

(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2020-5804

(P2020-5804A)

(43) 公開日 令和2年1月16日(2020.1.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
<b>A61B</b> 8/14 (2006.01)	A61B 8/14	4C601
<b>G06T</b> 5/00 (2006.01)	G06T 5/00 705	5B057
<b>G06T</b> 1/00 (2006.01)	G06T 1/00 290D	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2018-128519 (P2018-128519)	(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30年7月5日(2018.7.5)	(74) 代理人	110000888 特許業務法人 山王坂特許事務所
		(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
		(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
		Fターム(参考)	4C601 BB03 BB27 DD08 DD20 DE17 DE18 EE04 GB05 GB09 GB10 GC02 GC10 JC04 JC21

最終頁に続く

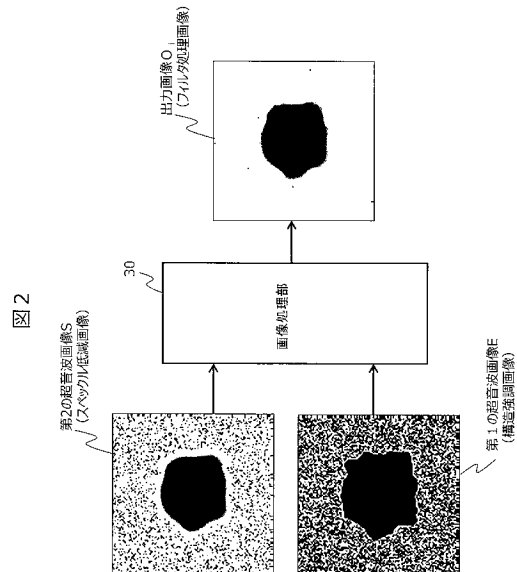
(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置、および、画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】超音波画像のスペckルノイズを低減しつつ、組織構造が明確な画像を提供する。

【解決手段】振動子から被検体に対して超音波を送信し、被検体において発生したエコーを受信する。受信信号を用いて、第1および第2の超音波画像を生成する。第2の超音波画像は、第1の超音波画像よりも平滑な画像である。画像処理部は、第1および第2の超音波画像の対応する画素の画素値を用いてフィルタ係数を算出し、第1および第2の超音波画像のうち一方の画像をフィルタ係数により処理することにより、出力画像を生成する。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

1 以上の振動子に送信信号を出力することにより、前記振動子から被検体に対して超音波を送信させるとともに、前記被検体において発生したエコーを受信した複数の前記振動子が出力する受信信号を受け取って所定の処理を行う送受信部と、

前記送受信部が処理した前記受信信号を用いて、第 1 および第 2 の超音波画像を生成する画像生成部と、

前記第 1 および第 2 の超音波画像を用いて出力画像を生成する画像処理部とを有し、

前記画像生成部は、前記第 2 の超音波画像として、前記第 1 の超音波画像よりも平滑な画像を生成し、

前記画像処理部は、前記第 1 および第 2 の超音波画像の対応する画素の画素値を用いてフィルタ係数を算出し、前記第 1 および第 2 の超音波画像のうち一方の画像を前記フィルタ係数により処理することにより、出力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 2】**

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、前記第 1 の超音波画像は、前記被検体の組織構造の境界が強調されるように前記画像生成部により生成された画像であり、前記第 2 の超音波画像は、スペckルノイズが低減されるように前記画像生成部により生成された画像であることを特徴とする超音波撮像装置。

20

**【請求項 3】**

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、前記画像処理部が前記フィルタ係数により処理する画像は、前記第 1 の超音波画像であることを特徴とする超音波撮像装置。

30

**【請求項 4】**

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、前記画像処理部は、前記フィルタ係数として、係数  $a$  と定数  $b$  とを用い、前記第 1 の超音波画像の画素の画素値に係数  $a$  を掛けて、定数  $b$  を加算した値と、前記第 2 の超音波画像の対応する画素の画素値との差が最小になる前記係数  $a$  と前記定数  $b$  とを、前記第 1 及び第 2 の超音波画像に設定したウィンドウ内の複数の画素の画素値を用いて算出し、前記第 1 の超音波画像の前記ウィンドウ内の画素の画素値に算出した前記係数  $a$  を掛けて、定数  $b$  を加算することにより、前記出力画像の画素値を算出することを特徴とする超音波撮像装置。

40

**【請求項 5】**

請求項 4 に記載の超音波撮像装置であって、前記画像処理部は、前記ウィンドウを、前記第 1 および第 2 の超音波画像に複数設定し、前記ウィンドウごとに前記フィルタ係数を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 5 に記載の超音波撮像装置であって、前記画像処理部は、複数の前記ウィンドウを一部が重なり合うように設定し、前記ウィンドウが重なり合う領域に位置する画素には、重なり合うウィンドウについてそれぞれ求めた前記係数  $a$  と前記定数  $b$  を合成した値を用いて前記出力画像の画素値を算出することを特徴とする超音波撮像装置。

50

**【請求項 7】**

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、前記複数の振動子のうち少なくとも 1 対以上の振動子は、前記被検体を挟んで対向する位置に配置され、前記被検体に送信された超音波の透過波を受信可能であり、前記画像生成部は、前記透過波の受信信号を用いて前記被検体の透過波画像をさらに生成す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、複数の前記振動子は、配列して配置されており、

前記画像生成部は、予め設定しておいた受信開口内の複数の前記振動子の出力した受信信号を遅延加算することにより、前記第 1 の超音波画像を生成し、

前記画像生成部は、前記受信開口を複数のサブ受信開口に分割し、前記サブ受信開口ご

50

とに、当該サブ受信開口内の複数の前記振動子の出力した受信信号を遅延加算することにより、サブ受信開口ごとの超音波画像を得て、得られたサブ受信開口ごとの超音波画像を合成することにより第2の超音波画像を生成することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項9】

超音波を送信された被検体において発生したエコーを受信した複数の振動子が出力する受信信号、または、前記受信信号から生成された超音波画像を受け取って、第1および第2の超音波画像を生成する画像生成部と、

前記第1および第2の超音波画像を用いて出力画像を生成する画像処理部とを有し、

前記画像生成部は、前記第2の超音波画像として、前記第1の超音波画像よりも平滑な画像を生成し、

前記画像処理部は、前記第1および第2の超音波画像の対応する画素の画素値を用いてフィルタ係数を算出し、前記第1および第2の超音波画像のうち一方の画像を前記フィルタ係数により処理することにより、出力画像を生成することを特徴とする画像処理装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、スペックルノイズを低減した画像を生成する超音波撮像装置に関する。

【背景技術】

20

【0002】

超音波撮像装置では、探触子から被検体へ超音波を送信し、被検体で生じた反射波（エコー）を探触子によって受信し、得られた受信信号を所望の受信焦点ごとに遅延加算法により整相加算し、画像を再構成する構成が広く用いられている。このようにして得られた画像（超音波エコー画像）には、“スペックル”が生じることが知られている。スペックルは、被検体内の無数の散乱点で反射した超音波間の干渉によって生じるものであり、組織構造そのものを反映したものではない。そのため、ユーザが超音波エコー画像から組織構造を読み取るうとする場合、スペックルはノイズとなる。

【0003】

超音波画像のスペックルを低減する有効な手法として空間コンパウンド法が用いられている。この方法は、撮像対象に対する超音波ビームの送受信角度を変えた複数の送受信を行って、超音波ビームの送受信角度が異なる複数の送受信ごとに輝度画像を得た後、得られた輝度画像をインコヒーレントに合成する。各送受信で得られる輝度画像のスペックルパターンは、超音波ビームの角度が異なるため少しずつ異なり、輝度画像を合成することでスペックルパターンを低減させることができる。例えば特許文献1に開示されている空間コンパウンド法では、複数回超音波ビームを送受信する際の受信時に、探触子の長軸開口は変化させず、短軸方向（エレベーション方向）の受信開口を複数種類に縮小（変化）させるマルチルック処理により、受信角度の異なる複数の画像を得ている。

30

【0004】

また、スペックルを低減させる別の手法として、特許文献2には、超音波エコー画像に平滑処理と境界強調処理をそれぞれ施した2画像を用意し、画素単位でそれぞれ重み付けして合成することにより、境界強調を行いながらスペックルを低減する手法が開示されている。

40

【0005】

一方、非特許文献1には、ガイドフィルタ(guided filter)と呼ばれる新規な画像フィルタ処理の原理が提案されている。このガイドフィルタ処理は、フィルタリングの対象である入力画像の他に、ガイド画像を用い、これらの画像の対応する位置にウィンドウを設定し、ガイド画像のウィンドウ内の $i$ 番目の画素の画素値を $I_i$ 、入力画像のウィンドウ内の $i$ 番目の画素の画素値を $p_i$ 、出力画像の $i$ 番目の画素値を $q_i$ とした場合、 $q_i = a I_i + b$ 、 $q_i = p_i - n_i$ を同時に満たし、かつ、 $n_i$ が最も小さくなるような $a$ と $b$

50

と  $n$  をウィンドウ内において求めることにより、出力画像の画素値  $q_i$  を算出する。このガイドフィルタは、画像の輪郭を残しつつ平滑化する (edge-preserving smoothing) 処理が可能であると非特許文献 1 には記載されている。また、非特許文献 1 には、ガイド画像の画質によって、出力画像の画質が変化することを示すいくつかの例が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】米国特許第 6 4 6 4 6 3 8 号明細書

【特許文献 2】特開 2 0 0 7 - 2 2 2 2 6 4 号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献 1】K. He, J. Sun, and X. Tang, "Guided Image Filtering," IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 35, pp. 1397-1409.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

空間コンパウンド法は、スペックルを抑制することができるが、複数回の送受信を行うと撮影に要する時間が長くなる。また、複数回の送受信の間に被検体の体動等が生じると、得られた複数の画像間で被検体の組織に位置ずれが生じ、複数の画像をインコヒーレントに加算した場合、スペックルは抑制できるが、被検体の組織構造の輪郭がぼやけてしまう。また、特許文献 1 に記載のように、受信開口を複数段階に縮小させるマルチルック処理を用いると、1 回の受信で複数種類の画像を得ることが可能になるが、受信開口を縮小するため、一つの画像の生成に用いる受信信号の数が少なくなり、画像の解像度が低下する。そのため、複数の画像をインコヒーレントに加算した場合、スペックルは抑制できるが、被検体の組織構造の輪郭もぼやけてしまうという問題がある。

【0009】

特許文献 2 に記載の、平滑処理画像と境界強調処理画像を画素単位でそれぞれ重み付けして合成する手法は、画素単位で適切な重み付けを行わなければ境界強調を行いながらスペックルを低減する効果は得られないため、重み付けの設定が容易ではない。

【0010】

非特許文献 1 には、ガイドフィルタ処理の原理と、いくつかの処理例が開示されているが、超音波画像への適用については一切開示がない。そのため、ガイドフィルタ処理によりスペックルを低減できるかどうか不明であるし、ガイドフィルタ処理を超音波画像へ適用する場合、どのような画像を入力画像とガイド画像として用いれば、スペックルを低減できる可能性があるのかについても不明である。

【0011】

本発明の目的は、超音波画像のスペックルノイズを低減しつつ、組織構造が明確な画像を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明によれば、以下のような超音波撮像装置が提供される。すなわち、1 以上の振動子に送信信号を出力することにより、振動子から被検体に対して超音波を送信させるとともに、被検体において発生したエコーを受信した複数の振動子が出力する受信信号を受け取って所定の処理を行う送受信部と、送受信部が処理した受信信号を用いて、第 1 および第 2 の超音波画像を生成する画像生成部と、第 1 および第 2 の超音波画像を用いて出力画像を生成する画像処理部とを有する超音波撮像装置である。画像生成部は、第 2 の超音波画像として、第 1 の超音波画像よりも平滑な画像を生成する。画像処理部は、第 1 および第 2 の超音波画像の対応する画素の画素値を用いてフィルタ係数を算出し、第 1 および第 2 の超音波画像のうち一方の画像をフィルタ係数により処理することにより、出力画像を生成する。

10

20

30

40

50

## 【発明の効果】

## 【0013】

本発明によれば、超音波画像のスペックルノイズを低減しつつ、組織構造が明確な画像を提供できる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0014】

【図1】実施形態の超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図2】実施形態の第1の超音波画像（構造強調画像）と第2の超音波画像（スペックル低減画像）と出力画像（フィルタ処理画像）の例を示す図である。

【図3】実施形態の超音波撮像装置において、（a）第1および第2の超音波画像に設定されるウィンドウの一例を説明する図であり、（b）は、一部が重なり合うように設定されたウィンドウの例を説明する図である。

【図4】実施形態の超音波撮像装置の一例の超音波CT装置の一部構成を示す説明図である。

【図5】（a）～（f）実施形態の超音波CT装置の振動子アレイの形状を示す斜視図である。

【図6】実施形態の超音波撮像装置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において、画像表示部に表示され、ユーザから設定を受け付ける入力画面と、フィルタ処理画像の表示画面の一例を示す説明図である。

【図8】実施形態のリング状の振動子アレイから送信される入射波と反射波と透過波を説明する図である。

【図9】実施形態の構造強調画像の生成処理を示すブロック図である。

【図10】実施形態のスペックル低減画像の生成処理を示すブロック図である。

【図11】実施形態の超音波撮像装置の動作を示すフローチャートである。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0015】

本発明の実施形態の超音波撮像装置について図面を用いて説明する。

## 【0016】

図1は、本実施形態の超音波撮像装置100の構成を示すブロック図である。図2は、実施形態の第1の超音波画像と第2の超音波画像と出力画像の例を示す図である。

## 【0017】

図1のように、超音波撮像装置100は、送受信部10と、画像生成部20と、画像処理部30とを備えている。

## 【0018】

送受信部10には、1以上の振動子1が接続されている。送受信部10は、1以上の振動子1に送信信号を出力する。これにより、振動子1から被検体2に対して超音波が送信され、被検体2において超音波のエコーが発生する。発生したエコーは振動子1により受信され、振動子1は受信信号を出力する。送受信部10は、振動子1が出力する受信信号を受け取って、A/D変換等の所定の処理を行う。

## 【0019】

画像生成部20は、送受信部10が処理した受信信号を用いて、第1および第2の超音波画像を生成する。画像生成部20は、第1の超音波画像よりも平滑な画像を第2の超音波画像として生成する。第1の超音波画像と第2の超音波画像の一例を図2に示す。なお、画像生成部20は、第1の超音波画像を生成する第1の生成部21と、平滑な第2の超音波画像を生成する第2の生成部22とを備える構成としてもよい。

## 【0020】

画像処理部30は、第1および第2の超音波画像の対応する画素の画素値を用いてフィルタ係数を算出し、第1および第2の超音波画像のうち一方の画像をフィルタ係数により処理することにより、出力画像を生成する。

## 【0021】

10

20

30

40

50

第2の超音波画像は、第1の超音波画像よりも平滑な画像であるため、スペckルノイズが第1の超音波画像よりも低減されているが、被検体2の組織構造の輪郭は第1の超音波画像よりもぼやける傾向になる。一方、第1の超音波画像は、第2の超音波画像より平滑ではないためスペckルノイズは多くなるが、被検体2の組織構造の輪郭は、高コントラストでくっきりと表れる傾向になる。このようにスペckルノイズと組織構造の輪郭の像が、異なる特徴で表れている2種類の超音波画像を用いて適切にフィルタ係数を決定し、そのフィルタ係数を用いて、第1および第2の超音波画像のいずれかを処理することにより、スペckルノイズを低減しながら、組織構造の輪郭がはっきりした画像を生成することができる。

【0022】

よって、画像生成部20の第1の生成部21は、被検体2の組織構造の境界が強調されるように第1の超音波画像を生成し、第2の生成部22は、スペckルノイズが低減されるように第2の超音波画像を生成することが望ましい。

【0023】

画像処理部30が出力画像を得るために、フィルタ係数により処理する画像は、被検体2の組織構造の輪郭が明確に表れている第1の超音波画像であることが望ましい。

【0024】

画像処理部30は、例えばフィルタ係数としては、係数 $a$ と定数 $b$ とを用いる。第1の超音波画像の $i$ 番目の画素の画素値 $E_i$ に係数 $a$ を掛けて、定数 $b$ を加算した値 $(aE_i + b)$ と、第2の超音波画像の対応する $i$ 番目の画素の画素値 $S_i$ との差ができるだけ小さくなる係数 $a$ と定数 $b$ とを、第1及び第2の超音波画像に設定したウィンドウ内の複数の画素の画素値 $E_i$ 、 $S_i$ を用いて画像処理部30が算出する。画像処理部30は、算出した係数 $a$ を、第1の超音波画像のウィンドウ内の画素の画素値 $E_i$ に掛けて、定数 $b$ を加算することにより、出力画像 $O_i$ の画素値とする。

【0025】

画像処理部30は、ウィンドウを第1および第2の超音波画像に複数設定し、ウィンドウごとにフィルタ係数を算出することが望ましい。例えば、図3(a)のように第1および第2の超音波画像に隙間なくウィンドウ23を設定し、ウィンドウ23ごとにフィルタ係数を算出して設定する。ウィンドウ23のサイズは、フィルタ係数 $a$ 、 $b$ に画像に含まれる構造の情報を反映させる必要があることから複数の画素が含まれることが必要である。

【0026】

例えば、画像処理部30は、 $(aE_i + b)$ と、 $S_i$ との差の最小値を与えるような係数 $a$ と定数 $b$ とを求めるために、最小二乗法などの最適化方法を用いることができる。この最適化を実行する際には、解を安定化させるための罰則項を追加することにより、解を安定化させることができるため、出力画像における偽像を低減させることもできる。

【0027】

また、画像処理部30は、前述の最適化を実行する際には、例えば最急降下法のような逐次的な計算方法を用いて最小値を与える解を計算しても良いし、最小値を与える解析解が求まる場合には解析的な計算によって最小値を与える解を計算しても良い。

【0028】

また、ウィンドウのサイズによって、スペckルの低減度合と、組織境界の輪郭をはっきりさせる度合が変化する。出力画像は、ウィンドウサイズが小さすぎるとスペckル低減画像に等しくなり、ウィンドウサイズが大きすぎると全体が平滑化された画像になるため、例えば、予め複数の超音波画像を用いて種々のサイズのウィンドウを設定して、フィルタ係数を算出して出力画像を生成し、スペckルの低減度合が大きく、組織境界の輪郭をはっきりさせる度合の大きいウィンドウサイズを予め選択しておく方法や、ユーザからウィンドウサイズの指定を受け付ける方法等を用いて、適切なウィンドウサイズを決定することが望ましい。

【0029】

10

20

30

40

50

また、図3(b)のように、画像処理部30は、複数のウインドウ23が一部が重なり合うように設定してもよい。ウインドウ23が重なり合う領域に位置する画素には、重なり合うウインドウ23についてそれぞれ求めた複数の係数aを合成した値と、複数の定数bを合成した値を用いて出力画像の画素値を算出する。合成方法としては、平均値、最大値、最小値等所望の方法を用いることができる。

#### 【0030】

なお、本実施形態の超音波撮像装置100は、超音波のエコーにより画像を生成する機能のみならず、被検体2を透過した超音波の透過波から透過波画像を生成する機能を備えた超音波CT装置の構成にすることも可能である。この場合、図1のように、複数の振動子1のうち少なくとも1対以上の振動子1は、被検体2を挟んで対向する位置に配置する。これにより、対向配置された振動子1は、被検体2に送信された超音波の透過波を受信可能になるため、画像生成部20は、透過波の受信信号を用いて被検体2の透過波画像をさらに生成することができる。

10

#### 【0031】

<<具体的な実施形態>>

本実施形態の超音波撮像装置100の具体的な構成について図1および図4を用いて説明する。図4は、超音波撮像装置100により被検体2を検査している状態を示している。図4のように、ここでは超音波撮像装置100が超音波CT装置であって、特に、乳房の組織を識別するのに適した構造の装置である例について説明する。

20

#### 【0032】

図1のように、超音波CT装置(超音波撮像装置)100は、上述した送受信部10、画像生成部20および画像処理部30の他に、制御部50を備えている。送受信部10には、振動子1がリング状に配置された振動子アレイ101が接続されている。制御部50には、入力部60が接続され、画像処理部30には画像表示部40が接続されている。さらに、図4に示すように、超音波CT装置100は、被検体2を乗せるベッド102と、胸部を挿入できる円柱状の水槽103を備えており、図4には図示していないがベッド下の空間に、送受信部10、画像生成部20、画像処理部30および制御部50が配置されている。

#### 【0033】

図4の例では、画像表示部40は、タッチパネル構造であり、入力部60を兼用している。ベッド102には、被検体2を搭載する面に開口が設けられ、水槽103は、開口の下部に備えられている。水槽103の内部には、図5(a)に示すように、リング状の振動子アレイ101と、振動子アレイ101を水槽103の軸方向(上下方向)に移動させる駆動部202が配置されている。水槽103には、脱気および浄化された温水が満たされている。水槽103の下部には、温度計(不図示)が備えられている。また、水槽103には、水を加熱および脱気する不図示の加熱装置および脱気装置が接続されている。温度計、加熱装置および脱気装置は、制御部50に接続されている。

30

#### 【0034】

超音波CT装置の撮影条件は、ユーザにより、入力部60のタッチパネル等を通して設定される。

40

#### 【0035】

なお、送受信部10、画像生成部20、画像処理部30および制御部50は、それぞれの機能をソフトウェアにより実現する構成であってもよいし、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構成であってもよい。ソフトウェアにより実現する場合、各部分は、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それらの機能を実現する。ハードウェアにより実現する場合、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を用いて各部の一部または全部を構成し、その動作を実現するように回路

50

設計を行えばよい。

【0036】

以下、超音波CT装置100の動作を図6のフローチャートを用いて説明する。

【0037】

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50は、水槽103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)になるまで加熱装置により加熱し、脱気装置により脱気する。これにより、水槽103は、所定の温度に調整した脱気水で満たされる。被検体2が水槽103に挿入されていない状態で、制御部50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2が挿入される前の受信データを取得しておく。

10

【0038】

制御部50は、図7に示したように、撮像する画像の種類をユーザ(被検体2または操作者)から受け付ける画面を画像表示部40に表示させ、入力部9を介して、撮像する画像の種類を受け付ける。図7の例では、画像の種類として、フィルタ処理画像を選択するボタン61と、スペックル低減画像を選択するボタン62と、構造強調画像を選択するボタン63とが画像表示部40に表示され、タッチパネルである入力部9によりユーザが選択可能である。

【0039】

ここでいう、スペックル低減画像は、上述した第2の超音波画像であり、スペックルを低減するための空間コンパウンド等の画像生成法により生成された画像や、遅延加算法等の画像生成法によりビームフォーミングして一旦生成された画像に対してスペックル低減のために平滑化処理等の画像処理を施した画像等である。構造強調画像は、上述した第1の超音波画像であり、遅延加算法等によりビームフォーミングした画像や、遅延加算法等により一旦生成された画像にさらに境界を強調する処理等を施した画像である。構造強調画像は、被検体2の組織構造の輪郭が高コントラストで明確に表れている画像であればよく、境界強調処理等の画像処理を施した画像に限定されない。フィルタ処理画像は、画像処理部30が、第1および第2の超音波画像の対応する画素の画素値を用いてフィルタ係数を算出し、第1および第2の超音波画像のうち一方の画像をフィルタ係数により処理することにより、生成した画像である。よって、フィルタ処理画像は、スペックル低減しつつ、組織構造が明確な画像である。

20

30

【0040】

ユーザが、画像表示部40において生成する種類の画像をボタン61, 62, 63のいずれかを押下して選択した場合、制御部50は、被検体2にベッド102へうつ伏せになり、水槽103に片方の乳房を挿入するように促す表示を画像表示部40に表示する。被検体2の乳房が水槽103に挿入されたことを、被検体2による入力部60の操作等により、制御部50が確認したならば、制御部50は、振動子アレイ101から被検体2に超音波の送受を行う(ステップ501)。具体的には、制御部50の制御下で送受信部10は、入力部60から入力された条件や、予め定められた撮像条件をもとづいて、送信信号を生成し、振動子アレイ101を構成する1つまたは複数の振動子1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1aから超音波(入射波)が被検体2に向かって送信される。

40

【0041】

図8に示すように、被検体2により反射された反射波は、超音波を送信した振動子1を中心に所定の角度範囲(受信開口)にある複数の振動子1により受信される。反射波を受信した振動子1は、反射波の受信信号をそれぞれ出力し、反射波の受信信号は、送受信部10に入力される(ステップ502)。一方、被検体2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1に対して、対向する所定の角度範囲にある複数の振動子1により受信される。透過波を受信した振動子1は、透過波の受信信号をそれぞれ出力し、透過波の受信信号は送受信部10に入力される。送受信部10は、送信信号を出力する振動子1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

50

信を繰り返し行う。また、駆動部 202 により、振動子 101 を所定の位置までずらして、同様に所定のビューごとに超音波の送信と受信を繰り返す。

【0042】

送受信部 10 は、受信信号 (RF 信号) をサンプリングすることにより、デジタル信号に変換する。

【0043】

制御部 50 は、入力部 60 が受け付けた画像の種類を選択ボタンが、フィルタ処理画像を選択するボタン 61 である場合 (ステップ 503) には、画像生成部 20 は、構造強調画像 E とスペックル低減画像 S とを生成させ (ステップ 504)、これらを用いてフィルタ処理画像を生成させる (ステップ 505)。

10

【0044】

まず、画像生成部 20 の第 1 の生成部 21 は、図 9 のように反射波の受信開口 80 内のすべての振動子 1 の受信信号を、遅延加算法 (Delay and Sum, DAS) により整相加算することにより、各画素の信号強度を求め、組織構造の輪郭が高コントラストで明確に表れた構造強調画像 E (第 1 の超音波画像) を生成する。第 2 の生成部 22 は、図 10 のように、サブ開口遅延加算法により整相加算することにより複数の超音波画像を生成し、これらを合成することにより、空間コンパウンド効果によりスペックルノイズを低減した画像 S (第 2 の超音波画像) を生成する (ステップ 504)。

【0045】

第 1 の生成部 21 についてさらに詳しく説明する。図 9 のように、第 1 の生成部 21 は、遅延加算部 121 を備えている。第 1 の生成部 21 は、反射波の受信開口 80 の全ての振動子 1 の受信信号 (RF 信号) を送受信部 10 から受け取る。第 1 の生成部 21 は、送信した振動子 1a から被検体 2 における注目画素に対応する点 (被検体 2 内の受信焦点) までの距離と、注目画素の点から受信した振動子 1 までの距離との和を、超音波の音速 (例えば水の音速) で割ることにより、振動子 1a が超音波 (入射波) を送信してから注目画素の点からの反射波 (エコー) が振動子 1 に返って来るまでの時間 (タイミング) を求める。注目画素の点と振動子 1 との距離は、エコーを受信する振動子 1 の位置ごとに異なるため、上述の時間 (タイミング) も振動子 1 ごとに異なる。第 1 の生成部 21 は、被検体 2 内の注目画素で反射した反射波が各振動子 1 によって受信された受信信号のタイミングをそろえて加算できるように、各振動子の受信信号を遅延させる遅延量を注目画素ごとに求める。もしくは、予め求めておいた遅延量を第 1 の生成部 21 は読み込む。第 1 の生成部 21 の遅延加算部 121 は、被検体 2 内の注目画素ごとに、振動子 1 の出力する受信信号を前述の遅延量で遅延させた後加算し (整相加算)、加算後の信号強度をその画素の値とする (遅延加算法)。これを視野内の全画素について行うことで、超音波画像 (B モード画像) を生成することができる。生成した B モード画像を、組織構造の輪郭が高コントラストで明確に表れた構造強調画像 E (第 1 の超音波画像) として出力する。なお、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、これらを加算したものを構造強調画像 E として用いてもよい。

20

30

【0046】

一方、第 2 の生成部 22 は、図 10 に示すように、複数の遅延加算部 121, 122, 123 と、1 つの加算部 124 とを備えている。処理第 2 の生成部 22 は、受信開口 80 を分割し (マルチルック)、分割後の受信開口 81, 82, 83 ごとに、その受信開口 81, 82, 83 内の振動子 1 の受信信号を送受信部 10 から受け取る。遅延加算部 121, 122, 123 はそれぞれ、受信開口 81, 82, 83 の振動子 1 の受信信号を、視野内の注目画素に対応する点 (受信焦点) ごと遅延加算法により整相加算する。これにより、整相加算後の信号強度を画素値とする超音波画像 (B モード画像) を、受信開口 81, 82, 83 ごとに生成することができる。これらの B モード画像は、受信開口 81, 82, 83 の位置が異なるため、スペックルノイズのパターンが異なる。第 2 の生成部 22 の加算部 124 は、これらの B モード画像をインコヒーレントに加算する、すなわち位相情報を維持することなく加算するにより、空間コンパウンド効果により、スペックルノイズ

40

50

が低減された画像 S (第 2 の超音波画像) を生成することができる (ステップ 504)。

【0047】

つぎに、画像処理部 30 は、ステップ 504 で生成した構造強調画像 E とスペckル低減画像 S とを用いてフィルタ係数を算出し、算出したフィルタ係数を用いて構造強調画像 E をフィルタ処理することにより、フィルタ処理画像を生成する。これにより、スペckルが低減され、かつ、組織構造の輪郭が明確なフィルタ処理画像を生成することができる。この処理を、図 11 のフローを用いて詳しく説明する。

【0048】

画像処理部 30 は、構造強調画像 E とスペckル低減画像 S の対応する位置に複数のウインドウ 23 を例えば図 3 (a) のように設定する (ステップ 1001)。図 3 (b) のようにウインドウ同士が一部重なり合うように設定してもよい。ウインドウ 23 のサイズ (画素数  $m$ ) と形状は、上述したように 2 個以上の画素を含むサイズであれば、予め定められた大きさ (画素数) と形状であってもよいし、ユーザから入力部 60 を介して受け付けた大きさ (画素数) と形状に設定してもよい。

10

【0049】

構造強調画像 E の 1 つの  $k$  番目のウインドウ 23 内の  $i$  番目の画素の画素値  $E_i$  と、フィルタ係数の係数  $a_k$  と定数  $b_k$  とを用いて、出力画像の  $i$  番目の画素値  $O_i$  を表す式 (1) を  $k$  番目のウインドウ 23 内の全ての画素について求める。また、スペckル低減画像 S の  $k$  番目のウインドウ 23 内の  $i$  番目の画素の画素値  $S_i$  と、画素ごとのノイズ等の不要な値  $n_i$  により、出力画像の  $i$  番目の画素値  $O_i$  を表す式 (2) を  $k$  番目のウインドウ 23 内の全ての画素について求める。これにより、 $k$  番目のウインドウ内の画素数  $m$  と等しい数の式 (1) と式 (2) が求められる。

20

【0050】

$$O_i = a_k E_i + b_k \quad \dots (1)$$

$$O_i = S_i - n_i \quad \dots (2)$$

画像処理部 30 は、それぞれ  $m$  個の式 (1) および式 (2) を用いて、 $k$  番目のウインドウに 1 つ定められる係数  $a_k$  および定数  $b_k$  と、画素ごとに定められる  $n_i$  とを  $n_i$  が最小になる解を求めることにより、算出する。これにより、そのウインドウについてのフィルタ係数 (係数  $a_k$  および定数  $b_k$  と、 $n_i$ ) が算出される (ステップ 1002)。例えば、画像処理部 30 は、最小二乗法等の最適化方法を用いて上記フィルタ係数を算出する。

30

【0051】

これをすべてのウインドウ 23 についてフィルタ係数が求められるまで繰り返す (ステップ 1003)。また、図 3 (b) のように、ウインドウ 23 を一部重ねて設定した場合には、重なっているウインドウの係数  $a_k$  および定数  $b_k$  のそれぞれの平均値を求め、重なっている領域の画素の係数  $a_k$  および定数  $b_k$  とする。

【0052】

構造強調画像 E をウインドウごとのフィルタ係数で処理してフィルタ処理画像 (出力画像) O を生成する (ステップ 1004)。具体的には、構造強調画像 E の画素値  $E_i$  と、その画素が属するウインドウ 23 のフィルタ係数 (係数  $a_k$  および定数  $b_k$ ) とを用いて、式 (1) を計算することにより、フィルタ処理画像 (出力画像) O の画素値  $O_i$  を算出する。

40

【0053】

このフィルタ処理は、スペckル低減画像 S に構造強調画像 E の顕著な構造を転写し、構造強調画像に顕著な構造がない部分についてはスペckル低減画像を平滑化する効果がある。これにより、スペckルの低減と、組織構造の輪郭像の明確化とを両立させたフィルタ処理画像 (出力画像) を生成することができる。

【0054】

画像生成部 30 は、図 6 のステップ 506 へ進み、ステップ 505 で生成したフィルタ処理画像を画像表示部 40 に出力し、表示させる。

50

## 【 0 0 5 5 】

一方、ステップ 5 0 3 において、入力部 6 0 がユーザから受け付けた画像の種類を選択ボタンが、フィルタ処理画像を選択するボタン 6 1 ではない場合には、ステップ 5 0 7 に進む。ステップ 5 0 7 において、構造強調画像 E を選択するボタン 6 3 がユーザによって押下されている場合、ステップ 5 0 8 において、画像生成部 2 0 は、構造強調画像 E を生成する。構造強調画像 E の生成処理は、ステップ 5 0 4 で説明した通りである。そして、ステップ 5 0 9 に進み、画像処理部 2 0 は、構造強調画像 E を画像表示部 4 0 に表示させる。

## 【 0 0 5 6 】

また、ステップ 5 0 7 において、スペckル低減画像 S を選択するボタン 6 3 がユーザによって押下されている場合、ステップ 5 1 0 に進み、画像生成部 2 0 は、スペckル低減画像を、ステップ 5 0 4 で説明した処理方法により生成する。そして、ステップ 5 1 1 に進み、画像処理部 2 0 は、スペckル低減画像 S を画像表示部 4 0 に表示させる。

10

## 【 0 0 5 7 】

このように、本実施形態の超音波 CT 装置 1 0 0 は、スペckル低減と組織構造の輪郭像の明確化とを両立させたフィルタ処理画像、構造強調画像 E、および、スペckル低減画像 S のうちのいずれかをユーザの選択により表示させることができる。

## 【 0 0 5 8 】

なお、振動子アレイ 1 0 1 を駆動部 2 0 2 により所定の位置（スライス）まで移動させて、反射波信号の受信を行った場合には、上述してきた図 6 の処理は、スライスごとに行うことにより、3次元の超音波画像（ボリュームデータ）を生成することができる。

20

## 【 0 0 5 9 】

また、超音波 CT 装置 1 0 0 は、透過波の受信信号を用いて、被検体 2 の透過波画像（減衰率画像、音速画像）を生成することも可能である。これを以下簡単に説明する。

## 【 0 0 6 0 】

画像生成部 2 0 は、各ビューにおいて被検体 2 が挿入された状態で受信した透過信号について、各振動子 1 の振幅を求める。一方、画像生成部 2 0 は、被検体 2 を挿入することなく受信しておいた各振動子 1 の受信信号の振幅を求める。画像生成部 2 0 は、被検体 2 の挿入前後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。画像生成部 2 0 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、被検体 2 の断層画像を再構成する。これにより、被検体 2 の挿入前後の減衰率の差の分布画像が得られる。画像生成部は、水の減衰率として予め決めておいた値（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 2 の減衰率（単位：dB/MHz/cm）の分布を示す画像（減衰画像）を生成する。

30

## 【 0 0 6 1 】

また、画像生成部 2 0 は、各ビューにおける各振動子 1 の出力した透過信号に対して、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。画像生成部 2 0 は、被検体 2 の挿入前に受信しておいた各振動子 1 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。画像生成部 2 0 は、被検体 2 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。画像生成部 2 0 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 2 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。画像生成部 2 0 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 2 の音速の分布画像（音速画像）を生成する。

40

## 【 0 0 6 2 】

上記減衰画像の生成および/または音速画像の生成を、振動子アレイ 1 0 1 を駆動部 2 0 2 により移動させたスライスごとに繰り返し行うことにより、3次元の減衰画像および/または音速画像を生成することができる。

50

## 【 0 0 6 3 】

本実施形態の超音波撮像装置（超音波CT装置）は、ユーザの選択により、スペックル低減と組織構造の輪郭像の明確化とを両立させたフィルタ処理画像、構造強調画像E、および、スペックル低減画像Sのうちの1以上の画像と、減衰画像や音速画像を生成し、画像表示部に表示させることができる。よって、超音波撮像装置は、医師による被検体2の組織構造に含まれる腫瘍の有無等の診断を、これらの画像によって補助することができる。

## 【 0 0 6 4 】

なお、上述の実施形態では、透過波画像を生成可能な超音波CT装置の振動子アレイ101として、図5(a)に示したようなリング状の振動子アレイ101を用いる例について説明したが、リング形状に限定されるものではなく、少なくとも一部の振動子1が被検体101を挟んで対向していればよい。例えば、図5(d)~(f)のように、籠状に振動子1が配列された振動子アレイ204や、半円状の振動子アレイ205や、対向配置された2本の振動子アレイ206を用いることができる。また、図5(c)のように、振動子アレイが水槽103の軸方向（深さ方向）にも配列された2次元のリング状の振動子アレイ203を用いることも可能である。また、駆動部202は、図5(b)のように、リング状の振動子アレイ101を水槽103の軸方向に移動させるのみならず、振動子アレイ101を傾ける方向に移動させる構造にしてもよい。また、半円状の振動子アレイ205を用いる場合には、振動子アレイ205を駆動部202が周方向に移動させることにより、透過波信号を受信できる角度範囲を広げることが可能である。

10

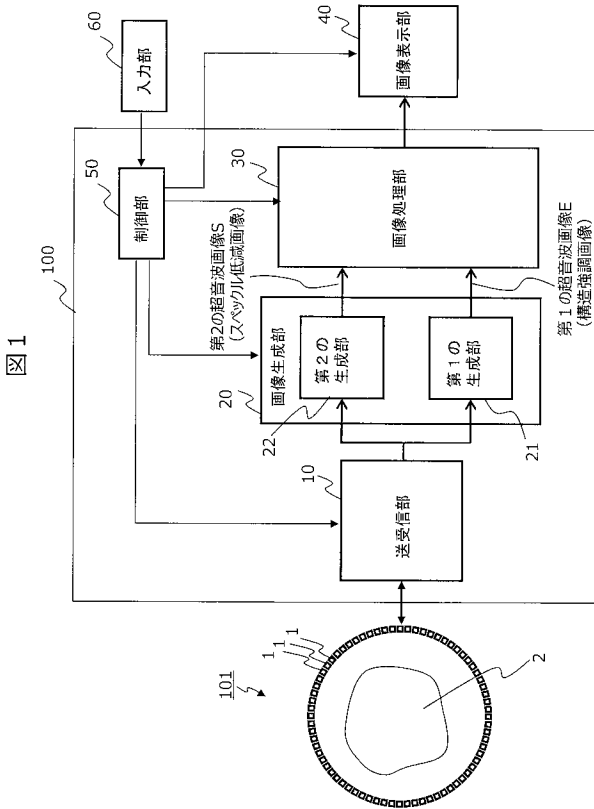
20

## 【 符号の説明 】

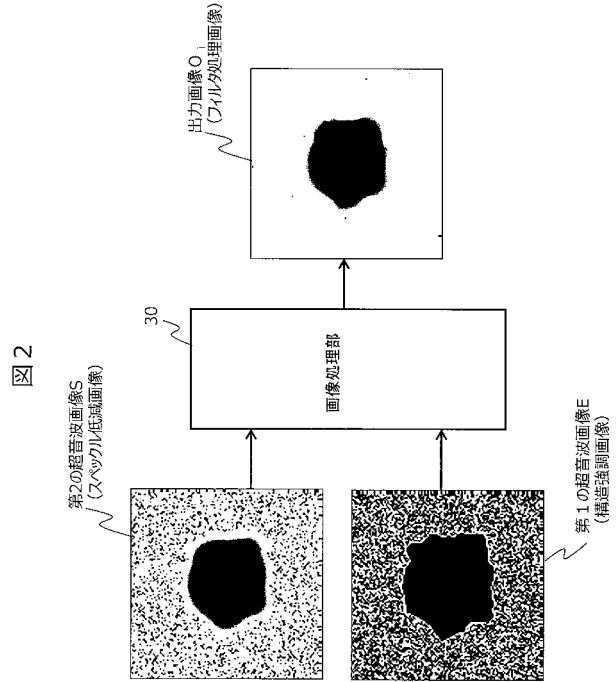
## 【 0 0 6 5 】

1 ... 振動子、2 ... 被検体、9 ... 入力部、10 ... 送受信部、20 ... 画像生成部、21 ... 第1の生成部、22 ... 第2の生成部、30 ... 画像処理部、40 ... 画像表示部、50 ... 制御部、60 ... 入力部、100 ... 超音波撮像装置（超音波CT装置）、101 ... 振動子アレイ、102 ... ベッド、103 ... 水槽

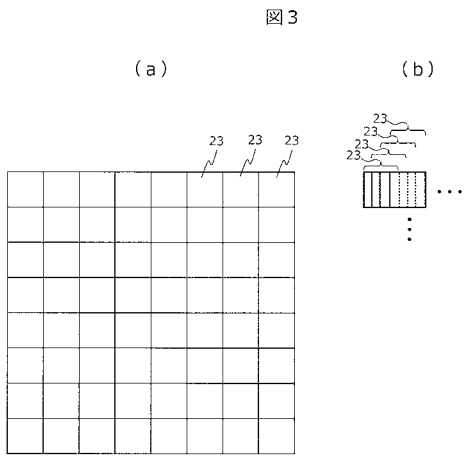
【 図 1 】



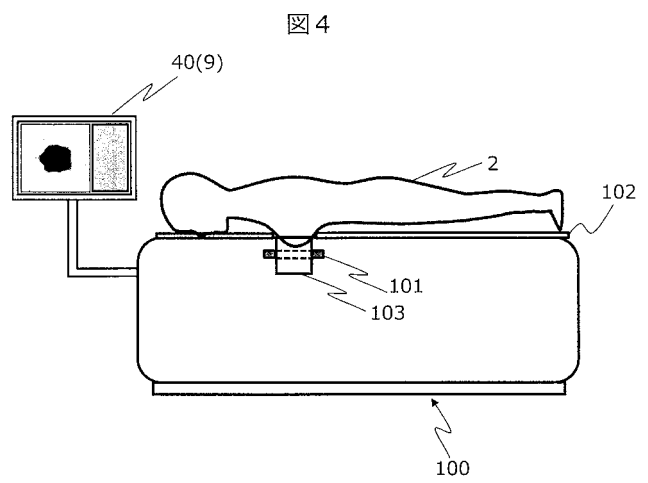
【 図 2 】



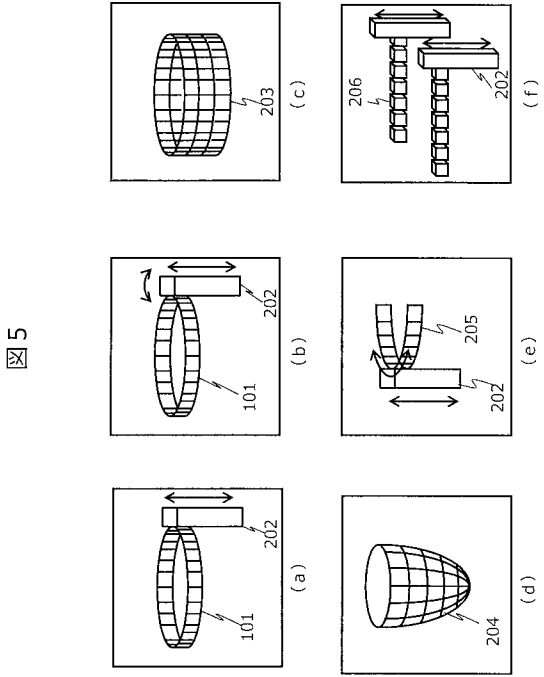
【 図 3 】



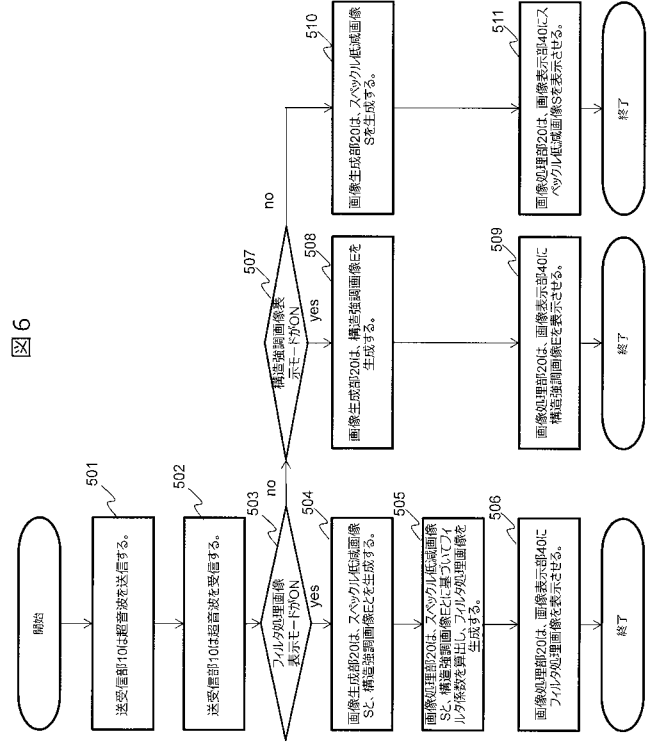
【 図 4 】



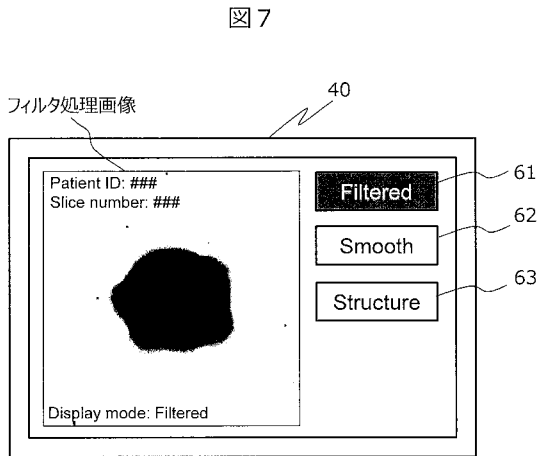
【図5】



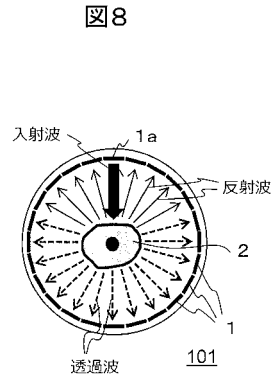
【図6】



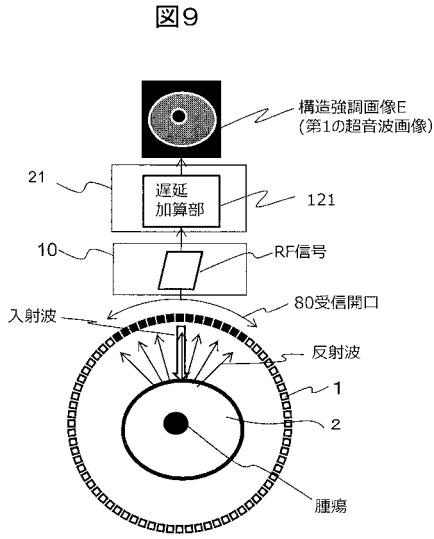
【図7】



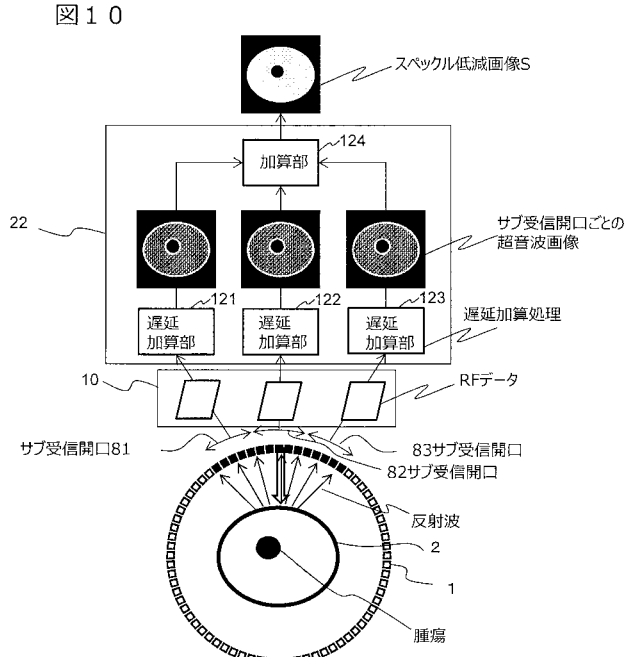
【図8】



【 図 9 】

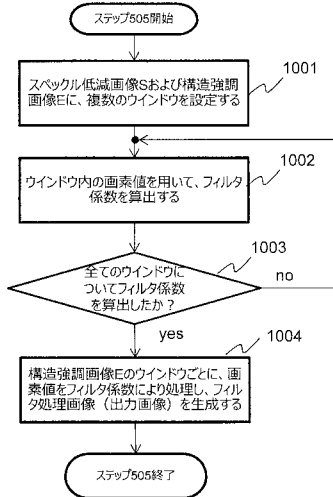


【 図 1 0 】



【 図 1 1 】

図 1 1



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CC01 CE02  
CE03 CE05 CE06

专利名称(译)	超声成像设备和图像处理设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2020005804A</a>	公开(公告)日	2020-01-16
申请号	JP2018128519	申请日	2018-07-05
[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	山中一宏 川畑健一		
发明人	山中一宏 川畑健一		
IPC分类号	A61B8/14 G06T5/00 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/5238 A61B8/5269 A61B8/0825 A61B8/14 A61B8/15 A61B8/406 A61B8/4477 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/5207 G01S7/52038 G01S7/52077 G01S15/8913 G01S15/8922 G01S15/8929 G01S15/8945 G01S15/8993 G01S15/8995 G01N21/17 G01N29/00 G01N29/36 G01N29/44 A61B8 /5253 G01S7/5209 G01S15/8915		
FI分类号	A61B8/14 G06T5/00.705 G06T1/00.290.D		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB27 4C601/DD08 4C601/DD20 4C601/DE17 4C601/DE18 4C601/EE04 4C601 /GB05 4C601/GB09 4C601/GB10 4C601/GC02 4C601/GC10 4C601/JC04 4C601/JC21 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057 /CC01 5B057/CE02 5B057/CE03 5B057/CE05 5B057/CE06		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

为提供具有清晰组织结构的图像，同时减少超声图像的斑点噪声。解决方案：超声波从振动器传输到对象，并接收从对象产生的回声。通过使用接收信号生成第一和第二超声图像。第二超声图像比第一超声图像平滑。图像处理单元通过使用第一超声图像和第二超声图像的相应像素的像素值来计算滤波系数，并通过该滤波系数处理第一超声图像和第二超声图像中的一个，从而生成输出图像。

