

ことになる。

1. 原因疾患に対する治療

運動器不安定症と診断がついたら、背景にある下肢や脊椎などの原因疾患に対する保存的治療をまずは行う。

わが国では、運動器疾患の保存的治療に関する高水準の臨床研究 (RCT) が次々と行われている。変形性膝関節症 (膝 OA) に対する下肢伸展拳上 (SLR) テストあるいは非ステロイド性抗炎症薬 (NSAIDs) 含有貼付剤の効果、慢性腰痛に対する腰痛体操の効果などが確認されている⁷⁻⁹⁾。これら世界的にみても優れた研究デザインによる臨床研究成績は、運動器リハビリテーションという概念の確立において、重要な推進要素となった。

2. 歩行・移動能力の改善——運動器リハビリテーション

下肢の筋力強化・バランス改善などが、歩行・移動能力改善の中心的手法となる。効果が検証されている片足起立運動 [ダイナミックフラミング (DF) 療法] を中心に紹介する。

DF 療法は、大腿骨頸部の骨密度改善を目的として阪本¹⁰⁾が 1993 年に考案した治療法で、何かにつかまって片脚で立つ姿勢を 1 分間続けさせる簡便なものである。1 分間の片脚起立で得られる大腿骨頭に加わる負荷の総量は、53 分間の歩行で得られる総負荷量と同等と計算されている。1 分間の片足立ちを左右行い、日に 3 回実施する。この DF 療法に大腿四頭筋を強化する膝伸ばし体操を併用したところ、転倒率が有意に減少したとの調査結果が、日本臨床整形外科学会が全国で行った研究で示されている¹¹⁾。

足の筋力を増強しバランスを向上させる運動は、ほかにも種々のものがある。水中での運動、太極拳が有効との報告もあるが、足に負荷をかけバランスを意識する運動なら、どのようなやり方でもある程度の効果はみられるので、生活習慣として運動を取り入れるよう指導していただきたい。運動の頻度は週に 1 回では効果が少なく、できれば毎日、少なくとも週に 3 回は行う。運動の効果が筋肉に残っているのはせいぜい 2~3 日といわれているからである。

おわりに

運動器不安定症という名称は、カルテに記載し治療対

象とできる疾患名である。膝 OA などの通常の疾患と異なるのは、長期臥床後の運動器廃用あるいは高頻度転倒者など、従来は治療対象としにくかった者を早期に抽出し、転倒予防の運動器リハビリテーションなどを予防的に実施することができるようになった点にある。運動器疾患を担う整形外科医は、運動器不安定症の診断と治療を十分に理解し、積極的に関与していただきたい。運動器の手術的治療を経験・熟知している整形外科医が、その保存的治療も一貫して担当するというわが国の診療体制は、世界に類をみない優れたものと考えられ、その維持には整形外科医の保存的治療に払う関心が不可欠だからである。

文献

- 1) Lautenschlager NT, Cox KL, Flicker L et al : Effect of physical activity on cognitive function in older adults at risk for Alzheimer disease : a randomized trial. *JAMA* **300** : 1027-1037, 2008
- 2) Yoshimura N, Muraki S, Oka H et al : Prevalence of knee osteoarthritis, lumbar spondylosis and osteoporosis in Japanese men and women ; the research on osteoarthritis/osteoporosis against disability (study). *J Bone Miner Metab* **27** : 620-628, 2009
- 3) 福永哲夫 : 高齢者のためのホーム貯筋術の EBM. *心臓リハ* **11** : 235-238, 2006
- 4) 坂田惇教 : 運動器不安定症を有する地域高齢者に関する開眼片脚起立特性. *整・災外* **50** : 17-25, 2007
- 5) 日本整形外科学会ホームページ. <<http://www.joa.or.jp/jp/index.asp>> [Accessed 19 May 2010]
- 6) 中村耕三 : ロコモティブシンドローム (運動器症候群) —超高齢社会における健康寿命と運動器. *日整会誌* **83** : 1-2, 2009
- 7) Doi T, Akai M, Fujino K et al : Effects of home exercise of quadriceps on knee OA compared with NSAIDs. *Am J Phys Med Rehabil* **87** : 1-12, 2008
- 8) Doi T, Akai M, Hoshino Y et al : Effect of nonsteroidal anti-inflammatory drug plaster for knee osteoarthritis in Japanese ; a randomized controlled trial. *Mod Rheumatol* **20** : 24-33, 2010
- 9) Shirado O, Doi T, Hoshino Y et al : An outcome measure for Japanese people with chronic low back pain : an introduction and validation study of Japan low back pain evaluation questionnaire (JLEQ). *Spine* **15** : 3052-3059, 2007
- 10) 田代善久, 阪本桂造 : 大腿骨頸部骨折予防に向けての片脚立ちの効果. *日骨形態計測会誌* **13** : 21-26, 2003
- 11) Kita K, Fujino K, Nasu T et al : A simple protocol for preventing falls and fractures in elderly individuals with musculoskeletal disease. *Osteoporos Int* **18** : 611-619, 2007

腰痛診療のストラテジー

星野雄一

自治医科大学整形外科教授

世界中の人が腰痛で困っている

腰痛はせきや発熱と同様に、おそらくすべての人が経験する症状と考えられます。現に、厚生労働省による有訴率調査では、腰痛は男性で1位、女性で2位の頻度であり、高齢者においても1位の症状です(表1)。

このように頻度の高い腰痛という病状に対処するには、医学の基本的姿勢としてはその原因を特定し、これを取り除くことによって症状を改善することを目ざすことになります。つまり、精密な診察所見およびX線写真・MRIなどの画像検査も駆使して、医療機関で原因を探るのが正しいと、われわれ医療従事者は考えています。腰痛を初発症状とする脊椎のがん転移や、骨粗鬆症にともなう圧迫骨折などが発見されれば、根本的な治療に移行することになりますが、このように診断が明確になる比率は低いのが現実です。

われわれがアジア3カ国(日本、韓国、タイ)で医療従事者(看護師、医師、事務職員、技術者)の腰痛頻度および受診行動を調査した結果(1998年)¹⁾からは、腰痛歴ありが日本69%、韓国80%、タイ79%であり、病院/診療所などの医療機関で治療を受けている者が、日本40%、韓国20%、タイ36%でした。半数以上の者は医療機関ではなく、針、灸、マッサージ、カイロプラクティック、指圧、薬局などに行っていました。つまり、整形外科的診療を受けている者が半数に満たないのは、少なくともアジアでは共通の傾向であり、これは医療機関で調べても原因がはっきりとはわからない腰痛が多く、であれば原因探求はさておいて、とにかく治療優先、となっているからなのでしょう。

しかし、原因がわからないことは患者から見れば大きな不安要素であり、この点で、慢性化した原因不明の腰痛は、患者の心理にも悪影響を与えうる、困った疾患といえます。

表1 国民有訴率（1000人あたりの人数）

症 状	全年齢			65歳以上	75歳以上
	総計	男	女		
腰痛	103	87	118	198	221
肩こり	97	61	131	132	123
四肢関節痛	61	44	77	149	174
目のかすみ	47	37	56	114	128
もの忘れ	44	35	52	121	159

□：1位 太字：2位 下線：3位
〔平成19年度国民生活基礎調査より〕

腰痛の原因特定は 現実問題としてむずかしい

.....

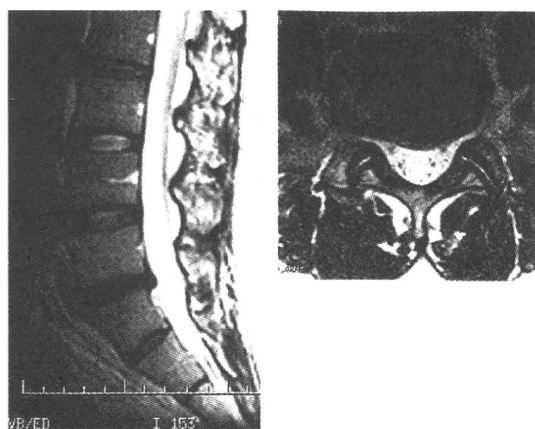
筆者の経験です。

30歳代のころの寒い冬、交通渋滞でスタート時間にやっとまにあったゴルフ場で、準備体操の暇もなくティーショットを打ったら、キクッと軽い腰痛が、L4棘突起の数cm左方に生じました。その日1日は、スウィングのたびにわずかな腰痛を感じ、ゴルフになりませんでした。腰痛は3～4日でいつのまにか完治していました。X線写真では分離やすべりはなく、椎間板高も正常でした。

一方50歳のころから、朝起きてズボンや靴下を履こうと腰を前屈すると、腰痛を感じるようになりました。この「イテテ」を朝のうちに5～6回繰り返すと腰痛はおきなくなり、日中は何ともありません。翌朝ふたたび同じことを繰り返し、もう10年近くになります。X線写真ではL5/S椎間板の変性が見られますが、変形性変化は少なく、MRIで見ても軽い椎間板変性と中等度の椎間板膨隆のみ(図1)です。朝の始動時にのみ生じる腰痛の原因をこの椎間板変性に求めることは無理であり、そのわけは、日中なぜ腰痛が消失するのかを椎間板変性説では説明できないからです。

読者諸氏は、この二つのエピソードをどのようにとらえるでしょうか。数日で治ってしまった軽い腰痛、10年も治らないで繰り返す

図1 筆者の腰椎MRI（53歳時）



L5/S椎間板は変性しており、後方に軽く膨隆している

難治性の腰痛、というふうに対照的な経過としてとらえる方もいるでしょう。一方、診断や治療に携わる医療関係者であれば、腰痛の原因を分析的に考え、30歳代の腰痛は軽い背筋挫傷と診て、現在の腰痛については加齢にともなう椎間板変性が主因の変形性腰椎症による腰痛、と判断することもできるでしょう。ただし、このように診断する根拠といえば、寒い日にストレッチもせずいきなりスウィングしたこと、50歳代の者が朝起きて数分間のみ前屈時に腰痛を感じるが日中は痛くない、というわずかな状況証拠のみであり、診断の精度は高いとはいえません。当時行なった画像診断では、X線写真とMRIのいずれも異常所見といえるものは見られず、腰痛原因を特定するには役だちませんでした。

つまり、筆者みずからの腰痛でさえも、厳密にはその原因を特定できない、腰痛とはそういうものなのです。

80%は非特異的腰痛

.....

筆者のような、原因を特定できない腰痛を非特異的腰痛と呼び、その定義は「腰部に起因する痛みであるが、神経症状や重篤な基礎疾患を有していない痛み」²⁾です。一方、特異的腰痛とは、たとえば脊髄腫瘍による下肢

神経麻痺に随伴する腰痛や、腰部解離性大動脈瘤など、腰痛の原因を診察所見や画像診断から特定できる場合を示す用語であり、原因に対する治療により痛みも消失すると考えられる腰痛のことです。

腰痛の80%以上は、この非特異的腰痛であるといわれ³⁾、原因を特定しにくいことから治療も明確な論理構成を備えにくく、世界中で民間医療も含めて種々の治療法が、根拠のないままに濫用されているといわざるをえない状況にあります。

急性腰痛と慢性腰痛

.....

腰痛のとらえ方として、原因の特定の可否による特異的/非特異的腰痛を前述しましたが、同時に、発症状況および時間経過から急性/慢性腰痛といった区別があります。しかし、この急性/慢性を明確に区別する定義はなく、便宜的に3カ月以上継続する腰痛を慢性腰痛と呼ぶことが多いようです。この3カ月という期間においては、腰痛が間断なく持続する場合と、間欠的に繰り返される場合とがあり、どちらも慢性腰痛と呼んでしまっているのが現状です。

急性腰痛をひきおこすものとしては、外傷・動作・姿勢などが考えられてきましたが、まったく誘因のないごく普通の日常生活で生じる腰痛も多いのです。急性腰痛の大多数は1~2週間で軽快しますが、ほとんどの例では再発が見られるといわれています⁴⁾。

一方、慢性腰痛に関するEUガイドライン(2004)⁵⁾では、慢性腰痛患者の3分の2に慢性疼痛症状が見られ、3分の1に精神的問題あるいは薬物乱用が関与していると記載されています。つまり、慢性腰痛は単に急性腰痛が慢性化したものではない、という指摘であり、腰痛という病態の複雑さを示しています。

いずれにしても、急性/慢性の違いにより腰痛の病態は異なる可能性があり、この観点

からか、英国発行のEBMバイブルである『クリニカルメディスン』では、腰痛治療のまとめを急性と慢性とに区別して記載しており、先述のEUガイドラインも同様のスタイルを採っています。

腰痛診療の従来からの戦略

.....

従来から指摘されてきた上記のような原因および経過というとらえ方から考えると、腰痛では、特異的/非特異的および急性/慢性を二つのパラメータとして、4とおりの病態が案出できることとなります。つまり急性発症した腰痛には、特異的あるいは非特異的な2種があり、原因を解明できた特異的腰痛においては、原因に対する治療を行なうことになります。たとえば、神経症状を有する椎間板ヘルニア発症にともなう腰痛では、ヘルニアに対する治療が最優先されるのです。急性でも非特異的腰痛の場合、原因を特定できないので、とにかく疼痛対策を行なうほかはなく、局所への局麻剤注射やNSAIDs投与など、試行錯誤的な治療にならざるをえません。

この段階で浮かび上がってくるのが、急性非特異的腰痛の病態解明の必要性であり、筋・筋膜損傷、椎間関節障害、椎間板障害など、解剖学的部位それぞれにおける疼痛発現の機序の解明が望まれています。原因が解明されれば非特異的腰痛ではなくなり、すなわち原因に的をしぼった根拠のある治療を行なうことができます。病態解明の夢のような手法として、疼痛という病的現象の視覚化が従来から課題として認識されてきていますが、その手法の開発研究の発展が今後期待されます。

腰痛診療の新しい潮流

.....

前項で理論的に四つの病態を案出できると述べましたが、残り半分が慢性腰痛です。3

カ月以上継続あるいは繰り返す腰痛がある場合を慢性腰痛と仮定した場合、まずはその原因を特定できる特異的腰痛として、たとえば脊椎椎間板炎などがあげられます。椎間板炎などの特異的腰痛であれば、急性腰痛の場合と同様に、その原因に対する治療を最優先することに異論はないでしょう。

問題は慢性非特異的腰痛であり、この場合は同じ非特異的腰痛であっても急性の場合とは異なり、解剖学的部位の病態解明という方法では、ことのすべてが解明されるのではなさそうです。つまり、慢性非特異的腰痛は「生物・心理・社会的疼痛症候群」ととらえるべきであり(菊池, 2008)⁶⁾、いかに疼痛の可視化などの分析法が進んだとしても見ることのできない、情動の改変なども含んだ機能障害と考えるのが、最近の潮流です。慢性非特異的腰痛に対する研究は、腰椎という解剖学的部分を取り扱う整形外科のみによる分析的研究では不十分であり、精神医学的分析、患者自身の理解・治療意欲の促進方法、など総合的な病態解明が必要なのです。

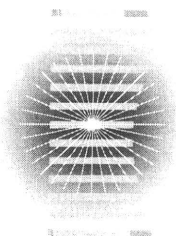
さらには、慢性の疼痛刺激は脊髄後角部あるいは脳の構造改変をもたらし、痛みに過敏な神経ネットワークを形成することが知られてきており、慢性非特異的腰痛でも、このよ

うな中枢神経の構造変化がおきている可能性があります。この事実は、慢性非特異的腰痛の治療に際しては腰部のみの治療では不十分であり、脊髄あるいは脳、さらには心理的領域にまで治療対象を拡大する必要性があることを示唆しています。

〈文 献〉

- 1) Lee JH, Hoshino Y: Epidemiological comparison of low back pain in three Asian countries. *J of Orthopedic Surgery* 6:23-28, 1998
- 2) 菊池臣一: 腰痛の原因となるさまざまな疾患. *日医雑誌* 139:18-21, 2010
- 3) Deyo RA, Weinstein JN: Low back pain. *N Eng J Med* 344:363-370, 2001
- 4) Von Korff M, Saunders K: The course of back pain in primary care. *Spine* 21:2833-2839, 1966
- 5) Cost B13 Working group on clinical guidelines for chronic low back pain: European guidelines for the management of chronic low back pain. *Eur Spine J* 15:S192-S300, 2006
- 6) Kikuchi S: New concept for backache: Biopsychosocial pain syndrome. *Eur Spine J* 17:S421-S427, 2008

[ほしの・ゆういち/整形外科]



研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の編集者名	書籍名	出版社名	出版地	出版年	ページ
谷 俊一・池内昌彦	3.腰・下肢痛に関する補助診断法 電気生理学的検査でみる（各検査の概略／腰部神経根症と下肢絞扼症候群の鑑別法）	中村耕三	整形外科臨床パサージュ1 腰痛の臨床プラクティス	中山書店	日本	2010	55-56

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
谷 俊一・池内昌彦・坪屋英志	ロコモティブシンドローム「ロコモティブシンドロームの要因としての運動器疾患の診断と治療」	Modern Physician (モダンフィジシャン)	30(4)	535-538	2010
Izumi M, Ikeuchi M, Mitani T, Taniguchi S, Tani T	Prevention of venous stasis in the lower limb by transcutaneous electrical nerve stimulation.	Eur J Vasc Endovasc Surg	39(5)	545-547	2010
Hara M, Kimura J, Walker DD, Taniguchi S, Ichikawa H, Fujisawa R, Shimizu H, Abe T, Yamada T, Kayamori R, Mizutani T	Effect of motor imagery and voluntary muscle contraction on the F wave	Muscle & Nerve	42(2)	208-212	2010
川崎元敬・田所伸朗・葛西雄介・谷口慎一郎・谷 俊一	【特集 脊髄・馬尾腫瘍の手術—安全な腫瘍摘出のため】 馬尾腫瘍手術における術中モニタリングの活用	整形・災害外科	53(11)	1281-1287	2010

3. 腰・下肢痛に関する補助診断法

電気生理学的検査でみる

- ④ 腰・下肢痛の原因の多くは腰部神経根症 (lumbar radiculopathy) であるが、少数ながら絞扼症候群 (entrapment syndrome) などの末梢神経障害が下肢痛の原因になっていることがあり、両者の鑑別には補助診断法として電気生理学的検査が有用である。
- ④ 外来診療における神経学的診察の延長として行う比較的簡便な電気生理学的検査法としては、針筋電図検査 (electromyography : EMG)、運動神経伝導検査、感覚神経伝導検査があげられる。

各検査の概略 (詳細は参考文献参照)

EMG

- ④ 針電極の針先を目的の筋に刺入して、安静時の筋線維自発放電の有無や随意収縮時の異常電位を観察する。
- ④ 異常所見を示す筋が髄節性 (神経根性) 分布であるか、末梢神経支配に一致する分布であるかが鑑別のポイントであるので、最も効率的に鑑別できる被検筋を選択する。
- ④ 徒手筋力テストで筋力低下が明らかでない筋でも、しばしばEMGで sub-clinical な異常が検出される (①)。

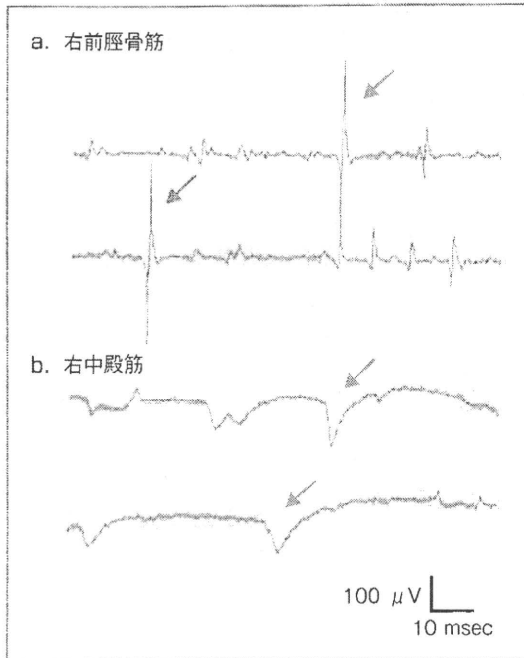
運動神経伝導検査

- ④ 主に末梢神経の絞扼症候群の有無を確認するために行うもので、神経の entrapment point でインパルス伝導機能に異常 (伝導ブロックまたは伝導時間の延長) があるかどうかをテストする。神経根症では伝導機能異常は認められない (②)。

感覚神経伝導検査

- ④ 外側大腿皮神経麻痺のような感覚神経線維のみから構成される末梢神経の絞扼障害の診断に用いる。
- ④ また、感覚神経はその解剖学的特徴 (感覚神経の細胞体は椎間孔の後根神経節にある) により、神経根症などの脊柱管内病変では感覚神経線維の軸索変性は椎間孔より中枢側に進展する。したがって、腰部神経根症ではたとえ下

3. 腰・下肢痛に関する補助診断法

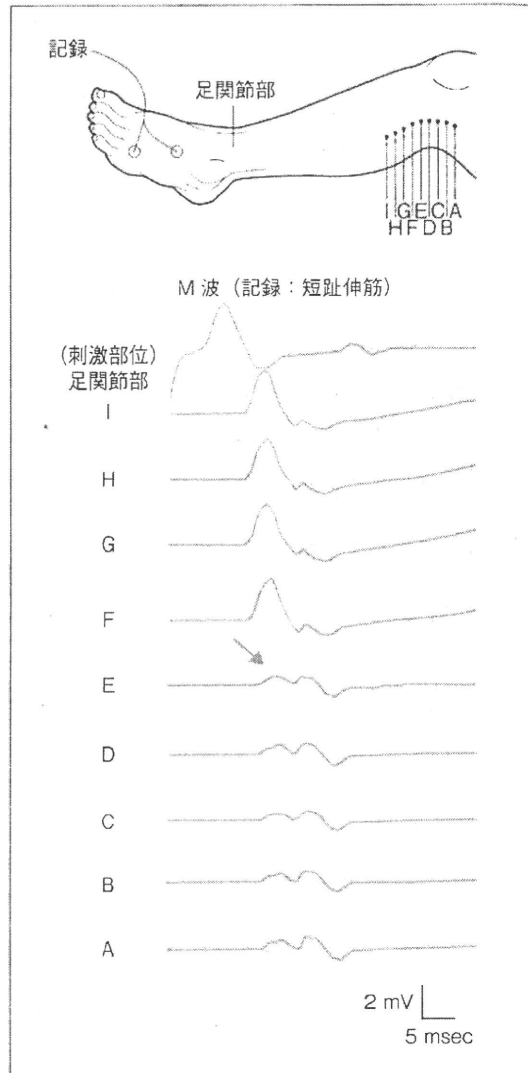


① EMG (55歳女性, L5神経根症による右下垂足)

右前脛骨筋 (a) と右中殿筋 (b) から記録された安静時自発放電。aは線維自発放電(→), bは陽性鋭波(→)を示す。

② 運動神経伝導検査 (32歳男性, 腓骨神経麻痺による左下垂足)

腓骨神経刺激 (刺激部位を腓骨神経に沿って1cm間隔で遠位部から近位部に移動) により短趾伸筋から誘発されたM波を記録したもの。刺激点をFからEに移すとM波は急激な振幅低下を示し(→)。刺激点FとEのあいだで伝導ブロック (腓骨神経麻痺) が生じていることがわかる。



肢に感覚脱失があっても、感覚神経活動電位は原則として異常を呈さない。このことを利用して、腰部神経根症と下肢末梢神経の絞扼症候群との鑑別に利用する(③)。

腰部神経根症と下肢絞扼症候群の鑑別法

腰部神経根症 (L2, L3, L4) vs. 外側大腿皮神経麻痺 (meralgia paresthetica)

共通点

- ④ 大腿外側部に放散する痛み。

5. 高齢者の頸部脊髓症・椎間板ヘルニア

谷 俊一* 池内 昌彦* 坪屋 英志**
たに としかず いけうち まさひこ つばや ひでし

- ◎ 頸部脊髓症は非外傷性の四肢不全麻痺をきたす疾患としてわが国では最も頻度が高く、高齢者の自立した生活を脅かす重要な疾患である。
- ◎ 上位運動ニューロン徴候としての痙性麻痺は、上肢ではまず手指の巧緻運動障害、下肢では歩行障害として表われ、とくに、座位から立ち上がって歩き始めるときに足がもつれることが診断の参考になる。
- ◎ 痙性麻痺の程度や治療効果を簡便に定量化する方法として、上肢では手指10秒テスト、下肢では足10秒テストが有用である。
- ◎ 運動ニューロン疾患、多発性硬化症、糖尿病性神経症、手根管症候群との鑑別のポイントを述べた。
- ◎ ADL障害が中等度以上の症例には時期を逸することなく手術療法を適応すればその成績は安定しており、生活の自立を回復させることができる。

Key Words 頸部脊髓症、痙性麻痺、高齢者、手指10秒テスト、足10秒テスト

□ 概念

脊柱の中で頸椎は腰椎と並んで可動性が大きく日常生活で大きなメカニカルストレスにさらされる部位であり、さらにそれに加齢変化が加わることにより機能障害が生じやすい。脊椎の加齢変化はまず椎間板から起こり（椎間板変性や椎間板ヘルニア）、その結果、脊椎の異常可動性や支持性の低下が生じ代償的に椎骨や靭帯の増殖性変化を生じる。また、このような変化により脊柱管の断面積が減少し、頸椎部ではそこに内包されている頸髄の圧迫性脊髓障害が生じる（container and contents relationship）。これが頸部脊髓症であり高齢者の非外傷性四肢不全麻痺をきたす疾患としてわが国では最も頻度が高く、高齢者の自立した生活を脅かす重要な疾患である。

頸部脊髓症は生まれつき狭い骨性脊柱管（発育性狭窄）を背景に発症することがわかっているが、高齢発症の頸部脊髓症ではその特徴の1つとして高度の発育性脊柱管狭窄を伴わないことが多い。

□ 臨床症状

頸部痛や肩こりはないかあっても著明でないことが多い。しびれ感や感覚障害は上肢に初発する

傾向があり、脊髓症の進行に伴って手や足などの遠位部から次第に近位部に及ぶことが多い。

下位運動ニューロン（脊髄前角）徴候としての筋萎縮は目立たないことも多いが上肢のみに生じ得る。筋萎縮の分布は脊髄圧迫高位の前角支配領域と必ずしも一致しない（False localizing sign）。

上位運動ニューロン徴候としての痙性麻痺は、上肢では手指の巧緻運動障害として表われ、衣服のボタンの留めはずし、書字、箸の使用などに支障をきたす。下肢では歩行障害として表われ、歩行速度の低下や走ることが困難になる。とくに、座位から立ち上がって歩き始めるときに足がもつれる、階段では下りる時の方が上る時よりも困難を感じるものが特徴である。頻尿や排尿遅延、便秘傾向なども出現する。重症例では、四肢機能が廃絶し、箸を使えず、歩行に介助を要し、尿失禁をきたす。

□ 診察および検査所見

① 上位運動ニューロンの障害により、四肢の腱反射は一般に亢進し、とくに上肢では三頭筋反射や指屈筋反射（Wartenberg 反射、Hoffman 反射）、下肢では膝蓋腱反射が亢進しやすい。腱

*高知大学医学部 整形外科 **四万十市民病院 整形外科

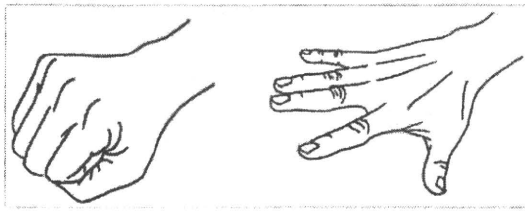


図1 手指10秒テスト

出来るだけ速く拳を開閉させるテストで、正常では10秒間に少なくとも20回は可能である。

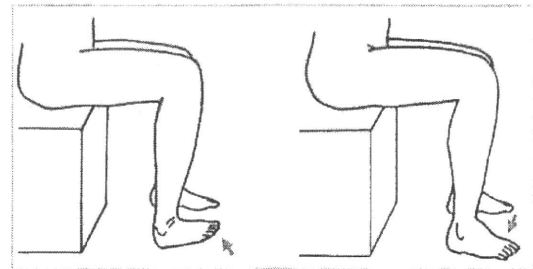


図2 足10秒テスト (Foot tapping test)

股関節と膝関節をほぼ直角に屈曲し、踵を床に接地状態でした状態で出来るだけ速く足関節を底背屈させて足底で床をTapさせるテストで、正常では10秒間に少なくとも20回は可能である。



図3 高齢者頸部脊髄症の前屈位頸椎側面X線で認められるC3椎体の前方すべり(85歳、女)

反射の亢進が明らかでない場合でも Babinski 反射が陽性であれば上位運動ニューロンの障害が確認される。

② 痙性麻痺の程度を簡便に定量化する方法として、上肢では手指10秒テスト¹⁾(図1)、下肢では足10秒テスト²⁾(図2)が有用である。前者は、10秒間、出来るだけ速く拳を開閉させるテストであり、後者は、踵を床に接地状態でした状態で10秒間、出来るだけ速く足関節を底背屈させて足底で床をTapさせるテストで、いずれのテストも正常では少なくとも20回は可能である。また、30m歩行テスト(Timed walking test: Singh and Crockard 1999)は30mの歩行時間

(秒)と歩数を治療前後で評価する。

③ 頸椎側面X線は中間位と最大前後屈の側面像を含める。中間位側面像で脊柱管前後径を測定しそれが13~14mm以下であるか、または、その椎体前後径に対する比が0.82未満(Pavlovら1987)であれば発育性狭窄ありと診断する。最大前後屈側頸椎面像では椎体の前後へのすべりの有無と程度を計測する。すべりが3.5mm以上であればその椎間が脊髄症の責任椎間である可能性が高い³⁾(図3)。

④ 頸椎部MRI検査では、椎間レベルにおける硬膜や脊髄の圧迫が認められ、椎体レベルでは圧迫を認めないことが特徴である(図4)。圧迫因子は前方からは変性椎間板、椎間板ヘルニア、骨棘であり、後方からは肥厚した黄靱帯である。T1画像では、矢状断像で前方あるいは後方からの脊髄圧迫の程度や圧迫因子を観察し、水平断像で脊髄の変形、扁平化の程度などを観察する。T2画像(図4)では脊髄内高輝度変化(Takahashi et al 1987)、とくにT2水平断像では灰白質障害を示すSnake-eyes appearance⁴⁾の有無を観察する。

□ 鑑別診断

① 運動ニューロン疾患では明確な感覚障害や膀胱障害を欠き、背筋や下肢筋にも筋萎縮や針筋電図異常が認められる(頸部脊髄症では下位運動ニューロン徴候は上肢にのみ認められる)。

② 多発性硬化症は白質障害であるため針筋電

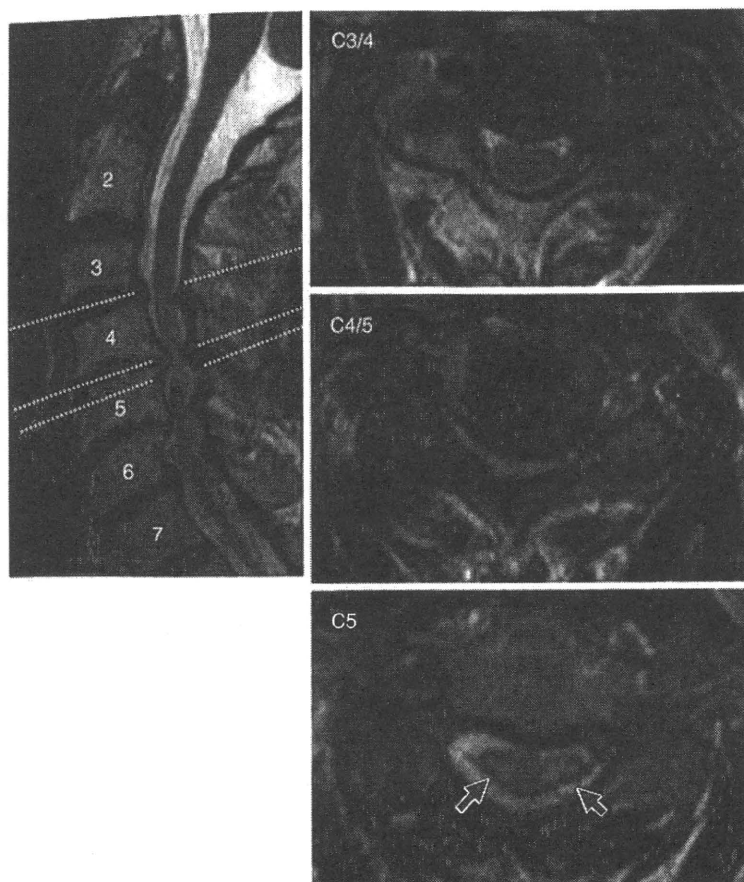


図4 高齢者頸部脊髓症のMRI (83歳, 男)

矢状断像(左)では、椎間レベルにおいて前方と後方から硬膜や脊髄への圧迫が認められ、椎体レベルでは圧迫を認めない。水平断像(右)では、C3/4椎間レベル(右上)と比較してC4/5椎間レベル(右中央)で脊髄の著明な扁平化が認められ、その少し尾側レベル(右下)ではSnake-eyes appearanceが認められる。

図では上肢筋においても原則として異常が認められない。視神経や他の中枢神経障害の存在を証明することや約半数に髄液 oligoclonal IgG bands が陽性となることから鑑別する。

③糖尿病性神経症は手袋・靴下型感覚障害、四肢遠位筋の筋力低下、腱反射の低下などの特徴が鑑別点となる。

④手根管症候群は頻度が高く、しばしば肩の愁訴を伴うので頸部脊髓症の軽症例との鑑別には常に念頭に置くべき疾患である。Phalenテスト(手関節の受動掌屈の持続により手指の感覚症状が再現される)が陽性となることや正中神経支配の手内在筋(短母指外転筋など)にのみ筋力低

下や針筋電図異常が認められることが鑑別点となる。正中神経伝導検査により手根管での伝導障害の存在を証明する。

□ 治療

軽症例には頸椎ソフトカラーを処方し、頸椎運動に伴う頸髄への動的圧迫を減少させる。装着時間は昼間のみ8時間程度を目標とし、とくに作業時や外出時に装着し、食事の時などは除去するよう指導する。同時に、頸部筋群強化のために等尺性運動を指導する。症状の経過をみながら装着時間を漸減する。ADL障害が中等度以上の症例には時期を逸することなく手術療法(前方除圧固定

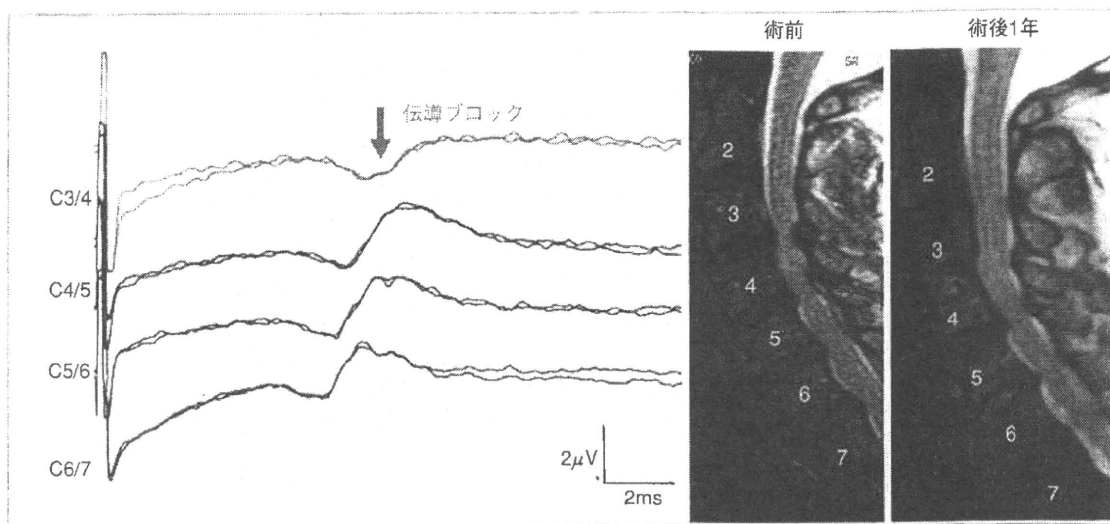


図5 馬尾刺激，頸椎椎間板記録の上行性脊髄誘発電位（左）と頸椎部MRI（右）（76歳，男）

C3/4椎間板記録の電位はそれよりも尾側椎間記録の電位と比べて上向きの波（陰性波）が消失し下向きの波（陽性波）のみとなっており（矢印），脊髄伝導ブロックがC3/4椎間レベルで生じていることを表している。C3/4椎間の前方除圧固定術により，術前は歩行不能であったが術後は歩行可能となった。

術または椎弓形成術）を勧める。高齢者の頸部脊髄症ではMRI上，症候性圧迫に混じって無症候性の脊髄圧迫や硬膜圧迫が多数描出されるが，脊髄誘発電位によって症候性圧迫を正確に診断することによりピンポイントの低侵襲手術が可能となる⁵⁾（図5）。

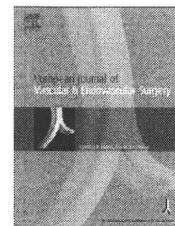
□ 予 後

頸部脊髄症は原因不明の不治の病ではなく，時期を逸することなく手術療法を適応すればその成績は安定しており，生活の自立を回復させることができる。しかし，主たる症状がプラトーに達してから数年経過している場合には多くの場合，治療による反応が乏しい。また，転倒などが発症の契機となっている場合には，その直後に麻痺が生じたのか，あるいは，それを契機に徐々に麻痺が進行したのかを確認しておくことが重要で，前者の場合は脊髄損傷であり，麻痺の予後はその後の

治療に左右されないことが多い。

文 献

- 1) Ono K, Ebara S, Fuji T, et al : Myelopathy hand : new clinical signs of cervical cord damage. J Bone Joint Surg 69 : 215-219, 1987
- 2) 榎 勇人, 谷 俊一, 石田健司, 他 : 圧迫性脊髄症における下肢痲痺性麻痺の定量的評価—Foot tapping test と Starting clumsiness の検討—. 日整会誌 80 : S234, 2006
- 3) Tani T, Kawasaki M, Taniguchi S, et al : Functional importance of degenerative spondylolisthesis in cervical spondylotic myelopathy in the elderly. Spine 28 : 1128-1134, 2003
- 4) Al-Mefty O, Harkey LH, Middleton TH, et al : Myelopathic cervical spondylotic lesions demonstrated by magnetic resonance imaging. J Neurosurg 68 : 217-222, 1988
- 5) Tani T, Yamamoto H, Kimura J : Cervical spondylotic myelopathy in elderly people : a high incidence of conduction block at C3-4 or C4-5. J Neurol Neurosurg Psychiatry 66 : 456-464, 1999



Prevention of Venous Stasis in the Lower Limb by Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation

M. Izumi^a, M. Ikeuchi^{a,*}, T. Mitani^b, S. Taniguchi^a, T. Tani^a

^a Department of Orthopaedic Surgery, Kochi University, Ogo-cho Kohasu, Nankoku 783-8505, Japan

^b Department of Clinical Laboratory, Kochi University, Nankoku, Japan

Submitted 28 April 2009; accepted 22 November 2009

Available online 18 January 2010

KEYWORDS

Venous thrombo-embolism;
Flow enhancement;
Transcutaneous electrical nerve stimulation;
Intra-operative thromboprophylaxis

Abstract Objectives: This study aims to investigate the effects of thromboprophylactic transcutaneous electrical nerve stimulation (TpTENS) of the peroneal nerve on venous blood flow in the limbs of volunteers. TpTENS might be considered for use in preventing venous stasis during surgical treatment.

Methods: In 10 volunteers, peak venous velocity (PV) and flow volume (FV) in the popliteal vein were measured using duplex ultrasonography during calf-muscle stimulation. The effects of TpTENS of the peroneal nerve were compared with those of other mechanical methods, including electrical muscle stimulation, intermittent pneumatic compression, active ankle motion and calf squeeze, used to prevent venous stasis and achieve thromboprophylaxis.

Results: TpTENS had similar effects on popliteal vein blood flow in comparison with other established methods of thromboprophylaxis. The PV increased its basal flow by 3.9 times ($p < 0.01$) and FV by 2.7 times ($p < 0.01$), respectively, compared with baseline values.

Conclusions: TpTENS is as effective as other electrical and mechanical methods of calf-muscle pump activation in achieving acceleration of venous flow in the lower limb.

© 2009 European Society for Vascular Surgery. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

Introduction

Intermittent pneumatic compression (IPC) devices are widely used both intra-operatively and postoperatively to prevent deep-vein thrombosis (DVT). They are unsuitable for limbs undergoing operation because they obscure the surgical field.

We have examined the possibility of using transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) to promote blood flow in lower limb veins. This type of stimulation increases flow velocity in the deep veins in a way analogous to that of electrical muscle stimulation and IPC. We refer to our technique as thromboprophylactic TENS (TpTENS). TpTENS is similar to regular TENS (transcutaneous nerve stimulation), which is widely used for alleviating pain, but TpTENS differs from TENS in that it is designed to stimulate muscle motor nerves while TENS is designed for stimulating sensory nerves.¹ We based our concept in part on the historical use of electrical stimulation applied to muscle.^{2–6} The purpose of this study

* Corresponding author. Tel.: +81 88 880 2386; fax: +81 88 880 2388.

E-mail address: ikeuchim@kochi-u.ac.jp (M. Ikeuchi).

was to examine the flow enhancement of TpTENS compared with other mechanical methods of thromboprophylaxis.

Materials and Methods

Ten healthy volunteers, between the ages of 22 and 48 years, were recruited to participate in the study. Ethics committee approval from our institutional review board and informed written consent were obtained prior to the study. All examinations were performed inside the same silent room. Room temperature was maintained at 25 ± 1 °C. Body mass index of the subjects was 21.4 standard deviation (S.D.)1.8. The subjects were placed in the prone position on a table with their feet off the table and their knees extended. We used an ALOKA Prosound $\alpha 10$ (ALOKA, Tokyo, Japan) duplex ultrasound system, with a 7.5-MHz linear array probe to locate the popliteal vein in the left lower limb in a longitudinal image. After a 5-min rest period, baseline measurements were recorded. The cross-sectional area (mm^2) of the popliteal vein was measured using B-mode. The peak venous velocity (PV) (cm s^{-1}) and the mean venous velocity (cm s^{-1}) were measured using pulsed-wave Doppler ultrasonography. The venous flow volume (FV) (ml min^{-1}) was calculated as cross-sectional area \times mean venous velocity. The angle between the popliteal vein and the Doppler beam (θ) was maintained at 60°. The Doppler sample gate size was matched to the diameter of the popliteal vein. After the baseline scan, five different thromboprophylactic measures were evaluated for their effect on popliteal vein flow. The pulsed Doppler mode was used to record the blood flow continuously during the application of each method of flow stimulation. Measurements were made from a 5-s period coinciding with the flow stimulation. Three measurements were made for each type of stimulation and an average taken, allowing PV and FV to be calculated. The interval between successive measurements was at least 1 min, during which volunteers were instructed to sit on the table with their legs dependent to restore the venous blood pool. We waited for venous flow to return to the baseline before each measurement. The IPC devices used in this study have an inflation and deflation cycle of 1 min. When IPC established a stable effect after a few cycles, measurements were made for 5 s from the start of the inflation phase. All ultrasonographic measurements were performed by a single experienced investigator (T.M.).

Thromboprophylactic transcutaneous electrical nerve stimulation (TpTENS)

A pair of surface electrodes with a diameter of 7 mm (NM-31, NIHON KOHDEN, Tokyo, Japan) was placed over the left common peroneal nerve close to the head of the fibula (Fig. 1). Transcutaneous electrical stimulation was performed using an electrical stimulator (SEN-5201, NIHON KOHDEN, Tokyo, Japan). The stimulator was set to deliver a square-wave pulse of 0.5 ms in duration, 100 V in intensity, at a rate of 10 Hz. The stimulation parameters were determined in accordance with preliminary experiments (data not shown), which were carried out to confirm that the stimulus produced a brisk dorsiflexion of the ankle without violent movement of the leg.

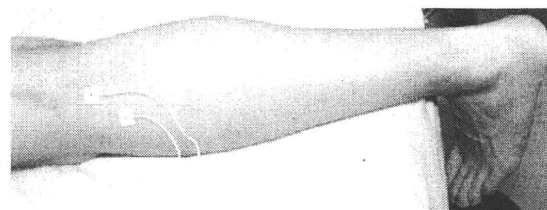


Figure 1 This photograph shows the size and position of electrodes with TpTENS. A pair of surface electrodes with a diameter of 7 mm was placed over the left common peroneal nerve close to the fibula head.

Electrical Muscle Stimulation (EMS)

A pair of surface electrodes (NM-31, NIHON KOHDEN, Tokyo, Japan) was placed over the motor point of the tibialis anterior muscle. The stimulator (SEN-5201, NIHON KOHDEN, Tokyo, Japan) was set to deliver a square-wave pulse of the same duration and intensity as the electrical nerve stimulation, at a rate of 50 Hz. A higher pulse frequency was needed in EMS to produce brisk dorsiflexion of the ankle in preliminary trials (data not shown), and electrical stimuli were applied at multiple sites to locate the best point of stimulation.

Intermittent pneumatic compression (IPC)

An intermittent calf compression device (FLOWTRON DVT AC500, Huntleigh Healthcare, UK) was applied to the leg. A compression pressure of 40 mmHg was used.

Active motion of the ankle

The subjects were instructed to perform, as strongly as possible, a dorsiflexion of the left ankle.

Muscle squeeze

The examiner squeezed the volunteer's calf muscle by both hands with a grip strength of approximately 30 kg. The grip strength was calibrated with a grip dynamometer immediately prior to squeezing.

Ultrasonographic data (PV and FV) at baseline and during the five prophylactic measures were obtained. Because the subjects often felt pain or discomfort during the electrical stimulation, subjective pain and discomfort were assessed using a 100-mm visual analogue scale (VAS) to compare nerve with muscle stimulation.

Statistical analysis was carried out using SPSS, Version 16.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Wilcoxon signed-rank test was used for paired samples in all analyses. Values were given as median and range. A *p*-value of <0.05 was considered statistically significant.

Results

The median (range) values of the PV were 26 cm s^{-1} (19–38) at rest, 102 cm s^{-1} (49–148) following TpTENS, 97 cm s^{-1}

(36–123) following EMS, 65 cm s⁻¹ (54–109) in IPC, 75 cm s⁻¹ (40–152) with active motion of the ankle and 90 cm s⁻¹ (69–117) following a muscle squeeze. Fig. 2 shows the PV measurement results. All methods of calf-muscle stimulation resulted in >2.5 times increase in flow compared with the baseline, and the increases were all statistically significant ($p < 0.01$, Wilcoxon signed-rank test). Among all methods, the median PV of TpTENS was greatest while IPC was least. There were significant differences between TpTENS and IPC ($p = 0.022$, Wilcoxon signed-rank test) and muscle squeeze and IPC ($p = 0.007$, Wilcoxon signed-rank test). The median (range) of the FV were 69 ml min⁻¹ (41–118) at rest, 185 ml min⁻¹ (105–355) after TpTENS, 145 ml min⁻¹ (78–258) after EMS, 164 ml min⁻¹ (100–284) after IPC, 172 ml min⁻¹ (41–323) with active motion of the ankle and 154 ml min⁻¹ (102–304) with a muscle squeeze. Fig. 3 shows the FV measurement results. All methods increased the flow from baseline ($p < 0.01$, Wilcoxon signed-rank test). The median FV in each prophylaxis was 2.1–2.7 times greater than baseline. Although there were no significant differences among the five stimuli used, FV in TpTENS was greatest (2.7 times higher than the baseline). The median (range) of subjective pain VAS in TpTENS was significantly lower than in EMS (21 mm (0–64) vs. 41 mm (3–64); $p = 0.02$). Furthermore, the discomfort VAS under TpTENS was also lower than under EMS (26 mm (0–65) vs. 54 mm (0–63); $p = 0.02$).

Discussion

The results of this study showed that all five methods of calf-muscle stimulation produced significant venous flow enhancement. According to previous reports, which examined flow enhancement at the popliteal vein, the mean PV increased to 55–57 cm s⁻¹ with IPC and 43–120 cm s⁻¹ with EMS. Our results showed that the median (range)

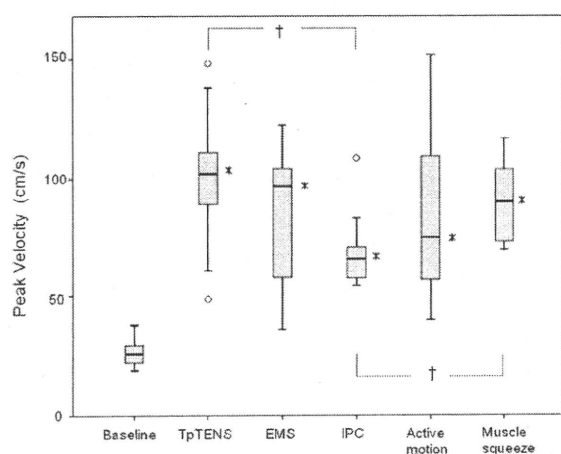


Figure 2 The results of PV (peak venous velocity) measurement. * $p < 0.01$ compared with baseline. † $p < 0.05$. Bottom symbol = values below the 5th percentile, bottom of vertical line = 5th percentile, bottom of box = 25th percentile, median line = 50th percentile, top of box = 75th percentile, top of vertical line = 95th percentile, symbol above vertical line = values above the 95th percentile.

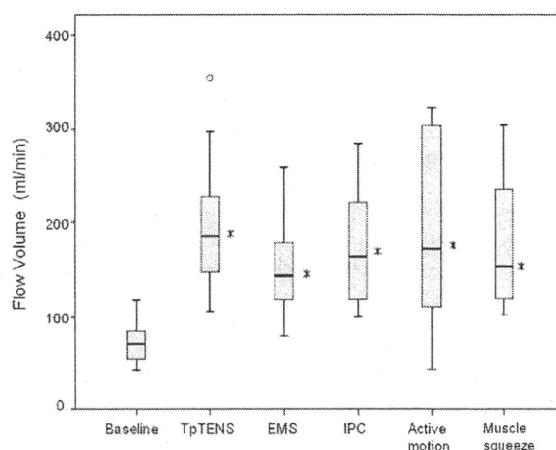


Figure 3 The results of FV (flow volume) measurement. * $p < 0.01$ compared with baseline. Bottom of vertical line = 5th percentile, bottom of box = 25th percentile, median line = 50th percentile, top of box = 75th percentile, top of vertical line = 95th percentile, symbol above vertical line = values above the 95th percentile.

of PV was 65 cm s⁻¹ (54–109) with IPC and 97 cm s⁻¹ (36–123) with EMS, which were consistent with previous reports, confirming the validity of our observations.

This is the first report to examine the flow enhancement of electrical stimulation on the nerve instead of the muscle. Although there were no significant differences in flow enhancement between TpTENS and EMS, we observed some advantages that TpTENS has over EMS. First, less pain and discomfort were associated with TpTENS than EMS. Second, it was easier to locate the optimal point of stimulation through TpTENS than through EMS, which usually required time to locate the motor point. Taken together, TpTENS is a more efficient measure, evoking muscle contraction more consistently with less pain and discomfort than EMS. In addition, this method could potentially be used during surgery where it was shown to be effective at preventing DVT.

Muscle squeeze is another possible alternative available for legs undergoing operation. Although some surgeons squeeze the calf muscle intra-operatively as a DVT prophylaxis (personal communication), there is, to our knowledge, only one report referring to the haemodynamic effects of calf-muscle squeeze.¹¹ The authors reported that strong muscle squeeze produced a significant increase in PV, which compared favourably with active ankle motion. However, they did not compare its effects with IPC or electrical muscle/nerve stimulation. In our study, we found that calf-muscle squeeze did accelerate flow in the popliteal vein to the same extent as the other methods. However, this would not be a feasible method to use in clinical practice.

There are some hurdles to overcome for the clinical trial of TpTENS. First, our results, which were obtained from young healthy volunteers, might not be applicable to older patients. Second, the sustained effects of TpTENS, not only the haemodynamic effects but also pain and discomfort, should be evaluated. Third, in an operation on the lower

leg, brisk ankle motion due to TpTENS may disturb the operative procedure. Lastly, all examinations were performed in the prone position, which is not a typical position during orthopaedic surgery except for spinal operations. Our volunteers lay in the prone position because of: variable respiratory effects on the velocity at the femoral vein,¹² higher sensitivity of ultrasonographic measurement at the popliteal vein for the detection of subtle differences among the different methods of stimulation⁷ and easier application for all prophylactic measures, especially calf squeeze. Our results indicate that TpTENS promotes popliteal vein blood flow to the same or greater extent as IPC. We are currently planning to conduct a clinical study in adult patients undergoing hip and knee surgery to study safety and efficacy.

Conflict of Interest/Funding

None. No benefits in any form have been received or will be received from a commercial party related directly or indirectly to the subject of this article.

References

- 1 Sluka KA, Walsh D. Transcutaneous electrical nerve stimulation: basic science mechanisms and clinical effectiveness. *J Pain* 2003;4(3):109–21.
- 2 Doran FS, Drury M, Sivyer A. A simple way to combat the venous stasis which occurs in the lower limbs during surgical operations. *Br J Surg* 1964;51:486–92.
- 3 Bostrom S, Holmgren E, Jonsson O, Lindberg S, Lindstrom B, Winso I, et-al. Postoperative thrombo-embolism in neurosurgery. A study on the prophylactic effect of calf muscle stimulation plus dextran compared to low-dose heparin. *Acta Neurochir (Wien)* 1986;80(3–4):83–9.
- 4 Browse NL, Negus D. Prevention of postoperative leg vein thrombosis by electrical muscle stimulation. An evaluation with ¹²⁵I-labelled fibrinogen. *Br Med J* 1970;3(5723):615–8.
- 5 Lindstrom B, Holmdahl C, Jonsson O, Korsan-Bengtson K, Lindberg S, Petrusson B, et-al. Prediction and prophylaxis of postoperative thrombo-embolism – a comparison between peroperative calf muscle stimulation with groups of impulses and dextran 40. *Br J Surg* 1982;69(11):633–7.
- 6 Nicolaides AN, Kakkar VV, Field ES, Fish P. Optimal electrical stimulus for prevention of deep vein thrombosis. *Br Med J* 1972; 3(5829):756–8.
- 7 Ricci MA, Fisk P, Knight S, Case T. Hemodynamic evaluation of foot venous compression devices. *J Vasc Surg* 1997;26(5): 803–8.
- 8 Lurie F, Awaya DJ, Kistner RL, Eklof B. Hemodynamic effect of intermittent pneumatic compression and the position of the body. *J Vasc Surg* 2003;37(1):137–42.
- 9 Lyons GM, Leane GE, Grace PA. The effect of electrical stimulation of the calf muscle and compression stocking on venous blood flow velocity. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2002;23(6): 564–6.
- 10 Laverick MD, McGivern RC, Crone MD, Mollan RA. A comparison of the effects of electrical calf muscle stimulation and the venous foot pump on venous blood flow in the lower leg. *Phlebol* 1990;5:285–90.
- 11 Hirai M, Iwata H. A comparison of physical methods for prophylaxis of deep vein thrombosis on augmentation of venous flow velocity and reduction of calf volume. *Phlebol* 2004;19: 72–6.
- 12 Kwon OY, Jung DY, Kim Y, Cho SH, Yi CH. Effects of ankle exercise combined with deep breathing on blood flow velocity in the femoral vein. *Aust J Physiother* 2003;49(4):253–8.

EFFECT OF MOTOR IMAGERY AND VOLUNTARY MUSCLE CONTRACTION ON THE F WAVE

MOTOHIKO HARA, MD,¹ JUN KIMURA, MD,² D. DAVID WALKER, MSEE,² SHINICHIROU TANIGUCHI, MD,³ HIROO ICHIKAWA, MD,⁴ REIKO FUJISAWA, MD,⁵ HIROSHI SHIMIZU, MD,⁶ TATSUYA ABE, MD,⁷ THORU YAMADA, MD,² RYOJI KAYAMORI, MD,¹ and TOMOHIKO MIZUTANI, MD⁸

¹Department of Rehabilitation Medicine, Teikyo University School of Medicine, 2-11-1 Kaga, Itabashi-ku, Tokyo 173-8606, Japan

²Division of Clinical Electrophysiology, Department of Neurology, University of Iowa College of Medicine, Iowa City, Iowa, USA

³Department of Orthopaedic Surgery, Kochi Medical School, Kochi, Japan

⁴Department of Neurology, Showa University School of Medicine, Tokyo, Japan

⁵Department of Orthopedic Surgery, Kansai Medical University, Otokoyama Hospital, Kyoto, Japan

⁶Department of Neurology, Tohoku University Hospital, Miyagi, Japan

⁷Department of Neurology, Saitama Medical School, Saitama, Japan

⁸Division of Neurology, Department of Medicine, Nihon University School of Medicine, Tokyo, Japan

Accepted 28 December 2009

ABSTRACT: We tested the validity of instructing patients to minimally contract the muscle to facilitate F-wave recording in clinical practice. In 12 healthy subjects, F waves were recorded from the first dorsal interosseous muscle at rest, during motor imagery, and at up to 30% of the maximal voluntary contraction (MVC). F-wave persistence increased significantly from $32.5 \pm 11.9\%$ (mean \pm SD) at rest to $58.3 \pm 15.2\%$ during motor imagery and $90.0 \pm 8.7\%$ during 3% MVC. It then remained the same during stepwise changes to and from 30% MVC before decreasing significantly from $80.8 \pm 18.5\%$ during 3% MVC to $48.7 \pm 23.8\%$ during motor imagery and $27.0 \pm 16.0\%$ at rest. The trial average of F-wave amplitude showed a similar pattern of facilitation. Motor imagery enhances F-wave persistence and amplitude, which further increase with a slight muscle contraction and show no additional change with a stronger effort.

Muscle Nerve 42:208–212, 2010

A slight voluntary contraction of the target muscle is often employed in clinical studies of the F wave to facilitate its persistence.¹ It is also a common practice to ask the patient to simply think of contracting the muscle. This constitutes motor imagery, which is generally defined as mental simulation of movement without actual muscle contraction.^{2,3} We have previously shown that volitional inactivation of the target muscle suppresses spinal excitability,^{4–6} which subliminal central drive can counter.⁷ To further clarify the role of corticospinal facilitation, we examine the effect of motor imagery, as compared with voluntary muscle contraction, on the excitability of the anterior horn cells. Muscle contraction was monitored by a force transducer, whereas F waves were recorded as a measure of spinal excitability.

Abbreviations: ANOVA, analysis of variance; CMAP, compound muscle action potential; FDI, first dorsal interosseous; MEP, motor evoked potential; MVC, maximal voluntary contraction; TMS, transcranial magnetic stimulation

Key words: anterior horn cells, F wave, motor imagery, spinal excitability, voluntary contraction

Correspondence to: M. Hara; e-mail: motohiko@med.teikyo-u.ac.jp

© 2010 Wiley Periodicals, Inc.

Published online 7 May 2010 in Wiley InterScience (www.interscience.wiley.com). DOI 10.1002/mus.21667

METHODS

Subjects. All subjects gave written informed consent for the experimental procedures approved by our institutional ethics committee. We studied bilateral nerves in 12 healthy volunteers (7 men) ranging in age from 17 to 60 (mean 38) years.

Force Measurement. We used a previously described method to measure the force generated by voluntary contraction of the first dorsal interosseous (FDI) muscle.⁸ In short, the subjects sat in a chair with the arm resting on a board, palm down. Velcro tapes wrapped around the hand allowed selective abduction of the free moving index finger against a bar attached to the force transducer (Wafar Load Cell Model 871; Loadstar Sensors, Inc., Fremont, California). The force induced by the maximal voluntary contraction (MVC) was individually determined before the start of the experiment. A personal computer (Dynabook Satellite 4090X DVD; Toshiba, Tokyo, Japan) displayed two horizontal colored lines: the green indicating the target level expressed in percentage of MVC and the red showing the force actually generated. The subject was instructed to match the red line with the green line for 20 seconds as closely as possible by abducting the index finger against the bar. Most subjects were able to exert a steady force for the required period only up to 30% MVC.

Motor Tasks. All subjects underwent a battery of motor tasks consisting of 24 steps, each lasting 20 seconds, to allow 20 stimuli at 1 Hz, with a 3-minute rest between consecutive measures. These tasks comprised: baseline at rest (step 1); motor imagery to maintain 30% MVC without generating force (step 2); incrementing force in 10 steps from 3% to 30% MVC (steps 3–12); decrementing force in 10 steps from 30% to 3% MVC (steps 13–22); motor imagery as above (step 23); and baseline at rest (step 24).

For motor imagery, subjects were instructed to imagine matching the red line on the green line

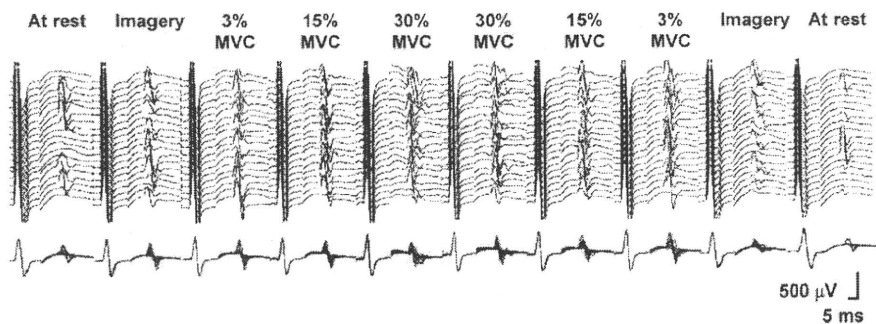


FIGURE 1. A typical time-course of F-wave changes in one subject from baseline at rest to motor imagery, followed by progressive increase and decrease of force to and from 30% maximal voluntary contraction (MVC), and back to imagery and baseline at rest. MVC, maximal voluntary contraction.

set for 30% MVC without actually moving the red line by muscle contraction. Before start of the experiments, each subject had two training sessions to execute the tasks as intended. With a little practice, all were able to perform the motor imagery task without muscle contraction, as monitored visually and by surface electromyography with a gain set at 10 $\mu\text{V}/\text{division}$. Stepwise increments and decrements to and from 30% MVC also proved difficult for some individuals initially, but all learned the task well after the practice session.

Stimulation and Recording. Electrical shocks were delivered to the ulnar nerve at the wrist by a pair of disk electrodes. Stimuli, 0.1 ms in duration, ranged from 20 to 50 mA when set to 120% of the intensity required to elicit maximal compound muscle action potentials (CMAPs). For recording, a pair of disposable disk electrodes (ViaSys Healthcare, Madison, Wisconsin) were firmly attached to the belly of the FDI (E1) and the head of second metacarpal bone (E2) with adhesive tape (Tegaderm; 3M Healthcare, St. Paul, Minnesota) after lowering skin impedance to $<5\text{ k}\Omega$. Another disposable electrode placed on the dorsum of the hand served as the ground. We used a Neuropac MI (Nihon-Kohden, Tokyo, Japan) with a band-pass filter of 10 Hz to 10 kHz and sensitivity set at 5 mV and 200 $\mu\text{V}/\text{division}$ for recording CMAPs and F waves, respectively.

Measurements and Statistical Analysis. To calculate persistence, or percentage of stimuli that produce F waves,^{9,10} we delivered 20 stimuli in each of 24 steps of motor tasks and counted the trials that produced an F wave, defined as a response with a peak-to-peak amplitude of at least 20 μV . We measured the latency of all F waves individually and selected the shortest and longest values as minimum and maximal latencies in each of 24 steps. We measured the peak-to-peak amplitude of F waves, which was averaged in two ways: (1) trial average, counting all 20 trials, including absent

responses as 0 μV ; and (2) response average, counting only those trials with a detectable response. Statistical analyses were performed using one-way analysis of variance (ANOVA) and the post hoc Bonferroni test to compare each step, with $P < 0.05$ considered significant.

RESULTS

Figure 1 illustrates typical time-course of F-wave changes from baseline at rest to motor imagery, followed by progressively incrementing and decrementing voluntary contraction, and back to motor imagery and baseline at rest.

F-Wave Persistence. Recording from the right FDI, F-wave persistence (mean \pm SD) increased significantly ($P < 0.01$) from $32.5 \pm 11.9\%$ at rest to $58.3 \pm 15.2\%$ during motor imagery and $90.0 \pm 8.7\%$ during 3% MVC. It then remained unchanged ($P > 0.05$) during stepwise increments of muscle force from 3% to 30% MVC and decrements from 30% to 3% MVC, before showing a significant ($P < 0.01$) decrease from $80.8 \pm 18.5\%$ during 3% MVC to $48.7 \pm 23.8\%$ during motor imagery and $27.0 \pm 16.0\%$ at rest (Fig. 2). Studies of the left FDI revealed similar results, as corresponding values showed an increase ($P < 0.01$) from $24.1 \pm 11.6\%$ to $57.0 \pm 17.1\%$ and $85.4 \pm 14.8\%$, and a decrease from $85.4 \pm 18.5\%$ to $57.0 \pm 23.6\%$ and $24.1 \pm 14.7\%$.

F-Wave Amplitude. The trial average of the right FDI increased significantly ($P < 0.01$) from $41.3 \pm 77.1\ \mu\text{V}$ at rest to $91.2 \pm 142.7\ \mu\text{V}$ during motor imagery and $199.9 \pm 183.3\ \mu\text{V}$ during 3% MVC. It then remained unchanged during stepwise increments of muscle force from 3% to 30% MVC and decrements from 30% to 3% MVC, before showing a significant decrease ($P < 0.01$) from $210.8 \pm 221.1\ \mu\text{V}$ during 3% MVC to $73.0 \pm 105.8\ \mu\text{V}$ during motor imagery and $40.4 \pm 103.1\ \mu\text{V}$ at rest (Fig. 2). Studies of the left FDI revealed similar results with corresponding values showing an

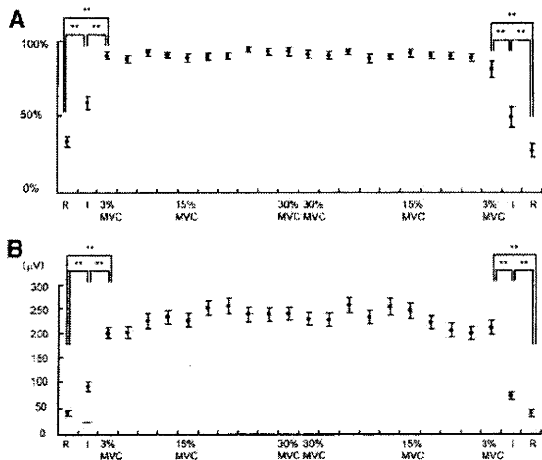


FIGURE 2. (A) Time-course of F-wave persistence (mean \pm SE) in 12 subjects showing a significant increase from baseline at rest (R) to motor imagery (I) and 3% maximal voluntary contraction (MVC), no change with further stepwise increase to and decrease from 30% MVC, followed by a significant decrease during motor imagery and baseline at rest. ** $P < 0.01$. (B) The trial average of F-wave amplitude (mean \pm SE) in 12 subjects, showing the same pattern of facilitation as the F-wave persistence. ** $P < 0.01$. R, at rest; I, motor imagery; MVC, maximal voluntary contraction.

increase ($P < 0.01$) from $19.7 \pm 43.2 \mu\text{V}$ to $74.0 \pm 98.2 \mu\text{V}$ and $163.0 \pm 148.7 \mu\text{V}$, and a decrease ($P < 0.01$) from $153.4 \pm 139.9 \mu\text{V}$ to $75.4 \pm 98.1 \mu\text{V}$ and $23.5 \pm 47.6 \mu\text{V}$.

The response average of F-wave amplitude, although similar in trend as the trial average, showed only inconsistent changes. On the right, it showed a significant increase from $127.1 \pm 86.1 \mu\text{V}$ at rest to $247.1 \pm 245.4 \mu\text{V}$ during 9% MVC ($P < 0.01$), and a significant decrease from $269.2 \pm 237.1 \mu\text{V}$ during 15% MVC to $24.1 \pm 14.7 \mu\text{V}$ at rest (Fig. 3). There was, however, no significant difference between baseline and imagery or between imagery and 3% MVC ($P > 0.05$). On the left, the response average of F-wave amplitude increased significantly ($P < 0.01$) from $80.9 \pm 52.2 \mu\text{V}$ at rest to $200.4 \pm 158.8 \mu\text{V}$ during 12% MVC. It then remained unchanged during stepwise increments of muscle force from 12% to 30% MVC and decrements from 30% to 12% MVC, before showing a significant decrease ($P < 0.01$) from $200.5 \pm 169.5 \mu\text{V}$ during 12% MVC to $40.4 \pm 103.1 \mu\text{V}$ at rest.

F-Wave Latencies. Minimum and maximum F-wave latencies (mean \pm SD), 26.6 ± 2.7 ms and 28.7 ± 2.2 ms on the right (Fig. 3) and 26.4 ± 2.7 ms and 27.6 ± 2.5 ms on the left at rest, showed no significant changes ($P > 0.05$) during motor imagery or voluntary muscle contraction on either side.

DISCUSSION

Most previous studies used the F wave and H reflex to monitor spinal excitability when testing the motor evoked potential (MEP) elicited by transcranial magnetic stimulation (TMS) during volitional muscle contraction or motor imagery.¹¹⁻¹⁴ The absence of prominent F-wave changes led most investigators to attribute observed MEP changes to cortical excitability.^{15,16} Muellbacher et al.,¹⁷ however, reported that voluntary muscle activation of the ipsilateral abductor pollicis brevis of more than 50% of the maximal voluntary contraction significantly facilitated not only the MEPs but also F waves. Rosini et al.¹⁴ also noted an increase in amplitude of F waves associated with MEP potentiation during motor imagery. Cowley et al.¹⁸ reported facilitation of H-reflex amplitude during mental simulation of foot plantarflexion. Similarly, a subthreshold TMS timed to collide on the spinal motor neurons was shown to facilitate the F wave, but only if the subliminal upper motor neuron drive exactly coincides with the antidromic invasion for recurrent discharge.¹⁵

Other studies used the F wave and H reflex to document suppression of alpha-motoneuron excitability after volitional relaxation of the target muscle and a quick recovery after muscle exercise.^{4-6,19} A subsequent study revealed that motor imagery effectively counters the rest-induced suppression of spinal motoneurons.⁷ Analogous to that study finding showing prevention of rest-induced hypo-

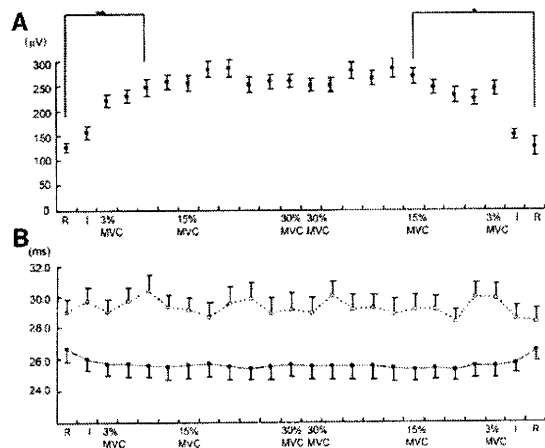


FIGURE 3. (A) Response average of F-wave amplitudes (mean \pm SE) in 12 subjects showing a similar pattern of facilitation as trial average, but with a significant difference only between baseline at rest (R) and 9% maximal voluntary contraction (MVC), and 15% MVC and baseline on incrementing and decrementing force. * $P < 0.05$, ** $P < 0.01$. (B) Time-course of maximal and minimum F-wave latencies (mean \pm SE) in 12 subjects, showing no significant changes ($P > 0.05$) during motor imagery or voluntary contraction. Open circle: maximal F-wave latencies. Filled circle: minimum F-wave latencies. R, at rest; I, motor imagery; MVC, maximal voluntary contraction.

excitability, our study has documented an effect of sustained motor imagery to facilitate F-wave persistence and amplitudes above baseline values. The large number of supramaximal stimuli required for our study might have affected the test results. To minimize the cumulative effect of continuous stimulation, we interposed a 3-minute rest between successive 20-second sessions and repeated each motor task twice, in the order of increasing and then decreasing force. These two trials performed in the opposite order gave rise to the same findings, supporting our notion that the use of such stimuli with the attendant discomfort or the order of motor task sequence probably played no major role in the pattern of facilitation established in this study.

Voluntary contraction of the target muscles induces a shortening of the MEP latency together with an amplitude potentiation, indicating either a change of corticospinal conduction time^{14,20-22} or recruitment of large-diameter motor neurons,²³⁻²⁵ or both. In contrast, F-wave latencies showed no significant shortening during motor imagery or voluntary muscle contraction. This finding supports the notion that antidromic impulses preferentially activate large motor neurons,²⁶ leaving little room to recruit the faster conducting axons with volitional facilitation.

Earlier studies indicated a higher sensitivity of the H reflex than F wave for estimating motor neuron excitability.^{27,28} Our findings, however, suggest the value of testing F waves as a measure of motor neuron excitability, especially when recording from the distal muscles that are not accessible for reflex testing. Studies of voluntary contraction and vibration also indicate that the F wave, like the H reflex, serves as a reliable index of spinal excitability within a certain range.²⁹

As shown in our data, voluntary effort exceeding 3% MVC fails to enhance F-wave persistence beyond the 85-90% level. We can only speculate about possible physiological mechanisms that underlie this apparent paradox. These include: (1) inhibition of motor neurons by Renshaw cells after the passage of volitional activity; (2) failure of antidromic impulses to reach the cell body by collision with volitionally induced orthodromic impulses; and (3) blocked passage of quickly generated recurrent discharges at the axon hillock made refractory by antidromic impulses. Regardless of the validity of this explanation, motor imagery and very mild muscle contraction can help facilitate F-wave persistence and amplitudes, but a greater voluntary effort fails to induce additional enhancement.

Previous studies showed that the increase of F-wave amplitude may provide a means to clarify the role of central drive on excitability.³⁰⁻³² In the

present experiments, the trial average of F-wave amplitude, which includes absent responses as 0 μ V, showed, as expected, a similar pattern of facilitation as persistence, which also counts absent responses as zero. In contrast, the response average of F-wave amplitude, which, disregarding absent responses, measures the average size of elicited F waves. As such, it relates more to the discharge pattern and the type of activated motoneurons rather than general excitability of the motoneuron pool. A slight increase in response average of F-wave amplitude seen in our study would probably suggest a greater tendency for simultaneous discharges of multiple, rather than single, motoneurons when they are facilitated with motor imagery or voluntary contraction. The response average of F-wave amplitude would also increase if the central drive preferentially facilitates the larger as compared with the smaller motor units. This interpretation, however, goes against the universally held size principle that postulates initial recruitment of smaller motor units. Besides, F-wave latencies measured after the task remained the same, making the addition of the larger motoneurons unlikely with this type of facilitation. Regardless of the underlying mechanisms, our findings indicate that the trial and response averages of F-wave amplitude assess different aspects of motoneuron excitability.

We conclude that sustained motor imagery without overt motor output suffices to elevate the excitability of the anterior horn cells and causes a transient increase in F-wave persistence and amplitude above the baseline. This finding underscores the importance of subliminal central drive in maintaining spinal motoneuron excitability. As an inference, motor imagery or very slight voluntary contraction of the target muscle should help facilitate F-wave studies in clinical practice, especially if the anterior horn cells are suppressed after prolonged relaxation.

REFERENCES

1. Kimura J. *Electrodiagnosis in disease of nerve and muscle: principle and practice*. New York: Oxford University Press; 2001. p 439-465.
2. Gandevia SC, Wilson LR, Inglis JT, Burke D. Mental rehearsal of motor tasks recruits alpha-motoneurons but fails to recruit human fusimotor neurones selectively. *J Physiol* 1997;505:259-266.
3. Gueugneau N, Mauvieux B, Papaxanthis C. Circadian modulation of mentally simulated motor actions: implications for the potential use of motor imagery in rehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair* 2009;23:237-245.
4. Kimura J. Current understanding of F-wave physiology in the clinical domain. *Clin Neurophysiol* 2006;59(suppl):299-303.
5. Okada F, Kimura J, Yamada Y, Shinohara Y, Ueno H. Effect of sustained volitional muscle relaxation on the excitability of anterior horn cells: comparison between the F wave and transcranial motor evoked potential (MEP). *Jpn J Clin Neurophysiol* 2004;32:213-219.
6. Taniguchi S, Kimura J, Yanagisawa T, Okada F, Yamada T, Taniguchi S, et al. Rest-induced suppression of anterior horn cell excitability as measured by F-waves; comparison between volitionally inactivated and control muscles. *Muscle Nerve* 2008;37:343-349.