

## 音響強度測定装置による超音波プローブの音場測定

土屋 健伸\* 干場 功太郎\*\*\* 遠藤 信行\*\*

### Measurement of Sound field Projected from Ultrasonic Probe by Acoustic Intensity Measurement System

Takenobu TSUCHIYA\* Kotaro HOSHIBA\*\* Nobuyuki ENDOH\*\*

#### 1. 装置の概要

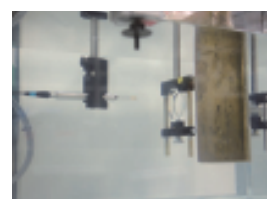
本報では 2016 年度工学部特別予算重要機器整備費備品で購入した Onda 社製水質環境管理システムと、それを接続した Onda 社製 AIMS 音響強度測定システム (AIMS-III) によって得られた成果を説明する。AIMS-III の写真を図 1 に示す。AIMS-III は、医療分野をはじめ、NDT、海洋学及びその他産業分野における超音波応用技術で使用する超音波ビームの特性ならびに強度分布の測定用として開発された水中測定専用の高精度な自動スキャン音響強度測定システムである。我々は、水中を始め、空気中や体内、固体中などの様々な媒質において超音波を用いた計測技術に関する研究を行っているため、この AIMS-III システムにより水中の様々な超音波装置の音場測定を行っている。工学的に社会に貢献するための超音波を用いた技術開発・確立のためには、まず使用する超音波プローブの振る舞いを理解しなければならない。そして、超音波を発生させる機構・仕組み (トランスデューサ) と共に空間に放射された”超音波の空間的・時間的分布”を精密に把握することが最も重要である。つまり、トランスデューサより空気中や水中に放射された超音波を精密



図 1 AIMS 音響強度測定システム (通称 AIMS-III : Onda 社製) の水槽、筐体、3 軸位置決め・サブシステム



(a) ハイドロフォン概観



(b) AIMS-III 装着時

図 2 AIMS 音響強度測定システム用ハイドロフォン

かつ短時間に測定することが研究開発の速度を上げることに繋がる。

水中の超音波の空間的・時間的音場測定は図 2 に示されるハイドロフォンと呼ばれる特殊な水中用マイクを使用し、空間的に走査することで実行できる。水中を伝搬する超音波の分布 (音場) は大まかに言えば波長間隔で変化する[1]。水中の音速を 1500 m/s、周波数を 3.5 MHz とすると超音波の波長は大よそ 0.43 mm であり、より精密な音場測定には精密な移動装置が必要である。

AIMS システムは、大別して、① 検出、② 機械的位置決め、③ 信号処理/デジタル化 および ④ 制御 (ハード or ソフト) の主要機能サブシステムから構成されている。本製品の基本システム構成は、次の通りである。

- ・システム・コントローラ・サブシステム
- ・水槽、筐体、3 軸位置決め・サブシステム
- ・広帯域データ収集デジタイザ・サブシステム
- ・AIMS 専用制御計測ソフトウェア

さらに、オプションとして、5 軸スキャンを可能にするアンギュラーポジショナ、脱気・フィルタ・滅菌・温度等を自動制御する水質管理システム、ハイドロフォンチェック用標準音源ユニット等がある。2016 年度に購入した水質管理システムを図 3 に示す。この水質管理システムは AIMS-III に接続することで効果を発揮する。AIMS-III 下部の排水口を介して水槽中の水を水質管理システムに循環させる。水質管理システムでは、先に述べたように水の脱気を行い、フィルタでゴミ等を排除し、紫外線で滅菌する。さらに温度等を自動制御する。水中に気泡などが存在すると超音波プローブの音場を乱してしまうために、正確な音場測定にはゴミの除去が重要である。また、ゴミが気泡の発生の核となり誘発するため、これも測定のためとなる。さらに、脱泡する理由は、水の溶存気体量が多いと気泡が発生しや

\*准教授 電気電子情報工学科

Associate Professor, Dept. of Electrical and Electronic Information Engineering

\*\*助教 電気電子情報工学科

Assistant Professor, Dept. of Electrical and Electronic Information Engineering

\*\*\*名誉教授 電気電子情報工学科

Professor Emeritus, Dept. Electrical and Electronic Information Engineering



図3 AIMS 音響強度測定システム用水質管理システム

すくなるためである。特に強力な超音波を照射すると水中に気泡が発生するが、溶存気体量が多いと気泡の発生閾値が下がってしまうため、強い超音波での測定に支障をきたすためである。以上の通り、水質管理システムを利用することでより精度が高く広い強度範囲での測定が可能となる。

## 2. 超音波プローブの放射音場測定例

現在、研究室では「超音波を生体照射した際の生体内部の安全性（温度上昇の把握）に関する研究」を行っている[2-4]。生体に超音波を照射すると内部温度が上昇することは良く知られている。超音波診断装置による過度な超音波の照射は生体に悪影響を及ぼす懸念があるため、十分な安全性確保の規格として IEC 60601-3-27 が策定されている[5-7]。しかし、近年になって規格の想定外の送信条件で撮像を行う超音波診断装置が設計されている[8-9]。このことから、規格の再策定が進められている。再策定のためには、より高精度な温度測定の手法が必要となるが、生体内部の音場や温度分布を高精度には測定できない。そこで、数値解析的に予測を行う。数値解析による生体内部の温度予測には超音波プローブの精密な音場が必要となる。そのデータを基に生体内部の発熱条件を推定することができる。

超音波プローブの精密な音を測定する AIMS-IIIによる水中音場測定ブロック図を図4に示す。ファンクションジェネレータよりバースト状(10~20 サイクル程度)の電気信号を発信し、パワーアンプにて増幅する。増幅された電気信号を超音波プローブ(トランスデューサ)に印加する。超音波トランスデューサはジルコン酸チタン酸鉛が材料のへ圧電素子(PZT)で構成されており、平行円形平板の電極で挟み込まれている。PZT素子が印加された電圧に比例して厚み方向に振動するこ

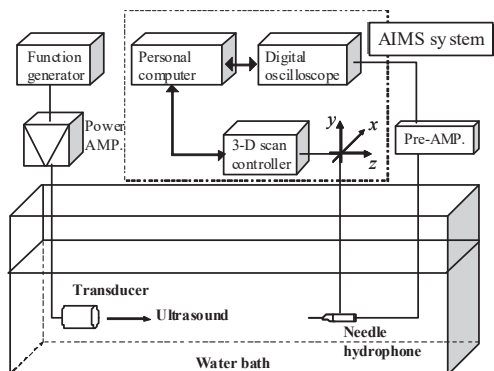


図4 AIMS-IIIによる水中音場測定ブロック図

とで、水中に超音波を照射する。水中を伝搬した超音波は、ハイドロフォンで受信されて電気信号に変換される。受波される電気信号は微弱なためにプリアンプで増幅する。増幅した信号をオシロスコープでAD変換後、データをPCに転送して各種の解析を行う。AIMS-IIIは超音波を受波するハイドロフォンの位置決めを行う。さらに、3次元的に走査を行いながらオシロスコープでのデジタイジングを自動で行い、水中の音場分布測定を従来よりも高速かつ精密に実施する。周波数が1 MHz、音源有効駆動径が43 mmの焦点距離約60 mmの集束型音源の放射音場の測定結果を図5に示す。空間の測定間隔(空間刻み)は0.1 mmで実施した。測定点はおおよそ20万点になる。音圧値は焦点での最大値で正規化している。音源は左側面方向にあり、右方向に音波を照射している。55 mm付近で音が集束し、その後拡散していくことが分かる。

## 3. 測定結果の応用例—超音波を生体照射した際の温度上昇測定—

測定した超音波プローブの音場データを用いた例として、超音波を生体模擬ファントムに照射した際の温度上昇測定について述べる。

今日、超音波診断装置は広く普及し、医療現場、特に産婦人科領域では必要不可欠なものとなっている。しかし、診断対象領域の拡大や診断装置の性能を向上する目的での照射超音波の高周波化・高出力化に伴って、超音波装置の安全性を検証するための研究が世界中で実行されている。日本超音波医学会でも機器及び安全に関する委員会を中心に安全性についての検討や実験が実施されており、近年では音響放射圧を用いたイメージング装置の生体への影響について、多方面から検討を実施している。そこで、赤外線カメラを用いた熱画像法による測定システムを構築し、IEC 60601-2-37を参考に製作した分割ファントムを用い、その断面の2次元温度分

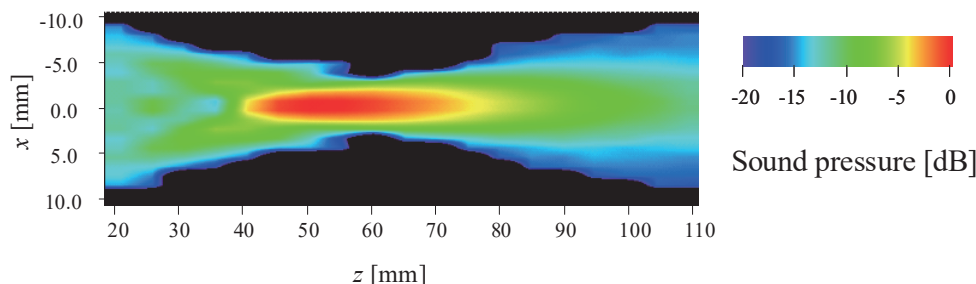


図5 周波数が1MHz、音源半径が12.5mmの焦点距離55mmの集束型音源の放射音場の測

布測定を行い、温度分布と照射超音波出力の関係性を求めた。

ここでは、IEC 60601-2-37に記載されている生体軟部組織模擬材（TMM：Tissue Mimicking Material）の質量分率を参考に生体軟部組織を模擬する TMM ファントムの作製を行い、温度上昇実験に用いた。TMM ファントムは人の手で作られるため、例え成分表どおりに作製を行っても、規格に記載されている標準パラメータと全く同じパラメータを持つファントムが出来る保障はない。そこで、使用するファントムは温度上昇実験および測定を行う前に、音響的・熱的パラメータを予め測定し、各種パラメータが大きな差がないことを確認した。ファントムの物理パラメータとして密度、比熱、熱伝導率、音速、減衰係数の5つについて測定を行った。製作した TMM ファントムの写真を図6に示す。ファントムの大きさは縦・横・高さがそれぞれ 90 mm の立方体で作成し、中央で2分割する。また、なるべく外気に触れさせないためと、断面を測定する際に素早く開放できるように側面をアクリルケースで覆っている。測定した各物理パラメータを表1に示す。規格記載のパラメータとほぼ同等の結果が得られた。

表1 TMM ファントムの物理パラメータの測定結果

パラメータ	単位	文献値	ファントム1	ファントム2
音速	[m/s]	1540	1520	1540
密度	[kg/m <sup>3</sup> ]	1050	1040	1050
減衰係数	[dB/(cm・MHz)]	0.5	0.5	0.8
比熱	[J/(kg・K)]	3800	3600	3800
熱伝導率	[W/m・K]	0.58	0.5	0.48

TMM ファントムの温度上昇の測定には赤外線カメラを使用した[10]。一般的に赤外線カメラは測定対象との距離が近いほど、測定できる範囲が狭くなり、熱画像を構成するグリッドの最小検知寸法が小さくなる。今回用いた赤外線カメラが検知可能な最小距離は 300 mm であり、このときの測定視野は縦・横ともに 137 mm と TMM ファントムが十分収まる範囲である。

本報での温度上昇実験および熱画像による測定のプロック図を図7に示す。超音波プローブ（トランスデューサ）の振動面には超音波ジェルを塗り、TMM ファントムに密着させ超音波照射を行った。TMM ファントムの下部には反射を防ぐため吸音材を敷いた。それぞれの測定で決めた照射時間が経過した後照射を止め、分割ファントムの断面を開くと同時に断面から 300 mm 離れた位置にある赤外線カメラにて熱画像を取得し、温度分布を可視化した。トランスデューサは予め音場を測定し、その分布より超音波プローブ

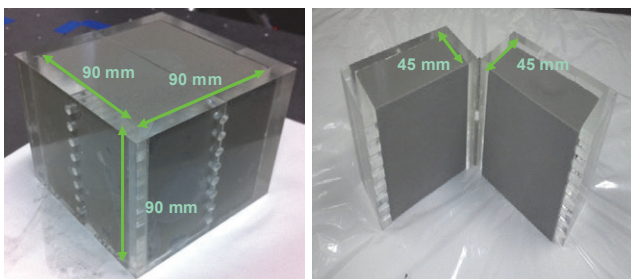


図6 生体模擬ファントムの写真

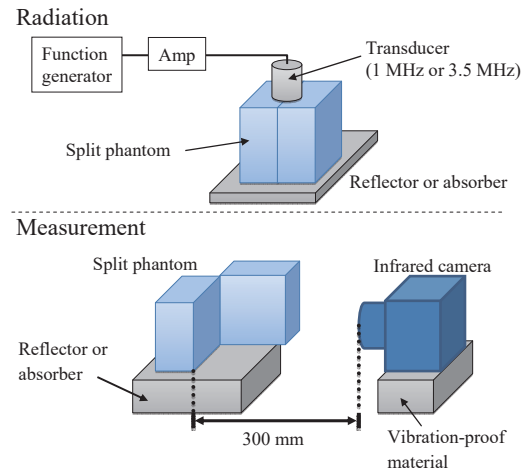


図7 赤外線カメラを用いた生体ファントム内の温度分布の可視化

から放射される単位時間当たりの超音波の全エネルギーである超音波強度を算出した。測定は装置の駆動などによる振動を防ぐため、光学系防振台の上で行った。赤外線カメラは位置ずれを防止するため防振台に固定した。また、昇降機を用いて超音波プローブの移動を行うことで、毎回同じ位置で超音波照射を行えるようにした。このとき超音波プローブの中心がファントム上面の中心が一致するよう TMM ファントムの開閉位置を決めた。超音波照射中は外乱を防ぐため風防を被せた。

図8に赤外線カメラを用いた生体ファントム内の温度分布の測定結果を示す。照射した超音波の周波数が 1 MHz、強度が 72 W/cm<sup>2</sup>、デューティ比が 20%である。超音波による発熱量  $Q$  は以下の式(1)で表される。

$$Q = 2\alpha I \quad (1)$$

ここで  $\alpha$  はファントムの減衰係数、 $I$  は超音波の強度である。つまり、超音波の強度に比例して温度は上昇する。減衰係数が一定と仮

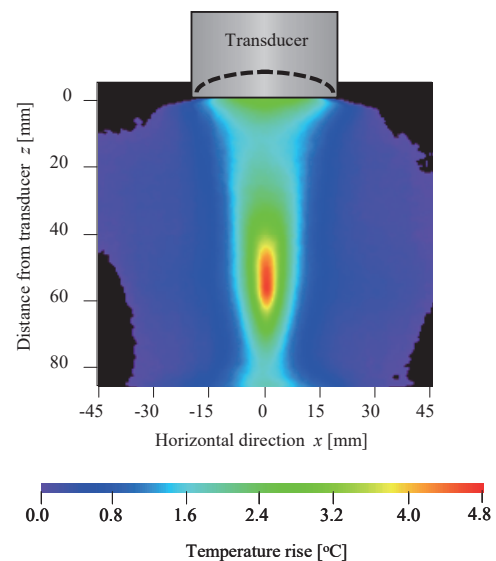


図8 赤外線カメラを用いた生体ファントム内の温度分布の測定結果

定すると、AIMS-IIIにて測定した超音波の音場分布に対応して温度が上昇する。図5と図8を比べると、超音波が最大となる焦点位置において温度が最大となっている。図9にプローブ中心軸上の温度上昇分布を示す。図8と同様に、プローブからの距離55 mmの位置が最高温度となっている。一方、距離方向の分布は図8の音場分布と比べると緩やかに減少していることが分かる。これは、超音波で発生した熱が徐々に温度の低い領域に熱伝搬したためである。そのため、温度分布と音場分布は必ずしも比例しない。図10にプローブからの距離55 mmでの方位方向に温度上昇分布を示す。こちらも超音波の音場に比べて緩やかに減少している。理由は前述通りである。しかしながら、最大温度上昇値は、使用した超音波プローブの焦点位置と一致していることから、AIMS-IIIによって、事前に超音波プローブの音場を測定することは、結果確認の上で重要である。

#### 4. 結言

本報では2016年度工学部特別予算重要機器整備費備品で購入したOnda社製水質環境管理システムと、それを接続したOnda社製AIMS音響強度測定システム(通称AIMS-III)によって得られた成果について説明した。さらに、超音波を生体模擬ファントムに照射した際の温度上昇の測定について述べた。超音波を用いた計測技術や多種な装置類の開発を行う上で、超音波による“場”としての空間的な音場分布を知ることは重要である。その点、水質管理システムが接続されたAIMS-IIIは非常に有効な装置であり、研究の今後の発展のためには重要な測定装置である。

#### 参考文献

- [1] 日本電子機械工業会編, 改訂 医用超音波機器ハンドブック コロナ社 (1987)pp.1-11
- [2] Y Saito, T Ishizeki, T Tsuchiya, N Endoh. Numerical Analysis of Temperature Rise in Tissue Using Ultrasound. Jpn. J. Appl. Phys. 44(6B), 4600-4601 (2005).
- [3] Y Saito, T Tsuchiya, N Endoh. Numerical Analysis of Temperature Rise in Tissue Using Electronically Focused Ultrasound. Jpn. J. Appl. Phys.4, 5 (5B), 4693-4696 (2006).
- [4] 遠藤信行, 土屋健伸, 超音波照射時の生体内温度上昇における擬似骨の影響のファントム実験とシミュレーションとの比較検討, Jpn. J. Med. Ultrasonics, 35 (2), 73-181 (2008).
- [5] JIS T0601-2-37 (第2-37部: 医用超音波診断装置及びモニター機器の安全に関する個別要求事項). 日本規格協会 (2005).
- [6] NCRP. Implementation of the principle of as low as reasonably achievable (ALARA) for medical and dental personnel. NCRP Report No.107, Bethesda, MD, USA, National Council on Radiation Protection and Measurements, (1990).
- [7] 工藤信樹, “超音波の安全性について”, 超音波医学 35 (6) 623 (2008).
- [8] 日本超音波医学会, 診断用超音波の安全性に関する見解, 超音波医学 11, 41-46 (1984).
- [9] WFUMB, WFUMB Symposium on Safety and Standardization in

Medical Ultrasound, Synopsis, Ultrasound Med Boil 18, 33-737 (1992).

[10] 山崎聡, 菊池恒男, 分割 TMM を用いた熱画像による温度測定の妥当性検討, 超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム講演論文集 (31), 277-278, (2010).

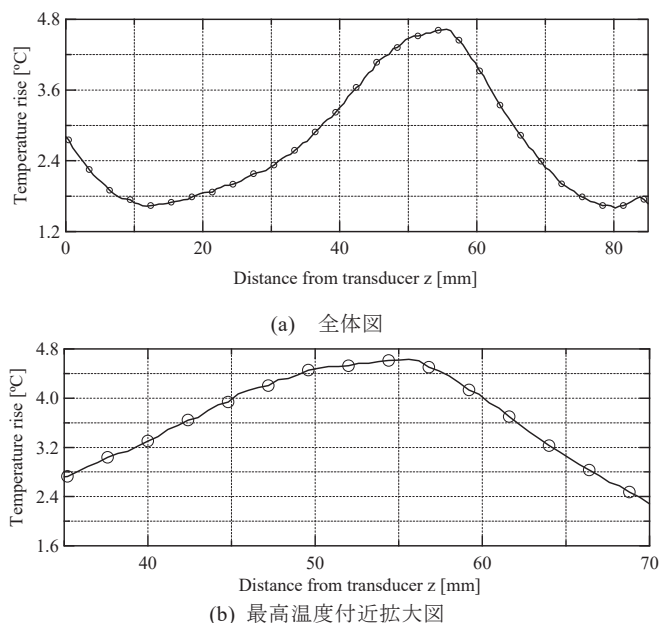


図9 プローブ中心軸上の温度上昇分布

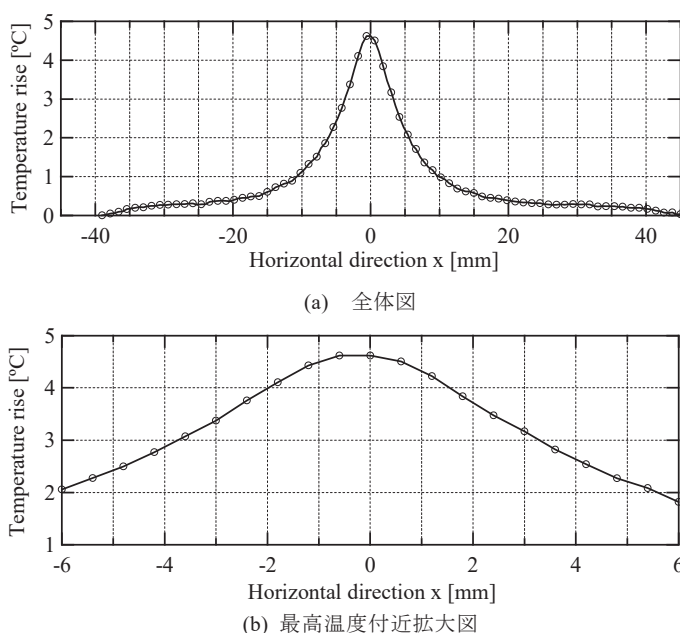


図10 最高温度上昇点での方位方向の温度上昇分布