

脳血管病変の非侵襲的診断法の開発

(課題番号：17360187)

平成17年度～平成18年度科学研究費補助金

基盤研究 (B)

研究成果報告書

平成19年5月

研究代表者

安倍 正人

岩手大学

工学部・教授

目次

はしがき	i
研究課題名	ii
研究組織	ii
研究経費	ii
研究発表	iii
研究成果	iii

はしがき

本研究成果報告書は、平成 17 年度から平成 18 年度に文部科学省より交付された科学研究費補助金・基盤研究 (B)「脳の血管病変の非侵襲的診断法の開発」の研究成果を発表してきた研究論文について取りまとめたものである。

脳梗塞、脳内出血、クモ膜下出血などの脳血管障害 (脳卒中) は、人体にとって重大な疾患であり、1980 年までは日本の死亡原因の第一位、現在は悪性腫瘍、心臓疾患について第三位となっている。脳血管障害の患者の多くは危機的状態になって初めて医師の診断を受けるのが現状であるが、大脳部位の障害は適切な治療を早期に行えば助かる可能性が大きいとされている。

これらのことから脳内の血管異常を出血前に非侵襲の方法で発見することは、予防医学の観点からきわめて重要なことである。このため、出血の原因となる脳血管の異常を早期段階に発見し、治療後の縮退を観察する方法の開発が求められてきた。

現在行われている脳血管障害検査は、X線を利用したCT検査、強力な磁気を利用したMRI検査、超音波を使って血液の流れを調べる超音波ドプラー検査、血管に造影剤を注入して行う脳血管撮影検査などがある。しかし、これらの検査は装置としての規模とコストが大きいことや、侵襲性、検査に時間がかかるなどの点から、集団検診等のようなマス・スクリーニングには向いていない。脳血管異常を早期段階に発見するために、集団検診等のような場で用いることのできる、より簡便である程度の精度を持つ検査方法の開発が求められている。

頭蓋内で血液の正常な流れが血管異常位置で妨げられると、そこから微弱ながら血流に伴う音が発生していることが 1970 年代に Ferguson によって確かめられ、この可聴帯域音に着目した診断法の研究が数多く試されてきた。

そこで前額部に複数のセンサを取り付け、脳血管異常部から発生する血流音をもとに、ビームフォーミング等の処理による血管異常位置の推定法が提案されている。集団検診等にこの方法を用いて検診を行い、異常がみられた人についてはCTやMRIを用いて精密に検査を行うことによって、診断時間の短縮や相対的な医療コストを低く抑えることができる。さらに、脳血管異常を早期段階に発見することにより、危機的な状態に至る前に適切な治療を行うことができる。

本研究では、共振を取り除くことによる推定結果の精度向上を目的とし、人の頭に見立てた水で満たされたタンクを用いて、共振の影響を抑える方法についての検討を行い、実際に患者の方や健常者の方々にご協力いただいてデータを採取し、解析して提案手法の有効性を検討した結果を述べている。なお、この成果は 1 件の特許としてまとめられた。

研究課題名

「脳の血管病変の非侵襲的診断法の開発」

課題番号：17360187

研究組織

研究代表者

安倍 正人 (岩手大学・工学部・教授)

研究分担者

永田仁史 (岩手大学・工学部・助教授)

藤岡豊太 (岩手大学・工学部・助手)

小川 彰 (岩手医科大学・脳神経外科学講座・教授)

冨塚信彦 (岩手医科大学・脳神経外科学講座・助手)

研究経費

平成 17 年度 4,300,000 円

平成 18 年度 900,000 円

研究発表

下平拓史、藤岡豊太、永田仁史、安倍正人、小川 彰、冨塚信彦 “頭蓋骨からの反射の影響抑制による脳血管異常部位の推定精度向上に関する研究”、平成17年度第3回情報処理学会東北支部研究会 05-3-2

研究成果

工業所有権の名称：特許

発明名称：血管の異常診断装置及び異常診断方法

発明者：安倍 正人（岩手大学・工学部・教授）

小川 彰（岩手医科大学・脳神経外科学講座・教授）

冨塚信彦（岩手医科大学・脳神経外科学講座・助手）

佐藤隆志（株式会社新興製作所）

藤原純一（株式会社新興製作所）

権利者：岩手大学、(株)新興製作所

工業所有権の種類、番号：特願2006-067697

出願年月日：平成18年3月13日

1	序論	1
1.1	研究の背景	1
1.2	研究の目的	2
2	血液の乱流に伴う微小振動の測定	
2.1	脳血管障害	3
2.2	脳血管異常部位からの雑音の発生	4
2.3	測定システム	5
2.4	測定	6
3	雑音抑圧処理	
3.1	呼吸や外来振動による雑音の除去	7
4	病変位置推定原理	
4.1	クロススペクトルによる遅延時間の推定	8
5	タンクを用いた実験	
5.1	タンクの説明	9
5.2	タンクでの観測波形	11
6	共振の影響	
6.1	タンク内に残る共振の発生	14
6.2	共振の除去	15
7	実験結果	
7.1	シミュレーション	16
7.2	実際のタンクデータでの位置推定結果	18
8	まとめ	25
	参考文献	26

1 序論

1.1 研究の背景

デジタル信号処理とは、信号波形を分析してその特徴を抽出したり、雑音を消去したり、フィルタリングをしたり、あるいは分析した結果からもとの波形を合成するような処理を数値計算によって行うことである。これを行うには、波形の瞬時系列に対する膨大な計算が必要である。そのため、デジタル信号処理が通信・計測などの諸分野で広く実用に供されるようになったのは、電子計算機に関する技術が進歩した1960年代以降のことである。

近年におけるデジタル技術のめざましい進歩は、エレクトロニクスの各分野に著しい影響を与え、信号処理の分野にも大きな革命をもたらした。ここ数年の飛躍的な処理速度の向上によって、従来困難とされていたスペクトルや相関関数の計算が高速で実行されるようになり、複雑で膨大な量の計算やデータの解析、処理などを行うことが可能となってきた。

デジタル信号処理は、マイクロプロセッサ、シグナルプロセッサ、専用LSIにみられる集積回路技術の著しい発展により、計測制御、通信情報、画像、ロボット、さらには、医療や地震などの幅広い分野で利用され、優れた特徴を発揮している。いまやデジタル信号処理は、科学技術のあらゆる分野における必要不可欠な基礎技術としての役割を果たしつつあるといっても過言ではない。

デジタル信号処理は、基礎理論から応用まで多岐・広範囲な分野を形成し、他分野と隣接する領域も大きく、基礎研究、実用研究いずれをとっても、その発展性が期待されている。

デジタル信号処理の利点は、第一に高精度性、再現性等に優れてるという意味での正確性、第二に、適応処理、非線形処理、非因果的処理等が実行しやすく、誤り訂正技術や暗号化技術との親和性があり、さらにソフトウェア導入による柔軟性に優れているという意味での高機能性、そして第三に、LSI技術の活用による小型化、低コスト化、低電力化等の経済性という三つの側面に要約して捉えることができる。

医用電子工学、生体工学におけるデジタル信号処理は、医用画像処理と生体時系列信号の処理に大別される。前者のコンピュータトモグラフィ(CT)や超音波画像を中心とする医用画像処理は、現代医学において不可欠な技術となっている。一方、後者即ち脳波や筋電図、心電図、血流などの処理はアナログ信号処理時代からの重要な課題であり、デジタル信号処理の発達と共に育ってきた分野といえる。

1.2 研究の目的

脳梗塞、脳内出血、クモ膜下出血などの脳血管障害（脳卒中）は、人体にとって重大な疾患であり、1980年までは日本の死亡原因の第一位、現在は悪性腫瘍、心臓疾患について第三位となっている。脳血管障害の患者の多くは危機的状態になって初めて医師の診断を受けるのが現状であるが、大脳部位の障害は適当な治療を早期に行えば助かる可能性が大きいとされている。

これらのことから脳内の血管異常を出血前に非侵襲の方法で発見することは、予防医学の観点からきわめて重要なことである。このため、出血の原因となる脳血管の異常を早期段階に発見し、治療後の縮退を観察する方法の開発が求められてきた。

現在行われている脳血管障害検査は、X線を利用したCT検査、強力な磁気を利用したMRI検査、超音波を使って血液の流れを調べる超音波ドプラー検査、血管に造影剤を注入して行う脳血管撮影検査などがある。しかし、これらの検査は装置としての規模とコストが大きいことや、侵襲性、検査に時間がかかるなどの点から、集団検診等のようなマス・スクリーニングには向いていない。脳血管異常を早期段階に発見するために、集団検診等のような場で用いることのできる、より簡便である程度の精度を持つ検査方法の開発が求められている。

頭蓋内で血液の正常な流れが血管異常位置で妨げられると、そこから微弱ながら血流に伴う音が発生していることが1970年代にFergusonによって確かめられ、この可聴帯域音に着目した診断法の研究が数多く試されてきた。

そこで前額部に複数のセンサを取り付け、脳血管異常部から発生する血流音をもとに、ビームフォーミング等の処理による血管異常位置の推定法が提案されている。集団検診等にこの方法を用いて検診を行い、異常がみられた人についてはCTやMRIを用いて精密に検査を行うことによって、診断時間の短縮や相対的な医療コストを低く抑えることができる。さらに、脳血管異常を早期段階に発見することにより、危機的な状態に至る前に適切な治療を行うことができる。

しかし、高い推定精度を得られない例も多いことや、健常者と病変のある患者との関係が明確でないなどの問題点もあった。これらは主に、被験者の呼吸や外来の振動等による雑音や頭蓋内の共振の影響が原因と思われる。

本研究では、共振を取り除くことによる推定結果の精度向上を目的とし、人の頭に見立てた水で満たされたタンクを用いて、共振の影響を抑える方法についての検討を行った。

2 血液の乱流に伴う微小振動の測定

2.1 脳血管障害

脳血管障害は、虚血性と出血性の2つに分類することができる。虚血性つまり血管が詰まって次第に血のめぐりが悪くなり、脳への血流が途絶えてしまうものには脳梗塞や一過性脳虚血発作、出血性つまり脳の血管が破れて出血するものに脳内出血とくも膜下出血がある。脳血管障害の種類について図 2.1 に示す。

・脳梗塞

脳梗塞には脳血管が動脈硬化の進行などの変化によって細くなり、次第に血流が妨げられることによって血液のかたまり（血栓）を形成し、これが血管を塞いでしまう脳血栓と、心臓内や頸動脈において形成された血栓が血流によって運ばれ、脳の血管を塞ぐ脳塞栓がある。

・一過性脳虚血発作

一過性脳虚血発作は、脳内の血管の中で小さな血栓が一時的に血管を閉塞させることによって生じる脳の血流障害であるが、放置するとその後大きな脳梗塞の発作を起こす前兆となる。

・脳内出血

出血性の脳内出血は脳溢血とも呼ばれ、脳血管の抹消部分の細い血管が高血圧や動脈硬化によってもろくなり、裂けることによって脳の組織の中に直接出血する。出血した血液は脳の細胞を直接破壊しながらたまっていき、周囲への圧迫などの影響で脳の働きを阻害する。

・くも膜下出血

脳の主要血管は脳とその表面にあるくも膜の間にあり、そこを血流が走行している。この血管が裂けて出血するものがくも膜下出血であり、その原因となるものの最も多くかつ重要なものは、先天的に弱い部分に動脈硬化や高血圧などが重なって、脳内の主要な動脈の主に分岐部に生じたこぶ（脳動脈瘤）が破裂することによる出血であり、その他に脳の中で動脈と静脈が脳組織を通らず直接つながっている血管奇形（脳動静脈奇形）からの出血である。

2.2 脳血管異常部からの雑音の発生

脳血管障害の原因となる主な血管異常は、高血圧や動脈硬化の進行によって血管が細くなる狭窄症や、脳血管の主に枝分かれ部分に発生する動脈瘤である。

血流は通常、細管を心拍と連動して流れる脈流であるが、この正常な血液の流れが動脈瘤や狭窄部において妨げられると血液の乱流が発生し、乱流の状態に応じた血流音が発生する。図 2.2 に脳動脈瘤と動脈狭窄部における血液の乱流を示す。

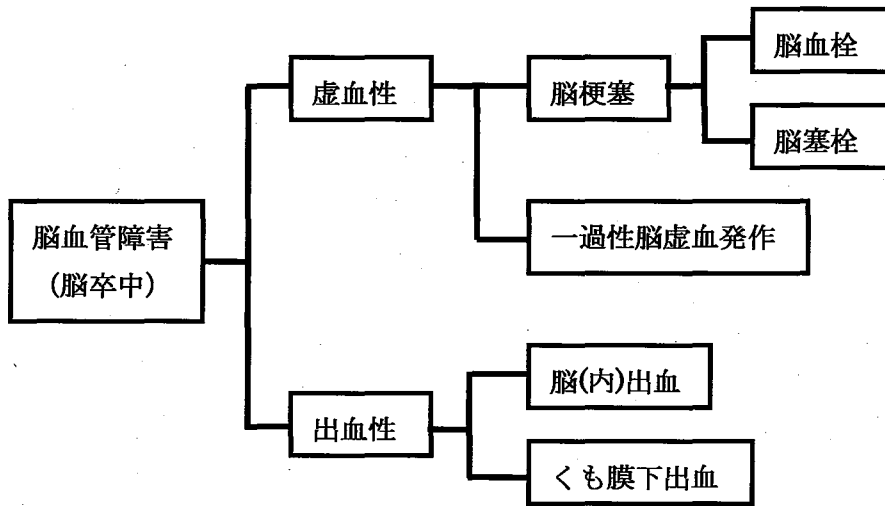


図 2.1 脳血管障害の種類

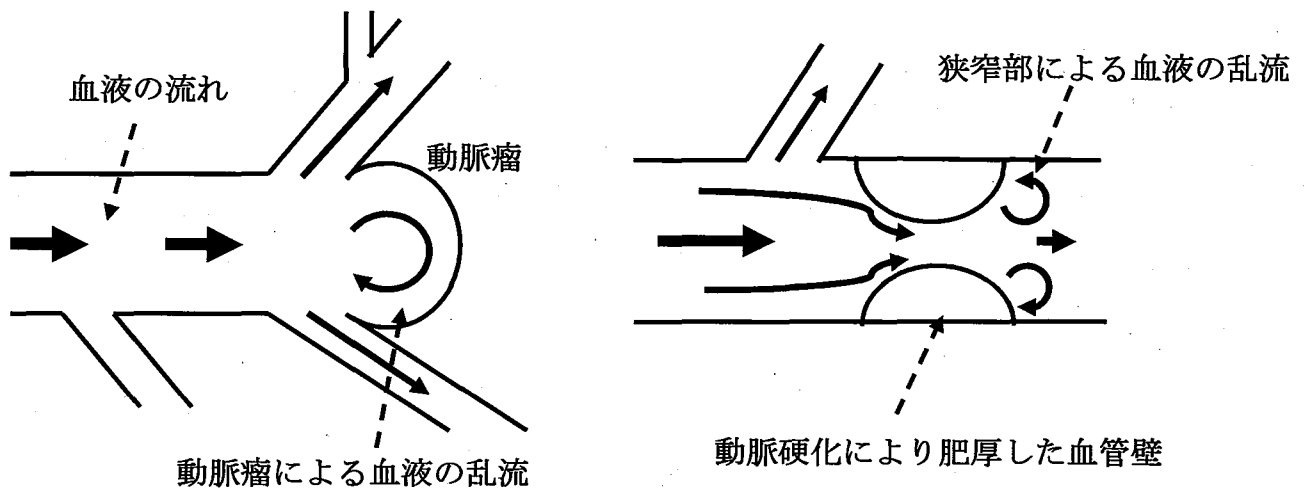


図 2.2 疾患部での血液の乱流

2.3 測定システム

測定システムの構成図を図 2.3 に示す。センサ 1 からセンサ 4、床センサ、頸部センサなどの各センサの応答信号はプリアンプにて一度増幅し、BPF (100Hz~2000Hz) を通過させて不要な周波数成分を除去した後、A/D 変換ボードの入力限界までプログラムによる自動制御によりそれぞれ増幅している。各センサから得られた応答波形は、サンプリング周波数 5 kHz で A/D 変換し、計算機のディスプレイ上で確認できる。

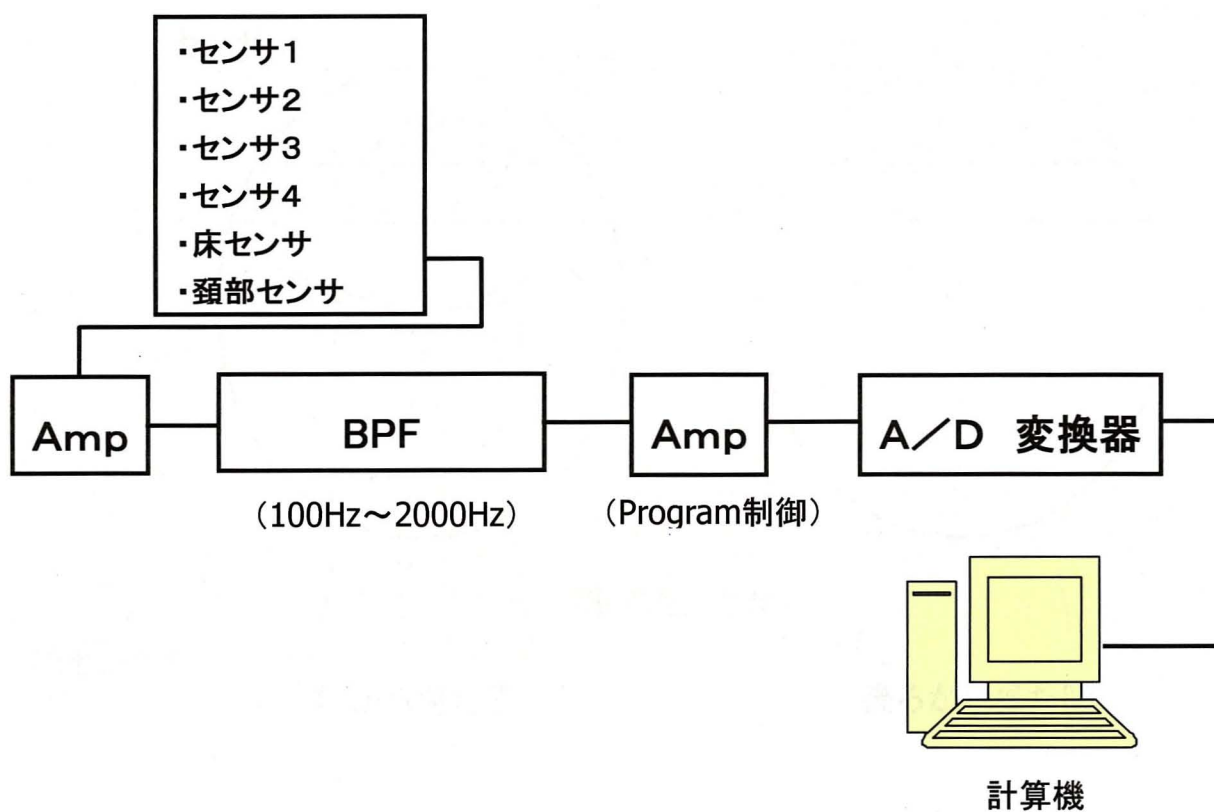


図2.3 システム構成

2.4 測定

センサの取り付け位置を図 2.4 に示す。前額部にセンサ 1 とセンサ 4 を 6cm の間隔で配置し、後頭部にセンサ 2 とセンサ 4 を同じく 6cm 間隔で配置する。また頸部センサは頸部の中央に、床センサは側頭部から約 40 cm、OM line(Orb to Mental line)から 20cm の位置に雑音除去を目的に配置した。

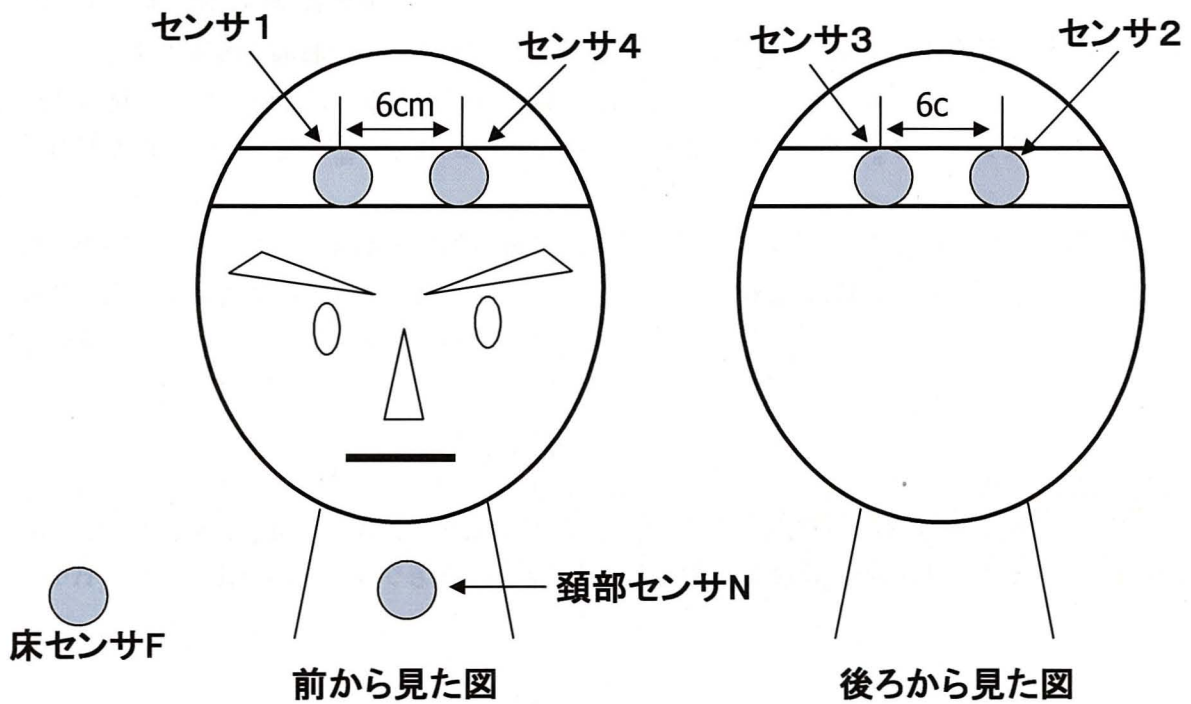


図 2.4 センサの取り付け位置

3 雑音抑圧処理

3.1 呼吸や外来振動による雑音の除去

頭蓋内血流音は非常に微弱であるため、脳血管異常によって生じる血液の乱流に伴う微小振動の検出には、雑音の混入が不可避であり、高耐雑音性を有するシステムの構築が望まれる。これに対し、従来は参照センサを用いて、伝達関数による雑音抑圧を行い、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、外来雑音の除去を行って来た。

脳血管異常部から放射される血流音は、微弱でS/Nがよくない場合が多いため、不要な外来振動・雑音の排除の工夫が不可欠である。そこで、頸部と床に取り付けた参照センサの応答をもとに、伝達関数を用いて外来振動等の雑音の頸部センサへの応答波形を推定し、これを除去することにより、周辺雑音の影響を除く。

ここで、外来振動が頭部センサ $n(n=0,1,2,3)$ に伝わる伝達関数が H_{an} 、脳血管異常に起因する音源から頭部センサ n に伝わる伝達関数が H_{bn} である。

伝達関数 H_{an} の推定値 \hat{H}_{an} は、床センサ応答 F と頭部センサ応答 X_n を用いてクロススペクトル法により求める。

血流音の成分 Y_n と床センサ応答 F は無関係であると考えられるので、 \hat{H}_{an} は入力となる床センサ応答 F と出力となる頭部センサ応答 X_n のクロススペクトル W_{xy} と、床センサ応答 F のパワースペクトル W_{xx} の比として次式のように表せる。

$$\hat{H}_{an} = \frac{W_{xy}}{W_{xx}} \quad (1)$$

頭部センサ応答 X_n に含まれる、床センサからの入力 F に起因する雑音成分の推定値 \hat{Z}_n は、 $F\hat{H}_{an}$ として求めることができる。外来振動による雑音成分 \hat{Z}_n を除去した \hat{Y}_n は、

$$\begin{aligned} \hat{Y}_n &= X_n - \hat{Z}_n \\ &= X_n - F\hat{H}_{an} \\ &= X_n - F \frac{W_{xy}}{W_{xx}} \end{aligned} \quad (2)$$

となる。

呼吸による振動についても同様に考えることができるため、床からの外来振動を除去した後頸部センサ N を用いて同様に呼吸による振動の影響を除いた。

4 病変位置推定原理

4.1 クロススペクトルによる遅延時間の推定

空間上の異なる2点に2つのセンサ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わかれば、頭蓋内の音速は1500m/secと既知であるので、センサ位置から音源の位置を推定できる。センサ応答#1を $\chi_1(t)$ とすると、センサ応答#2は $\chi_1(t-\tau)$ と表すことができる。センサ応答#1のスペクトル $X_1(\omega)$ より、センサ応答#2のスペクトル $X_2(\omega)$ は、

$$X_2(\omega) = X_1(\omega) \exp(-j\omega\tau) \quad (1)$$

となり、センサ応答#1とセンサ応答#2のクロススペクトルは、

$$\begin{aligned} W_{xx}(\omega) &= X_1^*(\omega) X_2(\omega) \\ &= |X_1(\omega)|^2 \exp(-j\omega\tau) \end{aligned} \quad (2)$$

となる。よってクロススペクトルの位相は $-\omega\tau$ となる。これを用いて音源からセンサまでの到達時間差を推定する。周波数は既知なので、位相の傾きがわかれば位相の変化から2つのセンサ応答の時間差 τ を推定することができる。到達時間差は次式により求められる。

$$\tau = \frac{a \cdot N}{2\pi \cdot f_s} \quad (3)$$

ここで、 a は位相の傾き、 N は窓長、 f_s はサンプリング周波数である。

頭蓋内音源とセンサとの非常に小さい到達時間差は、クロススペクトルの位相の傾き（群遅延成分）を調べることによって求められるが、音場内に反射が多数存在する場合には、実測されるクロススペクトルの位相の傾きが理想的な直線とはなりにくい。また、ランダム雑音やパワーの低い周波数での位相の傾きを精度よく求めることが難しくなる。そこで、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最小2乗法を用いて到達時間差を求める。推定する位相回転角（傾き）を a とすると、位相 θ は次式のようになる。

$$\theta = a\omega \quad (4)$$

離散角周波数 ω_i において観測されるクロススペクトルの位相を θ_i とすると、最小2乗法による解は、

$$\sigma^2 = \sum_i |a\omega_i - \theta_i - 2n_i\pi|^2 \quad (5)$$

を最小とする傾きとなる。

ここで位相は角周波数 ω_i 毎に θ_i と観測されるが、回帰される角度は $\theta_i + 2n_i\pi$ であるので、推定値 a を計算することが困難となる。しかし、推定すべき群遅延はセンサ間距離による伝播遅延より小さくなることから、推定値 a の範囲と n_i が有限の範囲に限定できる。ここでは、その誤差が最小となる n_i を用い推定値 a を求めた。

5 タンクを用いた実験

5.1 タンクの説明

実際に脳に異常がある患者のデータを多数用意するのは困難である。そこで今回の実験では人の頭にみたてた図 5.1 に示すタンクを用いてデータをとった。タンクでは意図的にタンク内から血流音に似た音を発生させることができるので、効率よくデータをとることが可能である。

タンクの底から見た図を図 5.1 に示す。直径を 22.2cm とし、センサ 1 とセンサ 4、またセンサ 2 とセンサ 3 の間隔をそれぞれ 6cm とした。音源となるスピーカーの位置は s 1 ～ s 9 まで 5センチ間隔で図のように配置した。

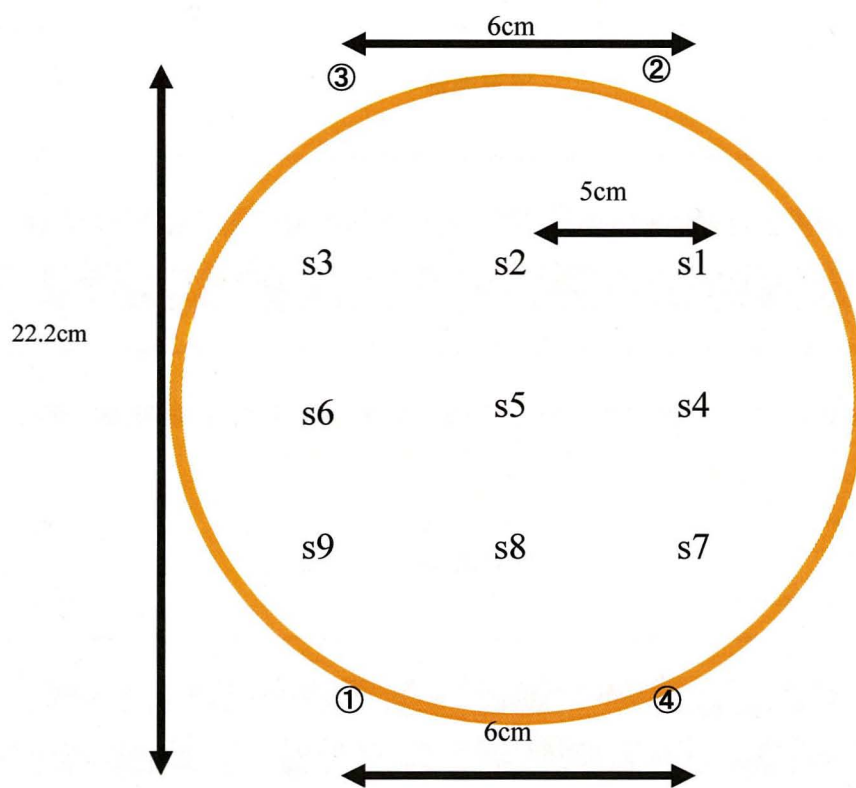
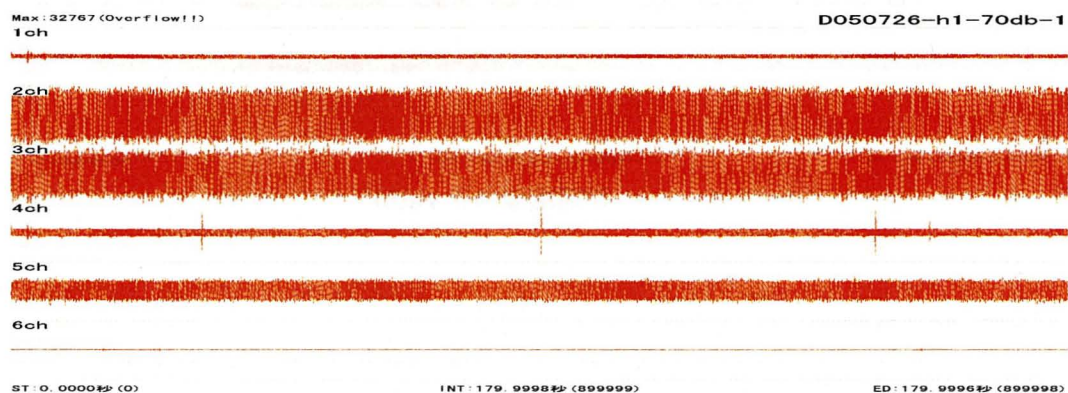


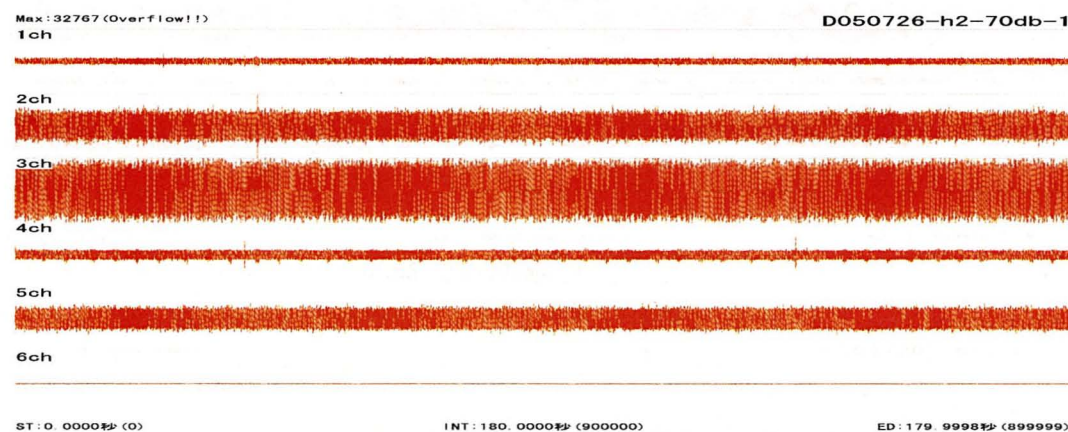
図 5.1 底から見たタンク

5.2 タンクでの観測波形

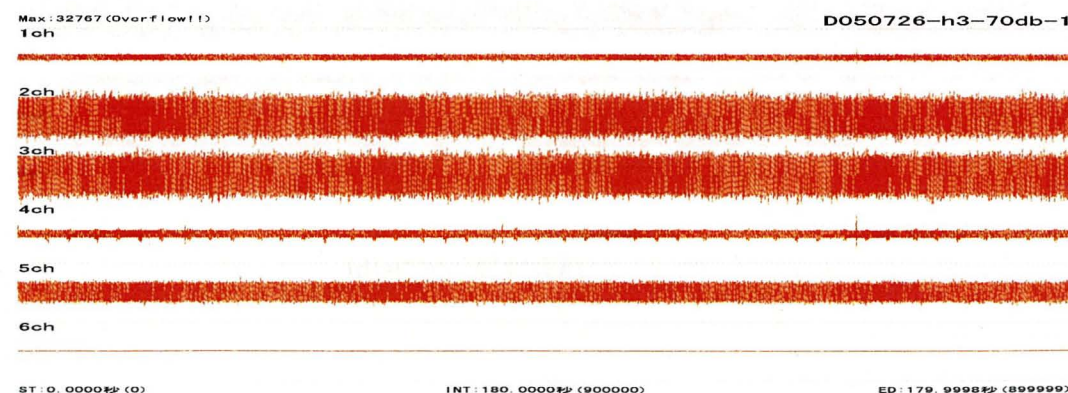
図 5.2 に s 1 ~ s 9 において観測された波形を示す。ch1~ch4 まではセンサ 1 ~ センサ 4 までに対応していて、ch5 はスピーカーからの音自体の波形、ch6 は床センサでの波形となっている。また今回はタンクの実験であるため頸部センサは使用していない。



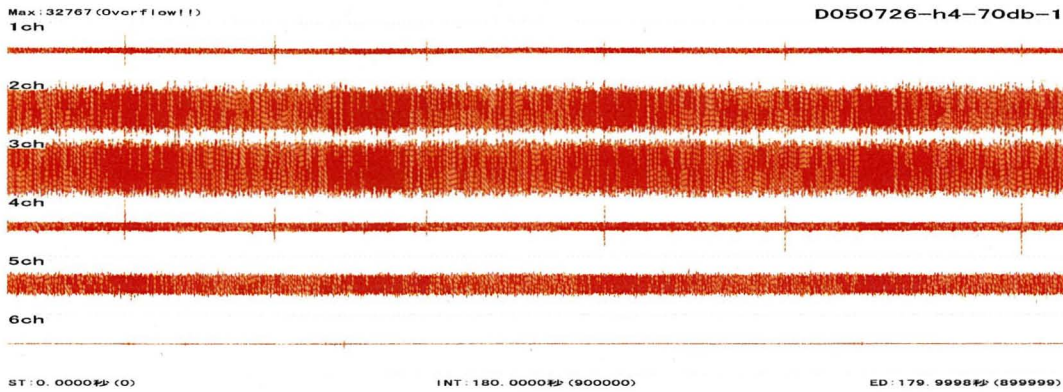
(a)s1 での観測波形



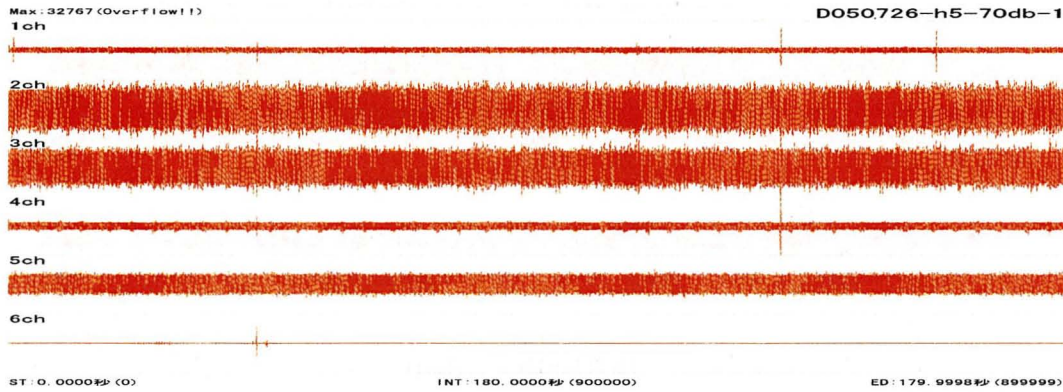
(b)s2 での観測波形



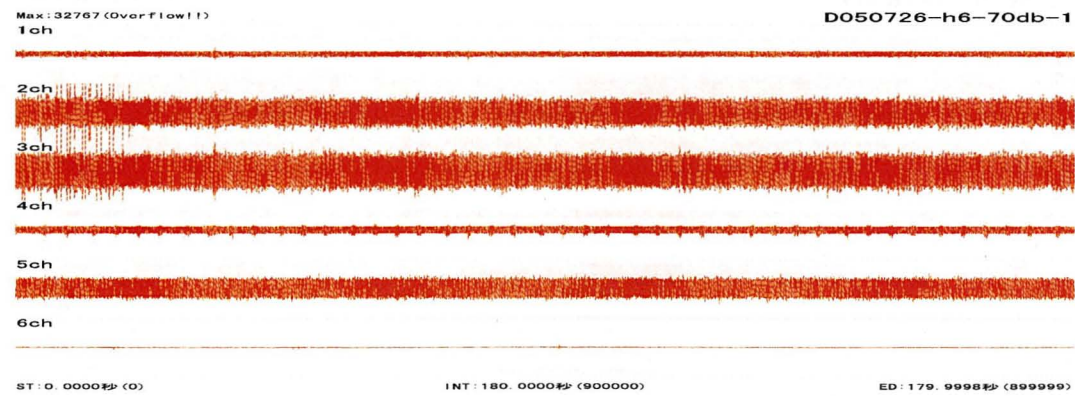
(c)s3 での観測波形



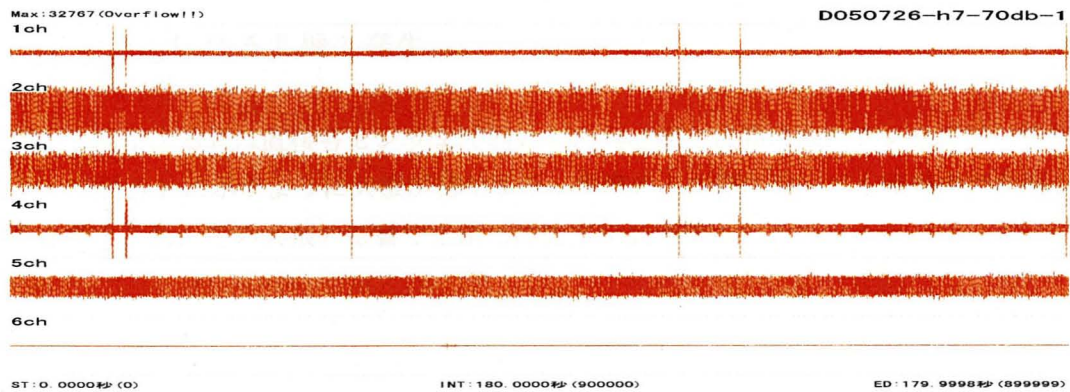
(d)s4 での観測波形



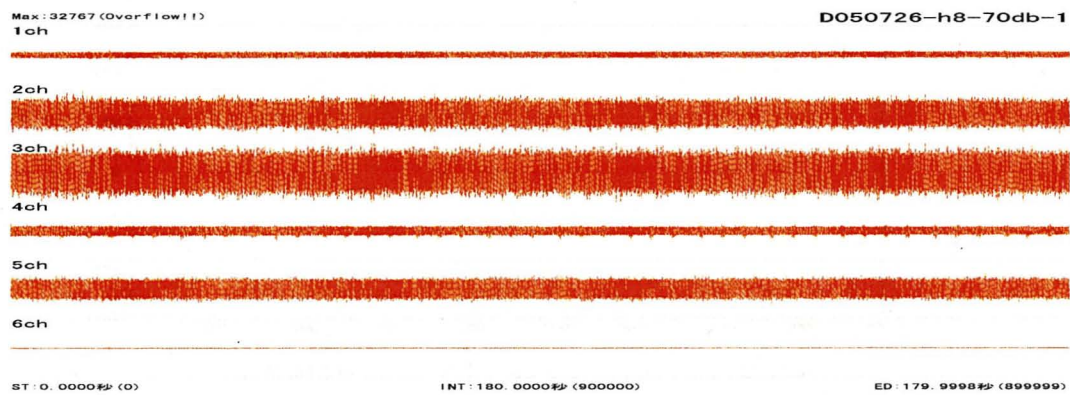
(e)s5 での観測波形



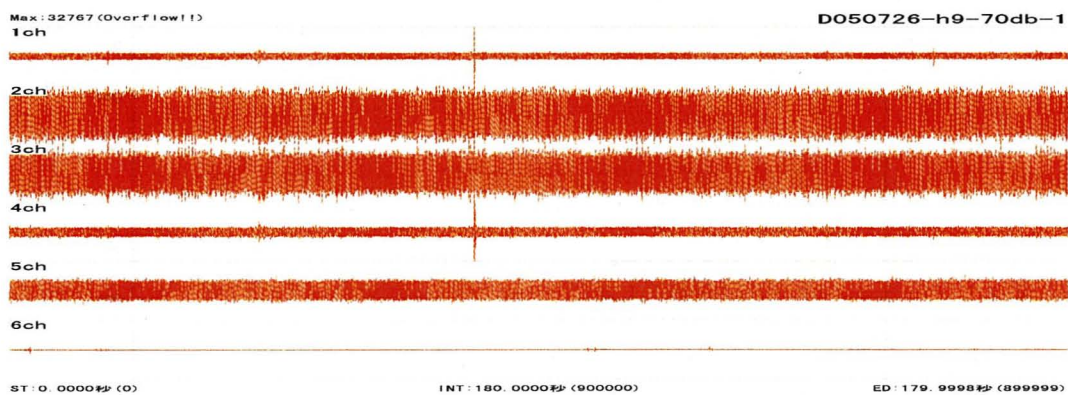
(d)s6 での観測波形



(e)s7 での観測波形



(f)s8 での観測波形



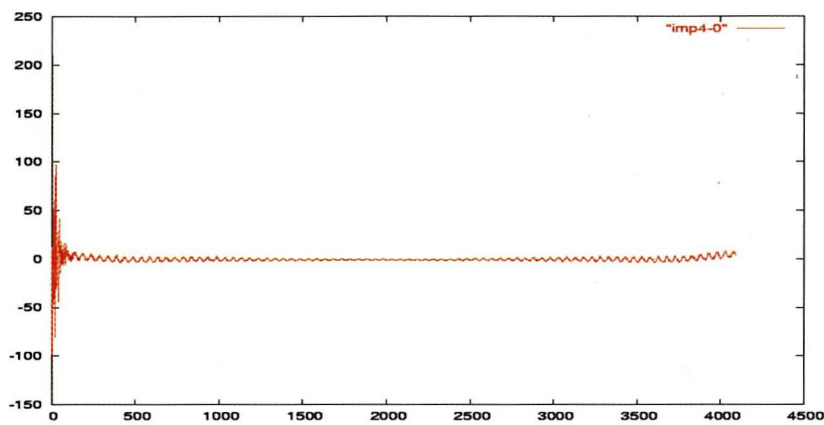
(g)s9 での観測波形

図 5.2 観測波形

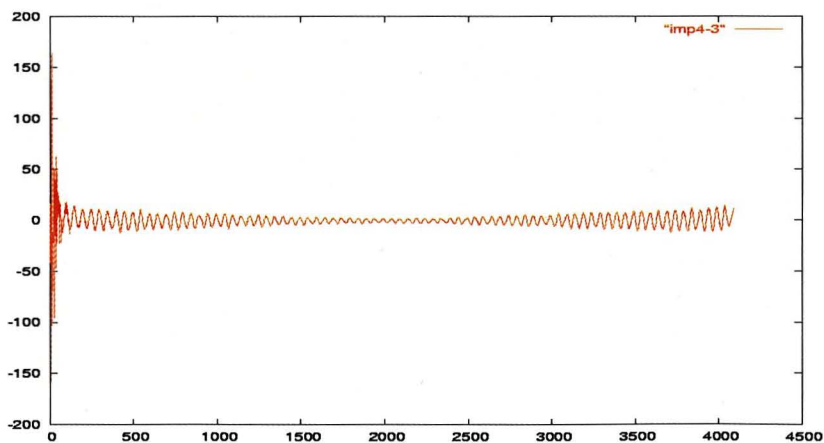
6 共振の影響

6.1 タンク内に残る共振の発生

音源から発生する音は直接各センサまで届いたあと、回りに囲まれたタンクの壁に反射することによって図 6.1 に示すように共振が発生する。実際の人の頭においても頭蓋内で共振が起こっていると考えられ、その共振の影響で正確な位置推定が困難になる。



(a)音源からセンサ 1 へのインパルスレスポンス



(b)音源からセンサ 4 へのインパルスレスポンス

図 6.1 音源からのインパルスレスポンス

6.2 共振の除去

4096 ポイントあるデータを短い矩形窓 (8 ポイント) で切り取って FFT をかけることにより共振のパワースペクトルに落ち込む周波数が生じ、その共振のパワースペクトルが落ち込む周波数における位相の傾きをみることにより共振の影響を抑えた音源位置推定が可能となる。

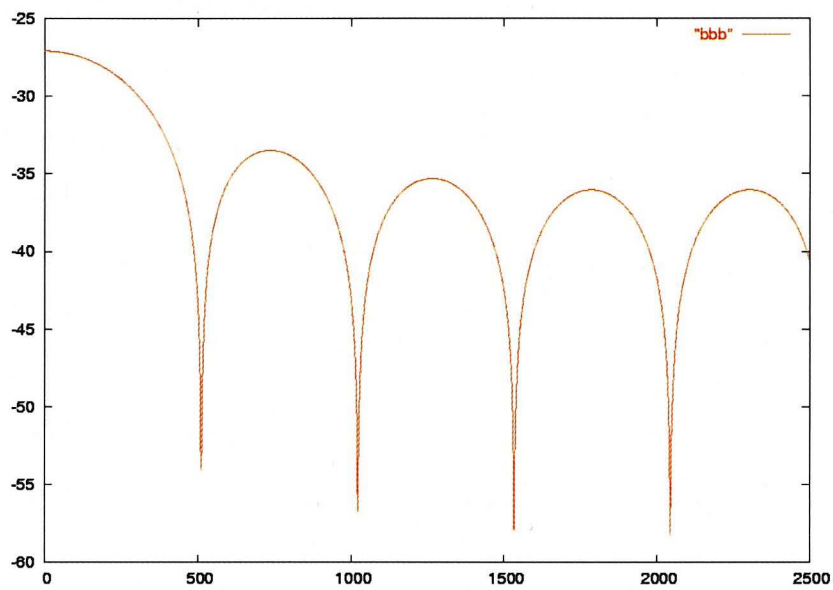


図 6.2 共振部分のパワースペクトル

7 実験結果

7.1 シミュレーション

音源からのインパルスレスポンスのシミュレーションを作成し、共振部分がない場合のインパルスレスポンスの位相との比較、また短い矩形窓（8ポイント）で切り取ってFFTをかけることによる共振部分の除去の効果を検証した。

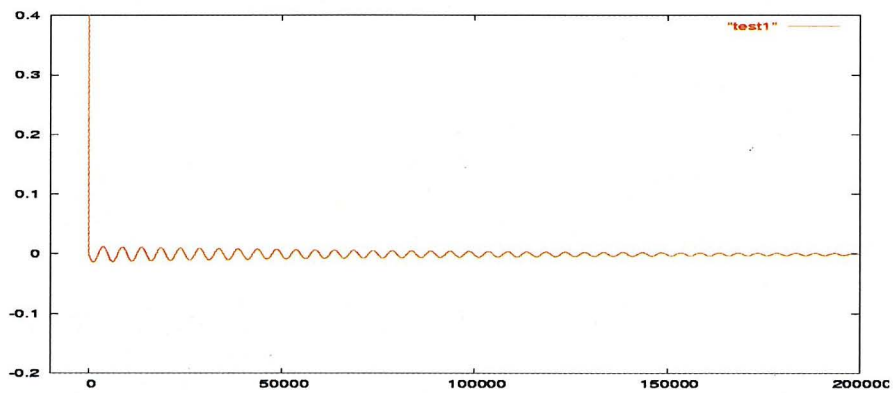


図 7.1 音源からのインパルスレスポンスのシミュレーション

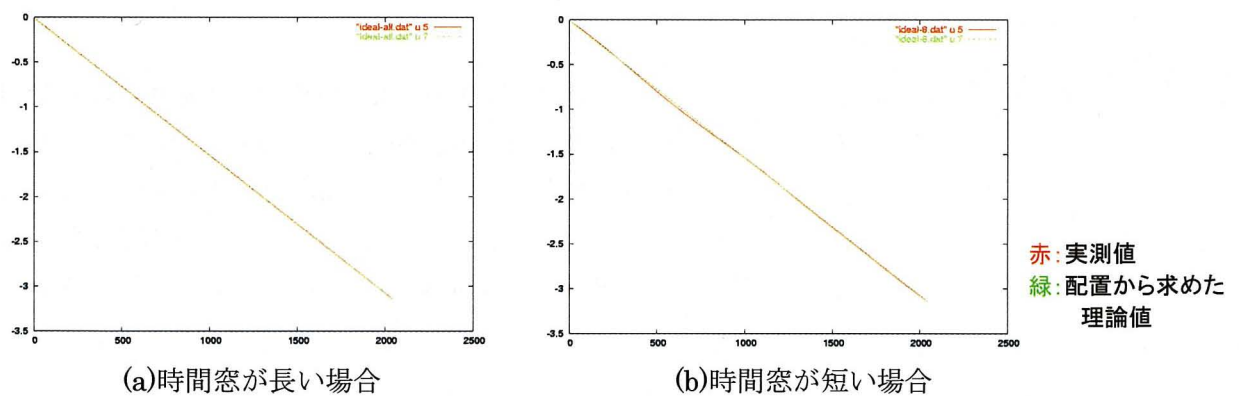


図 7.2 共振部分を除いたクロススペクトルの位相

図 7.2 より時間窓が長い場合および時間窓が短い場合のもどちらの場合も共振部分を除いたことによりクロススペクトルの位相が理論値と一致していることから共振の影響を抑えることができれば、より正確な音源位置推定が可能であるといえる。

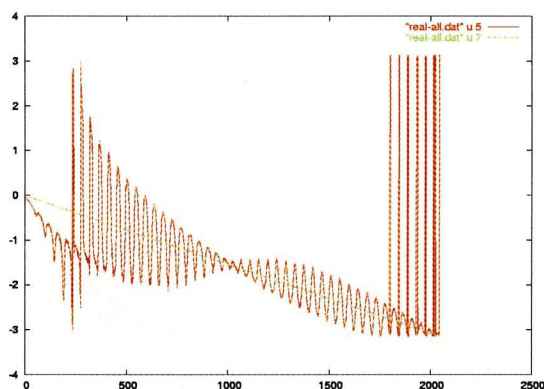
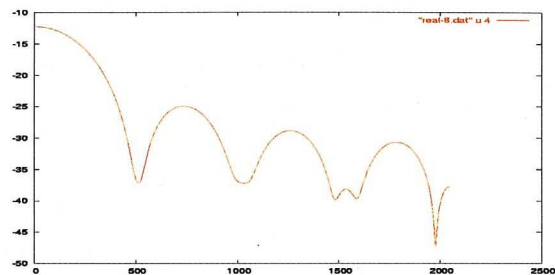
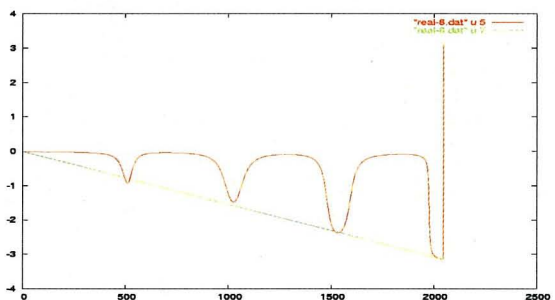


図 7.3 長い時間窓によるシミュレーションでのクロススペクトルの位相 (共振がある場合)



(a) クロススペクトル



(b) クロススペクトルの位相

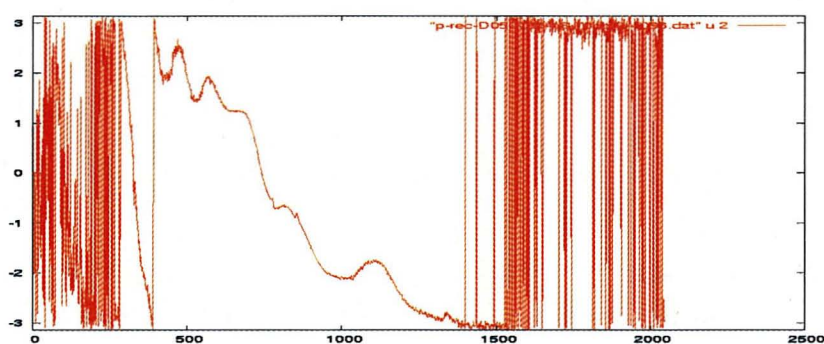
図 7.4 短い時間窓の場合 (共振がある場合)

図 7.3 は、共振がある場合に長い時間窓で解析したクロススペクトルの位相である。この図より、ばらつきが生じてしまっているため音源位置推定が難しいことが予想される。一方、図 7.4 からはクロススペクトルが落ち込んでいる周波数においてはクロススペクトルの位相が理論値にほぼ一致しているのがわかる。

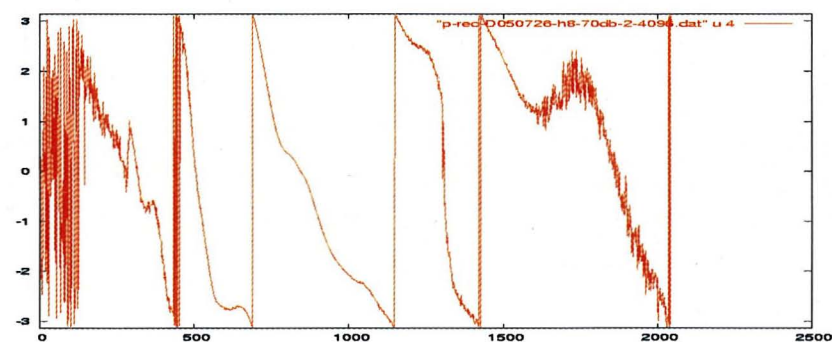
よって、この落ち込んでいる周波数における位相を用いることにより、音源位置の推定精度が向上すると考えられる。

7.2 実際のタンクデータでの位置推定結果

実際のタンクデータで音源位置推定を行った。図 7.5、図 7.6 はそれぞれ時間窓が長い場合と時間窓が短い場合のクロススペクトルの位相であるが、時間窓が長い場合は位相にばらつきが生じてしまっているのがわかる。一方時間窓の短い場合では位相のばらつきが抑えられていて、クロススペクトルが落ち込んでいる周波数で理論値に近い値をとることがわかる。

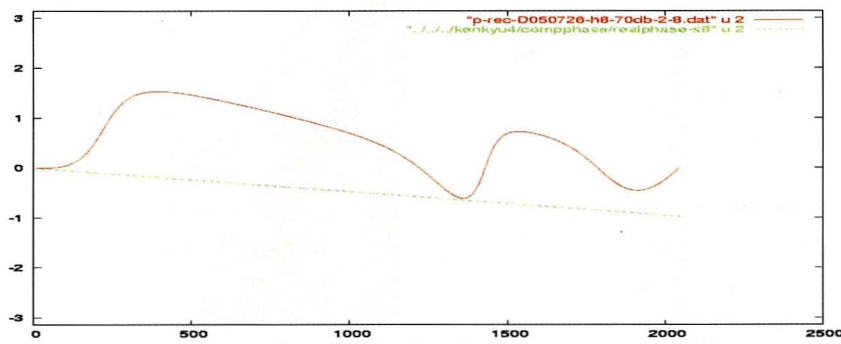
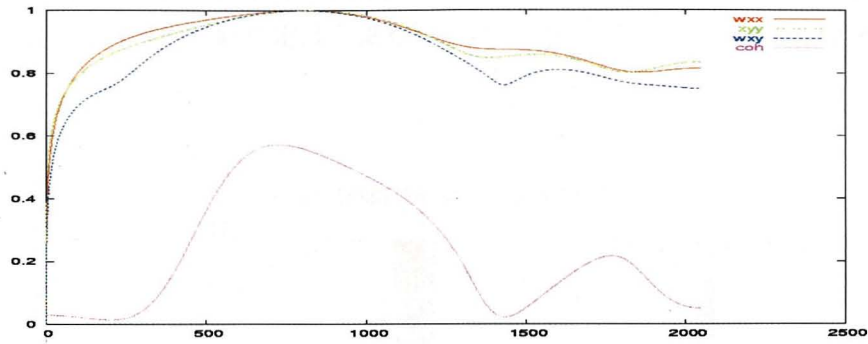


(a) センサ 1 とセンサ 2 のクロススペクトルの位相

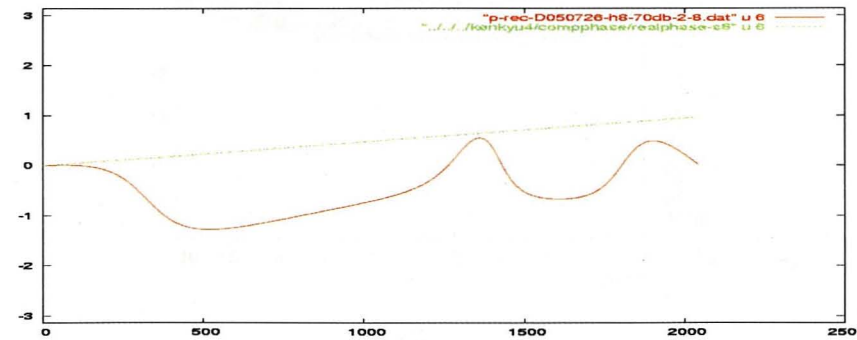
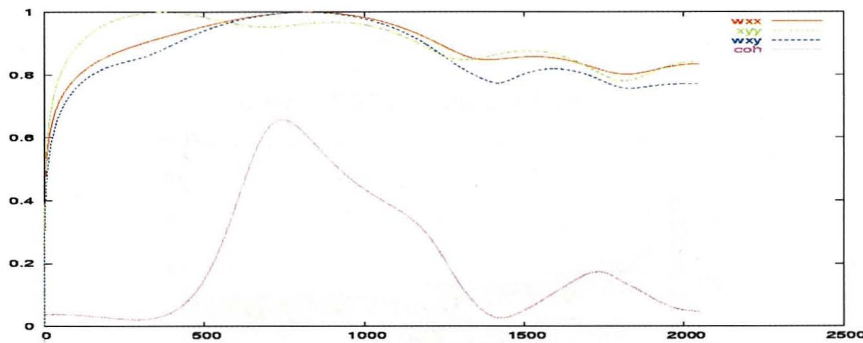


(b) センサ 2 とセンサ 4 のクロススペクトルの位相

図 7.5 時間窓が長い場合



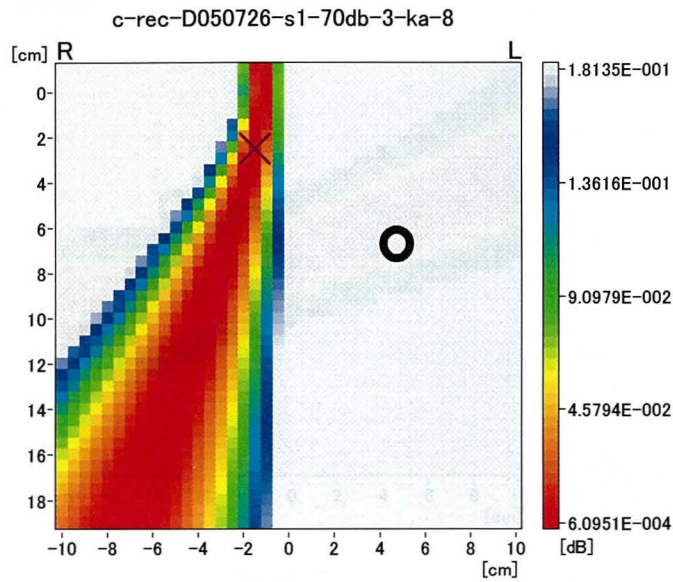
(a) センサ1とセンサ2のクロススペクトルの位相



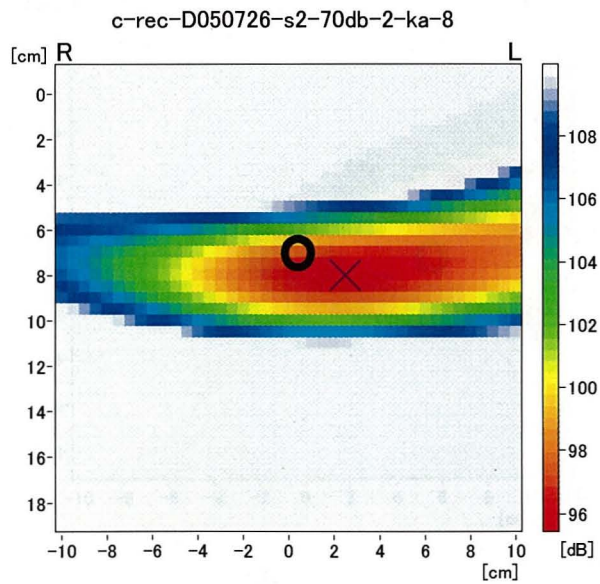
(b) センサ2とセンサ4のクロススペクトルの位相

図 7.6 時間窓が短い場合

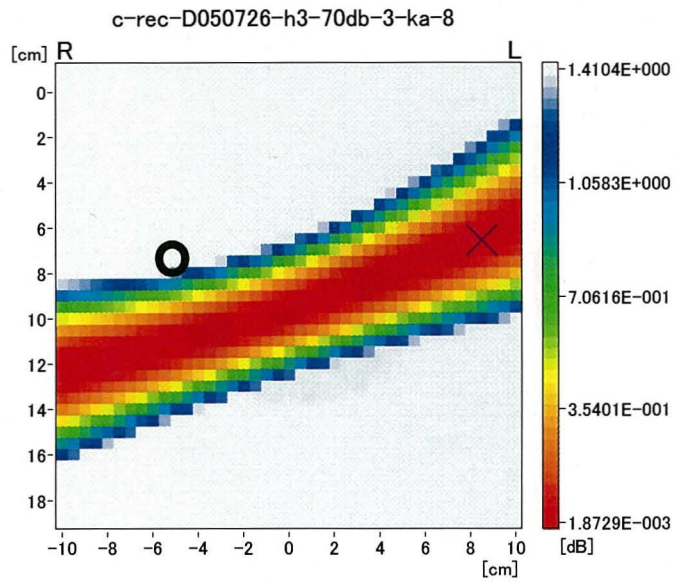
次に音源位置推定結果を図 7.7 に示す。全体的に位置推定はほぼ正しく行われているが s1、s3、s9 の四隅の位置での位置推定はうまくいかないケースがありその原因はわかっていない。



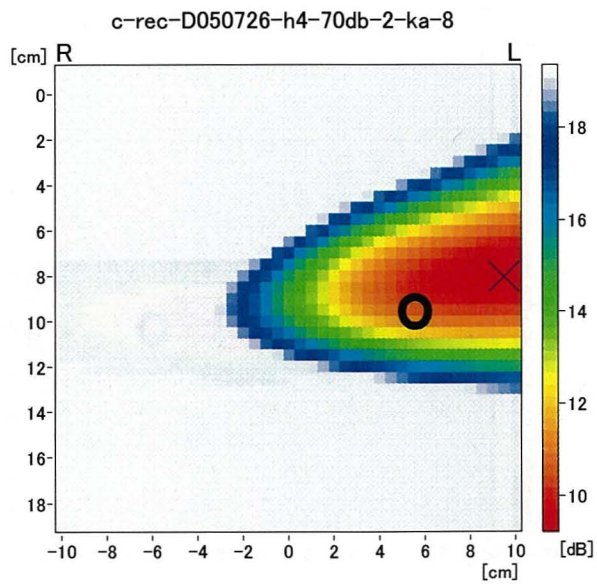
(a)s1



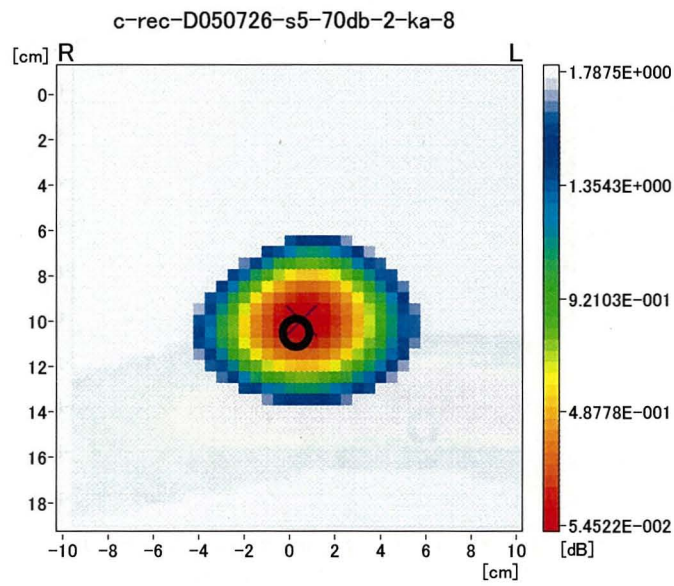
(b)s2



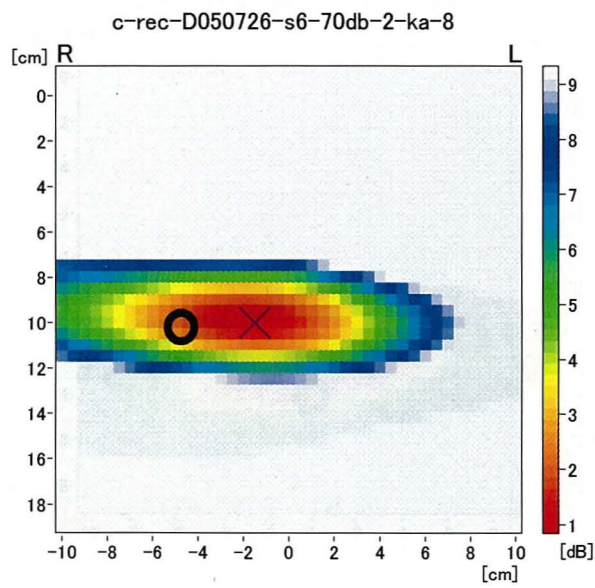
(c)s3



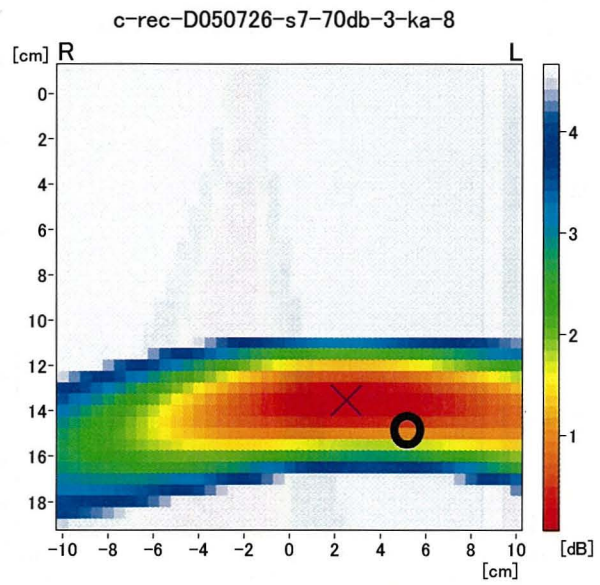
(d)s4



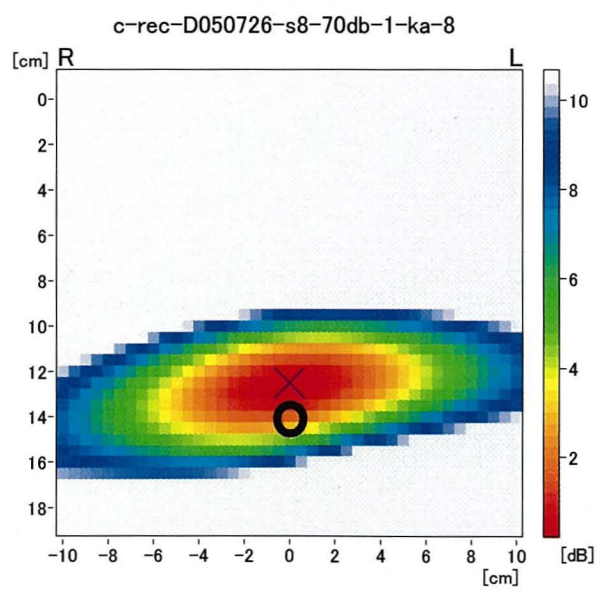
(e)s5



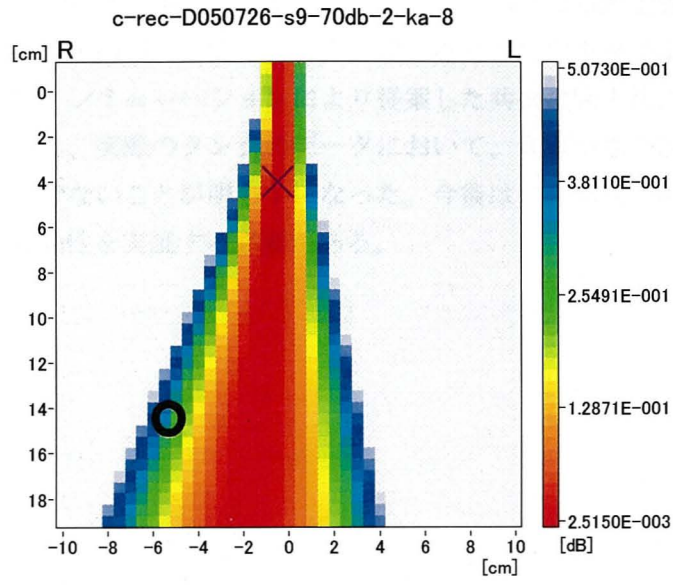
(f)s6



(g)s7



(h)s8



(i)s9

図 7.7 音源位置推定

8 まとめ

脳血管異常の信号処理的手法による診断において問題となる頭蓋骨からの反射によって引き起こされる共振の除去・抑制を目的とし、人の頭に見立てた中を水で満たしてあるタンクを用いて実験をおこなった。シミュレーションにより提案した共振の除去法による推定位置精度の向上が確認された。しかし、実際のタンクのデータにおいて、音源が端の四隅の位置にある場合の位置の推定精度が十分でないことが明らかになった。今後はこの原因を解明するとともに実際の人によるデータでの有効性を実証する必要がある。

参考文献

- [1] Olinger 他 : Surgical Neeurology 8,298-312(1977)
- [2] Bruggen 他 : Neurosurgery, Vol.29,845-849(1991)
- [3] 福中信之、井上靖夫、長谷川淳、小林健二 : “脳内血流音雑音検出システム”、信学技報 EA93-79(1993-12)
- [4] 安藤俊弘、長谷川淳、小林健二 : “生態音響分析による異常診断”、信学技報 EA93-80(1995-12)
- [5] 山本公樹、飯田務、長谷川淳、小林健二 : “血流雑音による脳内血管異常診断”、信学技報 EA95-66(1995-12)
- [6] 本郷哲、安倍正人、根元義章、中鉢憲賢、大田原康成、小川彰 : “複数のセンサを用いた脳血管障害位置の推定”、信学技法 EA94-56(1994-10)
- [7] Satoshi Hongo, Masato Abe, Yoshiaki Nemoto, Noriyoshi Chubachi, Yasunari Otawara, Akira Ogawa : ”Estimation of the Location of Intracranial Vascular Diseases-Using Several Sensors”, IEICE TRANSACTIONS on Fundamentals of Electronics, Communications and Computer Sciences, Vol.E78-A NO.12 pp.1640-1648, 1995
- [8] 渡部洋史、藤岡豊太、永田仁史、安倍正人、冨塚信彦、小川彰 : “脳血管異常の非侵襲的診断における呼吸音の影響調査”、日本音響学会 講演論文集 pp.585-586(1998.3)
- [9] 渡部洋史、藤岡豊太、永田仁史、安倍正人、冨塚信彦、小川彰 : “脳血管異常の非侵襲的診断における呼吸音の影響調査”、電気関係学会東北支部連投大会 講演論文集 2D-4(1998)
- [10] 渡部洋史、藤岡豊太、永田仁史、安倍正人、冨塚信彦、小川彰 : “振動解析による脳血管異常の非侵襲的診断—呼吸音の影響除去—”、信学技法 EA98-105(1998-12)
- [11] 川村嘉彦、福岡誠、藤岡豊太、永田仁史、安倍正人、冨塚信彦、小川彰 : “脳血管異常の高精度検査のための雑音抑圧”、電気関係学会東北支部連合大会 講演論文集 2A-2(1999)
- [12] 城戸健一 : デジタル信号処理入門 (丸善、1985)