

# 超音波診断装置におけるプローブ表面温度の推定技術

Temperature Estimation Technology for Ultrasound Transducer Based on Electric Power

國田 政 志  
Masashi Kunita

中 村 恭 大  
Yasuhiro Nakamura

杉ノ内 剛彦  
Takehiko Suginouchi

田 口 和 伸  
Kazunobu Taguchi

杉 山 晶 子  
Akiko Sugiyama

秋 山 恒  
Hisashi Akiyama

## 要 旨

超音波診断装置の使用においてプローブの温度監視を可能にするために、プローブ表面温度の推定技術を開発した。診断時に設定される多様な超音波送信パラメータを、温度分布への影響と線形性に基づいて分類することにより、消費する電力からプローブ表面温度を求める計算モデルを構築した。また、プローブを構成する多数の圧電素子が個々に消費する電力を測定する小型で安価な回路を実現した。これらによって、温度センサを搭載しないプローブに対してもプローブ表面温度の取得を可能にした。

## Abstract

Temperature estimation technology for medical ultrasound transducers has been developed. It enables the ultrasound device to monitor the transducer surface so that its temperature is kept low enough to be safely touched during use. A calculation model, which estimates the temperature rise from electric power consumption, is realized by categorizing a variety of ultrasound TX parameters based on linearity and distribution characteristics. A power measurement circuit, which acquires individual electric power consumption for each piezoelectric element comprising the transducer, is realized in a small area at low cost. As a result, acquisition of temperature for the transducer has been achieved despite the absence of a thermal sensor.

## 1. はじめに

超音波診断装置は、腹部、循環器、表在、血管、産婦人科、泌尿器科など多様な臨床領域で用いられている医療機器である。超音波診断装置が広く用いられている大きな理由には、他の画像診断装置と比較して安価かつ小型であることに加え、低侵襲であることが挙げられる。一方で画像診断に用いられる超音波の数千から数万倍のエネルギーをもつ強力な集束超音波を生体に照射する超音波治療応用の研究も盛んに行われている。超音波出力に関する基準はIEC (International Electrotechnical Commission)などで定められており、診断装置の性能と安全性の両面に配慮した議論は現在もなお続けられている。

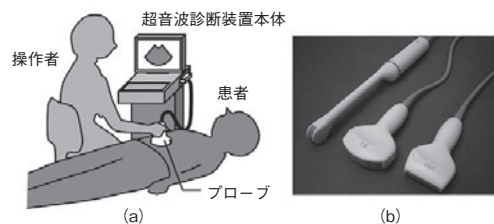
超音波診断装置のプローブには、表面温度に対する要求事項が規定されている[1]。当社はプローブ表面温度の測定結果に基づいて超音波の送信制御を設計することにより要求事項に適合する製品を開発している。

本稿では、より高度な取り組みとして開発したプローブ表面温度の推定技術について述べる。この技術は、何らかの要因によって超音波診断装置が設計意図と異なる動作をした際に、不安全な状態へ陥る前に対処することを可能にした。

## 2. 超音波診断装置の構成

第1図 (a) は、超音波診断の様子を示したものである。超音波診断装置は、主に超音波診断装置本体とプローブから構成される。超音波診断装置本体は、超音波の送信制御、受信制御、受信信号の画像化、そして画像の表示を行う。一方プローブは、超音波診断装置本体から伝送される電気信号を超音波に変換して診断部位に照射し、また診断部位から反射する超音波を電気信号に変換して超音波診断装置本体に伝送する。主に1 MHzから20 MHzの超音波が用いられる。

プローブに要求される形状や特性は診断部位によって異なり、それぞれの診断部位に適した多様なプローブが販売されている (第1図 (b))。ユーザーが診断に最適なプローブを選択できるように、超音波診断装置本体と



第1図 超音波診断の様子とプローブ

Fig. 1 Ultrasound diagnosis and transducers

プローブは切り離せる形態をもつものが多い。そのためプローブはそれ単体で製品として市場に存在する。1つの超音波診断装置本体が複数の製造元のプローブに対応する場合もある。

### 3. 超音波診断装置の課題

#### 3.1 プローブの発熱

プローブの主要な役割は電気エネルギーと超音波エネルギーを相互に変換することである。一般的に、プローブはエネルギー変換に際して熱を発生するが、プローブの発熱は副作用であり望ましいものではない。プローブは、診断を実施する操作者と患者との双方が直接接触するものであるため、過度にプローブ表面温度が上昇した場合にはやけどを引き起こす危険が生じる。

プローブ表面温度は、空中へ超音波放射を行った場合に特に上昇しやすい。これは、プローブ表面に対して空気の音響インピーダンスが大きく異なることに起因する。音響インピーダンスの差異によって超音波エネルギーがプローブの外部に放出されず、そのすべてのエネルギーがプローブ内で熱に変わる。超音波診断装置を起動した後にはプローブを放置すれば空中へ超音波放射する状態となり、この状態は日常的に発生する。安全な超音波診断装置を提供するための課題は、いかなる状態であってもプローブ表面温度が過度に上昇しないことを担保することである。

#### 3.2 温度センサを搭載しないプローブ

適切に動作する超音波診断装置において、プローブ表面温度が規制値を超えることはない。超音波の放射エネルギーは、想定された使用環境において常に規制値を超えないように設計され、かつ検証されている。

一方で、フェールセーフの思想に基づけば、超音波診断装置が何らかの要因により設計意図と異なる動作をした場合であっても、プローブ表面温度が規制値を超えないことが望ましい。現在普及しているプローブはその性質上発熱を避けられないため、プローブ表面温度を監視し、その結果に基づいて規制値を超えないように制御することが望ましい。

プローブ表面温度を監視するためには、プローブに温度センサを搭載することが効果的である。しかし、現時点では以降に述べる2つの理由により温度センサを用いることが困難である。プローブ表面温度を監視するための課題は、温度センサを用いずにプローブ表面温度を取得することである。

#### [1] 局所的な発熱の可能性

超音波を放射するプローブ表面は数から十数cm程度の幅をもつ。超音波診断装置の設定によっては、プローブ表面温度が急峻な温度勾配をもつ場合や複数の極大点をもつ場合もある。プローブ表面温度を監視する目的のためには、プローブ表面の全域にわたって局所的な発熱をも感知可能でなくてはならない。局所的な発熱を感知するセンサをプローブに搭載することは難しく、既存のプローブの多くは温度センサを搭載していない。

#### [2] 既存のプローブへの対応

1つの超音波診断装置本体が多種のプローブと接続して使用される場合が多く、接続可能なプローブが数十種類に及ぶ製品もある。新製品の超音波診断装置が既に市場に存在する既存のプローブと組み合わせて使用することも多い。

温度センサを搭載していない既存のプローブに対して温度センサを埋め込むことは困難である。新たに開発する超音波診断装置が既存のプローブに対応する場合には、温度センサによるプローブ表面温度の監視を期待できない。

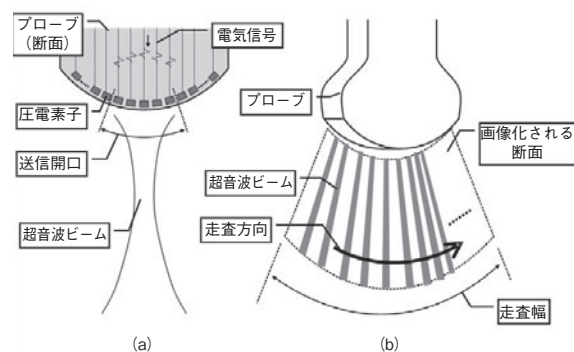
### 4. 電力による温度上昇の推定

温度センサを用いずにプローブ表面温度を取得するために、プローブ表面温度を推定する技術を開発した。本技術は、空中へ超音波放射を行った状態のプローブ表面の温度を推定するものである。推定にはプローブに供給される超音波送信用の電力を用いる。

#### 4.1 超音波の送信の概要

プローブ表面温度の推定には、以下に述べるプローブの構造と超音波送信の制御原理を用いる。

第2図は、超音波送受信制御を表した図である。超音



第2図 超音波の送信の概要

Fig. 2 Ultrasound beam control

波プローブは、第2図 (a) に示すように数十から数百のアレイ状の圧電素子で構成される。個々の圧電素子は独立して、電気信号と超音波を相互に変換する。複数の圧電素子からパルス状の超音波を送信することにより超音波を体内でビーム状に伝播させる。超音波を送信してから反射波が戻ってくるまでに要する時間は、ビームの方位に存在する反射源までの距離に比例する。この特徴を利用し、反射波の時間とビーム上の位置を対応させて画像にマッピングする。これらの一連の動作を繰り返しつつ超音波ビームを走査させることにより第2図 (b) に示すような断面に対応する画像を構築する。一般に、走査を繰り返し行うことで診断画像を動画として表示する。

#### 4.2 超音波の送信にかかわるパラメータ

操作者が行う超音波診断装置の設定によって、第1表に示す超音波の送信にかかわるパラメータが変化する。このうち、送信電圧、波数、PRF (Pulse Repetition Frequency)、送信周波数は、個々の圧電素子に対して影響するパラメータである。一方、送信開口、走査幅は互いの圧電素子が連携し、相互に影響を与えあうパラメータである。

第1表 超音波の送信パラメータ

Table 1 Ultrasound TX parameters

パラメータ	意味
送信電圧	超音波送信用の電気信号 (パルス) の電圧
波数	超音波パルス内の波数
PRF	超音波パルスの繰り返し送信頻度
送信周波数	超音波パルスの基本周波数
送信開口	超音波ビームの生成で同時に用いる圧電素子の数
走査幅	超音波ビームの走査領域幅

#### 4.3 電力と温度に関する特性の分解

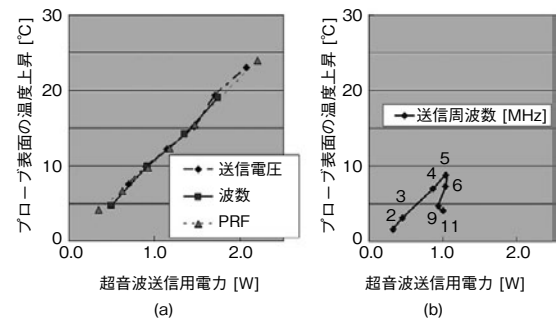
超音波送信用電力とプローブ表面温度の関係を実験的に確認し、第1表に示すパラメータを3つに分類した。

##### [1] 線形な特性をもつパラメータ

送信電圧、波数、PRFを変化させた場合、それに伴って観測される超音波送信用電力とプローブ表面の温度上昇の関係は略比例である(第3図(a))。これらのパラメータの変化は総合でき、電力に基づく比例計算によってプローブ表面の温度上昇を求めることが可能である。

##### [2] 非線形な特性をもつパラメータ

送信周波数を変化させた場合、それに伴って生じる超音波送信用電力とプローブ表面の温度上昇の関係は非線形である(第3図(b))。プローブは診断で用いる超音波に適応させた特定の周波数特性をもっており、温度上昇もその影響を受ける。プローブの表面温度に関する第



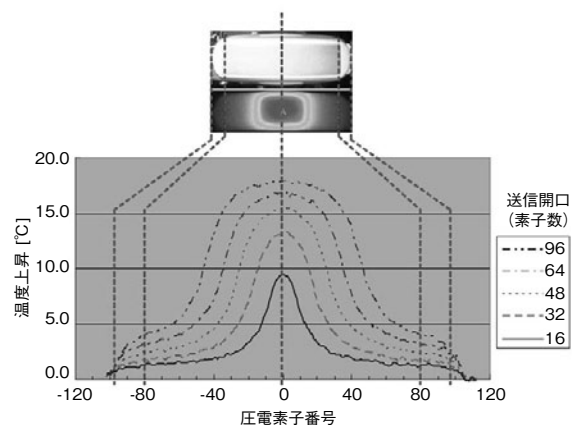
第3図 線形および非線形な特性をもつパラメータの影響

Fig. 3 Linear and nonlinear aspect of ultrasound TX parameters

3図 (b) に示すような周波数特性を測定しておくことで、プローブ表面の温度上昇を求めることが可能である。

##### [3] 分布に影響を与えるパラメータ

送信開口、走査幅を変化させた場合、それに伴って生じるプローブ表面温度の分布は、電力を消費する圧電素子の位置の影響を受ける。これらのパラメータの変化は総合でき、駆動される圧電素子の位置がプローブ表面温度に与える分布特性(第4図)を測定しておくことで、プローブ表面の温度上昇を求めることが可能である。



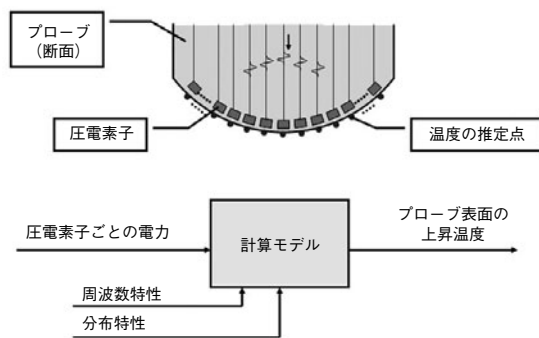
第4図 プローブ表面の温度上昇に関する分布特性

Fig. 4 Characteristics of temperature distribution

#### 4.4 電力から温度上昇への変換

プローブ表面温度を推定するために、電力とプローブ表面温度の特性を反映した計算モデルを開発した。

本計算モデルは、圧電素子ごとの電力を入力とし、プローブ表面における上昇温度の分布を出力とする伝達関数である。第5図に示すように、圧電素子と対応した温度の推定点をプローブ表面に設定する。本計算モデルは、上述の周波数特性と分布特性を使用して、各点が受ける



第5図 プローブ表面温度を推定する計算モデル

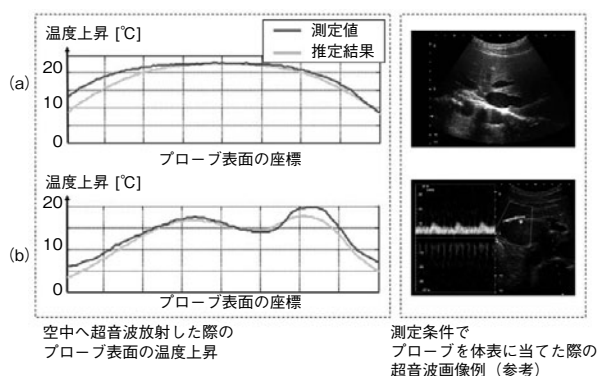
Fig. 5 Calculation model for estimation of transducer temperature

温度上昇を計算により求める。

本計算モデルでは、計算対象を熱平衡状態に限定した [2]。プローブ表面温度は、超音波放射を開始した時点から上昇を始め、やがて安定する。本計算モデルは安定した状態、すなわち十分な時間が経過した時点において危険な温度上昇に至る可能性を検出できればよく、温度の過渡的な変化を推定する必要がない。計算対象を限定することで、計算モデルを定常状態の熱方程式によって簡潔に表現することを可能にした。

本計算モデルによる推定結果と実際のプローブ表面温度を比較すると、第6図のように良好な推定結果を得られた。単峰性の温度分布をもつ場合（第6図（a））では、温度分布の形状が近く、中央に存在する温度分布の最大点が求められている。数種類の超音波を複合的に放射した場合（第6図（b））では、温度分布のもつ多峰性と極大点の出現する位置が求められている。

超音波診断装置が設計意図と異なる動作をした場合に



- (a) 単峰性の温度分布をもつ例  
(a) Case of single-peaked temperature distribution
- (b) 多峰性の温度分布をもつ例  
(b) Case of multi-peaked temperature distribution

第6図 プローブ表面温度の推定結果

Fig. 6 Estimation result of temperature on transducer surface

は、温度分布に大きな変動を生じ得る。その際に、本計算モデルは危険な温度上昇に至る可能性を検出する目的で利用可能である。

## 5. 電力の測定

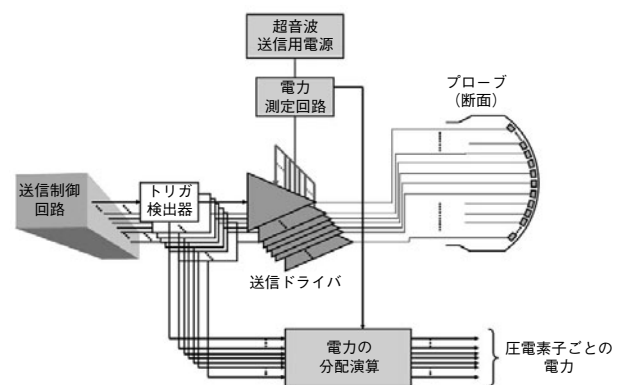
前述の計算モデルを使用するためには、圧電素子で消費される電力を取得する必要がある。電力に影響を及ぼす超音波診断装置の設定は、診断部位や患者の体型などのさまざまな条件に適合させるべく反復的に模索される。そのため、設定に伴って時々刻々と変化する電力を取得するためには、超音波診断装置の内部に電力を測定する回路を搭載する必要がある。

前述の計算モデルでは、消費される電力を圧電素子ごとに独立して取得しなければならない。しかしながら、プローブを構成する数十から数百の圧電素子に対応するために同数の電力測定回路を搭載すると、回路面積とコストが増大することが課題であった。

電力測定を小さい回路面積で安価に実現するために、すべての圧電素子に対する測定を一系統の電力測定回路で賄う方式を開発した。

### 5.1 送信ドライバの特徴

超音波診断装置には、圧電素子に対して超音波を駆動するための電気信号を供給する送信ドライバが搭載される。送信ドライバは圧電素子と対応した数だけ並列に存在する（第7図）。



第7図 電力の測定回路

Fig. 7 Electric power measurement circuit

### 5.2 電力の測定回路

本方式では送信ドライバの一様性を利用し、すべての圧電素子に対する測定を後述の3つの段階に分けて行う。

### 〔1〕電力の測定

超音波の駆動に用いられる電気エネルギーは送信用電源から供給される。すべての送信ドライバは送信用電源に並列に接続される。

本方式では送信用電源が供給する電力をまとめて測定する。測定結果は、一度に駆動した複数の圧電素子が消費する電力の総和となる。1つの送信用電源に対して電力測定回路は一系統でよく、回路規模とコストを抑えられる。

### 〔2〕駆動される圧電素子の検出

送信ドライバには超音波の駆動を指示するトリガ信号が個々に入力される。トリガ信号は送信制御回路によって生成される。

本方式では電力の測定に並行してトリガ信号を検出する。検出結果によって電力を消費した圧電素子を特定する。トリガ信号は送信制御回路から出力されるデジタル信号である。そのため、トリガ信号を検出する回路は集積化が容易で回路面積を小さくできる。

### 〔3〕電力の分配

本方式では、電力の測定結果と駆動される圧電素子の検出結果をもとに、個々の圧電素子が消費する電力を求める。一度に駆動した圧電素子には電力が均等に分配されると仮定することにより、個々の圧電素子が消費する電力は平易な演算で表現できる。この演算回路は集積化が容易であり、回路面積を小さくできる。

本方式に伴う演算回路は、前述の計算モデルとあわせて1つのICに実装することができるため、実質的に、基板上の回路面積を圧迫せず、電力の測定を一系統の電力測定回路の追加で可能にした。

## 6. まとめ

温度センサを使用せずにプローブ表面温度を推定する本技術は、超音波診断装置の挙動を監視し、想定外の温度上昇を防止することを可能にした。本技術を実現する回路は、既存のプローブに対して有効に機能し、かつ小型で安価であることから、多くの製品へ容易に搭載できる。また、本技術はプローブ表面温度の情報を、計測器に頼らずに取得することを可能にした。推定された温度情報は超音波出力を設計する際の目安として用いられ、開発期間の短縮を可能にしている。今後は、推定の精度をより向上させることによって、安全で品質の高い製品をより早く市場へ提供していく。

### 参考文献

- [1] IEC 60601-2-37 INTERNATIONAL STANDARD, Edition 2.0, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, pp.17-19, Geneva Switzerland, 2007.
- [2] 本田潤 他, "MOSFET のシリコン・チップ温度を測る," トランジスタ技術 2007年12月号, pp.166-170, 2007.

### 著者紹介



國田政志 Masashi Kunita  
パナソニック ヘルスケア (株) 画像診断ビジネスユニット  
Medical Imaging Business Unit, Panasonic Healthcare Co., Ltd.



中村恭大 Yasuhiro Nakamura  
パナソニック ヘルスケア (株) 画像診断ビジネスユニット  
Medical Imaging Business Unit, Panasonic Healthcare Co., Ltd.



杉ノ内剛彦 Takehiko Suginochi  
パナソニック ヘルスケア (株) 画像診断ビジネスユニット  
Medical Imaging Business Unit, Panasonic Healthcare Co., Ltd.



田口和伸 Kazunobu Taguchi  
セントラルエンジニアリング (株)  
Central Engineering Co., Ltd.



杉山晶子 Akiko Sugiyama  
パナソニック ヘルスケア (株) 画像診断ビジネスユニット  
Medical Imaging Business Unit, Panasonic Healthcare Co., Ltd.



秋山 恒 Hisashi Akiyama  
パナソニック ヘルスケア (株) 画像診断ビジネスユニット  
Medical Imaging Business Unit, Panasonic Healthcare Co., Ltd.