

## 第4章

### 多次元有向情報量

脳波は頭皮上の多数点で複数の時系列信号を容易に、かつ同時に計測することが可能である。そのため、これらの信号を個々に解析するよりも多次元時系列として同時に扱い、各信号間の相互関係を調べることにより、内部機構の情報が得られる可能性が大きくなる。有向情報量解析を、この頭皮上の多数部位間における情報の流れを調べる手段として用いることが考えられるが、2.2.2節で述べた従来の有向情報量解析法は、対象とする2系列間のみの関係について行うものである。そのため、頭皮上の3つ以上の脳波系列の関係を2系列ずつ組み合わせて解析し、その結果を統合して全体の様子を調べるという方法を用いた報告がいくつかなされている<sup>[28]~[32]</sup>。しかし、対象とする2系列間にしか相関関係がない場合、従来の有向情報量解析法でも相互相関関数を用いた解析では不可能な因果性解析を行うことができるが、3個以上の系列間が相互に関連している場合の因果関係を調べるには不十分である。

本章では、得られたすべての系列を考慮に入れた上で、任意の2系列間の因果性を解析することが可能な多次元有向情報量解析法を提案する<sup>[19][33]~[35]</sup>。そして、模擬時系列を用いたシミュレーションによりその有効性を確認し、さらに実脳波の解析に応用した。

本論文では第3章にて、多チャンネル脳波の因果性解析法の一つである多次元有向コヒーレンス解析法について述べた。この多次元有向コヒーレンス解析法は、特定の周波数成分ごとに情報の伝搬方向・伝搬量の評価を行う。それに対し、多次元有向情報量解析法は、多次元時系列間の情報の伝搬方向・伝搬量を知ることができるだけでなく、伝搬時間の評価も行うことができる。多次元有向コヒーレンス解析法でも情報の伝搬時間を求めることが可能であるが、注目する周波数成分の伝搬時間がその半波長を超える場合には、伝搬時間の評価を行うことができない。多次元有向コヒーレンス解析では、位相差から伝搬時間を推定しているの

でそのような限界がある。加えて、多次元有向コヒーレンス解析法における情報の伝搬量は相関値として表現されているので、それは相対的な値でしかない。それに対し、多次元有向情報量解析で得られる情報の伝搬量は、単位 bit によって絶対量として表される。また、多次元有向情報量解析は時系列の生成過程にフィードバック構造をもつ場合にも正確に情報の伝搬の様子を知ることができる。

脳波解析の分野において、非常に複雑な構造と機能をもつ脳から  $\alpha$  波などの比較的単純な波形で規則正しいリズムがいかにして発生するかという問題について、様々な説がある[113]~[115]。脳波のリズム発生の学説としては、脳波のリズムを1個のニューロンの興奮に求めず、多数のニューロン群に発生するスパイク発射（発火）に求められた。すなわちスパイク電位の同期説、さらに複雑なニューロン回路網をスパイクが巡回することによってリズムが形成されるという巡回説などが知られている。特にこの巡回説について、これは大脳皮質内あるいは皮質と視床間に存在する多数のニューロン連鎖からなる閉回路と通って、各ニューロンで発生するスパイク電位が巡回するという考え方である。その際、脳波のリズムは一定の閉回路内における一巡時間として形成される。一巡時間は閉回路中の神経の伝導およびシナプス伝達に要する時間の総和によって規制されるというものである。

この説に限らず、脳波発生メカニズムを説明する学説には、脳波発生過程に信号のフィードバック構造や巡回回路構造の存在を仮定するものがある。それが事実であるならば、先に述べた多次元有向コヒーレンス解析法ではそのような構造を発見することは難しい。しかし、多次元有向情報量解析法を用いることにより、少なくともそれら複雑な構造の存在を示唆する結果を得ることが可能である。

#### 4. 1 多次元有向情報量の導出

2 系列間で流れた情報量（有向情報量）の計算法は第2章に示した。しかし、3 系列以上の関係について調べる場合、従来法を全系列中の2系列ずつのすべての組み合わせに対して適用しても、それは一般に誤った解析結果となる。

そこで、本節では計測されたすべての時系列を考慮した上で、その中の任意の2系列間の有向情報量を導出する。つまり、片方を情報の流出元、もう一方を情報の流入先とするある2系列間の関係について調べる際に、その2系列に影響を及ぼしているその他の系列の存在を考慮し、その影響を取り除く。

まず、 $N$  個の時系列  $X, Y, Z_1, Z_2, \dots, Z_{N-2}$  を考える。ただし、表記の簡略化のため、

$Z_1, Z_2, \dots, Z_{N-2}$  を  $Z^{(all)}$  と記述する。そして、この  $N$  を本手法において解析次数と呼ぶこととする。

このうち  $X, Y$  の関係において、時刻  $k$  に初めて時系列  $X$  で発生した情報が時刻  $k+m$  の  $Y$  に伝搬した量を求める (図 4.1)。その際に、その情報が時刻  $k$  の  $Y, Z^{(all)}$  および時刻  $k$  より過去の  $X, Y, Z^{(all)}$  に含まれていないという条件をつける。ここで  $Z^{(all)}$  を考慮することにより、情報の流出元・流出先の 2 系列以外からの影響を取り除くことができる。

これもまた条件付き相互情報量として式(4.1)のように表すことができる。これは図 4.1 の斜線部分を求めていることになる。

$$\begin{aligned}
 & I(x_k \rightarrow y_{k+m} \mid X^P Y^P Z^{(all)P} y_k z_k^{(all)}) \\
 &= I(x_k; y_{k+m} \mid X^P Y^P Z^{(all)P} y_k z_k^{(all)}) \\
 &= H(X^P Y^P Z^{(all)P} x_k y_k z_k^{(all)}) + H(X^P Y^P Z^{(all)P} y_k z_k^{(all)} y_{k+m}) \\
 &\quad - H(X^P Y^P Z^{(all)P} y_k z_k^{(all)}) - H(X^P Y^P Z^{(all)P} x_k y_k z_k^{(all)} y_{k+m})
 \end{aligned} \tag{4.1}$$

ここで、2.2.3 節に示した定理 1 を用いて、同様に式(4.2)を得ることができる。

$$\begin{aligned}
 & I(x_k \rightarrow y_{k+m} \mid X^P Y^P Z^{(all)P} y_k z_k^{(all)}) \\
 &= \frac{1}{2} \log \frac{|R(X^P Y^P Z^{(all)P} x_k y_k z_k^{(all)})| \cdot |R(X^P Y^P Z^{(all)P} y_k z_k^{(all)} y_{k+m})|}{|R(X^P Y^P Z^{(all)P} y_k z_k^{(all)})| \cdot |R(X^P Y^P Z^{(all)P} x_k y_k z_k^{(all)} y_{k+m})|}
 \end{aligned} \tag{4.2}$$

ただしここでの表記上、小文字はある時系列中のある時刻における瞬間の値を表し、大文字はある時刻の近傍でいくらかの時間幅をもつ範囲を表すものとする。その表現方法を用いて、式(4.1)をさらに一般化して次の式(4.3)を得ることができる。

$$\begin{aligned}
 & I(X_k^\alpha \rightarrow Y_{k+m}^\beta \mid X^P Y^P Z^{(all)P} Y_k^\alpha Z_k^{(all)\alpha}) \\
 &= I(X_k^\alpha; Y_{k+m}^\beta \mid X^P Y^P Z^{(all)P} Y_k^\alpha Z_k^{(all)\alpha}) \\
 &= H(X^P Y^P Z^{(all)P} X_k^\alpha Y_k^\alpha Z_k^{(all)\alpha}) + H(X^P Y^P Z^{(all)P} Y_k^\alpha Z_k^{(all)\alpha} Y_{k+m}^\beta) \\
 &\quad - H(X^P Y^P Z^{(all)P} Y_k^\alpha Z_k^{(all)\alpha}) - H(X^P Y^P Z^{(all)P} X_k^\alpha Y_k^\alpha Z_k^{(all)\alpha} Y_{k+m}^\beta)
 \end{aligned} \tag{4.3}$$

ただし、本研究にて行ったシミュレーションおよび実脳波解析では、多次元有向情報量の基本的な特性を調べることを目的としていることから、式(4.3)において  $\alpha=1, \beta=1$  として解析を行った。

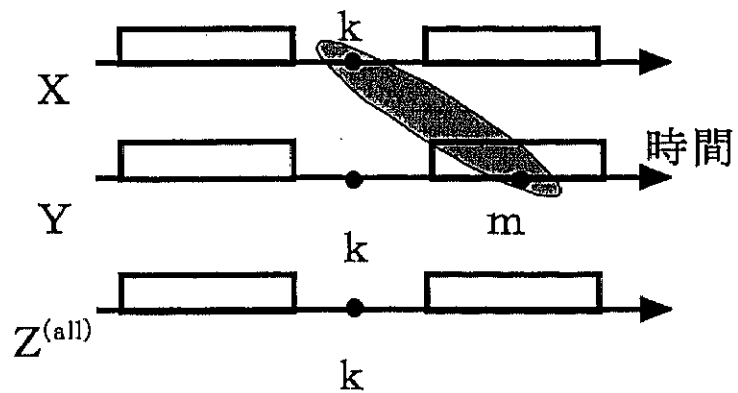


図 4.1 : 多次元有向情報量概念図

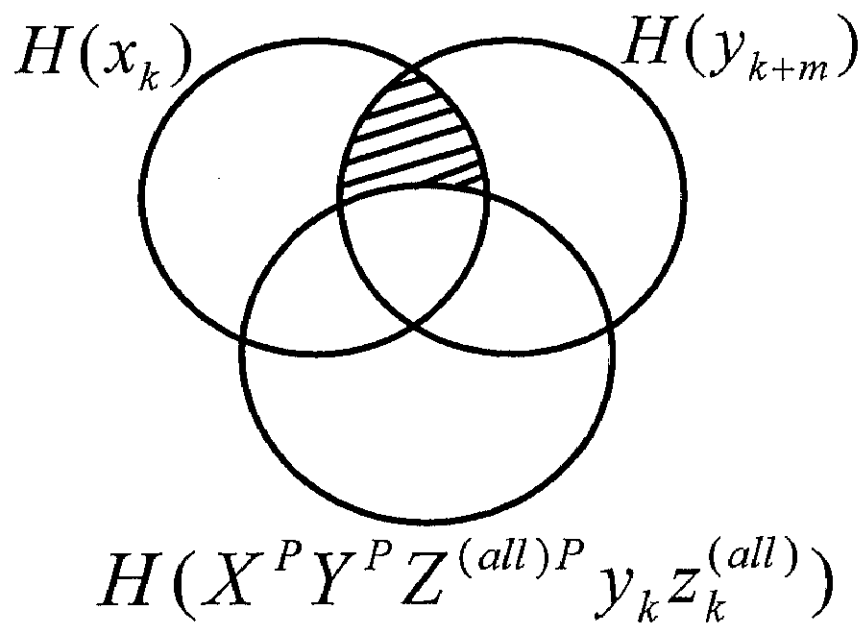


図 4.2 : 多次元有向情報量とエントロピーの関係

## 4. 2 模擬系列の解析

### 4. 2. 1 データ概要

多次元有向情報量解析の有効性を確かめるために、人工的に発生させた時系列の解析を行った。4個の時系列 A,B,C,D を発生させるモデル（図 4.3）を用いた。四角で囲まれた数字は時間遅れ(ms)を表し、それを含まない経路については時間遅れなしに信号が伝達するものとする。黒丸は分岐点で、同じ信号が各方向に伝達していく。楕円で囲まれた数字は減衰係数を表し、これを通過する信号にはその振幅にその係数がかけられる。白丸では、信号が足し合わされる。黒丸・白丸のない交差点では、信号の分岐・合流なしに、折れることなく直線の方に信号が伝達する。また、時系列 A,B,C,D を頭皮上で観測される脳波として考えると、A,B,C,D は電極から得られる脳波（電位変化）、図 4.3 中の信号源 SA,SB,SC,SD は各電極の近傍に存在することを仮定している。信号源 SA,SB,SC,SD は、次節の実脳波解析で用いた脳波データを AR モデルで近似し、それを4個の独立なガウス信号（平均値0, 分散1）でドライブさせて生成した。信号源 SA,SB,SC,SD のパワースペクトルを図に示す。AR 係数推定に用いた脳波データは、4. 3 節で使用した健常者1の O2 電極のデータであり、AR モデルの次数は AIC（赤池情報量基準）により 26 次を定めた。信号源 SA,SB,SC,SD を生成する AR モデルは、中心周波数 10Hz、サンプリング周波数 200Hz の  $\alpha$  波を模している。そのため、信号源 SA,SB,SC,SD から生成される時系列 A,B,C,D は、そのサンプリング間隔を 5ms として観測した擬似脳波と考えることができる。以降、時系列 A,B,C,D のサンプル点間隔を 5ms として考察を行う。データは、発生させた各模擬時系列において、1 区間を 140ms ( $P=60\text{ms}$ (30 サンプル点),  $M=80\text{ms}$ (40 サンプル点)) として、重複しないように別々の場所から 1000 区間切り取って使用した。

また、本シミュレーションで用いたモデル（図 4.3）は、次の基本構造を含む。

- ① 1 個の信号源から複数の計測点への信号伝達経路が存在する構造 (SB→A, SB→C, SB→D)。ただし、それぞれの経路において、情報の伝搬時間に差が設けられている。
- ② 複数の信号源から 1 個の計測点への信号伝達経路が存在する構造 (SA→B, AC→B)。ただし、それぞれの経路において、情報の伝搬時間に差が設けられている。

③ 2 個の信号源とそれらに対応する計測点（それらの最も近傍に位置する計測点）の間に、双方向信号伝達経路が存在する構造（ $SA \rightarrow B, SB \rightarrow A$ ）。

④ 2 個の信号源とそれらに対応する計測点（それらの最も近傍に位置する計測点）の間に、双方向信号伝達経路が存在し、かつ、一度伝達した信号がフィードバックされる構造（ $SB \rightarrow C, SC \rightarrow B$ ）。

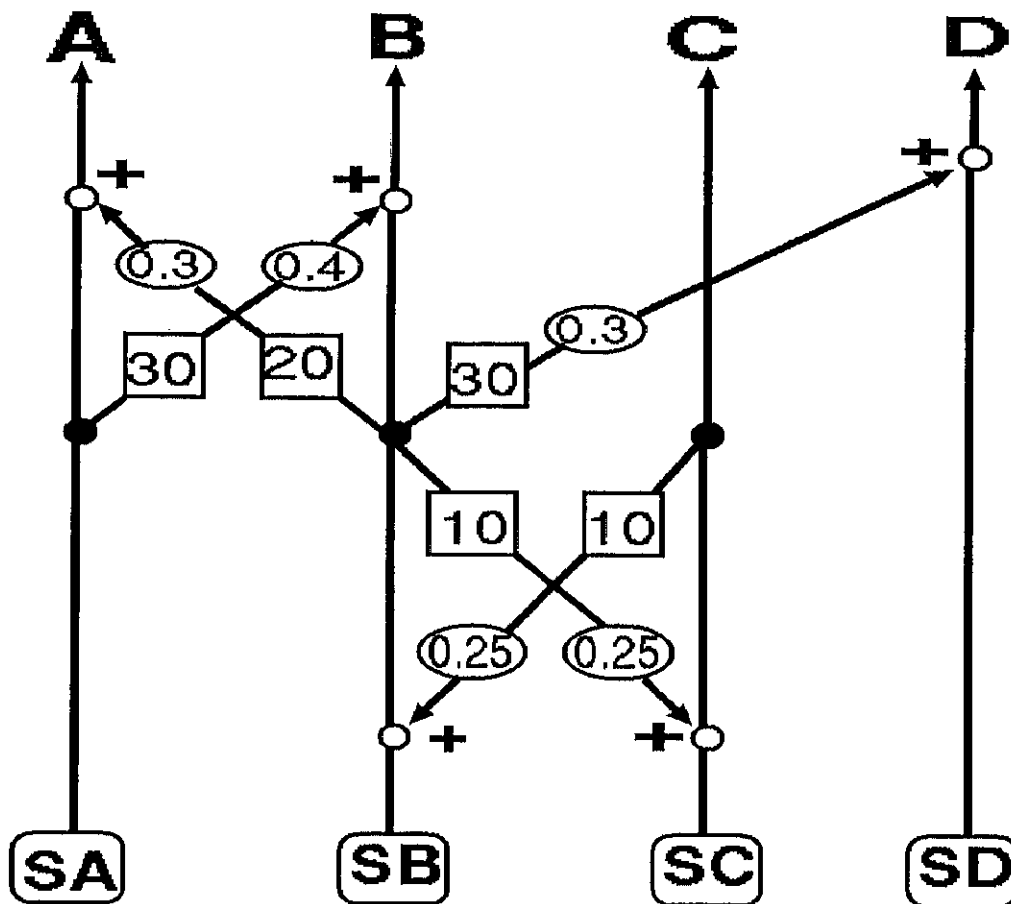


図 4.3 : 模擬時系列発生モデル

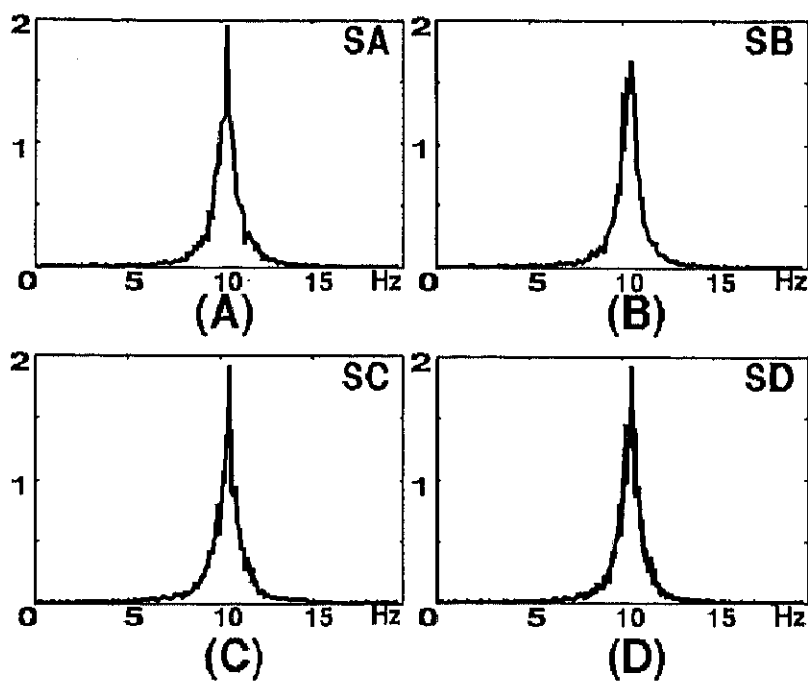


図 4.4 : 信号源のパワースペクトル



#### 4. 2. 2 解析結果

従来の有向情報量解析法および多次元有向情報量解析法との比較のために、相関関数を用いた解析結果を図 4.5 に示す。

次に、生成した模擬時系列すべてを同時に用いて解析を行う多次元有向情報量解析の結果を図 4.6 に示し、最後に従来の有向情報量解析による結果を図 4.7 に示す。

ただし、本シミュレーションでは解析に用いた模擬時系列が 4 チャンネルであることから、多次元有向情報量解析に用いた系列数を 4 とした。つまり、解析次数を 4 とし、これを 4 次元解析と呼ぶこととする。それに対し、従来の有向情報量解析が多次元有向情報量解析の特別な場合に相当することから、これを 2 次元解析と呼ぶこととする。

#### 4. 2. 3 考察

まず、図 4.5 の相互相関関数による解析結果について考察する。これは、模擬時系列 A B C D に式(2.1)を適用したものである。A→B の 70ms 付近に現れているピークをはじめ、B→A の 60ms 付近、A→C、A→D 等、存在しない情報の流れが検出されてしまっている。このように、単に 2 つの時系列間のみにおける波形の類似度を調べる相互相関関数では、正しい因果性解析を行うことができない場合があることがわかる。

次に、多次元有向情報量解析法による結果について考察する。図 4.7 の 4 次元解析の結果を見ると、情報の伝搬方向・伝搬時間に関して、図 4.3 のモデル通りであることがわかる。図 4.8 の 2 次元解析は、モデル通りでない箇所が数カ所ある。

まず、4 次元解析 (図 4.7) と 2 次元解析 (図 4.8) の両方において、情報の伝搬方向・伝搬時間に関して似た結果が得られているグラフについて考察する。図 4.7・図 4.8(A-B)を見ると、伝搬時間 30ms の位置に大きなピークが現れている。図 4.3 のモデルより、信号源 SA から計測点 B へ向かい、伝搬時間 30ms を要する信号伝達経路が確かに存在する。図 4.7・図 4.8(B-A)についても同様である。図 4.7・図 4.8(B-D)についても、図 4.3 のモデルより、正しい情報伝搬時間・方向を表していることがわかる。また、図 4.7・図 4.8(B-C)は、モデルのフィードバック構造による複雑な伝搬状態を表していることがわかる。信号源 SB で発生した情報が 10ms かけて計測点 C へ伝搬し、その情報がさらに 10ms かけて計測点 B へ伝

搬し、そしてその情報がまたさらに 10ms かけて計測点 C へ伝搬するという挙動を、振幅を減衰させながら繰り返している。信号源 SC と計測点 B の間の情報伝搬状態も同様である。このように多次元有向情報量解析では、フィードバック構造による情報伝搬もとらえることが可能であるが、それをある信号源から間欠的に発生している情報と区別することは難しい。つまり、解析結果からフィードバック構造の存在を予想することができても、確証を得ることは困難である。その判断基準を模索することは今後の課題であろう。一方、無限長の過去に発生した情報が、信号生成経路中に無減衰で循環しているような場合が存在するとき、それは多次元有向情報量解析では解析不能である。

また、図 4.7・図 4.8 の(A-C),(D-A),(D-B),(D-C)には、ほとんどピークのようなものが見られないが、モデル上に SA から C、SD から A,B,C へ到達する経路が存在していないことから、これは妥当な結果であると言える。

次に、4次元解析と2次元解析で大きく異なる点について考察する。両者で大きく異なる点は図 4.7・図 4.8 中の(A-D),(C-A),(C-D)である。まず、図 4.7・図 4.8 の(A-D)を比較する。4次元解析である図(A-D)ではピークが存在しないが、2次元解析である図 4.8(A-D)では伝搬時間 10ms の位置に大きなピークが存在する。しかし、図 4.3 のモデル上には信号源 SA から計測点 D へ到達する経路は存在しない。次に図 4.7・図 4.8 それぞれの(C-A)について比較する。信号源 SC から計測点 A へ到達する経路は存在するが、図 4.8(C-A)の最初に現れているピークに対応する、伝搬時間 10ms を要する経路は存在しない。また、図 4.7・図 4.8 それぞれの(C-D)についても同様に、SC から D への経路は存在するが、図 4.8(C-D)の最初に現れているピークに対応する、伝搬時間 20ms を要する経路は存在していない。これらのように、実在しない経路を伝搬する情報が2次元解析結果に現れていても、4次元解析ではそのようなものは検出されていない。

2次元解析結果で実在しない情報の流れが検出された原因は、ある2系列間の情報伝搬を調べる際に、その2系列の両方に影響を及ぼしている別の系列（正確にはその系列の近傍に位置する信号源）の存在を考慮していない点にある。先に挙げた図 4.7・図 4.8(A-D)を例に説明する。この場合、信号源 SB から計測点 A と D の両方への信号伝達経路が存在し、ある時刻に信号源 SB で発生した情報が系列 A と D の両方に影響を及ぼしている。信号源 SB から計測点 A に信号が到達するのにかかる時間は 20ms、一方、信号源 SB から計測点 D までには 30ms かかる。両者の伝搬時間の差は 10ms である。もし、系列 A を系列 D の間の情報伝搬状態を調べる際に、信号源 SB の存在を考慮しなければ、信号源 SB で発生した情報であるにもかかわらず、それが先に到達した計測点 A の近傍にある信号源 SA で初め

て発生した情報として検出されてしまう。その情報は、計測点 A の方に 10ms 早く到達するために、図 4.8(A-D)では、伝搬時間 10ms のところにピークが現れる。

以上のことから、多次元有向情報量解析は、一度に 2 系列のみしか考慮しない従来の有向情報量解析の弱点を克服した有効な解析法であると言える。

また、図 4.7(D-A)などを見ると、存在しない情報伝搬が微少なながらも検出されているが、計算に用いるデータ量を無限に増やすことが可能ならば、これらを 0 にすることができる。ただし、ここで言うデータ量とは、発生させた模擬時系列中から切り取る区間の数（本実験では 1 区間 140ms(70 サンプル点)として 1000 区間用いた）である。本提案手法は信号の定常性を仮定しているが、現実問題として観測対象から無限長の定常なデータを得ることは不可能なため、場合によっては十分なデータを得られず、ある程度の誤差は常に残ると思われる。この誤差の評価方法についての考察も今後の課題の一つである。

ここで、情報伝搬量の評価について考察する。多次元有向情報量はその単位を bit とし、絶対量として表される。ただし、実世界の信号、例えば脳波などのアナログ信号を計測・解析する際には量子化が行われるため、量子化のしかたによって、後の計算で得られる情報伝搬量も変化する。つまり、量子化を行った時点で、手次元有向情報量が絶対量としての単位 bit を持つにもかかわらず、情報伝搬量について相対的な評価しか行えないと言える。しかし、量子化の幅やサンプリング周波数、計測点の数や解析次数などの必要な条件をあらかじめ統一した上でデータの計測・解析を行う場合には、多次元有向情報量の単位 bit は意味を持つと考えられる。第 3 章の多次元有向コヒーレンス解析では、情報の伝搬量をコヒーレンスとして表現しているため、それは完全に相対的な値である。例えば脳波解析においては、それは 1 人の被験者の頭皮上でのみ意味を持つものである。すなわち、1 人の被験者の頭皮上の各部位間における情報流入・流出の分布を表しているだけであり、他の被験者との量的な比較を行うことはできない。それに対して多次元有向情報量解析では、計測・解析条件が等しいならば、異なる被験者間においても情報伝搬量に関する比較・評価が可能である。

また、多次元有向情報量解析法を用いて多次元信号の因果性解析を行う際には、解析次数の決定が大きな問題となる。計測された多次元信号のうち、どの系列を解析に用いるかという問題である。得られた多次元信号の生成過程において、信号源となるものが複数存在するとき、まずその多次元信号は信号源数より多くの計測点を設けることが必要となる。そして、計測された多次元信号の中で信号源数より多くの系列を解析に用いなければ、一般的に正しい結果を得ることができない。つまり、多次元有向情報量解析では信号源数より大きな解析次数を設定し

なければならない。それならば、可能な限り多くの計測点を設定し、得られた信号すべてを計算に用いれば良いのだが、解析次数のわずかな増加に対して計算量が爆発的に増加してしまうため、解析次数に制限を加える必要がある。もちろん、計算機資源に余裕があるならば、信号源数以上の解析次数を設定してもかまわない。それで理論的には問題なく情報の伝搬状態を知ることができる。ただし、ここで用いた「信号源数」には次のような信号源は含まない。

(1) その信号源で発生した信号が、ある1計測点にのみ到達するもの。

(2) その信号源で発生した信号が、計測点のある1グループ若しくは計測点全体に一様に分布しつつ、同時に到達するもの。

多次元有向情報量解析は、情報伝搬状態を解析する手法である。よって、ある信号源が存在していたとしても、その信号源から複数の計測点へ時間差をもって到達するような情報伝搬が存在しなければ、その信号源の存在自体も知ることができない。したがって、厳密に言えば、複数の系列に時間差をもって影響を及ぼしている信号源数、すなわち因果性解析上有意義な信号源数以上の解析次数を設定すれば良いと言える。必ずしも存在するすべての信号源数以上にまで解析次数を上げる必要はない。

本実験では、使用したモデルの信号源数が4個で、それら4個の信号源数が前述の(1)(2)の条件に該当しないことから、解析次数を存在する信号源数の数と等しい4と設定した。

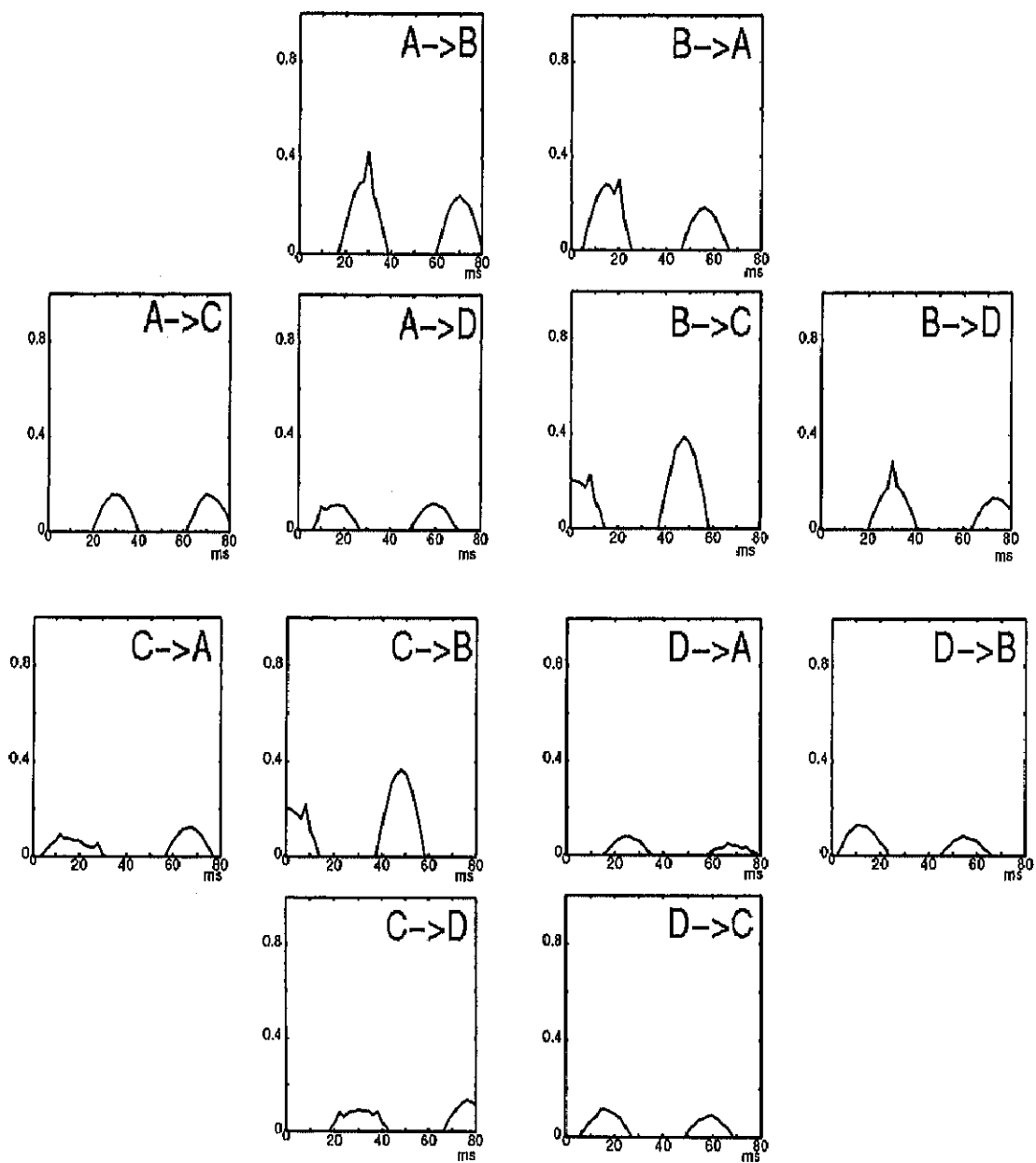


図 4.5 : 相互相関関数を用いた解析結果

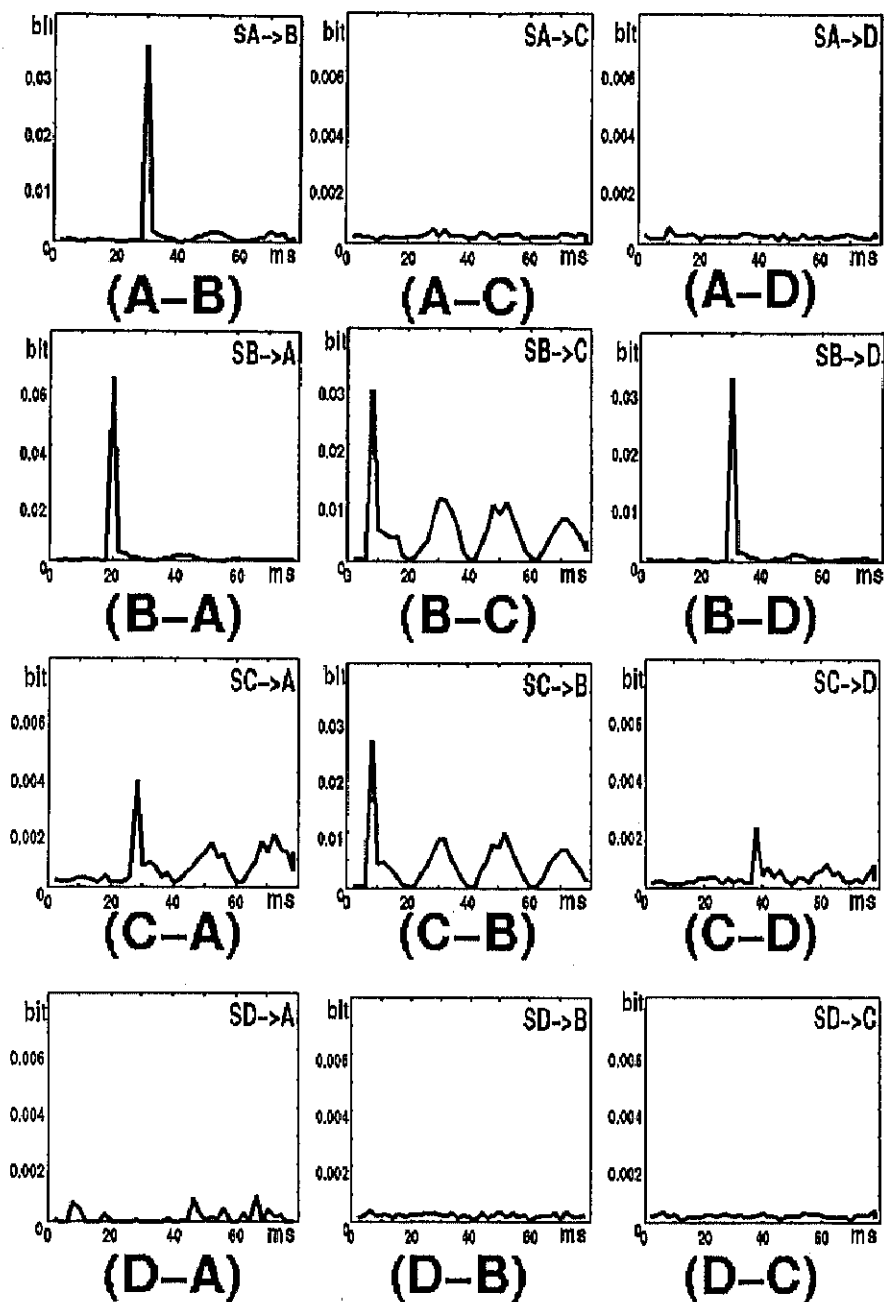


図 4.6 : 模擬時系列の多次元有向情報量 (4次元)

- (A-B)SA→B の流れ (A-C)SA→C の流れ (A-D)SA→D の流れ  
 (B-A)SB→A の流れ (B-C)SB→C の流れ (B-D)SB→D の流れ  
 (C-A)SC→A の流れ (C-B)SC→B の流れ (C-D)SC→D の流れ  
 (D-A)SD→A の流れ (D-B)SD→B の流れ (D-C)SD→C の流れ

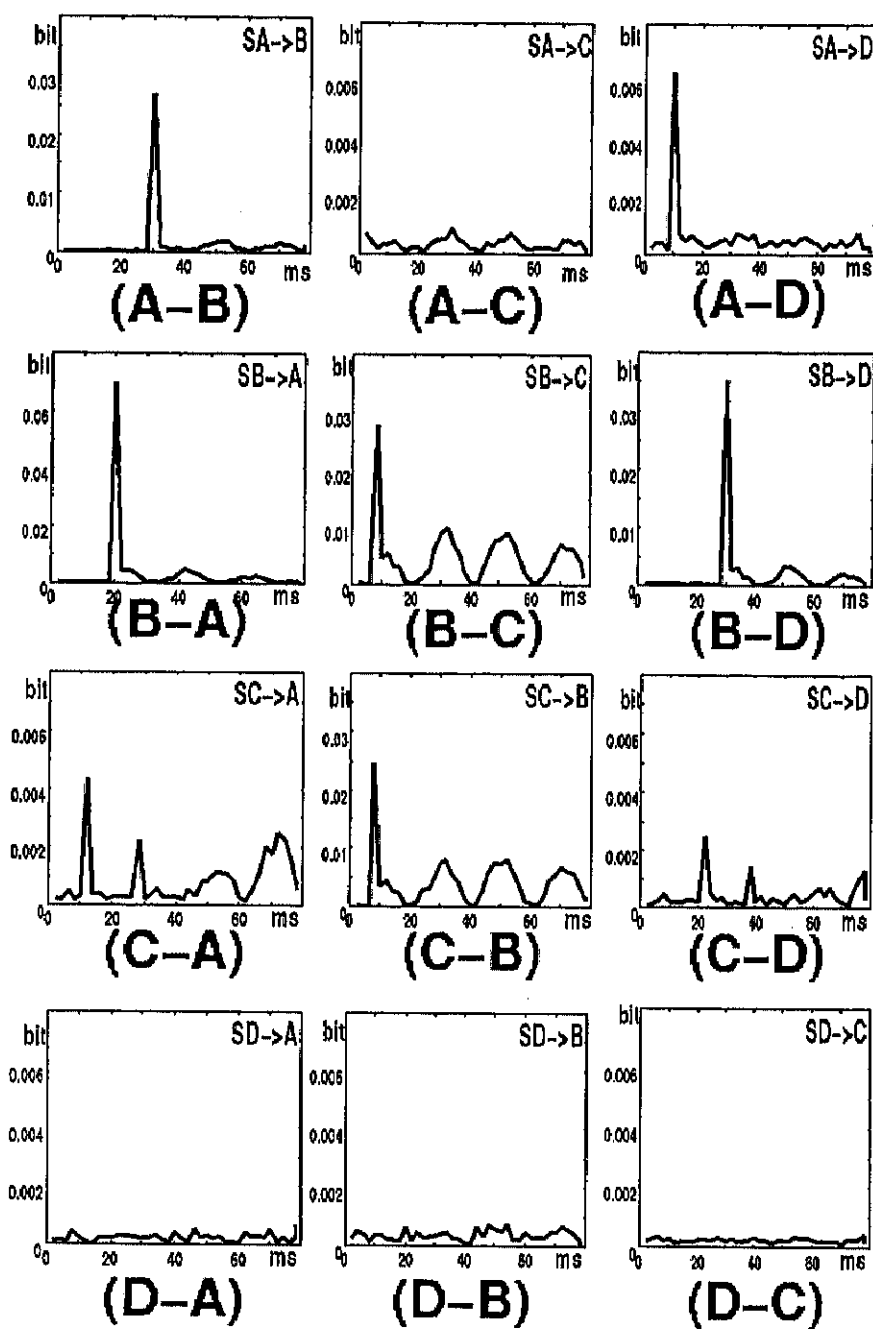


図 4.7 : 模擬時系列の有向情報量 (2次元)

- (A-B)SA→B の流れ (A-C)SA→C の流れ (A-D)SA→D の流れ  
 (B-A)SB→A の流れ (B-C)SB→C の流れ (B-D)SB→D の流れ  
 (C-A)SA→A の流れ (C-B)SC→B の流れ (C-D)SC→D の流れ  
 (D-A)SD→A の流れ (D-B)SD→B の流れ (D-C)SD→C の流れ

### 4. 3 実脳波解析

#### 4. 3. 1 データ概要

多次元有向情報量解析法を実脳波解析に応用した。被験者は健常者2名、脳に障害を持つ患者2名の計4名。健常者は24歳男性（データ1）と22歳男性（データ2）。患者は48歳女性（データ3）と62歳男性（データ4）。各データとも閉眼安静状態で計測した。計測時間は約5分間、サンプリング周波数は200Hz、計測点は国際10-20電極配置法により、図4.8に示す6電極を設定した。データ3の患者は外科手術により頭部左側の視放線が切断されており、右半盲状態である。データ4の患者は右後頭部の脳梗塞により左半盲状態である。

また、患者のうちの62歳男性については、同じ計測条件で睡眠の初期段階に計測した脳波（データ5）の解析も行った。

#### 4. 3. 2 解析結果

データ1～5について、図4.8に示す6電極より得られた系列をすべて用いて、Fp1-O1間、Fp2-O2間、Fp1-Fp2間、O1-O2間、Fp1-O2間、Fp2-O1間、計12方向の情報の流れを求めた。

本研究では、解析結果を頭皮上の各電極間における情報の流れとして扱っているが、厳密にはそれは誤りである。本研究では、図4.9に表すように、情報の流れの原因となる信号源が各電極の真下またはごく近傍に位置するものと仮定している。視点を移して頭皮上より見て、ある電極の近傍にある信号源から別の電極への情報の伝搬があるとき、それを頭皮上の電極間における情報の流れとみなしている。つまり、情報の伝搬は脳内において3次元空間的に発生していると考えられるが、本研究では多次元有向情報量を頭皮上における2次元平面的な情報の流れとしてとらえている。

データ1～5について、それぞれの脳波波形と多次元有向情報量を図4.11～4.30に示す。このグラフは、横軸が情報の伝搬時間(ms)、縦軸が情報の伝搬量(bit)を表す。また、参考として、データ1のO2系列について、その電位分布を図4.10に示す。この横軸は電位（O2系列中に出現した値）、縦軸は電位値の出現回数を表す。

#### データ1

前後方向の流れについては、後頭から前頭へ向かう流れ（図4.12）は伝搬量・伝搬時間ともに非常に良い左右対称性を呈していることがわかる。逆方向の流れも、比較的対称性の良いものとなっているが、やや右側の伝搬量が大きい。前頭後頭間の交差方向の流れ（図4.13）は、Fp1-O2間がFp2-O1間に比べてやや大きくなっている。しかし、大きなピークの出



現時刻はほぼ同時である。左右方向の流れ（図 4.14）には、左右非対称性が大きく現れている。O1→O2 の流れに、その逆方向だけでなく他のどの方向と比較しても、非常に大きな伝搬量の存在を示している。

## データ 2

図 4.15 の脳波波形を見ると、データ 1 の健常者と比べても、極めて左右の対称性がよいことがわかる。また、律動については、典型的な  $\alpha$  律動を示している。

前後方向の流れ（図 4.16）については、後頭から前頭へ向かう流れが大きく、逆方向の流れが小さくなっている。ただし、情報の伝搬量・伝搬時刻ともに、極めて良い左右対称性を呈している。交差方向の流れ（図 4.17）については、後頭から前頭へ向かう流れが多少現れているが、その逆方向の流れが小さくなっている。この交差方向の流れも比較的良い左右対称性を示している。左右方向の流れ（図 4.18）については、左右の対称性が大きく崩れている。前頭後頭ともに、右から左への流れが大きく現れ、その逆方向の流れがほとんど存在しない結果となっている。

## データ 3

図 4.19 を見ると、O1 と O2 の波形に明らかに大きな違いがあることがわかる。O1 の振幅が他に比べて異常に小さくなっているが、これは外科手術の影響によるものであるとの医師の所見が得られている。

前後方向（図 4.20）、交差方向（図 4.21）、左右方向（図 4.22）すべてにおいて、O1 からの流出と O2 からの流出に大きな差が現れている。O1 からの流出量が O2 に比べて非常に小さい。これは器質障害の影響によるものと考えられる。しかし、O1 への流入量については、他と比較して特に少ないということは認められない。

## データ 4

図 4.23 を見ると、データ 3 とは異なり、O2 の振幅が他に比べて小さくなっている。これは医師の所見から、脳梗塞によるものと診断されている。

まず、前後方向（図 4.24）であるが、大きな左右差が現れている。左側は Fp1→O1, O1→Fp1 両方向にほぼ同量の情報伝搬があるのに対し、右側では O2→Fp2 方向に非常に大きな流れがあり、逆方向にはほとんど流れがない。次に交差方向（図 4.25）であるが、こちらも左右差が現れている。Fp1-O2 間は Fp1→O2, O2→Fp1 両方向に流れがあるのに対し、Fp2-O1 間はどちらの向きにも流れがほとんどない。左右方向（図 4.26）についてもやはり大きく左右差があり、Fp2→Fp1 方向の流れのみが大きく検出されている。

## データ 5

参考として示した。データ 1～4 とは異なり、睡眠初期段階のデータである。被験者はデータ 4 と同一人物である。

まず、前後方向（図 4.28）であるが、やはり左右対称性が大きく崩れている。左側 Fp1-

O1 間では、Fp1→O1, O1→Fp1 両方向に大きな流れがあるのに対し、右側 Fp2-O2 間には大きなピークが存在しない。次に交差方向 (図 4.29) であるが、これも左右対称性は良くない。Fp1-O2 間は Fp1→O2 方向に大きな流れがあるのに対し、逆方向 O2→Fp1 には小さな流れしかない。Fp2-O1 間については Fp2→O1, O1→Fp2 両方向ともに同程度の小さな流れが存在する。そして左右間 (図 4.30) であるが、どの方向にも情報の流れが現れているが、左から右へ向かう流れの方が逆に比べて伝搬持続時間がやや長い結果となっている。また、後頭部に関しては O2→O1 の方が逆方向に比べて 2 倍程度大きなピークとなっている。

### 4. 3. 3 考察

まず、健常者 2 例の結果について考察する。両者ともに健常成人であるので、臨床脳波学上の知見通り、閉眼安静状態に優勢に出現する  $\alpha$  波が左右差を示さない傾向にある。しかし 2.3.3 節で述べたように、一般に、 $\alpha$  波の振幅や出現量について、健常者でも左右差を示す場合もある。データ 1、データ 2 ともに、前後方向の情報の流れについて良い左右対称性を示しており、交差方向の流れでやや崩れ、左右方向の流れにおいて左右対称性は大きく崩れてしまっている。両者の左右対称性の崩れかたに共通点のようなものは見当たらず、多くの健常成人のデータを解析し、統計的に調べなければ、一般的な傾向について述べることはできない。

次に、脳に障害を持つ患者 2 例のデータの解析を行ったが、それぞれに大きな特徴が現れた。どちらの患者も脳内の損傷部位が医師の所見により特定されていることから、それを踏まえて、それぞれの特徴を考える。データ 3 については、左後頭部と側頭部の中間辺りに外科手術による神経繊維切断箇所があるが、それに起因するものと思われる情報の伝達障害が起こっていることが解析結果からわかる。特に前後方向の流れを見れば一目瞭然である。健常者の 2 例の解析結果から、前後方向の流れは左右対称性の良いものとなっているが、データ 3 は明らかにそれとは異なる。データ 4 も前後間の流れの左右対称性が悪いという結果が得られているが、こちらはデータ 3 とは異なり、損傷部位 (右後頭部) に近い部位 (O2) からの情報の流出が大きく現れている。ただ、データ 3 の患者が外科手術により神経繊維が切断されているのに対し、データ 4 の患者は腫瘍による損傷である。

両患者の解析結果の注目すべき点は損傷部位からの情報流出にある。データ 3 ではほとんどなく、データ 4 では逆に大きく現れている。それにより、データ 3 の患者の損傷部位は他部位とのコミュニケーションそのものを活発に行っていないことが考えられるのに対し、データ 4 の患者の損傷部位は、それが正常な情報のやりとりかどうかは不明だが、他部位とのコミュニケーションを活発に行っていると考えられる。

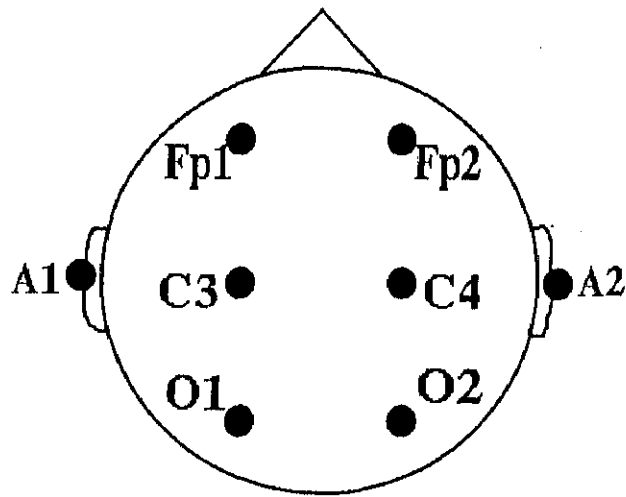


図 4.8 : 頭皮上電極配置

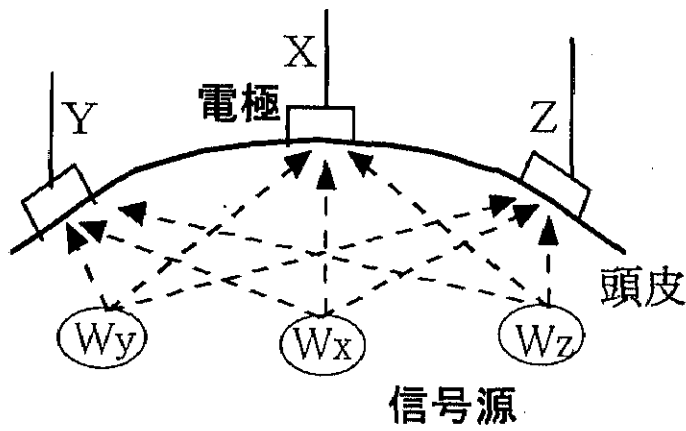


図 4.9 : 電極と脳波信号源の位置関係

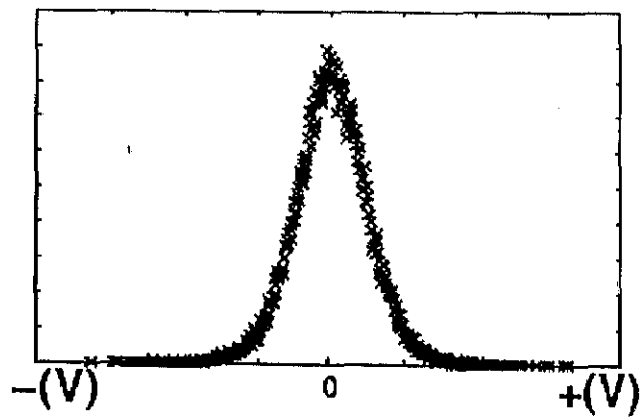


図 4.10 : データ 1 の O2 系列の電位値分布

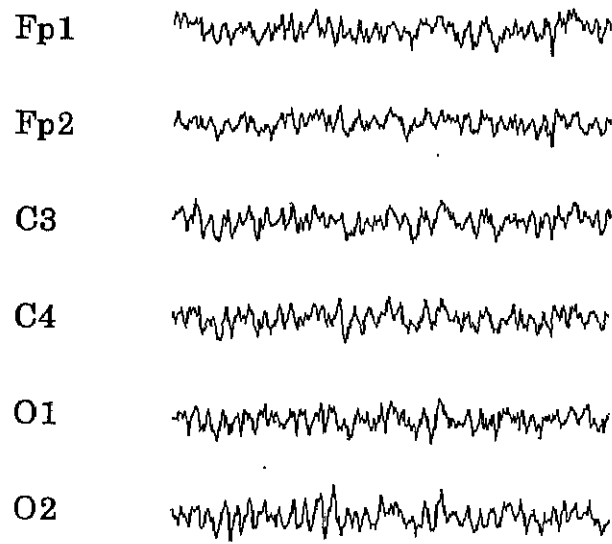


図 4.11 : 脳波波形 (データ 1)

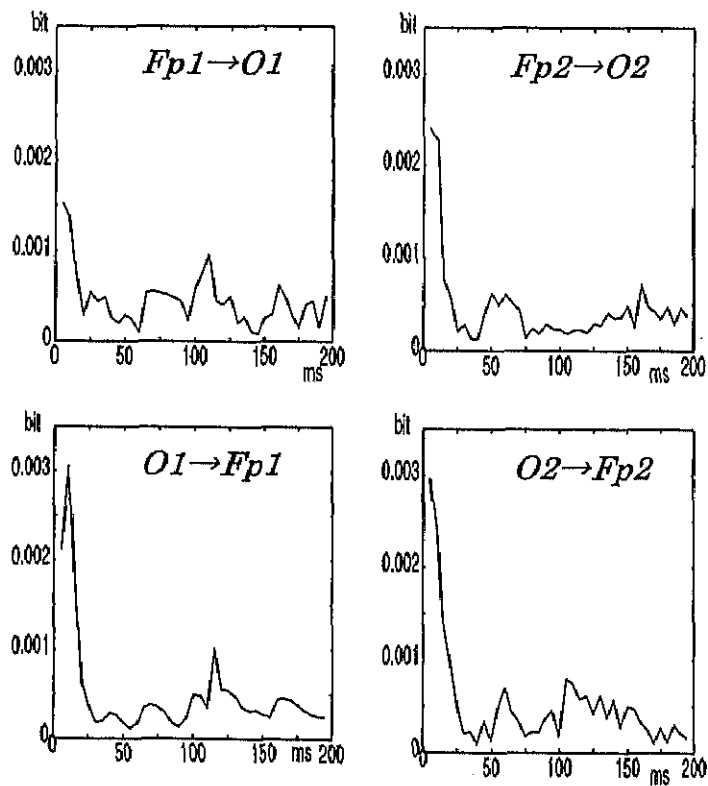


図 4.12 : 多次元有向情報量 (データ 1, 前後方向)

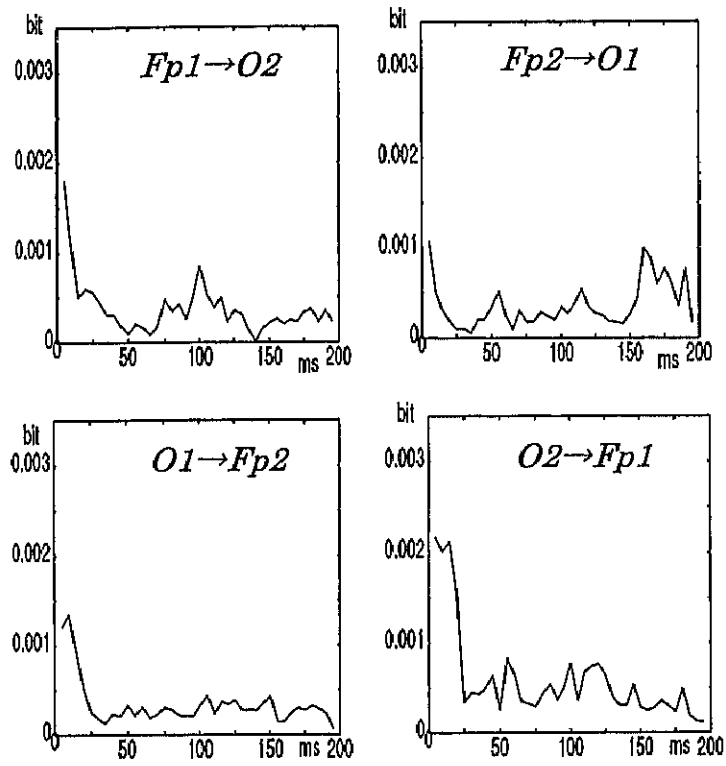


図 4.13 : 多次元有向情報量 (データ 1, 交差方向)

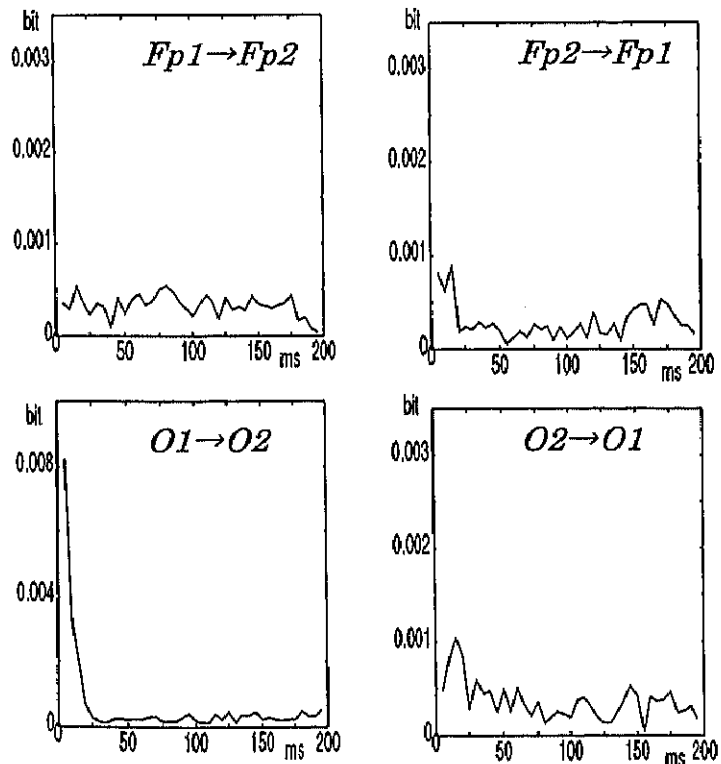


図 4.14 : 多次元有向情報量 (データ 1, 左右方向)

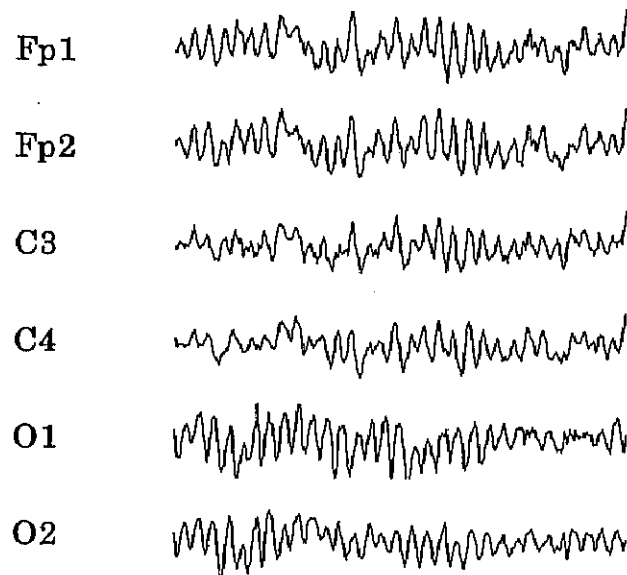


図 4.15 : 脳波波形 (データ 2)

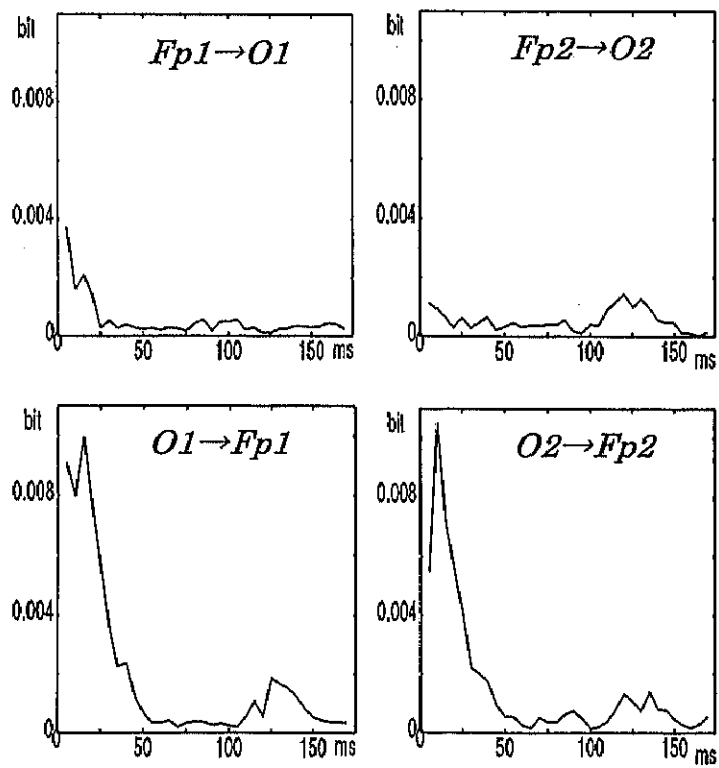


図 4.16 : 多次元有向情報量 (データ 2, 前後方向)

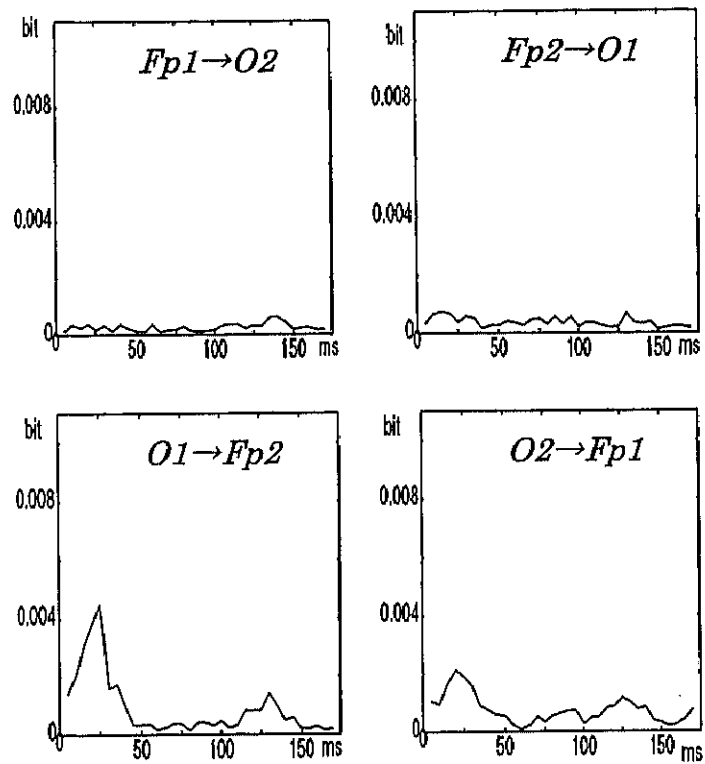


図 4.17: 多次元有向情報量 (データ 2, 交差方向)

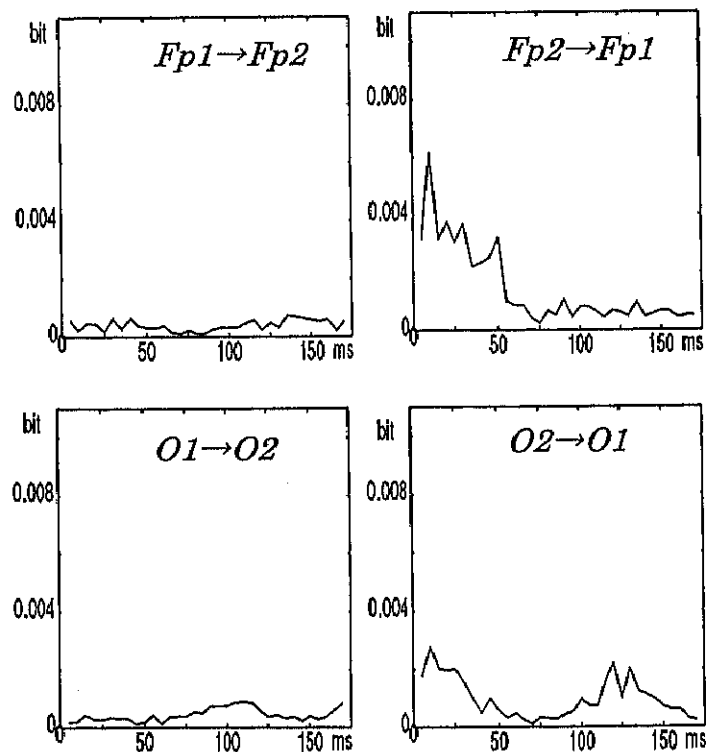


図 4.18: 多次元有向情報量 (データ 2, 左右方向)

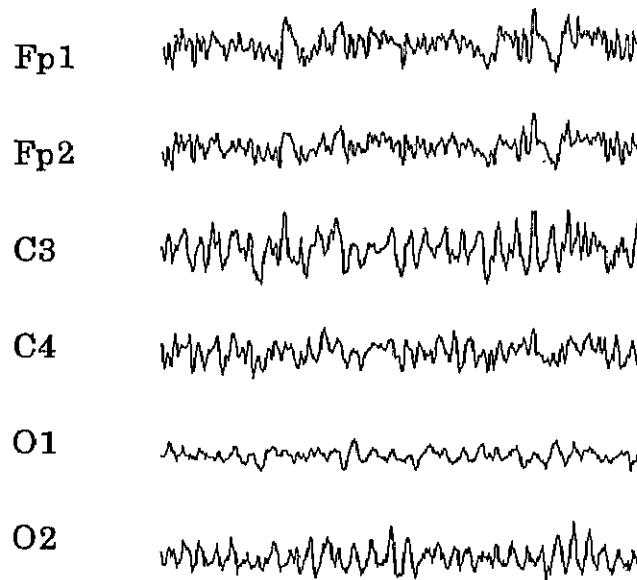


図 4.19 : 脳波波形 (データ 3)

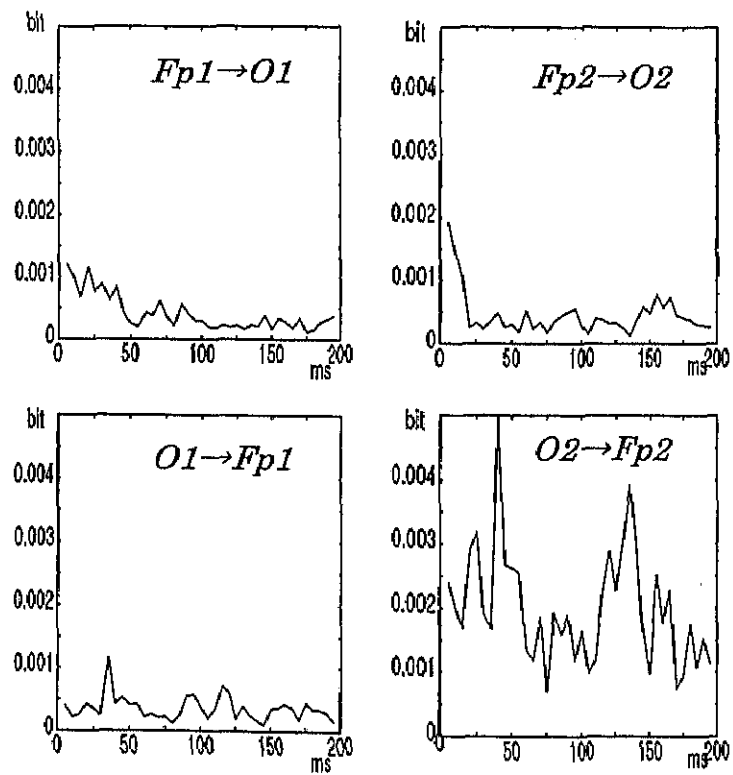


図 4.20 : 多次元有向情報量 (データ 3, 前後方向)



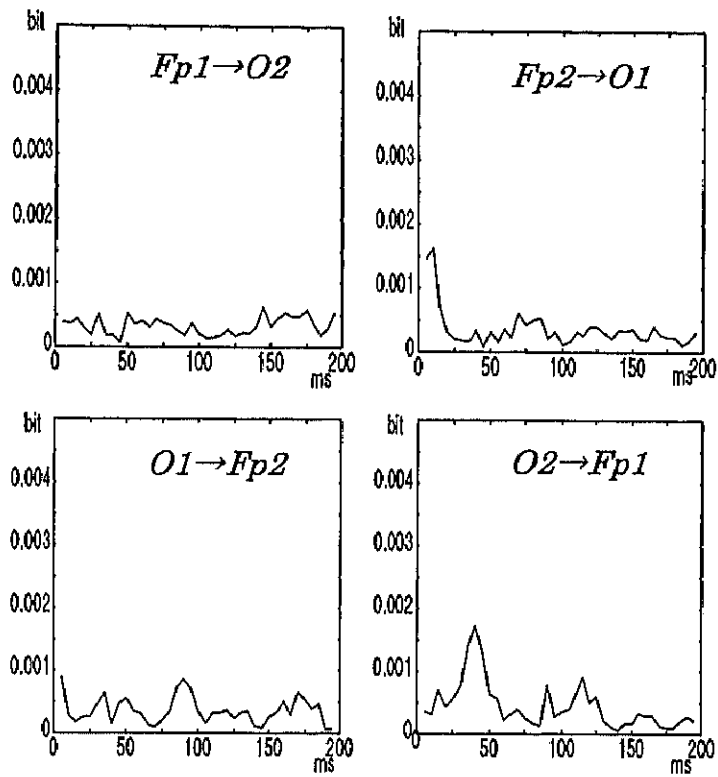


図 4.21 : 多次元有向情報量 (データ 3, 交差方向)

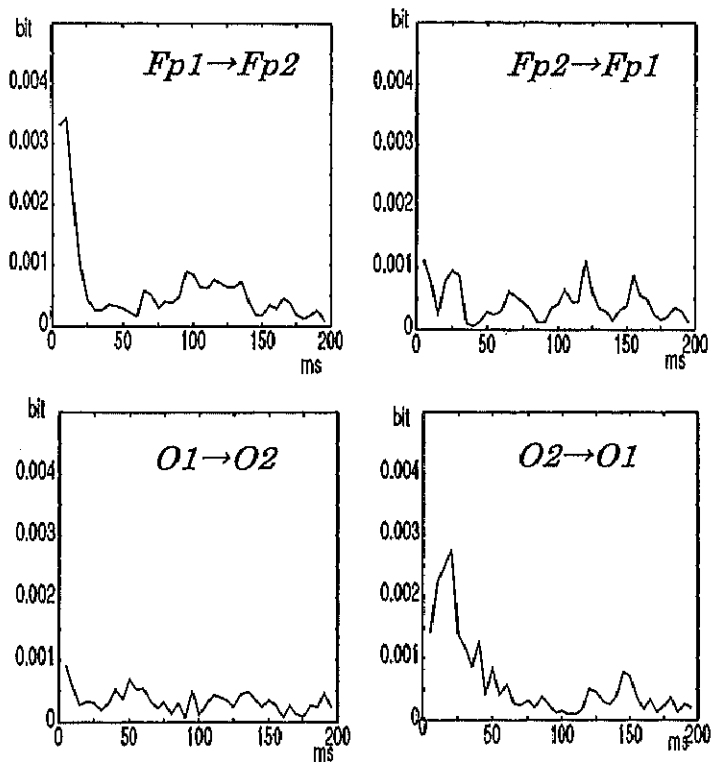


図 4.22 : 多次元有向情報量 (データ 3, 左右方向)

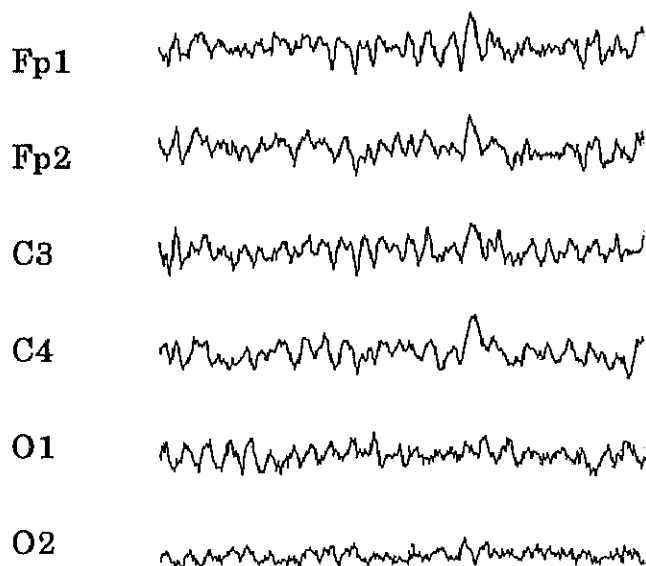


図 4.23 : 脳波波形 (データ 4)

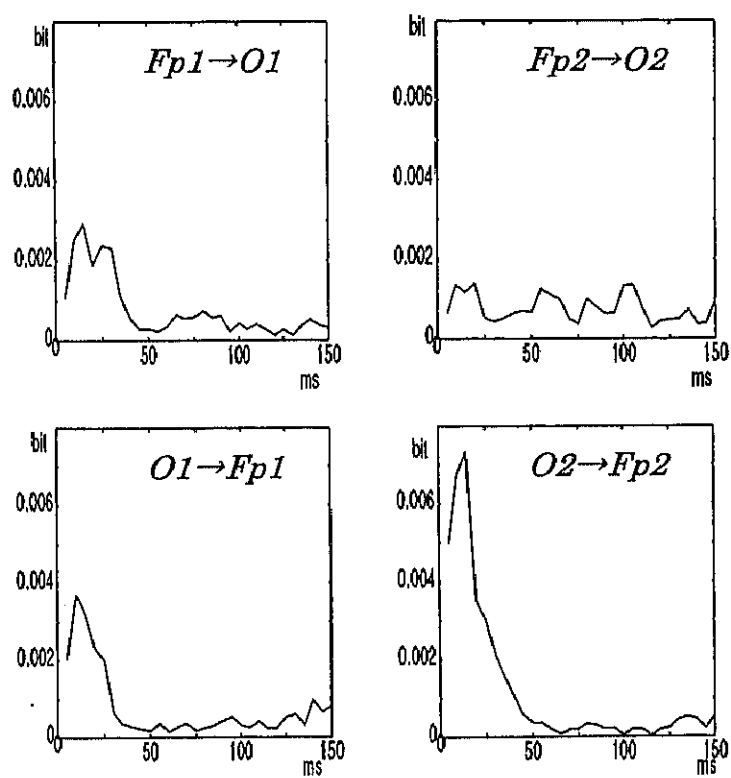


図 4.24 : 多次元有向情報量 (データ 4, 前後方向)

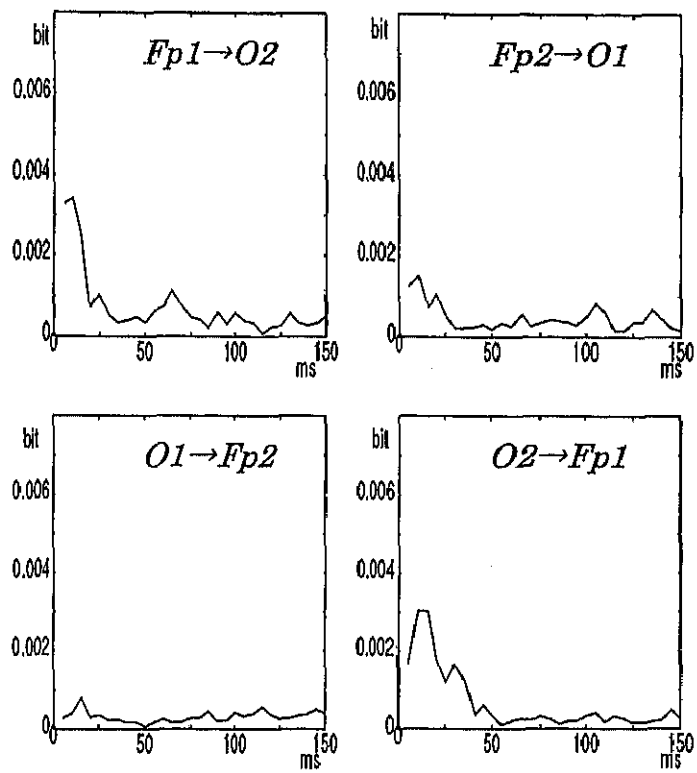


図 4.25 : 多次元有向情報量 (データ 4, 交差方向)

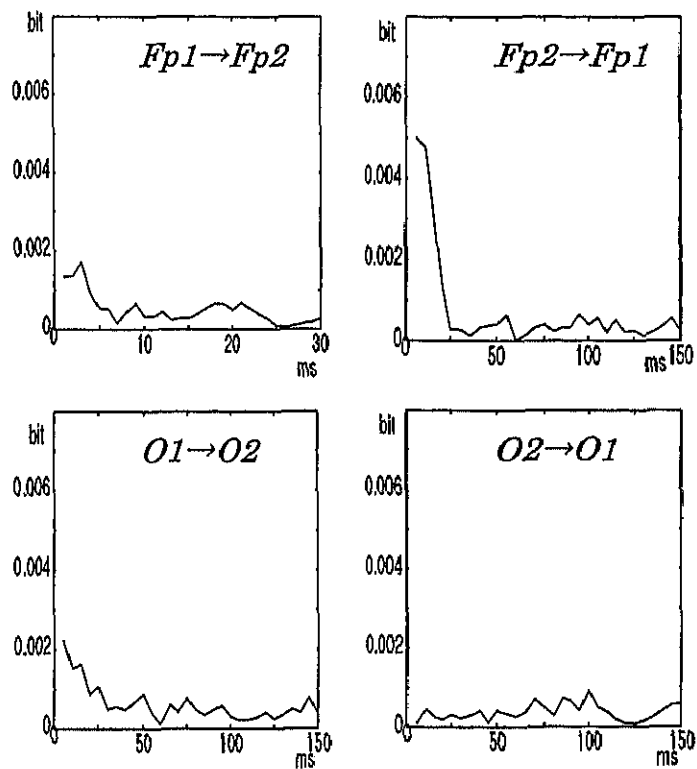


図 4.26 : 多次元有向情報量 (データ 4, 左右方向)

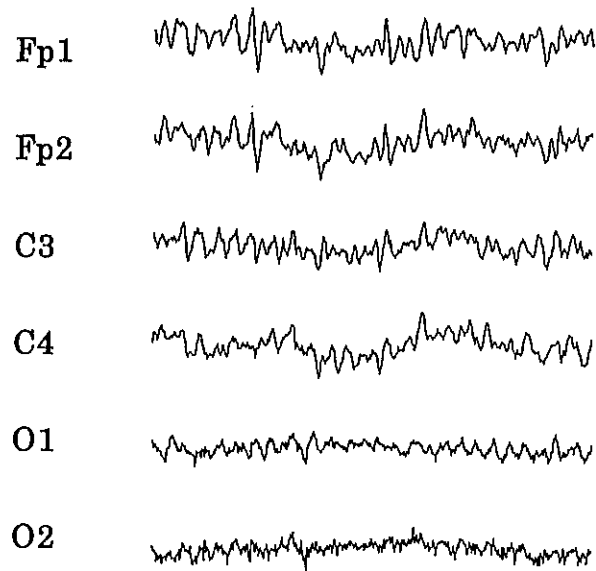


図 4.27 : 脳波波形 (データ 5)

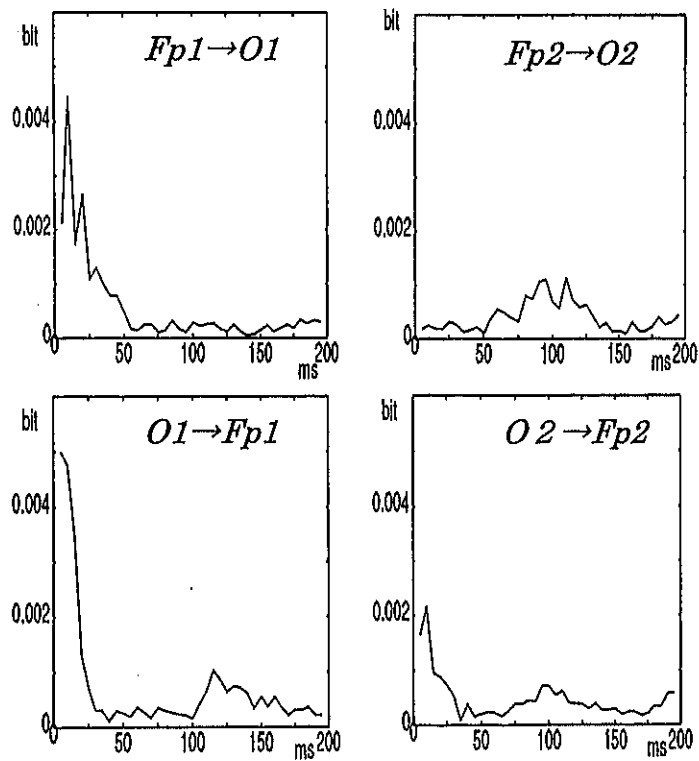


図 4.28 : 多次元有向情報量 (データ 5, 前後方向)

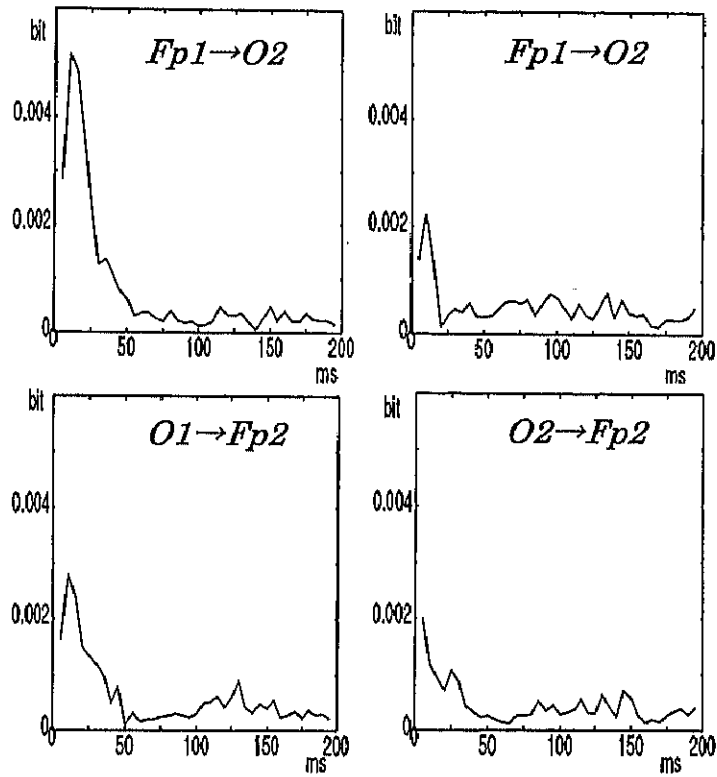


図 4.29 : 多次元有向情報量 (データ 5, 交差方向)

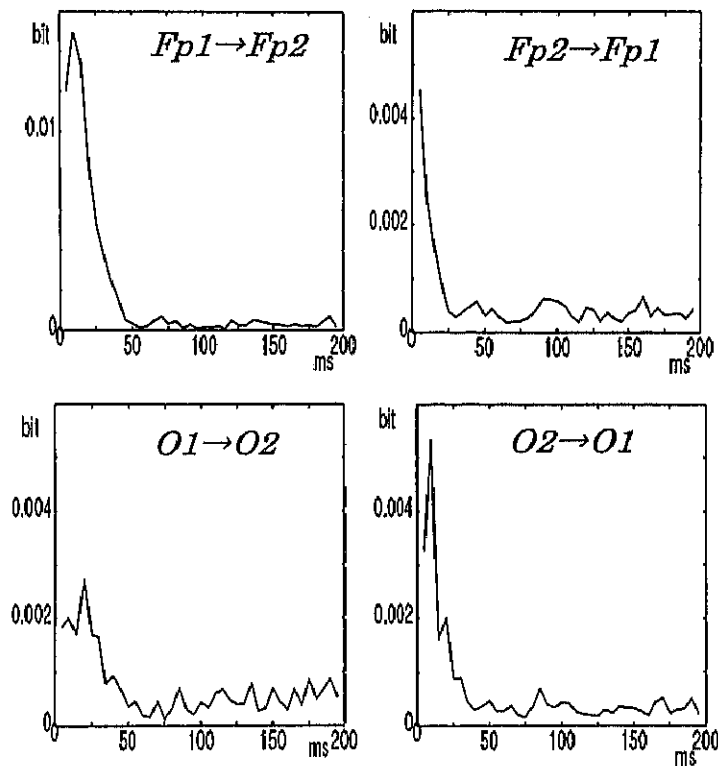


図 4.30 : 多次元有向情報量 (データ 5, 左右方向)

#### 4. 4 まとめ

本章では、多チャンネル脳波の因果性解析に適用するために、従来の有向情報量解析法を拡張した多次元有向情報量解析法を提案し、その有効性をシミュレーションにより確認後、本解析法を健常者と脳器質障害患者の脳波に適用した。その結果、健常者と脳器質障害患者では、頭皮上から見た、情報の伝搬量の面で左右対称性に大きな違いが現れた。特に、データ3の患者の場合、手術による視放線の切断が、脳内の情報伝搬状態に大きく影響しているものと思われる結果が得られた。

多次元有向情報量は bit を単位とする絶対量で表されるが、本論文では頭皮上の情報伝搬量の分布、つまり伝搬量の比についてのみ考察を行った。解析結果の絶対量にどのような物理的意味があるのかという問題については要検討事項であり、明確な意味づけを行うまでには至っていない。この絶対量についての評価を行うために多数の被験者について解析を行う必要がある。また、あらゆる臨床検査について原則的に言えることであるが、その検査法が臨床的に有用であるためには、その検査成績の正常異常の境界が明瞭であること、また臨床での異常所見と解析結果の対応が明らかであることが望まれる。臨床脳波においても正常範囲の規定が重要であることは言うまでもない。したがって、今後は健常者や脳疾患をもつ患者の一般的傾向を知るために、多次元有向情報量解析法を用いて大勢の被験者の脳波を解析し、頭皮上の情報伝搬という面での正常範囲を規定するパラメータの抽出を行う必要があるだろう。加えて、本提案手法は解析対象信号の定常性を仮定しているが、どこまで厳密な定常性を必要とするのかという判断基準が設けられていないため、その検討も行う必要がある。

4.3 節では、測定システム上の制約により、6 電極から得られた脳波を用いて解析次数を 6 とした。しかし理論上、多次元有向情報量解析では情報伝搬を作り出している信号源数以上の計測点を必要とするため、脳波解析を行うときには注意しなければならない。現在、臨床現場で使用されている脳波計の多くは十数個から数十個、中には 100 個以上の電極を一度に配置できるものがある。あくまで信号源数が脳波計で設定できる電極数以下であると仮定した場合であるが、非常に多くの電極を用いることで正しい解析結果を得ることができる。しかし、本解析法は莫大な計算量と計算時間を要するため、現在の計算機の能力と臨床現場での迅速な診断という面から考えて、あまりに多くの電極を用いることは現実的ではない。そこで、多次元有向情報量解析の上で意味のある信号源数（複数の系列に影響を及ぼしている信号源数）を推定する必要性が生じる。よって、多次元有向情報量解析法の前処理として、多次元脳波系列中の最低必要な系列数の推定、すなわち最適な解析次数の推定を行うことが望ましい<sup>[36]</sup>。それは今後の課題である