

(11) 特許出願公開番号

特開2006-288679

(P2006-288679A)

(43) 公開日 平成18年10月26日(2006.10.26)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A6 1 B 8/12

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 25 O L (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2005-112984 (P2005-112984)

(22) 出願日 平成17年4月11日 (2005. 4. 11)

(71) 出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(74) 代理人 100100413

弁理士 渡部 温

(74) 代理人 100110777

弁理士 宇都宮 正明

(72) 発明者 唐澤 弘行

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地

富士写真フイルム株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB07 BB08 BB22 BB24

DE04 DE08 EE04 EE08 FE02

GA03 GB05 HH06 HH13 HH15

HH22 HH27 HH28 HH30 HH36

JB14 JB15 JB31 JB39 JB45

JC19 JC21 KK02 KK12 KK18

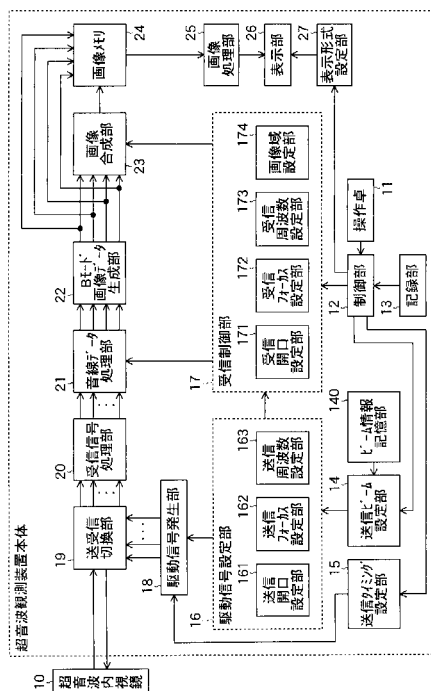
(54) 【発明の名称】 超音波観測装置

(57) 【要約】

【課題】 電子式のラジアル走査方式又はコンベックス走査方式を用いる超音波観測装置において、メカニカル又は従来の電子走査方式よりもフレームレートを向上させる。

【解決手段】 円周又は円弧上に配列された複数の超音波トランスデューサを含む超音波内視鏡と、複数の超音波トランスデューサに複数の送信開口を設定する送信開口設定部と、複数の送信開口に供給される複数の駆動信号群の周波数を送信開口ごとに設定する送信周波数設定部と、該送信周波数設定部によって設定された周波数を有する複数の駆動信号群を所定の時間内に発生して複数の送信開口に供給する駆動信号発生部と、複数の送信開口に対応する受信開口を設定する受信開口設定部と、複数の受信開口からそれぞれ出力された複数の受信信号群に信号処理を施す音線データ処理部と、複数の送信開口としてそれぞれ設定される複数の超音波トランスデューサ群の領域を所定の時間間隔で変化させるように送信開口設定部を制御する制御部とを含む。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ラジアル走査方式又はコンベックス走査方式により被検体の体腔内を走査することによって被検体に関する超音波画像情報を取得し、該超音波画像情報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、

各々が印加される駆動信号に従って超音波を発生すると共に、超音波を受信することにより受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサであって、円周又は円弧上に配列された前記複数の超音波トランスデューサを含む超音波内視鏡と、

前記複数の超音波トランスデューサの中で、互いに異なる複数の方向に複数の超音波ビームをそれぞれ送信するために用いられる複数の超音波トランスデューサ群を、複数の送信開口としてそれぞれ設定する送信開口設定手段と、 10

前記複数の送信開口として設定された複数の超音波トランスデューサ群に供給される複数の駆動信号群の周波数を、送信開口ごとに設定する送信周波数設定手段と、

前記送信周波数設定手段によって設定された周波数を有する複数の駆動信号群を所定の時間内に発生して、前記複数の送信開口に供給する駆動信号発生手段と、

前記複数の送信開口に対応する受信開口として複数の超音波トランスデューサ群を設定する受信開口設定手段と、

前記受信開口として設定された複数の超音波トランスデューサ群からそれぞれ出力された複数の受信信号群に信号処理を施す信号処理手段と、

前記複数の送信開口としてそれぞれ設定される複数の超音波トランスデューサ群の領域を所定の時間間隔で変化させるように前記送信開口設定手段を制御する制御手段と、 20
を具備する超音波観測装置。

【請求項 2】

前記複数の超音波トランスデューサが、広帯域な周波数特性を有し、

前記送信周波数設定手段が、互いに異なる 2 種類以上の周波数を前記複数の送信開口に設定し、

前記受信開口として設定された複数の超音波トランスデューサ群からそれぞれ出力された複数の受信信号群に、前記複数の駆動信号群の周波数に応じたバンドパスフィルタ処理を施すフィルタ処理手段をさらに具備する、

請求項 1 記載の超音波観測装置。 30

【請求項 3】

前記受信開口設定手段が、少なくとも前記複数の送信開口として設定された複数の超音波トランスデューサ群をそれぞれ含む複数の超音波トランスデューサ群を複数の受信開口として設定する、請求項 1 又は 2 記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記信号処理手段が、前記複数の受信信号群について受信フォーカス処理をそれぞれ施すことにより、受信開口ごとに設定された深度に焦点が形成された超音波ビームに関する超音波画像情報を表す複数の音線信号群を生成する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記複数の送信開口からそれぞれ送信される超音波ビームが所定の深度に焦点を形成するように、前記駆動信号発生手段によって供給される複数の駆動信号群の各々に含まれる複数の駆動信号の間に設けられる遅延時間を送信開口ごとに設定する送信フォーカス処理手段をさらに具備する請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波観測装置。 40

【請求項 6】

前記送信開口設定手段が、送信開口ごとに異なる開口幅を設定する、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

前記送信開口設定手段が、互いに異なる方向に送信される複数の超音波ビームの角度間隔が等間隔となるように、前記複数の送信開口の位置を設定する、請求項 1 ~ 6 のいずれ 50

か 1 項記載の超音波観測装置。

【請求項 8】

前記送信開口設定手段が、互いに 90° を為す 4 本の超音波ビームが送信されるように、4 つの送信開口の位置を設定する、請求項 7 記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

前記駆動信号発生手段が、 $4\text{MHz} \sim 20\text{MHz}$ の周波数を有する複数群の駆動信号を発生する、請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項記載の超音波観測装置。

【請求項 10】

前記複数の音線信号群に対応する複数種類の B モード画像を生成する B モード画像生成手段をさらに具備する請求項 1 ～ 9 のいずれか 1 項記載の超音波観測装置。

10

【請求項 11】

前記複数の音線信号群に対応する複数種類の B モード画像についてゲイン又は階調を補正する手段をさらに具備する請求項 10 記載の超音波観測装置。

【請求項 12】

前記ゲイン又は階調を補正する手段が、前記複数種類の B モード画像において濃度差が一定となるようにゲイン又は階調を補正する、請求項 11 記載の超音波観測装置。

【請求項 13】

前記送信開口設定手段によって設定される送信開口の数を 1 つ以上の範囲で切替可能、又は、前記送信周波数設定手段によって送信開口ごとに設定される前記複数の駆動信号群の周波数を 1 種類以上の範囲で切替可能な請求項 1 ～ 12 のいずれか 1 項記載の超音波観測装置。

20

【請求項 14】

前記 B モード画像生成手段によって生成された複数種類の B モード画像の内の 1 つ以上の B モード画像を画面に表示するための表示形式を設定する表示形式設定手段をさらに具備する請求項 10 ～ 13 のいずれか 1 項記載の超音波観測装置。

【請求項 15】

前記 B モード画像生成手段によって生成された複数種類の B モード画像が合成された合成画像を生成する画像合成手段と、

前記複数の B モード画像の各々について、前記合成画像を構成する領域を設定する画像領域設定手段と、

30

をさらに具備する請求項 10 ～ 14 のいずれか 1 項記載の超音波観測装置。

【請求項 16】

前記画像域が、前記複数の B モード画像に対応する複数の駆動信号群の周波数、若しくは、受信フォーカス手段によって設定された焦点深度に基づいて設定される、請求項 15 記載の超音波観測装置。

【請求項 17】

前記制御手段が、前記複数の送信開口としてそれぞれ設定された超音波トランスデューサ群の領域を、前記複数の送信開口の数に応じて定められた前記円周又は円弧上の範囲内において変化させる、請求項 1 ～ 16 のいずれか 1 項記載の超音波観測装置。

【請求項 18】

40

前記信号処理手段によって生成された複数の音線信号に基づいてドップラー画像を生成するドップラー画像生成手段をさらに具備する請求項 4 ～ 17 のいずれか 1 項記載の超音波観測装置。

【請求項 19】

前記信号処理手段によって生成された複数の音線信号群に基づいて高調波画像を生成するハーモニクイメーキング手段をさらに具備する請求項 4 ～ 18 のいずれか 1 項記載の超音波観測装置。

【請求項 20】

ドップラー画像を生成するために用いられる受信信号群を取得するための超音波ビームの送受信と、高調波画像を生成するために用いられる受信信号群を取得するための超音波

50

ビームの送受信と、Bモード画像を生成するために用いられる受信信号群を取得するための超音波ビームの送受信との内の2つ以上が、所定の時間内に実行される、請求項18又は19記載の超音波観測装置。

【請求項21】

前記送信周波数設定手段が、ドップラー画像を生成するために用いられる受信信号群に対応する駆動信号群と、高調波画像を生成するために用いられる受信信号群に対応する駆動信号群と、Bモード画像を生成するために用いられる受信信号群に対応する駆動信号群とに、互いに異なる周波数を設定する、請求項18～20のいずれか1項記載の超音波観測装置。

【請求項22】

前記複数の送信開口にそれぞれ供給される複数の駆動信号群の周波数に応じて、前記複数の駆動信号群のパルス繰り返し数(PRF: pulse repetition frequency)を変化させる送信タイミング設定手段をさらに具備する請求項1～21のいずれか1項記載の超音波観測装置。

【請求項23】

前記送信タイミング設定手段が、前記複数の駆動信号群の中で、周波数が低い方の駆動信号群のパルス繰り返し数を小さくし、

前記制御手段が、周波数が低い方の超音波ビームと周波数が高い方の超音波ビームとの角度間隔を所定の範囲内に保つために、周波数が低い方の超音波ビームによる走査密度が、周波数が高い方の超音波ビームの走査密度よりも低くなるように、前記送信開口設定手段を制御する、

請求項22記載の超音波観測装置。

【請求項24】

前記制御手段が、周波数が低い方の超音波ビームによる走査密度が、周波数が高い方の超音波ビームの走査密度よりも低くなるように走査を行った後で、周波数が低い方の超音波ビームによって走査されなかった領域を、周波数が低い方の複数の超音波ビームにより走査するように、前記送信開口設定手段及び前記送信周波数設定手段を制御する請求項23記載の超音波観測装置。

【請求項25】

前記複数の音線信号群に基づいて、周波数差分画像を生成するサブトラクション処理手段をさらに具備し、

前記表示形式設定手段が、周波数差分画像とBモード画像との両方が前記表示手段に表示されるように設定を行う、

請求項14～24のいずれか1項記載の超音波観測装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断のために患者の体内に挿入して超音波断層像を撮影することが可能な超音波内視鏡を備えた超音波観測装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、患者の体腔内周辺の超音波断層像に基づいて医療診断を行うために、患者の体腔内に挿入して使用される超音波内視鏡が開発されている。一般に、超音波内視鏡においては、超音波を送受信する複数の超音波トランスデューサ(超音波振動子)を含むアレイを機械的に回転させることにより視野角360°の走査を行うメカニカルラジアル走査方式が採用されている。

【0003】

また、電子的な走査により視野角360°の走査を行う電子ラジアル走査方式も提案されている。例えば、非特許文献1には、各種消化器疾患に対する電子ラジアル型超音波内視鏡の使用経験に基づいて、電子ラジアル型超音波内視鏡の有用性及び問題点を検討した

10

20

30

40

50

結果が記載されている。

【0004】

さらに、ラジアル走査方式において、異なる複数の方向に、互いに周波数が異なる複数の超音波を同時に送信することにより、画質の良い超音波画像を取得することも提案されている。

関連する技術として、特許文献1には、超音波の周波数を変化させて超音波走査することで複数のエコーデータを得て観察を行うために、超音波診断装置が、超音波観察部と、各種画像処理を行う画像処理部と、超音波を送受信する超音波振動子を備えた超音波プローブと、超音波プローブを駆動する駆動部とで主に構成され、上記超音波振動子が駆動周波数を変化させられる広帯域振動子であることが開示されている。この超音波診断装置において、超音波観測部は、超音波振動子に対して異なる駆動周波数の超音波を送信するとともに超音波の反射波を受信する送受信部と、反射波をエコーデータとして取り込んで記憶するフレームメモリとを備えており、システムコントローラによって送受信部で発生させる各種駆動周波数の切り換えが制御されると共に、切り換えた駆動周波数とその駆動周波数のエコーデータとがフレームメモリに対応して記憶される。

10

【0005】

特許文献2には、周波数特性の異なる複数の超音波画像を同一画像上で滑らかな画像として合成表示するために、互いに異なる周波数特性を有する超音波送受信手段と、該複数の超音波送受信手段を駆動する制御手段と、複数の超音波送受信手段から出力される受信信号に画面内における超音波送受信手段に対応した位置からの距離に応じた重み付けを行い一画面に合成して表示する表示手段とを具備する超音波画像処理装置が開示されている。

20

【0006】

特許文献3には、高周波化にともなう超音波減衰に対処して周波数選択を容易に行うために、少なくとも2つ以上の中心周波数をもつ超音波パルスを送受波して受信信号を得る各中心周波数共用の超音波トランスデューサと、該超音波トランスデューサを用いて中心周波数毎に独立して受信信号を収集する手段とを具備する超音波診断装置が開示されている。

【0007】

特許文献4には、測定対象によることなく、正確な診断をなし得るために、生体内で反射又は透過した超音波パルスを受信して電気信号に変換し、この電気信号の持つ特徴量から生体の組織性状を診断する信号解析手段を備えた生体組織性状診断装置において、上記信号解析手段が、電気信号のパルス幅を設定するパルス幅設定手段と、該設定された信号パルス幅内から、少なくとも領域の一部が異なる複数の信号領域を抽出する領域抽出手段と、該抽出領域のそれぞれにおいて、所定の波形特徴値を計算する波形特徴値計算手段と、該計算された波形特徴値環の差異を演算する差異演算手段と、該差異演算の結果とその超音波パルスの受信時刻とを関連付けることで、差異演算の結果と受信超音波パルスを発生させた生体組織の位置を対応させる対応時刻決定手段とを含むことが開示されている。

30

【特許文献1】特開2001-333902号公報(第1頁)

【特許文献2】特開平8-173420号公報(第2頁)

40

【特許文献3】特開平5-56980号公報(第1、2頁)

【特許文献4】特開2001-170046号公報

【非特許文献1】竹田、他、「消化器疾患に対する電子ラジアル型超音波内視鏡検査の現状」、超音波医学(Jpn J Med Ultrasonics)、社団法人日本超音波医学会、2004年、第31巻補遺、77-C062

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

このように、メカニカル又は電子式のラジアル走査方式によれば、広い視野角を得ることができるという利点はある。しかしながら、例えば、コンベックス型超音波トランスデ

50

ユーサアレイを用いて視野角 90° の走査を行う走査方式に比較すると、音線密度や走査深度等の条件を同一にした場合に 1 フレームの画像を得るための走査時間 (フレーム周期) が長くなるので、フレームレートが低下してしまうという問題がある。

【 0 0 0 9 】

また、特許文献 1 及び 2 に開示されているように、互いに周波数が異なる超音波を用いることによって得られた複数の超音波画像を合成することにより、浅部における高い分解能 (解像度) と、深部に至る超音波のペネトレーション (焦点深度) とを両立できるという利点はある。しかしながら、上記特許文献 1 及び 2 に開示されている装置においては、メカニカルなラジアル走査方式が用いられており、電子ラジアル走査方式を用いることについては考慮されていない。

10

【 0 0 1 0 】

一方、特許文献 3 においては、異なる複数の方向に互いに周波数が異なる超音波をそれぞれ送信する際に電子ラジアル走査方式を用いることが示唆されているが (第 3 頁) 、具体的な態様については明らかにされていない。ここで、電子ラジアル走査方式を採用する場合には、超音波トランスデューサへの接続線の本数が増えることが考えられるが、それに関する対応についての記載はない。また、互いに周波数が異なる超音波に基づいて得られた複数の超音波画像を組み合わせることで表示することや、ドップラー法等の B モード画像以外の超音波画像生成方式と組み合わせることについては記載されていない。

また、特許文献 4 には、周波数成分を抽出するために用いられる探触子の態様について、具体的には記載されていない。

20

【 0 0 1 1 】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、電子式のラジアル走査方式又はコンベックス走査方式を用いる超音波内視鏡を備えた超音波観測装置において、メカニカル走査方式又は従来の電子走査方式よりもフレームレートを向上させることを第 1 の目的とする。また、本発明は、そのような超音波観測装置において、互いに異なる周波数成分を有する超音波を送受信することによって得られた超音波画像情報に基づいて、医療診断に適した超音波画像を生成することを第 2 の目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

上記課題を解決するため、本発明に係る超音波観測装置は、ラジアル走査方式又はコンベックス走査方式により被検体の体腔内を走査することによって被検体に関する超音波画像情報を取得し、該超音波画像情報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、各々が印加される駆動信号に従って超音波を発生すると共に、超音波を受信することにより受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサであって、円周又は円弧上に配列された複数の超音波トランスデューサを含む超音波内視鏡と、複数の超音波トランスデューサの中で、互いに異なる複数の方向に複数の超音波ビームをそれぞれ送信するために用いられる複数の超音波トランスデューサ群を、複数の送信開口としてそれぞれ設定する送信開口設定手段と、複数の送信開口として設定された複数の超音波トランスデューサ群に供給される複数の駆動信号群の周波数を、送信開口ごとに設定する送信周波数設定手段と、該送信周波数設定手段によって設定された周波数を有する複数の駆動信号群を所定の時間内に発生して、複数の送信開口に供給する駆動信号発生手段と、複数の送信開口に対応する受信開口として複数の超音波トランスデューサ群を設定する受信開口設定手段と、受信開口として設定された複数の超音波トランスデューサ群からそれぞれ出力された複数の受信信号群に信号処理を施す信号処理手段と、複数の送信開口としてそれぞれ設定される複数の超音波トランスデューサ群の領域を所定の時間間隔で変化させるように送信開口設定手段を制御する制御手段とを具備する。

30

40

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、ラジアル走査方式又はコンベックス走査方式の超音波内視鏡において、同時又はほぼ同時に複数の超音波ビームを送信することによりマルチビーム走査を行う

50

ので、従来の走査方式よりもフレームレートを向上させることができる。また、本発明によれば、超音波ビームを送信する送信開口ごとに駆動信号の周波数を設定することにより、互いに周波数が異なる複数の超音波ビームを同時に送信できるようになる。それにより、浅部における高分解能が維持された超音波画像情報と深部に関する超音波画像情報とを同時に取得することができる。従って、焦点深度の異なる複数のBモード画像が合成された画像や、ハーモニックス画像や、ドップラー画像や、組織性状が表された周波数差分画像のように、診断目的に応じて最適な超音波画像を表示することができるようになるので、医療診断の質及び効率を向上させることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

10

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の第1の実施形態に係る超音波観測装置の構成を示すブロック図である。図1に示すように、本実施形態に係る超音波観測装置は、電子ラジアル型の超音波内視鏡10と、超音波内視鏡10を接続可能な超音波観測装置本体とを含んでいる。

【0015】

図2は、図1に示す超音波内視鏡10の構成を示す模式図である。図2に示すように、超音波内視鏡10は、挿入部101と、操作部102と、接続コード103と、ユニバーサルコード104とを含んでいる。

超音波内視鏡10の挿入部101は、患者の体内に挿入することができる細長い可撓性の管である。操作部102は、挿入部101の基端に設けられており、接続コード103を介して超音波観測装置本体に接続されていると共に、ユニバーサルコード104を介して図示しない光源装置と接続されている。超音波内視鏡10の挿入部101の先端には、複数の超音波トランスデューサが円周上に配置された超音波トランスデューサ部110が設けられている。

20

【0016】

図3は、図2に示す超音波内視鏡10の先端を示す拡大図である。

超音波内視鏡10の先端には、超音波トランスデューサ部110が設けられていると共に、照明窓121、観察窓123、処置具導出孔126、及び、ノズル穴127が形成されている。照明窓121には、光源装置からライトガイドを介して供給される照明光を射出させるための照明用レンズ122が装着されている。これらは、照明光学系を構成する。また、観察窓123には、対物レンズ124が装着されており、この対物レンズ124の結像位置に、イメージガイドの入力端又はCCDカメラ等の固体撮像素子125が配置されている。これらは、観察光学系を構成する。

30

【0017】

処置具導出孔126は、操作部102に設けられた処置具挿入口105（図2）から挿入された処置具等を導出させる孔である。この孔から鉗子等の処置具を突出させ、操作部102においてこれを実行することにより、被検体の体腔内において種々の処置が行われる。さらに、ノズル孔127は、照明窓121及び観察窓123を洗浄するための液体を供給するために設けられている。

40

【0018】

図4は、図3に示す超音波トランスデューサ部110を示す上面図である。図4に示すように、超音波トランスデューサ部110は、円周上に並べられた複数の超音波トランスデューサTR1、TR2、...を含んでいる。例えば、直径が約11.5mmの円の円周上に、約0.1mmピッチで360個の超音波トランスデューサTR1～TR360が配列される。

【0019】

各超音波トランスデューサTR1～TR360は、4MHz～20MHzの周波数帯域を含む広帯域な周波数特性を有する振動子である。各超音波トランスデューサTR1～TR360は、圧電体111と、圧電体111の両端に配置された電極112及び113と

50

を含んでいる。圧電体 111 は、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate) に代表される圧電セラミックや、P V D F (ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride) に代表される高分子圧電素子等によって形成されている。このような超音波トランスデューサ T R 1 ~ T R 360 は、駆動信号が印加されることにより伸縮して超音波を発生する。その際に、隣接する複数の超音波トランスデューサ T R 1 ~ T R 360 を、所定の遅延時間を設けて駆動することにより、所望の方向に送信される超音波ビームが形成される。また、超音波トランスデューサ T R 1 ~ T R 360 は、被検体において発生した超音波エコー信号を受信し、それを電気信号に変換して受信信号として出力する。

【0020】

10

このような超音波トランスデューサ部 110 において、隣接する複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサ群 G R 1、G R 2、G R 3、G R 4 を送信開口として設定し、各送信開口に含まれる複数の超音波トランスデューサに複数の駆動信号(駆動信号群)を所定の時間内に供給することにより、複数の超音波ビーム T B 1、T B 2、T B 3、T B 4 が同時又はほぼ同時に送信される(マルチビーム送信)。さらに、各送信開口の位置をずらしながら(例えば、G R 1、G R 1'、G R 1''、...)、駆動信号群を順次供給することにより、マルチビームにより被検体内をラジアル走査することができる。

【0021】

再び、図 1 を参照すると、超音波観測装置本体は、操作卓 11 と、制御部 12 と、記録部 13 と、送信ビーム設定部 14 と、送信タイミング設定部 15 と、駆動信号設定部 16 と、受信制御部 17 と、駆動信号発生部 18 と、送受信切換部 19 と、受信信号処理部 20 と、音線データ処理部 21 と、B モード画像データ生成部 22 と、画像合成部 23 と、画像メモリ 24 と、画像処理部 25 と、表示部 26 と、表示形式設定部 27 とを含んでいる。

20

【0022】

操作卓 11 は、種々の命令や情報を入力するために、オペレータによって操作される入力装置である。操作卓 11 は、オペレータの操作に従って、超音波内視鏡 10 における超音波観測動作の開始/停止を制御するための制御信号等を制御部 12 に出力する。操作卓 11 は、キーボード、タッチパネル等の入力デバイスや、マウス等のポインティングデバイスや、調節ツマミや、入力ボタン等を含んでいる。

30

【0023】

制御部 12 は、C P U (中央演算処理装置)とソフトウェアとによって構成されており、操作卓 11 から入力される制御信号に従って、超音波観測装置本体の各部を制御している。

記録部 13 は、超音波観測装置本体に含まれる C P U に動作を実行させるための基本プログラム及び種々の処理を行うために用いられるプログラム(ソフトウェア)や、それらの処理に用いられる情報等を記録するための記録媒体を制御する。なお、記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、外付けハードディスク、フレキシブルディスク、M O、M T、R A M、C D - R O M、又は、D V D - R O M 等を用いても良い。

40

【0024】

送信ビーム設定部 14 は、制御部 12 の制御の下で、マルチビーム送信される超音波ビームの本数、送信位置、及び、周波数を設定する。また、図 1 に示すように、送信ビーム設定部 14 には、ビーム情報記憶部 140 が備えられている。このビーム情報記憶部 140 には、超音波ビームの周波数に対応する適切な開口幅、焦点距離、ビーム径、駆動信号の波形等の情報が格納されており、送信ビーム設定部 14 は、送信される超音波ビームの周波数に基づいてビーム情報記憶部 140 からそれらの情報を読み出す。さらに、送信ビーム設定部 14 は、超音波ビームの本数に応じて、送信位置の間隔(角度)を設定する。

【0025】

送信タイミング設定部 15 は、制御部 12 の制御の下で、超音波ビームの送信タイミン

50

グ、又は、パルス繰り返し数（PRF：pulse repetition frequency）を設定する。

駆動信号設定部 16 は、送信ビーム設定部 14 によってビーム情報記憶部 140 から読み出された情報に基づいて、駆動する超音波トランスデューサ TR1、TR2、...（図4）及び、それらの超音波トランスデューサ TR1、TR2、... にそれぞれ与えられる駆動信号を設定する。具体的には、駆動信号設定部 16 の送信開口設定部 161、送信フォーカス設定部 162、及び、周波数設定部 163 が次の設定を行う。

【0026】

送信開口設定部 161 は、超音波ビームの送信位置及び開口幅に基づいて、送信位置（図4に示す位置 PT1～PT4）を中心とする開口幅内に含まれる複数の超音波トランスデューサ群（図4に示す超音波トランスデューサ群 GR1～GR4）を送信開口として設定する。また、送信フォーカス設定部 162 は、各送信開口 GR1～GR4 に含まれる複数の超音波トランスデューサ TR1、TR2、... にそれぞれ与えられる複数の駆動信号の間に設けられる遅延時間（送信フォーカス設定）を、超音波ビームの焦点深度に応じて送信開口ごとに設定する。さらに送信周波数設定部 163 は、複数の超音波トランスデューサ TR1、TR2、... にそれぞれ与えられる駆動信号の周波数を、送信開口ごとに設定する。

10

【0027】

受信制御部 17 は、制御部 12 の制御の下で、超音波トランスデューサから出力された受信信号の処理及び画像データ生成処理を制御する。具体的には、受信制御部 17 の受信開口設定部 171、受信フォーカス設定部 172、受信周波数設定部 173、及び、画像

20

【0028】

受信開口設定部 171 は、駆動信号設定部 16 において設定された複数の送信開口に対応する複数の受信開口を設定する。受信開口として設定される超音波トランスデューサ群は、送信開口として設定された超音波トランスデューサ群と同じであっても良いし、送信開口として設定された超音波トランスデューサ群を含むそれより広い範囲の超音波トランスデューサ群であっても良い。

【0029】

受信フォーカス設定部 172 は、各受信開口に含まれる複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の受信信号に与えられる遅延時間を、受信開口ごとに設定する。この遅延時間（受信フォーカス設定）は、後述する受信フォーカス処理において用いられる。

30

受信周波数設定部 173 は、複数の受信開口について、対応する送信開口に供給された駆動信号群の周波数に応じて（即ち、送信された超音波ビームの周波数に応じて）、受信周波数帯域を設定する。この受信周波数帯域は、後述する受信フィルタ処理において用いられる。

【0030】

画像域設定部 174 は、受信フォーカス処理によって受信ビームに形成される焦点の深度に応じて、その受信ビームに基づいて生成される超音波画像の適切な表示範囲（画像域）を設定する。即ち、受信ビームによって表される画像においては、焦点を中心とする所定の深度範囲が最も明確に表示されるので、そのような範囲を切り出すために画像域が設定される。

40

【0031】

駆動信号発生部 18 は、超音波トランスデューサ部 110（図4）に含まれる複数の超音波トランスデューサ TR1～TR360 に対応する複数のパルサを含んでいる。各パルサは、駆動信号設定部 16 において行われた設定に従って、所定の周波数を有する駆動信号を、送信タイミング設定部において設定された送信タイミング又は PRF に従って発生する。それにより、各送信開口に含まれる複数の超音波トランスデューサから、複数の超音波が所定の時間差を伴ってそれぞれ発生し、それらの超音波の重ね合わせにより、所定の深度に焦点を形成する超音波ビームが形成される。

50

【 0 0 3 2 】

送受信切換部 1 9 は、駆動信号発生部 1 8 において発生した駆動信号の超音波内視鏡 1 0 への入力と、後述する受信信号処理部 2 0 における受信信号の取り込みとを、制御部 1 2 の制御に従って所定のタイミングで切り換える。このように受信信号の読み取り時間帯を限定することにより、所定のタイミングで送信された超音波ビームが、被検体の特定の深度において反射されたことにより生じた超音波エコー信号が検出される。

【 0 0 3 3 】

図 5 は、図 1 に示す受信信号処理部 2 0 及び音線データ処理部 2 1 の構成を示すブロック図である。

受信信号処理部 2 0 は、超音波内視鏡 1 0 に含まれる複数の超音波トランスデューサに対応する複数のチャンネル C H 1、C H 2、... を有している。各チャンネルにおいて、超音波トランスデューサから出力された受信信号は、前置増幅器 (P R E A M P) 2 0 1 において前置増幅され、A / D 変換器 2 0 2 においてアナログ / デジタル変換を施される。それにより、各超音波トランスデューサにおいて受信された超音波画像情報を表す受信データが得られる。これらの受信データは、音線データ処理部 2 1 のデータ選択部 2 0 0 に入力される。

【 0 0 3 4 】

音線データ処理部 2 1 は、受信データ選択部 2 0 0 と、送信される超音波ビームの本数に応じて設けられた複数のデータ処理系統とを含んでいる。図 5 には、4 本の超音波ビームに対応する 4 つのデータ処理系統 2 1 1 ~ 2 1 4、2 2 1 ~ 2 2 4、2 3 1 ~ 2 3 4、2 4 1 ~ 2 4 4 が示されている。

【 0 0 3 5 】

受信データ選択部 2 0 0 は、受信信号処理部 2 0 の複数のチャンネルから出力される受信データの中で、受信開口設定部 1 7 1 において受信開口として設定された超音波トランスデューサ群から出力される受信信号群に基づく受信データを、受信開口ごとにいずれかのデータ処理系統に入力させる。

【 0 0 3 6 】

各データ処理系統は、受信フォーカス処理部 2 1 1 ~ 2 4 1 と、受信フィルタ処理部 2 1 2 ~ 2 4 2 と、メモリ (1 次メモリ) 2 1 3 ~ 2 4 3 と、ゲイン / 階調処理部 2 1 4 ~ 2 4 4 とを含んでいる。

受信フォーカス処理部 2 1 1 ~ 2 4 1 は、入力される受信データに受信フォーカス設定部 1 7 2 において設定された遅延時間を設け、それらを加算することにより、所定の方向及び深度に焦点が絞り込まれた音線データを生成する。

【 0 0 3 7 】

受信フィルタ処理部 2 1 2 ~ 2 4 2 は、受信フォーカス処理部 2 1 1 ~ 2 4 1 において生成される音線データについて、受信周波数設定部 1 7 3 において設定された受信周波数帯域に従ってバンドパスフィルタ処理を施すことにより、所定の帯域に周波数が制限された音線データを生成する。さらに、受信フィルタ処理部 2 1 2 ~ 2 4 2 は、生成される音線データに対して包絡線検波処理を施し、検波処理が施された音線データを出力する。

【 0 0 3 8 】

メモリ 2 1 3 ~ 2 4 3 は、受信フィルタ処理部 2 1 2 ~ 2 4 2 から出力される音線データを順次格納する。メモリ 2 1 3 ~ 2 4 3 に 1 フレーム分の音線データ (フレームデータ) が蓄積されると、そのフレームデータは、ゲイン / 階調処理部 2 1 4 ~ 2 4 4 に出力される。

【 0 0 3 9 】

ゲイン / 階調処理部 2 1 4 ~ 2 4 4 は、受信制御部 1 7 の制御の下で、メモリ 2 1 3 ~ 2 4 3 から出力されたフレームデータについて、距離による減衰の補正、及び、超音波ビームの送信周波数に応じた階調補正を行う。ここで、受信開口 (即ち、対応する送信開口) ごとに階調補正を行うのは、超音波トランスデューサによる超音波エコー信号の受信感度が、超音波エコー信号の周波数、即ち、送信された超音波ビームの周波数によって変化

10

20

30

40

50

するからである。

【0040】

再び、図1を参照すると、Bモード画像データ生成部22は、音線データ処理部22の各データ処理系統211～214、221～224、231～234、241～244において生成されたフレームデータについて、走査フォーマットを変換するDSC（デジタル・スキャン・コンバータ）処理を行う。それにより、超音波ビームの走査空間における音線方向の画像情報を表す音線データが、物理空間における表示用の画像データに変換される。即ち、Bモード画像データ生成部22は、超音波内視鏡10のラジアル走査方式に対応する座標変換処理及び補間処理を音線データに施すことにより、画像表示範囲に対応するリサンプリングを行う。それにより、音線データ処理部22の複数のデータ処理系

10

【0041】

画像合成部23は、画像域設定部174において設定された画像域と、Bモード画像データ生成部22において生成された複数の種類のBモード画像データとに基づいて、焦点深度の異なる複数のBモード画像を合成する処理を行う。それにより、各超音波画像における焦点付近の領域がつながり合わせられた合成Bモード画像を表す画像データが生成される。

【0042】

画像メモリ（2次メモリ）24は、Bモード画像データ生成部22において生成された複数の種類のBモード画像データ、及び、画像合成部23において生成された合成画像データを格納する。

20

画像処理部25は、画像メモリ24に格納されている合成画像データについて、ゲイン調整及びコントラスト調整を含む線形の階調処理や、γ補正を含む非線形な階調処理等の必要な画像処理を施すと共に、デジタルの画像データをアナログの画像信号に変換して出力する。

【0043】

表示部26は、ラスタスキャン方式のCRTディスプレイ又はLCDディスプレイであり、画像処理部25から出力された画像信号に基づいて、表示形式設定部27において設定された表示形式に従って、超音波画像を表示する。

30

表示形式設定部27は、制御部12の制御の下で、複数の種類のBモード画像データ及び合成画像データによって表される複数の超音波画像の中で、画面に表示させる1つ又は複数の画像や、それらの表示形式を設定する。表示させる画像の種類や表示形式は、オペレータが操作卓11を用いて命令を入力することにより選択することができる。具体的な表示形式については後で説明する。

【0044】

次に、本発明の第1の実施形態に係る超音波観測方法について説明する。本実施形態に係る超音波観測方法は、互いに周波数が異なる4本の超音波ビームをマルチビーム送信することにより超音波画像情報を取得し、その超音波画像情報に基づいて超音波画像を生成する方法であり、図1～図5に示す超音波観測装置において用いることができる。

40

【0045】

まず、オペレータは、図1に示す操作卓11を用いて、周波数が異なるマルチビーム送信モードで超音波観測を開始する命令を入力する。これに応じて、制御部12は、送信ビーム設定部14、送信タイミング設定部15、及び、受信制御部17に、動作の開始を表す制御信号を出力する。なお、マルチビーム送信される超音波ビームの本数については、オペレータがモードを入力する際に選択することができる。本実施形態においては、4本の超音波ビームをマルチビーム送信する。

【0046】

送信ビーム設定部14は、制御部12から出力された制御信号に従って、周波数が異なるマルチビーム送信モードに対応する次の情報を読み出す。

50

ビーム 1 (T B 1) : 周波数 4 M H z 、開口幅 6 . 4 m m 、焦点距離 8 c m 、
画像域 6 c m 以上

ビーム 2 (T B 2) : 周波数 7 . 5 M H z 、開口幅 4 . 8 m m 、焦点距離 4 c m 、
画像域 3 c m ~ 6 c m

ビーム 3 (T B 3) : 周波数 1 2 M H z 、開口幅 3 . 2 m m 、焦点距離 2 c m 、
画像域 1 c m ~ 3 c m

ビーム 4 (T B 4) : 周波数 2 0 M H z 、開口幅 2 . 4 m m 、焦点距離 0 . 5 c m 、
画像域 1 c m

【 0 0 4 7 】

なお、超音波ビームの周波数は、本実施形態におけるように、超音波ビームの本数に応じて自動設定されるようにしても良いし、オペレータがマニュアルで入力するようにしても良い。また、自動設定された周波数をオペレータが修正できるようにしても良い。

10

【 0 0 4 8 】

さらに、送信ビーム設定部 1 4 は、隣接して送信される超音波ビームの角度間隔を 90° ($= 360^\circ / 4$ 本) に設定すると共に、この角度間隔に応じて、4 本の超音波ビームの最初の送信位置 P T 0 、 P T 9 0 、 P T 1 8 0 、及び、 P T 2 7 0 を設定する。なお、この超音波ビームの角度間隔は、オペレータが命令を入力することにより変更することができるが、超音波ビーム間のクロストークを避けるためには、角度間隔をなるべく広くすることが望ましい。そのため、図 1 に示す超音波観測装置においては、角度間隔 = ($360^\circ /$ 超音波ビームの本数) となるように初期設定されている。

20

【 0 0 4 9 】

また、送信タイミング設定部 1 5 は、上記の 4 つの周波数の内で最も低い周波数 (4 M H z) に基づいて、 P R F を設定する。ここで、 P R F を設定する際に、最も低い周波数を基準とするのは、周波数が低い程、被検体の深部に関する情報を取得することができるので、その分超音波ビームの往復に時間を要するからである。

【 0 0 5 0 】

図 6 に示すように、駆動信号設定部 1 6 の送信開口設定部 1 6 1 は、4 M H z の超音波ビームを送信する送信開口 A P 1 として、位置 P T 0 を中心とし、開口幅 6 . 4 m m の範囲に含まれる超音波トランスデューサ T R 3 2 8 ~ T R 3 2 を設定する。また、送信開口設定部 1 6 1 は、7 . 5 M H z の超音波ビームを送信する送信開口 A P 2 として、位置 P T 9 0 を中心とし、開口幅 4 . 8 m m の範囲に含まれる超音波トランスデューサ T R 6 6 ~ T R 1 4 4 を設定する。さらに、送信開口設定部 1 6 1 は、1 2 M H z の超音波ビームを送信する送信開口 A P 3 として、位置 P T 1 8 0 を中心とし、開口幅 3 . 2 m m の範囲に含まれる超音波トランスデューサ T R 1 6 4 ~ T R 1 9 6 を設定する。また、送信開口設定部 1 6 1 は、2 0 M H z の超音波ビームを送信する送信開口 A P 4 として、 P T 9 0 を中心とし、開口幅 2 . 4 m m の範囲に含まれる超音波トランスデューサ T R 2 5 8 ~ T R 2 8 2 を設定する。

30

【 0 0 5 1 】

さらに、このように設定された送信開口に対して、送信フォーカス設定部 1 6 2 は、各送信開口に対して所定の深度に焦点を形成するように送信フォーカス設定を行い、送信周波数設定部 1 6 3 は、各送信開口に与えられる駆動信号群の周波数を設定する。

40

一方、受信制御部 1 7 の各部は、送信開口 A P 1 ~ A P 4 に基づいて、対応する複数の受信開口の設定、受信フォーカス設定、受信周波数帯域の設定、及び、画像域の設定を行う。

【 0 0 5 2 】

再び、図 1 及び図 6 を参照すると、駆動信号設定部 1 6 における設定に従って、駆動信号発生部 1 8 が駆動信号を発生すると、送信開口 A P 1 ~ A P 4 から、互いに異なる周波数を有する超音波ビーム T B 1 ~ T B 4 が送信される。送信された超音波ビーム T B 1 ~ T B 4 は、被検体の体腔内において反射され、それによって生じた超音波エコー信号は、超音波トランスデューサ T R 1 ~ T R 3 6 0 によって受信される。

50

【 0 0 5 3 】

このような超音波ビームを送受信する動作を、送信タイミング設定部 1 5 において設定された P R F で、送信開口 A P 1 ~ A P 4 の位置をずらしながら繰り返す。例えば、図 6 において、送信開口 A P 1 ~ A P 4 の位置を超音波トランスデューサ 1 つ分ずらすことにより（例えば、超音波トランスデューサ T R 3 2 9 ~ T R 3 3 を送信開口 A P 1 とする）、超音波ビームの送信方向が 1 ° 変化する。そのようにして、超音波トランスデューサ部 1 1 0 の周囲 3 6 0 ° の範囲が各超音波ビーム T B 1 ~ T B 4 によって走査される。

【 0 0 5 4 】

図 5 に示すように、超音波トランスデューサ T R 1 ~ T R 3 6 0（図 6）は、超音波エコー信号を受信すると、受信信号処理部 2 0 の対応するチャンネルに受信信号を出力する。各チャンネルにおいて、受信信号は前置増幅され、デジタルデータ（受信データ）に変換される。

10

【 0 0 5 5 】

これらの受信データの中で、送信開口 A P 1、A P 2、A P 3、A P 4（図 6）に対応する受信開口に含まれる超音波トランスデューサから出力された受信データは、受信データ選択部 2 0 0 により、受信フォーカス処理部 2 1 1、2 1 2、2 1 3、2 1 4 にそれぞれ入力される。即ち、信号処理系統 2 1 1 ~ 2 1 4 には 4 M H z の超音波ビームに対応する受信データが入力され、信号処理系統 2 2 1 ~ 2 2 4 には 7 . 2 M H z の超音波ビームに対応する受信データが入力され、信号処理系統 2 3 1 ~ 2 3 4 には 1 2 M H z の超音波ビームに対応する受信データが入力され、信号処理系統 2 4 1 ~ 2 4 4 には 2 0 M H z の

20

【 0 0 5 6 】

各信号処理系統においては、受信制御部 1 7 の制御の下で、受信データについて遅延加算処理、受信フィルタ処理、及び、ゲイン / 階調処理が施される。それにより、音線データ処理部 2 1 から、周波数別の 4 種類の B モード画像データが取得される。これらの B モード画像データは、B モード画像データ生成部 2 2 において走査フォーマットの変換処理を受けることにより、表示用の B モード画像データに変換される。

【 0 0 5 7 】

図 7 は、超音波トランスデューサ部 1 1 0 からの超音波ビームの焦点深度に応じて、画像域設定部 1 7 4 により設定された画像域を示している。図 7 に示すように、焦点深度が 8 c m の超音波ビーム（周波数 4 M H z）に対して、6 c m 以上の深度領域が画像域として設定されている。また、焦点深度が 4 c m の超音波ビーム（周波数 7 . 5 M H z）に対して、3 c m ~ 6 c m の深度領域が画像域として設定されている。さらに、焦点深度が 2 c m の超音波ビーム（周波数 1 2 M H z）に対して、1 c m ~ 3 c m の深度領域が画像域として設定されている。また、焦点深度が 0 . 5 c m の超音波ビーム（周波数 2 0 M H z）に対して、1 c m 以下の深度領域が画像域として設定されている。

30

図 8 に示すように、画像合成部 2 3 は、周波数別（4 M H z、7 . 5 M H z、1 2 M H z、2 0 M H z）の 4 種類の B モード画像データから画像域を抽出し、それらを合成する処理を行う。

【 0 0 5 8 】

このようにして生成された周波数別の B モード画像データ及び合成画像データは、表示形式設定部 2 7 における設定に従って処理され、さらに、画像処理部 2 5 において必要な画像処理を受けた後で、表示部 2 6 に出力される。それにより、表示部 2 6 にユーザの所望の形式で超音波画像が表示される。

40

【 0 0 5 9 】

表示形式設定部 2 7 において設定される表示形式としては、例えば、次に示す形式から選択することができる。

（ 1 ）合成画像のみを表示する表示形式（図 8）

（ 2 ）周波数別の画像のみを表示する表示形式（図 9）

この場合には、表示させる B モード画像の枚数（例えば、1 ~ 4 枚）、種類（4 M H z

50

、 7.5MHz 、 12MHz 、 20MHz ）、サイズ、及び、画面におけるレイアウトを選択することができる。

(3) 合成画像及び周波数別の画像の両方を表示する表示形式(図10)

この場合には、表示させるBモード画像の枚数、種類、サイズ、及び、画面におけるレイアウトを選択することができる。

【0060】

以上説明したように、本実施形態によれば、マルチビームによりラジアル走査を行うので、シングルビームを用いる場合に比較してフレームレートを低下させることなく、周波数が異なる複数種類の超音波画像を取得することができる。また、本実施形態においては、送信開口ごとに超音波ビームの周波数を設定し、送信開口に対応する受信開口において受信された信号について、送信周波数に対応するフィルタ処理を施すので、広帯域な超音波ビームを送信して受信時に周波数帯域を分離する方法と異なり、大きな送信パワーを得ることができるため、SN比を改善することが可能となる。

10

【0061】

さらに、本実施形態においては、互いに周波数が異なる複数の超音波画像を、それぞれの焦点深度に基づいて合成することにより、浅部における高分解能と深部へのビームの深達度とを両立させることができるので、浅部から深部に渡る広い範囲を、良好な状態で画像化することが可能となる。そのような画像においては、画像域ごとに送信周波数に応じた階調補正処理が為されているので、異なる画像域の間において不自然さがなく、全体的に見やすい画像となる。従って、医療診断において、1つの画像に基づいて適切な判断を下せるようになる。

20

【0062】

さらに、本実施形態によれば、互いに周波数が異なる複数種類の超音波画像を、探触子(内視鏡)を交換することなく取得することができ、それらをユーザの好みに応じて選択して表示させることができるので、医療診断の現場において、診断効率を上げることができる。

【0063】

なお、図6においては、送信開口を、単に超音波ビームの周波数の大きさの順に配置しているが、周波数の大きさを考慮して送信開口の配置を決定することがより望ましい。例えば、 7.5MHz 及び 4MHz の超音波ビームの開口及びビーム径は比較的広くなるので、それらの超音波ビームの送信開口を超音波トランスデューサ部110の円周上において向かい合うように設定すると良い。それにより、超音波ビーム間のクロストークを抑制することが可能となる。

30

【0064】

以上説明した本発明の第1の実施形態においては、互いに周波数が異なる4本の超音波ビームをマルチビーム送信しているが、図1に示す超音波観測装置においては、オペレータの好みにより、超音波ビームの本数や周波数の大きさを様々な値に設定することができる。以下の第2～第6の実施形態においては、超音波ビームの周波数や走査方法に関する具体例について説明する。

【0065】

本発明の第2の実施形態に係る超音波観測方法について、図11～図13を参照しながら説明する。本実施形態においては、同じ周波数を有し、互いに異なる焦点深度を有する4本の超音波ビームをマルチビーム送信する。

40

【0066】

この場合に、隣接する超音波ビームの角度間隔は 90° ($=360^\circ/4$ 本)に設定され、送信開口、送信フォーカス、受信開口、受信フォーカス、及び、画像域は、ビーム情報記憶部140(図1)に記憶されている次の情報に基づいて設定される。

ビーム1(TB5)：周波数 4MHz 、開口幅 6.4mm 、焦点距離 10cm 、
画像域 9cm 以上、ビーム径 4.8mm

ビーム2(TB6)：周波数 4MHz 、開口幅 6.4mm 、焦点距離 8cm 、

50

画像域 7 cm ~ 9 cm、ビーム径 1.7 mm

ビーム 3 (TB7) : 周波数 4 MHz、開口幅 6.4 mm、焦点距離 6 cm、

画像域 5 cm ~ 7 cm、ビーム径 0.8 mm

ビーム 4 (TB8) : 周波数 4 MHz、開口幅 6.4 mm、焦点距離 4 cm、

画像域 5 cm 以下、ビーム径 0.16 mm

それにより、図 11 に示す送信開口 AP5 ~ AP8 からそれぞれ送信される超音波ビーム TB5 ~ TB8 により、超音波トランスデューサ部 110 の周囲 360° の範囲が走査される。

【0067】

送信開口 AP5 ~ AP8 に対応して設定された受信開口により受信された受信信号は、第 1 の実施形態において説明したのと同様の処理を受ける。それにより、焦点深度別の 4 種類の B モード画像データが生成される。

10

【0068】

さらに、それらの B モード画像データに基づいて合成画像データが生成される。図 12 は、この合成画像データによって表される合成画像を示している。この合成画像は、複数の B モード画像から焦点深度に応じて設定された画像域を抽出して、それらを合成したものである。ここで、各 B モード画像に設定されている画像域は、送受信された超音波ビームの焦点付近 (図 11 の焦点 FC5 ~ FC8)、即ち、最もビーム径が細い領域を表しており、その B モード画像の中で最も解像度が高く、被検体の様子が最も良く表された領域である。このような合成画像は、通常のダイナミックフォーカスにより得られる画像と同質のものである。

20

【0069】

焦点深度別の 4 種類の B モード画像、及び、合成画像の表示形式としては、図 8 ~ 図 10 に示すのと同様に、合成画像のみの表示形式と、焦点深度別の B モード画像のみ (1 ~ 4 枚) の表示形式と、合成画像及び焦点深度別の B モード画像の両方を表示する表示形式との内から、オペレータが好みに応じて選択することができる。また、複数の画像を表示させる場合には、各画像のサイズやレイアウトをオペレータが好みに応じて選択することもできる。

【0070】

以上説明したように、本実施形態によれば、焦点深度の異なる複数の超音波ビームを送受信することにより、通常のシングルビーム送信するのと同じ時間で、ダイナミックフォーカスされた超音波画像を得ることができる。従って、フレームレートを低下させることなく、超音波画像の画質を向上させることが可能となる。

30

【0071】

次に、本発明の第 3 の実施形態に係る超音波観測方法について、図 13 を参照しながら説明する。本実施形態においては、同じ周波数を有し、互いに異なる焦点深度を有する 4 本の超音波ビームをマルチビーム送信する場合において、焦点位置におけるビーム径を揃えるように超音波ビームを設計する。

【0072】

ここで、本発明の第 2 の実施形態においては、複数の超音波ビームを形成する際に、開口幅を変化させずに、送信フォーカス設定のみによって焦点距離を変化させている。そのため、焦点位置におけるビーム径は、焦点距離が短いほど小さく、焦点距離が長くなるにつれて (図 12 においては周縁付近) 大きくなる。従って、図 12 に示す合成画像においては、中心付近の解像度が高く、外側に向かうにつれて解像度が次第に低くなる。それに対して、本実施形態においては、合成画像全体においてほぼ等しい解像度を得るために、ビーム径を揃えている。

40

【0073】

この場合に、送信開口、送信フォーカス、受信開口、受信フォーカス、及び、画像域は、ビーム情報記憶部 140 (図 1) に記憶されている次の情報に基づいて設定される。

ビーム 1 (TB9) : 周波数 4 MHz、開口幅 8 mm、焦点距離 10 cm、

50

画像域 9 cm 以上、ビーム径 4 . 8 mm

ビーム 2 (T B 1 0) : 周波数 4 M H z : 開口幅 6 . 4 mm、焦点距離 8 cm、
画像域 7 cm ~ 9 cm、ビーム径 1 . 7 mm

ビーム 3 (T B 1 1) : 周波数 4 M H z : 開口幅 6 . 4 mm、焦点距離 6 cm、
画像域 5 cm ~ 7 cm、ビーム径 0 . 8 mm

ビーム 4 (T B 1 2) : 周波数 4 M H z : 開口幅 4 . 3 mm、焦点距離 4 cm、
画像域 5 cm 以下、ビーム径 0 . 1 6 mm

【 0 0 7 4 】

それにより、図 1 3 に示すように、焦点 F C 9 ~ F C 1 2 におけるビーム径がほぼ等しい 4 本の超音波ビームにより、超音波トランスデューサ部 1 1 0 の周囲 3 6 0 ° の範囲が走査される。この後の受信信号に対する処理については、第 3 の実施形態におけるものと同様である。

10

このように、本実施形態によれば、合成画像における解像度を、深度（合成画像においては画像域）によらずほぼ一定にすることができる。

【 0 0 7 5 】

次に、本発明の第 4 の実施形態に係る超音波観測方法について、図 1 4 を参照しながら説明する。本実施形態においては、同じ周波数及び焦点深度を有する複数の超音波ビームをマルチビーム送信する。

【 0 0 7 6 】

例えば、図 1 4 の (a) に示すように、互いに 9 0 ° ずつ離れた 4 本の超音波ビーム T B 1 3 ~ T B 1 6 の送信方向を 9 0 ° ずつ回転させることにより、トータルで超音波トランスデューサ部 1 1 0 の周囲 3 6 0 ° の範囲に関する超音波画像情報を取得することができる。一方、図 1 4 の (b) は、1 本の超音波ビームの送信方向を 3 6 0 ° 回転させる従来例を示す。このように、本実施形態によれば、シングルビーム送信する場合と同程度の解像度を保ったまま、フレームレートを 4 倍にすることができる。

20

【 0 0 7 7 】

次に、本発明の第 5 の実施形態に係る超音波観測方法について、図 1 5 を参照しながら説明する。本実施形態においては、超音波トランスデューサ部 1 1 0 の周囲 3 6 0 ° を複数の領域に分割し、それぞれの領域を互いに周波数が異なる複数の超音波ビームにより走査する。

30

【 0 0 7 8 】

4 本の超音波ビームを送信する場合には、隣接する超音波ビームの角度間隔は 9 0 ° (= 3 6 0 ° / 4 本) に設定され、送信開口、送信フォーカス、受信開口、受信フォーカスは、ビーム情報記憶部 1 4 0 (図 1) に記憶されている次の情報に基づいて設定される。

ビーム 1 (T B 1 7) : 周波数 2 0 M H z、開口幅 2 . 4 mm、焦点距離 0 . 5 cm
走査範囲 4 5 ° ~ 1 2 5 ° (領域 A)

ビーム 2 (T B 1 8) : 周波数 1 2 M H z、開口幅 3 . 2 mm、焦点距離 2 cm
走査範囲 1 2 5 ° ~ 2 2 5 ° (領域 B)

ビーム 3 (T B 1 9) : 周波数 7 . 5 M H z、開口幅 4 . 8 mm、焦点距離 4 cm
走査領域 2 2 5 ° ~ 3 1 5 ° (領域 C)

40

ビーム 4 (T B 2 0) : 周波数 4 M H z、開口幅 6 . 4 mm、焦点距離 8 cm
走査領域 3 1 5 ° ~ 4 5 ° (領域 D)

【 0 0 7 9 】

それにより、図 1 5 に示すように、互いに周波数が異なる超音波ビーム T B 1 7 ~ T B 2 0 により、領域 A ~ D がそれぞれ走査される。その結果、領域ごとに周波数帯域や焦点距離が異なる超音波画像を取得することができる。

本実施形態によれば、シングルビームにより 3 6 0 ° の範囲を走査する場合と同程度のフレームレート及び走査密度で、所望の範囲が高解像度で表された超音波画像を得ることができる。従って、このような超音波観察方法は、例えば、特定の領域において観察したい部位の深度がわかっている場合に有効である。

50

なお、本実施形態においては、各走査領域が均等になるように領域 A ~ D の範囲を設定しているが、観察部位の範囲に応じて自動又はマニュアルで、各走査領域を変化させても良い。

【0080】

次に、本発明の第 6 の実施形態に係る超音波観測方法について、図 16 及び図 17 を参照しながら説明する。

ここで、互いに周波数が異なる複数の超音波ビームをマルチビーム送信する場合には、周波数が低い方の超音波ビームは、周波数が高い方の超音波ビームに比較して被検体の深部まで到達できるため、1 回の送受信に時間を要する。そこで、周波数が高い方の超音波ビームの PRF を短くすれば、全体としての送受信効率を良くすることができる。しかしながら、単純に周波数ごとに PRF を設定すると、複数の超音波ビームの角度間隔が最初の設定（例えば、4 本の場合には 90° ）から次第にずれて間隔が狭くなってしまうので、クロストークが生じる原因となってしまう。そこで、本実施形態においては、複数の超音波ビームの PRF を周波数ごとに設定すると共に、送受信方向の順序について工夫を加えている。

10

【0081】

以下においては、簡単のために、図 16 に示すように、4 MHz の超音波ビーム TB 2 1 と、12 MHz の超音波ビーム TB 2 2 との 2 種類をマルチビーム送信する場合について説明する。また、図 17 は、超音波ビーム TB 2 1 及び超音波ビーム TB 2 2 を送信するためのパルス発生タイミングチャートである。本実施形態においては、1 フレームの音線密度を 360 本（走査間隔 1° ）としており、図 16 及び図 17 における No. 1 ~ No. 360 は、超音波ビームの送受信方向（音線方向）を表している。

20

【0082】

まず、図 16 に示すように、4 MHz の超音波ビーム TB 2 1 及び 12 MHz の超音波ビームにより、超音波トランスデューサ部 110 の周囲 360° の範囲について第 1 回目の走査が行われる。その際には、図 17 の (a) に示すように、超音波ビーム TB 2 1 は、走査角度間隔を 2° 、PRF を 0.2 msec として音線方向 No. 1 から走査を開始するように設定される。一方、12 MHz の超音波ビーム TB 2 2 は、走査角度間隔を 1° 、PRF を 0.1 msec として音線方向 NO. 180 から走査を開始するように設定される。即ち、超音波ビーム TB 2 1 が被検体内を 1 往復する間に、超音波ビーム TB 2 2 を 2 往復させることになる。このように、PRF が大きい方を間引き送信することにより、2 つの超音波ビーム TB 2 1 及び TB 2 2 の角度間隔をほぼ 180° に保つことができる。

30

【0083】

次に、図 17 の (b) に示すように、4 MHz の 2 本の超音波ビームにより、第 2 回目の走査が行われる。第 2 回目においては、第 1 回目の走査において間引かれた音線方向に対して超音波ビームが送受信される。即ち、2 本の超音波ビームは、走査角度間隔を 2° 、PRF を 0.2 msec として、一方の超音波ビームは音線方向 NO. 2 から走査を開始し、他方の超音波ビームは音線方向 NO. 182 から走査を開始するように設定される。

40

【0084】

このような 2 回の走査を行うことにより、4 MHz 及び 12 MHz の超音波ビームに関する 2 種類の超音波画像情報が取得される。それらの超音波画像情報は、本発明の第 1 の実施形態において説明したのと同様に処理される。その結果、周波数別の B モード画像、及び、それらの合成画像が生成される。

【0085】

ここで、4 MHz 及び 12 MHz の超音波ビームを、走査角度間隔 1° で PRF を揃えて送受信する場合と比較すると、第 1 回目の走査に要する時間は $1/2$ であり、第 2 回目の走査に要する時間は $1/4$ であるので、全体としては $3/4$ となる。

【0086】

50

なお、第 1 回目の走査により、超音波トランスデューサ部 110 の周囲 360° の範囲は一通り走査されているので、それによって超音波画像を生成することも可能である。4 MHz の超音波ビームは間引き送信されているため音線密度は粗くなるが、周波数が低い超音波ビームはビーム径が太いので、走査領域はほぼカバーされているからである。

【0087】

以上説明したように、本実施形態によれば、マルチビーム送信される超音波ビームの相対位置を維持することによりクロストークが生じるのを防ぎながら、解像度を低下させることなく、全体としてフレームレートを向上させることができる。

【0088】

以上説明した第 1 ～ 第 6 の実施形態においては、図 5 に示す受信フィルタ処理部 212 ~ 242 において、送信された超音波ビームの周波数に対応する周波数（基本周波数成分）を抽出している。しかしながら、基本周波数成分の整数倍（例えば、2 倍）の周波数成分を有する高調波を抽出することにより、ハーモニックイメージングを行っても良い。

【0089】

次に、本発明の第 7 の実施形態に係る超音波観測装置について、図 18 及び図 19 を参照しながら説明する。

図 18 に示すように、本実施形態に係る超音波観測装置は、図 1 に示す音線データ処理部 21、画像合成部 23、及び、表示形式設定部 27 の替わりに、図 18 に示す音線データ処理部 71、画像合成部 73、及び、表示形式設定部 74 を有しており、さらに、ドップラー処理部 72 を有している。その他の構成については、図 1 に示す超音波観測装置と同様である。

【0090】

図 19 は、音線データ処理部 71 の構成を示すブロック図である。音線データ処理部 71 は、図 5 に示す音線データ処理部 21 と同様に、受信データ選択部 200 と、送信される超音波ビームの本数に応じて設けられた複数のデータ処理系統 211 ~ 214、221 ~ 224、231 ~ 234、241 ~ 244 とを含んでいる。受信フィルタ処理部 212 ~ 242 において生成された音線データは、B モード画像を生成するために一旦メモリ 213 ~ 243 に格納されると共に、ドップラー画像を生成するために、ドップラー処理部 72 に入力される。

【0091】

再び、図 18 を参照すると、ドップラー処理部 72 は、音線データ処理部 71 から出力された音線データに基づいて、受信フォーカス処理が施された受信信号から高周波成分を除去すると共に、その受信信号に対して直交位相検波処理を行う。さらに、ドップラー処理部 72 は、直交位相検波された受信信号から、血管壁や心臓壁等のスペキュラーエコーの変動によって生じる不要なクラッター成分を取り除く。このようにして、血流からの反射成分のみを抽出したドップラー画像データが生成される。このドップラー画像データは、画像メモリ 24 に格納される。

【0092】

画像合成部 73 は、B モード画像データ生成部 22 において生成された複数種類の B モード画像に基づいて合成 B モード画像を生成すると共に、いずれかの B モード画像又は合成 B モード画像とドップラー画像との合成画像を生成する。合成画像においては、B モード画像又は合成 B モード画像を輝度によって表し、ドップラー画像を色度によって表すようにしても良い。

【0093】

表示形式設定部 74 は、画像メモリ 24 に格納されている複数種類の画像データによって表される B モード画像や、合成 B モード画像や、B モード画像とドップラー画像との合成画像を表示部 26 に表示する際に、画面における画像の表示形式を設定する。

【0094】

本発明の第 7 の実施形態に係る超音波観測方法について、図 18 ~ 図 22 を参照しながら説明する。本実施形態に係る超音波観測方法は、B モード画像とドップラー画像とを生

10

20

30

40

50

成する方法であり、図 18 に示す超音波観測装置において用いることができる。

【0095】

まず、図 18 に示す超音波内視鏡において、隣接する超音波ビームの角度間隔が 90° ($= 360^\circ / 4$ 本) に設定され、送信開口、送信フォーカス、受信開口、受信フォーカス、及び、画像域は、ビーム情報記憶部 140 (図 1) に記憶されている次の情報に基づいて設定される。

ビーム 1 (TB23) : 周波数 4 MHz、開口幅 6.4 mm、焦点距離 8 cm

ビーム 2 (TB24) : 周波数 4 MHz、開口幅 6.4 mm、焦点距離 8 cm

ビーム 3 (TB25) : 周波数 4 MHz、開口幅 6.4 mm、焦点距離 8 cm

ビーム 4 (TB26) : 周波数 7.5 MHz、開口幅 4.8 mm、焦点距離 4 cm 10

上記超音波ビーム TB23 ~ TB25 は、ドップラー画像を生成するために用いられる。

それにより、図 20 に示すように、超音波ビーム TB23 ~ TB26 が送信され、超音波トランスデューサ部 110 の周囲 360° の範囲が走査される。

【0096】

超音波トランスデューサ部 110 から送信され、被検体から反射された超音波ビーム TB1 ~ TB4 は、所定の受信開口によって受信される。各受信開口から出力された受信信号は、第 1 の実施形態において説明したのと同様に、受信信号処理部 20 において信号処理を受ける。

【0097】

音線データ処理部 71 において、4 MHz の超音波ビーム TB23 ~ TB25 に対応する音線データは、ドップラー処理部 72 に出力されて所定の処理を施される。それによってドップラー画像データが生成されて、画像合成部 23 に出力される。一方、音線データ処理部 71 において、7.5 MHz の超音波ビーム TB26 に対応する音線データは、B モード画像データ生成部 22 に出力される。それにより、B モード画像データが生成される。 20

【0098】

表示形式設定部 74 によって設定される表示形式としては、図 21 に示すように、合成画像を単独で表示する形式であっても良いし、図 22 に示すように、合成画像と通常の B モード画像又は合成 B モード画像とを並べて表示する形式であっても良い。

【0099】

なお、本実施形態においては、7.5 MHz の超音波ビーム TB26 に対応する音線データのみを用いて B モード画像を生成しているが、4 MHz の超音波ビーム TB23 ~ TB25 のいずれかに対応する音線データを用いて B モード画像を生成しても良いし、さらに、合成 B モード画像を生成しても良い。 30

【0100】

このように、本実施形態によれば、マルチビーム送信される複数の超音波ビームについて、周波数や焦点深度等の条件をそれぞれ設定することができるので、最適な条件の下で取得された超音波画像情報に基づいて、通常の B モード画像及びドップラー画像を生成することができる。また、ドップラー画像生成のために複数の超音波ビームを確保できるので、フレームレートの低下を防止することができる。さらに、B モード画像とドップラー画像との合成画像や通常の B モード画像の表示形式をユーザが好みに応じて選択できるので、医療診断の現場において診断効率を上げることができる。 40

【0101】

次に本発明の第 8 の実施形態に係る超音波観測装置について、図 23 及び図 24 を参照しながら説明する。

図 23 に示すように、本実施形態に係る超音波観測装置は、図 18 に示す超音波観測装置本体に対して、周波数処理部 81 をさらに有しており、図 18 に示す画像合成部 73 及び表示形式設定部 74 の替わりに、画像合成部 82 及び表示形式設定部 83 を有している。その他の構成については、図 18 に示す超音波観測装置と同様である。

【0102】

周波数処理部 8 1 は、互いに異なる周波数に基づいて取得された複数の超音波画像の差分（サブトラクション）画像を生成する。図 2 4 は、図 2 3 に示す周波数処理部 8 1 の構成を示している。周波数処理部 8 1 は、周波数解析部 8 0 1 と、注目周波数自動決定部 8 0 2 と、抽出周波数演算部 8 0 3 と、周波数画像データ生成部 8 0 4 とを含んでいる。

周波数解析部 8 0 1 は、音線データ処理部 7 1 の各データ処理系統から出力された音線データに含まれている複数の周波数成分を F F T（高速フーリエ変換）によって算出する。

【 0 1 0 3 】

注目周波数自動決定部 8 0 2 は、それらの周波数成分の中から、少なくとも 1 つの注目すべき周波数成分を自動的に決定する。例えば、注目周波数自動決定部 8 0 2 は、予め定められている周波数を有する成分を注目すべき周波数成分として決定しても良いし、強度の大きい周波数成分を注目すべき周波数成分として決定しても良いし、被検体の深度方向の全部又は一部の領域において大きなピーク又はディップを有する周波数成分を注目すべき周波数成分として決定しても良い。

10

【 0 1 0 4 】

ここで、超音波エコー強度の大きい部分における特定の組織の周波数特性に関する特徴に基づいて周波数成分を決定することにより、その特定の組織をより強調して表示することができる。一方、超音波エコー強度の小さい部分に着目して周波数成分を決定することにより、多数の弱いエコーが加算され干渉した結果として生じるスペckル成分を低減することも可能である。いずれにしても、S N 比を改善することができる。また、複数の周波数成分の相対値を算出する場合には、その相対値に基づいて、特定の組織の 2 次元的な分布を正確に求めることができる。

20

【 0 1 0 5 】

抽出周波数演算部 8 0 3 は、注目周波数自動決定部 8 0 2 によって決定された少なくとも 1 つの注目すべき周波数成分を周波数解析部 8 0 1 から入力し、超音波トランスデューサの送受信における周波数特性の補正等を行う。ここで、超音波トランスデューサの送受信における周波数特性を記録部 1 3 に記録しておき、制御部 1 2 の制御の下で、抽出周波数演算部 8 0 3 が、周波数解析部 8 0 1 から入力された少なくとも 1 つの周波数成分の強度を補正するようにすれば、より正確な強度を求めることができる。

このような抽出周波数演算部 8 0 3 の処理は、音線データ処理部 7 1 の複数の信号処理系統から出力された受信データについてそれぞれ行われる。

30

【 0 1 0 6 】

さらに、抽出周波数演算部 8 0 3 は、音線データ処理部 7 1 の複数の信号処理系統から出力された受信データ（即ち、周波数が異なる超音波ビームにより取得されたデータ）の解析結果に基づいて、複数の周波数成分の強度の相対関係として、それらの差を算出する。或いは、相対関係として比を算出しても良い。また、受信信号の周波数成分のみならず、位相成分の抽出して超音波画像の生成に利用すれば、さらに多くの情報を得ることができる。

【 0 1 0 7 】

周波数画像データ生成部 8 0 4 は、抽出周波数演算部 8 0 3 から出力されたデータに基づいて、周波数画像データを生成する。この周波数画像データは、周波数差分画像を表しており、医療診断においては、組織性状を判別する際に用いることができる。この周波数画像データは、画像メモリ 2 4 に格納される。

40

【 0 1 0 8 】

図 2 3 に示す画像合成部 8 2 は、B モード画像データ生成部 2 2 において生成された複数種類の B モード画像に基づいて合成 B モード画像を生成すると共に、いずれかの B モード画像又は合成 B モード画像と周波数差分画像との合成画像を生成する。合成画像においては、B モード画像又は合成 B モード画像を輝度によって表し、周波数差分画像を色度によって表すようにしても良い。

【 0 1 0 9 】

50

表示形式設定部 8 3 は、画像メモリ 2 4 に格納されている複数種類の画像データによって表される B モード画像や、合成 B モード画像や、周波数差分画像や、B モード画像と周波数差分画像との合成画像を表示部 2 6 に表示する際に、画面における画像の表示形式を設定する。表示形式としては、合成画像を単独で表示する形式や、合成画像と合成 B モード画像を並べて表示する形式等、様々な形式が考えられる。

【0 1 1 0】

このように、本実施形態によれば、周波数別に取得された音線データに基づいて周波数画像を生成するので、一般的に行われる広帯域パルスに基づいて取得された音線データを用いる方法に比較して、S/N 比が良くなる。従って、例えば、周波数差分画像を用いて観察部位の組織性状を診断する場合に、診断の精度を上げることが可能となる。

10

【0 1 1 1】

なお、本実施形態においては、図 1 8 に示すドップラー処理部 7 2 の代わりに図 2 3 に示す周波数処理部 8 1 が設けられているが、ドップラー処理部を有する超音波観測装置本体に周波数処理部をさらに付加しても良い。

【0 1 1 2】

以上説明した第 1 ~ 第 8 の実施形態においては、円周上に配列された複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサ部を用いることにより、電子ラジアル走査が行われている。しかしながら、複数の超音波トランスデューサを円弧上に配列することによりコンベックス型超音波トランスデューサアレイを作製し、これを用いて電子的にコンベックス走査を行うようにしても良い。

20

【0 1 1 3】

また、以上説明した第 1 ~ 第 8 の実施形態においては、主に、4 本の超音波ビームをマルチビーム送信する場合について説明しているが、マルチビーム送信される超音波ビームの本数は、所望の本数に切り換えることができる。当然ながら、超音波ビームの本数を 1 本に設定することにより、シングルビーム送信しても良い。また、超音波ビームの上限については特に制限されないが、超音波ビームの本数が多くなるほど隣接する超音波ビームの角度間隔が狭くなるので、クロストークが生じ易くなる。そのため、超音波ビームの本数は 1 ~ 4 本とすることが望ましい。4 本であれば、隣接する超音波ビームの角度間隔は 90°となるので、比較的クロストークが生じ難いからである。

【0 1 1 4】

30

さらに、以上説明した第 1 ~ 第 8 の実施形態においては、各超音波トランスデューサから出力された受信信号をデジタル信号に変換した後で、受信開口（又は送信開口）に応じて複数の信号処理系統（図 5）に振り分けているが、アナログ信号の段階で受信開口に対応する信号処理系統に振り分けても良い。その場合には、図 1 に示す受信信号処理部に受信開口数に応じたチャンネルを設けると共に、その前段に、受信開口設定に応じて動作するスイッチ手段を設ければ良い。

【産業上の利用可能性】

【0 1 1 5】

本発明は、医療診断のために体内に挿入して超音波断層像を撮影することが可能な超音波内視鏡を備えた超音波観測装置に利用することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0 1 1 6】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波観測装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 に示す超音波内視鏡の構成を示す模式図である。

【図 3】図 2 に示す超音波内視鏡の先端を示す拡大図である。

【図 4】図 3 に示す超音波トランスデューサ部を示す上面図である。

【図 5】図 1 に示す受信信号処理部及び音線データ処理部の構成を示すブロック図である。

【図 6】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波観測方法を説明するための図である。

【図 7】超音波ビームの焦点深度に応じた画像域を示す図である。

50

【図 8】図 1 に示す画像合成部において生成された合成画像を示す模式図である。

【図 9】図 1 に示す表示形式設定部において設定される画像表示形式を示す模式図である。

。

【図 10】図 1 に示す表示形式設定部において設定される画像表示形式を示す模式図である。

【図 11】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波観測方法を説明するための図である。

【図 12】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波観測方法において生成される合成画像を示す模式図である。

【図 13】本発明の第 3 の実施形態に係る超音波観測方法を説明するための図である。

【図 14】本発明の第 4 の実施形態に係る超音波観測方法を説明するための図である。

10

【図 15】本発明の第 4 の実施形態に係る超音波観測方法を説明するための図である。

【図 16】本発明の第 6 の実施形態に係る超音波観測方法を説明するための図である。

【図 17】本発明の第 6 の実施形態に係る超音波観測方法において用いられるパルス発生タイミングチャートである。

【図 18】本発明の第 7 の実施形態に係る超音波観測装置の構成を示すブロック図である。

。

【図 19】図 18 に示す音線データ処理部の構成を示すブロック図である。

【図 20】本発明の第 7 の実施形態に係る超音波観測方法において超音波ビームが送受信される様子を示す模式図である。

【図 21】図 18 に示す表示形式設定部において設定される画像表示形式を示す模式図である。

20

【図 22】図 18 に示す表示形式設定部において設定される画像表示形式を示す模式図である。

【図 23】本発明の第 8 の実施形態に係る超音波観測装置の構成を示すブロック図である。

。

【図 24】図 23 に示す周波数処理部の構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

【0117】

10 超音波内視鏡

11 操作卓

30

12 制御部

13 記録部

14 送信ビーム設定部

15 送信タイミング設定部

16 駆動信号設定部

17 受信制御部

18 駆動信号発生部

19 送受信切換部

20 受信信号処理部

21、71 音線データ処理部

40

22 Bモード画像データ生成部

23、73、82 画像合成部

24 画像メモリ(2次メモリ)

25 画像処理部

26 表示部

27、74、83 表示形式設定部

72 ドップラー処理部

81 周波数処理部

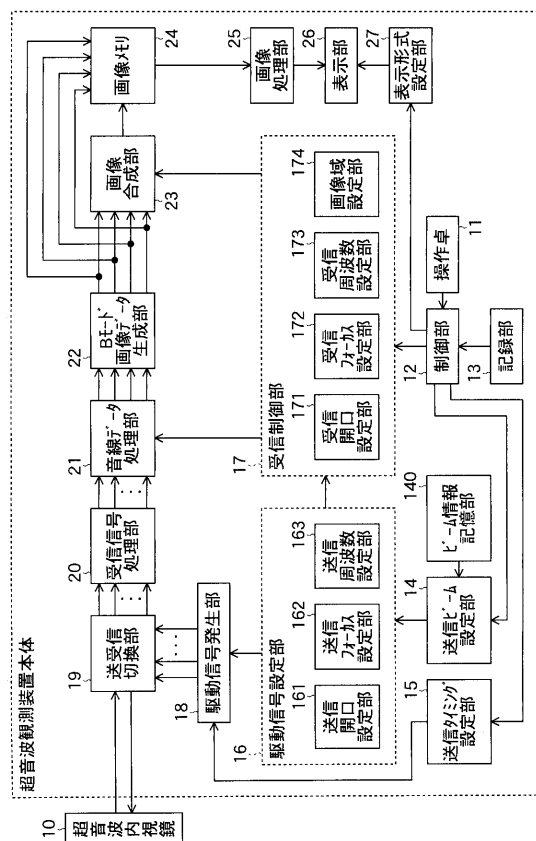
101 挿入部

102 操作部

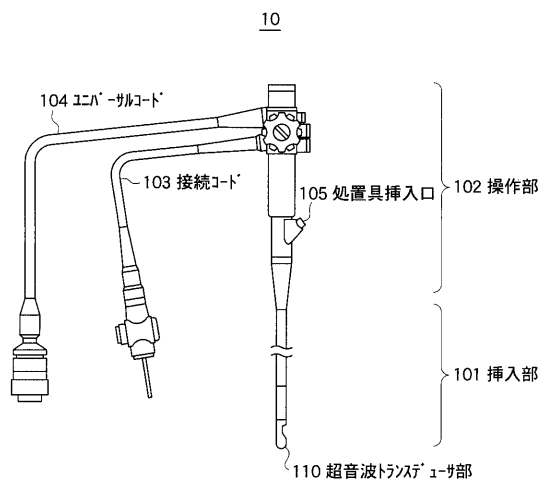
50

1 0 3	接続コード	
1 0 4	ユニバーサルコード	
1 0 5	処置部挿入口	
1 1 0	超音波トランスデューサ部	
1 1 1	圧電体	
1 1 2、1 1 3	電極	
1 2 1	照明窓	
1 2 2	証明用レンズ	
1 2 3	観察窓	
1 2 4	対物レンズ	10
1 2 5	固体撮像措置	
1 2 6	処置具導出孔	
1 2 7	ノズル孔	
1 4 0	ビーム情報記憶部	
1 6 1	送信開口設定部	
1 6 2	送信フォーカス設定部	
1 6 3	送信周波数設定部	
1 7 1	受信開口設定部	
1 7 2	受信フォーカス設定部	
1 7 3	受信周波数設定部	20
1 7 4	画像域設定部	
2 0 1	前置増幅器 (P R E A M P)	
2 0 2	A / D 変換器	
2 0 0	受信データ選択部	
2 1 1 ~ 2 4 1	受信フォーカス処理部	
2 1 2 ~ 2 4 2	受信フィルタ処理部	
2 1 3 ~ 2 4 3	メモリ (1 次メモリ)	
2 1 4 ~ 2 4 4	ゲイン / 階調処理部	
8 0 1	周波数解析部	
8 0 2	注目周波数自動決定部	30
8 0 3	抽出周波数演算部	
8 0 4	周波数画像データ生成部	

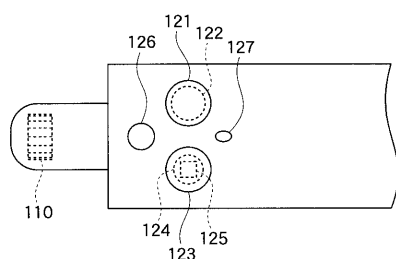
【圖 1】



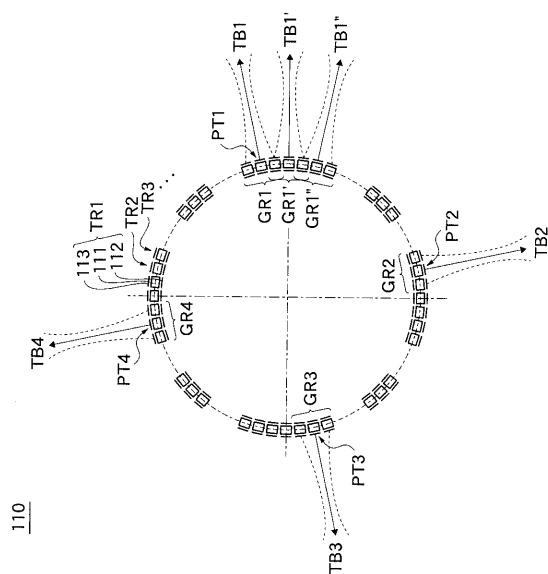
【 図 2 】



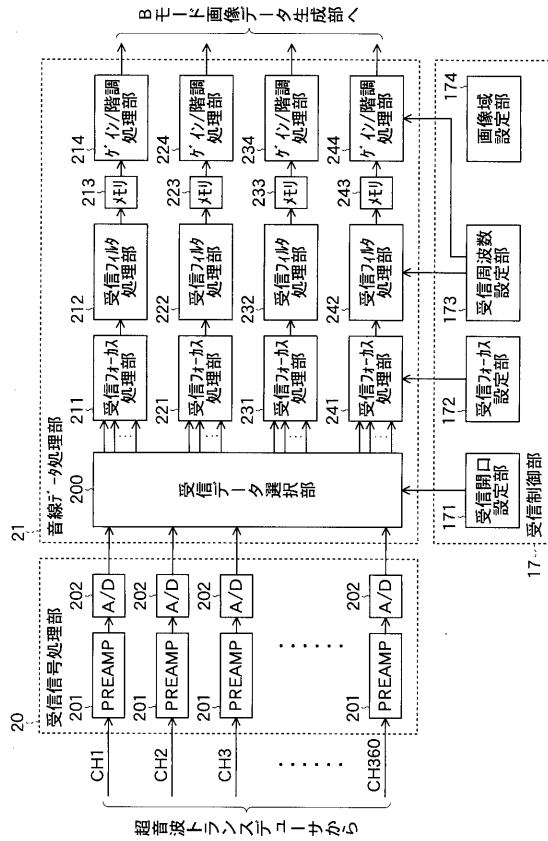
【 図 3 】



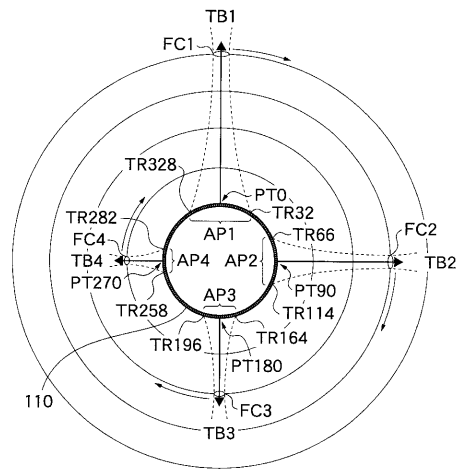
【 图 4 】



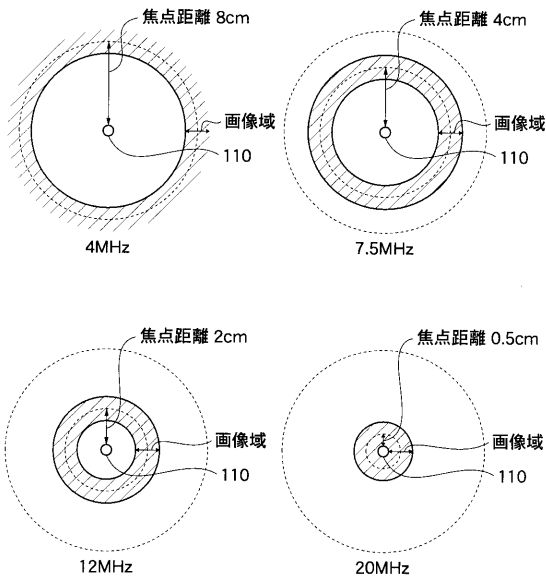
【図 5】



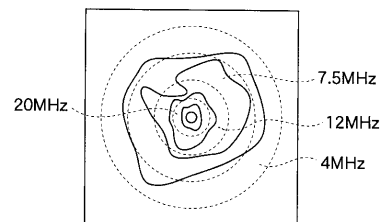
【図 6】



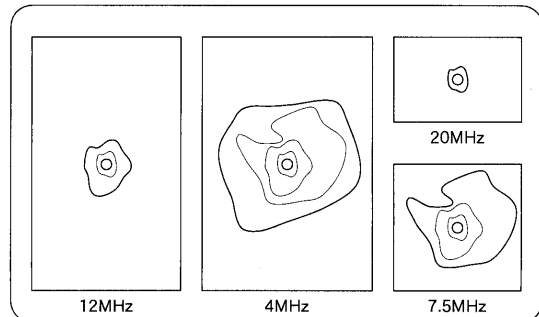
【図 7】



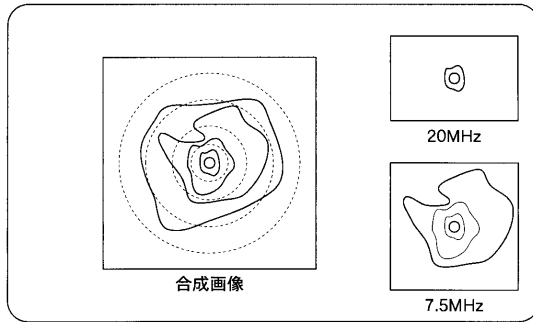
【図 8】



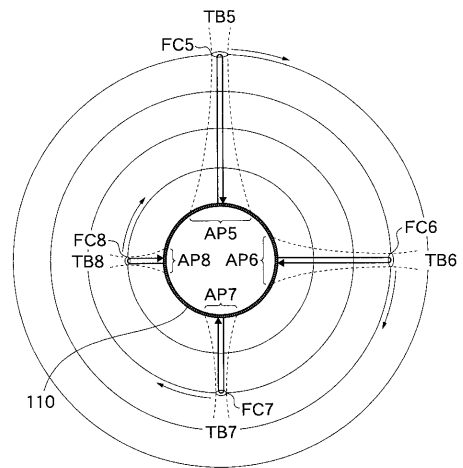
【図 9】



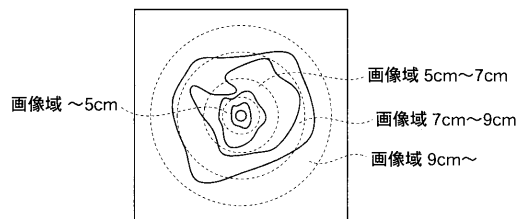
【図 10】



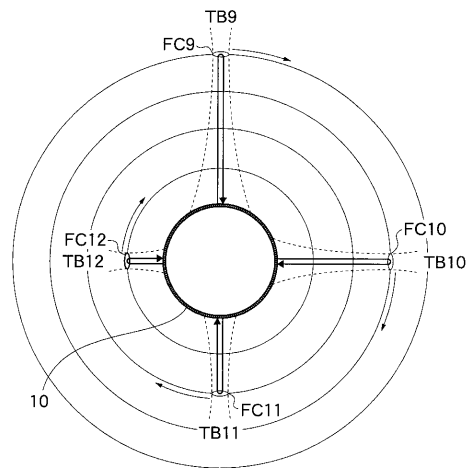
【図 11】



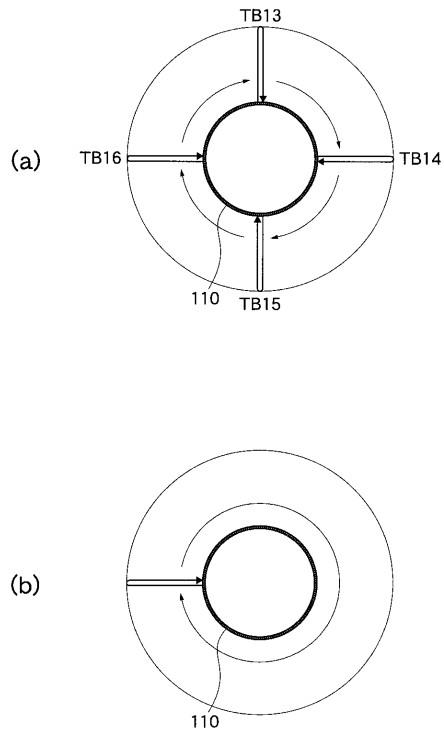
【図 12】



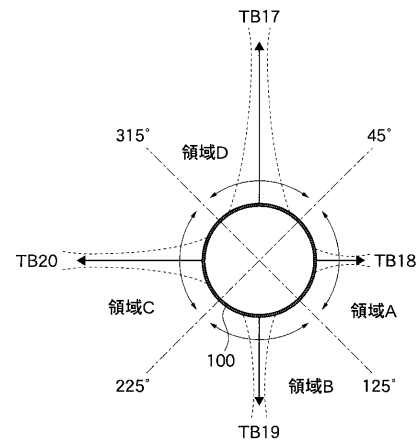
【図 13】



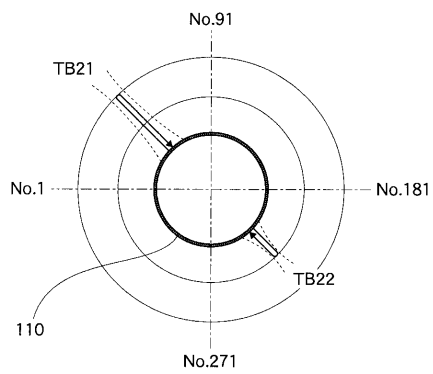
【図 14】



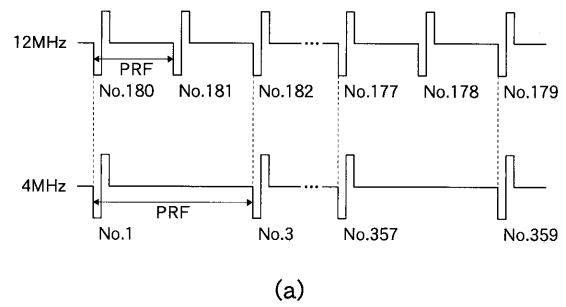
【図 15】



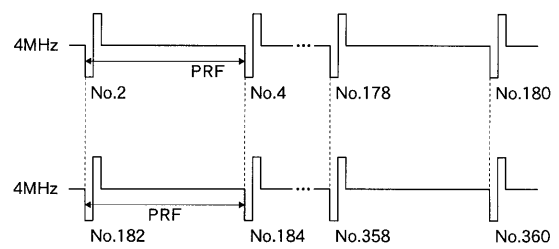
【図 16】



【図 17】

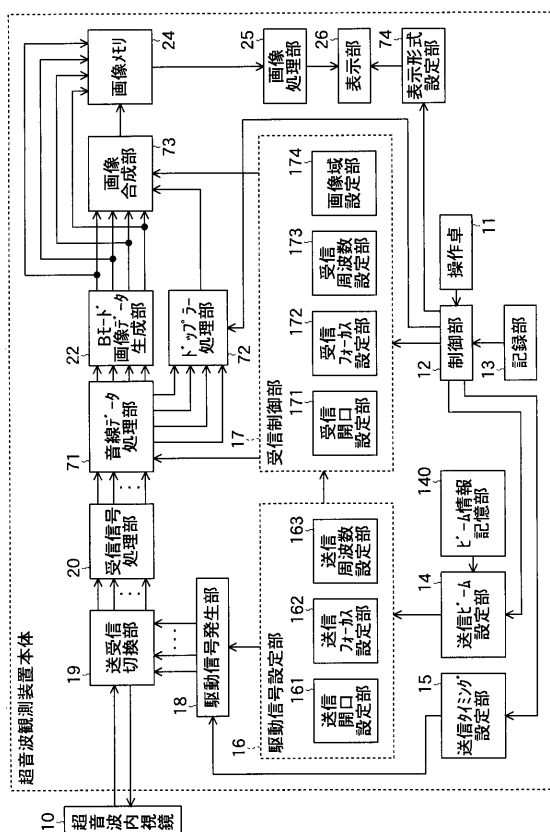


(a)

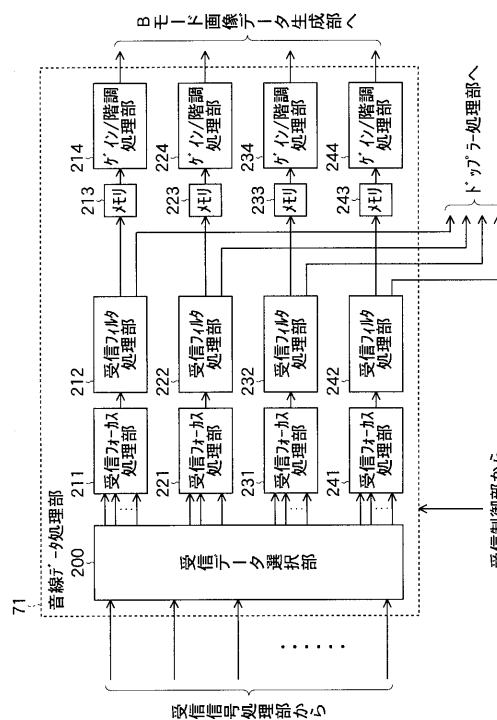


(b)

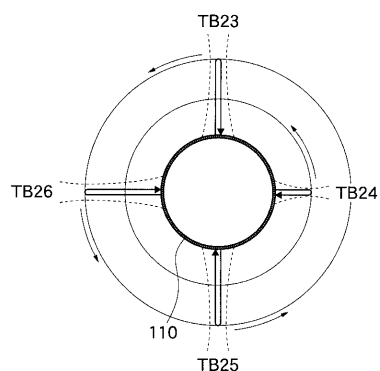
【 図 1 8 】



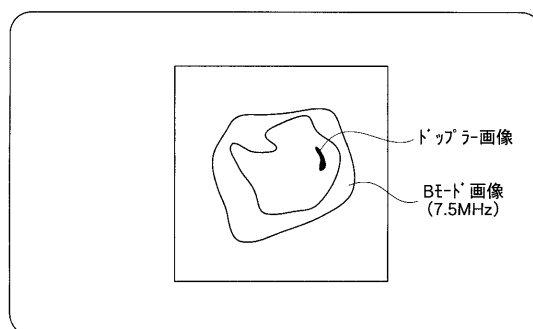
【 図 1 9 】



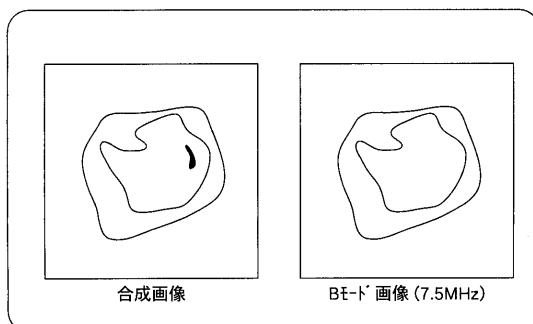
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



专利名称(译)	超声波观察装置		
公开(公告)号	JP2006288679A	公开(公告)日	2006-10-26
申请号	JP2005112984	申请日	2005-04-11
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	唐澤弘行		
发明人	唐澤 弘行		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/12 A61B8/4483 A61B8/488 G01S7/5209 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/BB22 4C601/BB24 4C601/DE04 4C601/DE08 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/FE02 4C601/GA03 4C601/GB05 4C601/HH06 4C601/HH13 4C601/HH15 4C601/HH22 4C601/HH27 4C601/HH28 4C601/HH30 4C601/HH36 4C601/JB14 4C601/JB15 4C601/JB31 4C601/JB39 4C601/JB45 4C601/JC19 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK18		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2006288679A5 JP4590293B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：与机械或常规电子扫描方法相比，在使用电子径向扫描方法或凸面扫描方法的超声观察设备中提高帧速率。 解决方案：一种超声内窥镜，包括：多个布置在圆周或圆弧上的超声换能器；用于设置多个超声换能器中的多个透射开口的透射开口设定单元；以及多个透射开口。 传输频率设置单元在预定时间内生成设置传输到每个传输孔的多个驱动信号组的频率，以及具有由传输频率设置单元设置的频率的多个驱动信号组。 提供多个发送孔的驱动信号生成单元，设置与多个发送孔相对应的接收孔，并对分别从多个接收孔输出的多个接收信号组进行信号处理的接收孔设定单元。 控制声线数据处理单元和透射孔径设置单元以预定时间间隔改变分别设置为多个透射孔径的多个超声换能器组的区域。 和一个控制单元。 [选型图]图1

