脳神経外科集中治療におけるコンピューター監視システムの開発

鈴木 明文・盛 直久*・波出石 弘・安井 信之

Computerized Monitoring System in Neurosurgical Intensive Care

Akifumi SUZUKI, Naohisa MORI*, Hiromu HADEISHI and Nobuyuki YASUI

*Departments of Surgical Neurology and *Anesthesiology, Research Institute for Brain and Blood Vessels-Akita, Akita*

Abstract

A computerized monitoring and analyzing system for neurosurgical intensive care was developed. In this system, information concerning not only the central nervous system but also the cardiovascular and respiratory systems can be monitored continuously, and the correlations among the parameters can be analyzed automatically. Electroencephalograms (EEG) and intracranial pressure (ICP) are monitored as parameters for the central nervous system function and condition. EEG is analyzed by fast Fourier transform or wave-form recognition method, and power, percentage time or mean amplitude of each frequency band is computed sequentially. ICP is recorded from a catheter placed in the lateral ventricle, in the spinal subarachnoid space or from a transducer in the epidural space. The cardiovascular and respiratory systems are monitored by heart rate, systemic blood pressure, central venous pressure, pulmonary arterial pressure, respiratory rate, expiratory O₂ pressure, and CO₂ pressure. Body temperature is also monitored continuously. On the other hand, off-line recorded data such as cardiac output, blood gas analysis, serum electrolytes and so on can be entered in this system manually. Sequential changes of those parameters are displayed as time-dependent trend graphs, and the correlations among the various parameters can be analyzed by the equation of regression automatically. From the time-dependent trend graph, changes of functional and supporting systems of the brain as well as systemic and metabolic parameters can be observed easily, and a tendency for the worse can be monitored. From the results of the correlation analysis, pathophysiological dynamics can be considered and a suitable treatment should be selected.

Key words: neurosurgical intensive care, computerized monitoring, electroencephalography

I はじめに

脳外科患者の集中治療においては、頭蓋内病態とともに循環・呼吸器系等の全身状態の監視も重要である。すなわち、病的脳は心肺機能などの異常の影響を受けやすく、逆に頭蓋内病態によっては心肺系に異常をもたらす場合があ

る^{6,11)}。さらに、病的脳に対する治療が心肺系に負荷をかけ、異常を引き起こす場合もある^{9,10)}。現在、これらの異常に対し、臨床症状の頻回のチェックとともに心電図、血圧等の経時的監視を行い対処している。しかし、重症例、特に全身状態に問題がある症例ほど監視項目は多くなり、情報相互の関係を把握するのが困難となる場合もある。そ

秋田県立脳血管研究センター脳神経外科 *同麻酔科

Address reprint requests to: A. Suzuki, M.D., Department of Surgical Neurology, Research Institute for Brain and Blood Vessels-Akita, 6-10 Senshu-kubota-machi, Akita 010.

受稿 1986年2月3日 受理 1986年9月19日

こで、頭蓋内情報を中心に全身状態に関する種々の生体情報を経時的に定量評価し、相互の相関関係を分析しうるシステムを開発した。これまで、医用コンピューターを応用し、各種生体情報を経時的に処理するシステムの報告はあるものの^{2,3,12-15,17)}、脳機能を含む頭蓋内情報と全身的な生体情報を総合的に分析するシステムの報告はない。本稿では、主として我々のシステムの概要と各種生体情報の処理方法を報告する。

II システムの概要

Table 1 に、現在秋田脳研集中治療室で連続的に監視しうる生体情報を示した。これらの生体情報は、脳波計またはポリグラフ (Type 361) を介して signal processor 7T17F (ともに日本電気三栄製) に送られる。そこで種々の処理が行われたのち、経時的トレンドグラフを作成していく。そして、必要な時点でそれまでの生体情報間の相関関係を統計学的に分析し、脳波ともっとも相関性を有する生体現象を捉えられるようにした。この相関分析の組み合わせは自由に選択でき、心肺機能を中心とした分析も可能である。

監視する生体情報は、Table 1 に示すごとく、頭蓋内情報と心肺機能に関する情報がほとんどである。頭蓋内情報としては、脳波・誘発電位と頭蓋内圧である。このうち誘発電位は、体性感覚、聴性感覚、視覚の各種誘発電位について、頂点潜時や頂点間の振幅値を経時的に自動計測するようシステム化した。しかし、現実には患者の意識レベルが良いほど長時間の持続刺激は苦痛となり、記録の継続は不可能であった。したがって、持続的な長時間の患者監視としては誘発電位を用いるのは困難であり、脳波と頭蓋内圧に頭蓋内情報を求めた。脳波は最高12素子まで処理可能としたが、通常我々は同側耳朶を不関電極とした単極誘導で記録し、両側前頭部・中心部・後頭部の6素子から両側後頭部の2素子の間で選択している。そして、電極は長時間の連続記録で外れないようにスピン針電極を使用してい

る。また、筋電成分除去のため、30 Hz で high cut をかけている。頭蓋内圧は、硬膜外圧や脳室ドレーナージューブを介した脳室圧のほか、腰椎ドレーナージューブを介する腰部脊髄液圧でも監視している。心肺機能に関しては、心拍数、体血圧(動脈圧)、中心静脈圧、肺動脈圧、呼吸数、呼気ガス分圧(O_2 , CO_2)の測定を行っている。その他、Servo-ventilator 900C の呼吸に関する分析装置から得られる各種情報も入力可能とした。体温は、直腸温で監視している。ただし、実際の臨床応用に当っては、これらのすべてを監視することは少なく、症例に応じ必要な項目を選択した。

さて、これらは連続的に監視しうる生体情報であるが、血液一般・生化学検査の結果や、動静脈血ガス分圧、スワン・ガンツカテーテルで測定される心拍出量やその他のパラメータなどの間歇的にしか得られない情報も、本システムに用手的に入力し処理可能とした。もちろん、これらの測定回数が少なければ相関分析の信頼性はないが、たとえば7~10日にわたる長期間の監視においては有用であろうと考えた。

III 経時的トレンド分析の方法

Fig. 1 に、各種生体情報を経時的にサンプリングし、トレンドグラフを作成する過程を示す。脳波は signal processor 7T17F により、高速フーリエ変換(FFT)または波形認識法¹⁷⁾で分析し、各周波数帯域ごとにパワー値あるいは %time 値、平均振幅値を算出する。他の生体情報、すなわち頭蓋内圧、心拍数、動静脈圧、呼吸数、呼気ガス分圧等は、最高・平均・最低値をポリグラフで検出したのち signal processor に入力する。1回のサンプリング時間は25

Table 1 Biophenomena which can be recorded continuously in our ICU

- Electroencephalograms
- Evoked potentials
- Heart rate
- Systemic arterial pressure
- Pulmonary arterial pressure
- Central venous pressure
- Respiratory O_2 and CO_2 pressure
- Parameters from analyzing system of Servo-ventilator 900C
- Body temperature

Fig. 1 Process of data sampling and analysis for electroencephalograms (EEGs) and other parameters.

秒とし、もしこの間に artifact が混入した場合はこの間の入力情報を消去し、次の25秒間のサンプリングに進めるようにした。1回のサンプリング時間を25秒としたのは、signal processor の記憶容量の限界からである。そして、サンプリング直後に脳波の分析を行い、パワー値または %time 値、平均振幅値を各周波数帯域ごとに算出し、他の生体情報についても最高・平均・最低値のそれぞれの平均値を求めた。脳波の分析に要する時間は、1素子につきFFTで50 msec、波形認識法で1.5秒である。このサンプリングから処理を任意の回数(1~262,144回)繰り返したのち、それぞれの情報から得られた値の1回当りの平均値を求め、これをその区間の代表値とした。この代表値を求める一連の過程を2~256回の任意の回数繰り返し、各生体情報の代表値について最高256ポイントで経時的トレンドグラフを作成した。いずれも最高の回数で処理を行うと、最高85日間にわたるトレンドグラフの作成が可能である。Fig. 2 にトレンド表示の実際を示すが、脳波は2種類の表示が可能である。すなわち、Fig. 2A は1素子の脳波について、各周波数帯域ごとの %time をトレンド表示している。この際、表示する周波数帯域の数は選択自由とした。Fig. 2B は、2素子の同一の周波数帯域(この場合 delta 波

Fig. 2 Patterns of time-dependent trend graphs. A: EEG trend graph. %times of all frequency bands of left occipital EEG are displayed. B: %times of delta waves of bilateral occipital EEGs are displayed. C: Trend graph of the maximum (MAX), averaged, and minimum (MIN) values of systemic arterial blood pressure (ABP).

帯域)の %time を表示している。表示する素子や周波数帯域の選択は自由である。Fig. 2C は、体血圧(動脈圧)の最高・最低・平均値のトレンド表示である。このように、脳波以外の現象については最高・最低・平均値を表示するが、平均値のみの表示も可能である。

IV 相関分析の方法

生体情報間の変化の相関性を、回帰直線により分析した。各情報のパラメータの選択は任意にでき、相関係数とともに回帰直線およびそのグラフを、一度に4つの組み合わせで表示できるようにした。以下、回帰直線による相関分析の方法について述べる。

まず、各パラメータの平均値($\bar{x}$)および標準偏差(δx)を次のように求める。

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad \delta x = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}$$

(N : データ数, x_i : 経時的トレンドで i の時点のデータ, $\bar{x}$: パラメータ x の平均値, δx : パラメータ x の標準偏差) について、次式により回帰直線を求める。

$$y - \bar{y} = \left\{ \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x}) \cdot (y_i - \bar{y}) \right\} / \left\{ \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \right\} \cdot (x - \bar{x})$$

(N : データ数, $x \cdot y$: パラメータ $x \cdot y$, $\bar{x} \cdot \bar{y}$: パラメータ $x \cdot y$ の平均値, $x_i \cdot y_i$: パラメータ $x \cdot y$ の経時的トレンドグラフ上 i の時点のデータ)

これは x に対する y の回帰直線である。そして、相関係数(r)は以下の式より求める。

$$r = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x}) \cdot (y_i - \bar{y})}{\delta x \cdot \delta y}$$

($\delta x \cdot \delta y$: パラメータ $x \cdot y$ の標準偏差, N : データ数, $\bar{x} \cdot \bar{y}$: パラメータ $x \cdot y$ の平均値, $x_i \cdot y_i$: パラメータ $x \cdot y$ の経時的トレンドグラフ上 i の時点のデータ)

そこで、 x に対する y の回帰直線は、

$$y - \bar{y} = r \cdot \frac{\delta y}{\delta x} (x - \bar{x})$$

y に対する x の回帰直線は、

$$y - \bar{y} = \frac{\delta y}{r \cdot \delta x} (x - \bar{x})$$

となる。

さて、これらの相関分析を2つのパラメータの組み合わせで次々に行っていくが、測定する生体現象が多いほど得られる情報は多くなり、相関分析においてすべての組み合わせを検討するには時間を要する。そこで、本システムでは生体情報の一つを任意に選択し、これと他のすべての生体情報との間で自動的に相関分析を行い、相関係数が大きい順

に表示するようにもした。

V 臨床応用の紹介

64才男性で、前交通動脈瘤破裂により発症し、8時間後 Hunt and Kosnik grade 3 で動脈瘤根治術を行った症例の記録の一部を紹介する。術後、軽度失見当識を示しつつ傾眠状態で経過していたが、day 6 より失見当識が悪化し、day 7 の脳血管撮影では両側前大脳動脈域に脳血管攣縮がみられた。術後1日目より本システムを用いた持続監視を行ってきたが、そのうち day 7 の12時間30分にわたる記録を Fig. 3~5 に示す。Fig. 3 は、両側後頭部の脳波のうち、delta (1 Hz 以上 4 Hz 未満) および alpha 2 (9 Hz 以上 10.5 Hz 未満) 帯域の %time (出現率) と、心拍数、呼吸数、体血圧(足背動脈圧)、肺動脈圧の平均値の経時的トレンドグラフである。この時期、原因不明の多尿がみられ、肺動脈圧が徐々に下降、体血圧もわずかな下降を示し、心拍数は増加した。そして、後頭部脳波は、delta 波 %time の明らかな増加と alpha 2 波 %time のわずかな減少を示した。ただし、心拍数がさらに増加するにつれ、脳波 %time はもとのレベルに戻った。Fig. 4, 5 は、この間の経過を左後

Fig. 3 Time-dependent trend graphs in a 64-year-old male who had an operation for ruptured anterior communicating artery aneurysm on day 1. These graphs were recorded on day 7 for 12 hours and 30 minutes, when vasospasm was shown by angiography. A, B: %times of delta waves and alpha 2 waves of left (A) and right (B) occipital EEGs. C: Mean heart rate. D: Mean respiratory rate. E: Mean systemic arterial pressure. F: Mean pulmonary arterial pressure.

頭部(O₁)の脳波を中心に、回帰直線により相関分析した結果である。Fig. 4 では、delta 波 %time が体血圧と肺動脈圧に対し負の相関を示した。一方、Fig. 5 の alpha 2 波 %time との検討では、体血圧と肺動脈圧が正の相関を示した。すなわち、原因不明の多尿により循環血液量が低下し、そのため攣縮脳血管への循環不全が生じ、脳機能低下がもたらされたものと考えられた。そして、この時期に適正な循環血液量を維持することの必要性が窺われた。

VI 考 察

1974年 Sheppard らは、心臓外科術後症例の集中治療に初めてコンピューターによる情報処理システムを導入し、種々の生体情報を自動分析して臨床に応用した¹⁵⁾。それ以後、集中治療室を中心にコンピューターによる生体情報の自動分析が行われるようになり、患者監視システムとして応用されてきた。ただし、その多くは心肺機能に関する監視システムであった。脳外科患者の集中治療における監視システムには、これら心肺機能に関する情報とともに頭蓋内情報は欠かすことができない。Schedl ら¹⁴⁾は、頭蓋内情報として頭蓋内圧に注目し、他の種々の生体情報とともにコンピューター処理を行った。しかし、基本的にはトレンド分析のみのシステムであり、頭蓋内情報としては頭蓋内圧のみであった。Greenberg ら⁷⁾は脳損傷患者の監視項目を、第1に解剖学的情報をもたらすCTスキャン、第2に脳機能を反映する brain electrical activity、第3に脳脊髄液動態・脳血流等の support system を反映する頭蓋内圧の3つに分けている。そして、頭蓋内圧とともに brain electrical activity の持続監視の重要性を述べた。しかし、心肺系の情報とともに脳機能を含めた頭蓋内情報を総合的に持続監視しうるシステムの報告はいまだ見当らない。そこで我々は、脳波を含めて監視し情報間の相関性まで検討できるシステムを開発した。臨床応用に際しこの相関性の検討は特に有用であり、脳波と相関の強いパラメータや逆に相関の少ないパラメータを知ることにより、患者管理や治療法の選択に指針を与えてくれることが少なくない。たとえば、クモ膜下出血に続発する脳血管攣縮の治療法として、hypervolemia あるいは hypertension 療法を行う場合、脳機能に有効かつ心肺機能を障害しない循環血液量や血圧を維持する必要がある。また、時期や症例によりそれらの療法が脳浮腫の増強等をもたらす、逆に脳機能障害を助長する場合も考えられる¹⁶⁾。したがって、脳機能と心肺機能を常に監視し、有効性を確認しつつ治療を進めることが必要であり、本システムの応用によりそれが可能である。

ところで、集中治療室を中心とした脳波の持続監視の代表的な方法として、Bickford ら^{2,3)}の compressed spectral

Fig. 4 Equation of regression and coefficient of regression between %time of delta waves of left occipital EEG and heart rate (A), respiratory rate (B), mean systemic arterial pressure (C), and mean pulmonary arterial pressure (D) in the patient shown in Fig. 3. The equation of regressions of Y axis toward X axis (interrupted line) and of X axis toward Y axis (solid line). γ : The coefficient of regression.

Fig. 5 Equation of regression and coefficient of regression between %time of alpha 2 waves of left occipital EEG and heart rate (A), respiratory rate (B), mean systemic arterial pressure (C), and mean pulmonary arterial pressure (D) in the patient shown in Fig. 3. The equation of regressions of Y axis toward X axis (interrupted line) and of X axis toward Y axis (solid line). γ : The coefficient of regression.

array (CSA), および Maynard ら^{12,13)}の cerebral function monitor (CFM)が報告されている。しかし、変化の判定はいずれも定性的にしかできず、統計学的な相関分析を含む定量的検討には向かない。定量的検討のためには、脳波をなんらかの方法で定量化する必要がある、この目的から我々は前述のような数値を経時的に求めた。ただし、臨床応用に当っての脳波の評価には問題が残る。その一つは、脳機能の指標として脳波の臨床的評価がいまだ十分には解明されていない点であり、ほかに脳波の持つ多くの要素を、定性的にしる定量的にしる一つの分析方法で表現することが困難である点も問題である。さらに、これまでの脳波の長時間持続監視の経験では、circadian cycleを含め変化することが多く^{14,15)}、また alpha coma^{18,19)}等の問題もある。

一般に、脳波の長時間持続監視の経験が少ない現在、脳波から脳機能を経時的に反映する要素や index を求めることは今後の課題であろう。一方、脳波を含め生体現象を持続的に記録する場合、体動や体位変換などの処置に伴う artifact の混入は避けがたい。我々のシステムでは、artifact 対策を脳波で行っており、基線から $\pm 200 \mu V$ 以上の揺れが 1 秒間以上持続した場合、その区間(25秒間)の脳波のみでなく他の生体情報すべての入力情報を棄却する。また、患者になんらかの処置を行う場合には、あらかじめ用手的に情報入力を中断できるようにした。しかし、これらにより artifact を除外しきれるとは考えられず、より嚴重な artifact 対策も検討していきたい。

以上、種々の問題点は残されているが、頭蓋内圧を含めた多くの生体情報がトレンド表示され、情報間の相関性も自動分析しうる点から、臨床的有用性は高いと考える。今後は臨床応用を積み重ねることにより、システムの改良とともに、脳波の脳機能の指標としての信頼性についても検討していきたい。

本システムの開発にあたり御協力を頂きました日本電気三栄株式会社竹之内保氏、また本論文作成にあたり御協力頂きました秋田脳研脳神経外科吉岡喜美雄、油谷敏子の両氏に深謝致します。

文 献

- 1) Begamasco B, Bergmanini L, Doriguzzi T, Fabiani D: EEG sleep patterns as a prognostic criterion in post traumatic coma. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 24: 374-377, 1968
- 2) Bickford RG, Billinger TW, Sims J, Stewart L, Hoffman R: EEG monitoring techniques in the diagnosis of irreversible coma. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 31: 295-296, 1971
- 3) Bickford RC, Fleming NI, Billinger TW: Compression of EEG data by isometric power spectral plots. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 31: 632, 1971
- 4) Bricolo A, Turazzi S, Faccioli F, Odorizzi F, Sciarretta G, Erculiani P: Clinical application of compressed spectral array in long term EEG monitoring of comatose patients. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 45: 211-225, 1978
- 5) Chatrian GE, White LE Jr, Daly D: Electroencephalographic patterns resembling those of sleep in certain comatose states after injuries to the head. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 15: 272-280, 1963
- 6) Ciongoli AK, Poser CM: Pulmonary edema secondary to subarachnoid hemorrhage. *Neurology (Minneapolis)* 22: 867-870, 1972
- 7) Greenberg RP, Ward JD, Lutz H, Miller JD, Becker DP: Advanced monitoring of the brain, in Grenvik A, Safar P (eds): *Brain Failure and Resuscitation*. New York, Churchill Livingstone, 1981, pp 67-90
- 8) Hughes JR, Cayaffa J, Leestma J, Mizuna Y: Alerting "waking" and "sleep" EEG patterns in a deeply comatose patients. *Clin Electroencephalogr* 3: 86-93, 1972
- 9) Kassell NF, Peerless SJ, Durward QJ, Beck DW, Drake CG, Adams HP: Neurological deterioration from cerebral vasospasm: Treatment with induced arterial hypertension, in Wilkins RH (ed): *Cerebral Arterial Spasm*. Baltimore, Williams & Wilkins, 1980, pp 665-672
- 10) Kosnik GW, Hunt WE: Postoperative hypertension in the management of patients with intracranial aneurysms. *J Neurosurg* 45: 148-154, 1976
- 11) Lavy S, Yaar I, Melamed E, Stern S: The effect of acute stroke on cardiac functions as observed in an intensive stroke care unit. *Stroke* 5: 775-780, 1974
- 12) Maynard DE: Development of the CFM: The cerebral function analysing monitor (CFAM). *Ann Anesthesiol Fr* 3: 253-255, 1979
- 13) Maynard DE, Prior PF, Scott DF: A continuous monitoring device for cerebral activity. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 27: 672-673, 1969
- 14) Schedl R, Benzer H, Fasol P, Mutz N, Sebek W, Spangler H, Strickner M: Computerized monitoring of ICP, in Ishii S, Nagai H, Brock M (eds): *Intracranial Pressure V*. Tokyo, Springer, 1983, pp 145-149
- 15) Sheppard LC, Kirklin JW: Cardiac surgical intensive care computer system. *Fed Proc* 33: 2326-2328, 1974
- 16) Suzuki A, Yasui N, Ito Z: Brain dysfunction following vasospasm evaluated by somatosensory evoked potentials. *Acta Neurochir (Wien)* 63: 53-58, 1982
- 17) 鈴木明文, 安井信之, 吉岡喜美雄, 竹之内保, 西牟田啓: 波形認識法による脳波周波数二次元表示. 臨脳波 26: 652-658, 1984
- 18) Westpreland BF, Klass DW, Sharbrough FW, Reagan TJ: Alpha coma: Electroencephalographic, clinical, pathologic and etiologic correlations. *Arch Neurol* 32: 713-718, 1975
- 19) Yamada T, Stevland N, Kimura J: Alpha pattern coma in a 2 year old child. *Arch Neurol* 36: 225-227, 1979

〔別刷請求先: 〒010 秋田市千秋久保田町6-10, 秋田県立脳血管研究センター脳神経外科, 鈴木明文〕