

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/114852

発行日 平成25年6月27日 (2013.6.27)

(43) 国際公開日 平成23年9月22日 (2011.9.22)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

<p>出願番号 特願2012-505585 (P2012-505585)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2011/054100</p> <p>(22) 国際出願日 平成23年2月24日 (2011.2.24)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2010-59021 (P2010-59021)</p> <p>(32) 優先日 平成22年3月16日 (2010.3.16)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(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</p> <p>(72) 発明者 谷口 哲哉                  日本国東京都日野市さくら町1番地コニカ                  ミノルタエムジー株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DD18 DD30 EE30 HH07 HH35                  JB36 JB39 JC20</p>
--	--

最終頁に続く

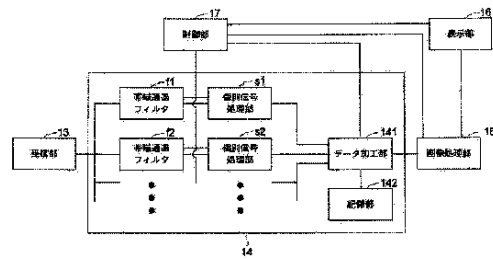
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

本発明は、連続と存在する微小石灰化でも抽出可能とし、同時に粒体の粒径も把握することを可能な超音波診断装置を提供する。

被検体H内に超音波を送信し、被検体H内の粒体で反射した超音波を受信して受信信号を得る超音波プローブ2を備え、前記受信信号に基づいて被検体H内の内部情報を表示する超音波診断装置Sであって、周波数が異なる超音波毎の受信信号を取得する手段と、得られた超音波毎の受信信号から周波数毎の超音波の強度を取得して強度比を算出する強度比算出手段と、前記強度比の情報を表示する表示手段と、を有する。

【図9】



- 13 Reception Unit
- 15 Image Processing Unit
- 16 Display Unit
- 17 Control Unit
- 141 Data Manipulation Unit
- 142 Recording Unit
- f1, f2 Band Pass Filter
- s1, s2 Discrete Signal Processing Unit

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体内に超音波を送信し、被検体内の粒体で反射した超音波を受信して受信信号を得る超音波プローブを備え、前記受信信号に基づいて被検体内の内部情報を表示する超音波診断装置であって、

周波数が異なる超音波毎の受信信号を取得する手段と、

得られた超音波毎の受信信号から周波数毎の超音波の強度を取得して強度比を算出する強度比算出手段と、

前記強度比の情報を表示する表示手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記表示手段に代えて、前記強度比算出手段が算出した強度比の情報に基づいて粒体の粒径を算出する粒径算出手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記粒径算出手段が算出した粒径を表示する表示手段を有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記粒径算出手段の算出結果に基づき、自動あるいは任意に指定された範囲の粒径を有する粒体を抽出して画像化する手段を有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 5】**

超音波プローブは、-20dB比帯域幅が80%以上であることを特徴とする請求項 1 から 4 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記超音波プローブは超音波を送信する圧電素子と、該圧電素子を駆動する送信部と、を備え、

前記送信部は、デューティ比0.3以下の矩形波パースト波により前記圧電素子を駆動することを特徴とする請求項 1 から 5 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記超音波プローブは、平面波の超音波を送信することを特徴とする請求項 1 から 6 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

30

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体内に超音波信号を送信し、反射波に基づいて被検体内部の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】**

超音波は、通常、16000Hz以上の音波をいい、非破壊、無害および略リアルタイムでその内部を調べることが可能なことから、欠陥の検査や疾患の診断等の様々な分野に應用されている。その一つに、被検体内を超音波プローブからの超音波で走査し、被検体内からの超音波の反射波から生成した受信信号に基づいて該被検体内の内部状態を超音波画像化する超音波診断装置がある。この超音波診断装置は、医療用では、他の医療用画像装置に較べて小型で安価であり、そしてX線等の放射線被爆が無く安全性が高いこと、また、超音波の反射波に対して包絡線検波処理を施すことによりBモード画像等の医用画像を得ることが可能であることなどの様々な特長を有している。このため、超音波診断装置は、循環器系（例えば心臓の冠動脈等）、消化器系（例えば胃腸等）、内科系（例えば肝臓、膵臓および脾臓等）、泌尿器系（例えば腎臓および膀胱等）、及び産婦人科系等で広く利用されている。

40

50

## 【 0 0 0 3 】

超音波画像上には、超音波のランダムな干渉に起因するスペックルパターンが発生する  
場合がある。このスペックルパターンは、肝硬変の診断等に利用される一方、乳癌検診の  
場合には微小石灰化等の微小構造物と酷似しており、乳癌と紛らわしい画像情報となる。  
乳癌検診等においてはかかるスペックルパターンを抽出して取り除くことで検診の精度を  
向上したいという要望がある。

## 【 0 0 0 4 】

そのための技術として、超音波画像情報からスペックルパターンを除去し、2次元ある  
いは3次元の連続性から連続構造物と微小石灰等の微小構造物を区別して微小構造物を抽  
出する技術がある（例えば特許文献1参照）。

10

## 【 0 0 0 5 】

また、レイリー散乱の相互干渉の結果として得られるスペックルパターンのエコーレベ  
ル確率密度分布情報を得、この分布曲線のレイリー分布からのズレにより組織性状情報を  
得る技術がある（例えば特許文献2参照）。

## 【 先行技術文献 】

## 【 特許文献 】

## 【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 7 - 2 6 8 1 5 5 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 1 - 2 3 8 8 8 4 号 公 報

## 【 発明の概要 】

20

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 7 】

特許文献1に記載の技術においては、超音波画像情報から画像処理的に微小構造物を抽  
出する方法であり、画像情報化された情報からのみ抽出処理を行っており、音線ピッチ以  
下の微小散乱体についての大きさに関わる情報は得られない。また、微小石灰化が乳管内  
に連綿と存在する場合、組織境界等の連続構造物と区別することが難しく、抽出できない  
ことがある。

## 【 0 0 0 8 】

特許文献2に記載の技術においては、レイリー散乱の相互干渉の結果から得られるスペ  
ックルパターン等の画像情報を統計的に処理することにより、ある領域全体の性状を判断  
するもので、微小石灰化等の抽出構造物を抽出することは困難である。

30

## 【 0 0 0 9 】

本発明は、広い周波数帯域を有する音波を送波し、反射超音波中の周波数成分比の違い  
により粒体の粒径を算出することにより、連綿と存在する微小石灰化でも抽出可能とし、  
同時に粒体の粒径も把握することを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 1 0 】

前述の目的は、下記に記載する発明により達成される。

## 【 0 0 1 1 】

1. 被検体内に超音波を送信し、被検体内の粒体で反射した超音波を受信して受信信号  
を得る超音波プローブを備え、前記受信信号に基づいて被検体内の内部情報を表示する超  
音波診断装置であって、

40

周波数が異なる超音波毎の受信信号を取得する手段と、

得られた超音波毎の受信信号から周波数毎の超音波の強度を取得して強度比を算出する  
強度比算出手段と、

前記強度比の情報を表示する表示手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

## 【 0 0 1 2 】

2. 前記表示手段に代えて、前記強度比算出手段が算出した強度比の情報に基づいて粒  
体の粒径を算出する粒径算出手段を有することを特徴とする前記1に記載の超音波診断装

50

置。

【0013】

3. 前記粒径算出手段が算出した粒径を表示する表示手段を有することを特徴とする前記2に記載の超音波診断装置。

【0014】

4. 前記粒径算出手段の算出結果に基づき、自動あるいは任意に指定された範囲の粒径を有する粒体を抽出して画像化する手段を有することを特徴とする前記2に記載の超音波診断装置。

【0015】

5. 超音波プローブは、 $-20$  dB比帯域幅が80%以上であることを特徴とする前記1から4の何れか一項に記載の超音波診断装置。

10

【0016】

6. 前記超音波プローブは超音波を送信する圧電素子と、該圧電素子を駆動する送信部と、を備え、

前記送信部は、デューティ比0.3以下の矩形波パルス波により前記圧電素子を駆動することを特徴とする前記1から5の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【0017】

7. 前記超音波プローブは、平面波の超音波を送信することを特徴とする前記1から6の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の効果】

20

【0018】

連綿と存在する微小石灰化でも抽出可能とし、同時に粒体の粒径も把握することを可能な超音波診断装置を提供する。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】実施形態に係る超音波診断装置の外観構成を示す概要図である。

【図2】実施形態に係る超音波診断装置の電氣的な構成を示すブロック図である。

【図3】実施形態に係る超音波診断装置の超音波プローブの構成を示す概要図である。

【図4】駆動電気信号の電圧波形の一例である。

【図5】送信部12が生成した図4の駆動電気信号におけるスペクトルの計算結果を表す

30

【図6】超音波プローブ2の送受信における帯域特性の一例を表す模式図である。

【図7】超音波プローブ2に図4で示した送信信号が入力された場合の第1超音波信号の音圧の周波数スペクトルを表す図である。

【図8】StenzelのZ関数と $k \cdot a$ の関係を表す図である。

【図9】信号処理部14の詳細を示す電気ブロック図である。

【図10】粒径毎の超音波画像の一例を示す模式図である。

【図11】超音波プローブ2から送信される第1超音波信号と粒子との関係を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

40

【0020】

以下に本発明の実施形態を図面により説明するが、本発明は以下に説明する実施形態に限られるものではない。なお、各図において同一の符号を付した構成は、同一の構成であることを示し、その説明を省略する。

【0021】

図1は、実施形態に係る超音波診断装置の外観構成を示す概要図である。図2は、実施形態に係る超音波診断装置の電氣的な構成を示すブロック図である。図3は、実施形態に係る超音波診断装置の超音波プローブの構成を示す概要図である。

【0022】

超音波診断装置Sは、図1および図2に示すように、図略の生体等の被検体Hに対して

50

超音波信号（以後、第1超音波信号とも称す）を送信すると共に、被検体Hで反射した超音波信号の反射波（以後、第2超音波信号とも称す）を受信する超音波プローブ2と、超音波プローブ2とケーブル3を介して接続され、超音波プローブ2へケーブル3を介して電気信号の送信信号を送信することによって超音波プローブ2に被検体Hに対して第1超音波信号を送信させると共に、超音波プローブ2で受信された被検体H内からの第2超音波信号に応じて超音波プローブ2で生成された電気信号の受信信号に基づいて被検体H内の内部状態を超音波画像として医用画像に画像化する超音波診断装置本体1とを備えて構成される。超音波診断装置本体1には、超音波プローブ2を使用しない時に、超音波プローブ2を保持させておく超音波プローブホルダ4が備えられている。

【0023】

超音波診断装置本体1は、例えば、図2に示すように、操作入力部11と、本発明の送信部12と、受信部13と、本発明の信号処理部14と、画像処理部15と、表示部16と、制御部17と、記憶部19と、を備えて構成されている。

【0024】

操作入力部11は、例えば、診断開始を指示するコマンドや被検体Hの個人情報等のデータを入力するものであり、例えば、複数の入力スイッチを備えた操作パネルやキーボード等である。

【0025】

本発明の送信部12は、超音波プローブ2内の圧電部32へ、ケーブル3を介して送信信号を供給し、超音波プローブ2に第1超音波信号を発生させる。送信部12は、例えば、高電圧のパルス生成する高圧パルス発生器等を備えて構成され、基本周波数成分の他、高調波周波数成分を有する第1超音波信号を、超音波プローブ2に被検体Hへ送信させる。詳しくは後述する。

【0026】

なお、圧電部32は、送信用の圧電部と受信用の圧電部の二つの圧電部で構成してもよい。

【0027】

受信部13は、制御部17の制御に従って、超音波プローブ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り、この受信信号を信号処理部14へ出力する。受信部13は、例えば、受信信号を予め設定された所定の増幅率で増幅する増幅器、および、この増幅器で増幅された受信信号をアナログ信号からデジタル信号へ変換するアナログ-デジタル変換器等を備えて構成される。

【0028】

本発明の信号処理部14は、制御部17の制御に従って、受信部13からの電気信号に、所定の信号処理を施す回路であり、その信号処理した反射受信信号を画像処理部15へ出力する。反射信号には、送信部12が生成した基本周波数成分、高調波周波数成分に基づく反射信号が含まれ、信号処理部14は、各周波数成分毎に信号処理を施す。詳しくは後述する。

【0029】

画像処理部15は、制御部17の制御に従って、信号処理部14で信号処理された反射受信信号に基づいて、例えばハーモニックイメージング技術等を用いて被検体H内の内部状態の超音波画像を生成する回路である。例えば、反射受信信号に対して包絡線検波処理を施すことにより、第2超音波信号の振幅強度に対応したBモード信号を生成する。

【0030】

記憶部19はRAMやROMで構成され、制御部17に用いられるプログラムが記録され、また、表示部16で表示する各種画像のテンプレートが記録されている。

【0031】

表示部16は、制御部17の制御に従って、画像合成部18で合成された合成画像を内部情報として表示する装置である。表示部16は、例えば、CRTディスプレイ、LCD、ELディスプレイおよびプラズマディスプレイ等の表示装置やプリンタ等の印刷装置等

10

20

30

40

50

である。

【 0 0 3 2 】

制御部 17 は、例えば、マイクロプロセッサ、記憶素子およびその周辺回路等を備えて構成され、これら操作入力部 11、送信部 12、受信部 13、信号処理部 14、画像処理部 15、画像合成部 18、及び記憶部 19 を当該機能に応じてそれぞれ制御することによって超音波診断装置 S の全体制御を行う回路である。

【 0 0 3 3 】

一方、超音波プローブ 2 は、振動部 30 を備える。振動部 30 は、図略の生体等の被検体 H に対して第 1 超音波信号を送信すると共に、被検体 H からの第 2 超音波信号を受信する。振動部 30 は、例えば、図 3 に示すように、音響制動部材 31 と、圧電部 32 と、音響整合層 33 と、音響レンズ 34 とを備えて構成される。

10

【 0 0 3 4 】

音響制動部材 31 は、超音波を吸収する材料から構成された平板状の部材であり、圧電部 32 から音響制動部材 31 方向へ放射される超音波を吸収するものである。

【 0 0 3 5 】

圧電部 32 は、圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換するものである。圧電部 32 は、超音波診断装置本体 1 の送信部 12 からケーブル 3 を介して入力された送信信号の電気信号を第 1 超音波信号へ変換して第 1 超音波信号を送信すると共に、受信した第 2 超音波信号を電気信号へ変換してこの電気信号である受信信号を、ケーブル 3 を介して超音波診断装置本体 1 の受信部 13 へ出力する。超音波プローブ 2 が被検体 H に当接されることによって圧電部 32 で生成された第 1 超音波信号が被検体 H 内へ送信され、被検体 H 内からの第 2 超音波信号が圧電部 32 で受信される。

20

【 0 0 3 6 】

圧電部 32 は、例えば、本実施形態では、圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができるジルコン酸チタン酸鉛などの一般的な圧電材料を用いることも出来るが、これ以外に有機圧電材料、例えば、フッ化ビニリデンの重合体や、フッ化ビニリデンとトリフルオロエチレンの共重合体を用いることができる。フッ化ビニリデンとトリフルオロエチレンの共重合体の場合、共重合比によって厚み方向の電気機械結合定数（圧電効果）が変化するので、例えば、前者の共重合比が 60 ~ 99 モル% が好ましい。また、これらの有機圧電材料は、高周波特性、広帯域特性を得る圧電材料として適している。

30

【 0 0 3 7 】

本実施形態では、圧電部 32 は、超音波診断装置本体 1 の送信部 12 からケーブル 3 を介して電気信号が入力され、この電気信号を第 1 超音波信号へ変換し、この変換した第 1 超音波信号を音響整合層 33 および音響レンズ 34 を介して被検体 H へ送信する。そして、圧電部 32 は、第 2 超音波信号が音響レンズ 34 および音響整合層 33 を介して被検体 H から受信され、この受信された第 2 超音波信号を電気信号へ変換し、この変換した電気信号を受信信号としてケーブル 3 を介して超音波診断装置本体 1 の受信部 13 へ出力する。

40

【 0 0 3 8 】

次いで、本発明の送信部 12 と信号処理部 14 等について詳細に説明する。

【 0 0 3 9 】

送信部 12 は、粒子抽出用に用いる送信波として単一の周波数成分だけでなく、周波数差の大きい複数の周波数成分を有する駆動電気信号を生成する。図 4 は、駆動電気信号の電圧波形の一例である。横軸は時間、縦軸は駆動電圧を表す。

【 0 0 4 0 】

本実施形態に係る駆動電圧波形は矩形波パースト波であってデューティ比が 0.3 以下の波形である。デューティ比とは、矩形波の 1 サイクルの時間に対する、1 サイクルを構成する矩形の短いほうの時間の比 ( B / A ) である。矩形波はフーリエ級数展開により高

50

次の周波数成分を有することになり、矩形波におけるデューティ比を小さくすることで、高次周波数の振幅を大きくすることができる。すなわち、デューティ比が 0.3 以下の矩形波は、デューティ比が 0.5 などの矩形波に比べて高い振幅を有する高周波を有していることにある。なお、図 4 に示した矩形波は基本周期が 5 MHz である。

【0041】

送信部 12 はかかる矩形波を生成できる不図示の公知のパルスジェネレータ機能を有する高圧パルス発生器等を備える。

【0042】

図 5 は、かかる送信部 12 が生成した図 4 の駆動電気信号におけるスペクトルの計算結果を表す。横軸は周波数、縦軸は駆動電圧を dB 表示で相対的に表したものである。

10

【0043】

同図には、5 MHz 成分の他に、その 2 ~ 4 倍に相当する周波数成分が含まれていることが示されている。なお、駆動電気信号はパースト波であるので、包絡線に基づく基本周波数以下の短い周波数成分を有し、さらにかかる短い周波数成分と高調波成分に基づき、高調波間にサテライト的な周波数成分が発生している。

【0044】

また、超音波プローブ 2 は、超音波プローブ自体の周波数特性を有する。図 6 は、超音波プローブ 2 の送受信における帯域特性の一例を表す模式図である。すなわち、送信する第 1 超音波信号の音圧の振幅値の周波数特性を表す。約 10 MHz に対する周波数応答を基準として表している。同図中において、振幅値が -20 dB 低下する帯域幅を D とし、当該帯域の中心値を C として -20 dB 比帯域幅を D/C と定義する。

20

【0045】

図 7 は、かかる周波数特性を有する超音波プローブ 2 に図 4 で示した送信信号が入力された場合の第 1 超音波信号の音圧の周波数スペクトルを表す。

【0046】

第 1 超音波信号の音圧の周波数スペクトルは、送信信号と超音波プローブ 2 の周波数特性の掛け算になる。

【0047】

なお、送信部 12 は、送信ビームフォーム処理を施し、被検体中に第 1 超音波信号を集束する機能を併せ持つ。

30

【0048】

次に、本発明の信号処理部 14 について詳細に説明する。

【0049】

信号処理部 14 においては、周波数毎に個別に超音波画像を生成する。本実施形態においては、特に、乳癌検診における微小石灰化された粒体の粒径の算出等を行う。かかる粒径の領域においては、散乱特性はレイリー散乱の特性の領域にある。

【0050】

音源である超音波プローブから x なる距離に粒体（半径 a なる反射体）があるときの超音波プローブ位置における音圧 P とし、粒体位置に剛平面があるときの超音波プローブ位置における反射波圧 P<sub>r</sub> とすると、これらの比である反射能 R は次の式で表すことができる。

40

【0051】

$$R = P / P_r = 2 a Z / x \quad (1)$$

ここで、Z は S t e n z e l の Z 関数であり、図 8 で表される。図 8 において k は / c であり、 は超音波の周波数、c は超音波の速度である。詳しくは「超音波技術便覧」（日刊工業新聞社、新訂 5 刷版）を参考にされたい。

【0052】

この式から、レイリー散乱の領域においては、粒体の粒径 a と超音波プローブ位置における音圧 P とは、凡そ、比例する関係にある。従って、例えば、複数の周波数の超音波信号を粒体に照射し、粒体から反射した第 2 超音波信号を周波数解析し、送信した周波数毎

50

に反射能  $R$  を測定する。その測定結果から周波数毎の反射能の比（すなわち強度比）を算出することで、強度比の情報を表示手段に表示することができる。さらに、周波数毎の反射能の比から、反射体の粒径  $a$  を算出することができる。すなわち、信号処理部 14 は、反射能の比から周波数毎の超音波の強度を取得して強度比を算出する強度比算出手段としての機能と、反射体の粒径  $a$  を算出する粒径算出手段としての機能を有する。

#### 【0053】

例えば、1、2、3の三つの周波数を各々有する第1超音波信号を粒体に送信し、各々の第1超音波信号が粒体で反射した際の反射能  $R_1$ 、 $R_2$ 、 $R_3$  を測定する。そして、反射能の比、すなわち強度比を表示部 16 に表示する。さらに、反射能  $R$  と  $Z$  関数とは式(1)のような関係を有すことを利用して、周波数毎の反射能  $Z_1$ 、 $Z_2$ 、 $Z_3$  が、図8において、どの関係にあるかを算出する。例えば、反射能  $Z_1$ 、 $Z_2$ 、 $Z_3$  の比から図8中の  $b_1$  の関係にあることが判明すれば、1、2、3は同図のような位置関係にあることが分かり、この関係に相当する粒径  $a$  が判明する。また、反射能  $Z_1$ 、 $Z_2$ 、 $Z_3$  の比から図8中の  $b_2$  の関係にあることが判明すれば、1、2、3は同図のような位置関係にあることが分かり、この関係に相当する粒径  $a$  が判明することとなる。

10

#### 【0054】

かかる信号処理は図9に示す回路によって実現される。図9は、信号処理部14の詳細を示す電気ブロック図である。信号処理部14には、帯域通過フィルタ  $f_n$ 、個別信号処理部  $s_n$  ( $n$  は自然数) を有する。受信部13からの受信信号は信号処理部14の中に  $n$  個備えられた帯域通過フィルタ  $f_1$  から  $f_n$  に入力される。帯域通過フィルタは、 $n$  次の周波数の電気信号のみを通過する電気フィルタであり、例えば、オペアンプ、抵抗、及びコンデンサで構成した公知の多重帰還フィルタ等を採用することができる。帯域通過フィルタ  $f_n$  を通過した電気信号は、個別信号処理部  $s_n$  に入力され、電気信号からAD変換処理、受信アポタイゼーション処理、整相加算処理、包絡線検波処理等を施し、周波数毎の反射能  $R$  が測定される。

20

#### 【0055】

周波数毎の反射能  $R$  は、データ加工部141に入力され、周波数毎の反射能  $R$  の比が算出される。記憶部142においては、図8に示す反射能  $R$  と  $k \cdot a$  の関係が記憶されている。具体的には、反射能  $R_1$ 、 $R_2$ 、 $R_3$  の比と粒径  $a$  の関係が記憶されている。データ加工部141は記憶部142を参照して、粒径  $a$  を割り出す。

30

#### 【0056】

なお、このように複数の周波数の超音波を一つの超音波プローブ2で送信するので、超音波プローブ2は複数の周波数の超音波を送信できるように、比帯域幅は80%以上であることが好ましい。比帯域幅は80%以上あれば、一度の多くの高次高調波を送信することができる。

#### 【0057】

画像処理部15においては、信号処理部14で処理された周波数毎の電気信号と粒径  $a$  の情報とから、粒径毎の超音波画像を生成する。

#### 【0058】

画像処理部15は、制御部17の制御に従い、粒径毎の超音波画像を全て重畳したり、選択された周波数の超音波画像のみを重畳した超音波画像にデータ加工され、表示部16に入力される。表示部16に表示される超音波画像は、操作入力部11においてユーザーが選択できるようになっている。粒径毎の超音波画像における粒径自体について、自動あるいは任意に指定された範囲を指定することができるようになっている。また、超音波画像の中の一部又は全部の範囲を、自動あるいは任意に指定して画像化することができるようになっている。

40

#### 【0059】

図10は、粒径毎の超音波画像の一例を示す模式図である。図10(a)から(d)にいくに従って粒径が小さくなる。図10(e)は、図10(a)から(d)の全ての画像

50

を足し合わせた画像である。

【0060】

また、図10(f)は微小な粒体状の微小石灰化が連綿と存在する超音波画像を示す。本実施形態に係る超音波診断装置Sを用いれば、このように連綿と存在する微小石灰化の微小な粒体の超音波画像を生成することができる。

【0061】

ところで、粒径の小さい粒体を算出するには、送信する第1超音波信号は、平面波に近い波であることが好ましい。図11は、超音波プローブ2から送信される第1超音波信号と粒体との関係を示す模式図である。

【0062】

超音波診断においては、被検体の中の微小な部分を算出して断面画像を得るために、第1超音波信号をラテラル方向に収束させ、音線と呼ばれる走査線を形成し、これを順次移動することにより1枚の断面画像を得ている。このラテラル方向の収束は一般に、収束する地点までに超音波プローブ2内に設けられた複数の圧電素子が送信した第1超音波信号が同時に到達するように、時間的に位相を異ならせるビームフォーミングにより行われる。このように第1超音波信号を収束させると、図11(a)の示すように、微小な粒体91に第1超音波信号が照射されないあるいは照射強度が弱くなる場合が生じる。そこで、図11(b)に示すように、第1超音波信号が被検体内を洩れなく照射できるように平面波、又は平面波に近い第1超音波信号を送信することが好ましい。

【0063】

具体的には、複数の圧電素子をそれらの合成波面が平面となるように駆動時間を調整して第1超音波信号を送信させることで、平面波を送信させることができる。

【0064】

このように、平面波に近い第1超音波信号を送信することで、周波数の違いによるラテラル方向RDの第1超音波信号のビーム強度差の影響を排除することが可能となる。

【0065】

なお、本実施形態においては、超音波プローブ2が送信する第1超音波信号に基本周波数の他に高次高調波周波数を含ませて複数の周波数を備えさせ、各々の周波数に対応した第2超音波信号から超音波画像を生成したが、他の構成を用いても良い。例えば、基本周波数と高次高調波周波数を少なくとも2つの超音波プローブ2を用いて送信し、第2超音波信号から各々の超音波プローブ2が超音波画像を生成してもよい。また、例えば、一つの超音波プローブ2が時系列に順番に基本周波数と高次高調波周波数とを個別に送信し、各々の第2超音波信号から超音波画像を生成してもよい。

【0066】

また、本実施形態においては、超音波プローブ2は超音波診断装置本体1と有線接続されていても、無線接続されていてもよい。

【実施例】

【0067】

以下、本発明を実施例により具体的に説明するが、本発明はこれらに限定されるものではない。

【0068】

粒体として炭酸カルシウム分散体と参照のため完全反射体の平板とを用いた。炭酸カルシウム分散体を水に溶かし、超音波プローブ2の送信面を該水に接触させ、第1超音波信号を送信し、反射波を得た。また、平板を水に浸漬し同様に反射波を得た。超音波プローブ2には、基本周波数 1、2次高調波 2、3次高調波 3が含まれ、反射波における各々の強度を算出し、反射能の比を表1のように得た。表1に示すように、炭酸カルシウム分散体の粒径を4段階にして、各々の粒径毎に反射波を算出した。反射能は、周波数 1から 3までの反射能の中で最も大きい反射能で規格化した。平板においては、周波数による反射能に差はなく、基準値とした。

【0069】

10

20

30

40

50

この結果から、粒径が小さくなるにつれて反射能の周波数依存性が大きくなり、図 8 に示すような反射能の特性が得られることが分かった。例えば、粒径 135 ~ 165  $\mu\text{m}$  の場合、第 2 高調波 2 の反射能が基本周波数 1、第 3 高調波 3 より大きくなっており、図 8 の b 1 の状態になっていることがわかる。また、粒径 15 ~ 25  $\mu\text{m}$  粒の場合には、それより大きい粒径の場合に比べて、高調波の次数が小さいほど反射能が小さくなっていることがわかる。

【 0 0 7 0 】

【表 1】

粒体	粒径 ( $\mu\text{m}$ )	反射能の比 ※		
		$\omega 1$	$\omega 2$	$\omega 3$
炭酸カルシウム分散体	135~165	0.85	1	0.89
	70~ 90	0.8	0.96	1
	30~ 50	0.43	1	0.95
	15~ 25	0.05	0.34	1

※基準平板の反射能の比を 1 として算出

10

【 0 0 7 1 】

以上のように、本実施形態によれば、被検体 H 内に超音波を送信し、被検体 H 内の粒体で反射した超音波を受信して受信信号を得る超音波プローブ 2 を備え、前記受信信号に基づいて被検体 H 内の内部情報を表示する超音波診断装置 S であって、周波数が異なる超音波毎の受信信号を取得する手段と、得られた超音波毎の受信信号から周波数毎の超音波の強度を取得して強度比を算出する強度比算出手段と、前記強度比の情報を表示する表示手段と、を有することで、連綿と存在する微小石灰化でも抽出可能な超音波診断装置を提供できる。

20

【 0 0 7 2 】

また、本実施形態によれば、上記表示手段に代えて、強度比算出手段が算出した強度比の情報に基づいて、粒体の粒径を算出できる超音波診断装置を提供できる。

【 0 0 7 3 】

また、本実施形態によれば、粒径算出手段が算出した粒径を表示できる超音波診断装置を提供できる。

30

【 0 0 7 4 】

また、本実施形態によれば、粒体の粒径の算出結果に基づき、自動あるいは任意に指定された範囲の粒径を有する粒体を抽出して画像化する手段を有することができるので抽出したい粒径を有する粒体を選んで超音波画像化できる超音波診断装置を提供できる。

【 0 0 7 5 】

また、本実施形態によれば、超音波プローブ 2 は、- 20 dB 比帯域幅が 80 % 以上であるので、分解能に有利な高い周波数を含み、かつ周波数差の大きい低い周波数成分も含んだ音波を送信することができ、微小石灰化でも、よりよく抽出可能とし、同時に粒体の粒径も、よりよく把握することが可能な超音波診断装置が提供できる。

40

【 0 0 7 6 】

また、本実施形態によれば、前記超音波プローブ 2 は超音波を送信する圧電素子と、該圧電素子を駆動する送信部と、を備え、

前記送信部は、デューティ比 0.3 以下の矩形波パルス波により前記圧電素子を駆動するので、高次高調波を多く含んだ超音波を生成できるので、微小石灰化でも、よりよく抽出可能とし、同時に粒体の粒径も、よりよく把握することが可能な超音波診断装置が提供できる。

【 0 0 7 7 】

また、本実施形態によれば、超音波プローブ 2 は、平面波の超音波を送信することで、周波数の違いによるラテラル方向 RD の超音波信号のビーム強度差の影響を排除すること

50

が可能となり、微小石灰化でも、よりよく抽出可能とし、同時に粒体の粒径も、よりよく把握することが可能な超音波診断装置が提供できる。

【符号の説明】

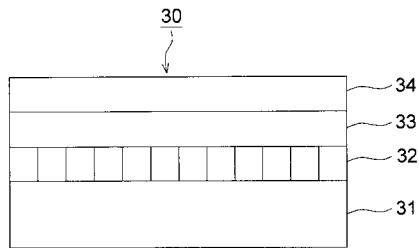
【0078】

- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波プローブ
- 3 ケーブル
- 4 超音波プローブフォルダ
- 11 操作入力部
- 12 送信部
- 13 受信部
- 14 信号処理部
- 15 画像処理部
- 16 表示部
- 17 制御部
- 19 記憶部
- 91 粒体
- 141 データ加工部
- 142 記憶部
- f n 帯域通過フィルタ
- H 被検体
- S 超音波診断装置
- s n 個別信号処理部

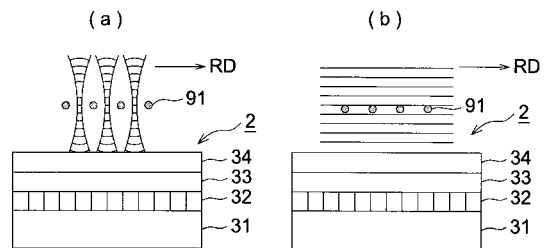
10

20

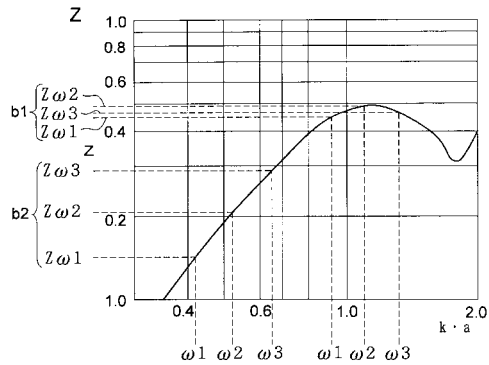
【図3】



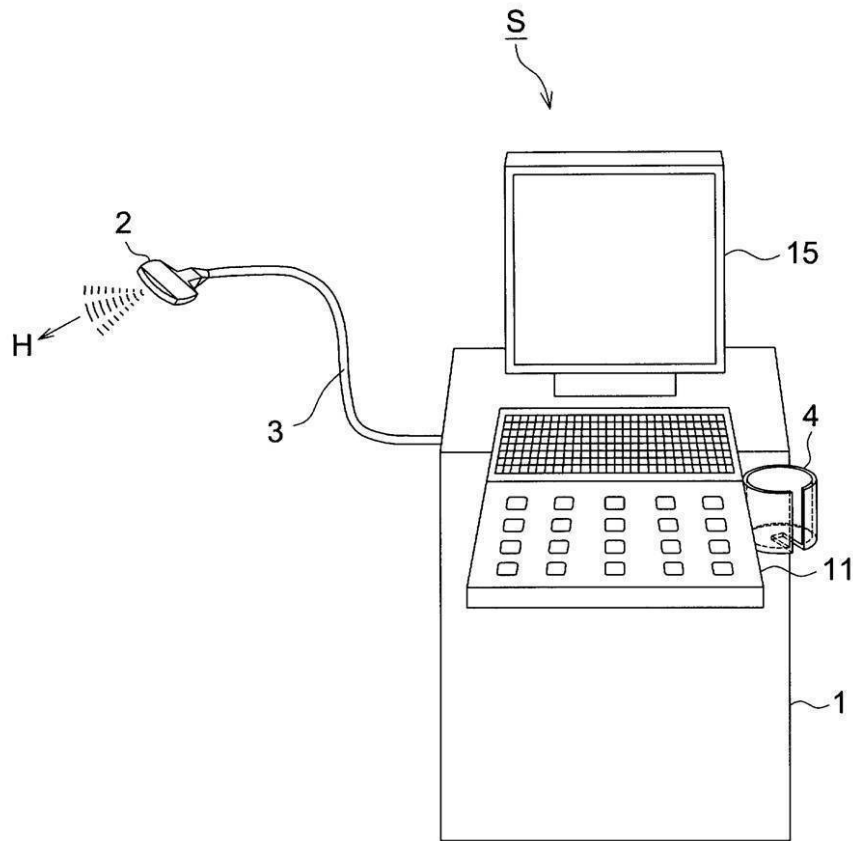
【図11】



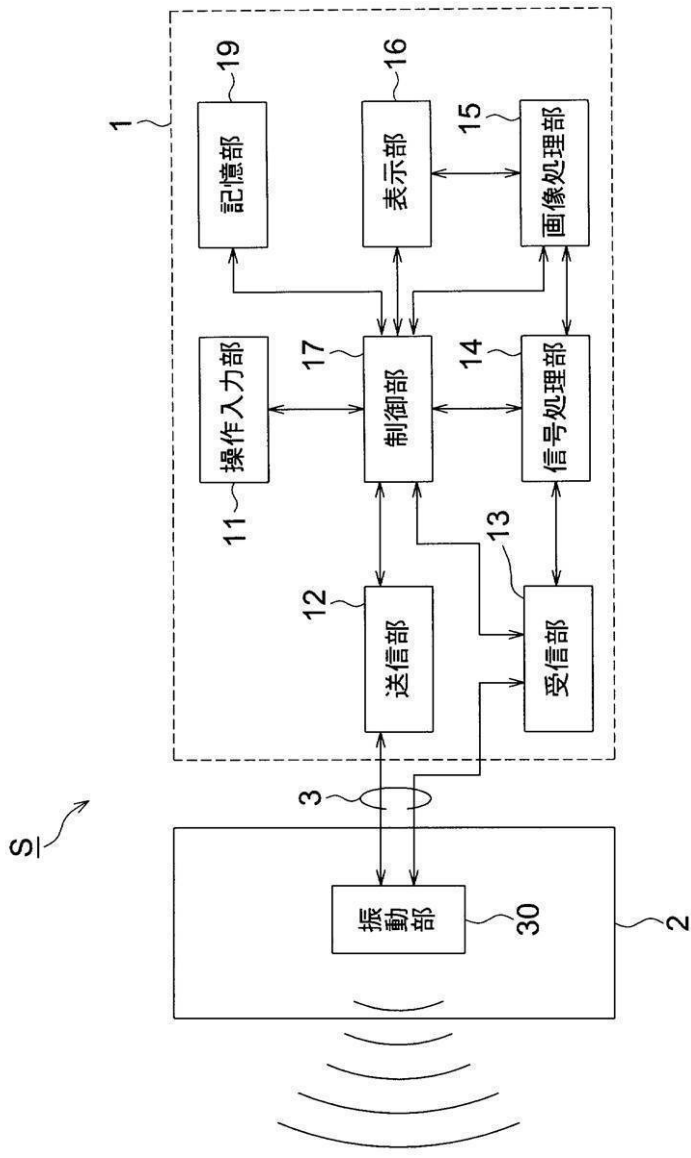
【図8】



【 図 1 】

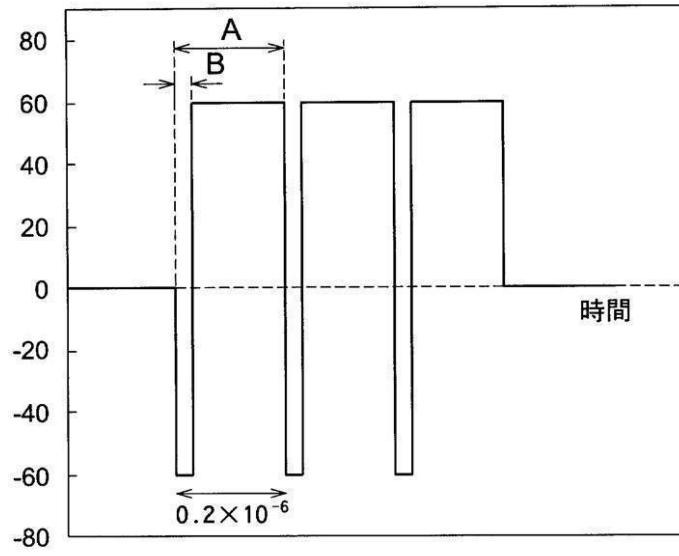


【図2】



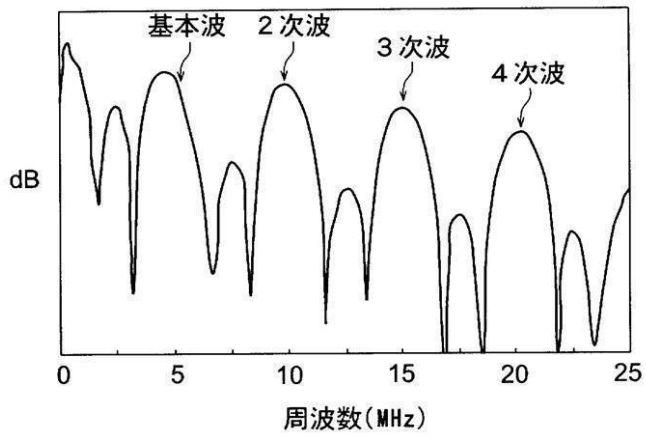
【 図 4 】

駆動電圧 (V)

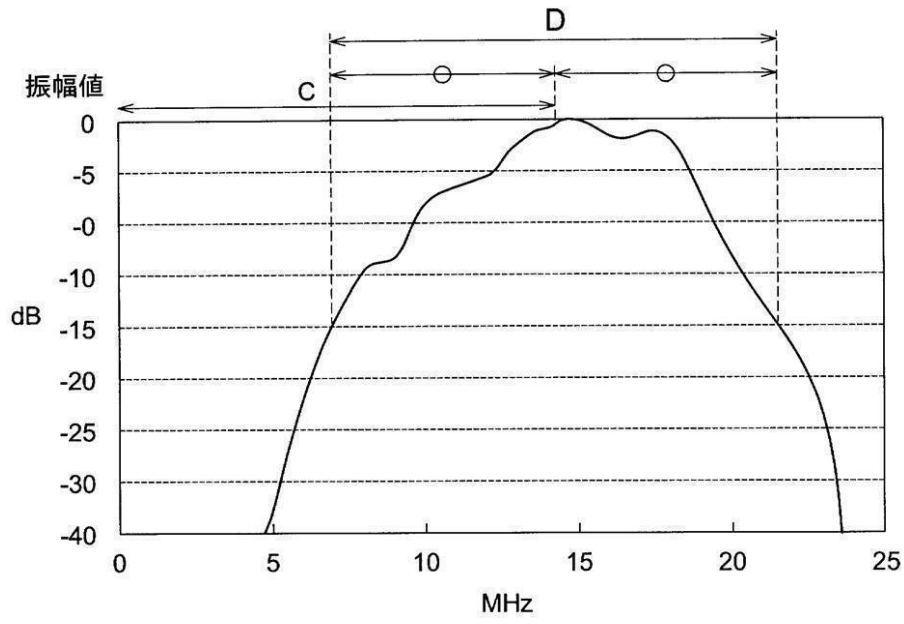


【 図 5 】

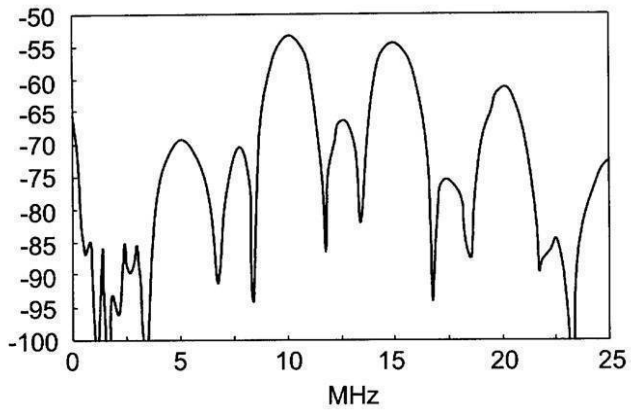
駆動電圧



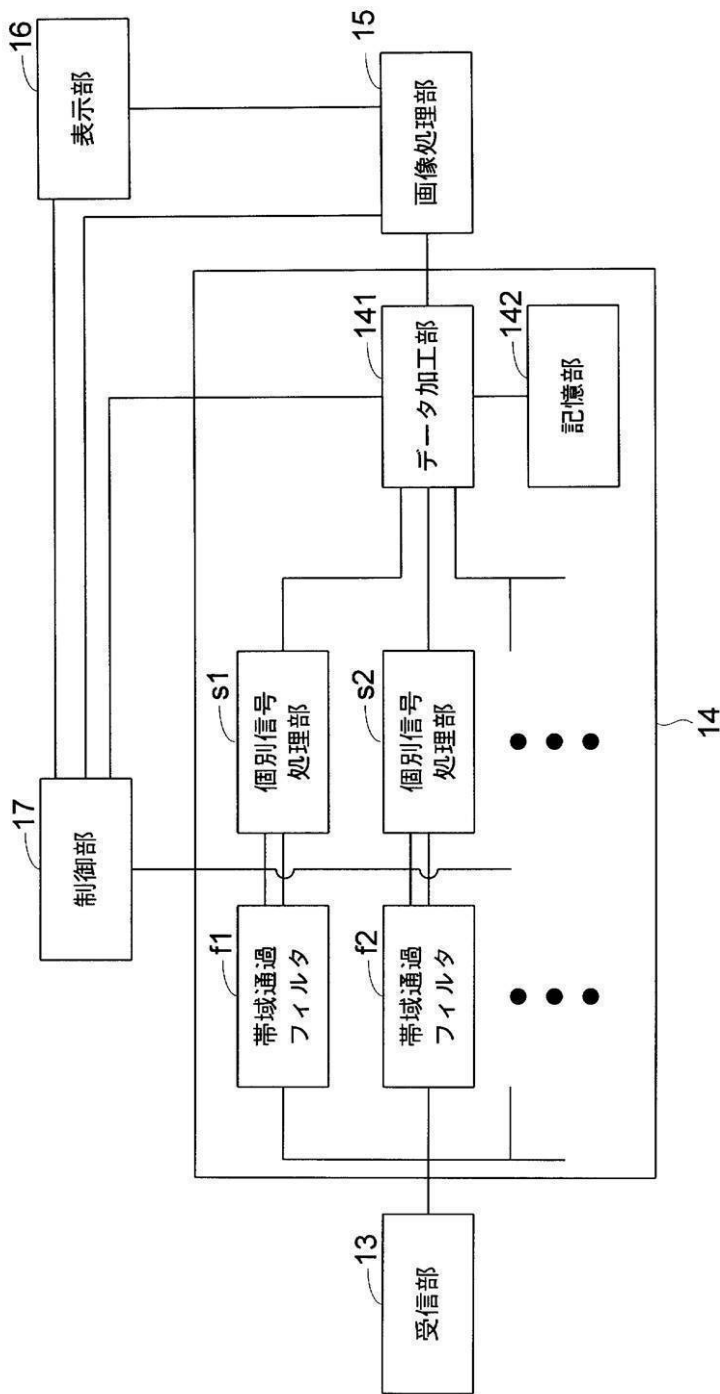
【图 6】



【图 7】

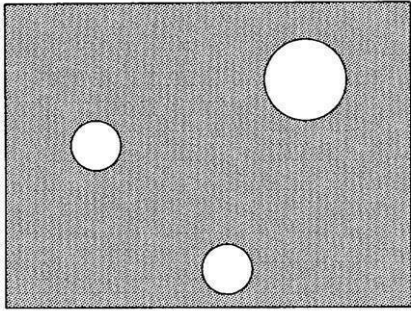


【図9】

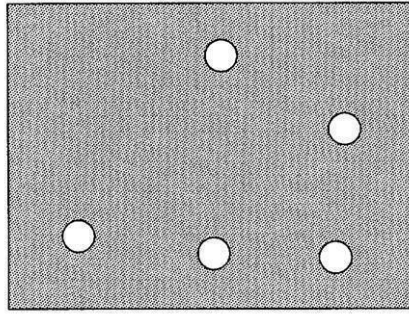


【 図 1 0 】

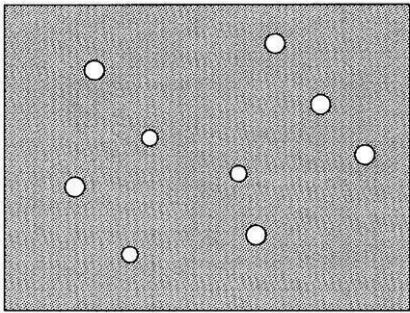
(a)



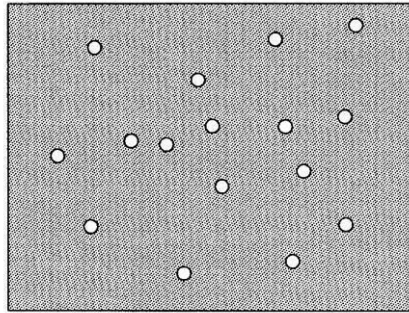
(b)



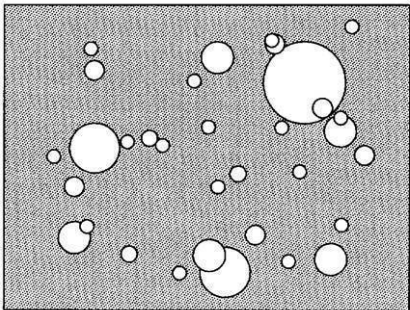
(c)



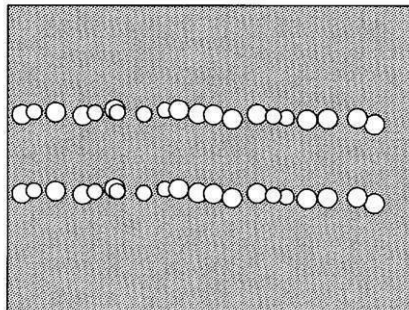
(d)



(e)



(f)



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2011/054100
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B8/00(2006.01) i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2011 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2005-253827 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 22 September 2005 (22.09.2005), paragraphs [0026], [0034] to [0036] & US 2005/0203405 A1	1, 5 6, 7 2-4
Y	JP 5-168630 A (Toshiba Corp.), 02 July 1993 (02.07.1993), paragraph [0027] (Family: none)	6
Y	JP 2003-93383 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 02 April 2003 (02.04.2003), paragraph [0042] & US 2003/0060707 A1 & EP 1298450 A2	7
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 11 May, 2011 (11.05.11)		Date of mailing of the international search report 24 May, 2011 (24.05.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/054100

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-268155 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 18 October 2007 (18.10.2007), entire text; all drawings & US 2008/0319317 A1 & EP 1982654 A1 & WO 2007/114375 A1	1-7
A	JP 2001-238884 A (Toshiba Corp.), 04 September 2001 (04.09.2001), entire text; all drawings (Family: none)	1-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/054100									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2011年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2011年	日本国実用新案登録公報	1996-2011年	日本国登録実用新案公報	1994-2011年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2011年										
日本国実用新案登録公報	1996-2011年										
日本国登録実用新案公報	1994-2011年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X Y A	JP 2005-253827 A (富士写真フイルム株式会社) 2005.09.22, 段落[0026]、[0034]-[0036] & US 2005/0203405 A1	1,5 6,7 2-4									
Y	JP 5-168630 A (株式会社東芝) 1993.07.02, 段落[0027] (ファミリーなし)	6									
Y	JP 2003-93383 A (富士写真フイルム株式会社) 2003.04.02, 段落 [0042] & US 2003/0060707 A1 & EP 1298450 A2	7									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 11.05.2011		国際調査報告の発送日 24.05.2011									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 川上 則明	2Q 3704								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 5 4 1 0 0
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2007-268155 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社) 2007. 10. 18, 全文、全図 & US 2008/0319317 A1 & EP 1982654 A1 & WO 2007/114375 A1	1-7
A	JP 2001-238884 A (株式会社東芝) 2001. 09. 04, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-7

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

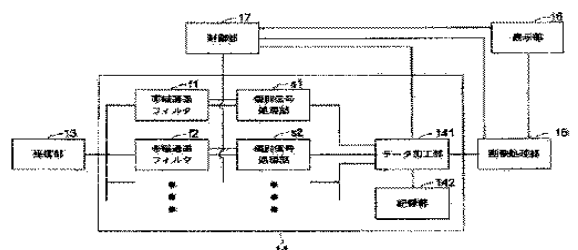
(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2011114852A1</a>	公开(公告)日	2013-06-27
申请号	JP2012505585	申请日	2011-02-24
[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	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/4472 A61B8/5207 A61B8/5269 G01S7/52036 G01S7/52047 G01S15/8952		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/DD30 4C601/EE30 4C601/HH07 4C601/HH35 4C601/JB36 4C601/JB39 4C601/JC20		
优先权	2010059021 2010-03-16 JP		
其他公开文献	JP5765332B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声波诊断设备配备有超声波探头，该超声波探头向被检体内发射超声波，并接收被检体内的粒子体反射的超声波，并获取接收到的信号以基于被检体显示体内信息。接收到的信号。超声波诊断装置具有：取得部，其针对频率不同的超声波分别取得接收信号。强度比计算部分，用于计算每个频率的超声波的强度比；显示部分显示有关强度比的信息。

【図1】



- 13 Reception Unit
- 15 Image Processing Unit
- 16 Display Unit
- 17 Control Unit
- 141 Data Manipulation Unit
- 142 Recording Unit
- f1, f2 Band Pass Filter
- s1, s2 Discrete Signal Processing Unit