水中における収束超音波のシミュレーション

Simulation of Underwater Ultrasound Focusing

吉澤　　晋，　東大・院，〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1，　E-mail: shin@fel.t.u-tokyo.ac.jp
松本　洋一郎，東大・工，〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1，　E-mail: ymats@mech.t.u-tokyo.ac.jp
坪井　伸幸，　宇宙研，　〒229-8510 神奈川県相模原市由野台 3-1-1，　E-mail: tsuboi@flab.eng.isas.ac.jp
杉山　和靖，　東大 IML，〒113-8656 東京都文京区弥生 2-11-16，　E-mail: sugiyama@fel.t.u-tokyo.ac.jp
Shin YOSHIZAWA, Dept. of Mech. Eng., Univ. of Tokyo, 7-3-1 Hongo Bunkyo-ku Tokyo 113-8656
Yoichiro MATSUMOTO, Dept. of Mech. Eng., Univ. of Tokyo, 7-3-1 Hongo Bunkyo-ku Tokyo 113-8656
Nobuyuki TSUBOI, ISAS, 3-1-1 Yoshinodai Sagamihara-shi Kanagawa 113-8656
Kazuyasu SUGIYAMA, IML, Univ. of Tokyo, 2-11-16 Yayoi Bunkyo-ku Tokyo 113-8656

The ultrasound focusing is widely applied in the clinical field, such as the Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy (ESWL), the ultrasonography, and the ultrasound hyperthermia. However, this focusing process has not been clarified yet. The process is numerically simulated in this paper. The Euler equations and the Tait equation are solved by using the Harten-Yee's upwind TVD scheme. Numerical results reproduce underwater ultrasound focusing.

１．緒言

現在，収束超音波は様々な医療分野で応用されている．

例えば，収束超音波による結石破砕は，体外で発生させた超音波を結石近傍で収束させることにより非観血的に結石を破砕し治療することができる．他にも，体内に注入したマイクロバブルに超音波を照射し，そのエコーを見ることで様々な病気を診断する血流造影法，腫瘍などに超音波を照射することで細胞を加熱凝固する治療法[(1)]も行われている．さらに，今後は血栓溶解療法への応用も期待されている[(2)]．しかしながら，超音波の収束時の詳細な現象は十分解明されているとは言えず，今後の発展のためには収束超音波についての原理的な解明が必要である．

よって，本研究では人体に音響インピーダンスが近いとされている水の物性値を用いて収束超音波のシミュレーションを行い，超音波の収束過程の物理現象を解明することを目的とする．

２．計算条件及び計算法

計算対象とする超音波は，球面に並べられたピエゾアクチュエータから発生するものとする．このような超音波は球面の中心に収束し，球面の半径が焦点距離となる．

今回の計算では球面の半径を 50[mm]，球面の開口半径を 35[mm]と設定し（図１），ピエゾアクチュエータからは 1[MHz]の正圧先行型の超音波を 2 波発生させた．その際，ピエゾアクチュエータの速度の振幅は 0.1[m/s]であるとした．

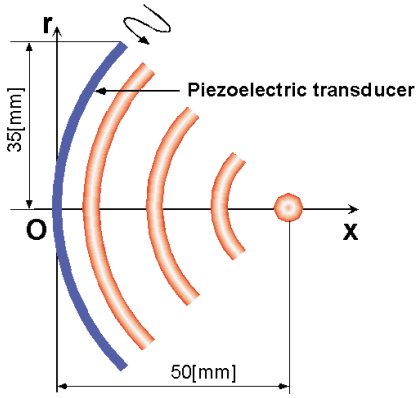

Fig. 1 Piezoelectric transducer.

支配方程式としては次式で表される軸対称圧縮性オイラー方程式を用いた．

$$\frac{\partial \boldsymbol{Q}}{\partial t}+\frac{\partial \boldsymbol{E}}{\partial x}+\frac{\partial \boldsymbol{F}}{\partial r}+\boldsymbol{H}=\boldsymbol{0} \tag{1}$$

$$\boldsymbol{Q}=\begin{pmatrix}\rho\\ \rho u\\ \rho v\\ e\end{pmatrix}\quad \boldsymbol{E}=\begin{pmatrix}\rho u\\ \rho u^2+p\\ \rho uv\\ (e+p)u\end{pmatrix}\quad \boldsymbol{F}=\begin{pmatrix}\rho v\\ \rho uv\\ \rho v^2+p\\ (e+p)v\end{pmatrix}\quad \boldsymbol{H}=\frac{1}{r}\begin{pmatrix}\rho v\\ \rho uv\\ \rho v^2\\ (e+p)v\end{pmatrix} \tag{2}$$

水の状態方程式としては次に示す Tait 式[(3)]を用いた．

$$\frac{p+B}{p_0+B}=\left(\frac{\rho}{\rho_0}\right)^n \tag{3}$$

ただし，$p<2.5$[GPa]のとき $n=7.15$ である．また B は次式で表される温度のみの関数である．

$$B=B_0+B_1(T-T_0)+B_2(T-T_0)^2+B_3(T-T_0)^3 \quad \text{(Pa)} \tag{4}$$

ここで，$T_0=298.15$[K]，$B_0=2.997\times10^8$，　$B_1=7.29\times10^5$，$B_2=-1.79\times10^4$，$B_3=6.13\times10$ である．温度変化は 1[K]にも満たないため，T の 1 次の項まで考慮して全エネルギ e と温度 T の関係式を，

$$e=\rho c_v T+\frac{1}{2}\rho \boldsymbol{v}\cdot\boldsymbol{v} \tag{5}$$

（ただし，c_v は水の定積比熱で定数，$\boldsymbol{v}$ は速度ベクトルである．）として Harten-Yee の空間 2 次精度，時間 1 次精度の風上 TVD 法を用いて計算した．

計算領域は軸方向（x 軸方向）に 30[mm]，半径方向（r 軸方向）に 40[mm]をとり，それを超音波の伝播に合わせて軸方向にシフトさせている．さらに超音波付近の領域のみを計算することで計算負荷を低減させている．計算格子の大きさは軸方向，半径方向ともに 0.05[mm]で，格子数は軸方向が 600，半径方向が 800 である．

なお，ピエゾアクチュエータの振動を計算に組み込むために，以下のようなモデル化を行った．

(ｉ) ピエゾアクチュエータの振動の影響を直接受ける場所はアクチュエータ表面の 1 格子点のみである．

(ii) (ｉ)内の水はアクチュエータの振動により等温変化をする．

Copyright © 2000 by JSCFD

(iii) (ⅱ)における水は毎時間，アクチュエータと同じ速度まで加速（または減速）される．そしてアクチュエータの移動分だけ圧縮（または膨張）する．

３．計算結果及び考察

計算により得られた圧力の変化をコンターで表したものを図 2 に示す．振動面となっている球面の中心は x = 50[mm], r = 0[mm]である．ただし，図 2 は異なる時刻の圧力図を合成して 1 つの図にしている．

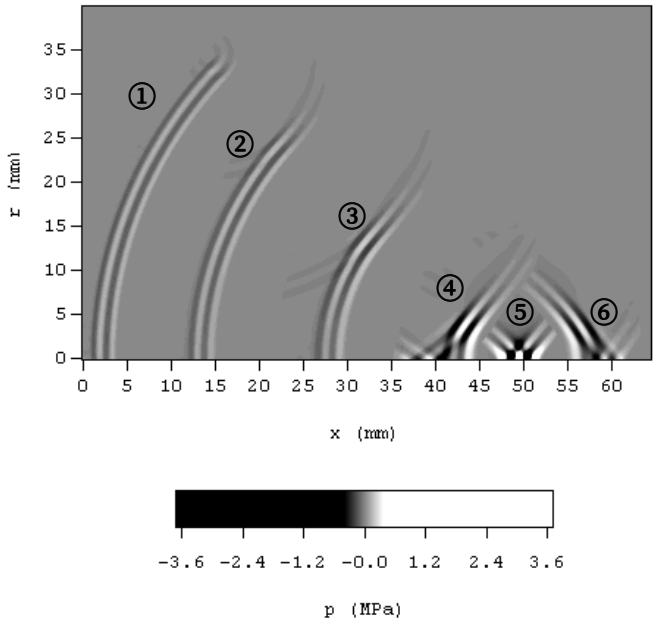

Fig. 2 Pressure contours with various times for ultrasound focusing.

①の波は超音波が発生し始めてから t = 2.5[μsec]の超音波であり，以後②，③，④，⑤，⑥の波はそれぞれ t = 10.0[μsec], 20.0[μsec]，30.0[μsec]，34.8[μsec]，40.0[μsec]の超音波である．ここで，⑤の波は本シミュレーションにおける最高圧力を示した波である．

①の波での最高圧力は 0.13[MPa]であるが，⑤の波での最高圧力は 3.69[MPa]となっており，超音波が収束していく過程を再現できている．

図 2 で示した①から⑥までの各時刻の軸上（r = 0[mm]）の圧力分布を図 3 に，図 3 から収束時の圧力波形（⑤）を除いたものを図 4 に，焦点近傍での圧力分布を図 5 に示す．

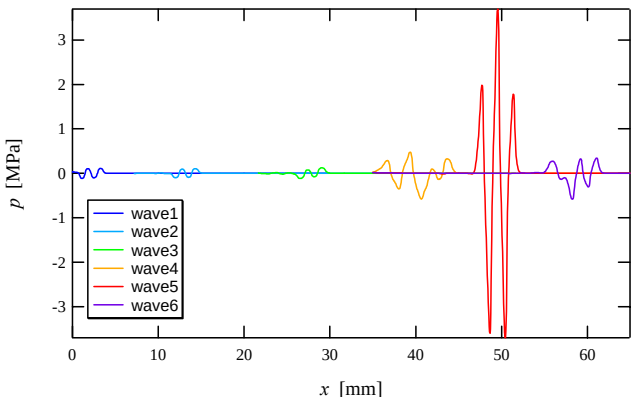

Fig. 3 Instantaneous pressure profiles with various times at r = 0[mm] (①-⑥).

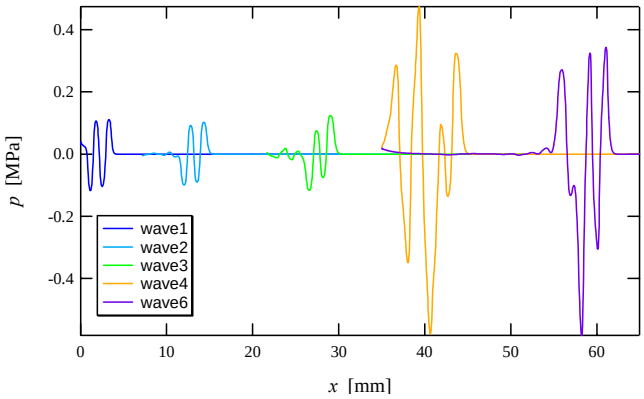

Fig. 4 Instantaneous pressure profiles with various times at r = 0[mm] (without ⑤).

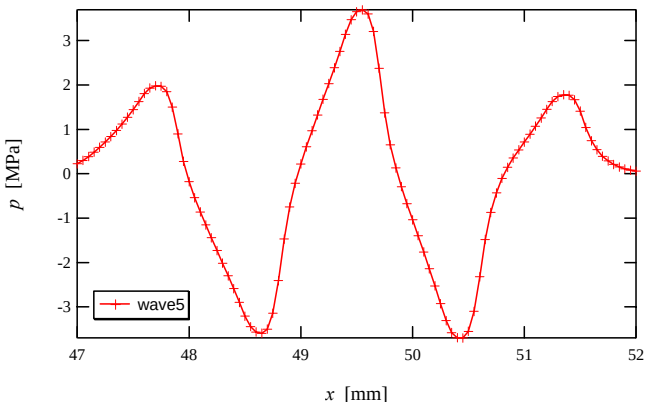

Fig. 5 Instantaneous pressure profile at r = 0[mm] (⑤).

t = 2.5[μsec]のときの最高圧力は 0.13[MPa]であったが，アクチュエータの表面で発生する圧力が ρcu である[(4)]とすれば表面の最高圧力は 0.144[MPa]であるから，さきのアクチュエータ表面のモデル化は十分であると言える．

焦点付近の挙動については，図 2 から球面状の超音波が幾何学焦点（x = 50[mm]，r = 0[mm]）に収束していることがわかる．さらに図 3, 4, 5 から焦点付近で急激に圧力が上昇し，その音波は非線形性によって波頭が切り立ってくることがわかる．

４．結言

超音波発生装置としてピエゾアクチュエータを想定した水中収束超音波のシミュレーションを行った．Tait 式を用いて軸対称圧縮性オイラー方程式を解き，超音波の収束過程を再現した．超音波は幾何学焦点付近で急激に圧力が上昇し，切り立った波頭を持つ波となって幾何学焦点に収束することが示された．

参考文献

(1) 佐々木，川畑，東，梅村，宮崎，下田，小久江，"スプリットフォーカス方式による経直腸前立腺凝固治療," J. Med. Ultrasonics, vol.27, no.4, **1**(2000), p. 717.

(2) 古幡，"頭部超音波治療技術," J. Med. Ultrasonics, vol.27, no.4, **1**(2000), p. 388.

(3) 小原，亀島，伊藤，高山，"水中衝撃波フォーカッシングの数値シミュレーション," 第 3 回数値流体力学シンポジウム講演論文集, **1**(1989), pp. 507-510.

(4) 超音波便覧編集委員会編，"超音波便覧," 丸善株式会社, **1**(1999).

Copyright © 2000 by JSCFD