

NAIST-IS-DD0661020

博士論文

格子状多点誘導表面筋電図の時空間的情報を用いた

運動単位同定手法に関する研究

服部 託夢

2009年2月5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学位論文である。

服部託夢

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	准教授	(副指導教員)
吉田 正樹	教授	(大阪電気通信大学)

格子状多点誘導表面筋電図の時空間的情報を用いた

運動単位同定手法に関する研究*

服部託夢

内容梗概

本論文では、格子状多点誘導表面筋電図を対象に、運動単位活動電位の空間的な伝導を可視化する解析ツールとしての表示解析システムの開発と、新たに提案する3次元テンプレートによる活動電位の時空間的情報を用いた運動単位同定法について述べる。

運動単位は筋収縮にかかわる運動神経と筋線維から成り、筋収縮を制御する最小機能単位である。筋収縮は運動神経から伝わった興奮により発生した電位が筋線維上を伝導することで起こる。この時発生した電位を運動単位活動電位とよぶ。筋張力は、活動電位の発火頻度と、動員する運動単位の数や種類を変化させることで調節される。活動電位が筋線維を伝導するときの筋線維伝導速度は運動単位の種類により異なる。発火頻度や伝導速度は、筋疾患や筋疲労の評価に用いられる。しかし、表面筋電図で得られる信号は皮下で空間的に複数の運動単位活動電位が加算されたものであるため、これらの指標を得るためにはまず個々の運動単位を同定する必要がある。

近年、運動単位の同定には多チャンネルで計測された表面筋電図が用いられる。しかし、従来の解析方法では多チャンネルで得られる空間的な情報を十分に活用していない。

本研究では、運動単位活動電位の時空間的な情報を基に運動単位を同定する手法を提案する。まず、電極を8×8の格子状に64個配置した格子状多点表面電極を作成した。さらに筋発揮張力と56チャンネル(8×7双極誘導)表面筋電図を同時に計測できるシステムを開発した。

*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-DD0661020, 2009年2月5日.

次に、得られた表面筋電図の解析ツールとして、topographyマップ（等電位図）を提示できる表示解析システムを作成した。このシステムでは、電位が筋線維を伝導する様子をアニメーションで表示することができる。そのため、電位の発火や干渉の瞬間あるいは低振幅の活動電位が伝導する様子を容易に観察できるようになった。

さらに、活動電位のもつ時間的な情報と空間的な情報を利用した3次元テンプレートによる運動単位同定法を提案した。この3次元テンプレートを用いることで、従来の同定法に比べてより高い特異度で運動単位を同定できるようになった。

最後に、上腕二頭筋の等尺性随意収縮時の20%MVC(Maximal Voluntary Contraction)、と100%MVC、およびBallistic収縮時の3種類の表面筋電図を用いて、本手法の適用可能性を検証した。そして、それぞれの発火頻度、伝導速度および発火間隔が計測できることを示した。さらに、電極列と筋線維走行方向に角度を与えた表面筋電図にも適用し、電極の配列と角度を持つ筋電図に対しても運動単位の同定が可能であることを示した。

本研究で開発したシステムにより得られる運動単位に関するいくつかの指標は、筋疲労や筋機能の定量的評価に有用であると期待できる。

キーワード

格子状多点誘導表面筋電図、運動単位同定、topography、3次元テンプレート、筋線維伝導速度。

A study of Identification method of Motor Units using spacio-temporal information from grid surface Electromyogram^{*}

Takumu Hattori

Abstract

In this thesis, I propose a new identification method of motor unit (MU) using spacio-temporal information and a new visual analysis system for analysis of spacial conduction of its action potential.

A muscle contracts when potential is generated in the muscle fiber that belongs to the MU. Contracting muscle fiber generates action potential (AP). This potential conducting through the muscle fiber is called a motor unit action potential (MUAP). This potential is measured in the skin surface by a surface electromyogram (sEMG). The muscle tension is adjusted by changing the number modality of the firing frequency of action potential and the mobilized MU. The muscle fiber conduction velocity is different according to the modality of the MU. The firing frequency and the conduction velocity are used to evaluate the muscular disorder and muscle fatigue. However, the sEMG information include more spatially added MUAPs, therefore it is necessary to identify first all individual MU to obtain these indication.

Recently, the multi-channel sEMG is used for the identification of the MU. The MUAP that appears in each channel will contain information on three dimensions at a certain position and time. However, a number of identification methods do not take full advantage of temporal information from the multi-channel sEMG

In this study, it proposes a technique for identifying the MU based on the spacio-temporal information of the MUAP.

First, I created a grid surface electrode in which seven differential sEMG signals were arranged linearly in eight rows (column: x direction) with eight units (row: y direction).

I developed a measurement system that could obtain 56-channel sEMGs from the grid electrodes and muscle torque. Next, I developed a new software system for analyzing the 56-channel sEMG and a convenient user analysis system for finding a proper initial waveform, which will became a seed for identifying an MU. Using this analysis system, I could see the transmitting waveforms of AP as motion topography on a monitor screen. I could clearly detect on mutual interference between two crossing wave, and the selected wave from the paired nerve-muscle junction.

^{*}Doctoral Dissertation, Department of Bioinformatics and Genomics, Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS-DD0661020, February 5, 2009.

In addition, I proposed a technique for identifying the MU from the three dimensional templates made by a 7×8 channel sEMG. It can also be used for searching and classifying the spacio-temporal position the AP waveform. And, it was shown each firing frequency, conduction velocity, and the firing interval, can all be measured.

Finally, the applicability of this technique was verified by using three kinds of sEMGs with 20% MVC(Maximal Voluntary Contraction) at an equal scale voluntary contraction of the biceps brachii muscle, 100%MVC and Ballistic contraction. And, it was shown to be able to measure each firing frequency, the conduction velocity, and the firing spacing. In addition, it was shown that the MU can be identified by the sEMG that gave the angle in the array and the direction of the muscle fiber running.

It can be expected that the developed system that obtains the MU indications is useful for quantitatively evaluating muscle fatigue and myofunction.

Keywords:

Grid surface electromyogram, motor unit identify, EMG topography, 3Dtemplate, muscle fiber conduction velocity.

目次

第1章	緒論	1
第2章	運動単位と筋電図に関する知見	7
2.1	緒言	7
2.2	骨格筋の構造	7
2.3	活動電位	8
2.4	運動単位	8
2.5	筋電図	11
2.5.1	多チャンネル表面筋電図	12
2.7	筋線維伝導速度	12
2.8	筋収縮様式	13
2.9	結言	13
第3章	格子状多点誘導表面筋電図計測システム	14
3.1	緒言	14
3.2	格子状多点表面電極	14
3.3	56ch 表面筋電図アンプ	16
3.4	表面筋電図計測システム	18
3.5	結言	18
第4章	表面筋電図のtopography マップアニメーション表示解析システムの開発	19
4.1	緒言	19
4.2	格子状多点誘導表面筋電図表示解析システム	19
4.3	topography 表示解析システムによる解析例	23
4.4	結言	26
第5章	3次元テンプレートを用いた運動単位同定法	27
5.1	緒言	27
5.2	運動単位同定法	28
5.3	テンプレート作成方法	28

5.4	類似度探索方法	30
5.5	筋線維伝導速度推定方法	32
5.6	発火頻度推定方法.....	34
5.7	結言.....	34
第6章	3次元テンプレートによる運動単位同定法の適用可能性検証	35
6.1	緒言.....	35
6.2	20%MVC 時の筋電図	35
6.3	100%MVC 時の筋電図	40
6.4	Ballistic 収縮時の筋電図.....	44
6.5	筋線維走行と双極誘導の方向に角度を与えた筋電図.....	48
6.6	結言.....	53
第7章	結論	54
	謝辞.....	56
	参考文献.....	57
	研究業績.....	60

図目次

図 2.1	骨格筋の構造	7
図 2.2	活動電位	8
図 2.3	運動単位	9
図 2.4	運動単位と動員様式	10
図 2.5	筋電図導出方法	11
図 2.6	筋収縮様式	13
図 3.1	格子状多点表面電極の概略	15
図 3.2	格子状多点誘導表面電極(内部構造)	15
図 3.3	電極列と、差動増幅アンプの関係	16
図 3.4	56ch 筋電図アンプ	16
図 3.5	選び出すチャンネル群による筋電図の違い	17
図 3.6	表面筋電図計測システム	18
図 4.1	表面筋電図解析ツール構成	20
図 4.2	Topography 画面の操作機能例	21
図 4.3	表面筋電図 topography 作成手順	22
図 4.4	topography マップによる表示結果の一例	24
図 4.5	topography マップの一例	25
図 5.1	テンプレート作成方法	29
図 5.2	3次元テンプレートによって推定した点群の3次元表示結果	31
図 5.3	3次元テンプレートによって推定した点群をx方向と時刻で表した結果	32
図 5.4	同定点から最小二乗により求めた近似直線(図 5.3 の 20 から 27ms 区間)	33
図 5.5	図 5.3 に対して近似直線を求めた結果	33
図 6.1	56ch 表面筋電図とテンプレート 1 (MU0), 2 (MU1)	36
図 6.2	同定点の時刻とチャンネル位置を3次元的に表示した結果	37
図 6.3	同定した点群と発火毎に推定した近似直線37	38
図 6.4	MU0 と MU1 について推定した発火毎の筋線維伝導速度	39

図 6.5	100% MVC 時の 56 チャンネル表面筋電図	40
図 6.6	図 6.5 の表面筋電図より作成した topography	41
図 6.7	テンプレート 3	41
図 6.8	テンプレート 3 について同定点の時刻とチャンネル位置を 3 次元的に表示した結果	42
図 6.9	テンプレート 3 を用いて同定した結果	43
図 6.10	Ballistic 収縮時の発揮張力と筋電図および topography マップ	44
図 6.11	Ballistic 収縮時の 56ch 表面筋電図	45
図 6.12	Ballistic 収縮時筋電図より選びだした 3 次元テンプレート	45
図 6.13	同定した点の時刻とチャンネル位置を 3 次元的に表示した結果	46
図 6.14	ballistic 収縮時の筋電図からの同定結果	47
図 6.15	格子状表面電極箱の概略と、電極箱と筋線維の位置関係	48
図 6.16	格子状表面電極で得られた 56 チャンネル表面筋電図の一例	49
図 6.17	図 6.16 に示す 56 チャンネル筋電図から作成したテンプレート 6	50
図 6.18	テンプレート 6 の 3 次元表示	51
図 6.19	1 回の発火で得られた時空間的な位置を各方向から示した結果	52

表目次

表 2.1 運動単位の種類と性質

10

第1章 緒論

筋力の増減は、我々の日常生活やスポーツを行ううえで影響を及ぼすものであり、筋力の向上や維持は欠かせないものであるといえる。例えば、慢性的な運動不足により筋力が低下することで基礎代謝能力が低下し、肥満につながる。さらに、高齢になるに従い徐々に筋力が低下し、転倒などを引き起こす要因につながる。また、スポーツ選手にとって、筋力増加による競技能力の向上は大事であり、そのトレーニング手法に関しても自身にとって効果的であるかどうかというのが大きな関心となる。例えば、短距離走者が必要とする筋力トレーニングと長距離走者が必要とするトレーニングでは大きな差がある。短距離走者や、重量挙げの選手であれば、瞬間的な力の発揮する速筋タイプの筋が優位に働いていれば、その競技において有利となる。また、長距離走者であれば、持続的に力を発揮することができる遅筋タイプの筋が優位に働いていれば有利となる。また、あらかじめそういった情報を知りえることができれば、自分にあうスポーツを選択することも可能となる。さらに、現在行っているトレーニング後にどの筋タイプが優位に働いているかを知ることができれば、そのトレーニングは有効であったか否かを判断することができる。しかし、過度の筋力トレーニングを繰り返すと、パフォーマンスが著しく低下し、その回復にも時間がかかる。また、その負荷の度合いは個人によって大きく異なる。そのため、トレーニング中においても筋疲労による危険性を判断して、有効なトレーニング強度を個人に合わせて設定する必要がある。特に高齢者の場合トレーニング強度を誤ると骨折などの二次的な怪我につながる危険性がある。これら筋タイプや筋疲労を非侵襲的に調べる方法には筋電図[11][21]やMRI[12][23]による方法がある。しかし、これらの方法は、筋ごとの平均的な値を調べており、筋を支配している神経単位では評価していない。詳細な筋タイプや筋疲労判別をするためには、優位に働いている筋線維を神経単位で特定し調べる必要がある。神経単位でこれら筋タイプや筋機能を計測するには、侵襲的な方法が用いられている[3][25]。そこで、神経単位で非侵襲的に筋疲労や筋機能を定量的に調べることができれば、スポーツやリハビリテーションの分野において有効な手段になると考えられる。

運動を可能としている筋収縮を制御しているのは、脊髄内に存在する α 運動ニューロンとそれにつながる筋線維群である。 α 運動ニューロンから生じる神経軸策は筋内部で枝分かかれし、多数の筋線維に神経筋接合部を形成する。この神経筋接合部は、個人によって様々な分布しており、これらが集中している箇所を神経支配帯 (innervation zone) と呼ぶ。通常1つの筋線維には1箇所の神経筋接合部が存在し、1つの運動ニューロンに対して、多数の筋線維がつながっている。この神経1に対して支配している筋線維の比を、神経支配比

と呼ぶ。これら1つの運動ニューロンに支配された筋線維群は1つの単位として機能する。その為、筋収縮における最小機能単位としてこれら運動ニューロンと筋線維群をまとめて、運動単位 (Motor Unit: MU) と言う。運動単位は、大きく分けて FF 型, FR 型, S 型の3種類がある。FF 型 FR 型が支配する筋線維は太くなりやすく、神経支配比が高いため、サイズの大きい運動単位と呼ばれる。いわゆる速筋と呼ばれる、瞬間的に大きな力を出すことが可能な筋線維はこの運動単位が優位に支配している。S 型は、FF 型 FR 型に比べ、支配する筋線維は細く、神経支配比が低いそのためサイズの小さい運動単位と呼ばれる。S 型は神経支配比が低いため細やかな活動が可能である。いわゆる、遅筋と呼ばれる疲労耐性の高い筋線維は、S 型の運動単位が優位に支配している。 α 運動ニューロンが興奮すると、 α 運動ニューロンと筋線維との接合部で電位が発生し、筋線維を伝導することで筋が収縮し筋張力を発生させる。このとき筋線維に発生した電位を運動単位活動電位 (Motor Unit Action Potential: MUAP) と言う。活動電位が筋線維を伝導することで筋収縮は可能となる。その活動電位が筋線維を伝導するときの速度を筋線維伝導速度 (Muscle Fiber Conduction Velocity: MFCV) と呼ぶ。

筋張力は、個々の運動単位が発生させた張力の総和であり、筋張力を変化させる場合には運動単位活動電位の発火頻度(firing rate)か、動員する運動単位の数を変化させる。筋張力の上昇に伴い新たな運動単位が活動し始めることを活動参加 (recruitment) という。また筋張力を徐々に増加させていくと、決まった順序をもって運動単位は活動に参加し始める。運動初期には、サイズが小さく筋線維数の少ない S 型の運動単位が活動し始める。運動後期には、サイズが大きく筋線維数の多い運動単位が活動に参加し始める。これをサイズの原理 (size principle) とよぶ。そのほか、精密な制御を行う場合であれば、活動電位の発火頻度を調節することによって張力の制御を行い、姿勢の保持や歩くといった制御であれば、運動単位の活動参加による張力制御を行っている。つまり、筋収縮の制御は、その運動の種類や目的に応じて活動電位の発火頻度の量や活動参加の数を調節することで行われている。

筋線維伝導速度は、運動単位の種類により異なることが知られている[24]。例えば、速筋タイプである短距離走者の平均速度は 4.3~5.2[m/s]であり、遅筋タイプである長距離走者の平均速度は 4.2~4.4[m/s]程度であることが確認されている。このようにして、筋線維伝導速度を知ることができれば、その運動単位の種類を識別することが可能となる。つまり、運動の種類によって、ある速さをもつ伝導速度の割合がわかれば、その筋が優位に支配している運動単位の種類がわかり、筋線維タイプを知ることができる。筋線維伝導速度は、乳

酸などの代謝産物が蓄積したことによって低下する[14]ことが知られている。また、筋疲労によって優位に働く筋が、疲労しやすい速度の速いものから疲労しにくい速度の遅いものに交代すると考えられ、筋線維伝導速度は筋疲労の指標としても用いられている。

筋線維タイプを調べる方法に、バイオプシ（生検）によって組織化学的に調べる方法がある。しかし、この方法は生体組織の一部を切り取るという外科的な方法である。その為、生体に対して侵襲的であり、ただいなる苦痛を与えることとなる。またこの方法であっても、筋の一部しかとりだすことできないために得られたサンプルがその筋線維タイプを反映しているかどうかを知るためには、複数取り出す必要がある。その為、非侵襲的に筋線維タイプを知る方法が望まれている。

筋線維伝導速度を調べる方法として、筋線維に発生した活動電位を電極によって測る方法がある。何かしらの電極によって得られた電位を記録・表示したものを筋電図（Electromyogram: EMG）と呼ぶ。

筋電図を得る方法は大きく分けて、筋内に刺入する針状の電極を用いる方法と、皮膚表面に貼り付ける皿状の電極を用いる方法の 2 つがある。針状の電極で得られた筋電図は針筋電図、皮膚表面上の表面電極で得られた筋電図は表面筋電図と呼ばれる。針状の電極は皮下に挿入するため、筋線維に発生した電位を直接得ることができ、単一な運動単位の発火頻度を調べることができる。さらに、針筋電図で得られた発火時刻をトリガとして表面筋電図を同期加算することで平均的な伝導速度を得ることができる[3]。また、筋内の電位変化を容易に識別できるため、神経疾患の診断など臨床の分野で用いられる[20][27]。しかし、針を用いて皮下に挿入しているため、侵襲的であり感染症等をひきおこす可能性がある。そこで、針筋電図と同等の情報が得られて、代わりになる新しい手法の開発が望まれている。

一方、表面筋電図は皮膚表面に貼り付けつけるだけで電位が得られるという簡便さから、スポーツやリハビリテーション、人間工学の分野で主に用いられている。表面筋電図から、筋線維伝導速度を調べるためには、2 箇所以上から得られた筋電図の時間差を求める。これは、活動電位は筋線維に沿って伝導するため、その走行に沿って貼り付けた 2 つの電極から得られる表面筋電図には時間的に遅れた波形が得られることを利用している。この時間差は、相互相関関数などを用いる方法[1][2]や、周波数スペクトルに現れるディップの違いにより推定する方法[19]がある。得られた筋電図を周波数分析した結果、筋疲労の進行に伴い振幅の増大[17]や周波数のピークが低域にシフトする[12][13]ことが知られた。このことより、筋電図の周波数解析が、筋疲労の指標として用いられるようになった。これは筋疲

労にともない、運動単位の大きいものから小さいものにシフトしたと考えられる。つまり、大きい運動単位が支配する速筋タイプは疲労して活動を停止し、疲労しにくい小さい運動単位の活動が優位になるということである。さらに、発揮張力を補うために発火頻度を上げるので総合的に振幅が増大したと考えられている。このことは、筋線維伝導速度が時間につれて低下していることから推察することができる。

筋電図から、単一な神経に由来する電位についての発火頻度や発火間隔といった指標を得るためには、運動単位を同定する必要がある。本研究で定義する運動単位の同定とは、筋電図波形から、同一運動単位に由来する活動電位を見つけて分類することである。通常、表面筋電図では複数の運動単位による電位が空間的に加算された信号を得ることになるため、個々の運動単位の活動を調べるためには、個々の運動単位活動電位列に分離する必要がある。このように個々の運動単位ごとに活動電位列を分離する手法を、筋電図デコンポジションと呼ぶ。

近年、表面電極を格子状に配置して、単一運動単位について調べる手法の開発が行われている。格子状の多チャンネル筋電図を用いたデコンポジションには、画像処理などの分野でエッジ検出等に用いられるラプラシアンフィルタ等の空間フィルタによる処理[7]や、独立成分分析による運動単位活動電位列の分離手法[9] [15] [32]が開発されている。発火頻度などの評価には、単一運動単位由来の発火時刻を同定する必要がある。これらは、運動単位の発火時刻を同定するための前処理として用いられ、実際の発火時刻同定には、閾値処理による方法[4]やテンプレートマッチングによる分類[8]が必要となる。ラプラシアンフィルタを用いた手法では多チャンネル電極によって得られた運動単位の空間的な情報を利用しているが、変化の大きな波形しか分離できないという問題がある。独立成分分析を用いた方法では、分析に用いた筋電図同士で時間的なずれが生じた場合や、独立成分が多くなると分離能力が低下するといった問題点がある。また、独立成分分析で得られた結果から伝導速度を算出するためには、同期加算による方法が必要となるため、発火毎における伝導速度を評価することができない。

デコンポジションを行ううえで、皮下の筋線維走行方向と電極配置の空間的な位置関係が問題となる。従来、筋線維走行は解剖学書などを参考にしていた。しかし、実際には関節角度の変化に伴ってその走行の向きも変化する場合が多い。また、単一運動単位に属する筋線維は筋内で空間的な分布をもっている。そのため、皮膚表面で得られる活動電位は、運動単位によって空間的に異なったものが得られる。例えば、深さの異なる 2 つの運動単位について比べた場合、皮膚表面に現れる運動単位活動電位は、信号源が浅部の場合に深

部よりもチャンネル間で信号強度の変化が大きくなる。そして、信号源が深部の場合に皮膚表面で得られる電位は、浅部に比べて小さくなる。つまり、運動単位活動電位を多チャンネル表面電極で観測した場合、各チャンネルの活動電位は電極と運動単位的位置関係の情報を含んでいることになる。そのため、単一チャンネルからではこのような情報を読み取ることができない。

従来筋電図の解析方法は、多チャンネルの電極を用いていても、単チャンネルごとにその波形を比較していた。しかし、この方法は、人が波形を観察した場合に活動電位が筋線維を伝導している様子や、どの電極下を伝導しているのかといった軌跡や、その電位の空間的な大きさなどを直感的に理解することが困難であり、熟練を要する。さらに、このような情報の取得は運動単位同定において重要なものとなる。また、活動電位の干渉が多くなると、電位波形がノイズであるのか、複数の電位による干渉であるのかといった判断が困難となり、違う運動単位のものであると判断をしてしまう問題がある。

そこで、格子状多点誘導表面筋電図から運動単位活動電位を同定するにあたり、活動電位の空間的な電位の広がり、電位伝導の様子の直感的な理解、を助けるシステムや、それらの時空間的な情報を有効に活用した同定法を提案する。

本論文の構成は、表面筋電図の安定計測のために新しい能動化格子状多点電極の開発し、筋電図導出にペーストを用いずにノイズを低減させることができる能動化格子状多点誘導表面筋電図計測システムについて述べる。つづいて、多チャンネルで得られる大量の筋電図を視覚的・直感的に理解できるように可視化する **topography** マップによる解析システムを開発し、その有効性を検証する。その後、運動単位のもつ空間的な情報に加え、時間的な情報を用いた 3 次元テンプレートによる運動単位同定法を提案し、これらの適用例と有効性について検証する。

具体的には、

第 3 章では、本研究で開発した電極ペーストを用いずに導出できる多チャンネル表面筋電図計測における、電極と装置について述べる。ここでは、電極を 8×8 の格子状に 64 個配置し能動化した格子状多点表面電極とそれを用いた 56 チャンネル (8×7 双極誘導) 表面筋電図の導出装置についてと、被験者の筋発揮張力課題を計測できるシステムについて述べる。

第 4 章では、新たに開発した、**topography** マップを用いた表面筋電図の表示解析ツールについて述べる。**topography** マップをアニメーション表示することによって電位の伝導を可視化し、電位の発火や干渉の瞬間が容易に観察できることを示す。

第 5 章では、活動電位のもつ時間的な情報と空間的な情報を利用した 3 次元テンプレートによる運動単位同定法を提案する。さらに、発火頻度と伝導速度の算出方法についても述べる

第 6 章では、第 3 章と第 4 章で提案する手法を、まず上腕二頭筋の等尺性随意収縮時の比較的干渉が少なく同定が容易な低張力筋電図 20%MVC(Maximal Voluntary Contraction) に適用し、その後干渉が多い高張力筋電図 100%MVC に適用しそれぞれを検証する。また、発揮張力を瞬間的に変化させる Ballistic 収縮時の表面筋電図を用いて本手法の適用可能性を検証する。さらに、電極列と筋線維走行方向に角度を与えた表面筋電図にも適用し、電極の配列と角度を持つ筋電図に対しても運動単位同定が可能であることを検証する。

最後に第 7 章では、格子状多点誘導表面筋電図より得られる情報をより直感的に扱えるようにすることを目的とした本研究で得られた成果について統括し、残された課題について言及する。

第2章 運動単位と筋電図に関する知見

2.1 緒言

本章では，次章以降に必要な運動単位と筋電図に関する基礎的な知見を整理する。

2.2 骨格筋の構造

図 2.1a に示す骨格筋は，長さ数 mm～最大約 30cm，直径 20～150 μm の筋線維が複数集まって構成されている。筋線維の内部には直径 1～2 μm の筋原線維と呼ばれる収縮性タンパク質が存在する。筋原線維は，収縮性タンパクが相互に規則正しく配列して帯状をなし，図 2.1a, b に示すようにそれぞれ A, I, および Z 帯とよばれている。A 帯は複屈折性が高いため暗く見え，逆に I 帯では複屈折性が低いため明るく見える。I 帯の中央部分には，Z 帯と呼ばれる筋線維全体を横断する縞の膜 (Z 帯) がある。また，Z 帯と Z 帯の間 (約 2 μm) を筋節といい筋収縮の形態的，機能的最小単位となる。図 2.1b のように，筋原線維の I 帯部分には，I フィラメントと呼ばれる細いフィラメントが存在する。I フィラメントは，アクチンフィラメントとも呼ばれ，筋原線維タンパク質の 22%をしめるアクチン分子が，二重螺旋状に絡まりあった鎖状の集合体である。A 帯には A フィラメントという太いフィラメントが存在する。A フィラメントは，ミオシンフィラメントとも呼ばれ，筋原線維タンパク質の 43%を占める約 300 個のミオシン分子が重合して形成された三重螺旋構造をしている。

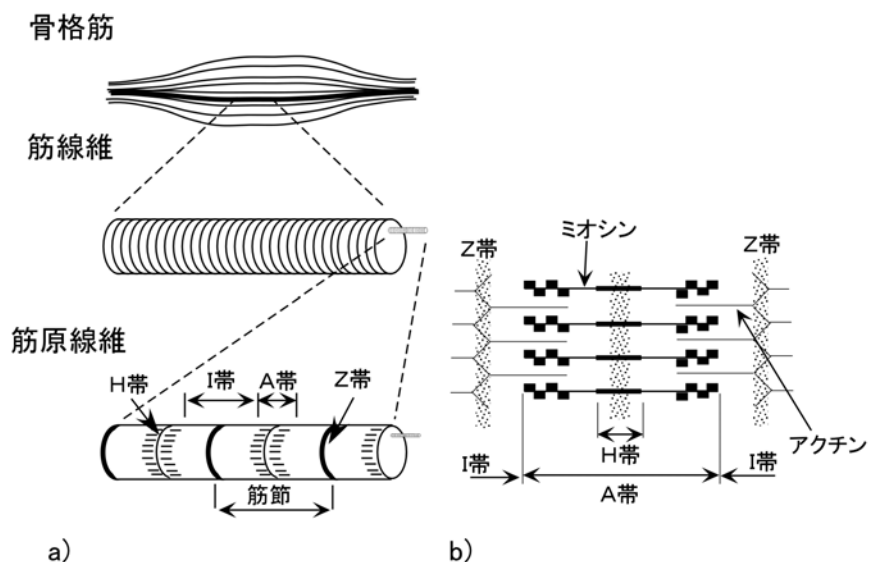


図 2.1 骨格筋の構造 a)骨格筋の階層構造, b)筋原線維の構造模型図

2.3 活動電位

骨格筋線維は興奮性細胞の一種で、図 2.2a に示すように、筋線維鞘の内側と外側の間に電位差が生じている。これを膜電位という。安静時の膜電位（静止膜電位）は内側が、 $-70 \sim -90\text{mV}$ の陰性で、分極と呼ばれる状態にある。図 2.2b のように α 運動ニューロンのインパルスが終板を介して筋線維に達すると、 Na^+ イオンが筋線維内に入り、膜電位の極性が一時的に逆転して、外側が陰性になり膜電位は $+20 \sim +40\text{mV}$ に上昇する。この状態を、脱分極（興奮）と呼ぶ。脱分極の持続時間は $1 \sim 2\text{ms}$ である。その後、筋線維内の K^+ イオンが流出し再分極が生じる。このような機序で骨格筋線維の活動電位（action potential: AP）が発生する。この脱分極による電位の発生を、発火・興奮と呼ぶ。

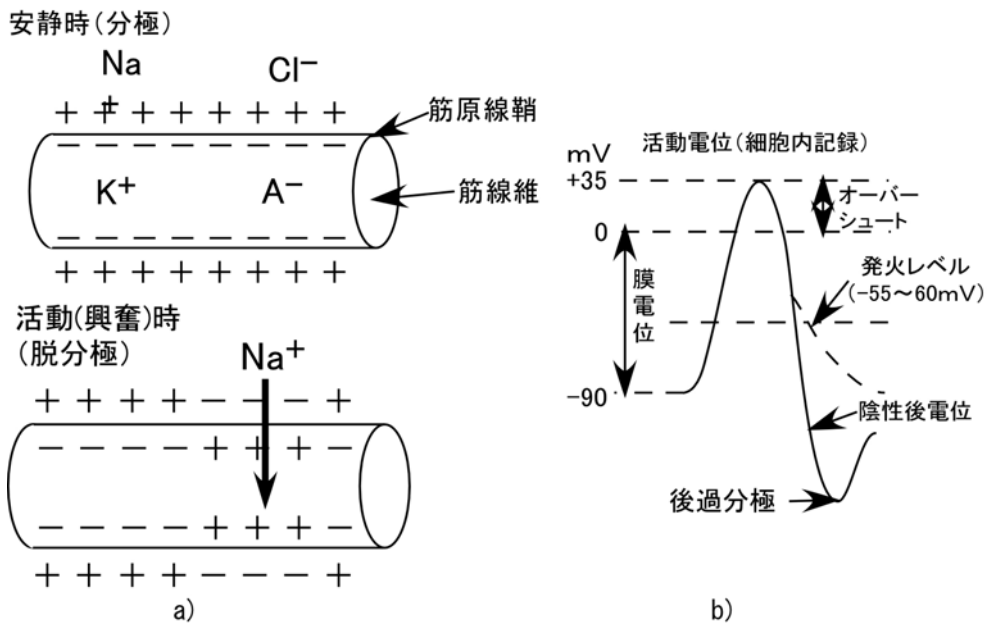


図 2.2 a)分極・脱分極 b) 活動電位

2.4 運動単位

脊髄内には、図 2.3 に示すような α 運動ニューロンと呼ばれる運動神経細胞がある。 α 運動ニューロンからのびる運動線維の軸索が末梢で枝分かれし、数本から数百本以上の筋線維を支配する。この運動神経と筋線維との比を神経支配比とよぶ。これらの筋線維は、 α 運動ニューロンの興奮が神経筋接合部に到達し、活動電位を発生させ、その電位が筋線維を伝導することにより収縮する。このような運動神経細胞、神経線維、筋線維で構成された筋収縮における機能的単位を運動単位（motor unit: MU）という。またこのとき発生した

電位を運動単位活動電位 (motor unit action potential: MUAP) と呼ぶ。

運動単位の種類と性質には表 2.1 の関係がある。運動単位の種類は、その性質により S, FR, FF の 3 種類に分類される。S 型の運動単位が支配する筋線維は筋収縮速度が遅く、発火する活動電位の興奮閾値が低く、 α 運動ニューロンの大きさは小さく神経線維も細い。また、S 型から FR, FF 型の順に筋収縮速度、 α 運動ニューロンの大きさ、神経支配比は大きくなり、筋は疲労し易くなる。筋収縮力の強さは、これら運動単位が筋収縮活動に参加している総数と、運動単位の発火頻度によって調節される。この筋収縮力の調節に参加する運動単位の動員様式をリクルートメント (recruitment) といい、運動単位の発火頻度の調節をレートコーディング (rate coding) という。一つの筋を支配する運動ニューロンは多数の α 運動ニューロンから構成されており、各サイズの α 運動ニューロンは異なった種類の筋線維を支配している。その支配率は運動ニューロンの種類によって異なる。筋張力を調整する運動単位の動員様式は、図 2.4 に示すように運動単位の種類により異なる。例えば、発火の順序については、興奮閾値の低い運動単位である S 型が最初に発火し始める、続いて FR 型、FF 型と順次発火する。発火の停止は逆に、FF 型、FR 型、S 型の順に起こる。これをサイズの原理という。

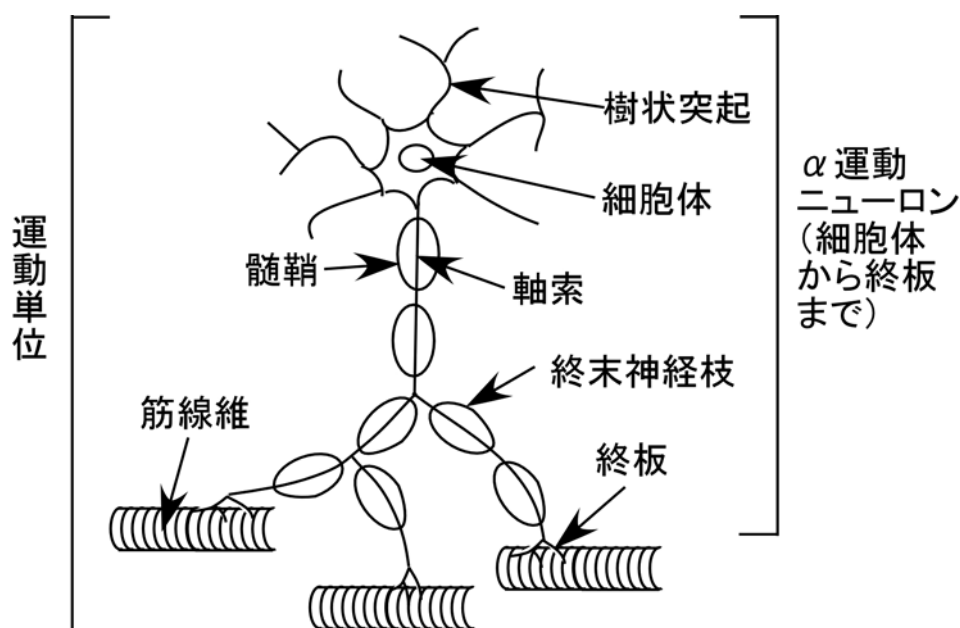


図 2.3 運動単位

表 2.1 運動単位の種類と性質

運動単位の性質	運動単位の種類		
	S型	FR型	FF型
筋収縮速度	遅	速	速
筋疲労度	極難	難	易
α 運動ニューロンの大きさ	小	中	大
神経支配比	小	中	大
興奮閾値	低	中	高

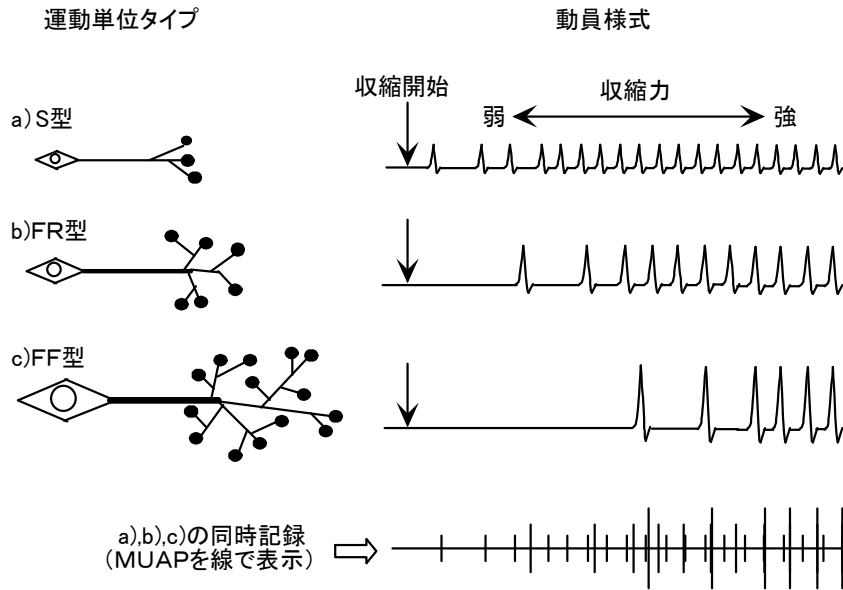


図 2.4 運動単位と動員様式

2.5 筋電図

骨格筋は、筋収縮時に数百 μV から数 mV の弱い電位を発生する。筋電図 (Electromyography: EMG) には大きく分けると、針状の電極を用いてえられる針筋電図と、皿状の表面電極を用いてえられる表面筋電図(surface EMG)がある。針筋電図では、単一の運動単位の活動電位を調べることができる。しかし人体に対して侵襲的で被験者に負担が大きい。一方、表面筋電図は非侵襲的で簡易に計測できるが、複数の運動単位活動電位の干渉波形であるため、中程度以上の発揮張力で計測した筋電図から単一の運動単位の活動電位を推定するのは困難である。

表面電極の電位計測では、商用交流雑音の影響を受けやすいため、同相信号を打ち消す差動増幅器が一般に用いられる。しかし、皮膚表面と表面電極の接触抵抗が高い場合や、差動増幅の能力以上の雑音が入る場合は、同相の信号は打ち消されずに残るということに注意しなければならない。

さらに表面筋電図には、電極を1次元に配置したいわゆるアレイ状電極用いた多チャンネル表面筋電図や、2次元に配置したいわゆる格子状表面筋電図などがある。

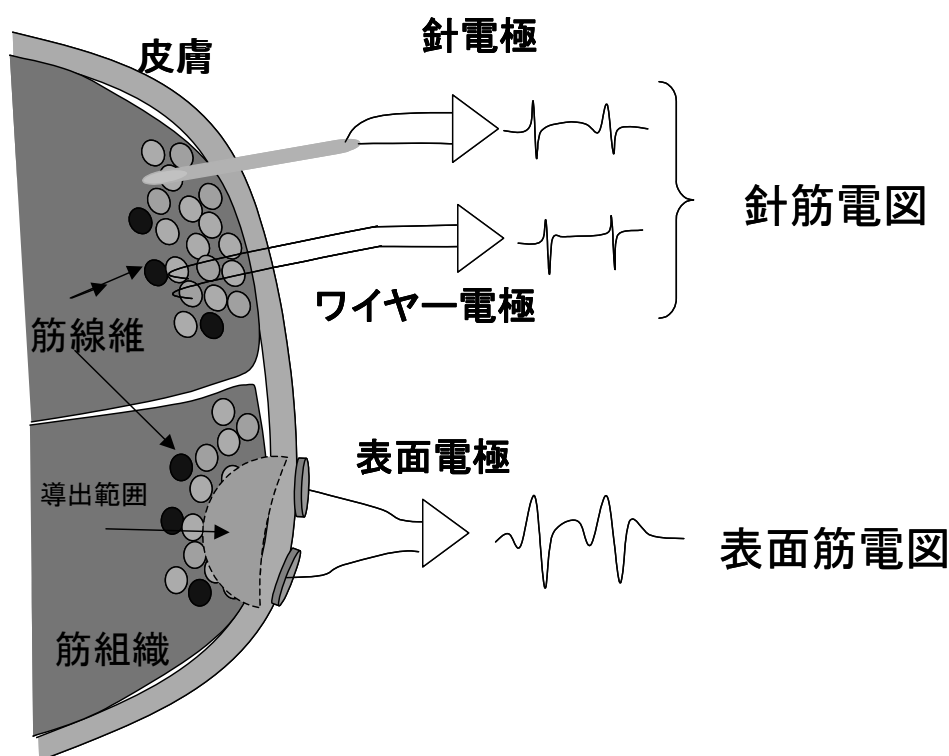


図 2.5 筋電図導出方法

2.5.1 多チャンネル表面筋電図

多チャンネル表面筋電図には、複数の表面電極を1列に配置したものと、縦横の2次元に配置したものがある。1列に配置したものは、アレイ状電極と呼ばれ、筋線維伝導速度や神経筋接合部の推定に使用される。2次元に配置されたものは、格子状表面電極と呼ばれる。これは、アレイ状電極を拡張したもので、同様に筋線維伝導速度[16]や神経筋接合部の推定[115][28][29]にも用いられる。また、2次元に電極を配置しているため、電極の列と筋線維の走行がずれている場合や、同時刻に複数の運動単位が発火している場合などにも対応することができる。このための前処理には、画像処理の分野でエッジ検出に用いられるラプラシアンフィルタ等[7]を利用することができる。

2.6 運動単位の同定

筋電図から、単一の神経に由来する電位についての発火頻度や発火間隔といった指標を得るためには、運動単位を同定する必要がある。本研究で定義する運動単位の同定とは、筋電図波形から、同一運動単位に由来する活動電位を見つけて分類することである。通常、表面筋電図では複数の運動単位による電位が空間的に加算された信号を得ることになるため、個々の運動単位の活動を調べるためには、個々の運動単位活動電位列に分離する必要がある。このように個々の運動単位ごとに活動電位列を分離する手法を、筋電図デコンポジションと呼ぶ。

2.7 筋線維伝導速度

筋線維伝導速度 (Muscle Fiber Conduction Velocity : MFCV) は、筋収縮時に筋線維を伝導する活動電位の速度である。宮田ら[27]によれば、トラック競技おける走者の筋線維の平均的な伝導速度は、短距離走者で平均4.77[m/s]、長距離走者で平均4.1[m/s]程度であるとされ、伝導速度は個々の筋肉の性質を反映する重要な指標のひとつである。

速度の算出には、表面電極を筋線維走行方向に沿って複数並べて得られた、異なる電極間の筋電図に対して、相関係数を用いてその時間遅れから推定する方法[1][2]が一般的である。他方、一対の電極で得られる筋電図から、その周波数スペクトルに現れるディップの違いにより推定する方法も[22]がある。これらは、運動単位の発火毎の伝導速度でなく、ある測定期間内の平均的な伝導速度を調べていることになり、運動単位の発火毎の伝導速度のばらつきなどを計測することはできない。

2.8 筋収縮様式

筋収縮の様式は、図 2.6 に示すように大きく分けて静的収縮と動的収縮がある。

静的収縮とは、図 2.6a に示すように、収縮時に筋長が変化しないように関節角度を一定に固定する等尺性収縮である。等尺性収縮では、発揮する張力が一定の場合と、変化させる場合がある。張力を一定にする場合は、最大随意収縮力(maximal voluntary contraction: MVC)を用いて正規化する方法と、一定の重さの重りを持つ方法がある。また、変化させる場合には、力をランプ状に変化させる方法と、瞬間的に力を入れる Ballistic 収縮がある。

動的収縮には、図 2.6b に示すように、等張性収縮と等速性収縮がある。等張性収縮は、筋張力を一定に保ちながら筋長を変化させるものである。この等張性収縮には、筋を収縮させながら張力を発生する短縮性収縮と、筋を伸張させながら張力を発揮する伸張性収縮がある。一方、等速性収縮とは、速度を一定にして筋長を伸張しながら収縮させるものである。

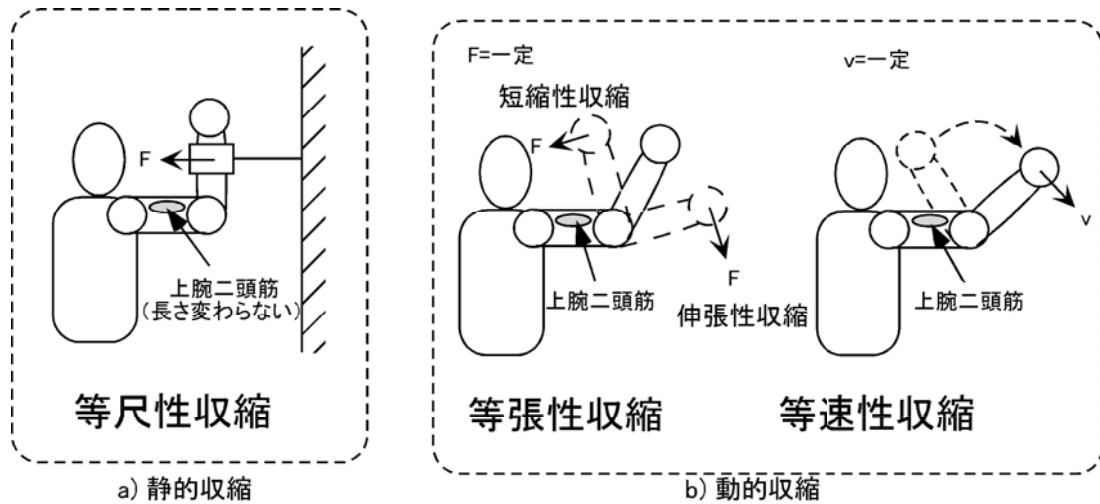


図 2.6 筋収縮様式

a)静的収縮:筋線維の長さを変化しない収縮, b)動的収縮:筋線維の長さを変化する収縮

2.9 結言

本章では、次章以降に必要な筋電図に関する基礎的な知見を述べた。すなわち、骨格筋の構造と筋線維の活動電位について説明し、以下の議論の中心的な対象である運動単位 (MU) とその活動電位 (MUAP) について述べた。さらに、筋電図を3種類に分類して針筋電図、皿状電極表面筋電図、および多チャンネル表面筋電図について簡単に説明した。最後に、筋線維の伝導速度に関する定義を述べ、また以降の筋電図実験の課題設定に必要な筋収縮様式の分類についても簡単にふれた。

第3章 格子状多点誘導表面筋電図計測システム

3.1 緒言

本章では，上腕部に装着できる多チャンネル表面筋電図計測システムを開発する．

本測定システムは，筋電図測定部と発揮張力測定部から構成されている．筋電図測定部は，電極とアンプからなり，発揮張力測定部は，被験者の体幹や腕を固定するための腕固定器，発揮張力を計測するひずみゲージ，および目標値を提示するオシロスコープからなる．

従来用いられている格子状電極は，ノイズを低減させるために電極用ペースト（導電性）を用いて皮膚と電極とのインピーダンスを下げている．格子状電極は電極間隔が狭いので，ペーストを用いた場合，隣り合う電極を短絡させるなどの問題が生じる．そこでペーストを使用しなくても安定した筋電図が得られるように，皮膚インピーダンスの時間的変化の軽減を目的として，各電極にインピーダンス変換回路を組み込み能動化した格子状多点電極を開発した．

3.2 格子状多点表面電極

能動化した格子状多点表面電極の概略図を図 3.1 に，その外観写真図を 3.1c に示す．表面電極は，図 3.1b に示すように，8 個の銀電極を縦（x）方向に配置し，これを横（y）方向に 8 列並べた計 64 個の電極からなる．それぞれの電極は，皮膚と電極とを密着させるために，図 3.1a に示すように，直径 1mm の純銀線を，x 方向 2.5mm 間隔，y 方向 5mm 間隔で，曲率半径 20mm の円筒状に配置し，電極の先端を 2mm 突出させている．さらに，双極誘導時の SN に影響を及ぼす皮膚インピーダンスのゆらぎを軽減するために[26]，各電極には直列にインピーダンス変換回路として等倍の非反転増幅回路を組み込みこんでいる．その内部についての写真を図 3.2 に示す．これにより，皮膚前処理をアルコール消毒のみで可能とすることができる．

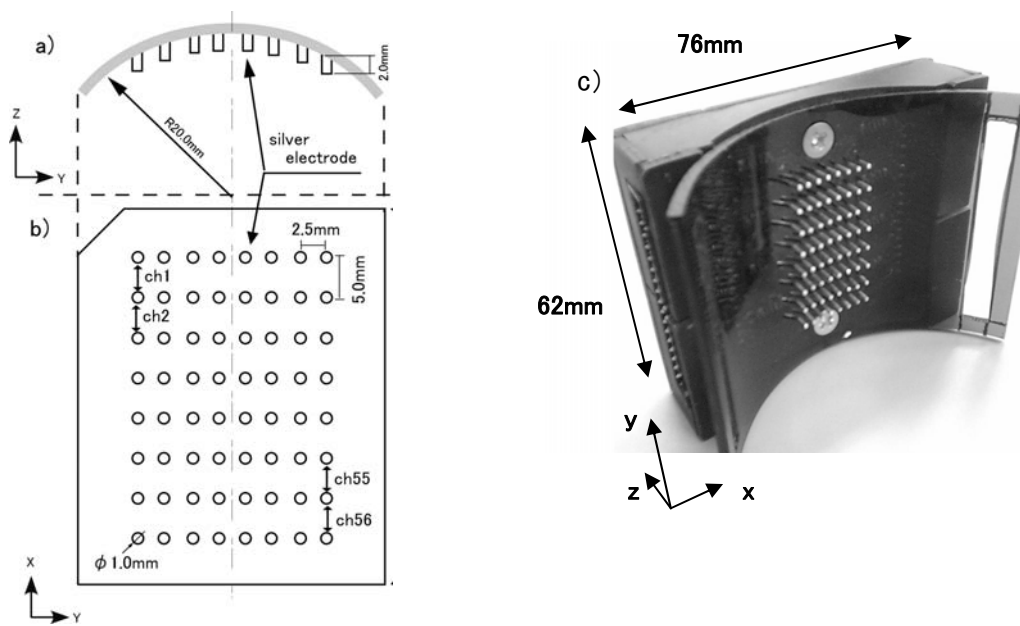


図 3.1 格子状多点表面電極の概略.

- a) 電極列を Z-Y 平面から見た図 b)電極列を X-Y 平面から見た図.
 c) 格子状多点表面電極の写真 d) 能動化電極の写真

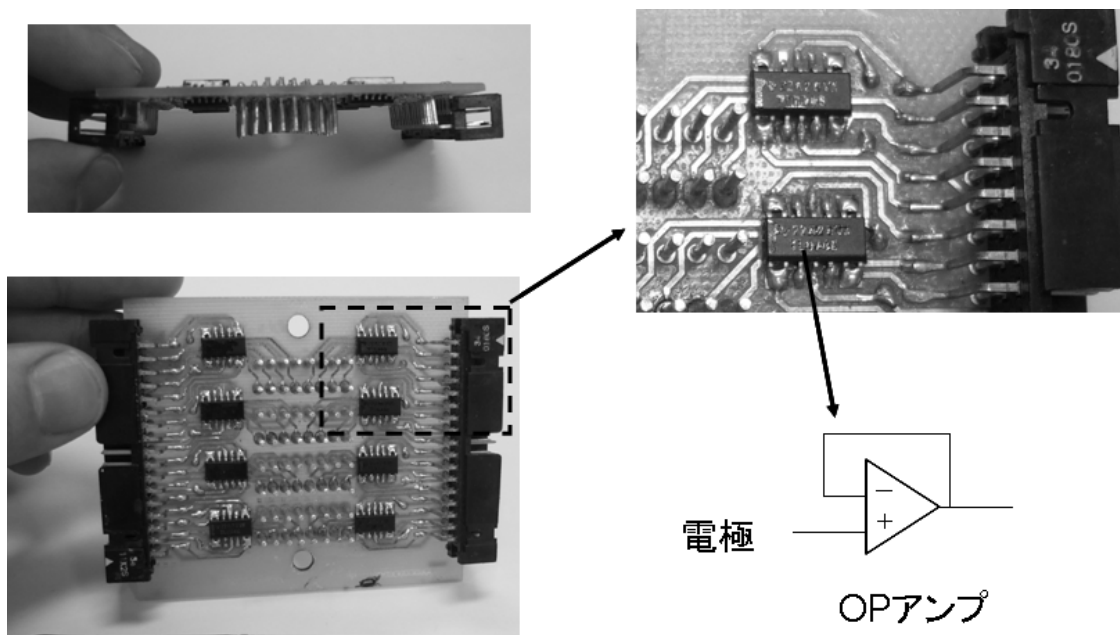


図 3.2 格子状多点誘導表面電極 (内部構造)

3.3 56ch 表面筋電図アンプ

x 方向に隣り合う 2 つの電極間の電位差を計測するために、図 3.3 のような構成の差分増幅器を用いた。これより、x 方向に 7 チャンネルの双極誘導表面筋電図が得られる。これらを y 方向に 8 列並べて、計 56 チャンネルの表面筋電図が得られる。また、直流成分を除去するためにカットオフ周波数 10Hz のハイパスフィルタと、アンチエイリアシングのために 1500Hz のローパスフィルタを使用した。全体の増幅率は、12bitAD 変換への入力が $\pm 3\text{V}$ に収まるように 66dB と設定した。図 3.4 に作成した 56ch アンプのボードを示す。

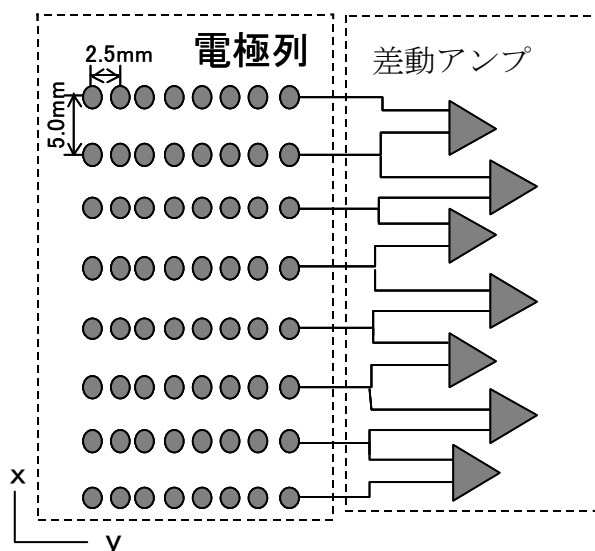


図 3.3 電極列と、差動増幅アンプの関係

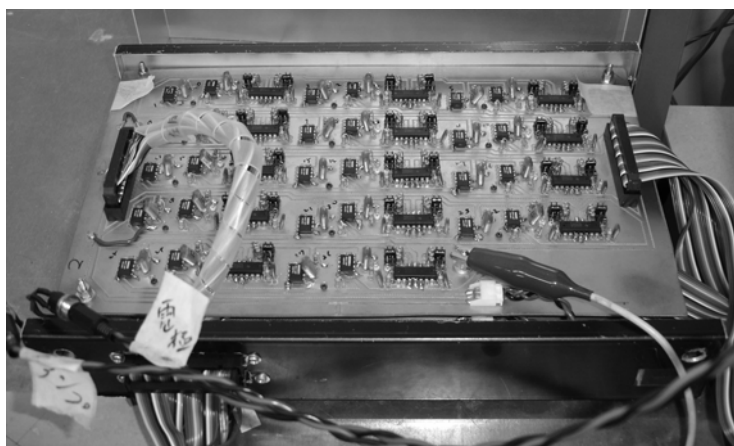


図 3.4 56ch 筋電図アンプ

図 3.5 に筋線維走行方向を電極配置の x 方向と平行にして表面筋電図を導出した場合の波形例を示す. 図 3.5b は, 図 3.5a の横方向に点線で囲まれた部分における 8 対の電極間の差動増幅によってえられた 8ch の筋電図を示している. 筋線維走行が近位から遠位に x 方向に沿って走行している場合, この筋電図に現れている活動電位のピークには, 破線で示すように時間的な遅れはない. 図 3.5c は図 3.5a の縦方向の点線で囲まれた 7ch の筋電図を示す. 各チャンネルを比較すると, 破線で示すように活動電位のピークには時間的なずれが見られる. このずれから活動電位が電極間を移動した速度, すなわち, 筋線維伝導速度を推定することができる.

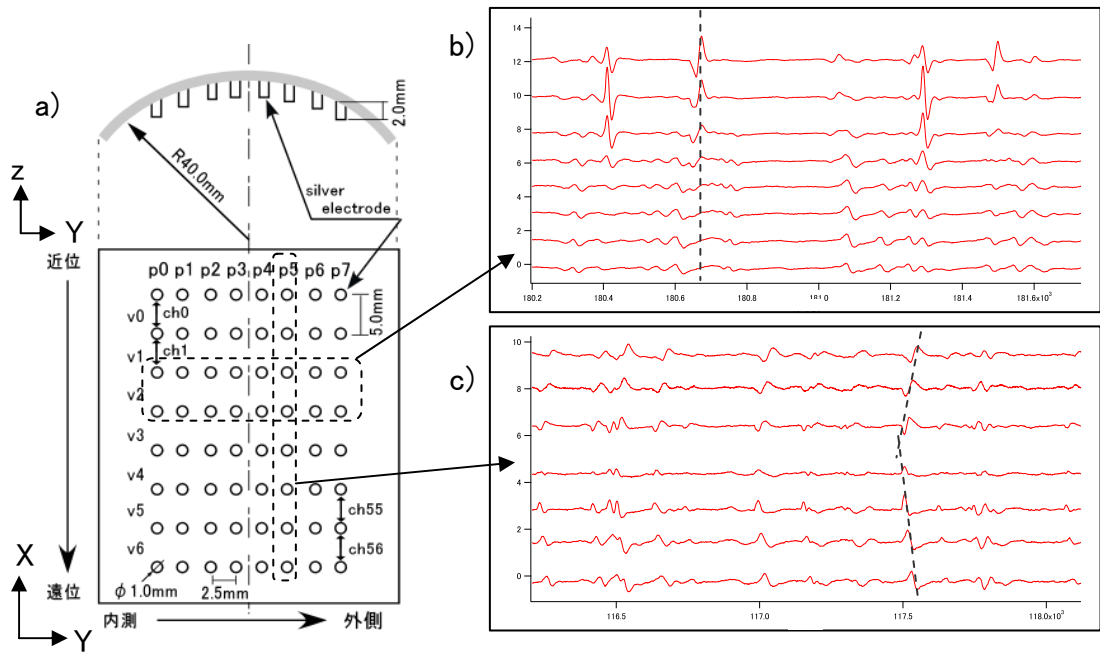


図 3.5 選び出すチャンネル群による筋電図の違い

a) 試作電極 b) v2 列(8 チャンネル)の筋電図

c) p5 列(7 チャンネル)の筋電図

3.4 表面筋電図計測システム

発揮張力測定部を含む本システムの全体構成を図 3.6 に示す。このシステムでは、被験者を椅子に座らせ上体及び右前腕を固定することができる。さらに、固定した右前腕の手首付近にひずみゲージを設置し、上腕二頭筋屈曲時の発揮張力を測定する。得られた発揮張力は、被験者の目前にオシロスコープでフィードバックする。信号発生用コンピュータにて目標張力を提示することで、被験者に任意の筋張力を発揮させたり、維持させたりすることができる。これらはサンプリング周波数 10kHz、12bitAD 変換で PC に取り込む。

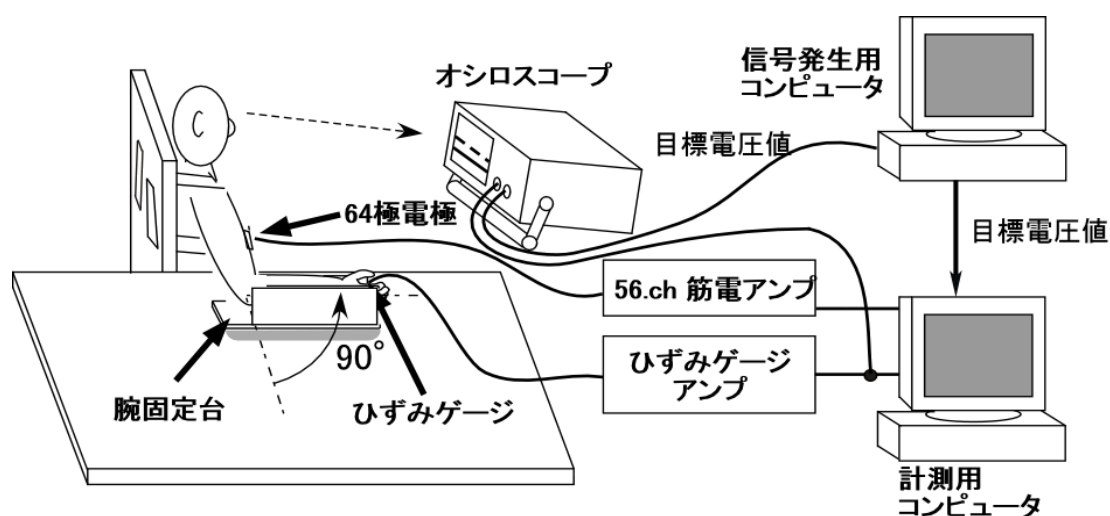


図 3.6 表面筋電図計測システム

3.5 結言

本章では、新しく開発した上腕部に装着できる 56 チャンネル表面筋電図計測システムについて述べた。

このシステムは、筋電図測定部と発揮張力測定部から構成されている。筋電図測定部は、上腕部の形状に合致した曲率を持つように円筒状に配置された 8×8 個の能動化電極と 56ch の差動アンプからなる。したがって、皮膚と電極の間にペーストを必要とせず安定した計測が可能である。発揮張力測定部は、被験者の体幹や腕を固定し、肘関節屈曲時に上腕で発揮される張力を測定でき、筋電図と同時に PC にて取り込めるように設計した。

第4章 表面筋電図の topography マップアニメーション表示解析システムの開発

4.1 緒言

本章では, 第3章で開発した格子状多点誘導表面筋電図で得られた信号を基に, topography マップを作成し, それをアニメーションとして連続描画できる表示解析システムについて述べる. 本システムは, 時間的かつ空間的に運動単位の活動電位が伝導する様子を可視化することで, 対象となる大量の表面筋電図の直感的理解を助け, 注目する運動単位に由来する典型的な波形を見出すなど, 格子状多点誘導表面筋電図の解析ツールとして本システムは有用なものである.

4.2 格子状多点誘導表面筋電図表示解析システム

本章で提案する格子状多点表面誘導筋電図表示解析システムの機能を説明するために, インターフェースの画面構成を図 4.1 に示す. この解析システムで対象とする表面筋電図は, 第3章で作成した 8×8 の格子状に配置した電極を用いて得られたものである.

この解析システムでは, 観測された表面筋電図データから注目する任意の時刻についての topography を作成し, そのアニメーションとして連続的に再生表示することができる.

本解析システムは以下に示す機能を持つように開発した. それぞれの番号は図 4.1 の画面上に示す番号に対応している.

- (1) 8×7 の表面筋電図から任意に 1 列 (x 方向) を選択して表示する機能
- (2) 指定した時刻の topography を表示する機能
- (3) 3 次スプライン補間パラメータの設定機能
- (4) アニメーション表示の時間間隔設定機能 (間隔はデータサンプリングレートの整数倍).
- (5) Topography のアニメーション再生表示機能
- (6) アニメーション逆再生表示機能
- (7) Topography 表示の時刻指定スライドバー
- (8) 発揮張力表示機能
- (9) Topography 画像保存機能

さらに, topography 表示の平行移動, 拡大縮小および回転機能を図 4.2 に示す. ,図 4.2a は元の topography, 図 4.2b は shift+マウスの右ドラッグより平行移動した結果, 図 4.2c はマウスのホイール操作により拡大した例, 図 4.2d は左ドラッグによって回転した結果である.

ここに、topography は次の手順で作成する。まず電極配置 (x-y 平面) に対応した 56 チャンネル表面筋電図の位置を設定する。次に、例えば図 4.3a の縦傍線が示す時刻における各チャンネルの電位を、それぞれ対応する位置にプロットすると、56 点の電位分布が得られる(図 4.3b)。これら 56 点の間を 3 次スプライン関数で補間して滑らかで見やすい topography に整形する (図 4.3c)。

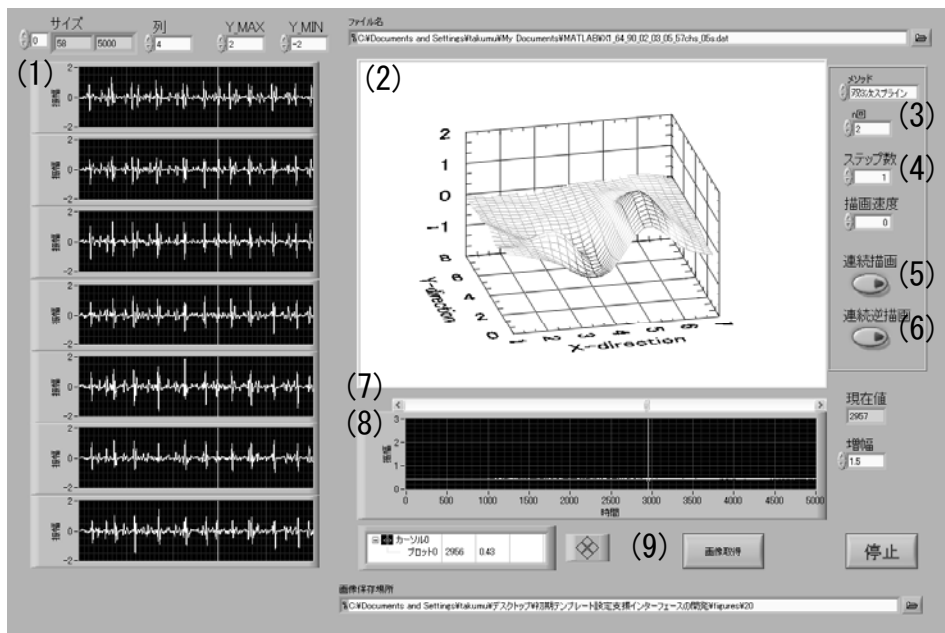


図 4.1 表面筋電図表示解析システムの構成

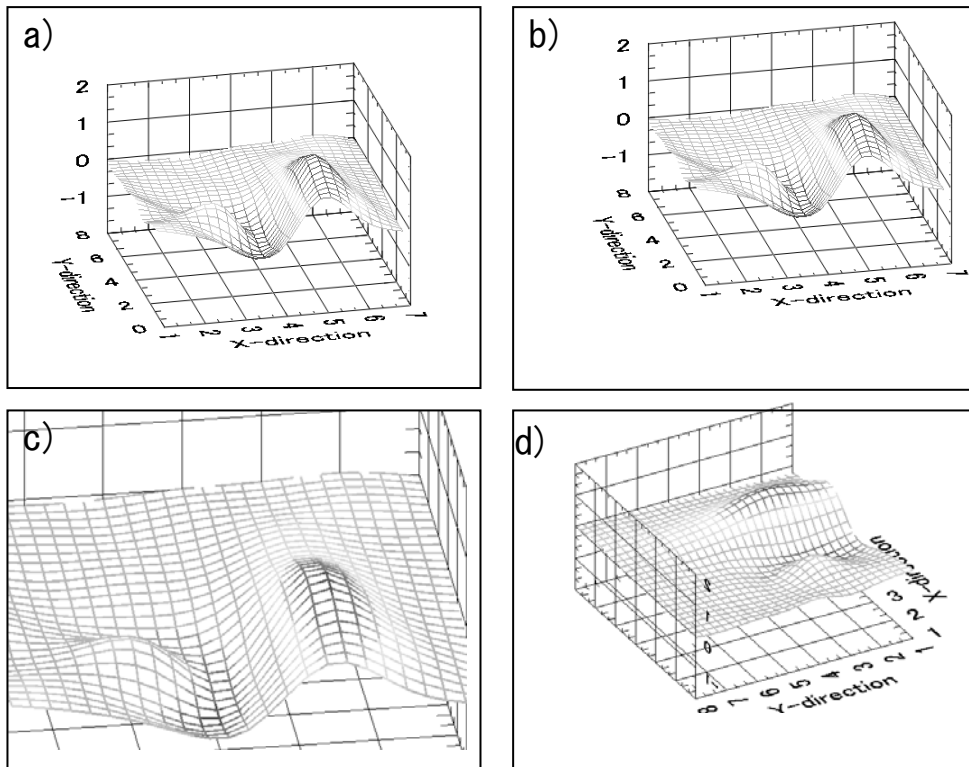


図 4.2 Topography 画面の操作機能例
 a)初期画面 b)平行移動 c)拡大 d)回転

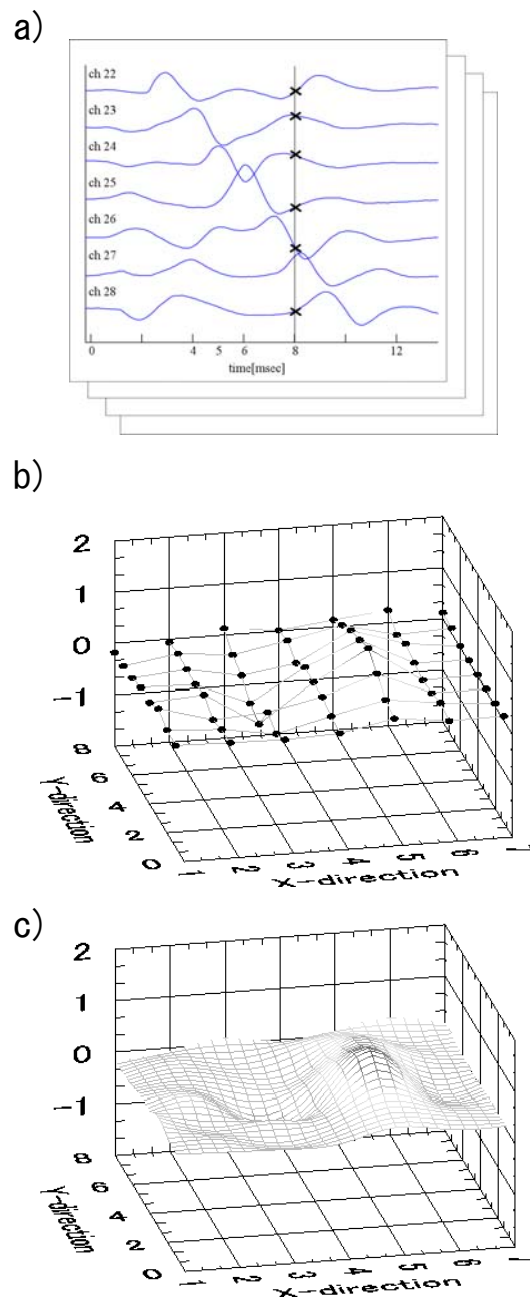


図 4.3 表面筋電図 topography 作成手順

a)筋電図波形. ×印は, 縦棒線の時刻における各チャンネルの電位

b)a)の×印に示した時刻における電位を x-y 平面上の 56 点にプロットした結果

c)56 点の電位間を x, y それぞれの方向に対し 3 次スプライン関数で補間した結果

4.3 topography 表示解析システムによる解析例

本システムを用いた筋電図の解析例を図 4.4 と図 4.5 に示す。対象筋電図として、比較的活動電位の干渉が少ない低張力筋電図（20%MVC）を用いた。図 4.4a は、56ch の筋電図を電極配置にしたがって並べたものである。この一部を拡大したものが図 4.4b である。図 4.4c は b のたて棒線に対応する 4 時刻の topography を示す。この表面筋電図 topography をアニメーション表示すれば、2 つの活動電位がそれぞれ異なる方向から伝導し、相互に干渉した瞬間（図 4.4c3:6msec）波形が大きくなり、その後再び元の大きさに戻って通り過ぎる様子を観察することができる。また、それぞれの電位発生している筋線維はわずかにずれて隣り合うことが確認できる。

次に、図 4.5 では、同条件の低張力筋電図で観察する時刻を変えた場合を 2 例示す。このアニメーションでは、神経筋接合部での発火の瞬間を捉えており、図 4.5a,b それぞれにおいて、発火の位置が異なることが確認できる。図 4.5 の a と b を観察すると、格子状電極の中央付近（図 4.5a では ch53 付近,図 4.5,b では ch4 付近）で発火した電位が左右に分かれて両端に移動していることが確認できる。したがって、この付近には神経筋接合部が存在すると考えられる。

このように、本システムを用いると多量の表面筋電図のデータを見通しよく観察することができ、2 つの活動電位の干渉の様子や神経筋接合部のありかなどを推定することが可能になる。

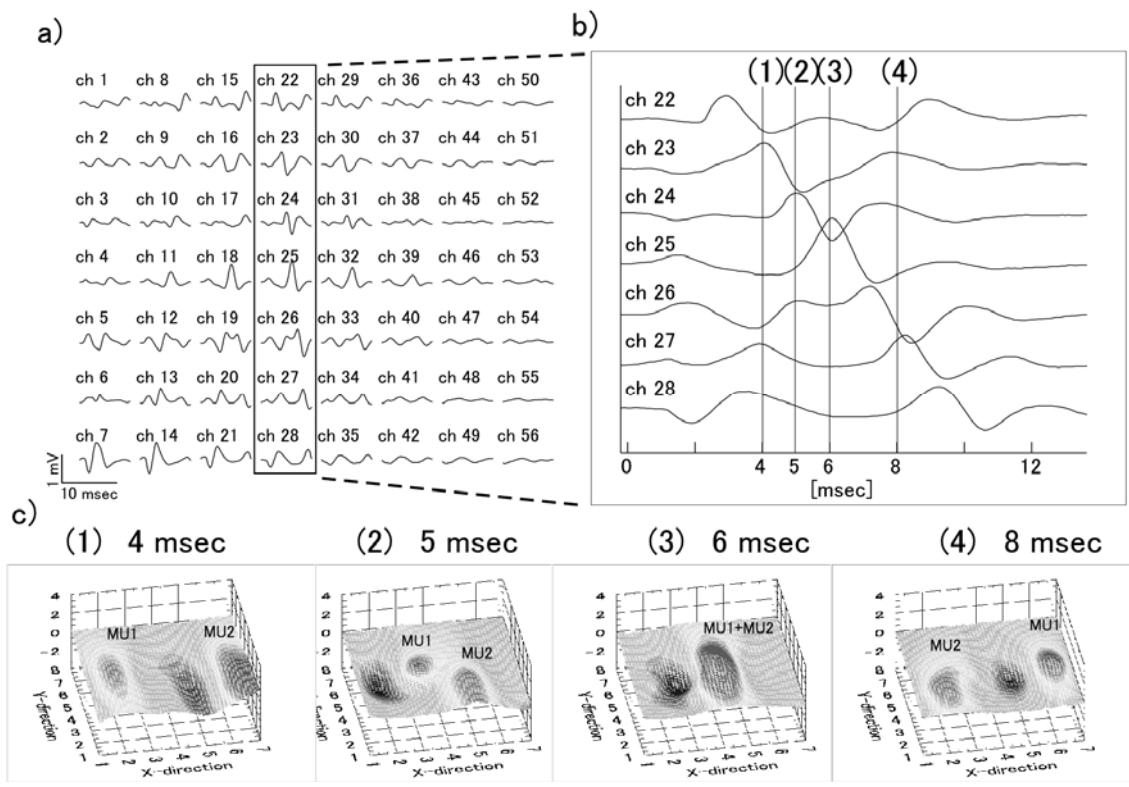


図 4.4 topography マップによる表示結果の一例.

a)56ch 表面筋電図 b) ch22 から ch28 の 1 列を抜き出し拡大した結果,

c) b のたて傍線で示す時刻における topography マップ

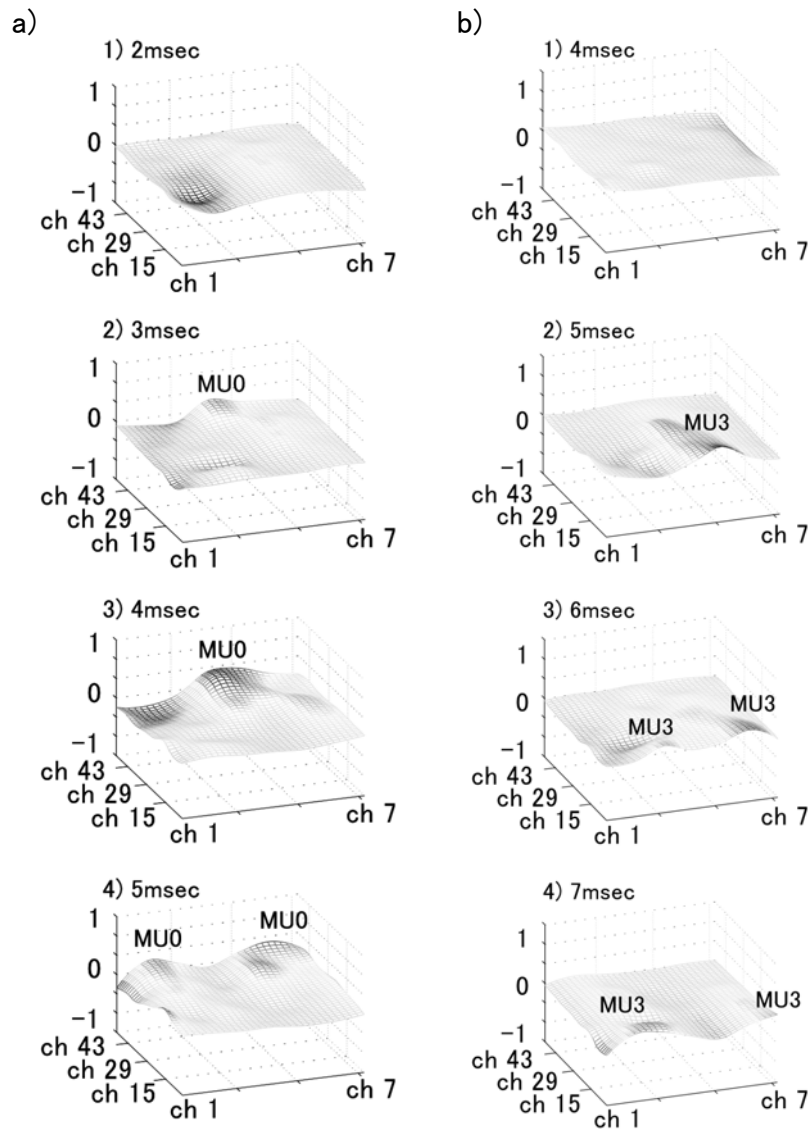


図 4.5 topography マップの一例 a)ch53 付近で神経筋接合部での発火が起きている様子. b)ch4 付近で神経筋接合部での発火が起きている様子.

4.4 結言

本章では, 格子状多点誘導表面筋電図で得られた信号を基に topography マップを作成し, それをアニメーションとして連続描画できる表示解析システムを開発した.

本表示解析システムは, 多数の表面筋電図から任意の 1 列 (x 方向) を選択表示する機能, 指定した時刻の topography を 3 次スプライン補間して表示する機能, Topography のアニメーション再生表示機能, Topography 画像保存機能などを有している.

チャンネル間をスプライン補間することで波形を滑らかにして電位の伝導を見やすくし, 時間的かつ空間的に運動単位の活動電位が変化する様子を可視化することで, 表面筋電図の全体を理解しやすくすることができる. 一例として, 2つの異なる活動電位が伝導し, すれ違う瞬間に生じる干渉の様子を観察できること, および神経筋接合部での発火の瞬間を容易に捉えられることを示し, 格子状多点誘導表面筋電図の新しい解析ツールとして有用であることを明らかにした.

第5章 3次元テンプレートを用いた運動単位同定法

5.1 緒言

本章では格子状多点誘導表面筋電図から、運動単位を同定する新しい手法について述べる。すなわち、電極と運動単位の空間的な関係に関する情報を利用できるように、表面電位の空間的な分布と時間波形の両方を考慮した3次元テンプレートを提案する。また、運動単位の同定結果を用いて、発火毎の筋線維伝導速度および発火頻度を推定する方法について述べる。

緒論で述べたように、筋張力は、運動単位活動電位の発火頻度と、動員する運動単位の数や運動単位の種類を変化させることで調節される。筋線維伝導速度は、運動単位の種類により異なることが知られている[27]。運動単位の機能の解明には個々の運動単位の活動を観測することが不可欠である。

運動単位活動電位を非侵襲的に観測する手法に、皮膚表面に貼り付けた電極から得られる表面筋電図 (surface Electromyogram: sEMG) がある。表面筋電図は、活動電位が電極下の筋線維を伝導した際に得られる電位を記録したものである。このとき記録した電位のタイミングから活動電位の発火頻度を得ることができる。しかし、表面筋電図で得られる運動単位活動電位は皮下で空間的に加算された信号を得ることになり、個々の運動単位の活動を調べるためには、個々の運動単位活動電位列に分離する必要がある。

近年、多チャンネル表面筋電図からの運動単位活動電位の同定を行う方法が開発されている。代表的なものとして、テンプレートマッチングがある。しかし、個々の運動単位に属する筋線維の位置が異なると、皮膚表面に現れる活動電位は空間的に異なった分布をする。例えば、深さの異なる2つの運動単位について比べた場合、皮膚表面に現れる運動単位活動電位は、信号源が浅部の場合に深部よりもチャンネル間で信号強度の変化が大きい。そして、信号源が深部の場合に皮膚表面で得られる電位は、浅部に比べて小さくなる。つまり、運動単位活動電位を多チャンネル表面電極で観測した場合、各チャンネルの活動電位は電極と運動単位の位置関係の情報を含んでいることになる。従来は時間波形のみをテンプレートとして用いた方法では、上に述べた位置情報を十分に利用していない。

本章では格子状多点誘導表面筋電図に対して、電極と運動単位の空間的な関係の情報を利用できるように表面電位の空間的な分布と時間波形の両方を考慮した3次元テンプレートを提案し、運動単位を同定する新しい手法を開発する。そして7×8チャンネル表面筋電図を用いてその有効性を明らかにする。また、発火毎の筋線維伝導速度の推定を試みる。

5.2 運動単位同定法

本研究で定義する運動単位の同定とは、筋電図波形から、同一運動単位に由来する活動電位波形を見つけて分類することである。通常、表面筋電図では複数の運動単位による電位が空間的に加算された信号を得ることになるため、個々の運動単位の活動を調べるためには、個々の運動単位活動電位列に分離する必要がある。本研究では、運動単位活動電位の同定に3次元テンプレートを用いたテンプレートマッチングを提案する。

解析対象として、第3章で説明した格子状多点誘導表面筋電図計測システムで得られる7×8チャンネル表面筋電図を仮定し、この筋電図の電圧を $F_{x,y,t}$ とする。ここに、 x は x 方向の電極番号 ($1 \leq x \leq 7$)、 y は y 方向の電極番号 ($1 \leq y \leq 8$)を表し、 t は時間 (0.1ms 単位)を表す。

まず、例えば、1秒間の筋電図 $F_{x,y,t}$ 、 $1 \leq x \leq 7, 1 \leq y \leq 8, 0 < t \leq 10000$ 、から同定したい運動単位の代表的な活動電位が存在する3×3チャンネルの範囲と31点の時間区間からなる適当な3次元の時空間領域を切り出し、これを3次元テンプレート $T_{i,j,k}$ とする。ここに $-1 \leq i \leq 1, -1 \leq j \leq 1, -15 \leq k \leq 15$ とする。このテンプレート T を用いて $F_{x,y,t}$ から類似度の高い時空間位置 (x,y,t) を探索し運動単位の同定を行う。類似度の判定には相関係数を用いる。

5.3 テンプレート作成方法

上述のように、3次元テンプレート T は、 $F_{x,y,t}$ から運動単位活動電位の持つ時空間的な情報として3×3×31点の領域を切り出したものである。以下具体的な作成方法を述べる。

第3章で得られた56チャンネルの表面筋電図 $F_{x,y,t}$ から、第4章の解析ツールを用いてtopographyを作成する。このtopographyから、活動電位(MUAP)の干渉がない単一の運動単位活動電位波形が現れる瞬間を探し出し、テンプレートの中心となるチャンネルを選ぶ。このチャンネルを、例えば図5.1aに示すチャンネル23とする。

図5.1のaは、選択したMUAP波形と同じ時刻の全てのチャンネルから、3.0ms間を切り出したものであり、テンプレートで用いるチャンネルは、チャンネル23を中心に四角でかこった領域とする。つまり、図5.3のbに示すように、選択したチャンネル23を中心とした前後左右3×3の領域にある9個のチャンネルを選び、さらにチャンネル23のMUAP波形の振幅が正負で最大となる時刻の中心(図3b縦傍線の時刻)を原点として、原点とその前後15点(± 1.5 ms)の計31点(3.0ms)を切り取る。これを $T_{i,j,k}$ とする。ここに $-1 \leq i \leq 1, -1 \leq j \leq 1, -15 \leq k \leq 15$ であり $T(0,0,0)$ はチャンネル23の時間的な原点を表す。

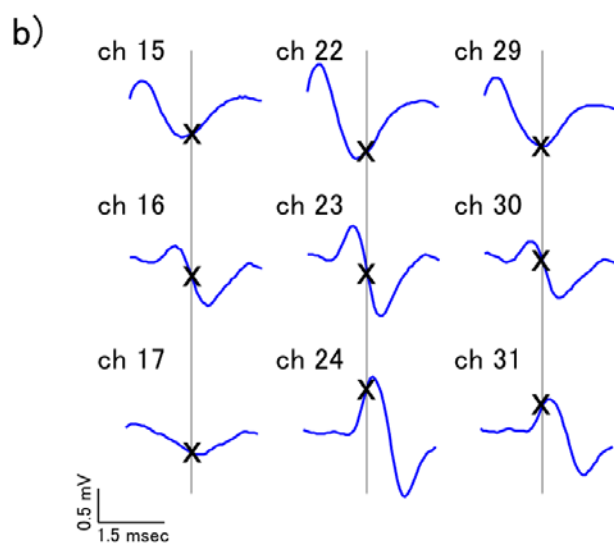
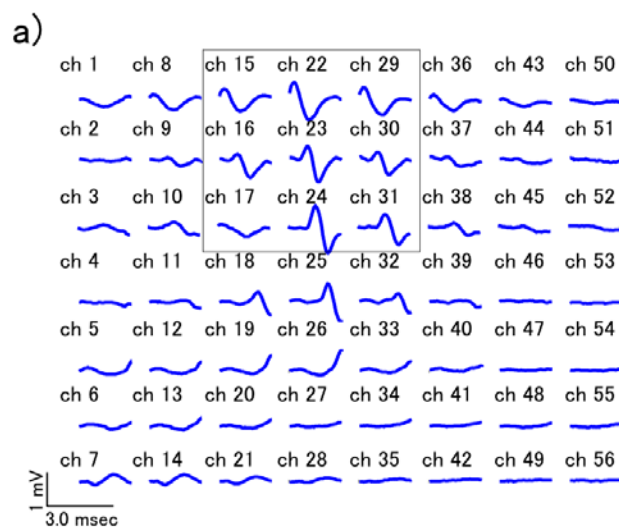


図 5.1 テンプレート作成方法

a) 選択した MUAP 波形と同じ時刻の全てのチャンネルから 3.0ms 間を切り出した結果. b) a) の四角で囲まれた領域の 9 個のチャンネルの拡大した結果. 縦傍線は, チャンネル 23 の活動電位波形における振幅の正負が最大となる時刻の中心時刻を示す.

5.4 類似度探索方法

テンプレート $T_{i,j,k}$ と $F_{x,y,t}$ の類似度を計算する際に、まず振幅閾値による前処理を行う。ここに振幅閾値処理とは、ある時刻 t の前後 $\pm 15\text{ms}$ の電位波形の振幅がある閾値の範囲内にあるかどうかを判定することを意味する。探索領域における $F_{x,y,t}$ の振幅が、テンプレートの中心波形 $T_{0,0,t}$ ($-15 \leq t \leq 15$) の最大振幅の $\pm 30\%$ の範囲にあれば、 $F_{x,y,t}$ とテンプレート $T_{i,j,k}$ との相関係数 $r(x,y,t)$ を計算する。

$$r(x, y, t) = \frac{\sum_{i=-1}^1 \sum_{j=-1}^1 \sum_{k=-15}^{15} (T_{i,j,k} - \bar{T}) \cdot (F_{x+i,y+j,t+k} - \bar{F})}{\sqrt{\sum_{i=-1}^1 \sum_{j=-1}^1 \sum_{k=-15}^{15} (T_{i,j,k} - \bar{T})^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=-1}^1 \sum_{j=-1}^1 \sum_{k=-15}^{15} (F_{x+i,y+j,t+k} - \bar{F})^2}} \quad (5.1)$$

ここに、 \bar{T} は $-1 \leq i \leq 1, -1 \leq j \leq 1, -15 \leq k \leq 15$ における $T_{i,j,k}$ の平均値、また \bar{F} は (x,y,t) を中心として、テンプレート T に対応する領域における $F_{x,y,t}$ の平均値である。

相関係数 $r(x,y,t)$ が 0.7 以上であれば、テンプレートと同じ活動電位波形であると判断して、その位置 (x,y,t) を同定して記録する。

探索順序は、まず時刻を固定して、空間的に 7×8 の領域を探索したのち、時間方向 t に 1 点進む。その後同じ作業を繰り返す。このようにして相関の高い活動電位波形が存在する時空間位置 (x,y,t) を全て記録する。こうして、記録した結果を 3 次元で示した一例が図 5.2 である。この図 5.2 では、底面が電極の位置、 z 軸方向は時間の経過を表す。図では、仮に 1 回の発火で伝導していた波形に対応する同定点を線分をつないで表示している。このようにすれば、どの方向に当該の MUAP が移動したかを確認することができる。

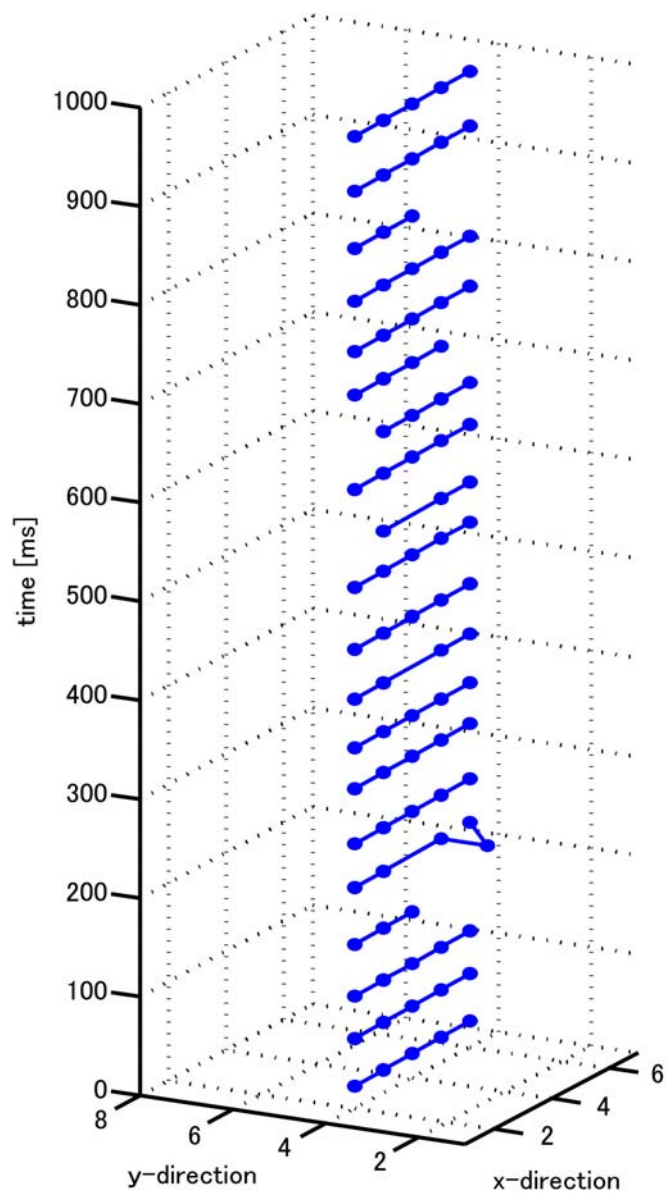


図 5.2 3次元テンプレートによって推定した点群の3次元表示結果

5.5 筋線維伝導速度推定方法

筋線維伝導速度の推定には、まず同定した活動電位波形の時空間的位置 (x,y,t) を発火毎に分類する。すなわち、同定した点群を図 5.3 に示すように縦軸 x 方向、横軸時間 t で示すと、点が時間の経過に伴って x 方向を 2 から 6 に向かって移動している。これは、運動単位活動電位の伝導をあらわしていると考えられる。これら x 方向へ連続して現れる一まとまりの点群を、運動単位が 1 回発火した時の活動電位波形群として分類する。次に、図 5.4 に示すように、最小二乗法を用いてこの点群の近似直線を求める。この近似直線は、発火の順番を n とし、発火 n における傾きを a_n 、切片を b_n とすると(5.2)式になる。

$$x = a_n t + b_n \quad (5.2)$$

発火毎の筋線維伝導速度[m/s]は、求めた近似式の傾き a_n で推定できる。また、図 5.3 に対して近似直線を求め重畳したものを図 5.5 に示す。

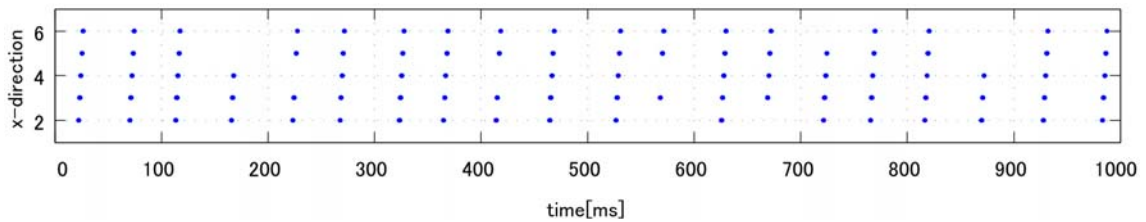


図 5.3 3次元テンプレートによって推定した点群を x 方向と時刻で表した結果

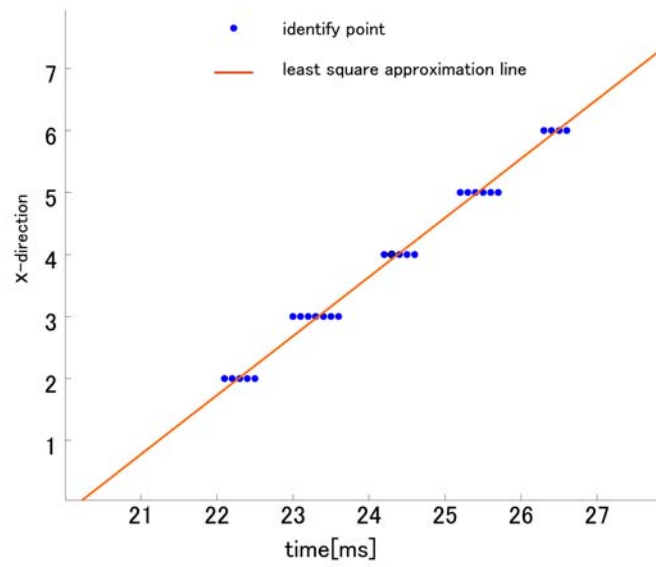


図 5.4 同定点から最小二乗により求めた近似直線（図 5.3 の 20 から 27ms 区間）

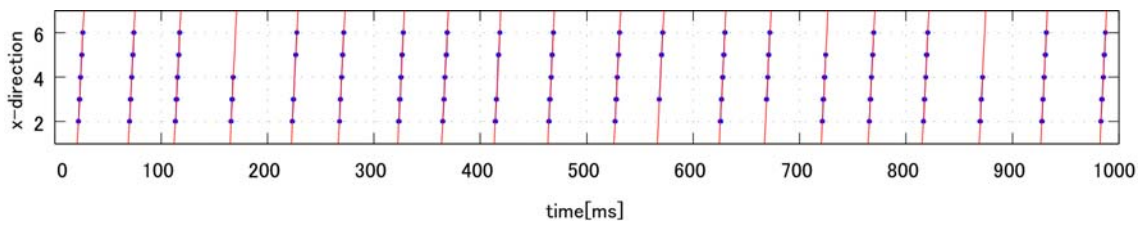


図 5.5 図 5.3 に対して近似直線を求めた結果

5.6 発火頻度推定方法

運動単位の活動量の指標となる発火間隔と発火頻度を算出する方法を述べる。発火間隔を算出するためには、隣り合った2本の近似直線の間隔を求めればよい。そこでn番目の発火の代表的な時刻 t_n として、(5.2)式において x を 0 とした、 $t_n=b_n/a_n$ を用いる。したがって、発火間隔 (inter pulse interval: ipi) は(5.3)式を用いて算出できる。

$$ipi_n = \left| \frac{b_n}{a_n} - \frac{b_{n+1}}{a_{n+1}} \right| \quad (5.3)$$

また、発火頻度は、(5.3)式で求めた ipi_n の逆数である。

5.7 結言

本章では格子状多点誘導表面筋電図に対して、電極と運動単位の空間的な関係に関する情報を利用できるように、表面電位の空間的な分布と時間波形の両方を考慮した3次元テンプレートを提案し、運動単位を同定する新しい手法を開発した。

また、この同定結果を用いて、発火毎の筋線維伝導速度および発火頻度を推定する方法を述べた。

第6章 3次元テンプレートによる運動単位同定法の適用可能性検証

6.1 緒言

本章では、第5章で提案した3次元テンプレートによる運動単位同定法の適用可能性を検証する。対象とした格子状多点誘導表面筋電図は、等尺性随意収縮時の低張力発揮課題（20%MVC(Maximal Voluntary Contraction)）、高張力発揮課題（100%MVC）、および発揮張力を瞬間的に変化させた Ballistic 課題の筋電図である。20%MVC の場合は、運動単位の活動参加（リクルートメント）が少なく、目視であっても比較的個々の運動単位を同定しやすい筋電図である。一方 100%MVC の場合は運動単位の活動参加が多く複数の運動単位が重なって活動しているため目視による運動単位の同定は一般には難しい筋電図が得られる。Ballistic 収縮は、発揮張力を瞬間的に変化させるため、ノイズの混入や、活動電位の干渉が起りやすく、やはり目視による同定は難しい。本章ではこれらの筋電図に対して、前章までに開発した、解析システムと同定法を適用する。また、筋線維走行方向と電極配置に角度を与えた場合の筋電図に対しても本法の適用可能性を検証する。なお、本研究における筋電図計測は[24][33][34][35][36]を参照して行った。

6.2 20%MVC 時の筋電図

発揮張力 20%MVC 時の 56 チャンネル表面筋電図を図 6.1 に示す。第4章の解析プログラムを用いてこの筋電図の topography を時系列的に観察し、波形の干渉が起きていない時刻を探して、図 6.1 の中央に示す実線（template1:MU0）と破線（template2:MU1）で示すような2つのテンプレートを作成した。

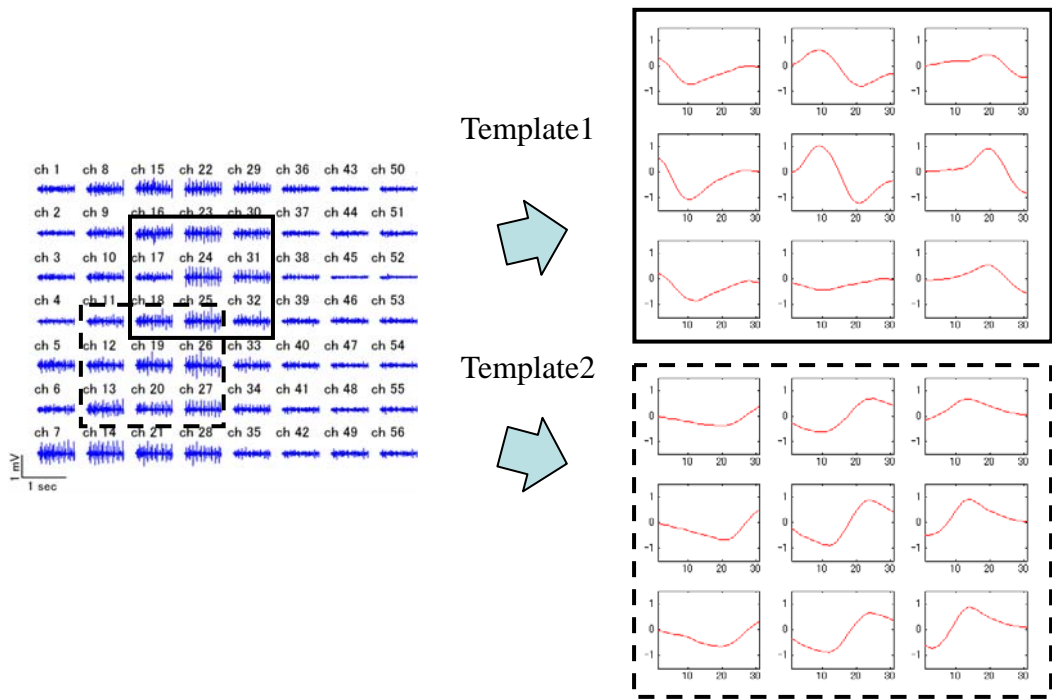


図 6.1 56ch 表面筋電図とテンプレート 1, 2

つづいて、このように作成した3次元テンプレートを基に、第5章に述べた方法で同定した処理結果を図6.2に示す。図6.2aは、テンプレート1 (MU0) について、図6.2のbはテンプレート2 (MU1) について同定した点群を3次的に示している。テンプレート1は、 $y=4$ に沿って筋線維の方向 (x 方向) に移動している。テンプレート2については、多少ばらつきがあるものの、 $y=3$ に沿って x 方向をテンプレート1の場合とは逆方向に移動していることがわかる。

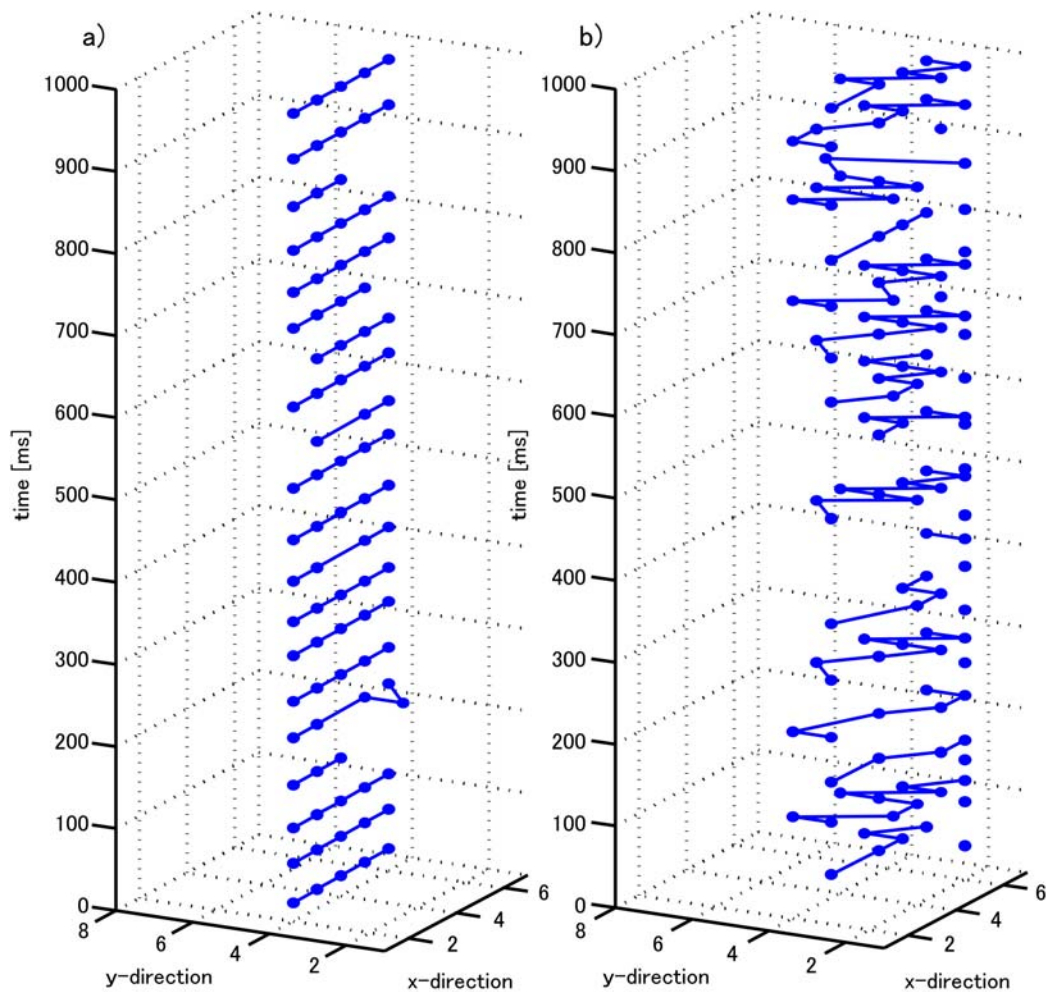


図 6.2 同定点の時刻とチャンネル位置を3次的に表示した結果.

a)テンプレート1について同定した点群. b)テンプレート2について同定した点群

つぎに、同定した点群と発火毎の近似直線を同時にプロットした結果を図 6.3a,b に示す。これは図 6.2a, b を x 方向から見た図であり、縦軸が x 方向、横軸が時間である。また、実際の筋電図と同定した点群に近似直線を重ねて拡大表示したものが図 6.3c,d である。図 6.2c は図 6.2a のテンプレート 1 について、 $y=4$ に沿って x 方向へ 7 チャンネルの筋電図 (ch22-ch28) をそれぞれ 200ms の期間抜き出したものであり、図 6.3d は図 6.3b のテンプレート 2 について、同様に $y=3$ に沿って x 方向の 7 チャンネルの筋電図 (ch15-ch21) を 200ms の期間抜き出したものである。

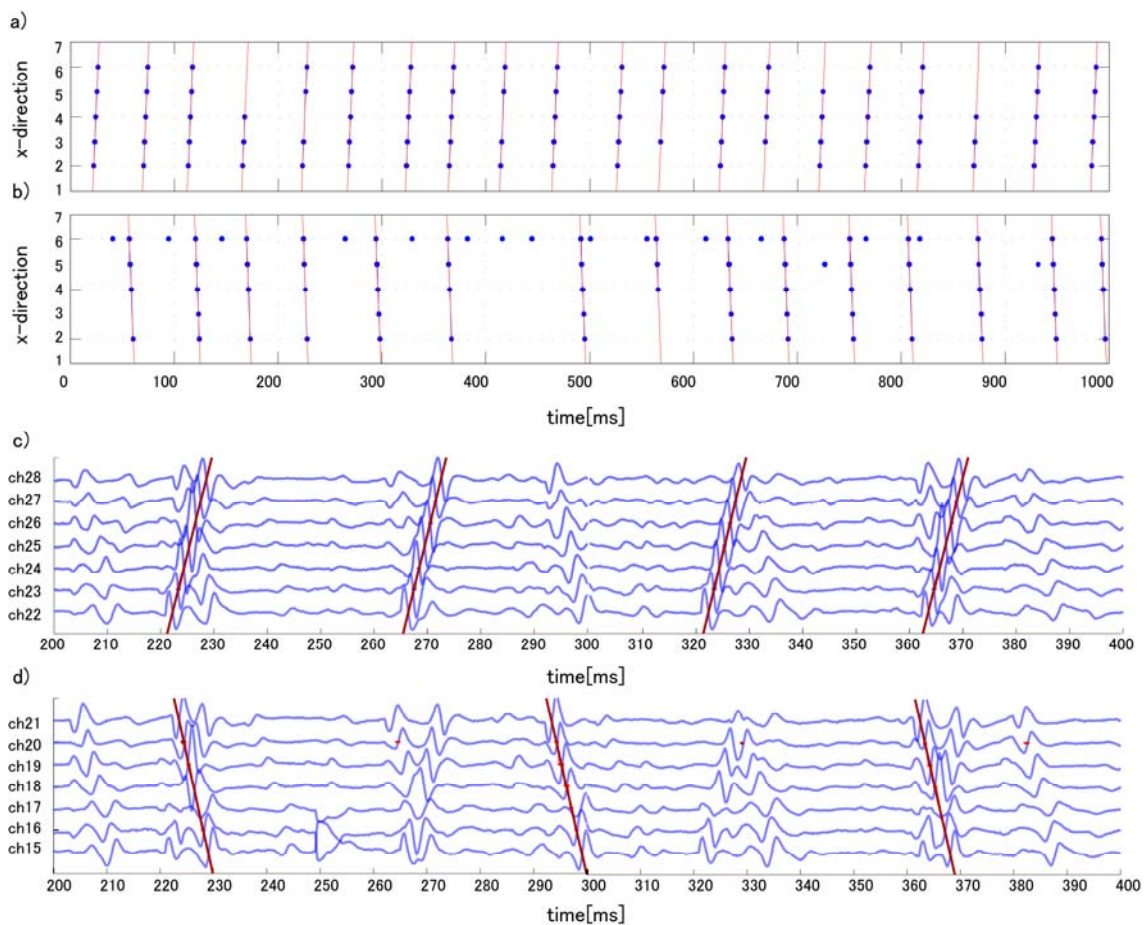


図 6.3 同定した点群と発火毎に推定した近似直線。

a) テンプレート 1 について同定した点群横軸時間、縦軸 x 方向。 b) テンプレート 2 について同定した点群横軸時間、縦軸 x 方向。 c) a) における 200-400ms の区間について筋電図 ($y=4$:ch22-ch28) と発火毎に推定した近似直線。 d) b) における 200-400ms の区間について筋電図 ($y=3$:ch15-ch21) と発火毎に推定した近似直線。

テンプレート 1 と 2 それぞれにおける運動単位の発火毎の筋線維伝導速度の変動を図 6.4 に示す。図の縦軸が伝導速度，横軸が代表的な発火の時刻である。

テンプレート 1 の運動単位では 1 秒間に発火した回数は 20 回，その間の平均筋線維伝導速度は $4.8 \pm 0.0 \text{m/s}$ が得られた。一方，テンプレート 2 の運動単位ではそれぞれ 15 回と $5.3 \pm 0.1 \text{m/s}$ の値が得られた。また，発火間隔と発火頻度は，それぞれ $50.6 \pm 6.7 \text{ms}$ (19.7Hz) と $62.1 \pm 8.8 \text{ms}$ (16.1Hz) あった。

このように安定した伝導速度が得られていることから，テンプレート 1 と 2 は確かに異なった運動単位を同定していると推察される。

ここに，テンプレート 2 で同定した運動単位は，テンプレート 1 の運動単位にくらべて点群のばらつきが大きい，これは設定したテンプレートの大きさが不十分であった可能性がある。すなわち，テンプレート 2 の運動単位の電位波形は，空間的・時間的にテンプレート 1 よりも広いことを意味し，テンプレート 1 よりも深層に位置すると運動単位であると考えられる。

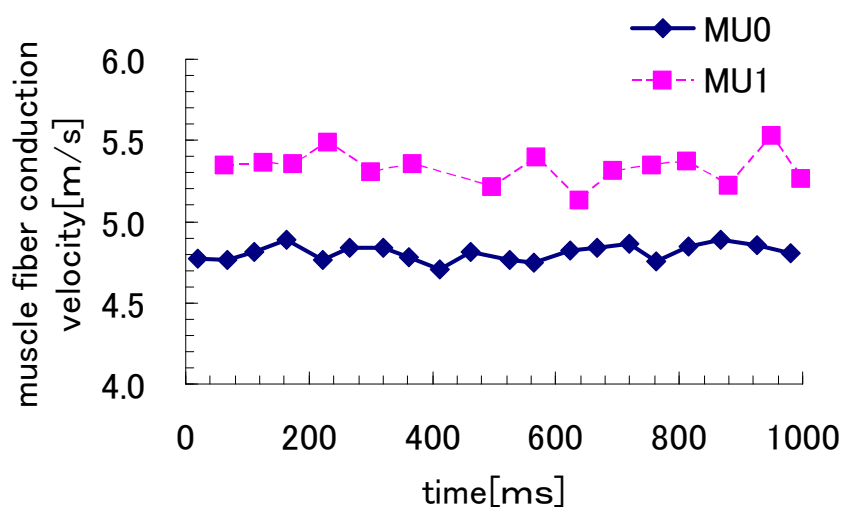


図 6.4 MU0 と MU1 について推定した発火毎の筋線維伝導速度

6.3 100%MVC 時の筋電図

同様の方法を適用して、発揮張力 100%MVC 時の筋電図について運動単位を同定し、伝導速度を推定した。対象とした筋電図を図 6.5 に示す。さらに、図 6.5 の筋電図を基に作成した topography から、適当な運動単位のテンプレートとして利用できる代表的な活動電位波形の瞬間を切り出したものを図 6.6 に示す。このテンプレートでは、図 6.6c の時刻を中心時刻とするが、topography でみる活動電位波形の空間的な存在範囲が、通常の 3×3 を大きく超えているため、テンプレート 3 の空間領域として x 方向に 3、y 方向に 5 の 3×5 の大きさを採用した。また、時間的に関しても ± 30 点の大きさを採用した。テンプレート 3 を図 6.7 に示す。

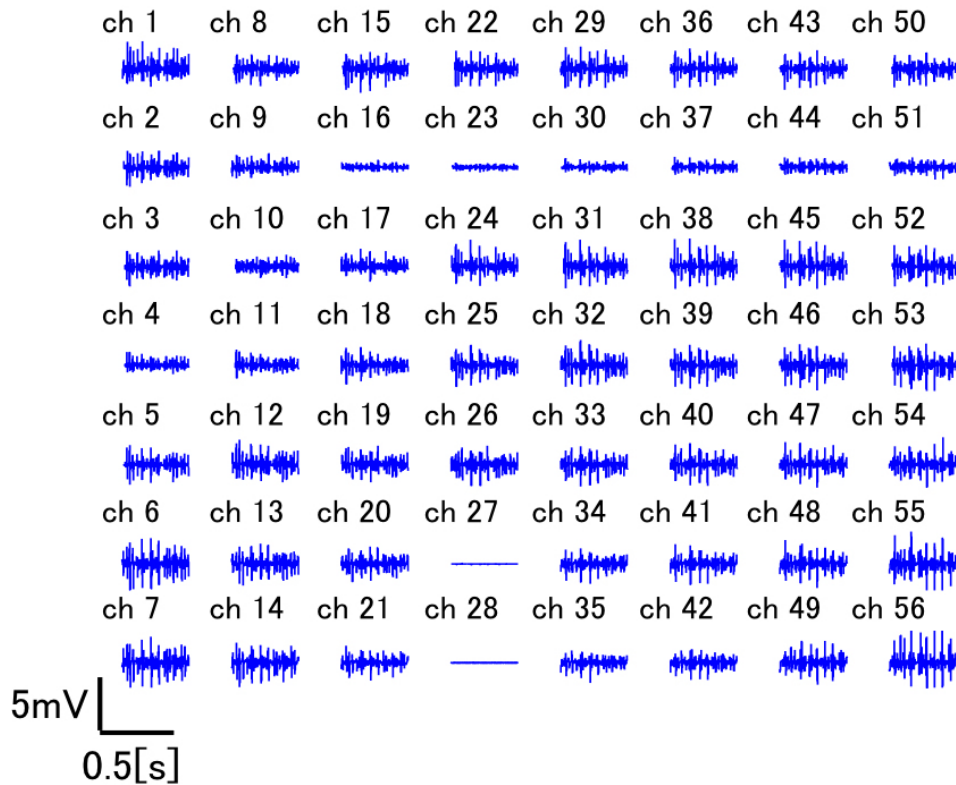


図 6.5 100% MVC 時の 56 チャンネル表面筋電図.

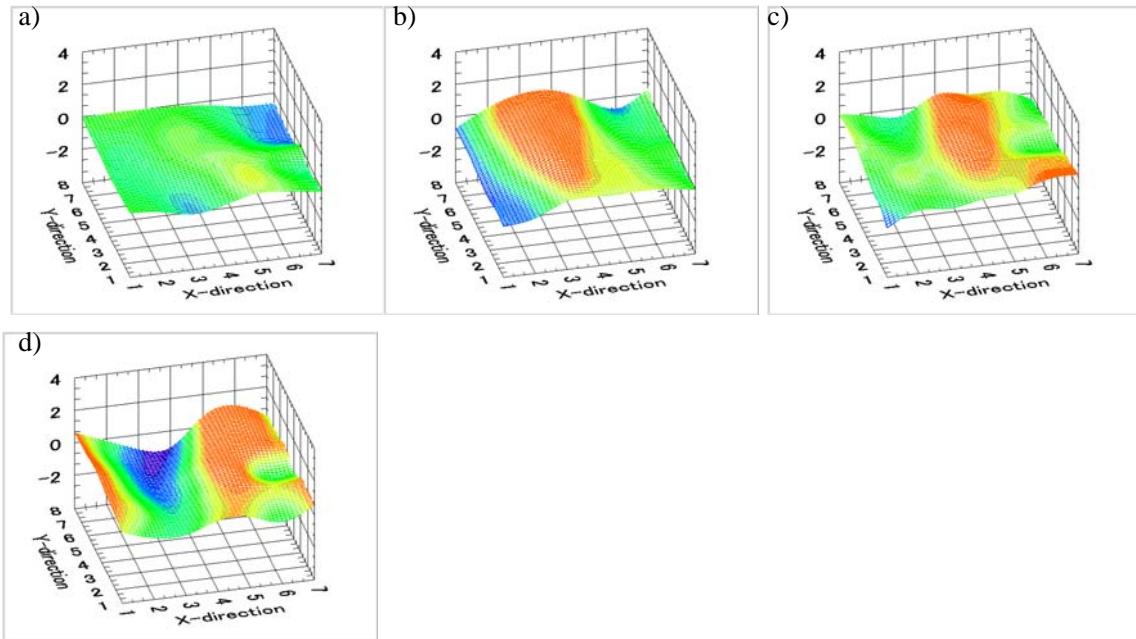


図 6.6 図 6.5 の表面筋電図より作成した topography.

b)11.8[ms] c)13.4[ms] d)14.8[ms]

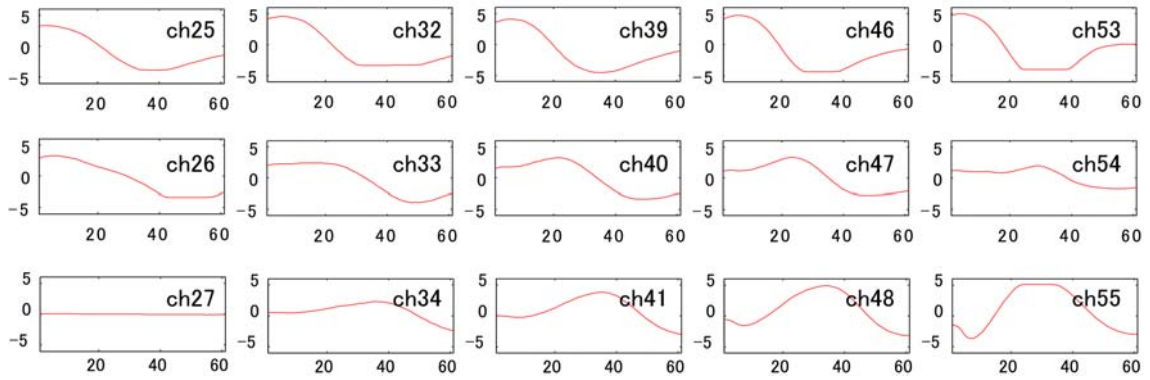


図 6.7 テンプレート 3

このテンプレート3を用いて検出した運動単位の活動電位伝導の軌跡（点群）を図6.8に示す。図のz軸は上に向かって時間の経過を表す。1回の発火にかかわる点群は直線で結んで示した。

また、図6.9aは図6.8の結果をx方向（筋線維走行方向）に射影したものと発火毎に推定した近似直線を示す。さらに図6.9bに、図6.9aにおける400から600ms間を拡大し、筋電図波形に重ねて表示したものを示す。

干渉が多い複雑な波形であるにもかかわらず、少なくとも目視においては妥当な結果が得られていると考える。

近似直線より推定した発火頻度は、1秒間に7回であった。また、その時の平均伝導速度は、 3.9 ± 0.3 [m/s]であった。

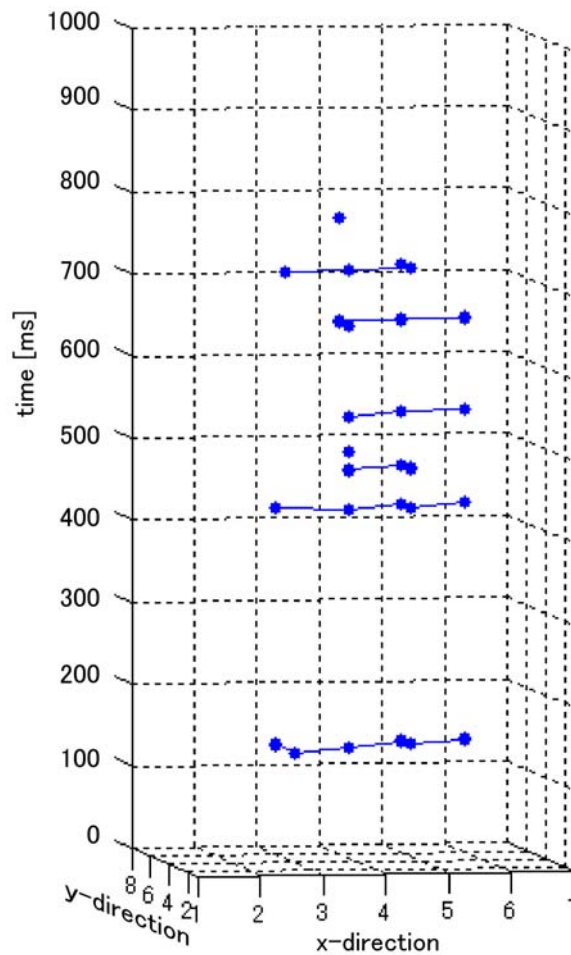


図 6.8 テンプレート 3 について同定点の時刻とチャンネル位置を 3 次的に表示した結果.

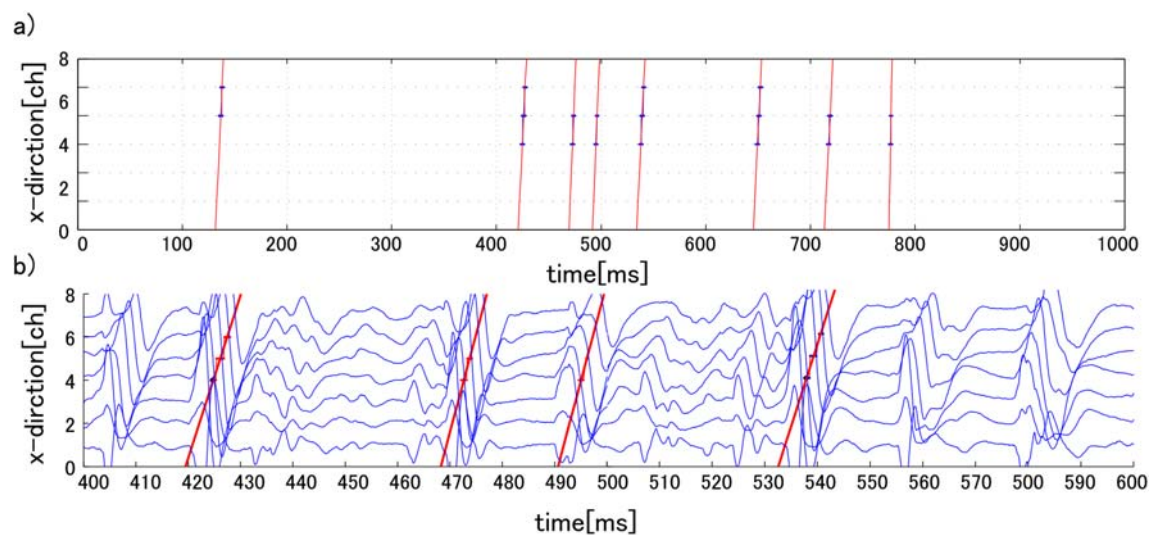


図 6.9 テンプレート 3 を用いて同定した結果.

a)同定点と近似直線. b) 同時刻における筋電図. 縦軸は方向, 横軸は時間を表す.

6.4 Ballistic 収縮時の筋電図

同様の方法を適用して Ballistic 収縮時の筋電図について運動単位を同定し、その伝導速度を推定した。Ballistic 収縮とは図 6.10a に示すように、瞬間的に発揮張力を変化させる収縮のことである。図 6.10b に 56ch の表面筋電図中から代表的な波形 1ch を選んで示す。また、図 6.10c に 陰影を付けて示した範囲の時刻、(1)224ms, (2)226ms, (3)227ms, (4)229ms における topography を示す。図 6.12a をテンプレート 4, 同図 b をテンプレート 5 とし、図 6.13 にこれらを用いて検出した運動単位の活動電位伝導の軌跡 (点群) を示す。図の z 軸は上に向かって時間の経過を表す。1 回の発火にかかわる点群は直線で結んで示した。

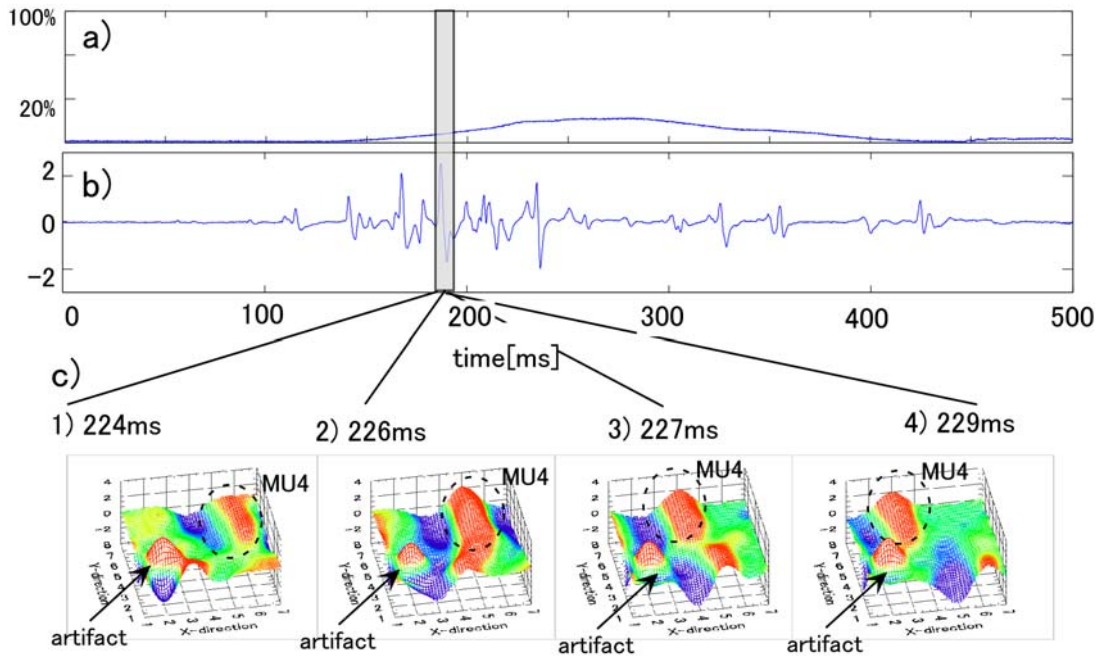


図 6.10 Ballistic 収縮時の発揮張力と筋電図および topography マップ

- a) Ballistic 収縮時のトルク, b) 56ch の表面筋電図中から代表的な波形 1ch
 c) 縦傍線の範囲の時刻(1)224ms, (2)226ms, (3)227ms, (4)229ms における topography.

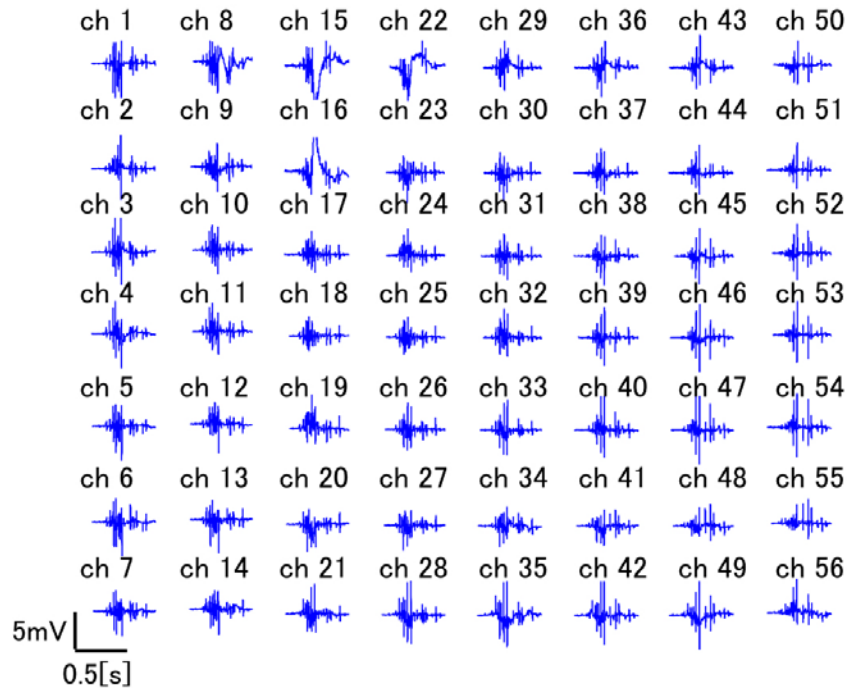


図 6.11 Ballistic 収縮時の 56ch 表面筋電図

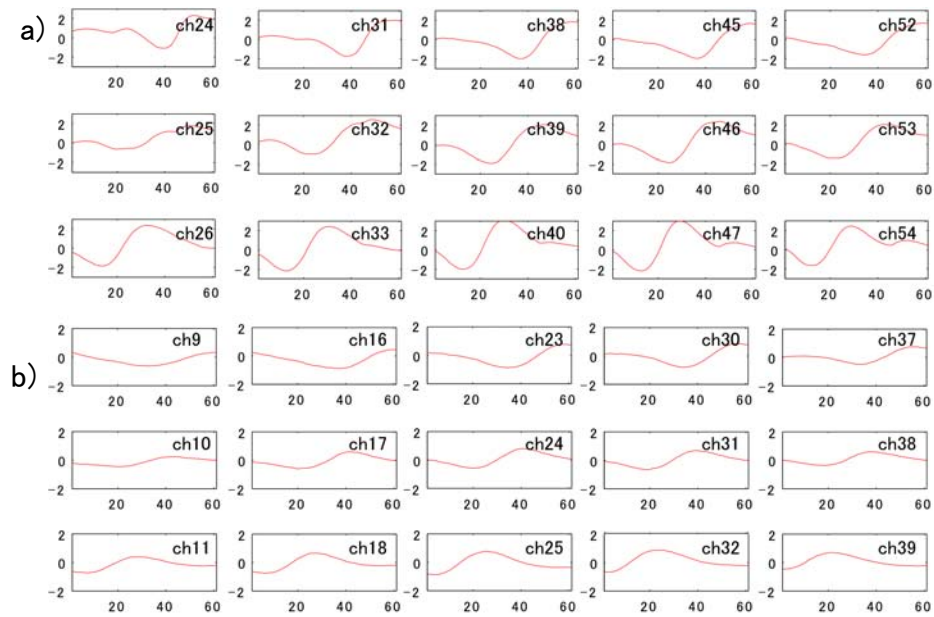


図 6.12 Ballistic 収縮時筋電図より選びだした 3 次元テンプレート.

a) テンプレート 4 b)テンプレート 5

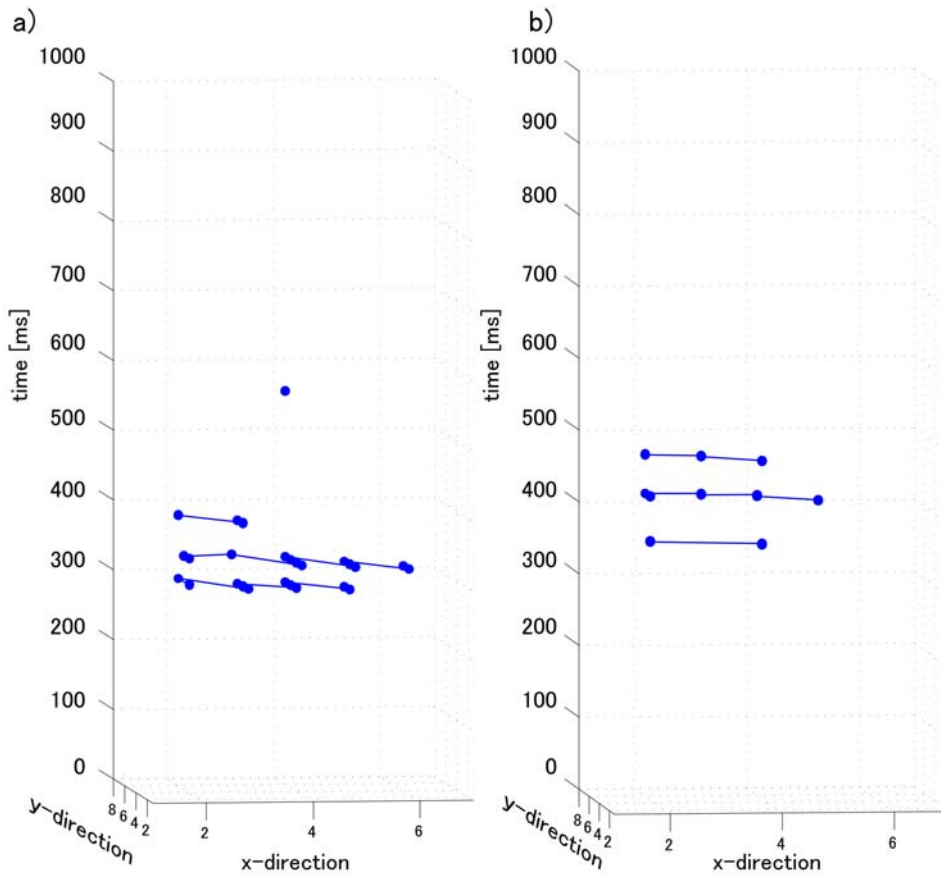


図 6.13 同定した点の時刻とチャンネル位置を 3 次的に表示した結果.

a) テンプレート 4 b) テンプレート 5

また、図 6.14a と図 6.14b に、それぞれテンプレート 4、テンプレート 5 について図 6.13 の結果を x 方向（筋線維走行方向）に射影したものと、発火毎に推定した近似直線を示す。さらに図 6.14c にこれらの直線と y=4 の列(ch22-ch28)の筋電図(100-300[ms])を抜き出して、重ねてプロットした結果を示し、図 6.14d に、同様に図 6.14b の直線と y=6(ch33-ch39)の筋電図(100-300[ms])を重ねてプロットした結果を示す。

それぞれ、1 回の収縮に 3 回の発火が得られ、その時の平均伝導速度は、テンプレート 4 は 3.4 ± 0.3 [m/s]、テンプレート 5 は 3.9 ± 0.2 [m/s]であった。

このような間歇的な現象に対しても、提案手法を用いれば解析が可能である。

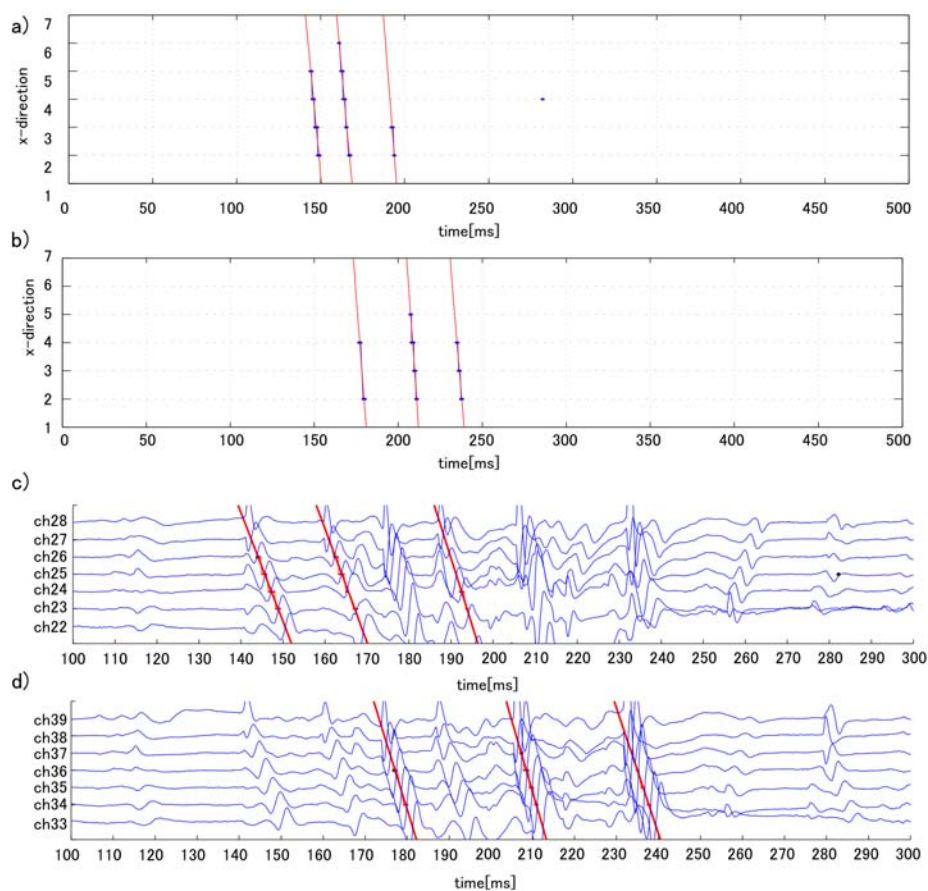


図 6.14 ballistic 収縮時の筋電図からの同定結果.

a)テンプレート 4 を用いて同定した結果. 縦軸は x 方向, 横軸は時間を表す. b) テンプレート 5 を用いて同定した結果. c) a)の結果に y=4(ch22-ch28)の筋電図(100-300[ms])を同時にプロットした結果 d) b)の結果に y=6(ch33-ch39)の筋電図(100-300[ms])を同時にプロットした結果

6.5 筋線維走行と双極誘導の方向に角度を与えた筋電図

ここでは、筋線維走行方向と電極配置に角度を持つ筋電図に対しても運動単位が同定できるかどうかを検証した。

使用した電極は3章で作成したものをを用いた。この電極を図6.15に示すように、上腕二頭筋の筋線維走行方向と電極のx方向のなす角度 θ が38度になるように固定した。次に、表面筋電図測定のプロトコルには、上腕二頭筋の等尺性随意収縮を用いた。被験者の右肩外転・外旋角度を90度にし、肘の屈曲角度を90度にして前腕及び上腕を固定した。被験者が発揮した張力は、手首に設置した張力計測器にて計測し被験者の目前に置いたモニターに提示した。被験者にはモニターに提示された前腕屈曲張力を目標に合わせるように指示した。測定時に発揮させる筋張力は、最大随意収縮力の20%とした。56チャンネルの表面筋電図と、被験者の発揮張力と目標電圧は、サンプリング周波数10kHzでAD変換(12bit)し、20秒間記録した。図6.16に得られた56チャンネル表面筋電図の一例を示す。

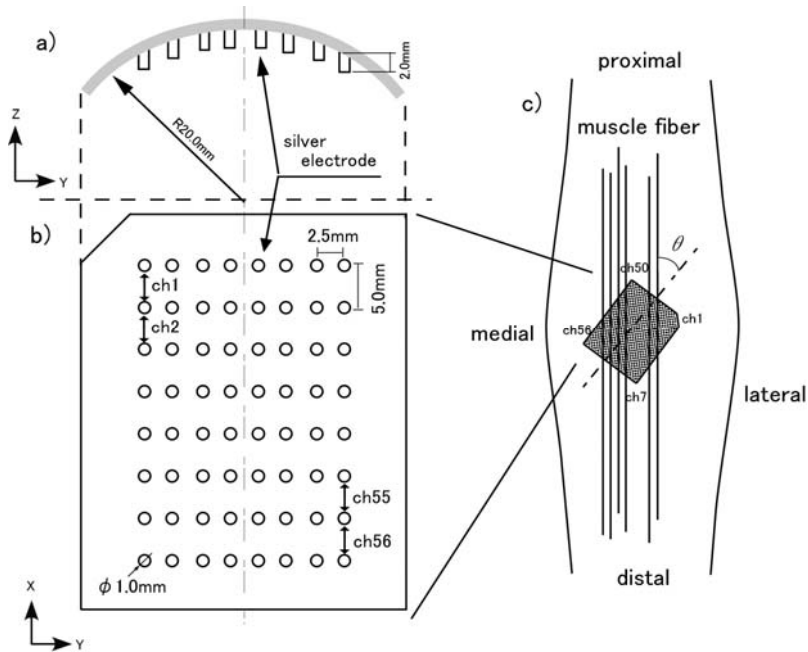


図 6.15 格子状表面電極の概略と、電極と筋線維の位置関係

a)電極を横から見た図. b) 電極を下から見た図. c)電極と筋線維の相対位置

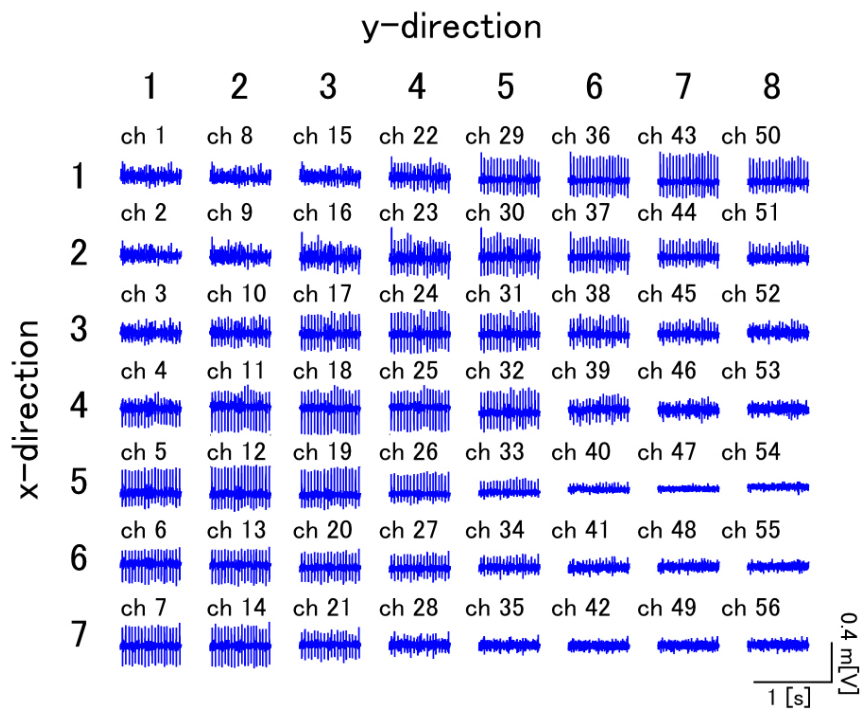


図 6.16 . 格子状表面電極で得られた 56 チャンネル表面筋電図の一例

3次元テンプレートは前節と同様の方法で作成する。まず、テンプレート中心を見つけるために、注目する活動電位が干渉無く観察できる瞬間をとらえ、その時刻において活動電位の最大値が現れるチャンネルを探した。このとき作成したテンプレート 6 の大きさは、topography でみる活動電位波形の時間的な存在範囲が 31 点を越えているため、51 点の時間領域を切り出した計 $3 \times 3 \times 51$ とした。これを、図 6.17 に示す。

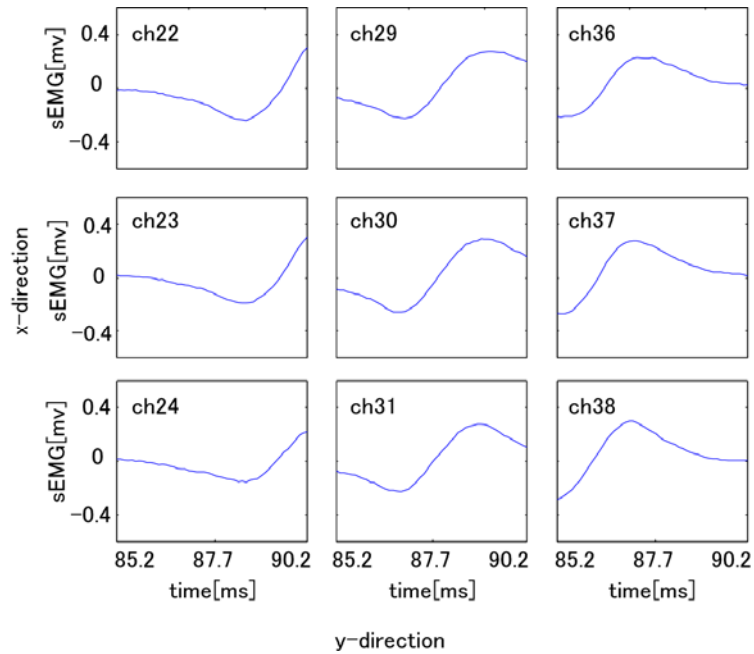


図 6.17 図 6.16 に示す 56 チャンネル筋電図から作成したテンプレート 6

テンプレート 6 を用いて検出した点群を 3 次元表示したものを図 6.18 に示す. 図 6.18 の 190ms から 200ms の間を抜き出したものが図 6.19a である. 図 6.19b は図 6.19a について x 方向へ射影したもの, 図 6.19c は, y 方向への射影である. また, 図 6.19d は, 時間 t 方向への射影である. 図 6.19c において, t_{n1} は, n 回目の発火開始時刻, t_{n2} は発火終了時刻, τ_n は発火期間を示している. また, 図 6.19 d において (x_{n1}, y_{n1}) は最初に発火した時刻の空間座標, (x_{n2}, y_{n2}) は最後に発火した空間座標, l_n はこの 2 点のユークリッド距離, θ は電極と 2 点が結ぶ直線とのなす角度である. これは, 斜めに置いた電極と筋線維走行方向とのなす角度と考えられる.

伝導速度の推定には活動電位が伝導した距離と時間が必要となる. しかし, 今回測定した活動電位の伝導は図 6.19d に示すように x-y 平面上を斜めに横切っているので, 電位が実際に伝導した距離を補正する必要がある. 図 6.19d に示すように, 伝導距離は l_n , 伝導時間 τ_n , であるので, n 回目の発火の伝導速度 v_n [m/s]は(6.1)式より求めることができる.

$$v_n = \frac{l_n}{\tau_n} \quad (6.1)$$

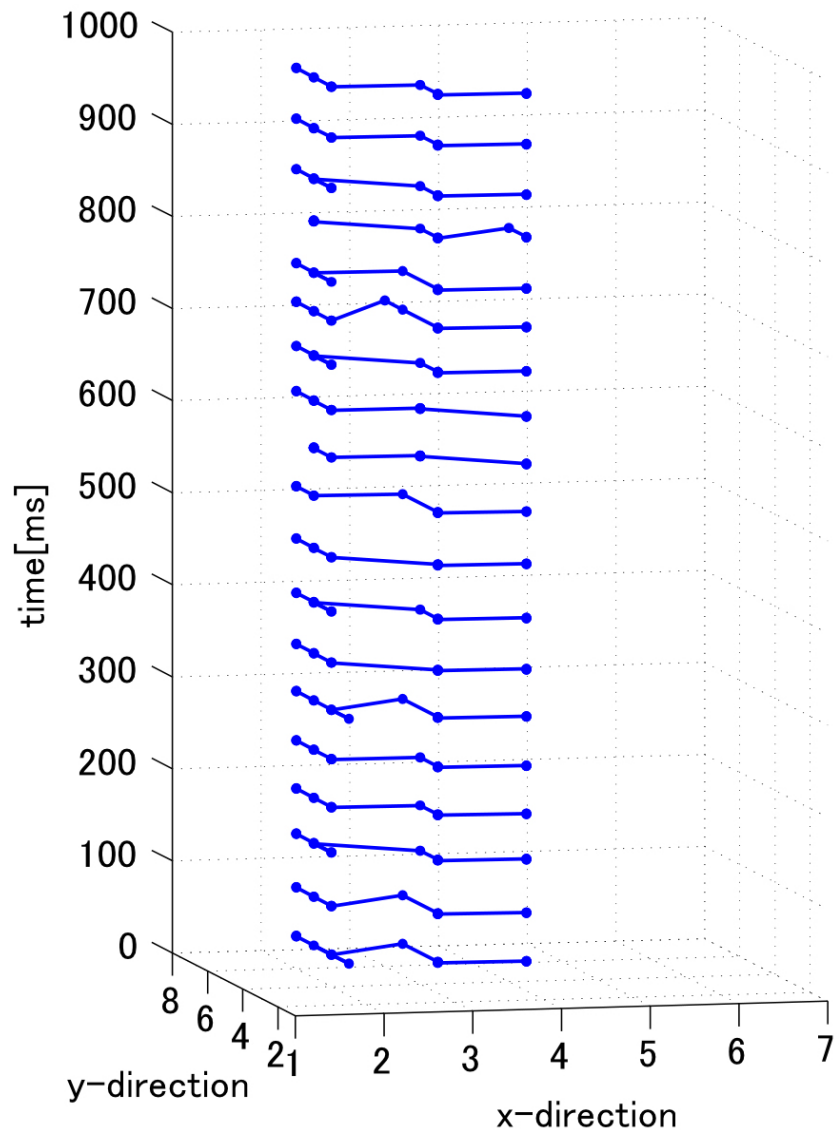


図 6.18 テンプレート 6 の 3 次元表示.

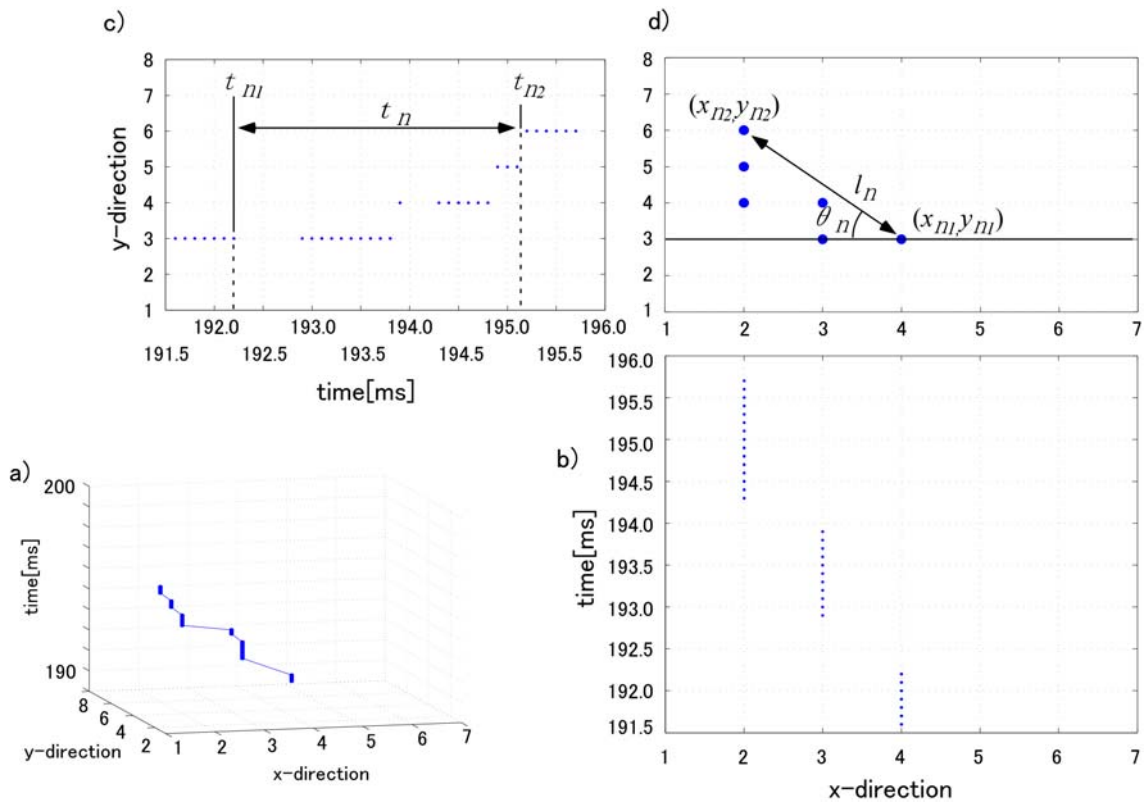


図 6.19 1回の発火で得られた時空間的な位置を各方向から示した結果.

a)図 6.19 に示す 190-200[ms]間を抜きだした結果. b) a)について x 方向へ時間的に点に変化する様子を示す. c) a)について, x 方向へ時間的に点に変化する様子を示す d) a)について, 5.1[ms]の間に移動した点を x-y プロットで示す.

このとき、y 方向のチャンネル間は 2.5[mm]、x 方向のチャンネル間は 5.0[mm]あるので、6.2 式により角度 θ_n が求まる。

$$\theta = \arctan \frac{|y_2 - y_1| \times 2.5}{|x_2 - x_1| \times 5.0} \dots\dots\dots (6.2)$$

図 6.19 のデータに関して推定した伝導速度は、4.2[m/s]であり、 θ は、36.8 度であった。伝導速度としては、一般に遅筋の標準的な値の範囲にある。この実験において、電極は 38 度斜めに設定したので、 $\theta = 36.5$ 度は妥当な値であると考えられる。ここで提案した手法は電極に対して斜めに走行する筋線維の解析にも十分使用することができる。

これより、本計測システムは、従来 1 列の多チャンネルアレイ型表面電極で筋線維伝導速度を計測する際に最適な電極位置を探索していた手間を軽減することができ、体動よる筋線維走行方向の変化にも対応できるものである。

6.6 結言

本章では、第 5 章で提案した 3 次元テンプレートによる運動単位同定法の適用可能性を検証した。検証に用いた筋電図は、等尺性随意収縮時の低張力 (20%MVC(Maximal Voluntary Contraction))、高張力 (100%MVC)、発揮張力を瞬間的に変化させる Ballistic 収縮の筋電図である。低張力 20%MVC の筋電図からは、2 種類のテンプレートを作成し、2 つの運動単位を同定しその伝導速度を推定した。

高張力 100%MVC の干渉の多い筋電図からも、少し大きなテンプレートを設定することによって、運動単位を同定できた。

また、ノイズの混入や、干渉が起りやすい Ballistic 収縮の筋電図に対しても、2 種類のテンプレートから、運動単位を同定できた。

このようにいくつかの例によって、本提案手法はノイズや干渉に強い筋電図解析手法であることが明らかにした。

最後に、筋線維走行方向と電極配置に角度を与えた場合の筋電図に対しても本法の適用可能性を検証し、運動単位の同定と伝導速度の推定ができることを示した。

本方法によれば、単一運動単位についての個々の発火毎の伝導速度を得ることができるので、ひとつの運動単位についての発火毎の速度の揺らぎを評価するために用いることも可能である。揺らぎを評価することができれば、筋疲労の指標として利用できると期待される。

第7章 結論

本研究ではまず、表面筋電図の安定計測のために筋電図導出にペーストを用いずにノイズを低減させることができる新しい格子状多点電極を作成し、この電極を用いて格子状多点誘導表面筋電図の計測システムを開発した。つづいて、多チャンネルで得られる大量の筋電図を視覚的・直感的に理解できるように可視化する **topography** マップによる表示解析システムを開発し、その有効性を検証した。表面筋電図に含まれる運動単位活動電位の時間的な情報に加え空間的な情報を用いた 3 次元テンプレートによる運動単位同定法を提案し、さらに発火頻度と筋線維伝導速度を推定した。これらの適用例と有効性について検証した。

第 1 章において、本研究テーマにおける背景について述べ、第 2 章において運動単位と筋電図の生理学的な説明を記した後、第 3 章では、 8×8 の格子状に 64 個の能動化電極を配置した格子状多点表面電極について述べた。個々の電極には、能動化素子を用いて入力インピーダンスを下げてノイズの低減に電極ペーストを用いる必要がないようにした。格子状多点誘導表面筋電図は、64 極の電極の 1 方向を双極誘導して 56 チャンネル (8×7 双極誘導) 導出できるようにした。

さらに、被験者の右上腕二頭筋における等尺性発揮張力課題を行わせる計測システムを開発した。

第 4 章では、多チャンネルで得られる大量の筋電図を視覚的・直感的に理解できるように可視化できる格子状多点誘導表面筋電図の解析表示用ツールを開発した。このシステムは、格子状多点誘導表面筋電図から **topography** マップを作成し、提示するものである。さらに、2 次的に配置した電極より得られる筋電図を空間的にスプライン補間して擬似的に空間分解能を上げることで滑らかな波形として観察することができる。また、活動電位が筋線維を伝導する様子をアニメーションで再生・停止することができる。これら機能により、電位の発火や干渉の瞬間を容易に観察できることを示した。

第 5 章では、格子状多点誘導表面筋電図から、活動電位のもつ時間的な情報と空間的な情報を利用した 3 次元テンプレートによる運動単位同定法を提案した。この 3 次元テンプレートを用いることで、伝導速度、発火頻度が得られることを示した。

第 6 章では、種類の異なる 3 つの運動課題で得られた筋電図、すなわち上腕二頭筋の等尺性随意収縮時の 20%MVC(Maximal Voluntary Contraction)、と 100%MVC、および Ballistic 収縮時の表面筋電図を用いて、本手法の適用可能性を検証した。運動単位の活動参加（リクルートメント）が少なく、目視であっても比較的個々の運動単位を同定しやすい筋電図

である。

そして、従来困難であった、100%、Ballistic 筋電図より発火頻度、伝導速度および発火間隔が計測できることを示した。さらに、電極列と筋線維走行方向に角度を与えた表面筋電図にも適用し、電極の配列と角度を持つ筋電図に対しても運動単位の同定が可能であることを示した。

本研究における残された課題は大きくわけて 2 つある。一つ目は、第 4 章で開発したシステムの拡張、2 つ目は、神経支配帯マップ作成のためのアルゴリズムの実装がある。

まず、第 4 章で開発したシステムは第 3 章で計測した筋電図にのみ適用できるようになっており、今後他の配置で構成された多チャンネル電極に対してもこの表示解析システムが適用できるように改良する必要がある。これにより、市販されている他の多点電極においても同様の解析が可能になると考えられる。

運動前後に筋電図を計測し評価する場合、電極張り直しを行う必要がある。この場合、同じ箇所での計測が行われているかを知る必要がある。これには、まず対象となる筋における神経支配帯マップを作成する必要がある。このマップの作成は増田らによって行われており、個人によりその分布は大きく異なることが示されている。そのため、得られた筋電図から個人ごとのマップを自動的に作成するアルゴリズムを実装する必要がある。これにより、最適な電極貼り付け位置探索の煩わしさが軽減できる。

また、神経支配帯マップを作成することができれば、運動中に変化する電極と皮下の筋線維走行方向との相対位置を追従して運動単位の同定ができると考えられる。本研究で想定したシステムは、関節角度を伴わない運動を想定している。しかし、実際は関節角度を変化させるような運動であり、運動単位による筋の制御には違いがあると考えられる。今後これらの運動を想定して、等張性、等速性収縮時の筋電図へ応用できるようにする必要がある。これらを検証することで、筋疲労や筋機能の定量的な評価を非侵襲的に調べることができ、スポーツやリハビリテーションの分野において有効な手段になると考えられる。

謝辞

本論文は、奈良先端科学技術大学院大学在学中に行った研究をまとめたものである。同大学院大学生命機能計測学講座の湊小太郎教授には、論文執筆と研究遂行にあたりたいなるご助言ご教示、叱咤激励をいただきましたことをこころより感謝し、ここに厚く御礼申し上げます。博士論文を執筆するにあたり、湊先生のご助力なしには成し遂げることができなかつたのではないかとこのほどお世話になりました。

入学当時から私の研究に対して興味を持っていただけ、私の博士における研究を遂行するうえでの大きな原動力となりました。私自身取り扱う研究テーマに対して入学当時は、自信がなくこれからどうしようかと思っておりました。その時に、新たなアプローチの方法、考え方を教授いただけモチベーションを大きく上げることができました。特に、不出来な私の為に多くの時間を割いて快く指導していただきましたことは感謝して止みません。私は好奇心が強いのか、よく蛇行してしまうのですが、道をはみ出すたびにそのつど、強制するのではなく、本道への新たな道を模索する手助けをしていただけました。また、この3年間に色々な仕事をする機会を与えていただけ、さらに自由にさせていただけました。このことは、私にとって大きな糧となりました。ありがとうございました。

さらに、論文執筆にあたり、ご助言いただきました千原國宏教授、杉浦忠男准教授に心から御礼申し上げます。

ミーティングを通し数々のご助言いただきました佐藤哲大助教、中尾恵助教に御礼もうしあげます。

大阪電気通信大学医療福祉工学部の吉田正樹教授には、本研究の遂行に際し、ご助言ご教示を戴きました。また、研究における多くのアイデアや機会を与えていただけました。ここに深く感謝の意を表します。また、同大学、中村英夫講師には筋電図における、計測方法や信号処理などについてご教授いただきました。また、研究における考え方、実験機器などの扱いかたや、セッティング、研究における基礎的なスキルに関して多大なるご助言いただきました。ここに感謝の意を表します。

本研究の遂行において有益なるご助言いただきました吉田研究室及び湊研究室の諸氏に厚く御礼申し上げます。

参考文献

1. Dario Farina, Corrado Cescon, Roberto Merletti, "Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG", *Biol. Cybern.* 86, 445-456 2002
2. Dario Farina, Lars Arendt-Nielsen and Thomas Graven-Nielsen, "Spike-triggered average torque and muscle fiber conduction velocity of low-threshold motor units following submaximal endurance contractions", *J. Appl. Physiol.* 98, 1495-1502, 2005
3. Dario Farina, Lars Arendt-Nielsen, Roberto Merletti, Thomas Graven-Nielsen, "Assessment of single motor unit conduction velocity during sustained contractions of the tibialis anterior muscle with advanced spike triggered averaging", *J. Neuroscience Methods*, 115, 1-12, 2002
4. Dario Farina, Marco Gazzoni and Federico Camelia, "Low-threshold motor unit membrane properties vary with contraction intensity during sustained activation with surface EMG visual feedback", *J. Appl. Physiol.* 96, 1505-1515 2004
5. Dario Farina, Marco Gazzoni, Federico Camelia: "Low-threshold motor unit membrane properties vary with contraction intensity during sustained activation with surface EMG visual feedback", *J. Appl. Physiol.* 96: 1505-1515, 2004.
6. Dario Farina, Roberto Merletti : "Estimation of average muscle fiber conduction velocity from two-dimensional surface EMG recordings", *Journal of Neuroscience Methods*, 134, 199-208, 2004
7. Dario Farina, W Muhammad, E. Fortunato, O Meste, R Merletti, H. Rix, "Estimation of single motor unit conduction velocity from surface electromyogram signals detected with linear electrode arrays", *Med. Biol. Eng. Comput.*, 39, 225-236, 2001.
8. Gonzalo A. Garcia, Okuno R, Akazawa K: "A Decomposition Algorithm for Surface Electrode-Array Electromyogram", *IEEE engineering in medicine and biology magazine*, 24(4): 63-72, 2005.
9. Hideo Nakamura, Masaki Yoshida, Manabu Kotani, Kenzo Akazawa, Toshio Moritani, "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
10. Jianjun Fang, Gyan C. Agarwal, Bhagwan T. Shahani, "Decomposition of Multiunit Electromyographic Signals", *Ieee Trans. on Biomed. Eng.* 46, 6, June 1999
11. Jukka H. T. Viitasalo and Paavo V., Komi "Signal characteristics of EMG during fatigue,

- Eur. J. Appl. Physiol., 37, 111-121 (1977)
12. KUNO Shinya, AKISADA Masayoshi, KATSUTA Shigeru, MITSUMORI Fumiyuki, Evaluation of Exercise Muscle Energetics by NMR, Ann. Physiol. Anthropol., 9:pp235-239, 1990
 13. Ken Nishihara, Kazuho Hosoda, Toshiro Futami, "Muscle fiber conduction velocity estimation by using normalized peak-averaging technique", J.electromyogr.Kinesiol 13, 499-507 2003
 14. Lars Arendt-Nielsen and Kerry R. Mills, Muscle fibre conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contractions of human quadriceps, Ero. J. Appl.Physiol.,58, 20-25, (1988)
 15. Okuno R, Maekawa K, Akazawa J, Yoshida M, Akazawa K: Motor Unit Activity in Biceps Brachii Muscle during Voluntary Isovelocity Elbow Flexion, IEICE Transactions on Information and Systems, E88-D(6): 1265-1272, 2005.
 16. Tadashi Masuda and Carlo J. De Luca, "Recruitment Threshold and Muscle Fiber Conduction Velocity of Single Motor Units", Journal of Electromyography and Kinesio., 1,2, 116-123, 1991
 17. Tadashi Masuda, Tsugutake Sadoyama and Megumi Shiraishi "Dependence of Average Muscle Fiber conduction Velocity on Voluntary Contraction Force", J.Electromyogr. Kinesiol. 6, 4, 267-276, 1996
 18. Tadashi Masuda, Tsugutake Sadoyama, "Distribution of Innervation Zone in the Human Biceps Brachii", Journal of Electromyography and Kinesiology, 1, 2, 107-115, 1991
 19. Weiqiang Li, Kazuyoshi Sakamoto, "The Influence of location of Electrode on Muscle Fiber Conduction Velocity and EMG Power Spectrum during Voluntary Isometric Contraction Measured with Surface Array Electrodes", Appl. Humam. Sci,15(1),25-31, 1996
 20. シン・J・オー, 筋電図実線マニュアル 各種検査法の手技とデータ解釈, メディカル・サイエンス・インターナショナル, 3/12
 21. 遠坂俊昭, 計測のためのフィルタ回路設計, CQ 出版
 22. 加茂美冬, 森本茂, : "単一運動単位の持続的筋力発揮時の放電様式とその筋興奮伝導速度—活動参加閾値レベルの筋発揮負荷において—", 体力科学, 39, 298/306, (1990)
 23. 久野 譜也, 勝田 茂, 秋貞 雅祥, 阿武 泉, 松本 邦彦 : "核磁気共鳴画像法 (MRI) による筋線維組成の推定", 日本体力医学会 Vol.37, No.5pp. 376-382 (1988)
 24. 吉田正樹, 市橋則明, 篠原英記, 能動電極による表面筋電図の信頼性の検討, 第 7 回 生体・生理工学シンポジウム, 337/380, (1992)

25. 宮田浩文, 佐渡山亜兵, 勝田茂: “等尺性収縮における外側広筋の筋電位伝導速度—その筋線維組成との関連—”. 体力科学. 34 : 231/238, 1985.
26. 金子秀和, 木竜徹, 斎藤義明, 双極導出表面筋電図測定における神経支配帯の妨害およびその低減方法, 電子情報通信学会論文誌, Val.J74-D,No.3, 426/433,(1991)
27. 青木航太, 木竜徹, : “筋線維伝導速度における運動時の実用的電極貼り付け位置決定”,
28. 赤星和人, 針筋電図における運動単位活動電位 (MU A P) の生理と臨床, リハビリテーション医学, vol.36, 10, 669/677 (1999)
29. 増田忠志, 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部の配置, バイオメカニズム 9 機能の解析とその回復,35/42
30. 中村英夫, 小谷学, 吉田正樹, 森谷敏夫, 赤澤堅造: ブラインド信号分離技術の表面電図による運動単位活動電位計測への応用, 日本ME学会雑誌, BME, Vol.16, No.2, 32/37, (2002)
31. 藤原哲司, 筋電図・誘発電位マニュアル改訂3版 12-36
32. 内山清, 小林武, 間瀬敦史, 計測法入門 測り方・計る意味, 共同医書出版社
33. 木塚朝博, ～口伝 表面筋電図篇～ いざ計測の巻, バイオメカニズム学会誌, 43/47,Val.25,No1(2001)
34. 木竜徹, ～口伝 表面筋電図篇～ 取り扱い注意の巻, 225/227,val.24,No4(2004)

研究業績

[研究論文]

1. 服部託夢, 佐藤哲大, 湊小太郎, 中村英夫, 吉田正樹, “格子状多点誘導表面筋電図に対する3次元テンプレート適用運動単位同定法”, 生体医工学, 46(2), pp268-274, 2008 (第5章)

[国際会議 (査読付)]

1. Takumu Hattori, Tetsuo Sato, Kotaro Minato, Hideo Nakamura, Masaki Yoshida “Identification of a single motor unit by grid surface electrodes –Anew three dimensional expression of surface EMG-”, proc. of 2007 IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering (CD-ROM), pp.860-863 ,Beijing, China, May, 2007 (第4章)
2. Takumu Hattori, Tetsuo Sato, H Nakamura, Kotaro Minato, Masaki Yoshida, “Estimation Motor Unit Action Potential Conduction Velocitys using Three Dimensional Template from Grid Surface Electromyogram”, proc. of XVIIth Congress of ISEK(International Society of Electrophysiology and Kinesiology), Niagara Falls, Canada, Jun. 2008 (第5章)

[国内発表]

1. 服部託夢, 中村英夫, 吉田正樹, “多チャンネル表面筋電図による単一運動単位の活動電位伝播速度計測システムの開発”, 生体医工学シンポジウム 2005 論文集(CD-ROM), 2005年9月
2. 服部託夢, 中村英夫, 吉田正樹, “マトリクス表面電極を用いた運動単位活動電位伝導速度の推定”, 第45回日本生体医工学会大会, 2006年5月
3. 服部託夢, 中村英夫, 吉田正樹, 湊小太郎, “マトリクス表面筋電図による運動単位活動の計測”, 可視化情報全国講演会(神戸2006) Vol. 26 Suppl. , No.2, 2006年9月
4. 服部託夢, 佐藤哲大, 湊小太郎, 中村英夫, 吉田正樹, “格子状表面電極を用いた単一運動単位同定～表面筋電図表示方法の検討～”, 第46回日本生体医工学会大会, 2007年5月
5. 服部託夢, 佐藤哲大, 湊小太郎, 中村英夫, 吉田正樹, “格子状多点誘導表面筋電図に対する3次元テンプレート適用運動単位同定法”, 生体医工学シンポジウム2007(CD-ROM), 2007年9月
6. 服部託夢, 佐藤哲大, 湊小太郎, 中村英夫, 吉田正樹 “格子状表面電極を用いた筋線

維走行方向の推定”，信学技報，vol. 107，no.248，MBE2007-52，pp.9-12，2007年10月

7. 服部託夢，中村英夫，佐藤哲大，湊小太郎，吉田正樹，“格子状表面電極を用いた単一運動単位活動計測法の開発”，第10回日本電気生理運動学会，pp.6-7，2007年11月
8. 服部託夢，佐藤哲大，中村英夫，湊小太郎，吉田正樹，“格子状多点誘導表面筋電図を用いた皮膚表面電位分布の描画”，第47回生体医工学会大会(CD-ROM)，pp.242-243，2008年5月