

(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2016-47134

(P2016-47134A)

(43) 公開日 平成28年4月7日(2016.4.7)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F I
A61B 8/08

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2014-173056 (P2014-173056)
(22) 出願日 平成26年8月27日 (2014.8.27)

(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・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(74) 代理人 100137545
弁理士 荒川 聡志
(72) 発明者 川江 宗太郎
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

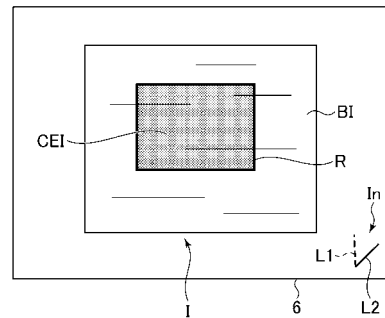
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】超音波の音線方向と生体組織の移動方向とのずれを認識することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、超音波プローブによって取得された時間的に異なる同一音線上の二つのエコー信号に基づいて、前記生体組織における各部の歪みであって、前記超音波の音線方向における歪みを算出する歪み算出部と、歪み算出部で算出された歪みに応じた弾性画像のデータを作成する弾性画像データ作成部と、Bモード画像BIにおける前記生体組織の移動を検出する移動検出部と、前記超音波プローブによって送受信される超音波の音線方向と、前記移動検出部で検出された前記生体組織の移動方向との角度を算出する角度算出部と、前記角度を示すインジケータInを表示させる画像表示処理部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブと、
該超音波プローブによって取得された時間的に異なる同一音線上の二つのエコー信号に基づいて、前記生体組織における各部の歪みであって、前記超音波の音線方向における歪みを算出する歪み算出部と、

該歪み算出部で算出された歪みに応じた弾性画像のデータを作成する弾性画像データ作成部と、

前記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信号に基づいて作成された超音波画像データに基づいて、超音波画像における前記生体組織の移動を検出する移動検出部と、

前記超音波プローブによって送受信される超音波の音線方向と、前記移動検出部で検出された前記生体組織の移動方向との角度を算出する角度算出部と、

該角度算出部によって算出された角度に基づく情報を報知する報知部と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記報知部は、前記超音波の音線方向が前記生体組織の移動方向と一致するように、操作者が前記超音波プローブを動かすべき方向及び角度を把握するための情報を報知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】

前記報知部は、前記超音波の音線方向と前記生体組織の移動方向との角度を示す情報を報知することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記報知部は、前記超音波の音線方向と前記生体組織の移動方向との一致度を示す情報を報知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超音波診断装置。

【請求項 5】

前記移動検出部は、前記超音波画像における複数の領域の各々において前記生体組織の移動を検出し、

前記角度算出部は、前記複数の領域の各々において前記角度の算出を行なうことを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記報知部は、前記複数の領域の各々に対して、前記角度に応じた画像を表示部に表示させ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】

前記角度に応じた画像は、前記弾性画像のデータを用いて作成された画像であって、前記角度に応じた表示形態を有する画像であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記報知部は、前記複数の領域のうち、前記角度について設定された所定の閾値に関する基準を満たさない領域に、前記角度に応じた画像を表示しないことを特徴とする請求項 6 , 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記移動検出部で検出された前記生体組織の移動量に応じた表示形態を有する移動量画像のデータを作成する移動量画像データ作成部を備え、

前記角度に応じた画像は、前記移動量画像のデータに基づいて作成された画像であって、前記角度に応じた表示形態を有する画像である

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記複数の領域は、前記弾性画像のデータに基づく画像が表示される関心領域に設定されることを特徴とする請求項 5 ~ 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

前記複数の領域は、前記超音波画像が表示される超音波画像表示領域に設定されることを特徴とする請求項 5 ~ 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記歪み算出部は、前記超音波プローブによって取得された時間的に異なる同一音線上の二つのエコー信号の波形を比較し、該二つのエコー信号の間における前記生体組織に対する圧迫とその弛緩に伴う波形の変形度合に基づいて、前記生体組織における各部の歪みを算出することを特徴とする請求項 1 ~ 1 1 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記移動検出部は、前記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信号に基づいて作成された同一断面についての異なる二フレームの超音波画像データの類似度に基づいて、前記超音波画像における前記生体組織の移動を検出す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。

10

【請求項 1 4】

生体組織に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブと、
該超音波プローブによって取得された時間的に異なる同一音線上の二つのエコー信号に基づいて、前記生体組織における各部の歪みであって、前記超音波の音線方向における歪みを算出する歪み算出機能と、該歪み算出機能で算出された歪みに応じた弾性画像のデータを作成する弾性画像データ作成機能と、前記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信号に基づいて作成された超音波画像データに基づいて、超音波画像における前記生体組織の移動を検出する移動検出機能と、前記超音波プローブによって送受信される超音波の音線方向と前記移動検出機能で検出された前記生体組織の移動方向との角度を算出する角度算出機能と、前記角度算出機能によって算出された角度に基づく情報を報知する報知機能と、をプログラムによって実行するプロセッサと、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 1 5】

超音波診断装置のプロセッサに、
生体組織に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブによって取得された時間的に異なる同一音線上の二つのエコー信号に基づいて、前記生体組織における各部の歪みであって、前記超音波の音線方向における歪みを算出する歪み算出機能と、
該歪み算出機能で算出された歪みに応じた弾性画像のデータを作成する弾性画像データ作成機能と、
前記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信号に基づいて作成された超音波画像データに基づいて、超音波画像における前記生体組織の移動を検出する移動検出機能と、前記超音波プローブによって送受信される超音波の音線方向と前記移動検出機能で検出された前記生体組織の移動方向との角度を算出する角度算出機能と、
前記角度算出機能によって算出された角度に基づく情報を報知する報知機能と、
を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

40

【0001】

本発明は、被検体における生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像が表示される超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

被検体における生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像と、Bモード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。前記弾性画像は例えば以下のようにして作成される。まず、被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて被検体の弾性に関する物理量が算出される。そして、算出された物理量に基づいて、弾性に応じた色からなる弾性画像が作成され、表示される。

50

【 0 0 0 3 】

弾性に関する物理量は例えば歪みである。特許文献 2 には、前記超音波プローブによって取得された時間的に異なる同一音線上の二つのエコー信号の波形を比較し、該二つのエコー信号の間における前記生体組織に対する圧迫とその弛緩に伴う波形の変形度合に基づいて、超音波の音線方向における歪みを推定する手法が開示されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 7 - 2 8 2 9 3 2 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 8 - 1 2 6 0 7 9 号公報

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

ところで、近年、弾性画像を表示することができる超音波診断装置によって肝疾患の評価をすることが求められている。本願発明者は、心臓や血管の拍動によって生じる肝臓の歪みを利用して弾性画像を作成することを検討している。

【 0 0 0 6 】

ここで、特許文献 2 に開示された手法のように、生体組織に対する圧迫とその弛緩に伴うエコー信号の波形の変形度合を生体組織の歪みとして算出する手法では、超音波の音線方向における歪みが算出される。従って、生体組織に対する圧迫とその弛緩に伴うエコー信号の波形の変形度合を生体組織の歪みとして算出する場合において、超音波の音線方向と、心臓や血管の拍動によって生体組織において変形が生じている方向とが一致していない場合、正確な歪みを算出することができないおそれがある。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

上述の課題を解決するためになされた発明は、生体組織に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブと、この超音波プローブによって取得された時間的に異なる同一音線上の二つのエコー信号に基づいて、前記生体組織における各部の歪みであって、前記超音波の音線方向における歪みを算出する歪み算出部と、この歪み算出部で算出された歪みに応じた弾性画像のデータを作成する弾性画像データ作成部と、前記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信号に基づいて作成された超音波画像データに基づいて、超音波画像における前記生体組織の移動を検出する移動検出部と、前記超音波プローブによって送受信される超音波の音線方向と、前記移動検出部で検出された前記生体組織の移動方向との角度を算出する角度算出部と、この角度算出部によって算出された角度に基づく情報を報知する報知部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【 発明の効果 】

【 0 0 0 8 】

上記観点の発明によれば、前記超音波プローブによって送受信される超音波の音線方向と、前記移動検出部で検出された前記生体組織の移動方向との角度に基づく情報が報知されるので、操作者は超音波の音線方向と生体組織の移動方向とのずれを認識することができる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 9 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置の実施形態の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エコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 図 1 に示す超音波診断装置における表示処理部の構成を示すブロック図である。

【 図 4 】 B モード画像と弾性画像とが合成された合成超音波画像が表示された表示部を示す図である。

【 図 5 】 合成超音波画像とともにインジケータが表示された表示部を示す図である。

50

【図 6】第一実施形態におけるインジケータの表示を説明するフローチャートである。

【図 7】関心領域に設定された複数の領域を示す図である。

【図 8】複数の領域の各々について検出された移動ベクトルを示す図である。

【図 9】インジケータの拡大図である。

【図 10】インジケータにおいて、実線が回転する範囲を説明する図である。

【図 11】第一実施形態の変形例において、角度を表わす文字が表示された表示部を示す図である。

【図 12】スピーカーを有する超音波診断装置の実施形態の構成の一例を示すブロック図である。

【図 13】第二実施形態において、複数の領域における弾性画像の表示を説明するフローチャートである。

【図 14】複数の領域の各々にカラー合成弾性画像が表示された表示部を示す図である。

【図 15】第二実施形態の変形例において、複数の領域のうち、カラー合成弾性画像が表示されない領域を有する表示部を示す図である。

【図 16】第三実施形態の超音波診断装置における表示処理部の構成を示すブロック図である。

【図 17】第三実施形態における作用を説明するフローチャートである。

【図 18】移動量画像データに基づいて作成されたカラー合成移動量画像が表示された表示部を示す図である。

【図 19】関心領域が設定された表示部を示す図である。

【図 20】第三実施形態において、カラー合成弾性画像が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】

【0010】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信ビームフォーマ (beamformer) 3、エコーデータ処理部 4、表示処理部 5、表示部 6、操作部 7、制御部 8 及び記憶部 9 を備える。前記超音波診断装置 1 は、コンピュータ (computer) としての構成を備えている。

【0011】

前記超音波プローブ 2 は、アレイ状に配置された複数の超音波振動子 (図示省略) を有して構成され、この超音波振動子によって被検体に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。前記超音波プローブ 2 は、本発明における超音波プローブの実施の形態の一例である。

【0012】

前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記超音波プローブ 2 から所定の走査条件で超音波を送信するための電気信号を、前記制御部 8 からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ 2 に供給する。また、前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記超音波プローブ 2 で受信したエコー信号について、A/D 変換、整相加算処理等の信号処理を行ない、信号処理後のエコーデータを前記エコーデータ処理部 4 へ出力する。

【0013】

前記エコーデータ処理部 4 は、図 2 に示すように、B モードデータ作成部 4 1 及び物理量データ作成部 4 2 を有する。前記 B モードデータ作成部 4 1 は、前記送受信ビームフォーマ 3 から出力されたエコーデータに対し、対数圧縮処理や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、前記記憶部 9 に記憶されてもよい。

【0014】

前記物理量データ作成部 4 2 は、前記送受信ビームフォーマ 3 から出力されたエコーデータに基づいて、被検体における各部の弾性に関する物理量を算出して物理量データを作

10

20

30

40

50

成する（物理量算出機能）。前記物理量データ作成部42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データ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画素毎に算出し、一フレーム分の物理量データを作成する。従って、二フレーム分のエコーデータから一フレーム分の物理量データが得られ、後述するように弾性画像が作成される。前記物理量データは、前記記憶部に記憶されてもよい。

【0015】

前記物理量データ作成部42は、前記相関ウィンドウ間の相関演算により、生体組織に対する圧迫とその弛緩に伴うエコー信号の波形の変形度合を生体組織の歪みとして算出する。従って、ここでは、前記弾性に関する物理量は歪みであり、前記物理量データとして歪みデータが得られる。

10

【0016】

本例では、後述するように心臓や血管の拍動によって肝臓が変形することによる歪みが算出される。ここで、前記物理量データ作成部42によって得られる歪みは、超音波の音線方向における歪みである。肝臓の変形方向（移動方向）と超音波の音線方向とが異なっている場合、実際の歪みにおける音線方向の成分の歪みが、前記物理量データ作成部42によって算出される。従って、肝臓の変形方向と超音波の音線方向との角度が大きくなるほど、前記物理量データ作成部42によって算出される歪みと実際の歪みとの差が大きくなる。

【0017】

前記物理量データ作成部42は、本発明における歪み算出部の実施の形態の一例である。また、物理量算出機能は、本発明における歪み算出機能の実施の形態の一例である。

20

【0018】

後述するようにBモード画像に関心領域Rが設定された場合、前記物理量データ作成部42は、関心領域R内を対象にして、前記歪みの算出を行なってもよい。

【0019】

前記表示処理部5は、図3に示すように、Bモード画像データ作成部51、移動検出部52、角度算出部53、弾性画像データ作成部54、画像表示処理部55を有する。前記Bモード画像データ作成部51は、前記Bモードデータについてスキャンコンバータ（scan converter）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を示す情報を有する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階調の輝度を示す情報を有する。

30

【0020】

前記移動検出部52は、前記Bモード画像データに基づいて、Bモード画像における生体組織の移動を検出する（移動検出機能）。詳細は後述する。前記移動検出部52は、本発明における移動検出部の実施の形態の一例である。また、前記移動検出機能は、本発明における移動検出機能の実施の形態の一例である。

【0021】

前記角度算出部53は、前記超音波プローブ2によって送受信される超音波の音線方向と前記移動検出部52で検出された前記生体組織の移動方向との角度を算出する（角度算出機能）。前記角度算出部53は、本発明における角度算出部の実施の形態の一例である。また、前記角度算出機能は、本発明における角度算出機能の実施の形態の一例である。

40

【0022】

前記弾性画像データ作成部54は、前記物理量データを、色を示す情報に変換するとともに、スキャンコンバータによる走査変換を行ない、歪みに応じた色を示す情報を有する弾性画像データを作成する（弾性画像データ作成機能）。前記弾性画像データ作成部54は、物理量データを階調化し、各階調に割り当てられた色を示す情報からなる弾性画像データを作成する。前記弾性画像データ作成部54は、本発明における弾性画像データ作成部の実施の形態の一例である。また、前記弾性画像データ作成機能は、本発明における弾性画像データ作成機能の実施の形態の一例である。

50

【 0 0 2 3 】

前記画像表示処理部 5 5 は、前記関心領域 R において前記 B モード画像データ及び前記弾性画像データを所定の割合で合成し、前記表示部 6 に表示する画像の画像データを作成する。そして、前記画像表示処理部 5 5 は、図 4 に示すように、前記画像データに基づいて、前記関心領域 R において、B モード画像データと弾性画像データとが合成されたカラー合成弾性画像 C E I を有する画像 I を前記表示部 6 に表示させる（画像表示制御機能）。

【 0 0 2 4 】

前記画像 I は、B モード画像 B I に設定された前記関心領域 R に、前記カラー合成弾性画像 C E I が表示された画像である。前記カラー合成弾性画像 C E I は、背景の B モード画像が透過したカラー画像である。前記カラー合成弾性画像 C E I は、前記 B モード画像データと前記弾性画像データとの合成割合に応じた透過度を有する。前記カラー合成弾性画像 C E I は、歪みに応じた色を有し、生体組織の弾性を示す弾性画像である。

10

【 0 0 2 5 】

前記 B モード画像データ及び前記弾性画像データは、前記記憶部 1 0 に記憶されてもよい。また、B モード画像データ及び前記弾性画像データが合成された前記画像データは、前記記憶部 1 0 に記憶されてもよい。

【 0 0 2 6 】

また、前記画像表示処理部 5 5 は、前記角度算出部 5 3 によって算出された角度に基づく情報を前記表示部 6 に表示させる。詳細は後述する。前記画像表示処理部 5 5 は、本発明における報知部の実施の形態の一例である。

20

【 0 0 2 7 】

前記表示部 7 は、例えば LCD (Liquid Crystal Display) や有機 EL (Electro - Luminescence) ディスプレイなどである。

【 0 0 2 8 】

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。

【 0 0 2 9 】

前記制御部 8 は、CPU (Central Processing Unit) 等のプロセッサである。この制御部 8 は、前記記憶部 9 に記憶されたプログラムを読み出し、前記超音波診断装置 1 の各部を制御する。例えば、前記制御部 8 は、前記記憶部 9 に記憶されたプログラムを読み出し、読み出されたプログラムにより、前記送受信ビームフォーマ 3、前記エコーデータ処理部 4 及び前記表示処理部 5 の機能を実行させる。

30

【 0 0 3 0 】

前記制御部 8 は、前記送受信ビームフォーマ 3 の機能のうちの前記エコーデータ処理部 4 の機能のうちの前記表示処理部 5 の機能のうちの前記制御部 8 が一部の機能のみを実行する場合、残りの機能は回路等のハードウェアによって実行されてもよい。

【 0 0 3 1 】

なお、前記送受信ビームフォーマ 3、前記エコーデータ処理部 4 及び前記表示処理部 5 の機能は、回路等のハードウェアによって実現されてもよい。

40

【 0 0 3 2 】

前記記憶部 9 は、HDD (Hard Disk Drive : ハードディスクドライブ) や、RAM (Random Access Memory) や ROM (Read Only Memory) 等の半導体メモリ (Memory) などである。前記超音波診断装置 1 は、前記記憶部 9 として、前記 HDD、前記 RAM 及び前記 ROM の全てを有してもよい。また、前記記憶部 9 は、CD (Compact Disk) や DVD (Digital Versatile Disk) などの可搬性の記憶媒体であってもよい。

【 0 0 3 3 】

50

前記制御部 8 によって実行されるプログラムは、前記 H D D や前記 R O M などの非一過性の記憶媒体に記憶されている。また、前記プログラムは、前記 C D や前記 D V D などの可搬性を有し非一過性の記憶媒体に記憶されていてもよい。

【 0 0 3 4 】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記超音波プローブ 2 から被検体の生体組織へ超音波を送信させる。本例では、前記超音波プローブ 2 によって被検体の肝臓へ超音波を送信する。

【 0 0 3 5 】

前記送受信ビームフォーマ 3 は、B モード画像データを作成するための超音波と、弾性画像データを作成するための超音波とを交互に送信させてもよい。前記超音波プローブ 2 から送信された超音波のエコー信号は、前記超音波プローブ 2 によって受信される。

10

【 0 0 3 6 】

ここで、肝臓は、心臓や血管の拍動によって変形を繰り返す。このように変形が繰り返されている肝臓から得られるエコー信号に基づいて、変形を歪みとしてとらえた弾性画像が作成される。具体的には、エコー信号が取得されると、前記 B モードデータ作成部 4 1 が B モードデータを作成し、前記物理量データ作成部 4 2 が歪みを算出して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 5 1 が、前記 B モードデータに基づいて 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 5 4 が、前記歪みデータに基づいて弾性画像データを作成する。そして、前記画像表示処理部 5 5 が、前記図 4 に示すように、前記 B モード画像データ及び前記弾性画像データが合成されたカラー合成弾性画像 C E I を有する画像 I を前記表示部 6 に表示させる。ここでは、前記画像 I はリアルタイムの画像である。

20

【 0 0 3 7 】

また、前記画像表示処理部 5 5 は、前記画像 I とともに、図 5 に示すようにインジケータ I n を前記表示部 6 に表示させる。このインジケータ I n は、破線 L 1 と実線 L 2 とからなる。前記インジケータ I n の表示について、図 6 のフローチャートに基づいて説明する。

【 0 0 3 8 】

まず、ステップ S 1 では、前記移動検出部 5 2 が前記 B モード画像 B I における生体組織の移動を検出する。前記移動検出部 5 2 は、前記関心領域 R における生体組織の移動を検出する。具体的に説明する。例えば、前記移動検出部 5 2 は、図 7 に示すように、先ず前記関心領域 R において設定された複数の領域 $r_1 \sim r_9$ の各々において、前記 B モード画像における生体組織の移動を検出する。前記移動検出部 5 2 は、同一断面についての時間的に異なる二フレームの B モード画像データのうち、一方の B モード画像データにおける前記複数の領域 r の各々が、他方の B モード画像データにおいてどの部分に移動したかを、相関演算による画像の類似度を用いた手法など公知の手法によって求める。

30

【 0 0 3 9 】

なお、図 7 では、前記関心領域 R が九つの領域 $r_1 \sim r_9$ に分割されているが、領域の数はこれに限られるものではない。

【 0 0 4 0 】

前記移動検出部 5 2 は、前記複数の領域 $r_1 \sim r_9$ の各々についての移動の検出により、図 8 に示すように、前記複数の領域 $r_1 \sim r_9$ の各々についての移動ベクトル $v_1 \sim v_9$ を得る。前記移動検出部 5 2 は、前記移動ベクトル $v_1 \sim v_9$ の平均ベクトル $V a v$ (図示省略) を算出する。この平均ベクトル $V a v$ の算出により、前記関心領域 R における生体組織の移動が検出される。

40

【 0 0 4 1 】

次に、ステップ S 2 では、前記角度算出部 5 3 が、超音波の音線方向と前記移動検出部 5 2 で検出された前記関心領域 R における生体組織の移動方向との角度 を算出する。前記生体組織の移動方向は、前記ステップ S 1 において算出された前記平均ベクトル $V a v$ の方向である。

50

【 0 0 4 2 】

次に、ステップ S 3 では、前記画像表示処理部 5 5 は、前記ステップ S 2 において算出された角度に基づいて、前記インジケータ I n を前記表示部 6 に表示させる。このインジケータ I n において、前記破線 L 1 は超音波の音線方向であり、前記実線 L 2 は前記平均ベクトル V a v の方向（前記生体組織の移動方向）である。図 9 に示すように、前記破線 L 1 と前記実線 L 2 によって形成される角は、前記角度である。前記インジケータ I n は、本発明における角度に基づく情報であり、超音波の音線方向と生体組織の移動方向との角度を示す情報であり、超音波の音線方向と生体組織の移動方向との一致度を示す情報である。

【 0 0 4 3 】

前記インジケータ I n が表示されることにより、操作者は、超音波の音線方向と生体組織の移動方向とのずれを認識することができる。従って、操作者は、前記破線 L 1 が前記実線 L 2 と一致するように、前記超音波プローブ 2 の角度等を調節することにより、超音波の音線方向と生体組織の移動方向とを一致させることができる。従って、前記インジケータ I n は、前記超音波の音線方向が前記生体組織の移動方向と一致するように、操作者が前記超音波プローブを動かすべき方向及び角度を把握するための情報であると云える。

【 0 0 4 4 】

より詳細には、前記ステップ S 1 ~ S 3 の処理は繰り返し行われ、前記インジケータ I n の表示は更新される。従って、操作者によって前記超音波プローブ 2 の角度等が調節されて前記角度が変わると、前記図 9 に示すように前記実線 L 2 が、前記破線 L 1 との交点を中心にして回転する。これにより、操作者は、前記インジケータ I n を見ながら、超音波の音線方向と生体組織の移動方向とが一致するまで、前記超音波プローブ 2 の角度等を調節することができる。超音波の音線方向と生体組織の移動方向とが一致することにより、生体組織の弾性をより正確に反映したカラー合成弾性画像 C E I を表示させることができる。

【 0 0 4 5 】

前記破線 L 1 は、音線方向であるので、前記表示部 6 において、上下方向に固定して表示される。このような方向に表示される前記破線 L 1 の位置を零度とすると、前記実線 L 2 は、図 1 0 に示すように、前記破線 L 1 に対して時計回りの方向に 9 0 度の位置まで表示され、前記破線 L 1 に対して反時計回りの方向に 9 0 度の位置まで表示される。時計回りの方向がプラスの方向であり、反時計回りの方向がマイナスの方向である。従って、角度は、 $- 9 0$ $+ 9 0$ である。

【 0 0 4 6 】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。前記画像表示処理部 5 5 は、前記インジケータ I n の代わりに、前記角度を示す文字を前記表示部 6 に表示させてもよい。例えば、前記画像表示処理部 5 5 は、図 1 1 に示すように、前記角度を示す文字として、「 $+ X ^{\circ}$ 」の文字 C H を表示させる（ $= X ^{\circ}$ ）。

【 0 0 4 7 】

前記文字 C H は、本発明において、超音波の音線方向と生体組織の移動方向との角度を示す情報の実施の形態の一例であり、超音波の音線方向と生体組織の移動方向との一致度を示す情報の実施の形態の一例である。また、前記文字 C H は、本発明において、前記超音波の音線方向が前記生体組織の移動方向と一致するように、操作者が前記超音波プローブを動かすべき方向及び角度を把握するための情報の実施の形態の一例でもある。

【 0 0 4 8 】

前記画像表示処理部 5 5 は、前記インジケータ I n の代わりに、前記超音波プローブ 2 を動かすべき方向及び角度を、前記表示部 6 に文字で表示させてもよい。前記超音波プローブ 2 を動かすべき方向及び角度は、超音波の音線方向と生体組織の移動方向とが一致するように、前記超音波プローブ 2 を動かすべき方向及び角度である。

【 0 0 4 9 】

また、前記角度 や、前記超音波プローブ 2 を動かすべき方向及び角度が、音声で知ら

10

20

30

40

50

されてもよい。この場合、図 12 に示すように、超音波診断装置 1 における制御部 8 が、スピーカー 10 から、前記音声を出力させる。この場合、前記制御部 8 は、本発明における報知部の実施の形態の一例である。

【0050】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。ただし、第一実施形態と同一事項については説明を省略する。

【0051】

本例では、複数の前記領域 $r_1 \sim r_9$ の各々に、超音波の音線の方向と、前記ベクトル $v_1 \sim v_9$ の各々の方向との角度 $1 \sim 9$ に応じた透過度を有する合成超音波画像 $UI_1 \sim UI_9$ が表示される。図 13 のフローチャートに基づいて説明する。

10

【0052】

まず、ステップ S11 では、前記移動検出部 52 は、前記ステップ S1 と同様に、前記複数の領域 $r_1 \sim r_9$ の各々において、前記移動ベクトル $v_1 \sim v_9$ を得る。ただし、本例では、前記移動検出部 52 は、前記平均ベクトル V_{av} を算出しなくてもよい。

【0053】

次に、ステップ S12 では、前記角度算出部 53 は、超音波の音線方向と前記移動ベクトル v_1 との角度 1 、超音波の音線方向と前記移動ベクトル v_2 との角度 2 、超音波の音線方向と前記移動ベクトル v_3 との角度 3 、超音波の音線方向と前記移動ベクトル v_4 との角度 4 、超音波の音線方向と前記移動ベクトル v_5 との角度 5 、超音波の音線方向と前記移動ベクトル v_6 との角度 6 、超音波の音線方向と前記移動ベクトル v_7 との角度 7 、超音波の音線方向と前記移動ベクトル v_8 との角度 8 、超音波の音線方向と前記移動ベクトル v_9 との角度 9 を算出する。 $-90 \leq \theta_1 \sim \theta_9 \leq 90$ である。

20

【0054】

次に、ステップ S13 では、前記画像表示処理部 55 は、前記複数の領域 $r_1 \sim r_9$ の各々において、前記角度 $1 \sim 9$ に応じた B モード画像 BI の透過度を有するカラー合成弾性画像 CEI のデータを作成する。従って、前記複数の領域 $r_1 \sim r_9$ の各々について、カラー合成弾性画像 $CEI_1 \sim CEI_9$ のデータが作成される。

【0055】

例えば、前記弾性画像データ作成部 54 は、角度 $1 \sim 9$ の絶対値が大きくなるほど、前記 B モード画像データの合成割合を大きくするとともに前記弾性画像データの合成割合を小さくする。これにより、B モード画像の透過度が高くなる。一方、前記弾性画像データ作成部 54 は、角度 $1 \sim 9$ の絶対値が小さくなるほど、前記 B モード画像データの合成割合を小さくするとともに前記弾性画像データの合成割合を大きくする。これにより、B モード画像の透過度が低くなる。

30

【0056】

従って、前記 B モード画像データの合成割合は、前記 $1 \sim 9$ が零度である場合に最小となり、前記 $1 \sim 9$ の絶対値が 90 度である場合に最大となる。一方、前記弾性画像データの合成割合は、前記 $1 \sim 9$ が零度である場合に最大となり、前記 $1 \sim 9$ の絶対値が 90 度である場合に最小となる。

40

【0057】

前記角度 $1 \sim 9$ に応じた B モード画像 BI の透過度を有するカラー合成弾性画像 $CEI_1 \sim CEI_9$ のデータが作成されると、このデータに基づいて、前記画像表示処理部 55 は、図 14 に示すように、前記複数の領域 $r_1 \sim r_9$ (図 14 では符号省略) の各々に、カラー合成弾性画像 $CEI_1 \sim CEI_9$ を表示させる。図においては、ドット (dot) の密度 (ドットの濃淡度合) が B モード画像の透過度を表わしている。具体的には、ドットの密度が高い (ドットが濃い) ほど B モード画像 BI の透過度が低く、ドットの密度が低い (ドットが薄い) ほど B モード画像 BI の透過度が高い。

【0058】

50

前記カラー合成弾性画像CEI1～CEI9は、本発明における角度に応じた画像の実施の形態の一例である。また、前記カラー合成弾性画像CEI1～CEI9は、本発明において、前記超音波の音線方向と前記生体組織の移動方向との角度を示す情報の実施の形態の一例であり、前記超音波の音線方向と前記生体組織の移動方向との一致度を示す情報の実施の形態の一例である。

【0059】

この第二実施形態では、前記カラー合成弾性画像CEI1～CEI9を含む前記画像Iは、リアルタイムの画像であってもよいし、前記記憶部9に記憶されたBモード画像データ（またはBモードデータ）及び弾性画像データ（または物理量データ）に基づいて作成された画像であってもよい。

10

【0060】

本例によれば、操作者は、前記カラー合成弾性画像CEI1～CEI9を観察することにより、前記複数の領域r1～r9の各々において、超音波の音線方向と生体組織の移動方向とのずれを認識することができる。具体的には、操作者は、前記カラー合成弾性画像CEI1～CEI9において、Bモード画像BIの透過度が低いほど、超音波の音線方向と生体組織の移動方向とのずれが少ないと認識することができる。従って、操作者は、Bモード画像BIの透過度によって、前記カラー合成弾性画像CEI1～CEI9のうち、どの画像が生体組織の弾性をより正確に反映した画像であるかを把握することができる。これにより、操作者は、肝臓の全体の弾性を知りたい場合など、腫瘤等の局所的な弾性を知りたいわけではない場合、Bモード画像の透過度が高い領域のカラー合成弾性画像を参考にして、弾性を知ることができる。

20

【0061】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。前記画像表示処理部55は、複数の前記領域r1～r9のうち、前記角度 θ 1～ θ 9が所定の角度 θ_{th} 以上である領域については、前記カラー合成弾性画像CEI1～CEI9を表示させない。すなわち、前記画像表示処理部55は、複数の前記領域r1～r9のうち、前記角度 θ 1～ θ 9が所定の角度 θ_{th} 未満であるという基準を満たさない領域については、前記カラー合成弾性画像CEI1～CEI9を表示させない。例えば、前記角度 θ 6、 θ 8が、前記所定の角度 θ_{th} 以上である場合、前記画像表示処理部55は、図15に示すように、カラー合成弾性画像CEI6、CEI8を表示させない。

30

【0062】

前記所定の角度 θ_{th} は、例えば生体組織の弾性を正確に反映しておらず、弾性を知るために必要ではないカラー合成弾性画像が得られる角度に設定される。前記所定の角度 θ_{th} は、本発明における所定の閾値の実施の形態の一例である。また、所定の角度 θ_{th} 未満であるという基準は、本発明における所定の閾値に関する基準の実施の形態の一例である。

【0063】

（第三実施形態）

次に、第三実施形態について説明する。ただし、第一、第二実施形態と同一事項については説明を省略する。

40

【0064】

本例の超音波診断装置の表示処理部5は、図16に示すように、Bモード画像データ作成部51、移動検出部52、角度算出部53、弾性画像データ作成部54、画像表示処理部55のほか、移動量画像データ作成部56を有する。この移動量画像データ作成部56は、前記移動検出部52によって検出された生体組織の移動量のデータを、色を示す情報に変換するとともに、スキャンコンバータによる走査変換を行ない、前記移動量に応じた色を示す情報を有する移動量画像データを作成する。前記移動量画像データ作成部56は、前記移動量のデータを階調化し、各階調に割り当てられた色を示す情報からなる移動量画像データを作成する。前記移動量画像データ作成部56は、本発明における移動量画像データ作成部の実施の形態の一例である。

50

【0065】

本例の作用について説明する。本例では、移動量画像データに基づく画像が表示された後に、この画像に基づいて弾性画像を表示する関心領域 R の位置が決定される。そして、その後前記関心領域 R にカラー合成弾性画像 C E I が表示される。具体的に、図 17 のフローチャートに基づいて説明する。

【0066】

先ず、ステップ S 2 1 では、前記表示部 6 に前記移動量画像データに基づく画像が表示される。この画像は、前記移動量画像データと B モード画像データとが合成されたカラー合成移動量画像 C M I である。カラー合成移動量画像 C M I は、図 18 に示すように、B モード画像 B I の表示領域に設定された複数の領域 $r_1 \sim r_{16}$ (図 18 では図示省略) の各々に表示されたカラー合成移動量画像 C M I 1 ~ C M I 16 からなる。

10

【0067】

前記カラー合成移動量画像 C M I 1 ~ C M I 16 の表示について詳細に説明する。先ず、前記超音波プローブ 2 による超音波の送受信が行われ、B モード画像データが作成される。前記移動検出部 5 2 は、上記各実施形態と同様に、時間的に異なる二フレームの B モード画像データに基づいて、前記複数の領域 $r_1 \sim r_{16}$ の各々において、B モード画像における生体組織の移動を算出し、移動ベクトル $v_1 \sim v_{16}$ (図示省略) を得る。

【0068】

前記移動ベクトル $v_1 \sim v_{16}$ が得られると、前記移動量画像データ作成部 5 6 は、これら移動ベクトル $v_1 \sim v_{16}$ における移動量に応じた表示形態を有する移動量画像データを作成する。また、前記角度算出部 5 3 は、超音波の音線方向と前記移動ベクトル $v_1 \sim v_{16}$ の各々との角度 $\theta_1 \sim \theta_{16}$ を算出する ($-90^\circ < \theta_1 \sim \theta_{16} < +90^\circ$)。

20

【0069】

次に、前記画像表示処理部 5 5 は、前記移動量画像データと前記 B モード画像データとを所定の割合で合成して、カラー合成移動量画像 C E I のデータを作成する。前記画像表示処理部 5 5 は、前記複数の領域 $r_1 \sim r_{16}$ の各々において、前記角度 $\theta_1 \sim \theta_{16}$ に応じた B モード画像 B I の透過度を有するカラー合成移動量画像 C M I のデータを作成する。従って、前記複数の領域 $r_1 \sim r_{16}$ の各々について、カラー合成移動量画像 C M I 1 ~ C M I 16 が作成される。前記各実施形態と同様に、前記カラー合成移動量画像 C M I 1 ~ C M I 16 も、前記角度 $\theta_1 \sim \theta_{16}$ の絶対値が大きくなるほど、B モード画像 B I の透過度が高くなる。

30

【0070】

前記カラー合成移動量画像 C M I 1 ~ C M I 16 のデータが作成されると、このデータに基づいて、前記画像表示処理部 5 5 は、前記図 18 に示すように、前記複数の領域 $r_1 \sim r_{16}$ の各々に、前記カラー合成移動量画像 C M I 1 ~ C M I 16 を表示させる。ここでも、ドットの濃淡度合が、B モード画像 B I の透過度を表わしている。前記カラー合成移動量画像 C M I 1 ~ C M I 16 は、本発明における角度に応じた画像の実施の形態の一例である。また、前記カラー合成移動量画像 C M I 1 ~ C M I 16 は、本発明において、前記超音波の音線方向と前記生体組織の移動方向との角度を示す情報の実施の形態の一例であり、前記超音波の音線方向と前記生体組織の移動方向との一致度を示す情報の実施の形態の一例である。

40

【0071】

次に、ステップ S 2 2 では、操作者は、前記カラー合成移動量画像 C M I 1 ~ C M I 16 を観察して、生体組織の弾性をより正確に反映したカラー合成弾性画像 C E I を得ることができる位置に、関心領域 R を設定する。具体的には、操作者は、前記カラー合成移動量画像 C M I 1 ~ C M I 16 において、B モード画像 B I の透過度がより低い領域に関心領域 R を設定する。例えば、図 19 に示すように、領域 r_6, r_7, r_{10}, r_{11} のカラー合成移動量画像 C M I 6, C M I 7, C M I 10, C M I 11 における B モード画像 B I の透過度が他よりも低い場合、前記カラー合成移動量画像 C M I 6, C M I 7, C M I 10, C M I 11 が表示された領域 r_6, r_7, r_{10}, r_{11} に関心領域 R を設定す

50

る。

【0072】

前記ステップS22において関心領域Rが設定されると、ステップS23では、Bモード画像データを作成するための超音波の送受信のほかに、弾性画像データを作成するための超音波の送受信が行われる。そして、図20に示すように、前記関心領域Rに、前記カラー合成弾性画像CEIが表示される。

【0073】

本例によれば、操作者は、前記カラー合成移動量画像CMI1～CMI16を観察することにより、前記複数の領域r1～r16の各々において、超音波の音線方向と生体組織の移動方向とのずれを認識することができる。具体的には、操作者は、前記カラー合成移動量画像CMI1～CMI16において、Bモード画像BIの透過度が低いほど、超音波の音線方向と生体組織の移動方向とのずれが少ないと認識することができる。従って、操作者はBモード画像BIの透過度がより低い領域に関心領域Rを設定することにより、この関心領域Rにおいて、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を得ることができる。

10

【0074】

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、前記超音波の音線方向が前記生体組織の移動方向と一致するように、操作者が前記超音波プローブを動かすべき方向を示す矢印と、動かす量（角度）を示す文字等が、前記表示部6に表示されてもよい。

20

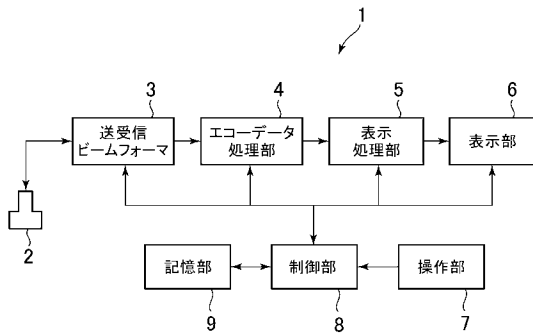
【符号の説明】

【0075】

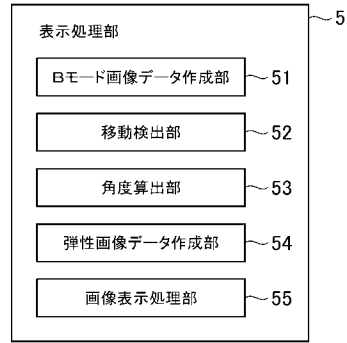
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 8 制御部
- 42 物理量データ作成部
- 52 移動検出部
- 53 角度算出部
- 54 弾性画像データ作成部
- 55 画像表示処理部
- 56 移動量画像データ作成部

30

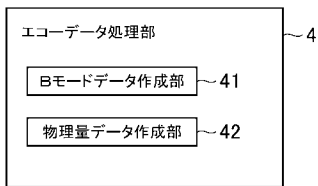
【 図 1 】



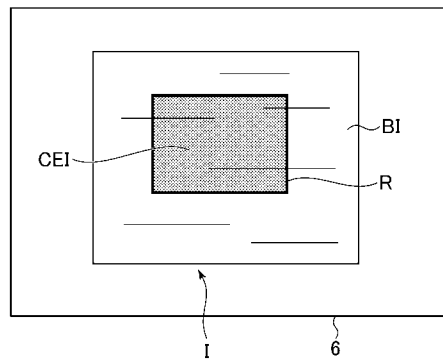
【 図 3 】



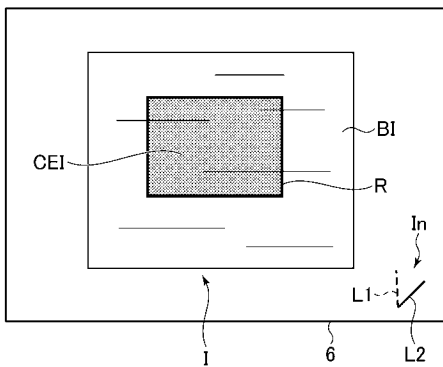
【 図 2 】



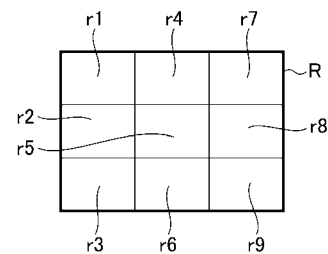
【 図 4 】



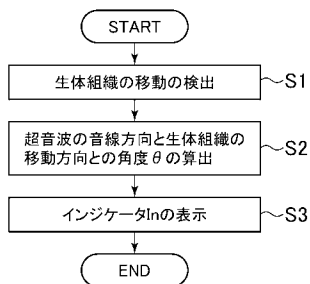
【 図 5 】



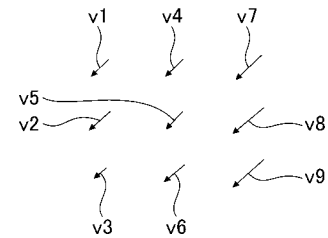
【 図 7 】



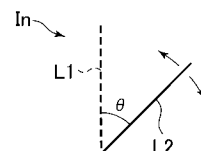
【 図 6 】



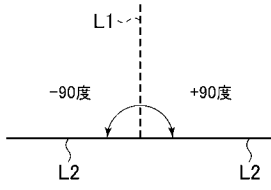
【 図 8 】



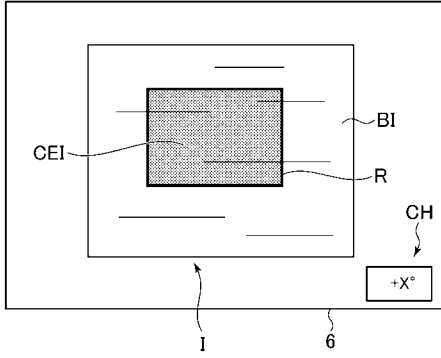
【 図 9 】



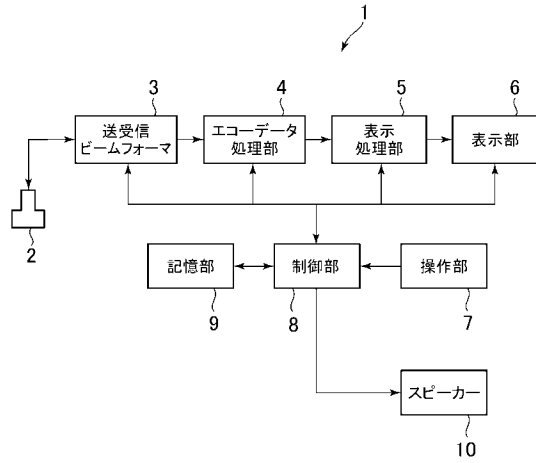
【図10】



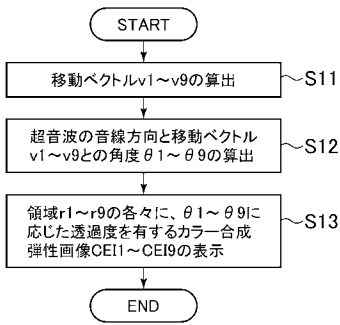
【図11】



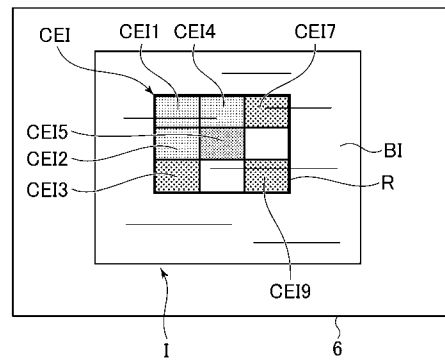
【図12】



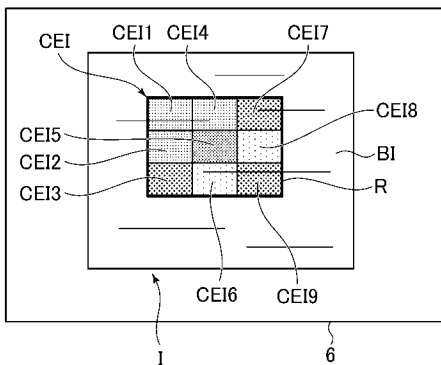
【図13】



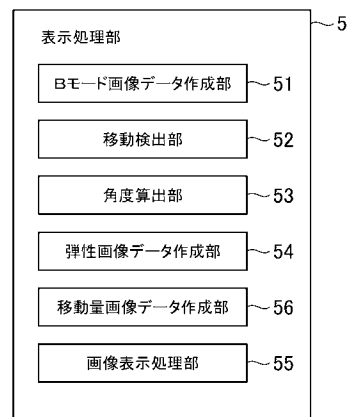
【図15】



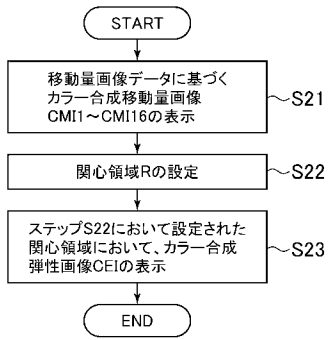
【図14】



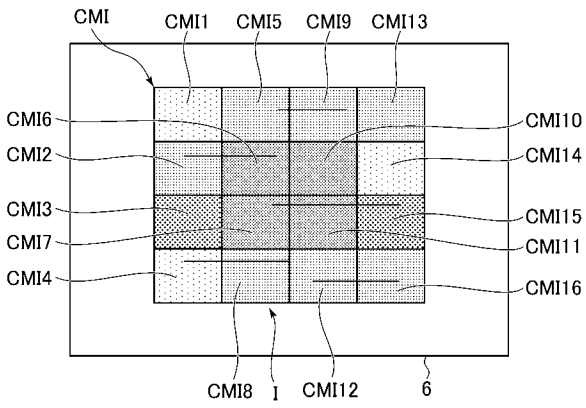
【図16】



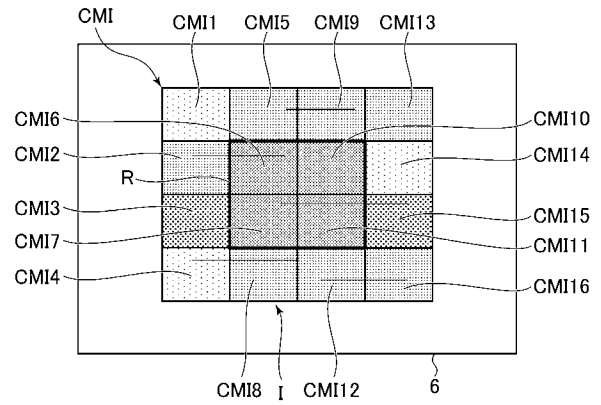
【 図 1 7 】



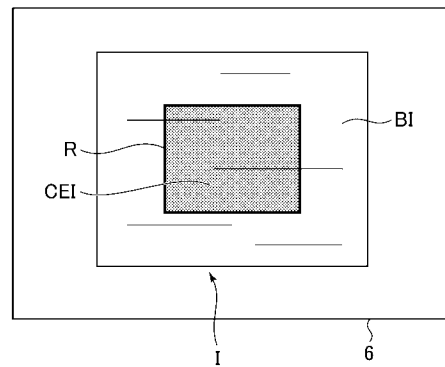
【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



フロントページの続き

(72)発明者 橋本 浩

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

Fターム(参考) 4C601 DD19 EE11 JC20 JC23 JC37 KK02 KK24 KK31

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2016047134A	公开(公告)日	2016-04-07
申请号	JP2014173056	申请日	2014-08-27
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	川江宗太郎 橋本浩		
发明人	川江 宗太郎 橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/5207 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S7/52074		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE11 4C601/JC20 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK31		
其他公开文献	JP6246098B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其能够识别超声波的声线方向与活体组织的移动方向之间的偏差。超声波诊断装置是基于同一声线上的时间不同而由超声波探头获取的两个回波信号，对生物体组织的各部分进行变形的装置。应变计算单元，其计算方向上的应变；弹性图像数据生成单元，其根据由应变计算单元计算出的应变来生成弹性图像的数据；以及运动，其检测B模式图像BI中生物组织的运动。检测单元，由超声波探头发送和接收的超声波的声线方向，计算由运动检测单元检测到的生物组织的运动方向之间的角度的角度计算单元，以及指示该角度的指示器。以及用于显示In的图像显示处理单元。[选择图]图5

(21) 出願番号	特願2014-173056 (P2014-173056)	(71) 出願人	300019238
(22) 出願日	平成26年8月27日 (2014. 8. 27)		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・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブールバード・ダブルユー・710・3000
		(74) 代理人	100137545 弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	川江 宗太郎 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