超音波パルスの照射条件が微小気泡の体積振動に与える影響* (メカニカルインデックスと振動特性について)

宮本 武司^{*1}, 吉澤 晋^{*2}, 松本 洋一郎^{*3}

The Influence of the Insonation Conditions of Pulsed Ultrasound on Microbubble Volumetric Oscillations (On the Mechanical Index and the Oscillation Characteristics)

Takeshi MIYAMOTO^{*1}, Shin YOSHIZAWA and Yoichiro MATSUMOTO

^{*1}Diesel System Division, Bosch Corporation
3-13-26, Yakyu-cho, Higashimatsuyama-shi, Saitama, 355-8603 Japan

The influence of the insonation conditions of short-pulse and low-duty diagnostic ultrasound on the characteristics of microbubble volumetric oscillations in the initial bubble radius range from 0.2 to 2.0 micro meters has been numerically investigated by using a recent single bubble oscillation model. The results show that increasing insonation center frequencies with the constant values of the mechanical index reduces the maximum values of both of the in-bubble temperatures and the bubble-emitted sound pressures; increasing the values of that index with constant center frequencies reduces the resonant bubble radii; the maximum in-bubble temperatures and bubble-emitted pressures are correlated with the normalized minimum bubble radii more significantly than the normalized maximum radii.

Key Words : Microbubble, Cavitation, Numerical Simulation, Mechanical Index, Diagnosis

1. 緒 言

医用超音波診断装置の使用にあたっては、その安全性を確保するため、操作条件の範囲はいくつかの指標に基づいて制限されている。その指標のひとつにメカニカルインデックス (Mechanical index) がある。これは生体に対する超音波と微小気泡の力学的作用に関する指標であり、超音波パルスの負のピーク圧の絶対値 (MPa 単位) を中心周波数 (MHz 単位) の平方根で除して得られる。超音波診断はこの値がある基準値以下になるような条件で行われている。メカニカルインデックスは 1991 年に Apfel and Holland⁽¹⁾によって提案され、その後 AIUM (American Institute of Ultrasound in Medicine), NEMA (National Electrical Manufacturers Association) などによって超音波診断装置がリアルタイムで表示すべき指標とされている⁽²⁾。

Apfel and Holland⁽¹⁾の研究では、実用的な指標を見出すことが目的であるためか、水中または血液中で超音波を受ける微小気泡の内部温度の最大値のみが評価対象として採り上げられており、その計算は代数的な近似式によってなされている。一方、超音波の照射条件は、気泡内部の最大温度だけでなく、気泡半径の最大値や最小値、また気泡から放出される音圧に影響を与え、これらの諸量は互いに関連しあっている。とくに微小気泡を造影剤として使用する造影超音波診断を行う場合、気泡から放出される音圧の大きさは安全性だけでなく診断用に形成される画像の品質にも直接的に関係している。したがって超音波診断装置の安全性を確保しつつ診断画像の品質向上を図るには、メカニカルインデックスを含む超音波パルスの照射条件と先に述べた振動特性を表す諸量との関係を整理し、より包括的な知見を得ることが重要となる。そこで本研究では水中における超音波パルスの照射条件と上記諸量の関係を把握するために種々の条件で単一気泡の体積振動の数値シミュレーションを行った。

* 原稿受付 2010 年 10 月 6 日

^{*1} 正員, ボッシュ (株) (〒355-8603 埼玉県東松山市箭弓町 3-13-26)

^{*2} 正員, 東北大学 大学院工学研究科 (〒980-8579 宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05)

^{*3} 正員, フェロー, 東京大学 大学院工学系研究科 (〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1)

E-mail: takeshi.miyamoto@jp.bosch.com

2. 主な記号

C_v	:	定容比熱
I_M	:	メカニカルインデックス
L	:	凝縮潜熱
M	:	気泡内の気体などの質量
R	:	気泡半径
S	:	気泡表面積
T	:	気泡内部の温度
c	:	気泡周囲液体中の音速
h	:	エンタルピー
$\dot{m}$	:	質量流束
p	:	圧力
r	:	座標
t	:	時間
λ	:	熱伝導率
μ	:	粘性係数
ρ	:	密度
σ	:	表面張力

なお、とくに断りが無い限り、添字 0, ae , c , de , g , i , l , m , v , ∞ はそれぞれ初期値, 気泡からの放出 (音圧), 凝縮液滴, 界面への付着, 不凝縮ガス, 気泡界面, 液体, 混合気体, 蒸気, 無限遠方を意味する. またドットは時間微分を表す.

3. 計算モデルと計算条件

3・1 単一気泡の体積振動モデル

Apfel and Holland⁽¹⁾が用いた解析モデルが照射条件と気泡内部の最大温度との関係を表す近似式であるのに比べて, 本研究で用いたモデル⁽³⁾は体積振動そのものをシミュレートできるモデルである. 本モデルには周囲液体の圧縮性や表面張力, 気泡界面における凝縮と蒸発, 気泡界面を介した熱や不凝縮ガスの質量移動, 気泡内における蒸気・不凝縮ガスの相互拡散, 気泡内における液滴の発生成長, 蒸発, さらに液滴の気泡界面への付着など, より詳細な物理現象が考慮されている.

以下にモデル構築に用いられている主な仮定を示す.

- (1) 気泡は球対称を保って振動するものとする.
- (2) 圧力は気泡内部で一様であるものとする.
- (3) 気泡内の温度は気泡界面近くのごく一部を除いて一様であるとする.
- (4) 気泡内の気体は理想気体とする.
- (5) 気泡界面の温度は液体の温度に等しいものとする.
- (6) 気泡内の不凝縮ガスの分圧, 溶解度, 濃度の関係は Henry の法則に従うものとする.
- (7) 気泡内では液滴の合体, 分裂は起こらないものとする.

上記の仮定に基づいて導出された気泡の運動方程式は式 (1) のようになる⁽⁴⁾. また, 式 (1) 中に現れる圧力項は式 (2), (3) のように表せる⁽⁴⁾.

$$R\ddot{R}\left(1-\frac{2\dot{R}}{c_\infty}+\frac{\dot{m}}{\rho_{l\infty}c_\infty}\right)+\frac{3}{2}\dot{R}^2\left(1-\frac{4\dot{R}}{3c_\infty}+\frac{4\dot{m}}{3\rho_{l\infty}c_\infty}\right)-\frac{\ddot{m}R}{\rho_{l\infty}}\left(1-\frac{2\dot{R}}{c_\infty}+\frac{\dot{m}}{\rho_{l\infty}c_\infty}\right) \\ -\frac{\dot{m}}{\rho_{l\infty}}\left(\dot{R}+\frac{\dot{m}}{2\rho_{l\infty}}\right)+\frac{p_{l\infty}-p_{l,r=R}}{\rho_{l\infty}}-\frac{R\dot{p}_{l,r=R}}{\rho_{l\infty}c_\infty}=0 \quad (1)$$

$$p_{l\infty}=p_{l\infty 0}+p_d(t) \quad (2)$$

ただし、 p_d は照射超音波の音圧を表す。

$$p_{l,r=R}=p_v+p_g-\frac{\dot{m}^2(\rho_{vi}+\rho_{gi}-\rho_{l\infty})}{\rho_{l\infty}(\rho_{vi}+\rho_{gi})}-\frac{2\sigma}{R}-\frac{4\mu}{R}\left(\dot{R}-\frac{\dot{m}}{\rho_{l\infty}}\right) \quad (3)$$

また、気泡内部の混合体のエネルギー保存を表す式は以下のようになる。

$$\left(C_{vg}M_g+C_{vv}M_v+C_{vl}M_c\right)\frac{dT}{dt}-\frac{p_gM_g}{\rho_g^2}\frac{d\rho_g}{dt}-\frac{p_vM_v}{\rho_v^2}\frac{d\rho_v}{dt}-L\left(\frac{dM_c}{dt}\right) \\ -S\lambda_m\left(\frac{\partial T}{\partial r}\right)_{r=R}+\Delta h_g\frac{dM_g}{dt}+\Delta h_v\left(\frac{dM_v}{dt}+\frac{dM_c}{dt}\right)+\Delta h_l\left(\frac{dM_c}{dt}\right)_{de}=0 \quad (4)$$

式 (4) における Δh は気泡界面におけるエンタルピーの差を意味している。なお、気泡界面における温度勾配 $(\partial T / \partial r)_{r=R}$ の計算には杉山らのモデル⁽⁵⁾が用いられている。

本モデルには、さらに気泡周囲の液体の質量、運動量、エネルギーの各々の保存の式、均一核生成による液滴凝縮に関する式、気泡界面における熱・物質移動を表す式、液体中の不凝縮ガスの拡散方程式、Fujikawa の文献 (4) に基づいた気泡周囲の液体音圧場の計算式などが用いられている。本モデルの妥当性についてはすでに文献 (3) によって検証されており、気泡にステップ状の圧力変化が加えられたときの気泡半径応答について直接数値計算の結果との比較が行われている。より詳細な説明については文献 (3) を参照されたい。

3・2 計算条件

気泡周囲の液体は温度 293.15 K、圧力 0.1 MPa (式 (2) 右辺第 1 項) の水とした。液体中には種々の初期半径 R_0 を持つ気泡核が存在すると考えられるが、本研究では 0.2~2 μm の範囲の初期半径を持つ気泡を計算対象とした。また、超音波発生器から照射される超音波パルスを模擬するため、式 (2) 右辺第 2 項に現れる音圧 p_d に対して以下の式⁽⁶⁾を用いた。

$$p_d(t)=p_{dPP}\left\{\cos\left[2\pi f_d(t-t_c)\right]\right\}\exp\left\{-\frac{h_d^2(2\pi f_d)^2}{4}(t-t_c)^2\right\} \quad (5)$$

ただし、 $h_d=1/3$ である⁽⁶⁾。また、ここでは照射開始から中心周波数に対応する周期の 5 倍の時間が経過したときに最大音圧 p_{dPP} (正のピーク) が現れるように $t_c=5f_d$ とした。メカニカルインデックスの定義

$$I_{MI} = p_{dPN} (\text{in MPa}) / \sqrt{f_d (\text{in MHz})} \quad (6)$$

に用いられる負のピーク音圧 p_{dPN} は正のピークの前後に現れ、その大きさは正のピーク音圧 p_{dPP} の 0.7712 倍となる。したがってメカニカルインデックスを照射条件として用いたとしても実質的なパラメータは中心周波数 f_d と正のピーク音圧 p_{dPP} である。文献 (1) のように音圧と周波数それぞれに対して 1 MPa および 1 MHz で基準化した値を定義に用いたと考えればメカニカルインデックスは形式的には無次元量となるためか、通常、その単位が付記されることはないようである。その慣例に従って本論文においても単位の付記を省略しているが、実質的にはメカニカルインデックスは $[\text{MPa}/\text{MHz}^{1/2}]$ の単位を持つ有次元量と言える。

本研究ではまずメカニカルインデックス I_{MI} と照射超音波の中心周波数 f_d の組み合わせが気泡の振動特性に与える影響を調べるための計算を行った。さらに I_{MI} と体積振動特性の関係をより広い範囲で把握するため、および、気泡の体積振動特性を表す諸量間の関係を調べるため、ピーク音圧 p_{dPP} と中心周波数 f_d の組み合わせを系統的に変化させて計算を行った。

前者では、メカニカルインデックス I_{MI} が 0.05, 0.10, 0.20, 中心周波数 f_d が 1, 2, 4, 8 MHz, 気泡の初期半径 R_0 が 0.2, 0.25, および、0.3 から 2.0 μm まで 0.1 μm きざみの 20 種について合計 240 ケースの計算を行っている。また、後者では、1 MHz から 10 MHz までの 10 種 (1 MHz 間隔) の中心周波数 f_d と 0.05 MPa から 0.5 MPa (0.05 MPa 間隔) の 10 種のピーク音圧 p_{dPP} の組み合わせについて計算を行った。ただしこの場合、気泡核の初期半径 R_0 については 0.2, 0.25, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 1.0, 1.4, 2.0 μm の 10 種類とし、合計 1000 ケースの計算を行っている。

上記各条件下で中心周波数に対応する周期の 15 倍の時間を対象に計算を行い、この間の体積振動の数値シミュレーション結果から無次元最大および最小半径, R_{MAX}/R_0 , R_{MIN}/R_0 , 最大内部温度 T_{MAX} , 最大放出音圧 P_{aeMAX} を求めた。ただし、条件の組み合わせによっては気泡界面の温度が臨界温度 647.31 K 以上になる場合がある。そのような場合はここで用いたシミュレーションモデルの適用範囲を超えているため計算結果から除外した。

1 ケース分の計算例として、中心周波数 f_d が 2 MHz で最大音圧 p_{dPP} が 0.25 MPa の照射超音波パルスを初期半径 1 μm の気泡に照射したときの体積振動のシミュレーション結果を図 1~4 に示す。図 1 は照射超音波の音圧 p_d の波形であり、図 2~4 は、それぞれ気泡半径 R , 気泡内部の温度 T , 気泡からの放出音圧 P_{ae} が時間経過に伴って変化する様子を示したものである。

Fig. 1 An example of diagnostic ultrasonic pulses, p_d , modeled by Eq.(5) ($p_{dPP} = 0.25 \text{ MPa}$, $f_d = 2 \text{ MHz}$).

Fig. 2 An example of predicted time histories of the bubble radius, R ($p_{dPP} = 0.25 \text{ MPa}$, $f_d = 2 \text{ MHz}$, $R_0 = 1.0 \mu\text{m}$).

Fig. 3 An example of predicted time histories of the in-bubble temperature, T ($p_{dpp} = 0.25$ MPa, $f_d = 2$ MHz, $R_0 = 1.0$ μ m).

Fig. 4 An example of predicted time histories of the bubble-emitted sound pressure, P_{ae} ($p_{dpp} = 0.25$ MPa, $f_d = 2$ MHz, $R_0 = 1.0$ μ m).

なお、本研究では体積振動の特性を表す量として振動の大きさを直接的に表している無次元最大半径、最小半径だけでなく、気泡内部の最大温度 T_{MAX} と気泡から放出される音圧の最大値 P_{aeMAX} を選んだ。その理由を以下に述べる。気泡内部の最大温度はエネルギーの集中度合いを表している。メカニカルインデックスの定義は、この集中したエネルギーが生体組織に損傷を与える根源になっているという考えに基づいて求められたものである。ここでもこの考え方に従って気泡内部の最大温度 T_{MAX} を評価対象として選んだ。一方、集中したエネルギーがどのような形態をとって生体組織に影響を与えるのか、その直接的な機構については未だ明確にされているとは言えない。しかし、組織を損傷する力学的原因のひとつに気泡から放出される音圧が挙げられており、少なくともこの考えに基づいて結石を破壊する方法が提案されている⁷⁾。そこで生体組織に直接影響を与えうる量として P_{aeMAX} も評価対象として選んだ。放出音圧は気泡に近いほど大きくなるため、安全性の観点からは気泡近傍での音圧の大きさを知ることが重要である。本研究では放出音圧 P_{ae} の観測位置を気泡中心から 0.1 mm 離れた位置に固定した。放出音圧は気泡から観測位置までの距離の関数となっているので、距離 0.1 mm における放出音圧を基にして任意の位置における音圧を容易に計算することができる。たとえば画像診断用の音圧受感部の位置が分かれば、距離 0.1 mm での値を用いて診断用の音圧を容易に求めることができる。

4. 計算結果と考察

4・1 メカニカルインデックスの値が体積振動特性に与える影響

図 5～10 に最大気泡内温度と最大放出音圧（対数表示）の計算結果を示した。各々の中心周波数に応じて共振する初期半径があり、それらが最大気泡内温度や最大放出音圧のピーク値を与えている。2 MHz 以上の場合、中心周波数が大きいほど、すなわち共振半径が小さいほど、これらの最大値は小さくなっている。このような傾向が現れるのは、振幅に対する表面張力等の影響が I_{MI} の定義に考慮されていないためである。また、これらの図から、 I_{MI} が増加するにつれてそれぞれの中心周波数に対する共振半径が減少し、また半径に対する分布形状も変わることがわかる。これは非線型効果と言うべきもので、 I_{MI} と造影超音波画像の質との関係が単純ではないことを意味している。たとえば、中心周波数を固定して単純に I_{MI} を増加させると、この非線型効果によって微小気泡造影剤の初期半径の分布範囲よりも小さい側に共振点に移り、造影剤としての気泡から放出される音圧信号を効率的に増幅できない可能性がある。すなわち効率的に造影超音波画像の質を上げられない可能性がある。しかし、微小気泡造影剤の振動特性に合わせて最適な I_{MI} と中心周波数の選択を行うことができれば I_{MI} の増加を最小限に抑えながら画像の質を効率的に上げることができる。

Fig. 5 The maximum in-bubble temperature, T_{MAX} as a function of the initial bubble radius, R_0 ($f_d = 1, 2, 4$, and 8 MHz, $I_{MI} = 0.05$).

Fig. 6 The maximum bubble-emitted sound pressure, P_{aeMAX} as a function of the initial bubble radius, R_0 ($f_d = 1, 2, 4$, and 8 MHz, $I_{MI} = 0.05$).

Fig. 7 The maximum in-bubble temperature, T_{MAX} as a function of the initial bubble radius, R_0 ($f_d = 1, 2, 4$, and 8 MHz, $I_{MI} = 0.10$).

Fig. 8 The maximum bubble-emitted sound pressure, P_{aeMAX} as a function of the initial bubble radius, R_0 ($f_d = 1, 2, 4$, and 8 MHz, $I_{MI} = 0.10$).

Fig. 9 The maximum in-bubble temperature, T_{MAX} as a function of the initial bubble radius, R_0 ($f_d = 1, 2, 4$, and 8 MHz, $I_{MI} = 0.20$).

Fig. 10 The maximum bubble-emitted sound pressure, P_{aeMAX} as a function of the initial bubble radius, R_0 ($f_d = 1, 2, 4$, and 8 MHz, $I_{MI} = 0.20$).

図 11, 12 は気泡内部の最大温度と気泡から放出される音圧の最大値をそれぞれ I_{MI} に対してプロットしたものである。また, 図 13, 14 は, 気泡の無次元最大半径と無次元最小半径の逆数をそれぞれ I_{MI} に対してプロットしたものである。ただし, I_{MI} が 0.25 を超えると気泡の気液界面温度の最大値が臨界温度を超えるような計算ケースが現れはじめたので横軸は I_{MI} が 0.25 までとしてある。ところで, Apfel and Holland⁽¹⁾は, I_{MI} の定義を求めるため, 気泡内部の温度がある値に達するための超音波の照射条件を数値計算によって調べている。そして, 超音波パルスの負のピーク圧の絶対値 (MPa 単位) の 2.1 乗を中心周波数 (MHz 単位) で除した値が一定値 0.06 に達するときに気泡内部の最大温度が 5000 K に達する, という結果を得た。次いで負のピーク圧の指数 2.1 を 2.0 に近似することによって I_{MI} の自乗の定義を見出している。この結果を基に 5000 K に対応する I_{MI} の値を近似的に求めると約 0.245 となるが, 図 11 を見るとその I_{MI} の値では最高温度は 3000 K にも達しない。本計算のほうがより詳細なモデルを用いており, とくに熱の授受がより詳細に考慮されていること, そして照射超音波の波形が違うことがこのような結果の違いに現れたと言える。なお, Apfel and Holland⁽¹⁾は上記のような方法で I_{MI} の定義を求めているが, その閾値自体は数値計算結果ではなく実験結果を参照して推奨している。したがって本計算が Apfel and Holland⁽¹⁾のものに比べて低い気泡内部最大温度を与えても I_{MI} の閾値そのものには影響しない。

Fig. 11 Plot of the maximum in-bubble temperature, T_{MAX} , against the mechanical index, I_{MI} .

Fig.12 Plot of the maximum bubble-emitted sound pressure, $P_{ae\ MAX}$, against the mechanical index, I_{MI} .

Fig. 13 Plot of the normalized maximum radius, R_{MAX}/R_0 , against the mechanical index, I_{MI} .

Fig.14 Plot of the reciprocal of the normalized minimum radius, R_{MIN}/R_0 , against the mechanical index, I_{MI} .

I_{MI} が 0.25 以下の場合に限られるものの、任意の I_{MI} に対して各特性量がとりうる値の範囲が図 11～図 14 によってほぼ明らかになったと言える。これらの図や図 5～10 が示すように、ある一定の I_{MI} に対して各量は様々な値をとり得る。しかし、 I_{MI} を安全指標として使う限りは、様々な大きさの気泡核が存在することを考慮し、着目した I_{MI} に対する最大値、すなわち共振条件下の最大値のみが重要と言える。また、共振条件下の最大値は、共振半径の大きさによって異なった値をとりうる。例えば図 9 に示したように、中心周波数が 8 MHz の場合、共振半径が非常に小さくなり、共振条件下の最大値は他の中心周波数の条件の場合に比べて小さくなる傾向がある。そしてこの場合は、中心周波数に応じて共振半径が大きくなると中心周波数に関わらず最大値はほぼ一定となる傾向を示している。図 11～14 において見られる各 I_{MI} に対する各量の最大値はそのような場合も含めて種々の共振条件における値の最大値を意味している。これらの図から、 I_{MI} が増加すると I_{MI} に対する各量の最大値はどの量についても単純に増加するということがわかる。この結果は、Apfel and Holland⁽¹⁾ の I_{MI} の定義が実用的な安全指標の定義として妥当であることを支持するものである。

4・2 気泡の体積振動特性を表す諸量間の関係

図 15, 16 にそれぞれ気泡の無次元最大半径に対する最大気泡内温度の関係、および、無次元最小半径の逆数に対する最大気泡内温度の相関関係を示す。同様に、図 17, 18 に無次元最大半径、無次元最小半径の逆数それぞれと最大放出音圧との関係を示す。なお、これらのグラフには気泡界面の温度が臨界温度以下であれば I_{MI} が 0.25

Fig.15 Plot of the maximum in-bubble temperature, T_{MAX} , against the normalized maximum radius, R_{MAX}/R_0 .

Fig.16 Plot of the maximum in-bubble temperature, T_{MAX} , against the reciprocal of the normalized minimum radius, R_{MIN}/R_0 .

Fig.17 Plot of the maximum bubble-emitted sound pressure, $P_{ae\ MAX}$, against the normalized maximum radius, R_{MAX}/R_0 .

Fig.18 Plot of the maximum bubble-emitted sound pressure, $P_{ae\ MAX}$, against the reciprocal of normalized minimum radius, R_{MIN}/R_0 .

以上のデータもプロットされている．図 15～18 から，無次元最大半径よりも無次元最小半径のほうが最大温度だけでなく最大放出音圧とも強い相関があることがわかる．気泡から放出される正の音圧は収縮した気泡が周囲の液体を押し戻すときの界面の運動によって発生する．そしてそのときの界面の運動に直接寄与するのが最大気泡内圧力である．最大気泡内圧力は最大気泡内温度と同様に無次元最小半径と熱力学的に関係している．最大放出音圧と最小半径との間に強い相関関係があるのは以上のような理由による．

無次元最大半径と他の諸量との相関が比較的弱い理由を説明するために図 19, 20 に初期半径に対する無次元最大半径と無次元最小半径の逆数のグラフを I_{MI} が 0.1 の場合について示す．これらの図と図 7, 8 を比べると，無次元最大半径に関する共振点の位置や数が他の諸量の場合と違っていることがわかる．このことが無次元最小半径に比べて無次元最大半径のほうが他の諸量との相関が弱い直接的原因である．

Fig. 19 The normalized maximum radius, R_{MAX}/R_0 , as a function of the initial bubble radius, R_0 ($f_d = 1, 2, 4$, and 8 [MHz], $I_{MI} = 0.10$).

Fig. 20 The reciprocal of the normalized minimum radius, R_0/R_{MIN} , as a function of the initial bubble radius, R_0 ($f_d = 1, 2, 4$, and 8 [MHz], $I_{MI} = 0.10$).

5. 結 語

医療分野における診断用超音波パルスの照射条件と微小気泡の体積振動特性との関係を把握することを目的として種々の条件で水中における単一気泡の体積振動の数値シミュレーションを行った．本計算条件の範囲に関して得られた結論は以下のとおりである．

- (1) メカニカルインデックス I_{MI} の定義には音圧と中心周波数のみが用いられており，表面張力等の他の効果が考慮されていない．そのため， I_{MI} 値一定の条件下では，照射超音波の中心周波数が大きいほど，すなわち気泡の共振半径が小さいほど，共振半径に対応する最大気泡内温度，および最大放出音圧は小さくなる．
- (2) 照射超音波パルスの中心周波数を一定とした条件下では I_{MI} が大きいほど，すなわち照射超音波パルスのピーク音圧が大きいほど，気泡の共振半径は小さくなる．この特徴を応用して照射超音波の中心周波数と I_{MI} との組み合わせを最適化すれば I_{MI} の増加を最小限に抑えつつ造影超音波画像の質を効率的に向上させることができる．
- (3) 気泡内部の最大温度，気泡からの最大放出音圧ともに無次元最大半径より無次元最小半径との相関が強い．
- (4) 共振条件下における気泡内部の最大温度と気泡からの最大放出音圧はともに I_{MI} の増加に伴って単純に増加するという結果が得られた．この結果は，Apfel and Holland⁽¹⁾ の I_{MI} の定義が実用的な安全指標の定義として妥当であることを支持するものである．

文 献

- (1) Apfel, R.E. and Holland, C.K., "Gauging the Likelihood of Cavitation from Short-Pulse, Low-Duty Cycle Diagnostic Ultrasound", *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 17, No.2 (1991), pp. 175-185.
 - (2) American Institute of Ultrasound in Medicine, "*The Standard for Real-Time Display of Thermal and Mechanical Acoustic Output Indices on Diagnostic Ultrasound Equipment*", AIUM/NEMA (1992).
 - (3) 吉澤晋, 高木周, 松本洋一郎, "超音波音場における気泡の成長 (2 周波数重畳法による rectified diffusion の増強効果)", 日本機械学会論文集 B 編, Vol. 75, No.752 (2009), pp. 142-149.
 - (4) Fujikawa, S. and Akamatsu, T., "Effects of the non-equilibrium condensation of vapor on the pressure wave produced by the collapse of a bubble in a liquid", *Journal of Fluid Mechanics*, Vol.97, No.3 (1980) pp. 481-512.
 - (5) 杉山和靖, 高木周, 松本洋一郎, "気泡半径運動に対する熱的減衰効果の新たな次元縮約モデル (第 2 報, 数値シミュレーションによるモデルの検証)", 日本機械学会論文集 B 編, Vol. 71, No.705 (2005), pp. 1239-1246.
 - (6) Hilgenfeldt, S. and Lohse, D., "The Acoustics of Diagnostic Microbubbles: Dissipative Effects and Heat Deposition", *Ultrasonics*, Vol. 38, Issue 1-8 (2000), pp.99-104.
 - (7) Ikeda, T., Yoshizawa, S., Tosaki, M., Allen, J.S., Takagi, S., Ohta, N., Kitamura, T. and Matsumoto, Y., "Cloud Cavitation Control for Lithotripsy Using High Intensity Focused Ultrasound", *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 32, Issue 9 (2006), pp.1383-1397.
-