

①

頭蓋内血管病変の
高耐雑音性音響学的診断装置の開発と
臨床応用に関する研究

檉村博史

岩手医科大学医学部、脳神経外科学講座（主任：小川 彰教授）



Development of a sonic detection system for cerebrovascular lesion with
noise tolerance and research on its clinical application.

Hiroshi Kashimura

Department of Neurosurgery, School of Medicine,
Iwate Medical University, Morioka, Japan (Prof. A. Ogawa)

running title: 脳血管病変の音響診断装置開発と応用

Abstract

We have developed the simplified acoustic detection system for cerebrovascular lesion (CVL). We recorded and analyzed the sonic signal from CVL by the four acceleration sensors on the fore head of patient in the anechoic room. At first, we chose the acoustic holography method which visualized the origin of abnormal signal produced by CVLs.

However, this method have problems on the noise tolerance and instability of exterior two analysing sensors. We have improved the noise tolerance of our system by the addition of floor and neck sensors and by the addition of noise reduction system. We developed new analyzing method "data-score method". The data-score method only depends on the interior sensors and by this method patients without CVL showed low score, patients with CVL showed high score.

We have analyzed 23 patients who diagnosed as 16 unruptured cerebral aneurysms, 6 arterio-venous malformation, 1 carotid-cavernous fistura, and 31 patients who diagnosed without any kind of CVL, and these diagnosis was confirmed by various kind of angiography.

By acoustic holography method, using only interior sensors, there was no significant difference between CVL patient and control patient. However, the sensitivity and specificity to CVL of data-score method was 87% and specificity to CVL was also 87%.

Key words: noise tolerance, data score method, acoustic detection

1. 緒言

動脈狭窄や脳動静脈奇形などの血管異常から、時に聴診器にて聴取可能な音がとらえられ、Carotid bruitやOrbital bruitなどとして知られていた。これは、血液の乱流が異常な微小振動を発生させるためと考えられている。これまで、当科では高感度加速度センサを用い、可聴レベルをはるかに下回る微小振動を検出・解析し頭蓋内血管病変を診断する方法を開発してきた^{1, 2, 3)}。この検査法は、脳血管異常によって生じる血液の乱流に伴う微小震動の検出を目的とするため、雑音の混入が不可避で、雑音除去を中心とした精度の向上が不可欠であると考えられる。

本研究では、新規に開発した複数の雑音抑制法を導入し、高耐雑音性を有するシステムを構築すると共に、従来の音源推定法に加え、音源推定に使用可能な有為な信号を点数化したデータ点数法による疾患群鑑別法を開発する事を目

的とした。更に、それらの有用性を臨床例で検討した。

II . 装置・方法および対象

1 . システム構成

i . 加速度センサ

頭蓋内起源の微小音響信号の検出用センサとして、本用途に特別に設計された加速度センサ（山一電気、特注品、以下センサと略す）を4個用いた。このセンサは60～1500Hzにおいて均一な周波数特性を有しこの周波数域における感度は17dB（0dB=100mV/G）である。雑音除去を目的に設置した参照センサである頸部センサ、床面センサ（106B50：PCV Piezotronics, Inc）の感度は、500mV/psiであった。

ii . アンプ・フィルタ

6CHのプリアンプは、差動アンプモジュール（7251：エヌエフ回路設計ブロック）を

使用して自作した。メインアンプとして、自動制御可能なアンプモジュール（イワテキューブカンパニー製）を用いた。頭部センサのフィルタは、フィルタモジュール（7231：エヌエフ回路設計ブロック）を、測定室床面センサ、被験者の頸部センサにそれぞれ2chフィルタ（DCF-1：日本オーディオ）を用いた。

iii . 解析用ハードウェア

16bit 8チャンネルA/D変換ボード（イワテキューブカンパニー製）、A/D変換ボードとメインアンプの自動制御用コンピュータ（自作）、解析用ワークステーション（自作）を用いた。今回、測定中ディスプレイ上でリアルタイムに観測波形を観察できること、瞬時に簡易解析が可能であることの2点について改良を施した。

2 . 測定

測定は、簡易無響音室にて被験者を仰臥位とし、両側前額部、側頭部に4個の加速度センサ

を装着後、約20秒間の無呼吸下にて行った。
また、測定床面、被験者の頸部に雑音検出用センサ（参照センサ）を設置し同時記録した。更に、センサ取付け圧の違いによる若干の位相変化を補正するために、本測定前に前額部センサ間の中点に白色雑音発生用の小型電磁スピーカを取り付け、応答波形を記録し補正用データとした。測定後、orbitomeatal lineを含む面を座標基準面、nasionを基準点としてセンサ取付位置を計測記録した。センサは、右側頭部から1・2・3・4とした。1人あたりの測定時間は、約10分であった。

3. 信号処理

測定システムのブロックダイヤグラムを示す（図1）。頭部センサ及び、頸部・測定床面センサから得られる微小信号は、プリアンプにて一度増幅し、60～2000Hzのバンドパスフィルタにて信号をフィルタリングした後、A/D変換ボードの入力限界までメインアンプ

で自動増幅した。各センサから得られた応答波形は、ワークステーション上においてサンプリング周波数5 KHzでサンプリングし、204800点のデータを4096点でハニング窓によりきりだし観測波形を40回加算平均後それらをフーリエ変換（FFT）し、それぞれの平均をデータとした。

観測データから音源推定に使用可能なデータとするまでに、2段階の雑音抑制処理を行った。

雑音抑制処理 1 .

1) センサ装着圧によって生ずる位相変化を補正した。2) 伝達関数を用いて環境雑音、体幹雑音を除去し頭蓋起源の信号のみを抽出した。

伝達関数による雑音抑制の原理

伝達関数とは、信号相互の相関関数である。はじめに、参照センサ出力 N と頭部センサ出力 X_n より伝達関数の推定値 H_{an} を求める。次に、伝達関数の推定値 H_{an} と参照センサ出力 N より雑音成分 Z_n を求める。さらに、頭部センサ

X_n - 雑音成分 Z_n とすることにより雑音の影響を除いた頭蓋内信号のみの成分 Y_n を求めることが出来る。

雑音抑制処理 2 .

前段階の雑音処理により得られた信号から、以下の条件を満たす信号のみを抽出した。1) パワースペクトルのパワーが平均値よりも高い。2) センサ間におけるコヒーレンスが高い ($0.1 \leq \text{max} = 1$)。3) センサ間で得られるクロススペクトルの2乗誤差が小さい ($0.2 \geq$)。4) 各センサ間の到達時間差の最大2倍の値を越えない。

得られた信号からパワースペクトル、2つのセンサ間の時間差のFFTであるクロススペクトル、2つのセンサ出力信号の関連の強さを表すコヒーレンス値、クロススペクトルから算出される位相、補正用データにて補正した位相、コヒーレンス値 × 補正用データのコヒーレンス、実測される位相と頭蓋中心点における位相との

誤差の2乗である2乗誤差を順次算出した(図2)。

4. 疾患群の鑑別・解析法

音響ホログラフィー法を用いた音源位置推定法および、音源推定に使用可能な有為な信号を数値化したデータ点数法を用いた。

1) 病変位置推定法による解析

音源位置を可視化するにあたり音響ホログラフィー法による音源可視化の手法と、位置推定には三角測量の原理を応用したアルゴリズムを使用した^{3, 4, 5, 6)}。

i. 病変位置推定原理

一次元の空間において、空間上の異なる2点に2つのセンサ(センサ1, 2)があると仮定すると、測定される応答波形は距離差に応じた音の到達時間差(τ)が生じる。音源からセンサまでの音の到達時間差が解れば、2つのセンサ位置から音源までの距離差を推定することができる。しかし、頭蓋内音源とセンサとの距離

は非常に小さく、更に源波形が不明で種々の複雑な成分からなる事から、通常の方法ではこの時間差の計測は困難である。そこで非常に小さい到達時間差は、一組のセンサ出力間の時間差のフーリエ変換であるクロススペクトルの位相変化率を調べる事により推定することとした。しかし、実測されるクロススペクトルの位相変化率は、伝達系の非線形成分や反射等の影響により直線になりにくい。また、S/N比が小さい周波数域では位相の傾きを精度良く求めることが難しくなる。そこで、本法では、観測波形からクロススペクトルの位相の傾きを求める際にコヒーレンス関数で重み付けし、最小2乗法を用いて到達時間差を求めた。

ii . 病変位置推定のアルゴリズム

はじめに、頭蓋断面を含む20cm×20cmの平面を5mmずつ分割し合計1600pointの仮想点を定めた。それぞれのpointとセンサペアの座標点で検出される位相変化率の理論

値を求めた。頭部センサ、病変位置の3次元座標は、被験者のCTまたはMRIの画像から N I H Image : N H I を用い3次元画像を再構成する事により算出した。この際、頭蓋内音速に、37℃の生理食塩水の音速1513 m / s e c を充てた。得られた理論値とクロススペクトルの位相変化率である実測値の各周波数における差の2乗和を計算し、この誤差が最小となる位置を推定音源とした。4個中2個のセンサペアとしたときの計6通りの組み合わせ毎に同様の演算を行った。最終音源位置推定図は、それらを重ね合わせる事により作成した。推定を行う範囲は、O M lineを基準とする平面から5 m m おきに12.5 c m までの合計25の平面について行った。

2) データ点数法による解析

これまでの研究で、信号検出はセンサの設置部の条件に依存し、側頭筋の発達等により4つのセンサ全てが、常時安定した信号検出がはか

れるとは限らないことが明かとなっている。前額部の2つのセンサのみを用いた音源推定法では、センサ数減少に伴うビームフォーミングの回数減少から、推定誤差が増加することが理論上類推される。センサ数に依存することなしに、客観性を維持するべく、音源推定法とは異なる検討法を考案した。図3a, bに示すように、疾患群、正常群の2つのセンサによる音源推定では、4つのセンサによる推定に比して明らかな音源推定がなされないが、コヒーレンス×補正用データのコヒーレンス図上に見る縦線で示された使用周波数の数には、明らかな相違を認める。このことから、音源推定法に用いるこの周波数の点数をパラメータとする鑑別法をデータ点数法と定め、その有用性を検討することとした。

データ点数算出のアルゴリズム

データ点数算出過程は、信号処理過程での雑音抑制処理まで、病変位置推定法と同様である。

これによって、最終的に音源推定に使用可能と判断された周波数データをデータ点数と定義した。データは、1 Hzが最小単位である信号の集合体とみなし、1 Hzを1点として、音源解析過程で使用される毎に自動的にカウントされ、最終的に数値化するアルゴリズムを開発した。

5. 症例の解析

上記1)の病変位置推定法による検討は、54例中27例について行った。2つの前額部センサは、恒常的に良好な信号検出が可能であった。他方、2つの側頭部センサの信号検出は、症例によっては困難であった。

そこで、4つのセンサが有効に信号検出された27例中16例では、4つのセンサによる位置推定法で検討した。他方、27例中11例では、2つのセンサのみにより検討した。2)データ点数法による検討は、2つの前額部センサを用い全症例について検討を行った。

6. 対象

対象は、脳血管撮影、CT Angio、MR Angioにて未破裂脳動脈瘤、脳動静脈奇形、内頸動脈海綿静脈洞瘻などの脳血管障害を有さないことが確認された31例（正常群）と確認された23例（疾患群）を対象とした。対象群の年齢は、35～72歳（平均59.1±9.2歳）、疾患群の年齢は、19～72歳（平均53.2±14.3歳）であった。疾患の内訳は、未破裂脳動脈瘤16例、脳動静脈奇形6例、内頸動脈海綿静脈洞瘻1例であった（表1）。対照群、疾患群ともに以前に開頭術が施行されたものは含めなかった。

III. 結果

1) 病変位置推定法による疾患群鑑別

4つの頭部センサにより病変位置推定が可能であった27例中16例（59%）について検討した結果、16例中11症（69%）で客観

的評価が容易であった（図4）。最小誤差を示す推定位置は、疾患群では病変位置に一致して、対照群では頭蓋外の範囲に円形に収束、推定された。一方、前額部の2つのセンサによる病変位置推定を行った27例中11例では、疾患群では病変位置に一致して最小誤差を示す範囲が狭い範囲で推定された。対照群においては、頭蓋外を含む広い範囲で推定される傾向を認めた。しかし、いずれも推定範囲は双曲線によるものであり、2つのセンサ出力の病変位置推定法を用いた正常群と疾患群の鑑別は客観的評価は困難であった。

2) データ点数法による疾患群鑑別

疾患群のデータ点数は平均 20.7 ± 21.6 、正常群のデータ点数は 6.6 ± 3.6 であり、この両者間に統計学的有意差を認めた ($p < 0.001$) (図5)。データ点数の閾値を11点と定めることにより、正常群と対象群を感度87%、特異度87%で鑑別する事が可能であ

った。

疾患別の検討では、未破裂脳動脈瘤症例のデータ点数は 16.0 ± 5.4 、脳動静脈奇形症例は 15.3 ± 5.5 、内頸動脈海綿静脈洞瘻症例は 117 であった。未破裂脳動脈瘤、脳動静脈奇形症例のデータ点数による検討では、両者間に統計学的有意差は認められなかった。最も症例数の多い未破裂脳動脈瘤症例では、動脈瘤のサイズ、部位による有為差は認めなかった。術前後の検討を、内頸動脈海綿静脈洞瘻症例について行ったところ、術前のデータ点数が 117 点であったのに対し、術後のデータ点数は、7 点と著明に低下した。

IV . 考 察

頭蓋内血流音と頭蓋内疾患との関連についての報告は、1809年に Travers⁷⁾ が内頸動脈海綿静脈洞瘻における cranial bruit

を記述して以来数多い。音響診断は直接聴診器にてcranial bruitを聴取することから始まったが、1977年にはOlingerとWassermanは電子デバイスを用いた試みを報告している⁸⁾。更にBruggenらは、正常群と疾患群を鑑別する方法としてFFTによって得られた周波数の強度(power median)をパラメータとして用いる検討を行っている⁹⁾。これまで音響診断による頭蓋内血管障害の検索は、いかに高いS/N比で異常血流音を検出するかということに重点が置かれてきたが、信号処理法の進歩によりその主役は観測データのFFTによって得られた周波数、信号強度の検討へと推移してきた。中でもFerguson¹⁰⁾が脳動脈瘤の術中測定を行い、その周波数特性は 460 ± 130 S.Dであると報告して以来、各疾患の周波数解析の研究が中心に行われてきた。

しかし、これまでの研究報告には、幾つかの

問題点を指摘することができる。1) 頭蓋内血流音は非常に微弱であることから、音響診断による微小信号検出は常に雑音の影響に曝されており、頭蓋外で観測される脳血流音の周波数特性は、雑音の混入したものを観測データとし評価していた可能性があること。2) 雑音抑制は、目的とする信号が微小音響信号であるにもかかわらず、単にフィルターを用いるのみであったこと。3) 信号解析においては、観測波形の周波数、強度を中心とした解析に終始していたことである。つまり、頭皮上で観測される各疾患の周波数特性、信号強度は未知であると考えべきであり、頭蓋内疾患の周波数特性、強度は真に問題とならず、雑音をいかに抑制できるかが大きな課題と考えられ、解析過程における雑音抑制処理こそが不可欠であると考えられる。これらをふまえ、今回、我々は解析過程において新規に開発した雑音抑制処理アルゴリズムを導入し、観測データから雑音の影響を取り除い

た信号抽出を試み、さらに複数の疾患群鑑別法を臨床例に試みた。

従来の雑音抑制処理は、フィルタリングによる雑音成分を多く含むと考えられる連続した周波数領域の除去であった。つまり、検討の対象となっていた関心周波数領域は、なんら詳細な雑音抑制処理を受けていない信号帯であり、少なからず雑音成分を含むものであったと考えられる。これらに比し、本研究の雑音抑制処理法は、類例がなく以下の特徴を有する。1) 参照センサを用いた伝達関数による雑音抑制は、フィルタリングされた全ての周波数領域における体幹雑音、環境雑音の除去が可能である。2) これを経てなお残存する雑音成分を、パワースペクトル、クロススペクトル、コヒーレンス値、2乗誤差を用いた絞り込みで除去することである。特に、2段階の雑音抑制処理後半部は、クロススペクトルから算出される位相、コヒーレンス値、位相変化率により導かれる2乗誤差を

絞り込み条件としたもので新しい。また、それぞれの絞り込み条件は以下の点をふまえて設定した。1) 算出される位相変化率は、十分なパワーの周波数領域では安定しているため、パワースペクトルが相対的に高値を示す範囲を用いる(条件1)。2) コヒーレンス値が、低値を示す信号成分はランダム雑音とみなし信号棄却の対象とする(条件2)。位相変化率は、センサから音源までの距離差を表すことから、位相差が頭蓋径を超える値を示すものは、観測波形が頭蓋外からの信号であるとみなし棄却する(条件3、4)。結果的に、本研究の雑音抑制処理法により、従来の報告に比し偽陽性、偽陰性を低値に保つことができ、有用であったと言える。

また、これまでの報告例にみる疾患群の鑑別は、パワースペクトルの特性比較によるものが殆どで、客観性を欠き、多くの偽陽性、偽陰性を生む一因となっていたと考えられる。

音響ホログラフィー法を応用した音響工学的

手法による頭蓋内血管病変の位置推定法は、周波数、信号強度から脱却し、病変位置が可視化される点で優れた手法である^{3, 4)}。今回、全てのセンサで信号検出が良好であった症例では、その有用性が示唆された。他方、側頭部センサ出力が不十分とみなされる例が散見され、最終的に2つの前額部センサ出力のみを用いた症例では、客観性の点で以前と同様の問題を有することとなった。

側頭部センサにおける信号検出が困難であった原因として以下の可能性が考えられた。1) 頭部の各センサ自体において特性の相違があった可能性、2) 各センサの設置状態の違いによってセンサの振動特性が変化した可能性が考えられた。しかし、いずれもセンサ特性試験によってこれらの可能性は否定された。他の要因として頭蓋骨、側頭筋の厚さの違いによる信号伝達の非線形性が関与した可能性が強く示唆された。これは、音波が固有インピーダンス

($Z_0 = P / V$: $P =$ 音圧、 $V =$ 粒子速度) の異なる媒質に入射する場合、その境界面では音圧と粒子速度の成分は伴に連続でなくてはならず、媒質境界面において圧力の不連続、あるいは粒子速度の差があれば連続条件を満足するように反射波が発生することによる。すなわち、インピーダンスの違いが大きければ反射波は大きく、よって透過波は小さくなることになる。この現象は、頭蓋内からセンサまでの各組織間のいずれにおいても起こり得る¹¹⁾ことから妥当性があると考えられる。高い空間分解能を得るためにセンサ数は多いほど、センサ設置位置としては頭部を取り囲む設置状況が理想的である。今回の検討で、むしろ前額部で恒常的に良好な観測波形が得られることが明らかになったことから、センサの小型化、軽量化の実現によりセンサを前額部に複数設置することで、安定的に音源推定がなされる可能性も残されていると考えられる。

音源推定法による鑑別は、4つのセンサが同時に信号を検出する必要性がある。4つのセンサによる検出が困難で、2つのセンサによる音源推定法を用いた鑑別結果の欠点を補うべく、アルゴリズムの改良による新規の鑑別法の開発を行った。具体的には、観測波形を雑音抑制処理し、最終的に音源位置推定解析を行う際に用いる信号をデータ点数として数量化するものである。この方法により、疾患群と対照群の両者間には、統計学的有意差を認め ($p < 0.001$)、極めて有用であることが示された。さらに、データ点数の閾値を11点と定めることにより正常群と疾患群を感度87%、特異度87%で鑑別する事が出来た。これは、これまで当該分野では高い診断能とされていた、Bruggenらの85%、81%に優る値であり、極めて有用であると言える⁹⁾。今回の2つの疾患群鑑別法は、同一データによる表現形の変形である。データ点数法は、数値化という手法によって客観

性を保ち得た点においても極めて有用であった。

データ点数による疾患群鑑別を行った際の偽陽性の原因として、以下の可能性が考えられる。正常群では、流体力学的観点から頭蓋内において乱流は発生しないとされるが、動脈硬化性病変等の影響により乱流が発生しそれに伴い音響信号が発生した可能性、あるいは雑音抑制処理を行ったにもかかわらず、処理後残存した雑音の周波数成分を頭蓋内由来の音源とした可能性が考えられる。さらに、偽陽性症例の観測波形を検討した結果、その観測波形は真陽性症例のそれとは全く異なり、偽陽性例それぞれの観測波形には類似性を認めることから、一部の症例においてシステムの内部あるいは外部雑音が関与した可能性は否定できない。殊に、本法の測定システムは、これまで当分野の解析の中心であった信号強度解析を要さないことから、一定レベルまでの自動増幅処理をおこなっている。したがって、内部雑音を増幅し、それらを観測

データとして評価していたために、高値なデータ点数を呈したとする可能性が高いと考えることには妥当性がある。

内部雑音の影響を受けたとする仮説に立てば、正常群の鑑別は、予め正常群の最大信号強度を閾値と定め鑑別する方法、あるいは可変式アンプの増幅率から鑑別するアルゴリズムの変更が考えられるが、強度を信号解析のパラメータとして用いることは、センサ装着強度の相違や、音響インピーダンスの個人差による信号伝達の非線形性を考えた時推奨される方法ではない

³⁾。従って偽陽性症例は、現システムにおける内部雑音のデータ点数を算出し、最終データに反映させるアルゴリズムにより除外し得る可能性がある。これまで我々は、音響診断の精度向上は外来雑音抑制により達せられると考えていたが、今回の結果より今後はシステム固有の極微小な内部雑音をも考慮したシステム、及び雑音抑制アルゴリズムを構築する必要があると

考えられた。

他方、偽陰性症例で認める少ないデータ点数の解釈は、血管異常から乱流が原因と考えられる微小振動が発生していない、あるいは非常に微小であった事を意味すると考えられる。

Bruggenらは、動脈瘤症例において巨大動脈瘤、小さな動脈瘤、周囲組織に埋没している動脈瘤では乱流が原因と考えられる微小振動が発生しにくいと考察している⁹⁾。我々の症例の偽陰性は、3例中2例が動脈瘤で1例が脳動静脈奇形であった。2例の動脈瘤症例は、上記の範疇のものではなかった。本症例中、1例が巨大動脈瘤であったが、2つの鑑別方法にて鑑別可能であった。脳動静脈奇形については、渉猟し得た報告によるとnidusが5cm以上のものは全例微小振動を検出可能であった^{1,2)}。我々の症例は、全例3.5cm以下であり、更に偽陰性を示した症例は小脳脚に埋没していた。これらのことから、脳動静脈奇形の検出率の要

素には、nidusの大きさ、病変部位が影響している可能性が考えられた。

今回の検討で、音響ホログラフィー法を応用した病変位置推定法は、側頭部センサにおける安定したデータ観測が不可欠であった。他方、本研究で新規に開発したデータ点数法は、恒常的に安定したデータが観測可能である2つの前額部センサを用いることにより、その精度を保ち得る事が可能であった。簡易的で常に高い精度を有する検査法がマススクリーニングとして理想的であると考えられるが、データ点数法による成果は、これら条件を十分満たしているものと考えられた。

【 結 語 】

我々は、最も音響診断に影響を及ぼすと考えられる雑音に対して、解析過程において新規の雑音抑制処理を導入した。これにより、安定した頭蓋内音の検出が可能となった。

また、今回開発した新規アルゴリズムであるデータ点数法を用いた解析によって、正常群と疾患群の客観的評価が高精度で可能になった。今回明らかになった幾つかの問題点を解消することにより、診断能の更なる向上が期待でき、臨床への応用も可能になると思われた。

稿を終えるにあたり、終始懇切な御指導、御校閲を賜りました、本学脳神経外科学講座小川彰教授に深く感謝いたします。

また、本研究に際し、御指導、御協力いただきました、岩手大学工学部情報工学科安部正人教授、脳神経外科学講座冨塚信彦先生をはじめとする諸先生方に厚く御礼申し上げます。

【 文 献 】

- 1) Otawara, Y., Kubo, N., Abe, M., et al. : Sonic analysis for detection of cervical and intracranial vascular disease. Neurol Med Chir (Tokyo) 37, 453 - 458, 1997.
- 2) Abe, M., Otawara, Y., Suzuki, M., Tomitsuka, N., et al. : Sonic detection system for cervical and intracranial vascular disease. Neurosurg Rev, 23, 90 - 93, 2000.
- 3) 富塚信彦, 小川 彰 : 音響工学的手法による頭蓋内血管病変の位置推定の試み. 岩手医誌, 50, 409 - 419, 1998.
- 4) 上羽貞行 : 音響ホログラフィー. 日音響学誌, 38, 166 - 169, 1982.
- 5) 林 卓郎 : 最近の音響ホログラフィーに

よる騒音源探査．音響技術，60，23-28，
1987．

6) 本郷 哲，安倍正人，根元義章，他：
複数のセンサを用いた脳血管障害位置の推定．
信学技報，EA94-56，43-49，1994

7) Rahme, E. : Intracranial
bruit in health and disease
mechanism and significance.
Leb. Med. J. 25, 401-408,
1972

8) Olinger, C.P. and
Wasserman, J.F. : Electric
stethoscope for detection of
cerebral aneurysm, vasospasm
and arterial disease. Surg.
Neurol. 8, 298-312, 1982

9) Bruggen, A.C., Mooij, J.J.
and Journee, H.L. : The
acoustic detection of

i n t r a c r a n i a l a n e u r y s m : A
c l i n i c a l s t u d y . N e u r o s u r g e r y .
2 9 , 8 4 5 - 8 4 9 , 1 9 9 1 .

1 0) F e r g u s o n , G . G . :
T u r b u l e n c e i n h u m a n
i n t r a c r a n i a l s a c c u l a r
a n e u r y s m s . J . N e u r o s u r g . 3 3 ,
4 5 8 - 4 9 7 , 1 9 7 0 .

1 1) 三井田 惇郎 : 音響工学 . 昭晃堂 , 6 版 ,
p 2 1 , 東京 , 1 9 9 5 .

1 2) S e h k a r , L . M . , W a s s e r m a n ,
J . F . : N o n i n v a s i v e d e t e c t i o n
o f i n t r a c r a n i a l v a s c u l a r
l e g i o n s a n
e l e c t r o s t e t h o s c o p e . J .
N e u r o s u r g . 6 0 , 5 5 3 - 5 5 9 ,
1 9 8 4 .

图 1

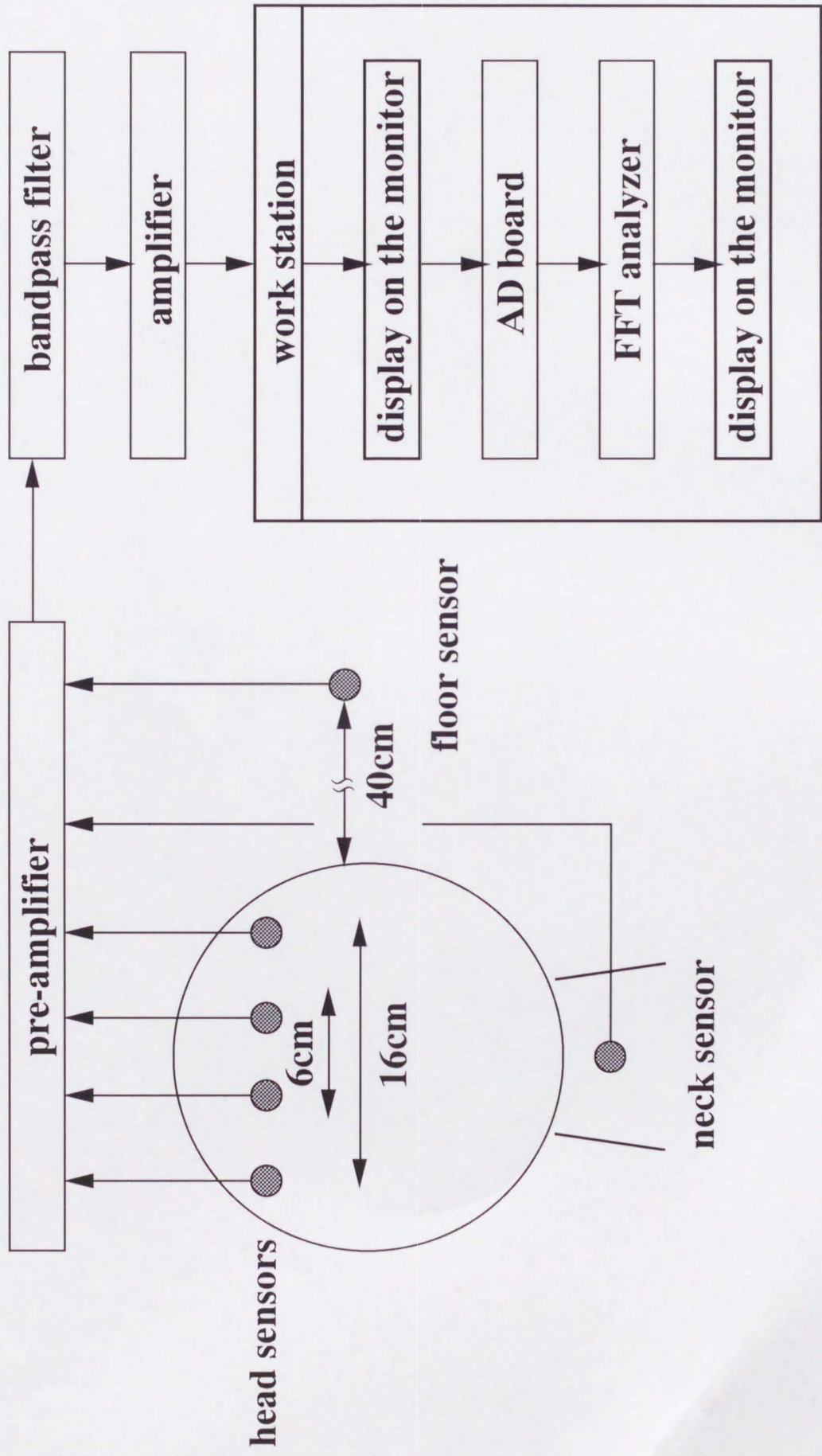
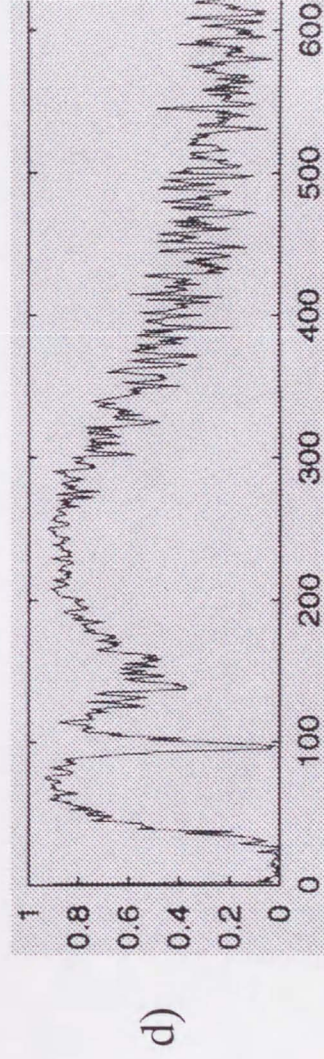
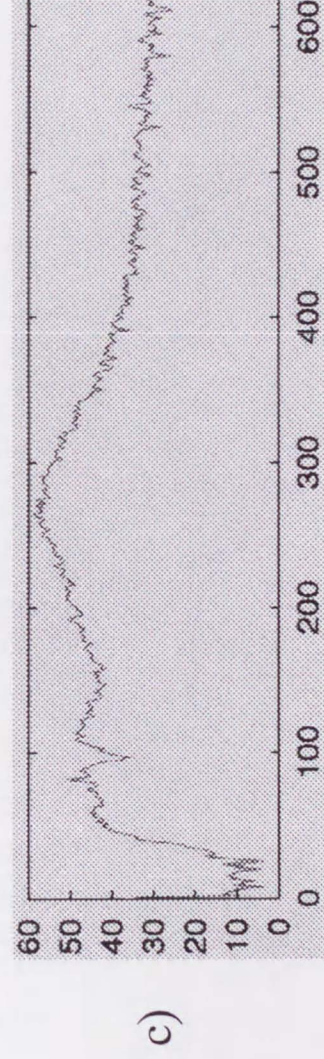
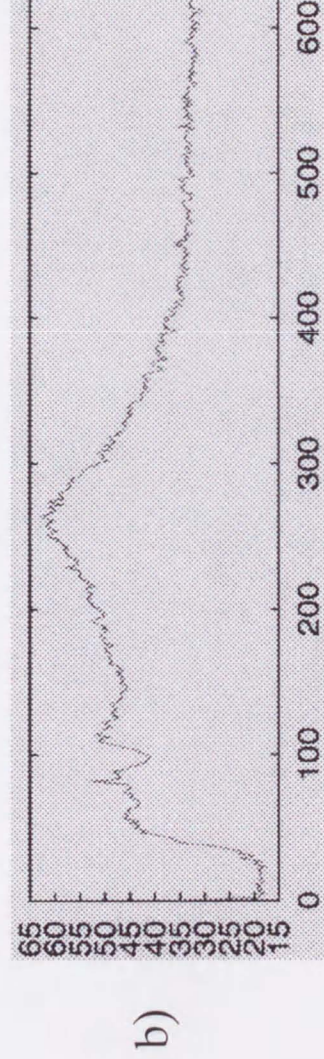
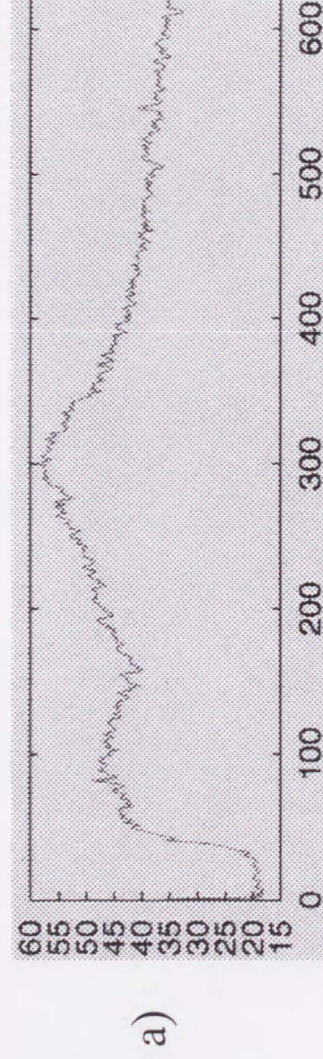
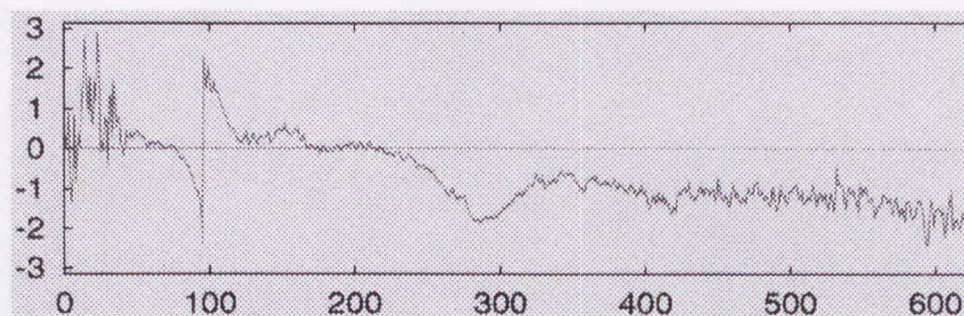


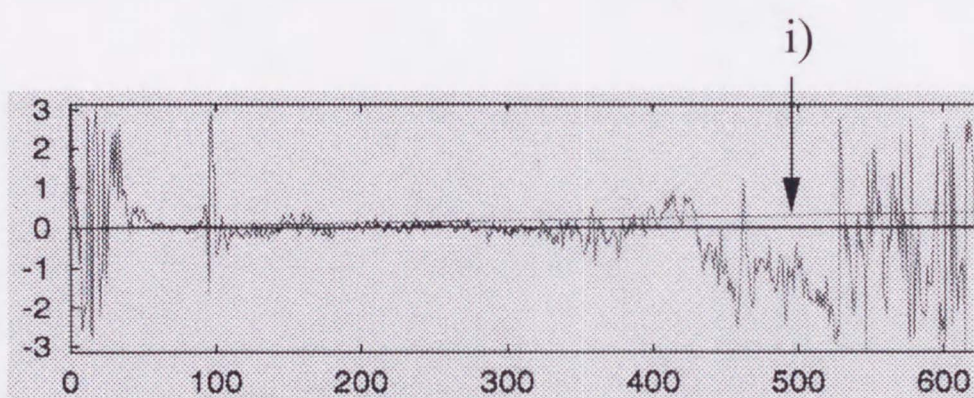
図2. 1組のセンサによる信号処理例



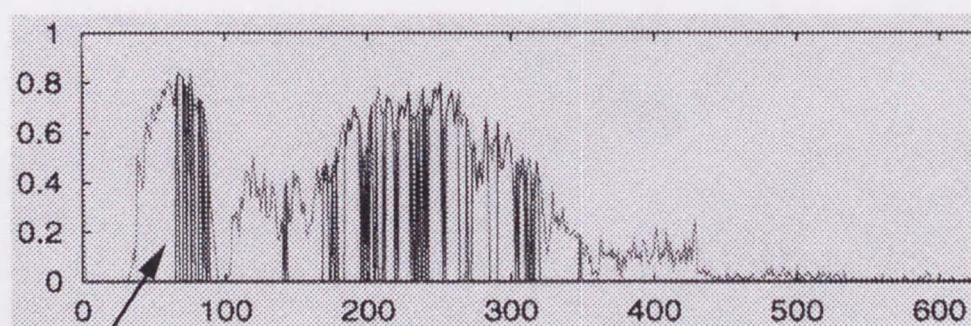
e)



f)



g)



j)

h)

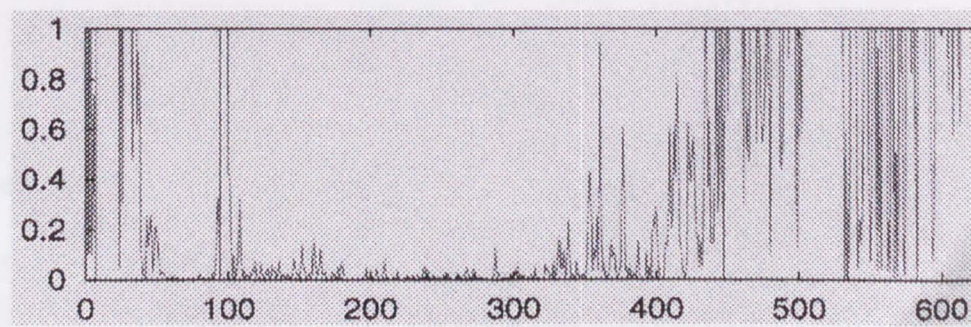


図3. 2つのセンサによる音源推定図 (case 14、正常例)

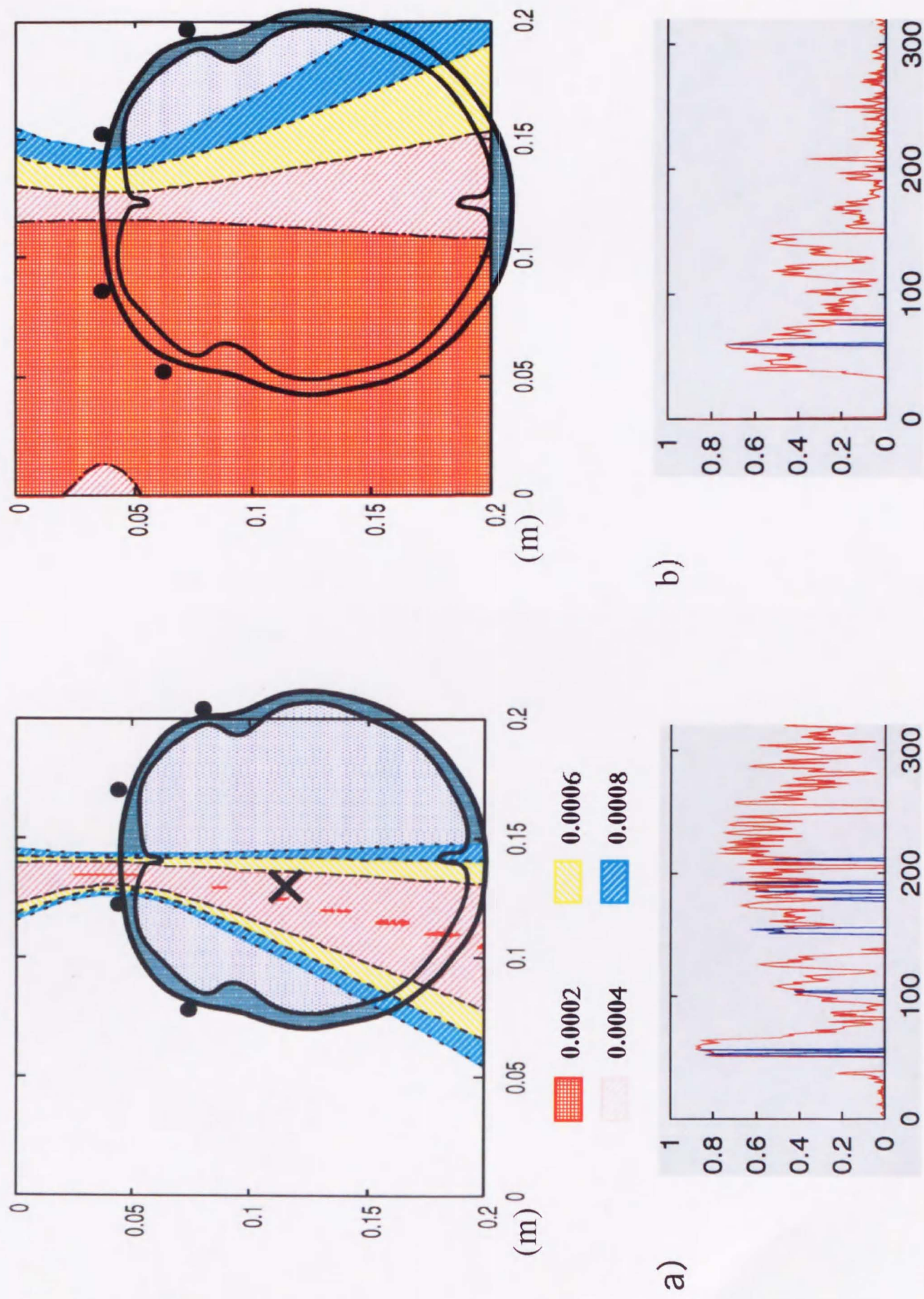


図4. 4つのセンサによる音源推定図 (case 13、正常例)

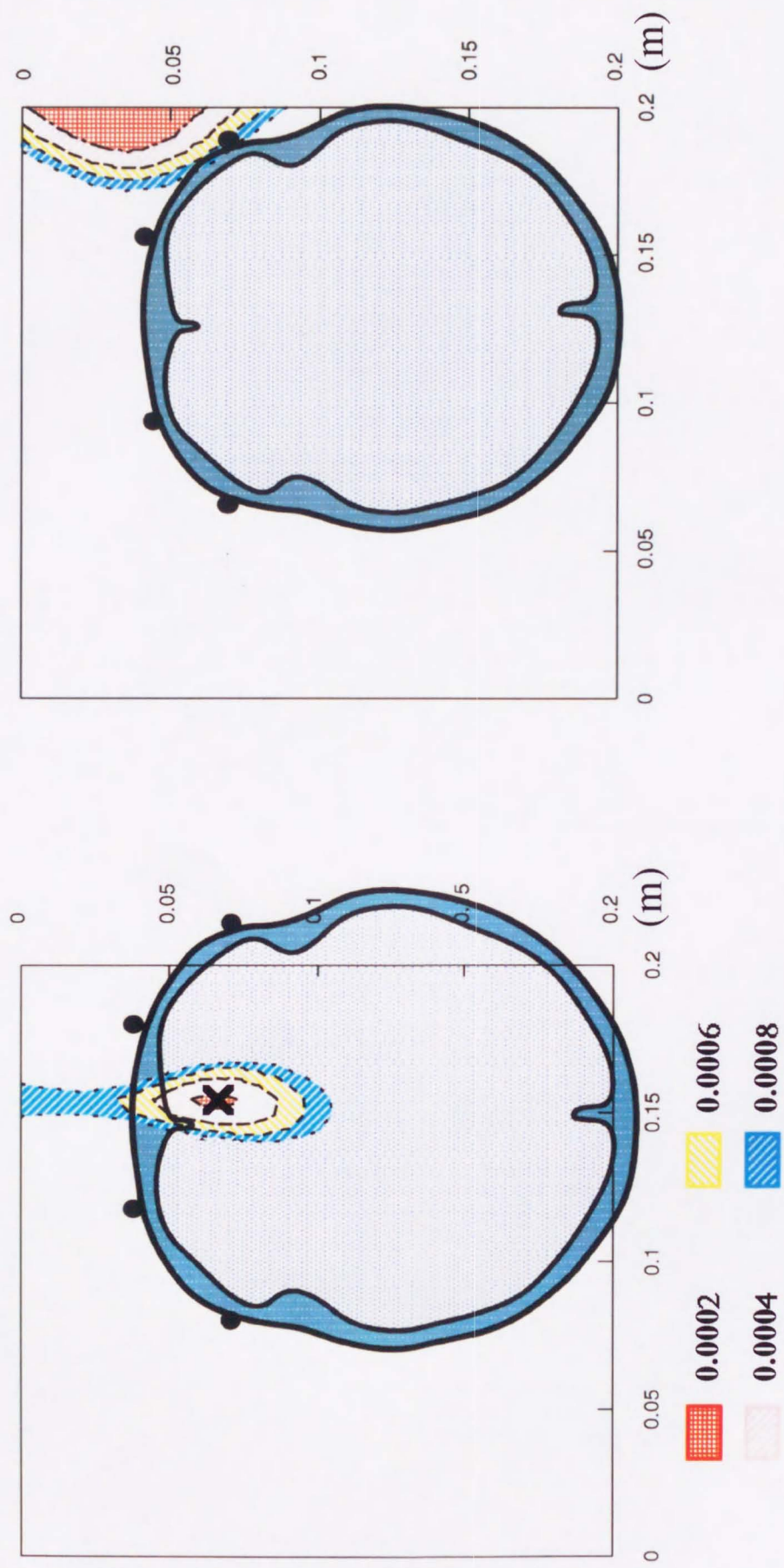


図5. 対照群と疾患群のデータ点数による検討

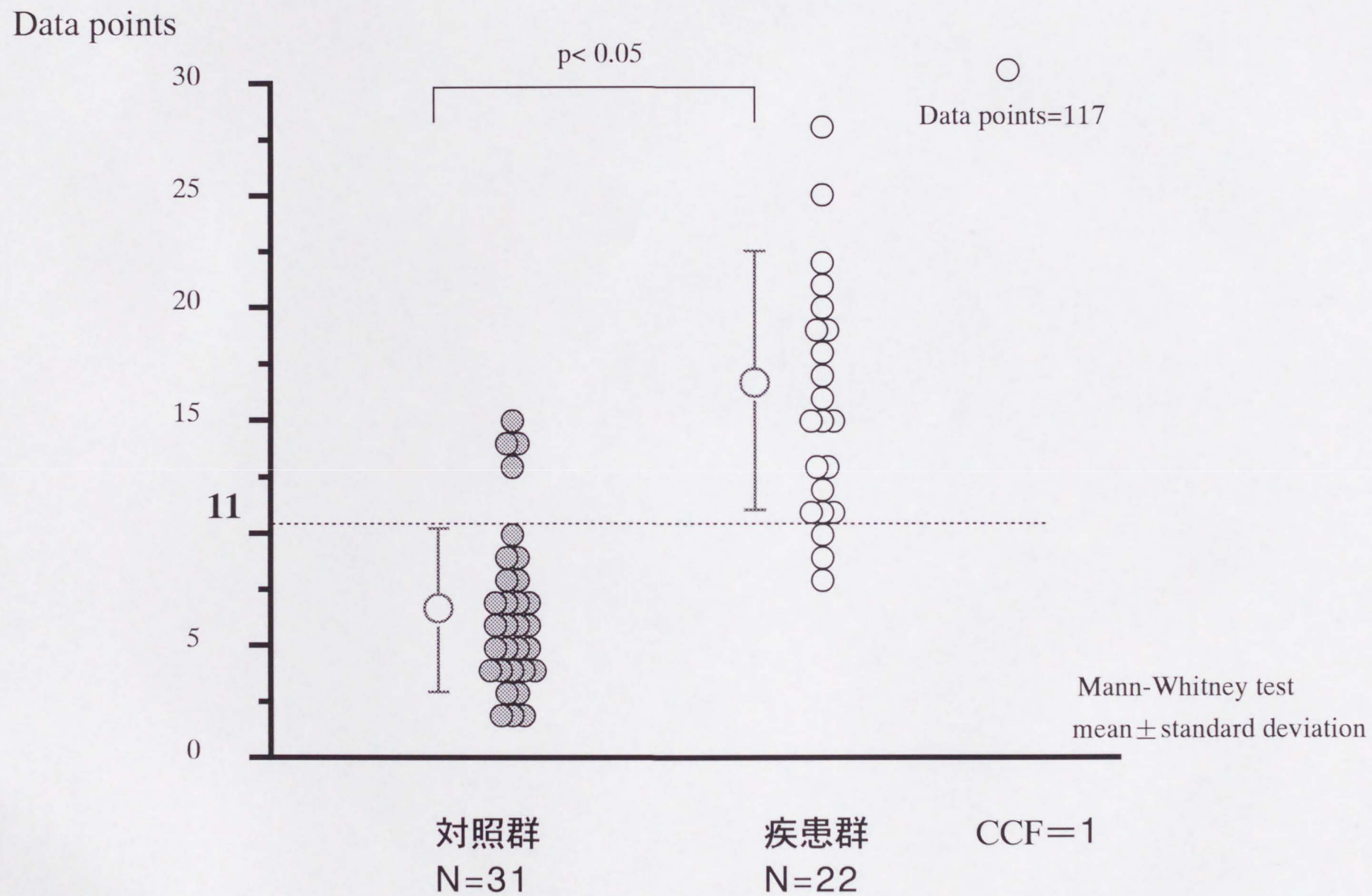


表1. 疾患症例一覽

Case No.	Age	Sex	Disease	size(mm)	Other lesion	Data points
1	66	F	Lt MCA AN	4		8
2	54	M	Basila AN	6	Lt MCA 4mm	15
3	71	F	Rt IC AN	8		9
4	40	M	Rt PCA AN	25		15
5	57	F	Basila AN	3		21
6	63	F	Rt MCA AN	3		18
7	26	M	Rt fronto-parietal AVM	25		17
8	53	F	Rt IC AN	4		13
9	50	M	Rt IC AN	4		11
10	49	M	Rt MCA AN	4		28
11	33	M	Cerebellar peduncle AVM	25		11
12	48	F	Rt CCF	***		117
13	48	F	Lt frontal AVM	20		16
14	48	F	Rt frontal AVM	30		10
15	53	F	Lt temporo-parietal AVM	30	Lt IC-optalmic 5mm	13
16	70	F	Rr IC-PC AN	4		15
17	70	F	Rt IC-PC AN	10	Lt IC-PC3	11
18	50	F	Rt MCA AN	7		22
19	19	F	cerebellar AVM	35		25
20	68	F	A com A AN	9		12
21	72	M	Lt MCA AN	5		19
22	51	F	Lt IC-PC AN	18		19
23	65	M	Lt VA AN	4		20

図 1 . 測 定 シ ス テ ム の ブ ロ ッ ク ダ イ ヤ グ ラ ム

図 2 . 1 組 の セ ン サ に よ る 信 号 処 理 例

a) パワースペクトル (センサ 2) 、 b) パワースペクトル (センサ 3) 、 c) クロススペクトル (センサ 2 - 3) 、 d) コヒーレンス値、 e) クロススペクトルの位相、 f) 補正後の位相、 g) コヒーレンス × 補正データの コヒーレンス、 h) 2 乗誤差、 i) 矢印線以下、中央の線までが音源からセンサまでの到達時間差が 2 倍の値を越えない片側の範囲。 j) 縦線は最終的に音源推定に用いられた周波数。

図 3 . 2 つ の セ ン サ に よ る 音 源 推 定 図 (c a s e 1 4 、 正 常 例) 1 組 の セ ン サ に よ る 位 相 変 化 率 の 2 乗 誤 差 を 仮 想 点 毎 に 加 算 後 、 正 規 化 し 図 示 した。赤で示される誤差範囲の小さな推定位置は、疾患群では病変部位に一致して狭い範囲の双曲線によって推定された。正常例では、頭蓋外を含む広い範囲での推定傾向であった。 a) 、

b) の波形は、それぞれのコヒーレンス×補正
用コヒーレンスで、青色の縦線は最終的に音源
推定に用いられた周波数である。

図4. 4つのセンサによる音源推定図 (case
13, 正常例) 6組のセンサによる位相変化率
の2乗誤差を仮想点毎に加算後、正規化し図示
した。赤で示される誤差範囲の小さな推定位置
は、疾患例では病変部位に一致して円形に収束
し推定された。正常例では、頭蓋外に推定音源
が円形に収束した。

数値は正規化後の誤差 (0.0002 : 0 ~
0.0002, 0.0004 : 0.0002 ~
0.0004, 0.0006 : 0.0004 ~
0.0006, 0.0008 : 0.0006 ~
0.0008) X : 病変位置

図5. 対照群と疾患群のデータ点数による検討

表 1 . 疾 患 症 例 一 覽

M C A : m i d d l e c e r e b r a l a r t e r y ,
P C A : p o s t e r i o r c e r e b r a l
a r t e r y , I C : i n t e r n a l c a r o t i d
a r t e r y , C C F : c a r o t i d -
c a v e r n o u s f i s t u l a , I C - P C :
i n t e r n a l c a t o r i d - p o s t e r i o r
c o m m u n i c a t i n g a r t e r y , A c o m
A : a n t e r i o r c o m m u n i c a t i n g
a r t e r y , V A : v e r t e b r a l a r t e r y ,
A V M : a r t e r i o v e n o u s
m a l f o r m a t i o n

inches 1 2 3 4 5 6 7 8
cm 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19

Kodak Color Control Patches

© Kodak, 2007 TM: Kodak



Kodak Gray Scale



© Kodak, 2007 TM: Kodak

A 1 2 3 4 5 6 **M** 8 9 10 11 12 13 14 15 **B** 17 18 19

