

(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2017-121413

(P2017-121413A)

(43) 公開日 平成29年7月13日(2017.7.13)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2016-2588 (P2016-2588)
(22) 出願日 平成28年1月8日(2016.1.8)

(71) 出願人 000001270
コニカミノルタ株式会社
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(72) 代理人 110001254
特許業務法人光陽国際特許事務所
(72) 発明者 谷口 哲哉
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
ニカミノルタ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DE14 EE30 JB31 JB45 JC07
JC19 JC37

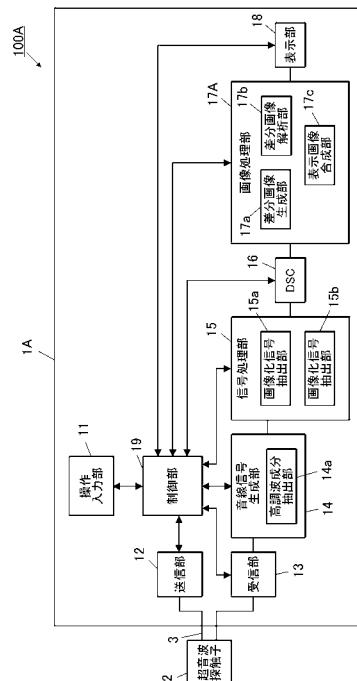
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 散乱体と反射体とが混在する領域でも、散乱体に起因する画像成分から診断情報を得ることである。

【解決手段】 超音波画像診断装置100Aは、駆動信号を生成して超音波探触子2に出力する送信部12と、超音波探触子2から入力された受信信号を受信する受信部13と、受信信号から音線信号を生成する音線信号生成部14と、生成された音線信号に対し、複数の異なる帯域通過フィルタによりフィルタリングを行って複数の画像化信号を抽出する画像化信号抽出部15a、15bと、抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数のBモード画像の差分を示す差分画像の画像特徴情報を解析して解析情報を生成する差分画像解析部17bと、を備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

駆動信号に応じて送信超音波を被検体内に送信し、当該被検体内で反射された反射超音波を受信して受信信号を生成する超音波探触子により超音波を送受信し、当該受信信号に基づいて当該被検体内の内部情報を取得する超音波診断装置であって、

駆動信号を生成して前記超音波探触子に出力する送信部と、
前記超音波探触子から入力された受信信号を受信する受信部と、
前記受信信号から音線信号を生成する音線信号生成部と、
前記生成された音線信号に対し、複数の異なる帯域通過フィルターによりフィルタリングを行って複数の画像化信号を抽出する画像化信号抽出部と、
前記抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数の B モード画像の差分を示す差分画像の画像特徴情報を解析して解析情報を生成する差分解析部と、を備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記生成された解析情報を表示部に表示する表示制御部を備える請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記差分解析部は、前記抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数の B モード画像の差分を示す差分画像の関心領域の画像特徴情報を解析して解析情報を生成する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記差分解析部は、前記抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数の B モード画像の差分を示す差分画像の輝度分布を解析して解析情報を生成する請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記差分解析部は、前記抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数の B モード画像の差分を示す差分画像の形状パターンを解析して解析情報を生成する請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数の B モード画像信号を生成する B モード画像生成部と、
前記生成された複数の B モード画像信号の差分をとり差分画像信号を生成する差分画像生成部と、を備え、
前記差分解析部は、前記生成された差分画像信号の画像特徴情報を解析して解析情報を生成する請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記抽出された複数の画像化信号の差分をとり差分画像化信号を抽出する差分信号抽出部を備え、
前記差分解析部は、前記抽出された差分画像化信号に基づく差分画像の画像特徴情報を解析して解析情報を生成する請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記差分解析部で生成した解析情報は、被検体内の散乱体に起因する画像成分に基づいている請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

駆動信号に応じて送信超音波を被検体内に送信し、当該被検体内で反射された反射超音波を受信して受信信号を生成する超音波探触子により超音波を送受信し、当該受信信号に基づいて当該被検体内の内部情報を取得する超音波診断装置であって、
駆動信号を生成して前記超音波探触子に出力する送信部と、
前記超音波探触子から入力された受信信号を受信する受信部と、
前記受信信号から音線信号を生成する音線信号生成部と、

50

前記生成された音線信号に対し、複数の異なる帯域通過フィルターによりフィルタリングを行って複数の画像化信号を抽出する画像化信号抽出部と、

前記抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数の B モード画像信号を生成する B モード画像生成部と、

前記生成された複数の B モード画像信号の差分をとり差分画像信号を生成する差分画像生成部と、

前記生成された差分画像信号に対し、予め定められた設定に基づいて変換を行う差分画像変換部と、

前記変換された差分画像信号と、前記複数の B モード画像信号の少なくとも 1 つと、を合成して合成画像信号を生成する表示画像合成部と、を備える超音波診断装置。

10

【請求項 10】

前記生成された合成画像信号を表示部に表示する表示制御部を備える請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記差分画像変換部は、前記生成された差分画像信号に対し、予め定められた設定に基づいて色調変換を行う請求項 9 又は 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記複数の異なる帯域通過フィルターは、高周波成分を除去する帯域通過フィルターを含む請求項 1 から 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波探触子を体表から当てるという簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子が超音波画像として得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。

【0003】

超音波画像は、通常、超音波波長よりも大きい構造物から反射されて得られる反射超音波（エコー）のエコー信号成分と超音波波長より小さな構造物によって散乱されて得られるエコー信号成分とは区別無く表示される。超音波波長よりも大きい反射体による反射体エコー信号は、その反射体の形態・構造に応じた信号となり、直接的にその形態として得られる。対して、超音波波長よりも小さい散乱体による散乱体エコー信号は、超音波波長より小さいため、直接的にはその形態を反映していない。

30

【0004】

しかしながら、散乱体エコー信号は、組織に由来する散乱・干渉の結果であり、肝臓や甲状腺等の実質部においては、いわゆるスペックルとして観察され、その均一性や粒状性等は診断情報の一つとして活用される。

【0005】

40

従来、術者の主観によってのみ活用されていたスペックルパタンの統計的性質を利用して関心領域（ROI：Region of Interest）の画像の平滑化を行い、微小構造物を抽出することで、肝硬変の進行度をはじめ、均質な組織構造の中にある微小な異常病変を観察することが可能な解析アルゴリズムを具備した超音波診断装置が考案されている（特許文献 1 参照）。

【0006】

また、微小構造物を抽出する方法の一つとして、異なる位置の 2 画像の差分情報より、空間的連続性を利用して組織等の連続的構造物と石灰化等微小構造物とを分離抽出する超音波診断装置が知られている（特許文献 2 参照）。

【0007】

50

一方、参照高周波成分除去画像及び参照標準偏差画像と、比較高周波成分除去画像及び比較標準偏差画像とから、高周波成分除去画像同士及び標準偏差画像同士の差分をとり、これを元に濃淡判定して不安定ブランクの存否判定を容易にする画像処理装置が知られている（特許文献3）。これはエコーの性質にかかわらず、画像として高い空間周波数成分に対して画像処理を行うものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2011-224410号公報

【特許文献2】特開2013-56178号公報

【特許文献3】特開2011-200598号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、特許文献1に記載の超音波診断装置では、関心領域中は散乱体のみで構成されていることが前提のため、散乱に依らない情報、すなわち反射体による画像情報が含まれていると正しい判定ができない。よって例えば乳腺のような反射体エコーと散乱体エコーとが混在する部位には適用することが難しい。仮に、関心領域選択時に反射体を避けるように設定したとしても、実質部のように散乱体が密に存在する臓器以外では干渉結果の統計的性質が崩れてしまうため有用な情報として活用することができないという問題があった。

【0010】

また、特許文献2に記載の超音波診断装置は、反射・散乱の区別無く空間的広がりを判定するものであるため、散乱体エコー信号を抽出しているわけではない。よって散乱体がある程度密に存在して干渉を生じている連続領域は原理的に抽出できない。

【0011】

また、特許文献3に記載の画像処理装置では、高い空間周波数成分を示す画像情報は必ずしも散乱体エコー信号成分とは限らず、屈筋腱等の線維状組織に見られるfibrillar pattern（細線維状のパターン）や臓器壁の多層構造の様に反射体エコー信号成分からなる高周波画像成分も存在するため、この処理をもって散乱体エコー信号のみを選択的に操作することは不可能であった。

【0012】

本発明の課題は、散乱体と反射体とが混在する領域でも、散乱体に起因する画像成分から診断情報を得ることである。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記課題を解決するため、請求項1に記載の発明は、

駆動信号に応じて送信超音波を被検体内に送信し、当該被検体内で反射された反射超音波を受信して受信信号を生成する超音波探触子により超音波を送受信し、当該受信信号に基づいて当該被検体内の内部情報を取得する超音波診断装置であって、

駆動信号を生成して前記超音波探触子に出力する送信部と、

前記超音波探触子から入力された受信信号を受信する受信部と、

前記受信信号から音線信号を生成する音線信号生成部と、

前記生成された音線信号に対し、複数の異なる帯域通過フィルターによりフィルタリングを行って複数の画像化信号を抽出する画像化信号抽出部と、

前記抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数のBモード画像の差分を示す差分画像の画像特徴情報を解析して解析情報を生成する差分解析部と、を備える。

【0014】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置において、

前記生成された解析情報を表示部に表示する表示制御部を備える。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置において、前記差分解析部は、前記抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数の B モード画像の差分を示す差分画像の関心領域の画像特徴情報を解析して解析情報を生成する。

【 0 0 1 6 】

請求項 4 に記載の発明は、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記差分解析部は、前記抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数の B モード画像の差分を示す差分画像の輝度分布を解析して解析情報を生成する。

【 0 0 1 7 】

請求項 5 に記載の発明は、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記差分解析部は、前記抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数の B モード画像の差分を示す差分画像の形状パターンを解析して解析情報を生成する。

【 0 0 1 8 】

請求項 6 に記載の発明は、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数の B モード画像信号を生成する B モード画像生成部と、

前記生成された複数の B モード画像信号の差分をとり差分画像信号を生成する差分画像生成部と、を備え、

前記差分解析部は、前記生成された差分画像信号の画像特徴情報を解析して解析情報を生成する。

【 0 0 1 9 】

請求項 7 に記載の発明は、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記抽出された複数の画像化信号の差分をとり差分画像化信号を抽出する差分信号抽出部を備え、

前記差分解析部は、前記抽出された差分画像化信号に基づく差分画像の画像特徴情報を解析して解析情報を生成する。

【 0 0 2 0 】

請求項 8 に記載の発明は、請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記差分解析部で生成した解析情報は、被検体内の散乱体に起因する画像成分に基づいている。

【 0 0 2 1 】

請求項 9 に記載の発明は、

駆動信号に応じて送信超音波を被検体内に送信し、当該被検体内で反射された反射超音波を受信して受信信号を生成する超音波探触子により超音波を送受信し、当該受信信号に基づいて当該被検体内の内部情報を取得する超音波診断装置であって、

駆動信号を生成して前記超音波探触子に出力する送信部と、

前記超音波探触子から入力された受信信号を受信する受信部と、

前記受信信号から音線信号を生成する音線信号生成部と、

前記生成された音線信号に対し、複数の異なる帯域通過フィルターによりフィルタリングを行って複数の画像化信号を抽出する画像化信号抽出部と、

前記抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数の B モード画像信号を生成する B モード画像生成部と、

前記生成された複数の B モード画像信号の差分をとり差分画像信号を生成する差分画像生成部と、

前記生成された差分画像信号に対し、予め定められた設定に基づいて変換を行う差分画

10

20

30

40

50

像変換部と、

前記変換された差分画像信号と、前記複数の B モード画像信号の少なくとも一つと、を合成して合成画像信号を生成する表示画像合成部と、を備える。

【0022】

請求項 10 に記載の発明は、請求項 9 に記載の超音波診断装置において、前記生成された合成画像信号を表示部に表示する表示制御部を備える。

【0023】

請求項 11 に記載の発明は、請求項 9 又は 10 に記載の超音波診断装置において、前記差分画像変換部は、前記生成された差分画像信号に対し、予め定められた設定に基づいて色調変換を行う。

10

【0024】

請求項 12 に記載の発明は、請求項 1 から 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記複数の異なる帯域通過フィルターは、高周波成分を除去する帯域通過フィルターを含む。

【発明の効果】

【0025】

本発明によれば、散乱体と反射体とが混在する領域でも、散乱体に起因する画像成分から診断情報を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

20

【0026】

【図 1】本発明の実施の形態の超音波画像診断装置の外観構成を示す図である。

【図 2】実施の形態の超音波画像診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 3】送信部の概略構成を示すブロック図である。

【図 4】(a) は、実施の形態の一例の送信超音波の信号強度の周波数特性を示す図である。(b) は、反射超音波の信号強度の周波数特性を示す図である。(c) は、第 2 の B モード画像信号の生成に用いる反射超音波の信号強度の周波数特性を示す図である。

【図 5】(a) は、第 1 の B モード画像を示す図である。(b) は、第 2 の B モード画像を示す図である。(c) は、差分 B モード画像を示す図である。

【図 6】(a) は、差分色画像を示す図である。(b) は、合成画像を示す図である。

30

【図 7】変形例の超音波画像診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

添付図面を参照して本発明に係る実施の形態及び変形例を順に詳細に説明する。なお、本発明は、図示例に限定されるものではない。

【0028】

(実施の形態)

図 1 ~ 図 6 (b) を参照して、本発明に係る実施の形態を説明する。まず、図 1 ~ 図 3 を参照して、本実施の形態の超音波診断装置としての超音波画像診断装置 100A の装置構成を説明する。図 1 は、本実施の形態の超音波画像診断装置 100A の外観構成を示す図である。図 2 は、超音波画像診断装置 100A の概略構成を示すブロック図である。図 3 は、送信部 12 の概略構成を示すブロック図である。両矢印線は制御情報のやりとりを示す。

40

【0029】

本実施の形態に係る超音波画像診断装置 100A は、図 1 及び図 2 に示すように、超音波画像診断装置本体 1A と、超音波探触子 2 と、を備える。超音波探触子 2 は、図示しない生体等の被検体に対して超音波(送信超音波)を送信するとともに、この被検体で反射した超音波の反射波(反射超音波:エコー)を受信する。超音波画像診断装置本体 1A は、超音波探触子 2 とケーブル 3 を介して接続され、超音波探触子 2 に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子 2 に被検体に対して送信超音波を送信させるととも

50

に、超音波探触子 2 にて受信した被検体内からの反射超音波に応じて超音波探触子 2 で生成された電気信号である受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する。超音波画像診断装置本体 1 A と超音波探触子 2 との通信は、ケーブル 3 を介する有線通信に代えて、UWB (Ultra Wide Band) 等の無線通信により行うこととしてもよい。

【0030】

超音波探触子 2 は、圧電素子からなる複数の振動子を備えており、この複数の振動子は、例えば、方位方向に二次元アレイ状に複数配列されている。本実施の形態では、例えば、192 個の振動子を備えた超音波探触子 2 を用いている。なお、複数の振動子は、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子の個数は、任意に設定することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子 2 について、リニア走査方式の電子スキャンプローブを採用したが、電子走査方式あるいは機械走査方式の何れを採用してもよく、また、リニア走査方式、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方法を採用することもできる。

10

【0031】

超音波画像診断装置本体 1 A は、例えば、図 2 に示すように、操作入力部 1 1 と、送信部 1 2 と、受信部 1 3 と、音線信号生成部 1 4 と、B モード画像生成部としての信号処理部 1 5 A と、DSC (Digital Scan Converter) 1 6 と、表示制御部としての画像処理部 1 7 A と、表示部 1 8 と、制御部 1 9 と、を備える。

【0032】

操作入力部 1 1 は、例えば、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータの入力等を行うための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を備えており、操作信号を制御部 1 9 に出力する。特に、操作入力部 1 1 は、ユーザーからの関心領域の指定入力を受け付ける。

20

【0033】

送信部 1 2 は、制御部 1 9 の制御に従って、超音波探触子 2 にケーブル 3 を介して電気信号である駆動信号を供給して超音波探触子 2 に送信超音波を発生させる回路である。送信部 1 2 は、図 3 に示すように、例えば、クロック発生回路 1 2 1、パルス発生回路 1 2 2、時間及び電圧設定部 1 2 3 及び遅延回路 1 2 4 を備えている。

【0034】

クロック発生回路 1 2 1 は、駆動信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。パルス発生回路 1 2 2 は、所定の周期で駆動信号としてのパルス信号を発生させるための回路である。パルス発生回路 1 2 2 は、例えば、3 値 (+HV / 0 (GND) / -HV)、5 値 (+HV / +MV / 0 (GND) / -MV / -HV) の電圧を切り替えて出力することにより、矩形波による駆動信号を発生させることができる。このとき、パルス信号の振幅については、正極性及び負極性で同一となるようにしたが、これに限定されない。本実施の形態では、3 値、5 値の電圧を切り替えて駆動信号を出力するようにしたが、3 値、5 値に限定されず、適宜の値に設定することができるが、5 値以下が好ましい。これにより、低コストで周波数成分の制御の自由度を向上させることができ、より高分解能である送信超音波を得ることができる。

30

40

【0035】

時間及び電圧設定部 1 2 3 は、パルス発生回路 1 2 2 から出力される駆動信号の同一電圧レベルの各区間の持続時間及びその電圧レベルを設定する。すなわち、パルス発生回路 1 2 2 は、時間及び電圧設定部 1 2 3 によって設定された各区間の持続時間及び電圧レベルに従ったパルス波形による駆動信号を出力する。時間及び電圧設定部 1 2 3 で設定される各区間の持続時間及び電圧レベルは、例えば、操作入力部 1 1 による入力操作により可変とすることができる。

【0036】

遅延回路 1 2 4 は、駆動信号の送信タイミングを振動子毎に対応した個別経路毎に遅延時間を設定し、設定された遅延時間だけ駆動信号の送信を遅延させて送信超音波によって

50

構成される送信ビームの集束を行うための回路である。

【0037】

以上のように構成された送信部12は、制御部19の制御に従って、駆動信号を供給する複数の振動子を、超音波の送受信毎に所定数ずらしながら順次切り替え、出力の選択された複数の振動子に対して駆動信号を供給することによりスキャンを行う。

【0038】

本実施の形態では、後述する高調波成分を抽出するために、パルスインバージョン法を実施することができる。すなわち、送信部12は、パルスインバージョン法を実施する場合には、第1のパルス信号と、この第1のパルス信号とは極性反転した第2のパルス信号とを同一走査線上に時間間隔をおいて送信することができる。なお、このとき、第1のパルス信号の複数のデューティーのうち少なくとも1つを異ならせて極性反転させた第2のパルス信号を送信するようにしてもよい。また、第2のパルス信号は、第1のパルス信号とは時間反転させたものであってもよい。

10

【0039】

受信部13は、制御部19の制御に従って、超音波探触子2からケーブル3を介して電気信号の受信信号を受信する回路である。

【0040】

音線信号生成部14は、制御部19の制御に従って、受信部13で受信された受信信号から音線信号を生成する回路である。音線信号生成部14は、例えば、高調波成分抽出部14aとともに、増幅器、A/D変換回路、整相加算回路を備えている。高調波成分抽出部14aは、受信部13から出力された受信信号からパルスインバージョン法を実施して高調波成分を抽出する。本実施の形態では、高調波成分抽出部14aにより、2次高調波を主体とした信号成分を抽出することができる。2次高調波成分は、上述した第1のパルス信号及び第2のパルス信号からそれぞれ発生した2つの送信超音波にそれぞれ対応する反射超音波から得られる受信信号を加算(合成)して受信信号に含まれる基本波成分を除去した上でフィルター処理を行うことにより抽出することができる。また、3次高調波等の奇数次高調波成分を利用する場合には、上述の第1および第2のパルス信号に応じた第1および第2の受信信号を減算したのち、基本波成分をフィルター等で除去することにより高調波成分を抽出することができる。さらに加算により得られた偶数次高調波成分と減算により得られた奇数次高調波成分の双方を用いることもできる。この場合、奇数次高調波受信信号は必要に応じ偶数次高調波受信信号と位相が整合するよう、オールパスフィルター等により位相調整を行って、受信信号段階で包絡線検波前に加算(合成)することにより、偶数次高調波受信信号の周波数帯域と奇数次高調波受信信号の周波数帯域が結合し、より広い帯域を有する受信信号を得ることが可能となる。

20

30

【0041】

増幅器は、高調波成分抽出部14aにより高調波成分が抽出された受信信号を、振動子毎に対応した個別経路毎に、予め設定された所定の増幅率で増幅させるための回路である。A/D変換回路は、増幅された受信信号をアナログ-デジタル変換(A/D変換)するための回路である。整相加算回路は、A/D変換された受信信号に対して、振動子毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算(整相加算)してデジタルの音線信号(音線データ)を生成するための回路である。

40

【0042】

信号処理部15Aは、画像化信号抽出部15a, 15bを有する。信号処理部15Aは、制御部19の制御に従って、音線信号生成部14からの音線信号に対して、画像化信号抽出部15a, 15bにより画像化信号を抽出し、抽出した画像化信号にそれぞれ包絡線検波処理や対数増幅などを実施し、ゲインの調整等を行って輝度変換することにより、デジタルのBモード画像信号(Bモード画像データ)を生成する。すなわち、Bモード画像信号は、受信信号の強さを輝度によって表したものである。

【0043】

画像化信号抽出部15aは、帯域通過フィルターを備え、当該帯域通過フィルターによ

50

り、音線信号生成部 14 からの音線信号から高周波成分を多く含む帯域の周波数成分を通過して第 1 の画像化信号を抽出する回路である。画像化信号抽出部 15 b は、帯域通過フィルターを備え、当該帯域通過フィルターにより、音線信号生成部 14 からの音線信号から高周波成分を含まない帯域の周波数成分を通過して第 2 の画像化信号を抽出する回路である。第 1 の画像化信号から生成される B モード画像信号を第 1 の B モード画像信号とし、第 2 の画像化信号から生成される B モード画像信号を第 2 の B モード画像信号とする。

【0044】

D S C 16 は、制御部 19 の制御に従って、信号処理部 15 A からの第 1、第 2 の B モード画像信号を表示用の画像信号に変換する。

【0045】

画像処理部 17 A は、制御部 19 の制御に従って、D S C 16 からの表示用の第 1、第 2 の B モード画像信号の画像処理を行う回路である。画像処理部 17 A は、差分画像生成部 17 a、差分解析部としての差分画像解析部 17 b、表示画像合成部 17 c を有する。差分画像生成部 17 a は、制御部 19 の制御に従って、D S C 16 からの表示用の第 1、第 2 の B モード画像信号の各画素の輝度値の差分をとって差分 B モード画像信号を生成する。差分画像（信号）の生成方法は、差分が負の値をとる場合に差分の絶対値を得る方法と、負の値をとる場合には差分 = 0 とする方法と、の 2 通りがある。これらは目的に応じていずれの方法で差分画像を得ても良いが、差分の絶対値を得る方法では第 1 画像より狭い周波数帯域で形成された第 2 画像の反射体エコー信号成分が第 1 画像より太く描出されるため、これが残って縁取り状の差分画像が得られてしまうため、散乱体エコー信号成分のみを差分画像として抽出する目的においては負値の差分 = 0 とする方法の方が好ましい。

10

20

【0046】

差分画像解析部 17 b は、制御部 19 の制御に従って、差分画像生成部 17 a により生成された差分 B モード画像信号のうち、ユーザーから操作入力部 11 を介して指定された関心領域について、輝度分布の解析や、スペックルを含む形状パターンの解析を行い、解析情報を生成する。輝度分布の解析とは、差分 B モード画像信号の関心領域についての輝度値に対する画素数の分布に関する解析であり、例えば、平均輝度値、輝度値の分散の算出を行う。形状パターンの解析とは、差分 B モード画像信号の各画素の形状に関する解析であり、例えば、形状パターンの空間周波数の周期長の算出を行う。

30

【0047】

また、差分画像解析部 17 b は、差分画像生成部 17 a により生成された差分 B モード画像信号を予め定められた L U T (Look Up Table) で L U T 変換等して色調変換した差分色画像信号を生成する。この色調変換では、差分 B モード画像信号の各画素のグレースケールで表された各画素を、その輝度値に基づいて、例えば、ヒートマッピングの赤、黄、緑、青等及びそれらの中間色の各画素に変換することとする。なお、差分画像解析部 17 b は、生成した差分色画像信号のうち、関心領域について、輝度分布、形状パターンの解析を行い、解析情報を生成することとしてもよい。

【0048】

表示画像合成部 17 c は、制御部 19 の制御に従って、D S C 16 からの表示用の第 2 又は第 1 の B モード画像信号と、差分画像解析部 17 b により生成された差分色画像信号と、を合成して、合成画像信号を生成する。画像処理部 17 A は、差分画像解析部 17 b により生成された解析情報、差分 B モード画像信号、差分色画像信号や、表示画像合成部 17 c により生成された合成画像信号を、表示部 18 に表示させる。

40

【0049】

表示部 18 は、L C D (Liquid Crystal Display)、C R T (Cathode-Ray Tube) ディスプレイ、有機 E L (Electronic Luminescence) ディスプレイ、無機 E L ディスプレイ及びプラズマディスプレイ等の表示装置が適用可能である。表示部 18 は、画像処理部 17 A から出力された画像信号等の情報に従って表示画面上に超音波画像等の表示を行う。

【0050】

50

制御部 19 は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory) を備えて構成され、ROM に記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出して RAM に展開し、展開したプログラムに従って超音波画像診断装置 100A の各部の動作を集中制御する。ROM は、半導体等の不揮発メモリー等により構成され、超音波画像診断装置 100A に対応するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能な各種処理プログラムや、各種データ等を記憶する。これらのプログラムは、コンピューターが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、CPU は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。RAM は、CPU により実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。

10

【0051】

超音波画像診断装置本体 1A が備える各部について、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能は、集積回路などのハードウェア回路として実現することができる。集積回路とは、例えば LSI (Large Scale Integration) であり、LSI は集積度の違いにより、IC、システム LSI、スーパー LSI、ウルトラ LSI と呼称されることもある。また、集積回路化の手法は LSI に限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよいし、FPGA (Field Programmable Gate Array) や LSI 内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサを利用してよい。また、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能をソフトウェアにより実行するようにしてもよい。この場合、このソフトウェアは一つ又はそれ以上の ROM などの記憶媒体、光ディスク、又はハードディスクなどに記憶されており、このソフトウェアが演算処理器により実行される。

20

【0052】

次に、図 4 (a) ~ 図 6 (b) を参照して、超音波画像診断装置 100A の動作を説明する。図 4 (a) は、本実施の形態の一例の送信超音波の信号強度の周波数特性を示す図である。図 4 (b) は、反射超音波の信号強度の周波数特性を示す図である。図 4 (c) は、第 2 の B モード画像信号の生成に用いる反射超音波の信号強度の周波数特性を示す図である。図 5 (a) は、B モード画像 F1 を示す図である。図 5 (b) は、B モード画像 F2 を示す図である。図 5 (c) は、差分 B モード画像 F3 を示す図である。図 6 (a) は、差分色画像 F4 を示す図である。図 6 (b) は、合成画像 F5 を示す図である。

30

【0053】

例えば、図 4 (a) のような、基本波 f_1 、 f_2 、 f_3 を含む送信超音波を送信するための駆動信号を送信部 12 に生成させる。図 4 (a) において、横軸が周波数を示し、縦軸が感度 (信号強度) を示し、太線の実線が超音波探触子 2 の周波数帯域を示し、図 4 (b) でも同様である。

【0054】

受信部 13 及び音線信号生成部 14 で得られる受信信号の周波数成分として、基本波 f_1 、 f_2 、 f_3 の送信超音波に対応する反射超音波の高調波成分は、図 4 (b) に示すようになる。つまり、反射超音波の高調波成分として、基本波 f_1 、 f_2 、 f_3 の少なくとも一つに由来する周波数が $f_3 - f_2$ 、 $f_2 - f_1$ 、 $f_3 - f_1$ 、 $2f_1$ 、 $f_1 + f_2$ 、 $3f_1$ の周波数成分が得られる。音線信号生成部 14 では、図 4 (b) に示す全ての周波数成分を含む音線信号が生成される。

40

【0055】

画像化信号抽出部 15a では、音線信号生成部 14 で生成された音線信号から、図 4 (b) に示す全ての周波数成分を通過するフィルタリングが行われて、第 1 の画像化信号が生成される。これに対し、画像化信号抽出部 15b では、音線信号生成部 14 で生成された音線信号から、図 4 (b) に示すほぼ全ての周波数成分のうち高周波成分としての周波数が $f_1 + f_2$ 、 $3f_1$ の周波数成分を除去するフィルタリングが行われて、図 4 (c) に示すように、周波数が $f_3 - f_2$ 、 $f_2 - f_1$ 、 $f_3 - f_1$ 、 $2f_1$ の周波数成分に対応する第 2 の画像化信号が生成される。なお、図 4 (c) に示す太線は、複数の周波数成

50

分をまとめた周波数帯域である。尚、上記のフィルタリングの例は一例であって、固定されたフィルター設定でなく、深度毎に連続的に設定値を変化させる、いわゆるダイナミックフィルターを用いても良い。

本発明を適用するBモード画像は上述に示した高調波イメージングモードに限定されず、基本波イメージングモードにも適用可能だが、基本波イメージングモードではサイドローブ等に起因する音響的なノイズがアーチファクトとして画像化されやすく、散乱体エコー信号成分の抽出を阻害するため高調波イメージングモードを用いることが好ましい。さらに特開2014-168555号公報、特開2015-112261号公報、特願2015-103842に記載される送受信方法等に本発明を適用することにより、浅部から深部のより広い深度領域にわたって高い周波数成分の差分画像情報が得られるためより好ましい。

10

【0056】

信号処理部15Aでは、第1の画像化信号から第1のBモード画像信号が生成される。第1のBモード画像信号に対応する画像は、例えば、図5(a)に示すBモード画像F1である。なお、図5(a)~図6(b)に示す超音波画像の被写体は、豚肉とした。Bモード画像F1では、被写体の微小散乱体が見えてはいるが、反射体のエコー信号成分と散乱体のエコー信号成分とが混在しており、それらの区別はできない。

【0057】

また、信号処理部15Aでは、第2の画像化信号から第2のBモード画像信号が生成される。第2のBモード画像信号に対応する画像は、例えば、図5(b)に示すBモード画像F2である。そして、差分画像生成部17aでは、第1、第2のBモード画像信号から差分Bモード画像信号が生成される。差分画像信号に対応する画像は、例えば、図5(c)に示す差分Bモード画像F3である。このようにして、差分Bモード画像F3により実質的に散乱体エコー信号成分のみからなる画像を得る。

20

【0058】

これは、反射体エコーと散乱体エコーとの周波数特性差を利用している。反射体エコーの反射特性は、周波数依存性がなく均一なのに対し、散乱体エコーは、周波数の4乗に比例した強度のエコーとなることが知られている(超音波技術便覧(新訂版)P51(日刊工業新聞社)参照)。つまり受信したエコーの受信信号の高周波領域には、低周波領域や中周波領域より多くの散乱体エコー信号成分が含まれている。すなわち、Bモード画像F1は、反射体エコー信号成分に加え多くの散乱体エコー信号成分を含んだ画像となる。

30

【0059】

これに対し、Bモード画像F2は、高周波領域を除去しているため反射体エコー信号成分が主体の画像となる。こうした2画像間の散乱体エコー信号成分の多寡を利用し、差分をとることによって、反射体と散乱体が混在する領域でも反射体エコー部を消去して実質的に散乱体エコー信号成分のみからなる差分Bモード画像F3を得ることが可能となる。こうして得られた実質的に散乱体エコー信号成分のみからなる差分Bモード画像F3は、上述のとおり組織の形態を直接的に示した画像ではないが、組織に由来する散乱・干渉の結果であるため、これを活用することにより新たな診断情報を得ることが可能となる。

40

【0060】

差分Bモード画像F3が表示部18に表示されると、ユーザーから操作入力部11を介して、例えば、解析対象部分の関心領域Rが指定される。

【0061】

差分Bモード画像を活用する解析方法としては、例えば、差分Bモード画像の関心領域中の画像特徴情報としての輝度分布等の統計的解析により得られる解析情報を活用する方法が挙げられる。具体的には、差分画像解析部17bで、差分画像生成部17aにより生成された差分Bモード画像信号について、ユーザーから操作入力部11を介して指定された関心領域の画像の輝度分布を統計的に解析して解析情報を得る方法である。つまり、疾患部は、健常部とは病理組織構造が異なり、散乱体の大きさやその粗密が変化することから輝度分布等が変化するため、これを輝度分布の平均値(平均輝度)や分散値(輝度分散

50

)、最大値の変化等の解析情報により散乱体の多寡や均一性を判定する方法である。

【0062】

差分Bモード画像を解析するもう一つの方法は、差分Bモード画像の関心領域中の画像の画像特徴情報としての形状パターンから画像特徴量を抽出することにより解析する方法である。上述のように病理組織構造の違いによる差分Bモード画像の変化、たとえばスペckル状の干渉パターンの変化をそのセグメントサイズや円形度、空間周波数等の空間情報を指標として数値化して解析情報とし、粗密分布の規則性や関心部分の形状指標として比較判定する方法である。上述の解析情報の具体例は、観察例として詳細に後述する。

【0063】

更には、差分Bモード画像を活用する方法として、差分Bモード画像をそれ単独として活用するだけでなく、差分画像解析部17bで、差分画像生成部17aで生成された差分Bモード画像信号をLUT変換等して色調変換した差分色画像信号を生成し、第2又は第1のBモード画像信号と合成して表示する方法がある。差分色画像信号に基づく差分色画像は、例えば、図6(a)に示す差分色画像F4である。図6(a)上では、差分色画像F4において、差分Bモード画像の各画素の輝度値が、大小の順に、白黒で表されているが、実際には、輝度値が大小の順に、赤オレンジ緑青黒のように色調変換されているものとする。

【0064】

具体的には、表示画像合成部17cで、DSC16からの表示用の第2のBモード画像信号と、差分画像解析部17bにより生成された差分色画像信号と、が合成され、合成画像信号が生成される。合成画像信号に基づく合成画像は、例えば、図6(b)に示す合成画像F5である。差分色画像は散乱体を画像化した画像であるので、合成画像として、反射体主体のグレースケールのBモード画像と、散乱体主体の差分色画像と、によりその性質が表示分けされた画像を得ることができ、性状の情報を含んだ新たな形態画像を得ることが可能となる。検査者は、合成画像F5を目視することにより、被検体の定性診断が可能となる。また、差分色画像信号の合成対象を、第2のBモード画像信号に代えて第1のBモード画像信号としてもよい。但し、合成画像F5に示すように、散乱体に起因する画像成分がより明確に示されるため、差分色画像信号の合成対象を第2のBモード画像信号とするのが好ましい。

【0065】

また、本実施の形態により得られる解析情報、及び合成画像により従来区別することができなかった反射体由来のエコーと散乱体由来のエコーを分離把握できるようになる。すなわち、実体としては異なるが従来画像では同レベルのエコー強度が得られるために境界が判別できなかった組織境界においても、反射体由来のエコー成分と散乱体由来のエコー成分の比率やその粗密パターン等が異なれば差分画像に差異が生じて境界が判別できるようになる。臨床上期待される効果としては、例えば皮膚科領域では、腫瘍厚みが1[mm]以上か否かでリンパ節生検実施が判断されるメラノーマ厚み観察において、従来鑑別が困難であったメラノーマとメラノサイトの境界判定や、目視外見上は類似しているが病理構造や良悪性の異なるメラノーマと偽角質嚢腫の鑑別判定等が挙げられる。また整形外科領域においても、打撲により生じる皮下組織炎症の重症度や治癒経過判定等への活用が期待できる。

【0066】

次に、超音波画像診断装置100Aを用いて、具体的なファントムをスキャンして解析情報を得る観察例を説明する。観察対象のファントムの特性、超音波探触子2の特性、第1、第2のBモード画像(元画像)の画像化条件、差分Bモード画像の解析情報を、次表1にまとめた。

【表 1】

	観察対象				超音波探触子特性	元画像画像化条件		差分画像		
	ファントム番号	主材	ファントム構成	ファントム作製手順		第1画像帯域 フィルタ 通過帯域 (MHz-MHz)	第2画像帯域 フィルタ 通過帯域 (MHz-MHz)	関心領域 輝度情報 平均輝度	関心領域 輝度情報 平均輝度	関心領域 形状情報 空間周波数 極大値での 全方向 平均周期長
観察例1	ファントムP1	寒天	100	0	-20dB 帯域 (MHz-MHz)	4-21	4-15	2.8	4.6	
観察例2	ファントムP2		60	0				8.8	7.7	
観察例3	ファントムP3		40	30				30	12.3	8.9
観察例4	ファントムP4								13.6	13.3
観察例5									14.1	14.4
観察例6	ファントムP5				4-16	4-12	7.2	7.9		
観察例7					4-21	4-15	5.1	5.7		

10

20

30

40

【0067】

観察するファントムは、ファントムP1～P5の5種類とした。ファントムP1～P5は、主材を寒天とし、反射体としての反射物質A、散乱体としての散乱物質B、散乱物質Cの所定量を主材に含めた。反射物質Aは、ポリスチレンビーズ、平均粒径600[μm]のポリサイエンス社製の材料である。散乱物質Bは、アクリル粒子、平均粒径30[μ

50

m]の綜研化学製MX-3000である。散乱物質Cは、アクリル粒子、平均粒径5[μm]の綜研化学製MX-500である。

【0068】

ファントムの作成手順は、作成手順a, b, cの3種類とした。作成手順aでは、85[]に加温した1.5wt%寒天溶液1[kg]中に、反射物質A及び散乱物質B, Cの表1に記載の重量[g]を混合投入し充分均一に分散させた後、冷却・ゲル化してファントムを作成した。

【0069】

作成手順bでは、85[]に加温した3つの1.5wt%寒天溶液1[kg]中に、反射物質A及び散乱物質B, Cをそれぞれ単独で100[g]投入し充分に分散させた後、冷却・ゲル化してファントム部材を得た。こうして得られた3つのファントム部材を、平均粒径が2.5[mm]となるように破碎し、これらを表1に記載された比率となるように混合した。この混合物を減圧雰囲気中で圧縮しながら75[]に加温して一体化し、これをファントムとした。

10

【0070】

作成手順cでは、85[]に加温した3つの1.5wt%寒天溶液1[kg]中に、反射物質A及び散乱物質B, Cをそれぞれ単独で100[g]投入し充分に分散させた後、冷却・ゲル化してファントム部材を得た。こうして得られた3つのファントム部材を、平均粒径が1.0[mm]となるように破碎し、これらを表1に記載された比率となるように混合した。この混合物を減圧雰囲気中で圧縮しながら75[]に加温して一体化し、これをファントムとした。

20

【0071】

超音波探触子2の特性は、周波数特性の信号強度(感度)の最大値を0dBとした場合の-20dBにおける周波数成分(送受信周波数帯域)の(下限[MHz]-上限[MHz])で表した。

【0072】

第1画像帯域フィルター通過帯域は、画像化信号抽出部15aの帯域通過フィルターにおける通過帯域の(下限[MHz]-上限[MHz])で表した。第2画像帯域フィルター通過帯域は、画像化信号抽出部15bの帯域通過フィルターにおける通過帯域の(下限[MHz]-上限[MHz])で表した。

30

【0073】

差分Bモード画像の関心領域における輝度分布の解析情報としての関心領域輝度情報は、関心領域内の各画素の輝度の平均値である平均輝度と、関心領域内の各画素の輝度の分散値である輝度分散とした。差分Bモード画像の関心領域における形状パターンの解析情報としての関心領域形状情報は、関心領域内の空間周波数の(周波数に対する)極大値での全方向の平均周期長とした。

【0074】

観察例1では、ファントムP1には散乱物質が含まれておらず、いずれのフィルタリング後のBモード画像も反射物質Aからのエコー信号成分のみで構成されるため、差分Bモード画像を得ても、第1のBモード画像と第2のBモード画像との分解能の差による僅かな差分のみが得られる。

40

【0075】

観察例2では、ファントムP2には散乱物質Bが含まれており、散乱体エコー信号の画像化割合が異なるため、差分Bモード画像に有意な輝度差が生じる。ファントムP2は均質であるため、第1のBモード画像と第2のBモード画像とのスペックル描出粒状性差に起因する空間周波数情報(空間周波数の平均周期長)が得られる。

【0076】

観察例3では、ファントムP3には散乱物質B, Cが含まれており、散乱体エコー信号の画像化割合が異なるため、差分Bモード画像に有意な輝度差が生じる。ファントムP3は、ファントムP2より粒径の小さい散乱物質Cを含むため、その輝度差は観察例2より

50

も大きくなる。また、ファントム P 3 は均質であるため、第 1 の B モード画像と第 2 の B モード画像とのスペックル描出粒状性差に起因する空間周波数情報が得られる。

【 0 0 7 7 】

観察例 4 では、ファントム P 4 には散乱物質 B, C が含まれており、散乱体エコー信号の画像化割合が異なるため、差分 B モード画像に有意な輝度差が生じる。ファントム P 4 は、ファントム P 2 より粒径の小さい散乱物質 C を含むため、その輝度差は観察例 2 よりも大きくなる。ファントム P 4 は、反射物質 A、散乱物質 B, C が各々略 2.5 mm 径の領域毎に存在する不均質構造であるため、差分 B モード画像は反射物質 A の領域では輝度差が殆ど無く、散乱物質 B, C の領域では有意な輝度差が得られる。差分 B モード画像の平均輝度は観察例 3 とさほど変わらないが、輝度差は散乱物質 B の領域と散乱物質 C の領域とでは異なるために輝度差ヒストグラムは 2 峰となるため、輝度分散がこれを反映して増大する。また、差分 B モード画像の形状パターンは、反射物質 A、散乱物質 B, C の存在分布を示す斑状パターンとなり、この間隔に起因する空間周波数情報が得られる。これらにより、ファントム P 3 とファントム P 4 とは、構成材料としては同一であるが、その構造を反映した情報が、視覚的に画像情報として観察可能であるのみならず、数値情報としても識別することが可能となる。

10

【 0 0 7 8 】

観察例 5 では、ファントム P 5 には散乱物質 B, C が含まれており、散乱体エコー信号の画像化割合が異なるため、差分 B モード画像に有意な輝度差が生じる。ファントム P 5 は、ファントム P 4 より小さい略 1.0 mm 径の領域毎に反射物質 A、散乱物質 B, C が各々存在する不均質構造であるため、ファントム P 4 と同様に差分 B モード画像の平均輝度は観察例 3 とさほど変わらないが、輝度差は散乱物質 B の領域と散乱物質 C の領域とでは異なるために輝度差ヒストグラムは 2 峰となるため、ファントム P 4 と同様に輝度分散はこれを反映して増大する。差分 B モード画像の形状パターンは、反射物質 A、散乱物質 B, C の存在分布を示す斑状パターンとなり、この間隔はファントム P 4 よりも細かいため、より小さい繰り返し単位を示す空間周波数情報が得られる。これらにより、ファントム P 4 とファントム P 5 とは、構成材料としては同一であるが、その構造の繰り返し単位を反映した情報が、視覚的に画像情報として観察可能であるのみならず、数値情報としても識別することが可能となる。

20

【 0 0 7 9 】

観察例 6 は、観察例 5 から差分 B モード画像を得る第 1 の B モード画像と第 2 の B モード画像との周波数通過帯域を変化させたものである。観察例 5 では、第 1 の B モード画像では 15 [MHz] 以上の高い周波数領域のエコー信号も画像化されているため、散乱物質 C の領域が比較的高輝度で描出されているが、観察例 6 では、第 1 の B モード画像にこの高周波領域が含まれないため、散乱物質 C の領域はかなり低輝度で描出されることとなり、この領域の輝度差分が殆ど得られなくなる。これにより、差分 B モード画像は粒径が小さくある程度低い周波数でも輝度差分が得られやすい散乱物質 B の領域のみが比較的高輝度で描出される画像となる。よって、差分 B モード画像の平均輝度が半減するとともに観察例 5 で見られた輝度ヒストグラムの 2 峰性が消失し、輝度分散は減少する。また、差分 B モード画像の形状パターンは、散乱物質 B の領域が点在する斑状パターンとなるが、周波数が低くなったことによるスペックルサイズ増大の影響を受けてしまい、略 1.0 mm 径構造を反映する空間周波数情報を得ることは困難となる。散乱物質を含まないファントム P 1 との識別は可能であるため、一定の有用性はあるものの、観察例 5 と比較すると情報量は低下する。

30

40

【 0 0 8 0 】

観察例 7 は、観察例 5 で用いた帯域の広い超音波探触子 2 から、帯域の狭い超音波探触子 2 に変更して同様の処理を行ったものである。観察例 5 では、第 1 の B モード画像では 16 [MHz] 以上の高い周波数領域のエコー信号も画像化されているため、散乱物質 C の領域が比較的高輝度で描出されているが、観察例 7 では、第 1 の B モード画像の通過帯域設定は変わっていないものの、超音波探触子 2 の帯域の制限により高周波領域が含まれ

50

ないため、通過帯域を制限した第2のBモード画像との輝度差分はかなり小さくなり、散乱物質Bの領域がある程度判別可能な程度となっている。よって、差分Bモード画像の平均輝度が大きく減少するとともに、観察例5で見られた輝度ヒストグラムの2峰性が消失し、輝度分散は減少する。また、差分Bモード画像の形状パターンは、散乱物質Bの領域が点在する斑状パターンとなるが、輝度差が少なくなったことにより、略1.0mm径構造を反映する空間周波数情報を得ることは困難となる。散乱物質を含まないファントムP1との識別は可能であるため、一定の有用性はあるものの、観察例5と比較すると情報量は大きく低下してしまう。

【0081】

観察例1～5および表1でわかるとおり、通過周波数帯域を変化させて得た第1、第2のBモード画像の差分Bモード画像により、視覚的のみならず、反射・散乱物質の構成の異なる均質ファントムP1, P2, P3の違いは差分画像の平均輝度の違いとして定量的な差が得られ、構成が同じで均質性の異なるファントムP3, P4, P5については均質/不均質の差異は輝度分散の違いとして表れ、さらに不均質構造の粗密構造は空間周波数から求められた繰り返し周期長として定量的な情報が得られるため散乱物質の有無やその比率のみならず、分布構造までも反映した定量情報を得ることが可能となる。これにより、例えば実体としては異なるが従来画像では同レベルのエコー強度が得られるために境界が判別できなかった組織境界においても、反射体エコー信号成分と散乱体エコー信号成分の比率やその粗密パターン等が異なれば差分画像に差異が生じて境界が判別できるようになる。具体的には皮膚科領域の真皮/皮下組織領域の病理構造を反映した定量評価やメラノーマ/メラノサイトの鑑別によるメラノーマ浸潤深さの明確な把握等、従来鑑別が困難であった微小領域の診断情報として利用可能となることが期待される。また、観察例5と観察例6, 7との比較からわかるように、低周波領域で実施しても一定の効果はあるものの、15[MHz]以上の高周波領域を利用可能な超音波探触子2と画像化条件とを用いることにより高い効果を発揮することがわかる。

【0082】

以上、本実施の形態によれば、超音波画像診断装置100Aは、駆動信号を生成して超音波探触子2に出力する送信部12と、超音波探触子2から入力された受信信号を受信する受信部13と、受信信号から音線信号を生成する音線信号生成部14と、生成された音線信号に対し、複数の異なる帯域通過フィルターによりフィルタリングを行って複数の画像化信号を抽出する画像化信号抽出部15a, 15bと、抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数のBモード画像の差分を示す差分Bモード画像の画像特徴情報を解析して解析情報を生成する差分画像解析部17bと、を備える。

【0083】

このため、散乱体と反射体とが混在する領域でも、実質的に散乱体に起因する画像成分からなる差分Bモード画像から、診断情報としての解析情報を得ることができる。

【0084】

また、超音波画像診断装置100Aは、生成された解析情報を表示部18に表示する画像処理部17Aを備える。このため、ユーザーは、診断情報としての解析情報を目視により認識できる。

【0085】

また、差分画像解析部17bは、抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数のBモード画像の差分を示す差分Bモード画像の関心領域の画像特徴情報を解析して解析情報を生成する。このため、関心領域内の解析情報に基づき、関心領域内のより正確な診断情報を得ることができる。

【0086】

また、差分画像解析部17bは、抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数のBモード画像の差分を示す差分Bモード画像の輝度分布を解析して解析情報を生成する。このため、解析情報に基づいて、差分Bモード画像における散乱体に起因する信号成分の割合を輝度の統計情報(平均輝度、輝度分散等)として把握できる。

10

20

30

40

50

【0087】

また、差分画像解析部17bは、抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数のBモード画像の差分を示す差分Bモード画像の形状パターンを解析して解析情報を生成する。このため、解析情報に基づいて、散乱体の構造に基づく、散乱体の信号の空間的な広がりや粗密を形状指標（空間周波数、粒状性、円形度等）により把握できる。

【0088】

また、超音波画像診断装置100Aは、抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数のBモード画像信号を生成する信号処理部15Aと、生成された複数のBモード画像信号の差分をとり差分Bモード画像信号を生成する差分画像生成部17aと、を備える。差分画像解析部17bは、生成された差分Bモード画像信号の画像特徴情報を解析して解析情報

10

【0089】

また、差分画像解析部17bで生成した解析情報は、被検体内の散乱体に起因する画像成分に基づいている。このため、被検体内の散乱体に起因する画像成分に基づく診断情報としての解析情報を得ることができる。

【0090】

また、超音波画像診断装置100Aは、抽出された複数の画像化信号に基づいて、複数のBモード画像信号を生成する信号処理部15Aと、生成された複数のBモード画像信号の差分をとり差分Bモード画像信号を生成する差分画像生成部17aと、生成された差分Bモード画像信号に対し、予め定められた設定に基づいて変換を行う差分画像解析部17bと、変換された差分Bモード画像信号と、複数のBモード画像信号の少なくとも1つと、を合成して合成画像信号を生成する表示画像合成部17cと、を備える。

20

【0091】

このため、散乱体と反射体とが混在する領域でも、散乱体に起因する画像成分が識別可能な合成画像から、散乱体に関する診断情報を視覚的に得ることができる。

【0092】

また、超音波画像診断装置100Aは、生成された合成画像信号を表示部18に表示する画像処理部17Aを備える。このため、ユーザーは、散乱体に関する診断情報を目視により認識できる。

30

【0093】

また、差分画像解析部17bは、生成された差分Bモード画像信号に対し、予め定められた設定（LUT）に基づいて色調変換を行う。このため、散乱体と反射体とが混在する領域でも、散乱体に起因する画像成分が色で識別可能な合成画像から、散乱体に関する診断情報をより正確に視覚的に得ることができる。

【0094】

また、画像化信号抽出部15a, 15bの複数の異なる帯域通過フィルターは、高周波成分を除去する帯域通過フィルターを含む。このため、高周波成分に対応する散乱体に起因する画像成分を正確に差分Bモード画像に反映できる。

【0095】

（変形例）

図7を参照して、上記実施の形態の変形例を説明する。図7は、超音波画像診断装置100Bの概略構成を示すブロック図である。

40

【0096】

本変形例は、上記実施の形態の超音波画像診断装置100Aに代えて、図7に示す超音波画像診断装置100Bを用いる。超音波画像診断装置100Bにおいて、超音波画像診断装置100Aと同様な部分には、同じ符号を付してその説明を省略し、異なる部分を主として説明する。

【0097】

超音波画像診断装置100Bは、超音波画像診断装置本体1Bと、超音波探触子2、ケ

50

ーブル3と、を備える。超音波画像診断装置本体1Bは、操作入力部11と、送信部12と、受信部13と、音線信号生成部14と、信号処理部15Bと、DSC16と、画像処理部17Bと、表示部18と、制御部19と、を備える。

【0098】

信号処理部15Bは、画像化信号抽出部15a, 15b、差分信号抽出部15c、差分解析部としての差分信号解析部15dを有する。信号処理部15Bは、制御部19の制御に従って、音線信号生成部14からの音線信号に対して、画像化信号抽出部15a, 15bにより第1、第2の画像化信号を抽出し、差分信号抽出部15cにより第1、第2の画像化信号の差分画像化信号を抽出し、抽出した第1、第2の画像化信号、差分画像化信号にそれぞれ包絡線検波処理や対数増幅などを実施し、ゲインの調整等を行って輝度変換することにより、デジタルのBモード画像信号を生成する。

10

【0099】

差分信号抽出部15cは、制御部19の制御に従って、第1、第2の画像化信号の差分をとることにより差分画像化信号を抽出して生成する。信号処理部15Bは、生成された第1、第2の画像化信号に基づく第1、第2のBモード画像信号と、差分画像化信号に基づく差分Bモード画像信号をDSC16に出力する。DSC16は、制御部19の制御に従って、第1、第2のBモード画像信号、差分Bモード画像信号を表示用のBモード画像信号に変換する。

【0100】

差分信号解析部15dは、制御部19の制御に従って、差分信号抽出部15cにより抽出された差分画像化信号を解析し、解析情報を生成する。差分信号解析部15dの解析は、差分画像解析部17bと同様に、差分画像化信号からなる差分Bモード画像のユーザーに指定された関心領域の輝度分布、形状パターンを解析するものであり、解析の対象が、差分Bモード画像信号ではなく、差分画像化信号となっている。差分信号解析部15dにより生成された解析情報は、DSC16を介して、画像処理部17Bにより表示部18に表示される。このため、差分Bモード画像の関心領域の解析及び解析情報生成は、差分信号解析部15d及び差分画像解析部17bの少なくとも1つで行われるものとする。

20

【0101】

画像処理部17Bは、制御部19の制御に従って、DSC16からの表示用の第1、第2のBモード画像信号、差分Bモード画像信号の画像処理を行う回路である。画像処理部17Bは、差分画像解析部17b、表示画像合成部17cを有する。

30

【0102】

差分画像解析部17bは、制御部19の制御に従って、DSC16からの表示用の差分Bモード画像信号のうち、ユーザーから操作入力部11を介して指定された関心領域について、輝度分布、形状パターンの解析を行い、解析情報を生成し、またDSC16からの表示用の差分Bモード画像信号を色調変換して差分色画像信号を生成する。

【0103】

以上、本変形例によれば、超音波画像診断装置100Bは、抽出された複数の画像化信号の差分をとり差分画像化信号を抽出する差分信号抽出部15cを備え、差分信号解析部15dは、抽出された差分画像化信号に基づく差分画像の画像特徴情報を解析して解析情報を生成する。このため、差分Bモード画像の解析に伴う計算量を低減し、処理を高速化できる。

40

【0104】

なお、上記実施の形態及び変形例における記述は、本発明に係る好適な超音波診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。例えば、上記実施の形態及び変形例において、信号処理部15A, 15Bや、画像処理部17A, 17Bでの処理は、フレーム単位、音線単位、でもよい。

【0105】

また、上記実施の形態及び変形例において、画像化信号抽出部15a, 15bにより、第1の画像化信号及び第2の画像化信号を生成する構成としたが、これに限定されるもの

50

ではない。例えば、信号処理部における高周波の除去ステップを複数段とし、第1、第2に加えて第3、第4の画像化信号を得て、これら複数の画像化信号の差分を利用する方法であっても良い。また、差分演算時には、画像化信号に対して、反射体部等の輝度を揃える等のために必要に応じて固定バイアス処理や係数処理を行った後に差分演算を行っても良い。

【0106】

また、上記実施の形態及び変形例において、超音波画像診断装置100A, 100Bにおいて、パルスインバージョン法により、送信部12でパルスインバージョン法用の駆動信号を生成し、音線信号生成部14、信号処理部15A, 15Bで、パルスインバージョン法用のBモード画像用の音線信号、Bモード画像信号を生成する構成とし、高調波イメージングモードを対象としたが、これに限定されるものではない。超音波画像診断装置において、パルスインバージョン法を用いず、送信部12で通常の駆動信号を生成し、音線信号生成部14、信号処理部15A, 15Bで、Bモード画像用の音線信号、Bモード画像信号を生成する、いわゆるフィルター法により高調波を抽出する高調波イメージングモードを対象としても良いし、高調波抽出処理を行わずに基本波イメージングモードを対象とする構成としてもよい。

10

【0107】

また、以上の実施の形態及び変形例における超音波画像診断装置100A, 100Bを構成する各部の細部構成及び細部動作に関して本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

20

【符号の説明】

【0108】

100A, 100B 超音波画像診断装置

1A, 1B 超音波画像診断装置本体

11 操作入力部

12 送信部

121 クロック発生回路

122 パルス発生回路

123 時間及び電圧設定部

124 遅延回路

30

13 受信部

14 音線信号生成部

14a 高調波成分抽出部

15A, 15B 信号処理部

15a, 15b 画像化信号抽出部

15c 差分信号抽出部

15d 差分信号解析部

16 DSC

17A, 17B 画像処理部

17a 差分画像生成部

40

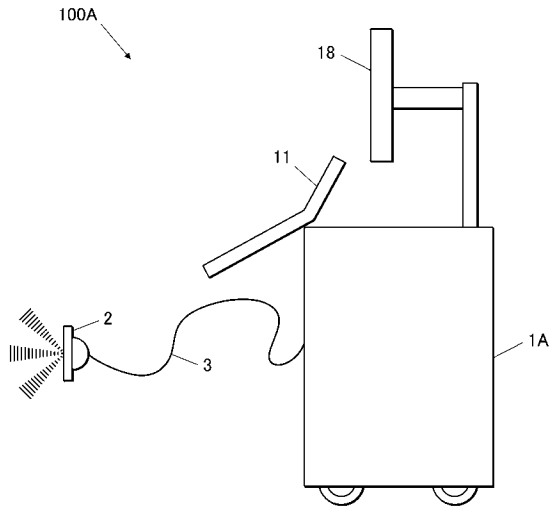
17b 差分画像解析部

17c 表示画像合成部

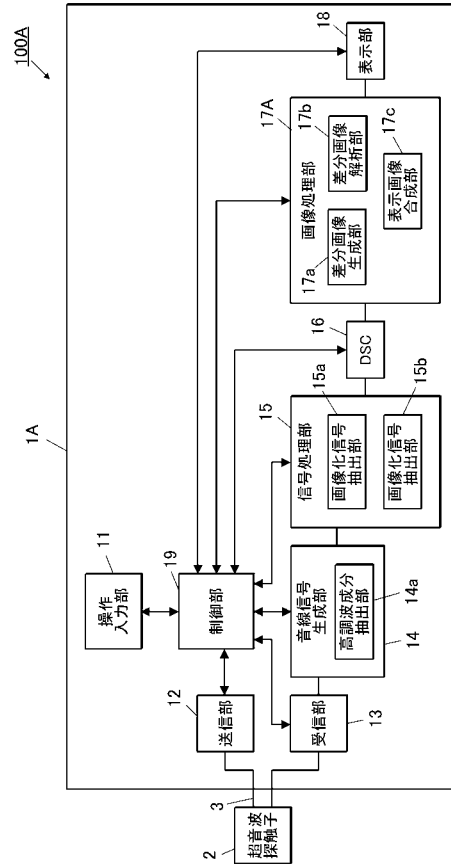
18 表示部

19 制御部

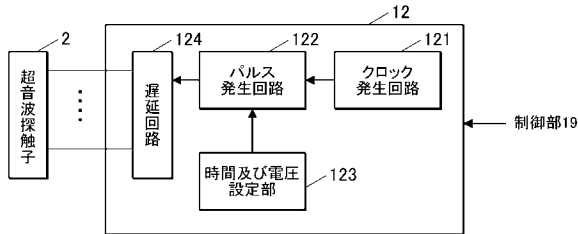
【図1】



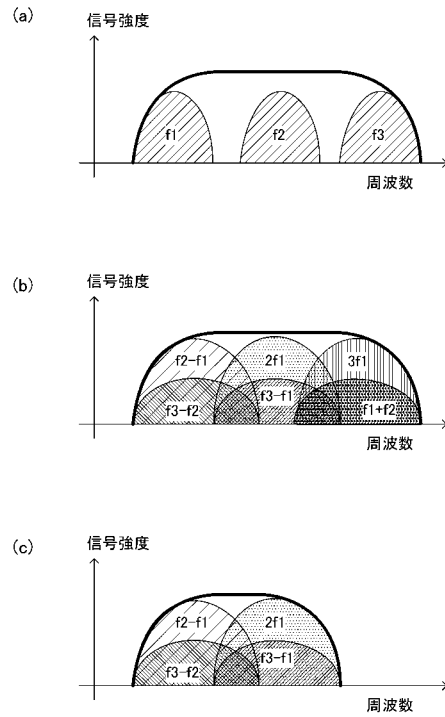
【図2】



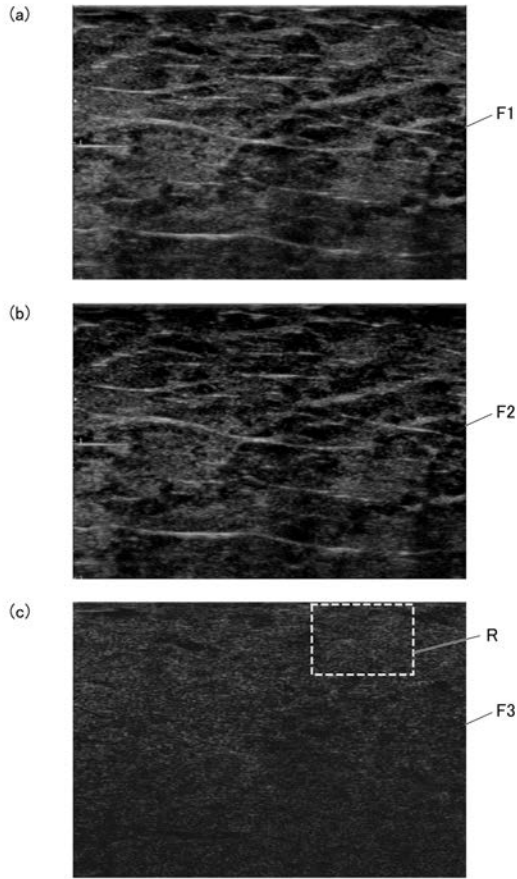
【図3】



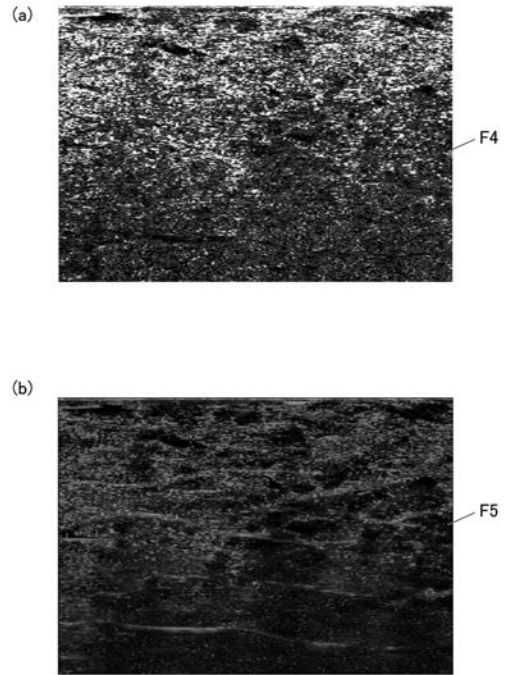
【図4】



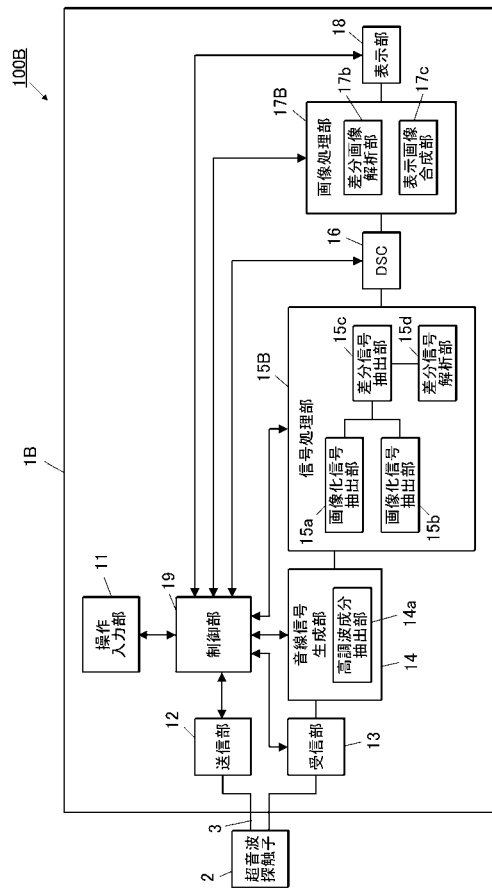
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2017121413A	公开(公告)日	2017-07-13
申请号	JP2016002588	申请日	2016-01-08
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	谷口哲哉		
发明人	谷口 哲哉		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE14 4C601/EE30 4C601/JB31 4C601/JB45 4C601/JC07 4C601/JC19 4C601/JC37		
其他公开文献	JP6651857B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使在混合了散射体和反射体的区域，也要从散射体引起的图像成分中获取诊断信息。超声系统100A包括一个发射机12，其生成并输出驱动信号到该超声波探头2，接收单元13，用于从所述超声波探头2接收的接收信号输入当用于从所接收的信号中的声线信号，对于所生成的声线信号的声线信号发生器14，通过利用多个不同的带通进行滤波的多个图像滤波器卡森图像信号提取单元15a和15b用于提取多个B模式图像，并基于多个提取的成像信号分析表示多个B模式图像之间的差异的差异图像的图像特征信息，以生成分析信息并且差分图像分析单元17b。

