

値 0.24mm、void 率 50%。穴の位置は計算機上でランダムに割り振った。計算モデルを図 5、6 に示す。骨の密度：3000 kg/m<sup>3</sup>、縦波音速：3360 m/s、横波音速 1120 m/s。透過率の計算には、パルス波を入力し、透過前後での波形を FFT し、その比を取った。パルス波としては、中心周波数 2.5MHz の sin 波に、波数が 3 のハニングを掛けた波形を用い、空間差分のセルサイズは 20 μm とした。

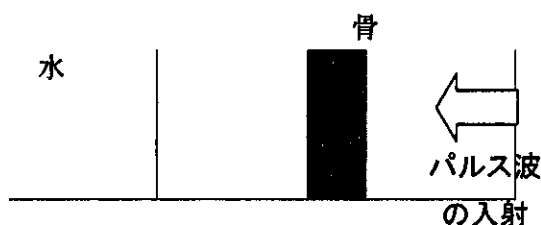


図5 板間層無

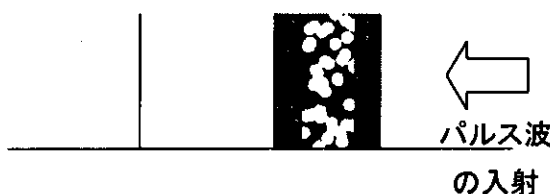


図6 板間層有

## 2. シミュレーションによる積層振動子の構造の検討

現在医療用の周波数、送波パワーのレンジで実用的な用いられている超音波トランスデューサーは圧電セラミックが主流である。中心周波数は、圧電セラミックの厚み共振を用いることで、感度を得ているが、同時に広帯域化の観点から、整合層や、背面材の工夫により、帯域幅が 60%程度 の所まで到達している。しかし、本研究の目的とする、500kHz と 2MHz と 4 倍も離れた二つの帯域をカバーすることは困難である。治療用と診断用の超音波を、別々の振動子

から送波する構造とする場合でも、積層型にすると、送受波の音響窓が治療用と診断用で共用出来るので、経頭蓋骨のように、口径が制限されている場合に好適である。しかし、積層型の場合、それぞれの振動に対して、もう片方の振動子層が影響を与えるので、構造の最適化が困難である。今年度はまず、構造検討のためのシミュレーション方法を検討し、その有効性を検証、また幾つかの構造について実際にシミュレーション検討を行なった。シミュレータに関しては、骨の透過特性の検討に用いた PZFlex を用いた。ただし、この場合は、先ほどの波動方程式に、圧電性の項も付け加えてある。

## 3. 試作した振動子の音場評価方法

今年度試作した治療・診断並置型振動子について、シュリーレン法によりその送信音場を評価した。シュリーレン法は超音波の伝播に伴って伝播媒質中に生じる屈折率変化を光の光路変化によって検出、画像化する方法である。ハイドロフォンの走査による測定法に比べると、測定することで、測定対象である音場が変化するということが起きないこと、2次元情報が瞬間的に得ることができるという長所がある。シュリーレン装置は図 7 に示す構成である。特に本実験系の特長は、光源を発光ダイオードとして、光源のオンオフと超音波のドライブとの同期をとり、超音波の波面の観測が可能という点である。

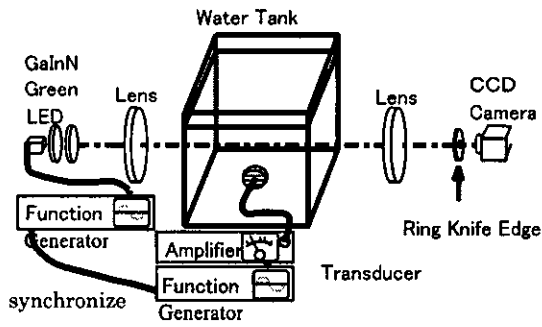


図7 同期シュリーレン法

C. 研究結果と考察

1. 頭蓋骨の超音波透過特性に関するシミュレーション検討結果

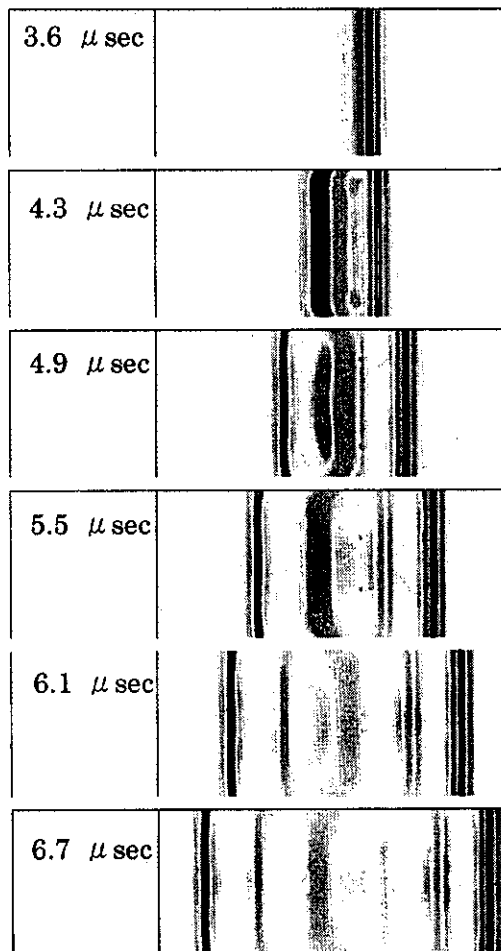


図8 板間層が無い場合の骨の超音波伝播の計算結果

図8及び9に、板間層がある場合とない場合のモデルでの超音波パルスが伝播する様子を計算した結果を示す。それぞれ、音圧のLog表示で、正圧を赤、負圧を青で表示してある。

次にこのパルスの透過特性をFFTして、骨の超音波透過率の周波数特性を調べてみる。その結果が図10である。

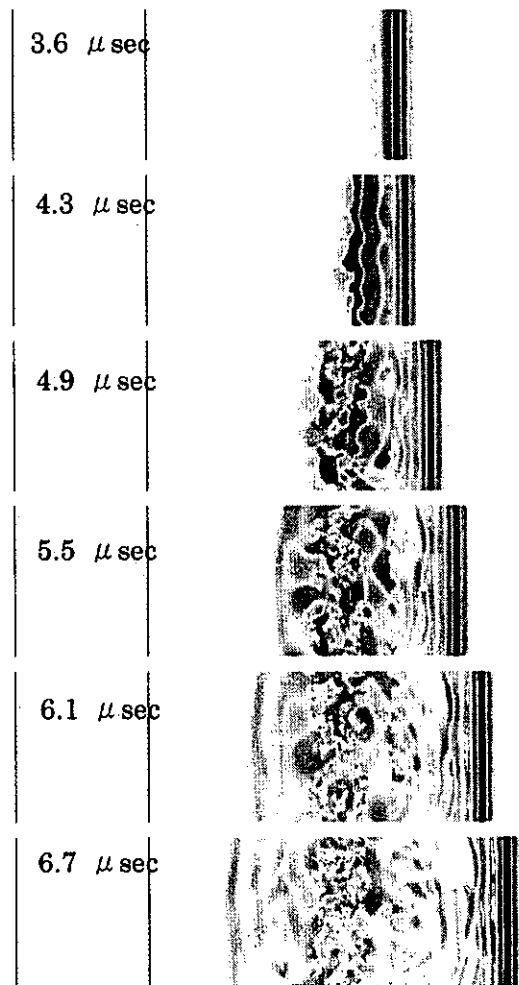


図9 板間層が有る場合の骨の超音波伝播の計算結果

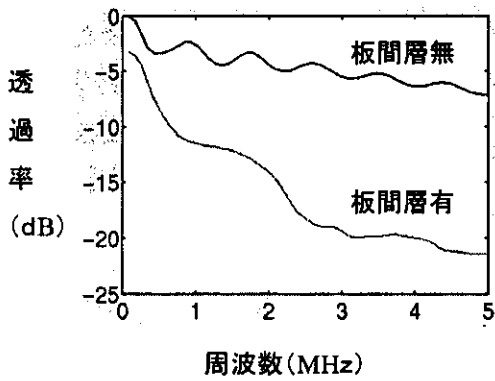


図 10 骨の超音波透過率の周波数依存性

図 10 の結果に示されるように、板間層が無い場合、厚み共振を起こす周波数のところで、透過率の極大点があり、板間層が無い場合は、ほぼ、周波数が低いほど、骨を良く透過することがわかる。単純に骨の透過率だけから考えると、板間層のある領域を使うほど、音響窓を広く使う場合は、低い周波数を使う必要がある。板間層のある領域を使わないで済むほど、音響窓を狭く限定出来る場合は、透過率極大となる周波数を選択して用いれば、低い周波数以外にも選択肢があるということが出来る。

## 2. シミュレーションによる積層振動子の構造の検討

まず、もっともシンプルに 500kHz 用振動子層と 2MHz 用振動子層を重ねてアレイ化した振動子の振動モードに関してシミュレーションを行なった。この検討によって、評価すべき項目としては、それぞれの、周波数での感度（電気機械変換効率）、パルス特性（特に D ビーム）、アレイ化された素子間でのクロストークなどである。また、

これらの諸特性を最適化するために、各状態での振動モードを解析することもシミュレーションの重要な目的のひとつである。

積層型振動子の第一モデルの構造を図 11 に示す。

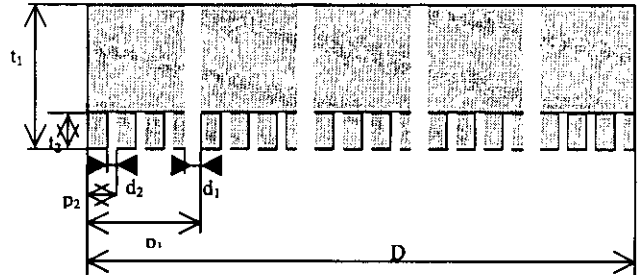


図 11 2 周波積層型振動子モデル

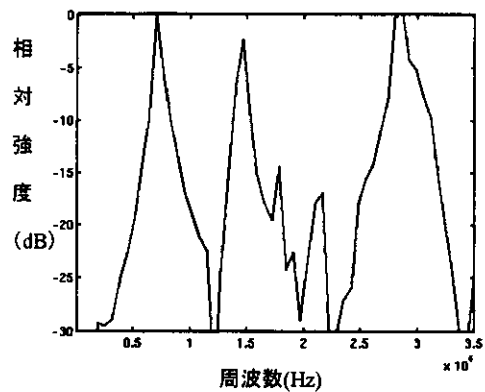


図 12 2 周波積層型振動子モデル 500kHz モード駆動時の感度の周波数特性

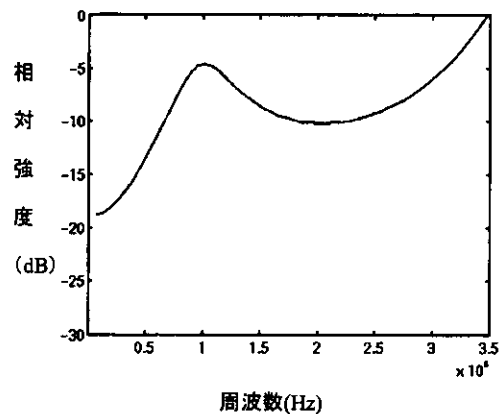


図 13 2 周波積層型振動子モデル 2MHz モード駆動時の感度の周波数特性

(a) 500kHz モード (b) 2MHz モード

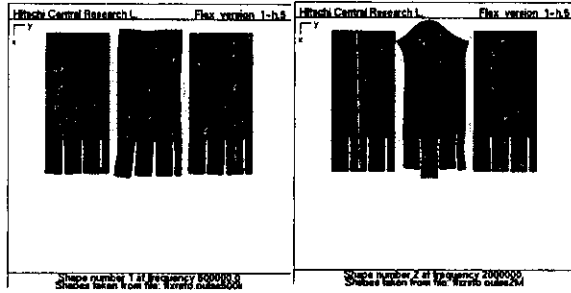


図 1 4 2 周波積層型振動子モデル  
(a) 500kHz モード、(b) 2MHz モード  
駆動時の振動子の変形

図 1 2 に図 1 1 のモデルの上の層を駆動したときの、前方への送信波形の FFT 結果、同じく図 1 3 に、同じく下の層を駆動したときの送信波形の FFT 結果を示す。この計算結果及び、図 1 4 の振動モードの計算結果より、単純に 500kHz の振動子と 2MHz の振動子を重ねてアレイ化しただけでは、振動モードのカップリングによって、各層が独立で存在する場合とことなる周波数で振動することがわかった。低周波側の振動の時には、高周波用の振動子層は大きな影響を与えないが、高周波側を振動させたときには、つられて、低周波側も振動するため、2MHz での感度を持たなくなる。

次に、図 1 5 に示す積層方式に関して検討を行なった。積層の層数は 3 層、駆動の仕方、各層の分極に仕方によって、図 1 5 の A から D までの 4 通りの方法がある。この各モデルに関して、送波波形のパルス特性、周波数特性について計算した結果が、図 1 6、17 である。

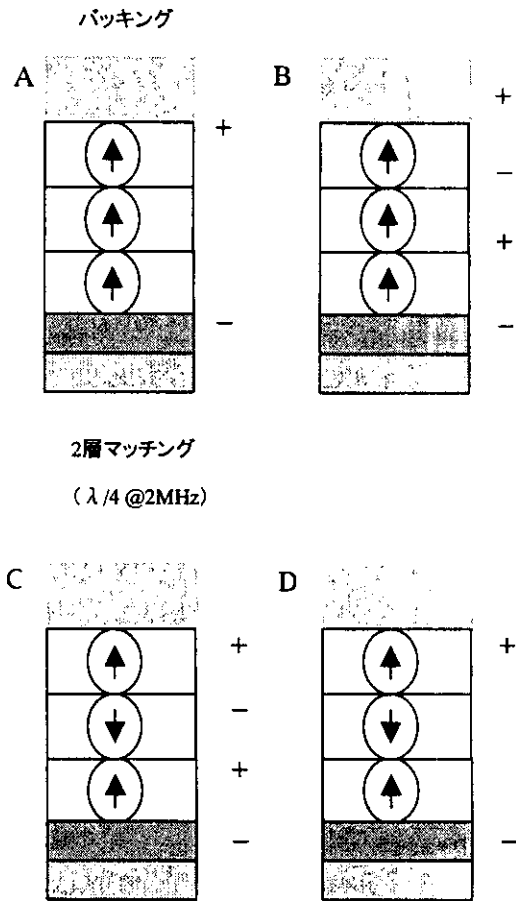


図 1 5 積層型振動子のモデル

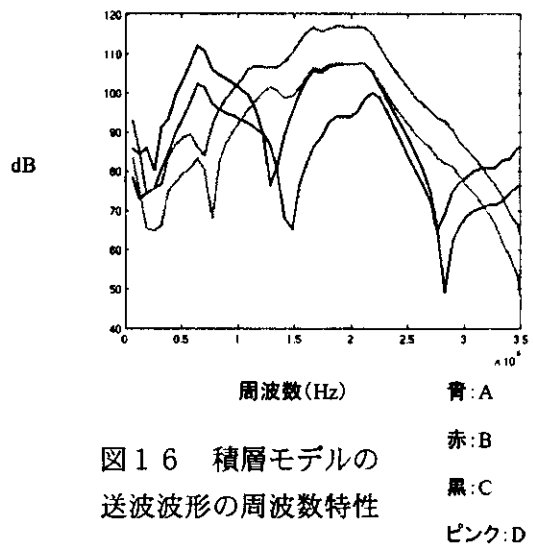


図 1 6 積層モデルの  
送波波形の周波数特性

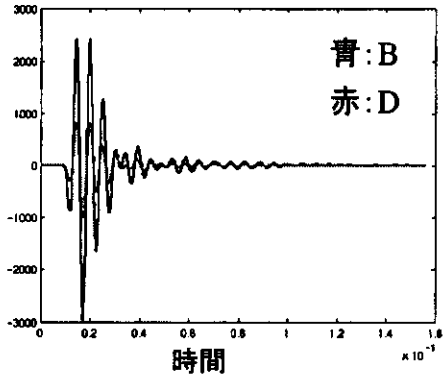
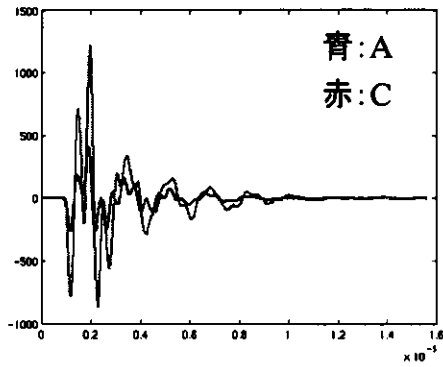


図17 積層モデルの送波波形の  
パルス特性

この構造の場合、500kHz 付近と 2MHz 付近に感度を持つが、パルス特性（特にイメージング用の 2MHz）が、現状の診断装置に比べ、尾引きが長く、イメージング用に用いるには不十分である。これを改善するために、層構造に変更を加えたものを図18から21に示す。この結果かなりパルス特性を改善することが出来た。この構造に関しては現在特許化中である。

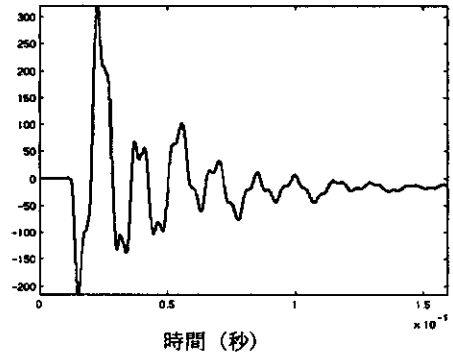


図18 低周波駆動モードでの  
パルス特性

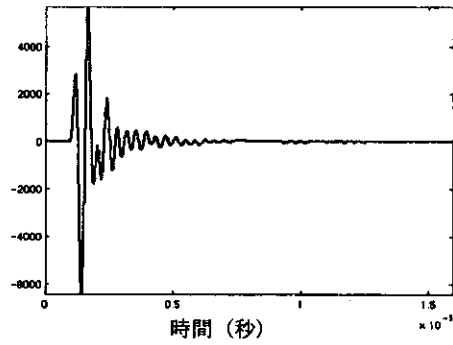


図19 高周波駆動モードでの  
パルス特性

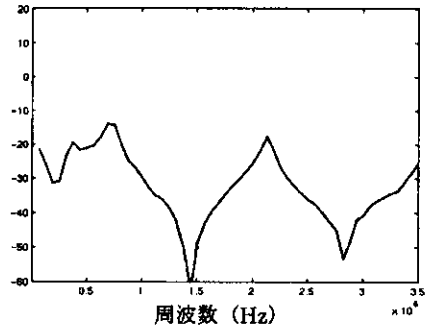


図20 低周波駆動モードでの  
周波数特性

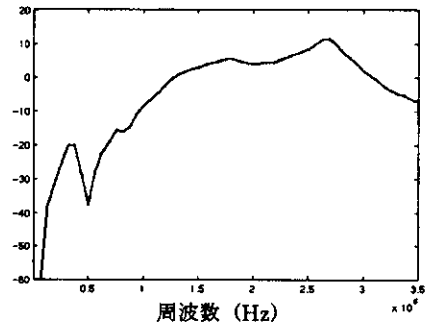


図21 高周波駆動モードでの  
周波数特性

3. 試作した振動子の音場評価方法  
 シュリーレン法による、試作治療用  
 (500kHz) 振動子から送波される超音波ビ  
 ームの計測結果を以下に示す。

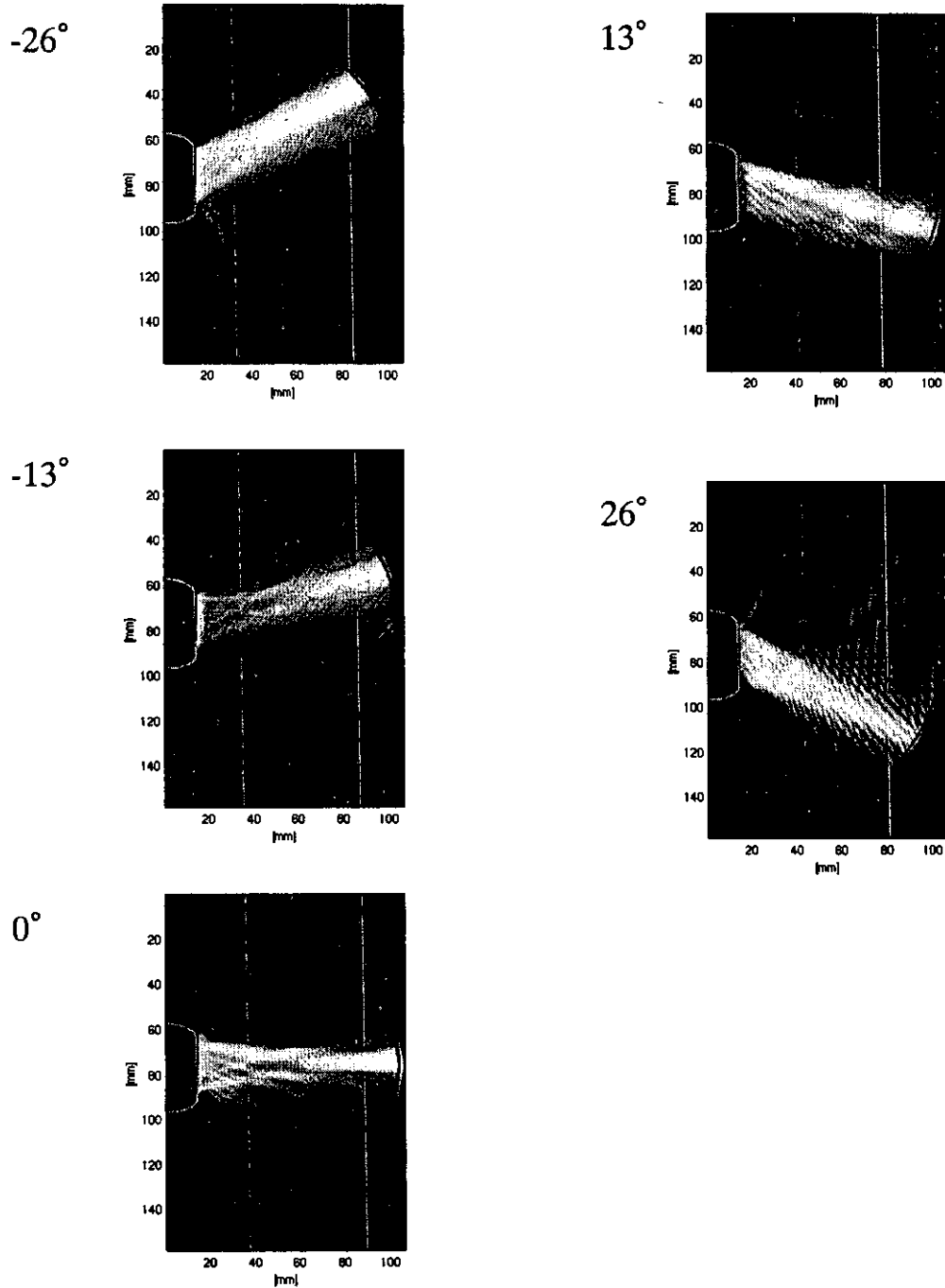


図 2 2 シュリーレン法による治療用 (500kHz) 振動子の音場測定結果  
 (光源と超音波非同期)

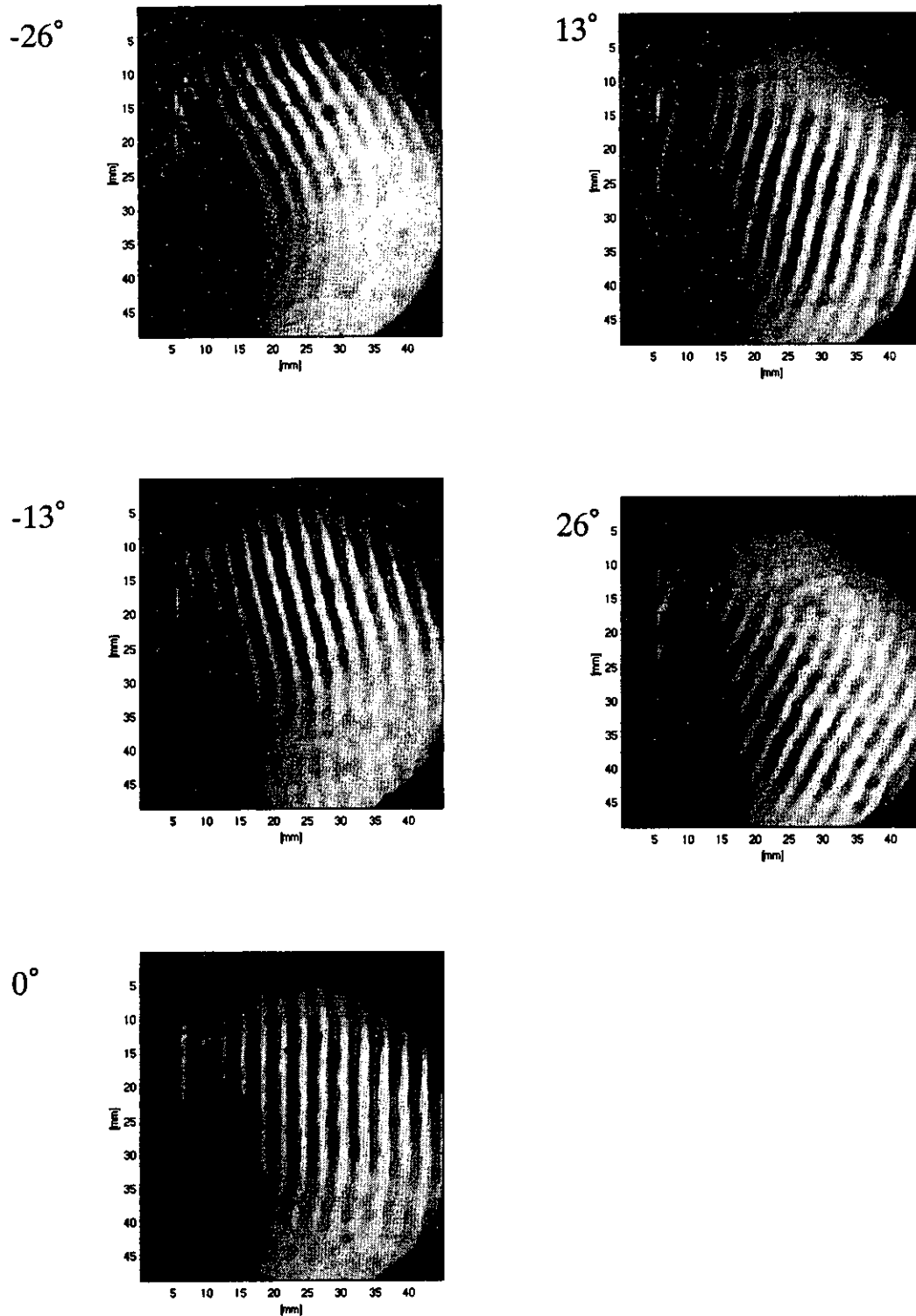


図 2 3 シュリーレン法による治療用 (500kHz) 振動子の音場測定結果 (光源と超音波同期)

この測定結果では、波長が 2.92 mm であり、音速 1500m/s、周波数 520kHz からの計算値、2.88 mm にほぼ一致した。また、非同期での測定結果と同様に、ビームの進行方向の 偏向に伴って、波面の方向も偏向していることが確認出来た。波面の方向は、26 度の偏向する位相差で駆動したとき、28 度であり、13 度の偏向する位相差で駆動したときは 13 度であり、ほぼ、設計通りの方向にビームを偏向出来ることが確認できた。

#### D. 結論

脳血栓溶解用超音波(T ビーム)と脳血栓監視用診断超音波(D ビーム)を一本のプロープ内へ格納した複合式プロープの製作に関し、シミュレーション検討の結果、積層構造において実現可能性の高い方式を見出した。また、シュリーレン法による光学的音場観測試験により検討の結果、梗塞部位及び再灌流の治療／観測に必要なビーム偏向が T/D 両ビームについて制御可能なことを確認した。

プロープを患者の頭部に当て塞栓部に向けて T/D 両超音波ビームを照射する場合に障害となる可能性のある頭蓋骨の、形状測定及びにそれを基にしたシミュレーションによる検討の結果、頭蓋骨の厚さとその間に存在する板間層の厚みと周波数の関係を見出した。

#### E. 研究発表

①論文発表：本開発の構想につき、論文執筆を準備中である。

②学会発表：

1. 東隆、梅村晋一郎、古幡博「経頭蓋骨超

音波治療のための骨の超音波透過率に関する FDTD 法を用いた基礎検討」第 23 回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム 2002 年 11 月 7-9 日 金沢 同予稿集 p.209

2. S. Umemura, K. Kawabata, K. Sasaki and N. Sanghvi;"In vivo Acceleration of Ultrasonic Tissue Heating by Microbubble Agent", 2002.10.9-11, IEEE 2002 Ultrasonics Symposium, Munich, Germany

3. S. Umemura, K. Kawabata, K. Sasaki and N. Sanghvi;"Enhancement of Ultrasonic Absorption by Microbubble Agent for HIFU Treatment", 2002.7.29-31, 2nd International Symposium of Therapeutic Ultrasound, Seattle, U.S.A

#### F. 知的財産権の出願・登録状況

(ア) 特許取得：特願 2002-320789 「超音波装置」

(イ) 実用新案登録：なし

(ウ) その他：なし



## 分担研究報告書

研究課題：治療・診断複合システムと探触子開発

分担研究者；窪田 純 (株) 日立メディコ 技術研究所 第1部 副技師長  
佐々木 明 (株) 日立メディコ US システム事業本部 副本部長

### 研究要旨

脳血栓溶解用超音波(T ビーム)と脳血栓監視用診断超音波(D ビーム)を一本のプロープ内へ格納した複合式プロープの製作に関し、要素試作による検討、及び、並置型積層型双方につきシミュレーション検討の結果、双方の利害得失が相反拮抗することから、両タイプ共試作による検討が必要なが分った。また、D ビームにおいて試験検討の結果、梗塞部位及び再灌流の迅速な判定に、前年度購入超音波装置より高感度の性能が必要と判断された。

T ビーム D ビーム同期及び全体制御法に関し、超音波診断装置に D ビーム送波同期信号出力の、また、治療超音波送波アンプに T ビーム送波同期入力、夫々機能を備える試験検討の結果、両者を時分割に同期して走査可能なことが確認された。

プロープを患者の頭部に当て、塞栓部に向けてプロープ位置を制御する三次元制御部及び標的化ソフトウェアに関し、プロープ保持機構の3次元 CAD による検討、及び、T/D 両ビームの走査試験による検討の結果、両ビームを断層面内で $\pm 45^\circ$  内の任意方向に走査可能なことが確認され、冷却機能と断面以外の方向への走査機能と合せ、頭部装着性の面で継続して検討が必要ながわかった。

### A. 研究目的

脳梗塞は本邦死因第3位である、脳血管障害の約7割を占め、回復後もしばしば言語障害や麻痺を多く残し、要介護老人原因ともなる。その治療は、主原因である塞栓(血栓)を、発症後数時間以内に溶解することが第一選択であり、その再開通が早ければ早い程、予後は良好と言われている。代表研究者らが、基本技術として、脳血栓溶解を加速する経頭蓋的超音波照射併用法の有効性を *in vitro*, *in vivo* 実験で示している。

本研究は、様々な脳梗塞の病型に対する本脳血栓溶解療法の有用性を探索的に研究するために、臨床適用可能な、次の特徴を有する「経頭蓋超音波脳血栓溶解装置」を開発することを主目的としている。

- ① 診断/治療用両装置を一体化
- ② 同一プロープで実時間カラードプラ断層血流監視と経頭蓋血栓溶解とを実現
- ③ 診断用と治療用両超音波の自動切換を行う
- ④ 血流状態に合致した血栓溶解剤の最適投与を行う
- ⑤ 再開通状態に合致した超音波照射を制御する。

基本的コンセプトとして、実時間カラードプラ断層血流監視と経頭蓋血栓溶解とを統合し、脳血流監視による最適治療で、効率的投薬量軽減、及び、副作用抑制を図るフィードバック型治療法を提案するものである。その為に、特に、診断装置と治療装置の結合技術(治療・診断同一プロープ)が必要となる。頭蓋骨の限られた超音波透

過ウィンドに対応し、治療用ビーム (T ビーム) 及び診断用ビーム (D ビーム) の両トランスジューサは一体化する。治療用ビーム (T ビーム) は、周波数 500kHz, 強度  $0.72\text{W}/\text{cm}^2$  以下、一方、診断用と治療用両超音波の交互 (インターミテント) 照射で、診断用ビーム (D ビーム) は、周波数 2MHz 近傍, 強度  $0.72\text{W}/\text{cm}^2$  以下の何れも診断装置の規格内とするが、安全上、限局照射の必要性が生じた場合に対応すべく、治療用超音波ビームの2次元走査も可能とする。

3年計画の初年度の開発内容は主に次の2点である。

- (1) 診断・治療一体型プローブの設計・試作
- (2) 一体化に伴う診断・治療切換システムの設計・試作

開発品の特徴をまとめると、次のようになる。

1. 治療・診断一体型超音波プローブ
2. 治療用ビームの2次元走査
  - 梗塞部位に合せた治療ビームの患部限局照射
3. 血流検出機構
  - カラー/パワードプラによる血流監視機能
4. 薬剤最小投与
  - 血流監視とそのフィードバックループによる薬剤投与指示機能
5. 安全性 ( $TI < 2, MI < 0.25$ )
  - インターミテント方式, 表面温度検出・冷却制御機能

このような特徴を持たせるための装置の構成を図1に示す。

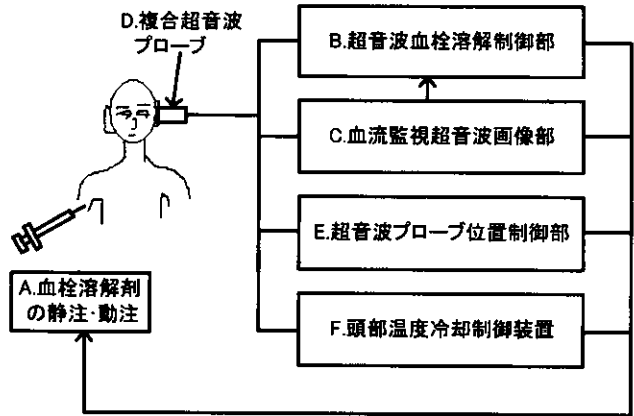


図1 経頭蓋超音波脳血栓溶解装置の構成

本報告において、以下、経頭蓋超音波をTCUS(Trans-Cranial UltraSound)と呼ぶ。また、“診断”を“D”(Diagnostic)、“治療”を“T”(Therapeutic)と略称し、“診断及び治療”を“D/T”(“T/D”)とする。“T ビーム”は“治療超音波ビーム”を、また、“D ビーム”は“診断超音波ビーム”を夫々あらわす。

用語として、プローブは探触子と同義とし、トランスジューサは電気音響変換器、振動子はそれを構成する部品要素の意味で用いている。

## B. 研究方法

治療用、及び診断用のプローブは、夫々に適した振動子をトランスジューサとして並べる並置型と、頭蓋骨の限定された音響ウィンドを有効に活用するため、T/D 両ビームでこのウィンドを共用する積層型振動子とを検討した。特に前者については、T, D 夫々の要素トランスジューサを試作して検討し、後者は、シミュレーションにより T/D 積層振動子(図2)によるトランスジューサの実現性を検討した。

プローブとしての要求仕様を次のようにした。

### TCUS 診断/治療複合振動子仕様

- 1) 口径：20mm□前後（頭蓋骨こめかみのウィンド30mm□に合せて）
- 2) 診断(D)/治療(T)振動子：積層型（ウィンドをフルに使用）、又は、並置型（感度S/N性能重視）
- 3) 表面温度：体温+2℃以下に制御できること
- 4) 外形その他：数時間以上、頭部に固定可能なこと。また、救急で使用できるよう手軽に装着可能なこと

### 治療超音波ビーム発生用トランスジューサ仕様

1. 名称：セクタ型超音波探触子
2. アレイタイプ：フェーズドアレイ
3. 周波数：公称 0.75MHz, 下限 0.5MHz
4. 振動素子（チャンネル）数：48
5. 素子（チャンネル）ピッチ:0.51mm
6. 短軸長（実効素子長さ）：14mm
7. 短軸音響レンズ焦点距離：85mm
8. 送信周波数帯域:0.5-1MHz/ -6dB
9. 外装：実験用ケース付
10. 使用温度：0～45℃

—以上—

トランスジューサとしての性能の評価方法として次の要素を取り上げた。感度、静電容量、超音波周波数(中央値)、同下限周波数、及び、比帯域である。評価装置として超音波パルス送受信試験装置UTA-4 (ENE1, IMP1000Ω)を用いて測定した。測定回路の構成を図3～図5に示す。

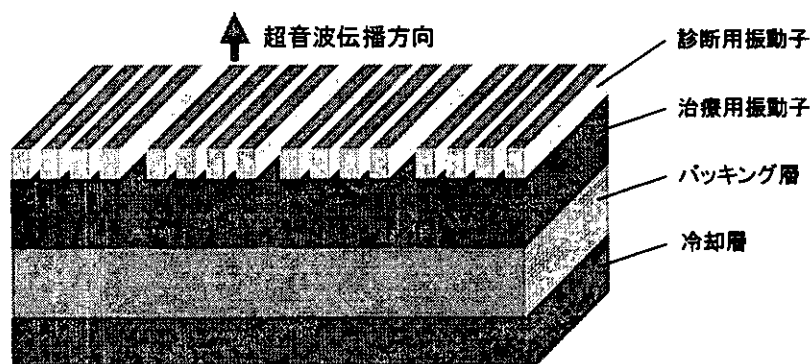


図2 D/T両ビーム積層型トランスジューサ構成案

ウルトラソニック アナライザ -  
UTA-4 KB-AEROTECH製

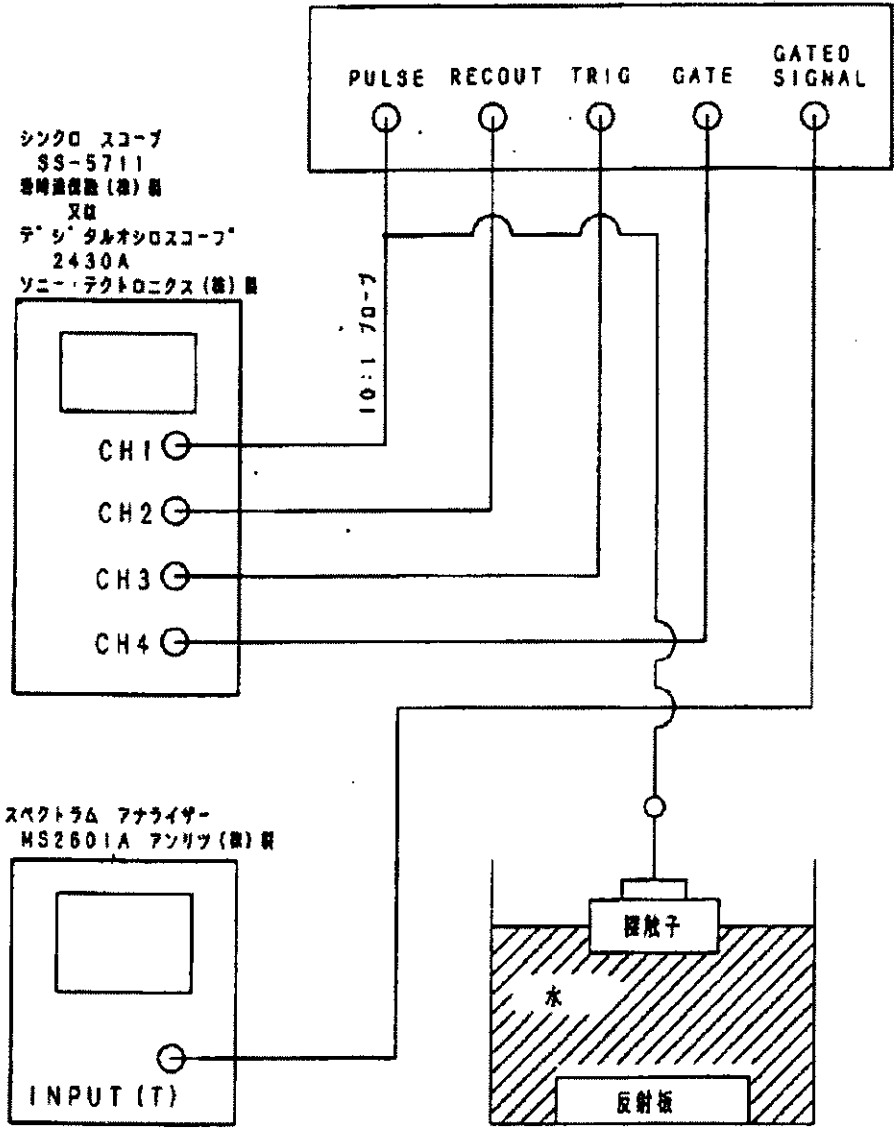


図3 トランスジューサ性能評価システム構成

デジタル容量計  
MC-206  
桑野電機(株)製

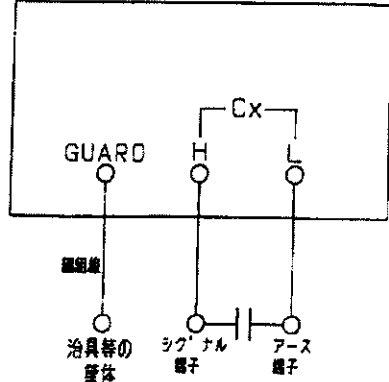


図4 振動子容量測定方法

次に、超音波周波数測定方法を示す。受信した反射エコーをスペクトル分析器で観測しピークから6dB低下点の周波数をfl(下限)及びfu(上限)としたとき、次式で表すfcを超音波周波数と定義する。

$$f_c = (f_l + f_u) / 2 \quad [\text{MHz}]$$

fl: -6dB 下限周波数

fu: -6dB 上限周波数

fp: 最大レベル点

スペクトルから、比帯域幅(FB)を次式で定義する。

$$FB = \{(f_u - f_l) / f_c\} \times 100 \quad [\%]$$

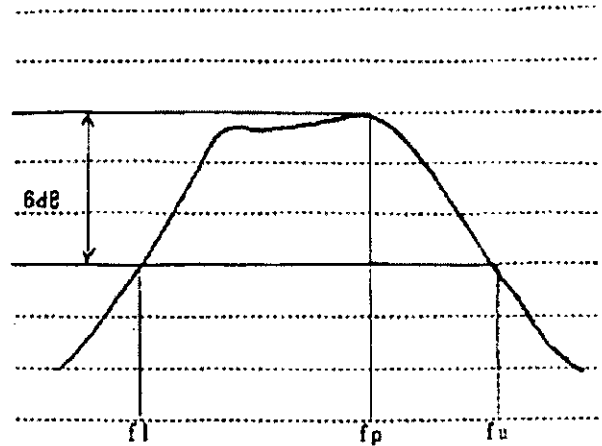


図5 受信エコーのスペクトル波形

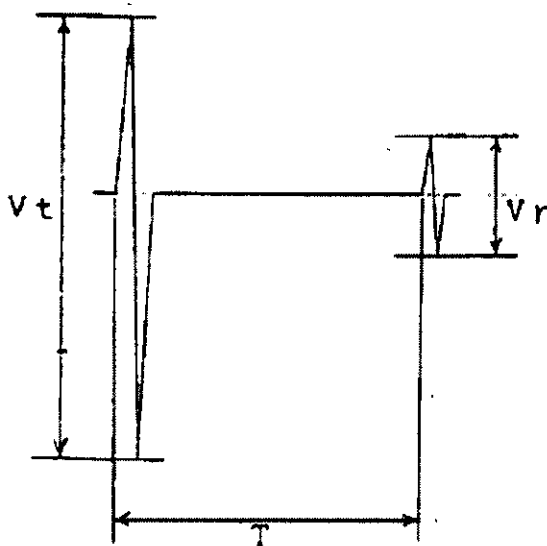


図6 感度測定波形模式図

感度(SV)は、次のように測定した。水中の測定距離 T(水中音速換算時間)に置いた反射板(表面は鏡面仕上げ)からの反射エコーを観測する。(図6)

送信電圧 Vt 及び受信電圧 Vr とすると、感度は次式で求める。

$$SV = 20 \log(V_r / V_t) \quad [\text{dB}]$$

試作治療超音波トランスジューサ駆動用送波アンプの仕様を表1に示す。

表1 送波アンプ仕様

外形寸法

幅: 500mm以内, 奥行: 500 mm以内,

高さ: 300 mm以内; 重量: 25 kg 以内

超音波周波数: 400~1330kHz

外部発振器(FG)からの CLK 入力付き

出力チャンネル数 64ch

定格出力電圧振幅 40 Vpp

最大出力電圧振幅 48 Vpp

出力波形 正弦連続波

LPF: -18db/oct(バターワース3次相当)

fc=1.33MHz 固定 (-3 dB)

開放出力振幅 設定 16 段階 {2.0, 2.8, 4.0, 5.6, 8.0, 11, 16, 22.5, 32, 40, 他 (Vpp)}

遅延時間 0~2.4  $\mu$ s、設定 16 段階  
(遅延精度  $\pm 50$  ns 以内)

遅延時間配分書換えメモリ付き

遅延制御

- ・ パネル設定、外部 PC 制御切替  
(USB-IF 装備)

- ・ 遅延データ設定

- ・ 書き換えデータ転送

- ・ 超音波出力コネクタ 260 極標準型  
(構成図)

入力信号 矩形波 5 Vpp、50  $\Omega$  入力/ch

制御信号

遅延時間セット 1024 種以上

(ビーム方向 64, 焦点深さ 16 段合計)

出力振幅 16 段階以上

出力 on/off 時間 1s~2m

(外部制御信号入力付き)

(その他) 非常停止ボタン付,

電源: AC 100V 単相

アンプの回路構成の概要を図 7 (構成図) に示す。

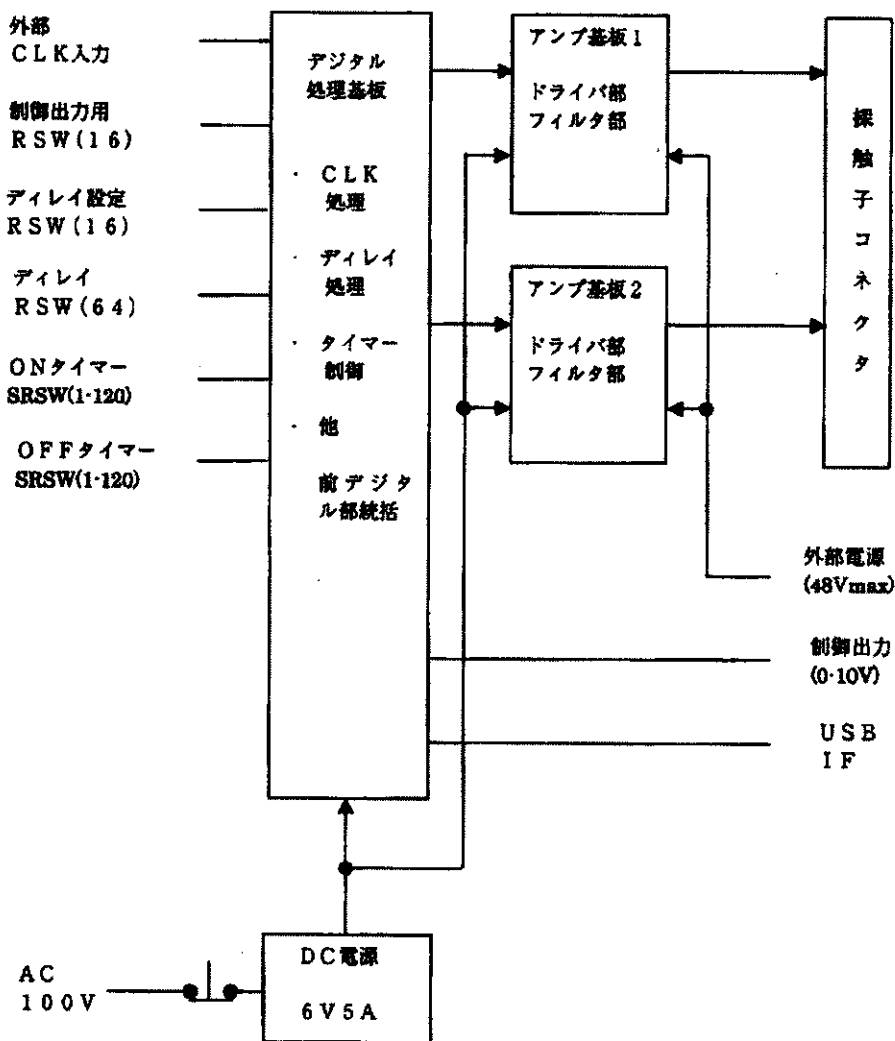


図 7 治療超音波アンプの回路構成

プローブの頭部への接触・保持は重要な課題であるが、プローブの機械的仕様が決定しないと最終的な仕様が決まらない。しかし、発熱する振動子の冷却、トランスジューサ音響放射面の頭蓋骨音響ウィンドへの安定接触、ビーム方向の調節機能、頭部への着脱機能等々課題も多いので、当初より検討を始めた。仕様の第1案を次に示す。

## プローブ放熱・保持機構仕様

### (1) 概要

本品は、ヘッドフォンと同様にヒト頭部に、超音波プローブが耳より上の頭側こめかみ部に接触するよう、装着・保持するものである。また同時に、超音波プローブ内の超音波振動子及び冷却(Peltier)素子が発生する熱を放熱する機構を兼ねるものである。(図8)

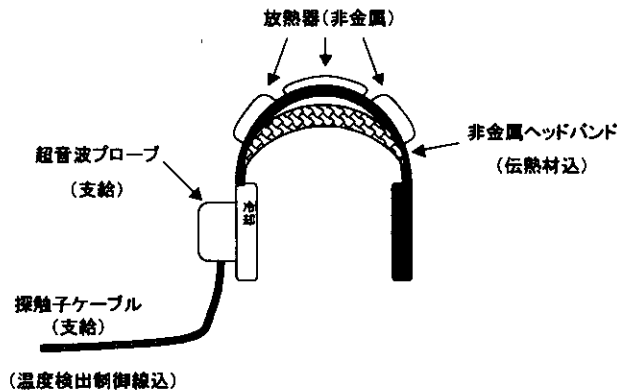


図8 プローブ放熱・保持機構概念図

### 図中用語の説明

- (1) 発熱体: 超音波振動子 (超音波プローブケース内)
- (2) 冷却: Peltier 素子 (20mm□×t3mm程度で上記振動子背面又は側面に貼付。)
- (3) 放熱器迄の伝熱: Peltier 素子と放熱器とに伝熱シート (松下電子部品 (株) PGS

グラファイトシート又は同等品)の両端を貼付。プローブに設けた隙間から出し、放熱器との間を弾性構造体としてのヘッドバンドに沿わせて熱伝達。

(4) 放熱器: 高熱伝導セラミック等の非磁性・高電気絶縁性材料の大表面積加工した構造体として製作のこと。

(5) その他: ヘッドバンドの網掛け部は、ずり落ち防止用構造

・以上-

T ビームとして用いる超音波は、連続波として検討した。T ビームの偏向は、トランスジューサをリニアアレイにより構成し、アレイ各素子の位相を制御することにより行うこととした。パルス又はバースト波を用いることも想定されるが、基本的には同一の構成で可能なように設計する。

位相制御のための機構は送波アンプの一部として構成し、その中にそのためのソフトウェアをインストールすることとした。

送波位相制御ソフトウェアは、csv ファイルの Flush メモリ書込みと、設定データからチャネル每位相(遅延)データの計算、及び、前記と同一フォーマットの csv ファイルを生成するという、3つの機能を有する。

### (1) 遅延時間計算式

$f$  (Hz)

$\lambda = 1540000/f$  (mm)

CH#

$p = 0.51$  (mm)

$x = (i - 31.5) * p$  (i=0 to 63)

LAD#

$\Delta\theta = 1.5$  (°)

$\theta_0 = (j-31) \cdot \Delta\theta$  (j=0 to 63)

FOC#

k=0 to 15

if FOC#=0 THEN FL0(k)=20 (mm)

for FOC#=1 to 7,

FL0(k)=FL0(k-1)\*(1+FL0(k-1)/100)

if FOC#=8 THEN FL0(k)=∞ (=1000000)

for FOC#=9 to 15,

FL0(k)=-FL0(16-k)\*(1-FL0(16-k)/100)

FL(i,j,k)=SQR((FL0\*cos(θ0))\*(FL0\*cos(θ0))+(FL0\*sin(θ0)·x)\*(FL0\*sin(θ0)·x))

$\Delta FL = FL(i,j,k) - FL0(k)$

$\Delta\phi = \lfloor \Delta FL / \lambda \rfloor$

Flush ROM のデータ作成、書込み、verify の手順

CH(素子)#0-63 (6bit) のデータを、FOC(フォーカス)#L(L=0-15; 4bit)、LAD(ビームアドレス)#M(M=0-63; 6bit)、及び、FRQ(周波数)#N(N=0-15; 4bit)毎に、HEX コードで設定する。

(2) csv ファイル生成

テーブルの配列順は次の漸化式による。(全て昇順)

FRQ#N(N=0)

LAD#M(M=0)

FOC#L(L=0)

CH#0-15

CH#16-31

CH#32-47

CH#48-63

FRQ#N(N=0)

LAD#M(M=0)

FOC#L(L=1)

CH#0-15

CH#16-31

CH#32-47

CH#48-63

FRQ#N(N=0)

LAD#M(M=0)

FOC#L(L=2)

CH#0-15

CH#16-31

CH#32-47

CH#48-63

FRQ#N(N=0)

LAD#M(M=0)

FOC#L(L=3)

CH#0-15

CH#16-31

CH#32-47

CH#48-63

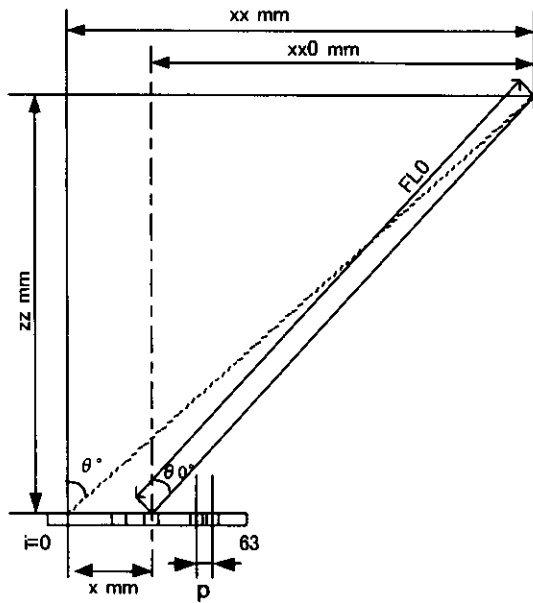
と進み、L=15 に達したら、その次は M=1 として同様に繰り返す。

L=15, and M=63 に達したら、その次は N=1 として同様に、

L=15, M=63, and N=15 迄繰り返し終了する。



素子每位相計算の考え方



素子每位相計算基本構成図

使用素子数 n(入力要。Default は 48)は偶数 (< 64)

f(l) {周波数 (Hz); l=1-16} , T(l):=1/f(l)

v {音速: v:=1.538 mm/μs}

λ {波長 (mm): λ:=v/f(l) (mm)}

CH# {素子配列番号: i (i=0-63)} (:チャンネル数: 64)

p {素子ピッチ: p:= 0.51 mm}

xm:=(n-1)p/2 {配列中央の座標}

素子の座標

x(i):= i\*p {配列方向に素子表面中央の位置},

y:=0

LAD#: k (k=0-63)

{ビーム偏向角: -46.5, -45, ..., 0, 1.5, ..., 45, 46.5, 48}

Δθ {偏向角度ピッチ: Δθ:=1.5°}

θ0 {配列中央から見たビーム偏向角: θ0:=(k-31)×Δθ (k=0-63)}

FOC# {焦域番号: j (j=0-15)}

FLO {焦点距離:=素子配列中央から焦点までの距離: FLO= 20, 24, 29.76, ..., 373.9; ∞; -373.9, -149.7, ..., -24}

for j= 0 to 15

if j:= 0 then FLO(j):= 20mm

if j ≥ 1 and j ≤ 7, then FLO(j):= FLO(j-1)\*(1+FLO(j-1)/100)

if j:= 8 then FLO(j):= ∞ (=1000000)

else FLO(j):= -FLO(16-j)\*(1-FLO(16-j)/100)

各素子から焦点までの距離

FL(i,j,k,l):=SQR((FLO\*cos(θ0))\*(FLO\*cos(θ0))+(FLO\*sin(θ0)-x(i)+xm)\*(FLO\*sin(θ0)-x(i)+xm))

j,k,l 固定で、距離最大となる素子 imax:=i

where FL(imax):=maxFL(i)

{θ ≥ 0 とき} imax=0

{θ < 0 とき} imax=n

距離最大素子から焦点までの距離と当該素子-焦点間距離との差 ΔFL と、伝播(遅延)

時間差 Δt

ΔFL(i):=FL(imax, j, k, l)- FL(i, j, k, l)

Δt(i):=ΔFL(i)/v

位相差は、

Δφ(i):= MOD{Δt(i)/T(l)} {但し、T(l): Time (ns) (Frequency Table の)}

規格化位相差 (カウント数)

norm φ(i):= N\*{Δφ(i)/T(l)} {但し、N: 精度 (Frequency Table の)} →位相量子 N 段の番目

以上

### C. 研究結果

#### 治療(T)ビーム発生検出用トランスジューサ (セクタ探触子) 試作結果

試作した探触子ヘッド部の外形を図9に示す。

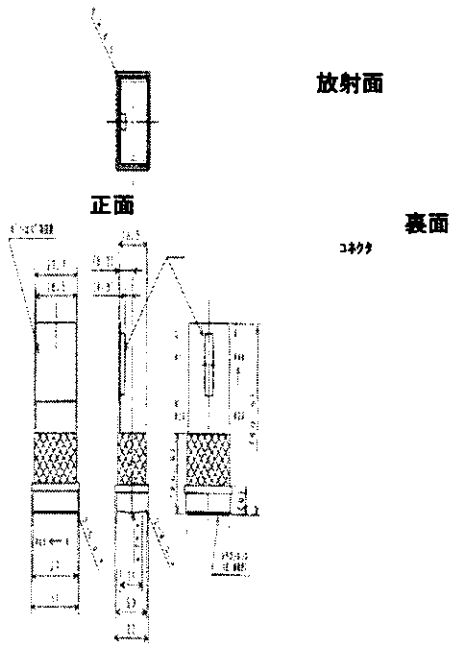


図9 探触子ヘッド部外形図

評価のための測定条件を次表2に示す。

表2 測定条件

4-1	検査温度
4-1-1	室温 : 25±5℃
4-1-2	水温 : 23±5℃
4-2	反射板 : アルミニウム (厚さ : 50mm)
4-3	測定距離 : 85 mm
4-4	A'01-
4-4-1	UTA-4
	INP : 1K 0
	ENERGY : 1
	GAIN : MAX
4-4-2	ファンクションジェネレーター
	周波数 : MHz
	振幅 : V
	波数 : 波
	繰り返し周波数 : msec

表3に、試作したセクタ探触子5個の感度、静電容量、超音波周波数(中央値)、同下限周波数、及び、比帯域を示す。

表3 セクタ探触子試験結果(1)

No.	製造番号	感度	静電容量	超音波周波数	下限周波数	比帯域幅
		* (dB) 測定値	* (pF) 測定値	* (MHz) 測定値	* (MHz) 測定値	* (%) 測定値
1	31-001	-75.9	412	0.90	0.52	71.3
2	31-002	-77.5	416	0.77	0.51	62.6
3	31-003	-77.4	417	0.88	0.52	81.5
4	31-004	-75.7	414	0.79	0.59	50.2
5	31-005	-77.8	416	0.78	0.57	53.5

室温 24℃、水温 20℃にて測定した。

製造番号 31-001 について、セクタアレイの素子 48 個の個別素子感度を表4に示す。それらの平均、最高、最低、及び、ばらつきの各値は、次の通りである。

- 平均 : -75.9dB
- 最高 : -73.2dB
- 最低 : -79.6dB
- ばらつき : 6.4dB

同様に、製造番号 31-001 について、セクタアレイの個別素子静電容量を表5に示す。

それらの平均、最高、最低、及び、ばらつきの各値は、次の通りである。

平均： 412pF  
 最高： 421pF  
 最低： 407pF  
 ばらつき： 14pF

表4 水中送受信感度

No.	感度 (dB) (測定値)
1	-76.7
2	-76.7
3	-76.1
4	-76.1
5	-76.1
6	-78.1
7	-78.1
8	-76.1
9	-76.1
10	-76.7
11	-77.4
12	-78.8
13	-78.8
14	-75.8
15	-76.7
16	-78.1
17	-76.7
18	-78.1
19	-77.4
20	-76.7
21	-76.1
22	-76.1
23	-76.7
24	-76.1
25	-76.7
26	-75.6
27	-75.0
28	-74.5
29	-75.0
30	-75.6
31	-75.0
32	-75.8
33	-74.1
34	-75.0
35	-74.5
36	-74.5
37	-75.0
38	-75.0
39	-75.0
40	-75.0
41	-75.0
42	-74.1
43	-74.5
44	-73.6
45	-73.2
46	-73.6
47	-74.5
48	-75.0

表5 静電容量

No.	静電容量 (pF) (測定値)
1	421
2	418
3	419
4	418
5	418
6	417
7	414
8	414
9	413
10	410
11	410
12	413
13	411
14	410
15	413
16	409
17	413
18	408
19	410
20	411
21	409
22	412
23	411
24	411
25	413
26	408
27	410
28	407
29	409
30	411
31	411
32	414
33	414
34	413
35	407
36	412
37	410
38	412
39	412
40	414
41	407
42	413
43	412
44	412
45	412
46	412
47	415
48	415

同様に、セクタレイの中央素子(#24)のインピーダンスを表6に示す。

表6 インピーダンス

測定端子: #24

周波数(MHz)	インピーダンス(k $\Omega$ ) (測定値)
0.40	0.981
0.50	0.798
0.60	0.727
0.70	0.615
0.80	0.581
0.90	0.565
1.00	0.510
1.10	0.446
1.20	0.401
1.30	0.385
1.40	0.366
1.50	0.333
1.60	0.306
1.70	0.284
1.80	0.284
1.90	0.248
2.00	0.234
2.10	0.221
2.20	0.209
2.30	0.198
2.40	0.188
2.50	0.178
2.60	0.170
2.70	0.164
2.80	0.160
2.90	0.156
3.00	0.152

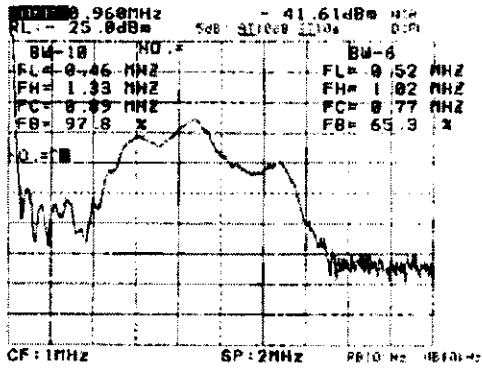
同様に、素子#8, #24, #40の各素子の送受信波形とそのエコーのスペクトルを図10に示す。

図 10 送受信波形とそのスペクトル

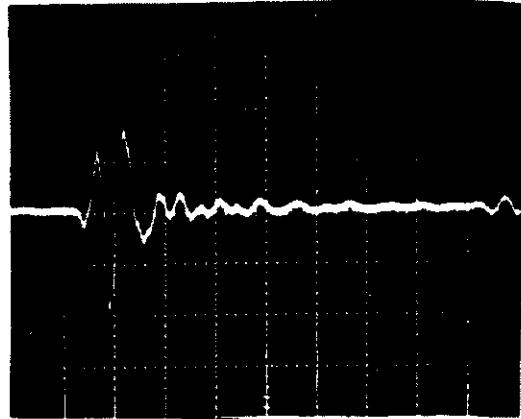
Ser.No: 31-00/

No. 8 端子

スペクトラム



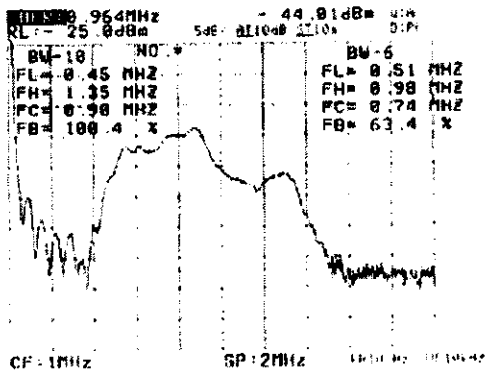
受信波形



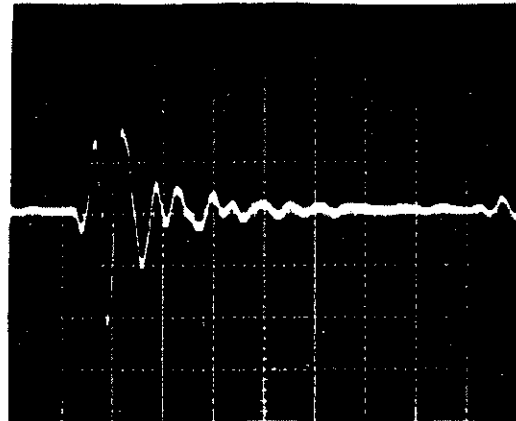
(2 μs/div)

No. 24 端子

スペクトラム



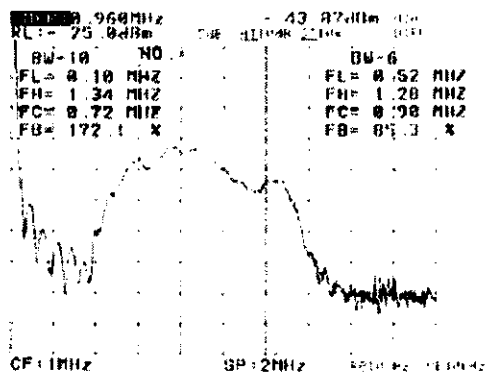
受信波形



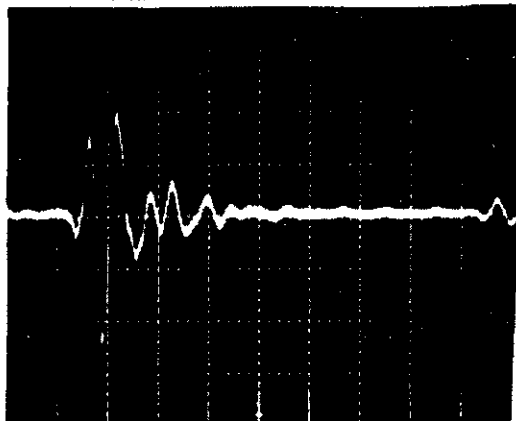
(2 μs/div)

No. 40 端子

スペクトラム



受信波形



(2 μs/div)