

## 生体情報処理

——特に時系列情報の処理について——\*

吉川 昭\*\*

### 1. まえがき

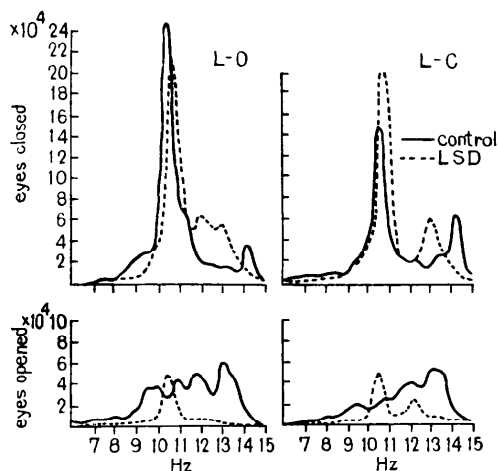
一口に生体情報と言ってもその種類は雑多であり、いわゆるアナログ情報だけに限っても、脳波、筋電図、神経インパルス、心電図、心音図、脈波、眼球運動、呼吸曲線等々枚挙にいとまがなく、少ない紙面でこれらを個別に論ずることは不可能に近い。そこで代表的処理技術をあげ、その生体情報処理への応用を述べるという形で論ずることとする。

### 2. 代表的処理技術

#### 2.1 スペクトル分析

一般に生体情報は多かれ少なかれ確率的要素を含み、確率過程として取扱える場合が少なくない。確率過程の分析法で最も一般的なものにはスペクトル分析(あるいは相関分析)であろう。生体情報におけるスペクトル分析は脳波分析においてすでに1930年代から行われており<sup>1)</sup>、最近のFFT (Fast Fourier Transform) 技術の進歩によりますます盛んになっている。

図-1<sup>2)</sup>は正常成人の幻覚剤投与前後の脳波のパワ・スペクトルを左後頭(L-O)及び左中心(L-C)の各部位から誘導された脳波について示したものである。幻覚剤は一般に $\alpha$ 波(10 Hz 近傍の比較的規則的なリズム)の周波数を高い方へ移動させるがこの例でもその傾向が認められる。図-1で示されているのは1つの情報源のもつエネルギーのスペクトル分布を示すいわゆる自己パワ・スペクトルと呼ばれるものであるが、異なる2つの情報源が共有するエネルギーのスペクトル分布を見るためには相互パワ・スペクトルを調べなければならない。また相互パワ・スペクトルを各自自己パワ・スペクトルで規準化したものはコヒーレンスと呼ば



LSD-25. 正常成人.  $T=52.43$  sec.  $\Delta f=0.2$  Hz 上段は閉眼安静時のもの、下段は閉眼安静時のもの、左列は左後頭、右列は左中心からの記録による。実線はいずれも LSD 投与前のもの、点線は約 1 r/kg の LSD 投与後約 2 時間のもの、LSD の効果は自覚幻覚の閾値以下で、若干の錯視体験がある程度である。

図-1 脳波のパワ・スペクトル<sup>2)</sup>

れ、周波数軸上での相関の強さを表現するものとしてよく用いられる。またこのコヒーレンスはいわゆる Shannon の相互情報量と密接な関係があり興味深いものである。図-2<sup>3)</sup>は正常成人の脳波(30秒)の自己パワ・スペクトル(分解能 0.5 Hz)とコヒーレンス(分解能 0.33 Hz)を示したもので、上段が6つの部位から誘導された脳波の自己パワ・スペクトル、下段が後頭(6)を基準としたときの各コヒーレンスの振幅を示してある。等高線図は測定値を補間して得られたもので0~1の間を5段階レベルで分割し、陰影が濃いほど高いレベルを示す。一般に $\alpha$ 波(10 Hz 近傍)は後頭部で顕著に出現するが、図に示されたコヒーレンス等高線図から、この後頭部 $\alpha$ 波が距離の離れた前頭部と高い相関を示すのが注目される。図-3<sup>4)</sup>は成人の上腕二頭筋の単一神経筋

\* Biomedical Information Processing by Sho KIKKAWA (Heart Institute of Japan, Tokyo Women's Medical College)

\*\* 東京女子医科大学附属日本心臓血圧研究所理療外科

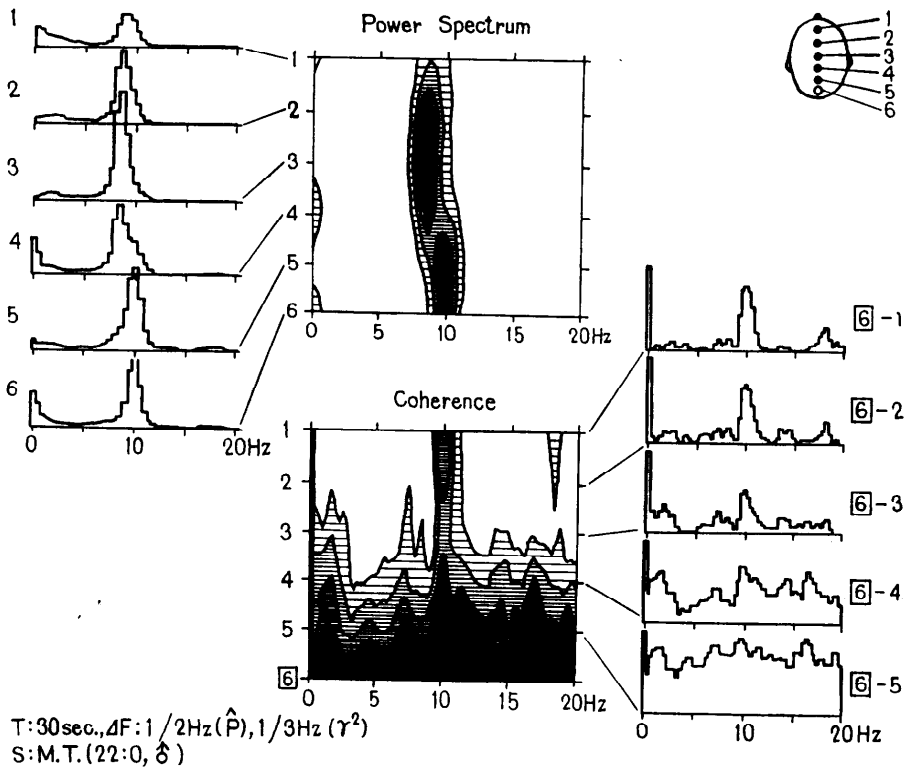
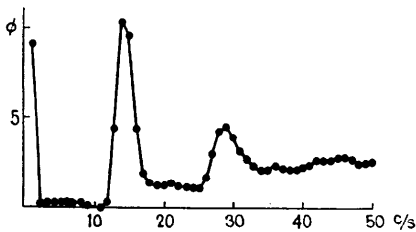
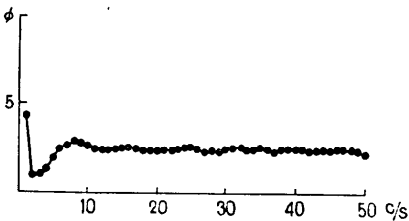


図-2 自己パワ・スペクトルとコヒーレンス<sup>6)</sup>



a) 固縮型 Parkinson病



b) Unverricht病

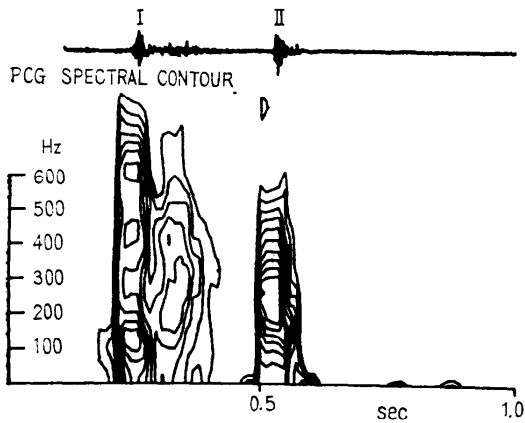
図-3 NMU インパルス列のパワ・スペクトル<sup>6)</sup>

単位 (NMU) から発射されたインパルス列の自己パワ・スペクトルを示したもので、a) は固縮型 Parkinson 病患者、b) は Unverricht 病患者を示す。a) は顕著な周期成分の存在を示すのに対し、b) はほとんど周期性がなくランダムな発射パターンを示すことがわかる。

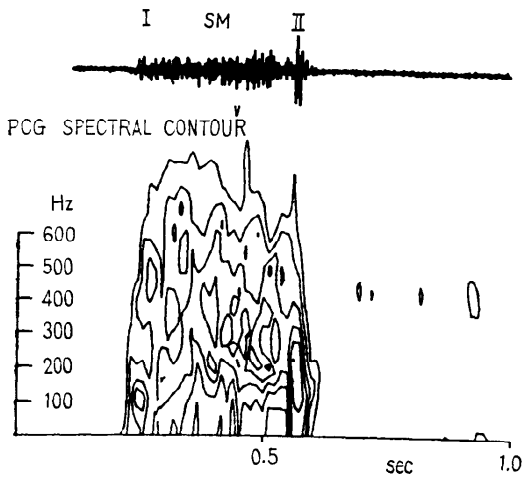
筋電図処理関係では最近、体表面筋電図から NMU 発射パルスの波形やインパルス密度に関する情報を得ようとする研究が行われており<sup>6)-7)</sup>、処理技術の理論としても医学応用としても興味深い、紙面の都合上割愛する。

### 2.2 自己回帰分析

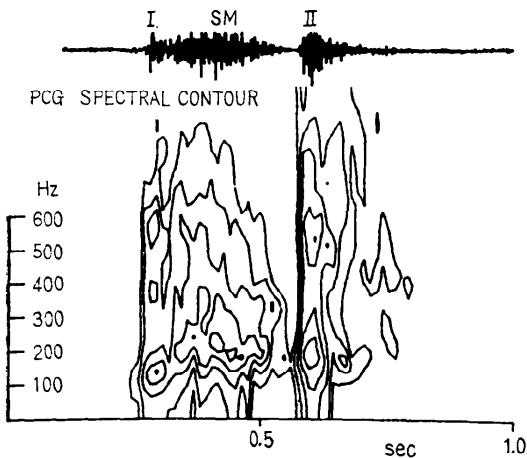
観測される生体情報を白色雑音に駆動された線形システムの出力と見做し、そのシステムのパラメータを同定する問題は興味深い。自己回帰分析はこのような立場に立つものである。この分析法はシステムのパラメータが同定されるとただちに、その観測された生体情報のパワ・スペクトルが求まることより、スペクトル分析の一種と見做せる。図-4<sup>8)</sup> (次頁参照) は自己回帰分析により心音のパワ・スペクトルを求め等高線



(a) 正常例



(b) MI (僧帽弁閉鎖不全症)



(c) ASI (大動脈弁狭窄症及び閉鎖不全症)

図-4 心音のスペクトルコンタ

図を描いたものである。横軸は時間 (sec), 縦軸は周波数 (Hz) で, 各等高線の間隔は 5 db である。a~c の図とも I 音, II 音位置で 100~300 Hz の周波数のピークが現われており, I 音, II 音に含まれている低周波成分がよくとらえられていることがわかる。収縮期雑音 SM についてみると MI の SM は一般的な広帯域スペクトルを有するのに対し, ASI の SM は 200 Hz 付近にピークが連なっているのが特徴的である。

脳波分析においても最近自己回帰分析は多く試みられているがここでは 1, 2 の文献を記すにとどめる。(文献 9), 10))

### 2.3 エントロピー解析

2.1 でも一言触れたように Shannon の情報量 (エントロピー) は相関関数, パワ・スペクトルと密接な関係にあり, 情報理論は有力な生体情報解析法となり得る。例えば神経インパルスの間隔列をマルコフ過程と見做したときの次数推定に条件付情報量は有効である<sup>12), 13)</sup>, 図-5<sup>13)</sup> (次頁参照) は網膜神経回路の視索線維のインパルス列のマルコフ性について調べたもので縦軸  $\Delta D_i$  ( $i=1\sim 5$ ) は  $i$  次のマルコフ性での従属性の度合を示す尺度, 横軸は光刺激の強度と視索線維の閾値との比を示している。実験は成猫を用いて行われ, on-center 型受容野の中心部を光点刺激 (各強度毎に 5 回ずつ) したときの X, Y 型線維の発射について調べられている。図中の各刺激強度に対応して記してある 5 本の縦棒が  $\Delta D_i$  を示し, 実線で結ばれた○印はそのときのインパルス頻度である。図からわかるように X 型視索線維においては単純マルコフ性を示す  $\Delta D_i$  が刺激強度とともに変化し, それはインパルス頻度の変化とよく対応している。一方同じ X 型線維でも 2~5 次のマルコフ性の示標である  $\Delta D_i$  ( $i=2\sim 5$ ) 及び Y 型視索線維の  $\Delta D_i$  ( $i=1\sim 5$ ) は刺激強度とは無関係にほとんど誤差レベル内ではばらついている。これらの事実は神経線維の符号化方式とも関連し興味深い。

Shannon の情報量はあいまい度とも呼ばれており, これを利用して心電図中の各波 (P, QRS, T) の区分点を決定しようとする試みもある<sup>14)</sup>。これは, 各波の境界においては何らかの形で境界の前後の性質が異なっており, その点で前後の性質のあいまいさが極小となるという考えに基づくものである。図-6<sup>14)</sup> (次頁参照) は適当に汙波された心電図の振幅の絶対値の和を前後のパラメータ (性質) とし, そのときの計算されたあいまい度から求められた結果である。上段はあいまい

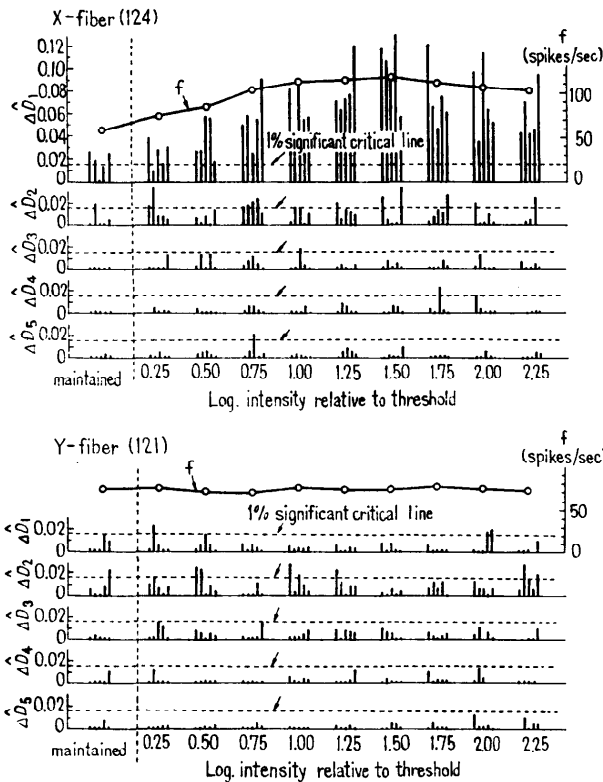
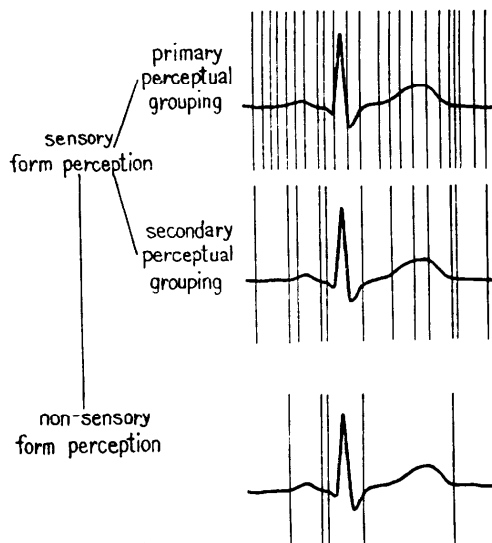


図-5 視索線維活動のマルコフ性<sup>13)</sup>



The vertical lines show the results of each perception phase

図-6 エントロピー関数による心電図区分点認識<sup>14)</sup>

度が極小となる点を区分点の候補点としたもの、中段はこの区分点により分割された各セグメントを適当な

基準で統合したもの、下段はさらに各波 (P, QRS, T) の特徴を考慮して統合し、最終的な区分点としたものである。視覚的に決定される各波の境界点とよく一致しており興味深い。

先に述べたように Shannon の情報量は観測データの相互依存関係を表現しているが、そのままでは相互依存の因果関係についての情報はもたらさない。そこで、Shannon の情報量を時間的因果関係が保存される形に分解し、情報の流れの方向と大きさを明らかにする理論が提案されている<sup>15), 16)</sup>。図-7<sup>16)</sup> (次頁参照) はこの理論を脳波解析に応用したもので正常成人の左側後頭と左側中心から観測された閉眼安静時の脳波を処理し、各方向に流れる情報量 (bit/sec) を調べたものである。主として後頭から中心へ向けて 10~30 ms の遅れで情報が流れていることがわかる。一方同じデータを用いて相互相関関係を求めてみると、中心の脳波の位相が後頭の脳波のそれより進んでいるという結果が得られており、エントロピー解析と一見矛盾する。しかし、フィードバックが存在するシステムでは情報の流れの向きと相互相関関数から求まる位相

とが必ずしも一致しないことが理論的に証明されており、実際このデータはその一例と考えてよい根拠がある。それは、普通、閉眼安静時に現われる  $\alpha$  波は後頭近くに発生源を持つと考えられており、従って後頭から中心へ情報が流れていると考えるのは極めて自然なことである。むしろ従来は相関関数の結果を如何に解釈すべきかが問題になっており、これに一つの解決を与えるものと期待される。

2.4 バイスpekトル分析

バイスペクトル<sup>17)</sup>は確率過程の統計的 3 次モーメント関数であり、パワ・スペクトルが振幅の二乗エネルギーに対応するものであるのに対し、位相に関する情報を提供する。従って雑音に埋もれた信号波形の同定<sup>18), 19)</sup>や、雑音に埋もれた高調波成分を含む周期信号の解析<sup>20)</sup>に用いられる。定常過程のパワ・スペクトルは一次元の周波数軸上の関数であるが、バイスペクトルは 2 次元周波数平面上の関数になる。図-8<sup>20)</sup> (次頁参照) は正常成人の後頭部左右対称部位から導出した脳波の  $\alpha$  波 (10 Hz 近傍) の高調波と  $\beta$  波 (20 Hz 近傍) との関係を調べたものである。(a) はパワ・スペ

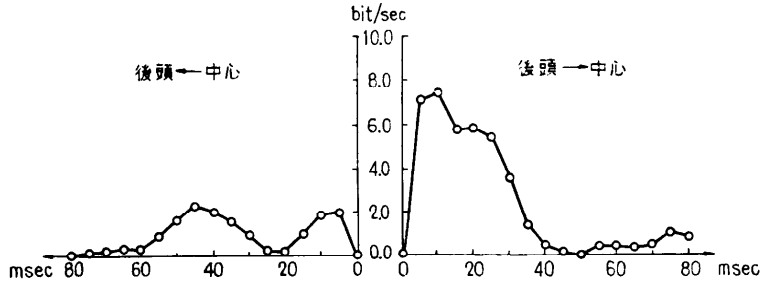


図-7 閉眼安静時脳波における情報の流れの時間構造<sup>19)</sup> (自己回帰次数 29)

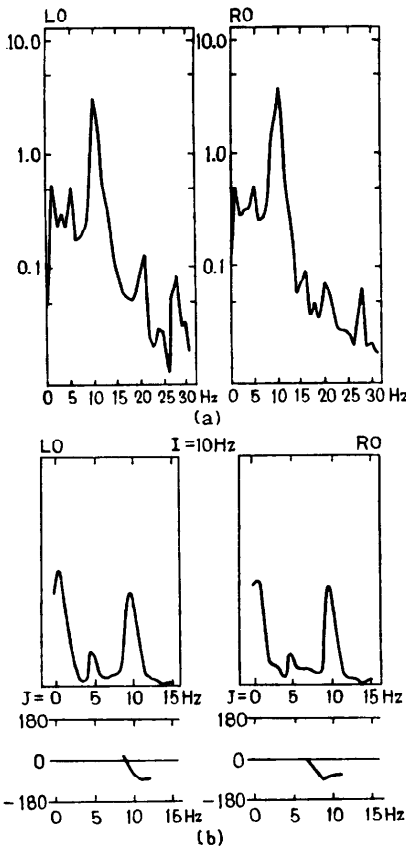


図-8 正常成人後頭部左右対称部位から導出した脳波のスペクトル(a)とバイスペクトル  $b(m, n)$  の  $m=10$  Hz での断面図(b)。振幅項と位相項を示す<sup>20)</sup>。

クトルで、左右とも 10 Hz と 20 Hz 近くにピークが見られる。この2つのピークの間で固定した位相関係があるときバイスペクトルはピークを持つことが知られている。図(b)は周波数平面を決める2つの軸  $f_1, f_2$  の  $f_1=I=10$  Hz で切断したバイスペクトルの断

面を示したもので、 $f_2=J=10$  Hz ( $f_1+f_2=20$  Hz) の所に明らかなピークがあり、結局  $\alpha$  波と  $\beta$  波との間に基本波と高調波との関係が認められる。またその位相は  $-60 \sim -70$  度である。

### 3. マイクロプロセッサの利用

マイクロプロセッサの医学応用への期待は大きく、すでに応用例もかなりある。ここでは Harvard-M. I. T. 共同の Biomedical Engineering Center for Clinical Instrumentation で行われているマイクロプロセッサを利用した医用機器の開発研究<sup>21)</sup>を簡単に紹介する。この研究開発グループは4つのプロジェクトからなっている。

まずその一つは、心電図不整脈を実時間で解析する可搬型システムの開発を行っている。従来の心電図(ECG)の可搬型記録システムは動作中の患者のデータ収集を可能にしたが、マイクロプロセッサの利用によりそれを可搬型の実時間解析システムにまですることができ。しかも、患者のデータや言葉を受動的に受け入れるだけでなく、たとえば薬を飲むように指示するというような種々の指令を出すことができる。

2番目のプロジェクトはめまいなどを訴える患者の検査装置の開発で、その一つは垂直及び水平眼球運動を解析するシステムである。他の一つは、可動な台の上に患者を立たせ、それを種々なプログラムに従って動かしたときの体の動揺、トルク、筋電図を解析するシステムで、マイクロプロセッサは、検査の制御と解析部分を受け持つ。

3番目は肺機能検査システムで、全身プレステモグラフィと、呼吸ガス分析を行う。マイクロプロセッサは装置の操作制御を受け持つこと、使用者が用いたい波形を選べるようにすること、選ばれた信号をAD変換すること、指示された計算を行うこと、及び各サブユニットから最終的計算に必要な情報を集めそれを出

力すること等を受け持つ。

4 番目は組織灌流を連続モニタする熱拡散プローブシステムで、マイクロプロセッサによりオンラインで血流量 (cc/min/100 cctissue) が計算され出力され、臨床応用が可能である。

上記4つのプロジェクトはまだ完全な実用段階には達していない模様である<sup>21)</sup>が、他の研究機関やメーカーで実用化されたシステムももちろんある。たとえば運動負荷中の心電図を分析するシステム (Marquette Electronics, CASE-computer assisted system for exercise), 呼吸計測システム (Puritan-Bennett Corporation) 及び Intel 8080 8 bit マイクロプロセッサを用いた Veterans Administration Hospital (San Diego, Calif.) の生物医学用コンピュータシステム等は既に完成し売り出されている。

また、昨年カナダで行われた第 11 回医用生体工学国際会議でもマイクロプロセッサ応用のセッションが設けられいくつかの応用例が報告されている<sup>22)</sup>。

#### 4. む す び

ここで取り上げたものは生体情報処理技術の中でも基本的なものである。しかしこれらは実際用いられている技術全体からみればほんの一部でもあり、その点片手落ちの感はぬぐえない。特に、種々のフィルタ理論、信号検出、パターン認識の理論について触れ得なかったのは残念である。また心電図処理のように自動診断が実用化している分野においては基本的処理技術とは別に、実用化にあたっての数限りない努力がはらわれており、それらを一つ一つ述べることは不可能である。文献 23) はこの努力を概観するのに参考になるであろう。最後に最近急速に普及してきたマイクロコンピュータの利用について触れた。マイクロコンピュータは処理技術の基本理論そのものに大きな影響を及ぼすものではないと思われるが、処理技術の実現段階でその期待されるところは大きい。最後に貴重なデータを御提供いただいた研究者の方々に深謝する。

#### 参 考 文 献

- 1) A. M. Grass & A. F. Gibbs: Fourier Transform of the Electroencephalogram, *J. Neurophysiol.*, Vol. 1, pp. 521~526, (1938)
- 2) 斎藤, 吉川: 脳波の時系列解析と計量診断, 高橋, 宮原(編著): 臨床診断とコンピュータ, 産業図書, pp. 213~273, (1972)
- 3) K. Suhara, H. Suzuki, M. Samesima & N.

- Furuta: An Attempt of Tridimensional Display Concerning the Correlation among Multichannel EEG, *Digest of 10th International Conference on Med. & Biol. Engng.*, 1973, Dresden, p. 365
- 4) 斎藤, 吉川: 脳波・筋電図の情報処理と自動診断, 脳波と筋電図, Vol. 3, No. 3, pp. 183~216, (1975)
- 5) 鮫島, 寿原: 脳波・誘発電位・筋電図における情報処理 (B)——NMU 活動の経皮的推定に関する基礎的検討——, 文部省科学研究費補助金特定研究「生体の制御情報システム」研究論文, No. 115, (1976)
- 6) 八名: 神経筋単位の統計的解析, 早稲田大学大学院理工学研究科修士論文, (1975)
- 7) 八名, 斎藤: 筋集合電位の確率モデル, 医用電子と生体工学, Vol. 15, No. 3, (1977, 掲載予定)
- 8) 岩田, 石井, 鈴木, 池谷: 生体時系列信号の処理について, 電子通信学会技術研究報告 EA 76-28, pp. 1~8, (1976)
- 9) L. H. Zetterberg: Experience with Analysis and Simulation of EEG Signals with Parametric Description of Spectra, P. Kellaway & I. Petersen: *Automation of Clinical Electroencephalography*, Raven Press, N. Y., (1973)
- 10) 佐藤: 脳波の自己回帰解析, 神経研究の進歩, Vol. 19, No. 6, pp. 1061~1074, (1975)
- 11) C. E. Shannon: A Mathematical Theory of Communication, *Bell Syst. tech. J.*, Vol. 27, pp. 379~423, 623~652, (1948)
- 12) H. Nakahama, N. Ishii, M. Yamamoto & H. Fujii: Markov Process of Maintained Impulse Activity in Central Single Neurons, *Kybernetik*, Vol. 11, pp. 61~72, (1972)
- 13) H. Nakahama, M. Yamamoto, H. Fujii, K. Aya & Y. Tani: Dependency Representing Markov Properties of Spike Trains Recorded from Central Single Neurons, *Tohoku J. exp. Med.* Vol. 122, in press, (1977)
- 14) 中村, 野村, 深町: コンピュータによる心電図計測, 医用電子と生体工学, Vol. 15, No. 3, (1977, 掲載予定)
- 15) H. Marko: The Bidirectional Communication Theory—a Generalization of Information Theory, *IEEE Trans.* Vol. COM-21, pp. 1345~1351, (1973)
- 16) 宮川, 原島, 神竹: 時系列における情報の流れの理論とその生体情報解析への応用, 文部省科学研究費補助金特定研究「生体の制御情報システム」研究論文, No. 106, (1977)
- 17) K. Hasselman, W. Munk & G. MacDonald: *Bispectra of Ocean Waves*, M. Rosenblatt: *Time Series Analysis*, John Wiley & Sons, Inc., N. Y., (1963)

- 18) 吉川: スペクトル関数による非同期未知信号の同定(1), (2), 昭和51年度電子通信学会総合全国大会論文集, p. 1059, 1060, (1976)
- 19) 村田, 小原: 2種未知信号の分離・同定, 電子通信学会論文誌, Vol. J 60-D, No. 1, pp. 80~81, (1977)
- 20) 館, 高谷: バイスpekトルによる $\alpha$ 波波形の解析, 医用電子と生体工学, Vol. 11, No. 4, pp. 44~52, (1973)
- 21) R. K. Jurgen: Software (and Hardware) for the 'Medics', IEEE Spectrum, Vol. 13, No. 4, pp. 40~43 (1976)
- 22) N. D. Durie: Digest of Papers, Session No. 41, 11th International Conference on Med. & Biol. Engng, (1976)
- 23) CHR. Zywiets, B. Schneider: Computer Application on ECG and VCG Analysis, Proceedings of the 2nd IFIP TC-4 Working Conference on Computer Application on ECG and VCG Analysis, —Hannover, 11~14 October, 1971—North-Holland Publishing Company, Amsterdam-London, (1973)

(昭和52年3月16日受付)

(昭和52年4月7日再受付)

---