

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4603323号
(P4603323)

(45) 発行日 平成22年12月22日(2010.12.22)

(24) 登録日 平成22年10月8日(2010.10.8)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 10 (全 11 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2004-260837 (P2004-260837)</p> <p>(22) 出願日 平成16年9月8日(2004.9.8)</p> <p>(65) 公開番号 特開2005-125082 (P2005-125082A)</p> <p>(43) 公開日 平成17年5月19日(2005.5.19)</p> <p>審査請求日 平成19年2月27日(2007.2.27)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2003-340737 (P2003-340737)</p> <p>(32) 優先日 平成15年9月30日(2003.9.30)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号</p> <p>(74) 代理人 100110777 弁理士 宇都宮 正明</p> <p>(72) 発明者 辻田 和宏 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</p> <p>審査官 川上 則明</p> <p>(56) 参考文献 特開平02-206446 (JP, A) 特開2001-170049 (JP, A)</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
---	---

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に超音波を送信して被検体から反射された超音波を受信することによって得られる信号の周波数成分を異なる周波数又は周波数帯域における周波数成分に分離して、複数の周波数成分を得る分離手段と、

前記分離手段によって得られる複数の周波数成分の強度の相対関係を複数の異なる時点において求め、前記強度の相対関係の変化を得る演算手段と、

前記演算手段によって得られた前記強度の相対関係の変化に基づいて周波数成分を抽出することにより、被検体に関する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2】

前記演算手段が、前記分離手段によって得られる複数の周波数成分の強度の差分を求める差分演算回路を含む、請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

被検体に超音波を送信して被検体から反射された超音波を受信することによって得られる信号の強度を、被検体内において超音波が到達した距離に応じて補正する補正手段をさらに具備し、

前記画像データ生成手段が、前記補正手段において得られた情報に基づいて、前記強度の相対関係の変化を補正する、

請求項1又は2記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記分離手段が、被検体に超音波を送信して被検体から反射された超音波を受信することによって得られる信号に対して、互いに通過帯域が異なる複数のバンドパスフィルタ処理を施す、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像データ生成手段が、前記分離手段により狭帯域バンドパスフィルタ処理された前記信号に基づいて前記画像データを生成する、請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体に超音波を送信して被検体から反射された超音波を受信することによって得られる信号の強度に基づいて、被検体に関する画像データを生成する他の画像データ生成手段と、

前記画像データ生成手段によって生成された画像データと、前記他の画像データ生成手段によって生成された画像データとの内の少なくとも一方を選択する画像選択手段と、をさらに具備する請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記他の画像データ生成手段が、広帯域バンドパスフィルタ処理されたのちに包絡線検波処理された前記信号に基づいて前記画像データを生成する、請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画像選択手段が、前記画像データ生成手段によって生成された画像データに基づいて色度信号を出力し、前記他の画像データ生成手段によって生成された画像データに基づいて輝度信号を出力する、請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記画像選択手段が、前記画像データ生成手段によって生成された画像データに基づいて輝度信号を出力し、前記他の画像データ生成手段によって生成された画像データに基づいて色度信号を出力する、請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記複数の周波数成分の強度の相対関係が、前記複数の周波数成分のピーク値、ピーク・トゥー・バレー値、実効値又は積分値の相対関係である、請求項 1 ~ 9 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】

【0001】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器や骨等の撮像を行って、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】

【0002】

医療用に用いられる超音波撮像装置においては、通常、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を用いて、複数の超音波トランスデューサから送信された超音波を合成することにより形成される超音波ビームによって被検体を走査し、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ことにより、超音波エコーの強度に基づいて被検体に関する画像情報が得られる。さらに、この画像情報に基づいて、被検体に関する 2 次元又は 3 次元画像が再現される。

【0003】

ところで、人体には、筋肉等の軟部組織や骨等の硬部組織のような様々な組織が含まれている。超音波撮像においては、これらの組織を区別するための情報として、超音波エコーに含まれている複数の周波数成分を利用することが考えられる。

【0004】

関連する技術として、下記の特許文献 1 には、多数の弱いエコーが加算され干渉した結

10

20

30

40

50

果として生じるスペックル成分を低減でき、高画質の超音波画像を得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、異なる送信周波数に対応する複数の送信信号を超音波ラスタ毎に送信し、被検体から反射される各受信信号をこれに対応する周波数帯域でフィルタリングする。これにより、超音波ラスタ間の干渉が異なるので、超音波ラスタ間の相関がなくなる。その結果、超音波ラスタ間のスペックルの相関がなくなり、スペックルを低減することができる。しかしながら、異なる送信周波数に対応する複数の送信信号を送信することにより、フレームレートが低下するという問題があった。また、各々の超音波ラスタにおいて複数の周波数成分を利用することに関しては、示唆されていない。

【 0 0 0 5 】

10

また、下記の特許文献 2 には、周波数コンパウンド方式に従ってスペックル低減を行う場合に、距離方向の空間分解能の劣化を低減す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、受信信号から、互いに異なる狭帯域通過フィルタによって複数の狭帯域信号成分が抽出されると共に、広帯域通過フィルタによって広帯域信号成分が抽出され、それらの信号成分は重み付け加算される。複数の狭帯域の他に、それらを包含する広帯域が設定されているため、距離方向の空間分解能の低下に対処可能である。しかしながら、複数の周波数における超音波の減衰情報を被検体内の組織に関する情報として利用することに関しては、示唆されていない。

【特許文献 1】特開平 2 - 2 0 6 4 4 6 号公報 (第 2 - 3 頁、第 1 図)

【特許文献 2】特開 2 0 0 1 - 1 7 0 0 4 9 号公報 (第 1 頁、図 1)

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、複数の周波数における超音波の減衰情報を被検体内の組織に関する情報として利用することにより、生体組織に関してより多くの画像情報を得ることが可能な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 0 7 】

上記課題を解決するため、本発明に係る超音波診断装置は、被検体に超音波を送信して被検体から反射された超音波を受信することによって得られる信号の周波数成分を異なる周波数又は周波数帯域における周波数成分に分離して、複数の周波数成分を得る分離手段と、前記分離手段によって得られる複数の周波数成分の強度の相対関係を複数の異なる時点において求め、前記強度の相対関係の変化を得る演算手段と、前記演算手段によって得られた前記強度の相対関係の変化に基づいて周波数成分を抽出することにより、被検体に関する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

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、超音波を送受信することによって得られる信号の周波数成分を異なる周波数又は周波数帯域における周波数成分に分離して、得られた複数の周波数成分の強度の相対関係を複数の異なる時点において求め、求めた強度の相対関係の変化に基づいて画像データを生成することにより、複数の周波数における超音波の減衰情報を被検体内の組織に関する情報として利用して、生体組織に関してより多くの画像情報を得ることが可能となる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 9 】

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。本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波用探触子 1 0 と、走査制御部 1 1 と、送信遅延パターン記憶部 1 2 と、送信制御部 1 3 と、駆動信号発生部 1 4 とを含んでいる。

50

【 0 0 1 0 】

被検体に当接させて用いられる超音波用探触子 1 0 は、トランスデューサアレイを構成する 1 次元又は 2 次元状に配列された複数の超音波トランスデューサ 1 0 a を備えている。これらの超音波トランスデューサ 1 0 a 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、被検体内からの超音波エコーを受信して検出信号を出力する。

【 0 0 1 1 】

各々の超音波トランスデューサ 1 0 a は、例えば、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の圧電性を有する材料 (圧電素子) の両端に電極を形成した振動子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、圧電素子は伸縮する。この伸縮により、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発生し、これらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、被検体内からの超音波エコー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、超音波エコーの検出信号として出力される。

10

【 0 0 1 2 】

或いは、超音波トランスデューサ 1 0 a として、変換方式の異なる複数種類の素子を用いても良い。例えば、超音波を送信する素子として上記の振動子を用い、超音波を受信する素子として光検出方式の超音波トランスデューサを用いるようにする。光検出方式の超音波トランスデューサとは、超音波信号を光信号に変換して検出するものであり、例えば、ファブリーペロー共振器やファイバブラッググレーティングによって構成される。

20

【 0 0 1 3 】

走査制御部 1 1 は、超音波ビームの送信方向及び超音波エコーの受信方向を順次設定する。送信遅延パターン記憶部 1 2 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。送信制御部 1 3 は、走査制御部 1 1 において設定された送信方向に応じて、送信遅延パターン記憶部 1 2 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、複数の超音波トランスデューサ 1 0 a の各々に与えられる駆動信号の遅延時間を設定する。

【 0 0 1 4 】

駆動信号発生部 1 4 は、パースト信号や周波数多重信号のような複数の周波数成分を有する信号を発生する信号発生回路と、信号発生回路が発生する信号に所望の遅延を与え、複数の超音波トランスデューサ 1 0 a に供給される複数の駆動信号をそれぞれ発生する複数の駆動回路とによって構成されている。これらの駆動回路は、送信制御部 1 3 において設定された遅延時間に基づいて、信号発生回路が発生する信号を遅延させる。

30

【 0 0 1 5 】

また、本実施形態に係る超音波診断装置は、操作卓 1 5 と、C P U によって構成された制御部 1 6 と、ハードディスク等の記録部 1 7 とを含んでいる。制御部 1 6 は、操作卓 1 5 を用いたオペレータの操作に基づいて、走査制御部 1 1、駆動信号発生部 1 4、及び、画像選択部 3 5 を制御する。記録部 1 7 には、制御部 1 6 を構成する C P U 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 1 0 a の送受信における周波数特性が記録される。

40

【 0 0 1 6 】

さらに、本実施形態に係る超音波診断装置は、プリアンプ 2 1 と、T G C (time gain compensation : タイム・ゲイン・コンペンセーション) 増幅器 2 2 と、A / D (アナログ / デジタル) 変換器 2 3 と、1 次記憶部 2 4 と、受信遅延パターン記憶部 2 5 と、受信制御部 2 6 と、広帯域フィルタ部 2 7 と、包絡線検波処理部 2 8 と、B モード画像データ生成部 2 9 と、狭帯域フィルタ部 3 0 a、3 0 b、・・・と、ピーク検出部 3 1 a、3 1 b、・・・と、差分演算部 3 2 と、減衰率演算部 3 3 と、周波数画像データ生成部 3 4 と、画像選択部 3 5 と、2 次記憶部 3 6 と、画像処理部 3 7 と、表示部 3 8 とを含んでいる。

50

【 0 0 1 7 】

複数の超音波トランスデューサ 1 0 a の各々から出力される超音波エコーの検出信号は、プリアンプ 2 1 によって増幅され、T G C 増幅器 2 2 によって、被検体内において超音波が到達した距離による超音波の減衰の補正が施される。

【 0 0 1 8 】

T G C 増幅器 2 2 から出力されるアナログの検出信号は、A / D 変換器 2 3 によってデジタルの検出信号に変換される。なお、A / D 変換器 2 3 のサンプリング周波数としては、少なくとも超音波の周波数の 1 0 倍程度の周波数が必要であり、超音波の周波数の 1 6 倍以上の周波数が望ましい。また、A / D 変換器 2 3 の分解能としては、1 0 ビット以上が望ましい。1 次記憶部 2 4 は、A / D 変換器 2 3 から出力されるデジタルの検出信号を、超音波トランスデューサ 1 0 a ごとに時系列に記憶する。

10

【 0 0 1 9 】

受信遅延パターン記憶部 2 5 は、複数の超音波トランスデューサ 1 0 a から出力された複数の検出信号に対して受信フォーカス処理を行う際に用いられる複数の受信遅延パターンを記憶している。受信制御部 2 6 は、走査制御部 1 1 において設定された受信方向に基づいて、受信遅延パターン記憶部 2 5 に記憶されている複数の受信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複数の検出信号に遅延を与えて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を表す音線データが形成される。なお、受信フォーカス処理は、A / D 変換器 2 3 による検出信号の A / D 変換の前、又は、T G C 増幅器 2 2 による検出信号の補正の前に行うようにしても良い。

20

【 0 0 2 0 】

広帯域フィルタ部 2 7 は、受信制御部 2 6 から出力される音線データに対して、広帯域バンドパスフィルタ処理を施す。包絡線検波処理部 2 8 は、広帯域フィルタ処理された音線データに対して包絡線検波処理を施し、音線信号のエンベロープを表すエンベロープデータを求める。B モード画像データ生成部 2 9 は、音線信号のエンベロープデータに基づいて、B モード画像データを生成する。なお、広帯域フィルタ部 2 7 を省略して、狭帯域フィルタ部 3 0 a、3 0 b、・・・による狭帯域バンドパスフィルタ処理によって得られる複数の周波数成分を合成したデータを生成し、そのデータに基づいて B モード画像データを生成するようにしても良い。

30

【 0 0 2 1 】

狭帯域フィルタ部 3 0 a、3 0 b、・・・は、受信制御部 2 6 から出力される音線データに対して、互いに通過帯域が異なる複数の狭帯域バンドパスフィルタ処理を施すことにより、音線信号の周波数成分を異なる周波数又は周波数帯域における周波数成分に分離して、複数の周波数成分を得る。ピーク検出部 3 1 a、3 1 b、・・・は、それぞれの狭帯域フィルタ部 3 0 a、3 0 b、・・・から出力される複数の周波数成分のピークを検出して、複数の時点における複数の周波数成分のピーク値を求める。

【 0 0 2 2 】

差分演算部 3 2 は、各々の時点における複数の周波数成分のピーク値について差分を演算することにより、これらのピーク値の差分を求める。さらに、減衰率演算部 3 3 は、複数の時点におけるピーク値の差分の変化量を演算することにより、複数の周波数間における超音波の減衰情報を求める。このようにして、音線データに含まれている音線信号の複数の周波数成分の強度の相対関係の変化に基づいて、複数の周波数間における超音波の減衰情報が求められる。この超音波の減衰情報は、被検体内の組織に関する情報として利用される。

40

【 0 0 2 3 】

図 2 に、超音波のバースト信号を送受信して得られた、複数の異なる時刻に測定された複数の異なる組織についての音線信号の周波数特性を示し、図 3 に、この音線信号に含まれている 2 つの周波数成分の波形を示す。図 2 に示すように、超音波のバースト信号を送受信して得られた音線信号は広い帯域の周波数成分を有しているが、その中で、周波数 f

50

f_L の低域成分と周波数 f_H の高域成分とに注目する。

【 0 0 2 4 】

図 3 に示すように、時点 t_1 及び時点 t_2 において強い超音波エコーが観測されており、これらの部分は、被検体の軟部組織（筋等）と硬部組織（骨等）との境界のように超音波の反射率の大きな部分において超音波が反射されたことを示している。2つの境界に挟まれている被検体内の組織における超音波の減衰特性は、超音波のバースト信号を送受信して得られた音線信号の周波数成分を複数の周波数における周波数成分（周波数 f_L の低域成分と周波数 f_H の高域成分）に分離して、分離した複数の周波数成分の強度を計測することにより求めることができる。

【 0 0 2 5 】

図 2 及び図 3 において、時点 t_1 における低域成分及び高域成分の強度を、それぞれ P_{1L} 及び P_{1H} とし、時点 t_2 における低域成分及び高域成分の強度を、それぞれ P_{2L} 及び P_{2H} とする。本実施形態に係る超音波診断装置においては、分離した複数の周波数成分の強度をピーク値として求めているが、分離した複数の周波数成分の強度を、 PV 値（ピーク・トゥー・バレー値）、実効値、又は、積分値等として求めても良い。

【 0 0 2 6 】

図 3 に示す例においては、低域成分及び高域成分共に、時点 t_1 における強度 P_{1L} 及び P_{1H} よりも時点 t_2 における強度 P_{2L} 及び P_{2H} の方が小さくなっている。これは、直ちに超音波の減衰に対応するものではないが、複数の周波数成分の強度差の変化を算出することにより、超音波の減衰における周波数特性を求めることができる。

【 0 0 2 7 】

超音波の反射点における強度が音線信号の強度に変換されるまでのゲインを、時点 t_1 において計測された音線信号について G_1 とし、時点 t_2 において計測された音線信号について G_2 とすると、時点 t_1 から時点 t_2 までの時間 t における単位時間当りの超音波の減衰における周波数特性は、次式（1）で表される。

$$\begin{aligned} & \{ (P_{2H} / G_2 - P_{1H} / G_1) - (P_{2L} / G_2 - P_{1L} / G_1) \} / t \\ & = \{ (P_{2H} - P_{2L}) / G_2 - (P_{1H} - P_{1L}) / G_1 \} / t \quad \cdots (1) \end{aligned}$$

【 0 0 2 8 】

ここで、超音波の反射点における強度が音線信号の強度に変換されるまでのゲインが一定である場合には、式（1）の代わりに次式（2）を用いることができる。

$$\{ (P_{2H} - P_{2L}) - (P_{1H} - P_{1L}) \} / t \quad \cdots (2)$$

さらに、 $P_{1H} = P_{1L}$ である場合には、式（2）の代わりに次式（3）を用いることができる。この場合には、音線信号の時点 t_2 における低域成分及び高域成分の強度差（ $P_{2H} - P_{2L}$ ）が、超音波の減衰における周波数特性を表していることになる。

$$(P_{2H} - P_{2L}) / t \quad \cdots (3)$$

【 0 0 2 9 】

以上においては、音線信号の複数の周波数成分の強度の相対関係として、複数の周波数成分の強度差を求める例について説明したが、複数の周波数成分の強度の比を求めるようにしても良い。被検体内の組織における超音波の反射率は周波数にあまり依存しないと考えられるので、式（1）等により減衰特性を算出すれば、被検体内の隣接する組織の違いによって変動する超音波反射率の影響を受けにくいという利点がある。

【 0 0 3 0 】

また、式（1）に示すように、ゲイン G_1 及び G_2 についての補正を行う場合には、図 1 に示す TGC 増幅器 22 において減衰の補正を行うために用いられる制御信号を利用して、ゲイン G_1 及び G_2 に対応する値を求めることができる。さらに、超音波トランスデューサ 10a の送受信における周波数特性を記録部 17 に記録しておき、超音波トランスデューサ 10a の周波数特性に対応して音線信号の複数の周波数成分の強度を補正するようにすれば、より正確な減衰特性を算出することができる。

【 0 0 3 1 】

10

20

30

40

50

このようにして、差分演算部 3 2 及び減衰率演算部 3 3 は、撮像すべき組織において超音波の減衰特性が異なる複数の周波数成分に基づいて、軟部組織と硬部組織との違いや、軟部組織内でも腱と筋肉等の組織の違いのような、被検体内の組織に関する情報を得ることができる。この情報に基づいて、適切な周波数成分を抽出することにより、周波数画像データ生成部 3 4 が、周波数画像データ（スペクトル画像データ）を生成する。

【 0 0 3 2 】

画像選択部 3 5 は、B モード画像データ生成部 2 9 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 4 によって生成された周波数画像データとを合成して、或いは、これらの内の一方を選択して出力する。2 次記憶部 3 6 は、画像選択部 3 5 から出力される画像データを記憶する。画像処理部 3 7 は、2 次記憶部 3 6 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 3 8 は、例えば、C R T や L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、画像処理部 3 7 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 3 3 】

図 4 に、本実施形態に係る超音波診断装置において表示される超音波画像の例を模式的に示す。図 4 の (a) は、B モード画像を示す図であり、硬部組織（骨）の内部はほとんど不明であるが、硬部組織（骨）の外側に存在する軟部組織（筋）が表された超音波画像が生成される。一方、図 4 の (b) は、周波数画像を示す図であり、適切な周波数成分を抽出することにより、硬部組織（骨）の内部を強調して表示することができる。また、硬部組織（骨）と軟部組織（筋）との分離もはっきりと表されており、骨から表皮までを撮像することが可能である。図 4 の (c) は、B モード画像と周波数画像とを合成して表示したものであり、例えば、画像選択部 3 5（図 1 参照）は、B モード画像データ生成部 2 9 によって生成された B モード画像データに基づいて輝度信号（又は色度信号）を出力し、周波数画像データ生成部 3 4 によって生成された周波数画像データに基づいて色度信号（又は輝度信号）を出力するようにしても良い。また、表示画面において、減衰率情報を表示する関心領域を指定できるようにしても良い。

【 0 0 3 4 】

上記の実施形態に係る超音波診断装置においては、駆動信号発生部 1 4 が複数の周波数成分を有する駆動信号を発生することにより、超音波の 1 回の送受信で断層像情報と減衰率情報との両方を同時に求めるようにしたが、駆動信号発生部 1 4 が音線毎に異なる周波数を有する駆動信号を発生することにより、複数フレーム分の断層像情報を求める間に 1 フレーム分の減衰率情報を求めるようにしても良い。また、T G C 増幅器 2 2 において用いられる制御信号を利用したゲインの補正は行わずに、減衰特性の相対値のみを表示したり、減衰特性の正負のみを判定するようにしても良い。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 4 2 】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器や骨等の撮像を行って、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 4 3 】

【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】超音波のバースト信号を送受信して得られた、複数の異なる時刻に測定された複数の異なる組織についての音線信号の周波数特性を示す図である。

【図 3】超音波のバースト信号を送受信して得られた音線信号に含まれている 2 つの周波数成分の波形を示す図である。

【図 4】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置において表示される超音波画像の例を模式的に示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 4 】

10

20

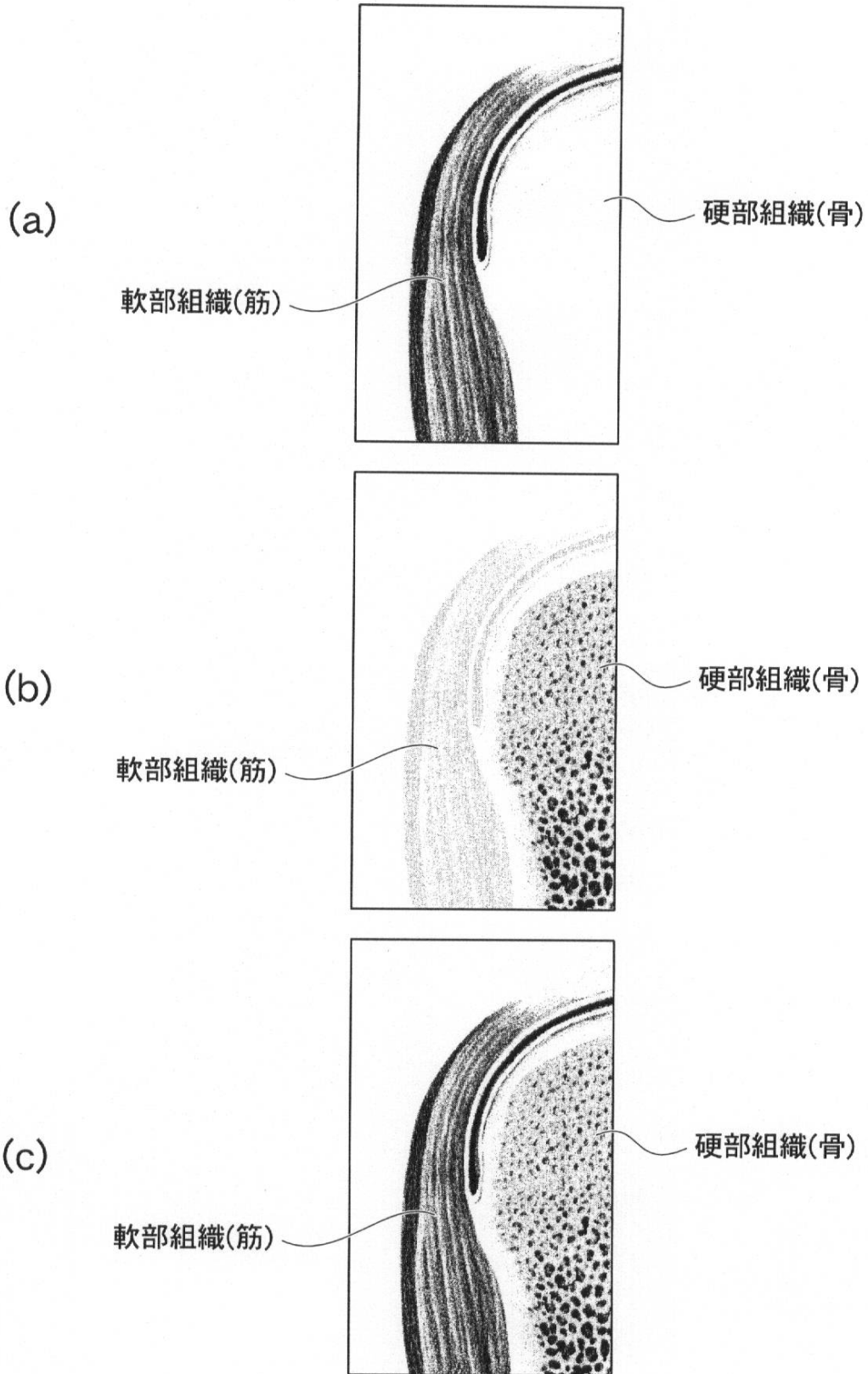
30

40

50

1 0	超音波用探触子	
1 0 a	超音波トランスデューサ	
1 1	走査制御部	
1 2	送信遅延パターン記憶部	
1 3	送信制御部	
1 4	駆動信号発生部	
1 5	操作卓	
1 6	制御部	
2 1	プリアンプ	
2 2	T G C 増幅器	10
2 3	A / D 変換器	
2 4	1 次記憶部	
2 5	受信遅延パターン記憶部	
2 6	受信制御部	
2 7	広帯域フィルタ部	
2 8	包絡線検波処理部	
2 9	B モード画像データ生成部	
3 0 a、3 0 b、・・・	狭帯域フィルタ部	
3 1 a、3 1 b、・・・	ピーク検出部	
3 2	差分演算部	20
3 3	減衰率演算部	
3 4	周波数画像データ生成部	
3 5	画像選択部	
3 6	2 次記憶部	
3 7	画像処理部	
3 8	表示部	

【 図 4 】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 8 / 0 8

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4603323B2	公开(公告)日	2010-12-22
申请号	JP2004260837	申请日	2004-09-08
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	辻田和宏		
发明人	辻田 和宏		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD21 4C601/DE17 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/HH06 4C601/HH08 4C601/HH35 4C601/JB22 4C601/JB31 4C601/JB39 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JB50 4C601/JB51 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24		
代理人(译)	宇都宫正明		
审查员(译)	川上 則明		
优先权	2003340737 2003-09-30 JP		
其他公开文献	JP2005125082A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其能够通过利用多个频率的超声波的衰减信息作为关于待检查对象内的组织的信息来提供关于活组织的更多图像信息。解决方案：超声诊断设备包括：分离单元30a，30b，...，用于分离通过向对象发送超声波并接收由对象反射或通过对象传输的超声波获得的信号的频率分量为频率分量。在不同频率或不同频带中获得多个频率分量；计算单元32,33，用于获得在不同时间点由分离单元获得的多个频率分量的强度之间的相对关系，以获得强度之间的相对关系的变化；图像数据生成单元34，用于基于计算单元获得的强度之间的相对关系的变化，生成关于对象的图像数据。Z

2]

