

# 広帯域超音波瞬時音圧の精密計測技術に関する調査研究 —より安全で高性能な医用超音波機器の実現に向けて—

千葉裕介\*

(2019年1月30日受理)

## A survey on precise measurement technique of instantaneous acoustic pressure of broadband ultrasound —Toward realization of safe and high-performance medical ultrasound equipment—

CHIBA Yusuke

### Abstract

Resolution of an ultrasonic diagnostic image can be improved by increasing acoustic pressure of broadband diagnostic ultrasound. However, the instantaneous acoustic pressure cannot exceed a regulatory limitation to ensure the safety of patients. In order to use the instantaneous acoustic pressure as high as possible, its precise and practical measurement techniques are necessary. It was found that the National Metrology Institute of Japan should undertake the following two technical issues: development of the precise measurement techniques on the instantaneous acoustic pressure of broadband ultrasound by using frequency response of hydrophone sensitivity, and development of calibration technique on phase response of hydrophone sensitivity. Regarding the former issue, the NMIJ is going to work on quantitative and systematic evaluation of the influence of signal processing methods used for measuring the instantaneous acoustic pressure on its measured value. In terms of the latter issue, the NMIJ intends to develop a primary calibration method by using optical heterodyne detection. The NMIJ is also planning to undertake development of a secondary calibration method by using a series of tone-burst waves as an input signal to the ultrasonic transducer.

### 1. はじめに

超音波診断装置（以降、診断装置と呼ぶ）は超音波を人体に照射し、体内の生体組織や臓器からの反射波を検出・映像化して診断を行う医用機器である。超音波による診断は一般に侵襲性が低く、またリアルタイムで観察できるため医療現場で広く普及している。診断法の一つであるパルスエコー法では、中心周波数が0.5 MHz～15 MHz程度で、1波から2波程度のバースト波からな

る広帯域超音波を体内へ照射し、生体組織などからの反射波を用いて診断を行う。図1に、超音波診断で最も多く利用されている表示法である、Bモード<sup>†1</sup>で診断画像を得るための原理を示す。体内に照射した超音波が音響的性質の異なる媒質中を伝搬するとき、その境界で超音波の一部が反射し、残りが透過する。Bモードでは、信号として観測される反射波の時刻と強度を、診断画像における体表面から反射位置までの距離と輝度にそれぞれ対応させて表示している。超音波ビームを走査しながら

\* 工学計測標準研究部門材料強度標準研究グループ

<sup>†1</sup> BはBrightness（輝度）から。

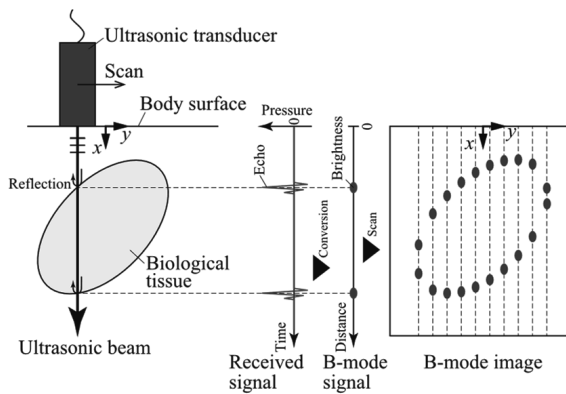


図1 Bモードによる超音波診断画像取得の原理。

観測信号をBモードで表示することで体内の断層画像を得ている<sup>1)</sup>。

超音波による診断はX線や放射線を用いる方法に比べ安全だと認識されているが、超音波のエネルギーが必要以上に大きくなれば生体組織の損傷のリスクが高まる。このため従来から超音波の出力に関して生体への安全性評価指標が導入され、指標の上限値で規制が行われている<sup>2)</sup>。超音波の安全性指標の一つであるMI (Mechanical index) は超音波の照射に伴う生体への機械的作用の程度を表し、超音波の瞬時音圧 (超音波の伝搬によりある点に瞬間的に生じる、静圧からの圧力変動) の負のピーク値 (以降、ピーク負音圧<sup>†2)</sup>と呼ぶ) に比例する<sup>3)</sup>。我が国ではMIの上限値 ( $MI \leq 1.9$ ) が医薬品医療機器等法<sup>†3)</sup>の基本要件として診断装置の適合性チェックリストに規定されており、これを根拠として超音波の出力が規制されている。

一方、診断画像の画質向上のニーズに応えるべく、診断装置メーカーはS/N (信号対雑音比) を改善できる大きな音圧の利用を進めている。図2に、Bモード走査時における超音波瞬時音圧のピーク負音圧に関する調査報告を示す<sup>4)</sup>。図2の棒グラフは、調査対象となった診断装置の振動子から出力される最大のピーク負音圧の分布

を表し、その上端と下端はその分布における最大値と最小値を示している。また、横線は各分布の平均値を表している。図2は、生体組織での超音波減衰を考慮しない、すなわち最大の音圧が観測される条件下での計測結果を表示している。この調査報告から確認できるように、診断用超音波のピーク負音圧の平均値は20年間で約2倍に増加している<sup>4)</sup>。また2010年には、生体組織での超音波減衰を考慮しない条件下でのMIについて診断装置メーカーが公表している数値の調査が行われ、Bモード走査時には最大1.7、平均1.25に相当する超音波が出力されていると報告された<sup>5)</sup>。この結果に安全マージンとして瞬時音圧の測定の不確かさを考慮すると、診断時の利用音圧は上限目前であることが示唆される。前述の通り、診断装置は広帯域超音波を利用しているが、現行規格で規定されている瞬時音圧の測定法は正弦波のような狭帯域超音波を想定しているため、広帯域超音波の瞬時音圧を精密に測定することは原理的に難しい。1990年から2000年頃までは診断装置から照射される超音波の利用音圧がMI=1.9に相当する音圧よりも十分小さく、瞬時音圧の測定の不確かさの改善は特段必要ではなかった。しかし2010年以降は利用音圧が増加しMI=1.9に相当する音圧との差が縮まったため、現行の瞬時音圧の測定方法に起因する不確かさの影響を無視することはできなくなってきた。このため、さらに上限値に近い大きな音圧を安全に利用することは難しい。診断時の安全性確保と診断装置の性能向上の両立は診断装置メーカーにとって喫緊の課題であり、広帯域超音波の瞬時音圧をこれまで以上に精密測定できる新たな技術が必要とされている。

本稿では、診断用広帯域超音波の瞬時音圧の精密測定に関する技術的課題について、他国の国家計量標準機関 (NMI; National Metrology Institute) 等における研究開発の動向を調査した。その結果明らかとなった2つの技術的課題と、その解決のために産業技術総合研究所計量標準総合センター (NMIJ; National Metrology Institute of Japan) が今後取り組むべき開発の方針について報告する。

## 2. 診断用広帯域超音波の瞬時音圧測定法

### 2.1 ハイドロホン及びハイドロホン感度

診断装置のプロープから照射される超音波の瞬時音圧の測定は、音響的特性が生体組織と近い水の中で行い、音圧センサとしてハイドロホンをを用いる。ハイドロホンの多くは圧電材料の圧電効果を利用して、超音波の音圧

<sup>†2)</sup> 超音波照射による音響キャビテーション (強力な超音波の照射により微細な気泡が多数発生する現象) の発生に関わるパラメータである。MIは、生体組織での超音波減衰を考慮して減じたピーク負音圧 (単位: MPa) を  $p_{r,a}$ 、超音波中心周波数 (単位: MHz) を  $f_c$  とすれば、 $MI = p_{r,a} / \sqrt{f_c}$  として算出される。

<sup>†3)</sup> 医薬品、医療機器等の品質、有効性及び安全性の確保等に関する法律。2014年11月25日に旧薬事法が大幅改正され、現在の名称となった。

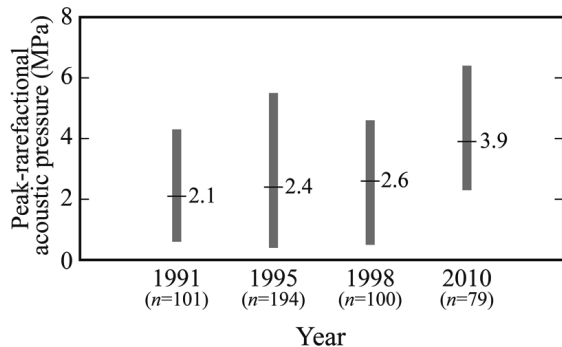


図2 Bモード走査時に診断装置から出力される超音波瞬時音圧のピーク負音圧に関する調査報告<sup>4)</sup>(文献4の表3.3及び表3.4に示された値をプロットして表示した)。全ての統計データは水中における測定値であり、生体組織での減衰は考慮されていない。図中の棒グラフの上端と下端はそれぞれ最大値と最小値を示し、横線は平均値を示す。また、 $n$ は対象となった診断装置の数を表す。

を電気信号へ変換するものである。ハイドロホンはその用途や目的に応じて様々な形状のものが市販され、例えば、膜厚が $9\ \mu\text{m}$ から $25\ \mu\text{m}$ 程度のPVDF<sup>†4</sup>フィルムを円形の枠で固定したメンブレン型(図3(a))や、直径が $0.04\ \text{mm}$ から $4\ \text{mm}$ 程度のPVDFやPZT<sup>†5</sup>を金属ロッド部先端に取り付けたニードル型(図3(b))等がある。メンブレン型やニードル型のハイドロホンは主に診断用超音波の音場測定に利用されている。メンブレン型は高価であるが、後述するようにハイドロホン感度の周波数依存性が他の型式のハイドロホンよりも小さいことから、音場の精密測定に適している。ニードル型はメンブレン型よりも安価で小型なため、メンブレン型では測定できない狭い空間での音場測定に適している。またこの他に、超音波の照射により直径 $10\ \mu\text{m}$ 程度の光ファイバの先端の屈折率が変化することを利用した、光ファイバ型のハイドロホンも利用されている。光ファイバ型は圧電材料を用いるハイドロホンに比べ高強度な超音波に対する堅牢性が高いため、治療用超音波などの強力超音波の音場測定に利用されている<sup>6)</sup>。

ハイドロホンの受波面における超音波音圧に対するハイドロホン出力電圧の比をハイドロホン感度と呼び、ハイドロホン感度が既知であれば、出力電圧から音圧を算出できる。 $t$ を時間、 $f$ を周波数として、超音波の瞬時音

<sup>†4</sup> ポリフッ化ビニリデン (Polyvinylidene difluoride) の略。

<sup>†5</sup> チタン酸ジルコン酸鉛  $\text{Pb}(\text{Zr,Ti})\text{O}_3$ 。

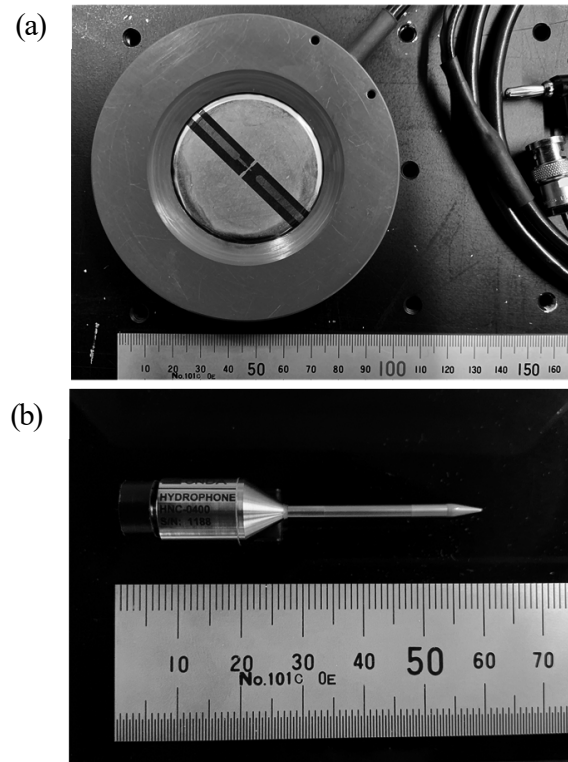


図3 診断用超音波向けハイドロホンの一例。(a)メンブレン型、(b)ニードル型。

圧 $p(t)$ とハイドロホン出力電圧 $u(t)$ のフーリエ変換をそれぞれ $P(f)=F\{p(t)\}$ 、 $U(f)=F\{u(t)\}$ とすれば、ハイドロホン感度 $M(f)$ は周波数領域で、

$$M(f) = \frac{U(f)}{P(f)}, \quad (1)$$

と表される。 $M(f)$ は周波数特性を有し、複素数で表現される。 $M(f)$ の絶対値 $|M(f)|$ をハイドロホン感度の振幅特性(単位:V/Pa)と呼び、周波数毎の入力音圧に対する出力電圧の比を表す。また $M(f)$ の偏角 $\arg\{M(f)\}$ をハイドロホン感度の位相特性(単位:rad)と呼び、周波数毎の入力音圧に対する出力電圧の位相の進みまたは遅れを表す。

## 2.2 現行法による超音波瞬時音圧の測定法とその問題点、及びNMIJが今後取り組むべき技術的課題

診断装置の超音波プローブから出力される超音波の瞬時音圧の測定方法は、IEC(International Electrotechnical Commission)によりIEC 62127-1として規定され、超音波の瞬時音圧 $p(t)$ は、

$$p(t) = \frac{u(t)}{|M(f_c)|}, \quad (2)$$

と算出される（以降、この方法を現行法と呼ぶ<sup>7)</sup>。ただし、 $|M(f_c)|$  は hidrohon の出力電圧スペクトルの中心周波数  $f_c$  における hidrohon 感度の振幅特性である。しかしながら現行法では、診断用広帯域超音波の瞬時音圧の測定に限界がある。一例として、ニードル hidrohon とメンブレン hidrohon を用いて現行法で算出される広帯域超音波瞬時音圧の測定結果を図 4 に示す。またニードル hidrohon とメンブレン hidrohon で観測される出力電圧スペクトルと hidrohon 感度を図 5 に示す。図 4 から、瞬時音圧の測定に用いる hidrohon 以外は全て同一条件で測定しているにも関わらず、測定される瞬時音圧が hidrohon によって異なることがわかる。ピーク負音圧付近及びピーク正音圧（瞬時音圧の正のピーク値）付近の拡大図を図 4 (a) 及び図 4 (b) に示しているが、この測定例ではピーク負音圧に約 15%、ピーク正音圧に約 12% の差が生じた。この差は、以下で説明するように現行法が狭帯域超音波を想定した瞬時音圧の算出法であるためと考えられる。

図 5 (a) に示した、2つの hidrohon で観測される出力電圧スペクトルはいずれも同じ音場中の同じ位置で観測されたものである。しかし図 5 (b) 及び (c) に示した hidrohon 感度の周波数特性の違いの影響（以降、単に感度の影響と呼ぶ）を受けるため、観測されるスペクトルの形状は異なってくる。それにもかかわらず、現行法では式 (2) を用いて出力電圧スペクトルの

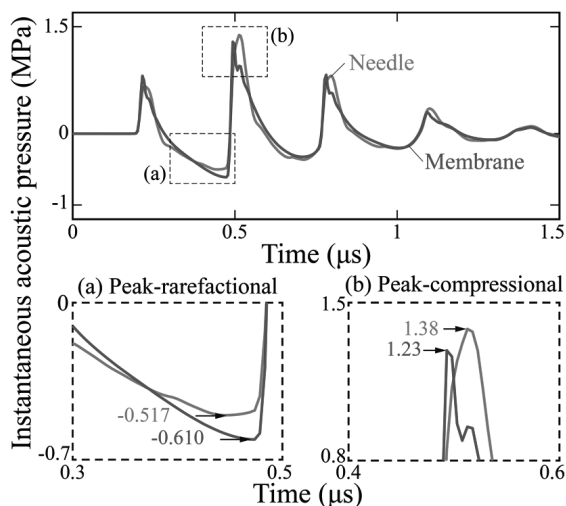


図 4 現行法による広帯域超音波瞬時音圧の測定結果とその拡大図。(a) ピーク負音圧付近、(b) ピーク正音圧付近。

中心周波数（ここでは  $f_c = 3.5$  MHz）の感度振幅特性だけで瞬時音圧を算出しており、 hidrohon 感度の影響を考慮していない。広帯域超音波の瞬時音圧をこれまでに以上に精密に測定するには新たな技術が必要となることがわかる。

この調査により明らかになった、NMIJ が今後取り組むべき技術的課題は次の通りである。

- ✓ hidrohon 感度の影響を考慮した広帯域超音波瞬時音圧の精密測定技術の開発
- ✓ hidrohon 感度位相特性の校正技術の開発

### 3. hidrohon 感度の周波数特性の影響を考慮した広帯域超音波瞬時音圧の精密測定技術に関する各国の研究開発動向

前述したように、現行法では hidrohon 出力電圧スペクトルの中心周波数における hidrohon 感度の振幅

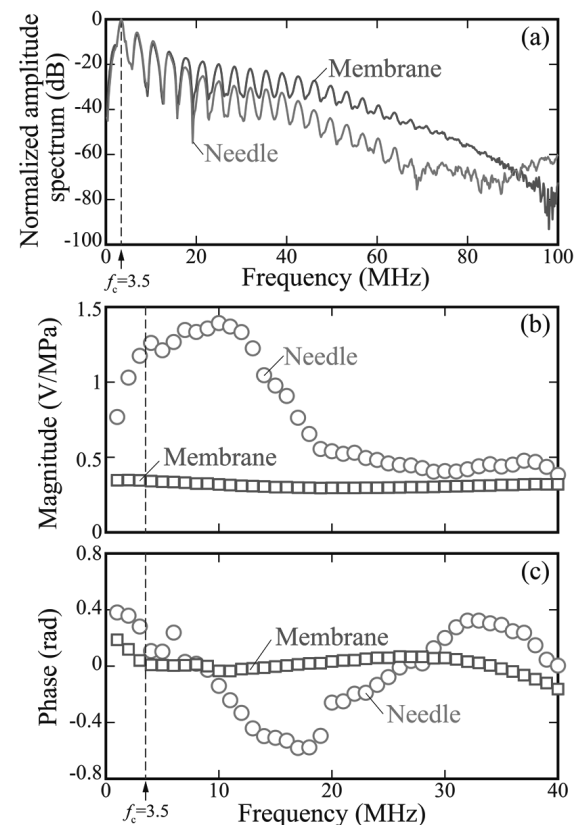


図 5 広帯域超音波瞬時音圧の測定に用いる hidrohon 感度の周波数特性の一例；(a) 出力電圧スペクトル（最大値となる中心周波数  $f_c = 3.5$  MHz のスペクトルで正規化）、(b) hidrohon 感度振幅特性、(c) hidrohon 感度位相特性。

特性のみを用いていたため、算出される瞬時音圧がハイドロホンにより異なる点が問題であった。本章では1つ目の技術的課題として挙げている、ハイドロホン感度の影響を考慮した広帯域超音波瞬時音圧の精密測定技術（以降、精密法と呼ぶ）について、各国の研究機関における取り組みを調査した。調査結果を踏まえ、本課題に対するNMIJの開発方針を述べる。

### 3.1 精密法による広帯域超音波瞬時音圧の測定法

診断装置で用いられているパルス状の広帯域超音波の瞬時音圧を精密に測定する場合には、式(2)に代わり次式、

$$p(t) = F^{-1} \left[ \frac{U(f)}{M(f)} \right], \quad (3)$$

を用いる方法が提案されている<sup>8),9)</sup>。ここで $F^{-1}$ は逆フーリエ変換の演算子である。精密法では、下記の手順I～IIIにより瞬時音圧が算出される。

- I. ハイドロホン出力電圧  $u(t)$  をフーリエ変換し、出力電圧スペクトル  $U(f)$  を算出する。
- II.  $U(f)/M(f)$  を計算する。すなわち、出力電圧の振幅スペクトル  $|U(f)|$  とハイドロホン感度の振幅特性  $|M(f)|$ 、及び出力電圧の位相スペクトル  $\arg\{U(f)\}$  とハイドロホン感度の位相特性  $\arg\{M(f)\}$  を用いて除算を行う。
- III. IIの計算結果を逆フーリエ変換し、瞬時音圧  $p(t)$  が得られる。

精密法ではハイドロホン感度の影響を考慮した瞬時音圧が算出されるため、原理的には現行法よりも精密に広帯域超音波の瞬時音圧を測定できるはずである。

しかし、精密法の先行研究においては、以下に示すように信号処理法の違いにより瞬時音圧がどの程度変化するか、定量的評価が十分にされていない。具体的にはまず、精密法はハイドロホン感度が周波数軸上で連続的に既知であることを前提としているが、現実の測定では離散的にならざるを得ない。また、ハイドロホン感度を校正できる周波数範囲には技術的な限界があり（通常40 MHz以下）、広帯域超音波の周波数帯域全てをカバーできていないことが多い。そのため、ハイドロホン感度の周波数特性に対する補間や出力電圧スペクトルに対する周波数フィルタリング等の信号処理を行うことで瞬時音圧を算出している。精密法で求めた瞬時音圧の信頼性を確保するためには、離散的かつ限られた周波数範囲で得られた感度から、信号処理によって周波数範囲を拡張してかつ連続的な感度を精密に得る方法を開発し、得られた感度の不確かさを評価することが必要である。

### 3.2 各国の研究機関における精密法の研究開発動向

精密法に関する初期の報告は、2004年にドイツのNMIであるPTB（Physikalisch-Technische Bundesanstalt）のWilkinsらの研究グループと、英国のハイドロホンメーカー Precision Acoustics のHurrellの研究グループからなされた<sup>8),9)</sup>。どちらもメンブレンハイドロホンとニードルハイドロホンを用い、現行法と精密法により算出される診断用広帯域超音波の瞬時音圧を比較した結果について報告している。結論として、精密法で算出すれば2つのハイドロホンによる瞬時音圧の波形は良く一致したと報告している。加えて、現行法は瞬時音圧のピーク正音圧を過大評価し、ピーク負音圧を過小評価する可能性があると言及している。

その後、精密法に関する研究は各国のNMIや研究機関によって幾つか報告されている<sup>10)-14)</sup>。例えば、米国FDA（Food and Drug Administration<sup>†6)</sup>のWearらは、メンブレン型やニードル型、光ファイバ型等、感度や形状が異なる複数のハイドロホンに対して現行法、精密法及び感度の振幅特性のみを用いる方法でそれぞれ算出される瞬時音圧を比較した結果について報告している<sup>10)</sup>。現行法では超音波の安全性指標の算出の際に用いるパラメータ（ピーク正音圧及び負音圧、単位面積を単位時間に通過する超音波エネルギー等。以降、これらを総称して波形パラメータと呼ぶ）の測定値がハイドロホンによってばらつくが、精密法ではばらつきを低減できることを確認している。さらにWearらがこの実験で確認した限りでは、ハイドロホン感度の振幅特性だけを用いても精密法と同様の結果が得られたと報告している。また、精密法で行った信号処理として、ハイドロホン感度の低周波領域における外挿と高周波領域におけるフィルタリングについて言及している。低周波領域で感度を外挿する場合、感度振幅特性については最低校正周波数における校正値がそれ以下の周波数でも観測されると仮定している。一方、感度位相特性については0 Hzで位相が0 radになると仮定した上で、最低校正周波数における校正値との間を直線補間している。またローパスフィルタとしてガウシアンフィルタを用い、感度の校正周波数の上限を超える周波数成分を除去している。

またHurrellらも精密法の信号処理法について、補間と周波数フィルタ、ハイドロホン感度の低周波領域に対

<sup>†6)</sup> 食品や化粧品、薬品や医療機器等の認可・規制を行う米国保健福祉省所管の政府機関。米国内で販売する超音波診断装置の音響出力の上限値を定めており、その上限値が事実上の世界標準となっている。

する外挿に関する報告を行っている<sup>13)</sup>。まず周波数間隔が異なる2種類の周波数列を用いてハイドロホン感度を校正し、校正周波数間隔が粗いハイドロホン感度に対して複数の補間方法を適用した。次に校正周波数間隔が細かいハイドロホン感度との周波数ごとの差が最小となる最適化問題を解いた結果、3次スプライン等のなめらかな区分多項式による補間法で良く一致したと報告している。また、低周波領域における感度の外挿ではFDAと同様の方法を採用しているが、ニードルハイドロホンの場合には低周波領域で感度が低下することを考慮して0 Hzで振幅特性が0 V/Paになるように外挿する方法を提案している。さらに、ローパスフィルタとして通過帯域が平坦なバターワースフィルタを採用し、そのカットオフ周波数は瞬時音圧スペクトルの最大値よりも20 dB小さい最低次スペクトルのピーク周波数とし、フィルタ次数はカットオフの2倍の周波数で40 dB低減させるため7次とすることを提案している。

信号処理法の検討以外のアプローチとして、Wearらはハイドロホンを含む出力電圧スペクトルの測定系が最小位相系<sup>†7</sup>とみなせる場合にハイドロホン感度の振幅特性から位相特性を推定する手法を提案している（以降、この方法を最小位相法と呼ぶ<sup>15)</sup>。最小位相法では、測定系の周波数特性を $A(f)$ としたときに位相特性 $\arg\{A(f)\}$ がBodeのゲイン-位相の関係から、

$$\arg\{A(f)\} = -H\{\ln|A(f)|\}, \quad (4)$$

と表現できることを利用したものである。ただし、 $|A(f)|$ は $A(f)$ の振幅特性、 $H$ はヒルベルト変換の演算子を表す。Wearらは、形状や種類の異なる複数のハイドロホンを用い、最小位相法により算出されるハイドロホン感度の位相特性の推定値と実測値を比較した結果、両者はよく一致したと報告している。Wearらが実験で確認した限りでは、市販のハイドロホンを用いた多くの測定系で最小位相系を仮定できる可能性があると言及している。

### 3.3 精密法による広帯域超音波瞬時音圧の精密測定技術開発に対するNMIJの方針

前述したように数多くの先行研究において、精密法により瞬時音圧を算出することで、現行法で問題となっていたハイドロホン感度の周波数特性に起因する瞬時音圧の波形パラメータのばらつきを低減できると報告されて

いる。しかしながら、先行研究ではハイドロホン感度の校正周波数範囲内にローパスフィルタのカットオフ周波数を設定し、感度の校正周波数範囲外となる高周波領域の影響は全て無視してしまっており、この信号処理法の影響は確認されていない。

そこでNMIJでは、精密法による瞬時音圧の測定で必要となる信号処理法の影響について系統的に検討することとした。具体的には、ハイドロホン感度が既知の周波数帯域における感度特性の補間法や、ハイドロホン出力電圧に適用するローパスフィルタの形状、ならびにハイドロホン感度が未知の周波数帯域における感度特性の外挿法が検討対象になる。こうした信号処理法や個々のハイドロホン感度の周波数特性の違いが、波形パラメータに与える影響を定量的に評価する。NMIJでは特に、先行研究で未検討であった、感度の高周波領域における外挿に着目する。著者が行った予備実験によれば、高周波領域の外挿法の違いによって瞬時音圧の波形パラメータが影響を受けることを確認している。予備実験の結果をもとに、今後は上記3つの信号処理法を組み合わせ、瞬時音圧の不確かさが最小となる信号処理法を見出していく予定である。併せて、感度の周波数特性が異なる複数のハイドロホンを用い、提案した信号処理法の有効性を検証する。

また、最小位相法に関する先行研究では、ハイドロホンを含む測定系を最小位相系とみなせる適用条件や、推定されるハイドロホン感度の位相特性の不確かさなど、まだ明らかになっていない点も多い。NMIJでは精密法の信号処理法だけでなく、最小位相法についても技術課題の解決に取り組んでいく予定である。

## 4. ハイドロホン感度の位相特性校正技術に関する各国の研究開発動向

精密法により広帯域超音波の瞬時音圧を精密測定するには、ハイドロホン感度の振幅特性と位相特性の両方とも校正されている必要がある。2章で挙げた2つ目の技術的課題である、ハイドロホン感度位相特性の校正技術をNMIJでも新たに開発するため、本章では他国NMIの研究開発状況について調査を行った。調査結果を踏まえ、本課題に対するNMIJの開発方針を最後に述べる。

### 4.1 ハイドロホン感度の校正に関する各国NMIの現状

ハイドロホン感度の振幅特性の絶対校正法（1次校正法）と、絶対校正された基準ハイドロホンとの比較校正法（2次校正法）がIEC 62127-2に規定されてい

<sup>†7</sup> ある線形システムとその逆システムが因果的で安定であるとき、そのシステムを最小位相系と呼ぶ。

表 1 ハイドロホン感度位相特性の1次校正法の概要

	PTB	NPL	NMIJ
校正原理の概要	光学多層膜センサで多重反射した干渉光の光強度変化から瞬時音圧を算出	非線形微分方程式に基づく音場シミュレーションにより音圧振幅と位相を計算	超音波を照射した薄膜の振動変位から瞬時音圧を算出
振動子の種類	集束型	集束型	平面型
振動子入力信号	広帯域パルス	音圧シミュレーション: 正弦波 ハイドロホン出力電圧測定: 正弦バースト波	正弦バースト波
超音波音圧の大きさ	MPa オーダ	MPa オーダ	kPa オーダ
超音波の非線形伝搬	利用する	利用する	利用しない
校正項目	振幅特性, 位相特性	振幅特性, 位相特性	振幅特性, 位相特性
各原理の校正周波数範囲	1 MHz ~ 70 MHz [文献 24]	5 MHz ~ 100 MHz [文献 28]	1 MHz ~ 100 MHz [文献 35]
校正周波数の選択	パルスの帯域内で任意	正弦バースト波の中心周波数に依存	任意に設定可能

る<sup>16),†8</sup>。1次校正法として、相互校正法、平面走査法及びレーザ干渉計を用いた方法があり、それぞれの校正周波数範囲は、相互校正法で0.05 MHz~15 MHz、平面走査法で0.5 MHz~15 MHz、レーザ干渉計方式で0.2 MHz~40 MHzである。感度振幅特性の校正技術を開発しているNMIはNMIJに加え、PTB、英国NPL (National Physical Laboratory)、中国NIM (National Institute of Metrology)、ブラジルINMETRO (Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia) 及びロシアVNIIFTRI (All-Russian Scientific Research Institute of Physical Technical Measurements, Rosstandart) である<sup>18),19)</sup>。NMIJでは相互校正法で0.1 MHz~1 MHz、レーザ干渉計方式で0.5 MHz~40 MHzの周波数範囲におけるハイドロホン感度振幅特性の絶対校正技術を開発している。絶対校正した基準ハイドロホンとの比較校正によりユーザのハイドロホンを感度校正し、超音波標準として供給している<sup>20)-22)</sup>。またNPLをパイロット(幹事研究所)とするハイドロホン感度振幅特性の国際比較<sup>†9</sup>が2014年から2015年にかけて行われ、その結果NMIJの校正能力に関する他国NMIとの同等性が確認されている<sup>18)</sup>。

一方、ハイドロホン感度位相特性の校正技術に関する

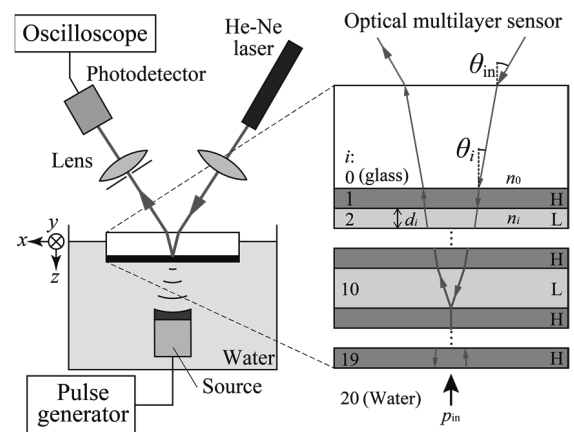


図 6 ハイドロホン感度の校正に用いる瞬時音圧の測定系(左)及び光学多層膜センサの構造(右);  $i=0$ : ガラス基板,  $i=1, \dots, 19$ : 誘電材料層 (H: 高屈折率材, L: 低屈折率材,  $d_i$ : 物理的な膜厚,  $n_i$ : 屈折率),  $i=20$ : 水。

研究開発は振幅特性に比べると遅れており、2018年末時点で感度位相特性を標準供給しているNMIはPTBとNPLだけである。このため感度位相特性の校正方法はIEC 62127-2の付録に参考情報として記載されるにとどまっており、具体的な方法は規格化されていない。また標準を供給している両NMI間においても国際比較による妥当性の確認は行われていない。

#### 4.2 ハイドロホン感度位相特性の1次校正法

ハイドロホン感度の1次校正では、まず、水中のある位置における超音波音圧を絶対計測する。次に、音圧を絶対計測した時と同じ位置に基準ハイドロホンを置き、同じ音圧の超音波を基準ハイドロホンに照射して出力電圧を計測する。これにより、式(1)を用いて基準ハイ

†8 相互校正法による絶対校正法はIEC 60565 [文献 17])にも規定されている。

†9 国際度量衡委員会(CIPM; Comité International des Poids et Mesures)管轄下の音響・超音波・振動諮問委員会(CCAUV; Consultative Committee for Acoustics, Ultrasound and Vibration)が中心となって実施する世界各国のNMIによる持ち回り試験のこと。2019年時点で、超音波パワーの校正が3回(CCAVU.U.K-1, -3, -3.1)、ハイドロホン感度振幅特性の校正が2回(CCAVU.U.K-2, -4)行われている。

ドロホンの感度を決定できる。

表1にPTBとNPLが採用した1次校正法の概要を示す。両手法とも、MPaオーダの高音圧超音波が非線形伝搬して生じる高調波を積極的に用いて広範囲の感度校正を実現している。また両手法ともにNMIJが現在供給している感度振幅特性の上限校正周波数(40 MHz)を超えて校正が可能で、かつ感度振幅特性と感度位相特性の両方を一度に校正できるという利点をもつ。次節以降でPTBとNPLの1次校正法について概説し、最後にNMIJの開発方針について述べる。

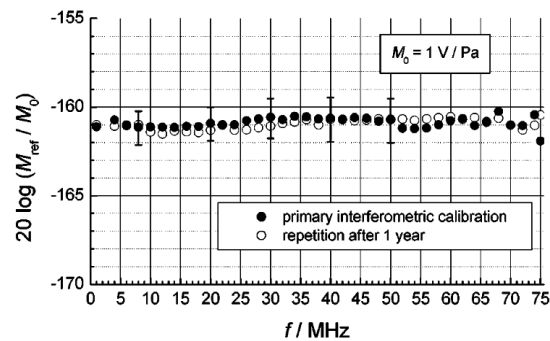
#### 4.2.1 PTB：光学多層膜センサを用いる校正法

PTBは、図6に示す光学多層膜センサを用いたマイクロホン感度の校正システムを開発し、基準マイクロホンの感度を1次校正している<sup>23)-26)</sup>。光学多層膜センサは、平面ガラス基板の上に屈折率の異なる2種類の誘電材料(高屈折率材:  $\text{Nb}_2\text{O}_5$ , 低屈折率材:  $\text{SiO}_2$ )を交互に19層積層させた構造を有する。ガラス基板を除く多層膜の厚さは約1.9  $\mu\text{m}$ 、各層の光学的な膜厚(屈折率と物理的な膜厚の積)は中間層( $i=10$ )において光の波長 $\lambda_D$ の1/2、残る18層で $\lambda_D$ の1/4となるように設計されている。このような構造により、センサは特定の波長 $\lambda_D$ の光のみを透過させ、それ以外の波長の光を反射させることができる。光学多層膜センサの音圧-電圧変換係数の振幅特性を図7に示す。多層膜の厚さが超音波波長に対して十分薄いため、センサを校正した1 MHz~75 MHzの周波数範囲では厚み共振などの共振が発生しない。そのため多層膜センサの振幅特性、位相特性ともほぼ平坦になっている。

以下本校正法の原理について概説する。センサ上面からHe-Neレーザの光(波長 $\lambda$ は約633 nm)を入射角 $\theta_m$ で照射し、各層の境界面での多重反射により干渉した反射光の強度を光検出器で検出する。センサ下部から超音波を照射すると弾性変形によりセンサの物理的な膜厚と屈折率が変化する。超音波の波長に比べて多層膜<sup>†10</sup>の厚さが十分薄く、また軸方向歪 $\partial w(z)/\partial z$ が各層の内部で均一だと仮定すれば、多層膜の*i*層における物理的な膜厚 $d_i$ の変化 $\Delta d_i$ は、

$$\Delta d_i = \left( \frac{\partial w}{\partial z} \right)_i d_i = - \frac{p}{\rho_i v_i^2} d_i, \quad (5)$$

屈折率 $n_i$ の変化 $\Delta n_i$ は、



Reprinted with permission from *J. Acoust. Soc. Am.* 115 (2004) 2892-2903. Copyright 2004, Acoustical Society of America.

図7 レーザ干渉計により絶対校正された光学多層膜センサの音圧-電圧変換係数の振幅特性(縦軸は $M_0 = 1 \text{ V/Pa}$ を基準としdB表記)。エラーバーは合成標準不確かさを表す。[文献24)より許可を得て転載]

$$\Delta n_i = \frac{1}{2} n_i^3 p_{12,i} \left( \frac{\partial w}{\partial z} \right)_i = \frac{1}{2} n_i^3 p_{12,i} \frac{p}{\rho_i v_i^2}, \quad (6)$$

と表現できる。ただし、 $p$ は超音波がセンサに照射された時にセンサ下部に発生する音圧、 $\rho_i$ 、 $v_i$ 及び $p_{12,i}$ はそれぞれ*i*層の密度、縦波速度及び光弾性係数である。また*i*層中を光が伝搬する際の光の位相角 $\varphi_i$ は、

$$\varphi_i = \frac{2\pi}{\lambda} n_i d_i \cos \theta_i, \quad (7)$$

となる。ただし、 $\theta_i$ は光が*i*層を伝搬する時の光の入射角である。式(5)~(7)より、センサの弾性変形により生じる光の位相角変化によって各層での干渉条件が変化するため、多層膜センサの光強度の反射率 $R$ が変化することがわかる。この $R$ は特性マトリクス法を用いて算出される<sup>27)</sup>。多層膜の*i*層における特性マトリクス $M_i$ は、

$$M_i = \begin{bmatrix} \cos \varphi_i & j \sin \varphi_i \\ j \gamma_i \sin \varphi_i & \gamma_i \cos \varphi_i \end{bmatrix}, \quad (8)$$

と表現できる。 $j$ は虚数単位である。 $\gamma_i$ は入射光の偏光状態に依存した光学アドミタンスで、入射光がS偏光の場合には、

$$\gamma_i = \sqrt{\frac{\epsilon_0}{\mu_0}} n_i \cos \theta_i, \quad (9)$$

P偏光の場合には、

$$\gamma_i = \frac{\sqrt{\epsilon_0/\mu_0} n_i}{\cos \theta_i}, \quad (10)$$

となる。ただし $\epsilon_0$ 及び $\mu_0$ は、真空中の誘電率及び透磁率である。全19層からなる多層膜の特性マトリクス $M$

<sup>†10</sup> 誘電体からなる多層膜は光学的に等方、均質で吸収がない系と仮定する。



は各層の特性マトリクスの積から、

$$M = \prod_{i=1}^{19} M_i = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{bmatrix}, \quad (11)$$

となる。ガラス基板 ( $i=0$ ) と水 ( $i=20$ ) の光学アドミタンスを  $\gamma_0$  及び  $\gamma_{20}$  とすれば、多層膜センサの複素振幅反射率  $r$  は式 (11) の行列要素を用いて、

$$r = \frac{\gamma_0 m_{11} + \gamma_0 \gamma_{20} m_{12} - m_{21} - \gamma_{20} m_{22}}{\gamma_0 m_{11} + \gamma_0 \gamma_{20} m_{12} + m_{21} + \gamma_{20} m_{22}}, \quad (12)$$

と表される。 $r$  とその複素共役  $r^*$  を用いて、

$$R = r \cdot r^*, \quad (13)$$

より  $R$  が算出される。

しかし実際にはセンサの製造プロセスの影響により、所望の膜厚の実現は難しい<sup>†11</sup>。このため、 $\theta_m$  を調整して光路長を変化させ、 $R$  の変化率が最大をとる角度でセンサを動作させることで、多重反射による干渉光の光強度変化に応じた瞬時音圧が得られる。センサを基準ハイドロホンに置き換え同一の実験条件でハイドロホン出力電圧を測定すれば、基準ハイドロホンの感度の周波数特性が得られる。なお本手法では、校正周波数はパルスの帯域内であれば任意である。

この1次校正法における課題として、多層膜の物理的な膜厚が成膜時にばらつくためセンサ毎の個体差が大きいこと、ならびにこの個体差を考慮してセンサを動作させるために  $\theta_m$  を任意の角度で精密に決定できる光学系が必要なことが挙げられる。

#### 4.2.2 NPL：非線形音場シミュレーションによる校正法

NPL は、超音波の非線形伝搬を利用した音場シミュレーションによる校正システムを開発し、基準ハイドロホンの感度を1次校正している<sup>28)</sup>。この方法では予め感度振幅特性を40 MHzまで絶対校正した基準ハイドロホンをを用い、100 MHzまでのハイドロホン感度の周波数特性を校正する。

校正手順は大きく二つに分かれる。まず、非線形音場で基準ハイドロホンの出力電圧を測定する。5 MHzの正弦バースト信号を振動子に入力すると、発生した超音波は非線形伝搬により歪み、基準ハイドロホンの位置においては5 MHzを基本波(1次)として100 MHz(20

次)程度までの高調波が観測される。校正周波数範囲と校正周波数の間隔は、振動子の周波数特性や、入力信号として設定した正弦バースト波の中心周波数に依存する。基準ハイドロホンを超音波の音軸方向に移動させながら出力電圧を測定し、各点で観測されるバースト波の波形を1周期分切り出してフーリエ級数を計算すると、音軸上におけるハイドロホン出力電圧のスペクトルの振幅(図8(a))と音圧振幅の空間分布(図8(b))が基本波及び高調波毎に得られる。

次に、ハイドロホン出力電圧測定時と同じ実験条件の下、音軸上の音圧を数値的に予測する。音圧の計算に用いるKZK<sup>†12</sup>の式は、流体の運動を記述する基礎方程式に基づく非線形波動方程式を放物型近似した非線形微分方程式である。指向性音源から放射される、有限ビーム幅をもつ超音波の非線形伝搬は、KZKの式により、

$$\frac{\partial^2 p}{\partial z \partial t} = \frac{c_0}{2} \nabla_{\perp}^2 p + \frac{b}{2\rho_0 c_0^3} \frac{\partial^3 p}{\partial t^3} + \frac{\beta}{2\rho_0 c_0^3} \frac{\partial^2 p^2}{\partial t^2}, \quad (14)$$

と記述される。ここで、 $\nabla_{\perp}^2$  は超音波の音軸  $z$  に垂直な面内で径方向の2次元のラプラシアン、 $t$  は時間、 $p$  は音圧、 $c_0$  は媒質中の音速、 $t = t - z/c_0$  である。また、 $\rho_0$  は媒質の密度、 $b$  は音波吸収に関する係数、 $\beta$  は媒質の非線形係数で、これら3つのパラメータは媒質固有の物理定数である<sup>29)</sup>。KZKの式には適用範囲が存在し、音源の寸法が波長に比べて十分大きく、音源近傍を除く音軸に近い領域であれば良い近似が得られる<sup>30)</sup>。シミュレーションの具体的な手順としては、KZKの式を空間的・時間的に離散化し、有限差分法により単一周波数の正弦波で駆動した時の音軸上における音圧振幅及び位相の空間分布を計算する。KZKの式で求めた音圧振幅の計算値(図8(b)中の●)と、40 MHzまで感度の振幅特性が校正された基準ハイドロホンによる音圧振幅の実測値(図8(b)中の×)を比較し、両者の差が最小となるように計算パラメータを更新し、ハイドロホンの測定位置における複素振幅を最適化する。KZKの式から予測した音圧とハイドロホン出力電圧の測定値から、基本周波数5 MHzにおける位相を基準としたハイドロホン感度の位相特性が得られる。

この1次校正法における課題として、非線形音場シミュレーションに用いるKZKの式の妥当性検証や、この式の使用に起因する複素音圧の不確かさ評価の難しさが挙げられる。実験条件がKZKの式の適用範囲内にあるかを確認、適用範囲からの逸脱の程度に応じた不確

<sup>†11</sup> 文献23)ではHe-Neレーザの光(波長約633 nm)だけが透過できるように多層膜を設計したが、作製した多層膜は約673 nm相当の膜厚であったと報告されている。

<sup>†12</sup> 提案者の名前 Khokhlov, Zabolotskaya, Kuznetsov の頭文字から。

かさを考慮する必要がある。

#### 4.2.3 NMIJ: 光ヘテロダインによる校正法

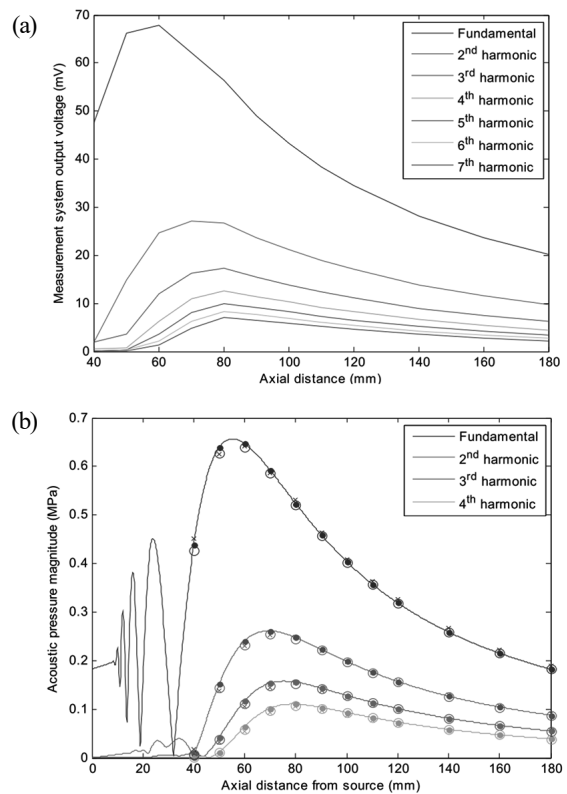
前節までに述べたように、ハイドロホン感度位相特性の1次校正法について調査した結果、先行手法の課題が明らかになった。PTBの手法ではセンサの個体差に対応できる光学系を構築して瞬時音圧を測定する必要があることが分かった。またNPLの手法では数値計算に基づいた校正方法であるため不確かさ評価の難しさが分かった。NMIJが開発すべき1次校正法としては先行手法以外が望ましいと考え、PTBとNIMが開発している1次校正技術である、光ヘテロダインによる感度位相特性の校正技術に着目してさらに調査を行った。光ヘテロダイン法は、周波数が異なる光同士の干渉により生じる光ビート<sup>†13</sup>信号から情報を取り出す計測手法で、レーザドップラ振動計(Laser Doppler vibrometer; LDV)等で利用されている。光ヘテロダイン法の利点として、光検出器の校正周波数範囲に比べて光ビート信号の周波数変化が小さいため光検出器の周波数特性の校正が不要であること、超音波の音圧を光強度信号の周波数変化として測定するため高精度な測定が実現できること等が挙げられる。

光ヘテロダインによるハイドロホン感度の校正法に関する研究動向として、NIMはLDVを用いて感度振幅特性を40 MHzまで校正する技術を開発した<sup>31), 32)</sup>。PTBはハイドロホン感度の振幅特性だけでなく位相特性も同時に校正する技術を開発した<sup>33)-35)</sup>。図9にPTBで開発されたハイドロホン感度校正システムの概略図を示す。音源信号として広帯域パルスを用い集束超音波を発生させる。まず図9の1.に示すように、水中を非線形伝搬した超音波が水面に設置した薄膜に照射された時の薄膜の振動変位 $\xi(t)$ をLDVで測定する。振動変位と瞬時音圧の関係は、周波数領域で

$$P(f) = \frac{j2\pi f \Xi(f) Z_w}{T(f)}, \quad (15)$$

となるため、薄膜の振動変位から瞬時音圧を算出できる。ここで、 $\Xi(f)$ は周波数領域での薄膜の振動変位( $\Xi(f) = F[\xi(t)]$ )、 $Z_w$ は水の特異音響インピーダンス、 $T(f)$ は薄膜の超音波透過係数である。次に図9の2.に示すように、薄膜と同じ位置に被校正ハイドロホンを設置する。ハイドロホンが全て浸かるまで水槽の水を増やし、水面の高さ以外の条件を図9の1.と揃えてハイドロホン出力電圧を測定することで、被校正ハイドロホン

<sup>†13</sup> 周波数の差に等しい、“光のうなり”のこと。



© Queen's Printer and Controller of HMSO, 2007. Reproduction with Permission.

図8 超音波音軸上におけるハイドロホン出力電圧のスペクトル振幅及び音圧振幅の空間分布(横軸はいずれも音源の振動面を0 mmとした時の音軸上の距離); (a) ハイドロホン出力電圧のスペクトル振幅の空間分布の実測値(基本波(5 MHz)から7次高調波(35 MHz)まで), (b) 音圧振幅の空間分布(基本波(5 MHz)から4次高調波(20 MHz)まで). 図中の×は感度が既知のハイドロホンによる実測値, ●は非線形音場シミュレーションによる予測値を表す[文献28]より許可を得て転載].

の感度の周波数特性が算出される。なお本手法では、任意の周波数でハイドロホン感度の周波数特性を校正できる利点をもつ。

前述した表1には、NMIJが開発を予定しているハイドロホン感度位相特性の1次校正法も併せて示している。光ヘテロダイン法に関する先行研究では、図9のようにLDVを用いて瞬時音圧を測定しているが、NMIJでは自ら光学干渉計を構築する予定である。これにより、本手法による校正の不確かさの低減に取り組む時や校正周波数の範囲拡張を行う時に、光学系の改良が容易に行えるようになる。

また音源として用いる振動子の種類と入力信号に関し

表2 ハイドロホン感度位相特性の2次校正法の概要

	PTB	NPL	NMIJ
校正原理の概要	周波数掃引された超音波を受波するタイミングで狭帯域フィルタを動作させ、直接波のみの出力電圧スペクトルを測定	非線形伝搬により歪んだ超音波をハイドロホンで受波し、基本波の整数倍の出力電圧スペクトルを測定	周波数が異なる複数の正弦バースト波を並べた信号を用いて両バースト波の時間差から位相を測定
振動子形状	平面型	集束型	平面型
振動子入力信号	チャープバースト波	正弦バースト波	正弦バースト波を複数並べた信号
超音波音圧の大きさ	kPa オーダ	MPa オーダ	kPa オーダ
超音波の非線形伝搬	利用しない	利用する	利用しない
校正項目	振幅特性, 位相特性	振幅特性, 位相特性	位相特性
各原理の校正周波数範囲	1 MHz~40 MHz [文献25)]	1 MHz~40 MHz [校正証明書に記載]	1 MHz~40 MHz
校正周波数の選択	任意に設定可能	正弦バースト波の中心周波数に依存	任意に設定可能

ては、NMIJでは平面型振動子に正弦バースト波を入力し、平面波音場を形成してハイドロホン感度を校正する。これは式(15)が平面波音場を仮定しているためである。これに対し先行研究においては集束型振動子に広帯域パルスを入力している。この理由は、入力信号に高調波成分を多く含むため一度の測定で広い周波数帯域を校正可能なこと、またインパルス形状に近い各周波数成分の位相が揃っていることである。しかし、広帯域パルスは同じ電圧振幅をもつ正弦バースト波に比べると、入力信号に含まれる高調波成分毎の信号エネルギーが次数の増加に伴い低下する欠点がある。このため、超音波をハイドロホンで受波した際の出力信号は、主にS/Nの低下により高周波領域で不確かさが増大すると報告されている<sup>35)</sup>。そこでNMIJでは、高周波領域に共振周波数を有する振動子を用いて単一周波数の超音波を発生させることで<sup>38)</sup>、ハイドロホン出力信号の高周波領域でのS/N改善に取り組む。NMIJでは現時点における目標として、位相の校正值の測定不確かさを最大 $\pm 10^\circ$ 以内とし<sup>34)</sup>、40 MHzまで校正できる技術の開発をめざす。

### 4.3 ハイドロホン感度位相特性の2次校正法

ハイドロホン感度の2次校正では、同じ音圧の超音波を基準ハイドロホンと被校正ハイドロホンに照射し、出力電圧を計測する。このとき、使用するハイドロホン以外の条件が揃っていれば、被校正ハイドロホンと基準ハイドロホンの感度比は被校正ハイドロホンと基準ハイドロホンの出力電圧比だけで表される。この出力電圧比と基準ハイドロホンの感度校正值を用いることで被校正ハイドロホンの感度が校正される。

表2にPTBとNPLが採用した2次校正法の概要を示す。校正周波数範囲はどちらも1 MHz~40 MHzであり、

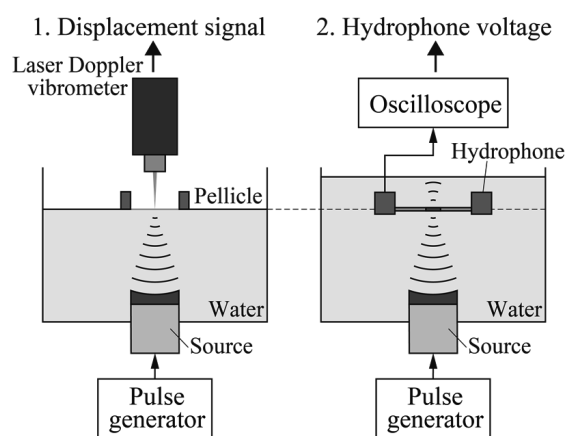


図9 PTBが開発した、レーザドップラ振動計を用いるハイドロホン感度周波数特性の校正システムの概略図。

また表1に挙げた1次校正法と同様にハイドロホン感度の振幅特性と位相特性を一度に校正できる。NPLでは1次校正法と同様に非線形伝搬により歪んだ集束音場で校正を行う。一方PTBは超音波の非線形伝搬は利用せず、平面波音場で校正を行う。次節以降でPTBとNPLの2次校正法について概説し、最後にNMIJの開発方針について述べる。

#### 4.3.1 PTB: Heterodyne time delay spectrometry 法

PTBでは、Heterodyne time delay spectrometry (HTDS) 法によるハイドロホン感度の比較校正法を開発している<sup>25), 36)</sup>。本手法によるハイドロホン感度の振幅特性と位相特性の校正の不確かさの一例を表3に示す。感度位相特性の校正の不確かさは周波数に依存し、この例では最大 $\pm 25.0^\circ$ である。校正周波数の範囲と校正周波の間隔は任意に設定できる。

本手法では、フィルタ回路などの周波数特性を計測できる機器であるベクトルネットワークアナライザ (VNA) を用い、同期検波の原理により hidroホン出力電圧の振幅スペクトルと位相スペクトルを計測している。図 10 (a) に本手法の校正装置の概略図を示す。本手法では、振動子と hidroホンを一つの系とみなし、その系の周波数特性を hidroホン出力電圧スペクトルとして計測する。使用する hidroホン以外の条件を揃えて被校正 hidroホンと基準 hidroホンの出力電圧スペクトルを計測すれば、これらの系の周波数特性の違いは hidroホン感度の周波数特性の違いとして表される。被校正 hidroホンと基準 hidroホンの出力電圧スペクトルの比を計測することで、被校正 hidroホンの感度の周波数特性が校正できる。

本手法の動作原理について詳しく説明する。振動子から照射される超音波は水中を時間  $\Delta t = l/c$  ( $l$ : 振動子の振動面と hidroホンの受波面間の距離,  $c$ : 水の音速) で伝搬し、 hidroホンで受波される。本手法は、時間とともに周波数が線形に変化する、線形チャープバースト信号 (以降、チャープ信号と呼ぶ) を用いているため、ある瞬間の hidroホン出力信号の周波数は、その瞬間の振動子入力信号 (図 10(b)-①) の周波数に対して  $\Delta f$  だけシフトする (図 10(b)-②)。ただし、

$$\Delta f = \frac{f_{\text{stop}} - f_{\text{start}}}{t_s} \cdot \frac{l}{c}, \quad (16)$$

であり、 $t_s$  はチャープ信号の周波数が  $f_{\text{start}}$  から  $f_{\text{stop}}$  まで変化する時間である。 hidroホン出力信号には、振動子から hidroホンに直接到達する直接波 (図 10(b)-②) だけでなく、水槽壁面からの反射波 (図 10(b)-③) も含まれており、誤差要因となる。そこで、VNA に内蔵されている狭帯域のバンドパスフィルタを任意の時刻で帯域を変えながら動作させ、受信信号から特定の伝搬経路の信号成分だけを取り出す。 hidroホン出力信号から直接波だけを計測するには、直接波の到達時刻  $\Delta t$  における直接波と振動子入力信号との周波数差が  $\Delta f$  であることを利用する。周波数シフト  $\Delta f$  を振動子入力信号の周波数に加えることで、VNA の入力ポート B に内蔵された狭帯域フィルタは出力ポート A からチャープ信号を送信した時刻から  $\Delta t$  後に動作し、 hidroホン出力信号から直接波だけが計測される。

ここで、同期検波の原理で出力電圧を計測するためにチャープ信号に加える周波数シフト量を  $f_{LO}$  とすれば、VNA の出力ポート A から送信されるチャープ信号の周波数範囲は  $f_{LO} + f_{\text{start}}$  から  $f_{LO} + f_{\text{stop}}$  となる。この信号と外部発振器  $O_2$  の正弦波信号 (周波数:  $f_{LO} - \Delta f$ ) をミキ

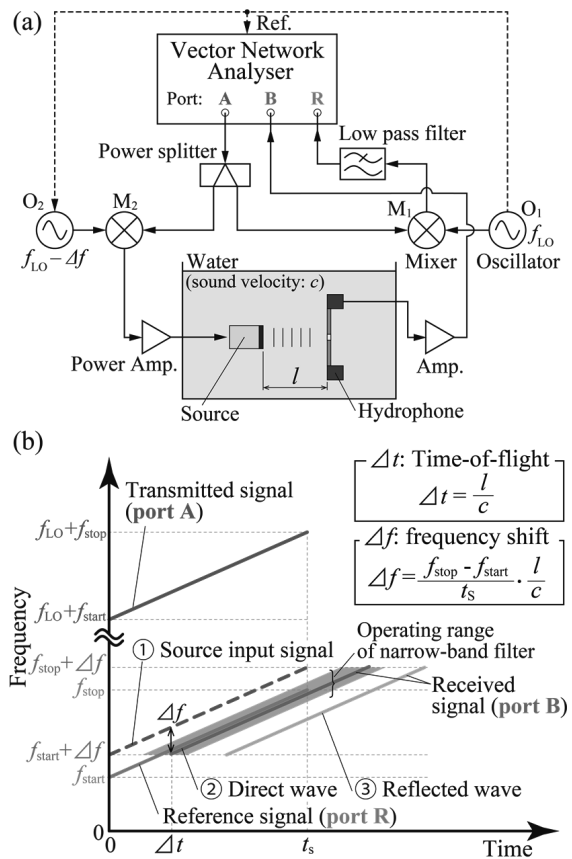


図 10 Heterodyne time delay spectrometry 法の測定原理 ; (a) 測定系の概略図, (b) 送信ポート A 出力信号, 受信ポート B 入力信号, 基準ポート R 入力信号, 及び振動子入力信号の時間 - 周波数関係。ポート B と R の信号は時間  $\Delta t$  から  $t_s$  の範囲で重なっている。

表 3 HTDS 法による hidroホン感度の校正の不確かさの一例。 hidroホン感度振幅特性は相対拡張不確かさ, 感度位相特性は拡張不確かさを表す (境界となる周波数における不確かさは、大きい不確かさの値を採用する)。

周波数範囲 (MHz)	感度振幅特性 (%)	感度位相特性 (°)
2-5	13.4	15.9
5-12	10.5	8.8
12-20	10.0	13.0
20-30	10.4	19.1
30-40	11.5	25.0

サ<sup>†14</sup>で混合し、出力された信号を振動子に入力して超音波を発生させる。混合信号には2つの信号の和と差の

<sup>†14</sup> 混合器。入力された2つの信号を乗算した信号が出力される。

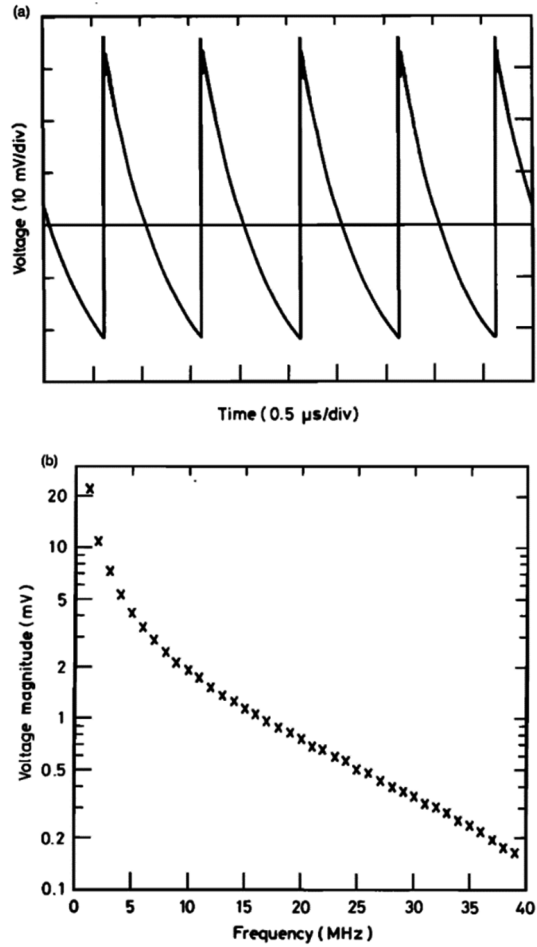
周波数成分を含むが、和の周波数で発生できる超音波音圧は差の周波数の時と比べて十分小さい。このため、振動子から発生する超音波は差の周波数成分に対応する  $f_{\text{start}} + \Delta f$  から  $f_{\text{stop}} + \Delta f$  の周波数範囲をもつ。この超音波を受波し、得られるハイドロホン出力電圧を VNA の入力ポート B で計測する。また反射波の除去に必要な基準信号は、基準ポート R の入力信号（周波数範囲： $f_{\text{start}}$  から  $f_{\text{stop}}$ ）とする。この信号は、ポート A の信号と外部発振器  $O_1$  の正弦波信号（周波数： $f_{10}$ ）を混合し、ローパスフィルタを通過した混合信号の差の周波数成分に対応する。VNA と外部発振器  $O_1$ 、 $O_2$  の位相が揃った状態で、基準ハイドロホンと被校正ハイドロホン各々について入力ポート B と基準ポート R の信号比 B/R を計測し、両ハイドロホンの比をとることで、信号の周波数が重なっている範囲（ $f_{\text{start}} + \Delta f$  から  $f_{\text{stop}}$ ）における被校正ハイドロホンの感度の周波数特性を校正できる。

この 2 次校正法の課題として、広帯域パルスの場合と同様に超音波信号のエネルギーが周波数軸上に分散して 1 周波数当たりに含まれるエネルギーが低下するため、感度校正の不確かさを増大させることが挙げられる。

#### 4.3.2 NPL: Multiple frequency 法

NPL では、Multiple frequency 法によるハイドロホン感度の比較校正法を開発している<sup>37)</sup>。図 5 (b), (c) に示したハイドロホン感度は、NPL が本手法により校正したものである。本手法によるハイドロホン感度の振幅特性と位相特性の校正の不確かさの一例を表 4 に示す。NPL の校正証明書に記載されている感度位相特性の校正の不確かさは、1 MHz ~ 40 MHz の周波数範囲で一定であり相対拡張不確かさは  $\pm 3\%$  である。

本手法では、1 次校正法と同様に振動子から MPa オーダの超音波を発生させ、非線形伝搬により図 11 (a) のように歪んだ信号をハイドロホンで受波する。計測されるハイドロホン出力電圧の振幅スペクトルには図 11 (b) に示すように基本周波数の整数倍 ( $n=2, 3, \dots$ ) の高調波成分が多数含まれ、そのスペクトルの振幅は高調波の次数  $n$  の増加とともに約  $1/n$  で減少する。本手法では、校正周波数範囲内における感度位相特性の傾きが一定とみなせる基準ハイドロホンをを用いる。これにより基準ハイドロホンの感度位相特性に起因する時間遅れ  $\tau_0$  は周波数  $f$  に依らず一定となる。使用するハイドロホン以外の条件を揃え、同じ音圧の超音波を基準ハイドロホンと被校正ハイドロホンに照射して出力電圧を計測する。このスペクトルをそれぞれ  $U_{\text{ref}}(f)$ 、 $U_{\text{test}}(f)$  とすれば、被校正ハイドロホンの感度位相特性  $\arg\{M_{\text{test}}(f)\}$  は、



Reprinted with permission from *J. Acoust. Soc. Am.* 87 (1990) 2231–2243. Copyright 1990, Acoustical Society of America.

図 11 非線形伝搬により歪んだトーンバースト信号；(a) ハイドロホン出力信号、(b) ハイドロホン出力電圧スペクトル [文献 37) より許可を得て転載]。

表 4 Multiple frequency 法によるハイドロホン感度の校正の不確かさの一例。いずれも相対拡張不確かさを表す。

周波数範囲 (MHz)	感度振幅特性 (%)	感度位相特性 (%)
1~8	$\pm 6$	$\pm 3$
9~12	$\pm 7$	$\pm 3$
13~16	$\pm 8$	$\pm 3$
17~20	$\pm 11$	$\pm 3$
21~30	$\pm 12$	$\pm 3$
31~40	$\pm 15$	$\pm 3$

$$\arg\{M_{\text{test}}(f)\} = \arg\left\{\frac{U_{\text{test}}(f)}{U_{\text{ref}}(f)}\right\} + 2\pi f\tau_0, \quad (17)$$

より、基本周波数の整数倍の周波数におけるハイドロホ

ン感度の位相特性が得られる。校正周波数の範囲と校正周波数の間隔は、振動子の周波数特性や入力信号として設定した正弦バースト波の中心周波数に依存する。

この2次校正法の欠点として、超音波の非線形伝搬を利用して校正するため校正可能な周波数が基本周波数の整数倍に限られることや、校正する周波数の間隔や範囲を自由に決められないこと、ならびに高調波を利用するため高周波域でS/Nが低下すること等が挙げられる。

### 4.3.3 NMIJ：正弦バースト波を複数並べた信号を用いる校正法

前節までに述べた先行手法に関する調査結果を踏まえ、NMIJが開発予定の2次校正法では、振動子の入力信号として周波数が異なる複数の正弦バースト波を時間軸上に並べた波形の利用が好都合ではないかと考えるに至った。本手法の利点として、各バースト波の間隔を非常に短くすることで超音波の伝搬時間は測定中不変と見なせるので、水温変化や外部振動の影響を受けやすい伝搬時間の測定が不要になることに加え、単一周波数の利用で高周波領域でのS/N改善が図れる点が挙げられる。HTDS法は上記1つ目の利点をもつが、2つ目の利点をもたない。さらに本手法は校正周波数を任意に設定できる。欠点として、本手法は先行手法と比べて測定の繰り返し回数が多くなり測定時間が長くなる点が挙げられる。

本手法の概念を説明するため、一例として周波数が異なる2つの正弦バースト波を並べた場合を想定し、振動子入力信号とハイドロホン出力信号の関係を図12に示す。最初のバースト波は基準周波数 $f_f$ の信号（基準信号と呼ぶ）である。基準周波数の選択は任意だが、診断装置から照射される広帯域超音波の中心周波数と考えればよい。次のバースト波は測定周波数 $f_m$ の信号（測定用信号と呼ぶ）であり、ハイドロホン感度の位相特性を求めたい周波数（ただし広帯域超音波の中心周波数以外の周波数を選択する）になる。本手法では、ハイドロホン感度の位相特性を、基準周波数 $f_f$ に対する測定周波数 $f_m$ での相対値として求める。振動子の入力信号において両バースト波の間には既知（測定者が設定）の時間差 $T_{in}$ があり（図12(a)）、ハイドロホンの出力電圧には両バースト波の間に時間差 $T_{out}$ が観測されるものとする（図12(b)）。 $T_{in}$ と $T_{out}$ の時間差は、①振動子の入出力特性に起因する時間差 $\tau_1$ と②ハイドロホンの感度位相特性に起因する時間差 $\tau_2$ からなる。①はハイドロホンに依存しないが、②は個々のハイドロホン感度の位相特性に依存する。そこでハイドロホンを2つ用意し、感度の位相特

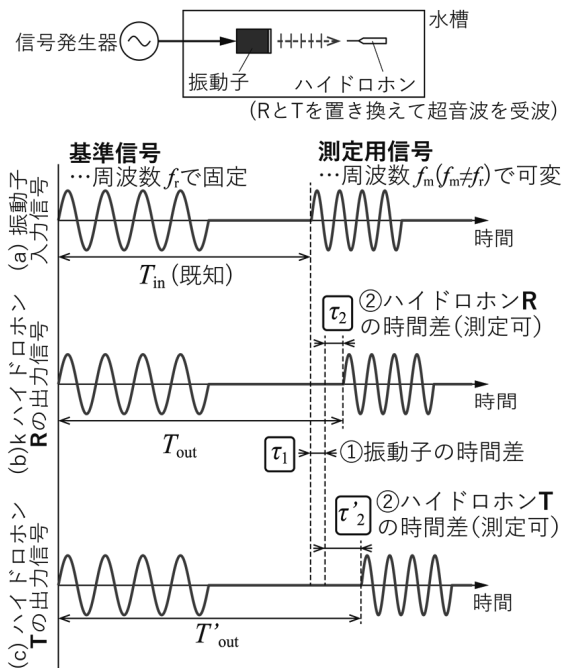


図12 NMIJが開発予定のハイドロホン感度位相特性の2次校正法の概要。(a) 振動子の入力信号、(b) 基準ハイドロホンRの出力信号、(c) 被校正ハイドロホンTの出力信号。

性が既知の基準ハイドロホンをR、未知のハイドロホンをT（両バースト波の時間差 $T'_{out}$ 、ハイドロホンTの感度位相特性に起因する時間差 $\tau'_2$ ）とすれば、ハイドロホンRとTの差 $T_{out} - T'_{out}$ をとることにより①が相殺され、ハイドロホンTの感度の位相特性②が得られる（図12(c)）。表2には、NMIJが開発予定のハイドロホン感度位相特性の2次校正法も併記されている。NMIJでは本手法の開発に当たり、位相の校正値の測定不確かさを最大 $\pm 25^\circ$ 以内とし<sup>25)</sup>、40 MHzまでの周波数範囲で校正できる技術の開発をめざす。

## 5. まとめ

超音波診断装置を取り巻く現状について調査した結果、診断時の安全性確保と性能向上の両立が喫緊の課題であり、診断用広帯域超音波の瞬時音圧をこれまで以上に精密に測定できる新たな技術が必要とされていることが分かった。このニーズに応えるためにNMIJが取り組むべき2つの技術的課題が明らかになった。具体的には、ハイドロホン感度の周波数特性の影響を考慮した広帯域超音波瞬時音圧の精密測定技術（精密法）の開発、及び

ハイドロホン感度位相特性の校正技術の開発であり、これらについて更に調査を進めた。

精密法の開発では、精密法で用いる信号処理が瞬時音圧の測定値に及ぼす影響を定量的に明らかにする必要があることが分かった。評価すべき信号処理の技術要素として、ハイドロホン感度の振幅特性と位相特性の校正値に対する補間や周波数フィルタリングに加え、先行研究では未検討であった感度の高周波領域における外挿が挙げられた。今後は上記3つの信号処理法が、超音波の安全性指標の算出に用いる波形パラメータにどのように影響を及ぼすのか系統的かつ定量的に評価する予定である。瞬時音圧の算出値の不確かさが最小となる信号処理法の提案をめざす。さらに、ハイドロホン感度の振幅特性から位相特性を推定できる、最小位相法の適用条件や不確かさ評価についても検討を進めていく。

ハイドロホン感度位相特性の校正技術の開発では、現在PTBとNPLのみで供給されている感度位相特性の校正技術の課題を踏まえ、NMIJでは1次校正法として光ヘテログラインによる感度校正法、2次校正法として正弦バースト波を複数並べた信号を用いる校正法の開発に着手する予定である。

3章で述べたように、精密法の開発はハイドロホン感度の振幅特性、位相特性の校正が前提となっている。しかしながら我が国の超音波診断装置メーカーは、精密法の速やかな開発を要望している。このためNMIJでは精密法の技術開発を優先的に進め、追ってハイドロホン感度位相特性の校正技術の開発にも着手する予定である。

## 謝辞

分析計測標準研究部門 音響超音波標準研究グループの堀内竜三グループ長、吉岡正裕主任研究員には、本調査研究の遂行に当たり終始懇切丁寧なるご指導を賜りました。ここに深謝の意を表します。分析計測標準研究部門の野中秀彦部門長、権太聡副部門長には、調査研究発表会の資料に対する有益なご意見を賜りましたことに深謝いたします。最後に、松田洋一主任研究員、内田武吉主任研究員をはじめとする音響超音波標準研究グループの皆様には多くの助言やサポートを頂きましたことに心より感謝いたします（所属は原稿執筆時）。

## 参考文献

1) 井手正男: 超音波診断装置の最近の進歩, 放射線像研究 11-2 (1981) 52-56.

- 2) Guidance for Industry and FDA Staff, Information for Manufacturers Seeking Marketing Clearance of Diagnostic Ultrasound Systems and Transducers, Food and Drug Administration (2008).
- 3) IEC 62359 ed. 2.1, Ultrasonics - Field characterization - Test methods for the determination of thermal and mechanical indices related to medical diagnostic ultrasonic fields, International Electrotechnical Commission (2017).
- 4) 日本超音波医学会機器及び安全に関する委員会訳: 診断用超音波の安全な使用 (日本超音波医学会, 2016) 第3版, 34.
- 5) K. Martin: The acoustic safety of new ultrasound technologies, *Ultrasound* 18 (2010) 110-118.
- 6) 吉澤晋: 小特集-音響に関する施設と装置-強力集束超音波装置 (医用超音波装置), 日本音響学会誌 72-9 (2016) 576-577.
- 7) IEC 62127-1 ed. 1.1, Ultrasonics - Hydrophones - Part 1: Measurement and characterization of medical ultrasonic fields up to 40 MHz, International Electrotechnical Commission (2013)
- 8) V. Wilkens and C. Koch: Improvement of hydrophone measurements on diagnostic ultrasound machines using broadband complex-valued calibration data, *J. Phys. Conf. Ser.* 1 (2004) 50-55.
- 9) A. M. Hurrell: Voltage to pressure conversion: are you getting 'phased' by the problem?, *J. Phys. Conf. Ser.* 1 (2004) 57-62.
- 10) K. A. Wear P. M. Gammell, S. Maruvada, Y. Liu and G. R. Harris: Improved measurement of acoustic output using complex deconvolution of hydrophone sensitivity, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 61-1 (2014) 62-75.
- 11) K. A. Wear, Y. Lium P. M. Gammell, S. Maruvada and G. R. Harris: Correction for frequency-dependent hydrophone response to nonlinear pressure waves using complex deconvolution and rarefactional filtering: Application with fiber optic hydrophones, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 62-1 (2015) 152-164.
- 12) V. Wilkens, S. Sonntag and O. Georg: Robust spot-poled membrane hydrophones for measurement of large amplitude pressure waveforms generated by high intensity therapeutic ultrasonic transducers, *J. Acoust. Soc. Am.* 139-3 (2017) 1319-1332.
- 13) A. Hurrell and S. Rajagopal: The practicalities of ob-

- taining and using hydrophone calibration data to derive pressure waveforms, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **64**-1 (2017) 126-140.
- 14) K. A. Wear, Y. Liu and G. R. Harris: Pressure pulse distortion by needle and fiber-optic hydrophones due to nonuniform sensitivity, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **65**-2 (2018) 137-148.
  - 15) K. A. Wear, P. M. Gammell, S.; Maruvada, Yunbo Liu and G. R. Harris: Time-delay spectrometry measurement of magnitude and phase of hydrophone response, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **58**-11 (2011) 2325-2333.
  - 16) IEC 62127-2 ed. 1.2, Ultrasonics - Hydrophones - Part 2: Calibration for ultrasonic fields up to 40 MHz, International Electrotechnical Commission (2017).
  - 17) IEC 60565 ed. 2.0, Underwater acoustics - Hydrophones - Calibration in the frequency range 0.01 Hz to 1 MHz, International Electrotechnical Commission (2006).
  - 18) S. Rajagopal, C. R. Fury, B. Zeqiri, M. Brandt, V. Wilkens, C. Koch, Y. Matsuda, M. Yoshioka, Y. Ping, Z. Yan, B. Wenping, R. P. Felix and E. G. Oliveira: Report on BIPM/CIPM key comparison CCAUV.U-K4: Absolute calibration of medical hydrophones in the frequency range of 0.5 MHz to 20 MHz, *Metrologia* **53** (2016) Technical Supplement.
  - 19) The BIPM key comparison database. <https://kcdb.bipm.org/>
  - 20) 吉岡正裕：ハイドロホン感度の校正と不確かさ評価, 産総研計量標準報告 **5**-3 (2006) 189-197.
  - 21) 吉岡正裕：ハイドロホン感度相互校正システムの開発 = 100 kHz への標準供給範囲拡張に向けた技術的課題 =, 超音波 TECHNO 2014 年 11-12 月号 (2014) 87-91.
  - 22) Y. Matsuda, M. Yoshioka and T. Uchida: Absolute hydrophone calibration to 40 MHz using ultrasonic far-field, *Mater. Trans.* **55**-7 (2014) 1030-1033.
  - 23) V. Wilkens: Characterization of an optical multilayer hydrophone with constant frequency response in the range from 1 to 75 MHz, *J. Acoust. Soc. Am.* **113**-3 (2003) 1431-1438.
  - 24) V. Wilkens and C. Koch: Amplitude and phase calibration of hydrophones up to 70 MHz using broadband pulse excitation and an optical reference hydrophone, *J. Acoust. Soc. Am.* **115**-6 (2004) 2892-2903.
  - 25) C. Koch and V. Wilkens: Phase calibration of hydrophones: heterodyne time-delay spectrometry and broadband pulse technique using an optical reference hydrophone, *J. Phys. Conf. Ser.* (2004) 14-19.
  - 26) V. Wilkens and W. Molkenstruck: Broadband PVDF Membrane Hydrophone for Comparisons of Hydrophone Calibration Methods up to 140 MHz, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **54**-9 (2007) 1784-1791.
  - 27) H. A. Macleod: Thin-Film Optical Filters (Institute of Physics, Bristol, 2001) 4th ed., 37-45.
  - 28) P. Gelat, L. Wright, C. Bickley and N. Sathoo: Magnitude and phase characterisation of a reference broadband membrane hydrophone up to 100 MHz using non-linear field modelling (National Physical Laboratory, Teddington, 2007) NPL Report AC3.
  - 29) 鎌倉友男：非線形音場の解析技術とその応用, 日本音響学会誌 **57**-7 (2001) 477-482.
  - 30) 鎌倉友男, 阿比留巖, 熊本芳朗, 超音波パルスの非線形伝搬に伴う波形歪, 日本音響学会誌 **46**-10 (1990) 802-809.
  - 31) P. Yang, G. Xing and L. He: Calibration of high-frequency hydrophone up to 40 MHz by heterodyne interferometer, *Ultrason.* **54** (2014) 402-407.
  - 32) X. Feng, P. Yang, L. He, M. Wang and G. Xing: Influence of the frequency response of the photodetector on the heterodyne interferometer-based sound pressure standards in water, *Appl. Opt.* **57**-32 (2018) 9635-9642.
  - 33) M. Wever and V. Wilkens: Towards an extension of primary hydrophone calibration using a laser vibrometer, *Proc. 22nd Int. Congr. Sound Vib.* (The International Institute of Acoustics and Vibration, Florence, Jul. 2015) T06.SS06 (6 pages).
  - 34) M. Weber and V. Wilkens: Complex-Valued Frequency Response of Hydrophones: Primary Calibration and Uncertainty Evaluation, *Proc. 2016 IEEE Int. Ultrason. Symp.* (The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Tours, Sep. 2016) (4 pages).
  - 35) M. Weber, and V. Wilkens: Using a heterodyne vibrometer in combination with pulse excitation for primary calibration of ultrasonic hydrophones in amplitude and phase, *Metrologia* **54**-4 (2017) 432-444.
  - 36) C. Koch: Amplitude and phase calibration of hydrophone by heterodyne and time-gated time-delay spectrometry, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq.*



- Control* **50**-3 (2003) 344-348.
- 37) R A. Smith and D. R. Bacon: A multiple-frequency hydrophone calibration technique, *J. Acoust. Soc. Am.* **87**-5 (1990) 2231-2243.
- 38) 松田洋一：積層型 PVDF/TrFE 振動子を用いた高周波超音波の発生，第 66 回応用物理学会春季学術講演会講演予稿集，9p-W834-5，01-005 (1 page) (2019).