

強力水中超音波の計量標準技術の現状と今後の課題に関する 調査研究

内田武吉*

(平成20年4月30日受理)

A Survey on Status and Future Work of Measurement Standards in High Intensity Ultrasound

Takeyoshi UCHIDA

1. はじめに

現在、超音波は、医用分野やソノケミストリー（音響化学反応）産業界での応用をはじめとして、社会の様々な分野に広く応用されている¹⁾。近年、医用分野等で使用される超音波は、診断や治療の効果を上げるために高出力な超音波を使用する傾向にある。一方、高出力な超音波が人体を損傷させる可能性もあり、人体の安全性への関心が高まっている。診断や治療の効果と安全性を両立させるためには、超音波振動子から放射させる超音波パワーや音圧の精密な測定方法を確立することが重要である。医用分野を対象とする比較的 low 出力の超音波パワー、音圧等の計測方法は確立されており、超音波計量標準も NMIJ (National Metrology Institute of Japan, 産総研計量標準総合センター) や NPL (National Physical Laboratory, イギリス国立物理学研究所) などの多くの各国標準研究所で供給されている²⁾。しかし、強力水中超音波領域へ計量標準の範囲を拡張するには、既存の計測技術の拡張だけでは対処できないキャビテーションや加熱作用などの様々な問題があり、新たな計測技術の開発が必要である。更に、強力水中超音波音場中で破壊しない堅牢且つ安定な超音波計測デバイスの開発も必要である。

本稿では、医用診断・治療、ソノケミストリー等の分野で利用されつつある強力水中超音波の計量標準技術の現状を調査し、今後強力水中超音波計量標準を整備するために必要な指針を得ることを目的として調査研究を行った。

* 計測標準研究部門 音響振動科 音響超音波標準研究室

2. 強力水中超音波応用と工業標準化の現状

2.1 強力水中超音波の利用状況

超音波は、医用分野での診断や治療などの応用をはじめとして、洗浄機や溶接機、海洋技術等で利用される水中通信装置や魚群探知機、また一般家庭における美顔器等の体内に超音波を照射する機器や加湿器、電気製品などに応用されている。

医用分野で応用されている超音波は、超音波照射時の人体への安全性に関係する。今までは、医用で使用される超音波は比較的弱く、人体に対して安全であると考えられてきた。しかし近年、診断画像の質的向上や治療を目的として、高出力な超音波が使用される傾向にあり、人体への安全性を正確に評価する必要が生じている。例えば、超音波診断装置はティッシュハーモニックイメージング¹⁾ やカラードップラー¹⁾ による血流の可視化などを実現するため、従来よりも高出力の超音波を使用する必要が生じている。特に、カラードップラーは超音波出力が従来に比べて非常に大きいため、産科領域や眼窩部分では不必要な検査を行わないように注意されている。また、高出力な超音波照射を利用した治療には、理学療法、結石破砕、温熱治療、骨折治療などがある。現在、治療領域で応用されている超音波の周波数、音圧、インテンシティの特性を表1に示す³⁾。一方、強力水中超音波に付随

表1 代表的な治療方法の超音波の周波数、音圧、インテンシティの特性³⁾

超音波温浴療法装置	1 to 3 MHz, 0.1 to 1 W cm ⁻² , <0.5 MPa
結石破砕装置	0.25 to 0.5 MHz, very low intensity, >10 MPa
高密度焦点式超音波治療機	0.8 to 2 MHz, 400 to 10000 W cm ⁻² , 5 to 30 MPa
超音波骨折治療器	1.5 MHz, 30 mW cm ⁻² , 50 kPa

してキャビテーションが発生することが知られており⁴⁾、その効果を利用した新たな治療法も研究されている。キャビテーションは、強力水中超音波を溶液に照射したときに微小なバブルが発生する現象であり、生体組織を破壊する効果もあるため、安全性の観点から発生を正確に制御する必要がある。また、超音波エステ等に代表される超音波を応用した家庭用機器の販売も増えており、超音波の人体照射時の安全性評価は重要な課題となっている。

一方、ソノケミストリー（音響化学反応）産業界の分野では、上記のキャビテーションを積極的に利用した様々な応用研究が行われている。キャビテーションを利用した場合、バブル周辺に高温・高圧の高密度エネルギー反応場が形成されるが、環境的には常温・常圧のマイルドな反応場であるため、産業界の注目を集めている。キャビテーションの局所的な高温・高圧の反応場を利用した癌治療⁵⁾、人体に有害であるホルムアルデヒドなどの揮発性有機化合物の除去⁶⁾、カーボンナノチューブなどの先端材料の生成促進⁷⁾、微粒子の表面改質による再凝集の防止⁸⁾など様々な応用研究が報告されている。しかし、現状は強力水中超音波音場の計測・制御に不可欠な計量標準技術の開発及び整備が遅れており、このことがソノケミストリー関連産業における新たなブレイクスルーの創出のハードルとなることが懸念されている。

2.2 工業標準化の現状

超音波診断装置などの製造者は、機器の性能や安全性評価などにおいて、NEMA (National Electrical Manufacturers Association)⁹⁾ や IEC (International Electrotechnical Commission)^{10), 11)} 等の工業標準に準拠する必要がある。超音波音場計測や超音波生体安全性などの国際標準化活動は、IEC傘下のTC87 (Technical Committee) が担当している。TC87では、超音波を使用する機器などの特性、超音波の計測方法、安全性などの規格を作成している。例えば、超音波パワーの計測方法のIEC 61161や hidroホンの受波感度の校正方法を規格したIEC 60822等がある。また、アメリカの米国食品医薬品局 (FDA) では、超音波の熱的作用を表すTI (Thermal Index) と機械的作用を表すMI (Mechanical Index) を表示することが求められている¹²⁾。このように、超音波の医用応用のうち、比較的low出力の超音波パワー、音圧等の工業標準は概ね整備されている。しかし強力水中超音波については、TC87において、精密な計測方法や安全性評価のための指標等の議論が始まったばかりである。

表2 主な標準研究所における超音波計量標準のCMC (Calibration and Measurement capabilities)¹³⁾

超音波パワー標準			
標準研	周波数範囲 (MHz)	パワー範囲 (W)	不確かさ (% , k=2)
NPL (イギリス)	0.8-20	0.0005-20	2.5-6
PTB (ドイツ)	1-21	0.002-20	3-12
NIST (アメリカ)	0.5-30	0.005-35	2
VNIIFTRI (ロシア)	0.5-15	0.002-12	5-6

超音波音圧標準			
標準研	周波数範囲 (MHz)	不確かさ (% , k=2)	
NPL (イギリス)	0.001-20	0.5-11	
PTB (ドイツ)	0.5-15	9-10	
VNIIFTRI (ロシア)	0.00315-10	0.6-20	

3. 既存の超音波計量標準の原理

現在各国で整備されている超音波計量標準は、超音波パワー標準と超音波音圧標準のいずれか、または両方である。超音波パワー標準は超音波振動子の出力校正を行う、超音波音圧標準は hidroホンの受波感度校正を行う。表2に主な国のCMC (Calibration and Measurement Capabilities) 登録の状況を示す¹³⁾。以下に既存の超音波計量標準について述べる。

3.1 超音波パワー標準

上述したように超音波パワー標準は、超音波振動子出力の校正を行う。例えば、ユーザが所有する超音波パワーメータを校正する場合、一般的には基準分銅を使用するが多いが、様々な問題のため、正確に校正できない場合がある。そのため、出力が校正された“基準振動子”を使用して校正することにより、より正確に校正することが可能になる。また、 hidroホンの受波感度校正方法の一つである平面走査法¹⁴⁾でも、基準振動子が必要である。

超音波パワーの測定方法には、超音波の放射力を測定する天秤法、超音波照射による発熱量を測定するカロリーメトリ法などがある。各国標準研の一次標準では、最も高精度な測定が期待できる天秤法が利用されている^{15), 16)}。天秤法による超音波パワー計測の原理を図1に示す。同図に示すように、音圧反射係数が十分に小さく、且つ吸収係数が十分に大きい物体に超音波を照射すると、超音波エネルギーが物体に吸収されて熱に変換され、物体裏側には超音波が存在しない状態になる。この時、受圧板

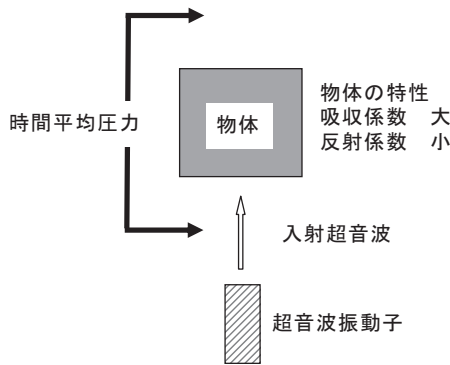


図1 超音波照射による放射力発生原理^{15), 16)}

表側と裏側で時間平均圧力の差が生じ、結果として物体に力が発生する。この力を“放射力”と言う。入射超音波が平面波の場合に限り、計測される放射力 F と超音波パワー P の関係は、媒質の音速 c を介して、式(1)で与えられる。

$$P = Fc \quad (1)$$

一般に、放射力は精密電子天秤を用いて測定する。天秤法による超音波パワー測定のプロック図を図2に示す。一般に広く使われている受圧板は、吸収型受圧板と反射型受圧板の二種類である。吸収型受圧板は、音圧反射係数が小さく、吸収係数が大きいゴム材等の材料が用いられる。この受圧板は、端面での反射が小さいため、超音波ビームに対するアライメントエラーが小さい。しかし、内部に入射した超音波が吸収されることによって発熱するため浮力変動が生じる。また、著しい場合は熱的に損傷することがある。反射型受圧板は、入射超音波を全反射させるために中空構造になっている。反射型受圧板を用いた超音波パワー測定の様式図を図3に示す。入射超音波を音軸に対して直角に反射させることで、反射に起

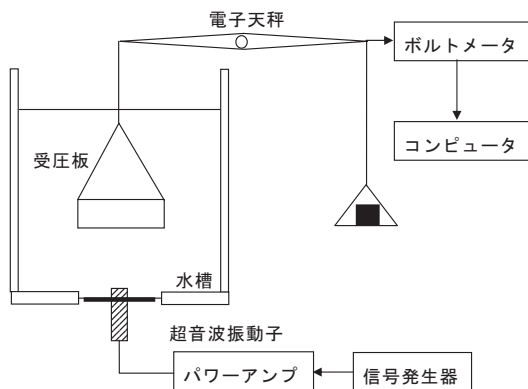


図2 天秤法による超音波パワー測定のプロック図^{15), 16)}

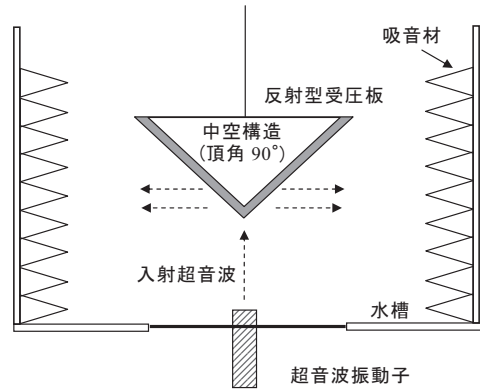


図3 反射型受圧板を用いた超音波パワー測定¹⁰⁾

因する放射力が音軸方向成分に寄与しない構造にするため、頂角が 90° の円錐を使用する。特徴として、受圧板内部に超音波が入射しないため吸収型受圧板のように発熱の問題はないが、音軸に対するアライメントエラーの影響が大きく、一般的に音場の影響を受けやすい欠点がある。

3.2 超音波音圧標準

超音波の音圧の測定に使用する hidrohon は、音圧を電気信号に変換するデバイスであり、音圧に対する出力電圧の比を受波感度と呼ぶ。hidrohon は、メムレン型 hidrohon とニードル型 hidrohon がある。メムレン型は高価であるが、長期的に安定であり、且つ広帯域で平坦な周波数特性を持つため、高精度測定や基準 hidrohon としての利用に向いている。ニードル型は安定性がメムレン型に比べて劣る他、低域側で構造に起因する周波数変動がある。しかし、安価で扱いやすいため、多くのエンドユーザが使用している。超音波音圧を定量的に測定するためには、hidrohon の受波感度の絶対校正が必要である。

hidrohon の受波感度を絶対校正する方法としては、レーザー干渉計を用いた方法^{17), 18)}、相互校正法¹¹⁾、平面走査法¹⁴⁾があり、校正する周波数や必要とする仕様によって使い分ける。

レーザー干渉計を用いた方法は、医用超音波で使用される約 1 MHz ~ 40 MHz の周波数帯域に適した方法である。図4に装置のプロック図を示す。同図に示すように、装置は、主に信号発生器、パワーアンプ、超音波振動子、薄膜、水槽、レーザー干渉計等から構成されている。この方法は、①レーザー干渉計による音圧測定、②被校正 hidrohon の出力電圧測定、の二つのステップで受波感度の校正を行う。①は、片面に金薄膜をコーティングした薄膜を水槽内にセットする。この薄膜が超音波伝搬

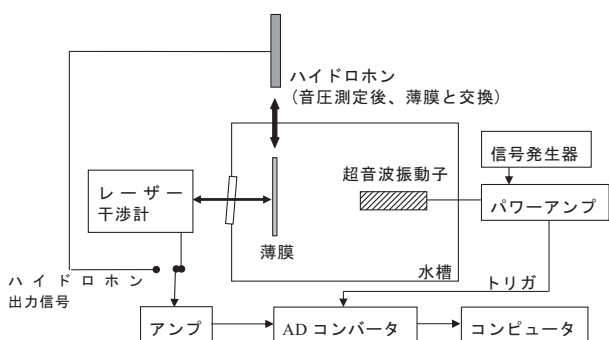


図4 レーザー干渉法によるハイドロホンの受波感度校正装置のブロック図¹⁷⁾

に伴う媒質の粒子変位に追従すると仮定して、その粒子変位 a をレーザー干渉計で測定する。さらに式(2)から音圧 p を求める。ここで、 f は周波数、 ρ は媒質の密度、 c は音速を示す。

$$p = 2\pi f \rho c a \tag{2}$$

②では、薄膜を被校正ハイドロホンに置き換えて、①で求めた音圧に対するハイドロホン出力電圧 V を計測する。このとき、基準ハイドロホンの受波感度 S_r は式(3)から求められる。

$$S_r = \frac{V}{p} \tag{3}$$

相互校正法は、高周波領域では精密な測定が困難であるが、比較的low周波数領域に適した方法であり、測定システムも上記のレーザー干渉法よりも容易である。相互校正法は、可聴帯域の音響標準でマイクロホン感度校正にも用いられており、3本のハイドロホンを用いて電気的測定のみでハイドロホンの受波感度の絶対校正が可能である。しかし、ハイドロホンの送波感度が乏しいため、S/N比が十分に確保できない問題がある。また、ハイドロホンを設置する時の位置及び方向の誤差が校正値に大きく影響してしまう。そこで、送波感度が大きい振動子を自己相反法により絶対校正し、その後基準ハイドロホンを振動子の音場内に設置し受波感度を求める2振動子相互校正法が提案されている。

平面走査法は、出力校正された超音波振動子前面の平面波音場と仮定できる遠距離音場で、ハイドロホンをスキャンし音圧分布を求める方法である。瞬時音圧を二乗することにより音響強度が求められ、さらに空間積分により超音波パワーが計算できる。この値と振動子のパワー校正値の比は、ハイドロホンの受波感度の二乗に等し

いため、受波感度が計算できる。

ハイドロホン受波感度の絶対校正は、一般に測定系が複雑であり、且つ校正時間もかかるため、末端のユーザのハイドロホンの受波感度を個別に校正するのに適した方法ではない。そこで、ユーザの被校正ハイドロホンは、上記の方法により絶対校正されたハイドロホンと比較することによって校正する方法がある。これを比較校正と呼び、一般にはこの方法でハイドロホン受波感度の標準供給を行っている。図5に比較校正装置のブロック図を示す。ユーザの被校正ハイドロホンと、絶対校正された基準ハイドロホンを超音波振動子に対向させて配置する。2つのハイドロホンは、同一音場中に並べて配置し、校正時には超音波振動子の音軸と各ハイドロホンの受波部分が一致するように、振動子をアライメントする。同じ音圧下におけるそれぞれのハイドロホン出力電圧の比に、基準ハイドロホンの受波感度を乗じて、被校正ハイドロホンの受波感度を求める。

4. 強力水中超音波計量標準技術における問題点

強力水中超音波の計測に要求される範囲は、パワー200 W、音圧数10 MPa、音響強度10 kW/cm²程度の計測を必要とする³⁾。また、上記で説明した既存の超音波音場計測技術では対応できない様々な問題点がある。本章では、現在の強力水中超音波音場計測の現状を以下に述べる。

4.1 発熱及び音響流の影響

強力水中超音波音場下では、天秤法で使用する受圧板やハイドロホンが、超音波により加熱されて損傷することがある。一例として、周波数5.9 MHz、超音波パワー20 Wの超音波を測定した後の受圧板の写真を図6に示す。受圧板の中心部の変色した部分が、発熱による変性である。集束超音波音場の場合は、焦点に超音波エネルギーが集中するため、発熱の影響はさらに大きくなる。超音波治療の分野では、高密度焦点式超音波療装置等に代表されるように、集束超音波の利用が多いため、発熱に起

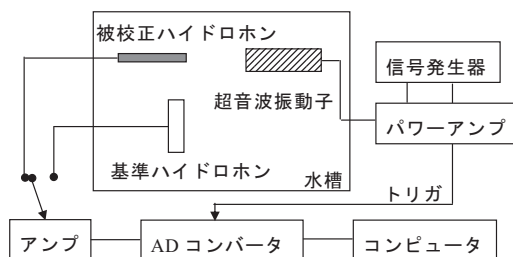


図5 ハイドロホン受波感度の比較校正装置のブロック図¹⁷⁾

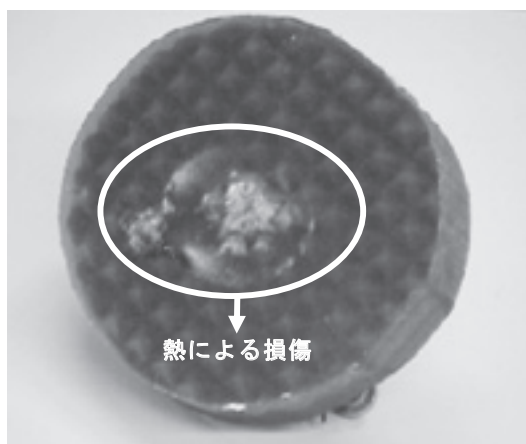


図6 強力水中超音波（周波数5.9 MHz，超音波パワー20 W）による吸収型受圧板の熱的損傷の例¹⁹⁾

因する問題は無視できない。また、ハイドロホンの圧電材料に広く使用されているPVDF高分子圧電材料は、温度が70℃以上に上昇すると、脱分極により圧電性を失う。さらに、ハイドロホンの受波感度は温度上昇により特性が変化するため、感度測定にも影響を与える。

さらに、強力水中超音波の照射で発生する強い音響流の影響の問題がある。反射型受圧板は、強力な超音波パワーで発生する激しい音響流の作用で、横方向に変位してしまう。音軸中心と円錐頂点が完全に一致し、且つ音場が軸対象でない限り、音響流による反射型受圧板の横方向への変位は避けられないため、強い音響流発生下では精密な測定は困難になる¹⁹⁾。

4.2 キャビテーションの影響

強力水中超音波を溶液に照射し、キャビテーションの発生閾値以上の高音圧の音場が形成されると、小さなバブルが多数発生する。多数のバブルが発生すると超音波を吸収するため、超音波パワーやハイドロホンの受波感度の測定エラーの原因となる。また、記述したようにバブル周辺は高温・高圧の反応場が形成されるため、ハイドロホン等の測定デバイスを損傷させる場合がある。更に、キャビテーションに起因する活性酸素や衝撃波により、ハイドロホンに多く使用されているPVDF高分子圧電材料が機械的に損傷する。これらの問題の解決法の一つとしては、使用する溶液を十分脱気し、キャビテーション発生量を低減させる方法がある。

医用分野では、キャビテーションを利用した新たな治療法に関する研究が進められている²⁰⁾。一方、キャビテーションは生体組織を機械的に破壊する危険性もある。人体への影響の観点からは、治療の効果と安全性を両立

させることが最も重要な課題であり、そのためには、キャビテーションの発生量を精密に制御する技術が必要となる。また、ソノケミストリー産業界でも、キャビテーションの効率的利用を実現するためには、キャビテーション発生量の精密な計測及び制御技術が必要不可欠である。現状は、キャビテーションに付随する活性酸素などラジカルの発生量を化学的に計測しており、キャビテーション発生量自体の計測は実現していない。

5. 強力水中超音波計量標準技術の開発

強力水中超音波領域へ計量標準範囲を拡張するには、既存の計測技術の拡張だけでは不可能であり、新たな計測技術の開発が必要である。そのため、強力水中超音波の超音波パワーや音圧を精密に測定する方法が、各国標準研を中心に研究されている。本章では、強力水中超音波の研究の現状について述べる。

5.1 諸外国における取り組み

(1) 強力水中超音波パワー計測の研究の現状

Shawらは、発熱に対して堅牢な受圧板に関する研究を行っている²¹⁾。受圧板の材料として、従来のゴム材等の超音波吸収材料に代えて、熱に対して耐性を持つヒマシ油を利用する。ヒマシ油を用いて受圧板を作成した結果、超音波パワーで150 Wまでの測定が可能となった。具体的方法としては、反射率が低く薄いプラスチック容器に充填させたヒマシ油は1.5 MHz以上の周波数で超音波を約99%減衰させる。ただし、1 MHzでの減衰率は91%程度と低いため、厚さ約10 mmの超音波吸収材料を容器の上板に取り付けて使用する。このような処置を行うことにより、天秤法の吸収型受圧板として使用することができるが、キャビテーションにより発生する衝撃波や強い音響流の影響、長期安定性などの問題点が指摘されている。

また、ヒマシ油を利用した、超音波パワーの新しい計測法が提案されている²¹⁾。強力水中超音波をヒマシ油に照射することにより、超音波エネルギーはヒマシ油に吸収され加熱される。加熱されることにより、ヒマシ油の浮力が増加し、受圧板の重量が減少する。この受圧板の重量変化を測定することにより超音波パワーを計測する。その関係を式(4)に示す。

$$\Delta W = \frac{E_{oil} \cdot \rho_{water}}{C_{oil} \cdot \rho_{oil}} P \cdot t \quad (4)$$

ここで、 ΔW は受圧板の重量変化、 P は超音波パワー、 t

は照射時間, E_{oil} は体積膨張率, C_{oil} は比熱容量, ρ_{oil} と ρ_{water} はヒマシ油と水の密度を表す. この方法は, 加熱作用のみの影響を計測するので, 音響流等の影響や超音波ビーム形状などを無視することができ, 集束超音波のパワーの計測に期待されている.

(2) 強力水中超音波音圧計測の研究の現状

Wangらは, 光学的方法を用いて強力水中超音波の音圧を計測することを検討している^{22), 23)}. この方法は, 光ファイバセンサを用いて音圧を測定する研究である. 光ファイバは, 音圧に対して堅牢であるため, 強力水中超音波計測への応用が期待されている. この研究は, 超音波音圧によりレーザー光の波長が変調される特性を利用する. 標準的な光ファイバの直径は125 μm と微小なため, 従来型の hidroホンによる測定より, 超音波音場への影響が少ないと考えられている. 光ファイバの先端のみに感度を持たせるために微小なファブリペロー共振器を製作し, その共振光波長変調を検出することで音圧計測を行う方法と光ファイバ自体を音圧のセンサとして使用する方法がある. 図7にファブリペロー型ファイバセンサの模式図を示す. 現在までの結果として, ファブリペロー型ファイバセンサを用いた場合, 周波数2.25 MHzに対してほぼ無指向性であり, 広帯域である事が確認されている. 問題点としては, 複雑な製作工程, 寿命などの長期安定性, SN比, 定量計測, 高価な計測装置などが指摘されている.

また, キャビテーションに起因する衝撃波に対して堅牢な hidroホン開発が進められている²⁴⁾. 前述したように, 従来型 hidroホンは強力水中超音波に付随するキャビテーションや発熱により圧電材料が損傷する. そこで, ZanelliやHowardは, hidroホンの圧電材料を厚さ20 μm ~ 70 μm の金属膜で被うことで, キャビテーションから圧電材料を守ることを検討している. この開発中のニードル型 hidroホンは, 現在までに1 MHz ~ 10 MHzで平坦な周波数特性を持ち, 最大で15 MPaまでの音圧を計測できることが確認されている.

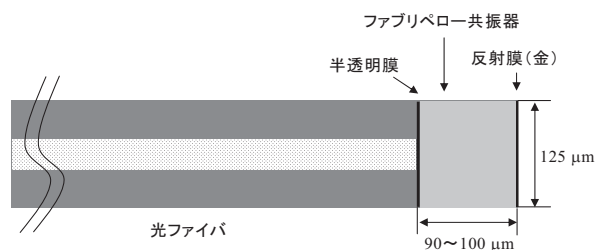


図7 ファブリペロー型光ファイバセンサの構造の模式図²³⁾

MHz帯域の集束超音波を医用に応用する場合, 音圧分布を正確に確認する必要が生じる. 音圧分布を可視化する方法として, シュリーレン法が注目されている²⁵⁾. シュリーレン法は, 光回折を利用して液体中を伝播する超音波音場分布を可視化する方法である. この方法は古典的な方法であるが, 現在の発達したデジタル技術を組み合わせることで照射超音波を正確に可視化することができる.

5.2 NMIJにおける取り組み

上記のように, 海外標準研や大学等の機関で, 強力水中超音波の超音波パワー, 音圧等の計測技術の開発が行なわれている. しかし, 強力水中超音波の超音波パワー, 音圧を計測することは, 既存の超音波計測技術を拡張させるだけでは難しいため, 国際的にも計量標準の整備は遅れている. NMIJでも, 患者に対する安心・安全な診断・治療の実現やソノケミストリー関連産業界の新たなブレークスルーに貢献するために, 強力水中超音波の計測技術及び標準開発に取り組んでいる.

NMIJでは, 2006年度までに医用分野を対象とする超音波振動子出力校正(超音波パワー標準)及び hidroホンの受波感度校正(超音波音圧標準)の超音波計測標準の整備を完了した. これにより, 我が国の超音波計測標準は, 先進諸国とほぼ同レベルに達することができた. 今後は, これまでに蓄積した超音波計測技術の知識や経験を踏まえて, 強力水中超音波の計測標準技術の開発に必要な技術開発を行い, 医用超音波機器業界, ソノケミストリー関連産業界への技術移転を積極的に行う予定である. 同時に, 社会ニーズに対応した計測範囲の拡張や国際規格を通して, 計測・評価技術を普及させていくために, 喫緊の課題である下記の(1), (2), (3)に示した計測技術の開発を進めていく予定である.

(1) 強力水中超音波パワー計測技術の開発

現在, NMIJで進めている強力水中超音波計測技術の研究について述べる. NMIJでは, カロリメトリ法を用いた超音波パワー計測方法の検討, 水熱合成法を用いた堅牢な hidroホンの開発, キャビテーション定量計測技術の開発等を行っている.

天秤法に代わる超音波パワー計測法としては, 純水を発熱体とするカロリメトリ法の研究を行っている²⁶⁾. カロリメトリ法は, 物質に超音波を照射したときの発熱量から超音波パワーを測定する方法であり, 高出力な超音波パワー測定に向いている. 現在まで, 計量標準技術開発の立場から, カロリメトリ法を検討した報告はほとん

どない。今後、NMIJでは、音響流や対流等に起因する水流の影響評価、熱電対形状の最適化、水槽中の温度均一性等を検討し、測定系の最適化を検討する予定である。水温が指数関数的に平衡温度に近づいていくと仮定すると、カロリメトリ法における超音波パワーの計算式は式(5)で与えられる。

$$P = \frac{dT}{dt} \cdot C_p \cdot M \quad (5)$$

ここで P は超音波パワー、 dT/dt は水温変化の時間微分、 C_p は純水の比熱容量、 M は純水の質量を表す。式(5)を用いる条件は、媒質が指数関数的に平衡温度に近づいていくと仮定した場合である。超音波照射特後の発熱の時間変化を測定することで、平衡温度を短時間で推定することができる。

(2) 堅牢なハイドロホンの開発

従来のハイドロホンには主にPVDF高分子圧電材料が使用されているが、強力水中超音波に付随して発生するキャビテーションの衝撃波や熱により破壊されやすい。そこで、NMIJでは堅牢なハイドロホンの圧電材料としてPZT圧電多結晶膜を利用する研究を開始した。PZTの成膜方法には、焼結法、固相法、水熱合成法等がある。このうち、水熱合成法は高温高压下、水の存在下でPZT等のペロブスカイト型強誘電体の多結晶膜を形成させる方法である²⁷⁾。水熱合成法の特徴としては、極微小なチタン基板上に成膜可能、分極処理やアニーリングが不要、などが上げられ、微小かつ堅牢なハイドロホン製作に向いている。水熱合成装置の概略図を図8に示す。現在まで、素子径0.6 mmのチタンワイヤの先端にPZT圧電多結晶膜を成膜したニードル型ハイドロホンを試作し、受波感度を測定した。その後、試作したハイドロホンの受波感度

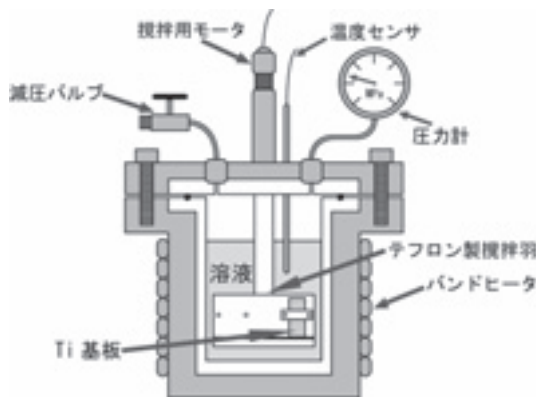


図8 水熱合成装置の概略図

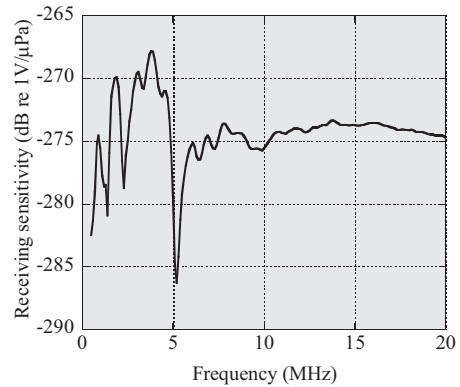


図9 水熱合成法を用いたハイドロホンの受波感度の周波数特性の例

の周波数特性に不要なピークやディップの存在を確認したため、受波感度の周波数特性の改善の検討を行っている。水熱PZT圧電多結晶膜を用いたハイドロホンの受波感度の周波数特性を図9に示す。

(3) キャビテーション発生量の定量計測技術の開発

キャビテーションにより発生する微小なバブルが崩壊するとき、広帯域超音波が発生することが知られており²⁸⁾、NMIJでは、この超音波を受信して信号処理することにより、キャビテーション発生量を定量計測する研究を進めている。現在は、バブル崩壊に伴う広帯域超音波を検出するセンサの試作を行っている。図10にキャビテーションセンサの例を示す。キャビテーションセンサは円筒形で、内側に吸音材を貼り、さらに内側にPVDF高分子圧電膜を接着することで、筒の内側からのみの広帯域超音波を受信する構造になっている²⁸⁾。試作したセン

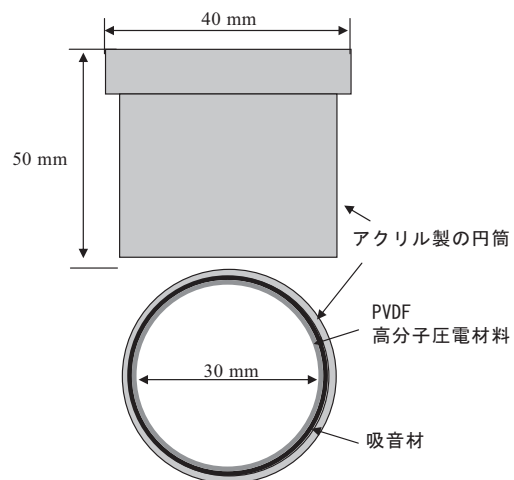


図10 キャビテーションセンサの例²⁸⁾

サで得られた結果とソノルミネッセンスの発光強度や活性酸素種の発生量と比較して、キャビテーション発生量との相関を得るのが当面の課題である。将来は、キャビテーションセンサ感度の高度化を目指し、形状、大きさ、圧電材料、吸音材、信号処理方法を改良する。

6. まとめ

強力水中超音波計量標準を確立するために必要な計量標準技術の現状と今後の課題に関する調査研究を行った。

超音波は医用診断・治療やソノケミストリー産業など多くの分野で応用されている。一方で、超音波照射時の人体の安全性の評価やこれらの機器の信頼性を確保することが必要であり、強力水中超音波の計量標準の開発は極めて重要である。しかし、強力水中超音波領域は、低出力超音波の計測では見られない様々な現象が生じるため、現状の技術だけでは実現が困難である。

将来的に、医用における人体の安全性やソノケミストリーにおける技術開発の発展のためにも、早急なる計測技術の確立および標準の供給が望まれている。今後は、本調査研究で行った強力水中超音波の計量標準技術の現状や問題点を指針にして、新しい強力水中超音波計量標準技術を確立する所存である。

謝辞

本報告をまとめるに当たり、親切なるご指導ならびにご助言頂いた檜野良穂副研究部門長、菊池恒男音響振動科科长に厚くお礼申し上げます。松田洋一主任研究員、吉岡正裕主任研究員には有益な情報提供や貴重なご意見を頂きました。また、音響超音波標準研究室の皆様には大変お世話になりました。ここに厚くお礼申し上げます。

付録

NMIJで供給している超音波計量標準の範囲を表3に示す。

表3 NMIJで供給中の超音波計量標準

項目	周波数範囲 (MHz)	パワー範囲 (W)	不確かさ (% , $k=2$)
ハイドロホン感度	0.5-20	...	5.8-8.1
超音波パワー	0.5-20	0.001-0.5	2.6-11.1
超音波プロファイル (J_{SATA}, J_{SPTA}, P_R)	0.5-20	...	J_{SATA} :13.6-22 J_{SPTA} :13.3-22 P_R :6.7-10.8

参考文献

- 1) 高木堅志郎他編：超音波便覧，丸善株式会社(1999)
- 2) 菊池恒男，吉岡正裕，松田洋一：NMIJ/産総研で開始した超音波標準供給，超音波テクノ，19(2007)，70-75
- 3) A. Shaw and G. Haar：Requirements for measurement standards in High Intensity Focused Ultrasound (HIFU) fields, NPL Report, DQL-AC015 (2006)
- 4) 香田忍，野村浩康：ソノケミストリー，電子情報通信学会誌，J82A-6(1999),587-591
- 5) 竹内真一，宇田川祥子，奥友美子，内田武吉，藤井琢磨，西村裕之，川島徳道：150kHz超音波照射ががん細胞とその増殖におよぼす影響，電子情報通信学会論文誌(A), J89A-9(2006), 754-760
- 6) 関口和彦，山本圭介，坂本和彦：光触媒含有霧を利用したガス状汚染物質の分解に対する諸因子影響の調査，ソノケミストリー討論会講演論文集(2006)，33-34
- 7) 阿蘇良太，宮島宝淳，上原雅人，榎本尚也，北條純一：ソノケミカル反応によるカーボンナノ粒子の合成，ソノケミストリー討論会講演論文集(2003)，99-101
- 8) T. Uchida, A. Hamano, N. Kawashima and S. Takeuchi：Improvement of Dispersibility of Nanosize Diamond by Sonochemical reaction -Relationships among Acoustic Intensity, Disaggregation and Surface Modification-, Jpa. J.Appl.Phys, 44(2005), 4553-4557
- 9) NEMA Standards Publication UD2-2004：Acoustic Output Measurement Standard For Diagnostic Ultrasound Equipment Revision 3, NEMA(2004)
- 10) IEC 61161：1992 Ultrasonic power measurement in liquids in the frequency range 0.5 MHz to 15 MHz, IEC(1992)
- 11) IEC 60866：1987 Characteristics and calibration of hydrophones for operation in the frequency range 0.5 MHz to 15 MHz, IEC(1987)
- 12) FDA 501(k)：Information for Manufacturers Seeking Marketing Clearance of Diagnostic Ultrasound Systems and Transducers(1997)
- 13) BIPM, <http://www.bipm.org/>
- 14) IEC 61101：1991 The absolute calibration of hydrophones using the planar scanning technique in the frequency range 0.5 MHz to 15 MHz(1991)
- 15) 菊池恒男，佐藤宗純：NMIJにおける超音波パワー標準—現状と今後の課題—，信学技報，US2006-21(2006)，33-38
- 16) R. T. Hekkenberg, K. Beissner, B. Zeqiri, R. A. Bezemer

- and M. Hodnet : Validated Ultrasonic Power Measurements up to 20 W, *Ultrasonic in Med & Biol.*, 27(2001), 427-438
- 17) 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書, 5-3(2006), 189-197
- 18) D .R. Bacon : The Improvement and Evaluation of a Laser Interferometer for the Absolute Measurement of Ultrasonic Displacements in the Frequency Range up to 15 MHz, NPL Report(1986)
- 19) 菊池恒男 : 天秤法による強力水中超音波パワー測定時の問題点－受圧板の問題とカロリメトリ法の検討－, 音講論集(2007), 987-988
- 20) K. Tachibana : Emerging Therapeutic Ultrasound/ Emerging Technologies Using Ultrasound for Drug Delivery, World Scientific(2006), 131-166
- 21) A. Shaw : How to Measure HIFU Output Power Properly, The Proceedings of 5th International Symposium on Therapeutic Ultrasound, 829(2006),628-632
- 22) Z. Q. Wang, P. Lauxmann, C. Wurster, M. Kohler, B. Gompf and W. Eisenmenger : Impulse response of a fiber optic probe hydrophone determined with shock waves in water, *Journal of Applied Physics*, 85-5(1999), 2514-2516
- 23) 中村健太郎, 土方泰斗 : ファブリペロー型光ファイバー超音波プローブの受音特性, 電子情報通信学会誌, C86-C(2003), 1340-1341
- 24) C.I. Zanelli, S.M. Howard : A Robust hydrophone for HIFU Metrology, Proc. Int. Symp. Therapeutic Ultrasound, 2005,618-622
- 25) C.I. Zanelli, S.M. Howard : Schlieren metrology for high frequency medical ultrasound, *Ultrasonics* 44(2006),e105-e107
- 26) 菊池恒男, 内田武吉 : 純水を発熱体とするカロリメトリ法の検討－発熱体中の温度分布と音響流の影響－, 音講論集(2007), 1229-1330
- 27) H. Kitsunai, N. Kawashima, S. Takeuchi, M. Ishikawa and E. Odaira : Development of Miniature Needle-Type Hydrophone with Lead Zirconate Titanate, *Jpn.J.Appl. Phys.*, 45(2006),4688-4692
- 28) B. Zeqiri, M. Hodnett, A. J. Carrol : Studies of a novel sensor for assessing the spatial distribution of cavitation activity within ultrasonic cleaning vessels, *Ultrasonics*, 44(2006), 73-82