

実験的脊髄後方圧迫および牽引における 脊髄誘発電位と大脳誘発電位との比較

新潟大学整形外科教室
(主任：高橋栄明教授)

高橋 一 雄

Spinal Cord Evoked and Cortical Evoked Potentials Under Experimental
Compression and Distraction of Spinal Cord

Kazuo TAKAHASHI

*Department of Orthopedic Surgery,
Niigata University School of Medicine
(Director: Prof. Hideaki TAKAHASHI)*

The purpose of this study is to compare spinal cord evoked potentials (SCEP) and cortical evoked potentials (CEP) under experimental compression and distraction of the spinal cord in cats, to know which could detect earlier the impending spinal cord injury. The compression was performed at L1 level with stepwise increments of 375 μ m in 10 cats. The distraction was performed at L1/2 level with increments of 2 mm in 10 cats. SCEP and CEP were recorded at each step. In compression models, SCEP reached to the critical point earlier than CEP in all 10 cats. In distraction models, SCEP and CEP reached the point almost at the same time. These results suggested that SCEP could be more reliable than CEP on recent scoliosis surgery, in which combined force of distraction and compression may be added to the spinal cord during surgical maneuver.

Key words: spinal cord evoked potential, cortical evoked potential,
spinal cord monitoring
脊髄誘発電位, 大脳誘発電位, 脊髄モニタリング

Reprint requests to: Kazuo TAKAHASHI
Department of Orthopedic Surgery
Niigata University School of Medicine
Niigata City, 951-8510, Japan

別刷請求先：〒951-8510 新潟市旭町通り1番町
新潟大学医学部整形外科教室 高橋 一 雄

はじめに

側弯症手術では脊柱変形を矯正するため、脊髓損傷の危険性が常に存在する。そのため本手術においては、手術操作による脊髓障害を予防する目的で、脊髓モニタリングが行われている。モニタリングの方法として、本邦では脊髓刺激による脊髓誘発電位 (spinal cord evoked potentials, 以下 SCEP) が¹⁾⁻⁴⁾、欧米では末梢神経刺激による大脳誘発電位 (cortical evoked potential, 以下 CEP) が⁵⁾⁻⁷⁾ 多用されてきた。しかしこの両者の同時記録での比較の報告は少なく⁸⁾⁹⁾、手術操作によって脊髓に切迫した障害に対してどちらが早く変化するか不明である。本研究の目的は、脊髓圧迫モデルおよび牽引モデルにおいて SCEP と CEP を同時に記録し、切迫した脊髓障害をどちらがより早期にモニターできるかを検討することである。

材料および方法

1. SCEP および CEP の計測方法

1) 基本セッティング

脊髓圧迫モデル、脊髓牽引モデルとも成猫を用い10頭ずつ作製した。Ketamine (10mg/kg 筋注) 麻酔後、pancronium bromide により非動化し、気管挿管を行いレスピレーターに接続し、調節呼吸とした。以下の方法で、同一個体で SCEP と CEP とを計測した。刺激記録装置は日本光電社製 Neuropack 4 mini を用いた (図 1)。

2) SCEP

刺激は第 3 腰椎硬膜外腔にカテーテル電極 (ユニークメディカル社製 UKG-100-3 PMCN) を挿入固定し、持続時間 0.2 msec、頻度 4 Hz の矩形波にて行った。刺激の強さは第一電位の最大上刺激とした。記録は第 7 胸

椎硬膜外腔に刺激と同型のカテーテル電極を挿入固定して行った。周波数帯域 10-3000 Hz で、平均加算は 50 回とした。

3) CEP

刺激は左脛骨神経に双極の針電極を刺入して、持続時間 0.2 msec、頻度 2 Hz の矩形波を用いて行った。強さは足関節が底屈する閾値とした。記録は探查電極を頭頂部に、基準電極を鼻根部に刺入して行い、周波数帯域 20-3000 Hz で、平均加算は 200 回とした。

4) 波形の分析

SCEP は第 1 電位の振幅を、CEP は P1-N1 の振幅および N1 の潜時を計測した (図 2)。

2. 脊髓圧迫モデル

第 1 腰椎の椎弓を切除して、ねじ込み式の圧迫器を上下の椎骨に固定した。圧迫部の先端径は硬膜管とほぼ同じ幅の 5 mm とした (図 3)。5 分毎に圧迫ネジを

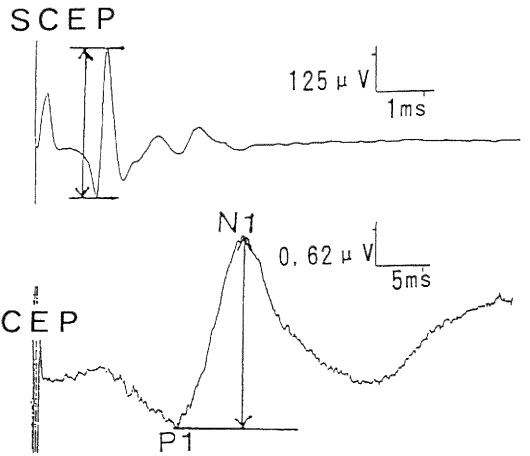


図 2 波形の分析

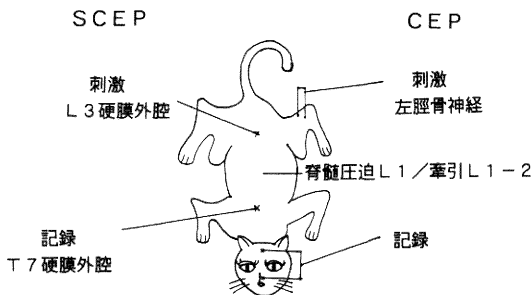


図 1 誘発電位の測定法

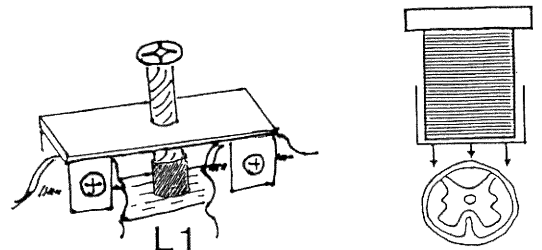


図 3 脊髓圧迫モデル

5分毎に圧迫ネジを 180° 回転させ、375 μm づつ段階的に圧迫

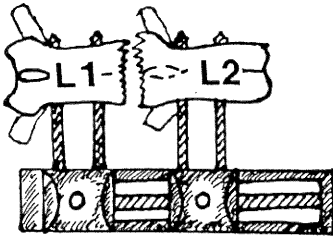


図4 脊髄牽引モデル
5分毎に2mm づつ、段階的に牽引

180° 回転させることにより 375 μ m づつ段階的に圧迫を加え、圧迫を増やした直後に SCEP および CEP の両電位を記録した。どちらかの電位が消失または振幅が5%以下となるまで圧迫を加えた。次に圧迫を解除し、30分後に両電位の回復をみた。

3. 脊髄牽引モデル

第1および第2腰椎を後方より椎体側面まで展開し、それぞれの椎体に側方より2本ずつ直径2mmのねじり鋼線を刺入し、これらにオルソフィックス社製の創外固定器を装着した。その後第1、第2腰椎間で硬膜管のみを残して椎間の連続性を切離した。5分毎に2mm づつ段階的に牽引を加えた(図4)。牽引を加えた直後に両電位を記録し、どちらかの電位が消失または振幅が5%以下となるまで牽引を加えた。次に牽引を解除し30分後に両電位の回復をみた。

4. SCEP および CEP の危険域の設定と結果の検定

圧迫時および牽引時とも、SCEP は玉置ら²⁾に準じて振幅の50%以上の低下、CEP は Brown ら¹⁰⁾に準じて振幅の50%以上の低下、または N1 潜時の3 msec 以上の延長とした。実験結果は Fisher の直接確率法で検定した。

結 果

1. 脊髄圧迫実験

1) 圧迫時の電位変化

段階的圧迫に対して、10頭すべての個体で SCEP の方が早く危険域に達していた。SCEP が危険域に達した時点で、CEP の振幅は54~91%、潜時の延長は-0.2~2.6 ms となっており、CEP は振幅、潜時のいずれも危険域に達していなかった(表1)。この結果を検定すると、脊髄圧迫に対しては SCEP が CEP よりも早く危険域に達したことが示された ($P < 0.05$)。SCEP

表1 圧迫実験において SCEP, CEP のどちらかが危険域に達した時点での電位の振幅および潜時

	圧迫距離 mm	SCEP	CEP	
		振幅	振幅	潜時の延長
cat 1	2.625	<u>50%</u>	79%	0.6ms
cat 2	3	<u>42%</u>	78%	1.1ms
cat 3	2.625	<u>48%</u>	84%	0.9ms
cat 4	3.75	<u>41%</u>	60%	1.6ms
cat 5	2.25	<u>50%</u>	85%	-0.2ms
cat 6	3	<u>43%</u>	54%	2.5ms
cat 7	2.25	<u>38%</u>	91%	0.4ms
cat 8	2.25	<u>14%</u>	71%	1.5ms
cat 9	3	<u>14%</u>	71%	1.5ms
cat 10	2.625	<u>36%</u>	63%	0.5ms

注) アンダーラインは危険域内にあることを示す

で電位低下前の一過性の振幅増大、いわゆる augmentation¹¹⁾ はみられなかった。(図5)に1例を示す。

2) 圧迫解除後の電位の回復

圧迫解除後30分の時点で、SCEP の振幅は圧迫前の電位の0~14%、平均8.3%までしか回復しなかった。CEP は振幅が圧迫前の40~96%、平均61%まで回復したが、潜時は平均3.5 ms 延長していた。(図6)にその1例を示す。

2. 脊髄牽引実験

1) 牽引時の電位変化

SCEP と CEP の両電位が同時に危険域に達したものの6頭、SCEP の方が早く危険域に達したものの2頭、CEP 電位が早く危険域に達したものの2頭であった(表2)。この結果からは脊髄牽引に対しては、いずれの電位が早く危険域に達するか判定できなかった(図7)。牽引下においても、SCEP の augmentation¹¹⁾ はみられなかった。

2) 牽引解除後の電位の回復

SCEP の振幅は牽引前の54~98%、平均69%まで回復していた。CEP の振幅は圧迫前のコントロール電位の69~137%、平均93.4%まで回復していた。潜時の延長は平均1.9 ms であった。圧迫と異なり、どちらの電位も回復して危険域から脱していた(図8)。

考 察

側弯症手術の脊髄モニタリングの方法としては SCEP および CEP が多用されているが、切迫した脊

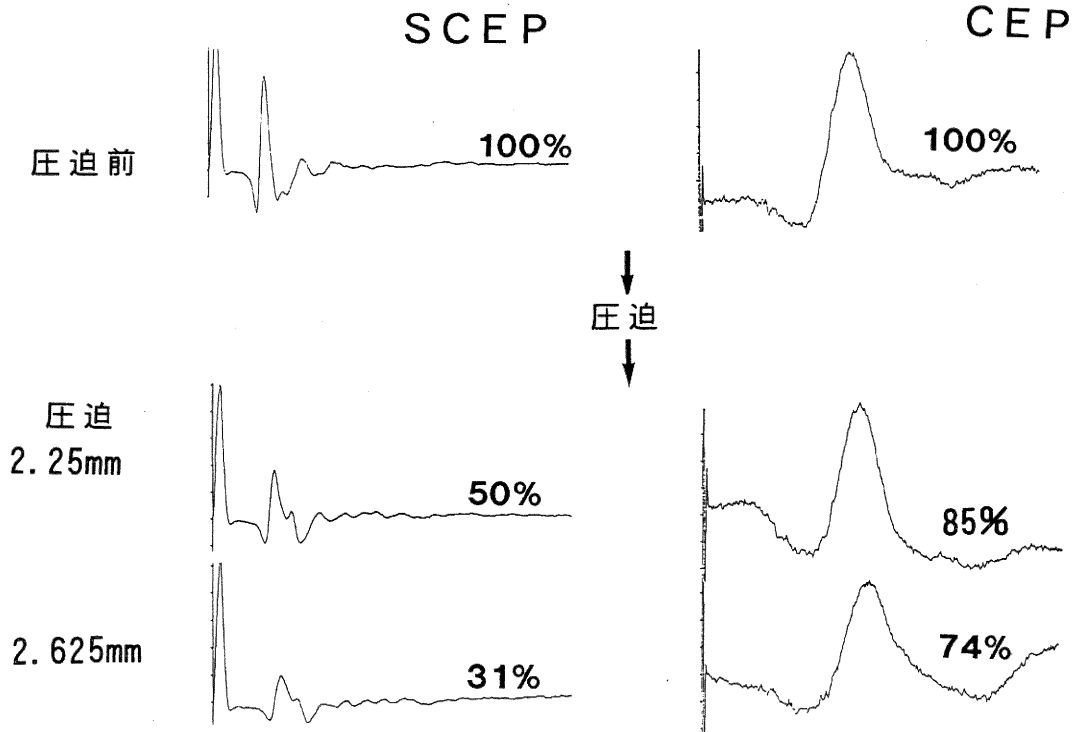


図 5 圧迫時の電位変化 (cat 5)

圧迫 2.25 mm で SCEP は振幅が50%に低下したが、CEP は振幅は85%に保たれ潜時も延長しなかった。もう1段階圧迫し、SCEP の振幅が31%に低下しても、CEP の振幅は74%に保たれていた。

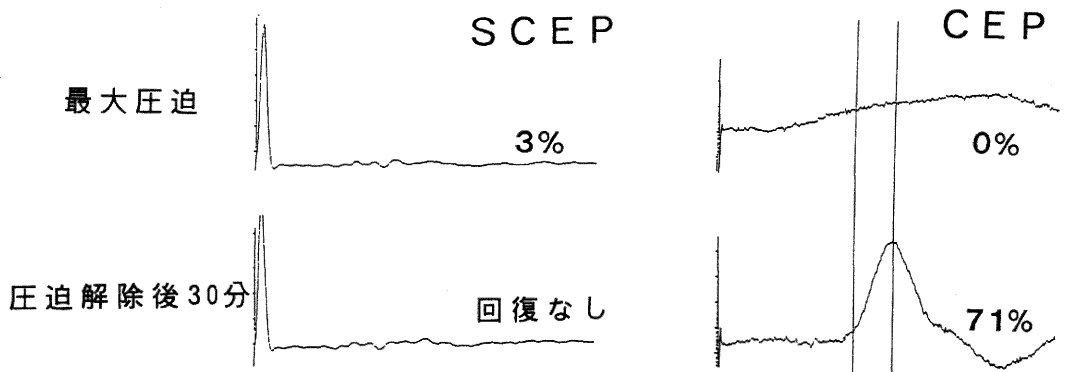


図 6 圧迫解除後の電位の回復 (cat 1)

CEP が消失するまで圧迫を加えた。その時点で SCEP の振幅は圧迫前の 3%となっていた。直ちに圧迫を解除して30分経過した時点で両電位を計測した。SCEP は回復しなかったが、CEP の振幅は71%まで回復した。CEP の潜時は 3 msec 延長していた。

髄障害をどちらが早く検出するかの比較研究は少ない。Schramm⁹⁾は脊髄圧迫モデルにおいて、末梢神経刺激による SCEP と CEP とを比較し、SCEP の方が早く低下したと報告している。しかし臨床で多用されている方法は脊髄刺激の SCEP であり、彼のモデルとは異なる。本研究では脊髄刺激の SCEP と、末梢神経刺

激の CEP を比較した。

脊髄圧迫モデルでは、段階的圧迫に対して SCEP が CEP よりも早く危険域に達していた。この理由のひとつとして、両者の伝導路の違いが考えられる。SCEP の伝導路が後索を含む脊髄全断面にわたるのに対して、CEP の伝導路は後索のみである¹²⁾。今回の実験結果からは、後索が他の伝導路に比べて圧迫に対して障害されにくいと CEP の反応が遅れたと考えられる。圧迫解除後、SCEP の振幅はほとんど回復しなかった。これは脊髄に重度の損傷が生じていたことを示す⁴⁾¹³⁾。その状態でも CEP は潜時が 3.5 msec 延長していたものの、振幅は平均 61% まで回復していた。したがって、CEP の振幅が回復しても潜時が延長していれば重大な脊髄損傷が生じている可能性がある。尚、脊髄障害が切迫している場合、SCEP では振幅低下が起こる前に、一過性の振幅増大、いわゆる augmentation¹¹⁾ がみられる場合があるといわれているが、本研究ではみられなかった。

脊髄牽引モデルにおいては、段階的牽引に対して SCEP、CEP の両者がほぼ同時に危険域に達した。牽引解除後の電位の回復は、圧迫実験に比して良好であった。Dolan¹⁴⁾、原田¹⁵⁾は脊髄牽引において脊髄血流量が減少することを報告している。本研究での脊髄牽引時の電位の低下、牽引解除後の回復は、血流量減少による可逆性変化を反映したのと考えられた。

表2 牽引実験において SCEP、CEP のどちらかが危険域に達した時点での電位の振幅および潜時

牽引量		SCEP	CEP	
mm		振幅	振幅	潜時の延長
cat 11	22	<u>12%</u>	46%	1.0ms
cat 12	20	<u>17%</u>	0%	測定不能
cat 13	38	<u>37%</u>	77%	<u>3.1ms</u>
cat 14	22	<u>6%</u>	79%	1.5ms
cat 15	22	<u>26%</u>	<u>38%</u>	<u>3.9ms</u>
cat 16	20	71%	<u>28%</u>	1.2ms
cat 17	24	<u>31%</u>	59%	2.0ms
cat 18	34	<u>19%</u>	<u>39%</u>	<u>9.9ms</u>
cat 19	18	<u>40%</u>	<u>48%</u>	<u>3.1ms</u>
cat 20	26	73%	<u>43%</u>	<u>3.7ms</u>

注) アンダーラインは危険域内にあることを示し、2つまたは3つにアンダーラインがあるものは、同時に危険域に達したことを示す。

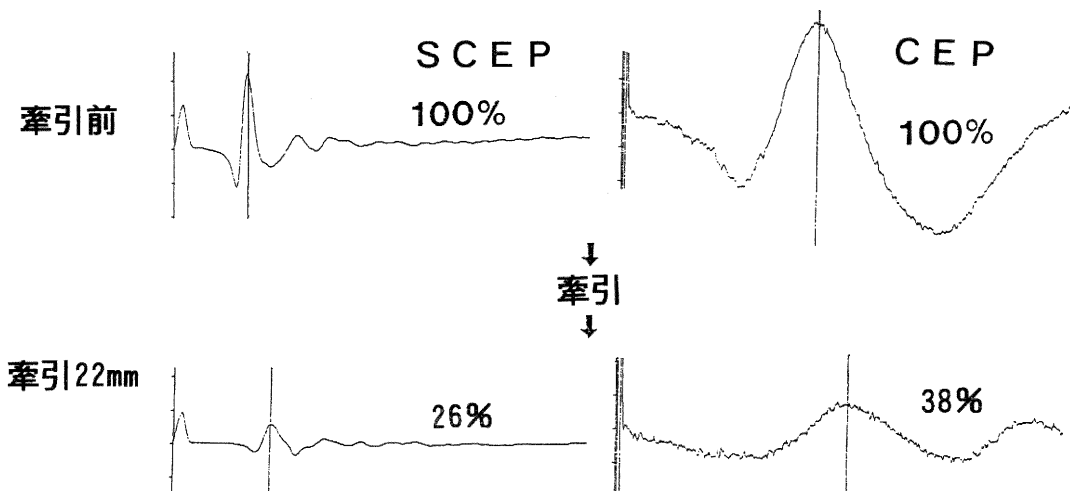


図7 牽引時の電位変化 (cat15)

SCEP の振幅が26%と危険域まで低下した時点で、CEP も振幅38%、潜時延長 3.5 msec と危険域に達していた。

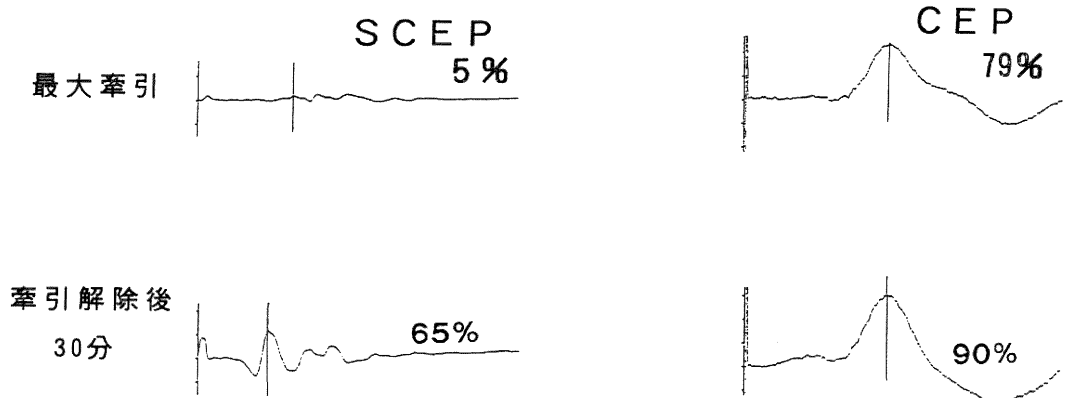


図 8 牽引解除後の電位の回復 (cat14)

SCEP の振幅が 5% になるまで牽引した。この時点で CEP は振幅が 79% に低下、潜時は 1.7 msec 延長した。直ちに牽引を解除して 30 分経過した時点で、SCEP は振幅が 65% まで回復、CEP は振幅が 90% まで回復し、N1 潜時の延長は -0.3 ms であった。

本研究の結果から脊髄の圧迫と牽引とでは電位の低下が示す内容が異なると考えられた。圧迫による電位の低下は脊髄組織の破壊の要素が強く、電位が危険域に達すると圧迫を解除しても電位の回復は不良である。一方牽引における電位の低下は可逆的な脊髄虚血の要素が強いため、電位が危険域に達しても牽引を解除すれば電位の回復は良好であると考えた。

本研究の結果から側弯症手術と脊髄モニタリングとの関係を考えると、ハリントン手術のように牽引のみで脊柱変形を矯正する場合は SCEP, CEP のいずれも脊髄モニタリングとして有用である。最近では矯正向上のために、スクリューやワイヤーが使用される。このような場合、脊髄に対しては牽引のみならず、圧迫損傷が複合される可能性が高いため、SCEP の方が有用であると思われた。

ま と め

1. 脊髄圧迫モデルおよび牽引モデルを作製し、SCEP と CEP と同時に記録して、どちらが先に危険域まで変化するか比較した。
2. 圧迫に対しては SCEP の方が早く危険域に達したが、牽引に対しては両電位がほぼ同時に危険域に達した。
3. 手術手技が複雑化している今日の側弯症手術では SCEP による術中モニタリングがより有用であると思われる。

謝 辞

稿を終えるにあたり、研究のご指導ならびに論文のご校閲を賜りました新潟大学医学部整形外科学講座、高橋栄明教授に深謝いたします。また研究をご指導いただきました同講座、内山政二講師、統計処理のご指導をいただきました新潟大学医学部衛生学講座の遠藤和男助教授に深謝いたします。

参 考 文 献

- 1) 黒川高秀, 小林正之: 脊髄誘発電位測定による脊髄モニター. 臨床脳波 22: 464~470, 1980.
- 2) Tamaki, T., Tsuji, H., Inoue, S. and Kobayashi, H.: The prevention of iatrogenic spinal cord injury utilizing the evoked spinal cord potential. Int. Orthop. 4: 313~317, 1981.
- 3) Tsuyama, N., Tsuzuki, N., Kurokawa, T. and Imai, T.: Clinical application of spinal cord action potential measurement. Int. Orthop. 2: 39~46, 1978.
- 4) Fujioka, H., Shimoji, K., Tomita, M. Denda, S., Takada, T., Honma, T. Uchiyama, S., Takahashi, H., Tobita, T. and Baba, H.: Spinal cord potential recordings from the extradural space during scoliosis surgery. Br. J. Anesth. 73: 350~356, 1994.
- 5) Engler, G.L., Spielholz, M.I., Bernhard, W.N.,

- Danzinger, F., Merkin, H. and Wolf, T.: Somatosensory evoked potentials during Harrington instrumentation for scoliosis. *J Bone Joint Surg.* **60A**: 528~532, 1978.
- 6) Nash, C.L., Jr., Lorig, R.A., Schatzinger, R.A. and Brown, R.H.: Spinal cord monitoring during operative treatment of the spine. *Clin. Orthop.* **126**: 100~105, 1973.
- 7) Perot, P.L., Jr.: The clinical use of somatosensory evoked potential in spinal cord injury. *Clin. Neurosurg.* **20**: 367~381, 1973.
- 8) 平山晃康, 片山容一, 杉谷雅人, 前島貞裕, 山本隆充, 坪川孝志: 実験的脊髄損傷における脊髄機能の Multimodality evoked spinal cord potential による評価. *脊髄外科* **1**: 160~163, 1987.
- 9) Schramm, J., Hashizume, K., Fukushima, T. and Takahashi, H.: Experimental spinal cord injury produced by slow, graded compression. *J. Neurosurg.* **50**: 48~57, 1979.
- 10) Brown, R.H., Nash, C.L.Jr., Berilla, J.A. and Amaddio, M.D.: Cortical evoked potential monitoring. *Spine* **9**: 256~261, 1984.
- 11) 飯塚 正, 黒川高秀: 阻血時に見られる脊髄誘発電位および末梢神経誘発電位に関する実験的研究. *日整会誌* **56**: 163~170, 1982.
- 12) Niznik, G., Transfeldt, E.E., Shichijo, F., Ooshima, T. and Pomeranz, B.: Spinal sensory and motor tract activation after epidural electrical stimulation in the cat. *Spine* **15**: 623~629, 1990.
- 13) 安川敬一郎: 脊髄モニタリングとしての脊髄誘発電位の実験的および臨床的研究. *日整会誌* **54**: 1661~1667, 1980.
- 14) Dolan, E.J., Transfeldt, E.E., Tator, C.H.: The effect of spinal distraction on regional spinal cord blood flow in cats. *J. Neurosurg.* **53**: 756~764: 1980.
- 15) 原田吉雄: Spinal cord monitoring に関する実験的研究—脊髄長軸方向牽引時に起る脊髄誘発電位の変化—. *日整会誌*, **57**: 685~701, 1983.

(平成11年1月26日受付)