

課題名 (タイトル) :

## 集束超音波による低侵襲治療の数値シミュレーション

利用者氏名 : ○沖田 浩平, 鳴見 竜太

理研での所属研究室名 :

社会知創成事業 次世代計算科学研究開発プログラム

次世代生命体統合シミュレーション研究推進グループ 臓器全身スケール研究開発チーム

## 1. 本課題の研究の背景, 目的, 関係するプロジェクトとの関係

三大疾患の一つである癌の治療において, 強力集束超音波 (High Intensity Focused Ultrasound : HIFU) の焦点で組織を加熱凝固によって壊死させる治療法 (HIFU 治療) が注目されている. 前立腺腫瘍や子宮筋腫といった体表に近い腫瘍に対する超音波治療機器が既に認証され治療に用いられている. 一方で, 脳腫瘍や肝腫瘍等の深部の腫瘍に対して臨床試験が行われつつある. これら腫瘍に対する HIFU 治療が実現できれば, 切開手術が不要になり, 治療・入院期間の短縮等による患者の負担減少し, 医療費の削減や社会の活性化が期待される.

深部の腫瘍治療の際に問題となるのが, 骨などの各臓器の界面における超音波の反射・屈折による焦点のずれである. そこで, 超音波がターゲットに集束するように HIFU 装置を制御するために体の中をどのように超音波が伝播しているかを知る必要がある.

このような背景の下, 次世代計算科学研究プログラムにおいて, アレイ型超音波発信装置の制御, 施術前の検討および超音波発信装置の設計等の支援を目的として, 多媒質場を過ぎる超音波の伝播挙動, 温度分布および加熱凝固領域の変化を再現するシミュレータの開発を行っている.

## 2. 具体的な利用内容, 計算方法

本研究では, これまでに HIFU シミュレータの開発を行っており, 図 1 はシミュレーションに至るまでの入力データの流れを示している. CAD で定義された治療機器等は符号付き距離関数 (Signed Distance Function:SDF) によって陰関数表現する. 一方で, CT や MRI で得られる生体情報から生体のボクセルデータを作成する. これらを入力データとして, 超音波発信装置から治療部位までの多媒質からなる非一様な場を

過ぎる超音波の伝播をシミュレーションする.

シミュレーションでは, 音響マッハ数が小さいという仮定の下で, 局所均質多媒体に対する質量, 運動量の保存式に Tait 式と流体に対する構成方程式を用いて生体内の超音波伝播を再現している. これに加えて, 粘性散逸を生成項とした熱伝導方程式を解くことで, 温度場の時間変化を得ている. これらの基礎方程式を空間 2m 次の中心差分によって離散化し, FDTD 法を基にして時間積分することで, 解を時間発展している. 計算コードは, MPI を用いた領域分割によるプロセス並列に加えて OpenMP を用いたスレッド並列によってハイブリッド並列化されており, RICC の最大 8192 並列までスケールし, 大規模並列計算が効率的に実行可能であることが確認されている.

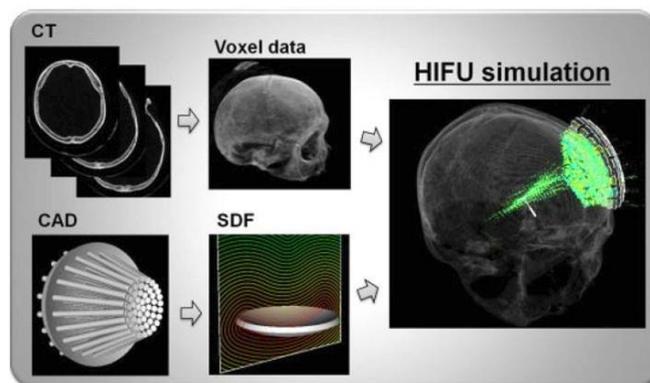


図 1 : HIFU シミュレーションに至る入力データの流れ

## 3. 結果

## 3.1. シミュレーションを援用した焦点制御法

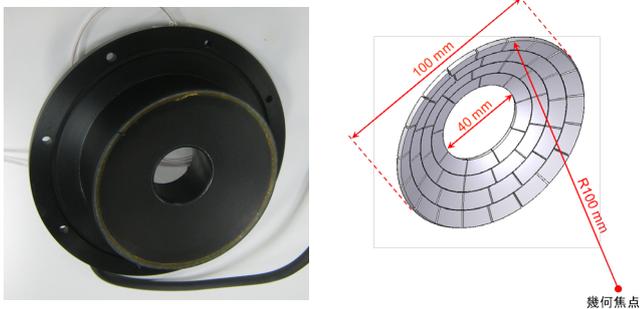
アレイトランスデューサを用いた焦点制御によって, 骨などの各臓器の界面における超音波の反射・屈折による焦点のずれを修正することが可能である. しかしながら, 多媒体からなる生体を過ぎる超音波音場においては, アレイトランスデューサの制御パラメータを得ることが一般に困難であり, これに対して, シミュ

レーションを援用した焦点制御の方法が提案されている。そこで、昨年度までに開発されたシミュレータを用いて、シミュレーションを援用した焦点制御の実現性について検討した。

本研究では、アレイトランスデューサの制御パラメータを Time-Reversal の方法に準じて得た。まず、シミュレーションによってターゲット点に仮想的に置かれた点音源から発信された超音波をアレイトランスデューサの各要素位置で受信する。受信した各要素の信号に対して、参照となる信号を基に相互相関をとり、相関値が最大となる位相を位相遅延のパラメータとした。また、このとき得られた各要素の相関値の相対関係を用いて振幅のパラメータを得た。これらシミュレーション結果から得られた位相遅延と振幅のパラメータを入力として焦点制御の実験を行った。

### 3.2. 実験装置の概要

図 2 に示すような、直径 100mm、焦点距離 100mm の 56ch アレイトランスデューサを用いた。焦点制御実験装置の概略図を図 3 に示す。PC で制御された 56ch アレイトランスデューサから発信された 2MHz の超音波は水中に置かれた骨を模擬したアクリルファントムを透過して焦点を形成する。また、3次元計測ステージに取り付けたニードル型ハイドロフォンによって焦点近傍の音場を得た。また、アクリルファントムとしては図 4 に示すようなスリットなしアクリル板と肋骨を模擬したスリットのあるアクリル板を用いた。



(a)装置の写真 (b)幾何形状と要素分割

図 2 : 56ch アレイ型トランスデューサ

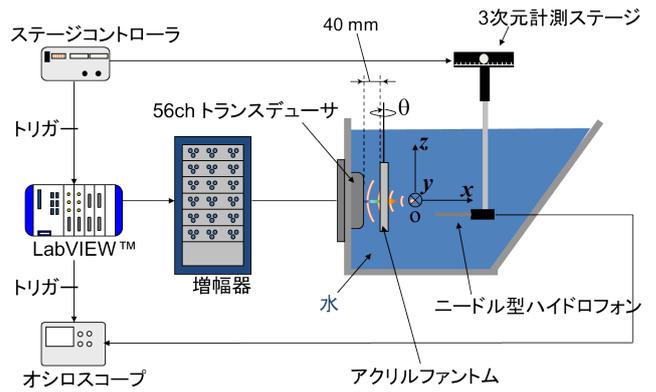
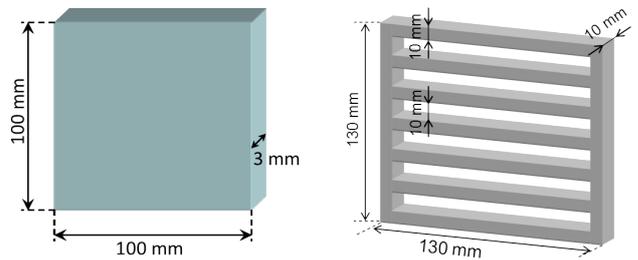


図 3 : 焦点制御実験装置の概略図



(a)スリットなし (b)スリットあり

図 4 : アクリルファントム

### 3.3. 計算の概要

図 5 に計算モデルを示す。計算領域は 140mm×120mm×120mm のうち x-z 面での対称性を仮定して、140mm×60mm×120mm とした。格子点数は、1400×600×1200 であり、格子幅は 0.1mm である。2MHz の超音波の水中での波長約 0.75mm を 7.5 格子で解像している。計算に際しては、領域分割による並列化を行い、RICC の 32 ノード 256 コアを用いた。

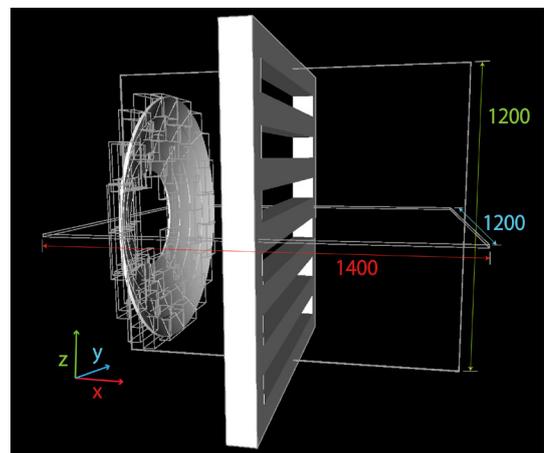
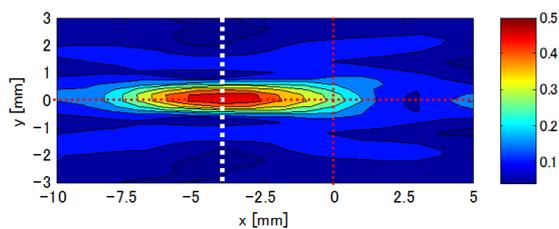
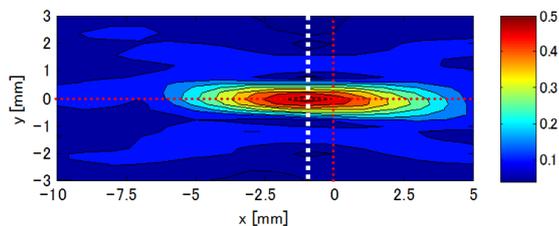


図 5 : 計算モデル



(a)位相制御なし



(b)位相制御あり

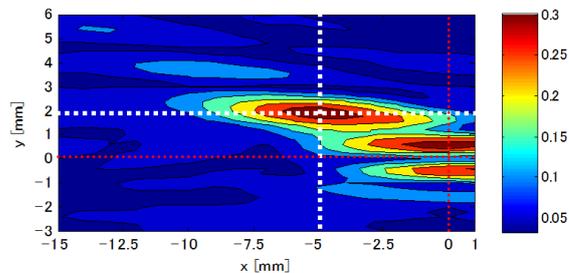
図 6 : スリットなしアクリル板越しの焦点制御 (0deg)

### 3.4. スリットなしアクリル板越しの焦点制御

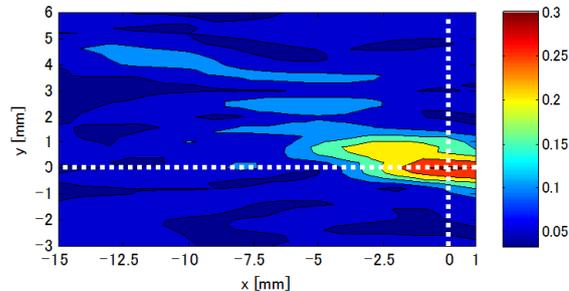
図 4(a)に示した, スリットなしアクリル板越しの焦点制御に関するシミュレーションと実験を行った. この際, アレイトランスデューサに対するアクリル板の設置角度を 0deg と 20deg の二通り実施した. 各場合における焦点近傍の音場を測定した結果を図 6 および図 7 にそれぞれ示す. 図 6(a)の結果から, アクリル板を 0deg で設置した場合には, アクリル板の音速が水に比べて速いため, ターゲット点からトランスデューサ側に 4mm 程度焦点がずれている. これに対して, 3.1 節で述べた方法によって, シミュレーション結果から得られた制御パラメータを用いた実験では, 図 6(b)に示すように, 焦点をターゲットに近づけることができています. 1mm 程度のずれはあるものの, シミュレーションと実験の双方の精度が非常に高いことがわかる. 一方, 図 7 のアクリル板を 20deg で設置した結果を見ると, 位相制御を行っていない場合には, ターゲットから焦点がずれるだけでなく, 第 2, 第 3 の音圧の高い領域がみられ, 超音波が効果的に集束していないことがわかる. これに対して, 位相制御を行った結果を見れば, ターゲット位置に焦点が集束しており, シミュレーションを援用した焦点制御の有効性がうかがえる.

### 3.5. スリットありアクリル板越しの焦点制御

図 4(b)に示したような肋骨を模擬したスリットありアクリル板越しの焦点制御に関するシミュレーションと実験を行った. この際, 位相制御に加えて振幅制御



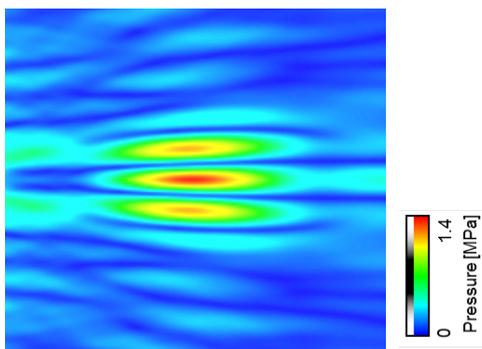
(a)位相制御なし



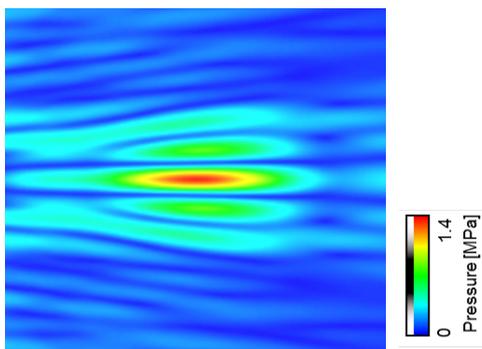
(b)位相制御あり

図 7 : スリットなしアクリル板越しの焦点制御 (20deg)

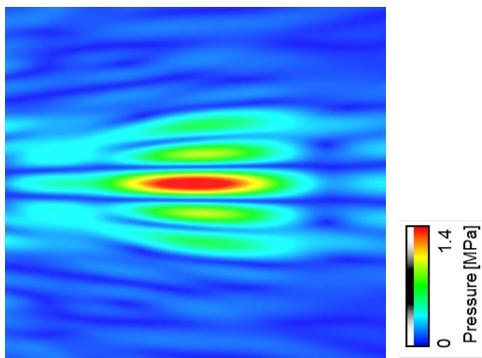
も実施した. シミュレーションと実験の結果として, 焦点近傍の音場を図 8 および図 9 にそれぞれ示す. いずれの結果を見ても, シミュレーションの結果は実験結果と定性的によい一致がみられる. 図 8(a)および図 9(a)の制御なしの結果より, スリットありアクリル板を透過してきた超音波は 3 つのピークを持つ焦点を形成することがわかる. 次に, 3.1 節で述べた方法によって, シミュレーション結果から得られた制御パラメータを用いて位相制御を行った場合のシミュレーションと実験の結果 (図 8(b)および図 9(b)) をみれば, 3 つのピークが見られるものの, 焦点と第 2, 第 3 ピークの相対的な音圧の差が制御なしの結果に比べて, 位相制御ありの結果は大きくなっている. これより, 位相制御によって超音波を焦点に効率的に集束させることができていると考えられる. さらに, 位相制御に加えて振幅制御を行った場合の結果 (図 8(c)および図 9(c)) をみると, シミュレーションおよび実験の結果は焦点の音圧が位相制御のみの場合よりも大きくなっており, トランスデューサに投入されているエネルギーを効率的に焦点に集めることができていると考えられる. しかし, 図 8(d)および図 9(d)より, ピーク値で正規化された z 軸上の音圧分布をみると, 振幅制御によって 2 次ピークの音圧を小さくすることに貢献できていないことがわかる.



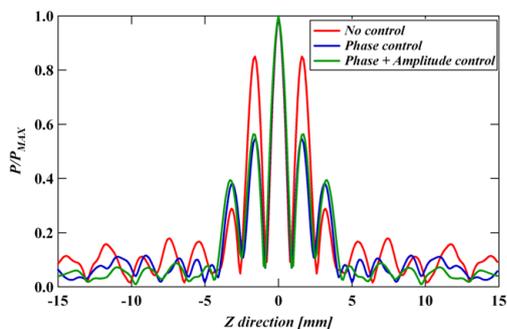
(a) 制御なし



(b) 位相制御

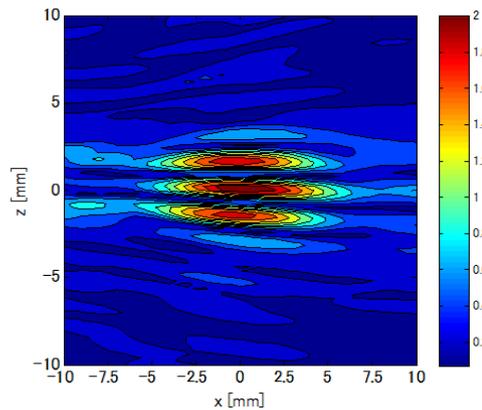


(c) 位相 + 振幅制御

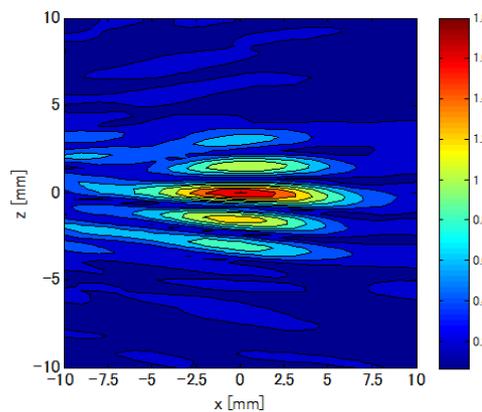


(d) z 軸上の音圧分布 (ピーク値で正規化)

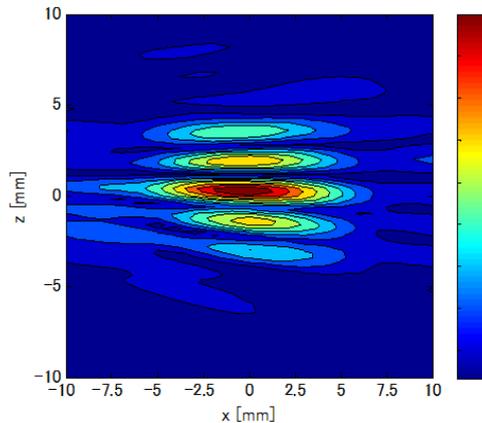
図 8 : スリットあり亚克力板越しの焦点制御 (シミュレーション)



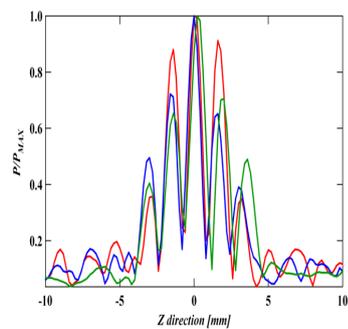
(a) 制御なし



(b) 位相制御



(c) 位相 + 振幅制御



(d) z 軸上の音圧分布 (ピーク値で正規化)

図 9 : スリットあり亚克力板越しの焦点制御 (実験)

4. まとめ

アレイトランスデューサを用いた HIFU 治療におけるシミュレーションを援用した焦点制御の実現性について検討を行った。形状が既知であるアクリルファントム越しの焦点制御に関するシミュレーションと実験の結果より、シミュレーションを援用した焦点制御が実現可能であることがわかった。また、シミュレーションと実験の双方の精度が高いことが示された。

5. 今後の計画・展望

前述のシミュレーション結果と実験結果の比較より、形状が既知である物体を過ぎる超音波伝播についてはシミュレーションの妥当性が検証できたと考えられる。したがって、生体中の超音波伝播に対しても、CT や MRI 等の画像からボクセルファントムを精度よく構築することができれば、生体のような多媒質からなる不均一場中の超音波伝播を妥当に再現できると考えられる。よって、今後は生体のボクセルファントムを用いたシミュレーションを検証する。また、現在の計算規模の制限から考慮できていないが、弾性体の影響を考慮することでシミュレーションの物理モデルの精度を上げる。一方で、ろっ骨を模擬したスリットありアクリル板越しの焦点制御の結果より、56ch のアレイトランスデューサでは制御性が不十分であったため、要素数を増やした 256ch のアレイトランスデューサを用いた焦点制御を計画しており、これに対応したシミュレーションを実施する予定である。

6. RICC の継続利用を希望の場合は、これまで利用した状況（どの程度研究が進んだか、研究においてどこまで計算出来て、何が出来ていないか）や、継続して利用する際に行う具体的な内容

今年度は、シミュレーションを援用した焦点制御の実現性についての検討を通して、シミュレーションの妥当性を検証することができた。今後は、256ch のアレイトランスデューサを用いた焦点制御に関するシミュレーション、弾性体モデルを導入したシミュレーション、生体ボクセルモデルを用いたシミュレーションの検証等を実施する予定である。今年度実施した計算では、アレイトランスデューサと対象物に対称性が仮定できるものであったため、2MHz という超音波においても計算できたが、対象物が生体のような多媒質から

なる任意形状物体の場合には、単純に現状の倍の規模の計算が必要になる。本研究では、超音波の波長を解像する格子幅でトランスデューサから焦点を含む生体中の超音波音場を再現する必要があり、大規模並列計算が必要不可欠であるため、RICC の継続利用を強く希望する。

平成 23 年度 RICC 利用研究成果リスト

**【国際会議、学会などでの口頭発表】**

鳴見竜太，松木航介，沖田浩平，東隆，佐々木明，葭仲潔，高木周，松本洋一郎：集束超音波治療におけるシミュレーションを援用した多媒質中の焦点位置制御手法の開発，第 10 回日本超音波治療研究会，2011 年 11 月．

K. Okita, K. Ono, S. Takagi, Y. Matsumoto: Simulation assisted focus control of array transducer in high-intensity focused ultrasound therapy, Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS2011), June 2011(Berlin, Germany), Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg. Vol.6, pp.S6-S7.

沖田浩平，杉山和靖，小野謙二，高木周，松本洋一郎：マイクロバブルを援用した HIFU 治療に関する数値解析，理研シンポジウム生体力学シミュレーション研究，2011 年 3 月．

**【その他】**

沖田浩平：超音波治療機器設計にむけた HIFU シミュレータの開発，ISLiM 成果報告会 2011，pp.75-78，2011 年 12 月．