

減衰率 0.7dB,流量 1.0ml/s,流速:15cm/s の、標準的なフローファントムを用い、特に、D 側の診断能を在来の診断プローブと比較した。

図 24 が在来診断プローブによる、また、図 25 が試作した積層複合プローブの D 側振動子による、夫々、カラーフローマップ画像である。両者のカラーゲインは同一であり、ほぼ同等の画像が描出できていることがわかる。

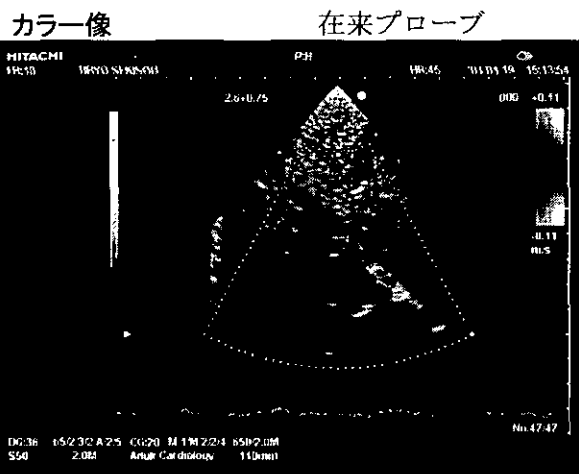


図24 在来診断プローブによるフローファントム像

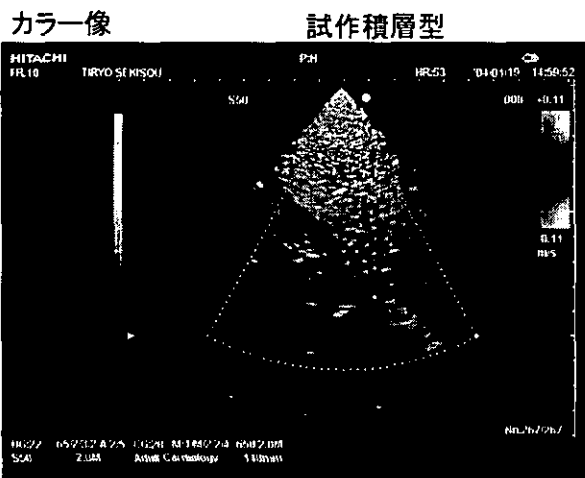


図25 試作積層プローブによるフローファントム像

同様に、臨床 TCD 画像を図 26 及び図 27 に示す。このカラー及びスペクトルの両ドプラ像の計測結果から S/N の差は大略 6~7dB と言うことが出来る。

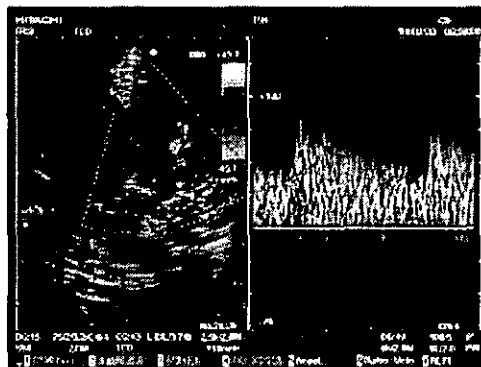


図 26 製品 S50 プローブによる TCD 画像

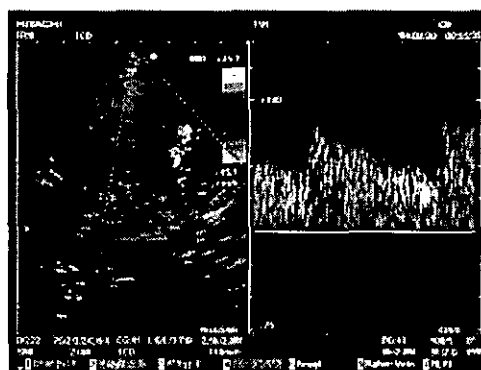


図 27 試作積層プローブによる TCD 画像

また、試作積層プローブを前記の保持機構 1 次試作品により仰臥位で頭部に装着した様子を図 28 に示す。

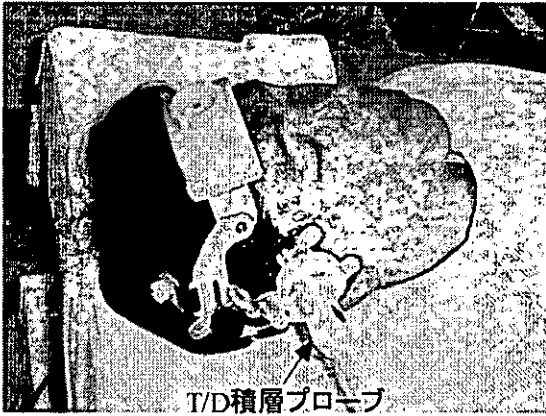


図 28 試作プローブの頭部装着状況

経頭蓋超音波脳血栓溶解装置、超音波音響
パワー密度の算出手順

目的 複合探触子（治療[t]／診断[D]積層型
探触子）の音響パワー密度の実験検証

実験① ビームパターン測定(図 29)

水槽内に沈めたニードル形ハイドロホンに
対し、T/D 積層プローブから治療用超音波
を照射。ハイドロホンを 2D スキャンし、
超音波焦点付近の音響分布を測定。

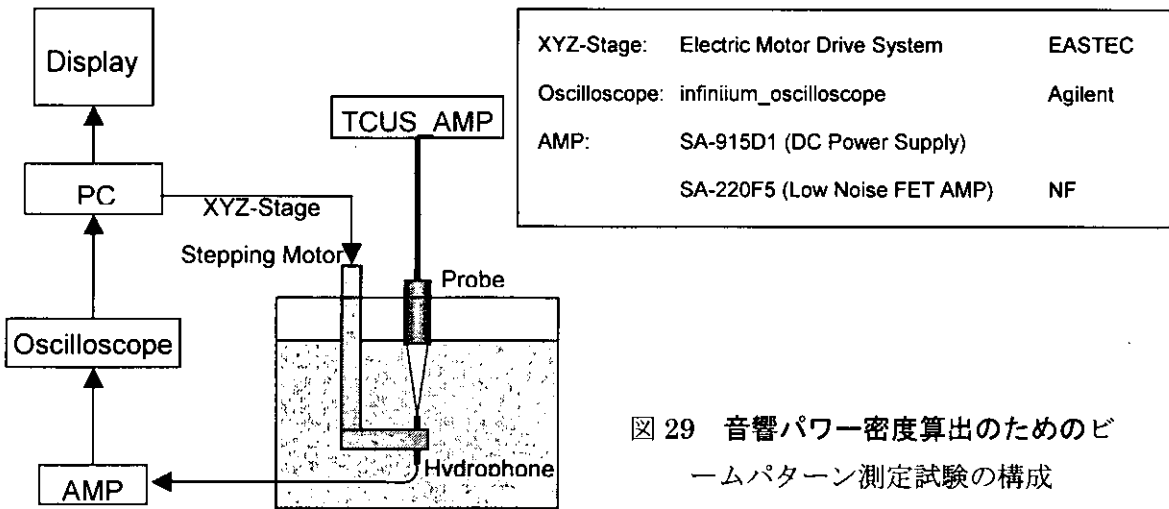


図 29 音響パワー密度算出のためのビ
ームパターン測定試験の構成

実験② 音響パワー測定(図 30)

TAP 測定器（天秤法を利用して超音波トラ
ンスデューサから輻射される超音波の総パ

ワーを測定）により、T/D 積層プローブの
治療用超音波の TAP(Total Acoustic
Power)値を測定

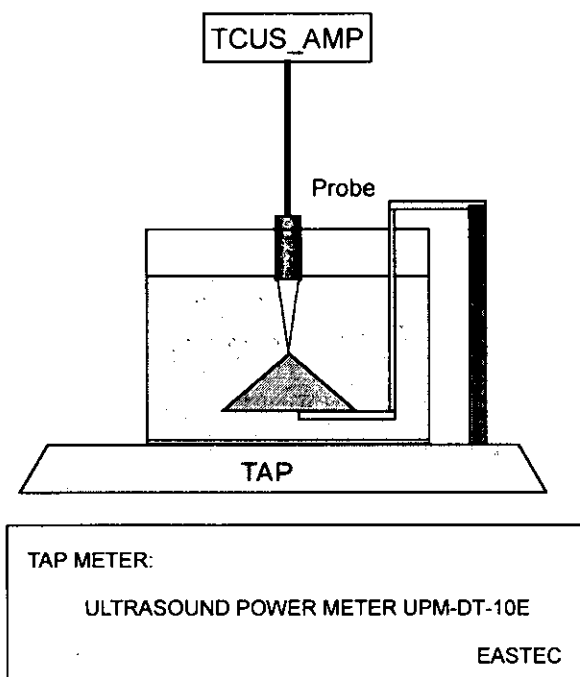


図 30 音響パワー密度算出のための音響パワー測定試験の構成

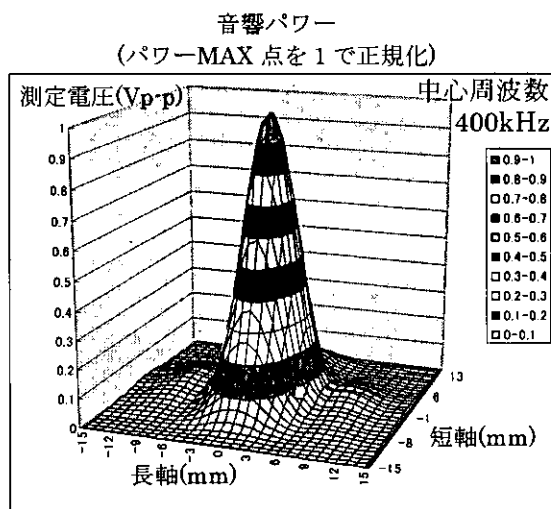


図 32 : ビームパターン測定結果 2
(音圧分布)

音響パワーは電圧値の2乗に比例するため、各測定値を2乗した。MAX値を1として正規化したものが図32となる。

結果① ビームパターン測定

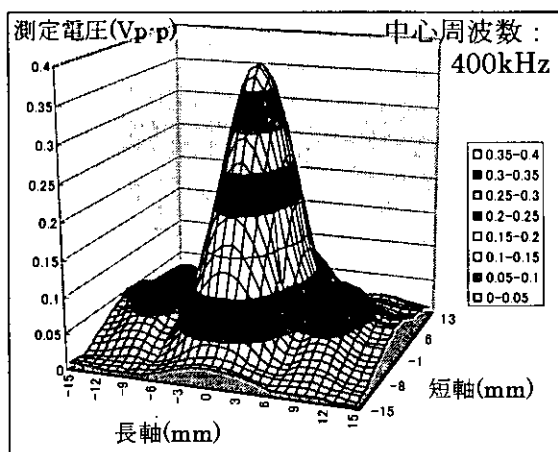


図 31 ビームパターン測定結果 1
(ハイドロホン電圧分布)

縦軸 : オシロスコープ測定電圧(Vp-p)

横軸 : 焦点からの距離(mm)

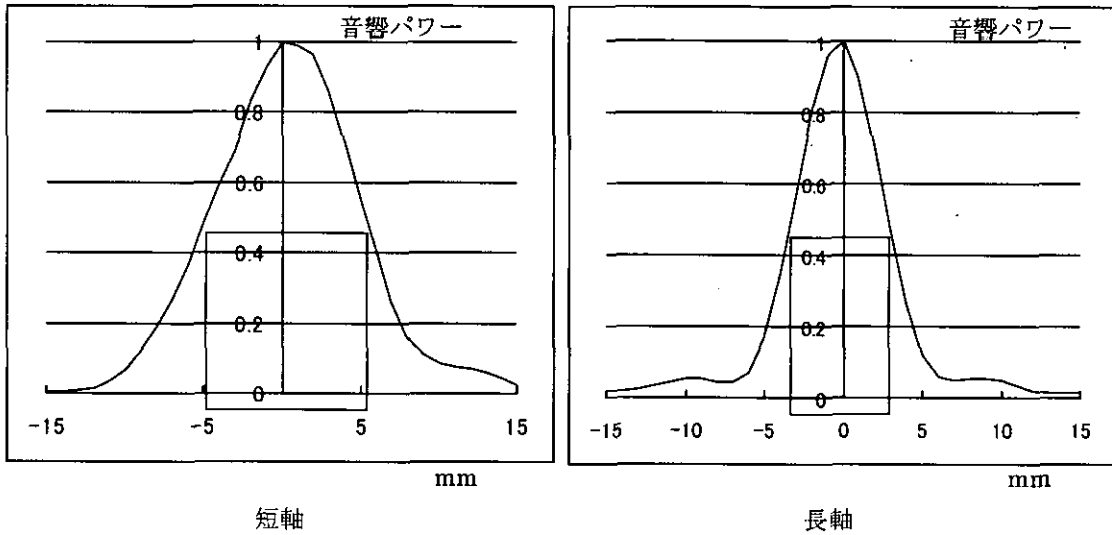


図 33 ビームパターン測定結果 3 (焦点を含む短軸、長軸の分布)

図 33 より、治療用ビームの幅 (半値幅) は、短軸 11mm、長軸 6mm となる

結果② 音響パワー測定

入力電圧値 50 V における TAP 値

中心周波数	TAP 値
400 kHz	0.92 W
440 kHz	0.88 W
500 kHz	0.44 W
533 kHz	0.24 W

入力電圧値 55 V 500 kHz では、TAP 値 : 0.48W

以上①、②の測定結果より音響パワー密度

を算出する。

①の計測範囲 (長軸短軸ともに±15mm)

外に当たる超音波が微弱であると考えられるため、②で測定した音響パワーがすべて

①の計測範囲内にあるとする。

ビームパターン測定結果 2 の音響分布における測定範囲内の値の総和は 68.34 となる。

従って、音響パワー最大地点 (焦点) での

音響パワー密度(W/mm²)は

音響パワー密度 (W/mm²)=0.48/68.34=

0.00702

これより、(W/cm²)=0.00732×10²=0.702

より、700mW/cm²

と算出される。

vitro 実験手順

場所: 慈恵医大本院麻酔科実験施設

vitro にて積層プローブの照射する超音波の血栓溶解促進効果確認の試験を行った。

日時: 2004年2月10日(火)、12日(木)

プロジェクトの説明

参加者: 慈恵医大 ME 研究室 中川、清水、中野、水野、日立メディコ (技研) 窪田、荻原、本山

1) 脳血栓溶解装置として開発した原型装置の性能試験

試験の概略構成を図 34 に示す。また、測定

2) T/D 複合アレイプローブによる血栓溶解の vitro 試験

結果を表 4 に示す。

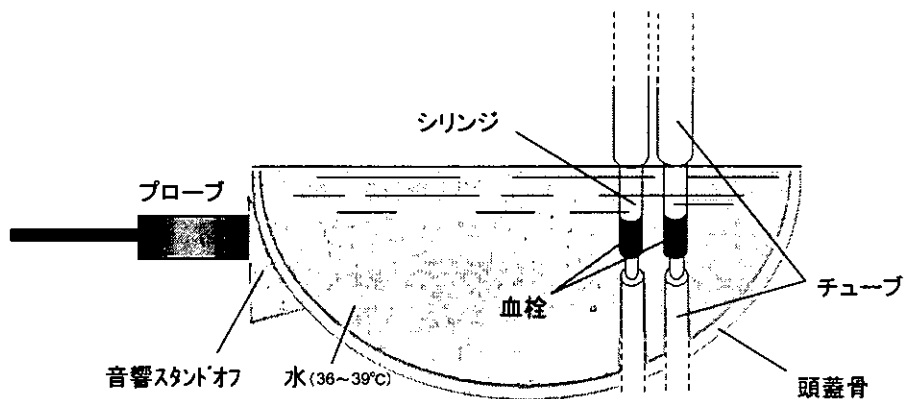


図 34 in-Vitro 血栓溶解実験の構成

適当な時間で溶解する血栓の出来にば で溶解する結果が得られた。

らつきが大きい US 照射の方が短時間

表 4 vitro 試験結果 血栓溶解までの時間(分)

	血液	トロンピン	TPA(※)	TPA	TPA	TPA+US	TPA+US
1	0.1ml	0.1ml	0.2倍	—	—	—	—
2	0.1ml	0.1ml	0.2倍	—	—	—	—
3	0.1ml	0.1ml	0.2倍	—	1.5	—	1.25
4	0.1ml	0.1ml	0.2倍	—	—	—	—
5	0.1ml	0.1ml	0.2倍	△	17.5	△	9
6	0.2ml	0.2ml	0.2倍	×	×	×	×
7	0.1ml	0.1ml	0.1倍	×	×	×	×
8	0.2ml	0.2ml	0.2倍	×	64	×	46
9	0.2ml	0.2ml	0.4倍	×	×	×	×
10	0.2ml	0.2ml	1倍	×	×	×	58

※ 357UI/ml=臨床濃度に対して

△ : プローブ発熱により中止
 × : 1h以上 溶解せず
 — : 血栓 貯留せず

Vitro 試験における断層像を図 35 に、
その時の頭蓋骨の配置を図 36 に、また、

その時の装置の外観を図 37 に、夫々示
す。

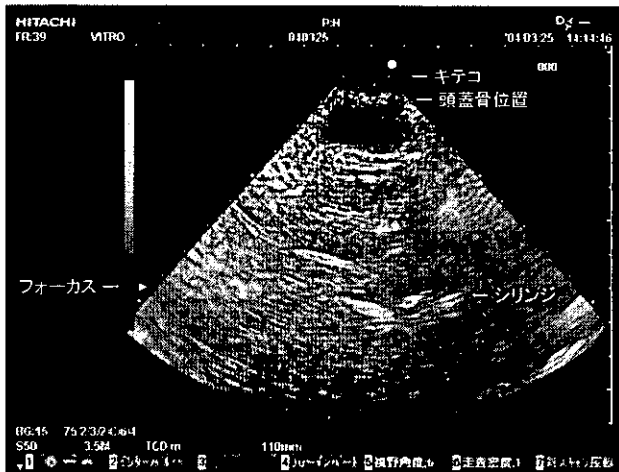


図 35 In vitro 試験 モニタ断層像
(ドプラマーカが血栓入りシリンジ位置)

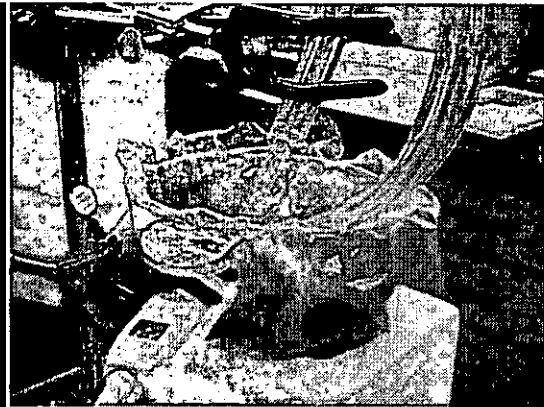


図 36 血栓溶解 vitro 実験状況
(頭蓋拡大写真)

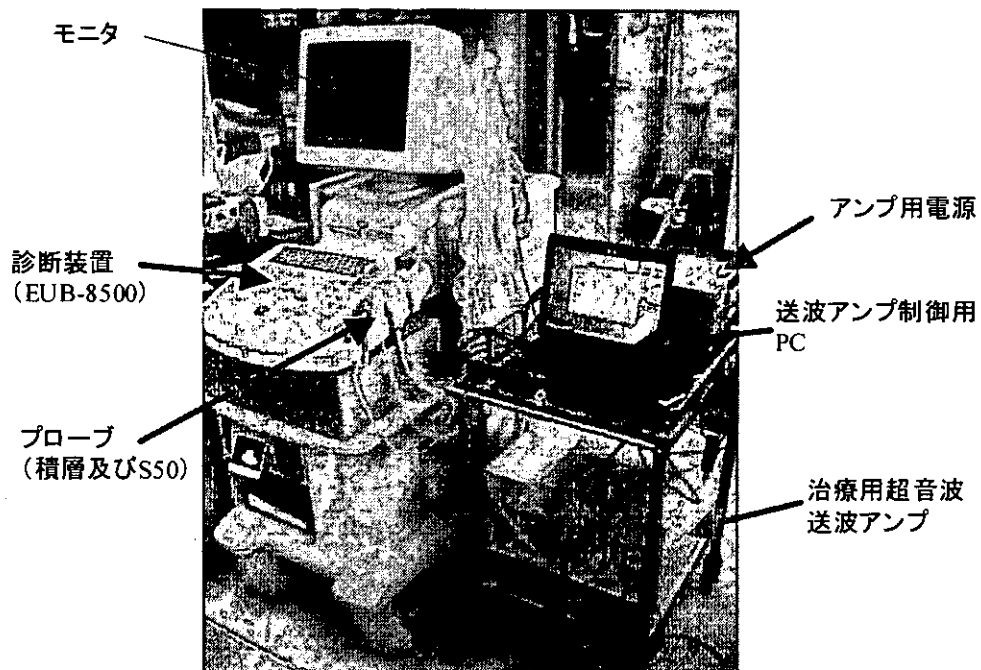


図 37 Vitro 試験における装置の外観

動物(サル)実験での経頭蓋超音波脳血栓
溶解装置の診断能力の確認

動物実験手順

1) 開発した脳血栓溶解装置原型装置の撮
像性能試験 (含サル脳エコー描出試験)

2) T/D 複合アレイプローブによる超音波
照射動物試験

場所: (株)三菱化学安全科学研究所 鹿島研
究所 動物実験施設

日時: 2004年3月22日(月)、23日(火)

参加者: 慈恵医大 ME 研究室 古幡、清水、

日立メディコ 窪田、石田、荻原、板橋、

日立中研 佐々木、東

適用範囲と目的:

- (1) D-ビーム: EUB6500 の実時間モニ
タ(TCD)画像観察を確認する。スライス
方向の位置決め、照射方向決定。(日立、
慈恵)
- (2) T-ビーム: 照射ビーム方向設定。照
射時間、撮像時間、交互操作。(慈恵、
日立)
- (3) サルの取扱い、解剖、脳切片サンプル
作成、脳梗塞モデル検討(慈恵)

提出物: 実験風景写真及びビデオ, EUB 画
面の静止画, EUB 画面の動画, 波形記録
画像(スチル+ビデオ), 設定画面画像(or
Parameter), 切片画像写真

準備品 (道具・装置)

超音波装置 EUB-6500, T 送波アンプ+

HVPS+ 制御 PC, T/D 複合プローブ (積層
3/75, 2.6/5 各 1, 並置×1), D プローブ

(EUP-S50×1), ストップウォッチ, カメラ(スチ
ル, ビデオ), 頭蓋骨, サル頭部水平保持具,

プローブ等保持スタンド×2, クーラーボ
ックス×2, 氷

作業手順

作業手順

1. 装置セットアップ (EUB, T-Amp, PS,
PC, Probe+頭蓋骨)
2. サル準備、麻酔、剃毛、
3. プローブ・頭蓋骨接触の安定化、MCA 探
索(TCCFI+TCPW)
4. スライス面位置の設定(プローブ固定)
と、所要ビーム方位角の決定
5. Tビーム方位角とフォーカスの設定
6. T/D 交互動作(T120s+D30s セット 4 回
+休み 5 分で 1 組。4 組で完了。)
7. 照射終了、撤収、サル覚醒、ケア

超音波プローブのサル側頭部への固定の様子を図 38 に示す。固定に先立ち、超音波ゼリーを塗布、上記 3. のプローブ・頭蓋骨接触安定性を見ながら、図 39 のような血流 2 次元(カラー)超音波画像により血流をモニターし、血流測定部位を確認し概略位置を決めておく。脳内血管探索の状況を図 40 に示す。

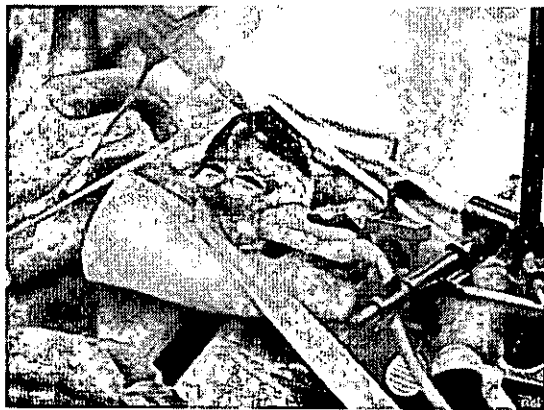
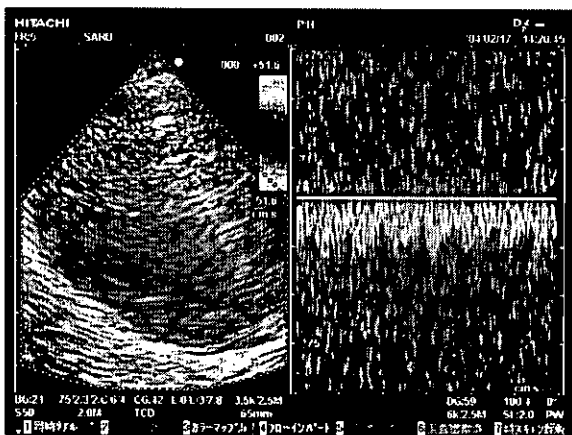


図 38 サル右側頭部への超音波プローブの固定



サル右側頭部からの
冠状断面像
血流ドプラソノグラム
図 39 サル右側頭の超音波血流画像例

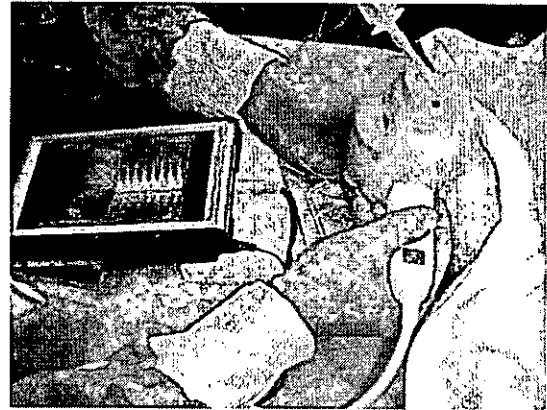


図 40 TCCFM/PWD による脳内血管の探索

図 41～53 に脳内血流の観測画像を示す。図 41 は、通常の診断プローブによる、ICA (internal carotid artery, 内頸動脈) と思しき個所の血流波形である。図 42 は、試作の積層複合プローブによる、MCA (middle cerebral artery, 中大脳動脈) と思しき個所の血流波形である。一方、図 43～45 は、サルの小さい頭サイズに合せ小児用高周波の診断プローブを用いて試験した画像である。サルの頭蓋内アトラスが不明なので断定できないが ACA (anterior cerebral artery, 前大脳動脈) か、MCA への分岐付近の血流と見られる。図 46 は、超音波照射面から対象血管までの距離、また、図 47 は、その血管の流速、夫々、通常の診断プローブによる計測状況画面の例である

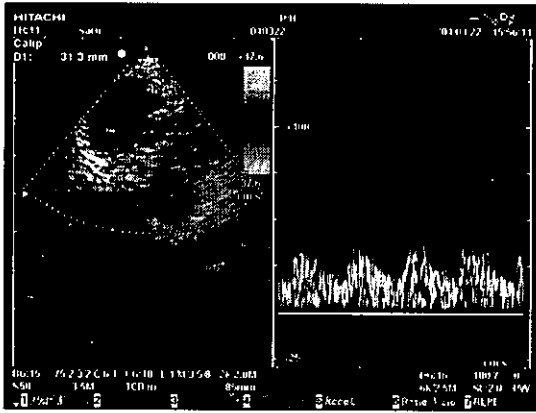


図 46 診断プローブ(2-4MHz)によるサル右側頭の超音波血流画像

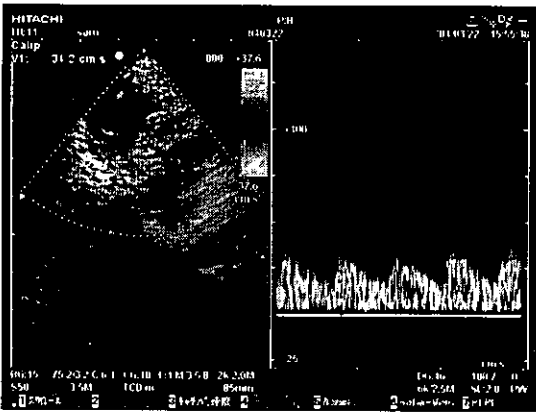


図 47 診断プローブ(2-4MHz)によるサル右側頭の超音波血流画像



図 48 診断超音波による脳内構造の探索試験状況

超音波照射時の振動子の温度上昇

図 49 は、照射中の振動子背面温度の例である。{横軸は照射開始からの時間(s)}

縦軸温度(°C)

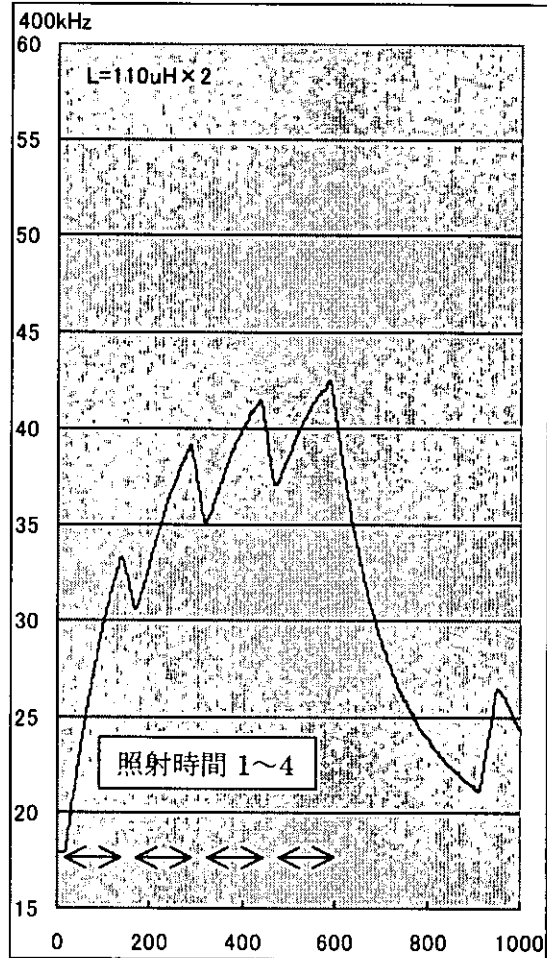


図 49 プローブ背面の温度上昇

振動子背面バックング材の表面に熱電対を貼り付け計測した。

サルの実験において、音響強度 $0.7W/cm^2@500kHz$ となるようプローブ出力をした時に、プローブの温度が上昇した。

プローブケースの側面を水冷して実験したが、振動子背面温度はこの時 100℃以上上昇した。原因として、出力増強のためにアンプ出力段の低域フィルタを除去したことが前回と異なることから、高調波が発生し音波として放射しないため熱に変わったと考えられる。ケーブル容量が大きくなる長尺品の中継ケーブルでは、短尺品と比較して温度変化が小さく、その可能性が高い。

この場合に発生する高調波は殆どが3次高調波であり、出力フィルタ前のアンプの出力波形が矩形で、その高調波強度が基本波と同等レベルであることから、周波数が3倍なので発熱に変わる損失は1桁大きいと予想される。従って高調波の抑制により温度上昇も一桁減少し、100℃の温度上昇が10℃程度に抑制できると考えられる。

しかし、10℃でもなお所期の仕様を超えるので冷却機構が必要である。現状のケースの熱伝導性が低いので、高熱伝導性ケースとし、振動子からケースへの熱伝導路を形成する等の解決案があり、設計・検討中である。

T ビーム超音波(500kHz)が頭蓋を透過していることを確認するため、照射中に反対側に hidroホンを接触させ透過波を計測した。その状況を図 50 に、また、そのときの hidroホン受信波形の例を図 51 に示す。



図 50 D ビーム透過波のモニタ状況

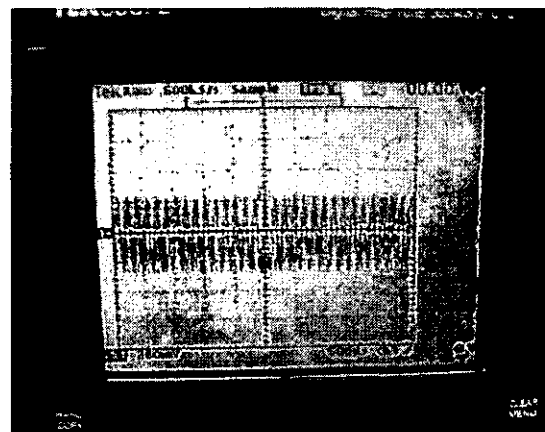
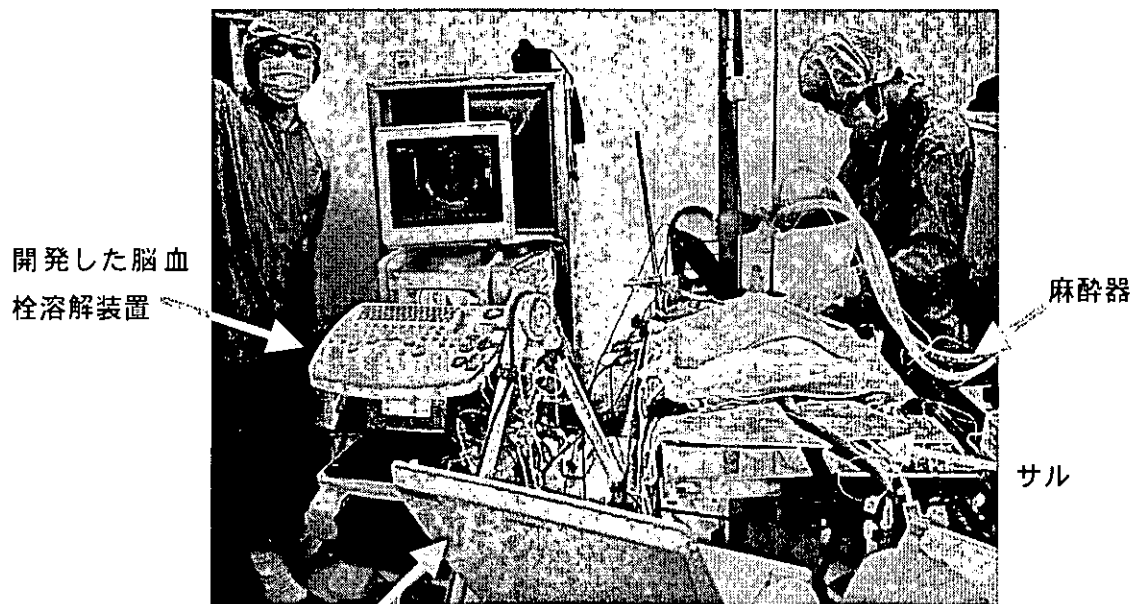


図 51 D ビーム透過波形

サル実験の全景を図 52 に示す。



心電図等記録システム 図 52 サル実験 全景
麻酔下サルに T/D 装置を用いて超音波照射



図 53 保持機構による試作プローブの
頭部への固定状況



図 54 保持機構改良品モックアップ

C. 結論

安全確認のために十分な超音波出力での試験と、温度上昇 2℃以下とするための施策を入れる必要があるが、今後の臨床へ向けての準備の過程で、動物実験にて確認することとし、以上の結果から、今年度の目的はほぼ達成せられたと考えられる。

D. まとめ

診断用/治療用両超音波とを一体化した「経頭蓋超音波脳血栓溶解装置」のプロトタイプを開発し、動物実験を通じ基本技術として十分な見通しを得た。

本年度の成果によって、次年度は経頭蓋超音波脳血栓溶解装置の改良により臨床適用へと展開する見通しが得られた。

F. 健康危険情報

本研究にて開発の対象とした超音波の強度は診断レベルであり、基本的に安全の範囲内と考えられるが、周波数が 1MHz 以下となる点で、診断レベルの規格との対比における実際の作用効果確認が課題であり、安全性試験を実施中である。

G. 研究発表

[I] 論文発表：本開発の構想・内容につき、論文執筆を準備中である。

[II] 学会発表：本研究の構想及び基礎実験の結果につき発表した。(含準備中)

(1) Kubota et al.; "DUAL FREQUENCY ARRAY TRANSDUCER FOR ULTRASOUND-ENHANCED

TRANSCRANIAL THROMBOLYSIS"; IEEE 2003 Ultrasonics Symposium Proceedings; pp.680-683 (2003)

(2) Kubota et al.; "Concept of Ultrasound Cerebral Infarction Therapy Equipment for Early Dissolution of Thrombus"; Proceedings of 2004 International Congress in Acoustics (To be published)

(3) 荻原他 5; 血栓の早期溶解を目指した診断治療超音波複合プローブの原理試作; 第 77 回日本超音波医学会予稿集 (出版予定)

(4) 窪田他 6; 超急性期脳梗塞治療に向けた経頭蓋脳血栓溶解装置の原理試作; 第

23 回日本脳神経超音波学会抄録（投稿
中）

H. 知的財産権の出願・登録状況

(ア) 特許取得：特願 2003-024252 「超
音波プローブ及び超音波装置」、特
願 2003-352464 「超音波プローブ
及び超音波装置」

(イ) 実用新案登録：なし

(ウ) その他：なし

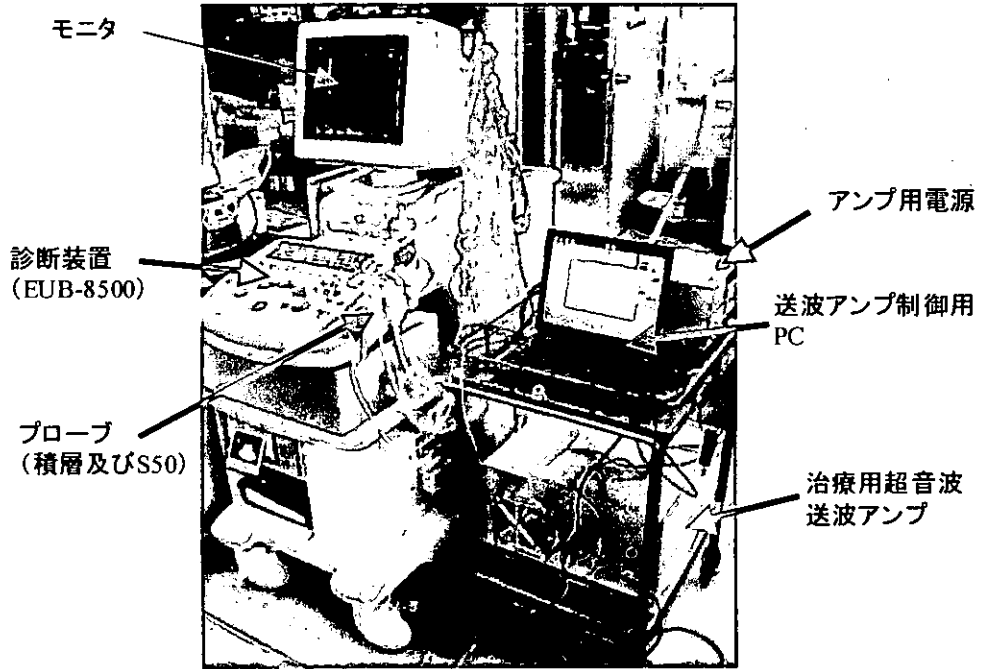


図 37 Vitro 試験における装置の外観

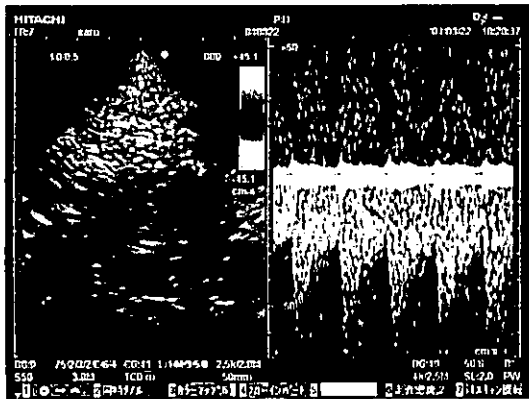


図 42 試作プローブによるサル右側頭の超音波血流画像

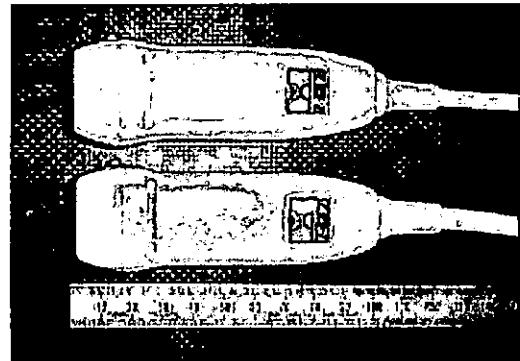


図 23 診断用 2-4MHz セクタ (上) と T/D 複合セクタプローブ(下)

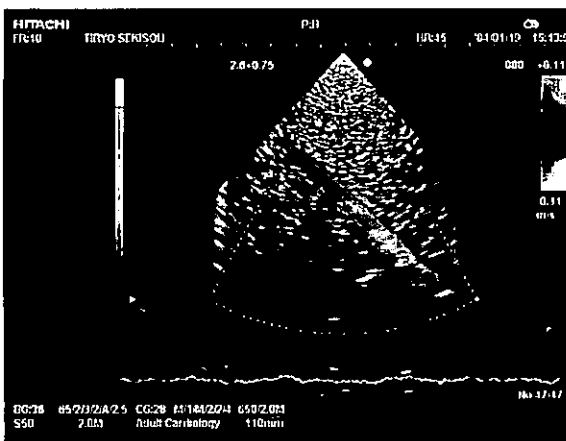


図 24 在来診断プローブによるフローファントム像

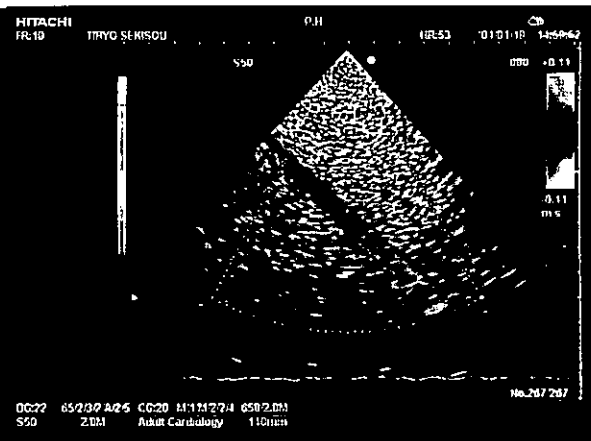


図 25 試作積層プローブによるフローファントム像

頭蓋内超音波音場と血栓溶解超音波照射法の検討

分担研究者 梅村晋一郎 (株) 日立製作所中央研究所ライフサイエンス研究センタ主管研究員

分担研究者 東 隆 (株) 日立製作所中央研究所ライフサイエンス研究センタ研究員

研究要旨

脳血栓溶解を目的とした経頭蓋超音波照射の安全性を検討するため、ヒト頭蓋骨を鉢巻状に輪切りにして脱気水中に懸架し、断面内の音場をシュリーレン法によって観察した。電子的にビーム偏向可能なアレイトランスデューサを用い、超音波ビームを頭蓋骨の一部を通して入射させた。超音波周波数0.5 MHz では、特定のビーム偏向角において、入射部に対して反対側付近の頭蓋内領域に定存波の発生が観察された。定存波は、生体作用を及ぼし得るキャビテーションの発生を促すが、キャビテーション気泡が強い作用を及ぼす共振気泡に成長するには一定以上の超音波曝露時間が必要である。そこで、キャビテーションによる内出血などのリスクを避けるには、ここで観察された定存波の発生を防ぐ超音波ビーム変調法などを検討する必要がある。

A. 研究目的

脳梗塞は本邦死因第3位の脳血管障害の約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、要介護老人増加の原因ともなっている。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、予後は良好とされている。これを実現するための基本技術として、代表研究者らは、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* 実験により示してきた。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 同一プローブで実時間ドプラ断層血流監視と経頭蓋血栓溶解を実現
- ③ 診断/治療用両超音波の自動切換
- ④ 血流状態に合致した血栓溶解剤の最適投与
- ⑤ 再開通状態適応超音波照射制御

開発装置の原理は脳血栓塞栓症患者に血栓溶解剤を静注又は動注すると同時に、体外から塞栓部へ向けて無侵襲的に超音波照射し、脳血栓の早期溶解、急速再開通を行うもので、虚血耐性の脆弱な脳神経系ライフラインを確保することで救出する目的のものである。開発装置の特徴は、血栓溶解超音波治療法に加え、経頭蓋超音波診断画像

法を合体させ、梗塞部(含周辺部)へ照射方向をある程度限局して治療用ビーム(Tビーム)を走査し、更に、診断画像を用いて血流再開通をモニターすることにより血栓溶解剤投与量と超音波照射の両Doseを調節可能としていることである。すなわち、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、脳血流監視により治療の最適化を可能として、副作用抑制を図るフィードバック型治療法を実現する。そのためには、特に、診断装置と治療装置の結合技術(治療・診断同一プローブ)が必要となる。頭蓋骨の限られた超音波透過ウィンドウに対応し、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0.72W/cm²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0.72W/cm²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年計画の初年度に次の2点について実施し、昨年度報告した。

(1) 診断・治療一体型プローブの設計と原理
試作

(2) 一体化に伴う診断・治療切替システムの

設計と要素試作

本年度は第2年度として次の3項を実施し、臨床適用可能な経頭蓋超音波脳血栓溶解装置をほぼ完成した。

(1) T/D複合プローブの振動子配列比較

走査面を共有するようにT/D各アレイ振動子を配置する方法として、音響窓を分割利用する並置型と、共用する積層型とについて試作し試験・検討を行う。

(2) 超音波ビーム三次元走査法の検討

頭部の限定された音響窓へのプローブ固定を前提としたT/D両ビーム照射方向の限局走査に関し、二次元配列振動子によるコーン状電子走査法と、一次元配列による扇形電子回転機械走査法とを比較検討する。

(3) 頭蓋内超音波挙動の検討

キャビテーションを生起する可能性のある定在波が頭蓋内において発生するのを抑制するTビーム制御方式として、振幅あるいは周波数変調、ビーム方向微小偏向、バースト・パルス化などを検討する。

定在波が音響キャビテーションを促進するメカニズムについて、もう少し詳しく説明する。音響キャビテーションとは、次の3段階よりなる現象の総称である。

(1) 微小気泡核の生成または導入

(2) 音場における微小気泡の呼吸振動と成長

(3) 成長した微小気泡の圧壊

超音波に共振する微小気泡の半径は、超音波周波数にほぼ反比例し、1 MHz においておよそ3ミクロンである。典型的なシナリオとしては、この共振気泡に比べてはるかに小さな気泡核が(1)の過程で出現し、それが、(2)の過程で超音波により成長する。成長して共振気泡に達した気泡は、その振動振幅が著しく大きくなり、(3)の過程で破綻的に圧壊する。この瞬間、衝撃波が発生し、これが場合によっては、機械的な生体作用を及ぼす。同じ瞬間、気泡内部の気体が、断熱的に圧縮されて、その温度が数千度まで上昇し、これにより、場合によっては、音響化学的な生体作用が生ずる。この段階(3)まで至る音響キャビテーション現象は、圧壊型キャビテーション (collapse cavitation) あるいはイナーシャルキャビテーション (inertial cavitation) あるいはトランジエントキャビテーション (transient cavitation) などと呼ばれ、上記のように、生体作用を引き起こす場合が多い。一方、段階(2)で留まる安定型キャビテーション (stable cavitation) と呼ばれるキャビテーション現象も知られている。これは、圧壊型キャビテーションほど顕著な生体作用を引き起こす場合は少ないが、マイクロマッサージ効果や超音波吸収などを

増大させるなどの作用があることが知られている。

過程(2)において微小気泡が成長するには、主に2通りのメカニズムがある。共振気泡よりも小さな気泡は、超音波周期の中で、陽圧半周期のあいだは静止時よりも小さく、陰圧半周期のあいだは静止時よりも大きい。このことが、微小気泡が成長する2通りのメカニズム両方のもととなる。1つは、rectified diffusion と呼ばれる。陽圧半周期のあいだ、気泡内部の圧力は大気圧よりも高いので、気体分子は、気泡外の液体に溶け出そうとする。一方、陰圧半周期のあいだは、その逆に、気泡内部の圧力は大気圧よりも低いので、気泡外の液体に溶けていた気体分子は、気泡内に吸い出される。もしも、陽圧半周期と陰圧半周期とのあいだで気泡半径に変化がなければ、陰圧半周期のあいだに気泡内へ吸い出される気体分子の数と陽圧半周期のあいだに溶け出す気体分子の数は等しくなり、さしひき気泡は成長しないことになる。ところが、実際には、陰圧半周期の方が陽圧半周期よりも、気泡の表面積が大きいため、気体分子が気泡表面を介してより拡散しやすい。その結果、陰圧半周期のあいだに気泡内へ吸い出される気体分子の数が優勢となる。これが、rectified diffusion の原理である。この原理のもとで微小気泡が成長するには、一般に 100

から 1000 周期程度の時間を要することが知られている。

2つ目のメカニズムは、Bjerkness force と呼ばれる一種の超音波放射圧である。これには、primary と secondary の Bjerkness force があり、前者は、定在波音場中ではたらくことが知られている。この primary Bjerkness force が生ずる原理を、図1を用いて説明する。圧力勾配のある場におかれた物体には、圧力の高い側から低い側へ向けて、その体積に比例した大きさの力が働く。従って、陽圧半周期には、音圧の腹から節へ向けて、陰圧半周期には、その反対に、音圧の節から腹へ向けて、力が働く。もしも、陽圧半周期と陰圧半周期とのあいだで気泡の大きさに変化がなければ、陰圧半周期のあいだに節から腹へ向けて移動する距離と、陽圧半周期のあいだに腹から節へ向けて移動する距離とは等しくなり、さしひき気泡は移動しないことになる。ところが、実際には、陰圧半周期の方が陽圧半周期よりも、気泡の体積が大きいため、陰圧半周期のあいだに節から腹へ向けてはたらく力が、陽圧半周期のあいだに腹から節へ向けてはたらく力より大きくなり、結果として、節から腹へ向けた移動が優勢となる。これが、定在波音場において微小気泡にはたらく primary Bjerkness force の原理である。この力によって、微小気泡は音圧の腹付

近に集まり、複数が合体して、より大きな気泡へと成長する。また、腹の高い音圧のもとで、上記 rectified diffusion が効率的に起こる。

こうして定在波音場の腹付近において共振気泡まで成長した微小気泡は、その高い音圧のもとで激しく圧壊しやすくなる。すなわち、定在波音場のもとでは、キャビテーション発生能を表すと一般に受け取られているMI値が例え低い値であっても、生体作用を引き起こすような圧壊型キャビテーションが起こりやすくなるわけである。本研究の治療方法では、この圧壊型キャビテーションを治療効果発生メカニズムとしては用いないので、内出血など重大な副作用を及ぼす可能性のある圧壊型キャビテーションを促進する定在波の発生は、極力避ける必要がある。幸い、前述のように、微小気泡が、激しく圧壊する共振気泡まで成長するには、ある程度の回数の超音波周期が必要であるので、振幅あるいは周波数変調、ビーム方向微小偏向、バースト・パルス化などによって、圧壊型キャビテーションの原因となるような定在波の発生を抑圧することができると考えられる。

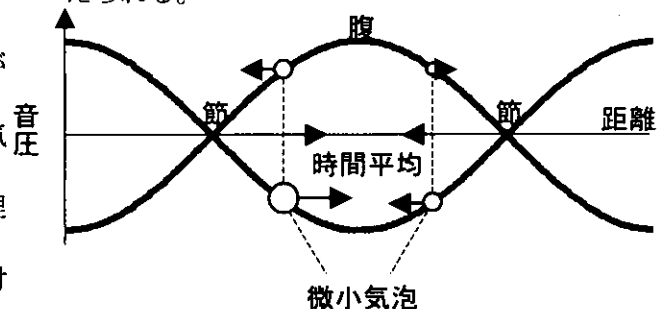


図1 定在波音場中の微小気泡にはたらく力

脳組織は、超音波を反射しやすい頭蓋骨で囲まれているので、腹部組織などと比較すると、定在波の発生しやすい音響条件にあるということが出来る。そこで、本分担研究では、その音響条件を模擬した実験系を構築して定在波の発生を観察し、それを抑圧する方法の検討に指針を与えることを目的とした。

B. 研究方法

経頭蓋的超音波照射により頭蓋内に形成されると予想される音場を模擬して水中にて形成し、その音場をシュリーレン法にて観察した。シュリーレン法は、超音波音圧により密度が空間的に変化するのにもなって光の屈折率が変化することを利用し、簡単に言えば、かげろうの原理を用いて超音波音場を映像化する方法である。従って、媒質は光学的に透明である必要があり、また、光軸にほぼ平行な波面をもつ音場、すなわち、光軸にほぼ垂直に伝播する超音波の音場を観察するのに適している。このため、図2に示すように、ヒト頭蓋骨(モンゴロイド成人)を幅 25-30 mm の鉢巻状に輪切りにし、これを、切断面が光軸に垂直となるよう水中に懸架して用いた。図3には、そのときのシュリーレン装置(溝尻光学)のセットアップを示した。

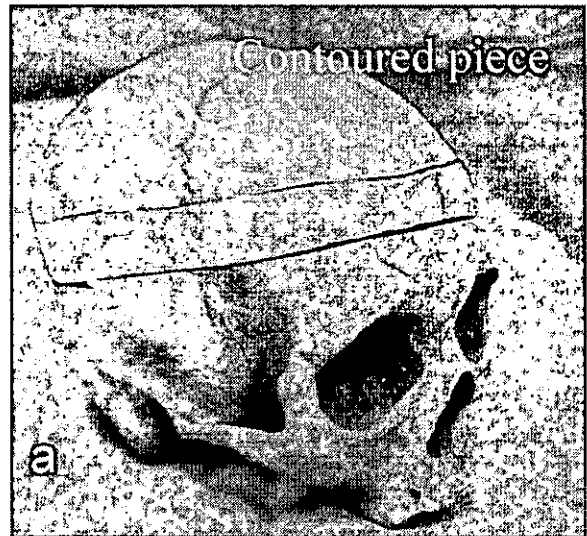


図2 測定に用いた頭蓋骨

一般的な非同期シュリーレン撮影時の光源には、超高圧水銀ランプを用い、波面を観察するための

