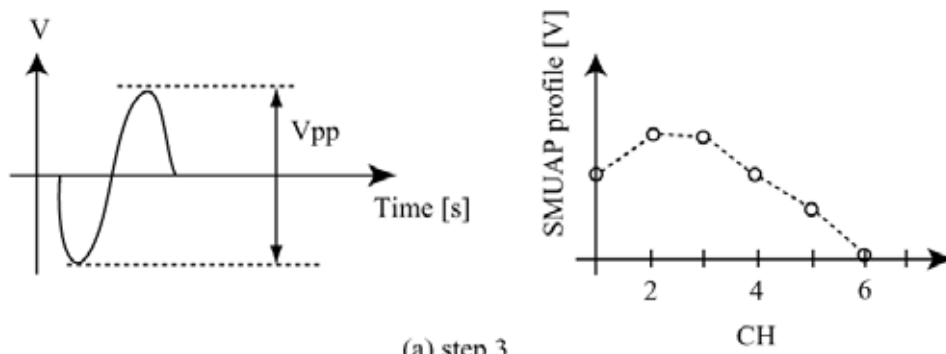
等尺性随意収縮におけるFDIの筋電図の一例を図4.2に示す。図4.2(a)のCH 8は第2指のMP関節(Metacarpophalangeal Joint)周りのトルク(張力)である。弛緩時から徐々に張力を増大し、約10% MVCを維持しているのが分かる。図4.2(a)の筋電図から、張力増大とともに筋電図に活動電位らしき波形を確認できる。

4.2.3で示した処理手順に従い得られた結果を以下に示す。

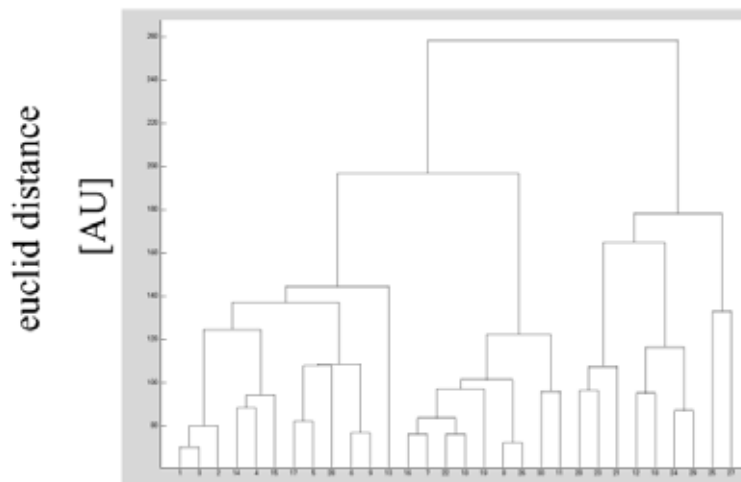
4.3.1 SMUAPの識別の結果

図4.2(b)はWLPDフィルタの出力WEMGである。このWEMGに対して、SMUAPは114個が抽出された。SMUAPプロファイルを作成し、クラス数を30として階層化クラスタリングを行った(Step 4)。結果を図4.5(b)に示す。1つのクラスには非常によく類似した波形が集まっており、あるクラスには34個のSMUAPが属していた。そのクラスのSMUAPのプロファイルを図4.5(c)に示す。閾値を70%としているので、識別に使用するチャンネルはCH 4,5,6となる(Step 5)。

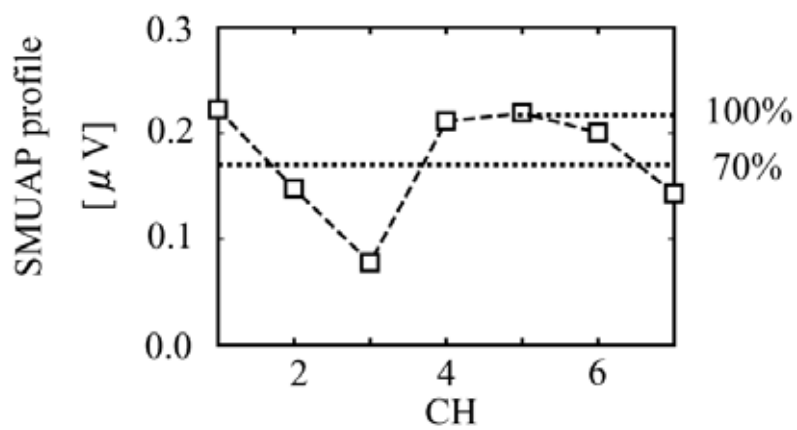
テンプレートの作成において対象としたSMUAP波形の一例を図4.6(a)に示す。ここでは、識別に使用するチャンネルをCH 6,7とした。クラス数を10とし、階層的クラスタリングを行った結果を図4.6(b)に示す(Step 6)。正規化誤差 e_n が小さい5個の塊のクラスが見られた。このクラスに属する全てのSMUAPを用いてテンプレートを作成した(図4.6(c)、Step 7)。



(a) step 3



(b) step 4



(c) step 5

図4.5 SMUAP プロファイルの作成、クラスタリングとチャンネル選択の方法

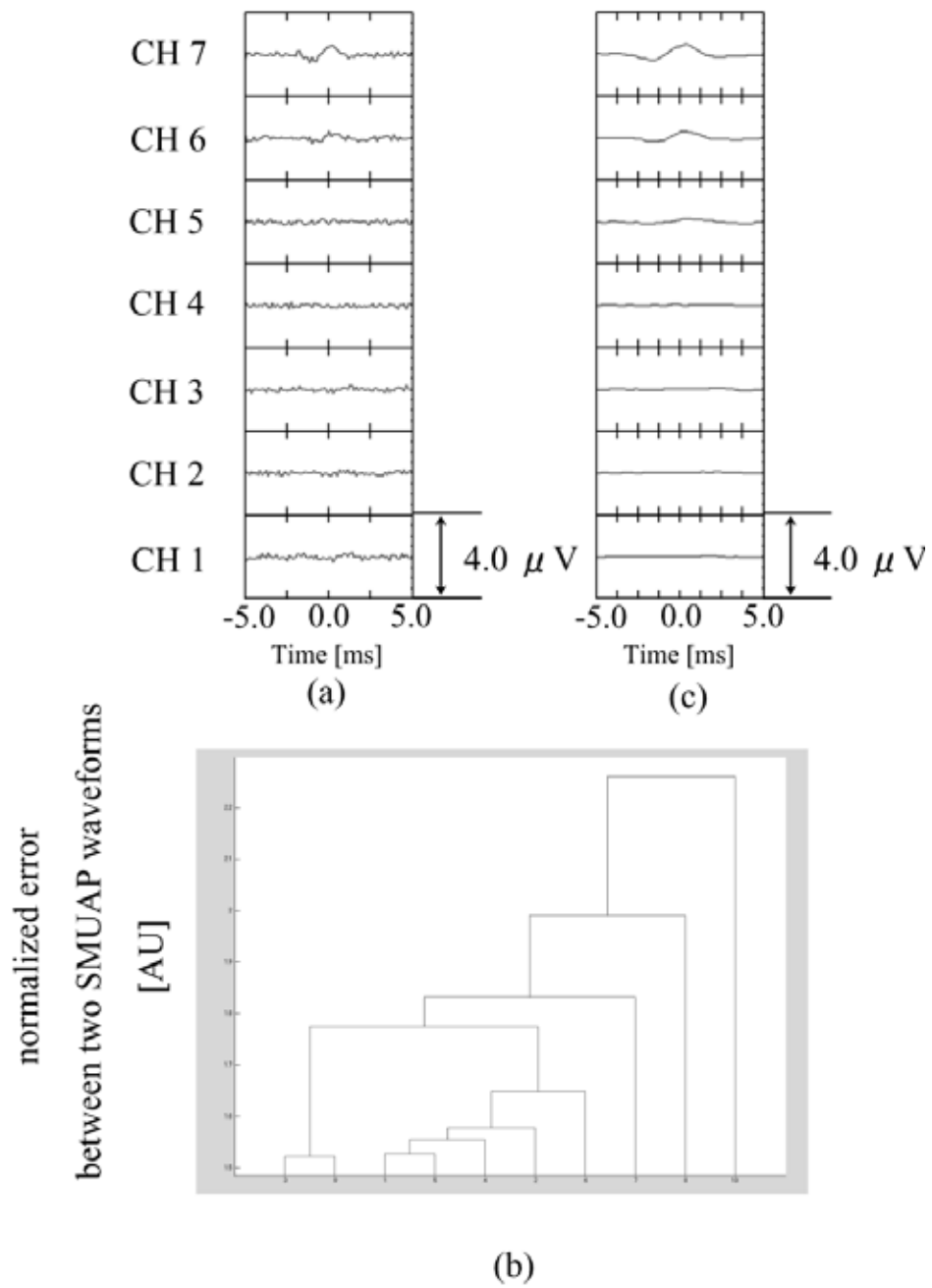


図 4.6 SMUAP 波形のクラスタリング

図4.6(c)のテンプレートを用いて全てのSMUAP波形に対してテンプレートマッチングを行った。 e_n が5%以下であるSMUAPを同一の運動単位の発火と判断した(運動単位発火の識別)(Step 8)。図4.7にCH 6, 7を用いて識別した結果の一例を示す。丸印が同一のSMUAPである。目視からもCH 6, 7に関しては非常に類似したSMUAPであることが確認できる。

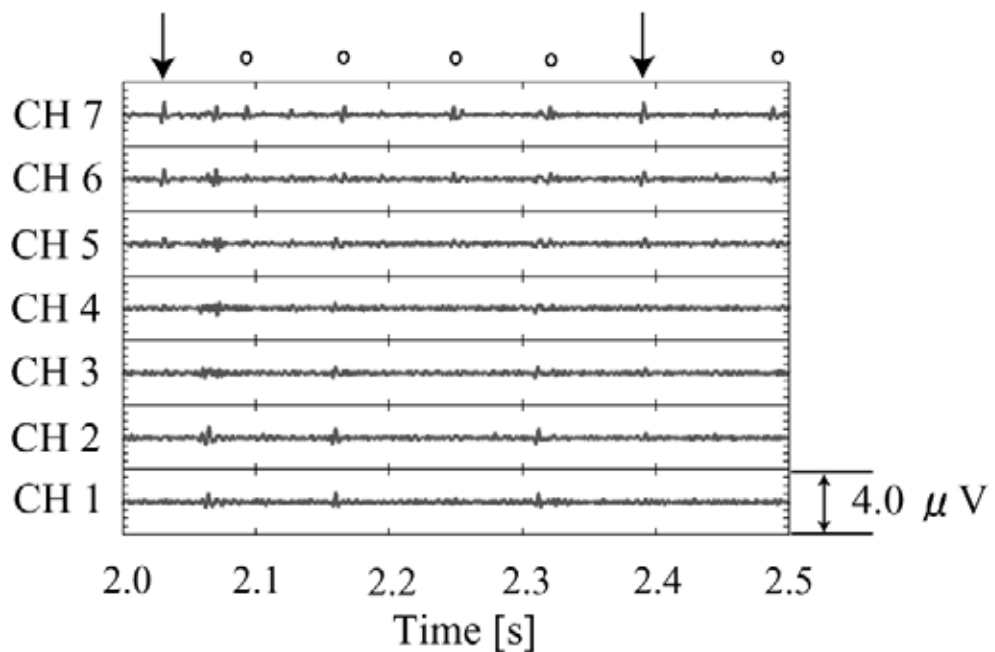


図 4.7 SMUAP の識別結果の一例

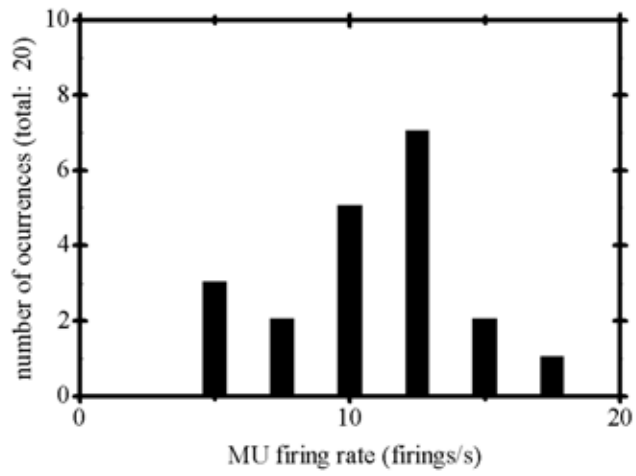
4.3.2 発射周波数の算出

発射周波数は運動単位の発射の間隔ISI (Inter Spike Interval) の逆数である。5% MVCの張力レベルを維持している2秒間で、単一の運動単位について21個のSMUAPが識別された(1つは発射周波数20以上)。その運動単位の発射周波数の頻度分布を図4.8(a)に示す。平均周波数は12.6 Hz、標準偏差3.6 Hzであった。低い張力レベルでの発射周波数として、Clamann[4・6]が報告している正規分布と概ね一致している。なお、図4.8(a)に示すように、3個は約5 Hzとなっている。この運動単位が5 Hzで発火したのではなく、SMUAP波形が重なっているために識

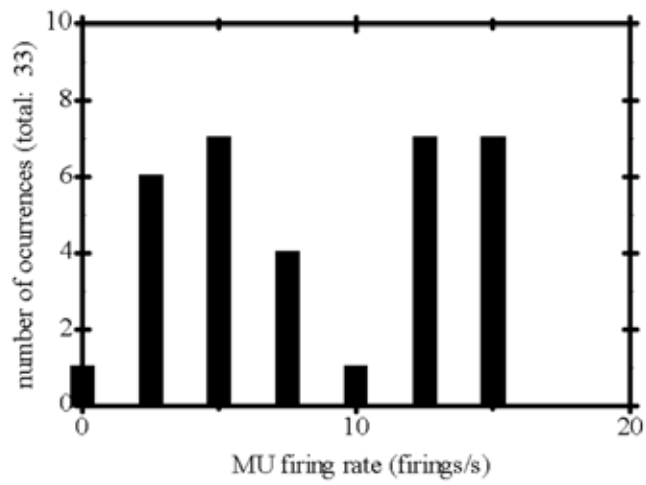
別ができなく、発火を見落としたものと考えられる。重畳の可能性の一例を図4.7の矢印で示す。一定の張力を維持している等尺性収縮の場合、ある一定の間隔で発射をしているのが通常であるので、約2.05 sおよび2.4 sの時刻のSMUAPは丸印と同一の運動単位である可能性はあるが、明らかに異なる波形である。

20% MVCの張力レベルを約5 s維持したときのSMUAPの識別をした。33個のSMUAPが識別され、それから算出した発射周波数の頻度分布を図4.8(b)に示す。平均周波数は9.5 Hz、標準偏差4.8Hzであった。約12.5 Hz, 15 Hzでの発射周波数のものが半数近く(14個)になっている。20% MVCではSMUAPの干渉が強く、重畳波形が多い。このため、それらを識別しないまま(発射を間引いたまま)で発射周波数を計算している可能性が高い。そのため、発射周波数が2~7.5 Hzのものが多くなっている。

本研究で提案したアルゴリズムは、単独のSMUAP波形から識別が確実なもののみ決定するので、間引きが生じることは避けられない。重畳波形の識別まで行うことを考慮していない。重畳波形の識別は、本研究のアルゴリズムで得られた識別結果(異なる運動単位のSMUAPテンプレート波形)を基にして処理を行う、という計画があることを付記しておく。



(a)



(b)

図 4.8 識別した運動単位の発射周波数のヒストグラム

4.4 考察

本研究で提案した手法により、FDIのSEMGを確実に識別できることを示した点に本研究の意義がある。FDIでは、運動単位のテリトリによりSMUAPプロファイルが大きく影響されるという特徴があることを既に報告しており[4・1]、運動単位の識別においてこの特徴を利用した。つまり、SMUAPプロファイルは単純な情報とはいえ、運動単位のテリトリを反映する空間情報である。すなわち、SMUAP波形の時間的な特徴だけでなく、空間的な特徴を利用した点に本手法の特徴がある。時間的・空間的な特徴の利用がSMUAP識別に有効であったことを示した点に本研究の意義がある。

SMUAPを識別する場合、測定される全てのチャンネルを処理の対象とする必然性はなく、識別の精度を向上させるには、むしろその運動単位の活動が顕著に表れるチャンネルの信号のみを対象とするのが望ましい。SEMGについて、チャンネル選択の方式は提案が無く、本研究では運動単位の位置、形状を反映しているSMUAPプロファイルからチャンネルを選択する新しい手法を提案した。S/Nの点から、できるだけ大きな振幅が望ましいと考え、最大値の70%以上の振幅を示すチャンネルを選択することを提案したが、この70%という閾値が最適であるかどうか、またどのような評価に基づいてその値を決定すべきかは検討が必要である。

SMUAP波形のテンプレートマッチングでは、時間の進行に連れて逐次テンプレートを更新する方式があり、波形変化が時間とともに起きる場合は有効である。一定の等尺性張力を維持する場合、波形変化は非常に小さいので、クラスタリングが有効であると考えて、本研究では階層的クラスタリングを適用した。一般に閾値決定の基準はなく、実験者に任せられるところが多い。閾値を変更することにより、それぞれの場合のSMUAP識別が容易に、かつ速く得られ、表示されるので、階層的クラスタリングは有用であったと考える。

被験者は3名で、20% MVCまでの等尺性収縮であり、臨床での実際の利用のためには、張力レベルを増加して実験と処理を行い、有用性を示す必要がある。特に、SMUAPの干渉が強いときの処理が必要である。本研究で実施したように、運動単位の識別が容易なものを先に行い、いくつかのSMUAPを識別した後に、干渉波形に対する識別を行うというアルゴリズムである。

4.5 結論

多チャンネルSEMGに含まれるSMUAPの空間的、時間的な特徴を利用した新しいSMUAP識別法を開発し、これを等尺性収縮時のFDIのSEMGに適用し、手法の有用性および限界を示した。処理の基本は、SMUAPプルファイルによる対象チャンネルの決定、テンプレートマッチングによるSMUAP波形の識別、という2つのstepからなる。結果を要約する。

1. 健常男子3名のFDIを対象として、0～20% MVCの等尺性収縮時におけるCH 7～8のSEMGを計測した。
2. SMUAPプルファイルのユークリッド距離を基に階層化クラスタリングを行い、SMUAPの第一次分類および識別に使用するチャンネルの決定を行った。
3. 決定したチャンネルのSMUAP波形について、ユークリッド距離を基に階層化クラスタリングを行い、各クラスのテンプレートSMUAPを作成した。このテンプレートと計測したSMUAPとの比較により識別を行った。
4. 運動単位の発射周波数に関する先行研究と一致する結果が得られ、本手法の有用性を示した。
5. 臨床の場面での使用には、重畳波形の処理法の開発を行い、より高い張力レベル、多くの被験者に適用して有用性を示していくことが必要である。

第5章 独立成分分析による運動単位の識別方法

5.1 緒論

測定した表面筋電信号において運動単位活動電位 (MUAP) が重畳していない場合、第 4 章で提案した SMUAP プロファイルを用いた運動単位識別法は有効な手法と言える。しかし、収縮レベルが増大すると、MUAP は重畳してくる。従来の MUAP の識別法としてはテンプレートマッチングによる方法、独立成分分析 (ICA) を用いた方法など、いくつかの手法が報告されている。テンプレートマッチングによる方法は単一の運動単位の活動電位によるテンプレートを作成し、重畳波形を識別する際に作成した複数のテンプレートを重ね合わせ合成波形と現波形との差により識別を行う手法である。しかし、合成波形の数はテンプレートの数に大きく依存する。テンプレートが増すと合成波形を生成する組み合わせの数が膨大になり、処理時間の観点から考えても効率のよい方法とは言えない。

一方、ICA [5・1, 5・2] は音声、生体信号などに使用されており、波形分離や雑音除去などで威力を発揮する魅力的な解析法であり、これまでに上腕二頭筋を対象として表面筋電信号に ICA を適用し、Decomposition に有用であることが示されている [5・3, 5・4]。ICA では、同一信号源の信号を別々の観測点で計測した場合、観測される信号は波形の振幅のみが変化すると仮定している。しかし、第 1 背側骨間筋 (FDI) の場合には運動単位のテリトリが筋全体に幅広く分布しており (詳細は 6 章を参照)、信号源を点と近似することが困難である。また、単一の運動単位が活動した場合においても各 CH の振幅のみが異なるということにはならず、ICA の前提条件が完全には満たされていない場合がある。その為、1 つの運動単位の信号が ICA のいくつかの成分に含まれている可能性がある。従来の手法は、ICA の各成分に各運動単位の信号が個別に 1 対 1 の関係で分離されるとの理想的な状況を想定して、簡単な閾値操作により ICA 信号から運動単位を識別する試みがほとんどであった。大きな筋を対象としている場合においても、このような仮定はある程度は成立していると考えられる。しかし、FDI のような小さな筋を対象として、運動単位の識別に十分な信頼性を持って適用できるような手法は未だ開発されていないと言える。

本章では FDI を対象として、MUAP が重畳した場合にも適用できる ICA を応用した処理法を提案し、その有用性を示す。信号源が点でないため、ICA を用いた処理により個々の運動単位の信号を分離することは困難である。しかし、観測点での信号を分離して得られた結果には運動単位の特徴が含まれていることは確かである。そこで、本研究では ICA の結果を基にして、候補 MUAP を抽出し、次に原波形(表面筋電信号)の類似性を評価基準として識別を行う方法を提案する。つまり、1つの運動単位の信号が ICA のいくつかの成分として分散して現れているという想定のもとに MUAP を識別するという処理法に本研究の特色がある。

5.2 独立成分分析について

独立成分分析 (ICA) [5・1, 5・2] は音声、生体信号などに使用されており、筆者は、上腕二頭筋を対象として SEMG に ICA を適用し、Decomposition に有用であることを示した [5・3, 5・4]。以下に ICA の原理を簡単に述べる。

観測点 i で計測される時系列信号を $v_i(t)$ とし、 m 個の観測点での信号をベクトル $v(t) = (v_1(t), v_2(t), \dots, v_m(t))^T$ とする。1つの信号源の時系列信号を $s_j(t)$ とし、 n 個の信号源をベクトル $s(t) = (s_1(t), s_2(t), \dots, s_n(t))^T$ で表す。 $v_i(t)$ はこの m 個の未知の独立な信号源の線形結合で表されるものとの仮定する。つまり信号源と観測信号の間には

$$v(t) = A s(t) \quad (5.1)$$

の線形関係が成り立つとする。なお $n \geq m$ とする。 A は混合マトリクスである。つまり一定の等尺性張力を維持している状況で、個々の運動単位の発生する信号は独立であり、その信号の線形荷重和が各チャンネルで観測される信号 SEMG である、という設定である。問題は $s(t) = A^{-1} v(t)$ となるようなマトリクス A を求めることである。いくつかの手法が報告されており、ここでは Fast ICA [5・2] を用いた。

ICA を行う上でいくつかの仮定と制約を設定しなければならない。以下にその制約と原理を簡単に示す。

制約事項は、

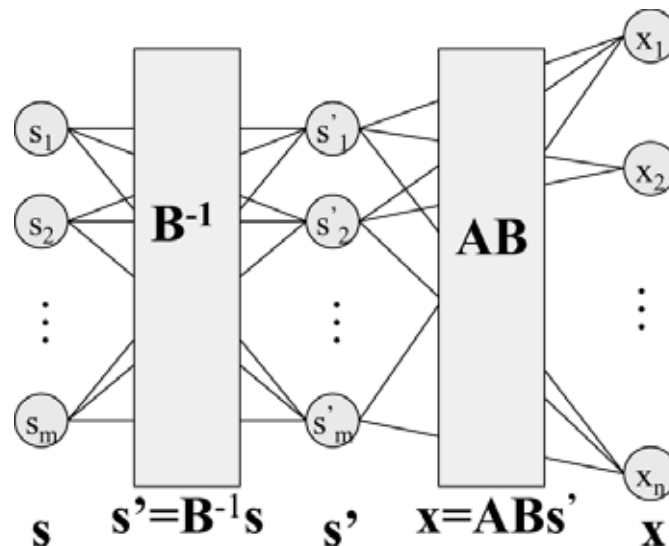
- 1) 信号源は統計的に「独立」とであると仮定される

- 2) 独立成分は非ガウス分布に従わなければならない
 - 3) 未知の混合行列を「正方行列」であると仮定する
- である。

ICA を用いる上での信号源の係数に関する問題を図 5.1 と式(5.2)に示す。 x を観測点での信号、 s を信号源での信号、 A を混合行列、 B を正則行列とする。実際の ICA での処理は式(5.2)で表される。

$$x = As = AB \cdot B^{-1} \cdot s = AB \cdot s' \tag{5.2}$$

ここで留意しなければならないのは、ICA で推定されるのは s ではなく、 s' という点である。従って、推定された信号源 s' は源信号のどの信号に対応するのかが不明であり、各チャンネルの振幅は任意である。つまり、推定された1つの成分の振幅と他の成分の振幅との比較は意味を持たない。



$$m \leq n$$

A: mixing matrix

B: operator (regular matrix)

図 5.1 ICA の原理

5.3 実験方法

5.3.1 実験装置と実験方法

実験装置と実験方法については、4.2.1 と同一であるので、詳細は省く。対象とした筋は第1背側骨間筋(FDI)で、被験者は健常男子である。被験者には、椅子に座ってもらい、水平台の上に右手を甲が上になるように載せてもらい、第1指を内転させた状態で、FDIの皮膚上に表面電極を置いた。筋電図の計測には8チャンネル双極誘導の表面電極を使用した。第2指外転方向の力はロードセルを用いて計測した。計測した力信号と7~8チャンネルのSEMGをA/D変換(サンプリング周波数4 kHz)し、計算機に保存した。実験は等尺性随意収縮とし、FDIの最大随意収縮力MVCを前もって測定した。1回の実験は10~15秒程度とし、張力は0~20% MVCとした。

5.3.2 処理方法

重畳波形について識別を行う処理の概要(図 5.2)を以下に述べる。

- 1) 図(a)に運動単位 A、B、C により生成された信号を示す。C については、トリが大きいいため、遅延が発生している。
- 2) 図(b)に ICA を用いて処理した結果と、閾値以上の信号について、クラスタリングにより得られた結果を示す。C については、2 つの成分として確認できる。
- 3) 図(c)に 2 個以上の運動単位がある時間幅で重なっていないものを除外した信号を示す。
- 4) クラスタリングの結果、同じ運動単位である可能性が高いと判断したものを対象に、(c)の 3A に対応する(a)の SEMG を用いてテンプレートを作成する。4B についても同様に処理する。
- 5) 4)のテンプレート作成を行う課程で除外した同じ運動単位である可能性が低い SEMG について、テンプレートマッチングにより識別する。B についても同様の処理を行う。
- 6) 重畳波形 A+B の識別を行う。C の識別を行っていないので B+C は処理の対象としない。

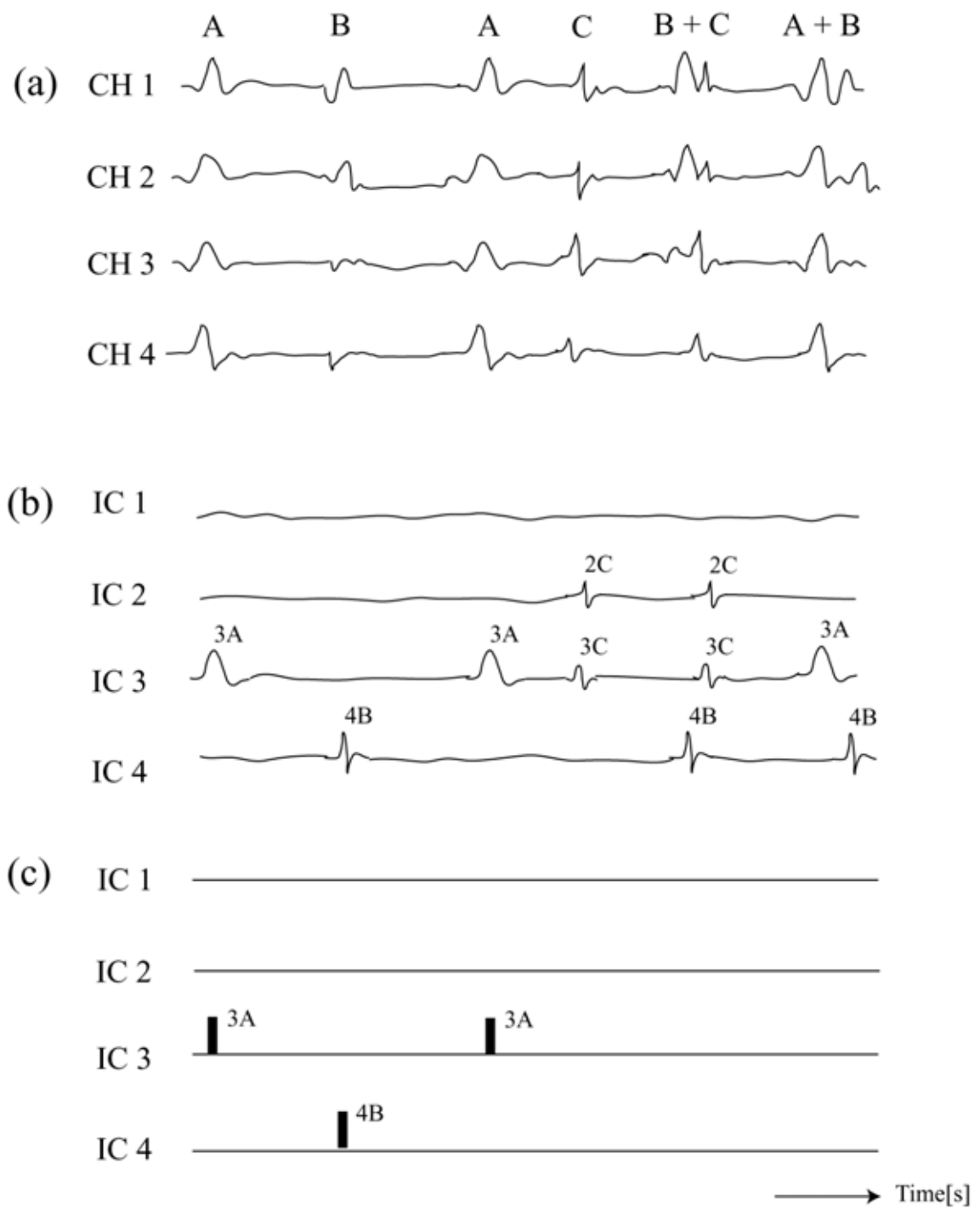


図 5.2 MUAP 識別の概要

MUAP 識別のための処理を図 5.3 のフローチャートに示す。

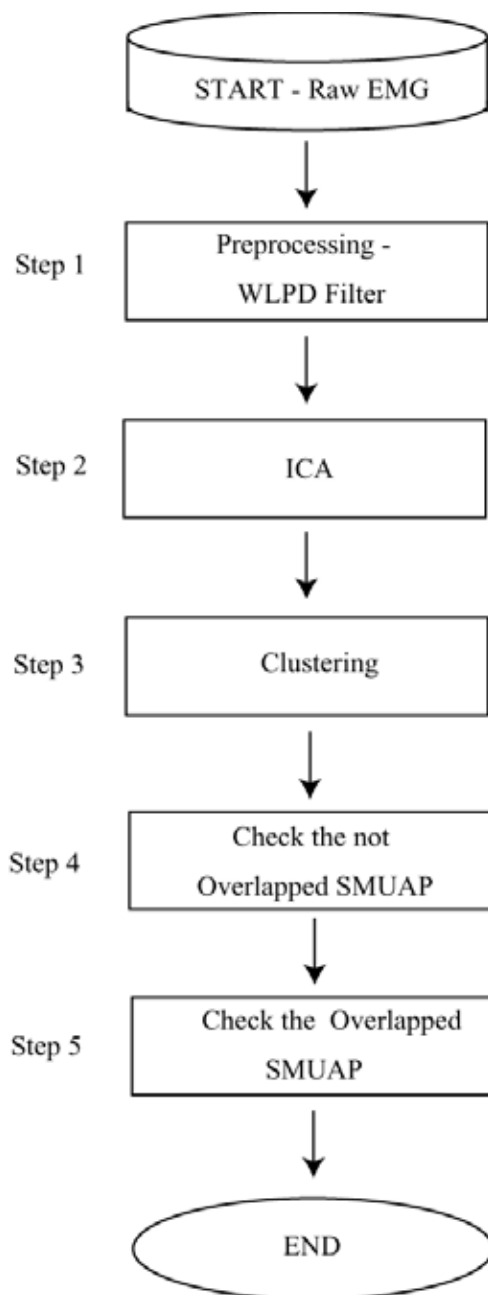


図 5.3 MUAP 識別のための処理手順

- A) Step 1: 帯域フィルタによる処理: 運動単位の活動電位をより明確にする為に、4.2.2 節で述べた WLPD フィルタを用いた信号処理により WEMG を出力す

る。約 10% MVC の張力で得られた WEMG の一例を図 5.4 に示す。

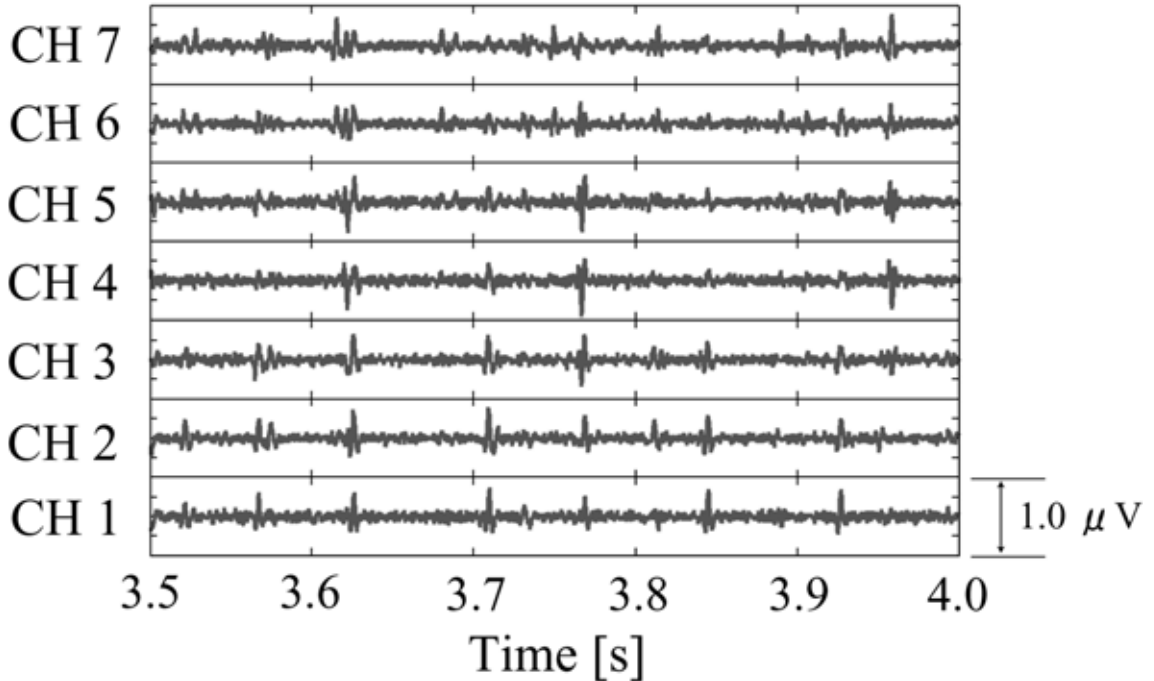


図 5.4 WLPD フィルタを用いて得られた筋電図

- B) Step 2: ICA による処理。ICA を用いて運動単位の特徴を抽出し、閾値を設定し、運動単位の活動電位と考えられる信号（以下、MUAP 候補と記す）の抽出を行う。
- FastICA の適用: 7 チャンネルの WEMG に対して FastICA の処理を適用する。その結果 7 つの独立な成分が得られる。この信号を ICAEMG と呼ぶ（図 5.5）。
 - MUAP 候補の抽出: ICAEMG において、候補 MUAP を得るため、閾値を設定した。閾値設定の基準はないので、目視により運動単位の活動電位と考えられる信号を抽出できるように設定した。ここでは、閾値上限を $ICA_{\text{上}}$ 、下限を $ICA_{\text{下}}$ とし、これらの閾値以上の値が見られる信号を抽出した。最大値あるいは最小値となる時刻（ピーク時刻 t_{ICA} と呼ぶ）を中心として

± 5 ms の区間の信号を候補 MUAP とした。この信号を ICAMUAP と呼ぶ。

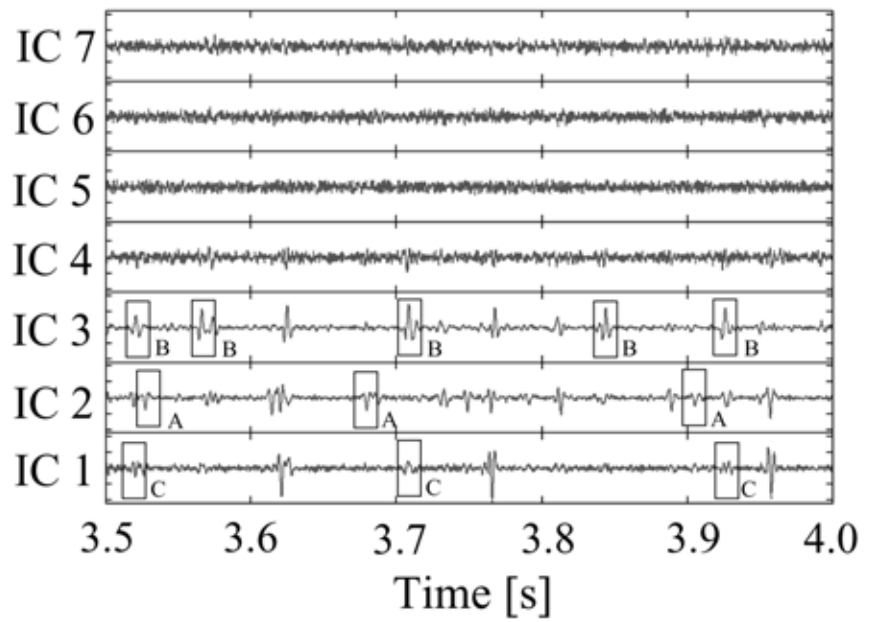


図 5.5 ICA を用いて得られた信号

- C) Step 3 : 候補 MUAP のクラスタリング : ICAMUAP を用いて候補 MUAP を抽出する。ユークリッド距離を求め、成分毎にクラスタリングを行う。Step 2 で得られた結果を対象として、成分毎に 10 個のクラスに分類した結果を表 5.1

に示す。例えば、number 5, time 3.08 の MUAP 候補は、IC 1 でのクラスが「1」であることを意味する。

表 5.1 ICAMUAP を対象として成分毎に 10 個のクラスに分類した結果

| number | time | IC 1 | IC 2 | IC 3 |
|--------|---------|------|------|------|
| 1 | 3.00625 | - | - | 1 |
| 2 | 3.02775 | - | 2 | - |
| 3 | 3.0685 | - | 3 | - |
| 4 | 3.0745 | - | - | 4 |
| 5 | 3.08 | 1 | - | 5 |
| 6 | 3.11375 | - | 3 | - |
| 7 | 3.13425 | 1 | - | 7 |
| 8 | 3.1395 | 1 | 8 | 5 |
| 9 | 3.16475 | - | 2 | - |
| 10 | 3.187 | 1 | 3 | 10 |
| 11 | 3.193 | 2 | - | - |
| 12 | 3.2025 | 3 | 3 | - |
| 13 | 3.21275 | 4 | 5 | 2 |
| 14 | 3.258 | - | 3 | 4 |
| 15 | 3.2635 | - | - | 5 |
| 16 | 3.2955 | 5 | 3 | - |
| 17 | 3.313 | - | 3 | - |
| 18 | 3.3185 | 6 | 6 | 1 |
| 19 | 3.3265 | 2 | - | 7 |
| 20 | 3.37225 | - | 3 | 4 |
| 21 | 3.3785 | 2 | - | 3 |
| 22 | 3.38375 | 7 | 7 | 2 |
| 23 | 3.395 | - | 3 | 2 |
| 24 | 3.4035 | 1 | - | - |
| 25 | 3.40925 | - | 2 | - |
| 26 | 3.42425 | - | - | - |
| 27 | 3.42975 | - | - | 1 |
| 28 | 3.47575 | - | 2 | 2 |
| 29 | 3.485 | - | 9 | 2 |
| 30 | 3.49525 | 5 | 3 | 7 |
| 31 | 3.50175 | 8 | - | 6 |
| 32 | 3.5195 | 1 | 2 | 7 |
| 33 | 3.526 | 1 | 2 | 8 |
| 34 | 3.564 | - | - | 7 |
| 35 | 3.57 | - | 2 | - |
| 36 | 3.5765 | - | - | 5 |
| 37 | 3.61425 | - | 10 | - |
| 38 | 3.62025 | 9 | 7 | 2 |
| 39 | 3.6255 | 10 | 1 | 1 |
| 40 | 3.6795 | - | 2 | - |
| 41 | 3.706 | 1 | - | 7 |
| 42 | 3.71175 | - | - | 6 |
| 43 | 3.7305 | - | 2 | 2 |
| 44 | 3.747 | - | 3 | - |
| 45 | 3.76325 | 5 | 3 | 2 |
| 46 | 3.7695 | 8 | 5 | 5 |
| 47 | 3.81075 | - | 3 | 2 |
| 48 | 3.84175 | - | - | 7 |
| 49 | 3.88775 | - | 3 | - |
| 50 | 3.90525 | - | 2 | - |
| 51 | 3.92475 | - | 3 | 7 |
| 52 | 3.93075 | 1 | 8 | - |

- D) Step 4: 表面筋電図 WEMG での MUAP テンプレート作成: WEMG での単一運動単位の MUAP のテンプレートを以下の手順により作成する。まず Step 3 の処理で得られた結果から、単一の運動単位により生成された可能性が高い候補 MUAP 信号のみ検出する。表 5.1 に示す number 1 は IC 3 の信号のみが閾値以上である。このように 1 つの成分のみが閾値以上である ICAMUAP を Type と定義する。同様に、ほぼ同時刻に 2 つの成分に候補 MUAP が確認できるものを Type 、3 つの成分に確認できるものを Type と定義する。ここでは、Type を対象として、WEMG のテンプレート ($Temp_{wemg}$) を作成する。尚、MUAP のテンプレートは t_{ICAP} を基準に ± 5 ms のデータを保存する。 $Temp_{wemg}$ の作成は以下の通りである。式 (5.3) の評価関数 P (基準化した誤差) が 1.5 以下の MUAP 候補信号を同一の運動単位による信号と判断した。 $P=1.5$ は試行錯誤の後に試験的に設定したものである。 $WEMG_{MU_0}$ は Step 3 の処理により同じクラスに分類された MUAP 候補信号の代表 (加算平均した信号) である。 $WEMG_{MU_i}$ は $WEMG_{MU_0}$ を構成する個々の要素である。ここでは、時刻 t はの区間は 5 ms である。チャンネル j は CH 1~7 とした。そして、 $P < 1.5$ となる MUAP 候補信号のみを選び、その平均値からテンプレートを作成する。

$$P = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^7 \int \{WEMG_{MU}^j(t) - WEMG_{MO}^j(t)\}^2 dt}{\int \{WEMG_{MO}^j(t)\}^2 dt}} \quad (5.3)$$

- E) Step 5: WEMG における MUAP の識別: Step 4 で作成したテンプレートを用い、MUAP の識別をテンプレートマッチングにより行う。また Step 3 の処理において重畳波形であると判断された場合、個々のテンプレート $Temp_{wemg}$ を重ねて、テンプレートマッチングにより識別を行う。評価関数は式 (5.1) である。

5.4 実験結果

重畳が有る場合も含めて、MUAP の識別実験を行った。FDI を対象筋とし、等尺性収縮時において、約 10% MVC の張力で 1.0 s の時間 (3.0~4.0 s) で計測した信号を対象とした。

Step 1 の処理により WLPD フィルタを用いて得られた WEMG を図 5.4 に示した。

Step 2 で ICA を用いて処理を行い、Step 3 でクラスタリングした結果を表 5.1 と図 5.5 に示した。図 5.5 の A, B, C はそれぞれ ICAEMG における候補 MUAP であり、IC 1 では C、IC 2 では A、IC 3 では B と 3 個のラベルを付けた MUAP 候補が識別された。Type を対象として式(5.3)の評価関数を用いて得られた結果である。

そして、WEMG においては、A、B、C の個々の運動単位のみが活動している区間を抽出した。A は A だけでなく他の運動単位の活動も重畳していることを示す。B、C についても同様に B、C だけでなく他の運動単位の活動も重畳していることを示す。

Step 4 の処理により生成した個々の運動単位のテンプレートを図 5.6 の(a)~(c)に示す。識別された MUAP の結果を図 5.6 の(e)、(f)に示す。3 個の MUAP(A、B、C)が重畳している時刻 3.52 s を対象に識別を行った。ここでの処理は、観測した重畳波形と MUAP のテンプレート(A、B、C)を共に 10.0 ms の間隔で切り出した。次に、観測した波形と合成した波形が 5 ms の区間で最もよく一致する位置を式(5.3)の評価関数を用いて求めた(図 5.6 の(d))。太線の波形が観測された波形である。式(5.3)の評価関数を用いて求めた 5 ms の区間での誤差は 0.88 であり、識別した結果は概ね妥当であったと考えられる。

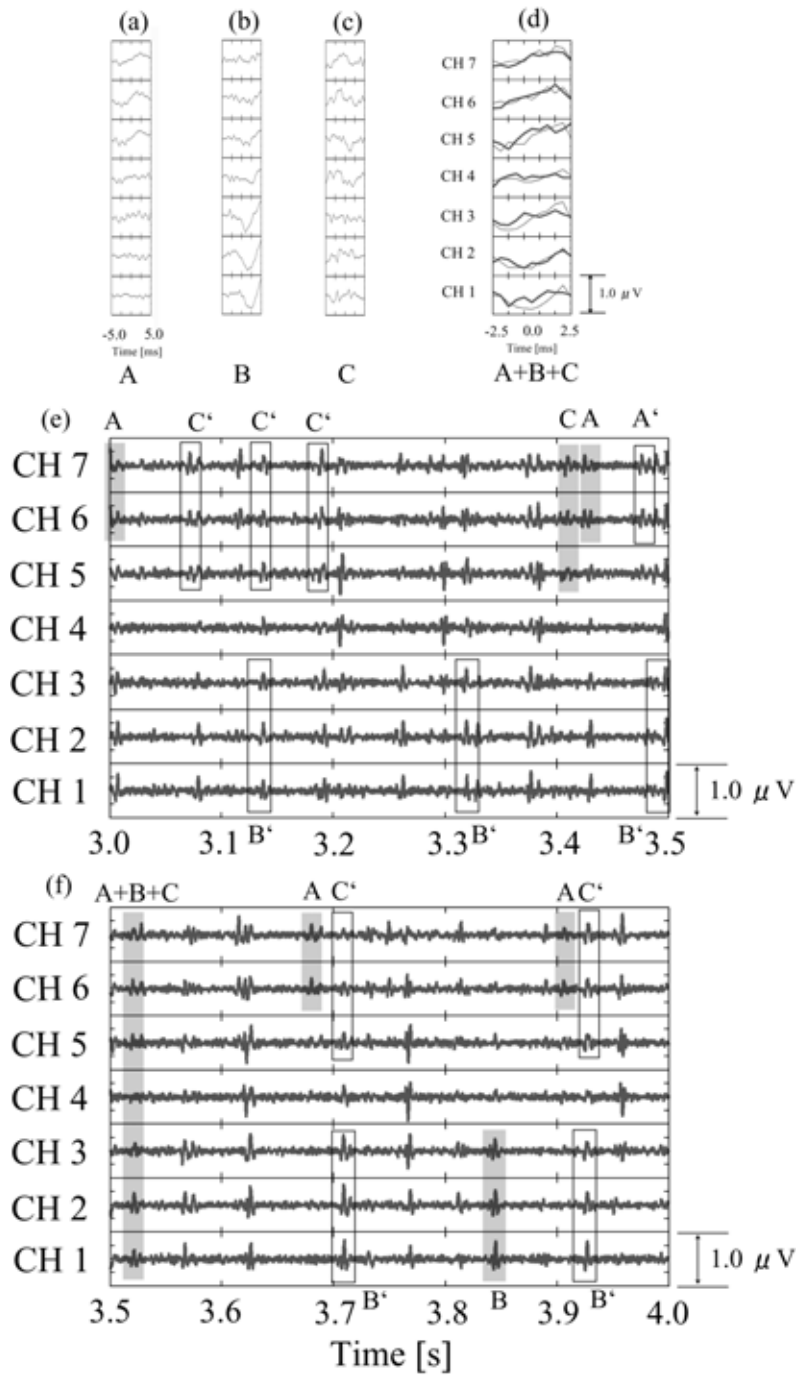


図 5.6 重畳がある場合の MUAP の識別

5.5 考察

ICA を用いることにより、比較的明瞭な形で候補 MUAP を抽出することができた(図 5.5)。FDI においても、個々の運動単位による活動電位が統計的に独立であったためにこのような結果が得られたものと考えられる。図 5.5 の A, B, C 以外に候補 MUAP と考えられる波形が見られるが、2 つ以上の成分として認識されている。その理由としては、FDI のようにテリトリが幅の広い分布をしている可能性があり、また電極と筋線維走行が必ずしも直交していないために、信号が電極に到着する時間に差が生じて、ICA の仮定を満足しなかったと考えられる。2 チャネル以上の波形についても、ユークリッド距離を定義し、クラスタリングを行うなどの処理をすれば良いと考える。ただし、各成分にどのような係数を与えるのが適切かなど検討を行う必要がある。なお、IC 3 にも MUAP らしき波形が見られるが干渉波となっており、識別を行うには同様の課題が残る。

本研究では、張力が低いため信号が小さく、原波形においてテンプレートマッチングは困難であったが、ICA を用いることにより、比較的高い信頼性で識別が行えたと考える。今後張力レベルを増大して、重畳波形が増える場合での識別を行い、本方法の有用性をさらに示すことが必要である。また被験者、データ数を増加させて処理を行うことが必要である。

5.6 結論

- I. FDI の 7 チャネルの表面筋電図に対して、帯域フィルタ、独立成分分析、クラスタリング、パターンマッチングなどからなる MUAP の識別を行う手法を提案し、MUAP が重畳する場合にも有効に働くことを示した。
- II. 等尺性収縮時において、約 10% MVC の張力で 1 秒間の計測を行い、7 チャネルの SEMG を対象に ICA、クラスタリングを用いて識別を行った。
- III. 被験者数、実験データを増やし、本方法を適用して手法の有用性をより強固に提示することが今後の課題である。また、処理において閾値などは実験的に設定しており、設定法については提案することが必要である。

第6章 運動単位の形状と位置の推定方法

6.1 緒論

随意運動において、筋活動は個々の脊髄前角細胞(運動ニューロン)の活動によって調節される。このため、神経科学、スポーツ科学、臨床医学の分野では、筋電図を計測して、運動ニューロンとそれによって支配されている筋線維群である運動単位の活動の解析が広く行なわれている[6・1, 6・2]。一般には、単一の運動単位の活動を計測するには、筋内部に刺入する針電極を使用することが多い[6・3, 6・4]。針筋電図は電極近傍の運動単位の電位波形を微細に観察するには適しているが、侵襲的であるので、運動時の計測には適さない。このためスポーツ科学、リハビリテーションの分野では、非侵襲である表面電極を用いることが多く、表面筋電図を基にして筋活動の開始、終了の時刻の判定や収縮の強弱の解析などが広く行なわれている。

表面筋電図は、このような比較的単純な解析に用いる場合には問題ないが、より詳細な定量的な解析を行なうためには電極や信号処理に工夫が必要である。一般の表面筋電図では複数の運動単位の活動を同時に計測しているため、個々の運動単位の識別や、その詳細かつ正確な計測は難しい。このことから、微小な電極を多数皮膚表面に置くことで、運動単位の識別を容易にする手法が開発され、この手法により、伝播速度、神経筋接合部の位置、発射周波数などの計測が行われている[6・1, 6・5, 6・6]。また、筋電図を用いて筋力を推定する試みや、表面筋電図の統計的処理により運動単位の数を推定する試み[6・7]も報告されている。

表面筋電図を用いて筋力を精度良く推定する場合、活動している運動単位の位置は重要な情報となる。また、神経内科、リハビリテーションの分野で運動単位数の推定や動態計測に強い要望がある。ここで問題となるのは、表面筋電図の振幅がサイズの他に運動単位のテリトリ(形状と位置)の影響を大きく受けているにもかかわらず、これらを考慮した表面筋電図の解析がほとんど行われていないことである。このような背景から、テリトリを推定できる非侵襲でかつ簡便な手法の開発が強く望まれている。

しかし、現在までテリトリの非侵襲計測法に関する報告は非常に少ない。斉藤

らは、形状を円形と仮定し、筋電図発生モデルを用いて、上腕二頭筋における運動単位の位置とサイズを推定する方法を提案している[6・8]。この方法は計測値が正確で、かつ、モデルに導入した生体組織に関するパラメータ値が真値である場合、非常に優れた方法であるが、これらの条件を満足することは一般に難しい。

本研究は、テリトリの実用的な推定方法の開発を目的とする。すなわち、単一の運動単位活動電位 (Surface Motor Unit Action Potential, 以下 SMUAP と略す) のピーク電位に着目するモデル駆動型の新しい推定手法を提案する。以下では、この方法を第 1 背側骨間筋 (First Dorsal Interosseous muscle, 以下 FDI と略す) の等尺性随意収縮に適用して、テリトリを推定するとともに、その有用性を示す。この方法の特徴は、双極誘導した 8 チャンネルの SMUAP ピーク値の分布 (以下 SMUAP プロファイルと表す) とモデルにより生成した SMUAP プロファイルとの比較によりテリトリを推定する点にある。筋電位発生モデルとしては種々のモデル[6・9-13]があるが、ここでは、取り扱いが容易な 3 極モデルを用いる[6・14, 6・15]。提案方法を用いて筋電図計測を行った結果、上腕二頭筋とは異なり FDI では、最大値の近傍が平坦である運動単位のプロファイルを多数確認した。そこで、シミュレーションを用いて FDI に固有なテリトリを検討した。

6.2 運動単位のテリトリと位置の推定方法

6.2.1 モデルによる SMUAP プロファイルの算出方法

モデルによる SMUAP プロファイルの作成方法を以下に示す。まず、形状(円(図 6.1(a))、四角形(図 6.1(b)))、パラメータ (r_0 , l_1 , l_2 , l_3 , v)、電極とテリトリの位置、そして筋線維密度 (fd) (筋線維はテリトリ内に一様に分布すると仮定した) を定めることにより、1 つの運動単位に属する筋線維数 N と、それら全ての筋線維について、 x_n , y_n , z_{n1} , z_{n2} , z_{n3} , x_m , y_m , z_{m1} , z_{m2} , z_{m3} を求めた。次に、これらの値を用いて全チャンネルの SMUAP 波形 $V_{dif}(t)$ を算出し、全チャンネルのピーク電位を求め、SMUAP プロファイルを作成した。

四角形の場合(厚み T 、幅 W)、形状については、 $W = 10$ mm のとき $T=W$ (正方形) とし、 $10 < W < 20$ mm のとき $T=10$ mm とした。皮膚表面からテリトリへの最短距離を D とし、形状の中心位置を四角形の中心と定め、 $C_{mu}(x_{muc}, y_{muc})$ とした。チャンネル CH の SMUAP のピーク値は変数 CH、 C_{mu} 、 W 、および D の関数として与えられる

ので、ピーク値を $\hat{P}_{CH, C_{mu}, W, D}$ とし、ピーク値を基にして SMUAP プロファイルを作成した (図 6.1(b))。形状が円形の場合は、中心位置と半径を与えることによりテリトリを決定し、それに基づいて筋線維の位置を算出し、四角形と同様にして SMUAP 波形、続いて SMUAP のピーク値を算出し、SMUAP プロファイルを作成した。

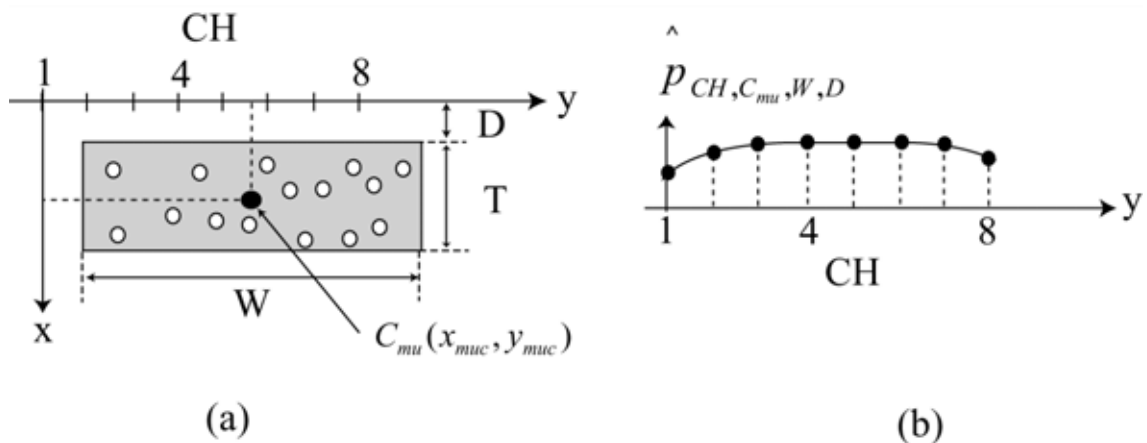


図 6.1 SMUAP の数学モデルによって作成した SMUAP プロファイル

(a) テリトリのパラメータ W : 幅、 T : 厚さ、 D : 皮膚と運動単位表面との距離、 C_{mu} : 運動単位の中心位置。

(b) SMUAP プロファイル $\hat{P}_{CH, C_{mu}, W, D}$ 。変数は CH、 C_{mu} 、 W 、 D 。

6.2.2 テリトリと位置の推定方法

実測の SMUAP プロファイルとモデルより得られたものとの比較によりテリトリを推定した。シミュレーションでは、これまでに報告されている以下の値を参考にし、検討した。

(a) 3 極モデルの電流源は $I_1 : I_2 : I_3 = 0.8 : 1 : 0.2$ [6・16]、 $I_2 = 0.5 \mu A$ [6・16]、 $L_{12} = 0.45 \text{ mm}$ [6・16]、 $L_{23} = 1.8 \text{ mm}$ [6・16]、

(b) 伝播速度 (v) は 3.5 m/s [6・14]、

(c) 導電率 (σ_o) は 0.08 S/m[6・14]、0.04 ~ 0.21 S/m[6・16]、

(d) 筋線維密度 (fd) は 0.7 ~ 5.4 fiber/mm²[6・8]、16 fiber/mm²[6・14] と報告されている。

報告値に納まる値として $I_2=0.5 \mu\text{A}$ 、 $\sigma_o=0.16 \text{ S/m}$ とした。 fd については(d)

の値を参考に、0.1、1.0、2.0、5.0、10.0、20.0 fiber/mm² で検討した。実測の 50 例の SMUAP プロファイルとシミュレーション結果との比較を行い、より適切な値を探索したところ、よく一致する結果は $fd = 1.0 \text{ fiber/mm}^2$ で得られた。

以上より $fd=1.0 \text{ fiber/mm}^2$ 、 $I_2=0.5 \mu\text{A}$ 、 $\sigma_o=0.16 \text{ S/m}$ とした。筋組織の厚み

については、解剖学的な知見をもとに $de=12.0 \text{ mm}$ とした。

テリトリについては、離散的な値を用いて、最適値を探索した。四角形のテリトリについては、中心位置 C_{mu} の y 軸方向 (y_{muc}) の刻み幅を 0.5 mm、 x 軸方向 (x_{muc}) の刻み幅を 1 mm 単位で変化させ、幅 W を 2, 5, 10, 15, 20 mm の 5 種類とした。また、距離 D を刻み幅 1.0 mm で変化させた。このテリトリの推定においては、次式の評価指標 (Performance Index、以下 PI と略す) を用いた。

$$PI = \frac{\sum_{CH=1}^8 \left| P_{CH} - \hat{P}_{CH, C_{mu}, W, D} \right|}{\sum_{CH=1}^8 \left| P_{CH} \right|} \times 100 \quad (6.1)$$

つまり、実測の SMUAP プロファイルとシミュレーションにより作成した SMUAP プロファイルとの差が最小となるテリトリを求めた。このとき、勾配法等の最適値探索は実施せず、 CH 、 C_{mu} 、 W 、 D の全ての可能な組み合わせについて $\hat{P}_{CH, C_{mu}, W, D}$ を計算して式(6.1)の評価値を求め、これが最小となるパラメータを最適値と判断した。但し運動単位の波形がいくつか重畳したものを除くため、最適値においても、 PI が 10% 以上の場合は推定対象から除外した。なお簡単のために皮膚、皮下組織などの導電率を筋組織と同一に設定した。また、筋組織は皮下 1 ~ 13 mm に存在すると仮定した。

6.3 結果

6.3.1 計測結果

FDI の筋電図計測結果の一例を図 6.2 に示す。図 6.2(a)に第 2 指の MP 関節 (metacarpophalangeal joint) のトルクを示す。弛緩時から徐々に張力を増大し、約 10% MVC を維持しているのが分かる。図 6.2(b)に示す筋電図から、張力の増大とともに筋電図信号の振幅が増大していることが確認できる。なお、この図におけるチャンネル 7 では SMUAP がほとんど観測されなかった。これは、チャンネル 7 の直下に二頭筋である FDI の境界が位置したためと考えられる。なお、このような場合は式(6.1)においてチャンネル 8 を除外し PI を求めた。

図 6.2(b)の(i)および(ii)の筋電図を拡大した波形を図 6.2(c)に示す。一例として図 6.2(c)の SMUAP、(A)、(B)、(C)、(D)の SMUAP プロファイルを図 6.2(d)に示す。(A)は釣鐘状(上方に凸)の形状で、図(B)、(C)、(D)はチャンネル 1~4 で概ね平坦である形状を示している。

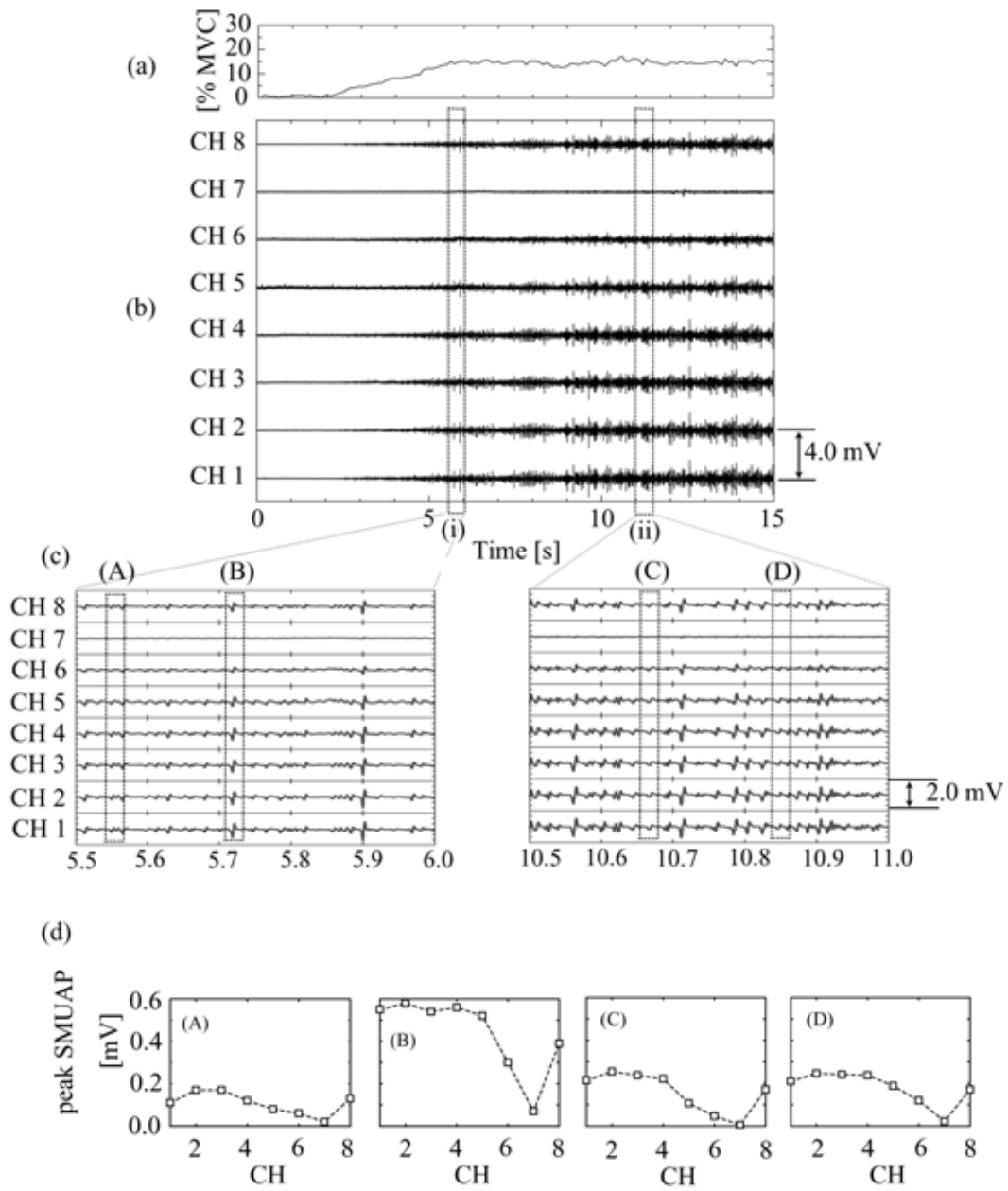


図 6.2 等尺性随意収縮時における実験結果

- (a) 測定張力 (約 10% MVC)。
- (b) 8 チャンネルの表面筋電信号。
- (c) 筋電信号の拡大図。
- (d) 計算した SMUAP プロファイル。

計測した SMUAP において、チャンネル 1 ~ 7 の中での SMUAP の最大値（ピーク電位） P_{CH}^{\max} を検出した。図 6.3 に 1 回の実験で検出したピーク電位の頻度分布を示す。この実験結果では、0.2 ~ 0.6 mV のピーク電位を示す SMUAP が多く、最大値は約 1.4 mV であった。

図 6.3 の特性は、ピーク電位が大きくなるとその数が減少するというものである。ここで、各運動単位の深さを無視して、サイズの大きい運動単位が大きい振幅の SMUAP を発生させると仮定すれば、この結果は FDI ではサイズが大きい運動単位の数は少ないという報告 [6・3] とよく一致している。

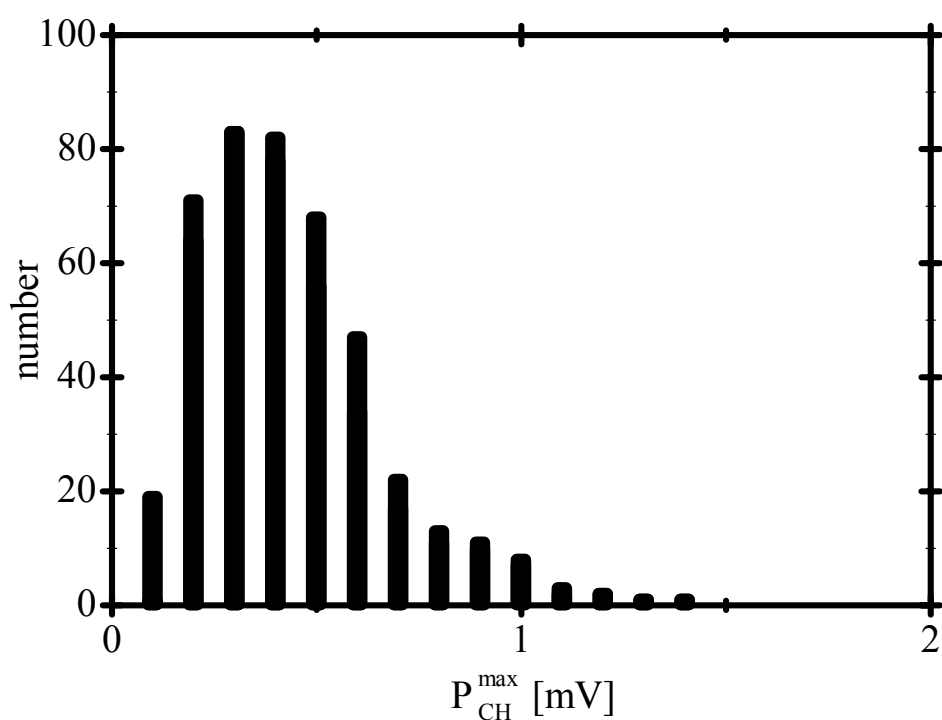


図 6.3 SMUAP の最大値 P_{CH}^{\max} のヒストグラム (10% MVC)

6.3.2 運動単位のテリトリに関するモデル解析

Buchthal ら [6・17] は計測結果から形状は円形に近いと報告しており、斎藤ら

[6・8]、Rau ら [6・14]は上腕二頭筋を対象とするシミュレーションで円形のモデルを用いているので、まず円形のモデルで解析を行なった。その結果を図 6.4(a)に示す。ここでは、 $D=3.0$ mm、 y_{muc} をチャンネル 4 の直下とし、円の直径を 2、5、10、15、20 mm の 5 種類として SMUAP プロファイルを算出し、正規化した(図 6.4(c))。解析の結果、直径を大きくするに従い SMUAP プロファイルの形状の上部がより鈍角になるが、上部が平坦なプロファイルは作成出来なかった。

そこで、新たに四角形のモデルでの解析を検討した。運動単位の形状と位置は図 6.4 (b)に示すように、 $D=3.0$ mm、中心位置 y_{muc} をチャンネル 4 の直下とし、形状($\#$, ℓ)を(2,2)、(5,5)、(10,10)、(15,10)、(20,10)の 5 種類として、SMUAP プロファイルを作成した。その結果を図 6.4(d)に示す。

この図より、幅 $\#$ が大きくなるに従い SMUAP プロファイルの上部がより平坦になり、 $\#=15$ mm のときの SMUAP プロファイルは図 6.2 (d)の(A)に類似し、 $\#=20$ mm の SMUAP プロファイルは図 6.2(d)の(B)、(C)、(D)に類似することを確認した。

以上のモデル解析結果から、FDI の形状としては円形ではなく、正方形もしくは、皮膚に沿って幅広く分布する四角形を適用することが妥当であると判断した。

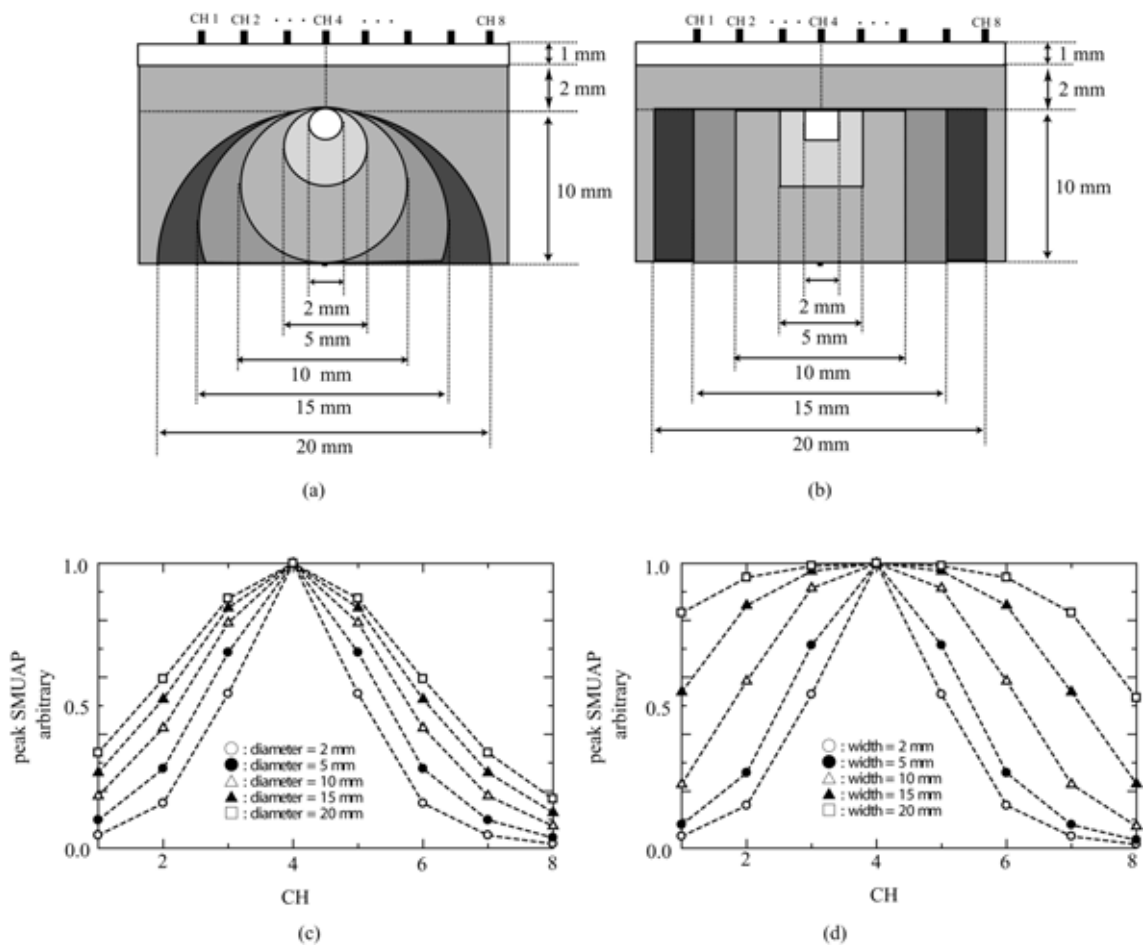


図 6.4 テリトリと SMUAP プロファイルとの関係の解析

- (a) 円形の形状 (半径 2.0 mm から 20.0 mm)。
- (b) 四角形の形状 (幅 2.0 mm から 20.0 mm)。
- (c) SMUAP プロファイル (運動単位の形状は円形)。
- (d) SMUAP プロファイル (運動単位の形状は四角形)。

6.3.3 シミュレーションによる運動単位の形状と位置の推定

モデルの形状に四角形を適用し、6.2.3 で説明した方法を用いて、計測した SMUAP プロファイル (例: 図 6.2(d)) から、運動単位の形状と位置の推定を行った。各組織については、皮膚・皮下組織を 1 mm とし、筋組織を皮膚表面から 1

~ 13 mm の範囲に存在すると設定した。このため、運動単位の推定可能な範囲を $D = 1$ mm、 $D+T = 13.0$ mm とし、 y 軸上での中心位置 (y_{muc}) を $-2.54 \sim 17.78$ mm とした (チャンネル 1 の直下を原点 $y=0$ とした)。推定結果の一例を図 6.5 に示す。図 6.5(a) は SMUAP プロファイルの比較で、シミュレーションが実測によく一致していることが分かる。この推定結果は、 $W=10$ mm、 y_{muc} はチャンネル 3 の直下、 $D=2$ mm であった。

計測結果 (10% MVC の等尺性収縮、10 秒間の筋電図) について、評価値 PI が 10% 以内である SMUAP を 69 個確認した。この結果をテリトリにより 2 つのグループに分類した。1 つは、SMUAP プロファイルが釣鐘状 (例えば図 6.2(d) の (A)) であり、他方は、上部が平坦なプロファイル (例えば図 6.2(d) の (B)) である。

釣鐘状の SMUAP プロファイルについて、ピーク値がチャンネル 2~7 の範囲にあるものを 19 個確認した。この 19 個について幅 W を推定したところ、10 mm と 15 mm の 2 種類であり、テリトリの幅が広いことが分かった。さらに細かく見ると、 $W=10$ mm の SMUAP が 7 個、 $W=15$ mm が 12 個であった。次に、この 19 個について、中心位置 y_{muc} の頻度分布を図 6.5(b)、(c) に示す。図 6.5(b) は $W=10$ mm のもので、 y_{muc} が 3~5 mm に分布しており、図 6.5(c) は $W=15$ mm のもので、3~5.5 mm と広く分布しているが、4.5~5.0 mm が多い。なお、深さ方向の分布は、 $D=1 \sim 2$ mm であった。以上より、テリトリが皮膚に平行な方向に広く分布していることを確認した。

他方、上部が平坦な SMUAP プロファイルについては 50 個確認した。これらは幅 W と y 軸の中心位置を明確に表現できないが、幅 W をチャンネル 1 からテリトリの端までの距離として示すことはできる。そこで、この幅 W の頻度分布を図 6.5(d) に示す。この結果から、9~13 mm と広く分布するが、12~13 mm が多いことが分かった。実際のテリトリの幅は、図 6.5(d) よりも広いことから、この結果はテリトリの幅が十分広いことを示唆するものである。

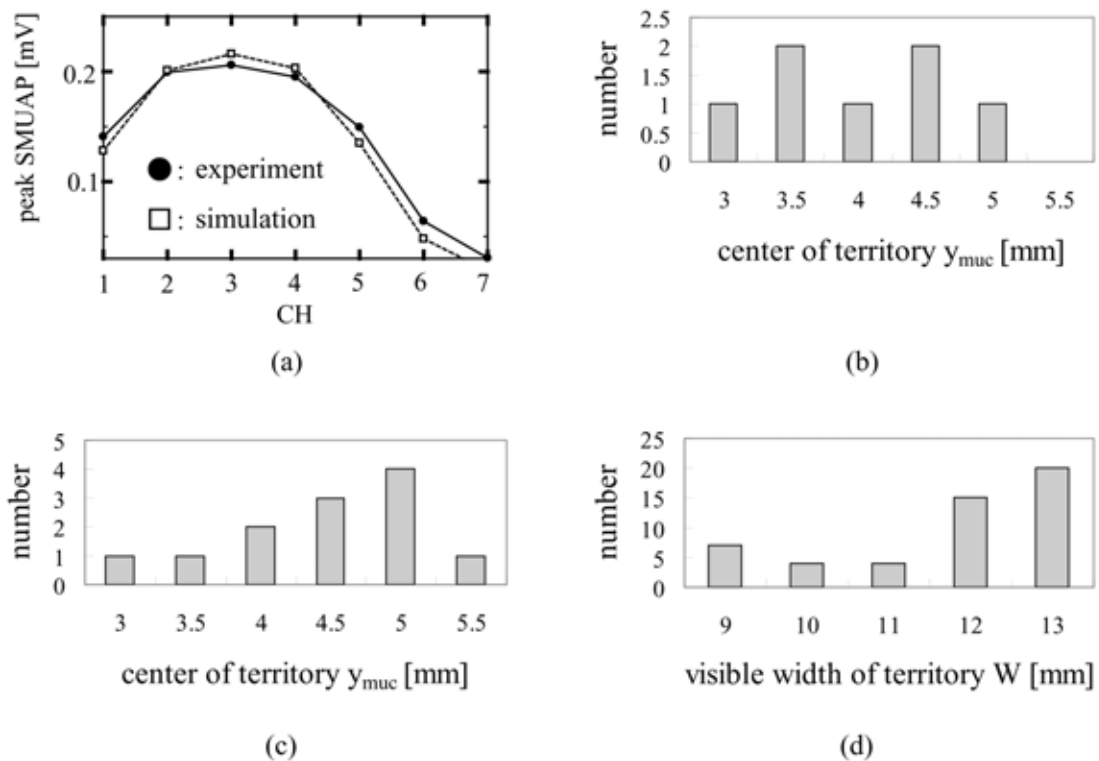


図 6.5 推定結果

- (a) 測定した SMUAP プロファイル(実線)と四角形のテリトリから得られた SMUAP プロファイル(波線)はよく一致していた。推定した幅 W は 10 mm、 y_{muc} はチャンネル 3 の直下、深さ D は 2 mm である。
- (b) 7 個の運動単位を中心位置 y_{muc} の分布である。推定した幅は 3~5 mm である。
- (c) 12 個の運動単位については、テリトリの中心の頻度分布であり、推定された幅は 15 mm であった。中心位置はほとんど 4.5~5.0 mm に分布する。
- (d) 50 個の運動単位について、テリトリの端はチャンネル 1 から遠く、正確には推定できなかった。右端は明確に検出された。チャンネル 1 から右端までの幅の頻度分布を示す。幅は 9~13 mm (主として 12~13 mm) である。

6.4 考察

本研究では、電極の端(チャンネル1)でも SMUAP 振幅が大きい運動単位(図 6.2(d)の(B))が多く見られた。チャンネル1よりも母指に近い位置で SMUAP を測定できれば、テリトリをより正確に推定できるので、このような位置で計測が行えるように電極を工夫する必要がある。

SMUAP 波形の各チャンネルのピーク値を対象として、テリトリと位置を推定するので、Disselhorst-klug ら [6・14]、Griep ら [6・16]と同様に、筋線維の膜興奮のモデルとして3極モデルを用いた。しかし、より精密な推定を行う場合は、SMUAP 波形そのものを考慮に入れ、膜電位の簡略化を行わない Dimitrov ら [6・12]のモデルを用いる必要がある。

筋電図生成のモデルに導入したパラメータは、従来の生理学実験の結果を基にしているので、推定値は実際と大きくは異なっていないと予想されるが、あくまでも概略値である。例えば、電流値 I_2 と筋線維の密度 fd は関連しており、 I_2 を大きめに設定し、 fd を小さくすることはモデルの解析の上では等価となる。

導電率に関係する異方性を示すパラメータ K について、Griep ら [6・16]は $K=5$ 、Disselhorst-klug ら [6・14]は 1.39 ~ 2.64 の値を報告しているが、ここでは $K=1.0$ とした。 K は x 、 y 平面での距離を補正しており、この平面に関係する推定値(W 、 D 、 T)に大きく影響を与える。但し、SMUAP プロファイルの形状が平坦な場合は、電極直下に運動単位が存在しているので、推定値の幅 W は真値に近い値であると考えられる。今後は K の値を変えて推定値がどのように変化するかを明らかにするとともに、FDI での K の値を計測することが必要である。

6.2.2 で述べたように、 I_2 と θ と fd の適切な組み合わせを探索した結果、 $fd=1.0$ fiber/mm² が得られた。最適値である保証はないが、FDI の実験結果をある程度説明できる値であると考ええる。上腕二頭筋における運動単位内の筋線維の密度について、Disselhorst-klug ら [6・14]は 16 fiber/mm²、斎藤ら [6・8]は 0.7 ~ 5.4 fiber/mm² と報告しているので、上腕二頭筋に比して、FDI では小さいことになる。上腕二頭筋と FDI の筋内での筋線維密度は同程度であり、FDI では同じ領域により多くの運動単位が重なっていると考えられる。

6.5 結論

表面筋電図の実測値とモデルの値との比較によりテリトリを推定する方法を

提案し、等尺性収縮時の FDI に適用して、本推定方法の有用性を示した。実用的な推定方法として、テリトリを直接反映させるために、SMUAP のピーク電位をチャンネルに対してプロットする SMUAP プロファイルを考案した。

実験では、健常男子 2 名について、右手の FDI の皮膚表面上に直径 1 mm の電極を接触させ、10% MVC の等尺性収縮時に、8 チャンネル双極誘導の表面電極で筋電図を計測し、SMUAP プロファイルを求めた。測定結果では、釣り鐘状の SMUAP プロファイルに加え、いくつかのチャンネルにわたってピーク値が等しいという平坦なプロファイルが数多く得られた。この SMUAP プロファイルの形状は上腕二頭筋とは異なるものであった。そこで、このプロファイルの再現を試みたところ、形状を円形としたモデルでは困難であり、四角形の形状ではよく一致したので、モデルの形状を四角形とした。このモデルで位置を推定したところ、皮膚と平行な方向 10~15 mm に幅広く分布する運動単位が多いことを確認した。

今後、この方法を多くの被験者に適用し、有用性のさらなる検証と、限界を明確にすることが必要である。

第 7 章 結語

本研究ではまず、領域の実用的な推定方法の開発を目的として、単一運動単位の活動電位 (Surface Motor Unit Action Potential: SMUAP) のピーク電位に着目するモデル駆動型の新しい推定手法を提案した。本法の特徴は、双極誘導した 8 チャンネルの SMUAP ピーク値の分布 (SMUAP プロファイル) とモデルにより生成した SMUAP プロファイルとの比較により領域を推定する点にある。第 1 背側骨間筋 (First Dorsal Interosseous muscle: FDI) の等尺性随意収縮の筋電図では、平坦な運動単位のプロファイルが多数存在した。そこで、このようなプロファイルを説明する為に従来の円形とは異なる新しい四角形の領域モデルを仮定し、本法を用いたシミュレーションによってその妥当性を示すとともに運動単位のテリトリを推定した。本研究の成果を以下に述べる。

第 3 章では、Griep の 3 極モデルを用いた計算機シミュレーションを行い、MUAP (表面筋電図に現れる単一の運動単位の活動電位) の電位分布と運動単位のサイズ、位置 (皮膚からの深さ) との関係性を明らかにした。その結果、MUAP の振幅は運動単位の位置の影響を受けることが示された。

第 4 章では、SEMG に含まれる SMUAP の空間的・時間的な特徴を利用した新しい識別法を開発した。これを等尺性収縮時の FDI に適用し、手法の有用性および限界を示した。処理の基本は、SMUAP プロファイルから識別に有用なチャンネルを決定し、テンプレートマッチングにより SMUAP 波形の識別を行う、という 2 つの step からなる。結果を要約する。

1. 健常男子 3 名の FDI を対象として、0 ~ 20% MVC 等尺性収縮時において、7 チャンネルの SEMG を記録した。
2. SMUAP プロファイルのユークリッド距離を基に階層化クラスタリングを行い、SMUAP の第一次分類および識別に使用するチャンネルの決定を行った。
3. 決定したチャンネルの SMUAP 波形について、ユークリッド距離を基に階層化クラスタリングを行い、各クラスのテンプレート SMUAP を作成した。このテン

プレートと計測した SMUAP との比較により識別を行った。

4. 運動単位の発射周波数に関する先行研究と一致する結果が得られ、本手法の有用性を示した。
5. 臨床の場面での使用には、より高い張力レベルにおいてみられる重畳波形の処理法の開発を行い、多くの被験者に適用して有用性を示していくことが必要である。

第 5 章で得られた結論は以下の通りである。

1. FDI の 7 チャンネルの表面筋電図に対して、帯域フィルタ、独立成分分析、クラスタリング、パターンマッチングなどからなる単一運動単位の活動電位 (MUAP) の識別を行う手法を提案し、MUAP が重畳する場合にも有効に働くことを示した。
2. 等尺性収縮時において、約 10% MVC の張力で約 1 秒間の計測を行い、7 チャンネルの表面筋電信号を対象に処理を行った。ICA を用いて得られた信号に対してクラスタリングを行った結果、IC 1 において 23 個、IC 2 において 35 個、IC 3 において 34 個の MUAP をそれぞれ確認した。
3. 被験者数、実験データを増やし、本方法を適用して手法の有用性をより強固に提示することが今後の課題である。また、処理において閾値は実験的に設定しており、閾値の設定法については提案することが必要である。

第 6 章では表面筋電図の実測値とモデルの値との比較によりテリトリを推定する方法を提案し、等尺性収縮時の FDI に適用して、本推定方法の有用性を示した。

1. 実用的な推定方法として、テリトリを直接反映させるために、SMUAP のピーク電位をチャンネルに対してプロットする SMUAP プロファイルを考案した。
2. 実験では、健常男子 2 名について、右手の FDI の皮膚表面上に直径 1 mm の電極を接触させ、10% MVC の等尺性収縮時に、8 チャンネル双極誘導の表面電極で筋電図を計測し、SMUAP プロファイルを求めた。
3. 測定結果では、釣り鐘状の SMUAP プロファイルに加え、いくつかのチャンネルにわたってピーク値が等しいという平坦なプロファイルが数多く得られた。この SMUAP プロファイルの形状は上腕二頭筋とは異なるものであった。この

プロファイルの再現を試みたところ、形状を円形としたモデルでは困難であり、四角形のモデルではよく一致したので、モデルの形状を四角形とした。このモデルで形状を推定したところ、皮膚と平行な方向 10～15 mm に幅広く分布する運動単位が多いことを確認した。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、研究に対する姿勢や情報系の視点に基づいた研究の進め方から纏めに至るまで、あらゆる面において、有効かつ有益なご指導、ご教授を賜りました、主指導教官である奈良先端科学技術大学院大学/生命機能計測学講座 湊小太郎教授に深く感謝いたします。多くの学会発表の機会をもたせていただくとともに、多方面の方々との会談に参加させていただき、多岐にわたる分野への見識を広げることができ、多くの貴重な体験をさせていただき、ここに心からお礼申し上げます。

本研究を纏めるにあたり、親切丁寧なご教示、ご指導をいただきました、像情報処理学講座 千原國宏教授、生命機能計測学講座 杉浦忠男助教授に心よりお礼申し上げます。

本研究の機会をいただくとともに、医用工学とくに筋電図に関してご教示いただきました、大阪電気通信大学 理学療法学科の吉田正樹教授に深く感謝いたします。

実務面において、常に熱心なご指導、ご助言をいただくとともに、研究執筆において、特に英論文に対して、懇切丁寧なご教示をいただきました生命機能計測学講座 佐藤哲大助手に心より感謝いたします。また、ミーティング等においてご助言を頂きました、生命機能計測学講座 中尾恵助手、菅幹生元助手（現千葉大学 メディカルシステム工学部助教授）、をはじめとする生命機能計測学講座の皆様には感謝いたします。

解剖学に関する問題についてご指導いただきました、アムス柔道整復師養成学院 高橋研一副学長、また、筋電図の計測方法と解析方法についてご教示いただきました大阪大学 大学院情報科学研究科 奥野竜平助手、スポーツ科学に関してご教示いただきました明治鍼灸大学 柔道整復学科 岡本武昌教授、生体信号の測定に関する諸問題についてご指導いただきました大阪電気通信大学 医療福祉工学科の中村英夫講師に深く感謝いたします。

参考文献

第 1 章 参考文献

- [1•1] 木塚朝博, 増田正, 木竜徹, 佐渡山亜兵: 表面筋電図. 東京電機大学出版会, 東京, 2006.
- [1•2] Basmajian JV, DeLuca CJ: Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography, 5th ed. Williams and Wilkins, Philadelphia, 1985.
- [1•3] Merletti R, Parker P: Electromyography: Physiology, Engineering and Non-Invasive Applications. IEEE Press, Piscataway, 2004.
- [1•4] Kanosue K, Yoshida M, Akazawa K, Fujii K: The number of active motor units and their firing rates in voluntary contraction of human brachialis muscle. *Jpn J Physiol*, **29**: 427-443, 1979.
- [1•5] Okuno R, Maekawa K, Akazawa J, Yoshida M, Akazawa K: Motor Unit Activity in Biceps Brachii Muscle during Voluntary Isovelocity Elbow Flexion. *IEICE Trans on Information and Systems*. **88**: 1265-1272, 2005.
- [1•6] Gonzalo A, Okuno R, Akazawa K: A Decomposition Algorithm for Surface Electrode-Array Electromyogram. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. **24**: 63 -72, 2005.

第2章 参考文献

- [2•1] Basmajian JV, DeLuca CJ: Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography, 5th ed. Williams and Wilkins, Philadelphia, 1985.
- [2•2] Merletti R, Parker P: Electromyography, physiology, Engineering, and Noninvasive Applications. IEEE Press, John Wiley & Sons, Hoboken, 2004, pp. 1-471.
- [2•3] Milner-Brown HS, Stein RB, Yemm R: The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *J Physiol*. **230**: 359-370, 1973.
- [2•4] Kanosue K, Yoshida M, Akazawa K, Fujii K: The number of active motor units

and their firing rates in voluntary contraction of human brachialis muscle. *Jpn J Physiol.* **29**: 427-443, 1979.

[2•5] 吉田正樹, 彼末一之, 赤沢堅造, 藤井克彦: 集合筋電位処理による運動単位数の推定. *医用電子と生体工学.* **19**(3): 187-194, 1981.

[2•6] Steevens K.N, Hirano M: *Vocal Fold Physiology.* University of Tokyo Press, Tokyo, 1981, pp. 61-81.

[2•7] Nakamura H, Yoshida M, Kotani M, Akazawa K, Moritani T: The application of independent component analysis to the multi-channel surface electromyographic signals for separation of motor unit action potential trains: part I-measuring techniques. *J Electromyogr Kinesiol.* **14**: 423-432, 2004.

[2•8] Okuno R, Maekawa K, Akazawa J, Yoshida M, Akazawa K: Motor unit activity in biceps brachii muscle during voluntary isovelocity elbow flexion. *IEICE Trans Inf & Syst.* **88**(6): 1265-127, 2005.

[2•9] Buchthal F: The general concept of the motor unit. *Neuromuscular disorders. Res Publ Assoc Res Nerv Ment Dis.* **38**: 3-30, 1961.

[2•10] Burke RE, Tsairis P: Anatomy and innervation ratios in motor units of cat gastrocnemius. *J Physiol* **234**(3): 749-65, 1973.

[2•11] Xu Z, Xiao S, Chi Z: ART2 neural network for surface EMG decomposition. *Neural Computing & Applications.* **10**(1): 29-38, 2001.

[2•12] Bonato P, Erim Z, Gonzalez-Cueto JA: Decomposition of superimposed waveforms using the cross time frequency transform. *Proc 23rd Ann Int Conf IEEE EMBS, Istanbul, 2001*, pp. 1066-1069.

[2•13] Maekawa S, Arimoto T, Kotani M, Fujiwara Y: Motor unit decomposition of surface EMG using multichannel blind deconvolution. *Proc XIVth Congress of ISEK, Vienna, 2002*, pp. 38-39.

[2•14] Gonzalo A, Okuno R, Akazawa K: A decomposition algorithm for surface electrode-array electromyograms. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine.* **24**(4): 63-72, 2005.

[2•15] Merletti R, Parker P: *Electromyography, physiology, Engineering, and Noninvasive Applications.* IEEE Press, John Wiley & Sons, Hoboken, 2004, pp. 1-471.

[2•16] Rosenfalck P: Intra- and extracellular potential fields of active nerve and muscle

fibres. Acta Physiol Scand Suppl. **321**: 1-166, 1969.

[2•17] Plonsey R: The active fiber in a volume conductor, IEEE Trans Biomed Eng. **21**(5): 371-381, 1974.

[2•18] Disselhorst-klug C, Silny J, Rau G: Estimation of the relationship between the noninvasively detected activity of single motor units and their characteristic pathological changes by modeling. J Electromyogr Kinesiol. **8**: 323-335, 1998.

第3章 参考文献

[3•1] 斎藤健治, 増田正, 岡田守彦: 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, 体力科学, **53**(4): 391-402, 2004.

[3•2] Merletti R, Parker P: Electromyography, physiology, Engineering, and Noninvasive Applications. IEEE Press, John Wiley & Sons, Hoboken, 2004, pp. 1-471.

[3•3] Rosenfalck P: Intra- and extracellular potential fields of active nerve and muscle fibres. Acta Physiol Scand Suppl. **321**: 1-166, 1969.

[3•4] Plonsey R: The active fiber in a volume conductor, IEEE Trans Biomed Eng. **21**(5): 371-381, 1974.

[3•5] Plonsey R: Action potential sources and their volume conductor fields. Proc IEEE. **65**: 601-611, 1977.

[3•6] Griep PA, Gielen FL, Boom HB, Boon KL, Hoogstraten LL, Pool CW, Wallinga-De Jonge W: Calculation and registration of the same motor unit action potential. Electroencephal Clin Neurophysiol. **53**: 388-404, 1982.

[3•7] Nandedkar SD, Stålberg E: Simulation of single muscle fibre action potentials. Med Biol Eng Comput. **21**: 158-165, 1983.

[3•8] Disselhorst-klug C, Silny J, Rau G: Estimation of the relationship between the noninvasively detected activity of single motor units and their characteristic pathological changes by modeling. J Electromyogr Kinesiol. **8**: 323-335, 1998.

第4章 参考文献

- [4•1] 赤澤淳, 佐藤哲大, 湊小太郎, 吉田正樹: マルチチャンネル表面筋電図を用いた第1背側骨間筋の運動単位の形状と位置の推定方法, 生体医工学, **43**(4): 595-604, 2005.
- [4•2] Akazawa J, Sato T, Minato K, Yoshida M: Experimental and analytical investigation of motor unit location for the precise estimation of muscle force with surface electromyograms, Proc of 27th Annual International Conference of the IEEE EMBS 2005, Shanghai, 2005, p. 1016.
- [4•3] Brody G, Scott RN, Balasubramanian R: A model for myoelectric signal generation, Med Biol Eng. **12**: 29-41, 1974.
- [4•4] Xu Z, Xiao S: Digital filter design for peak detection of surface EMG. J Electromyogr Kinesiol. **10**: 275-281, 2000.
- [4•5] Gonzalo A, Okuno R, Akazawa K: A decomposition algorithm for surface electrode-array electromyograms. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine **24**(4): 63-72, 2005.
- [4•6] Clamann HP: Statistical Analysis of Motor Unit Firing Patterns in a Human Skeletal Muscle, Biophysical Journal, **9**: 1233-1251, 1969.

第5章 参考文献

- [5•1] Hyvarinen A, Karhunen J, Oja E: Independent component analysis, John Wiley and Sons, Hoboken, 2001.
- [5•2] Hyvarinen A, Oja E: A fast fixed-point algorithm for independent ncomponent analysis, Neural Comput. **9**: 1483-1492, 1997.
- [5•3] Nakamura H, Yoshida M, Kotani M, Akazawa K, Moritani T: The application of independent component analysis to the multi-channel surface electromyographic signals for separation of motor unit action potential trains: part I-measuring techniques. J Electromyogr Kinesiol. **14**: 423-432, 2004.
- [5•4] Gonzalo A, Okuno R, Akazawa K: A decomposition algorithm for surface

electrode-array electromyograms. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine **24**(4): 63-72, 2005.

第 6 章 参考文献

- [6・1] Merletti R, Parker P: Electromyography, physiology, Engineering, and Noninvasive Applications. IEEE Press, John Wiley & Sons, Hoboken, 2004, pp. 1-471.
- [6・2] De Luca CJ: Physiology and mathematics of myoelectric signals. IEEE Trans Biomed Eng **BME-26**(6): 313-325, 1979.
- [6.3] Milner-Brown HS, Stein RB, Yemm R: The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. J Physiol. **230**: 359-370, 1973.
- [6・4] Ludin HP: Microelectrode study of normal human skeletal muscle. European Neurol. **2**: 340-347, 1969.
- [6・5] 増田正, 佐渡山亜兵: 格子状表面電極によって測定した神経筋接合の配置. バイオメカニズム **9**: 35-42, 1988.
- [6・6] Okuno R, Maekawa K, Akazawa J, Yoshida M, Akazawa K: Motor unit activity in biceps brachii muscle during voluntary isovelocitv elbow flexion. IEICE Trans Inf & Syst. **E88-D**(6): 1265-127, 2005.
- [6・7] 吉田正樹, 彼末一之, 赤沢堅造, 藤井克彦: 集合筋電位処理による運動単位数の推定. 医用電子と生体工学. **19**(3): 187-194, 1981.
- [6・8] 斎藤健治, 増田正, 岡田守彦: 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. 体力科学. **53**: 391-402, 2004.
- [6・9] Rosenfalck P: Intra- and extracellular potential fields of active nerve and muscle fibres. Acta Physiol Scand Suppl. **321**: 1-166, 1969.
- [6・10] Plonsey R: The active fiber in a volume conductor, IEEE Trans Biomed Eng. **21**(5): 371-381, 1974.
- [6・11] Andreassen S, Rosenfalck A: Relationship of intracellular and extracellular action potentials of skeletal muscle fibers, CRC Rev Bioeng. **6**: 267-306, 1981.
- [6・12] Dimitrov GV, Dimitrova NA: Precise and fast calculation of the motor unit potentials detected by a point and rectangular plate electrode. Med Eng Phys. **20**(5): 374-381, 1998.

- [6• 13] Hammarberg B, Stålberg E: Novel ideas for fast muscle action potential simulations using the line source model, *IEEE Trans Biomed Eng.* **51**(11): 1888-1897, 2004.
- [6• 14] Disselhorst-klug C, Silny J, Rau G: Estimation of the relationship between the noninvasively detected activity of single motor units and their characteristic pathological changes by modeling. *J Electromyogr Kinesiol.* **8**: 323-335, 1998.
- [6• 15] Akazawa J, Sato T, Minato K, Yoshida M: Experimental and analytical investigations of motor unit location for the precise estimation of muscle force with surface electromyograms. 27th Annual Int Conf IEEE EMBS, Shanghai, 2005.
- [6• 16] Griep PA, Gielen FL, Boom HB, Boon KL, Hoogstraten LL, Pool CW, Wallinga-De Jonge W: Calculation and registration of the same motor unit action potential. *Electroencephal Clin Neurophysiol.* **53**: 388-404, 1982.
- [6• 17] Buchthal F, Erminio F, Rosenfalck P: Motor unit territory in different human muscles. *Acta Physiol Scand.* **45**: 72-87, 1959.

研究業績

学術論文

1. 赤澤 淳、佐藤 哲大、湊 小太郎、吉田 正樹：マルチチャンネル表面電極を用いた第1背側骨間筋の運動単位の形状と位置の推定方法，生体医工学，43(4)，pp. 595-604, 2005.
2. Ryuhei Okuno, Kazuya Maekawa, Jun Akazawa, Masaki Yoshida, Kenzo Akazawa: Motor Unit Activity in Biceps Brachii Muscle during Voluntary Isovelocity Elbow Flexion, IEICE TRANSACTIONS on Information and Systems, 88-D, pp.1265-1272, 2005.

国際学会発表（査読あり）

1. Jun Akazawa, Tetsuo Sato, Kotaro Minato, Masaki Yoshida: Estimation of the Territory and Location of Single Motor Unit, Proc. IFMBE (World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006), vol. 14, p.4330, Seoul, August, 2006.
2. Jun Akazawa, Tetsuo Sato, Kotaro Minato, Masaki Yoshida: Estimating Square-Shaped Territory of Single Motor Units Using Surface Electromyograms, ISEK-2006, p.201, Torino, July, 2006.
3. Jun Akazawa, Tetsuo Sato, Kotaro Minato, Masaki Yoshida: Experimental and analytical investigation of motor unit location for the precise estimation of muscle force with surface electromyograms, Proc of 27th Annual International Conference of the IEEE EMBS 2005, p.1016, Shanghai, September, 2005.

国内学会

1. 赤澤 淳、佐藤 哲大、湊 小太郎、吉田 正樹：活動電位の時空間的特徴を利用した運動単位の同定法，生体医工学シンポジウム 2006, p.204, 新潟, 9月, 2006年.
2. 赤澤 淳、佐藤 哲大、湊 小太郎、吉田 正樹：マルチチャンネル表面筋電図を用いた第1背側骨格筋の運動単位の形状、位置の推定方法の検討．生体医工学シンポジウム 2005, 5-1, 大阪, 9月, 2005年

3. 赤澤 淳、佐藤 哲大、湊 小太郎、吉田 正樹：単一運動単位の位置・サイズと皮膚表面の電位分布との関連についての検討，第 19 回生体・生理工学シンポジウム，1B1-3, 大阪, 11 月, 2004 年