

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/179859

発行日 平成28年1月18日 (2016.1.18)

(43) 国際公開日 平成25年12月5日 (2013.12.5)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/05 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

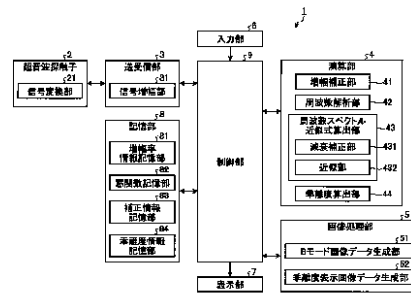
出願番号	特願2013-544961 (P2013-544961)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2013/062848	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
(22) 国際出願日	平成25年5月7日 (2013.5.7)	(72) 発明者	野口 裕雅 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(11) 特許番号	特許第5430809号 (P5430809)	Fターム(参考)	4C601 BB02 JB13 JB49 JC05 JC06 JC13 JC19 JC37 KK12 KK31
(45) 特許公報発行日	平成26年3月5日 (2014.3.5)		
(31) 優先権主張番号	特願2012-123362 (P2012-123362)		
(32) 優先日	平成24年5月30日 (2012.5.30)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラム

(57) 【要約】

超音波観測装置は、検体の所定領域内の複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、周波数解析部が算出した各箇所の周波数スペクトルの近似式を算出する周波数スペクトル近似式算出部と、周波数解析部が算出した各箇所における周波数スペクトルと該周波数スペクトルに対応して周波数スペクトル近似式算出部が算出した該周波数スペクトルの近似式との乖離度を算出する乖離度算出部と、乖離度に関する情報を含む乖離度表示画像データを生成する乖離度表示画像データ生成部と、を備える。



- FIG. 1
- 3 Ultrasonic probe
 - 21 Signal conversion unit
 - 3 Transmission/reception unit
 - 21 Signal amplification unit
 - 4 Operation unit
 - 41 Amplification correction unit
 - 42 Frequency analysis unit
 - 43 Frequency spectrum approximation calculation unit
 - 43 Attenuation correction unit
 - 43 Approximation unit
 - 44 Distortion degree calculation unit
 - 5 Image processing unit
 - 61 B-mode image data generation unit
 - 62 Distortion degree display image data generation unit
 - 7 Display unit
 - 6 Storage unit
 - 61 Amplification rate information storage unit
 - 62 Window function storage unit
 - 63 Correction information storage unit
 - 64 Distortion degree information storage unit
 - 6 Control unit

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信し、受信した超音波に基づいて画像表示を行う超音波観測装置であって、

前記検体の所定領域内の複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、

前記周波数解析部が算出した各箇所の周波数スペクトルの近似式を算出する周波数スペクトル近似式算出部と、

前記周波数解析部が算出した各箇所の周波数スペクトルと該周波数スペクトルに対応して前記周波数スペクトル近似式算出部が算出した該周波数スペクトルの近似式との乖離度を算出する乖離度算出部と、

前記乖離度算出部が算出した乖離度に関する情報を含む乖離度表示画像データを生成する乖離度表示画像データ生成部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記乖離度算出部は、

前記各箇所における周波数スペクトルと該周波数スペクトルの近似式との乖離度の前記所定領域内における平均をさらに算出し、

前記乖離度に関する情報は、前記平均であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記乖離度表示画像データ生成部は、

前記各箇所に対して乖離度に応じた視覚情報を割り当てることによって前記乖離度表示画像データを生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記乖離度は、

前記周波数スペクトルの所定帯域に含まれる任意の周波数に対応する周波数スペクトルの強度および該周波数スペクトルの近似式の強度の差の二乗和として定義される乖離二乗和であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記乖離度は、

前記周波数を横軸とし、前記周波数スペクトルの強度を縦軸としたときに前記周波数スペクトルの所定帯域において前記周波数スペクトルと前記近似式とによって囲まれる面積として定義される乖離面積であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

前記周波数スペクトル近似式算出部は、

前記周波数スペクトルに対して、超音波が伝播する際に該超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正を行う減衰補正部と、

前記減衰補正部が補正した周波数スペクトルの近似式を回帰分析によって算出する近似部と、

を有することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

前記近似式は、周波数を変数とする 1 次式であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波観測装置。

【請求項 8】

前記検体から受信した超音波の信号を、受信深度に応じた増幅率で増幅する信号増幅部と、

前記信号増幅部が増幅した超音波の信号の振幅を輝度に変換して表示する B モード画像データを生成する B モード画像データ生成部と、

10

20

30

40

50

前記信号増幅部が増幅した前記超音波の信号に対して受信深度によらず増幅率を一定とする増幅補正を行う増幅補正部と、

をさらに備え、

前記周波数解析部は、

前記増幅補正部が増幅補正した前記超音波の信号の周波数を解析することを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信し、受信した超音波に基づいて画像表示を行う超音波観測装置の作動方法であって、

前記検体内の所定領域内の複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の周波数スペクトルを周波数解析部により算出する周波数解析ステップと、

前記周波数解析ステップで算出した各箇所の周波数スペクトルを近似することによって各箇所の周波数スペクトルの近似式を算出する周波数スペクトル近似式算出ステップと、

前記周波数解析ステップで算出した各箇所の周波数スペクトルと該周波数スペクトルに対応して前記周波数スペクトル近似式算出ステップで算出した該周波数スペクトルの近似式との乖離度を算出する乖離度算出ステップと、

前記乖離度算出ステップで算出した乖離度に関する情報を含む乖離度表示画像データを乖離度表示画像データ生成部により生成する乖離度表示画像データ生成ステップと、

を有することを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項 10】

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信し、受信した超音波に基づいて画像表示を行う超音波観測装置に、

前記検体内の所定領域内の複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の周波数スペクトルを周波数解析部により算出する周波数解析ステップと、

前記周波数解析ステップで算出した各箇所の周波数スペクトルを近似することによって各箇所の周波数スペクトルの近似式を算出する周波数スペクトル近似式算出ステップと、

前記周波数解析ステップで算出した各箇所の周波数スペクトルと該周波数スペクトルに対応して前記周波数スペクトル近似式算出ステップで算出した該周波数スペクトルの近似式との乖離度を算出する乖離度算出ステップと、

前記乖離度算出ステップで算出した乖離度に関する情報を含む乖離度表示画像データを乖離度表示画像データ生成部により生成する乖離度表示画像データ生成ステップと、

を実行させることを特徴とする超音波観測装置の作動プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて検体の組織を観測する超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波を用いた乳がん等の検査技術として、超音波エラストグラフィという技術が知られている（例えば、特許文献 1 を参照）。超音波エラストグラフィは、生体内の癌や腫瘍組織の硬さが病気の進行状況や生体によって異なることを利用する技術である。この技術では、外部から検査箇所を圧迫した状態で、超音波を用いてその検査箇所における生体組織の歪量や弾性率を計測し、この計測結果を断層像として画像表示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】国際公開第 2005 / 122906 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

【0004】

一般に、超音波診断用の画像は、診断者が生体組織等の検体の組織性状を明確に認識できるように表示されることが望ましい。しかしながら、上述した超音波エラストグラフィの場合、組織の硬さについては認識可能であるものの、その硬さが組織性状を直接的に表しているわけではなかった。このような状況の下、診断者が検体の組織性状を明確に認識して的確に評価するための指標が求められていた。

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、診断者が検体の組織性状を明確に認識して的確に評価するための指標を与えることができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波観測装置は、検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信し、受信した超音波に基づいて画像表示を行う超音波観測装置であって、前記検体の所定領域内の複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、前記周波数解析部が算出した各箇所の周波数スペクトルの近似式を算出する周波数スペクトル近似式算出部と、前記周波数解析部が算出した各箇所の周波数スペクトルと該周波数スペクトルに対応して前記周波数スペクトル近似式算出部が算出した該周波数スペクトルの近似式との乖離度を算出する乖離度算出部と、前記乖離度算出部が算出した乖離度に関する情報を含む乖離度表示画像データを生成する乖離度表示画像データ生成部と、を備えたことを特徴とする。

20

【0007】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記乖離度算出部は、前記各箇所における周波数スペクトルと該周波数スペクトルの近似式との乖離度の前記所定領域内における平均をさらに算出し、前記乖離度に関する情報は、前記平均であることを特徴とする。

【0008】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記乖離度表示画像データ生成部は、前記各箇所に対して乖離度に応じた視覚情報を割り当てることによって前記乖離度表示画像データを生成することを特徴とする。

30

【0009】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記乖離度は、前記周波数スペクトルの所定帯域に含まれる任意の周波数に対応する周波数スペクトルの強度および該周波数スペクトルの近似式の強度の差の二乗和として定義される乖離二乗和であることを特徴とする。

【0010】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記乖離度は、前記周波数を横軸とし、前記周波数スペクトルの強度を縦軸としたときに前記周波数スペクトルの所定帯域において前記周波数スペクトルと前記近似式とによって囲まれる面積として定義される乖離面積であることを特徴とする。

40

【0011】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記周波数スペクトル近似式算出部は、前記周波数スペクトルに対して、超音波が伝播する際に該超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正を行う減衰補正部と、前記減衰補正部が補正した周波数スペクトルの近似式を回帰分析によって算出する近似部と、を有することを特徴とする。

【0012】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記近似式は、周波数を変数とする1次式であることを特徴とする。

50

【 0 0 1 3 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記検体から受信した超音波の信号を、受信深度に応じた増幅率で増幅する信号増幅部と、前記信号増幅部が増幅した超音波の信号の振幅を輝度に変換して表示するBモード画像データを生成するBモード画像データ生成部と、前記信号増幅部が増幅した前記超音波の信号に対して受信深度によらず増幅率を一定とする増幅補正を行う増幅補正部と、をさらに備え、前記周波数解析部は、前記増幅補正部が増幅補正した前記超音波の信号の周波数を解析することを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信し、受信した超音波に基づいて画像表示を行う超音波観測装置の作動方法であって、前記検体内の所定領域内の複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の周波数スペクトルを周波数解析部により算出する周波数解析ステップと、前記周波数解析ステップで算出した各箇所の周波数スペクトルを近似することによって各箇所の周波数スペクトルの近似式を算出する周波数スペクトル近似式算出ステップと、前記周波数解析ステップで算出した各箇所の周波数スペクトルと該周波数スペクトルに対応して前記周波数スペクトル近似式算出ステップで算出した該周波数スペクトルの近似式との乖離度を算出する乖離度算出ステップと、前記乖離度算出ステップで算出した乖離度に関する情報を含む乖離度表示画像データを乖離度表示画像データ生成部により生成する乖離度表示画像データ生成ステップと、を有することを特徴とする。

10

20

【 0 0 1 5 】

本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信し、受信した超音波に基づいて画像表示を行う超音波観測装置に、前記検体内の所定領域内の複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の周波数スペクトルを周波数解析部により算出する周波数解析ステップと、前記周波数解析ステップで算出した各箇所の周波数スペクトルを近似することによって各箇所の周波数スペクトルの近似式を算出する周波数スペクトル近似式算出ステップと、前記周波数解析ステップで算出した各箇所の周波数スペクトルと該周波数スペクトルの近似式との乖離度を算出する乖離度算出ステップと、前記乖離度算出ステップで算出した乖離度に関する情報を含む乖離度表示画像データを乖離度表示画像データ生成部により生成する乖離度表示画像データ生成ステップと、を実行させることを特徴とする。

30

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

本発明においては、検体内の所定領域内の複数の箇所における超音波の周波数スペクトルとこの周波数スペクトルの近似式との乖離度を算出し、乖離度に関する情報を含む乖離度表示画像データを生成する。乖離度は、組織性状と密接に関連しており、この意味で本発明によれば、診断者が検体の組織性状を明確に認識して的確に評価するための指標を与えることができる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 7 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 図 2 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の信号増幅部が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

【 図 3 】 図 3 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の増幅補正部が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

【 図 4 】 図 4 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の周波数解析部が算出した周波数スペクトルの例を示す図である。

50

【図 5】図 5 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置が行う減衰補正処理の概要を模式的に示す図である。

【図 6】図 6 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置が行う乖離度算出処理の概要を模式的に示す図である。

【図 7】図 7 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の表示部における B モード画像の表示例を示す図である。

【図 8】図 8 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の処理の概要を示すフローチャートである。

【図 9】図 9 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の周波数解析部が行う処理の概要を示すフローチャートである。

10

【図 10】図 10 は、一つの音線のデータ配列を模式的に示す図である。

【図 11】図 11 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の表示部が表示する乖離度表示画像の表示例を示す図である。

【図 12】図 12 は、臍臓における組織性状ごとの乖離度の度数分布を示すヒストグラムである。

【図 13】図 13 は、本発明の別な実施の形態に係る超音波観測装置が行う乖離度算出処理の概要を模式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、添付図面を参照して本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。

20

【0019】

図 1 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の構成を示すブロック図である。同図に示す超音波観測装置 1 は、超音波を用いて診断対象である検体を観測するための装置である。

【0020】

超音波観測装置 1 は、外部へ超音波パルスを出力するとともに、外部で反射された超音波エコーを受信する超音波探触子 2 と、超音波探触子 2 との間で電気信号の送受信を行う送受信部 3 と、超音波エコーを変換した電気的なエコー信号に対して所定の演算を施す演算部 4 と、超音波エコーを変換した電気的なエコー信号に対応する画像データの生成を行う画像処理部 5 と、キーボード、マウス、タッチパネル等のインタフェースを用いて実現され、各種情報の入力を受け付ける入力部 6 と、液晶または有機 EL 等からなる表示パネルを用いて実現され、画像処理部 5 が生成した画像を含む各種情報を表示する表示部 7 と、超音波による検体の観測を行うための各種情報を記憶する記憶部 8 と、超音波観測装置 1 の動作制御を行う制御部 9 と、を備える。

30

【0021】

超音波探触子 2 は、送受信部 3 から受信した電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス信号）に変換するとともに、外部の検体で反射された超音波エコーを電気的なエコー信号に変換する信号変換部 21 を有する。超音波探触子 2 は、超音波振動子をメカ的に走査させるものであってもよいし、複数の超音波振動子を電子的に走査させるものであってもよい。

40

【0022】

送受信部 3 は、超音波探触子 2 と電氣的に接続され、パルス信号を超音波探触子 2 へ送信するとともに、超音波探触子 2 からエコー信号を受信する。具体的には、送受信部 3 は、予め設定された波形および送信タイミングに基づいてパルス信号を生成し、この生成したパルス信号を超音波探触子 2 へ送信する。

【0023】

送受信部 3 は、エコー信号を増幅する信号増幅部 31 を有する。具体的には、信号増幅部 31 は、受信深度が大きいエコー信号ほど高い増幅率で増幅する S T C (Sensitivity Time Control) 補正を行う。図 2 は、エコー信号の受信深度と増幅率との関係を示す

50

図である。図 2 に示す受信深度 z は、超音波の受信開始時点からの経過時間に基づいて算出される量である。図 2 に示すように、増幅率は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って 0 から g_{th} (> 0) へ線型に増加する。また、増幅率は、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上である場合、一定値 g_{th} をとる。閾値 z_{th} の値は、検体から受信する超音波信号がほとんど減衰してしまい、ノイズが支配的になるような値である。より一般に、増幅率は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って単調増加すればよい。

【0024】

送受信部 3 は、信号増幅部 3 1 によって増幅されたエコー信号に対してフィルタリング等の処理を施した後、A/D 変換することによってデジタル RF 信号を生成して出力する。なお、超音波探触子 2 が複数の超音波振動子を電子的に走査させるものである場合、送受信部 3 は、複数の超音波振動子に対応したビーム合成用の多チャンネル回路を有する。

10

【0025】

演算部 4 は、送受信部 3 が出力したデジタル RF 信号に対して受信深度によらず増幅率を一定とする増幅補正を行う増幅補正部 4 1 と、増幅補正を行ったデジタル RF 信号に高速フーリエ変換 (FFT) を施すことによって周波数解析を行うことにより周波数スペクトルを算出する周波数解析部 4 2 と、周波数解析部 4 2 が算出した各箇所周波数スペクトルの近似式を算出する周波数スペクトル近似式算出部 4 3 と、周波数解析部 4 2 が算出した各箇所周波数スペクトルと該周波数スペクトルに対応して周波数スペクトル近似式算出部 4 3 が算出した該周波数スペクトルの近似式との乖離度を算出する乖離度算出部 4 4 と、を有する。

20

【0026】

図 3 は、増幅補正部 4 1 が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図 3 に示すように、増幅補正部 4 1 が行う増幅処理における増幅率 (dB) は、受信深度 z がゼロのとき最大値 $g_{th} - g_0$ をとり、受信深度 z がゼロから閾値 z_{th} に達するまで線型に減少し、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上のときゼロである。このように定められる増幅率によって増幅補正部 4 1 がデジタル RF 信号を増幅補正することにより、信号増幅部 3 1 における STC 補正の影響を相殺し、一定の増幅率 g_{th} の信号を出力することができる。なお、増幅補正部 4 1 が行う受信深度 z と増幅率の関係は、信号増幅部 3 1 における受信深度と増幅率の関係に応じて異なることは勿論である。

30

【0027】

周波数解析部 4 2 は、各音線 (ラインデータ) に対し、所定のデータ量からなる FFT データ群を高速フーリエ変換することによって音線上の複数の箇所 (データ位置) における周波数スペクトルを算出する。周波数スペクトルは、検体の組織性状によって異なる傾向を示す。これは、周波数スペクトルが、超音波を散乱する散乱体としての検体の大きさ、密度、音響インピーダンス等と相関を有しているためである。本実施の形態において、「組織性状」とは、例えば癌、内分泌腫瘍、粘性性腫瘍、正常組織、脈管などのいずれかである。

【0028】

図 4 は、周波数解析部 4 2 によって算出される周波数スペクトルの例を示す図である。図 4 では、横軸 f が周波数であり、縦軸 I が強度である。図 4 に示す周波数スペクトル曲線 C_1 において、周波数スペクトルの下限周波数 f_{LOW} および上限周波数 f_{HIGH} は、超音波探触子 2 の周波数帯域、送受信部 3 が送信するパルス信号の周波数帯域などをもとに決定されるパラメータであり、例えば $f_{LOW} = 3 \text{ MHz}$ 、 $f_{HIGH} = 10 \text{ MHz}$ である。本実施の形態において、曲線および直線は、離散的な点の集合からなる。

40

【0029】

周波数スペクトル近似式算出部 4 3 は、周波数解析部 4 2 が算出した周波数スペクトルに対し、超音波の受信深度および周波数に依存する超音波の減衰の寄与を削減する減衰補正処理を行う減衰補正部 4 3 1 と、減衰補正部 4 3 1 によって減衰補正された周波数スペクトルの近似式を回帰分析によって算出する近似部 4 3 2 と、を有する。

50

【 0 0 3 0 】

一般に、超音波の減衰量 A は、

$$A = 2 \quad z \quad f \quad \dots (1)$$

と表される。ここで、 α は減衰率であり、 z は超音波の受信深度であり、 f は周波数である。式 (1) から明らかなように、減衰量 A は、周波数 f に比例している。減衰率 α の具体的な値は、生体の場合、 $0.0 \sim 1.0$ (dB/cm/MHz)、より好ましくは $0.3 \sim 0.7$ (dB/cm/MHz) であり、観察対象の種類に応じて定まる。例えば、観察対象が膀胱である場合、 $\alpha = 0.6$ (dB/cm/MHz) と定められる。なお、本実施の形態において、減衰率 α の値を入力部 6 からの入力によって変更できる構成とすることも可能である。

10

【 0 0 3 1 】

図 5 は、減衰補正部 4 3 1 が行う減衰補正処理の概要を模式的に示す図である。図 5 に示すように、減衰補正部 4 3 1 は、周波数スペクトル曲線 C_1 に対し、帯域内のすべての周波数 f ($f_{LOW} < f < f_{HIGH}$) における強度 I に式 (1) の減衰量 A をそれぞれ加える補正を行う。これにより、超音波の伝播に伴う減衰の寄与を削減した新たな周波数スペクトル曲線 C_1' が得られる。より具体的には、減衰補正部 4 3 1 が減衰補正処理を行うことにより、受信深度が大きい領域で減衰の影響により信号強度が下がり、画像が暗くなってしまうのを抑制し、画面全体にわたって均一な明るさの画像を得ることができる。

【 0 0 3 2 】

近似部 4 3 2 は、減衰補正部 4 3 1 が減衰補正した周波数スペクトルを回帰分析によって一次式で近似する。具体的には、近似部 4 3 2 は、回帰分析によって一次式の傾き a および切片 b を算出する。ここでいう「スペクトル強度」とは、電圧、電力、音圧、音響エネルギー等のパラメータのいずれかを指す。図 5 に示す直線 L_1 は、近似部 4 3 2 が周波数スペクトル曲線 C_1' の近似式である一次式に対応する回帰直線である。なお、周波数スペクトル近似式算出部 4 3 が算出する近似式は一次式に限定されるわけではなく、二次以上の多項式でもよい。ただし、周波数スペクトル曲線との乖離度を組織性状判定用の指標とする観点に立つと、近似多項式として一次式を採用するのがもっとも好ましい。

20

【 0 0 3 3 】

乖離度算出部 4 4 は、各データ位置における周波数スペクトルと該周波数スペクトルの近似式との乖離度を算出する。具体的には、乖離度算出部 4 4 は、検体の所定領域として B モード画像中で予め設定された関心領域内の各点 (音線上の各データ位置に対応) における乖離二乗和の平均を乖離度として算出する。図 6 は、乖離二乗和を説明するための図である。乖離二乗和は、

30

【 数 1 】

$$S = \sum_i (IC_i - IL_i)^2 \quad \dots (2)$$

と定義される。ここで、式 (2) の右辺の IC_i は、周波数 f_i における周波数スペクトル曲線 C_1' の強度である。また、式 (2) の右辺の IL_i は、周波数 f_i における回帰直線 L_1 の強度である。さらに、右辺の和は、 $f_{LOW} < f < f_{HIGH}$ を満たす全ての i についての和を意味する。

40

【 0 0 3 4 】

画像処理部 5 は、エコー信号から B モード画像データを生成する B モード画像データ生成部 5 1 と、乖離度算出部 4 4 が算出した乖離度に関する情報を含む乖離度表示画像データを生成する乖離度表示画像データ生成部 5 2 と、を有する。

【 0 0 3 5 】

B モード画像データ生成部 5 1 は、デジタル信号に対してバンドパスフィルタ、対数変換、ゲイン処理、コントラスト処理等の公知の技術を用いた信号処理を行うとともに、表示部 7 における画像の表示レンジに応じて定まるデータステップ幅に応じたデータの間引

50

き等を行うことによってBモード画像データを生成する。図7は、表示部7におけるBモード画像の表示例を示す図である。同図に示すBモード画像100は、色空間としてRGB表色系を採用した場合の変数であるR(赤)、G(緑)、B(青)の値を一致させたグレースケール画像である。Bモード画像中における関心領域は、入力部6によってユーザが任意に設定することが可能である。

【0036】

入力部6は、キーボード、マウス、タッチパネル等のインタフェースを用いて実現される。入力部6は、画像処理部5によって生成された画像を見た超音波観測装置1のユーザによって関心領域を指定する情報の入力を受け付ける。

【0037】

記憶部8は、信号増幅部31および増幅補正部41が増幅処理を行う際に参照する増幅率の情報を記憶する増幅率情報記憶部81と、周波数解析部42が行う周波数解析処理の際に使用する窓関数を記憶する窓関数記憶部82と、減衰補正部431が処理を行う際に参照する補正情報を記憶する補正情報記憶部83と、乖離度算出部44による算出結果を含む乖離度に関連する情報を記憶する乖離度情報記憶部84と、を有する。

【0038】

増幅率情報記憶部81は、図2および図3に示す増幅率と受信深度との関係を記憶する。窓関数記憶部82は、Hamming, Hanning, Blackmanなどの窓関数のうち少なくともいずれか一つの窓関数を記憶する。補正情報記憶部83は、式(1)を含む減衰補正に関連した情報を記憶する。乖離度情報記憶部84は、乖離度算出部44の算出結果を含む乖離度に関連する情報を記憶する。

【0039】

記憶部8は、超音波観測装置1の作動プログラムや所定のOSを起動するプログラム等が予め記憶されたROM、および各処理の演算パラメータやデータ等を記憶するRAM等を用いて実現される。

【0040】

制御部9は、演算および制御機能を有するCPUを用いて実現される。制御部9は、記憶部8が記憶、格納する情報および超音波観測装置1の作動プログラムを含む各種プログラムを記憶部8から読み出すことにより、超音波観測装置1の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置1を統括的に制御する。

【0041】

なお、超音波観測装置1の作動プログラムは、ハードディスク、フラッシュメモリ、CD-ROM、DVD-ROM、フレキシブルディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して広く流通させることも可能である。

【0042】

図8は、以上の構成を有する超音波観測装置1の処理の概要を示すフローチャートである。図8において、超音波観測装置1は、まず超音波探触子2によって新規の検体の測定を行う(ステップS1)。

【0043】

続いて、超音波探触子2からエコー信号を受信した信号増幅部31は、そのエコー信号の増幅を行う(ステップS2)。ここで、信号増幅部31は、図2に示す増幅率と受信深度との関係に基づいて増幅を行う。

【0044】

この後、Bモード画像データ生成部51は、送受信部3から出力されたBモード画像用エコー信号を用いてBモード画像データを生成する(ステップS3)。

【0045】

続いて、制御部9は、Bモード画像データ生成部51が生成したBモード画像データに対応するBモード画像を表示部7に表示させる制御を行う(ステップS4)。表示部7が表示するBモード画像の例として、図7に示すBモード画像100を挙げることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

その後、入力部 6 を介して関心領域の設定がなされた場合（ステップ S 5 : Y e s ）、増幅補正部 4 1 は、送受信部 3 から出力された信号に対して受信深度によらず増幅率が一定となる補正を行う（ステップ S 6 ）。ここで、増幅補正部 4 1 は、図 3 に示す増幅率と受信深度との関係に基づいて増幅処理を行う。なお、関心領域として、B モード画像全体に相当する領域として設定することも可能である。

【 0 0 4 7 】

一方、関心領域の設定がなされていない場合（ステップ S 5 : N o ）において、処理を終了する指示が入力部 6 によって入力されたとき（ステップ S 7 : Y e s ）、超音波観測装置 1 は処理を終了する。これに対し、関心領域の設定がなされていない場合（ステップ S 5 : N o ）において、処理を終了する指示が入力部 6 によって入力されないとき（ステップ S 7 : N o ）、超音波観測装置 1 はステップ S 5 へ戻る。

10

【 0 0 4 8 】

ステップ S 6 の後、周波数解析部 4 2 は、F F T 演算による周波数解析を行うことによって周波数スペクトルを算出する（ステップ S 8 ）。このステップ S 8 では、画像の全領域を関心領域として設定することも可能である。

【 0 0 4 9 】

ここで、周波数解析部 4 2 が行う処理（ステップ S 8 ）について、図 9 に示すフローチャートを参照して詳細に説明する。まず、周波数解析部 4 2 は、最初に解析対象とする音線の音線番号 L を初期値 L_0 とする（ステップ S 2 1 ）。初期値 L_0 は、例えば送受信部 3 が最初に受信する音線に対して付与してもよいし、入力部 6 によって設定される関心領域の左右の一方の境界位置に対応する音線に対して付与してもよい。

20

【 0 0 5 0 】

続いて、周波数解析部 4 2 は、一つの音線上に設定した複数のデータ位置全ての周波数スペクトルを算出する。まず、周波数解析部 4 2 は、F F T 演算用を取得する一連のデータ群（F F T データ群）を代表するデータ位置 Z （受信深度に相当）の初期値 Z_0 を設定する（ステップ S 2 2 ）。図 1 0 は、一つの音線のデータ配列を模式的に示す図である。同図に示す音線 L D において、白または黒の長方形は、一つのデータを意味している。音線 L D は、送受信部 3 が行う A / D 変換におけるサンプリング周波数（例えば 5 0 M H z ）に対応した時間間隔で離散化されている。図 1 0 では、音線 L D の 1 番目のデータをデータ位置 Z の初期値 Z_0 として設定した場合を示している。なお、図 1 0 はあくまでも一例に過ぎず、初期値 Z_0 の位置は任意に設定することができる。例えば、関心領域の上端位置に対応するデータ位置 Z を初期値 Z_0 として設定してもよい。

30

【 0 0 5 1 】

その後、周波数解析部 4 2 は、データ位置 Z の F F T データ群を取得し（ステップ S 2 3 ）、取得した F F T データ群に対し、窓関数記憶部 8 2 が記憶する窓関数を作用させる（ステップ S 2 4 ）。このように F F T データ群に対して窓関数を作用させることにより、F F T データ群が境界で不連続になることを回避し、アーチファクトが発生するのを防止することができる。

【 0 0 5 2 】

続いて、周波数解析部 4 2 は、データ位置 Z の F F T データ群が正常なデータ群であるか否かを判定する（ステップ S 2 5 ）。ここで、F F T データ群は、2 のべき乗のデータ数を有している必要がある。以下、F F T データ群のデータ数を 2^n （ n は正の整数）とする。F F T データ群が正常であるとは、データ位置 Z が F F T データ群で前から 2^{n-1} 番目の位置であること意味する。換言すると、F F T データ群が正常であるとは、データ位置 Z の前方に $2^{n-1} - 1$ （ $= N$ とする）個のデータがあり、データ位置 Z の後方に 2^{n-1} （ $= M$ とする）個のデータがあることを意味する。図 1 0 に示す場合、 $n = 4$ （ $N = 7$ 、 $M = 8$ ）であり、F F T データ群 F_2 、 F_3 、 F_{K-1} は正常である一方、F F T データ群 F_1 、 F_K は異常である。

40

【 0 0 5 3 】

50

ステップ S 2 5 における判定の結果、データ位置 Z の F F T データ群が正常である場合 (ステップ S 2 5 : Y e s)、周波数解析部 4 2 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 2 5 における判定の結果、データ位置 Z の F F T データ群が正常でない場合 (ステップ S 2 5 : N o)、周波数解析部 4 2 は、不足分だけゼロデータを挿入することによって正常な F F T データ群を生成する (ステップ S 2 6)。ステップ S 2 5 において正常でないと判定された F F T データ群は、ゼロデータを追加する前に窓関数が作用されている。このため、F F T データ群にゼロデータを挿入してもデータの不連続は生じない。ステップ S 2 6 の後、周波数解析部 4 2 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

10

【 0 0 5 5 】

ステップ S 2 7 において、周波数解析部 4 2 は、F F T データ群を用いて F F T 演算を行うことにより、周波数スペクトルを得る (ステップ S 2 7)。このような周波数スペクトルの例として、図 4 に示す周波数スペクトル曲線 C_1 を挙げるができる。

【 0 0 5 6 】

続いて、周波数解析部 4 2 は、データ位置 Z に所定のデータステップ幅 D を加算して次の解析対象の F F T データ群のデータ位置 Z を算出する (ステップ S 2 8)。データステップ幅 D は、B モード画像データ生成部 5 1 が B モード画像データを生成する際に利用するデータステップ幅と一致していることが望ましいが、周波数解析部 4 2 における演算量を削減したい場合には、B モード画像データ生成部 5 1 が利用するデータステップ幅より大きい値であってもよい。図 1 0 では、 $D = 1 5$ の場合を示している。

20

【 0 0 5 7 】

その後、周波数解析部 4 2 は、データ位置 Z が最終データ位置 Z_{max} より大きいか否かを判定する (ステップ S 2 9)。最終データ位置 Z_{max} は、音線 L D のデータ長であってもよいし、関心領域の下端に対応するデータ位置であってもよい。判定の結果、データ位置 Z が最終データ位置 Z_{max} より大きい場合 (ステップ S 2 9 : Y e s)、周波数解析部 4 2 は、音線番号 L を 1 だけ増加する (ステップ S 3 0)。一方、データ位置 Z が最終データ位置 Z_{max} 以下である場合 (ステップ S 2 9 : N o)、周波数解析部 4 2 はステップ S 2 3 へ戻る。このようにして、周波数解析部 4 2 は、一つの音線 L D に対し、 $[\{ (Z_{max} - Z_0) / D \} + 1] (= K)$ 個の F F T データ群に対する F F T 演算を行う。ここで、 $[X]$ は、X を超えない最大の整数を表す。

30

【 0 0 5 8 】

ステップ S 3 0 で増加した後の音線番号 L が最終音線番号 L_{max} より大きい場合 (ステップ S 3 1 : Y e s)、周波数解析部 4 2 は図 8 に示すメインルーチンへ戻る。一方、ステップ S 3 0 で増加した後の音線番号 L が最終音線番号 L_{max} 以下である場合 (ステップ S 3 1 : N o)、周波数解析部 4 2 はステップ S 2 2 へ戻る。

【 0 0 5 9 】

このようにして、周波数解析部 4 2 は、 $(L_{max} - L_0 + 1)$ 本の音線の各々について K 回の F F T 演算を行う。なお、最終音線番号 L_{max} は、例えば送受信部 3 が受信する最終の音線に付与してもよいし、関心領域の左右のいずれか一方の境界に対応する音線に付与してもよい。以下、周波数解析部 4 2 が全ての音線に対して行う F F T 演算の総数 $(L_{max} - L_0 + 1) \times K$ を P とおく。

40

【 0 0 6 0 】

以上説明したステップ S 8 の周波数解析処理に続いて、減衰補正部 4 3 1 は、周波数解析部 4 2 が F F T 演算によって算出した周波数スペクトルに対して減衰補正を行う (ステップ S 9)。減衰補正部 4 3 1 は、データのサンプリング周波数に基づいてデータ位置 Z を求め、このデータ位置 Z を上述した式 (1) の受信深度 z へ代入することにより、超音波の減衰量 A を算出する。その後、減衰補正部 4 3 1 は、周波数ごとに算出した減衰量 A を用いて周波数スペクトルの減衰補正を行う。減衰補正部 4 3 1 が減衰補正を行った結果を示す具体例として、図 6 に示すスペクトル曲線 C_1' を挙げるができる。

50

【 0 0 6 1 】

ここで、減衰補正部 4 3 1 がデータ位置 Z を求める演算の具体例を説明する。データのサンプリング周波数が 50 MHz である場合、サンプリングの時間間隔は $1 / 50 (\text{MHz}) = 20 (\text{ns})$ である。ここで、音速を $1530 (\text{m/sec})$ とすると、データのサンプリング距離間隔は、 $1530 (\text{m/sec}) \times 20 (\text{ns}) / 2 = 0.0153 (\text{mm})$ となる。処理対象の FFT データ群のデータ位置までの音線 LD の 1 番目のデータからのデータステップ幅 D が k であるとする、データ位置 Z は $0.0153k (\text{mm})$ と求まる。

【 0 0 6 2 】

続いて、近似部 4 3 2 は、ステップ S 9 で得られた周波数スペクトルを回帰分析することにより、周波数スペクトルの近似式を算出する (ステップ S 10)。具体的には、近似部 4 3 2 は、周波数帯域 ($f_{\text{LOW}} < f < f_{\text{HIGH}}$) の周波数スペクトルを近似する一次式を回帰分析によって算出することにより、この一次式を特徴付ける傾き a 、切片 b を抽出する。このようにして算出される近似式に対応する回帰直線の具体例として、図 6 に示す直線 L_1 を挙げることができる。

10

【 0 0 6 3 】

この後、乖離度算出部 4 4 は、乖離度を算出する (ステップ S 11)。具体的には、乖離度算出部 4 4 は、関心領域内の各点における乖離二乗和 (式 (2) を参照) を算出した後、その平均を乖離度として算出する。

【 0 0 6 4 】

続いて、乖離度表示画像データ生成部 5 2 は、B モード画像データ生成部 5 1 が生成した B モード画像データ、および乖離度算出部 4 4 が算出した乖離度を用いて乖離度表示画像データを生成する (ステップ S 12)。

20

【 0 0 6 5 】

この後、表示部 7 は、乖離度表示画像データ生成部 5 2 が生成した乖離度表示画像を表示する (ステップ S 13)。図 11 は、表示部 7 が表示する乖離度表示画像の表示例を示す図である。同図に示す乖離度表示画像 200 は、検体の識別情報 (名前、ID 番号等) および乖離度を含む情報を表示する情報表示部 201 と、図 7 に示す B モード画像 100 に乖離度算出対象の関心領域 300 を表示する画像表示部 202 とを有する。このような乖離度表示画像 200 を見た診断者は、B モード画像 100 と乖離度の値をもとに関心領域 300 の組織性状を判定することができる。なお、情報表示部 201 に、近似式の情報、ゲインやコントラスト等の画像情報等をさらに表示するようにしてもよい。

30

【 0 0 6 6 】

以上により、超音波観測装置 1 は、一連の処理を終了する。なお、超音波観測装置 1 が、ステップ S 1 ~ S 11 の処理を周期的に繰り返すようにしてもよい。

【 0 0 6 7 】

次に、図 12 を参照して、診断者が検体の組織性状を明確に認識して的確に評価するための指標として乖離度を適用することの利点を説明する。図 12 は、膵臓における組織性状ごとの乖離度の度数分布を示すヒストグラムである。具体的には、図 12 (a) が慢性膵炎に対するヒストグラムであり、図 12 (b) が膵臓癌に対するヒストグラムである。この二つのヒストグラムを比較すると、乖離度が 550 以下の場合には慢性膵炎である可能性が高い一方、乖離度が 550 より大きい場合には膵臓癌である可能性が高い。

40

【 0 0 6 8 】

以下、慢性膵炎と膵臓癌で乖離度の度数分布に顕著な違いが生じる理由について考察する。慢性膵炎は、正常な膵臓細胞の中に線維が現れるため、組織が均一ではなく、エコー信号にも様々な周波数帯が含まれると考えられる。これに対して、膵臓癌は、癌細胞が周囲の組織に浸潤するため、癌細胞のみの均一な組織が広がっている。このため、癌細胞が特定の周波数の超音波を反射 (または吸収) するとすれば、周波数スペクトルでは狭い帯域で強度が高くなる (または低くなる)。このため、周波数スペクトルは、非線型性が高くなり、回帰直線との乖離度が大きくなる。以上により、慢性膵炎と膵臓癌とでは、周波

50

数スペクトルの非線型性の違いを大きな要因として、乖離度の度数分布が明確に異なっているものと考えられる。

【0069】

本実施の形態においては、乖離度の算出結果をBモード画像とともに表示部7で表示するため、医師等の診察者は、Bモード画像による情報とあわせて検体の組織性状を判別することが可能となり、より高精度の診断を行うことが可能となる。

【0070】

以上説明した本発明の一実施の形態においては、検体内の所定領域内の複数の箇所における超音波の周波数スペクトルとこの周波数スペクトルの近似式との乖離度を算出し、乖離度に関する情報を含む乖離度表示画像データを生成する。乖離度は、上述した通り組織性状と密接に関連している(図12を参照)。したがって、本実施の形態によれば、診断者が検体の組織性状を明確に認識して的確に評価するための指標を与えることができる。

10

【0071】

また、本実施の形態によれば、超音波の周波数スペクトルが近似式としての回帰直線(1次式)からどの程度ずれているか、すなわちどの程度の非線形性を有するかを評価することで、新しい組織性状の評価方法を提供することができる。その結果、質的画像診断の診断率向上や生検のガイドに貢献しうる、より確度の高い診断方法を実現することができる。

【0072】

また、本実施の形態によれば、受信深度に応じた増幅率で増幅するSTC補正を加えた信号をもとにBモード画像データを生成する一方、STC補正の影響を相殺して増幅率を受信深度によらず一定にする増幅補正を行ってから周波数スペクトルを算出し、この周波数スペクトルに減衰補正を施した後でその周波数スペクトルの近似式を算出しているため、超音波の伝播に伴う減衰の影響を正しく排除するとともに、受信した超音波をもとに生成する画像データのフレームレートの低下を防止することが可能となる。

20

【0073】

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。例えば、本発明において、乖離度算出部44は、乖離二乗和以外の量を用いて乖離度を算出してもよい。図13は、乖離度算出部44が算出する乖離度の別な例を説明するための図である。この場合、乖離度算出部44は、関心領域内の各点において、乖離二乗和の代わりに、所定帯域内の周波数スペクトル曲線 C_1' と回帰直線 L_1 との間に挟まれる面積(乖離面積)を算出し、この乖離面積の関心領域内の平均を乖離度として算出する。本発明は、このように算出される乖離度を適用しても、上記同様に組織性状の判別に有効な指標として機能する。

30

【0074】

また、本発明において、乖離度算出部44は、乖離二乗和 S の代わりに、帯域内の周波数の周波数スペクトル曲線 C_1' の強度と回帰直線 L_1 の強度との差分の絶対値の和

【数2】

$$S' = \sum_i |IC_i - IL_i| \quad \dots (3)$$

40

を求めてもよい。

【0075】

また、本発明において、乖離度表示画像データ生成部52は、Bモード画像における関心領域内の各点が乖離度に対応した視覚情報を有する乖離度表示画像データを生成するようにしてもよい。この場合の視覚情報としては、輝度値、色相、彩度、明度、R(赤)、G(緑)、B(青)などの所定の表色系を構成する色空間の変数を適用してもよい。

【0076】

また、本発明において、制御部9が、増幅補正部41による増幅補正処理と減衰補正部

50

4 3 1における減衰補正処理とを一括して行わせるようにしてもよい。この処理は、図8のステップS6における増幅補正処理を行わず、図8のステップS9における減衰補正処理の減衰量の定義を次式(4)のように変更して行うことと等価である。

$$A' = 2 \cdot z \cdot f + (z) \cdot \dots (4)$$

ここで、右辺の (z) は、受信深度 z における増幅率 α と α_0 との差であり、

$$(z) = - \{ (\alpha_{th} - \alpha_0) / z_{th} \} z + \alpha_{th} - \alpha_0 \quad (z < z_{th}) \quad \dots (5)$$

$$(z) = 0 \quad (z > z_{th}) \quad \dots (6)$$

と表される。

【0077】

このように、本発明は、特許請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲において、様々な実施の形態を含みうるものである。

10

【符号の説明】

【0078】

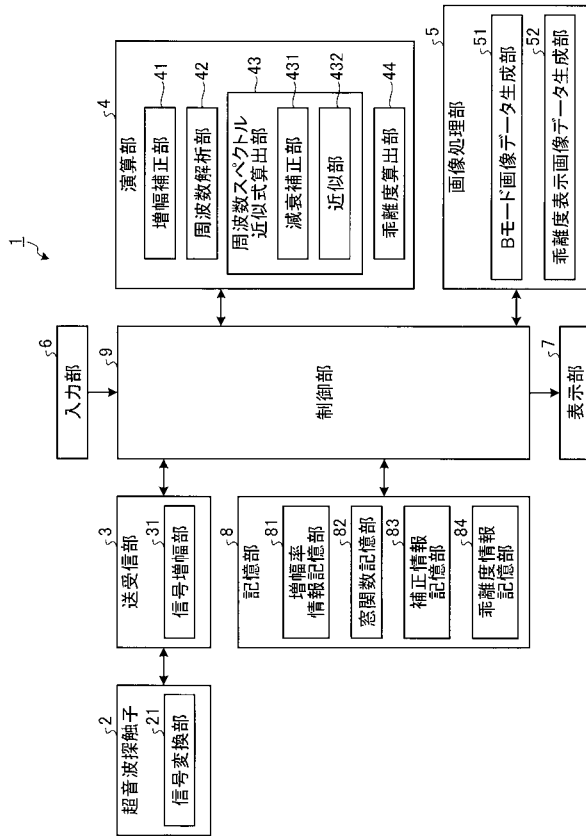
- 1 超音波観測装置
- 2 超音波探触子
- 3 送受信部
- 4 演算部
- 5 画像処理部
- 6 入力部
- 7 表示部
- 8 記憶部
- 9 制御部
- 21 信号変換部
- 31 信号増幅部
- 41 増幅補正部
- 42 周波数解析部
- 43 周波数スペクトル近似式算出部
- 44 乖離度算出部
- 51 Bモード画像データ生成部
- 52 乖離度表示画像データ生成部
- 81 増幅率情報記憶部
- 82 窓関数記憶部
- 83 補正情報記憶部
- 84 乖離度情報記憶部
- 100 Bモード画像
- 200 乖離度表示画像
- 201 情報表示部
- 202 画像表示部
- 300 関心領域
- 431 減衰補正部
- 432 近似部

20

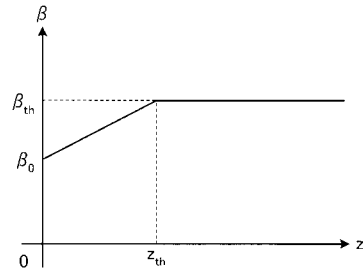
30

40

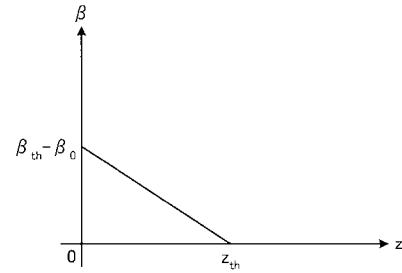
【 図 1 】



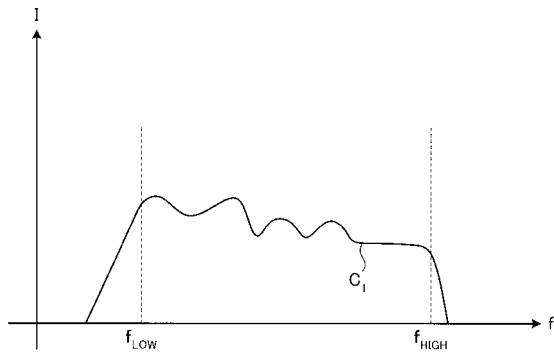
【 図 2 】



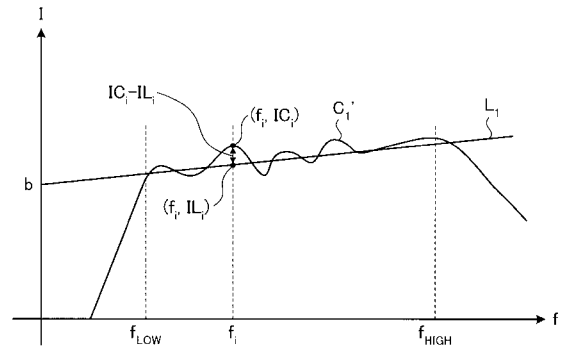
【 図 3 】



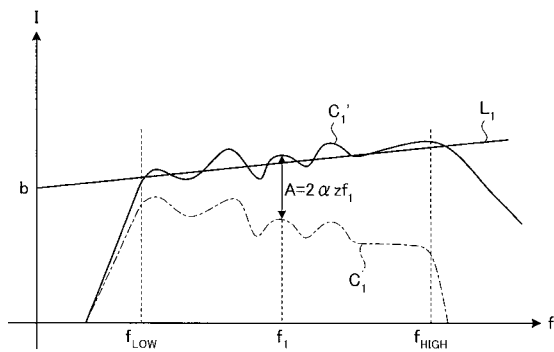
【 図 4 】



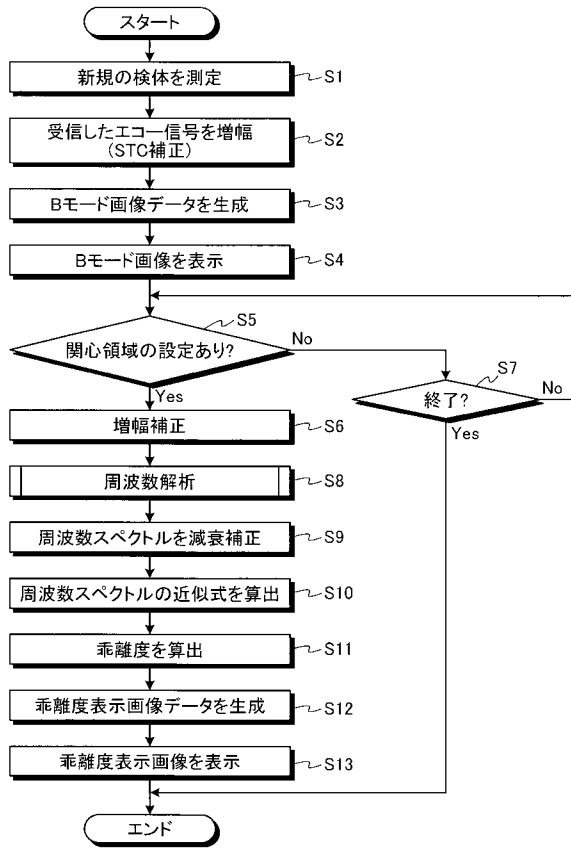
【 図 6 】



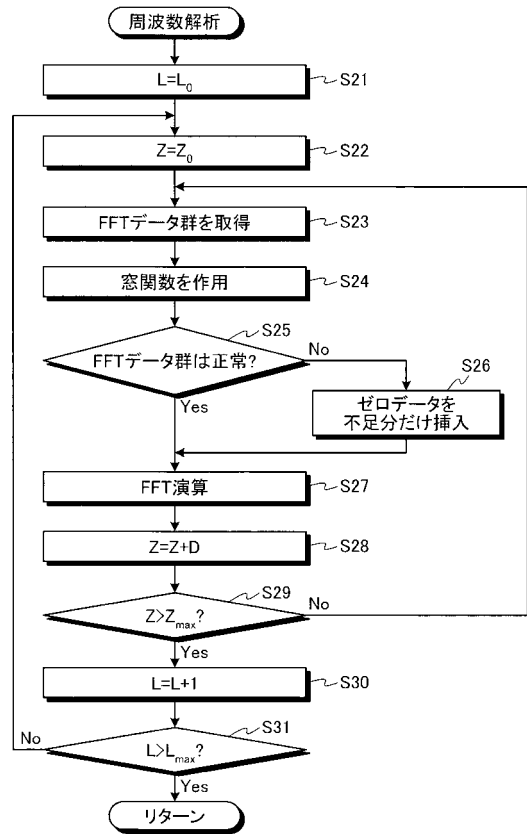
【 図 5 】



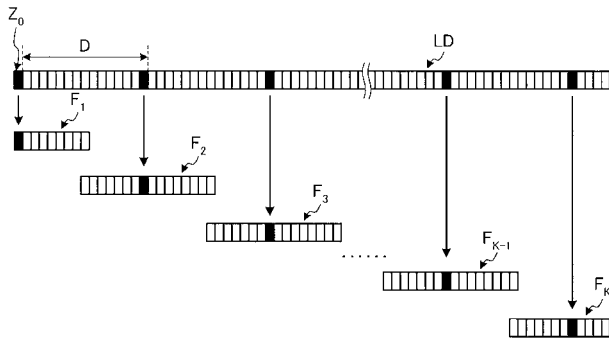
【 図 8 】



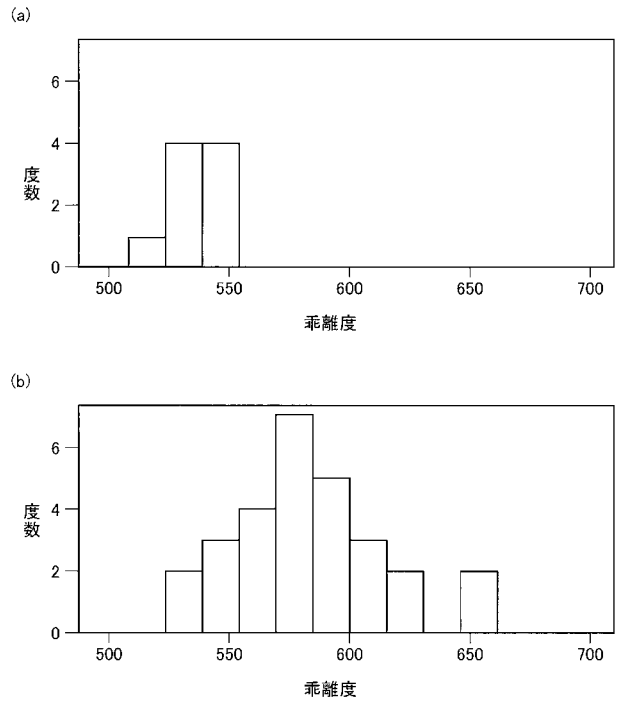
【 図 9 】



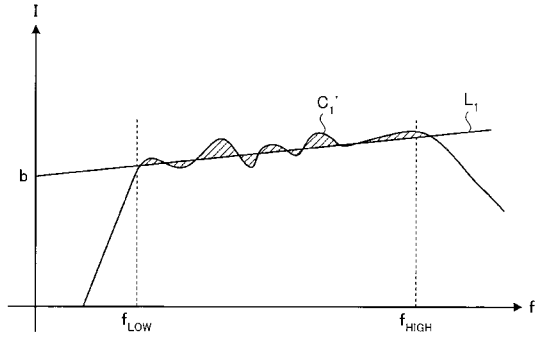
【 図 1 0 】



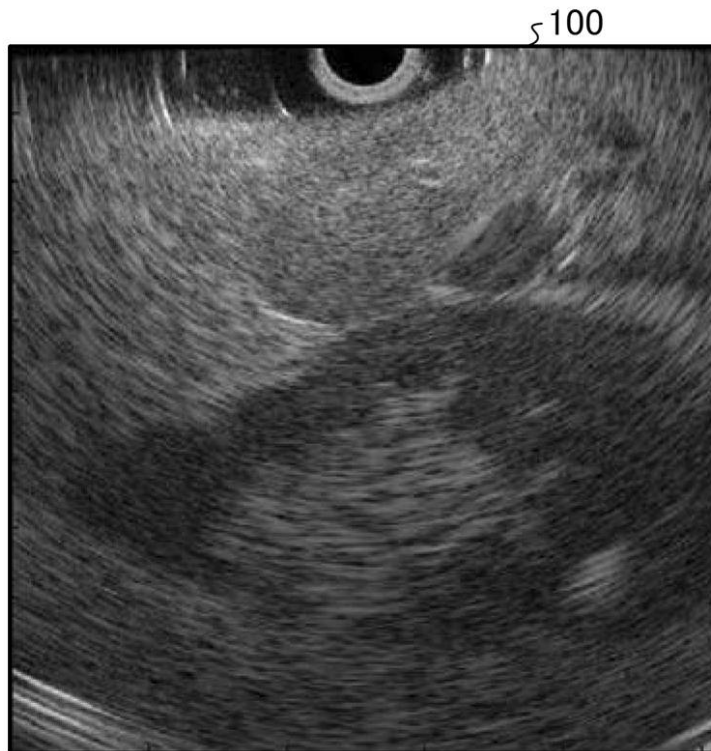
【 図 1 2 】



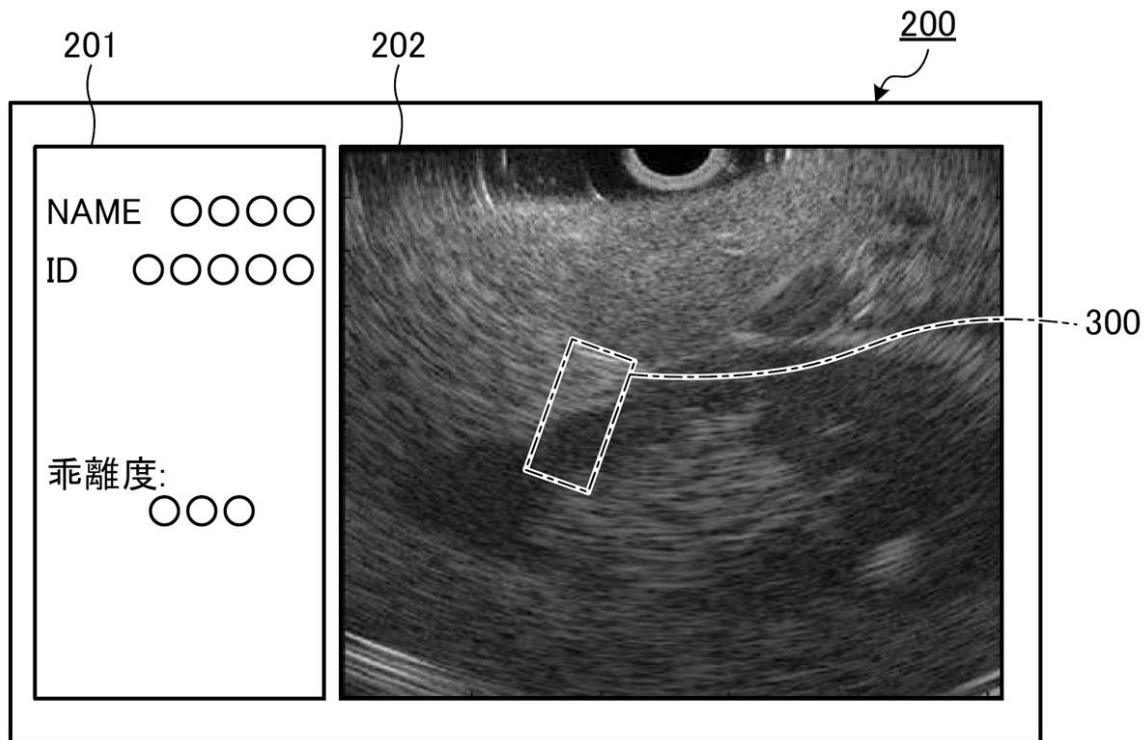
【 図 1 3 】



【 図 7 】



【図 1 1】



【手続補正書】

【提出日】平成25年10月1日(2013.10.1)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信し、受信した超音波に基づいて画像表示を行う超音波観測装置であって、

前記検体の所定領域内の複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、

前記周波数解析部が算出した各箇所の周波数スペクトルの近似式を算出する周波数スペクトル近似式算出部と、

前記周波数解析部が算出した各箇所の周波数スペクトルと該周波数スペクトルに対応して前記周波数スペクトル近似式算出部が算出した該周波数スペクトルの近似式との乖離度を算出する乖離度算出部と、

前記乖離度算出部が算出した乖離度に関する情報を生成する乖離度表示画像データ生成部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記乖離度算出部は、

前記各箇所における周波数スペクトルと該周波数スペクトルの近似式との乖離度の前記所定領域内における平均をさらに算出し、

前記乖離度に関する情報は、前記平均であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記乖離度表示画像データ生成部は、

前記各箇所に対して乖離度に応じた視覚情報を割り当てることによって乖離度表示画像データを生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記乖離度は、

前記周波数スペクトルの所定帯域に含まれる任意の周波数に対応する周波数スペクトルの強度および該周波数スペクトルの近似式の強度の差の二乗和として定義される乖離二乗和であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記乖離度は、

前記周波数を横軸とし、前記周波数スペクトルの強度を縦軸としたときに前記周波数スペクトルの所定帯域において前記周波数スペクトルと前記近似式とによって囲まれる面積として定義される乖離面積であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

前記周波数スペクトル近似式算出部は、

前記周波数スペクトルに対して、超音波が伝播する際に該超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正を行う減衰補正部と、

前記減衰補正部が補正した周波数スペクトルの近似式を回帰分析によって算出する近似部と、

を有することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

前記近似式は、周波数を変数とする 1 次式であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波観測装置。

【請求項 8】

前記検体から受信した超音波の信号を、受信深度に応じた増幅率で増幅する信号増幅部と、

前記信号増幅部が増幅した超音波の信号の振幅を輝度に変換して表示する B モード画像データを生成する B モード画像データ生成部と、

前記信号増幅部が増幅した前記超音波の信号に対して受信深度によらず増幅率を一定とする増幅補正を行う増幅補正部と、

をさらに備え、

前記周波数解析部は、

前記増幅補正部が増幅補正した前記超音波の信号の周波数を解析することを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信し、受信した超音波に基づいて画像表示を行う超音波観測装置の作動方法であって、

前記検体内の所定領域内の複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の周波数スペクトルを周波数解析部により算出する周波数解析ステップと、

前記周波数解析ステップで算出した各箇所の周波数スペクトルを近似することによって各箇所の周波数スペクトルの近似式を周波数スペクトル近似式算出部により算出する周波数スペクトル近似式算出ステップと、

前記周波数解析ステップで算出した各箇所の周波数スペクトルと該周波数スペクトルに対応して前記周波数スペクトル近似式算出ステップで算出した該周波数スペクトルの近似式との乖離度を乖離度算出部により算出する乖離度算出ステップと、

前記乖離度算出ステップで算出した乖離度に関する情報を乖離度表示画像データ生成部により生成する乖離度表示画像データ生成ステップと、

を有することを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項 10】

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信し、受信した超音波に基づいて画像表示を行う超音波観測装置に、

前記検体内の所定領域内の複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の周波数スペクトルを周波数解析部により算出する周波数解析ステップと、

前記周波数解析ステップで算出した各箇所の周波数スペクトルを近似することによって各箇所の周波数スペクトルの近似式を周波数スペクトル近似式算出部により算出する周波数スペクトル近似式算出ステップと、

前記周波数解析ステップで算出した各箇所の周波数スペクトルと該周波数スペクトルに対応して前記周波数スペクトル近似式算出ステップで算出した該周波数スペクトルの近似式との乖離度を乖離度算出部により算出する乖離度算出ステップと、

前記乖離度算出ステップで算出した乖離度に関する情報を乖離度表示画像データ生成部により生成する乖離度表示画像データ生成ステップと、

を実行させることを特徴とする超音波観測装置の作動プログラム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/062848

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/08		
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 1996-2013 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-193944 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 09 September 2010 (09.09.2010), (Family: none)	1-10
<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	"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
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"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
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Date of the actual completion of the international search 28 May, 2013 (28.05.13)		Date of mailing of the international search report 11 June, 2013 (11.06.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/062848

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 2005-536289 A (The Cleveland Clinic Foundation), 02 December 2005 (02.12.2005), & JP 2005-536265 A & JP 2005-537052 A & JP 2011-36680 A & JP 4773092 B & JP 4933045 B & US 2004/0037455 A1 & US 2004/0039286 A1 & US 2004/0122326 A1 & US 2006/0241486 A1 & US 2006/0241487 A1 & US 2006/0253033 A1 & US 2008/0287795 A1 & US 2011/0208017 A1 & US 2011/0235892 A1 & US 2013/0028497 A1 & EP 1534137 A2 & EP 1534139 A1 & EP 1536727 A2 & WO 2004/017835 A1 & WO 2004/017821 A2 & WO 2004/017823 A2 & AU 2003265629 A & AU 2003265645 A & AU 2003268254 A	1-10
A	JP 2007-524431 A (The Cleveland Clinic Foundation), 30 August 2007 (30.08.2007), & US 2004/0152983 A1 & EP 1599122 A2 & WO 2004/069027 A2 & CA 2514962 A & AU 2004210153 A	1-10
A	JP 2005-253827 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 22 September 2005 (22.09.2005), & US 2005/0203405 A1	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 6 2 8 4 8									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(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. A61B8/08											
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>1971-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2013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	1971-2013年	日本国実用新案登録公報	1996-2013年	日本国登録実用新案公報	1994-2013年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2013年										
日本国実用新案登録公報	1996-2013年										
日本国登録実用新案公報	1994-2013年										
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用了用語)											
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									
A	JP 2010-193944 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2010.09.09, (ファミリーなし)	1-10									
<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 28.05.2013		国際調査報告の発送日 11.06.2013									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 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) 宮澤 浩	2Q 9407								
		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 3 / 0 6 2 8 4 8
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 2005-536289 A (ザ クリーブランド クリニック ファウンデーション) 2005. 12. 02, & JP 2005-536265 A & JP 2005-537052 A & JP 2011-36680 A & JP 4773092 B & JP 4933045 B & US 2004/0037455 A1 & US 2004/0039286 A1 & US 2004/0122326 A1 & US 2006/0241486 A1 & US 2006/0241487 A1 & US 2006/0253033 A1 & US 2008/0287795 A1 & US 2011/0208017 A1 & US 2011/0235892 A1 & US 2013/0028497 A1 & EP 1534137 A2 & EP 1534139 A1 & EP 1536727 A2 & WO 2004/017835 A1 & WO 2004/017821 A2 & WO 2004/017823 A2 & AU 2003265629 A & AU 2003265645 A & AU 2003268254 A	1-10
A	JP 2007-524431 A (ザ クリーヴランド クリニック ファウンデーション) 2007. 08. 30, & US 2004/0152983 A1 & EP 1599122 A2 & WO 2004/069027 A2 & CA 2514962 A & AU 2004210153 A	1-10
A	JP 2005-253827 A (富士写真フイルム株式会社) 2005. 09. 22, & US 2005/0203405 A1	1-10

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, BN, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(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)	超声波观察装置，超声波观测装置的操作方法，超声波观察装置的操作程序		
公开(公告)号	JPWO2013179859A1	公开(公告)日	2016-01-18
申请号	JP2013544961	申请日	2013-05-07
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	野口裕雅		
发明人	野口 裕雅		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G06T7/0012 A61B8/085 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5269 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52071 G01S7/52074		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/JB13 4C601/JB49 4C601/JC05 4C601/JC06 4C601/JC13 4C601/JC19 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK31		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2012123362 2012-05-30 JP		
其他公开文献	JP5430809B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波观察装置包括：频率分析单元，其通过分析在多个位置处的超声波的频率来计算对象的预定区域中的多个位置中的每个位置的频谱；以及 频谱近似方程计算单元，其计算由频率分析单元计算出的每个位置处的频谱的近似方程； 偏差计算单元，其计算由所述频率分析单元计算出的每个位置处的频谱与由所述频谱近似方程式计算单元与所述频谱对应地计算出的频谱的近似方程之间的偏差； 偏差显示图像数据生成部，生成包括与偏差有关的信息的偏差显示图像数据。

