

## 科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 28 年 6 月 17 日現在

機関番号：17201

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2013～2015

課題番号：25420410

研究課題名(和文) 乳がん早期発見を目的とした電気・超音波一体型可視化システムの開発

研究課題名(英文) A development of electrical and ultrasonic layered visualization system for early detection of breast tumor

研究代表者

木本 晃 (Kimoto, Akira)

佐賀大学・工学(系)研究科(研究院)・准教授

研究者番号：80295021

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,800,000円

研究成果の概要(和文)：申請者らは、乳がん早期発見を目的とした電気・超音波一体型可視化システムの確立を目指している。本研究により、超音波プローブの表面に16電極を有する薄膜を塗付した電気・超音波一体型イメージングシステムを製作した。数値シミュレーション及び生体モデル実験により本システムを評価した。生体モデルとして、脂肪層、乳腺層及び腫瘍層の3層からなるモデルを作成した。結果として、実用化に向けて解決しなければならない課題は残るが、本システムにより得られる超音波画像を利用することで電気インピーダンス再構成画像の分解能の改善を図ることができた。

研究成果の概要(英文)：The aim of this research is to develop an imaging system which can generate both ultrasound and electrical conductivity images for early detection of breast tumor. In this research, an electrical and ultrasonic imaging system which a thin film with sixteen electrodes was arranged on the surface of the commercial ultrasonic scanner was developed. In the simulation and the model experiment, the electrical conductivity distributions in the simple breast model including the tumor were reconstructed with and without the ultrasound image as the initial information. As results, it was presented that the proposed system was usefulness since the electrical conductivity distribution was clearly improved by using ultrasonic image although there were some problems should be solved for practical application.

研究分野：計測

キーワード：超音波 電気インピーダンス 画像融合 乳がん

### 1. 研究開始当初の背景

高度福祉社会において、生活の質(QOL)の向上を図ることは重要な課題の一つであり、そのためには、医用工学技術の更なる向上が必要である。現在、高度 QOL を目的とした様々な診断装置やモニタリングシステムが盛んに研究開発されている。超音波診断システムやインピーダンス CT(コンピュータトモグラフィ)は比較的安価、簡便で、生体にやさしい診断あるいはモニタリングを可能とすることから、様々な研究開発が行われている。超音波診断システムに関しては、実際に高度医療診断技術として利用されている状況で、皮下組織化の腫瘍診断システム、さらにはマイクロバブルと超音波を併用したがん診断システムなどの新しい診断システムが開発されている。また、携帯型の超音波診断システムも開発され、どこでも診断可能なシステムの開発が進められている。電気インピーダンス CT に関しては、肺や心臓のイメージングを可能とするウェアラブルシステムの開発や乳がん早期発見のための診断システムの研究開発が進められている。このようなシステムにおいては、インピーダンスあるいは超音波のそれぞれの特徴を生かし、生体の診断を行うものであるが、それぞれの特徴を統合した診断システムを確立することが可能になれば、簡便なシステムで、かつ、それぞれのメリットを生かしたさらなる診断能力の向上や新しい診断が期待できる。特に、超音波の画像診断技術とインピーダンス CT を組み合わせることで乳がん早期発見が期待できる。

### 2. 研究の目的

本研究の最終目的は、比較的簡便な診断システムで、かつ、診断能力の向上を図るための電気・超音波一体型イメージングシステムを確立することである。これまでに 8 個の多機能型圧電素子センサによる電気・超音波特性のイメージングシステムを製作し、生体モデルを用いた実験結果から、電気及び超音波特性の同時測定の可能性を示した。さらに、16 個の圧電素子からなる円筒型電気及び超音波特性イメージングシステムを確立し、提案システムによる電気及び超音波画像融合の有用性を示した。しかしながら、これまでの開発したシステムでは、実際に臨床実験としては、センサ数、システムともに問題がある。よって、本研究により、空間分解の改善を中心として、臨床実験のための電気・超音波一体型システム(1号機)を開発し、本システムの有用性を評価した。

### 3. 研究の方法

#### (1) 電気・超音波一体型システム(1号機)の開発

Fig.1 に電気・超音波一体型センサ構造を示す。Fig. 1 に示すように、超音波画像診断装置(HS-2100 Honda electronics Corp.)のプロセ

ブ(Fig. 1(a))の表面に 16 個の電極アレイを有するインピーダンス測定用薄膜(Fig. 1(b))を張り付けた。薄膜は厚さ 25  $\mu\text{m}$  のポリイミドフィルムに 16 個の金めっきを施した銅電極(幅 2 mm)を 3 mm ピッチで塗布したものである。超音波プローブで対象の B モード画像の取得と同時に薄膜で、電気インピーダンスイメージングが可能である。電気インピーダンスイメージングは、周波数 100 kHz、振幅 1 mA の一定電流を、16 個の電極から選択した一組の電極に流し、残りの電極に生じる電圧を測定する。それぞれの組み合わせで得た、電圧値から有限要素法をもとにした数値解析と修正ニュートンラプソン法により、電気特性のイメージングをしようとするものである。

また、得られた超音波 B-モード画像をもとに電気インピーダンスをイメージングすることで再構成画像の分解能を向上させることが可能である。

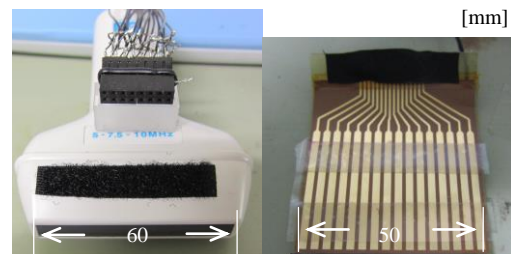


Fig. 1 Photograph of sensor structure

#### (2) シミュレーションによる評価

シミュレーションモデルとして、脂肪層と乳腺層からなる生体モデル中に腫瘍層を含んだときの電気インピーダンスの再構成を行い、本システムの有用性を評価した。Fig. 2 にシミュレーションモデルの概略図を示す。Fig. 2 に示すように、脂肪モデルとしての領域 1(厚さ 6 mm、導電率 0.5 mS/cm)と乳腺モデルとしての領域 2(厚さ 34 mm、導電率 4.0 mS/cm)の 2 層モデルとし、乳腺モデル内に腫瘍モデルとしての領域 3 があるときの再構成を行った。再構成は、超音波画像情報がない場合には、一様な導電率を初期値とし、超音波画像情報がある場合には、領域 1、2 の境界 A が得られたものとして、それぞれの領域の導電率の初期値を脂肪及び乳腺モデルの導電率とした。再構成のための測定値として、 $\pm 0.05\%$  のランダムエラーを含んだ数値計算値を用いた。シミュレーションは以下の 3 種

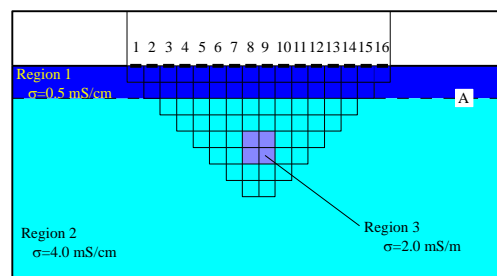


Fig. 2. Simulation model

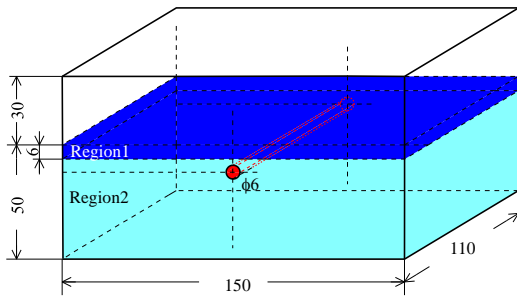
類について行った。

- ① 電極 8、9 の表面から深さ方向に 15 mm 離れた位置に 6 mm×6 mm の腫瘍層(導電率 2.0 mS/cm)があるときの再構成。
- ② 電極 8、9 の表面から深さ方向に腫瘍モデル(6 mm×6 mm、導電率 3.0 mS/cm)の中心位置を 12 mm、15 mm、18 mm としたときの超音波情報を用いた再構成(検出能力の検討)。
- ③ 超音波から得られる境界層を±1 mm ずらしたときの再構成(超音波画像の精度について検討)。

(3) モデル実験による評価

Fig. 3(a)(b)に電気インピーダンス再構成のための生体モデルの概略図と測定時の写真を示す。Fig. 3(a)に示すように容器(150 mm×110 mm×80 mm)に、食塩濃度の異なる寒天により、高さ 44 mm の領域 2(導電率 2.0 mS/cm)の上に厚さ 6 mm の領域 1(導電率 0.6 mS/cm)を作成した。さらに、領域 1 と 2 の境界から深さ方向 9 mm の位置に直径 6 mm の領域 3(導電率 1.1 mS/cm)を作成した。それぞれの領域の導電率は、平行平板電極により、測定されたコンダクタンスから導出した。

実験は、提案プローブを領域 3 がプローブ幅の中心に位置するように実験モデルの上側から接触させ、超音波画像及び電気インピーダンスの測定を行った(Fig. 3(b))。得られた超音波画像を利用した場合としない場合での電気インピーダンスの再構成を行った。超音波情報は、領域 1 と 2 の境界 A(Fig. 2)の情報を、初期値情報として利用した。



(a) Schematic diagram of experimental model



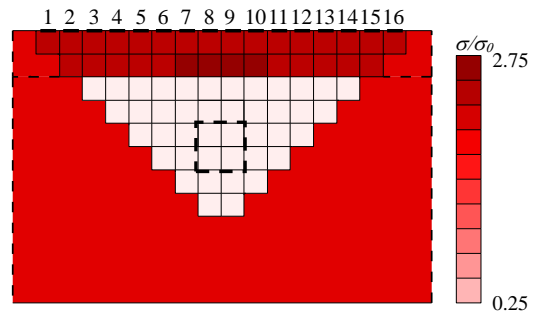
(b) Photograph of experimental set-up

Fig.3 Experimental model

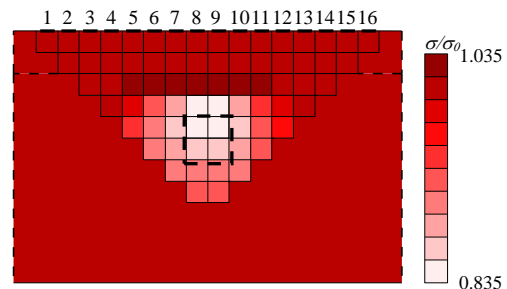
4. 研究成果

- (1) シミュレーション結果

Fig. 4 に電極 8、9 の表面から深さ方向に 15 mm 離れた位置に 6 mm×6 mm の腫瘍層があるときのシミュレーション結果を示す。Fig. 4(a)(b)の値は再構成した導電率分布( $\sigma$ )を初期導電率 1、2 のみからなる導電率分布( $\sigma_0$ )で規格化した値を 10 段階で示している。結果から、超音波情報がない場合には、腫瘍モデル(点線の正方形)の再構成が困難であることがわかる。一方で、超音波情報を利用することで腫瘍モデル領域を中心に導電率の変化が確認でき、本手法の有効性が確認できた。



(a) Electrical image without ultrasonic image

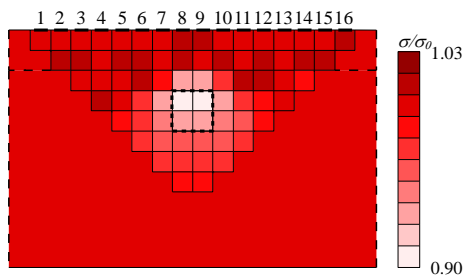


(b) Electrical image with ultrasonic image

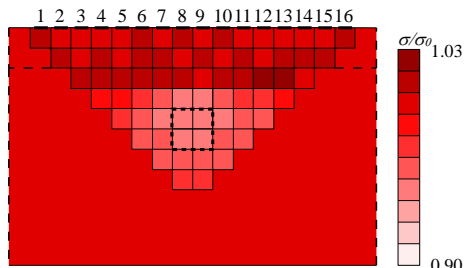
Fig.4 Simulated result 1.

Fig. 5 に電極 8、9 の表面から深さ方向に腫瘍モデル(6 mm×6 mm、導電率 3.0 mS/cm)の中心位置を 12 mm、15 mm、18 mm としたときの超音波情報を用いた再構成結果を示す。腫瘍モデル(点線の正方形)の中心位置をセンサ表面から 12 mm、15 mm、18 mm としたときの再構成結果を示す。Fig. 5 は再構成したそれぞれの要素の導電率( $\sigma$ )をそれぞれの要素の初期導電率(1、2のみからなる導電率分布( $\sigma_0$ ))で規格化した値を 10 段階で表示したものである。結果から、最大の導電率変化が 10 % 以下であることから今回のモデルにおいて腫瘍の導電率(25 % の変化)を再構成することは困難であるが、腫瘍の中心位置が 15 mm 程度の深さまでは導電率分布の変化パターンから腫瘍の位置の検出が可能であることがわかった。腫瘍の導電率変化を再構成できない原因は、導電率の小さい脂肪層の厚さが再構成に大きく影響することが考えられることから要素の設定などを含めた再構成アルゴリズムを検討する必要がある。

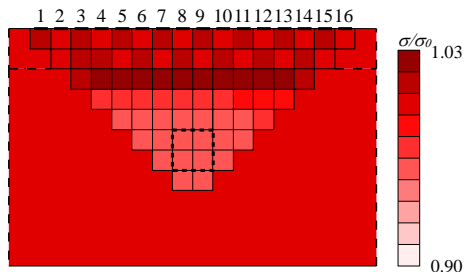
Fig. 6 に腫瘍モデル(点線の正方形)の中心位置を電極 8、9 で表面から 12 mm とし、超音波画像の精度の影響として、再構成の脂肪及び乳腺モデルの境界(Fig. 2:A)を±1 mm 変



(a) Position of tumor model : 12 mm

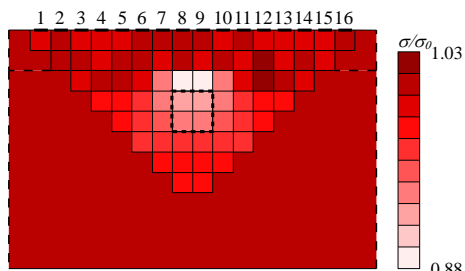


(b) Position of tumor model : 15 mm

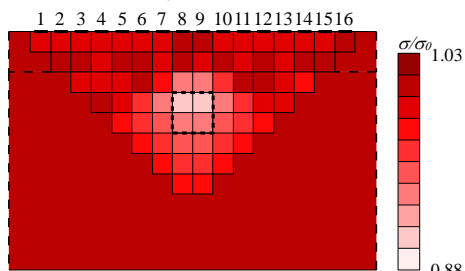


(c) Position of tumor model : 18 mm

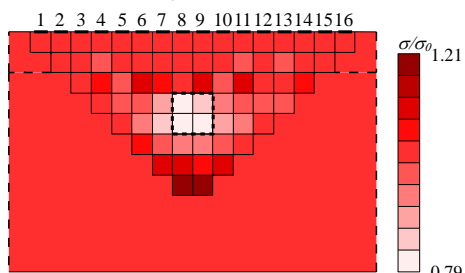
Fig. 4. Simulated result 2.



(a) Boundary A : 5 mm (error : -1 mm)



(b) Boundary A : 6 mm (error : 0 mm)



(c) Boundary A : 7 mm (error : +1 mm)

Fig. 5. Simulated result 3

化させたときの再構成結果を示す。結果から超音波情報としての境界がずれることで、再構成画像に影響を与えることがわかる。よって、超音波 B-モード画像の精度( $\pm 1$  mm 以内)及び再構成要素の設定が重要であることがわかった。

## (2) 生体モデル実験結果

Fig. 7 に実験で得られた超音波 B モード画像を示す。Fig. 7 から領域 1 と 2 の境界が得られることがわかる。Fig. 7 示す A-1、A-2、A-3 の位置は表面を 0 とすると、6.6 mm、6.4 mm、6.7 mm であった。また、B-1、B-2 の位置は、電極 8 から下方向にそれぞれ 12.2 mm 及び 17.9 mm であったことから、領域 3 の表面及び裏面からの反射波であることがわかる。よって、領域 1、2 及び領域 3 の位置が超音波画像により検出が可能であり、電気インピーダンス再構成の初期情報として利用可能であると言える。しかしながら、領域 C にみられるように表面電極の影響により反射波が表れていることや表面から 25 mm 以降の領域 D で反射波が表れていることから、測定精度の改善が必要であることがわかる。今回は、位置 A-1、A-2、A-3 の情報を利用したときの電気インピーダンスの再構成を行った。Fig. 8(a)(b)に超音波画像を初期情報と

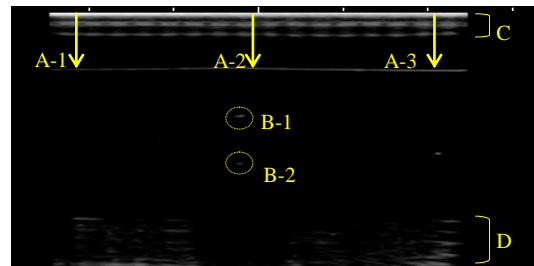
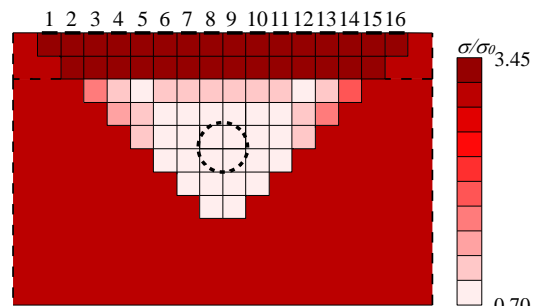
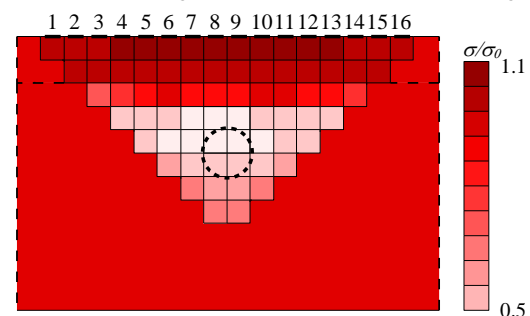


Fig. 7. Ultrasonic image.



(a) Electrical image without ultrasonic B-mode image



(b) Electrical image with ultrasonic B-mode image

Fig. 8 Experimental result.

して利用しない場合と利用した場合の再構成結果をそれぞれ示す。Fig. 8 は再構成した導電率分布( $\sigma$ )を超音波情報として領域 1、2 に与えた導電率分布( $\sigma_0$ )で規格化した値を 10 段階で表示したものである。Fig. 8(a)の結果から、シミュレーションと同様に、超音波情報がない場合には、再構成が困難であることがわかる。Fig. 8(b)の結果から、空間分解能は不十分であるが、領域 3 の部分を中心に導電率の変化が確認できた。このことから、本システムの有用性をえた。しかしながら、今後の実用化に向けての課題も見付かった。まず、電気インピーダンスと超音波 B モード画像を同時に得るために超音波プローブの表面に張り付けたフィルムの影響である。この点に関しては、フィルム厚を薄くすることやソフトウェアにより改善する予定である。

本システムにより、腹部実験を試みた。結果から、測定精度が不十分であり、再構成画像を得るに至らなかった。問題点としては、電圧測定を差動型などにすることで電気インピーダンスの測定精度を改善することや測定回路の精度の向上を図る必要があることがわかった。また、3 次元再構成アルゴリズムの高速化を図ることが必要である。これらの課題は、十分改善可能であることから本研究による有用な成果を得ることができた。

#### 5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 1 件)

- ① Akira Kimoto, Fumiya Hamatsu, Electrical impedance imaging based on ultrasonic B-mode image, Journal of Information and Communication Engineering, 査読有, Vol. 1, No. 1, 2016, pp.30-35

[学会発表] (計 3 件)

- ① 木本 晃, 濱津 文哉, 電気・超音波積層型センサによる画像再構成、電気学会計測研究会資料、IM-16-019, 2016、pp.11-14
- ② Akira Kimoto, Fumiya Hamatsu, Electrical impedance imaging based on ultrasonic B-mode image, Proceedings of International Conference on Intelligent Informations and BioMedical Sciences, 2015
- ③ 木本 晃, 濱津 文哉, 超音波プローブをもとにした電気・超音波イメージングの提案、電気学会研究会資料、IM-14-053, 2014, pp.33-36

[図書] (計 0 件)

[産業財産権]

#### ○出願状況 (計 0 件)

名称：  
発明者：  
権利者：  
種類：  
番号：  
出願年月日：  
国内外の別：

#### ○取得状況 (計 0 件)

名称：  
発明者：  
権利者：  
種類：  
番号：  
取得年月日：  
国内外の別：

[その他]  
ホームページ等

#### 6. 研究組織

##### (1)研究代表者

木本 晃 (KIMOTO AKIRA)  
佐賀大学・大学院工学系研究科・准教授  
研究者番号：80295021

##### (2)研究分担者

( )

研究者番号：

##### (3)連携研究者

( )

研究者番号：