

## 研究テーマ 多用途 T E S 治療法の開発

|     |       |               |           |
|-----|-------|---------------|-----------|
| 研究員 | 関 和則  | 東北大学大学院医学系研究科 | 客員(共同)研究員 |
|     | 市江雅芳  | 東北大学大学院医学系研究科 | 客員(共同)研究員 |
|     | 関 敦仁  | 東北大学医学部附属病院   | 客員(共同)研究員 |
|     | 藤居 徹  | 東北大学大学院医学系研究科 | 客員(共同)研究員 |
|     | 大石幹雄  | 東北大学医療技術短期大学部 | 共同研究員     |
|     | 大山峰生  | 東北大学大学院医学系研究科 | 派遣研究員     |
|     | 会津加代子 | 東北大学大学院医学系研究科 | 派遣研究員     |
|     | 小倉隆英  | 東北大学医療技術短期大学部 | 共同研究員     |
|     | 佐藤元彦  | 財団法人みやぎ産業振興機構 | 派遣研究員     |
|     | 三浦智彦  | 財団法人みやぎ産業振興機構 | 研究補助員     |

### 1 フェーズ

#### (1) 研究の概要

本研究は、研究テーマ「上肢インテリジェント F E S 治療法の開発」の中の小テーマ「多用途 T E S 治療法の開発」としてフェーズ 1 より開始された。2001 年度から 2003 年度まで、東北大学大学院医学系研究科運動機能再建学分野助教授の関 和則が小テーマの責任者となり研究を行った。本研究においては、I. TES 効果の生理学的検討、II. 多用途 TES 装置の完成と臨床使用、III. TES の応用範囲の拡大と適応の明確化、IV. TES による駆動を前提とした足漕ぎ式車椅子に関する基礎的知見の集積の 4 点に主眼が置かれた。

I. TES 効果の生理学的検討では、痙性麻痺における TES の痙縮抑制効果の中枢要因について、その生理学的背景機構を明らかにするとともに、足部の随意背屈運動、ペダリング運動、歩行運動等の運動による中枢神経系の応答を解析し、電気刺激時の中枢応答との差異を検討した。これらを通じて TES による随意運動促進、中枢賦活についても効果発現の機構解明を試みた。II. 多用途 TES 装置の完成と臨床使用では、それまでに試作が終了していた排尿障害治療用の TES 装置や褥瘡治療器とは別に、運動障害治療用の新しい TES 装置としての多用途 TES 装置を完成し、これを臨床面で実際に使用した。III. TES の応用範囲の拡大と適応の明確化では、新しい TES の実施方法や適応等を開発するために、急性期脳卒中片麻痺患者に対する立位訓練、関節可動域訓練への TES の応用を試みた。IV. 脳卒中完全片麻痺患者による足漕ぎ式車椅子駆動と駆動中の下肢筋電図では、TES による足漕ぎ式車椅子駆動のための条件設定を行う端緒として、脳卒中完全片麻痺患者での足漕ぎ車椅子駆動の可否の検討、およびその際の下肢筋電図記録を行った。

## (2) 研究の目標

治療的電気刺激 (Therapeutic Electrical Stimulation : TES) の多方面への臨床応用を図る上では、その効果に関する生理学的検討が不可欠であることから、I. TES 効果の生理学的検討では、TES の脊髄および脳への影響を分析することを目指した。特に TES に伴う各種の生体信号の変化を記録して、痙性麻痺における TES の痙縮抑制効果の中核要因について、その生理学的背景機構を明らかにすることを目標とした。II. 多用途 TES 装置の完成と臨床使用では、表面電極を用いた TES を多くの病態に対する治療手段として広く活用できるようにすること、および専用治療器を作成し病態に応じた治療プロトコルを作成することを目標とした。TES が運動障害治療のための有効な方法として一般臨床に浸透するためには、リハビリテーション医療の分野で最も多くを占める脳卒中片麻痺患者に対して、痙縮抑制のみならず、麻痺側上下肢の関節可動域の維持・改善、随意運動の促通、立ち上りや歩行等の動作補助などについて、十分な効果と適応を有することを示す必要があることから、III. TES の応用範囲の拡大と適応の明確化では、生理学的な背景機構を踏まえた新しい TES の応用手法の開発を目標とした。IV. 脳卒中完全片麻痺患者による足漕ぎ式車椅子駆動と駆動中の下肢筋電図では、本事業において新しく開発された足漕ぎ式車椅子について、片麻痺患者の随意駆動時の下肢筋電図記録を行い、このデータから足漕ぎ車椅子の移動機器としての有用性を明らかにし、また下肢麻痺者が随意的にあるいは TES、FES によって駆動を行えるようにするための手法を開発することを目標とした。

## (3) 実施内容

I. TES 効果の生理学的検討では、一側下肢の電気刺激と随意運動が対側下肢支配の脊髄運動ニューロンに与える影響を、健常者と脳卒中片麻痺患者について検討し、一側下肢のペダリング運動が対側下肢の H 波と運動誘発電位におよぼす影響を、同様に健常者と脳卒中片麻痺患者について検討した。また、運動閾値以下強度の電気刺激によるひらめ筋 H 波の変化に関する解析、脳卒中片麻痺患者の歩行中脳波の解析、筋機図による TES の痙縮抑制効果の評価についても実施した。II. 多用途 TES 装置の完成と臨床使用では東北電子産業と数回の打ち合わせを行い、多用途 TES 装置の仕様を作成し、これに沿って 2 台の多用途 TES 装置を完成した。また東北大学医学部附属病院の入院患者および関連病院の入院患者を対象に、この装置の臨床使用を行った。III. TES の応用範囲の拡大と適応の明確化では、急性期脳卒中患者に対する立位訓練手段としての TES の利用法を検討するために、TES 施行時の重心動揺の変化を解析した。さらに、急性期脳卒中片麻痺患者の麻痺側上肢の関節可動域保持、筋緊張制御、随意運動機能の向上に対する訓練手段としての TES の利用法を検討するために、発症早期の脳卒中片麻痺患者に多用途 TES 装置を用いた TES を施行し、機能評価を行った。IV. 脳卒中完全片麻痺患者による足漕ぎ式車椅子駆動と駆動中の下肢筋電図では、TES による足漕ぎ式車椅子駆動のための条件設定を行う端緒として、脳卒中完全片麻痺患者での足漕ぎ車椅子駆動の可否、およびその際の

下肢筋電図記録を行った。

#### (4) 結果

##### 1. TES 効果の生理学的検討

一側下肢の電気刺激と随意運動が対側下肢支配の脊髄運動ニューロンに与える影響

治療的電気刺激 (Therapeutic Electrical Stimulation: TES) の求心性効果は痙縮抑制効果に代表される。これは標的筋としての痙縮筋の拮抗筋を電気刺激することで標的筋の痙縮が抑制されるものであり、この現象は一側肢の主動筋と拮抗筋との間の相反性 a 抑制回路を TES が強化するという仮説によって説明されている。しかしその詳細は十分に明らかにされていない。また一側肢への電気刺激が対側の脊髄運動ニューロンにどのような影響を及ぼすのかも明らかにされておらず、一側肢と対側肢の間の脊髄回路についても不明な点が多い。しかし脳卒中片麻痺患者が非麻痺側肢を努力性に使用することによって生じる麻痺側肢の筋緊張亢進や連合反応といった現象から考えると、一側肢からの求心性情報が対側の脊髄運動ニューロンへ何らかの影響を及ぼしているものと考えられる。

##### イ 健常者について

健常者における下肢の筋緊張制御に関わる脊髄内の発火制御機構を明らかにすることを目的として、健常者の一側下肢に TES を施行した場合と、同様に足部の随意背屈運動を行わせた場合に対側下肢ひらめ筋の H 波を記録し、TES 施行時と随意運動施行時の対側下肢ひらめ筋 H 波振幅の変化を解析した。健常者では、一側下肢前頸骨筋への TES の場合に対側下肢ひらめ筋の H 波は振幅が増大し、一方一側下肢の随意的な足背屈運動時には対側のひらめ筋 H 波は抑制された。同側下肢への TES では相反抑制による拮抗筋の H 波抑制が知られているが、対側下肢の場合には交差伸展反射様のメカニズムで H 波の促進が生じることが示唆された。また随意運動時には対側下肢運動ニューロンへの下降性の抑制機構が働き、この促進回路が抑制を受けることが推測された。この結果は 2001 年 10 月に新潟で行われた第 4 回日本電気生理運動学会で発表した (成果 1)。

ロ 脳卒中片麻痺患者について TES による痙縮抑制効果と麻痺側下肢の筋緊張制御機構、および筋緊張制御における脊髄内の発火抑制機構を明らかにすることを目的として、健常者で行った内容と同様の検討を慢性期脳卒中患者において行った。すなわち一側大脳半球病変を有する 6 名の片麻痺患者を対象として、非麻痺側足関節の最大随意背屈運動中と非麻痺側総腓骨神経への電気刺激中に、麻痺側ひらめ筋から H 波を記録し安静時と比較した。非麻痺側の総腓骨神経に電気刺激を行った場合には、5 例中 4 例で H 波振幅は安静時と比較して増大した。一方非麻痺側足関節の背屈運動では、H 波振幅は 2 例で減少し 4 例では増大した。この場合の麻痺側下肢の Brunnstrom Stage は、減少例では V、増大例ではいずれも III であった。電気刺激による対側肢脊髄運動ニューロンの興奮は健常者でも同様に観察されており、交差伸展反射様の脊髄内の興奮性回路に基づくと考えられた。

対側下肢への TES による麻痺側ひらめ筋 H 波の促通は、脳損傷患者でもほぼ例外なく生じることから、脊髄内の促通回路網によることが確定的となった。健常者では背屈運動中对側ひらめ筋の H 波振幅は減少したが、片麻痺患者では増大する例があり、いずれも麻痺が重度であったことから、随意運動時の対側肢脊髄運動ニューロンの抑制は、運動側と同側の大脳皮質から発する抑制性の下行性出力によることが推測された。またこの機構は脳内での半球間連絡に依存することが推測された。この結果は 2002 年 11 月に大阪で行われた第 5 回日本電気生理運動学会において発表した（成果 2）。さらにその後新たに麻痺側下肢の Brunnstrom Stage IV の例が実験に参加された。これはこれまで検討を行えていなかった麻痺レベルの方であった。結果的には、Stage III の例と同様に、非麻痺側の総腓骨神経に電気刺激を行った場合には、H 波振幅は安静時と比較して増大し、非麻痺側足関節の背屈運動でも、H 波振幅は増大した。この結果は Stage IV レベルの麻痺でも、随意運動時の対側肢脊髄運動ニューロンには抑制が生じず、運動側と同側の大脳皮質から発する抑制性の下行性出力に異常のあることを示唆するものである。

一側下肢のペダリング運動が対側下肢の H 波と運動誘発電位におよぼす影響

足漕ぎ式の車椅子に代表される下肢のペダリング運動は、痙性麻痺患者の下肢の痙縮を抑制することが知られている。しかしこの点に関する神経生理学的な検討は十分に行われておらず、また TES 施行時の痙縮抑制に関わる脊髄内、および脳内の神経回路網と、ペダリング時に関わる中枢神経回路との異同も明らかではない。TES 時の痙縮抑制との違いを明らかにし、また足漕ぎ式車椅子駆動の臨床効果を明確にする一助として、以下の検討を行った。

イ 健常者について

一側下肢のペダリング運動が対側下肢の脊髄運動ニューロンおよび大脳運動野ニューロンに与える影響を、健常者について、運動中の対側下肢の H 波と大脳磁気刺激による運動誘発電位 (MEP) を指標として検討した。健常者を対象として、一側下肢の随意ペダリング運動および他動ペダリング運動を行った際の対側下肢ひらめ筋運動ニューロンの興奮性を検討したところ、対側（非運動側）下肢ひらめ筋の H 波振幅は随意ペダリング運動中に有意に低下し、また MEP 振幅は有意に増大した。一方他動ペダリング運動中には、H 波振幅、MEP 振幅ともに有意な変化はみられなかった。またこれらには背景筋活動の影響のないことも確認した。すなわち一側下肢の随意ペダリング運動は対側下肢脊髄運動ニューロンを抑制し、これは一側肢からの求心性感覚入力や皮質脊髄路からの下降性出力とは異なる、いわゆる錐体外路系の下行路的作用による可能性があることが推測された。この結果は、2002 年 11 月に大阪で行われた第 5 回日本電気生理運動学会において発表した（成果 3）。

ロ 脳卒中片麻痺患者について

一側下肢のペダリング運動を行った際の対側下肢ひらめ筋運動ニューロンの興奮性を、健常者と同様に片麻痺患者で検討したところ、健常者と同様に対側（非運動側）下肢ひらめ筋の H 波振幅は非麻痺側下肢の随意ペダリング運動中に低下

し、MEP 振幅は有意に増大した。特に安静時には全く出現のみられなかった MEP が、随意ペダリング運動中に出現するという現象が観察され、ペダリング運動が 大脳皮質の興奮性を高め、麻痺下肢の筋活動を促通する可能性のあることが推察された。まだ一例のみでの検討ではあるが、片麻痺患者でのペダリング運動や足漕ぎ式車椅子の駆動には、麻痺側下肢の痙縮抑制のみならず、脳内の神経活動を活性化する効果のあることが示唆された。

#### 運動閾値以下強度の電気刺激によるひらめ筋 H 波の変化

痛みの少ない TES の実施方法、および TES による随意運動機能の促通を検討するために、運動閾値以下の強度の電気刺激による下肢 H 波の振幅変化を測定した。通常用いられている 20Hz の刺激では、運動閾値以下の強度での H 波振幅の減少は観察されないが、刺激周波数を段階的に増加させると 200Hz 程度で 20Hz の運動閾値上刺激と同様の H 波振幅減少が生じることが確認された。しかしさらに周波数を増加させるとむしろ H 波振幅は増大した。このことから運動閾値以下の刺激強度では、H 波振幅の減少に関する至適な周波数が存在することが明らかとなった。また条件刺激終了後数分はその効果が持続した。このことから、運動閾値以下の感覚入力のみでの刺激でも脊髄に対する tetanic effect が生じれば、H 波の抑制を起こすことが可能であると結論づけられた。この結果は 2002 年 6 月にウィーンで行われた国際電気生理運動学会で発表した（成果 4）。

#### 脳卒中片麻痺患者の歩行中脳波の解析

東北大学医学部附属病院入院中の脳卒中片麻痺患者計 9 名を対象に、歩行中の脳波と下肢筋電図記録を行った。

安静時に比して歩行中の脳波は、両半球における  $\alpha$  帯域の減少と病巣半球での  $\beta$  帯域の増大が生じ、歩行後には非病巣半球で  $\alpha$  帯域の増大が生じることが確認された。歩行はその終了後にも大脳皮質を全般に賦活する効果を持続することが示唆された。この結果は 2002 年 6 月にウィーンで行われた第 14 回国際電気生理運動学会で発表した（成果 5）。

#### 筋機図による TES の痙縮抑制効果の評価

筋機図は電氣的なアーチファクトの影響を受けず、刺激中でも筋の応答を観察できる可能性があることから、電気刺激中の筋活動変化をリアルタイムに観察・記録するための手段として有用と考えられる。そこで H 波のような誘発筋電図と同様に誘発筋機図が測定可能かどうかを検討した。またこの誘発筋機図を用いて電気刺激中の筋緊張抑制を評価する手法を開発することと、従来使用してきた 20Hz 程度の周波数とは異なる 200Hz あるいは 2000Hz 以上の周波数による刺激が、脊髄運動ニューロンの興奮性にどのような影響を与えるかの 2 点について、健常者で実験を行った。これまで筋緊張変化の指標として用いてきた筋電図上の H 波との違いを明らかにするために、筋機図と H 波の同時記録、および TES 施行中の筋機図変化を健常者で記録した。M 波が出現しないレベルの刺激強度であれば誘発筋機図も H 波と同様の指標となることが確認され、また 200Hz の TES 施行中でも筋緊張の抑制が観察可能であることが明らかとなった。この結果は 2003 年 7 月にオーストラリアで開催された国際 FES 学会で発表した（成果 6）。

## II. 多用途 TES 装置の完成と臨床使用

### 4 チャンネル多用途 TES 装置の完成と臨床使用

通常表面電極用の TES に用いられる電気刺激装置は、2 チャンネル型のものが多く、また各チャンネルの刺激パラメーターはチャンネル毎に独立していないため、TES 施行時にはすべてのチャンネルにひとつの刺激パラメーターしか用いることができない。TES 施行時には病態に応じた刺激パラメーターの細かな設定が必要となるが、こうした状況では TES の幅広い活用は困難である。そこで、多くの病態・治療目標に応じて柔軟に刺激パラメーターを変化させて、その活用方法を検討してゆく必要性から、1 台で種々の刺激パラメーターの設定が可能なプロトタイプの TES 装置を作成することとした。作成にあたっては東北電子産業の担当者との間で、くり返し討議を行い、周波数、強度、立ち上がりと立ち下がりを含む刺激時間等をチャンネル毎に独立させ、多くの用途に用いることを基本コンセプトとした多用途 TES 装置を設計・作成することで合意した。またすでに取り組みされている排尿障害治療、褥瘡治療、痙縮治療以外の用途にも用いられる TES を創出することを目標とした。

東北電子産業との打ち合わせでは、多用途 TES 装置は 4 チャンネルとし、チャンネル毎に周波数・刺激時間・強度等を可変とすることとした。また刺激極性を両極自由に出力でき、電極装着の工夫によっては 1 チャンネルで 2 方向の関節運動を可能とする内容とした。完成した多用途 TES 装置は図 5、6 のようなものであり、刺激装置本体を外部のパーソナルコンピューターで操作できるものとなった。さらに個人ごとの刺激パラメーターを作成したあとは、これをくり返し使用できるようプログラムの保存機能を有している。装置は平成 13 年 9 月に完成後 2 台が納入され、東北大学医学部附属病院と関連病院で、主に急性期脳卒中片麻痺患者の麻痺肢の関節可動域訓練 (TES-ROM Ex) への応用に用いられた。

### 専用電極の形状等に関する検討

表面電極による TES を実施する際に、臨床的に問題となる点のひとつは、電極の装着と脱着である。片麻痺などの上肢に不自由のある患者では、自ら装着・脱着を行うことが困難である場合が多く、容易に装着・脱着が可能な電極形状の開発が求められた。また TES-ROM Ex の治療プロトコルがほぼ完成した後は、臨床的により簡便で容易に使用できる専用器の開発と、刺激時の疼痛を防ぐための刺激プログラムの開発が必要であると考えられた。

TES-ROM 訓練に興味を示す関連 3 社と打ち合わせを行い、サポーター型のウェアラブル電極の開発や、刺激様式の詳細に関わるプログラム作成、専用機器の開発等に今後継続的な検討を行うことを確認した。すでに 1 社については、TES 施行時の刺激立ち上がり様式を双曲線的にするプログラムの共同開発が終了し、多用途 TES 装置とは別の高周波刺激装置に組み込む形で、痙縮治療を手始めとした実験的な使用を行っている。

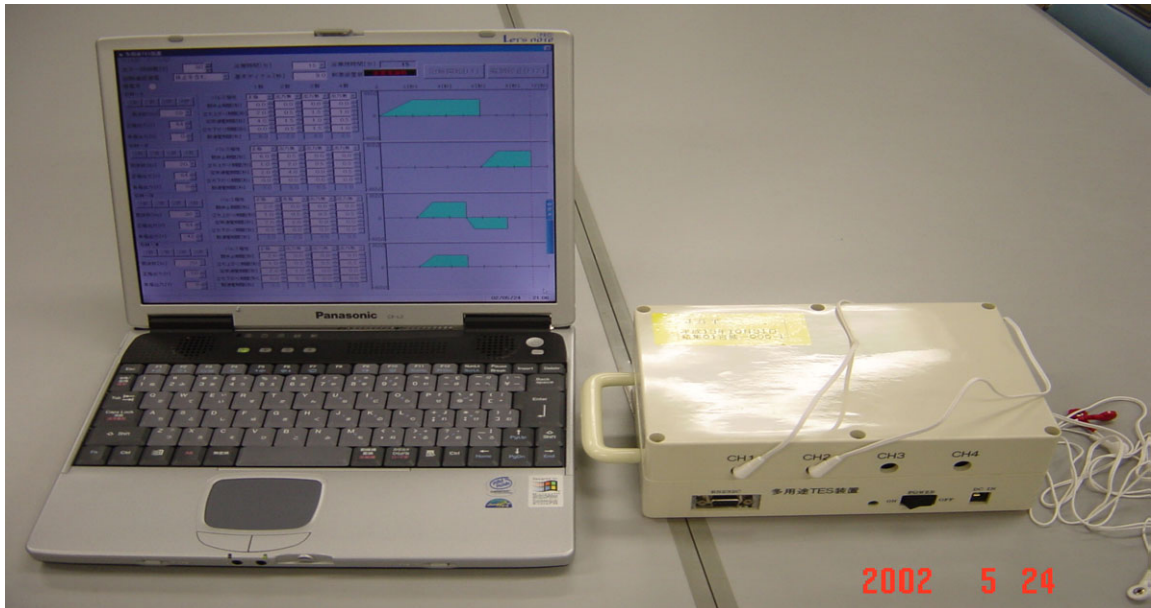


図1 多用途 TES 装置の概観



図2 パラメーター設定を行うためのパーソナルコンピューター画面

### III. TES の応用範囲の拡大と適応の明確化

TES が運動障害治療のための有効な方法として一般臨床に浸透するためには、リハ

ビリテーション医療の分野で最も多くを占める脳卒中片麻痺患者に対して、痙縮抑制のみならず、麻痺側上下肢の関節可動域の維持・改善、随意運動の促通、立ち上りや歩行等の動作補助などについて、生理学的な背景機構を踏まえた十分な効果と適応を有することを示す必要がある。

#### 急性期脳卒中片麻痺患者に対する立位訓練手段としての TES の利用法

片麻痺患者では麻痺側下肢の筋緊張の低い急性期の段階では、麻痺側下肢に十分な荷重を行うことが困難であるが、一方立位訓練として荷重をくり返すことで筋緊張の亢進が得られる。早期に麻痺側下肢に荷重を促せる方法があれば、立位、歩行に至る期間の短縮が図れる可能性がある。そこで、急性期脳卒中患者に対する立位訓練手段としての TES の利用法を検討するために、TES 施行時の重心動揺の変化を解析した。

リハビリテーション訓練を目的に入院した急性期脳卒中片麻痺患者 9 名に対して、麻痺側下肢への TES 施行時の重心動揺と足圧中心を計測し、裸足時、短下肢装具 (AFO) 装着時と比較検討した。リハ開始時には TES 施行によって足圧中心が著明に麻痺側へ移動し、AFO と同等以上の麻痺側への荷重効果を生じることが示された。しかしリハ施行後 1 か月では、裸足での麻痺側への荷重が促進されるとともにこの効果が減少した。この点から急性期脳卒中片麻痺患者では、リハ訓練開始初期に麻痺側下肢に TES を行うことで、麻痺側への荷重が促進され立位バランスが改善される可能性のあることが示唆された。この結果は 2002 年 6 月にリュブリアナで開催された国際 FES 学会で発表した (成果 7)。

#### 急性期脳卒中片麻痺患者の麻痺側上肢の関節可動域 (ROM) 保持に対する訓練手段としての TES の利用法

急性期脳卒中片麻痺患者の麻痺側上肢の関節可動域保持、筋緊張制御、随意運動機能の向上に対する訓練手段としての TES の利用法を検討するために、発症早期の脳卒中片麻痺患者に多用途 TES 装置を用いた TES を施行し、機能評価を行った。

脳卒中発症早期からの麻痺側上肢への TES については、まずパルスキュアを用いて行った際のデータを解析したが、機能改善への寄与について数値的に示すことは困難であることから、長期的な取り組みが必要と考えられた。4 チャンネルを有する多用途 TES 装置では、急性期の弛緩性麻痺を有する脳卒中片麻痺患者に対する、肘の伸展・屈曲および 手関節と手指の伸展・屈曲を中心とした複数関節の組み合わせによる同時的な可動域訓練の実施が比較的容易に実施できることが確認された。また刺激パラメーターはほぼ同一の内容を用いることが確認された。

そこで、急性期脳卒中片麻痺患者の麻痺側上肢の関節可動域 (ROM) 保持に対する訓練手段としての TES の利用法を検討するために、発症早期の脳卒中片麻痺患者に多用途 TES 装置を用いた TES-ROM 訓練を施行し、刺激パラメーターを中心としたプロトコルを作成した。また TES-ROM 訓練を実施した急性期脳卒中片麻痺患者 12 名について、実施後の上肢機能の変化を明らかにした。多用途 TES 装置による ROM 訓練を施行した患者の運動麻痺は、Brunnstrom Stage で平均 1 - 2 段階の改善が得られたが、自然回復を上回るレベルのものではなかった。しかし、この間に ROM の明らかな悪化を示した者はなく、TES 装置による ROM 訓練は関節可動域の維持に



は有用と考えられた。また急性期脳卒中片麻痺患者用の TES-ROM 訓練用のプロトコールはほぼ完成した。この結果は 2003 年 3 月に久留米で行われた第 9 回日本 FES 研究会で発表した（成果 8）。

#### IV. 脳卒中完全片麻痺患者による足漕ぎ式車椅子駆動と駆動中の下肢筋電図

患側下肢に十分な随意運動のみられない、重度の脳卒中片麻痺患者（Brunnstrom Stage II or III）計 8 名について、足漕ぎ式車椅子を駆動させ、その際の駆動速度と下肢筋電図の記録を行った。また健常者 4 名についても同様の検討を行った。重度の麻痺を有する脳卒中片麻痺患者の、足漕ぎ式車椅子駆動中には、全例非麻痺側下肢からペダルの回転に同期した周期的な筋電図が記録されたが、麻痺側下肢のすべての筋においても、非麻痺側と同様の周期的な筋電図が明瞭に記録された。駆動速度は対照として測定した健常成人のほぼ 1/2 であったが、通常の自走式車椅子よりも速く駆動することが可能であった。これらのことから、足漕ぎ式車椅子には麻痺側下肢の筋活動を誘発する効果のあることが示唆された。

この後、足漕ぎ車椅子にトルクセンサーとエンコーダーを設置し、これらのデータをパソコンでコントロールするプログラムを作成した。これらの取り付けと作成を完了した後、健常者および患者で再度データ収集を行った。健常者 4 名、片麻痺患者 1 名でデータ収集を再開した。筋電図、トルク、エンコーダーのデータを収集記録し解析するプログラムを用いたところ、円滑な記録とペダル回転の相の分割が容易に行えることが判明した。ペダル回転時の各相に参加する筋の種類とトルク発生に関わる筋がほぼ特定され、今後の電気刺激によるペダリングにも有用な情報が得られた。また片麻痺患者では足漕ぎ式車椅子の駆動によって麻痺側下肢の筋活動が誘発されることが再確認された。これらの結果は 2003 年 6 月に札幌で開催された日本リハビリテーション医学会で報告した（成果 9）。

また関連 2 施設で、入院片麻痺患者 5 名を対象に、理学療法の一環として足漕ぎ式車椅子を使用し、訓練効果と施行上の問題点に関する予備的な検討を行った。重度の片麻痺患者に対する理学療法としての足漕ぎ式車椅子の使用には、歩行開始に至るまでの期間を短縮する可能性を有することが示唆された。またまったく麻痺側下肢に筋収縮がみられない弛緩性片麻痺（Brunnstrom Stage I）患者 1 例についても、下肢筋電図等の記録を行うことができた。今後のフェーズ III 研究において、足漕ぎ式車椅子と TES を新しい麻痺改善手段として理学療法の分野で広く用いるための基礎的データとなることが期待される。

## 2 フェーズ の取組み予定

多用途 TES 装置を用いた急性期脳卒中片麻痺患者に対する ROM 訓練と、そのためのより小型化・簡便化された専用治療器の開発が必要である。これは今後関連企業と接触する中で実現に向けた取り組みを行う。TES 効果のうちペダリング運動との対比で明らかにされた、痙縮抑制と麻痺下肢の随意運動促通については、科学研究費補助金等を具体

的な予算として、さらに多くの知見の集積を図る。これを通じて TES による車椅子駆動の実現や TES 治療法の理学療法分野への浸透等を行う必要がある。

### 3 研究の詳細と成果

次頁以降に、先に述べたテーマに関する詳細な研究報告を成果として記載する（成果 1～9）。

## 成果 1

一側肢に対する電気刺激と随意運動が対側の脊髄運動ニューロンに及ぼす影響

佐藤 元彦、関 和則、市江 雅芳

### 1 はじめに

治療的電気刺激 (Therapeutic Electrical Stimulation : TES) の効果の一つに、痙縮筋の拮抗筋を電気刺激することでその筋の痙縮が抑制されるということが知られている。これは一側肢の主動筋と拮抗筋との相反性 a 抑制回路によって説明されており、詳細なメカニズムも明らかにされつつある。しかし一方で一側肢への電気刺激が対側の脊髄運動ニューロンにどのような影響を及ぼすのかは明らかにされておらず、一側肢と対側肢の間の脊髄回路についても不明な点が多い。しかし脳卒中片麻痺患者が非麻痺側肢を努力性に使用することによって生じる麻痺側肢の筋緊張亢進や連合反応といった現象から考えると、一側肢からの求心性情報が対側の脊髄運動ニューロンへ何らかの影響を及ぼすものと考えられる。そこで本研究は、従来使用されている治療的電気刺激のパラメーターと H 反射を用い、一側肢の足関節における前脛骨筋への電気刺激、または足関節最大随意背屈運動が、対側のヒラメ筋脊髄運動ニューロンにどのような影響を及ぼすのかを検討した。

### 2 方法

被験者は健常成人 6 名とした。被験者は腹臥位で膝関節約 60° 屈曲、足関節約 20° 底屈位の楽な肢位をとらせた。まず、安静時に 10 分間右のヒラメ筋から H 波を記録した。次に条件課題として 15 分間左の総腓骨神経に電気刺激を試行した場合と、左足関節最大随意背屈運動を行わせた場合のときに右のヒラメ筋から H 波を記録した。与えた電気刺激の特性は、周波数 20Hz、パルス幅 300  $\mu$ s の矩形波で、5 秒通電 + 10 秒休止の繰り返しのパターンを 15 分間施行し、強度は、被験者が刺激による痛みを感じない範囲で、なおかつ筋収縮によって足関節運動が生じる程度に設定した。最大随意背屈運動の場合は 5 秒背屈 + 10 秒休息というパターンを 15 分間繰り返した。なお H 波誘発は右膝窩部で脛骨神経を持続時間 1ms の矩形波で刺激した。刺激強度は M 波が誘発され得る最小強度とし、実験を通してその強さが一定であることを M 波の振幅によって確認した。誘発のタイミングは、5 秒間の電気刺激の通電中または随意運動によって筋の収縮と関節運動が生じている間とした

### 3 結果

左の総腓骨神経に電気刺激を与えた場合、右のヒラメ筋 H 波振幅の平均値は安静時と比較して有意な増大を示した (図 1)。一方、左足関節最大随意背屈運動の場合は、右のヒラメ筋 H 波振幅の平均値は安静時に比べ有意に減少した (図 2)。

### 4 考察

今回の実験では、左の総腓骨神経に電気刺激を与えると、右のヒラメ筋を支配する脊髄運動ニューロンの興奮性が促通されるという一種の交差性伸展反射様現象が確認された。しかし本実験で用いた電気刺激強度は痛覚閾値下であったため、電気刺激による興奮閾値の高い一次求心性線維群 (flexor reflex afferents : FRA) よりも、群線維に対

する刺激が主体であった可能性が高い。したがって今回の結果は、FRA の刺激によって誘発される交差性伸展反射とは異なったメカニズムを基盤にもつものと推測されるが、少なくとも一側肢の動筋の求心性 群神経線維に対する電気刺激は対側肢の拮抗筋の脊髄運動ニューロンの興奮性を促通することが示唆される。

一方、左の足関節最大随意背屈運動のときは、右のヒラメ筋運動ニューロンの興奮性は抑制された。この場合末梢からの作用として、収縮した左の前脛骨筋の筋紡錘から発射されたインパルスは、電気刺激によって発火したインパルスの場合と同様に 群線維を伝わり、右のヒラメ筋運動ニューロンの興奮性を促通すると考えられる。しかし一方で、随意運動に際しては下行路の作用が介在ニューロンを介して対側肢の運動ニューロンを興奮または抑制するということが知られている。したがって左足関節最大随意背屈の場合には、末梢からの対側ヒラメ筋運動ニューロンに対する興奮作用の強さに対して、大脳からの下行性司令の一部が介在ニューロンを介して対側ヒラメ筋運動ニューロンを抑制する作用の強さの方が相対的に優位であったため、結果的に対側ヒラメ筋運動ニューロンの興奮性が抑制された可能性が高い。

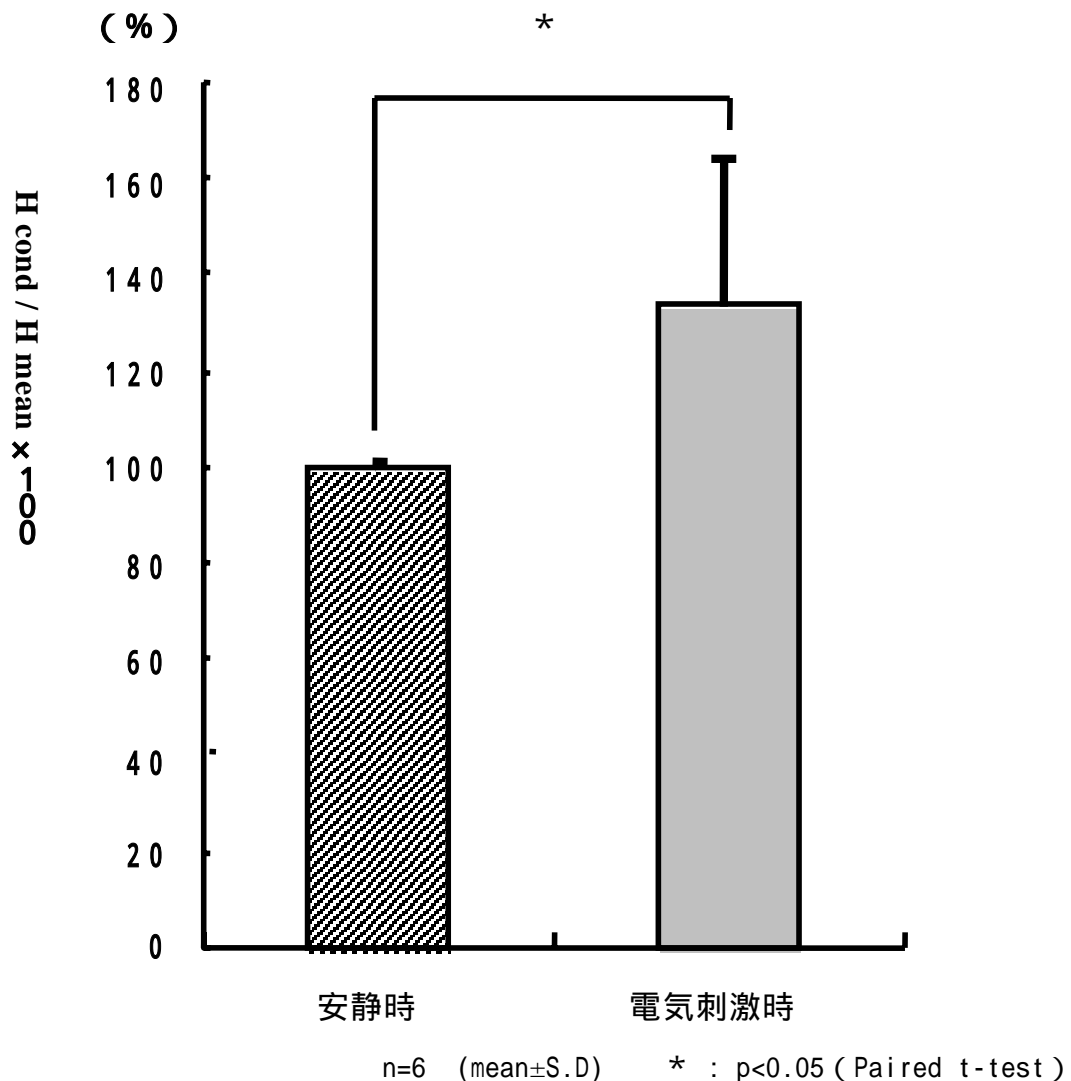


図1 安静時と左総腓骨神経電気刺激時のH波振幅

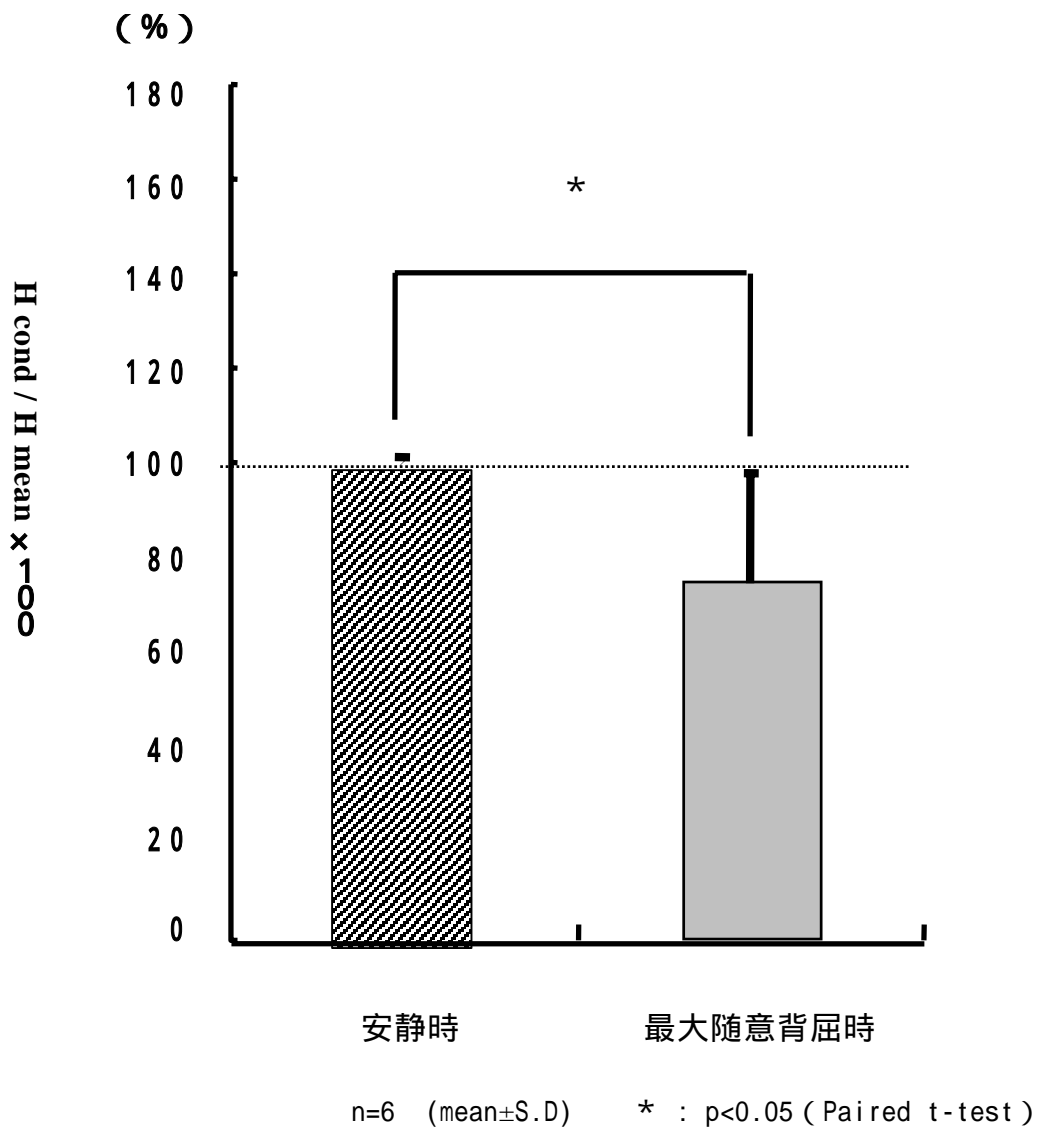


図2 安静時と左足関節最大随意背屈時のH波振幅

## 成果 2

片麻痺患者の非麻痺側への電気刺激と随意運動が麻痺側の脊髄運動ニューロン興奮性に及ぼす影響

Crossed Effects on Spinal Motor Neuron Excitability elicited by Electrical Stimulation and Voluntary Movement in Hemiparetic Patients

関 和則、佐藤 元彦、藤居 徹、市江 雅芳

### 1 はじめに

われわれはこれまで、一側肢に対する電気刺激と随意運動が、対側肢の脊髄運動ニューロンの興奮性に与える影響を健常者の H 波を指標として検討してきた。これによると、一側肢の求心性 Ia 群神経線維に対する電気刺激は、対側肢の拮抗筋脊髄運動ニューロンを興奮させ、一側肢の足関節最大随意背屈運動は、これを抑制することが明らかとなった。しかしこうした現象に関わる神経回路網の詳細は不明であり、特に随意運動時の脊髄への下行性出力が、どのような経路を経て上記のような現象をもたらすのかは明らかになっていない。

そこで今回、一側大脳半球病変を有する片麻痺患者を対象として同様の検討を行い、一側肢に電気刺激あるいは随意運動を行った際の、対側肢の脊髄運動ニューロンの興奮性を支配する神経回路網について考察した。

### 2 方法

対象は慢性期の片麻痺患者 6 名とした。平均年齢は 52.2 (14-70) 歳で、病型は脳出血 3 名、脳梗塞、くも膜下出血、脳挫傷各 1 名、麻痺側は右片麻痺 4 名、左片麻痺 2 名、測定時の下肢 Brunnstrom Stage は III が 4 名、V が 2 名であった。病巣は皮質病変を含む者が 2 名、皮質下に限局している者が 4 名であったが、全例 CT あるいは MRI にて一側大脳半球に病巣が限局していることを確認した。発症から測定までの平均期間は 2.6 (1.1-5.5) 年であった。杖あるいは装具を用いる例もみられたが、全例独歩可能であった。

被験者は腹臥位で両膝関節約 60° 屈曲、両足関節約 20° 底屈位の楽な肢位をとらせた。安静時に麻痺側下腿のヒラメ筋から計 32 発の H 波を記録した後に、条件課題として非麻痺側足関節の最大随意背屈運動を 10 分間行わせ、運動開始 5 分後に麻痺側のヒラメ筋から H 波を記録した。さらに 6 例中 5 例では再度安静時の H 波を記録し、その後 15 分間非麻痺側の総腓骨神経に電気刺激を施行し、刺激開始 5 分後と 10 分後に麻痺側のヒラメ筋から H 波を記録した。与えた電気刺激は周波数 20Hz、パルス幅 300  $\mu$ s の矩形波で、5 秒通電 + 10 秒休止の繰り返しパターンを用いた。強度は被験者が刺激による痛みを感じない範囲で、なおかつ筋収縮によって足関節運動が生じる程度に設定した。最大随意背屈運動の場合は 5 秒背屈 + 10 秒休息のパターンを繰り返した。H 波の誘発には持続時間 1ms の矩形波を用い、脛骨神経を麻痺側膝窩部で刺激した。刺激強度は M 波が誘発され得る最小強度とした。刺激中あるいは運動中の H 波は、5 秒間の通電中または随意運動によって筋の収縮と関節運動が生じている間に各 2 発ずつ誘発し、計 32 発を

記録した。

電気刺激中の H 波は、5 分後と 10 分後の記録をまとめて刺激中の記録とした。電気刺激時、随意背屈運動時とも、安静時に対する H 波振幅の差を比較検討した (t 検定、 $p < 0.05$ )。

### 3 結果

非麻痺側の総腓骨神経に電気刺激を行った場合には、5 例中 4 例で麻痺側のヒラメ筋 H 波振幅の平均値は安静時と比較して増大した。このうち 3 例では有意な増大がみられた (図 3)。一方、非麻痺側足関節最大随意背屈運動の場合は、麻痺側のヒラメ筋 H 波振幅の平均値は 2 例で安静時に比べ減少し、うち 1 例は有意な減少であった。しかし他の 4 例ではいずれも有意な増大を示した。この場合の麻痺側下肢の Brunnstrom Stage は、減少した 2 例で V、増大した 4 例ではいずれも III であった (図 4)。

### 4 考察

健常者を対象としたこれまでの検討では、一側肢の前脛骨筋の求心性 群神経線維に対する電気刺激は、交差性伸展反射と類似した脊髄内の興奮性反射回路を介して、対側肢のヒラメ筋の脊髄運動ニューロン興奮性を促通することが推測されている。今回、一側大脳半球病変を有する片麻痺患者でもほぼ同様の現象が観察されたことは、この仮説を支持する結果と考えられる。

一方、片麻痺患者における非麻痺側足関節の随意背屈運動中の麻痺側ヒラメ筋 H 波は、健常者とは異なりむしろ振幅の増大を示す例がみられた。随意背屈によって前脛骨筋の筋紡錘から発射されたインパルスは、電気刺激の場合と同様に 群線維を伝わり、対側のヒラメ筋運動ニューロンの興奮性を促通する可能性がある。しかし一側の随意運動時には下行性の出力が、運動肢のみならず対側肢の運動ニューロンの興奮性にも何らかの影響をおよぼすことが知られている。この点から、健常者でみられた一側足関節随意背屈運動時の対側ヒラメ筋 H 波振幅の減少は、随意背屈時に大脳から発する下行性司令の一部が対側ヒラメ筋運動ニューロンを強く抑制し、この作用が末梢からの対側ヒラメ筋運動ニューロンに対する興奮作用を上回ったために生じたものと考えられた。一側大脳半球病変を有する片麻痺患者の一部で、非麻痺側足関節の随意背屈運動時に麻痺側ヒラメ筋運動ニューロンの抑制が生じなかったことは、随意運動時に麻痺側ヒラメ筋の運動ニューロンを抑制するはずの下行性出力が、病変によって阻まれた結果と考えることができる。すなわち運動側の対側を抑制する下行性出力は、運動側へ通じる大脳由来の下行路を介するのではなく、反対側の下行路を通じて脊髄内へ達する可能性が高い。4 例の患者で麻痺側ヒラメ筋 H 波振幅がむしろ増大を示した点は、この抑制性の下行性出力が脊髄内に達しないために、電気刺激時と同様の末梢由来の興奮性反射回路が強く作用した結果と思われる。

運動側に対する興奮性の下行性出力はその対側大脳半球の皮質運動野に由来し、インパルスは皮質脊髄路を通じて脊髄内へ到達するが、運動側の対側の脊髄運動ニューロンを抑制する下行性出力の神経経路が、運動司令を発した大脳半球の反対側皮質運動野に由来する皮質脊髄路であるかどうかは不明である。しかし非麻痺側足関節の随意背屈運動時に、麻痺側ヒラメ筋 H 波振幅が健常者と同様に減少した 2 例では、いずれも麻痺側

下肢の Brunnstrom stage は V で麻痺レベルは軽度であった。これに対して有意な H 波振幅の増大を示した 4 例では、いずれも Stage III であり、中等度以上の麻痺レベルであった。この点から、より重度の麻痺を生じるような大脳半球病変では、脊髄運動ニューロンを抑制する下行性出力の脊髄への到達が阻まれやすいと言えるかもしれない。

<参考文献>

- 1) 佐藤元彦, 関 和則他 “ 一側肢に対する電気刺激と随意運動が対側の脊髄運動ニューロンに及ぼす影響 ”, JSEK2001 論文集, 2001
- 2) T. Hortovagy, J..L. Taylor et al. " Voluntary and electrical stimulation-evoked segmental and supraspinal crossed effects in humans", ISEK2002 proceeding, p57-58, 2002

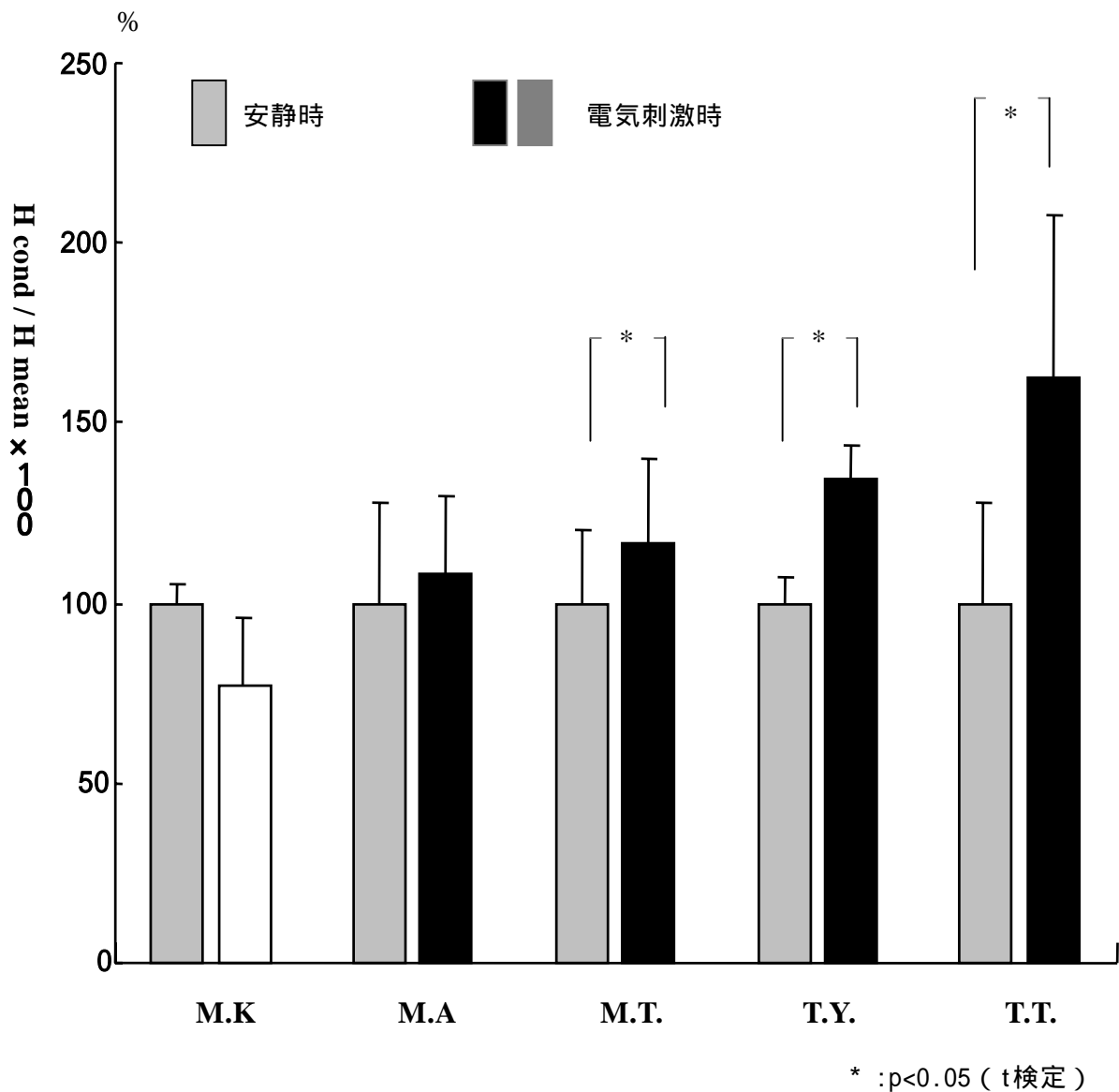


図 3 非麻痺側電気刺激中の麻痺側ひらめ筋 H 波振幅の変化



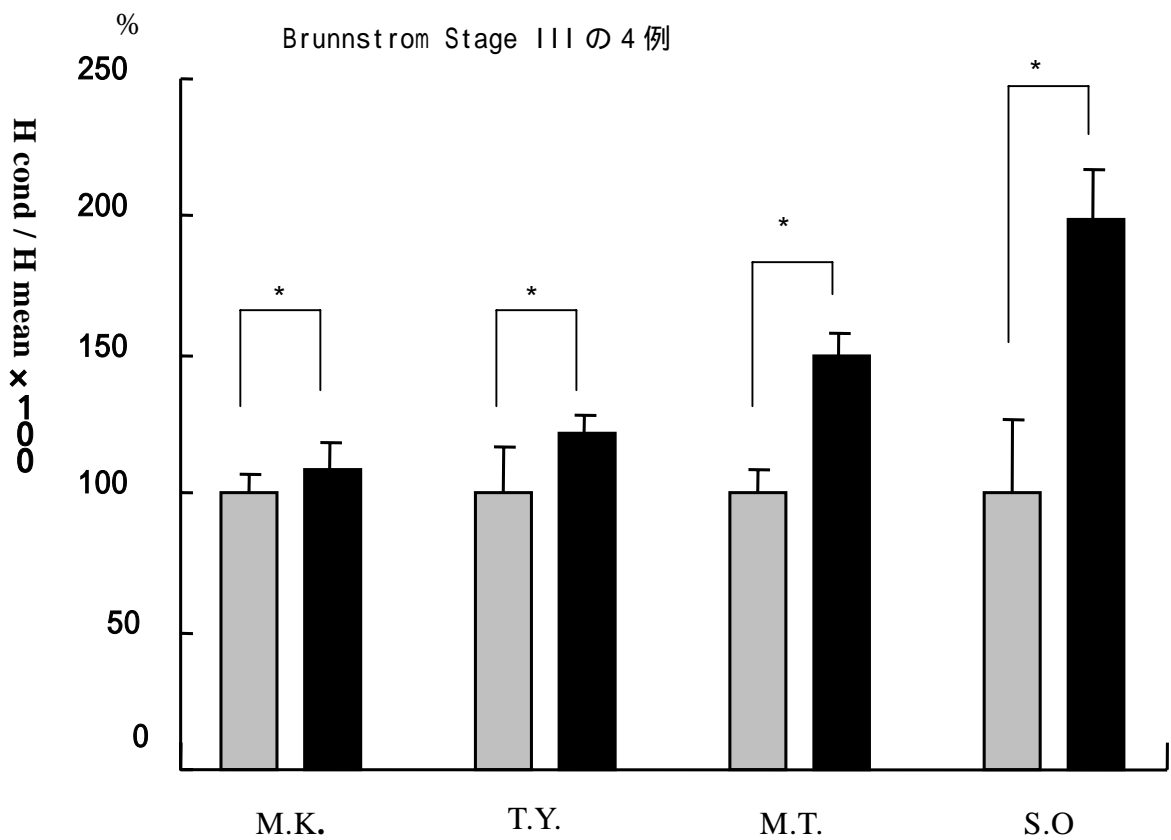
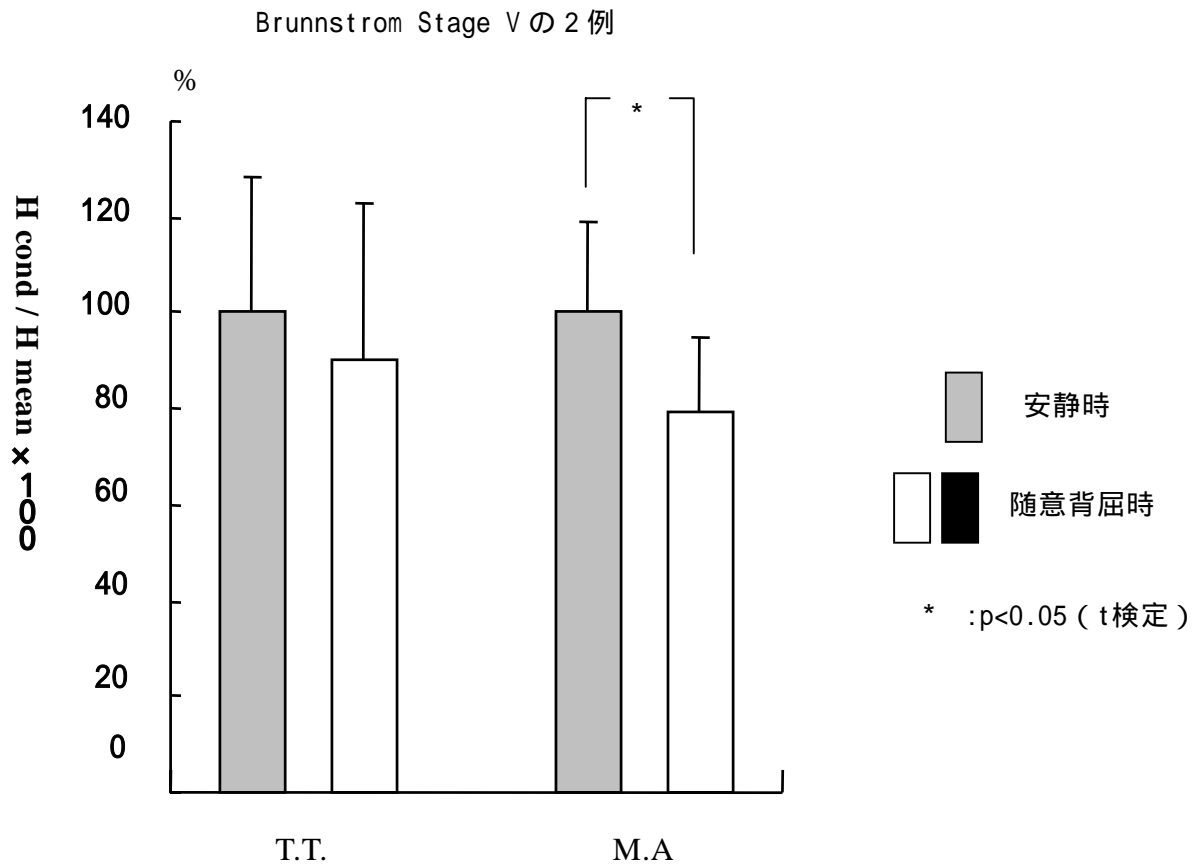


図 4 非麻痺側随意背屈運動中の麻痺側ひらめ筋 H 波振幅の変化

### 成果 3

#### 一側肢による pedalling 運動時の中枢神経系活動

#### CNS excitability during pedaling movement of one leg

佐藤 元彦、関 和則、半田 康延、市江 雅芳

#### 1 はじめに

これまで我々は、一側肢の I 群線維から対側肢に興奮性作用をもたらす脊髄回路の存在の可能性を示してきた。そして FRA 刺激による交叉性伸展反射の存在や、形態学的に軸策を反対側まで伸ばしている介在ニューロンが存在するという事などから考えると、左右肢間には興奮または抑制的に連絡する脊髄回路が存在すると推測される。一方で、一側肢の運動が対側肢支配の上位運動ニューロンへどのような影響を及ぼしているのかは不明な点が多い。しかしながら臨床場面においては、中枢性麻痺の患者の中には一側肢の努力性使用により反対側肢に不随意的に筋収縮運動が誘発されるという連合反応が見られることが多く、健常者においても、一側肢の最大随意収縮運動時に対側肢に一種の連合運動様現象が見られることがある。これらのことから考えると、一側肢の随意運動が対側肢に対して脊髄レベルだけでなく、上位運動ニューロンに対しても何らかの影響を及ぼしているのではないかと推測される。そこで本研究は、一側肢による随意運動が対側肢支配の中枢神経系活動にどのような影響を及ぼしているのかということとを明らかにするため、一側肢による pedalling 運動時の中枢神経系活動を H 反射と経頭蓋磁気刺激を用いて検討した。

#### 2 方法

被験者は年齢  $28.2 \pm 10.2$  歳の健常成人 6 名とした。実験は被験者に内容を説明し、同意を得たうえで行われた。被験者は肘掛付の椅子に座り、右足部はその前方に置かれたエルゴメーター(MONARK 881E)の右のペダルに固定された。左足部はエルゴメーターから離れた位置に設置された固定台に、膝関節約  $60^\circ$  屈曲、足関節約  $20^\circ$  になるように固定された。右脚の pedalling 運動時に対側の脊髄運動ニューロンの興奮性を測るために、左のヒラメ筋から H 波を記録した (Sol H-reflex)。また対側肢の中枢神経系の活動を測るため、左の前脛骨筋とヒラメ筋に記録電極を貼付し、経頭蓋磁気刺激による運動誘発電位を記録した (Sol MEP, TA MEP)。なお磁気刺激装置は Magstim 200 とダブルコンコイルを用い、最も低い強度で MEP が誘発される部位に刺激コイルをベルトにて固定した。H 波と MEP の記録は以下のように行った。まず安静時の H 波と MEP を記録した (control)。次に被験者が右脚でペダルを 30rpm の回転速度に合わせるように随意的に漕いでもらい、エルゴメーターのクランク角が  $90^\circ$  と  $270^\circ$  の時点で H 反射または MEP を誘発し記録した (随意 pedalling  $90^\circ, 270^\circ$ )。なおペダルの負荷は 5kgf とした。さらにペダルに乗せた右脚を他動的な力で 30rpm で回転させたときの H 波と MEP をクランク角  $90^\circ$  と  $270^\circ$  の時に記録した (他動 pedalling  $90^\circ, 270^\circ$ )。データは安静時に得られた H 波と MEP の振幅の平均値をそれぞれ 100 とし、各条件下で得られた振幅値を安静時の 100 に対する割合で示した。そして安静時をコントロール群として各条件下で得られた

他の群との比較に Dunnett 法を用いて検定を行った。

### 3 結果

左脚の pedalling 運動時の右のヒラメ筋 H 波振幅については、随意 pedalling $90^{\circ}$  と  $270^{\circ}$  の両者が control と比較して有意に減少していた。他動 pedalling $90^{\circ}$  と  $270^{\circ}$  では有意な減少は認められなかった。一方 Sol MEP 振幅については、随意 pedalling $270^{\circ}$  が control と比較して有意に増大していた。pedalling $270^{\circ}$  の場合は統計学的に有意差は認められなかったが、増大傾向を示した。なお、他動 pedalling の場合、有意差は認められなかった。TA MEP に関しては Sol MEP と同様の結果が得られた。

### 4 考察

今回の結果から、一側肢による随意 pedalling 運動時には、対側ヒラメ筋脊髄運動ニューロンの活動が抑制され、一方で特にクランク角  $270^{\circ}$  の時に、対側ヒラメ筋と前脛骨筋支配の同側大脳半球の皮質運動野の興奮性が高まるという現象が観察された。一側肢による随意 pedalling 運動中に対側ヒラメ筋脊髄運動ニューロンの活動が抑制された要因として考えられることは、一側肢からの求心性感覚情報が脊髄内の介在ニューロンを介して、対側ヒラメ筋運動ニューロンの活動に抑制的に働いたことによるものと、上位中枢からの抑制性の下行性司令によるものとが考えられる。しかしながら他動 pedalling 中にも求心性の情報は入力されていると考えられるが、対側ヒラメ筋運動ニューロンの興奮性に有意な抑制がみられなかったことから考えると、むしろ上位中枢からの抑制性司令によってヒラメ筋運動ニューロンの活動性が抑制されたのではないかと推測される。一方で、一側肢による随意 pedalling 運動中の対側ヒラメ筋と前脛骨筋の MEP はともに増大していた。経頭蓋磁気刺激の場合、皮質表面の錐体細胞にシナプスしている介在ニューロンが刺激されるものとされており、すなわち対側ヒラメ筋と前脛骨筋の MEP の増大は皮質脊髄路を介した興奮と考えられる。したがって今回の場合、右脚による随意 pedalling 運動中に、静止状態である左下肢支配の右大脳半球の皮質運動野の興奮性が高まった状態であったといえる。この要因として考えられることは、左大脳皮質運動野の興奮による右脚の随意運動の発現に同期して、交連線維を介した右大脳皮質運動野への興奮作用をもたらす経路が存在するのではないかと推測される。もしくは右脚の随意運動の発現に同期して左右大脳半球全体が賦活されるのではないかと推測される。しかしながら右大脳皮質運動野の興奮作用と、上位中枢からのヒラメ筋脊髄運動ニューロンに対する抑制作用とは矛盾するものである。これまで上位中枢からの下行経路には皮質脊髄路以外に脳幹を經由する網様体脊髄路、赤核脊髄路、視蓋脊髄路、前庭脊髄路が存在していることが知られている。したがって上位中枢からヒラメ筋脊髄運動ニューロンに対する抑制作用は皮質脊髄路以外の抑制作用を及ぼす経路によるものと推測される。

### 5 結語

一側肢による pedalling 運動時の中枢神経系活動について H 反射と経頭蓋磁気刺激を用いて検討した。一側肢の随意運動時には、同側大脳皮質運動野の興奮が高まり、対側肢に対し皮質脊髄路を介した興奮性作用をもたらすと考えられる。さらに一側肢の随意運動時には対側ヒラメ筋運動ニューロンに対し抑制性の作用をもたらす皮質脊髄路以外

の経路の存在が示唆された。

## 成果 4

### Inhibitory Effects on Soleus H-reflex Induced by Different Electrical Stimulation Parameters

Motohiko Sato, Kazunori Seki , Masayoshi Ichie

#### 1.INTRODUCTION

Therapeutic Electrical Stimulation (TES) is a popular modality commonly used to decrease the excitability of motoneurons in spastic patients. Several studies have been reported that the repetitive electrical stimulation modulated the soleus H-reflex amplitude in healthy subjects. However, a number of clinical studies have been reported that TES could reduce spasticity in hemiplegic subjects, while others have found either no change or even increase spasticity after TES. The diversity of these findings may be due to variation in patients and in stimulation parameters. Furthermore, the optimal stimulation parameter to reduce spasticity has not been determined. The purpose of this study was to investigate the differences in effects of the preceding conditioning electrical stimulation at different pulse duration, frequencies and intensities for changes of the soleus H-reflex amplitude.

#### 2.METHODS

Experiments were performed on six healthy volunteers (aged from 24 to 57) after obtaining informed consent. The subjects were comfortably seated and the left leg was fixed with the hip at 90, knee at 120, and ankle at 90 degrees. The control soleus H-reflex was recorded during rest period before applying the conditioning stimulation. The H-reflex was evoked by stimulating the left tibial nerve at the popliteal fossa with a single rectangular pulse of 1 millisecond duration. The intensity of test stimulus was adjusted to obtain a small M-wave with H-reflex. The recording bipolar surface electrodes were placed on the lower part of the soleus. The conditioning electrical stimulation was applied for 5 seconds via surface electrodes to the left common peroneal nerve at the level of the caput fibulae. The frequency of the conditioning stimulus was varied at 20, 50, 100, 200, 333 and 500 Hz. In the conditioning stimulation of 20Hz, the pulse width was set at 0.2 or 1 milliseconds and the intensity was decided at 0.8 or 1.2 times of the threshold for the evoked M-waves (motor threshold: MT) from the left tibialis anterior muscle. In the conditioning stimulation except for 20Hz, 1ms of pulse width and 0.8MT of intensity were used. The time intervals between the test and the conditioning stimulation were varied in steps ranging from 1 to 5 seconds. In each session, the test H-reflex was evoked 1, 2, 3, 4 and 5 seconds after the end of the conditioning stimulation.

#### 3.RESULTS

Figure 7A shows the changes of the soleus H-reflex amplitude at the stimulation frequency of 20Hz. A significant inhibition of the H-reflex amplitude was observed in 1.2MT-0.2ms and 1.2MT-1ms at the conditioning to test interval of 1 second. On the other hand, soleus H-reflex was

hardly inhibited at 0.8MT-1ms. Figure 7B shows the changes of the soleus H-reflex amplitude at the different frequency. At the conditioning to test interval of 1 second, a significant inhibition of the H-reflex amplitude was observed at 200Hz-0.8MT-1ms. As a result, soleus H-reflex was inhibited at the parameter of 20Hz-1.2MT-0.2ms, 20Hz-1.2MT-1ms and 200Hz-0.8MT-1ms at the conditioning to test interval of 1 second. However, the statistical significant differences were not admitted among the three parameters.

#### 4.DISCUSSION

In the present study, we examined the differences in effects of the electrical stimulation at different parameters for changes of the soleus H-reflex. A disynaptic reciprocal Ia inhibition has been thought to be a mechanism to inhibit antagonist muscle motoneuron in spinal cord. Furthermore, it has been reported that the group Ia fibers are more easily excited by low intensities of stimulus than alpha fibers. When comparing pulse widths and intensities in the conditioning stimulation of 20Hz, the soleus H-reflex was hardly inhibited at 0.8MT-1ms. However, lower intensity without pain is desirable for the conditioning stimulation because the stimulation of 1.2MT intensities could occasionally give subjects some pain. It has been reported that the pulse of 1ms duration stimulate group Ia fibers selectively at threshold. Therefore, we examined the changes of soleus H-reflex at the different frequency of 0.8MT-1ms. The soleus H-reflex was inhibited the most strongly at 200Hz, and was hardly inhibited at 500Hz. Since pulse interval between the first and second stimuli was short (2 ms) at the frequency of 500Hz, the second impulse might be input during the refractory period after the first action potential. As a result, the excitement of the group Ia fibers might not be induced by 500Hz. On the other hand, it is thought that there was no influence of the refractory period in 200Hz. Furthermore, since reciprocal Ia inhibition lasts for only several milliseconds, the inhibition of soleus H-reflex in 200Hz at least 1 second after the end of conditioning stimulation can be based not only on a reciprocal inhibition mechanism but also on other mechanisms. One mechanism we suppose is the posttetanic potentiation induced by the temporal summation of high frequency stimuli (200Hz)

#### 5.CONCLUSION

We found that, in the conditioning electrical stimulation with 0.8MT-1ms to the common peroneal nerve, the frequency of 200Hz was the most effective to inhibit the soleus H-reflex.

#### <References>

- 1) Veale JL, Mark RF, Rees S. Differential sensitivity of motor and sensory fibres in human ulnar nerve. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1973;36:75-86.
- 2) Mizuno Y, Tanaka R, Yanagisawa N. Reciprocal group I inhibition on triceps surae motoneurons in man. *J Neurophysiol*. 1971;34:1010-1017.

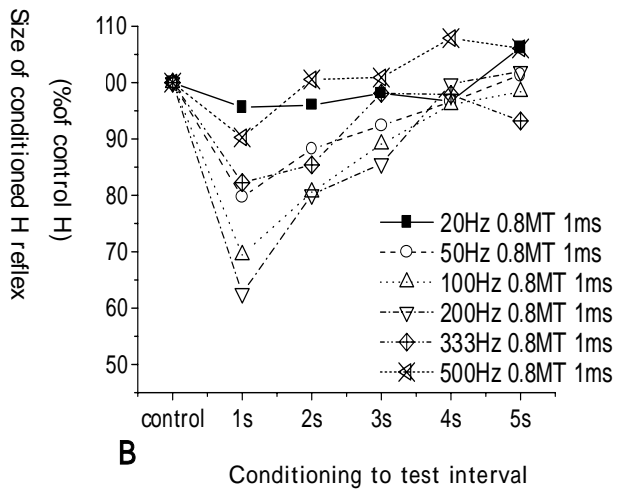
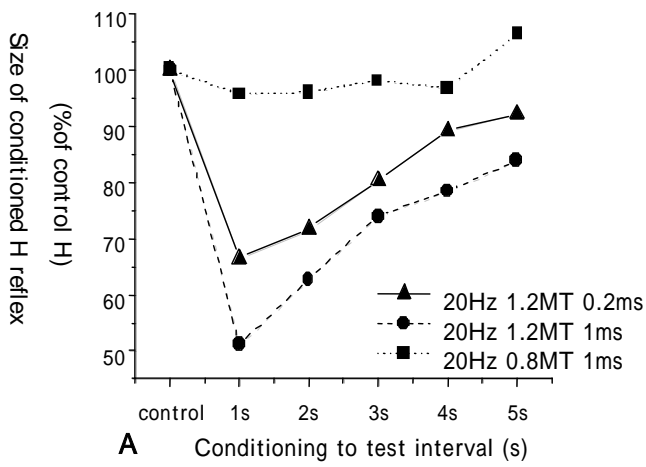


Fig7 A& B

Means of the amount of soleus H-reflex inhibition induced by the different conditioning stimulus at different conditioning to test intervals

## 成果 5

### EEG change during and after walking in hemiparetic stroke patients

K. Seki、 M. Sato、 T. Fujii and M. Ichie

#### 1.INTRODUCTION

Physical exercise including gait training has a possibility to modulate the brain activity in post stroke patients. EEG recording after movement is one of ways to study acute effect of physical exercise to the brain activity. However, there are few confirmed evidences supporting such a provoking effect of exercise to EEG. Furthermore, EEG change during systemic movement is unknown because of difficulties of measuring techniques. Walking is a popular method of training for hemiparetic stroke patients and we have previously found that less artifact EEG recording was possible in normal subjects walking with slow speed. In the present study, we investigated the EEG change during and after walking in hemiparetic stroke patients to reveal the influence of walking on the brain activity after a stroke onset.

#### 2.METHOD

The subjects were 9 hemiparetic stroke patients in the recovery stage. They were all admitted to Tohoku University Hospital to receive medical rehabilitation within 3 months after a stroke onset. The lesion of stroke confirmed by CT or MRI was localized in the cerebral hemisphere contralateral to the paretic limbs. The side of hemiparesis was right in 4 patients and left in 5. The mean age was 59.6 (40~78) years. The mean walking speed with maximum effort at the examination was 31 m/sec. EEG was recorded from 6 points on the scalp according to the international 10-20 system (F3, F4, C3, C4, O1 and O2) with a sampling frequency of 1000Hz and digitally filtered with 4-35Hz. The EEG was monitored with telemetry system (MT11) and stored in a hard disk to analyze with PowerLab system. All subjects walked on a wooden floor with bare feet to prevent static electricity from interfering in the proper wave of EEG. EEG recording was performed on the 4 phases as follows: at rest before walking with eyes closed, during walking with preferred speed and maximum effort in 20m distance and at rest after walking with eyes closed. The recording time at rest before and after walking was at least more than 60 seconds. We analyzed the EEG from 4.0Hz to 30.3Hz with power spectral analysis and calculated the values of relative power (power of target band pass/ total power\*100) on each recording point and unilateral hemisphere in three band passes: theta (3.9~7.7Hz), alpha (7.8~12.7Hz) and beta (12.8~16.6Hz). The values of relative power in the hemisphere with and without lesion during walking and after walking were compared to those before walking with Wilcoxon's signed rank test.

#### 3.RESULTS

The values of relative power in theta band showed no significant changes both during and after walking. On the other hand, significant changes were found in alpha and beta band. Since the change of EEG during walking with maximum effort was as same as that with preferred speed, we regarded them as same data. 1) During walking: there was significant decrease of the values of



relative power in alpha band on each hemisphere. Particularly on the front-central area of the non-affected hemisphere, the decrease of the values was remarkable. In beta band, significant increase of the values on the affected hemisphere particularly on the occipital area was observed. 2) After walking: there was significant increase of the values of relative power in beta band on the intact hemisphere and on the frontal area of the affected hemisphere. Distributions of these changes are shown in the table (Fig10).

#### 4.DISCUSSION

There are few studies reported on an EEG change associated with systemic movement like physical exercise. Kamp and Troost reported that a consistent and prolonged decrease of alpha frequency was observed in some stroke patients through EEG recording immediately after physical exercise on a bicycle ergometer. This is only evidence showing that physical exercise has a possibility to play a role as a provocative method to EEG in stroke patients. In the present study we showed some EEG changes relating to physical task not only after but also during walking (Fig 8 and Fig9). The decrease of alpha activity in the both hemispheres, however, was observed only during walking. Such attenuation of alpha activity may be based on an alpha blocking mechanism, since our subjects closed their eyes while the EEG was being recorded at rest. However, the beta activity increased only in the affected hemisphere during walking. It is difficult to explain this result by alpha blocking hypothesis. According to Mauro et.al., the hemiparetic stroke patients showed the increase of flow velocity during motor task in the middle cerebral artery both contralateral and ipsilateral to the paretic hand performing the task. It is natural that the functioning of the brain in walking is different from that in single hand performance but the healthy hemisphere in stroke patients can be supposed to have an important role even in walking. Therefore, the decrease of alpha power during walking suggests general augmentation of the cortical activity associated with voluntary movement like the inhibition of mu rhythm. The increase of beta activity after walking also has a possibility to show the cortical activation provoked by walking although the reason why it occurred remarkably in the non-affected hemisphere is unclear.

#### 5.CONCLUSION

The EEG changes during and after walking shown in this study suggest physical exercise can activate the brain function in hemiparetic stroke patients.

#### <References>

- 1) Kamp A. and Troost J. EEG signs of cerebrovascular disorder, using physical exercise as a provocative method. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1978;45:295-298.
- 2) Lardon M.T. and Polich J. EEG changes from long-term physical exercise. *Biol Psychol.* 1996;44:19-30.
- 3) Mauro M., Carlo C. et.al. Activation of healthy hemisphere in poststroke recovery -a transcranial doppler study-. *Stroke.* 1993;24:1673-1677.

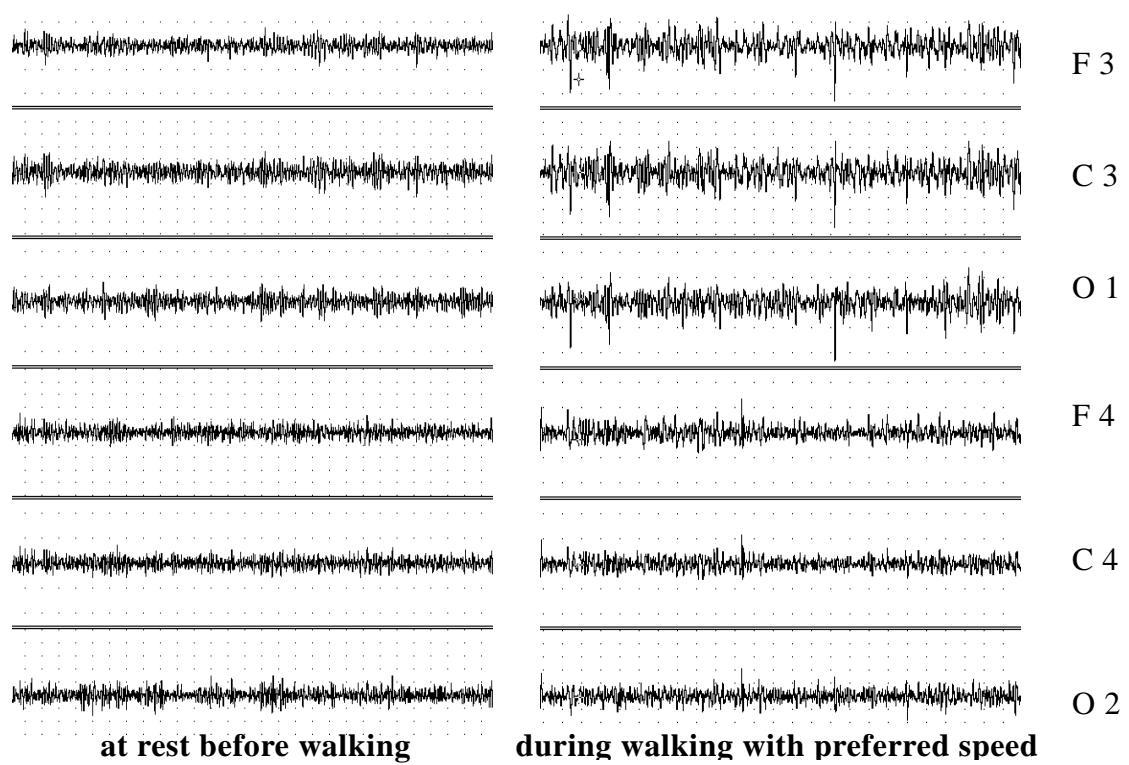


Fig8 EEG before and during walking / A patient with right hemiparesis (E.S. 78y. female)

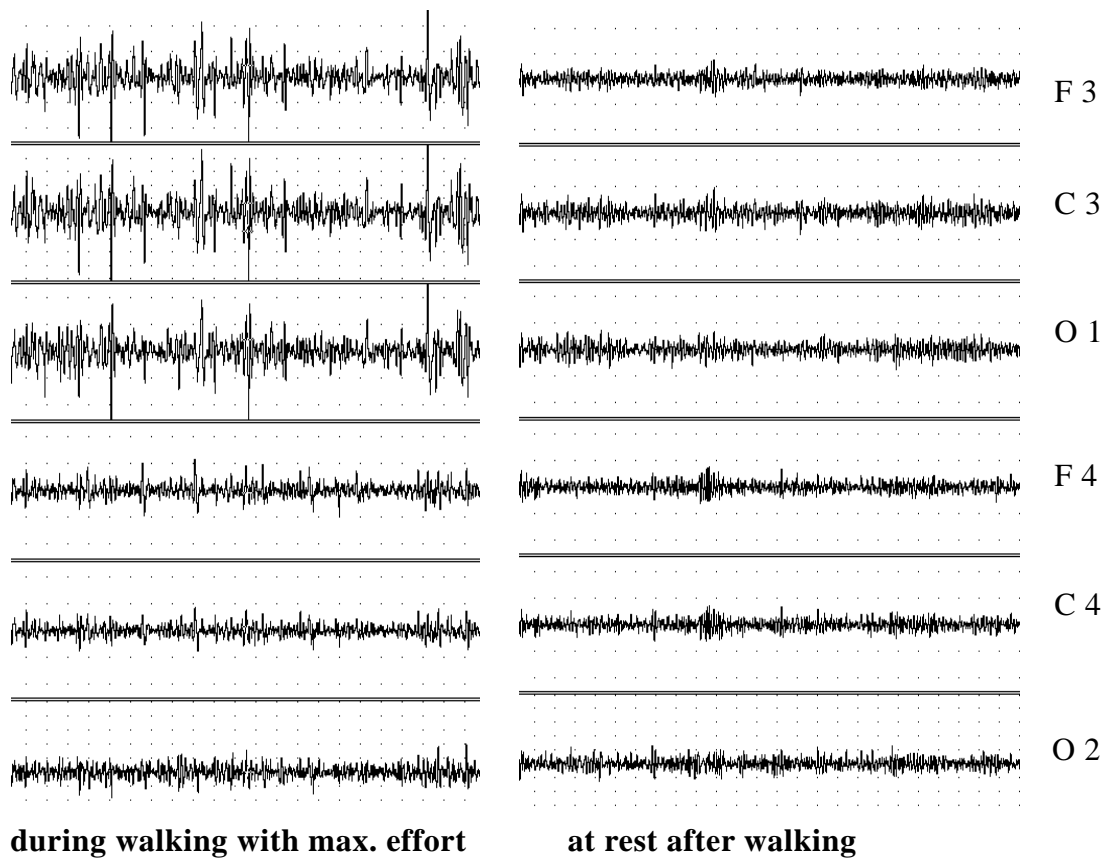
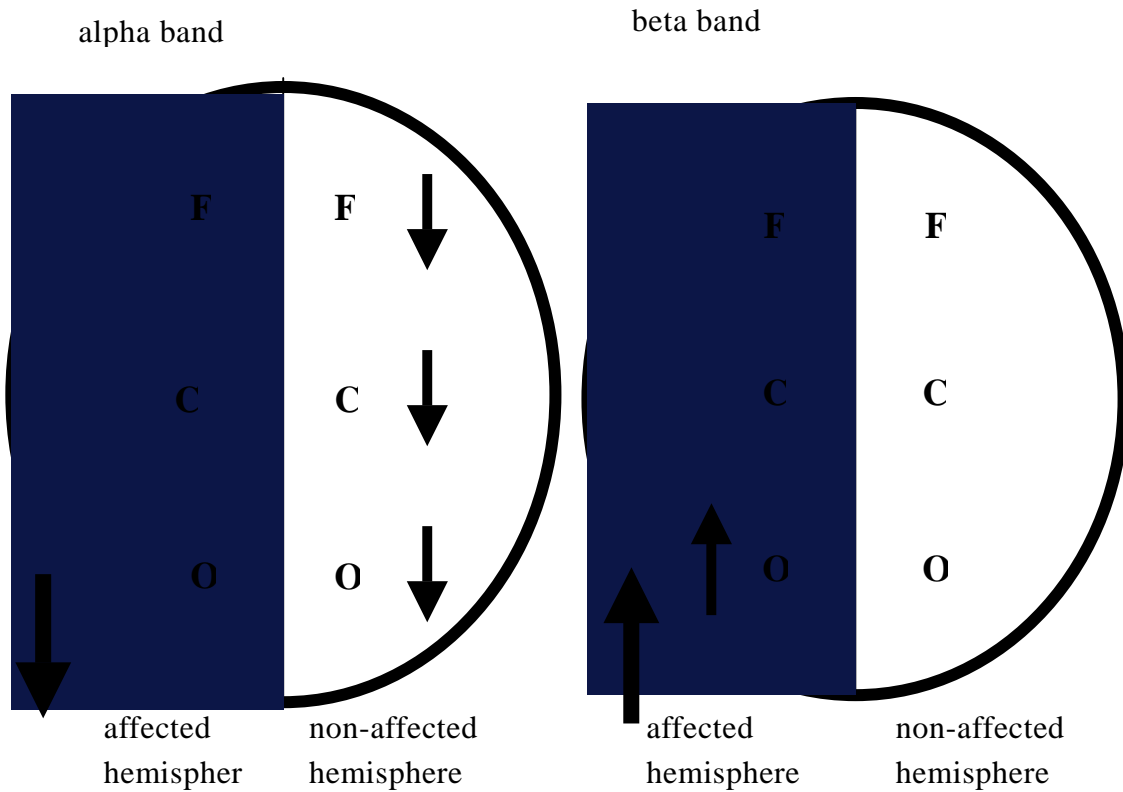
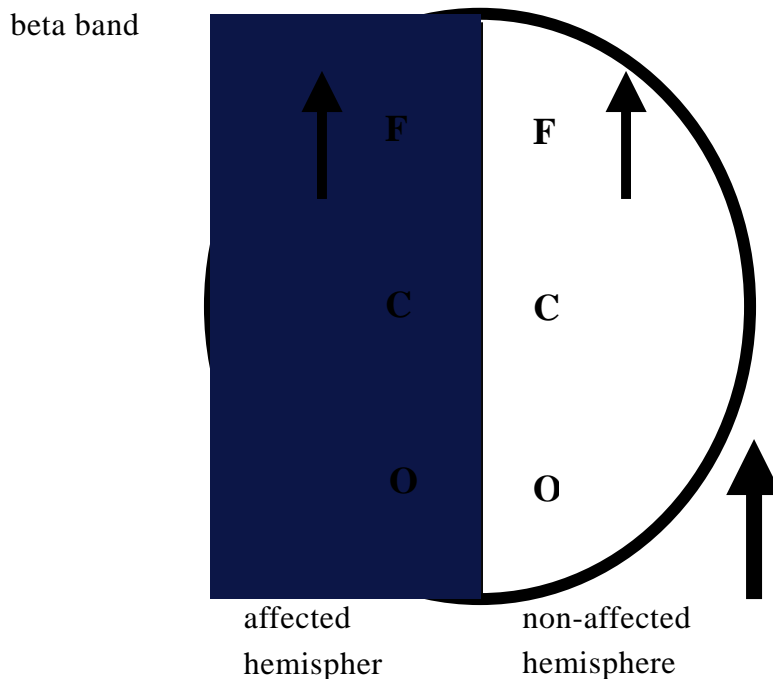


Fig9 EEG during and after walking / A patient with right hemiparesis (E.S. 78y. female)



**during walking**



**at rest after walking**

Fig10 Distribution on the changes of the relative power

↑ (↓) :significant increase(decrease),v.s. at rest before walking

## 成果 6

### Changes of the evoked mechanomyogram during electrical stimulation

Kazunori Seki, Takahide Ogura, Motohiko Sato and Masayoshi Ichie

#### 1.INTRODUCTION

The biological signal detected by microphones or accelerometers when muscle surface displacement has occurred is named surface Mechanomyogram (MMG). It is a relatively new method to analyze the mechanical muscle activity and expected to provide useful information about the function of muscle and nerve in clinical. Particularly, compared to EMG, MMG is suspected to have a good advantage in detecting the muscle contraction during functional or therapeutic electrical stimulation (FES, TES), because it has possibility not to be affected by electrical artifact. Changes of the MMG reflecting some characteristics of motor units when voluntary muscle contraction was performed has been described in several papers. However, short time muscle contraction evoked by electrical stimulation is not yet examined precisely in the field of MMG. In this study we investigated if the recording of evoked MMG with the latency as same as H-reflex was possible, and if the changes of excitability of the spinal motor neuron during electrical stimulation as TES could be identified by such an evoked MMG (H-MMG).

#### 2.METHOD

Nine healthy subjects (22~45 years old) participated in this study. Evoked EMG (M-wave, H-wave) and evoked MMG (H-MMG) were recorded from the soleus muscle in the left leg by means of evoking electrical stimulation (EES) to the tibial nerve at the popliteal fossa. All of the subjects kept prone position with the left knee fixed at 30 degrees flexion and the left ankle fixed at 5 degrees plantar-flexion on the bed during recording. The left ankle was fixed to the isokinetic torquemachine (KINCOM) to monitor the isometric torque of plantar-flexion generated by evoked muscle activity. The MMG was detected by an accelerometer (MPS101, MEDISENS Inc.) fixed to the skin over the muscle belly between the pair of surface electrodes for EMG. The bandwidth and the sampling rate of the MMG were 0.1~1000Hz and 2000Hz in each. EMG was recorded at the same time with the MMG recording by an evoked potential measuring machine (Neuropack 4, Nihon Kohden Inc.) with the bandwidth 30~3000Hz.

The first experiment was detecting the series of M-wave, H-wave and H-MMG in some levels of EES intensity gradually increased from the level at which the H-wave began to appear. The H-MMG was defined as a wave appearing at the latency corresponding to a rise of the H-wave. Since all of the waveforms of the evoked MMG were recognized to continue more than 200msec with gradual attenuation, we adopted only the wave within 100msec from a rising point and calculated peak-to-peak amplitude in this range. The second experiment was measuring the change of both the H-wave and the H-MMG during TES in the two subjects. At first, successive fifteen records of the H-wave and the H-MMG were measured at rest with the EES intensity that could induce the most reliable waveforms of the H-MMG constantly. After the recording at rest, electrical stimulation as TES for 10 minutes was applied to the anterior tibial muscle with the

surface electrodes. Both the H-wave and the H-MMG were recorded again during the latter half of the stimulating period. The electrical stimulation as TES consisted of repetition of alternating pattern with 5 seconds stimulation and 5 seconds rest. The parameters of TES included the stimulation frequency of 200Hz, the pulse width of 1msec and the intensity at the motor threshold. The H-wave and the H-MMG during TES were recorded in the stimulating phase and resting phase with same rate, and each fifteen records was used for analysis.

### 3.RESULTS

1) The wave of MMG with the latency almost as same as it of the H-wave could be clearly detected at the EES intensity with the level low enough to induce no M-wave, and it was possible to isolate such a wave as H-MMG. However, the H-MMG could not be identified at the EES intensities more than the level at which the M-wave began to appear. In these intensities, the evoked MMG first appeared at the latency corresponding to a rise of the M-wave and it overlapped with the waveforms appeared later. The evoked MMG consisted of multiple waveforms even in the range of 100msec and the amplitude of it was calculated using the difference between positive and negative peak in these waveforms. The amplitude of the H-MMG clearly recorded with no M-wave was normalized by the maximum amplitude of the evoked MMG recorded at the latency of M-wave. The mean percentage of maximum amplitude of the H-MMG normalized was 18.2 (12.6~22.2) % (Fig11).

2) In the two subjects who the recording of H-MMG during TES was performed, the EES intensity for recording was settled to the maximum level at which the H-MMG could be clearly isolated. It was confirmed that the successive recording of both the H-MMG and the H-wave at rest succeeded without any waveforms of MMG before the appearance of the H-MMG. The identification of H-MMG during TES was also possible as same as at rest, but no waveforms of the H-wave in the stimulating phase during TES could be counted successfully by the contamination of the electrical artifact. The mean amplitudes of H-MMG at rest and during TES (stimulating phase; s-phase and resting phase; r-phase) and the results of statistical analysis are as follows for each subject (A and B). A: 7.79mV (at rest) - 3.88mV (s-phase) - 8.89mV (r-phase),  $p < 0.0001$  in ANOVA,  $p < 0.0001$  (at rest > s-phase, r-phase > s-phase) in Scheffe. B: 2.58mV (at rest) - 1.46mV (s-phase) - 1.96mV (r-phase),  $p < 0.0001$  in ANOVA,  $p < 0.0001$  (at rest > s-phase) -  $p < 0.01$  (at rest > r-phase) -  $p < 0.05$  (r-phase > s-phase) in Scheffe (Fig12).

### 4.DISCUSSION

It was confirmed through this study that the MMG was not affected by the electrical interference and the successful recording of the H-MMG was possible without the electrical artifact even during the electrical stimulation as TES. The MMG, however, had some problems of the mechanical interference including the vibration of the sensor on the muscle belly and the extra contraction of the target muscle induced by the electrical stimulation. It was necessary for detecting an evoked MMG as H-MMG to settle the EES intensity at the level as low as possible not to induce an M-wave. There happened a base line fluctuation of MMG in the target muscle when the electrical stimulation as TES was applied to the other muscle with the intensity

extremely over the motor threshold. These results show a limitation of the evoked MMG that the intensity of both EES and TES needs to be settled in the low level to some extent when examining a change of MMG in the short range elicited by the electrical stimulation. While involving those problems, it is supposed that the evoked MMG like H-MMG is useful as well as H-wave in clinical use if the intensity of the optimal level can be chosen. In the previous study subjecting the healthy adults, we had investigated the influence of the electrical stimulation as TES with the intensity under motor threshold on the excitability of alpha motoneuron. According to this study, the electrical stimulation under motor threshold with the frequency of 50~200Hz and the pulse width of 1msec inhibited the H-wave amplitude significantly at least 1sec after the stimulation lasting 5sec. However, the change of the H-wave during stimulation could not be observed because of the electrical artifact. In this study, the H-wave during the electrical stimulation with the same parameters as above could not be identified too, but the amplitude of the H-MMG in the stimulating phase during TES clearly decreased. This result suggests the evoked MMG is applicable to evaluation of the excitability change in the spinal motor neuron during TES with low intensity.

<References>

- 1) Orizio, C., Muscle Sound: Bases for the introduction of mechanomyographic signal in muscle studies. Crit Rev Biomed Eng, 1993. 21: p. 201-243.
- 2) Sato, M., Seki, K. and Ichie, M., Inhibitory effects on soleus H-reflex induced by different electrical stimulation parameters. Proc XIVth Congress of ISEK, 2002. p. 425-426.

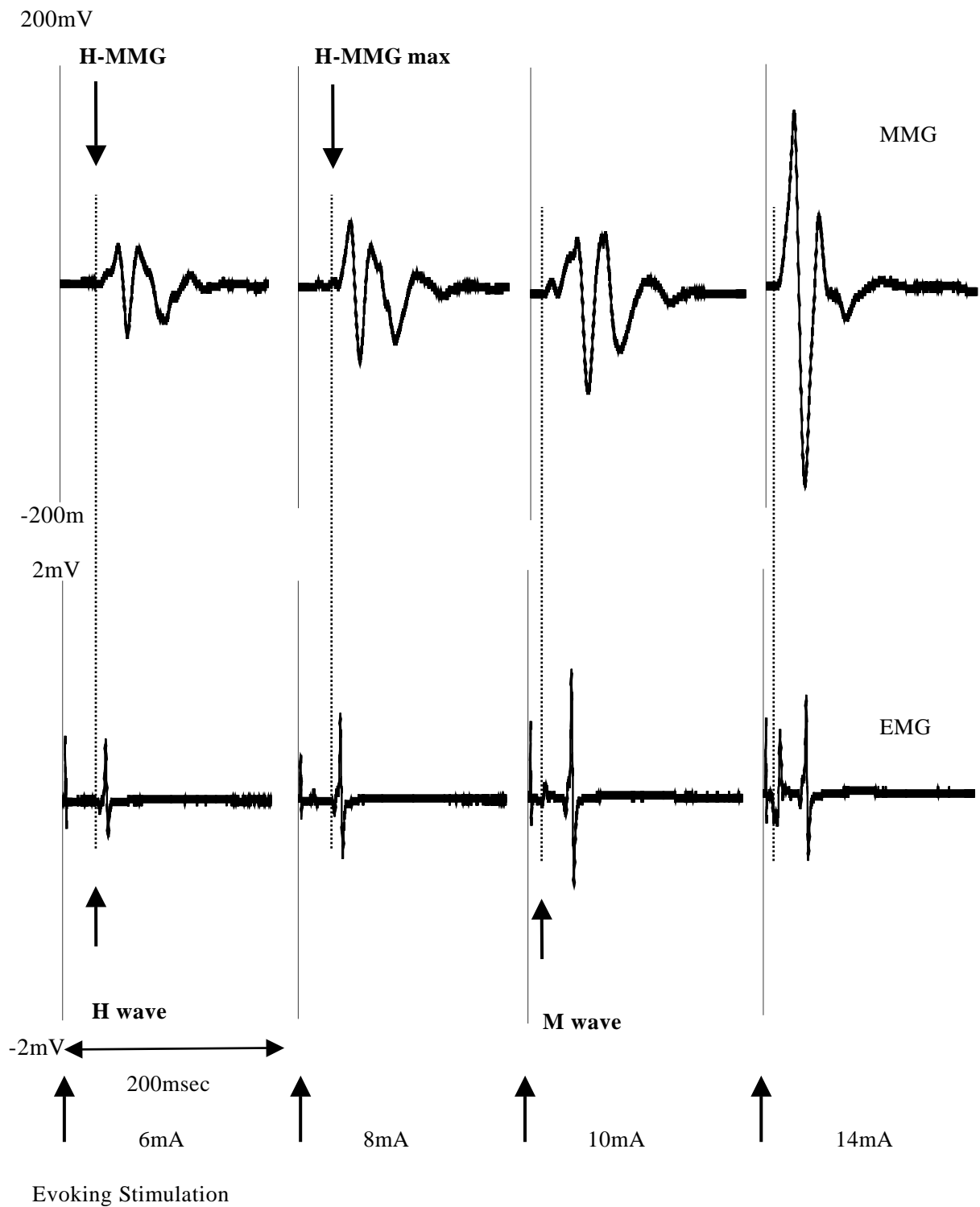


Fig11 The waveforms of H-MMG and H wave in the different stimulation intensities  
 H-MMG is not recognizable after an appearance of M wave

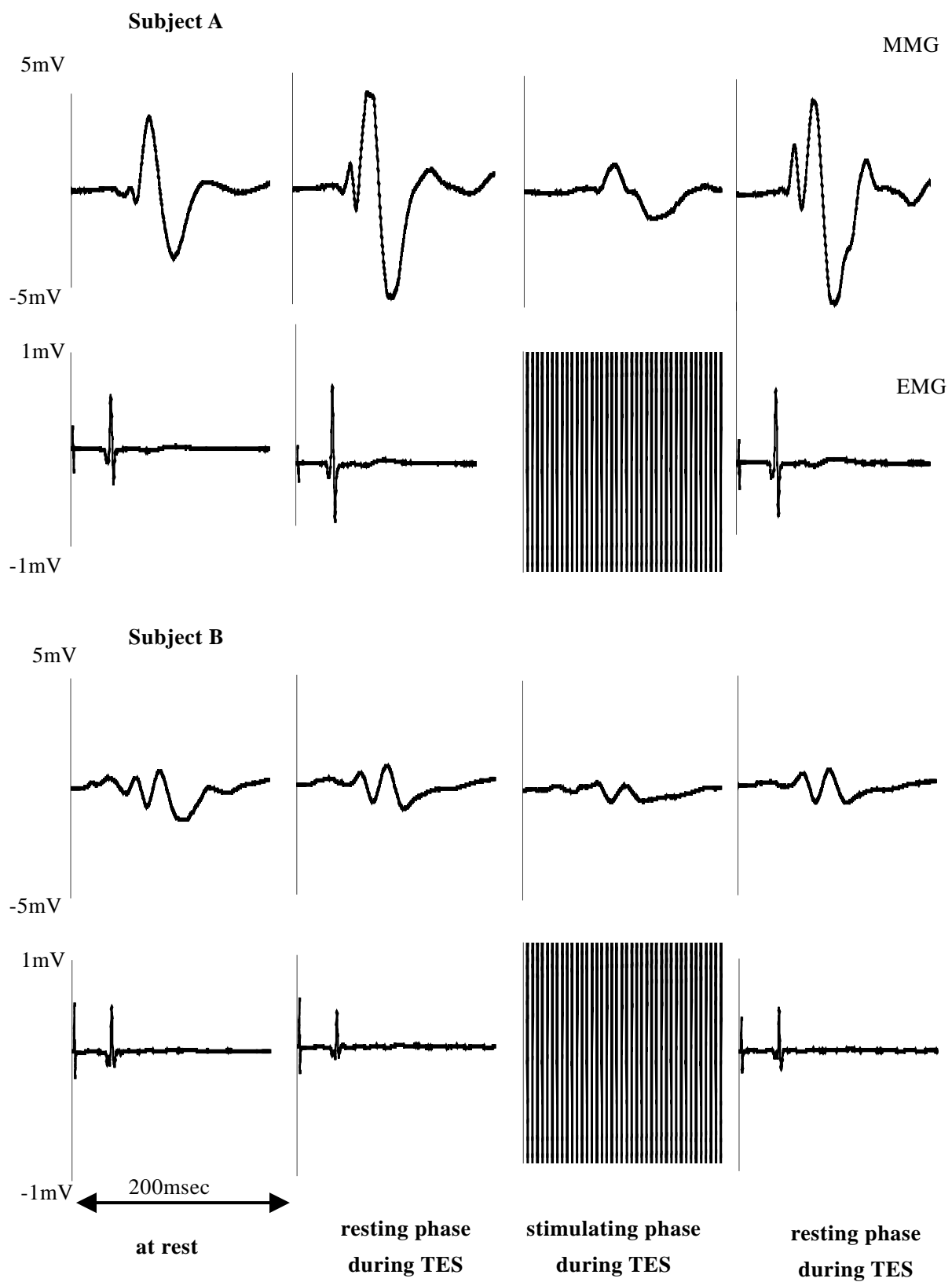


Fig12 Inhibition of H-MMG during TES  
 Decrease of H-MMG amplitude is clear in the stimulating phase during TES



## 成果 7

### Change of medio-lateral COP shift induced by electrical stimulation in hemiparetic stroke patients

K. Seki、T. Fujii、M. Ichie

#### 1.ABSTRACT

We studied the change of standing balance induced by electrical stimulation to the paretic lower limb in hemiparetic stroke patients. The value of medio-lateral COP shifted to paretic side during standing with electrical stimulation as same as with AFO only in the examination before start of medical rehabilitation. It was suggested that use of electrical stimulation to the paretic lower limb was useful to improve standing balance in the early phase after a stroke onset.

#### 2.INTRODUCTION

Weight shift toward the paretic lower limb during standing and walking performance is difficult for hemiparetic stroke patients and center of pressure (COP) in standing position usually shifts to the healthy side. The hemiparetic fallers show more remarkable shift of COP to the healthy side than non-fallers. Sustaining weight with the paretic lower limb is necessary to prevent fall and to walk safely for the patients with hemiparesis.

Particular in the hemiparetic stroke patients in recovery stage, walking ability in the early phase of exercise is dependent on the improvement of standing balance. Therefore it is important to bear weight on the paretic lower limb at the beginning of gait exercise. In early phase after a stroke onset many patients are not able to bear weight on the paretic side because of hypotonic hemiparesis. In such cases ankle-foot orthosis (AFO) is frequently used to assist bearing on the paretic lower limb. The improvement of medio-lateral COP shift in standing performance by using AFO is related to fixation of the ankle joint and enlargement of supporting area caused by total contact of sole on the ground. However AFO has no effect to keep knee extension in standing. If a patient cannot control the knee function to keep standing, another brace is required. Electrical stimulation applied to the paretic lower limb brings continuous muscle contraction. It has a possibility to improve the standing balance in hemiparetic stroke patients through fixation of multiple joints instead of AFO. There were some reports on the use of electrical stimulation with surface electrodes to help the patients walk but no reports on the use of it to improve standing balance. The purpose of this study is to investigate the effect of electrical stimulation to standing balance in the recovery stage stroke patients with hemiparesis and to compare the results to use of AFO.

#### 3.SUBJECT AND METHOD

The subjects were 9 stroke patients with hemiparesis. They admitted to Tohoku University Hospital to receive medical rehabilitation within 3 months after a stroke onset. The lesion of stroke confirmed by CT or MRI was localized in the cerebral hemisphere and all subjects had no multiple

lesions. The sides of hemiparesis were right in 6 patients and left in 3. The mean age was 54 (35~71) years. Six were men and 3 were women. The levels of hemiparesis evaluated by Brunnstrom's recovery stage were I in one, II in three, III in four and IV in one. The mean walking speed with maximum effort at admission was 31 m/sec. They had no neurological and orthopedic deficiencies on the non-paretic side, and no severe cognitive problems to prevent understanding the vocal instructions. They all could keep standing independently at least during 30 seconds with bare feet. All of the subjects agreed to participate in this examination after enough explanation.

Standing balance was examined by the forceplate system (Kistler) with measurement of two parameters; sway path and medio-lateral COP shift in standing. The first examination was performed within two weeks after admission and the second was done 4 weeks after start of medical rehabilitation. Each examination included four measuring conditions; standing with bare feet, standing with AFO worn on the paretic lower limb, standing with applying electrical stimulation on the leg of the paretic side and with simultaneous electrical stimulation on both the leg and thigh. All of the subjects did not wear any shoes and socks except AFO throughout the examination. The order of measurement in four conditions was randomized in each subject. AFO was made for each subject before the first examination. The each measurement was performed during 20 seconds with eyes open and the stance width of 10 cm.

Electrical stimulation was done by Pulsesecure-pro<sup>TM</sup> (OG Giken). The frequency of stimulus was 20 Hz. The pulse was rectangular single wave with 300 microseconds duration. The intensity of stimulus was varied 0~80V and was settled to the level of inducing joint movement without pain. The intensity in each subject ranged 30~40V. Stimulation was performed on the tibialis anterior muscle (TA) to bring ankle dorsiflexion and the rectus femoris muscle (RF) to induce knee extension. In TA stimulation the surface electrodes were put on the head of fibula as anode and on the muscle belly of TA as cathode. In RF stimulation anode was on the position on RF slight distal from inguinal region and cathode was on the muscle belly of RF. Application of electrical stimulation to TA or to both TA and RF continued during 30 seconds and standing balance was measured in latter 20 seconds.

Friedman's test was used for statistical analysis and level of significance was 5 %.

#### 4.RESULTS

##### 1) Sway path

The mean values of sway path were not different among the four measuring conditions either in the first examination and 4 weeks after. There were no significant differences between the values of the first and the second examination in each measuring condition.

##### 2) Medio-lateral COP shift

The value of medio-lateral COP was calculated as a length (cm) from the center position between both feet in coronal section to the position of mean weight bearing. Positive value showed the shift of medio-lateral COP to the healthy side. Figure 13 showed the results of two typical cases (subject A and B). Either the measuring condition with AFO and with electrical stimulation showed lower values of medio-lateral COP than standing with bare feet in both cases. However electrical

stimulation only to TA produced lower value of medio-lateral COP than to both TA and RF in subject A and vice versa in subject B. In all subjects, four showed lower value in the measuring condition with TA stimulation and five showed lower value in the stimulation to TA and RF. Since the factors relating to such difference were unclear, both stimulating conditions were unified as an electrical stimulation to analyze statistically. According to Friedman's test, there was significant difference among the mean values of COP in the three measuring conditions in the examination at admission ( $p < 0.05$ , one-tail test). The measuring conditions with AFO and electrical stimulation showed lower values than that of bare feet. However, in the examination at 4 weeks after rehabilitation, there was no significant difference among the three conditions (Fig14).

## 5.DISCUSSION

Sway path means the degree of postural stability when keeping standing position. Electrical stimulation may disturb keeping a stable posture. In this study the mean values of sway path measured at the conditions with electrical stimulation were not different from those with bare feet and AFO. This result suggests that the electrical stimulation to the paretic lower limb does not act as an external perturbation in the hemiparetic stroke patients.

Medio-lateral COP shift to the healthy side is commonly observed in the hemiparetic patients especially in the early phase after a stroke onset. In this study the decrease of the value of medio-lateral COP means the change of weight shift to the paretic side. The electrical stimulation to the paretic lower limb showed the same effect of weight bearing to the paretic side as AFO in the examination at admission. All of the subjects in this study did not experience enough exercise through physical therapy before the first examination was performed. Four weeks after rehabilitation their walking ability improved and the mean maximum walking speed changed from 31m/sec as an initial value to 54 m/sec. The decrease of the value of medio-lateral COP in the condition with bare feet at the second examination reflects such improvement of gross motor function and standing balance. There was no significant difference among the values of medio-lateral COP in the three conditions measured at this timing. This result suggests that AFO and electrical stimulation have no more effect to improve the weight bearing after sufficient recovery of motor function.

This study showed that the electrical stimulation to the paretic lower limb had the effect to improve standing balance measured by medio-lateral COP shift only at the early phase after a stroke onset. AFO was also effective but the usefulness was as same as the electrical stimulation. In the point of early training to improve standing balance for the hemiparetic stroke patients, applying electrical stimulation to physical therapy may be more cost-effective and useful than making of AFO. The best point of the electrical stimulation to improve the medio-lateral COP shift was not clear in this study. The difference between TA stimulation and both TA and RF stimulation should be studied more precisely in the patients with various types of hemiparesis.

## <References>

- 1) B.C. Abreu, "The effect of environmental regulations on postural control after stroke", Am. J.

Occup. Ther. , Vol.49, 517-525, 1995.

2) D.,Levine, M. W. Whittle, J. A. Beach, P. G. Ollard, "Test-retest reliability of the Chattecx Balance System in the patient with hemiplegia", Rehabil. Res. Dev., Vol.33, 36-44, 1996.

3) G. I. Turnbull, J. Charteris, J. C. Wall, "Deficiencies in standing weight shifts by ambulant hemiplegic subjects", Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol.77, 356-362, 1996.

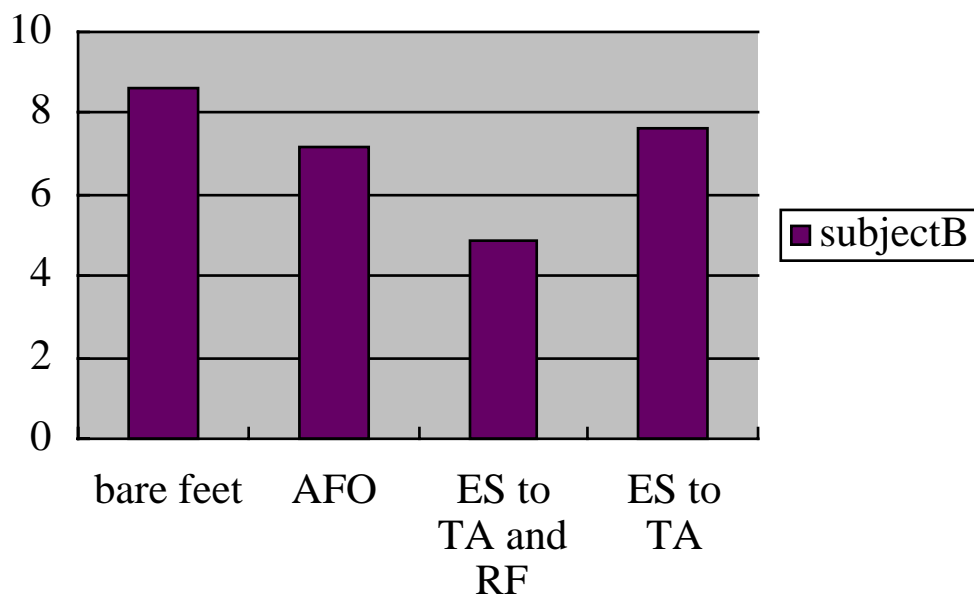


Fig13 The value of medio-lateral COP in subject A and B (ES: electrical stimulation)

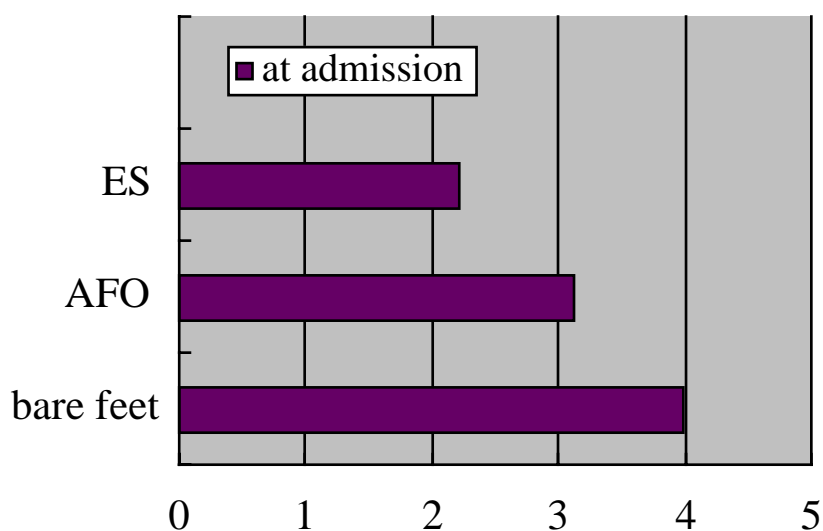


Fig14 The mean value of medio-lateral COP at admission and 4 weeks after

## 成果 8

### 急性期脳卒中片麻痺患者に対する電氣的関節可動域訓練の試み

#### ROM Exercise with TES parameter for the Acute Stage Hemiparetic Patients

関 和則、佐藤 元彦、藤居 徹、市江 雅芳、半田康延

#### 1 はじめに

脳卒中発症早期の片麻痺患者に対するリハビリテーション（リハ）アプローチの要点のひとつに、麻痺側肢の関節可動域制限の予防が挙げられる。このためには、離床前からベッドサイドアプローチとして、徒手的な ROM 訓練が行われるのが基本である。しかし理学療法士等の訓練担当者が 1 対 1 でこのためにさける時間は限られており、これに代わる何らかの方法があれば、訓練時間を有効活用できるものと思われる。今回われわれは痙縮抑制や筋萎縮予防に用いられる治療的電気刺激（TES）の手法を、麻痺側上肢の関節可動域維持に利用することを目的として、発症早期の片麻痺患者に対する電氣的 ROM 訓練（TES-ROM Ex）を試み、そのためのパラメーター設定と施行後の麻痺側上肢の機能変化について検討を行った。

#### 2 方法

対象は脳卒中発症早期の重度片麻痺患者 13 名とした。平均年齢は 67.2（49～79）歳で、脳出血 6 名、脳梗塞 7 名、右片麻痺 5 名、左片麻痺 8 名、TES-ROM Ex 開始時の上肢 Brunnstrom Stage（BS）は I が 6 名、II が 7 名、手指 BS は I が 7 名、II が 6 名であった。全例、麻痺側の上肢・手指の各関節に明らかな可動域制限はなく、いずれの関節においても安静時の筋緊張は flaccid か normotonic の状態であった。麻痺側肘関節の屈曲、伸展に関する modified Ashworth Scale の得点は全例 0 であった。片麻痺以外の神経学的症候としては、鈍麻以上の感覚障害が 9 例、失語が 4 例、明らかな注意障害が 2 例のみであった。脳出血 6 名のうち、44 例で開頭血腫除去術が行われた。全例発症日に入院し、内科的あるいは脳外科的に初期治療が行われた後、重篤な意識障害のないことが確認された段階から TES-ROM Ex が開始された。発症から TES-ROM Ex 開始までの平均期間は 22.5（8～35）日、平均入院期間は 49.1（27～95）日であった。いずれも入院中に理学療法および作業療法等のリハ訓練が処方されたが、ベッドサイド訓練の時期を含めて入院期間中には理学療法士、作業療法士による肩以外の上肢・手指への徒手的な ROM 訓練は行わず、開始時から退院時まで、リハ訓練とは別に週 5 日、一日 2 回、一回 15 分の TES-ROM Ex を行った。TES-ROM Ex には独自に開発した多用途 TES 装置を用いた。この装置は 4 チャンネルの出力部分をもち、それぞれのチャンネル毎に周波数、強度（-80～80V）、刺激時間をパーソナルコンピューター上で制御する機構を有している。また 1 チャンネルに 4 種類までの独立した刺激波形（群波形）を設定でき、それらの総和として最も長い刺激時間を設定したチャンネルを基準として、4 チャンネル同時に最大 2 分間までの刺激（1 サイクル）を繰返し出力できる。刺激にはゲルパッド付きの専用電極を用い、麻痺側上肢に対して、肘屈曲を目的として上腕二頭筋上に 1 対、肘伸展を目的として上腕三頭筋上に 1 対、手関節背屈と屈曲を目的として橈骨手根伸筋上と手関節屈

側部に各 1 枚、手指屈曲と伸展を目的として手背と手掌にそれぞれ 1 枚の電極を貼付した (図 15)。

### 3 結果

TES-ROM Ex の実施に際して調整が行われた刺激パラメーターは、各チャンネル毎の、周波数 (Hz)、最大刺激出力に対する相対出力値 (%)、刺激の種類 (1~ 4 群)、各群のパルス極性 (正、負)、各群の刺激時間 (立上り、定常、立下り)、および 1 サイクル内での各チャンネル相互の刺激開始と終了のタイミングである。またチャンネル 1 では肘伸展を、チャンネル 2 では肘屈曲を、チャンネル 3 では手関節伸展・屈曲を、チャンネル 4 では手指伸展・屈曲を行わせ、これらを 1 サイクル内でそれぞれ 1~ 2 回の頻度で実現した。全体の刺激出力は各対象者によって異なったが、全例、肘伸展・屈曲、手関節伸展・屈曲、手指伸展・屈曲が交互運動として出現し、かつ痛みのないレベルまで増加させることが可能であった。対象とした 13 名で、設定が完了した時点での各パラメーターの概要は以下の通りである。< 肘伸展 > : 全例周波数 20Hz、正極 1 種類のみで刺激で、平均相対出力値 75.5 (70~ 80) %、平均刺激時間 8.2 (6~ 14) 秒 (立上り 2.5 秒、定常 4.0 秒、立下り 1.7 秒)。< 肘屈曲 > : 全例周波数 20Hz、正極 1 種類のみで刺激で、平均相対出力値 63.3 (45~ 79) %、平均刺激時間 5.0 (3~ 9) 秒 (立上り 1.9 秒、定常 2.1 秒、立下り 1.1 秒)。< 手関節伸展・屈曲 > : 2 例で周波数 20Hz であった以外は 30Hz、全例伸展のために 1 群として正極刺激を用い、平均相対出力値 70.5 (55~ 80) %、平均刺激時間 7.0 (3~ 13) 秒 (立上り 1.7 秒、定常 3.2 秒、立下り 2.1 秒)、6 例で屈曲のために 2 群に負極刺激を用い、平均相対出力値 45.7 (40~ 48) %、平均刺激時間 2.8 (2.5~ 3.5) 秒 (立上り 0.5 秒、定常 2.2 秒、立下り 0.2 秒)。< 手指伸展・屈曲 > : 全例で周波数 20Hz、全例伸展のために 1 群として正極刺激を用い、平均相対出力値 62.2 (50~ 70) %、平均刺激時間 4.4 (3~ 6.5) 秒 (立上り 1.3 秒、定常 2.2 秒、立下り 0.9 秒)、4 例で屈曲のために 2 群に負極刺激を用い、平均相対出力値 67.5 (60~ 75) %、平均刺激時間 5.6 (4~ 6.5) 秒 (立上り 1.6 秒、定常 2.4 秒、立下り 1.6 秒)。

こうした刺激パラメーターを用いて TES-ROM Ex が退院時まで、平均 49.1 (27~ 95) 日間実施された。開始時から退院時までの麻痺側上肢 BS の変化は、変化なしが 3 名、1 段階の改善が 8 名、2 段階、3 段階の改善が各 1 名であった。同様に麻痺側手指では、変化なしが 4 名、1 段階の改善が 8 名、3 段階の改善が 1 名であった。また退院時に麻痺側の上肢・手指に明らかな関節可動域制限を示した者はおらず、退院時の麻痺側肘関節の屈曲、伸展に関する modified Ashworth Scale の得点は 1 が 6 例、0 のままが 7 例であった (表 1、表 2)。

### 4 考察

今回の電氣的 ROM 訓練の試みでは、麻痺側上肢・手指に可動域制限のない発症早期の重度片麻痺患者を対象としたため、TES-ROM Ex 開始時点では筋緊張の低下した例が多かった。TES を上肢屈曲筋に実施する場合、自然回復に伴う屈曲筋優位の筋緊張亢進 (痙縮) を助長する懸念があるが、今回の検討では少なくとも開始時に明らかな筋緊張亢進がない場合には、屈曲筋群へのある程度の電気刺激は痙縮を増大させないことが示

された。また入院中に肩以外の上肢・手指関節に徒手的な ROM 訓練を行わなかったにも関わらず、退院時に肘から遠位の麻痺側上肢に可動域制限が生じなかったことは、今回用いたパラメーターによる TES-ROM Ex が、可動域維持に一定の効果をもたらす可能性を示唆する。

上肢・手指の麻痺の回復は、多くの患者で得られたが、これは自然回復によるものと考えるのが妥当であろう。しかし 1 例で 3 段階の回復（上肢 BS2 5、手指 BS2 5）が得られたことは特筆に値する。この例では発症から TES-ROM Ex 開始までが 18 日、実施期間が 36 日であった。少なくとも今回実施した TES-ROM Ex がこのような麻痺の改善を阻害することはないと考えられる。

今回実施した TES-ROM Ex の刺激パラメーターは、施行錯語的に設定したものであり、初期の設定に比して後半の設定では、立上り時間を多く取ることで、より滑らかな関節の交互運動が実現できた。しかし筋収縮は閾値以上の刺激でしか生じないことを考えれば、刺激の立上りは直線的ではなく閾値以上からより緩やかに増大するような、双曲線的な上昇が望ましいと考えられる。このためには刺激装置自体の改良が必要であり、今回の試みはこれに向けた貴重なデータを提供するものと言える。



図 15 電極貼付部位

表1 対象の属性 (Inf:脳硬塞 Hx:脳出血)

|    | 年齢         | 診断         | 麻痺側       | 発症-開始(日)   | 入院期間(日)     |
|----|------------|------------|-----------|------------|-------------|
| A  | 79         | Inf        | Rt        | 16         | 111         |
| B  | 69         | Hx         | Lt        | 35         | 69          |
| C  | 57         | Hx         | Lt        | 29         | 69          |
| D  | 77         | Inf        | Lt        | 18         | 54          |
| E  | 71         | Inf        | Rt        | 32         | 59          |
| F  | 64         | Inf        | Lt        | 8          | 56          |
| G  | 69         | Hx         | Lt        | 20         | 45          |
| H  | 49         | Hx         | Rt        | 21         | 81          |
| I  | 72         | Hx         | Rt        | 20         | 80          |
| J  | 62         | Hx         | Lt        | 24         | 72          |
| K  | 55         | Inf        | Lt        | 22         | 65          |
| L  | 73         | Inf        | Lt        | 17         | 94          |
| M  | 77         | Inf        | Rt        | 31         | 76          |
| 平均 | 67.2 (9.3) | Inf:7 Hx:6 | Rt:5 Lt:8 | 22.5 (7.5) | 71.6 (17.6) |

表2 TES-ROM Ex 後(退院時)の麻痺側上肢機能の変化

|   | 上肢BS<br>退院時 | 上肢BS<br>変化分 | 手指BS<br>退院時 | 手指BS<br>変化分 | MFS%<br>退院時 | MFS%<br>変化分 | M.Ash<br>退院時 | M.Ash<br>変化分 |
|---|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|--------------|--------------|
| A | II          | 0           | II          | 0           | 13          | 0           | 0            | 0            |
| B | III         | 1           | III         | 1           | 13          | 13          | 1            | 1            |
| C | II          | 1           | II          | 1           | 13          | 13          | 0            | 0            |
| D | V           | 3           | V           | 3           | 59          | 59          | 1            | 1            |
| E | I           | 0           | I           | 0           | 0           | 0           | 0            | 0            |
| F | III         | 1           | III         | 1           | 25          | 12          | 1            | 1            |
| G | II          | 1           | I           | 0           | 0           | 0           | 0            | 0            |
| H | II          | 1           | II          | 1           | 0           | 0           | 0            | 0            |
| I | II          | 1           | II          | 1           | 13          | 13          | 0            | 0            |
| J | III         | 1           | III         | 1           | 13          | 13          | 1            | 0            |
| K | III         | 1           | II          | 0           | 13          | 13          | 1            | 0            |
| L | III         | 2           | III         | 1           | 47          | 34          | 1            | 1            |
| M | II          | 0           | II          | 1           | 0           | 0           | 0            | 0            |

BS: Brunnstrom Stage MFS: Manual Function Score

M.Ash: Modified Ashworth Scale



## 成果 9

### 脳卒中片麻痺患者による足漕ぎ式車椅子の駆動と下肢筋電図

関 和則、佐藤元彦、市江雅芳、半田康延

#### 1 はじめに

われわれは、前方に備え付けたペダルを両足で漕ぐ（ペダリング）ことによって車輪を回転させる、自転車に類似した動力機構を有する足漕ぎ式車椅子を開発した（図 16、17）。方向の変換はキャストの一侧を制御するハンドルで行い、ペダルを逆回転させることで逆走とブレーキングが可能である。両足でのペダリング動作によって駆動するこの車椅子を、片麻痺患者が駆動できるかどうか、また駆動時に麻痺側下肢に筋活動が生じるかどうかを検討した。

#### 2 方法

対象は平均年齢 30.8（24-44）才の健常成人 6 名（男 5 名、女 1 名）と、医学的リハビリを目的に入院した脳卒中片麻痺患者 6 名（脳出血 3 例、脳梗塞 3 例：このうち左片麻痺 4 例、右片麻痺 2 例）で、患者は全例自力歩行が不能であった。患者におけるブルンストロムによる麻痺側下肢の回復段階は II が 5 名、III が 1 名、平均年齢は 68.2（55-83）歳、発症から測定までの平均期間は 85.5（50-134）日であった。4 例の左片麻痺患者のうち 3 例は左半側無視を、右片麻痺 1 例は失語を伴ったが、言語的指示には全例従えた。足漕ぎ式車椅子への乗車後、両側の大臀筋、大腿直筋、内側ハムストリングス、前脛骨筋、ひらめ筋に筋電図記録用の表面電極を貼付した。両足には靴を装着させ、麻痺側足部はバンドでペダルに固定した。ペダル部分には車椅子駆動時のトルク測定用のトルクセンサーと、ペダルの回転角度記録用のエンコーダーを設置した。患者、健常者とも、駆動方法の説明と駆動練習を数分行った後に、13m の直線走行路をできるだけ速く漕ぐよう指示して 2 回駆動させた。漕ぎ出しから目標のラインに車輪が到達するまでの時間を計測し、この時の最短時間から最大駆動速度を算出した。駆動中の下肢筋電図はテレメトリーシステム（MT11）で記録した。ペダルの角度は 90° 毎に P1-P4 の 4 相にわけて解析した（図 19）。

#### 3 結果

患者では全例足漕ぎ式車椅子の駆動は可能であり、ほぼ直線的に走行した。外観上は麻痺側下肢にも駆動中に非麻痺側と同様のペダリング運動が観察された。最大駆動速度の平均は 2.7（1.9-3.7）km/hr であった。これは対照とした健常成人（4.8km/hr）のほぼ 2 分の 1 であったが、通常の自走式車椅子よりも速く駆動できた。ブルンストロム III の 1 例以外は麻痺側下肢の随意的な関節運動は不能で、車椅子上の座位で共同的な下肢伸展・屈曲を促しても麻痺側下肢からは明らかな筋放電が観察されなかった。車椅子駆動中には、全例非麻痺側下肢からペダルの回転に同期した周期的な筋電図が記録されたが、麻痺側下肢のすべての筋においても、振幅は小さいながら非麻痺側と同様の周期的な筋電図が明瞭に記録された（図 18）。特に麻痺側の前脛骨筋では、ペダル回転時

の特定の相において有意な筋活動の増大がみられた。健常者については左右の下肢が互いに反対相にある際に、相反的な形で筋活動が出現した(図 19)。健常者におけるペダルのトルク発生には、下肢伸展後のハムストリングスがもっとも関わり、大腿直筋はむしろ股関節屈曲に作用することが判明した。一方患者では、麻痺側下肢の大腿直筋とハムストリングスに共同的な筋活動が認められ、こうした麻痺側の筋活動もトルク発生に関与している可能性のあることが示された(図 20)。

#### 4 考察

麻痺側下肢に随意的な関節運動が生じない完全片麻痺患者においても、足漕ぎ式車椅子の直線的な駆動が可能であることが明らかとなった。最大駆動速度は対照として測定した健常成人のほぼ2分の1であったが、通常の自走式車椅子よりも速く駆動することが可能であった。麻痺側下肢からは随意的な努力によっても筋電図が記録できなかったが、駆動中には周期的に振幅が変化する明瞭な筋電図が記録できたことから、足漕ぎ式車椅子には麻痺側下肢の筋活動を誘発する効果のあることが示唆された。また麻痺側下肢もペダリング時のトルク発生に重要な役割を有することが示唆された。車椅子駆動時の麻痺側下肢に誘発される筋活動は、脊髄内での反射活動に由来すると考えられるが、いわゆる central pattern generator の賦活によるものか、より高位の中枢活動が関与しているのかは不明であり、今後の検討課題である。

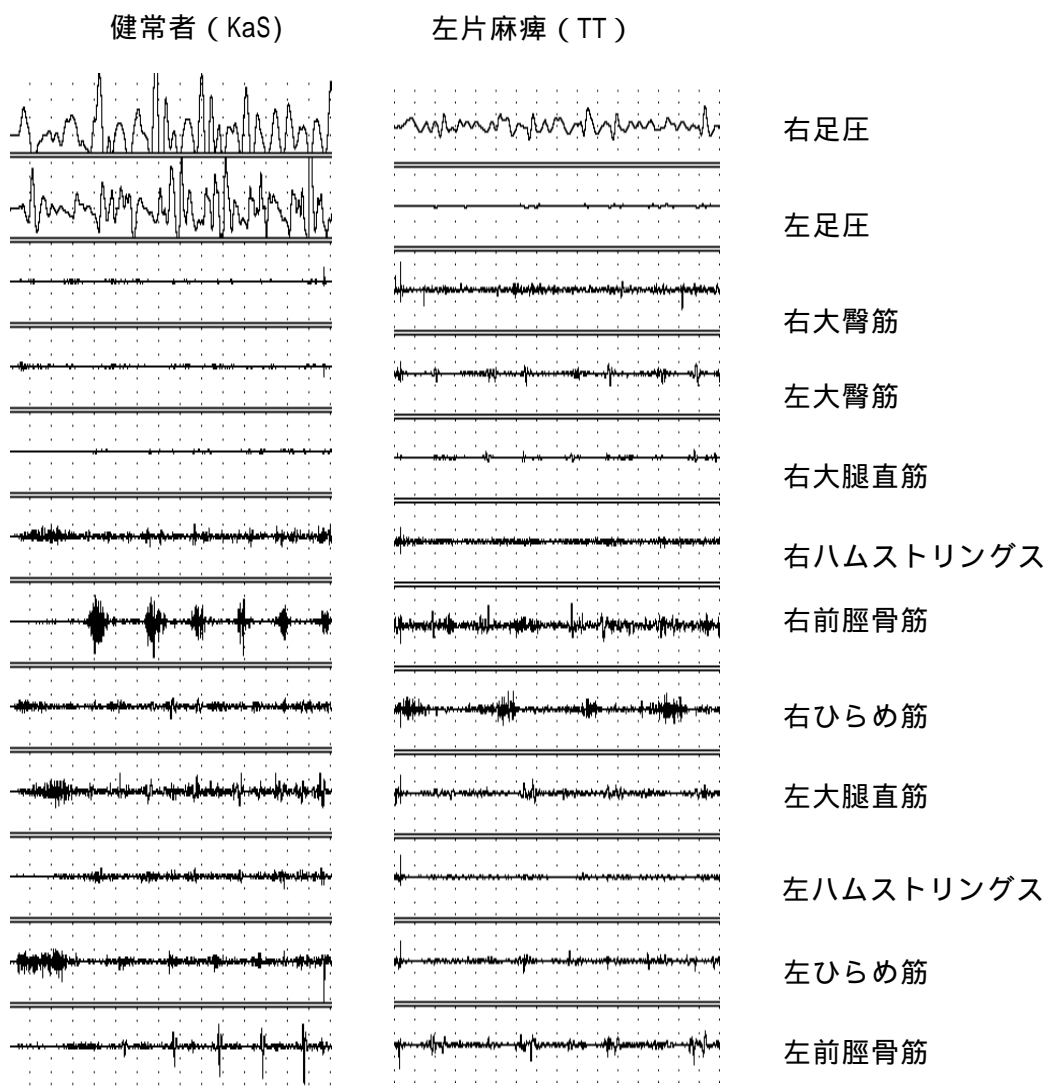
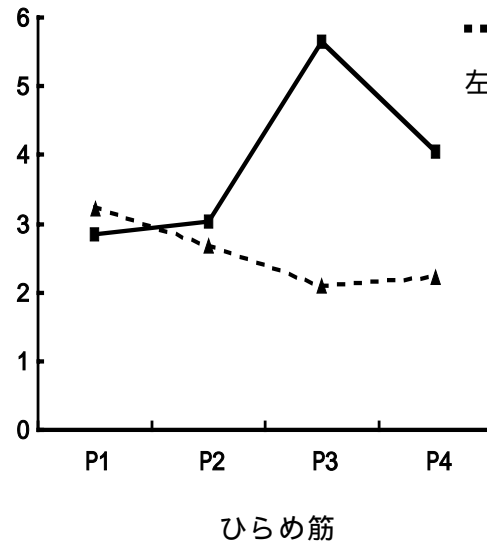
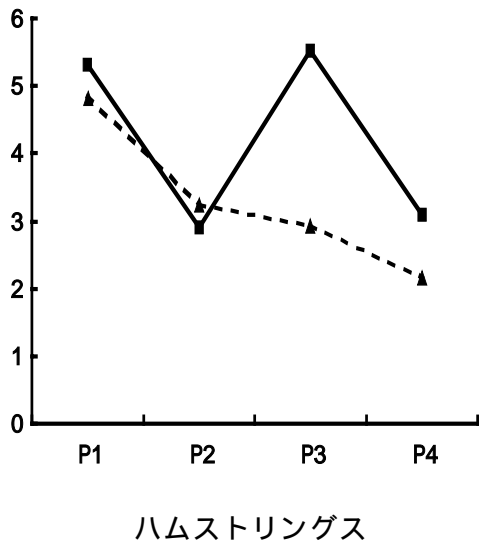
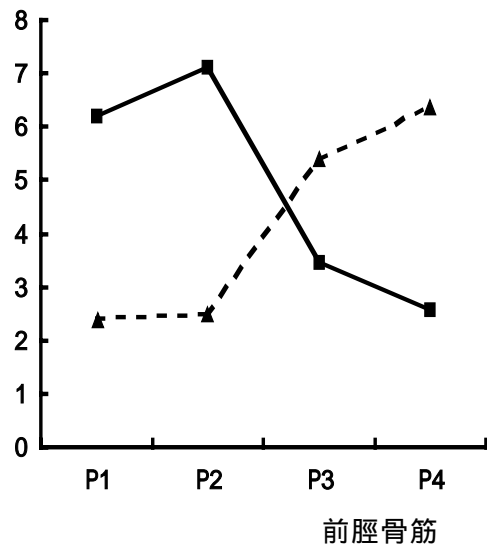
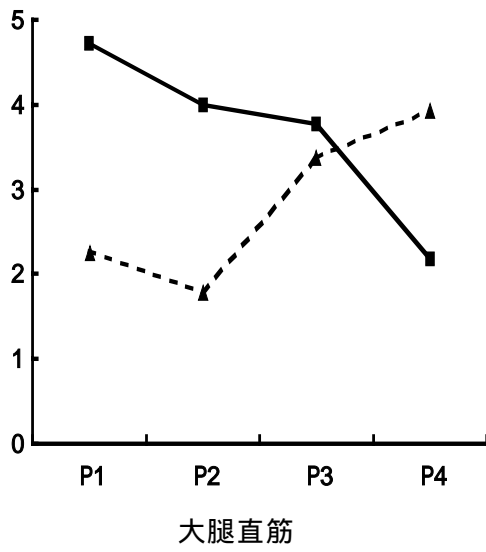


図 18 車椅子駆動中の下肢筋電図ー健常者と片麻痺例ー



—— 右下肢  
 ..... 左下肢

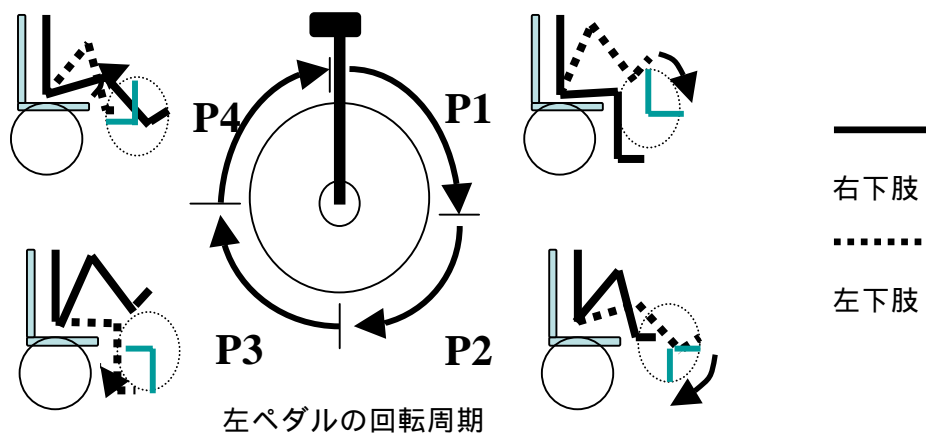


図 19 健常者における各相毎の下肢筋電積分値の平均 (n=6)

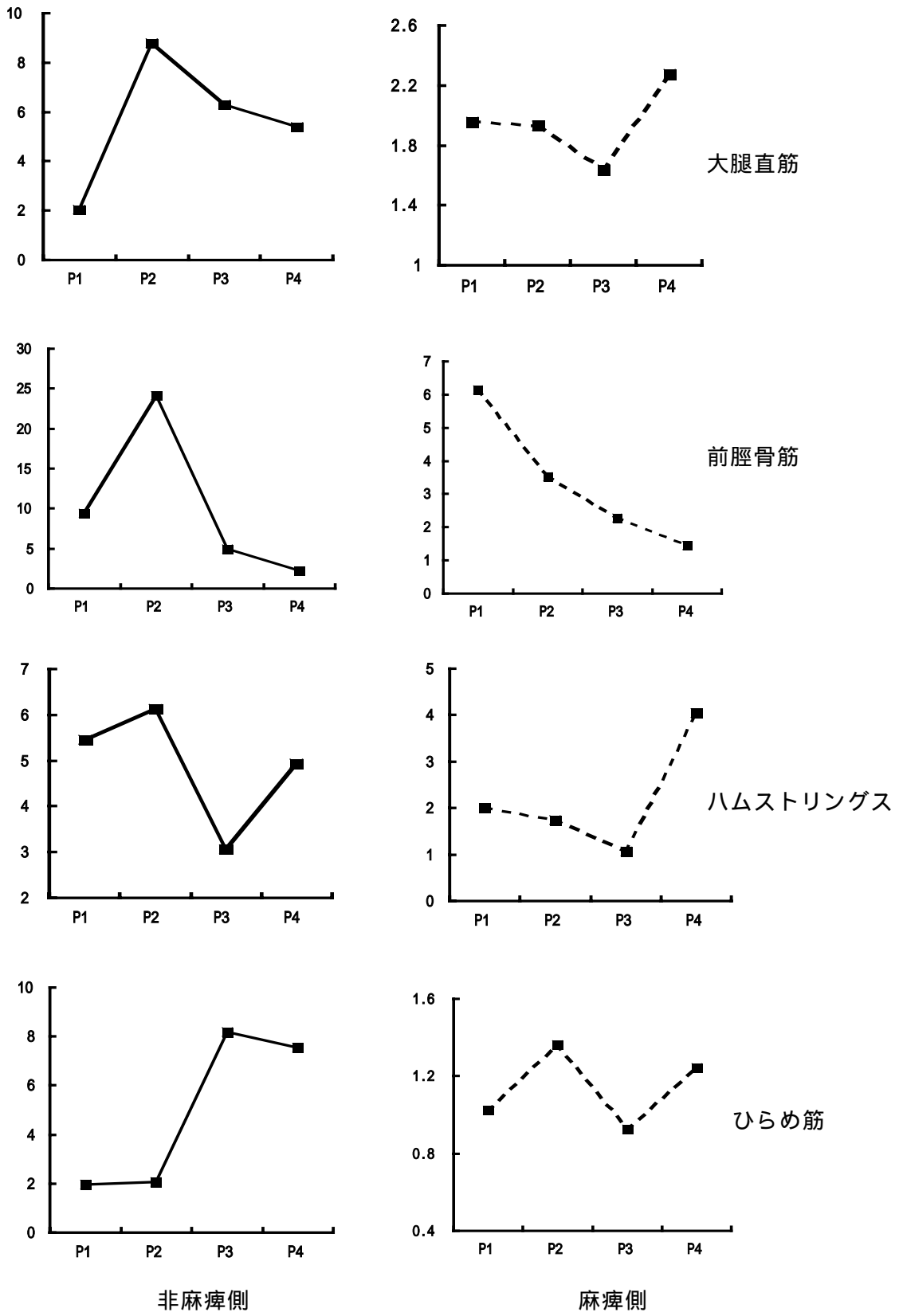


図 20 左片麻痺例の筋電積分値