

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B1)

(11) 特許番号

特許第5897227号

(P5897227)

(45) 発行日 平成28年3月30日 (2016. 3. 30)

(24) 登録日 平成28年3月11日 (2016. 3. 11)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2015-540935 (P2015-540935)
(86) (22) 出願日 平成27年4月24日 (2015. 4. 24)
(86) 国際出願番号 PCT/JP2015/062606
審査請求日 平成27年8月14日 (2015. 8. 14)
(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)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(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4番2号 オ
リンパス株式会社内

審査官 富永 昌彦

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) 【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】

10

20

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。

10

【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。

20

【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氣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。

30

【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。

40

【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、

50

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、

10

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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【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氣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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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氣的なエコー信号に対して所定の演算を施す演算部 4 と、電氣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

50

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 2 1 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 2 1 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。

10

【0027】

超音波探触子 2 は、送受信部 3 から受信した電氣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氣的なエコー信号に変換する超音波振動子 2 1 を有する。超音波探触子 2 は、超音波振動子 2 1 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 2 1 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。

20

【0028】

送受信部 3 は、超音波探触子 2 と電氣的に接続され、電氣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 から電氣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氣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 3 1 を有する。具体的には、信号増幅部 3 1 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、信号増幅部 3 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 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 （d B）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 （d B）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。

30

【0030】

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時間ドメインのデジタル R F 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 2 1 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。

40

【0031】

演算部 4 は、送受信部 3 が出力したデジタル高周波（R F：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 4 1 と、増幅補正を行ったデジタル R F 信号に高速フーリエ変換（F F T：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 4 2 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 4 3 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 4 4 と、を有する。演算部 4 は、C P U（Central Processing Unit）や各種

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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 ($j = 1, 2, \dots, K$)は、高速フーリエ変換の対象とな

50

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 ($j = 2, \dots, K-1$) 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 $10 \log_{10} (I / I_c)$ 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 $f_L = 3 \text{ MHz}$ 、 $f_H = 10 \text{ MHz}$ 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($I(f, z) \rightarrow I(f, z) + A(f, z)$)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。

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

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

10

20

30

40

50

応じて定まる。例えば、観察対象が臓腑である場合には、 $\alpha = 0.6$ (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) $c = a f_M + b$ 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

【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

【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 （ $j = 1, 2, \dots, K$ ）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。

10

【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。

20

【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 $0 \leq Sd$ 、

$M < M_{11}$ である画素には赤が割り当てられ、 $M_{11} \leq Sd$ 、 $M < M_{12}$ 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 、 $M \geq M_{12}$ 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。

30

【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。

40

【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、

50

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。

10

【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 $0 \leq Mean.M < M_{21}$ 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 $M_{21} \leq Mean.M < M_{22}$ である画素には青が割り当てられ、 $M_{22} \leq Mean.M < M_{23}$ である画素には水色が割り当てられ、 $M_{23} \leq Mean.M < M_{24}$ である画素には黄色が割り当てられ、 $M_{24} \leq Mean.M < M_{25}$ である画素にはピンクが割り当てられ、 $Mean.M \geq M_{25}$ である画素には赤が割り当てられる。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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 $0 \leq Sd$ 、 $I < I_1$ には赤が割り当てられ、 $I_1 \leq Sd$ 、 $I < I_2$ である画素にはピンクが割り当てられ、 $I_2 \leq Sd$ 、 $I < I_3$ である画素には水色が割り当てられ、 $I_3 \leq Sd$ 、 $I < I_4$ 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 、 $I \geq I_4$ 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 $0 \leq d < d_1$ である画素には赤が割り当てられ、 $d_1 \leq d < d_2$ である画素にはピンクが割り当てられ、 $d_2 \leq d < d_3$ である画素には緑が割り当てられ、 $d_3 \leq d < d_4$ 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 $d \geq d_4$ 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

10

20

30

40

50

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 Processing 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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

受け付けないとき（ステップS 8：N o）、超音波観測装置 1 はステップS 6 へ戻る。

【0082】

図1 4は、ステップS 7において周波数解析部 4 2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1 4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 4 2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S 2 1）。

【0083】

続いて、周波数解析部 4 2は、FFT演算用を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S 2 2）。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。

10

【0084】

その後、周波数解析部 4 2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S 2 3）、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S 2 4）。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 4 2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S 2 5）。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。

20

【0086】

ステップS 2 5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。

30

【0087】

ステップS 2 5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振幅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。

40

【0088】

ステップS 2 7において、周波数解析部 4 2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S 2 7）。この結果を、例えば図5に示す。

【0089】

続いて、周波数解析部 4 2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S 2 8）。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 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させることが望ましいが、周

50

波数解析部 4 2 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 4 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ が音線 SR_k における最大値 $Z^{(k)}_{\max}$ より大きいかなかを判定する（ステップ S 2 9）。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 S 2 9：Yes）、周波数解析部 4 2 はカウンタ k を 1 増加させる（ステップ S 3 0）。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 S 2 9：No）、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、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。

10

【0091】

ステップ S 3 0 の後、周波数解析部 4 2 は、カウンタ k が最大値 $k_{\max}$ より大きいかなかを判定する（ステップ S 3 1）。カウンタ k が $k_{\max}$ より大きい場合（ステップ S 3 1：Yes）、周波数解析部 4 2 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 S 3 1：No）、周波数解析部 4 2 はステップ S 2 2 に戻る。

【0092】

このようにして、周波数解析部 4 2 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。

20

【0093】

この後、減衰補正部 4 3 1 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て減衰補正を行う（ステップ S 9）。減衰補正部 4 3 1 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 4 3 2 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 S 1 0）。この近似処理において、近似部 4 3 2 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 8 1 へ書き込んで記憶させる。

30

【0095】

この後、特徴量算出部 4 3 は、分類情報記憶部 8 1 を参照して、ステップ S 1 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 S 1 1）。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 4 3 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 4 4 は、特徴量算出部 4 3 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 S 1 2）。この色の割り当ては、例えば図 8～図 1 1 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。

40

【0097】

特徴量画像データ生成部 5 2 は、B モード画像データ生成部 5 1 が生成した B モード画像データにおける各画素に対し、制御部 9 を介して分類部 4 4 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 S 1 3）。

【0098】

50

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 5 2 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 S 1 4）。

【0099】

図 1 5 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 2 0 1 は、検査内容表示領域 2 0 2 と、画像表示領域 2 0 3 と、色特性表示領域 2 0 4 とを有する。

検査内容表示領域 2 0 2 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 I D、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 1 5 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 2 0 3 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 2 0 3 は、関心領域 2 3 1 を表示するとともに、関心領域 2 3 1 内の属性に対応する色で表示する。図 1 5 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 2 0 4 は、画像表示領域 2 0 3 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 1 5 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. I I：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. I I I：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. I V：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 8 1 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 8 1 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 S 1 ～ S 1 4）において、ステップ S 4 の処理とステップ S 5 ～ S 1 4 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

10

20

30

40

50

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 8 1 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 4 4 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 1 6 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 1 1 は、演算部 1 2 と記憶部 1 3 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。

10

【0107】

演算部 1 2 は、増幅補正部 4 1 と、周波数解析部 4 2 と、特徴量算出部 4 3 と、分類部 4 4 と、分類情報設定部 1 2 1 とを有する。分類情報設定部 1 2 1 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 1 3 は、分類情報記憶部 8 1 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 1 3 1 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 1 3 2 とを有する。

20

【0109】

図 1 7 は、以上の構成を有する超音波観測装置 1 1 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 1 7 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 1 3 1 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 S 4 1）。

30

【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 S 4 2）。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 4 2 は、データ取得領域の周波数解析を行う（ステップ S 4 3）。続いて、減衰補正部 4 3 1 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て減衰補正を行う（ステップ S 4 4）。その後、近似部 4 3 2 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 S 4 5）。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。

40

【0113】

ステップ S 4 5 に続いて、特徴量算出部 4 3 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 S 4 6）。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 S d. S、切片 b の平均 Mean I および標準偏差 S d. I、ミッドバンドフィット c の平均 Mean M および標準偏差 S d. M を特徴量として算出する。

50

【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。

10

【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。

20

【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、 $\mu_1 \sim \mu_2$ 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。

30

【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。

40

【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 $\sigma_1 / 10$ 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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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思なせるので、その分布の重心、質量モーメント、質量を振幅と思なして算出した 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

10

20

30

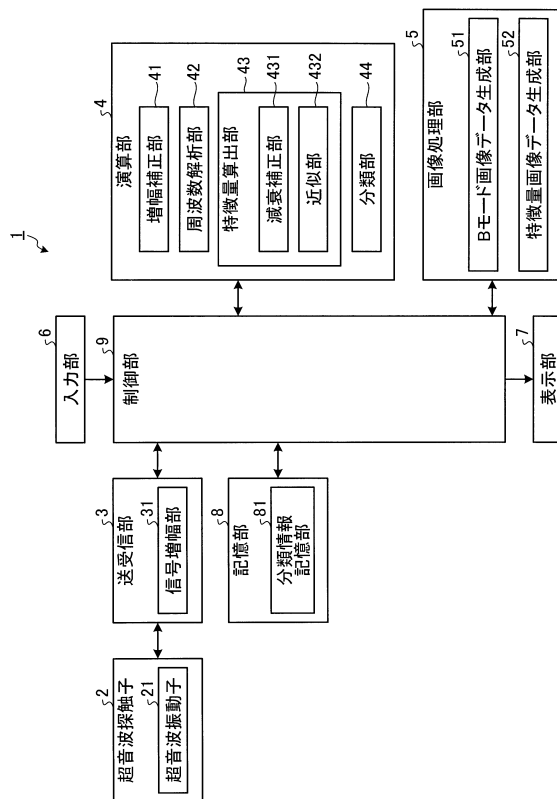
40

50

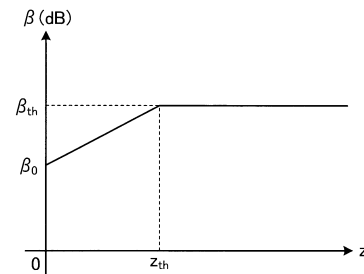
【要約】

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。

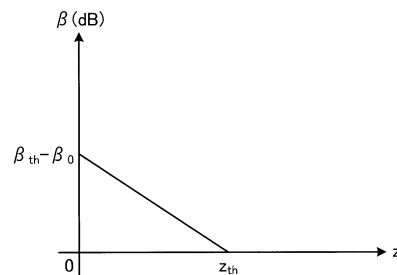
【図 1】



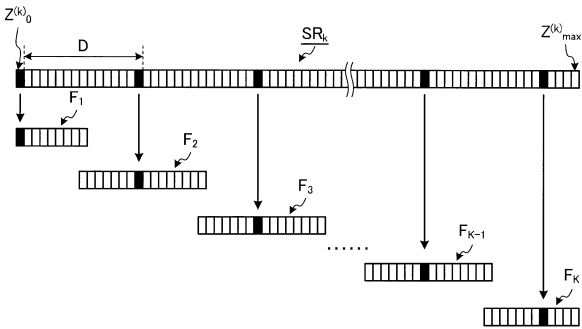
【図 2】



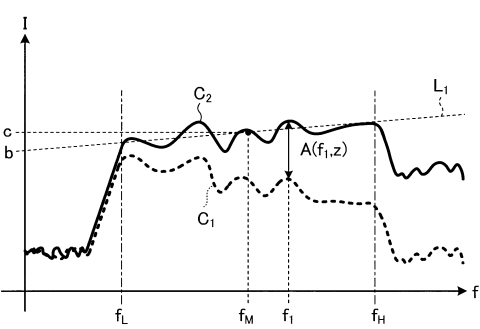
【図 3】



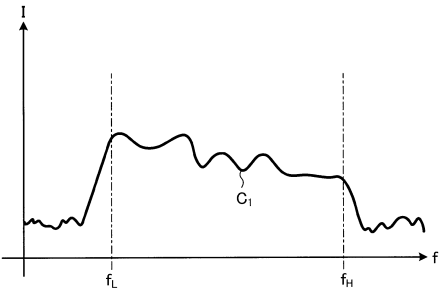
【図 4】



【図 6】



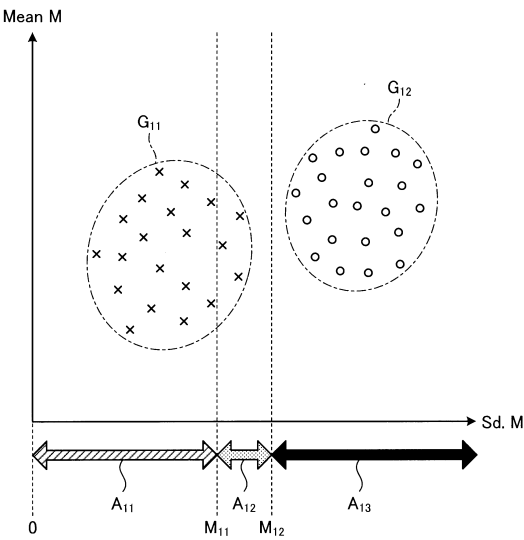
【図 5】



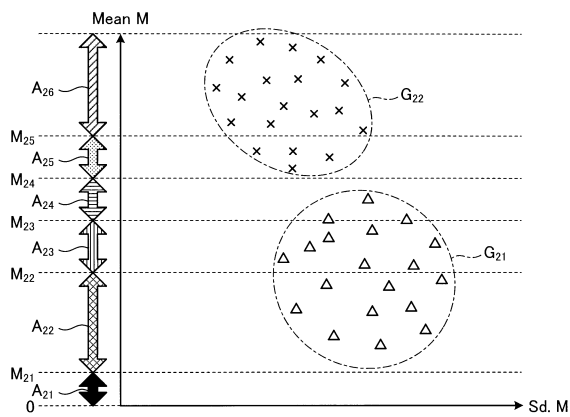
【図 7】

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	$0 \leq Sd. M < M_{11}$
				ピンク	$M_{11} \leq Sd. M < M_{12}$
				マスク	$Sd. M \geq M_{12}$
				マスク	$0 \leq Mean M < M_{21}$
II	悪性/良性鑑別	悪性腫瘍組織/ 良性腫瘍組織	Mean M	青	$M_{21} \leq Mean M < M_{22}$
				水色	$M_{22} \leq Mean M < M_{23}$
				黄色	$M_{23} \leq Mean M < M_{24}$
				ピンク	$M_{24} \leq Mean M < M_{25}$
III	経過観察判断1	要経過観察組織/ 良性腫瘍組織	Sd. I	赤	$Mean M \geq M_{25}$
				赤	$0 \leq Sd. I < I_1$
				ピンク	$I_1 \leq Sd. I < I_2$
				水色	$I_2 \leq Sd. I < I_3$
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)	青	$I_3 \leq Sd. I < I_4$
				マスク	$Sd. I \geq I_4$
				赤	$0 \leq d < d_1$
				ピンク	$d_1 \leq d < d_2$
V				緑	$d_2 \leq d < d_3$
				黄色	$d_3 \leq d < d_4$
				マスク	$d \geq d_4$
				...	...

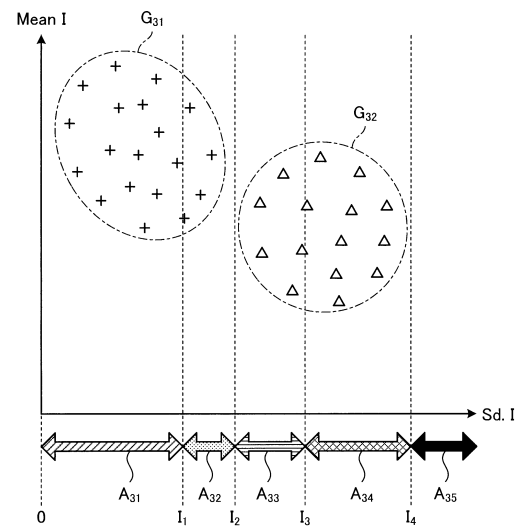
【図 8】



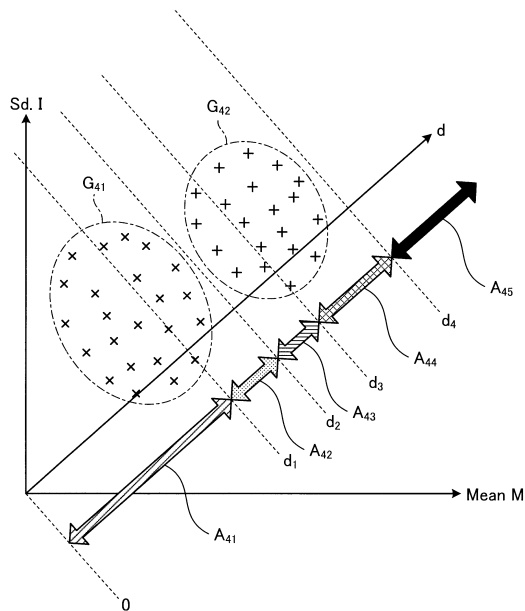
【図 9】



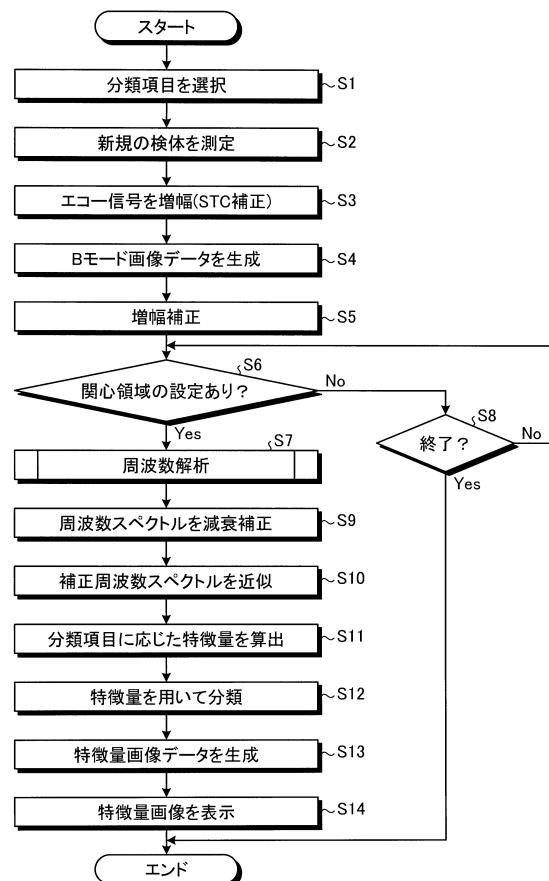
【図 10】



【図 11】



【図 12】

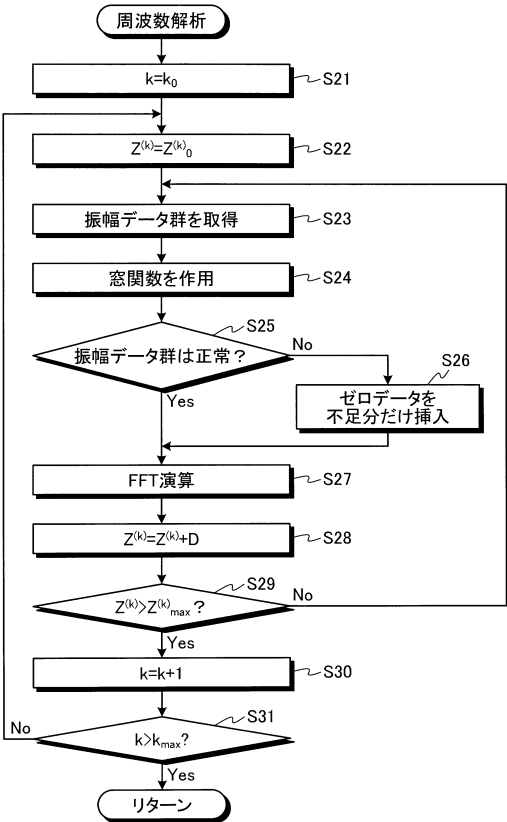


【図 1 3】

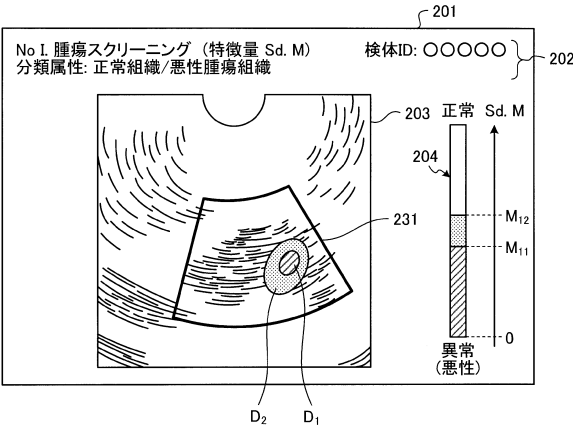
101		
No	分類項目	分類属性
I	腫瘍スクリーニング	正常組織/悪性腫瘍組織
II	悪性/良性鑑別	悪性腫瘍組織/良性腫瘍組織
III	経過観察判断1	要経過観察組織/良性腫瘍組織
IV	経過観察判断2	要経過観察組織/悪性腫瘍組織
⋮	⋮	⋮

102

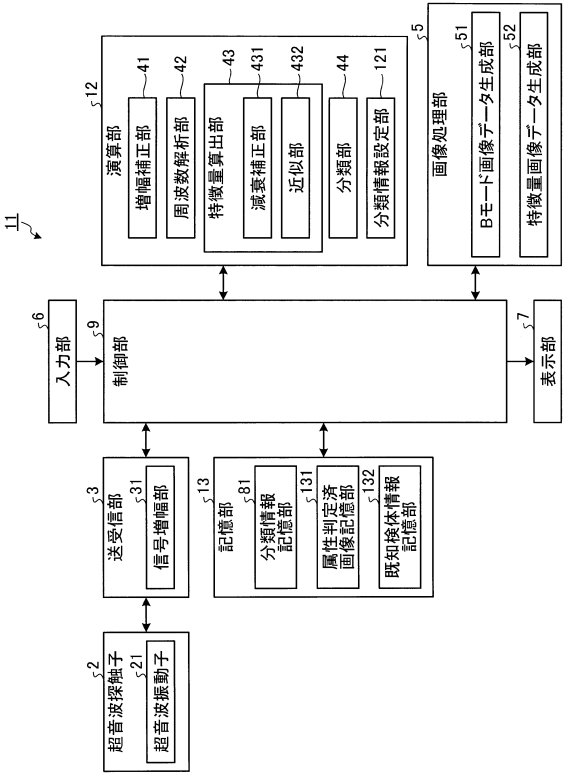
【図 1 4】



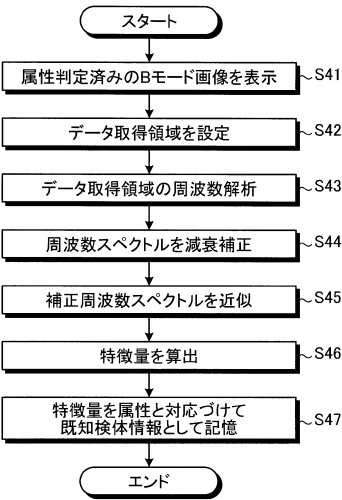
【図 1 5】



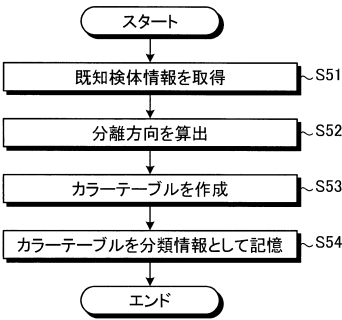
【図 1 6】



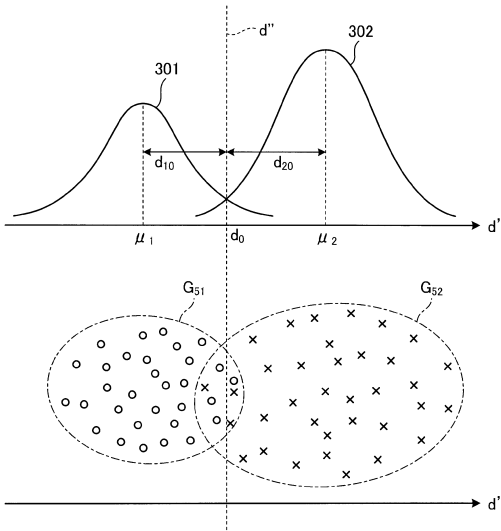
【図 1 7】



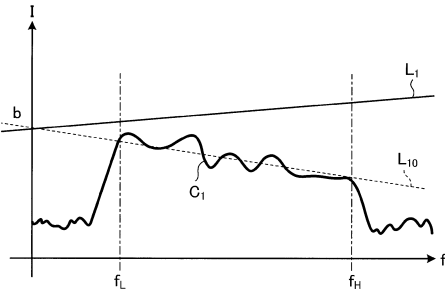
【図 1 8】



【図 1 9】



【図 2 0】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2012/011414 (WO, A1)
特許第5079177 (JP, B2)
国際公開第2011/155168 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

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	JP5897227B1	公开(公告)日	2016-03-30
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		
当前申请(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		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2014121002 2014-06-11 JP		
其他公开文献	JPWO2015190180A1		

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的属性进行分类，并且基于接收到的信号和接收到的信号，根据分类结果将视觉信息分配给图像的每个像素。并且特征量图像数据生成单元生成特征量图像数据，在该特征量图像数据中，叠加了基于图像分配给图像的每个像素的视觉信息。

(21) 出願番号	特願2015-540935 (P2015-540935)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成27年4月24日 (2015. 4. 24)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/062606		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
審査請求日	平成27年8月14日 (2015. 8. 14)	(74) 代理人	100089118
(31) 優先権主張番号	特願2014-121002 (P2014-121002)		弁理士 酒井 宏明
(32) 優先日	平成26年6月11日 (2014. 6. 11)	(72) 発明者	川島 知直
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
早期審査対象出願		審査官	富永 昌彦