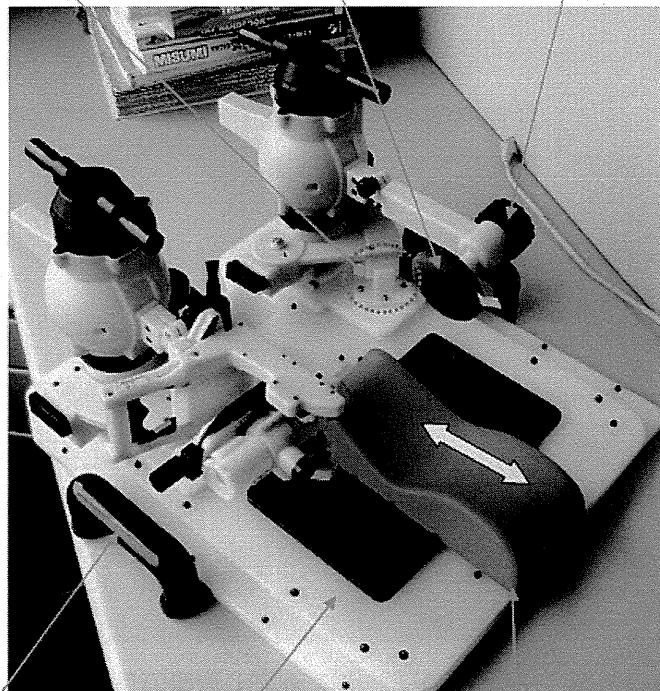


プローブ固定具の改良

前年度に既に作製した枕型頭部固定具に以下に示す改良を加え、装着時間の短縮、固定度向上を図った（図2）。

- ① アーム開閉構造の剛性アップ：開発した固定具は、患者を固定具にセットする際に患者頭部が干渉しない様、両サイドのアームが外に開く構造としていた。アームを元に戻した際の固定が弱く、プローブを患者側頭部に固定する際に大きくたわんでいた点を改良した。
- ② 側頭部パッドの交換可：側頭部パッドの形状を患者の側頭部の状態により付け替えることを可能にした。
- ③ パッドの押し出し量の調整可：プローブを患者側頭部に固定する際にパッドを押し出すことにより固定度の向上を図る。
- ④ 取っ手の追加：固定具を持ち運ぶ際の手を取り付けた。
- ⑤ ベースのスライド改善：患者の動きに固定具が追従することで、固定したプローブの位置がずれることを予防した。
- ⑥ 枕位置の調整可：枕を前後方向に移動して取り付けることを可能とし、さまざまな頭の大きさの患者に対応した。

①アーム開閉構造の剛性アップ ②側頭部パッドの交換可 ③パッドの押し出し量の調整可



④取っ手の追加

⑤ベースのスライド改善

⑥枕位置の調整可

図2 枕型頭部固定具改良箇所

また、プローブ固定具をより簡便に取り付け可能な治具として、三鷹光製のポイントセッター（PS）を用いた固定具の開発を行った。

PS は、主に、脳外科領域にて脳べらを固定するために開発されたものである。コンプレッサーにて圧縮した空気の圧力を PS 関節部のボールジョイントにかけることにより、関節部のブレーキを解除し、少ない力で 6 軸動作可能にし、空気圧を開放することで関節の固定を可能にしている。PS には、6 軸回転可能な関節が 4 つと、1 軸に回転可能な軸が 2 つ設置された構造となっている（図 3）

PS は通常、支持部より先端側を手術用ベッドに取り付けられたスライドレールに取り付けて使用する様に作られている。本使用法では、ICU 用ベッドなど、スライドレールのないベッドで使用することも考えられるため、図 4 にスライドレール取り付けアタッチメントを用いた固定具の使用イメージ、図 5a, b に示すような取り付け機構を作製した。図 5a はベッド天板に挟んで取り付ける機構としたスライドレールアタッチメントであり、図 5b はベッドの上面に置いて、使用するタイプのスライドレールとなる。

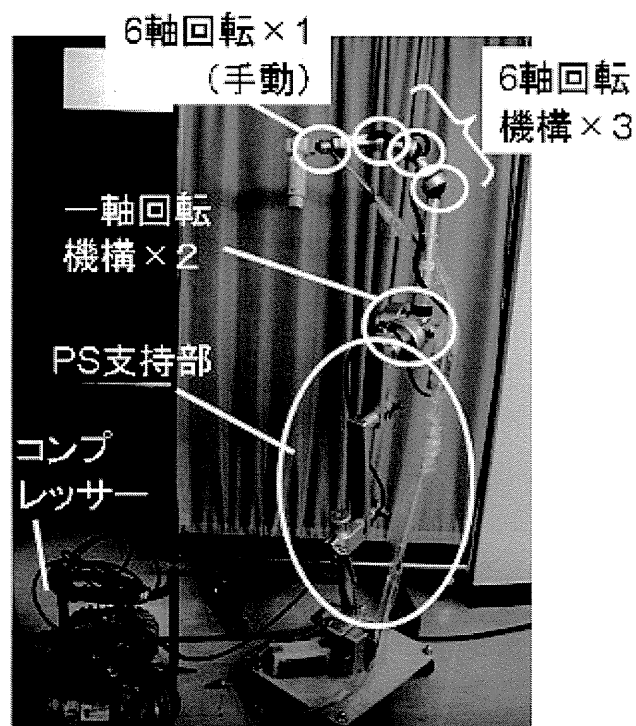


図 3 PS 外観説明図

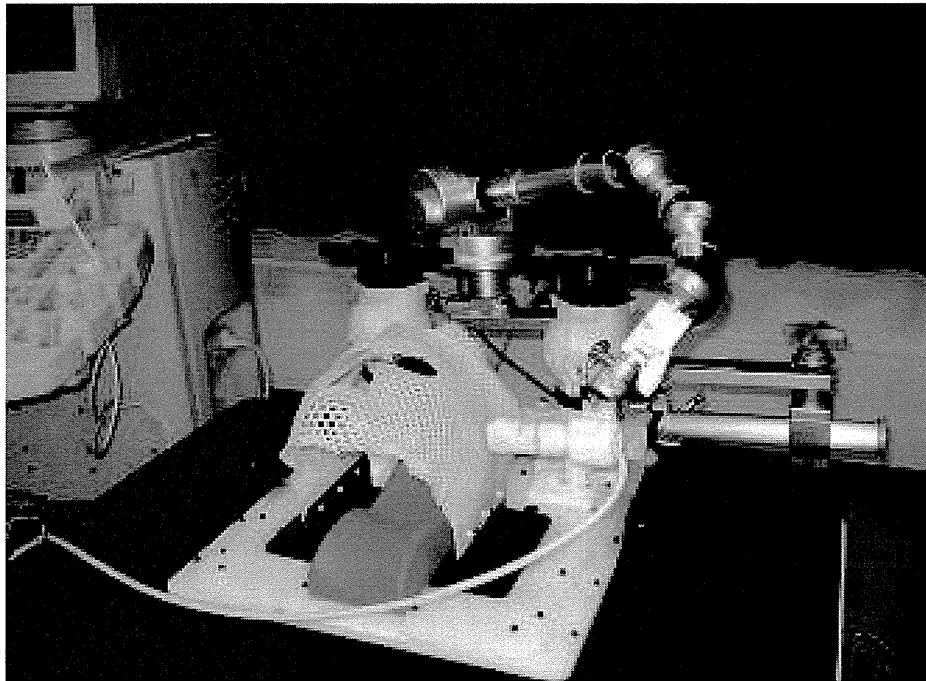
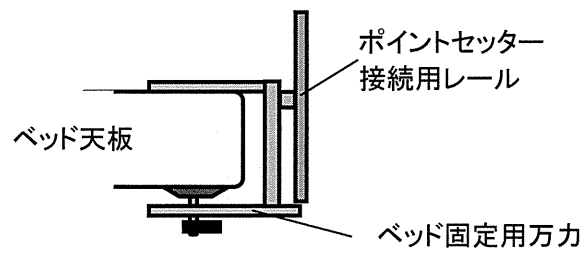
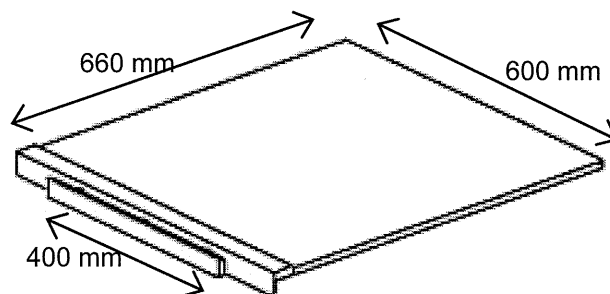


図 4 固定具使用イメージ



5a) ベッド天板に挟むタイプ



5b) ベッドの上面に置くタイプ

図 5 スライドレールアタッチメント説明図

PS を用いた固定具を使用することで、プローブの放射面を被験者の側頭部付近に任意の角度で設定可能であった。

・水冷機構の開発

ビームの照射角を偏向すると超音波焦点での音響強度がどのように変化するかを調査した結果を図 6 に示す。音響強度は、超音波プローブを水中に入れ、ハイドロホンをプローブ放射面と対向して設置して測定を行った。なお、ビーム偏向時の測定では、プローブ放射面ではなくビームの入射角に対向するようにハイドロホンを設置して測定を行った。

照射角度が増加するに従い、焦点での音響パワーが減少し、偏向角 15~18 度付近でパワーが半分となることがわかった。

前年度の研究から、ビーム偏向角 0 度、焦点の超音波強度 (I_{SPTA}) 0.72 W/cm^2 の条件における水冷ヘッド使用時の温度上昇は 12.8°C 程度である。

現在、臨床で使用する T ビーム音響強度は 0.5 W/cm^2 が想定されている。この音響強度における発熱は偏向角 0 度においては、 8.9°C であると見積もられた。また、ビーム偏向時には、変換効率の低下する分、発熱が増加すると考えられるため、温度上昇は図 7 のグラフのようになる。

前年度までの結果より、水冷チューブに冷却水を還流させる場合、プローブの温度は 10°C 程度まで冷却されることがわかっている。

また、プローブの温度上昇として許容される温度は、一般の診断用超音波プローブでは 42°C となる。つまり、臨床使用時に許容される温度上昇は、 32°C となる。

以上の結果より、本治療システムにて照射強度を 0.5 W/cm^2 としてビーム偏向可能な角度は、 ± 24 度となることがわかった。

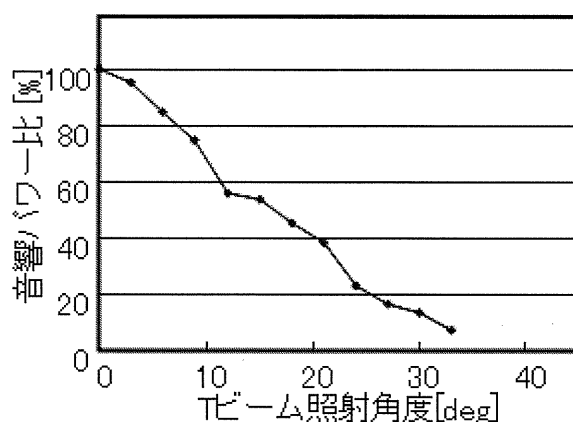


図 6 T ビーム照射角と音響パワーの関係

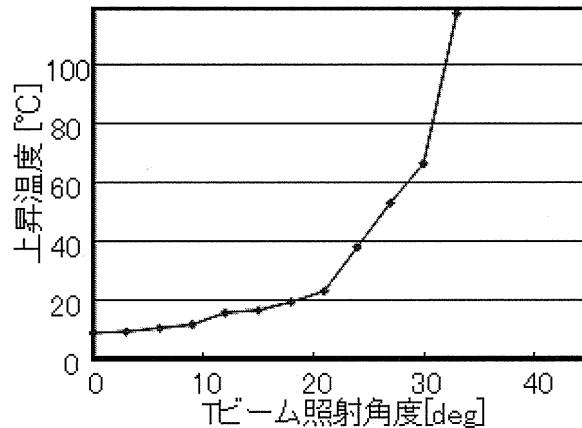


図7 Tビーム照射角と上昇温度の関係 (0.5 W/cm²)

A. 考察

T/D 複合プローブを構成する物質に関しては、前年度までに MRI 画像に大きな影響を与える部品として、治療用振動子を特定していた。今回は、振動子電極に関して、影響の大きい物質の特定が可能となった。

現在使用している電極は、以前より実績があり、安価に作成可能であることから、Ni もしくは、Ni+Au メッキを施した仕様としていた。今回の研究では Ni を含む電極では MRI 画像に与える影響が大きいことがわかった。電極のメッキ材質を Ag めっきに変更することは容易であるため、MRI 対応 T/D 複合プローブを作成するための条件がそろった。

また、頭部固定具に関しては、コンセプトを変更し、プローブを保持する部分にボールジョイントアームを用いることとした。これにより、プローブの動作の自由度や固定時の固定度が増加し、より取り扱いやすいプローブ固定具となった。また、患者の頭部を支える枕や、超音波照射側と反対側に設置する側頭部パッドには、前年度作製した枕型固定具作製時のノウハウを継続して持ち続けることで、より安定感のある固定具となった。今回の改良を行ったことで、超音波による頭蓋内診断の比較的容易なボランティアにおいて、プローブの設置時間が半減した。

前年度までに既に完成した冷却機構において、実用超音波強度 ($I_{SPTA}=0.5 \text{ W/cm}^2$) にて、プローブ温度上昇を見積もった。温度上昇はビーム偏向角が大きくなるにつれて、ビーム変換効率の低下が原因で増大するが、照射強度 0.5 W/cm^2 では±24 度までビーム偏向を行い、使用可能であることが解った。

B. 結論

T/D 複合プローブの部品内に含まれる磁性体物質を特定し MRI 装置中でも使用可能な MRI 対応 T/D 複合プローブが作成可能であるデータを収集した。

簡便で固定度の高い枕型プローブ固定具の開発を行い、装着時間の短縮を図り、実用に

耐えられる品質となった。

水冷式によるプローブ冷却機構の搭載により、プローブ温度上昇の観点からは、 0.5 W/cm^2 の超音波強度において ± 24 度の範囲でビーム偏向が可能である。

7-2 超音波プローブの頭部固定具測定法

研究分担者 古幡 博 東京慈恵会医科大学医用エンジニアリング研究室 教授

研究分担者 遠藤 薫 国立循環器病研究センター脳血管内科 医師

A. 研究結果およびB. 考察

過去に頭部固定型およびベッド固定型の双方より開発を行っていたが、ベッド固定型は固定具が大型であり、また、血栓溶解療法を必要とする患者は急性期脳梗塞による意識障害に伴い従命困難、長時間の安静が困難であるため頭部固定型の方針とした。2010年4月に最初の試作機を作成した。探触子は重いため頭頂部より吊り下げ式を採用し、ボールジョイント3か所にて可動性を確保した。本試作機では固定性は比較的良好であったが、画像の良好な描出のためには側頭部に探触子を押し付ける必要があり、仕様の調整が必要と考えられた。また、アームが固く、スムーズに動かす使用が必要と考えられた。2011年3月に試作2号機が完成した。改良点は①スプリングを用いた頭部密着機構、②ダイヤル式ヘッドバンドによるヘルメットの頭部固定、③3関節アームによるワイヤー式のロック機構(特許申請中)、④スナップフィット型のホルダーによる探触子のアームへの固定であり、自在なコントロールを可能とした。

C. 結論

頭部固定具の方針としてベッド上固定型よりも頭部固定型の方がより長時間の安定性を確保できると考えられ、試作機を開発した。実用に耐えうる固定具が完成し、今後臨床応用を進めていく。

7-3 貼付型単一ソフト超音波振動子による普及型経頭蓋超音波脳血栓溶解法

7-3-1 貼り付け型ソフト超音波振動子 (TSUST)

研究分担者 古幡 博 東京慈恵会医科大学医用エンジニアリング研究室 教授

研究分担者 金本 光一 東京慈恵会医科大学医用エンジニアリング研究室非常勤講師

A. 研究結果

AIS患者の救急的治療に供するため、その操作が容易で、超音波検査も要さない形の簡便に使える張付け型振動子を各種考案し、その音響学特徴をシュリーレン法で把握した。その特徴を踏まえ、ヒト頭蓋骨に通用し、実際の臨床現場で生じ得る問題を整理した。

A-1. 貼付け型振動子の音分布の確認

正方形の矩形振動子(30×30)について、素材として用いたPVDFとPZTの間の分布の差異を比較した。図8に両者を並べて比較した。両者の間に強度の差を認められるのは、それぞれの電気音響変換効率に差があるためで、PZTの方が効率の高いため、駆動電圧がPVDF駆動電圧より低くても、強い音場ビームが形成されている。ただし、そのパターンに差異はないようで、それはAIMSでの測定結果の図から予想された通りであった。ビームの太さがほぼ振動子と同様のまま発射され、そのビーム拡散が大きくないことは、患者適用に際しては、MCA領域にある程度選択的に合致していないと、効果を上げにくいことになると予想された。なお、振動子が矩形であることの影響は、USが進行するに伴い消失する傾向を認めた。他方、周波数と振動子サイズの関係についても周知のことであるが、確認した。

図9は大口径の直径50mm、2.5MHzの振動子と、小口径10mm、492.7KHzの音場を並べたものである。 R^2/λ (R:振動子の半径, λ :波長)が近距離と遠距離音場の分岐点になるので、前者では1041.7mm、後者では8.33mmとなる。後者では振動子から10mm足らずで、遠距離音場としてビーム径拡大が生じているが、2.5MHz50Φでは1m程度までビーム径の拡大は認められないことになる。

さらに図10には、口径5mmと10mmの振動子から発射されたビームがアクリル板で反射した時の結果を示す。言うまでもなく、口径5mmの方が、広角化が大きく、広領域化が可能で、このシュリーレン像の反射板近傍には、反射波による定在波が示されている。空間的に、固定点に音圧上昇領域が縞の様に分布していることが明らかとなっている。この存在が脳組織に対する損傷原因になっていると考えられる。

A-2. ヒト頭蓋骨を用いた定在波回避実験結果

ヒト頭蓋骨側頭部から500KHzCWを投入した時の頭蓋内音場分布の例を図8に示した。アクリル反射板と同様に頭蓋骨内面で反射し、その近傍に定在波が存在していることが明瞭である。この定在波を消去させるために、スイープ変調した時の結果を図9に示す。定在波の軽減は認められるが、完全な消失状態には、ここでは形成されなかった。駆動波形に対する工夫の必要性が明らかとなった。注意すべきことは、定在波の完全回避こそが貼付け型非焦点法の本質的技術要素になるはずである。

B. 考察

次世代TST法として用いるべく考案されていた頭部貼付け型ソフトUS振動子を実際に操作し、非標的照射法として臨床適用可能なことを、その空間的音場特性、及びヒト頭蓋骨を

用いての定在波（STW）回避可能性の高い駆動試験結果によって示した。これにより、その様な患者頭部貼付型US振動子の実用化検討へ進むことができ、表1に示す患者QOLの改善、臨床現場への適合性向上に寄与し得る技術開発の見直しを示した。実際のイメージは図10の如くなると考えている。

この新開発TSTの特徴となる貼付型TST用振動子は非集束性のビームを梗塞領域に発射し、標的照射を行わなくとも有効な溶解効果の得られることに第一の狙いを置いている。その観点からビームの拡大性（広域照射）の高いのは、口径5Φの振動子が最も適していた。ただし、実験に使用したのはPZTを素材とするもので、張付け型ではなかったため、少なくとも5Φ～10Φ程度の張付けのものに再製作する必要がある。既に、30×30の矩形振動子を完成させているので、実現性は高く、その場合の遠距離音場は、 R^2/λ （R:振動子の半径、 λ は波長）より遠方、すなわち、5Φなら2mmより遠方、10Φなら約8mmより遠方で、音場分布の安定な状態の広域化が実現できる計算となる。その広がり角度は

$$\sin^{-1}(1.22 \lambda / D) \text{ から計算し、10Φの場合 } \sin^{-1}\left(\frac{3.66}{10}\right) = 21.5^\circ$$

となり、もし振動子から5cmではビームは約4cmの口径に拡大する。この大きさではMCAを十分に含められるよう振動子を貼れると考えられる。さらに5Φであれば、5cmで、ほぼビーム径10cmに広がる。ここまで拡大できれば、充分と言い得る。しかし5Φの振動子で、必要な音響強度を得ることは、発熱が強く、寿命を短くする可能性が高いものとなる。5Φ～10Φの振動子を複数個、距離を離して配する工夫が必要となると考えられる。あるいは全く別に矩形60mm×30mmの新作振動子の様に、最初から大口径の振動子でMCA領域をカバーする方式も考えられる。ただしその場合は近距離音場領域が大きく、その内部で生じる不均一音場に対する工夫が求められる。定在波除去用の広帯域化振動子の製作が必須になると考えられる。

次に、定在波の消去にはSWEEP法がある程度有効であることを、頭蓋骨実験を通して示した。通常PZTの振動子はQが高く、狭帯域であるため、周波数をSWEEP変調しても、その効果は得られず、本実験で示した様な広帯域化の工夫が必要になる。実際に新規に制作した矩形のものは広帯域化を実現しているため、SWEEP変調には適している。しかしながら、結論から言えば、SWEEP変調方式は不十分な成績しか得られなかった。次の工夫として、雑音変調方式の検討が必要になる。しかしその場合も、単純な広帯域化はその帯域全域の医学生物学的副作用研究が必要となる。何故なら、中周波数帯に関する超音波の生体作用の研究が余りに乏しい現状だからである。

C. 結論

新たな経頭蓋超音波脳血栓溶解法に供する張付け型ソフトUS振動子を、実際に製作しその音場特性をシュリーレン法等で検討した。それにより次の結論を得た。

- 1) 従来からの血栓溶解超音波条件（500KHz連続波インターミットtent照射）を実現し得る、張付け型（薄型）のソフト振動子を実際に製作した。

- 2) 張付型ソフト超音波振動子は、PVDFやPZTなどで実現でき、その形状（丸型、矩形等）やサイズをヒト側頭部に適した形に加工可能である。
- 3) 中脳動脈への非集束型照射には、振動子の形状及び周波数帯域を適切に選択する必要があるが、その非集束型照射は、開発した張付型ソフト超音波振動子を元の実現し得ることを明らかにした。
- 4) 頭蓋内での超音波反射による定在波の回避には、振動子の持つ周波数帯域に加え、駆動電気信号系を適切に設計すれば実現可能である。
- 5) 次世代経頭蓋超音波脳血栓溶解法として、実用化開発の見通しを得た。
- 6) この次世代型システムは、臨床現場での救急対応、患者QOLの向上、医師をはじめとする操作者の負担軽減などの多くのメリットを有し、普及型システムとして、開発可能である。

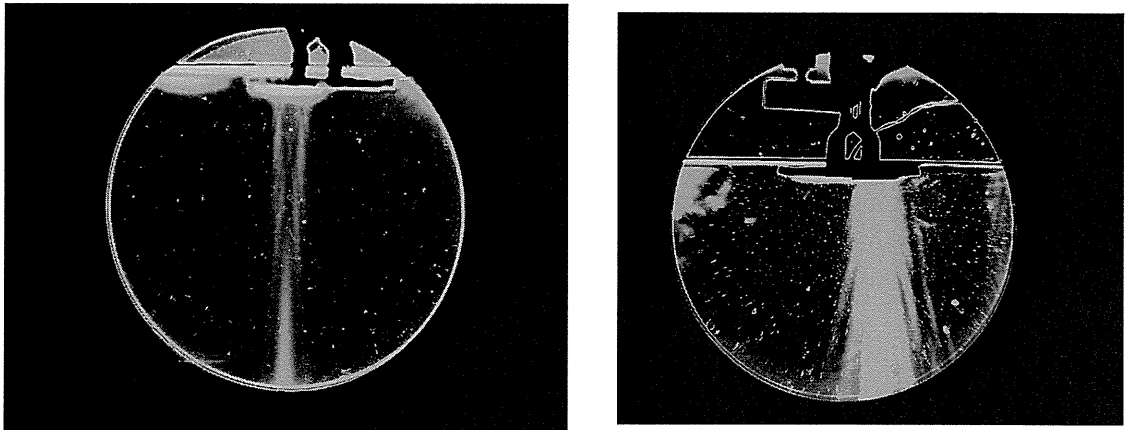
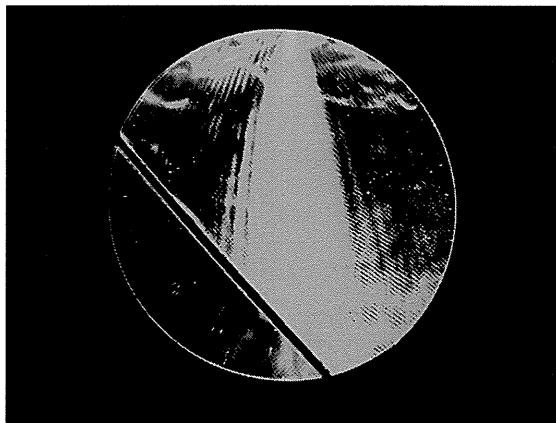
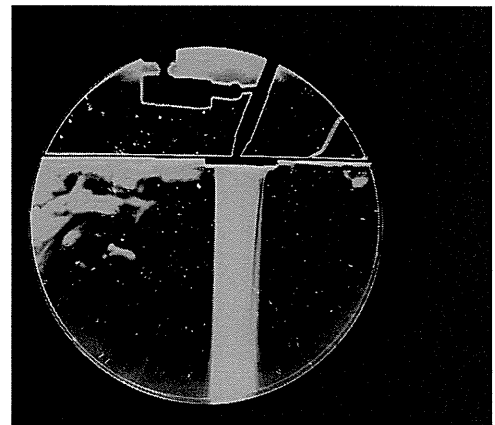


図 8. シュリーレン法による音場分布の比較

正方形振動子(30×30)のPVDFとPZTの差。音場分布の形状には大差ないが、駆動電圧としてはPVDF素材の方が高電圧を要した



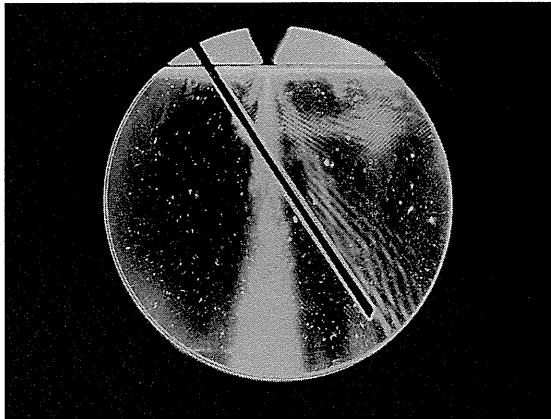
円形振動子 5ΦPZT による音場



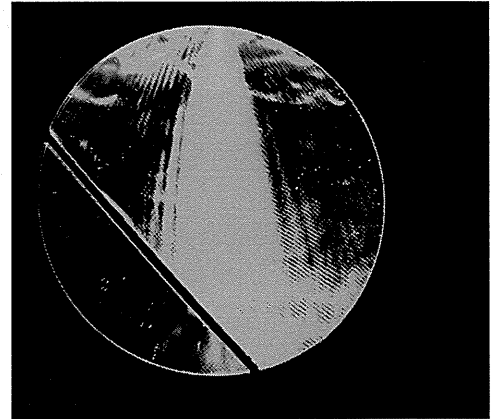
円形振動子 50ΦPVDF2.5MHz
による音場分布

図 9. シュリーレン法による音場分布の比較

口径5Φ500kHzではビームの広角化が著しい。一方2.5MHz50Φではビームは広がることなく振動子口径とほぼ同計のビーム幅が長距離持続した。



円形振動子 10φ500KHz の
ビームの反射



円形振動子 5φ500KHz の
ビームの反射

図 10. シュリーレン法による超音波ビームの比較

口径 5mm と 10mm の円形振動子が形成する音場ビームの差を示した。
また反射板による反射によって形成される定在波が存在している。

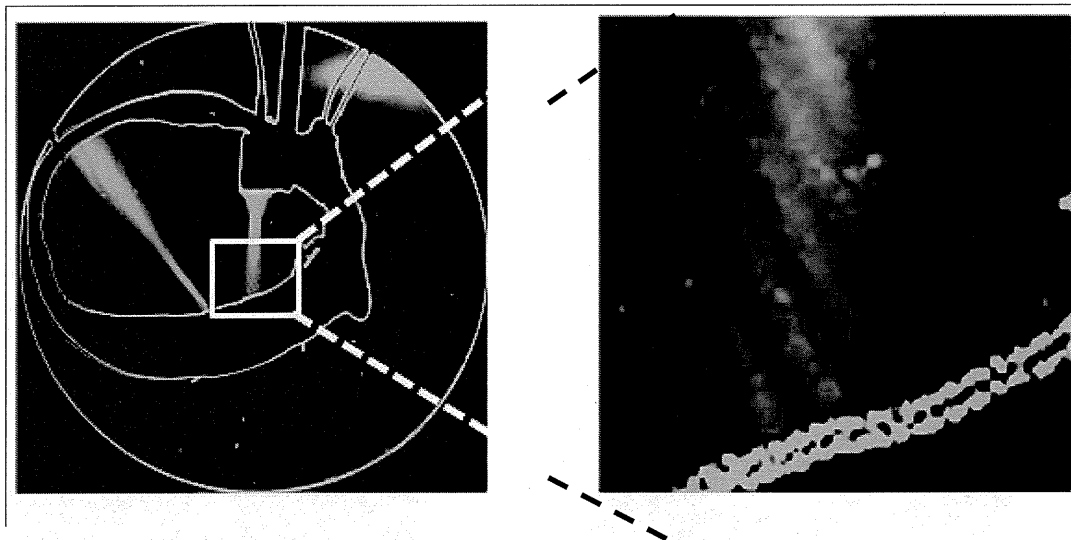


図 11. ヒト頭蓋骨内面での超音波が形成する定在波の例

矩形 10×10 振動子 駆動条件 500KHz 連続波固定
頭蓋骨内面近傍に強い定在波の存在を認めた

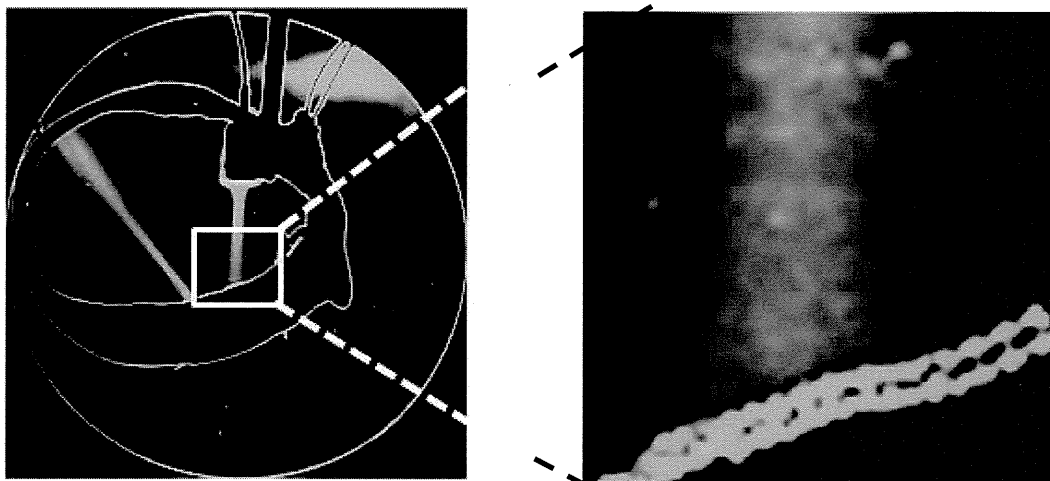


図 12. ヒト頭蓋骨内面での超音波が形成する定在波の例
 矩形 10×10 振動子 駆動条件 500KHz を中心に±200KHz の SWEEP 変調頭蓋骨内面近傍
 で定在波が存在する。図 11 に比べその強度は弱まっている傾向を示したが、完全消失
 にはならなかった。

表 1 新開発 TST 法と従前の TST 法の比較

| 比較項目 | TCT-LoFUT (旧) | 次世代TST |
|-----------|---------------|-----------|
| 《技術》 | | |
| 標的性 | 有 | やや有 |
| 診断画像 | 有 | 無 |
| 画像誘導 | 有 | 無 |
| 実時間監視 | 可 | ドプラ (検討中) |
| STW回避 | 可 | 可 |
| 《臨床現場の操作》 | | |
| プローブ固定 | 要 | 要 |
| プローブ保持 | 要 | 不要 |
| 患者拘束 | 要 | 無 |
| 《適用対照》 | | |
| t-PA適用患者 | 約10% | ほぼ全員 |

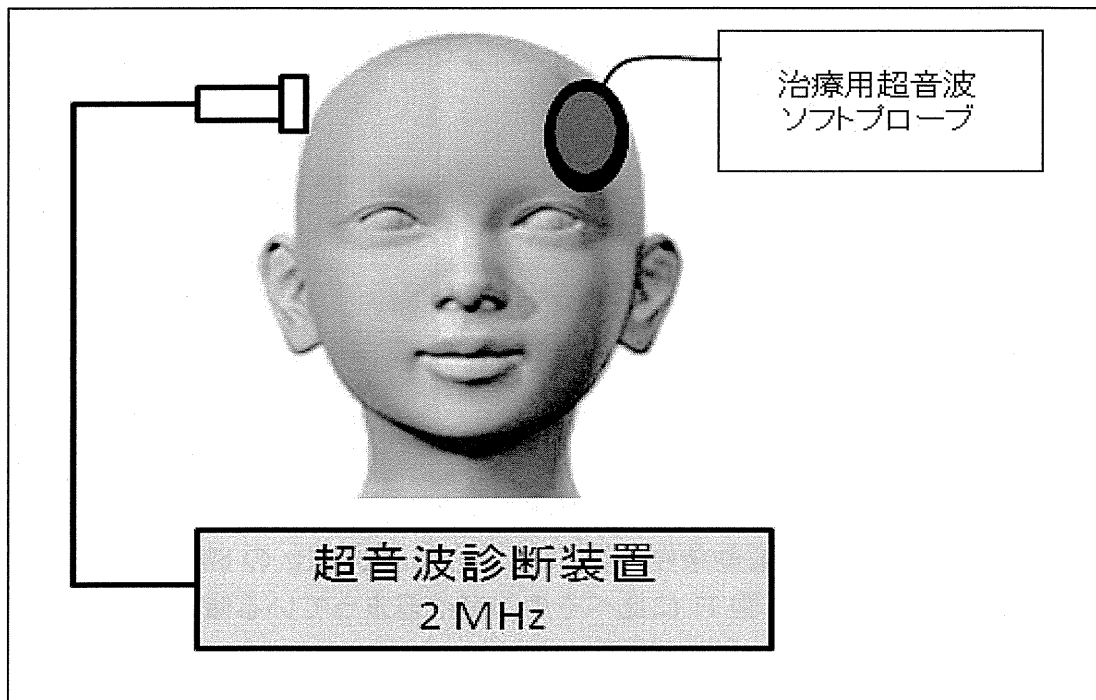


図 13 貼付型ソフト US 振動子を用いる
次世代経頭蓋超音波脳血栓溶解システムの概念図

7-3-2 定在波抑制法

研究分担者 齋藤 理 東京慈恵会医科大学医用エンジニアリング研究室 研究員

A. 研究成果

A-1. 超音波振動子の周波数特性

本研究で使用された振動子の周波数特性は、広い周波数帯域（100kHz から 10MHz まで）を有するハイドロホンを備えた音響強度測定装置 (AIMS: Onda corporation, Sunnyvale, CA, USA) によって測定された。ハイドロホンによって得られた駆動信号のスペクトルと受信信号のスペクトルを図 14 に示す。スペクトルを比較することによって、振動子の周波数帯域は図 14 (b) に示されているように 250kHz から 750kHz の幅を持っていることが明らかとされた。このような結果から、振動子の周波数の応答範囲より広い帯域幅を持つ駆動信号を印加しても、上記の周波数幅内（250kHz から 750kHz）で定在波が生成されることが示された。

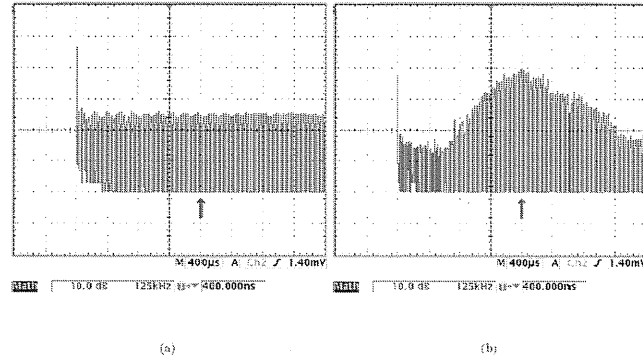


図 14 本研究で用いられた振動子の周波数特性 (a) 駆動波の周波数スペクトル 青矢印は 500kHz を示す (b) 受信波の周波数スペクトル 青矢印は 500kHz を示す

A-2. 異なる 4 つの駆動方法間の定在波抑制の比較

図 15, 16, 17, 18 に、4 つの異なる駆動方法で得られた駆動信号、受信スペクトル、シュリーレン像を示す。図 1 に示されているように、駆動信号はモニター 1 から得られ、受信信号はモニター 2 から得られ、シュリーレン像は CCD カメラで撮られた。SWR を計算するための ROI には、3 つの異なる領域 A、B、C を使用した。この 3 つの領域は、どの駆動方法に対しても同じにした。

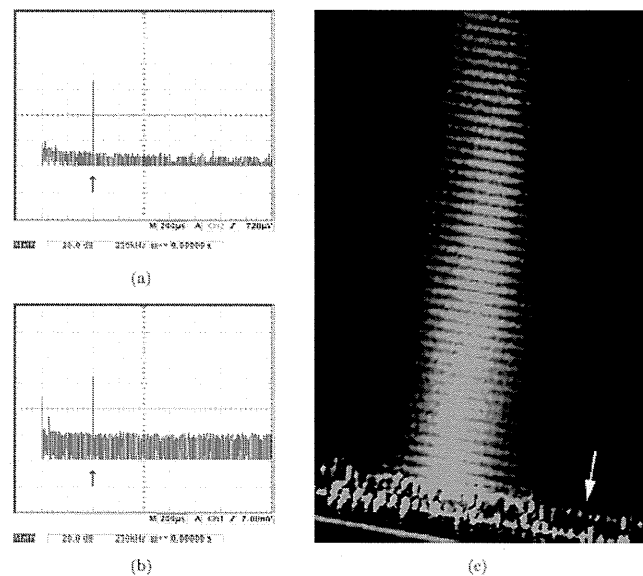


図 15 500kHz 正弦波駆動の場合の駆動信号スペクトルと受信信号スペクトルとシュリーレン像 駆動電圧は 18Vpp (a) 駆動波のスペクトル、これは 500kHz 成分のみを持つ (青矢印は 500kHz のキャリア周波数を示す) (b) 受信波のスペクトル、これは 500kHz 成分のみを持ち、(a) と同様のパターンである (b) シュリーレン像 反射板 (白矢印) は像の下部に位置している

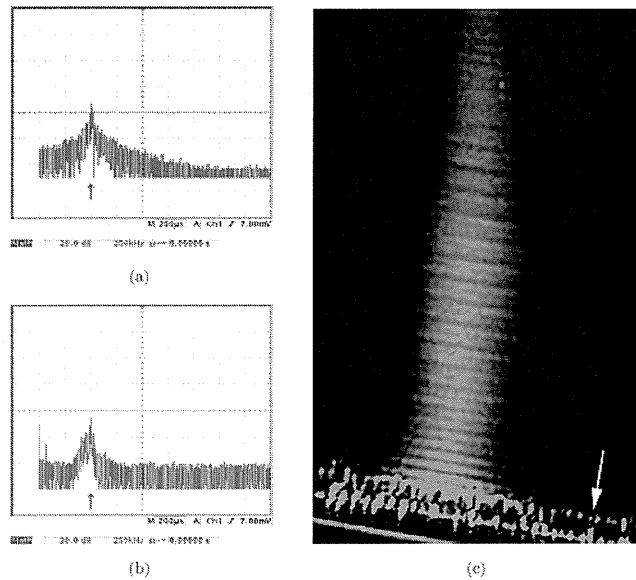


図 16 FMN 駆動の場合の駆動信号スペクトルと受信信号スペクトルとシュリーレン像 駆動電圧は 18Vpp (a) 駆動波のスペクトル 青矢印は 500kHz の周波数を示す 500kHz にピークを持つ山が現れている (b) 受信波のスペクトル この幅は駆動波よりも狭い その理由は、図 2 に示されているように、この振動子はキャリア周波数 500kHz の周りで高い周波数応答を持つからである (c) シュリーレン像 反射板は白矢印で示されている

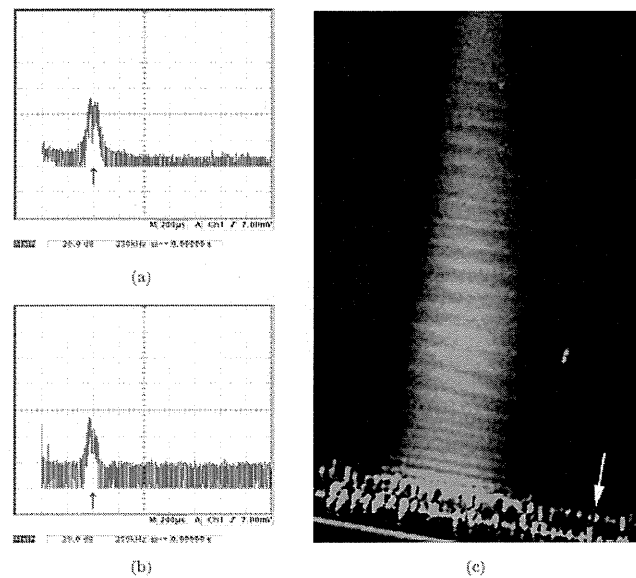


図 17 PSRF 駆動の場合の駆動信号スペクトルと受信信号スペクトルとシュリーレン像 駆動電圧は 18Vpp で偏差は $\pm 50\text{kHz}$ (a) 駆動波の周波数スペクトル、450kHz から 550kHz の成分を持つ 青矢印は 500kHz の周波数を示す (b) 受信波のスペクトル、これは近似的に駆動波と同じ形をしている (c) シュリーレン像 反射板は白矢印で示されている

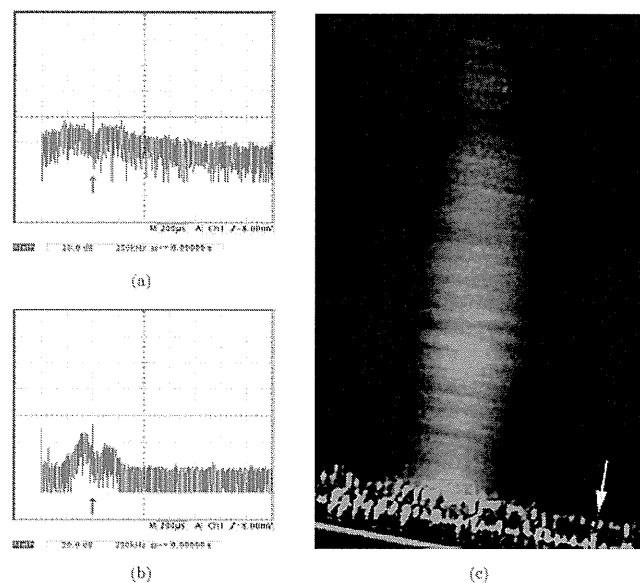


図 18 RSBIC 駆動の場合の駆動信号スペクトルと受信信号スペクトルとシュリーレン像 駆動電圧は 24Vpp ランダムなスイッチングの周波数幅は 50kHz から 200kHz に調整されている (a) 駆動信号のスペクトル 青矢印で示されているように 500kHz にデルタ関数状のピークが現れている (b) 受信波のスペクトル 振動子の周波数特性のためにパターンは(a)から少し歪んでいる (c)シュリーレン像 反射板は白矢印で示されている

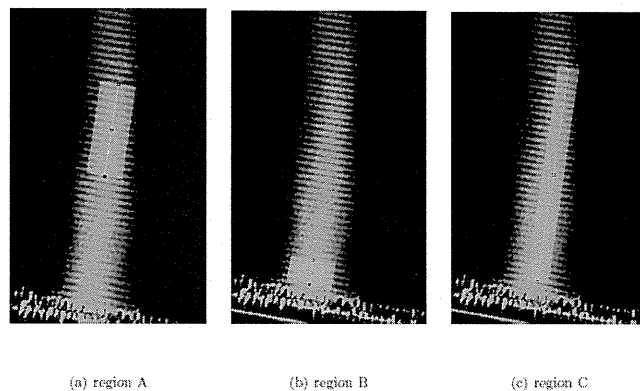


図 19 本研究で考えられた三つの異なる ROI それぞれの ROI で SWR が計算された 4 つの駆動方法で得られたシュリーレン像に対して、これらの ROI を計算に使用した

正弦波の場合、明線と暗線の縞模様がシュリーレン像において明瞭であり、定在波の出現が示されている。明線（腹）の間隔は 1.5mm である。SWR は領域 A, B, C に対して、それぞれ 48%、36%、37% である。

FMN の場合、縞模様は不明瞭となり、したがって、定在波が抑制されている。SWR は領域

A、B、Cのそれぞれに対して、11%、24%、12%である。

PSRFの場合、定在波の抑制はシュリーレン像中で明らかである。SWRは領域A、B、Cのそれぞれに対して、11%、13%、10%である。

RSBICの場合には、正弦波駆動の場合に比べて電力の消費が大きいため、より高い電圧(24Vpp)で振動子を駆動した。超音波の明るさはほぼ一様であり、定在波が抑制されていることが明白である。SWRは領域A、B、Cのそれぞれに対して、5%、4%、6%である。

表1にSWRをまとめた。表2には、SWRに加えて、正弦波の場合のSWRに対するSWRの比率(rSWR)を計算して載せている。どのROIにおいても、RSBICの駆動方式でSWRが最小である。RSBICは正弦波駆動のSWRに比べて、約10%にSWRを抑制しうる。ROI BとROI CにおいてFMNとPSRFを比較すると分かるように、SWRの順序はROIによって異なることがある。比較研究の際、超音波ビームの経路上でどのようなROIを選択するかは、SWRを評価する上で看過できない重要因子である。

表 2 SWR のまとめ

| | SWR (A) | SWR (B) | SWR (C) | rSWR (A) | rSWR (B) | rSWR (C) |
|-------|---------|---------|---------|----------|----------|----------|
| SIN | 48% | 36% | 37% | 1.0 | 1.0 | 1.0 |
| FMN | 11% | 24% | 12% | 4.4 | 1.5 | 3.1 |
| PSRF | 11% | 13% | 10% | 4.4 | 2.8 | 3.7 |
| RSBIC | 5% | 4% | 6% | 9.6 | 9 | 6.2 |

A-3. 頭蓋骨による定在波の比較

図 20 上記の 4 つの駆動方式で得られた 4 つのシュリーレン像の定在波パターンを示す。SWRは正弦波の場合の図(a)に示されているROIで計算された。このROIは他の駆動方式の場合(b)、(c)、(d)に対しても共通にした。正弦波の場合のSWRは25%であり、平坦な反射板によるSWRよりもかなり低くなっている。この減少の理由として、頭蓋骨の内壁が曲率を持っており、反射した波が歪められたためと考えられる。図 20(a)(b)(c)(d)に示されているように、他のランダムな変調駆動方式は正弦波よりもはっきりと低いSWR値を示している。しかし、図 20(b)(c)(d)に示されているように、3つのランダム変調方式によるSWRの減少度は図 16, 17, 18に比べて小さい。このようなランダム変調方式によるSWR減少度が小さい理由は、ランダムに変調された場合の進行波は、ある種の歪んだ波形を持ち、これにヒト頭蓋骨の曲面による空間的歪みを追加しても定在波の空間的歪みが現象上は増大しないからかもしれない。

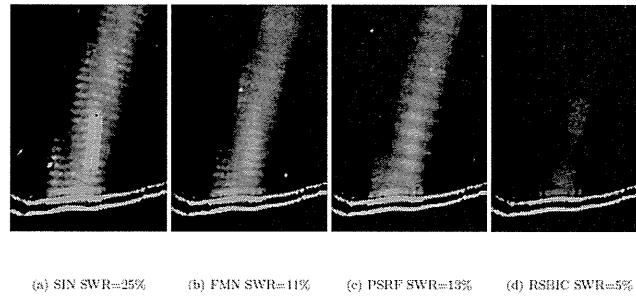


図 20 四つの異なる駆動方法によって得られたシュリーレン像 (a) 正弦波 (b) FMN (c) PSRF (d) RSBIC 駆動電圧はそれぞれ 24Vpp、24Vpp、24Vpp、30Vpp 像の下部は頭蓋骨である

B. 考察

B-1. ランダム変調法の技術的実現可能性

ビーム内の ROI の位置に依存する SWR

遠距離場（大きさ $30 \times 30 \text{mm}^2$ の振動子で最大周波数 750kHz においては、振動子表面から 11.25cm 離れたところ）でさえも定在波は不均一に現れる。そのため、同じ超音波ビームに対しても ROI の選択に依存して SWR の値が僅かに異なる。それゆえ、正弦波の音響場を基盤にして、ひとつのビーム内に 3 つの異なる ROI を選んだ。各々の駆動方法に対して同じ ROI を使用して SWR を計算した。定在波分布中に不均一性が現れる理由は、音響場の 3 次元分布を通過する光の経路に沿って屈折率が積分されることによってシュリーレン法の 2 次元像が得られるからである。反射板近傍で進行波と反射波が重ね合わさるため、図 19 の ROI B の SWR が定在波抑制効果を示す典型的な値であると考えられた。それから、ROI A は定在波に関する腹と節の輝度に強いコントラストがあるものとして選ばれた SWR の最小値はどの ROI においても RSBIC のランダム変調で得られた。

Tang 等 (2010) の結果との比較

Tang 等は FMN が著しく定在波を抑制することを報告した。彼らのプラスチック箱内の実験では、量 R（これは我々の SWR に対応する）が 250kHz の正弦波の場合に 0.354 であり、ランダム変調 (FMN) の場合に 0.063 であった。彼らは定在波が 5.6 倍減少したと報告した。FMN の場合に、我々のスペクトルは Tang 等とは異なる。本研究の実験結果では、rSWR の値は、ROI A で 4.4、ROI B で 1.5、ROI C で 3.1 であった。彼らと我々のデータ集合間に差があることのひとつの説明は、彼らのスペクトルには倍音を含む高周波数成分があり、高周波数成分が定在波抑制に有効に働いたということである。一方、我々の雑音スペクトルの最大周波数成分はキャリア周波数 500kHz の 1.5 倍であった。定在波抑制の違いを説明するさらなる理由は、彼らの報告に基づく限り十分に決定できない。

・エネルギー損失

RSBIC を適用したとき、駆動信号の電圧を他の方式の場合よりも高く、24Vpp とし、どの駆動方式も輝度が同程度になるようにした。RSBIC においては、図 18(a) に示されているように広範囲の周波数成分が生成されるため、他の方式よりもエネルギー変換効率が低い。しかし、振動子は図 2 ★ に示されているように十分な広さの周波数に 응답できず、図 14 に示されているように周波数応答と駆動信号スペクトルが対応していない。図 14(b) と図 18(a) の間の周波数スペクトル差は、電力から音響パワーに変換不能であり、その損失は、振動子の温度上昇を誘発する熱とならなければならない。RSBIC を用いて実用化を試みるとき、振動子近傍の組織に熱的損傷を与えないようにエネルギー損失を考慮に入れなければならない。

・キャリア周波数の喪失と定在波抑制

定在波抑制の問題は、周波数スペクトル解析から、図 14, 15, 16, 17 に示されているように、キャリア振動数成分とランダム周波数パワーとの間の相互関係であるということが明らかとなる。理想的にはランダムスペクトルの最大周波数はキャリア周波数の 2 倍以上大きいことに注意しよう。例えば、RSBIC の場合、もしランダムスイッチングの周波数幅を広く設定すれば、SWR は減少する。しかし、同時に、500kHz 成分も減少する。キャリア成分とランダムパワー成分との間のトレードオフは、経頭蓋超音波においてキャリアとノイズパワーの最適比率を要求する治療効果に基づいて定められる。本研究の結果は実際の臨床治療技術には依存していないため、安全性の観点から治療効果および定在波による組織損傷のリスクファクターの生物医学的研究によって、成分間のトレードオフの度合いが導かれる。

B-2. ヒト頭蓋骨による定在波生成

ヒト頭蓋骨によって発生した定在波パターンは図 20 に示されているように不明瞭であり、SWR の値は平たい反射板に対するものに比べて低い。ヒト頭蓋骨と平らな反射板との違いは、次の二つの理由で起こったと考えられる。第一に、頭蓋骨の内面はたくさんの小さな山と谷のある 3 次元的曲面であるので、形成される定在波パターンはタマネギ構造を持つ。第二は、2 次元的輝度は光線に沿った屈折率の積分を示すというシュリーレン法の原理に基づいている。それゆえ、本研究で使用したシュリーレン法で得られた定在波パターンは、3 次元のタマネギのような定在波構造の 2 次元射影像を表している。その結果、上述の定在波抑制の差はヒト頭蓋骨中の 3 次元定在波が本当に減少していることを示してはいない。ランダム変調方式による定在波の抑制効果が、図 20 に示されているように、ヒト頭蓋骨内で増大すると楽観的に思いこんではいけないことに注意しよう。本研究で扱ったランダム変調方式によって、さまざまな経頭蓋的超音波治療技術、例えば、経頭蓋的 HIFU による腫瘍除去、ドラッグデリバリーシステムにおける BBB 開放、急性脳梗塞における早期再開通、

中枢神経系の神経刺激等において、根本的悪影響を避けられる可能性が高い。定在波による脳組織損傷を避けるさまざまな治療装置を実装するために、実際の経頭蓋超音波治療への応用が期待される。

C. 結論

定在波抑制法に関する本研究において、はじめに、多重反射によって現れる SWR の最大値は一回反射の SWR で見積もられることを示した。この理論に基づき、一回反射により生じる定在波抑制効果を、3種の振動子駆動信号ランダム変調方式、FMN、PSRF、RSBIC、に対して（これらのうち後ろの二つは新方式）、500kHz 条件下で、シュリーレン像を基に比較した。平坦な板およびヒト頭蓋骨内面の反射条件の下、シュリーレン像の SWR の最小値は RSBIC によって得られた。

定在波を抑制することによって、経頭蓋超音波血栓溶解法における脳出血を避けることができ、安全性が確保される。

7-3-3 超音波ビームの三次元的均一化

研究分担者 斎藤 理 東京慈恵会医科大学医用エンジニアリング研究室 研究員

研究分担者 金本 光一 東京慈恵会医科大学医用エンジニアリング研究室非常勤講師

A. 研究成果

A-1 多重反射理論解析より得られること

B-1 において、一次元のモデルを用いて正弦波入射の場合の多重反射を解析した。そして、腹の振幅は反射率 R を用いて

$$\frac{1}{1-R}$$

となることを得た。これを図示したものが図 21 である。R が大きくなるにつれて腹における振幅が増大することが分かる。