

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-29653

(P2018-29653A)

(43) 公開日 平成30年3月1日(2018.3.1)

(51) Int.Cl.
A61B 8/15 (2006.01)

F I
A61B 8/15

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2016-161981 (P2016-161981)
(22) 出願日 平成28年8月22日 (2016.8.22)

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 110000888
特許業務法人 山王坂特許事務所
(72) 発明者 坪田 悠史
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(72) 発明者 川畑 健一
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(72) 発明者 寺田 崇秀
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

最終頁に続く

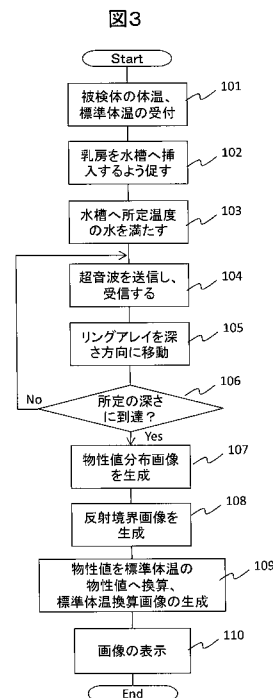
(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置、および、超音波画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】背景因子が超音波CT画像に与える影響を低減し、病変の進行度の把握を容易にする。

【解決手段】超音波素子は、被検体の撮像部位に超音波を送信し、超音波の被検体の透過波を受信し、受信信号を得る。画像生成部は、受信信号を処理して、被検体における所定の物性値の分布を示す画像を生成する。画像生成部は、超音波の送信および受信時の被検体の体温を用いて、被検体の体温が所定の標準体温である場合の物性値の分布を示す標準体温換算画像を生成する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の撮像部位に超音波を送信し、前記超音波の前記被検体の透過波を受信し、受信信号を出力する超音波素子と、

前記受信信号を処理して、前記被検体における所定の物性値の分布を示す画像を生成する画像生成部とを有し、

前記画像生成部は、前記超音波の送信および受信時の前記被検体の計測または推定された体温を用いて、前記被検体の体温が所定の標準体温である場合の前記物性値の分布を示す標準体温換算画像を生成する標準体温画像生成部を含むことを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、前記標準体温画像生成部は、前記受信信号を用いて、前記超音波の受信時の前記体温における前記物性値を算出し、算出した前記物性値を、予め求めておいた前記撮像部位の前記物性値と温度との関係に基づいて、前記標準温度における物性値に換算することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置であって、前記画像生成部は、前記撮像部位を構成する組織の種類ごとに予め求めた前記撮像部位の前記物性値と温度との関係が格納された記憶部をさらに有し、

前記標準体温画像生成部は、前記受信信号から得た前記超音波の受信時の前記体温における前記物性値に基づいて、所定の範囲の前記物性値を示す部位の生体組織を識別し、識別した前記生体組織の種類に対応する前記物性値と温度との関係を前記記憶部から読み出して、前記生体組織の前記部位についての前記物性値の前記換算に用いることを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波撮像装置であって、

前記標準体温画像生成部は、生体組織ごとに予め求めた前記物性値の値あるいは値の範囲の組み合わせを参照することにより、前記受信信号から得た前記物性値の組み合わせに対応する生体組織を識別することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

請求項 3 に記載の超音波撮像装置であって、前記標準体温画像生成部は、前記超音波の受信時の前記体温における前記物性値の分布を示す画像を生成し、当該画像上で、前記所定の範囲の前記物性値を示す前記部位の範囲を設定し、設定した前記部位の範囲の生体組織を識別し、識別した前記部位の範囲の生体組織の物性値を前記標準温度における物性値に換算することを特徴とする超音波撮像装置。

30

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、前記標準体温の設定をユーザーから受け付ける受付部をさらに有することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 7】

請求項 3 に記載の超音波撮像装置であって、前記記憶部に格納する前記撮像部位を構成する組織ごとに予め求めた前記撮像部位の前記物性値と温度との関係を、ユーザーから受け付ける受付部をさらに有することを特徴とする超音波撮像装置。

40

【請求項 8】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置であって、前記生体組織ごとに予め求めた前記物性値の値あるいは値の範囲の組み合わせを、ユーザーから受け付ける受付部をさらに有することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 9】

請求項 3 に記載の超音波撮像装置であって、前記撮像部位の前記物性値と温度との関係は、前記被検体の乳腺密度が異なる組織ごとに予め求められ、前記記憶部に格納されていることを特徴とする超音波撮像装置。

50

【請求項 10】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置であって、前記予め求めておいた前記撮像部位の前記物性値と温度との関係は、被検体の生理周期に応じて、複数種類用意され、前記標準体温画像生成部は、ユーザーから受け付けた前記被検体の生理周期に対応する前記関係を選択して、前記換算に用いることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 11】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、前記画像生成部は、前記被検体の体温と、体表からの距離とに基づいて、前記撮像部位の体温の分布を算出し、

前記標準体温画像生成部は、前記標準体温換算画像として、前記体温の分布が一様な標準体温である場合の前記物性値の分布を示す画像を生成することを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 12】

請求項 11 に記載の超音波撮像装置であって、前記画像生成部は、前記撮像部位の体温の分布を算出する際に、前記被検体の体温と、体表からの距離に加えて、前記撮像部位の体表が接する媒体の温度と、前記撮像部位の生体組織の温度伝導率と、前記撮像部位が前記媒体に触れてから前記超音波の送信を受けるまでの時間とを用いることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 13】

超音波を送信された被検体の撮像部位の透過波を受信して得られた受信信号を処理して、前記被検体における所定の物性値の分布を示す画像を生成する超音波画像生成方法であって、

20

前記超音波の送信および受信時の前記被検体の体温を用いて、前記被検体の体温が所定の標準体温である場合の前記物性値の分布を示す標準体温換算画像を生成することを特徴とする超音波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波撮像装置、および、超音波画像生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

30

超音波 CT (Computed Tomography) 装置とは、媒質中の被写体へ、複数の方向から超音波を照射し、被写体を透過した超音波を受信して得た透過信号から被写体内部の物性値 (音速や透過信号の減衰率) の分布を得て、断層画像を生成する装置である。超音波は、圧電素子等の電気信号を超音波に変換する超音波素子を用いて発生する。被検体を透過した超音波は、再び超音波素子で受信して電気信号に変換することにより透過信号を得る。超音波素子は、例えばリングアレイ状に並べ、リングの開口に被写体を挿入して撮影する。

【0003】

特許文献 1 には、超音波 CT の基本構成と画像化技術が開示されている。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特表平 08 - 508925 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

超音波 CT 装置は、マンモグラフィと違って放射線被曝がないため、より若年層に適用可能な乳癌検診装置として期待されている。超音波 CT 装置によって乳癌の進行度を測り、早期診断・早期治療に繋げるためには、時系列に複数回にわたって同じ被検体を撮影した複数の画像の変化を正確に判別する必要がある。しかしながら、乳癌の進行以外の種々

50

の背景因子が物性値を変化させ、それが画像に反映されるため、その画像の変化が、乳癌の進行等による物性値の変化を示しているのか、それとも背景因子による物性値の変化を示しているのかを判別することは難しく、早期診断を困難にしている。

【0006】

本発明の目的は、背景因子が超音波CT画像に与える影響を低減し、病変の進行度の把握を容易にすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために、本実施形態によれば、被検体の撮像部位に超音波を送信し、超音波の被検体の透過波を受信し、受信信号を出力する超音波素子と、受信信号を処理して、被検体における所定の物性値の分布を示す画像を生成する画像生成部とを有する超音波撮像装置が提供される。画像生成部は、超音波の送信および受信時の被検体の体温を用いて、被検体の体温が所定の標準体温である場合の物性値の分布を示す標準体温換算画像を生成する標準体温画像生成部を含む。

10

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、背景因子の一つである体温の変化の影響を除いた超音波CT画像を得ることができるため、被検体の経時変化の把握が容易になる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の実施形態1における超音波撮像装置（超音波CT装置）の概略構成を示すブロック図

20

【図2】図1の装置のリングアレイの概略構造を示す断面図

【図3】実施形態1の超音波CT装置の動作を示すフローチャート

【図4】実施形態1の超音波CT装置の体温の受付画面例

【図5】水の音速の温度依存性を示すグラフ

【図6】(a)超音波CT装置の表示画面のヘッダーに表示される情報の一例を示す説明図、(b)超音波CT装置の表示画面の画像の表示領域と選択受付領域の一例を示す説明図

30

【図7】実施形態2の画像生成部の構成を示すブロック図

【図8】実施形態2の生体組織の種類と、それらの取りうる音速と減衰率の範囲を示すグラフ

【図9】実施形態2の超音波CT装置の動作を示すフローチャート

【発明を実施するための形態】

【0010】

本発明の一実施形態の超音波撮像装置について説明する。

【0011】

<<実施形態1>>

生体組織の物性値（特に音速値）は、温度に依存するため、本実施形態では、被検体の超音波画像に影響を与える背景因子の一つとして、温度の影響を除去する。被検体の体温は、撮像部位が接する媒体の温度や、被検体自身の生理周期等によって変化するため、本実施形態では、被検体の体温情報を用いて、被検体の体温が所定の標準体温である場合の物性値の分布を示す標準体温換算画像を生成する。

40

【0012】

図1に本実施形態の超音波撮像装置（超音波CT装置）の概略構成図を、図2の超音波素子アレイの断面図を示す。本実施形態の超音波撮像装置は、図1、図2のように、複数の超音波素子13と、画像生成部11とを備えている。超音波素子13は、被検体1の撮像部位に超音波を送信し、この超音波の被検体1の透過波を受信し、受信信号を出力する。画像生成部11は、この受信信号を処理して、被検体1における所定の物性値の分布を示す画像を生成する。このとき、画像生成部11は、標準体温画像生成部12を備え、標

50

準体温画像生成部 1 2 は、超音波の送信および受信時の被検体 1 の体温を用いて、被検体 1 の体温が所定の標準体温である場合の物性値の分布を示す標準体温換算画像を生成する。

【 0 0 1 3 】

例えば、標準体温画像生成部 1 2 は、受信信号を用いて、超音波の受信時の体温における物性値を算出し、算出した物性値を、予め求めておいた撮像部位の物性値と温度との関係に基づいて、標準温度における物性値に換算する。そして、標準体温画像生成部 1 2 は、換算後の物性値を用いて、標準体温換算画像を生成する。

【 0 0 1 4 】

以下、本実施形態の超音波 C T 装置について、具体的に説明する。ここでは、乳癌検診等における乳房を撮像部位とするのに適した超音波 C T 装置について説明する。

【 0 0 1 5 】

超音波 C T 装置は、上述の超音波素子 1 3 および画像生成部 1 1 の他に、被検体 1 を乗せるベッド 2、側面が円筒形の水槽 4、予備タンク 5、制御部 6、画像生成部 1 1 が内蔵された信号処理部 7、記憶部 8 および入出力部 9 を備えている。

【 0 0 1 6 】

なお、記憶部 8 は、ネットワークで接続された外部のサーバーと接続されていてもよい。これにより、記憶部 8 に格納されたデータの全部またはその一部を外部のサーバーに転送またはコピーして保存することができる。

【 0 0 1 7 】

ベッド 2 には、胸部を挿入できるように開口が設けられ、開口には円柱形の水槽 4 が取り付けられている。ベッド 2 には、ベッド 2 を上下動させるベッド駆動機構（不図示）が内蔵されている。水槽 4 の内部には、図 2 に示すように、超音波素子 1 3 をリング状に並べたアレイ（以下、リングアレイと呼ぶ）3 が備えられている。また、リングアレイ 3 には、水槽 4 の軸方向に平行移動可能にするアレイ駆動機構（不図示）が備えられている。

【 0 0 1 8 】

超音波素子 1 3 は、圧電素子等であり、電気信号を超音波に変換して送信し、また、到達した超音波を電気信号に変換する素子である。水槽 4 には、温水が満たされている。予備タンク 5 は、水槽 4 内の温水を浄化し、所定の温度に加熱し、脱気して、水槽 4 に再び供給する。水槽 4 の下部および予備タンク 5 には、温度計 1 1 4 a、1 1 4 b が取り付けられており、それぞれの水温をモニタする。

【 0 0 1 9 】

入出力部 9 は、タッチパネルやキーボード等を含む。超音波 C T 装置の撮影条件は、入出力部 9 を介して、ユーザーにより設定される。設定された撮影条件等は、記憶部 8 のメモリやハードディスクドライブ等に保存される。

【 0 0 2 0 】

信号処理部 7 は、プロセッサ（例えば、CPU（Central Processing Unit））と、プログラムが予め格納されたメモリとを備えて構成され、プロセッサがプログラムを読み込んで実行することにより、信号処理部 7 の機能をソフトウェアにより実現する。なお、信号処理部 7 は、その一部または全部をハードウェアによって実現してもよい。例えば、ASIC（Application Specific Integrated Circuit）のようなカスタム IC や、FPGA（Field-Programmable Gate Array）のようなプログラマブル IC を用いて信号処理部 7 を構成し、後述する画像処理部 1 1 等の動作を実現するように回路設計を行えばよい。

【 0 0 2 1 】

信号処理部 7 は、撮像条件等を基に、制御信号を生成し、制御部 6 を構成する各種コントローラーに送る。コントローラーは、超音波信号の送受信やスイッチング、リングアレイ 3 のアレイ駆動機構やベッド 2 のベッド駆動機構の上下動の制御、予備タンク 5 の水圧制御、温水温度のフィードバック制御などを行う。受信信号は、記憶部 8 に記録されると共に、信号処理部 7 の画像生成部 1 1 によって画像処理演算が施され、被検体 1 の物性値の分布を示す断面画像等が生成される。生成された画像は、入出力部 9 のモニタ等に表示

10

20

30

40

50

される。

【0022】

このような構成により、水槽4内の被検体1の物性値の断層画像を表示する。

【0023】

図3は、本実施形態の超音波CT装置により標準体温換算画像を得る各部の動作を示すフローチャートである。以下、各部の動作を説明する。

【0024】

被検体1または操作者が、入出力部9のスタートボタンを押下した場合、信号処理部7は、入出力部9のモニタに、被検体1への問診表を表示して、入出力部9を介して回答を入力するように促すとともに、検査着への着替え、および腋下法や放射温度計等で体温を計測するように促す表示を行う。その後、信号処理部7は、被検体1の氏名又はID (identification)、被検体1の体温 T_1 、および、所望する標準体温 T_0 の入力を受け付ける画面を、入出力部9のモニタに表示し、被検体1または操作者による入力を受け付ける(ステップ101)。図4は、標準体温等の入力受付画面の一例である。図4の入力受付画面40では、被検体ID番号の入力を受け付ける領域41と、被検体の体温の入力を受け付ける領域42と、標準体温の入力を受け付ける領域43と、を有する。信号処理部7は、受け付けた体温および標準体温を、記憶部8に格納する。

10

【0025】

続けて、信号処理部7は、被検体1に対して、ベッド2へうつ伏せになり、水槽4に片方の乳房を挿入するように促す表示を入出力部9に表示する(ステップ102)。被検体1の乳房が水槽4に挿入されたことを、被検体1による入出力部9の操作により、信号処理部7が把握したならば、信号処理部7は、予備タンク5を動作させるように制御部6に制御信号を出力する。制御部6は、予備タンク5を制御して、予備タンク5内の水の温度を温度計114bにより取り込んで、水の温度が所定の温度(体温程度)になるまで加熱し、脱気装置により脱気した後、ポンプを駆動させて、水槽4に移動させる。これにより、水槽4は、所定の温度に調整した脱気水で満たされる(ステップ103)。

20

【0026】

つぎに、信号処理部7は、制御部6を制御して、以下のように超音波を送受信させる。ここでは、ピッチが0.5mmで2048チャンネルの圧電素子(超音波素子13)がリング状に並べられ、直径326mmのリングアレイ3が構成されているものとする。なお、圧電素子の水槽4の軸方向の厚みは1mmとする。リングアレイ3から照射する超音波の中心周波数を1.5MHz(水中での超音波の波長約1mm)とする。

30

【0027】

制御部6は、リングアレイ3の連続した512チャンネルの圧電素子に、所定の遅延量でそれぞれ遅延させた送信信号を受け渡す。これにより、512チャンネルの圧電素子から位相を揃えた平面波の超音波を照射させる。そして、同じ512チャンネルの圧電素子で、被検体1の撮像部位(乳房)で反射された反射波を受信させる。また、送信した512チャンネルに対して、撮像部位を挟んで対向する位置にある連続した512チャンネルの圧電素子で、撮像部位の透過波を受信させる。これによって撮影視野(Field of View, FOV)を直径230mm確保することができる。制御部6は、リングアレイ3上で超音波を照射させる512チャンネルの圧電素子を4チャンネルずつずらしながら、上記照射動作および受信動作を繰り返し行わせることにより、水槽4のある深さのスライス(断面)において、水槽4の周囲360度からの透過波及び反射波の信号を0.7度ずつ512ビュー得る(ステップ104)。

40

【0028】

制御部6は、水槽4の軸方向である深さ方向に、例えば0.5mmピッチでリングアレイ3を移動(変位)させながら、所定の深さに到達するまで、各深さにおいて、上記撮影を繰り返す(ステップ105, 106)。よって、リングアレイ3が、例えば20mm変位するまで繰り返した場合、撮像部位の40スライス分の受信信号データが得られる。上記手順で、予め定めた深さ範囲について、被検体1の乳房の三次元情報(受信信号)を得

50

る。

【0029】

信号処理部7の画像生成部11は、透過波および反射波の受信信号を受け取って、以下のように処理し、透過波の受信信号から被検体1の透過波に基づく画像（透過波画像）として物性値分布の画像を、反射波の受信信号から被検体1の反射波に基づく画像（反射波画像）として反射境界画像をそれぞれ生成する（再構成する）（ステップ107, 108）。

【0030】

物性値分布とは、具体的には音速分布および/または減衰率（係数）分布などを想定しているが、等価な物理量で置き換えても良い。例えば、音速の代わりに屈折率や「遅さ（Slowness）」を画像化しても良い。なお、「遅さ」は音速の逆数である。

10

【0031】

まず、画像生成部11は、透過波の受信波信号について、時間方向にヒルベルト変換を実施し、音速分布画像を生成する場合は、受信波の最大振幅のタイミングを求め、減衰率分布画像を生成する場合は、受信波の最大振幅を求める。画像生成部11は、音速分布画像を生成する場合は、被検体1の挿入前後それぞれの受信波の振幅が最大となる受信信号の到達時間の差を、減衰率分布画像を生成する場合は、被検体1の挿入前後それぞれの最大振幅の対数の差とを、各ビュー、各受信チャンネル毎にそれぞれ計算する。このデータの集まりはサイノグラムと呼ばれる。サイノグラムは、スライス毎に得られる。画像生成部11は、受信信号の差のサイノグラムおよび最大振幅の対数の差のサイノグラムをそれぞれ、X線CTの分野で広く利用されているフィルタ補正逆投影法（Filtered Back Projection, FBP）等で処理することにより、断層画像を再構成する。受信信号の到達時間の差のサイノグラムからは、被検体1の挿入前後の、超音波の「遅さ」の差の分布画像（断層画像）が得られる。最大振幅の対数の差のサイノグラムからは、被検体1の挿入前後の減衰率の差の分布画像（断層画像）が得られる。画像生成部11は、温度計114aで測った温度における水の音速や減衰率を用いることにより、上記「遅さ」の差の分布画像および上記減衰率の差の分布画像から、被検体1の音速分布および減衰率分布の画像をそれぞれ生成する。画像生成部11は、スライスごとの透過波の受信信号について上記処理を行って、スライスごとの音速分布および減衰率分布の画像を生成する（ステップ107）。画像生成部11は、生成した音速分布画像および/または減衰率分布画像を、記憶部8に格納する。

20

30

【0032】

次に、画像生成部11は、反射波の受信信号について、時間方向にヒルベルト変換を実施する。画像生成部11は、超音波素子13から超音波を照射してから被検体1からの反射波が超音波素子13に返って来る時間（タイミング）を、送信した超音波素子13から注目画素（被検体1内の点）までの距離と、注目画素から受信した超音波素子13までの距離の和を、超音波の音速（例えば水の音速）で割ることで求める。もしくは、このタイミングを予め求めておいて、記憶部8内に格納しておく。そして、画像生成部11は、被検体1内の注目画素で反射した反射波が、受信を行う各超音波素子13にそれぞれ到達するタイミングで各超音波素子13が受信した信号を加算し、加算後の信号強度をその画素の値とする。この方法は、遅延加算法（Delay and Sum, DAS）と呼ばれている。これを視野内の全画素について行うことで、超音波エコー検査で広く利用されているBモード画像が得られる。各照射角度（ビュー）で求めたBモード画像を加算することで、被検体1のあるスライスの反射境界画像が得られる。この処理をスライスごとの反射波の受信信号を行うことにより、画像生成部11は、スライスごとの反射境界画像を生成する（ステップ108）。画像生成部11は、生成した反射境界画像を記憶部8に格納する。

40

【0033】

つぎに、画像生成部11内の標準体温画像生成部12は、ステップ107で生成した物性値分布画像の物性値を、被検体1の体温が標準体温である場合の物性値に換算する演算を行う（ステップ109）。人体は、概日リズムや生理周期、体調などによって体温が変

50

化する。そして、被検体生体組織の物性値（特に音速）は温度に依存する。図5に、水の音速の温度依存性のグラフを示す。このグラフの縦軸は、音速 [m / s] を表し、横軸は、温度 [] を表す。図5のように、水の音速は、40 付近ではグラフの傾きが約 1 . 6 m/s/ であり、音速は温度が上昇するにつれて増加する。そこで、本実施形態では、腫瘍の硬さなどの性状を精度よく経時評価するために、背景因子である温度の影響を取り除き、物性値を標準体温での物性値に換算した標準体温換算画像を以下のように生成する。

【0034】

記憶部8には、予め求めておいた撮像部位の物性値と温度との関係、具体的には、撮像部位（乳房組織）の物性値（ここでは音速）と温度Tとの関係を示す関数 $g(T)$ 、が予め格納されている。標準体温画像生成部12は、記憶部8から撮像部位（乳房組織）の物性値（音速）と温度Tとの関係を示す関数 $g(T)$ を読み出して、ステップ101で受け付けた被検体1の体温 T_1 と標準体温 T_0 、および、下記式(1)または式(2)を用いて、ステップ107で生成した音速分布画像の音速分布 $C(T_1, X)$ の各画素の音速値を、標準体温 T_0 における音速値に換算し、標準体温 T_0 における音速分布 $C(T_0, X)$ （標準体温換算画像）を生成する（ステップ109）。標準体温画像生成部12は、生成した標準体温換算画像を記憶部8に格納する。

$$C(T_0, X) = C(T_1, X) - \{g(T_1) - g(T_0)\} \quad (1)$$

$$C(T_0, X) = C(T_1, X) / \{g(T_1) / g(T_0)\} \quad (2)$$

なお、Xは、音速分布画像の画素の三次元位置座標(x, y, z)を表す。なお、式(1)と式(2)は、どちらを用いてもよい。

【0035】

信号処理部7は、標準体温画像生成部12がステップ109で生成した標準体温換算画像を入出力部9の表示部に表示させる。図6(a)は、表示画面のヘッダーに表示される情報の一例であり、図6(b)は、標準体温換算画像等の画像の表示領域51と、被検体1やユーザーから表示方法の選択を受け付ける選択受付領域52の一例を示す。図6(a)のように、ヘッダーには、被検体1の固有のID番号、体温、水温、標準体温、撮影日等が表示される。これらヘッダーに表示される情報は、所定の規格（例えばDICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine)）にしたがって、記憶部8や記憶部に接続された外部サーバーに格納されている。また、音速分布画像、減衰率分布画像、標準体温換算画像、および、撮像部位（乳房組織）の物性値（例えば、音速）と温度Tとの関係 $g(T)$ や、過去に撮影した物性値分布画像や、標準体温換算画像も、統合的に管理され、記憶部8や外部サーバーに格納されている。

【0036】

図6(b)のように、信号処理部7は、選択受付領域52において、表示領域51に表示させる画像の種類を受け付け、選択された種類の画像であって同じ被検体IDの画像を記憶部8や外部サーバーから読み出して、入出力部9の表示部に表示させる。例えば、撮影日や撮影番号を選択することで、撮影毎の画像データを表示する。具体的には例えば、音速分布画像と標準温度換算画像（音速）をそれぞれ、今回の撮像と、過去の撮影日の画像とを並べて表示する。スライダバー53やマウスホイールによって、それぞれの画像の断面位置（スライス深さ）を変更可能とする。これにより、現在と過去の撮影の画像を並べて比較することができる。なお、図6(b)の画面例において、スライダバー53で深さを変更する場合、スイッチ55を選択する。表示されている全ての画像の断面位置をスライダバー53の操作に応じて、同期（連動）して変化させてもよい。なお、図6(b)の画面例においては、連動させるかどうかは、スイッチ54によって切り替える。また、図6(b)の画面例のように、表示断面の方向を、代表的なMPR (multi-planar reconstruction) 断面である、サジタル像、コロナル像、アキシャル像から選択可能にしてもよい。

【0037】

また、別の表示方法としては、ユーザーがスライダバー53を移動させる操作に応じて、一つの画像表示領域に、標準温度換算画像を撮影日順に順次表示させてもよい。これ

により、経時変化を容易に把握できる。図6(b)の画面例において、スライダーバー53で日付を変更する場合、スイッチ56を選択する。

【0038】

さらに別の表示方法としては、乳房の左右差を比較するため、画面に左右の乳房の対応する断面を表示してもよい。例えば、乳頭を含むサジタル断面の左右差を確認できる。

【0039】

また、基準となる画像の選択をユーザーから受け付け、今回の画像との差分画像を表示してもよい。

【0040】

また、ある断面について、異なる物性値の画像、つまり音速分布画像、減衰率分布画像、反射境界画像を並べて表示してもよい。これによって組織の構造と性状を対応付けて確認できる。

10

【0041】

また、ある特定の音速値の範囲内及び減衰率値の範囲内に含まれる画素だけを抽出し、反射境界画像の該当する領域を色づけて表示してもよい。例えば、悪性腫瘍の疑いのある高音速、高減衰率領域の画素を赤く色づけることで、読影者の診断支援が可能である。

【0042】

上記のそれぞれの画像表示方法で、標準体温換算画像で表示を行うかどうかをユーザーが選択できるようにする。

【0043】

また、標準体温 T_0 の設定値を、表示画面上で変更してもよい。

20

【0044】

本実施形態では、無侵襲で定量的な乳癌検診システムである超音波CT装置において、背景因子である温度の影響を取り除いた標準体温換算画像で画像を比較することができるため、経時変化の評価が容易になり、検診の有効性を高めることが可能となる。

【0045】

なお、上記ステップ109の式(1)、式(2)において、乳房の温度 T と体温計が示す温度 T' に一定のずれがある場合、 $T = T' +$ として修正して、音速値の換算を行っても良い。

【0046】

以下、撮像部位(乳房組織)の物性値と温度 T との関係 $g(T)$ の求め方の一例を示す。ポリエチレン製の直方体のホルダーの中に、外科摘出された人または動物の乳房組織を詰める。ホルダーの底面に錘をつけて水槽4に沈める。水槽4の上面の開口を、断熱材で塞ぐ。水槽4下部の温度計114aで水温をモニタリングしながら、サンプルが水温と熱平衡になるまで待つ。直方体の面に垂直になる方向に平面波を照射し、その透過波信号を計測する。これにより、上記透過波信号処理と同様に、ホルダー有無の受信信号の到達時間の差及び/または最大振幅の対数の差を求め、ホルダーのサイズ(既知)を用いて、乳房組織の平均の音速および/または減衰率を求める。この測定を異なる水温で繰り返すことで、物性値の温度依存性を示す関数 $g(T)$ を求めることができる。なお、統計誤差を減らすため、複数の異なるサンプルで求めた関数 $g(T)$ を平均することが望ましい。

30

40

【0047】

関数 $g(T)$ は、データテーブルとして、もしくは、それを多項式等で近似した際の係数の形で、記憶部8に格納される。

【0048】

<<実施形態2>>

実施形態1では、乳房組織の平均の物性値の温度依存性を示す関数 $g(T)$ を用いて、撮像で得た物性値を標準体温における物性値に換算したが、一般に温度依存性は組織により異なる。より高精度の標準温度における物性値を求めるために、実施形態2では、生体組織ごとに、異なる温度依存性関数を用いる。

【0049】

50

図7に、実施形態2の超音波CT装置の画像生成部11のブロック図を示す。図7のように、画像生成部11には、標準体温画像生成部12に加えて、物性値の分布画像から生体組織の種類を判別する生体組織判別部15が配置されている。また、記憶部8には、撮像部位を構成する組織の種類ごとに予め求めた前記撮像部位の前記物性値と温度との関係が、予め格納されている。さらに記憶部8には、各生体組織（水、脂肪、乳腺組織、のう胞、悪性腫瘍（癌）等）と、各生体組織が取りうる音速値の範囲と減衰率値の範囲が格納されている。図8に、各生体組織（水、脂肪、乳腺組織、のう胞、悪性腫瘍（癌）等）と、各生体組織が取りうる音速値の範囲と減衰率値の範囲の一例を示す。このグラフの縦軸は、音速 [m / s] を表し、横軸は、減衰率 [d B / c m / M H z] を表す。

【0050】

10

図9に、組織毎に異なる温度依存関数を用いる場合の、計測から画像表示までの信号処理部7の処理フローを示す。ステップ101～108は、実施形態1と同様であり、超音波の送受信で被検体1について得た受信信号に対し、超音波の到達時間や強度の解析が行われる。それらの情報を基に、画像生成部11が画像再構成処理を行って、被検体1の物性値（音速値および減衰率）の分布画像と反射境界画像が得られる。

【0051】

つぎに、ステップ201では、画像生成部11内の生体組織判別部15が、音速分布画像と減衰率分布画像の対応する画素の音速値と減衰率を求め、記憶部8に格納されている、生体組織が取りうる音速値の範囲と減衰率値の範囲（図8）を参照することにより、各画素の生体組織を、水、脂肪、乳腺組織、のう胞、悪性腫瘍（癌）等に分類（識別）する。

20

【0052】

次に、ステップ202では、標準体温画像生成部12が、識別した生体組織の種類に対応する物性値と温度との関係（関数 $g(T)$ ）を記憶部8から読み出し、その関数を用いて、生体組織ごとにその画素の物性値（例えば、音速値）を標準体温 T_0 における物性値に換算し、標準体温換算画像を生成する。画素毎に対応する生体組織の物性値の温度依存性関数を用いることにより、精度の高い標準体温での物性値を算出することができる。これをすべての画素について行うことにより、生体組織ごとに精度よく物性値を換算した標準体温換算画像を作成できる。

【0053】

30

このとき、生体組織判別部15は、ステップ201において、ステップ107で生成した超音波の受信時の体温 T_1 における物性値の分布を示す画像上で、所定の範囲の物性値を設定することで、設定した範囲の部位（領域）を異なる生体組織として識別する。標準体温画像生成部12は、識別された部位の範囲の生体組織の物性値を、その部位の生体組織に対応する温度依存性関数を用いて、標準温度 T_0 における物性値に変換する。

【0054】

また、生体組織判別部15は、物性値（例えば、音速）分布の画像上で、ユーザーから生体組織の部位（領域）の範囲（境界）の設定を入出力部9を介して受け付けてもよい。

【0055】

以下、生体組織判別部15による生体組織識別と、物性値の換算の具体例を示す。図8に示した乳房に含まれる主な生体組織の音速と減衰率の分布範囲において、個体差によるばらつきはあるが、適当な閾値を設けることで組織識別を行う。生体組織判別部15は、予め定めた音速値と減衰率値の範囲、例えば音速1570m/s以上、減衰率1.0dB/cm/MHz以上の画素を選択する。これにより、音速分布画像から癌組織のみを抽出する。予め求めておいた、癌の物性値の温度依存関数 $g_{cancer}(T)$ を、データベース化して記憶部8または外部サーバーに格納しておく。抽出された画素の物性値に対して、前述した式（1）や式（2）による標準体温換算を行う。別の組織についても抽出された画素について同様に標準体温換算を行う。組織が不明な画素については、例えば、水の物性値の温度依存関数を仮定して適用してもよい。変換された各画素の物性値を融合することで、組織毎に異なる温度依存関係を考慮した標準体温換算画像が得られる。

40

50

【 0 0 5 6 】

なお、記憶部 8 に格納する撮像部位を構成する組織ごとに予め求めた撮像部位の物性値と温度との関係（物性値の温度依存関数）は、入出力部 9 を介して、ユーザーから受け付けてもよい。

【 0 0 5 7 】

また、被検体 1 の撮像部位が乳房である場合、撮像部位の物性値と温度との関係は、被検体 1 の乳腺密度が異なる組織ごとに予め求められ、記憶部 8 に格納されていることが望ましい。乳腺密度によって、物性値の温度依存関係が異なるためである。例えば、事前のマンモグラフィ等の撮影によって、被検体 1 の乳腺密度が BI-RADS (Breast Imaging Reporting and Data System) 分類における Fatty, Scattered, Heterogeneously, Extremely Dense の何れかであることが分かっている場合、それぞれの乳腺密度について予め求めておいた物性値の温度依存関数から対応するものを標準体温画像生成部 1 2 が選択して、標準温度 T_0 の物性値換算に用いる。

10

【 0 0 5 8 】

さらに、生理周期によって乳腺の見え方が異なることを考慮して、生体組織判別部 1 5 は、乳腺組織を卵胞期、排卵期、分泌期、月経期にさらに分類してもよい。予め求めておいたそれぞれの生理周期の乳腺組織の物性値の温度依存関数を記憶部 8 に格納しておき、標準体温画像生成部 1 2 は、対応する周期の関数を読み出して標準温度 T_0 の物性値換算に用いる。

【 0 0 5 9 】

上記の各種温度依存関係は、予め装置の記憶部 8 に保存されているが、ユーザーが独自の温度依存関数を生成し、使用してもよい。図 8 の生体組織の音速と減衰率の分布範囲についても、ユーザーが任意に領域と組成を指定し、その設定に応じた標準温度換算を行ってもよい。

20

【 0 0 6 0 】

上述してきた実施形態 2 の超音波 CT 装置において、上述した構成および動作以外は、実施形態 1 の装置の構成及び動作と同様であるので説明を省略する。

【 0 0 6 1 】

<< 実施形態 3 >>

実施形態 1, 2 では、被検体 1 の撮像部位における体温分布は一様であることを仮定していたが、一般に体温は身体の種類によって異なる。例えば、水槽 4 の水温が、被検体 1 の体温より高い場合、体表からの距離に依存した温度勾配が生じる。よって、画像生成部 1 1 は、被検体 1 の体温 T_1 と、体表からの距離とに基づいて、撮像部位の体温の分布を算出し、標準体温画像生成部 1 2 は、標準体温換算画像として、体温の分布が一様な標準体温 T_0 である場合の前記物性値の分布を示す画像を生成する。

30

【 0 0 6 2 】

画像生成部 1 1 は、撮像部位の体温の分布を算出するために、被検体 1 の体温 T_1 と、体表からの距離に加えて、撮像部位の体表が接する媒体（ここでは水）の温度と、撮像部位の生体組織の温度伝導率と、撮像部位が媒体に触れてから超音波の送信を受けるまでの時間とを用いる。

40

【 0 0 6 3 】

具体的には、計測した被検体 1 の体温を T_1 、水槽 4 下部に取り付けた温度計 1 1 4 a の温度を T_2 とする。体表からの距離を x 、体表組織の温度伝導率を a とする。温度伝導率 a は、熱伝導率を比熱と密度で割ったものである。式 (3) の熱伝導方程式を、 T_1 、 T_2 を熱浴の温度とする境界条件の下で数値的に解くことで、入水からの時間 t と共に、乳房表皮近傍の組織の温度 $T(x, t)$ がどう変化するかを求めることができる。ここでは簡単のため、血流や水槽内の対流による熱の移動は考慮せず、一次元のモデルとした。

【数 3】

$$\frac{\partial T}{\partial t} = a \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} \quad (3)$$

入水から計測までの時間 t と、再構成画像から求めた体表からの距離 x を与えることで、乳房表皮近傍の組織の温度が推定できる。

【0064】

求めた乳房内部の温度分布を基に、式(1)または式(2)を用いて、物性値の標準温度 T_0 の物性値への換算を行うことで、より精度の高い標準体温換算画像を生成することが可能になる。

10

【符号の説明】

【0065】

- 1 ... 被検体
- 2 ... ベッド
- 3 ... リングアレイ
- 4 ... 水槽
- 5 ... 予備タンク
- 6 ... 制御部
- 7 ... 信号処理部
- 8 ... 記憶部
- 9 ... 入出力部
- 11 ... 画像生成部
- 12 ... 標準体温画像生成部
- 13 ... 超音波素子
- 14 ... 生体組織判別部

20

【図 1】

【図 2】

図1

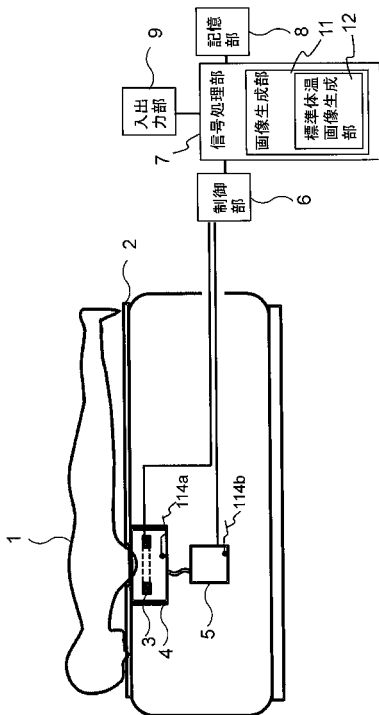
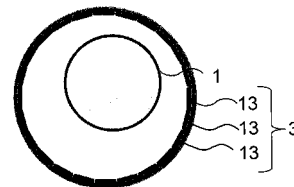
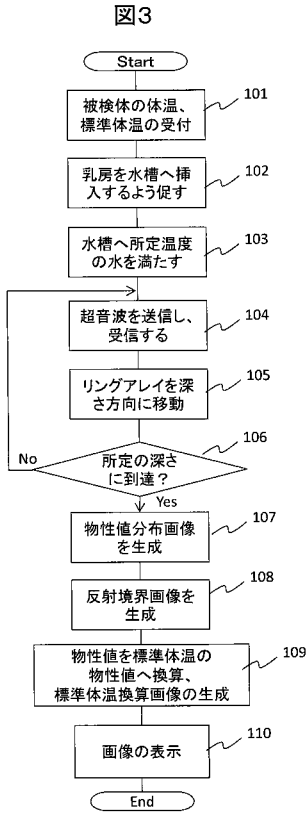


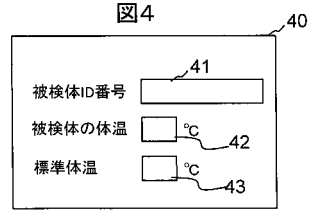
図2



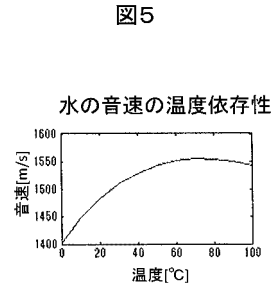
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



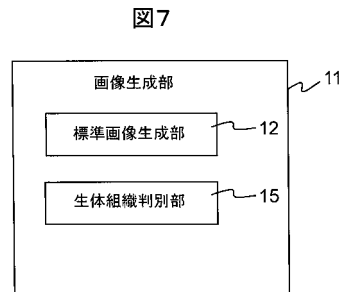
【 図 6 】

図6

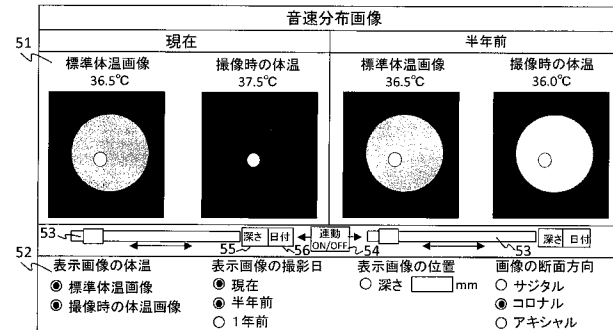
(a)

体温		°C	撮影日	
水温		°C	被検体ID	
標準体温		°C		
音速の温度依存関数	平均	$g(T)$		
	脂肪	$f(T)$		
	癌	$c(T)$		
	筋肉	$m(T)$		
	のう胞	$e(T)$		
	水	$w(T)$		

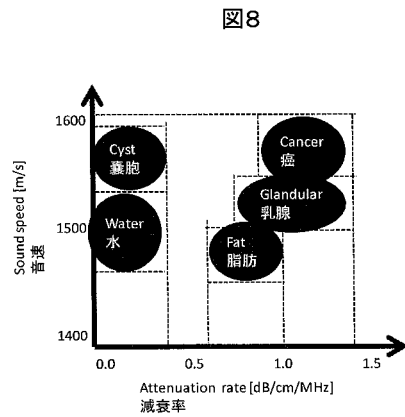
【 図 7 】



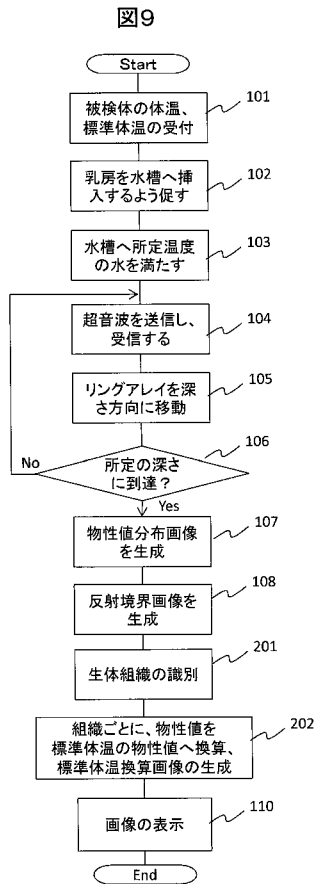
(b)



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 武 文晶

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

(72)発明者 山中 一宏

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB16 DD08 DD20 DD21 DD22 DE18 GB04 GB05 GC02
GC10 GC24 JC19 KK02 KK25 KK27

专利名称(译)	超声成像设备和超声图像生成方法		
公开(公告)号	JP2018029653A	公开(公告)日	2018-03-01
申请号	JP2016161981	申请日	2016-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	坪田悠史 川畑健一 寺田崇秀 武文晶 山中一宏		
发明人	坪田 悠史 川畑 健一 寺田 崇秀 武 文晶 山中 一宏		
IPC分类号	A61B8/15		
CPC分类号	A61B8/15		
FI分类号	A61B8/15		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DD08 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/DD22 4C601/DE18 4C601/GB04 4C601/GB05 4C601/GC02 4C601/GC10 4C601/GC24 4C601/JC19 4C601/KK02 4C601/KK25 4C601/KK27		
其他公开文献	JP6539620B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：减少背景因素对超声CT图像的影响，并轻松掌握病变的进展程度。超声波元件将超声波发送到对象的成像区域，接收对象的超声波发送波，并获得接收信号。图像生成单元处理接收到的信号并生成图像，该图像示出对象中预定物理特性值的分布。图像生成单元在发送和接收超声波时使用被检体的体温来生成表示被摄体的体温为预定的标准体温时的物性值的分布的标准体温转换图像。[选择图]图3

