

(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2005-245479

(P2005-245479A)

(43) 公開日 平成17年9月15日(2005.9.15)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2004-55736 (P2004-55736)
(22) 出願日 平成16年3月1日(2004.3.1)

(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2 1 0 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7 9 8 番地
富士写真フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD18 EE01 EE22 HH35 JB13
JB16 JB33 JB49 JB53 JC11
JC37 KK17

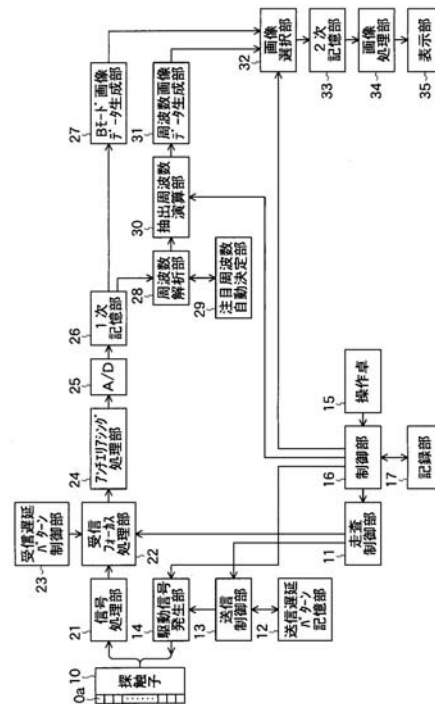
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波エコーに含まれている周波数成分に基づいて、被検体における各位置（深さ）における組織性状の差を、高い距離分解能で表示することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 被検体に複数の周波数成分を有する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取得される音線データに基づいて、該音線データの波形に応じて設定される期間に対応する検出信号に含まれている複数の周波数成分を求める演算を行う周波数解析部28と、該周波数解析部によって求められた複数の周波数成分の内から少なくとも1つの周波数成分を抽出することにより、上記期間内に取得された検出信号に関する特徴量を求める抽出周波数演算部30と、該抽出周波数演算部によって求められた特徴量に基づいて、被検体に関する画像データを生成する周波数画像データ生成部31とを含む。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に複数の周波数成分を有する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取得されるエコー検出信号に基づいて、前記エコー検出信号の波形に応じて設定される期間に対応する検出信号に含まれている複数の周波数成分を求める演算を行う周波数解析手段と、

前記周波数解析手段によって求められた複数の周波数成分の内から少なくとも 1 つの周波数成分を抽出することにより、前記期間内に取得された検出信号に関する特徴量を求める周波数成分抽出手段と、

前記周波数成分抽出手段によって求められた特徴量に基づいて、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。 10

【請求項 2】

前記周波数解析手段が、前記エコー検出信号に含まれる所定値以上の周波数成分を除去することによって得られた第 2 のエコー検出信号を用いて、前記期間を設定する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記周波数解析手段が、前記エコー検出信号の波形周期に基づいて、前記期間を設定する、請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記周波数解析手段が、第 2 のエコー検出信号の波形において、隣接する、若しくは、所定数離れた極大値又は極小値の間隔を検出し、該極大値又は極小値の間隔を前記期間として設定する、請求項 3 記載の超音波診断装置。 20

【請求項 5】

前記周波数解析手段が、第 2 のエコー検出信号の波形において、隣接する、若しくは、所定数離れた極大値又は極小値の間隔を検出し、該極大値又は極小値の間隔を複数個連結することにより、前記期間を設定する、請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記周波数成分抽出手段が、前記周波数解析手段によって求められた複数の周波数成分を、超音波送信信号に含まれる周波数成分によって正規化する、請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。 30

【請求項 7】

前記周波数成分抽出手段が、前記周波数解析手段によって求められた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 つの周波数成分を抽出する、請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記周波数成分抽出手段が、前記周波数解析手段によって求められた複数の周波数成分の内から、所定の周波数間隔を有する複数の周波数成分の組み合わせを抽出する、請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

複数のエコー検出信号の各々に含まれる複数の周波数成分を記憶する記憶手段をさらに具備し、 40

前記周波数成分抽出手段が、前記周波数解析手段によって求められた複数の周波数成分の内から、前記記憶手段に記憶されている複数の周波数成分の平均値を有する周波数成分、前記記憶手段に記憶されている複数の周波数成分の中で、最も多く検出された周波数成分、又は、前記記憶手段に記憶されている所定の送信方向に関する検出信号における所定の周波数成分を抽出する、請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記画像データ生成手段が、複数の周波数成分の強度の相対関係に基づいて、前記期間内に取得された検出信号に関する特徴量を求める、請求項 1 ～ 9 のいずれか 1 項記載の超 50

音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記画像データ生成手段が、前記期間内に取得された検出信号に関する特徴量の値に応じて、超音波画像に表される前記期間に対応する領域に、所定の色又は輝度を割り当てる、請求項 1 ~ 1 0 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記エコー検出信号の強度に基づいて、被検体に関する第 2 の画像データを生成する第 2 の画像データ生成手段と、

前記第 1 の画像データ生成手段によって生成された第 1 の画像データと、前記第 2 の画像データ生成手段によって生成された第 2 の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 ~ 1 1 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

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と、前記第 2 の画像データ生成手段によって生成された第 2 の画像データとを合成して出力する、請求項 1 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

互いに異なる複数の期間内に取得された検出信号にそれぞれに関する特徴量に基づいて、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、又は、前記第 2 の画像データ生成手段によって生成された第 2 の画像データについて、超音波の音速に応じた距離補正を行う補正手段をさらに具備する、請求項 1 ~ 1 3 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】

【0002】

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。

【0003】

ところで、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振幅が大きくなる。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しているので、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振幅が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、髄核等の硬部組織から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。

【0004】

関連する技術として、特許文献 1 には、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超音波診断装置が開示されている。このように、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超音波画像を形成することにより、生体内における超音波の伝播減衰に伴う情報を可視化し、疾患部位と良性部位とのコントラスト差を強調することができると共に、位相干渉によって生じるスぺッ

10

20

30

40

50

クルを低減することもできると述べられている。

【 0 0 0 5 】

また、特許文献 2 には、超音波プローブと、超音波プローブを駆動して被検体中に超音波を送信する送信系と、超音波の被検体による反射波を超音波プローブで受信して電気信号として取り出す受信系と、受信系から出力される受信信号を深さ毎に所定のスペクトラム波形に変形するスペクトラム処理部と、スペクトラム処理部の出力について超音波の画像を生成するための処理を行う画像生成手段と、画像を表示する表示ユニットとを具備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、超音波の受信信号を、反射波が生じた深さ毎に最適なスペクトラム波形に変換することが行われており、それにより、被検体内の深さに応じて受信信号が補正されると共に、特に深部における高周波数の減衰補正が為されるので、超音波画像の画質を向上させることができると述べられている。

10

【 0 0 0 6 】

さらに、特許文献 3 には、複数本の音響走査線上の受信データからブロックデータを抽出し、抽出されたブロックデータに走査線補間および周波数特性補正を兼ねた 2 次元フィルタ処理を施して周波数特性の補正が行われたブロックデータを生成し、このブロックデータを合成して音響走査線の受信データを生成する音響走査線補間方法及び装置と、そのような音響走査線補間装置を含む超音波診断装置が開示されている。この音響走査線補間方法においては、抽出されたブロックデータに対して窓関数が乗算されると共に、そのようなブロックデータに零が挿入され、さらに、周波数解析としてフーリエ変換が行われている。

20

【 0 0 0 7 】

また、特許文献 4 には、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 モード画像を生成し、B モード画像を濃淡表示する超音波診断装置において、反射信号の周波数情報（例えば、高周波成分の振幅と低周波成分の振幅との比、ピーク周波数、中心周波数、平均周波数等）をカラーで B モード像に重ねて表示することが開示されており、これにより、被検体内の組織構造情報と共に、超音波の減衰情報を取得することができると述べられている。

【 0 0 0 8 】

このように、周波数成分に基づいて超音波画像を生成することは数多く試みられている。しかしながら、特許文献 1 ～ 4 においては、超音波エコーが生じた個々の位置（深さ）に対応する周波数成分を求めることは行われていない。即ち、高い分解能を有する周波数成分を得ることができない。

30

【 0 0 0 9 】

また、周波数解析を行う際には、一般に、FFT（高速フーリエ変換）等のソフトウェアが用いられるが、その場合には、演算対象とする波形の範囲を表す計算ウィンドウ（計算窓）を設定する必要がある。しかしながら、計算窓の設定方法によりフーリエ変換の計算結果に差が生じてしまうので、正確な周波数解析が困難という問題がある。例えば、計算ウィンドウの幅を狭く設定すると、位置分解能は向上するが、1 回の計算において使用するデータ数が少なくなるので計算精度が低下すると共に、全体の計算量が増えてしまう。反対に、計算ウィンドウの幅を広く設定すると、計算精度は向上するが、距離分解能が低下してしまう。

40

【 0 0 1 0 】

特許文献 5 には、生体組織に向けて超音波パルスを照射すると共に、生体組織からのエコーを受波する探触子と、探触子に駆動信号を出力し、探触子で受けたエコー信号を増幅する送受信部と、送受信部からのエコー信号を振幅検波する検波部と、検波部から出力される検波後の低周波信号に対して関心領域を指定してゲートを掛けるゲート位置制御部と、ゲート位置制御部によって指定された領域の低周波信号部分を周波数分析する周波数分析部と、周波数分析部から出力される分析情報を表示部に表示可能な画像信号に変換する映像信号合成部と、映像信号合成部からの画像信号を受け、周波数分析部での分析情報を

50

表示する表示部とを有する超音波診断装置が開示されている。特許文献 5 には、このような構成を用いることにより、高周波信号について周波数分析する場合と比較して、信号量が少なくなると共に、高精度の A/D 変換器が不要となるので、コストを低減することが可能になると述べられている。

【0011】

しかしながら、特許文献 5 に開示されている超音波診断装置においては、検波部によりエコー信号が一律に検波されるので、高い周波数成分が失われてしまう。そのような周波数成分には、被検体内の組織性状等に関する情報が含まれている可能性があるため、医療診断に有効な周波数成分画像を生成することができなくなるおそれがある。また、この超音波診断装置においては、ゲート制御部により A モード波形の立ち上り又は立ち下りが常時検出されると共に、指定された関心領域内における解析対象物の幅を検出し、それに基づいてゲート信号が設定される。その際に、検出パルス幅が狭い信号は切り捨てられるので、所定のパルス幅以上の領域しか周波数解析を行うことができなくなる。しかしながら、実際の超音波信号には、振幅の大きな超音波エコー信号以外にも、スペckル信号のように、振幅の小さい様々な信号が含まれているので、A モード波形の全成分について周波数解析を行うことができなくなってしまう。

10

【特許文献 1】特開平 7 - 5 1 2 7 0 号公報（第 1 頁）

【特許文献 2】特開平 9 - 1 7 3 3 3 4 号公報（第 1 頁及び第 3 頁）

【特許文献 3】特開 2 0 0 0 - 1 3 9 9 1 1 号公報（第 1 頁及び第 4 頁）

【特許文献 4】特開平 1 0 - 1 4 6 3 3 8 号公報（第 2 頁）

20

【特許文献 5】特開平 3 3 7 1 1 1 号公報（第 1 頁及び第 4 頁）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波エコーに含まれている周波数成分に基づいて、被検体における各位置（深さ）における組織性状の差を、高い距離分解能で表示す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】

【0013】

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、被検体に複数の周波数成分を有する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取得されるエコー検出信号に基づいて、該エコー検出信号の波形に応じて設定される期間に対応する検出信号に含まれている複数の周波数成分を求める演算を行う周波数解析手段と、該周波数解析手段によって求められた複数の周波数成分の内から少なくとも 1 つの周波数成分を抽出することにより、上記期間内に取得された検出信号に関する特徴量を求める周波数成分抽出手段と、該周波数成分抽出手段によって求められた特徴量に基づいて、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】

【0014】

本発明によれば、エコー検出信号の波形に応じて設定される期間に対応する検出信号について周波数解析を行うので、検出信号が取得された時刻が表す被検体の深さについて、適切な距離（位置）分解能と適切な計算精度とを維持しつつ、エコー検出信号全体として効率良く周波数解析演算を行うことができる。従って、そのような周波数解析によって抽出された周波数成分を用いて、被検体内の組織に関する特徴が適切に描出された超音波画像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】

【0015】

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、本発明の一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

50

実施形態に係る超音波診断装置は、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。

【0016】

被検体に当接させて用いられる超音波用探触子 10 は、1次元又は2次元状に配列されてトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ 10a を備えている。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。

【0017】

各々の超音波トランスデューサ 10a 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、P(VDF)（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。

【0018】

或いは、超音波トランスデューサとして、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、フア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。

【0019】

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遅延時間を設定する。

【0020】

駆動信号発生部 14 は、広帯域信号を発生する広帯域信号発生回路と、広帯域信号発生回路が発生する広帯域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 10a 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 13 において設定された遅延時間に基づいて、広帯域信号を遅延させる。本実施形態においては、広帯域信号として、例えば、0.5MHz ~ 3.5MHz の周波数成分を有する広帯域バースト信号等が用いられ、超音波の送受信において、少なくとも 0.5MHz ~ 3.5MHz の広帯域の応答特性が要求される。

【0021】

また、本実施形態に係る超音波診断装置は、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、抽出周波数演算部 30、及び、画像選択部 32 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周波数特性が記録される。

【0022】

さらに、本実施形態に係る超音波診断装置は、信号処理部 21 と、受信フォーカス処理部 22 と、受信遅延パターン制御部 23 と、アンチエリアシング処理部 24 と、A/D 変換器 25 と、1次記憶部 26 と、Bモード画像データ生成部 27 と、周波数解析部 28 と、注目周波数自動決定部 29 と、抽出周波数演算部 30 と、周波数画像データ生成部 31

10

20

30

40

50

と、画像選択部 32 と、2 次記憶部 33 と、画像処理部 34 と、表示部 35 とを含んでいる。

【0023】

信号処理部 21 は、複数の超音波トランスデューサ 10a の各々から出力される検出信号を所定のタイミングで取り込むと共に、それらを増幅し、さらに、STC (sensitivity time control: センシティビティ・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。

【0024】

受信フォーカス処理部 22 は、信号処理部 21 において処理された複数の検出信号にそれぞれ遅延を与え、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 (エコー検出信号) が形成される。受信遅延パターン制御部 23 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、受信フォーカス処理部 22 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。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

【0025】

アンチエリアシング処理部 24 は、アナログの音線信号をディジタル変換する際に生じるエリアシング (折り返し歪) を低減又は除去するために、音線信号について、例えば、ローパスフィルタ (アンチエリアシングフィルタ) 処理を行う。

A/D 変換器 25 は、アンチエリアシング処理された音線信号をディ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 25 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、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。

20

【0026】

1 次記憶部 26 は、A/D 変換器 25 によって生成された音線データを記憶する。

B モード画像データ生成部 27 は、1 次記憶部 26 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、B モード画像データを生成する。

【0027】

一方、周波数解析部 28 は、1 次記憶部 26 に記憶されている音線データが表す波形において、時間軸における所定の範囲に含まれる広帯域の検出信号をフーリエ変換することにより、複数の周波数成分を求める。以下において、周波数解析された波形の範囲のことを、計算領域という。周波数解析部 28 の動作については、後で詳しく説明する。なお、周波数解析部 28 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 28 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

【0028】

注目周波数自動決定部 29 は、周波数解析部 28 において算出された複数の周波数の中から、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 29 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 29 は、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。さらに、全音線データにおける周波数成分の平均値や、最も多く検出された周波数成分を用いても良いし、0° 方向 (超音波トランスデューサの正面方向) に関する音線データに基づいて決定しても良い。

40

【0029】

抽出周波数演算部 30 は、周波数解析部 28 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し、また、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、各計算領域に関する特徴量が求

50

められる。例えば、複数の周波数成分の内から、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。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ックル成分を低減することも可能である。いずれにしても、各周波数成分の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。

【0030】

10

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17に記録しておき、制御部16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。

【0031】

周波数画像データ生成部31は、抽出周波数演算部30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、各計算領域に対応する周波数画像上の領域に、抽出周波数演算部30からの出力値に応じて色分けして表示、又は、輝度表示するためのデータが割り当てられる。以下において、計算領域に対応する周波数画像上の領域のことを、表示領域という。

20

【0032】

画像選択部32は、Bモード画像データ生成部27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31によって生成された周波数画像データとの内の一方を選択し、或いは、両者を合成して出力する。2次記憶部33は、画像選択部32から出力される画像データを記憶する。画像処理部34は、2次記憶部33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35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34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。

【0033】

30

次に、図1に示す周波数解析部28の動作について、図2～図6を参照しながら詳しく説明する。図2は、図1に示す周波数解析部28の構成を説明するための図である。また、図3は、被検体100と、そこを通過する音線101、102、...と、音線101における超音波エコー検出信号の波形を表している。図3に示す波形を表す音線データは、1次記憶部26に記憶されている。

【0034】

図2に示すように、周波数解析部28は、ウィンドウ作成用フィルタ処理部281と、周波数解析ウィンドウ作成部282と、ウィンドウ幅自動決定部283と、フーリエ変換部284とを含んでいる。

ウィンドウ作成用フィルタ処理部281は、図3に示す波形を表す音線データに、ローパスフィルタ処理を施す。その際に用いられるカットオフ周波数としては、予め設定された値を用いても良いし、オペレータが画面に表示された音線データの波形を見ながら、図1に示す操作卓15を用いて手動で入力した値を用いても良い。これにより、周波数解析を行う対象となる音線データの範囲(計算ウィンドウ)を作成するために用いられる基準音線データが生成される。

40

【0035】

周波数解析ウィンドウ作成部282は、図4に示す基準音線データの波形に基づいて、計算ウィンドウを設定するための値を設定する。即ち、基準音線データにおいて、波形が極大又は極小となる位置を検出してその座標 $i = i_1, i_2, \dots$ を求めると共に、極大間又は極小間の幅、即ち、位置 $i_n \sim$ 位置 i_{n+1} の間隔を算出することにより、計算単位

50

幅 k_i を設定する。図 4 に示すように、このようなウィンドウ設定によれば、ノイズ成分のみの領域は同一領域となり、単純化された画像表示となる。

【0036】

ウィンドウ幅自動決定部 283 は、計算単位幅 k_i の数、即ち、計算単位数 j を設定することにより、位置 i_n に設定される計算ウィンドウの幅 $W = \sum k_p$ ($p = i \sim i + j - 1$) を決定する。計算単位数 $j = 1$ とする場合には、1つの計算単位幅がウィンドウ幅として設定され、計算単位数 $j > 1$ とする場合には、複数の計算単位幅が連結された領域がウィンドウ幅として設定される。図 4 には、位置 i_{10} に設定された計算ウィンドウ（計算単位数 $j = 4$ 、幅 $W_n = k_{10} + k_{11} + k_{12} + k_{13}$ ）が示されている。

【0037】

計算単位数 j としては、予め設定されている固定値（例えば、 $j = 4$ ）を用いても良いし、また、画面に表示された基準音線データの波形を見ながら、図 1 に示す操作卓 15 を用いて、オペレータが計算単位数 j を手動で入力しても良い。或いは、1次記憶部 26 に記憶されている音線データについてフーリエ変換を行い、各位置における周波数成分を互いに比較することにより、それらの変化量に基づいて計算単位数 j を領域毎に設定しても良い。ここで、計算単位数 j は、次のような観点で設定することができる。例えば、被検体内の組織の境界部においては、周波数特性の変化が大きいので、空間分解能を優先させるために、計算単位数 j を小さくして計算ウィンドウ幅を狭くする。反対に、肝臓等の組織の内部においては、周波数特性の変化が小さいので、計算精度を優先させるために、計算単位数 j を大きくして計算ウィンドウを広げる。なお、計算単位数を領域毎に変更する場合には、ROI（region of interest：関心領域）を設定するための GUI（グラフィカル・ユーザ・インタフェース）が用いられる。

【0038】

さらに、ウィンドウ幅自動決定部 283 は、計算ウィンドウの開始位置 i を移動させながら、計算ウィンドウの幅 W を順次決定する。その際における計算ウィンドウの移動量を m とすると、次に設定される計算ウィンドウが先に設定された計算ウィンドウと隣接するように、 $m = j$ （ j は固定又は可変）としても良いし、次に設定される計算ウィンドウが先に設定された計算ウィンドウの一部と重なるように、 $m < j$ （ m は固定又は可変）としても良い。

【0039】

フーリエ変換部 284 は、1次記憶部 26 に記憶されている音線データ（図 3）について、計算ウィンドウを順次設定することにより、フーリエ変換を行う。これにより、計算ウィンドウが設定された領域（計算領域）に含まれる波形の周波数成分が抽出される。抽出された周波数成分は、位置 i_n から開始する計算領域 W_n の中央の座標 $P_n = i_n + W_n / 2$ における周波数解析結果を表すものとして、抽出周波数演算部 30 に出力される。なお、フーリエ変換部 284 は、計算ウィンドウ内のデータに、さらにデータを外挿することにより、周波数分解能を上げて良い。外挿されるデータとしては、計算ウィンドウの一端又は両端のデータを用いても良いし、計算ウィンドウ内のデータと同一の波形を繰り返して用いても良い。

【0040】

このように、本実施形態においては、高い周波数成分が除去された音線データ（基準音線データ）から切り出された計算単位幅 k_i を用いて、計算ウィンドウが設定される。そのため、計算ウィンドウを必要以上に細かく設定することがなくなり、音線データ全体について、波形変化に応じて効率良く演算を行うことができる。また、この計算単位幅 k_i は、音線データの波形周期に合わせて切り出されているので、音線データの波形を均等に分割する場合と異なり、計算ウィンドウの境界において波形が不連続になることがなくなる。そのため、フーリエ計算をより正確に行うことが可能になる。さらに、音線データの周波数特性に応じて1つの計算ウィンドウに含まれる計算単位数 j を変化させることにより、位置毎に適切な幅を有する計算ウィンドウを自動的に設定することができる。

【0041】

その結果、例えば、位置 $i_4 \sim i_{10}$ のように、高い周波数成分を多く含み、位置（距離）分解能が必要とされる領域（例えば、組織の境界部）においては、計算ウィンドウの幅が狭くなるように設定される。反対に、位置 $i_{19} \sim i_{22}$ のように、高い周波数成分をそれほど含まないが、周波数解析の精度が必要とされる領域（例えば、肝臓等の組織内のように、組織性状を分析したい領域）においては、計算ウィンドウの幅が広くなるように設定される。

このように、それぞれの計算領域において、波形の周波数特性に応じて適切な位置分解能と周波数計算の精度とを得ることができると共に、音線データ全体における演算効率を向上させることができる。

【0042】

ここで、図5及び図6を参照すると、計算単位数 j の設定方法と、計算ウィンドウの開始位置 i の移動量 m との組み合わせは、次の（1）～（4）の場合が考えられ、それにより設定される計算ウィンドウのパターンが異なってくる。図5及び図6において、 P_n ($n = 1, 2, \dots$) は、位置 i_n における計算領域の周波数解析結果が反映される音線101上の位置（表示領域の中央）を示している。

（1）計算単位数 $j = \text{一定}$ 、 $m = j$ とする場合

図5の（a）は、 $j = m = 3$ の場合を表している。この場合には、互いに隣接する領域に、計算ウィンドウが順次設定される。この場合には、計算領域と表示領域とが一致する。

【0043】

（2）計算単位数 $j = \text{一定}$ 、 $m < j$ とする場合

図5の（b）は、 $j = 3$ 、 $m = 1$ の場合を表しており、先に設定された計算ウィンドウの一部と重なるように、次の計算ウィンドウが順次設定される。この場合には、計算基準幅 k_i の値が小さい領域においても、計算ウィンドウの幅を広く設定することができるので、計算フーリエ変換の精度を向上させることができる。なお、この場合には、表示領域は計算領域よりも小さくなる。

【0044】

（3）計算単位数 $j = \text{可変}$ 、 $m = j$ とする場合

図6の（a）は、位置 i_1 において計算単位数 $j = m = 3$ 、位置 $i_4 \sim i_6$ において計算単位数 $j = m = 1$ 、位置 $i_{24} \sim i_{26}$ において $j = m = 2$ 、位置 i_{28} において $j = m = 5$ とする場合を表している。この場合には、オペレータの所望の分解能、或いは、関心領域毎に適切な分解能で周波数解析結果を得ることができる。なお、この場合には、計算領域と表示領域とが一致する。

【0045】

（4）計算単位数 $j = \text{可変}$ 、 $m < j$ とする場合

図6の（b）は、位置 $i_1 \sim i_6$ において $j = 3$ 、 $m = 1$ 又は 2 、位置 $i_{24} \sim i_{28}$ において $j = 4$ 、 $m = 2$ とする場合を表している。この場合には、上記（3）の場合における利点に加えて、計算ウィンドウの幅を広くしてフーリエ変換の精度を向上させることができる。なお、 m の値は固定にしても良いし、領域ごとに可変にしても良い。また、この場合には、表示領域は、計算領域よりも小さくなる。

【0046】

このように、周波数解析部28によって算出された超音波エコーの周波数成分は、例えば、次のような処理を受けて画像化される。

図7の（a）は、超音波送信信号の波形を表しており、図7の（b）は、図7の（a）に示す送信信号をフーリエ変換することによって得られた周波数成分を表している。

【0047】

図8の（a）は、図3に示す波形の内、計算ウィンドウが設定された計算領域 W_x についてフーリエ変換することによって得られた反射波の周波数成分を表している。この反射波の周波数成分を、図7の（b）に示す送信信号の周波数成分によって正規化することにより、図8の（b）に示すように、送信基本周波数成分以外の成分、即ち、組織性状に依

10

20

30

40

50

存する周波数成分が抽出された波形が得られる。

【0048】

次に、図8の(b)に示す波形において、2つの周波数成分間(Δf)における強度の差 d_x を求める。図9は、図8の(b)に示す波形を拡大して示している。図9に示すように、2つの周波数成分として、2つのピークP1及びP2の組み合わせを用いても良いし、2つのディップD1及びD2の組み合わせを用いても良い。或いは、所定の間隔 Δf_i だけ離れた2つの周波数成分の組み合わせを用いても良い。さらに、図3に示すように、このようにして求められた強度の差 d_y の値に基づいて、計算領域 W_x に対応する表示領域 D_x に所定の色が割り当てられて表示される。

【0049】

同様にして、図3に示す波形の内、計算ウィンドウが設定された計算領域 W_y についてフーリエ変換することにより、図10の(a)に示す反射波の周波数成分が得られ、それを図7の(b)に示す送信波形の周波数成分によって正規化することにより、図10の(b)に示す波形が得られる。この波形における2つの周波数成分の差 d_y に基づいて、計算領域 W_y に対応する表示領域 D_y に所定の色が割り当てられて表示される。

【0050】

このように、図3に示す波形の各計算領域における周波数成分に基づいて、各表示領域を色分けして表示することにより、被検体の組織性状が表された超音波画像(周波数画像)を得ることができる。これにより、例えば、超音波に対する反射率が高い骨等の硬部組織についても、その組織の特徴に沿った画像を生成することが可能になる。

【0051】

図11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11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11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。なお、図11の(c)に示すように、Bモード画像と周波数画像とを合成して表示するようにしても良い。

【0052】

さらに、そのような周波数画像によって被検体の組織を識別できた場合には、Bモード画像や周波数画像において距離補正を行っても良い。軟部組織と比較して、骨の内部においては超音波の音速が早くなるので(例えば、2倍)、通常の超音波画像においては、硬部組織の長さが実際よりも短く表示されている(例えば、1/2)。そこで、骨部の表部と裏部との間隔を音速に合わせて引き伸ばす補正を行うことにより、正確な組織形状が表示された超音波画像を得ることができる。

【0053】

このように、本実施形態によれば、音線上の各位置における周波数成分を、位置分解能と計算精度との両方を維持しながら求めることができるので、被検体内の領域毎の組織性状の違いを抽出し、精度良く画像に表示することができる。例えば、音響インピーダンスの差が大きい領域や、スペckル成分がメインの領域や、複数の超音波エコーの位相が互いに重なった領域についても、それぞれの領域における特徴を明確に視覚化することが可能になる。また、波形の連続性がなく、高調波成分を含むような位相の重なりによる変曲部や、骨部等の特徴的な周波数成分を含む超音波エコーの波形や、スペckルにより安定した周波数成分を含む波形を分離して表示することも可能である。

【0054】

以上説明した本発明の一実施形態においては、波形周期に合わせて計算単位幅 k_i を算出したが、それ以外の方法によって計算単位幅 k_i や計算ウィンドウ幅 W (計算領域 W_n)を設定しても良い。例えば、音線データの波形をAC結合し、ゼロクロスする位置間を計算単位幅 k_i や計算ウィンドウ幅 W として設定しても良いし、或いは、音線データの波

10

20

30

40

50

形を時間軸で等分割し、ある時間幅に含まれる最大値（又は、最小値）の間隔を計算単位幅 k_i としても良い。

【 0 0 5 5 】

さらに、波形に応じた計算ウィンドウ幅を設定する際に、単一の計算単位幅を用いても良い。即ち、図 1 2 に示すように、音線データの波形を時間軸で等分割することにより計算単位幅 k_0 を求め、波形に応じて計算単位数 j を変化させることにより、計算ウィンドウ幅 $W = k_0 \times j$ を設定する。計算単位幅 k_0 の値（分割幅）としては、 $N / \text{送信周波数}$ （ N は整数）とすることが望ましい。計算単位数 j は、波形を見ながらオペレータが任意に変化させても良いし、ROI 毎に変化させても良い。また、計算ウィンドウの移動量 m を、固定値（ $m = j$ ）にしても良いし、可変（ $m = j$ ）にしても良い。図 1 2 の（a）には、計算単位数 $j = 1, 2, 4$ 又は 7、移動量 $m = j$ の場合が表されており、図 1 2 の（b）には、計算単位数 $j = 3$ 又は 5、移動量 $m = 1$ 又は 2 の場合が表されている。このように、計算単位幅 k_0 を一定にする場合には、図 4 に示すような計算単位幅 k_i を算出するための手順が不要になるので、演算処理を簡単にすることができる。

10

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 5 6 】

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 】

20

【 0 0 5 7 】

【 図 1 】 本発明の一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 に示す周波数解析部の構成を説明するための図である。

【 図 3 】 被検体を透過する音線を表す超音波エコーの波形を表す模式図である。

【 図 4 】 図 3 に示す波形にローパスフィルタ処理を施した波形を表す模式図である。

【 図 5 】 計算単位数と計算ウィンドウの移動量との組み合わせを説明するための図である。

【 図 6 】 計算単位数と計算ウィンドウの移動量との組み合わせを説明するための図である。

【 図 7 】 送信された超音波の波形とその周波数成分を表す図である。

30

【 図 8 】 図 1 に示す計算領域 W_x における音線データの周波数成分を表す図である。

【 図 9 】 図 8 の（b）を拡大して示す図である。

【 図 1 0 】 図 1 に示す計算領域 W_y における音線データの周波数成分を表す図である。

【 図 1 1 】 本発明の一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。

【 図 1 2 】 計算ウィンドウ幅を設定する別の方法を説明するための図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 8 】

1 0 超音波用探触子

1 0 a 超音波トランスデューサ

40

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

1 7 記録部

2 1 信号処理部

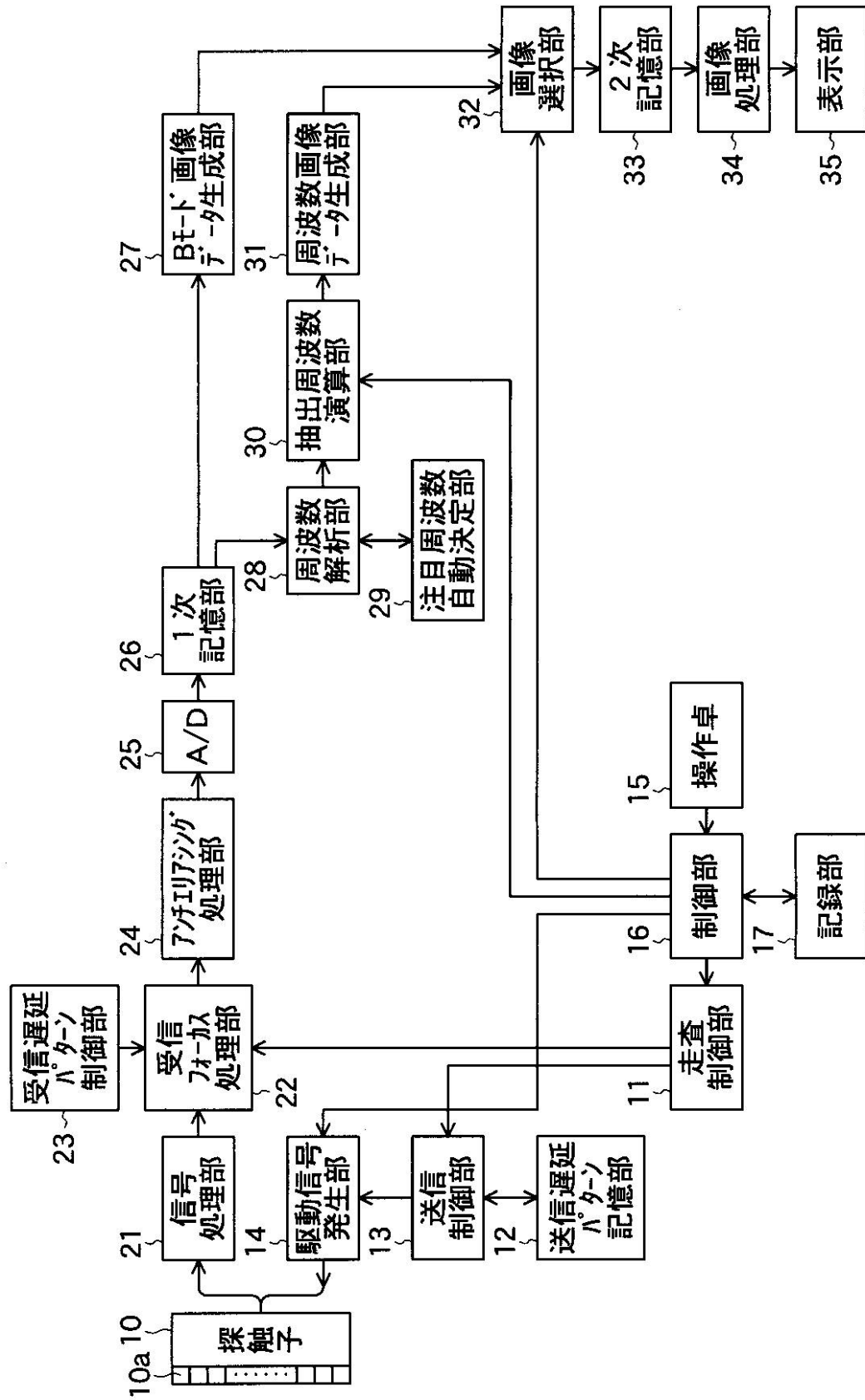
2 2 受信フォーカス処理部

2 3 受信遅延パターン制御部

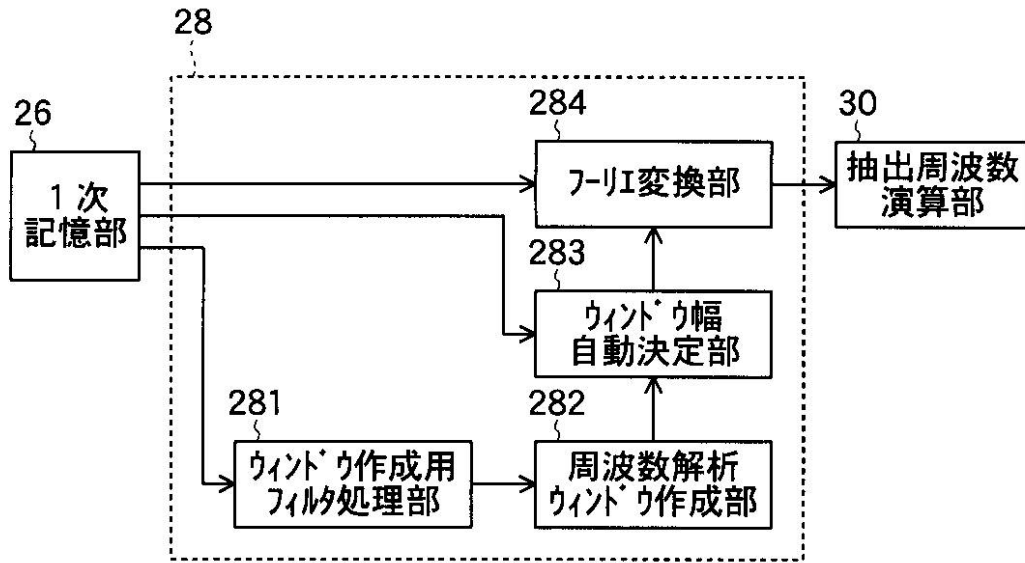
50

- 2 4 アンチエイリアシング処理部
- 2 5 A / D 変換器
- 2 6 1 次記憶部
- 2 7 B モード画像データ生成部
- 2 8 周波数解析部
- 2 9 注目周波数自動決定部
- 3 0 抽出周波数演算部
- 3 1 周波数画像データ生成部
- 3 2 画像選択部
- 3 3 2 次記憶部
- 3 4 画像処理部
- 3 5 表示部
- 2 8 1 ウィンドウ作成用フィルタ処理部
- 2 8 2 周波数解析ウィンドウ作成部
- 2 8 3 ウィンドウ幅自動決定部
- 2 8 4 フーリエ変換部

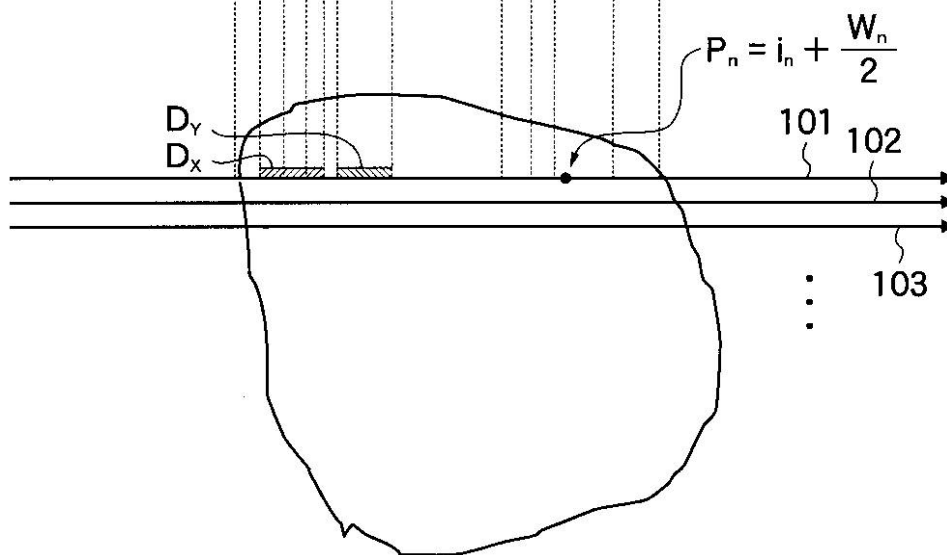
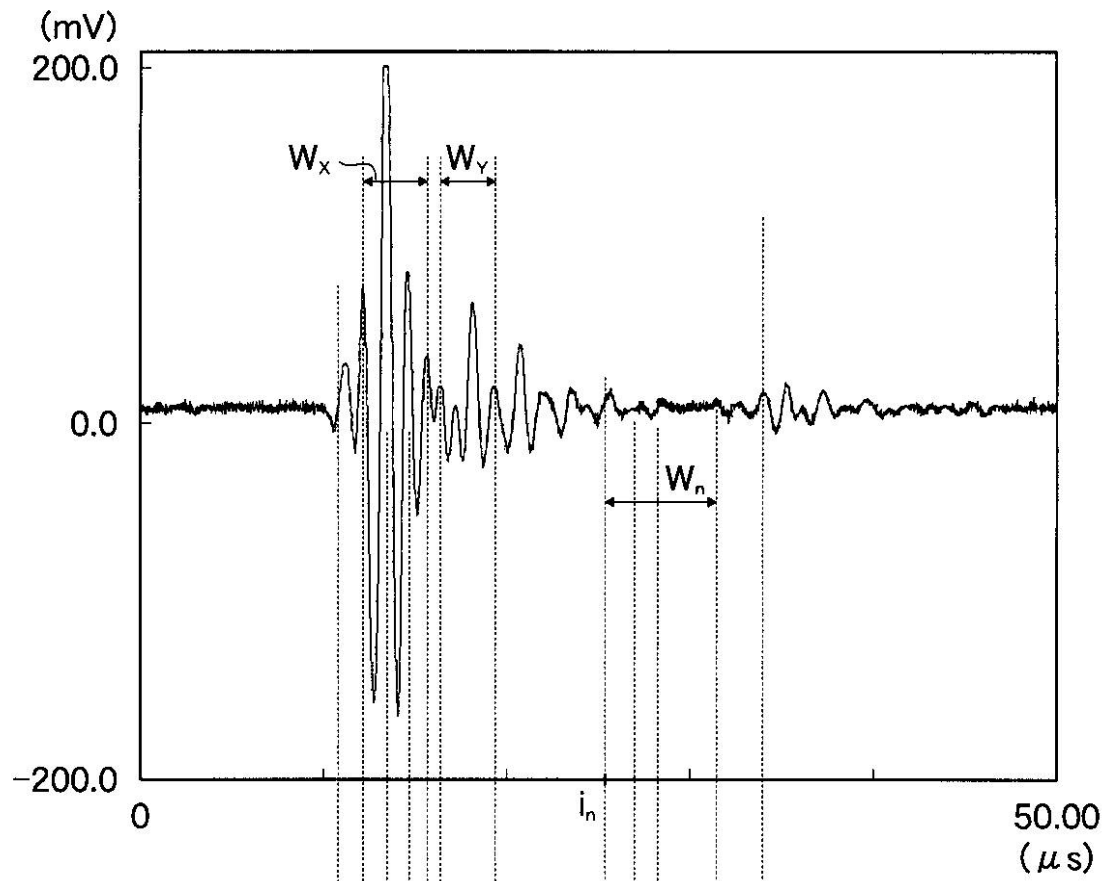
【図 1】



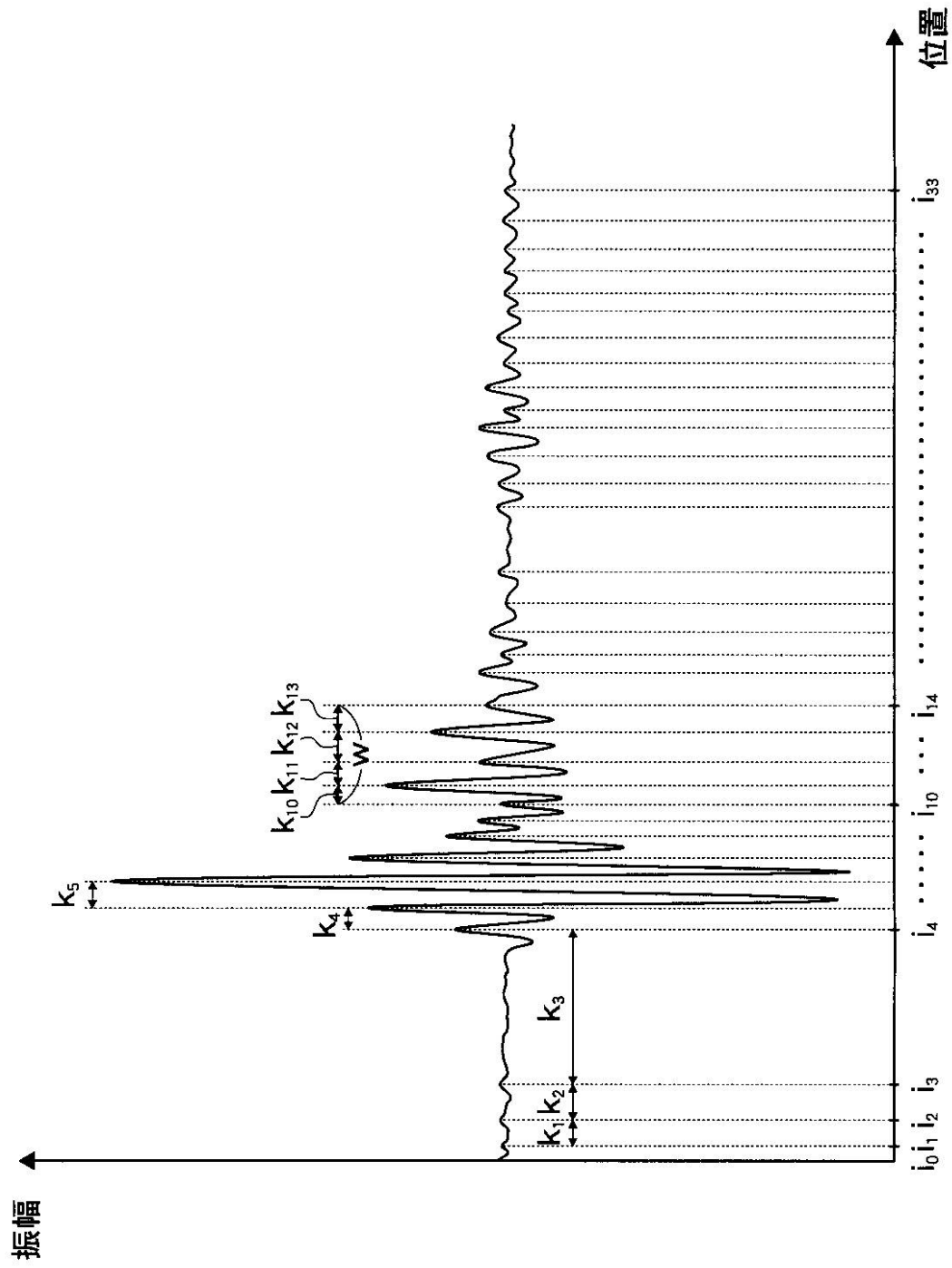
【図 2】



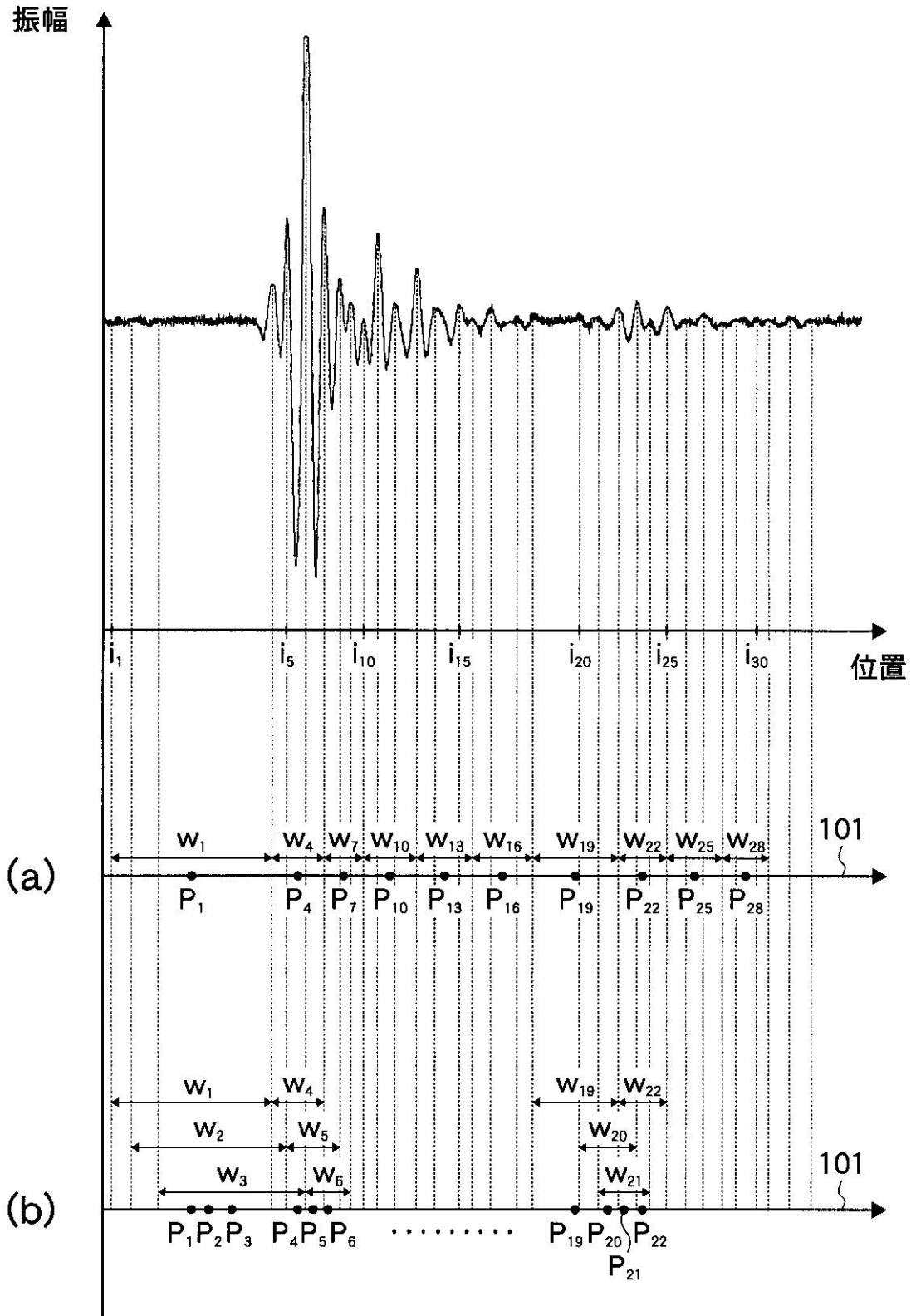
【図 3】



【 図 4 】

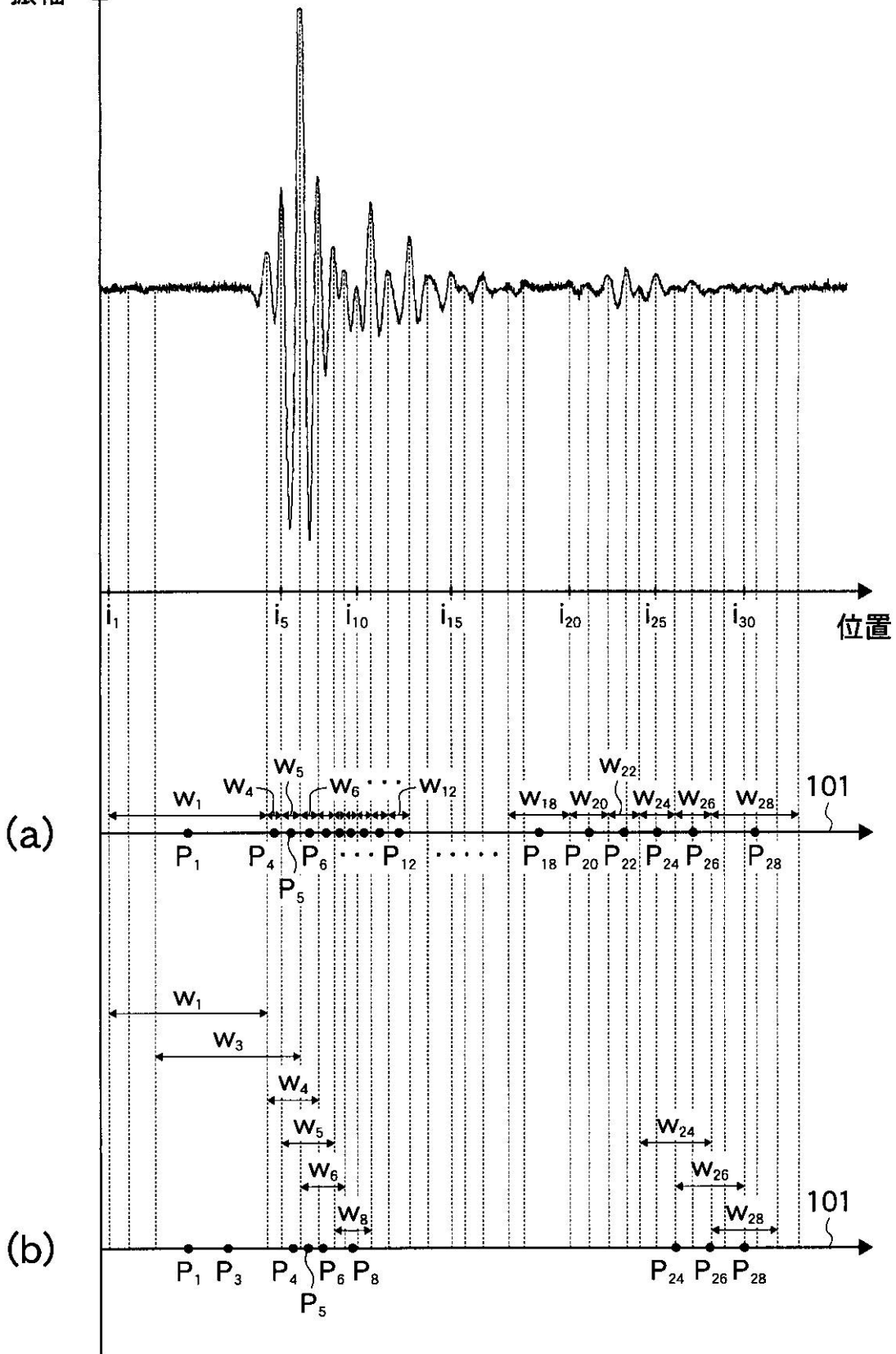


【図 5】

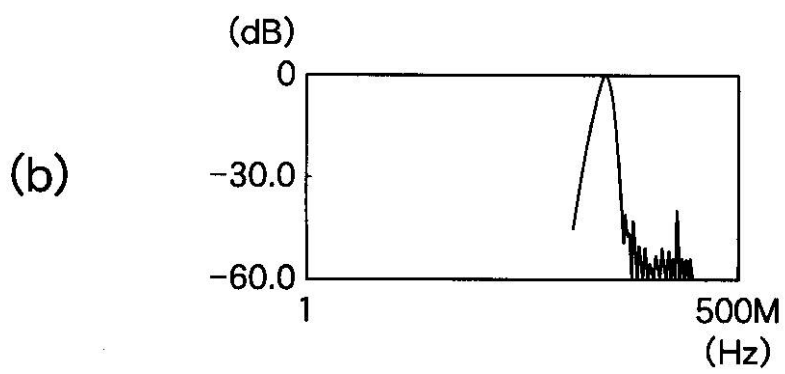
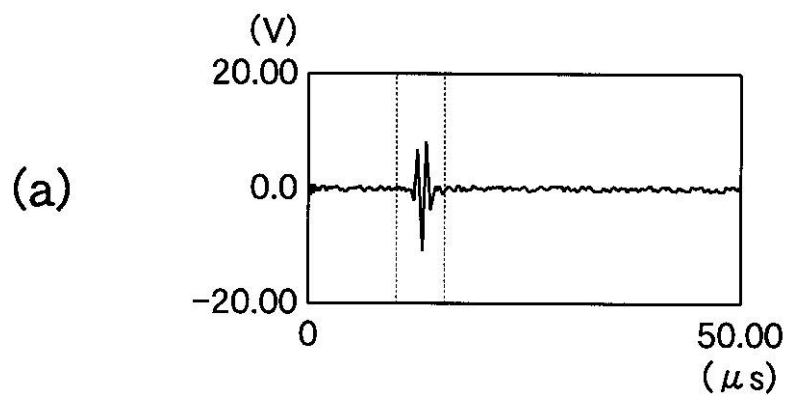


【図 6】

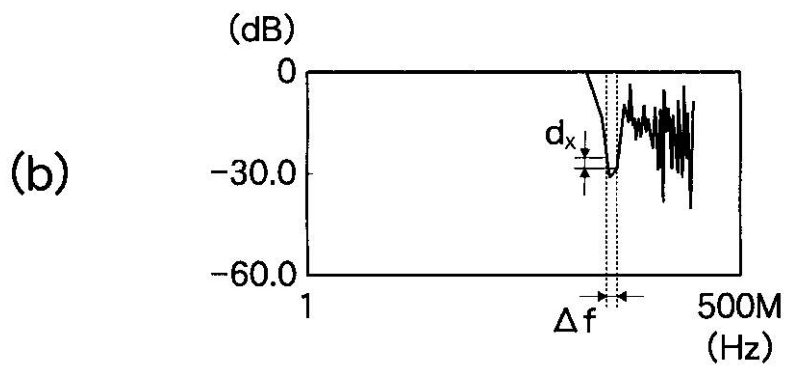
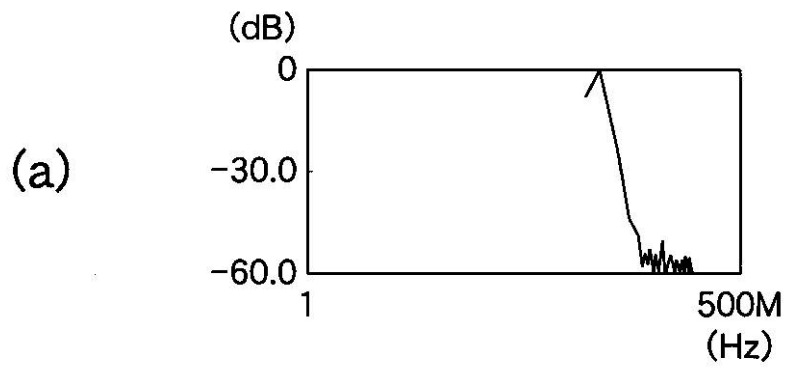
振幅



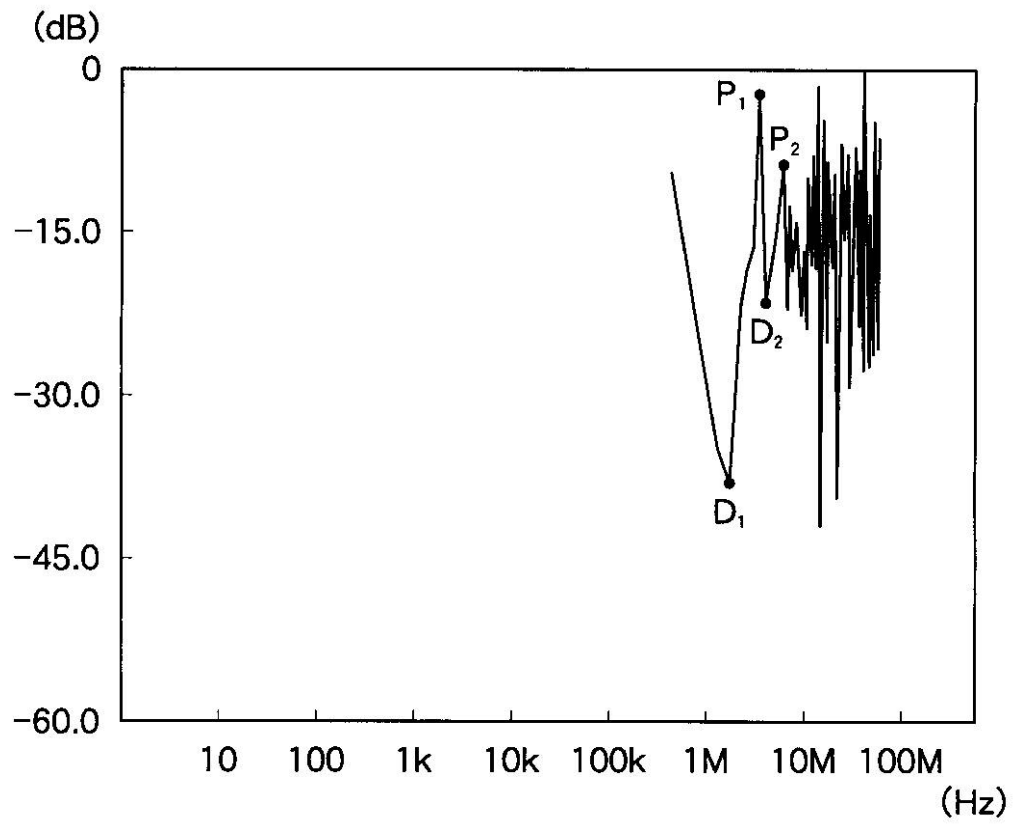
【 図 7 】



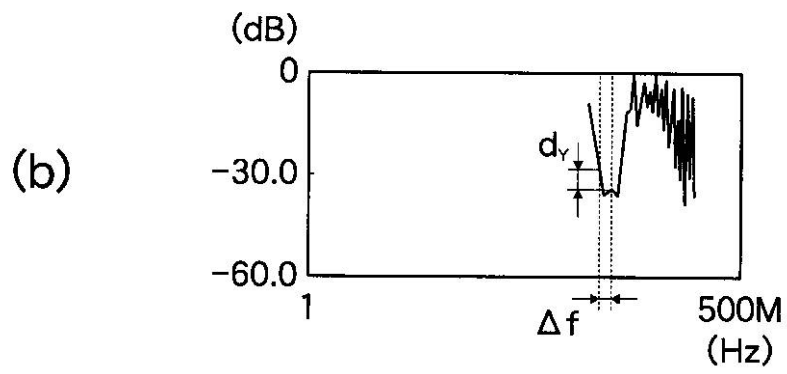
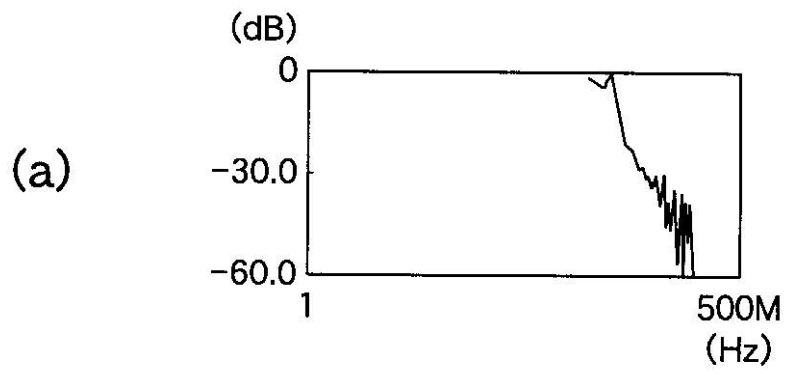
【 図 8 】



【 図 9 】



【図 10】



【図 11】

(a)

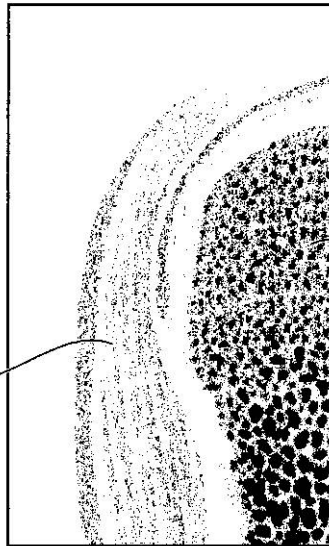
軟部組織(筋)



硬部組織(骨)

(b)

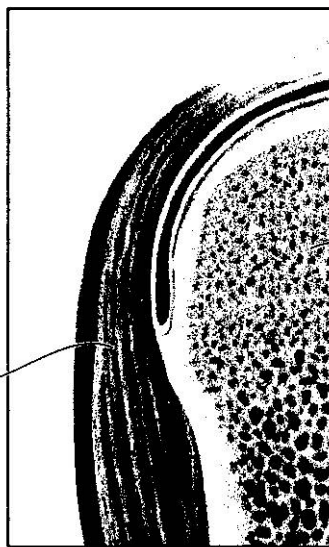
軟部組織(筋)



硬部組織(骨)

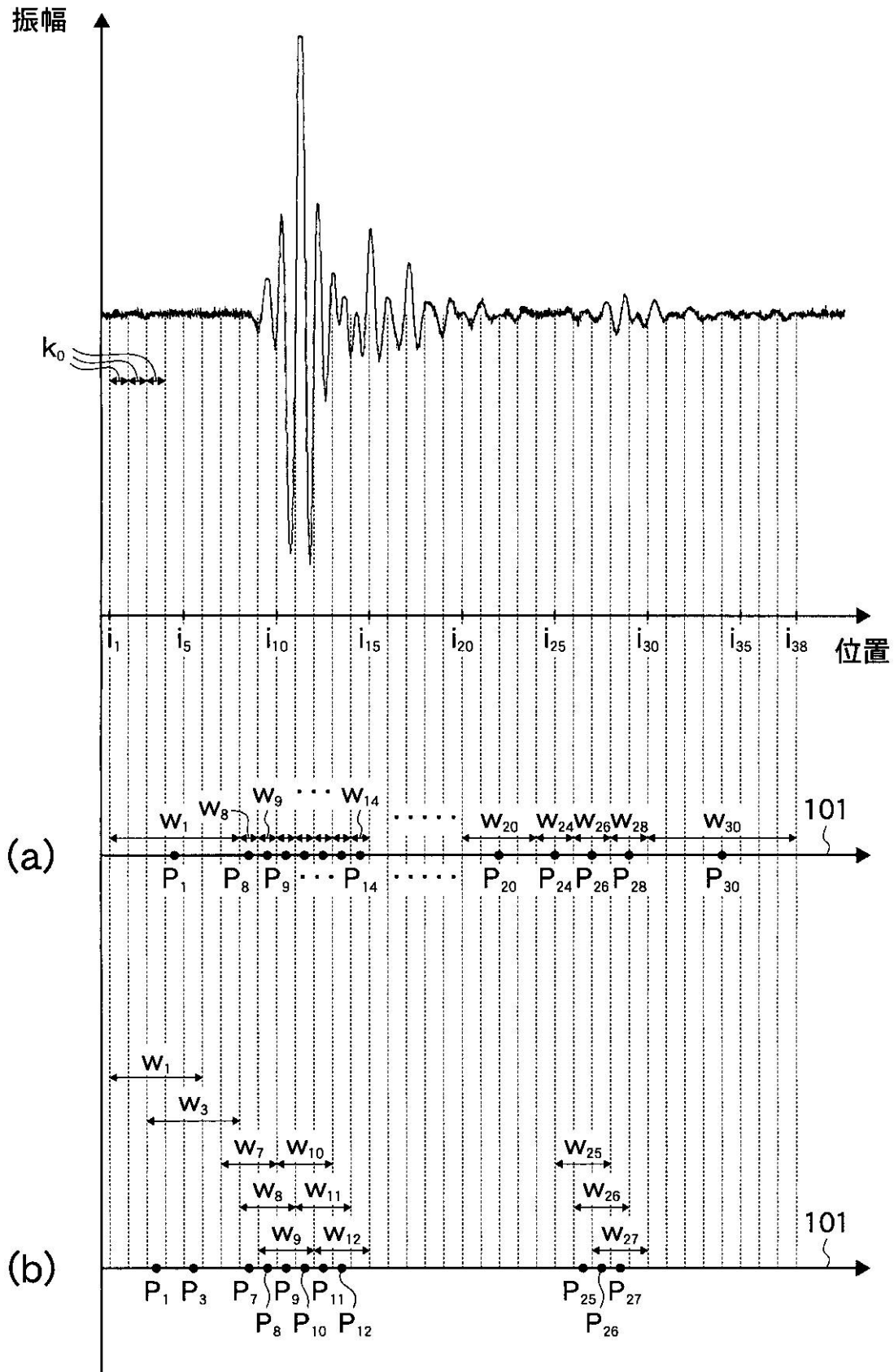
(c)

軟部組織(筋)



硬部組織(骨)

【図 1 2】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2005245479A5	公开(公告)日	2006-07-20
申请号	JP2004055736	申请日	2004-03-01
[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		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/EE01 4C601/EE22 4C601/HH35 4C601/JB13 4C601/JB16 4C601/JB33 4C601/JB49 4C601/JB53 4C601/JC11 4C601/JC37 4C601/KK17		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2005245479A		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够基于超声回波中包括的频率分量以高距离分辨率来显示对象的每个位置（深度）处的组织特性差异。。 解决方案：基于通过将具有多个频率分量的超声波发送到对象并接收从对象反射的超声波而获得的声线数据，声线数据的波形会根据声线数据进行更改。 频率分析单元28，用于计算与由该频率分析单元获得的多个频率分量相对应的检测信号中包括的，与由其设定的周期相对应的多个频率分量，以及至少一个频率分量。通过提取用于获得关于在该时段内获取的检测信号的特征量的提取频率计算单元30，并且基于由提取频率计算单元获得的特征量，来生成关于被摄体的图像数据。包括频率图像数据生成单元31。[选型图]图1