

ISSN 1343-9480
MBPT

理学療法の 医学的基礎

Volume 7 . No 2 . May
2004

理学療法の医学的基礎研究会雑誌

The Society for the Study of Medical Basis of Physical Therapy

MBPT

ミニレビュー

ギプス固定によるラットヒラメ筋の廃用萎縮時の求心性神経活動 および力学性質の解析

藤野英己¹⁾, 武田功¹⁾

キーワード：筋萎縮・筋紡錘・筋他動張力・動的反応・静的反応

はじめに

骨格筋における廃用性萎縮の研究では、筋線維断面積の縮小^{1, 2)}や筋線維タイプ変化¹⁻³⁾、単収縮や強縮などの筋張力低下^{3, 4)}、筋原線維タンパク量の減少⁵⁾、ミオシン重鎖タイプの速筋型への移行⁵⁾、さらには筋細胞DNAの断片化⁶⁾や α アクチンとリン酸化酵素mRNAの減少⁷⁾に至るまで様々な報告がされている。そして、これらの変化は無荷重が原因で生じる骨格筋の適応現象であるとの見解が示されている。

一方、これらの研究は主として動物を使用したモデル実験より検証されていることが多い。動物をモデルとした場合、萎縮筋作成には、Morey^{8, 9)}やMusacchia^{10, 11)}の報告に代表される動物を無荷重状態にする方法と、ギプス固定などによって関節運動を障害させ萎縮を生じさせる方法^{12, 13)}とがある。何れの方法も骨格筋に萎縮が生じるが、二つのモデルでは異なる反応性を示すことが報告されている⁴⁾。また、これらの報告は主に筋線維に関することが多いが、神経系も含めた廃用性萎縮による変化に関してのデータの集積や知見は少ない状態である。

これまでの萎縮骨格筋における求心性神経活動に関する研究から萎縮筋では安静時の求心性活動が増加することが報告されている¹⁴⁾。また、我々は関節運動に伴う求心性神経活動を*in situ*で観察したが、萎縮筋では関節運動に伴う求心性神経活動の増加が認められ

るものの、ある角度以上になるとその活動は増加しないことが示された¹⁵⁾。そして、我々はこれらの現象が次の二つの要因から生じる現象であると考えた。第一の要因はこの求心性神経活動は筋紡錘からのインパルスであると確認されているので、筋紡錘そのものが機能的な変化を起こしているという可能性、第二に筋紡錘は筋組織内に埋没し、筋組織を構成する器官であるとの考えにより、筋紡錘の活動が骨格筋の力学的な性質に依存されているという可能性を考えた。そこで、これらのことを証明するために求心性神経活動と骨格筋の力学的な性質を測定し、ギプス固定による廃用性萎縮筋の求心性神経活動の特性と骨格筋の力学的性質の変化について解析すると共に、これらが相互に関連しているかどうかについて検討を行った。

対象と方法

1) 対象と萎縮筋作成

Wistar系雄ラット14匹(10週齢, 体重 293 ± 4 g)を実験に使用した。これらのラットを無作為に对照群(以下、CONT, $n=7$)と萎縮群(以下、CAST, $n=7$)の2群に振り分けした(表1)。CASTでは足関節底屈位で下腿より末梢端をギプス固定し、Musacchiaら^{10, 11)}の方法を参考にラットには軟素材製のジャケットを体幹から骨盤帯にかけて装着させ、猿環を取り付けて殿部を持ち上げ、前肢によってケージ内を自由に移動できる高さで固定した。CONTおよびCASTの各群とも、実験期間を通じて個別ケージにて飼育し、摂食と飲水は自由とした。2週間の飼育期間が経過した後、ネンブタール(50 mg/kg, *i.p.*)でラットを麻酔し、ヒラメ筋の求心性神経活動および筋伸長に伴う力学的性質を測定した。

1) 鈴鹿医療科学大学保健衛生学部理学療法学科

(〒510-0293 三重県鈴鹿市岸岡町1001-1)

Hidemi FUJINO, PT

Isao TAKEDA, PT, PhD

TEL: 0593-83-8991 (代), 0593-83-9208-2510 (直通)

FAX: 0593-83-9666 (代)

e-mail: fujino@suzuka-u.ac.jp

(受理日 2003年9月1日)

2) 骨格筋における求心性神経活動の測定

気管切開後、人工呼吸下にて、ヘパリン(1000 U/kg, *i.p.*)を投与後、頸動脈にカニューレを挿入し、体血圧をモニタリングした。次に、実体顕微鏡下にてヒラメ筋支配神経をヒラメ筋侵入部で同定し、脛骨神経分岐部まで露出し、ヒラメ筋支配神経を切断した。そして、その末梢端部の神経周膜を剥離、分離し、末梢端神経を白金双極電極上に留置して、求心性神経活動を *in situ* で導出した。神経の保湿、保温を目的として、切開した皮膚を持ち上げ、プールを作成し、その中を流動パラフィンおよびワセリン溶液で満たした。導出された活動は生体電気増幅器 (AVB-21, 日本光電) で増幅し、筋伸長刺激に対して、応答がみられるインパルスを用い、スライサー (EN-601J, 日本光電) で分別し、単位時間当たりのスパイク頻度に変換した。このときに得られたメカノレセプターの活動、パルス波形、活動頻度の各シグナルは 20kHz で A/D 変換 (Powerlab16/sp, ADInstrument) して、パーソナルコンピュータ (PowerMac G4, Apple computer) で解析した。

次に、ラット用の他動運動装置¹⁵⁾ を使用して、足関節の他動運動負荷を行った。具体的には、ラットの足部および下腿を他動運動装置に固定した後にプログラムしたランブ運動負荷を施行した。足関節の最大底屈位を 0° と規定し、この位置より 90° の背屈運動をさせた。他動運動装置でのランブ運動負荷のプログラムは 0° の位置で 5 秒静止後、0° から角速度 90° /sec にて 90° まで背屈運動させ、背屈 90° を 5 秒間維持し、同角速度にて 0° に戻す設定とした¹⁶⁾。また、関節角度のシグナルも同様に求心性神経活動とともに 20 kHz で A/D 変換して、パーソナルコンピュータへ入力した。本研究では、足関節の他動運動によるヒラメ筋からの求心性神経活動を 1 秒あたりの活動頻度 (imp/sec) として算出した。

関節運動に伴う求心性神経の活動頻度は足関節の背屈運動 15° 間隔の活動数を測定した。また、動的小および静的な求心性神経活動はそれぞれ背屈運動直後 1 秒間の活動数および背屈 90° 保持 4 秒後から 1 秒間の活動数とした。

3) 筋伸長に対する力学的性質の測定

求心性神経活動を測定した後に反対側の後肢よりヒラメ筋を摘出し、筋湿重量を測定した。摘出したヒラメ筋はクレブス溶液中 (NaCl ; 93.3 mM, KCl ; 4.7 mM, MgSO₄·7H₂O ; 1.2 mM, CaCl₂·7H₂O ; 2.5 mM, KH₂PO₄ ; 1.2 mM, NaHCO₃ ; 25.0 mM, Glucose ; 11.7 mM) で保生し、クレブス溶液には混合ガス (95% O₂, 5% CO₂) を供給した。ヒラメ筋は保生液で満たした浴槽に入れ、ヒラメ筋の一端をサーボモータ (DPS-260, ダイヤメディカルシステム) に固定し、他端を張力トランスジューサ (BG300, Kulite) に接続した。マニピュレータでヒラメ筋の一端を張力が発生する位置まで伸長し、筋長を測定して、その位置で固定した。筋の長軸方向に筋長の 7% をサーボモータにより伸長し (ramp stretch)、その伸長位で 5 秒間の保持を行った (hold stretch) 後に、伸長時と同速度で元の位置に戻した。その時に張力トランスジューサにより得られた張力曲線から、ramp stretch による張力変化 (RSF) および hold stretch 時の張力 (HSF) を測定した。この実験で得られる張力変化および筋の伸長運動のシグナルは、1 kHz で A/D 変換し、パーソナルコンピュータで解析を行った。

4) 統計学的処理

データの表記は、各群の平均値±標準誤差とした。各群における関節角度と求心性神経活動の頻度との関係は回帰分析をおこない、関係式を導いた。また、各群間の比較は Mann-Whitney の U 検定を使用し、同群内の応答性の比較は、Wilcoxon の符号順位検定を用いた。なお、すべての統計手法とも危険率 5% 以下を有意差ありとした。

表 1 CONT および CAST の比較 (対象動物)

	体重 (g)	ヒラメ筋湿重量 (mg)	湿重量 (mg) / 体重 (g)	筋長 (mm)
CONT	334±5	187±10	0.56	24.0±0.7
CAST	281±16	99±16 *	0.36*	18.0±0.4 *

*; p<0.05

結果

1) 筋湿重量と筋長

CASTのヒラメ筋湿重量は 99 ± 16 mgであり、CONTの 187 ± 10 mgと比較すると、有意に低下を示した。筋湿重量(mg)を体重(g)で除した指数は、CONTが0.56であったのに対して、CASTでは0.36と有意に低下を示した(表1)。

次に摘出したヒラメ筋の筋長(腱の部分は含まない)を測定するとCASTでは 18.0 ± 0.4 mm、CONTでは 24.0 ± 0.7 mmとなり、CASTにおいては筋長の有意な低下が観察された(表1)。

2) 求心性神経活動の変化

足関節 0° における安静状態での求心性神経活動を比較するとCASTでは 74 ± 19 imp/s、CONTでは 25 ± 3 imp/sとCASTでは有意な求心性神経活動の増加が観察された(図1)。足関節を 90° まで背屈した直後の動的反応は、CASTでは 362 ± 11 imp/s、CONTでは、 193 ± 18 imp/sとCASTの求心性活動はCONTと比較して、有意な増加を示した(図2)。足関節 90° 保持しているときの静的反応は、CASTが 361 ± 6 imp/s、CONTでは、 159 ± 22 imp/sと動的反応と同様にCASTではCONTと比較して、有意な増加を示した(図2)。一方、動的反応と静的反応を比較すると、CONTでは動的反応より静的反応が有意に減少したのに対して、CASTでは、静的反応が動的反応と同じ活動状態を示し、有意差を認めなかった(図2)。

次に、関節運動に伴う求心性神経活動の変化を解析するとCONTでは足関節の背屈運動に伴って、求心性神経活動が直線的な増加($y = 2.4x + 43.6$, $r^2 = 0.99$)を示した(図3)。しかし、CASTではCONTと比較して、求心性神経活動の増加の度合いは大きく($y = 4.4x + 99.6$, $r^2 = 0.99$, 背屈 $0 \sim 60^\circ$)、足関節背屈 60° 以上では、求心性神経活動は一定となり、これ以上の活動増加は観察されなかった(図4)。

3) 骨格筋の力学的性質の変化

ヒラメ筋を長軸方向に伸長したときの張力変化は図5のようになる。筋を伸長したときに生じるRSFは、CASTで 1.65 ± 0.20 g、CONTでは、 0.62 ± 0.15 gとなり、CASTのRSFはCONTと比較して、有意な増加を示した(図6)。また、筋を伸長位に保持し、張力が一定となった時の張力(HSF)は、CASTで 1.41 ± 0.16 g、CONTでは、 0.49 ± 0.13 gとなり、CASTのHSFもRSFと同様、CONTと比較して、有意な増加を示した(図6)。RSFとHSFの差を観察すると、CONTおよびCASTと共に張力の差が観察され、HSFでは有意な張力の低下が観察された(図6)。

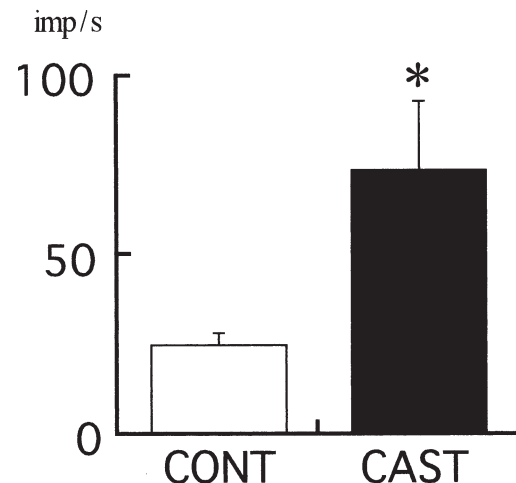


図1 足関節 0° における安静状態での求心性神経活動
ヒラメ筋が弛緩状態である足関節 0° での自発放電は、CASTで有意な増加が観察される。*; CONTに対する有意差 $p < 0.05$

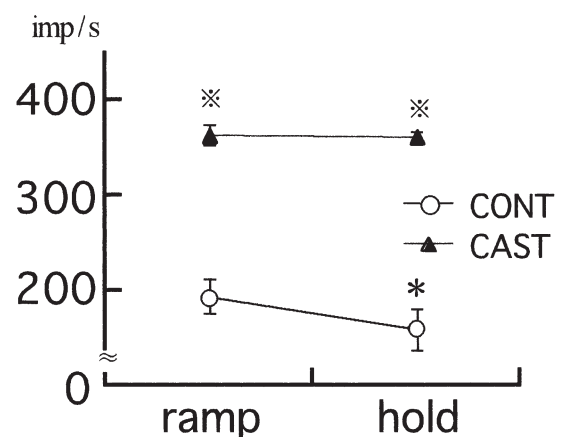


図2 求心性神経活動の変化—足関節を 90° まで背屈した直後の動的反応(ramp)と足関節 90° 保持しているときの静的反応(hold)

足関節 90° まで運動したときの求心性神経活動の変化である。CONTと比較して、ramp、holdと共に求心性神経活動の増加(*)がみられる。rampとholdの比較ではCONTではholdでの求心性神経活動の減少を観察(*)されたが、CASTでは、変化がみられなかった。

※; 各反応におけるCONTに対する有意差 $p < 0.05$

*; rampに対するholdの有意差 $P < 0.05$

考察

本研究では、ギプス固定による廃用性萎縮筋の求心性神経活動の変化を安静時の応答性に加えて、関節運動に伴う活動の応答性を測定した。先行研究からこの求心性神経活動は筋紡錘から発するIa群の神経活動であることが確か

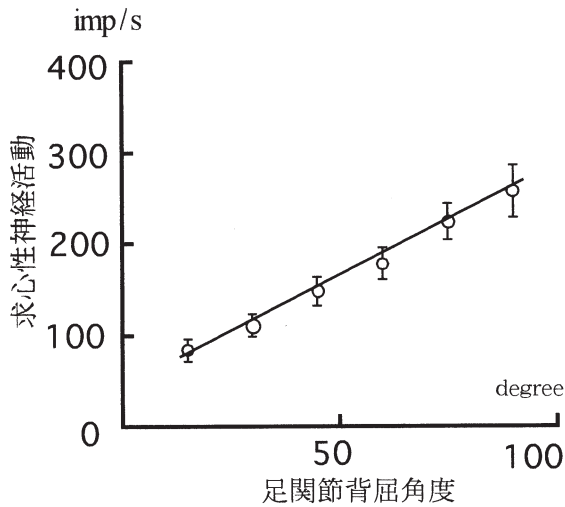


図3 CONTにおける関節運動に伴う求心性神経活動
関節運動に伴って一次関数的に求心性神経活動が増加する。

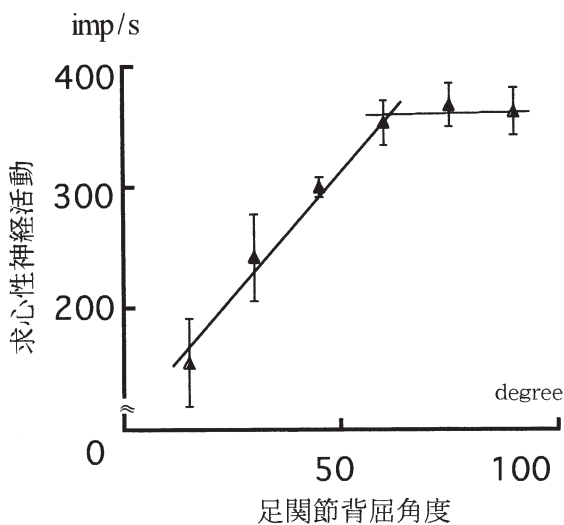


図4 CASTにおける関節運動に伴う求心性神経活動
背屈60°までは関節運動に伴って一次関数的に求心性神経活動が増加する。しかし、増加速度は上昇し、背屈60°以降は求心性神経活動の増加はみられない。

められている^{15, 16)}。足関節0°の安静時においては、CONTと比較して、CASTでは有意な求心性神経活動の増加が観察された(図1)。足関節0°は底屈位であり、ヒラメ筋は弛緩位となっているために、筋紡錘は力学的な刺激に対する応答ではなく、自然発火をしている状態と考えられる。つ

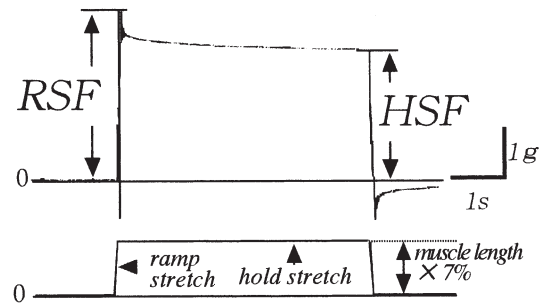


図5 ヒラメ筋を伸長したときに得られた張力変化
上段はヒラメ筋を伸長したときに得られた張力の変化、下段は筋伸張時の軌跡を表示している。ヒラメ筋の筋長7%に相当する距離をサーボモータにより伸長した。ヒラメ筋をramp stretchするとRSFのような張力変化がみられ、その位置を保持(hold stretch)すると、張力が低下して一定の値(HSF)となる。

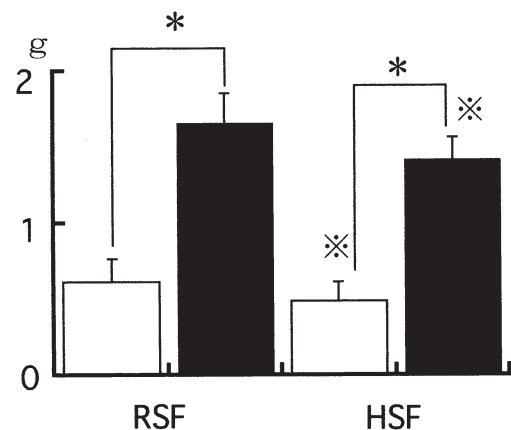


図6 ヒラメ筋を長軸方向に伸張したときの張力の比較
白色バー(□)はCONT、黒色バー(■)はCASTの張力である。RSF, HSFと共にCONTに比較して、CASTでは有意に張力が増加している。(*; $p < 0.05$)。RSFとHSFを比較するCONT, CASTともにHSFでは低下がみられる(※; $p < 0.05$)

まり、本研究の結果はCASTにおいて安静弛緩状態でヒラメ筋の筋紡錘の発火頻度が上昇したことになる。Matthews¹⁷⁾は安静状態での筋紡錘の活動状態は、 γ 系により制御されているとしているが、本研究では、神経を切断しているために γ 系の影響は考えられない。その他に考えられる要因としては、筋紡錘の閾値の低下や感受性の上昇が考えられる。Nordstromら¹⁴⁾がネコでおこなった研究において同様な筋紡錘活動の増加が観察されている。これらの結果より、萎縮筋においては筋紡錘そのものが機能的な変化を起こし

ているという可能性が示唆された。また、我々の先行研究において、走査型電子顕微鏡で筋紡錘の錘内筋や被膜を観察した結果、被膜の肥厚などが観察されている¹⁸⁾。これらの結果より、関節固定による筋萎縮を生じた骨格筋では、筋紡錘の閾値の低下や感受性の上昇が生じていることが示唆された。

次に、関節運動に伴う求心性神経活動の変化を解析すると、CONTでは足関節の背屈運動に伴って求心性神経活動が直線的な増加を示した(図3)。McCloskeyら¹⁹⁾は、観血的に自らの腱を引張った場合に、関節が動いていないにも関わらず、関節が動いたかのような錯覚を起こすことを報告している。このことは、筋の伸長状態の情報が関節の運動状態の感覚に重要な情報になっていることを意味する。また、Goodwinら²⁰⁾は、筋への振動刺激で同様の錯覚を生じたことを報告している。つまり、これらの現象は筋の伸長による筋紡錘の活動上昇に伴う運動錯覚であると推察される。このように、筋紡錘は筋に対する力学的な刺激で反応する受容器で運動感覚に関与すると考えられ¹⁷⁾、関節運動に伴う筋伸張により筋紡錘の活動上昇がみられる。本研究では背屈運動によりヒラメ筋は伸長され、筋紡錘の活動が惹起されたものと推察される。また、活動の上昇率は一次関数的増加を示したことで、関節角度に応じた筋紡錘の活動上昇が認められた(図3)。この筋紡錘の活動上昇が角度情報となり、中枢へ伝達されているものと示唆された。

しかし、CASTではCONTと比較して求心性神経活動の増加の度合いは大きく、足関節背屈60°以上では求心性神経活動は一定となり、これ以上の活動増加は観察されなかった(図4)。この結果から、CASTでは関節運動に対して過剰な応答性を示し、足関節背屈60°以上では活動が飽和状態となり、位置覚や運動覚としての役割が障害されることが示唆された。このようにCASTでは筋紡錘に過剰な活動が生じる要因として、先行研究から筋紡錘の形態像に変化があることに加えて、次のような点も考えることができる。摘出したヒラメ筋の筋長を測定すると、CASTではCONTと比較して、有意に短くなっていた。仮にアキレス腱付着の踵骨部が足関節を背屈運動させた場合にCONTもCASTと同じ距離だけ動くとすると、CASTのヒラメ筋は筋長が短くなった分だけ、過度に伸長されることになる。このことが、CASTにおける関節運動に伴う求心性神経活動の変化につながった一つの要因と考えられる。

求心性神経活動の動的反応と静的反応について解析を行うと、CONTと比較して、CASTでは動的反応と静的反応の何れも高い活動頻数となった。また、動的反応と静的反応の差である動的コンポーネントにおける求心性神経活動の差はCONTでは観察が可能であったが、CASTでは観察されず、動的反応と静的反応の活動頻数は同じであった。Boyd

ら²¹⁾は動的コンポーネントが筋紡錘活動で生じる要因として、筋の粘弾性が大きく関与することを示している。そこで、我々は今回の結果が筋の粘弾性に関与しているのではないかと推察し、筋の力学的な性質について測定を試みた。その結果、ヒラメ筋を長軸方向に伸長したときに生じるRSFは、CASTではCONTと比較して有意な増加を示し、HSFにおいてもCASTではRSFと同様CONTと比較して有意な増加を示した(図6)。Boyd²²⁾の研究からも筋紡錘の活動特性は錘内筋および錘外筋の筋線維の粘弾性特性に主として依存すると考えられているため、CASTでの張力の上昇が求心性神経活動に変化を及ぼしたのではないかと推察される。しかし、RSFとHSFの差を観察すると、CONT、CASTともに張力の差が認められ、筋の力学的特性としてはCASTにおいても動的コンポーネントが存在していた。つまり、CASTにおける求心性神経活動と筋の力学的特性の動的コンポーネントは一致しない結果となっている。したがって、筋紡錘の活動には筋線維の力学的な特性に依存されない応答性があることが推察される。Kruseら²³⁾は筋紡錘活動の筋線維の力学的特性に依存されない応答性として、膜特性の変化を報告している。また、伊藤²⁴⁾は筋紡錘の活動は力学的特性に依存されることに加えて、電気依存性のチャンネルが影響していることを示唆している。本研究においてもKruseら²³⁾や伊藤²⁴⁾の報告を支持する結果となった。

このように、本研究により得られた結果は骨格筋の廃用性萎縮により筋容量の減少や収縮機能の低下という病態に留まらず、筋の感覚器である筋紡錘の機能に変化が現れて、運動制御に影響を与える可能性が推察でき、筋萎縮に対する理学療法の評価や治療に貢献できるものと考えられる。

【文 献】

- 1) Templeton GH, Sweeney HL, Timson BF, Padalino M, Dudenhoefter GA: Changes in fiber composition of soleus muscle during rat hindlimb suspension. *J Appl Physiol* 65: 1191-1195, 1988
- 2) Desplanches D, Mayet MH, Sempore B, Flandrois R: Structural and functional responses to prolonged hindlimb suspension in rat muscle. *J Appl Physiol* 63: 558-563, 1987
- 3) Templeton GH, Padalino M, Manton J, Glasberg M, Silver CJ, Silver P, DeMartino G, Leconey T, Klug G, Hagler H, Sutko JL: Influence of suspension hypokinesia on rat soleus muscle. *J Appl Physiol* 56: 278-286, 1984
- 4) Fitts RH, Metzger JM, Riley DA, Unsworth BR: Models of disuse: a comparison of hindlimb suspension and immobilization. *J Appl Physiol* 60:

- 1946-1953, 1986
- 5) Tsika RW, Herrick RE, Baldwin KM: Interaction of compensatory overload and hindlimb suspension on myosin isoform expression. *J Appl Physiol* 62: 2180-2186, 1987
- 6) Allen DL, Linderman JK, Roy RR, Bigbee AJ, Grindeland RE, Mukku V, Edgerton VR: Apoptosis: a mechanism contributing to remodeling of skeletal muscle in response to hindlimb unweighting. *Am J Physiol* 273: C579-C587, 1997
- 7) Babij P, Booth FW: Alpha-actin and cytochrome c mRNAs in atrophied adult rat skeletal muscle. *Am J Physiol* 254: C651-C656, 1988
- 8) Morey ER: Spaceflight and bone turnover: correlation with a new rat model of weightlessness. *Bioscience* 29: 168-172, 1979
- 9) Morey ER, Sabelman EE, Turner RT, Baylink DJ: A new rat model simulating some aspects of space flight. *Physiologist* 22: S23-S24, 1979.
- 10) Musacchia XJ, Deavers DR: A new rat model for studies of hypokinesia and antiorthostasis. *Physiologist* 23: S91-S94, 1980
- 11) Musacchia XJ, Deavers DR, Meininger GA, Davis TP: A model for hypokinesia: effects on muscle atrophy in the rat. *J Appl Physiol* 48: 479-486, 1980
- 12) Thompson P, Luco JV: Changes of weight and neuromuscular transmission in muscles of immobilized joint. *J Neurophysiol* 7: 246-251, 1944
- 13) Booth FW: Time course of muscular atrophy during immobilization of hindlimbs in rats. *J Appl Physiol* 43: 656-661, 1977
- 14) Nordstrom MA, Enoka RM, Reinking RM, Callister RC, Stuart DG: Reduced motor unit activation of muscle spindles and tendon organs in the immobilized cat hindlimb. *J Appl Physiol* 78: 901-913, 1995
- 15) 藤野英己, 武田功, 祢屋俊昭, 秋山純一, 中嶋正明, 畠中泰彦, 小幡太志: 関節運動にともなうラットヒラメ筋メカノレセプターの活動と筋萎縮による活動変化. *理学療法学* 27: 139-144, 2000
- 16) 藤野英己, 武田功, 祢屋俊昭, 中嶋正明: 足関節他動運動によるヒラメ筋メカノレセプターの活動特性. *総合リハ* 27: 851-855, 1999
- 17) Matthews BC: Muscle spindles; their messages and their fusimotor supply. In *Hand book of physiology section1; the nervous system volume 2 motor control part1*. American physiological society, pp189-228, 1986
- 18) 藤野英己, 武田功, 祢屋俊昭, 秋山純一, 沖田実: 持続的他動運動法が萎縮筋メカノレセプターの機能および形態に及ぼす影響. 平成12年度～平成14年度科学研究費補助金研究成果報告書: pp22-25, 2003
- 19) McCloskey DI, Cross MJ, Honner R, Potter EK: Sensory effects of pullong or vibrating exposed tendons in man. *Brain* 106: 21-37, 1983
- 20) Goodwin GM, McCloskey DI, Matthews PB: The contribution of muscle afferents to kinesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents. *Brain* 95: 705-748, 1972
- 21) Boyd IA, Gladden MH, Ward J: The contribution of intrafusal creep to the dynamic component of the Ia afferent discharge of isolated muscle spindles. *J Physiol* 273: 27P-28P, 1977
- 22) Boyd IA: The mechanical properties of dynamic nuclear bag fibres, static nuclear bag fibres and nuclear chain fibres in isolated cat muscle spindles. *Prog Brain Res* 44: 33-50, 1976
- 23) Kruse MN, Poppele RE: Components of the dynamic response of mammalian muscle spindles that originate in the sensory terminals. *Exp Brain Res* 86: 359-366, 1991
- 24) 伊藤文雄: 筋紡錘の応答. 筋感覚 骨格筋からのメッセージ. 名古屋, 名古屋大学出版会, pp40-60, 1996

Analysis of muscle afferent and mechanical properties in the immobilized rat soleus

Hidemi FUJINO, PT, Isao TAKEDA, PT, PhD

Department of physical therapy, Faculty of health science, Suzuka University of Medical Science

Abstract: Despite the importance of sensory input for the control of movement, few studies have examined the consequences of limb immobilization on the function of muscle spindle in skeletal muscle. This study 1) measured muscle afferent with joint motion in situ ; 2) described changes in passive tension; and 3) determined activation of muscle spindle relative to mechanical properties (e.g., passive tension) in rat soleus after hindlimb immobilization. The hindlimbs of male Wistar rats were immobilized with a cast for 2 wks. Rats were anesthetized and soleus afferent was measured during ankle dorsi-flexion by passive motion apparatus in situ. Passive tension was measured using isolated soleus muscle. Immobilization resulted in a significant reduction of muscle weight. Furthermore, immobilization had an effect on muscle afferent responses to a ramp and hold stretch. During resting and holding, immobilization elicited a significant change in the discharge rate of muscle afferent. During ramp stretch, the discharge rate of the muscle afferent in control increased with ankle dorsi-flexion. However, the discharge rate became incrementally higher than the control and did not change from 60 to 90 degrees of ankle flexion in the immobilized soleus. By the 2 wk of immobilization, passive tension during ramp and hold stretch was higher than at the beginning of immobilization. These results indicate that the muscle afferent and mechanical properties change in the immobilized muscle.

Keywords: muscle atrophy, muscle spindle, passive tension of muscle, dynamic reaction, static reaction

ミニレビュー

ウェーブレット変換を用いた動的収縮時の筋電図周波数解析

山田英司¹⁾, 加藤 浩²⁾, 宮本賢作³⁾, 田中 聡¹⁾,
森田 伸¹⁾, 田仲勝一¹⁾, 森 諭史³⁾, 乗松尋道³⁾

キーワード: ウェーブレット変換・動的収縮・時間周波数解析

【はじめに】

表面筋電図は筋の収縮時における活動電位の時間的・空間的な干渉波であり, 時間, 振幅, 周波数に関する情報を有する. その周波数情報を利用した筋電図周波数解析は筋の質的評価として用いられており, 周波数解析によって得られたパワースペクトルは筋活動に参加している運動単位の数や種類^{1,2)}, インパルス発射頻度³⁾, 同期化⁴⁾および筋線維伝導速度 (muscle fiber conduction velocity: 以下MFCV)⁵⁾などの影響を受ける. しかし, これまで用いられてきた高速フーリエ変換 (fast Fourier transform: 以下FFT) は解析する信号波形の定常性を仮定した解析手法のため⁶⁾, 過去の研究では等尺性収縮を用いた研究が多い, しかし, 日常生活における活動はほとんど動的な収縮で構成されており, 動的な収縮中の周波数特性を明らかにすることは重要であると考えられる.

近年, 非定常信号波形の解析手法で時間分解能に優れたウェーブレット変換 (wavelet transform) という解析手法が開発され, 筋電図にも応用されてきている^{7,8)}. ウェーブレット変換の最大の特徴は, 非定常的な短時間の筋電図でも解析信号の質を低下させることなく, 従来のFFTの周波数情報に加え, 時間情報を同時に解析できることである⁹⁾. この手法を用いることで従来不可能であった動的な収縮時の周波数の変化を明らかにすることが可能となった.

そこで今回, 動的な収縮時の周波数特性を明らかにすることを目的とし, ウェーブレット変換を用いて, 1) 自転車エルゴメータを用いた漸増運動負荷, 2) 最大努力による反復性等速性運動, 3) 前十字靱帯 (以下ACL) 再建術後患者の等速性運動中の周波数特性について検討した.

実験 I¹⁰⁾

【目的】

我々は自転車エルゴメータによる漸増運動負荷中の大腿直筋の筋積分値が非直線的に増加する時点 (Integrated Electromyogram Threshold: 以下IEMGT) の酸素摂取量と換気性作業閾値との間に有意な相関関係があることを報告した¹¹⁾. IEMGTが出現する理由として運動負荷の増大に伴い, 力の出力を維持するためにtype II線維の追加的な動員とすでに活動している運動単位のインパルス発射頻度が増加するためといわれている¹²⁾. しかし, 表面筋電図による筋積分値は運動単位の動員様式, インパルス発射頻度を反映した総合的な指標であり, 動員された筋線維タイプの種類などを推測することは不可能である. そこで, 実験 I ではIEMGT前後における周波数特性の変化を明らかにするこ

- 1) 香川大学医学部附属病院リハビリテーション部
(〒761-0793 香川県木田郡三木町大字池戸1750-1)

Eiji Yamada, PT
Satoshi Tanaka, PT
Shin Morita, PT
Shouichi Tanaka, PT

- 2) 吉備国際大学保健科学部理学療法学科
Hiroshi Katoh, PT

- 3) 香川大学医学部整形外科
Kensaku Miyamoto
Satoshi Mori, MD, PhD
Hiromichi Norimatsu, MD, PhD

TEL 087-891-2306 (直通) FAX 087-891-2307 (直通)
E-mail yamada@kms.ac.jp

(受理日 2003年8月14日)

とで、IEMGT の出現理由を検証することを目的とし、漸増運動負荷中の筋電図をウェーブレット変換を用いて周波数解析を行った。

【対象および方法】

対象は症候限界性の漸増運動負荷試験にて右大腿直筋の IEMGT を認め、本研究の目的を理解し、同意を得た健康男性8名とした。運動負荷には自転車エルゴメータ（コンビ社製 ERGOMETER232CXL）を使用し、0W で4分間のウォーミングアップの後、30秒ごとに12.5 W ずつ漸増するプロトコルを用いた。被験者には50回転／分の一定回転数で駆動するよう指示し、このペースが維持できなくなるまで運動を継続させた。

表面筋電図は右側の大腿直筋を被検筋とし、テレメータシステム（NEC メディカルシステムズ社製 SYNACT MT11）を用いて、各負荷のおわりの10秒をデータレコーダ（SONY KS-616）に記録した。なお、電極間距離は2 cm とし、電極間抵抗は5 k Ω 以下となるように皮膚処理を行った。得られたデータを多用途生体解析プログラム BIMUTAS II（キッセイコムテック社製）にてサンプリング周波数1 kHz で A/D 変換し、

5 回転分を加算したデータを MATLAB Ver. 6.1（Mathworks 社製）に取り込んだ。そして、Gabor 関数を用いた連続ウェーブレット変換によるパワースペクトル解析を行った。各負荷ごとに得られたパワースペクトルを15 周波数帯域（解析周波数帯域12.5 Hz ～200 Hz）に分割し、0.05 秒間隔でそれぞれの帯域のパワーを算出し、各周波数帯域のパワーの和を求めた。それを時系列にプロットし、運動開始時から IEMGT 直前のデータと IEMGT 直後から終了時までのデータに分け、それぞれの回帰直線を求めた。そして、各周波数帯域で IEMGT 前後における2本の回帰直線の傾きを比較した。また周波数帯域における変化の違いを検討する目的で2本の回帰直線のなす角を算出し、各周波数帯域で比較した（図1）。

【結果】

IEMGT 前後における回帰直線の傾きはすべての周波数帯域で有意な増加を示した（表1）。2本の回帰直線のなす角は81.2 Hz から93.3 Hz を中心として66.0 Hz から132.0 Hz 付近が大きな角度を示した（図2）。そ

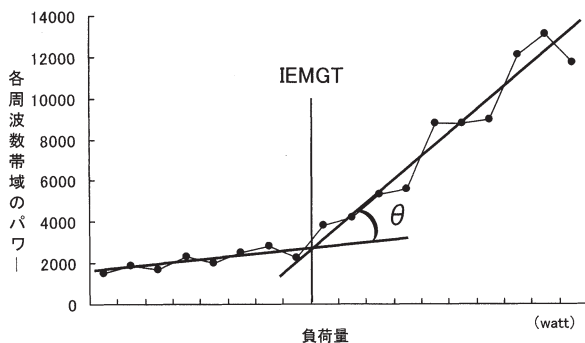


図1 IEMGT 前後における2本の回帰直線のなす角の求め方（模式図）

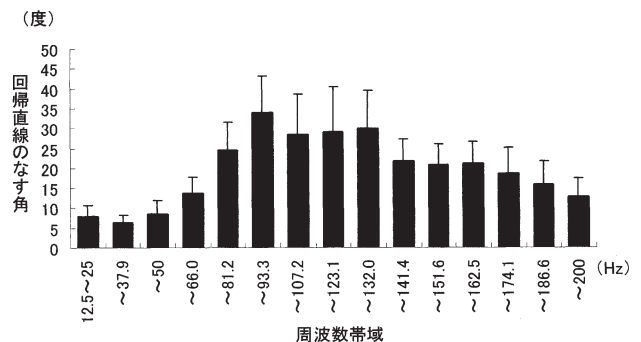


図2 各周波数帯域における回帰直線のなす角

表1 各周波数帯域における IEMGT 前後の傾きの比較（15 周波数帯域）

周波数帯域(Hz)	12.5～25.0	～37.9	～50.0	～66.0	～81.2	～93.3	～107.2	～123.1
IEMGT前	6.4±10.7	8.5±8.1	5.6±4.9	4.3±3.4	2.0±1.7	0.9±0.9	1.3±1.5	0.8±1.0
IEMGT後	14.6±12.4	21.2±18.5	16.1±15.2	14.4±13.0	8.4±7.4	4.2±3.4	3.5±3.1	2.6±2.0

周波数帯域(Hz)	～132.0	～141.4	～151.6	～162.5	～174.1	～186.6	～200.0
IEMGT前	0.5±0.5	0.2±0.4	0.2±0.3	0.1±0.2	0.1±0.2	0.04±0.2	0.005±0.1
IEMGT後	2.0±1.8	0.7±0.6	0.7±0.6	0.6±0.5	0.5±0.4	0.4±0.2	0.2±0.2

全ての周波数帯域で有意な傾きの増加を認めた(p<0.05)

こで周波数帯域により 12.5 ～ 66.0 Hz, 66.1 ～ 132.0 Hz, 132.1 ～ 200 Hz の 3 群に群分けし, 分散分析を行った. その結果, 有意差を認め, Fisher's PLSD を用いた多重比較では 2.5 ～ 66.0 Hz と 66.1 ～ 132.0 Hz との間に有意差を認めた (表 2).

典型的なパターンを示した被験者の結果を図 3 に示す. 軽度の負荷では高周波数帯域のパワーは小さく, 低周波数帯域を中心としたパワーが認められる. しかし, 負荷の増大に伴い高周波数帯域のパワーの急激な増大が認められる.

【考察】

運動単位の動員様式は通常の生理学的条件下では“サイズの原理”が適応されるといわれており¹³⁾, 活動に参加している筋線維数の増加はパワースペクトルの上昇を引き起こすことが報告されている²⁾. よって, 運動負荷

増大に伴う動員された筋線維数の増加が有意な回帰直線の傾きの変化を引き起こした原因の一つであると考えられる. また, 筋活動に参加している筋線維タイプとパワースペクトルとの関係について 40 Hz 以下の低周波数帯域は type I 線維, 46 Hz ～ 80 Hz の中周波数帯域は type II a 線維, 81 Hz 以上の高周波数帯域は type II b 線維の活動に対応するといわれている¹⁾. Shochina ら¹⁴⁾も低周波数帯域は遅筋系の活動を反映し, 高周波数帯域は速筋系の活動を反映すると報告している. このように活動に参加する筋線維タイプもパワースペクトルに影響を及ぼす因子であると考えられるが, 低周波および高周波帯域を区分する周波数は研究者ごとに異なっており, 一致した見解を得ていない¹⁵⁾. そこで今回, 周波数帯域における変化の違いを検討するために 15 周波数帯域に分割し, IEMGT 前後で 2 本の回帰直線のなす

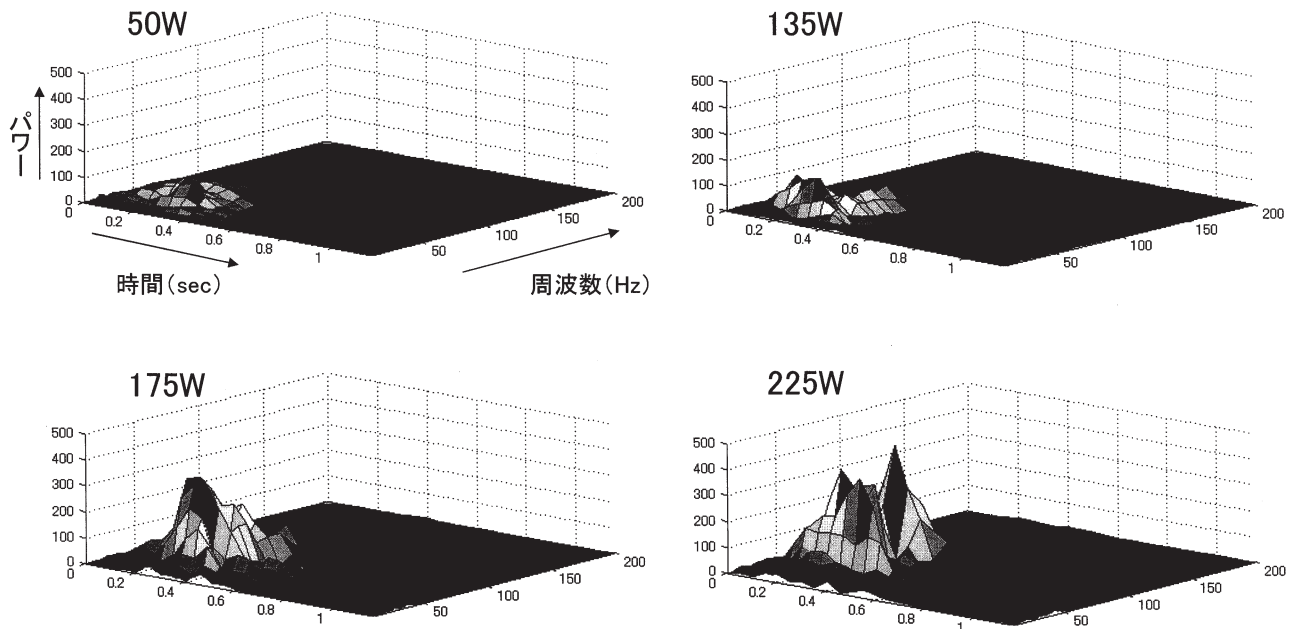


図3 典型例における power spectrum の変化

表2 各周波数帯域における IEMGT 前後の回帰直線のなす角の比較 (3 周波数帯域)

周波数帯域 (Hz)	12.5 ～ 66.0	66.1 ～ 132.0	132.1 ～ 200
回帰直線のなす角 (度)	9.6 ± 3.1	29.2 ± 9.5	18.6 ± 5.6

* : $p < 0.05$

角を算出した。その結果、66.0 Hz から 132.0 Hz 付近が大きな変化を示し、特に 81.2 Hz から 93.3 Hz の周波数帯域が最も大きかった。これは、これらの周波数帯域において最も大きなパワーの変化が起こったことを意味する。IEMGT は運動負荷の増加に対して、筋張力を維持するために type II 線維の追加的な動員により出現する、すなわちサイズの原理による動員された筋線維タイプの変化にもとづく指標であるといわれており、81 Hz 以上の周波数帯域が type II b 線維の活動を反映するとする永田らの報告を支持する結果であると考えられる。

運動単位の動員様式以外でパワースペクトルに影響を及ぼす因子について加茂¹⁵⁾と森本ら¹⁶⁾は低周波成分の成り立ちは運動単位の同期化、群化放電に起因し、高周波成分は運動単位の非同期化と、活動に参加している運動単位の種類に起因すると報告している。運動単位の同期化傾向が大きくなるに従って、低い周波数成分が優勢になるといわれており⁴⁾、筋疲労に伴う同期化傾向の増加も低周波帯域の有意なパワーの増加に影響を及ぼしていると考えられる。しかし、今回の結果、低周波数帯域よりも高周波数帯域の方が大きな変化を示したことから、運動単位の同期化よりも動員様式の変化の方がパワースペクトルに及ぼす影響は大きいかもしれない。

インパルス発射頻度もパワースペクトルに影響を及ぼす因子の一つであり、インパルス発射頻度の増加はパワースペクトルの高周波化をもたらす¹⁷⁾。運動単位のスパイク発射頻度は筋線維タイプによって異なり、大腿四頭筋では type I 線維から記録した運動単位のインパルス発射頻度は 6 ~ 20 Hz で、type II 線維から記録された発射頻度 (16 ~ 50 Hz) と異なることが報告されている¹⁸⁾。しかし、インパルス発射頻度は筋線維タイプだけではなく、筋の収縮様式¹⁹⁾や運動負荷の種類²⁰⁾などさまざまな因子の影響を受けるため、パワースペクトルによる周波数帯域とインパルス発射頻度との関係については明らかにされていない。漸増運動負荷中では運動負荷の増大に伴い、インパルス発射頻度が高くなることは報告されており²⁰⁾、今回の有意な傾きの増加にインパルス発射頻度の上昇が関与していることは十分に考えられるが、どの周波数帯域にどの程度の影響をおよぼしているかを推測することは現段階では困難である。よって、今後の課題としてさらに検討していく必要があると考えられる。

実験 II²¹⁾

【目的】

静的運動による筋疲労ではパワースペクトルの低域化に伴い、平均周波数 (mean power frequency: 以下 MePF) が低下することが報告されている²²⁾。実験 II の目的は等速性運動を用いた反復性疲労試験中の表面筋電図をウェーブレット変換を用いて周波数解析を行い、動的な収縮による筋疲労時の周波数特性を明らかにすることである。

【対象および方法】

対象は本実験の目的を理解し、同意を得た健康男性 8 名とした。

方法は CYBEX770-NORM (CYBEX 社製) を用いて角速度 180 deg/sec で最大努力による右膝の屈伸運動を連続 30 回施行し、内側広筋の表面筋電図と伸展運動によるピークトルクを測定した。なお運動範囲は 0 度 ~ 90 度とした。

表面筋電図の測定には MyoSystem1200s (Noraxon 社製) を使用した。電極間距離は 3 cm で十分な皮膚処理後に筋線維と平行に電極を貼付した。サンプリング周波数は 1 kHz とし、MyoResearch98 (Noraxon 社製) を用いて A/D 変換を行った。そして、MATLAB Ver. 6.1 に取り込み、Gabor 関数を用いた連続ウェーブレット変換による時間周波数解析を行った。なお解析周波数帯域は 12.5 ~ 200 Hz とし、1 回の伸展運動中のデータを

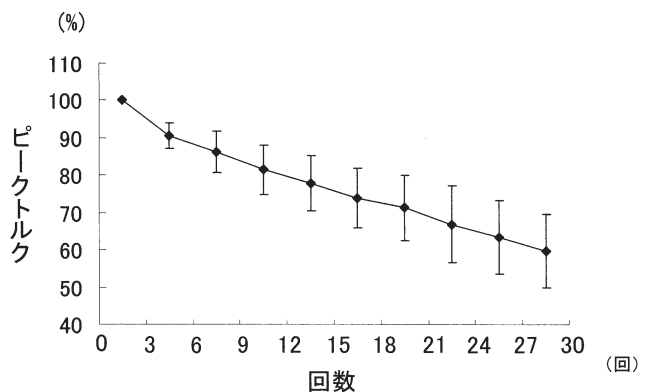


図 4 ピークトルクの相対的变化

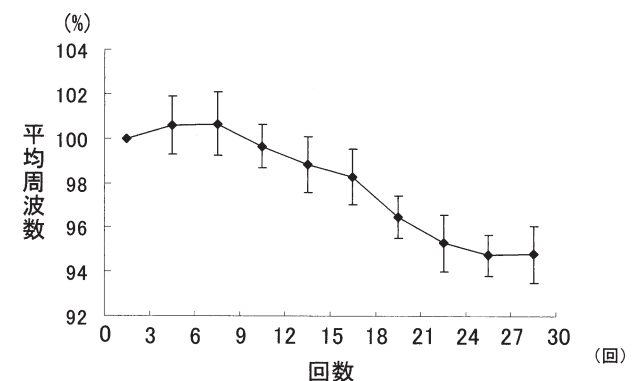


図 5 平均周波数の相対的变化

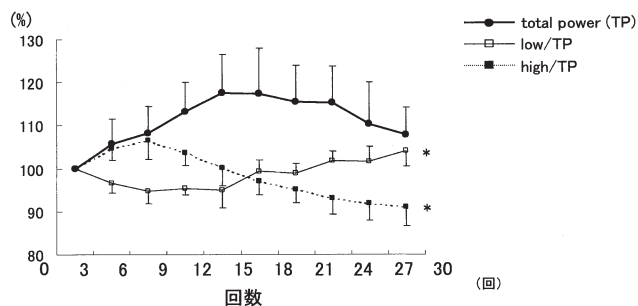


図6 パワーの総和、パワーの総和に対する低周波帯域および高周波帯域の割合の相対的变化

平均値±標準偏差を示す。パワーの総和 (TP) は開始時より15回目までは増加したが、その後わずかに減少した。パワーの総和に対する低周波数帯域の割合 (LF/TP) は12回目までは減少したがその後増加した。パワーの総和に対する高周波数帯域の割合 (HF/TP) は6回目まではわずかに増加したがその後減少した。統計学的検定では一元配置分散分析においてLF/TP, HF/TPには有意差を認めた (*は一元配置分散分析の結果を表す: $p < 0.05$)。TPには有意差は認められなかった。

0.05秒間隔で解析した。そして45 Hz以下を低周波帯域, 75 Hz以上を高周波帯域とし, 1回の収縮ごとのMePF, パワーの総和 (total power: 以下TP), TPに対する低周波帯域 (以下LF/TP) および高周波帯域の割合 (以下HF/TP) を算出した。周波数解析により得られたデータとピークトルクは3回の収縮ごとに平均値を算出し, 30回の伸展運動にてそれぞれ10個のデータを得た。そして, 1~3回目の値を100%として正規化し, その変化を検討した。統計学的検定には一元配置分散分析を用い, 有意水準は5%とした。

【結果】

Cybox770によって算出されたピークトルクは回数に伴い直線的に低下する傾向を示し, その低下率は平均 $40.4 \pm 11.0\%$ (平均±標準偏差) であった (図4)。

MePFは開始時より9回目までは増加したがその後徐々に減少し, 終了時には平均 $94.8 \pm 3.6\%$ まで減少した (図5)。TPは開始時より15回目までは増加したが, その後はわずかに減少した。LF/TPは開始直後から12回目までは減少したが, その後増加し, 終了時には平均 $104.1 \pm 10.1\%$ となった。逆にHF/TPは6回目まではわずかに増加したが, その後減少し, 終了時には平均 $91.1 \pm 12.8\%$ まで減少した (図6)。統計学検定では分散分析の結果, MePF ($F = 10.835$, $p < 0.0001$), LF/TP ($F = 3.974$, $p = 0.0014$), HF/TP ($F = 7.008$, $p < 0.0001$) には有意差を認めたが, TPには有意差は認められなかった。

【考察】

今回の結果, MePFは回数の増加に伴い有意に低下し,

動的収縮を用いて疲労試験を行った過去の報告^{22, 24)}と同様の結果となった。パワースペクトルが筋疲労に伴い低域化する原因としていくつかの因子が報告されているが, 乳酸などの代謝産物の蓄積が筋内pHの低下を引き起こし, MFCVが低下した結果, 運動単位活動電位のシェイプが緩やかになるためと考えられている^{5, 25, 26)}。運動中の乳酸産生には筋への血流量が大きな影響を及ぼすと考えられるが, 筋内の血流動態は収縮形態によって異なった反応を示す。静的収縮時の筋血流量は筋の運動強度に関係し, 運動強度が高まると筋への血液流入が阻害され, ある強度以上では血流が完全に停止する²⁷⁾。これに対し, 動的収縮では収縮間の弛緩期により血管への機械的圧迫が解放され, 血流量が変動する²⁸⁾。Matsudaら²⁴⁾は50% MVCでの運動負荷で等尺性収縮と等張性収縮で疲労試験を施行し, 等尺性収縮では回数の増大とともにMFCVが低下したのに対し, 等張性収縮では有意な変化を示さなかったと報告している。これは, 動的な収縮では筋内の血流は維持され, 乳酸の産生によるpHの低下が抑制されたためと考えられる²⁹⁾。これらの結果から, 動的な収縮時のMePFの低下はMFCVの低下のみでは説明できないと考えられる。

運動単位の活動様式もパワースペクトルに影響を及ぼす因子の一つである。運動単位の動員とインパルス発射頻度が減少すると平均周波数は低下する³⁰⁾。また, 運動単位の動員と周波数帯域との関係について遅筋線維 (以下type I 線維) は低周波数帯域を, 速筋線維 (以下type II 線維) は高周波数帯域を反映すると言われている^{1, 14)}。一般的に, 運動単位の動員はサイズの原理に従うとされるが¹³⁾, 最大収縮ではこのサイズの原理が適応されず, 最初から多くのType II 線維が動員されていると考えられる。今回の結果, LF/TPは15回目まで減少し, その後増加した。逆に, HF/TPは9回目までは増加したが回数の増加に伴い減少した。運動開始後, 一時的にLF/TPが減少しHF/TPが増加した理由として, 追加的なtype II 線維の動員とインパルス発射頻度の増加が考えられる。Sale²⁰⁾は同じ最大筋力を発揮する場合でも運動負荷の種類により最大発射頻度が異なる事を報告しており, 今回のような急激に最大筋力を発揮させる負荷では運動開始時には全ての運動単位は動員されておらず, さらに発射頻度も最大ではなかったと考えられる。よって, 回数の増加に伴い, 発揮筋力の低下を補うために追加的なtype II 線維の動員とインパルス発射頻度の増加が起こり, その結果, 一時的にLF/TPが減少しHF/TPが増加したと考えられ, これはMePFの結果と一致するものであると思われる。

Moritaniらは, 筋内微小電極や運動単位decomposi-

tionを用いて最大張力発揮時の運動単位の動員とインパルス発射頻度の変化を測定し、筋疲労に伴って、運動単位の動員数や平均発射頻度が徐々に低下することを報告している^{30,31)}。エネルギー代謝の点においてtype I線維は酸化酵素活性も高く有酸素性代謝によるエネルギー獲得に適しており、持続的緊張の維持に有利である。それに対し、type II線維は解糖系酵素活性が高く細胞内のグリコーゲン貯留も多いことから無酸素性エネルギー代謝による作動に適しており、瞬発的収縮力を発揮できるがその反面疲労しやすい特徴をもつ³²⁾。よって、最大収縮下では運動開始直後から多くのtype II線維が動員され、さらに追加的な動員により最大筋力を発揮しようとするが、その易疲労性の特徴から回数の増大に伴い筋収縮に参加できなくなり、その結果HF/TPが減少したと考えられた。

運動単位の同期化も発揮張力を調節するメカニズムの1つである。生理学的な緩徐な随意筋力発揮では活動する運動単位相互が同期化して放電することはないが、急に大きな筋力を発揮する場合³³⁾、筋疲労時³⁴⁾あるいは筋力トレーニング³⁵⁾などの条件下では運動単位の同期化放電が認められている。Yaoら⁴⁾は運動単位の同期化と周波数との関係について運動単位の同期化傾向が大きくなるに従って、MePFは低周波数方向へ移行し、低い周波数成分が優勢になることを報告している。また、加茂¹⁵⁾と森本ら¹⁶⁾はパワースペクトルにおいて振幅が落ち込む周波数を求め、その周波数を遮断周波

数として抽出した高周波成分は非伝導性、低周波成分は伝導性を示すと報告している。すなわち、低周波成分の成り立ちは運動単位の同期化、群化放電に起因し、高周波成分は運動単位の非同期化と、活動に参加している運動単位の種類に起因するものと考えられる。Type I線維を支配している運動単位は、低頻度で電位変化(後過分極電位)の持続時間が長いことが知られており³⁶⁾、このことは運動単位の同期化が起きやすいことを意味する。これは、運動単位の同期化が低周波成分を増加させることをさらに支持するものと考えられる。これらのことから、回数の増加に伴い、type II線維の動員の減少がHF/TPの減少を引き起こし、最大筋力を補償するためにtype I線維の同期化が増加した結果、LF/TPの増加を引き起こしたと考えられた。

実験Ⅲ³⁷⁾

【目的】

筋力は筋の断面積に比例するといわれており³⁸⁾、ACL再建術後の筋力に関する多くの研究では、筋萎縮と筋力の関係すなわち筋の形態学的な視点から検討が行われてきた。しかし、臨床においては、逆に筋萎縮が残存しているにもかかわらず筋力の左右差をほとんど認めない、すなわち筋萎縮の程度と筋力が解離した症例も認められ、正常筋と比較すると再建術後の筋では、神経・筋機能に変化し、運動単位の動員様式やインパルス発射頻度などの活動様式が異なっていると考えられる。

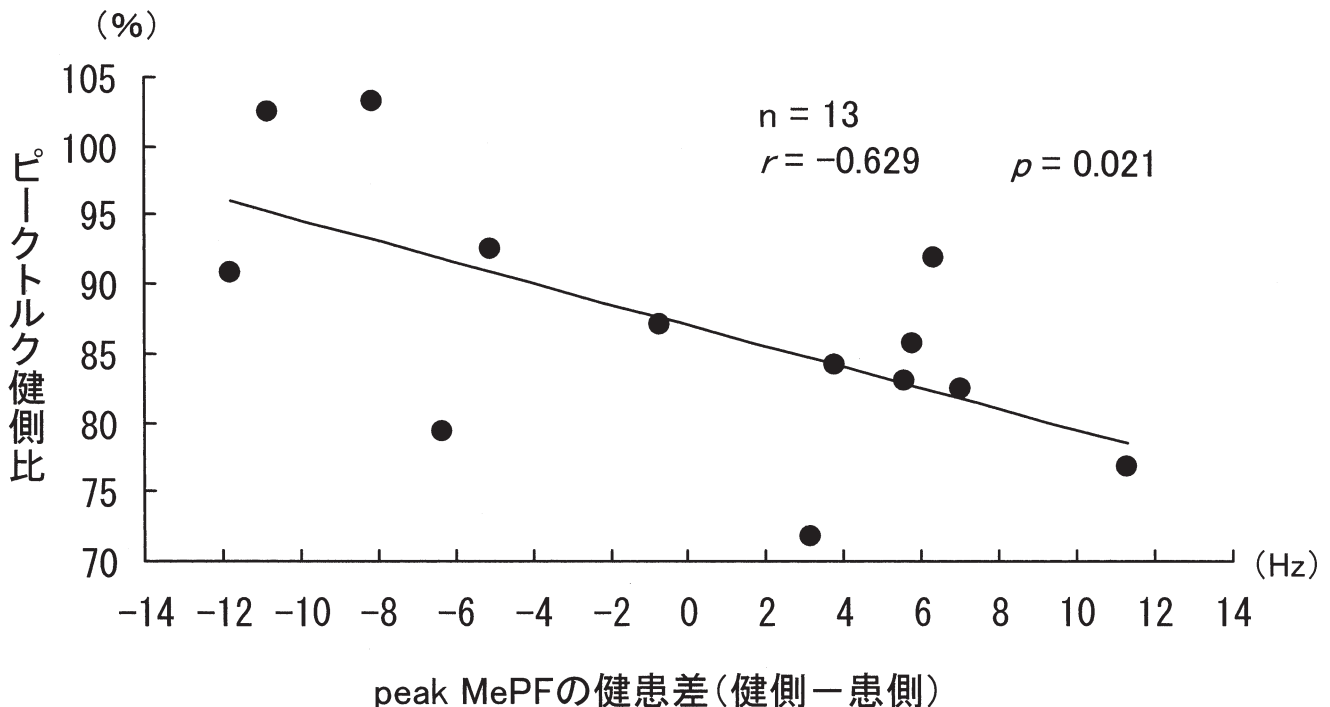


図7 peak MePFの健患差とピークトルクの健側比との関係

実験Ⅲの目的はスポーツ復帰が可能となったACL再建術後患者の等速性運動中の筋活動パターンの特徴を明らかにすることである。

【対象及び方法】

当院にて半腱様筋・薄筋腱による鏡視下ACL再建術を施行され、スポーツ活動が可能となったACL再建術後患者13例（男性9例、女性4例、手術から測定までの期間：平均42ヶ月±31ヶ月）を対象とした。

方法はCYBEX770-NORM（CYBEX社製）を用いて、角速度 60 deg/sec で最大努力による膝伸展運動を3

回施行し、同時に内側広筋の表面筋電図を測定した。表面筋電図の測定にはMyoSystem1200s（Noraxon社製）を使用した。電極部位は大腿内側で膝蓋骨上縁より7 cm近位部とし、電極間距離3 cmで十分な皮膚処理後に筋線維と平行に貼付した。サンプリング周波数は1 kHzとし、MyoResearch98（Noraxon社製）を用いてA/D変換を行った。そして、MATLAB Ver. 6.1に取り込み、Gabor関数を用いた連続ウェーブレット変換による時間周波数解析を行った。解析周波数帯域は12.5～200 Hzとし、1回の伸展運動中のデータを0.05秒間隔で解析し、ピークトルク発揮時（0.25秒間）の平均周波数（以下peak MePF）の平均値を算出した。また、超音波装置（LOGIQ α 100、横河メディカル社製）の5 MHz リニア型プローブを用いて内側広筋の電極貼付部位の筋厚を測定した。なお、測定肢位は仰臥位での膝伸展位とし、十分に筋を弛緩させた状態で一人の検者が測定を行った。

分析はまず健側と患側においてピークトルクおよび筋厚を対応のあるt検定を用いて比較した。そして、peak MePFの健患差とピークトルクの健側比との関係についてピアソンの相関係数を用いて検討した。さらに、スポーツ復帰の目安とされるピークトルクの健側比が90 %以上の群と90 %以下の群に分類し、peak MePFと筋厚の健患差を対応のないt検定を用いて比較した。なお、統計学検定における有意水準は5 %とした。

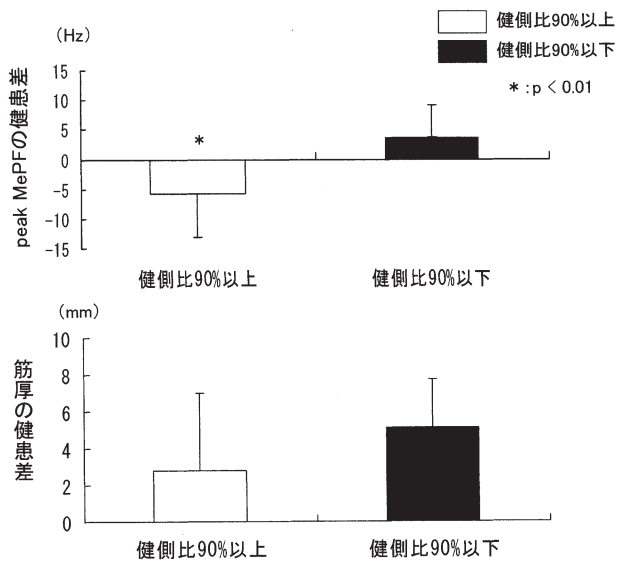


図8 ピークトルクの健側比が90 %以上と90 %以下の群のpeak MePFと筋厚の健患差の比較

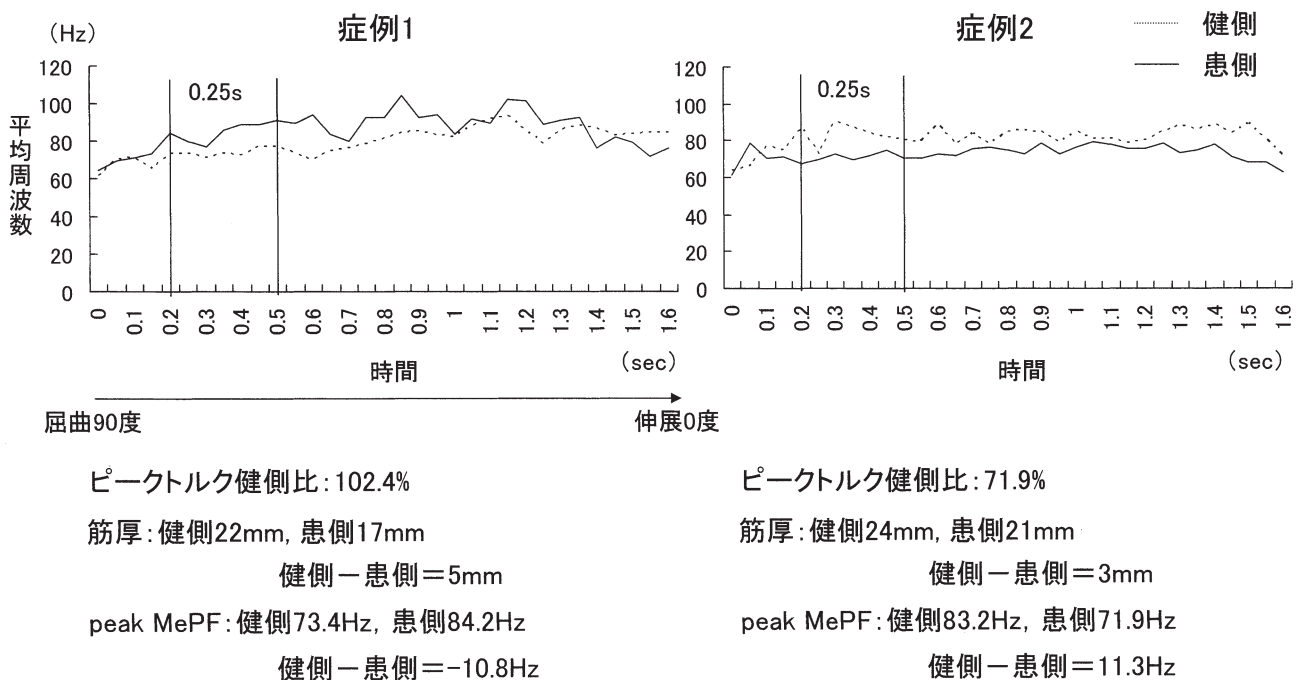


図9 ピークトルクの健側比が高値を示した例と低値を示した例のpeak MePFの変化と筋厚の健患差

【結果】

ピークトルクは健側が 192.7 ± 53.4 Nm, 患側が 167.8 ± 50.6 Nm であり患側の有意な低下を認めた ($p < 0.01$). 筋厚も健側が 27.0 ± 5.0 mm, 患側が 22.8 ± 4.8 mm であり有意に患側の方が低値を示した ($p < 0.01$). ピークトルク発揮角度は健側が 68.0 ± 5.2 度, 患側が 66.1 ± 6.6 度であった. また, ピークトルクの健側比は 87.0 ± 9.2 %, 筋厚の健患差は 4.2 ± 3.3 mm であった.

peak MePF の健患差とピークトルクの健側比との間には有意な負の相関関係を認め ($r = -0.629$, $p < 0.05$), ピークトルクの健側比が低いほど peak MePF の健側との差も大きく, 健側比が 90 % に近づくに伴い peak MePF の差が減少し, 健側比が 90 % 以上の被検者では, 逆に患側の peak MePF の方が高い傾向を示した (図 7).

ピークトルクの健側比が 90 % 以上の群は 5 名, 90 % 以下の群は 8 名であった. peak MePF は 90 % 以上の群では 5 名中 4 名が患側の方が高い値を示し, 90 % 以下の群では 8 名中 5 名が健側の方が高い値を示した. 両群間の比較では統計学的に有意差を認めた ($p < 0.05$). 筋厚の健患差では両群間の間に有意差は認めなかった (図 8).

図 9 にピークトルクの健側比が高値を示した例と低値を示した例の筋厚の健患差と peak MePF を示す. 被検者 1 では健側比が 100 % を超えていたが, 筋厚は患側の方が 5 mm 少なかった. しかし, peak MePF は患側の方が 10.8 Hz 高い値を示した. 被検者 2 では健側比は 71.9 % であり, 筋厚は患側の方が 3 mm 少なかった. peak MePF も患側の方が低値を示し, その差は 11.3 Hz であった.

【考察】

今回の結果, peak MePF の健患差とピークトルクの健側比との間には有意な負の相関関係を認め, ピークトルクの健側比が 90 % 以下の群では健側の方が peak MePF が高かったのに対し, 健側比が 90 % 以上の群では患側の方が peak MePF が高かった. これらの結果から, ピークトルクの健側比が高くなるためには, 患側の peak MePF の高周波化が重要な要因であると考えられる.

MePF に影響を及ぼす因子として先ほど述べた MFCV が挙げられる 5). MFCV は筋線維の直径, 速筋線維の割合および速筋線維の占有面積率と直線的な相関があるといわれている^{39, 40)}. しかし, 今回の被検者は有意に筋厚が減少しており, 筋線維径は健側と比較すると小

さいと考えられ, ピークトルクの健側比が高かった群の peak MePF の高周波化は MFCV の違いでは説明不可能である.

随意的な筋収縮時には運動単位の動員とインパルス発射頻度の相互作用により筋張力を調節している. このような運動単位の活動様式も MePF に影響を及ぼす因子であり, 収縮に参加している運動単位数²⁾, 発射頻度¹⁷⁾, 速筋線維の動員の増加^{11, 14)} は MePF の高周波化を引き起こすといわれている. これらのことを考慮すると, 今回の研究ではどの因子がどの程度影響を及ぼしているかは明らかにすることはできないが, 筋萎縮の残存している ACL 再建術後の内側広筋では, 健側と比較すると最大筋力発揮時の運動単位の活動様式が異なっていることが示唆された.

ACL 不全患者あるいは再建術後患者を対象として周波数解析を用いて分析を行った研究がいくつか報告されている⁴¹⁻⁴³⁾. これらの報告では ACL 不全膝あるいは再建術後 4 ヶ月の時点で患側の内側広筋の MePF は低周波数帯域に移行していたとしており, 今回の研究では過去の報告とは異なった結果となった. 今回の研究の被検者は過去の報告と比較すると再建術から測定までの期間が長く, 一定期間の術後リハビリテーションを終了し, 現在スポーツ活動が可能となっている. 筋力トレーニングに対する神経・筋の適応に関する研究は報告されているが^{44, 45)}, これらの多くは正常な筋を対象としており, 萎縮を呈した筋の神経系の適応機序はいまだ不明の部分が多い. また, 長期間のトレーニングによる神経的要因の変化に関する報告は少なく, 術後早期に認められた平均周波数の低周波化がいつ高周波化するのか, あるいは症例によって高周波化したり, 低周波数のまま変化しない原因などその詳細なメカニズムは不明である. ACL 損傷後の筋萎縮は活動性の低下のみでなく, 固有受容性の変化による関節原性の抑制も原因の一つであることが報告されており⁴⁶⁾, これらの因子が萎縮筋に特有な神経系の適応に影響を及ぼしているのかもしれない.

【動的な収縮時の周波数解析の今後の課題】

動的な収縮時の筋電図周波数解析における問題点として, まず筋線維に対する電極位置の変化が挙げられる. 静的な収縮では筋長が変化しないため, ほぼ同一部位の筋活動を測定することが可能であるが, 動的な収縮では, 筋長が変化するため運動開始時と終了時では, 異なった部位の筋活動を測定していると考えられる. また, 筋長が長くなると MFCV は低下し⁴⁷⁾, 周波数も低域化することが報告されている⁴⁸⁾. よって, 周波数

解析により得られた周波数特性が筋の収縮様式の変化によるものか、あるいは、筋長の変化によるものかを考慮する必要がある。

【まとめ】

今回、動的な収縮時の周波数特性を明らかにすることを目的とし、ウェーブレット変換を用いて、1) 自転車エルゴメータを用いた漸増運動負荷、2) 最大努力による反復性等速性運動、3) ACL 再建術後患者の等速性運動中の周波数特性について検討した。この手法を用いて動的な収縮時の筋の活動様式を推測することで、今後さらに客観的な筋の質的評価に基づく理学療法を施行することが可能となることが考えられる。今後、周波数に及ぼす電極位置の変化やその特性について検討し、周波数解析から得られる情報を吟味していく必要がある。

【文 献】

- 1) 永田晟, 室増男: 表面筋電パワー・スペクトルのパターン分類. 人間工学 18: 34-42, 1982
- 2) Desmedt JE, Godaux E: Progress in Clinical neurophysiology. Desmedt (Ed.) Vol.10. karger, Basel, p5, 1983
- 3) Moritani T, Muro M: Moter unit activity and surface electromyography power spectrum during increasing force of contraction. Eur J Appl Physiol 56: 260-265, 1987
- 4) Yao W, Fuglevand RJ, Enoka RM: Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. J Neurophysiol 83: 441-452. 2000
- 5) Lindstrom L, Magnusson R, Petersen I: Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. Electromyography 10: 341-356, 1970
- 6) 吉田広行: ウェーブレット変換の基礎とコンピュータ支援診断への応用 第一部. 日本放射線技術学会雑誌 52: 18-26, 1996.
- 7) 加藤浩, 藤野英次郎, 上島隆秀, 城石晴子, 時枝美貴, 高杉紳一郎, 神宮司誠也, 野口康男, 岩本幸英: 歩行解析における股関節中殿筋の質的評価の試み— wavelet 変換による動的周波数解析—. 理学療法学 26: 179-186, 1999
- 8) 加藤浩, 神宮司誠也, 高杉紳一郎, 岩本幸英, 吉村理, 新小田幸一: 股関節疾患患者における股関節中殿筋の組織学的・筋電図学的特徴—筋線維タイプと筋電図パワースペクトルとの関係—. 理学療法学 29: 178-184, 2002
- 9) 加藤浩, 神宮司誠也, 宮崎明雄, 吉村理, 新小田幸一: 廃用性筋萎縮の表面筋電図周波数解析—FFT から wavelet 変換へ—. 総合リハ 30: 1025-1036, 2002
- 10) 山田英司, 加藤 浩, 宮本賢作, 田中聡, 森田伸, 田仲勝一, 乗松尋道: 自転車エルゴメータ駆動中における大腿直筋のウェーブレット変換による筋電図周波数解析— IEMGT 前後における各周波数帯域の比較—. 理学療法学 30: 357-361, 2003
- 11) 山田英司, 赤坂清和, 宮本賢作, 田中聡, 江村武敏: 筋電図積分値から算出した作業閾値と換気性作業閾値との関係について—被験筋の違いによる比較—. 理学療法学 28: 20-24, 2001
- 12) Nagata A, Muro M, Moritani T, Yoshida T: Anaerobic threshold determination by blood lactate and myoelectric signals. Jpn J Physiol 31: 585-597, 1981.
- 13) Henneman E, Somjen G, Carpenter DO: Functional significant of cell size in spinal motoneurons. J Neurophysiol 28: 560-580, 1965
- 14) Schochina M, Vatine JJ, Mahler Y, Gonen B, Magora A: Effect of filter setting on the electromyographic parameters of muscles contracting to fatigue. Electromyogr Clin Neurophysiol 29: 3-8, 1989
- 15) 加茂美冬, 森本茂: 表面筋電位の振幅スペクトラムに観られる周波数帯域を分割する境界周波数. 体力科学 49: 171-182, 2000
- 16) 森本茂, 加茂美冬: 単一運動単位の活動電位波形の表面筋電位構成への貢献. 体力科学 49: 157-170, 2000
- 17) Frederiksen AF, Jesper R: The motor unitfiring rate and power spectrum of EMG in humans. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 70: 68-72, 1988
- 18) 森谷敏夫: 運動と筋. 最新運動生理学. 宮村実晴 (編). 東京, 真興交易医書出版部, pp 27-39, 1996
- 19) Moritani T, Muramatsu S, Muro M: Activity of motor units during concentric and eccen-

- tric contractions. *Am J Phys Med* 66: 338-350, 1988
- 20) Sale DG: Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sport Exer* 20: 135-145, 1988
- 21) 山田英司, 加藤浩, 宮本賢作, 田中聡, 森田伸, 田仲勝一, 乗松尋道: ウェーブレット変換を用いた等速性運動中の筋電図周波数解析ー 30 回反復による筋疲労時の周波数特性ー. *理学療法学* 30: 391-396, 2003
- 22) DeLuca CJ: Myoelectric manifestations of localized muscular fatigue in humans. *CRC Critical Review in Biomedical Engineering* 11: 251-279, 1985
- 23) Komi PV, Tesch P: EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *Eur J Appl Physiol* 42: 41-50, 1979
- 24) Masuda K, Masuda T, Sadamoto T, Inaki M, Katsuta S: Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 9: 39-46, 1999
- 25) Sadoyama T, masuda T, Miyata H, Katsuta S: Relationship between muscle fiber conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction. *Eur J Appl Physiol* 51: 247-256, 1983
- 26) Arendt-Nielsen L, Mills KR, Forster A: Changes in muscle fiber conduction velocity, mean power frequency, and mean EMG voltage during prolonged submaximal contractions. *Muscle Nerve* 12:493-497, 1989
- 27) Sadamoto, T, Bonde-Petersen F, Suzuki Y: Skeletal muscle tensions, flow pressure, and EMG during sustained isometric contractions in humans. *Eur J Appl Physiol* 51: 395-408, 1983
- 28) Kagaya A, kuno M: Brachial arterial blood flow, measured using Doppler ultrasound method, and blood pressure during static handgrip contraction at different exercise intensities. *J Exerc Sci* 3: 13-20, 1993
- 29) Sjogaard G: Muscle fatigue. In the *Medicine and sports science review*, vol.23. Hebbelinks M, Shephard RJ (Ed). Karger, Basel, 99-109, 1987
- 30) Moritani T, Muro M, Nagata A: Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol* 60: 1179-85, 1986
- 31) 森谷敏夫: 筋と疲労. *体育の科学* 42: 335-341, 1992
- 32) Burke, RE: Moter unit properties and selective involvement in movement. In the *Exercise Sciences Reviews*, Wilmore JH (Ed), Academic press, pp 31-81, 1975
- 33) Hakansson CH: conduction velocity and amplitude of action potential as related to circumference in the isolated fiber of frog muscle. *Acta physiol scand* 37: 14-34, 1956
- 34) Person RS, Kudina LP: Cross-correlation of electromyograms showing interference patterns. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 25: 58-68. 1968
- 35) Person RS, Mishin LS: Auto and cross corration analysis of the electrical activity of muscle. *Med Electron Biol Engin* 2: 155-159, 1964
- 36) Kernell D: The limits of firing frequency in cat lumbosacral motoneurons prosssessing different time course of after hyperpolarization. *Acta physiol scand* 65: 87-100, 1965
- 37) 山田英司, 加藤浩, 田中聡, 森田伸, 田仲勝一, 宮本賢作, 辻伸太郎, 真柴賛, 五味徳之, 森諭史, 乗松尋道: ウェーブレット変換を用いた前十字靱帯再建術後患者のピークトルク発揮時の筋電図周波数解析. *PT ジャーナル* 37: 999-1004, 2003
- 38) Close RI: Dynamic properties of mammalian skeletal muscle, *Physiol Rev* 52: 129-197, 1972
- 39) Troni W, Cantello R, Rainero T: Conduction velocity along human muscle fibers in situ. *Neurology* 32: 1453-1459, 1983
- 40) Sadoyama T, Masuda T, Miyata H, Katsuta S: Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. *Eur J Appl Physiol* 57: 767-771, 1988
- 41) 金子文成, 大成浄志, 浦辺幸夫, 川口浩太郎, 三

浦雅史, 月坂和宏, 尾方恵子: 萎縮筋の最大随意収縮時における筋活動動態の筋電図学的検討. 理学療法の基礎 1: 11-16, 1997

- 42) Nakamura T, Kurosawa H, Kawahara K, Watanari K, Miyashita H: Muscle fiber atrophy in the quadriceps in knee-joint disorders. Histochemical studies on 112 cases. *Acta Orthop Trauma Surg* 105, 163-169, 1986
- 43) McNair PJ, Wood GA: Frequency Analysis of the EMG from the quadriceps of anterior cruciate ligament deficient individuals. *Electromyogr clin Neurophysiol* 33, 43-48, 1993
- 44) Moritani T, Devies HA: Neural factor versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med* 58, 115-130, 1979
- 45) Moritani T, Devies HA: Potential for gross muscle hypertrophy in older man. *J Gerontol* 35, 672-682, 1980
- 46) Konishi Y, Fukubayashi T, Takeshita D: Possible mechanism of quadriceps femoris weakness in patients with ruptured anterior cruciate ligament. *Med Sci Sport Exer* 34: 1414-1418, 2002
- 47) Morimoto S: Effect of length change in muscle fiber on conduction velocity in human motor units. *Jpn J Physiol* 36: 773-782, 1986
- 48) Porvin JR: Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing muscle contractions. *J Appl Physiol* 82: 144-51, 1997

Frequency analysis of surface electromyography using wavelet transform during dynamic contraction.

Eiji YAMADA, PT¹⁾, Hiroshi KATOH, PT²⁾, Satoshi TANAKA, PT¹⁾, Shin MORITA, PT¹⁾, Shouichi TANAKA, PT¹⁾

Kensaku Miyamoto³⁾, Satoshi Mori, MD, PhD³⁾, Hiromichi Norimatsu, MD, PhD³⁾

1)Department of Rehabilitation, Kagawa Medical University Hospital

2)Department of Physical Therapy, School of Health Science, Kibi International University

3)Department of Orthopedic Surgery, Kagawa Medical University Hospital

Abstract: This paper describes 1) changes in frequency characteristics of the rectus femoris muscle before and after IEMGT during incremental exercise, 2) the frequency characteristics of muscle fatigue during thirty repetitive maximum isokinetic contractions, and 3) the relationships of frequency characteristics with peak torque and muscle atrophy after anterior cruciate ligament reconstruction.

The results of the first experiment demonstrated that the inclinations of regression lines significantly increase in all the frequency ranges before and after IEMGT. The angles were smaller in the range from 66.0 Hz to 132.0 Hz, being centered between 81.2Hz and 93.3Hz. The data of frequency analysis with wavelet transform showed that IEMGT resulted in additional recruitment of type II fibers following size principle.

The results of the second experiment demonstrated that mean power frequency had a tendency to decline as the number of contractions increased over time. Total power increased during the first half of the contractions, but decreased slightly subsequently. The ratio of low frequency range against total power decreased just after the beginning of the tests but increased after that. However, the ratio of high frequency range against total power showed a tendency to decrease. From these results, it is possible to capture the changes of frequency characteristics in dynamic contraction with wavelet transform, which cannot be analyzed using traditional methods.

The result of the third experiment showed that a significant negative relationship exists between the ratio of affected side to the unaffected one of peak torque and the difference of the mean power frequency at peak torque. This suggests that the shift to the high frequency band of mean power frequency is an important factor in increasing the ratio of affected side to the unaffected one of peak torque.

ミニレビュー

身体不活動による運動機能低下に関する電気生理学的研究

- 経頭蓋磁気刺激による皮質運動領域興奮性の検討 -

金子文成¹⁾

キーワード： 不活動・経頭蓋磁気刺激・運動誘発電位・H反射・筋電図

1. はじめに

臨床では、何らかの原因により身体活動量が低下し、廃用性の身体機能変化を有する症例を治療の対象とすることが多い。従って、廃用性の筋出力機能低下機構を明らかにし、効果的な理学療法を構築することは、我々の分野にとって一つの重要な命題であると考ええる。

身体不活動(不活動)によって筋出力機能低下を生じる背景を研究した報告は多く、総説もいくつも見受けられる¹⁻⁷⁾。しかし、随意運動が上位中枢からの指令により発現し、多くの場合にはフィードバックループを介した閉回路で制御されているのに対し、これまでの身体不活動に関連した研究は末梢における筋量や筋の性質に関わる研究に偏っている。神経系の機能を研究対象としているものもあるが、いずれにしても、組織そのものを研究対象としているか、もしくは随意運動の環境とは異なる状況下で、ある器官の機能変化を探索しており、運動に関わる各器官が随意運動中にどのように機能しているかを検討した研究は少ない。このような背景から、我々はヒトの随意運動において筋出力機能が低下する機構を説明づけるためのデータを得ることを目標に研究を継続してきた。

2. 上位中枢では不活動により何が起きているのか

近年の生体モニタリング技術の発達により、ヒトを対象として非侵襲的に脳の活動を観察できるように

なった。そして、成人においても感覚入力状況の変化により皮質レベルで一次運動野(M1)や体性感覚野の地理的対応領域が再構築(reorganization)されることが明らかにされてきた⁸⁻¹²⁾。例えば、M1の興奮性は、慢性的な障害によるものでなくとも阻血介入によって数分のうちに変化し、阻血を終了した後は即座に回復することが示された^{13, 14)}。不活動に関係した研究として、Liepertらは足関節をギプス固定した後に、M1における前脛骨筋支配領域が縮小することを示した¹⁵⁾。逆に、Pauscual-Leoneらは小指のエクササイズを5日間実施させて、小指の支配領域が拡大したことを報告した¹⁶⁾。これら一連の研究から、M1における筋支配領域の地理的対応は、筋の使用状況に応じて容易に変化し、不使用状況下にある領域へは他の領域からの拡大侵入があるようである。ただし、不活動ではM1の上肢支配領域に関して再構築が生じなかったとする報告もあり¹⁷⁾、不活動の場合に起こるM1の再構築は切断や神経損傷の場合ほどには劇的でないのかも知れない。興奮性が増加する意味には二通りある。ポジティブに、運動学習度合いに関係している場合と、感覚入力が断たれた状況であるということである。後者は感覚入力系からの脱抑制的な入力状況を反映したものであると考える。

3. 経頭蓋磁気刺激の方法について

本稿では、不活動によって筋出力機能が低下した際に、上位運動中枢の興奮性がどのように変わっているのかを調べた我々の研究を紹介する。それに先立ち、我々が用いてきた手法として共通している経頭蓋磁気刺激(TMS)の方法を簡単に説明する。現在では、脳の活動をモニタする方法はfunctionalMRIに代表される脳機能イメージング法と脳波やTMSなどの電気生理学的手法とがある。TMSは脳活動を観察

1) 独立行政法人産業技術総合研究所
人間福祉医工学研究部門
(〒305-8566 茨城県つくば市東1-1-1)
Fuminari KANEKO, PhD, PT
TEL 0298-61-7885
FAX 0298-61-6660
E-mail: f-kaneko@aist.go.jp
(受理日 2003年9月1日)

する上で時間分解能に優れることと、出力される運動と脳活動の関係を導きやすい、電気刺激などの介入と併用しやすいなどの他、様々な長所がある。TMS は Faraday が 1831 年に発見した電磁誘導を応用したものである。頭蓋に接するように設置したコイルに素早く (0.1 msec) ピークに達するパルス電流を流すことによって、コイルの周りに磁界が起こる。誘導電流は磁場を打ち消すように誘起されるので (Lentz' s law), 生体内を流れる誘導電流は刺激コイルに流した電流とは逆向きになる。皮質一次運動野上にコイルをおいて TMS で刺激すると、空間的・時間的加重により単シナプス性に脊髄運動ニューロンを興奮させ¹⁸⁾、運動誘発電位 (MEP) が記録できる。上肢において、TMS への応答が顕著である。

磁気刺激により生じる MEP は、電気刺激による場合よりも潜時が長い¹⁹⁻²¹⁾ (図 1)。そして、麻酔下での硬膜外記録によって、TMS 後には最も潜時の短い錐体路の直接的興奮 (Direct-wave; D-wave) に引き続いて、皮質介在ニューロンや他の部位からの入力線維の興奮による間接的興奮 (Indirect-wave; I-wave) が観察されることが明らかにされた²²⁻²⁴⁾。これらのインパルス群が、末梢で一つの波として観察されたものが表面筋電図 (electromyogram: EMG) で捉えられた MEP である。サルおよびヒトを対象にしたこれらの研究の蓄積から、TMS は皮質脊髄路にシナプス結合する介在ニューロンを刺激していると理解されるようになった。そして、皮質脊髄路への介在ニューロンを刺激するために、TMS による MEP は皮質脊髄路の興奮性を反映しやすい

と考えられている^{21, 25)}。従って、試験刺激を与える時の背景条件に応じて変化する MEP は主に I-wave から構成されており、皮質脊髄路の興奮性 (錐体路細胞への入力状況) を表すと解釈できる。ただし、下腿や足部の筋から記録される MEP には、上肢を対象とした場合とは異なり、主には D-wave によって形成されるパルスが含まれていると報告されてきた^{26, 27)}。しかし、最近 Houlden ら²³⁾が報告した、TMS により誘発されたパルスを脊髄硬膜外で記録した研究では、上肢の場合と同様に²⁸⁻³¹⁾下腿の支配領域から誘発される MEP にも皮質介在ニューロンや他の部位からの入力線維の興奮による I-wave が含まれていることが示された。そして、刺激強度の増加に伴って I-wave の 5 つ目の陰性頂点 (I5-wave) までの振幅が大きくなることが明らかにされた。このことは、Terao らによっても確認されており^{25, 32)}、我々の下肢を対象とした研究では、Houlden ら²³⁾の方法に従って刺激コイルと刺激方法を決定した。

今回紹介する我々の研究ではいずれも円形コイルを使用した。左脳の M1 を磁気刺激し、右側の上肢および下肢から MEP を記録した。コイルに流す電流の方向は研究の目的に応じて決定されるが、今回は標準的刺激法で行った。すなわち、円形コイルには A 面と B 面があるが、今回は右上肢から MEP を記録したためコイルの A 面を上に向け反時計回りに電流を流し、皮質運動野を後方から前方に横断する方向へ誘導電流を誘起した。右下肢からの記録では、大脳左半球の正中矢状面を横切るように内側から外側へ誘導電流が生じるような位置で刺激した。試験刺激を実施する最適部位を探索す

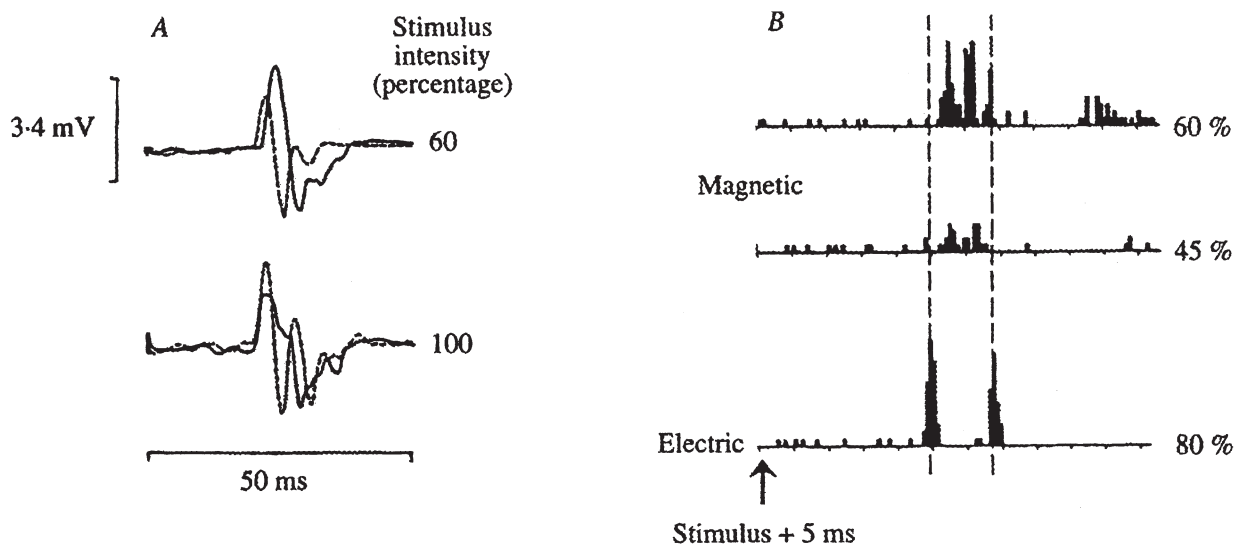


図 1. (A) TMS と電気刺激した場合の運動誘発電位の比較。連続線は TMS により誘発された波形であり、点線は電気刺激により誘発されたものである。刺激強度が 60% の時、電気刺激の誘発波形は潜時が磁気刺激の場合よりも 2ms 短い。100% では潜時が同じになる。(B) 第一背側骨間筋から記録した運動単位発火のタイミング。電気刺激の場合には発火する確立が高いのは、二つのタイミングに分かれている。TMS では、電気刺激の場合に発火確立が高い最初のピーク時から 1-2ms 遅れで、発火する確立が高くなる。

るために、国際10-20法に従って頭蓋頂 (Cz) を定め、眉間と外後頭隆起を結ぶ線と両外耳孔を結ぶ線を基準に1cm間隔でコイルを移動し、今回研究対象とした尺側手根屈筋、もしくはヒラメ筋からの応答が最も大きい部位を特定した。その最適部位において、International Federation of Clinical Neurophysiology のガイドライン³³⁾に従って運動閾値 (motor threshold: MTh) となる磁気刺激強度を決定した。MThとは、50%以上の確率で50 μ Vを超えてMEPが誘発される最低の磁気刺激強度である。このMThを基準にして実験刺激の刺激強度を決定した。

4. 不活動後には随意運動に関連する皮質内入力による一次運動野の促通効果が低下する³⁰⁾

1) 背景

諸家らの報告により、不活動によってMVC時の筋放電量の低下や、重畳単収縮力が増加することが示されてきた^{3, 34-37)}。それらの現象から、不活動による筋力低下には“大脳興奮水準の低下”が関係しているという考察が多くなされてきた。しかし、現実には大脳皮質内での機能低下を捉えた報告は、我々の検索した限りではない。随意運動中にM1を刺激することで誘発されるMEPを観察すれば、随意運動中の皮質脊髄路興奮性、すなわちその時の皮質脊髄路への入力状況を調べることができる。しかしこの興奮性は、随意運動に引き続いて生じる末梢からの感覚入力を含んだ上位中枢の興奮性ということになる。このため、末梢感覚器の機能や随意出力した運動の表出状況を含んだ結果となり、上位中枢内における機能的変化をどの程度反映したものかはわからない。そこで本研究では運動イメージ想起法を用いた。ここでは、運動イメージ想起を「過去の運動経験によって蓄えられた感覚を脳内で再現し、実際には運動出力せずに、あたかも運動を実行しているように感じること」とする。運動イメージを想起すると、現実の運動出力に関わる運動前野や補足運動野が活動することがわかっている³⁸⁻⁴¹⁾。補足運動野は記憶に基づいた運動課題を行う場合に特に関わっていることから⁴²⁾、運動イメージ想起で補足運動野が興奮することは矛盾しない。これらのことから、運動イメージ想起で脊髄興奮性が変化しないことを考え合わせると、MEPが増大するのは補足運動野などからの入力によりM1において閾下脱分極を生じていることによると考えられる²⁸⁾。また、運動イメージ想起能力は個人差があり、運動の習熟度などによっても違うことが明らかにされており⁴³⁾、運動能力と関係のある変数であるものと考ええる。このような背景により、M1よりも上位の運動領野からの入力 (皮質内入力) によるM1興奮

性が、不活動によってどのように変化するのかを明らかにするために以下の測定を行った。

2) 方法

実験群として、整形外科的治療のために手部から上腕までをギプス固定した症例8名 (21-37歳) を対象にした。ギプス固定期間は3~6週間であった。測定はギプス固定を除去した当日 (固定期, Disuse stage) と、2ヶ月間の理学療法継続後 (回復期, Recovery stage) の2回行った。また、対照群として健康な8名の成人男性を被験者として、実験群と同様の測定を実施した。被験者は安楽な椅子に着座し、肩関節および肘関節を45°程度屈曲した肢位とした。椅子の前に設置された実験用テーブルに、被験者の前腕から手部を固定した。前腕は回内・回外中間位とした。EMGを記録するために、尺側手根屈筋の筋腹に電極を貼付した。まず、実験群の筋出力能力として、随意最大筋力発揮時の筋電図を記録し、その二乗平方平均値 (EMGmvc) を計算した。EMGmvcは電極と皮膚の状態によって変動があり、繰り返し計測した絶対値を比較することはできない。そのため、正中神経を上腕部で刺激して記録した最大上M波の振幅で除すことにより基準化した値で検討した。TMSは安静時、手関節屈曲の運動イメージ想起時、MVCの10%レベルでの筋出力 (10%MVC) 時、の3条件下で行った。それぞれの試技で、最低7つの波を記録した。MEPの陰性頂点と陽性頂点間との振幅 (MEPamp) はEMGmvcと同様に最大上M波の振幅 (Mmax) で除した。また、脊髄運動ニューロンプールの興奮性を調べるために、H波を誘発した。本研究では臨床症例を対象としているため、刺激回数を少なくするために、一般に行われるH/M曲線は描画しなかった。運動ニューロンプールに含まれる細胞群のなかで、安静時にMEPが誘発された場合と同程度量の細胞群の興奮性を調べようとした。このためH波の誘発前に、あらかじめ安静時のMEPampを計測しておいた。そして、安静状態で正中神経を電気刺激し、安静時のMEPampと同程度のH波振幅 (Hamp) が観察される電気刺激強度を決定した。この刺激強度で各課題遂行時にH波を誘発した。刺激間に神経側の実質的刺激強度が変わる恐れがあるため、実験刺激と対照刺激を交互に行い、安静時のH波振幅が最初に想定した振幅から変化していないことを確認しながら実験記録を行った。TMSと電気刺激は、運動イメージ想起および10%MVCの課題から最低2秒間経過した後に実施した。

3) 結果と考察

Mmaxは3群間で統計学的有意差がなかった (図2左)。それに対してMVCは図2の右に示すように、固定期では

回復期や対照群と比較して、約50%まで低下していた。この結果から、今回の実験群では特に随意的な筋出力機能が低下していたことがわかる。MEPampについては、安静時には3群間で統計学的に有意差がなかった。それに対して、運動イメージ想起時のMEPampは、固定期において回復期および対照群と比較して有意に低下していた(図3)。10%MVCでは3群間に有意差がなかった。

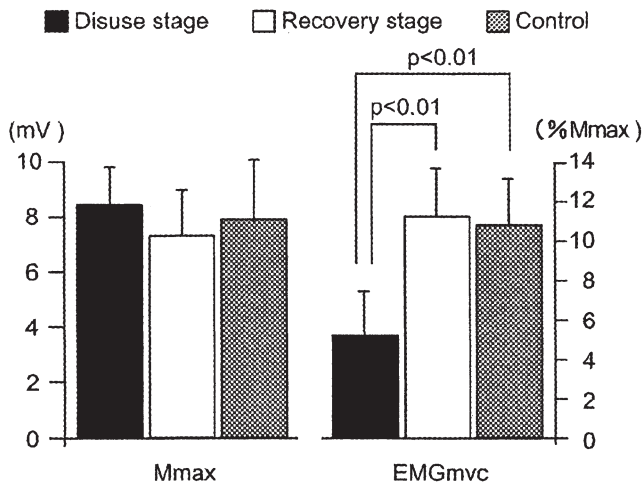


図2⁽³⁰⁾ それぞれの群におけるMmaxとEMGmvcの平均±SDを示す。Mmaxは3群間で有意差がなかったが、EMGmvcは固定期において有意に低下していた。

さらに、実験群の個人内でギプス固定の影響について検討したのが図4である。実験群の被験者も一例ずつプロットすると、例えばPatient1では、固定期でも対照群のMEPampと同様のレベルであることがわかる。しかし、個人内で比較すると、回復期にはMEPampが有意に高く、例え対照群と同様のレベルを固定期に示していたとしても、Patient1にとっては低い値であったと考えた。このようにプロットすると、8例中7例において、固定期ではMEPampが有意に低下していた。

H波は、MEPampの結果と定性的に異なっていた(図5)。すなわち、全ての条件下で誘発したH波の振幅について3群間で比較したが、有意差はなかった。HampとMEPampは、それぞれ、誘発された時の背景筋電図の大きさとの程度は直線関係にある^{29, 31, 44, 45}。従って、MEPampが固定期に低下したのは、脊髄興奮性の影響であった可能性は低いと考えた。ただし、それぞれの刺激強度を変化させた時にリクルートする運動単位は重複している細胞群とそうでない細胞群が混在しており、両者の関係は完全に直線関係にあるわけではない⁴⁶。すなわち、本研究においてTMSで刺激していた運動単位群と電気刺激で刺激していた細胞群の内訳は全く同じわけではないため、脊髄運動ニューロンプールにおける興奮性変化を完全に否定できるものではない。

MEPampに関する結果の背景を解釈するために、運動出力回路モデルを図示した(図6)。運動イメージ想起中のMEPampは、現実に運動出力はしていないものの、実際の運動出力に関わる上位中枢からM1への入力状況

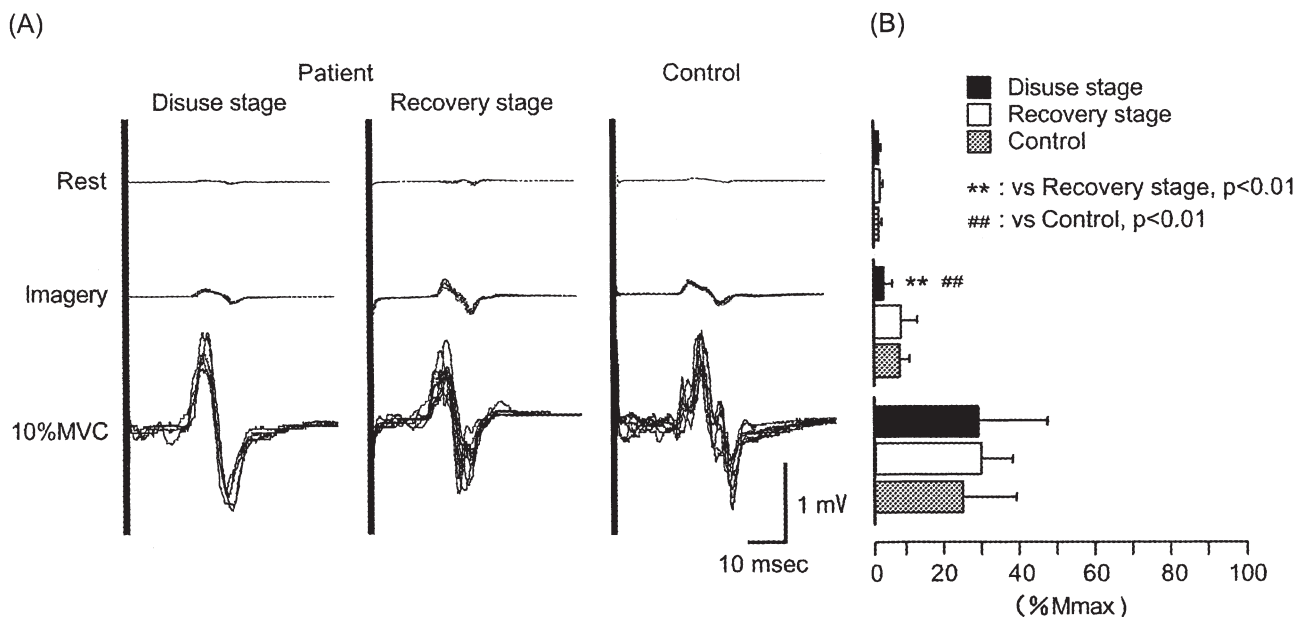


図3⁽³⁰⁾ (A) 各群の一例から記録した、安静、運動イメージ想起、10%MVC中に誘発されたMEPの重畳波形。(B) Mmaxで基準化したMEPamp。固定期における運動イメージ想起中のMEPampは、回復期および対照群と比較して統計学的有意に低下していた。

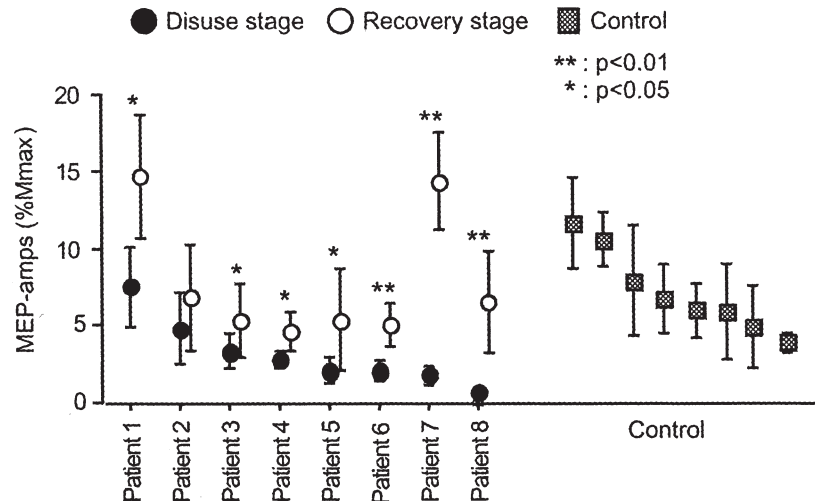


図4⁽³⁰⁾ 運動イメージ想起中に誘発したMEPampを被験者毎にプロットした。実験群については、固定期と回復期のMEPampを比較したところ、8例中7例において固定期には有意に低下していた。

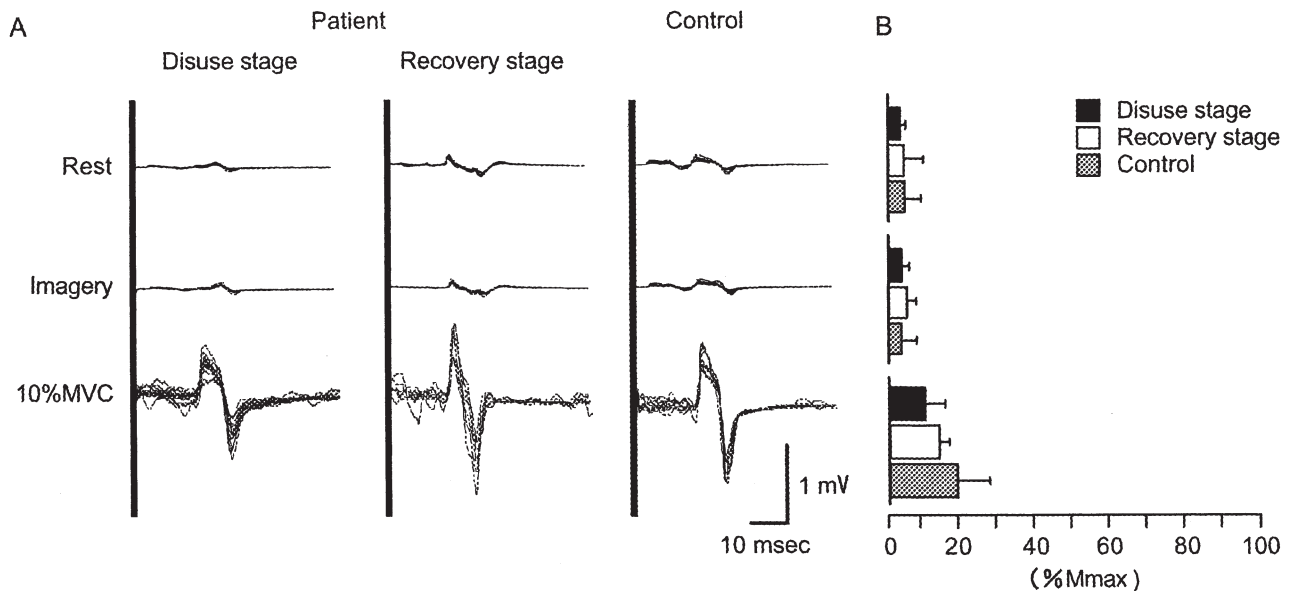


図5⁽³⁰⁾ (A) 各群の一例から記録した、安静、運動イメージ想起、10%MVC中に誘発したH波の重畳波形。(B) Mmaxで基準化したHamp。3群間に統計学的有意差はなかった。

を反映する。この時のM1興奮性は、実際にMVCの5%程度の筋収縮を行った時に同等であるともいわれ²⁸⁾、皮質内の活動様態は拮抗筋との相反性や運動選択性の側面からも筋収縮中の状態と近いことが明らかにされている⁴⁷⁻⁵³⁾。

結論として本研究では、補足運動野などの現実の運動遂行に関わる部位からの皮質内入力によるM1の促通効果が、不活動により低下することが明らかになった。そして、その促通効果の低下は、諸家らの報告から、筋出力機能の低下と関わりがあるものと推察する。

5. 不活動に伴う筋出力調節能力低下に伴う皮質脊髓路の興奮性変化⁵⁸⁾

1) 背景

関節固定などの不活動後には、臨床症例から“力を入れているのかがわからない”という筋感覚が低下した訴えと、筋出力中に筋が震えるという現象を見受けられることが多い。このような主観的变化は、客観的に力曲線の変動や、EMGの二乗平均平方根 (root mean square: RMS) の増加として検出できる^{54, 55)}。また運

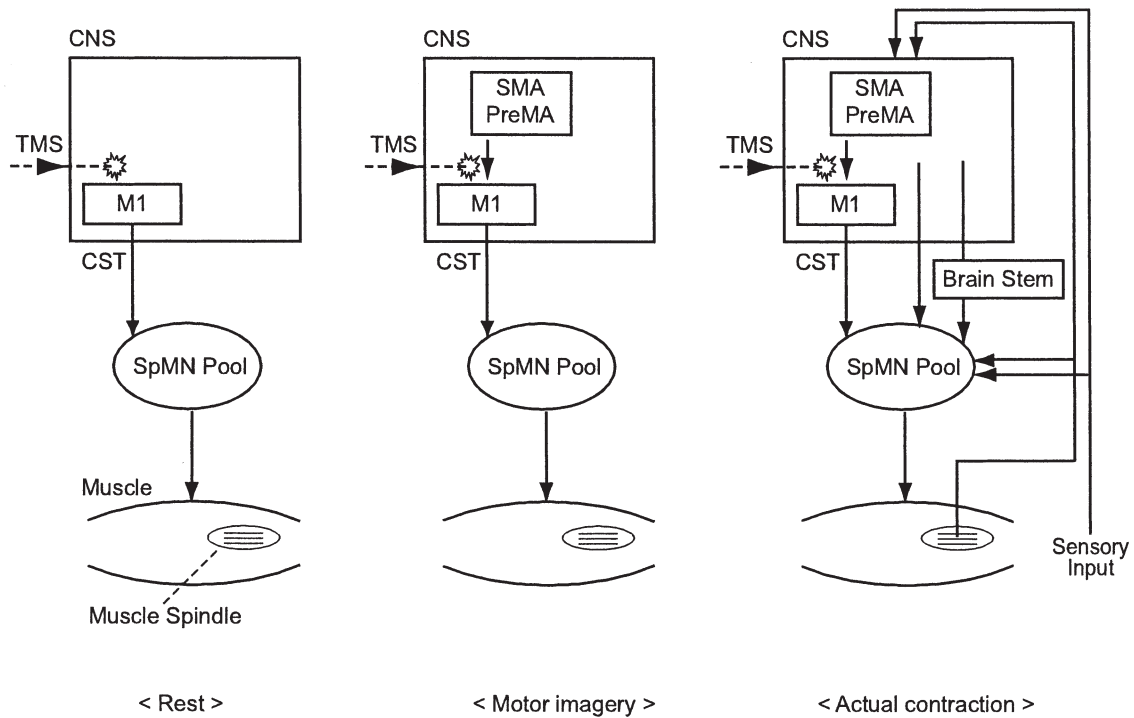


図6 運動系の連関モデル

動単位のふるまいとしては、ギプス固定を実施する前後で相対的に同じ負荷レベルの筋出力をさせた場合に、ギプス固定後には運動単位の発火頻度が低下する^{56, 57)}。このような場合に、上位中枢ではどのような機能変化が生じているのだろうか。先に、不活動に伴いM1では可塑的な再構築が起こっていることを述べた。また、安静時には感覚入力状況に応じてM1興奮性が変化する^{13, 58)}。先程述べた臨床上の訴えは感覚入力状況の変化を示唆するものであるから、不活動後にも皮質脊髓路(CST)興奮性が変化しているのではないかと推測した。運動制御機構を考えると、神経系機能は感覚入力系、運動企図レベル、運動出力系に分けられる⁵⁹⁾。特に巧緻的な運動制御に関与する皮質脊髓路は、運動企図に関わる皮質運動領域からの信号をコード化して脊髓運動ニューロンへ興奮を伝達する。そこで、閉回路で制御されている運動中のCST興奮性変化を調べるために以下の実験を行った。

2) 方法

対象は健康な男性10名(19-31歳)で、不活動モデルとしてギプス固定による介入実験を行った。各々の被験者について同様の測定を、ギプス固定前(固定前)とギプス除去当日(固定後)に実施した。ギプス固定期間は1週間(7泊8日)であった。ギプス固定中の筋活動程度を携帯型の筋電位増幅器(Delsys, Bagnoli-2)と音声ICレコーダ(Olympus, DM-1)を用いて記録した。それにより、ギプス固定期間を通して明らかな筋活

動が行われていなかったことを全例について確認した。ギプス固定は右側の足部中足骨頭部より近位から大腿部遠位3分の1まで行い、足関節底屈 20° 、膝関節屈曲 70° とした。臨床で一般に行われるギプス固定と比較すると、本研究では膝関節の屈曲角度が大きい。これは、膝関節をこれより伸展した状態で固定すると、自宅での日常生活における移動動作等に支障を来すという理由から決定したものである。ギプスを除去した後に、膝関節と足関節の関節可動域を測定し、関節拘縮がないことを確認した。測定の肢位は座位で足関節底背屈 0° 、膝関節屈曲 60° とし、安静時には完全に弛緩できる状態であった。各測定中のEMGをヒラメ筋から記録した。筋電位データはロードセル、TMSへのトリガ信号、TMSからの出力信号、末梢神経電気刺激強度信号などと共にデータレコーダに記録した(図7)。今回の検討は足関節底屈運動についてであり、筋出力の計測は全て等尺性収縮で行なった。はじめに、ウォーミングアップとして5秒間の足関節底屈運動を最大下の努力で3回行なった。その後にMVCを2回計測して、平均を代表値として採用した。次に、MVCの5%(5%MVC)レベルでの筋力を一定に保つ筋出力調節課題を行なわせながら、TMSを実施した。固定前の実験で決定した5%MVCを、固定後の測定でも共通して採用した。TMSの試験刺激強度 $MTh \times 0.95$ ($MEP_{0.95}$)、 $MTh \times 1.05$ ($MEP_{1.05}$)、 $MTh \times 1.10$ ($MEP_{1.10}$)、 $MTh \times 1.15$ ($MEP_{1.15}$)の多段階に設定した。刺激回数は各刺激条件で12回とし、最低

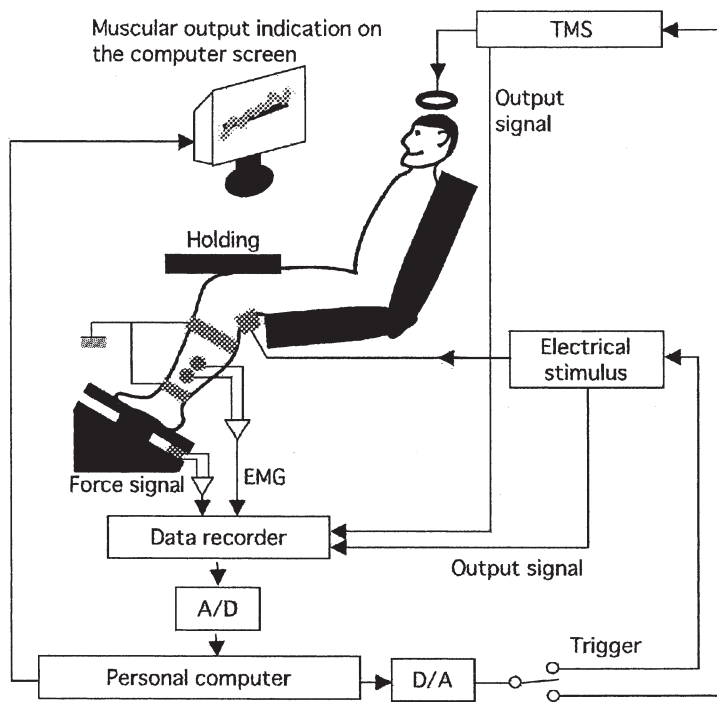


図7 (58) 測定システムの模式図。



1. Flexor hallucis longus
2. Soleus
3. Gastrocnemius lateral head
4. Gastrocnemius medial head

図8 (58) MRI画像の一例。

と最高の振幅であった波形を除く10波形について分析した。MThは両方の実験日に計測したが、試験刺激には固定前に採用した刺激強度と同様の刺激強度を用いた。筋出力調節課題実施中は、出力筋力を被験者の正面に設置したオシロスコープとコンピュータ画面に表示した。被験者にはこの表示を見ながら出力筋力を5%MVCレベルの標的軌跡に合わせるよう指示した。検者の口頭合図により課題を開始し、コンピュータ制御によりその3-5秒後に無作為的な遅れでTMSを加えた。EMGは安静時のMmaxで除し、相対値化することによって基準化した。脛骨神経を電気刺激するために、刺激電極は陰極を膝窩部に、陽極を膝蓋骨上に設置した。電気刺激は持続時間1msの矩形波を用いて0.5 Hzの頻度で行なった。生理

学的測定が終了した後に、磁気共鳴画像 (magnetic resonance imaging: MRI) 撮影を行なって下腿の筋断面積を計測した。MRIから不活動に伴う下腿三頭筋の筋横断面積の変化を同定した。さらに、ヒラメ筋と腓腹筋および長母趾屈筋を区別し、横断面積を計測した(図8)。固定前の断面積を100%として相対的に表した。

3) 結果と考察

末梢の力発揮ポテンシャルとして計測した単収縮筋力は変化していなかった(図9)。それに対して、MVCはギプス固定前よりも20%程度低下しており、統計学的に有意差があった(図10)。また、筋断面積は固定前を100%とすると、固定後に0.2-0.3%変化していたのみであり、

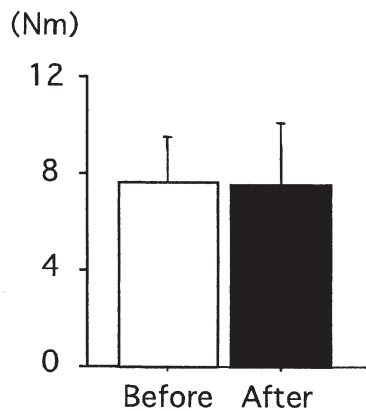


図9 単収縮筋力のギプス固定前後での比較。統計学的有意差はなかった。

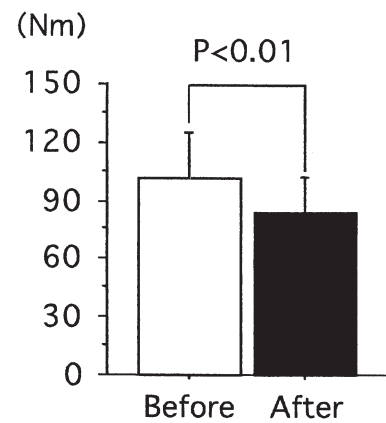


図10 MVCのギプス固定前後での比較。固定後には統計学的有意に低下した。

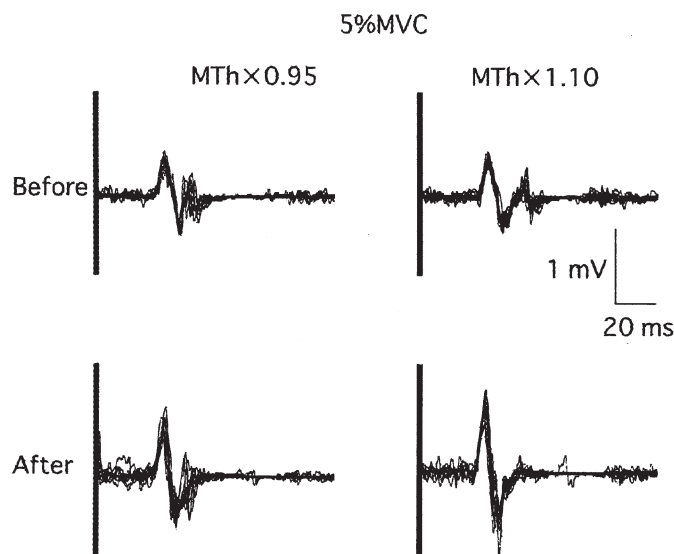


図11⁽⁵⁸⁾ 5%MVCレベルでの筋出力調節課題実行中に10回誘発したMEPの重量波形。ある一例から記録したもの。刺激強度は左がMTh×0.95であり、右がMth×1.10倍である。固定後では、MTh×0.95よりもMTh×1.10倍の振幅が大きいことが視覚的に確認できる。

筋萎縮はなかった。これらの結果より、1週間のギプス固定で低下したMVCは、筋腱のポテンシャルが変化したということよりは、神経系機能低下の要因が大きいことが伺える。

MEPampは安静時にも計測しているが、本稿では筋出力調節運動中の中枢神経系における活動様態に関して論述するため割愛する。詳細は文献58を参照されたい。図11には、5%MVCレベルに筋出力を調節している間に誘発したMEP波形を示した。固定前のMEP振幅よりも固定後の振幅が大きいことが視覚的に確認できる。2元配置分散分析の結果、測定時期要因に有意な主効果があり、多重比較において固定後が有意に増加していた(図12)。これらのことから、固定後の筋出力調節運動中の皮質脊髄路興奮性が増加し、入力-出力関係の利得が増大することがわかった。また、MEP潜時を確認したところ、7つの組み合わせ全てについて統計学

的有意差がなかった。興奮性が変化することで伝導速度が異なる細胞群を刺激した場合には潜時の変化することが予測されるが、今回の刺激方法ではD-waveが多く含まれていることが関係しているものと推測する。

身体不活動によって筋出力調節運動中のCST興奮性が増大する原因として、主には①抑制性感覚入力の減少、②末梢で低下した筋力発揮効率を補うための機能代償的興奮性増大、③相対的に課題の難易度が増加した、などが考えられる。①に関連する報告として、感覚入力が遮断されるとCSTの興奮性が増大するという結果が報告されている^{13, 58)}。このため、Zanette *et al.*¹⁷⁾は関節固定による感覚入力の減少がCST興奮性増大の原因であると推察しており、本研究にもあてはまる可能性がある。②については、今回の結果では筋断面積は変化しておらず、筋の量的変化は非常に少なかったものとする。しかし、筋力発揮に

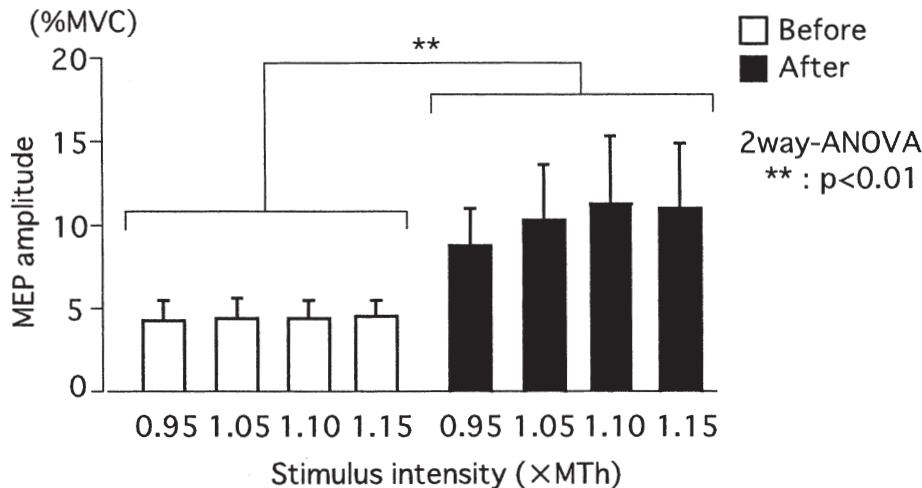


図12⁽⁵⁸⁾ 5%MVCレベルでの筋出力調節課題実行中に誘発したMEPの平均±標準誤差。多重比較により、固定後は固定前と比較して有意に増加した。

は筋量だけでなく長軸方向における筋収縮力の伝達に関わる機械的特性が関係する⁶⁰⁾。そのような機械的特性の低下を代償するために、CSTの興奮性を増大させることによって筋出力レベルを補償している可能性もあるものと考えられる。運動単位の制御については、身体不活動により発火頻度が低下することがわかっている^{56, 57)}また、他の研究ではEMG波形が徐波化することも示されている⁶¹⁾。これらのことから、疲労でみられるような運動単位発火の徐波化や群化など、運動単位制御における力発揮の非効率化を補うためにCST興奮性が変化しているという可能性も考えられる。③の背景としては、例えば、第一背側骨間筋ではEMGで観察される背景出力を同じにしても、単に把握動作をする場合よりも示指の外転運動で筋出力を細かく調節する場合にMEP振幅は大きくなることが報告されている^{62, 63)}。しかし、そのときにH-reflexの大きさは変わらない。そのため、先の現象はより巧緻性が求められる運動課題では皮質脊髄路からの運動ニューロンプールへの入力優先される⁶⁴⁻⁶⁷⁾ことに起因するものと考えられる。これらの知見を本実験の結果にあてはめると、関節固定によって感覚入力を受けていなかった間に運動制御回路の性能が変化し、固定前よりも相対的に課題の難易度が増したためにCSTの司令を強化した結果であるということが考えられる。

このように本研究の結果をさらに理解するためには、さらに前述した仮説を検証する研究が必要である。しかし、これまでは、安静時のマッピングによる体部位地理的対応の再編や、安静時のCST興奮性増加が示されたのみであり、現実には運動を遂行している最中の機能的変化を調べようとした報告はほとんどなかった。それに対し

て本研究では、理学療法の対象とすることの多い、関節固定によって引き起こされる低負荷強度（本研究では5%MVC）での筋出力調節運動中の皮質脊髄路において機能的変化が生じることを明らかにした。そして、このような神経系機能の変化は、関節拘縮が生じる以前の7日間という短期間で起こることが分かった。また、臨床症例では外傷の治療としてギプス固定を施されるために、固定除去後の筋出力機能低下が侵襲によるものか、身体不活動による二次的なものなのかが明らかにされにくい。本研究では、末梢神経障害や外科的侵襲がなくても純粋に関節固定のみによって生じることが明らかになった。

6. まとめ

- 1) TMSおよび末梢神経電気刺激などによる電気生理学的手法を用いて、上位中枢の運動関連領域における不活動に伴う機能変化を解析した2つの研究を紹介した。
- 2) 臨床症例を対象として、運動イメージ想起課題を遂行している最中のM1への皮質内入力状況を分析した。補足運動野など現実の運動遂行に関わる部位からの投射によるM1の促通効果が、不活動によって低下することが明らかになった。また、この促通効果の低下は、筋出力機能の低下と関わりがあるものと推察した。
- 3) 健康な成人を対象に、ギプス固定による不活動モデルを用いて、筋出力調節課題遂行中の皮質脊髄路興奮性について検討した。その結果から、皮質脊髄路の興奮性が増大し、入力-出力関係が変化していることが明らかになった。このことは閉回路運動制御機構の性能が不活動によって変化していることが関わっているものと推察した。

【文 献】

- 1) Appell HJ: Skeletal muscle atrophy during immobilization. *Int J Sports Med* 7: 1-5, 1986.
- 2) Appell HJ: Muscular atrophy following immobilization. *Sports Med* 10(1): 42-58, 1990.
- 3) Enoka RM: Neural adaptations with chronic physical activity. *J Biomechanics* 30: 447-455, 1997.
- 4) Enoka RM: Chronic adaptations. *Neuromechanics of human movement*. IL, Human Kinetics, pp 397-447, 2002.
- 5) Lieber RL: Skeletal muscle adaptation to decreased use. Skeletal, muscle structure, function, & plasticity, The physiological basis of rehabilitation. Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins, pp 225-286, 2002.
- 6) McComas AJ: Human neuromuscular adaptations that accompany changes in activity. *Medicine and science in sports and exercise*: 1498-1509, 1994.
- 7) McComas AJ: Disuse. Skeletal muscle, form and function. IL, Human Kinetics. pp 287-298, 1996.
- 8) Braun C, Heinz U, Schweizer R, Wiech K, Birbaumer N, Topka H: Dynamic organization of the somatosensory cortex induced by motor activity. *Brain* 124: 2259-2267, 2001.
- 9) Butefisch CM, Davis BC, Wise SP, Sawaki L, Kopylev L, Classen J: Mechanisms of use-dependent plasticity in the human motor cortex. *Proc Natl Acad Sci USA* 97(7): 3661-3665, 2000.
- 10) Finnerty GT, Roberts LSE, Connors BW: Sensory experience modifies the short-term dynamics of neocortical synapses. *Nature* 400: 367-371, 1999.
- 11) Hallett M: Transcranial magnetic stimulation and the human brain. *Nature* 406: 147-150, 2000.
- 12) Rossini PM, Pauri F: Neuromagnetic integrated methods tracking human brain mechanisms of sensorimotor areas 'plastic' reorganisation. *Brain Res Rev* 33: 131-154, 2000.
- 13) Brasil-Neto JP, Valls-Sole J, Pascual-Leone A, Cammarota A, Amassian VE, Cracco R, Maccabee P, Cracco J, Hallett M, Cohen LG: Rapid modulation of human cortical motor outputs following ischaemic nerve block. *Brain* 116: 511-525, 1993.
- 14) Ridding MC, Rothwell JC: Stimulus/response curve as a method of measuring motor cortical excitability in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 105: 340-344, 1997.
- 15) Liepert J, Tegenthoff M, Malin JP: Changes of cortical motor area size during immobilization. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 97: 382-386, 1995.
- 16) Pascual-Leone A, Nguyet D, Cohen LG, Brasil-Neto JP, Cammarota A, Hallett M: Modulation of muscle responses evoked by transcranial magnetic stimulation during the acquisition of new fine motor skills. *J Neurophysiol* 74(3): 1037-1045, 1995.
- 17) Zanette G, Tinazzi M, Bonato C, di Summa A, Manganotti P, Polo A, Fiaschi A: Reversible changes of motor cortical outputs following immobilization of the upper limb. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 105: 269-279, 1997.
- 18) 出江紳一:経頭蓋磁気刺激による運動機能の評価。リハビリテーション医学 39: 767-784, 2002.
- 19) Day BL, Thompson PD, Dick JP, Nakashima K, Marsden CD: Different sites of action of electrical and magnetic stimulation of the human brain. *Neurosci Lett* 75: 101-106, 1987.
- 20) Hess CW, Mills KR, Murray NMF: Responses small hand muscles from magnetic stimulation of the human brain. *J Physiol* 388: 397-419, 1987.
- 21) Rothwell JC, Thompson PD, Day BL, Boyd S, Marsden CD: Stimulation of the human motor cortex through the scalp. *Exp Physiol* 76: 159-200, 1991.
- 22) Day BL, Rothwell JC, Thompson PD, Maertens de Noordhout A, Nakashima K, Shannon K, Marsden CD: Delay in the execution of voluntary movement by electrical or magnetic brain stimulation in intact man. *Brain* 112:

- 649-663, 1989.
- 23) Houlden DA, Schwartz ML, Tator CH, Ashby P, MacKay WA: Spinal cord-evoked potentials and muscle responses evoked by transcranial magnetic stimulation in 10 awake human subjects. *J Neurosci* 19(5): 1855-1862, 1999.
- 24) Maier MA, Olivier E, Baker SN, Kirkwood PA, Morris T, Lemon RN: Direct and Indirect corticospinal control of arm and hand motoneurons in the squirrel monkey (*Saimiri sciureus*). *J Neurophysiol*: 721-733, 1997.
- 25) Terao Y, Ugawa Y: Basic mechanisms of TMS. *J Clin Neurophysiol* 19(4): 322-343, 2002.
- 26) Priori A, Bertolasi L, Dressler D, Rothwell JC, Day BL, Thompson PD, Marsden CD: Transcranial electric and magnetic stimulation of the leg area of the human motor cortex: single motor unit and surface EMG responses in the tibialis anterior muscle. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 89: 131-137, 1993.
- 27) Terao Y, Ugawa Y, Sakai K, Uesaka Y, Kohara N, Kanazawa I: Transcranial stimulation of the leg area of the motor cortex in humans. *Acta Neurol Scand* 89: 378-383, 1994.
- 28) Abbruzzese G, Trompetto C, Schieppati M: The excitability of the human motor cortex increases during execution and mental imagination of sequential but not repetitive finger movement. *Exp Brain Res* 111: 465-472, 1996.
- 29) Awiszus F, Feistner H: Correlations between size parameters and the amplitude of the excitatory postsynaptic potential evoked by magnetic brain stimulation in human hand muscle motoneurons. *Exp Brain Res* 98: 128-134, 1994.
- 30) Kaneko F, Murakami T, Onari K, Kurumadani H, Kawaguchi K: Decreased cortical excitability during motor imagery after disuse of an upper limb in humans. *Clin Neurophysiol* 114: 2397-2403, 2003.
- 31) Taylor JL, Allen GM, Butler JE, Gandevia SC: Effect of contraction strength on responses in biceps brachii and adductor pollicis to transcranial magnetic stimulation. *Exp Brain Res* 117: 472-478, 1997.
- 32) Terao Y, Ugawa Y, Hanajima R, Machii K, Furubayashi T, Mochizuki H, Enomoto H, Shiio Y, Uesugi H, Iwata NK, Kanazawa I: Predominant activation of I1-waves from the leg motor area by transcranial magnetic stimulation. *Brain Res* 859: 137-146, 2000.
- 33) Rothwell JC, Hallett M, Berardelli A: Magnetic stimulation: motor evoked potentials. *EEG Suppl* 52: 97-103, 1999.
- 34) 金子文成, 大成浄志, 浦邊幸夫, 川口浩太郎, 三浦雅史, 月坂和宏, 尾方恵子: 萎縮筋の最大随意収縮時における筋活動動態の筋電図学的検討. *理学療法の医学的基礎研究会雑誌* 1: 11-16, 1997.
- 35) Suzuki Y, Murakami Y, Kawakubo K, Goto S, Makita Y, Ikawa S, Gunji A: Effects of 10 days and 20 days bed rest on leg muscle mass and strength in young subjects. *Acta Physiol Scand* 150: 5-18, 1994.
- 36) White MJ, Davis CTM: The effect of immobilization, after lower leg fracture, on the contractile properties of human triceps surae. *Clin Science* 66: 277-282, 1984.
- 37) 山田洋, 木塚朝博, 増田正, 関和彦, 横井孝志, 金子文成, 岡田守彦: 短期筋固定が最大随意収縮力に与える影響のTwitch Interpolation法による解析. *体力科学* 52: 51-64, 2003.
- 38) Roland PE, Larsen B, Lassen NA, Shinhoj E: Supplementary motor area and other cortical areas in organization of voluntary movements in man. *J Neurophysiol* 43: 118-136, 1980.
- 39) Roland PE: Organization of motor control by the normal human brain. *Hum Neurobiol* 2: 205-216, 1984.
- 40) Stephan KM, Fink GR, Passingham RE, Silbersweig D, Ceballos-Baumann AO, Frith CD, Frackowiak SJ: Functional anatomy of the mental representation of upper extremity movements in healthy subjects. *J Neurophysiol* 73: 373-386, 1995.
- 41) Tanji J: The supplementary motor area in the cerebral cortex. *Neurosci Res* 19: 251-268, 1994.
- 42) Halsband U, Ito N, Tanji J, Freund H-J: The role of premotor cortex and the supplement-

- tary motor area in the temporal control of movement in man. *Brain* 116: 243-266, 1993.
- 43) 林司佳子, 長谷川善輝, 矢作晋, 笠井達哉: 運動イメージによる運動誘発電位の出現動態: 剣道の鍛練者と非鍛練者の運動誘発電位 (MEP) による検討. *体育学研究* 46: 47-59, 2001.
- 44) Butler AJ, Yue G, Darling WG: Variations in soleus H-reflexes as a function of plantarflexion torque in man. *Brain Res* 632: 95-104, 1993.
- 45) Hasegawa Y, Kasai T, Kinoshita H, Yahagi S: Modulation of a motor evoked response to transcranial magnetic stimulation by the activity level of the first dorsal interosseous muscle in humans when grasping a stationary object with different grip widths. *Neurosci Lett* 299: 1-4, 2001.
- 46) Nielsen J, Morita H, Baumgarten J, Petersen N, Christensen LOD: On the comparability of H-reflexes and MEPs. *EEG Suppl* 51: 93-101, 1999.
- 47) Abbruzzese G, Assini A, Buccolieri A, Marchese R, Trompetto C: Changes of intracortical inhibition during motor imagery in human subjects. *Neurosci Lett* 263: 113-116, 1999.
- 48) Bonnet M, Decety J, Jeannerod M, Requin J: Mental simulation of an action modulates the excitability of spinal reflex pathways in man. *Cognitive Brain Res* 5: 221-228, 1997.
- 49) Facchini S, Muellbacher W, Battaglia F, Boroojerdi B, Hallett M: Focal enhancement of motor cortex excitability during motor imagery: a transcranial magnetic stimulation study. *Acta Neurol Scand* 105: 146-151, 2002.
- 50) Fadiga L, Giovanni B, Craighero L, Fogassi L, Gallese V, Pavesi G: Corticospinal excitability is specifically modulated by motor imagery: a magnetic stimulation study. *Neuro Psychologia* 37: 147-158, 1998.
- 51) Hashimoto R, Rothwell JC: Dynamic changes in corticospinal excitability during motor imagery. *Exp Brain Res* 125: 75-81, 1999.
- 52) Jeannerod M, Frac V: Mental imaging of motor activity in humans. *Current Opinion in Neurobiology* 9: 735-739, 1999.
- 53) Tremblay F, Tremblay LE, Colcer DE: Modulation of corticospinal excitability during imagined knee movements. *J Rehab Med* 33: 230-234, 2001.
- 54) 木塚朝博, 金子文成, 山田洋, 横井孝志, 増田正: 短期不活動が足関節底屈動作の調節能力に及ぼす影響. *体力科学* 51: 557, 2002.
- 55) Kizuka T, Yamada H, Kaneko F, Seki K, Yokoi T, Masuda T: Effect of 7days immobilization of the ability of force regulation during isometric abduction of index finger. *Proceedings of XIVth Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*: 309-310: 2002.
- 56) Duchateau J, Hainaut K: Effects of immobilization on contractile properties, recruitment and firing rates of human motor units. *J Physiol* 422: 55-65, 1990.
- 57) Seki K, Taniguchi Y, Narusawa M: Effects of joint immobilization on firing rate modulation of human motor units. *J Physiol* 530: 507-519, 2001.
- 58) 金子文成, 木塚朝博, 山田洋, 増田正: ヒトの下肢関節固定による皮質脊髓路の入力-出力関係変化. *臨床神経生理学* 32: 12-20, 2004.
- 59) Fred Delcomyn (小倉明彦, 富永恵子訳): ニューロンの生物学. 東京, トッパン, 1999.
- 60) Kaneko F, Onari K, Kawaguchi K, Tsukisaka K, Roy SH: Electromechanical delay after ACL reconstruction: An Innovative method for investigating central and peripheral contributions. *J Orthop Sports Phys Ther* 32: 158-165, 2002.
- 61) 山田洋, 増田正, 横井孝志, 金子文成, 木塚朝博, 金子公宏, 岡田守彦: 重畳M波解析による疲労に伴う表面筋電図徐波化機構. *体力科学* 52: 29-42, 2003.
- 62) Kasai T, Yahagi S: Motor evoked potentials of the first dorsal interosseous muscle in step and ramp index finger abduction. *Muscle nerve* 22: 1419-1425, 1999.
- 63) Schieppati M, Trompetto C, Abbruzzese G: Selective facilitation of responses to cortical stimulation of proximal and distal

- arm muscles by precision tasks in man. J Physiol 491: 551-562, 1996.
- 64) Kasai T, Toyoda Y, Yahagi S: Motor evoked potentials (MEPs) and H-reflexes are not equally sensitive to voluntary motor commands. Brain Res 764: 273-276, 1997.
- 65) Porter R: The cortico-motoneuronal component of the pyramidal tract: cortico-motoneuronal connections and functions in primates. Brain Res Rev 10: 1-26, 1985.
- 66) Porter R: Corticomotoneuronal projections: synaptic events related to skilled movement. Proc Roy Soc Lond B 231: 147-168, 1987.
- 67) Porter R, Lemon R: Corticospinal function and voluntary movement. Oxford, Clarendon Press, 1993.

Electrophysiological research on the motor performance disorders following muscular disuse in human

-The study on the corticomotor excitability by means of transcranial magnetic stimulation-

Fuminari Kaneko, PhD, PT

Neuromuscular Assistive Technology Group,
Institute for Human Science and Biomedical Engineering,
National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)
1-1-1 HIGASHI, TSUKUBA, IBARAKI 305-8566, JAPAN
TEL +81-298-61-7885
FAX +81-298-61-6660

Abstract: We have investigated the mechanism of motor performance disorders caused by muscular disuse in human. The present review introduces two our original investigations, which were recently published. The 1st study investigated the effect of joint immobilization on the corticomotoneuronal excitability to only intracortical input from a hierarchical level above the primary motor cortex. The results indicated a strict parallelism between motor execution (the reduction of EMG_{mvc} after immobilization) and motor imagery (the reduction of MEP-amps after immobilization). This parallelism suggests that a functional reorganization or decreased excitability in the cerebral cortex area involved in executing movement likely decreases the motor capability to produce voluntary muscular output after immobilization. The subjects of the 2nd study were carried out to reveal changes in excitability of the corticospinal tract (CST) during force modulation at a low output level after 7 days of immobilization in a plaster cast. This study revealed that the input-output property in CST examined using TMS was changed following short-term immobilization. The results of the 2nd study suggested that the excitability in the CST during force modulation was increased after immobilization. We conclude that the input conditions in CST from intra- or extra-cortical portions would be changed after disuse.

Key words: Disuse, Transcranial magnetic stimulation, Motor evoked potential, H-reflex, EMG