

(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2020-99619

(P2020-99619A)

(43) 公開日 令和2年7月2日(2020.7.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/15 (2006.01)	A 6 1 B 8/15	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 21 頁)

(21) 出願番号	特願2018-241709 (P2018-241709)	(71) 出願人	000005108
(22) 出願日	平成30年12月25日 (2018.12.25)		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
		(71) 出願人	504173471
			国立大学法人北海道大学
			北海道札幌市北区北8条西5丁目
		(74) 代理人	110000888
			特許業務法人 山王坂特許事務所
		(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	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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波送受信装置

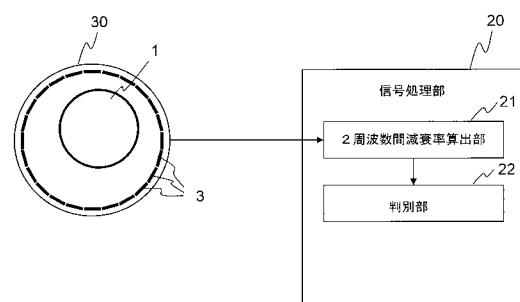
(57) 【要約】

【課題】被検体組織を精度よく判別可能な、被検体内部における超音波の減衰情報を提供する。

【解決手段】振動子アレイから被検体の組織に、2つの周波数の超音波を送信し、被検体を透過した超音波の透過波を受信して受信信号を出力する。受信信号に基づいて、被検体の組織を透過する際の単位長さ当たりの超音波の減衰量である減衰率を2つの周波数についてそれぞれ求め、2つの周波数間の減衰率の変化率である2周波数間減衰率を求める。2周波数間減衰率を用いることにより、精度よく被検体組織を識別できる。

【選択図】図1

図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の組織に、2つの周波数の超音波を送信し、前記被検体を透過した前記超音波の透過波を受信して受信信号を出力する振動子が複数配列された振動子アレイと、

前記受信信号を処理する信号処理部とを有し、

前記信号処理部は、前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織を透過する際の単位長さ当たりの前記超音波の減衰量である減衰率を前記2つの周波数についてそれぞれ求め、前記2つの周波数間の減衰率の変化率である2周波数間減衰率を求める2周波数間減衰率算出部とを有することを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項 2】

請求項1に記載の超音波送受信装置であって、前記2周波数間減衰率を指標として、前記被検体の組織を判別する判別部をさらに有することを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項 3】

請求項1に記載の超音波送受信装置であって、前記2周波数間減衰率算出部は、前記組織の前記2周波数間減衰率を表示することを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項 4】

請求項1に記載の超音波送受信装置であって、前記2周波数間減衰率算出部は、求めた前記2つの周波数についての超音波の減衰率の差を求め、求めた減衰率の差を2つの周波数の差で除することにより、前記2周波数間減衰率を求めることを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項 5】

請求項1に記載の超音波送受信装置であって、前記2周波数間減衰率算出部は、前記2つの周波数にて前記減衰率を求め、減衰率と周波数とをそれぞれ軸とする2次元空間に、求めた前記減衰率と周波数の関係を示す複数の点をプロットし、前記点を所定の数式にフィッティングすることにより、前記2周波数減衰率を求めることを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項 6】

請求項5に記載の超音波送受信装置であって、前記2周波数間減衰率算出部は、前記所定の数式として、前記減衰率を $Attn$ 、前記周波数を $freq$ とし、 a_1 、 a_2 、 b および c は数値である場合、数式

$Attn = a_1 \times freq + b$ (ただし、 a_1 および $b \neq 0$)、または、

$Attn = a_2 \times (freq)^c$ (ただし、 $a_2 \neq 0$ 、 $c \neq 1$)

を用い、前記数式における a_1 または a_2 を求めて、前記2周波数間減衰率の値とすることを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項 7】

請求項1に記載の超音波送受信装置であって、前記信号処理部は、前記被検体の組織に関心領域を設定する関心領域設定部をさらに有し、

前記2周波数間減衰率算出部は、前記関心領域内の前記超音波の組織について、前記2周波数間減衰率を求めることを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項 8】

請求項7に記載の超音波送受信装置であって、前記振動子アレイは、前記被検体の組織に複数の方向から超音波を送信し、前記被検体を透過した前記透過波を前記複数の方向ごとに受信して透過信号を出力し、

前記信号処理部は、前記複数の方向ごとの前記透過信号を用いて、前記被検体における単位長さ当たりの減衰量である減衰率の値の分布を示す減衰画像を、前記2つの周波数についてそれぞれ生成する減衰画像生成部をさらに有し、

前記関心領域設定部は、前記減衰画像生成部が生成した前記2つの周波数についての前記減衰画像上の対応する位置に前記関心領域をそれぞれ設定し、

前記2周波数間減衰率算出部は、前記2つの周波数についての前記減衰画像の前記関心領域内の前記減衰率の値を用いて前記2周波数間減衰率を求めることを特徴とする超音波

10

20

30

40

50

送受信装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波送受信装置であって、前記振動子アレイは、前記透過波の他に、前記被検体によって反射された反射波を受信して反射信号を出力し、

前記信号処理部は、前記反射信号を用いて前記被検体における前記反射波の強度の分布を示す反射画像を生成する反射画像生成部、および、前記透過信号を用いて前記被検体を伝搬する前記超音波の音速の分布を求め、音速分布を示す音速画像を生成する音速画像生成部のうちの少なくとも一方をさらに有し、

前記関心領域設定部は、前記反射画像または前記音速画像を処理することにより前記被検体の組織の輪郭を抽出し、抽出した前記組織の輪郭内の領域を前記関心領域として前記減衰画像に設定することを特徴とする超音波送受信装置。

10

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波送受信装置であって、前記関心領域設定部は、前記減衰画像を複数のセグメントに分割することにより、それぞれの前記セグメントを領域として設定し、

前記 2 周波数間減衰率算出部は、前記セグメントごとに前記 2 周波数間減衰率を算出し、前記 2 周波数間減衰率を前記セグメント内の画素の画素値とする 2 周波数間減衰率画像を生成することを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項 11】

請求項 2 に記載の超音波送受信装置において、前記信号処理部は、前記透過波の受信信号を用いて前記被検体の組織を伝搬する前記超音波の音速を算出し、前記判別部は、前記 2 周波数間減衰率と前記音速とを指標として、前記組織を判別することを特徴とする超音波送受信装置。

20

【請求項 12】

請求項 2 に記載の超音波送受信装置において、前記判別部は、組織の種類が既知の複数の試料について予め求められた前記 2 周波数間減衰率と、前記試料についての 1 種以上の物性値との関係を示す点を、前記 2 周波数間減衰率と前記 1 種以上の物性値とをそれぞれ軸とする空間にプロットし、前記複数の試料ごとにプロットされた複数の前記点に基づき、前記空間上に前記組織の種類を隔てる線または面を設定することにより、前記組織の種類ごとの領域が生成された判別用空間を記憶しており、

30

前記判別部は、前記 2 周波数間減衰率算出部が前記被検体の組織について求めた前記 2 周波数間減衰率と、前記被検体の組織について求められた 1 種以上の物性値とを示す点を前記判別用空間にプロットし、前記プロットした点が含まれる前記領域の示す組織の種類を、前記被検体の組織の種類であると判定する組織種類識別部を備えることを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項 13】

請求項 12 に記載の超音波送受信装置において、前記判別部は、前記判定用空間に設定された前記線または面のうち、悪性の組織と正常の組織とを隔てる線または面から、前記被検体の組織を示す前記点までの距離を求め、前記距離を前記被検体の組織の悪性度として表示する悪性度算出部をさらに備えることを特徴とする超音波送受信装置。

40

【請求項 14】

被検体の組織に、複数の周波数成分を含む超音波を送信し、前記被検体を透過した前記超音波の透過波を受信して受信信号を出力する振動子が複数配列された振動子アレイと、前記受信信号を処理する信号処理部とを有し、

前記信号処理部は、前記受信信号に基づいて、前記被検体の組織についての 2 種以上の物性値を求める物性値算出部と、前記 2 種以上の物性値を指標として用いて、前記被検体の組織の悪性度を判別する判別部とを含み、

前記判別部は、組織が悪性であるか正常であるかが既知の複数の試料について予め求められた 2 種以上の物性値の関係を示す点を、前記 2 種以上の物性値をそれぞれ軸とする空間にプロットし、前記複数の試料ごとにプロットされた前記点に基づき、前記空間上に悪

50

性の組織と正常の組織とを隔てる線または面を設定することにより、悪性の組織と正常の組織の領域が設定された判別用空間を記憶しており、

前記判別部は、前記物性値算出部が前記被検体の組織について求めた前記２種以上の物性値の関係を示す点を前記判別用空間にプロットし、前記プロットした点が含まれる前記領域、および、前記線または面から前記点までの距離を用いて、前記被検体の組織が悪性かどうか、悪性である場合にはその悪性度を判定することを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項 15】

請求項 14 に記載の超音波送受信装置であって、前記２種以上の物性値のうちの一つは、予め定めた２つの周波数にて求めた、組織を超音波が透過する際の単位長さ当たりの減衰率の差を、前記２つの周波数の差で除して求めた２周波数間減衰率であることを特徴とする超音波送受信装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波送受信装置に関し、特に、被検体を透過した超音波を用いて被検体の組織を判別する装置に関する。

【背景技術】

20

【0002】

医用画像診断装置として、超音波撮像装置が広く用いられている。この装置は、音響トランスデューサ（振動子）を配列したアレイから超音波を被検体に照射し、被検体内の各深さで反射された反射波信号を振動子により受信する。反射波信号は、受信ビームフォーミング処理されることにより、被検体内における反射波の強度分布が算出され、反射波の強度分布を示す反射画像（Ｂモード画像）が生成されて表示される。

【0003】

また、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）の分布を求め、物性値の画像（断層画像）を生成する超音波ＣＴ（Computed Tomography）装置も知られている。超音波ＣＴ装置には、例えばリング状に振動子を並べたリングアレイが用いられ、リングアレイの開口に被検体が挿入される。リングアレイの一つの振動子から被検体に超音波が送信され、被検体を透過した透過波は他の振動子により受信される。超音波を送信する振動子をひとつずつずらしながら繰り返し超音波の送信を行い、得られた透過波の受信信号から被検体内の音速や減衰率を求めて再構成処理することにより、音速や減衰率の分布を示す画像を生成する。また、超音波ＣＴ装置では、被検体による反射波を受信することもできるため、反射画像を生成して表示することも可能である。

30

【0004】

一方、超音波は、被検体を通過しながら減衰するため、特許文献１には、Ｂモード像とともに、減衰率の時間変化をグラフ等により表示することにより、ユーザが視覚的に減衰率の時間変化を認識できるようにした構成が開示されている。特許文献２には、超音波プローブの非線形的な特性により、反射信号（エコー信号）の減衰が被検体の深度に比例しない現象、すなわち深度方向に非線形に減衰する現象をキャンセルするために、ある周波数のエコー信号の深さに依存した減衰量を、別の周波数のエコー信号の深さに依存した減衰量によって割り、プローブ特性を除去したエコー信号データを得ることが開示されている。

40

【0005】

また、懸濁液（スラリー）等の性状（粒子径分布や濃度等）をモニタリングするために超音波を用いる超音波減衰分光法と呼ばれる方法が広く知られている。

【先行技術文献】

50

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2017-113145号公報

【特許文献2】特開2012-170512号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

近年、乳癌等の早期癌のスクリーニングを非侵襲で行うために、超音波を用いて癌組織と正常組織とを識別することが望まれている。

【0008】

10

しかしながら、超音波撮像装置で撮像されたBモード像は、画質が操作者に依存し、定量的な画像を得ることが困難であるため、癌組織と正常組織をBモード像に基づいて識別するのは難しい。

【0009】

一方、従来の超音波CT装置では、物性値である音速の分布を示す音速画像が得られるが、組織の音速は被検体によってさまざまに異なるため、被検体によって癌組織と正常組織とを分ける音速閾値が異なり、閾値の設定が難しい。また、乳腺と腫瘍は、音速値の範囲が近く、一部は重なっているため、音速で識別するのは難しいという問題がある。また、超音波CT装置は、減衰率の分布を示す減衰画像も得られる。減衰率は、被検体の単位長さ当たりの減衰量である減衰率（単位dB/cm）を伝搬させた超音波の周波数（MHz）により除することにより規格化した減衰率（単位dB/cm/MHz）が用いられる。しかしながら、減衰画像には、散乱アーチファクトが多く含まれるため、癌組織と正常組織とを識別するのが難しい。

20

【0010】

また、超音波減衰分光法等のように超音波を用いて物体の性状を測定する方法も、規格化した減衰率（単位dB/cm/MHz）を測定して性状の判断を行っている。

【0011】

本発明の目的は、被検体組織を精度よく判別可能な、被検体内部における超音波の減衰情報を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

30

【0012】

上記目的を達成するために、本発明は、被検体の組織に、2つの異なる周波数を少なくとも含む超音波を送信し、被検体を透過した超音波の透過波を受信して受信信号を出力する振動子が複数配列された振動子アレイと、受信信号を処理する信号処理部とを有する。信号処理部は、受信信号に基づいて、被検体の組織を透過する際の単位長さ当たりの超音波の減衰量である減衰率を2つの周波数についてそれぞれ求め、2つの周波数間の減衰率の変化率である2周波数間減衰率を求める2周波数間減衰率算出部とを有する。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、癌組織と正常組織とで値の差が大きい2周波数間減衰率を算出するため、被検体の組織を精度よく識別することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の実施形態1の超音波送受信装置の全体構成の概略を示すブロック図である。

【図2】正常組織と悪性組織の単位長さ当たりの減衰率と2周波数間減衰率とを示すグラフである。

【図3】正常組織と悪性組織の単位長さ当たりの減衰率と規格化減衰率とを示すグラフである。

【図4】実施形態1の超音波送受信装置の信号処理部の機能ブロック部である。

50

【図 5】(a)異なる周波数 f_1 、 f_2 について生成された単位長さ当たりの減衰率を画素とする減衰画像の例を示す図、(b)減衰画像に設定された関心領域の減衰率を示す説明図、(c)反射画像の例を示す図、(d)音速画像の例を示す図、である。

【図 6】実施形態 1 において (a)周波数間減衰率と音速とをそれぞれ軸とする空間に、複数の試料の 2 周波数間減衰率と音速との関係を示す点をプロットした判別用空間を示す図であり、(b)判別用空間から求めた悪性度の度合をバー上で示す表示例である。

【図 7】実施形態 2 の超音波 CT 装置の構成を示すブロック図である。

【図 8】実施形態 2 のリングアレイで受信される被検体 1 からの透過波と反射波とを示す説明図である。

【図 9】実施形態 2 の超音波 CT 装置の動作例を示すフローチャートである。

10

【図 10】実施形態 2 において (a)振動子の出力した透過信号、(b)透過信号をフーリエ変換した信号、をそれぞれ示すグラフである。

【図 11】実施形態 2 の超音波 CT 装置で生成された (a)周波数ごとの減衰画像、(b)反射画像、(c)音速画像、(d)セグメントに分割した減衰画像、(e)2 周波数間減衰率画像、のそれぞれ一例を示す図である。

【図 12】乳癌と正常組織の、周波数で規格化した減衰率と音速とを示すグラフである。

【図 13】実施形態 3 の超音波 CT 装置の信号処理部の機能ブロック図である。

【図 14】実施形態 3 の判別用空間生成部が判別用空間を生成する処理を示すフローチャートである。

【図 15】実施形態 3 の組織種類識別部の被検体組織の識別処理を示すフローチャートである。

20

【図 16】実施形態 3 の超音波 CT 装置の処理の流れを示す図であり、(a)2 周波数間減衰画像と音速画像が生成されることを示す図、(b)2 周波数間減衰画像と音速画像から組織識別を行うことを示す図、(c)組織の悪性度合画像が生成されることを示す図、である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

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。

【0016】

< 実施形態 1 >

30

まず、実施形態 1 の超音波送受信装置について図 1、図 2 を用いて説明する。図 1 は、実施形態 1 の超音波送受信装置の構成を示している。図 2 は、生体組織（正常組織と悪性組織）の減衰率の測定値を周波数との関係で示したグラフの一例である。

【0017】

本実施形態の超音波送受信装置は、図 1 に示すように振動子アレイ 30 と信号処理部 20 とを備えている。振動子アレイ 30 は、複数の振動子 3 が配列された構造であり、振動子 3 は、被検体 1 の組織に、予め定めた 2 つの異なる周波数を少なくとも含む超音波を送信し、被検体 1 を透過した超音波の透過波を受信して受信信号を出力する。

【0018】

信号処理部 20 は、振動子 3 が出力する受信信号を処理し、被検体 1 の組織を判別するための構成として、2 周波数間減衰率算出部 21 を備えている。2 周波数間減衰率算出部 21 は、まず、振動子 2 の受信信号に基づいて、送信した超音波に含まれる予め定めた 2 つの周波数（第 1 周波数 f_1 、第 2 周波数 f_2 ）について、被検体 1 の組織を透過する際の単位長さ当たりの超音波の減衰量である減衰率 AC_{f_1} 、 AC_{f_2} をそれぞれ求める。さらに、2 周波数間減衰率算出部 21 は、求めた 2 つの周波数 f_1 、 f_2 間の減衰率 AC_{f_1} 、 AC_{f_2} の減衰率の変化率 a_{2f} を求める。本実施形態では、2 つの周波数間の減衰率の変化率を「2 周波数間減衰率」と呼ぶ。

40

【0019】

なお、第 1 周波数 f_1 および第 2 周波数 f_2 の両方が、振動子 3 の送信する超音波の帯域内に含まれている場合、超音波の送信回数を低減することができるため、組織の判別に係る時

50

間を低減できるため好ましい。ただし、第1周波数 f_1 を含む超音波を送信した後、第2周波数 f_2 を含む超音波を送信する構成であっても構わない。

【0020】

2周波数間減衰率算出部21は、減衰率 a_{2f} を求めるために、例えば、2つの周波数 f_1 、 f_2 についての超音波の減衰率 AC_{f_1} 、 AC_{f_2} の差($AC_{f_2} - AC_{f_1}$)を求め、2つの周波数の差($f_2 - f_1$)で除することにより、2周波数間減衰率 $a_{2f} = (AC_{f_2} - AC_{f_1}) / (f_2 - f_1)$ を求めることができる。

【0021】

このように、本実施形態では、周波数で規格化した減衰率(例えば、 AC_{f_1} / f_1)ではなく、2周波数間減衰率 a_{2f} を算出する。2周波数間減衰率 a_{2f} は、周波数で規格化した減衰率よりも、悪性組織(癌組織)と正常組織との値の差が大きい。よって、2周波数間減衰率 a_{2f} の値をユーザに表示等することによりユーザは、被検体1の組織が悪性組織か正常組織化を、精度よく識別することができる。

【0022】

具体的には、図2からわかるように、周波数 f_1 と周波数 f_2 の間の帯域において、正常組織(normal)の単位長さ当たりの減衰率(単位はdB/cm)の測定値は、周波数(MHz)が変化することによる変化(傾き)が小さい。そのため、周波数 f_1 と周波数 f_2 との間の帯域における正常組織の2周波数間減衰率 a_{n2f} (例えば $a_{n2f} = (AC_{nf_2} - AC_{nf_1}) / (f_2 - f_1)$)は、値が小さい。これに対し、悪性組織(癌:cancer)の単位長さ当たりの減衰率は、周波数 f_1 と周波数 f_2 の間の帯域において、周波数が変化することによる変化(傾き)が正常組織より大きい。そのため、2周波数間減衰率 a_{c2f} (例えば $a_{c2f} = (AC_{cf_2} - AC_{cf_1}) / (f_2 - f_1)$)の値は、正常組織より大きいという特徴を有する。

【0023】

一方、図3に示したように、図2と同じ正常組織と悪性組織の単位長さ当たりの減衰率(dB/cm)の測定値について、周波数で規格化した減衰率を求めると、正常組織の周波数規格化減衰率 $a_{nsf} = AC_{nf} / f$ の方が、悪性組織の周波数規格化減衰率 $a_{csf} = AC_{cf} / f$ よりも値が小さいという点で、2周波数間減衰率の傾向と同様である。しかしながら、図2と図3とを比較すると明らかなように、正常組織と悪性組織の2周波数間減衰率 a_{n2f} 、 a_{c2f} の値の差($a_{c2f} - a_{n2f}$)は、周波数規格化減衰率 a_{nsf} 、 a_{csf} の値の差($a_{csf} - a_{nsf}$)より大きく、正常組織と悪性組織の差を明確に判別する指標として適している。

【0024】

このように、本実施形態では、悪性組織(癌組織)と正常組織とで値の差が大きい2周波数間減衰率を算出するため、被検体の組織を精度よく識別することができる。

【0025】

なお、信号処理部20に判別部22をさらに配置し、判別部22が2周波数間減衰率 a_{2f} を指標として、被検体1の組織を精度よく判別する構成としてもよい。また、2周波数間減衰率算出部21が、算出した2周波数間減衰率の値を表示し、ユーザがその表示を見て組織を判別する構成とすることもできる。

【0026】

なお、2周波数間減衰率算出部21は、2周波数間減衰率を求めるために、2つの異なる周波数 f_1 、 f_2 を含む複数の周波数について、それぞれ単位長さ当たりの減衰率(dB/cm)を求め、図2に示すような減衰率と周波数とをそれぞれ軸とする2次元空間に、求めた複数の減衰率と周波数の関係を示す複数の点をプロットし、プロットした点を所定の数式にフィッティングすることにより、2周波数間減衰率 a_{2f} を求める構成としてもよい。

【0027】

具体的には、例えば、単位長さ当たりの減衰率を $Attn$ 、周波数を $freq$ とした場合、プロットした点を下式(1)にフィッティングし、求めた a_1 を2周波数間減衰率 a_{2f} とする。

【0028】

$$Attn = a_1 \times freq + b \quad \dots (1)$$

10

20

30

40

50

ただし、 a_1 、 b は数値であり、 a_1 および b はいずれも0ではない($a_1 \neq 0$ および $b \neq 0$)。

【0029】

また、プロットした点を下式(2)にフィッティングし、求めた a_2 を2周波数間減衰率 a_{2f} としてもよい。

【0030】

$$\text{Attn} = a_2 \times (\text{freq})^c \quad \cdots (2)$$

ただし、 a_2 、 c は数値であり、 $a_2 \neq 0$ 、 $c \neq 1$ である。

【0031】

また、図4に示すように、信号処理部20は、被検体1の組織に関心領域を設定する関心領域設定部23をさらに備えていてもよい。これにより、2周波数間減衰率算出部21は、関心領域設定部23に設定された関心領域内の超音波の組織について、2周波数間減衰率を求めることができる。

【0032】

また、信号処理部20は、図4に示すように、減衰画像生成部24をさらに備えていてもよい。この場合、図1の振動子アレイ30は、被検体1の組織に複数の方向から超音波を送信し、被検体1を透過した透過波を受信して受信信号を出力する構成とする。減衰画像生成部24は、送信方向ごとに、振動子アレイ30が透過波を受信した受信信号を用いて、2つの超音波周波数 f_1, f_2 のそれぞれについて被検体1における減衰率(dB/cm)の値の分布を示す減衰画像51, 52を生成する(図5(a)参照)。

【0033】

関心領域設定部23は、減衰画像生成部24が生成した2つの減衰画像51, 52上の対応する位置に関心領域53, 54をそれぞれ設定する(図5(a)参照)。2周波数間減衰率算出部21は、減衰画像51, 52の関心領域53, 54内の減衰率 AC_{f_1} 、 AC_{f_2} の値を用いて2周波数間減衰率 a_{2f} を求めることができる。例えば、減衰画像51の関心領域53内の画素値が示す減衰率の平均を求め、減衰率 AC_{f_1} とする。同様に、減衰画像52の関心領域54内の画素値が示す減衰率の平均を求め、減衰率 AC_{f_2} とする。

【0034】

また、関心領域設定部23は、減衰画像51, 52を複数のセグメントに分割することにより、それぞれのセグメントに関心領域として設定してもよい。この場合、2周波数間減衰率算出部21は、セグメントごとに2周波数間減衰率を算出する。例えば、減衰画像51, 52の対応するセグメント内の全画素値(減衰率)の平均値等をそれぞれ求め、その値を用いてセグメントごとに2周波数間減衰率を算出する。2周波数間減衰率算出部21は、2周波数間減衰率をセグメント内の画素の画素値とする2周波数間減衰率画像を生成することができる。ユーザは、2周波数間減衰率画像を見て、セグメントが悪性組織か正常組織かを判断することができる。

【0035】

また、信号処理部20は、図4に示すように、反射画像生成部25を備えていてもよい。この場合、振動子アレイ30は、透過波の他に、被検体1によって反射された反射波を受信して、その受信信号を出力する。反射画像生成部25は、反射波の受信信号を用いて被検体における反射波の強度の分布を示す反射画像55を生成する(図5(c))。関心領域設定部23は、反射画像51を処理することにより、被検体1の組織の輪郭を抽出し、抽出した組織の輪郭内の領域に関心領域53, 54として減衰画像51, 52に設定することができる。

【0036】

さらに、信号処理部20は、図4に示すように音速画像生成部26を備えていてもよい。音速画像生成部26は、振動子アレイ30から透過波の受信信号を受け取って、被検体1を伝搬する超音波の音速の分布を求め、音速分布を示す音速画像56を生成する。関心領域設定部23は、音速画像56を用いて被検体の組織の輪郭を抽出し、抽出した組織の輪郭内に関心領域53, 54として減衰画像51, 52に設定することができる。

【 0 0 3 7 】

なお、関心領域設定部 2 3 は、ユーザから受け付けた領域を関心領域 5 3 , 5 4 として設定する構成であってもよい。

【 0 0 3 8 】

判別部 2 2 は、例えば、2 周波数間減衰率 a_{2f} と、1 種類以上の被検体 1 の物性値とを指標として、組織を判別することができる。物性値としては、音速、弾性率、粘性度等どのような値であってもよい。例えば、2 周波数間減衰率 a_{2f} と音速とを指標として、被検体 1 の組織を判別することができる。

【 0 0 3 9 】

判別方法を具体的に説明する。まず、組織の種類（ここでは、癌、乳腺、脂肪）が既知の複数の試料を用意し、2 周波数間減衰率 a_{2f} と、1 種以上の物性値（例えば音速）とをそれぞれ求めておく。そして、図 6 (a) に示したように、2 周波数間減衰率と 1 種以上の物性値（音速）とをそれぞれ軸とする 2 次元以上の空間に、複数の試料の 2 周波数間減衰率 a_{2f} と物性値（音速）との関係を示す点をプロットし、複数の点に基づき、空間上に組織の種類を隔てる線（3 次元空間の場合は面）を設定する。これにより、線または面により分けられた領域が、組織の種類（癌、乳腺、脂肪）にそれぞれ対応する判別用空間（図 6 (a) ）を生成することができる。判別用空間は、判別部 2 2 内のメモリ等に格納しておく。

【 0 0 4 0 】

判別部 2 2 は、2 周波数間減衰率算出部 2 1 が被検体 1 の組織について求めた 2 周波数間減衰率 a_{2f} と、音速画像生成部 2 6 等が求めた被検体 1 の組織についての音速等の 1 種以上の物性値とを示す点を、判別用空間（図 6 (a) ）にプロットする。判別部 2 2 は、プロットした被検体 1 の組織の点が含まれる領域の示す組織の種類を、被検体 1 の組織の種類であると判定する。例えば、被検体 1 の組織の 2 周波数間減衰率と音速が示す点が、図 6 (a) の点 6 3 である場合、判別部 2 2 は、その組織は癌であると判定し、点 6 4 である場合、乳腺であると判定する。

【 0 0 4 1 】

さらに、判別部 2 2 は、判定用空間（図 6 (a) ）に設定された線（または面）のうち、悪性の組織と正常の組織（図 6 (a) では癌と乳腺）とを隔てる線 6 2 （または面）から、被検体 1 の組織を示す点 6 3 , 5 4 までの距離を求め、距離を被検体 1 の組織の悪性度として示すことも可能である。例えば、点 6 3 の組織は、癌の領域に位置し、線 6 2 からの距離は P 1 である。よって、図 6 (b) のように、悪性度の表示バー上で、悪性と正常組織の境界よりも悪性側に距離 P 1 で表される悪性度であると表示することができる。一方、点 6 4 b の組織は、乳腺の領域に位置し、線 6 2 からの距離は P 2 であるので、悪性と正常組織の境界よりも正常組織側に距離 P 2 で表される悪性度（マイナスの悪性度 = 良性度）であると表示する。

【 0 0 4 2 】

< 実施形態 2 >

本実施形態 2 として、実施形態 1 の超音波送受信装置を含む超音波 C T 装置について説明する。ここでは、超音波 C T 装置の一例として、乳房の組織を識別するのに適した構造の装置について説明する。

【 0 0 4 3 】

図 7 に示したように、本実施形態 1 の超音波 C T 装置は、すでに述べた振動子アレイ 3 0 と信号処理部 2 0 の他に、制御部 6、入出力部 9、記憶部 8、被検体 1 を乗せるベッド 2、水槽 4、および予備タンク 5 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 1 に示したようなリング状の振動子アレイ 3 0 が、水槽 4 の軸方向に平行移動可能に備えられている。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 4 4 】

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 であるメモリやハードディスクドライブ等に保存される。

【 0 0 4 5 】

制御部 6 は、入出力部 9 から入力された条件や、記憶部 8 に保存された撮像条件をもとに、送信信号を生成し、振動子アレイ 3 0 を構成する 1 つまたは複数の振動子 3 a に出力する。これにより、図 8 に示したように送信信号を受け取った 1 つまたは複数の振動子 3 a から超音波（入射波）が被検体 1 に向かって送信される。被検体 1 を透過した透過波は、超音波を送信した 1 つまたは複数の振動子 3 a に対して、対向する所定の角度範囲にある複数の振動子 3 により受信される。被検体 1 により反射された反射波は、超音波を送信した振動子 3 a を中心に所定の角度範囲にある複数の振動子 3 により受信される。透過波を受信した振動子 3 は、透過波の受信信号を、反射波を受信した振動子 3 は、反射波の受信信号をそれぞれ出力する。透過波および反射波の受信信号は制御部 6 に入力される。制御部 3 は、送信信号を出力する振動子 3 a の位置をずらすことにより、所定の送信角度（ビュー）ごとに超音波の送信と受信を繰り返し行う。

【 0 0 4 6 】

また、制御部 6 は、送信信号と受信信号の送受の切り替えを行うスイッチング部と、振動子アレイ 3 0 の上下動の制御を行うコントローラと、予備タンク 5 の水圧制御や温水の温度制御などを行うコントローラを備えている。

【 0 0 4 7 】

振動子アレイ 3 0 の出力する透過波および反射波の受信信号は、記憶部 8 に記録されると共に、信号処理部 2 0 で後述するように信号処理が実行される。信号処理部 2 0 において生成した被検体 1 の画像は、入出力部 9 に備えられたモニタ等に表示される。なお、制御部 6 と信号処理部 2 0 と記憶部 8 は、ベッド 2 の下部の空間に収めてもよい。

【 0 0 4 8 】

信号処理部 2 0 は、図 4 に示した各部 2 1 ~ 2 6 を含む。信号処理部 2 0 は、プロセッサ（例えば、ＣＰＵ（Central Processing Unit）やＧＰＵ（Graphics 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 2 0 の各部 2 1 ~ 2 6 の機能をソフトウェアにより実現する。なお、信号処理部 2 0 は、機能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 2 0 を構成し、その動作を実現するように回路設計を行えばよい。

【 0 0 4 9 】

以下、本実施形態 2 の超音波ＣＴ装置の動作をさらに詳しく説明する。図 9 は、制御部 6 および信号処理部 2 0 の動作を示すフローチャートである。

【 0 0 5 0 】

本実施形態の超音波ＣＴ装置は、電源が投入されたならば、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。被検体 1 が挿入されていない状態で、制御部 6 は、予め定めておいた条件で、超音波の送信および受信を行い、被検体 1 が挿入される前の受信データを取得しておく。

【 0 0 5 1 】

ユーザが、乳房の組織の識別開始を入出力部 9 を介して指示した場合、制御部 6 は、入出力部 9 のモニタに、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 8 0 4）。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、制御部 6 が

確認したならば、制御部 6 は、振動子アレイ 30 に以下のように超音波の送受を行う（ステップ 805、806）。ここでは、ピッチが 0.5 mm で 2048 チャンネルの振動子 3 がリング状に並べられた直径 326 mm の振動子アレイ 30 を用いる。なお、振動子 3 の水槽 4 の軸方向の厚みは 1 mm とする。振動子アレイ 30 から照射する超音波（入射波）の周波数は、第 1 周波数 f_1 である 1.5 MHz（水中での超音波の波長約 1 mm）と、第 2 周波数 f_2 の 3.0 MHz を含んでいる。

【0052】

すなわち、ステップ 805 において、制御部 6 は、各ビューにおいて超音波を送信する 1 つまたは複数の振動子 3 a の番号、振動子 3 a が複数である場合には、振動子 3 a ごとの送信信号の遅延時間を読み込んで、内蔵するメモリから読み出して振動子 3 a ごとの送信信号と生成し、1 つまたは複数の振動子 3 a に出力する。これにより、1 つまたは複数の振動子 3 a から超音波（入射波）が送信される。ステップ 806 において、送信された超音波のうち被検体 1 を透過した透過波は、振動子 3 a に対向する所定の角度範囲の振動子 3 により受信される。制御部 6 は、それらの振動子 3 から受信信号（透過信号）を受け取り、記憶部 8 に格納する。また、被検体 1 で反射された反射波は、振動子 3 a を中心とする所定の角度範囲の振動子により受信される。制御部 6 は、それらの振動子から受信信号（反射信号）を受け取り、記憶部 8 に格納する（ステップ 806）。制御部 6 は、超音波の送受信を振動子 3 a を所定の角度ずつずらしながら、すべてのビューについて行う。

【0053】

信号処理部 20 の減衰画像生成部 24 は、周波数 f_1, f_2 を含む所定の周波数帯域の複数の周波数（例えば、0.5 MHz から 4 MHz までの間の 0.1 MHz ごとの周波数）についての減衰画像を求めるために、まず、記憶部 8 から各ビューにおける各振動子 3 の出力した透過信号（図 10（a））をそれぞれ読み出してフーリエ変換する。これにより、時間軸方向の信号強度の変化を表す透過信号が、図 10（b）のように、周波数ごとの振幅を表す信号に変換される。これにより、被検体 1 が挿入された状態で受信した透過信号について、上記した各周波数の振幅が求められる（ステップ 807）。

【0054】

減衰画像生成部 24 は、ステップ 804 の前に被検体 1 を挿入することなく受信しておいた各振動子 3 の受信信号についても同様にフーリエ変換を行い、各周波数の振幅を求める。

【0055】

減衰画像生成部 24 は、被検体 1 の挿入前後の周波数ごとの振幅の対数の差を、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。減衰画像生成部 24 は、振幅の対数の差のサイノグラムを、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。これにより、被検体 1 の挿入前後の減衰率の差の分布画像が得られる。減衰画像生成部 24 は、水の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、上記減衰率の差の分布画像から、被検体 1 の減衰率（単位：dB/cm）の分布を示す画像（減衰画像）を生成する。減衰画像生成部 24 は、上記処理を周波数ごとのサイノグラムにそれぞれ行って、図 11（a）のように周波数ごとの減衰画像を生成する（ステップ 808）。減衰画像生成部 24 は、生成した減衰画像を、記憶部 8 に格納する。

【0056】

つぎに、反射画像生成部 25 は、反射画像を生成する（図 11（b）参照）。また、音速画像生成部 26 は音速画像を生成する（図 11（c）参照）。関心領域設定部 23 は、反射画像または音速画像の一方を用いて、減衰率画像を組織ごとに分割する境界線を設定する（ステップ 809）。以下、本実施形態では、組織ごとに分割する境界線を減衰画像に設定することをセグメンテーションと呼び、分割された領域をセグメントと呼ぶ。各セグメントが関心領域であり、2 周波数間減衰率算出部 21 は、各セグメントについて 2 周波数間減衰率を後述するように算出する。反射画像および音速画像は、ユーザが選択した

10

20

30

40

50

一方のみを生成してもよいし、両方を生成して入出力部 9 の表示部に表示し、ユーザからセグメンテーションに使用する一方の画像の選択を受け付ける構成であってもよい。

【0057】

反射画像生成部 25 が、反射画像を生成する処理について説明する。反射画像生成部 25 は、記憶部 8 から各ビューにおける各振動子 3 の出力した反射信号をそれぞれ読み出して、時間方向にヒルベルト変換を実施する。反射画像生成部 25 は、振動子 3 a から超音波（入射波）を送信してから被検体 1 からの反射波が振動子 3 に返って来る時間（タイミング）を、送信した振動子 3 a 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振動子 3 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、反射画像生成部 25 は、被検体 1 内の注目画素で反射した反射波が、反射波の受信を行う各振動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、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。反射画像生成部 25 は、ビューごとに B モード画像を生成し、加算することで、被検体 1 の反射画像が得られる。反射画像生成部 25 は、生成した反射画像を記憶部 8 に格納する。

10

【0058】

音速画像生成部 26 が、音速画像を生成する処理について説明する。まず、音速画像生成部 26 は、記憶部 8 から各ビューにおける各振動子 3 の出力した透過信号をそれぞれ読み出し、時間方向にヒルベルト変換を実施し、受信波の最大振幅の受信タイミングを求める。音速画像生成部 26 は、被検体 1 の挿入前に受信しておいた各振動子 3 の受信信号についても同様に最大振幅の受信タイミングを求める。音速画像生成部 26 は、被検体 1 の挿入前後の受信タイミングの差を、各ビュー、各受信チャンネル毎にそれぞれ計算し、サイノグラムを得る。音速画像生成部 26 は、受信タイミングの差のサイノグラムをフィルタ補正逆投影法等で処理することにより、断層画像を再構成する。この断層画像は、被検体 1 の挿入前後の、超音波の「遅さ（Slowness）」の差の分布画像である。「遅さ」は、音速の逆数である。音速画像生成部 26 は、水の音速値（推定値）を用いて、「遅さ（Slowness）」の差の分布画像から、被検体 1 の音速の分布画像（音速画像）を生成する。音速画像生成部 26 は、生成した音速画像を、記憶部 8 に格納する。

20

30

【0059】

関心領域設定部 23 は、反射画像または音速画像を用いて、減衰画像のセグメンテーションを行う。反射画像および音速画像は、減衰画像よりも組織の境界が明確に表れるという特徴がある。関心領域設定部 23 は、反射画像または音速画像から画像処理（2 値化処理等）により組織の境界線を抽出し、抽出した境界線を、周波数ごとの減衰画像上の対応する位置に設定する。これにより、図 11（d）のように、周波数ごとの減衰画像をそれぞれ複数のセグメントに分割する（ステップ 809）。

【0060】

2 周波数間減衰率算出部 21 は、減衰画像のセグメント内の減衰率を求める。例えば、セグメント内のすべての画素値（減衰率）の平均を求めて、これをセグメント内の減衰率とする。また、セグメント内の画素値の最大値や最小値や中央値等の所望の代表値を算出して、これをセグメント内の減衰率としてもよい。これを周波数ごとの減衰画像について行う。これにより、周波数ごとの減衰画像の対応するセグメントの減衰率を得ることができる。

40

【0061】

2 周波数間減衰率算出部 21 は、一つのセグメントについて得られた周波数ごとの減衰率を示す点を、図 2 に示すように周波数と減衰率を 2 軸とする 2 次元空間にプロットし、第 1 の周波数 f_1 と第 2 の周波数 f_2 との間の周波数帯域の減衰率を示す点を所定の数式にフィッティングする。所定の数式は、上述した式（1）でもよいし、式（2）でもよい。式（1）と（2）を以下に再び示す。Attn は、単位長さ当たりの減衰率であり、fr

50

eqは、周波数である。式(1)において、 $a_1 = 0$ および $b = 0$ であり、式(2)において、 $a_2 = 0$ 、 $c = 1$ である。

【0062】

$$\text{Attn} = a_1 \times \text{freq} + b \quad \dots (1)$$

$$\text{Attn} = a_2 \times (\text{freq})^c \quad \dots (2)$$

2周波数間減衰率算出部21は、式(1)の場合は係数 a_1 が、式(2)の場合は係数 a_2 を求める。これにより、そのセグメントの組織について、第1の周波数 f_1 と第2の周波数 f_2 との間の周波数帯域における減衰率の変化率、すなわち2周波数間減衰率を求めることができる。

【0063】

2周波数間減衰率算出部21は、すべてのセグメントについて2周波数間減衰率を求める(ステップ810)。

【0064】

2周波数間減衰率算出部21は、2周波数間減衰率の値をセグメント内の全画素の画素値とする画像(2周波数間減衰率画像)を図11(e)のように生成し、入出力部9内の表示部に表示する(ステップ811)。

【0065】

2周波数間減衰率は、実施形態1で述べたように、正常組織と悪性組織との値の差が、周波数で規格化された減衰率よりも大きい。よって、図11(e)の2周波数間減衰率画像に基づいて医師が診断を行うことにより、医師は、セグメント(組織)の画素値(2周波数間減衰率)を予め求めておいた閾値と比較する等により悪性組織か正常組織かを精度よく識別することができる。特に、乳癌と乳腺は、周波数で規格化された減衰率で比較すると、図12に示したように、値の範囲が重なるため、識別することが困難であるが、本実施形態の2周波数間減衰率で比較すると値の差が大きいため、識別が可能になる。

【0066】

また、本実施形態で得られる2周波数間減衰率画像は、セグメントの輪郭を反射画像または音速画像により生成しているため、医師は、悪性組織の輪郭を明確に把握することができる。

【0067】

<実施形態3>

実施形態3の超音波CT装置について説明する。

【0068】

実施形態3の超音波CT装置は、実施形態2の超音波CT装置と同様の構成であるが、実施形態2の装置の機能に加えて、判別部22が、被検体1についての2種類以上の物性値を指標として、被検体1の組織の種類を識別する機能を備えている。指標となる2種類以上の物性値としては、どのような組み合わせであってもよいが、ここでは、2周波数間減衰率と音速とを用いる場合について以下説明する。

【0069】

具体的には、図13に示すように、判別部22は、組織の種類を識別する組織種類識別部22aと、組織の悪性度を求めて表示する悪性度算出部22bとを備えている。

【0070】

また、判別部22は、実施形態1において図6(a)を用いて説明した判別用空間を生成する判別用空間生成部22cをさらに備えている。組織種類識別部22aは、被検体1の組織について求めた2周波数間減衰率と音速とを、判別用空間にプロットすることにより、組織の種類を識別する。悪性度算出部22bは、判別用空間にプロットされた被検体1の組織を示す点と、悪性組織と正常組織とを隔てる線または面との距離を求め、悪性度を表示する。

【0071】

図6(a)の判別用空間は、別の装置や方法によって予め求め、判別部22内の記憶部に格納しておくことも可能であるが、本実施形態3では、判別用空間生成部22cが、判

10

20

30

40

50

別用空間を生成する。この処理について図 14 を用いて説明する。

【0072】

まず、操作者は、予め組織の種類が既知でその組織の領域が既知の複数のサンプルを用意する。例えば、乳癌と乳腺と脂肪の組織の領域が既知のサンプルを複数用意する。

【0073】

判別用空間生成部 22c は、実施形態 2 のステップ 804 ~ 806 と同様にサンプルを水槽 4 に配置するようにユーザに促し（ステップ 131、132）、サンプルが配置されたならば、超音波を送信し、被検体 1 の透過波および被検体 1 による反射波の受信を行う（ステップ 133、134）。

【0074】

信号処理部 20 の減衰画像生成部 24 は、透過波の受信信号に対し、実施形態 2 のステップ 807 ~ 808 の処理を行い、周波数ごとに減衰率画像を生成する（ステップ 135）。

【0075】

また、音速画像生成部 26 は、実施形態 2 のステップ 809 で説明した処理により音速画像を生成する（ステップ 136）。反射画像生成部 25 は、実施形態 2 のステップ 809 で説明した処理により反射画像を生成する（ステップ 137）。

【0076】

関心領域設定部 23 は、実施形態 2 のステップ 809 と同様の処理により、反射画像または音速画像を用いて、減衰画像をセグメントに分割し、サンプルの組織の種類が明らかな 1 以上の領域に対応するセグメントをそれぞれ関心領域（以下、ROI と称す）として設定する。2 周波数間減衰率算出部 21 は、実施形態 2 のステップ 809 と同様の処理により、減衰画像の ROI としたセグメント内の 2 周波数間減衰率を算出する（ステップ 138）。

【0077】

関心領域設定部 23 は、音速画像において、ステップ 138 で ROI に対応する位置に ROI を設定する。判別用空間生成部 22c は、音速画像の ROI 内の音速を求める。例えば、ROI 内の全画素が示す音速の平均値、最大値、最小値、中央値等のうち、予め定めた値を ROI の音速として求める（ステップ 139）。

【0078】

判別用空間生成部 22c は、ステップ 138、139 で設定された ROI ごとに、組織の種類をそのサンプルについて予めわかっている情報を読み出すことにより求める（ステップ 140）。

【0079】

判別用空間生成部 22c は、ステップ 138、139 で ROI ごとに求めた 2 周波数間減衰率と音速とを、ステップ 140 において読み出した組織の種類の値であるとして、2 周波数間減衰率と音速とをそれぞれ軸とする 2 次元空間である判別用空間に図 6（a）のようにプロットする（ステップ 141）。

【0080】

この処理を、すべてのサンプルについて繰り返し行う（ステップ 131）。これにより、すべてのサンプルに含まれる種類が既知の組織の 2 周波数間減衰率と音速とを示す点が、図 6（a）のようにプロットされる。

【0081】

判別用空間生成部 22c は、図 6（a）のように、プロットされたサンプル点を組織の種類によって隔てる境界線 61、62 を判別用空間に設定する。境界線 61、62 によって隔てられた領域は、被検体の組織の種類にそれぞれ対応している。プロットされた組織の種類を隔てる境界線 61、62 の設定方法としては、公知の種々の方法を用いることができるが、例えば線形判別分析法を用いることができる。

【0082】

図 6（a）の例では、指標が 2 つ（2 周波数間減衰率と音速）であるため、判別領域が

10

20

30

40

50

2次元平面であり、境界線61, 62は線であるが、指標を3以上用いてもよく、その場合には、境界面を設定する。

【0083】

つぎに、組織種類識別部22aと悪性度算出部22bは、上述のようにして生成された判別用空間を用いて、被検体の組織を識別する。以下、その処理手順について図15のフローを用いて説明する。

【0084】

制御部6は、実施形態2のステップ804~806と同様に、被検体1を水槽4に挿入するようにユーザに促し、被検体1が配置されたならば超音波を送信し、被検体1の透過波および被検体1による反射波の受信を行う(ステップ151~153)。減衰画像生成部24は、実施形態2のステップ807~808の処理を行い、周波数ごとに減衰率画像を生成する(ステップ154)。音速画像生成部26は、実施形態2のステップ809で説明した処理により音速画像を生成する(ステップ155)。反射画像生成部25は、実施形態2のステップ809で説明した処理により反射画像を生成する(ステップ156)。

10

【0085】

関心領域設定部23は、実施形態2のステップ809と同様の処理により、反射画像または音速画像を用いて減衰画像をセグメントに分割し、それぞれを関心領域(ROI)として設定する。2周波数間減衰率算出部21は、実施形態2のステップ809と同様の処理により、減衰画像のROIとしたセグメント内の2周波数間減衰率を算出し、2周波数間減衰率画像を生成する(ステップ157)(図16(a)参照)。

20

【0086】

関心領域設定部23は、音速画像にもステップ157の減衰画像に設定したROIと対応する位置にROIを設定する。組織種類識別部22aは、音速画像のROI内の音速を求める(ステップ158)(図16(a)参照)。

【0087】

組織種類識別部22aは、ROIごとに求めた2周波数間減衰率と音速とを、判別用空間に図6(a)のようにプロットし、プロットした点が含まれる領域が示す組織の種類をROIの組織の種類であると識別する(ステップ159)(図16(b)参照)。例えば、点63のROIの組織は、癌であり、点64のROIの組織は、乳腺であると識別する。

30

【0088】

悪性度算出部22bは、悪性組織と正常組織との境界線62と、ROIの点63, 64との距離をそれぞれ算出し、距離の長さをそのROIの悪性度合とする(ステップ160)。

【0089】

悪性度算出部22bは、ROI内の画素の画素値をステップ160で求めた悪性度合とする悪性度合画像を生成する(図16(c)参照)。

【0090】

ユーザは、図16(c)の悪性度合画像と、図16(a)の2周波数間減衰画像や音速画像を見ることにより、音速画像や反射画像に基づいて設定されたROIの位置とその組織の悪性度合を知ることができる。図16(a)と図16(c)を比較すると明らかなように、ROIが設定された組織であっても、周囲の組織と悪性度合が同じ(正常である)組織は、悪性度合画像において同じ画素値となる。よって、ユーザは、悪性度合画像を見ることにより、悪性組織の位置と形状を明確に把握することができる。

40

【0091】

また、図16(b)のようにステップ159で識別結果を参照することにより、ユーザは、ROIの組織の種類を認識することができる。

【0092】

なお、実施形態3では、2周波数間減衰率と、他の物性値(音速)とを指標として組織

50

の種類を識別したが、2周波数間減衰率を用いず、2以上の物性値を用いて判別空間を生成してもよい。2以上の物性値を用いて判別空間を生成することにより、組織の種類を識別し、悪性度合いを求めることが可能である。

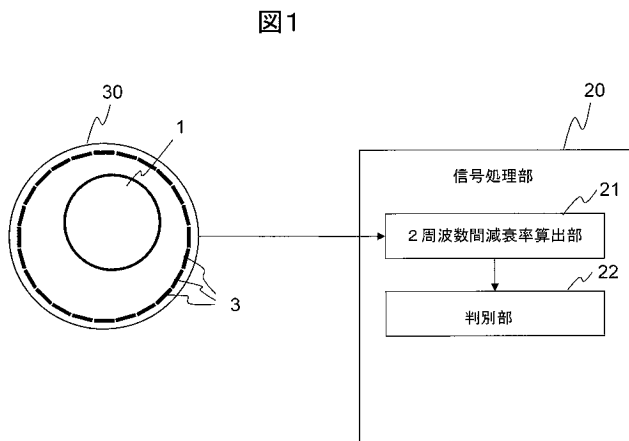
【符号の説明】

【0093】

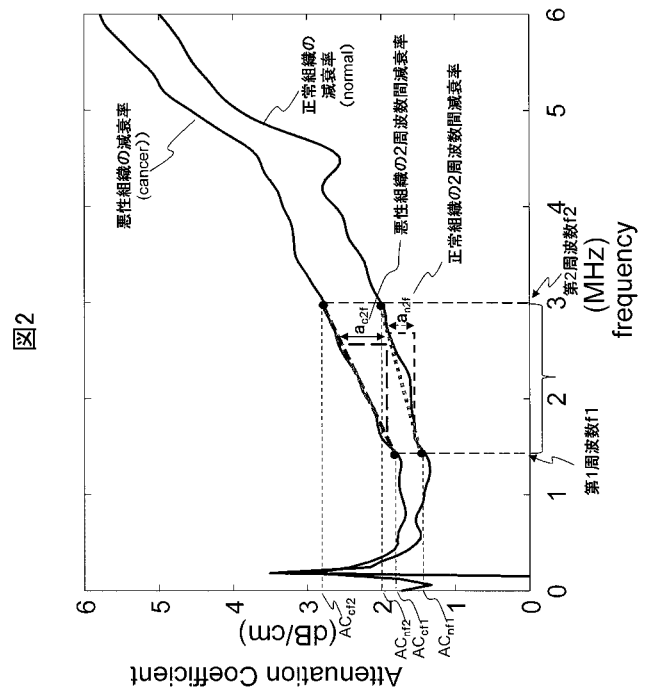
1…被検体、2…ベッド、3…振動子、4…水槽、5…予備タンク、6…制御部、8…記憶部、9…入出力部、20…信号処理部、21…2周波数間減衰率算出部、22…判別部、22a…組織種類識別部、22b…悪性度算出部、22c…判別用空間生成部、23…関心領域設定部、24…減衰画像生成部、25…反射画像生成部、26…音速画像生成部、30…振動子アレイ

10

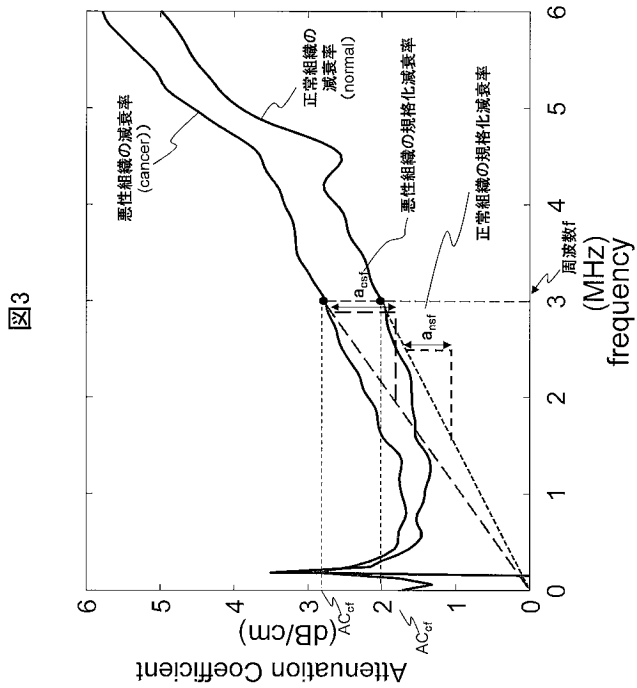
【図1】



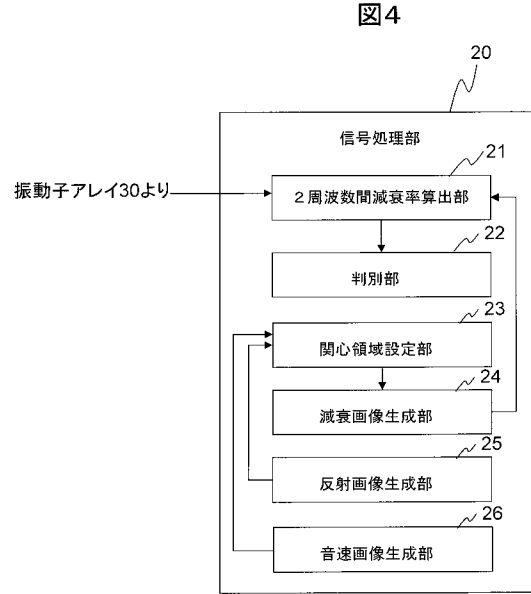
【図2】



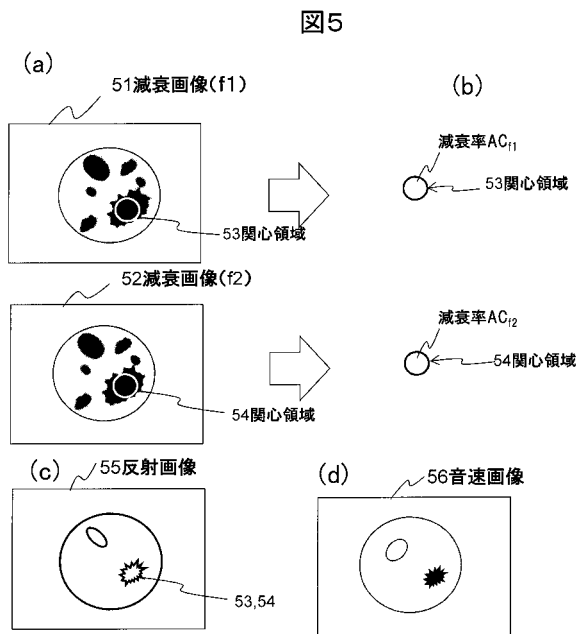
【図3】



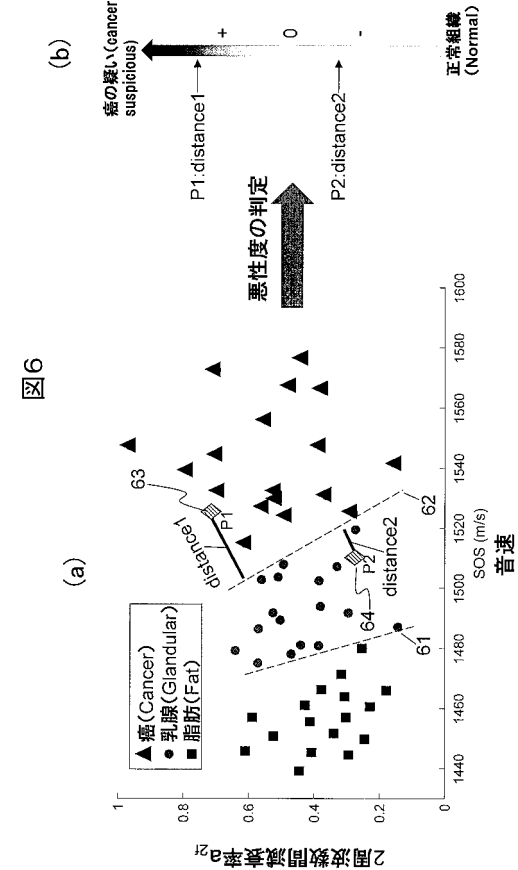
【図4】



【図5】

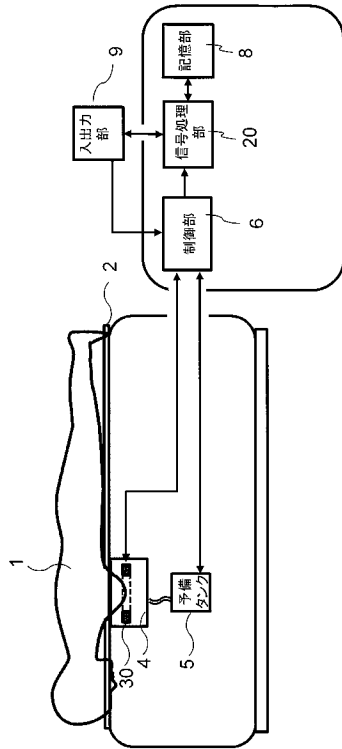


【図6】



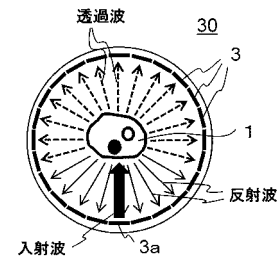
【図 7】

図 7



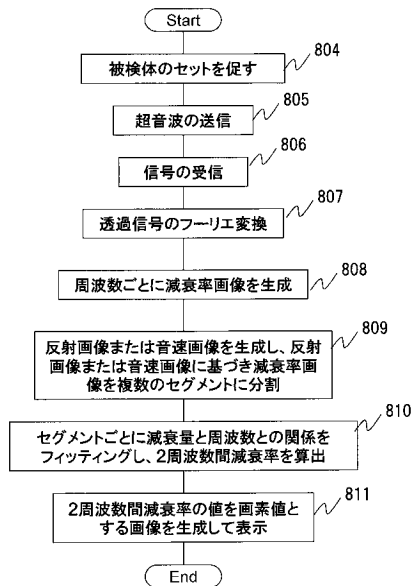
【図 8】

図 8



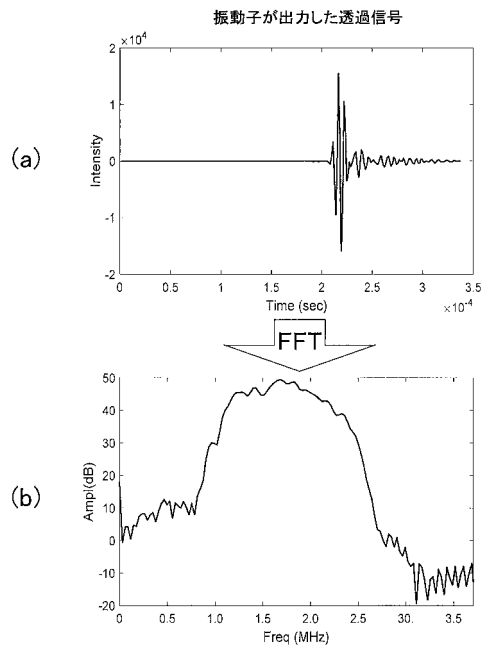
【図 9】

図 9

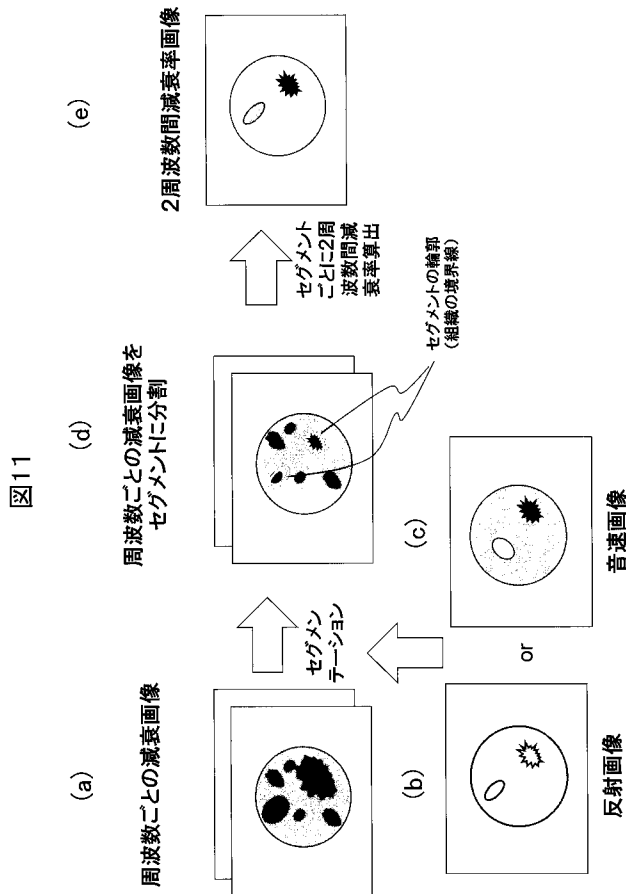


【図 10】

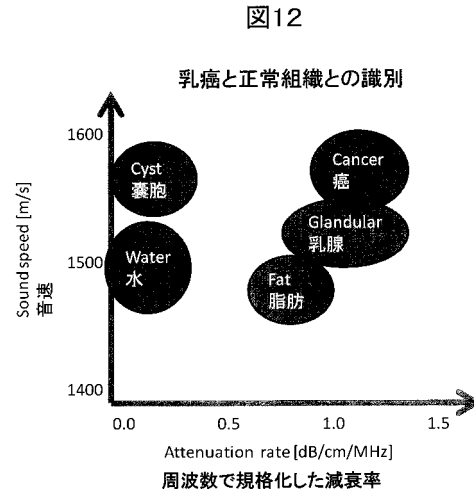
図 10



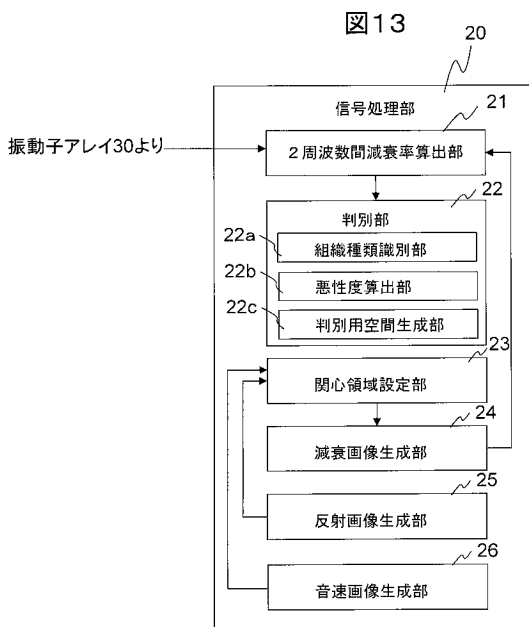
【図 11】



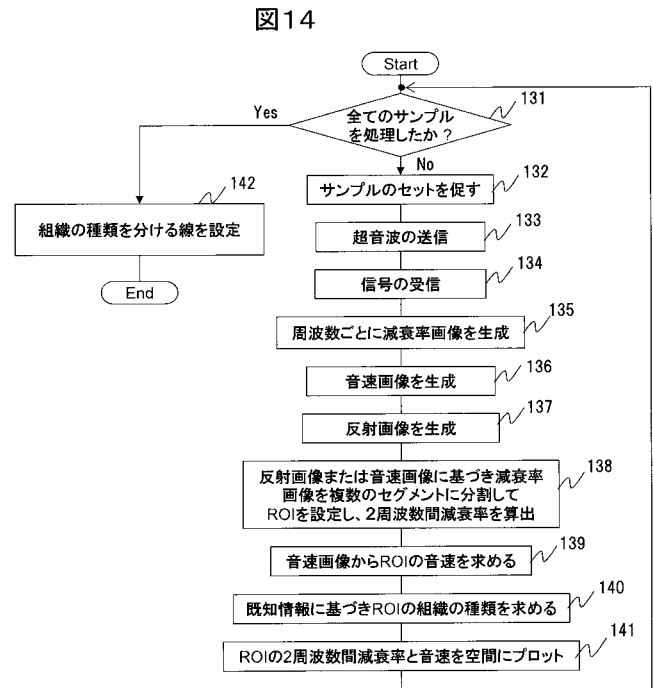
【図 12】



【図 13】

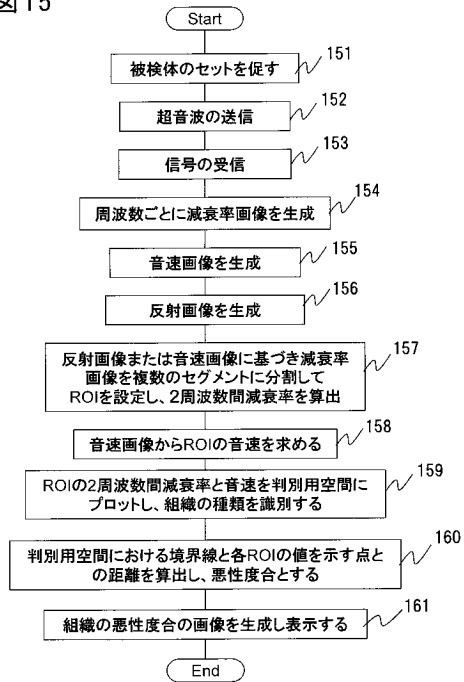


【図 14】



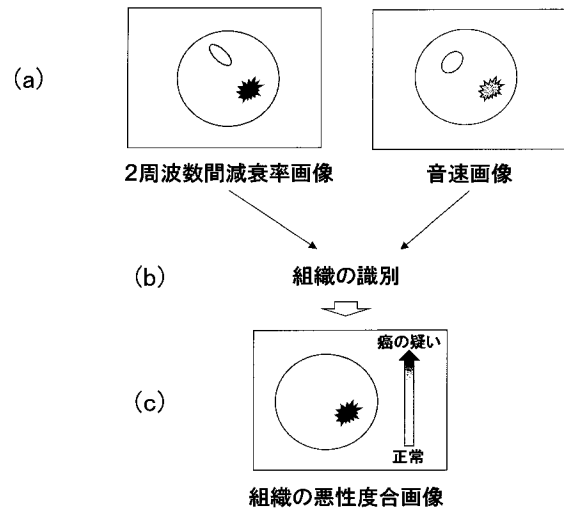
【図 15】

図 15



【図 16】

図 16



フロントページの続き

(72)発明者 山下 啓子

北海道札幌市北区北 8 条西 5 丁目 国立大学法人北海道大学内

(72)発明者 加藤 扶美

北海道札幌市北区北 8 条西 5 丁目 国立大学法人北海道大学内

F ターム(参考) 4C601 DD08 DD18 DD20 DD21 DE17 EE09 GB05 GC02 JB34 JB39
JB45 JB49 JC05 JC06 JC09 JC37

专利名称(译)	超声波收发器		
公开(公告)号	JP2020099619A	公开(公告)日	2020-07-02
申请号	JP2018241709	申请日	2018-12-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所 国立大学法人北海道大学		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所 国立大学法人北海道大学		
[标]发明人	武文晶 坪田悠史 山下啓子 加藤扶美		
发明人	武 文晶 坪田 悠史 山下 啓子 加藤 扶美		
IPC分类号	A61B8/15 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/15 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD08 4C601/DD18 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/DE17 4C601/EE09 4C601/GB05 4C601/GC02 4C601/JB34 4C601/JB39 4C601/JB45 4C601/JB49 4C601/JC05 4C601/JC06 4C601/JC09 4C601/JC37		

摘要(译)

解决的问题:提供能够准确地区分受试者组织的受试者体内超声波的衰减信息。 解决方案:具有两个频率的超声波从换能器阵列传输到对象的组织,接收通过对象传输的超声波的传输波,并输出接收信号。 基于接收到的信号,对于两个频率中的每一个,获得衰减率,该衰减率是穿过被检体的组织时每单位长度的超声波的衰减量,并且是两个频率之间的衰减率的变化率。 计算频率之间的衰减系数。 通过使用两个频率之间的衰减系数,可以准确地识别对象的组织。 [选型图]图1

图1

