

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-255082

(P2011-255082A)

(43) 公開日 平成23年12月22日(2011.12.22)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

テーマコード(参考)

4 C 6 0 1

審査請求 有 請求項の数 18 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号

特願2010-133849 (P2010-133849)

(22) 出願日

平成22年6月11日 (2010.6.11)

(71) 出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
ュー・ブルバード・ダブリュー・710
・3000

(74) 代理人 100106541

弁理士 伊藤 信和

(72) 発明者 谷川 俊一郎

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

最終頁に続く

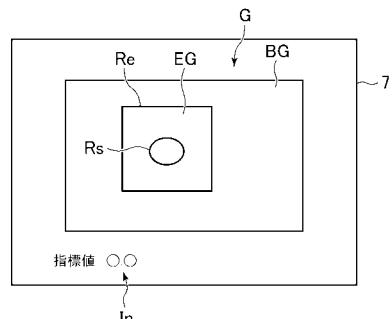
(54) 【発明の名称】超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】客観的で容易な診断を行なうことができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、前記物理量に基づいて作成された生体組織の弾性画像 E G における物理量の平均値を算出する物理量平均部と、前記弾性画像 E G の各画素における物理量と前記平均値とを比較する演算を行なって各画素毎に比較値を算出する比較値算出部と、前記比較値に基づいて、前記弾性画像における所定の領域についての弾性に関する指標値 I n を算出する指標値算出部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて作成された生体組織の弾性画像における物理量の平均値を算出する物理量平均部と、

前記弾性画像の各画素における物理量と前記平均値とを比較する演算を行なって各画素毎に比較値を算出する比較値算出部と、

前記比較値に基づいて、前記弾性画像における所定の領域についての弾性に関する指標値を算出する指標値算出部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記指標値算出部は、前記比較値を所定の関数を用いて変換することによって各画素毎のスコア値を算出し、前記所定の領域についての前記スコア値の平均値を前記指標値として算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記指標値算出部は、前記所定の領域における前記比較値の平均値を前記指標値として算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記指標値算出部は、前記所定の領域における前記比較値の平均値を算出し、さらに該平均値を所定の関数を用いて変換して前記指標値としてのスコア値を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて作成された生体組織の弾性画像の各画素における物理量に基づいて階調化処理を行なって階調値を各画素毎に算出する階調値算出部と、

前記階調値に基づいて、所定の領域についての弾性に関する指標値を算出する指標値算出部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

前記指標値算出部は、前記階調値を所定の関数を用いて変換することによって各画素毎のスコア値を算出し、前記所定の領域についての前記スコア値の平均値を前記スコア値として算出することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記指標値算出部は、前記所定の領域における前記階調値の平均値を前記指標値として算出することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記指標値算出部は、前記所定の領域における前記階調値の平均値を算出し、さらに該平均値を所定の関数を用いて変換して前記指標値としてのスコア値を算出することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて作成された生体組織の弾性画像における物理量の平均値である第一物理量平均値を算出する第一物理量平均部と、

前記弾性画像に設定された所定の領域についての物理量の平均値である第二物理量平均値を算出する第二物理量平均部と、

前記第一物理量平均値と前記第二物理量平均値とを比較する演算を行なうことにより、前記所定の領域についての弾性に関する指標値としての比較値を算出する指標値算出部と

10

20

30

40

50

、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 0】

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて作成された生体組織の弾性画像に設定された所定の領域についての物理量の平均値である第二物理量平均値を算出する第二物理量平均部と、

前記弾性画像の物理量の分布における所定の範囲について、物理量の平均値である第三物理量平均値を算出する第三物理量平均部と、

前記第二物理量平均値と前記第三物理量平均値とを比較する演算を行なうことにより、前記所定の領域についての弾性に関する指標値としての比較値を算出する指標値算出部と、

、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記物理量に基づいて作成された生体組織の弾性画像における物理量の平均値である第一物理量平均値を算出する第一物理量平均部を備えており、

前記第三物理量平均値は、前記第一物理量平均値を基準にして設定される前記所定の範囲の物理量の平均値である

ことを特徴とする請求項 1 0 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記指標値算出部は、前記指標値として、前記比較値を所定の関数を用いて変換してスコア値を算出することを特徴とする請求項 9 ~ 1 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

複数設定された前記所定の領域についての前記指標値を比較する演算を行なう指標値比較演算部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 1 2 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて作成された生体組織の弾性画像における物理量の平均値である第一物理量平均値を算出する第一物理量平均部と、

前記弾性画像の物理量の分布における所定の範囲について、物理量の平均値である第三物理量平均値を算出する第三物理量平均部と、

前記第一物理量平均値と前記第三物理量平均値とを比較する演算を行なうことにより、弾性に関する指標値としての比較値を算出する指標値算出部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記第三物理量平均値は、前記第一物理量平均値を基準として設定される前記所定の範囲の物理量の平均値であることを特徴とする請求項 1 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて作成された弾性画像の物理量の分布における所定の範囲について、物理量の平均値である第三物理量平均値を算出する第三物理量平均部と、

前記弾性画像の物理量の分布において、前記第三物理量平均値の算出対象の範囲とは異なる範囲の物理量の平均値である第四物理量平均値を算出する第四物理量平均部と、

前記第三物理量平均値と前記第四物理量平均値とを比較する演算を行なうことにより、弾性に関する指標値としての比較値を算出する指標値算出部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 7】

10

20

30

40

50

前記指標値算出部は、前記指標値として、前記比較値を所定の関数を用いて変換してスコア値を算出することを特徴とする請求項 14～16 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記指標値を表示する指標値表示制御部を備えることを特徴とする請求項 1～17 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を表示する超音波診断装置に関する。 10

【背景技術】

【0002】

通常の B モード画像と、生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像とを合成して表示させる超音波診断装置が、例えば特許文献 1 などに開示されている。この種の超音波診断装置において、弾性画像は次のようにして作成される。先ず、生体組織に対し、例えば超音波プローブによる圧迫とその弛緩を繰り返すなどして生体組織を変形させながら超音波の送受信を行ってエコーを取得する。そして、得られたエコードーティに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出し、この物理量を色相情報に変換してカラーの弾性画像を作成する。ちなみに、生体組織の弾性に関する物理量としては、例えば生体組織の歪みなどを算出している。 20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特許第 3932482 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、前記弾性画像を用いた診断においては、注目部位がどの色相で表示されているかといったことや、複数の色相の混ざり具合などによって診断を行なっている。従って、診断者の主観的な判断によって診断を行なうことになるため、診断者によって診断結果が異なる場合がある。このようなことから、客観的で容易な診断を行なうことができる超音波診断装置が望まれている。 30

【課題を解決するための手段】

【0005】

上述の課題を解決するためになされた第 1 の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコードーティに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、前記物理量に基づいて作成された生体組織の弾性画像における物理量の平均値を算出する物理量平均部と、前記弾性画像の各画素における物理量と前記平均値とを比較する演算を行なって各画素毎に比較値を算出する比較値算出部と、前記比較値に基づいて、前記弾性画像における所定の領域についての弾性に関する指標値を算出する指標値算出部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。 40

【0006】

第 2 の観点の発明によれば、第 1 の観点の発明において、前記指標値算出部は、前記比較値を所定の関数を用いて変換することによって各画素毎のスコア値を算出し、前記所定の領域についての前記スコア値の平均値を前記指標値として算出することを特徴とする超音波診断装置である。

【0007】

第 3 の観点の発明は、第 1 の観点の発明において、前記指標値算出部は、前記所定の領域における前記比較値の平均値を前記指標値として算出することを特徴とする超音波診断 50

装置である。

【0008】

第4の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記指標値算出部は、前記所定の領域における前記比較値の平均値を算出し、さらに該平均値を所定の関数を用いて変換して前記指標値としてのスコア値を算出することを特徴とする超音波診断装置である。

【0009】

第5の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、前記物理量に基づいて作成された生体組織の弾性画像の各画素における物理量に基づいて階調化処理を行なって階調値を各画素毎に算出する階調値算出部と、前記階調値に基づいて、所定の領域についての弾性に関する指標値を算出する指標値算出部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0010】

第6の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記指標値算出部は、前記階調値を所定の関数を用いて変換することによって各画素毎のスコア値を算出し、前記所定の領域についての前記スコア値の平均値を前記スコア値として算出することを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0011】

第7の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記指標値算出部は、前記所定の領域における前記階調値の平均値を前記指標値として算出することを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0012】

第8の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記指標値算出部は、前記所定の領域における前記階調値の平均値を算出し、さらに該平均値を所定の関数を用いて変換して前記指標値としてのスコア値を算出することを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0013】

第9の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、前記物理量に基づいて作成された生体組織の弾性画像における物理量の平均値である第一物理量平均値を算出する第一物理量平均部と、前記弾性画像に設定された所定の領域についての物理量の平均値である第二物理量平均値を算出する第二物理量平均部と、前記第一物理量平均値と前記第二物理量平均値とを比較する演算を行なうことにより、前記所定の領域についての弾性に関する指標値としての比較値を算出する指標値算出部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0014】

第10の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、前記物理量に基づいて作成された生体組織の弾性画像に設定された所定の領域についての物理量の平均値である第二物理量平均値を算出する第二物理量平均部と、前記弾性画像の物理量の分布における所定の範囲について、物理量の平均値である第三物理量平均値を算出する第三物理量平均部と、前記第二物理量平均値と前記第三物理量平均値とを比較する演算を行なうことにより、前記所定の領域についての弾性に関する指標値としての比較値を算出する指標値算出部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0015】

第11の観点の発明は、第10の観点の発明において、前記物理量に基づいて作成された生体組織の弾性画像における物理量の平均値である第一物理量平均値を算出する第一物理量平均部を備えており、前記第三物理量平均値は、前記第一物理量平均値を基準にして設定される前記所定の範囲の物理量の平均値であることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0016】

50

第12の観点の発明は、第9～11の観点の発明において、前記指標値算出部は、前記指標値として、前記比較値を所定の関数を用いて変換してスコア値を算出することを特徴とする超音波診断装置である。

【0017】

第13の観点の発明は、第1～12のいずれか一の観点の発明において、複数設定された前記所定の領域についての前記指標値を比較する演算を行なう指標値比較演算部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0018】

第14の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、前記物理量に基づいて作成された生体組織の弾性画像における物理量の平均値である第一物理量平均値を算出する第一物理量平均部と、前記弾性画像の物理量の分布における所定の範囲について、物理量の平均値である第三物理量平均値を算出する第三物理量平均部と、前記第一物理量平均値と前記第三物理量平均値とを比較する演算を行なうことにより、弾性に関する指標値としての比較値を算出する指標値算出部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0019】

第15の観点の発明は、第14の観点の発明において、前記第三物理量平均値は、前記第一物理量平均値を基準として設定される前記所定の範囲の物理量の平均値であることを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0020】

第16の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、前記物理量に基づいて作成された弾性画像の物理量の分布における所定の範囲について、物理量の平均値である第三物理量平均値を算出する第三物理量平均部と、前記弾性画像の物理量の分布において、前記第三物理量平均値の算出対象の範囲とは異なる範囲の物理量の平均値である第四物理量平均値を算出する第四物理量平均部と、前記第三物理量平均値と前記第四物理量平均値とを比較する演算を行なうことにより、弾性に関する指標値としての比較値を算出する指標値算出部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0021】

第17の観点の発明は、第14～16のいずれか一の観点の発明において、前記指標値算出部は、前記指標値として、前記比較値を所定の関数を用いて変換してスコア値を算出することを特徴とする超音波診断装置である。

【0022】

第18の観点の発明は、第1～17のいずれか一の観点の発明において、前記指標値を表示する指標値表示制御部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0023】

上記観点の発明によれば、前記弾性画像における物理量の平均値が算出され、さらにこの平均値と前記弾性画像の各画素における物理量とを比較する演算によって比較値が算出される。そして、この比較値に基づいて前記弾性画像における所定の領域についての弾性に関する指標値が算出される。従って、生体組織の硬さ又は軟らかさを数値化することができるので、客観的で容易な診断を行なうことができる。

40

【0024】

また、上記他の観点の発明によれば、前記弾性画像における物理量に基づいて階調化処理を行なって階調値が算出され、この階調値に基づいて前記弾性画像における所定の領域についての弾性に関する指標値が算出される。従って、生体組織の硬さ又は軟らかさを数値化することができるので、客観的で容易な診断を行なうことができる。

【0025】

また、上記他の観点の発明によれば、前記第一物理量平均値と前記第二物理量平均値と

50

を比較する演算を行なうことにより、弾性に関する指標値としての比較値が算出される。従って、生体組織の硬さ又は軟らかさを数値化することができるので、客観的で容易な診断を行なうことができる。

【0026】

また、上記他の観点の発明によれば、前記第二物理量平均値と前記第三物理量平均値とを比較する演算を行なうことにより、弾性に関する指標値としての比較値が算出される。従って、生体組織の硬さ又は軟らかさを数値化することができるので、客観的で容易な診断を行なうことができる。

【0027】

また、上記他の観点の発明によれば、前記第一物理量平均値と前記第三物理量平均値とを比較する演算を行なうことにより、弾性に関する指標値としての比較値が算出される。従って、生体組織の硬さ又は軟らかさを数値化することができるので、客観的で容易な診断を行なうことができる。

10

【0028】

さらに、上記他の観点の発明によれば、前記第三物理量平均値と前記第四物理量平均値とを比較する演算を行なうことにより、弾性に関する指標値としての比較値が算出される。従って、生体組織の硬さ又は軟らかさを数値化することができるので、客観的で容易な診断を行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

20

【図1】本発明に係る超音波診断装置の実施形態の概略構成の一例を示すブロック図である。

【図2】図1に示す超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図3】Bモード画像及び弾性画像からなる超音波画像が表示された表示部を示す図である。

【図4】超音波画像における弾性画像に所定の領域が設定された表示部を示す図である。

【図5】比の値に基づくスコア値の算出の説明図である。

【図6】第一実施形態の第三変形例における表示部を示す図である。

【図7】第一実施形態の第三変形例における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図8】第二実施形態における階調値に基づくスコア値の算出の説明図である。

30

【図9】第三実施形態の超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図10】第三実施形態における比の値に基づくスコア値の算出の説明図である。

【図11】第四実施形態の超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図12】弾性画像表示領域における歪みの分布を示す図である。

【図13】第四実施形態の第一変形例における比の値に基づくスコア値の算出の説明図である。

【図14】弾性画像表示領域における歪みの分布を示す図である。

【図15】第五実施形態の超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

40

【図16】第六実施形態の超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図17】弾性画像表示領域における歪みの分布を示す図である。

【図18】前記Bモード画像及び前記弾性画像からなる画像G1と、Bモード画像のみの画像とが並べて表示された表示部を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0030】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて詳細に説明する。

(第一実施形態)

50

先ず、第一実施形態について図1～図5に基づいて説明する。図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信部3、Bモードデータ処理部4、物理量データ処理部5、表示制御部6、表示部7、操作部8、制御部9及びHDD(Hard Disk Drive)10を備える。

【0031】

前記超音波プローブ2は、生体組織に対して超音波を送信しそのエコーを受信する。この超音波プローブ2を生体組織の表面に当接させた状態で圧迫と弛緩を繰り返したり、この超音波プローブ2から生体組織へ音響放射圧を加えたりして、生体組織を変形させながら超音波の送受信を行なって取得されたエコードーダーに基づいて、後述のように弾性画像が作成される。

10

【0032】

前記送受信部3は、前記制御部9からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ2を所定の走査条件で駆動させて音線毎の超音波の走査を行なう。また、送受信部3は、前記超音波プローブ2で受信したエコーについて、整相加算処理等の信号処理を行なう。前記送受信部3で信号処理されたエコードーダーは、前記Bモードデータ処理部4及び前記物理量データ処理部5に出力される。

【0033】

前記Bモードデータ処理部4は、前記送受信部3から出力されたエコードーダーに対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等のBモード処理を行い、Bモードデータを作成する。Bモードデータは、前記Bモードデータ処理部4から前記表示制御部6へ出力される。

20

【0034】

前記物理量データ処理部5は、前記送受信部3から出力されたエコードーダーに基づいて、生体組織における各部の弾性に関する物理量のデータ(物理量データ)を作成する。前記物理量データ処理部5は、例えば特開2008-126079号公報に記載されているように、一の走査面における同一音線上の時間的に異なるエコードーダーに相関ウィンドウを設定し、この相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記弾性に関する物理量を算出し前記物理量データを作成する。前記物理量データ処理部5は、前記弾性に関する物理量として、本例では歪み S_t を算出する。前記物理量データ処理部5は、本発明における物理量算出部の実施の形態の一例である。

30

【0035】

前記表示制御部6には、前記Bモードデータ処理部4からのBモードデータ及び前記物理量データ処理部5からの物理量データが入力されるようになっている。前記表示制御部6は、図2に示すようにメモリ611、Bモード画像データ作成部612、物理量平均部613、比較値算出部614、階調値算出部615、弾性画像データ作成部616、合成画像表示制御部617、指標値算出部618、指標値表示制御部619を有している。

【0036】

前記メモリ611には、前記Bモードデータ及び前記物理量データが記憶される。これらBモードデータ及び物理量データは、音線毎のデータとして前記メモリ611に記憶される。

40

【0037】

前記メモリ611は、例えばRAM(Random Access Memory)やROM(Read Only Memory)などの半導体メモリで構成されている。ちなみに、前記Bモードデータ及び前記物理量データは、前記HDD10に記憶されるようになっていてもよい。

【0038】

前記Bモード画像データ作成部612は、前記Bモードデータについてスキャンコンバータによる走査変換を行ない、エコーの信号強度に応じた輝度情報を有するBモード画像データに変換する。前記Bモード画像データは例えば256階調の輝度情報を有する。

【0039】

前記物理量平均部613は、後述の弾性画像EG(図3参照)における歪みの平均値 S

50

t_{Av} を算出する。具体的には、前記物理量平均部 613 は、前記弾性画像 EG を表示する領域である弾性画像表示領域 Re 内の各画素について算出された歪み St の平均値 St_{Av} を算出する。前記物理量平均部 613 は、本発明における物理量平均部の実施の形態の一例である。

【0040】

前記比較値算出部 614 は、各画素の歪み St と前記歪みの平均値 St_{Av} とを比較する演算を行なう。具体的には、前記比較値算出部 614 は、前記歪みの平均値 St_{Av} に対する各画素の歪み St の比の値 Rat = St / St_{Av} を算出する。この比の値 Rat は、画素毎に算出される。前記比較値算出部 614 は、本発明における比較値算出部の実施の形態の一例であり、また前記比の値 Rat は、本発明における比較値の実施の形態の一例である。

10

【0041】

前記階調値算出部 615 は、前記比の値 Rat を N 階調（例えば N = 256）に階調化する処理を行なって画素毎の階調値 Gr のデータからなる階調化データを作成する。前記階調化算出部 615 は、比の値 Rat = 1 である場合、すなわち歪み St が前記平均値 St_{Av} と等しい場合に、階調値 Gr = N / 2 となるような階調化処理を行なう。する。例えば、N = 256 である場合、比の値 Rat = 1 は階調値 128 となる。前記階調値算出部 615 は、本発明における階調値算出部の実施の形態の一例である。

【0042】

ちなみに、前記階調値 Gr が小さいほど生体組織が硬いことを表わし、前記階調値 Gr が大きいほど生体組織が軟らかいことを表わすものとする。

20

【0043】

前記弾性画像データ作成部 616 は、前記階調化データについてスキャンコンバータによる走査変換を行ない、歪みに応じた色相情報を有するカラー弾性画像データに変換する。前記カラー弾性画像データは例えば 256 階調の色相情報を有する。

30

【0044】

前記合成画像表示制御部 617 は、前記 B モード画像データ及び前記カラー弾性画像データを加算処理することによって合成し、前記表示部 7 に表示する超音波画像 G の画像データを作成する。この画像データは、図 3 に示すように、白黒の B モード画像 BG とカラーの弾性画像 EG とが合成された超音波画像 G として前記表示部 7 に表示される。前記弾性画像 EG は、前記 B モード画像 BG に設定された弾性画像表示領域 Re 内に半透明で（背景の B モード画像が透けた状態で）表示される。

【0045】

前記指標値算出部 618 は、後述のように弾性画像 EG における所定の領域 Rs（図 4 参照）についての弾性に関する指標値 In を算出する。具体的な算出手法は後述する。また、前記指標値表示制御部 619 は、前記指標値 In を前記表示部 7 に表示する。前記指標値算出部 618 は本発明における指標値算出部の実施の形態の一例であり、前記指標値 In は本発明における指標値の実施の形態の一例である。また、前記指標値表示制御部 619 は本発明における指標値表示制御部の実施の形態の一例である。

【0046】

前記表示部 7 は、例えば LCD（Liquid Crystal Display）や CRT（Cathode Ray Tube）などで構成される。前記操作部 8 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス（図示省略）などを含んで構成されている。

40

【0047】

前記制御部 9 は、CPU（Central Processing Unit）を有して構成され、前記 HDD 10 に記憶された制御プログラムを読み出し、前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。

【0048】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。先ず、前記送受信部 3 が、前

50

記超音波プローブ 2 から被検体の生体組織へ超音波を送信させ、そのエコー信号を取得する。この時、生体組織を変形させながら超音波の送受信を行なう。生体組織を変形させる手法としては、例えば前記超音波プローブ 2 により、被検体への圧迫とその弛緩を繰り返す手法や、前記超音波プローブ 2 により被検体へ音響放射圧を加える手法などが挙げられる。

【0049】

エコー信号が取得されると、前記 B モードデータ処理部 4 が前記 B モードデータを作成し、また前記物理量データ処理部 5 が前記物理量データを作成する。さらに、前記 B モード画像データ作成部 612 が前記 B モード画像データを作成し、前記弾性画像データ作成部 616 が前記カラー弾性画像データを作成する。そして、前記合成画像表示制御部 617 が、前記 B モード画像データに基づく B モード画像 BG 及び前記カラー弾性画像データに基づく弾性画像 EG が合成された超音波画像 G を前記表示部 7 に表示する。

10

【0050】

ここで、前記カラー弾性画像データの作成について詳細に説明する。前記カラー弾性画像データの作成にあたっては、前記物理量平均部 613 が、画素毎の歪みのデータからなる前記物理量データに基づいて、前記弾性画像表示領域 Re 内における歪みの平均値 $S_{t_{Av}}$ を算出する。次に、前記比較値算出部 614 は、前記比の値 $R_{at} = S_{t} / S_{t_{Av}}$ を画素毎に算出する。そして、前記階調化算出部 615 が前記比の値 R_{at} に基づいて前記階調化データを作成し、この階調化データに基づいて、前記弾性画像データ作成部 616 がカラー弾性画像データを作成する。

20

【0051】

図 4 に示すように、前記超音波画像 G が表示された状態で、前記弾性画像表示領域 Re 内における弾性画像 EG に所定の領域 Rs が設定されると、この所定の領域 Rs についての弾性に関する指標値 In が前記表示部 7 に表示される。前記所定の領域 Rs は、例えば腫瘍と思われる領域を含むように設定される。操作者は、前記操作部 8 のポインティングデバイスなどを用いて前記所定の領域 Rs を設定する。

20

【0052】

前記指標値 In の算出及び表示について詳細に説明する。前記指標値算出部 618 は、先ず各画素の前記比の値 R_{at} を所定の関数 F1 を用いてスコア値 S_Cp に変換し、各画素についてのスコア値 S_Cp を算出する。この各画素についてのスコア値 S_Cp は、前記メモリ 611 や前記 HDD 10 に記憶されてもよい。

30

【0053】

前記関数 F1 は、比の値 R_{at} が所定の数値の範囲のスコア値 S_Cp に変換される関数である。本例では、比の値 R_{at} が図 5 に示すような関数 F1 を用いて 0.1 ~ 5 までの範囲のスコア値 S_Cp に変換される。本例では、前記スコア値 S_Cp が小さいほど生体組織が軟らかいことを表わし、前記スコア値が大きいほど生体組織が硬いことを表わす。ただし、スコア値 S_Cp の数値の範囲は一例であり、0.1 ~ 5 までに限られるものではない（以下の実施形態においても同様）。

【0054】

より詳細に説明すると、前記関数 F1 は、前記比の値 R_{at} が 1 である場合、すなわち歪み S_{t} が前記歪みの平均値 $S_{t_{Av}}$ と等しい場合に、前記スコア値 S_Cp は 1 になるような関数になっている。また、前記関数 F1 は、比の値 R_{at} が 1 未満である範囲については、1 よりも大きく 5 以下のスコア値 S_Cp に変換され、比の値 R_{at} が 1 以上である範囲については、0.1 以上 1 以下のスコア値 S_Cp に変換されるような関数になっている。従って、比の値 R_{at} が 1 未満である範囲の方が、比の値 R_{at} が 1 以上である範囲よりも、スコア値 S_Cp が細かく割り振られるような関数になっている。

40

【0055】

ここで、比の値 R_{at} が 1 未満である範囲は、平均値 $S_{t_{Av}}$ よりも歪み S_{t} の値が小さい範囲であり、平均よりも硬い範囲である。また、腫瘍は、正常な組織よりも硬く、しかも良性の腫瘍と悪性の腫瘍とでは硬さに違いがある。従って、上述のように、前記関数

50

F 1を、比の値 R a t が1未満である範囲の方が、比の値 R a t が1以上である範囲よりも、スコア値が細かく割り振られるような関数にすることにより、腫瘍についてより細かい観察を行なうことができるようになっている。

【0056】

前記指標値算出部 617 は、画素毎のスコア値 S C p に基づいて、前記所定の領域 R s についてのスコア値の平均値 S C A v を算出する。この平均値 S C A v が前記指標値 I n である。そして、前記指標値表示制御部 619 は、前記平均値 S C A v を前記指標値 I n として前記表示部 7 に表示する。

【0057】

本例の超音波診断装置 1 によれば、弾性に関する指標値 I n として、前記平均値 S C A v が表示されるので、生体組織の硬さ又は軟らかさを数値化して示すことができる。従って、客観的で容易な診断を行なうことができる。

10

【0058】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。この第一変形例では、前記指標値算出部 618 は、前記所定の領域 R s の各画素について算出された前記比の値 R a t の平均値 R a t A v を前記指標値 I n として算出する。そして、前記指標値表示制御部 619 は、生体組織の弾性（硬さ或いは軟らかさ）に関する前記指標値 I n として前記平均値 R a t A v を前記表示部 7 に表示する。

【0059】

次に、第一実施形態の第二変形例について説明する。この第二変形例では、前記指標値算出部 618 は、先ず前記所定の領域 R s における前記比の値の平均値 R a t A v を算出する。次に、前記指標値算出部 618 は、前記関数 F 1 を用いて前記平均値 R a t A v を変換し前記スコア値 S C p を算出する。このスコア値 S C p が前記指標値 I n である。そして、前記指標値表示制御部 619 は、生体組織の弾性（硬さ或いは軟らかさ）に関する前記指標値 I n として前記スコア値 S C p を前記表示部 7 に表示する。

20

【0060】

次に、第一実施形態の第三変形例について説明する。この第三変形例において、前記比較値算出部 614 は、各画素の歪み S t と前記歪みの平均値 S t A v とを比較する演算として、比の値 R a t の算出に代えて、以下の（式1）の演算を行なう。

$$| S t - S t A v | / S t A v \quad \dots \quad (\text{式1})$$

30

そして、上記（式1）で得られた値を前記比の値 R a t の代わりに用いて、階調化データの作成や前記指標値 I n の算出を行なう。

【0061】

次に、第一実施形態の第四変形例について説明する。この第四変形例では、図 6 に示すように、前記弾性画像 E G に二つの領域 R s 1 及び R s 2 が設定される。そして、前記指標値算出部 618 は、それぞれの領域 R s 1 , R s 2 について、指標値 I n 1 , I n 2 を上述のいずれかの手法により算出する。

【0062】

ここで、前記表示制御部 6 は、図 7 に示すように指標値比較演算部 620 を有している。この指標値比較演算部 620 は、前記指標値 I n 1 , I n 2 を比較する演算を行なうものであり、本例では前記指標値 I n 1 , I n 2 の比の値 R a t I を算出する。前記指標値比較演算部 620 は、本発明における指標値比較演算部の実施の形態の一例である。前記指標値表示制御部 619 は、前記比の値 R a t I 、前記指標値 I n 1 , I n 2 を前記表示部 7 に表示する。

40

【0063】

本例によれば、例えば前記領域 R s 1 , R s 2 が、腫瘍の部分と脂肪の部分に設定されると、前記比の値 R a t I を参照することにより、脂肪を基準とする腫瘍の硬さについて数値化された値を知ることができる。

【0064】

次に、第一実施形態の第五変形例について説明する。この第五変形例では、画素毎に算

50

出された前記比の値 R_{at} や前記(式1)の算出値を前記メモリ611や前記HDD10に記憶しておいてもよい。この場合、前記メモリ611や、前記HDD10に記憶された前記比の値 R_{at} 又は前記(式1)の算出値を読み出し、リアルタイムの超音波画像Gを表示している時に表示された指標値 I_n とは異なる手法により算出された指標値 I_n を再度表示するようにすることができる。

【0065】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。本例は、第一実施形態と基本的構成が同じであり、第一実施形態で用いたブロック図を援用して説明する。以下、第一実施形態と異なる事項について説明する。

10

【0066】

本例では、前記指標値算出部618は、各画素の前記階調値 G_r を関数F2を用いてスコア値 S_{Cp} に変換し、各画素についてのスコア値 S_{Cp} を算出する。本例では、前記階調値 G_r が図8に示すような関数F2を用いて、第一実施形態と同様に0.1~5までの範囲のスコア値 S_{Cp} に変換される。ちなみに、図8において符号Nは最大の階調値を表わし、例えば $N = 256$ である。

【0067】

なお、本例においても、第一実施形態と同様に、前記スコア値 S_{Cp} が小さいほど生体組織が軟らかいことを表わし、前記スコア値が大きいほど生体組織が硬いことを表わす。

20

【0068】

本例においては、前記関数F2は、最大階調値Nの二分の一の階調値($N/2$)がスコア値 $S_{Cp} = 1$ になるような関数になっている。また、前記関数F2は、階調値0以上N/2未満の範囲については、1よりも大きく5以下のスコア値 S_{Cp} に変換され、階調値 G_r が $N/2$ 以上N以下である範囲については、0.1以上1以下のスコア値 S_{Cp} に変換されるような関数になっている。

【0069】

ここで、前記階調値 G_r が $N/2$ 未満である範囲は、前記比の値 R_{at} が1未満である範囲であり、平均値 $S_{t_{Av}}$ よりも歪み S_t の値が小さい範囲である。従って、本例においても、階調値 G_r が $N/2$ 未満であり、生体組織が平均よりも硬い範囲の方が、階調値 G_r が $N/2$ 以上である範囲よりもスコア値が細かく割り振られている。

30

【0070】

前記指標値算出部617は、第一実施形態と同様に、画素毎のスコア値 S_{Cp} に基づいて、前記所定の領域 R_s についてのスコア値の平均値 $S_{C_{Av}}$ を算出する。この平均値 $S_{C_{Av}}$ が前記指標値 I_n である。そして、前記指標値表示制御部619は、前記平均値 $S_{C_{Av}}$ を前記指標値 I_n として前記表示部7に表示する。

【0071】

本例の超音波診断装置1によれば、弾性に関する指標値 I_n として、前記平均値 $S_{C_{Av}}$ が表示されるので、生体組織の硬さ又は軟らかさを数値化して示すことができる。従って、客観的で容易な診断を行なうことができる。

40

【0072】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。この第一変形例では、前記指標値算出部618は、前記所定の領域 R_s における各画素の前記階調値 G_r の平均値 $G_{r_{Av}}$ を前記指標値 I_n として算出する。そして、前記指標値表示制御部619は、生体組織の弾性(硬さ或いは軟らかさ)に関する前記指標値 I_n として前記平均値 $G_{r_{Av}}$ を前記表示部7に表示する。

【0073】

次に、第二実施形態の第二変形例について説明する。この第二変形例では、前記指標値算出部618は、先ず前記所定の領域 R_s における前記階調値 G_r の平均値 $G_{r_{Av}}$ を算出する。次に、前記指標値算出部618は、前記関数F2を用いて前記平均値 $G_{r_{Av}}$ を変換し前記スコア値 S_{Cp} を算出する。このスコア値 S_{Cp} が前記指標値 I_n である。そ

50

して、前記指標値表示制御部 619 は、生体組織の弾性（硬さ或いは軟らかさ）に関する前記指標値 I_n として前記スコア値 SCP を前記表示部 7 に表示する。

【0074】

次に、第二実施形態の第三変形例について説明する。この第二実施形態の第三変形例も、第一実施形態の第四変形例と同様に、前記弾性画像 EG に二つの領域 $Rs1$ 及び $Rs2$ が設定される（図6参照）。そして、前記指標値算出部 618 は、それぞれの領域 $Rs1$ ， $Rs2$ について、前記階調値 Gr に基づく指標値 I_{n1} ， I_{n2} を上述のいずれかの手法により算出する。

【0075】

また、この第二実施形態の第三変形例における前記表示制御部 6 も、第一実施形態の第四変形例における表示制御部 6 と同様に、指標値比較演算部 620 を有しており（図7参照）、この指標値比較演算部 620 が、前記階調値 Gr に基づいて算出される指標値 I_{n1} ， I_{n2} の比の値 Rat_I を算出する。そして、前記指標値表示制御部 620 は、前記比の値 Rat_I 、前記指標値 I_{n1} ， I_{n2} を前記表示部 7 に表示する。

10

【0076】

（第三実施形態）

次に、第三実施形態について説明する。以下、第一、第二実施形態と異なる構成について説明する。

【0077】

本例では、表示制御部 6 は、図9に示すように、メモリ 611、B モード画像データ作成部 612、第一物理量平均部 621、比較値算出部 614、階調値算出部 615、弾性画像データ作成部 616、合成画像表示制御部 617、第二物理量平均部 622、指標値算出部 618、指標値表示制御部 619 を有している。

20

【0078】

前記第一物理量平均部 621 は、第一、第二実施形態における前記物理量平均部 613 と同様に、画素毎の歪みのデータからなる前記物理量データに基づいて、前記弾性画像表示領域 Re （図3、図4参照）内における歪みの平均値である第一平均値 St_{Av1} を算出する。本例では、前記比較値算出部 614 は前記比較値 St_{Av} に代えて前記第一平均値 St_{Av1} を用いて比の値 Rat の算出を行なう。

30

【0079】

また、前記第二物理量平均部 622 は、前記弾性画像 EG に設定された所定の領域 Rs （図4参照）についての歪みの平均値である第二平均値 St_{Av2} を算出する。前記第一物理量平均部 621 は本発明における第一物理量平均部の実施の形態の一例であり、前記第二物理量平均部 622 は本発明における第二物理量平均部の実施の形態の一例である。また、前記第一平均値 St_{Av1} は本発明における第一物理量平均値の実施の形態の一例であり、前記第二平均値 St_{Av2} は第二物理量平均値の実施の形態の一例である。

【0080】

本例では、前記指標値算出部 618 は、前記第一平均値 St_{Av1} と前記第二平均値 St_{Av2} とを比較する演算を行ない、前記所定の領域 Rs についての指標値 I_n として比較値を算出する。具体的には、前記指標値算出部 618 は、前記比較値として、前記第一平均値 St_{Av1} に対する前記第二平均値 St_{Av2} の比の値 $S Rat1 = St_{Av2} / St_{Av1}$ を算出する。そして、前記指標値表示制御部 619 は、前記比の値 $S Rat1$ を指標値 I_n として前記表示部 7 に表示する。前記所定の領域 Rs が腫瘍の部分に設定された場合、前記第二平均値 St_{Av2} は腫瘍についての歪みの平均値となるので、前記指標値 I_n により、腫瘍について数値化された値を知ることができる。

40

【0081】

本例の超音波診断装置 1 によれば、弾性に関する指標値 I_n として、前記比の値 $S Rat1$ が表示されるので、生体組織の硬さ又は軟らかさを数値化して示すことができる。従って、客観的で容易な診断を行なうことができる。

【0082】

50

次に、第三実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。本例では、前記指標値算出部 618 は、前記指標値 I_n として、前記比の値 S_{Rat} 1 を所定の関数を用いて変換してスコア値 S_{Cp} を算出する。本例では、前記比の値 S_{Rat} 1 が図 10 に示すような関数 F_3 を用いて、第一、第二実施形態と同様に 0.1 ~ 5 までの範囲のスコア値 S_{Cp} に変換される。前記関数 F_3 は、第一実施形態と同様に、前記比の値 S_{Rat} 1 が 1 である場合、すなわち前記第二平均値 $S_{t_{Av}} 2$ が前記第一平均値 $S_{t_{Av}} 1$ と等しい場合に、スコア値 S_{Cp} は 1 になるような関数になっている。また、前記関数 F_3 は、前記比の値 S_{Rat} 1 が 1 未満である範囲については、1 よりも大きく 5 以下のスコア値 S_{Cp} に変換され、比の値 S_{Rat} 1 が 1 以上である範囲については、0.1 以上 1 以下のスコア値 S_{Cp} に変換されるような関数になっている。

10

【0083】

前記指標値表示制御部 619 は、前記スコア値 S_{Cp} を前記指標値 I_n として前記表示部 7 に表示する。

【0084】

次に、第三実施形態の第二変形例について説明する。この第二変形例において、前記指標値算出部 618 は、前記第一平均値 $S_{t_{Av}} 1$ と前記第二平均値 $S_{t_{Av}} 2$ とを比較する演算として、前記比の値 S_{Rat} 1 の算出に代えて、以下の（式 2）の演算を行なう。

$$|S_{t_{Av}} 2 - S_{t_{Av}} 1| / S_{t_{Av}} 1 \quad \dots \quad (\text{式 } 2)$$

そして、前記指標値表示制御部 619 は、上記（式 2）で得られた値を前記比の値 S_{Rat} 1 の代わりに前記指標値 I_n として表示する。なお、前記（式 2）で得られた値に基づいて前記スコア値 S_{Cp} の算出を行なってもよい。

20

【0085】

次に、第三実施形態の第三変形例について説明する。この第三実施形態の第三変形例も、第一実施形態の第四変形例、第二実施形態の第三変形例と同様に、前記弾性画像に二つの領域 $R_s 1$ 及び $R_s 2$ が設定される（図 6 参照）。そして、前記指標値算出部 618 は、それぞれの領域 $R_s 1$, $R_s 2$ についての指標値 I_{n1} , I_{n2} を上述のいずれかの手法により算出する。

【0086】

また、この第三実施形態の第三変形例における前記表示制御部 6 も、第一実施形態の第四変形例、第二実施形態の第三変形例における表示制御部 6 と同様に、指標値比較演算部 620 を有しており（図 7 参照）、この指標値比較演算部 620 が、前記指標値 I_{n1} , I_{n2} の比の値 R_{at} 1 を算出する。そして、前記指標値表示制御部 620 は、前記比の値 R_{at} 1、前記指標値 I_{n1} , I_{n2} を前記表示部 7 に表示する。

30

【0087】

（第四実施形態）

次に、第四実施形態について説明する。以下、第一 ~ 第三実施形態と異なる構成について説明する。

【0088】

本例では、図 11 に示すように、メモリ 611、B モード画像データ作成部 612、第一物理量平均部 621、比較値算出部 614、階調値算出部 615、弾性画像データ作成部 616、合成画像表示制御部 617、第二物理量平均部 622、第三物理量平均部 623、指標値算出部 618、指標値表示制御部 619 を有している。

40

【0089】

前記第三物理量平均部 623 は、前記弾性画像表示領域 R_e における各画素について算出された歪みの分布における所定の範囲について、歪みの平均値である第三平均値 $S_{t_{Av}} 3$ を算出する。前記所定の範囲は、前記第一平均値 $S_{t_{Av}} 1$ を基準にして歪み値が高い側或いは低い側（生体組織が平均よりも軟らかい側或いは硬い側）のいずれかに設定される。図 12 に基づいて具体的に説明する。図 12 において、分布 D は、弾性画像表示領域 R_e における各画素について算出された歪みの分布を示す。前記第三物理量平均部 622 は、前記分布 D において、第一平均値 $S_{t_{Av}} 1$ よりも歪み値が大きい所定の歪み値の

50

範囲 X について、歪みの平均値である第三平均値 $S t_{A\vee 3}$ を算出する。前記第三物理量平均部 622 は本発明における第三物理量平均部の実施の形態の一例であり、前記第三平均値 $S t_{A\vee 3}$ は本発明における第三物理量平均値の実施の形態の一例である。

【0090】

前記所定の歪み値の範囲 X は、生体組織が、前記弾性画像表示領域 R_e における平均よりも軟らかいことを表わす範囲である。前記所定の歪み値の範囲 X は、例えば乳腺領域の弾性画像において、前記弾性画像表示領域 R_e を、脂肪を含む適切な範囲に設定することにより、主に脂肪組織が支配的になるような軟らかさになるように設定することができる。この場合、前記第三平均値 $S t_{A\vee 3}$ は、概ね脂肪についての歪みの平均値となる。

【0091】

本例では、前記指標値算出部 618 は、前記第二平均値 $S t_{A\vee 2}$ と前記第三平均値 $S t_{A\vee 3}$ とを比較する演算を行ない、前記所定の領域 R_s についての弾性に関する指標値 I_n として比較値を算出する。具体的には、前記指標値算出部 618 は、前記比較値として、前記第三平均値 $S t_{A\vee 3}$ に対する前記第二平均値 $S t_{A\vee 2}$ の比の値 $S R a t 2 = S t_{A\vee 2} / S t_{A\vee 3}$ を算出する。そして、前記指標値表示制御部 619 は、前記比の値 $S R a t 2$ を指標値 I_n として前記表示部 7 に表示する。前記所定の領域 R_s を腫瘍の部分に設定し、なおかつ前記第三平均値 $S t_{A\vee 3}$ が脂肪についての歪みの平均値である場合、前記指標値 I_n により、脂肪を基準とする腫瘍の硬さについて数値化された値を知ることができる。

【0092】

本例の超音波診断装置 1 によれば、弾性に関する指標値 I_n として、前記比の値 $S R a t 2$ が表示されるので、生体組織の硬さ又は軟らかさを数値化して示すことができる。従って、客観的で容易な診断を行なうことができる。

【0093】

次に、第四実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。本例では、前記指標値算出部 618 は、前記指標値 I_n として、前記比の値 $S R a t 2$ を所定の関数を用いて変換してスコア値 S_{Cp} を算出する。本例では、例えば前記比の値 $S R a t 2$ が図 13 に示すような関数 F₄ を用いて、第一～第三実施形態と同様に、0.1～5 までの範囲のスコア値 S_{Cp} に変換される。

【0094】

前記指標値表示制御部 619 は、前記スコア値 S_{Cp} を前記指標値 I_n として前記表示部 7 に表示する。

【0095】

次に、第四実施形態の第二変形例について説明する。この第二変形例において、前記指標値算出部 618 は、前記第二平均値 $S t_{A\vee 2}$ と前記第三平均値 $S t_{A\vee 3}$ とを比較する演算として、前記比の値 $S R a t 2$ の算出に代えて、以下の(式3)の演算を行なう。

$$(S t_{A\vee 3} - S t_{A\vee 2}) / S t_{A\vee 3} \cdots \text{(式3)}$$

そして、前記指標値表示制御部 619 は、上記(式3)で得られた値を前記比の値 $S R a t 2$ の代わりに前記指標値 I_n として表示する。なお、前記(式3)で得られた値に基づいて前記スコア値 S_{Cp} の算出を行なってもよい。

【0096】

次に、第四実施形態の第三変形例について説明する。前記所定の領域 R_s を脂肪の部分に設定した場合、前記第三物理量平均部 622 は、図 14 における分布 D において、前記第一平均値 $S t_{A\vee 1}$ よりも歪み値が小さい所定の歪み値の範囲 Y について、歪みの平均値である第三平均値 $S t_{A\vee 3}$ を算出する。前記所定の歪み値の範囲 Y は、生体組織が前記弾性画像表示領域 R_e における平均よりも硬いことを表わす範囲であり、前記弾性画像表示領域 R_e を、弾性画像において腫瘍を含む適切な範囲に設定することにより、腫瘍の硬さになるように設定することができる。

【0097】

ちなみに、この第三変形例においては、前記所定の領域 R_s は例えば脂肪の部分など前

10

20

30

40

50

記第三平均値 $S_{t_{A\vee}3}$ の比較対象となる部分に設定される。

【0098】

前記指標値算出部 618 は、第二平均値に対する第三平均値の比の値 $S_{Rat2} = S_{t_{A\vee}3} / S_{t_{A\vee}2}$ を比較値として算出する。そして、前記指標値表示制御部 619 は、前記比の値 S_{Rat2} を指標値 I_n として前記表示部 7 に表示する。

【0099】

前記指標値算出部 618 は、前記比の値 S_{Rat2} の代わりに、下記(式3)の演算を行ってもよい。

$$(S_{t_{A\vee}2} - S_{t_{A\vee}3}) / S_{t_{A\vee}2} \dots \text{(式3)}$$

また、前記指標値算出部 618 は、前記 S_{Rat2} 及び前記(式3)の算出値に基づいて前記スコア値 SCP を算出してもよい。

【0100】

次に、第四実施形態の第四变形例について説明する。この第四実施形態の第四变形例も、第一実施形態の第四变形例、第二、第三実施形態の第三变形例と同様に、前記弹性画像に二つの領域 R_{s1} 及び R_{s2} が設定される(図6参照)。そして、前記指標値算出部 618 は、それぞれの領域 R_{s1} , R_{s2} についての指標値 I_{n1} , I_{n2} を上述のいずれかの手法により算出する。

【0101】

また、この第四実施形態の第四变形例における前記表示制御部 6 も、第一実施形態の第四变形例、第二、第三実施形態の第三变形例における表示制御部 6 と同様に、指標値比較演算部 620 を有しており(図7参照)、この指標値比較演算部 620 が、前記指標値 I_{n1} , I_{n2} の比の値 R_{at_I} を算出する。そして、前記指標値表示制御部 620 は、前記比の値 R_{at_I} 、前記指標値 I_{n1} , I_{n2} を前記表示部 7 に表示する。

【0102】

(第五実施形態)

次に、第五実施形態について説明する。以下、第一～第四実施形態と異なる構成について説明する。

【0103】

本例では、図15に示すように、メモリ 611、B モード画像データ作成部 612、第一物理量平均部 621、比較値算出部 614、階調値算出部 615、弹性画像データ作成部 616、合成画像表示制御部 617、第三物理量平均部 623、指標値算出部 618、指標値表示制御部 619 を有している。

【0104】

本例では、前記第三物理量平均部 623 は、図14に示す分布 D における前記所定の歪み値の範囲 Y についての歪みの平均値である第三平均値 $S_{t_{A\vee}3}$ を算出する。

【0105】

また、前記指標値算出部 618 は、前記第一平均値 $S_{t_{A\vee}1}$ と前記第三平均値 $S_{t_{A\vee}3}$ とを比較する演算を行ない、弹性に関する指標値 I_n として比較値を算出する。具体的には、前記指標値算出部 618 は、前記比較値として、前記第一平均値 $S_{t_{A\vee}1}$ に対する前記第三平均値 $S_{t_{A\vee}3}$ の比の値 $S_{Rat3} = S_{t_{A\vee}3} / S_{t_{A\vee}1}$ を算出する。そして、前記指標値表示制御部 619 は、前記比の値 S_{Rat3} を指標値 I_n として前記表示部 7 に表示する。前記第三平均値 $S_{t_{A\vee}3}$ が腫瘍についての歪みの平均値である場合、前記指標値 I_n により、腫瘍の硬さについて数値化された値を知ることができる。

【0106】

本例の超音波診断装置 1 によれば、弹性に関する指標値 I_n として、前記比の値 S_{Rat3} が表示されるので、生体組織の硬さ又は軟らかさを数値化して示すことができる。従って、客観的で容易な診断を行なうことができる。

【0107】

次に、第五実施形態の变形例について説明する。先ず、第一变形例について説明する。

10

20

30

40

50

本例では、前記指標値算出部 618 は、前記指標値 I_n として、前記比の値 S_{Rat3} を所定の関数を用いて変換してスコア値 S_{Cp} を算出する。本例では、特に図示しないが、前記関数として、例えば前記比の値 S_{Rat3} が 1 よりも大きく 5 以下のスコア値 S_{Cp} に変換されるような関数を用いる。

【0108】

前記指標値表示制御部 619 は、前記スコア値 S_{Cp} を前記指標値 I_n として前記表示部 7 に表示する。

【0109】

次に、第五実施形態の第二変形例について説明する。この第二変形例において、前記指標値算出部 618 は、前記第一平均値 $S_{t_{Av1}}$ と前記第三平均値 $S_{t_{Av3}}$ とを比較する演算として、前記比の値 S_{Rat3} の算出に代えて、以下の（式4）の演算を行なう。

$$(S_{t_{Av1}} - S_{t_{Av3}}) / S_{t_{Av3}} \dots \text{ (式4)}$$

そして、前記指標値表示制御部 619 は、上記（式4）で得られた値を前記比の値 S_{Rat3} の代わりに前記指標値 I_n として表示する。なお、前記（式4）で得られた値に基づいて前記スコア値 S_{Cp} の算出を行なってもよい。

【0110】

次に、第五実施形態の第三変形例について説明する。前記第一平均値 $S_{t_{Av1}}$ の比較対象は前記第三平均値 $S_{t_{Av3}}$ に限られるものではなく、任意に設定された所定の歪みの範囲の平均値であればよい。

【0111】

（第六実施形態）

次に、第六実施形態について説明する。以下、第一～第五実施形態と異なる構成について説明する。

【0112】

本例では、図16に示すように、メモリ 611、B モード画像データ作成部 612、第一物理量平均部 621、比較値算出部 614、階調値算出部 615、弾性画像データ作成部 616、合成画像表示制御部 617、第三物理量平均部 623、第四物理量平均部 624、指標値算出部 618、指標値表示制御部 619 を有している。

【0113】

本例では、前記第三物理量平均部 622 は、図17に示す分布 D における前記所定の歪み値の範囲 X についての歪みの平均値である第三平均値 $S_{t_{Av3}}$ を算出する。ちなみに、前記所定の歪み値の範囲 X は、図12と同一の範囲である。

【0114】

また、前記第四物理量平均部 623 は、図17に示す分布 D における前記所定の歪み値の範囲 Z についての歪みの平均値である第四平均値 $S_{t_{Av4}}$ を算出する。ちなみに、前記所定の歪み値の範囲 Z は、図14に示す前記所定の歪みの範囲 Y と同じであり、前記第四平均値 $S_{t_{Av4}}$ は前記第三平均値 $S_{t_{Av3}}$ と同一の範囲である。前記第四物理量平均部 623 は本発明における第四物理量平均部の実施の形態の一例であり、また前記第四平均値 $S_{t_{Av4}}$ は本発明における第四物理量平均値の実施の形態の一例である。

【0115】

前記指標値算出部 618 は、前記第三平均値 $S_{t_{Av3}}$ と前記第四平均値 $S_{t_{Av4}}$ を比較する演算を行ない、弾性に関する指標値 I_n として比較値を算出する。具体的には、前記指標値算出部 618 は、前記比較値として、前記第三平均値 $S_{t_{Av3}}$ に対する前記第四平均値 $S_{t_{Av4}}$ の比の値 $S_{Rat4} = S_{t_{Av4}} / S_{t_{Av3}}$ を算出する。そして、前記指標値表示制御部 619 は、前記比の値 S_{Rat4} を指標値 I_n として前記表示部 7 に表示する。前記第三平均値 $S_{t_{Av3}}$ が脂肪についての歪みの平均値であり、前記第四平均値 $S_{t_{Av4}}$ が腫瘍についての歪みの平均値である場合、前記指標値 I_n により、脂肪を基準とする腫瘍の硬さについて数値化された値を知ることができる。

【0116】

10

20

30

40

50

本例の超音波診断装置1によれば、弾性に関する指標値 I_n として、前記比の値 $S Ra_t 4$ が表示されるので、生体組織の硬さ又は軟らかさを数値化して示すことができる。従って、客観的で容易な診断を行なうことができる。

【0117】

次に、第六実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。前記指標値算出部618は、前記指標値 I_n として、前記比の値 $S Ra_t 4$ を所定の関数を用いて変換してスコア値 $S Cp$ を算出する。本例では、特に図示しないが、例えば前記比の値 $S Ra_t 4$ が、第一～第四実施形態と同様に、0.1～5までの範囲のスコア値 $S Cp$ に変換される関数を用いる。

【0118】

前記指標値表示制御部619は、前記スコア値 $S Cp$ を前記指標値 I_n として前記表示部7に表示する。

【0119】

次に、第六実施形態の第二変形例について説明する。この第二変形例において、前記指標値算出部618は、前記第三平均値 $S t_{Av} 3$ と前記第四平均値 $S t_{Av} 4$ とを比較する演算として、前記比の値 $S Ra_t 4$ の算出に代えて、以下の(式5)の演算を行なう。

$$(S t_{Av} 3 - S t_{Av} 4) / S t_{Av} 3 \dots \text{(式5)}$$

そして、前記指標値表示制御部619は、上記(式5)で得られた値を前記比の値 $S Ra_t 4$ の代わりに前記指標値 I_n として表示する。なお、前記(式5)で得られた値に基づいて前記スコア値 $S Cp$ の算出を行なってもよい。

【0120】

以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、図18に示すように、前記Bモード画像BG及び前記弾性画像EGからなる画像G1と、Bモード画像のみの画像G2とを前記表示部7に並べて表示してもよい。この場合、前記画像G1、G2は生体組織の同一部分についての画像とする。そして、前記画像G2に前記所定の領域Rsを設定して、この所定の領域Rsについての前記指標値 I_n の表示を行うようにする。

【0121】

また、前記比の値 Rat 、 $S Ra_t 1$ 、 $S Ra_t 2$ 、 $S Ra_t 2$ 、 $S Ra_t 3$ 、 $S Ra_t 4$ の算出において、分母と分子とを逆にしてもよい。

【0122】

さらに、上記各実施形態において、生体組織の弾性に関する物理量として、歪みの代わりに生体組織の変形による変位や弾性率などを算出しててもよい。

【符号の説明】

【0123】

- 1 超音波診断装置
- 5 物理量データ処理部(物理量算出部)
- 613 物理量平均部
- 614 比較値算出部
- 615 階調値算出部
- 618 指標値算出部
- 619 指標値表示制御部
- 620 指標値比較演算部
- 621 第一物理量平均部
- 622 第二物理量平均部
- 623 第三物理量平均部
- 624 第四物理量平均部
- EG 弾性画像
- IN 指標値
- Rs 所定の領域

10

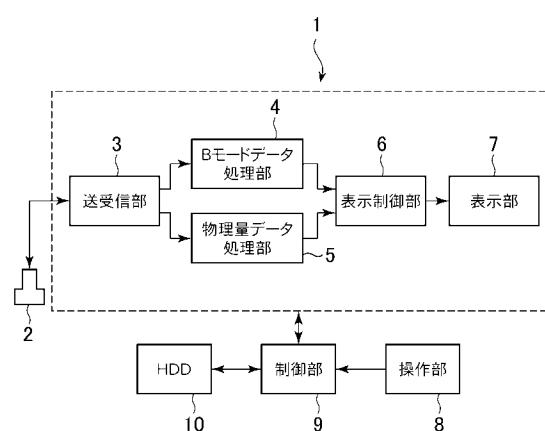
20

30

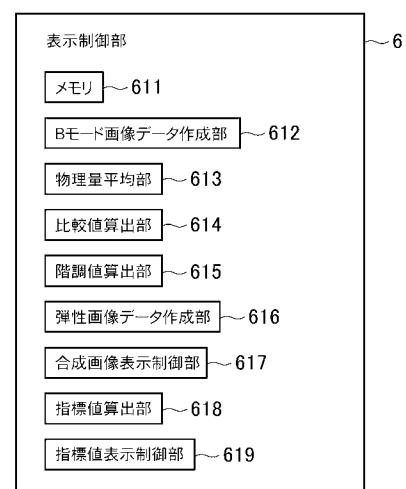
40

50

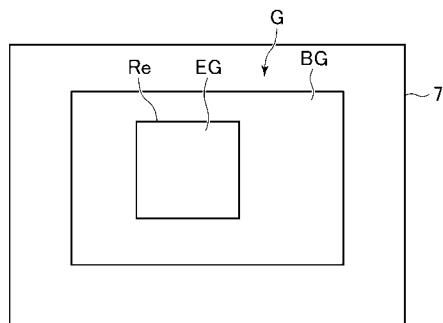
【図1】



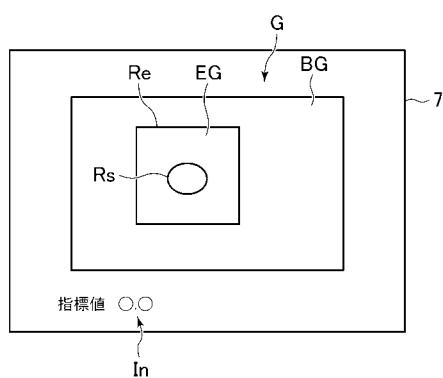
【図2】



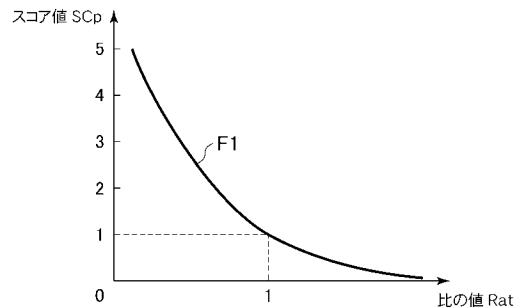
【図3】



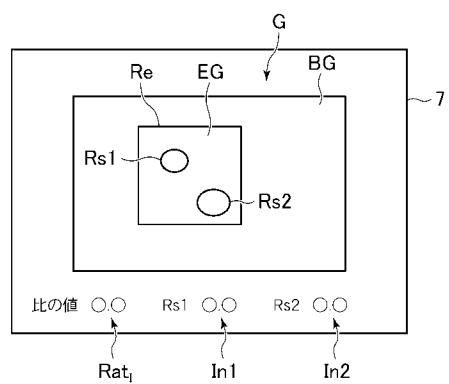
【図4】



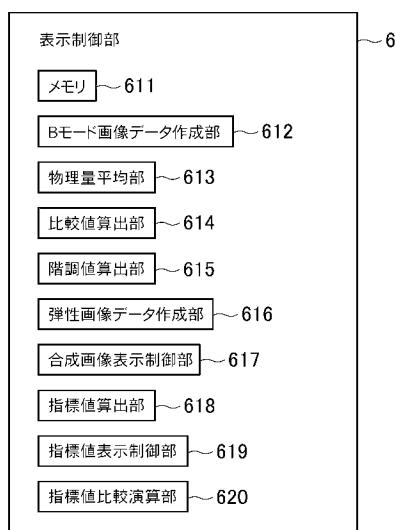
【図5】



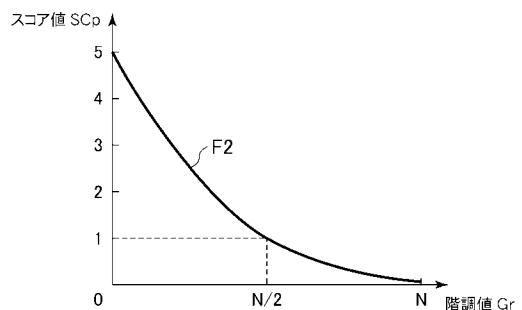
【図6】



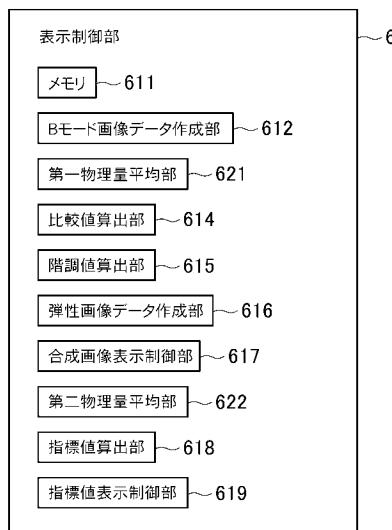
【図7】



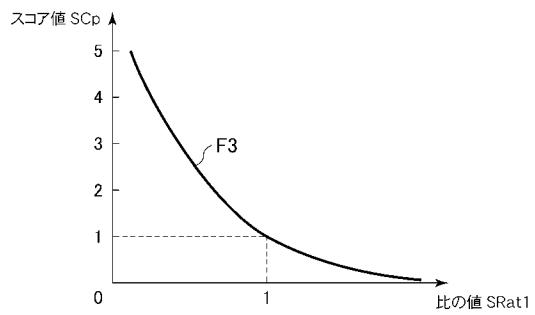
【図8】



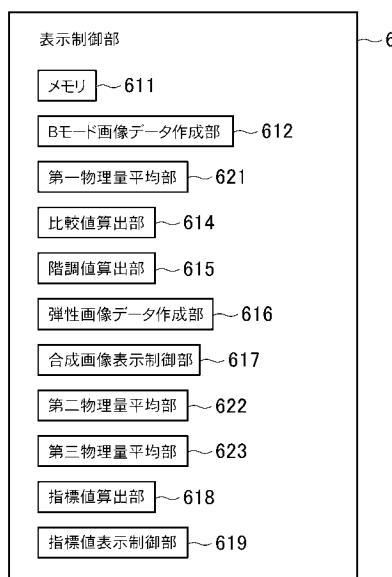
【図9】



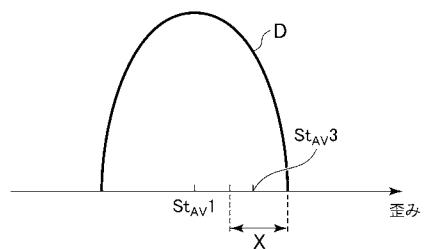
【図10】



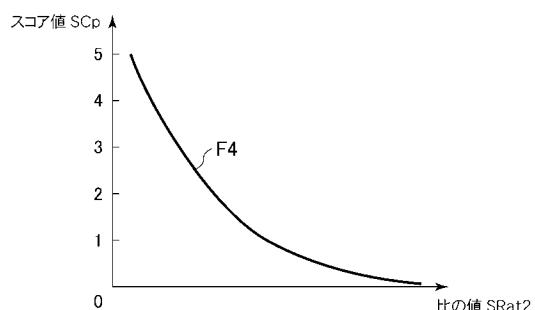
【図11】



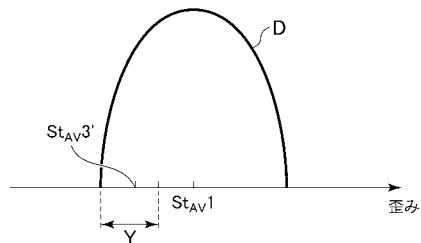
【図12】



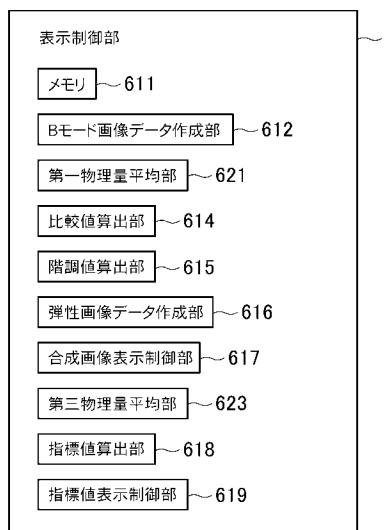
【図13】



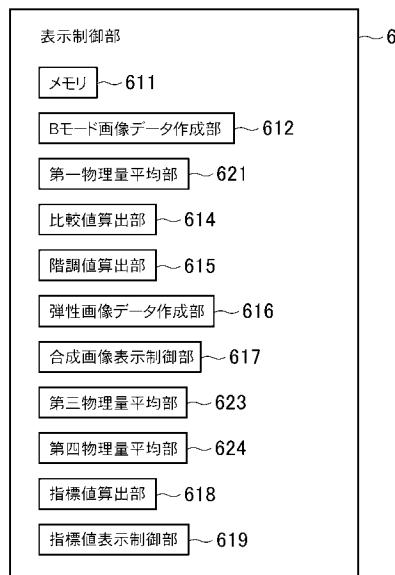
【図 1 4】



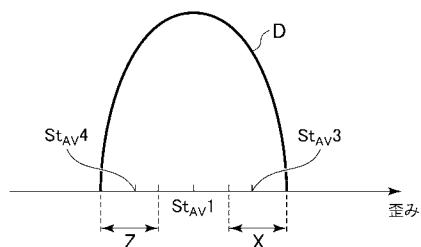
【図 1 5】



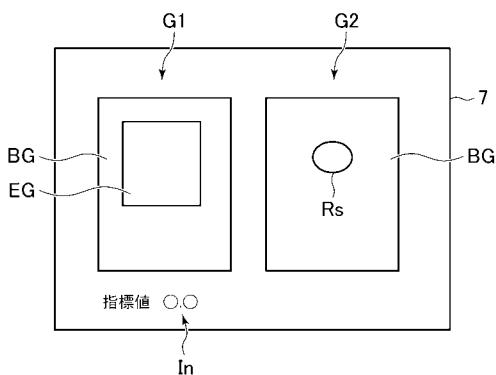
【図 1 6】



【図 1 7】



【図 1 8】



フロントページの続き

(72)発明者 伊藤 真由美

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 G Eヘルスケア・ジャパン株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD19 EE09 EE10 JB35 JB42 JB48 JC04 KK02 KK12

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2011255082A	公开(公告)日	2011-12-22
申请号	JP2010133849	申请日	2010-06-11
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	谷川俊一郎 伊藤真由美		
发明人	谷川 俊一郎 伊藤 真由美		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/463 A61B8/5223 A61B8/5246		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JB35 4C601/JB42 4C601/JB48 4C601/JC04 4C601/KK02 4C601/KK12		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5260602B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够客观，易于诊断的超声诊断设备。物理量计算单元基于通过向生物组织发送和从生物组织接收超声波而获得的回波数据来计算与生物组织的弹性相关的物理量，以及物理量计算单元，其计算与弹性图像EG中的生物组织的弹性相关的物理量。比较值计算单元，通过执行比较弹性图像EG的每个像素中的物理值和平均值的操作并计算每个像素的比较值来计算每个像素的比较值;以及指标值计算单元，其基于弹性图像的值计算与弹性图像中的预定区域的弹性相关的指标值In。点域4

