

(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2017-108978

(P2017-108978A)

(43) 公開日 平成29年6月22日(2017.6.22)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2015-246698 (P2015-246698)
 (22) 出願日 平成27年12月17日(2015.12.17)

(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 110002147
 特許業務法人酒井国際特許事務所
 (72) 発明者 鱈田 知弘
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 EE04 FE01 FE02 FE03 JB31
 JB39 JB40 JB46 JC09 KK12

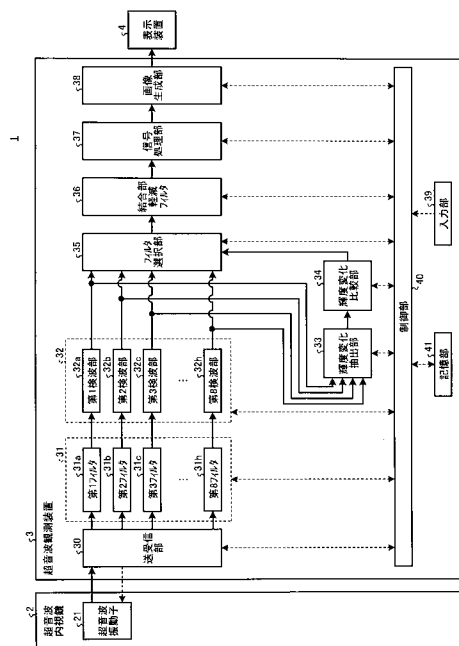
(54) 【発明の名称】 超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 画像生成対象の周波数特性が異なる場合であっても明確な画像を安定して生成することができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムを提供する。

【解決手段】 超音波観測装置1は、超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置であって、超音波信号から異なる周波数帯域の信号成分をそれぞれ抽出する複数の受信フィルタ31と、複数の受信フィルタが各々抽出した信号成分を複数の受信タイミングで分けた複数の期間ごとの出力値の変化量をもとに、画像化に使用する受信フィルタの信号成分を期間ごとに選択して、該選択した複数の期間データからなる成分選択データを生成するフィルタ選択部35と、フィルタ選択部35が生成した成分選択データをもとに画像データを生成する画像生成部38と、を備えた。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置であって、

前記超音波信号から異なる周波数帯域の信号成分の時間変化をそれぞれ抽出する複数の受信フィルタと、

前記複数の受信フィルタが各々抽出した信号成分を複数の受信タイミングで分けた複数の期間ごとの出力値の変化量をもとに、画像化に使用する受信フィルタの信号成分を前記期間ごとに選択して、該選択した複数の期間データからなる成分選択データを生成するフィルタ選択部と、

前記フィルタ選択部が生成した成分選択データをもとに画像データを生成する画像生成部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記複数の受信フィルタが抽出した各信号成分の輝度の時間変化を抽出する輝度変化抽出部と、

前記輝度変化抽出部が抽出した輝度の時間変化を前記期間ごとに比較する輝度変化比較部と、

をさらに備え、

前記フィルタ選択部は、前記輝度変化比較部の比較結果に基づいて画像化に使用する受信フィルタの前記期間データを前記期間ごとに選択する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記フィルタ選択部は、各期間において、輝度の時間変化が最大となる信号成分を抽出した前記受信フィルタを選択する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記フィルタ選択部から入力された前記成分選択データに対し、時系列で隣り合う期間の境界における出力値の乱れを軽減する結合部低減フィルタ、

をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記超音波信号から、前記超音波振動子からの距離が近いほど高周波の信号成分を抽出するトラッキングフィルタと、

前記成分選択データのうちの高輝度成分であるエッジを抽出するエッジ抽出部と、

前記トラッキングフィルタが抽出した信号成分と、前記エッジ抽出部が抽出したエッジとを合成し、合成後の合成データを生成する信号合成部と、

をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

前記エッジ抽出部は、

前記成分選択データのうちの、第 1 閾値以上の輝度成分を抽出する第 1 輝度抽出部と、

前記第 1 輝度抽出部が抽出した輝度成分に対して微分処理を施す微分処理部と、

前記微分処理部により微分処理が施された微分データのうちの、第 2 閾値以上の輝度成分を抽出する第 2 輝度抽出部と、

を有し、

前記第 2 閾値は、変更可能であることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

前記結合部低減フィルタは、前記フィルタ選択部から入力された前記成分選択データから低周波数帯域の信号成分を抽出する

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波観測装置。

10

20

30

40

50

【請求項 8】

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置の作動方法であって、

複数の受信フィルタが、前記超音波信号から異なる周波数帯域の信号成分の時間変化をそれぞれ抽出する抽出ステップと、

フィルタ選択部が、前記複数の受信フィルタが各々抽出した信号成分を複数の受信タイミングで分けた複数の期間ごとの出力値の変化量をもとに、画像化に使用する受信フィルタの信号成分を前記期間ごとに選択して、該選択した複数の期間データからなる成分選択データを生成するフィルタ選択ステップと、

画像生成部が、前記フィルタ選択部が生成した成分選択データをもとに画像データを生成する画像生成ステップと、

を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項 9】

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置の作動プログラムであって、

複数の受信フィルタが、前記超音波信号から異なる周波数帯域の信号成分の時間変化をそれぞれ抽出する抽出手順と、

フィルタ選択部が、前記複数の受信フィルタが各々抽出した信号成分を複数の受信タイミングで分けた複数の期間ごとの出力値の変化量をもとに、画像化に使用する受信フィルタの信号成分を前記期間ごとに選択して、該選択した複数の期間データからなる成分選択データを生成するフィルタ選択手順と、

画像生成部が、前記フィルタ選択部が生成した成分選択データをもとに画像データを生成する画像生成手順と、

を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を用いて観測対象の組織を観測する超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

観測対象である生体組織または材料の特性を観測するために、超音波を適用することがある。具体的には、観測対象に超音波を送信し、その観測対象によって反射された超音波エコーに基づいて超音波画像を生成し、該生成した超音波画像を表示することで、観測対象の観測を行う。

【0003】

超音波を用いて生体組織の観察および処置を行う技術として、超音波内視鏡を用いた穿刺吸引細胞診断が知られている。穿刺吸引細胞診断では、超音波内視鏡の挿入部を被検体内に挿入し、被検体内の超音波画像を観察しながら、挿入部内の管路に挿入された穿刺針（生検針）を対象の組織に穿刺し、穿刺針を介して組織を吸引して採取する。このような穿刺吸引細胞診断において穿刺針の超音波像を含む超音波画像を表示する技術として、穿刺針の超音波像を表示する技術が開示されている（例えば、特許文献1を参照）。特許文献1では、針情報取得のためのステアリング角度および動作周波数、ならびにエッジ強調フィルタリングのフィルタ・カーネルを走査深度に応じて変更して超音波画像を生成することにより、被検体の体型などによらず、穿刺針の超音波像を取得可能としている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

10

20

30

40

50

【特許文献1】特開2013-63256号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、穿刺針からの反射エコーの周波数は、走査深度に依存しておらず、同一の走査深度であっても周波数特性が同じであるとは限らない。特許文献1が開示する技術では、走査深度に応じて動作周波数を変更されるため、穿刺針の一部が不明瞭な画像が生成されることがあり、穿刺針などの画像生成対象を明確に表示する画像を安定して生成することができない場合があった。

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、画像生成対象の周波数特性が異なる場合であっても明確な画像を安定して生成することができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波観測装置は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置であって、前記超音波信号から異なる周波数帯域の信号成分をそれぞれ抽出する複数の受信フィルタと、前記複数の受信フィルタが各々抽出した信号成分を複数の受信タイミングで分けた複数の期間ごとの出力値の変化量をもとに、画像化に使用する受信フィルタの信号成分を前記期間ごとに選択して、該選択した複数の期間データからなる成分選択データを生成するフィルタ選択部と、前記フィルタ選択部が生成した成分選択データをもとに画像データを生成する画像生成部と、を備えたことを特徴とする。

【0008】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記複数の受信フィルタが抽出した各信号成分の輝度の時間変化を抽出する輝度変化抽出部と、前記輝度変化抽出部が抽出した輝度の時間変化を前記期間ごとに比較する輝度変化比較部と、をさらに備え、前記フィルタ選択部は、前記輝度変化比較部の比較結果に基づいて画像化に使用する受信フィルタの前記期間データを前記期間ごとに選択することを特徴とする。

【0009】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記フィルタ選択部は、各期間において、輝度の時間変化が最大となる信号成分を抽出した前記受信フィルタを選択することを特徴とする。

【0010】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記フィルタ選択部から入力された前記成分選択データに対し、時系列で隣り合う期間の境界における出力値の乱れを軽減する結合部低減フィルタ、をさらに備えたことを特徴とする。

【0011】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記超音波信号から、前記超音波振動子からの距離が近いほど高周波の信号成分を抽出するトラッキングフィルタと、前記成分選択データのうちの高輝度成分であるエッジを抽出するエッジ抽出部と、前記トラッキングフィルタが抽出した信号成分と、前記エッジ抽出部が抽出したエッジとを合成し、合成後の合成データを生成する信号合成部と、をさらに備えたことを特徴とする。

【0012】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記エッジ抽出部は、前記成分選択データのうちの、第1閾値以上の輝度成分を抽出する第1輝度抽出部と、前記第1輝度抽出部が抽出した輝度成分に対して微分処理を施す微分処理部と、前記微分処理部により微分処理が施された微分データのうちの、第2閾値以上の輝度成分を抽出する第2輝度抽出部と、を有し、前記第2閾値は、変更可能であることを特徴とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記結合部低減フィルタは、前記フィルタ選択部から入力された前記成分選択データから低周波数帯域の信号成分を抽出することを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置の作動方法であって、複数の受信フィルタが、前記超音波信号から異なる周波数帯域の信号成分をそれぞれ抽出する抽出ステップと、フィルタ選択部が、前記複数の受信フィルタが各々抽出した信号成分を複数の受信タイミングで分けた複数の期間ごとの出力値の変化量をもとに、画像化に使用する受信フィルタの信号成分を前記期間ごとに選択して、該選択した複数の期間データからなる成分選択データを生成するフィルタ選択ステップと、画像生成部が、前記フィルタ選択部が生成した成分選択データをもとに画像データを生成する画像生成ステップと、を含むことを特徴とする。

10

【 0 0 1 5 】

また、本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置の作動プログラムであって、複数の受信フィルタが、前記超音波信号から異なる周波数帯域の信号成分をそれぞれ抽出する抽出手順と、フィルタ選択部が、前記複数の受信フィルタが各々抽出した信号成分を複数の受信タイミングで分けた複数の期間ごとの出力値の変化量をもとに、画像化に使用する受信フィルタの信号成分を前記期間ごとに選択して、該選択した複数の期間データからなる成分選択データを生成するフィルタ選択手順と、画像生成部が、前記フィルタ選択部が生成した成分選択データをもとに画像データを生成する画像生成手順と、を含むことを特徴とする。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、画像生成対象の周波数特性が異なる場合であっても明確な画像を安定して生成することができるという効果を奏する。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 7 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 図 2 は、超音波振動子に対する穿刺針および腫瘍の位置や、この穿刺針および腫瘍の像を形成する音線を説明する図である。

【 図 3 】 図 3 は、各音線の所定の位置における周波数スペクトルを模式的に示す図である。

【 図 4 】 図 4 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の各部から出力される出力データを説明する図である。

40

【 図 5 】 図 5 は、超音波振動子に対する腫瘍の位置や、この腫瘍の像を形成する音線を説明する図である。

【 図 6 】 図 6 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の各部から出力される出力データを説明する図である。

【 図 7 】 図 7 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置が行う処理を示すフローチャートである。

【 図 8 】 図 8 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。

【 図 9 】 図 9 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置が行う処理を示すフローチャートである。

50

【図 10】図 10 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。

【図 11】図 11 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波観測装置のエッジ抽出部の処理を説明する図である。

【図 12】図 12 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波観測装置が行う処理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】

【0018】

以下、添付図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。

【0019】

（実施の形態 1）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。同図に示す超音波観測システム 1 は、観測対象である被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波内視鏡 2 と、超音波内視鏡 2 が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置 3 と、超音波観測装置 3 が生成した超音波画像を表示する表示装置 4 と、を備える。図 1 に示すブロック図では、実線の矢印が画像データに係る信号の伝送を示し、破線の矢印が制御に係る信号の伝送を示している。

【0020】

超音波内視鏡 2 は、可撓性を有する挿入部を有し、この挿入部の先端部に、超音波観測装置 3 から受信した電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号に変換して出力する超音波振動子 21 を有する。超音波振動子 21 は、コンベックス振動子、リニア振動子およびラジアル振動子のいずれでも構わない。超音波内視鏡 2 は、超音波振動子 21 をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子 21 として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりにすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

【0021】

超音波内視鏡 2 は、通常は撮像光学系および撮像素子を有しており、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）、または呼吸器（気管・気管支）へ挿入され、消化管や、呼吸器の撮像を行うことが可能である。また、その周囲臓器（膵臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）を、超音波を用いて撮像することが可能である。また、超音波内視鏡 2 は、光学撮像時に被検体へ照射する照明光を導くライトガイドを有する。このライトガイドは、先端部が超音波内視鏡 2 の被検体への挿入部の先端まで達している一方、基端部が照明光を発生する光源装置に接続されている。

【0022】

超音波観測装置 3 は、送受信部 30 と、フィルタ部 31 と、検波部 32 と、輝度変化抽出部 33 と、輝度変化比較部 34 と、フィルタ選択部 35 と、結合部軽減フィルタ 36 と、信号処理部 37 と、画像生成部 38 と、入力部 39 と、制御部 40 と、記憶部 41 とを備える。

【0023】

送受信部 30 は、超音波内視鏡 2 と電気的に接続され、所定の波形および送信タイミングに基づいて高電圧パルスからなる送信信号（パルス信号）を超音波振動子 21 へ送信するとともに、超音波振動子 21 から電気的な受信信号であるエコー信号を受信して A/D 変換することによって時間ドメインのデジタルの高周波（RF: Radio Frequency）信号のデータ（以下、RF データという）を生成、出力する。送受信部 30 は、受信深度が大きいエコー信号ほど高い増幅率で増幅する S T C（Sensitivity Time Control）補正を行うようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【0024】

フィルタ部31は、送受信部30から入力されるRFデータから所定の周波数成分（信号成分）を抽出する。フィルタ部31は、複数のフィルタ、本実施の形態1では、第1フィルタ31a、第2フィルタ31b、第3フィルタ31c、・・・、第8フィルタ31hを有する。第1フィルタ31a、第2フィルタ31b、第3フィルタ31c、・・・、第8フィルタ31hは、各々が異なる周波数成分の信号成分の時間変化を抽出する。例えば、第1フィルタ31aが4MHzを中心周波数とする周波数帯域の信号成分を通過させることによって、周波数帯域の信号成分の時間変化を抽出し、第2フィルタ31bが9MHzを中心周波数とする周波数帯域の信号成分の時間変化を抽出する。

【0025】

検波部32は、フィルタ部31により抽出された信号成分を検波する。検波部32は、複数の検波部、本実施の形態1では、第1検波部32a、第2検波部32b、第3検波部32c、・・・、第8検波部32hを有する。第1検波部32a、第2検波部32b、第3検波部32c、・・・、第8検波部32hは、各々が対応するフィルタから受信した信号成分について、包絡線検波を行う。例えば、第1検波部32aは、第1フィルタ31aから受信した4MHzを中心周波数とする周波数帯域の信号成分に対して、包絡線検波を行う。

【0026】

輝度変化抽出部33は、検波部32により検波された信号成分をもとに輝度変化を抽出する。具体的に、輝度変化抽出部33は、第1検波部32a、第2検波部32b、第3検波部32c、・・・、第8検波部32hが検波した結果に基づいて、超音波振動子21がエコー信号を受信した受信期間を、エコー信号を受信した複数の受信タイミングで分けた複数の期間における輝度変化（出力値の変化量）をそれぞれ抽出する。なお、本実施の形態1では、各受信タイミングの信号値を輝度とみなして輝度変化を抽出する。

【0027】

輝度変化比較部34は、輝度変化抽出部33が抽出した輝度変化を比較する。具体的に、輝度変化比較部34は、輝度変化抽出部33が抽出した各検波部（第1検波部32a、第2検波部32b、第3検波部32c、・・・、第8検波部32h）の輝度変化を期間ごとに比較して、比較結果をフィルタ選択部35に入力する。比較結果には、期間ごとに、輝度変化が最大となる検波部が対応付けられた情報が含まれている。

【0028】

フィルタ選択部35は、輝度変化比較部34による比較結果をもとにフィルタを選択し、選択したフィルタに対応する検波後の信号成分を結合部軽減フィルタ36に入力する。具体的に、フィルタ選択部35は、輝度変化比較部34が生成した比較結果に基づき、複数の受信タイミングで分けた複数の期間ごとに、フィルタを選択する。例えば、フィルタ選択部35は、比較結果において、ある期間において第1フィルタ31aが抽出した信号成分の輝度変化（変化量）が最も大きい場合、この期間について第1フィルタ31aを選択し、第1フィルタ31aに対応する検波後の信号成分（期間データ）を選択する。フィルタ選択部35は、各期間について、選択されたフィルタの検波後の期間データを選択することによって、期間ごとに選択された期間データが連なっており、音線データを生成するための成分選択データを生成する。フィルタ選択部35は、このような処理を生成する音線に応じて生成する。フィルタ選択部35は、生成した複数の成分選択データを結合部軽減フィルタ36に入力する。

【0029】

結合部軽減フィルタ36は、例えばローパスフィルタを用いて実現され、フィルタ選択部35から入力された成分選択データに対し、時系列で隣り合う期間の境界における出力値（本実施の形態1では輝度）の乱れ（ずれ）を軽減するべく、高周波成分を逡減させて、低周波成分のみを抽出する。結合部軽減フィルタ36は、高周波成分逡減後の成分選択データを信号処理部37に入力する。

【0030】

10

20

30

40

50

信号処理部 37 は、結合部軽減フィルタ 36 から受信した成分選択データをもとにデジタルの B モード用受信データを生成する。信号処理部 37 は、結合部軽減フィルタ 36 から受信した成分選択データ、具体的には 1 音線分の音線データごとにデジタルの B モード用受信データを生成する。信号処理部 37 は、成分選択データに対して対数変換など公知の処理を施し、デジタルの B モード用受信データを生成する。対数変換では、成分選択データを基準電圧 V_0 で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。この B モード用受信データでは、超音波パルスの反射の強さを示す受信信号の振幅または強度が、超音波パルスの送受信方向（深度方向）に沿って並んでいる。信号処理部 37 は、生成した B モード用受信データを、画像生成部 38 に入力する。信号処理部 37 は、CPU (Central Processing Unit) 等の汎用プロセッサ、または ASIC (Application Specific Integrated Circuit) もしくは FPGA (Field Programmable Gate Array) 等の特定の機能を実行する専用の集積回路等を用いて実現される。

10

【0031】

画像生成部 38 は、信号処理部 37 から受信した B モード用受信データに対してスキャン方向を変換してフレームデータを生成し、該フレームデータに基づいて B モード画像データを生成する。具体的には、画像生成部 38 は、B モード用受信データのスキャン方向を、超音波のスキャン方向から表示装置 4 の表示方向に変換する。その後、画像生成部 38 は、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する超音波画像である B モード画像を含む B モード画像データを生成する。画像生成部 38 は、フレームデータに対してゲイン処理、コントラスト処理等の公知の技術を用いた画像処理を行うとともに、表示装置 4 における画像の表示レンジに応じて定まるデータステップ幅に応じたデータの間引き等を行うことにより B モード画像データを生成する。B モード画像は、色空間として RGB 表色系を採用した場合の変数である R (赤)、G (緑)、B (青) の値を一致させたグレースケール画像である。

20

【0032】

また、画像生成部 38 は、信号処理部 37 からの B モード用受信データに走査範囲を空間的に正しく表現できるように並べ直す座標変換を施した後、B モード用受信データ間の補間処理を施すことによって B モード用受信データ間の空隙を埋め、B モード画像データを生成する。

【0033】

入力部 39 は、キーボード、マウス、タッチパネル等のユーザインタフェースを用いて実現され、各種情報の入力を受け付ける。

30

【0034】

制御部 40 は、超音波観測システム 1 全体を制御する。制御部 40 は、演算および制御機能を有する CPU 等の汎用プロセッサ、または ASIC もしくは FPGA 等の特定の機能を実行する専用の集積回路等を用いて実現される。制御部 40 は、記憶部 41 が記憶、格納する情報を記憶部 41 から読み出し、超音波観測装置 3 の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置 3 を統括して制御する。なお、制御部 40 を信号処理部 37 と共通の CPU 等を用いて構成することも可能である。

【0035】

記憶部 41 は、超音波観測装置 3 の動作に必要な各種情報を記憶する。記憶部 41 は、B モード画像の取得にかかる超音波の送信タイミングや、超音波の送信パターン（送信波の形成パターン）に関する情報などを記憶する。記憶部 41 は、上記以外にも、例えば増幅処理に必要な情報等を記憶する。

40

【0036】

また、記憶部 41 は、超音波観測装置 3 の作動方法を実行するための作動プログラムを含む各種プログラムを記憶する。作動プログラムは、ハードディスク、フラッシュメモリ、CD-ROM、DVD-ROM、フレキシブルディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して広く流通させることも可能である。なお、上述した各種プログラムは、通信ネットワークを介してダウンロードすることによって取得することも可能である

50

。ここでいう通信ネットワークは、例えば既存の公衆回線網、LAN (Local Area Network)、WAN (Wide Area Network) などによって実現されるものであり、有線、無線を問わない。

【0037】

以上の構成を有する記憶部41は、各種プログラム等が予めインストールされたROM (Read Only Memory)、および各処理の演算パラメータやデータ等を記憶するRAM (Random Access Memory) 等を用いて実現される。

【0038】

続いて、穿刺針や腫瘍を含む超音波画像の生成、および信号成分の抽出について説明する。図2は、超音波振動子に対する穿刺針および腫瘍の位置や、この穿刺針および腫瘍の像を形成する音線を説明する図である。例えば、コンベックス型の超音波振動子を用いて腫瘍に穿刺針を穿刺した際、図2に示すように、超音波振動子21の一部の像21A、腫瘍の像 S_1 、穿刺針の像Nが表示される。この場合、超音波振動子21の表面に対する法線方向(深度方向)に沿って複数の輝度値を有する音線データ R_1, R_2, R_3 などの複数の音線データに基づいて、画像生成部38が超音波画像 W_1 を生成する。

10

【0039】

この際、各音線において、穿刺針と交差する点 P_{11}, P_{12}, P_{13} や、腫瘍と交差する点 P_{14}, P_{15} では、ある特定の周波数において輝度の変化が大きくなる。しかしながら、穿刺針からの反射エコーの周波数は、走査深度に依存しておらず、同一の走査深度であっても周波数特性が同じであるとは限らない。

20

【0040】

図3は、各音線の所定の位置における周波数スペクトルを模式的に示す図である。ここでいう「周波数スペクトル」とは、信号処理部37によって対数変換処理が施されて得られた「ある位置における強度の周波数分布」を意味する。また、ここでいう「強度」とは、例えばエコー信号の電圧、エコー信号の電力、超音波エコーの音圧、超音波エコーの音響エネルギー等のパラメータ、これらパラメータの振幅や時間積分値やその組み合わせのいずれかを指す。図3では、スペクトル L_{11} が点 P_{11} における周波数スペクトルを示し、スペクトル L_{12} が点 P_{12} における周波数スペクトルを示し、スペクトル L_{13} が点 P_{13} における周波数スペクトルを示し、スペクトル L_{14} が点 P_{14} における周波数スペクトルを示し、スペクトル L_{15} が点 P_{15} における周波数スペクトルを示している。なお、スペクトル L_{16} は、生体みの周波数スペクトルであって、穿刺針および腫瘍を通過しない音線データの周波数スペクトルである。

30

【0041】

図3に示すように、同じ穿刺針からのエコー信号であっても、位置が異なれば、強度が最も大きい周波数も異なっている。また、腫瘍と生体表面との境界においても同様に、位置が異なれば、強度が最も大きい周波数も異なる。このため、各周波数成分の期間ごとに輝度変化を抽出して、期間ごとに、画像生成に用いるための信号成分を選択する必要がある。

【0042】

図4は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の各部から出力される出力データを説明する図であって、音線データ R_1 を生成する際の信号処理を説明する図である。本実施の形態1では、図4に示すように、期間として、受信タイミングである時間 t_1 、時間 t_2 、・・・、時間 t_8 で分けた期間が設定されている。時間 t_1 から時間 t_2 までの第1期間、時間 t_2 から時間 t_3 までの第2期間、時間 t_3 から時間 t_4 までの第3期間、時間 t_4 から時間 t_5 までの第4期間、時間 t_5 から時間 t_6 までの第5期間、時間 t_6 から時間 t_7 までの第6期間、時間 t_7 から時間 t_8 までの第7期間が設定されているものとして説明する。なお、図2に示す点 P_{11} は、第3期間に含まれているものとする。なお、この受信タイミングは一例であり、任意に設定可能であり、各期間の幅は、同じであってもよい、異なるものであってもよい。

40

【0043】

50

輝度変化抽出部 33 は、各期間における輝度変化を抽出する。具体的に、輝度変化抽出部 33 は、第 k フィルタ ($1 \leq k \leq 8$) が抽出した信号成分であって、検波処理が施された信号成分において、時間 t_n ($1 \leq n \leq 8$) で取得される輝度 (出力値) を $D_k(n)$ とすると、第 1 期間の第 k フィルタの輝度の変化量 $D_k(1)$ は、 $|D_k(2) - D_k(1)|$ で表される。同様にして、第 n 期間の輝度の変化量 $D_k(n)$ は、 $|D_k(n+1) - D_k(n)|$ で表される。輝度変化抽出部 33 は、フィルタごとに、各期間の輝度の変化量 $D_k(n)$ を算出する。なお、本実施の形態 1 では、受信タイミングにおける信号値 (時間 t_n の信号値) の差分を変化量として算出するものとして説明するが、期間内の信号値の最大値と最小値との差分や、偏さなどを変化量としてもよい。

【0044】

輝度変化比較部 34 は、輝度変化抽出部 33 が抽出した輝度の変化量 $D_k(n)$ を期間ごとにフィルタ間で比較して、比較結果をフィルタ選択部 35 に入力する。輝度変化比較部 34 は、例えば、点 P_{11} を含む第 3 期間では、第 1 フィルタの輝度の変化量 $D_1(1)$ がフィルタ間で最も大きい旨の比較結果を生成する。

【0045】

フィルタ選択部 35 は、輝度変化比較部 34 による比較結果をもとにフィルタを選択し、選択したフィルタに対応する検波後の期間データからなる成分選択データを生成して結合部軽減フィルタ 36 に入力する。フィルタ選択部 35 は、例えば、第 3 期間において、第 1 期間の輝度の変化量 $D_k(1)$ が第 1 フィルタ 31a ($k=1$) で最も大きい場合、第 3 期間の選択フィルタを第 1 フィルタ 31a とする。同様にして、フィルタ選択部 35 は、各期間においてフィルタを選択する。図 4 では、第 1 ~ 第 2 期間では第 2 フィルタ、第 3 ~ 第 4 期間では第 1 フィルタ、第 5 ~ 第 7 期間では第 2 フィルタが選択されている。フィルタ選択部 35 により、各特定区間においてフィルタが選択されると、特定区間ごとに選択されたフィルタに対応する検波後の期間データが連なったデータ (成分選択データ) が生成される (図 4 を参照)。

【0046】

なお、音線データ R_1 について、第 1 フィルタ 31a が抽出した周波数帯域の信号成分 (期間データ) が穿刺針を明確に表示できる信号成分であるものとして選択されるものとして説明したが、音線データ R_2 については、同じ穿刺針であっても、点 P_{12} における期間データは、第 1 フィルタ 31a が抽出した周波数帯域の信号成分が、穿刺針を明確に表示できる信号成分であるとは限らない。音線データ R_2 については、同様の処理によって、輝度の変化量が最も大きい周波数帯域の信号成分 (期間データ) が選択される。

【0047】

また、上述した例では、穿刺針を腫瘍に穿刺した場合を説明したが、このほかに、一つの音線データ上に複数の腫瘍が存在する場合もある。図 5 は、超音波振動子に対する腫瘍の位置や、腫瘍の像を形成する音線を説明する図である。図 5 では、超音波振動子 21 の一部の像 21A、腫瘍の像 S_1 、 S_2 が表示される。この場合、超音波振動子 21 の表面に対する法線方向 (深度方向) に沿って複数の輝度値を有する音線データ R_4 などの複数の音線データに基づいて、画像生成部 38 が超音波画像 W_2 を生成する。

【0048】

この際、音線データ R_4 において、超音波振動子 21 の像 21A の表面に位置する点 P_{20} や、腫瘍の像 S_1 と交差する点 P_{21} 、 P_{22} 、腫瘍の像 S_2 と交差する点 P_{23} 、 P_{24} 、超音波画像 W_2 における音線データ R_4 の最深の位置 P_{25} では、ある特定の周波数において輝度の変化が大きくなる。しかしながら、腫瘍の像の境界における反射エコーの周波数は、走査深度に依存しておらず、同一の深度であっても周波数特性が同じであるとは限らない。

【0049】

図 6 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の各部から出力される出力データを説明する図であって、音線データ R_4 を生成する際の信号処理を説明する図である。本実施の形態 1 では、図 4 と同様に、複数の期間 (第 1 期間 ~ 第 7 期間) が設定されているものとして説明する。なお、図 5 に示す点 P_{20} は、第 1 期間の前の期間に含まれ、点 P_{21}

10

20

30

40

50

は、第 3 期間に含まれ、点 P_{22} は、第 5 期間に含まれ、点 P_{23} は、第 6 期間に含まれ、点 P_{24} は、第 7 期間に含まれ、点 P_{25} は、第 7 期間よりも後の期間に含まれているものとする。

【 0 0 5 0 】

輝度変化抽出部 3 3 は、上述したように、各特定区間における輝度の変化量 $Dk(n)$ を算出する。その後、輝度変化比較部 3 4 は、輝度変化抽出部 3 3 が抽出した輝度の変化量 $Dk(n)$ を期間ごとにフィルタ間で比較して、比較結果をフィルタ選択部 3 5 に入力する。輝度変化比較部 3 4 は、例えば図 6 の時間 t_3 から時間 t_4 までの第 3 期間、および時間 t_4 から時間 t_5 までの第 4 期間では、第 3 フィルタの輝度の変化量 $D3(3)$ 、 $D3(4)$ がフィルタ間で最も大きい旨の比較結果を生成する。また、輝度変化比較部 3 4 は、時間 t_6 から時間 t_7 までの第 6 期間、および時間 t_7 から時間 t_8 までの第 7 期間では、第 8 フィルタの輝度の変化量 $D8(6)$ 、 $D8(7)$ がフィルタ間で最も大きい旨の比較結果を生成する。

10

【 0 0 5 1 】

フィルタ選択部 3 5 は、輝度変化比較部 3 4 による比較結果をもとにフィルタを選択し、選択したフィルタに対応する検波後の信号成分を結合部軽減フィルタ 3 6 に入力する。フィルタ選択部 3 5 は、例えば、第 3 期間では、第 3 フィルタの輝度の変化量 $D3(3)$ が最も大きい場合、第 3 期間の選択フィルタを第 3 フィルタとする。同様にして、フィルタ選択部 3 5 は、各期間においてフィルタを選択する。フィルタ選択部 3 5 により、各期間においてフィルタが選択されると、期間ごとに選択されたフィルタに対応する検波後の信号成分が連なったデータ（以下、画像化データという）が生成される（図 6 を参照）。

20

【 0 0 5 2 】

このようにして、周波数帯域ごとに分割された信号成分の輝度の変化をもとに、画像を生成するための信号成分を選択して、選択した信号成分を連結することにより、穿刺針や腫瘍など、音線ごとに周波数特性が異なっても、コントラストを優先した強調表示可能な音線データを生成することができる。

【 0 0 5 3 】

続いて、本実施の形態 1 に係る超音波観測装置 3 が行う処理について、図 7 を参照して説明する。図 7 は、本実施の形態 1 に係る超音波観測装置が行う処理を示すフローチャートである。以下、制御部 4 0 の制御のもと、各部が動作するものとして説明する。

30

【 0 0 5 4 】

まず、超音波観測装置 3 は、超音波内視鏡 2 から超音波振動子 2 1 による観測対象の測定結果としてのエコー信号を受信する（ステップ S 1 0 1）。超音波振動子 2 1 からエコー信号を受信すると、送受信部 3 0 は、このエコー信号に対して A / D 変換することによって RF データを生成する。

【 0 0 5 5 】

その後、フィルタ部 3 1 において、第 1 フィルタ 3 1 a ~ 第 8 フィルタ 3 1 h が、フィルタ処理を行って、それぞれの周波数帯域の信号成分を抽出する（ステップ S 1 0 2：抽出ステップ）。フィルタ部 3 1 は、抽出した信号成分を検波部 3 2 に入力する。

40

【 0 0 5 6 】

検波部 3 2 では、第 1 検波部 3 2 a ~ 第 8 検波部 3 2 h が、第 1 フィルタ 3 1 a ~ 第 8 フィルタ 3 1 h をそれぞれ通過した信号成分に対して検波処理を施す（ステップ S 1 0 3）。検波部 3 2 は、検波処理後の各周波数帯域の信号成分を、輝度変化抽出部 3 3 およびフィルタ選択部 3 5 に入力する。

【 0 0 5 7 】

輝度変化抽出部 3 3 は、検波部 3 2 から周波数帯域の異なる複数の信号成分が入力されると、輝度の変化量を抽出する（ステップ S 1 0 4）。輝度変化抽出部 3 3 は、上述したように、各期間における輝度の変化量 $Dk(n)$ を算出する。輝度変化抽出部 3 3 は、算出した輝度の変化量 $Dk(n)$ を輝度変化比較部 3 4 に入力する。

【 0 0 5 8 】

50

その後、輝度変化比較部 34 は、輝度変化抽出部 33 が抽出した輝度の変化量 $Dk(n)$ を期間ごとにフィルタ間で比較して、比較結果をフィルタ選択部 35 に入力する（ステップ S105）。

【0059】

フィルタ選択部 35 は、輝度変化比較部 34 による比較結果をもとにフィルタを選択し、選択したフィルタに対応する検波後の信号成分を結合して、結合部軽減フィルタ 36 に入力する（ステップ S106：フィルタ選択ステップ）。フィルタ選択部 35 は、期間ごとに選択したフィルタに対応する検波後の信号成分が連なった成分選択データを生成し、結合部軽減フィルタ 36 に入力する。

【0060】

その後、結合部軽減フィルタ 36 が、隣り合う期間の境界における信号値のずれを軽減するべく、高周波成分を逡減させて、低周波成分のみを抽出する（ステップ S107）。結合部軽減フィルタ 36 は、高周波成分逡減後の成分選択データを信号処理部 37 に入力する。

【0061】

その後、信号処理部 37 が、結合部軽減フィルタ 36 から受信した高周波成分逡減後の成分選択データをもとにデジタルの B モード用受信データを生成し、画像生成部 38 は、信号処理部 37 から受信した B モード用受信データに対してスキャン方向を変換してフレームデータを生成し、該フレームデータに基づいて B モード画像データを生成する（ステップ S108：画像生成ステップ）。

【0062】

B モード画像データが生成されると、制御部 40 は、この B モード画像データに対応する画像を表示装置 4 に表示させる制御を行う（ステップ S109）。これにより、穿刺針の像や腫瘍の像が明確に表現された画像が、表示装置 4 によって表示される。

【0063】

以上説明した本実施の形態 1 によれば、エコー信号に基づき生成された RF データに対して、異なる周波数帯域ごとに信号成分を抽出し、各期間における信号成分の輝度の変化を周波数帯域（フィルタ）ごとに抽出して、周波数帯域間で比較することにより、明確な画像化を行うことが可能な信号成分（期間データ）を抽出することで、例えば穿刺針と生体とで乖離が大きい周波数帯域を絶えず画像化の信号成分として利用するようにした。これにより、画像生成対象の周波数特性が異なる場合であっても明確な画像を安定して生成することができる。

【0064】

また、本実施の形態 1 によれば、穿刺針と生体とで乖離が大きい周波数帯域を絶えず画像化の信号成分として利用するようにしたので、穿刺針の穿刺位置や、穿刺角度によらず、安定して明確な画像を生成することが可能となる。

【0065】

（実施の形態 2）

図 8 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。上述した実施の形態 1 では、超音波観測装置 3 が、コントラストを優先して強調表示可能な超音波画像を生成するものとして説明したが、本実施の形態 2 では、ユーザからの指示に応じて、高画質な超音波画像（以下、高画質画像ともいう）、およびコントラストを優先した超音波画像（以下、コントラスト分解能優先画像ともいう）のいずれかを生成する。

【0066】

本実施の形態 2 にかかる超音波観測システム 1A は、観測対象である被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波内視鏡 2 と、超音波内視鏡 2 が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置 3A と、超音波観測装置 3A が生成した超音波画像を表示する表示装置 4 と、を備える。超音波観測装置 3A は、上述した超音波観測装置 3 の構成に対し、フィルタ部 31 および検波部 32 に代えてフ

10

20

30

40

50

フィルタ部 3 1 A および検波部 3 2 A を有するとともに、信号選択部 4 2 をさらに備える。超音波内視鏡 2 および表示装置 4 の構成および動作は、上述した実施の形態 1 と同様である。

【0067】

フィルタ部 3 1 A は、上述した第 1 フィルタ 3 1 a ~ 第 8 フィルタ 3 1 h に加えて、トラッキングフィルタ 3 1 i をさらに有する。トラッキングフィルタ 3 1 i は、超音波振動子 2 1 から近いほど高周波成分の信号を通過させ、超音波振動子 2 1 から遠いほど低周波成分の信号を通過させるフィルタ、すなわち、深度が小さいほど高周波成分の信号を通過させるフィルタであり、高画質画像を得るための信号成分を抽出するフィルタである。

【0068】

検波部 3 2 A は、上述した第 1 検波部 3 2 a ~ 第 8 検波部 3 2 h に加えて、第 9 検波部 3 2 i をさらに有する。第 9 検波部 3 2 i は、トラッキングフィルタ 3 1 i を通過した信号成分に対して検波処理を行って、高画質画像を生成する高画質画像化データを生成する。

【0069】

信号選択部 4 2 は、入力部 3 9 が受け付けた指示信号に応じて、高画質画像を生成するための信号（高画質画像化データ）、およびコントラストを優先した超音波画像を生成する信号（成分選択データ）のいずれかを選択する。信号選択部 4 2 は、コントラスト分解能優先画像を生成する旨の指示信号が入力されている場合、結合部軽減フィルタ 3 6 通過後の信号成分であって、第 1 フィルタ 3 1 a ~ 第 8 フィルタ 3 1 h を通過した信号成分から生成される成分選択データを信号処理部 3 7 に入力する。また、信号選択部 4 2 は、通常超音波画像を生成する旨の指示信号が入力されている場合、トラッキングフィルタ 3 1 i を通過後の信号成分であって、第 9 検波部 3 2 i によって検波処理が施された高画質画像化データを信号処理部 3 7 に入力する。

【0070】

信号処理部 3 7 は、信号選択部 4 2 から受信した結合部軽減フィルタ 3 6 による結合部軽減処理後の成分選択データ、または高画質画像化データをもとにデジタルの B モード用受信データを生成する。

【0071】

続いて、本実施の形態 2 に係る超音波観測装置 3 が行う処理について、図 9 を参照して説明する。図 9 は、本実施の形態 2 に係る超音波観測装置が行う処理を示すフローチャートである。以下、制御部 4 0 の制御のもと、各部が動作するものとして説明する。

【0072】

まず、超音波観測装置 3 A は、超音波内視鏡 2 から超音波振動子 2 1 による観測対象の測定結果としてのエコー信号を受信し（ステップ S 2 0 1）、フィルタ部 3 1 A において、第 1 フィルタ 3 1 a ~ 第 8 フィルタ 3 1 h が、フィルタ処理を行って、それぞれの周波数帯域の信号成分を抽出するとともに、トラッキングフィルタ 3 1 i が、所定の周波数成分の信号を抽出する（ステップ S 2 0 2：抽出ステップ）。フィルタ部 3 1 は、抽出した信号成分を検波部 3 2 A に入力する。

【0073】

検波部 3 2 A では、第 1 検波部 3 2 a ~ 第 9 検波部 3 2 i が、第 1 フィルタ 3 1 a ~ 第 8 フィルタ 3 1 h およびトラッキングフィルタ 3 1 i をそれぞれ通過した信号成分に対して検波処理を施す（ステップ S 2 0 3）。検波部 3 2 A では、第 1 検波部 3 2 a ~ 第 8 検波部 3 2 h が、検波処理後の各周波数帯域の信号成分を、輝度変化抽出部 3 3 およびフィルタ選択部 3 5 に入力するとともに、第 9 検波部 3 2 i が、検波処理後の信号を、信号選択部 4 2 に入力する。

【0074】

輝度変化抽出部 3 3 は、検波部 3 2 から周波数帯域の異なる複数の信号成分が入力されると、輝度の変化量を抽出する（ステップ S 2 0 4）。輝度変化抽出部 3 3 は、上述したように、各期間における輝度の変化量 $D_k(n)$ を算出する。輝度変化抽出部 3 3 は、算出

10

20

30

40

50

した輝度の変化量 $Dk(n)$ を輝度変化比較部 34 に入力する。

【0075】

その後、輝度変化比較部 34 は、輝度変化抽出部 33 が抽出した輝度の変化量 $Dk(n)$ を期間ごとにフィルタ間で比較して、比較結果をフィルタ選択部 35 に入力する（ステップ S205）。

【0076】

フィルタ選択部 35 は、輝度変化比較部 34 による比較結果をもとにフィルタを選択し、選択したフィルタに対応する検波後の信号成分を結合して、結合部軽減フィルタ 36 に入力する（ステップ S206：フィルタ選択ステップ）。フィルタ選択部 35 は、期間ごとに選択したフィルタに対応する検波後の信号成分が連なった成分選択データを生成し、結合部軽減フィルタ 36 に入力する。

10

【0077】

その後、結合部軽減フィルタ 36 が、時系列で隣り合う期間の境界における信号値のずれを軽減するべく、高周波成分を逡減させて、低周波成分のみを抽出する（ステップ S207）。結合部軽減フィルタ 36 は、高周波成分逡減後の成分選択データを信号選択部 42 に入力する。

【0078】

その後、信号選択部 42 が、入力部 39 が受け付けた指示信号に基づいて、コントラストを優先した超音波画像を生成する旨の指示入力があるか否かを判断する（ステップ S208）。信号選択部 42 は、コントラストを優先した超音波画像を生成する旨の指示入力があると判断した場合（ステップ S208：Yes）、結合部軽減フィルタ 36 から受信した高周波成分逡減後の成分選択データを選択して、信号処理部 37 に入力する（ステップ S209）。これに対し、信号選択部 42 は、コントラストを優先した超音波画像を生成する旨の指示入力がなく、高画質の超音波画像を生成すると判断した場合（ステップ S208：No）、第 9 検波部 32i から受信した高画質画像化データを選択して、信号処理部 37 に入力する（ステップ S210）。

20

【0079】

その後、信号処理部 37 が、信号選択部 42 から受信した成分選択データまたは高画質画像化データをもとにデジタルの B モード用受信データを生成し、画像生成部 38 は、信号処理部 37 から受信した B モード用受信データに対してスキャン方向を変換してフレームデータを生成し、該フレームデータに基づいて B モード画像データを生成する（ステップ S211：画像生成ステップ）。

30

【0080】

B モード画像データが生成されると、制御部 40 は、この B モード画像データに対応する画像を表示装置 4 に表示させる制御を行う（ステップ S212）。これにより、穿刺針の像や腫瘍の像が明確に表現された画像が、表示装置 4 によって表示される。

【0081】

以上説明した本実施の形態 2 によれば、実施の形態 1 と同様に、エコー信号に基づき生成された RF データに対して、異なる周波数帯域ごとに信号成分を抽出し、各期間における信号成分の輝度の変化を周波数帯域（フィルタ）ごとに抽出して、周波数帯域間で比較することにより、明確な画像化を行うことが可能な信号成分を抽出することで、例えば穿刺針と生体とで乖離が大きい周波数帯域を絶えず画像化の信号成分として利用するようにした。これにより、画像生成対象の周波数特性が異なる場合であっても明確な画像を安定して生成することができる。

40

【0082】

また、上述した実施の形態 2 では、入力部 39 が受け付けた指示信号に基づいて、高画質な超音波画像、およびコントラストを優先した超音波画像のいずれかを生成するようにしたので、状況に応じた超音波画像を生成して表示させることができ、表示装置 4 に表示させる超音波画像の自由度を向上することが可能である。

【0083】

50

(実施の形態3)

図10は、本発明の実施の形態3に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。上述した実施の形態2では、高画質画像およびコントラスト分解能優先画像のいずれかを生成するものとして説明したが、本実施の形態3では、高画質かつコントラスト分解能に優れた超音波画像を生成する。

【0084】

本実施の形態3にかかる超音波観測システム1Bは、観測対象である被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波内視鏡2と、超音波内視鏡2が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置3Bと、超音波観測装置3Bが生成した超音波画像を表示する表示装置4と、を備える。超音波観測装置3Bは、上述した超音波観測装置3Aの構成において、信号選択部42に代えて、エッジ抽出部43および信号合成部44を備える。なお、超音波観測装置3Bでは、第9検波部32iが、検波処理後の高画質画像化データを信号合成部44に入力するものとして説明する。

10

【0085】

エッジ抽出部43は、結合部軽減フィルタ36通過後の信号成分であって、第1フィルタ31a~第8フィルタ31hを通過した信号成分から生成される成分選択データに対して、エッジ抽出処理を施す。エッジ抽出部43は、第1輝度抽出部43aと、微分処理部43bと、第2輝度抽出部43cとを有する。

【0086】

図11は、本発明の実施の形態3に係る超音波観測装置のエッジ抽出部の処理を説明する図である。まず、第1輝度抽出部43aが、結合部軽減フィルタ36通過後の成分選択データに対して、エッジ抽出処理を施す。第1輝度抽出部43aは、図11の(a)に示すように、成分選択データが有するデータの輝度と、第1閾値とを比較して、第1閾値より小さい輝度をゼロにすることによって、第1閾値以上の輝度のみを抽出する。この第1閾値は、超音波画像においてエッジ強調表示するための輝度成分を抽出する値であって、超音波画像において高輝度として扱われる輝度値をもとに設定される値である。これにより、図11の(b)に示すように、第1閾値以上の輝度のみが抽出された第1抽出データが生成される。

20

【0087】

その後、微分処理部が、第1抽出データに対して微分処理を施すことによって、図11の(c)のような、輝度の変化量を表す微分データを生成する。

30

【0088】

微分データが生成されると、第2輝度抽出部43cが、この微分データに対して、エッジ抽出処理を施す。第2輝度抽出部43cは、図11の(c)に示すように、微分データが有するデータの輝度と、第2閾値とを比較して、第2閾値より小さい輝度をゼロにすることによって、第2閾値以上の輝度のみを抽出する。この第2閾値は、超音波画像においてエッジ強調表示するための輝度成分を抽出する値であって、微分データから表示対象を抽出するため値である。これにより、図11の(d)に示すように、第2閾値以上の輝度(正の高輝度成分)のみが抽出された第2抽出データが生成される。エッジ抽出部43は、第2輝度抽出部43cにより生成された第2抽出データを信号合成部44に入力する。なお、第2閾値は、ユーザにより変更可能であり、強調表示するために抽出する成分を任意に設定することができる。

40

【0089】

信号合成部44は、第9検波部32iから入力された検波処理後の高画質画像化データと、エッジ抽出部43から入力された第2抽出データとを合成する。信号合成部44は、例えば、第2抽出データにおける微分処理の結果に基づいて、Bモード画像中のエッジ強調の強調率などを設定し、この強調率に応じた信号値を高画質画像化データに重畳する。これより、高画質画像化データに、エッジ抽出部43が抽出した成分が重畳された画像化データが生成される。

【0090】

50

信号処理部 37 は、信号合成部 44 が生成した画像化データをもとにデジタルの B モード用受信データを生成する。

【0091】

続いて、本実施の形態 1 に係る超音波観測装置 3 が行う処理について、図 12 を参照して説明する。図 12 は、本実施の形態 3 に係る超音波観測装置が行う処理を示すフローチャートである。以下、制御部 40 の制御のもと、各部が動作するものとして説明する。

【0092】

まず、超音波観測装置 3 B は、超音波内視鏡 2 から超音波振動子 21 による観測対象の測定結果としてのエコー信号を受信し（ステップ S301）、フィルタ部 31 A において、第 1 フィルタ 31 a ~ 第 8 フィルタ 31 h が、フィルタ処理を行って、それぞれの周波数帯域の信号成分を抽出するとともに、トラッキングフィルタ 31 i が、所定の周波数成分の信号を抽出する（ステップ S302：抽出ステップ）。フィルタ部 31 は、抽出した信号成分を検波部 32 A に入力する。

10

【0093】

検波部 32 A では、第 1 検波部 32 a ~ 第 9 検波部 32 i が、第 1 フィルタ 31 a ~ 第 8 フィルタ 31 h およびトラッキングフィルタ 31 i をそれぞれ通過した信号成分に対して検波処理を施す（ステップ S303）。検波部 32 A では、第 1 検波部 32 a ~ 第 8 検波部 32 h が、検波処理後の各周波数帯域の信号成分を、輝度変化抽出部 33 およびフィルタ選択部 35 に入力するとともに、第 9 検波部 32 i が、検波処理後の信号を、信号合成部 44 に入力する。

20

【0094】

輝度変化抽出部 33 は、検波部 32 から周波数帯域の異なる複数の信号成分が入力されると、輝度の変化量を抽出する（ステップ S304）。輝度変化抽出部 33 は、上述したように、各期間における輝度の変化量 $Dk(n)$ を算出する。輝度変化抽出部 33 は、算出した輝度の変化量 $Dk(n)$ を輝度変化比較部 34 に入力する。

【0095】

その後、輝度変化比較部 34 は、輝度変化抽出部 33 が抽出した輝度の変化量 $Dk(n)$ を期間ごとにフィルタ間で比較して、比較結果をフィルタ選択部 35 に入力する（ステップ S305）。

【0096】

フィルタ選択部 35 は、輝度変化比較部 34 による比較結果をもとにフィルタを選択し、選択したフィルタに対応する検波後の信号成分を結合して、結合部軽減フィルタ 36 に入力する（ステップ S306：フィルタ選択ステップ）。フィルタ選択部 35 は、期間ごとに選択したフィルタに対応する検波後の期間データが連なった成分選択データを生成し、結合部軽減フィルタ 36 に入力する。

30

【0097】

その後、結合部軽減フィルタ 36 が、時系列で隣り合う期間の境界における信号値のずれを軽減するべく、高周波成分を逡減させて、低周波成分のみを抽出する（ステップ S307）。結合部軽減フィルタ 36 は、高周波成分逡減後の成分選択データをエッジ抽出部 43 に入力する。

40

【0098】

エッジ抽出部 43 は、成分選択データに対して、エッジ抽出処理を施す（ステップ S308）。エッジ抽出部 43 は、上述したように、正の高輝度成分が抽出された第 2 抽出データを生成し、この第 2 抽出データを信号合成部 44 に入力する。

【0099】

信号合成部 44 は、第 9 検波部 32 i から入力された検波処理後の高画質画像化データと、エッジ抽出部 43 から入力された第 2 抽出データとを合成する（ステップ S309）。信号合成部 44 は、高画質画像化データに、エッジ抽出部 43 が抽出した成分が重畳された画像化データを生成すると、この画像化データを信号処理部 37 に入力する。

【0100】

50

その後、信号処理部 37 が、信号合成部 44 が生成した画像化データをもとにデジタルの B モード用受信データを生成し、画像生成部 38 は、信号処理部 37 から受信した B モード用受信データに対してスキャン方向を変換してフレームデータを生成し、該フレームデータに基づいて B モード画像データを生成する（ステップ S 310：画像生成ステップ）。

【0101】

B モード画像データが生成されると、制御部 40 は、この B モード画像データに対応する画像を表示装置 4 に表示させる制御を行う（ステップ S 311）。これにより、穿刺針の像や腫瘍の像が明確に表現された画像が、表示装置 4 によって表示される。

【0102】

以上説明した本実施の形態 3 によれば、実施の形態 1 と同様に、エコー信号に基づき生成された RF データに対して、異なる周波数帯域ごとに信号成分を抽出し、各期間における信号成分の輝度の変化を周波数帯域（フィルタ）ごとに抽出して、周波数帯域間で比較することにより、コントラストを優先した画像化を行うことが可能な信号成分を抽出することで、例えば穿刺針と生体とで乖離が大きい周波数帯域を絶えず画像化の信号成分として利用するとともに、トラッキングフィルタ 31i によって抽出された信号成分をもとに生成される高画質画像に、エッジ成分を重畳するようにした。これにより、画像生成対象の周波数特性が異なる場合であっても、高画質、かつ高コントラストな画像を安定して生成することができる。

【0103】

なお、上述した実施の形態 3 に実施の形態 2 の信号選択部 42 を設けて、高画質の超音波画像のみを生成するモードや、コントラスト分解能優先画像を生成するモード、高画質、かつ高コントラストな画像を生成するモードを選択するようにしてもよい。

【0104】

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は、上述した実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。例えば、超音波観測装置において、各機能を有する回路同士をバスで接続することによって構成してもよいし、一部の機能が他の機能の回路構造に内蔵されるように構成してもよい。

【0105】

また、本実施の形態では、超音波プローブとしてライトガイド等の光学系を有する超音波内視鏡を用いて説明したが、超音波内視鏡 2 に限らず、撮像光学系および撮像素子を有しない超音波プローブであってもよい。さらに、超音波プローブとして、光学系のない細径の超音波ミニチュアプローブを適用してもよい。超音波ミニチュアプローブは、通常、胆道、胆管、膵管、気管、気管支、尿道、尿管へ挿入され、その周囲臓器（膵臓、肺、前立腺、膀胱、リンパ節等）を観察する際に用いられる。

【0106】

また、超音波プローブとして、被検体の体表から超音波を照射する体外式超音波プローブを適用してもよい。体外式超音波プローブは、通常、腹部臓器（肝臓、胆嚢、膀胱）、乳房（特に乳腺）、甲状腺を観察する際に体表に直接接触させて用いられる。

【0107】

また、超音波振動子は、リニア振動子でもラジアル振動子でもコンベックス振動子でも構わない。超音波振動子がリニア振動子である場合、その走査領域は矩形（長方形、正方形）をなし、超音波振動子がラジアル振動子やコンベックス振動子である場合、その走査領域は扇形や円環状をなす。また、超音波内視鏡は、超音波振動子をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりにすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

【0108】

このように、本発明は、特許請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲内において、様々な実施の形態を含みうるものである。

10

20

30

40

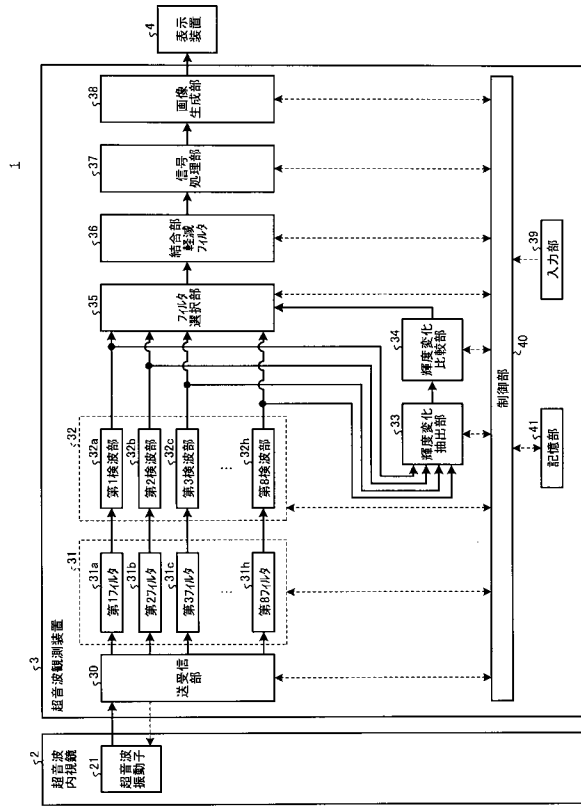
50

【符号の説明】

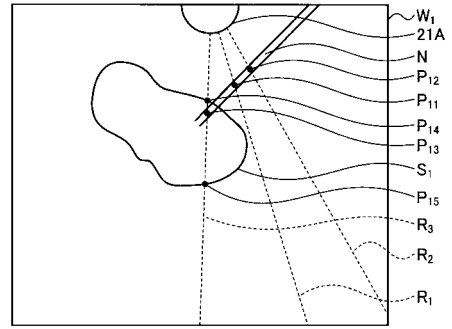
【0109】

1, 1A, 1B	超音波観測システム	
2	超音波内視鏡	
3, 3A, 3B	超音波観測装置	
4	表示装置	
21	超音波振動子	
30	送受信部	
31, 31A	フィルタ部	
32, 32A	検波部	10
33	輝度変化抽出部	
34	輝度変化比較部	
35	フィルタ選択部	
36	結合部軽減フィルタ	
37	信号処理部	
38	画像生成部	
39	入力部	
40	制御部	
41	記憶部	
42	信号選択部	20
43	エッジ抽出部	
44	信号合成部	
31a	第1フィルタ	
31b	第2フィルタ	
31c	第3フィルタ	
31h	第8フィルタ	
31i	トラッキングフィルタ	
32a	第1検波部	
32b	第2検波部	
32c	第3検波部	30
32h	第8検波部	
32i	第9検波部	
43a	第1輝度抽出部	
43b	微分処理部	
43c	第2輝度抽出部	

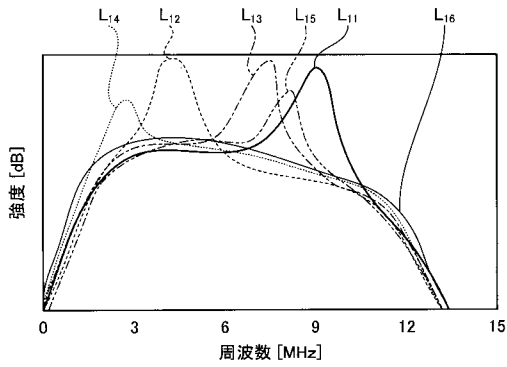
【図1】



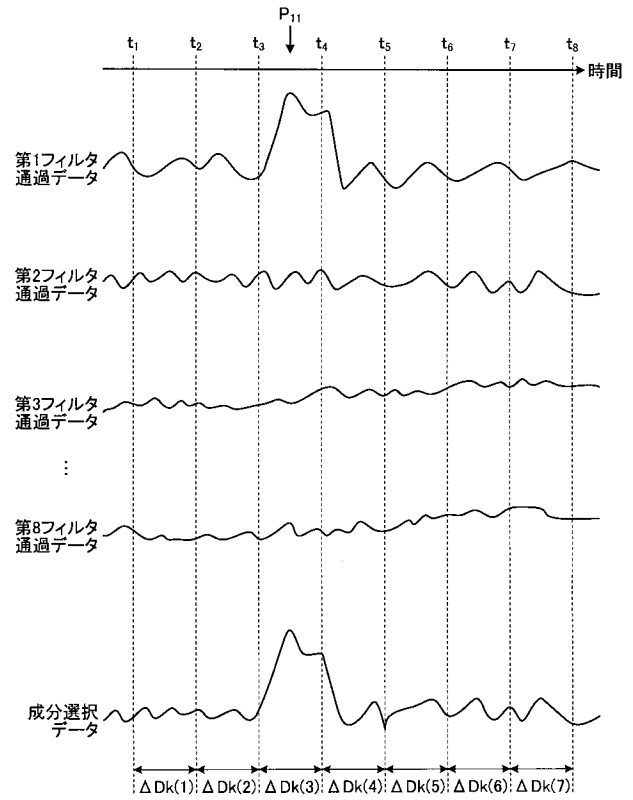
【図2】



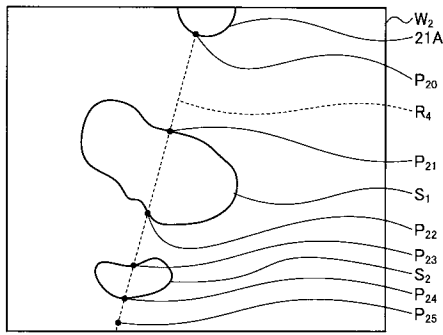
【図3】



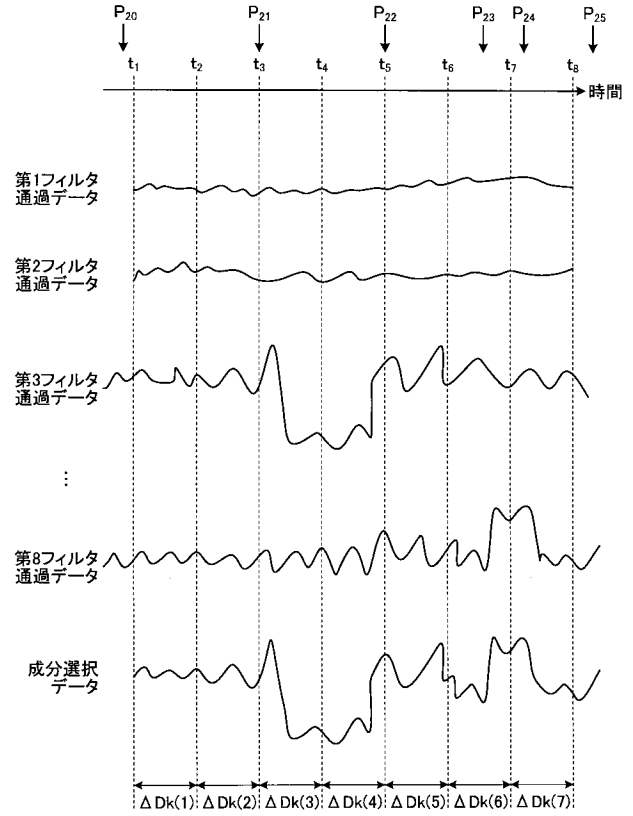
【図4】



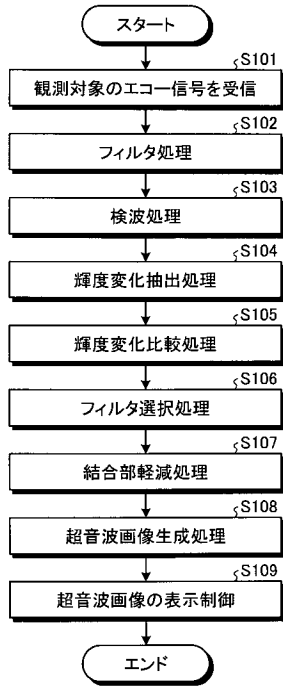
【 図 5 】



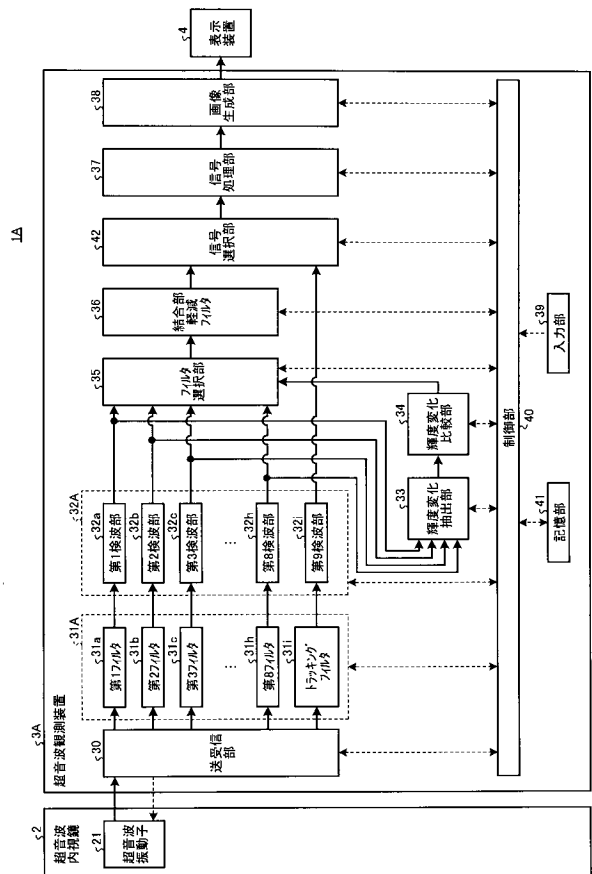
【 図 6 】



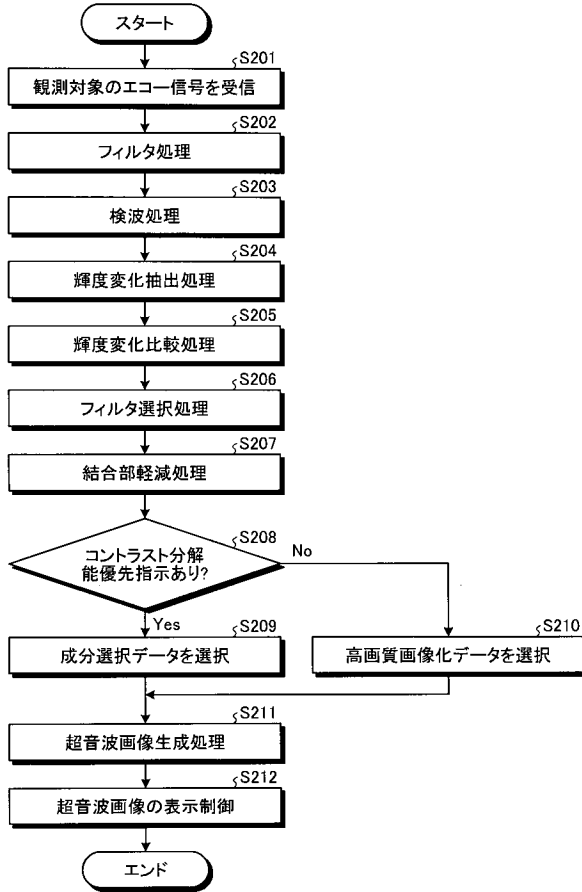
【 図 7 】



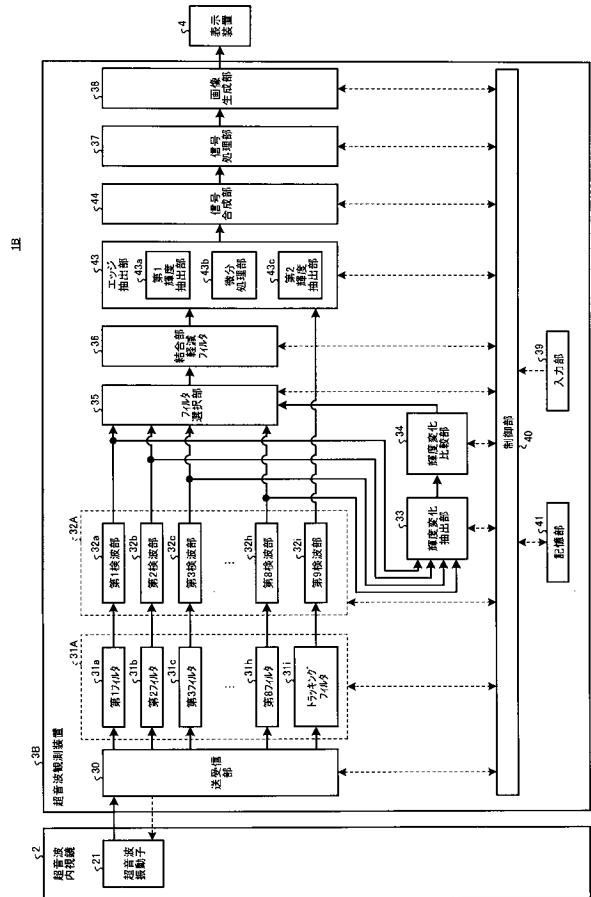
【 図 8 】



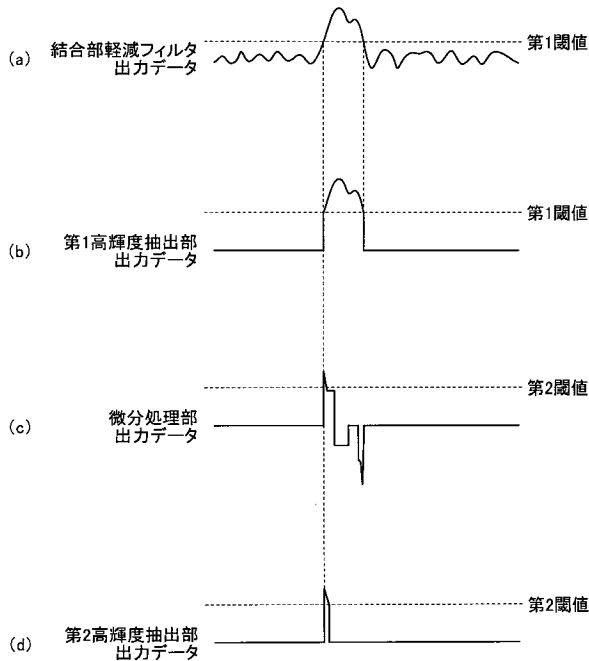
【図9】



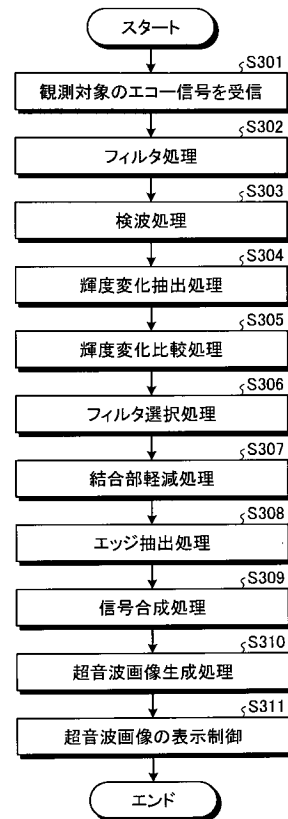
【図10】



【図11】



【図12】



专利名称(译)	超声波观察装置，超声波观测装置的操作方法，超声波观察装置的操作程序		
公开(公告)号	JP2017108978A	公开(公告)日	2017-06-22
申请号	JP2015246698	申请日	2015-12-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	鯖田知弘		
发明人	鯖田 知弘		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/12		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/FE03 4C601/JB31 4C601/JB39 4C601/JB40 4C601/JB46 4C601/JC09 4C601/KK12		
其他公开文献	JP6563800B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

甲即使当图像的频率特性要被生成的不同，可以产生清晰的图像稳定地超声波观测装置，提供的工作方法的工作程序和超声波观测装置的超声波观测装置到。一种超声波观测装置1，其产生基于所述超声波信号的超声波图像的超声波观测装置，多个接收的用于提取的频带的从超声波信号分别不同的信号分量滤波器31当选择多个分割的信号分量，其中，多个接收滤波器的各自用多个接收滤波器的信号成分的基础上，接收定时的提取获得的周期中的输出值的变化量将被用于通过周期成像到过滤器选择单元35，以产生一个组件选择数据包括：多个时间数据的所选择的，图像生成器38，其产生的原始选择的数据滤波选择单元35已经生成的图像数据的部件，所述它装备齐全。点域1

