

高強度超音波の測定を目的とした 堅牢ハイドロホンの開発

Development of Tough Hydrophone for Measurement of
High Intensity Ultrasound

竹内真一 Shinichi TAKEUCHI

アブストラクト 近年、医療分野や産業分野では、高強度超音波が広く使用されるようになってきた。このような高強度の超音波音場では、音響キャビテーションの影響によりハイドロホンの電極や圧電振動子が破損するため音場の測定ができなかった。そこで、我々は、音響キャビテーションの発生を伴う高強度の超音波音場でも破損せずに測定可能な堅牢ハイドロホンを開発している。本稿では、堅牢性もあり化学的にも安定な金属であるチタン製前面板（受音板）の裏面に水熱合成 PZT 多結晶膜を成膜し、背板にもチタンを用いることにより音響キャビテーションの発生を伴う強力な音場でも壊れないように工夫した強力超音波測定用の堅牢ハイドロホンについて報告する。

キーワード 堅牢ハイドロホン、高強度超音波音場、チタン製前面板、チタン製前面板、PZT 多結晶膜の水熱合成

Abstract In recent years, high intensity ultrasound has been widely used in medical and the industrial applications. However, the sound field could not be measured because the electrode or piezoelectric vibrator of the hydrophone was damaged by acoustic cavitation. Therefore, we have developed a tough hydrophone that can be used for measurement without damage even in high intensity ultrasound fields with the occurrence of acoustic cavitation. In this paper, the tough hydrophone for measuring high intensity ultrasound with the occurrence of acoustic cavitation is reported. This hydrophone is fabricated by hydrothermally deposition of a PZT polycrystalline film on the back surface of a titanium front plate and the use of titanium backing.

Key words tough hydrophone, high intensity ultrasound field, titanium front plate, titanium backing, hydrothermal deposition of PZT polycrystalline film

1. はじめに

近年、様々な領域で高強度の超音波を用いる傾向にある。例えば、医療分野では超音波を集束させて治療対象部位の周辺だけに高強度の超音波音場を形成して、周囲の正常細胞に悪影響を及ぼすことなく悪性腫瘍だけを選択的に細胞死させる高密度焦点式超音波（HIFU: High Intensity Focused Ultrasound）という治療法が注目されている^{(1)~(5)}。この治療法の安全性の確保と発展のためには、治療対象領域での正確な超音波音圧や音響強度の測定技術が必要である。また、産業分野においても半導体や精密部品を傷つけずに効率良く超音波洗浄するためにも、洗浄槽内の超音波の強度や音圧の空間分布の計測が必要とされている^{(6),(7)}。これらの超音波応用機器や超音波トランスデューサから照射される超音波の音圧の空間分布（音場）はハイドロホンと呼ばれる水中用標準マイ

クロホンを使用して評価が行われている^{(8),(9)}。しかし、このような高強度の超音波音場では、音響キャビテーションなどの影響によりハイドロホンの電極や圧電振動子が破損して測定不能であった。そこで、我々は、音響キャビテーションの発生を伴う高強度の超音波音場でも破損せずに測定可能な堅牢ハイドロホンを開発している^{(9)~(49)}。本稿では、堅牢性もあり化学的にも安定な金属であるチタン製前面板（受音板）の裏面に水熱合成 PZT 多結晶膜を成膜し、HIFU 装置の焦点や超音波洗浄装置の洗浄槽内のような音響キャビテーションの発生を伴う強力な音場で測定しても壊れないように工夫した強力超音波測定用の堅牢ハイドロホンについて報告する。

2. 固有音響インピーダンスの低い背板を用いた 初期型（第 1 世代）堅牢ハイドロホン

当研究室で開発した初期型（第 1 世代）の堅牢ハイドロホンの構造を図 1 に示す^{(9),(10)}。受音面を直径 3.7 mm、厚さ 50 μm の丈夫なチタン製前面板とした堅牢な HIFU 用ハイドロホンを試作した。チタン製前面板（受音板）の裏側に厚さ 15 μm の水熱合成 PZT 多結晶膜を成膜している。また、このハイドロホンは約 3 MRayl ($3 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$) の固有音響

竹内真一 正員：シニア会員 桐蔭横浜大学医用工学部臨床工学科
E-mail shin1@toin.ac.jp
Shinichi TAKEUCHI, Senior member (Faculty of Biomedical, Toin University of
Yokohama, Yokohama-shi, 225-8502 Japan)
電子情報通信学会 基礎・境界ソサイエティ
Fundamentals Review Vol.13 No.1 pp.47-57 2019年7月
©電子情報通信学会 2019

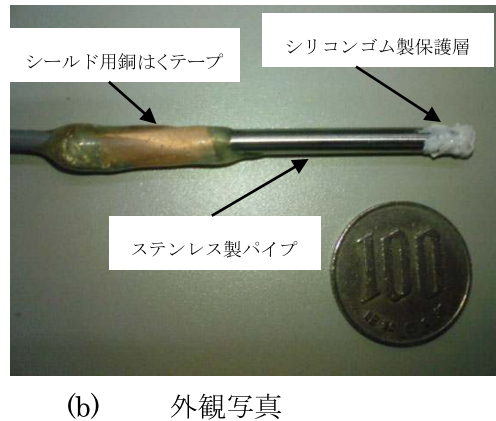
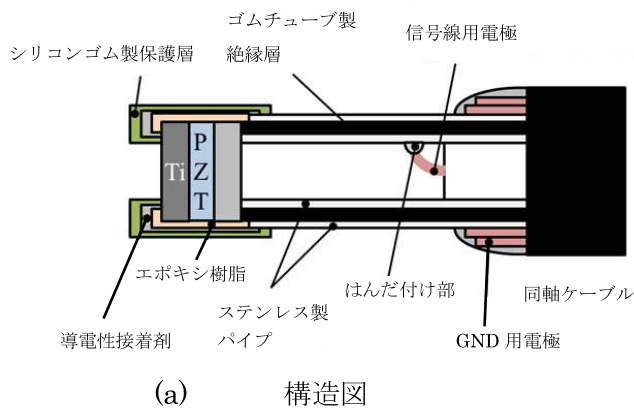


図1 低固有音響インピーダンス背板を用いた初期型（第1世代）の堅牢ハイドロホン（改編，転載 Copyright© 2010 IEICE）出典：文献(10) Fig. 4, 改編，転載

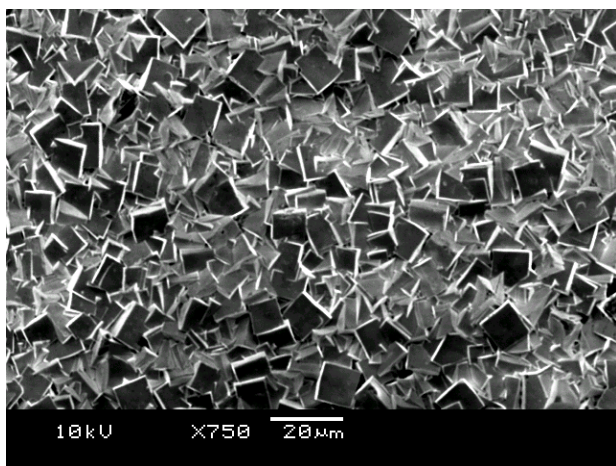


図2 水熱合成 PZT 多結晶膜の走査形電子顕微鏡；Scanning Electron Microscope (SEM) 画像（転載，Copyright© 2010 IEICE）出典：文献(10) Fig. 2 からの転載

インピーダンスを有する導電性エポキシ樹脂で水熱合成 PZT 多結晶膜の裏面を覆っている。水熱合成 PZT 多結晶膜の走査形電子顕微鏡；Scanning Electron Microscope (SEM) 画像の一例を図2に示す^{(9), (10)}。

直径 3.7 mm、厚さ 50 μm のチタン製前面板の裏面に水熱合成法で厚さ約 15 μm の PZT 多結晶膜を成膜して円形ユニモルフ振動体を作製する。圧電素子は信号線用の内部導体として用いるステンレスパイプ（外径：1.44 mm、内径：0.51 mm）の端に接着した。圧電素子を端面に接着した信号線として使用される内部導体用ステンレスパイプを、電気的絶縁用のゴムチューブに挿入した後、GND 及びシールドとして使用されるステンレス鋼管（外径：3.3 mm、内径 2.3 mm）の中に挿入した。我々のハイドロホンは、このように受音センサの存在する端部以外は同軸構造となっている。同軸ケーブルの信号線用の内部導体を内側の真ちゅうパイプに接続し、同軸ケーブルの GND 線用外部導体を外側の

ステンレス製のパイプに接続してある。内側のステンレスパイプと外側のステンレス製パイプをゴムチューブによって電気的に分離した構造になっている。

エポキシ系導電性樹脂製の低固有音響インピーダンス背板を用いた初期型（第1世代）堅牢ハイドロホンをを用いて HIFU（Chongqing Haifu Technology Co., Ltd, Type. H16L110：1.6 MHz）装置によって形成する集束音場の焦点において超音波波形の計測実験を行ってきた。当初の予想どおり、強力超音波音場である HIFU の焦点にこのハイドロホンを設置して超音波照射を行っても壊れることなく測定することができた。この HIFU 装置の写真と測定中の様子を示した写真を図3の(a)及び(b)に示す。しかし、本来 HIFU の焦点のような強力超音波音場における超音波波形は非線形効果の影響で特有の波形ひずみを含んでいるはずであるが、このハイドロホンからの出力波形には強力超音波の非線形効果に基づく波形ひずみを確認することができなかった。周波数 1.6 MHz で、設定出力 250 W に設定した HIFU 装置の形成する集束音場の焦点に設置して計測したこのハイドロホンの出力波形を図4に示す。また、このハイドロホンの受波感度の周波数特性を図5に示す。

この第1世代の堅牢ハイドロホンの受波感度の周波数特性は、図5に示すように高周波領域において受波感度が低下しているために HIFU 音場の焦点に設置したハイドロホンの出力波形が非線形ひずみを再現できなかったものと考えられる^{(9)~(10)}。

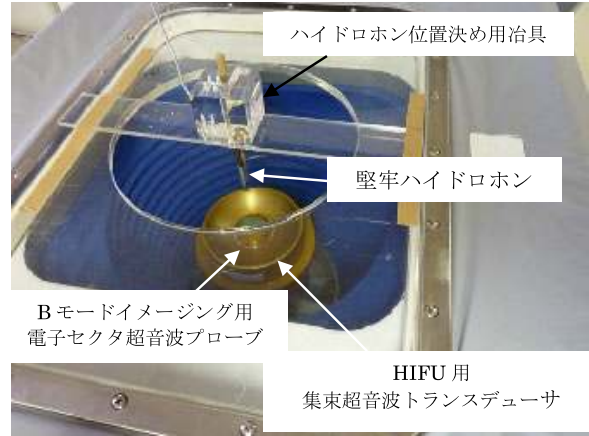
3. 数値シミュレーションによる堅牢ハイドロホンの設計

我々は、MASON の等価回路⁽⁵⁰⁾、Sittig の伝達関数⁽⁵¹⁾に基づく数値シミュレーションを用いて、堅牢ハイドロホンの受波感度の周波数特性を改善する方法を検討した。前述の高い周波数領域でも受波感度の低下しない広帯域な受波感度の周波数特性を有する堅牢ハイドロホンの設計をすることが本章



(a) HIFU 装置

(Chongqing Haifu Technology, Type. H16L110: 1.6)



(b) 実験風景

(HIFU トランスデューサの焦点に設置したハイドロホン)

図3 実験に使用した HIFU 装置 (Chongqing Haifu Technology Co., Ltd, Type. H16L110: 1.6 MHz) と初期型 (第 1 世代) 堅牢ハイドロホンをセットした実験風景 (改編, 転載, Copyright© 2010 IEICE)

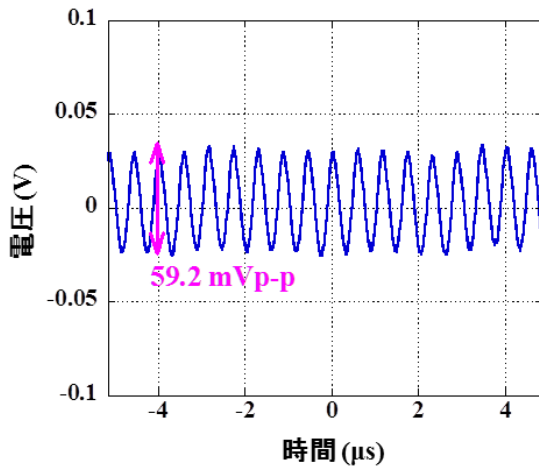


図 4 HIFU 治療装置 (Chongqing Haifu Technology Co., Ltd, Type. H16L110: 1.6 MHz) の焦点に設置したエポキシ樹脂系導電性樹脂基板を有する初期型 (第 1 世代) 堅牢ハイドロホンの出力波形 (転載, Copyright© 2010 IEICE) 出典: 文献(10) Fig. 16 からの転載

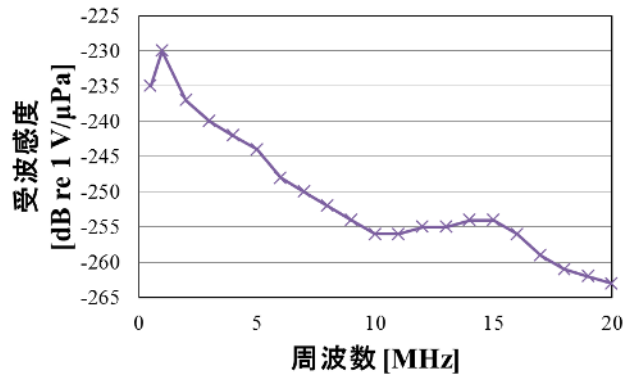
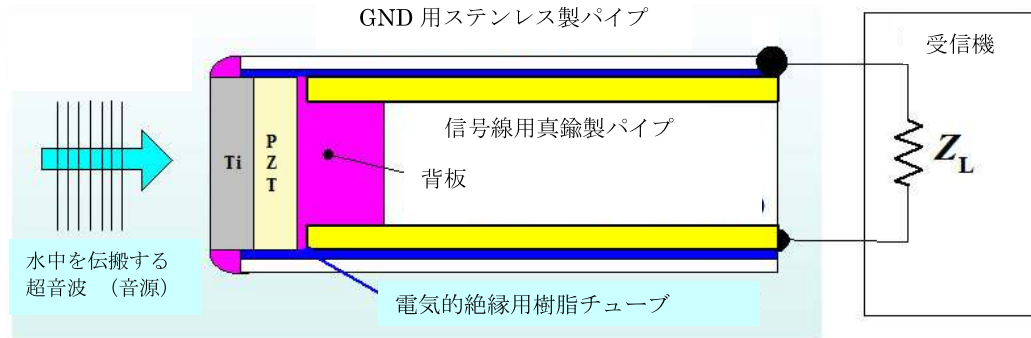


図 5 エポキシ樹脂系導電性樹脂基板を有する初期型 (第 1 世代) 堅牢ハイドロホンの受波感度の周波数特性 (改編, 転載 Copyright© 2011 IEICE) 出典: 文献(11) Fig. 2 からの改編, 転載

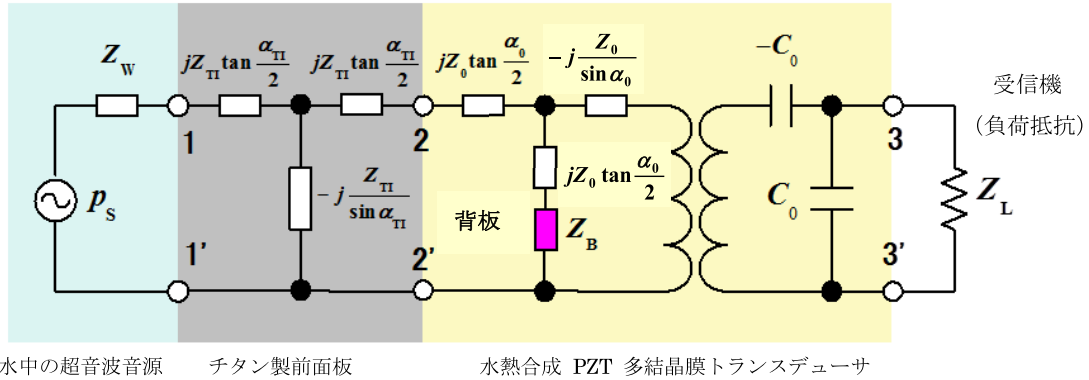
の目的である。ハイドロホンの等価回路を図 6 に示す。水熱合成 PZT 圧電多結晶膜を MASON の等価回路で表し、前面板や接着層などは一次元音響伝送線路モデルを用いて表現した。図 6 (a) は、我々の提案した堅牢ハイドロホンの構成を示した図であり、図 6 (b) は MASON の等価回路と一次元伝送線路を用いた堅牢ハイドロホンの等価回路モデル、図 6 (c) は F パラメータマトリックスを用いた堅牢ハイドロホンの等価回路モデルである^{(11), (12)}。図 6 の等価回路を F パラメータ四端子マトリックスで表し、その F パラメータ A, B, C, D を式(1)で示す Sittig の伝達関数に代入することにより堅牢ハイドロホンの受波感度の周波数特性 (伝達関数) を計算することができる。この伝達関数を式(1)に示す^{(11), (12)}。

$$T(f) = \frac{V_L}{P_s} = \frac{Z_L}{A \cdot Z_w + B + Z_L \cdot (C \cdot Z_w + D)} \quad (1)$$

図 6 の等価回路中において $\alpha_0 = \frac{\omega \cdot l_0}{v_0}$ のとき、 ω は角周波数、 l_0 は水熱合成 PZT 多結晶膜の厚さ、 v_0 は水熱合成 PZT 多結晶膜の音速、 Z_0 は水熱合成 PZT 多結晶膜の固有音響インピーダンスで、 Z_B はバッキング材の固有音響インピーダンスである。又、 $\alpha_{Ti} = \frac{\omega \cdot l_{Ti}}{V_{Ti}}$ であり、 l_{Ti} はチタン製前面板の厚さ、 V_{Ti} はチタンの音速、 Z_{Ti} はチタンの固有音響インピーダンスである。 Z_w は水の固有音響インピーダンス、 Z_L は電気負荷インピーダンス (例えば、受信機やオシロスコープの入力インピーダンス) であり、 P_s はハイドロホンの受音面上の位置での音圧、 V_L は観測された受信電圧である。数値シミュレーションに使用する堅牢ハイドロホンの各部の材料特性と寸法を表 1 に示す。堅牢ハイドロホンの背板



(a) 堅牢ハイドロホンの構成図

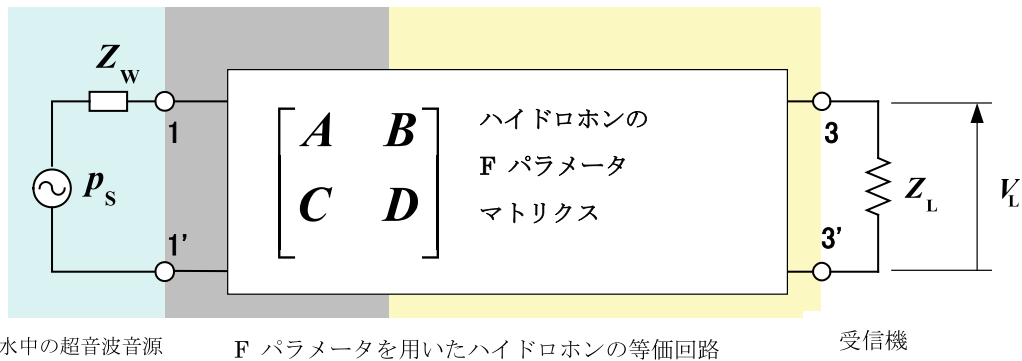


水中の超音波音源 チタン製前面板 水熱合成 PZT 多結晶膜トランスデューサ

(b) MASON の等価回路と一次元伝送線路を用いた堅牢ハイドロホンの等価回路モデル

$\alpha_0 = \omega \times l_0 / v_0$, $\alpha_{Ti} = \omega \times l_{Ti} / v_{Ti}$, l_0 は水熱合成 PZT 多結晶膜の厚さ, l_{Ti} はチタン製前面板の厚さ

Z_0 は水熱合成 PZT 多結晶膜の固有音響インピーダンス, Z_{Ti} はチタン製前面板の固有音響インピーダンス



水中の超音波音源 F パラメータを用いたハイドロホンの等価回路 受信機

(c) F パラメータマトリクスを用いた堅牢ハイドロホンの等価回路モデル

図 6 MASON の等価回路と一次元音響伝送線路モデルに基づく堅牢ハイドロホンの等価回路 (改編, 転載 Copyright © 2011 IEICE) 出典: 文献(11)Fig. 2 からの改編, 転載

(バックング材) に想定する固有音響インピーダンス Z_0 が受波感度の周波数特性に及ぼす影響を数値シミュレーションによって計算した. 水熱合成 PZT 膜の膜厚を $15 \mu\text{m}$, 前面板 (受信板) としているチタン板の厚さを $50 \mu\text{m}$, 全ての部材の直径を 3.7 mm として数値シミュレーションを行った.

背板の固有音響インピーダンスを 0.1 MRayl から 30 MRayl に変化させて数値シミュレーションを行い, 受信感度の周波数特性が最も広帯域で平坦になる条件を最適条件として決定した^{(10), (11)}.

図 6 に示した堅牢ハイドロホンの等価回路と式(1)の伝達

関数を用いて, 計算したハイドロホンの背板の固有音響インピーダンスとの受波感度の周波数特性の関係を図 7 に示す. 図 7(a) から背板の固有音響インピーダンスが 0.03 MRayl (空気に相当), 3 MRayl (エポキシ樹脂などのプラスチックに相当) のように低いと水熱合成 PZT 多結晶振動子の基本共振のピーク周波数が約 33 MHz 付近に現れ, 背板の固有音響インピーダンスが低いほど, 共振が鋭くなる (Q 値が大きくなる) ことが分かる. このときの共振周波数は水熱合成 PZT 多結晶振動子の二分の一波長共振に相当する. 背板の固有音響インピーダンスが 30 MRayl と高い場合, 水熱合成

表 1 数値シミュレーションに用いた堅牢ハイドロホンの各部の材料特性と寸法 (改編, 転載 Copyright © 2011 IEICE)

| 構成要素 | 項目 | 数値 |
|----------------------|----------------------|---|
| ハイドロホン | 直径 d | 3.7 mm |
| Ti 製前面板 | 厚さ l_{Ti} | 50 μm |
| | 密度 ρ_{Ti} | 4,700 kg/cm ³ |
| | 音速 v_{Ti} | 6,000 m/s |
| | 固有音響インピーダンス Z_{Ti} | $27 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ |
| 水熱合成 PZT 多結晶膜 (圧電素子) | 厚さ l_0 | 15 μm |
| | 音速 v_0 | 2,000 m/s |
| | 固有音響インピーダンス Z_0 | $17 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ |
| | 比誘電率 ϵ_s | 415 |
| | 電気機械結合係数 k_t | 40% |
| 背板 | 固有音響インピーダンス Z_B | $0.1 \times 10^6 \sim 30 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ |

出典: 文献(11) Table 1 からの改編 (英語→日本語), 転載

PZT 多結晶振動子の基本共振のピーク周波数が約 14 MHz 付近にあらわれ、共振の Q 値が小さくなることから、このときの共振周波数は水熱合成 PZT 多結晶膜振動子の四分の一波長共振の周波数に相当する。一方、図 7(b)には、現状のハイドロホンに最も求められている 10 MHz までの周波数範囲の受波感度の周波数特性の計算結果を示す。この計算結果から背板の固有音響インピーダンスが 10 MRayl 以下と低い場合には、高い周波数ほど受波感度が低下することが分かった。背板の固有音響インピーダンスが 20 MRayl 程度のときには、受波感度の周波数特性が最も平坦になり、背板の固有音響インピーダンスが大きくなると (例えば 30 MRayl), 周波数が高くなるとともに、受波感度が増大することも分かった^{(10), (11)}。

これらの結果から、背板の固有音響インピーダンスを前面板の固有音響インピーダンスに近い値にすると受波感度の周波数特性が比較的平坦にできることが期待できると分かった。我々の提案するハイドロホンで圧電振動子として用いて

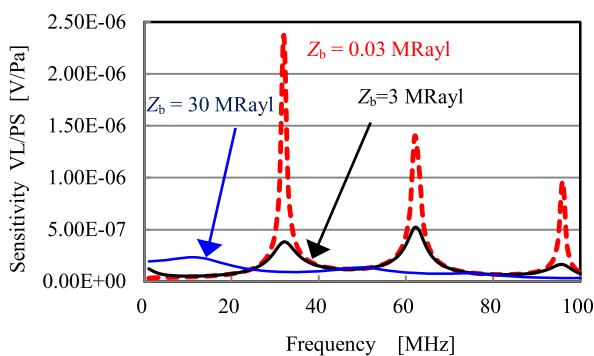
いる水熱合成 PZT 多結晶膜は厚さが 15 μm 程度と非常に薄く、固有音響インピーダンスも比較的チタン製前面板の固有音響インピーダンスに近いので、背板に前面板と固有音響インピーダンスに近い値を有する材料を用いると、前面板⇄圧電振動子⇄背板の境界における反射を抑制できるので、受波感度の周波数特性も平坦化できるものと考察している。

4. 適切な固有音響インピーダンスの背板を用いた第 2 世代堅牢ハイドロホン

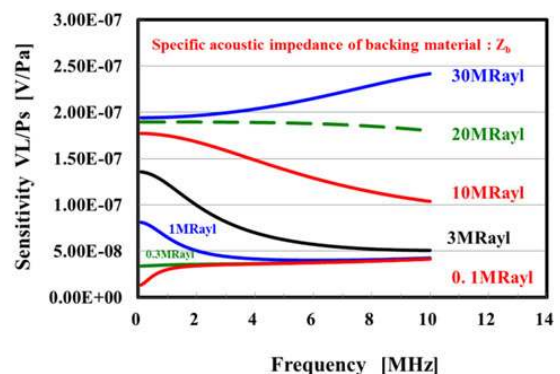
前章で記述したように、等価回路を用いたコンピュータシミュレーションの結果、背板に固有音響インピーダンスが前面板と近似した材料を使用することで、受波感度の周波数特性を平坦化することができる可能性が示唆されたので、そのような構成の新しい堅牢ハイドロホンを開発することにした。これまでに第 2 世代から第 6 世代まで 5 種類の構成の堅牢ハイドロホンを検討した^{(13), (52)}。本章では、前述のコンピュータシミュレーションの結果に基づいて、適切な固有音響インピーダンスの背板 (すず, 亜鉛, チタン) を有する第 2 世代の堅牢ハイドロホンについて解説する。

4.1 第 2 世代堅牢ハイドロホンの構造と受波感度の周波数特性^{(13)~(19), (21), (23)}

前述のコンピュータシミュレーションの結果^{(10), (11)}に基づいて、背板がすず, 亜鉛, チタンの堅牢ハイドロホンを試作した。厚さ 50 μm のチタン製前面板の裏面に厚さ 15 μm の PZT 多結晶膜を水熱合成法によって成膜した直径 3.5 mm の円形ユニモルフ振動体に、背板 (バックング材) 兼信号線として直径 2 mm のすず棒あるいはチタン棒を接着した。接着には、フィラーとして銀の微粒子を含むアクリル系の導電性接着剤を使用した。すずの固有音響インピーダンスは約 24 MRayl ($24 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$) であり、チタンの固有音響インピーダンスは約 27 MRayl ($27 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$) である。こ

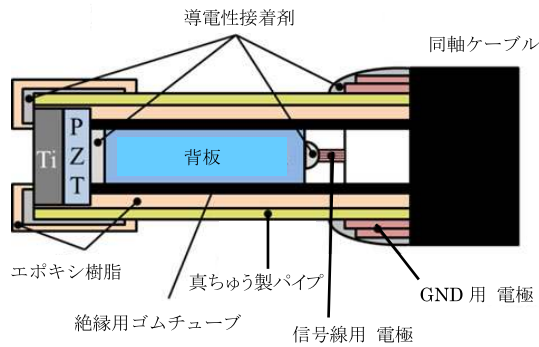


(a) 100MHz までの広帯域にわたる特性 (Copyright © 2011 ASJ)



(b) 10 MHz までの実用的な周波数範囲での特性 (Copyright © 2011 IEICE)

図 7 受波感度の周波数特性とバックング材の固有音響インピーダンスの関係 (a) の出典: 2011 音響論集 (ASJ0409 (竹内), 1-P-34 (b); 耐キャビテーション・ハイドロホン) Fig. 2 からの改編, 転載, (b) の出典: 文献(11) Fig. 10 からの改編, 転載



(a) 構造図



(b) 外観写真

図8 すす製またはチタン製背板を用いた第2世代の堅牢ハイドロホン (改編, 転載 Copyright © 2014 Japanese Journal of Applied Physics)
 (a)の出典: 文献(14) Fig. 4からの改編, 転載, (b)の出典: 文献(40)の Fig. 7(b)からの改編, 転載

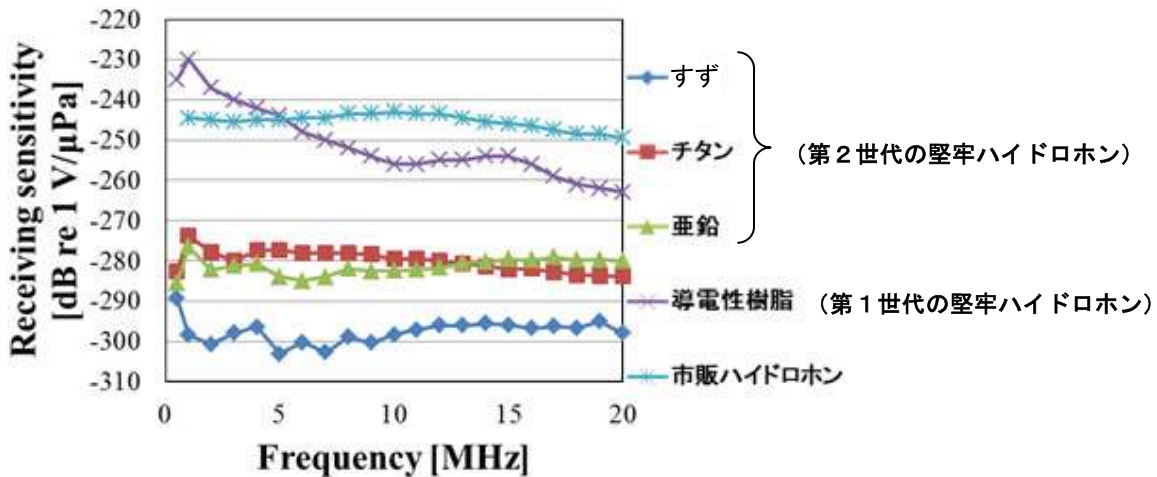


図9 当研究室製の堅牢ハイドロホン (第1世代, 第2世代) 及び市販ハイドロホンの受波感度の周波数特性 (改編, 転載 Copyright © 2014 Japanese Journal of Applied Physics) 出典: 文献(14) Fig. 7からの改編, 転載

れを GND 線として使用する真ちゅうパイプ (外径: 5.0 mm, 内径 4.0 mm) に挿入して, 同軸構造としている. 同軸ケーブルの内部導体はすす棒またはチタン棒の背板に接続され, 同軸ケーブルの GND 線は外側の真ちゅうパイプに接続されている. 内側の背板と外側の真ちゅうパイプはゴムチューブによって電氣的に分離した構造になっている. この第2世代の堅牢ハイドロホンの構造図と外観写真を図8(a)及び(b)に示す.

作製した堅牢ハイドロホンの受波感度の周波数特性は, 独立行政法人産業技術総合研究所標準計測研究部門音響振動科音響超音波標準研究室 (AIST NMIJ) で校正した⁽⁵³⁾. 校正された第2世代の各種堅牢ハイドロホンの受波感度の周波数特性を市販のハイドロホン (ONDA HNR-1000) の受波感度の周波数特性とともに図9に示す. 第2世代のハイドロホンでは, 適切な固有音響インピーダンスの背板材料を使用することによって周波数が高くなるとともに受波感度が低下する現

象を抑制することができた. 受信感度は, 市販ハイドロホンと比較して低いレベルであったが, 高強度の超音波音場の測定に使用することを考慮すると本研究の堅牢ハイドロホンにとってはそれほど重要な問題ではないと考えている.

4.2 第2世代堅牢ハイドロホンからの出力波形の観測^{(13)~(19), (21), (22)}

水浸超音波プローブの形成する遠距離音場に堅牢ハイドロホンを設置して, 堅牢ハイドロホンから出力されるパルス波形の測定を行った. 測定システムを図10に示す.

水浸用平面形超音波プローブをパルス駆動したときに形成される遠距離音場 (距離 300 mm) に堅牢ハイドロホンを設置し, 出力波形の測定を行った. ファンクションジェネレータから出力した周波数 (2.25 MHz, 3.5 MHz, 5.0 MHz, 10.0 MHz), 振幅 500 mV, 波漣長 5 波のバースト波信号を

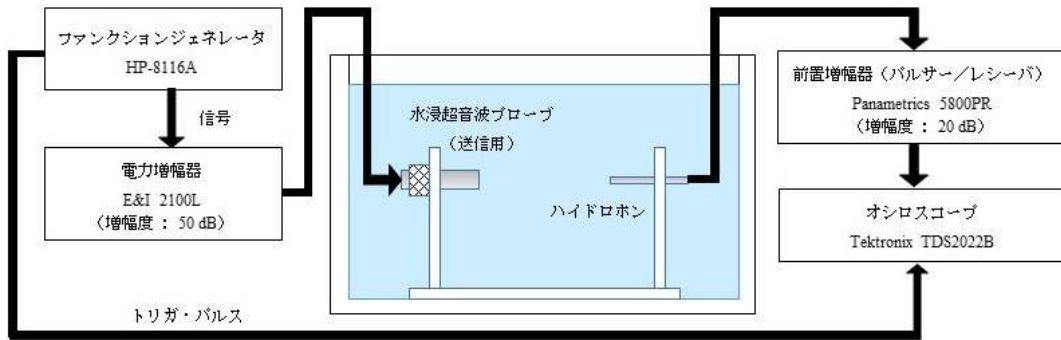


図 10 水浸用超音波プローブから照射された超音波パルスを受信した堅牢ハイドロホンの出力波形測定システム

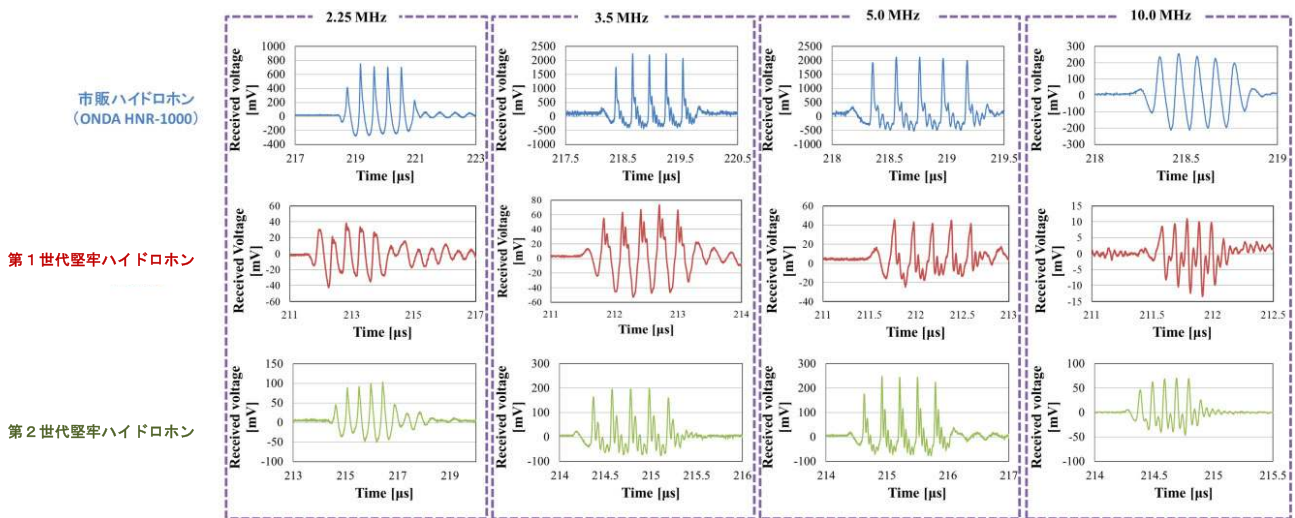


図 11 市販のハイドロホン及び第 1 世代、第 2 世代の堅牢ハイドロホンからの出力波形 (Copyright © 2016 Jpn. J. Med. Ultrason.) 出典：(40) の Fig. 12 からの改編，転載

増幅度 50 dB の電力増幅器を用いて増幅した。この信号を水浸用平面形超音波プローブに印加して、水中にバースト波状の超音波を照射する。これらの水浸用平面形超音波プローブの音響放射面から 300 mm の位置（遠距離音場）に市販のハイドロホン（ONDA HNR-1000）、第 1 世代の堅牢ハイドロホン及び、背板としてチタン棒（固有音響インピーダンス：約 27 MRayl）を用いた第 2 世代堅牢ハイドロホンを設置して、これらのハイドロホンの出力波形を観測した。各ハイドロホンの出力波形は、前置増幅器で 20 dB 増幅して、デジタルオシロスコープで観察した。各ハイドロホンの出力波形を図 11 に示す⁽⁴⁰⁾。

各ハイドロホンとも非線形現象が確認できた。導電性樹脂背板を有する第 1 世代の堅牢ハイドロホンからの出力波形よりチタン背板を有する第 2 世代堅牢ハイドロホンからの出力波形の方が市販のハイドロホンの出力波形に近似するという結果となった。これは第 1 世代の堅牢ハイドロホンでは、高い周波数領域で受波感度が低下しているためである。一方、第 2 世代の堅牢ハイドロホンでは、適切な固有音響インピーダンスの背板を使用することで平坦な受波感度の周波数特

性に改善することができたため、波形の非線形ひずみをより忠実に再現できたものと考えられる。

4.3 超音波洗浄装置による耐久性評価

自作の位置決め装置を使用して音響キャビテーションが発生している超音波洗浄装置の水槽内の強力な超音波音場内に試作した堅牢ハイドロホンをばく露することで耐久性の評価を行った。超音波洗浄装置（本多電子 HCL-280A）は周波数 22.5 kHz、最大入力電力 48 W である。位置決め装置を使用して超音波洗浄装置水槽内に設置して超音波ばく露実験中のハイドロホンの写真を図 12 に示す。評価対象のハイドロホンは、超音波洗浄装置水槽内の強力な超音波にばく露の前後に、図 10 に示す水浸用平面形超音波プローブを使用した測定システムを用いてハイドロホンの出力電圧の測定を行った。

市販のハイドロホンでは超音波洗浄装置へ投入後、すぐに表面の電極が破損したが、本研究で提案している堅牢ハイドロホンのチタン前面板兼 GND 電極は、音響キャビテーショ

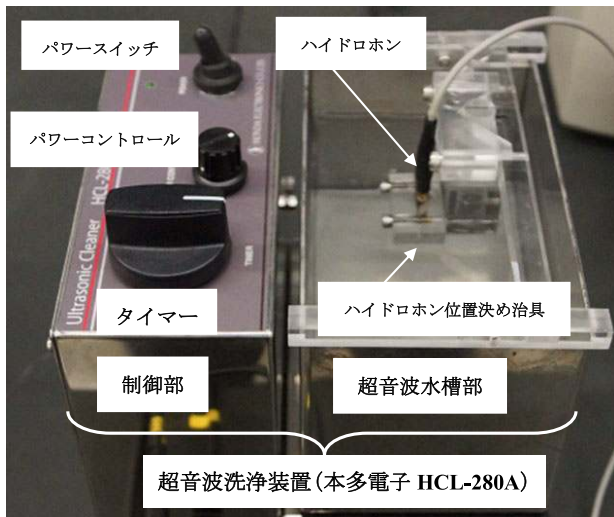


図 12 超音波ばく露実験中のハイドロホンの写真 (Copyright © 2016 Jpn. J. Med. ultrason), 出典: (40)の Fig. 13 からの改編, 転載

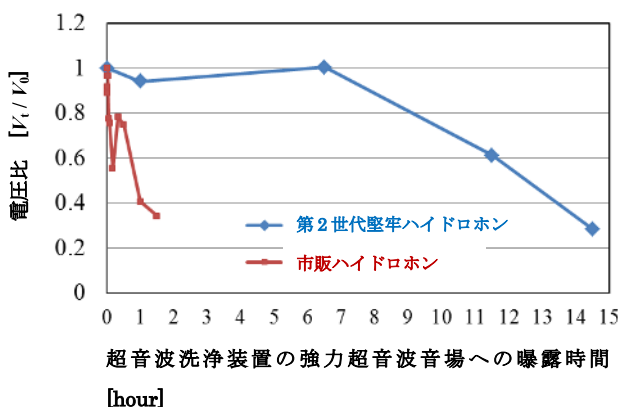


図 13 超音波ばく露時間と第 2 世代堅牢ハイドロホンの出力電圧比 (V_t/V₀) の関係 (改編, 転載 Copyright © 2014 Japanese Journal of Applied Physics) 出典: (14) Fig. 11 からの改編, 転載

ンが発生している超音波洗浄装置の水槽内の強力な超音波に 10 時間ばく露しても全く損傷を受けていなかった。しかしながら、チタン前面板の周縁部を封止しているエポキシ樹脂がハイドロホンの先端から剥がれてしまった。超音波ばく露時間におけるハイドロホンの出力電圧比 (V_t/V₀) の関係を図 13 に示す。V₀ は超音波洗浄装置内での超音波ばく露前のハイドロホンの出力信号の電圧振幅、V_t は超音波ばく露後のハイドロホンの出力信号の電圧振幅である。

市販ハイドロホンからの出力電圧は、超音波洗浄装置ばく露 30 分後に低下したが、本研究の第 2 世代堅牢ハイドロホンの出力電圧は、超音波ばく露時間 6 時間まで低下しなかった。したがって、第 2 世代堅牢ハイドロホンは、市販ハイドロホンに比べ 10 倍以上の耐久性を有していると考えられる。

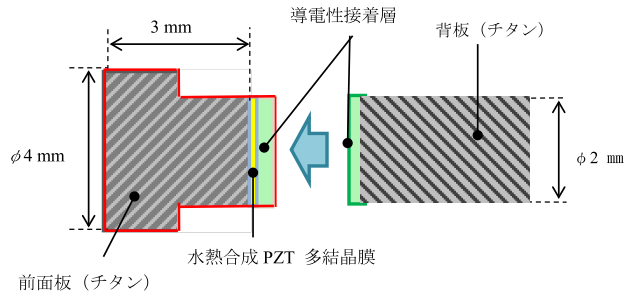


図 14 前面円柱背面凸形前面板を有する第 6 世代堅牢ハイドロホンのセンサヘッド構造 (改編, 転載 Copyright © 2019 IEICE) 出典: 文献 (52) の Fig. 9 からの転載, 改編

5. 堅牢ハイドロホンの更なる耐久性改善

本稿では、これまで、固有音響インピーダンスの低い背板を使用した第 1 世代の堅牢ハイドロホン^{(9)~(11)}、コンピュータシミュレーションの結果に基づき、円板状のチタン製前面板の裏面に成膜した水熱合成 PZT 多結晶膜振動子 (ユニモルフ振動子) にアクリル系導電性接着剤を使用して適切な固有音響インピーダンスの背板を接着した第 2 世代堅牢ハイドロホンについて解説してきた。

当研究室では、その後も堅牢ハイドロホンの長寿命化を目指して研究開発を継続している。第 3 世代から第 5 世代までのハイドロホンでは、ユニモルフ振動子とチタン製背板の間の導電性接着剤の種類や封止方法などに関して更なる工夫を重ねてきた^{(24)~(31), (44), (45)}。しかし、チタン製前面板の裏面に成膜した水熱合成 PZT 圧電多結晶膜振動子とチタン製背板の間の接着層や前面板と外側の金属製パイプの間を封止しているシール剤を破損させてしまうという問題があった。そこで、上記の問題を克服するために新たな前面板構造を有する最新の第 6 世代堅牢ハイドロホンを開発した^{(48), (49), (52), (54)}。

前面板の厚さの確保及び前面板の裏面の形状を平面にするために、図 14 に示すように厚さ 3 mm の凸形状に変更したハイドロホンを開発した。当研究室では、裏側が凸形状 (円柱の 2 段重ね) をしている前面板を使用した堅牢ハイドロホンを「前面円柱背面凸形堅牢ハイドロホン」と呼んでいる。

前面板と背板はシース (ハイドロホンの内部構造を収納して、電気的にはシールドを確保するためのパイプ状のきょう体) に対して接着と機械的な圧入をしている。前面円柱背面凸形ハイドロホンはフライス盤用エンドミルの側面で切削することができるため、PZT 多結晶膜を製膜する面をフラットにすることが可能である。前面円柱背面凸形前面板を有するハイドロホンは、厚さ 3 mm、直径 φ4 mm となっている。この設計は、前面板を厚くできるため、高強度超音波に対する耐久性の向上を期待できる。

この第 6 世代堅牢ハイドロホンもこれまで各世代の堅牢ハイドロホンと同様に、図 12 に示す超音波洗浄装置 (本多電

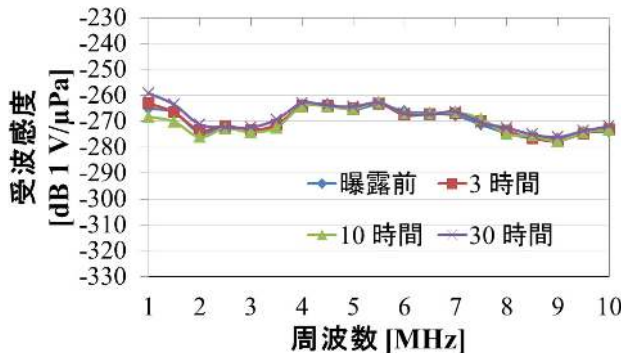


図 15 前面円柱背面凸形前面板を有する第 6 世代堅牢ハイドロホンの超音波洗浄装置内ばく露時間と受波感度の周波数特性



図 16 前面円柱背面凸形前面板を有する第 6 世代堅牢ハイドロホンの超音波洗浄装置内ばく露時間と前面板表面の様子 (転載 Copyright© 2010 IEICE), 出典: 文献 (52) の Fig. 14 からの転載

子 HCL-280A) の音響キャピテーションの発生する強力超音波音場 (周波数 22.5 kHz, 最大入力電力 48 W) 内にばく露した。そのばく露時間と受波感度の周波数特性の変化の様子を図 15 に示す。また、この間における第 6 世代堅牢ハイドロホンの前面板表面の様子を図 16 に示す。これらの実験結果から、30 時間のばく露によって前面板の表面に音響キャピテーションによると考えられる細かな傷と穴の発生を確認したが、ハイドロホン受波感度の周波数特性には顕著な変化は見られなかった^{(48), (49), (52), (54)}。したがって、この前面円柱背面凸形前面板を有する第 6 世代堅牢ハイドロホンは、超音波洗浄器による音響キャピテーションの発生する強力超音波音場 (周波数 22.5 kHz, 最大入力電力 48 W) 内に 30 時間のばく露をしても耐久性を有していることを確認できたと考えている。今後、更に 50 時間、100 時間のばく露実験を継続するつもりである。

6. まとめ

本稿では、近年医療分野や産業分野で広く使用されるようになってきた高強度超音波の音場 (音圧の空間分布) を計測、評価するために必要とされている堅牢ハイドロホンの研究開発について紹介させて頂いた。これまで、我々の研究グループはチタン製前面板の裏側に水熱合成 PZT 多結晶膜を成膜させて、HIFU のような高強度の集束超音波音場や音響

キャピテーションが発生している超音波洗浄装置の洗浄槽の中を測定しても壊れない堅牢ハイドロホンの開発に挑戦してきた。しかし、初期の第 1 世代の堅牢ハイドロホンは受信感度の周波数特性が余り良くなかったため、非線形音場であるはずの HIFU のような集束超音波音場の焦点で出力波形を観察しても、出力波形の非線形ひずみを観察することができなかった。

そこで本研究において、我々は背板を用いることにより、受波感度の周波数特性を改善できる可能性があることを数値シミュレーションによって示した。更に、この数値シミュレーションの結果に従って、前面板と同様の固有音響インピーダンスを有する背板を用いた堅牢ハイドロホンの作製を行った。この堅牢ハイドロホンで HIFU のような高強度の超音波の焦点において非線形ひずみを含む受信波形を観測することに成功した。また、水浸用超音波プローブ受信した波形では市販のハイドロホンに近似する波形を観測することができた。

しかしながら、本研究において開発した堅牢ハイドロホンも超音波洗浄装置の洗浄槽で音響キャピテーションの発生する強力な超音波の音場に 10 時間以上さらすと、出力波形の振幅が低下してしまっ。このとき、ハイドロホンの先端部の受音面周縁部を封止しているエポキシ樹脂が剥がれていたため、水がハイドロホン本体に侵入した可能性が考えられるが、チタン前面板を透過して水熱合成 PZT 多結晶膜を破壊してしまったということも考えられる。そこで、ハイドロホンの前面板を含むセンサヘッド部の構成を見直して、更に堅牢なハイドロホンを提案、試作を行った。この最新の堅牢ハイドロホンを超音波洗浄装置の音響キャピテーションの発生を伴う高強度の超音波音場に 30 時間ばく露するとセンサヘッドの前面板表面に細かな傷や小さな穴ができたが、受波感度の周波数特性には大きな変化が生じていないことが分かった。今後、ばく露時間を 50 時間、100 時間と延長して、更なる耐久性の確認実験を継続する予定である。この堅牢ハイドロホンを完成させることによって、医療分野では超音波診断や超音波治療技術の発展と安全性の確保、産業分野では超音波洗浄技術の発展と効率向上に大いなる貢献が期待できると考えている。

謝辞 第 1 世代の堅牢ハイドロホンの開発を卒業研究及び修士論文のテーマとして取り組んでくれた吉村一穂氏 (現日立製作所勤務)、第 2 世代以降の堅牢ハイドロホンを修士論文、博士論文として開発に取り組んでくれ、現在も本研究に多大な御尽力を下さっている椎葉倫久君 (現日本医療科学大学助教)、卒業論文として第 5 世代堅牢ハイドロホンの開発に取り組んでくれた矢作麻結さん (現彰の国東大宮メディカルセンター臨床工学技士)、第 6 世代堅牢ハイドロホン及び最新の堅牢ハイドロホンの開発に取り組んでくれている当研究室大学院生 (修士課程 2 年) の貝瀬不二丸君、最近の堅牢ハイドロホンのチタン製前面板や各部分の加工方法、製造方法の開発に御協力下さっている本学の森下武志教授、水熱合成法による PZT 多結晶膜の成膜方法を御指導下さった東京

工業大学の黒澤実准教授，本研究に共同研究者として参画下さっている本多電子株式会社・研究部の岡田長也様に感謝致します。本研究の各世代の堅牢ハイドロホンは，上記の皆様の御努力の結晶として現段階まで発展することができました。

文 献

- (1) R. Matsuzawa, T. Shishitani, S. Yoshizawa, et al., "Monitoring of lesion induced by high-intensity focused ultrasound using correlation method based on block matching," *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 51, 07GF26, July 2012.
- (2) T. Moriyama, S. Yoshizawa, and S. Umemura, "Thermal simulation of cavitation-enhanced ultrasonic heating verified with tissue-mimicking gel," *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 51, 07GF27, July 2012.
- (3) R. Narumi, K. Matsuki, S. Mitarai, et al. "Focus control aided by numerical simulation in heterogeneous media for high-intensity focused ultrasound treatment," *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 52, 07HF01, 2012.
- (4) N. Abe, H. Nakamoto, T. Suzuki, et al. "Ex vivo evaluation of high-intensity focused ultrasound with ultrasound induced cavitation bubbles," *J. Med. Ultrasonics*, vol. 41, no. 1, pp. 3-9, 2014.
- (5) 森安史典, "マイクロバブルの HIFU 治療の増強効果," 第 83 回日超医抄録集, 37(suppl.), S173, 2010.
- (6) 飯田康夫, ソノプロセスの話—超音波の化学工業利用, pp. 7-22, 日本工業出版, 東京, 2006.
- (7) H. Morita, J. Ida, O. Ota, K. Tsukamoto, and T. Ohmi, *Proc. of Ultra Clean Processing of Silicon Surfaces 2000*, pp. 245-250, 2000.
- (8) P.C. PBeard, A.M. Hurrell, and T.N. Mills, "Characterization of a polymer film optical fiber hydrophone for use in the range 1 to 20 MHz: A comparison with PVDF needle and membrane hydrophones," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 47, no. 1, p. 256, Jan. 2000.
- (9) 吉村一穂, 川島徳道, 竹内真一, 内田武吉, 菊池恒男, 黒澤実. "水熱合成 PZT 多結晶膜を用いた小型メンブレン型ハイドロホンの試作," 第 82 回日超医抄録集, 36(suppl.), S462, 2009.
- (10) 吉村一穂, 川島徳道, 内田武吉, 吉岡正裕, 菊池恒男, 黒澤実, 竹内真一, "水熱合成 PZT 多結晶膜を用いた堅牢タイプハイドロホンの HIFU 装置および超音波洗浄機を用いた評価," *信学技報*, US2009-99, pp. 67-72, Jan. 2010.
- (11) 竹内真一, 吉村一穂, 八木 瞳, 川島徳道, 内田武吉, 菊池恒男, 黒澤実. "Ti 製受音膜裏面に水熱合成 PZT 多結晶膜を成膜した堅牢ハイドロホンの特性改善のための検討," *信学技報*, US2010-94, pp. 13-18, Jan. 2011.
- (12) 竹内真一, 川島徳道, 内田武吉, 菊池恒男, 黒澤実. "耐音響キャピテーションハイドロホンの等価回路シミュレーションによる基礎研究," 第 84 回日超医抄録集 2011, 38 (suppl), S462, 2011.
- (13) 椎葉倫久, 植村友樹, 岡田長也, 内田武吉, 菊池恒男, 黒澤実, 竹内真一. "チタン製前面板を有する堅牢型ハイドロホンの試作及び集束音場の測定," 第 86 回日超医抄録集 2013, 40(suppl), S433, 2013.
- (14) M. Shiiba, N. Okada, T. Uchida, T. Kikuchi, M. Kurosawa, and S. Takeuchi, "Frequency characteristics of receiving sensitivity and waveform of an anti-acoustic cavitation hydrophone," *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 53, 07KE06, June 2014.
- (15) N. Okada, M. Shiiba, T. Uchida, M. Yoshioka, T. Kikuchi, M.K. Kurosawa, and S. Takeuchi, "Durability test and observation on non-linear distortion in output waveform of anti-cavitation hydrophone in high intensity ultrasound," *IEEE Proc. Ultrason. Symp. (IUS2014)*, P5A2-10, pp. 1-4, Chicago U.S.A., Sept. 2014.
- (16) M. Shiiba, N. Okada, T. Uchida, M. Kurosawa, and S. Takeuchi, "Fabrication and estimation of durability of tough hydrophone," 9th TOIN International Symposium on Biomedical Engineering in Toin University of Yokohama, Yokohama, Japan, Nov. 2014.
- (17) 椎葉倫久, 岡田長也, 内田武吉, 菊池恒男, 黒澤実, 竹内真一, "堅牢型ハイドロホンの出力波形—超音波診断装置並びに HIFU 音場の測定—," 日本超音波医学会第 87 回学術集会, 横浜, 日本, May 2014.
- (18) 椎葉倫久, 高野海渡, 岡田長也, 内田武吉, 黒澤実, 竹内真一, "チタン製前面板を有するハイドロホンの耐久性の評価," *音響論集 2014 秋季*, 札幌, 日本, Sept. 2014.
- (19) 椎葉倫久, 岡田長也, 内田武吉, 黒澤実, 竹内真一, "高強度超音波測定用堅牢ハイドロホンの開発," 日本超音波医学会第 26 回関東甲信越地方会 (日本超音波医学会・基礎技術研究会の共催), 東京, 日本, Oct. 2014.
- (20) N. Okada and S. Takeuchi, "Robust hydrophone with hydrothermal PZT thick film vibrator and titanium front layer available in high power ultrasound field," 2015 Joint ISAF-ISIF-PFM conference, pp. 24-27, Singapore, May 2015.
- (21) M. Shiiba, N. Okada, M. Kurosawa, and S. Takeuchi, "Development of anti-cavitation hydrophone with hydrothermal PZT film-Estimation of durability-," *IEEE Proc. IUS2015*, pp. 21-24, Taipei, Taiwan, Oct. 2015.
- (22) N. Okada, M. Shiiba, M. K. Kurosawa, and S. Takeuchi, "Influence of tough hydrophone shapes with titanium front plate and hydrothermal PZT thick film on distribution of acoustic bubbles around focal point of HIFU transducer," *IEEE Proc. IUS2015*, pp. 21-24, Taipei, Taiwan, Oct. 2015.
- (23) M. Shiiba, N. Okada, M. Kurosawa, and S. Takeuchi, "Estimation of durability of tough hydrophone with re-examined structure," TOIN International Symposium on Biomedical Engineering 2015, pp. 112-113, Yokohama, Japan, Nov. 2015.
- (24) 椎葉倫久, 高野海渡, 岡田長也, 黒澤実, 竹内真一, "強力超音波音場測定用耐音響キャピテーションハイドロホンの開発," 日本超音波医学会・超音波分子診断治療研究会, 福岡, 日本, Feb. 2015.
- (25) 岡田長也, 椎葉倫久, 黒澤実, 竹内真一, "チタン製前面板を有する堅牢型ハイドロホンの構造の再検討とその特性," *音響論集 2015 春季*, pp. 1201-1202, 東京, 日本, March 2015.
- (26) 竹内真一, 岡田長也, 椎葉倫久, "チタン製前面板を有する耐音響キャピテーション堅牢型ハイドロホンの構造の再検討," 日本超音波医学会第 88 回学術集会, S497, 東京, 日本, May 2015.
- (27) 椎葉倫久, 岡田長也, 黒澤実, 竹内真一, "チタン前面板を有した耐キャピテーションハイドロホンの開発—封止方法が耐久性に及ぼす影響—," 日本超音波医学会 基礎技術研究会資料, vol. 2015, no. 2, pp. 19-23, 熊本, 日本, June 2015.
- (28) 椎葉倫久, 岡田長也, 黒澤実, 竹内真一, "チタン前面板を有した耐キャピテーションハイドロホンの開発—封止方法が耐久性に及ぼす影響—," *信学技報*, US2015-19, pp. 17-21, June 2015.
- (29) 椎葉倫久, 岡田長也, 黒澤実, 竹内真一, "チタン製前面板を有するハイドロホンの開発—構造の再検討による耐久性の違い—," *音響論集 2015 秋季*, p. 1181, 福島, 日本, Sept. 2015.
- (30) 椎葉倫久, 岡田長也, 黒澤実, 竹内真一, "耐キャピテーションハイドロホンの開発—キャピテーションに対するチタン前面板の効果—," 第 36 回超音波エレクトロニクス基礎と応用に関するシンポジウム (USE 2015), つくば, 日本, Nov. 2015.
- (31) 椎葉倫久, 岡田長也, 竹内真一, "耐音響キャピテーション堅牢型ハイドロホンの開発," 日本超音波医学会第 27 回関東甲信越地方会学術集会抄録集, p. 48, 東京, 日本, Nov. 2015.
- (32) M. Shiiba, N. Okada, M. Kurosawa, and S. Takeuchi, "Development of anticavitation hydrophone using a titanium front plate : Effect of the titanium front plate in high-intensity acoustic field with generation of acoustic cavitation," *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 55, 07KE16, June 2016.
- (33) S. Takeuchi, M. Shiiba, and N. Okada, "Anti-cavitation hydrophone with hydrothermal lead zirconate titanate poly-crystalline film, titanium front plate and backing," 13th Annual Ultrasonic

- Transducer Engineering Conference (UTEC 2016), pp.16-17, Torrance, U.S.A., May 2016.
- (34) N. Okada, M. Shiiba, M. K. Kurosawa, and S. Takeuchi, "Developing of tough hydrophone for high intensity acoustic field at low frequency," IEEE Proc. IUS2016, P5-C1-6, pp. 1-4, Tours, France, Sept. 2016.
- (35) N. Okada, M. Shiiba, and S. Takeuchi, "Developing of tough hydrophone for the ultrasonic cleaner and the HIFU system," 11th TOIN International Symposium on Biomedical Engineering 2016, pp. 124-125, Yokohama, Japan, Oct. 2016.
- (36) N. Okada, M. Shiiba, and S. Takeuchi, "Effect of hydrophone on high-intensity acoustic fields with generation of acoustic cavitation bubbles," The 37th Symp. Ultrasonic Electronics (USE 2016), Busan, Korea, Nov. 2016
- (37) M. Shiiba, N. Okada, and S. Takeuchi, "Development of anti-cavitation hydrophone using a titanium front plate : durability test in the high intensity focused ultrasound field," 5th Joint Meeting of ASA and ASJ, Honolulu, U.S.A. Nov. 2016.
- (38) 椎葉倫久, 岡田長也, 内田武吉, 黒澤 実, 竹内真一, "耐キャビテーションハイドロホンの開発—ハイドロホンの基本特性の測定—," 音響論集 2016 春季, 横浜, 日本, March 2016.
- (39) 椎葉倫久, 岡田長也, 内田武吉, 黒澤 実, 竹内真一, "受音面をチタンとした耐高音圧ハイドロホンの開発—HIFU 音場の測定—," 日本超音波医学会第 89 回学術集会, 京都, 日本, May 2016.
- (40) 椎葉倫久, 岡田長也, 内田武吉, 黒澤 実, 竹内真一, "◇STATE OF THE ART 超音波測定技術の進歩◇チタン前面板裏面に水熱合成チタン酸ジルコン酸鉛を成膜した耐音響キャビテーションハイドロホン," 日本超音波医学会誌・超音波医学 (Jpn. J. Med. Ultrasonics), vol. 43, no. 2, 2016.
- (41) N. Okada and S. Takeuchi, "Effect on high-intensity fields of a tough hydrophone with hydrothermal PZT thick-film vibrator and titanium front layer," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, vol. 64, pp. 1120-1126, July 2017.
- (42) N. Okada, M. Shiiba, S. Yamauchi, T. Sato, and S. Takeuchi, "Influence of acoustic cavitation bubbles on tough hydrophone with titanium front plate and hydrothermal PZT thick film placed into high intensity acoustic fields," IEEE Proc. Ultrason. Symp. (US2015), P5A2-7, pp. 1-4, Taipei, Taiwan, Oct. 2015.
- (43) M. Shiiba, M. Yahagi, N. Okada, M. Kurosawa, and S. Takeuchi, "Study on effect of ultrasound field generated by ultrasound cleaner on our tough hydrophone," 12th TOIN International Symposium on Biomedical Engineering 2017, pp. 154-155, Yokohama, Japan, Nov. 2017.
- (44) 矢作麻結, 椎葉倫久, 大屋和志, 岡田長也, 黒澤 実, 竹内真一, "ソノリアクタが形成する超音波音場への曝露が堅牢型ハイドロホンの受波感度の周波数特性に及ぼす影響," 2017 信学ソ大, no. A-4-2, 東京, 日本, Sept. 2017.
- (45) 椎葉倫久, 矢作麻結, 岡田長也, 黒澤 実, 竹内真一, "超音波洗浄器が形成する音場への曝露が堅牢型ハイドロホンの特性に及ぼす影響の検討," 音響論集 2017 秋季, pp. 1167-1168, 松山, 日本, Sept. 2017.
- (46) N. Okada, M. Shiiba, S. Yamauchi, T. Sato, and S. Takeuchi, "Study on relationship between acoustic cavitation bubbles behavior and output signal from tough hydrophone using high-speed camera," 38th Proc. Symp. Ultrasonic Electronics (USE2017), vol. 38, 3P4-6, pp. 25-28, 多賀城, 日本, Oct. 2017.
- (47) N. Okada, M. Shiiba, S. Yamauchi, T. Sato, and S. Takeuchi, "Relationship between acoustic cavitation bubble behavior and output signal from tough hydrophone using high-speed camera in high-frequency and low-frequency acoustic fields," Jpn. J. Appl. Phys., vol. 57, 07KE16, June. 2017.
- (48) 椎葉倫久, 矢作麻結, 森下武志, 岡田長也, 黒澤 実, 竹内真一, "堅牢型ハイドロホンの構造の再検討," 音響論集 2018 春季, pp. 1007-1008, 埼玉, 日本, March 2018.
- (49) 椎葉倫久, 矢作麻結, 森下武志, 岡田長也, 黒澤 実, 竹内真一, "キャップ型堅牢ハイドロホンの構造の再検討," 信学技報, US2018-14, pp. 17-22, May 2018.
- (50) W.P. Mason, Electro-mechanical Transducer and Wave Filter, pp. 195-209, D. Van Nostrand Co., New York, 1948.
- (51) E.K. Sittig, "Effects of bonding and electrode layers on the transmission parameters of piezoelectric transducers used in ultrasonic digital delay lines," IEEE Trans. Sonics Ultrason., vol. 16, no. 1, pp. 2-9, Jan. 1969.
- (52) 貝瀬不二丸, 椎葉倫久, 森下武志, 岡田長也, 黒澤 実, 竹内真一, "堅牢ハイドロホンの前面板形状が耐久性と受波感度に及ぼす影響," 信学技報, US2018-106, pp. 135-140, Jan. 2019
- (53) 吉岡正裕, "ハイドロホン感度の校正と不確かさの評価," 産総研計量標準報告 2006, vol. 5, no. 3, pp. 189-197, 2006.
- (54) 貝瀬不二丸, 椎葉倫久, 上原長佑, 森下武志, 岡田長也, 黒澤 実, 竹内真一, "超音波治療装置の音場測定を目的とした円柱型前面板付き堅牢型ハイドロホンの開発とその評価," 第 17 回日本超音波治療研究会 (日本超音波医学会超音波分子診断治療研究会)・抄録集, p. 41, 東京, 日本, Nov. 2018.
- (US 研究会提案, 2019 年 5 月受付, 2019 年 6 月再受付)



竹内真一 (シニア会員)

1979 武蔵工大 (現東京都大)・工・通信卒。
1981 同大学院修士課程了。同年 (株)東京計器入社。
以来, 超音波プローブ, 超音波応用機器等の研究開発に従事, 第 51 回注目発明 (超音波流量測定方法およびその装置)。1993 桐蔭横浜大・工 (現医工工・臨床工)・入職。2002 同大学院博士課程了, 博士 (工学)。現在, 同大学・医工工・臨床工及び同大学院教授, 2015 Japanese Journal of Applied Physics: "Spotlight Paper", 2014 年度超音波シンポジウム論文賞各受賞。著書「腹部超音波 A side 臨床と基礎のキーポイント 37」(共著) など。