

(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2018-88990

(P2018-88990A)

(43) 公開日 平成30年6月14日(2018.6.14)

| | | |
|-------------------------------|--------------|-------------|
| (51) Int.Cl. | F 1 | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 8/13 (2006.01) | A 6 1 B 8/13 | 4 C 6 0 1 |
| A 6 1 B 8/14 (2006.01) | A 6 1 B 8/14 | |

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 19 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2016-233073 (P2016-233073) | (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 |
| (22) 出願日 | 平成28年11月30日(2016.11.30) | (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、画像処理装置、および、画像処理方法

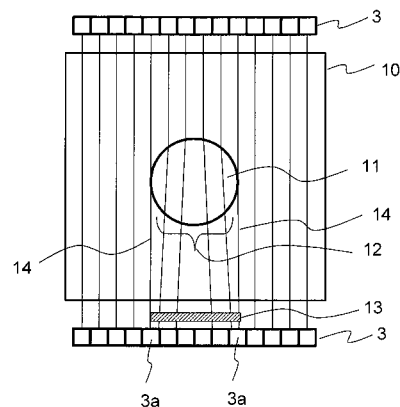
(57) 【要約】

【課題】超音波の屈折に起因する物性値の誤差を低減し、精度よく物性値を算出する。

【解決手段】超音波の被検体の透過波を受信した超音波素子アレイを構成する超音波素子がそれぞれ出力する受信データを受け取る。被検体に少なくとも1つの領域を設定する。領域を透過した透過波が到達する超音波素子アレイの範囲の、端部に位置する1以上の超音波素子の受信データを、超音波素子アレイの受信データから除去するか、または、演算における重みを低下させて、領域の物性値を受信信号から演算により求める。

【選択図】 図3

図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に超音波を送信し、少なくとも前記被検体の透過波を受信して受信データを出力する複数の超音波素子が配列された超音波素子アレイと、

前記受信データを処理して、前記被検体の画像を生成する信号処理部とを有し、

前記信号処理部は、撮影視野内に少なくとも1つの領域を設定し、前記領域を透過した前記透過波の前記受信データから当該領域の物性値を演算により求める物性値算出部を含み、

前記物性値算出部は、前記領域を透過した前記透過波が到達する前記超音波素子アレイの範囲の、端部に位置する1以上の超音波素子の受信データを、前記超音波素子アレイの前記受信データから除去するか、または、前記物性値の演算における重みを低下させて、前記領域の前記物性値を求める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、前記物性値算出部は、前記受信データを除去、または、前記演算において重みを低下させる前記超音波素子の数を、前記領域のサイズ、または、前記領域の位置、または、送信超音波の中心周波数に応じて設定することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】

請求項1に記載の超音波撮像装置であって、前記信号処理部は、前記受信データを除去または重みを低下させることなく、前記超音波素子アレイの受信データを用いて前記領域内および前記領域外の物性値を算出し、

20

前記物性値算出部は、前記信号処理部が算出した前記領域内と前記領域外の物性値の差に応じて、前記受信データを除去または重みを低下させる前記超音波素子の数を設定することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 4】

請求項1に記載の超音波撮像装置であって、前記物性値算出部は、前記透過波が到達する前記超音波素子アレイの範囲の端部からの前記超音波素子までの距離に応じて、当該超音波素子の前記受信データを除去または前記重みを設定することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

30

請求項1に記載の超音波撮像装置であって、前記信号処理部は、前記領域を透過した前記透過波の透過距離を、前記領域の形状に基づいて算出することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項1に記載の超音波撮像装置であって、前記超音波素子アレイは、前記被検体による前記超音波の反射波をさらに受信して、前記反射波の受信データを出力し、

前記信号処理部は、前記反射波の受信データを用いて、前記被検体の反射波画像をさらに生成し、

前記物性値算出部は、前記反射波の画像上で、ユーザから前記領域の設定を受け付ける入力部を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

40

【請求項 7】

請求項1に記載の超音波撮像装置であって、前記超音波素子アレイは、前記被検体による前記超音波の反射波をさらに受信して、前記反射波の受信データを出力し、

前記信号処理部は、前記反射波の受信データを用いて、前記被検体の反射波画像をさらに生成し、

前記物性値算出部は、前記反射波画像を画像処理することにより、前記領域を設定し、設定した前記領域の、ユーザによる修正を受け付ける入力部を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 8】

請求項1に記載の超音波撮像装置であって、前記信号処理部は、前記被検体の前記透過

50

波の受信データを用いて、前記被検体の物性値分布を示す物性値画像を生成し、

前記物性値算出部は、算出した前記領域内の物性値を用いて、前記物性値画像の物性値を校正することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 9】

請求項 7 に記載の超音波撮像装置であって、前記信号処理部は、前記被検体の複数のスライスについて前記反射波画像をそれぞれ生成し、

前記物性値算出部は、前記スライスごとの前記反射波画像を画像処理することにより前記被検体の組織の反射境界を抽出し、境界に沿って前記領域を設定し、その際、隣接する前記スライス間では境界が連続するという仮定を用いて、隣接するスライスの領域が近傍に位置するように前記領域の位置を調整することを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 10】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、前記物性値算出部は、前記画像上で、ユーザから前記領域の設定を受け付け、前記画像上でユーザが設定した前記領域の近傍で、前記画像を処理して前記被検体の組織の境界を抽出し、抽出した境界に前記ユーザが設定した領域を近づける最適化処理を行うことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波撮像装置であって、前記画像上でユーザが設定した前記領域が、予め定めた条件を満たすかどうか判定し、前記条件を満たさない場合、接続されている表示装置に警告メッセージを表示することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 12】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、前記物性値算出部は、予め定めた複数の関数を示す画面を表示装置に表示させ、入力部を介してユーザによる前記関数の選択を受け付ける構成であることを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 13】

請求項 8 に記載の超音波撮像装置であって、前記物性値算出部は、前記校正を行うかどうかをユーザが選択するための表示を表示装置に表示させ、入力部を介してユーザが校正有りを選択した場合、前記校正を行うことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 14】

超音波が被検体を透過した透過波を、超音波素子アレイによって受信することにより得られた受信データを受け取って、前記被検体の画像を生成する信号処理部と、

30

前記被検体に少なくとも 1 つの領域を設定し、前記領域を透過した前記透過波の前記受信データから当該領域の物性値を演算により求める物性値算出部とを含み、

前記物性値算出部は、前記領域を透過した前記透過波が到達する前記超音波素子アレイの範囲の、端部に位置する 1 以上の超音波素子の受信データを、前記超音波素子アレイの前記受信データから除去するか、または、前記物性値の演算における重みを低下させて、前記領域の前記物性値を求めることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 15】

超音波が被検体を透過した透過波を、超音波素子アレイによって受信することにより得られた受信データを受け取り、

前記被検体に少なくとも 1 つの領域を設定し、前記領域を透過した前記透過波が到達する前記超音波素子アレイの範囲の、端部に位置する 1 以上の超音波素子の受信データを、前記超音波素子アレイの前記受信データから除去するか、または、演算における重みを低下させて、前記領域の物性値を前記受信データから演算により求めることを特徴とする画像処理方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波撮像装置に関し、特に、被検体を透過した超音波を用いて被検体の画

50

像を生成する装置に関する。

【背景技術】

【0002】

媒質中に配置した被検体に対して、複数の方向から超音波を照射し、被検体を透過した透過波信号から被検体内部の物性値（音速や減衰率）を求め、物性値により断層画像を生成する超音波撮像装置が知られている。この装置は、超音波CT（Computed Tomography）装置とも呼ばれている。特許文献1には、超音波CT装置の基本構成と画像化技術が開示されている。特許文献1の装置では、リングアレイ状に超音波素子を並べた開口に被検体を挿入し、超音波素子から超音波を発生させて被検体に照射し、透過波を他の超音波素子により検出する。これにより、物性値画像として、音速画像や減衰率画像を再構成する。

10

【0003】

超音波CT装置は、マンモグラフィと異なり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有望である。超音波CT装置が算出した被検体の物性値は、医師が被検体の生体組織の性状を判断する際の重要な指標となり得る。例えば、被検体組織の音速値は、組織の硬さに対応しているため、医師は、音速値に基づいて組織が硬い組織かどうか判断することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

20

【特許文献1】特表平8-508925号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述のように超音波CT装置が算出した被検体の物性値を生体組織の性状判断に用いるためには、超音波CT装置は、被検体の物性値を精度よく算出することが望ましい。そのためには、超音波が、屈折率が異なる領域の境界に入射する際の屈折を正確に考慮して物性値画像を算出することが望ましいが、すべての屈折を考慮して物性値を算出するのは容易ではなく、計算量も増大する。一方、屈折を正確に考慮することなく透過波から物性値を求め、物性値画像を再構成した場合、境界が不鮮明になるとともに、領域内の物性値が過小に評価（表示）されるという問題がある。特に、大きな被検体を撮像対象とする場合や、超音波素子を並べた開口に対して被検体をオフセンター配置する場合には、被検体の端部で屈折した超音波が、超音波素子の受信範囲からはみ出て、受信することができなくなり、物性値画像の誤差がさらに増大するという問題も生じる。

30

【0006】

本発明の目的は、超音波の屈折に起因する物性値の誤差を低減し、精度よく物性値を算出することにある。

【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、本発明の超音波撮像装置は、被検体に超音波を送信し、少なくとも前記被検体の透過波を受信して受信データを出力する複数の超音波素子が配列された超音波素子アレイと、受信データを処理して、被検体の画像を生成する信号処理部とを有する。信号処理部は、画像に少なくとも1つの領域を設定し、領域を透過した透過波の受信データから当該領域の物性値を演算により求める物性値算出部を含む。物性値算出部は、超音波素子アレイのうち、領域を透過した透過波が到達する範囲の端部に位置する1以上の超音波素子で受信された透過波の受信データを、受信データから除去するか、または、物性値の演算における重みを低下させて、領域の物性値を求める。

40

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、超音波の屈折に起因する物性値の誤差を低減し、精度よく物性値を算

50

出すことができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の実施形態の超音波撮像装置の全体構成の概略を示すサジタル断面図である。

【図2】実施形態の超音波素子アレイを下から見た形状を示す図である。

【図3】被検体の領域を通過する超音波の屈折を示す説明図である。

【図4】超音波の屈折や干渉を示す説明図である。

【図5】実施形態の信号処理部の機能ブロック図である。

【図6】実施形態の信号処理部の動作を示すフローチャートである。

【図7】実施形態の超音波撮像装置の計測から校正後の画像表示までのシーケンス図である。

【図8】(a)、(b)、(c)は、透過波信号処理部、反射波信号処理部およびセグメンテーション処理部の動作をそれぞれ示すフローチャートである。

【図9】(a)音速分布画像の一例、(b)反射境界画像の一例、(c)ユーザにより入力された境界(複数の領域)の一例、(d)重み0の領域が設定された透過距離サイノグラム(シノグラム)の一例、(e)は(d)の透過距離サイノグラムから得た音速分布画像の一例。

【図10】実施形態で生成されるマスク画像の例であり、(a)は、大きい領域のマスク画像であり、(b)および(c)は、4つの小さい領域を2つずつ組にして組ごとに生成されたマスク画像であり、(d)~(f)は、(a)~(c)を順投影して得た透過距離サイノグラムである。

【図11】実施形態において、重み関数 $w(d)$ 、および、関数の選択、ならび、校正有り無しを選択をユーザから受け付けるための画面例である。

【図12】実施形態で生成した物性値画像の物性値(音速値 y)と、音速値 y に対応する領域の平均音速値 x との関係を、二次関数 $y(x)$ でフィッティングした校正曲線の例である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本発明の一実施形態について図面を用いて説明する。

【0011】

図1は、本実施形態の超音波撮像装置の全体構成の概略を示すサジタル断面図であり、図2は、超音波素子アレイ3を下から見た形状を示す図である。図3は、被検体1の領域11を通過する超音波の屈折を示す図である。図4は、超音波の屈折や干渉を示す説明図である。ただし、図2は、超音波素子アレイ3をリングアレイとして図示し、図3および図4は、説明を容易にするために、超音波素子アレイ3として対向配置された直線アレイとして図示し、平面波を送受信している例を示している。なお、本実施形態において、超音波素子アレイ3は、被検体1の透過波を受信できればどのような形状であってもよい。また、超音波は、平面波に限られず、ファンビームや集束ビームであってもよい。また、図1では被検体1の撮像部位が乳房であり、超音波撮像装置を乳癌検診装置として用いる形態を図示しているが、本発明の超音波撮像装置は、撮影対象が乳房に限定されるものではない。

【0012】

本実施形態の超音波撮像装置は、図1のように、超音波素子アレイ3と、信号処理部7とを少なくとも備えている。超音波素子アレイ3は、図2のように、複数の超音波素子が配列された構造である。被検体1には、超音波素子アレイ3から超音波が送信される。超音波素子アレイ3とは異なる超音波素子から超音波を送信してもよい。超音波素子アレイ3の超音波素子は、被検体1に送信された超音波のうち、少なくとも被検体1を透過した透過波を受信して受信データを出力する。信号処理部7は、超音波アレイ3の受信データを処理して、被検体1の画像10を生成する。

【0013】

10

20

30

40

50

信号処理部 7 は、図 1 のように、物性値算出部 7 0 を含む。物性値算出部 7 0 は、図 3 に示すように、被検体 1 の画像 1 0 に少なくとも 1 つの領域 1 1 を設定し、領域 1 1 を透過した超音波の透過波 1 2 を受信した超音波素子の出力する受信データから領域 1 1 の物性値を演算により求める。このとき、物性値算出部 7 0 は、領域 1 1 を透過した透過波が到達する範囲 1 3 の超音波素子アレイ 3 の超音波素子のうち、範囲 1 3 の端部に位置する 1 以上の超音波素子 3 a で受信された受信データを、物性値の演算に用いる受信データから除去するか、または、物性値の演算における重みを低下させて、領域 1 1 の物性値を求める。このように、範囲 1 3 の端部の超音波素子 3 a の受信データを除去または重みを低下させて演算する理由は、次の通りである。

【 0 0 1 4 】

図 3、図 4 に示したように、領域 1 1 に超音波が入射する際、および、領域 1 1 から超音波が出射する際には、領域 1 1 がその周囲の領域に対して屈折率が異なるため、超音波が屈折する。丸みを持った形状の領域 1 1 を設定した場合には、特に、超音波の入射方向に対して領域 1 1 の左右両端部において超音波の入射角が大きくなるため、領域 1 1 の左右両端部において透過波 1 2 の屈折角が大きくなる。領域 1 1 の左右両端部を透過し、屈折した透過波 1 2 a は、透過波 1 2 が到達する超音波素子アレイ 3 の範囲 1 3 の端部に位置する超音波素子 3 a に到達して受信される。このとき、領域 1 1 の端部を透過した透過波 1 2 a は、領域 1 1 の外側を通過した透過波 1 4 と干渉し、干渉波 1 5 を生じることもある。干渉波 1 5 もまた、透過波 1 2 が到達する範囲 1 3 の端部に位置する超音波素子 3 a に到達して受信される。よって、透過波 1 2 が到達する範囲 1 3 の端部に位置する超音波素子 3 a の出力する受信信号は、屈折した透過波 1 2 a や、外側の超音波 1 4 と干渉した超音波の受信信号であるため、除去、または、演算における重みを低下させて、物性値 1 1 の物性値を演算することにより、屈折や干渉の影響が低減された物性値を比較的容易に算出することができる。

【 0 0 1 5 】

本実施形態では、透過波 1 2 が到達する範囲 1 3 の端部に位置する 1 以上の超音波素子 3 a の受信信号を除去、または、重みを低下させた受信信号を用いて、物性値を算出する。これにより、領域 1 1 の物性値を演算により、精度よく算出することができる。よって、ユーザは、精度よく算出された物性値に基づいて、領域 1 1 の組織性状を判別や診断等することができる。

【 0 0 1 6 】

領域 1 1 の物性値として、例えば、平均音速および減衰率の少なくとも一方を求める。物性値算出部 7 0 は、領域 1 1 内の平均音速を、領域 1 1 の形状から求めた、透過波の領域 1 1 の透過距離と、受信データから求めた領域 1 1 の透過波の通過時間から算出することができる。また、物性値算出部 7 0 は、領域 1 1 の減衰率を、受信データから求めた、領域 1 1 の透過波の通過前後の強度（振幅）の変化から算出することができる。

【 0 0 1 7 】

また、物性値を演算する際に受信データを除去、または、演算において重みを低下させる超音波素子 3 a の数を、領域 1 1 のサイズや位置、送信超音波の中心周波数に応じて物性値算出部 7 0 が設定する構成としてもよい。これにより、領域 1 1 のサイズや位置、周波数に応じて、適切な数の受信データを除去、または、重みを低下させることができるため、領域 1 1 の物性値の演算に用いる受信データの量を確保しながら、屈折や干渉の影響を低減できる。

【 0 0 1 8 】

物性値算出部 7 0 は、超音波素子アレイ 3 の受信データを用いて領域 1 1 および領域 1 1 外の物性値を一旦算出し、領域 1 1 内と領域 1 1 の外の領域との物性値の差に応じて、受信データを除去または重みを低下させる超音波素子 3 a の数を設定してもよい。超音波の屈折角は、領域 1 1 の内外の屈折率差により決まるため、領域 1 1 の内外の物性値の差に応じて受信データを除去等する超音波素子 3 a の数を決定することにより、領域 1 1 の物性値の演算に用いる受信データ量確保しながら、屈折や干渉の影響を低減できる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 9 】

物性値算出部 7 0 は、超音波素子 3 a の数が複数である場合、それぞれの超音波素子 3 a の受信データの物性値演算における重みを、領域 1 1 を透過した透過波が超音波素子アレイ 3 に到達する範囲 1 3 の端部からその超音波素子 3 a までの距離に応じて設定してもよい。これにより、屈折や干渉の影響が大きい範囲 1 3 の端部に近い超音波素子 3 a の受信データほど、演算における重みを低下させることができる。

【 0 0 2 0 】

物性値算出部 7 0 は、領域 1 1 を設定するために、信号処理部 7 が生成した画像上で、ユーザから領域の設定を受け付けてもよい。例えば、超音波素子アレイ 3 は、被検体 1 による超音波の透過波のみならず反射波も受信し、信号処理部 7 は、反射波の受信データを用いて、被検体 1 の反射波画像を生成し、物性値算出部 7 0 は、入力部 9 を介して、反射波画像上で、ユーザから領域の設定を受け付ける構成としてもよい。

10

【 0 0 2 1 】

物性値算出部 7 0 は、信号処理部 7 が生成した反射波画像を画像処理することにより、領域 1 1 を設定する構成としてもよい。この場合、物性値算出部 7 0 が設定した領域 1 1 を、ユーザが入力部 9 を介して修正できる構成であれば、さらに望ましい。

【 0 0 2 2 】

また、信号処理部 7 は、被検体 1 の透過波の受信データをすべて用いて、被検体の物性値の分布を示す物性値画像を生成し、この物性値画像における物性値を、物性値算出部 7 0 が算出した領域 1 1 内の物性値を用いて較正する構成としてもよい。これにより、精度の良い物性値画像を生成することができる。

20

【 0 0 2 3 】

< 具体的な実施形態 >

以下、本実施形態の具体的な実施形態の超音波撮像装置について説明する。

【 0 0 2 4 】

以下説明する超音波撮像装置（以下、超音波 CT 装置と呼ぶ）は、反射波画像（以下、反射境界画像と呼ぶ）から主要な物体の構造をセグメンテーション（領域分け）することにより、1 以上の領域 1 1 を設定し、1 以上の領域 1 1 のマスク画像を作成する。そして、超音波 CT 装置は、超音波の直線モデルを仮定してマスク画像を順投影し、透過距離サイノグラムを得た後、透過距離サイノグラムと、計測で得られたサイノグラムとを比較し、最小自乗法等を用いて、セグメンテーションした領域 1 1 等（主要物体）の物性値を求める。その際、本装置は、構造境界部のデータ（すなわち、領域 1 1 を透過した透過波が到達する超音波素子アレイ 3 の範囲 1 3 の端部に位置する 1 以上の超音波素子 3 a で受信された受信データ）の演算（最小自乗法等）における重みを下げる、もしくは、演算に用いるデータから除去することで、屈折や干渉の影響を低減する。

30

【 0 0 2 5 】

さらに、この超音波 CT 装置は、上記のようにして得られた領域 1 1 の物性値と、全透過波を用いて別途再構成した物性値画像の、領域 1 1 に対応する領域の物性値とを比較する。これにより、超音波 CT 装置は、物性値画像の物性値を較正するための較正曲線を得て、この較正曲線を用いて物性値画像全体を較正する。

40

【 0 0 2 6 】

このように、本実施形態の超音波装置は、被検体の構造境界部（領域 1 1 の端部）についての受信データを、物性値演算における重みを下げるか、または、物性値演算に用いる受信データから除去する。これにより、領域 1 1 における透過波の屈折やそれによる透過波の視野はみ出しに由来して、領域 1 1 の物性値が過小に評価（算出）される現象を較正し、より定量精度の高い領域 1 1 の物性値、および、より精度の高い物性値画像を提供する。以下、さらに詳細に説明する。

【 0 0 2 7 】

図 1 に示したように、本実施形態の超音波 CT 装置は、すでに述べた超音波素子アレイ 3 および信号処理部 7 の他に、被検体 1 を乗せるベッド 2 と、水槽 4 と、制御部 6 と、記

50

憶部 8 と、入出力部 9 とを備えている。ベッド 2 には、被検体 1 を搭載する面に開口が設けられ、開口の下部には、胸部を挿入できる円柱状の水槽 4 が備えられている。その内部には、図 2 に示すようなリング状の超音波素子アレイ（以下、リングアレイと呼ぶ）3 が、水槽 4 の軸方向に平行移動可能に備えられている。リングアレイ 3 は、超音波送受信器である圧電素子（超音波素子）をリング状に配列した構成である。水槽 4 には、温水が満たされ、予備タンク 5 に接続されている。予備タンク 5 は、水槽 4 内の温水を浄化、加熱および脱気する。予備タンク 5 内や水槽 4 の下部には、温度計（不図示）が取り付けられ、制御部 6 に接続されている。

【 0 0 2 8 】

超音波 CT 装置の撮影条件は、ユーザにより、入出力部 9 のタッチパネルやキーボード等を通して設定される。設定された条件等は、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。

10

【 0 0 2 9 】

信号処理部 7 は、記憶部 8 に保存された撮像条件をもと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出力する。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 の上下動の制御、予備タンク 5 の水圧制御や温水の温度制御などを行う。

【 0 0 3 0 】

リングアレイ 3 が超音波を受信して出力する受信信号は、記憶部 8 に記録されると共に、信号処理部 7 で画像処理演算が実行される。信号処理部 7 が生成した被検体 1 の断層画像等の情報は、入出力部 9 のモニタ等に表示される。

20

【 0 0 3 1 】

なお、制御部 6 と信号処理部 7 と記憶部 8 は、ベッド 2 の下部の空間に収めることもできる。

【 0 0 3 2 】

図 5 は、信号処理部 7 の機能ブロック図である。図 5 のように、信号処理部 7 は、透過波信号処理部 7 a、反射波信号処理部 7 b、および、セグメンテーション処理部 7 c を備えている。セグメンテーション処理部 7 c は、上述の物性値算出部 7 0 として機能する。これらの構成により、超音波 CT 装置は、水槽 4 内の被検体 1 の断層画像（反射境界画像（反射波画像）および物性値画像（透過波画像））を表示することが可能である。

30

【 0 0 3 3 】

信号処理部 7 は、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、CPU 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 の透過波信号処理部 7 a、反射波信号処理部 7 b、および、セグメンテーション処理部 7 c 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することも可能である。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、信号処理部 7 の透過波信号処理部 7 a、反射波信号処理部 7 b、および、セグメンテーション処理部 7 c の動作を実現するように回路設計を行えばよい。

40

【 0 0 3 4 】

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 の上下動、および、ベッド 2 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。リングアレイ 3 により受信された透過波および反射波の受信データは、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 の反射境界画像や、物性値の分布を示す物性値画像等が生成される。生成された画像は、入出力部 9 のモニタ等に表示される。

【 0 0 3 5 】

図 6 は、信号処理部 7 の動作を示すフローチャートである。図 6 を用いて、信号処理部

50

7の動作を以下に説明する。被検体1またはユーザが、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、それを受け付け、入出力部9のモニタに、被検体に検査着へ着替えるよう促す表示と、被検体の氏名又はIDと問診票を入力するための画面を入出力部9のモニタに表示する。これにより、被検体1またはユーザが、入出力部9を介して入力画面に氏名や問診票を入力したならば、信号処理部7は、これを受け付け、被検体1にベッド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のモニタに表示する(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の操作等により、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内の水の温度を温度計から取り込んで、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)。

10

【0036】

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。

20

【0037】

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度ずつずれた512ビューにおいて得る(ステップ104)。得られた反射波および透過波の受信信号は、記憶部8に格納する。

30

【0038】

制御部6は、水槽4の軸方向に0.5mmピッチでリングアレイ3を変位させながら、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、例えば合計20mmの変位するまで上記撮影を繰り返した場合、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)を得て、記憶部8に格納する。

【0039】

信号処理部7は、乳房の受信信号が正しく得られたかどうかをチェックし、正しく得られていたならば、他方の乳房も同様に測定するため、ステップ102に戻って、水槽4にもう片方の乳房を挿入するように被検体1に促す表示を入出力部9のモニタに表示し、ステップ103~106を繰り返す。両方の乳房について受信信号が正しくえられたならば、信号処理部7は、ステップ108に進む。

40

【0040】

ステップ108~110では、透過波信号処理部7a、反射波信号処理部7b、および、セグメンテーション処理部7c(物性値演算部70)が、それぞれ処理を行う。図7に、透過波信号処理部7a、反射波信号処理部7b、セグメンテーション処理部7cで行われる処理シーケンスの概略を示す。この処理シーケンスは、以下の(a)~(c)の3つの過程を含む。

50

(a)透過波信号処理部7aが、記憶部8から透過波信号データを読み込み、物性値画像を生成し、生成した物性値画像を入出力部9に出力する(ステップ108における処理)。
 (b)反射波信号処理部7bが、記憶部8から反射波信号データを読み込み、反射率境界画像を生成し、生成した反射境界画像を入出力部9に出力する(ステップ109における処理)。

(c)セグメンテーション処理部7cが、上記(b)の過程で得られた反射境界画像を読み込んで、セグメンテーション(領域分け)して領域11を設定し、必要に応じて設定した領域分けの結果画像を入出力部9に出力して表示させ、ユーザから修正を受け付ける等した後、領域11毎の平均物性値を演算により求める。そして、上記(a)の過程で得られた物性値画像を読み込んで、この画像の物性値を、領域11の平均物性値を用いて較正し、較正後の物性値画像を入出力部9に出力する(ステップ110における処理)。

【0041】

以下、透過波信号処理部7a、反射波信号処理部7bおよびセグメンテーション処理部7cが行う処理を詳しく説明する。図8(a)、(b)、(c)は、透過波信号処理部7a、反射波信号処理部7bおよびセグメンテーション処理部7cのステップ108~110の動作をそれぞれ示すフローチャートである。まず、透過波信号処理部7aの処理を図8(a)のフローに従って説明する。透過波信号処理部7aは、透過波の受信波信号を記憶部8から読み込み(ステップ801)、時間方向にヒルベルト変換を実施し、透過波の最大振幅とそのタイミングを求める(ステップ802)。被検体1の挿入前後の受信時間の差と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し、受信時間の差のデータの集まりであるサイノグラムおよび最大振幅の差のデータの集まりであるサイノグラムをそれぞれ生成する(ステップ803)。サイノグラムは、スライス毎に得られる。透過波信号処理部7aは、受信時間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(ステップ804)。受信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(Slowness)」の差の分布画像(断層画像)が得られる。「遅さ」は、音速の逆数である。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。透過波信号処理部7aは、水の音速や減衰率として予め定めておいた値(推定値)を用いることにより、上記「遅さ(Slowness)」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(ステップ805)。図9(a)に生成した音速分布画像の一例を示す。透過波信号処理部7a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(物性値画像)を生成する。透過波信号処理部7aは、生成した音速分布画像および減衰率分布画像を、記憶部8に格納する。

【0042】

次に、反射波信号処理部7bの処理を、図8(b)のフローに沿って説明する。反射波信号処理部7bは、記憶部8から反射波の受信データを読み込み、時間方向にヒルベルト変換を実施する。反射波信号処理部7b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。そして、反射波信号処理部7b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にそれぞれ到達するタイミングで各超音波素子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、反射波信号処理部7bは、超音波エコー検査で広く利用されているBモード画像を得る(ステップ812)。反射波信号処理部7bは、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を得る(ステップ813)。この処理をスライスごと

の反射波の受信信号に行うことにより、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。図 9 (b) に生成した反射境界画像の一例を示す。反射波信号処理部 7 b は、生成した反射境界画像を記憶部 8 に格納する。

【0043】

セグメンテーション処理部 7 c の処理を図 8 (c) のフローを用いて説明する。反射境界画像は、一般に透過波画像よりも空間分解能が高いため、ユーザは、反射境界画像に基づいて透過波画像だけでは分からない被検体 1 の構造 (組織の境界) を把握することができる。セグメンテーション処理部 7 c は、透過波信号処理部 7 a が生成した物性値画像と、反射波信号処理部 7 b が生成した反射境界画像を記憶部 8 から読み込んで、入出力部 9 のモニタに表示し、反射境界画像上でセグメンテーション (領域 11 の設定) をユーザから受け付ける (ステップ 821)。例えば、ユーザは、物性値画像を参考にしながら、反射境界画像上で、物性値境界 (腫瘍部等) と予想される境界をマウス等で入力し、反射境界画像を領域分けし、少なくとも一つの領域 11 を設定する。図 9 (c) にユーザにより入力された境界 (複数の領域) の例を示す。境界情報は、フリーハンド曲線のほか、楕円や多角形で入力できるように、セグメンテーション処理部 7 c を構成してもよい。なお、セグメンテーション処理部 7 c が、セグメンテーションの受け付けのために、ユーザに表示する反射境界画像と透過波画像は、並べて表示してもよいし、適当に輝度を調整した上で重ねて表示しても良い。また、ユーザが作業しやすい方に、ユーザの入出力部 9 の操作に応じて、セグメンテーション処理部 7 c が切り替える構成としてもよい。

【0044】

セグメンテーション処理部 7 c は、設定された領域 11 が、予め定めておいた条件を満たすかどうかを判定することにより、領域 11 が適切かどうか判断する (ステップ 822)。例えば、設定された領域 11 の面積または径が、予め定めた値以下である場合や、領域 11 の数が予め定めた数よりも多い場合は、適切ではないため、以下の処理で正しく物性値を求めることができないと判断する。そして、セグメンテーション処理部 7 c は、入出力部 9 のモニタにユーザへの警告メッセージを表示し、再度領域分けの入力を行うように促し、ステップ 821 に戻る。

【0045】

一方、セグメンテーション処理部 7 c は、設定された領域 11 が適切であると判断した場合には、領域 11 のマスク画像を生成する (ステップ 823)。ここで、マスク画像とは、領域 11 の内部を 1、外部を 0 とする二値画像のことであり、領域 11 が複数ある場合には、領域ごとに生成する。複数の領域 11 が設定され、大きな領域 11 の内側に小さい領域 11 が設定されている場合には、大きな領域 11 の内部を 1、大きい領域の外部および内側の小さい領域 11 の内部を 0 としたマスク画像と、小さい領域 11 のそれぞれのマスク画像を生成する。ただし、小さい領域 11 のいくつかを組みにして、組ごとにマスク画像を生成してもよい。この場合、組にする小さい領域 11 は、領域内の被検体 1 の物性値が同じか近いものであることが望ましい。図 10 (a) ~ (c) に、一例として、大きい領域 (被検体 1 の外形) 11 の内側に 4 つの小さい領域 11 が設定されたマスク画像の一例を示す。図 10 (a) は、大きい領域のマスク画像であり、図 10 (b)、(c) は、4 つの小さい領域を 2 つずつ組にして組ごとに生成されたマスク画像である。

【0046】

セグメンテーション処理部 7 c は、マスク画像ごとに透過距離サイノグラムを生成する (ステップ 824)。すなわち、セグメンテーション処理部 7 c は、マスク画像について、超音波の直線伝播モデルを仮定して、リングアレイ 3 の超音波を送信した超音波素子と受信した超音波素子との間の経路が、各領域 11 が横切る長さ、すなわち超音波の透過距離を計算する。この処理を順投影と呼ぶ。この順投影を、各超音波素子 (チャンネル) について、投影角度 (ビュー) ごとに求めることにより、透過距離のデータの集まりを求める。求められた透過距離のデータの集まりを透過距離サイノグラムと呼ぶ。図 10 (a) ~ (c) のマスク画像について得られた透過距離サイノグラムを図 10 (d) ~ (f) に示す。図 10 (d) ~ (f) は、横軸に超音波素子 (チャンネル) の番号、縦軸にビュー番号

10

20

30

40

50

を示す。領域 11 を横切った超音波の経路が到達する超音波素子のみが値（透過距離値）をもつため、その値に応じた輝度で描かれている。そのため、透過距離サイノグラム上には、順投影により領域 11 を横切った超音波の経路が到達するチャンネルの範囲の画素値が大きく、その範囲がビューごとに変化するため、幅をもった曲線として描かれ、その周囲は超音波の経路が到達しないチャンネルであるため画素値が 0 で表されている。

【 0 0 4 7 】

図 3 および図 4 を用いてすでに説明したように、被検体 1 の構造（領域 11）の境界部では、超音波が屈折し、丸みを持った形状の領域 11 である場合、超音波の入射方向に対して左右両端部において、超音波 12 a の入射角が大きくなるため、超音波 12 a の屈折角が大きくなる。また、屈折した超音波 12 a と、領域 11 の外側を通過する超音波 14 との干渉も生じ得る。そのため、領域 11 を横切った超音波が到達する超音波素子の範囲（すなわち、透過波 12 が到達する範囲 13）の端部に位置する超音波素子 3 a の出力する受信信号は、他の超音波素子の出力する受信信号データよりも信頼性が低いと考えられる。

10

【 0 0 4 8 】

そこで、セグメンテーション処理部 7 c は、透過波 12 が到達する範囲 13 の両端部（超音波素子 3 a）からの距離 d に応じた重みを生成する（ステップ 825）。具体的には、セグメンテーション処理部 7 c は、透過距離サイノグラム上に描かれた曲線（すなわち、順投影により領域 11 を横切った超音波の経路が到達するチャンネルの範囲）の両端に位置するチャンネル（超音波素子）からのチャンネル方向の距離を改めて d とし、透過距離サイノグラム上に重み関数 $w(d)$ を生成する。重み関数 w は、例えばガウス型とすればよい。ただし、屈折の大きさは境界（領域 11）の内と外の音速差 C に依存することを考慮し、境界の内外の音速差に応じて、重みを調整しても良い。ここでの音速値は、ステップ 108 で生成した物性値画像のうち音速画像における、各領域 11 の音速値（画素値）の平均値を用いればよい。

20

【 0 0 4 9 】

一例として、距離 d と音速差 C に依存する重み関数 $w(d, C)$ を式 (1) に示す。式 (1) において、 α は、音速差 C に依存する関数である。なお、重み関数 w は式 (1) の形に限られるものではなく、式 (2) のように、順投影により領域 11 を横切った超音波の経路が到達するチャンネルの範囲の両端に位置するチャンネル（超音波素子）からの所定の距離 d の領域 11 のデータを除去（重み 0）にする場合も含む。なお、式 (2) において、 θ はヘヴィサイドの階段関数である。各領域 11 の境界ごとに生成された重み w をそれぞれ掛け合わせることで、重みサイノグラム $W = \sum_m w_m$ を生成する。図 9 (d) は、生成した重みサイノグラム W を透過距離サイノグラムに掛け合わせた例であり、2 つの小さい領域 11 に対応する透過距離サイノグラムの帯状の曲線の端部から所定の距離 d の範囲の重みが 0 に設定されている。なお、重みサイノグラムは、境界からの距離に応じた重みを付加したマスク画像を順投影して生成しても良い。

30

【 0 0 5 0 】

【 数 1 】

$$w(d, \Delta C) = 1 - \exp\{-\alpha(\Delta C)d^2\} \quad (1)$$

40

【 数 2 】

$$w(d, \Delta C) = \theta(d - \alpha(\Delta C)) \quad (2)$$

【 0 0 5 1 】

なお、式 (1) および (2) において、重み関数 w の形や α の関数形は、被検体（撮影部位）に応じて複数の候補からユーザが選択できるように構成してもよい。例えば、セグメンテーション処理部 7 c は、図 11 のように、重み関数 w として予め定めおいた複数の

50

重み関数 w_1 、 w_2 、 w_3 、ならびに、関数として予め定めておいた複数の関数 f_1 、 f_2 、 f_3 を示す画面をモニタに表示し、中からユーザが一つを選択するための画面を出力部 9 のモニタに表示させ、関数 w 、 f として用いる関数の選択を出力部 9 を介してユーザから受け付ける構成にすることができる。

【0052】

次に、セグメンテーション処理部 7c は、ステップ 824 で生成した重みと、超音波素子の出力信号（受信信号）とを用いて各領域 11 の平均物性値を算出する（ステップ 826）。例えば、セグメンテーション処理部 7c は、最尤推定法を用いて各領域 11 の物性値を求める。具体的には、物性値として音速値を求める場合、式（3）を最小化するように、式（4）の音速値 C_m の組み合わせを探索することにより、各領域 11 の音速値 C_m を求める。ここで、 dt は、被検体 1 の挿入前後の受信時間の差のサイノグラムであり、 L_m は透過距離サイノグラム、 C_{water} は水の音速、 m は各領域 11 に付けたインデックスである。解の探索は例えばニュートン法を用いる。なお、最尤推定の方法は式（3）の形に限るものではない。なお、求めることができる物性値としては、音速に限られるものではなく、減衰係数値も同様に求めることが可能である。

10

【数 3】

$$\chi^2 = \frac{1}{2} \sum_{ch,view} W(dt_{mask} - dt_{measure})^2 \quad (3)$$

【数 4】

$$dt_{mask} = \sum_m \left(\frac{L_m}{C_{water}} - \frac{L_m}{C_m} \right) \quad (4)$$

20

複数のスライスの受信データデータがある場合には、それぞれのスライスのマスク画像から得られた透過距離サイノグラムをまとめて式（5）のように、処理することもできる。これによって各スライス間の画像を統一的に較正することができる。

【数 5】

$$\chi^2 = \frac{1}{2} \sum_{ch,view,slice} W(slice) (dt_{mask}(slice) - dt_{measure}(slice))^2 \quad (5)$$

30

【0053】

つぎに、セグメンテーション処理部 7c は、ステップ 826 で求めた各領域 11 の平均物性値を用いて、ステップ 805 で生成した物性値画像を較正する（ステップ 827）。まず、セグメンテーション処理部 7c は、ステップ 826 で求めた各領域 11 の物性値（ y ）と、ステップ 805 で求めた物性値画像における領域 11 に対応する領域の平均物性値（ x ）との関係を二次元グラフ（ $x - y$ ）にプロットし、これを関数 $y(x)$ でフィッティングし、関数 $y(x)$ を較正曲線として求める。図 12 は、ステップ 826 で求めた物性値である音速値（ y ）と、音速値（ y ）に対応する領域についてステップ 805 で求めた平均音速値（ x ）をプロットし、二次関数 $y(x)$ でフィッティングしたグラフである。セグメンテーション処理部 7c は、関数 $y(x)$ を較正関数として用いて、ステップ 805 で求めた物性値画像の画素値（物性値） x から較正後の物性値 y を算出し、画素値を y に置き換える処理を行う。これにより、物性値画像の各画素の物性値を、領域の境界における屈折や干渉の影響を抑制して求めた物性値に較正した物性値画像が生成される。ここでは、物性値画像として音速値画像を較正する例について説明したが、減衰係数値の画像も同様に較正曲線を求めることが可能である。

40

【0054】

なお、セグメンテーション処理部 7c が上記ステップ 827 における物性値画像の較正を行うかどうかを、ユーザが選択可能な較正にしてもよい。例えば、図 11 のように、セ

50

グメンテーション処理部 7c は、較正の有り無しの選択を受け付ける項目を図 11 の画面に表示し、入出力部 9 を介してユーザにより較正の有りまたは無しを選択を受け付ける。較正有りが選択された場合は、セグメンテーション処理部は、ステップ 827 を実行し、較正なしが選択された場合は、ステップ 827 を実行しない。

【0055】

なお、ここでは、図 12 のように、フィッティング関数を二次関数でフィッティングしたが、フィッティング関数は多項式に限られるものではない。

【0056】

また、較正後の画質の均一性を保つために、較正曲線のフィッティングは複数のスライスで得られた全てのデータに対して行っても良い。

10

【0057】

つぎに、信号処理部 7 は、セグメンテーション処理部 7c がステップ 826 で生成した較正後の物性値画像を入出力部 9 のモニタに表示させる。これにより、ユーザは、構成後の物性値画像を視認することができ、視認した物性値から被検体 1 の組織の診断を行うことができる。信号処理部 7 は、較正後の物性値画像の他に、ステップ 826 で求めた各領域 11 の平均物性値を表示してもよい。また、ステップ 805 で生成した較正前の物性値画像やステップ 813 で生成した反射境界画像を、較正後の物性値画像と合わせてモニタに表示してもよく、ユーザが表示させる画像を入出力部 9 を介して選択し、それに応じて信号処理部 7 が表示画像を切り換える構成にしてもよい。

【0058】

20

上述の図 8 (c) のステップ 821 では、セグメンテーション処理部 7c は、ユーザから領域設定の入力を受け付ける構成であったが、セグメンテーション処理部 7c は、反射境界画像を画像処理することにより、境界を自動抽出して、領域を設定する構成としてもよい。セグメンテーション処理部 7c は、反射境界画像に対して、微分フィルタ等で画素値を処理して境界を強調し、適当な閾値以下の画素を除去することにより、境界を抽出する。その後、セグメンテーション処理部 7c は、内部を持つ閉じた境界を抽出することにより、領域を設定する。

【0059】

なお、セグメンテーション処理部 7c は、自動で領域 11 を設定する際、複数のスライスのデータがある場合には、異なるスライスでの境界の連続性（隣接スライス間で境界が近傍にあるべきという条件）を仮定することで、隣接するスライス間で領域 11 が近傍に位置する（連続性を有する）ように領域 11 の位置を調整して設定してもよい。これにより、境界の誤抽出を低減し、適切な領域 11 を設定することができる。

30

【0060】

また、セグメンテーション処理部 7c は、抽出した境界を入出力部 9 のモニタに表示してユーザに提示してもよい。この場合、ユーザは自動抽出された境界に問題がないかどうかを確認し、足りない境界があれば追加し、余分な境界は削除することができる。

【0061】

また、セグメンテーション処理部 7c は、図 8 (c) のステップ 821 においてユーザから受け付けた領域の境界を自動で最適化することもできる。例えば、ユーザが選択した領域の近傍について領域の中心から放射状に反射境界画像を微分し、変化率の大きな画素を探索して選択し、選択した画素を繋げることにより反射境界に一致した領域を設定することができる。この処理は繰り返し実行する構成としてもよい。これにより、ユーザが入力した領域の境界を最適化することができる。

40

【0062】

なお、本実施形態の超音波 CT 装置は、リングアレイで超音波を送受信し、受信データの取得と受信データの処理とを一つの装置内で行っているが、データ取得とデータ処理を別装置で行う構成にしてもよい。例えば、信号処理部 7、記憶部 8、入出力部 9 を有する画像処理装置を構成し、別の超音波送受信装置が取得した透過波信号データと反射波信号データを、画像処理装置が取り込み、図 6 のステップ 108 ~ 111 の処理を実行する構

50

成とする。

【0063】

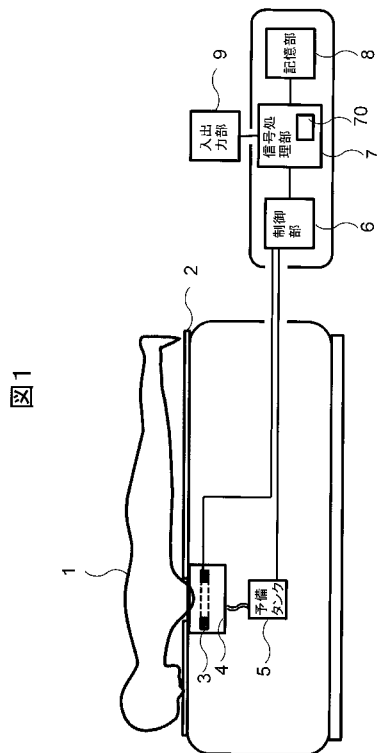
上述してきた本実施形態の装置では、超音波の屈折の影響による物性値の過小評価を補正でき、より定量精度の高い物性値および物性値画像を提供できる。

【符号の説明】

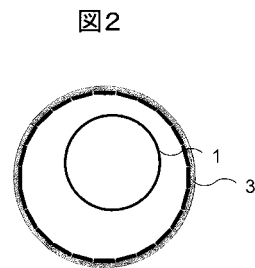
【0064】

- 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
- 7 a 透過波信号処理部
- 7 b 反射波信号処理部
- 7 c セグメンテーション処理部
- 7 0 物性値算出部

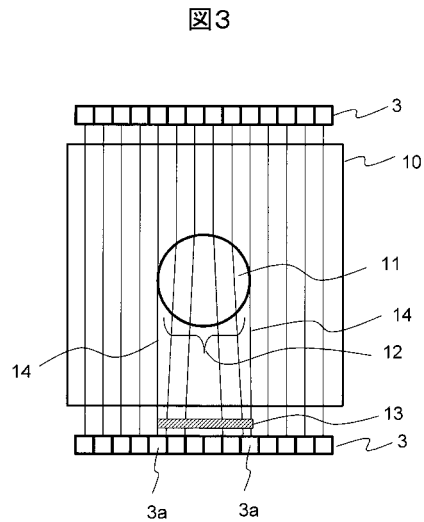
【図1】



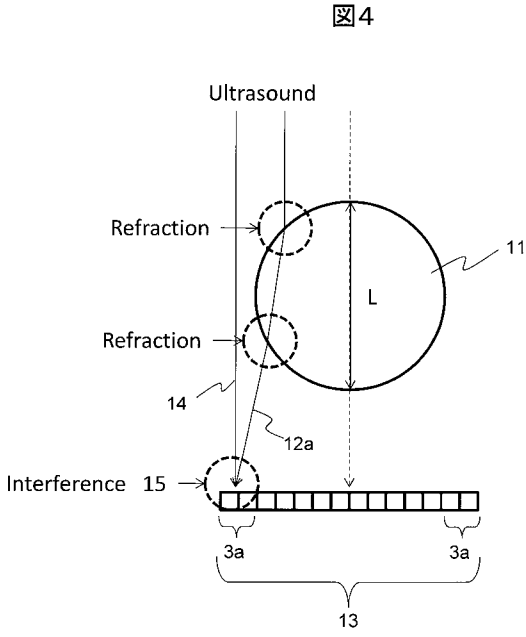
【図2】



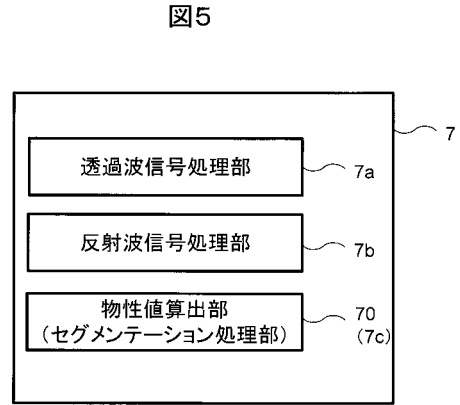
【図3】



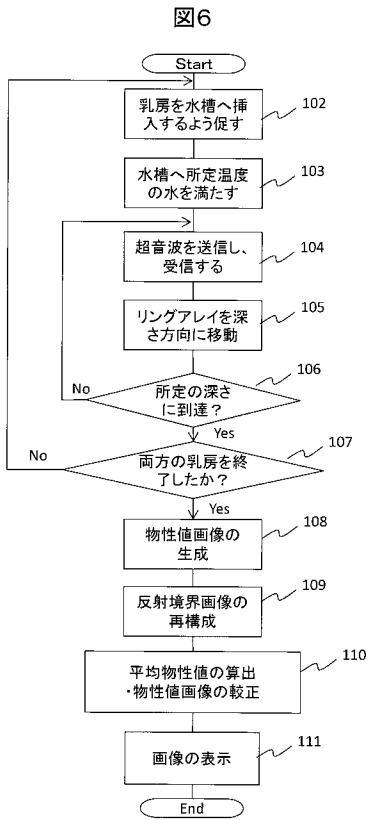
【 図 4 】



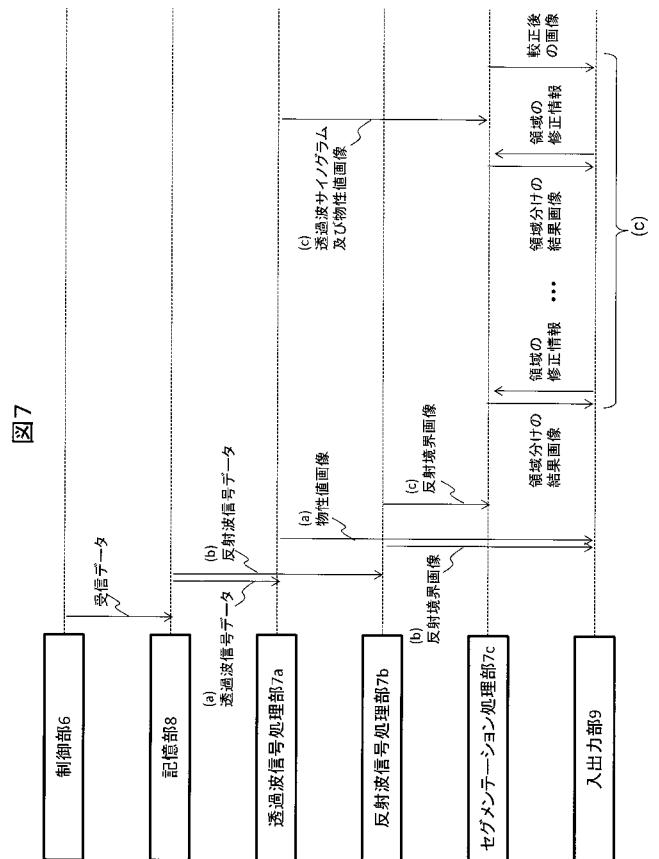
【 図 5 】



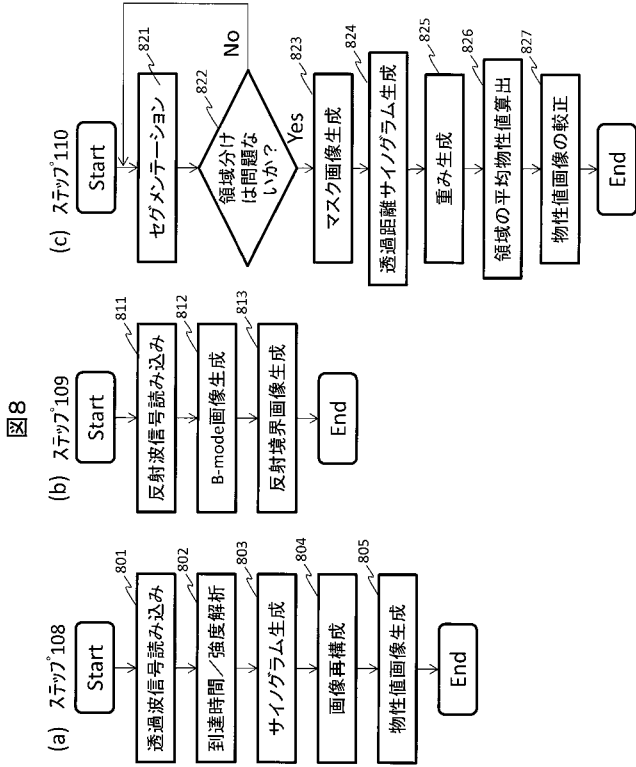
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】

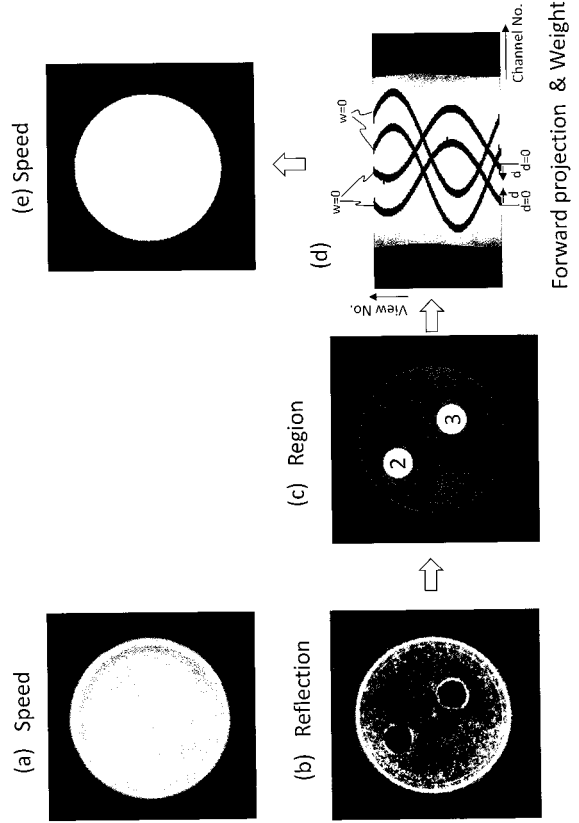


図9

【 図 1 0 】

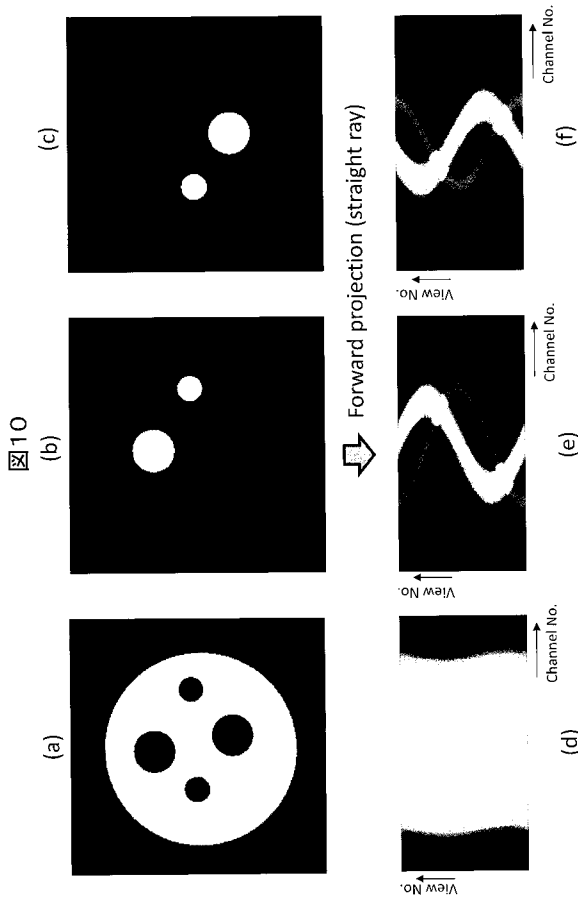


図10

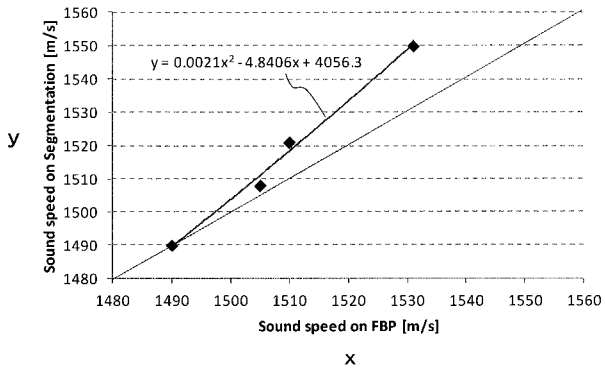
【 図 1 1 】

図11

| | |
|--------------|---------------------------------------|
| ・重みw の選択 | <input type="radio"/> 関数w1 |
| | <input checked="" type="radio"/> 関数w2 |
| | <input type="radio"/> 関数w3 |
| ・関数α の選択 | <input checked="" type="radio"/> 関数α1 |
| | <input type="radio"/> 関数α2 |
| | <input type="radio"/> 関数α3 |
| ・校正有無 の選択 | <input checked="" type="radio"/> 有り |
| | <input type="radio"/> 無し |

【 図 1 2 】

図12



フロントページの続き

(72)発明者 鈴木 敦郎

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 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 DD18 DD20 DD21 DE18 EE04 EE09 GB03 GC02 JB34
JB35 JB51 JC06 JC37 KK12 KK23

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波成像设备，图像处理设备和图像处理方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP2018088990A | 公开(公告)日 | 2018-06-14 |
| 申请号 | JP2016233073 | 申请日 | 2016-11-30 |
| [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 鈴木敦郎 武文晶 山中一宏 | | |
| 发明人 | 坪田 悠史 川畑 健一 寺田 崇秀 鈴木 敦郎 武 文晶 山中 一宏 | | |
| IPC分类号 | A61B8/13 A61B8/14 | | |
| FI分类号 | A61B8/13 A61B8/14 A61B8/15.ZDM | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB03 4C601/DD18 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/DE18 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GB03 4C601/GC02 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB51 4C601/JC06 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK23 | | |
| 其他公开文献 | JP6698505B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：减小由超声波折射引起的物理性质值的误差并精确地计算物理性质值。 解决方案：接收由构成接收超声波样本的发射波的超声波元件阵列的超声波元件分别输出的接收数据。主题中至少设置了一个区域。位于超声波元件阵列的范围的端部的一个或多个超声波元件的接收数据从超声波元件阵列的接收数据或重量并且通过计算从接收信号计算该区域的物理性质值。点域

图3

