

図4 立体角近似法による上行性脊髄誘発電位のシミュレーション波形。刺激点から70 mm～168 mmの点まで7 mm毎に記録したと仮定している。Aは伝導ブロックがない場合で、Bは刺激から119 mmの点で伝導ブロックを起こさせた場合のシミュレーション波形。

必要となる。まず基準電極の単極針は多チャンネル共通の基準電極として尾側の皮下（頸椎部記録であれば上位胸椎部皮下）に刺入すると刺激アーチファクトが小さい。そして、基線がスケールアウトしない程度に感度を低く設定し、まず25回の刺激による反応を加算平均する（図3-A）。次に、刺激の極性を変えて25回刺激し加算平均する（図3-B）。刺激の極性を変えると基線の偏位も逆転するため合計50回の刺激による反応を加算平均した波形では基線はほぼ水平になる。最後に、その加算平均した波形に対して感度を上げて増幅し記録する（図3-C）。

結果

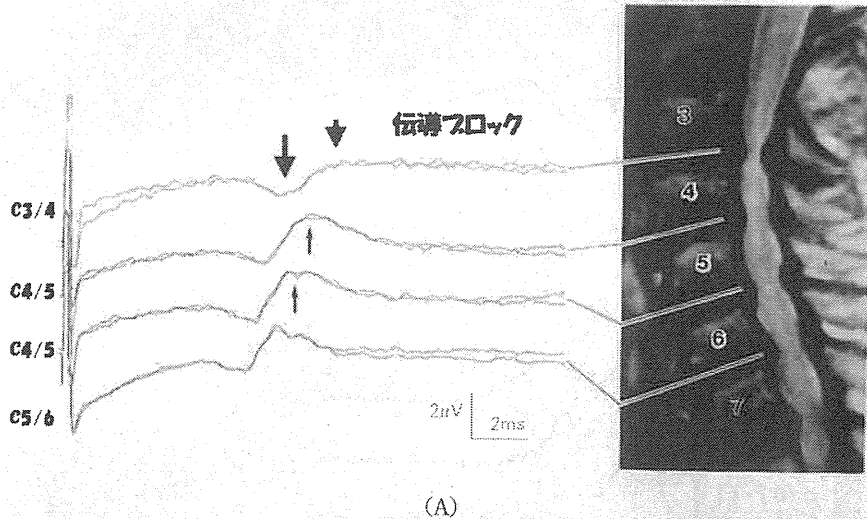
(1) A-SCEPのシミュレーション波形と実際の臨床記録波形

図4はコンピュータにより描かれたSCEPで、脊髄から10 mmの距離で脊髄に沿って7 mm毎にA-SCEPを記録した場合のシミュレーションである。脊髄誘発電位の起源のひとつである背側脊髄小脳路の線維構成ヒストグラムに基づいてシミュレーションされている（図2-B）。図4-Aは伝導ブロックのない場合で時間的

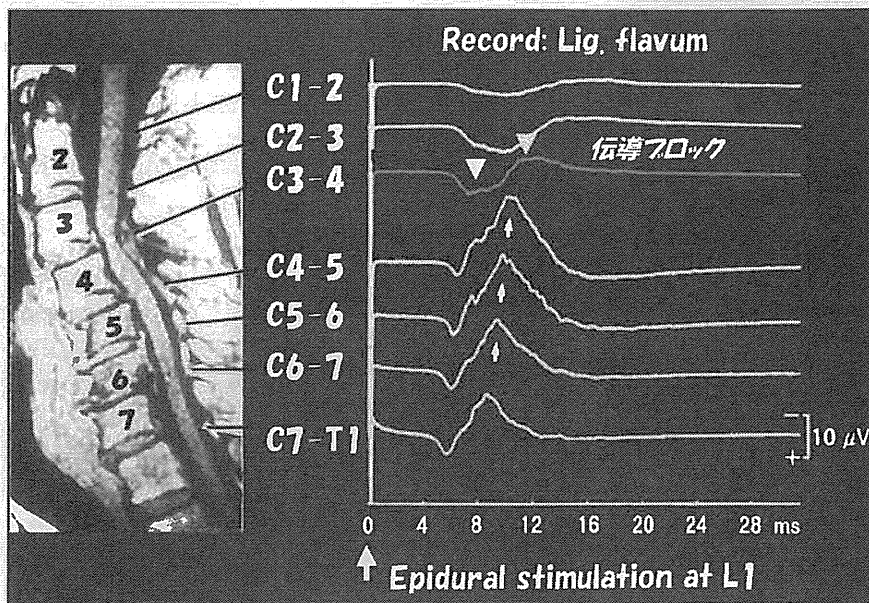
分散（Temporal dispersion；刺激部位と記録部位の距離が長くなればなるほど誘発電位波形の振幅は低下し持続時間が長くなる現象で、構成線維の太さによってインパルスの伝導速度に差があるために伝導距離が長くなればなるほど各神経線維の活動電位が分散するために生じる）が再現されている。図4-Bは全ての構成線維において刺激点から119 mmの部位で伝導ブロックを起こした場合である。これを脊髄誘発電位の臨床記録波形（図5）と比べると、伝導ブロック部位では陰性波（上向きの振れ）の振幅低下と同時に陽性波（下向きの振れ）の振幅増大を伴うことが特徴で、ブロック部位に近い刺激点側の記録では陰性波の振幅増大が生じることがわかる^{6,7,9)}。

(2) Complete blockとPartial block

図5-AとBは頸椎性脊髄症（Cervical spondylotic myelopathy: CSM）例の術中に記録したA-SCEPで、図5-Aは前方手術時の椎間板記録、図5-Bは後方手術時の黄靭帯記録である。記録関電極は術野を展開後に直視下に椎間板または黄靭帯に刺入し記録した。A-SCEP波形は、ともにC3-4レベルで陰性波（上向き）



(A)

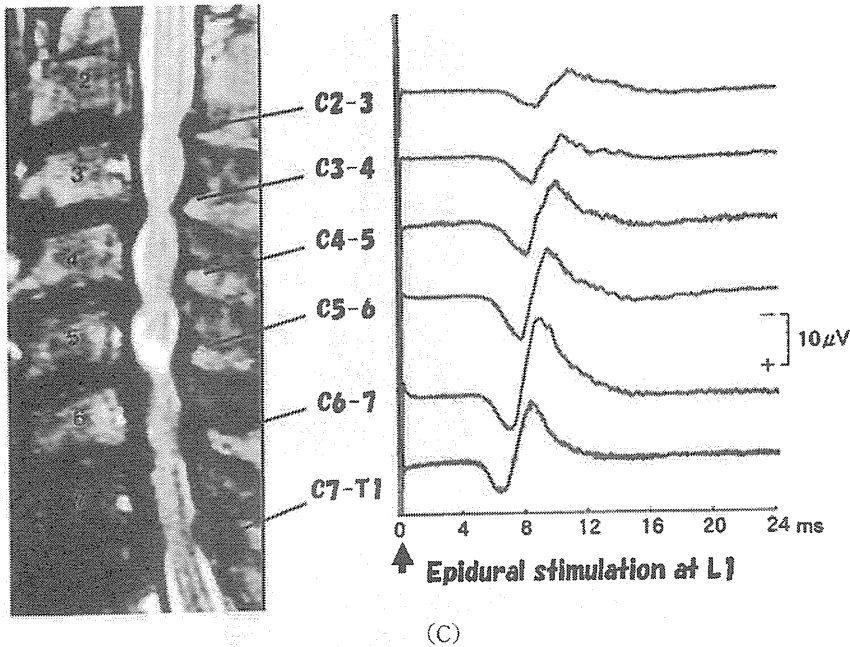


(B)

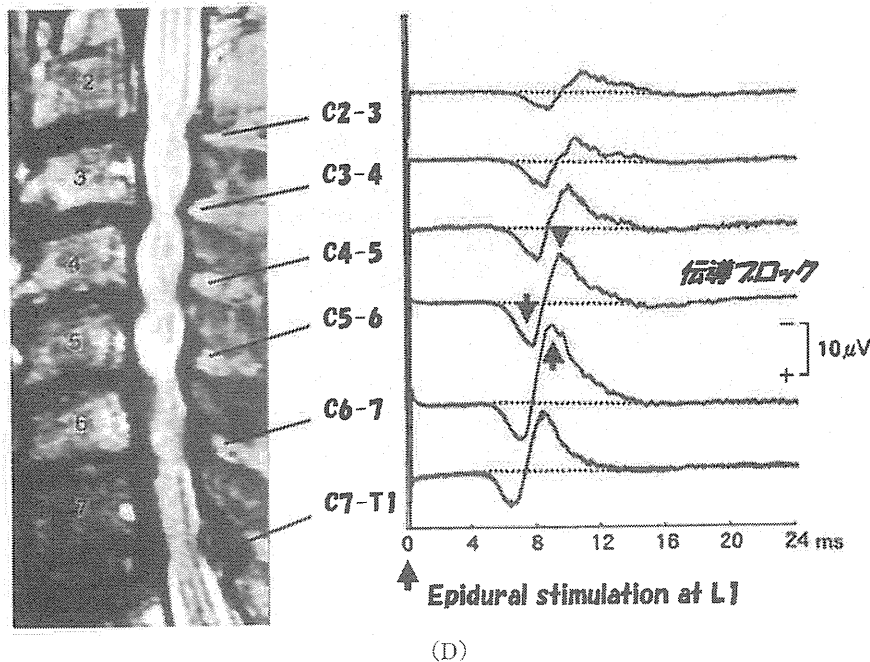
の急激な振幅低下と陽性波（下向き）の振幅増大を示し、その尾側の C4-5、C5-6 レベルで陰性波の振幅増大がみられることから、伝導ブロックが C3-4 レベルで生じているための波形変化と理解することができる。また、図 5-B ではその頭側レベルである C2-3、C1-2 レベルでは陽性波のみとなり、陰性波が全く認められない。このような状態を完全ブロックと言ひ、C3-4 でほぼすべてのインパルス伝導がブロックされていることを意味する。

一方、図 5-C は CSM に対する後方手術時に記録された SCEP 波形で、この症例のように、脊髓障害が軽くなると（言いかえると、伝導ブロックを生じている

軸索の数が少なくなると）伝導ブロックの波形診断はむずかしくなる。一見、これは図 4-A に示される時間的分散による波形変化のような印象を受ける。しかし、図 5-D のように基線を引くと完全ブロックのときと類似の波形変化を指摘することができる¹⁰⁾。すなわち、SCEP 波形は、C5-6 レベルで陰性波（上向き）の急激な振幅低下と陽性波（下向き）の振幅増大を示し、その尾側の C6-7 レベルで陰性波の振幅増大がみられることから、伝導ブロックが C5-6 レベルで生じているための波形変化と理解することができる。そして、その頭側レベルである C4-5、C3-4、C2-3 レベルでは陰性波が認められ、図 5-A、B と異なり、伝導ブロックが



(C)



(D)

図5 頸椎症性脊髄症における上行性脊髄誘発電位。

A: 前方手術時に椎間板から記録した complete block の波形 (73 歳, 男) と頸椎部 MRI。

B: 後方手術時に黄靱帯から記録した complete block の波形と頸椎部 MRI (69 歳, 男)。

C: 後方手術時に黄靱帯から記録した partial block の波形 (62 歳, 男) と頸椎部 MRI。一見, 図 4-A に示される時間的分散による波形変化と間違いやすい。

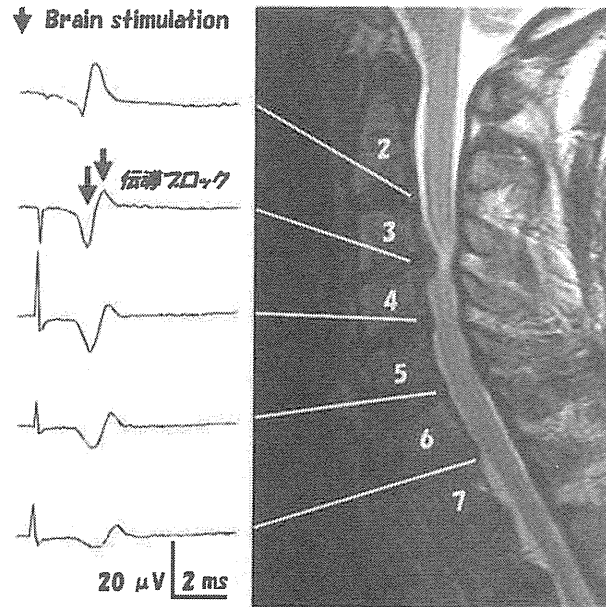
D: C の波形に基線を引いたもの。Partial block の診断では基線を引いて陽性波と陰性波の変化を別個に分析することが重要。

すべてのインパルスに生じていない状態であり partial block である。

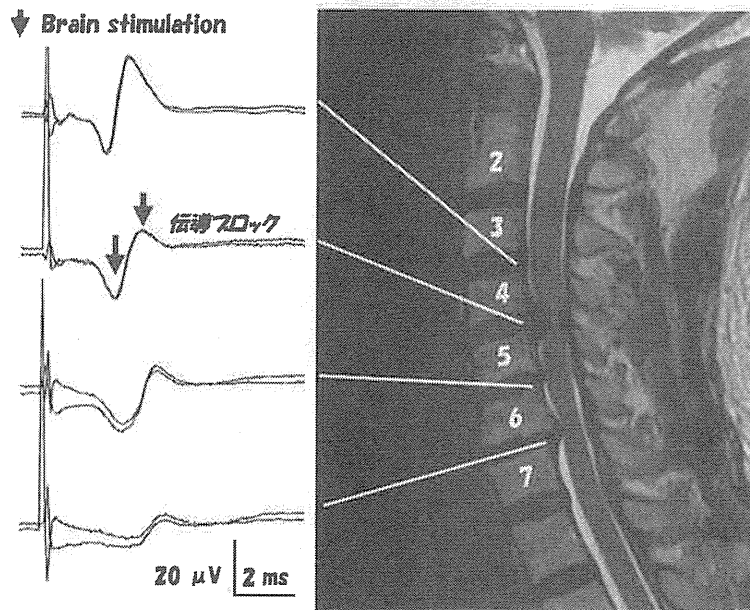
(3) D-SCEP

D-SCEP が圧迫性脊髄症においてどのような波形変化を呈するかを明らかにするために, 頸椎椎間板ヘルニアによる単椎間障害例における記録を示す。図 6-A, B, C はいずれも前方除圧固定術の際に椎間板から記

録された波形であり, MRI では椎間板ヘルニアにより, それぞれ C3-4, C4-5, C5-6 椎間レベルで明らかな脊髄圧迫が認められる。いずれの記録においても, 脊髄圧迫レベルではそのひとつ頭側レベルと比較して陽性波 (下向き) の振幅増大と陰性波 (上向き) の振幅低下がみられる。そして, 脊髄圧迫レベルよりも尾側レベルでは陰性波が残っている。すなわち, 前項で示した A-SCEP のコンピュータシミュレーションや実



(A)



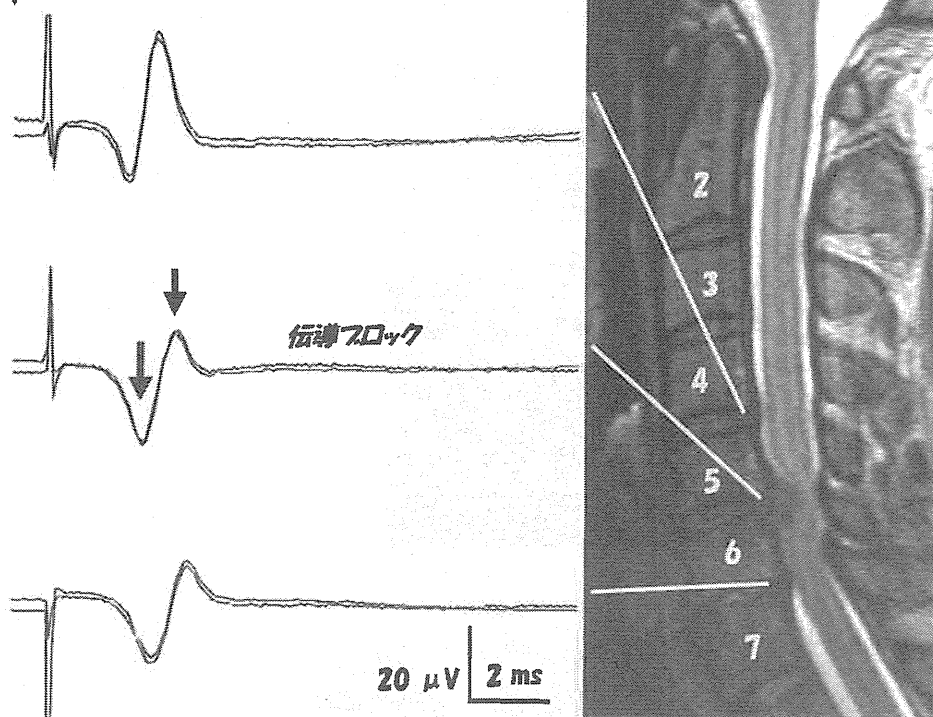
(B)

際の記録波形から類推すると、図 6-A, B, C はいずれも脊髄圧迫レベルにおいて D-SCEP の partial block を示す所見である。つまり、D-SCEP による伝導ブロックの診断は基本的には A-SCEP と同様、陽性波の増大を伴う陰性波の低下であると考えられる。

図 6-D は、多椎間脊髄圧迫例において A-SCEP と D-SCEP がいずれも同一の C4-5 椎間レベルで伝導ブロックを示す症例である。A-SCEP は C4-5 記録におい

て C5-6 記録と比較して陽性波の増大を伴う陰性波の低下とその尾側の C5-6 と C6-7 記録で陰性波の振幅増大を示している。D-SCEP も C4-5 記録において C3-4 記録と比較して陽性波の増大を伴う陰性波の低下を示している。このように、MRI で複数椎間の脊髄圧迫があってもほとんどの場合 A-SCEP と D-SCEP の伝導ブロック高位は一致する。

↓ Brain stimulation



(C)

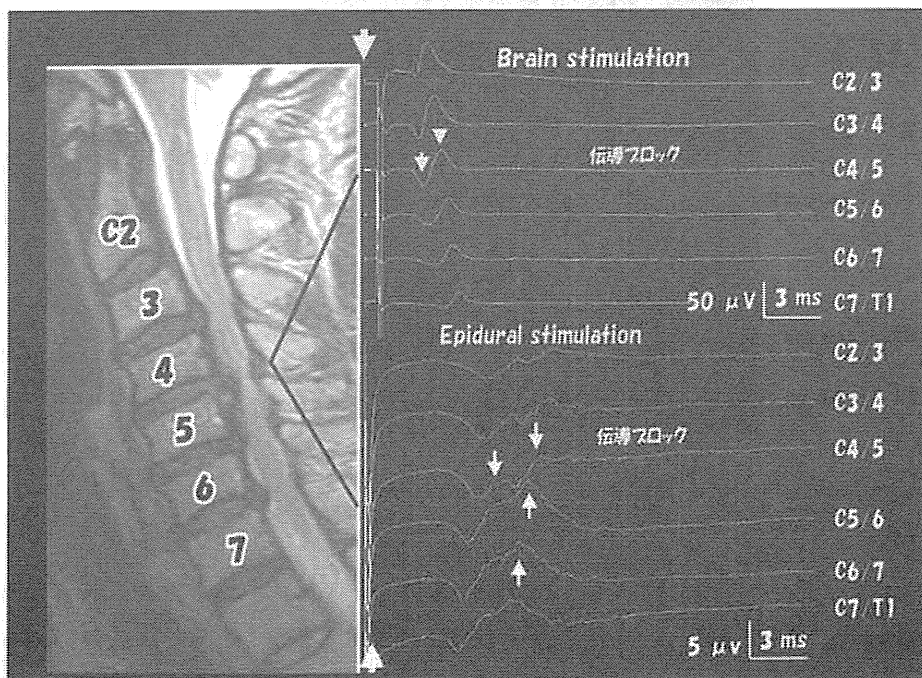
図6 頸椎症性脊髄症における下行性脊髄誘発電位。

A: C3-4 椎間板ヘルニアに対する前方手術時に椎間板から記録した partial block の波形と頸椎部 MRI (57 歳, 男)。C3-4 椎間板記録では C2-3 記録と比較して陽性波増大と陰性波低下 (矢印) が認められ, C3-4 レベルでの伝導ブロックを示す所見である。

B: C4-5 椎間板ヘルニアに対する前方手術時に椎間板から記録した partial block の波形と頸椎部 MRI (49 歳, 男)。C4-5 椎間板記録では C3-4 記録と比較して陽性波増大と陰性波低下 (矢印) が認められ, C4-5 レベルでの伝導ブロックを示す所見である。

C: C5-6 椎間板ヘルニアに対する前方手術時に椎間板から記録した partial block の波形と頸椎部 MRI (42 歳, 女)。C5-6 椎間板記録では C4-5 記録と比較して陽性波増大と陰性波低下 (矢印) が認められ, C5-6 レベルでの伝導ブロックを示す所見である。

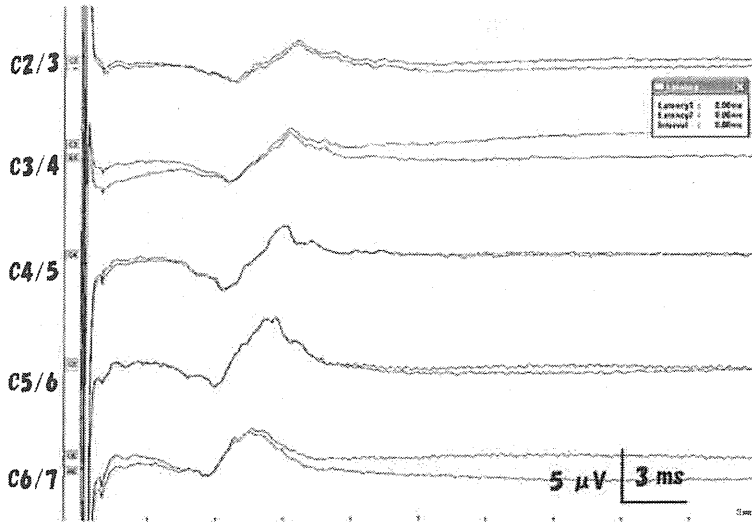
D: 頸椎後方手術時に黄靱帯から記録された下行性 (上) および上行性脊髄誘発電位 (下) と頸椎部 MRI。下行性電位, 上行性電位とも C4-5 レベルで partial block の波形変化を示す。



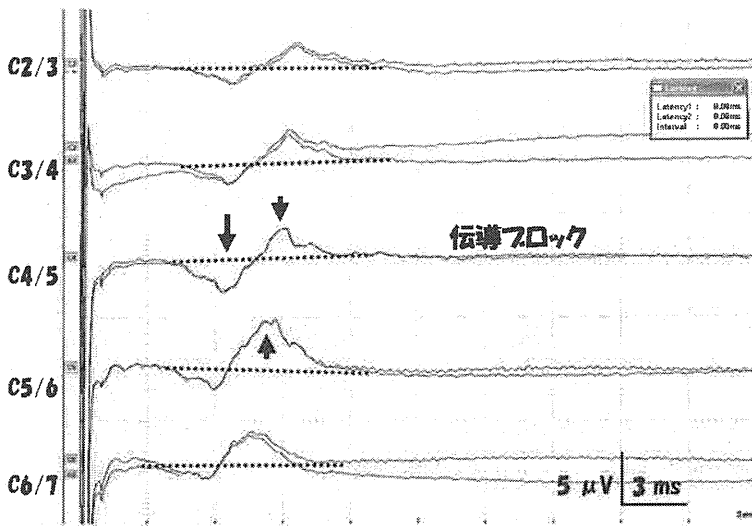
(D)

(4) 経皮的刺入電極により記録した A-SCEP, D-SCEP
術中ではなく術前検査として脊髄近傍から良質の

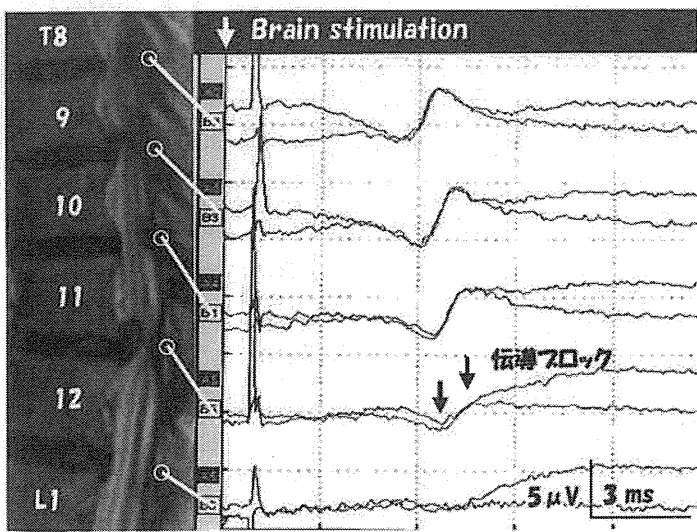
SCEP が記録できれば鑑別診断や SCEP 検査の結果に基づいた手術アプローチの選択などに利用することができる。図 7-A, B は頸椎側面 X 線透視下に単極針電極



(A)



(B)



(C)

図7 経皮的刺入電極により記録した脊髄誘発電位。
 A: 多椎間脊髄圧迫例の責任レベル判定を目的に頸椎側面X線透視下に単極針電極を各椎弓間正中に経皮的に刺入して記録した上行性脊髄誘発電位(頸椎症性脊髄症, 64歳, 男)。一見, 図4-Aに示される時間的分散による波形変化と間違いやすい。
 B: Aの波形に基線を引いたもの。基線を引いて陽性波と陰性波の変化を別個に分析すると partial blockの波形変化であることがわかる。
 C: 多椎間脊髄圧迫を示した対麻痺例の責任レベル判定を目的にX線透視下に単極針電極を胸椎各椎間板レベルの椎弓上に刺入して記録した下行性脊髄誘発電位(胸椎椎間板ヘルニア, 75歳, 女)と胸椎部MRI。この症例は電気診断の結果に基づいてT11-12前方除圧固定術を行った。

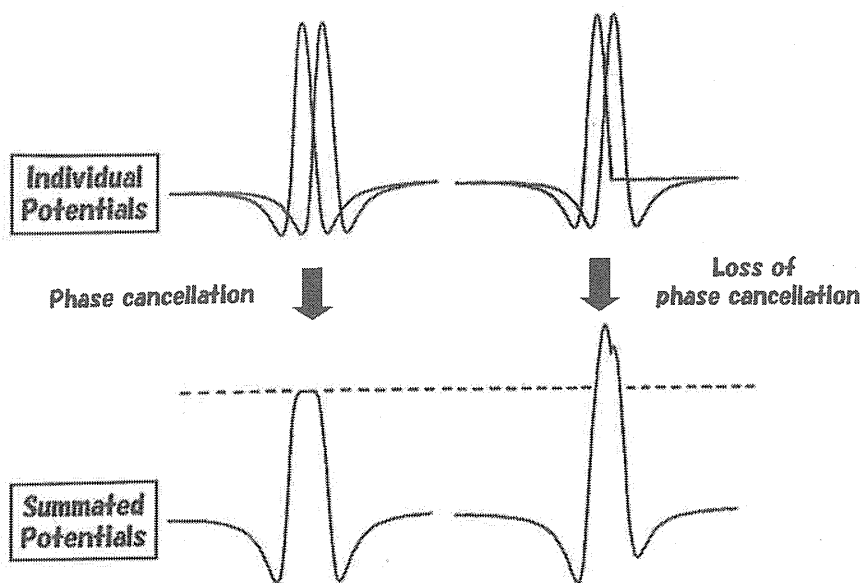


図8 上行性脊髄誘発電位が伝導ブロック部位のすぐ尾側において陰性波の増大を生じるメカニズムを2個の構成電位(すなわち神経線維活動電位)とそれらの合成電位(すなわち脊髄誘発電位)を用いて説明した図。合成電位は各構成電位の陰性波と陽性波が互いに相殺しあう(phase cancellation)ことにより合成された電位である(左)。伝導ブロック部位のすぐ尾側レベルでは、構成電位の初期陽性波と陰性波は記録されるが終末陽性波は記録されないため、合成電位はLoss of phase cancellationによって陰性波の増大を生じる(右)。

を各椎弓間正中に経皮的に刺入(図1-B)して記録したA-SCEPである。先に述べた通り基線を引くことによりC4-5記録で陽性波の増大を伴う陰性波の急激な振幅低下が認められ、その尾側のC5-6レベルで陰性波の振幅増大がみられることから、C4-5レベルにおける伝導ブロック(partial block)を示す所見である。

図7-Cは胸椎側面X線透視下に各椎間板高位の椎弓上に針電極を経皮的に刺入して記録したD-SCEPである。T11-12椎間板レベルの記録で陽性波の面積増大陰性波の急激な振幅低下が認められこの部位での完全ブロックを示す所見と思われる。

考 察

脊髄圧迫の結果生じる脊髄の生理学的変化の中で治療可能で最も重要なものは伝導ブロックである。従って、障害部位診断においても術中脊髄モニターにおいてもその診断の主たる対象は脊髄伝導ブロックである。

(1) 伝導ブロック部位の波形変化のメカニズム

臨床で記録されるSCEPは径の異なる神経線維由来の活動電位(NFAPs)の総和であり、NFAPの陰性波と陽性波が互いに相殺しあって(phase cancellation^{11,14})合成された複合神経活動電位である(図2-B)。従って、相殺しあうNFAPの陰性成分が低下するとSCEPの陽性波は増大し、NFAPの陽性成分が減少するとSCEPの陰性波は増大する(Loss of phase cancellation^{1,6,7,9,11~13})。容積導体中で記録されたNFAPは陽性(initial positivity)―陰性(negative peak)―陽性(terminal positivity)の3相性波形であり、それぞれ、インパルスが記録電極に近づいてきた(approach)―到達した(reach)―遠ざかってゆく(pass beyond)ことを意味する成分である^{3,5}。伝導ブロック部位(脊髄圧迫部位)ではインパルスは近づいては来るが到達しないため主として初期陽性波のみが記録される。その結果、SCEPの陰性波は減少しLoss of phase cancellationによって陽性波は逆に増大する。すなわち伝導ブロックによる波形変化が、生理的現象である時間的分散による波形変化と異なる特徴は、陰性波の減少と同時に陽性波が増大する点である。

(2) 伝導ブロック部位のすぐ尾側における A-SCEP 波形変化のメカニズム

伝導ブロック部位のすぐ尾側レベルにおける上行性インパルスの記録について考えると、神経線維を上行するインパルスはその部位に「近づき」そして「到達する」。しかし、すぐ頭側に伝導ブロックがあるために「遠ざかってゆかない」。従って、この NFAP では初期陽性波と陰性波は記録されるが終末陽性波は記録されない。先に述べたように、NFAP の陽性成分が減少すると Loss of phase cancellation によって SCEP の陰性波は当然増大する。これが伝導ブロックの尾側レベルで A-SCEP の陰性波が増大するメカニズムのひとつである (図 8)^{6,9)}。もう一つのメカニズムは、伝導ブロックの手前では NFAP 自体の陰性波が少し増大することである⁶⁾。

文 献

- 1) 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.
- 2) Tani T, Ishida K, Ushida T, et al : Intraoperative electroneurography in the assessment of the level of operation for cervical spondylotic myelopathy in the elderly. *J Bone Joint Surg* 82-B: 269-274, 2000.
- 3) Woodbury JW : Potentials in a volume conductor. In Ruch TC, Patton HD, Woodbury JW, Towe AL (eds). *Neurophysiology*. 2nd ed. WB Saunders, Philadelphia, pp85-91, 1965.
- 4) Brown BH : Theoretical and experimental waveform analysis of human compound nerve action potentials using surface electrodes. *Med Biol Eng* 6 : 375-386, 1968.
- 5) Kimura J : *Electrodiagnosis in Diseases of Nerve and Muscle: Principles and Practice*. 3rd ed. Oxford University Press, New York, pp33-36, 2001.
- 6) Tani T, Ushida T, Yamamoto H, et al : Waveform changes due to conduction block and their underlying mechanism in spinal somatosensory evoked potential: A computer simulation. *J Neurosurg* 86 : 303-310, 1997.
- 7) 谷 俊一 : 立体角近似法による近接電場電位変化の解析と伝導ブロック. テクニカルパッド No6, 臨床神経生理 33 : 253-257, 2005.
- 8) Matuda H, Shimazu A : Intraoperative spinal cord monitoring using electric responses to stimulation of caudal spinal cord or motor cortex. In Desmedt JE (ed). *Neuromonitoring in Surgery*. Elsevier, New York, pp175-190, 1989.
- 9) Tani T, Ushida T, Yamamoto H, et al : Waveform analysis of spinal somatosensory evoked potential: paradoxically enhanced negative peak immediately caudal to the site of conduction block. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 108 : 325-330, 1998.
- 10) Tani T, Ushida T, Taniguchi S et al : Partial conduction block in cervical compression myelopathies: waveform changes of ascending spinal evoked potentials. In Functional Neuroscience: Evoked Potentials and Related Technique. Suppl To Clin Neurophysiol Vol. 59, Barber et al (Vol. Eds.) p.265-274, 2006.
- 11) Kimura J, Sakimura Y, Machida M et al: Effect of desynchronized input on compound sensory and muscle action potentials. *Muscle Nerve* 11: 694-702, 1988.
- 12) Tani T, Ushida T, Kimura J : Sequential changes of orthodromic sensory nerve action potentials induced by experimental compression of the median nerve at the wrist. *Clin Neurophysiol* 112 : 136-144, 2001.
- 13) Tani T, Ushida T, Taniguchi S, et al : Age related shift in the primary sites of involvement in cervical spondylotic myelopathy from lower to upper levels. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 73 : 316-318, 2002.
- 14) Kimura J : *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle: principles and practice*. 3rd ed. Oxford University Press, New York, pp 192-198, 2001.

高齢者の腰痛・脊椎疾患のみかたとプライマリ・ケア

谷 俊一

Key words : 高齢者, 腰痛, 腰部脊柱管狭窄症, 頸椎症, 骨粗鬆症性椎体骨折

(日老医誌 2010; 47:127-130)

平成16年度国民生活基礎調査によると、国民の自覚症状として最も多いのは男性では腰痛で約9%、女性では肩こりで約13%であり、これらは脊柱の中で腰椎と頸椎という日常生活で最も大きな可動性とメカニカルストレスにさらされる部位の加齢変化が基盤となっていることが多い。脊椎の加齢変化はまず椎間板から起こり、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。このような加齢変化は、脊椎に内包されている神経根、馬尾、脊髄の圧迫性神経障害を招来する (container and contents relationship)。そのうち頻度が高いのは、間欠跛行を特徴とする腰部脊柱管狭窄症と高齢者の非外傷性四肢不全麻痺を来す頸椎症性脊髄症である。また急速に高齢化の進む日本では、日常の軽微な外力によって胸腰椎移行部に生じる骨粗鬆症性椎体骨折が増えている。

高齢者の腰痛

(1) 腰椎前彎：成人の脊柱は頸椎前彎、胸椎後彎、腰椎前彎という生理的な矢状面彎曲を有する。とくに腰椎前彎は四足動物 (Quadruped) から二足動物 (Biped) へと長い進化の過程で獲得された彎曲である。個体発生では成長の過程で進化の過程が短期間に再現され、およそ10歳頃に成人の腰椎前彎がほぼ獲得される。このように二足歩行の代償として獲得された腰椎前彎の結果、下位腰椎は立位や歩行に際し体重の分力としての剪断力に曝されることになった。この剪断力に対抗して腰椎の支持性を維持するのは椎間板、椎間関節、各種靭帯、脊柱起立筋であり、これら組織の疲労や加齢変化は腰痛の原因となる。

(2) 椎間板変性：正常椎間板はゼリー状 (gelatinous)

の髄核とコラーゲン状 (collagenous) の線維輪から成り、前者が後者に閉じ込められた構造になっている。髄核は水分が豊富 (88%) で、プロテオグリカンが水分保持機能、変形に対する抵抗などに重要な役割を果たしている。椎間板変性は、プロテオグリカン含有量の減少とともに髄核の水分保持能力が減少しその結果、椎間板の静水力学的性質が失われる。髄核の水分は立位で行動する昼間には軸圧により隣接する椎体へ移動し、軸圧から解放される夜間の睡眠中に椎体から再吸収される (water-absorbing ability)。そのため、ヒトの身長は青少年期では朝の起床時には夜の就寝前と比較して約2cm高い (図1)。椎間板の Aging とは退行変性により髄核の water-absorbing ability が失われていく過程と言い換えることができる¹⁾。

(3) 生活指導：腰痛に対しては上記理由により原則として腰椎前彎を減少させる姿勢を指導する。腰椎前彎の尾側への延長として骨盤は前傾位にあるため、骨盤を後傾させることが腰椎前彎の減少に繋がる。骨盤を前傾させる主な筋は腸腰筋や大腿直筋、他方、骨盤を後傾させる主な筋は腹筋や臀筋である。前者の緊張を緩め、後者の緊張を高める姿勢が骨盤前傾減少と腰椎前彎減少をもたらす。臥位、立位、座位いずれの場合でも長時間に及ぶときには、両側または一側の股関節と膝を屈曲した姿勢が良い。座位では膝の高さが股関節よりも高くなるように椅子の高さを低くするか脚を組む (leg crossing) のが良い。より積極的な腰痛対策として、腹筋や臀筋の筋力強化、腰椎コルセットが有効である。コルセットは腹圧を高めるように下腹部を圧迫することにより腰椎前彎減少効果と椎間板内圧を減少させる効果がある。

腰部脊柱管狭窄症

(LSS : lumbar spinal stenosis)

(1) 概念：LSSは非常に頻度の高い疾患で福島県の山

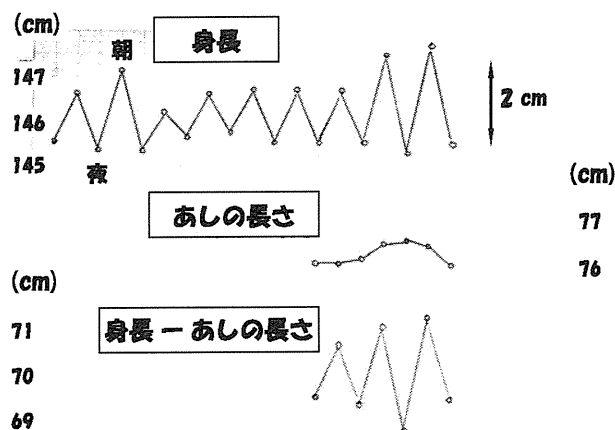


図1 ヒト成長期の身長と体幹長の変化 (12歳女子)

間部で調査した報告では軽症例も含めると全地域住民の19%にもものぼる。加齢に伴って腰椎部に椎間板膨隆、黄色靭帯肥厚、椎間関節肥大などの構造上の変化が生じて腰部脊柱管が狭くなり、これに椎間運動が加わることで馬尾症状や神経根症状が生じる。

(2) 診断：特徴的な症状として間欠跛行を伴うことが多い。一般に、腰椎前彎が増強すると脊柱管はより狭くなる。立位や歩行、とくに下り坂の歩行では腰椎前彎が増強するために下肢症状が出現または増悪し、座位をとることにより短時間で軽快する。間欠跛行が腰椎前彎と関係することを示すテストとして“bicycle test”がある。自転車移動する場合には股関節屈曲によって骨盤が後傾すること、ハンドルを握るために体幹を前屈させるため、腰椎前彎は減少し下肢症状が出現または増悪しない。

中心部狭窄 (Central stenosis) と外側部狭窄 (Lateral stenosis) に分類され、前者は馬尾症状として両側性の下肢症状や排尿障害を生じ、後者は神経根症状として一側性の下肢症状とくに下肢痛を特徴とする。血管性間歇性跛行との鑑別には触診やドプラー血流計により足背動脈や後脛骨動脈の拍動を確認することが重要である。

(3) 治療：高齢者の腰痛の項で述べた生活指導や腰椎コルセットに加え、経口PGE1製剤が有効である。外側部狭窄で下肢痛の強い症例にはNSAIDsやブロック療法 (硬膜外ブロック、神経根ブロック) が適応される。これらの治療で効果がなく生活や仕事に重大な支障を来している場合には手術により狭窄部を解放するのが良い。

高齢者の頸部脊髄症

(CSM: cervical spondylotic myelopathy)

(1) 概念：CSMは日本では最も頻度の高い脊髄障害である。生まれつき狭い骨性脊柱管 (発育性狭窄：頸椎側面X-Pで脊柱管前後径が12mm以下) を背景に発症することがわかっており、これに加齢に伴って進行する頸椎の退行変性が加わり、さらに異常な椎間運動に代表される動的因子が加わってCSMが発症する。しかし高齢発症のCSMでは特徴の1つとして明らかな発育性脊柱管狭窄を伴わないことが多い。

(2) 診断：亜急性あるいは慢性発症の痙性四肢不全麻痺を呈することが多い。初期症状として、手先が不器用になる、歩き始めに足がもつれる、階段を下りる方が上るよりも困難、排尿は出始めが遅い、便秘、などの有無を聞き出すことが診断に有用である。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、尿失禁を来すようになる。また、痙性麻痺では速い繰り返し運動 (rapid repetitive movements) が障害されるため、痙性麻痺の程度を簡便に定量評価する方法として、上肢ではgrip-and-release test (Ono et al., 1987) 下肢ではFoot tapping test (榎ら, 2004) 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。感覚障害は上肢に初発する傾向があり、脊髄症の進行に伴って手や足といった遠位部から次第に近位部におよぶことが多い。感覚障害や膀胱症状の存在は運動ニューロン疾患との鑑別になる。

(3) 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。ADL障害が中等度以上の症例には手術療法 (前方除圧固定術または椎弓形成術) を勧める。高齢者のCSM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²⁾(図2)。

骨粗鬆症性椎体骨折

(1) 概念：骨粗鬆症は現在わが国で約1,100万人に達すると推定され、骨粗鬆症性椎体骨折も急増している。布団の上げ下げや尻餅など日常の軽微な外力が加わることで胸腰椎移行部に好発し背部痛や円背の原因となる。骨折が癒合しないと背部痛が持続し要介護にもつな

上行性脊髄誘発電位

73 y, M

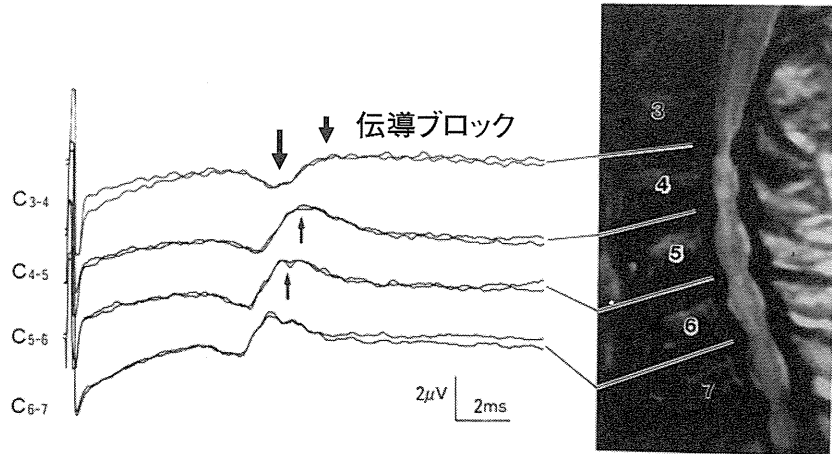


図2 馬尾刺激，頸椎椎間板記録の上行性脊髄誘発電位（73歳，男）

新鮮骨折 or 陳旧性骨折？ → 仰臥位側面像X線を追加

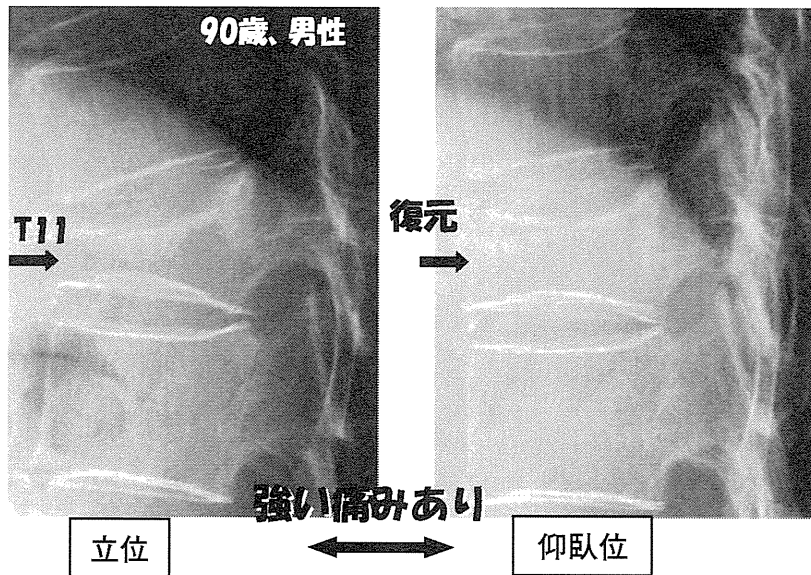


図3 骨粗鬆症性椎体骨折の癒合不全例のX-P（90歳，男）

がる。

(2) 診断：腰痛患者に対する X 線検査では腰椎だけでなく下位胸椎を含めることが本症の見落とし防止のために重要である。また，椎体骨折を発見した場合，癒合不全骨折であるのか変形治癒骨折かを鑑別するには座位（または立位）と仰臥位の側面 X-P とを比較すると良い。前者の場合は骨折椎体の前縁高が座位で潰れ仰臥位で復元するが，後者では座位と仰臥位で椎体の圧潰度は変化しない（図3）。MRI では，新鮮骨折や癒合不全は T1 画像で低輝度，脂肪抑制 T2 画像で高輝度となる。

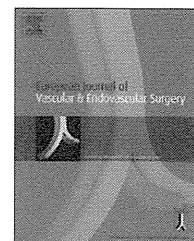
(3) 治療：新鮮骨折では，プラスチックまたは軟性

の体幹装具による保存療法が第1選択で，椎体骨折を整復せずに圧潰したまま癒合を図るのが基本である。

癒合不全の陳旧性骨折に対しては，我々が開発したリン酸カルシウム骨セメント（CPC）充填術が低侵襲で有用である³⁾。CPC は骨との直接結合が可能（Bioactive）で非発熱性の水和反応によりハイドロオキシアパタイトになる。小さな皮膚切開で後方からペースト状の CPC を骨折部に充填する。79 例の成績は腰背部痛の VAS 評価で術前平均 7.7 から術後 3 日で平均 1.0 に改善し，最終観察時でも平均 1.4 で効果が持続している。

文 献

- 1) Kapandji IA: The Physiology of the Joints, Vol 3. Churchill Livingstone, Edinburgh, 1974, p34-35.
- 2) Tani T, Ushida T, Taniguchi S, Kimura J: Age related shift in the primary sites of involvement in cervical spondylosis. J Neurosurg Psychiatry 2002; 73: 316-318.
- 3) 武政龍一, 谷 俊一, 喜安克二, 山本博司: 骨粗鬆症性椎体骨折に対するリン酸カルシウムセメントを用いた椎体形成術. 整・災外 2006; 49: 795-805.



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, Oko-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 α 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.

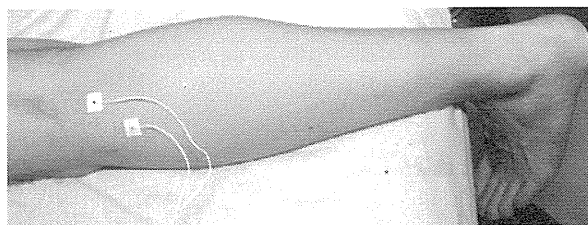


Figure 1 This photograph shows the size and position of electrodes with TpTENS. A pair of surface electrodes with a diameter of 7 mm was placed over the left common peroneal nerve close to the fibula head.

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)

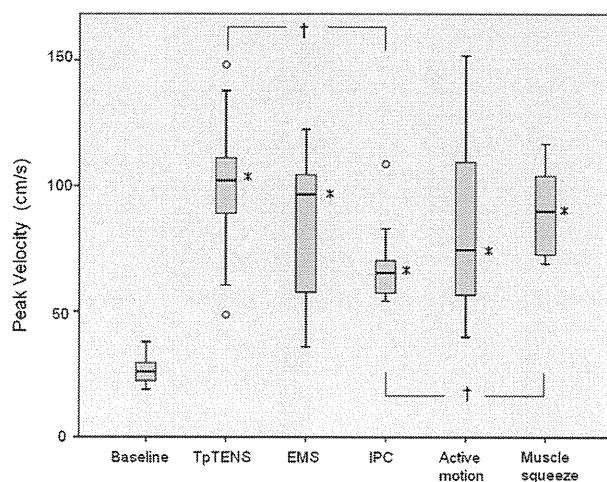


Figure 2 The results of PV (peak venous velocity) measurement. * $p < 0.01$ compared with baseline. † $p < 0.05$. Bottom symbol = values below the 5th percentile, bottom of vertical line = 5th percentile, bottom of box = 25th percentile, median line = 50th percentile, top of box = 75th percentile, top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

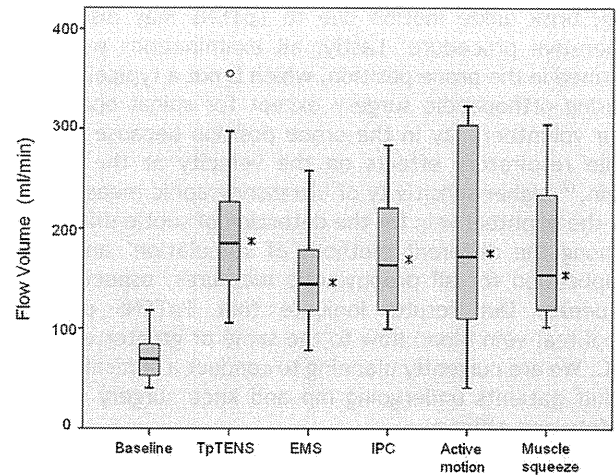


Figure 3 The results of FV (flow volume) measurement. * $p < 0.01$ compared with baseline. Bottom of vertical line = 5th percentile, bottom of box = 25th percentile, median line = 50th percentile, top of box = 75th percentile, top of vertical line = 95th percentile, symbol above vertical line = values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

Clinical Application of Magnetic Resonance-guided Focused Ultrasound Surgery for Chronic Pain Associated with Degenerative Spinal Disease

Motohiro Kawasaki, Takahiro Ushida, Hirofumi Nanba, Tomonari Kato,
Toshikazu Tani

Clinical Application of Magnetic Resonance-guided Focused Ultrasound Surgery for Chronic Pain Associated with Degenerative Spinal Disease

Motohiro Kawasaki*¹, Takahiro Ushida*², Hirofumi Nanba*¹, Tomonari Kato*¹,
Toshikazu Tani*¹

Key words : facet joint pain, focused ultrasound, elderly people

Introduction

Magnetic resonance-guided focused ultrasound surgery (MRgFUS) is an innovative treatment method that enables noninvasive thermal cauterization of the target tissue by focusing many ultrasound beams on the target tissue, while simultaneously monitoring the target's location and temperature using MRI on a real-time basis. Recently, this method has been applied in various clinical fields^{1,2,6)}.

Multicenter clinical studies designed to evaluate the efficacy and safety of MRgFUS as a means of alleviating the pain in cases of painful bone metastasis have commenced in many countries⁴⁾. In our facility, MRgFUS has been used since 2008 as a means of treating painful bone metastasis, and favorable effects in pain alleviation have been obtained. The therapeutic efficacy of MRgFUS has been attributed to the cauterization and denaturation of nerve fibers involved in pain perception by focusing the ultrasound beams on the bone and elevating the bone surface temperature to about 50-80°C. In addition to the use of MRgFUS as a nerve cauterization therapy for alleviating chronic pain associated with locomotor diseases, we have, for the first time in the world, started applying this method to treat low back pain associated with the facet joint. Here, we report the therapeutic results obtained to date.

Patients and Methods

This method of treatment was used in patients with low back pain, which did not respond to other methods of conservative treatment and had persisted for more than 6 months ; these patients had a maximum pain intensity score of at least 3 on the Numerical Rating Scale (NRS). Patients who could not achieve an immediate pain reduction by at least 70% with either a facet joint block or a medial branch block were excluded.

Treatment with this method was started after it was approved by the Ethics Committee of our hospital (Ethical Review Board of Kochi Medical School : 20-55). It has been used to treat 6 patients (mean age : 76 years ; range : 65-82 years). All patients had several spinal deformities, such as degenerative scoliosis, kyphosis and so on. Pain relief after a diagnostic block did not last for more than 1 month in any of the patients. During treatment, the patient lay in a supine position on the therapeutic device (ExAblate 2000 system ; InSightec Ltd., Haifa, Israel), which also served as the table for MRI, in such a way that the target facet joint was located just over the ultrasound terminal. Multiple shots of ultrasound were applied (20s/shot), while simultaneously confirming the location of the target facet joint by MRI and measuring the real-time temperature in the tissue surrounding the bone by using the proton resonance frequency shift temperature method. Each patient received 1 course of

*¹Department of Orthopaedic Surgery, Kochi Medical School [Kohasu, Okoh-cho, Nankoku 783-8505, Japan]

*²Multidisciplinary Pain Center, Aichi Medical University

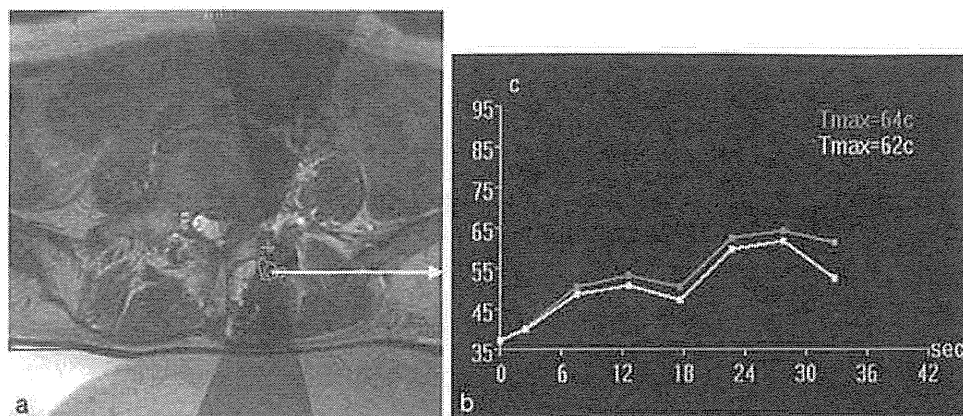


Fig. 1

a : The operating monitor outside a MRI room shows targeted facet joint and a sonication beam path.
 b : A real-time temperature on the surface of the targeted facet joint can be verified during a sonication.

this treatment. The frequency of ultrasound application during the course of treatment varied from patient to patient. The elevation of temperature to about 60°C at the soft tissue of the irradiated dorsal area of the facet joint was monitored, and ultrasound application was completed when the entire dorsal area of the facet joint was judged to have been cauterized (Fig. 1). Two or less target facet joints were selected on the basis of the findings from diagnostic block and diagnostic imaging, and ultrasound was applied to the dorsal area of these joints. Before treatment and 1 week, 1 month, and 3 months after treatment, and every 3 months thereafter, the severity of low back pain was rated using an NRS, in which a score of 0 indicated no pain and 10 indicated the worst pain imaginable⁵⁾. The level of quality of life was assessed using an NRS, in which no interference from the pain was regarded as 0 and complete interference as 10, about the interference items of the Brief Pain Inventory³⁾ (BPI-interference) questionnaire. The existence of local tenderness was also investigated. The patients' condition before and after treatment was statistically compared using the Wilcoxon matched-pairs signed rank test. In addition, MRI evaluation of the treated area and analysis of the presence/absence of adverse events were performed. The final follow-up period was 4.8 months on average (range : 1-9 months).

Results

The mean time of treatment was 48.2min (range : 46-58min). The mean number of ultrasound shots applied was 13.7 (range : 8-18). The mean energy applied was 829.6 J (range : 348.6-1448.1J). The first 3 patients were treated under local anesthesia, in view of possible pain experienced by patients during treatment, which resembled the setting used for the treatment of bone metastasis. Local anesthesia was not performed in the remaining 3 patients, and application of low-energy ultrasound in a larger number of shots resulted in no pain during treatment. The NRS score of low back pain decreased significantly from the pre-treatment period (average : 7.5 ; range : 6-9) to the last evaluation after treatment (average : 3.8 ; range : 2-6 ; $p < 0.04$). Among several items of BPI-interference, the average score of interference with general activity and walking ability decreased significantly from the pre-treatment period (5.7 ; range : 5-7 and 7.3 ; range : 5-8, respectively) to the last evaluation after treatment (2.7 ; range : 0-5 and 2.5 ; range : 0-6, respectively ; $p < 0.04$ in both cases). These results were accompanied by an improvement in the quality of life associated with pain alleviation (Fig. 2, 3). Local tenderness had disappeared or decreased in all patients within 1 week of treatment, and it remained absent or reduced thereafter until the end of the follow-up period

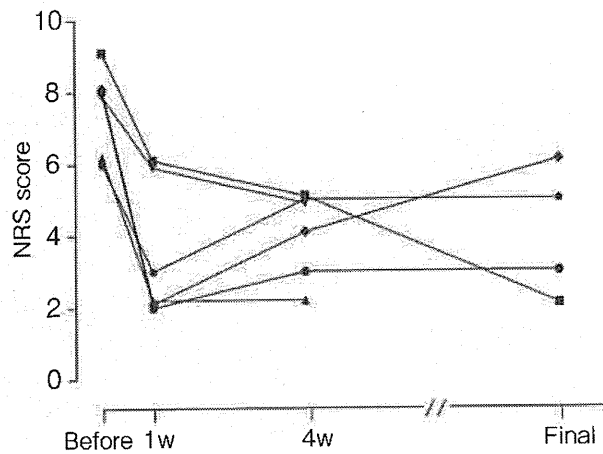


Fig. 2 Changes in the NRS scores for each case

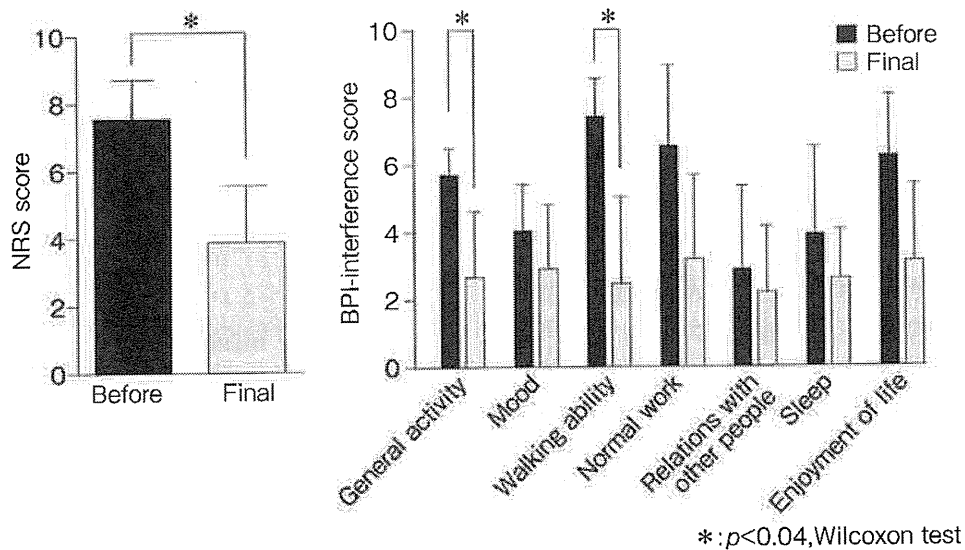


Fig. 3 An average of NRS scores and BPI-interference scores

in all patients, except for those with nonunion. One patient showed a high-intensity change on the fat-suppressed magnetic resonance image and a low-intensity change on the T1-weighted image within the bone of the treated area, but experienced alleviation of low back pain. No adverse event arising from treatment with MRgFUS was noted.

Discussion

Application of ultrasound, which was focused on the dorsal surface of the facet joint, resulted in alleviation of intractable low back pain and reduction in tenderness of the treated area. This effect of pain

alleviation may be attributed to cauterization of the nerve endings and nociceptors involved in pain perception caused by the elevation of the temperature to about 60°C or more on the dorsal surface of the facet joint. There was an improvement in general activity because of pain alleviation, and pain during walking showed marked alleviation. MRgFUS is advantageous in that it serves as a noninvasive means of treatment and that it helps assess the exact anatomical relationship between the target area and surrounding tissue and the changes in temperature during treatment on a real-time basis. Because of these advantages, it seems likely that MRgFUS enables less invasive, safer, and more reliable conservative treatment, as compared to