

(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2005-253751

(P2005-253751A)

(43) 公開日 平成17年9月22日(2005.9.22)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

H04R 17/00

F I

A61B 8/00

H04R 17/00

332A

テーマコード(参考)

4C601

5D019

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2004-70689(P2004-70689)

(22) 出願日 平成16年3月12日(2004.3.12)

(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 BB08 BB21 EE01 EE03

EE06 GA03 GB06 GB13 GB35

HH04 HH06 HH12 HH24 HH30

HH36 JB29 JB31 JB39 JB45

JC20 KK12

5D019 BB19 FF04

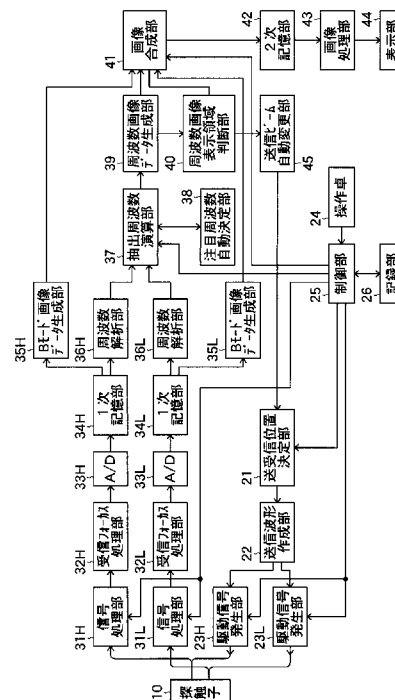
(54) 【発明の名称】 超音波用探触子及び超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】被検体の深さに応じて適切な周波数を有する超音波ビームを送信できると共に、取得された超音波エコー信号に基づいて、被検体の形状及び組織性状を画像化できる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】第1の共振周波数を有する第1群の振動子と、その外側に配置され、第2の共振周波数を有する第2群の振動子とを含む超音波トランスデューサアレイと、第1群の振動子から送信された超音波を第1の焦点距離に集束させる第1の音響レンズと、第2群の振動子から送信された超音波を、第1の焦点距離よりも長い第2の焦点距離に集束させる第2の音響レンズとを備え、第1群及び第2群の振動子群をそれぞれ異なる周波数で駆動し、第1及び第2の超音波ビームを発生させ、これを検出合成することで、被検体の深さに応じた適切な周波数による画像化を実現する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

互いに異なる共振周波数を有する複数の超音波トランスデューサ群を含む超音波トランスデューサアレイであって、所定の共振周波数を有する超音波トランスデューサ群の外側に、前記所定の共振周波数よりも低い共振周波数を有する超音波トランスデューサ群が配置されている超音波トランスデューサアレイと、

前記複数の超音波トランスデューサ群から送信された超音波を、超音波トランスデューサ群毎に異なる焦点距離に集束させることにより、複数の超音波ビームを形成するビーム形成手段であって、所定の共振周波数を有する超音波トランスデューサ群から送信される超音波ビームの焦点距離に対して、前記所定の共振周波数よりも低い共振周波数を有する超音波トランスデューサ群から送信される超音波ビームの焦点距離の方が長くなるように超音波を集束させるビーム形成手段と、

10

前記複数の超音波トランスデューサ群の各々を駆動するための複数の駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、

前記複数の超音波ビームが所定の期間内に送信されるように、前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、

前記複数の超音波トランスデューサ群が超音波を受信することにより発生する検出信号に所定の信号処理をそれぞれ施すことにより、複数種類の検出信号を出力する信号処理手段と、

前記信号処理手段から出力された複数種類の検出信号の強度に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、

20

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

第 1 の共振周波数を有する第 1 群の超音波トランスデューサと、前記第 1 群の超音波トランスデューサの外側に配置されており、第 1 の共振周波数よりも低い第 2 の共振周波数を有する第 2 群の超音波トランスデューサとを含む超音波トランスデューサアレイと、

前記第 1 群の超音波トランスデューサから送信された超音波を第 1 の焦点距離に集束させることにより第 1 の超音波ビームを形成する第 1 の音響レンズと、

前記第 2 群の超音波トランスデューサから送信された超音波を、第 1 の焦点距離よりも長い第 2 の焦点距離に集束させることにより第 2 の超音波ビームを形成する第 2 の音響レンズと、

30

前記第 1 群及び第 2 群の超音波トランスデューサを駆動するための複数の駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、

前記第 1 及び第 2 の超音波ビームが所定の期間内に送信されるように、前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、

前記第 1 群及び第 2 群の超音波トランスデューサが超音波を受信することにより発生する検出信号に所定の信号処理をそれぞれ施すことにより、第 1 及び第 2 の検出信号を出力する信号処理手段と、

前記信号処理手段から出力された第 1 及び第 2 の検出信号の強度に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、

40

を具備する超音波診断装置。

【請求項 3】

第 1 の共振周波数を有する第 1 群の超音波トランスデューサと、前記第 1 群の超音波トランスデューサの外側に配置されており、第 1 の共振周波数よりも低い第 2 の共振周波数を有する第 2 群の超音波トランスデューサとを含む超音波トランスデューサアレイと、

前記第 1 群及び第 2 群の超音波トランスデューサを駆動するための複数の駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、

第 1 の焦点距離に集束する第 1 の超音波ビームを形成するために、前記第 1 群の超音波トランスデューサを駆動するための複数の駆動信号の各々に所定の遅延時間を与え、第 1 の焦点距離よりも長い第 2 の焦点距離に集束する第 2 の超音波ビームを形成するために、

50

前記第 2 群の超音波トランスデューサを駆動するための複数の駆動信号の各々に所定の遅延時間を与えると共に、前記第 1 及び第 2 の超音波ビームが所定の期間内に送信されるように、前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、

前記第 1 群及び第 2 群の超音波トランスデューサが超音波を受信することにより発生する複数の検出信号に所定の信号処理をそれぞれ施すことにより、第 1 及び第 2 の検出信号を出力する信号処理手段と、

前記信号処理手段から出力された第 1 及び第 2 の検出信号の強度に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、
を具備する超音波診断装置。

【請求項 4】

10

前記制御手段が、前記第 1 及び第 2 の超音波ビームが送信された時刻から所定の期間内に、前記第 1 群の超音波トランスデューサから送信される超音波によって第 1 の焦点距離とは異なる距離に集束する超音波ビームが形成されるように、前記駆動信号発生手段を制御する、請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記第 1 群の超音波トランスデューサが、前記第 1 の共振周波数を含む第 1 の周波数帯域の超音波を送受信し、前記第 2 群の超音波トランスデューサが、前記第 2 の共振周波数を含む第 2 の周波数帯域の超音波を送受信する、請求項 2 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

20

前記第 1 の周波数帯域と前記第 2 の周波数帯域とが、互いに分離している、請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第 1 の共振周波数が、前記第 2 の共振周波数の 2 倍よりも大きい、請求項 2 ~ 6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記第 2 の焦点距離が、前記第 1 の焦点距離の 1 . 5 倍以上 3 倍以下である、請求項 2 ~ 7 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記信号処理手段から出力された第 1 及び第 2 の検出信号に含まれている複数の周波数成分に基づいて第 2 の画像データを生成する第 2 の画像データ生成手段をさらに具備する請求項 2 ~ 8 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

30

【請求項 10】

前記第 2 の画像データ生成手段が、前記第 1 の超音波ビームと前記第 2 の超音波ビームとが空間的に重なる領域に関する前記第 1 及び第 2 の検出信号に含まれる複数の周波数成分に基づいて、前記第 2 の画像データを生成する、請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記第 2 の画像データ生成手段が、前記第 1 及び第 2 の検出信号に含まれる複数の周波数成分の内から、ピーク又はディップを有する少なくとも 1 つの周波数成分を選択する、請求項 9 又は 10 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 12】

前記第 2 の画像データ生成手段が、前記第 1 及び第 2 の検出信号に含まれる複数の所定の周波数成分の強度の相対関係に基づいて第 2 の画像データを生成する、請求項 9 ~ 11 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データとに基づいて合成画像データを生成する合成画像データ生成手段をさらに具備する請求項 9 ~ 12 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、超音波を送受信して生体内の臓器や骨等の撮像を行うことにより、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

医療診断に用いられる超音波撮像装置においては、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサを含む超音波用探触子（プローブ）が用いられる。このような超音波用探触子から、複数の超音波の合波によって形成される超音波ビームを送信し、被検体内部において反射された超音波エコーを受信する。それらの超音波エコーの強度に基づいて画像を構成することにより、被検体内部の様子を画面に再現することができる。

10

【 0 0 0 3 】

しかしながら、実際には、撮像対象の領域全体に渡って、適切な超音波エコーの強度や分解能を得られるわけではない。物体における超音波の伝播特性は超音波の周波数によって異なるので、用いられる超音波の周波数により、得られる超音波画像の画質が大きく変化してしまう。例えば、高い周波数の超音波を用いることにより、高分解能の超音波画像を得ることはできるが、一方、そのような超音波は散乱され易いので、被検体の深部において大きく減衰してしまう。反対に、低い周波数の超音波は、伝播特性は良好であるが、分解能を高くすることが困難である。

【 0 0 0 4 】

また、一般的な性質として、超音波は、音響インピーダンスの差が大きい領域において強く反射される。そのため、人体の内部においては、筋肉等の軟部組織と骨等の硬部組織との境界において反射された超音波エコーの強度が大きくなる。従って、超音波画像においては、そのような境界が高輝度で表示される。一方、そのような境界を透過した超音波の強度は大きく低下するので、硬部組織の後方や内部において反射された超音波エコーの強度も小さくなってしまふ。そのため、超音波画像において、筋肉等の軟部組織を、骨、腱、髄核等の硬部組織と分離して視認することは、極めて困難である。そこで、超音波画像を生成するに際して、超音波エコーの強度以外の要素を用いることが検討されている。例えば、特許文献 1 には、皮膚の表皮より深部についても非侵襲的に観察し、皮膚についての様々な鑑別を行うために、所定の範囲から選ばれる少なくとも 1 種又は 2 種以上の周波数の超音波を皮膚の表面から皮膚の内部方向に向かって超音波を発射し、反射波を受信して画像化することが開示されている。

20

30

【 0 0 0 5 】

関連する技術として、特許文献 2 には、複数の振動子を互いに直行する 2 つの方向に沿って 2 次元状に配列した超音波探触子において、配列の中央部に、開口幅 / 厚さ > 3 の関係を満たす振動子を配置し、該振動子の外側部に、開口幅 / 厚さ 0.3 を満たす振動子を配置することが開示されている。2 種類の振動子の形状をこのように規定することにより、振動子の配列の中央部においては厚み振動モードとなり、外側部においては縦振動モードとなるので、各振動子の厚さを変更することなく、超音波の共振周波数を変化させて、広帯域の超音波を送信することができる。そこで、撮像する距離に応じて使用する振動子の領域を使い分けることにより、1 つの超音波探触子を用いて、近距離から遠距離に渡って高い指向性と高分解能を得ることが可能になる。しかしながら、この超音波診断装置においては、用途に応じて、いずれかの周波数が選択して用いられるので、撮像対象の全領域に関する画像情報を一度に取得することができない。

40

【 0 0 0 6 】

特許文献 3 には、超音波を送受信する複数の振動子素子が 2 次元に配列された超音波探触子であって、上記 2 次元に配列された複数の振動子素子が、その周波数特性が異なる複数種類の振動子素子から成り、2 次元配列内に混在するように設けられている超音波探触子が開示されている。このような超音波探触子を用いることにより、ハーモニクイメージングに用いられる基本波の周波数成分と高調波の周波数成分とをカバーする広帯域な超音波を送信及び受信することができる。しかしながら、そのような超音波探触子を使用す

50

る場合には、深さ方向について適切な指向性や分解能を得ることができないので、被検体の組織性状を画像化することはできない。

【 0 0 0 7 】

特許文献 4 には、所定の点に焦点を結ぶ集束音場を発生する軸対象な中心部振動子素子と、該中心部振動子素子と同軸かつ共焦点を有するように配設された円環状の周辺部振動子素子とを備えた分割型トランスデューサと、中心部振動子素子および周辺部振動子素子の合成音場が上記分割型トランスデューサの所定の焦点とは異なる位置に焦点を結ぶように、中心部振動子素子および周辺部振動子素子を遅延駆動する送信手段とを具備する超音波診断装置が開示されている。このような超音波診断装置を用いることにより、焦点深度が深くかつ超音波ビームの細い送信音場特性又は受信音場特性を得ることができる。しかしながら、この超音波診断装置においては、単一周波数の超音波が用いられているので、例えば、被検体の深部については、十分な超音波エコーの強度を得ることができず、被検体の浅部については、ビーム径が太くなるので方位分解能が低下してしまうという問題がある。

10

【 0 0 0 8 】

特許文献 5 には、超音波を送受信する広帯域超音波振動子を有する超音波プローブと、広帯域超音波振動子に付与する駆動周波数を変化させて供給するとともに、この広帯域超音波振動子から発せられた超音波のエコー信号を受信してエコーデータを得る送受信部と、この送受信部で得られたエコーデータを記憶する記憶手段と、送受信部で発生された駆動周波数の変化を制御するとともに、この駆動周波数の変化に対応させて上記エコーデータを記憶手段に記憶させる制御を行う制御手段と、記憶制御手段に駆動周波数に対応して記憶されているエコーデータを基に、超音波断層像を生成する画像処理手段とを備える超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置によれば、超音波プローブから被検部までの距離に応じて、1つの超音波プローブから駆動周波数の異なる超音波をシーケンシャルに送受信し、それによって得られたエコーデータを用いて超音波断層像を構築することができる。しかしながら、そのような超音波プローブを作製するためには、広帯域な共振周波数を有する振動子が必要となる。また、1種類の超音波を繰り返して送受信することによって画像構成するので、フレームレートが低下してしまう。

20

【 0 0 0 9 】

特許文献 6 には、複数の超音波振動子が 2 次元平面又は 3 次元曲面に配列された超音波探触子と、振動子配列面の各々異なった位置へ複数の振動子群を選択する振動子群選択回路と、この振動子群選択回路によって選択された振動子群の各々へ特性の異なる送信信号を供給し各振動子群から被検体内へ同時に超音波ビームを送信しそのエコー信号を受信する送受信手段と、超音波の送受信の繰り返し毎に選択される振動子群の位置を上記選択回路を制御して移動するとともに送受信手段を制御して超音波ビームを送受信することによって被検体内を超音波ビームで 3 次元走査する手段とを備える超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置においては、複数の振動子群から互いに特性の異なる超音波ビームを同時に送信すると共に、受信された超音波エコー信号を周波数に応じて分離することが行われている。しかしながら、被検体の深さに応じて超音波ビームの周波数を変化させることは行われておらず、深さ方向に関して最適な画像を得ることはできない。

30

40

【 0 0 1 0 】

特許文献 7 には、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。このような超音波画像処理装置を用いることにより、周波数特性の異なる複数の超音波画像を同一の画像上で滑らかな画像として合成表示することが可能になる。しかしながら、超音波プローブを機械的に走査する方式では、高速に画質の良い超音波画像を取得することは困難である。また、被検体の組織性状を画像化することもできない。

【 0 0 1 1 】

50

特許文献 8 には、被検体の浅部から深部までを同時に画像化できるようにするために、数十 MHz の共振周波数を有した圧電振動子へ、1 / 2 波長換算で共振周波数が圧電振動子の共振周波数の整数分の一の共振版を貼り付けて超音波探触子を作製し、この探触子と送受信回路、信号処理回路、信号分離回路、画像処理回路、画像読み出し回路及びディスプレイ装置とで超音波検査装置を構成することが開示されている。このような超音波検査装置を用いることにより、浅い領域については低い周波数を用い、深くなるに従い低い周波数を用いて画像を生成することが可能になる。しかしながら、その場合には、特殊な超音波探触子が必要となってしまう。また、被検体の組織性状を画像化することについては触れられていない。

【特許文献 1】特開平 1 1 - 2 9 0 3 1 2 号公報

10

【特許文献 2】特開平 6 - 1 2 1 3 9 0 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 0 3 - 1 6 9 8 0 0 号公報

【特許文献 4】特開平 8 - 2 8 9 8 8 9 号公報

【特許文献 5】特開 2 0 0 1 - 3 3 3 9 0 2 号公報

【特許文献 6】再公表 W O 0 1 / 0 8 5 0 3 1 号公報

【特許文献 7】特開平 8 - 1 7 3 4 2 0 号公報

【特許文献 8】特開平 9 - 2 8 1 0 9 3 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 1 2】

20

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、被検体の深さに応じて適切な周波数を有する超音波ビームを送信できると共に、そのような超音波ビームの超音波エコー信号に基づいて、被検体の形状だけでなく組織性状も画像化することができる超音波診断装置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】

【0 0 1 3】

上記課題を解決するため、本発明の第 1 の観点に係る超音波診断装置は、互いに異なる共振周波数を有する複数の超音波トランスデューサ群を含む超音波トランスデューサアレイであって、所定の共振周波数を有する超音波トランスデューサ群の外側に、該所定の共振周波数よりも低い共振周波数を有する超音波トランスデューサ群が配置されている超音波トランスデューサアレイと、複数の超音波トランスデューサ群から送信された超音波を、超音波トランスデューサ群毎に異なる焦点距離に集束させることにより、複数の超音波ビームを形成するビーム形成手段であって、所定の共振周波数を有する超音波トランスデューサ群から送信される超音波ビームの焦点距離に対して、該所定の共振周波数よりも低い共振周波数を有する超音波トランスデューサ群から送信される超音波ビームの焦点距離の方が長くなるように超音波を集束させるビーム形成手段と、複数の超音波トランスデューサ群の各々を駆動するための複数の駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、複数の超音波ビームが所定の期間内に送信されるように、駆動信号発生手段を制御する制御手段と、複数の超音波トランスデューサ群が超音波を受信することにより発生する検出信号に所定の信号処理をそれぞれ施すことにより、複数種類の検出信号を出力する信号処理手段と、該信号処理手段から出力された複数種類の検出信号の強度に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段とを具備する。

30

40

【0 0 1 4】

また、本発明の第 2 の観点に係る超音波診断装置は、第 1 の共振周波数を有する第 1 群の超音波トランスデューサと、該第 1 群の超音波トランスデューサの外側に配置されており、第 1 の共振周波数よりも低い第 2 の共振周波数を有する第 2 群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アレイと、第 1 群の超音波トランスデューサから送信された超音波を第 1 の焦点距離に集束させることにより第 1 の超音波ビームを形成する第 1 の音響レンズと、第 2 群の超音波トランスデューサから送信された超音波を、第 1 の焦点距離よりも長い第 2 の焦点距離に集束させることにより第 2 の超音波ビームを形成す

50

る第2の音響レンズと、第1群及び第2群の超音波トランスデューサを駆動するための複数の駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、第1及び第2の超音波ビームが所定の期間内に送信されるように、駆動信号発生手段を制御する制御手段と、第1群及び第2群の超音波トランスデューサが超音波を受信することにより発生する検出信号に所定の信号処理をそれぞれ施すことにより、第1及び第2の検出信号を出力する信号処理手段と、該信号処理手段から出力された第1及び第2の検出信号の強度に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段とを具備する。

【0015】

さらに、本発明の第3の観点に係る超音波診断装置は、第1の共振周波数を有する第1群の超音波トランスデューサと、該第1群の超音波トランスデューサの外側に配置されてお
り、第1の共振周波数よりも低い第2の共振周波数を有する第2群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アレイと、第1群及び第2群の超音波トランスデ
ューサを駆動するための複数の駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、第1の焦点距離
に集束する第1の超音波ビームを形成するために、第1群の超音波トランスデューサを駆
動するための複数の駆動信号の各々に所定の遅延時間を与え、第1の焦点距離よりも長い
第2の焦点距離に集束する第2の超音波ビームを形成するために、第2群の超音波トランス
デューサを駆動するための複数の駆動信号の各々に所定の遅延時間を与えると共に、第
1及び第2の超音波ビームが所定の期間内に送信されるように、駆動信号発生手段を制御
する制御手段と、第1群及び第2群の超音波トランスデューサが超音波を受信すること
により発生する複数の検出信号に所定の信号処理をそれぞれ施すことにより、第1及び第2
の検出信号を出力する信号処理手段と、該信号処理手段から出力された第1及び第2の検
出信号の強度に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段とを具備する。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、高い共振周波数を有する第1の超音波トランスデューサの外側に、低
い共振周波数を有する第2の超音波トランスデューサを配置すると共に、高い周波数の超
音波を被検体の浅部に集束させ、低い周波数の超音波を被検体の深部に集束させるので、
1度の超音波の送受信により、浅部については高分解能の超音波画像情報を得ることがで
きると共に、深部についても十分な信号強度を有する超音波画像情報を得ることができる
。また、2種類の超音波ビームのエコー信号を用いることにより、被検体の組織性状が表
された周波数画像情報を生成することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

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診断装置の構成を示すブロック図である
。この超音波診断装置は、互いに異なる2種類の周波数帯域（中心周波数 f_H 及び f_L ）
をそれぞれ有する2種類の超音波を送信すると共に、それらの超音波の反射波（超音波エ
コー）を受信することによって得られたそれぞれの検出信号の強度に基づくBモード画像
と、それらの検出信号の周波数成分に基づく周波数画像とを生成することを特徴としてい
る。

【0018】

図1に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波用探触子10と、送受
信位置決定部21と、送信波形作成部22と、駆動信号発生部23H及び23Lとを含ん
でいる。超音波用探触子10は、図2に示す超音波トランスデューサアレイ1を有してい
る。図2の(a)は、超音波トランスデューサアレイ1を示す平面図であり、図2の(b)
は、超音波トランスデューサアレイ1を含む超音波用探触子10を示す側面図であり、
図2の(c)は、図2の(a)に示す一点鎖線II-IIにおける断面図である。

【0019】

図2の(a)に示すように、超音波トランスデューサアレイ1は、互いに異なる共振周

10

20

30

40

50

波数を有する２種類の超音波トランスデューサ１１及び１２を含んでいる。これらの超音波トランスデューサ１１及び１２の各々は、印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを送信すると共に、伝搬する超音波エコーを受信して検出信号を出力する。本実施形態においては、１次元状に配列された複数の超音波トランスデューサ１１の外側に、１次元状に配列された複数の超音波トランスデューサ１２を配置することにより、１．５次元の超音波トランスデューサアレイ１が構成されている。本願において、１．５次元配列とは、１次元配列を数行程度（例えば、３～５行）並べたものをいう。

【００２０】

各々の超音波トランスデューサ（振動子ともいう）１１及び１２は、例えば、ＰＺＴ（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、ＰＶＤＦ（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の圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極を形成することによって構成される。このような振動子の電極に、パルス状の電気信号又は連続波の電気信号を送って電圧を印加すると、圧電体は伸縮し、それぞれの振動子からパルス状の超音波又は連続波の超音波が送信される。そこで、図２の（ｂ）に示すように、ある振動子群１０１に含まれる複数の振動子の各々に所定の遅延を与えて駆動することにより、それらの振動子から送信される超音波の合成により、所望の方向に伝播する超音波ビームＵＳが形成される。同様に、位置をずらして設定された振動子群１０１、１０２、...を順次駆動することにより、超音波ビームの送信位置が矢印方向に移動する。これにより、被検体をリニアに走査することができる。また、それぞれの振動子１１、１２は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。これらの電気信号は、超音波の検出信号として出力される。

【００２１】

図２の（ｃ）に示すように、本実施形態においては、振動子１１及び振動子１２の電界方向の長さを変えることにより、それらの振動子の共振周波数を変化させている。即ち、長さ L_H の振動子１１は、第１の共振周波数を有しており、周波数 f_H を含む周波数帯域の超音波を送受信する。また、長さ L_L （ $L_L > L_H$ ）の振動子１２は、第１の共振周波数よりも低い第２の共振周波数を有しており、周波数 f_L （ $f_L < f_H$ ）を含む周波数帯域の超音波を送受信する。より好ましくは、 $f_L \times 1.5 < f_H < f_L \times 10$ とすれば、これらの周波数帯域を分離し易くなる。この他、振動子の材料や幅を変えることにより、共振周波数を変化させても良い。

【００２２】

振動子１１及び振動子１２から送信される超音波の周波数帯域は、互いに分離していることが望ましく、さらには、それらの周波数帯域が２倍以上離れていることが望ましい。例えば、振動子１２の周波数帯域を $0.5\text{ MHz} \sim 5\text{ MHz}$ とする場合には、振動子１１の周波数帯域を $10\text{ MHz} \sim 30\text{ MHz}$ とする。これにより、一方の振動子から送信される超音波に対し、他方の振動子の感度が低くなるので、異なる種類の超音波が空間的に重なったエコーが受信された場合でも、不要な信号を容易に分離することができる。

【００２３】

また、図２の（ｃ）に示すように、超音波トランスデューサアレイ１の背面には、バックリング層１３が配置されており、超音波トランスデューサアレイ１の前面には、音響レンズ１４が配置されている。

バックリング層１３は、例えば、エポキシ樹脂やゴムに、フェライト又は金属の粉体やセラミックスの粉末を混入した材料のように、音響減衰の大きい材料によって形成されており、超音波トランスデューサアレイ１から発生した不要な超音波を早く減衰させる。

【００２４】

音響レンズ１４は、領域１４ａ～１４ｃを含んでいる。これらの領域は、シリコンゴム等により、それぞれ所定の形状に成形されている。音響レンズ１４の領域１４ｂは、振動子１１（開口幅 D_H ）から送信された超音波を、焦点距離 F_H に集束させる。また、音響レンズ１４の領域１４ａ及び１４ｃは、振動子１１の両外側に配置されている２つの振動

10

20

30

40

50

子 1 2 (開口幅 D_L) から送信された超音波を、焦点距離 F_L ($F_L > F_H$) に集束させる。ここで、音響レンズ 1 4 は、本実施形態におけるように、領域 1 4 a ~ 1 4 c が一体となるように成形されたものでも良いし、領域 1 4 b から成る音響レンズと、領域 1 4 a 及び 1 4 c から成る音響レンズとを組み合わせる用いても良い。

【 0 0 2 5 】

このように、音響レンズ 1 4 は、高い周波数 f_H の超音波を被検体の浅部に集束し、低い周波数 f_L の超音波を被検体の深部に集束するように設計されているが、さらに、周波数 f_H 及び f_L 、焦点距離 F_H 及び F_L 、並びに、開口幅 D_H 及び D_L の値は、次のように規定されている。

【 0 0 2 6 】

振動子 1 1 の両外側に配置されている 2 つの振動子 1 2 から、超音波ビーム $U S_L$ のみを送信する場合には、送信された直後の超音波ビーム $U S_L$ の内側は、音圧強度分布が低い領域となる。そのような音圧強度分布が中空になっている領域 (中空領域) 1 5 において、振動子 1 0 から送信される超音波ビーム $U S_H$ を集束させることにより、超音波ビーム $U S_H$ と超音波ビーム $U S_L$ とを空間的に分離することが可能になる。

【 0 0 2 7 】

超音波ビームの半径は、超音波の音速 v と、周波数 f と、焦点距離 F と、開口幅 D とを用いて、次式 (1) によって表される。

$$\text{ビーム半径} = 1.22 \times (v / f) \times F / D \quad \dots (1)$$

従って、式 (1) によって表される超音波ビーム $U S_H$ の焦点 F_H におけるビーム径が、超音波ビーム $U S_L$ の中空領域 1 5 の内側に収まるように、焦点距離 F_H 及び F_L 、並びに、開口幅 D_H 及び D_L を設定すれば良い。なお、中空領域 1 5 の範囲は、焦点距離 F_L や開口幅 D_H 及び D_L を用いてシミュレーションすることにより、求めることができる。

【 0 0 2 8 】

また、超音波ビーム $U S_H$ は、焦点距離 F_H において一旦集束し、その後再び発散するが、発散した超音波ビーム $U S_H$ が、焦点距離 F_L においては十分に減衰していることが望ましい。それにより、焦点距離 F_L 付近における超音波ビーム $U S_L$ と超音波ビーム $U S_H$ とのクロストークを低減することができるからである。従って、焦点距離 F_H 及び F_L を、そのような観点から規定することも必要である。

【 0 0 2 9 】

このような 2 種類の超音波ビームを送信することにより、音線上には、被検体からの距離に応じて特性の異なる領域 R_H 、 R_{HL} 、 R_L が形成される。領域 R_H から取得される超音波エコー信号は、主に高い周波数成分を含んでおり、距離分解能の高い信号となっている。また、中心開口から送信されることにより、近距離において超音波ビームが十分に絞られるので、領域 R_H からは、高い方位分解能を得ることもできる。一方、領域 R_L から取得されるエコー信号は、主に低い周波数成分を含んでおり、伝播距離が長くても十分な信号強度を有している。また、深部において超音波ビームが絞られるので、領域 R_L からは、良好な方位分解能を得ることができる。さらに、領域 R_{HL} から取得される超音波エコー信号は、高い周波数成分と低い周波数成分との両方を含んでいる。そのような広帯域な成分を含む信号は、後述する周波数画像を生成する際に用いることができる。

【 0 0 3 0 】

これらの領域 R_H 、 R_{HL} 、 R_L の長さは、焦点距離 F_H 及び F_L によって調整することができる。例えば、焦点距離 F_H 及び F_L を、 $F_H \times 1.5$ F_L $F_H \times 3$ を満たすように設定すれば良い。この場合には、診断目的に合った超音波ビームを、被検体内の深さ方向の広い領域に形成できると共に、各超音波ビームの分解能や到達距離を最適にすることができる。

【 0 0 3 1 】

以下に、周波数 f_H 及び f_L と、焦点距離 F_H 及び F_L の具体例を挙げる。例えば、四肢を撮像する場合には、皮膚組織である表面から深さ約 3 cm の領域内に、周波数 f_H 15 MHz の超音波の焦点距離 F_H を設定し、骨や腱が存在する深さ 3 cm ~ 7 cm 程度

10

20

30

40

50

の領域内に、周波数 $f_L = 0.5 \text{ MHz} \sim 4 \text{ MHz}$ の超音波の焦点距離 F_L を設定する。また、胴体部等を撮像する場合には、乳腺や甲状腺や頸動脈等が存在する深さ $5 \text{ cm} \sim 10 \text{ cm}$ 程度の領域内に、周波数 $f_H = 5 \text{ MHz} \sim 15 \text{ MHz}$ の超音波の焦点距離 F_H を設定し、腹部や心臓が存在する深さ約 10 cm 以上の領域内に、周波数 $f_L = 2 \text{ MHz} \sim 4 \text{ MHz}$ の超音波の焦点距離 F_L を設定する。

【0032】

再び、図1を参照すると、送受信位置決定部21は、超音波ビームの送信位置と、超音波エコーの受信方向と順次設定する。

送信波形作成部22は、図2の(a)及び(c)に示すように、送受信位置決定部21において設定された送信位置に応じて、駆動される振動子群101、102、...を設定すると共に、設定された振動子群に含まれる複数の振動子11及び12の各々に与えられる遅延時間を設定する。また、送信波形作成部22は、複数の振動子11及び12から所定の周波数帯域の超音波を送信させるために、後述する駆動信号発生部23H及び23Lが発生する駆動信号の周波数をそれぞれ設定する。

10

【0033】

駆動信号発生部23H及び23Lの各々は、複数の振動子に与えられる駆動信号をそれぞれ発生する複数の駆動信号発生回路と、駆動信号発生回路が発生する駆動信号に所望の遅延を与える複数の遅延回路とによって構成されている。これらの遅延回路は、送信波形作成部22において設定された遅延時間に基づいて、駆動信号を遅延させる。

【0034】

駆動信号発生部23Hと、駆動信号発生部23Lとは、互いに異なる帯域の駆動信号を発生する駆動信号発生回路を有している。即ち、駆動信号発生部23Hは、各振動子11を駆動するために、周波数 f_H の成分を含む駆動信号を発生する。一方、駆動信号発生部23Lは、各振動子12を駆動するために、周波数 f_L の成分を含む駆動信号を発生する。

20

制御部25の制御の下で、駆動信号発生部23H及び23Lが所定の期間内(例えば、同時)に駆動信号を発生することにより、超音波用探触子10から、超音波ビーム US_H 及び US_L が、同時、又は、ほぼ同時に送信される。

【0035】

また、本実施形態に係る超音波診断装置は、操作卓24と、CPUによって構成されている制御部25と、ハードディスク等の記録部26とを含んでいる。制御部25は、操作卓24を用いたオペレータの操作に基づいて、超音波診断装置の各部を制御する。記録部26には、制御部25を構成するCPUに各種の動作を実行させるプログラムや、超音波トランスデューサの送受信における周波数特性等が記録される。

30

【0036】

さらに、本実施形態に係る超音波診断装置は、信号処理部31H及び31Lと、受信フォーカス処理部32H及び32Lと、A/D変換器33H及び33Lと、1次記憶部34H及び34Lと、Bモード画像データ生成部35H及び35Lと、周波数解析部36H及び36Lと、抽出周波数演算部37と、注目周波数自動決定部38と、周波数画像データ生成部39と、周波数画像表示領域判断部40と、画像合成部41と、2次記憶部42と、画像処理部43と、表示部44と、送信ビーム自動変更部45とを含んでいる。

40

【0037】

信号処理部31Hは、複数の超音波トランスデューサ11にそれぞれ対応する複数のチャンネルを有しており、信号処理部31Lは、複数の超音波トランスデューサ12にそれぞれ対応する複数のチャンネルを有している。信号処理部31H及び31Lの各チャンネルは、対応する超音波トランスデューサから出力される検出信号を、制御部25の制御の下で所定のタイミングで取り込む。例えば、信号処理部31Hは、受信開始時から所定の深さ(例えば、図2の領域 R_{HL} まで)に対応する時刻まで信号を取り込む。一方、信号処理部31Lは、深さ $F_L \times 0.5$ に対応する時刻から所定の深さ(例えば、図2の領域 R_L まで)に対応する時刻まで信号を取り込む。このように、検出信号の取り込みタイミ

50

ングを制御することにより、被検体の所定の深さにおいて反射した超音波エコーを表す信号を取得することができる。さらに、信号処理部 31H 及び 31L の各チャンネルは、取り込んだ検出信号を増幅すると共に、STC (sensitivity time control: センシティブティ・タイム・コントロール) 増幅器を用いて距離による減衰の補正を施す。

【0038】

受信フォーカス処理部 32H 及び 32L は、信号処理部 31H 及び 31L において処理された複数の検出信号にそれぞれ所定の遅延を与え、それらを加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が形成される。なお、受信フォーカス処理は、STC 増幅器による補正の前に行うようにしても良い。

10

【0039】

A/D 変換器 33H 及び 33L は、受信フォーカス処理を施された音線信号をデジタル変換することにより、音線データを生成する。A/D 変換器 33H 及び 33L のサンプリング周波数は、少なくとも超音波の周波数の 10 倍程度であることが必要であり、超音波の周波数の 16 倍以上であることが望ましい。また、A/D 変換器の分解能は、10 ビット以上であることが望ましい。なお、エリアシング (折り返し歪) を低減又は除去するために、A/D 変換を行う前に、音線信号にローパスフィルタ処理等のアンチエリアシングフィルタ処理を施すことが望ましい。また、A/D 変換は、受信フォーカス処理を行う前の検出信号について施されても良い。

【0040】

1 次記憶部 34H 及び 34L は、A/D 変換器 33H 及び 33L によって生成された音線データを記憶する。

20

B モード画像データ生成部 35H は、1 次記憶部 34H に記憶されている音線データに対して包絡線検波処理を施し、高い周波数 f_H の超音波に基づいて得られた B モード画像 (B モード画像 H) を表す画像データを生成する。一方、B モード画像データ生成部 35L は、1 次記憶部 34L に記憶されている音線データに対して包絡線検波処理を施し、低い周波数 f_L の超音波に基づいて得られた B モード画像 (B モード画像 L) を表す画像データを生成する。

【0041】

一方、周波数解析部 36H 及び 36L は、1 次記憶部 34H 及び 34L にそれぞれ記憶されている音線データが表す波形に含まれる各領域 (即ち、被検体の深さ方向を表す各領域) について、広帯域の検出信号に含まれている複数の周波数成分をフーリエ変換によって算出する。なお、周波数解析部 36H 及び 36L において、高速フーリエ変換 (FFT) を行う場合には、周波数解析部 36H 及び 36L の前段に、音線データを構成するデータ数が 2^N 個 (N は整数) になるように補間を行う補間処理部を設ける。

30

【0042】

抽出周波数演算部 37 は、周波数解析部 36H 及び 36L によって算出された複数の周波数成分に基づいて、周波数画像を表示するために用いられる周波数成分を抽出すると共に、抽出された周波数成分を用いて所定の演算処理を行う。これにより、被検体の深さ方向の各領域における組織特有の情報を表す特徴量が求められる。抽出周波数演算部 37 は、複数の周波数成分の内から、例えば、強度の大きい 1 つの周波数成分を抽出して出力しても良いし、複数の周波数成分を抽出し、それらの間の差や比のように、強度の相対関係を算出して出力しても良い。このように、超音波エコー強度の大きい部分に着目する場合には、その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。反対に、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、SN 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。

40

50

【 0 0 4 3 】

注目周波数自動決定部 3 8 は、抽出周波数演算部 3 7 において用いられる注目すべき周波数を自動的に決定する。その際に、注目周波数自動決定部 3 8 は、予め定められている複数の周波数を自動的に決定しても良い。例えば、注目周波数自動決定部 3 8 は、周波数解析部 3 6 H 及び 3 6 L によって算出された複数の周波数成分の中から、被検体の深さ方向の全部又は一部の領域について、大きなピーク又はディップを有する少なくとも 1 つの周波数を自動的に決定しても良いし、所定の値だけ離れた周波数成分の組み合わせを用いても良い。

【 0 0 4 4 】

さらに、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 2 6 に記録しておき、制御部 2 5 の制御の下で、超音波トランスデューサの周波数特性に対応して、駆動信号の振幅や検出信号の振幅を補正するようにすれば、より正確に周波数成分を抽出することができる。また、検出信号の周波数成分のみならず、位相成分も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 0 4 5 】

周波数画像データ生成部 3 9 は、抽出周波数演算部 3 7 から出力された特徴量に基づいて、周波数画像データを生成する。その際には、被検体の深さ方向の各領域に対応する周波数画像上の領域を、抽出周波数演算部 3 7 からの出力値に応じて色分け、又は、輝度別に表示するようにしても良い。

【 0 0 4 6 】

周波数画像表示領域判断部 4 0 は、抽出周波数演算部 3 7 における演算結果に基づいて、B モード画像に合成して表示される周波数画像の領域（表示領域）を判断する。例えば、抽出周波数演算部 3 7 において求められた特徴量が、複数の周波数成分の間の差である場合に、その差が所定の値以上である領域を表示領域とする。これにより、特定の性状を有する組織等を B モード画像と重ね合わせて表示することができる。

【 0 0 4 7 】

画像合成部 4 1 は、B モード画像データ生成部 3 5 H によって生成された B モード画像データと、B モード画像データ生成部 3 5 L によって生成された B モード画像データと、周波数画像データ生成部 3 9 によって生成された周波数画像データとに所定の演算処理を施すことにより、合成画像データを生成する。この合成画像データは、例えば、B モード画像 H と、B モード画像 L とをつなぎ合わせ、そこに周波数画像を重ね合わせた画像を表す。これらの 3 種類の画像を表示する領域は、操作卓 2 4 を用いてオペレータによりマニュアル指定されても良いし、予め定められた条件に基づいて自動指定されても良い。周波数画像については、周波数画像表示領域判断部 4 0 によって判断された表示領域を用いても良い。B モード画像 H 及び B モード画像 L の表示領域を指定する際には、次のような方法が考えられる。例えば、B モード画像 H と B モード画像 L とを、所定の深さを境界としてつなぎ合わせるように指定しても良いし、所定の信号値以上となる領域を境界としてつなぎ合わせるように指定しても良い。或いは、B モード画像 H と B モード画像 L とが重複する領域については、信号値の大きい方の画像データが用いられるように指定しても良い。

【 0 0 4 8 】

2 次記憶部 4 2 は、画像合成部 4 1 から出力される画像データを記憶する。画像処理部 4 3 は、2 次記憶部 4 2 に記憶されている画像データに、各種の画像処理を施す。表示部 4 4 は、例えば、CRT や LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、画像処理部 4 3 によって画像処理が施された画像データに基づいて超音波画像を表示する。

【 0 0 4 9 】

送信ビーム自動変更部 4 5 は、周波数画像表示領域判断部 4 0 における判断結果に基づいて、必要があれば、次に送信される超音波ビーム US_H 及び US_L の周波数を変更させるための情報を、送受信位置決定部 2 1 に出力する。

【 0 0 5 0 】

図3は、本実施形態に係る超音波診断装置によって生成された超音波画像を模式的に表している。この超音波画像は、関節を含む上肢を超音波撮像することによって得られたものである。このような領域は、主に整形分野においてしばしば撮像対象とされる。

図3においては、被検体110の表面から骨部112の表面までの領域 R_1 を表すBモード画像Hと、骨部120の表面よりも深い領域 R_2 を表すBモード画像Lとが合成されている。これにより、皮膚組織及び筋肉組織111のように、高分解能が必要とされる浅部の領域と、骨部112の内部のように、一般に超音波が透過し難い領域との両方を、明確に画像化することができる。さらに、周波数 f_H の超音波と周波数 f_L の超音波とを用いて得られた周波数画像を重ね合わせることにより(領域 R_3)、腱及び靱帯113や、軟骨114等の組織性状を、明確に分離して表示することができる。

10

【0051】

このように、本実施形態によれば、2種類の超音波ビームを、焦点距離をずらして同時に送信するので、被検体内の深さに応じて適切な周波数の超音波エコー信号を得ることができる。即ち、被検体内の浅部に関する距離分解能及び方位分解能の高い超音波エコー信号と、被検体内の深部に関する十分な信号強度及び方位分解能を有する超音波エコー信号とを、短期間に取得できる。従って、フレームレートを低下させることなく、撮像領域全体に渡って画質の良い超音波画像を生成することが可能になる。また、互いに異なる周波数を用いることにより、単一の周波数を用いる場合には判別できない組織性状を画像化することも可能になる。

【0052】

20

以上説明した本発明の第1の実施形態においては、互いに周波数帯域が異なる2種類の超音波を用いているが、3種類以上の超音波を用いても良い。その場合には、例えば、図4の(a)に示すように、複数の振動子12の両外側に、周波数 f_L よりも低い周波数の超音波 US_L を送信する第3の振動子16が配列された超音波トランスデューサアレイ2を作製し、図4の(b)に示すように、超音波トランスデューサアレイ2の前面に、第3の振動子16から送信される超音波 US_L を、焦点距離 F_L よりもさらに遠く(焦点距離 F_{LL})に集束する音響レンズ17を設ける。また、超音波診断装置の本体には、第3の振動子16に対応する送信系及び受信系の処理部をさらに設ければ良い。

【0053】

また、本実施形態においては、リニア型のアレイを用いているが、それ以外の型のアレイを用いても良い。例えば、半径の異なる円形又は円環状の複数の振動子が同心円状に配列されたアニュラアレイを用いても良い。その場合には、同心円の内側に、高い周波数の超音波を送信する円形又は円環状の振動子を配置し、同心円の外側に、低い周波数の超音波を送信する円環状の振動子を配置すると共に、それぞれの周波数の超音波ビームを互いに異なる距離に集束させる音響レンズを設ける。或いは、複数の振動子が凹型に配列されたコンベックスアレイを用いても良い。

30

【0054】

本実施形態においては、振動子の種類によってある周波数に対する感度が異なることから、周波数 f_H の超音波は振動子11によって検出され、周波数 f_L の超音波は振動子12によって検出される。しかしながら、振動子12から周波数 f_L の超音波を送信し、骨の内部等の深部において発生したハーモニック信号(高調波信号)を、振動子11によって検出するようにしても良い。振動子11からの検出信号の取り込みを、深部からの超音波エコーの到達タイミングまで伸ばすことにより、フィルタ等を用いることなく、基本波と高調波とを分離することが可能になる。そのようにして取得されたハーモニック信号に基づいてハーモニック画像を生成し、それをBモード画像上の対応する表示領域に重ね合わせて表示しても良い。

40

【0055】

次に、本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置について、図5及び図6を参照しながら説明する。図5は、本実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

本実施形態に係る超音波診断装置は、図1に示す超音波用探触子10、送受信位置決定

50

部 2 1、送信波形作成部 2 2、及び、送信ビーム自動変更部 4 5 の替わりに、図 5 に示す超音波用探触子 5 0、送受信位置決定部 6 1、送信波形作成部 6 2、及び、送信ビーム自動自動変更部 6 5 を有しており、さらに、送信遅延パターン記憶部 6 3 と受信遅延パターン制御部 6 4 とを有している。その他の構成については、本発明の第 1 の実施形態において説明したものと同様である。

【 0 0 5 6 】

超音波用探触子 5 0 は、図 5 に示す超音波トランスデューサアレイ 3 を有している。図 6 の (a) は、超音波トランスデューサアレイ 3 を示す平面図であり、図 6 の (b) は、超音波トランスデューサアレイ 3 を含む超音波用探触子 5 0 を示す側面図である。

図 6 の (a) に示すように、超音波トランスデューサアレイ 3 は、1 . 5 次元配列されている複数の振動子 5 1 と、その両外側にそれぞれ 1 . 5 次元配列されている複数の振動子 5 2 とを含んでいる。各振動子 5 1 は、周波数 f_H を含む周波数帯域の超音波を送信し、各振動子 5 2 は、周波数 f_L ($f_L < f_H$) を含む帯域の超音波を送信する。

【 0 0 5 7 】

図 6 の (b) に示すように、本実施形態においては、超音波トランスデューサアレイ 3 の前面に音響レンズを設ける替わりに、各振動子を電子的に制御することにより、超音波ビームの焦点を形成している。即ち、図 6 の (c) に示すように、複数の振動子 5 2 a ~ 5 2 j に所定の遅延時間 T_1 、 T_2 、... をそれぞれ与えて駆動することにより、中空領域 5 4 を含み、距離 F_L に集束する超音波ビーム $U S_L$ を形成することができる。同様に、中央部に配置されている複数の振動子 5 1 a ~ 5 1 e に所定の遅延時間 T_1' 、 T_2' 、... をそれぞれ与えて駆動することにより、中空領域 5 4 内の距離 F_H に集束する超音波ビーム $U S_H$ を形成することができる。なお、送信される 2 種類の超音波の周波数と、焦点距離と、超音波トランスデューサアレイの開口との関係については、本発明の第 1 の実施形態において説明したものと同様である。

【 0 0 5 8 】

超音波トランスデューサアレイ 3 において、図 6 の (b) に示すように、超音波送信面が揃うように振動子 5 1 及び 5 2 を配置しても良いし、図 6 の (d) に示すように、振動子 5 1 の超音波送信面が振動子 5 2 の超音波送信面よりも下がるように、振動子 5 1 及び 5 2 を配置しても良い。後者の場合には、超音波ビーム $U S_H$ の焦点 F_H を、超音波ビーム $U S_L$ の中空領域 5 4 内に形成し易くなる。なお、超音波トランスデューサアレイ 3 の背面には、バックング層 5 3 が配置されている。

【 0 0 5 9 】

再び、図 5 を参照すると、送受信位置決定部 6 1 は、超音波ビームの送信位置及び焦点距離と、超音波エコーの受信方向とを順次設定する。

送信遅延パターン記憶部 6 3 は、超音波ビームを形成する際に用いられる複数の送信遅延パターンを記憶している。送信波形作成部 6 2 は、送受信位置決定部 6 1 において設定された送信位置に応じて、駆動される振動子群 2 0 1、2 0 2、... を設定すると共に、送受信位置決定部 6 1 において設定された焦点距離に基づいて、送信遅延パターン記憶部 6 3 に記憶されている複数の遅延パターンの中から所定のパターンを選択し、そのパターンに基づいて、設定された振動子群に含まれる複数の振動子 5 1 及び 5 2 の各々に与えられる遅延時間を設定する。

【 0 0 6 0 】

受信遅延パターン制御部 6 4 は、送受信位置決定部 6 1 において設定された超音波の受信方向及び焦点距離に基づいて、受信フォーカス処理部 3 2 H 及び 3 2 L において複数の検出信号に与えられる遅延パターンを制御する。

送信ビーム自動変更部 6 5 は、周波数画像表示領域判断部 4 0 における判断結果に基づいて、必要があれば、次に、送信される超音波ビーム $U S_H$ 及び $U S_L$ の周波数や焦点距離を変更させるための情報を、送受信位置決定部 6 1 に出力する。例えば、周波数画像の表示領域が狭く、周波数画像によって得られる情報が少ない場合には、1 つの周波数の超音波ビームによって得られる B モード画像の範囲を広くするために、図 6 の (b) に示す

10

20

30

40

50

焦点距離 F_H 及び F_L の間隔を調節する。

【0061】

以上説明したように、本実施形態によれば、2種類の超音波ビームの焦点距離をそれぞれ変化させることができるので、被検体内の各深さに、さらに適切な周波数の超音波を照射することが可能になり、それによって得られた超音波エコーに基づいて超音波画像や周波数画像を生成することが可能になる。

【0062】

ここで、再び、図6の(b)を参照すると、本実施形態においては、超音波ビーム US_H を2度打ちしても良い。即ち、最初に超音波ビーム US_H と超音波ビーム US_L とを同時に送信し、超音波ビーム US_L 又はその超音波エコー（即ち、深部からの超音波エコー）が被検体内を伝播している間に、超音波ビーム US_H を、焦点距離をずらして再び送信する。このように、被検体内の浅部について、駆動信号の発生間隔を短く（例えば、1/2）にしてダイナミックフォーカスを行うことにより、分解能をさらに向上させることが可能になる。

【0063】

なお、本実施形態においても、互いに周波数が異なる3種類以上の超音波を用いても良い。その場合には、図6の(a)に示す1.5次元配列された複数の振動子52の両外側に、周波数 f_L よりも中心周波数が低い超音波を送信する第3、第4、...の振動子を1.5次元配列すると共に、振動子の配置がアレイの外側になるほど、超音波ビームの焦点距離が長くなるように、各振動子の駆動タイミングを電子的に制御すれば良い。

【0064】

次に、本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の変形例について、図7を参照しながら説明する。

図7の(a)に示すように、図6の(a)に示す超音波トランスデューサアレイ3を複数並べることにより、超音波トランスデューサアレイ4を作製しても良い。この場合には、図7の(b)に示すように、一度に送信される超音波ビームの数を増やすことができる。従って、1回の超音波の送受信により、広い領域に関する超音波情報を取得することができるので、被検体内の3次元領域を高速に走査することが可能になる。

【0065】

或いは、図6の(a)に示す超音波トランスデューサアレイ3の替わりに、図8に示す2次元超音波トランスデューサアレイ5を用いても良い。この超音波トランスデューサアレイは、中心周波数 f_H の超音波を送信する複数の振動子71と、中心周波数 f_L の超音波を送信する複数の振動子72とを含んでいる。超音波送信面のある小領域内に配置されている複数の振動子71と、それらの振動子71を囲むように配置されている振動子72とにより、振動子群73が形成されている。

【0066】

複数の振動子群73の各々に与えられる駆動信号を電子的に制御することにより、周波数が互いに異なる2種類の超音波ビームを、互いに異なる距離に集束するように同時に送信することができる。その際に、駆動信号の遅延パターンを変更することにより、各超音波ビームの焦点距離を変化させることができる。

この変形例を用いる場合には、一度に送信される超音波ビームの数を増やして、被検体内の3次元領域をさらに高速に走査することが可能になる。

【0067】

さらに、振動子71及び72の各々に与えられる駆動信号の遅延パターンを変更することにより、所望の方向に伝播する超音波ビームを形成しても良い。超音波ビームの送信方向を変化させる場合には、超音波用探触子を機械的に移動させることなく、被検体内の3次元領域を走査することが可能になる。

【0068】

また、半径の異なる円形又は円環状の複数の振動子を同心円状に配列することにより、アニュラアレイを作製しても良い。その場合には、同心円の内側に、高い周波数の超音波

10

20

30

40

50

を送信する円形又は円環状の複数の振動子を配置し、同心円の外側に、低い周波数の超音波を送信する円環状の複数の振動子を配置する。そして、それらの振動子を電子的に制御することにより、そこから送信される超音波ビームの焦点距離を変化させることができる。

【 0 0 6 9 】

或いは、互いに異なる複数の周波数を送信する複数の種類の振動子を、２次元的にランダムに配置した２次元アレイを用いても良い。この場合においても、振動子の種類ごとに駆動タイミングを電子的に制御することにより、送信される超音波ビームの焦点距離を、超音波ビームの周波数ごとに変化させることができる。このように、超音波ビームを多段フォーカスして送信することにより、互いに周波数の異なる複数の超音波ビームを、撮像領域全体に照射することが可能になる。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 7 0 】

本発明は、超音波を送受信して生体内の臓器や骨等の撮像を行うことにより、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置において利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 1 】

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

【図 2】図 1 に示す超音波用探触子の構造を説明するための図である。

【図 3】図 1 に示す超音波診断装置によって生成される超音波画像を表す模式図である。

【図 4】図 2 に示す超音波用探触子の変形例を説明するための図である。

【図 5】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 6】図 5 に示す超音波用探触子の構造を説明するための図である。

【図 7】図 6 に示す超音波用探触子の変形例を説明するための図である。

【図 8】図 6 に示す超音波用探触子の第 2 の変形例を説明するための図である。

【符号の説明】

【 0 0 7 2 】

1 ~ 5 超音波トランスデューサアレイ

1 0、5 0 超音波用探触子

1 1、1 2、1 6、5 1、5 2、7 1、7 2 超音波トランスデューサ（振動子）

1 3、5 3 バッキング層

1 4、1 7 音響レンズ

1 4 a ~ 1 4 c 領域

1 5、5 4 中空領域

2 1、6 1 送受信位置決定部

2 2、6 2 送信波形作成部

2 3 H、2 3 L 駆動信号発生部

2 4 操作卓

2 5 制御部

2 6 記録部

3 1 H、3 1 L 信号処理部

3 2 H、3 2 L 受信フォーカス処理部

3 3 H、3 3 L A / D 変換器

3 4 H、3 4 L 1 次記憶部

3 5 H、3 5 L B モード画像データ生成部

3 6 H、3 6 L 周波数解析部

3 7 抽出周波数演算部

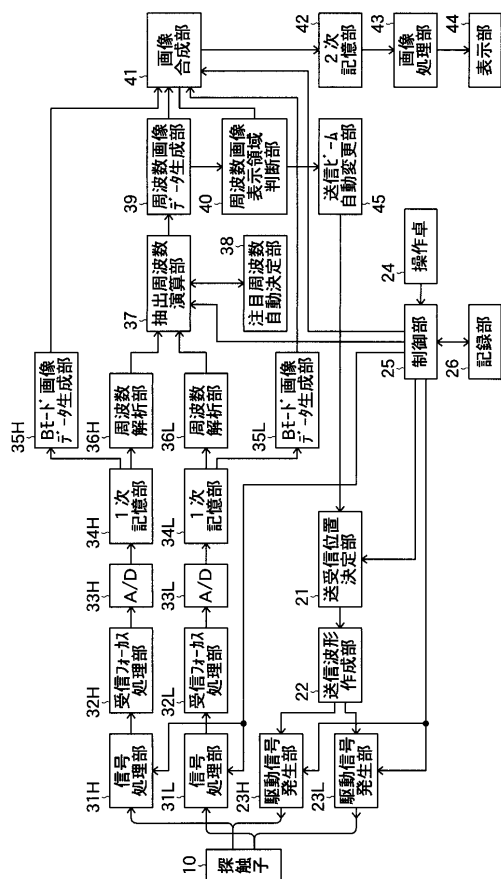
3 8 注目周波数自動決定部

3 9 周波数画像データ生成部

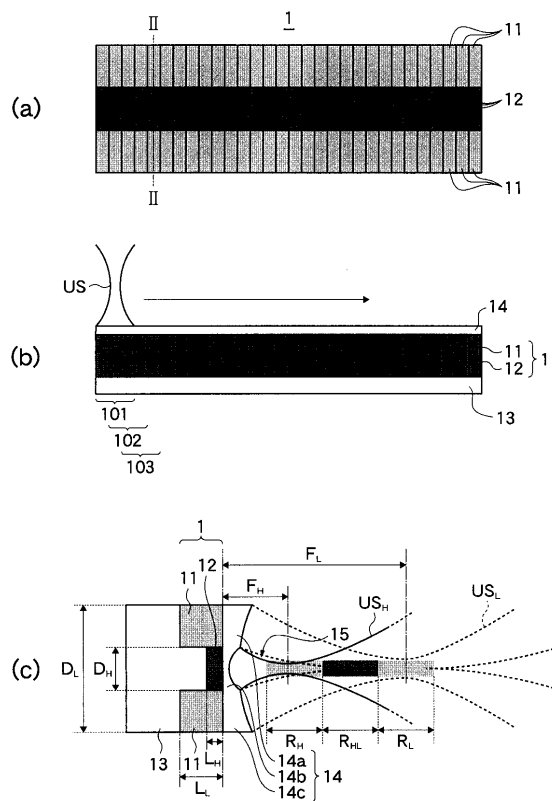
- | | |
|-------------------------------------|--------------|
| 4 0 | 周波数画像表示領域判断部 |
| 4 1 | 画像合成部 |
| 4 2 | 2次記憶部 |
| 4 3 | 画像処理部 |
| 4 4 | 表示部 |
| 4 5、6 5 | 送信ビーム自動変更部 |
| 6 3 | 送信遅延パターン記憶部 |
| 6 4 | 受信遅延パターン制御部 |
| 7 3、1 0 1、1 0 2、...、2 0 1、2 0 2、... | 振動子群 |
| 1 1 0 | 被検体 |
| 1 1 1 | 皮膚組織及び筋肉組織 |
| 1 1 2 | 骨部 |
| 1 1 3 | 腱及び靱帯 |
| 1 1 4 | 軟骨 |

10

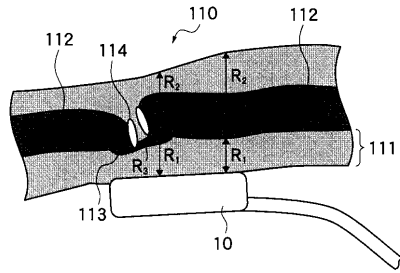
【 図 1 】



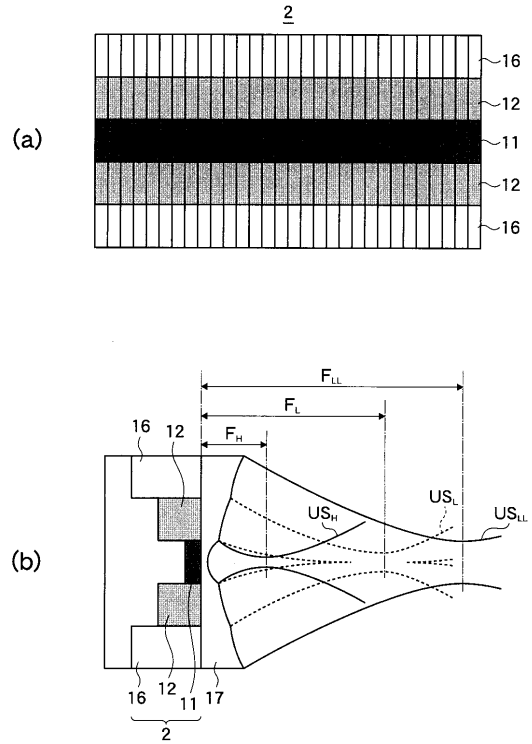
【圖 2】



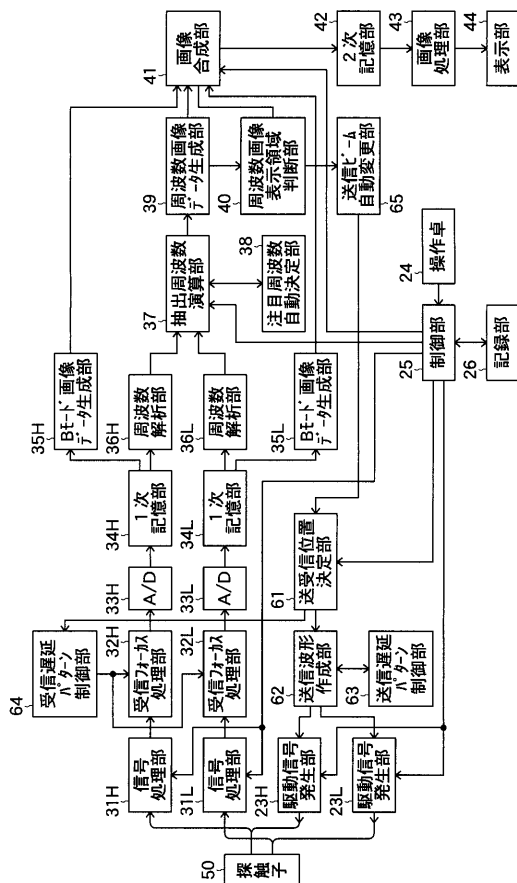
【図 3】



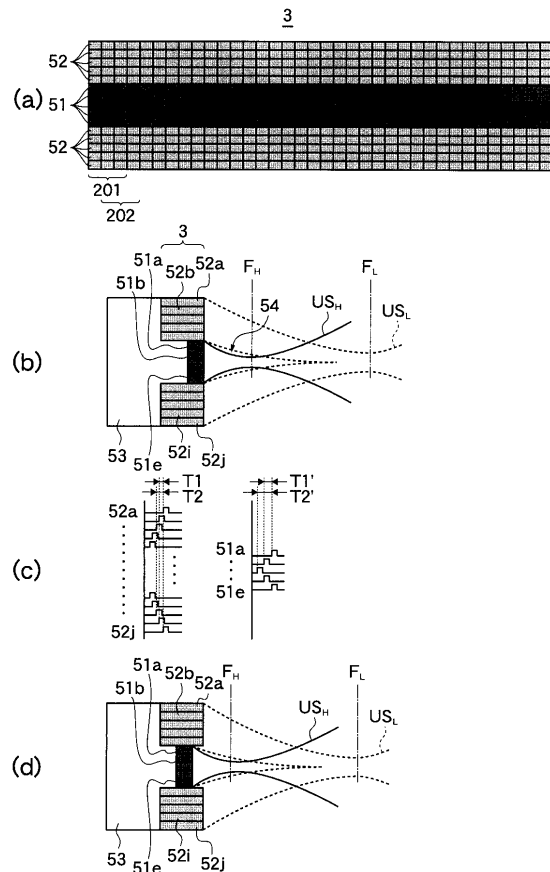
【図 4】



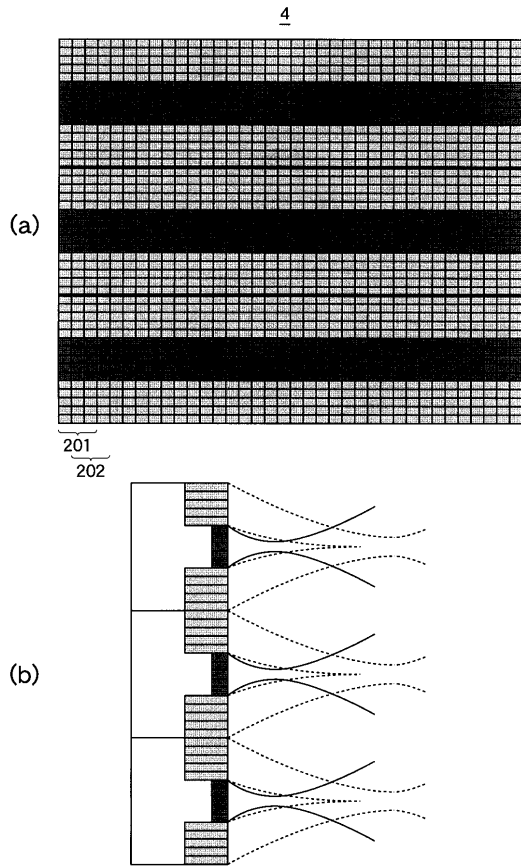
【図 5】



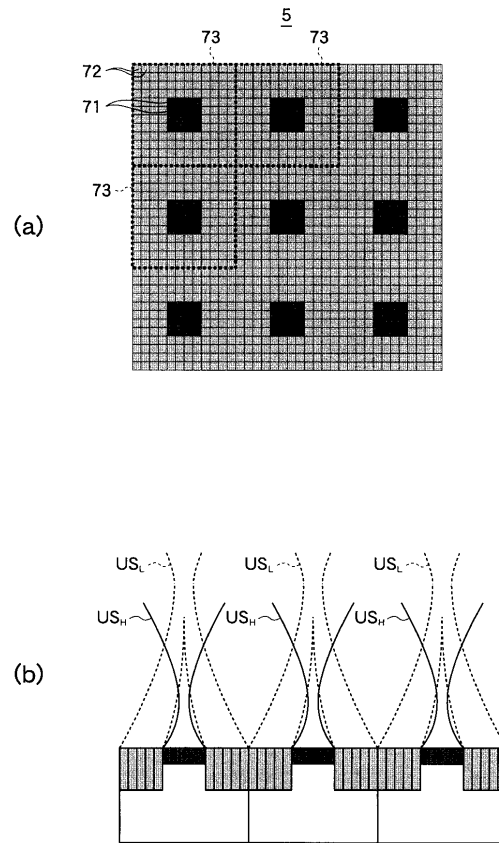
【図 6】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2005253751A	公开(公告)日	2005-09-22
申请号	JP2004070689	申请日	2004-03-12
[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	A61B8/00 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.332.A A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/EE06 4C601/GA03 4C601/GB06 4C601/GB13 4C601/GB35 4C601/HH04 4C601/HH06 4C601/HH12 4C601/HH24 4C601/HH30 4C601/HH36 4C601/JB29 4C601/JB31 4C601/JB39 4C601/JB45 4C601/JC20 4C601/KK12 5D019 /BB19 5D019/FF04		
代理人(译)	宇都宫正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声波诊断设备，其能够根据被检体的深度发送具有适当频率的超声波束，并基于所获取的超声波回波信号对被检体的形状和组织特性进行成像。提供。一种超声换能器阵列，包括具有第一谐振频率的第一组换能器和具有第二谐振频率的第二组换能器，这些换能器布置在第一组换能器的外部。第一声透镜将从换能器传输的超声波聚焦到第一焦距，并将第二组换能器传输的超声波聚焦到比第一焦距长的第二焦距。装有聚焦在焦距的第二声透镜，以不同的频率驱动第一和第二换能器组以生成第一和第二超声束，并对其进行检测和合成。通过这样做，实现了根据被摄体的深度以适当的频率成像。[选型图]图1

