

(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2005-253827

(P2005-253827A)

(43) 公開日 平成17年9月22日(2005.9.22)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/08

F I

A61B 8/08

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 12 頁)

(21) 出願番号 特願2004-72095 (P2004-72095)
(22) 出願日 平成16年3月15日 (2004.3.15)

(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 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
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DD08 DD10 DD20
DD21 DE17 EE04 GB13 GB26
GC02 GC10 GC11 HH06 HH08
HH10 HH36 JB31 JB39 JC06
JC19 JC20 KK02

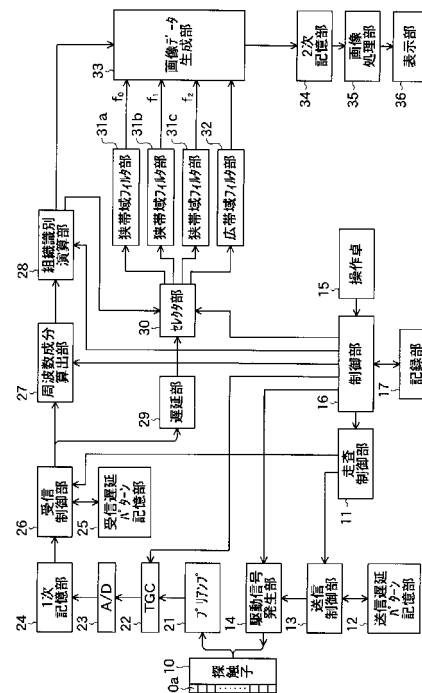
(54) 【発明の名称】 超音波撮像方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】 対象物の特性と受信される超音波の周波数特性との関係に着目して、組織の違いをさらに明確に表すことのできる超音波撮像方法及び装置を提供する。

【解決手段】 この超音波撮像装置は、超音波を送受信することによって検出信号を得る超音波送受信部10～26と、検出信号に基づくデータから複数の周波数成分を算出する周波数成分算出部27と、算出された複数の周波数成分に基づいて、被検体の組織によって変化する特性を求める組織識別演算部28と、求められた特性に従って、1画面内に表される複数の組織に対応するように複数の周波数帯域の内の1つを順次選択するセレクタ部30と、選択された周波数帯域における検出信号の強度に基づいて、被検体の超音波画像を表す画像データを生成する画像データ生成部33とを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に超音波を送信し、被検体から反射され又は被検体を透過した超音波を受信することによって検出信号を得るステップ (a) と、

ステップ (a) において得られた検出信号に基づくデータから複数の周波数成分を算出するステップ (b) と、

ステップ (b) において算出された複数の周波数成分に基づいて、被検体の組織によって変化する特性を求めるステップ (c) と、

ステップ (c) において求められた特性に従って、1 画面内に表される複数の組織に対応するように複数の周波数帯域の内の 1 つを順次選択するステップ (d) と、

ステップ (d) において選択された周波数帯域における検出信号の強度に基づいて、被検体の超音波画像を表す画像データを生成するステップ (e) と、
を具備する超音波撮像方法。

【請求項 2】

ステップ (a) が、複数の周波数成分を同時に、又は、順次送信することを含む、請求項 1 記載の超音波撮像方法。

【請求項 3】

ステップ (c) が、ステップ (b) において算出された複数の周波数成分に基づいて、超音波の減衰率又は透過率又は音速の周波数特性を求めることを含む、請求項 1 記載の超音波撮像方法。

【請求項 4】

ステップ (c) が、ステップ (b) において算出された基準周波数成分と他の周波数成分とに基づいて、超音波の減衰率又は透過率又は音速の周波数特性を求めることを含む、請求項 1 記載の超音波撮像方法。

【請求項 5】

ステップ (b) が、0.5 MHz ~ 0.7 MHz の範囲内の基準周波数成分を含む複数の周波数成分を算出することを含む、請求項 4 記載の超音波撮像方法。

【請求項 6】

ステップ (e) が、ステップ (c) において求められた特性に基づいて、1 画面内に表される複数の組織に対応するように超音波画像の色情報を変化させることを含む、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波撮像方法。

【請求項 7】

被検体に超音波を送信し、被検体から反射され又は被検体を透過した超音波を受信することによって検出信号を得る超音波送受信手段と、

前記超音波送受信手段によって得られた検出信号に基づくデータから複数の周波数成分を算出する周波数成分算出手段と、

前記周波数成分算出手段によって算出された複数の周波数成分に基づいて、被検体の組織によって変化する特性を求める組織識別手段と、

前記組織識別手段によって求められた特性に従って、1 画面内に表される複数の組織に対応するように複数の周波数帯域の内の 1 つを順次選択する選択手段と、

前記選択手段によって選択された周波数帯域における検出信号の強度に基づいて、被検体の超音波画像を表す画像データを生成する画像データ生成手段と、
を具備する超音波撮像装置。

【請求項 8】

前記超音波送受信手段が、複数の周波数成分を同時に、又は、順次送信する、請求項 7 記載の超音波撮像装置。

【請求項 9】

前記組織識別手段が、前記周波数成分算出手段によって算出された複数の周波数成分に基づいて、超音波の減衰率又は透過率又は音速の周波数特性を求める、請求項 7 記載の超音波撮像装置。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

前記組織識別手段が、前記周波数成分算出手段によって算出された基準周波数成分と他の周波数成分とに基づいて、超音波の減衰率又は透過率又は音速の周波数特性を求める、請求項 7 記載の超音波撮像装置。

【請求項 11】

前記周波数成分算出手段が、 $0.5\text{MHz} \sim 0.7\text{MHz}$ の範囲内の基準周波数成分を含む複数の周波数成分を算出する、請求項 10 記載の超音波撮像装置。

【請求項 12】

前記画像データ生成手段が、前記組織識別手段によって求められた特性に基づいて、1 画面内に表される複数の組織に対応するように超音波画像の色情報を変化させる、請求項 7 ~ 11 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。 10

【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撮像方法及び装置に関する。

【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、複数の超音波を合波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。 20

【0003】

超音波用探触子から人体に超音波ビームを送信して超音波エコーを受信することにより対象物の超音波画像を生成する場合に、超音波ビームを反射する対象物の深度が深いほど超音波エコーの高い周波数成分が減衰する。従って、対象物の深度が深いほど低い周波数成分に基づいて超音波画像を生成することが行われている。一方、受信される超音波の周波数特性は、対象物の深度のみならず、対象物の特性に大きく依存する。しかしながら、対象物の特性と受信される超音波の周波数特性との関係を考慮して超音波画像を生成することは、一般的には行われていない。 30

【0004】

ところで、超音波エコーに含まれている複数の周波数成分の強度の差分に基づいて超音波画像を生成することが提案されている。しかしながら、その場合においても、使用される周波数帯域は、1 つの超音波用探触子において使用可能な範囲に限られているか、又は、具体的に特定されていない。

【0005】

関連する技術として、下記の特許文献 1 には、生体内の骨組織の非侵襲的、定量的評価のための改良された方法及び装置が開示されている。特許文献 1 によれば、骨の両側の 2 つのトランスデューサの内の一方に供給された、継続時間が有限の超音波音響励起信号パルスを骨に反復的に当て、約 2MHz までの超音波帯域内で離散的な複数の周波数から構成される複合正弦波信号を含ませ、実質的に $1 \sim 1000\text{Hz}$ の間で励起信号を繰り返す。他方のトランスデューサで最新に受信された所定数の順次的な信号を順次平均化し、平均化されたパルス単位信号のフーリエ変換を生成する。一方、骨を介在しない別の処理により、自身のフーリエ変換を生成するために処理される参照信号を生成するために、同一のトランスデューサが、既知の音響的特性と路長を有する媒質を介した同一の励起信号の送受信に反応する。2 つのフーリエ変換は、骨変換関数を生成するために比較されて評価される。しかしながら、このような 2 種類のフーリエ変換を比較するためには、両者のタイミングを合わせなければならず、装置が複雑になってしまう。しかも、全く設定の異な 40 50

る実験系で測定した信号に基づき、2つのフーリエ変換結果を比較するため、骨固有の情報以外に設定の誤差による要因等が信号に重畳するので、計測の信頼性が低い。

【0006】

下記の特許文献2には、超音波診断装置に関し、生体からの超音波反射信号の周波数スペクトラムの形状を反映した画像形成法を提供して、生体内の伝搬減衰に伴う情報を抽出・描画する手段を提供することが開示されている。この超音波診断装置は、受信信号を複数の帯域フィルタ群により帯域分割し、対数圧縮回路を介して、検波器により個別に検波した強度信号を重み付け加算するか、あるいは、色相加算することにより画像表示する。しかしながら、何に基づいて強度信号を重み付け加算するのかに関しては、特許文献2には記載されていない。

10

【0007】

下記の特許文献3には、Bモードによる組織構造情報と共に減衰の情報を提供でき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は、被検体の断面を超音波でスキャンし、得られた反射信号に基づいてBモード像を生成し、Bモード像を濃淡表示すると共に、反射信号の周波数情報をカラーでBモード像に重ねて表示する。

【0008】

下記の特許文献4には、3次元対象物内部の特異なフィーチャの高分解能検出及び特徴付けのために使用することができる多次元フィールドの構築及び/又は使用のための方法及び装置が開示されている。具体的には、人体及び動物体内の医療病理の高分解能検出及び識別、特に、器官又は組織内の癌の高分解能検出及び識別のための多次元フィールド・レンダリングの構築が提供される。また、アテローム性動脈硬化、動脈硬化、アテローム性動脈硬化心疾患、心筋梗塞、動脈又は静脈壁に対する外傷に加えて、筋骨格系、消化器系、消化管の病理を含めた他の医療病理の検出及び特徴付けが提供される。

20

【特許文献1】特表平9-505745号公報(第15~16頁、図1)

【特許文献2】特開平7-51270号公報(第1頁、図1)

【特許文献3】特開平10-146338号公報(第1頁、図1)

【特許文献4】特表2002-506666号公報(第1、21頁、図7)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、対象物の特性と受信される超音波の周波数特性との関係に着目して、組織の違いをさらに明確に表すことのできる超音波撮像方法及び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】

【0010】

上記課題を解決するため、本発明に係る超音波撮像方法は、被検体に超音波を送信し、被検体から反射され又は被検体を透過した超音波を受信することによって検出信号を得るステップ(a)と、ステップ(a)において得られた検出信号に基づくデータから複数の周波数成分を算出するステップ(b)と、ステップ(b)において算出された複数の周波数成分に基づいて、被検体の組織によって変化する特性を求めるステップ(c)と、ステップ(c)において求められた特性に従って、1画面内に表される複数の組織に対応するように複数の周波数帯域の内の1つを順次選択するステップ(d)と、ステップ(d)において選択された周波数帯域における検出信号の強度に基づいて、被検体の超音波画像を表す画像データを生成するステップ(e)とを具備する。

40

【0011】

また、本発明に係る超音波撮像装置は、被検体に超音波を送信し、被検体から反射され又は被検体を透過した超音波を受信することによって検出信号を得る超音波送受信手段と、超音波送受信手段によって得られた検出信号に基づくデータから複数の周波数成分を算出する周波数成分算出手段と、周波数成分算出手段によって算出された複数の周波数成分に基づいて、被検体の組織によって変化する特性を求める組織識別手段と、組織識別手段

50

によって求められた特性に従って、１画面内に表される複数の組織に対応するように複数の周波数帯域の内の１つを順次選択する選択手段と、選択手段によって選択された周波数帯域における検出信号の強度に基づいて、被検体の超音波画像を表す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】

【００１２】

本発明によれば、被検体の組織によって変化する特性に従って、１画面内に表される複数の組織に対応するように検出信号の周波数帯域を選択することにより、組織の違いをさらに明確に表すことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

【００１３】

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撮像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撮像装置は、超音波用探触子１０と、走査制御部１１と、送信遅延パターン記憶部１２と、送信制御部１３と、駆動信号発生部１４とを含んでいる。

【００１４】

超音波用探触子１０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１０ａを備えており、被検体に当接させて用いられる。これらの超音波トランスデューサ１０ａ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。

20

【００１５】

各々の超音波トランスデューサは、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材料等の圧電性を有する材料（圧電体）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、圧電体は伸縮する。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、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。

30

【００１６】

或いは、超音波トランスデューサとして、送受信で異なる材質の素子を用いても良いし、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。

【００１７】

走査制御部１１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１２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１３は、走査制御部１１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１２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１０ａの各々に与えられる駆動信号の遅延時間を設定する。

40

【００１８】

駆動信号発生部１４は、所定の信号を発生する信号発生回路と、信号発生回路によって発生された信号に遅延を与えることにより、複数の超音波トランスデューサ１０ａに供給すべき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。信号発生回路は、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か、チ

50

ャープ信号やスロープ信号のような周波数が経時的に変化する信号を発生するか、あるいは、1回の送信毎に周波数を順次変化させたバースト信号を発生する。駆動回路は、送信制御部13において設定された遅延時間に従って、信号発生回路が発生する信号を遅延させる。駆動信号発生部14から出力される駆動信号に従って、複数の超音波トランスデューサ10aから超音波が送信される。

【0019】

また、本実施形態に係る超音波撮像装置は、操作卓15と、CPUによって構成された制御部16と、ハードディスク等の記録部17とを含んでいる。制御部16は、操作卓15を用いたオペレータの操作に基づいて、走査制御部11、駆動信号発生部14、周波数成分算出部27、組織識別演算部28、及び、セクタ部29を制御する。記録部17には、制御部16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変換効率や周波数特性のデータが記録されている。

【0020】

さらに、本実施形態に係る超音波撮像装置は、プリアンプ21と、TGC(time gain compensation: タイム・ゲイン・コンペンセーション)増幅器22と、A/D(アナログ/デジタル)変換器23と、1次記憶部24と、受信遅延パターン記憶部25と、受信制御部26と、周波数成分算出部27と、組織識別演算部28と、遅延部29と、セクタ部30と、狭帯域フィルタ部31a、31b、31cと、広帯域フィルタ部32と、画像データ生成部33と、2次記憶部34と、画像処理部35と、表示部36とを含んでいる。

【0021】

超音波用探触子10から送信された超音波ビームが被検体において反射され、これによって生じた超音波エコーが複数の超音波トランスデューサ10aに受信されて、複数の検出信号が生成される。これらの検出信号は、プリアンプ21によって増幅され、TGC増幅器22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減衰の補正が施される。また、複数の超音波トランスデューサ間における変換効率や周波数特性のバラツキは、記録部17に記録されているデータを用いて補正される。

【0022】

TGC増幅器22から出力される検出信号は、A/D変換器23によってデジタル信号に変換される。なお、A/D変換器23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10倍程度の周波数が必要であり、超音波の周波数の16倍以上の周波数が望ましい。また、A/D変換器23の分解能としては、10ビット以上が望ましい。1次記憶部24は、A/D変換器23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ごとに時系列に記憶する。

【0023】

受信遅延パターン記憶部25は、複数の超音波トランスデューサ10a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26は、走査制御部11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25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検出信号である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変換の前、又は、TGC増幅器22による補正の前に行うようにしても良い。

【0024】

周波数成分算出部27は、受信制御部26から出力される音線データに基づいて、音線信号(検出信号)に含まれている複数の周波数成分を算出する。ここで、対象物の特性と受信される超音波の周波数特性との関係に着目して、基準周波数 f_0 、及び、基準周波数成分との差分をとるための複数の周波数 f_1 、 f_2 、・・・が設定される。

【0025】

10

20

30

40

50

図 2 は、背骨内の複数の組織による超音波の周波数特性の違いを示す図である。図 2 に示すように、超音波の相対透過率の周波数特性は、組織によって大きく異なっている。具体的には、組織 A（髄核）は、広い帯域に渡ってほぼフラットな周波数特性を有しているが、組織 B（軟組織を含む骨）は、1.5 MHz 周辺にディップを有し、組織 C（骨）は、2 MHz に至っても高域減衰が続いている。このような周波数特性の相違に鑑みて、本実施形態においては、基準周波数 f_0 として、組織の違いによる相対透過率変化が小さい 0.5 ~ 0.7 MHz の範囲から 0.6 MHz を設定し、周波数 f_1 として 1.5 MHz を設定し、周波数 f_2 として 2 MHz を設定している。なお、オペレータが、操作卓 15 を用いて、これらの周波数の所望の値を入力し、制御部 16 が、これらの値を周波数成分算出部 27 及び組織識別演算部 28 に設定するようにしても良い。

10

【0026】

組織識別演算部 28 は、周波数成分算出部 27 によって算出された複数の周波数成分に基づいて、超音波の減衰率の周波数特性等の組織特性（組織によって変化する特性）を演算により求める。例えば、組織識別演算部 28 は、周波数成分算出部 27 によって算出された複数の周波数成分の強度差である周波数減衰率 $\{I(f_1) - I(f_0)\}$ 、 $\{I(f_2) - I(f_0)\}$ を求めたり、周波数減衰率の差分 $\{I(f_1) - I(f_0)\} - \{I(f_2) - I(f_0)\}$ 、又は、 $\{I(f_1) - I(f_0)\} - \{I(f_2) - I(f_1)\}$ 等を求める。なお、上式において、周波数成分の強度はデシベル単位で表されている。周波数成分の強度を電圧単位で表す場合には、周波数減衰率として周波数成分の強度比を用い、周波数減衰率の差分の代わりに周波数減衰率の比を用いる。組織識別演算部 28 は、このようにして求められた組織特性に従って、複数の周波数帯域の内の 1 つを選択するための制御信号を出力する。

20

【0027】

また、受信制御部 26 から出力される音線データは、遅延部 29 及びセクタ部 30 を介して、狭帯域フィルタ部 31 a、31 b、31 c、及び、広帯域フィルタ部 32 の何れかに選択的に供給される。狭帯域フィルタ部 31 a ~ 31 c は、複数の異なる狭帯域の信号を通過させるバンドパスフィルタをそれぞれ構成しており、例えば、通過帯域の中心周波数をそれぞれ f_0 、 f_1 、 f_2 とする。また、広帯域フィルタ部 32 は、広帯域の信号を通過させるバンドパスフィルタを構成している。

【0028】

組織識別演算部 28 は、あるラインの音線データが入力されてから、そのラインについて求めた制御信号を、所定の期間（例えば、1 ライン分の期間）だけ遅れて出力する。遅延部 29 は、このタイムラグを吸収するために、受信制御部 26 から出力される音線データを、所定の期間（例えば、1 ライン分の期間）だけ遅らせる。セクタ部 30 は、組織識別演算部 28 から出力される制御信号に従って、狭帯域フィルタ部 31 a ~ 31 c の内の 1 つを選択し、選択された狭帯域フィルタ部に音線データを供給する。

30

【0029】

選択された狭帯域フィルタ部は、供給される音線データに狭帯域バンドパスフィルタ処理を施すことにより、音線データによって表される音線信号を狭帯域化する。一方、通常の超音波画像を表示する際には、制御部 16 の制御の下で、セクタ部 30 は、例えば、送信波の帯域をほぼ含んだような広帯域フィルタ部 32 を選択する。なお、図 3 に示すように、セクタ部とフィルタ部との順序を入れ替えて、狭帯域フィルタ部 31 a ~ 31 c 及び広帯域フィルタ部 32 から出力される音線データの内の 1 種類をセクタ部 30 が選択して、画像データ生成部 33 に供給するようにしても良い。

40

【0030】

フィルタ処理が施された音線データは、画像データ生成部 33 に入力される。画像データ生成部 33 は、フィルタ処理が施された音線データに基づいて、ピーク値検出、RMS 値検出、エンベロープ検出、音線間におけるデータ補間等の各種の信号処理を行って、B モード画像データを生成する。

【0031】

50

このようにして、組織識別演算部 28 において求められた組織特性に従って、超音波画像の 1 画面内に表される複数の組織にそれぞれ適した周波数帯域が選択され、その周波数帯域における音線信号（検出信号）の強度に基づいて、被検体の超音波画像を表す画像データが生成される。例えば、高い周波数における超音波の減衰率が大きい組織ほど、低い周波数の音線信号を用いて表示するようにしても良い。このように、1 画面内に表される複数の組織に対応するように検出信号の周波数帯域を選択することにより、組織の違いを従来よりも明確に表すことができる。

【0032】

さらに、画像データ生成部 33 は、組織識別演算部 28 において求められた組織特性に基づいて、1 画面内に表される複数の組織に対応するように超音波画像の色情報を変化させることができる。その場合には、組織の違いを色の変化によっても識別することができるようになる。例えば、画像データ生成部 33 は、組織識別演算部 28 から出力される制御信号に従って、超音波画像に色を付加するようにしても良い。あるいは、画像データ生成部 33 は、狭帯域フィルタ部 31a から出力される音線データに基づいて R（赤）の画像データを生成し、狭帯域フィルタ部 31b から出力される音線データに基づいて G（緑）の画像データを生成し、狭帯域フィルタ部 31c から出力される音線データに基づいて B（青）の画像データを生成しても良い。

【0033】

2 次記憶部 34 は、画像データ生成部 33 から出力される画像データを記憶する。画像処理部 35 は、2 次記憶部 34 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 36 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 35 によって画像処理が施された画像信号に基づいて超音波画像を表示する。

【0034】

以上述べたように、本実施形態においては、音線信号から複数の周波数成分を求め、これらの周波数成分に基づいて超音波の減衰率の周波数特性等の組織特性を求めるので、詳細な組織の識別が可能となる。その結果、求められた組織特性に応じて、1 画面内において異なる周波数の音線信号に基づく超音波画像を得ることができる。これにより、組織の違いを明確化すると共に、通常の超音波画像とはスペックルサイズの異なる超音波画像を得ることができる。

【0035】

ここで、スペックルとは、多数の微小構造物によって反射された一連の超音波の干渉によって、超音波画像中に明るい点と暗い点とが散在する部分をいう。スペックルは、アーチファクト（虚像）の一種ではあるが、病変部一帯の質的变化を表現していると解釈することもできる。従って、組織特性に従って輝度やスペックルサイズを従来よりも明確に変化させて表示することにより、それぞれの組織の違いや病変等を識別し易くなる。

【0036】

また、本実施形態においては、超音波エコーを受信して得られた検出信号から基準周波数成分と他の基準周波数成分との差又は比を求めているので、複数の経路を通過した超音波のレベルを比較するのとは異なり、対象物の面形状や、その面に対する超音波の入射角度等の形状ファクタの影響を受けずに、組織の特性に応じた超音波画像を得ることができる。

【0037】

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。本発明の第 2 の実施形態は、本発明を超音波 CT（computerized tomography：計算機断層画像）に適用したものである。超音波 CT とは、音速や減衰率等の物体の音響的な物理パラメータと音波照射による散乱波の観測データとの間に何らかの数式モデルを設定し、その逆問題の解である物理パラメータ分布を計算機による演算によって求める画像構成法である。超音波 CT による高解像度の画像が報告されている。

【0038】

図 4 は、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示す概略図である。こ

10

20

30

40

50

の超音波撮像装置は、乳腺診断用の超音波ＣＴであり、被検体（患者の乳房）９０に向けて超音波を送信する超音波送信部４０と、被検体９０を透過した超音波を受信する超音波受信部５０と、超音波送信部４０及び超音波受信部５０に接続された信号処理部６０と、水又はその他の音響媒体８０を入れるタンク７０とを含んでいる。タンク７０には、超音波送信部４０及び超音波受信部５０と音響媒体８０との間の音響インピーダンスのマッチングをとるために、音響窓７１及び７２が設けられている。

【００３９】

図５は、図４に示す超音波撮像装置の超音波送信部に用いられる送信素子アレイと超音波受信部に用いられる受信素子アレイの配置例を示す図である。図５に示すように、タンクの外周に沿って、複数の送信素子アレイ４１～４８と複数の受信素子アレイ５１～５８とが配置されている。この例においては、送信素子アレイ４１～４８が、垂直方向に配列された複数の送信素子によって構成されており、受信素子アレイ５１～５８が、円周方向に配列された複数の受信素子によって構成されている。

10

【００４０】

送信素子アレイ４１～４８の各々に含まれている複数の送信素子から送信される超音波は、超音波ビームを形成する。送信素子アレイ４１～４８から順次送信される超音波ビームによって、被検体が走査される。被検体を透過した超音波ビームは、散乱され、受信素子アレイ５１～５８の各々に含まれている複数の受信素子によって受信されて、複数の検出信号が出力される。ここで、送信素子から送信された超音波が受信素子によって受信されるまでの時間と、超音波を送信した送信素子と超音波を受信した受信素子との位置関係とから、超音波の音速を求めることができる。

20

【００４１】

図６は、図４における信号処理部の詳細な構成を示すブロック図である。信号処理部６０の構成は、図１に示すものと部分的に共通している。

周波数成分算出部６１は、受信制御部２６から出力される音線データに基づいて、音線信号（検出信号）に含まれている複数の周波数成分を算出する。ここで、対象物の特性と受信される超音波の周波数特性との関係に着目して、基準周波数 f_0 、及び、基準周波数成分との差分をとるための複数の周波数 f_1 、 f_2 、・・・が設定される。

【００４２】

組織識別演算部６２は、周波数成分算出部６１によって算出された複数の周波数成分に基づいて、超音波の透過率や音速の周波数特性等の組織特性（組織によって変化する特性）を演算により求める。例えば、組織識別演算部６２は、周波数成分算出部６１によって算出された複数の周波数成分の強度差である周波数透過率 $\{I(f_1) - I(f_0)\}$ 、 $\{I(f_2) - I(f_0)\}$ を求めたり、周波数透過率の差分 $\{I(f_1) - I(f_0)\} - \{I(f_2) - I(f_0)\}$ 、又は、 $\{I(f_1) - I(f_0)\} - \{I(f_2) - I(f_1)\}$ 等を求める。なお、上式において、周波数成分の強度はデシベル単位で表されている。周波数成分の強度を電圧単位で表す場合には、周波数透過率として周波数成分の強度比を用い、周波数透過率の差分の代わりに周波数透過率の比を用いる。

30

【００４３】

あるいは、組織識別演算部６２は、周波数成分算出部６１によって算出された複数の周波数成分における超音波の音速比 $v(f_1)/v(f_0)$ 、 $v(f_2)/v(f_0)$ を求めたり、音速比の比 $\{v(f_1)/v(f_0)\}/\{v(f_2)/v(f_0)\}$ 、又は、 $\{v(f_1)/v(f_0)\}/\{v(f_2)/v(f_1)\}$ 等を求める。組織識別演算部６２は、このようにして求められた組織特性に従って、複数の周波数帯域の内の１つを選択するための制御信号を、セクタ部３０に出力する。

40

【００４４】

セクタ部３０によって、超音波画像の１画面内に表される複数の組織にそれぞれ適した周波数帯域を有する狭帯域フィルタ部３０ａ～３０ｃが順次選択され、その周波数帯域における音線信号（検出信号）の強度に基づいて、被検体の超音波画像を表す画像データが生成される。例えば、高い周波数における超音波の透過率が大きい組織ほど、高い周波

50

数の音線信号を用いて表示するようにしても良い。このように、1画面内に表される複数の組織に対応するように検出信号の周波数帯域を選択することにより、組織の違いを従来よりも明確に表すことができる。

【0045】

なお、本実施形態においても、図3に示すように、セクタ部とフィルタ部との順序を入れ替えて、狭帯域フィルタ部31a～31c及び広帯域フィルタ部32から出力される音線データの内の1種類をセクタ部30が選択して、画像データ生成部33に供給するようにしても良い。

【産業上の利用可能性】

【0046】

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撮像方法及び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】

【0047】

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

【図2】背骨内の複数の組織による超音波の周波数特性の違いを示す図である。

【図3】本発明の第1の実施形態に係る超音波撮像装置の変形例を示すブロック図である。

【図4】本発明の第2の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示す概略図である。

【図5】図4に示す超音波撮像装置の超音波送信部に用いられる送信素子アレイと超音波受信部に用いられる受信素子アレイの配置例を示す図である。

【図6】図4における信号処理部の詳細な構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

【0048】

- 10 超音波用探触子
- 10a 超音波トランスデューサ
- 11 走査制御部
- 12 送信遅延パターン記憶部
- 13 送信制御部
- 14 駆動信号発生部
- 15 操作卓
- 16 制御部
- 17 記録部
- 21 プリアンプ
- 22 TGC増幅器
- 23 A/D変換器
- 24 1次記憶部
- 25 受信遅延パターン記憶部
- 26 受信制御部
- 27、61 周波数成分算出部
- 28、62 組織識別演算部
- 29 遅延部
- 30 セクタ部
- 31a、31b、31c 狭帯域フィルタ部
- 32 広帯域フィルタ部
- 33 画像データ生成部
- 34 2次記憶部
- 35 画像処理部
- 36 表示部

10

20

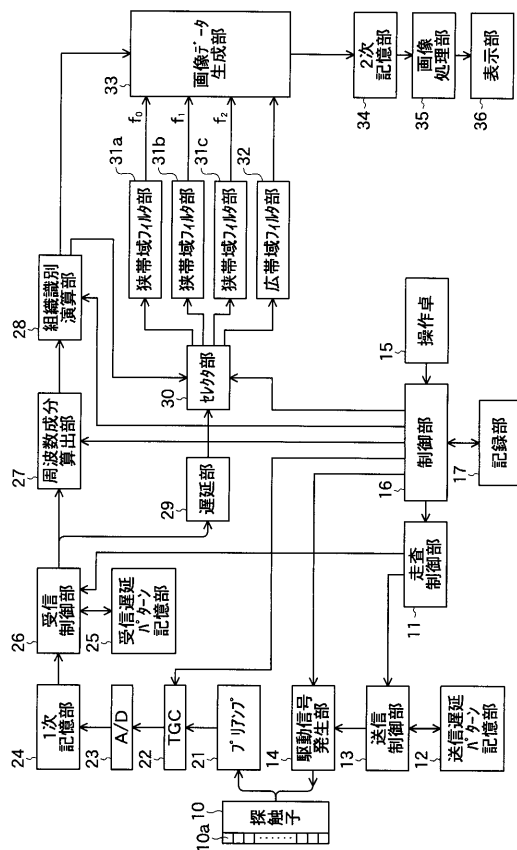
30

40

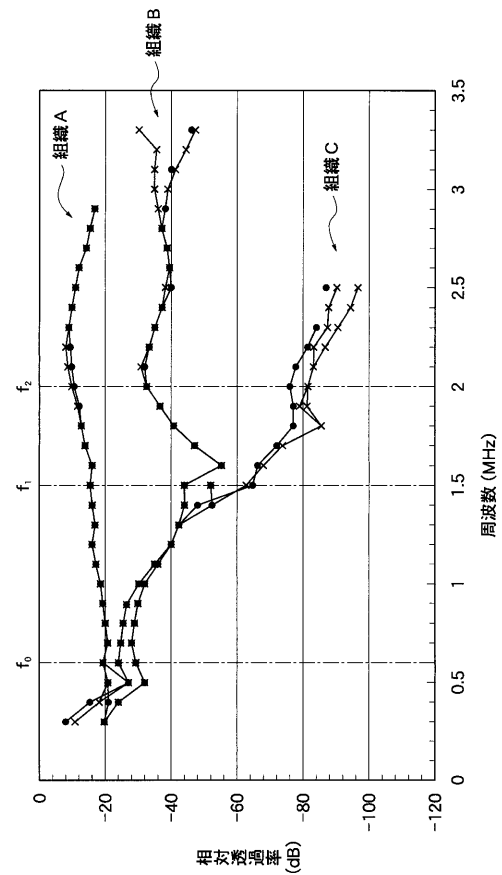
50

- 40 超音波送信部
- 41 ~ 48 送信素子アレイ
- 50 超音波受信部
- 51 ~ 58 受信素子アレイ
- 60 信号処理部
- 70 タンク
- 71、72 音響窓
- 80 音響媒体
- 90 被検体

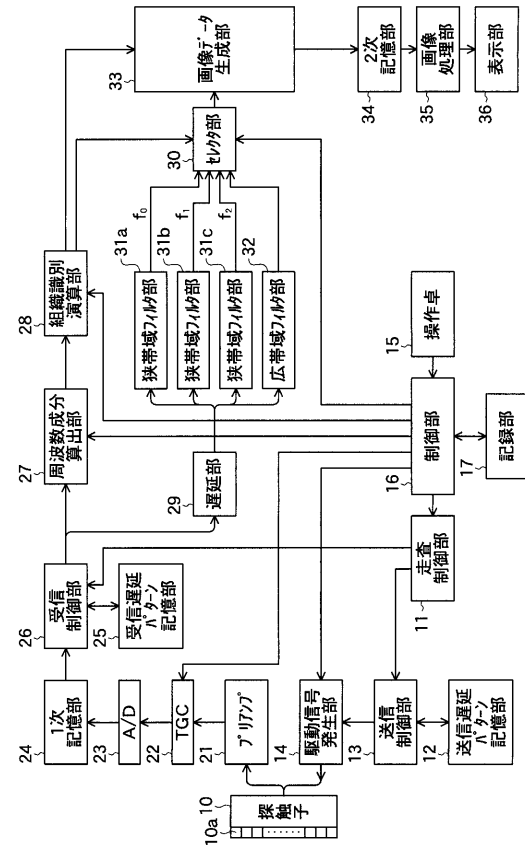
【図1】



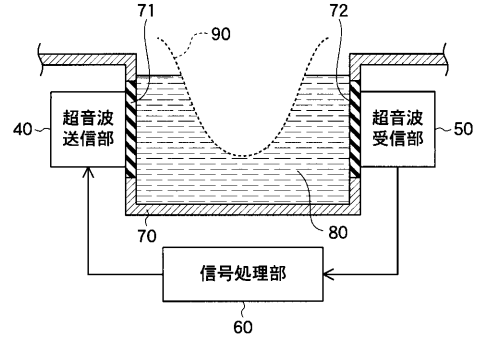
【図2】



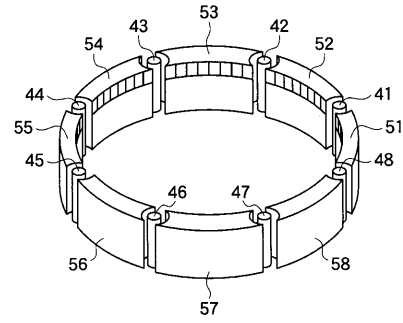
【図 3】



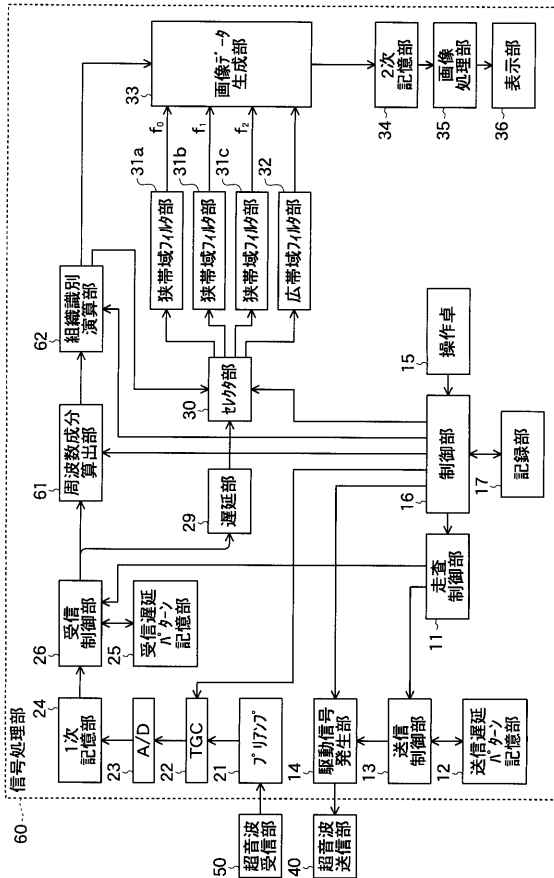
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2005253827A5	公开(公告)日	2006-07-27
申请号	JP2004072095	申请日	2004-03-15
[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	辻田和宏		
发明人	辻田 和宏		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 G01S7/52036		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD08 4C601/DD10 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/DE17 4C601/EE04 4C601/GB13 4C601/GB26 4C601/GC02 4C601/GC10 4C601/GC11 4C601/HH06 4C601/HH08 4C601/HH10 4C601/HH36 4C601/JB31 4C601/JB39 4C601/JC06 4C601/JC19 4C601/JC20 4C601/KK02		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2005253827A		

摘要(译)

提供了一种超声成像方法和设备，其能够通过关注对象的特性和所接收的超声波的频率特性之间的关系来更清楚地表示组织中的差异。 解决方案：该超声成像设备包括通过发送和接收超声波获得检测信号的超声波发送/接收单元10至26，以及根据检测信号从数据中计算多个频率分量的频率分量计算单元27。 基于所计算出的多个频率成分，组织识别计算单元28获得根据被检体的组织并且根据所获得的特征而变化的特征，以对应于在一个屏幕中显示的多个组织。 选择器单元30顺序地选择多个频带之一，并且图像数据生成单元33基于所选择的频带中的检测信号的强度来生成表示被检体的超声图像的图像数据。 和。 [选型图]图1