

博士（人間科学）学位論文

生体電気インピーダンス法を用いた
筋長変化測定法の開発

Development of the method for estimating
muscle-length change by means of
bio-electrical impedance method

2006 年 7 月

早稲田大学大学院 人間科学研究科

太田 めぐみ

Ohta, Megumi

研究指導教員： 福永 哲夫 教授

目次

第1章 緒論	1
1-1. 序	2
1-2. 研究小史	3
1-2-1. 筋腱複合体の構造と機能的特徴	3
1-2-2. 筋腱複合体の長さ変化に関する研究	6
1-2-3. 腱長変化の定量に関する研究	7
1-2-4. BI法による筋腱複合体の捕捉に関する研究	9
1-3. BI法による筋長・腱長変化定量の可能性	20
1-3-1. 測定部位(上腕)の特徴	22
1-3-2. 上腕部におけるBI法の適用	22
1-4. 本研究の目的	26
1-4-1. 仮説	26
1-4-2. 本研究の目的と研究の概略	26
第2章 研究 :インピーダンス計測区間の選定	28
2-1. はじめに	29
2-2. 方法	29
2-2-1. 被検者	29
2-2-2. 測定装置	29
2-2-3. 測定肢位	32
2-2-4. インピーダンスの測定	33
2-2-5. 上腕二頭筋遠位筋腱移行部の移動距離の測定	33
2-2-6. 統計処理	37
2-3. 結果	38
2-4. 論議	47
2-5. 要約	49
第3章 研究 :BI法による受動的な筋長変化の測定	50
3-1. はじめに	51
3-2. 方法	51
3-2-1. 被検者	51
3-2-2. 測定装置、測定肢位	51
3-2-3. 受動的関節角度変化に伴うインピーダンスの測定	51
3-2-4. 筋腱複合体長変化の推定	52

3-2-5. 統計処理	52
3-3. 結果	54
3-4. 論議	57
3-5. 要約	58
第4章 研究 :BI法による等尺性筋力発揮中の筋長変化の測定	59
4-1. はじめに	60
4-2. 方法	60
4-2-1. 被検者	60
4-2-2. インピーダンスの測定	60
4-2-3. 肘関節屈曲トルクの測定	60
4-2-4. 筋放電量の測定	61
4-2-5. 筋長変化(腱伸長量)の測定	61
4-2-6. 再現性の検討	62
4-2-7. 統計処理	62
4-3. 結果	67
4-4. 論議	73
4-5. 要約	75
第5章 総括論議	76
5-1. 本研究の主な知見	77
5-2. 腱組織の力学的特性定量への応用	77
5-3. 使用したモデルの妥当性	78
5-4. インピーダンスに及ぼす筋体積比の影響	79
5-5. 今後の検討課題	81
第6章 結論	83
参考文献	86
謝辞	91

第 1 章

緒論

1-1. 序

身体運動は、各関節において発揮された力により成り立つ。関節を介して測定される力(関節力)は、筋線維が発揮した張力(筋線維張力)が筋組織から腱組織へ、腱組織から関節・骨格へ伝達されることにより発現する。したがって、関節力は筋や腱の機能的特性の影響や解剖学的条件の影響を受けることになる。

CT(computed tomography)、MRI(magnetic resonance imaging)あるいは超音波診断装置などの撮像技術の進歩によって、ヒト生体内において筋や腱、関節を画像化することが可能になった。なかでも、超音波診断装置は、ヒト生体内の筋や腱の動きをリアルタイムで撮像することが可能であり、筋腱複合体の構造と機能に関する新たな知見が得られている。例えば、関節角度すなわち筋腱複合体長が一定である等尺性収縮中、筋束は短縮しており、その短縮量は腱の伸長量に等しいこと(Ito et al. 1998)、あるいは、等速性の筋力発揮時、関節角速度が等速であっても筋束の短縮速度は関節角度によって異なることが示されている(Ichinose et al. 2000)。また、腱の伸展性がジャンプやスプリント走といったスポーツパフォーマンスに影響を与えることも明らかになっている(Kubo et al. 1999, 2000a)。すなわち、身体運動のメカニズムを理解するためには、ヒト生体内における筋腱複合体の動態に着目する必要があることが示されている。

一方、画像分析とは異なるアプローチとして生体電気インピーダンス(bio-electrical impedance, BI)法を用い、関節角度の定量や、筋放電量との対応から筋力を推定しようという試みが報告されている(岡部と藤田 1989, Nakamura et al.1992, Kim et al. 2003)。これらの研究は、これまで全身の身体組成の推定や四肢の筋量推定に使用されてきたBI法が、運動中の関節角度変化や筋放電量といった生体信号の取得にも利用可能であることを示したものである。しかしながら、これらの報告は、運動中にインピーダンスが変化するという現象について報告したのみで、筋や腱の長さ変化に関する検討・議論はなされていない。

BI法では、測定対象内に存在する組織をそれぞれ円柱に見立て、各組織を電氣的に並列に配置したモデルで理論化している。体積抵抗率が高い(電気伝導性が低い)組織には電流がほとんど通電しないことから、これを無視でき、体積抵抗率が低い(電気伝導性が高い)組織のインピーダンスが測定されることになる。筋腱複合体に着目した場合、腱組織に比べて筋組織の体積抵抗率が低い(Salinari et al. 2002)ことから、測定されるインピーダンスは筋の情報を反映することになる。また、円柱モデルにおいてインピーダンスは円柱の長さに比例し体積に反比例することから、関節角度変化や筋収縮に伴うインピーダンスの変化は筋長変化を反映することが予想される。

そこで、本研究では肘関節角度を受動的に屈曲・伸展することにより筋腱複合体長を変化させ

た場合と、等尺性肘関節屈曲筋力を発揮して筋長(筋腹長)を変化させた場合とで、インピーダンスの変化を測定した。それぞれのインピーダンス変化が肘関節屈曲筋群の長さ変化を反映するかの検討を通して、BI 法による等尺性筋力発揮中の筋長変化(腱伸長量)の測定方法を開発することを目的とした。

1-2. 研究小史

筋や腱の機能的特性に関しては、動物や屍体を用いての研究がなされてきた。また、ヒト生体内の組織を画像化する装置の進歩に伴い、筋腱複合体の動態がリアルタイムに定量可能になり、多くの知見が得られている。そこで、関節角度変化や筋収縮に伴う筋腱複合体の長さ変化に関する研究を中心に先行研究の知見を要約し、さらに、BI 法の原理とこれまでの研究で用いられてきた円柱モデルについてまとめる。

1-2-1. 筋腱複合体の構造と機能的特徴

筋腱複合体は、収縮要素(筋組織)に対して、粘弾性要素(腱組織)が直列および並列に配されたモデルで表すことができる(Fig. 1-1)。等尺性筋活動時を除く筋力発揮時や関節角度の変化によって、筋腱複合体長は変化する。また、腱組織は弾性体であることから、筋組織が短縮することによって、腱組織は伸長されることになる。特に等尺性筋活動時には筋腱複合体長は変化しないことから、筋が短縮した分、腱は伸長される。したがって、筋長変化は腱長変化とみなすことができる(Ito et al. 1998:Fig. 1-2)。さらに、等速性筋活動時、関節角速度は等速であっても筋束の短縮速度は関節角度によって変化することが示されている(Ichinose et al. 2000)こと、また、関節角度変化時の筋腱複合体長の変化はモーメントアームの影響を受けることを考え合わせると、関節角度変化と筋腱複合体の変化は同一である(直線関係にある)とはいえ、筋や腱の動態については直接把握する必要がある。

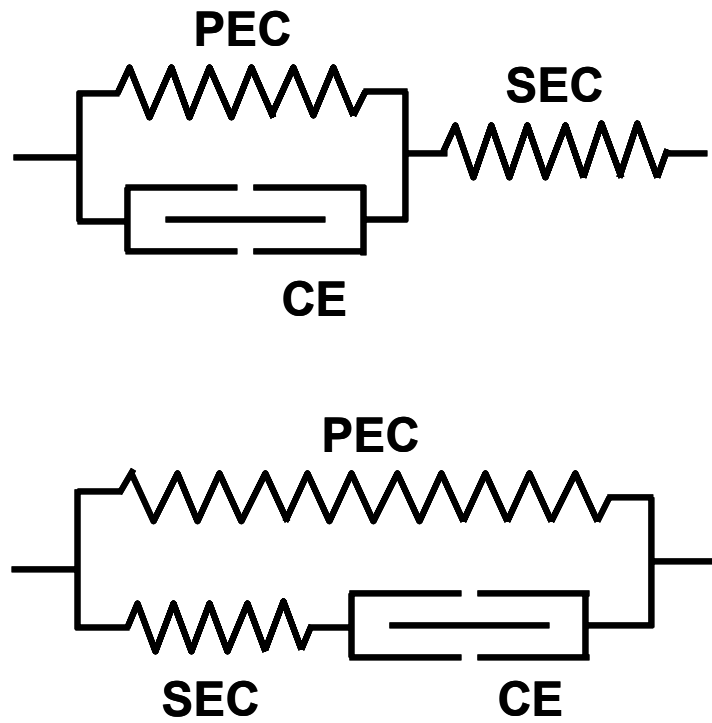


Fig. 1-1 Hill の示した筋腱複合体モデル

PEC: 並列弾性要素 (parallel elastic component)

SEC: 直列弾性要素 (series elastic component)

CE: 収縮要素 (contractile element)

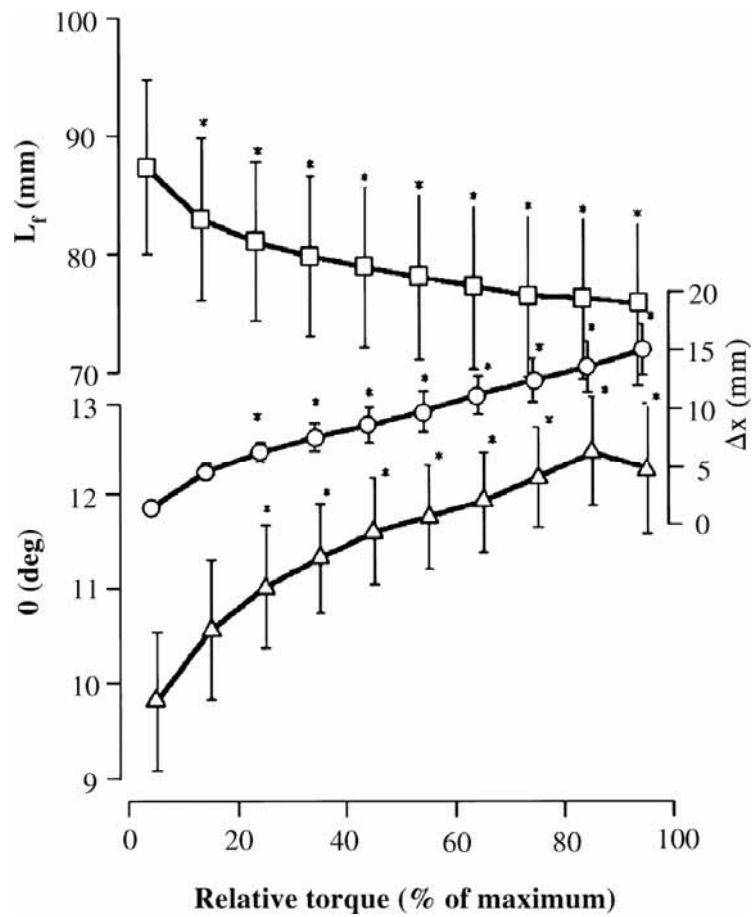


Fig. 1-2 等尺性筋力発揮中の筋束長(L_f :)、腱長(Δx :)、羽状角(θ :)の変化(Ito et al. 1998)。

1-2-2. 筋腱複合体の長さ変化に関する研究

ヒト生体における筋腱複合体長さ変化は、関節角度とモーメントアームから次式によって求められてきた。

$$\text{筋腱複合体長さ変化} = \text{関節角度変化} \times \text{モーメントアーム}$$

モーメントアームは、対象とする筋に一定の張力を加えたときの関節トルクを測定し両者の比から求める(Grood et al. 1984)、関節を一定角度動かした時の筋長さ変化や腱移動量を測定し両者の比から求める(腱移動法:An et al. 1983)、画像から関節の回転中心と腱との距離を測定する(幾何学的方法:Amis et al. 1979)といった各方法により定量されてきた。これらの測定には屍体を用いられてきたが、ヒト生体内の組織画像の取得が可能になり、超音波診断装置を用いた腱移動法(Ito et al. 2000)や、CTやMRI画像を用いた幾何学的方法(Rugg et al. 1990)を用いた報告がなされている。

本研究で対象とする肘関節屈曲筋群と伸展筋群のモーメントアームに関しては、Amis et al. (1979)が屍体を用いた幾何学的方法で、Murray et al.(2000)は屍体を用いた腱移動法で、さらにKawakami et al. (1994)がヒト生体内でMRI画像を用いた幾何学的方法で定量を試みている。これらの研究において報告されている肘関節角度 90deg でのモーメントアームの値は、上腕二頭筋(BIC):42~46mm、上腕筋(BRA):22~26mm、腕橈骨筋(BRD):49~50mm、上腕三頭筋(TRI):20~22mmの範囲にある。

筋腱複合体長さ変化の推定に関しては、Dowling(1987, (Leedham & Dowling, 1995より引用))が、Amis et al(1979)の報告したモーメントアーム値を用い、上腕二頭筋の筋腱複合体長を肘関節角度()から推定する、以下の式を示している。

$$>2.55\text{rad}:0.331 + 0.02$$

$$<2.55\text{rad}:0.292+(-9.91*10^{-4}) + (4.18*10^{-2})^2 + (-1.359*10^{-2})^3 + (1.091*10^{-3})^4$$

上腕二頭筋の筋腱複合体長は肘関節角度変化に対して非線形に変化し、肘関節角度が完全伸展位から 90deg 屈曲位まで変化した時、およそ 70mm 短縮することが示されている。

Amis et al.(1979)の報告値を使用することにより、上腕筋、腕橈骨筋の筋腱複合体長の変化を求めることも可能である。肘関節角度が完全伸展位から 90deg 屈曲位まで変化することにより、上腕筋は 45mm、腕橈骨筋は 85mm 程度変化すると推定される。

1-2-3. 腱長変化の定量に関する研究

動物の腱を使用した伸張実験の結果、張力をかけて腱が伸長するとき、初期段階ではわずかな張力で多く伸長するが、張力が増すに従って伸長量は減り、最終的に伸長率は一定になることが示されている (LaBan 1962: イヌの踵の腱を用いた伸張実験)。Butler et al. (1978) は、stress - strain 関係において、低い stress で strain が指数関数的に増加する 区間を 'toe-region' と名づけた (Fig. 1-3)。また、こうした区間の出現はコラーゲン線維の弛みや縮みが引き伸ばされたことに拠るとした。そして、toe-region に続く linear-region (腱の伸長率が一定となる区間) が腱全体の伸長を表すものとした。以降、腱の力学的特性は linear-region で論じられている。

腱の力学的特性と筋の機能との関係も報告されている。Benedict (1968) はヒト屍体の屈筋と伸筋で、ヤング率の差がないことを報告している。また、Bennett et al. (1982) は哺乳動物では前後の脚や尾のヤング率は平均 1.50Mpa であり、被験部位による差はないことを示している。一方で、引っ張り強度は屈筋と伸筋に差があることが報告されている。ヒト屍体では伸筋の方が (Benedict 1968)、ブタでは屈筋の方が (Shadwick 1990)、それぞれ大きい力に耐えて腱が伸びることが示されている。このように筋の機能と腱の特性について一致した見解は得られていない。また、屍体の多くは高齢であり、筋の萎縮が起きていること、さらに固定に使用する薬品で腱の特性が変化している可能性もある (Benedict et al. 1968, Cutts 1988)。したがって、動物や屍体から得られた結果をそのままヒト生体の腱に当てはめることは難しい。こうしたことから、生体における腱の特性を知るためにはヒト生体内で腱の伸長量を定量する必要性がある。

ヒト生体内で腱の伸長量を定量する方法として、Fukashiro et al. (1995) や Fukunaga et al. (1996) が B モード超音波診断装置を使用し、腱膜と筋束の交点の移動距離を実測することにより、伸長量を定量するという方法を提示した。この方法は、腱膜と筋束の交点の画像がリアルタイムで取得可能であり、力に対する腱伸長量のデータを得ることができる。これにより、ヒト生体内においても張力に対する腱の伸長は指数関数的であることが示された。また、linear-region における直線の傾きから腱組織の力学的特性 (stiffness や compliance) の定量も可能となり、これまでに、前脛骨筋 (32N/mm, Ito et al. 1998)、外側広筋 (67.3 ~ 143.8N/mm, Kubo et al. 1999, 2001a)、下腿三頭筋 (22.9 ~ 26.5N/mm, Kubo et al. 2001b, 2002)、上腕二頭筋 (149.9N/mm, 太田ら 2004) を対象に腱組織の stiffness が定量されている。超音波法は非侵襲的であり、力と同期した腱伸長量の実測が可能であるという長所を有している。しかしながら、検者に熟練が必要であり、解析にも時間を有するという短所がある。

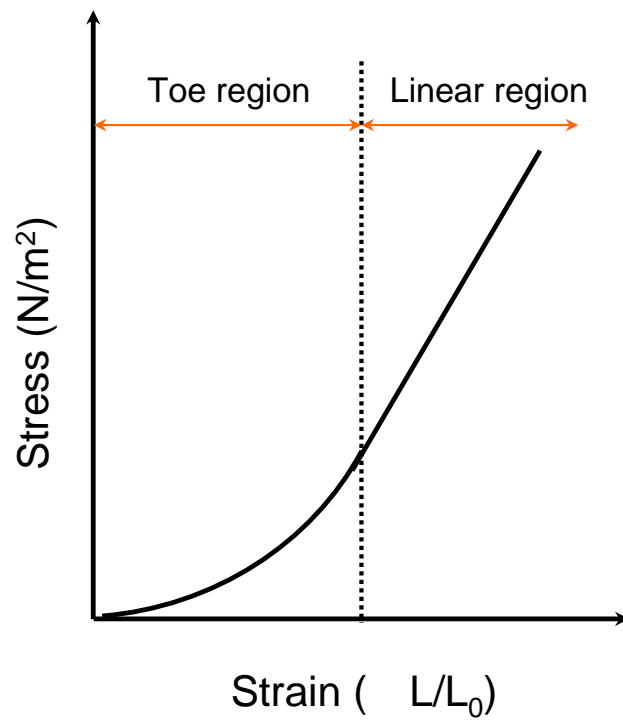


Fig. 1-3 腱の stress-strain 関係 (Butler et al. 1978)

1-2-4. BI 法による筋腱複合体の捕捉に関する研究

BI 法の原理について、これまでに報告されている体組成や筋量の推定法に関して、使用されたモデルを挙げて述べる。

1) BI 法の測定原理と筋量の推定に関する研究

BI 法は、生体に微弱な交流電流を印加することによって測定される抵抗から、全身および四肢の除脂肪体重あるいは筋量を推定する方法として使用されてきた。

BI 法の推定原理について電気回路モデルを用いて説明すると以下ようになる (Fig. 1-4)。

円柱形の伝導体のインピーダンスは固有抵抗 (体積抵抗率: ρ) と長さ、および断面積によって決まる。

高周波の電流 (I) が円柱形の伝導体を通電するとき、電気インピーダンス (Z) は、円柱の長さ (L) に比例し、断面積 (A) に反比例する。

$$Z = \rho \times (L / A) \quad \dots$$

円柱の体積 (V) は、A と L の積であることから、式は以下のように変形できる。

$$V = A \times L$$

$$\text{より } A = (\rho \times L) / Z$$

$$V = \{ (\rho \times L) / Z \} \times L$$

$$= \rho \times (L^2 / Z) \quad \dots$$

伝導体の体積は L の 2 乗に比例し、Z に反比例することになる。BI 法において、 (L^2 / Z) は、BI index と呼ばれており、伝導体の体積と比例関係にあることが示されている (Thomasset 1962)。また、電気インピーダンス (Z) は、高周波電流 (I) と電圧計測電極間に生じた電位差 (E) の比である。

$$Z = E / I \quad \dots$$

BI 法を用いて身体組成を推定する一連の研究においては、この円柱モデルが基本となっている。そして、除脂肪量や骨格筋量など推定の対象とする組織に応じて、円柱とみなす組織の細分化やその配列方法を細分化している。

また、インピーダンスの取得には、四電極法が使用されている。四電極法は、外側 2 つ (両端) の電極 (電流印加電極) から電流を印加し、内側 2 つの電極 (電圧計測電極) で電位差 (電圧) を測定する方法である。Nyboer (1959) が生体にこの方法を応用したことにより、電極の接触部 (すなわち皮膚) のインピーダンスを無視することが可能となった。

Thomasset (1962)やHoffer et al.(1969)は生体を脂肪と除脂肪組織の2要素から構成される1つの円柱形とみなし、さらには、2つの組織が電気的には並列で配置されているという仮定に基づいた除脂肪体重の推定理論を提唱した(Fig. 1-5)。脂肪組織は水分含有率が低いため電気伝導性が低い(R_{at})、除脂肪組織は水分含有率が高く、電気伝導性が高い(R_{ff})。それゆえ生体においては、印加された電流は除脂肪組織に優先的に通電することになる。すなわち、電気伝導性の低い脂肪組織の影響は無視でき、取得されるインピーダンスは除脂肪組織量を反映する。

Brown et al.(1988)は生体を1つの円柱形ではなく、円柱の集合体とみなした。そして、インピーダンス計測区間を上腕部に限定し、得られたインピーダンスから、脂肪と筋の断面積が推定可能であると報告した。さらに、Baumgartner et al.(1998)は身体を、筋(m)、骨(b)、脂肪(at)の3つの組織からなる円柱の集合体と考えることにより、セグメントにおける脂肪量・除脂肪量を推定可能であることを示した(Fig. 1-6)。また、Miyatani et al.(2000, 2001)はセグメントにおける筋、骨、脂肪について円柱モデルを適用した。電気的並列等価回路モデルを用い、セグメントには電気伝導性の高い組織として筋が、低い組織として脂肪や骨が存在すると考えることにより、セグメントの筋量を推定可能であることを示した。

四肢の組織のうち、脂肪や骨の体積抵抗率は筋に比べて8~10倍高い(Baumgartner et al. 1990, Fig.1-7)。それゆえ、四肢に印加された電流は、脂肪よりも骨、骨よりも筋に通電することになる。さらに、Baumgartner et al.(1998)は、四肢のインピーダンスは横断面積に対して骨や腱が占める割合が高い部分の影響を受けることを示している。これは、筋が占める割合が高い部位(脂肪や骨組織への通電感度が低い部位)では、脂肪や骨組織の影響を無視できることを意味する。すなわち、計測区間においては、筋の占める割合が高い部分を対象とすることにより、安定したインピーダンスが取得可能であり、これが筋の情報をよく反映していると考えられる。

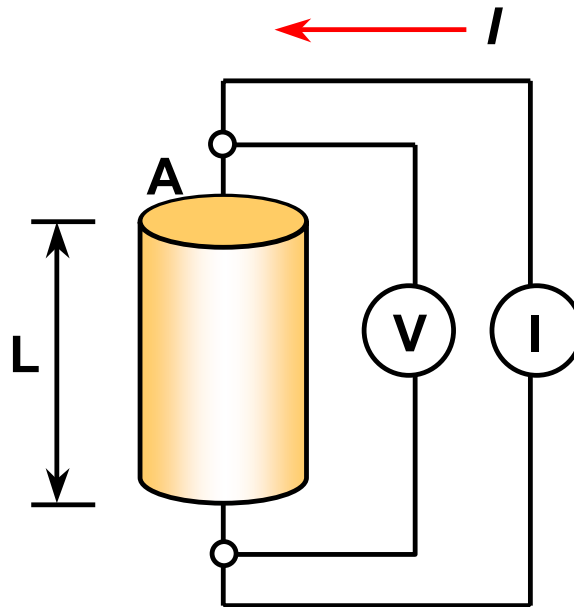


Fig. 1-4 BI法の測定原理(田中ら 2001)

高周波の電流 (I) が円筒体の伝導体を通電する時、電気インピーダンスは円柱の長さ (L) に比例し、断面積 (A) に反比例する。

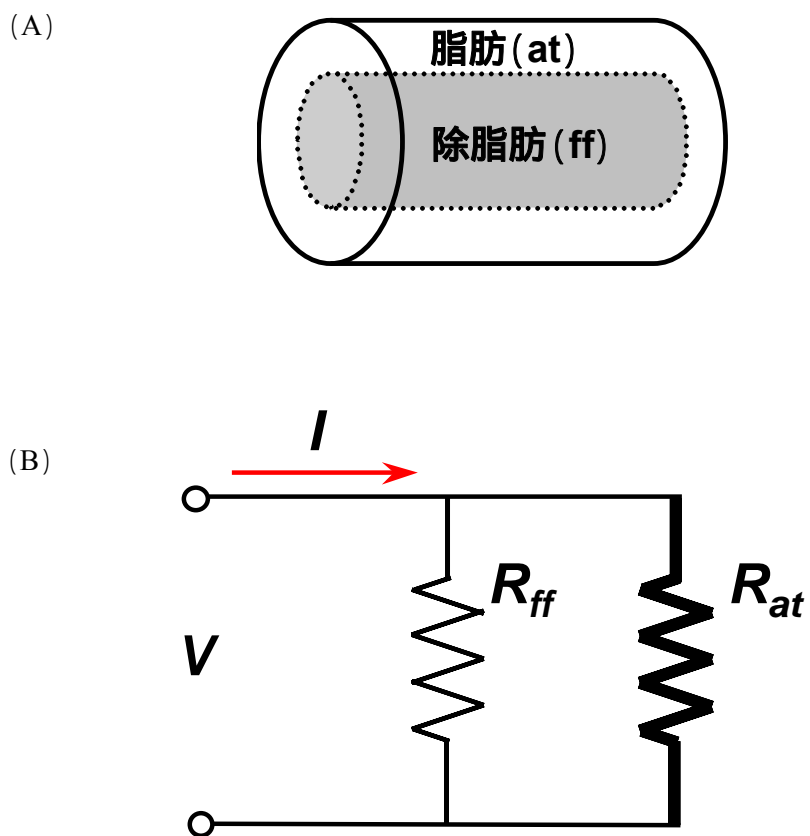
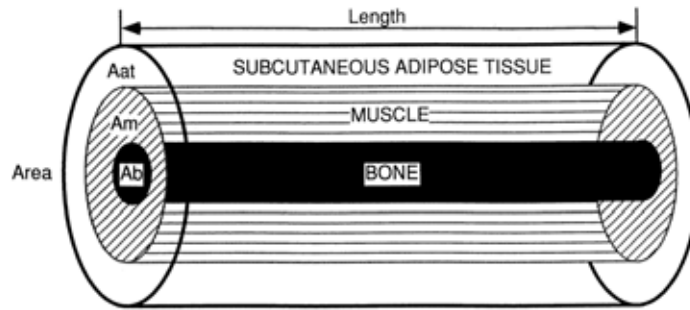


Fig. 1-5 除脂肪体重の推定理論モデル

生体を脂肪組織 (at) と除脂肪組織 (ff) の 2 要素から構成される 1 つの円柱形とみなし (A)、2 つの組織が電気的には並列で配置されている (B) という仮定に基づく。(Thomasset 1962, Hoffer et al. 1969 より作図)



$$\frac{\text{Length}}{\text{Resistance}} = \frac{A_m}{\rho_m} + \frac{A_{at}}{\rho_{at}} + \frac{A_b}{\rho_b}$$

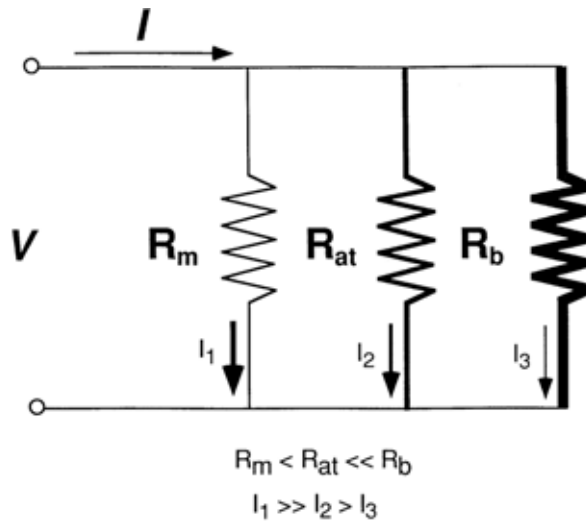


Fig. 1-6 骨格筋量の推定理論モデル (Baumgartner et al. 1998)

生体を脂肪(at)、骨(b)、筋(m)の3要素から構成される1つの円柱形とみなし(A)、3つの組織が電気的には並列で配置されている(B)という仮定に基づく。

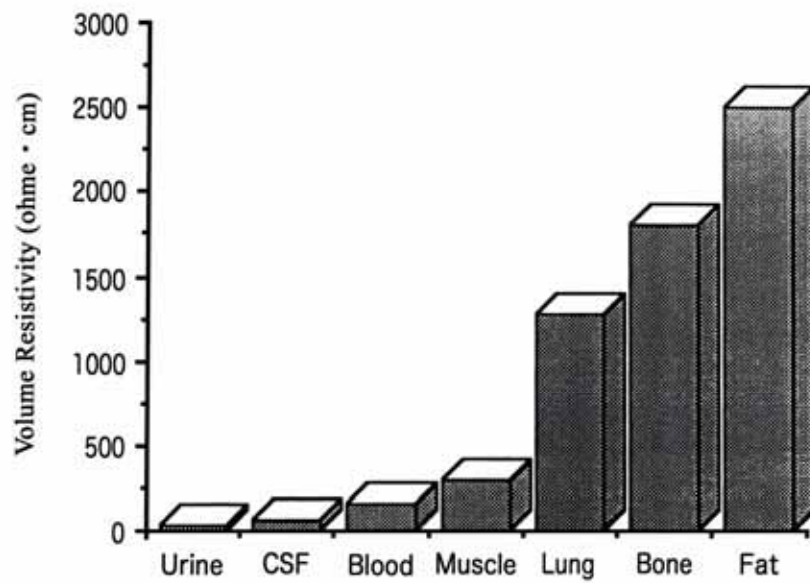


Fig. 1-7 身体の各組織の体積抵抗率 (Baumgartner et al. 1990)

脂肪や骨の体積抵抗率は、筋のおよそ 8 ~ 10 倍であることが示されている。

2) 筋腱複合体の電気的特性について

波江野ら(1985)や Foster & Lukaski(1996)は、生体の組織はそれぞれ抵抗率(体積抵抗率)の周波数特性が異なることを報告している。このなかで、筋の周波数特性は数十 kHz であることが示されている。このことは、筋組織の電気的特性を捉えようとする時には、数十 kHz の周波数帯の電流を印加することで感度が最も高くなることを意味している。また、Salinari et al.(2002)は、筋腱複合体においては、電流は本質的に電気伝導性の高い筋組織を通電することから、体積抵抗率の高い腱組織は無視できることを示唆している。

一方、筋組織の電気的特質としての体積抵抗率が変化する要因として、羽状角の存在が考えられる。筋線維方向に対して 90deg の方向に通電した場合、0deg の方向に通電した場合と比較して、体積抵抗率は 10 倍近い違いがあることが報告されている(Gielen & Boon 1981)。先行研究は動物の筋を対象にした報告のみで、ヒト生体に当てはめた報告はないものの、羽状角の差や変化は体積抵抗率を変化させ、測定されるインピーダンスを変化させる要因になると考えられる(Fig. 1-8)。

3) 動きを把握する方法への応用

従来の身体組成や骨格筋量の推定を目的としたインピーダンスの測定は、安静状態で行われてきた。これは、姿勢の変化や筋の収縮によりインピーダンスが変化してしまうためであった。しかしながら、換言すれば、姿勢の変化や筋の収縮をインピーダンスの変化で測定可能であることを意味しており、これまでに BI 法を動作解析へ応用することを視野に入れたいくつかの研究例が存在する。例えば、岡部と藤田(1989)は筋電図法に代わる方法として、BI 法の利用を試みている。彼らは筋電図法が筋の能動的収縮によって発生する生体信号を測定する方法であるのに対し、BI 法は外部から信号を印加することにより誘起される信号を測定する方法と位置づけた。そして、関節トルクとインピーダンスの関係が概ね線形であったことから、将来的には BI 法を用いて動作中の筋力の推定が可能であると報告している。また、Nakamura et al.(1992)は上肢の運動に伴う筋放電量変化とインピーダンスについて検討し、両者の間に有意な相関があったことを報告している(Fig. 1-9)。さらに Kim et al.(2003)は関節角度変化とインピーダンスの変化には相関関係があることを報告している(Fig. 1-10)。しかしながら、いずれの研究も運動中のインピーダンス変化という現象を捉えたのみに留まっている。またインピーダンス変化の要因に関する議論においても、ヒト生体の構造や筋腱複合体の動態については言及されていない。

関節角度が変化している時には、主動筋、拮抗筋ともに筋腱複合体長は変化する。また羽状

角も変化することになる。インピーダンスは長さと断面積の関数であること、羽状角の変化によって筋の電気的特質が変化することを考慮すると、関節角度変化や筋力発揮に伴うインピーダンス変化の要因は、筋腱複合体の形状変化にあると考えられる。

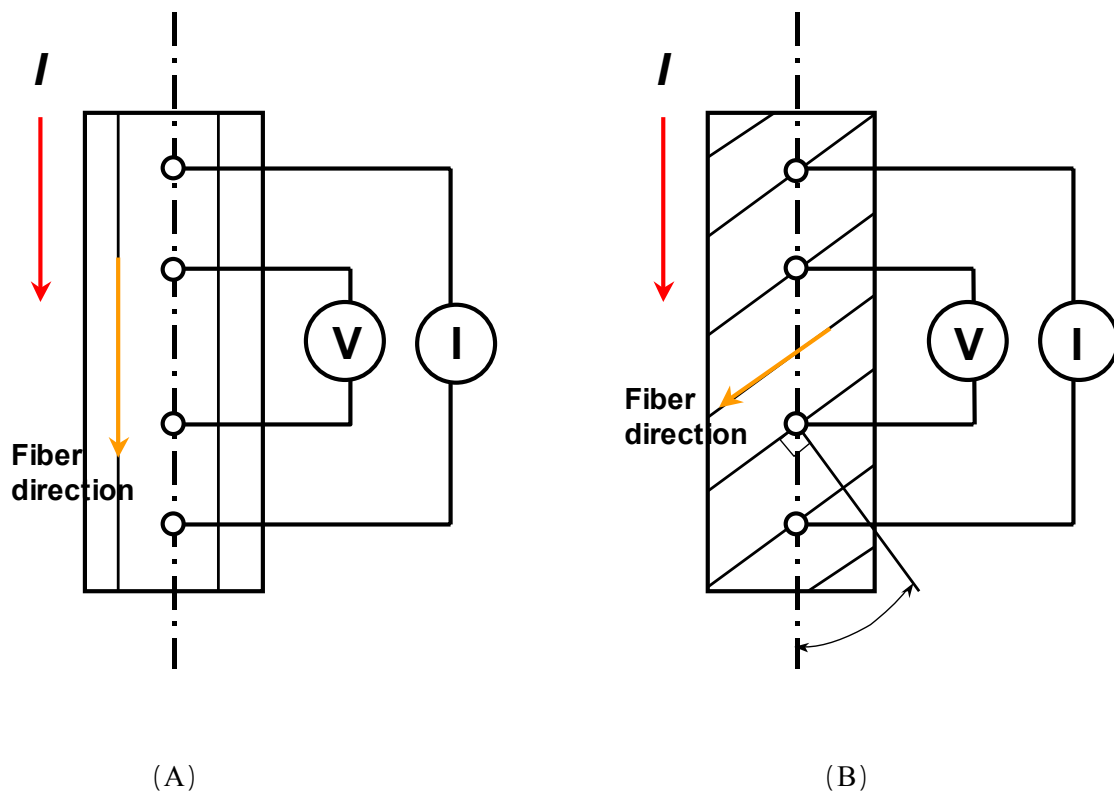


Fig. 1-8 羽状角と通電方向(I)の関係 (Gielen & Boon 1981 より作図)

(A) 通電方向と筋線維の走行方向が同一の場合。

(B) 通電方向に対して、筋線維が角度()を持っている場合。

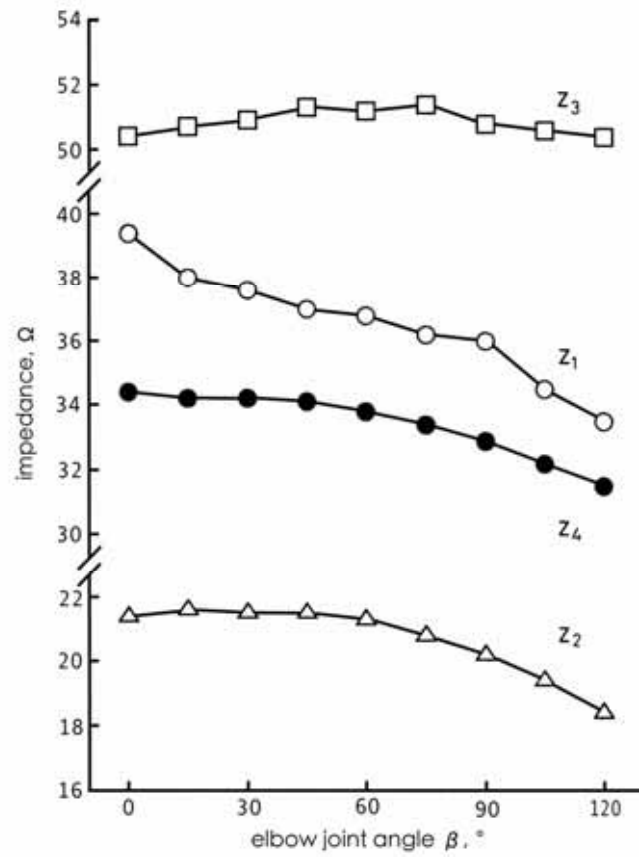


Fig. 1-9 肘関節角度変化に伴うインピーダンス変化 (Nakamura et al. 1992)

$Z_1 \sim Z_4$ は、異なるインピーダンス計測区間から導出したインピーダンス

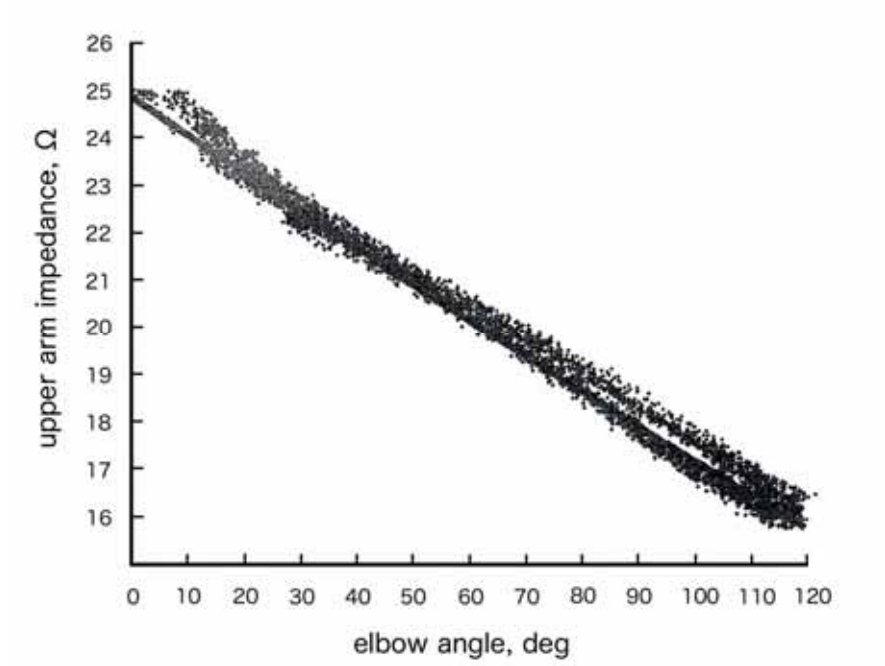


Fig. 1-10 肘関節角度とインピーダンスとの関係(Kim et al. 2003)

1-3. BI 法による筋長・腱長変化定量の可能性

筋腱複合体においては、腱よりも筋の体積抵抗率が低い(Salinari et al.2002)。さらに、筋体積が収縮中もほとんど変化しない(Baskin & Paolini 1967)とすると、筋断面積の変化はすなわち筋長の変化に置き換えられることになる。したがって、筋の電気的特性の変化を把握することにより、筋長変化の測定が可能と考えられる。また、筋腱複合体長が一定である等尺性筋活動においては、筋長の短縮は腱の伸長に等しい(Ito et al. 1998)ため、筋長変化を測定し、これを腱長変化に置き換えることにより、腱の力学的特性を推定することが可能になる (Fig. 1-11)。

ここでは、測定部位の特徴を踏まえ、BI 法により筋長変化を推定するための円柱モデルの発展を図る。

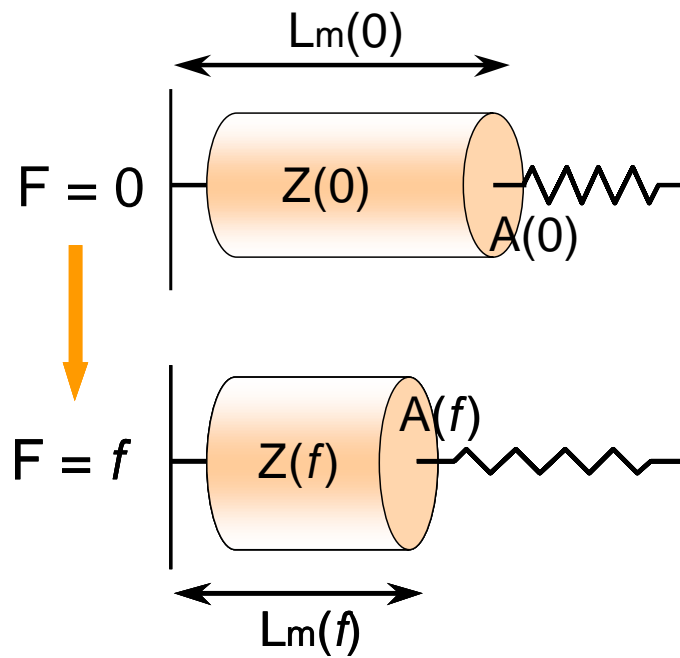


Fig. 1-11 等尺性筋力発揮中の筋と腱の長さ変化モデル

安静時($F = 0$)と等尺性筋力発揮時($F = f$)の筋長(L_m)と筋断面積(A)。力発揮による L_m の短縮と、 A の増大によってインピーダンス(Z)は変化する。

1.3.1. 測定部位(上腕)の特徴

本研究では、測定部位を上腕部とする。そこで、上腕部の筋の配列や筋の形状について予めまとめておく。

上腕部の筋はその機能的違いから、肘関節屈曲筋群と伸展筋に分けることができる。本研究においては、上腕二頭筋、上腕筋、腕橈骨筋の3筋を肘関節屈曲筋群、上腕三頭筋を肘関節伸展筋とした。肘関節伸展筋である上腕三頭筋は8~12degの羽状角を有しているが、上腕二頭筋と上腕筋はいずれも羽状角がほとんどない紡錘状筋であり(Amis et al. 1979, Murray et al. 2000)、筋の構造上、屈関節屈曲筋群と伸展筋群には差異がある。肘関節はおよそ130degの可動域を持っている。また、肘関節屈筋は上腕三頭筋に比べ大きなモーメントアームを持っている(Amis et al. 1979, Murray et al. 2000)。これは、肘関節屈曲筋群では肘関節の角度変化に伴って、大きな筋腱複合体長変化が生じることを意味する。また、肘関節屈曲筋群と伸展筋群の筋体積には差異があり、肘関節屈曲筋群に比べて伸展筋群の体積の方が大きい(Kawakami et al. 1994, Fukunaga et al. 2001)。

1.3.2. 上腕部におけるBI法の適用

上腕部にBI法を適用し、肘関節屈曲筋群の筋腱複合体長変化の測定を行なうために、本研究では、以下の3点を仮定する。

上腕の筋を電氣的に質および量が異なる2つの筋群(肘関節屈曲筋群・伸展筋)の並列とみなす。

個々の筋群を単純な円柱で代用する。筋体積が収縮中も一定であるので(Baskin & Paolini 1967)、インピーダンス変化は、長さか断面積のいずれかの変化に置き換えることができる。(1-2-4 参照)

腱はインピーダンス変化に影響を与えないと考える。腱は筋に比べて水分含有量が少なく体積抵抗率が高いことから、筋腱複合体では電流は筋に通電する(Salinari et al. 2002)。(1-2-4 参照)

の上腕の筋を電氣的に質および量が異なる2つの筋群の並列とみなす背景は、以下の通りである。

四肢を脂肪、骨、筋という3つの構成要素に分けて考えた時、組織の体積抵抗率は筋が最も低い。こうしたことから、上腕部に電流を印加した場合、電流は筋に通電することになる。

1つの筋腱複合体において、筋と腱は直列および並列に配されている (Fig. 1-1)。筋腱複合体はセグメント内に複数配列されていることから、ある筋 (M_1) の腱 (T_1) は、他の筋の筋腹 (M_2) と接することになる (Fig. 1-12(A))。したがって、筋と腱は並列に配されているとみなすことができる (Fig. 1-12(B))。上腕部の筋は、その機能的な差異から肘関節屈曲筋群と肘関節伸展筋とに分けることができる。したがって、それぞれの筋群は腱を介することにより並列に配置されているとみなすことができる (Fig. 1-12(C))。

肘関節屈曲筋群の羽状角は小さく、伸展筋の羽状角は大きい (8 ~ 12deg, Amis et al. 1979, Murray et al. 2000) ことから、通電方向に対する筋線維の走行方向が異なる (Fig. 1-8)。したがって、肘関節伸展筋の体積抵抗率は屈曲筋群に比べて大きいと考えられる。

肘関節屈曲筋の体積抵抗率は Miyatani et al. (2001) により、70.7 cm と報告されていることから、これを肘関節屈曲筋群の体積抵抗率 (R_F) とし、肘関節伸展筋に 12deg の羽状角 (α) がある場合の体積抵抗率 (R_E) を求めた (宮谷 2003)。このとき、羽状角 $\alpha = 0$ に対し $\alpha = 90$ の R_E は 10 倍とした。

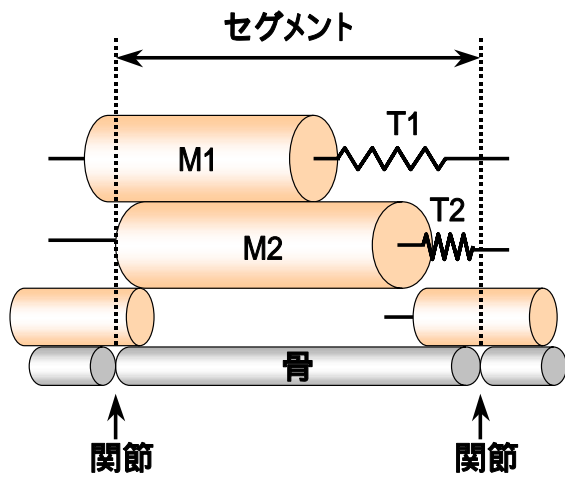
$$R_E(\alpha) = 70.7 \times (9 \times \sin(\alpha)^2 + 1) / (9 \times \sin(0)^2 + 1)$$

求められた体積抵抗率の比は、肘関節屈曲筋群 : 肘関節伸展筋 = 1 : 2.92 となった。

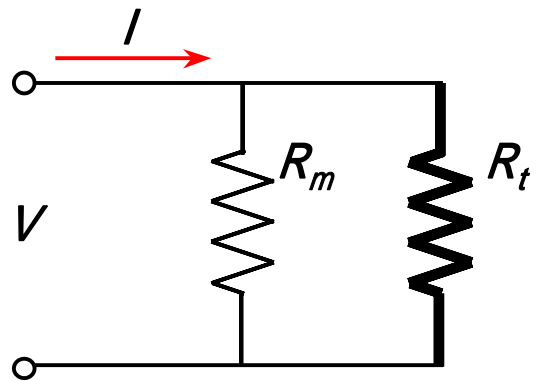
したがって、両筋群の電気的特質は異なるとみなすことができ、肘関節伸展筋は屈曲筋群に比べて体積抵抗率が高いためインピーダンス変化にほとんど影響を与えないと考えられる。

筋体積は肘関節伸展筋のほうが屈曲筋群よりも大きい。仮に、両筋群の体積抵抗率が同一であれば、電流の通電する比率は体積比に依存するため、肘関節伸展筋の通電比率が高くなる。しかしながら、両者の体積抵抗率は異なると考えられることから、両筋群への通電量の比率 1:1 ではないと予想される。したがって、上腕の筋は電氣的に量が異なる2つの筋群から成っているとみなすことができる。

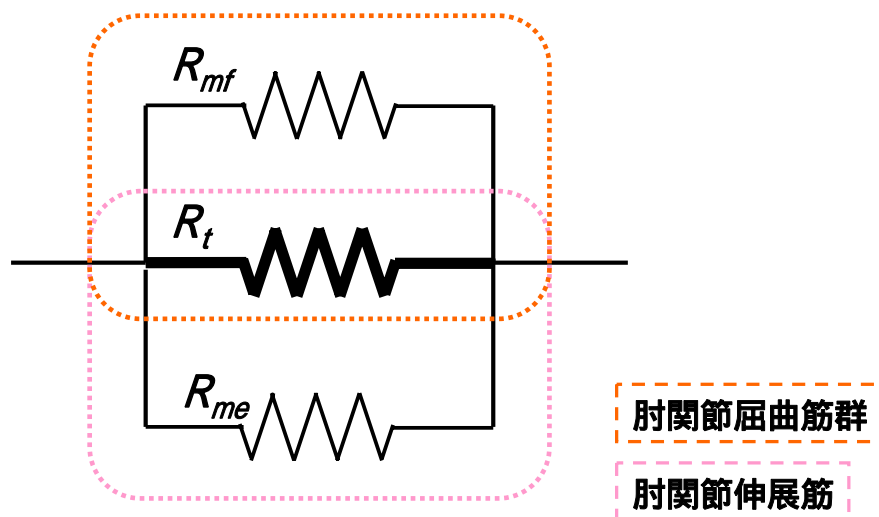
および の仮定より、本研究で使用するモデルを Fig. 1-13 に示した。



(A)



(B)



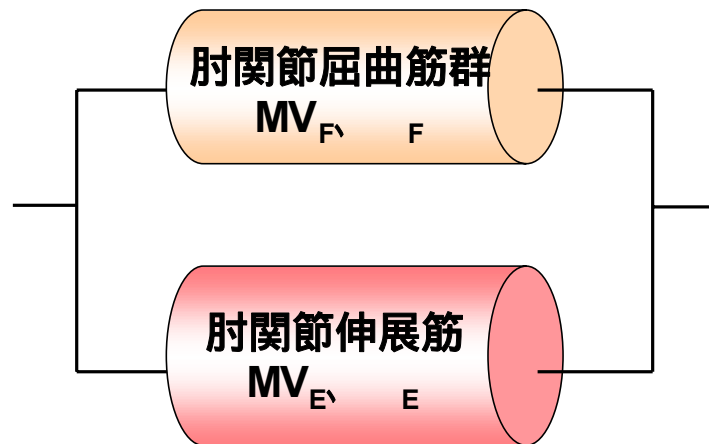
(C)

Fig. 1-12: (A) 筋腱複合体がセグメント内に複数配列されている模式図

M1, M2 はそれぞれ筋を、T1, T2 は腱を示す。

(B) 筋(m)と腱(t)が並列に配置されたモデル図

(C) 肘関節屈曲筋群(mf)と伸展筋(me)が腱を介して並列に配列されたモデル図



$$MV_E > MV_F, \quad E > F$$

Fig. 1-13 本研究で使用する円柱モデル

肘関節屈曲筋群と伸展筋による並列モデル。筋腱複合体のうち腱組織は体積抵抗率が高く、電流が通電しないため、インピーダンスに影響を与えない。また、肘関節屈曲筋群と伸展筋では、体積抵抗率(それぞれ ρ_E, ρ_F)および筋体積(それぞれ MV_F, MV_E)が異なる。肘関節伸展筋の体積抵抗率が高いことから、肘関節伸展筋のインピーダンスへの感度は低くなる。

1-4. 本研究の目的

1-4-1. 仮説

本研究では、肘関節屈曲筋群の筋長変化を BI 法で測定可能かどうか明らかにすることを目的とし、以下の仮説を立てた。

- ・肘関節伸展筋の感度(インピーダンスへの貢献)は低い。
- ・受動的に肘関節角度を屈曲させることによって、筋長を短縮させた時、上腕部のインピーダンスは低下する。
- ・等尺性肘関節屈曲筋力発揮に伴って筋長が短縮した時、上腕部のインピーダンスは低下する。

本研究では、肘関節屈曲筋群と肘関節伸展筋を並列に配したモデルを使用する(Fig. 1-13)。仮説およびモデルに基づく、関節角度変化時および筋力発揮時のいずれにおいても、筋長変化の 2 乗とインピーダンス変化(筋長変化とインピーダンスの 1/2 乗)が関与すると予想される。

$$\begin{aligned}\%Z_X &= [(Z_X - Z_0) / Z_0] \times 100 \\ &= [(Z_X / Z_0) - 1] \times 100 \\ &Z_X / Z_0\end{aligned}$$

$$Z_X / Z_0 = [\quad \times (L_X)^2 / MV_X] / [\quad \times (L_0)^2 / MV_0]$$

ここで、 $MV_0 = MV_X$ (関節角度変化中および筋力発揮中も体積は一定)であることから、

$$\begin{aligned}Z_X / Z_0 &= [(L_X)^2 / (L_0)^2] \\ &= (L_X / L_0)^2\end{aligned}$$

1-4-2. 本研究の目的と研究の概略

肘関節屈曲筋群の筋長変化を BI 法で測定可能かどうかを明らかにするという本研究の目的を達成するために、まずインピーダンス計測区間の選定を行なった(研究 1)。次に、受動的に関節角度を変化させた場合に、インピーダンスと筋腱複合体長変化がとどのように対応するか検討した(研究 2)。さらに、等尺性筋力発揮時のインピーダンス変化と筋長変化(腱長変化)との関係を検討した(研究 3)。尚、各研究の概略は以下に示すとおりである。

研究 1: 上腕部におよそ 40 のインピーダンス計測区間を設定し、上腕におけるインピーダンスの分布を明らかにするとともに、関節角度変化に対して、測定感度の高い計測区間を選定した(第 2 章)。

研究 2: 肘関節角度を 0deg (完全伸展位) から 100deg まで 10deg 刻みに変化させた時のインピーダンス変化を測定し、筋腱複合体長との関係について検討した (第 3 章)。

研究 3: 等尺性肘関節屈曲筋力発揮中のインピーダンス変化を測定した。同時に超音波診断装置を用いて上腕二頭筋の遠位筋腱移行部を撮像することにより、筋長変化 (腱伸長量) を定量し、両者の関係について検討した (第 4 章)。

尚、上腕部におけるインピーダンスの測定は、早稲田大学スポーツ科学部倫理委員会の承認を得て実施した。

第 2 章

インピーダンス計測区間の選定

2-1. はじめに

BI法は生体の組織を円柱形とみなしている(Nyboer 1959, Baumgartner et al. 1989: Fig. 1-4 ~ 6)。このため、2つの電圧計測電極のうち一方を基準とし、他方を長軸方向(通電方向)に動かした場合にはインピーダンスは変化する。一方、長軸方向に垂直な円周上においては、電極の位置を動かしても、インピーダンスは変化しないとされている(Qu et al. 1986)。しかしながら、生体内では筋や腱、骨、血管などの電気的特質(体積抵抗率)の異なる組織が複雑に配列している。このため、インピーダンスは長軸方向だけでなく、長軸に垂直な円周方向においてもその分布に差異が生じると推察される。

そこで、本章ではインピーダンス計測区間の差異が、測定されるインピーダンスに及ぼす影響について検討し、肘関節屈曲筋群の筋腱複合体長変化の測定に適したインピーダンス計測区間を決定することを目的とした。

2-2. 方法

2-2-1. 被検者

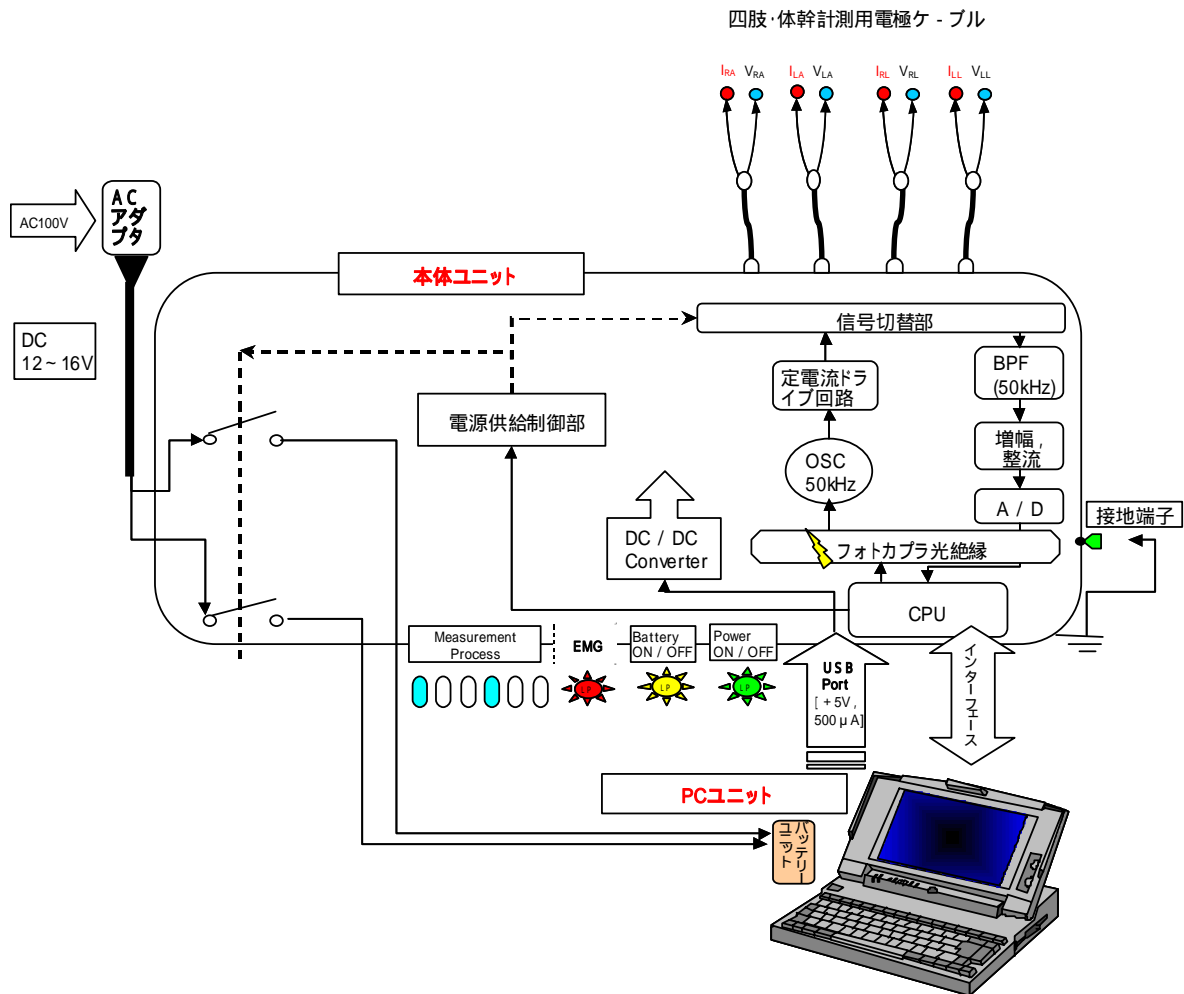
被検者は健康な20代の男女4名(男子2名、女子2名、年齢: 23.8 ± 2.2 歳、身長: 162.4 ± 6.6 cm、体重: 62.2 ± 5.1 kg、平均 \pm 標準偏差)であった。男女各2名のうち、日常的にトレーニングを行う鍛錬者が1名ずつ含まれていた(Sub.1: 男性・非鍛錬者、Sub.2: 男性・鍛錬者、Sub.3: 女性・非鍛錬者、Sub.4: 女性・鍛錬者)。被検者には、事前に研究の目的、測定の手順と安全性についての説明を十分に行い、研究参加の同意を得た。

2-2-2. 測定装置

インピーダンスの測定には、生体電気インピーダンス方式筋量測定装置(MUSCLE- α 、(株)アートヘブンナイン、500 μ A、50kHz: Fig. 2-1)を用いた。装置のシステム構成を Fig. 2-2 に示した。この装置の電流値(500 μ A)は、国際電気標準会議(IEC)の基準に準拠している。また、測定周波数(50kHz)は、単周波計測の標準的条件であり、骨格筋の特性をもっとも反映することが報告されている(Foster & Lukaski 1996)。インピーダンス導出用の電極には、心電図検査用電極(レッドダット2330、縦2.2cm \times 横2.2cm、3M, USA)を使用した。



Fig. 2-1 生体電気インピーダンス方式筋量測定装置(MUSCLE α)



本体ユニット: 専用電極ケーブルを介して単周波微弱電流を生体に印加し、四肢・体幹のインピーダンスを計測するメインユニット。
 計測データはPCユニットへ送出される。駆動電源は、USBポートを介してPCユニットバッテリー部より供給を受ける。
 PCユニット: 汎用モバイルノートパソコンをベースとし、バッテリーを一部専用化したユニット。
 本体ユニットの制御・管理および計測データの演算処理、画面への表示を行なう。計測データは通信ポートを介して取り込む。
 計測データは内蔵HD(ハードディスク)等の記録媒体へのSAVE / LOADが可能。

【電気的性能】

- 測定周波数 : 50kHz ± 1%
- 測定電流 : 500 μArms + 0%, - 10%
- 測定電流ドライブ能力: 最大3k 負荷まで
- 測定範囲 : 10 ~ 1500 Ω
- 測定精度 : ± 1% ± 0.5 (50 ~ 1000 Ω), ± 2% ± 0.5 (その他の範囲)
- 測定表示分解能 : 0.1
- 電源 : ACアダプタ - AC100V 50/60Hz, 45W以下

測定モードは粗測(体組成)と精測(データ収集)の2種類から選択可能。いずれも4CHのI, V電極の測定誘導切り替えにより、最大14通りまでの誘導法による測定(マルチモニタリング計測)が可能。

- ・粗測モード: 5部位の誘導切り替えデータを1秒毎(1Hz)に切り替えて、内部回路校正含めて6秒 / サイクルの測定を実施。
- ・精測モード: 最速0.1秒(10Hz)のデータを連続モニタリング。分解能は0.01 Ω, 測定精度は ± 0.5% ± 0.5 (0 ~ 300 Ω)。

Fig. 2-2 生体電気インピーダンス方式筋量測定装置のシステム構成

2-2-3. 測定肢位

測定部位は右上腕とした。被検者の姿勢は非伝導体の材質でできた測定台上での仰臥位であり、右肩関節を 90deg 外転、前腕を回外した状態でトルク測定装置(肘屈伸トルクメータ、(株)ヴァイン)に固定した(Fig. 2-3)。測定中、被検者の右腕がトルク測定装置の金属部分に触れないよう留意した。また、測定中はリラックスし、頭部ならびに四肢を動かすことがないよう被検者に指示した。被検者が暑いもしくは寒いという感覚を抱くことがないように室温を 23 前後に設定し、測定中その状態を保った。



Fig. 2-3 測定風景

2-2-4. インピーダンスの測定

インピーダンス導出用電極のうち、電流印加電極は右手第三中手骨上と左上腕骨外側上顆に貼付した。電流印加電極直下では広がり抵抗により電流密度が高いことから、インピーダンス計測区間内で電流密度の集中した区間が含まれることを回避するため、電圧計測区間までに十分な距離を確保した。また、電圧計測電極のうち基準側を右肩峰に貼付した。探查側は、多くのインピーダンスを取得し、検討するために電極を縦に2分割して使用した(縦 2.2×横 1.1cm)。探查側は、右肩峰から上腕骨外側上顆までの長さ(上腕長)の80%位置(80%上腕長)を基準(電極番号:80%-1)に、上腕の長軸方向に垂直となる円周上に2.1cm間隔(電極中心間距離)で貼付した。電極番号は、80%-1 から内側方向に向かって、順に80%-2、80%-3とした。同様に70%上腕長(電極番号:70%-1)、60%上腕長(電極番号:60%-1)の位置からも電極を貼付した。これにより、探查側電圧計測電極の貼付数は1人当たり40枚前後となった(Fig. 2-4, 2-5)。

肘関節角度40deg(完全伸展位=0deg)の状態では各計測区間からインピーダンスを取得した。さらに、肘関節角度を60、80、100、120degに変化させ、5つの角度における各計測区間のインピーダンスを取得した。インピーダンスは肘関節角度を変えた後、値が安定したところで取得した。

インピーダンスに測定日による差がないかどうかを確認するために、1人の被検者につき、測定日を変えて2度の測定を実施した。

2-2-5. 上腕二頭筋遠位筋腱移行部の移動距離の測定

肘関節角度を変化させた時の上腕二頭筋遠位筋腱移行部の移動距離を、Bモード超音波診断装置(SSD-1000、リニアプローブ・発振周波数7.5MHz、空間分解能1.0mm未満、アロカ(株))で測定した。腕の形状とプローブの形状の関係から、撮像可能な範囲は、肘関節角度40degから100degまでの4つの角度であった。また、測定中のプローブの位置を補正するために、超音波を反射するマーカー(K)を皮膚上に固定した。各関節角度における超音波画像は専用プリンターを用いて、プリントアウトした。

超音波法による記録例をFig. 2-6に示した。撮像された超音波画像から、筋腱移行部の交点(P)は、肘関節屈曲に伴い近位方向に移動していくことが確認された。本研究では、皮膚とプローブの間においたマーカー(K)と交点(P)との水平距離を、筋腱移行部の移動距離(L_{MTJ})としてノギスにより測定した。

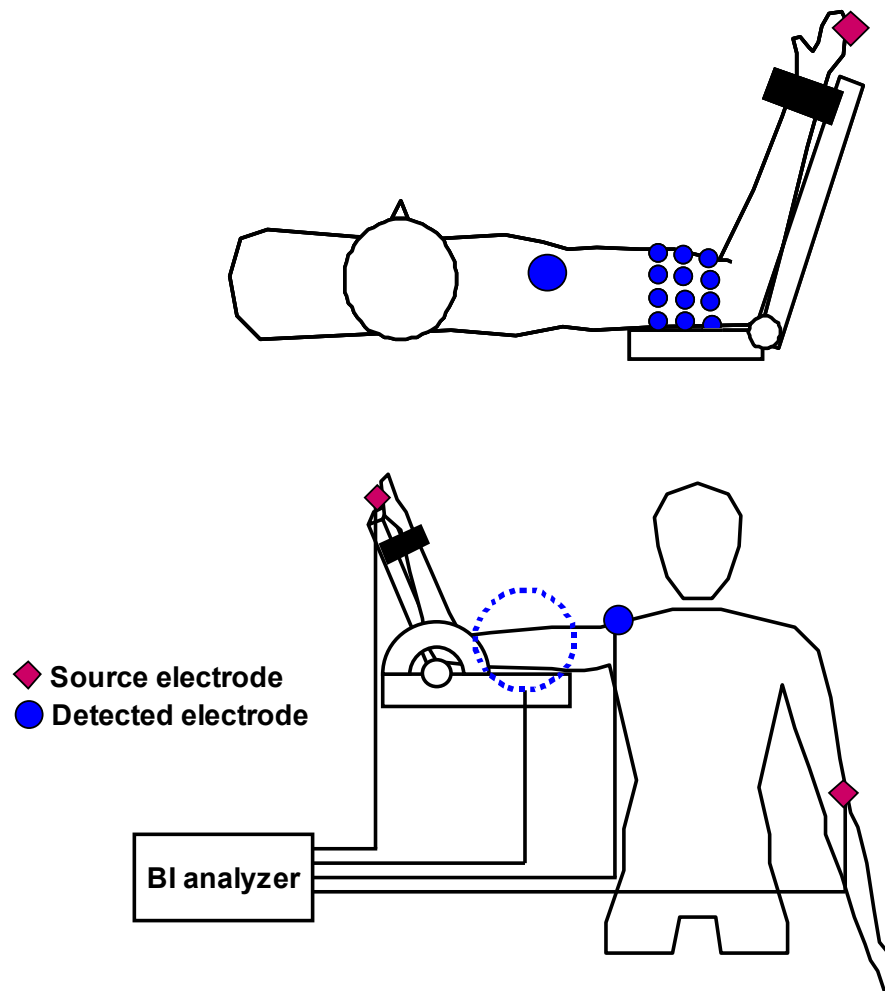


Fig. 2-4 インピーダンス導出電極の貼付位置

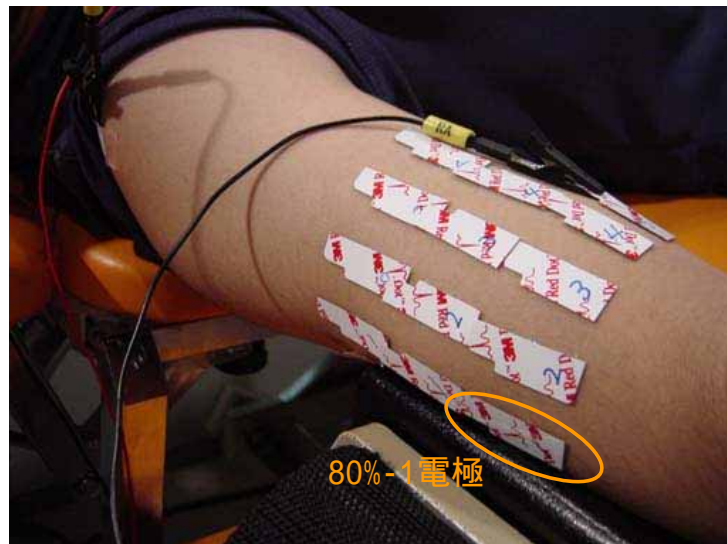
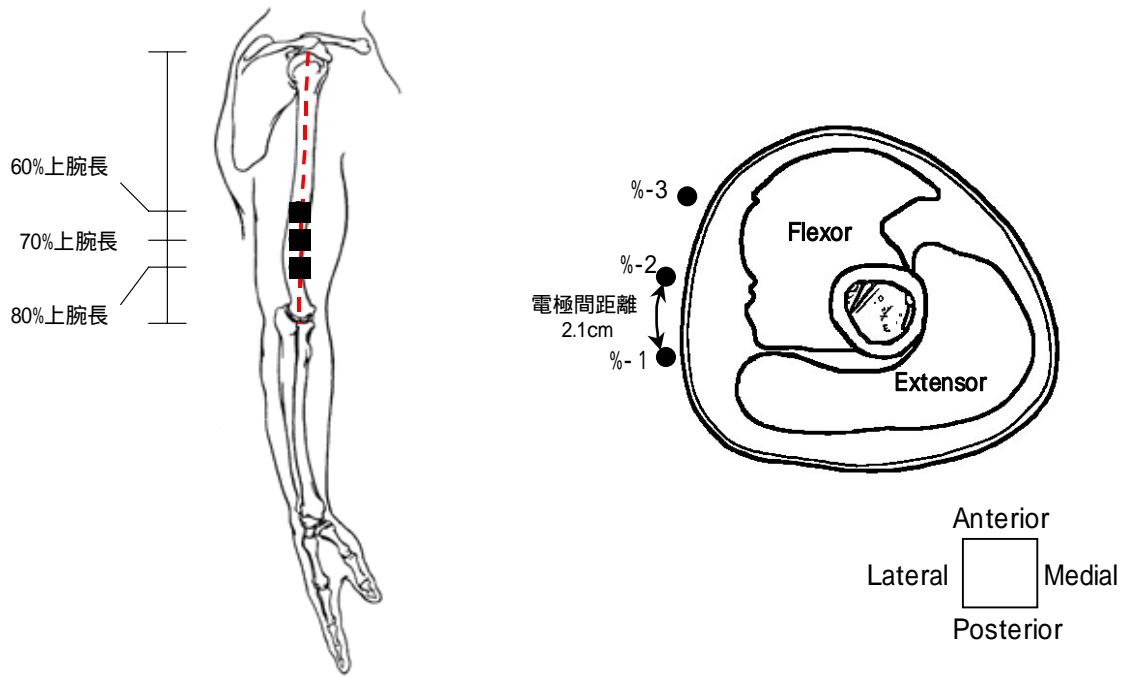


Fig. 2-5 探查側電圧計測電極の貼付方法と貼付状態

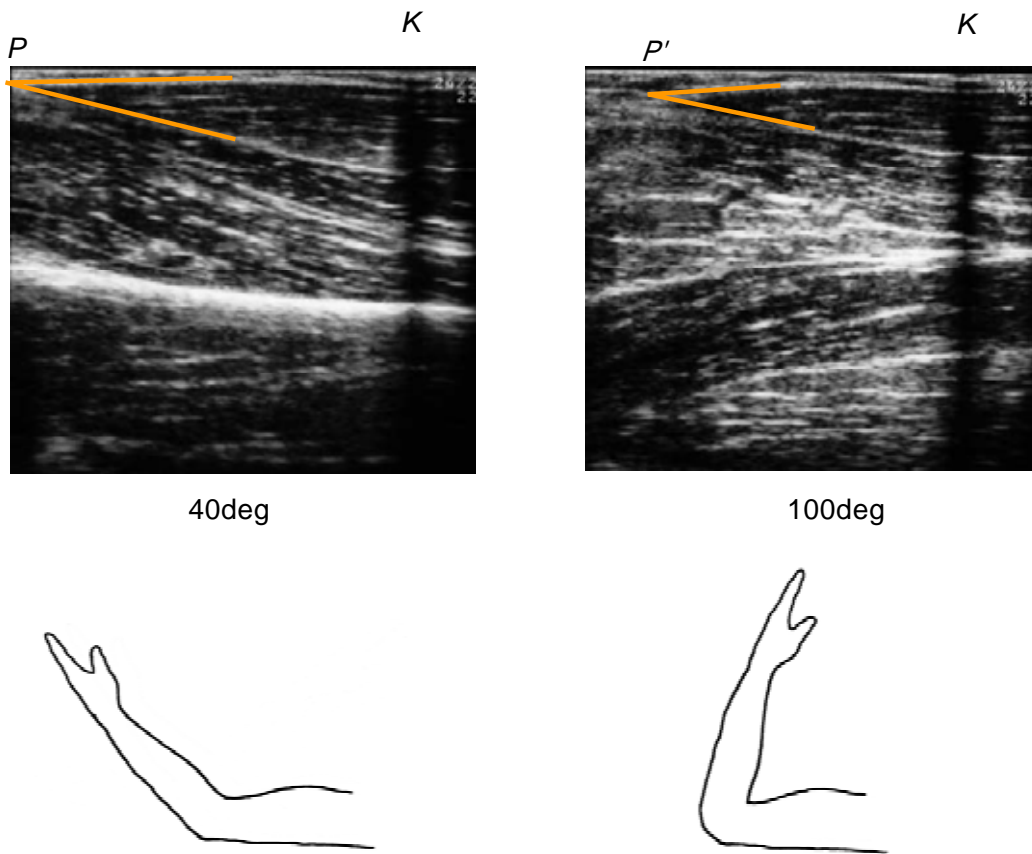


Fig. 2-6 超音波画像の記録例

2-2-6. 統計処理

各変数の測定結果は、平均値±標準偏差で示した。統計的検定量の算出には、SPSS (11.0J for Windows) を用いた。

肘関節角度を変化させたときの L_{MTJ} について、測定日間の差の検定をした。検定は反復測定による二元配置の分散分析 (day (2), joint angle (4)) を行なった。

取得したすべてのインピーダンスは、統計処理に際し、肘関節角度 40deg の時に、肩峰~80% -1 計測区間で測定された値で正規化した (%Z)。2 回の測定値間の差の検定には、60、70、80% 上腕長のそれぞれで、円周上の計測区間から得られた %Z の平均値を使用した。検定は反復測定による三元配置の分散分析 (day (2), %upper arm length (3), joint angle (5)) を行った。

本実験では、電圧測定電極を基準となる位置 (#%-1) から 2.1cm 間隔で貼付した。このため、被検者の上腕周径圏によって、貼付される電極の数が異なった。つまり、同じ電極番号であっても、被検者間では相対的に同じ場所の情報を反映していないことになる。そこで、関節角度を変化させたときのインピーダンスの変化は、それぞれの円周上で基準とした % -1 から取得したインピーダンス、上腕二頭筋上の 3 つの電極 (#%-BB) から取得されたインピーダンスの平均値、上腕三頭筋上の 3 つの電極 (#%-TB) から取得されたインピーダンスの平均値を用いて、変化率を算出し、被検者間での比較に用いた。

2-3. 結果

測定されたインピーダンスは、計測区間の短い 60%上腕長の円周上では小さな値を示し、70%、80%上腕長と、計測区間が長くなるにしたがって大きな値を示した。

統計処理の結果、肘関節角度を変化させたときの L_{MTJ} について、測定日による差がないことを確認した ($P = 0.820$)。また、60、70、80%上腕長のいずれの計測区間においても取得したインピーダンスに測定日による差はないことを確認した ($p = 0.102$)。そこで、本研究では、 L_{MTJ} 並びにインピーダンスについて 2 回の測定の平均値を代表値として使用した。

60、70、80%上腕長の各計測区間から取得されたインピーダンスについて、それぞれの区間で肘関節角度 40deg 時、基準となる #%-1 の値を用いて相対化した値 (%Z) を Table 2-1 に示した。また、各上腕長における横断面図とともにこれを図示した (Fig. 2-7)。Fig. 2-7 において、破線は基準となる肩峰 ~ #%-1 区間から測定された値と等しいことを示している。すなわち、円の中心からの距離が %Z を示している。したがって、実線が破線の内側にある場合、測定されたインピーダンスは基準となる #%-1 区間で得られた値より小さいことを示し、反対に、実線が破線の外側にある場合、測定されたインピーダンスは基準となる #%-1 区間で得られた値より大きいことを示す。

円周上における最小値は、80%上腕長の円周上では上腕二頭筋付近で出現した。また 70%上腕長と 60%上腕長では #%-10 ~ 12、すなわち上腕内側部上の計測区間で多く出現した。一方、最大値は #%-1、2 の計測区間で多く出現した。

それぞれの円周上で測定された値の幅は、80%上腕長の円周上の計測区間では、 $-5.5 \pm 4.3 \sim 9.3 \pm 3.2\%$ であった。また、70%、60%上腕長の円周上でも、それぞれ $-2.7 \pm 1.5 \sim 17.7 \pm 7.3\%$ 、 $-2.7 \pm 3.2 \sim 22.9 \pm 9.8\%$ であった。

Fig. 2-8 に典型例として、Subj.1 (男性・非鍛錬者) の肘関節角度変化と %Z との関係を表した。インピーダンスは、それぞれの電極について、肘関節角度 40deg 時の値で正規化したものを使用した。また、Fig. 2-9 は、すべての計測区間の %Z を測定角度ごとに示したものである (被検者 4 人の平均値)。いずれの計測区間においても、受動的に肘関節屈曲をさせると %Z は減少する傾向が認められた。しかしながら、80%-1 および 60%-1 付近のいくつかの計測区間において、肘関節角度に伴うインピーダンス変化に異なる傾向が認められた。すなわち、これらの区間で測定されたインピーダンスは肘関節角度 80deg までは減少し、100deg 以降は上昇に転じた。

肘関節角度を 40deg から 120deg まで変化させたときの %Z は、計測区間により異なる結果となった (Table 2-2)。80%上腕長の円周上では上腕三頭筋上から導出されたインピーダンスで変化率が大きかった。一方、70%および 60%上腕長における円周上では、計測区間が上腕二頭筋

上にあるとき変化率が大きかった。上腕二頭筋上の区間では 70%-BB の変化率が最も大きく、上腕三頭筋上の区間では 80%-TB が、基準電極の区間では 80%-1 の変化率が大きかった。

肘関節角度と L_{MTJ} との関係を Fig. 2-10 に示した。肘関節の屈曲に伴って、筋腱移行部は近位方向に移動していくことが確認された。肘関節角度を 40deg から 100deg まで変化させた時の筋腱移行部の移動距離は、 16 ± 4 mm であった。肘関節角度と L_{MTJ} の関係は非線形であった ($R^2=0.883$, $p<0.001$)。

L_{MTJ} と $\%Z^{1/2}$ との関係を Fig. 2-11 に示した。いずれの計測区間においても、両者の間には曲線関係があることが示された。回帰式の決定係数が高かったのは、上腕二頭筋上の計測区間 (#%-BB) であり、なかでも、肩峰 ~ 70%-BB の計測区間で決定係数が最大となった。

Table 2-1 各計測区間で計測されたインピーダンス(%Z)

電極番号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Subj.1 %上腕長															
80%上腕長	100.0	102.8	100.4	92.6	90.6	89.9	98.6	98.3	96.5	92.4	93.6	98.5			
70%上腕長	100.0	102.6	99.6	91.6	90.3	91.3	94.5	92.9	89.9	83.4	84.0	85.3			
60%上腕長	100.0	100.2	93.8	91.9	92.6	89.5	90.7	88.2	84.2	76.4	71.3	76.2	89.5		

電極番号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Subj.2 %上腕長															
80%上腕長	100.0	100.4	96.9	91.1	91.1	94.1	102.8	107.4	104.7	104.9	100.1	97.7	101.6	102.6	
70%上腕長	100.0	102.1	99.2	94.0	92.0	93.0	97.1	101.8	100.0	95.6	92.5	89.4	90.0	95.1	98.6
60%上腕長	100.0	99.7	95.3	91.5	92.4	95.1	97.4	96.1	96.4	93.9	93.8	89.0	86.0	89.1	94.7

電極番号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Subj.3 %上腕長															
80%上腕長	100.0	94.3	93.1	97.6	102.6	105.3	99.7	98.4	97.2	97.8	100.1	97.9	97.8		
70%上腕長	100.0	98.2	97.5	100.8	103.9	105.9	105.8	107.8	107.9	109.1	108.9	107.8	104.5	102.9	
60%上腕長	100.0	100.2	97.3	100.8	100.8	108.2	108.1	111.9	112.3	112.5	114.9	111.6	108.6	102.8	100.3

電極番号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Subj.4 %上腕長															
80%上腕長	100.0	104.4	103.2	95.4	94.2	92.7	98.1	100.9	99.7	95.5	90.9	91.4	97.3		
70%上腕長	100.0	102.7	101.4	96.6	94.5	92.4	93.5	93.7	92.8	89.2	84.4	79.6	85.5	93.3	
60%上腕長	100.0	100.8	99.9	95.5	97.0	92.6	89.4	84.1	85.4	82.8	80.5	77.8	78.5	84.7	93.6

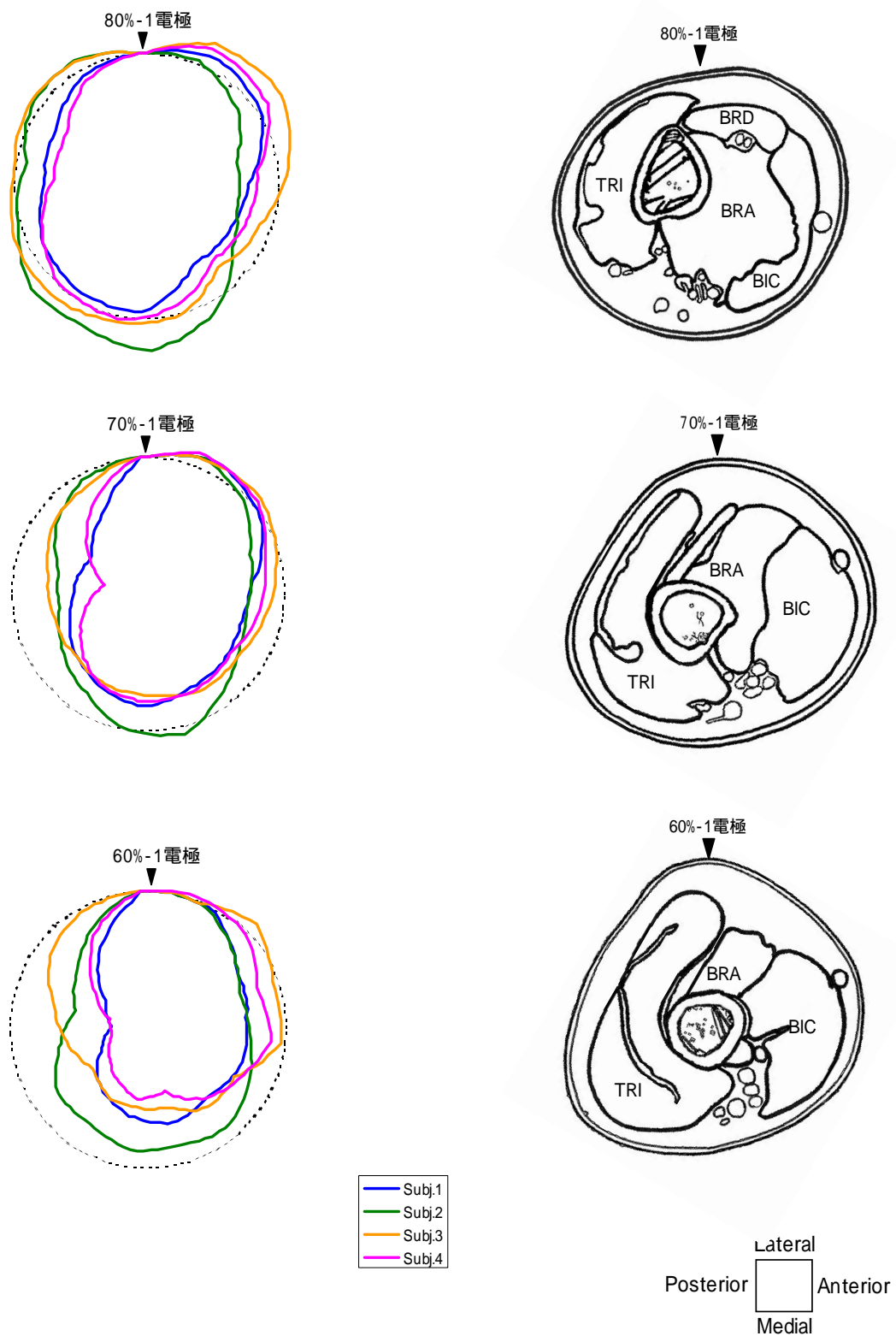


Fig. 2-7 それぞれの計測区間から導出されたインピーダンス

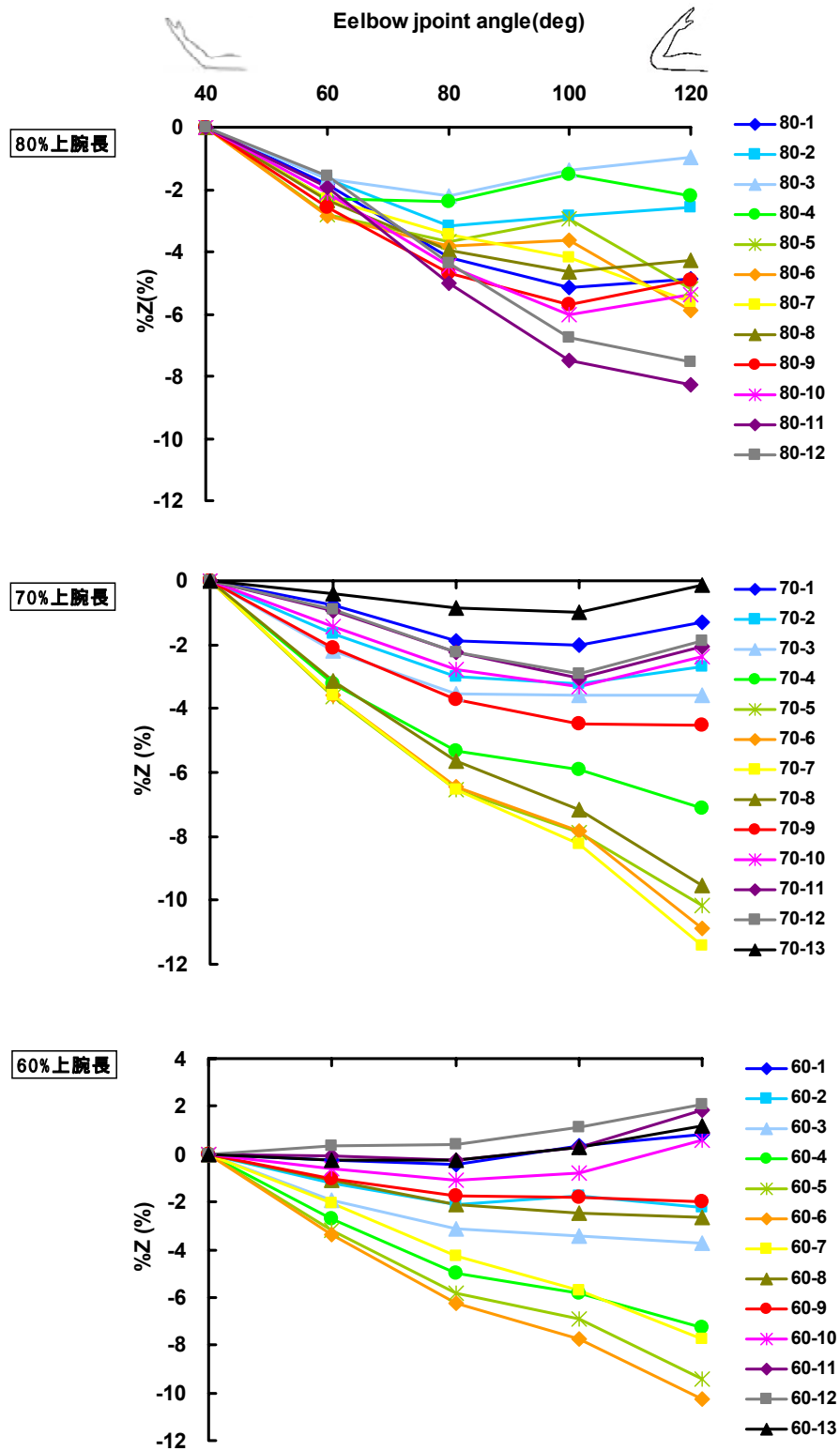


Fig. 2-8 肘関節角度変化に伴うインピーダンス変化(典型例: subj.1・男性・非鍛錬者)

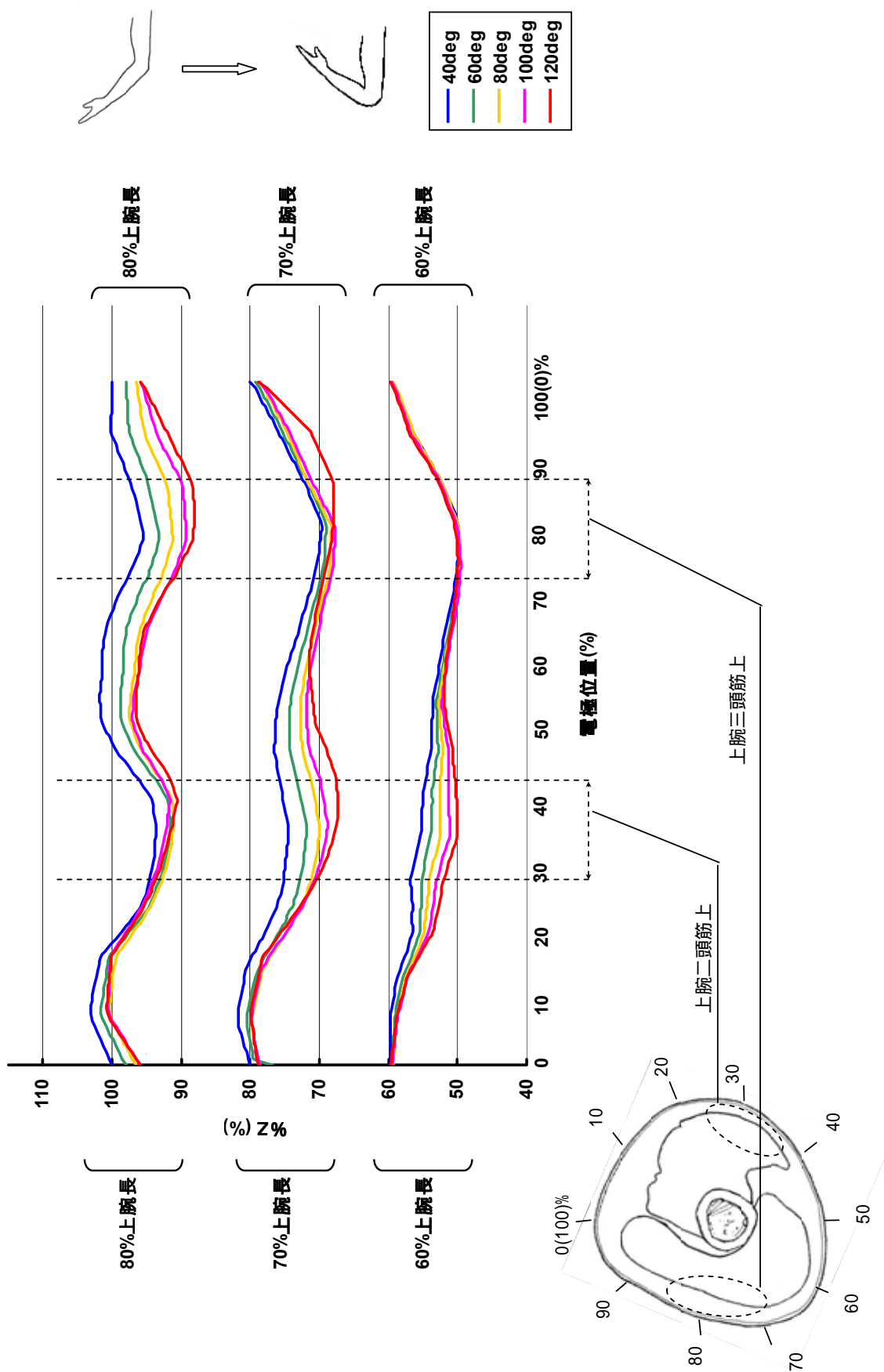


Fig. 2-9 肘関節角度変化に伴うインピーダンス変化(%Z) (図は平均値を示す n=4)

Table 2-2 肘関節角度変化(40deg → 120deg)に伴うインピーダンス変化(%Z)

	80%上腕長	70%腕長	60%腕長
基準電極	-4.1 ± 3.4	-1.7 ± 1.3	-1.7 ± 1.1
BB上電極	-4.4 ± 1.8	-9.2 ± 1.1	-7.3 ± 4.1
TB上電極	-8.3 ± 2.0	-4.2 ± 2.6	-1.7 ± 0.9

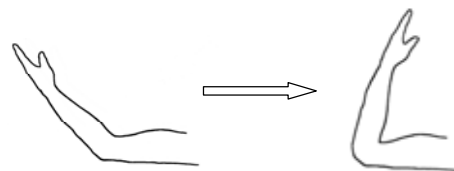
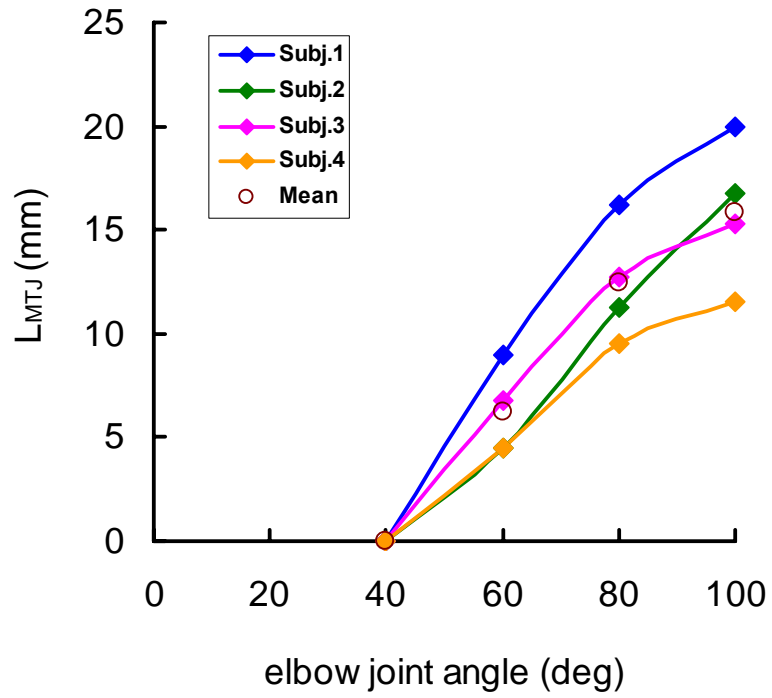


Fig. 2-10 肘関節角度と筋腱移行部の移動距離(L_{MTJ})の関係

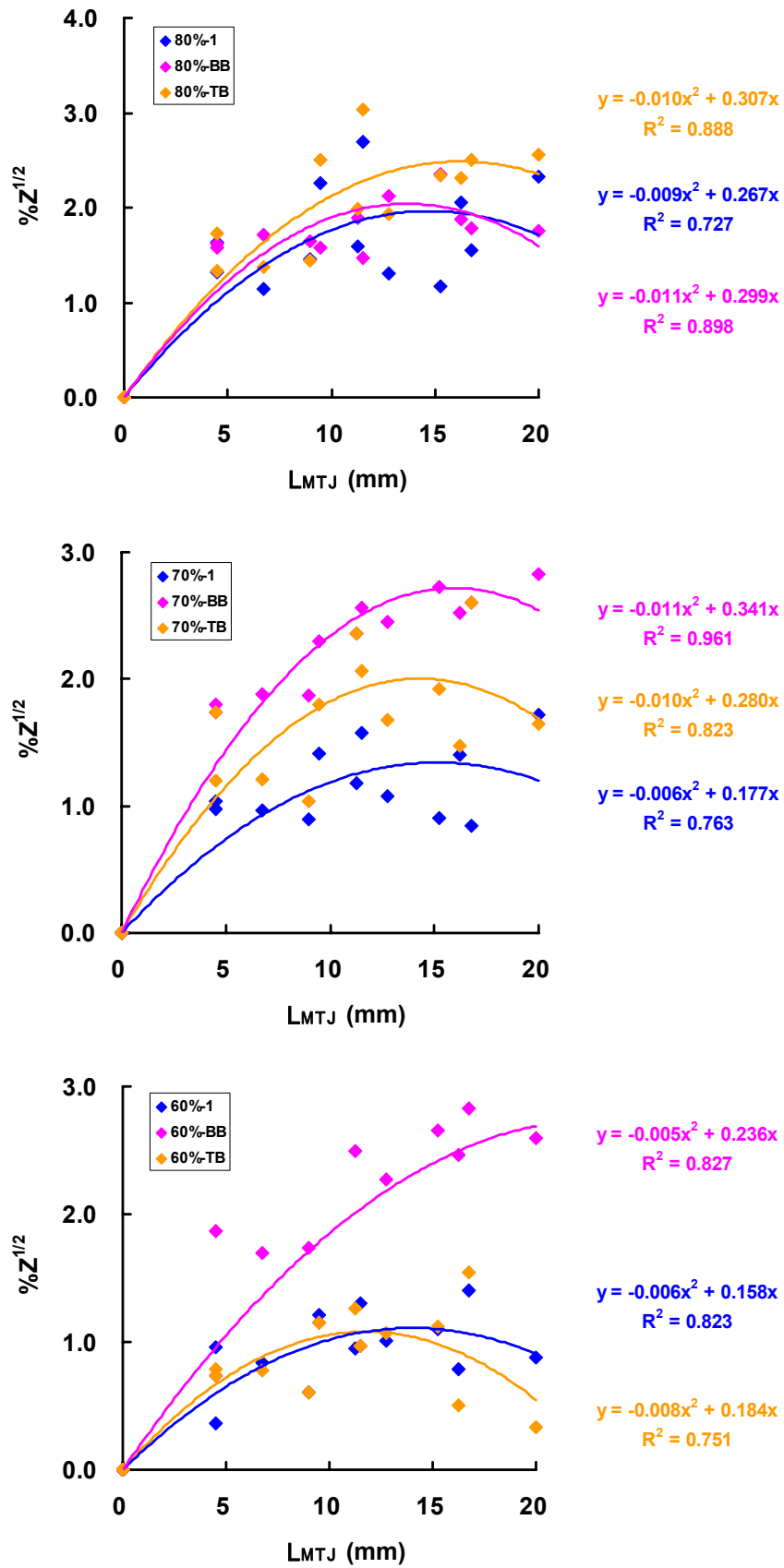


Fig. 2-11 筋腱移行部の移動距離(L_{MTJ})とインピーダンス変化率($\%Z^{1/2}$)との関係

2-4. 論議

本章における実験結果から、上腕の長軸に垂直な円周方向のインピーダンスは同一でないことが示された。単一(均一)の物質でできている円柱や、異なる体積抵抗を有している物質が同心円上に配列されている円柱のインピーダンスを測定するとき、インピーダンスは円周方向で同一となるため、電圧計測電極直下にある組織の影響を変化として捉えることはできない。しかしながら、本研究において上腕の長軸に垂直な円周方向のインピーダンスは同一でないことが示された。これは、生体内に複雑に配列されている電気的特質(体積抵抗率)が異なる組織の影響を受けていると推察される。例えば、太い血管が配列されている付近に貼付した電極から測定されたインピーダンスは、筋腹の上に貼付した電極から測定されたインピーダンスに比べて低い傾向が見られた。これは、血液の体積抵抗率が筋のおよそ 1/2 であることから(Baumgartner et al. 1990)、血液の情報をより反映した結果と考えられる。Brown & Barber(1984)および Sowinski et al.(1990)が、生体組織の伝導性の違いを BI 法によって画像化することが可能であることを示していることから、本研究結果で見られた同一円周方向のインピーダンスの違いは、探査側電極を貼付した部位の直下付近に配列されている組織をより強く反映したものと考えられる。

%Zの減少率が最も大きかったのは、70%上腕長・上腕二頭筋上の計測区間で取得された値であった(- 9.2 ± 1.1%)。さらに、肘関節角度を変化させた時の L と $\%Z^{1/2}$ の関係を 2 次回帰したときの決定係数も同様に、70%上腕長・上腕二頭筋上の計測区間から取得した値で最も高値を示した($R^2 = 0.967$, $p < 0.001$)。したがって、インピーダンス計測区間を肩峰 ~ 70%で上腕二頭筋上とすることにより、他の計測区間から測定されるインピーダンス変化に比べて、より肘関節屈曲筋群の長さ変化を反映可能であることを示している。

上腕二頭筋上に設定した計測区間は、いずれも L と $\%Z^{1/2}$ の関係が強かった。これは上腕二頭筋を計測区間とすることにより、肘関節屈曲筋の長さ変化を捉えることができることを示唆している。しかしながら、計測区間内に配列されている筋の違いや、各筋が横断面積に占める割合が 60, 70, 80%のそれぞれで異なっていると推察される。つまり、60%上腕長までは肘関節屈曲筋群のうち、上腕二頭筋が占める割合が高いが、70%上腕長では上腕筋が占める割合が高くなっていく(Kawakami et al. 1994)。したがって、60%-BB区間では主として上腕二頭筋の筋腱複合体長変化がインピーダンス変化に反映し、70%-BB区間では上腕二頭筋に加えて上腕筋の筋腱複合体長の変化もインピーダンス変化に反映すると考えられる。さらに、80%-BB区間では腕橈骨筋の長さ変化もインピーダンス変化に影響を与えると考えられる。しかしながら、80%-BBの区間で測定された $\%Z$ は 70%-BB区間の 1/2 以下であり、感度が劣る。また、60%-BB区間では計測

区間が短いため、Zの測定値が70%-BB区間の測定値の70%程度であり、80%-BB区間同様に感度という点で70%-BB区間に劣る。したがって、本研究ではインピーダンス計測区間を肩峰～70%-BBとすることが望ましいと考えた。

上腕三頭筋上の計測区間については、60%-TB区間のみ肘関節を屈曲させることにより、%Zが増加する傾向があった(Fig. 2-8)。肘関節伸筋は肘関節角度の屈曲に伴い伸長することから、インピーダンスは増加することになる。したがって、60%-TBの計測区間では、電極を貼付した直下にある筋、すなわち肘関節伸筋の長さ変化を捉えていた可能性がある。しかしながら、角度変化に対するインピーダンス変化の割合は上腕二頭筋上の計測区間に比べてわずかであった。一方、70%および80%-TBでは肘関節の屈曲に伴い%Zは減少していたことから、肘関節屈曲筋群の筋腱複合体長変化を捉えていると考えられる。上腕三頭筋上の計測区間から得られたこれらの変化は、「肘関節伸筋には羽状角があり体積抵抗率が高いことから、屈曲筋群に比べて測定感度は低い」という仮説を支持するものと言える。

本研究において、上腕部から取得されるインピーダンスは、探査側電極の直下の情報を反映している可能性が示された(Fig. 2-7)。しかしながら、電極位置80%-1, 2で取得されたインピーダンスが大きかったことについては、肘関節屈曲筋群の解剖学的な視点からの推察を加える必要がある。80%上腕長付近では、上腕二頭筋が腱に移行している。また、上腕骨外側下部には腕橈骨筋の起始が存在する。これにより、電流の通電経路に影響があると考えられた。すなわち80%上腕長付近では、肘関節屈曲筋群のうち上腕二頭筋は「腱」の状態、上腕筋や腕橈骨筋はある太さを持つ「筋腹」の状態である。そこで、上腕二頭筋を通電してきた電流は筋腱移行部に達したとき、腱よりも体積抵抗率が低い筋へその経路を変える。これにより、電流が腕橈骨筋や上腕筋に集中することになる。80%上腕長付近ではインピーダンス変化が大きかったことは、電流の収束に伴って各筋に流れる電流量が急激に変化したことが影響していると考えられ、円周方向のインピーダンスの違いは、それぞれの電極の直下において体積抵抗率が異なる物質が配列されていること、またその配列の仕方によって生じた電流密度分布の乱れを捉えている可能性がある。

60、70%上腕長のそれぞれの円周上では、インピーダンスの最大値は#%-1または、2の計測区間で多く出現した。また、Fig. 2-7に描かれた楕円に似た形は、80%上腕長のものと比べ、体の前側方向にシフトしている。すなわち上腕三頭筋側で、インピーダンスが相対的に小さくなっている。これは、測定部の横断面積に占める、肘関節屈曲筋と伸筋の割合の違いを示している可能性がある。また、肘関節屈曲筋群は羽状角が非常に小さい(0deg)が、上腕三頭筋は羽状角を有している(8～12deg)(Amis et al. 1979, Murray et al. 2000)ことで、両者の体積抵抗率が異なる

(Gielen & Boon 1981) ことも、影響を与えていると考えられる。

2-5. 要約

ヒト生体の上腕におけるインピーダンスを詳細に測定した結果、1) インピーダンス計測区間が短くなることにより、測定される値は小さくなる、2) 上腕の長軸に垂直な円周方向のインピーダンスは同一でない、という結果が得られた。また、受動的に肘関節を屈曲させた場合、ほとんどの計測区間において取得されたインピーダンスは減少する傾向が認められた。しかしながら、80%-1 および 60%-1 付近のいくつかの電極において、肘関節角度に伴うインピーダンス変化に異なる傾向が認められた。

肘関節角度変化に伴うインピーダンスの変化率は、肩峰～70%上腕長・上腕二頭筋上の計測区間(70%-BB)で、最も減少率が高かった。さらに、この区間から測定されたインピーダンスと上腕二頭筋の筋腱移行部の移動距離との間に非線形の関係が認められた。インピーダンスが電極を貼付した部位の直下の組織の情報を反映することを考慮すると、肘関節角度変化に伴う肘関節屈曲筋群の筋腱複合体長変化はインピーダンス計測区間を肩峰～70%-BB とすることで、感度良く測定できることが示された。

第3章

BI法による受動的な筋長変化の測定

3-1. はじめに

肘関節角度変化に伴ってインピーダンスは変化する(Kim et al. 2003)。本研究では、このインピーダンス変化は関節角度変化に伴う筋腱複合体長の変化を反映しているという仮説の検証を行なう。そこで、受動的に肘関節角度を変化させることにより、筋腱複合体長を変化させた時のインピーダンスを測定し、関節角度 - モーメントアーム関係から推定される筋腱複合体長変化との関係について検討する。

3-2. 方法

3-2-1. 被検者

被検者は男子大学生および大学院生 11 名であった(年齢 25.7 ± 2.0 歳、身長 171.8 ± 5.8 cm、体重 66.5 ± 5.9 kg、上腕長 32.1 ± 1.6 cm)。被検者には、事前に研究に関する説明を十分に行い、参加の同意を得た。

3-2-2. 測定装置、測定肢位

インピーダンスの測定装置および測定肢位は第 2 章と同一であった。

3-2-3. 受動的関節角度変化に伴うインピーダンスの測定

インピーダンス導出用電極のうち、電流印加電極は右手第三中手骨上と左上腕骨外側上顆に貼付した。電圧計測電極は、前章の結果を踏まえて、肩峰と上腕長 70%位置で上腕二頭筋上に貼付し、この区間からインピーダンス(Z)を導出した。

肘関節角度を 0deg(完全伸展位)から 100deg まで 10 度刻みで変化させることにより、計 11 角度のインピーダンスを測定した。測定は 1 人の被検者につき 3 回実施した。関節角度を 0deg から 100deg まで順に 10 度刻みで変化させる試行、ランダムに変化させる試行、100deg から 0deg まで順に 10 度刻みで変化させる試行の 3 回であった。関節角度を変化させて、30 秒間その角度を保持した後に、別の角度に変化させた。データは値が安定している 10 秒間の平均値とした。

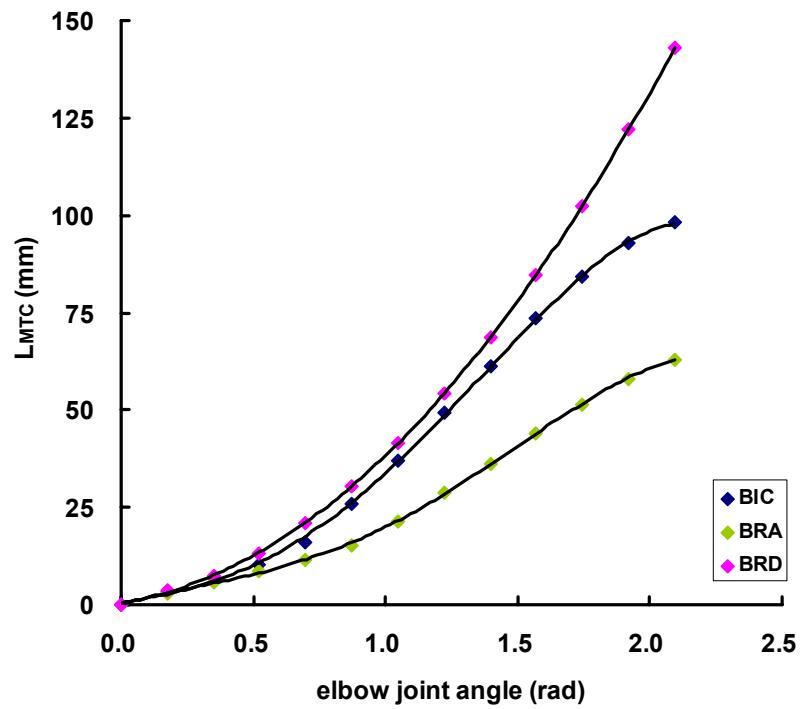
測定には、装置の 2 点同時計測法(サンプリング周波数 2.5Hz)を用いた。測定したインピーダンスは、それぞれ肘関節角度 40deg の時の値を基準に正規化し変化率を求めた(% Z)。

3-2-4. 筋腱複合体長変化の推定

Amis et al.(1979)が報告した肘関節角度 - モーメントアーム値関係を用いて、関節角度変化に伴う筋腱複合体長変化(L_{MTC})を算出した(Fig. 3-1)。

3-2-5. 統計処理

各変数の測定結果は平均値 ± 標準偏差で示した。統計的検定量の算出には、SPSS (for Windows 12.0J)を用いた。肘関節角度と %Z の関係を調べるために線形回帰分析を行なった。検定における有意水準は 5%とした。



BIC: $y = -10.331x^4 + 27.125x^3 + 5.511x^2 + 10.807x + 0.5837$
 $R^2 = 0.9996$

BRA: $y = -8.8049x^4 + 31.839x^3 - 23.503x^2 + 20.441x + 0.0158$
 $R^2 = 0.9998$

BRD: $y = -0.8002x^4 + 3.5009x^3 + 22.648x^2 + 12.691x + 0.2618$
 $R^2 = 1$

Fig. 3-1 Amis et al.(1979)のモーメントアーム値より求めた筋腱複合体長変化(L_{MTC})

3-3. 結果

いずれの被検者においても、3 回の試行間における測定値のばらつきはわずかであった (CV はいずれも 3%未満)。そこで、3 試行の平均値を代表値として使用した。

Fig. 3-2 に、肘関節角度と %Z の関係を示した。肘関節の屈曲に伴って、Z が減少することが確認された。関節角度を 0deg から 100deg まで変化させたときの %Z は、 $-18.0 \pm 2.9\%$ であった。肘関節角度と %Z の間に有意な直線関係があることが確認された ($r = -0.996$, $p < 0.001$)。

Fig. 3-3 に、 L_{MTC} と $\%Z^{1/2}$ との関係を示した。その結果、 L_{MTC} と $\%Z^{1/2}$ の間には非線形の関係があることが示された。

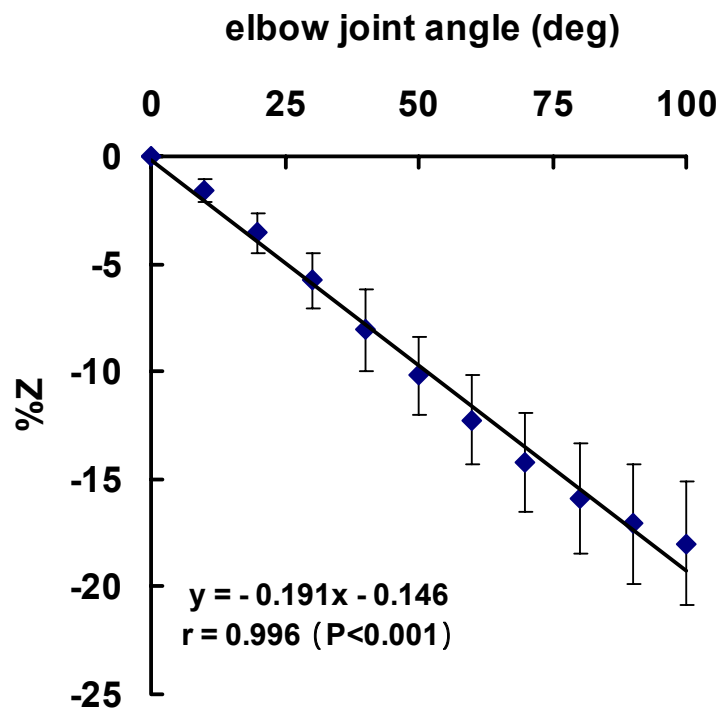


Fig. 3-2 肘関節角度とインピーダンス変化率(%Z)との関係(n = 11)

(図は平均値と標準偏差を示す)

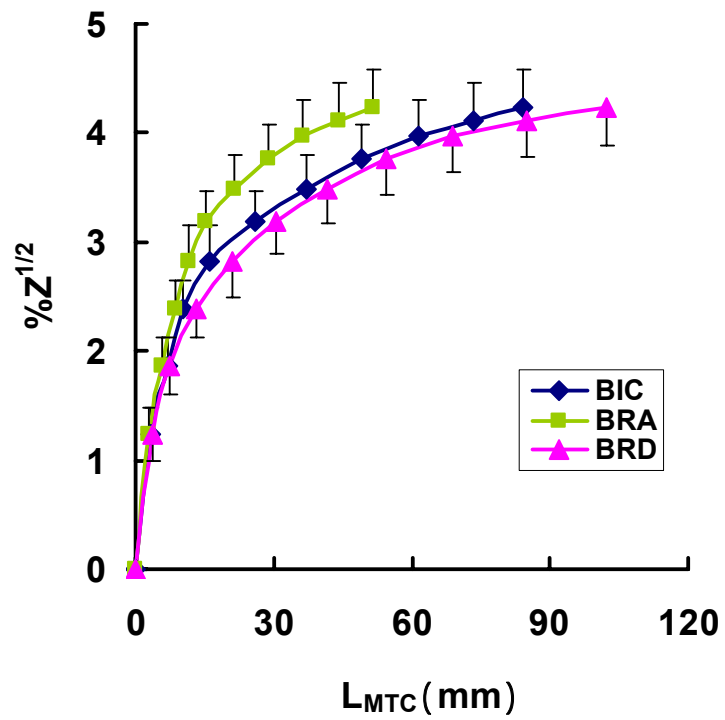


Fig. 3-3 筋腱複合体長変化(L_{MTC})とインピーダンス変化率($\%Z^{1/2}$)との関係
 (n = 11)
 (図は平均値と標準偏差を示す)

3-4. 論議

肘関節を屈曲させることにより $\%Z$ は直線的に減少することが確認された。また、 L_{MTC} と $\%Z^{1/2}$ 変化との関係においては、いずれの肘屈曲筋群とも両者の関係は非線形であった。このことは、肩峰～70%上腕長・上腕二頭筋上から測定されたインピーダンスを変化から、肘関節角度変化および筋腱複合体長変化を測定可能であることを示している。

肩峰～上腕長70%部位までに肘屈曲筋群として配されている筋は、上腕二頭筋および上腕筋の2つであると考えられる。しかしながら、腕橈骨筋の L_{MTC} と $\%Z^{1/2}$ との関係も他の2つの筋と同様であった。これは、関節角度変化に伴う筋腱複合体長の変化が、定性的には筋間で大きな差がなかったためと考えられる。

研究1の実験設定では肘関節角度を80deg変化させ(40～120deg)、研究2においては100deg(0～100deg)変化させた。可動範囲が大きくなっても、肘関節の屈曲に伴って $\%Z$ は減少した。これは、第2章および先行研究の結果(Kim et al. 2003)と同様であった。また、「肘伸展筋の筋長が変化しても、インピーダンス変化にはほとんど影響しない」という仮説を支持する結果であった。

肘関節角度が0degから100degまで変化した際の、上腕二頭筋の筋腱複合体長変化を Amis et al. (1979)のモーメントアーム値より算出すると84.1 mm、Dowling(1987)が示した式(Leedham & Dowling, 1995より引用)を用いると70.8mmとなる。しかしながら、上腕の筋腱複合体長変化における腱と筋の貢献度は明らかではない。Herbert & Gandevia(1995)は、受動的に肘関節角度を変化させたとき、上腕筋の羽状角に変化がなかったことを報告しており、その理由として腱の弛みの存在を示している。この報告は肘関節角度変化に伴う筋腱複合体長の変化は、腱の弛みの出現と解消に依存することを示唆している。彼らが示したように筋腱複合体長の変化が腱の長さ変化に依存するとすれば、本研究におけるインピーダンス変化は、腱の伸長に伴うものとなり、腱組織はインピーダンス変化に影響を与えないとした仮定には沿わないことになる。しかしながら、上腕筋の羽状角は0度であるという報告もあることから(Amis et al. 1979, Murray et al. 2000)、羽状角変化から筋長変化を推定する方法が妥当であるとは言い切れない。したがって、本研究におけるインピーダンス変化が測定区間の筋長変化のみを捉えているとは断言することはできないが、筋腱複合体長変化を捉えているということは可能である。

3-5. 要約

受動的な肘関節の屈曲に伴って、肩峰～70%上腕長・上腕二頭筋上で測定されるインピーダンスは減少した。このときのインピーダンスの変化率は、関節角度変化と有意な直線関係にあった。また、インピーダンスの変化率と筋腱複合体長変化との間には非線形の関係があることが認められ、肘関節角度変化に伴うインピーダンス変化は、筋腱複合体の長さ変化を反映していることが示された。

第4章

BI 法による等尺性筋力発揮中の筋長変化の測定

4-1. はじめに

BI 法はその測定理論上、インピーダンス計測区間を限定することにより、局所的な身体情報が取得可能であると考えられる。しかしながら、これまでに BI 法を用いて等尺性筋力発揮中の筋長変化(腱伸長量)の測定を試みた例はない。

そこで、肘関節屈曲筋を対象に等尺性筋力発揮中のインピーダンスを測定し、同時に超音波法を用いて上腕二頭筋の筋長変化(腱伸長量)を測定し、両者の関係について検討した。本研究の目的は BI 法によって、等尺性筋活動中の筋長変化(腱伸長量)が測定可能かどうかを明らかにすることである。

4-2. 方法

4-2-1. 被検者

被検者は男子大学生および大学院生 14 名 (年齢 23.1 ± 1.9 歳、身長 172.2 ± 6.6 cm、体重 67.8 ± 7.7 kg)であった。被検者には、事前に研究に関する説明を十分に行い、参加の同意を得た。

4-2-2. インピーダンスの測定

測定装置、測定肢位、およびインピーダンス電圧計測区間は第3章と同一とした。取得したインピーダンスの変化は、各被験者の安静時の値を基準とし、それに対する変化率(%Z)で示した。

4-2-3. 肘関節屈曲トルクの測定

被検者の右腕を肘関節角度 70deg(完全伸展位 = 0deg)でトルク測定装置に固定した。BI 測定装置の時間分解能(測定周波数 2.5Hz)を考慮し、肘関節屈曲トルクは 8 秒間で 80%MVC に到達するように、ランプ状に発揮することとした。肘関節屈曲トルクの測定には前述の肘屈伸トルクメータを使用した。

トルクデータは、AD 変換装置(Power Lab 16/sp, AD Instruments)を用い、サンプリング周波数 1000Hz でデジタル化し、パーソナルコンピュータに取り込んだ。その後、ソフトウェア(Chart4.1.1, AD Instruments)上で 33 ポイントずつ移動平均による平滑化を行なった。

1) MVC の測定

運動課題(後述)の強度を算出すること、並びに筋放電量の解析(後述)に使用するため、肘関節屈曲・伸展ともに最大努力での筋収縮を行った。約 2 秒間で最大随意収縮(MVC)に達するように力を発揮させ、その状態を最低 2 秒間維持するよう被験者に指示した。この測定は間に十分な休息を挟んで 2 回行い、測定値の差が $\pm 5\%$ 以内であることを確認した上で、大きい方の値を採用し 100%MVC とした。

2) 運動課題

被験者には等尺性の肘関節屈曲筋力を発揮するよう指示した。発揮トルクは 1 秒につき 10%MVC ずつ 80%MVC まで増加するよう、検者の一人が 1 秒から 8 秒までを声に出しカウントした。また、被験者自身が筋力発揮の状態を確認できるよう、トルクデータを被験者の前方にリアルタイムで表示した(Fig. 4-1)。運動は少なくとも 2 回行なうようにした。運動間は 3 分以上あけ、力発揮により変化した Z が安静時の値に回復したことを確認したうえで次の試行を実施した。

4-2-4. 筋放電量の測定

筋力発揮中に拮抗筋に筋放電がないことを確認するため、被験者 14 名のうち 7 名に対して、表面筋電図法により、上腕二頭筋、上腕筋、腕橈骨筋、並びに上腕三頭筋(長頭)の合計 4 筋から肘関節屈曲トルク発揮中の筋放電量を記録した。別の 7 名に対しては上腕二頭筋、上腕三頭筋(長頭)の 2 筋から筋放電量を記録した。電極貼付位置に前処理を施し、電極間距離が 20mm となるように、ディスプレイ電極 (blue sensor disposable electrodes, 直径 1.5cm, MEDICOTEST) を貼付した。筋電図の取得はマルチテレメータシステム (WEB-500、日本光電) により行った。筋放電量のデータはトルクデータと同様に AD 変換し、ソフトウェア上で全波整流した後、MVC 発揮中の 1 秒間の筋放電量の平均値を用いて正規化した。

4-2-5. 筋長変化(腱伸長量)の測定

力発揮中の上腕二頭筋遠位筋腱移行部の縦断画像を、Bモード超音波診断装置 (SSD-1000 および SSD-6500、リニアプローブ・発振周波数 7.5MHz、空間分解能 1.0mm 未満、アロカ(株)) で、撮像した。測定中のプローブの位置を補正するために、超音波を遮断するマーカー (K) を皮膚上に固定した。得られた画像は、トルクデータと同期させるためにビデオタイマー装置 (VTG-33、朋栄) を介して 30Hz でデジタルビデオ録画した。ビデオ録画した画像はコンピュータに取り込み、

画像解析ソフト(scion image, Scion Corporation)を用いて 10%MVCずつ解析した。筋腱移行部の交点(P)の座標は、力発揮に伴って、近位方向に移動していく様子が確認された。皮膚とプローブの間においたマーカー(K)との水平方向の距離を算出することで、筋腱移行部の移動距離を求め、これを筋長変化(腱伸長量: L_{US})とした(Fig. 4-2)。

4-2-6. 再現性の検討

被検者 14 名のうち 7 名に対して、日にちを変えて同様の実験をもう一度行い、測定日間による各測定変数の差の有無を確認した。さらに、被検者 4 名については、等尺性筋力発揮中のインピーダンス変化について日にちをかえて 4 回測定し、測定値の再現性について検討した。

4-2-7. 統計処理

各変数の測定結果は、平均値 \pm 標準偏差で示した。統計的検定量の算出は、SPSS(12.0J for Windows)を用いて行った。被検者 7 名に対して実施した 2 回の実験で、得られた測定値に測定日間による差がないことを確認するために、MVCについては対応のあるt検定を実施した。 %Z ならびに L_{US} については、反復測定による二元配置の分散分析(day (2), %MVC (9))を用いた。 %Zと L_{US} との関係の検討には、Pearsonの相関分析を行った。被検者 4 名に対して行なったインピーダンス変化の再現性に関する検討には、80%MVC到達時のインピーダンス変化率を用いた。ノンパラメトリック(フリードマン)検定を用いて平均値の差を検定した。さらにCV、および級内相関係数を求めた。検定における有意水準はいずれも 5%とした。

尚、使用したモデルを Fig. 4-3 に、実験装置の設定図を Fig. 4-4 に示した。



Fig. 4-1 測定風景

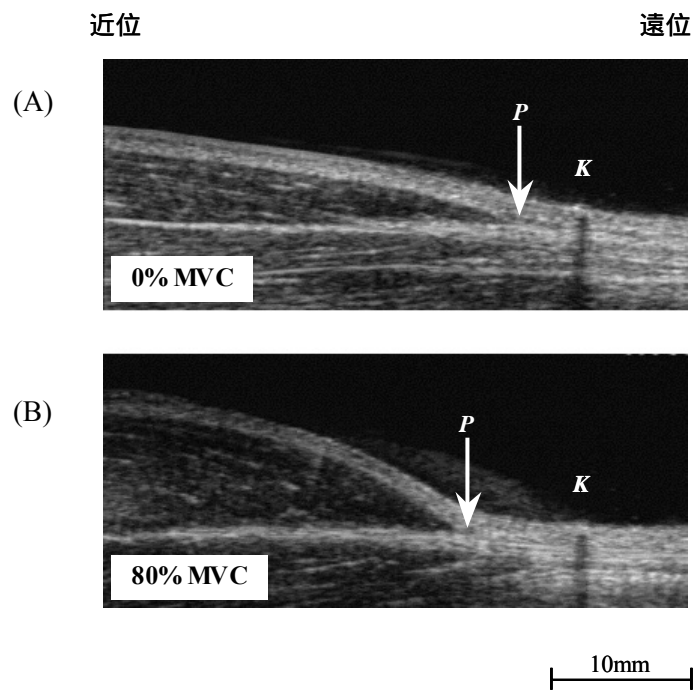


Fig. 4-2 安静時(0%MVC) (A)と80%MVC 発揮時(B)の上腕二頭筋の超音波縦断画像

上腕二頭筋の筋腱移行部(P)は、収縮レベルの上昇に伴って、近位方向に移動した。皮膚上にマーカー(K)を置き、プローブ位置の補正に利用した。

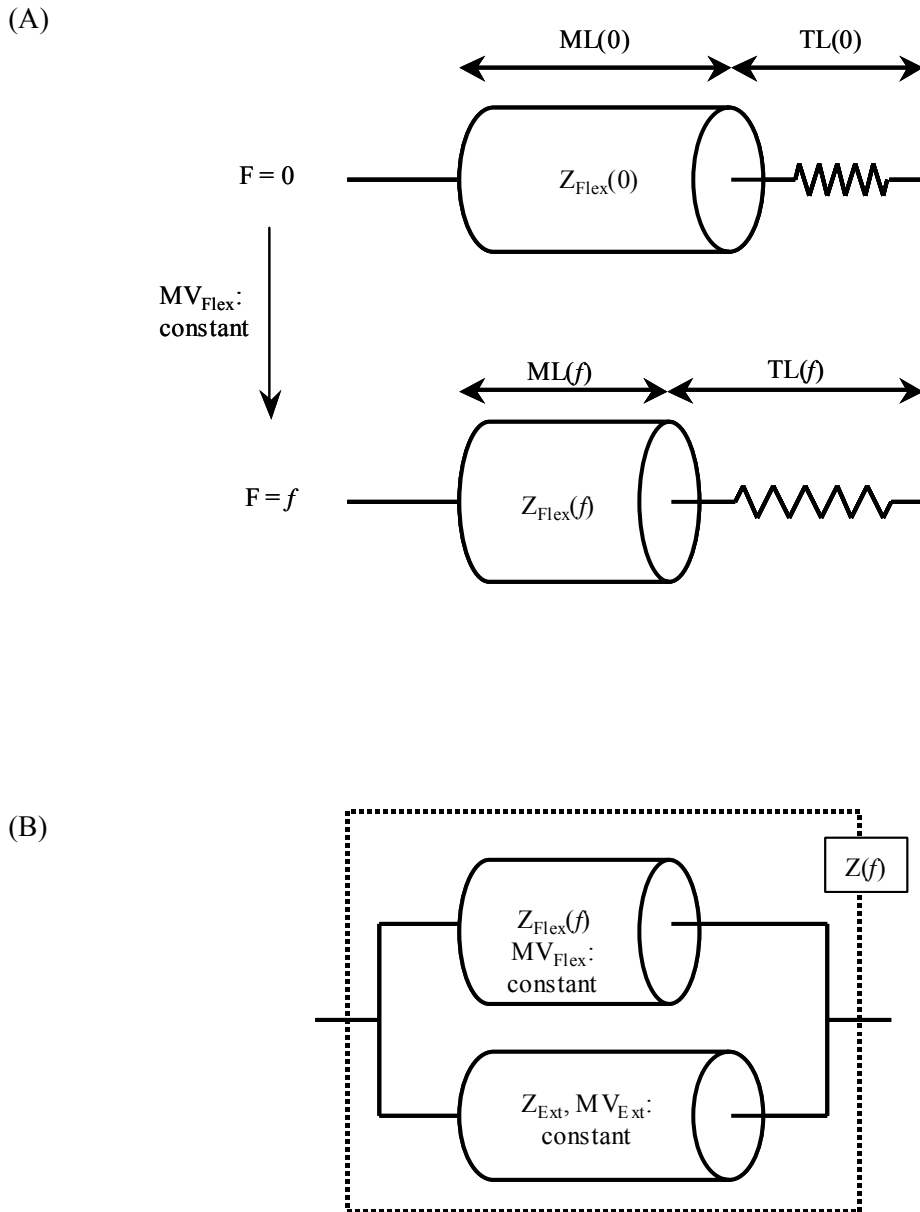


Fig. 4-3 等尺性肘屈曲中の上腕屈筋群の筋長(腱長)とインピーダンスの関係

(A): 安静時 ($F = 0$) と等尺性肘関節屈曲筋力発揮時 ($F = f$) における筋長 (ML)、腱長 (TL) とインピーダンス (Z) を示す。力発揮中の筋体積 (MV) は一定と仮定すると、 Z の変化は、肘関節屈曲筋群の ML (すなわち TL) の変化によって生じる。

(B): 肘関節屈曲筋 (Flex)、伸展筋 (Ext) に適用した並列円柱モデル。肘関節伸展筋のインピーダンスや筋体積は等尺性肘関節屈曲筋力発揮中、変化しないと仮定する。

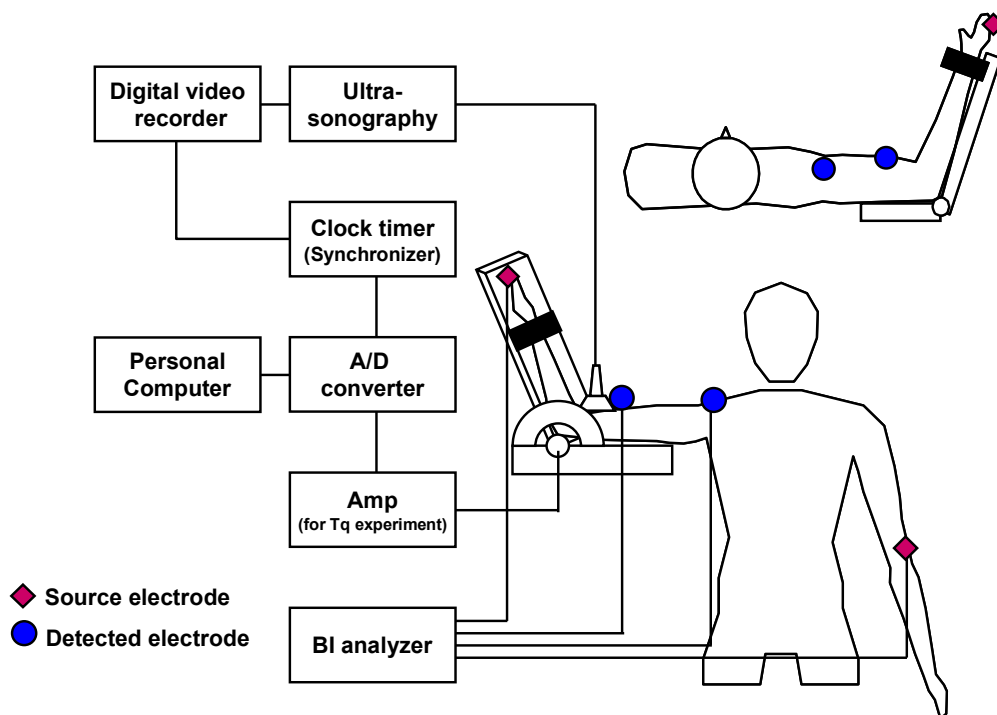


Fig. 4-4 実験設定

被検者は右腕の肘関節角度 70deg(完全伸展位 = 0deg)で仰臥位姿勢をとり、前腕をトルク測定装置に固定した。上腕二頭筋の遠位筋腱移行部の縦断画像を超音波診断装置で撮像した。トルクデータと超音波画像データはビデオタイマーを用いて同期した。肩峰～上腕長 70%位置・上腕二頭筋上区間のインピーダンスを測定した。

4-3. 結果

測定日による差を検討した 7 名の被検者について、MVC、%Z、 L_{US} の各変数に測定日による差は認められなかった($p = 0.796, 0.586, 0.645$)。したがって、2 回の測定の平均値を代表値として使用した。

80%MVC 到達時のインピーダンス変化率には、4 回の測定日間に有意差は確認されなかった($p = 0.392$)。CV は 4.67 ~ 13.82%、級内相関係数は 0.90 ~ 0.98 であった。

Fig. 4-5 に、肘屈曲トルク、インピーダンス(Z)および筋放電量の測定結果例を示した。発揮トルクの増大に伴って、Zは減少することが確認された。80%MVC発揮時の肘屈曲トルクは 47.9 ± 4.8 Nmであり、 L_{US} は 9 ± 3 mmであった。いずれの被検者についても、低いトルク発揮レベルでは筋長の変化が大きく、トルク発揮レベルが高まるにつれて、その変化が小さくなる傾向を示した。肘屈曲筋群の筋放電量は一樣にトルクの増大に伴って増大した。拮抗筋である上腕三頭筋の筋放電量は $6.0 \pm 3.3\%$ であった。

Fig.4-6Aは%MVCの増加に伴う L_{US} の変化である。トルクの増加に伴い上腕二頭筋の筋腱移行部は近位方向に移動した。また、%Zはトルクの増大に伴い非線形に減少した(Fig.4-6B)。

L_{US} の変化と同様に、%Zは低いトルク発揮レベルでは大きく、トルク発揮レベルが高まるにつれて、変化が小さくなる傾向を示した。80%MVC発揮時の %Zは $-9.06 \pm 1.68\%$ であった。

Fig. 4-7 に L_{US} と $\%Z^{1/2}$ との関係を示した。いずれの被検者においても 2 次の曲線関係があることが確認された($R^2 = 0.803 \sim 0.995$, $p=0.008 \sim <0.001$)。

筋長変化を腱長変化に置き換えて、腱組織の力学的特性の推定に適用することを考慮し 50%MVC以上における筋長変化について検討を加えた。まず、被検者ごとに $\%Z^{1/2}$ と L_{US} と関係における 50-80%MVCの区間を直線回帰し、80%MVCにおける $\%Z^{1/2}$ から L_{BI} を求めた。その結果、 L_{US} と L_{BI} の間には有意な直線関係が認められ、回帰式の傾きおよびy切片は、それぞれ 1 および 0 と有意差が認められなかった。(Fig. 4-8)。

次に被検者をvalidation群とcross-validation群に分け(それぞれ $n = 7$)、validation群における $Z^{1/2} - L$ 関係に基づき L_{BI} の推定式を得た。

$$L_{BI}(f) = 4.441 \times \%Z(f)^{1/2} - 4.802$$

validation群の L_{US} は 9 ± 1 mm、 L_{BI} は 9 ± 1 mm(平均値 \pm 標準誤差)であり、両群間に有意差は認められなかった($p = 0.673$)。validation群で筋長の推定が可能であったことから、これをcross-validation群に適用した結果、 L_{US} の 8 ± 1 mm に対し、 L_{BI} は 9 ± 0 mm であり、cross-validation群においても L_{US} と L_{BI} の間に有意差は認められなかった($p = 0.749$)。

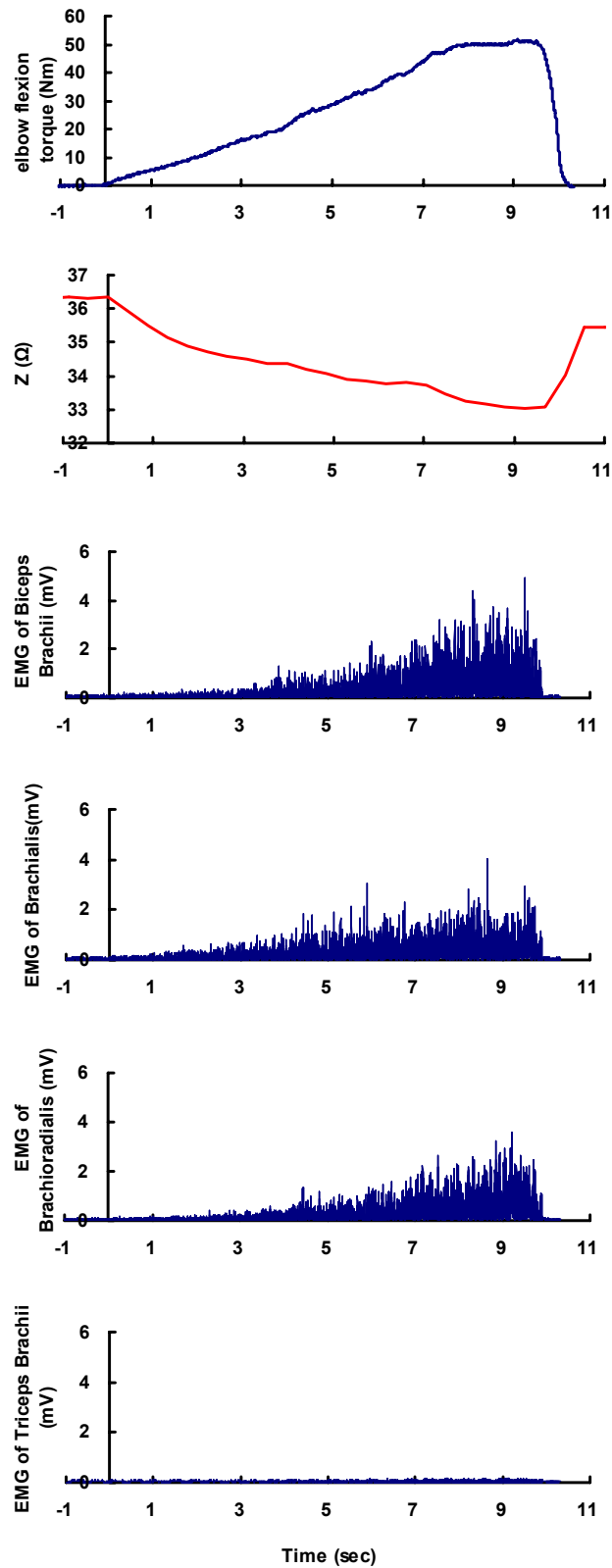


Fig. 4-5 収縮中の肘屈曲トルク、インピーダンス、全波整流した EMG 波形の典型例
トルクの増加に伴いインピーダンスは減少し、EMG は増加した。

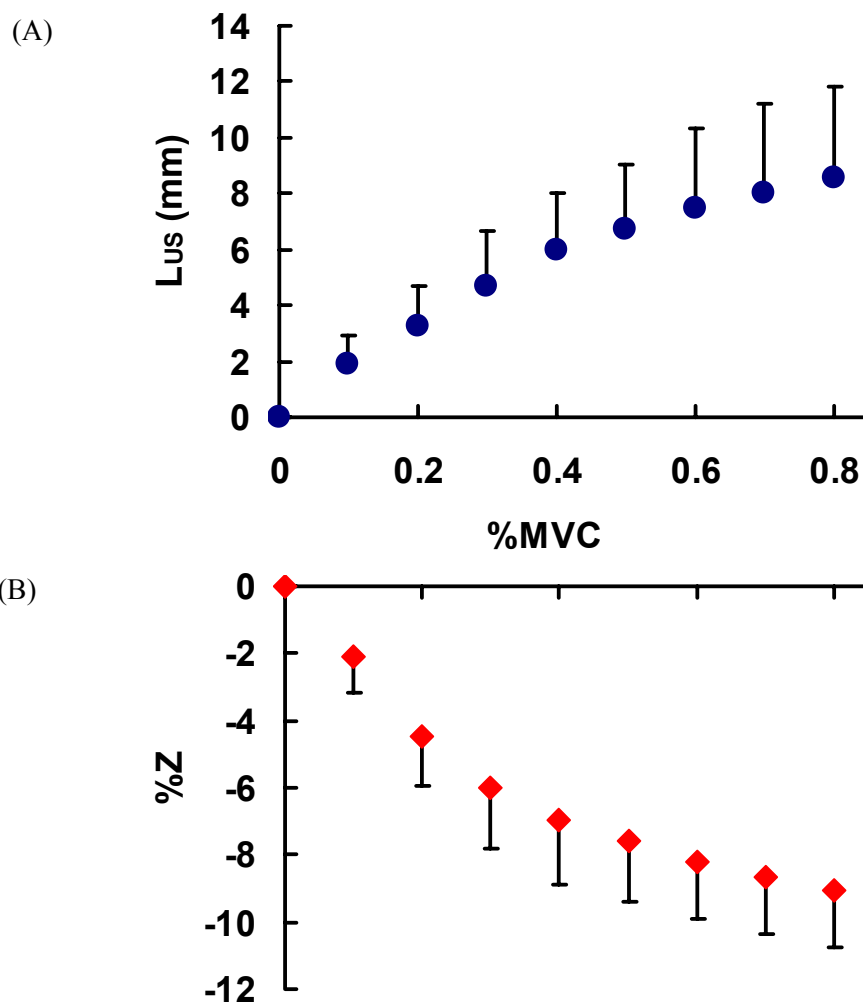


Fig. 4-6 (A):%MVCと筋長変化(腱伸長量: L_{US})との関係(n = 14)

(B):%MVCと %Z との関係(n = 14)

すべての被検者で、力の発揮に対して筋は短縮(腱は伸長)し、%Zは減少した。(図はいずれも平均値と標準偏差を示す)

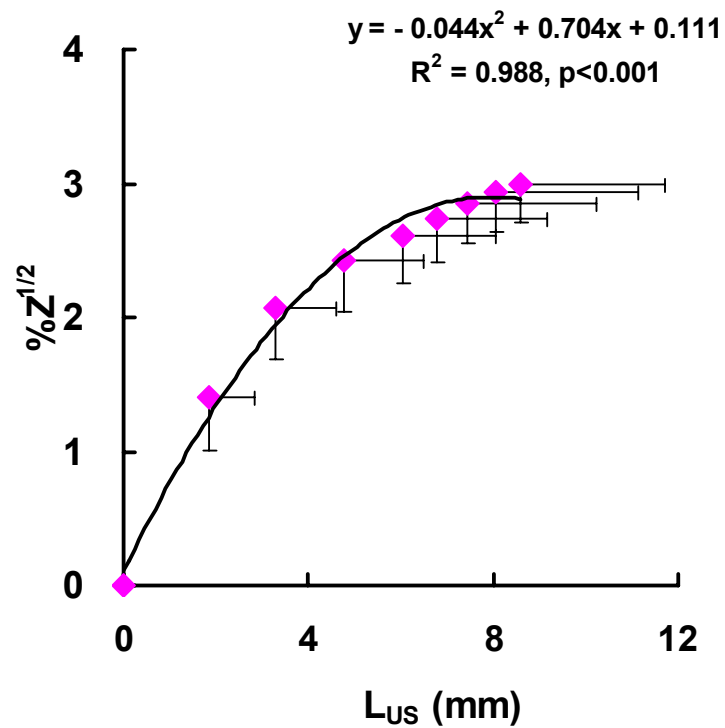


Fig. 4-7 筋長変化(腱伸長量: L_{US} と)とインピーダンス変化率($\%Z^{1/2}$)との関係

(n = 14)

両者間にはいずれの被検者においても2次の曲線関係があることが認められた($R^2 = 0.803 \sim 0.995$, $p = 0.008 \sim < 0.001$)。(図は平均値と標準偏差を示す)

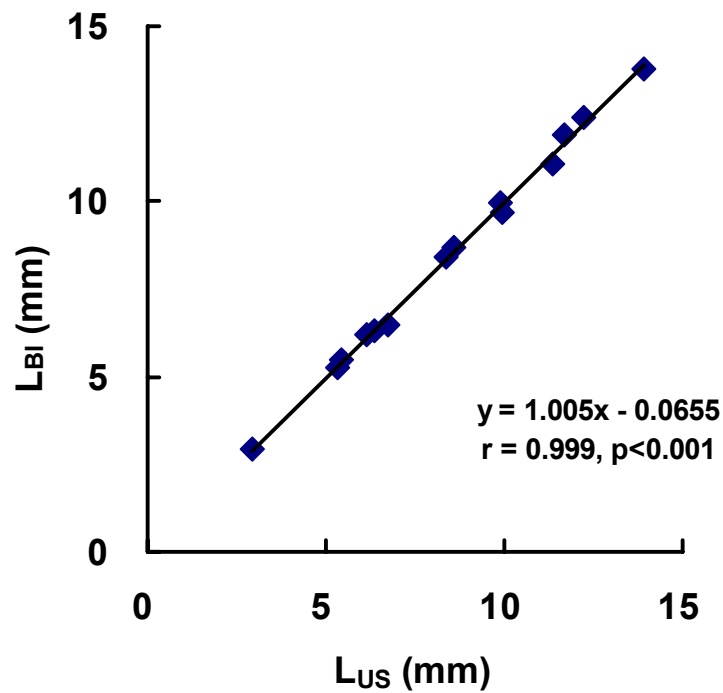


Fig. 4-8 超音波法によって定量した筋長変化(L_{US}:mm)と L_{US}- %Z^{1/2}関係 (50-80%MVC区間)の回帰式から求めた筋長変化(L_{BI}:mm)との関係
 両者の間に有意な相関関係が認められた ($r = 0.999, p < 0.001$)ことは、個人内において等尺性筋力発揮中の% Z^{1/2}が L_{US}を反映したものであり、BI法により筋長変化が推定可能であることを示している。

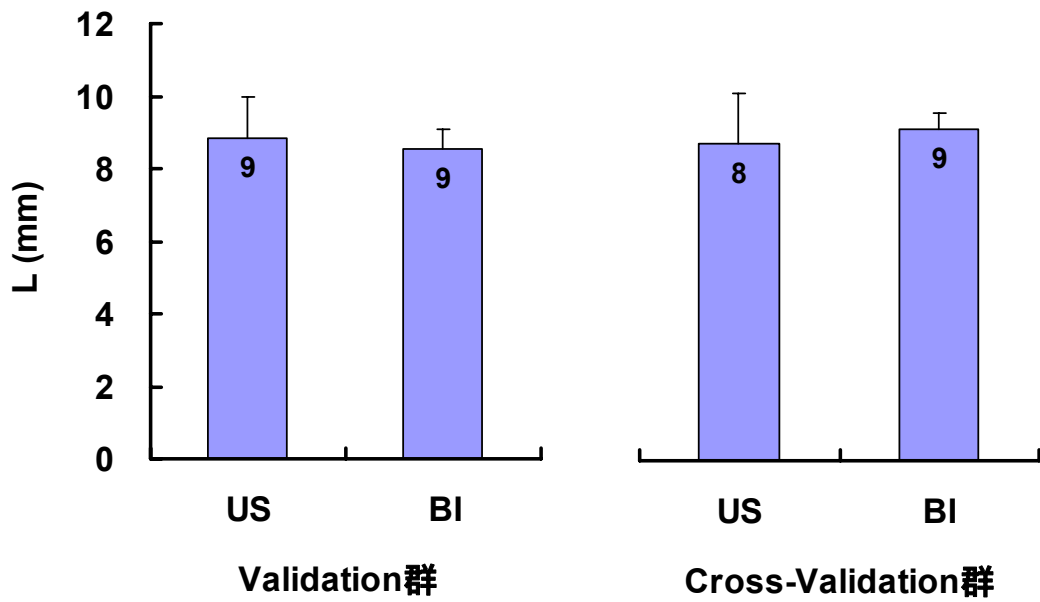


Fig. 4-9 超音波法によって定量した筋長変化(L_{US} : mm)とBI法によって推定した筋長変化

validation群、cross-validation群のいずれにおいても両者の間に有意差は認められなかった

4-4. 論議

本研究の結果において、トルク発揮に伴う $\%Z$ の変化は L_{US} のそれと類似した傾向を示しており、トルク発揮中の $\%Z^{1/2}$ と L_{US} の間には、いずれの被検者においても非線形の関係が認められた ($R^2 = 0.803 \sim 0.995$, $p=0.008 \sim <0.001$)。この結果は、インピーダンス変化率が筋長変化(腱伸長量)を反映していることを示すものである。さらに、被検者ごとに $\%Z^{1/2} - L_{US}$ 関係の 50%MVC 以降の区間の回帰式を得て、インピーダンス ($\%Z^{1/2}$) から筋長変化 (L_{BI}) を推定したところ、 L_{US} と L_{BI} の間には有意な直線関係があることが認められ、両者の回帰式は $y = 1$ の直線と有意差がなかった。50%MVC 以降は上腕二頭筋の linear region とみなされる(太田ら 2004) ため、この区間において $\%Z^{1/2}$ から L_{BI} を推定可能であることは、BI法が腱組織の力学的特性の推定への適用可能であることを示唆している。また、被検者を validation 群と cross-validation 群に分け、validation 群における $Z^{1/2} - L_{US}$ 関係から得られた推定式 ($L_{BI}(f) = 4.441 \times \%Z(f)^{1/2} - 4.802$) を用いて、cross-validation 群においても L_{BI} が推定可能であることも示された。しかしながら、本研究で得られた推定式はわずかな被験者のデータから作成されたものであり、インピーダンス変化から筋長変化を推定する式を確立するためにはさらなるデータの蓄積が必要である。

さらに、推定式の確立に向けては、筋長変化(腱伸長量)に対するインピーダンス変化の個人差を補正する必要がある。80%MVC における、単位腱伸長量あたりのインピーダンス変化 ($\%Z^{1/2} / L_{US}$) を算出すると、最も低い被検者で 0.24%/mm、最も高い被検者では 0.89%/mm であった。また、 $\%Z^{1/2} - L_{US}$ 関係における 50-80%MVC 区間の回帰直線の傾きは 3.0 ~ 13.1 であり、いずれも個人間の差が大きかった。この個人差を生じさせる要因の一つとして肘関節屈曲筋群と伸展筋群の筋体積比率の個人差が考えられる。本研究においては肘関節伸展筋には電流がほとんど通電していないと仮定しているが、筋体積の比率により両筋群への通電比率が変化することは免れない。したがって、筋体積比率の違いによる肘関節屈曲筋群への通電比率の差異が、インピーダンス変化の感度を変えていると考えられる。

本研究の結果、等尺性筋活動中の $\%Z^{1/2}$ と L_{US} には 2 次の曲線関係があることが示された。等尺性筋活動中のインピーダンス変化は筋長変化によって生じたものであるが、この筋長変化は腱伸長量に置き換えることが可能である。しかしながら、BI法に円柱形モデルを適用して、筋長(腱長)変化を測定しようという本研究の試みには、1) 肘屈曲トルク発揮時、肘屈曲筋群は、形状変化しても体積は変わらない、2) 肘屈曲トルク発揮時、拮抗筋である上腕三頭筋は形状変化しない、という仮定が存在する (Fig. 4-3)。すなわち、収縮に伴う筋体積の変化あるいは拮抗筋の形

形状変化もインピーダンスに影響を与える可能性があるが、本研究においては、収縮中の筋体積は測定していない。しかし、Baskin & Paolini(1967)は、紡錘状筋の収縮に伴う筋体積変化はごくわずかであると報告している。また、肘関節屈曲筋群の羽状角は 0 degである (Amis et al. 1979, Murray et al. 2000)ことから、本研究では肘関節屈曲トルク発揮時において、肘関節屈曲筋群は形状が変化しても体積は変わらないと考えた。一方、肘関節屈曲トルク発揮中、上腕三頭筋における筋放電が殆ど見なかった。このことから、肘関節伸展筋の形状にはインピーダンスに影響を及ぼすほどの変化は生じていないと考えられた。

本研究では、筋腱移行部の移動距離を筋長変化(腱伸長量)と定義した。等尺性肘関節屈曲筋力発揮中の上腕二頭筋の筋長変化(腱伸長量)を実測するためには、筋腱移行部だけでなく、橈骨における腱停止部の動きを同時に捉える必要がある。しかしながら、超音波診断装置で上腕二頭筋腱の停止部を撮像するのは極めて困難である。さらに、本研究では、rigid な測定装置を使用したものの、肘関節屈曲筋力発揮中にわずかな関節角度の変化があった可能性がある。Dowling(1987)が報告した推定式を用いると、肘関節角度が 70deg から 75deg に屈曲した時、上腕二頭筋の筋腱複合体長は、3.6mm 短縮することになる。下肢においては、関節角度変化が腱伸長量を過大評価する可能性が指摘され、補正を試みた研究 (Magnusson et al. 2003, Bojsen-Moller et al. 2003)もあるが、腱伸長量の変化傾向は補正後も変わらない。こうしたことから、本研究において対象とした上腕二頭筋においても、関節角度の変化によって筋長変化が過小評価され、腱伸長量が過大評価されている可能性があるものの、変化の傾向そのものは変わらないものと考えられる。

本研究においては、インピーダンス計測区間を肩峰～上腕長 70%・上腕二頭筋上とした。インピーダンス計測区間に関しては、筋収縮に伴う筋長変化をより適切に評価する区間が存在する可能性がある。Kim et al.(2003)は、運動中の Z をさまざまな区間で測定し、動きの結果として生じる Z 変化を適切に評価するためには、計測区間の選択が重要であることを報告している。また、これまでに、Z は計測区間に存在する筋や腱、血管などの組織配列や、それぞれの組織の体積に依存する可能性があること(Foster & Lukaski. 1996)、四肢の縦断方向の Z の配列パターンは、筋横断面積の配列に依存する(Salinari et al. 2002)ことが報告されている。こうしたことから、上腕における筋の配列や体積、ならびにインピーダンス計測区間の検討、インピーダンス測定感度の個人差を補正することにより、より推定精度を上げることができる可能性がある。

4-5. 要約

本研究では、等尺性肘関節屈曲筋力発揮中のインピーダンスと上腕二頭筋の筋長変化(腱伸長量)を測定し、両者の関係について検討した。これにより、BI法を用いて筋長変化(腱伸長量)が測定可能かどうか明らかにすることを目的とした。その結果、等尺性肘屈曲筋力発揮に伴うインピーダンス変化率と上腕二頭筋の筋長変化(腱伸長量)は、2次曲線関係にあることが認められ、インピーダンス変化から筋長変化(腱伸長量)が測定可能であることが示された。これは、BI法が腱組織の力学的特性の簡便な推定法になり得ることを示唆するものであった。

第 5 章

総括論議

5-1. 本研究の主な知見

本研究は、肘関節屈曲筋群の筋長変化を BI 法で測定可能かどうかを明らかにすることを目的とし、まずインピーダンス計測区間を検討した(研究 1)。その結果、筋腱複合体の長さ変化を捉えるためには、対象とする筋群によって最適な計測区間が異なることが示唆され、肘関節屈曲筋群については、肩峰～上腕長 70%位置の上腕二頭筋上を計測区間とすることが最適であることが示された。選定された区間からインピーダンスを測定し、受動的に筋腱複合体長を変化させた場合と、筋力発揮により筋長を変化させた場合とで、長さ変化とインピーダンス変化との間に関係があるかを検討した(研究 2 および 3)。これまで、関節角度変化に伴ってインピーダンスが変化することが示されているが(Kim et al. 2003)、本研究により、関節角度変化に伴うインピーダンス変化は、筋腱複合体長の変化を反映していることが明らかになった(研究 2)。また、筋収縮時のインピーダンス変化から、筋長(腱長)変化を推定できる可能性があることが示された(研究 3)。

5-2. 腱組織の力学的特性定量への応用

等尺性筋活動時には筋腱複合体長は変化せず、筋の短縮量は腱の伸長量に等しい(Ito et al. 1998)ことが報告されたことにより、等尺性筋力発揮中の腱伸長量を定量し、腱張力との関係から腱組織の力学的特性を推定することが可能となった。これまでに、超音波法診断装置を用いて等尺性筋力発揮中の筋束長変化や筋腱移行部移動距離を実測して腱伸長量を定量することにより、腱組織の力学的特性が推定されている(Ito et al. 1998, Kubo et al. 1999, 2001a, 2001b, 太田ら 2004)。さらには、腱組織の力学的特性が跳躍やスプリント走のパフォーマンスと関与することも報告されている(Kubo et al. 1999, 2000a, 2000b, Bojsen-Moller et al. 2005)。このように、腱組織の力学的特性を知ることは、身体活動を発現する能力とスポーツパフォーマンスとの関係を明らかにする上で、有用な情報になると考えられる。

しかしながら、超音波診断装置を用いて腱伸長量を定量するためには、高度な撮像・解析の技術が求められる。また、画像の解析にも多くの時間が必要である。一方、BI 法では電極の貼付位置を被検者間で統一性を確保する必要があるものの、装置の操作に特別な技術は必要としない。また、インピーダンス変化を絶対値で得ることができるため、短時間でのデータ解析が可能である。本研究において、等尺性筋力発揮中のインピーダンス変化が筋長変化すなわち腱伸長量を反映することが示されたこと、BI法を用いて 50%MVC 以降の腱伸長量が推定可能であることが示されたことは、BI 法が腱組織の力学的特性の推定への適用可能であることを示唆している。BI 法

による筋長変化(腱長変化)の推定式が確立されることにより、実験室内・外で大多数の被検者を対象に調査や研究が可能になると考えられる。

5-3. 使用したモデルの妥当性

本研究では、インピーダンス変化から筋長変化を測定する手法の可能性について、肘関節屈曲筋群と伸展筋による並列モデルを用いて検討した。このモデルは、上腕の筋を電氣的に質および量が異なる2つの筋群(肘関節屈曲筋群・伸展筋)の並列とみなし、腱はインピーダンス変化に影響を与えないという仮定に基づくものであった。本研究において、肘関節角度変化および等尺性肘関節屈曲筋力発揮中に測定されたインピーダンスの変化は、筋腱複合体や筋長変化を反映しており、いずれも本モデルで説明可能であった。したがって、本研究で使用したモデルには妥当性があったものと言える。

また、電氣的な質の差(羽状角の存在による体積抵抗率の差)によって、肘関節伸展筋のインピーダンスへの感度が低いと仮定したが、これを支持する結果が研究1において示された(Fig. 2-8)。研究1において、60%上腕長・上腕三頭筋上の計測区間を除いては、肘関節の屈曲に伴いインピーダンスが減少したが、60%上腕長・上腕三頭筋上の計測区間ではインピーダンスは増加する傾向を示した。測定されるインピーダンスは電極直下の情報を反映することから、60%上腕長・上腕三頭筋上の計測区間におけるインピーダンスの増加は、肘関節伸展筋の伸長に伴うものと考えられた。しかしながら、その変化率は上腕二頭筋側の計測区間に比べて小さいものであった。これは、肘関節伸展筋のインピーダンスへの感度が低いことを示しており、本研究で使用したモデルの妥当性を支持するものと言える。

モデルの作成に当たり、肘関節屈曲筋群と伸展筋の筋体積比がインピーダンスの感度に影響を与えると仮定したが、筋体積比がインピーダンスの感度にどの程度影響を与えるかは明らかでない。また、本研究における被検者は標準的な体型であり、肘関節屈曲筋群と伸展筋の体積比はほぼ同一と考えたことから、その影響は少ないものと考え、筋量比によるインピーダンスの補正は検討しなかった。しかしながら、筋体積比の差異は、安静時のインピーダンスにも影響を与えていると考えられる。これは、インピーダンスの相対値にも影響を与えることになる。また、肘関節角度変化時や筋力発揮時のインピーダンス変化に個人差を生じさせる要因にもなっていると考えられる。そこで、筋体積比がインピーダンスの感度に与える影響について次項で検討することとした。

5-4. インピーダンスに及ぼす筋体積比の影響

BI法の理論上、本研究の対象である肘関節屈曲筋群に流れる電流量 (I_F) は上腕の筋体積 (cm^3) に占める肘関節屈曲筋群の割合によって決定される。

$$I_F = I \times (MV_F / (MV_F + MV_E))$$

ここで I は上腕に流れる電流量、 MV_F は肘関節屈曲筋群の筋体積、 MV_E は肘伸展筋の筋体積である。肘関節屈曲筋群は伸展筋に比べて筋体積が少ないことから (Kawakami et al. 1994, Fukunaga et al. 2001)、筋群間の体積抵抗率が同一であれば、肘関節屈曲筋群に通電する電流量が少なくなり、インピーダンスの変化として測定される値は小さくなると予想される。そこで、研究 3 の被検者を対象に筋体積比を推定し、等尺性肘関節屈曲筋力発揮に伴うインピーダンス変化との関係を検討することにより、筋体積比が測定値に与える影響について検討した。Bモード超音波診断装置を用いて上腕の前部(上腕二頭筋 + 上腕筋)と後部(上腕三頭筋)の筋厚を測定し、Miyatani et al. (2004) が報告した推定式を用いることにより筋体積を推定した。

$$MV_F = 117.9 MT + 12.6 UAL - 494.0$$

$$MV_E = 98.1 MT + 31.9 UAL - 984.4$$

ここで、 MT は筋厚、 UAL は上腕長である。超音波画像の取得および筋厚の分析方法は Abe et al. (1994) の報告に従った。すなわち、測定部位は上腕長の近位から遠位方向へ 60% の位置であり、撮像した横断画像から筋厚を測定した。両筋群の筋体積を用いて、上腕の筋体積に占める肘関節屈曲筋群の割合 ($\%MV_F$) を算出した。

その結果、 $\%MV_F$ は 1.80 ± 0.23 であった。また、80% MVC における $\%MV_F$ と単位筋長変化 (腱伸長量) あたりのインピーダンス変化 ($0.24\%/mm \sim 0.89\%/mm$) との間には有意な関係は認められなかったが、 L_{US} と $\%Z^{1/2}$ 関係における 50-80% MVC の区間の回帰直線の傾き ($3.0 \sim 13.1$) との間には有意な相関関係が認められた ($r = 0.623, p = 0.017$; Fig. 5-1)。これは、肘関節屈曲筋群と伸展筋群の筋体積比率の個人差がインピーダンスの感度に影響を与える要因の一つであることを示している。しかしながら、筋体積比がインピーダンスの感度にどの程度影響を与えるかは明らかでない。また、ここでは羽状角の影響による体積抵抗率の差異は考慮していない。さらには、超音波法による筋体積の推定誤差 (推定標準誤差: 肘関節屈曲筋群 6.9%、伸展筋 9.6%、Miyatani et al. 2004) の影響もあると考えられることから、筋体積比がインピーダンスの感度に与える影響については、羽状角を考慮したより詳細な検討が必要と考えられる。

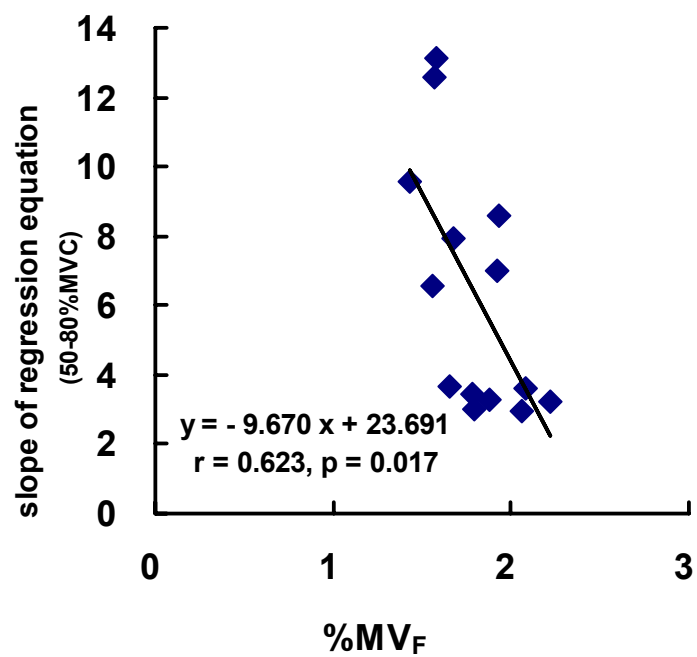


Fig. 5-1 %MV_Fと L_{US} - %Z^{1/2}関係の 50-80%MVC区間における回帰直線の傾きとの関係

両者の間には有意な相関関係が認められた($r = 0.623$, $p = 0.017$)。

5-5. 今後の検討課題

本研究における被検者は、若年男性がほとんどであった。測定されるインピーダンスは、セグメントの筋体積(比)の影響を受けることから、身体組成の差異により測定感度が異なる。研究 1(第 2 章)で示したように、いずれの被検者においても関節角度変化によるインピーダンス変化は定性的には同様である。しかしながら、一般的に男性よりも女性の脂肪量が多いことや、加齢により細胞外液が増加し浮腫が生じる(Silva et al. 2005)ことから、女性や中高齢者、肥満者を対象に筋長変化を捉えようとする場合には、インピーダンス計測区間の選定を含めて、改めて検討を行い、測定感度を確認する必要がある。

セグメント内には複数の筋腱複合体が並列に存在しており、ある筋の腱は他の筋の筋腹と接している。したがって、本研究において、筋と腱は並列に配されているとみなした。また、筋の周波数特性は数十 kHz であることが示されていることから(波江野ら 1985, Foster & Lukaski 1996)、本研究では、測定周波数として 50kHz を採用した。この周波数を用いた場合、腱など電氣的に絶縁物とされる組織には電流が通電しない(田中ら 2001)。したがって、上腕部に電流を印加した場合、電流は筋に通電することになる。また、電流は体積抵抗率が低い組織に優先的に通電することから、電流が腱に達した場合には隣接する筋に通電経路を変えていると考えられる。しかしながら、通電経路については MRI 画像などを用いて、セグメントにおける組織分布を確認する必要がある。

インピーダンス計測区間に関して、本研究では肩峰~上腕長 70%・上腕二頭筋上としたが、関節角度変化や筋収縮に伴う筋長変化をより適切に評価する区間が存在する可能性がある。Kim et al.(2003)は、運動中のインピーダンスをさまざまな区間で測定し、動きの結果として生じるインピーダンス変化を適切に評価するためには、計測区間の選択が重要であることを報告している。また、これまでに、インピーダンスは計測区間に存在する筋や腱、血管などの組織配列や、それぞれの組織の体積に依存する可能性があること(Foster & Lukaski 1996)、四肢の縦断方向のインピーダンスの配列パターンは、筋横断面積の配列に依存する(Salinari et al. 2002)ことが報告されている。本研究においても、インピーダンス計測区間により、測定されるインピーダンスの絶対値および測定感度が異なることが示されている(研究 1)。またセグメントには、筋や骨、皮下脂肪が複雑に配置されていることから、測定されるインピーダンスは電極直下の組織の影響を受けることになる。本研究ではインピーダンス計測区間の選定に当たり、電圧計測電極のうち一方を基準側として肩峰に固定したが、基準側電極の位置についても検討を加えることにより、推定精度の向上が望めるものと推察される。しかしながら、実験室内・外で大多数の被検者を対象に調査や

研究にも適用する場合、電圧計測電極の貼付位置は被検者間で統一性を確保する必要があることも考慮しなければならない。

筋腱複合体長変化とインピーダンスの変化について、肘関節屈曲筋群と肘伸展筋の2つの円柱から成る並列モデルを使用することにより検討してきた。しかしながら、セグメントには、筋や骨、皮下脂肪が複雑に配置されている。また、組織の複雑な配置は電流の通電経路が部位によって異なることにも関連する。インピーダンス計測区間の検討に併せ、詳細なモデルを使用して、インピーダンス変化を記述する必要がある。これにより、セグメント内の各筋の長さ変化を分離して捉えることも可能になると考えられる。

本研究で、BI法によって肘関節屈曲筋群の筋長変化が測定可能であることが示されたが、上腕部においては、肘関節屈曲筋群は羽状角が小さく、肘伸展筋は大きいというように、電気的特質に影響を与える羽状角の差異が拮抗筋間で顕著であるという特徴がある。したがって、他のセグメントに適用する場合には、モデルを構築するに当たって羽状角の相互変化など考慮すべきことが多いと考えられる。川本(2004)は、受動的に足関節角度を105deg(解剖学的正位=90deg)から60degまで変化させた時のインピーダンス変化率は $8.7 \pm 2.4\%$ ($n=6$)であったことを示している。また、MRI画像を用いて筋断面積を定量した結果、受動的足関節角度変化時のインピーダンスの変化は、主として下腿三頭筋と前脛骨筋の筋断面積の分布が変化することが原因であることを示している。円柱の体積が一定であるとき、断面積変化と長さ変化は比例関係にあることから、川本(2004)が示した下腿のインピーダンス変化は筋腱複合体長変化を反映したものと言える。しかしながら、下腿に関しては、筋力発揮中のインピーダンス変化に関する研究は報告されていない。また、大腿に関しては、四肢の中で最も筋量が多いことから、測定されるインピーダンスが小さいこと、また関節角度変化に伴うインピーダンスの変化もわずかであると考えられる。しかしながら、本研究と同様に、筋腱複合体長変化を最適に捉えることが可能な計測区間の選定、関節角度変化および筋力発揮中の筋長変化の検討を行なうことにより、下肢の筋においても、筋長変化との測定が可能になるものと考えられる。

第 6 章

結論

本研究は、肘関節屈曲筋群の筋長変化を BI 法で推定可能かどうかを明らかにすることを目的とし、研究 1(第 2 章)でインピーダンス計測区間を選定した。研究 2(第 3 章)では、研究 1 で選定したインピーダンス計測区間を用いることにより、受動的な関節角度変化とインピーダンス変化との関係について検討した。そして、研究 3(第 4 章)で、等尺性筋力発揮に伴う筋長変化(腱伸長量)とインピーダンス変化との関係について検討した。本研究の主な知見は以下の通とおりである。

研究 1

上腕の長軸方向に対して、インピーダンス計測区間が短くなることにより、測定される値は小さくなった。また、上腕の長軸に垂直な円周方向のインピーダンスは同一ではなかった。肘関節角度変化に伴うインピーダンスの変化は、肩峰～70%上腕長・上腕二頭筋上の計測区間で最も大きかった。また、この区間においてはインピーダンス変化と上腕二頭筋筋腱移行部の移動距離との回帰分析で得られた曲線の決定係数が最も高かった。これにより、肘関節屈曲筋群の筋腱複合体長の変化はインピーダンス計測区間を肩峰～70%上腕長・上腕二頭筋上とすることで、感度良く測定可能であることが示された。

研究 2

受動的な肘関節の屈曲に伴って、肩峰～70%上腕長・上腕二頭筋上で取得したインピーダンスは減少した。インピーダンスの変化率は肘関節屈曲筋群の筋腱複合体長変化と非線形の関係にあることが認められたことから、肘関節角度変化に伴うインピーダンスの変化は筋腱複合体の長さ変化を反映していることが示された。

研究 3

等尺性肘屈曲筋力発揮中に伴って肩峰～70%上腕長・上腕二頭筋上で取得したインピーダンスは減少した。インピーダンスの変化率と上腕二頭筋の筋長変化(腱伸長量)との関係は、2 次曲線により回帰可能であった。また、50%MVC 以降の区間においてインピーダンスの変化率から筋長変化を推定可能であることが示された。筋長変化に対するインピーダンス変化率は上腕部の筋体積比の影響を受けることが示唆された。

以上の結果から、肩峰～70%上腕長・上腕二頭筋上から測定されるインピーダンスの変化は、

肘関節屈曲筋群の長さ変化を反映しており、BI 法により等尺性筋力発揮中の筋長変化(腱伸長量)が測定可能であることが示された。これは、BI 法が腱組織の力学的特性の推定にも適用可能であることを示唆するものであった。

参考文献

- Abe T., Kondo M., Kawakami Y. Fukunaga T. (1994). Prediction equations for body composition of Japanese adults by B-mode ultrasound. *American journal of human biology*, 6:161-170.
- Amis A. A., Dowson D., Wright V. (1979). Muscle strengths and musculo-skeletal geometry of the upper limb. *Engineering in Medicine*, 8: 41-48.
- An K. N., Ueba Y., Chao E. Y., Cooney W. P., Linscheid R. L. (1983). Tendon excursion and moment arm of index finger muscles. *Journal of biomechanics*, 16(6): 419-425.
- Baskin R. J., Paolini P. J. (1967). Volume change and pressure development in muscle during contraction. *American Journal of Physiology*, 213:1025-1030.
- Baumgartner R. N., Ross R., Heymsfield S. B. (1998). Does adipose tissue influence bioelectric impedance in obese men and women? *Journal of applied physiology*, 84(1): 257-262.
- Baumgartner R. N., Chumlea W. C., Roche A. F. (1990). Bioelectric impedance for body composition. *Exercise and sport sciences reviews*, 18: 193-224.
- Benedict J. V., Walker L. B., Harris E. H. (1968). Stress-strain characteristics and tensile strength of unembalmed human tendon. *Journal of biomechanics*, 1(1): 53-63.
- Bojsen-Moller J., Hansen P., Aagaard P., Kjaer M., Magnusson S. P. (2003). Measuring mechanical properties of the vastus lateralis tendon-aponeurosis complex in vivo by ultrasound imaging. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 13:259-65.
- Brown B. H., Karatzas T., Nakielny R., Clarke R.G. (1988). Determination of upper arm muscle and fat areas using electrical impedance measurements. *Clinical physics and physiological measurement*, 9(1): 47-55.
- Brown B. H., Barber D. C. (1987). Electrical impedance tomography; the construction and application to physiological measurement of electrical impedance images. *Medical progress through technology*, 13(2): 69-75.
- Butler D. L., Grood E. S., Noyes F. R., Zernicke R. F. (1978). Biomechanics of ligaments and tendons. *Exercise and sport sciences reviews*, 6: 125-81.
- Cutts A. (1988). Shrinkage of muscle fibres during the fixation of cadaveric tissue. *Journal of anatomy*, 160: 75-78.
- Foster K. R., Lukaski H. C. (1996). Whole-body impedance--what does it measure? *The American*

- Journal of Clinical Nutrition, 64:388S-396S.
- Fukashiro S., Itoh M., Ichinose Y., Kawakami Y., Fukunaga T. (1995). Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 71(6): 555-557.
- Fukunaga T., Ito M., Ichinose Y., Kuno S., Kawakami Y., Fukashiro S. (1996). Tendinous movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography. *Journal of applied physiology*, 81(3): 1430-1433.
- Fukunaga T., Miyatani M, Tachi M, Kouzaki M, Kawakami Y, Kanehisa H. (2001). Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta physiologica Scandinavica*, 172(4): 249-255.
- Gielen F. L. H., Boon K. L. (1981). Measurements on the (complex), electrical conductivity and the anisotropy in skeletal muscle: a new electrode configuration. *Proceeding of the 10th ICEBI*, 191-194.
- Grood E. S., Suntay W. J., Noyes F. R., Butler D. L. (1984). Biomechanics of the knee-extension exercise. Effect of cutting the anterior cruciate ligament. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 66(5): 725-34.
- 波江野誠, 酒本勝之, 金井寛, 多川斉. (1985). インピーダンス法による体肢の水分分布の推定とその応用. *医用電子と生体工学*, 23(6): 354-60.
- Herbert R. D., Gandevia S. C. (1995). Changes in pennation with joint angle and muscle torque: in vivo measurements in human brachialis muscle. *The Journal of physiology*, 15;484 (Pt 2): 523-32.
- Hoffer E. C., Meador C. K., Simpson D. C. (1969). Correlation of whole-body impedance with total body water volume. *Journal of applied physiology*, 27(4): 531-4.
- 吹井承三. (1990). 骨格筋の電気的特性. *東京電機大学理工学部紀要*, 12: 57-63.
- Ichinose Y., Kawakami Y., Ito M., Kanehisa H., Fukunaga T. (2000). In vivo estimation of contraction velocity of human vastus lateralis muscle during "isokinetic" action. *Journal of applied physiology*, 88(3): 851-856.
- Ito M., Kawakami Y., Ichinose Y., Fukashiro S., Fukunaga T. (1998). Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *Journal of Applied Physiology*, 85(4): 1230-5.

- Ito M. Akima H. Fukunaga T. (2000). In vivo moment arm determination using B-mode ultrasonography. *Journal of biomechanics*, 33(2): 215-218.
- Kawakami Y., Nakazawa K., Fujimoto T., Nozaki D., Miyashita M., Fukunaga T. (1994). Specific tension of elbow flexor and extensor muscles based on magnetic resonance imaging. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 68(2): 139-47.
- 川本伸一. (2004). 生体電気インピーダンス法を用いた下腿筋形状変化の推定. 早稲田大学大学院人間科学研究科 修士学位論文.
- Kim S. C., Nam K. C., Kim D. W., Ryu C. Y., Kim Y. H. , Kim, J. C. (2003). Optimum electrode configuration for detection of arm movement using bio-impedance. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 41:141-145.
- Kubo K., Kanehisa H., Kawakami Y., Fukunaga T. (1999). Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of Applied Physiology*, 87:2090-2096.
- Kubo K., Kanehisa H., Kawakami Y., Fukunaga T. (2000a). Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiologica Scandinavica*, 68:327-335.
- Kubo K., Kawakami Y., Fukunaga T. (2000b). Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. *European Journal of Applied Physiology*, 81: 181-187.
- Kubo K., Kanehisa H., Kawakami Y., Fukunaga T. (2001b). Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 90(2): 520-7.
- Kubo K., Kanehisa H., Fukunaga T. (2001a). Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *The Journal of physiology*, 536(Pt 2): 649-55.
- Kubo K., Kanehisa H., Fukunaga T. (2002). Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *The Journal of physiology*, 538(Pt 1):219-26.
- LaBan M. M. (1962). Collagen tissue: implications of its response to stress in vitro. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 43: 461-466.
- Leedham J. S., Dowling J. J. (1995). Force-length, torque-angle and EMG-joint angle relationships of the human in vivo biceps brachii. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 70(5): 421-6.
- Magnusson S. P., Hansen P., Aagaard P., Brond J., Dyhre-Poulsen P., Bojsen-Moller J., Kjaer, M.

- (2003). Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo. *Acta Physiologica Scandinavica*, 177: 185-95.
- Miyatani M., Kanehisa H., Fukunaga T. (2000). Validity of bioelectrical impedance and ultrasonographic methods for estimating the muscle volume of the upper arm. *European journal of applied physiology*, 82(5-6):391-396.
- Miyatani M, Kanehisa H, Masuo Y, Ito M, Fukunaga T. (2001). Validity of estimating limb muscle volume by bioelectrical impedance. *Journal of applied physiology*, 91(1): 386-394.
- Miyatani M., Kanehisa H., Ito M., Kawakami Y., Fukunaga T. (2004). The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. *European Journal of Applied Physiology*, 91: 264-272.
- 宮谷昌枝, (2003). 超音波法および生体電気インピーダンス法を用いた四肢筋体積の推定. 東京大学大学院総合文化研究科 博士学位論文.
- Murray W. M., Buchanan T. S., Delp S. L. (2000). The isometric functional capacity of muscles that cross the elbow. *Journal of biomechanics*, 33(8): 943-952.
- Nakamura T., Yamamoto Y., Yamamoto T., Tsuji H. (1992). Fundamental characteristics of human limb electrical impedance for biodynamic analysis. *Medical and biological engineering and computing*, 30(5): 465-72.
- Nyboer, J. (1959). *Electrical impedance plethysmography*. Illinois: Charles C Thomas Publisher.
- 太田めぐみ, 金久昭和, 福永哲夫. (2004). 超音波法による上腕二頭筋腱コンプライアンスの計測. *体力科学*, 53(3): 337-346.
- 岡部伸一, 藤田欣也. (1989). 電気インピーダンス法による筋収縮力の推定. *相模工業大学紀要*, 23(2): 77-81.
- Qu M. H., Zhang Y. J., Webster J. G., Tompkins W. J. (1986). Motion artifact from spot and band electrodes during impedance cardiography. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 33(11): 1029-36.
- Rugg S. G., Gregor R. J., Mandelbaum B. R., Chiu L. (1990). In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI). *Journal of biomechanics*. 23(5): 495-501.
- Salinari S., Bertuzzi A., Mingrone G., Capristo E., Pietrobelli A., Campioni P., Greco AV., Heymsfield S. B. (2002). New bioimpedance model accurately predicts lower limb muscle volume: validation by magnetic resonance imaging. *American journal of physiology*.

Endocrinology and metabolism, 282(4): E960-966.

Silva A. M., Wang J., Pierson R. N. Jr., Wang Z., Heymsfield S. B., Sardinha L. B., Heshka S. (2005). Extracellular water: greater expansion with age in African Americans. *Journal of applied physiology*, 99(1): 261-7.

Sowinski M. J., Van Den Berg P. M. (1990). A three-dimensional iterative scheme for an electromagnetic capacitive applicator. *IEE Transactions on biomedical engineering*, 37(10): 975-986.

田中喜代次, 中塘二三生, 大河原一憲, 増尾善久. (2001). 生体電気インピーダンス(BI)法の有用性と利用限界. *バイオメカニクス研究*, 5(2): 91-101.

Thomasset M. A. (1962). Bioelectric properties of tissue. Impedance measurement in clinical medicine. Significance of curves obtained. *Lyon médical*, 94:107-18.

謝辞

本論文は福永哲夫先生(早稲田大学スポーツ科学学術院)のご指導のもとに作成されました。福永先生には、研究計画の作成からデータの取得・解析、論文の執筆という一連の研究活動に対する取り組み方について、修士・博士課程を通して様々なご指導をいただきました。

増尾善久氏(有限会社マッスラボ)には大学に何度もご足労いただき、データ取得に関する技術的な指導をいただいたうえ、電話や電子メールでもデータの解釈に関する数々の助言をいただきました。

金久博昭先生(東京大学大学院生命環境科学系)には、叱咤激励とともに研究活動全般に渡って実践的なご指導をいただきました。

川上泰雄先生(早稲田大学スポーツ科学学術院)にはデータの解釈あたり数多くのアイデアを頂き、論文の執筆においても貴重なご意見をいただきました。

BI法を用いた研究に取り組んでいた宮谷昌枝氏(トロント大学)、石黒憲子氏(国土館大学)、川本伸一氏(大和製衡株式会社)には、多大な協力と数々の助言をいただきました。

早稲田大学福永・川上研究室(FK チーム)および東京大学大学院金久研究室の大学院生のみなさんには、被検者として実験に参加していただいたほか、データに関する論議や本論文の構成に関して数多くの助言をいただきました。

尊敬する先生方から丁寧な指導や貴重な助言をいただき、研究活動に励む研究室の大学院生のみなさんから数多くの刺激を受けることにより、本論文を完成させることができました。皆さまに心より感謝し、御礼申し上げます。

最後に、社会人から学生となり研究者を目指すことを理解し、応援し続けてくれた両親と祖母に心から感謝します。