(19)日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11)国際公開番号
WO2015/190180

発行日　平成29年4月20日(2017.4.20)

(43)国際公開日　平成27年12月17日(2015.12.17)

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード（参考）
A61B 8/14 (2006.01)	A61B 8/14	4C601

審査請求 有　予備審査請求 未請求　（全 37 頁）

出願番号	特願2015-540935 (P2015-540935)
(21)国際出願番号	PCT/JP2015/062606
(22)国際出願日	平成27年4月24日(2015.4.24)
(11)特許番号	特許第5897227号(P5897227)
(45)特許公報発行日	平成28年3月30日(2016.3.30)
(31)優先権主張番号	特願2014-121002 (P2014-121002)
(32)優先日	平成26年6月11日(2014.6.11)
(33)優先権主張国	日本国(JP)

(71)出願人　000000376
オリンパス株式会社
東京都八王子市石川町２９５１番地
(74)代理人　100089118
弁理士　酒井　宏明
(72)発明者　川島　知直
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス株式会社内

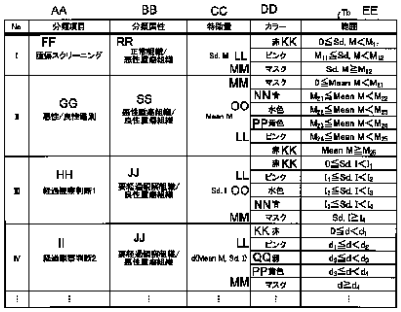
Ｆターム(参考)　4C601 DD18 EE11 JB49 JC06 JC13 JC21 JC37 KK02 KK24 KK31 KK41 LL38

最終頁に続く

(54)【発明の名称】医用診断装置、医用診断装置の作動方法および医用診断装置の作動プログラム

(57)【要約】

超音波観測装置は、検体から受信した受信信号に基づいて複数種類の特徴量を算出する特徴量算出部と、前記特徴量算出部が算出した前記複数種類の特徴量のうち、予め選択された分類項目に応じて定められる特徴量を用いて前記検体の組織の属性を分類し、分類結果に応じた視覚情報を前記受信信号に基づく画像の各画素に対して割り当てる分類部と、前記受信信号に基づく画像の各画素に割り当てられた前記視覚情報を重畳した特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、を備える。



No	AA 分類項目	BB 分類属性	CC 特徴量	DD カラー	EE (Th) 範囲
I	FF 腫瘍スクリーニング	RR 正常組織/悪性腫瘍組織	Sd. M	LL ピンク	$M_{11} \leqq Sd. M < M_{12}$
				MM マスク	$Sd. M \geqq M_{12}$
II	GG 悪性/良性鑑別	SS 悪性腫瘍組織/良性腫瘍組織	Mean M	MM マスク	$0 \leqq Mean\ M < M_{21}$
				NN青	$M_{21} \leqq Mean\ M < M_{22}$
				水色	$M_{22} \leqq Mean\ M < M_{23}$
				PP黄色	$M_{23} \leqq Mean\ M < M_{24}$
				LL ピンク	$M_{24} \leqq Mean\ M < M_{25}$
				赤KK	$Mean\ M \geqq M_{25}$
III	HH 経過観察判断1	JJ 悪性腫瘍組織/良性腫瘍組織	Sd. I	赤KK	$0 \leqq Sd.\ I < I_1$
				LL ピンク	$I_1 \leqq Sd.\ I < I_2$
				OO 水色	$I_2 \leqq Sd.\ I < I_3$
				NN青	$I_3 \leqq Sd.\ I < I_4$
				MM マスク	$Sd.\ I \geqq I_4$
IV	II 経過観察判断2	JJ 悪性腫瘍組織/良性腫瘍組織	dMean M, Sd. D	KK赤	$0 \leqq d < d_1$
				LL ピンク	$d_1 \leqq d < d_2$
				QQ緑	$d_2 \leqq d < d_3$
				PP黄色	$d_3 \leqq d < d_4$
				MM マスク	$d \geqq d_4$

AA Classification item
BB Classification attribute
CC Feature value
DD Color
EE Range
FF Tumor screening
GG Malignant/benign differentiation
HH Development observation decision (1)
II Development observation decision (2)
JJ Tumor tissue requiring observation/benign tumor tissue
KK Red
LL Pink
MM Mask
NN Blue
OO Turquoise
PP Yellow
QQ Green
RR Normal tissue/malignant tumor tissue
SS Malignant tumor tissue/benign tumor tissue

【特許請求の範囲】
【請求項１】
検体から受信した受信信号に基づいて複数種類の特徴量を算出する特徴量算出部と、
前記特徴量算出部が算出した前記複数種類の特徴量のうち、予め選択された分類項目に応じて定められる特徴量を用いて前記検体の組織の属性を分類し、分類結果に応じた視覚情報を前記受信信号に基づく画像の各画素に対して割り当てる分類部と、
前記受信信号に基づく画像の各画素に割り当てられた前記視覚情報を重畳した特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、
を備えたことを特徴とする医用診断装置。
【請求項２】
前記分類項目に対応する分類対象の組織の属性、分類に用いるべき特徴量の種類、および該特徴量の値に応じた視覚情報を対応づけた情報のうち少なくとも１つを含む分類情報を記憶する分類情報記憶部をさらに備え、
前記分類部は、
前記分類情報記憶部を参照して前記分類および前記視覚情報の割り当てを行うことを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。
【請求項３】
前記属性が既知である検体からの受信信号および前記受信信号に基づいて算出された情報のうち少なくとも一方を含む既知検体情報を該属性と関連付けて記憶する既知検体情報記憶部と、
前記既知検体情報記憶部が記憶する前記既知検体情報を用いて前記分類情報を設定する分類情報設定部と、
をさらに備えたことを特徴とする請求項２に記載の医用診断装置。
【請求項４】
前記特徴量算出部は、
前記検体の所定の領域から受信した前記受信信号をもとに複数のパラメータを抽出し、該複数のパラメータを用いて特徴量を算出す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医用診断装置。
【請求項５】
前記特徴量算出部は、
前記複数のパラメータのうち同じ種類のパラメータの統計量を前記特徴量として算出することを特徴とする請求項４に記載の医用診断装置。
【請求項６】
前記視覚情報は、色空間を構成する変数であ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医用診断装置。
【請求項７】
前記視覚情報は、輝度であ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医用診断装置。
【請求項８】
前記特徴量画像データ生成部が生成した前記特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する表示部をさらに備えたことを特徴とする請求項１～７のいずれか一項に記載の医用診断装置。
【請求項９】
前記分類項目の選択入力を受け付ける入力部をさらに備えたことを特徴とする請求項１～８のいずれか一項に記載の医用診断装置。
【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エコーを変換した電気的なエコー信号を前記受信信号として受信する超音波探触子をさらに備えたことを特徴とする請求項１～９のいずれか一項に記載の医用診断装置。
【請求項１１】

前記エコー信号の周波数を解析することによって周波数スペクトルを算出する周波数解析部をさらに備え、
前記特徴量算出部は、
前記周波数スペクトルを用いて前記複数種類の特徴量を算出することを特徴とする請求項１０に記載の医用診断装置。
【請求項１２】
前記特徴量算出部は、
前記受信信号に基づく画像の各画素の輝度に基づいて前記複数種類の特徴量を算出することを特徴とする請求項１～９のいずれか一項に記載の医用診断装置。
【請求項１３】
検体から受信した受信信号に基づいて診断用の画像データを生成する医用診断装置の作動方法であって、
特徴量算出部が、前記受信信号における複数種類の特徴量を算出する特徴量算出ステップと、
分類部が、前記複数種類の特徴量のうち、予め選択された分類項目に応じて定められる特徴量を用いて前記検体の組織の属性を分類し、分類結果に応じた視覚情報を前記受信信号に基づく画像の各画素に対して割り当てる分類ステップと、
特徴量画像データ生成部が、前記受信信号に基づく画像の各画素に割り当てられた前記視覚情報を重畳した特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、
を有することを特徴とする医用診断装置の作動方法。
【請求項１４】
検体から受信した受信信号に基づいて診断用の画像データを生成する医用診断装置に、
特徴量算出部が、前記受信信号における複数種類の特徴量を算出する特徴量算出ステップと、
分類部が、前記複数種類の特徴量のうち、予め選択された分類項目に応じて定められる特徴量を用いて前記検体の組織の属性を分類し、分類結果に応じた視覚情報を前記受信信号に基づく画像の各画素に対して割り当てる分類ステップと、
特徴量画像データ生成部が、前記受信信号に基づく画像の各画素に割り当てられた前記視覚情報を重畳した特徴量画像データを生成する特徴量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医用診断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、検体から受信する受信信号を用いて診断用の画像データを生成する医用診断装置、医用診断装置の作動方法および医用診断装置の作動プログラムに関する。
【背景技術】
【０００２】
従来、検体からの受信信号を用いて診断用の画像データを生成する医用診断装置として、画像から複数の学習窓を設定し、異なるテクスチャ領域上に設定された学習窓のテクスチャ特徴量を特徴空間上にプロットし、特徴空間上のテクスチャ特徴量の分布により類似度を算出する基準を設定する技術が開示されている（例えば、特許文献１を参照）。この技術によれば、検体の全組織を自動判別することができ、例えば管腔状臓器の表面や腫瘍などの組織の境界を簡易な方法によって検出することができる。
【０００３】
具体的に、例えば、検査中の組織が、組織Ａ、組織Ｂ、組織Ｃ、内腔のうちいずれであるかを自動判別する場合を考える。この技術では、まず、上記４種組織のうち２種を選択する。次に、病理結果がこの２種であった既知の検体の特徴量と、検査中の未知の検体の組織の特徴量とを比較する。次に、検査中の組織の特徴量が既知の２種組織の特徴量のうちどちらに近いかを判別する。こうして、２種組織の組み合わせの選択を変えながら判別を繰り返す。そして、検査中の組織は、上記２種組織のうち複数回の判別結果により最も

頻度が高く判別された組織であると判断することで、未知の組織を分類していた。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００４】
【特許文献１】特開平９－８４７９３号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００５】
ところで、医師等のユーザが医用画像を用いて組織の鑑別診断を行う際には、鑑別対象とする組織の属性（組織性状）をある程度絞り込んでいる場合が多い。しかしながら、上述した従来技術では、既知の検体の全種の組織と比較し、分類していたため、既知の組織の種類数が多いと、処理量は非常に大きくなり、分類結果を出力することが非常に遅くなってしまっていた。特に、鑑別対象の組織の属性が絞られている場合には処理量も絞られるはずだが、全種の組織に対して処理を実行するので余計な処理が多く、効率が悪かった。
【０００６】
本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、診断内容に応じて組織が分類された画像データを効率よく生成することができる医用診断装置、医用診断装置の作動方法および医用診断装置の作動プログラム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】
【０００７】
上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る医用診断装置は、検体から受信した受信信号に基づいて複数種類の特徴量を算出する特徴量算出部と、前記特徴量算出部が算出した前記複数種類の特徴量のうち、予め選択された分類項目に応じて定められる特徴量を用いて前記検体の組織の属性を分類し、分類結果に応じた視覚情報を前記受信信号に基づく画像の各画素に対して割り当てる分類部と、前記受信信号に基づく画像の各画素に割り当てられた前記視覚情報を重畳した特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、を備えたことを特徴とする。
【０００８】
本発明に係る医用診断装置は、上記発明において、前記分類項目に対応する分類対象の組織の属性、分類に用いるべき特徴量の種類、および該特徴量の値に応じた視覚情報を対応づけた情報のうち少なくとも１つを含む分類情報を記憶する分類情報記憶部をさらに備え、前記分類部は、前記分類情報記憶部を参照して前記分類および前記視覚情報の割り当てを行うことを特徴とする。
【０００９】
本発明に係る医用診断装置は、上記発明において、前記属性が既知である検体からの受信信号および前記受信信号に基づいて算出された情報のうち少なくとも一方を含む既知検体情報を該属性と関連付けて記憶する既知検体情報記憶部と、前記既知検体情報記憶部が記憶する前記既知検体情報を用いて前記分類情報を設定する分類情報設定部と、をさらに備えたことを特徴とする。
【００１０】
本発明に係る医用診断装置は、上記発明において、前記特徴量算出部は、前記検体の所定の領域から受信した前記受信信号をもとに複数のパラメータを抽出し、該複数のパラメータを用いて特徴量を算出することを特徴とする。
【００１１】
本発明に係る医用診断装置は、上記発明において、前記特徴量算出部は、前記複数のパラメータのうち同じ種類のパラメータの統計量を前記特徴量として算出することを特徴とする。
【００１２】
本発明に係る医用診断装置は、上記発明において、前記視覚情報は、色空間を構成する

変数であることを特徴とする。

【００１３】

本発明に係る医用診断装置は、上記発明において、前記視覚情報は、輝度であることを特徴とする。

【００１４】

本発明に係る医用診断装置は、上記発明において、前記特徴量画像データ生成部が生成した前記特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する表示部をさらに備えたことを特徴とする。

【００１５】

本発明に係る医用診断装置は、上記発明において、前記分類項目の選択入力を受け付ける入力部をさらに備えたことを特徴とする。

【００１６】

本発明に係る医用診断装置は、上記発明において、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エコーを変換した電気的なエコー信号を前記受信信号として受信する超音波探触子をさらに備えたことを特徴とする。

【００１７】

本発明に係る医用診断装置は、上記発明において、前記エコー信号の周波数を解析することによって周波数スペクトルを算出する周波数解析部をさらに備え、前記特徴量算出部は、前記周波数スペクトルを用いて前記複数種類の特徴量を算出することを特徴とする。

【００１８】

本発明に係る医用診断装置は、上記発明において、前記特徴量算出部は、前記受信信号に基づく画像の各画素の輝度に基づいて前記複数種類の特徴量を算出することを特徴とする。

【００１９】

本発明に係る医用診断装置の作動方法は、検体から受信した受信信号に基づいて診断用の画像データを生成する医用診断装置の作動方法であって、特徴量算出部が、前記受信信号における複数種類の特徴量を算出する特徴量算出ステップと、分類部が、前記複数種類の特徴量のうち、予め選択された分類項目に応じて定められる特徴量を用いて前記検体の組織の属性を分類し、分類結果に応じた視覚情報を前記受信信号に基づく画像の各画素に対して割り当てる分類ステップと、特徴量画像データ生成部が、前記受信信号に基づく画像の各画素に割り当てられた前記視覚情報を重畳した特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、を有することを特徴とする。

【００２０】

本発明に係る医用診断装置の作動プログラムは、検体から受信した受信信号に基づいて診断用の画像データを生成する医用診断装置に、特徴量算出部が、前記受信信号における複数種類の特徴量を算出する特徴量算出ステップと、分類部が、前記複数種類の特徴量のうち、予め選択された分類項目に応じて定められる特徴量を用いて前記検体の組織の属性を分類し、分類結果に応じた視覚情報を前記受信信号に基づく画像の各画素に対して割り当てる分類ステップと、特徴量画像データ生成部が、前記受信信号に基づく画像の各画素に割り当てられた前記視覚情報を重畳した特徴量画像データを生成する特徴量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。

【発明の効果】

【００２１】

本発明によれば、検体からの受信信号に基づいて複数種類の特徴量を算出し、この複数の特徴量のうち、予め選択された分類項目に応じて定められる特徴量を用いて検体の組織の属性を分類し、分類結果に応じた視覚情報を受信信号に基づく画像の各画素に対して割り当てた特徴量画像データを生成するため、診断内容に応じて最適な特徴量に基づく検体の組織の属性の分類が可能となり、診断内容に応じて組織が分類された画像データを効率よく生成することができる。

【図面の簡単な説明】

【００２２】
【図１】図１は、本発明の実施の形態１に係る医用診断装置であ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、本発明の実施の形態１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、本発明の実施の形態１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、超音波信号の１つの音線におけるデータ配列を模式的に示す図である。
【図５】図５は、本発明の実施の形態１に係る超音波観測装置の周波数解析部が算出する周波数スペクトルの例を示す図である。
【図６】図６は、本発明の実施の形態１に係る超音波観測装置の特徴量算出部が行う処理の概要を模式的に示す図である。
【図７】図７は、本発明の実施の形態１に係る分類情報記憶部が記憶する分類情報を模式的に示す図である。
【図８】図８は、分類項目が腫瘍スクリーニングである場合の分類と色の割り当てを模式的に示す図である。
【図９】図９は、分類項目が悪性／良性鑑別である場合の分類と色の割り当てを模式的に示す図である。
【図１０】図１０は、分類項目が経過観察判断１である場合の分類と色の割り当てを模式的に示す図である。
【図１１】図１１は、分類項目が経過観察判断２である場合の分類と色の割り当てを模式的に示す図である。
【図１２】図１２は、本発明の実施の形態１に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。
【図１３】図１３は、入力部が分類項目の選択入力を受け付ける際に表示部が表示する選択画面の表示例を示す図である。
【図１４】図１４は、本発明の実施の形態１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。
【図１５】図１５は、本発明の実施の形態１に係る超音波観測装置の表示部における特徴量画像の表示例を模式的に示す図である。
【図１６】図１６は、本発明の実施の形態２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１７】図１７は、本発明の実施の形態２に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。
【図１８】図１８は、本発明の実施の形態２に係る超音波観測装置の分類情報設定部が行う処理の概要を示すフローチャートである。
【図１９】図１９は、本発明の実施の形態２に係る超音波観測装置の分類情報設定部が行う処理の概要を模式的に示す図である。
【図２０】図２０は、本発明の別の実施の形態に係る超音波観測装置の特徴量算出部が行う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】
【００２３】
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。
【００２４】
（実施の形態１）
図１は、本発明の実施の形態１に係る医用診断装置であ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。
【００２５】

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、超音波エコーを電気信号に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、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、タッチパネル等のユーザ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（Electro Luminescence）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、超音波観測に必要な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。

【００２６】

超音波観測装置１は、超音波振動子２１が設けられる超音波探触子２と、超音波探触子２が着脱可能に接続され、超音波探触子２以外の上記部分が設けられる処理装置（プロセッサ）とによって構成される。ここで、超音波探触子２は、生体の体表から超音波を照射する体外式探触子の形態、消化管、胆膵管、血管等の管腔内に挿入する長軸の挿入部を備えたミニチュア超音波プローブの形態、管腔内超音波プローブに光学系をさらに備えた超音波内視鏡の形態、のいずれの形態であってもよい。このうち、超音波内視鏡をはじめ、管腔内超音波プローブの形態をとった場合には、管腔内超音波プローブの挿入部の先端側に超音波振動子２１が設けられ、管腔内超音波プローブは基端側で処理装置と着脱可能に接続する。

【００２７】

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）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超音波振動子２１を有する。超音波探触子２は、超音波振動子２１をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子２１として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査させるものであってもよい。本実施の形態１では、超音波探触子２として、互いに異なる複数種類のいずれかの超音波探触子２を選択して使用することが可能である。

【００２８】

送受信部３は、超音波探触子２と電気的に接続され、電気的な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から電気的な受信信号である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電気的な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。

【００２９】

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ＳＴＣ（Sensitivity Time Control）補正を行う。図２は、信号増幅部３１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β（ｄＢ）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β_0からβ_{th}（$>\beta_0$）へ線型に増加する。また、増幅率β（ｄＢ）は、受信深度ｚが閾値z_{th}以上である場合、一定値β_{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β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。

【００３０】

送受信部３は、信号増幅部３１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時間ドメインのデジタルＲＦ信号を生成して出力する。なお、超音波探触子２が複数の素子をアレイ状に設けた超音波振動子２１を電子的に走査させるものである場合、送受信部３は、複数の素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。

【００３１】
演算部４は、送受信部３が出力したデジタル高周波（ＲＦ：Radio Frequency）信号に対して受信深度によらず増幅率βを一定とするよう増幅補正を行う増幅補正部４１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：Fast Fourier Transform）を施し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４２と、周波数スペクトルにおける複数種類の特徴量を算出する特徴量算出部４３と、予め選択された鑑別対象組織の分類項目に対応する特徴量を用いて検体の組織の属性の分類を行う分類部４４と、を有する。演算部４は、ＣＰＵ（Central Proccesing Unit）や各種演算回路等を用いて実現される。

【００３２】
図３は、増幅補正部４１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４１が行う増幅処理における増幅率β（ｄＢ）は、受信深度ｚがゼロのとき最大値$\beta_{th}-\beta_{0}$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４１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３１におけるＳＴＣ補正の影響を相殺し、一定の増幅率β_{th}の信号を出力することができる。なお、増幅補正部４１が行う受信深度ｚと増幅率βの関係は、信号増幅部３１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。

【００３３】
このような増幅補正を行う理由を説明する。ＳＴＣ補正は、アナログ信号波形の振幅を全周波数帯域にわたって均一に、かつ、深度に対しては単調増加する増幅率で増幅させることで、アナログ信号波形の振幅から減衰の影響を排除する補正処理である。このため、エコー信号の振幅を利用するＢモード画像を生成する場合、かつ、一様な組織を走査した場合には、ＳＴＣ補正を行うことによって深度によらず輝度値が一定になる。すなわち、Ｂモード輝度値から減衰の影響を排除する効果を得ることができる。一方、本実施の形態１のように超音波の周波数スペクトルを算出して解析した結果を利用する場合、ＳＴＣ補正でも超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない。何故なら、後述する式（１）のように、減衰量は周波数によって異なるが、ＳＴＣ補正の増幅率は距離だけに対して変化し、周波数に対しては変化せず一定であるためである。減衰量の周波数依存性を含めて、減衰の影響を排除する方法を、「減衰補正処理」として、図６および図１２のステップＳ９に後述する。

【００３４】
上述した問題、すなわち超音波の周波数スペクトルを算出して解析した結果を利用する場合、ＳＴＣ補正でも超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない、という問題を解決するには、Ｂモード画像を生成する際にＳＴＣ補正を施した受信信号を出力する一方、周波数スペクトルに基づいた画像を生成する際に、Ｂモード画像を生成するための送信とは異なる新たな送信を行い、ＳＴＣ補正を施していない受信信号を出力することが考えられる。ところがこの場合には、受信信号に基づいて生成される画像データのフレームレートが低下してしまうという問題がある。

【００３５】
そこで、本実施の形態１では、生成される画像データのフレームレートを維持しつつ、Ｂモード画像用にＳＴＣ補正を施した信号に対してＳＴＣ補正の影響を排除するために、増幅補正部４１によって増幅率の補正を行う。

【００３６】
周波数解析部４２は、エコー信号に基づくデジタルＲＦ信号を増幅補正した信号の各音線（ラインデータ）を、所定の時間間隔でサンプリングした振幅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。

【００３７】
図４は、超音波信号の１つの音線におけるデータ配列を模式的に示す図である。同図に

示す音線データSR_kにおいて、白または黒の長方形は、１つのデータを意味している。音線データSR_k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５０ＭＨｚ）に対応した時間間隔で離散化されている。図４では、番号ｋ（後述）の音線データSR_kの１番目のデータ位置を受信深度ｚの方向の初期値$Z^{(k)}_0$として設定した場合を示しているが、初期値の位置は任意に設定することができる。周波数解析部４２による算出結果は複素数で得られ、記憶部８に格納される。

【００３８】

図４に示すデータ群F_j（ｊ＝１、２、・・・、Ｋ）は、高速フーリエ変換の対象となる振幅データ群である。一般に、高速フーリエ変換を行うためには、振幅データ群が２のべき乗のデータ数を有している必要がある。この意味で、振幅データ群F_j（ｊ＝２、・・・、Ｋ－１）はデータ数が１６（＝2^4）で正常なデータ群である一方、振幅データ群F_1、F_Kは、それぞれデータ数が９、１２であるため異常なデータ群である。異常なデータ群に対して高速フーリエ変換を行う際には、不足分だけゼロデータを挿入することにより、正常な振幅データ群を生成する処理を行う。この点については、後述する周波数解析部４２の処理を説明する際に詳述する（図１４を参照）。

【００３９】

図５は、周波数解析部４２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。具体的には、図５で例示した「周波数スペクトル」とは、振幅データ群を高速フーリエ変換（ＦＦＴ演算）することによって得られた「ある受信深度ｚにおける強度の周波数分布」を意味する。ここでいう「強度」とは、例えばエコー信号の電圧、エコー信号の電力、超音波エコーの音圧、超音波エコーの音響エネルギー等のパラメータ、これらパラメータの振幅や時間積分値やその組み合わせのいずれかを指す。図５では、横軸には周波数ｆを取っている。縦軸には、強度Ｉを特定の基準強度I_c（定数）で除し、さらに常用対数をとった強度のデシベル表現$\log_{10}(I/I_c)$を取っている。ただし、図５および以下では記述を簡単にするため、以下、デシベル表現された強度も単にＩと記載する。図５において、受信深度ｚは一定である。なお、本実施の形態１において、曲線および直線は、離散的な点の集合からなる。

【００４０】

図５に示す周波数スペクトルC_1において、以後の演算に使用する周波数帯域の下限周波数f_Lおよび上限周波数f_Hは、超音波振動子２１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_L＝３ＭＨｚ、f_H＝１０ＭＨｚである。以下、下限周波数f_Lおよび上限周波数f_Hから定まる周波数帯域を「周波数帯域Ｆ」という。

【００４１】

一般に、周波数スペクトルは、超音波が走査された組織の属性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の大きさ、数密度、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１において、「属性」とは、例えば悪性腫瘍組織、良性腫瘍組織、内分泌腫瘍組織、粘液性腫瘍組織、正常組織、脈管などのことである。

【００４２】

特徴量算出部４３は、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影響を補正する減衰補正処理を施す減衰補正部４３１と、減衰補正後の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４３２と、を有する。

【００４３】

図６は、特徴量算出部４３が行う処理の概要を模式的に示す図である。図６では、図５に示す周波数スペクトルC_1に対して特徴量算出を行う場合を例示している。まず、減衰補正部４３１は、周波数スペクトルC_1に対し、すべての周波数ｆにおける強度Ｉ（ｆ，ｚ）に式（１）の減衰量Ａ（ｆ，ｚ）をそれぞれ加える補正（Ｉ（ｆ，ｚ）→Ｉ（ｆ，ｚ）＋Ａ（ｆ，ｚ））を行う。この超音波の減衰量Ａ（ｆ，ｚ）は、超音波が受信深度０と受信深度ｚとの間を往復する間に生じる減衰であり、往復する前後の強度変化（デシベル

表現での差）として定義される。このＡ（ｆ，ｚ）は、一様な組織内では周波数に比例することが経験的に知られており、比例係数をαとして、式（１）で表現される。

Ａ（ｆ，ｚ）＝２αｚｆ　・・・（１）

ここで、αは減衰率と呼ばれる。また、ｚは超音波の受信深度であり、ｆは周波数である。

【００４４】

減衰率αの具体的な値は、観察対象が生体である場合、０．０～１．０（ｄＢ／ｃｍ／ＭＨｚ）、より好ましくは０．３～０．７（ｄＢ／ｃｍ／ＭＨｚ）であり、生体の部位に応じて定まる。例えば、観察対象が膵臓である場合には、α＝０．６（ｄＢ／ｃｍ／ＭＨｚ）と定めることがある。なお、本実施の形態１において、減衰率αの値を入力部６からの入力によって設定または変更可能な構成としてもよい。

【００４５】

図６に示す周波数スペクトルC_2は、減衰補正処理によって超音波の伝播に伴う減衰の影響を補正した結果として得られる新たな周波数スペクトルである。

【００４６】

近似部４３２は、周波数スペクトルC_2の周波数帯域Ｆにおける回帰分析を行って周波数スペクトルC_2を一次式（回帰直線）で近似することにより、特徴量の算出に必要なパラメータを抽出する。この場合に抽出されるパラメータは、図６に示す回帰直線L_1の傾きａおよび切片ｂ、ならびに周波数帯域Ｆの中心周波数$f_M=(f_L+f_H)/2$における回帰直線上の値であるミッドバンドフィット（Mid-band fit）$c=af_M+b$である。

【００４７】

３つの特徴量のうち、傾きａは、超音波の散乱体の大きさと相関を有し、一般に散乱体が大きいほど傾きが小さな値を有すると考えられる。また、切片ｂは、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の数密度（濃度）等と相関を有している。具体的には、切片ｂは、散乱体が大きいほど大きな値を有し、音響インピーダンスの差が大きいほど大きな値を有し、散乱体の数密度（濃度）が大きいほど大きな値を有すると考えられる。ミッドバンドフィットｃは、傾きａと切片ｂから導出される間接的なパラメータであり、有効な周波数帯域内の中心におけるスペクトルの強度を与える。このため、ミッドバンドフィットｃは、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の数密度に加えて、Ｂモード画像の輝度とある程度の相関を有していると考えられる。なお、近似部４３２が算出する近似式は一次式に限定されるわけではなく、二次以上の多項式を用いることも可能である。

【００４８】

特徴量算出部４３は、所定の関心領域内で算出した検体のパラメータを用いて複数種類の特徴量を算出可能である。具体的には、特徴量算出部４３は、関心領域内で設定される複数の単位領域（判別窓ともいう）において近似部４３２が算出した傾きａ、切片ｂ、およびミッドバンドフィットｃの平均および標準偏差を算出する。関心領域内の複数の単位領域は、互いに同じ大きさ（画素数）を有している。この大きさは、入力部６が設定入力を受け付けることによって予め設定され、記憶部８に格納されている。なお、特徴量算出部４３が算出する特徴量として、以下では傾きａ、切片ｂ、ミッドバンドフィットｃの平均および標準偏差を例示して説明するが、平均および標準偏差以外の分散やエントロピーのような統計量を適用してもよい。

【００４９】

以下、傾きａの平均をＭｅａｎ　Ｓ、標準偏差をＳｄ．Ｓとし、切片ｂの平均をＭｅａｎ　Ｉ、標準偏差をＳｄ．Ｉとし、ミッドバンドフィットｃの平均をＭｅａｎ　Ｍ、標準偏差をＳｄ．Ｍとする。

【００５０】

分類部４４は、特徴量算出部４３が算出可能な複数種類の特徴量のうち、予め選択された分類項目に対応する特徴量を用いて分類を行い、分類結果に応じた視覚情報としての色（色相）を電気的なエコー信号から生成される画像の各画素に割り当てる。なお、分類部

４４が各画素に割り当てる視覚情報は色相に限られるわけではなく、色空間を構成する変数であればいかなるものであっても構わない。このような色空間として、例えば色相に明度および彩度を加えたマンセル表色系を採用してもよいし、Ｒ（赤）、Ｇ（緑）、Ｂ（青）を変数とするＲＧＢ表色系を採用してもよい。

【００５１】

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５１と、特徴量算出部４３が抽出した特徴量に対応する情報を表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部５２と、を有する。

【００５２】

Ｂモード画像データ生成部５１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。Ｂモード画像は、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。

【００５３】

特徴量画像データ生成部５２は、分類部４４によって画素ごとに割り当てられた視覚情報をＢモード画像データにおける画像の各画素に対して重畳することによって特徴量画像データを生成する。特徴量画像データ生成部５２は、例えば図４に示す１つの振幅データ群$Ｆ_{j}$（ｊ＝１、２、・・・、Ｋ）のデータ量に対応する画素領域には、その振幅データ群$Ｆ_{j}$から算出される周波数スペクトルの特徴量に対応する視覚情報が割り当てられる。

【００５４】

記憶部８は、分類情報記憶部８１を有する。分類情報記憶部８１は、分類対象である組織の属性を分類し、特徴量画像データ生成部５２が特徴量画像データを生成する際に必要な分類結果の情報を記憶する。また、分類情報記憶部８１は、特徴量を算出する際の単位領域に関する情報も記憶する。

【００５５】

図７は、分類情報記憶部８１が記憶する分類情報を模式的に示す図である。同図に示すテーブルＴｂは、分類項目の列に、分類の目的が割り当てられている。また、分類項目ごとに、分離対象の組織の属性と分類に用いる特徴量が対応づけられている。また、各分類項目では、特徴量画像を表示する際に画素に対して割り当てられる視覚情報としての色（色相）と特徴量の値（値域）とが対応づけられている。以下、図７に例示される分類項目ごとの分類項目を具体的に説明する。

【００５６】

（１）分類項目が腫瘍スクリーニングの場合

分類対象の属性（分類属性）は正常組織と悪性腫瘍組織であり、分類に使用する特徴量はミッドバンドフィットの標準偏差Ｓｄ．Ｍである。この場合、特徴量の値が０≦Ｓｄ．Ｍ＜$Ｍ_{11}$である画素には赤が割り当てられ、$Ｍ_{11}$≦Ｓｄ．Ｍ＜$Ｍ_{12}$である組織に対応する画素にはピンクが割り当てられる。これに対して、特徴量の値がＳｄ．Ｍ≧$Ｍ_{12}$である画素には色が割り当てられない（図７では「マスク」と記載）。色が割り当てられない範囲の特徴量に対応する組織は、正常組織である。この意味でＳｄ．Ｍ＝$Ｍ_{12}$は、正常組織と悪性腫瘍組織とを分離するための閾値である。特徴量と色の対応づけは、例えば、悪性腫瘍組織における腫瘍の程度に応じて設定される。

【００５７】

図８は、分類項目が腫瘍スクリーニングである場合の分類と色の割り当てを模式的に示す図である。図８では、横軸がミッドバンドフィットの標準偏差Ｓｄ．Ｍであり、縦軸がミッドバンドフィットの平均Ｍｅａｎ Ｍである特徴量空間における既知検体の特徴量分布を散布図で示すとともに、特徴量の値と画素に割り当てる色との関係を模式的に示している。既知検体とは、本実施の形態１で新たな検体を検査する以前に、病理検査等により、予め組織の属性が明らかになっている別の検体である。また、図８では、矢印$Ａ_{11}$が

赤を割り当てる特徴量Ｓｄ．Ｍの範囲を示し、矢印A_{12}がピンクを割り当てる特徴量Ｓｄ．Ｍの範囲を示し、矢印A_{13}が色を割り当てない特徴量Ｓｄ．Ｍの範囲を示している。

【００５８】

図８に示す特徴量空間において、既知検体は属性によって２つのグループG_{11}、G_{12}に大別される。グループG_{11}は悪性腫瘍組織のグループであり、グループG_{12}は正常組織のグループである。グループG_{11}とグループG_{12}は、横軸Ｓｄ．Ｍの方向ではＳｄ．Ｍ＝M_{12}で明確に分離する一方、縦軸Ｍｅａｎ Ｍの方向では分離していない。このように、分類項目が腫瘍スクリーニングの場合、特徴量としてミッドバンドフィットの標準偏差Ｓｄ．Ｍを採用することによって検体の組織の属性を正確に分類することができる。

【００５９】

上述のM_{11}、M_{12}に相当するミッドバンドフィットの平均Ｍｅａｎ Ｍの値、矢印A_{11}、A_{12}、A_{13}に対する色の情報、および、これらＭｅａｎ Ｍの値域と視覚情報（色とマスク）との間を対応づける情報（以下、カラーテーブルという）は、特徴量を用いた分類が開始される前に、複数種の組織の属性のいずれに属するかが病理検査等によって明らかになっている複数群の既知検体の分布を基にして、図示しない外部処理装置、もしくは、特徴量算出部４３と分類部４４のいずれか、もしくは、両方によって算出されている。そして、分類情報の一部として、予め、分類情報記憶部８１に記憶されている。分類部４４は、分類を開始する際に、これらを分類情報記憶部８１から読み出し、組織の属性の分類を行う。

【００６０】

（２）分類項目が悪性／良性鑑別の場合

分類対象の属性は悪性腫瘍組織と良性腫瘍組織であり、分類に使用する特徴量はミッドバンドフィットの平均Ｍｅａｎ Ｍである。この場合、特徴量の値が０≦Ｍｅａｎ Ｍ＜M_{21}である画素には色が割り当てられない。これに対し、特徴量の値がM_{21}≦Ｍｅａｎ Ｍ＜M_{22}である画素には青が割り当てられ、M_{22}≦Ｍｅａｎ Ｍ＜M_{23}である画素には水色が割り当てられ、M_{23}≦Ｍｅａｎ Ｍ＜M_{24}である画素には黄色が割り当てられ、M_{24}≦Ｍｅａｎ Ｍ＜M_{25}である画素にはピンクが割り当てられ、Ｍｅａｎ Ｍ≧M_{25}である画素には赤が割り当てられる。

【００６１】

図９は、分類項目が悪性／良性鑑別である場合の分類と色の割り当てを模式的に示す図である。図９では、横軸がミッドバンドフィットの標準偏差Ｓｄ．Ｍであり、縦軸がミッドバンドフィットの平均Ｍｅａｎ Ｍである特徴量空間における既知検体の特徴量分布を散布図で示すとともに、特徴量の値と画素に割り当てる色との関係を模式的に示している。既知検体とは、本実施の形態１で新たな検体を検査する以前に、病理検査等により、予め組織の属性が明らかになっている別の検体である。また、図９では、矢印A_{21}が色を割り当てない範囲を示し、矢印A_{22}が青を割り当てる範囲を示し、矢印A_{23}が水色を割り当てる範囲を示し、矢印A_{24}が黄色を割り当てる範囲を示し、矢印A_{25}がピンクを割り当てる範囲を示し、矢印A_{26}が赤を割り当てる範囲を示している。

【００６２】

図９に示す特徴量空間において、既知検体は属性によって２つのグループG_{21}、G_{22}に大別される。グループG_{21}は良性腫瘍組織のグループであり、グループG_{22}は悪性腫瘍組織のグループである。グループG_{21}とグループG_{22}は、縦軸Ｍｅａｎ Ｍの方向ではＭｅａｎ Ｍ＝M_{24}で明確に分離する一方、横軸Ｓｄ．Ｍの方向では分離していない。このように、分類項目が悪性／良性鑑別である場合、ミッドバンドフィットの平均Ｍｅａｎ Ｍを採用することによって検体の組織の属性を正確に分類することができる。分類項目が悪性／良性鑑別である場合、特徴量画像では悪性腫瘍組織と良性腫瘍組織を鑑別可能に表示するのが好ましい。そのため、図９では、グループG_{21}、G_{22}にそれぞれ別の色を割り当てている。

【００６３】

上述のM_{21}、M_{22}、M_{23}、M_{24}、M_{25}に相当するミッドバンドフィットの平均Ｍｅａｎ Ｍの値、矢印A_{21}、A_{22}、A_{23}、A_{24}、A_{25}、A_{26}に対する色の情報、および、これらＭｅａｎ Ｍの値域と視覚情報（色とマスク）との間を対応づける情報（カラーテーブル）は、特徴量を用いた分類が開始される前に、複数種の組織の属性のいずれに属するかが病理検査等によって明らかになっている複数群の既知検体の分布を基にして、図示しない外部処理装置、もしくは、特徴量算出部４３と分類部４４のいずれか、もしくは、両方によって算出されている。そして、分類情報の一部として、予め、分類情報記憶部８１に記憶されている。分類部４４は、分類を開始する際に、これらを分類情報記憶部８１から読み出し、組織の属性の分類を行う。

【００６４】

（３）分類項目が経過観察判断１の場合

分類対象の属性は要経過観察組織と良性腫瘍組織であり、分類に使用する特徴量は切片の標準偏差Ｓｄ．Ｉである。この場合、特徴量の値が０≦Ｓｄ．Ｉ＜I_1には赤が割り当てられ、I_1≦Ｓｄ．Ｉ＜I_2である画素にはピンクが割り当てられ、I_2≦Ｓｄ．Ｉ＜I_3である画素には水色が割り当てられ、I_3≦Ｓｄ．Ｉ＜I_4である画素には青が割り当てられる。これに対し、特徴量の値がＳｄ．Ｉ≧I_4である画素には色が割り当てられない。

【００６５】

図１０は、分類項目が経過観察判断１である場合の分類と色の割り当てを模式的に示す図である。図１０では、横軸が切片の標準偏差Ｓｄ．Ｉであり、縦軸が切片の平均Ｍｅａｎ Ｉである特徴量空間における既知検体の特徴量分布を散布図で示すとともに、特徴量の値と画素に割り当てる色との関係を模式的に示している。既知検体とは、本実施の形態１で新たな検体を検査する以前に、病理検査等により、予め組織の属性が明らかになっている別の検体である。また、図１０では、矢印A_{31}が赤を割り当てる範囲を示し、矢印A_{32}がピンクを割り当てる範囲を示し、矢印A_{33}が水色を割り当てる範囲を示し、矢印A_{34}が青を割り当てる範囲を示し、矢印A_{35}が色を割り当てない範囲を示している。

【００６６】

図１０に示す特徴量空間において、既知検体は属性によって２つのグループG_{31}、G_{32}に大別される。グループG_{31}は要経過観察組織のグループであり、グループG_{32}は良性腫瘍組織のグループである。グループG_{31}とグループG_{32}は、横軸Ｓｄ．Ｉの方向ではＳｄ．Ｉ＝I_2で明確に分離する一方、縦軸Ｍｅａｎ Ｉの方向では分離していない。このように、経過観察判断１を行う場合、切片の標準偏差Ｓｄ．Ｉを採用することによって検体の組織の属性を正確に分類することができる。分類項目が経過観察判断１である場合、特徴量画像では要経過観察組織と良性腫瘍組織を鑑別可能に表示するのが好ましい。そのため、図１０では、グループG_{31}、G_{32}にそれぞれ別の色を割り当てている。

【００６７】

上述のI_1、I_2、I_3、I_4に相当する切片の標準偏差Ｓｄ．Ｉの値、矢印A_{31}、A_{32}、A_{33}、A_{34}、A_{35}に対する色の情報、および、これらＳｄ．Ｉの値域と視覚情報（色とマスク）との間を対応づける情報（カラーテーブル）は、特徴量を用いた分類が開始される前に、複数種の組織の属性のいずれに属するかが病理検査等によって明らかになっている複数群の既知検体の分布を基にして、図示しない外部処理装置、もしくは、特徴量算出部４３と分類部４４のいずれか、もしくは、両方によって算出されている。そして、分類情報の一部として、予め、分類情報記憶部８１に記憶されている。分類部４４は、分類を開始する際に、これらを分類情報記憶部８１から読み出し、組織の属性の分類を行う。

【００６８】

（４）分類項目が経過観察判断２の場合

分類対象の属性は要経過観察組織と悪性腫瘍組織であり、分類に使用する特徴量はミッドバンドフィットの平均Ｍｅａｎ Ｍおよび切片の標準偏差Ｓｄ．Ｉの関数として算出されるｄ（Ｍｅａｎ Ｍ，Ｓｄ．Ｉ）である（以下、単にｄと記載する）。このｄは、具体的には２つの特徴量Ｍｅａｎ ＭとＳｄ．Ｉの線型結合として定義される。この場

合、特徴量ｄの値が０≦ｄ＜ｄ$_1$である画素には赤が割り当てられ、ｄ$_1$≦ｄ＜ｄ$_2$である画素にはピンクが割り当てられ、ｄ$_2$≦ｄ＜ｄ$_3$である画素には緑が割り当てられ、ｄ$_3$≦ｄ＜ｄ$_4$である画素には黄色が割り当てられる。これに対し、特徴量の値がｄ≧ｄ$_4$の画素には色が割り当てられない。

【００６９】

図１１は、分類項目が経過観察判断２である場合の分類と色の割り当てを模式的に示す図である。図１１では、横軸がミッドバンドフィットの平均Ｍｅａｎ　Ｍであり、縦軸が切片の標準偏差Ｓｄ．　Ｉである特徴量空間における既知検体の特徴量分布を散布図で示すとともに、特徴量の値と画素に割り当てる色との関係を模式的に示している。既知検体とは、本実施の形態１で新たな検体を検査する以前に、病理検査等により、予め組織の属性が明らかになっている別の検体である。また、図１１では、矢印Ａ$_{41}$が赤を割り当てる範囲を示し、矢印Ａ$_{42}$がピンクを割り当てる範囲を示し、矢印Ａ$_{43}$が緑を割り当てる範囲を示し、矢印Ａ$_{44}$が黄色を割り当てる範囲を示し、矢印Ａ$_{45}$が色を割り当てない範囲を示している。

【００７０】

図１１に示す特徴量空間において、既知検体は属性によって２つのグループＧ$_{41}$、Ｇ$_{42}$に大別される。グループＧ$_{41}$は要経過観察組織のグループであり、グループＧ$_{42}$は悪性腫瘍組織のグループである。グループＧ$_{41}$とグループＧ$_{42}$は、横軸Ｍｅａｎ　Ｍおよび縦軸Ｓｄ．　Ｉと異なる軸であって横軸Ｍｅａｎ　Ｍおよび縦軸Ｓｄ．　Ｉと原点で交わる軸である軸ｄの方向ではｄ＝ｄ$_2$で明確に分離する一方、横軸Ｍｅａｎ　Ｍおよび縦軸Ｓｄ．　Ｉの方向では分離していない。なお、ここで、特徴量ｄの値は、軸ｄに沿った原点からの距離で定義する。このように、分類項目が経過観察判断２である場合、ミッドバンドフィットの平均Ｍｅａｎ　Ｍおよび切片の標準偏差Ｓｄ．　Ｉの線型結合である特徴量ｄ（Ｍｅａｎ　Ｍ，Ｓｄ．　Ｉ）を採用することによって検体の組織の属性を正確に分類することができる。分類項目が経過観察判断２である場合、特徴量画像では要経過観察組織と良性腫瘍組織を鑑別可能に表示するのが好ましい。そのため、図１１では、グループＧ$_{41}$、Ｇ$_{42}$にそれぞれ別の色を割り当てている。

【００７１】

ミッドバンドフィットの平均Ｍｅａｎ　Ｍと切片の標準偏差Ｓｄ．　Ｉとの特徴量ｄに対する、各割合（すなわち、軸ｄの方向）、上述のｄ$_1$、ｄ$_2$、ｄ$_3$、ｄ$_4$に相当する特徴量ｄの値、矢印Ａ$_{41}$、Ａ$_{42}$、Ａ$_{43}$、Ａ$_{44}$、Ａ$_{45}$に対する色の情報、および、これらｄの値域と視覚情報（色とマスク）との間を対応づける情報（カラーテーブル）は、特徴量を用いた分類が開始される前に、複数種の組織の属性のいずれに属するかが病理検査等によって明らかになっている複数群の既知検体の分布を基にして、図示しない外部処理装置、もしくは、特徴量算出部４３と分類部４４のいずれか、もしくは、両方によって算出されている。そして、分類情報の一部として、予め、分類情報記憶部８１に記憶されている。分類部４４は、分類を開始する際に、これらを分類情報記憶部８１から読み出し、組織の属性の分類を行う。

【００７２】

記憶部８は、上記以外にも、例えば増幅処理に必要な情報（図２に示す増幅率と受信深度との関係）、増幅補正処理に必要な情報（図３に示す増幅率と受信深度との関係）、減衰補正処理に必要な情報（式（１）参照）、周波数解析処理に必要な窓関数（Hamming、Hanning、Blackman等）の情報を記憶する。

【００７３】

また、記憶部８は、超音波観測装置１（医用診断装置）の作動方法を実行するための作動プログラムを記憶する。こ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。各種プログラムの記録媒体等への記録は、コンピュータまたは記録媒体を製品として出荷する際に行ってもよいし、通信ネットワークを介したダウンロードにより行ってもよい。

【００７４】
以上の構成を有する記憶部８は、各種プログラム等が予めインストールされたＲＯＭ（Read Only Memory）、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（Random Access Memory）等を用いて実現される。上述した各種プログラムは、通信ネットワークを介してダウンロードすることによって取得することも可能である。ここでいう通信ネットワークは、例えば既存の公衆回線網、ＬＡＮ（Local Area Network）、ＷＡＮ（Wide Area Network）などによって実現されるものであり、有線、無線を問わない。
【００７５】
制御部９は、演算および制御機能を有するＣＰＵ（Central Proccesing Unit）や各種演算回路等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を統括して制御する。なお、制御部９と演算部４を、共通のＣＰＵ等を用いて構成することも可能である。
【００７６】
図１２は、以上の構成を有する超音波観測装置１が行う処理の概要を示すフローチャートである。まず、入力部６が分類項目の選択入力を受け付ける（ステップＳ１）。図１３は、入力部６が分類項目の選択入力を受け付ける際に表示部７が表示する選択画面の表示例を示す図である。図１３に示す選択画面１０１は、分類項目と分類対象の組織の属性（分類属性）が表示されている。選択画面１０１には、現在選択されている分類項目を示す枠カーソル１０２が表示される。図１３では、分類項目として「腫瘍スクリーニング」が選択された状態を示している。ユーザは、マウス等を用いて枠カーソル１０２を所望の分類項目へ移動させた後、マウスをクリックして選択を確定することによって選択入力を完了する。入力部６は、受け付けた選択入力信号を制御部９へ出力する。
【００７７】
続いて、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Ｓ２）。具体的には、超音波探触子２の超音波振動子２１は、電気的なパルス信号を超音波パルスへ変換し、検体へ順次送信する。超音波パルスは検体によってそれぞれ反射され、超音波エコーが生じる。超音波振動子２１は、超音波エコーを電気的なエコー信号に変換する。この際、パルス信号の周波数帯域は、超音波振動子２１におけるパルス信号の超音波パルスへの電気音響変換の線形応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。それにより、後述する周波数スペクトルの近似処理において、精度のよい近似を行うことが可能となる。
【００７８】
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Ｓ３）。ここで、信号増幅部３１は、例えば図２に示す増幅率と受信深度との関係に基づいてエコー信号の増幅（ＳＴＣ補正）を行う。この際、信号増幅部３１におけるエコー信号の各種処理周波数帯域は、超音波振動子２１による超音波エコーのエコー信号への音響電気変換の線形応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。これも、後述する周波数スペクトルの近似処理において精度のよい近似を行うことを可能とするためである。
【００７９】
続いて、Ｂモード画像データ生成部５１は、信号増幅部３１が増幅した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Ｓ４）。なお、このステップＳ４の後、制御部９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ってもよい。
【００８０】
増幅補正部４１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増幅補正を行う（ステップＳ５）。ここで、増幅補正部４１は、例えば図３に示す増幅率と受信深度との関係に基づいて増幅補正を行う。

【００８１】
この後、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Ｓ６：Ｙｅｓ）、周波数解析部４２は、ＦＦＴ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Ｓ７）。このステップＳ７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。一方、関心領域の設定がなされていない場合（ステップＳ６：Ｎｏ）において、入力部６が処理を終了する指示の入力を受け付けたとき（ステップＳ８：Ｙｅｓ）、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Ｓ６：Ｎｏ）において、入力部６が処理を終了する指示の入力を受け付けないとき（ステップＳ８：Ｎｏ）、超音波観測装置１はステップＳ６へ戻る。

【００８２】
図１４は、ステップＳ７において周波数解析部４２が実行する処理の概要を示すフローチャートである。以下、図１４に示すフローチャートを参照して、周波数解析処理を詳細に説明する。まず、周波数解析部４２は、解析対象の音線を識別するカウンタｋをk_0とする（ステップＳ２１）。

【００８３】
続いて、周波数解析部４２は、ＦＦＴ演算用に取得する一連のデータ群（振幅データ群）を代表するデータ位置（受信深度に相当）$Z^{(k)}$の初期値$Z^{(k)}_0$を設定する（ステップＳ２２）。例えば、図４では、上述したように、音線SR_kの１番目のデータ位置を初期値$Z^{(k)}_0$として設定した場合を示している。

【００８４】
その後、周波数解析部４２は、データ位置$Z^{(k)}$が属する振幅データ群を取得し（ステップＳ２３）、取得した振幅データ群に対し、記憶部８が記憶する窓関数を作用させる（ステップＳ２４）。このように振幅データ群に対して窓関数を作用させることにより、振幅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。

【００８５】
続いて、周波数解析部４２は、データ位置$Z^{(k)}$の振幅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Ｓ２５）。図４を参照した際に説明したように、振幅データ群は、２のべき乗のデータ数を有している必要がある。以下、正常な振幅データ群のデータ数を2^n（ｎは正の整数）とする。本実施の形態１では、データ位置$Z^{(k)}$は、できるだけ$Z^{(k)}$が属する振幅データ群の中心になるよう設定される。具体的には、振幅データ群のデータ数は2^nであるので、$Z^{(k)}$はその振幅データ群の中心に近い$2^n/2$（$=2^{n-1}$）番目の位置に設定される。換言すると、振幅データ群が正常であるとは、データ位置$Z^{(k)}$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$Z^{(k)}$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４に示す場合、振幅データ群F_2、F_3はともに正常である。なお、図４ではｎ＝４（Ｎ＝７，Ｍ＝８）の場合を例示している。

【００８６】
ステップＳ２５における判定の結果、データ位置$Z^{(k)}$の振幅データ群が正常である場合（ステップＳ２５：Ｙｅｓ）、周波数解析部４２は、後述するステップＳ２７へ移行する。

【００８７】
ステップＳ２５における判定の結果、データ位置$Z^{(k)}$の振幅データ群が正常でない場合（ステップＳ２５：Ｎｏ）、周波数解析部４２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振幅データ群を生成する（ステップＳ２６）。ステップＳ２５において正常でないと判定された振幅データ群（例えば図４の振幅データ群F_1、F_K）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、振幅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Ｓ２６の後、周波数解析部４２は、後述するステップＳ２７へ移行する。

【００８８】

ステップＳ２７において、周波数解析部４２は、振幅データ群を用いてＦＦＴ演算を行うことにより、振幅の周波数分布である周波数スペクトルを得る（ステップＳ２７）。この結果を、例えば図５に示す。

【００８９】

続いて、周波数解析部４２は、データ位置$Z^{(k)}$をステップ幅Ｄで変化させる（ステップＳ２８）。ステップ幅Ｄは、記憶部８が予め記憶しているものとする。図４では、Ｄ＝１５の場合を例示している。ステップ幅Ｄは、Ｂモード画像データ生成部５１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させることが望ましいが、周波数解析部４２における演算量を削減したい場合には、ステップ幅Ｄとしてデータステップ幅より大きい値を設定してもよい。

【００９０】

その後、周波数解析部４２は、データ位置$Z^{(k)}$が音線SR_kにおける最大値$Z^{(k)}_{max}$より大きいか否かを判定する（ステップＳ２９）。データ位置$Z^{(k)}$が最大値$Z^{(k)}_{max}$より大きい場合（ステップＳ２９：Ｙｅｓ）、周波数解析部４２はカウンタｋを１増加させる（ステップＳ３０）。これは、処理をとなりの音線へ移すことを意味する。一方、データ位置$Z^{(k)}$が最大値$Z^{(k)}_{max}$以下である場合（ステップＳ２９：Ｎｏ）、周波数解析部４２はステップＳ２３へ戻る。このようにして、周波数解析部４２は、音線SR_kに対して、［（$Z^{(k)}_{max}-Z^{(k)}_0+1$）／Ｄ＋１］個の振幅データ群に対するＦＦＴ演算を行う。ここで、［Ｘ］は、Ｘを超えない最大の整数を表す。

【００９１】

ステップＳ３０の後、周波数解析部４２は、カウンタｋが最大値k_{max}より大きいか否かを判定する（ステップＳ３１）。カウンタｋがk_{max}より大きい場合（ステップＳ３１：Ｙｅｓ）、周波数解析部４２は一連のＦＦＴ処理を終了する。一方、カウンタｋがk_{max}以下である場合（ステップＳ３１：Ｎｏ）、周波数解析部４２はステップＳ２２に戻る。

【００９２】

このようにして、周波数解析部４２は、関心領域内の（$k_{max}-k_0+1$）本の音線の各々について複数回のＦＦＴ演算を行う。

【００９３】

この後、減衰補正部４３１は、周波数解析部４２が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Ｓ９）。減衰補正部４３１は、上述した式（１）の減衰量Ａを強度Ｉに加える補正処理を全ての周波数ｆに対して行うことにより、新たな周波数スペクトルを得る。これにより、超音波の伝播に伴う減衰の寄与を削減した周波数スペクトルを得ることができる。図６に示す周波数スペクトルC_2は、周波数スペクトルC_1に対して減衰補正処理を施した結果として得られる曲線である。

【００９４】

続いて、近似部４３２は、減衰補正した周波数スペクトル（補正周波数スペクトル）を所定の周波数帯域で回帰分析することによって一次式で近似する（ステップＳ１０）。この近似処理において、近似部４３２は、特徴量算出に必要なパラメータとして、傾きａ、切片ｂ、およびミッドバンドフィットｃを算出し、分類情報記憶部８１へ書き込んで記憶させる。

【００９５】

この後、特徴量算出部４３は、分類情報記憶部８１を参照して、ステップＳ１で選択した分類項目に応じて分類に必要な特徴量を算出する（ステップＳ１１）。例えば、分類項目として腫瘍スクリーニングが選択された場合、図７に示す通り、特徴量算出部４３は、関心領域内の単位領域で得られたミッドバンドフィットの標準偏差Ｓｄ．Ｍを算出する。

【００９６】

分類部４４は、特徴量算出部４３が算出した特徴量を用いて組織の属性の分類を行い、分類結果に応じた色を関心領域内の各画素に対して割り当てる（ステップＳ１２）。この

色の割り当ては、例えば図８～図１１を参照して説明したように、分類項目に応じて定められる特徴量の値に応じて定められ、単位領域ごとに行われる。

【００９７】

特徴量画像データ生成部５２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おける各画素に対し、制御部９を介して分類部４４から送られてくる画素の色割り当て情報に基づいて視覚情報としての色を重畳することによって特徴量画像データを生成する（ステップＳ１３）。

【００９８】

この後、表示部７は、制御部９の制御の下、特徴量画像データ生成部５２が生成した特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する（ステップＳ１４）。

【００９９】

図１５は、表示部７における特徴量画像の表示例を模式的に示す図である。同図に示す特徴量画像２０１は、検査内容表示領域２０２と、画像表示領域２０３と、色特性表示領域２０４とを有する。

検査内容表示領域２０２は、画面上部に設けられ、分類項目、分類に用いる特徴量、分類属性、検体ＩＤ、カラーバーの両極に対する分類属性を表す用語（後述）等の情報を表示する。図１５では、分類項目が腫瘍スクリーニングである場合を例示している。

画像表示領域２０３は、Ｂモード画像の各画素に対して分類結果に基づく色を重畳した合成画像を表示する。画像表示領域２０３は、関心領域２３１を表示するとともに、関心領域２３１内の属性を対応する色で表示する。図１５では、悪性腫瘍組織として、赤色の領域D_1およびピンク色の領域D_2を表示している。

色特性表示領域２０４は、画像表示領域２０３で表示する色と特徴量の値との関係を示すカラーバーを表示する。

【０１００】

このカラーバーの上下の両極には、対応する分類属性に応じた用語が表示される。分類項目が「Ｎｏ.Ｉ：腫瘍スクリーニング」のときには、図１５に示すように、「正常」／「異常(悪性)」と表示される。また、分類項目が「Ｎｏ.ＩＩ：悪性／良性鑑別」のときには「良性」／「悪性」と表示され、分類項目が「Ｎｏ.ＩＩＩ：経過観察判断１」のときには「良性」／「要観察」と表示され、分類項目が「Ｎｏ.ＩＶ：経過観察判断２」のときには「要観察」／「悪性」と表示される。これらカラーバーの極性を表す用語、および、これら用語と分類項目との対応関係を示す情報も、特徴量を用いた分類が開始される前に、分類情報の一部として、予め、分類情報記憶部８１に記憶されている。画像処理部５は、分類を開始する際に、これらを分類情報記憶部８１から読み出し、組織の属性の分類を行う。

【０１０１】

なお、以上説明してきた一連の処理（ステップＳ１～Ｓ１４）において、ステップＳ４の処理とステップＳ５～Ｓ１４の処理とを並行して行い、Ｂモード画像と特徴量画像とを並列表示してもよい。

【０１０２】

以上説明した本発明の実施の形態１によれば、検体からの受信信号に基づいて複数種類の特徴量を算出し、この複数の特徴量のうち、予め選択された分類項目に応じて定められる特徴量を用いて検体の組織の属性を分類し、分類結果に応じた視覚情報を受信信号に基づく画像の各画素に対して割り当てた特徴量画像データを生成するため、組織の属性を分類する際にすべての特徴量を使用せずに、その属性の分類に最適な特徴量のみを使用することが可能となり、診断内容に応じて組織が分類された画像データを効率よく生成することができる。

【０１０３】

また、本実施の形態１によれば、視覚情報として色を割り当てることにより、ユーザは検体の組織の属性を明確に鑑別することができる。

【０１０４】

また、本実施の形態１によれば、既知検体の特徴量を求める際にも、周波数解析によって得られた周波数スペクトルを減衰補正して得られる特徴量を指標として属性の分類を行うため、減衰補正を行わずに算出した特徴量を用いる場合と比較して、特徴量空間における各グループの領域をより明確に分離した状態で得ることができ、互いに異なる属性を峻別することができる。

【０１０５】

（実施の形態２）

本発明の実施の形態１では、分類のために必要な、周波数特徴量の値域と、値域に対応する視覚情報（色とマスク）と、値域と視覚情報との間を関連づける情報（カラーテーブル）とが、分類情報の一部として、予め、分類情報記憶部８１に記憶されていた。実施の形態１における分類情報は、全て、分類部４４による分類以前に、病理検査等により組織の属性が明らかな検体から導かれた情報であった。本発明の実施の形態２に係る医用診断装置は、病理検査等により検査対象組織の属性が明らかになった検体における該検査対象部位の特徴量を既知検体情報として蓄積しながら、分類情報を更新していく機能を有する。

【０１０６】

図１６は、本実施の形態２に係る医用診断装置であ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１１は、演算部１２と記憶部１３を除いて、実施の形態１で説明した超音波観測装置１と同様の構成を有する。このため、超音波観測装置１と同様の構成要素については、超音波観測装置１の構成要素と同じ符号を付して説明する。

【０１０７】

演算部１２は、増幅補正部４１と、周波数解析部４２と、特徴量算出部４３と、分類部４４と、分類情報設定部１２１とを有する。分類情報設定部１２１は、病理検査等により組織の属性が明らかになった検体の情報が既知検体情報として追加された場合、分類情報を更新する処理を行う。

【０１０８】

記憶部１３は、分類情報記憶部８１と、病理検査等によって属性を判定済みの検査対象箇所を含むＢモード画像データを記憶する属性判定済画像記憶部１３１と、既知検体に対して特徴量の値を既知検体の組織の属性と対応付けて記憶する既知検体情報記憶部１３２とを有する。

【０１０９】

図１７は、以上の構成を有する超音波観測装置１１が行う既知検体情報の作成処理の概要を示すフローチャートである。以下、図１７に示すフローチャートを参照して、既知検体情報の作成処理を説明する。

【０１１０】

まず、制御部９は、属性判定済画像記憶部１３１から属性判定済みのＢモード画像データを読み出し、この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（ステップＳ４１）。

【０１１１】

続いて、入力部６は、表示中のＢモード画像に対し、既知検体情報として作成するためのデータ取得領域の設定入力を受け付ける（ステップＳ４２）。データ取得領域は、例えば円、楕円、正方形、長方形、扇形等の形状をなす領域として設定される。

【０１１２】

この後、周波数解析部４２は、データ取得領域の周波数解析を行う（ステップＳ４３）。続いて、減衰補正部４３１は、周波数解析部４２が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Ｓ４４）。その後、近似部４３２は、減衰補正した周波数スペクトルを所定の周波数帯域で回帰分析することによって一次式で近似する（ステップＳ４５）。ここでの周波数解析処理、減衰補正処理、および近似処理は、実施の形態１で説明した周波数解析処理、減衰補正処理、および近似処理とそれぞれ同様に行われる。

【０１１３】
ステップＳ４５に続いて、特徴量算出部４３は、新たに算出したパラメータを同じ属性からなる既知検体のグループに加えたものを新たな母集団として特徴量を算出する（ステップＳ４６）。例えば、パラメータとしてデータ取得領域における傾きａ、切片ｂ、ミッドバンドフィットｃを算出した場合、これらを加えた母集団における傾きａの平均Ｍｅａｎ　Ｓおよび標準偏差Ｓｄ．Ｓ、切片ｂの平均Ｍｅａｎ　Ｉおよび標準偏差Ｓｄ．Ｉ、ミッドバンドフィットｃの平均Ｍｅａｎ　Ｍおよび標準偏差Ｓｄ．Ｍを特徴量として算出する。

【０１１４】
最後に、制御部９は、特徴量算出部４３が算出した特徴量を属性と関連づけて既知検体情報記憶部１３２に書き込んで記憶させる（ステップＳ４７）。

【０１１５】
以上説明したステップＳ４１～Ｓ４７の処理を多数の既知検体に対して行うことにより、既知検体情報記憶部１３２には、多数の既知検体の情報が蓄積されていく。

【０１１６】
ところで、本実施の形態２では、属性として新規な属性を追加したりすることも可能である。このため、ある医療施設が他の医療施設とは異なる基準で新たな属性を定義したい場合などであっても、その新たな属性に応じて既知検体の情報を蓄積していくことができる。また、学会ガイドラインや取扱基準等のルール改訂により、疾患名／組織名や疾患区分方法／組織区分方法に追加や変更が生じても、新たな属性に応じて既知検体の情報を蓄積していくことができる。

【０１１７】
図１８は、分類情報設定部１２１が行う処理の概要を示すフローチャートである。以下、分類項目に応じて分類情報設定部１２１が行う分類情報更新処理について説明する。

【０１１８】
まず、分類情報設定部１２１は、既知検体情報記憶部１３２を参照して、既知検体情報を取得する（ステップＳ５１）。具体的には、分類情報設定部１２１は、各既知検体の特徴量の情報を取得する。

【０１１９】
続いて、分類情報設定部１２１は、既知検体の特徴量を分離する方向を算出する（ステップＳ５２）。この際、分類情報設定部１２１は、特徴量空間において、検体の組織の属性ごとにグループ分けしたときに判定対象の属性が最もよく分離する方向を分離方向とする演算を行う。

【０１２０】
図１９は、分離方向決定処理の概要を模式的に示す図である。図１９では、異なる属性を有する２つのグループG_{51}、G_{52}の分離方向を決定する場合を例示している。グループG_{51}を構成する特徴量空間上の点（丸印で表示）を、特徴量空間の任意の軸ｄ’に沿って見たときの分布３０１の平均値をμ_1、標準偏差をσ_1とする。同様に、グループG_{52}を構成する特徴量空間上の点（×印で表示）を軸ｄ’に沿って見たときの分布３０２の平均値をμ_2、標準偏差をσ_2とする。このとき、分類情報設定部１２１は、$(\mu_2-\mu_1)/\sigma'$（ここで、$\sigma'=(\sigma_1+\sigma_2)/2$）の値が最大となるような軸ｄ’の方向を、既知検体の特徴量を分離する方向として算出する。また、分類情報設定部１２１は、この方向ｄ’におけるグループG_{51}とグループG_{52}の境界として、方向ｄ’に垂直で、μ_1～μ_2間を$\sigma_1:\sigma_2$で内分した点d_0を通過する分離軸ｄ’’を設定する。図１９に示す場合には、μ_1とd_0の距離d_{10}と、μ_2とd_0の距離d_{20}が、$d_{10}:d_{20}=\sigma_1:\sigma_2$を満たしている。

【０１２１】
この後、分類情報設定部１２１は、特徴量と色の割り当てを対応づけるカラーテーブルを作成する（ステップＳ５３）。分類情報設定部１２１は、ステップＳ５２で設定した分離方向に沿って所定幅を有する領域ごとに、各領域に含まれる検体の組織の属性の比率を判定し、この判定結果に応じた色を割り当てることによってカラーテーブルを作成する。

【０１２２】
具体的には、図１９において、分類情報設定部１２１は、例えば軸ｄ’に沿って幅σ_1／１０ごとに領域を分割し、各領域における検体の組織の属性の比率を算出する。その後、分類情報設定部１２１は、各領域においてグループG_{51}の点が占める割合に応じて異なる色を割り当てる。例えば、グループG_{51}の点が占める割合に応じて３つの領域に分ける場合、グループG_{51}の点が全体の７０％以上含まれる領域と、グループG_{51}の点が全体の３０％以上７０％未満含まれる領域と、グループG_{51}の点が全体の３０％未満含まれる領域に対して互いに異なる色を割り当てることによってカラーバーを作成する。なお、領域を分ける数および割り当てる色については、適宜設定可能である。また、色を割り当てない領域（マスク領域）を設定することも可能である。

【０１２３】
最後に、分類情報設定部１２１は、制御部９の制御の下、作成したカラーテーブルを分類情報として分類情報記憶部８１に書き込んで記憶させる（ステップＳ５４）。

【０１２４】
なお、本実施の形態２において、超音波観測装置１１が行う特徴量画像の生成、表示処理は、実施の形態１と同様である。

【０１２５】
以上説明した本発明の実施の形態２によれば、実施の形態１と同様に、診断内容に応じて最適な特徴量に基づく検体の組織の属性の分類が可能となり、診断内容に応じて組織が分類された画像データを効率よく生成することができる。

【０１２６】
また、本実施の形態２によれば、ユーザが検体の組織の属性を明確に鑑別することができる点、および超音波信号に対して減衰補正を行うことによって分類精度を向上させることができる点についても、実施の形態１と同様の効果を得ることができる。

【０１２７】
加えて、本実施の形態２によれば、病理検査等により検査対象組織の属性が明らかになった検体における該検査対象部位の特徴量を既知検体情報として蓄積していき、分類情報を更新していくことができるので、より精度の高い分類を行うことが可能となる。

【０１２８】
（その他の実施の形態）
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、超音波観測装置１は、用途に応じて超音波探触子２の種類が異なることに鑑み、超音波探触子２の種類に応じて選択可能な分類項目を変更するようにしてもよい。超音波探触子２の種類と選択可能な分類項目の対応は、分類情報記憶部８１に記憶させておけばよい。この場合、超音波観測装置１が備える超音波探触子２の種類は、予め装置自身が認識可能な構成を有している。具体的には、例えば超音波探触子２として、超音波内視鏡が用いられていれば、超音波内視鏡における処理装置接続側の端部に超音波内視鏡の種類を処理装置に判別させるための接続ピンを設けておけばよい。これにより、処理装置は、接続された超音波内視鏡の接続ピンの形状に応じて超音波内視鏡の種類を判定することができる。

【０１２９】
また、本発明の実施の形態１では、特徴量（例えばＭｅａｎ　Ｍの値）に対する色の情報と、特徴量の値域と視覚情報とを対応づけるカラーテーブルとが既知検体の分布を基にして算出されていた。そして、記憶部８が有する分類情報記憶部８１は、この色の情報とカラーテーブルとを分類情報の一部として記憶した。しかし、本発明はこの実施の形態に限らず、次のように構成してもよい。例えば、分類情報記憶部８１が、図８～図１１の分布を構成するために必要な全既知検体の、周波数スペクトル、または、受信信号、または、送受信部３により受信信号からＡ／Ｄ変換されたデジタルＲＦ信号を、予め記憶しておく形態でもよい。この場合、新規、かつ、属性が未知の検体を測定するステップＳ２の前に、特徴量算出部４３は全既知検体の上記情報から全既知検体の特徴量を予め計算し、分

類部４４はこれらの特徴量から、分類情報の一部（すなわち、上述の色の情報とカラーテーブル）を算出し、分類情報記憶部８１は改めてこの分類情報を記憶する。このように「既知検体情報」として用いるのは、属性が既知である検体からの受信信号に基づいて算出された情報でもよく、受信信号そのものでもよい。こうすることで、本発明の実施の形態１と同様の効果を得ることができる。さらに、この形態は本発明の実施の形態２に適用してもよいことは言うまでもない。

【０１３０】

また、用途が限定される超音波探触子２に対しては、その用途に対応する分類項目に限定して使用するようにしてもよい。用途が限定される超音波探触子２としては、例えば細径のミニチュアプローブを挙げることができる。このミニチュアプローブは、消化管、血管のみならず、特に胆管や膵管等に挿入されるものであり、図７のテーブルＴｂにある分類項目「悪性／良性鑑別」を行うために使用される。このため、ミニチュアプローブが接続された超音波観測装置１は、自動的に分類項目「悪性／良性鑑別」に対する分類処理を行うようにしてもよい。

【０１３１】

また、特徴量として、減衰補正前の周波数スペクトルを近似することによって得られるパラメータである傾き、切片、およびミッドバンドフィット自体を用いてもよい。また、周波数スペクトルを減衰補正する前に近似し、近似した結果に対して減衰補正を行ってこれらの特徴量を算出するようにしてもよい。図２０は、特徴量算出部４３が、周波数スペクトルの近似処理を行ってから減衰補正処理を行う場合の処理の概要を模式的に示す図である。図２０に示す直線L_{10}は、近似部４３２が周波数スペクトルC_1の周波数帯域Ｆを近似した結果として得られる回帰直線である。減衰補正部４３１は、この直線L_{10}に対して減衰補正を行うことにより、直線L_1を得る。特徴量算出部４３は、この直線L_1の傾き、切片、およびミッドバンドフィットを特徴量として算出する。

【０１３２】

また、周波数解析によって算出される特徴量以外の特徴量として、例えばテクスチャ特徴量を適用することも可能である。テクスチャ特徴量としては、関心領域内の輝度のエネルギー（energy）、エントロピー（entropy)、相関（correlation)、局所一様性（local homogeneity)、慣性（inertia)、短ラン強調（short run emphasis）、長ラン強調（long run emphasis)、濃度レベル分布（gray level distribution)、ランレングス分布（run length distribution)、ランパーセンテージ（run percentage）などを挙げることができる（詳細な内容は、例えば特開平４－２３６９５２号公報を参照）。なお、これらのテクスチャ特徴量と周波数解析によって得られる特徴量とを適宜組み合わせることによって組織の属性を分類するようにしてもよい。また、特徴量画像に重畳されている色や輝度のパターンを分析して、パターンに基づいたテクスチャ特徴量を算出し、それを基に分類してもよい。

【０１３３】

また、視覚情報として色を採用してカラーテーブルを用いる代わりに、視覚情報として輝度を採用して輝度の違いによって属性の違いを表示する輝度テーブルを作成し、輝度テーブルを用いて特徴量画像データを作成するようにしてもよい。

【０１３４】

また、医師等のユーザが、検査の最中に分類項目を切り替えることができるようにしてもよい。この場合には、入力部６が分類項目切り替え信号の入力を受け付けた場合、制御部９が表示部７に対し、図１３に示す選択画面１０１を表示させるようにすればよい。このように構成、作用させることで、ユーザが分類項目「Ｉ.腫瘍スクリーニング」で腫瘍等の病変を発見した後、その検査中に、簡便な操作のみで、分類項目「ＩＩ悪性／良性鑑別」、分類項目「ＩＩＩ．経過観察判断１」、分類項目「ＩＶ．経過観察判断２」へと検査を切り替え、当該病変が悪性か良性か、経過観察すべきか否か、すぐに治療すべきか否かの判断を行うことができる。よって、スクリーニング後の精査のための再検査が不要になり、診療が非常に効率的である。

【０１３５】
また、図８ないし図１０では、１種類の特徴量での分類を説明した。これは、特徴量空間を１次元に取っても分類ができることを意味する。また、図１１では２種類の特徴量での分類を説明した。これは、特徴量空間を２次元に取って分類ができたことを意味する。しかし、分類に用いる特徴量の種類、すなわち、特徴量空間の次元は、これらの例に限らず、３以上の高次元でもよい。特徴量空間が高次元の場合、図１９に示した分離軸ｄ’’は、１次元ではなく２次元（平面）以上の特徴量空間内の部分空間になる。

【０１３６】
また、実施の形態１、２においては、特徴量となる統計量として、平均、標準偏差を例に説明したが、前述の通り分散でもよい。なお、統計量は、これら１次元の統計量には限らない。特徴量空間が図１１のように２次元の場合には、グループG_{41}とG_{42}に対して相関係数、慣性主軸、慣性テンソル、固有値、固有ベクトル等の複数次元の統計量を算出し、特徴量として用いてもよい。特徴量空間が３次元以上の場合には、質量の異なる質点が２次元以上の空間に分布していると見なせるので、その分布の重心、質量モーメント、質量を振幅と見なして算出した２乗和（エネルギー）等の統計量を算出し、特徴量として用いてもよい。

【０１３７】
また、超音波内視鏡以外の通常の内視鏡、Ｘ線ＣＴ（Computed Tomography）、ＭＲＩ（Magnetic Resonance Imaging）、胸部、腹部など体表から超音波を照射する体外式超音波診断装置等の医用診断装置として実現することも可能である。

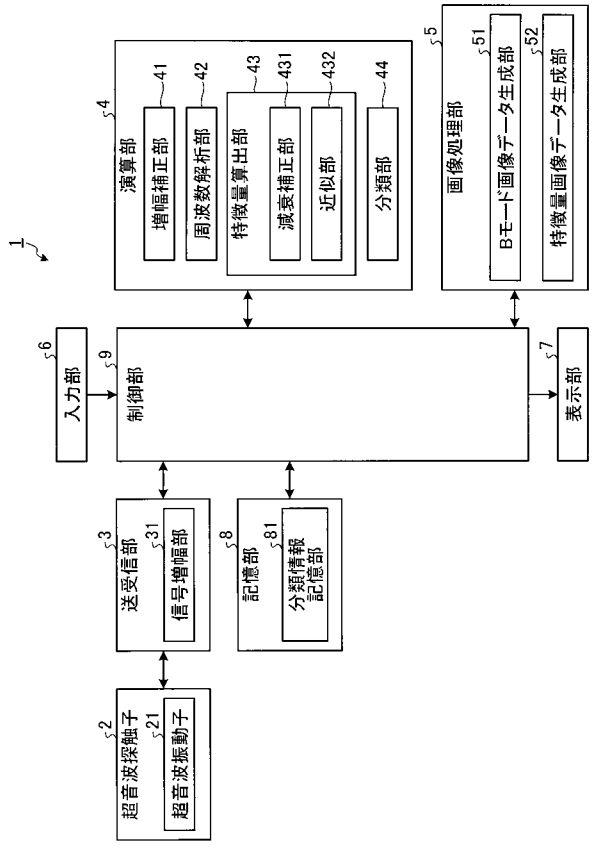
【０１３８】
このように、本発明は、請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲内において、様々な実施の形態等を含み得るものである。

【符号の説明】

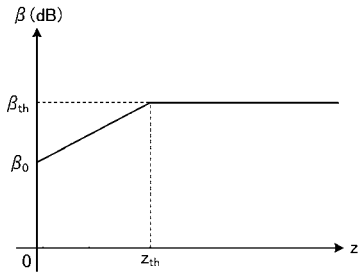
【０１３９】
１、１１　超音波観測装置
２　超音波探触子
３　送受信部
４、１２　演算部
５　画像処理部
６　入力部
７　表示部
８、１３　記憶部
９　制御部
２１　超音波振動子
３１　信号増幅部
４１　増幅補正部
４２　周波数解析部
４３　特徴量算出部
４４　分類部
５１　Ｂモード画像データ生成部
５２　特徴量画像データ生成部
８１　分類情報記憶部
１０１　選択画面
１０２　枠カーソル
１２１　分類情報設定部
１３１　属性判定済画像記憶部
１３２　既知検体情報記憶部
２０１　特徴量画像
２０２　検査内容表示領域

２０３　画像表示領域
２０４　色特性表示領域
２３１　関心領域
４３１　減衰補正部
４３２　近似部
C_1、C_2　周波数スペクトル
G_{11}、G_{12}、G_{21}、G_{22}、G_{31}、G_{32}、G_{41}、G_{42}、G_{51}、G_{52}　グループ
Ｔｂ　テーブル

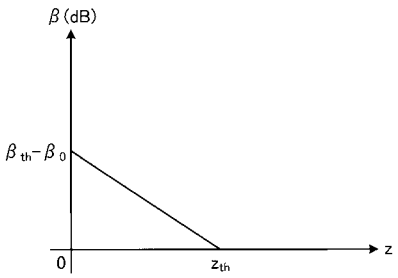
【図１】



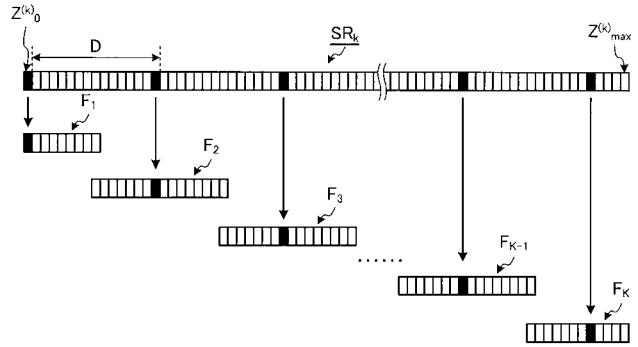
【図２】



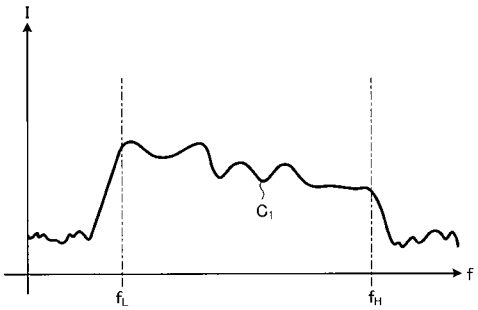
【図３】



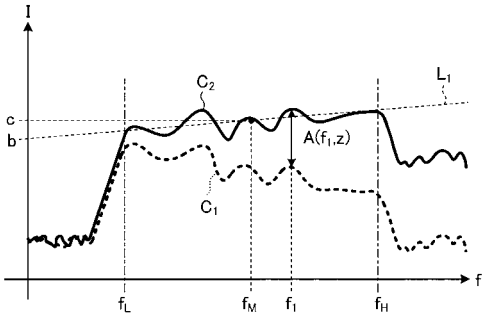
【図４】



【図５】



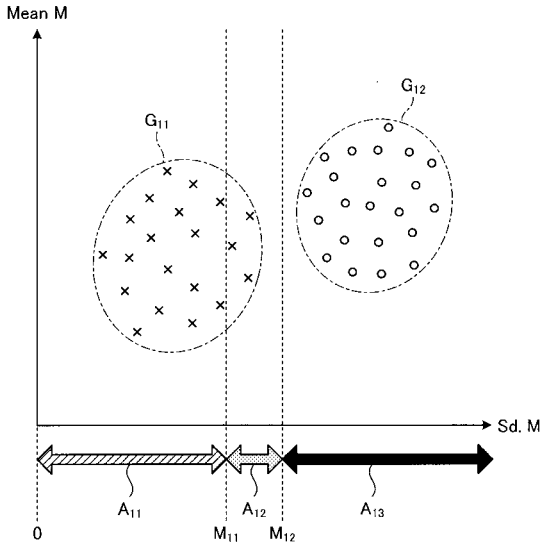
【図６】



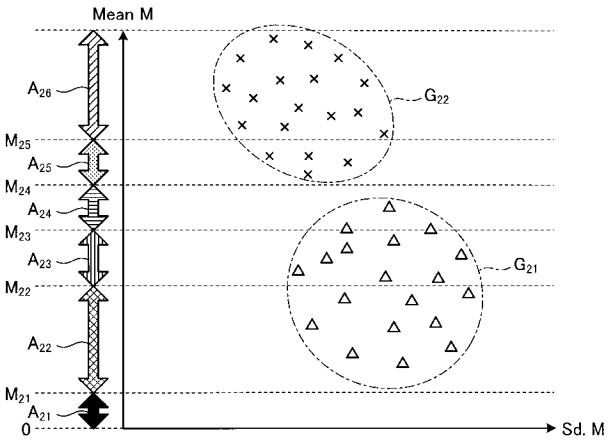
【図７】

No	分類項目	分類属性	特徴量	カラー	範囲
I	腫瘍スクリーニング	正常組織／悪性腫瘍組織	Sd. M	赤	$0 \leqq Sd.M < M_{11}$
				ピンク	$M_{11} \leqq Sd.M < M_{12}$
				マスク	$Sd.M \geqq M_{12}$
II	悪性／良性鑑別	悪性腫瘍組織／良性腫瘍組織	Mean M	マスク	$0 \leqq Mean\ M < M_{21}$
				青	$M_{21} \leqq Mean\ M < M_{22}$
				水色	$M_{22} \leqq Mean\ M < M_{23}$
				黄色	$M_{23} \leqq Mean\ M < M_{24}$
				ピンク	$M_{24} \leqq Mean\ M < M_{25}$
				赤	$Mean\ M \geqq M_{25}$
III	経過観察判断1	要経過観察組織／良性腫瘍組織	Sd. I	赤	$0 \leqq Sd.I < I_1$
				ピンク	$I_1 \leqq Sd.I < I_2$
				水色	$I_2 \leqq Sd.I < I_3$
				青	$I_3 \leqq Sd.I < I_4$
				マスク	$Sd.I \geqq I_4$
IV	経過観察判断2	要経過観察組織／悪性腫瘍組織	d(Mean M, Sd. I)	赤	$0 \leqq d < d_1$
				ピンク	$d_1 \leqq d < d_2$
				緑	$d_2 \leqq d < d_3$
				黄色	$d_3 \leqq d < d_4$
				マスク	$d \geqq d_4$
：	：	：	：	：	：

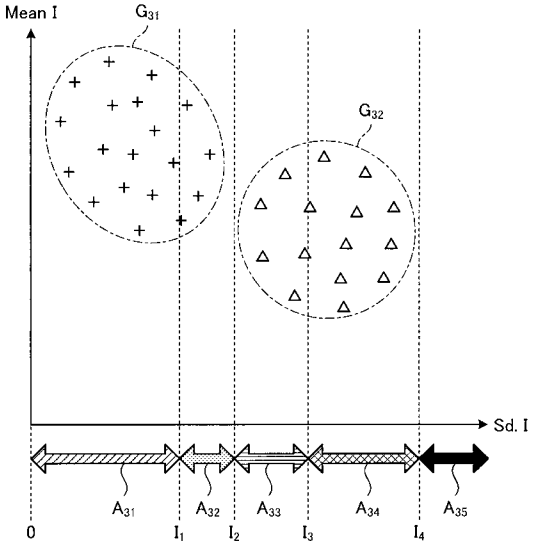
【図８】



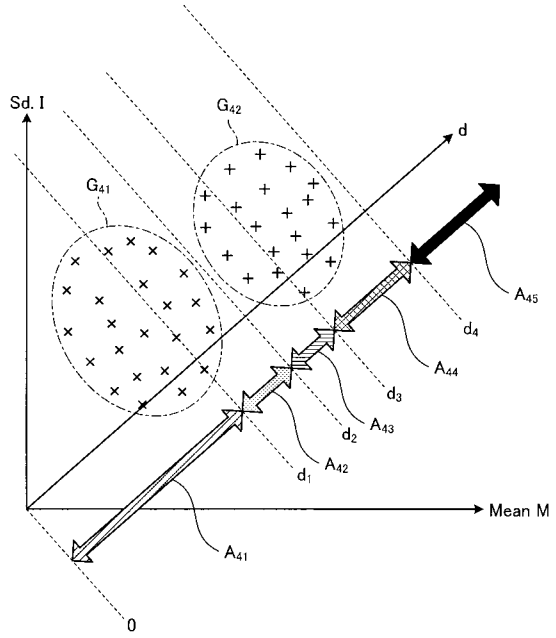
【図９】



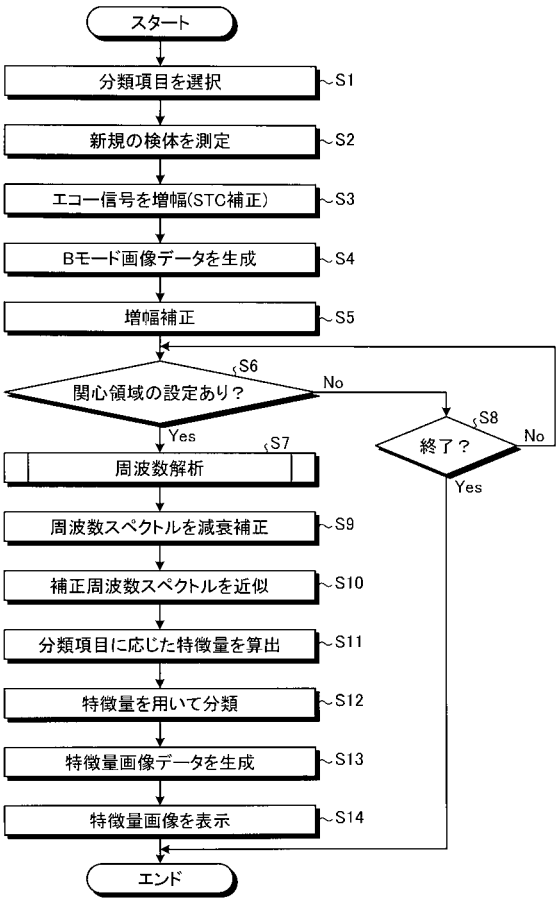
【図１０】



【図１１】



【図１２】



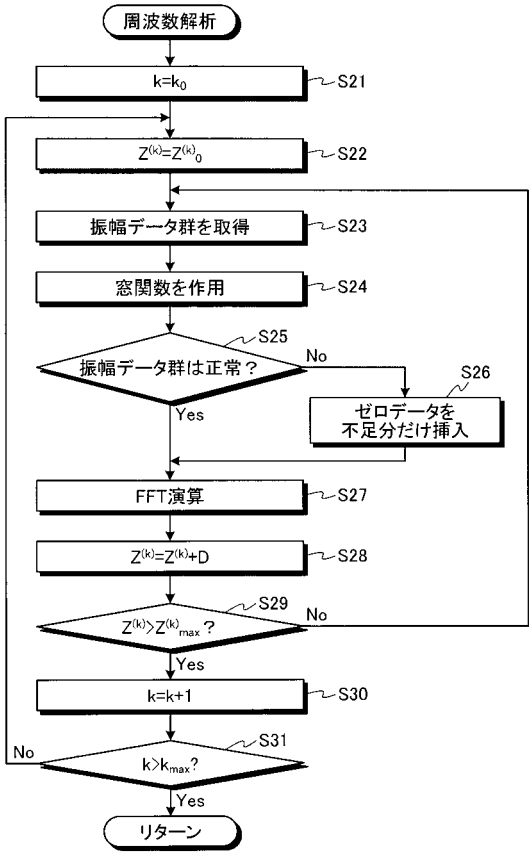
【図１３】

101

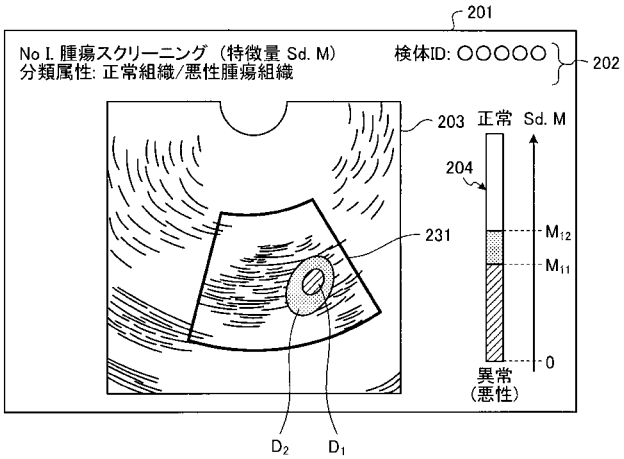
No	分類項目	分類属性
I	腫瘍スクリーニング	正常組織/悪性腫瘍組織
II	悪性/良性鑑別	悪性腫瘍組織/良性腫瘍組織
III	経過観察判断1	要経過観察組織/良性腫瘍組織
IV	経過観察判断2	要経過観察組織/悪性腫瘍組織
⋮	⋮	⋮

102

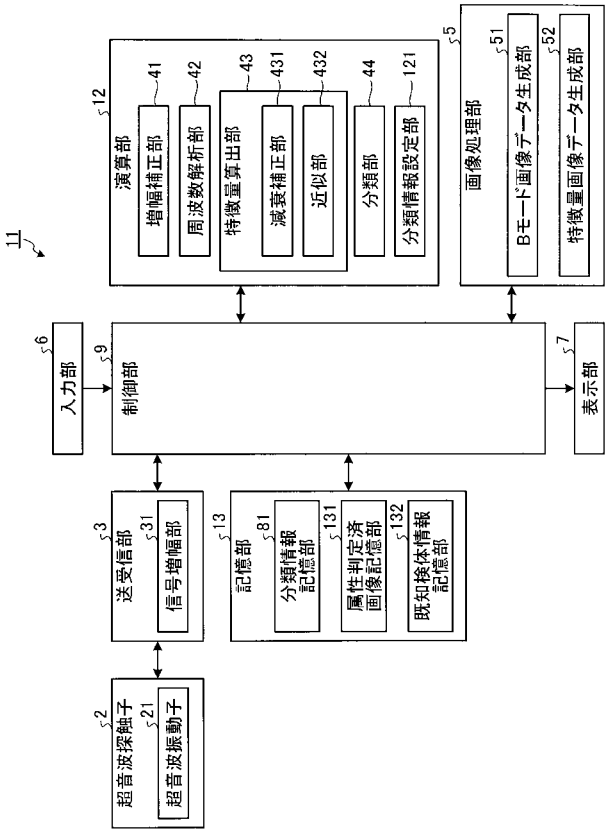
【図１４】



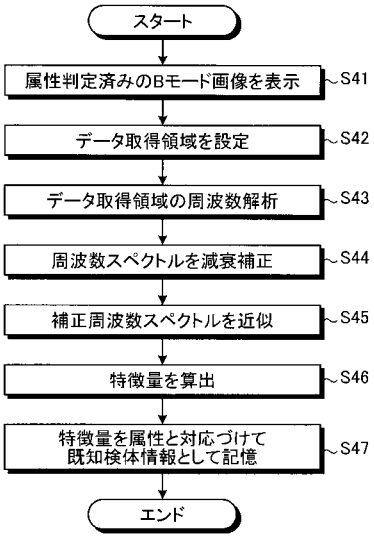
【図１５】



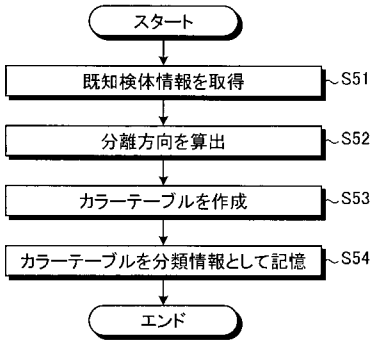
【図１６】



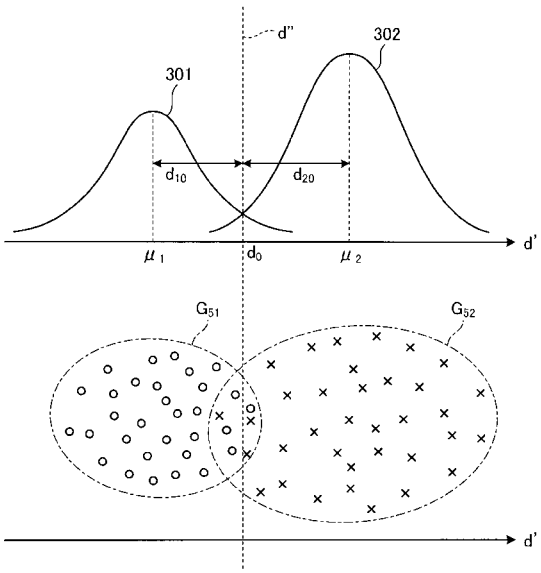
【図１７】



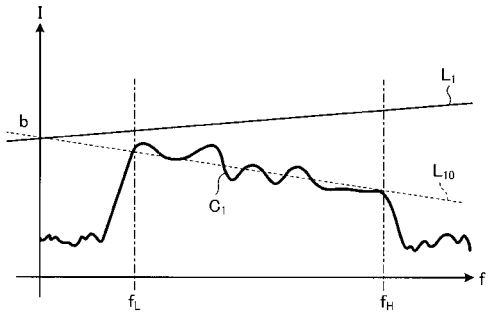
【図１８】



【図１９】



【図２０】



【手続補正書】
【提出日】平成27年8月14日(2015.8.14)
【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】
検体から受信した受信信号に基づいて複数種類の特徴量を算出する特徴量算出部と、
前記特徴量算出部が算出した前記複数種類の特徴量のうち、予め選択された分類項目に応じて定められる特徴量を用いて前記検体の組織の属性を分類し、分類結果に応じた視覚情報を前記受信信号に基づく画像の各画素に対して割り当てる分類部と、
前記受信信号に基づく画像の各画素に割り当てられた前記視覚情報を重畳した特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、
を備えたことを特徴とする医用診断装置。
【請求項２】
前記分類項目に対応する分類対象の組織の属性、分類に用いるべき特徴量の種類、および該特徴量の値に応じた視覚情報を対応づけた情報のうち少なくとも１つを含む分類情報を記憶する分類情報記憶部をさらに備え、
前記分類部は、
前記分類情報記憶部を参照して前記分類および前記視覚情報の割り当てを行うことを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。
【請求項３】
前記属性が既知である検体からの受信信号および前記受信信号に基づいて算出された情報のうち少なくとも一方を含む既知検体情報を該属性と関連付けて記憶する既知検体情報記憶部と、
前記既知検体情報記憶部が記憶する前記既知検体情報を用いて前記分類情報を設定する分類情報設定部と、
をさらに備えたことを特徴とする請求項２に記載の医用診断装置。
【請求項４】
前記特徴量算出部は、
前記検体の所定の領域から受信した前記受信信号をもとに複数のパラメータを抽出し、該複数のパラメータを用いて特徴量を算出することを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。
【請求項５】
前記特徴量算出部は、
前記複数のパラメータのうち同じ種類のパラメータの統計量を前記特徴量として算出することを特徴とする請求項４に記載の医用診断装置。
【請求項６】
前記視覚情報は、色空間を構成する変数であることを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。
【請求項７】
前記視覚情報は、輝度であることを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。
【請求項８】
前記特徴量画像データ生成部が生成した前記特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する表示部をさらに備えたことを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。
【請求項９】
前記分類項目の選択入力を受け付ける入力部をさらに備えたことを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。

【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エコーを変換した電気的なエコー信号を前記受信信号として受信する超音波探触子をさらに備えたことを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。
【請求項１１】
前記エコー信号の周波数を解析することによって周波数スペクトルを算出する周波数解析部をさらに備え、
前記特徴量算出部は、
前記周波数スペクトルを用いて前記複数種類の特徴量を算出することを特徴とする請求項１０に記載の医用診断装置。
【請求項１２】
前記特徴量算出部は、
前記受信信号に基づく画像の各画素の輝度に基づいて前記複数種類の特徴量を算出することを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。
【請求項１３】
検体から受信した受信信号に基づいて診断用の画像データを生成する医用診断装置の作動方法であって、
特徴量算出部が、前記受信信号における複数種類の特徴量を算出する特徴量算出ステップと、
分類部が、前記複数種類の特徴量のうち、予め選択された分類項目に応じて定められる特徴量を用いて前記検体の組織の属性を分類し、分類結果に応じた視覚情報を前記受信信号に基づく画像の各画素に対して割り当てる分類ステップと、
特徴量画像データ生成部が、前記受信信号に基づく画像の各画素に割り当てられた前記視覚情報を重畳した特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、
を有することを特徴とする医用診断装置の作動方法。
【請求項１４】
検体から受信した受信信号に基づいて診断用の画像データを生成する医用診断装置に、
特徴量算出部が、前記受信信号における複数種類の特徴量を算出する特徴量算出ステップと、
分類部が、前記複数種類の特徴量のうち、予め選択された分類項目に応じて定められる特徴量を用いて前記検体の組織の属性を分類し、分類結果に応じた視覚情報を前記受信信号に基づく画像の各画素に対して割り当てる分類ステップと、
特徴量画像データ生成部が、前記受信信号に基づく画像の各画素に割り当てられた前記視覚情報を重畳した特徴量画像データを生成する特徴量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医用診断装置の作動プログラム。

【手続補正書】
【提出日】平成27年12月11日(2015.12.11)
【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】
検体から受信した受信信号から得られる周波数スペクトル情報または輝度情報に基づいた量であって前記検体の組織の属性に関連する量である複数種類の特徴量を算出する特徴量算出部と、
前記特徴量算出部が算出した前記複数種類の特徴量のうち、分類目的ごとに割り当てられた複数の分類項目から予め選択された分類項目に応じて定められる特徴量を用いて前記

検体の組織の属性を分類し、分類結果に応じた視覚情報を前記受信信号に基づく画像の各画素に対して割り当てる分類部と、

前記受信信号に基づく画像の各画素に割り当てられた前記視覚情報を重畳した特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、

を備えたことを特徴とする医用診断装置。

【請求項２】

前記分類項目に対応する分類対象の組織の属性、分類に用いるべき特徴量の種類、および該特徴量の値に応じた視覚情報を対応づけた情報のうち少なくとも１つを含む分類情報を記憶する分類情報記憶部をさらに備え、

前記分類部は、

前記分類情報記憶部を参照して前記分類および前記視覚情報の割り当てを行うことを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。

【請求項３】

前記属性が既知である検体からの受信信号および前記受信信号に基づいて算出された情報のうち少なくとも一方を含む既知検体情報を該属性と関連付けて記憶する既知検体情報記憶部と、

前記既知検体情報記憶部が記憶する前記既知検体情報を用いて前記分類情報を設定する分類情報設定部と、

をさらに備えたことを特徴とする請求項２に記載の医用診断装置。

【請求項４】

前記特徴量算出部は、

前記検体の所定の領域から受信した前記受信信号をもとに複数のパラメータを抽出し、該複数のパラメータを用いて特徴量を算出することを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。

【請求項５】

前記特徴量算出部は、

前記複数のパラメータのうち同じ種類のパラメータの統計量を前記特徴量として算出することを特徴とする請求項４に記載の医用診断装置。

【請求項６】

前記視覚情報は、色空間を構成する変数であることを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。

【請求項７】

前記視覚情報は、輝度であることを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。

【請求項８】

前記特徴量画像データ生成部が生成した前記特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する表示部をさらに備えたことを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。

【請求項９】

前記分類項目の選択入力を受け付ける入力部をさらに備えたことを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。

【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エコーを変換した電気的なエコー信号を前記受信信号として受信する超音波探触子をさらに備えたことを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。

【請求項１１】

前記エコー信号の周波数を解析することによって周波数スペクトルを算出する周波数解析部をさらに備え、

前記特徴量算出部は、

前記周波数スペクトルを用いて前記複数種類の特徴量を算出することを特徴とする請求項１０に記載の医用診断装置。

【請求項１２】

前記特徴量算出部は、

前記受信信号に基づく画像の各画素の輝度からテクスチャ解析によって得られるテクスチャ特徴量を前記複数種類の特徴量として算出することを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。

【請求項１３】

検体から受信した受信信号に基づいて診断用の画像データを生成する医用診断装置の作動方法であって、

特徴量算出部が、前記受信信号から得られる周波数スペクトル情報または輝度情報における複数種類の特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

分類部が、前記複数種類の特徴量のうち、分類目的ごとに割り当てられた複数の分類項目から予め選択された分類項目に応じて定められる特徴量を用いて前記検体の組織の属性を分類し、分類結果に応じた視覚情報を前記受信信号に基づく画像の各画素に対して割り当てる分類ステップと、

特徴量画像データ生成部が、前記受信信号に基づく画像の各画素に割り当てられた前記視覚情報を重畳した特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、

を有することを特徴とする医用診断装置の作動方法。

【請求項１４】

検体から受信した受信信号に基づいて診断用の画像データを生成する医用診断装置に、

特徴量算出部が、前記受信信号から得られる周波数スペクトル情報または輝度情報における複数種類の特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

分類部が、前記複数種類の特徴量のうち、分類目的ごとに割り当てられた複数の分類項目から予め選択された分類項目に応じて定められる特徴量を用いて前記検体の組織の属性を分類し、分類結果に応じた視覚情報を前記受信信号に基づく画像の各画素に対して割り当てる分類ステップと、

特徴量画像データ生成部が、前記受信信号に基づく画像の各画素に割り当てられた前記視覚情報を重畳した特徴量画像データを生成する特徴量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医用診断装置の作動プログラム。

【請求項１５】

前記受信信号の周波数を解析することによって周波数スペクトルを算出する周波数解析部をさらに備え、

前記特徴量算出部は、

前記周波数解析部が解析した周波数スペクトルを一次式で近似し、前記一次式の傾き、前記一次式の切片、および前記傾きと前記切片と前記周波数スペクトルの周波数帯域に含まれる特定の周波数とを用いて定まる強度のうち、少なくとも１つを前記複数種類の特徴量として抽出する近似部を有することを特徴とする請求項１に記載の医用診断装置。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2015/062606

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B8/14(2006.01)i, *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)
A61B8/00-8/15

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 1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015

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	WO 2012/011414 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 26 January 2012 (26.01.2012), particularly, paragraphs [0053], [0069]; fig. 6, 7 (Family: none)	1-14
A	JP 5079177 B2 (Olympus Medical Systems Corp.), 21 November 2012 (21.11.2012), entire text; all drawings & US 2013/0012818 A1 & WO 2012/063975 A1 & EP 2554124 A1 & CN 102905624 A	1-14

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ 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	Date of mailing of the international search report
24 June 2015 (24.06.15)	07 July 2015 (07.07.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3,Kasumigaseki,Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915,Japan	Authorized officer Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 2009)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2015/062606

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2011/155168 A1 (Panasonic Corp.), 15 December 2011 (15.12.2011), entire text; all drawings & US 2012/0136255 A1 & EP 2578163 A1 & CN 102469991 A	1-14

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (July 2009)

国際調査報告

国際出願番号 ＰＣＴ／ＪＰ２０１５／０６２６０６

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl. A61B8/14(2006.01)i, 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. A61B8/00-8/15

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

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１５年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１５年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１５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
A	WO 2012/011414 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.01.26, 特に、第５３、６９段落、第６、７図（ファミリーなし）	1-14
A	JP 5079177 B2 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.11.21, 全文、全図 & US 2013/0012818 A1 & WO 2012/063975 A1 & EP 2554124 A1 & CN 102905624 A	1-14

☑ Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ 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 ２４．０６．２０１５	国際調査報告の発送日 ０７．０７．２０１５
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） ２Ｑ ３１０１ 後藤 順也 電話番号 ０３－３５８１－１１０１ 内線 ３２９２

様式ＰＣＴ／ＩＳＡ／２１０（第２ページ）（２００９年７月）

国際調査報告 国際出願番号 ＰＣＴ／ＪＰ２０１５／０６２６０６

C（続き）. 関連すると認められる文献

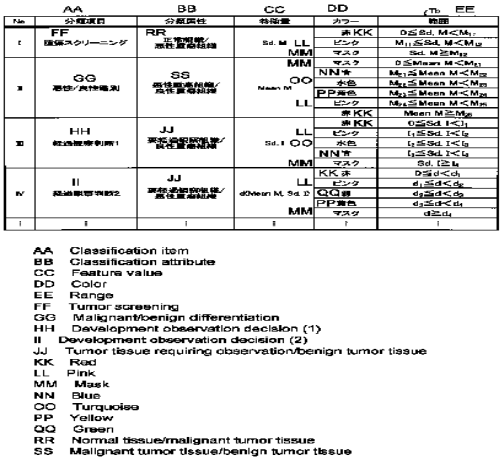
引用文献のカテゴリー＊	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	WO 2011/155168 A1 (パナソニック株式会社) 2011.12.15, 全文、全図 & US 2012/0136255 A1 & EP 2578163 A1 & CN 102469991 A	1-14

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,ST,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,KM,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,IR,IS,JP,KE,KG,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,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,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US

（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)	医疗诊断设备，医疗诊断设备的操作方法		
公开(公告)号	JPWO2015190180A1	公开(公告)日	2017-04-20
申请号	JP2015540935	申请日	2015-04-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	川島知直		
发明人	川島 知直		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/085 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/5223 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52071 G06K9/6267 G06K2209/053 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/20081 G06T2207/30096 G16H10/40 G16H30/20 G16H30/40 G16H50/70		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/EE11 4C601/JB49 4C601/JC06 4C601/JC13 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/KK41 4C601/LL38		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2014121002 2014-06-11 JP		
其他公开文献	JP5897227B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波观察装置是特征量计算单元，其基于从样本接收的接收信号来计算多种特征量，并且预先选择由特征量计算单元计算出的多种类型的特征量。 分类单元使用根据分类项目确定的特征量对样本的组织属性进行分类，并且基于接收到的信号和接收到的信号将与分类结果相对应的视觉信息分配给图像的每个像素。 特征量图像数据生成单元生成特征量图像数据，其中基于上述特征量图像数据叠加分配给图像的每个像素的视觉信息。