



Title	筋電位処理による筋張力制御機序の推定に関する研究
Author(s)	吉田, 正樹
Citation	大阪大学, 1995, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.11501/3081504
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

筋電位処理による筋張力制御機序の
推定に関する研究

1994年

吉田正樹

内 容 梗 概

本論文では、筋張力制御において制御の最小単位である運動単位がどのように働いているかを明らかにすることを目的とする。運動単位レベルで、筋張力制御の要因を考えると、活動中の運動単位の数、大きさ、発火頻度が挙げられる。これらの要因を、筋電位を用いて推定する手法を開発する。推定手法の開発にあたっては、仮定をできるだけ少なくし、さらに用いた仮定の妥当性については実験的または文献的検証を行うことに留意した。そして、この手法を実際にヒトの骨格筋に適用しその結果から、運動単位の活動様式について検討を行う。そしてその検討結果から、張力制御における運動単位の役割と筋電位信号の統計的性質に電極間隔が与える影響について検討し、筋電位信号処理の応用として筋電義手の開発を行う。

第1章の緒論では、本論文の目的および意義を述べる。第2章では、本研究の基礎となる筋張力制御機序に関する生理学的知見について概説する。第3章では、筋張力制御の要因である活動している運動単位の数と大きさを推定する手法について述べる。新たに開発した手法は、筋電位を統計的に処理し筋張力の低い場合から逐次推定するものである。そして、本手法を実際にヒトの筋に適用し推定した結果が、従来の生理学的知見と合致することを示す。さらに本手法の推定精度について検討し、推定精度が筋電位の観測時間と逐次推定の回数に依存することを示す。第4章では、筋張力制御のもう一つの要因である運動単位の発火頻度を推定する手法について述べる。すなわち、集合筋電位のパワースペクトラムの低周波領域において極大を示す周波数が、活動中の運動単位の発火頻度の平均に対応すること示す。方法は、ヒトの上腕筋、総指伸筋から計測したデータによる解析と、筋電位発生モデルを用いたシミュレーションにより行う。第5章では、推定によって得られた運動単位の数と大きさ、計測した発火頻度を用いて、筋張力制御における運動単位レベルでの要因の役割を推定する手法について述べる。そしてヒトの上腕筋と総指伸筋に適用した結果、上腕筋では運動単位数の増加が、総指伸筋では発火頻度上昇が、張力増加に大きく貢献していることを示す。第6章では、双極誘導における電極間隔が筋電位計測に対して与える影響について検討する。第7章では、神経-筋制御系の動特性を模擬し筋電義手の開発を行う。第8章では、本論文で得られた結論について総括する。

目 次

1 . 緒 論	1
2 . 筋張力制御機序に関する生理学的知見	4
2 . 1 緒 言	4
2 . 2 筋の構造	4
2 . 3 筋の収縮過程	5
2 . 4 運動単位	6
2 . 5 筋電位	8
2 . 4 結 語	9
3 . 筋電位処理による活動中の運動単位数の推定	10
3 . 1 緒 言	10
3 . 2 筋電位発生モデル	10
3 . 3 推定原理	12
3 . 4 実験方法	15
3 . 5 推定結果	16
3 . 6 推定精度の検討	20
3 . 7 検 討	23
3 . 8 結 語	24
4 . 筋電位のスペクトラムと運動単位発火頻度との関連の解析	26
4 . 1 緒 言	26
4 . 2 実験による解析	26
4 . 2 . 1 実験方法	26
4 . 2 . 2 実験結果	27
4 . 3 筋電位発生モデルによる解析	28
4 . 3 . 1 筋電位スペクトラム	28
4 . 3 . 2 シミュレーション結果	31

4 . 4	検 討	33
4 . 5	結 語	34
5 .	張力制御における運動単位活動様式の推定	37
5 . 1	緒 言	37
5 . 2	推定方法	37
5 . 3	実験方法	39
5 . 4	結 果	40
5 . 4 . 1	刺激頻度と発生張力の関係	40
5 . 4 . 2	活動様式の推定結果	41
5 . 5	検 討	42
5 . 6	結 語	43
6 .	電極間隔の整流積分筋電位への影響の検討	45
6 . 1	緒 言	45
6 . 2	実験方法	45
6 . 3	実験結果	47
6 . 3 . 1	整流積分値の正規化分散と電極間隔の関係	47
6 . 3 . 2	実効値と整流積分値の関係	47
6 . 4	筋電位発生モデルによる解析	47
6 . 5	検 討	52
6 . 6	結 語	53
7 .	手の運動機能を取り入れた筋電義手の開発	55
7 . 1	緒 言	55
7 . 2	筋電義手の構成	56
7 . 2 . 1	神経－筋制御モデル	56
7 . 2 . 2	筋電義手の構成原理	58
7 . 3	筋電義手の試作	59
7 . 3 . 1	義手の機構	59
7 . 3 . 2	制御システムの構成	59

7 . 4 筋電制御実験	61
7 . 4 . 1 目標追従実験	61
7 . 4 . 2 外力に対する義手の応答	62
7 . 4 . 3 物体把握実験	63
7 . 5 検討	63
7 . 6 結語	66
8 . 結論	68
謝辞	70
付録	71
研究業績	75

第 1 章 緒 論

生体の動きは、粗大な動きから緻密な動きまで、すべて骨格筋が駆動している。骨格筋は、粗大な動きの場合は大きな張力を発生し、緻密な動きの場合は筋張力を微妙に制御している。この筋張力制御機序を明らかにすることは、マニピュレータやロボットなどの新たな駆動装置や制御方式の開発を始めとする多くの工学的機器開発のための基礎的知見を与えるものと期待できる。また、リハビリテーション工学の分野では、人に優しい動きをする介助機器や、使用者の指令を生体信号から取り出し、切断以前と同じ感覚で自由に制御できる義肢の開発などに重要な知見を与えることが期待できる。

筋張力の制御には、中枢神経系からはじまり骨格筋に至るまで多くの器官が関わっており、多くの研究者によってその機構や機序の解析が行われている。骨格筋の微細構造については、Huxley¹⁾によって明らかにされている。神経支配的にみると、筋は単一の組織ではなく多くの筋線維によって構成されている。この筋線維を支配しているのは、脊髄にある α 運動ニューロンである。1つの筋を支配している α 運動ニューロンの数は、筋の種類によって異なり数十から数百である²⁾。1つの α 運動ニューロンのインパルスが神経線維を経て筋に到着すると、その α 運動ニューロンに支配されている筋線維群が収縮し、筋が張力を発生する。1つの α 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は、筋張力発生における機能的な最小単位であり、運動単位と呼ばれている。1つの筋は、多くの運動単位が並列に結合して張力を発生している。また、個々の運動単位の発生する張力は、同一ではなく様々な大きさである^{3,4,5)}。このように大きさの異なる多くの運動単位を用いて、生体が筋張力の制御を行っている機序を解明することは、大変興味深いものである。しかし、筋張力制御は動作を伴うものであるので、死体などを用いた解剖学的な解析には限界がある。また、随意的な制御機構の解析のための動物実験には、多くの困難がある。したがって、ヒトが筋張力を随意的に制御している状況での解析が望まれている。

筋電位は筋が収縮する際に発生する信号であり、その計測には侵襲や苦痛が少ないので、ヒトから容易に誘導が可能である。しかし筋電位信号は、ランダム信号であるので、信号処理には統計的性質をよく知る必要がある。

そこで、本論文では筋電位の統計的性質を解析し、筋電位を処理して筋張

力制御機序について運動単位レベルで検討を加えることを目的とする。すなわち、運動単位レベルでの張力制御の要因である活動中の運動単位の数、大きさ、発火頻度を、筋電位を用いて推定する手法の開発を行う。手法の開発にあたっては、仮定をできるだけ少なくし、用いた仮定にはその妥当性について実験的または文献的検証を行うこととする。そして、本手法をヒトの骨格筋に適用した結果に基づき、張力制御における運動単位の役割と筋電位信号の統計的性質に電極間隔が与える影響について検討を加える。そして、筋電位信号の応用例として、筋電義手の開発を行う。本論文の構成は以下の通りである。

第2章では、筋張力制御機序に関する生理学的知見について述べる。

第3章では、集合筋電位を統計的に処理し、活動中の運動単位の数と大きさを推定する新たに開発した手法について述べる。さらに、本手法の推定精度について理論的に検討し、その結果を論ずる。

第4章では、集合筋電位のパワースペクトラムと運動単位の発火頻度との関連について実験的に計測した結果について述べる。そして測定結果を理論的に検証を行う。

第5章においては、筋張力増加における運動単位の参加様式と発火頻度の上昇の役割を第3章で得られる結果を用いて評価する手法を提案する。そして、ヒトの上腕筋と総指伸筋にこの手法を適用し、筋による運動単位の活動様式の違いについて考察する。

第6章では、第3章の推定結果を用いて双極誘導によって測定される表面筋電位の統計的性質が、電極間隔によって受ける影響について論ずる。

第7章においては、第6章の結果を用いて誘導した信頼性の高い筋電位信号の応用例として、手の運動制御機能を模擬した筋電義手の開発を行う。そして、健常者の筋電位を用いて義手の制御実験を行い、筋電義手の有効性を示す。

第8章では、本論文によって得られた知見と結論を要約する。

第 1 章の参考文献

- 1) A.F.Huxley : Muscle structure and theories of contraction, Prog. Biophys. Biophysical Chem., 7, 255/318 (1957)
- 2) 真島英信 : 生理学(第18版), 265/279, 文光堂 (1987)
- 3) A.W.Monster, H.Chan : Force production by motor units of extensor digitorum communis muscle in man, J. Neurophysiol., 40, 1432/1443 (1977)
- 4) H.S.Milner-Brown, R.B.Stein, R.Yemm : The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contraction. J.Physiol., 230, 359/370 (1973)
- 5) G.Brody, R.N.Scott, R.Balasubramanian : A model for myoelectric signal generation, Med & Biolog. Eng., 12, 21/41 (1974)

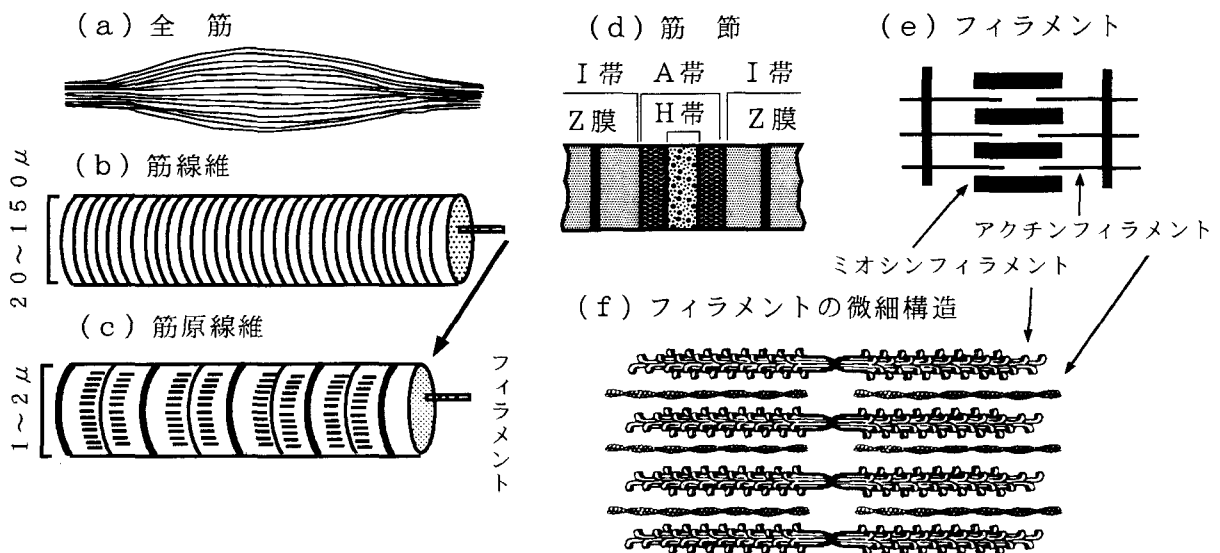
第2章 筋張力制御機序に関する生理学的知見

2.1 緒言

本章では、筋張力制御に関して次章以下の検討において必要な従来の研究によって得られている生理学的知見について述べる。すなわち、実験動物から摘出した筋を用いて明らかにされた筋の構造、筋の収縮過程、神経支配について述べる。また、筋電位について説明しその特徴を簡単に説明する。

2.2 筋の構造^{1,2)}

ヒトには約 400 の骨格筋があり、これらの骨格筋は、単一の組織ではなく多数の横紋筋線維からなる。筋の構造を第2-1図に示す。筋線維の直径は通常 $20\sim 150\mu\text{m}$ の範囲にあるが、その長さは筋によってもまちまちである。例えば、指の筋には数 mm のものもあれば、大腿部の筋では $20\sim 30\text{cm}$ におよぶものもある。線維の表面は細胞膜で、筋鞘ともいわれる。筋鞘の内部には筋原線維が縦に並んでおり、筋原線維の間を筋形質が満たしている。顕微鏡で観察すると、第2-1図(d)に示すように筋原線維には明帯(I帯)と暗帯(A帯)の縞(横紋)が認められる。A帯の中央部にはやや明るい部分がありH帯と呼ばれている。I帯の中央部には隔壁があり、Z膜と呼ばれてい



第2-1図 筋の構造

る。Z膜から隣接するZ膜までを筋節という。筋節の長さは約 $2\mu\text{m}$ であり、筋線維全体の長さに関係なくほぼ一定である。

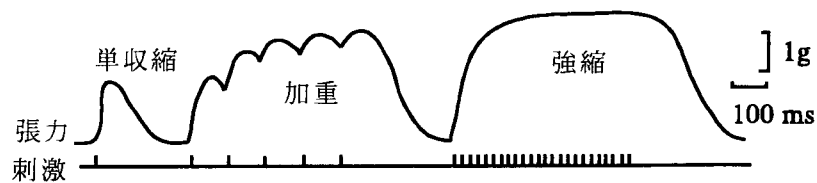
筋原線維は、第2-1図(e)に示すように大小2種類の筋フィラメントによってなっている³⁾。空間的には一本の太いフィラメントの周囲を6本の細いフィラメントがとり巻いている。太いフィラメントはミオシンと呼ばれる蛋白質の重合したものであり、第2-1図(f)に示すように、ミオシン先端は頭部という膨大部を形成し、ATP分解(ATPase)作用およびアクチンとの結合作用を持つ。一方、細いフィラメントは線維状アクチンが2本より合わされたものであり、さらにアクチンとミオシンの結合を調整すると考えられるトロポニン、およびトロポミオシンという蛋白質を含む。

2.3 筋の収縮過程

骨格筋線維の静止電位は $-70 \sim -90\text{mV}$ であるが、電気刺激を加えると活動電位を発生して細胞膜全体に伝搬する。活動電位の振幅は $110 \sim 140\text{mV}$ で 2msec 程度持続する。この活動電位は筋線維上を伝搬し、その速度は温度によって変化する。生体より取り出した単一筋線維では、ヒトの体温で $2.7 \sim 20\text{m/sec}$ である。しかし人体内では線維相互の干渉によって一様に 4.7m/sec になる。

筋線維表面を伝搬する活動電位は、さらに表面の細胞膜がZ膜の部分で小管状に筋線維内部に入り込んでいる横行小管系を介して内部に波及する。活動電位の開始から力学的な張力変化の開始までの間には通常 2msec 程度の時間がある。この間に電気的な変化としての膜興奮が力学的なフィラメント滑走に変換される。これを興奮収縮連関という。ここでは、横行小管系の活動電位により筋小胞体から Ca^{2+} が放出され、それがトロポニンと結合し、アクチンとミオシンの反応つまりフィラメントの滑走を引き起し、筋は収縮力を発生する。

第2-2図に示すように、単一の活動電位に対して筋は1回収縮し、弛緩する。これを単収縮という。活動電位は筋線維全体に伝搬するから、収縮も筋線維全体に起こる。1回目の収縮が完全に終了する前に次の活動電位が発生すると収縮の加重が起こる。その結果、ある頻度以上で筋を刺激すると単収縮よりも大きな収縮を得ることができる。刺激頻度が十分に高いと動揺のない強縮となる。強縮の最大張力は単収縮の張力の数倍になる。この比は一



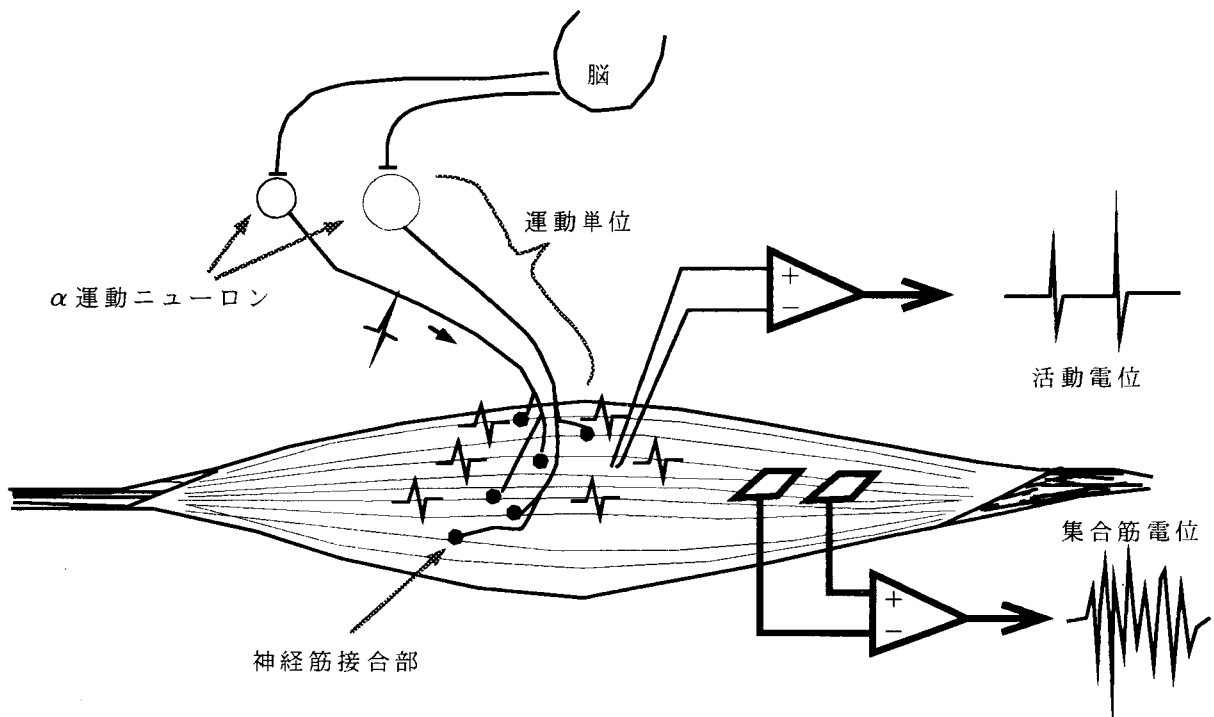
第 2 - 2 図 張力曲線

般に収縮時間の短い筋ほど大きい。例えばネコの眼筋では 10.7、腓腹筋では 3.3 である。

筋の収縮の記録には 2 つの方法が良く用いられる。1 つは等尺性収縮で筋の両端は固定され発生する張力が記録される。他の 1 つ等張力性収縮では、筋は一定の外力に対して短縮し、その時の筋長の変化が記録される。

2 . 4 運動単位

第 2 - 3 図に示すように一本の筋線維は神経筋接合部において、脊髄に存在する α 運動ニューロンの終末とシナプス結合をしている。 α 運動ニューロンからのインパルスが神経筋接合部に達すると筋線維に活動電位が発生する。その活動電位は筋線維上を伝搬し、その線維の収縮を引き起こす。1 つの筋を支配する α 運動ニューロンは多数存在し、1 つの α 運動ニューロンは

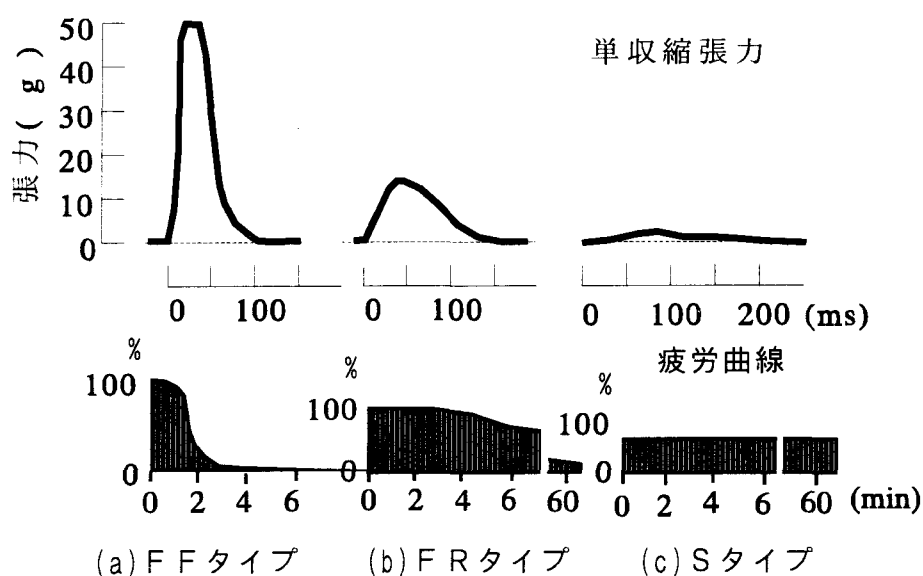


第 2 - 3 図 運動単位と筋電位

複数の筋線維と接合する。しかし、一本の筋線維は哺乳類では1つの α 運動ニューロンによって支配され、複数のニューロンからインパルスを受けることはない。哺乳類では神経筋接合部の伝達は安全率がきわめて高く、 α 運動ニューロンの各インパルスはその支配する筋線維すべてに確実に伝達され、それらに単収縮を引き起こす。そこで1つの α 運動ニューロンとその支配を受ける筋線維群は筋の張力発生 of 最小単位と考えられる。これを運動単位という。 α 運動ニューロンの発生する1つのインパルスに対して、そのニューロンに支配を受ける筋線維群は単収縮を行う。その単収縮の張力の最大値を運動単位の大きさと呼ぶ。1つの筋は様々な大きさの運動単位から構成される。

一本の α 運動ニューロンによって支配される筋線維の数、すなわち運動単位の筋線維の数を神経支配比という。これは筋によって異なり、一般に粗大な運動に関係する四肢や体幹の大きな筋では大きく、精緻な運動に関係する指、舌、眼などの筋では小さい。

運動単位はその性質の違いから、**Burke**ら⁴⁾は、三つのタイプに分類した。FFタイプ、FRタイプ、Sタイプである。第2-4図に示すように、FFタイプは収縮速度が速く、単収縮張力は大きいですが、すぐに疲労し、疲労曲線に示すように約3分で張力が発生しなくなる。組織化学的には酵素の存在なしに進行する解糖代謝(FG)である。Sタイプは収縮が遅く単収縮張力は



第2-4図 運動単位の種類別単収縮力と疲労曲線

小さいが、疲労しにくく60分以上収縮を続けても張力は低下しない。組織化学的には、酸素を必要とする酸化代謝（SO）である。FRタイプは両者の中間タイプで、収縮は速く疲労しにくく、酸化と解糖の代謝（FOG）を備えている。

脊髄には、さまざまな大きさの α 運動ニューロンが存在する。小さい α 運動ニューロンは膜抵抗が大きく、刺激に対して活動を開始する閾値が低い。さらに、これらのニューロンの活動に関して、**Henneman**ら⁵⁾は以下のような結果を得ている。脊髄の α 運動ニューロン群に対して刺激を加えると、刺激が強まるときは閾値の低い α 運動ニューロンから一定の序列に参加し、刺激が弱まるときはその逆の順序で反応から脱落する。そしてこの序列は α 運動ニューロンの大きさによって決まり、小さな α 運動ニューロンから順に発火していくことを示した。これをサイズの原理と呼んでいる。

運動単位の大きさは、 α 運動ニューロンの大きさと正の相関を示すことが知られている。したがって筋の収縮が弱いときは小さな運動単位がまず動員され、収縮が強くなる程動員される運動単位は大きくなる。運動単位の動員に一定の序列があることは、ヒトの随意収縮においても認められている。この場合も閾値の低い運動単位ほど、発生する張力は小さい。

筋の発生する張力は、①活動している運動単位の数、②運動単位の大きさ、③個々の運動単位の発火頻度という3つの要因によって調節される。活動している運動単位の数が増加する（運動単位数漸増）と筋の発生張力は増加する。また、運動単位の発火頻度が上昇すると第2-2図に示すように筋線維の発生する張力も増加するので、筋全体としても発生張力が増加する。

2. 5 筋電位

筋を体外に摘出することなく、生体内にあるままの状態で作られた筋の活動電位を、筋電位と呼ぶ。第2-3図に示すように、誘導する面積の大きな電極によって誘導される筋電位を、集合筋電位と呼び、多数の運動単位の活動電位を記録したものである。特に、電極を皮膚表面において誘導したものが表面筋電位である。筋内に針状の電極を刺入すると、個々の運動単位の活動電位を誘導することができる。

集合筋電位は筋全体の状態を把握するのに適しており、等尺性収縮では整流積分値や実効値はある範囲で筋の張力に比例する⁶⁾。したがって、これを

用いれば筋収縮力を直接測定できないような場合においても、大まかに推定することができる。

2. 6 結語

本章では、筋の構造、筋の収縮過程、神経支配について述べた。また、筋電位について説明しその特徴を簡単に説明した。

第2章の参考文献

- 1) 真島英信：生理学(第18版), 49/75, 文光堂 (1987)
- 2) 星宮望、赤澤堅造編：筋運動制御系, 1/17, 昭晃堂 (1993)
- 3) A.F.Huxley : Muscle structure and theories of contraction, Prog. Biophys. Biophysical Chem., 7, 255/318 (1957)
- 4) R.E.Burke, V.R.Edgerton : Motor unit properties and selective involvement, Exer. and Sport Sci. Rev., 3, 31/81 (1975)
- 5) E.Henneman, C.B.Olson : Relations between structure and function in the design of skeletal muscle, J. Neurophysiol., 28, 581/598 (1965)
- 6) J.V.Basmajian, C.J.DeLuca : Muscles Alive (fifth ed.), 187/200, Williams & Wilkins (1985)

第3章 筋電位処理による活動中の運動単位数の推定

3.1 緒言

一つの筋は、運動単位と呼ばれる多くのサブユニットから成り立っている。一つの運動単位は、脊髄にある1個の α 運動ニューロンと、それに支配されている筋線維の集合である。運動単位に着目して筋の張力制御の要因を考えると、次の3つがあげられる。①活動している運動単位数、②大きさ、③運動単位の発火頻度である。これらを測定することは、筋の張力制御の仕組みを解明するための重要な手掛りを与えるものである。従来、③について多くの報告¹⁻³⁾があるが、①②については報告が少なく十分信頼しうる結果はまだ得られていない。例えば、**Monster**ら⁴⁾や**Milner-Brown**ら⁵⁾は平均応答法を用いて運動単位数と大きさを推定している。しかし、両者とも閾値張力（運動単位が活動を始める張力の閾値）の高い運動単位については推定していない。**Brody**ら⁷⁾は筋電位処理による新しい推定法を提案している。しかし運動単位の活動様式について、明らかに誤った仮定を用いている。

そこで本章では、集合筋電位を統計的に処理し、活動中の運動単位数と大きさを推定する新しい手法を提案する。本手法の特徴は次の3点である。

1) 生理学的知見に基づいた集合筋電位発生モデルを用いている。2) 手法に導入した仮定は、実験的に検証している。3) 推定に必要なデータは、集合筋電位の二次モーメントと四次モーメント、および運動単位の発火頻度だけであるので、容易に推定することができる。本手法をヒトの上腕筋と総指伸筋に適用し、**Monster**ら⁴⁾の閾値張力と運動単位数との関係やサイズの原理などの生理結果と比較し、本手法の妥当性を確かめる。そして本手法の推定精度、すなわち推定値の偏差とモーメント算出のための積分時間との関係について検討する。

3.2 筋電位発生モデル

集合筋電位発生モデルを第3-1図に示す。 α 運動ニューロンから、その支配している筋線維群に神経インパルスが伝わると、それらの筋線維群は収縮し張力を発生する。同時に、筋線維上には活動電位が発生する。この活

動電位が、電極で集合筋電位の
一部として観測される。この活
動電位波形を $K h(\tau)$ とする。
ここでは、 $h(\tau)$ は、次式を満
たすように正規化したものであ
る。

$$\int_{-\infty}^{\infty} h^2(\tau) d\tau = 1 \quad (3-1)$$

また、第 3-1 図に示すモデル
に、Campbell の定理⁹⁾を適用
すると、集合筋電位の平均値は、

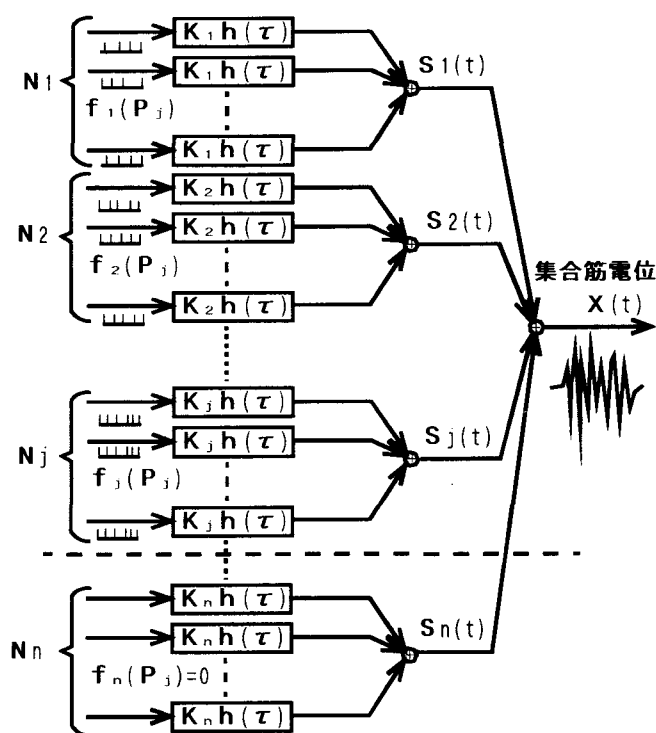
$$\int_{-\infty}^{\infty} h(\tau) d\tau \text{ に比例すること}$$

を導出できる。一方、観測され
る集合筋電位の平均値は零であ
るので、 $h(\tau)$ は次式を満たす
ものである。

$$\int_{-\infty}^{\infty} h(\tau) d\tau = 0 \quad (3-2)$$

また K は、運動単位の発生する活動電位の振幅を示すものである。一般に、
運動単位の大きさとは単収縮の最大張力をいう。Monster⁴⁾によると、活動
電位の振幅と運動単位の大きさとは比例する。そこで、本論文では、活動単
位の振幅 K を運動単位の大きさとして扱う。運動単位の活動については、次
のようなことが知られている。(1)運動単位は、筋の張力がある値を越えると
活動を始める。その値を運動単位の閾値張力と呼び、個々の運動単位に固有
のものである。(2)運動単位の発火頻度は、筋の張力に依存して変化する。

ここで筋の張力の範囲を n 区分に分け、張力 P_{j-1} から P_j ($P_0=0$) の
区間に閾値張力がある運動単位の集合をグループ j と呼ぶ。これに属する運
動単位の数 N_j 、大きさを K_j とする。なお、グループ内でも、個々の運動
単位の大きさは異なるが、ここでは平均値を用いて、一つのグループに属す
る運動単位は、同じ大きさであるとする。平均発火頻度は張力 P_i の関数とし
て $f_i(P_i)$ とする。ただし張力 P_i が閾値張力より低い場合は、その運動単位
は活動しない。すなわち、 $f_i(P_i)=0$ 、($i < j$) である。グループ j の運動単



第 3-1 図 集合筋電位発生モデル

位の発生する筋電位の代数和を $S_j(t)$ とする。そして張力 P_j において観測される集合筋電位 $X(t)$ は、活動しているすべての運動単位の筋電位の和として与えられる。すなわち、

$$X(t) = \sum_{I=1}^j S_I(t) \quad (3-3)$$

である。

3.3 推定原理

ここでは、集合筋電位発生モデルを用いて、運動単位の数 N_j と大きさ K_j を推定する方法の原理を示す。まず、次の二つの仮定を設ける。

(1) すべての運動単位で、 $h(\tau)$ は同じである。

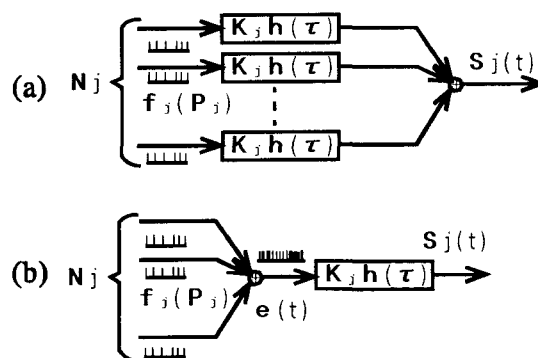
(2) 運動単位の活動は互いに統計的に独立である。

(1) は、**Milner-Brown** ら⁸⁾の結果に基づくものであり、(2) については、実験的に確かめている⁹⁾。

本推定法は逐次法であるので、まず張力の最も低い場合について考える。

3.3.1 張力 P_1 の場合

ここでは、 N_1 個の運動単位が活動していて、それらの大きさは K_1 であり、平均発火頻度は $f_1(P_1)$ である。仮定の(1)を用いると、第3-2図(a)は同図(b)のように変換できる。そして**Brody**ら⁷⁾と同様に、 N_1 個のパルス列を重ね合わせた $e(t)$ は、平均頻度 $N_1 f_1(P_1)$ のポアソンパルス列となるとする。ここ



第3-2図 モデルの等価変換

で、ショット雑音に関するモーメント定理⁹⁾を用いると、集合筋電位 $X(t)$ ($= S_1(t)$) の二次モーメント $m_2(P_1)$ と四次モーメント $m_4(P_1)$ は、次式で与えられる。

$$m_2(P_1) = E[S_1^2(t)] = N_1 K_1^2 f_1(P_1) \quad (3-4)$$

$$m_4(P_1) = E [S_1^4(t)] = N_1 K_1^4 f_1(P_1) \alpha + 3 N_1^2 K_1^4 f_1(P_1) \quad (3-5)$$

ここで、 $E [\cdot]$ は期待値を表す。また、

$$\alpha = \int_{-\infty}^{\infty} h^4(\theta) d\theta \quad (3-6)$$

である。式(3-4)、(3-5)から N_1 、 K_1 は、それぞれ α 、 $1/\sqrt{\alpha}$ で正規化されて次のように得られる。

$$\tilde{N}_1 = \frac{N_1}{\alpha} = \frac{\{m_2(P_1)\}^2}{\{m_4(P_1) - 3 m_2^2(P_1)\} f_1(P_1)} \quad (3-7)$$

$$\tilde{K}_1 = \sqrt{\alpha} K_1 = \sqrt{\frac{m_4(P_1) - 3 m_2^2(P_1)}{m_2(P_1)}} \quad (3-8)$$

3. 3. 2 張力 P_2 の場合

この張力では、グループ 2 が新たに活動を始めている。グループ 1 とグループ 2 の平均発火頻度は、それぞれ $f_1(P_2)$ 、 $f_2(P_2)$ である。集合筋電位 $X(t)$ ($= S_1(t) + S_2(t)$) の二次モーメント $m_2(P_2)$ と四次モーメント $m_4(P_2)$ は次式のようにになる。

$$\begin{aligned} m_2(P_2) &= E [(S_1(t) + S_2(t))^2] \\ &= E [S_1^2(t)] + E [S_2^2(t)] \\ &= N_1 K_1^2 f_1(P_2) + N_2 K_2^2 f_2(P_2) \end{aligned} \quad (3-9)$$

$$\begin{aligned} m_4(P_2) &= E [(S_1(t) + S_2(t))^4] \\ &= E [S_1^4(t)] + E [S_2^4(t)] \\ &\quad + 6 E [S_1^2(t)] E [S_2^2(t)] \\ &= N_1 K_1^4 f_1(P_2) \alpha + 3 N_1^2 K_1^4 f_1^2(P_2) \\ &\quad + N_2 K_2^4 f_2(P_2) \alpha + 3 N_2^2 K_2^4 f_2^2(P_2) \\ &\quad + 3 \{N_1 K_1^2 f_1(P_2)\} \{N_2 K_2^2 f_2(P_2)\} \end{aligned} \quad (3-10)$$

これらの 2 つの式より正規化された運動単位の数 $\tilde{N}_2$ と大きさ $\tilde{K}_2$ は、

$$\tilde{N}_2 = \frac{N_2}{\alpha} = \frac{\{m_2(P_2) - R_2\}^2}{\{m_4(P_2) - 3 m_2^2(P_2) - Q_2\} f_1(P_2)} \quad (3-11)$$

$$\tilde{K}_2 = \sqrt{\alpha} K_2 = \sqrt{\frac{m_4(P_2) - 3 m_2^2(P_2) - Q_2}{m_2(P_2) - R_2}} \quad (3-12)$$

となる。ただし、

$$Q_2 = N_1 K_1^4 f_1(P_2) \alpha = \tilde{N}_1 \tilde{K}_1^4 f_1(P_2) \quad (3-13)$$

$$R_2 = N_1 K_1^2 f_1(P_2) = \tilde{N}_1 \tilde{K}_1^2 f_1(P_2) \quad (3-14)$$

3. 3. 3 張力 P_j の場合

同様にして、区間 j で新たに活動を始める運動単位の数 N_j と平均の大きさ K_j は、 α または $1/\sqrt{\alpha}$ で正規化されて次のように求められる。

$$\tilde{N}_j = \frac{N_j}{\alpha} = \frac{\{m_2(P_j) - R_j\}^2}{\{m_4(P_j) - 3 m_2^2(P_j) - Q_j\} f_1(P_j)} \quad (3-15)$$

$$\tilde{K}_j = \sqrt{\alpha} K_j = \sqrt{\frac{m_4(P_j) - 3 m_2^2(P_j) - Q_j}{m_2(P_j) - R_j}} \quad (3-16)$$

$$Q_j = \sum_{l=1}^{j-1} N_l K_l^4 f_l(P_j) \alpha = \sum_{l=1}^{j-1} \tilde{N}_l \tilde{K}_l^4 f_l(P_j) \quad (3-17)$$

$$R_j = \sum_{l=1}^{j-1} N_l K_l^2 f_l(P_j) = \sum_{l=1}^{j-1} \tilde{N}_l \tilde{K}_l^2 f_l(P_j) \quad (3-18)$$

このように運動単位の数 N_j とその大きさ K_j は、集合筋電位 $X(t)$ の二次モーメント $m_2(P_j)$ と四次モーメント $m_4(P_j)$ および発火頻度 $f_l(P_j)$ によって推定できる。また張力 P_j で活動している運動単位の総数 $\tilde{N}(P_j)$ は、

$$\tilde{N}(P_j) = \sum_{l=1}^j \tilde{N}_l \quad (3-19)$$

として求められる。

3. 4 実験方法

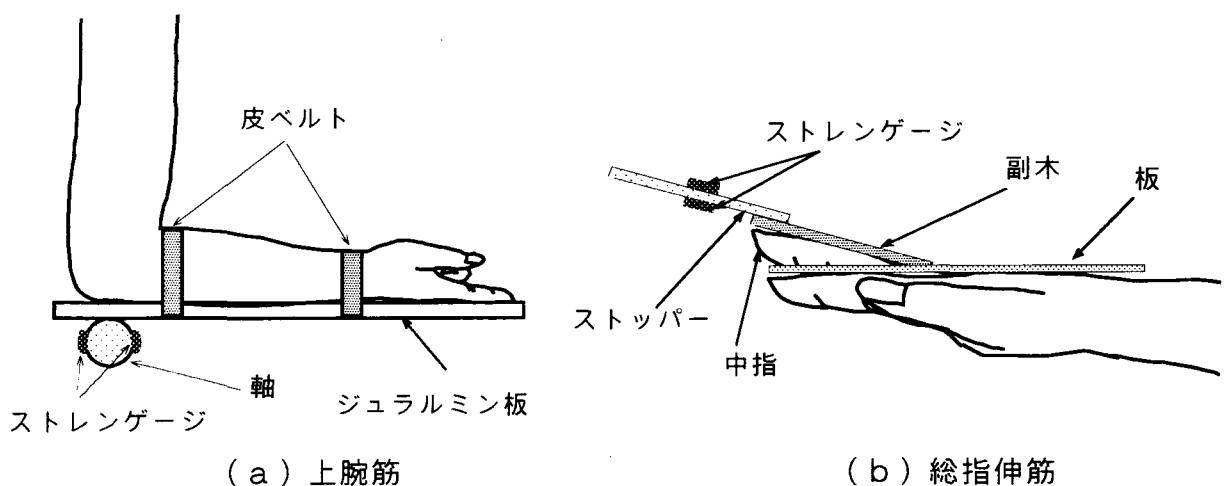
本研究では、ヒト（成人男子3名）の上腕筋と総指伸筋について推定を行った。

（1）上腕筋 被験者は椅子に座り上腕を体側に接触させ、第3-3図(a)に示すように、肘関節を直角に曲げ前腕を回外位でジュラルミン板に皮ベルトで固定する。手首位置における前腕屈曲張力は、ジュラルミン板に固定した軸に張り付けたストレンゲージによって測定した。

上腕筋は上腕二頭筋の下部に位置するので、表面電極では上腕筋の集合筋電位を誘導することはできない。そこで、上腕筋の集合筋電位を誘導するために、特別の釣針型電極を用いた。この電極は $50\mu\text{m}$ ポリウレタン被覆導線の先端部1cmの被覆を取り除いたものである。この電極を筋線維走行方向に2cm離して筋に刺入し、双極誘導した。なお不感電極は肩の皮膚上に張り付けた。

（2）総指伸筋 被験者は、第3-3図(b)に示すように、中指以外の指を板に固定し、中指の背側に副木をつけ基節以外を動かないようにして、総指伸筋を収縮させた。張力はストッパーに張り付けたストレンゲージにより測定した。

集合筋電位は、筋線維走行方向に2cm離して皮膚上に張り付けた直径1cmの一对の表面電極により双極誘導した。不感電極は、肘の皮膚上に張り付けた。



第3-3図 実験状況

(3) 実験手順 被験者は、張力（ストレンゲージ出力）を C R T 上に見ながら、張力を一定に保った。種々の張力について、同様の実験を繰り返した。各実験の間には、筋が疲労しないように十分な休息をとった。集合筋電位と張力は、データレコーダ（TEAC R260）に記録した。これらのデータは A/D 変換器を通して小型計算機（MELCOM 70/25）に入力した。そして、集合筋電位の二次および四次モーメントの計算と N_j 、 K_j の推定は小型計算機で行った。

3. 5 推定結果

運動単位の数と大きさの推定には、各張力における発火頻度と集合筋電位の二次および四次モーメントが必要である。

まず、運動単位の発火頻度の実測結果³⁾を第 3 - 4 図の破線で示す。この結果に基づいて、張力 P_i におけるグループ j の運動単位の発火頻度を次の関数で近似した。

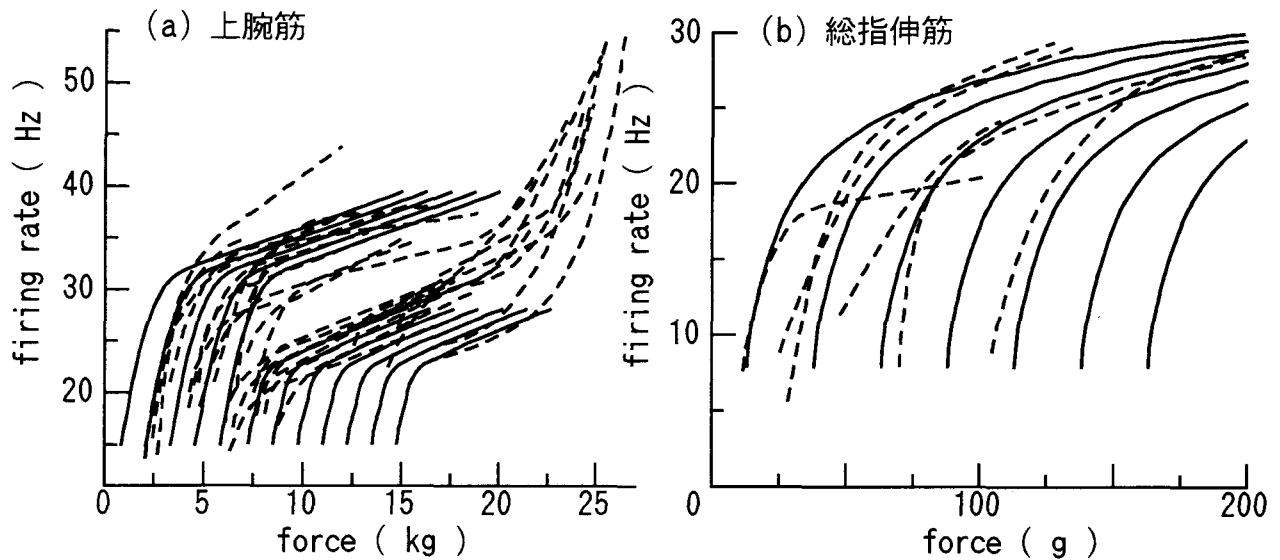
$$f_j(P_i) = \begin{cases} c_1(P_i - P_{j0}) + d_1 \exp\{-\tau_1(P_i - P_{j0})\} + e_1 & (P_{j0} < P_{th}) \\ c_2(P_i - P_{j0}) + d_2 \exp\{-\tau_2(P_i - P_{j0})\} + e_1 & (P_{j0} \geq P_{th}) \end{cases} \quad (3-20)$$

ただし P_{j0} はグループ j の運動単位の閾値張力であり、 $P_{j0} = (P_j + P_{j-1}) / 2$ である。 c_n 、 d_n 、 τ_n 、 e_n ($n=1,2$) は定数である。また P_{th} は、発火頻度の特性の型を分ける定数である。各定数の値を第 3 - 1 表に示す。なお、総指伸筋については、Monster⁴⁾の運動単位の発火頻度の測定結果に基づいて定数を決定した。近似関数を第 3 - 4 図に実線で示す。

集合筋電位の二次および四次モーメントは、次の時間積分により算出した。

$$\hat{m}_2 = \frac{1}{T} \int_0^T X^2(t) dt \quad (3-21)$$

$$\hat{m}_4 = \frac{1}{T} \int_0^T X^4(t) dt \quad (3-22)$$



第3-4図 運動単位の発火頻度
点線は実測値、実線は推定に用いた近似関数。
推定には12区間に分割して実施したが、ここでは6つの関数を表示した。

ただし、 T は積分時間である。第3-5図に、上腕筋と総指伸筋の種々の張力における $\bar{m}_2$ 、 $\bar{m}_4$ を示す。これらを鎖線と実線で近似した。近似式は次の通りであり、

$$m_2 = 10(a_0 + a_1 P_i + a_2 P_i^2 + a_3 P_i^3) + a \quad (3-23)$$

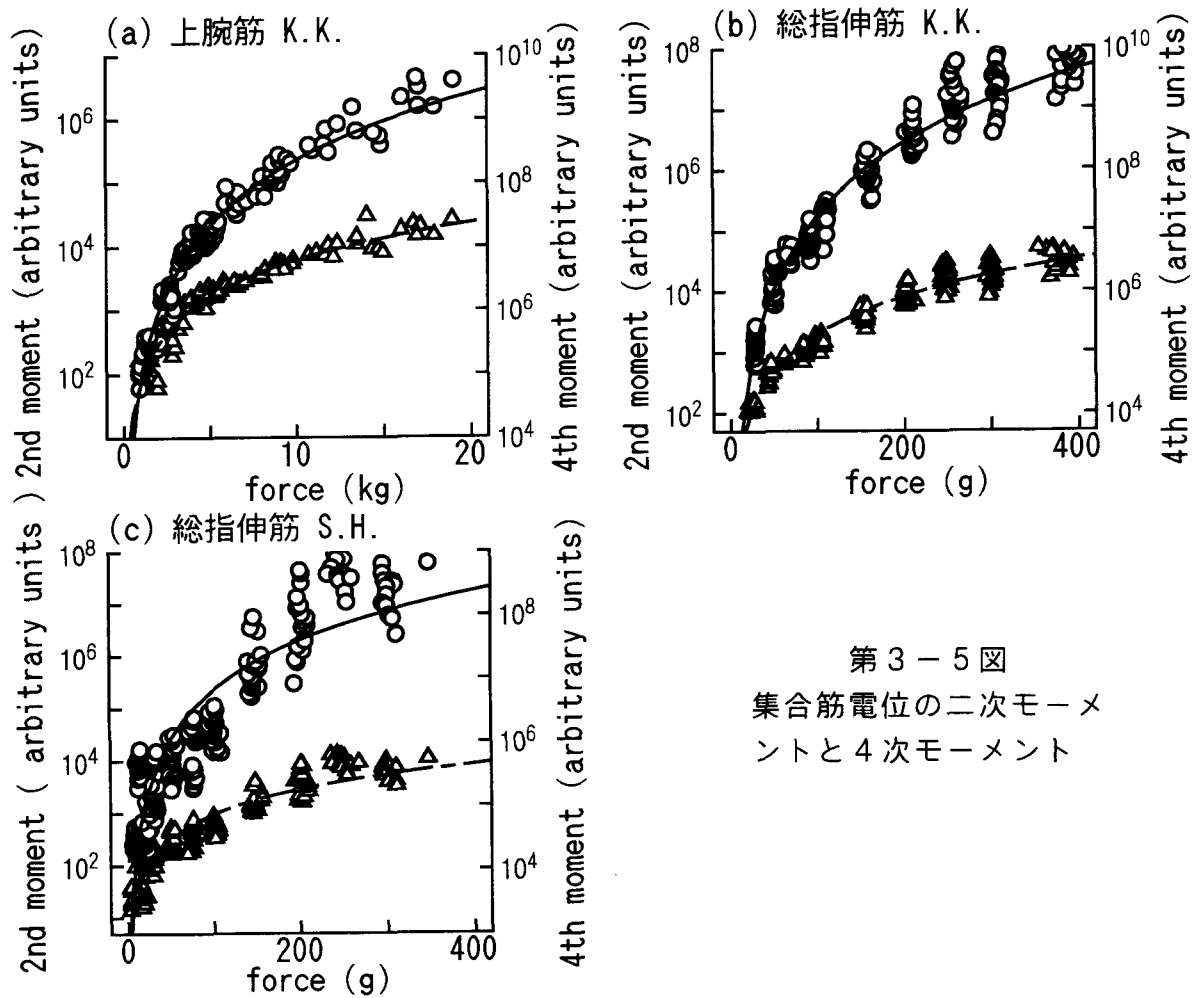
$$m_4 = 10(b_0 + b_1 P_i + b_2 P_i^2 + b_3 P_i^3) + b \quad (3-24)$$

定数 a 、 a_n 、 b 、 b_n ($n=0,1,2,3$)の値を第3-2表に示す。

以上の値を用いて、 $\bar{N}_j$ と $\bar{K}_j$ を推定した結果を第3-6図に示す¹⁰⁾。推定結果の傾向を見ると、張力が増加するにつれて新たに活動を始める運動単位の数 $\bar{N}_j$ は減少している。つまり、閾値張力の低い運動単位の方が、高いものより多いことを示している。これは、**Milner-Brown**ら⁶⁾の運動単位の数測定結果と一致する。また張力の増加につれて、新たに活動を始める運動単位の数 $\bar{K}_j$ は

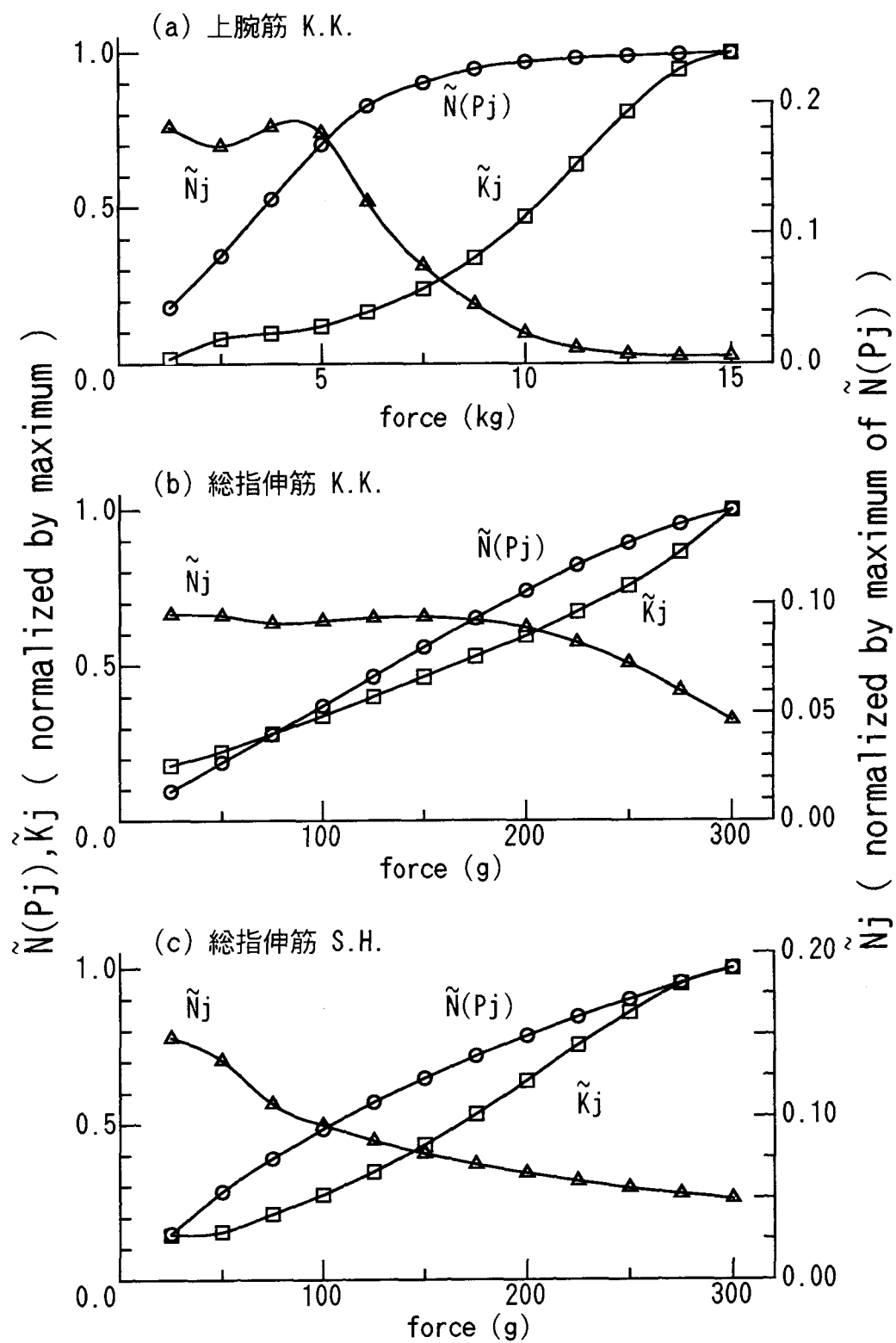
第3-1表
運動単位の発火頻度の関数近似の定数

筋	上腕筋	総指伸筋
被験者	K.K.	K.K., S.H.
c_1	0.652 Hz/kg	0.005 Hz
d_1	15.0 Hz	8 Hz
τ_1	0.988 1/kg	0.03 1/g
e_1	15.0 Hz	8 Hz
c_2	0.790 Hz/kg	0.005 Hz
d_2	6.5 Hz	8 Hz
τ_2	1.98 1/kg	0.03 1/g
e_2	15.0 Hz	8 Hz
P_{th}	6.5 kg	0 g



第 3 - 2 表 筋電位の二次モーメントと四次モーメントの回帰曲線の定数

筋	上腕筋	総指伸筋	
被験者	K.K.	K.K.	S.H.
a_0	1.85	2.33	2.22
a_1	0.396 1/kg	0.0118 1/g	$0.722 \times 10^{-2} \text{ 1/g}$
a_2	-0.0256 1/kg^2	$-0.203 \times 10^{-4} \text{ 1/g}^2$	$0.179 \times 10^{-5} \text{ 1/g}^2$
a_3	$0.626 \times 10^{-3} \text{ 1/kg}^3$	$0.127 \times 10^{-7} \text{ 1/g}^3$	$-0.176 \times 10^{-7} \text{ 1/g}^3$
a	0.193×10^3	0.230×10^3	0.153×10^3
b_0	4.86	5.32	5.00
b_1	0.603 1/kg	0.0229 1/g	0.0153 1/g
b_2	-0.0298 1/kg^2	$-0.397 \times 10^{-4} \text{ 1/g}^2$	$0.220 \times 10^{-5} \text{ 1/g}^2$
b_3	$0.619 \times 10^{-3} \text{ 1/kg}^3$	$0.264 \times 10^{-7} \text{ 1/g}^3$	$-0.368 \times 10^{-7} \text{ 1/g}^3$
b	0.361×10^6	0.228×10^6	0.598×10^5



第3-6図 運動単位の数 $\tilde{N}_j$ と大きさ $\tilde{K}_j$ の推定結果

単調に増加している。すなわち、閾値張力の高い運動単位ほど大きさが大きいことを示している。運動単位の大きさと運動ニューロンの大きさは正の相関を持つと言われているので、この結果は、Hennemanら¹¹⁾のサイズの原理と合致するものである。

なお、上腕筋の N_j は、張力 2.5kg のところで極小となっている。これは、おそらく回帰直線のあてはめ誤差などによるものと考えられる。

3. 6 推定精度の検討

本手法の推定値の精度は、集合筋電位のモーメント算出の際の打ち切り誤差に大きく依存している。この打ち切り誤差とは、モーメントを期待値によって求めるかわりに、有限の積分時間によって求めることによって生じる誤差である。この有限の積分時間は、実際には、集合筋電位を観測できる時間に対応している。そこで、ここでは推定値 $\tilde{N}_j$ 、 $\tilde{K}_j$ の偏差に対する積分時間の影響を検討する。

式(3-15),(3-16)に示すように、集合筋電位のモーメント m_2, m_4 から推定値 $\tilde{N}_j$ 、 $\tilde{K}_j$ を求める演算が非線形のため、推定値 $\tilde{N}_j$ 、 $\tilde{K}_j$ の偏差を解析的に求めるのは困難である。そこで、次の四つのステップを用いる。

(1)積分時間 T とモーメント m_2 、 m_4 の分散 $\sigma_2^2(T)$ 、 $\sigma_4^2(T)$ 、共分散 $\sigma_{24}(T)$ の関係を求める。ここでは、第3-1図に示す集合筋電位発生モデルに基づいて解析的に求めた(付録B)。すなわち、

$$\sigma_2^2(T) = \frac{\lambda K^4}{T} \int_{-T}^T \{ R_{22}(\tau) + 2\lambda R_{11}^2(\tau) \} \left(1 - \frac{|\tau|}{T} \right) d\tau \quad (3-25)$$

$$\begin{aligned} \sigma_4^2(T) = & \frac{\lambda K^8}{T} \int_{-T}^T \left[R_{44}(\tau) + 2\lambda \{ 6R_{24}(\tau) + 8R_{11}(\tau)R_{33}(\tau) \right. \\ & + 24R_{33}(\tau)R_{23}(\tau) + 8R_{31}(\tau)R_{13}(\tau) + 9R_{22}^2(\tau) \} \\ & + 12\lambda^2 \{ 8R_{11}(\tau)R_{13}(\tau) + 3R_{22}(\tau) + 6R_{11}^2(\tau)R_{22}(\tau) \\ & + 6R_{12}^2(\tau) + 12R_{12}(\tau)R_{21}(\tau)R_{11}(\tau) \} \\ & \left. + 24\lambda^3 R_{11}(\tau) \{ 3 + R_{11}^2(\tau) \} \right] \left(1 - \frac{|\tau|}{T} \right) d\tau \quad (3-26) \end{aligned}$$

$$\sigma_{24}(\mathbf{T}) = \frac{\lambda K^6}{T} \int_{-T}^T \left[R_{24}(\tau) + 2\lambda \{ 4R_{11}(\tau)R_{13}(\tau) + 3R_{22}(\tau) + 3R_{12}^2(\tau) \} + 6\lambda^2 R_{11}^2(\tau) \right] \left(1 - \frac{|\tau|}{T} \right) d\tau \quad (3-27)$$

ただし、

$$\lambda = \left[\sum_{l=1}^j N_l f_l(P_j) K_l^2 \right]^2 / \sum_{l=1}^j N_l f_l(P_j) K_l^4 \quad (3-28)$$

$$K = \left[\sum_{l=1}^j N_l f_l(P_j) K_l^4 / \sum_{l=1}^j N_l f_l(P_j) K_l^2 \right]^{1/2} \quad (3-29)$$

$$R_{ms}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} h^m(\beta) h^s(\beta + \tau) d\beta \quad (3-30)$$

である。

(2)次にモーメント m_2 、 m_4 の分散と推定値 $\tilde{N}_j$ 、 $\tilde{K}_j$ の偏差との関係を求める。

このために次の三つの手順をとる。

(i)ステップ(1)でモデルより求めたモーメントの分散 $\sigma_2^2(\mathbf{T})$ 、 $\sigma_4^2(\mathbf{T})$ 、共分散 $\sigma_{24}(\mathbf{T})$ を用いて、乱数によりモーメント m_2 、 m_4 を発生させる。

(ii)この m_2 、 m_4 を式(3-15)、(3-16)に代入して、 N_j 、 K_j を求める。

(iii) (i),(ii)を繰り返して推定値の偏差を求める。ここでは偏差を、分布している推定値の50%が入る幅として求める。

(3)以上の(1)、(2)の演算を低い張力($j=1$)から高い張力($j=2,3,\dots$)へ逐次適用する。

(4) (1)～(3)の計算を種々の積分時間について行う。

以上の(1)～(4)のステップを実行するには、式(3-15),(3-16),(3-25)～(3-30)に現れる各変数の特性を、前もって設定する必要がある。そこで、以下のように設定した。(a)張力を **0kg** から **12.5kg** までを5分割する。(b)運動単位の数 N_j と大きさ K_j は未知数である。そこで、第3-7図に示す特性を考える。(c)発火頻度は、式(3-20)で表され、第3-1表の上腕筋に対する定数を用いる。(d)活動電位波形 $h(\tau)$ は、集合筋電位に対して平均応答法を適用することにより測定できる。第3-8図に、上腕筋で344回の加算により求めた結果を示す。この波形を次の関数で近似する。

$$h(\tau) = \begin{cases} 0 & \tau < 0 \\ 3.0\tau & 0 \leq \tau < 1 \\ -3.0\tau + 6.0 & 1 \leq \tau < 2 \\ -2.0\tau + 4.0 & 2 \leq \tau < 3 \\ 1.0\tau & 3 \leq \tau < 5 \\ 0 & 5 \leq \tau \end{cases} \quad (3-31)$$

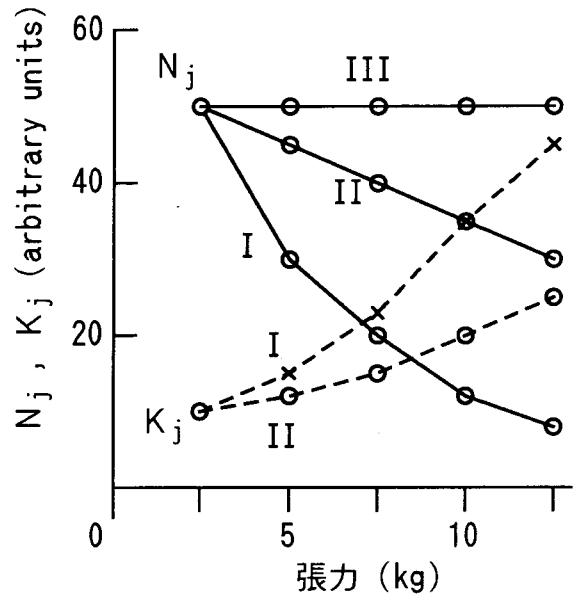
ただし、 τ の単位は **ms** である。

張力と積分時間を定めると、上記の方法に従って推定値の偏差を求めることができる。積分時間と推定値の偏差の関係を第3-9図に示す。

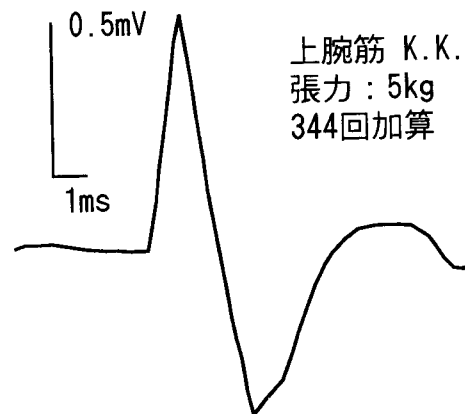
(a)は $j=1$ （張力2.5kg）、(b)は $j=5$ （張力12.5kg）の場合である。なお、各偏差は、1000個の推定値から求めた。積分時間を長くすれば、推定値の偏差は小さくなることがわかる。例えば、 $j=1$ の場合、積分時間を2秒から20秒にすると、推定値の偏差は約1/2になる。また(a)と(b)を比較すると、同じ積分時間に対して(b)の偏差が大きくなっている。これは、逐次推定の回数が増すに従って誤差が蓄積され、推定値の偏差を増すことを示している。しかし、積分時間を十分長くすると、例えば100秒とすると、 $j=5$ での偏差は約15%となる。

以上は、 N_j についてであるが K_j についても同様の結果が得られている。また以上の結果は第3-7図において、 N_j はI、 K_j はIの特性の場合であるが、他の5種類の N_j と K_j の組み合わせの場合においても、積分

時間および逐次推定回数について同様の傾向であることを確かめている。



第3-7図 推定精度の検討のために設定した N_j と K_j の張力に対する関係



第3-8図 活動電位波形

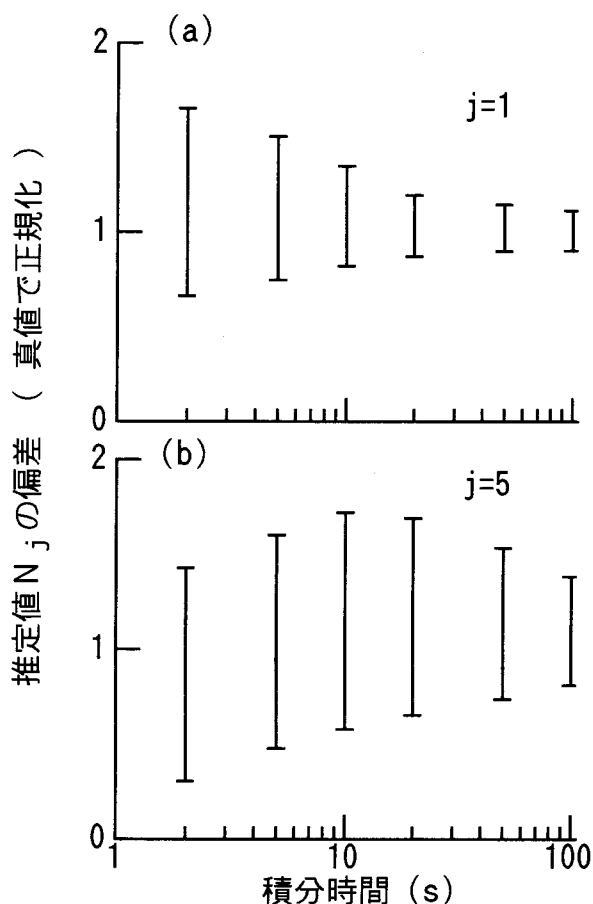
3. 7 検討

本研究において、集合筋電位を統計的に処理して、活動中の運動単位の数と大きさを推定する手法を開発した。推定に必要なデータは、集合筋電位の二次モーメントと四次モーメント、運動単位の発火頻度である。本手法によると、高い張力まで、信頼性の高い推定が容易にできる。

これまで、運動単位数を推定する方法は、**Brody**ら⁷⁾、**Monster**ら⁴⁾によって提案されている。**Brody**らは、筆者らと同じく、集合筋電位に着目して筋電位発生モデルを用いて推定した。しかし、彼らのモデルには、運動単位の活動の重要な特性が考慮されていない。すなわち、1)発火頻度は張力によらず一定である。2)運動単位

の活動電位波形を関数で近似し、集合筋電位の自己相関関数から推定している。しかし、この関数近似の誤差は無視できないほど大きなものである。一方**Monster**らは、張力発生モデルを用いて推定した。彼らの手法に必要なデータは、運動単位の①発火頻度、②大きさ、③電気刺激頻度-発生張力関係である。これらのうち、②と③の測定は簡単ではない。②については平均応答法を用いているが、最大張力の1/2ぐらいまでしか測定していない。③について、多くの運動単位について測定するのは容易ではない。このように彼らの手法は、本手法に比べて容易なものでなく、推定は最大張力の約1/2までしか行われていない。

本論文では、**Brody**らと同様に、第3-2図(b)のように重ね合わせたパルス列が、ポアソンパルス列になると仮定した。**Lago**ら¹²⁾、**村本**ら¹³⁾は、パワースペクトラム、自己相関関数を用いてこの仮定の成立する条件の検討を行っている。本手法の適用限界を明らかにするために、今後この仮定につ



第3-9図
推定値の偏差と積分時間との関係

いて、二次モーメント、四次モーメントの面から検討する必要がある。

筋の張力増加は、(1)既に活動している運動単位の発火頻度を増加させること、(2)運動単位の活動を新たに始めさせること、の二つの要因によってなされる。張力を零より増加させる際は、(2)の要因のみであるが、張力が大きくなるに従って、(1)の要因によるものも加わってくる。これら(1)と(2)の分担率の変化は、本手法による結果を用いることにより、推定することが可能である。この検討は第5章にて行う。

3. 8 結語

本章では、集合筋電位を統計的に処理し、活動中の運動単位の数と大きさを推定する手法を開発し、ヒトの上腕筋と総指伸筋に適用した。

以下に結果を要約する。

1)集合筋電位の二次および四次モーメントと運動単位の発火頻度を用いて、活動中の運動単位の数と大きさを推定する手法を開発した。本手法は力の増加と共に逐次推定する方法である。

2)本手法をヒトの上腕筋と総指伸筋に適用し、各張力において新たに活動を始める運動単位の数と大きさを推定した。その結果は、サイズの原理および閾値張力と運動単位の数との関係などの生理結果と合致し、本手法の妥当性を確認した。

3)推定精度を理論的に検討した。集合筋電位の観測時間(モーメント算出のための積分時間)を長くすると、推定値の偏差は減少する。逐次推定の回数を増すと、推定値の偏差は増大する。

第3章の参考文献

- 1) B.Brody, O.C.J.Lippold : Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle, J.Physiol., 125, 322/335 (1954)
- 2) J.Tanji, M.Kato : Firign rate of individual motor units in voluntary contraction of abductor digiti minii muscle in man, Exp. Neurol., 40, 771/783 (1973)

- 3) D.Kosarov, A.Gydikov : Dependence of the discharge frequency of motor unit in different human muscle upon the level of isometric muscle tension , Electromyogr. clin. Neurophysiol., 16, 293/306 (1976)
- 4) A.W.Monster, H.Chan : Force production by motor units of extensor digitorum communis muscle in man, J. Neurophysiol., 40, 1432/1443 (1977)
- 5) K.Kanosue, M.Yoshida, K.Akazawa, K.Fujii : Number of active motor units and their firing rate in voluntary contraction of human brachialis muscle, Jap. J. Physiol., 29, 427/443 (1979)
- 6) H.S.Milner-Brown, R.B.Stein, R.Yemm : The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contraction. J.Physiol., 230, 359/370 (1973)
- 7) G.Brody, R.N.Scott, R.Balasubramanian : A model for myoelectric signal generation, Med & Biolog. Eng., 12, 21/41 (1974)
- 8) H.S.Milner-Brown, R.B.Stein : The relation between the surface electromyogram and muscular force, J. Physiol., 246, 546/569 (1975)
- 9) A.Papoulis (平岡, 篠崎, 天野 村田 共訳) : 工学者のための応用確率論、東海大学出版会 (1973)
- 10) 吉田正樹、彼末一之、赤澤堅造、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
- 11) E.Henneman, C.B.Olson : Relations between structure and function in the design of skeletal muscle, J. Neurophysiol., 28, 581/598 (1965)
- 12) P.Lago, N.B.Jones : Effect on motor-unit firing time on e.m.g. spectra, Med. Biol. Eng. & Comput., 15, 648/655 (1977)
- 13) 村本知孝、八名和夫、斎藤陽一 : 筋集合電位に対するショット雑音モデルの適用条件, 医用電子と生体工学, 17-特別号, 728/729 (1979)

第4章 筋電位のパワースペクトラムと運動単位の発火頻度の関連

4. 1 緒言

集合筋電位は、筋の活動状態をよく反映し測定が容易であるので、動作解析など多くの目的に用いられている。筋電位の周波数解析は、筋の運動機能に関する情報を得るための重要な手段である。しかし、これまで行われてきた筋電位の周波数解析は、発生張力との関連¹⁾、筋疲労の影響²⁾に着目したものが多く、また、運動単位の活動様式との関連では、理論的な解析^{3,4)}、表面筋電位を用いた運動単位の発火頻度の推定⁵⁾などがあるが、集合筋電位と実測した運動単位の発火頻度との関連を検討した研究は見当たらない。

本章では、集合筋電位のパワースペクトラムと運動単位の発火頻度との関連を明確にすることを目的とする。そのため、運動単位の平均的な発火頻度を無侵襲的に推定する手法を提案する。さらに、ヒトの上腕筋と総指伸筋の等尺性収縮における集合筋電位を測定し、そのパワースペクトラムを求める。そして、測定した運動単位の発火頻度との関係を、集合筋電位発生モデルを用いて解析する。

4. 2 実験による解析

ヒトの上腕筋と総指伸筋を用いて、集合筋電位のパワースペクトラムと運動単位の発火頻度の測定値との関連を検討する。

4. 2. 1 実験方法

健康成人男子1名（28才）を対象として以下の実験を行なった。

(1) 上腕筋 被験者は椅子に座り上腕を体側に接触させ、第3-2図(a)に示すように肘関節を直角に曲げ、前腕を回外位の状態でジュラルミン板に皮ベルトで固定する。手首位置における前腕屈曲力は、ジュラルミン板を固定した軸に貼り付けたストレングージによって測定した。

上腕筋の大部分は上腕二頭筋の下部にあるので、表面電極では上腕筋だけの集合筋電位を導出することが困難である。そこで本研究では、先端部1cm

の被覆を取り除いた直径 $50\mu\text{m}$ のポリウレタン被覆銅線で作成した釣針型電極を用いた。この電極を遠位 $1/3$ の位置に筋繊維走行方向に 2cm 離して筋に挿入し双極誘導した。なお、不感電極は肩の皮膚上に貼り付けた。

(2) 総指伸筋 第3-2図(b)に示すように、被験者は中指以外の指を板に固定し、中指の背側に副木をつけ基節以外が動かないようにした。副木をストッパに押しつけるようにして、等尺性の条件下で総指伸筋を収縮させた。張力は、ストッパに貼り付けたストレンゲージにより測定した。

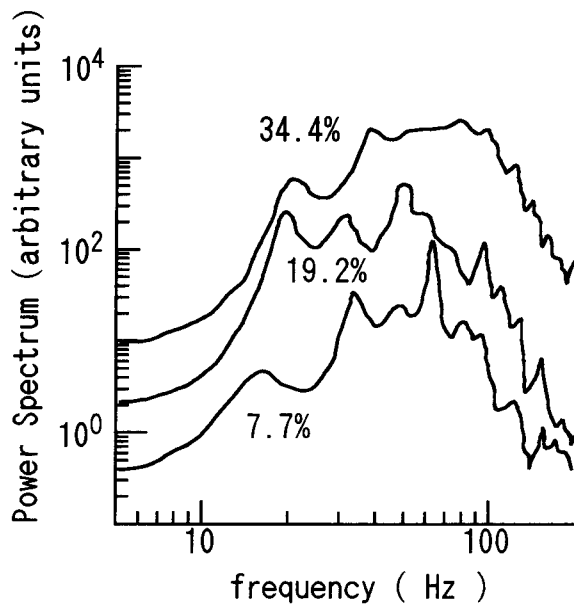
集合筋電位は、遠位 $1/3$ に貼り付けた一对の表面電極（直径 1cm 、中心間隔は筋繊維走行方向に 1.5cm ）により双極誘導した。

(3) 手順 被験者は、CRT上に表示された張力（ストレンゲージ出力）を見ながら、張力を一定に保った。持続時間は2秒間で、同一の張力に対し10回繰り返した。最大張力の 5% から 70% までの 5% 毎の張力を目標に同様の実験を行なった。各実験の間隔は、筋が疲労しないように5分以上とした。

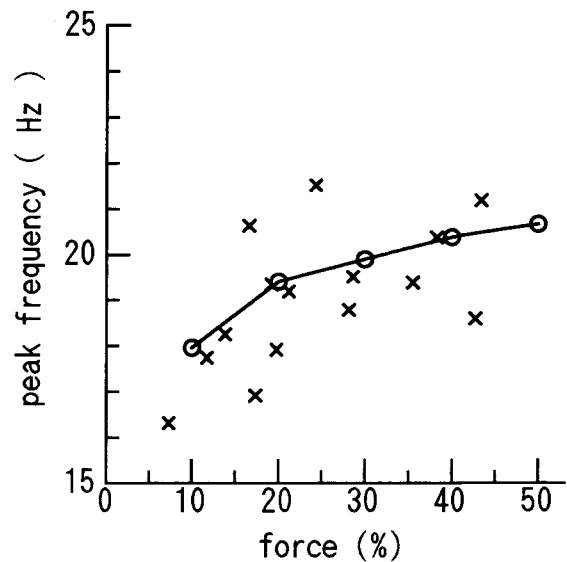
測定した2秒間で張力がほぼ一定の区間1秒間を選び、集合筋電位と張力を 2ms ごとにサンプルしA/D変換器を通して小型計算機(PDP11/23)に入力した。張力の平均と最大エントロピー法（以下MEM法と略す）⁶⁾で集合筋電位のパワースペクトラムを計算した。MEM法の予測誤差フィルタの打ち切り項数は、AICを用いて決定した。その結果項数は20前後の場合が多かったので、すべてのデータに対して項数20としてMEM法を実施した。

4. 2. 2 実験結果

総指伸筋の等尺性の緊張性収縮時に得られた集合筋電位のパワースペクトラムの例を第4-1図に示す。これらは、最大収縮力の 34.4% 、 19.2% 、 7.7% の場合である。これらのパワースペクトラムが低周波領域($0\sim 40\text{Hz}$)において極大を示す周波数（以下低周波極大周波数 f_s と表す）は、それぞれ 19.5Hz 、 18.0Hz 、 16.4Hz である。測定結果の中で低周波領域で明らかな極大を示した結果について、張力と低周波極大周波数 f_s の関係を第4-2図に×印で示す⁷⁾。張力が大きくなると共に f_s は高くなっている。第4-3図に上腕筋の集合筋電位のパワースペクトラムより得られた低周波極大周波数 f_s を×印で示す。また実線は、同一被験者の35個の運動単位の発火頻度を釣針型電極を用いて直接測定した結果である⁸⁾。これらの結果より、低周波極大周波数 f_s は運動単位の発火頻度を反映していると考えられる。



第4-1図
総指伸筋の集合筋電位の
パワースペクトラム



第4-2図
総指伸筋の集合筋電位のパワースペクト
ラムの低周波極大周波数の実測値(×印)
とシミュレーション結果(○印)

4. 3 筋電位発生モデルによる解析

4. 2節で測定した f_s と張力との関係を定量的に解析するために、運動単位の活動様式に基づいた集合筋電位発生モデルを用いる。

4. 3. 1 筋電位スペクトラム

筋電位発生モデルはすでに3. 2節で述べたが、集合筋電位のパワースペクトラムの数式展開に必要であるので概略を述べる。

まず、次の仮定を行なう。

- (1) 観測される集合筋電位は、活動中の運動単位の活動電位(MUAP)の線形和である。
- (2) MUAPの波形は、振幅を除いて、すべての運動単位に対し同じである。
- (3) すべての運動単位は、互いに独立に発火する。
- (4) 1つの運動単位において、MUAPの発生間隔は、互いに独立で、正規分布をする。

(1)はBiroら⁹⁾がネコの下腿三頭筋を支配する神経を電気刺激し発生する

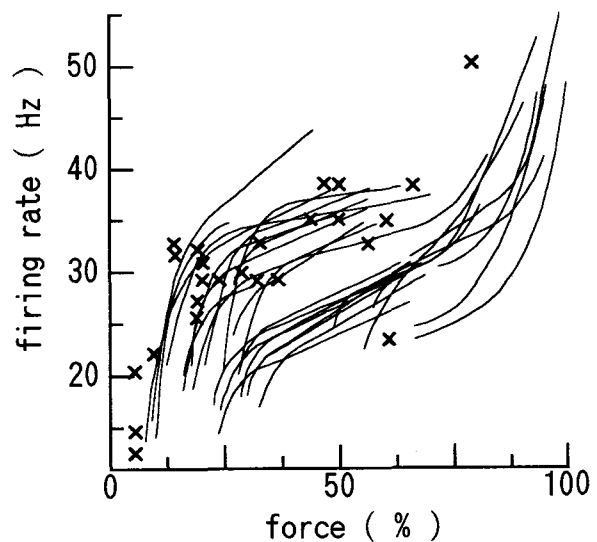
活動電位が線形加算されることを確かめた結果である。(2)はMilner-Brownら¹⁰⁾が第一背側骨間筋のMUAPを測定して得た結果を考察した結果である。(4)はClamann¹¹⁾が種々の筋のMUAPを測定しその間隔の統計的性質を調べた結果である。(3)は、上腕筋のMUAP列の相互相関関数を用いて中程度の張力までは成立することを実験的に確かめている⁸⁾。

次に、1つの運動単位の電氣的活動をモデル化する。 α 運動ニューロンから筋線維群に神経インパルスが到着すると、MUAPが発生する。その波形を $K h(\tau)$ とする。ここで、 $h(\tau)$ は次式を満たすように正規化したものである。

$$\int_{-\infty}^{\infty} h^2(\tau) d\tau = 1 \quad (4-1)$$

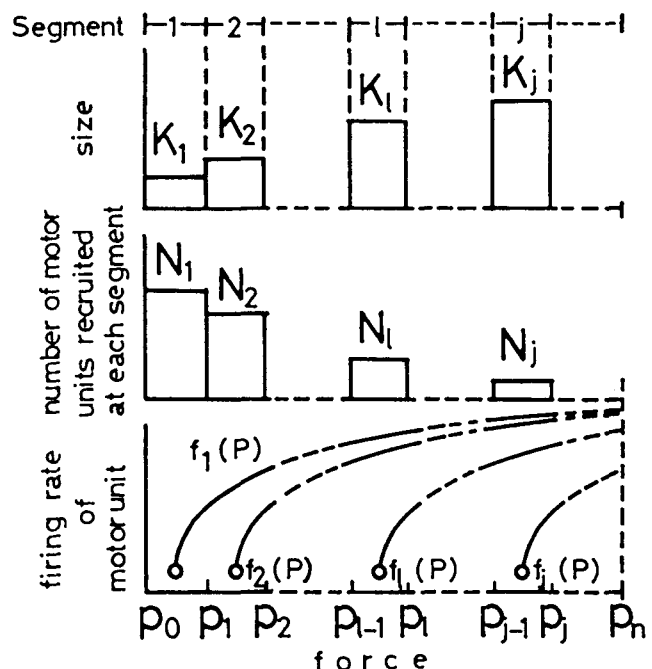
運動単位の大きさが大きいと、MUAPの振幅も大きくなるので、本論文では、 K を運動単位の大きさとして扱う。一般に、運動単位の活動様式として、次のことが知られている。(1)等尺性収縮において、運動単位は筋の張力がある値を越えるとその活動を始め、それより高い張力では、活動を持続する。(2)運動単位の発火頻度は、筋の発生張力に依存する。

筋全体として、運動単位の活動様式を以下のようにモデル化する。第4-



第4-3図

上腕筋の集合筋電位のパワースペクトラムの低周波極大周波数(×印)と運動単位の発火頻度の実測値(実線)



第4-4図

運動単位の活動様式の模式図

4 図に示すように、筋の発生張力の範囲を、 n 区間に分ける。区間 j は、張力 P_{j-1} から P_j までである。区間 l で活動を開始する運動単位の数 N_l 、平均のサイズ K_l とする。区間 l で活動を開始する N_l 個の運動単位の張力 P_j における発火頻度の平均を、 $f_l(P_j)$ で表す。

区間 l において活動を開始する N_l 個の運動単位に番号を $1, 2, \dots, m, \dots, N_l$ と付け、 m 番目に活動を開始する運動単位の張力 P_j における神経インパルス列を $U_{m,l,j}(t)$ と表す。一般に神経インパルス列は、**Dirac** のデルタ関数列で表される。

$$U_{m,l,j}(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \delta(t - t_{l,j,k}) \quad (4-2)$$

ただし、神経インパルス間隔は張力に依存して変化するものである。

この運動単位の **MUAP** 列 $V_{m,l,j}(t)$ は、

$$V_{m,l,j}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t - \tau) U_{m,l,j}(\tau) d\tau \quad (4-3)$$

である。張力 P_j における集合筋電位 $X_j(t)$ は、

$$X_j(t) = \sum_{l=1}^j \sum_{m=1}^{N_l} V_{m,l,j}(t) \quad (4-4)$$

で与えられる。

集合筋電位 $X_j(t)$ のパワースペクトラム $P_{xj}(\omega)$ は次式で与えられる。

$$\begin{aligned} P_{xj}(\omega) &= \left| \int_{-\infty}^{\infty} X_j(\tau) \exp(-i\omega \tau) d\tau \right|^2 \\ &= H(\omega) \cdot M_j(\omega) \end{aligned} \quad (4-5)$$

$$H(\omega) = \left| \int_{-\infty}^{\infty} h(\tau) \exp(-i\omega \tau) d\tau \right|^2 \quad (4-6)$$

$$M_j(\omega) = \sum_{l=1}^j N_l K_l \left| \int_{-\infty}^{\infty} U_{m,l,j}(\tau) \exp(-i\omega \tau) d\tau \right|^2 \quad (4-7)$$

ここで、 $M_j(\omega)$ は運動単位の活動を反映する項で張力に依存して変化し、 $H(\omega)$ は正規化した **MUAP** 波形に関係し張力に依存しない項である。

神経インパルス間隔が正規分布をする¹¹⁾ ので、 $U_{m,l,j}(t)$ のパワースペクトラムは、

$$\left| \int_{-\infty}^{\infty} U_{mI,j}(\tau) \exp(-i\omega\tau) d\tau \right|^2 = \frac{1 - \exp(-\sigma^2 \omega^2)}{\mu \{1 + \exp(-\sigma^2 \omega^2) - 2\cos(\mu\omega) \exp(-\sigma^2 \omega^2/2)\}} \quad (4-8)$$

となる。ここで μ と σ は、それぞれ神経インパルス間隔（発火頻度 $f_{I(Pj)}$ の逆数）の平均と標準偏差である。また、 μ と σ は、Clamann¹¹⁾の計測結果によると、次式を満たす。

$$\sigma = 9.1 \times 10^{-4} \mu + 4.0 \quad [\text{ms}] \quad (4-9)$$

$f_{I(Pj)}$ を設定すると μ が決定でき、式(4-9)より σ が求められる。これらを式(4-8)に代入し神経インパルス列のパワースペクトラムを求める。さらに K_I 、 N_I および $h(\tau)$ が与えられると、集合筋電位のパワースペクトラムが算出できる。

4. 3. 2 シミュレーション結果

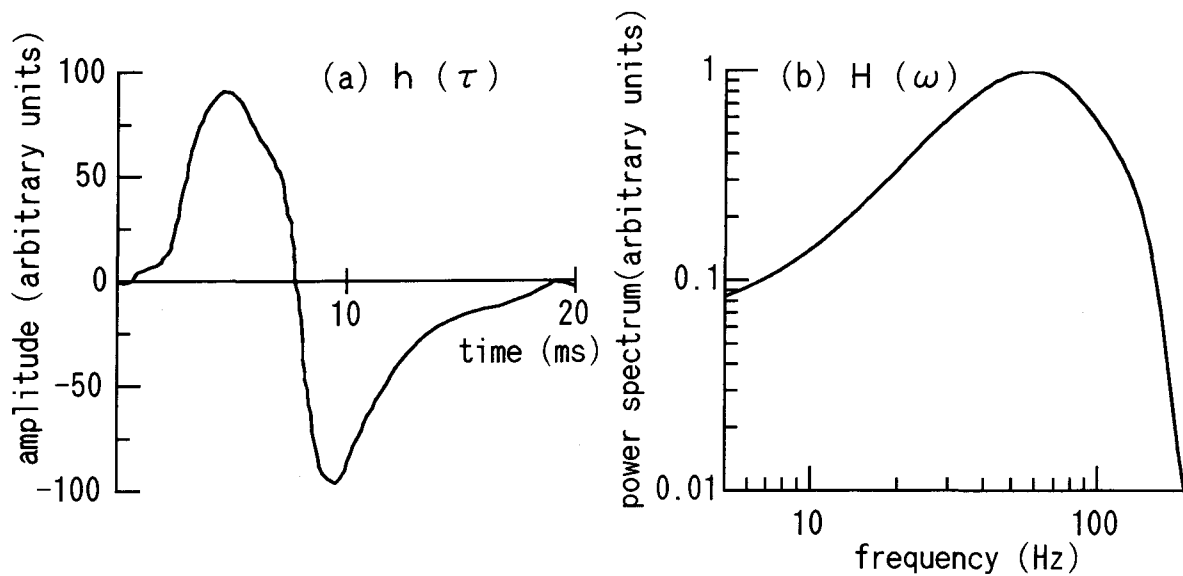
集合筋電位のパワースペクトラムをシミュレートするためには、 $f_{I(Pj)}$ 、 K_I 、 N_I および $h(\tau)$ が必要である。ここでは、Monster¹²⁾が、ヒトの総指伸筋より得た結果を用いる。最大張力の60%までを12区間に分割し、 $K_I \cdot N_I$ は第4-1表の値を、 $f_{I(Pj)}$ は次式を用いる。

第4-1表
シミュレーションに用いた
運動単位の数(N_I)とサ
イズ(K_I)

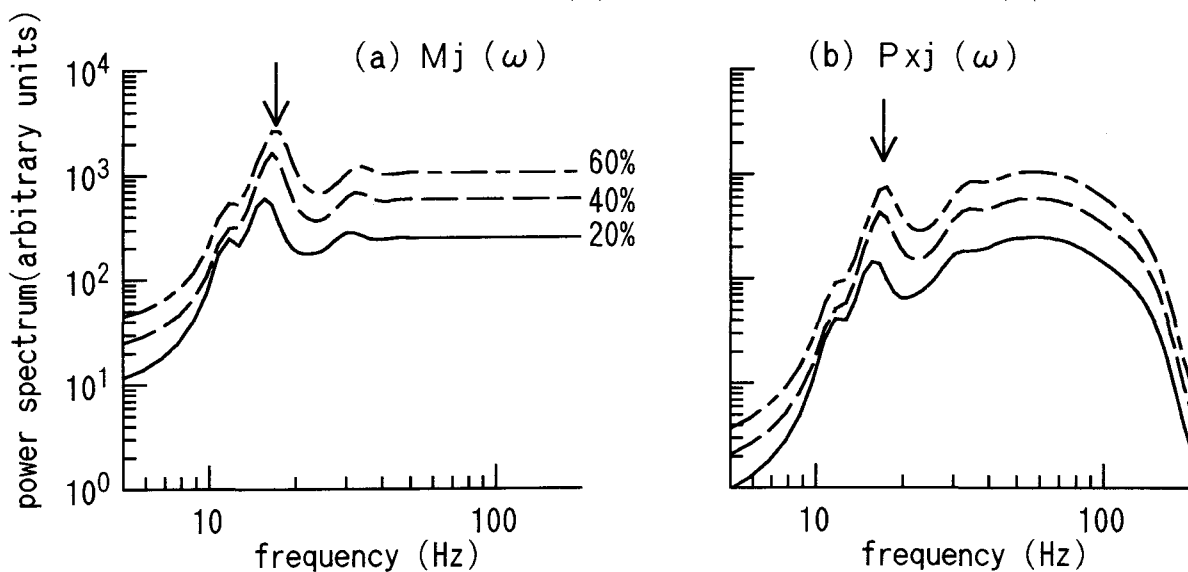
force(%)	K_I	N_I
5	0.382	24
10	0.484	18
15	0.605	13
20	0.746	9
25	0.906	6
30	1.09	4
35	1.28	3
40	1.50	2
45	1.74	2
50	1.99	2
55	2.27	2
60	2.56	1

$$f_{I(Pj)} = \begin{cases} 0.005(P_j - P_I) + 8[1 - \exp\{-0.03(P_j - P_I)\}] + 8.0 & (P_j \geq P_I) \\ 0.0 & (P_j < P_I) \end{cases} \quad (4-10)$$

$h(\tau)$ は、総指伸筋に挿入した釣針型電極で得られたMUAPの発生時刻を基準として集合筋電位を加算して求めた。その結果を第4-5図(a)に示す。第4-5図(b)には $h(\tau)$ のパワースペクトラム $H(\omega)$ を示す。式(4-10)の



第4-5図
総指伸筋の運動単位の活動電位(a)とそのパワースペクトラム(b)



第4-6図
集合筋電位のパワースペクトラムにおいて運動単位の活動に依存する項(a)とシミュレーション結果(b)

$f I(P_j)$ 、第4-1表の $K I$ 、 $N I$ を用いて式(4-5)~(4-9)より求めた $M_j(\omega)$ を第4-6図(a)に示す。 $M_j(\omega)$ は、10~20Hzの間で設定した運動単位の発火頻度 ($f I(P_j)$) の平均に対応する周波数 (図中の矢印) でピークを示す。また、約40Hz以上では $M_j(\omega)$ の値は一定である。

第4-5図(b)の $H(\omega)$ と第4-6図(a)の $M_j(\omega)$ より、集合筋電位のパワースペクトラム $P_{xj}(\omega) (= H(\omega) \cdot M_j(\omega))$ を求めた結果を第4-6図(b)に示す。低周波極大周波数 f_s は、張力と共に高くなっている。これは、運動単位の発火頻度の平均が張力と共に高くなることに対応している。このシミュレーションにおける低周波極大周波数 f_s と張力の関係を第4-2図の実線を示す。これは実測値 (×印) と同じ傾向を示している。

以上の結果より、4.2節で実測した低周波極大周波数 f_s は、運動単位の発火頻度の平均に対応しているものと考えられる。また、第4-6図(b)のパワースペクトラムは、張力が高くなると共に大きくなり第4-1図と傾向が一致している。

4.4 検討

本章では、総指伸筋と上腕筋の集合筋電位のパワースペクトラムの低周波領域の極大周波数から、運動単位の発火頻度の情報が得られることを、実験結果と集合筋電位発生モデルによる解析で明らかにした。

Boxtelら⁹⁾は、いくつかの顔面の筋の集合筋電位のパワースペクトラムより運動単位の発火頻度を推定している。彼らは、推定した運動単位の発火頻度が張力と共に増加する傾向があること示しているが、実測値とは比較していない。本章では、第4-3図に示すように上腕筋において運動単位の発火頻度を同時に実測している。集合筋電位より推定した運動単位の発火頻度の平均 f_s は、張力の増加と共に、張力の低いところと高いところでは急激に上昇し、中間領域では緩やかな増加を示している。これは、実測した運動単位の発火頻度（実線）と同じ傾向を示している。したがって、推定した運動単位の発火頻度の平均 f_s は、運動単位の発火頻度の張力に対する特性を良く表していると考えられる。

モデルによる解析において、神経インパルス列のインパルス間隔が正規分布するものとする、集合筋電位のパワースペクトラムのうち神経インパルス列に依存する項のパワースペクトラム $M_j(\omega)$ は第4-6図(a)に示すようになった。これは **Basmajian** ら⁴⁾ が実測した神経インパルス列より求めたパワースペクトラムと同じ傾向である。しかし彼らは、神経インパルス列のパワースペクトラムが低周波領域で極大を示さない場合があることも示している。これについて、**Basmajian** らは、インパルス間隔の分散の広がり、インパルス間隔の平均が運動単位によって大きく異なるかどうかによると述べている。インパルス間隔の分散は、**Clamann**¹¹⁾ が示したようにインパルス間隔が狭い場合には小さい。したがって、張力が低い場合には分散は小さいと考えられる。また、第4-3図に示すように張力が約50%以上の領域において発火頻度が急激に上昇するような場合では、インパルス間隔の平均は運動単位によって大きく異なる場合も発生する。しかし、張力が約50%までであ

れば個々の運動単位の発火頻度の差は大きくないと考えられる。以上のことから、張力が低い範囲であれば、**MUAP**列のパワースペクトラムが低周波領域で極大を示すものと考えられる。

また、**Basmajian**ら⁴⁾は、本研究のモデルにおける $h(\tau)$ の波形が時間と共に変化することも述べている。これは、筋の疲労によって筋線維上の活動電位の伝搬速度が低下することによるものと考えられる。したがって本章のモデルの仮定(2)が成立するには、筋の疲労が起こらない状況での実測を行う必要があると考えられる。

パワースペクトラムの推定には、従来 F F T 法が多く用いられてきた。しかし、M E M 法は、F F T 法に比べて短いデータからもスペクトラムの推定が可能であり、分解能が極めて高い⁶⁾。このような特徴は、筋電位のように疲労などの影響を受けやすいため長時間のデータでは定常性の得にくい信号の周波数解析には適している。また M E M 法以外にも多くの方法が提案されている。例えば、前向き後向き形自己回帰モデルを用いた推定方法（以下 F B 法と略す）^{13, 14)}がある。**Marple**¹³⁾は、パワースペクトラムのピーク周波数などの推定には、M E M 法より F B 法が適していると述べている。我々が F B 法を用いた結果は、M E M 法による結果を同様の結果であったので、ここでは M E M 法による結果を示した。

4. 5 結語

本章では集合筋電位のパワースペクトラムの低周波領域におけるピーク周波数が運動単位の発火頻度を反映していることを実測結果と集合筋電位発生モデルによる解析で示した。以下に結果を要約する。

1) ヒトの総指伸筋と上腕筋の等尺性収縮における集合筋電位を種々の張力で測定した。また、釣針型電極を用いて測定した運動単位の活動電位の波形を同定して、運動単位の発火頻度を実測した。

2) 集合筋電位のパワースペクトラムの低周波領域における極大周波数 f_s は張力と共に高くなり、実測した運動単位の発火頻度の平均に対応した。

3) モデルによる解析により、集合筋電位のパワースペクトラムの低周波領域における極大周波数は、運動単位の発火頻度の平均に対応することを示した。

第 4 章の参考文献

- 1) 井須尚紀、鈴木良次：負荷による筋電流の周波数成分の変化と自己回帰係数、信学技報、MBE77-14 (1977)
- 2) A. Van Boxtel, L.B.R. Schomaker : Influence of motor unit firing statistics on the median frequency of the EMG power spectrum, Eur. J. Appl. Physiol., 52, 207/213 (1984)
- 3) P. Lago, N.B. Jones : Effect of motor-unit firing time statistics on e.m.g. spectra, Med. Biol. Eng. & Comput., 15, 648/655 (1977)
- 4) J.V. Basmajian, C.J. DeLuca : Muscles Alive, 72/77, Williams & Wilkins (1985)
- 5) A. Van Boxtel, L.B.R. Schomaker : Motor unit firing rate during static contraction indicated by the surface EMG power spectrum, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-30, 601/609 (1983)
- 6) 日野 幹 雄：スペクトル解析, 210/236, 朝倉書店 (1985)
- 7) 吉田正樹、赤澤堅造：集合筋電位のパワースペクトラムと運動単位の発火頻度の関連, バイオメカニズム学会誌, 14(4), 229-235, 1990
- 8) K. Kanosue, M. Yoshida, K. Akazawa, K. Fujii : Number of active motor units and their firing rates in voluntary contraction of human brachialis muscle, Jpn. J. Physiol., 29, 427/443 (1979)
- 9) G. Biro, L.D. Partridge : Analysis of multiunit spike records, J. of Applied Physiol., 30, 521/526 (1971)
- 10) H.S. Milner-Brown, R.B. Stein : The relation between the surface electromyogram and muscular force, J. Physiol., 246, 549/569 (1975)
- 11) H.P. Clamann : Statistical analysis of motor unit firing patterns in a human skeletal muscle, Biophysical J., 9, 1233/1251 (1969)
- 12) A.W. Monster, H. Chan : Isometric force production by motor units of extensor digitorum communis muscle in man, J. Neurophysiol., 40, 1432/1443 (1977)
- 13) L. Marple : A new autoregressive spectrum analysis algorithm,

**IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Processing, ASSP-28, 441/454
(1980)**

- 14) 周起煥、板倉直明、南谷晴之：急速動作時の筋電図解析と特徴抽出，第
11回バイオメカニズムシンポジウム前刷，141/149 (1989)

第5章 張力制御における運動単位活動様式の推定

5.1 緒言

1つの筋は多くの筋線維から成り立っているが、張力発生の機能面から見るといくつかのサブユニットに分けることができる。このサブユニットは、脊髄にある1つの α 運動ニューロンとそれによって支配される筋線維群の集合であり、運動単位と呼ばれている。

筋の張力制御を運動単位レベルで考えると、張力増加の要因として、新たに運動単位の活動を開始させ活動している運動単位の総数を増加させること(運動単位数漸増)と、既に活動している運動単位の発火頻度を高めること(発火頻度上昇)の2つがある。これらの2つの要因が張力増加にどのように寄与しているかについて検討することは、筋の張力制御機構の解析の手掛かりを得ることである。

この2つの要因の役割については、実測した運動単位の発火頻度と単収縮力より算出したもの^{6,7)}、モデルを用いてシミュレーションしたもの^{8,9)}がある。また、運動単位数漸増の役割については、神経に電気刺激を適用して推定したものもある¹⁰⁾。

本章では、実測した生理学的データに基づいて2つの要因の相対的な貢献度を非侵襲的に推定する手法を提案する。第3章で述べた手法を用いて推定したヒトの上腕筋と総指伸筋の運動単位の数と大きさを用いて、運動単位数漸増と発火頻度上昇の相対的な貢献度を推定し、筋の種類による貢献度の違いについて検討を加える。

5.2 推定方法

本節では筋の張力発生についてモデルを考え、このモデルに基づいて運動単位数漸増と発火頻度上昇の相対的な貢献度の推定を行なう。まず1つの運動単位について考える。1つの運動単位の発生する張力は一定ではなく、 α 運動ニューロンの発火頻度に依存して非線形的に変化し、ある値で飽和する^{7,10,11)}。この飽和している状態(強縮)での張力を、その運動単位の大きさ K に定数 a を掛けたもので表す。1つの運動単位の張力 P は、運動単位の

発火頻度 f の関数として次のように表すことができる。

$$P = a K \cdot S\{f\} \quad (5-1)$$

ここで、 $S\{f\}$ は運動単位の発火頻度 f と張力の関係を表し、0 から 1 までの値をとる。

次に筋全体を考える。筋の生理的な張力発生の範囲を n 個の区間に分割する。区間 l は張力 P_{l-1} から P_l までである。区間 l で新たに運動を始める運動単位の数を N_l 、その平均の大きさを K_l とする。これらの運動単位の発火頻度は張力によって変化し張力 P_j における発火頻度を $f_l(P_j)$ とする。

区間 j において張力は、 P_{j-1} から P_j まで ΔP_j 増加するが、それは運動単位数漸増による増加分 ΔP_{rj} と発火頻度上昇による増加分 ΔP_{rcj} に分けることができる。

$$\Delta P_j = P_j - P_{j-1} = \Delta P_{rj} + \Delta P_{rcj} \quad (5-2)$$

区間 j では新たに N_j 個の運動単位が活動を始める。これらの運動単位の張力 P_j での張力は式(5-1)より $a K_j \cdot S\{f_j(P_j)\}$ である。したがって区間 j における運動単位数漸増による張力増加 ΔP_{rj} は、

$$\Delta P_{rj} = N_j \cdot a K_j \cdot S\{f_j(P_j)\} \quad (5-3)$$

である。

また、区間 l で活動を開始した運動単位は、区間 j では発火頻度が $f_l(P_{j-1})$ から $f_l(P_j)$ に上昇するので、それらの運動単位の張力増加は、 $a K_l S\{f_l(P_j)\} - a K_l S\{f_l(P_{j-1})\}$ となる。したがって、張力 P_{j-1} 以下で既に活動を開始したすべての運動単位の発火頻度上昇による張力増加 ΔP_{rcj} は次式で与えられる。

$$\Delta P_{rcj} = a \sum_{l=1}^{j-1} N_l K_l [S\{f_l(P_j)\} - S\{f_l(P_{j-1})\}] \quad (5-4)$$

式(5-3)(5-4)で示されるように、運動単位数漸増による張力増加と発火頻度上昇による張力増加を求めるには、各区間で活動を開始する運動単位の数

N 、その大きさ K 、発火頻度の変化 $f(P, j)$ と運動単位の発火頻度張力関係 $S\{f\}$ が必要である。ただし定数 a は、2つの要因の貢献度の相対的割合の算出には影響しない。

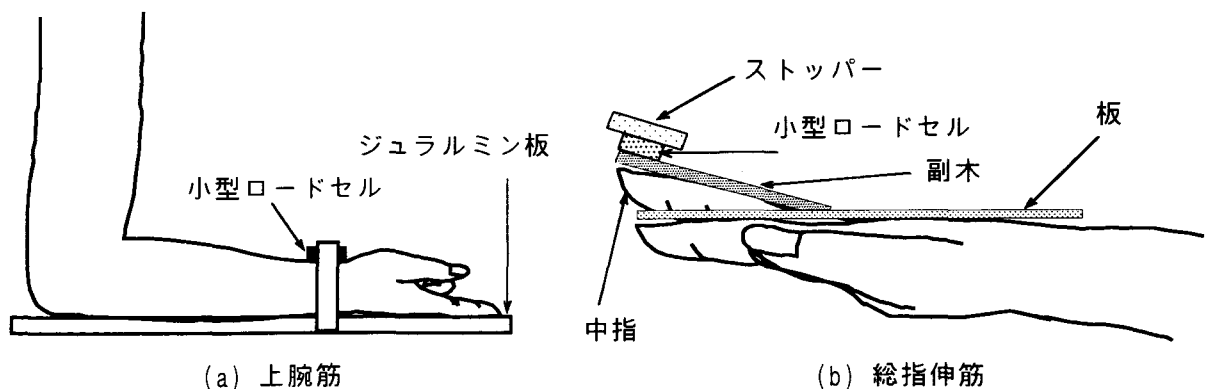
5.3 実験方法

本推定法では各区間で活動を開始する①運動単位の数、②その平均の大きさ、③発生張力と運動単位の発火頻度関係、④運動単位の刺激頻度と張力関係が必要である。これらの中で①②については、集合筋電位より推定した結果²⁾を、③については釣針型電極を用いて実測した結果^{2, 3)}を用いる。そこで今回は④の関係を測定する。しかし個々運動単位の張力の測定は困難であるので、本研究では運動単位の集合である筋の張力を測定する。測定は、健康成人3名の上腕筋と総指伸筋で行った。

1) 上腕筋 被験者は椅子に座り、上腕を体側に接触させ肘関節を90度に曲げ前腕を回外位で手首位置でアームにベルトで固定した。第5-1図(a)に示すように、前腕屈曲力はベルトと手首の間に入れた小型ロードセルにより測定した。

2) 総指伸筋 被験者は、中指以外の指を板に固定し、中指の背側に副木をつけ基節以外が曲らないようにした。第5-1図(a)に示すように、筋が収縮して副木が小型ロードセルに押しつけられるようにし、筋張力は小型ロードセルにより測定した。

3) 実験手順 筋に印加する電気刺激は、パルス幅1ms、頻度5～35Hzの矩形波を用いた。まず、10Hzの矩形波を用いて筋の収縮が最も大きくなる電



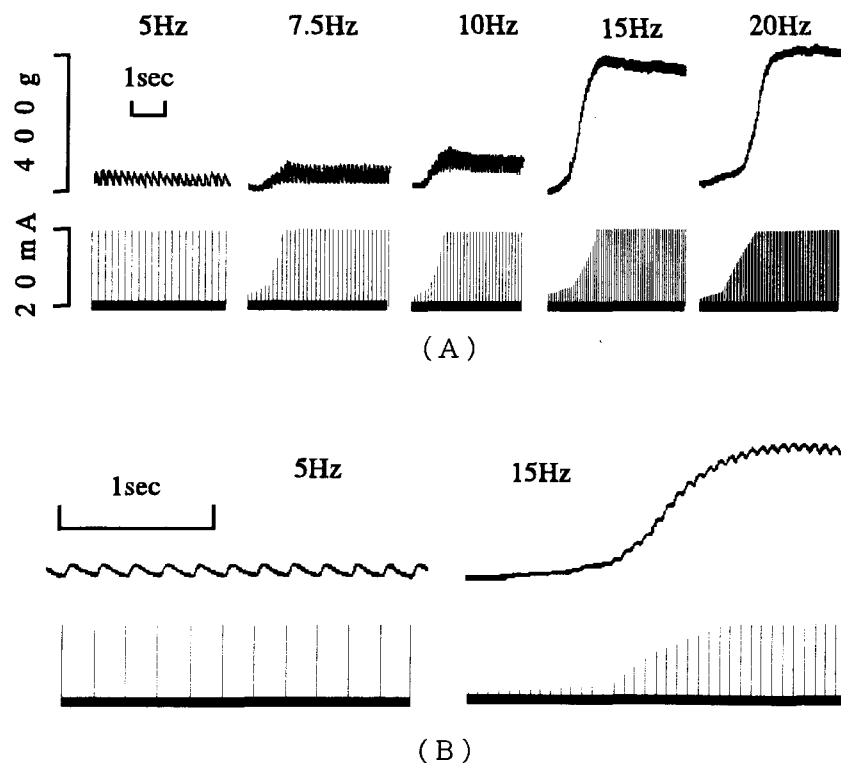
第5-1図 実験状況

極位置を探しその位置に電極を固定した。そして被験者が随意的に力を発生していない状態で、電気刺激を加えその時発生する張力の最大値を測定した。十分な休憩をした後、刺激頻度を変えて繰り返した。

5. 4 結果

5. 4. 1 刺激頻度と発生張力の関係

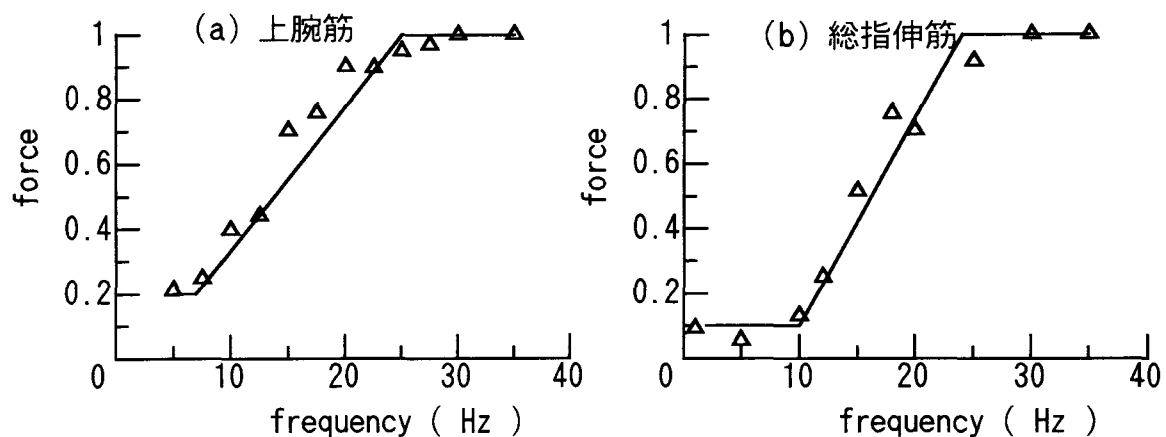
電気刺激に対する筋の張力波形の測定例を第5-2図に示す。第2-2図に示したような単収縮、加重、強縮が確認できた。電気刺激頻度と筋の張力関係の測定結果を第5-3図に示す¹²⁾。この結果は、各被験者の測定値を刺激頻度35Hzのときの値で正規化したものを平均した結果である。上腕筋と総指伸筋ともに刺激頻度が5 Hzでは、上腕筋では20%程度、総指伸筋では10%



第5-2図 測定波形例

A, Bともに上段は筋張力、下段は刺激頻度を示す。

BはAの時間を5倍に引き延ばしたものである。



第5-3図 電気刺激頻度と筋発生張力の関係
△印は測定値、実線は推定に用いた近似関数

程度の張力を発生し、約10Hzを越えると張力は急激に大きくなっている。同じ刺激頻度では上腕筋の方が大きな張力を示している。また、上腕筋は総指伸筋より低い刺激頻度で張力は飽和している。

5.4.2 活動様式の推定結果

推定は、被験者2名について行った。等尺性収縮時の集合筋電位を用いて、第3章で示した手法を用いて運動単位の数 N_I と大きさ K_I を推定した。その結果を第5-1表に示す。また、発火頻度は、釣針型電極で実測した運動単位の張力発火頻度関係³⁾ $f_I(P_j)$ を関数で近似した。実測値と近似した関数は、第3-4図に示した。以上のデータと第5-3図に示す $S\{f\}$ を用いて、運動単位数漸増による張力増加 ΔP_{rj} と発火頻度上昇による張力増加 ΔP_{rcj} を求めた結果を第5-4図に示す。これは2名の結果の平均である。張力区間の分割は、最大張力の60%までを12に分割して得られた結果である。太い線は、総指伸筋、細い線は上腕筋の結果である。縦軸は、その区間における張力増加（ここでは、最大張力の5%）に対する運動単位数漸増による張力増加の割合（ $\Delta P_{rj} / \Delta P_j$ ）を示す。

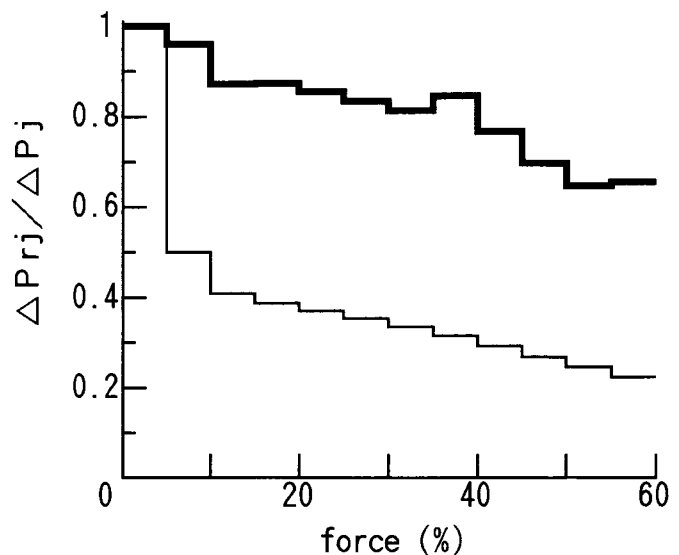
張力が55%から60%に増加する5%の増加分に対して、運動単位数漸増の貢献度は、上腕筋では59.5%であるが、総指伸筋では35.6%である。全体的に総指伸筋では、運動単位数漸増の貢献度は上腕筋のそれより小さくなっている。

第 5 - 1 表 推定に用いた K_I と N_I

被験者 force(%)	上 腕 筋				総 指 伸 筋			
	A		B		A		C	
	K_I	N_I	K_I	N_I	K_I	N_I	K_I	N_I
5	0.019	0.912	0.102	0.368	0.071	1.000	0.144	1.000
10	0.092	0.845	0.210	0.414	0.118	0.985	0.154	0.907
15	0.108	0.914	0.248	0.628	0.155	0.952	0.211	0.727
20	0.126	1.000	0.278	0.868	0.195	0.970	0.273	0.640
25	0.156	0.885	0.308	1.000	0.236	0.963	0.347	0.575
30	0.206	0.622	0.365	0.846	0.280	0.911	0.434	0.522
35	0.283	0.404	0.476	0.519	0.329	0.793	0.532	0.477
40	0.378	0.272	0.641	0.277	0.394	0.622	0.638	0.439
45	0.502	0.158	0.823	0.163	0.484	0.433	0.753	0.405
50	0.656	0.088	0.959	0.133	0.611	0.268	0.856	0.376
55	0.829	0.052	1.000	0.163	0.780	0.154	0.948	0.351
60	1.000	0.034	0.961	0.286	1.000	0.084	1.000	0.333

5. 5 検討

まず運動単位の発火頻度と張力との関係について検討する。実験方法のところで述べたように、1つの運動単位の発火頻度と張力との関係は測定できないので、本研究では、筋全体に対する電気刺激頻度と張力との関係で置き換えている。運動単位には大きく分けて収縮特性の異なる2つのタイプが存在し⁴⁾、筋によって2つのタイプの運動単位の構成の割合は異なる⁵⁾。したがって、個々の運動単位の特性和筋全体の特性とは異なる可能性もある。しかし、筋は運動単位の集合であるので、筋全体ではそれを構成する運動単位の平均的な特性を示すものと考えられる。



第 5 - 4 図 推定結果

被験者 2 名の平均値を示す。太い実線は上腕筋、細い実線は総指伸筋を示す。

本手法による推定結果は、張力増加に対する貢献度は、上腕筋では運動単位数漸増が、総指伸筋では発火頻度上昇が大きいことを示している。これは、以下の性質を考えると妥当であろう。すなわち、運動単位数漸増では張力が離散的に増加するが、発火頻度上昇では連続的増加が可能である。したがって、指のように張力の微細な制御を必要とする筋では、発火頻度上昇がより重要となるのであろう。同様の結果は、**Milner-Brown**ら⁷⁾、**Kukulka**ら⁶⁾によっても得られている。**Milner-Brown**らは第一背側骨間筋において運動単位数漸増と発火頻度上昇の貢献度を求めている。彼らの結果によると運動単位数漸増の貢献度は、全張力に対して34%であった。**Kukulka**らは上腕二頭筋と母指屈筋の運動単位の活動を測定し運動単位数漸増と発火頻度上昇について検討を加えている。彼らの結果は、上腕二頭筋では運動単位数漸増が張力増加に大きな役割を演じ、母指屈筋では発火頻度上昇が大きな役割を演じていると述べている。またこの結果は、筋線維のタイプからも考察している。

5. 6 結語

本章において、筋張力増加における運動単位数漸増と発火頻度上昇のそれぞれの貢献度を推定する方法を提案した。以下結果を要約する。

- 1) 推定に必要なデータは、活動中の運動単位数、その大きさ、平均発火頻度、刺激頻度と発生張力の関係である。
- 2) ヒトの上腕筋と総指伸筋の刺激頻度と発生張力の関係を計測した。同じ刺激頻度では、上腕筋は総指伸筋に比べて大きな張力を示した。また、上腕筋は総指伸筋より低い刺激頻度で張力は飽和した。
- 3) 本推定法を上腕筋と総指伸筋に適用した。その結果、上腕筋では運動単位数漸増が、総指伸筋では発火頻度上昇が、張力増加に大きく貢献していることがわかった。

第5章の参考文献

- 1) E.D.Adrian, D.W.Bronk : The discharge of impulses in motor nerve fibres. II.The frequency of discharge in reflex and voluntary

- contraction, J.Physiol., 67, 119/151 (1929)
- 2) 吉田正樹、彼末一之、赤澤堅造、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, 187/194 (1981)
 - 3) K.Kanosue, M.Yoshida, K.Akazawa, K.Fujii : Number of active motor units and their firing rates in voluntary contraction of human brachialis muscle, Jap.J.Physiol., 29, 427/443 (1979)
 - 4) R.E.Burke : Motor unit types of the cat triceps surae muscle, J.Physiol., 193, 141/160 (1967)
 - 5) M.A.Johnson, J.Polgar, D.Weightman, D.Appleton : Data on the distribution of fibre type in thirty-six human muscle. An autopsy study, J.Neuro.Sci., 18, 111/129 (1973)
 - 6) C.G.Kukulka, H.P.Clamann : Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions, Brain Research, 219, 45/55 (1981)
 - 7) H.S.Milner-Brown, R.B.Stein, R.Yemm : Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions, J.Physiol., 230, 371/390 (1973)
 - 8) A.M.Wani, S.K.Guha : A model for gradation of tension-recruitment and rate coding, Med.Biol.Eng, 13, 870/875 (1975)
 - 9) H.Hatze : The relative contribution of motor unit recruitment and ratecoding to the production of static isometric muscle force, Biol.Cybernetics, 27, 21/25 (1977)
 - 10) R.Baratta, M.Ichii, S.K.Hwang, M.Solomonow : Orderly stimulation of skeletal muscle motor units with tripolar nerve cuff electrode, IEEE Trans. Biomed. Eng., 36, 836/843 (1989)
 - 11) M.Bergstrom, E.Hultman : Contraction characteristics of the human quadriceps muscle during percutaneous electrical stimulation, Pflugers Arch., 417, 136/141 (1990)
 - 12) 吉田正樹、赤澤堅造：筋力制御における運動単位の数と発火頻度の役割、電子情報通信学会技術研究報告, MBE91-100, 25-29, 1992

第 6 章 電極間隔の整流積分筋電位への影響の検討

6. 1 緒言

臨床医学、リハビリテーション、体育科学などの分野において、筋活動を反映している筋電図が、筋活動を解析する手法の一つとして用いられている。運動時のように筋張力が直接測定できない場合、筋張力の指標として、表面筋電位の整流積分値（以後**IEMG**と略す）が用いられる。**IEMG**は表面筋電位を全波整流した後、一定区間で積分して得られる。しかし、表面筋電位は不規則な信号であるので、ある一定の張力に対し、**IEMG**は一意的に定まるのではなく、ある値のまわりに分布する。**IEMG**の積分時間（表面筋電位の観測時間）を長くすると、この分布の分散は小さくなる。しかし、長時間の観測では筋疲労が起こるので、短い観測時間で、かつ、分散の小さい**IEMG**を測定する方法が必要となる。

表面筋電位は、通常、一对の表面電極を用いて双極誘導し差動増幅して得られる。電極の形状を表わすものとして、電極間隔、接触面積などがあるが、電極間隔を狭くすると、表面筋電位のパワースペクトルの帯域が広くなることが示されている¹⁾。また、パワースペクトルの帯域の広い信号の分散は小さいことが示されている²⁾。したがって、電極間隔を狭くすると、**IEMG**の分散が小さくなることが予想される。

本章では、**IEMG**の分散と電極間隔の関係を解析し、分散の小さい**IEMG**を得るための測定手法を提案する。すなわち、ヒトの上腕二頭筋において、**IEMG**の分散と電極間隔の関係を測定する。さらにこの関係を、第 3 章の結果を用いて説明する。

6. 2 実験方法

IEMGの分散と電極間隔との関係を、ヒト（成人男子 6 人、女子 1 人）の上腕二頭筋において調べた。

(a) 筋電位誘導方法 表面筋電位の誘導には、マルチ電極を用いた。マルチ電極は、直径 2mm 長さ 20mm の銀線を 5 本（A, B, C, D, E）平行に並べ、A と B, A と C, A と D, A と E の間隔をそれぞれ、5, 15, 25, 35mm

としたものである。マルチ電極は、上腕二頭筋の筋腹と橈骨付着部の中間部に、銀線が筋線維走行方向とほぼ直交するように置いた。4種類の電極間隔で得られた表面筋電位の波形が類似していることを確認した。表面筋電位は、双極誘導し差動増幅（7Hz～10KHzのゲイン72dB）した。なお、不感電極は、上腕骨の外側上顆の皮膚上に貼付けた。

(b) 手順 被験者は、椅子に座り、上腕を体側に接触させ、第3-2図(a)に示すように、肘関節を直角に曲げ前腕をほぼ水平にし回外位でジュラルミン板に固定した。手首位置における前腕屈曲の張力は、ジュラルミン板を固定した軸に貼付けたストレンゲージにより測定した。被験者は、オシロスコープ上に示される張力を見ながら、等尺性の一定張力を30秒間維持した。十分に長い休息をとりながら、種々の張力（最大張力の10～20%）において実験を繰り返した。

(c) 処理 一定張力を維持している30秒の前後5秒を除く20秒間の表面筋電位を、サンプル周波数2kHzでAD変換したものを表面筋電位 $X(t)$ とする。その後 $X(t)$ を0.5秒ごとに40区間に分割し、 i 番目の区間におけるIEMG、すなわち R_i を次式により求めた。

$$R_i = \frac{1}{T} \int_{(i-1)T}^{iT} |X(t)| dt \quad (6-1)$$

ここで T は積分時間を示し、0.5秒である。

1回の測定より得られた40個の R_i より、その平均 $\bar{R}$ と分散 σ_R^2 を次式より求めた。

$$\bar{R} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N R_i \quad (6-2)$$

$$\sigma_R^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (R_i - \bar{R})^2 \quad (6-3)$$

ただし、 N は区間数で $N=40$ である。

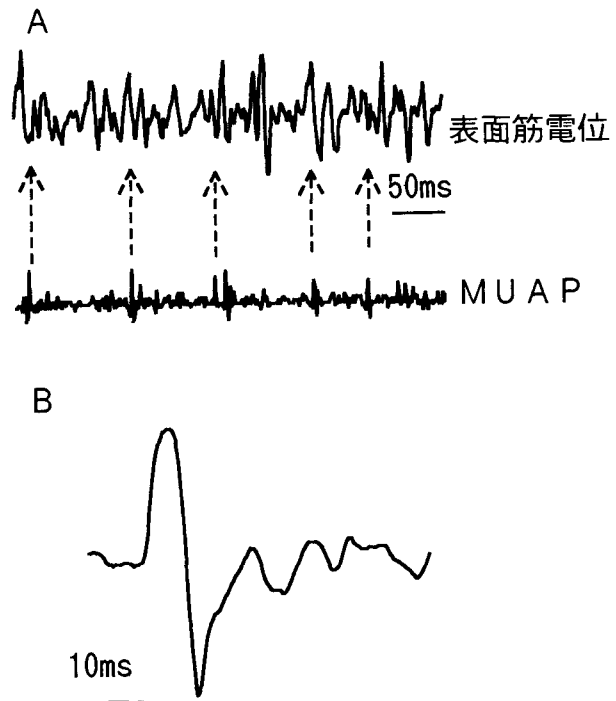
次にIEMGの分散 σ_R^2 を平均 $\bar{R}$ の2乗で正規化したもの、すなわち正規化分散 ε_R^2 を次式より求めた。

$$\varepsilon_R^2 = \sigma_R^2 / \bar{R}^2 \quad (6-4)$$

以下 6 . 4 節で述べるモデルによる解析では実効値を用いるので、表面筋電位 $X(t)$ より、次式にしたがって i 番目の区間における実効値 V_i を算出した。

$$V_i = \left\{ \frac{1}{T} \int_{(i-1)T}^{iT} X^2(t) dt \right\}^{1/2} \quad (6-5)$$

また、モデルによる解析では、単一の運動単位の活動電位（以下 **SMUAP** と略す）波形が必要であるので、平均応答法を用いて測定した。平均応答法は第 6 - 1 図に示す様に、表面筋電位と運動単位の活動電位（以下 **MUAP** と略す）波形を同時に計測し、**MUAP** の発生時刻を基準として表面筋電位を加算し平均する方法である³⁾。微小な表面電極（直径 1mm）を用いて、上腕二頭筋の **MUAP** を計測した。第 6 - 1 図(A)の下段のトレースは測定結果の一例である。単一の運動単位の同定を、波形、振幅などから目視で行った。第 6 - 1 図



第 6 - 1 図
平均応答法による単一運動単位活動電位波形の計測結果

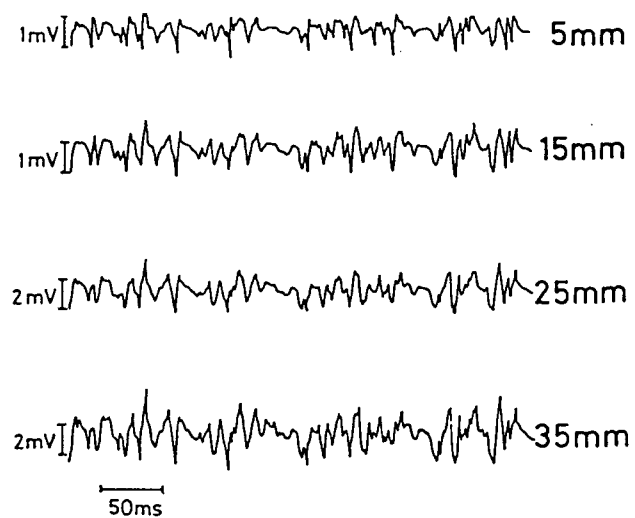
A の破線矢印部の活動電位は同一の運動単位によるものである。第 6 - 1 図 B に表面筋電位を 512 回加算して得られた **SMUAP** の結果を示す。

6 . 3 実験結果

6 . 3 . 1 整流積分値の正規化分散と電極間隔の関係

等尺性の一定張力発生時の表面筋電位を、4 種類の電極間隔で測定した結果の一例を第 6 - 2 図に示す。電極間隔は、図の上より 5, 15, 25, 35mm である。各波形は類似しているが、振幅は電極間隔が狭くなると共に減少し、35mm から 5mm になると、約半分になっている。

種々の電極間隔で測定された IEMG の正規化分散 ε_R^2 を第 6-3 図に示す。これは、7 人の被験者から計 25 回の計測より得られた結果で、各電極間隔に対して ε_R^2 を求めた。第 6-3 図において、×印と縦棒はそれぞれ、正規化分散 ε_R^2 の平均値と標準偏差である。電極間隔が狭くなるにしたがって正規化分散は小さくなっている。第 6-3 図の右側縦軸は、正規化分散を電極間隔 35mm の平均値で正規化したものである。電極間隔が 35mm から 5mm になると、IEMG の正規化分散は約 50% 減少している。



第 6-2 図
4 種類の電極間隔で誘導した筋電図

6.3.2 実効値と整流積分値の関係

測定した表面筋電位 $X(t)$ から求めた実効値と IEMG の関係を第 6-4 図に示す。これは、電極間隔が 5mm で 121 回の計測より得られた結果である。相関係数は、0.983 であるので、IEMG と実効値との間には線型関係があるといえる。実効値 (V) と IEMG (R) との回帰直線は、式 (6-6) のようになり、第 6-4 図に実線で示した。

$$R = 0.780 V \quad (6-6)$$

6.4 筋電位発生モデルによる解析

6.3 節では、測定時の電極間隔を狭くすると、IEMG の分散が小さくなることを示した。本節では、これが、どのような機序により得られたかを、筋電位発生モデルを用いて説明する。ここで用いる筋電位発生モデルは、すでに 3.2 節に示した通りであるが、基本的な事項のみをまとめておく。

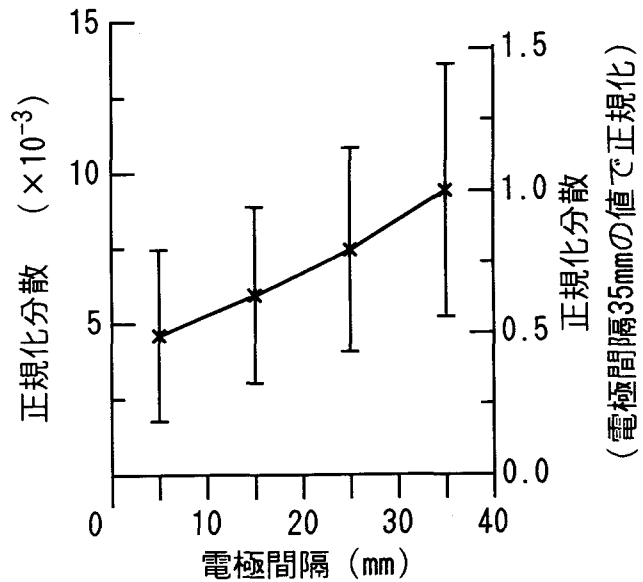
筋の張力は、運動単位 (1 つの α 運動ニューロンとそれに支配される筋線維群の集合) を基本単位として制御されている。ここでは等尺性収縮におけ

る運動単位の活動様式に着目した表面筋電位発生モデル（第6-5図）を用いる。本モデルは、活動中の運動単位の神経インパルス列を重ね合わせたものを入力とし、表面筋電位を出力とする、一入力一出力の系である。入力は、平均周波数 λ のポアソンパルス列である。低い張力から最大張力の50～60%までの範囲で、成立することはすでに示している⁵⁾。本モデルにおいてインパルス応答を $K h(\tau)$ 、出力の表面筋電位を $X(t)$ と表わす。張力の増加と共に λ と K は増加するが、これは各運動単位の発火頻度の上昇と、新しい運動単位の活動の開始を反映している。**SMUAP**波形は $K h(\tau)$ で表わされ、ゲイン K は $h(\tau)$ が次式を満たすように正規化して得られる。

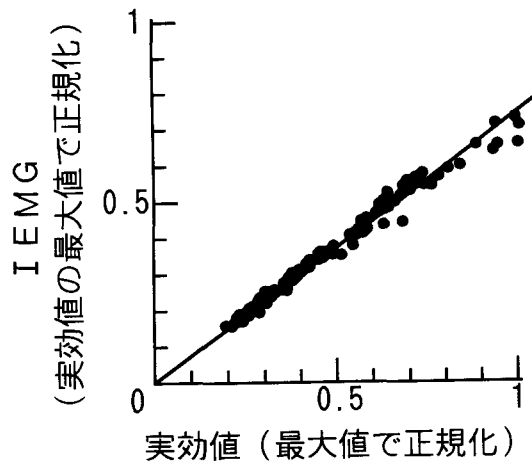
$$\int_{-\infty}^{\infty} h^2(\tau) d\tau = 1 \quad (6-7)$$

以上より $X(t)$ はショット雑音として取り扱うことができ、本モデルにショット雑音に関するモーメント定理を適用すると、2乗平均値（実効値の2乗） $\overline{V^2}$ 、とその分散 $\sigma_{V^2}^2$ は、次式で与えられる⁴⁾。

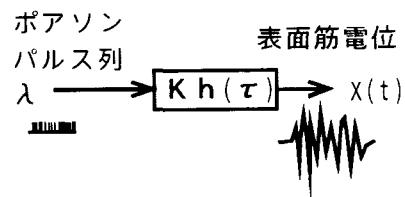
$$\overline{V^2} = E[X^2(t)] = \lambda K^2 \quad (6-8)$$



第6-3図 正規化分散



第6-4図 実効値とIEMGの関係



第6-5図 表面筋電位発生モデル

$$\sigma_{v_2}^2 = \{E[V^2 - \bar{V}^2]\}$$

$$= \frac{\lambda K^2}{T} \int_{-T}^T \left(1 - \frac{|\tau|}{T}\right) \{R_{22}(\tau) + 2\lambda R_{22}^2(\tau)\} d\tau \quad (6-9)$$

$$R_{ii}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} h^i(\alpha) h^i(\tau + \alpha) d\alpha \quad (i=1,2) \quad (6-10)$$

ただし、 $E[\cdot]$ は期待値を表わす。

次に、6.3節で示した実効値とIEMGの線型関係式(6-6)を用いると、IEMGの正規化分散は、 V^2 と $\sigma_{v_2}^2$ より次式で与えられる。(導出過程は付録Bに示す)

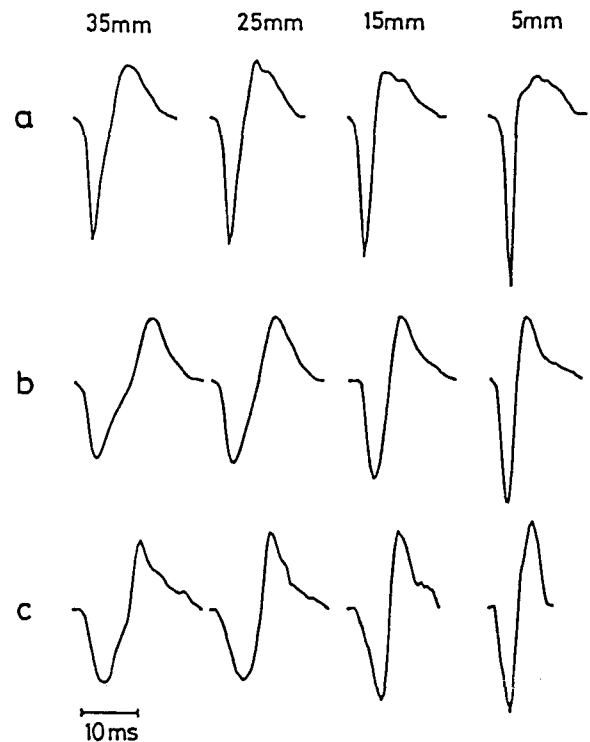
$$\varepsilon_R^2 = \sigma_{v_2}^2 / 4 V^2 \quad (6-11)$$

以上より、 λ 、 K 、 $h(\tau)$ 、 T を与えるとIEMGの正規化分散を求めることができる。なお、IEMGに関して純理論的に正規化分散を導出することが望ましいが、それが困難であるため、実験式の式(6-6)を仲介として、つまり実効値を仲介として、式(6-11)を導出した。

ここでは、モデルによる解析に必要なデータである $h(\tau)$ 、 λ 、 K を測定し、その結果を、式(6-8)～(6-11)に代入して、種々の電極間隔におけるIEMGの正規化分散を算出する。

(a) $h(\tau)$ の測定 SMUAP波形は、平均応答法を用いて測定した。第6-6図に、各電極間隔において、3人の被験者a, b, cから得られた $h(\tau)$ を示す。なお、第6-6図の結果は、平均応答法で得られたSMUAP波形 $K h(\tau)$ を、式(6-7)に基づいて正規化したものである。電極間隔が狭くなるにしたがって、 $h(\tau)$ は、持続時間が短くなり、振幅が大きくなっている。

(b) λ と K の測定 λ と K は、運動単位の数、大きさ、発火頻度により算出する。運動単位の数と大きさは、第3章で述べた推定手法により求めた。ま

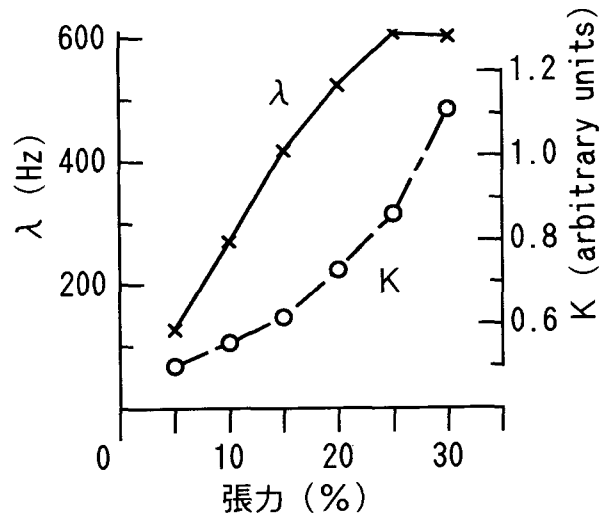


第6-6図
運動単位の正規化活動電位波形

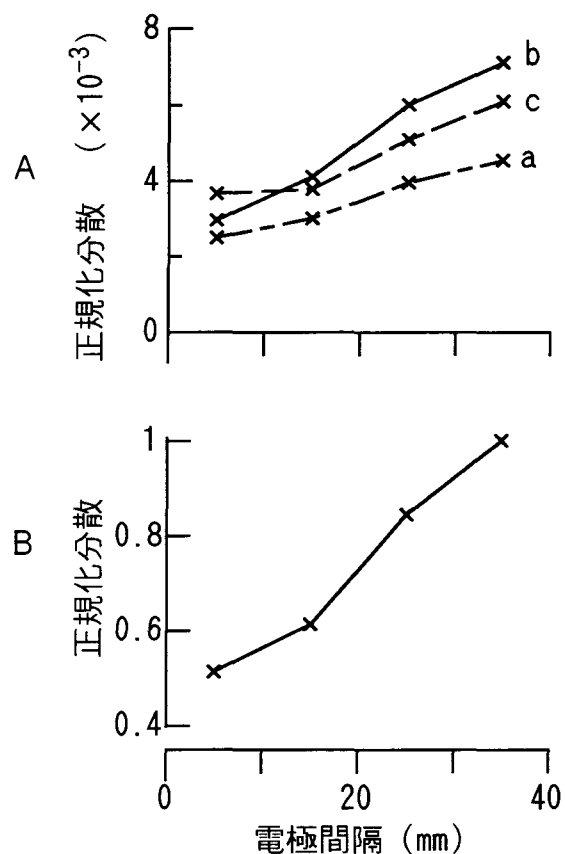
た、発火頻度に関しては、種々の張力において釣針型電極を用いて運動単位の活動を測定し、各張力における運動単位の発火頻度を求めた⁵⁾。これらのデータより λ と K を算出した結果を、第6-7図に示す。 λ と K は共に張力が大きくなると、増大している。

(c) 結果 第6-6図と第6-7図の結果を用いて、電極間隔とIEMGの正規化分散の関係を求めた⁶⁾。ただし、積分時間 T は0.5秒とした。第6-8図に、最大張力の20%における結果を示す。第6-8図(A)は、3人の被験者a,b,cの結果を示す。どの被験者においても、電極間隔が狭くなるにしたがってIEMGの正規化分散が小さくなっている。第6-8図(B)に、3人の結果の平均を、電極間隔35mmの値で正規化した結果を示す。電極間隔が35mmから5mmに狭くなると、IEMGの正規化分散は、約60%減少する。これは、第6-3図に示す実験結果と同様の傾向を示している。ここで注目すべき点は、第6-8図の場合、各電極間隔に対して張力は同じであるので、 λ と K は同一であり、 $h(\tau)$ だけが異なっている点である。

以上より、電極間隔を狭くするとIEMGの正規化分散が減少するのは、正規化したMUAP波形 $h(\tau)$ の持続時間が短くなることによると考えられる。



第6-7図
推定した運動単位の発火頻度と大きさ



第6-8図
電極間隔と正規化分散の関係

6. 5 検討

本章では、電極間隔が狭くなると**IEMG**の正規化分散が小さくなることを、実験結果およびモデルを用いて説明した。

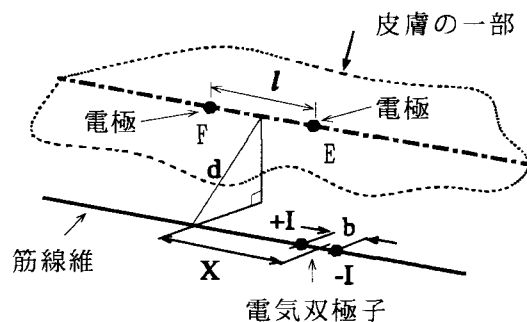
IEMGの正規化分散が小さいということは、測定された表面筋電位の精度が高いことを示している。しかし間隔が狭くなれば、第6-2図に示すように測定される表面筋電位の振幅も小さくなる。表面筋電位の振幅が小さくなれば、筋電増幅器の内部雑音の影響を大きく受ける可能性が大きくなる。したがって、測定精度と振幅の両方を考慮した電極間隔を設定しなければならない。本研究で設定した最も狭い電極間隔は**5mm**である。この電極間隔は、測定精度と振幅を両方考慮して求めた最適な電極間隔ではないが、電極間隔がこれ以下になると発汗などにより電極が短絡されることもある。したがって、本研究で用いた電極形状では、**5mm**程度が実用上最も狭い電極間隔であると考えられる。

モデルによる解析の結果、正規化した**MUAP**波形 $h(\tau)$ の持続時間が短くなることにより、**IEMG**の正規化分散が小さくなることを示した。そこで以下では、電極間隔と**MUAP**波形との関連について検討する。

Lynn⁷⁾は、次のような仮定に基づいて、**SMUAP**波形のシミュレーションを行った。

1. 筋組織は、均一で等方性である。
2. 筋線維上に発生する電位を電気双極子とする。
3. 電極は点とする。

第6-9図に示すように、電極間隔、電極と筋線維との距離 d 、電気双極子の電荷間隔を b とすると、電気双極子が位置 x にあるときの電極 E 、 F によって双極誘導される電位 V_{EF} は次式で表わされる。



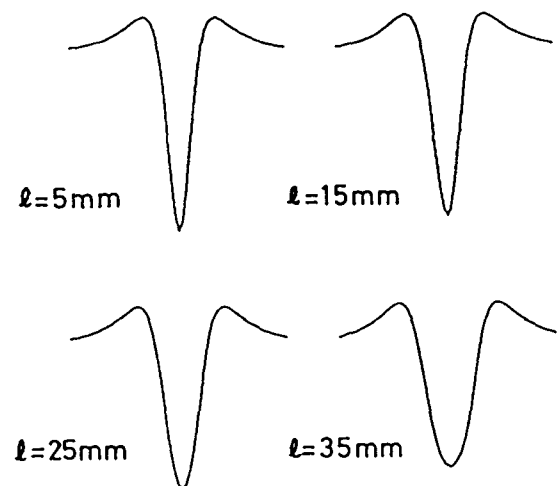
第6-9図
運動単位の活動電位発生モデル⁷⁾

$$V_{EF} = \frac{2 \rho I}{4 \pi} \left(\frac{1}{r_{E+}} - \frac{1}{r_{F+}} - \frac{1}{r_{E-}} + \frac{1}{r_{F-}} \right) \quad (6-12)$$

ただし、

$$\begin{aligned}
r_{E^+} &= \left\{ \left(X - \frac{b}{2} - \frac{l}{2} \right)^2 + d^2 \right\}^{1/2} \\
r_{F^+} &= \left\{ \left(X - \frac{b}{2} + \frac{l}{2} \right)^2 + d^2 \right\}^{1/2} \\
r_{E^-} &= \left\{ \left(X + \frac{b}{2} - \frac{l}{2} \right)^2 + d^2 \right\}^{1/2} \\
r_{F^-} &= \left\{ \left(X + \frac{b}{2} + \frac{l}{2} \right)^2 + d^2 \right\}^{1/2}
\end{aligned} \tag{6-13}$$

ここで、 I は電荷密度、 ρ は筋組織の電気伝導率である。式(6-12)を用いて、電極間隔を 5, 15, 25, 35mm として、電気双極子が移動する際に観測される波形を求めた結果を第 6-10 図に示す。この結果より、電極間隔が狭くなると、SMUAP の持続時間が短くなることが明らかである。すなわち、 $h(\tau)$ は、電極間隔が狭くなるにしたがって、その持続時間が短くなることが Lynn のモデルにより説明できる。



第 6-10 図
運動単位の正規化活動電位波形の Lynn のモデルによるシミュレーション結果

6. 6 結 論

本章では、双極誘導した表面筋電位の整流積分値の正規化分散と電極間隔との関係を、成人 7 名の上腕二頭筋で測定した。その結果、電極間隔を狭くすると、表面筋電位の整流積分値の正規化分散が小さくなることを示した。これより、精度良く表面筋電位を測定するには、間隔の狭い双極電極を用いて誘導すれば良いことが明らかとなった。

表面筋電位の整流積分値の正規化分散と電極間隔との関係を、表面筋電位発生モデルを用いて解析した。その結果、電極間隔を狭くすると、表面筋電位の整流積分値の正規化分散が小さくなるのは、観測される運動単位の活動電位の持続時間が短くなるためであることが明らかになった。

第 6 章の参考文献

- 1) P.Zipp : Effect of electrode parameter on the bandwidth of the surface e.m.g. power density spectrun, Med. & Biol. Eng. & Comput., 16, 537/541 (1978)
- 2) J.S.Bendat, A.G.Piersol (得丸, 添田, 柴田, 中溝, 秋月, 山川共訳) : ランダムデータの統計的処理, 165/172, 培風館 (1976)
- 3) H.S.Milner-brown, R.B.Stein, R.Yemm : The contractile properties of human motor units during voluntary isometric contractions, J.Phsiol., 228, 285/306 (1973)
- 4) 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, 187/194 (1981)
- 5) K.Kanosue, M.Yoshida, K.Akazawa, K.Fujii : Number of active motor units and their firing rates in voluntary contraction of human brachialis musle, Jap.J.Physiol., 29, 427/443 (1979)
- 6) 吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦 : 整流積分筋電位の精度改善の方法, 医用電子と生体工学, 26(1), 25-31, 1988
- 7) P.A.Lynn, N.D.Bettles, A.D.Hughes, S.W.Johnson: Influences of electrode geometry on bipolar recordings of the surface electromyogram, Med. & Biol. Eng. & Comput., 16, 651/660 (1978)

第7章 手の運動機能を取り入れた筋電義手の開発

7. 1 緒言

義手は、事故などで腕や手の一部を切断された部分の機能を補うものである。義手として要求される機能として、動きが元の手に近いことだけではなく、ヒトが制御し易いものでなければならない。使用者が義手を制御するための制御信号は、使用者が義手の存在に意識することなく切断前と同じ感覚で手を動かせる信号が望ましい。さらにその信号を誘導するために特殊な装置を必要としないことも重要である。このような信号として、筋電信号があげられる。近年、筋電信号を制御信号とした筋電義手が開発されている^{1~6)}。しかし、これらの筋電義手のほとんどはオンオフ制御であり、また比例制御方式も開発されてはいるが、それらの義手の制御機能はいずれもヒトの手の持つ運動制御機能と比べ、低いレベルに留まっている。機能の面で、少しでもヒトの手に近づけることが望まれている。四肢の運動における神経制御の特徴の一つは、関節回りのコンプライアンスが一定ではなく、脳によって調節されていることである⁷⁾。もし義手がヒトの手と同様な神経－筋制御機構を備えていれば、義手はヒトの手と同じように外力に対してより柔軟に反応すると考えられる。また義手使用者はより少ない集中力と短い訓練期間で義手を制御でき、高度な作業を行えるようになることが期待できる。

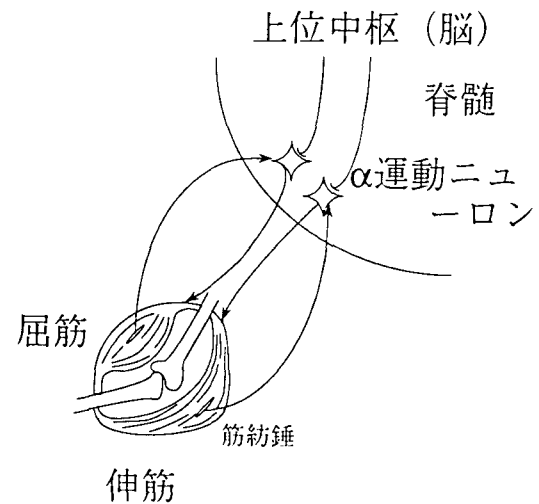
義手を制御するための信号として筋電信号は適しているが、その誘導方法や処理方法については、ヒトの筋張力制御機序や筋電位の統計的性質を考慮して、最適な手法を開発しなければならない。本章では、第3章から第6章の結果をふまえた筋電処理を行い、ヒトの神経－筋制御系の動特性を模擬したデジタル制御方式の前腕筋電義手の開発することを目的とする。既にヒトの長母指屈筋を用いた実験と解析により神経－筋制御系の動特性が推定されている^{8,9)}。そして力フィードバックと位置制御機構を用いることにより、その動特性を模擬したハードウェアが実現できることが示され¹⁰⁾、D Cモータとアナログ式サーボ機構を用いた義手¹¹⁾が試作されている。しかしアナログ式サーボ機構では高周波ノイズやドリフトにより義手の動作が不安定になるという問題点がある。それらの問題点を解決するために、ここではワンチップマイクロプロセッサを中核としたデジタル式サーボ機構による1自由度

の開閉動作が可能な義手の開発を行う。またその有用性と限界を確認するために健常者の筋電図を用いた義手の制御実験を行う。

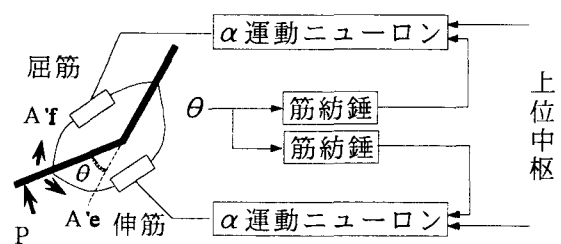
7. 2 筋電義手の構成

7. 2. 1 神経－筋制御系のモデル

すでに述べたように神経－筋制御系は、第7－1図に示すような模式図で表現される。脳からの指令は脊髄の α 運動ニューロンに伝わり、さらに筋へと伝達され、収縮が起こる。筋内には筋の長さとその速度を検出する筋紡錘があり、その出力は α 運動ニューロンへフィードバックされている。つまり筋紡錘－ α 運動ニューロン－筋からなる閉ループ（伸張反射系）がある。この系は位置制御において重要な働きをしていると言われている。ヒトの手が持つ優れた運動機能はこの伸張反射系によるフィードバック制御と筋自体が持つ粘弾性によって発揮される。手が切断されると、筋と伸張反射系の機能が失われるが、ここではこれらの機能を義手に備えようとするものである。



第7－1図 神経－筋制御系の模式図



第7－2図 神経筋制御系のモデル

ここで、第7－2図に示すような一对の屈筋、伸筋からなる1自由度の系を考える。関節角度を θ 、屈筋、伸筋によるトルクをそれぞれ $A'f$ 、 $A'e$ とする。指に加わる外力によるトルク（以下指トルクと略す） P とすると、

$$P(t, \theta) = A'f(t, \theta) - A'e(t, \theta) \quad (7-1)$$

と表される。理解を容易にするために各筋の発生するトルクを成分に分解し

て表現する。屈筋によるトルク $A'f(t, \theta)$ は、筋自体が中枢の指令によって発生する収縮トルク $Af(t)$ と、伸張反射系・筋の粘弾性による末梢で発生するトルク $F_{Af}(t, \theta)$ の和で次式のように表現される⁷⁾。

$$A'f(t, \theta) = Af(t) + F_{Af}(t, \theta) \quad (7-2)$$

伸筋においても同様に、

$$A'e(t, \theta) = Ae(t) + F_{Ae}(t, \theta) \quad (7-3)$$

となる。これより指トルク P は

$$P(t, \theta) = Af(t) - Ae(t) + F(t, \theta) \quad (7-4)$$

ただし、

$$F(t, \theta) = F_{Af}(t, \theta) - F_{Ae}(t, \theta) \quad (7-5)$$

と表すことができる。屈筋と伸筋の粘弾性と伸張反射の特性をまとめて伝達特性 $G_x(s)$ で表現すると、指に加わるトルク P と関節角度 θ の関係は、次式で表現できる⁸⁾。

$$P(s) = Af(s) - Ae(s) + G_x(s)\theta(s) \quad (7-6)$$

$$G_x(s) = GM(s) + \exp(-Ls)GN(s) \quad (7-7)$$

ここで $GM(s)$ は屈筋、伸筋の粘弾性を表す伝達関数であり、 $GN(s)$ は伸張反射系を表す伝達関数である。また L は神経系の遅れを表すむだ時間である。 $G_x(s)$ はむだ時間を含む複雑な伝達関数であるが、筋を伸展したときの張力応答を参考に $G_x(s)$ を簡単な 1 次進み・1 次遅れの系で近似する^{8,9)}。すなわち伝達関数 $G_x(s)$ は、

$$G_x(s) = K \frac{1 + \tau_2 s}{1 + \tau_1 s} \quad (7-8)$$

ただし

$$K(t) = K_0 + a (A f(t) + A e(t)) \quad (7-9)$$

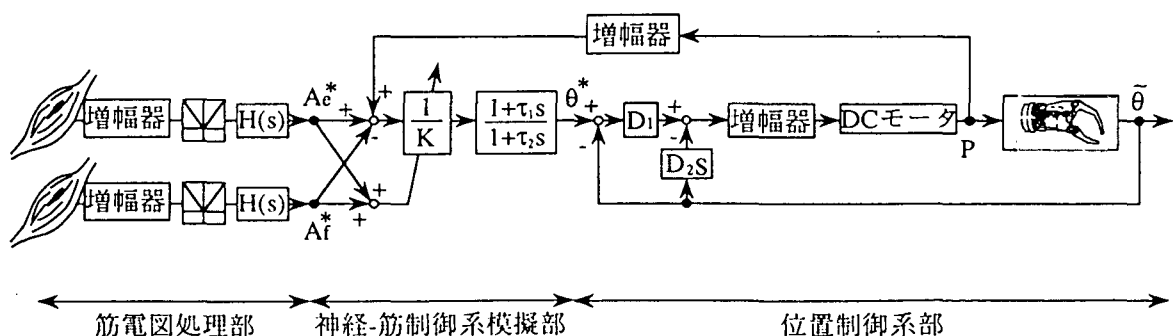
である。ゲイン $K(t)$ は一定ではなく、屈筋と伸筋の発生する収縮トルクの和に比例する⁸⁾。なお K_0 は弛緩時のゲイン、 a は定数である。

7. 2. 2 筋電義手の構成原理

式(7-6)を θ について解くと、

$$\theta(s) = \{P(s) - A f(s) + A e(s)\} / G x(s) \quad (7-10)$$

となる。これは、指の関節角度 θ が、式(7-10)の右辺の値になるように制御すればよいことを示す。右辺の値は、屈筋、伸筋の収縮トルク $A f$ 、 $A e$ と指トルク P から算出される。筋電義手の構成を第7-3図に示す。収縮トルク $A f$ 、 $A e$ は直接測定することはできないので、残存筋の筋電図を用いて推定する。筋電図処理部に示すように、残存筋の筋電図の全波整流、平滑化により、その推定値 $A f^*$ 、 $A e^*$ を求める。次に義手の指トルク P を測定する。神経-筋制御系模擬部では指トルク P と $A f^*$ 、 $A e^*$ より式(7-10)を用いて右辺の値を算出し、これを θ^* とおく。 θ^* を位置制御系の目標値として与える。位置制御系部においては、角度 θ が $\theta = \theta^*$ となるように義手角度を制御する。ここで D_1 は位置偏差に対するゲインであり、 D_2 は速度のフィードバックゲインである。また、外力の指の関節角度への影響を小さくし（ギヤーリンク系により）、剛性を高くしている。

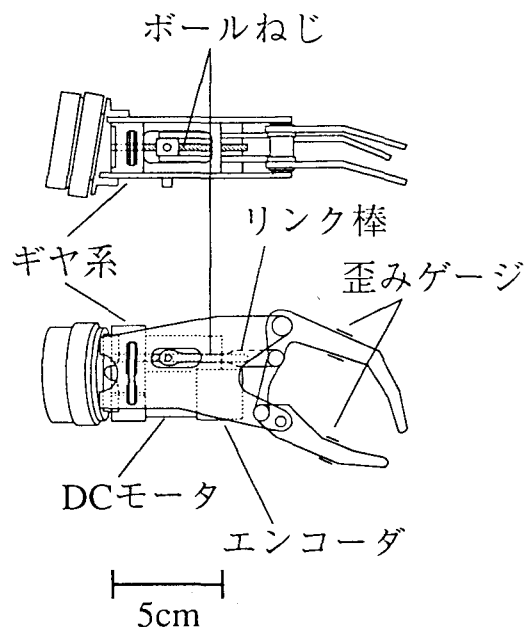


第7-3図 筋電義手の構成

7. 3 筋電義手の試作

7. 3. 1 義手の機構

義手の機構を第7-4図に示す。義手は母指、示指、中指の3本指からなる1自由度（開閉動作）のものである。示指、中指は、リンク機構により母指と連動して屈曲、伸展する。DCモータの回転は約**100分の1**の減速比を持つギヤリンク系を介して指の開閉動作となる。すなわちDCモータの回転によりボールねじが回転すると、リンク棒の先端がボールねじに沿って直線運動する。先端部分が指の方向に移動するとリンク機構により、指部分が指の根元を中心として回転し、指が開く。



第7-4図 義手の機構

指トルクPは、義手の母指、示指、中指の根元部分に貼った歪みゲージによりを検出し、3指に加わるトルクの和として測定している。

7. 3. 2 制御システムの構成

筋電図処理部での平滑化フィルタ $H(s)$ は、既に決定されている二次のローパスフィルタ（カットオフ周波数**2.6Hz**）を用いる⁸⁾。

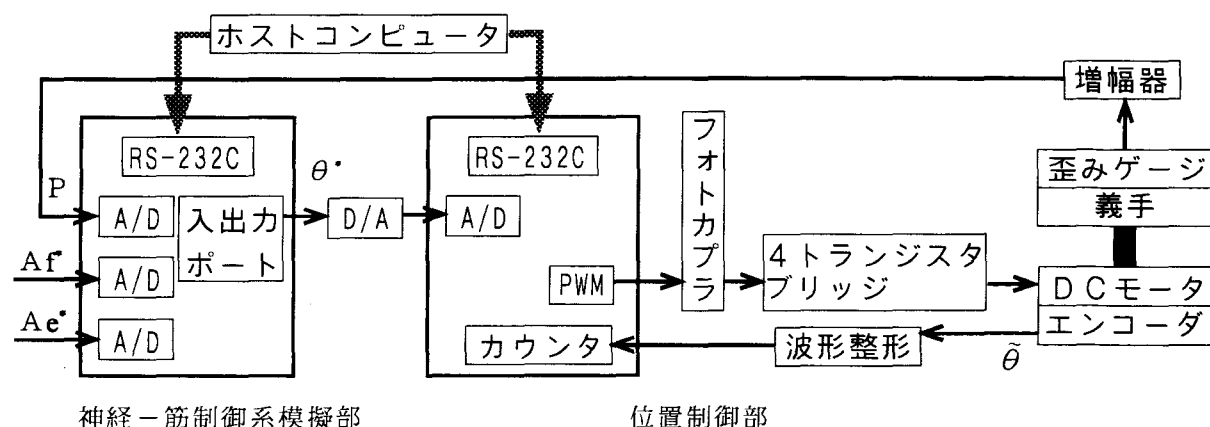
義手の制御システム（神経－筋制御系模擬部と位置制御系部）にはワンチップマイクロプロセッサ（**NEC μ PD78310**、以下MPUと略す）を中核としたデジタル方式を用いる。このMPUは、最小命令時間**500ns**でモータの制御に必要なほとんどの機能を備えている。すなわち、**8bit**のデジタル入出力ポート（3チャンネル）、A/D変換入力（**8bit** 4チャンネル）、パルス幅変調（PWM）信号出力ポート（2チャンネル）、カウンタ・タイマ入力（2チャンネル）を備えている。また演算処理においても**16bit**乗除算、**32bit**乗算をハードウェアでサポートし処理速度を向上させている。制御用のソフトウェア

アの開発はホストコンピュータ(NEC PC-9801)上で行い、シリアルインターフェース(RS-232C)を経て、MPUに転送する。

第7-5図にシステムの概略を示す。神経-筋制御系模擬部、位置制御系部ともに独立したMPUを持ち、2つのMPU間は非同期としている。神経-筋制御系模擬部は、A/D変換した Af^* 、 Ae^* 、Pにより義手の開閉角度の目標値 θ^* を計算し、デジタルポートより出力する。出力された信号はD/A変換器により、いったんアナログ信号に変換する。位置制御系部ではこのアナログ信号 θ^* に実際の義手の開閉角度 θ が追従するようにDCモータを駆動する。すなわち、 θ^* に応じたデューティ比のPWM信号を出力する。これによりDCモータの制御を行う。このとき、義手の開閉角度 θ の制御は、実際にはDCモータの回転角 $\bar{\theta}$ を制御することで行う。

DCモータの駆動には4トランジスタブリッジで構成したドライバ回路を用いる。また、MPUとドライバ回路の間にはDCモータで発生する雑音がMPUに伝わるのを防ぐためにフォトカプラを用いてアースの絶縁を行なう。DCモータにはロータリエンコーダが取り付けられており、その出力は波形整形の後、MPUのアップダウンカウンタに取り込まれ、モータの回転角が算出される。位置制御部での位置および、速度のフィードバックはこの値を用いている。

この制御システムの周波数特性を測定した結果を第7-6図に示す。入力を正弦波の Af^* 、 Ae^* とし、 Af^*+Ae^* (ゲインK) が一定となるように2つの信号の位相差を180度とした。出力は義手の角度 $\bar{\theta}$ である。ただし外力のフィードバックは除去した。結果よりゲイン特性はほぼ1 Hzまで理論値と一致



第7-5図 義手の制御システム

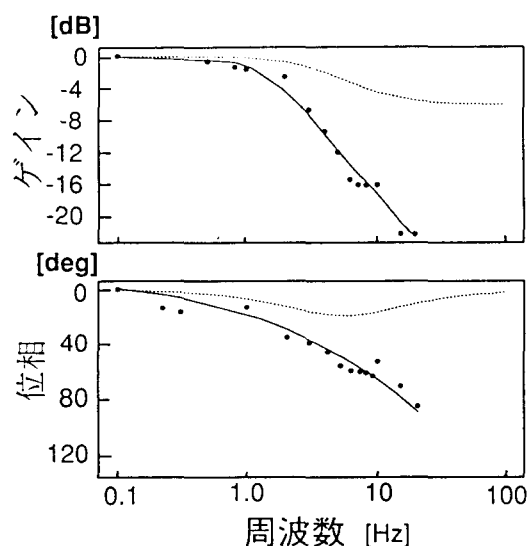
していることがわかる。すなわち、この周波数まで弾性の特性を実現しているといえる。

7. 4 筋電制御実験

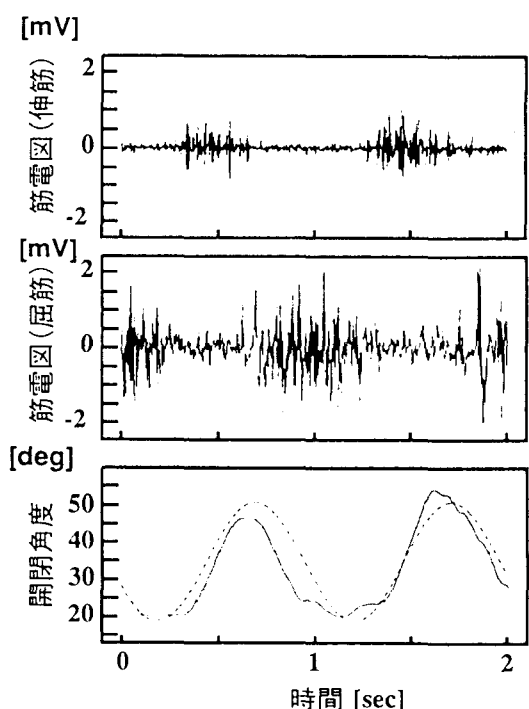
試作した筋電義手の有用性を検討するために、健常者の筋電図を用いた制御実験を行った¹⁴⁾。すなわち、指の関節角度の目標値追従、義手の柔らかさ(コンプライアンス)の制御、物体のハンドリングである。なお、筋電図は手根屈筋群、手根伸筋群から導出した。

7. 4. 1 目標追従実験

被験者に義手の開閉角度 θ を目標値 $\bar{\theta}$ に一致させるよう指示した。目標値 $\bar{\theta}$ と義手の角度 θ を CRT 上に輝線で表示した。被験者は屈筋群、伸筋群を収縮させ、その筋電図によって義手の開閉角度の制御を行った。第 7-7 図に実験結果の一例を示す。上段、中段は義手の制御に用いた伸筋群、屈筋群の筋電図である。下段は義手の開閉角度および目標値を示している。義手の開閉角度は示指・中指と母指がなす角とし、義手の指部が最も閉じた状態を 0 度とした。義手の開閉角度と目標信号は概ね一致しており、筋電図による義手の開閉角度の制御が可能であることが示された。



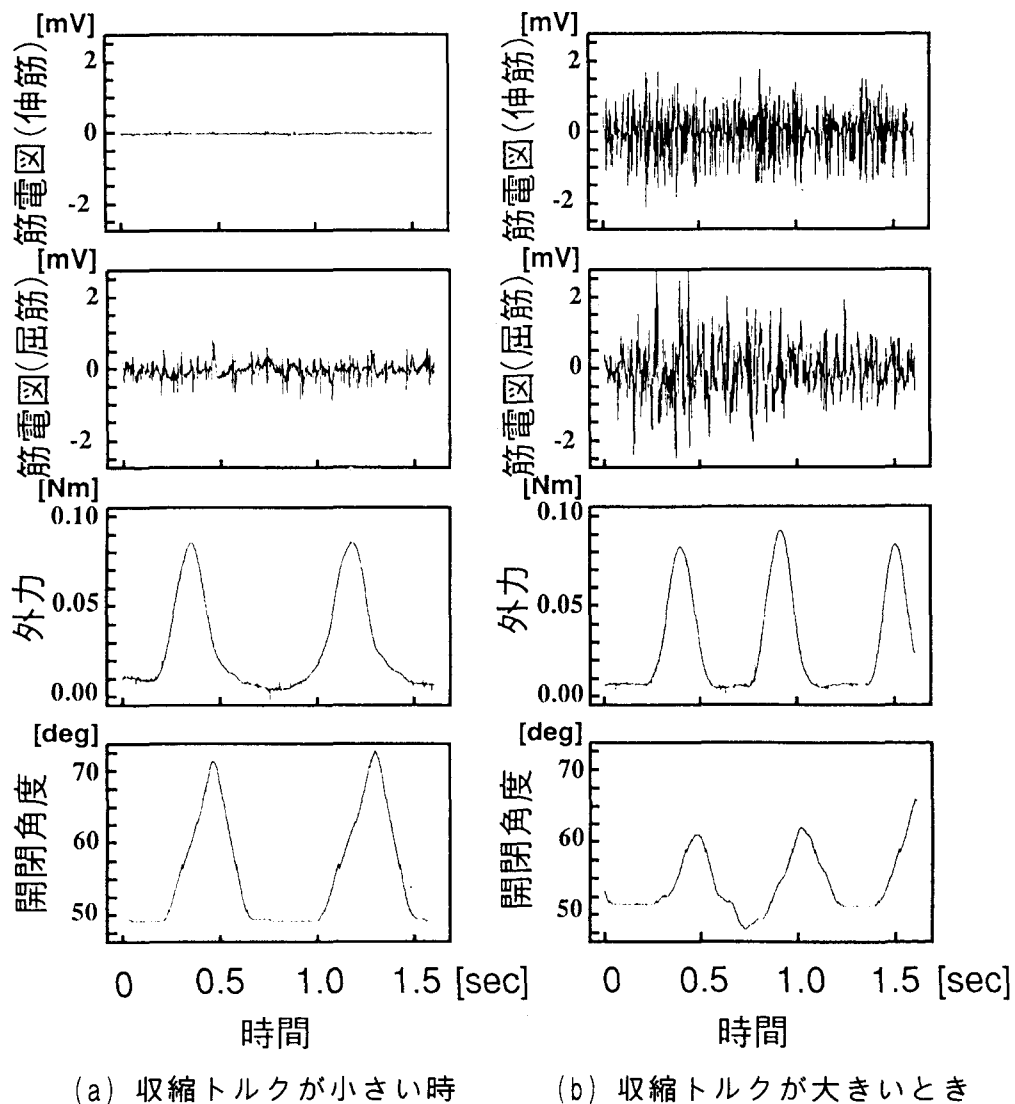
第 7-6 図 義手の周波数特性
破線は理論値 ($\tau_1=0.02s, \tau_2=0.04s$)、
黒丸は実測値を示す。実線は実測値
の近似曲線である。



第 7-7 図 目標追従実験結果の一例
破線は目標値、実線は義手の開閉角度
を示す。

7. 4. 2 外力に対する義手の応答

義手の柔らかさを調べるため、外力に対する義手の応答を測定した。被験者には屈筋群と伸筋群を同時に収縮させ、義手の指を静止させるように指示した。静止時ではそれぞれの筋電図より推定される収縮トルクはほぼ一定に保たれている。この状態で義手の指部に外力を加えた時の義手の開閉角度の応答を測定した。第7-8図(a)は A_{f^*} 、 A_{e^*} が小さい場合、(b)は A_{f^*} 、 A_{e^*} が大きい場合である。上から義手の制御に用いた伸筋群、屈筋群の筋電図、義手の開閉角度、義手の指部にかかる外力を示している。(b)に比べ(a)では、ほぼ同じ大きさの外力に対し義手の開閉角度が大きく変化している。すなわち義手は、 A_{f^*} 、 A_{e^*} が小さい場合は大きい場合に比べ外力に対して



第7-8図 外力に対する応答の一例

柔らかく反応している。このことは義手の指の柔らかさが操作者により随意に調整されることを示している。

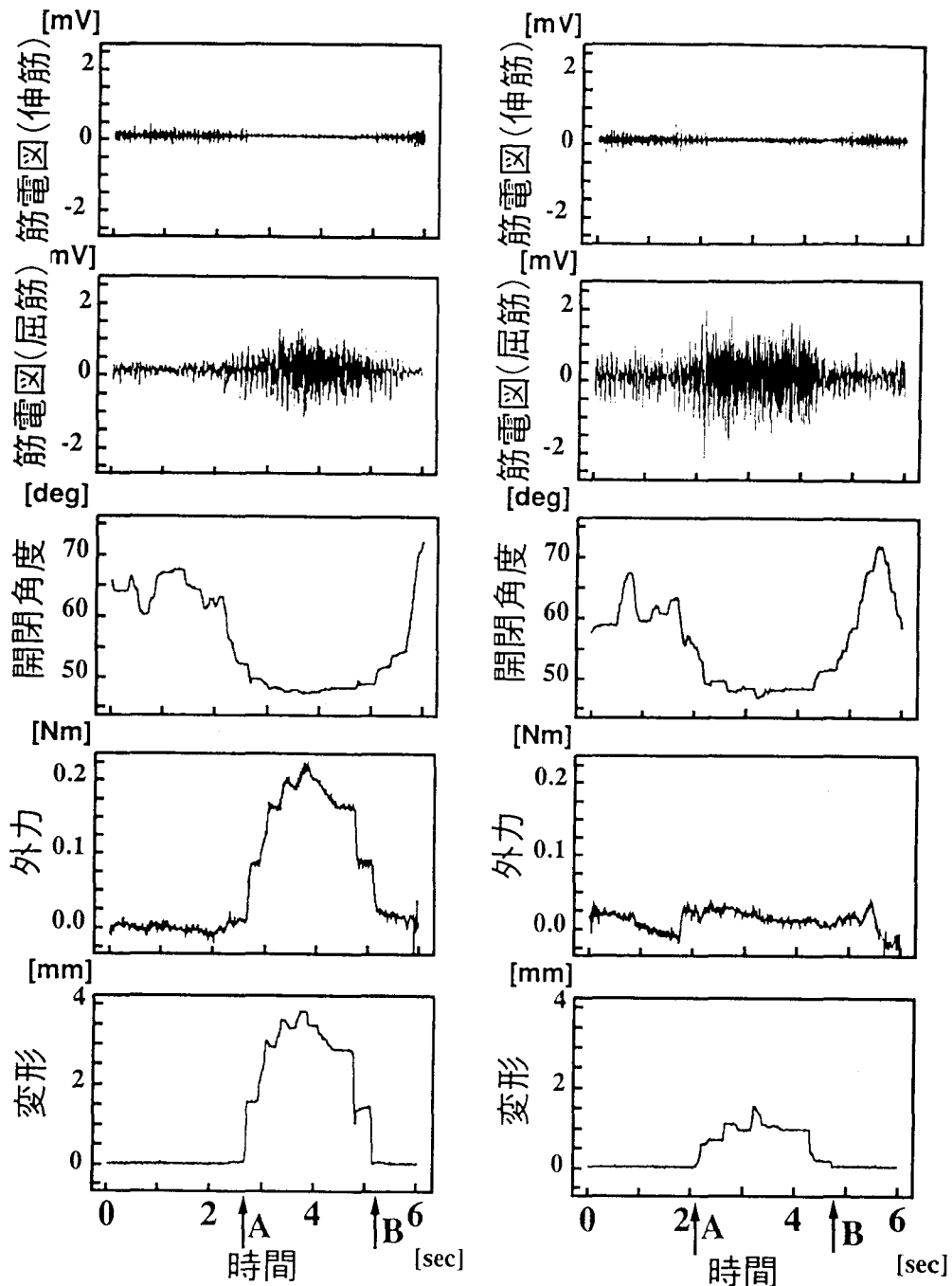
7. 4. 3 物体把握実験

物体把握の実験を行った。対象とする物体は、薄手のスチールの円筒管(直径**66mm**、高さ**30mm**、厚さ**0.45mm**、重さ**10.5g**)である。被験者には円筒管を把握して放す動作をするように指示した。このとき義手は円筒管の直径方向を把握した。円筒管には歪みゲージを貼り、義手が円筒管を把握した際、円筒管の直径方向に生じる変形を測定した。第7-9図(a)にその結果の一例を示す。上から義手の制御に用いた伸筋群、屈筋群の筋電図、義手の開閉角度、義手の指部にかかる外力、物体の変形を示している。次に、スチール円筒管と同じサイズのアルミの円筒管(直径**66mm**、高さ**30mm**、厚さ**0.2mm**、重さ**1.9g**)を用い同様の実験を行った。第7-9図(b)にその結果の一例を示す。アルミ円筒管を把握させたときの義手の指部に加わる外力は、スチールの円筒管を把握させたときに比べて小さい。このことは、柔らかいアルミの円筒管を少ない変形で把握することが可能であることを示している。

7. 5 検討

本章では、筋電信号を制御信号とした筋電義手を開発した。義手の特性はヒトの神経-筋制御系を模擬したものである。この特性を有効に利用するためには、信頼性の高い筋電信号を誘導し、確実に義手に伝えなければならない。このため本義手では第6章の結果をふまえ、分散の小さい筋電信号を得るため電極間隔を狭く設定している。しかし、電極リード線の揺れなどのアーチファクトに対しても安定した筋電信号を得るため湿式電極(電極と皮膚との接触抵抗を導電性を高めるためにペーストを電極と皮膚の間に入れた電極)を採用しているので、極端に狭い電極間隔を設定すると2つの電極が短絡状態になる場合がある。したがって、今後さらに電極間隔を狭く設定するためにペーストを用いない乾式電極を用い、インピーダンス変換器を電極に内蔵し高い接触抵抗でも安定して筋電信号を誘導できる¹⁵⁾ように改良する必要がある。

筋電信号の処理としては整流積分を行っているが、第4章の結果を用いる



(a) スチール

(b) アルミ

第 7 - 9 図 物体把握実験の結果の一例

A : 物体を把握した時点 B : 物体を放した時点

と、筋電信号のパワースペクトラムから運動単位の発火頻度の情報を取り出すことが可能である。したがって今後筋電信号の振幅情報と周波数情報を用いて、ヒトの行っている運動単位レベルでの筋張力制御情報を用いて義手を制御すれば、使用者にとって人工物の義手に対する制御における違和感を減少できるものと期待できる。

本章で開発した義手の有用性を確かめるために健常者の筋電図を用いた義手の制御実験を行った。物体の把握実験においては、アルミの円筒管を壊すことなく、少ない変形で把握することができた。今回の被験者は、本義手の操作を慣れるための訓練期間が短かったが、義手の制御システムが有効に働き、微妙な力の制御が可能になったと考えられる。これはここで開発した義手が短い訓練期間で高度な作業ができる可能性を示唆している。

ヒトの神経－筋制御系の動特性を模擬した義手が、アナログ式サーボ機構を用いて実現できることは既に示されている。しかし、アナログ式サーボ機構の問題点として、アナログ微分器とアナログ乗算器の使用があげられる。アナログ微分器では高周波ノイズが増幅されたり、急激に入力信号が変化すると出力が飽和する等の問題が生じる。また、アナログ乗算器を用いて除算器としたため、ダイナミックレンジが小さくなった。その結果、義手の動作が不安定になる場合があった。今回開発した義手では、ワンチップマイクロプロセッサによるデジタル式サーボ機構を用いることで、このような問題を解決することができた。マイクロプロセッサ利用の利点の1つは、制御機構のパラメータをソフトウェア上で変更できる点である。パラメータの変更は、ホストコンピュータ上で行い、そのプログラムをマイクロプロセッサに転送することにより実施できる。したがって、パラメータの微調整などが容易に行えるのでより適切な制御システムを短時間で構築することができる。

制御システムの周波数特性は1 Hzまでしか理論値と一致しなかった。これは義手の機構部のサイズの制約のため、小型のDCモータしか使用できなかったためである。これを改善するには、より高出力の小型モータを採用する必要がある。例えば、Ito ら⁶⁾は超音波モータを利用したが、効率が非常に低く改良の余地があると考えられる。

義手を用いて物体を把握する際、義手の使用者は視覚を用いて義手の開閉角度や物体を把握する力をおおよそ認識することができる。しかしより正確に義手の把握力を認識し、より容易に義手を制御するため、また視覚フィードバックが不可能な暗い場所での操作のため、義手の指部にかかる外力を、使用者に電気刺激や音などを用いてフィードバックする必要がある。フィードバック機能により、義手使用者の視覚は義手の状態監視の役割から解放されるので、より自然な動きを行うことが可能となる。このような感覚フィードバックを義手に付加することが今後の課題である。

また、本研究では義手の動作を確認するために健常者による筋電制御実験

を行った。アナログ式サーボ機構を用いた義手では、切断者の使用によって、神経－筋制御系模擬方式の有用性を評価している。これと同様に、切断者の使用による本義手の有用性を確認することが重要であると考えられる。

7. 6 結語

本章では、ヒトの神経－筋制御系を模擬したデジタル制御方式による前腕筋電義手を試作し、健常者による義手の制御実験を行った。この義手の特徴としては指の開閉角度や指のコンプライアンスが筋電位により調節可能なことである。本章で得られた結果を以下に要約する。

- 1) 神経－筋制御系の動特性を模擬した前腕筋電義手を開発した。義手の機構は、母指、示指、中指からなり、ボールねじ、ギヤ系、リンク機構を用いた1自由度のものである。本義手では、ワンチップマイクロプロセッサを中核とし、位置制御と力フィードバックを備えたデジタル制御方式を用いた。
- 2) 筋電図を用いた義手の制御実験を行い、本義手の有用性を確かめた。すなわち、義手の開閉角度が筋電位信号により随意に制御できた。また、外力に対して義手の指が柔らかく反応し、その柔らかさが筋電位により調整された。柔らかい物（アルミの円筒管）のハンドリングが容易に行うことができた。

第7章の参考文献

- 1) 加藤一郎、岡田良知、加倉井周一、市川 洸、田中 繁、斎田洋一、今永浩二郎、神田国夫、池谷和久、酒向 淳、小谷義一：電油式多自由度前腕義手(ワセダハンドー9H3), バイオメカニズム4, 東京大学出版会, 139/146 (1978)
- 2) 伊藤正美：運動インピーダンス可変前腕電動義手の開発, 平成3年度科学研究費補助金<試験研究(B)(1)>研究成果報告書 (1992)
- 3) P.H.Chappell, P.J.Kyberd : Prehensile control of a hand prothesis by a microcontroller, J. Biomed. Eng., 13, 363/369 (1991)
- 4) H.H.Sears, J.Shaperman : Proportional Myoelectric Hand Control,

- Am. J. Phys. Med. Rehabil., 10(1), 20-28 (1991)
- 5) M.Nader : The Artificial Substitution of Missing Hands With Myoelectrical Prostheses, Clin. Orth. & Rela. Res., 258, 9/17 (1990)
 - 6) K.Ito, A.Kato, H.Nagaoka, T.Tsuji and M.Ito : An EMG controlled prosthetic forearm in three degrees of freedom using ultrasonic motors, Med. & Bio. Eng. Compute., 29(Supp.), 564 (1991)
 - 7) 楠本秀忠、朴 炯俊、吉田正樹、赤澤堅造 : 脳による筋の発生張力と力学特性の同時調節, バイオメカニズム 1 2, 東京大学出版会, 211/220 (1994)
 - 8) 赤澤堅造、林 義昭 : 筋電義手開発のための筋運動制御系の動特性推定, 電子情報通信学会誌, J73-D-II(2), 257/265, (1990)
 - 9) 赤澤堅造、滝沢文則、林 義昭、藤井克彦 : ヒトの運動制御機構を模擬した義手の制御方式および筋電位処理方式の開発, バイオメカニズム 9, 東京大学出版会, 43/53 (1988)
 - 10) K.Akazawa : Neuromuscular control system and hardware models, Advanced Robotics, 5(1), 75/85 (1990)
 - 11) 林 義昭、赤澤堅造、藤井克彦 : 神経-筋制御系を用いた義手の試作, 電子情報通信学会技術報告書, MBE87-97, 49/56 (1988)
 - 12) 木ノ本 裕、西原一壽、松村雅史、赤澤堅造、朴 炯俊 : サイバネティックスアクチュエータの基礎的研究 2 報 - デジタルサーボ系の開発 -、日本機械学会ロボットティックス・メカトロニクス講演会 '90 論文集, A(402), 139/140 (1990)
 - 13) K.Akazawa, H.Kusumoto : Cybernetic Actuators -Muscle Mechanics And Hardware Model-, Proceedings of the 1992 International Biomechanical Engineering Days, 48/57 (1992)
 - 14) 吉田正樹、奥野竜平、赤澤堅造、加藤和範、松村雅史、西原一壽 : 手の運動機能を取り入れたデジタル制御方式による筋電義手の開発, バイオメカニズム 1 2, 東京大学出版会, 293/301 (1994)
 - 15) 吉田正樹、市橋則明、里内靖和、前田明子 : 能動電極による環境雑音の抑制効果, 神戸大学医療技術短期大学部紀要, 9, 75-79, 1993

第 8 章 結 論

本論文では、筋張力制御機序を運動単位レベルで推定する手法を開発した。すなわち、張力制御の要因である活動中の運動単位の数、大きさ、発火頻度を、筋電位を用いて推定する手法である。手法の開発にあたっては、仮定をできるだけ少なくした。さらに用いた仮定には、その妥当性について実験的または文献的検証を行った。開発した手法をヒトの骨格筋に適用し、従来から得られている生理学的知見と一致する推定結果を得た。さらに得られた結果から、張力制御における運動単位の役割と筋電位信号の統計的性質に電極間隔が与える影響について検討を加えた。そして、筋電位信号の応用例として、筋電義手の開発を行った。以下、本研究で得られた成果を要約する。

第 2 章では、筋張力制御機序に関する生理学的知見である骨格筋の構造、収縮過程、運動単位、筋電位に関して説明した。

第 3 章では、集合筋電位を統計的に処理し、活動中の運動単位の数と大きさを推定する手法を開発し、ヒトの上腕筋と総指伸筋に適用した。本手法は、集合筋電位の二次および四次モーメントと運動単位の発火頻度を用いて、活動中の運動単位の数と大きさを推定する手法である。本手法の特徴の 1 つは、力の増加と共に逐次推定する点である。本手法をヒトの上腕筋と総指伸筋に適用し、各張力において新たに活動を始める運動単位の数と大きさを推定した。その結果は、サイズの原理および閾値張力と運動単位の数との関係などの生理知見と合致し、本手法の妥当性が確認できた。さらに、本手法の推定精度を理論的に検討を加えた。集合筋電位の観測時間を長くすると推定値の偏差は減少するが、逐次推定の回数を増すと推定値の偏差は増大するという結論を得た。

第 4 章では、集合筋電位のパワースペクトラムの低周波領域におけるピーク周波数が運動単位の発火頻度を反映していることを、実測結果と筋電位発生モデルによる解析で示した。ヒトの総指伸筋と上腕筋の等尺性収縮における集合筋電位のパワースペクトラムの低周波領域における極大周波数は張力と共に高くなり、実測した運動単位の発火頻度の平均に対応することを示した。さらに、この結果をモデルによる解析により検証した。

第 5 章において、筋張力増加における運動単位数漸増と発火頻度上昇のそれぞれの貢献度を推定する方法を提案した。推定に必要なデータは、活動中

の運動単位の数、その大きさ、平均発火頻度、刺激頻度と発生張力の関係である。ヒトの上腕筋と総指伸筋の刺激頻度と発生張力の関係を計測し、本推定法を上腕筋と総指伸筋に適用した。その結果、上腕筋では運動単位数漸増が、総指伸筋では発火頻度上昇が、張力増加に大きく貢献していることが明らかとなった。

第6章では、双極誘導した表面筋電位の整流積分値の正規化分散と電極間隔との関係を上腕二頭筋で測定した結果、電極間隔を狭くすると、表面筋電位の整流積分値の正規化分散が小さくなることが明かとなった。この関係を、第3章で得られた運動単位の数と大きさの推定結果を用いて解析した。その結果、電極間隔を狭くすると、正規化分散が小さくなるのは、観測される運動単位の活動電位の持続時間が短くなるためであることが明らかになった。また、電極間隔を狭くして誘導した表面筋電位の整流積分値の正規化分散が小さくなることから、筋電位を精度良く計測するには、電極間隔を狭くすれば良いことが示唆された。

第7章では、筋電位信号の処理の応用例として筋電義手について述べた。ここで開発した筋電義手は、神経-筋制御系の動特性を模擬したものである。筋電位を用いた義手の制御実験を行い、義手の開閉角度が筋電位信号により随意に制御でき、柔らかい物（アルミの円筒管）のハンドリングが容易に行うことができることを確認した。その結果より、筋電位信号を用いた本義手の有用性が確認できた。

謝 辞

本論文は、筆者が行ってきた筋電位処理による筋張力制御機序の推定に関する研究の成果をまとめたものである。

本論文作成にあたり、細部にわたりご検討いただき、ご助言、ご指導頂きました工学部電気工学科・辻毅一郎教授、健康体育部・黒田英三教授、工学部通信工学科・前田 肇教授に心より感謝の意を表すると共に御礼申し上げます。また、工学部電気工学科・青木亮三教授、松浦虔士教授、白藤純嗣教授、平木昭夫教授、佐々木孝友教授、小牧省三教授および超伝導エレクトロニクス研究センター・村上吉繁教授には、多くのご助言とご指導を賜りました。ここに感謝の意を表します。

大阪大学・藤井克彦名誉教授には、筆者が大阪大学在学中から研究の遂行に関して多くのご教示、ご指導を賜りました。ここに深く感謝の意を表します。

また、神戸大学・赤澤堅造教授には、本研究の遂行に際し、終始、ご助言、ご教示を頂きました。さらに公私に渡り多くのご指導ご鞭撻を賜り、ここに深く感謝の意を表し御礼申し上げます。そして、筆者の研究に対しご助言、ご指導、ご協力を賜りました工学部電気工学科・森田龍彌助教授、ならびに帝京大学・田口英郎助教授に御礼申し上げます。

さらに、本研究を行うにあたりご討論、ご助言、ご協力頂きました大阪大学医学部彼末一之教授に深く感謝の意を表します。また、本研究の実施するにあたり多くのご助言を頂きました、大阪大学工学部電気工学科藤井研究室の諸兄に感謝の意を表します。

付 録 A

集合筋電位 $X(t)$ の二次および四次モーメントの推定値 $\hat{m}_2$ 、 $\hat{m}_4$ の分散 σ_2^2 、 σ_4^2 と共分散 σ_{24} を、積分時間 T 、運動単位の数 N_j と大きさ K_j 、筋組織のインパルス応答 $h(\tau)$ を用いて表す。

二次モーメントの真値を m_2 とすると、 σ_2^2 は次のように表わされる。

$$\begin{aligned}
 \sigma_2^2 &= E[(\hat{m}_2 - m_2)^2] = E[\hat{m}_2^2] - m_2^2 \\
 &= E\left[\left\{\frac{1}{T} \int_0^T X^2(t_1) dt_1\right\} \left\{\frac{1}{T} \int_0^T X^2(t_2) dt_2\right\}\right] - m_2^2 \\
 &= \frac{1}{T^2} \int_0^T \int_0^T E[X^2(t_1)X^2(t_2)] dt_1 dt_2 - m_2^2 \quad (A-1)
 \end{aligned}$$

$E[X(t_1)X(t_2)]$ を展開するために、モーメント定理を用いる。これは、ランダム変数 X と Y のモーメントと結合特性関数 $\Phi(\omega_1, \omega_2)$ との関係は次のように与える。

$$\left. \frac{\partial^1 \partial^1 \Phi(\omega_1, \omega_2)}{\partial \omega_1^1 \partial \omega_2^1} \right|_{\omega_1 = \omega_2 = 0} = i^{(1+1)} E[X^1 Y^1] \quad (A-2)$$

ただし、 $i = \sqrt{-1}$ である。この定理を適用するために、第 3-1 図のモデル 1 入力 1 出力の系に変換する。そして Brody らの仮説を用いると、入力 は平均頻度 λ のポアソンパルス列、インパルス応答は $K h(\tau)$ と表わせる。ただし λ と K は式(3-28) ~ (3-30)で得られる。互いに独立な時刻 t_1 、 t_2 における出力 $X(t_1)$ 、 $X(t_2)$ に対する結合特性関数は、次式で与えられる¹⁰⁾。

$$\begin{aligned}
 \Phi(\omega_1, \omega_2) &= \exp \left[-\lambda \int_{-\infty}^{\infty} [\exp i \{ \omega_1 K h(t_1 - \alpha) \right. \\
 &\quad \left. + \omega_2 K h(t_2 - \alpha) \} - 1] d\alpha \right] \quad (A-3)
 \end{aligned}$$

これにモーメント定理を適用すると、

$$\begin{aligned}
 E[X^2(t_1)X^2(t_2)] &= \lambda K^4 R_{22}(t_2 - t_1) \\
 &\quad + \lambda^2 K^4 \{2R_{11}(t_2 - t_1) + 1\} \quad (A-4)
 \end{aligned}$$

となる。ただし

$$R_{aa}(t_2 - t_1) = \int_{-\infty}^{\infty} h^a(t_1 - \alpha) h^a(t_2 - \alpha) d\alpha$$

である。以上より、式(A-1)は次のようになる。

$$\begin{aligned} \sigma_2^2 = & \frac{\lambda K^4}{T^2} \int_0^T \int_0^T R_{22}(t_2 - t_1) dt_1 dt_2 + \\ & + \frac{2\lambda K^4}{T^2} \int_0^T \int_0^T R_{11}^2(t_2 - t_1) dt_1 dt_2 \end{aligned} \quad (A-6)$$

ここで、 $\tau = t_2 - t_1$ と置き積分順序を交換すると、

$$\sigma_2^2 = \frac{\lambda K^4}{T} \int_{-T}^T \{R_{22}(\tau) + 2\lambda R_{11}^2(\tau)\} \left(1 - \frac{|\tau|}{T}\right) d\tau \quad (A-7)$$

となる。 σ_4^2 、 σ_{24} についても同様にすると、式(3-26)、(3-27)を導出できる。

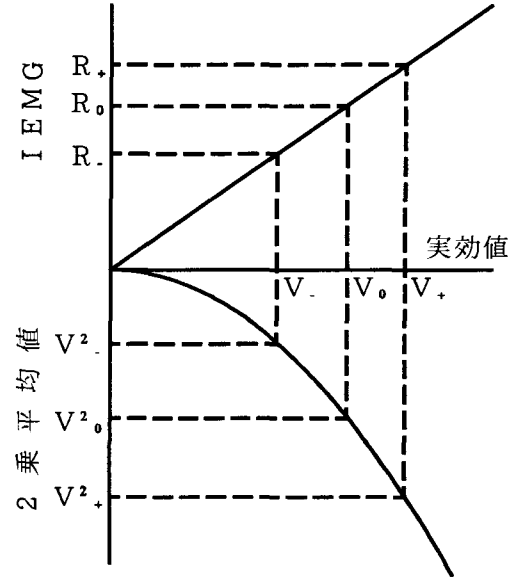
付 録 B

I E M G の正規化分散 ε_R^2 の統計量として 2 乗平均値の平均値 V^2 とその標準偏差 σ_{V^2} を用いる。ここで、2 乗平均値の平均値 V^2 に標準偏差を加えたもの V^2_+ と標準偏差を引いたもの V^2_- とする。 V^2_+ と V^2_- はそれぞれ次式で与えられる。

$$V^2_+ = V^2 + \sigma_{V^2} \quad (\text{B-1})$$

$$V^2_- = V^2 - \sigma_{V^2} \quad (\text{B-2})$$

これらを、第 B-1 図に示すように I E M G 軸に射影する。実効値は、2 乗平均値の平方根であるので、 V^2_+ と V^2_- を実効値に射影した V_+ と V_- は、次の様になる。



第 B-1 図
2 乗平均と I E M G の関係

$$V_+ = \sqrt{V^2 + \sigma_{V^2}} \doteq \sqrt{V^2} + \frac{1}{2} \sigma_{V^2} \quad (\text{B-3})$$

$$V_- = \sqrt{V^2 - \sigma_{V^2}} \doteq \sqrt{V^2} - \frac{1}{2} \sigma_{V^2} \quad (\text{B-4})$$

実効値と I E M G は線型関係にあるので (式(6-6)参照)、

$$R = a V \quad (\text{B-5})$$

とする。ここで a は比例係数である。そこで、 V_+ と V_- を I E M G に射影した R_+ と R_- はそれぞれ次式で示される。

$$R_+ = a V_+ = a \sqrt{V^2} + \frac{a}{2} \sigma_{V^2} \quad (\text{B-6})$$

$$R_- = a V_- = a \sqrt{V^2} - \frac{a}{2} \sigma_{V^2} \quad (\text{B-7})$$

ここで、I E M G の標準偏差を σ_R とおくと、

$$\sigma_R = (R_+ - R_-) / 2 \quad (\text{B-8})$$

$$= a \sigma_{V^2} / 2 \quad (\text{B-9})$$

これより、I E M G の分散 σ_R^2 は、

$$\sigma_R^2 = a^2 \sigma_{V_2^2} / 4 \quad (\text{B-10})$$

となる。したがって I E M G の正規化分散 ε_R^2 は、式(B-5)、式(B-10)より

$$\begin{aligned} \varepsilon_R^2 &= \sigma_R^2 / R^2 \\ &= \sigma_{V_2^2} / 4 V^2 \end{aligned} \quad (\text{B-11})$$

である。

研究業績

発表論文

- 1) 彼末一之、吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦： The number of active motor units and their firing rate in voluntary contraction of human brachialis muscle, *Japanese Journal of Physiology*, 29, 427-443, 1979
- 2) 吉田正樹、彼末一之、赤澤堅造、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
- 3) 赤澤堅造、松野木一士、藤井克彦、吉田正樹： アレイ状表面電極による運動単位発射周波数の計測, バイオメカニズム 8, 東京大学出版会, 99-107, 1986
- 4) 武富由雄、吉田正樹： 整形外科的疾患、特に股関節疾患の運動療法, 理学療法学, 14(2), 165-168, 1987
- 5) 沖山努、嶋田智明、吉田正樹、篠原英記、武政誠一、中田雅子、吉成俊二、河上敬介、備酒伸彦、金子断行： 片麻痺患者における起き上がり動作の分析, 理学療法学, 14(4), 323-327, 1987
- 6) 中田雅子、嶋田智明、細野喜美子、吉田正樹、篠原英記、武政誠一、沖山努、吉成俊二、河上敬介： 筋出力の制限による立ち上がり動作の変化について, 理学療法学, 14(4), 328-332, 1987
- 7) 吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦： 整流積分筋電位の精度改善の方法, 医用電子と生体工学, 26(1), 25-31, 1988
- 8) 篠原英記、市橋則明、中田雅子、武政誠一、吉田正樹： 床上移動動作の筋電図学的分析 - 健康者の場合 -, 理学療法学, 16(2), 111-116, 1989
- 9) 加藤和範、赤澤堅造、吉田正樹： サイズの原理とレンショウ細胞に着目した筋張力制御の神経回路網モデル, バイオメカニズム 10, 東京大学出版会, 33-44, 1990
- 10) 吉田正樹、赤澤堅造： 集合筋電位のパワースペクトラムと運動単位の発火頻度の関連, バイオメカニズム学会誌, 14(4), 229-235, 1990
- 11) 市橋則明、吉田正樹： 筋疲労におけるストレッチングの効果 - 筋電図の周波数解析による検討 -, 運動生理, 6(4), 181-185, 1991
- 12) 市橋則明、伊藤浩充、吉田正樹、篠原英記、武富由雄： 膝関節屈伸筋における求心性収縮と遠心性収縮の力-速度関係, 理学療法学, 19(4), 388-392, 1992
- 13) 市橋則明、吉田正樹、篠原英記、伊藤浩充： スクワット動作の筋電図学的考察, 理学療法学, 19(5), 487-490, 1992
- 14) 北 潔、市橋則明、吉田正樹、塚本康夫、石川 齋： 大腿四頭筋MRI画

- 像の三次元表示と筋力の相関について, 理学診療, 4(2), 144-146, 1993
- 15)市橋則明、吉田正樹 : 大腿四頭筋の廃用性筋萎縮を防止するために必要な下肢筋の運動量について, 体力医学, 42(5), 461-464, 1993
- 16)松村雅史、西原一嘉、中村 悟、高津孝道、赤澤堅造、吉田正樹 : 小型ロータリエンコーダを用いた速度検出の高精度化, 電気学会論文誌 C, 113(10), 826-832, 1993
- 17)岡 英世、市橋則明、三浦 元、山瀬 薫、浜田松彦、吉田正樹、塚本康夫、石川 斉、北 潔 : 大腿部における筋の形状特性の検討, 理学療法学, 21(3), 195-201, 1994
- 18)市橋則明、北 潔、吉田正樹、塚本康夫、石川 斉 : ハムストリングの三次元計測と筋力の相関について, 理学診療, 5(2), 107-110, 1994
- 19)楠本秀忠、朴 炯俊、吉田正樹、赤澤堅造 : 脳による筋の発生張力と力学特性の同時調節, バイオメカニズム 12, 東京大学出版会, 211-220, 1994
- 20)吉田正樹、奥野竜平、赤澤堅造、加藤和範、松村雅史、西原一壽 : 手の運動機能を取り入れたデジタル制御方式による筋電義手の開発, バイオメカニズム 12, 東京大学出版会, 293-301, 1994
- 21)吉田正樹、赤澤堅造 : 張力制御における運動単位活動様式の推定, 医用電子と生体工学, (投稿予定)

国際会議

- 1)M.Yoshida, K.Kanosue, K.Akazawa, K.Fujii : Estimation of The Number of Motor Units by Processing The Mass Electromyogram, 10th International Congress of Electroencephalography and clinical Neurophysiology, Electroenceph. clin. Neurophysiol., 52(3) S39, 1981
- 2)M.Yoshida, K.Akazawa, K.Fujii : Estimation of motor unit firing rates using mass EMG, The 2nd Osaka-Syanghai Symposium on Bio-Medical Engineering, 86-87, 1987
- 3)M.Yoshida, K.Akazawa : Mesurement of motor unit firing rate by arrayed surface electrode, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Medical & Biological Engineering & Computing, 29-suppl., 561, 1991
- 4)Y.Yanagida, T.Moriwaki, M.Yoshida, H.Nomura : Calculation of the center of gravity using a human model, International Sports Medicine Conference, S3-2-9, 1992
- 5)M.Yoshida, Y.Yamagida, I.Kinoshita : Relationship between Ground Reaction Forces and Personality, International Sports Medicine

Conference, P3-61, 1992

- 6) K.Akazawa, H.Kusumoto, M.Yoshida : Modulation of intrinsic muscle viscoelasticity and muscle model in voluntary isometric contraction, Second World Congress of Biomchanics, 1994
- 7) M.Yoshida, N.Ichihashi : Evaluation of muscle activities by long term measurement of EMG, XXVth FIMS World Congress of Sports Medicine, 1994
- 8) Y.Yanagida, M.Yoshida, N.Ichihashi : Muscle oxygenation during static stretching by near-infrared monitoring, XXVth FIMS World Congress of Sports Medicine, 1994

解説

- 1) 吉田正樹、加藤和範、赤澤堅造 : 筋制御のモデル化とシミュレーション, バイオメカニズム学会誌, 16(3), 196-203, 1992
- 2) 吉田正樹 : 物理療法機器の特性と発展性, 理学療法ジャーナル, 27(8), 551-554, 1993
- 3) 赤澤堅造、奥野竜平、吉田正樹 : 筋電前腕義手の制御方式, 日本義肢装具学会誌, 9(4), 363-367, 1993

紀要

- 1) 中田雅子、嶋田智明、吉田正樹、武政誠一、沖山努、吉成俊二、河上敬介 : 頸椎固定の歩行に及ぼす影響に関する研究, 神戸大学医療技術短期大学部紀要, 1, 43-47, 1986
- 2) 沖山努、嶋田智明、吉田正樹、篠原英記、武政誠一、中田雅子、吉成俊二、河上敬介、備酒伸彦 : 片麻痺患者における起き上がり動作の分析, 神戸大学医療技術短期大学部紀要, 2, 81-87, 1986
- 3) 細野喜美子、渡辺和子、新田麗子、佐藤英一、塚本康夫、吉田正樹、嶋田智明、篠原英記、中田雅子、武政誠一、稲垣 稔 : ベッド上患者の移動技術の筋電図学的考察, 神戸大学医療技術短期大学部紀要, 3, 75-82, 1987
- 4) 吉田正樹、中田雅子、平尾一幸、柳田泰義 : スキー講習会参加者の大腿直筋疲労の筋電図学的考察, 神戸大学医療技術短期大学部紀要, 3, 99-104, 1987
- 5) M.Yoshida, P.D.Andrew : A Timer for synchronizing analog signals and visual images, Bulletin of Allied Medical Sciences Kobe, 3, 67-72, 1987

- 6)吉田正樹、柳田泰義：長時間心拍数記録を用いた運動量の評価の試み，神戸大学医療技術短期大学部紀要，4，83-88，1988
- 7)吉田正樹、市橋則明、篠原英記：求心性収縮と遠心性収縮における筋電位の比較，神戸大学医療技術短期大学部紀要，5，11-16，1989
- 8)市橋則明、吉田正樹、篠原英記：肘関節屈・伸筋の求心性収縮と遠心性収縮における筋力と角速度の関係，神戸大学医療技術短期大学部紀要，5，51-56，1989
- 9)米澤有里、松田ひとみ、吉田正樹、市橋則明、篠原英記：関節角度が積分筋電図に与える影響，神戸大学医療技術短期大学部紀要，5，123-127，1989
- 10)K.Akazawa, K.Kato, M.Yoshida：Mathematical Model of Cortico-Spinal Neural Network in Control of Muscle Force, Technology Reports of the Osaka University, 40(2011), 211-222, 1990
- 11)馬詰志乃、市橋則明、篠原英記、吉田正樹：腓腹筋の筋力増強訓練における筋電図学的考察，神戸大学医療技術短期大学部紀要，6，153-156，1990
- 12)N.Ichihashi, H.Ito, H.Shinohara, M.Yoshida, Y.Taketomi：Torque-velocity relationships during concentric and eccentric contractions of the quadriceps, Bulletin of Allied Medical Sciences Kobe, 6, 105-109, 1990
- 13)吉田正樹、市橋則明、篠原英記、本間康浩：表面筋電図の振幅に対する皮膚インピーダンスによる影響の検討，神戸大学医療技術短期大学部紀要，7，41-45，1991
- 14)市橋則明、吉田正樹、伊藤浩充：大腿四頭筋の筋電図学的分析－筋力と筋放電の関係－，神戸大学医療技術短期大学部紀要，8，83-88，1992
- 15)吉田正樹、市橋則明、赤澤堅造：筋電図長時間測定による筋活動量の評価，神戸大学医療技術短期大学部紀要，8，161-166，1992
- 16)山本宏茂、市橋則明、吉田正樹、篠原英記：股関節外転筋筋力増強訓練法の筋電図学的検討，神戸大学医療技術短期大学部紀要，9，69-73，1993
- 17)吉田正樹、市橋則明、里内靖和、前田明子：能動電極による環境雑音の抑制効果，神戸大学医療技術短期大学部紀要，9，75-79，1993

口頭発表

- 1)彼末一之、吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦：筋の力発生と運動単位の活動様式，第16回日本ME学会大会論文集，128-129，1977
- 2)彼末一之、吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦：筋電位処理による運動単位数の推定，昭和52年度電気学会全国大会講演論文集，2342，1977
- 3)彼末一之、吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦：筋の発生張力と運動単位の活

- 動様式，電子通信学会技術研究報告，MBE77-74，47-53，1978
- 4) 吉田正樹、彼末一之、赤澤堅造、藤井克彦：筋電位処理による運動単位数の推定，電子通信学会技術研究報告，MBE77-75，55-61，1978
 - 5) 吉田正樹、彼末一之、赤澤堅造、藤井克彦：筋電位処理による運動単位数の推定－推定精度の検討－，第21回自動制御連合講演会刷，281，1978
 - 6) 吉田正樹、彼末一之、赤澤堅造、藤井克彦：筋電位処理による運動単位数の推定とその推定精度について，第18回日本ME学会大会論文集，760-761，1979
 - 7) 吉田正樹、彼末一之、赤澤堅造、藤井克彦：表面筋電位処理による運動単位数の推定，第57回日本生理学学会，日本生理学雑誌，42(8・9)，218，1980
 - 8) 吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦：表面筋電位の統計的性質と電極間隔との関係，電子通信学会技術研究報告，MBE80-7，57-62，1980
 - 9) 吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦：双極誘導における電極間隔と表面筋電位の統計的性質との関係，第19回日本ME学会大会論文集，474-475，1980
 - 10) 吉田正樹、藤井克彦：等張力性収縮における運動単位の活動様式，第20回日本ME学会大会論文集，144，1981
 - 11) 吉田正樹、彼末一之、赤澤堅造、藤井克彦：筋の機能的役割と運動単位の活動様式との関係，第21回日本ME学会大会論文集，164，1982
 - 12) 吉田正樹、彼末一之、赤澤堅造、藤井克彦：筋電位処理による運動単位の中樞性駆動様式の推定，日本ME学会専門別研究会 第1回時系列的生体情報計測処理研究会資料，21-24，1982
 - 13) 吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦：表面筋電位整流積分値の双極電極間隔への依存性，第60回日本生理学会，日本生理学雑誌，45(8・9)，373，1983
 - 14) 吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦：運動単位の活動様式に着目した集合筋電位発生モデル，第22回日本ME学会大会論文集，223，1983
 - 15) 赤澤堅造、錦織義久、吉田正樹、藤井克彦：相動性運動における筋収縮力の推定，電子通信学会技術研究報告，MBE83-9，33-38，1983
 - 16) 吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦：緊張性収縮における筋電位スペクトラムの解析，電子通信学会技術研究報告，MBE83-10，25-32，1983
 - 17) 吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦：運動単位の発火周波数と筋電図スペクトラム，生体信号の非定常・非線形解析技術の開発とその応用に関する研究総合シンポジウム，1983
 - 18) 吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦：表面筋電位を用いた運動単位の発火頻度の推定，第4回バイオメカニズム学術講演会論文集，231-232，1983
 - 19) 吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦：筋電図と筋の張力，日本ME学会専門別研究会 筋運動制御の工学研究会，1984
 - 20) 吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦：表面筋電図による運動単位の発射周波数の測定，第23回日本ME学会大会論文集，382，1984
 - 21) 松野木一士、徳村直継、赤澤堅造、藤井克彦、吉田正樹：アレイ状表面電

- 極による運動単位の発射頻度の測定, 第5回バイオメカニズム学術講演会
論文集, 183-186, 1984
- 22) 吉田正樹 : 歩行訓練用靴の開発, 第24回日本ME学会大会論文集, 346,
1985
- 23) 赤澤堅造、松野木一士、藤井克彦、吉田正樹 : アレイ状表面電極による運
動単位の発射頻度の測定, 第9回バイオメカニズムシンポジウム(前刷),
73-83, 1985
- 24) 柳田泰義、吉田正樹、稲垣 稔 : 健常者における歩行動作の特徴につい
て, 第40回日本体力医学会, 体力医学, 1985
- 25) 吉田正樹、稲垣 稔、柳田泰義 : トルクに着目した歩行分析, 第25回日
本ME学会大会論文集, 449, 1986
- 26) 吉田正樹、武富由雄 : 股関節外転筋力の評価と訓練, 第1回リハ工学カン
ファレンス講演論文集, 227-228, 1986
- 27) 吉田正樹、柳田泰義 : 歩行パターンの定量化の検討, 第26回日本ME学
会大会論文集, 549, 1987
- 28) 吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦 : 集合筋電位のパワースペクトラムと運動
単位の発火頻度の関係, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE87-4, 23-28,
1987
- 29) 細野喜美子、渡辺和子、新田麗子、吉田正樹、中田雅子、嶋田智明、篠原英
記、武政誠一 : 移動技術の筋電図学的考察, 日本人間工学会第28回大会論
文集, 192-193, 1987
- 30) 吉田正樹、赤澤堅造、藤井克彦 : 張力発生における運動単位数と発火頻度
の貢献度 - 筋の種類による検討 -, 第3回生体生理工学シンポジウム論
文集, 24-25, 1988
- 31) 市橋則明、吉田正樹、篠原英記 : 遠心性収縮と求心性収縮における筋力と
角速度の関係, 日本ME学会専門別研究会 生体環境の時系列情報解析研究
会研究報告集, 1(3), 35-36, 1989
- 32) 牧川方昭、稲田 紘、吉田正樹、森本正治 : マイクロコンピュータ技術を用
いた携帯型生体情報収集装置について, 日本ME学会専門別研究会 生体環
境の時系列情報解析研究会報告集, 1(3), 37-38, 1989
- 33) 加藤和範、赤澤堅造、吉田正樹 : 運動制御における α -レンショウニュー
ラルネットワークの解析, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE89-117,
19-24, 1990
- 34) 市橋則明、吉田正樹、篠原英記、武富由雄、伊藤浩充 : 大腿四頭筋とハム
ストリングの求心性収縮と遠心性収縮における筋力と角速度の関係, 第2
5回日本理学療法士学会論文集, 164, 1990
- 35) 吉田正樹、市橋則明、篠原英記、本間康浩 : 電極インピーダンスに着目し
た筋電図の振幅情報の信頼性の検討, 第6回日本整形外科学会基礎学術集
会論文集, S1280, 1991

- 36)市橋則明、吉田正樹：スクワットの筋電図学的考察：第46回日本体力医学会論文集，92，1991
- 37)吉田正樹、市橋則明、牧川方昭、赤澤堅造：長時間計測筋電信号を用いた筋活動量の評価，第6回生体・生理工学シンポジウム論文集，447-450，1991
- 38)吉田正樹、赤澤堅造：筋力制御における運動単位の数と発火頻度の役割，電子情報通信学会技術研究報告，MBE91-100，25-29，1992
- 39)市橋則明、吉田正樹、伊藤浩充：臥床中に必要な運動量の検討ー歩数とSLRの関係ー，第27回日本理学療法士学会論文集，262，1992
- 40)吉田正樹、市橋則明、赤澤堅造：長時間測定表面筋電図を用いた筋活動量の評価，第7回リハ工学カンファレンス講演論文集，97-100，1992
- 41)藤原裕子、織田ゆきの、前田明子、原田和宏、市橋則明、吉田正樹：表面筋電図用能動電極の試作，第7回リハ工学カンファレンス講演論文集，109-112，1992
- 42)市橋則明、吉田正樹、伊藤浩充：臥床中に必要な運動量の検討ー歩数と運動量の関係ー，第7回運動療法研究会講演論文集，60-62，1992
- 43)北 潔、市橋則明、吉田正樹、塚本康夫、石川 斉：MRI画像を用いた大腿四頭筋の3次元構成と体積の関係，第4回理学診療医学会，1992
- 44)吉田正樹、市橋則明、赤澤堅造：データ圧縮した筋電図による筋活動量の評価，日本ME学会専門別研究会 生体信号の長時間無拘束計測と解析研究会研究報告集，2(2)，89-92，1992
- 45)柳田泰義、吉田正樹、市橋則明：近赤外レーザー光による運動時およびstretching時の血中Hb変化，第47回日本体力医学会論文集，166，1992
- 46)吉田正樹、市橋則明、柳田泰義、楠本秀忠、赤澤堅造：データ圧縮による筋電信号の長時間計測，第47回日本体力医学会論文集，87，1992
- 47)市橋則明、吉田正樹、柳田泰義：歩行時の下肢の筋活動量と臥床時の下肢の運動量の関係，第47回日本体力医学会論文集，164，1992
- 48)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論文集，377-380，1992
- 49)山本宏茂、市橋則明、吉田正樹、上原結花、越野八重美、仲町知恵：大腿筋膜張筋の筋電図学的考察，第28回日本理学療法士学会論文集，70，1993
- 50)山瀬 薫、市橋則明、吉田正樹、塚本康夫、北 潔、岡 英世、浜田松彦、三浦 元：等速度運動における筋力と筋断面積及び総体積との相関についてー大腿四頭筋MRI像による研究ー，第28回日本理学療法士学会論文集，87，1993
- 51)上原結花、市橋則明、吉田正樹、山本宏茂、越野八重美、仲町知恵：closed kinetic chainにおける股外転筋訓練の検討，第28回日本理学療法士学会論文集，125，1993

- 52)市橋則明、吉田正樹、伊藤浩充：廃用性筋萎縮を防止するために必要な運動量の検討ー歩数と運動量の関係ー，第28回日本理学療法士学会論文集，389，1993
- 53)三浦 元、市橋則明、吉田正樹、塚本康夫、北 潔、岡 英世、浜田松彦、山瀬 薫：MRI像による大腿四頭筋の形態計測，第28回日本理学療法士学会論文集，400，1993
- 54)楠本秀忠、朴 炯俊、吉田正樹、赤澤堅造：ヒト母指筋の粘弾性係数の推定、正規化と比較，第32回日本エム・イー学会大会論文集，149，1993
- 55)楠本秀忠、朴 炯俊、吉田正樹、赤澤堅造：脳による筋の活性張力と力学特性の同時調節，第13回バイオメカニズム・シンポジウム前刷，127-138，1993
- 56)吉田正樹、奥野竜平、赤澤堅造、加藤和範、松村雅史、西原一嘉：手の運動機能を取り入れたデジタル制御方式による筋電義手の開発，第13回バイオメカニズム・シンポジウム前刷，337-346，1993
- 57)市橋則明、吉田正樹：MRI画像解析による膝屈伸筋の筋体積及び断面積と筋力の相関，第48回日本体力医学会論文集，9，1993
- 58)柳田泰義、吉田正樹、市橋則明：筋運動後からstretch開始までの時間遅延における血中Hb変化，第48回日本体力医学会論文集，146，1993
- 59)吉田正樹、市橋則明、柳田泰義：超音波治療による組織血流の変化：第48回日本体力医学会論文集，18，1993
- 60)市橋則明、山瀬 薫、塚本康夫、吉田正樹、石川 齊、北 潔：大腿四頭筋とハムストリングスの筋体積及び筋断面積と筋力の相関について(MRI画像の三次元解析による分析)，第8回日本整形外科学会基礎学術集会論文集，8，1993
- 61)赤澤堅造、吉田正樹、奥野竜平：バイオミメティック・コントロールを取り入れた筋電義手の開発，第14回バイオメカニズム学術講演会，1993
- 62)赤澤堅造、内山孝憲、楠本秀忠、吉田正樹：脳による筋の力学特性の調節，第8回生体・生理工学シンポジウム，1993
- 63)奥野竜平、赤澤堅造、吉田正樹：マイクロプロセッサを用いた筋電制御による前腕義手，平成5年度電気関係学会関西支部連合大会，G125，1993
- 64)吉田正樹、市橋則明：骨格筋の機能的適応制御，第33回日本エム・イー学会大会論文集，103，1994
- 64)浦野由紀子、市橋則明、吉田正樹、吉成由紀、藤藪真貴子、森口直美、里内靖和：Patella Setting の筋電図学的考察ーOKCとCKCの比較ー，第29回日本理学療法学会論文集，1994
- 65)山本宏茂、市橋則明、吉田正樹、日高正巳、塚越 享：膝伸展下肢挙上およびブリッジ動作における膝周囲筋の筋電図学的検討，第29回日本理学療法学会論文集，1994
- 66)市橋則明、吉田正樹、石川 齊、山瀬 薫、濱田松彦、三浦 元、岡 英

- 世、北 潔：MRIによる筋線維長及び生理学的断面積の測定，第29回日本理学療法学会論文集，1994
- 67)吉田正樹、市橋則明：膝伸展動作における内側広筋と大腿直筋の働きについて，第31回日本リハビリテーション医学会学術集会，1994
- 68)吉田正樹、市橋則明：日常生活における下肢筋の筋活動量の計測，第49回日本体力医学会大会論文集，1994
- 69)市橋則明、吉田正樹：脚伸展動作と膝伸展動作時の膝屈伸筋の筋電図学分析 -closed kinetic chain と open kinetic chain の違い -，第49回日本体力医学会大会論文集，1994
- 70)吉田正樹、市橋則明：筋電図計測による下肢筋活動量の評価，第8回日本エム・イー学会秋季大会論文集，1994