整形外科領域における術中脊髄モニタリングの現況

Key words : spinal cord evoked potential (SCEP), spinal cord monitoring, spinal cord blood flow (SCBF), spinal cord injury locomotion

原 田 吉 雄 今 井 充
岩 原 敏 人 熱 田 裕 司
竹 光 義 治 渡 壁 誠

1. はじめに

整形外科領域では、変形脊柱の矯正手術に際し、脊椎外傷時に発生する脊髄損傷とは異なる比較的緩徐な外力により徐々に発生する麻痺がある。この亜急性麻痺が不可逆性になる迄に通過する重要な point が 2 つある。即ち、①脊髄機能が低下し始めるが未だ可逆性が保たれている時点と②発生した可逆的麻痺が非可逆性となる時点 (critical point) である。術中脊髄モニタリングに求められる役割は、脊髄障害の病態が①から②に至る間に危険を察知し、手術中止の警報を出すことに他ならない。本稿の目的は、脊髄刺激・脊髄記録による脊髄誘発電位 (以下 SCEP と略す) を指標とした術中脊髄モニタリング法が信頼性の高い確実な方法であることを現在まで継続してきた臨床的および実験的研究から述べることである。亜急性脊髄障害実験として脊髄に牽引を加える実験モデルを作成し、①脊髄の牽引障害と SCEP の消長、②牽引の程度と脊髄血流量の変化、③急性脊髄障害の発生過程における歩行機能の動態と脊髄誘発電位などについて実験した。さらに、④術中脊髄モニタリングの自動化を実現したのでその概略について述べる。

Fig. 1 Distraction between L1 and L2 was increased in increments of 5mm, and each time maintained for 10 minutes and released completely for 10 minutes. The wake-up test shown by an arrow mark indicates motor disturbance in the hind limbs and the 10 minute release period was extended for a total period of up to 30 minutes.

2. 脊髄の牽引障害モデルにおける脊髄誘発電位の消長^{2,7)}

本実験の目的は、脊髄直接刺激により誘発された下行性脊髄誘発電位 (dSCEP) を用いた術中脊髄モニタリングが牽引により発生した脊髄障害を subclinical なうちに発見できる程度の敏感性と安定性を持っているかを調べることである。

旭川医科大学整形外科〔連絡先：原田吉雄 〒078 旭川市西神楽 4 線 5 号, 3-11〕

Address reprint requests to : Yoshio Harada, M. D., Department of Orthopaedic Surgery, Asahikawa Medical School, 4-5, 3-11 Nishikagura, Asahikawa 078

Fig. 2 The graph shows the change in amplitude and latency delay of the first deflection of dSCEP in the cycling distraction-release program. In 20mm distraction neither value recovered to the normal range.

成犬 18 頭の L1 と L2 椎体に牽引装置を装着し L1 / L2 間において椎弓、椎間関節を切除、椎間板を前縦靱帯を含めて切除した。牽引装置を付けた椎体間距離を延長させることで脊椎硬膜を介して脊椎に牽引力を働くようにした。T7 および L4 硬膜外腔正中部に挿入した 2 極カテーテル型電極による dSCEP の第 1 電位および第 2 電位を脊髄機能モニターの指標とした。麻痺の発生は wake-up test により判定した。牽引方法は、牽引装置の目盛りの 5 mm を 1 単位とし、1 単位牽引毎にその位置で 10 分間維持する。麻酔を浅くし wake-up test を行い麻痺の有無を調べた後、牽引を解除し 10 分間維持する。麻痺がない場合は牽引を 1 単位増し牽引・10 分間保持・wake-up test・牽引解除の通過を 1 クールとして麻痺が生じるまで繰り返し行った (Fig. 1)。さらに、牽引を増加すると徐々に第 1 電位の振幅が減少し潜時が延長するが電位変化は可逆的で麻痺が証明されない時点があ

る。電位の減衰はコントロールの 30 % 以内の減少であった。さらに牽引を増すと急激に電位が減衰する時点に達し、麻痺が発生し牽引を除去しても振幅と潜時は control まで回復しなくなり麻痺も不可逆性であった (Fig. 2)。この現象は time dependent で数分で 50 % 以上の減衰が生じる。この時点における病理組織所見では、出血像は全く認めないが神経線維の断裂像が散見した。

小括：第 1 電位の振幅が 40 から 60 % 減衰した時点で不可逆的麻痺に至る critical point があると推定された。

3. 牽引障害時の脊髄血行動態⁵⁾

本実験の目的は、牽引により生じた脊髄障害を dSCEP の第 1 電位の減衰程度から 4 段階に分類し各群における脊髄血流量 (SCBF) を測定し牽引障害に対する循環の autoregulation 能を調べることである。

SCBF を 3 種類の放射性同位元素¹⁴¹Cerium, ⁵¹Chromium, ⁸⁵Strontium でラベルした 15 μ m の microsphere を成猫の体重 1 kg あたり 0.5×10^6 個を牽引前, 牽引時, 牽引解除後に左心室から注入し同一個体の異なる 3 時点における血流量を測定することを可能にした。実験終了後, 脊髄を摘出し T11, L1, L2 腰膨大部におけるガンマ線量をガンマスペクトロメーターにて測定した。正常各髄節における血流量は T11 : 21.8 ± 3.4 , L1 : 21.4 ± 3.9 , L2 : 22.8 ± 2.3 ml / min / 100gr, 腰膨大部は 43.0 ± 1.8 ml / min / 100gr であった。振幅の減衰が 50 % 以上のもの (第 4 群 : mean 39.4%, SD=8.0, n=7) は, 各髄節における血流量の平均値は, 15.8, 1.9, 4.0, 13.9 ml / min / 100gr と有意に減少し ($p < 0.01$), 牽引解除により 162 %, 62 %, 196 %, 233 % と L1 髄節を除いて増加した。L1 髄節では牽引によりコントロールの 10 % に減少した血流量は牽引を解除しても 62 % までしか回復しなかった。第 1 電位の振幅は, 牽引を除去しても回復は認めないか, あるいは, さらに減衰した (mean 38.4 %, SD=12.3)。

病理組織学上, 特記すべき所見として, 不可逆性麻痺を呈した第 4 群においても脊髄実質内出血は全く認めなかったことが挙げられる。

小括: 脊髄誘発電位の振幅に変化なく潜時の軽度延長だけが認められる程度の牽引では, 脊髄血流量は脊髄全体に増加する。第 1 電位の振幅低下が見られる頃から牽引部頭側の L1 髄節から牽引部にかけて減少し始める。振幅の減衰が 50 % 未満までは牽引を解除すると振幅が回復するか, あるいは, 増大した。すなわち, この時点までは牽引力の増量と第 1 電位の振幅の減衰と血流量の低下との間には正の相関 ($r=0.75$) を認め, また, 可逆性も保たれていた。振幅減衰が 50 % を越える第 4 群では, L1 髄節においてのみ減少した血流量は牽引前のレベルまで回復せず autoregulation 機能が破壊されたと思われる。

4. 急性脊髄障害の発生過程における歩行機能の動態と脊髄誘発電位¹⁾

本実験の目的は, 歩行運動を脊髄急性圧迫障害の麻痺発生の指標として麻痺と脊髄誘発電位の消

Fig. 3 Schematic drawing illustrating of the experimental model. The spinal cord was gradually compressed at the L1 level during locomotion. Descending spinal cord evoked potentials (dSCEP) were recorded in the epidural space of the L3 and EMGs were simultaneously recorded from the bilateral triceps surae muscles.

長とを対応して観察し, 歩行機能の critical point を脊髄誘発電位の第 1 電位の減衰程度から推定しようとしたことである。

方法: ネコの脳幹を四丘体前縁と乳頭体後縁を結ぶレベルで切断し, 中脳歩行誘発野に 30~50 μ A, 50 Hz で連続微小電気刺激を加えると, トレッドミルのスピードに合わせた四肢の協調した歩行運動をさせることができる。本実験では, 刺激電極を T4, 記録電極を L3 に設置し, 下行性第 1 電位の振幅を指標とした脊髄モニタリングを行いながら, 歩行ネコの L1 脊髄に micromanipulator に圧ゲージ付きの圧迫子を付け 3 mm /min 程度の圧迫を加えた (**Fig. 3**)。圧迫は, 第 1 電位が消失した時点で解除した。歩行状態は左右後肢の下腿三頭筋から導出した EMG のリズムと振幅すなわちパワーから評価した。

結果と小括: 圧迫を強めて行くにしたがい, 第 1 電位の振幅が減衰する過程とリズム形成機能が共に低下するが可逆性の歩行障害である (**Fig. 4B**)。振幅が 50 % 程度に減衰する時点で急速に失われる一方, パワー形成能は, この時点で増大へ転じた後消失し不可逆性麻痺へと移行し, 50 % 減衰が critical point であることが明示された (**Fig. 4C, D**)。

Fig. 4 The relationship between decrease in amplitude of dSCEP and change in the locomotion pattern associated with spinal cord compression is shown. There were no significant changes in the locomotion pattern after 10% decrease in amplitude (4A), however, slower rhythm and a decrease in locomotive power were observed corresponding to decrease in amplitude of 67% (4B). Acute change of locomotor pattern due to marked spinal cord compression was shown. Locomotion was changed to gallop-like movements when the amplitude decreased to 48% in 4C. Sporadic activity of muscles continued for a few minutes after termination of the compression in 4D.

5. 臨床応用としての術中脊髄モニタリング

以上の3つの実験結果から第1電位の振幅減衰50%が不可逆性麻痺発生のcritical pointであり、術中脊髄モニタリングに際しては、それ以前に警報を発しななければならないことが示唆された。著者らは、初期の頃は、全ての脊椎・脊髄手術例に術中脊髄モニタリングを施行していたが、現在は、①主に、種々原因による高度の脊柱変形に対する矯正手術、②先天性脊柱変形の矯正・除圧術、③骨棘や脊椎靱帯骨化症による脊髄症の除圧術、④脊髄腫瘍摘出術、⑤大動脈瘤手術などのモニターに用いている。

a. 術中脊髄モニタリングの方法

モニターしようとする術野を挟み、2本のカテテル型電極を脊髄硬膜外腔背側に挿入する。刺

入部位はC7 / T1, L1 / 2間からTouhy針で経皮的に行い、先端の電極をC6、およびT10椎体レベルにとどめる。術野に向かって頭側の電極を刺激電極として使用すれば下行性誘発電位を、尾側を使用すれば上行性誘発電位を導出することになる。下行性、上行性の両伝導性電位ともモニターの指標として適当であるが、我々は、下行性髄節電位をモニターの指標とすることを原則とする。もし、胸腰移行部における硬膜外手術操作を必要とする場合には尾側電極をクモ膜下腔に挿入する。正常のヒト胸髄を電気刺激すると上行性と下行性脊髄誘発電位が導出される。頸髄を刺激し胸髄R1、下部胸髄R2、脊髄円錐部R3から導出すると、それぞれ波形の異なる下行性電位が得られる。仮に潜時の短い陰性電位を第1電位、潜時のより遅い第2の陰性棘波を第2電位と呼ぶことにす

Fig. 5 Different wave forms of descending spinal cord evoked potential were recorded at the midthoracic cord (R1), at the lumbar enlargement (R2) and the conus medullaris (R3). Note marked change in the amplitude and latency of the second deflection.

る⁹⁾。L1/4までの下行性脊髄誘発電位は主にspike電位のみで構成されるがL5やS1ではspike電位に続いて緩徐な陰性電位が出現する (Fig. 5)。

刺激条件は、持続時間0.2ms、矩形波を用い7Hz、刺激強度は、第1電位が出現する最小電流値の約5倍で行い10~30回の平均加算を行う。band pass filterは、30Hz~3KHzとしている。また、頸部、腰部膨大部のモニターには、正中、尺骨神経や腓骨、後頸骨神経幹近傍に設置したワイヤー電極から電気刺激をして、それぞれの膨大部から所属髄節脊髄誘発電位を記録しモニターの補助とする。この場合の刺激条件は、0.2ms、3Hz、運動閾値の2倍の強度で、band pass filter 10Hz~3KHzである。

b. 自動脊髄モニタリング法の確立⁴⁾

脊椎・脊髄手術を行う主な施設において、脊髄誘発電位法による術中脊髄モニタリングは、もはや常識になっているといっても過言ではない。しかし、一層の普及を阻止する要因は、高価なハード部分を購入する問題点を除けば、電気生理学的素養のある専従者を必要とすることに尽きる。術者と専従者の問題点を検討した結果、本システム

Fig. 6 Schematic layout of the automated spinal cord monitoring equipment is depicted.

に求められる基本機能は、①術者へのアラームの発生、②術者からのモニタリング機器の遠隔操作、③一連のモニタリング機器操作の自動化、の3項目に集約される。

使用したハードウェアは、TEAC R30 FM tape recorder, DISA N2000 筋電計、生体電極を選択する電極セレクター、電気メスとその電源リレー、術者用フットスイッチ、そして、システム全体を制御するマイコン NEC9801 Vm IIから構成される (Fig. 6)。脊髄モニタリング時の電気メスおよびモニタリング機器からの漏洩電流による、生体のマイクロおよびマクロショック⁹⁾を未然に防ぐ工夫をした。術者には、できるだけ早く危険を知らせるため、アラームを音と色信号により知らせることにした。

指定された時間間隔だけでなく、術者が脊髄機能を確認したい時点で、いつでもモニタリングを行えるよう、手術者用フットスイッチを作成した。自動モニタリングは、①術者がモニタリング開始

Fig. 7 Schematic representation of an example of the results of automated monitoring displayed on the CRT screen. Each peak of the most recent evoked potential (solid line) were detected and processed in the micro-computer automatically. Alarm signals were given by means of a buzzer sound and blue, yellow and red colour according to the reduction of the amplitude and delay of the latency of the first deflection shown with two round lights in the right middle row.

スイッチを踏むことにより開始される。次いで、②電気メスの電源が遮断され、③硬膜外腔にある電極と筋電計の回路が接続される。④刺激電極に刺激電流が送られ、脊髄誘発電位が発生し、術野を通過した誘発電位が導出電極から増幅機に送られ、平均加算機で加算される。⑤データーレコーダーのスイッチが入り、電気現象をすべて記録する。これら一連の過程が終了すると、⑥電気メスの電源が入り再び手術が可能になる。最終的に、⑦筋電計からデータをコンピュータに読み込み、⑧第1電位のピーク検出・演算した結果を⑨青、黄、赤のいずれかの色に変えて術者へ知らせる (Fig. 7)。そして、⑩全データをディスクへ格納し⑪波形をハードコピーをする順番で1サイクルを終了する (Fig. 8)。この全行程1回に要する時間は約30秒であり手動の約4分の1以下に短縮された。

6. 考 察

術中脊髄機能モニタリングに要求される条件は、①マクロおよびマイクロショックなどの対策が完全で生体に安全であること、②一定の条件下で連続して安定した結果が得られること、③進行性の亜急性麻痺を subclinical な時点で発見できるほど敏感で false negative がないこと、④操作が簡単で経済的であること、等が挙げられる。

これらの条件を満たす脊髄刺激法が現在最も優れていると考えられ、わが国において術中脊髄モニタリングの主流になっている由縁でもある^{3,6,8)}。脊髄刺激法の欠点を強いて挙げればカテ

Fig. 8 Schematic drawing showing the timing chart of automated spinal cord monitoring which began when the surgeon pressed the foot switch shown with #① and finished at the #⑪. The whole procedure required 20 secs.

ーテル型電極を硬膜外腔に挿入する際の外傷、あるいは、脊髄硬膜外腔から直接脊髄を刺激することの危険性などが挙げられる。しかし、前者は loss of resistance 法の習熟により回避されるし、後者は現在普通に行われている常識的な刺激条件では全く安全であることが証明されている。

脊髄誘発電位を用いた術中脊髄モニタリングの共通の問題点として、1) 計測機器が高価であること：安全な手術の羅針盤と思えば高価過ぎると思えない、2) 操作するための専従者が必要である：モニタリングの自動化により負担が軽減した、3) 電位変化が脊髄機能の低下によるものかどうか判断できるためにはある程度の熟練が必要である、等が挙げられる。

7. 要 約

- 1) 当科における脊髄誘発電位の術中脊髄モ

ニタリングへの応用に関する研究の軌跡を述べた。すなわち、脊髄牽引障害モデルにおける脊髄直接刺激、硬膜外腔記録による伝導性脊髄誘発電位 (dSCEP) の消長、牽引の程度と脊髄血流量の変化、急性脊髄障害の発生過程における歩行機能の動態と脊髄誘発電位の3つの動物実験である。

2) 以上の3つの実験結果から術中脊髄モニタリングにはdSCEPが安定性、敏感性に優れていることが証明された。また、dSCEPの第1電位の振幅減衰50%が不可逆性麻痺発生のcritical pointであり、その前に警報を発しなけばならないことが示唆された。

3) 自動脊髄モニタリングを実用化した。

4) 術中脊髄モニタリングには、脊柱管内にある神経組織の如何なる部分をモニターしたいのかを明確にすることが重要であり、“こつ”であるとも言える。

文 献

- 1) 熱田裕司, 岩原敏人, 原田吉雄, 今井 充, 渡壁 誠, 柴田 稔, 竹光義治: 急性脊髄障害の過程における歩行機能の動態と脊髄誘発電位. 脊髄電気診断学 10: 5-8, 1988
- 2) 原田吉雄: Spinal Cord Monitoring に関する実験的研究—脊髄長軸牽引時に起こる脊髄誘発電位の変化—. 日整会誌 57: 685-701, 1983
- 3) 原田吉雄: 術中脊髄モニタリングの手法と臨床的意義. 松野誠夫, 天児民和監修, 新臨床整形外科全書, 金原出版株式会社, 1984, pp 150-161
- 4) 今井 充, 原田吉雄, 熱田裕司, 岩原敏人, 竹光義治: 自動脊髄機能モニタリングシステムの開発, 脊髄電気診断学 10: 75-78, 1988
- 5) 岩原敏人, 原田吉雄, 熱田裕司ほか: 脊髄牽引下における誘発電位と脊髄血流量の関係. 脊髄電気診断学 10: 83-86, 1988
- 6) 黒川高秀: 脊髄刺激による脊髄誘発電位. 中西孝雄, 脳脊髄誘発電位, 朝倉書店, 1986, pp 192-203
- 7) Nordwall A, Axelgaard J, Harada Y, Pablo V, McNeal DR, Brown JC: Spinal cord monitoring using evoked potentials recorded from feline vertebral bone. Spine 4: 486-494, 1979
- 8) Tamaki T, Noguchi T, Takano H, Tsuji H, Nagawa T, Imai K, Inoue S: Spinal cord monitoring as a clinical utilization of the spinal evoked potential. Clin Orthop Rel Res 184: 58-64, 1984
- 9) 山村剛康, 古川幸道: 臨床と研究のための実際的なMEの知識(2)—生体への電気刺激・ME機器の安全対策, 麻酔 32: 590-598, 1983

ABSTRACT

Recent Advance In Spinal Cord Monitoring during Surgery Using Spinal Cord Evoked Potentials (SCEP) in Orthopaedics

by

Yoshio Harada, Toshihito Iwahara, Mitsuru Imai, Yuhji Atsuta,
Yoshiharu Takemitsu and Makoto Watakabe

from

Department of Orthopaedic Surgery, Asahikawa Medical School

In recent years spinal cord monitoring during surgery using various kinds of evoked potentials has become a valuable and essential technique in the performance of sophisticated spinal surgery all over the world. It is essential to detect dysfunction in either motor or sensory pathways for spinal cord monitoring to be more effective. The purpose of this study is to clarify the reliability and usefulness of spinal cord monitoring using descending SCEP (dSCEP) in a man and a cat. This study was conducted with three animal experiments and a clinical application.

Methods : A study of experimental spinal cord injuries by distraction was performed in order to evaluate the severity of the dysfunction using spinal cord evoked potentials. At a certain traction level transient paraplegia accompanied by approximately fifty percent decrease of amplitudes and delay of latencies was observed. Paraparesis became paraplegia and the decrease in amplitude did not return to the baseline level after distraction was released. The spinal cord blood flow (SCBF) was calculated in various degrees of traction injuries of the spinal cord in order to find out the relationship between paralysis and SCBF around the critical point of paralysis.

An animal experiment was performed to ascertain the relationship between locomotor function and spinal cord evoked potentials during acute spinal cord compression. Locomotion became slow and weak after slight compression with gradual decrease of dSCEP. Locomotor rhythm was suddenly interrupted by gallop-like movement followed by paraplegia when dSCEP was decreased in amplitude to 50% or more.

Conclusion : Irreversible paralysis by distraction occurred when the amplitude of first deflection of dSCEP decreased beyond fifty percent to the baseline which was designated as the critical point from the three different animal experiments.

It is considered that mechanical deformation and/or injuries to nerve fibers are major causes of paralysis in its early stages. Following such deformation and/or injuries ischemia will make the condition of the affected nerve fibers, which is still reversible, irreversible if distraction is maintained. In clinical application, it is recommended that the surgeons cease corrective manipulation of the spinal column and consider what happens in the spinal cord if the amplitude of the first deflection decreases beyond thirty percent or more.

The automated spinal cord monitoring system using a microcomputer which was developed by us made it possible to carry out reliable monitoring during surgery.