

4101 医療用超音波発振装置の設計支援アプリケーションの開発

Development of the application for the design of medical ultrasound transducers

沖田浩平・理化学研究所

小野謙二・理化学研究所

Kohei Okita, RIKEN

Kenji Ono, RIKEN

Key Words: *high intensity focused ultrasound, array transducer, numerical simulation, implicit function*

講演要旨

前立腺癌や乳癌の治療に用いられる高密度焦点式超音波療法を肝臓癌や脳腫瘍等の深部の治療に用いる際、超音波の反射・屈折による焦点位置のずれが問題となっている。本講演では、超音波発振装置のCADデータから生成される符号付き距離関数を直交格子系における形状表現に利用した超音波伝播アプリケーションと、環状アレイ型超音波発振装置の位相遅延による焦点位置および音圧の変化を解析した結果について報告する。

1. はじめに

体外より照射した超音波を目的部位に集束させ、組織を加熱凝固により壊死させる治療、高密度焦点式超音波療法 (High Intensity Focused Ultrasound : HIFU) が、前立腺癌や乳癌の治療に用いられてきている。近年、この HIFU 療法が肝臓癌や脳腫瘍等の深部の治療にも適用されようとしている^[1]。深部の治療に用いる際に問題となるのが、皮膚や脂肪および他臓器による超音波の減衰と、骨 (頭蓋, 肋骨) や多媒質からなる組織間の界面における超音波の反射・屈折である。前者の加熱凝固に必要な熱エネルギー不足に対しては、超音波造影剤として用いられているマイクロバブルを利用することで、力学的エネルギーから熱エネルギーへの変換効率が上がることが示されている^[2]。一方、後者の焦点位置のずれに対しては、アレイ型超音波発振装置の位相遅延によって焦点位置を制御する方法が検討されているが、非一様な場を過ぎる超音波を目的部位に集束させる位相遅延の制御に困難がある。これに対して、目的部位より音を出し、アレイ型超音波発振装置で聞いた音を反転、増幅して出力することによって目的部位に集束させる方法がある。しかし、生体中に発振装置を埋め込むことはできないため、CT や MRI 等の生体データからモデルを形成し、超音波伝播シミュレーションによって得られる情報を基にした位相の制御が考えられる。いずれにせよ、目的部位周辺の正常な組織への損傷を最小にしつつ治療を行うためには、超音波発振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非線形な伝播過程を予測し、最終的には空間および時間的な温度分布までも見積もる必要がある。とりわけ、超音波と体組織の干渉に関する定量的な情報を得るには数値計算による解析が有用であると考えられる。本研究では、以上のような背景の下、高密度焦点式超音波療法の支援に向けたシミュレーション技術開発を行っている。

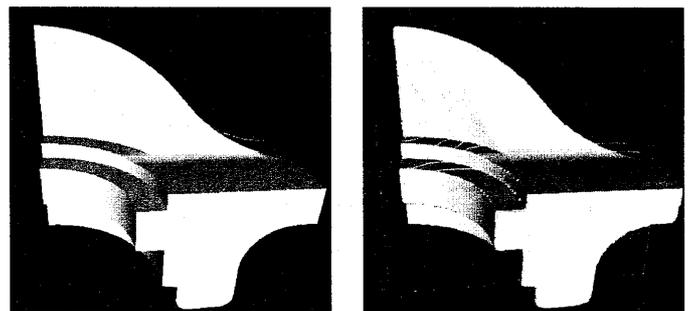
アレイ型超音波発振装置の設計では、限られた圧電素子の要素数の下、組織の加熱凝固に有効な圧力振幅が得られる焦点領域の移動距離を最大にすることが求められる。本講演では、このようなアレイ型超音波発振装置の設計支援を目的として、次節で述べる符号付き距離関数を利用した直交格子系における任意形状の表現から、超音波発振装置の圧電素子の簡易なモデリングによる超音波伝播アプリケーションと、環状アレイ型超音波発振装置の位相遅延による焦点位置および音圧の変化を解析した結果について報告する。

2. Signed Distance Function(SDF)生成ライブラリ

設計においては、形状を定義した CAD データから高速かつ容易に計算格子を生成し、数値解析することが求められる。近年、境界適合格子に代わって、任意形状を過ぎる流れを直交格子系で数値計算する手法が盛んに開発されている。

独立行政法人理化学研究所 VCAD システム研究プログラム (<http://vcad-hpsv.riken.jp/>) では、流体解析における直交格子系での任意形状の表現方法として、バイナリ、体積率、体積率+面積率に加えて、界面からの距離や法線が得られる陰関数である符号付き距離関数 (Signed Distance Function : 以下 SDF) による形状表現を採用して高精度な解析アプリケーションを開発している。現在、この SDF を高速に生成するために、VCAD プログラムでは、Multi-level Partition of Unity (MPU)^[3]によって、法線付き点群から SDF を生成するライブラリの整備を行っている。このライブラリは C++/Fortran インターフェースを備えており、Obj, STL および GiD 形式の形状データを入力として、ボクセルおよび Octree 用のデータ形式の出力で SDF を得ることができるようになっている。

SDF 生成のサンプルとして図 1 (a) のような 1060points, 2116faces からなる Obj データで定義された形状から、 128^3 の直交等間隔格子における SDF を生成した結果を図 1 (b) に示す。物体表面を意味する距離ゼロの等値面を、同じく VCAD プログラムにおいて開発している可視化ツール V-Isio (http://vcad-hpsv.riken.jp/jp/release_software/V-Isio/) で描いたものであり、解析に十分な精度で形状が表現されている。このサンプルに対する SDF 生成に要した時間は Pentium D 3.2GHz で 18.1 秒であり、境界適合格子の生成にかかる時間に代わるものと考えると高速なことが想像できる。



(a) Obj データ (1060points, 2116faces)

(b) SDF のゼロ等値面と任意断面の等値線(128x128x128)

図 1 : SDF 生成ライブラリのサンプル結果

3. 基礎方程式

生体を構成する組織の音響インピーダンスが水のそれに近いということを考慮して、本研究では、水中に設置した超音波振動子からの超音波の伝播を取り扱う。また、超音波振動子としては電圧に応じて伸縮する圧電素子を考える。

圧電素子の密度 ρ_p および体積率 f_p と水の密度 ρ_L を用いて平均密度が次のように表される。

$$\rho = \rho_p f_p + \rho_L (1 - f_p) \quad (1)$$

ここで、圧電素子の体積率は SDF ϕ から次式で定義される平滑化 Heaviside 関数により $f_p = H_\epsilon(\phi)$ として求めた。

$$H_\epsilon(\phi) \equiv \begin{cases} 0 & \text{for } \phi < -\epsilon \\ \frac{\phi + \epsilon}{2\epsilon} + \frac{1}{2\pi} \sin\left(\frac{\pi\phi}{\epsilon}\right) & \text{for } |\phi| \leq \epsilon \\ 1 & \text{for } \epsilon < \phi \end{cases} \quad (2)$$

今、圧電素子の密度が、温度、圧力、電位の関数 $\rho_p = \rho_p(T, p, E)$ で表され、均質流と断熱変化を仮定すると、質量保存式は、

$$\left[\frac{f_p}{\rho_p c_{sp}^2} + \frac{(1-f_p)}{\rho_L c_{sL}^2} \right] \frac{\partial p}{\partial t} + \frac{f_p}{\rho_p} \frac{\partial \rho}{\partial E} \Big|_{T,p} \frac{\partial E}{\partial t} + \nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (3)$$

となる。圧電素子と水の音響インピーダンスに大きな差があり、実際の発振装置では音の伝達効率をよくするために振動子表面には整合層が設けられている^[4]ことから、圧電素子の密度および断熱音速が水のそれに等しいと簡略化し、最終的には次のような質量保存式を用いた。

$$\frac{1}{\rho_L c_{sL}^2} \frac{\partial p}{\partial t} + \nabla \cdot \mathbf{u} = - \frac{f_p}{\rho_L} \frac{\partial \rho}{\partial E} \Big|_{T,p} \frac{\partial E}{\partial t} \quad (4)$$

右辺は、電位の変化に伴う圧電素子の体積変化を表す。ただし、圧電素子の体積率の時間的な変化は無視できると仮定した。一方、運動方程式は、粘性の影響を無視し、 $|\mathbf{u}| \ll c_{sL}$ を仮定して、

$$\rho_L \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} = -\nabla p \quad (5)$$

とした。ここで、水の密度および断熱音速は、次の Tait 式より圧力の関数として求めた。

$$\frac{p+B}{p_\infty+B} = \left(\frac{\rho_L}{\rho_{L\infty}} \right)^n \quad (6)$$

ただし、 $p_\infty = 0.1[\text{MPa}]$ 、 $\rho_\infty = 1000[\text{kg}/\text{m}^3]$ 、 $B = 304.9[\text{MPa}]$ および $n = 7.15$ である。

4. 数値計算法

直交等間隔格子において物理変数をスタガード配置し、基礎方程式を空間微分に4次精度中心差分、時間積分はFDTD法^[5]にならって離散化を施した。境界条件は、圧力波の反射を防ぐために、Perfectly Matched Layer(PML)^[6]を設けた。

5. 計算結果

2次元円筒座標系を用いて、円弧と線分で定義した圧電素子の形状(直径70mm, 厚さ2mm, 焦点距離70mm)から生成されたSDFの等値線を図2(a)に示す。このSDFから式(2)の平滑化 Heaviside 関数によって得られた体積率の分布を図2(b)に示す。白い部分が圧電素子に対応する。

図3に示すように70mmx210mmの計算領域に対して1400x4200格子を用いた。これは周波数1MHzの超音波において、水中での波長1.5mmを30格子で解像している。

大気圧(0.1MPa)の下で、1MHzの超音波を発振したときの焦点近傍の最大圧力分布と軸上の最大・最小および瞬時の圧力分布をそれぞれ図4および図5に示す。軸方向に楕円形の高圧力領域が幾何学的焦点に位置しており、圧電素子のモデリングが妥当に行われていると考えられる。また、焦点で正圧が負圧に比べて大きいのは、これは水の状態方程式の非線形性によるものである。講演では、位相遅延による焦点位置および音圧の変化に対する結果を示す。

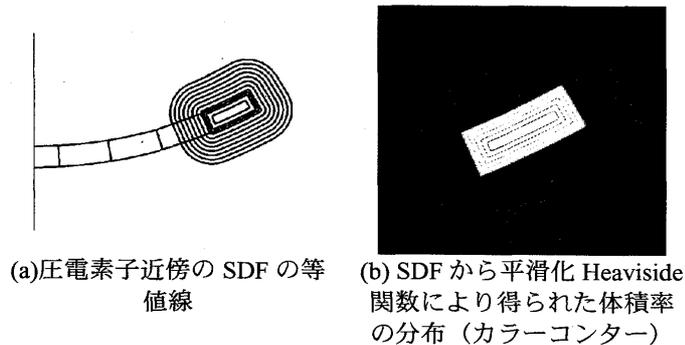


図2: SDFによる圧電素子のモデリング

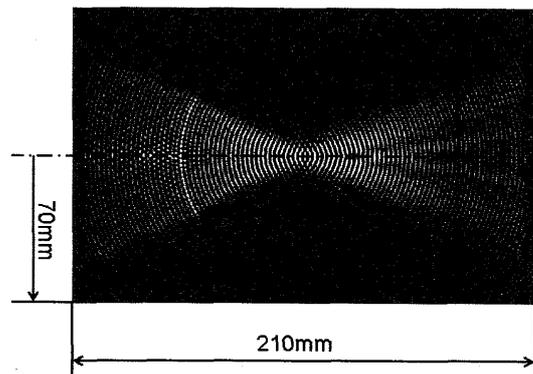


図3: 計算領域と瞬時の圧力分布

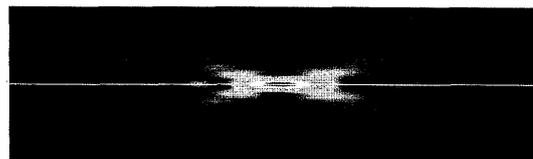


図4: 焦点近傍の最大圧力分布

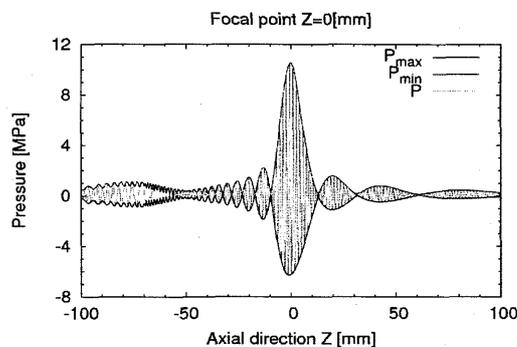


図5: 中心軸上における最大・最小および瞬時の圧力分布

参考文献

- [1] 2006 IEEE International Ultrasonics Symposium Abstract Book, <http://www.ieee-ultrasonics2006.org/>
- [2] 松本ら, 流体力学の医用分野への応用(超音波とマイクロバブルを用いた非侵襲治療), *ながれ*, 25, 533-541 (2006)
- [3] Ohtake, Y. et al., Multi-level Partition of Unity Implicits, ACM Transaction on Graphics (Proceedings of ACM SIGGRAPH 2003), Vol.22, No.3, pp.463-470 (2003)
- [4] 伊東・望月, 超音波診断装置, コロナ社 (2002)
- [5] 佐藤雅弘, FDTD法による弾性振動・波動の解析入門, 森北出版 (2003)
- [6] Berenger, J.-P., A Perfectly Matched Layer for the Absorption of Electromagnetic Waves, *J. Comp. Phys.* 114, 185-200 (1994)