

博士学位論文

題 目

筋の変動に対応可能な筋電信号計測法の開発

担当指導教員名 吉田 正樹 ⑩

申請年月日 2014年 02月 03日

申請者専攻名 医療福祉工学専攻

学 生 番 号 D08601

氏 名 小西 有人 ⑩

大阪電気通信大学大学院

博士学位論文

題 目

筋の変動に対応可能な筋電信号計測法の開発

学生番号 D08601

氏 名 小西 有人

大阪電気通信大学大学院

目次

第1章 緒論	1
第2章 筋収縮と筋電図に関する知見	7
2.1 諸言	7
2.2 筋の構造	7
2.3 骨格筋の収縮	9
2.4 平行筋と羽状筋	12
2.5 筋電図と計測方法	14
2.6 表面筋電図の誘導方法	16
2.7 積分筋電図	18
2.8 結言	20
第3章 筋線維走行方向推定法の開発	21
3.1 諸言	21
3.2 仮想単極誘導法	21
3.3 筋線維走行方向推定法	23
3.4 結言	26
第4章 模擬筋電図を用いた筋線維走行方向推定法の妥当性の検証	28
4.1 諸言	28
4.2 模擬筋電図の生成	28
4.3 模擬筋電図を用いた筋線維走行方向推定	31
4.4 模擬筋電図を用いた筋線維走行方向推定結果	32
4.5 考察	37

4.6 結言	39
第5章 外側広筋の筋線維走行方向推定実験	41
5.1 諸言	41
5.2 実験方法	41
5.3 仮想単極誘導法のハムノイズに対する有用性検討結果	44
5.4 膝関節運動時の筋線維走行方向推定結果	47
5.5 考察	53
5.6 結言	59
第6章 筋線維走行方向に沿った位置間の差動信号算出	60
6.1 諸言	60
6.2 模擬筋電図を用いた電極間信号の推定方法	61
6.3 電極間信号の推定結果と電極間筋電信号の算出結果	63
6.4 考察	68
6.5 結言	69
第7章 結論	70

謝辞

参考文献

図目次

図 1 筋の構造の概略図(断面図)	8
図 2 運動単位	10
図 3 平行筋と羽状筋	12
図 4 収縮による羽状角の変化	13
図 5 電極の種類	15
図 6 筋電図の誘導方法	17
図 7 積分筋電図処理の流れ	19
図 8 従来の双極誘導法	23
図 9 仮想単極誘導法	23
図 10 筋線維走行方向推定法の概略図	24
図 11 筋電図モデル	29
図 12 模擬筋電図基本波形	30
図 13 生成した模擬筋電信号	33
図 14 模擬筋電信号の差分結果	34
図 15 差動信号の相互相関関数	35
図 16 伝導角度推定結果の平均値と標準偏差	36
図 17 推定結果の誤差と電極の関係	38
図 18 電極貼付位置	43
図 19 仮想単極誘導法により計測された信号	45
図 20 仮想単極誘導法により計測された信号の差動信号	45
図 21 仮想単極誘導法により計測された信号の周波数解析結果	46
図 22 仮想単極誘導法により計測された信号の差動信号の周波数解析結果	47
図 23 仮想単極誘導法により計測した表面筋電図	48
図 24 仮想単極誘導法により計測された信号の差動信号	49
図 25 差動信号より求めた相互相関関数	50
図 26 筋線維走行方向推定結果の平均値と標準偏差	52
図 27 推定結果を平面に描写した様子	52

図 28	外側広筋[文献 36 より引用して改変].....	55
図 29	961ch 模擬筋電図のチャンネル番号.....	62
図 30	ch263 EMG 波形.....	64
図 31	ch21 と gEMG, splEMG との差動信号.....	65
図 32	IEMG 波形.....	66
図 33	計測した ch③の EMG と推定した ch263 の EMG.....	67
図 34	推定した筋線維走行方向に沿った表面筋電図.....	68

第 1 章 緒論

人は筋を収縮させることで関節運動をはじめとする様々な動作を行っている。筋は脳からの指令を受けて収縮している。脳からの指令が α 運動ニューロンを介して筋に伝達されると活動電位が発生し、筋が収縮する。この活動電位、つまり筋電位を導出・記録したものが筋電図 (Electromyogram : EMG) である。筋電位の導出法は用いる電極によって大きく 2 つに分類されている。1 つは、筋内に刺入する針電極を用いるもので、針筋電図と呼ぶ。針筋電図計測法では、人体に対して侵襲性があるものの、筋内の電位変化を高い空間分解能で識別できることから、神経筋疾患の診断などの臨床分野で用いられている[1]。もう 1 つは皮膚表面に貼付する表面電極を用いるもので、表面筋電図 (Surface EMG : sEMG) と呼ぶ。表面筋電図計測法は無侵襲であり、さらに皮膚表面に電極を貼付するだけで容易に計測できることから、様々な分野において用いられている。スポーツ科学やリハビリテーションの分野においては、筋活動や筋疲労を表す指標の 1 つとして用いられている[2,3]。また、医工学分野においては筋電義手や様々なパワーアシスト装置等の制御信号として用いられている[4,5]。本研究では、無侵襲で容易に計測可能な表面筋電図計測法に着目して研究を行う。

双極誘導法は、皮膚表面の 2 箇所貼付した表面電極から導出され

る 2 点間の電位差を計測することにより，生体信号計測において同相で混入してくるハムノイズを低減させることができる．現在，表面筋電図は双極誘導法によって計測されることが多い．

双極誘導法では筋線維走行方向と直交するように 2 つの電極を貼付してしまった場合，筋が活動しているにもかかわらず微小な信号しか記録されない問題点がある事から，双極誘導法で表面筋電図を計測する際には，2 つの電極を筋線維走行方向と平行に貼付することが望ましいとされている．神経筋接合部を挟むように 2 つの電極を貼付した場合にも，同様の問題点があることが報告されている[6][7]．また，筋線維走行方向と電極貼付方向とがずれている場合，導出される筋電波形が歪んでしまうという問題点も報告されている[8]．このように，表面筋電図は皮膚表面に電極を貼付するだけで容易に計測可能であるが，電極貼付に関しては考慮しなければならない点がある．

さらに，計測対象である筋の種類によっても考慮しなければならない点がある．骨格筋は筋束の配列によって平行筋と羽状筋に分けることができる．羽状筋では筋束は筋の長軸と斜めに一定の角度を持って配列している．この角度を羽状角と呼ぶ．そのため，筋束の長さが筋長よりも短くなっている[9]．そして，羽状筋はその収縮強度によって羽状角が変化することが報告されている[10]．つまり，羽状筋では収縮強度によって皮膚表面から見た相対的な筋線維走行方向が変動している可能性がある．もし，皮

膚表面から見た相対的な筋線維走行方向が変動していた場合、先に述べたように筋線維走行方向と電極貼付方向とがずれるために導出される筋電波形が歪んでしまう問題を引き起こす恐れがある。

一方、電極間隔を非常に狭くし単位面積当たりの電極数を高密度にした多チャンネル表面電極を用いて、筋電信号を計測する研究が近年盛んに行われている[11-13]。それらの中に、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、高密度多チャンネル表面筋電図から運動単位の活動電位を分離する筋電図デコンポジション法の開発を行っている報告がある[14][15]。デコンポジションを行う際には、運動単位の活動電位波形が変動しないように、筋線維走行方向と電極貼付方向とが合致していることが望ましい。しかし、実際には筋の収縮強度や関節角度の変化に伴い筋線維走行方向は変動し、運動単位の活動電位波形が変形し、デコンポジションを難しくしている。

また、関節運動に伴い先述した神経筋接合部の皮膚に対する相対的位置が移動することも報告されている[6][16]。そのため、関節運動に伴い移動した神経筋接合部の位置を推定する研究や神経筋接合部の及ぼす影響を低減する方法を開発する研究がなされている[17-20]。

本研究では、筋収縮や関節角度の変化に伴い、筋線維走行方向が変化することと神経筋接合部の移動することを、筋の変動と呼ぶ。筋の運動がダイナミックであれば必ず筋の変動が起こり、表面筋電信号計測に

影響を与え、正確な信号計測ができなくなる。従来の研究は、この問題点に対処するのではなく、いかに避けるかを主眼が置かれていた。これに対して本研究は、回避方法を開発するのではなく、どのような状況でも正確な信号計測が可能となる手法を開発することを目的とする画期的な研究である。本研究が完了すれば、表面筋電計測がより容易でかつ信頼性のある結果が得られるようになり、利用場面を画期的に拡大することが可能となる。

本研究の目的は、ダイナミックな筋の変動に対応可能な筋電信号計測法の開発である。従来の筋電信号計測の根本的問題点は、双極誘導法の差動増幅に用いる2つの電極が予め決められており、筋の変動に対応するために変更できないことである。この問題点を解決するために、本研究では、筋線維走行方向に沿った皮膚表面上の任意の2点から誘導される信号の差動信号を得ようとするものである。具体的には、多点同時計測により得られた表面筋電信号から筋線維走行方向を推定し、推定した筋線維走行方向に沿う2点間の差動信号を推定する。

従来、表面筋電図計測を行う際には、まず解剖学の成書を用いて被験筋の起始と停止や筋の形状などを調べておおまかな電極貼付位置を決め、次に多チャンネルアレイ電極を用いて予備的に表面筋電図を計測し神経筋接合部の位置と動作に伴う移動範囲を調べ、神経筋接合部の影響を受けない場所に電極を貼付することが望ましいとされている。しかし

本研究で開発する筋の変動に対応可能な筋電信号計測法が実現できれば、マトリクス状電極を被験筋上の皮膚表面に貼付するだけで、計測後に神経筋接合部の影響を受けない、筋線維走行方向に沿った任意の2点間の差動信号を算出することができる。つまり、被験筋がどこにあるかという解剖学的知識さえあれば表面筋電図計測が可能となり、表面筋電図計測がより簡便なものとなる。さらに従来の計測法では、筋の変動により皮膚表面に貼付した電極と被験筋との相対的な位置関係が実験開始前の安静時と実験中の筋収縮時とでずれてしまっていた可能性も考えられる。しかし本計測法を用いれば、たとえ安静時と筋収縮時で皮膚表面の電極と被験筋との相対的な位置関係がずれたとしても、対応可能である。

本研究では、仮想単極誘導法を用いて計測した表面筋電信号から筋線維走行方向を推定する手法を開発した。そして筋電図モデルを用いて生成した模擬筋電図に対して推定方法を適用し、開発した推定法の妥当性を確認した。続いて、実際に膝関節屈曲時および伸展時の外側広筋の表面筋電図に推定法を適用し、筋線維走行方向を推定した。推定した筋線維走行方向に沿う電極がマトリクス状電極中に存在しない場合がある問題点を解決するため、スプライン関数を用いて電極が存在しない位置での筋電信号の推定を行った。最後に推定した電極間の筋電信号を用いて、推定した筋線維走行方向に沿う差動信号の算出を行った。

第2章では、次章以降に必要な筋収縮と筋電図に関する基本的

な知見について述べる。

第 3 章では，本研究で提案する仮想単極誘導法と，仮想単極誘導法から得られた信号を用いた筋線維走行方向推定法について述べる。

第 4 章では，開発した筋線維走行方向推定法の有用性について検証するために，既知信号として生成した模擬筋電図に推定法を適用する。

第 5 章では，実際に膝関節屈曲時および伸展時の外側広筋の表面筋電図を仮想単極誘導法により計測し，その筋線維走行方向を本推定法により推定する。推定結果より本推定法により筋線維走行方向が推定可能であることを検証する。

第 6 章では，マトリクス状電極下の任意の2点に対する信号を，スプライン関数を用いて推定する。さらにその推定精度は，推定値と実測値を比較して行う。

最後に第 7 章では，筋の変動に対応可能な筋電信号計測法の開発を目的とした本研究から得られた結果について統括するとともに，今後の課題について言及する。

第 2 章 筋収縮と筋電図に関する知見

2.1 諸言

本章では、次章以降に必要な筋に関する基礎的な知見を整理する。具体的には、筋の構造と筋収縮の発生機序、筋の種類による筋収縮の違い、そして筋電図の計測方法について述べる。

2.2 筋の構造

筋は横紋筋と平滑筋に分類される。さらに横紋筋は骨格筋と心筋に分類される。

骨格筋が張力を発生する構造上の最小単位は筋節である。筋節は長さが $2\sim 3\mu\text{m}$ 、直径が $1\sim 2\mu\text{m}$ 程度の円柱状ないし多角柱状であり、長い方向を筋線維の長軸方向に向けて並んでいる。

筋原線維(muscle fibril)は、筋節が非常に多数、直列に連なっていてできている。したがって、筋節が短くなると筋原線維が短縮する。すなわち、個々の筋節の収縮の合計が筋原線維全体の収縮となる。筋原線維は多くの筋節が連なっており非常に長い。筋節の連なりが多いほど、筋の収縮速度は早く、収縮によって短縮する

長さも大きい。

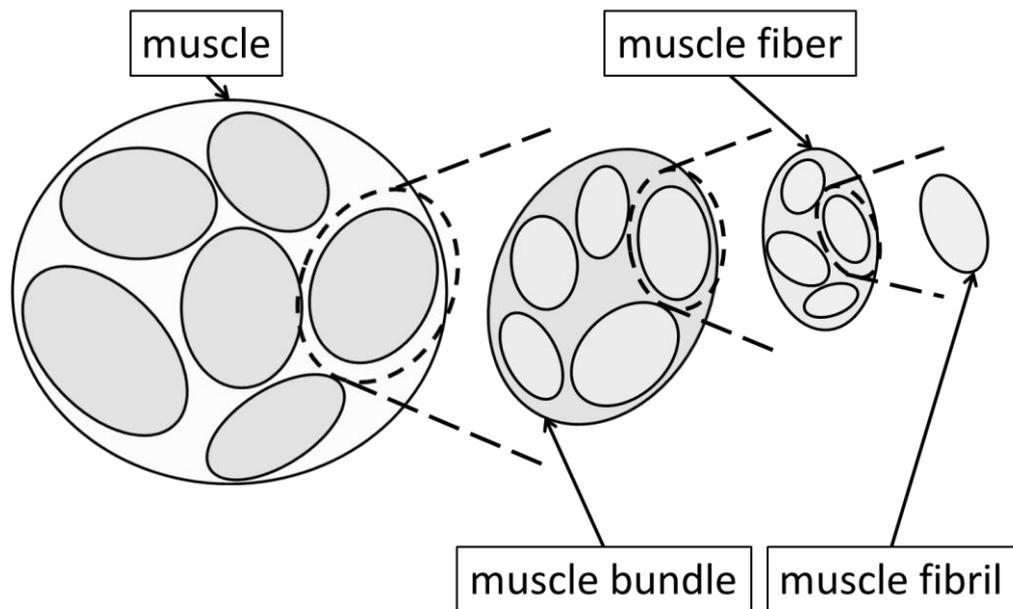


図 1 筋の構造の概略図(断面図)

図 1 に示すように，筋線維(muscle fiber)は，筋原線維が多数束ねられて構成されている．筋線維は収縮する能力が特に発達した細胞である．筋線維の内部には，筋線維の長軸方向に配列した筋原線維が数百~数千本束ねられており，その直径は $10\sim 100\mu\text{m}$ である．筋原線維は筋線維のほぼ全長にわたって伸び，その端は細胞膜に終わっている．それぞれの筋線維は，細胞膜のすぐ表面を，基底膜という薄い細胞外基質の層でおおわれている．また，基底膜の上には，筋線維 1 本 1 本を包んだり，筋線維間の隙間を埋めたりす

るような結合組織がある．この結合組織は筋内膜と呼ばれている．

筋束(muscle bundle)は筋線維が数十本集まることで構成されている．筋束の周囲は，筋周膜という結合組織で包まれている．さらに，筋束が多数集まって，上腕二頭筋や外側広筋などの，名前の付いた筋(muscle)を構成している．筋の表面は，筋上膜でおおわれている．このように，筋線維 1 本ずつは筋内膜，筋線維のグループである筋束は筋周膜，筋束の集合である筋全体は筋上膜で包まれ，これらの結合組織は張力を伝達する．筋の両端は，腱となって骨に付着している場合が多いが，筋が直接骨についていたり，皮膚や筋膜に終わっていたりする場合もある [9]．

2.3 骨格筋の収縮

先述したように，筋は横紋筋と平滑筋に分類される．さらに横紋筋は骨格筋と心筋に分類される．これらの筋の中で関節運動に関わっているのは骨格筋である．

骨格筋の収縮は脊髄の中にある α 運動ニューロン(alpha-motor neuron)の興奮から始まる． α 運動ニューロンが興奮すると，その興奮インパルスが神経軸索(nerve axon)を伝わり，筋線維とつなが

る神経筋接合部(neuromuscular junction)のシナプス前膜に達する。すると、小胞の内容物である化学伝達物質のアセチルコリンが放出される。アセチルコリンは神経筋接合部の筋線維側にある筋終板に作用し、筋線維の細胞膜のイオン透過性を変え脱分極電位を誘発させ、活動電位が発生する。筋線維に活動電位が発生すると、筋収縮が起こる[21]。

通常、1つの筋線維には1ヶ所の神経筋接合部が存在し、1つの α 運動ニューロンに対して、多数の筋線維が繋がっている。これら1つの α 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。そのため、これら α 運動ニューロンと筋線維群をまとめて運動単位と呼ぶ[22]。運動単位は、筋張力制御の最小基本単位である[23]。図2に運動単位の概略図を示す。

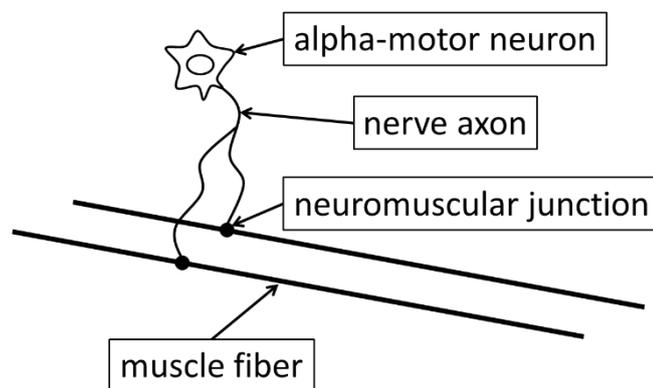


図 2 運動単位

筋張力は、個々の運動単位から発生する張力の総和である。運動単位は『全か無かの法則』に従い、興奮するかしないかのデジタル的なふるまいをすることから、筋張力を変化させるには、運動単位の発射頻度か活動する運動単位の数を変化させる必要がある。筋張力の上昇に伴い、新たな運動単位が活動を始めることを活動参加という。また、筋張力を増加させていくと、ある決まった順序で運動単位の活動参加が起こる。運動初期に活動を始めるのは、運動ニューロンのサイズが小さく支配している筋線維数も少ない運動単位である。これとは逆に、運動後期に活動を始めるのは、運動ニューロンのサイズが大きく支配している筋線維数も多い運動単位である。これをサイズの原理と呼ぶ。

発射頻度と活動参加のどちらの制御を用いて筋張力の調整を行うかは筋によって、また筋の収縮強度によって異なる。精密な制御が必要となる手先などの小さな筋では、運動単位の発射頻度を調節することで筋張力の制御を行う場合が多い。一方、姿勢の保持や歩行動作に必要な大きな筋では、活動に参加する運動単位の数を調節することで筋張力の制御を行っている。つまり筋張力は、行おうとする運動や動作の種類及び目的に応じて、運動単位の発射頻度や活動参加の数を調節することで制御されている。

2.4 平行筋と羽状筋

関節運動に関与している筋は骨格筋である。骨格筋は筋束の配列によって平行筋と羽状筋に分けることができる。図 3(a)に平行筋，図 3(b)に羽状筋の概略図を示す。

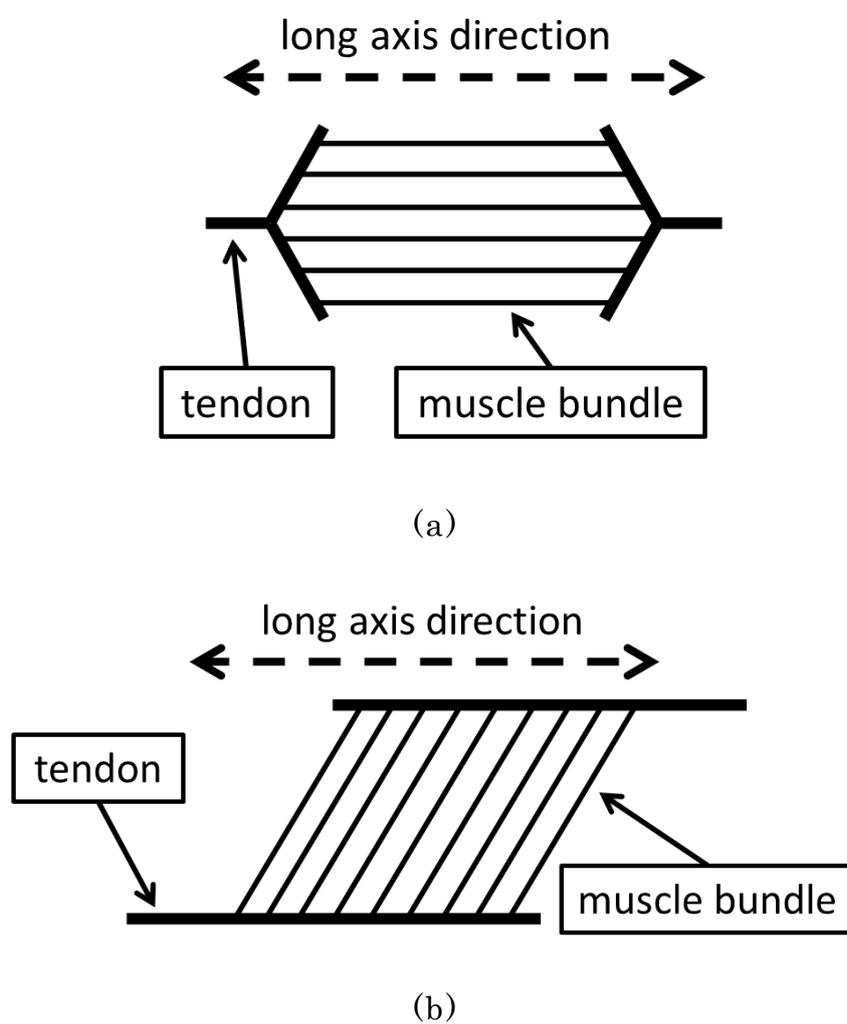


図 3 平行筋と羽状筋
(a) 平行筋，(b) 羽状筋

平行筋では筋の長軸方向と平行に筋束が走っているため筋束は筋の全長とほぼ等しくなる。しかし、羽状筋では筋束は筋の長軸と斜めに一定の角度(羽状角)を持って配列している。そのため、筋束の長さが筋長よりも短くなっている。羽状角とはすなわち、筋の作用方向と筋線維走行方向がなす角度を示している[24]。羽状角は筋収縮に伴い増加することが報告されている[10]。図4に安静時と収縮時の羽状筋の概略図を示す。図4中の破線矢印Aは腱が引っ張られる方向を、実線矢印Bは筋が腱を引っ張る方向を示している。

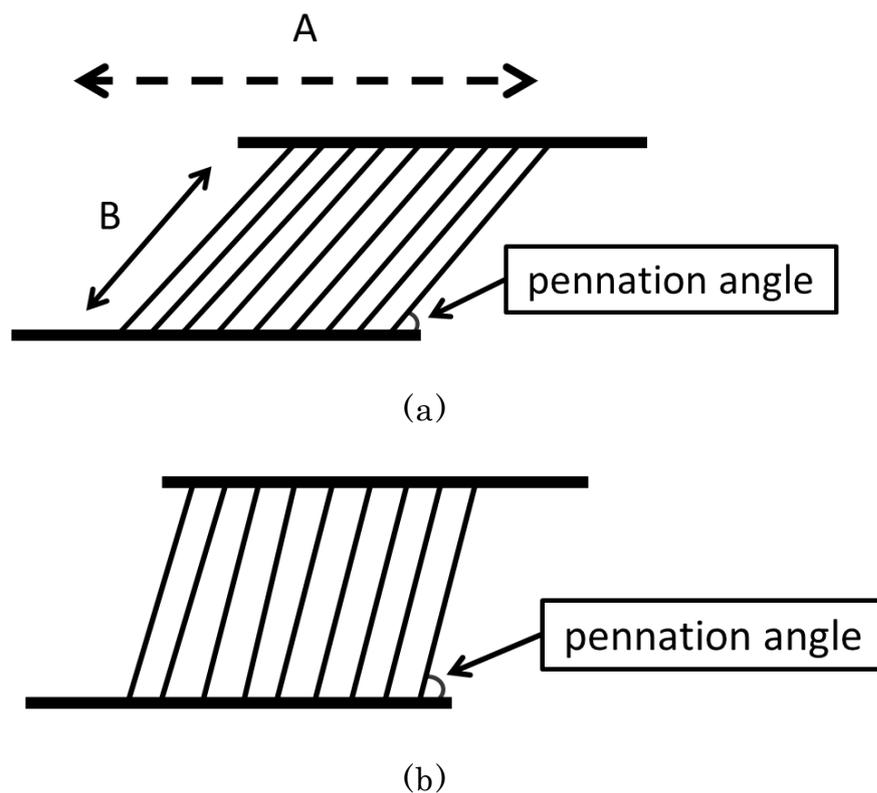


図4 収縮による羽状角の変化
(a) 安静時, (b) 収縮時

羽状角が大きくなると、筋が腱を引っ張る方向と腱が引っ張られる方向（力を発揮したい方向）が離れてしまい、力が分散してしまう。一般的な傾向として、立位姿勢の維持などにおいて抗重力機能を担う下肢筋群には羽状筋が多い[25]。一方、大きな関節角度変化を伴った運動が要求される関節に配置される筋には平行筋が多い[26]。

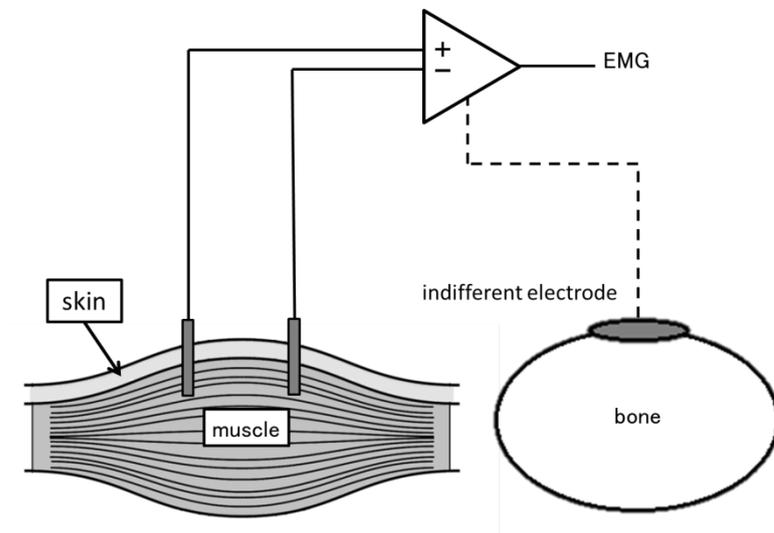
2.5 筋電図と計測方法

筋の活動電位を導出・記録したものを筋電図という。心電図、脳波などとともに、臨床診断などに広く応用されている。筋電図検査により、筋とそれを支配する運動神経だけでなく、中枢神経組織の診断、予後判定等の検討が可能である。

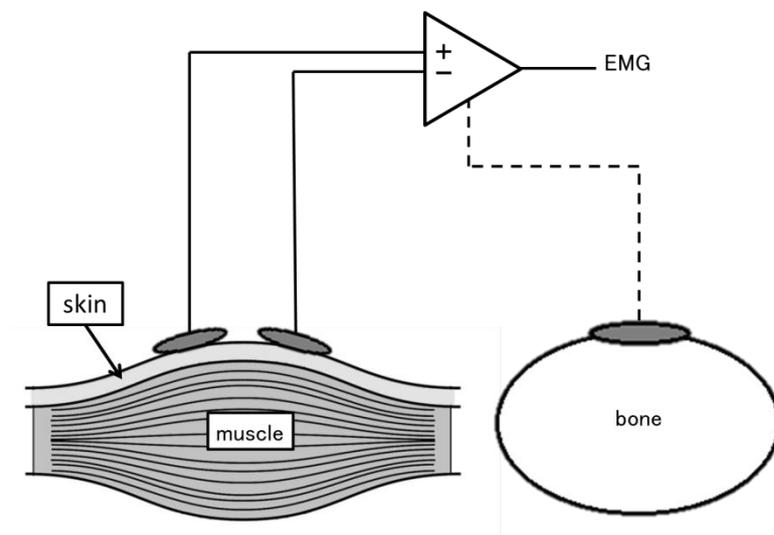
また、随意的な運動を行った際に発生する筋電図とは異なり、生体に電氣的、機械的または磁氣的な刺激を与えたときに誘発される筋電図を誘発筋電図と呼ぶ。誘発筋電図の振幅の変化より筋や神経筋接合部の活動水準の診断や、同一神経を2箇所刺激したときの潜時の差より神経の伝導速度を求めることができる。

筋電図の計測方法は、大きく分けると筋に針、またはワイヤを挿入して計測する針筋電図と、皮膚表面に貼り付けた電極を用いて計測する表面

筋電図がある. 図 5 に電極の種類とそれぞれの計測方法について示す.



(a)



(b)

図 5 電極の種類

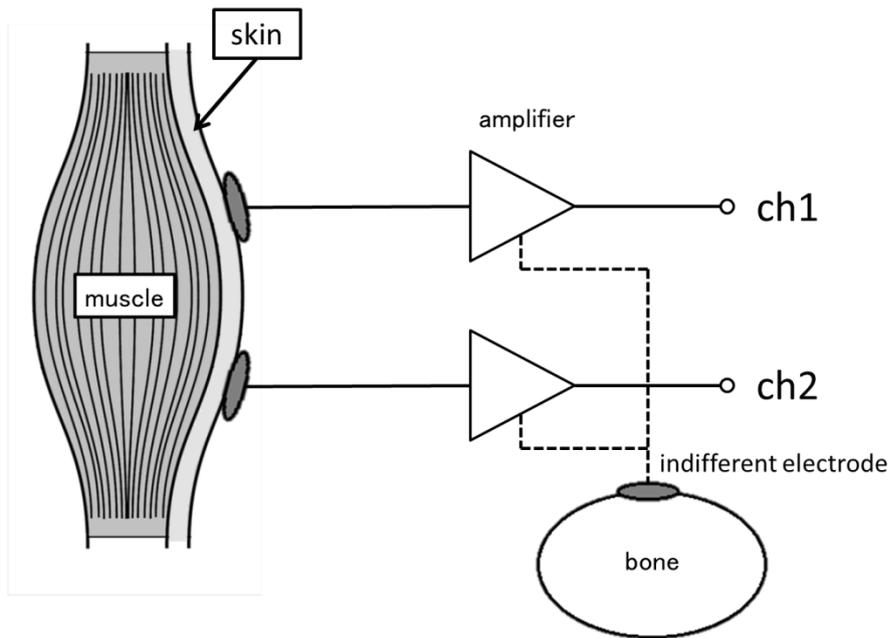
(a)針電極 (b)表面電極

針筋電図は、生理学、整形外科学の領域では、一般筋電図診査の標準的方法で、個々の運動単位活動電位の識別が可能である。したがって、筋収縮に伴う運動単位の発火状況を分析することができる。また、測定範囲が狭いため、局所的な情報のみを得ることができる。しかし、運動時などは、皮膚と筋の相対的位置が変化するため、筋に損傷を与える可能性や、苦痛を与えることがある。

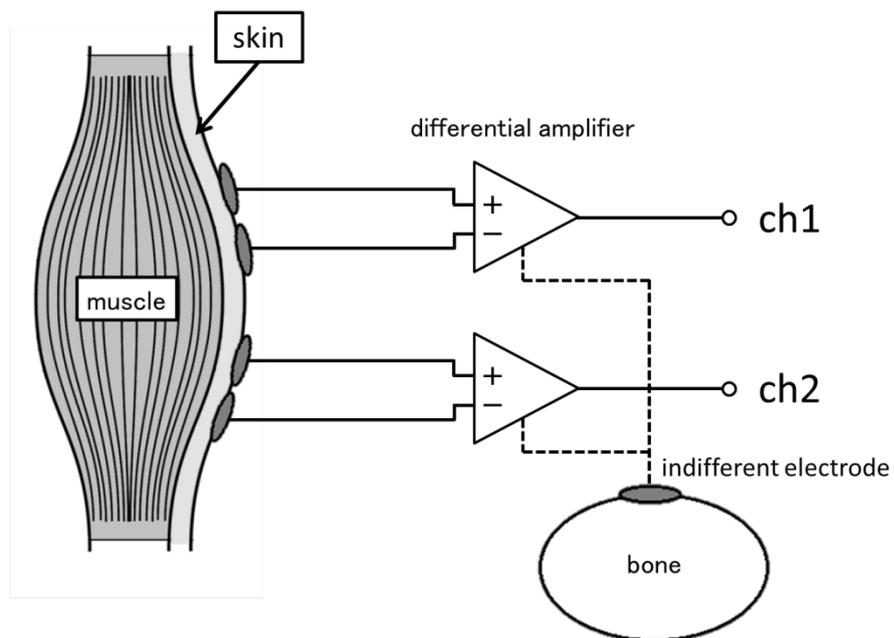
これに対して、表面筋電図は、複数の運動単位からの活動電位を同時に無侵襲で、計測することができる。計測方法もとても容易であり、皮膚表面に電極を貼り付けるだけでよいため、筋収縮時に痛みもなく、筋活動のモニタリングにも広く用いられる。しかしながら、電極直下周辺に存在する複数の運動単位の活動電位を全て足した信号を計測してしまうため、個々の運動単位の活動の様子を知るためには複雑な信号処理が必要となる。

2.6 表面筋電図の誘導方法

筋電図の誘導方法には、単極誘導と双極誘導がある。本研究で提案する仮想単極誘導法については第3章にて説明する。図6にそれぞれの導出方法の概略図を示す。



(a)



(b)

図 6 筋電図の誘導方法

(a)単極誘導 (b)双極誘導

単極誘導は測定したい筋の皮膚上に貼り付けた1つの電極と、電気的に関係のない部分に貼り付けた不関電極との間に発生する電位を測定するものである。これに対し、双極誘導は測定したい筋の皮膚表面の2箇所²に貼付した表面電極から導出される2点間の電位差を測定する方法である[27]。こうすることで、2つの電極に混入してくる同相信号成分であるハムノイズを除去することができる。

2.7 積分筋電図

動作分析などを行う際に表面筋電図を用いる場合には、筋の放電量および放電のタイミングから、どの筋がどの時点でどの程度活動したのかを知るために平均振幅を求める。平均振幅の特徴量としては、自乗平均平方根(Root Mean Square: RMS)と整流平滑化(Averaged Rectified Value: ARV)の2つがある[28]。

RMSは、一定の時間範囲の筋電信号を二乗して、範囲内の平均を求めた後、平方根をとった量である。

ARVは、信号の振幅の絶対値をとった波形(整流波)を、一定の時間範囲で積分、あるいは、ローパスフィルタをかけて平滑化したものである。歴史的には、積分筋電図(Integrated EMG: IEMG)と表現されるものもあり、IEMGはARVと同じ処理である。

図 7 に表面筋電図を積分筋電図に変換する処理の流れを示す. 図 7(a)は生体表面に貼り付けた表面筋電図より導出し差動増幅を行った表面筋電図である. 図 7(b)は図 7(a)を整流化した整流波である. 図 7(c)は図 7(b)にローパスフィルタによる平滑化処理を行ったものである. IEMG は表面筋電図の外形のような波形となる.

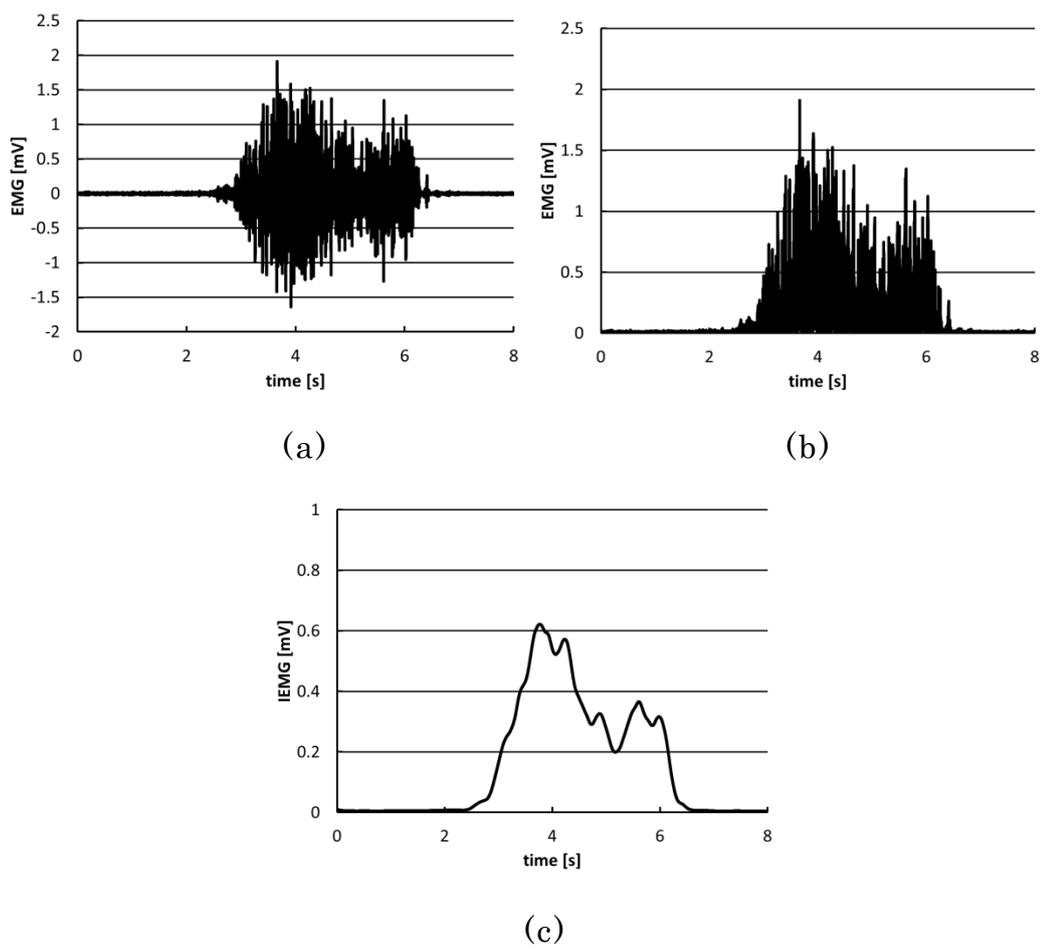


図 7 積分筋電図処理の流れ
(a) 表面筋電図, (b)整流波, (c)積分筋電図

2.8 結言

本章では以降の論文に必要な筋収縮と筋電図についての基礎的な知見,そしてその解析方法について記述した.具体的には,筋収縮の発生機序について説明した.さらに,筋の種類による筋収縮の違いについても述べた.また,筋電図の計測方法と表面筋電図の誘導法の違いについて説明し,積分筋電図についても簡単に説明した.

第 3 章 筋線維走行方向推定法の開発

3.1 諸言

本章では，仮想単極誘導法と開発した筋線維走行方向推定法の原理について記述する．本研究で開発した筋線維走行方向推定法はこの仮想単極誘導法により計測した表面筋電信号の特定の電極間の差動信号の伝達時間差を利用して筋線維走行方向を推定する手法である．

3.2 仮想単極誘導法

マトリクス状電極を用いて表面筋電図計測を行う際に，双極誘導法を用いれば，皮膚表面の 2 箇所 に貼付した表面電極から導出される 2 点間の電位差を計測することにより，ハムノイズを低減させることができる．しかし，双極誘導法では差動増幅に用いる 2 つの電極があらかじめ決められてしまっているため，関節運動に伴う筋の変動や神経筋接合部の移動に追従することはできず計測される表面筋電図が歪む可能性がある．単極誘導法ならこの問題は起こらないが，ハムノイズが混入していても除去できずそのまま計測されてしまう．

そこで、本研究では従来の双極誘導法とは異なり、マトリクス状電極の各電極から導出された信号と基準電極 (Electrode R) から導出された信号 (基準信号) とを差動増幅した信号を記録する仮想単極誘導法を提案する。仮想単極誘導法はデジタル脳波計の計測方法を表面筋電図計測に応用した計測法である。デジタル脳波計では各電極に差動増幅器が接続されており、すべての電極からの信号とある共通の基準電位との間で差動増幅が行われる。

図 8 に従来の双極誘導法を、図 9 に仮想単極誘導法を示す。仮想単極誘導法では、記録された信号の中から任意の2つの信号の差動信号を求めることで基準信号が打ち消され、任意の電極間において双極誘導信号と同様の信号を得ることができる。

図 9 に示す電極 A の信号と電極 B の差動信号は、 $(A-R)$ の信号と $(B-R)$ の信号の差動を取ることによって求められる。

$$(A-R)-(B-R)=A-B\cdots(1)$$

このように任意の電極間の差動信号を算出することができる。

上記のように、本研究で提案する仮想単極誘導法では計測後に任意の2つの電極を選び、その電極間での差動信号を算出することが可能となる。本誘導法により、マトリクス状電極の隣り合う電極間だけでなく、2つあるいは3つ離れた電極間での差動信号や、斜めに配置された電極間で

の差動信号を算出することが可能となった.

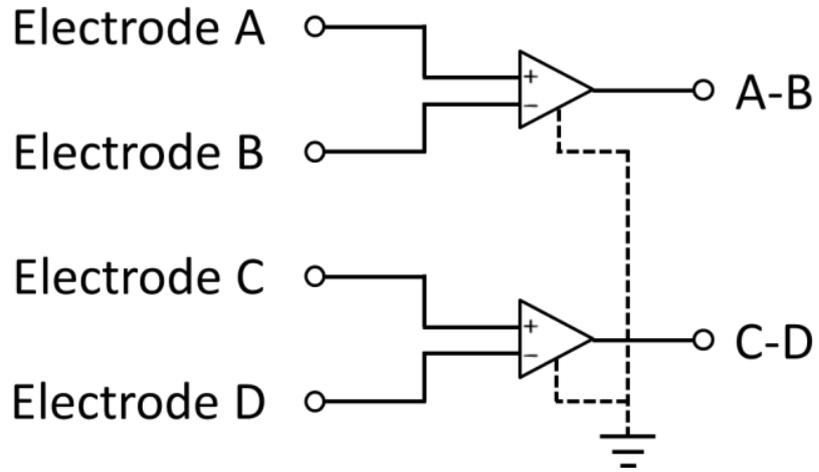


図 8 従来の双極誘導法

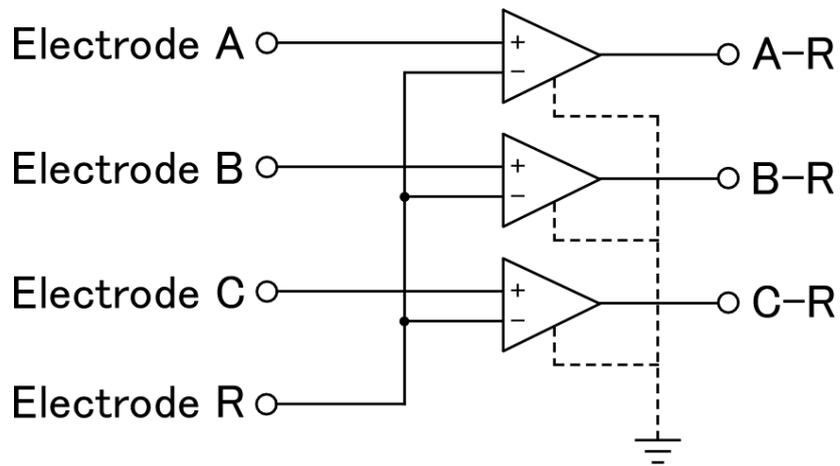


図 9 仮想単極誘導法

3.3 筋線維走行方向推定法

本研究で開発した筋線維走行方向推定法[29]は、まず、仮想単協誘導法を用いて計測された表面筋電信号から特定の組み合わせの電極間

の差動信号を算出する. これらの差動信号の伝達時間差は, 筋線維と電極列との間の相対的な角度に起因している. そこで, 伝達時間差を求め
 るために得られた差動信号同士の相互相関関数を求める. そして, 求め
 た相互相関関数がピーク値をとる時刻から筋線維走行方向を推定するも
 のである.

本研究で開発した筋線維走行方向推定法の詳細な説明を以下に示
 す.

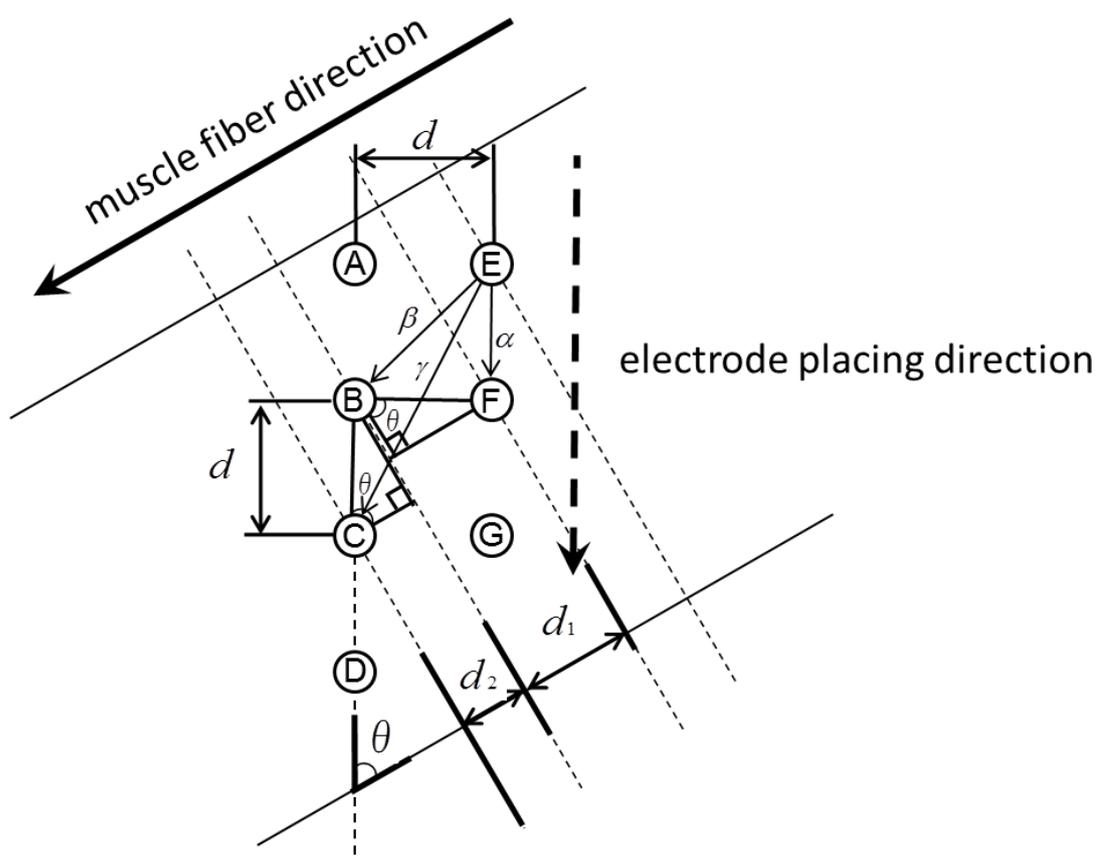


図 10 筋線維走行方向推定法の概略図

まず、筋線維走行方向と電極貼付方向を図 10 のように仮定する。筋線維走行方向は実線矢印、電極貼付方向は破線矢印で表している。また、図 10 中の①、②、③、…、④は計測に用いるマトリクス状電極の電極を示している。

筋線維走行方向と電極貼付方向とがなす角度を θ とする。まず、電極 $E-F$ 間の差動信号を α 、電極 $E-B$ 間の差動信号を β 、電極 $E-C$ 間の差動信号を γ とする。

また、電極 $E-F$ 間と電極 $E-B$ 間の筋電信号の伝導距離の差を d_1 、電極 $E-B$ 間と電極 $E-C$ 間の筋電信号の伝導距離の差を d_2 とする。これらより、線分 FB を斜辺とする直角三角形より

$$d_1 = d \sin \theta \dots (2)$$

線分 BC を斜辺とする直角三角形より

$$d_2 = d \cos \theta \dots (3)$$

が成り立つ。

次に、 t_1 を α と β の相互相関関数がピーク値をとる時刻、 t_2 を β と γ の相互相関関数がピーク値をとる時刻とする。また、筋線維伝導速度を v とする。

すると、 $\alpha - \beta$ 間では速度 v の筋電信号が距離 d_1 を時間 t_1 かけて移動

したことになる. 同様に $\beta - \gamma$ 間では, 速度 v の筋電信号が距離 d_2 を時間 t_2 かけて移動したことになる. よって,

$$d_1 = v \cdot t_1 \cdots (4)$$

$$d_2 = v \cdot t_2 \cdots (5)$$

が成り立つ. 以上の式(2)(3)(4)(5)より,

$$\theta = \tan^{-1} \frac{t_1}{t_2} \cdots (6)$$

を得る.

3.4 結言

本章では本研究で提案する仮想単極誘導法, 及び, 本研究で開発した筋線維走行方向推定法について述べた. 仮想単極誘導法とはデジタル脳波計の計測方法を表面筋電図計測に応用した計測法であり, マトリクス状電極の各電極から導出された信号と基準電極から導出された信号とを差動増幅した信号を記録する誘導法である. 仮想単極誘導法を用いれば, 多点同時計測により得られた表面筋電信号から任意の電極間の差動信号を計測後に算出することができる. 本研究で開発した筋線維走行方向推定法は, 仮想単協誘導法を用いて計測された表面筋電信号か

ら特定の組み合わせの電極間の差動信号を算出し, 得られた差動信号の相互相関関数のピーク値の時間差から筋線維走行方向を推定するものである.

第4章 模擬筋電図を用いた筋線維走行方向推定法の妥当性の検証

4.1 諸言

本章では、第3章で述べた筋線維走行方向推定法の妥当性の検証について述べる。具体的な方法としては、まず筋電図モデルを用いて伝導させる角度を 5deg 刻みで変化させた模擬筋電図を生成した。生成した模擬筋電図の伝導角度を本研究で開発した筋線維走行方向推定法により推定することで、本推定法の妥当性を検証した。

4.2 模擬筋電図の生成

本研究で用いる筋電図モデルでは以下を仮定している。

- (1) 活動電位は、筋線維上を双極子が伝導することで発生する
- (2) 筋線維と皮膚表面に貼付された電極との間の空間は一様な空間である。
- (3) 観測される筋電図は、活動電位の線形和である。

図 11 に本研究で使用した筋電図モデルについての概要図を示す。

I は電流源強度 [A]， σ は導電率 [S/m]， r_+ は電極から双極子の正

極子までの距離[m], r_- は電極から双極子の負極子までの距離[m]を表す. 活動電位 V は式(7)により求められる[30].

$$V = \frac{I}{2\pi\sigma} \left(\frac{1}{r_+} - \frac{1}{r_-} \right) \dots (7)$$

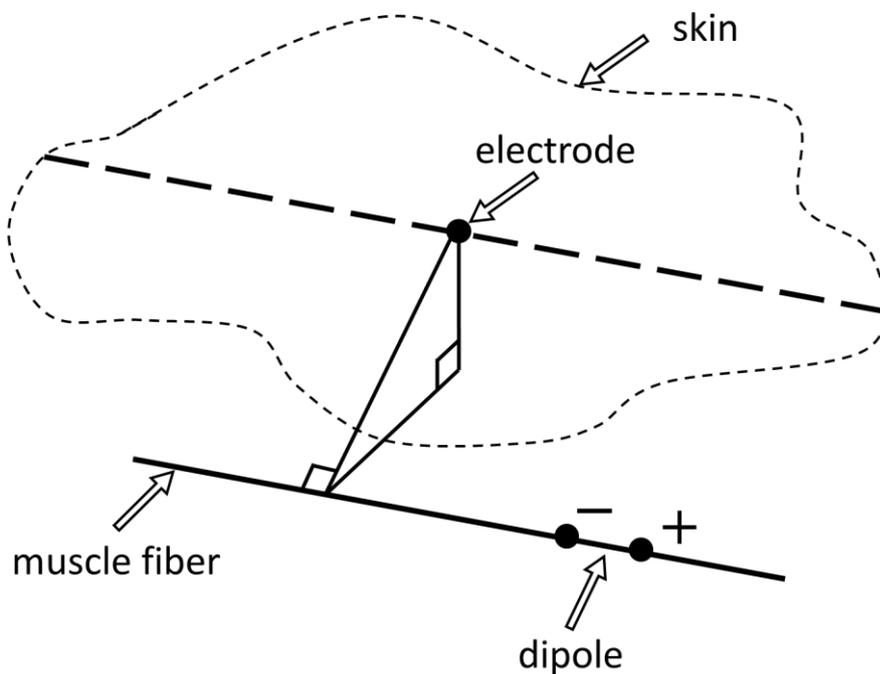


図 11 筋電図モデル

図 12 に式(7)より得られる模擬筋電図の基本波形を示す. この基本波形は電極直下 20mm の深さを走行している 1 本の筋線維を支配している 1 つの運動単位があり, その運動単位が 1 度だけ発火した状況を仮定している.

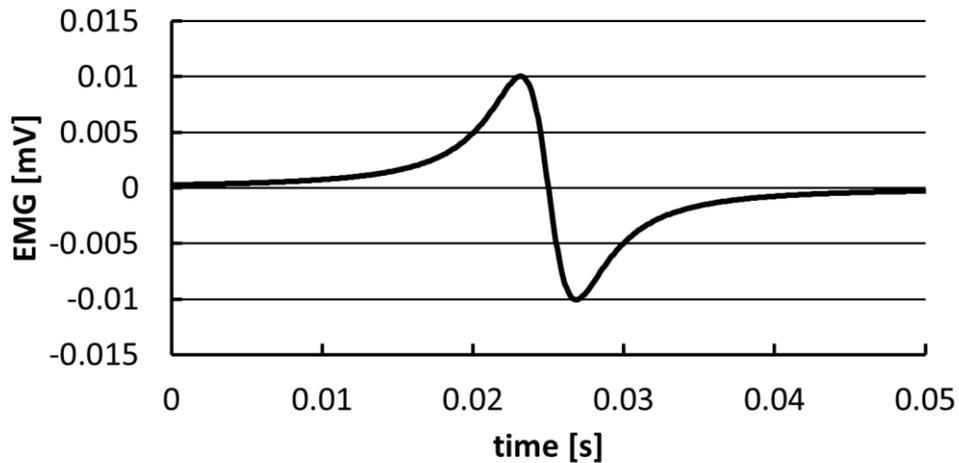


図 12 模擬筋電図基本波形

本研究で生成する模擬筋電図は発揮筋力を 10%MVC(Maximum Voluntary Contraction) と想定した. そこで, 先行研究を参考に模擬筋電図に含まれる運動単位数を 10, 各々の運動単位が支配している筋線維数を1本, 各々の運動単位の発火頻度を 5Hz から 20Hz に設定した[31]. また, 双極子の正電荷と負電荷間の距離は 1mm, 伝導速度は 3m/s から 6m/s に設定した[30][32]. さらに, 各々の運動単位から生じる筋電信号が同じ伝導経路をたどらないように r の値を設定した. また, 全ての筋線維が皮膚表面と平行に走行していると仮定し, 筋線維走行方向も一様であると仮定した. 発生した活動電位 V を皮膚表面に貼付した 16ch マトリクス状電極の電極毎に算出した.

模擬筋電図のサンプリング周波数は 10kHz に設定した. 計測に使用する電極には, 電極中心間距離 10mm のマトリクス状電極を想定し模擬

筋電図を生成した。また、本研究では、模擬筋電信号が図 10 で示す電極 $E - F$ 間を通過するように模擬筋電図を生成した。

4.3 模擬筋電図を用いた筋線維走行方向推定

伝導角度を 0deg から 90deg まで 5deg 刻みで変化させた模擬筋電信号を生成し、生成した模擬筋電信号の伝導角度を本研究で開発した筋線維走行方向推定法を用いて推定した。

また、筋線維走行方向推定法の妥当性の検証と合わせて、3.3 章にて述べた相互相関関数を求めるのに用いる差動信号の最適なセグメント長についても同時に検討した。これは、実際に筋線維走行方向推定法を用いて表面筋電図から筋線維走行方向を推定する際に、1 回の計測で得られた表面筋電信号からより多くの筋線維走行方向推定を行うことを想定しているからである。より多くの筋線維走行方向推定を行い、その推定結果を加算平均することにより誤差の低減が可能となる。本研究で述べるセグメント長とは、表面筋電信号を任意の時間で切り分けた時の時間の長さを示している。本研究では表面筋電図の周波数帯域が 5Hz~500Hz、つまり周期が 2ms~0.2s であることからその半周期の 0.1s を中心に 0.05s, 0.1s, 0.15s, 0.2s の 4 種類のセグメント長から最適なセグメント長の検討を行った。

本研究で開発した筋線維走行方向推定法の妥当性, 及び最適なセグメント長の検証方法は以下のとおりである. まず, 0deg から 90deg までの各伝導角度において 25 回模擬筋電図を生成する. 次に, 各々の模擬筋電図において 0.05s, 0.1s, 0.15s, 0.2s の 4 種類のセグメント長の差動信号を算出する. 算出した差動信号を用いて相互相関関数を求め, それぞれのセグメント長での筋線維走行方向推定を行う. 得られた推定結果から本研究で開発した筋線維走行方向推定法の妥当性, 及び最適なセグメント長について検証する.

4.4 模擬筋電図を用いた筋線維走行方向推定結果

筋電図モデルにより生成した模擬筋電信号を図 13 に示す. 図 14 は得られた各信号を差分した結果を示す. この結果は各電極間の双極誘導信号に等しい信号が得られているものと考えられる.

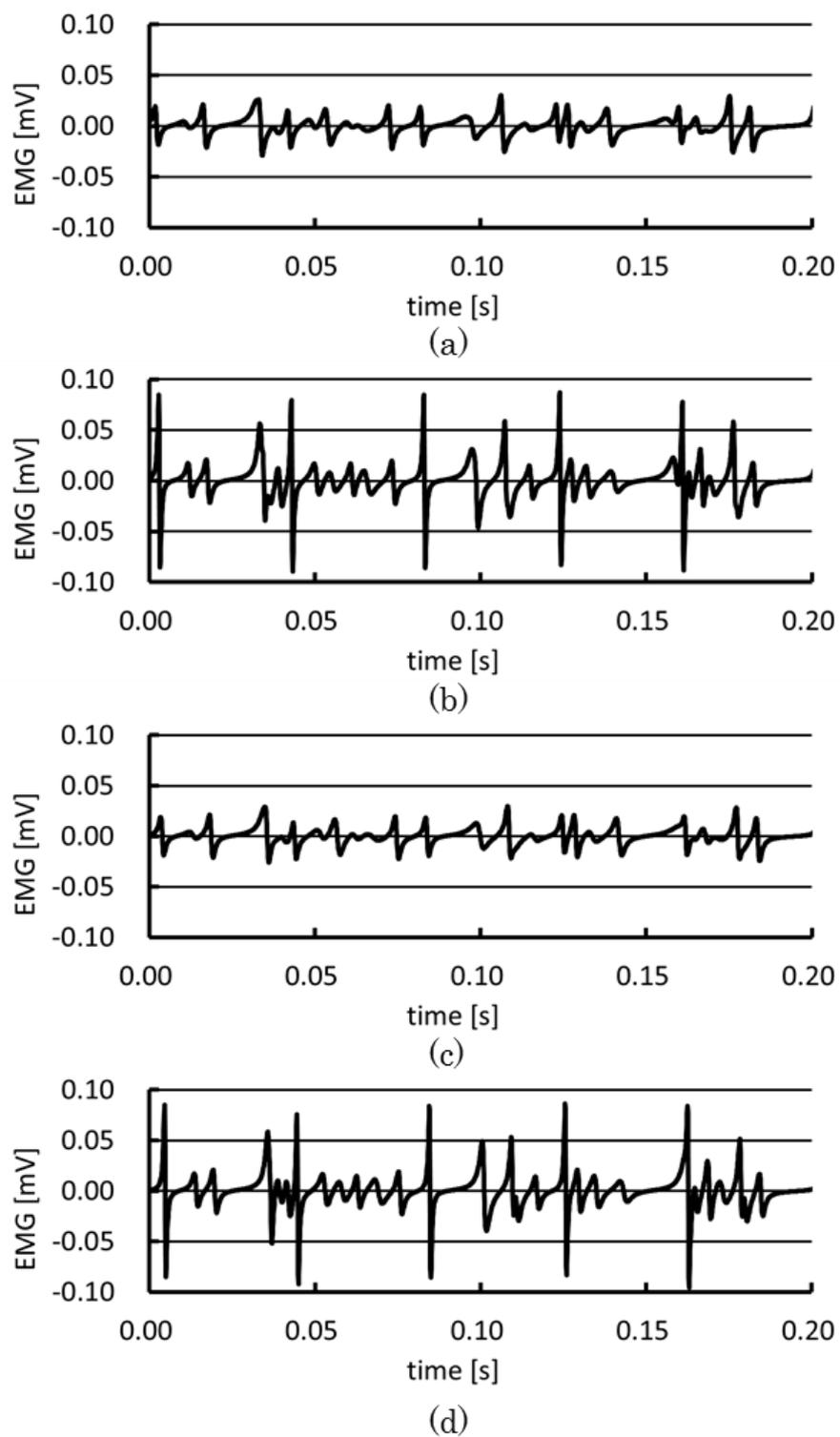
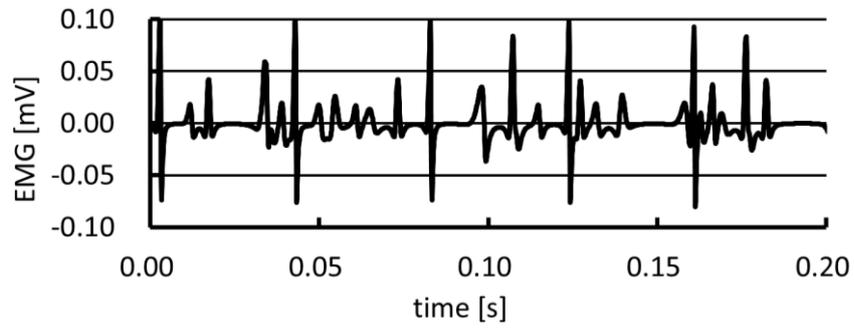
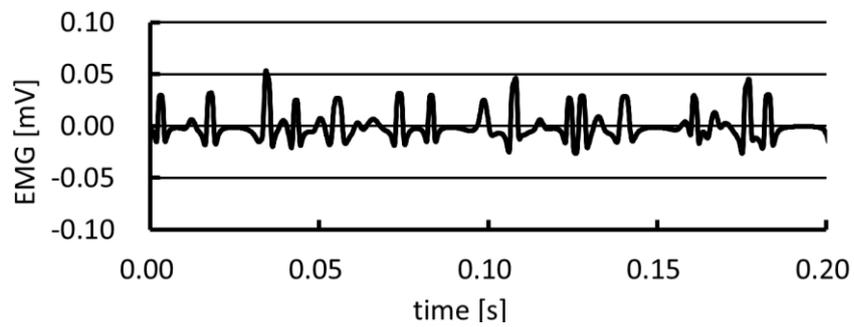


図 13 生成した模擬筋電信号

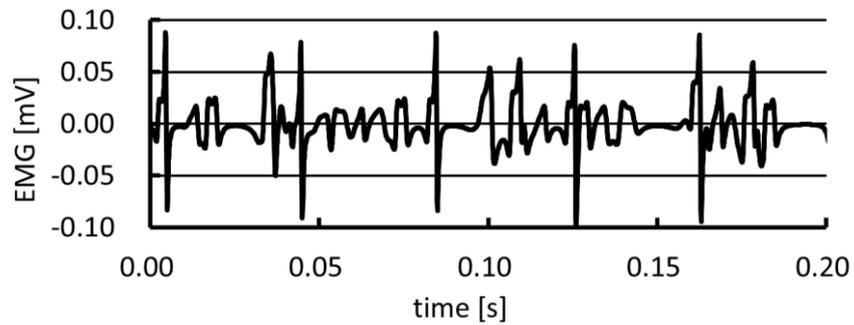
(a): $A-R$, (b): $B-R$, (c): $C-R$, (d): $D-R$



(a)



(b)



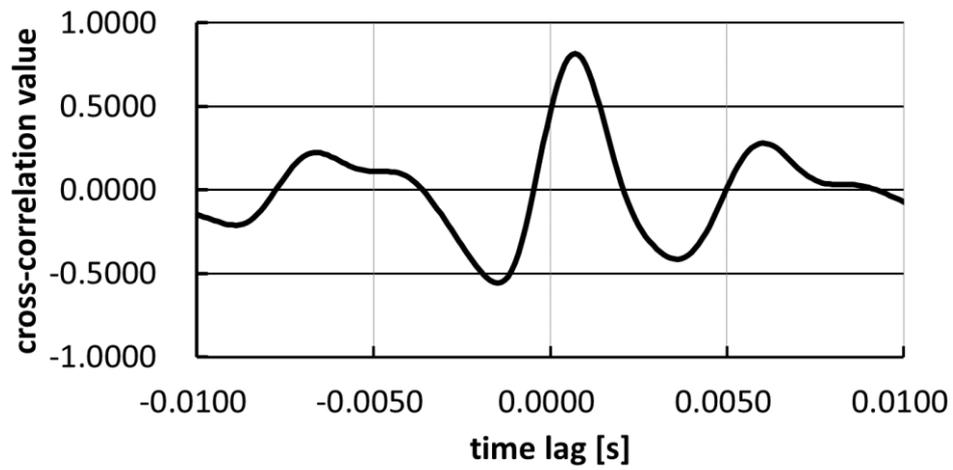
(c)

図 14 模擬筋電信号の差分結果

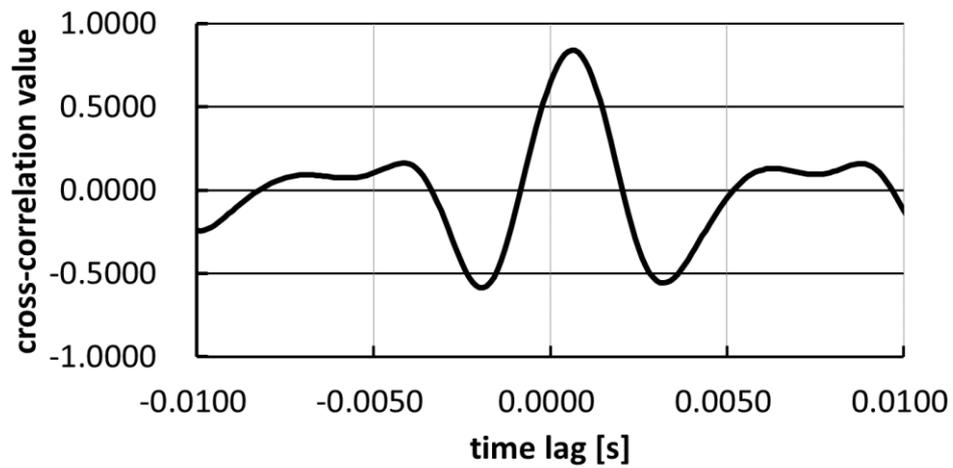
(a): $B - A$, (b): $C - A$, (c): $D - A$

この結果から、 $B - A$ と $C - A$ の相互相関関数と $D - A$ と $C - A$ の相互相関関数を求めた. 図 15 に上記の 2 つの相互相関関数を示す. この

相互相関関数がピーク値をとる時刻 t_1 と t_2 から模擬筋電信号の伝導角度を推定した。



(a)



(b)

図 15 差動信号の相互相関関数

(a): $(B - A, C - A)$, (b): $(C - A, D - A)$

図 15 の例では, $t_1 = 0.0007$, $t_2 = 0.0006$ となる. この t_1 と t_2 を式

(6)に代入すると,

$$\theta = \tan^{-1} \frac{0.0007}{0.0006} = 49.4^\circ$$

が得られる.

模擬筋電図を用いた筋線維走行方向推定結果の平均値と標準偏差を図 16 に示す. 模擬筋電図は伝導角度を 0deg から 90deg まで変化させて生成した. しかし, 65deg 以上の伝導角度においては推定に用いる t_2 の値が 0 になってしまい, 推定結果を求めることができなかった. そのため, 推定結果は 60deg までとなっている. また, 各々の結果は 25 回の平均値である.

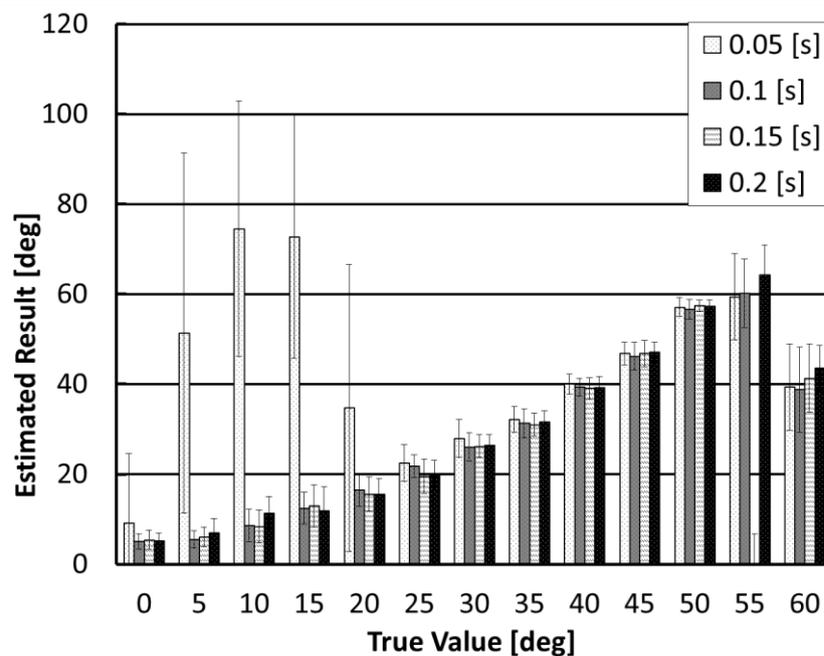


図 16 伝導角度推定結果の平均値と標準偏差

4.5 考察

本章ではまず、筋電図モデルにより生成した模擬筋電図を用いて本研究で開発した筋線維走行方向推定法の有用性の検証を行った。

図 16 より、相互相関関数に用いる差動信号のセグメント長が 0.05s の時の誤差が他のセグメント長を用いて推定した結果より顕著に大きいことが分かった。この誤差の原因は模擬筋電図を生成する際に仮定した発揮筋張力にあると考える。

本研究では発揮筋張力を 10%MVC と仮定して模擬筋電図を生成した。つまり、模擬筋電図に含まれる運動単位数を 10、各々の運動単位の発火頻度を 5Hz から 20Hz に設定している。そのため、0.05s 内に含まれる運動単位数が大きく異なっていた可能性が考えられる。その結果、他のセグメント長と比較して誤差が大きくなってしまったのではないかと考える。よって、10%MVC 発揮時の表面筋電図に本推定法を用いて筋線維走行方向を推定する際には、相互相関関数に用いる差動信号のセグメント長は 0.1s 以上が望ましいことが示唆された。

そこで、1 度の計測で得られた表面筋電図からより多くの筋線維走行方向推定結果を得ることができるよう、第 5 章で述べる外側広筋の筋線維走行方向推定に用いるセグメント長は 0.1s とした。

また、推定可能な角度にも制限があることが分かった。模擬筋電図は伝

導角度を 0deg から 90deg まで 5deg 刻みで変化させて生成した。しかし、65deg 以上の結果においては推定結果を算出できなかった。これは推定に用いる t_2 の値が 0 になってしまったからである。しかし、伝導角度が 5deg から 45deg までの間では真値と推定値との誤差が 4deg 以内であった。本研究では表面筋電図を仮想単極誘導法で計測することを前提としている。その際に使用する電極には、電極中心間距離 10mm のマトリクス状電極を想定している。図 17 に示すように、電極中心間距離である 10mm を底辺とする直角三角形を考えた場合、 θ が 4deg の時の直角三角形の高さは 0.7mm である。本研究では直径 1mm の純銀線を用いてマトリクス状電極を作製しているため、推定した筋線維走行方向が最大で 0.2mm ほど電極から外れてしまう。

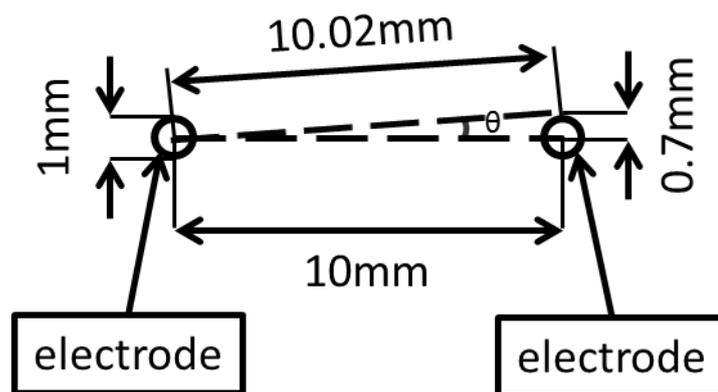


図 17 推定結果の誤差と電極の関係

しかし、第 2 章で述べたように、筋とは筋束の集合体であり、筋束は筋線維の集合体である。つまり、筋線維走行方向と筋束、あるいは筋の走行方向は骨格筋において同じであると考えられる。骨格筋の筋線維の直径は $10\sim 100\mu\text{m}$ であるが[33]、筋線維の集合体である筋束の直径は大腿四頭筋で $2\sim 5\text{mm}$ であると報告されている[34]。よって、この 0.2mm 外れてしまうという誤差は本研究における筋線維走行方向推定には問題ない誤差であると考えられる。このことから、 5deg から 45deg までの間の筋線維走行方向推定結果は最大で 4deg の誤差が生じるものの妥当であると考えられる。

以上の事より、本推定法は推定可能な角度が限定されてしまうが、特定の角度においては筋線維走行方向を推定可能であることが示唆された。

4.6 結言

本章では、第 3 章で述べた筋線維走行方向推定法の妥当性の検証について述べた。筋電図モデルを用いて伝導角度を変化させた模擬筋電図を生成し、生成した模擬筋電図の伝導角度を本研究で開発した筋線維走行方向推定法により推定することで、本推定法の妥当性を検証した。結果から、相互相関関数に用いる差動信号のセグメント長が 0.05s の時の誤差が他の結果より大きいことが分かった。また、伝導角度が、

65deg 以上の推定においては推定結果を算出できなかった。しかしながら、本研究で開発した筋線維走行方向推定法は 0.1s 以上のセグメント長を用いれば、5deg から 45deg 間の推定結果については妥当であることが示唆された。

第 5 章 外側広筋の筋線維走行方向推定実験

5.1 諸言

本章では、外側広筋の表面筋電図を計測し、筋線維走行方向を推定した結果について述べる。まず、仮想単極誘導法により表面筋電図を計測するため、マトリクス状電極を開発した。次に、仮想単極誘導法のハムノイズに対する有用性について検討した。その後、第 3 章で述べた筋線維走行方向推定法を用いて膝関節屈曲時及び膝関節伸展時の外側広筋の筋線維走行方向推定を行った[35]。筋線維走行方向推定に用いる差動信号のセグメント長は第 4 章で行った模擬筋電図を用いた筋線維走行方向推定実験の結果から 0.1s とした。

5.2 実験方法

羽状筋の筋線維走行方向を推定するため、膝関節角度 90deg(屈曲位)と 0deg(伸展位)において仮想単極誘導法を用いて表面筋電図計測を行った。仮想単極誘導法による表面筋電図を計測するため、電極を縦 8 個×横 8 個の計 64 個配置したマトリクス状電極を作製した。それぞれの電極は直径 1mm の純銀線を用いている。電極は縦横それぞれ

5mm 間隔で配置されている。各電極にはそれぞれボルテージフォロア回路を組み込み能動化している。

本研究では、筋の変動に対応可能な筋電信号計測法の活動電位伝導速度計測への応用を考慮し電極中心間距離を 10mm とした。これは、電極中心間距離 5mm、サンプリング周波数 10kHz で活動電位伝導速度計測を行った場合、先行研究の報告 [33]にある活動電位伝導速度である 3~6m/s 間の分解能が悪くなってしまふからである。そのため、全部で 64 個ある電極の内、縦 4 個×横 4 個の計 16 個の電極を用いて、表面筋電図計測を行った。

マトリクス状電極からの信号を増幅するために、16 チャンネルの筋電アンプを用いた。計測に用いた筋電アンプの増幅率は 60dB、周波数帯域は 4.5Hz~452Hz である。

また、仮想単極誘導法のハムノイズに対する有用性について検討するため、膝関節角度屈曲位において計測された表面筋電信号の周波数解析を行った。

被験者は健常成人男性 1 名である。利き足及び被験足は右足である。本実験における計測は、皮膚表面に電極を貼付して計測する表面筋電図計測法を利用するため被験者に無侵襲である。また、被験者には実験の説明を十分に行い、実験内容についての同意を得た上で実験を行った。

開発したマトリクス状電極を上前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結んだ線上の遠位 1/3 から 3cm 外側に固定し[10], 膝関節屈曲位・伸展位それぞれの外側広筋の表面筋電図を計測した. 図 18 にマトリクス状電極, 基準電極, 不関電極の貼付位置を示す. 図中の番号はそれぞれマトリクス状電極のチャンネル番号を示している.

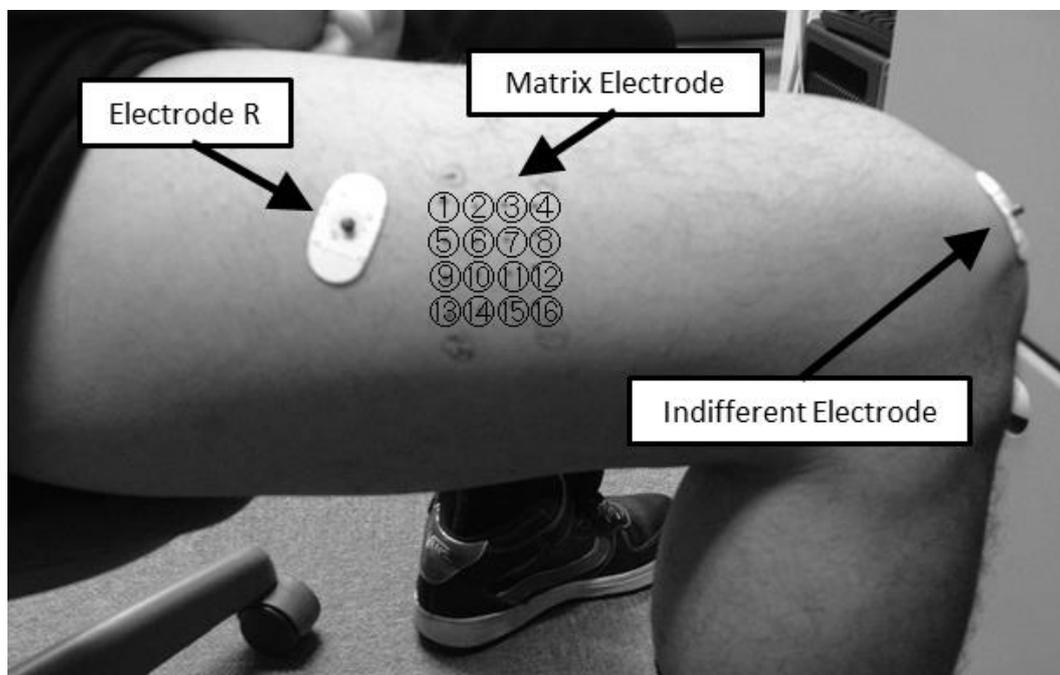


図 18 電極貼付位置

被験者には椅坐位(股関節角度 90deg)で膝関節角度 90deg と 0deg の 2 肢位において 3 秒間の等尺性随意収縮を行なうよう指示した. その際の発揮筋張力は 10%MVC とした.

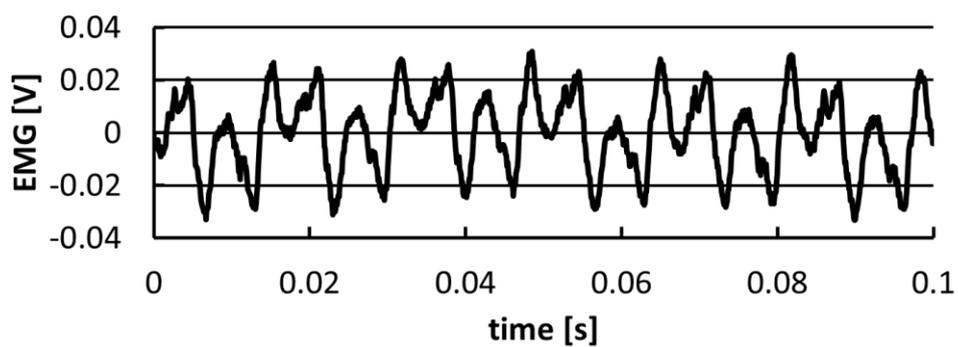
実験に使用した A/D 変換器の量子化 bit 数は 16bit, サンプリング周

波数は 10kHz で PC に取り込み保存した.

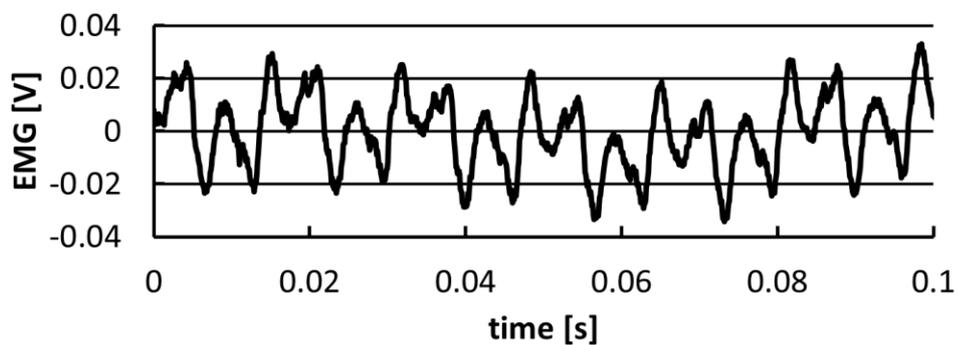
計測した筋電信号に筋線維走行方向推定法を適用し, 膝関節屈曲位と膝関節伸展位での外側広筋の筋線維走行方向を推定した.

5.3 仮想単極誘導法のハムノイズに対する有用性検討 結果

まず, 仮想単極誘導法のハムノイズに対する有用性について検討した.
図 19 に仮想単極誘導法により計測された信号を示す. また, 図 20 に仮想単極誘導法により計測された信号から求めた差動信号を示す. それぞれの信号の周波数解析を行った.



(a)



(b)

図 19 仮想単極誘導法により計測された信号

(a): ③ - R, (b): ④ - R

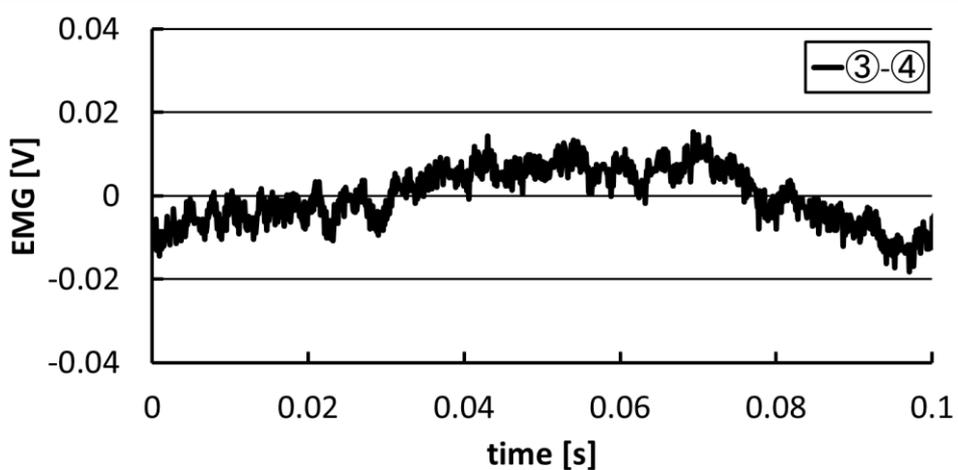
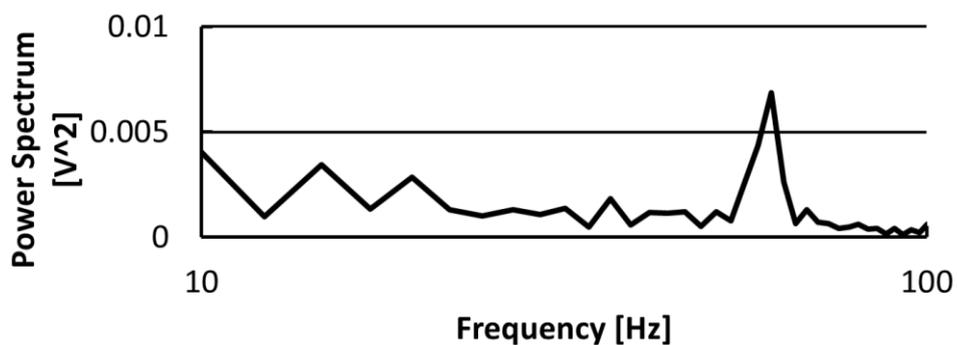


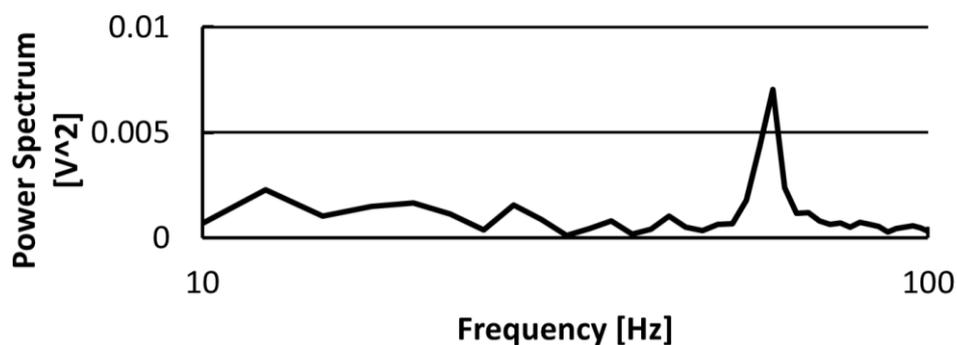
図 20 仮想単極誘導法により計測された信号の差動信号

図 21 に ③-R と ④-R の周波数解析結果を、図 22 に ③-④ の周波数解析結果を示す。③、④ はそれぞれ図 18 に示すマトリクス状電極の各電極を示す。

図 21 では 60Hz にピークがあり、③-R や ④-R といった仮想単極誘導法により計測した信号そのものにはハムノイズが残留していることが分かった。しかし、図 22 では 60Hz のピークはなくなり、③-④ のように差動信号を算出することでハムノイズが低減されることを確認できた。



(a)



(b)

図 21 仮想単極誘導法により計測された信号の周波数解析結果

(a): ③-R, (b): ④-R

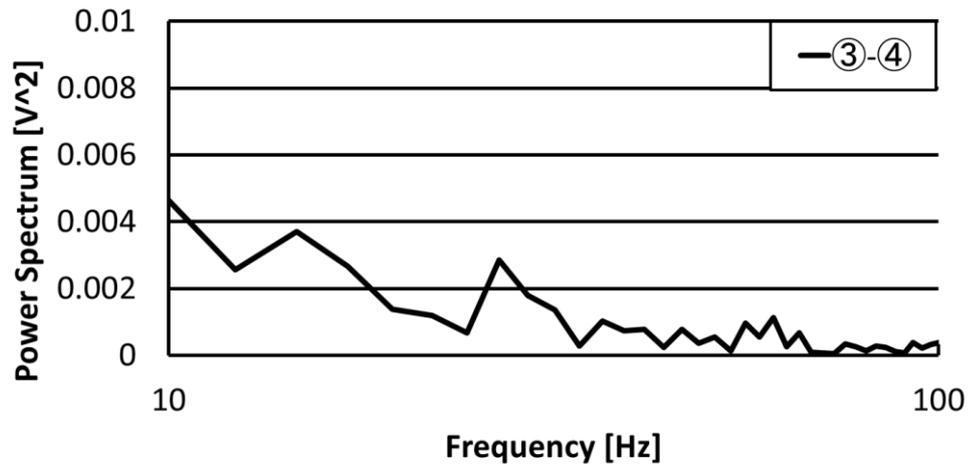


図 22 仮想単極誘導法により計測された信号の差動信号の周波数解析結果

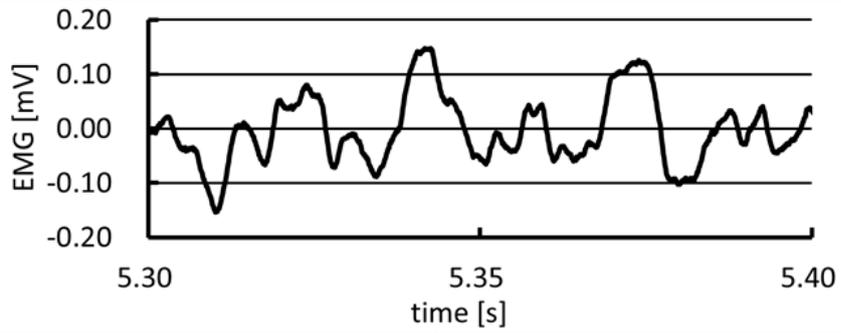
5.4 膝関節運動時の筋線維走行方向推定結果

図 23 に仮想単極誘導法により計測した表面筋電図の 1 例を示す。また、図 24 に、図 10 に示した筋線維走行方向推定に必要な差動信号を示す。図 25 に図 24 に示した差動信号より求めた相互相関関数を示す。

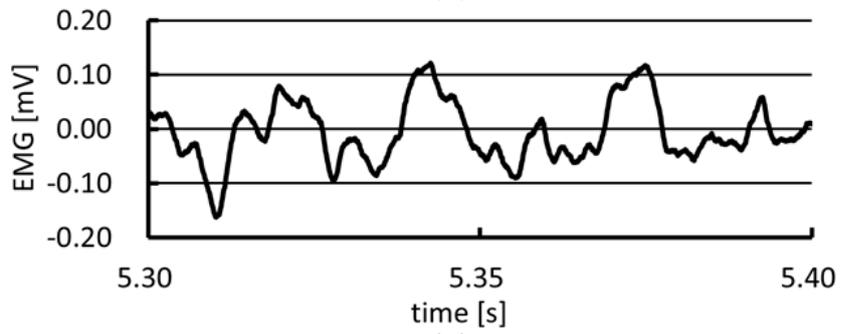
図 25 に示した例では、 $t_1 = 0.0008$ 、 $t_2 = 0.0011$ である。この t_1 と t_2 を式(6)に代入し、

$$\theta = \tan^{-1} \frac{0.0008}{0.0011} = 36.0^\circ$$

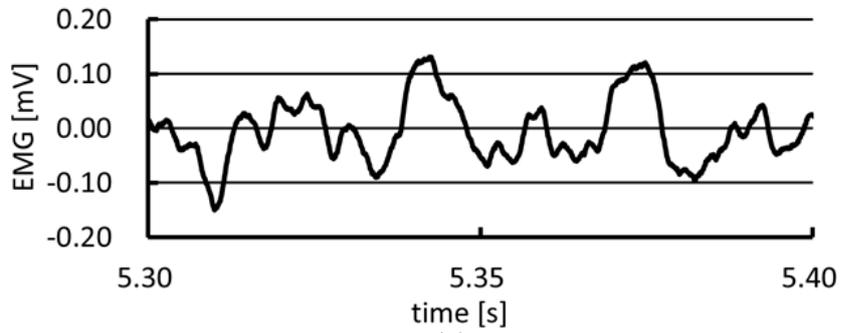
が得られる。



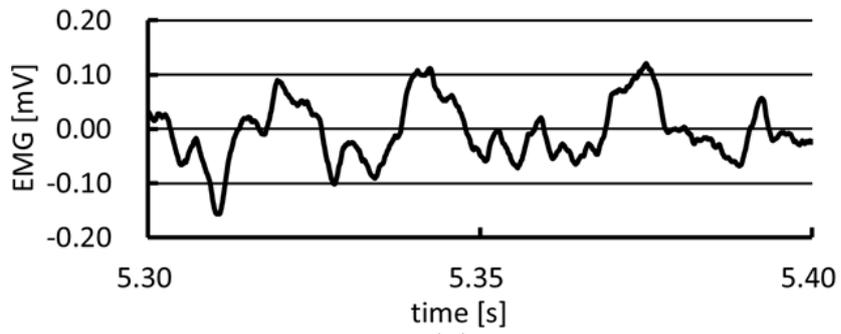
(a)



(b)



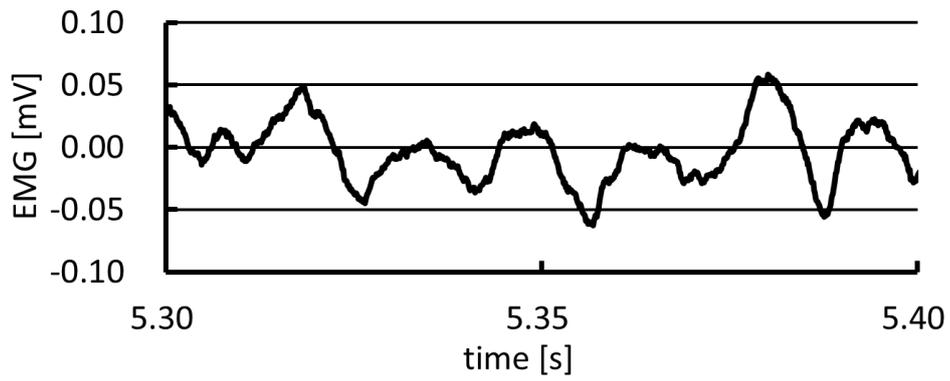
(c)



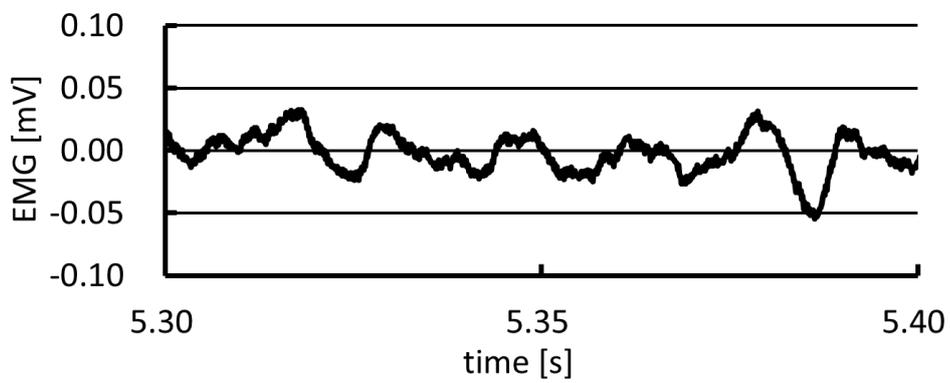
(d)

図 23 仮想単極誘導法により計測した表面筋電図

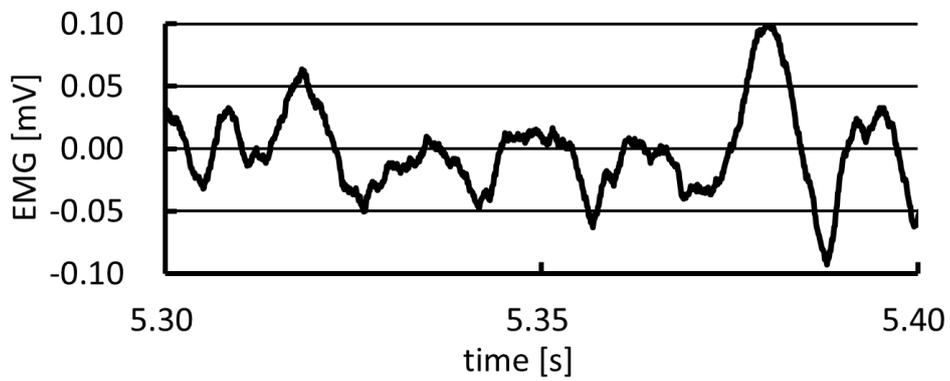
(a):ch3, (b):ch6, (c):ch7, (d):ch10



(a)



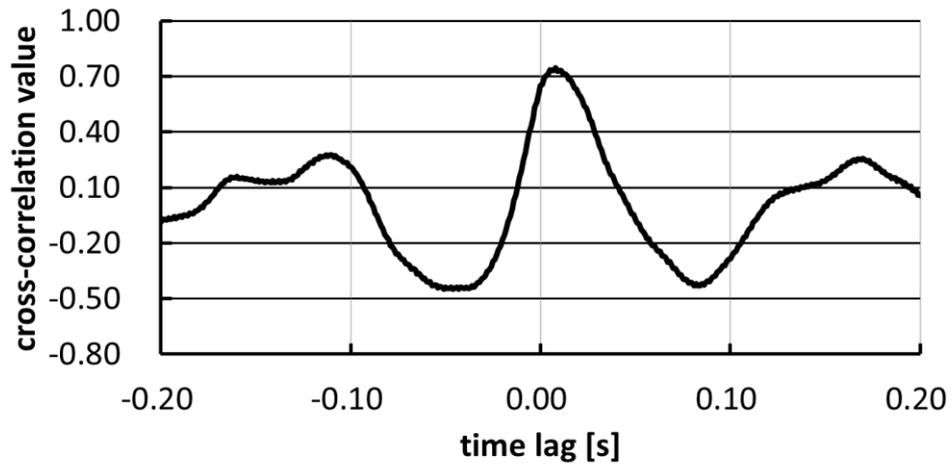
(b)



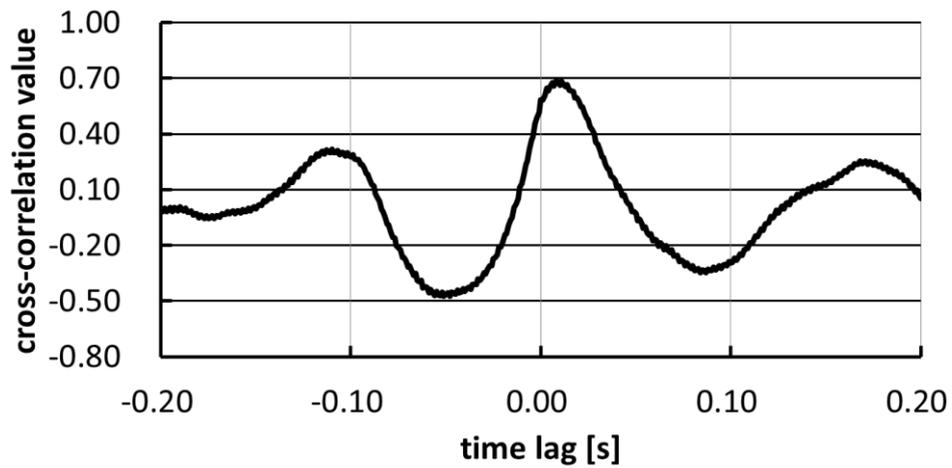
(c)

図 24 仮想単極誘導法により計測された信号の差動信号

(a): ch7-ch3, (b): ch6-ch3, (c): ch10-ch3



(a)



(b)

図 25 差動信号より求めた相互相関関数

(a): (ch7 - ch3, ch6 - ch3), (b): (ch6 - ch3, ch10 - ch3)

本研究では 3 秒間の等尺性随意収縮時の表面筋電図を計測している。また、筋線維走行方向推定に用いる差動信号のセグメント長は第 4

章で行った模擬筋電図を用いた筋線維走行方向推定実験の結果から 0.1s とした。よって、セグメント長が重ならないように差動信号を切り出すと、1 度の計測で 30 回の筋線維走行方向推定を行うことができた。模擬筋電図を用いた筋線維走行方向推定結果より、本推定法による推定結果が妥当であると考えられる範囲は 5deg から 45deg までの間であることも分かっている。そこで、30 回推定を行い、25 回以上 5deg から 45deg 間の結果を算出できた推定結果を結果として採用した。その結果を図 26 に示す。A は $\alpha: \textcircled{7} - \textcircled{3}, \beta: \textcircled{6} - \textcircled{3}, \gamma: \textcircled{10} - \textcircled{3}$ の組合せで、B は $\alpha: \textcircled{8} - \textcircled{4}, \beta: \textcircled{7} - \textcircled{4}, \gamma: \textcircled{11} - \textcircled{4}$ の組合せで筋線維走行方向を推定した結果である。また、図 27 に推定した筋線維走行方向を二次元平面上に矢印で描画した様子を示す。

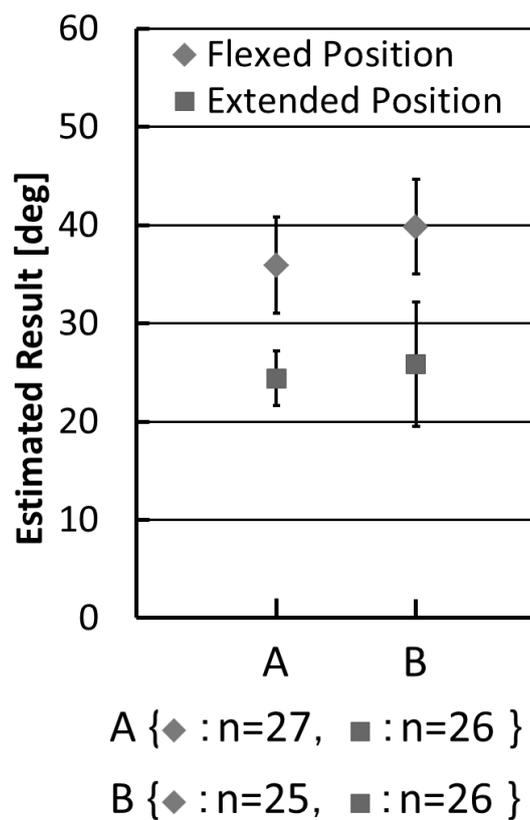


図 26 筋線維走行方向推定結果の平均値と標準偏差

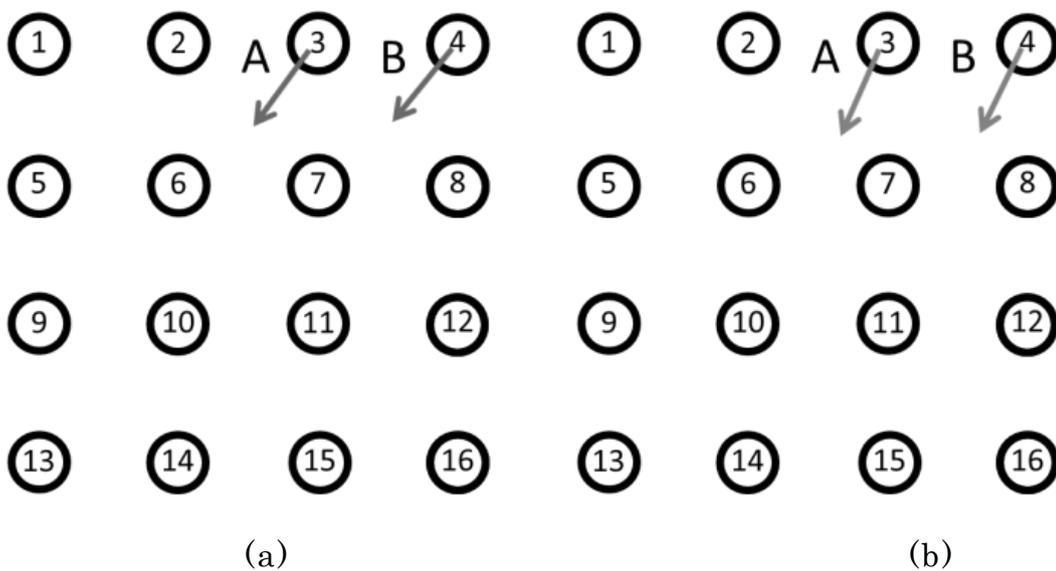


図 27 推定結果を平面に描写した様子

(a)屈曲位 (b)伸展位

5.5 考察

本研究では、実際に計測した外側広筋の表面筋電図からの筋線維走行方向推定を行った。まず、仮想単極誘導法のハムノイズに対する有用性の検討を行った。結果より、③-R や ④-R といった仮想単極誘導法により計測した信号そのものにはハムノイズが混入していたが、③-④のように差動信号を算出することでハムノイズの低減を確認できた。

次に外側広筋の筋線維走行方向推定結果について考察する。本研究では、計測された信号の伝達時間差から筋線維走行方向を推定している。そのため ch1 から ch16 までの全 16ch が計測されるタイミングについて考慮する必要がある。本研究で使用した AD 変換器のチャンネル間遅延は $2.1\mu\text{s}$ である。つまり、ch1 が計測されるタイミングと ch16 が計測されるタイミングとの間に $31.5\mu\text{s}$ の遅延が生じていたことになる。しかし、本推定法は特定の電極間の差動信号の伝達時間差、つまり図 10 に示す α と β の相互相関関数がピーク値をとる時刻 t_1 と、 β と γ の相互相関関数がピーク値をとる時刻 t_2 から筋線維走行方向を推定する手法である。 α と β 及び β と γ は最大で 4ch 離れた組み合わせが考えられる。その際のチャンネル間遅延は $8.4\mu\text{s}$ である。この遅延は本実験のサンプリング周期である $100\mu\text{s}$ と比較して十分に小さい値であることから、本実験の結果に

影響を与えるものではなかったと考える。

結果より、本研究で開発した筋線維走行方向推定法により電極③の貼付された皮膚下を走行する筋線維走行方向は、膝関節屈曲位において 36 [deg]、膝関節伸展位において 24 [deg]、電極④では膝関節屈曲位において 40 [deg]、膝関節伸展位において 26 [deg]であると推定された。この結果が実際の筋線維走行方向と一致しているのか無侵襲で証明することは不可能である。しかし、解剖学の書籍に記載されている外側広筋の画像から推測される筋線維走行方向は本研究の結果と大きな差異はないように見受けられる。図 28 に解剖学の書籍に記載されている外側広筋の画像を示す。

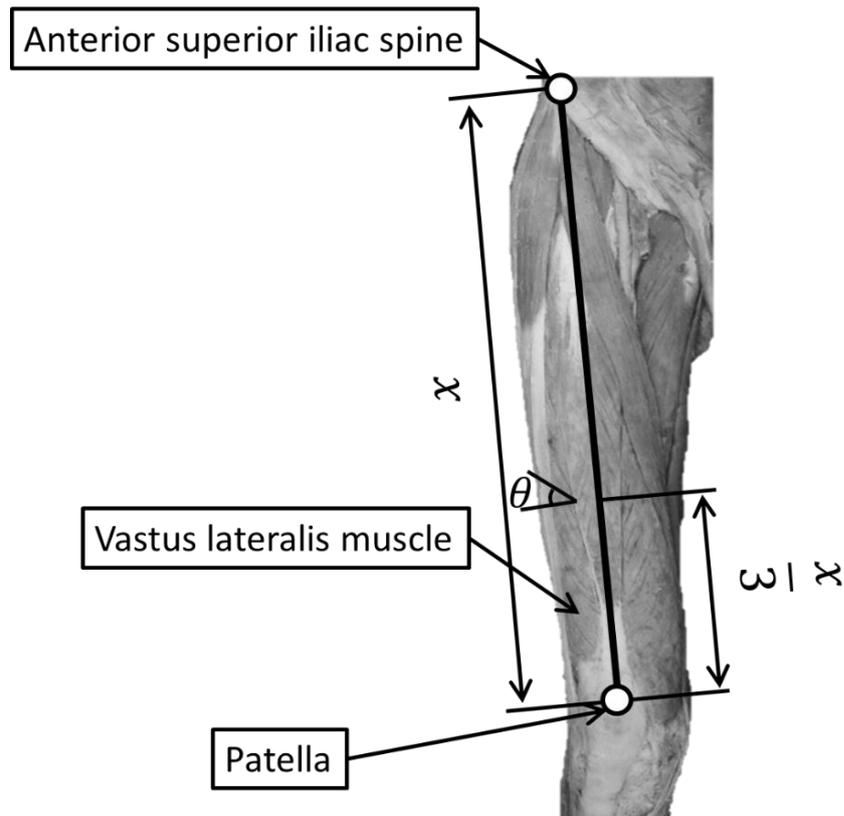


図 28 外側広筋[文献 36 より引用して改変]

また、外側広筋は大腿骨の粗線外側唇に起始し、大腿直筋と共同の腱を作り膝蓋骨、膝蓋靭帯を経由して脛骨の脛骨粗面に停止している筋である。本研究の結果は膝関節の伸展に伴い停止部が起始部に近づいていることを示唆している。外側広筋は膝関節の伸展に作用する筋であり、この点も筋の解剖学的知見と一致している。

Zipp らは人間工学について研究する上で満足な表面筋電図を計測することができる電極貼付位置と電極貼付方向を決定するための lead line を提唱している[37]。大腿部では内側広筋の lead line が上前腸骨棘と

膝関節の内側顆とを結んだ線であるとされている。Stensdotter らはこの報告を元に外側広筋の表面筋電図計測において、Zipp らの提唱する lead line に対して外側 20deg の方向に表面電極を貼付している[38]。

Zipp らの提唱する lead line と本研究でマトリクス状電極の貼付位置を決定するのに用いた上前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結んだ線との間には 20deg 前後のずれが生じている。本研究では、上前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結んだ線を基準線と呼ぶ。本研究では基準線から垂らした垂線を 0deg とし、時計回りに+域を取っている。図 26 の結果より、膝関節屈曲位において筋線維走行方向はおよそ 40deg である。Stensdotter らの電極貼付方向は、Zipp らの lead line と本研究の基準線との差を考慮すると、本研究で推定した膝関節屈曲位での筋線維走行方向と概ね一致する。しかし、膝関節伸展時においてはおよそ 20deg 程ずれる結果となっている。これは膝関節伸展に伴い外側広筋が収縮したためであると考えられる。また、この結果より、従来の電極貼付方向では関節運動に伴い皮膚上に貼付した表面電極と筋線維走行方向とがずれてしまっていた可能性が示唆された。

本研究では、本実験において得られた 3 秒間の表面筋電図のデータを 0.1s 刻みのセグメント長に分けることで 30 回の推定を行うことができた。その結果、2 通りの推定結果を得ることができた。しかしながら、結果として 30 回中 25 回以上推定できた組合せは 2 通りしかなかったとも言える。こ

の原因については以下のことが考えられる。

まず、本研究では 16 個の電極から図 11 で示す α, β, γ が算出できる全ての電極の組合せで推定を行っている。そのため、 α が⑩-⑥, ⑦-⑥, ⑥-⑦のような組み合わせでは、推定結果が 5deg から 45deg の範囲を超えてしまったためであると考えられる。また、少なからずモーションアーチファクトの混入も見られた。これも推定失敗の原因であると考えられる。今後、推定に用いる差動信号のセグメント長を長くするか、あるいは、推定可能な回数の下限を 25 回から下げることで推定可能な組み合わせの数は増やすことができるかどうか、またその場合どの程度まで下げるのが妥当かについての検討は必要であると考えられる。

さらに本研究の被験者は 1 名のみである。また、電極を外して再度電極を貼付しての再実験、あるいは別の日に再実験を行う等の再現性については得られていない。しかしながら、本研究では表面筋電図を 0.1s のセグメント長で 30 個に分割して推定を行っている。表面筋電図は時系列信号であることから、30 個の中でまったく同じセグメントは存在しないと考えられる。よって、異なるセグメントを 30 個用いて推定を行っていることから、本研究では表面筋電図のばらつきに対する再現性は得られていると考えられる。

一方、多チャンネル表面筋電図から筋線維走行方向を推定した研究には、Farina ら[39]や Lapatki ら[40]、そして服部ら[41]の研究がある。

Farina や Lapatki らの研究では高密度に電極を配置した多チャンネル電極を用いて表面筋電図を計測している。計測された表面筋電図の 2 次元マップを作成し、作成した 2 次元マップから筋電信号の伝導方向、つまり筋線維走行方向を推定している。服部らの推定法 [41] では、まず、計測した表面筋電図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作成する。作成した 3 次元テンプレートを用いて運動単位を同定し、得られた運動単位の時空間位置を記録する。記録された時空間位置を用いて筋線維走行方向を推定している。そのため、いずれの方法から推定される筋線維走行方向はどれも皆、計測に用いる電極の電極間距離や電極の配置方法から生じる多チャンネル表面電極の空間分解能の影響を強く受けてしまう。

本研究で開発した筋線維走行方向推定法では、任意に選択した異なる電極間の差動信号の相互相関関数のピーク値の時刻を用いて筋線維走行方向を推定している。そのため、推定される筋線維走行方向は計測に用いる電極の電極間距離とサンプリング周波数の影響を少なからず受けてしまう。しかしながら、その影響は服部らの推定法と比べて小さい。また、現在では高性能な A/D 変換器が数多く販売されており、本研究で用いた 10kHz のサンプリング周波数を更に上げることも可能である。よって、本研究で開発した筋線維走行方向推定法の分解能には、まだ向上させる余地があると考えられる。

以上のことから、本研究で開発した筋線維走行方向推定法は、先行研究において開発された筋線維走行方向推定法から推定される筋線維走行方向は計測に用いる多チャンネル表面電極の電極間距離から生じる空間分解能の影響を強く受けるため推定可能な角度が限られてしまうという問題点を改善することができたと考える。

5.6 結言

本章では、実際に外側広筋の表面筋電図を仮想単極誘導法により計測した結果について述べた。まず、仮想単極誘導法のハムノイズに対する有用性について検討し、その後、筋線維走行方向推定法を用いて膝関節屈曲時及び膝関節伸展時の外側広筋の筋線維走行方向推定を行った。また、筋線維走行方向推定に用いる差動信号のセグメント長は第4章で行った模擬筋電図を用いた筋線維走行方向推定実験の結果から0.1sを採用した。

結果より、仮想単極誘導法は計測された信号の差動信号を算出することで、従来の双極誘導法と同様にハムノイズに対する有用性を持っていることが分かった。また、いくつかの課題は残るものの、本研究で開発した筋線維走行方向推定法は、外側広筋の筋線維走行方向が推定可能であることを示した。

第6章 筋線維走行方向に沿った位置間の差動信号算出

6.1 諸言

本章では、模擬筋電図を用いてマトリクス状電極の電極間に見立てた仮想電極の信号の推定、及び推定した信号の妥当性について述べ、実際に計測した表面筋電図から電極間の筋電信号を推定し、筋線維走行方向に沿った差動信号を算出する。

前章までに示したように、本研究で開発した筋線維走行方向推定法を用いれば関節運動に伴い変化した筋線維走行方向を推定することが可能である。しかしながら、本研究で用いたマトリクス状電極は電極間隔10mmで縦4個×横4個の計16個の電極で構成されている。そのため、推定した筋線維走行方向に沿った2つの電極がマトリクス状電極の16個の電極の中から選択できない可能性がある。そこで、本章ではマトリクス状電極から得られた筋電信号から電極間に見立てた仮想電極の信号を推定する方法について検証する。また、実際に計測した表面筋電図から推定した筋線維走行方向に沿った電極間での差動信号を算出する。

6.2 模擬筋電図を用いた電極間信号の推定方法

図 30 で示した本推定法を用いた筋線維走行方向の推定結果は

A: Flexed Position 36 [deg], Extended Position 24 [deg]

B: Flexed Position 40 [deg], Extended Position 26 [deg] であつた。

しかしながら、本研究で用いたマトリクス状電極は縦 4 個×横 4 個の計 16 個の電極を電極間隔 10mm で配置したものである。そのため、推定した筋線維走行方向に沿う 2 つの電極をマトリクス状電極の中から選択することができない。そこで、マトリクス状電極の電極間に仮想の電極を見立て、その電極で計測されるであろう表面筋電信号を、3 次スプライン関数を用いて推定することで推定した筋線維走行方向に沿った 2 つの電極間の信号を得られないかと考えた。

まず、3 次スプライン関数を用いて推定した電極間の信号の妥当性を、模擬筋電図を用いて検証した。模擬筋電図の生成条件は第 4 章と同一である。ただし、筋線維走行方向については 6.4 章の結果の 1 つである 36deg を用いた。

まず、16ch のマトリクス状電極を用いて計測したと仮定した模擬筋電図を生成した。この模擬筋電図を 16ch 模擬筋電図と呼ぶ。また、同時に電極を電極間隔 1mm で縦 31 個×横 31 個の計 961 個配置したマトリクス

状電極を用いて計測したと仮定した模擬筋電図も生成した。この模擬筋電図を 961ch 模擬筋電図と呼ぶ。16ch 模擬筋電図のチャンネル番号は第 5 章と同一である。961ch 模擬筋電図のチャンネル番号は図 29 に示すように、マトリクス状電極の左上の電極を ch1 とした。そこから右に ch2, ch3, …ch31 と取り、1段下がり ch32, ch33, …ch64, と ch961 と定義した。

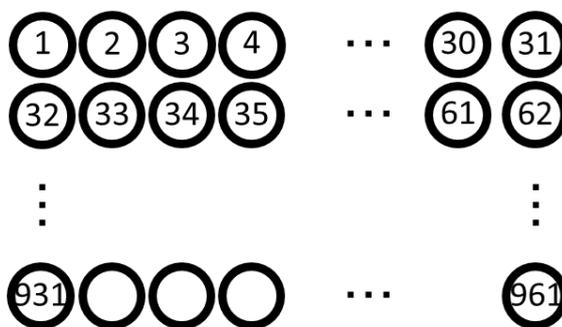


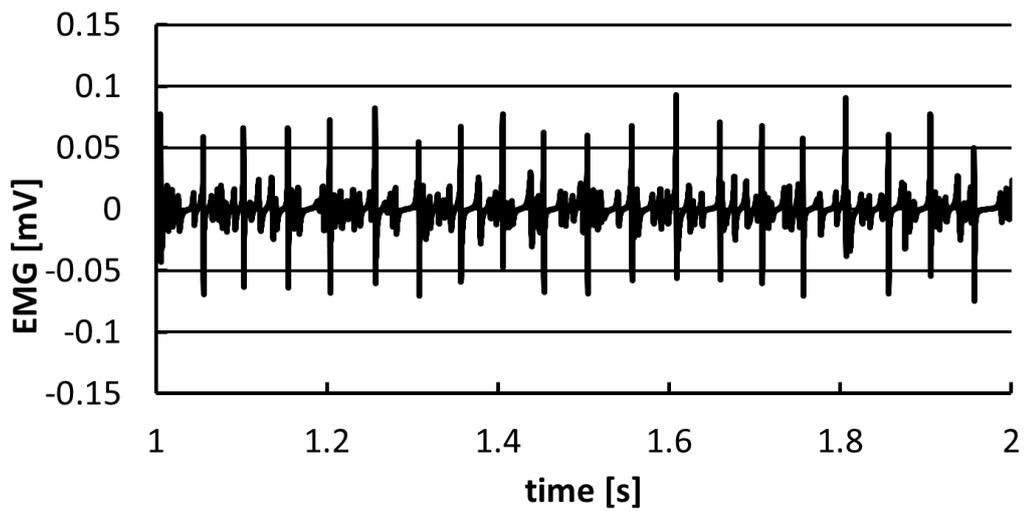
図 29 961ch 模擬筋電図のチャンネル番号

16ch 模擬筋電図の電極と電極の間に電極感覚が 1mm になるように仮想電極を見立て、その仮想電極で計測される表面筋電信号を、スプライン関数を用いて推定し 961ch 模擬筋電図の信号と比較することで、スプライン関数を用いて推定した電極間の信号の有用性を検証する。具体的には、6.4 章の結果の 1 つである A: Flexed Position 36 [deg] という結果から、ch③から 36deg の方向の 10mm 先にある ch263 に着目した。16ch 模擬筋電図に対してスプライン関数を用いて推定した ch263 の筋電信号と 961ch 模擬筋電図の ch263 の筋電信号を比較することで、そ

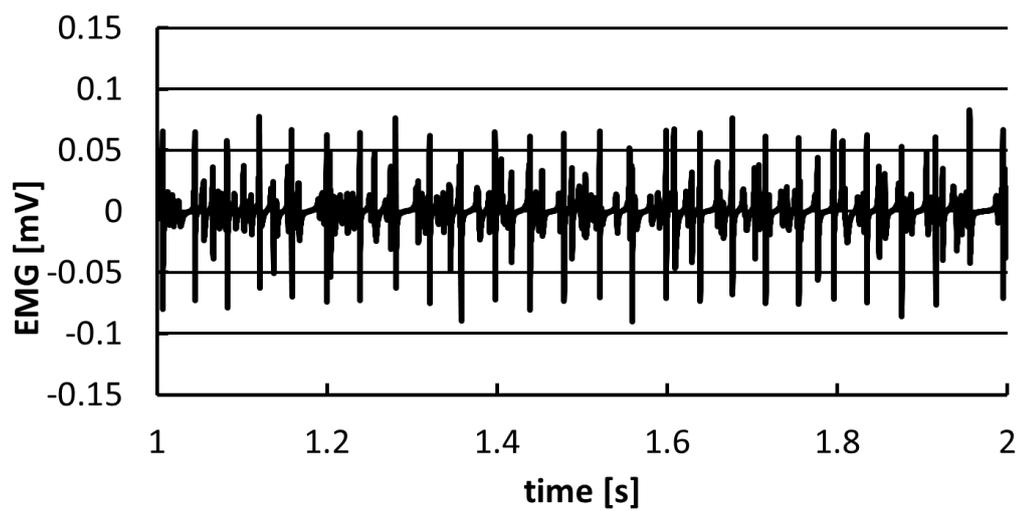
の有用性を検証する. そして, 第 6 章において実際に計測した表面筋電図を用いて推定した筋線維走行方向に沿った電極間の差動信号を算出する.

6.3 電極間信号の推定結果と電極間筋電信号の算出結果

16ch 模擬筋電図に対して 3 次スプライン関数を用いて電極間隔が 1mm になるように電極間の信号を推定した. 図 30 に 16ch 模擬筋電図に対してスプライン関数を用いて推定した ch263 の筋電信号 (*splEMG*) と 961ch 模擬筋電図の ch263 の筋電信号 (*gEMG*) を示す. *gEMG*, *splEMG* 共に基準信号との差動信号である. 次に, それぞれの信号と 961ch 模擬筋電図の ch21 の筋電信号との差動信号を算出した. 図 31 にその算出結果を示す.



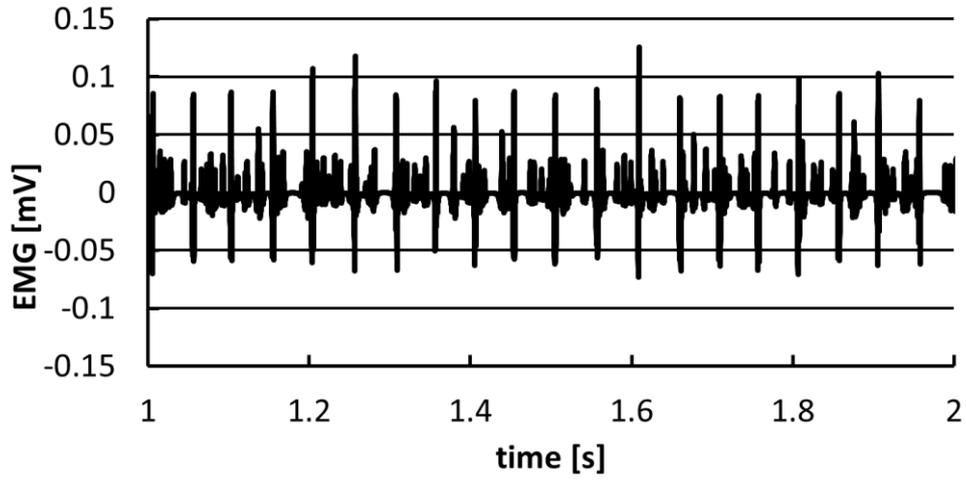
(a)



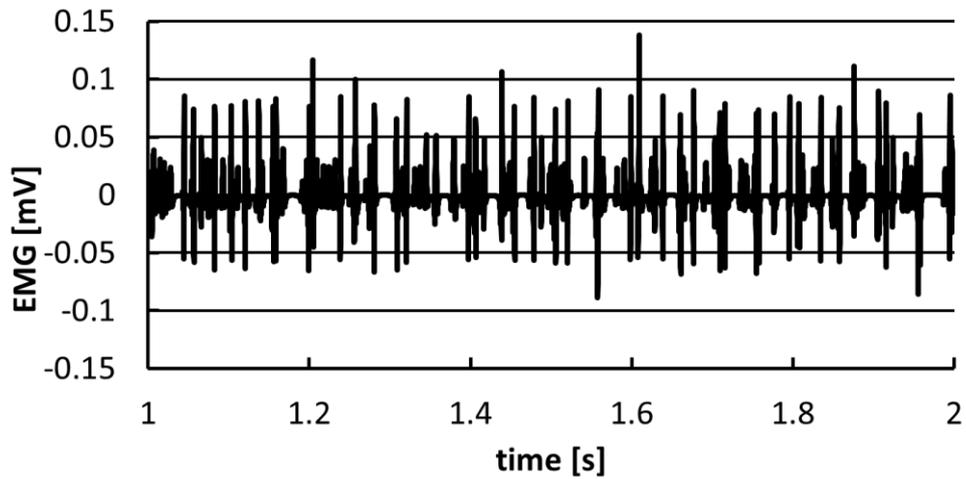
(b)

図 30 ch263 EMG 波形

(a):gEMG, (b):sp1EMG



(a)

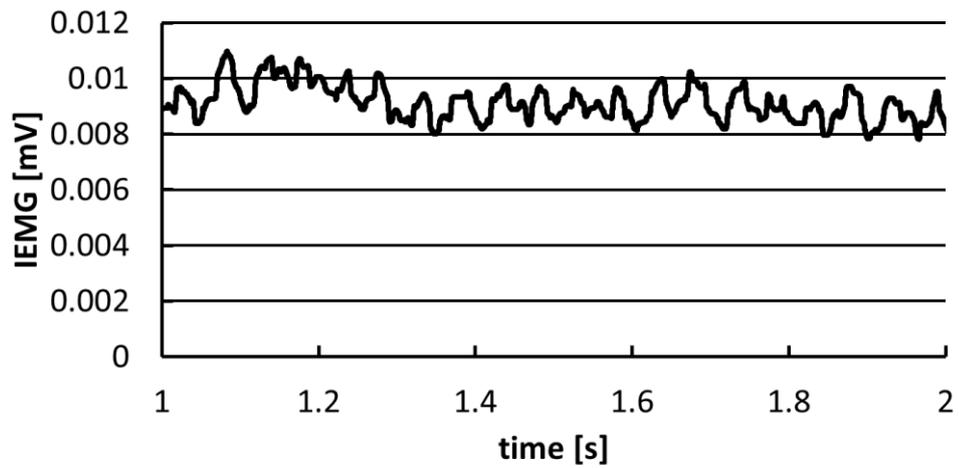


(b)

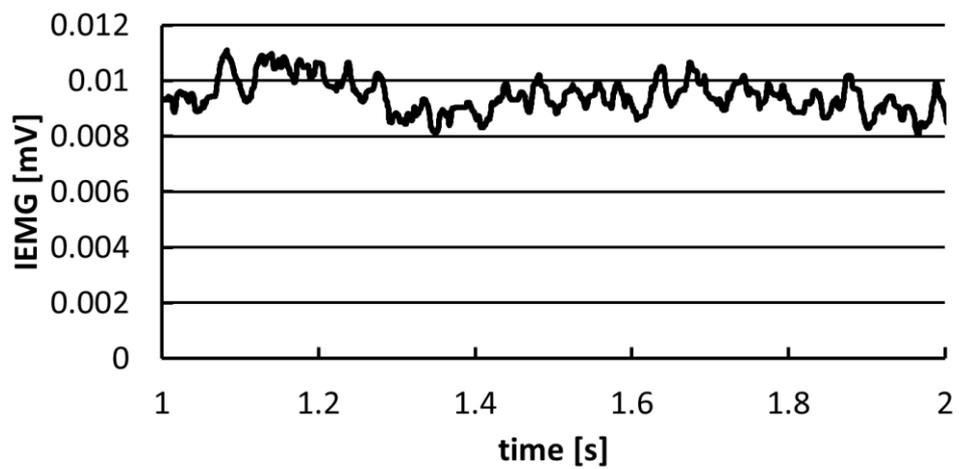
図 31 ch21 と gEMG, splEMG との差動信号

(a): $\text{ch21} - \text{gEMG}$, (b): $\text{ch21} - \text{splEMG}$

図 31 より、2 つの筋電信号はよく似ているように見えるが、このままでは定量的な評価が行えない。そこで、表面筋電図の定量的な評価に用いられている IEMG を算出した[42]。図 32 に IEMG 波形を示す。



(a)



(b)

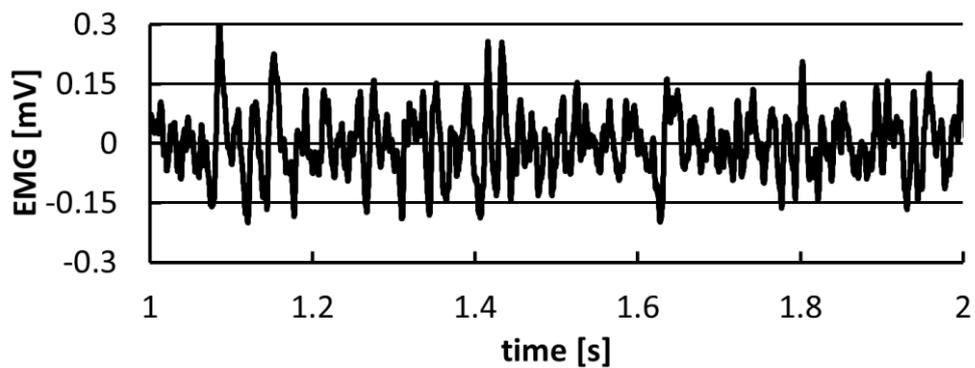
図 32 IEMG 波形

(a): ch21-gEMG, (b): ch21-spIEMG

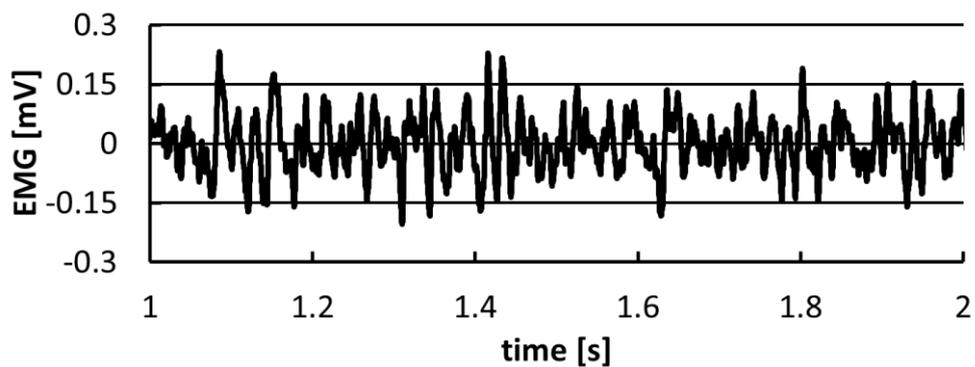
定量的評価のために、2つの IEMG 波形の任意の 1 秒間の平均値を求め比較した。ch21-gEMG の平均値は $0.0091[mV]$,

ch21 - spIEMG の平均値は $0.0095[mV]$ であり, その誤差は $+3.6\%$ であった.

次に, 第 6 章において実際に計測した表面筋電図を用いて推定した筋線維走行方向に沿った電極間の差動信号を算出した. 図 33 に実際に計測した ch③の筋電信号とスプライン関数を用いて推定した ch263 の筋電信号を示す. また, 図 34 にこの 2 つの信号から算出した差動信号を示す.



(a)



(b)

図 33 計測した ch③の EMG と推定した ch263 の EMG
(a):ch③, (b):ch263

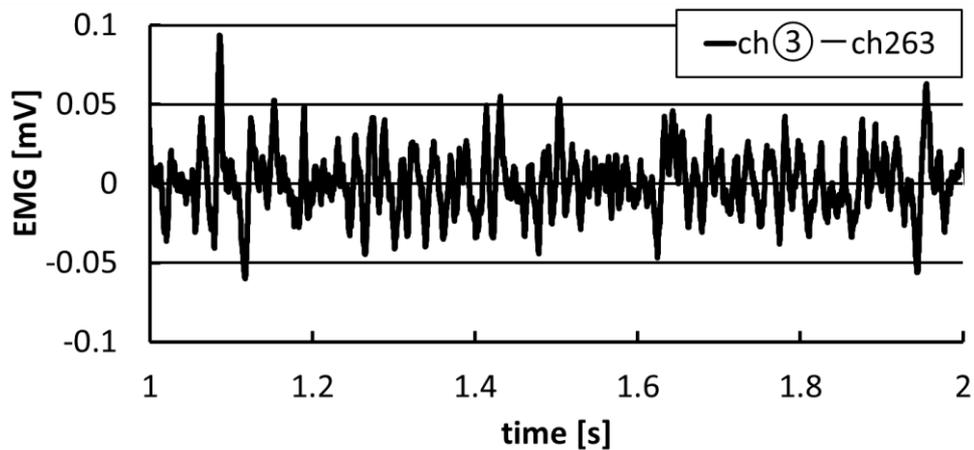


図 34 推定した筋線維走行方向に沿った表面筋電図

6.4 考察

ch21 - gEMG と ch21 - spIEMG の平均値の誤差は+3.6%であった。吉田らの報告によると、IEMG は 7%~12%程度の誤差を含む信号である[43]。このことから、スプライン関数を用いて推定したマトリクス状電極の電極間に見立てた仮想電極の表面筋電信号は妥当であると考えられる。また、マトリクス状電極の電極間の仮想電極の表面筋電信号を推定し、筋線維走行方向に沿った電極間の差動信号を算出することができた。この差動信号は、従来の表面筋電図計測法では算出不可能な信号である。この信号が算出できたことから、関節運動を伴う表面筋電図計測において、従来の表面筋電図計測法よりも有用な計測方法を開発できたと考える。

6.5 結言

本章では、模擬筋電図に対してスプライン関数を用いてマトリクス状電極の電極間の筋電信号の推定及びその妥当性について検証した。また、実際に計測した表面筋電図を用いて電極間の筋電信号を推定することで、従来の表面筋電図計測法では算出不可能な直線上にある2電極間の差動信号を算出することができた。このことから本研究で開発した表面筋電図計測法は有用であると考えられる。

第 7 章 結論

本研究では筋の変動に対応可能な筋電信号計測法の開発を目的として研究を行った。

まず、第 3 章において、仮想単極誘導法により計測した表面筋電信号の、特定の電極間の差動信号の伝達時間差を利用した筋線維走行方向推定法を開発した。仮想単極誘導法を用いることで、計測後に任意の電極間の差動信号を算出することができる。つまり、多点同時計測により得られた表面筋電信号から、本推定法を用いて推定した筋線維走行方向に沿った 2 点間の差動信号を算出することができる。

第 4 章では、既知信号として生成した模擬筋電図の筋線維走行方向推定を行い、開発した筋線維走行方向推定法の妥当性について検証した。また同時に筋線維走行方向推定に用いる差動信号のセグメント長についても検討を行った。その結果、推定結果が 5deg から 45deg の間では筋線維走行方向を推定可能であることが示唆された。また、10%MVC 発揮時の筋線維走行方向推定に用いる差動信号のセグメント長には 0.1s 以上が適していることも示唆された。

第 5 章では実際に仮想単極誘導法を用いて膝関節屈曲位及び伸展位での外側広筋の表面筋電図を計測し、筋線維走行方向を推定した。仮想単極誘導法により計測した表面筋電信号にはハムノイズの混入が見

られたが、算出した差動信号では従来の双極誘導法と同様にハムノイズが低減されていることが確認できた。さらに、本研究で開発した筋線維走行方向推定法を用いて、外側広筋の筋線維走行方向が推定可能であることを示した。

第 6 章では、本推定法により推定した筋線維走行方向に沿う 2 つの電極がマトリクス状電極の 16 個の電極の中から選択できない可能性を考慮し、マトリクス状電極から得られた筋電信号から電極間に見立てた仮想電極の信号を推定する方法について検証した。その結果、推定した筋線維走行方向に沿う電極がマトリクス状電極の中になくても、電極間の筋電信号を補完することで筋線維走行方向に沿う電極間の差動信号が算出可能になった。つまり、筋腹上にマトリクス電極を貼付するだけで、筋線維走行方向に沿い、かつ、神経筋接合部を避けた筋電信号を計測可能な計測法を実現できたと考える。

しかしながら、筋線維走行方向推定に関する課題も残された。まず、推定結果が 5deg から 45deg の間でしか算出できない点である。さらに、30 回の推定から 25 回以上推定結果を算出できた組合せは 2 通りしかなかった点も挙げられる。今後、同時サンプリングが可能な AD 変換器の使用やサンプリング周波数を上げる等の対策を取り、現状より精度の高い推定が行えるように本推定法を改善していきたい。また、推定に用いる差動信号のセグメント長や推定可能な回数下限についての検討も行い、

より多くの組合せで筋線維走行方向の推定が可能となるようにしていきたい。

謝辞

本研究の遂行と論文執筆にあたり，多大なるご指導，ご助言を頂きました大阪電気通信大学大学院医療福祉工学研究科 吉田正樹教授に心より感謝の意を表するとともに，厚く御礼申し上げます。

さらに，論文執筆に対して懇切丁寧なご指導，ご助言を頂きました，南部雅幸教授，新川拓也教授に心から御礼申し上げます。

そして，研究遂行にあたり，多大なるご指導，ご協力を頂きました京都大学大学院医学研究科 市橋則明教授，岡山大学大学院保健学研究科 岡久雄教授，大阪電気通信大学大学院医療福祉工学研究科 中村英夫講師，広島工業大学生命学部生体医工学科 服部託夢助教に心から御礼申し上げます。

大阪電気通信大学医療福祉工学研究科生理工学研究室の岩下篤司氏，久利彩子氏には本研究の遂行に際して貴重な助言をいただきました。心から御礼申し上げます。

大阪電気通信大学理学療法学科生理工学研究室の皆様には，数多くのご迷惑をおかけしたことをお詫びします。また，充実した学生生活を送れたことを心から感謝申し上げます。

最後に，ここにあげられなかった多くの方々の，ご指導，ご協力があったことをここに記します。

参考文献

- [1] 赤星和人:針筋電図における運動単位活動電位(MUAP)の生理と臨床. リハビリテーション医学. 36(10), pp. 669-677, 1999
- [2] 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, pp. 231-238, 1985
- [3] Jukka H. T.Viitasalo and Paavo V. Komi: Signal characteristics of EMG during fatigue. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology. 37, pp. 111-121, 1977
- [4] 辻敏夫, 重吉宏樹, 福田修, 金子真: EMG信号に基づく前腕動力義手のバイオミメティック制御. 日本機械学会論文集(C編). 66(648). pp. 294-301, 2000
- [5] 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. バイオメカニズム 12, pp.293-301, 1994
- [6] 奥野竜平, 赤澤堅造, 吉田正樹: 上肢運動時の表面筋電図計測のための電極貼付位置決定法. 生体医工学. 41(4), pp. 431-439, 2003.
- [7] Masuda T and Sadoyama T: Distribution of innervation zones in the human biceps brachii. J. Electromyogr Kinesiol. 1(2), pp. 107-115, 1991.
- [8] 佐渡山亜兵: 筋活動モデルのための生体定数. バイオメカニズム. 17(4), pp. 223-228, 1993.
- [9] 奈良勲, 岡西哲夫: 筋力. 医歯薬出版株式会社, 東京, pp. 7-8, 2004.
- [10] 市橋則明, 大畑光司, 西村純, 坪山直生: 超音波画像解析による大腿四頭筋の形態的特性と膝伸展筋力の関係, 理学療法学. 32(2), p. 73, 2005.
- [11] Roberto Merletti, Ales Holobar, Dario Farina: Analysis of motor units with high-density surface electromyography. Journal of Electromyography and Kinesiology. 18(6). Pp. 879-890, 2008

- [12] Monica Rojas-Martínez, Miguel A Mananas and Joan F Alonso: High-density surface EMG maps from upper-arm and forearm muscles. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 9(85), 2012
- [13] 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), pp.268-274, 2008
- [14] Gonzalo A. Garcia, Okuno R, Akazawa K: A decomposition algorithm for surface electrode-array electromyogram. A noninvasive, three-step approach to analyze surface EMG signals. *IEEE engineering in medicine and biology magazine*, 24(4), pp. 63-72, 2005
- [15] Nakamura H, Yoshida M, Kotani M, Akazawa K, Moritani T: The application of independent component analysis to the multi-channel surface electromyographic signals for separation of motor unit action potential trains: Part I – measuring techniques, *J. Electromyogr Kinesiol*. 14(4), pp. 423-432, 2004.
- [16] 増田正, 佐渡山亜兵: 格子状表面電極によって測定した神経筋接合の配置. . *バイオメカニズム*. (9), pp. 35-42, 1988.
- [17] 木竜徹: 動的運動時表面筋電図の計測と解析. *日本顎口腔機能学会雑誌*. 1(2), pp. 233-241, 1995
- [18] 金子秀和, 木竜徹, 齋藤義明: 動的運動時表面筋電図からの神経支配帯位置の推定. *電子情報通信学会論文誌*. 75(4), pp. 808-815, 1992
- [19] 金子秀和, 木竜徹, 齋藤義明: 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一低減方法. *電子情報通信学会論文誌*. 74(3), pp. 426-433, 1991
- [20] 辻江徹朗, 奥野竜平, 赤澤堅造: 上肢運動時における表面筋電図計測のための電極貼付位置決定法. *信学技報*. 98(672), pp. 1-8, 1999
- [21] 堀浩: 筋電図の手引き. 南山堂, 東京, pp. 1-47, 1981.
- [22] 神田健郎: 運動の神経機構 筋と運動ニューロン, 東京, pp. 435-432,

2003.

- [23] 正門由久: 運動単位とは?. 脳神経生理学, 36, pp. 19-22, 2008.
- [24] 齋藤昭彦: 骨格筋の構造. 理学療法科学, 18(1), pp. 49-53, 2003.
- [25] 川上泰雄: 骨格筋の形状と機能. 筋の化学辞典, 朝倉書店, 東京, pp. 37-64, 2002.
- [26] 川上泰雄: 運動中の筋線維収縮動態. バイオメカニズム, 27(2), pp. 67-71, 2003.
- [27] 吉田正樹: 生体計測アンプ技術. 日本ME学会, 9(10), pp. 2-7, 1995.
- [28] 木塚朝博, 増田正, 木竜徹, 佐渡山亜兵: 表面筋電図. 東京電機大学出版局, 東京, pp. 43-46, 2006
- [29] Yuto Konishi, Takumu Hattori, Hideo Nakamura, Masaki Yoshida, Hisao Oka and Noriaki Ichihashi: Study for availability of estimation procedure of muscle fiber direction. Proceedings of the 26th Symposium on Biological and Physiological Engineering. CD-ROM, 2011
- [30] Nakamura H, Yoshida M, Kotani M, Akazawa K and Moritani T: The application of independent component analysis to the multi-channel surface electromyographic signals for separation of motor unit action potential trains: Part II – modeling interpretation, J. Electromyogr Kinesiol. 14(4), pp. 433-441, 2004.
- [31] 中村英夫, 赤澤堅造, 奥野竜平: エクスパンションマッチングを用いた表面筋電図のデコンポジション. 信学技報. 98(672), 17-24, 1999
- [32] 青木航太, 木竜徹: 筋線維伝導速度推定における運動時の実用的電極貼付位置決定. 信学技報. 103(327), pp. 51-56, 2003
- [33] 奈良勲, 岡西哲夫: 筋力. 医歯薬出版株式会社, 東京, pp. 3, 2004.
- [34] O. M. Rutherford and D. A. Jones: Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology. 65(5). Pp. 433-437, 1992
- [35] 小西有人, 服部託夢, 中村英夫, 市橋則明, 岡久雄, 吉田正樹: 運動時

- の筋の変動に対応可能な筋電信号計測法の開発~筋線維走行方向の推定~. 生体医工学. 50(6). pp. 675-680, 2012
- [36] Johannes W. Rohen, Chihiro Yokochi: Color atlas of anatomy. 株式会社医学書院, 東京, p.416,1992
- [37] P. Zipp: Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology. 50(1). pp.41-54, 1982
- [38] Stensdotter Ann-Katrin, Paul W. Hodges, Mellor Rebecca, Sundelin Gunnevi, Charlotte Häger-Ross: Quadriceps activation in closed and in open kinetic chain exercise. 35(12). pp.2043-2047. 2003
- [39] Dario Farina, Roberto Merletti, and Roger M. Enoka: The extraction of neural strategies from the surface EMG. Journal of Applied Physiology. 96(4). Pp. 1486-1495, 2004
- [40] B. G. Lapatki, J. P. van Dijk, I. E. Jonas, M. J. Zwarts and D. F. Stegeman: A thin, flexible multielectrode grid for high-density surface EMG. Journal of Applied Physiology. 96(1). pp. 327-336, 2004
- [41] 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. 107(248), pp. 9-12, 2007.
- [42] 原良昭, 吉田正樹, 松村雅史, 市橋則明: 積分筋電図による筋活動の評価. 電気学会論文誌. 124(2), pp. 431-435, 2004
- [43] 吉田正樹, 赤澤堅造, 藤井克彦: 整流積分筋電位の制度改善の方法. 26(1), pp. 25-31, 1988