

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6257942号  
(P6257942)

(45) 発行日 平成30年1月10日(2018.1.10)

(24) 登録日 平成29年12月15日(2017.12.15)

(51) Int.Cl. F1  
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/08

請求項の数 12 (全 14 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2013-153814 (P2013-153814)                  (22) 出願日 平成25年7月24日 (2013.7.24)                  (65) 公開番号 特開2015-23913 (P2015-23913A)                  (43) 公開日 平成27年2月5日 (2015.2.5)                  審査請求日 平成28年7月1日 (2016.7.1)</p>	<p>(73) 特許権者 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、53188、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、300                  (74) 代理人 100137545                  弁理士 荒川 聡志                  (72) 発明者 劉 磊                  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                  審査官 森口 正治</p>
------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 弾性計測装置、弾性計測装置のプログラム及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体組織の超音波画像に、前記生体組織の弾性を計測する計測領域を設定する領域設定部と、

前記超音波画像のデータに基づいて、弾性の計測対象ではない非計測対象を検出して、前記計測領域を評価する評価部と、

該評価部の評価に基づいた画像が表示される表示部と、  
を備え、

前記評価部は、前記計測領域におけるBモード画像のデータの信号強度の散布度に基づいて前記非計測対象の存否を検出する

ことを特徴とする弾性計測装置。

【請求項2】

生体組織の超音波画像に、前記生体組織の弾性を計測する計測領域を設定する領域設定部と、

前記超音波画像のデータに基づいて、弾性の計測対象ではない非計測対象を検出して、前記計測領域を評価する評価部と、

該評価部の評価に基づいた画像が表示される表示部と、  
を備え、

前記評価部は、前記計測領域において、Bモード画像のデータの信号強度が所定の強度以上である第一の部分及び所定の強度以下である第二の部分を前記非計測対象として検出

し、

前記表示部には、前記Bモード画像において、前記第一の部分及び前記第二の部分が表示される

ことを特徴とする弾性計測装置。

【請求項3】

プッシュパルスが送信された生体組織の弾性値を算出する弾性算出部を備えることを特徴とする請求項1又は2に記載の弾性計測装置。

【請求項4】

前記弾性算出部は、前記生体組織に対して送信されたプッシュパルスによって前記生体組織に生じたせん断波の伝搬速度に基づいて、生体組織の弾性値を算出することを特徴とする請求項3に記載の弾性計測装置。

10

【請求項5】

前記弾性算出部は、前記生体組織に対して送信されたプッシュパルスによって前記生体組織に生じた変位を、前記生体組織に対して送信された計測用の超音波のエコー信号に基づいて算出することを特徴とする請求項3に記載の弾性計測装置。

【請求項6】

生体組織の超音波画像に、前記生体組織の弾性を計測する計測領域を設定する領域設定部と、

前記超音波画像のデータに基づいて、弾性の計測対象ではない非計測対象を検出して、前記計測領域を評価する評価部と、

20

該評価部の評価に基づいた画像が表示される表示部と、

プッシュパルスが送信された生体組織の弾性値を算出する弾性算出部と、

計測前後の生体組織の移動を検出する移動検出部と、

該移動検出部によって検出された移動量が、所定の移動量以上であるか否かを判定する判定部と、

を備え、

前記表示部には、さらに前記判定部による判定結果が表示される

ことを特徴とする弾性計測装置。

【請求項7】

前記移動検出部は、計測前後における前記超音波画像の移動を検出することにより、生体組織の移動を検出することを特徴とする請求項6に記載の弾性計測装置。

30

【請求項8】

前記超音波画像に、前記生体組織の弾性を計測するために、前記生体組織に送信されるプッシュパルスを示すインジケータが表示されることを特徴とする請求項1～7のいずれか一項に記載の弾性計測装置。

【請求項9】

コンピュータに、

生体組織の超音波画像に、前記生体組織の弾性を計測する計測領域を設定する領域設定機能と、

前記超音波画像のデータに基づいて、弾性の計測対象ではない非計測対象を検出して、前記計測領域を評価する評価機能と、

40

該評価機能の評価に基づいた画像を表示させる表示画像制御機能と、

を実行させ、

前記評価機能は、前記計測領域におけるBモード画像のデータの信号強度の散布度に基づいて前記非計測対象の存否を検出する

ことを特徴とする弾性計測装置のプログラム。

【請求項10】

コンピュータに、

生体組織の超音波画像に、前記生体組織の弾性を計測する計測領域を設定する領域設定機能と、

50

前記超音波画像のデータに基づいて、弾性の計測対象ではない非計測対象を検出して、前記計測領域を評価する評価機能と、

該評価機能の評価に基づいた画像を表示させる表示画像制御機能と、  
を実行させ、

前記評価機能は、前記計測領域において、Bモード画像のデータの信号強度が所定の強度以上である第一の部分及び所定の強度以下である第二の部分を前記非計測対象として検出し、

前記表示画像制御機能は、前記Bモード画像において、前記第一の部分及び前記第二の部分を表示させる

ことを特徴とする弾性計測装置のプログラム。

10

【請求項11】

コンピュータに、

生体組織の超音波画像に、前記生体組織の弾性を計測する計測領域を設定する領域設定機能と、

前記超音波画像のデータに基づいて、弾性の計測対象ではない非計測対象を検出して、前記計測領域を評価する評価機能と、

該評価機能の評価に基づいた画像を表示させる表示画像制御機能と、

プッシュパルスが送信された生体組織の弾性値を算出する弾性算出機能と、

計測前後の生体組織の移動を検出する移動検出機能と、

該移動検出機能によって検出された移動量が、所定の移動量以上であるか否かを判定する判定機能と、

20

を実行させ、

前記表示画像制御機能は、さらに前記判定部による判定結果を表示させる

ことを特徴とする弾性計測装置のプログラム。

【請求項12】

請求項1～8に記載の弾性計測装置を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

本発明は、生体組織の弾性を知ることができる弾性計測装置、弾性計測装置のプログラム及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生体組織に対して音圧の高い超音波パルス（プッシュパルス）を送信して、生体組織の弾性を計測する弾性計測手法が知られている（例えば、特許文献1参照）。プッシュパルスを用いた弾性計測手法としては、例えば以下の二つの手法がある。一つは、プッシュパルスによって生体組織が振動して生じたせん断波の伝搬速度を算出し、この伝搬速度に基づいて生体組織の弾性値を算出する手法である。もう一つは、超音波のエコー信号に基づいて生体組織の位置情報を算出し、この位置情報に基づいて、プッシュパルスを送信することによって生じた生体組織の変位を算出する手法である。

40

【0003】

このような弾性計測を行なう前においては、弾性を計測する対象である関心領域が超音波画像に設定される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2012-100997号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

## 【 0 0 0 5 】

ところで、例えば肝臓の線維化を評価するための弾性計測を行なう場合、計測対象となるのは肝実質（基質部分）であり、それ以外の脈管や横隔膜、腹水などは、計測の対象ではない。従って、このような非対象物が含まれている関心領域について、弾性計測が行われると、正確な計測結果を得ることができない。従って、より正確な計測を行なえる計測領域を設定できるようになっていることが望ましい。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 0 6 】

上述の課題を解決するためになされた一の観点の発明は、生体組織の超音波画像に、前記生体組織の弾性を計測する計測領域を設定する領域設定部と、前記超音波画像のデータに基づいて、弾性の計測対象ではない非計測対象を検出して、前記計測領域を評価する評価部と、この評価部の評価に基づいた画像が表示される表示部と、を備えることを特徴とする弾性計測装置である。

10

## 【発明の効果】

## 【 0 0 0 7 】

上記観点の発明によれば、弾性の計測対象ではない非計測対象を検出して、前記計測領域が評価され、その評価に基づいた画像が表示されるので、より正確な計測を行なえる計測領域を設定することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 0 8 】

20

【図 1】本発明の実施の形態の一例である超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 2】表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図 3】制御部の構成を示すブロック図である。

【図 4】第一実施形態における処理フローを示すフローチャートである。

【図 5】表示部に表示された B モード画像を示す図である。

【図 6】B モード画像に計測領域が設定された状態を示す図である。

【図 7】表示部に表示されたカラー弾性画像を示す図である。

【図 8】第一実施形態の第一変形例において、第一カラー画像及び第二カラー画像が表示された状態を示す図である。

30

【図 9】第二実施形態における処理フローを示すフローチャートである。

【図 10】プッシュパルスを示すパルスインジケータが表示された状態を示す図である。

【図 11】第三実施形態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】第三実施形態において、超音波プローブから送信されるプッシュパルスを示す概念図である。

【図 13】第三実施形態における処理フローを示すフローチャートである。

【図 14】表示部に表示された数値インジケータを示す図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 0 9 】

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。本発明に係る弾性計測装置が、超音波診断装置において実施される例について説明する。

40

（第一実施形態）

まず、第一実施形態について、図 1～図 7 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、送受信ビームフォーマ 3、エコーデータ処理部 4、表示制御部 5、表示部 6、操作部 7、制御部 8 及び記憶部 9 を備える。

## 【 0 0 1 0 】

前記超音波プローブ 2 は、被検体の生体組織に対して超音波を送信する。この超音波プローブ 2 により、生体組織にせん断波（shear wave）を生じさせるための超音波（プッシュパルス）が送信される。また、前記超音波プローブ 2 により、せん断波の伝搬速度を計測するための超音波が送信され、そのエコー信号が受信される。また、前記超

50

音波プローブ2により、超音波画像を作成するための超音波が送信され、そのエコー信号が受信される。前記超音波プローブ3は、例えば一方向（アジマス（azimuth）方向、X方向）に配列された複数の超音波振動子を有する1Dアレイプローブである。

【0011】

前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2を駆動させて所定の送信パラメータ（parameter）を有する超音波を送信させる。また、送受信ビームフォーマ3は、超音波のエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行なう。後述するように、この整相加算処理後のエコー信号に基づいてせん断波の伝搬速度が算出される。

【0012】

前記エコーデータ処理部4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、超音波画像を作成するための信号処理を行なう。例えば、前記エコーデータ処理部は、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。

10

【0013】

前記表示制御部5は、図2に示すように、超音波画像データ作成部51、表示画像制御部52、領域設定部53、評価部54を有する。前記超音波画像データ作成部51は、前記エコーデータ処理部4から入力されたデータ（ローデータ：raw data）を、スキャンコンバータ（Scan Converter）によって走査変換して超音波画像データを作成する。前記超音波画像データ作成部51は、例えばBモードデータに基づいてBモード画像データを作成する。

20

【0014】

前記表示画像制御部52は、前記超音波画像データに基づく超音波画像を前記表示部6に表示させる。超音波画像は、例えばBモード画像である。また、前記表示画像制御部52は、後述するように前記評価部54の評価に基づいた画像を前記表示部6に表示させる（本発明における表示画像制御機能）。その他、前記表示画像制御部52は、前記表示部6に種々の画像を表示させる。

【0015】

前記領域設定部53は、操作者による前記操作部7の入力に基づいて、前記Bモード画像に計測領域R（図6参照）を設定する（領域設定機能）。この計測領域Rは、生体組織の弾性を計測する領域である。前記領域設定部53は、本発明における領域設定部の実施の形態の一例である。また、前記領域設定機能は、本発明における領域設定機能の実施の形態の一例である。

30

【0016】

前記評価部54は、計測の正確性の観点から、前記計測領域を評価する（評価機能）。前記評価部54は、前記Bモード画像のデータに基づいて、弾性の計測対象ではない非計測対象を検出して、前記計測領域の評価を行なう。詳細は後述する。前記評価部54は、本発明における評価部の実施の形態の一例である。また、前記評価機能は、本発明における評価機能の実施の形態の一例である。

【0017】

前記表示部6は、LCD（Liquid Crystal Display）や有機EL（Electro-Luminescence）ディスプレイなどである。前記表示部6は、本発明における表示部の実施の形態の一例である。

40

【0018】

前記操作部7は、特に図示しないが、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード（keyboard）や、トラックボール（trackball）等のポインティングデバイス（pointing device）などを含んで構成されている。

【0019】

前記制御部8は、特に図示しないがCPU（Central Processing Unit）を有して構成される。この制御部8は、前記記憶部9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。

50

## 【0020】

また、前記制御部8は、図3に示す弾性算出部81による算出機能を実行させる。この算出機能は、プッシュパルスが送信された生体組織の弾性率を算出する機能である。生体組織の弾性率は、前記計測領域Rについて算出される。詳細は後述する。前記弾性算出部81は、本発明における弾性算出部の実施の形態の一例である。

## 【0021】

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)である。

## 【0022】

次に、本例の超音波診断装置1によって、生体組織の弾性を計測する場合の処理フローについて図4のフローチャートに基づいて説明する。本例では、弾性の計測対象は肝臓における肝実質である。

## 【0023】

まず、ステップS1では、操作者は、前記超音波プローブ2によって超音波の送受信を行ない、図5に示すように、前記表示部6にリアルタイムのBモード画像BIを表示させる。

## 【0024】

次に、ステップS2では、操作者は、Bモード画像BIを見ながら、前記超音波プローブ2を移動したり、煽り動作を行ったりして、生体組織の弾性を計測する断面を特定する。そして、操作者は、計測断面を特定したら、図6に示すように、前記Bモード画像BIにおいて、弾性を計測したい領域に計測領域Rを設定する。前記領域設定部53は、操作者による前記操作部7の入力に基づいて、計測領域Rを設定する。

## 【0025】

次に、ステップS3では、前記評価部54が、前記計測領域Rについて、計測の信頼性を確保できる領域であるかを評価する。計測の信頼性を確保できる計測領域とは、弾性の非計測対象ができるだけ含まれず、計測対象である肝実質についてできるだけ正確な計測結果が得られる領域を意味する。

## 【0026】

具体的には、前記評価部54は、前記計測領域R内の前記Bモード画像BIにおける各画素のデータの信号強度の散布度を算出する。散布度としては、分散、変動係数、標準偏差等のいずれかが算出される。

## 【0027】

ここで、Bモード画像において、弾性の非計測対象である脈管や腹水は、弾性の計測対象である肝実質と比べて輝度が低い。また、Bモード画像において、弾性の非計測対象である横隔膜は、肝実質と比べて輝度が高い。従って、前記計測領域R内に非計測対象が含まれていると、信号強度の散布度が大きくなる。そこで、前記評価部54は、信号強度の散布度によって非計測対象を検出し、評価を行なう。具体的には、前記評価部54は、散布度が所定の閾値TH以上である場合、非計測対象が多く含まれており、計測の正確性の観点において信頼度が低い計測領域であると評価する。一方、前記評価部54は、散布度が前記所定の閾値THよりも小さい場合、非計測対象があまり含まれておらず、計測の正確性の観点において信頼度が高い計測領域であると評価する。

## 【0028】

前記所定の閾値THは、操作者が前記操作部7によって設定できるようになっていてもよい。

## 【0029】

次にステップS4においては、前記表示画像制御部52は、前記ステップS3の評価結果に応じた画像を前記表示部6に表示させる。具体的には、前記ステップS3において、信頼度が低い計測領域であると評価された場合、前記表示画像制御部52は、前記評価結果に応じた画像として、計測領域Rの変更を促すメッセージを表示させる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 0 】

一方、前記ステップ S 3 において、信頼度が高い計測領域であると評価された場合、前記表示画像制御部 5 2 は、前記評価結果に応じた画像として、計測を開始するかを問うメッセージを表示させる。

## 【 0 0 3 1 】

次に、ステップ S 5 では、操作者が計測領域 R を変更するか否か判断する。操作者は、計測領域 R を変更すると判断した場合（ステップ S 5 において「YES」）、前記操作部 7 において計測領域 R の再設定を指示する入力を行ない、ステップ S 2 へ戻って、計測領域 R を再び設定する。これにより、操作者は、より正確な計測を行なえる部分に、計測領域 R を設定しなおすことができる。一方、操作者は、計測領域 R を変更する必要がないと判断した場合（ステップ S 5 において「NO」）、前記操作部 7 において計測を指示する入力を行なう。

10

## 【 0 0 3 2 】

前記ステップ S 5 において、計測を指示する入力が行われると、ステップ S 6 において、前記計測領域 R についての弾性計測が行われる。具体的には、前記超音波プローブ 2 から生体組織に対してプッシュパルスが送信される。次に、前記超音波プローブ 2 から、前記プッシュパルスによって生体組織に生じたせん断波の伝搬速度を検出するための計測用の超音波パルスが送信され、そのエコー信号が受信される。このエコー信号に基づいて、前記弾性算出部 8 1 がせん断波の伝搬速度を算出し、この伝搬速度に基づいて弾性率を算出する。

20

## 【 0 0 3 3 】

前記プッシュパルスは、前記計測領域 R において異なる複数の場所に送信されてもよい。この場合複数のプッシュパルスの各々について計測用の超音波パルスが送信される。前記弾性算出部 8 1 は、複数のプッシュパルスの各々について前記伝搬速度の算出を行なう。これにより、前記計測領域 R 内の各部分における伝搬速度が算出される。

## 【 0 0 3 4 】

前記表示画像制御部 5 2 は、図 7 に示すように、前記弾性算出部 8 1 によって算出された弾性率に応じた色を有するカラー弾性画像 C E を、前記計測領域 R 内に表示させてもよい。

## 【 0 0 3 5 】

以上説明した本例によれば、非計測対象が含まれないように計測領域 R を設定することができる。従って、より正確な弾性計測を行なうことができる。

30

## 【 0 0 3 6 】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。前記ステップ S 3 において、前記評価部 5 4 は、前記計測領域 R 内において、B モード画像 B I のデータの信号強度が、第一の閾値 T H 1 以上である画素と、第二の閾値 T H 2 ( T H 2 < T H 1 ) 以下である画素とを、非計測対象として検出する。前記第一の閾値 T H 1 以上である画素は、本発明における第一の部分の実施の形態の一例である。また、前記第二の閾値 T H 2 以下である画素は、本発明における第二の部分の実施の形態の一例である。

## 【 0 0 3 7 】

次に、前記ステップ S 4 においては、前記表示画像制御部 5 2 は、図 8 に示すように、第一の閾値 T H 1 以上である画素に色が付された第一カラー画像 C 1 1 と第二の閾値以下である画素に色が付された第二カラー画像 C 1 2 を表示する。第一カラー画像 C 1 1 及び第二カラー画像 C 1 2 は、互いに異なる色になっていてもよい。

40

## 【 0 0 3 8 】

前記第一の閾値 T H 1 及び前記第二の閾値 T H 2 は、操作者が前記操作部 7 において入力されることにより設定されてもよい。また、前記計測領域 R における前記 B モード画像 B I のデータの信号強度の平均値 A v を算出し、この平均値を基準にして設定されてもよい。前記第一の閾値 T H 1 は、この第一の閾値 T H 1 以上の部分が、例えば横隔膜など、肝実質よりも信号強度が大きい非計測対象となるように設定される。また、前記第二の閾

50

値TH2は、この第二の閾値TH2以下の部分が、例えば脈管や腹水など、肝実質よりも信号強度が小さい非計測対象となるように設定される。

【0039】

前記第一の閾値TH1以上の部分及び前記第二の閾値TH2以下の部分は、非計測対象であって、計測の正確性の観点から信頼度が低い部分である。本例では、前記第一の閾値TH1以上の部分及び前記第二の閾値TH2以下の部分の検出が、計測領域Rの評価になる。

【0040】

操作者は、前記第一カラー画像C11及び前記第二カラー画像C12が表示されることにより、例えばこれらが表示されない部分に前記計測領域Rを設定しなおすことができるので、より正確な計測を行なえる部分に前記計測領域Rを設定することができる。

10

【0041】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。本例の超音波診断装置は、第一実施形態の超音波診断装置1と同一構成であり、以下作用について、図9のフローチャートに基づいて説明する。

【0042】

図9において、ステップS11及びステップS12については、第一実施形態のステップS1及びステップS2と同一であり、説明を省略する。ステップS13では、前記表示画像制御部52は、図10に示すように、プッシュパルスを示すパルスインジケータPinをBモード画像BIに表示させる。このパルスインジケータPinは、プッシュパルスの音線を破線で示したものであり、プッシュパルスが送信される位置に表示される。

20

【0043】

次に、ステップS14においては、操作者は、前記パルスインジケータPinを参考にして、計測領域Rを変更するか否か判断する。このステップS14において、前記計測領域Rを変更するか否かを操作者に問うメッセージが前記表示部6に表示されてもよい。

【0044】

ここで、プッシュパルスが送信される経路上に、脈管や腹水あるいは横隔膜などの非計測対象がある場合、正確な弾性計測を行なうことができない。そこで、操作者は、Bモード画像BIにおいて、前記パルスインジケータPin上に、非計測対象があると確認できた場合、計測領域Rを変更すると判断する(ステップS14において「YES」)。操作者は、前記計測領域Rを変更すると判断した場合、前記操作部7において計測領域Rの再設定を指示する入力を行ない、前記ステップS12へ戻って、計測領域Rを再び設定する。これにより、プッシュパルスが送信される部分に、非計測対象が存在しないように、前記計測領域Rを設定しなおすことができる。

30

【0045】

一方、操作者は、計測領域Rを変更する必要がないと判断した場合(ステップS14において「NO」)、計測領域Rを変更しないことを指示する入力を前記操作部7において行なう。

【0046】

ステップS14において、計測領域Rを変更しないことを指示する入力が行われると、ステップS15の処理へ進む。このステップS15では、第一実施形態のステップS3と同様に、前記評価部54が前記計測領域Rについて、計測の信頼性を確保できる領域であるかを評価する。

40

【0047】

また、ステップS16、ステップS17及びステップS18の処理についても、それぞれ第一実施形態のステップS4、ステップS5及びステップS6と同一の処理であり、説明を省略する。

【0048】

以上説明した本例によれば、第一実施形態と同一の効果を有するとともに、プッシュパ

50

ルスが送信される経路上に非計測対象が存在しないように、計測領域 R を設定することができる。従って、より正確な弾性計測を行なうことができる。

【 0 0 4 9 】

( 第三実施形態 )

次に、第三実施形態について説明する。本例の超音波診断装置は、第一、第二実施形態の超音波診断装置 1 と基本的には同一構成であるが、図 1 1 に示すように、前記表示制御部 5 は、前記超音波画像データ作成部 5 1、前記表示画像制御部 5 2、前記領域設定部 5 3、前記評価部 5 4 のほか、移動検出部 5 5、判定部 5 6 を有する。

【 0 0 5 0 】

本例の作用について説明する。本例においても、第一実施形態の前記ステップ S 1 ~ S 5 又は第二実施形態の前記ステップ S 1 1 ~ S 1 7 の処理と基本的には同様にして、計測領域 R が設定され弾性計測が行われる。ただし、本例では、弾性計測の手法が異なっている。第一、第二実施形態においては、二次元の計測領域 R の各部分における弾性率が算出されてカラー弾性画像 C E が表示されているが、本例では、図 1 2 に示すように、一音線上にプッシュパルス P P が送信されて、その焦点における計測領域 R について弾性率が一つ算出される。ただし、後述するように前記プッシュパルス P P は、一音線上に複数回送信され、それぞれの送信について弾性率が算出される。

【 0 0 5 1 】

なお、本例では、前記ステップ S 3 , S 1 5 において、前記計測領域 R のデータの信号強度 ( 前記計測領域 R が複数画素である場合は、その平均信号強度 ) が、前記第一の閾値 T H 1 以上である場合及び前記第二の閾値 T H 2 以下である場合、前記評価部 5 4 は、前記計測領域 R の信頼度が低いと評価してもよい。

【 0 0 5 2 】

本例における前記ステップ S 6 , S 1 8 の計測領域 R の弾性の計測について、図 1 3 のフローチャートに基づいて説明する。先ず、ステップ S 2 1 では、操作者は、前記操作部 7 において、プッシュパルスの送信回数 n を入力する。

【 0 0 5 3 】

次に、ステップ S 2 2 では、B モード画像 B I 1 のデータが前記記憶部 9 に記憶される。この B モード画像 B I 1 は、前記計測領域 R が設定された B モード画像である。

【 0 0 5 4 】

次に、ステップ S 2 3 では、前記計測領域 R について弾性の計測が行われる。すなわち、生体組織に対してプッシュパルス P P が送信された後、せん断波の伝搬速度を検出するための計測用の超音波パルス ( 図示省略 ) が送信される。そして、計測用の超音波パルスのエコー信号に基づいて、前記弾性算出部 8 1 がせん断波の伝搬速度を算出し、この伝搬速度に基づいて弾性率を算出する。

【 0 0 5 5 】

次に、ステップ S 2 4 においては、生体組織に対して再び B モード画像用の超音波の送受信が行なわれ、B モード画像 B I 2 が作成される。そして、前記記憶部 9 に前記 B モード画像 B I 2 のデータが記憶される。

【 0 0 5 6 】

次に、ステップ S 2 5 においては、前記移動検出部 5 5 は、前記弾性算出部 8 1 による計測前後の生体組織の移動を検出する。具体的には、前記移動検出部 5 5 は、前記 B モード画像 B I 1 及び前記 B モード画像 B I 2 の間における画像の移動量を検出する。画像の移動量の検出には、公知の手法が用いられる。前記移動検出部 5 5 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。

【 0 0 5 7 】

次に、ステップ S 2 6 では、前記判定部 5 6 は、前記移動検出部 5 5 によって検出された移動量が、所定の移動量以上であるか否かを判定する。前記判定部 5 6 は、本発明における判定部の実施の形態の一例である。

【 0 0 5 8 】

10

20

30

40

50

前記ステップS 2 6において、前記移動量が所定の移動量以上であると判定された場合（ステップS 2 6において「YES」）、ステップS 2 7の処理へ移行する。一方、前記ステップS 2 6において、所定の移動量未満であると判定された場合（ステップS 2 6において「NO」）、ステップS 2 8の処理へ移行する。

【0059】

前記ステップS 2 7では、前記表示画像制御部5 2は、前記移動量が所定の移動量以上であり、再計測を行なうか否かを問うメッセージを前記表示部6に表示させる。操作者は、再計測を行なおうとする場合（ステップS 2 7において「YES」）、その旨の指示を前記操作部7において入力する。これにより、前記ステップS 2 2の処理へ戻り、再びこのステップS 2 2以降の処理が行われる。一方、操作者は、再計測を行わない場合（ステップS 2 7において「NO」）、その旨の指示を前記操作部7において入力する。これにより、ステップS 2 8の処理へ移行する。

10

【0060】

次に、ステップS 2 8では、前記ステップS 2 3で得られた計測データ（弾性率）が前記記憶部9に記憶される。前記移動量が所定の移動量未満であった場合、その旨が前記表示部6に表示されてもよい。また、計測データが前記記憶部9に記憶されると、例えば図1 4に示すように、前記表示部6に表示されて、現在の計測回数を示している数値インジケータF I nが更新されてもよい。この数値インジケータF I nは、n回の計測のうち、m（ $m \leq n$ ）回目まで計測されたことを意味している。前記更新によって、mの数値が一つ増える。

20

【0061】

次に、ステップS 2 9では、弾性の計測回数mがn回目に達したか否か判定される。計測回数mがn回目に達していなければ（ステップS 2 9において「NO」）、前記ステップS 2 2の処理へ戻り、再びこのステップS 2 2以降の処理が行われる。一方、計測回数mがn回目に達している場合、ステップS 3 0の処理へ移行する。

【0062】

ステップS 3 0では、前記弾性算出部8 1が、n回の計測で得られた弾性率の平均値を算出する。この平均値は、前記表示部6に表示されてもよい。ただし、このステップS 3 0において、平均値に代わり、n回の計測で得られた弾性率の中央値が特定され、この中央値が前記表示部6に表示されてもよい。さらに、n回の計測で得られた弾性率の散布度が算出され、前記表示部6に表示されてもよい。

30

【0063】

本例によれば、弾性の計測の前後で、生体組織が移動した場合には、再計測を行なうことができる。従って、同一の部分について複数回の計測を行なってその平均値を算出する場合に、被検体の体動や心拍、前記超音波プローブ2が動くことなどが原因で、異なる部分が計測されることを防止することができる。これにより、正確な平均値や中央値を得ることができる。

【0064】

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、同一部分に対する複数回のプッシュパルスが、被検体からのECG（Electrocardiogram）信号に基づいて、一心周期における同じタイミングで送信されるようにしてもよい。これにより、心拍による動きが生じる部分について、複数回の弾性計測を行なう場合であっても、同一部分についての計測を行なうことが可能になる。

40

【0065】

また、前記弾性算出部8 1は、前記生体組織に対して送信されたプッシュパルスによって前記生体組織に生じた変位を、生体組織の弾性として算出してよい。この場合、前記生体組織に対して送信された計測用の超音波のエコー信号に基づいて、前記変位が算出される。

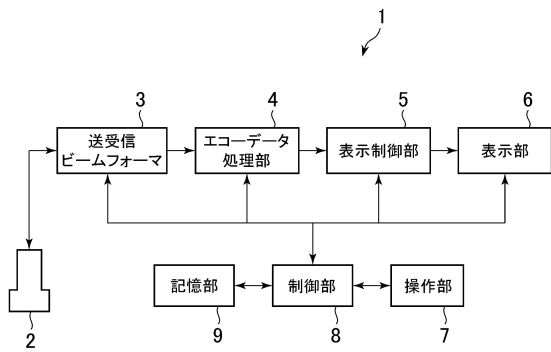
【符号の説明】

50

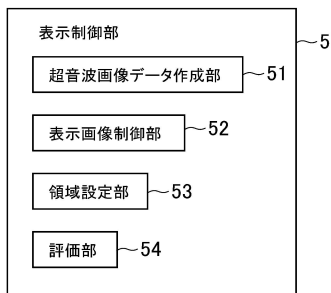
【 0 0 6 6 】

- 1 超音波診断装置
- 6 表示部
- 5 3 領域設定部
- 5 4 評価部
- 5 5 移動検出部
- 5 6 判定部
- 8 1 弾性算出部

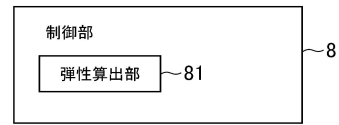
【 図 1 】



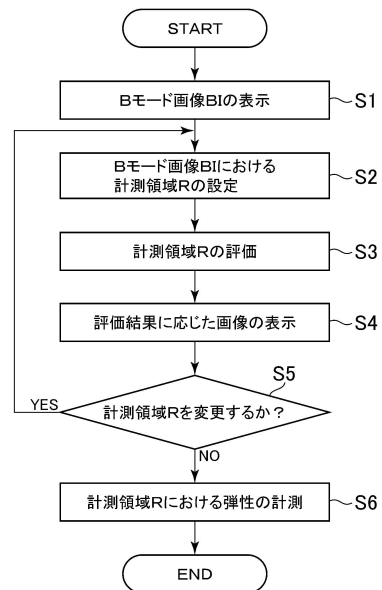
【 図 2 】



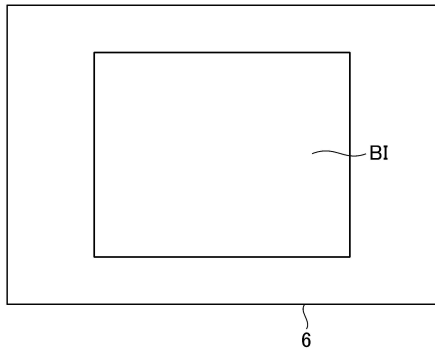
【 図 3 】



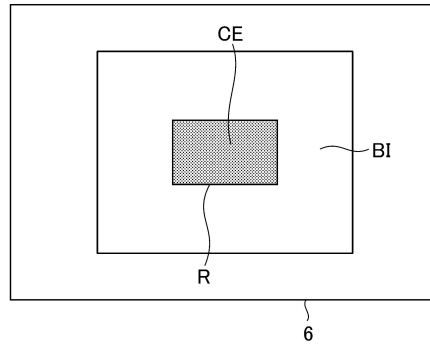
【 図 4 】



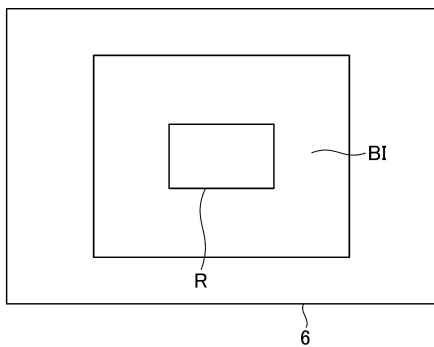
【図5】



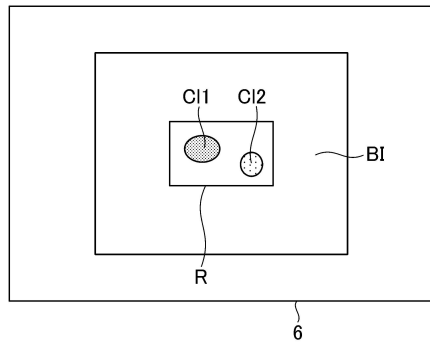
【図7】



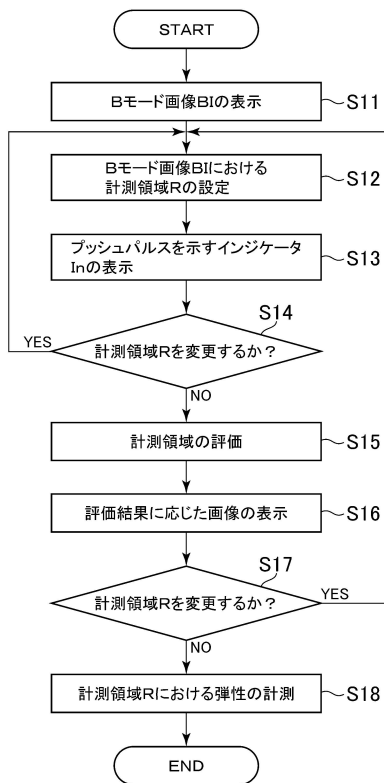
【図6】



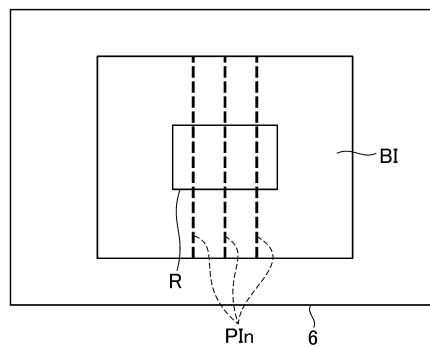
【図8】



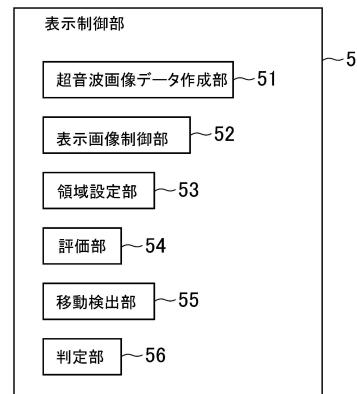
【図9】



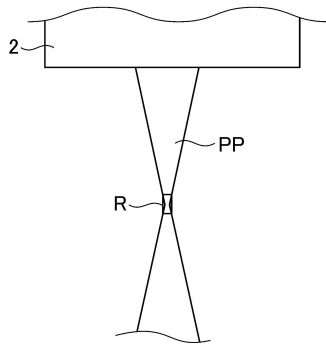
【図10】



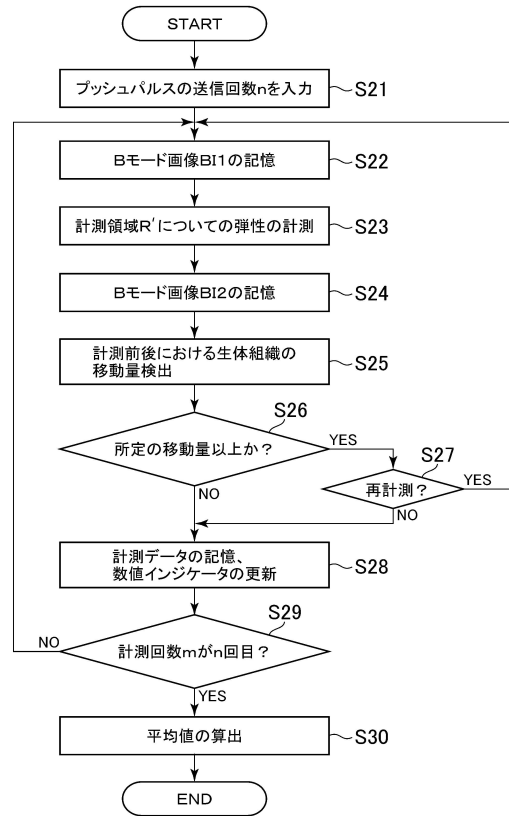
【図11】



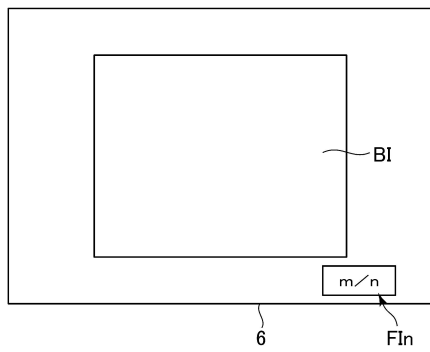
【図12】



【図13】



【図14】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2014/162966(WO, A1)  
特開2011-045587(JP, A)  
米国特許出願公開第2011/0263978(US, A1)

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

专利名称(译)	弹性测量装置，弹性测量装置程序和超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP6257942B2</a>	公开(公告)日	2018-01-10
申请号	JP2013153814	申请日	2013-07-24
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(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	劉磊		
发明人	劉磊		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB48 4C601/JC07 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK31		
其他公开文献	JP2015023913A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种弹性测量装置，其允许设置可以进行更精确测量的测量区域。弹性：弹性测量装置包括：区域设定单元53，用于设定生物体的弹性的测量区域测量组织;评估单元54，用于基于超声图像的数据检测不是弹性测量目标的非测量目标并评估测量区域;评估单元54基于超声图像上的数据的信号强度，检测不是弹性测量目标的非测量目标，并且显示单元用于基于评估单元54的评估来显示图像。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6257942号 (P6257942)
(45) 発行日 平成30年1月10日(2018.1.10)	(24) 登録日 平成29年12月15日(2017.12.15)	
(51) Int. Cl. A61B 8/08 (2006.01)	F I A61B 8/08	
請求項の数 12 (全 14 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-153814 (P2013-153814)	(73) 特許権者 300019238	
(22) 出願日 平成25年7月24日(2013.7.24)	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	
(65) 公開番号 特願2015-23913 (P2015-23913A)	アメリカ合衆国、53188、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グラウンドウェー・ブルバード、300	
(43) 公開日 平成27年2月5日(2015.2.5)	(74) 代理人 100137545	
審査請求日 平成28年7月1日(2016.7.1)	弁理士 荒川 聡志	
	(72) 発明者 劉磊	
	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	
	審査官 森口 正治	
	最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 弾性計測装置、弾性計測装置のプログラム及び超音波診断装置		