ミニコンピューターによる頭蓋内圧関連データの総合的表示

原 圭太・中谷 進*・尾崎 孝次*・池田 卓也**・最上平太郎*

Comprehensive Display of Intracranial Pressure-related Data with a New Minicomputer

Keita HARA, Susumu NAKATANI*, Kohji OZAKI*, Takuya IKEDA**
and Heitaro MOGAMI*

Sharp Corporation Information Systems Group, Yamatokoriyama, Nara; *Department of Neurosurgery, Osaka University, and **Central Operating Room Department, Osaka University Hospital, Osaka

Abstract

Measurement and analysis of intracranial pressure (ICP) are crucial to neurosurgery. It has been asserted that analogue data printouts of ICP do not provide enough information on the actual condition of the patient and make further data processing impossible. Most institutions, however, rely on this simple technique to classify patients, evaluate treatment effectiveness, and even to mathematically and statistically analyze the (possibly inaccurate and unreliable) data obtained. Although several microcomputer systems for ICP data processing have been developed recently, they handle only a fraction of ICP dynamics. The Data General DG 30 Minicomputer, a total system that includes comprehensive color graphic display and digital printing of ICP-related data, was developed with new techniques that improve algorithmic sampling and analysis. Included in the data display are vital signs, trend analysis and histographic array of mean ICP, mean blood pressure, and cerebral perfusion pressure, the ICP power spectrum of the B wave, intracranial compliance, and the A wave. This comprehensive presentation of ICP-related data provides a basis for more objective evaluation of treatment modalities and may contribute substantially to studies of the value of ICP monitoring.

Key words: intracranial pressure, cerebral perfusion pressure, A wave, B wave, data processing

I はじめに

脳神経疾患における頭蓋腔内病的状態において、脳灌流圧(cerebral perfusion pressure: CPP)を至適レベルに保つため、頭蓋内圧(intracranial pressure: ICP)測定の臨床的意義は大きい。1960年、Lundberg⁸⁾の持続的脳室圧モニターについての最初の報告以来、持続的 ICP 測定の意義が認識されるようになった。しかし、チャートレコーダによる ICP のアナログデータ記録は必ずしも十分な情報を供給しているとは言えず、また情報の二次的な処理も不可能であ

るが、多くの場合、この不正確な方法により患者分類、治療効果の判定、統計的な分析が行われているのが現状である。最近、マイクロコンピューターを用いた ICP データの処理に関する報告があるが、ICP 動態の一部分だけを扱ったものが多い。我々はミニコンピューターを用いて ICP 関連データの量的表示を行い、一定期間内の ICP 亢進状態の客観的把握を試み、頭蓋腔コンプライアンスの表示法を中心に、ICP 関連データのサンプリング法、データ処理法、ディスプレイの方法について検討した。また、A 波、B 波の認識・検出法についても検討したので、報告す

シャープ(株)情報システム事業本部 *大阪大学脳神経外科 **大阪大学附属病院中央手術部

Address reprint requests to: K. Hara, Sharp Corporation Information Systems Group, 492 Minosho-cho, Yamatokoriyama, Nara 639-11.

受稿 1987年1月26日 受理 1987年10月5日

る。

II 処理方法および結果

1. システム構成

システムの基本構成をFig. 1に示す。日本Data General社製Desktop Generation Model 30 Minicomputerによりプログラム開発を行い、日本光電社製Polygraph RM-6000, TEAC社製SR-30 Data Recorderを使用し、脳神経疾患患者および凍結脳損傷猫におけるICP亢進実験のデータをon-line・off-line処理し、ハスク社製GCX-4 Color Graphic Terminalに表示した。なお、血圧(blood pressure: BP)は大腿動脈より腹部大動脈に挿入したカテーテルを、ICPは脳室内カテーテルまたは硬膜下に挿入したウィックカテーテルをそれぞれStatham-Gould 23Db Transducerに接続して測定した。

2. リアルタイムデータ処理法

生体信号をリアルタイム処理するには、データはコンピュータに連続的に取り込まれていなければならない。そのため、計測、時間計算、数値計算、プリントアウト、グラフィック表示などの複数の処理を並列に行うことができるマルチタスクプログラム法を用いた。

3. 頭蓋腔コンプライアンス表現法

5分間隔でサンプリングクロック100 msecとし、10秒間(100個)のICPデータを取り、その標準偏差(standard deviation: SD)と平均値(MEAN)をプロットした。MEANがICPのレベルを表現し、SDが脈拍および呼吸に同期する波の揺れ、つまり振幅を表し、コンプライアンスを表現するものと仮定した。

4. A波、B波の認識・検出法

Fig. 2に、今回コンピュータ解析に用いた典型的な

Fig. 1 Block diagram of the hardware configuration of the comprehensive display system of intracranial pressure (ICP)-related data.

Fig. 2 upper: Polygraphic recording of a typical A wave of a patient with glioblastoma. The ICP plateau, which lasted for 20 minutes, was about 70 mmHg. lower: Polygraphic recording of a series of B waves in a patient with hydrocephalus after subarachnoid hemorrhage. The base ICP was 10 mmHg, B waves with a peak of 20 mmHg appeared once per minute. Revised from Hara et al., *Nippon Iryo Johogaku* 7: 247, 1987.

A波、B波の記録を示す。100 msecごとにサンプリングした1分間のサンプリングデータの面積平均法で計算されたICPの平均値が40 mmHgを越えると、A波である可能性を認識する。その後、40 mmHg以上の平均圧が5分以上続くと、A波であると仮に認識する。この簡単な方法で、一定時間内に5分以上続く40 mmHg以上のICPが何回出現するかをチェックすることが可能である。

B波の周期は1分間に1/2~2回と呼吸および脈拍の周期に比し遅く、その振幅は両者由来の振幅変動に比し大きい。一般に波形を分析するのに高速フーリエ変換^{12,15)}(fast Fourier transform: FFT)の手法が用いられており、ICP波形でも呼吸および脈拍由来成分とB波の成分をこの方法で分離できる。FFTを行うにはサンプリングクロックは扱う波形の約3倍以上の周波数に選ぶのがよい(Shannonの標本化定理^{12,15)})とされているため、30~120秒に1回のB波をターゲットにすると、サンプリングクロックは8秒が適当である。Fig. 3は、典型的なB波を含むICP記録のパワースペクトルを表示したものである。周期が約60秒の位置に0 dbを越える大きな山がみられ、B波が検出されている。

5. ICP関連データの総合的表示 (Fig. 4, 5)

BP, ICPデータを100 msecごとにサンプリングし、1分間(600個)のデータから平均圧、収縮期圧、拡張期圧、CPPを上段左のトレンドグラフにプロットした。下段左側には30分ごとのBP, ICPの平均圧, CPPの度数分布をヒストグラムアレイ表示し、また30分間のおおのの度数分布、最大値、最小値をプリントアウトした。さらに、上段右においてICPパワースペクトルを表示し、B波の検

Fig. 3 Power spectrum of the ICP recording, containing the series of B waves shown in Fig. 2. The ordinate shows the ICP power in db, and the abscissa the time in seconds. A 0 db peak is shown at 60 seconds, which corresponds to the B wave frequency. Reprinted from Hara *et al.*, *Nippon Iryo Johogaku* 7: 247, 1987.

出を行った。8分ごとに表示が変わり、同時に結果をプリントアウトした。下段右端はSD-MEANプロットを示し、頭蓋腔のコンプライアンスを表現し、SDおよびMEANの値をプリントアウトした。

(1) 脳神経疾患患者例

Fig. 4は、脳神経疾患患者のデータ表示例である。BPの変動と下降傾向にあるICPの長時間推移、その間CPPがほとんど一定に保たれていることがヒストグラムアレイにより、よく表現されている。また、ヒストグラムアレイ表示を行えば、患者の体動などによるアーチファクトは統計処理の過程で無視しうるものとなることが判った。コンプライアンス表現のSD-MEAN直線は、比較的勾配の小さい直線(SDが1以下)と勾配の大きい直線(SDが0.7以上)から成ることが認められた。ICPは正常域に集中してはいるものの、SD-MEAN直線が比較的ICPの低い地点で立ち上がっていることは、コンプライアンスが小さいというより、パワースペクトルに表示されているように、B波が頻回に出現しているためであると考えられる。

(2) ネコにおけるICP亢進実験例

Fig. 5は、凍結脳損傷猫におけるICP亢進実験のデータ表示例である。凍結脳損傷によりICPが徐々に上昇し

Fig. 4 A composite computer graphic display of ICP-related data of a neurosurgical patient. *upper left*: Trend graph of ICP, blood pressure (BP), and cerebral perfusion pressure (CPP). *lower left*: Percent frequency histographic array of ICP, BP, and CPP. *upper right*: ICP power spectrum showing B wave peaks. *lower right*: Standard deviation (SD) and mean value (MEAN) of ICP.

Fig. 5 A composite display of ICP-related data of a cat subjected to experimental ICP elevation. The divisions of the display are the same as those in Fig. 4.

ていること、ある時点まで CPP がそれほど大きく変化していないことなどがトレンドグラフ、ヒストグラムアレイにより、よく表現されている。実験開始 4 時間後、イソゾール注入により、この例では ICP が返って上昇し、BP が降下していることが判る。コンプライアンス表現の SD-MEAN 直線は、SD の大きい部分でばらつきが大きい、勾配の小さい直線 (SD が 1.3 前後に集中) と勾配の大きい直線 (SD が 1.8 以上) が認められた。パワースペクトル表示において B 波は検出されていないので、この二つの直線は凍結脳損傷作製前とその後の ICP 上昇時の状態をそれぞれ表現していると考えられる。

III 考 察

ICP の経時的な変化を表現するため、一定時間サンプリングされた ICP データのヒストグラムを縦軸方向にずらして描くヒストグラムアレイ法が用いられる¹³⁾。我々はこの方法を ICP, BP, CPP それぞれに応用し、それらの中・長期的絶対値の変動を容易に捉えることができた。また、度数分布に用いるデータとして単なるサンプリング値ではなく面積平均値を用い、呼吸および脈拍に同期する波による誤差を少なくした。しかし、ICP の絶対値の変動は頭蓋内病的状態の重症度をある程度表現しているものの、頭蓋

腔コンプライアンスのほうが ICP 環境をより定期的に表現すると指摘され^{1,2,9)}、最近では ICP 波形の解析によるコンプライアンス表現が重視されるようになっている。

コンプライアンスが大きく、まだ代償作用がある状態での頭蓋腔 P-V 曲線は直線的である。もし P-V 曲線が直線的であるとき、計算される ICP 波の振幅は ICP レベルにかかわらず一定である。一方、コンプライアンスが小さく、代償作用が使い果された状態での頭蓋腔 P-V 曲線は指数関数的である。もし P-V 曲線が指数関数的であるとき、計算される ICP 波の振幅と ICP レベルとの間には直線関係が生じる^{5,10,11)}。したがって、心拍動によって頭蓋内に送られてくる血液量 ΔV が一定であるという条件下では、おおよそのところ、ICP 波の振幅の増加はエラスタンスの増加、コンプライアンスの減少を意味し、ICP 振幅の減少はエラスタンスの減少、コンプライアンスの増加を意味すると思われる。また、BP と ICP の波の伝達ということから、コンプライアンスが小さいほど BP が頭蓋内に伝播する程度は高く、BP 波の振幅が ICP 波の振幅に反映されやすくなり、コンプライアンスが大きいと BP 波の振幅が ICP 波の振幅に反映されにくいということになる^{5,6)}。

Szewczykowski ら^{10,11)} は一定期間の ICP サンプリング値

のSDを計算し、その値により頭蓋腔コンプライアンスを表現しようとした。我々のシステムにおける頭蓋腔コンプライアンス表現法はこの考えに沿ったものであるが、この方法では体動などのアーチファクトが多い場合やB波が出現している場合には、ICPの脈拍に基づく振幅の大小を示しているとは言えず、誤差が生じやすい欠点があることが判明した。我々はFFTの手法を用い、ICP波を脈拍および呼吸に同期する波、基礎圧を表す波に分離し、分離した波の振幅によりコンプライアンスを表現することを検討している。また、ICP亢進には持続的な基礎レベルの亢進のほか、Lundberg⁸⁾により記載された典型的な型を示す短期のICP亢進(圧波)が認められることがある。B波が出現しても比較的前後良好であるが、頻回なA波の出現は前後不良を示唆するものであるから、この二つの圧波を自動的に認識し、量的に表示することは、頭蓋腔コンプライアンスの表示とともに、ICP亢進状態の客観的量的評価として重要である。ICPが上昇しつつある過程において、頭蓋内病態が危険な状態に近づくことを予測し、適切な手段を講ずるべきかどうかを判断するアルゴリズム開発の前段階^{3,4,14)}として不可欠であると考えられる。

Ⅳ 結 語

本システムによるICP関連データの総合的表示法により、ICP動態の総合的、客観的な定量的評価が容易となったが、さらに改良を加えることにより、頭蓋腔内・圧環境をより正確に捉えることができると思われる。

文 献

- 1) Chopp M, Portnoy HD: Systems analysis of intracranial pressure. Comparison with volume-pressure test and CSF-pulse amplitude analysis. *J Neurosurg* 53: 516-527, 1980
- 2) Chopp M, Portnoy HD, Branch C: Hydraulic model of the cerebrovascular bed. An aid to understanding the volume-pressure test. *Neurosurgery* 13: 5-11, 1983
- 3) Hagiwara I, Nakatani S: Automatic cerebral perfusion pressure control. A preliminary report, in Ishii S, Nagai H, Brock M (eds): *Intracranial Pressure V*. Berlin, Springer, 1983, pp 163-166
- 4) Ikeda T, Nakatani S, Hagiwara I, Nakao K, Koshino K,

Mogami H: Prediction of ICP and pressure wave discrimination with our intelligent monitor system (IMNIC-1), in Ishii S, Nagai H, Brock M (eds): *Intracranial Pressure V*. Berlin, Springer, 1983, pp 150-156

- 5) 池山 淳: 頭蓋腔内のP-V relationshipとcomplianceについて。後藤文男(編)。頭蓋内圧と脳浮腫。東京、中外製薬、1983, pp 69-74
- 6) 池山 淳, 前田 成, 永井 肇: 頭蓋内圧 一容積圧と反映圧一。脳と神 28: 157-163, 1976
- 7) Lee YW: 第2章 一般調和解析, 第7章 時間平均と集合平均。宮川 洋, 今井秀樹(訳)。不規則信号論(上)。東京、東京大学出版会, 1981, pp 5-111, 229-246
- 8) Lundberg N: Continuous recording and control of ventricular fluid pressure in neurosurgical practice. *Acta Psychiatr Scand* 36 [Suppl] 149: 1-193, 1960
- 9) Paltsev EL, Sirovsky EB: Intracranial physiology and biomechanics. *J Neurosurg* 57: 500-510, 1982
- 10) Szewczykowski J, Dytko P, Kunicki A, Korsak-Sliwka J, Sliwka S, Dziduszko J, Grochowski W, Augustyniak B: A method of estimating intracranial decompensation in man. *J Neurosurg* 45: 155-158, 1976
- 11) Szewczykowski J, Sliwka S, Kunicki A, Dytko P, Korsak-Sliwka J: A fast method of estimating the elastance of the intracranial system. A practical application in neurosurgery. *J Neurosurg* 47: 19-26, 1977
- 12) 瀧 保夫: 信号波の解析と雑音, 連続的情報の伝送。電子通信学会(編)。通信方式。東京、コロナ社, 1981, pp 30-68, 111-145
- 13) Tsutsumi H, Nishiyama H, Aruga T, Toyooka H, Mii K, Tsuzuki M, Manaka S, Takakura K: Usefulness of ICP histogram and ICP histogram array in ICP monitoring, in Ishii S, Nagai H, Brock M (eds): *Intracranial Pressure V*. Berlin, Springer, 1983, pp 135-139
- 14) 堤 晴彦, 豊岡秀訓, 西山博実, 有賀 徹, 濱邊祐一, 村上 泰, 三井香児, 都築正和, 高倉公朋: 頭蓋内圧自動コントロール装置の試作。神経外傷 5: 147-154, 1983
- 15) 臼井支郎, 伊藤宏司, 三田勝巳: 第2章 信号処理の基礎, 第4章 生体信号のスペクトル推定。生体信号処理の基礎。東京、オーム社, 1985, pp 5-57, 107-165

〔別刷請求先: 〒639-11 奈良県大和郡山市美濃庄町492, シャープ(株)情報システム事業本部, 原 主太〕