

厚生労働科学研究費補助金（医療機器開発推進研究事業）  
分担研究報告書

超音波駆動条件の最適化と頭蓋骨超音波透過性の測定

研究代表者	井口 保之	東京慈恵会医科大学	神経内科 教授
研究分担者	小川 武希	東京慈恵会医科大学	救急医学 教授
研究分担者	横山 昌幸	東京慈恵会医科大学	ME研究部 准教授
研究分担者	三村 秀毅	東京慈恵会医科大学	神経内科 助教
研究分担者	小松 鉄平	東京慈恵会医科大学	神経内科 助教
研究分担者	福田 隆浩	東京慈恵会医科大学	神経病理学研究室 講師
研究協力者	齋藤 理	東京慈恵会医科大学	ME研究部 研究員
研究協力者	芝 浩史	東京慈恵会医科大学	ME研究部 研究員

研究要旨 経頭蓋超音波・血栓溶解剤併用法を併用した超音波血栓溶解促進療法に使用する治療機器の開発には、超音波の頭蓋骨透過率の評価が必要である。超音波の透過率は、干渉効果によって、骨の厚さや皮膚の厚さなどに応じて大きく変動し、個体差があると考えられる。前年度には、骨ファントムモデルおよびヒト頭蓋骨標本で超音波透過率が大きく変動することを報告した。今年度の研究では、超音波照射の各種条件による透過率の変動を定量的に明らかにするとともに、周波数変調による透過率変動の平準化を評価した。

A. 研究目的

超急性期脳梗塞の非侵襲的な治療法として超音波血栓溶解促進療法が注目され、その効果は臨床試験によって示唆されている。しかし、DaffertshoferらによるTRUMBI trial<sup>1)</sup>においては脳出血が多発して臨床試験が途中で中断する事態となった。このことから、超音波照射の生体に対する危険性も懸念されている。有効性と安全性の両面を考慮し、塞栓部における超音波強度を血栓溶解に必要な閾値以上で、かつ生体にダメージを与えないレベルとすることが求められる。そのため、治療機器開発では、超音波の頭蓋骨透過率を可能な限り正確に見積り、照射強度を設定することが重要である。

従来、超音波の頭蓋骨透過は、「周波数が大きいほど小さくなり、また骨が厚くなるほど小さくなる」事が常識と考えられてきた。一方で、超音波が境界面で反射して干渉することで、上記とは異なる透過挙動が起こり得ることは一部で報告<sup>2)</sup>されている。しかし、もし頭蓋骨超音波透過率の変動が従来考えられてきた以上に大きなものであるならば、超音波血栓溶解促進療法において、その有効性と安全性に対する重要な因子が従来では

見逃されてきたこととなる。理論的には、波の干渉現象から超音波の透過率は骨の厚みや皮膚の厚み等により変動することは容易に理解される。変動が生じる過程は次のようなものである。振動子面から出射された超音波が頭蓋骨を透過する際に、骨と脳組織との境界で波の一部が反射される。この反射波の一部はさらに骨と皮膚との境界で反射され、再び脳の方向に向かう。これらの反射波との干渉により、超音波透過率が変化する。干渉により強め合うか否かは骨の厚みに依存するため、超音波透過率は骨の厚みに応じて変動する。同様に、皮膚の厚みによる変動も生じると理解される。

本研究の第一の目的は、個人差による超音波透過率変動を定量的に明らかにすることで、従来は考慮されなかった超音波透過変動を解析して、より安全で有効な超音波血栓溶解促進療法の確立を目指す。

前年度には、厚さや超音波吸収率などヒト頭蓋骨として適切なパラメーターを用いると、500kHz周辺の中周波数超音波の透過率が相当大きく変動することを、n層モデルを用いて予測した。また、この予測に基づいて、骨ファントム平板を

用いて、骨厚と皮膚厚に相当するプローブと骨ファントム平板の距離によって変動することを観察した。また、ヒト頭蓋骨においても小さいながら超音波透過率が変動することを見いだした。しかしながら、このヒト頭蓋骨の測定においては、数少ない測定点で試したに過ぎず、臨床で実施するはずの超音波透過率を最大にする照射位置・角度の最適化は行っていなかった。今回は、この最適化過程を行って3体の頭蓋骨についてこめかみ部の複数点の測定を実施する。この実施によって、中周波数超音波のヒト頭蓋骨における超音波透過率の臨床上の指標値を得ることを目的とした。

上記で測定する超音波透過率が高すぎれば、脳内の音響強度が大きく、細胞がダメージを受ける危険性が高い。一方、透過率が低く、塞栓部の音響強度が小さければ、血栓溶解促進効果が損なわれてしまう。そのため、透過率変動は小さい方が望ましい。超音波透過率の変動を小さくし、個体差を無くす手段として、我々は周波数変調が有効ではないかと仮定した。本研究の第二の目的は、周波数を変調することによって超音波透過率の変動を抑え、超音波透過率が平準化されるか否かを実験的に検証することである。前年度には、骨ファントム平板での厚さと皮膚厚変化に対する超音波透過率変動を周波数変調によって顕著に減少させることを報告した。今年度は、ヒト頭蓋骨での超音波透過率変動を周波数変調によってどの程度減少させられるかを検討すると共に、骨ファントム平板を用いた超音波透過挙動の周波数依存性と周波数変調との関係を解析する。以上の検討を通して、この周波数変調方法が超音波血栓溶解療法において、必須の技術であるかを判定する。

- 1) M. Daffertshofer, et al., Stroke 36 (2005) 1441-1446.
- 2) P.J. White, et al., Phys. Med. Biol. 51 (2006) 2293-2305.

## B. 研究方法

### (1) n層モデルによる透過率の変動計算

前年に用いたと同じ、平面波がn層を透過するモデルを以下のように記述した。図1のように層が並んでおり、第0層から平面波が入射した場合、各層の境界において、波の一部は反射し、残りは透過する。この反射と透過の割合は音圧と粒子速度が連続という条件から定まる。

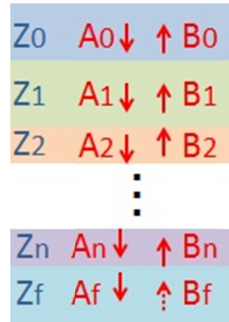


図1 層を伝播する平面波

第m層における入射波の音圧振幅を $A_m$ 、反射波の音圧振幅を $B_m$ とすれば、超音波は $A_m e^{i(\omega t - k_m x)} + B_m e^{i(\omega t + k_m x)}$ と表現される。 $A_0$ が入射波の振幅で、 $A_f$ が透過波の振幅である。

各境界に対して行列 $T_{m+1 m}$ を

$$T_{m+1 m} = \begin{pmatrix} \frac{Z_m + Z_{m+1}}{2Z_m} & \frac{Z_m - Z_{m+1}}{2Z_m} \\ \frac{Z_m - Z_{m+1}}{2Z_m} & \frac{Z_m + Z_{m+1}}{2Z_m} \end{pmatrix},$$

$(m = 0, \dots, n),$

と定義し、各層内に対して行列 $D_m$ を

$$D_m = \begin{pmatrix} e^{-ik_m d_m} & 0 \\ 0 & e^{-ik_m d_m} \end{pmatrix},$$

$(m = 0, \dots, n),$  と定

義すれば、入射波と透過波との間に

$$\begin{pmatrix} A_f \\ 0 \end{pmatrix} = M \begin{pmatrix} A_0 \\ B_0 \end{pmatrix},$$

の関係が成立する。

ここで、

$$M = \begin{pmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} \equiv$$

$T_{fn} D_n T_{n-1} D_{n-1} \cdots D_2 T_{21} D_1 T_{10}$  である。

エネルギー透過率 は

$$\tau = \frac{Z_0}{Z_f} \left| \frac{\det(M)}{M_{22}} \right|^2$$

で求められる。

なお、媒質による吸収は運動量を  $k \rightarrow k - i\alpha$  のように複素化によって扱った。

(2) 骨ファントム板を用いた透過率の変動測定と周波数変調による平準化の検証

変調方式は、周波数ランダム選択法 (Periodic Selection of Random Frequency: PSRF) を用いた。一定時間 (例えば  $10 \mu$  秒) 毎に周波数を切り替えるもので、ランダムな周波数のデータを USB メモリーに格納し、そのデータを基に信号生成器 (AFG3102; Tektronix, OR, USA) が変調波信号を出力した。波形の一例を図 2 に示す。

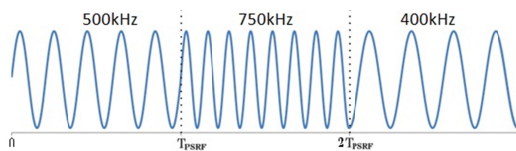


図 2 PSRF変調方式の波形の一例

実験装置システムを図 3 に示す。信号は増幅器 (HSA4101; NF Co, 横浜, 日本) によって増幅された後、超音波プローブに入力された。振動子から出力された超音波は骨ファントム板を透過した後、ニードル型ハイドロホン (ONDA HNC-0400) によって観測した。超音波プローブは上田日本無線株式会社製によって作成されたものであり、その振動子面は直径24mmの円板で、周波数帯域は357-665kHz (6dBダウン) である。

実験に用いた骨ファントム板を図 4 に示す。このファントム板の音速は2884m/s、密度は  $1664 \text{ kg/m}^3$ 、吸収率は  $4.02 \text{ dB/cm/MHz}$  であり、ヒト頭蓋骨を模したパラメーターとなっている。大きさは  $5\text{cm} \times 7\text{cm}$ 、厚さは  $0.6\text{mm}$  から  $4.4\text{mm}$  まで様々な厚さのものを  $0.2\text{mm}$  間隔で計20枚用意した。400kHz, 500kHz, 600kHz 正弦波と  $500\text{kHz} \pm 100 \text{ kHz}$  の周波数変調超音波 (PSRF) とを比較して透過超音波を測定した。また、骨ファントム板と振動子との距離 (これは皮膚厚に相当する) を変えながら透過超音波強度の測定を行った。同様の測定をヒト頭蓋骨片 (サイズ:  $3.5 \text{ cm} \times 8.0 \text{ cm}$ 、Ets du Docteur Auzoux (Paris, France) から購入) を用いて行った。

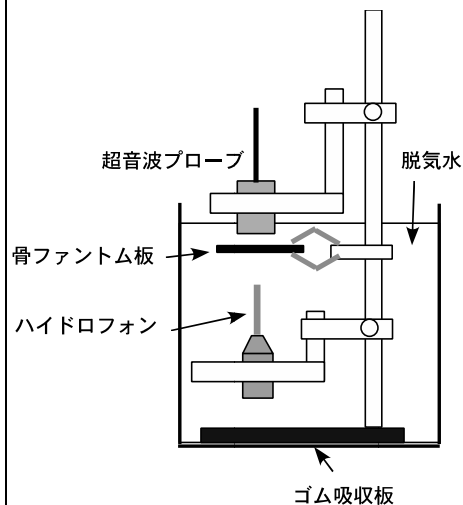


図 3 ファントム透過超音波測定装置

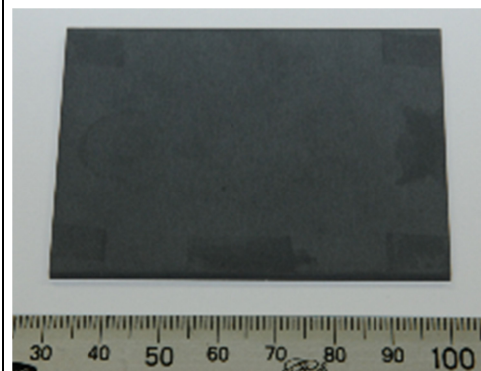


図 4 骨ファントム平板

### (3) ヒト頭蓋骨の透過率測定

治療対象となる日本人高齢者の頭蓋骨の超音波透過率の測定を行った。頭蓋骨は東京慈恵会医科大学慈恵会医科大学解剖学講座に保管されている献体を用いた。用いた3体の頭蓋骨は次の通りである。

No. 4737...66歳、男性

No. 13.....56歳、男性

No. 4759...72歳、男性

本実験では図5のように頭部がカットされているものを使用した。



図5 頭蓋骨No.4737

ヒト頭蓋骨の超音波透過率の測定を行うためには頭蓋骨固定具が必要であり、市川工業株式会社に依頼し作成した。頭蓋骨固定具を図6に示す。頭蓋骨は3点で保持され、頭蓋骨と接する箇所は、柔らかい素材でできており、頭蓋骨に傷がつかないように配慮されている。

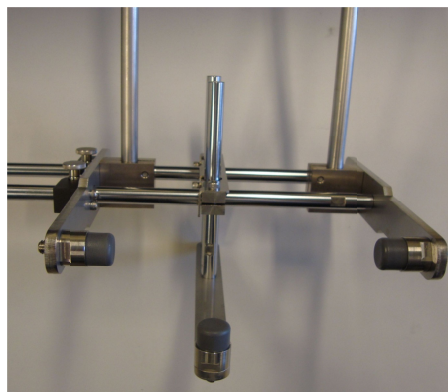


図6 頭蓋骨固定具

実際の透過率測定の様子を図7に示す。



図7 超音波透過率測定の様子

### 測定ポイントの見出し方

前年度の検討により、完全な平らな骨ファントム板の場合と異なり、頭蓋骨透過実験の場合には、超音波が屈折してプローブを向けた方向に直進しない場合がある。つまり、超音波プローブ中心とハイドロフォン中心を結ぶ線（中心軸）から超音波の照射強度中心がずれる場合である。中心軸に対して直角方向の2次元にハイドロフォンを走査させて、超音波強度の2次元マップを作成する。図8に一例を示す。図8では、超音波プローブの中心線（グレーの線の交差点）から、ハイドロフォンによる測定強度の最強の点が5mm以上ずれている。超音波プローブの照射位置をハイドロフォンが観測する超音波強度の最も強い位置に移動して、この交差点と最強点のずれを小さくする。この作業を繰り返して、観測される超音波の最強な点が、中心軸から2mm以内に収まるようにする。図9には、超音波プローブの中心線からのずれのほとんどない例である。上記の作業を行う出発点として、臨床におけるカラードップラーでの経験から頭蓋骨のこめかみ部に片側に3点候補点を挙げて、この3点から上記の作業をして、選んだ点を測定ポイントとした。左右両側の測定を行うと一つの頭蓋骨あたり6点の測定点があることになるが、2つの出発点から1つの測定点に収束したり、頭蓋骨切断面の延長上に測定ポイントがある挙動などを取ることもあり、6箇所未満の測定ポイントとなった頭蓋

骨もあった。各測定ポイント毎に上下2mmずらした4点を加えて測定した。

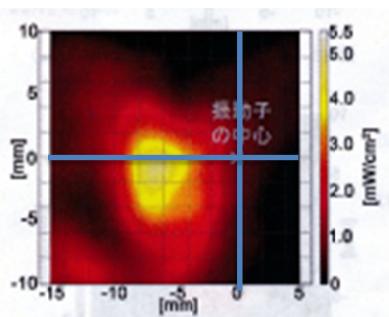


図8 超音波透過率測定の様子  
(屈折による超音波の中心のずれは5mm以上ある)

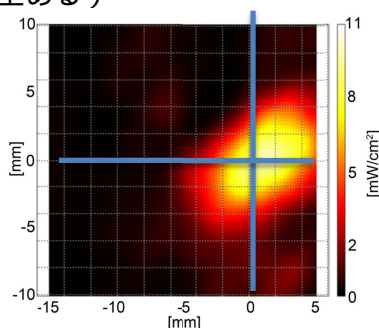


図9 超音波透過率測定の様子  
(屈折による超音波の中心のずれは2mm以内に収まっている)

超音波プローブからハイドロフォンまでの距離は50mmに固定した。これは、上記のようにして測定ポイントを決定した後、50mmから距離を前後してその強度変化を観察したところ、図10に示す様にその変化が小さかったからである。

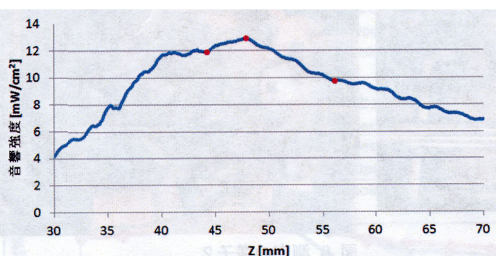


図10 超音波プローブとハイドロフォンの距離(z)を変えたときの音響強度変化(500kHzでの照射)

### C. 研究成果

#### (1) 超音波の周波数による超音波透過率変動

周波数変調による頭蓋骨と超音波透過率変動の平準化の妥当性検証のために、周波数を変えた場合の超音波透過率を理論計算と実測の両面から求めた。

図11には計算から求めた超音波透過率を示す。(A)は無限遠からの超音波照射の場合であり、(B)は超音波プローブを骨に近づけて、プローブの振動子表面と骨の間の距離を皮膚と見なすモデルの透過率である。

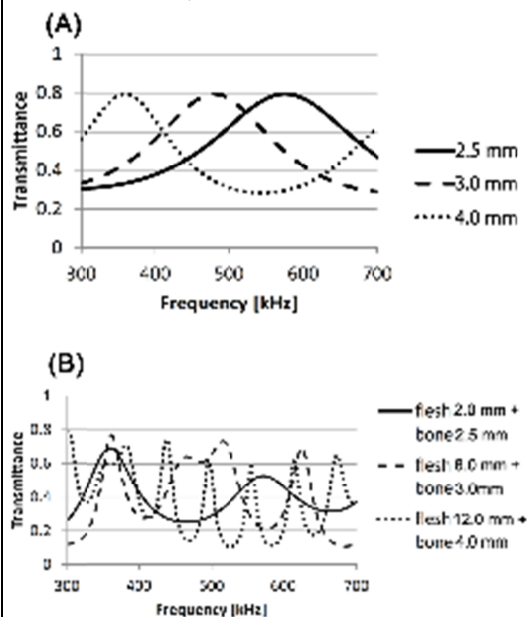


図11 計算から求めた周波数による超音波透過率変動

(A)無限遠からの超音波照射の場合 骨厚は2.5mm, 3.0mm, 4.0mm

(B)皮膚に超音波プローブを接した場合 (プローブと骨の間の距離が皮膚厚 (flesh)となる) - : 皮膚2.0mm, 骨2.5mm、-- : 皮膚6.0mm, 骨3.0mm、... : 皮膚12.0mm, 骨4.0mm

図11(A)から、骨の厚さによって超音波透過率が極大となる超音波周波数が異なっていること、骨が厚い方の透過率が低くなっていない場合があることがわかる。

図11(B)を見ると、皮膚厚と骨厚によって超音波透過率変動の周期が複雑に変わることがわかる。骨ファントムの実測の結果を図12に示す。

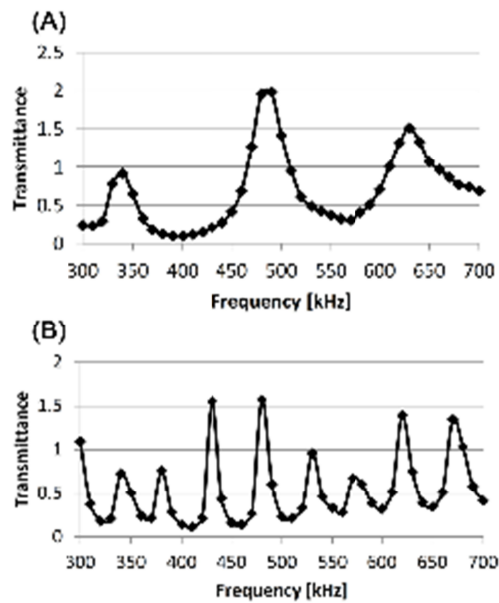


図12 周波数による超音波透過率変動実測値 骨ファントム厚2.0mmを用いる  
(A)皮膚厚相当距離1.3mmの場合  
(B)皮膚厚相当距離12.0mmの場合

実測においても計算から導かれた大きな超音波透過率変動が観察された。(A)の皮膚厚に相当する超音波プローブと骨ファントムの距離が1.3mmの場合、最大と最小の透過率の比は10倍以上となり、現代日本人のこめかみ部の皮膚厚の平均値12mmを模した(B)でも比は約8倍と大きなものとなった。最大の超音波透過率が骨ファントムのない場合の1よりも大きな値を取ることがあった。これは、反射した超音波が超音波プローブ内部で共鳴を起こした結果、もたらされたものと考えられる。このように大きな超音波透過率変動は、単一の周波数の超音波が干渉した結果であるので、干渉を乱すのに異なる周波数を混ぜる変調は、この超音波透過率変動を小さくする有効な方法であると言える。

ここで、本研究で観測された超音波透過率変動と、従来認識された超音波透過率変動現象を比較して、本研究が提起する超音波透過率変動の重要性を明確にしてみたい。これまでに、頭蓋骨の超音波透過率変動が周期的に変動し得ることは知られていたが、それが超音波を用いる診断と治療に大きな影響を示す程には大きくないと考えられてきた。図13(A)の点線に示すように、Whiteらは周波数によって超音波透過率の周期的変動はあるものの、周波数が大きくなるにつれて超音波透過率が減少する挙動が大きい計算結果を示した。一方、我々の計算値では周波数増大に伴う超音波透過率減少挙動は無い。この差をもたらす最も大きな原因は、我々がこめかみ部での照射を考慮した骨厚2.0mmを用いているのに対し、Whiteらは頭蓋の平均的な厚さの7.1mmを用いていることによる。

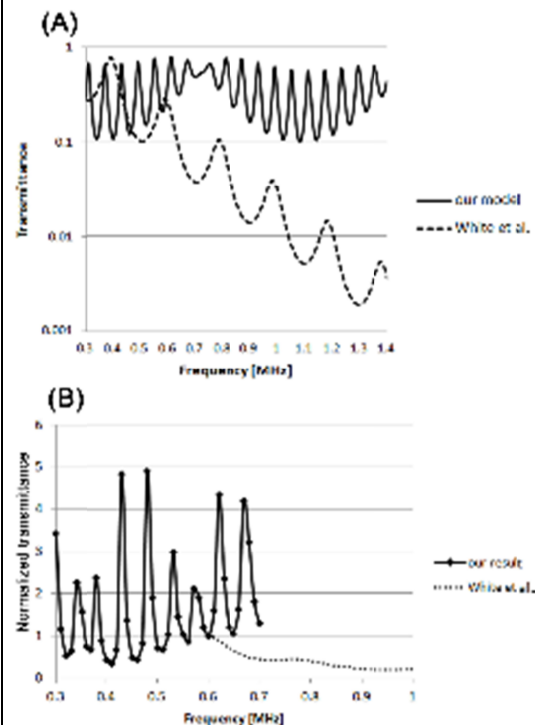


図13 頭蓋骨透過率変動に関する過去の報告との比較。(A)計算値(B)実測値  
参照した文献はP.J. White, et al., Phys. Med. Biol. 51 (2006) 2293–2305

図13(B)は実測値比較である。Whiteらは頭蓋骨に対し600kHz以上の周波数のみを測定し、超音波透過率の周期的変動は観測されなかった。一方、我々の骨ファントムを用いた結果では300kHz～700kHzの範囲で周波数増大による超音波透過率の減少は無く、大きな周期的変動のみが観察された。測定の重なっている周波数は600～700kHzのみであるが、両者の超音波透過率挙動の違いは明らかである。また、図13(B)でのデータは、本研究は単純な構造の骨ファントムにおける結果であり、Whiteらの結果はヒト頭蓋骨の結果であるが、以上のことより、「超音波の頭蓋骨透過は、周波数が大きいほど小さくなり、また骨が厚くなるほど小さくなる」との従来の認識は、少なくとも500kHz周辺の中周波数超音波を骨厚が薄いこめかみ部分に照射する際には改めることが、必要に思われる。この「必要に思われる」という表現が「必要である」に変わるのは、単純な平板構造の骨ファントムでは無く、ヒト頭蓋骨において大きな超音波透過率変動が示されたときであり、以下の(3)で実施する。

#### (2)皮膚厚変化による超音波透過率変動

昨年度に、皮膚厚に相当するプローブとファントム間の距離を変化させると超音波透過率が大きく変動し、その変動が周波数変調超音波を用いることで顕著に小さくなることを報告したが、そのプローブとファントム間の距離は0～2.2mmの間の変化に限られていた。今年度は、現代日本人のこめかみ部の皮膚厚の平均値12mm周辺を検討すると共に、理論計算と比較した。500kHzの場合の計算結果を図14に、実測の結果を図15に示す。比較すると、計算の結果と実測の結果は、超音波透過率の極大極小を示す距離、超音波透過率の絶対値、変動周期のすべてにおいて極めて高い一致をみている。

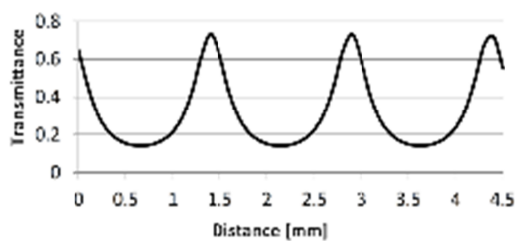


図14 皮膚厚相当距離を変化させた場合の超音波透過率の計算値。(骨厚：2mm、周波数：500kHz)

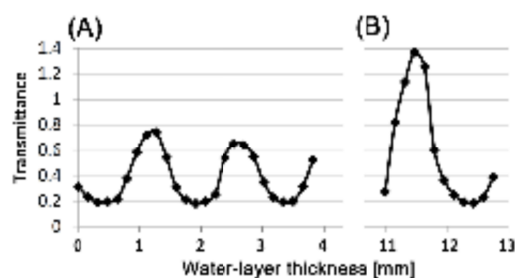


図15 皮膚厚相当距離を変化させた場合の超音波透過率の実測値。(骨厚：2mm、周波数：500kHz) (A)皮膚厚相当距離4mm未満、(B)皮膚厚相当距離12mm周辺以上の実験結果から、本研究で用いた計算法と骨ファントムによる実験が共に、有効かつ適切な方法であることが実証された。また、12mm付近の図15(B)では、プローブ内部の共鳴によって超音波透過率が1を越えてはいる点を除いては、図15(A)と類似性が極めて高く、同じ周期の変動を示した。皮膚厚は骨厚と主に、患者毎に異なるパラメーターであり、この値の違いによる超音波透過率変動は、臨床的に大きな重要性を有することをこの結果は示す。

この骨ファントムの結果を踏まえて、ヒト頭蓋骨片を用いて同様の実験を行った。結果を図16に示す。500kHzの正弦波を照射した実線のプロットでは、骨ファントムでの超音波透過率変動に比べると小さめではあるが、それでも2倍以上の超音波透過率変動が観察された。この実験では、皮膚厚に相当する距離は日本人の

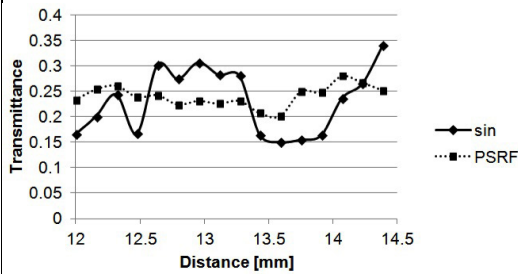


図16 ヒト頭蓋骨の骨片での透過率変動平均的な値の範囲で行っている。また、超音波透過率変動挙動もファントムの場合のように高度に規則的なものではなかった。骨の複雑な形状により、超音波が散乱・屈折する影響と考えられる。一方、周波数変調(PSRF,  $500 \pm 100\text{kHz}$ )をかけると、骨ファントムの場合と同様に顕著に超音波透過率変動が小さくなった。

以上のヒト頭蓋骨片を用いた実験結果から、ヒト頭蓋骨での超音波透過率測定を行うに当たり次の事柄が考察された。

- ・多数の測定点のデータを蓄積すること
- ・超音波が屈折しないで直進する測定点を探すこと
- ・測定点の選び方をシステム化すること  
(再現性のある測定点選択法の確立)

以上の事柄を踏まえてヒト頭蓋骨標本による測定を行った。

### (3) ヒト頭蓋骨の超音波透過率測定

ヒト頭蓋骨のデータを蓄積するに当たり、これまで余り注意を払っていなかったバースト波の照射条件について検討を加えた。

超音波照射には連続波とバースト波の2種類の方式があり、血栓溶解性能、発熱、生体に対する障害作用などを検討して、選択させるがこれまでの慈恵医大の研究・開発では連続波で行われてきた。よって、今後より良き方式としてバースト波が選ばれる可能性はあるものの、連続波での結果が基準となることには疑いは無い。一方、ハイドロフォンによる超音波強度の測定は、バースト波で行われる。ハイドロフォンはその構造上、

極めて脆弱であるために、連続波の測定を続けることが難しいためである。

また、周波数変調では500kHzの5周期分の10 $\mu\text{s}$ 毎に周波数切り替えをする条件を中心的に検討しているが、その中で1 $\mu\text{s}$ 毎の周波数切り替えの場合に比べて、超音波透過率変動挙動の周期性が低いことが観察された。この観察事項は、バースト波の場合に、超音波発信が安定しない状態があることを示唆した。そこで、オシロスコープによる波形観察と、ハイドロフォンによる超音波強度測定を組み合わせ、観測条件の最適化を実行すると共に、連続波とバースト波の差異について検討を加えることとした。

図17に500kHzのバースト波のオシロスコープ像を示す。左からの時間経過を見ると、発信初期の赤い矢印時間帯では強度が安定していないことがわかる。一定時間が経過した青色矢印の領域になると強度が安定する。ハイドロフォンでの測定条件にPhaseがある。バースト波の発信からどのくらい遅れて受信を開始するかを規定する。10°で10 $\mu\text{s}$ の遅れとなる。これは500kHzでは5波長分に相当する。表現法はマイナスを伴い、-10°で5波長遅れての受信開始、-60°で30波長遅れての受信開始を意味する。

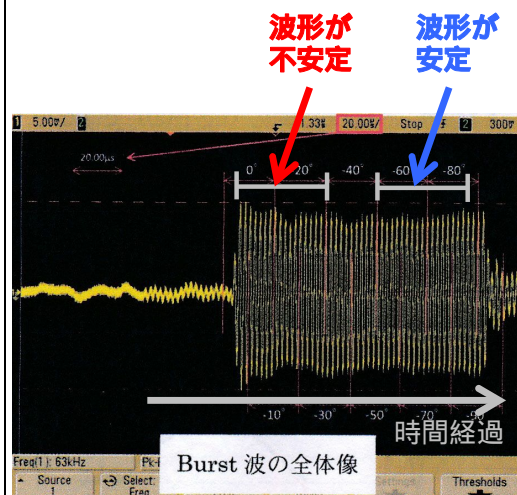


図17 500kHz超音波のオシロスコープ像



このPhaseを-10°から-80°まで変えて、頭蓋骨での超音波透過率を皮膚厚相当の距離を変えて測定し、連続波の場合と比べたのが図18である。-10°から-30°までの遅れが小さい条件では、超音波透過率変動が連続波に比べて著しく小さくなっている。これは、不安定な超音波発信が原因である。Phaseを-40°から-80°に設定すれば、超音波透過率変動挙動は安定し、連続波に近いものとなる。(連続波の-10と-80°とは完全に重なっている)この結果から、パースト波の観測のPhaseを-50°よりマイナス側に設定することで、安定な測定が得られ、その結果は連続波の結果と見なすことができることが判明した。以降の頭蓋骨の測定は、すべてこのPhase条件を満たすことで安定な結果を得ることができた。

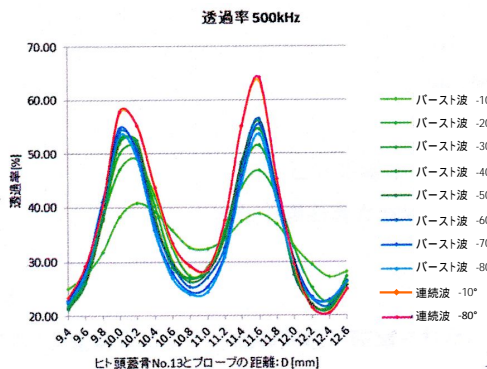


図18 観測Phaseの角度を変えた場合の超音波透過率の挙動

#### 測定ポイントの設定

井口のカラー Doppler の臨床的経験から頭蓋骨こめかみ部に測定候補点を3点設定した。この候補点から、B. 研究方法の(3)に記述した方法で、骨による屈折の影響のない、測定ポイントを設定した。一例としてNo.13の右側の場合を図19に示す。青色のR1'~R3'が候補点で、赤色のR1~R3がそこから導き出された測定ポイントである。

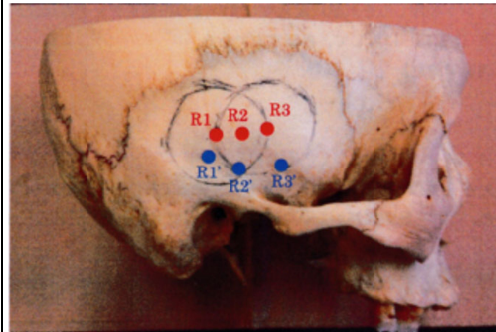


図19 測定ポイントの設定 (No.13頭蓋骨) 青色が候補点で、赤色が測定ポイント

候補点から測定ポイントまでの距離は以下のようにになっている。

- R1' -R1: 7mm
- R2' -R2: 11mm
- R3' -R3: 14mm

この測定ポイントを探す過程は、臨床でカラー Doppler の超音波プローブを動かしながら最も信号が強く出る点を探す過程と同じように考えられるが、用いる周波数が異なるので現段階では確定的ではない。

図20に示す様に、この各測定ポイント(中心の赤色の丸)から上下に2mmずらした点の4点(白抜きの点)を含めて5点で測定を行った。すなわち、一つの頭蓋骨の片側で3x5=15点の測定を行った。2つの出発点から1つの測定点に収束したり、頭蓋骨切断面の延長上に測定ポイントがある挙動などを取ることもあり、一つの頭蓋骨の片側で15点よりも少ない数の測定となることもあった。

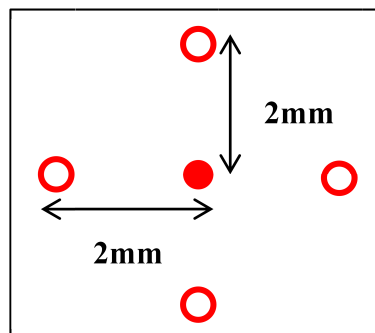
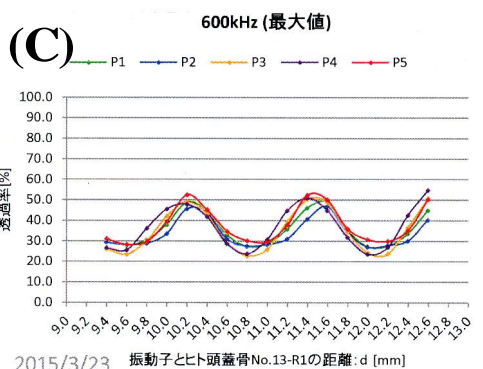
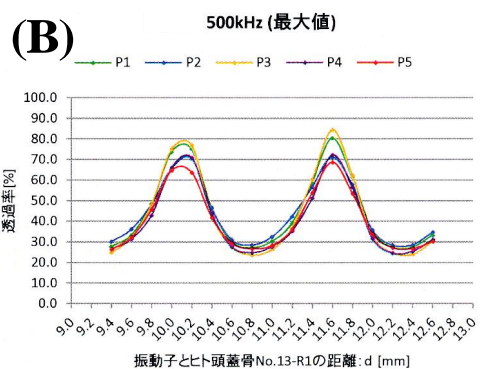
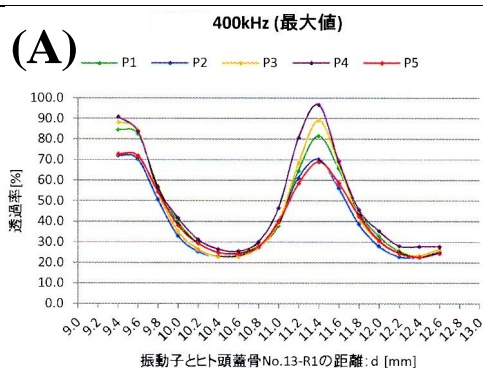


図20 測定点の設定



2015/3/23

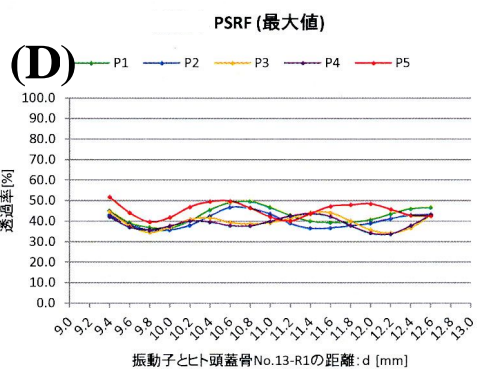


図21 皮膚厚による超音波透過率の変動(頭蓋骨No.13、R1測定ポイント)  
(A)400kHz正弦波、(B)500kHz正弦波、  
(C)600kHz正弦波、(D)500±100kHzの周波数変調波(PSRF)

### 頭蓋骨超音波透過率の変動

上記の過程を経て設定した測定点について、

- (1)皮膚厚に相当する超音波プローブ表面と骨表面の距離を11.0mmから前後2.0mmで変化させる、
- (2)400kHz, 500kHz, 600kHzの正弦波と500 ± 100kHzの周波数変調波を比較するの検討を行った。

(超音波は10 μsのバースト波) No. 13の頭蓋骨のR1測定ポイントの結果を図21に示す。P1は中心の測定ポイントであり、P2～P5はP1から上下左右に2.0mm離れた測定点である。

- (a)頭蓋骨においても相当大きな超音波透過率変動が観察された。400kHzでは最大で3.8倍もの強度差があった。
- (b)一つの測定ポイント(P1)の周辺の4つの測定点(P2～P5)では似た変動を示した。正弦波の(A)～(C)では超音波透過率の極大や極小を示す皮膚相当距離はどの点でもほぼ同じであった。極大の超音波透過率に差があるものの、大きな変動を示すことにおいてはどの点も同じであった。

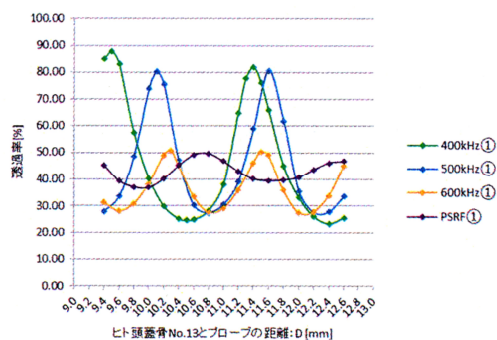


図22 超音波種類による超音波透過率変動の比較(頭蓋骨No.13、R1測定ポイント, P1測定点)  
(緑)400kHz正弦波、(青)500kHz正弦波、(黄)600kHz正弦波、(紫)500 ± 100kHzの周波数変調波(PSRF)