

(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2016-42960

(P2016-42960A)

(43) 公開日 平成28年4月4日(2016.4.4)

(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 11 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2014-168502 (P2014-168502)  
(22) 出願日 平成26年8月21日 (2014.8.21)

(71) 出願人 390029791  
日立アロカメディカル株式会社  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号  
(74) 代理人 110001210  
特許業務法人YK I 国際特許事務所  
(72) 発明者 脇 康治  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立  
アロカメディカル株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 DD19 EE09 FF08

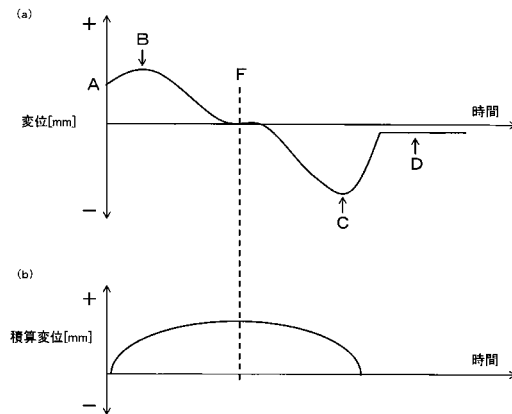
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において、弾性特性の計測精度を向上させる。

【解決手段】超音波ビームの走査によって生成された複数のフレームに基づいて、生体組織の変位量の時間変化が演算され、変位量の時間変化を示す変位波形が生成される。この変位波形は、例えば被検者の呼吸運動に起因する。変位波形の解析結果に基づいて、呼吸及び息止めの指示がなされる。呼吸の指示が繰り返されて変位波形の周期性が検出されると、息止めの指示がなされる。例えば、変位波形中のB点(被検者が息を吸っている場合において変位量が最大となる時点)が検出されると、被検者に息を吐かせるための指示がなされる。次に、C点(被検者が息を吐いている場合において変位量(絶対値)が最大となる時点)が検出されると、息止めの指示がなされる。息止め指示の後、変位量に応じて弾性計測が実行される。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検者に対する超音波の送受波を繰り返すことにより複数のフレームを生成する送受波手段と、

前記複数のフレームに基づいて、生体組織の運動を検出する検出手段と、

前記被検者に対して少なくとも息止めを指示する息止め指示情報を出力する指示手段と

、  
前記息止め指示情報の出力後における前記生体組織の運動に基づいて、超音波の送受波による弾性計測の実行タイミングを制御する制御手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記指示手段は、前記生体組織の運動の周期に基づいて、前記息止め情報を出力する、ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記指示手段は、前記運動の周期に基づいて、前記被検者に対して吸気を指示する吸気指示情報と、前記被検者に対して呼気を指示する呼気指示情報と、前記息止め指示情報と、を順番に出力する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記検出手段は、前記複数のフレームに基づいて、前記生体組織の変位の時間変化を前記生体組織の運動の時間変化として検出し、

前記指示手段は、前記呼気指示情報を出力した後、前記変位が最大となるタイミングで、前記息止め指示情報を出力する、ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 5】**

請求項 3 又は請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記弾性計測の終了後、前記指示手段は、前記被検者に対して息止め解除を指示する呼吸再開指示情報を出力する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

30

**【請求項 6】**

請求項 3 から請求項 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記指示手段は、息を吸う期間、息を吐く期間及び息を止める期間を時間軸に沿って示す指示波形を、前記吸気指示情報、前記呼気指示情報及び前記息止め指示情報として表示手段に表示させる、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 7】**

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

前記生体組織の運動の時間変化を示す運動波形を生成する波形生成手段を更に含み、

前記指示手段は、前記運動波形と前記指示波形とを前記表示手段に表示させる、

ことを特徴とする超音波診断装置。

40

**【請求項 8】**

請求項 6 又は請求項 7 に記載の超音波診断装置において、

前記複数のフレームに基づいて、血流部分の大きさの時間変化を示す血流波形を生成する血流波形生成手段を更に含み、

前記指示手段は、前記血流波形を前記表示手段に更に表示させる、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 9】**

50

請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、  
前記指示手段は、前記息止め指示情報を含む指示情報として図形情報を表示手段に表示  
させる、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、  
前記指示手段は、前記息止め指示情報を含む指示情報として音声情報を出力する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 1 から請求項 10 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、  
前記息止め指示情報の出力後において前記検出手段によって前記運動の安定状態が検出  
された場合、前記制御手段は前記弾性計測を実行する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【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、特に生体組織の弾性特性を計測する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置において、超音波を利用して生体組織の弾性特性を計測する技術が知ら  
れている。

20

【0003】

例えば、生体組織内にせん断波を発生させ、超音波を利用して生体組織内を伝搬するせん  
断波を計測し、せん断波の伝搬速度に基づいて生体組織の弾性特性を計測する技術が知  
られている。

【0004】

また、体表から静的な圧力を加えて生体組織を圧縮変形させ、その際に生じる生体組織  
内のひずみを超音波によって計測し、そのひずみから生体組織の弾性特性を計測する技術  
が知られている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2009 - 119021 号公報

【特許文献 2】特開 2002 - 17892 号公報

【特許文献 3】特開平 4 - 75648 号公報

【特許文献 4】特開 2013 - 172772 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、弾性特性の計測に際して被検者が呼吸をしていると、その呼吸に応じて計測  
対象の生体組織が移動してしまい、弾性特性の計測精度が低下する場合がある。これに対  
処するために、被検者に息を止めてもらい、その息止めの間に計測を行っている。従来に  
おいては、検査者が超音波画像を見ながら、呼吸及び息止めに患者に指示し、適切な画像  
が取得された段階で弾性特性の計測を行っている。しかし、検査者がプローブを操作しつ  
つ超音波画像を見ながら、被検者に合ったリズムで適切な指示を与えることは容易ではな  
い。例えば、指示のタイミングが呼吸のリズムに合わなかったり、指示漏れが発生したり  
する場合がある。このように、呼吸及び息止めの指示が検査者に依存している結果、適切  
なタイミングで息止め指示がなされず、弾性特性の計測精度が低下する場合がある。

40

【0007】

50

なお、特許文献 1 に記載されている装置では、X 線画像に基づいて被写体の動きの周期性を検出し、その周期性に基づいて静止画本撮影のタイミングを算出している。特許文献 2 に記載されているシステムでは、呼吸センサによって呼吸の回数を検出し、検出された値に基づく動画を表示している。特許文献 3 に記載されている装置では、心臓の周期活動を検出し、その周期活動に応じて表示画像をフリーズするタイミングを制御している。特許文献 4 に記載されている装置では、穿刺対象を表すマーカと穿刺ガイドラインとの距離に応じて、息を止めるよう音声を出力している。しかし、いずれの特許文献においても、超音波を利用した弾性特性の計測を実施するにあたり、被検者に対して息止め等を指示することについては記載されていない。いずれの技術においても、被検者の呼吸に起因する計測精度の低下を防止することは困難である。

10

【0008】

本発明の目的は、超音波診断装置において、弾性特性の計測精度を向上させることである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、被検者に対する超音波の送受波を繰り返すことにより複数のフレームを生成する送受波手段と、前記複数のフレームに基づいて、生体組織の運動を検出する検出手段と、前記被検者に対して少なくとも息止めを指示する息止め指示情報を出力する指示手段と、前記息止め指示情報の出力後における前記生体組織の運動に基づいて、超音波の送受波による弾性計測の実行タイミングを制御する制御手段と、を含むことを特徴とする。

20

【0010】

上記の構成によると、検査者が被検者に対して少なくとも息止めの指示を与えずに済む。指示が検査者に依存していないため、指示タイミングのずれや指示漏れの発生を防止又は低減することが可能となる。これにより、検査者が指示を与える場合と比べて、弾性計測の精度を向上させることが可能となる。息止め指示情報の出力タイミングは、望ましくは、生体組織の運動に基づいて判定される。また上記構成によれば、息止めの指示がなされた後において、生体組織の運動の状態が確認された上で、弾性計測が実行される。これにより、例えば、良好な運動状態で弾性特性が得られる。後述するように、例えば、運動の安定状態が検出された場合に、弾性計測が実行されるようにしてもよい。この場合、生体組織が静止した状態又は生体組織の運動量が少ない状態で、弾性計測が実行される。その結果、計測精度を向上させることが可能となる。上記の構成において、生体組織の運動は、例えば被検者の呼吸に起因するものである。

30

【0011】

望ましくは、前記指示手段は、前記生体組織の運動の周期に基づいて、前記息止め情報を出力する。この構成によると、生体組織の実際の運動に基づいて指示がなされる。生体組織の運動が被検者の呼吸に起因する場合、被検者の実際の呼吸運動に基づいて指示が与えられることになる。これにより、被検者にとっては、指示のタイミングに合わせて呼吸及び息止めを行うことが容易となる。

【0012】

望ましくは、前記指示手段は、前記運動の周期に基づいて、前記被検者に対して吸気を指示する吸気指示情報と、前記被検者に対して呼気を指示する呼気指示情報と、前記息止め指示情報と、を順番に出力する。また、前記検出手段は、前記複数のフレームに基づいて、前記生体組織の変位の時間変化を前記生体組織の運動の時間変化として検出し、前記指示手段は、前記呼気指示情報を出力した後、前記変位が最大となるタイミングで、前記息止め指示情報を出力する。これらの構成によると、例えば、被検者が息を吐いている途中であると想定されるタイミングで、息止めの指示がなされる。弾性計測を実行するにあたり、診断部位によっては、そのタイミングで息止めがなされることが望ましい場合がある。例えば、弾性計測に適した超音波画像が得られる場合があり、その場合には、弾性計測の精度が向上する。

40

50

## 【0013】

また、望ましくは、前記弾性計測の終了後、前記指示手段は、前記被検者に対して息止め解除を指示する呼吸再開指示情報を出力する。これにより、弾性計測が終了したタイミングで、被検者は息止めから開放される。

## 【0014】

望ましくは、前記指示手段は、息を吸う期間、息を吐く期間及び息を止める期間を時間軸に沿って示す指示波形を、前記吸気指示情報、前記呼気指示情報及び前記息止め指示情報として表示手段に表示させる。この指示波形は、例えば、被検者に呼吸及び息止めのタイミングを指示するための教師的な波形である。被検者は、指示波形を参考にして、呼吸及び息止めを行うことが可能となる。呼吸及び息止めの期間が波形として表示されるので、被検者にとっては、指示されたタイミングで呼吸及び息止めを行うことが容易となる。

10

## 【0015】

望ましくは、前記生体組織の運動の時間変化を示す運動波形を生成する波形生成手段を更に含み、前記指示手段は、前記運動波形と前記指示波形とを前記表示手段に表示させる。運動波形は、生体組織の実際の運動の状態を示している。従って、被検者は、運動波形と指示波形とを比較することにより、実際の運動（呼吸）と指示波形が示す指示とのタイミングのずれ等を確認しながら、指示波形が示す指示に従って呼吸を行うことが可能となる。例えば、呼吸リズムの修正が容易となる。また、検査者にとっても、指示に対する実際の呼吸のずれ等を確認することができる。

20

## 【0016】

望ましくは、前記複数のフレームに基づいて、血流部分の大きさの時間変化を示す血流波形を生成する血流波形生成手段を更に含み、前記指示手段は、前記血流波形を前記表示手段に更に表示させる。血流部分が大きいほど、弾性計測の精度が低下する。この構成のように血流波形を表示することにより、弾性計測の精度を判断する上で、有益な情報が提供される。

## 【0017】

望ましくは、前記指示手段は、前記息止め指示情報を含む指示情報として図形情報を表示手段に表示させる。また、望ましくは、前記指示手段は、前記息止め指示情報を含む指示情報として音声情報を出力する。

30

## 【0018】

望ましくは、前記息止め指示情報の出力後において前記検出手段によって前記運動の安定状態が検出された場合、前記制御手段は前記弾性計測を実行する。これにより、生体組織が静止した状態又は生体組織の運動量が少ない状態で、弾性計測が実行される。その結果、計測精度を向上させることが可能となる。

## 【発明の効果】

## 【0019】

本発明によると、超音波診断装置において、弾性特性の計測精度を向上させることが可能となる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0020】

40

【図1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】表示部に表示される画像の一例を示す模式図である。

【図3】生体組織の変位を模式的に示すグラフである。

【図4】呼吸指示のタイミングを説明するための図である。

【図5】吸期における画面の一例を示す図である。

【図6】呼期における画面の一例を示す図である。

【図7】息止め期における画面の一例を示す図である。

【図8】本実施形態に係る超音波診断装置による処理の一例を示すフローチャートである。

【図9】変位波形及び呼吸基準波形の一例を示す模式図である。

50

【図10】表示部に表示される画像の一例を示す模式図である。

【図11】変位波形、呼吸基準波形及び血流面積波形の一例を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0022】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されている。図1は、その全体構成を示すブロック図である。超音波診断装置は、病院等の医療機関に設置され、人体に対する超音波の送受波により超音波画像を形成する装置である。

【0023】

図1において、プローブ10は、診断領域に対して超音波を送受波する送受波器である。プローブ10は、超音波を送受波する複数の振動素子を備えており、複数の振動素子によって超音波ビームが形成される。

【0024】

プローブ10は、画像形成用の超音波を送受する機能を備えている。また、プローブ10は、せん断波を発生させる超音波（プッシュパルス）を送波する機能と、せん断波を計測するための超音波（トラッキングパルス）を送受する機能と、を備えている。画像形成用の超音波ビームは繰り返し電子的に走査され、これによりビーム走査面が順次形成される。電子走査方式としては、電子セクタ走査、電子リニア走査等をあげることができる。

【0025】

送信部12は送信ビームフォーマである。送信部12は、送信時において、プローブ10の複数の振動素子に対して一定の遅延関係をもった複数の送信信号を供給する。これにより、超音波の送信ビームが形成される。超音波画像を形成する場合、送信部12は、画像形成用の送信信号を複数の振動素子に供給する。これにより、画像形成用の送信ビームが形成される。せん断波を発生させる場合、送信部12は、プッシュパルス用の送信信号を複数の振動素子に供給する。これにより、プッシュパルスの送信ビームが形成される。また、せん断波を計測する場合、送信部12は、トラッキングパルス用の送信信号を複数の振動素子に供給する。これにより、トラッキングパルスの送信ビームが形成される。受信時において、生体内からの反射波がプローブ10によって受波されると、これにより、プローブ10から複数の受信信号が受信部14に出力される。

【0026】

受信部14は受信ビームフォーマである。受信部14は、受信時において、複数の振動素子から得られる複数の受信信号に対して整相加算処理等を施すことにより、受信ビームを形成する。プローブ10によって画像形成用の超音波が送受された場合、受信部14は、複数の受信信号に基づいて画像形成用の受信ビームを形成する。プローブ10によってトラッキングパルスが送受された場合、受信部14は、複数の受信信号に基づいてトラッキングパルス用の受信ビームを形成する。

【0027】

送信部12及び受信部14の作用により、画像形成用の送信ビーム及び受信ビーム（両者併せて画像形成用の超音波ビーム）が電子的に走査される。これによりビーム走査面が構成される。ビーム走査面は複数のビームデータに相当し、それらは受信フレーム（受信フレームデータ）を構成する。なお、各ビームデータは深さ方向に並ぶ複数のエコーデータにより構成される。画像形成用の超音波ビームの電子走査を繰り返すことにより、受信部14から時間軸上に並ぶ複数の受信フレームが出力される。それらは受信フレーム列を構成する。

【0028】

なお、送信機能及び受信機能を切り替えるための送受信切替部（図示しない）が設けられている。送受信切替部は、送信時において、送信部12からの送信信号を各振動素子に供給する。また、送受信切替部は、受信時において、複数の振動素子から得られる複数の受信信号を受信部14に供給する。

10

20

30

40

50

## 【0029】

組織信号処理部16は、受信部14から出力されるビームデータに対して、Bモード断層画像を形成するための信号処理を実行するモジュールであり、検波回路、信号圧縮回路、ゲイン調整回路、フィルタ処理回路等を含むものである。

## 【0030】

断層画像形成部18は、座標変換機能及び補間処理機能等を有するデジタルスキャンコンバータにより構成されている。断層画像形成部18は、組織信号処理部16から出力された受信フレーム列に基づいて、複数の組織表示フレームによって構成される組織表示フレーム列を形成する。個々の組織表示フレームはBモード断層画像のデータである。組織表示フレーム列は、表示処理部52を介してモニタ等の表示部54に出力されて表示される。これにより、リアルタイムでBモード断層画像が動画像として表示される。

10

## 【0031】

個別変位演算部20は、時間軸上で隣接する2つの受信フレームに基づいて、生体組織の変位量(移動量)を演算する。変位量として、例えば、2つの受信フレーム間の輝度変化量又は相関値が用いられる。例えば、個別変位演算部20は、時間軸上で隣接する2つの受信フレーム間の輝度変化量又は相関値を、関心領域(ROI)内の全点について、時間軸に沿って順次演算する。これにより、各点の個別の変位量(移動量)が、時間軸に沿って演算される。個別変位演算部20は、ビーム方位における変位量を演算してもよいし、ビーム走査面における二次元の変位量を演算してもよい。また、個別変位演算部20は、各点の移動ベクトル(移動方向と移動量)を演算してもよい。

20

## 【0032】

静的弾性情報演算部22及び弾性画像形成部24は、静的弾性情報を計測する場合に使用される。静的弾性情報の計測においては、例えば、被検者の体表から静的な圧力を加えて生体組織を圧縮変形させ、生体組織内のひずみを超音波によって計測し、そのひずみから弾性情報を計測する。

## 【0033】

静的弾性情報演算部22は、生体組織に圧力が印加される前の受信フレームと圧力が印加された後の受信フレームとの間の各点の変位量を、空間微分(例えば深さ方向に微分)する。これにより、各点のひずみ量が演算される。

## 【0034】

弾性画像形成部24は、座標変換機能及び補間処理機能等を有するデジタルスキャンコンバータにより構成されている。弾性画像形成部24は、静的弾性情報演算部22によって演算された各点のひずみ量に基づいて、ひずみ量の二次元分布を表す弾性画像データを形成する。また、弾性画像形成部24は、弾性画像データの各点の色を、ひずみの大きさに応じた色に変換する機能を備えている。例えば、弾性画像形成部24は、ひずみが大きい点の色を赤色に変換し、ひずみが小さい点の色を青色に変換する。弾性画像データは表示処理部52に出力される。

30

## 【0035】

トラッキング部26及び動的弾性情報演算部28は、動的弾性情報を計測する場合に使用される。動的弾性情報の計測においては、計測領域に対してプローブ10からプッシュパルスが送波され、その後、プローブ10からトラッキングパルスが送波される。このとき、プッシュパルスによって生じた横波(せん断波)の伝搬方向に沿って、複数のトラッキングパルスが送波される。例えば、伝搬方向に沿って、2つの観測位置にトラッキングパルスが送波される。トラッキングパルスによる反射波がプローブ10によって受波されると、トラッキングパルス用のビームデータが受信部14からトラッキング部26に供給される。

40

## 【0036】

トラッキング部26は、プッシュパルスの照射位置とせん断波の観測位置との差(せん断波の伝搬距離)を演算し、観測位置にせん断波が伝搬するまでに要する時間を、各トラッキングパルス用の受信ビームの受信時間(各トラッキングパルスの送波時間)に基づい

50

て演算する。

【0037】

動的弾性情報演算部28は、観測位置にせん断波が伝搬するまでに要した時間に基づいて、せん断波の伝搬速度を演算する。そして、動的弾性情報演算部28は、せん断波の伝搬速度に基づいて、生体組織の弾性情報を演算する。例えば、 $E = 3 \rho C^2$ の式に従って、ヤング率が演算される。ここで、 $E$ はヤング率であり、 $\rho$ は生体組織の密度であり、 $C$ はせん断波の伝搬速度である。弾性情報は表示処理部52に出力される。

【0038】

なお、本実施形態に係る超音波診断装置は、静的弾性情報を計測する機能及び動的弾性情報を計測する機能の両方を備えていてもよいし、一方の機能のみを備えていてもよい。つまり、超音波診断装置は、静的弾性情報の計測機能を実行する部分（静的弾性情報演算部22及び弾性画像形成部24）、及び、動的弾性情報の計測機能を実行する部分（トラッキング部26及び動的弾性情報演算部28）のうち少なくとも一方の部分の機能を備えていればよい。

10

【0039】

変位総和演算部30は、個別変位演算部20によって演算された各点の変位量に基づいて、関心領域内の各点の変位量の総和又は平均値を、時間軸に沿って順次演算する。

【0040】

呼吸波形生成部32は、時間軸に沿って順次演算された変位量の総和又は平均値に基づいて、変位量の総和又は平均値の時間変化を示す変位波形（運動波形の一例に相当）を生成する。生体組織の変位が被検者の呼吸運動に起因する場合、この変位波形は、被検者の呼吸運動を示す呼吸波形に相当する。また、呼吸波形生成部32は、変位量の総和又は平均値を時間軸に沿って積算することにより、積算値の時間変化を示す積算変位波形を生成してもよい。

20

【0041】

波形解析部34は、変位波形を解析することにより、変位波形の周期性を検出する。また、波形解析部34は、変位波形に基づいて、被検者に呼吸指示を与えるタイミング、及び、息止め指示を与えるタイミングを検出する。また、波形解析部34は、息止め期（被検者が息を止めている期間）における変位波形の安定状態を検出する。検出結果を示す情報は、制御部42に供給される。

30

【0042】

血流速度演算部36及び血流画像形成部38は、ドプラデータ（血流の流れ情報）を取得する場合に使用される。この場合、エコーデータ（組織の輝度情報）及びドプラデータ（血流の流れ情報）の両者を取得するために、エコーデータ取得用の超音波の送受波とドプラデータ取得用の超音波の送受波とが、ビーム方位毎に行われる。もちろん、同じ超音波の送受波によってエコーデータ及びドプラデータの両者を同時に得るようにしてもよい。

【0043】

血流速度演算部36は、受信部14から出力されたビームデータに含まれるドプラ情報に対して、二次元血流画像を形成するための信号処理を実行するモジュールである。二次元血流画像としてはカラードプラ画像が周知である。血流速度演算部36は、受信部14から出力される血流画像形成用のビームデータ（ドプラ情報を含むデータ）に対して、直交検波、自己相関演算、速度演算等の信号処理を行う。これにより、血流データとしての血流速度データが形成される。

40

【0044】

血流画像形成部38は、座標変換機能及び補間処理機能等を有するデジタルスキャンコンバータにより構成されている。血流画像形成部38は、血流速度演算部36から出力された血流速度に対応する受信フレーム列に基づいて、複数の血流表示フレームによって構成される血流表示フレーム列を形成する。個々の血流表示フレームは二次元のカラー血流画像のデータである。血流表示フレーム列は表示処理部52に出力される。

50

## 【 0 0 4 5 】

なお、血流画像を形成しない場合、超音波診断装置は、血流速度演算部 3 6 及び血流画像形成部 3 8 を備えていなくてもよい。

## 【 0 0 4 6 】

血流部分評価部 4 0 は、カラー血流画像データに基づいて、関心領域内における血流部分の面積を演算する。または、血流部分評価部 4 0 は、Bモード断層画像データに基づいて、関心領域内における低輝度部分（黒抜け部分）の面積を演算してもよい。例えば、輝度値が閾値以下となる部分が低輝度部分に該当する。一般的に、Bモード断層画像データにおいて血流部分は低輝度となるため、低輝度部分が血流部分に対応する。そのため、低輝度部分の面積を演算することにより、血流部分の面積が得られる。また、血流部分評価部 4 0 は、血流部分又は低輝度部分の面積を、関心領域の全体の面積で規格化する。規格化された面積値は、制御部 4 2 の指示生成部 4 6 に出力される。

10

## 【 0 0 4 7 】

制御部 4 2 は、図 1 に示す各構成の動作制御を行っている。制御部 4 2 には、入力部 4 8 が接続されている。入力部 4 8 は、一例として、トラックボールやキーボード等の入力デバイスを含む操作パネルによって構成されている。ユーザは入力部 4 8 を使用して、関心領域（ROI）等を指定することが可能である。

## 【 0 0 4 8 】

また、制御部 4 2 は、SW計測制御部 4 4 と指示生成部 4 6 とを含んでいる。

## 【 0 0 4 9 】

SW計測制御部 4 4 は、波形解析部 3 4 による変位波形の解析結果に基づいて、動的弾性情報の計測タイミングを制御する。例えば、変位波形の安定状態が検出されると、SW計測制御部 4 4 は、送信部 1 2 にプッシュパルスを送波させ、続けて、トラッキングパルスを送波させる。

20

## 【 0 0 5 0 】

指示生成部 4 6 は、被検者に対して呼吸及び息止めを指示するための指示情報を生成する。例えば、指示生成部 4 6 は、吸気（息を吸う動作）を指示するための吸気指示情報、呼気（息を吐く動作）を指示するための呼気指示情報、息止めを指示するための息止め指示情報、及び、呼吸再開（息止め解除）を指示するための呼吸再開指示情報を生成する。これらの情報は、例えば、図形情報、音声情報又は波形情報である。図形情報及び波形情報は表示処理部 5 2 に出力され、音声情報は音声出力部 5 0 に出力される。

30

## 【 0 0 5 1 】

例えば、指示生成部 4 6 は、波形解析部 3 4 による波形解析結果に基づいて、息を吸うタイミングで吸気指示情報を出力する。また、指示生成部 4 6 は、波形解析結果に基づいて、息を吐くタイミングで呼気指示情報を出力する。また、指示生成部 4 6 は、波形解析結果に基づいて、息を止めるタイミングで息止め指示情報を出力する。また、指示生成部 4 6 は、弾性計測が終了したタイミングで、呼吸再開指示情報を出力する。

## 【 0 0 5 2 】

指示生成部 4 6 は、呼吸基準波形（指示波形の一例に相当）を生成して出力してもよい。呼吸基準波形は、被検者に呼吸及び息止めを指示するための教師的な波形である。呼吸基準波形は、変位波形の解析結果に依拠しない波形であってもよいし、その解析結果に依拠する波形であってもよい。呼吸基準波形は、吸期（息を吸っている期間）、呼期（息を吐いている期間）、及び、息止め期が、波形として表されたものである。呼吸基準波形においては、吸期及び呼期が一定の周期で繰り返し表されている。

40

## 【 0 0 5 3 】

また、指示生成部 4 6 は、血流部分評価部 4 0 によって演算された血流部分の面積に基づいて、血流面積の時間変化を表す血流面積波形（血流波形の一例に相当）を生成してもよい。

## 【 0 0 5 4 】

音声出力部 5 0 はスピーカによって構成されており、指示生成部 4 6 によって生成され

50

た指示情報（音声情報）に従って、音声を出力する。例えば、音声出力部 50 は、吸気指示情報に従って、「息を吸ってください」等のように、吸気を指示する音声を出力する。また、音声出力部 50 は、呼気指示情報に従って、「息を吐いてください」等のように、呼気を指示する音声を出力する。また、音声出力部 50 は、息止め指示情報に従って、「息を止めてください」等のように、息止めに指示する音声を出力する。また、音声出力部 50 は、呼吸再開指示情報に従って、「呼吸を再開してください」等のように、呼吸再開を指示する音声を出力する。

#### 【0055】

表示処理部 52 は、Bモード断層画像、弾性画像、動的弾性情報、カラー血流画像、血流面積波形、及び、指示情報に対して、必要なグラフィックデータをオーバーレイ処理し、これによって表示画像を構成している。この画像データは表示部 54 に出力され、表示モードに従った表示形態で画像が表示される。表示部 54 は例えば液晶ディスプレイ等の表示デバイスによって構成されている。表示部 54 は複数の表示デバイスによって構成されてもよい。

10

#### 【0056】

なお、表示処理部 52 は、複数の画像を合成してもよい。例えば、表示処理部 52 は、Bモード断層画像上にカラー血流画像を合成してもよい。

#### 【0057】

図 2 には、Bモード断層画像の表示例が示されている。例えば、表示部 54 の画面 60 に Bモード断層画像 62 が表示される。Bモード断層画像 62 は、断層画像形成部 18 によって形成された画像である。この Bモード断層画像 62 に対して関心領域（ROI）64 が設定されている。関心領域 64 の形状、サイズ及び位置は、例えばユーザによる入力部 48 の操作によって指定される。

20

#### 【0058】

図 3 には、変位波形の一例が示されている。この変位波形は、被検体の呼吸運動による生体組織（例えば胸腹部内組織）の変位（運動）を表している。図 3（a）には変位波形が示されている。この変位波形は、関心領域 64 内における各点の変位量の総和又は平均値の時間変化を表している。図 3（b）には積算変位波形が示されている。この積算変位波形は、時間軸方向に対する総和又は平均値の積算値の時間変化を表している。なお、図 3（a）及び図 3（b）に示されている波形は、説明の都合上、模式的に表現されている。

30

#### 【0059】

図 3 中の A 点は、検出の開始時点を示している。B 点は、被検者が息を吸っている場合において、変位量が最大となる時点を示している。C 点は、被検者が息を吐いている場合において、変位量（絶対値）が最大となる時点を示している。D 状態は、変化量がゼロ又は予め設定された範囲内となっている状態であり、生体組織の運動が安定している状態である。すなわち、D 状態は、生体組織が静止した状態又は生体組織の運動量（移動量）が少ない状態である。F 点は、被検者の肺が膨らみきった時点を示している。

#### 【0060】

次に、図 3 及び図 4 を参照して、呼吸及び息止め指示のタイミングについて説明する。本実施形態では、弾性計測の前段階として、被検者の呼吸（変位波形）の周期がある程度一定となるように、超音波診断装置によって呼吸の指示が繰り返し被検者に与えられる（S01）。まず、任意のタイミングで吸気指示が与えられる。そのために、指示生成部 46 は、吸気指示情報（図形情報、音声情報、波形情報）を出力する。これにより、表示部 54 に吸気図形や吸期波形が表示される。または、吸気を指示する音声は音声出力部 50 から出力される。吸気指示に応じて被験者が息を吸っていくと、変位量が増加していく。そして、波形解析部 34 によって B 点（吸気時の変位量が最大となる時点）が検出されると、指示生成部 46 は、呼気指示情報（図形情報、音声情報、波形情報）を出力する。これにより、表示部 54 に呼気図形や呼期波形が表示される。または、呼気を指示する音声は音声出力部 50 から出力される。呼気指示に応じて被験者が息を吐いていくと、変位量

40

50

が減少していく。そして、波形解析部 3 4 によって C 点（呼気時の変位量（絶対値）が最大となる時点）が検出されると、指示生成部 4 6 は、吸気指示情報を出力する。被検者が息を吸っていき、再び B 点が検出されると呼気指示が与えられる。このように、呼吸（変位波形）の周期が一定となるように、B, C 点の検出に応じて吸気及び呼気の指示が被検者に与えられる。波形解析部 3 4 は、変位波形のピーク（B, C 点）を検出することにより、呼吸（変位波形）の周期性を検出する。なお、図 3 には、1 周期分の波形が示されているが、これは説明の都合上のものであり、実際は、複数周期分の波形が得られる。

#### 【 0 0 6 1 】

以上のようにして、波形解析部 3 4 によって呼吸（変位波形）の周期性が検出されると、指示生成部 4 6 は吸気指示情報を出力する（S 0 2）。吸気指示に応じて被検者が息を吸っていき、波形解析部 3 4 によって B 点が検出されると（S 0 3）、指示生成部 4 6 は、呼気指示情報を出力する（S 0 4）。呼気指示に応じて被検者が息を吐いていき、波形解析部 3 4 によって C 点が検出されると（S 0 5）、指示生成部 4 6 は、息止め指示情報（図形情報、音声情報、波形情報）を出力する（S 0 6）。これにより、表示部 5 4 に息止め図形や息止め期波形が表示される。または、息止めを指示する音声は音声出力部 5 0 から出力される。このように、一例として、呼気指示情報を出力した後に、息止め指示情報が出力される。すなわち、被検者が息を吐いている途中で息止めの指示が与えられる。息止指示に従って被検者が息を止めると、変位量が徐々に「0」に近づいていき、やがて、変位量がほぼ一定となる（状態 D）。波形解析部 3 4 によって状態 D（安定状態）が検出された時点で（S 0 7）、制御部 4 2 は弾性計測を実行する（S 0 8）。動的弾性情報の計測を実行する場合、S W 計測制御部 4 4 は、送信部 1 2 にプッシュパルスを送波させ、続けて、トラッキングパルスを送波させる。上述したように、トラッキング部 2 6 によって、せん断波の到来タイミングが検出される。そして、動的弾性情報演算部 2 8 によって、せん断波の伝搬速度が演算され、更に、ヤング率等の弾性情報が演算される。この弾性情報は表示部 5 4 に表示される。また、静的弾性の計測を実行する場合、静的弾性情報演算部 2 2 によって各点のひずみ量が演算され、弾性画像形成部 2 4 によって、ひずみ量の二次元分布を表す弾性画像のデータが形成される。この弾性画像は表示部 5 4 に表示される。弾性計測が終了すると、指示生成部 4 6 は、呼吸再開指示情報（図形情報、音声情報、波形情報）を出力する（S 0 9）。これにより、表示部 5 4 に呼吸再開図形が表示される。または、呼吸再開を指示する音声は音声出力部 5 0 から出力される。以上のようにして、超音波診断装置によって呼吸及び息止めの指示が与えられ、息止めの指示に続いて、弾性計測が実行される。

#### 【 0 0 6 2 】

図 5 ~ 図 7 には、指示情報の表示例が示されている。図 5 ~ 図 7 に示されているように、表示部 5 4 の画面 6 0 には、B モード断層画像が表示されている。また、画面 6 0 には、吸気の指示を示す吸気図形 7 0、呼気の指示を示す呼気図形 7 2、及び、息止めの指示を示す息止め図形 7 4 が表示されている。これらの図形は、指示生成部 4 6 によって生成されたグラフィックデータである。例えば、吸気指示情報が指示生成部 4 6 から表示処理部 5 2 に出力されると、表示処理部 5 2 はその指示に従い、図 5 に示すように吸気図形 7 0 を点灯させる（図 5 中、黒丸で示されている）。また、図 3 に示す B 点が検出されると、呼気指示情報が指示生成部 4 6 から表示処理部 5 2 に出力される。表示処理部 5 2 はその指示に従い、図 6 に示すように呼気図形 7 2 を点灯させる（図 6 中、黒丸で示されている）。このとき、表示処理部 5 2 は吸気図形 7 0 の点灯を消す。また、図 3 に示す C 点が検出されると、息止め指示情報が指示生成部 4 6 から表示処理部 5 2 に出力される。表示処理部 5 2 はその指示に従い、図 7 に示すように息止め図形 7 4 を点灯させる（図 7 中、黒丸で示されている）。このとき、表示処理部 5 2 は呼気図形 7 2 の点灯を消す。そして、安定状態（D 状態）が検出されると弾性計測が開始される。画面 6 0 には、計測の進行状況を示すバー 7 6 が表示されている。表示処理部 5 2 は、制御部 4 2 から計測の進行状況を示す情報を受け、その情報に従ってバー 7 6 を点灯させる。例えば、表示処理部 5 2 は、進行状況に応じてバー 7 6 中のインジケータ（1 ~ 5）を段階的に点灯させる。

## 【 0 0 6 3 】

次に、図 8 に示されているフローチャートを参照して、本実施形態に係る超音波診断装置による処理について説明する。ここでは、動的弾性情報を計測する場合について説明する。

## 【 0 0 6 4 】

まず、検査者は、診断部位が B モード断層画像に表されるようにプローブ 1 0 の位置決めを行う。例えば、肝臓の弾性計測を行う場合、検査者は被検者の肋間にプローブ 1 0 を当てる。そして、検査者が入力部 4 8 を利用して、弾性計測開始を指示する。この指示に従って、画像形成用の超音波ビームがプローブ 1 0 によって送受波され、B モード断層画像データが形成される ( S 2 0 )。例えば、図 2 に示すように、B モード断層画像 6 2 が表示部 5 4 に表示される。そして、検査者が入力部 4 8 を利用して、B モード断層画像 6 2 上に関心領域 6 4 を設定する。

10

## 【 0 0 6 5 】

一方、個別変位演算部 2 0 は、関心領域 6 4 内の全点の変位量を時間軸に沿って順次演算する。変位総和演算部 3 0 は、関心領域 6 4 内の各点の変位量の総和又は平均値を、時間軸に沿って順次演算する ( S 2 1 )。そして、呼吸波形生成部 3 2 は、変位量の総和又は平均値の時間変化を示す変位波形を生成する ( S 2 2 )。波形解析部 3 4 は、変位波形を解析する ( S 2 3 )。この解析の結果、変位波形の周期性が検出され、図 3 に示す C 点 ( 呼気時の変位量 ( 絶対値 ) が最大となる時点 ) が検出されると、指示生成部 4 6 は吸気指示情報を出力する。これにより、被検者に対する吸気の指示がなされる ( S 2 4 )。例えば図 5 に示すように、表示処理部 5 2 は、吸気図形 7 0、呼気図形 7 2 及び息止め図形 7 4 を表示部 5 4 に表示させた上で、吸気図形 7 0 を点灯させる。この表示を見た被検者は、吸気図形 7 0 の点灯に従って息を吸う。そして、変位波形の解析によって、呼気指示を与えるタイミングが検出されると、指示生成部 4 6 は呼気指示情報を出力する。これにより、被検者に対する呼気の指示がなされる ( S 2 5 )。例えば、波形解析の結果、図 3 に示す B 点 ( 吸気時の変位量が最大となる時点 ) が検出されると、指示生成部 4 6 は呼気指示情報を出力する。例えば図 6 に示すように、表示処理部 5 2 は呼気図形 7 2 を点灯させる。この表示を見た被検者は、呼気図形 7 2 の点灯に従って息を吐く。そして、弾性計測に適した B モード断層画像データが形成された場合 ( S 2 6 , Y e s )、指示生成部 4 6 は息止め指示情報を出力する。これにより、被検者に対する息止め指示がなされる ( S 2 7 )。例えば、図 3 に示す C 点 ( 呼気時の変位量 ( 絶対値 ) が最大となる時点 ) が検出されると、指示生成部 4 6 は息止め指示情報を出力する。呼吸による横隔膜の周期的な運動に応じて肝臓の位置が変動し、B モード断層画像も明るくなったり暗くなったりする。C 点の時点では、B モード断層画像が鮮明になっていると推測され、この時点の B モード断層画像データが弾性計測に適していると推測される。それ故、C 点が検出された時点で、息止めの指示がなされる。例えば図 7 に示すように、表示処理部 5 2 は、息止め図形 7 4 を点灯させる。この表示を見た被検者は、息止め図形 7 4 の点灯に従って息を止める。一方、弾性計測に適した B モード断層画像データが形成されない場合 ( S 2 6 , N o )、吸気の指示 ( S 2 4 ) 及び呼気の指示 ( S 2 5 ) がなされる。そして、息止め指示の後、波形解析によって変位波形の安定状態 ( 図 3 に示す D 状態 ) が検出されると ( S 2 8 , Y e s )、S W 計測制御部 4 4 は、送信部 1 2 にプッシュパルスを送波させ、続けて、トラッキングパルスを送波させる ( S 2 9 )。トラッキング部 2 6 及び動的弾性情報演算部 2 8 によって、せん断波の伝搬速度が演算され、更に、ヤング率等の弾性情報が演算される ( S 3 0 )。弾性情報の計測が終了すると、指示生成部 4 6 は呼吸再開情報を出力する。これにより、被検者に対する呼吸再開 ( 息止め解除 ) の指示がなされる ( S 3 1 )。一方、変位波形の安定状態が検出されない場合、処理はステップ S 2 4 に戻る。

20

30

40

## 【 0 0 6 6 】

以上のように、本実施形態では、変位波形 ( 呼吸運動を示す波形 ) に基づいて、呼吸及び息止めの指示がなされる。そのため、検査者が呼吸及び息止めの指示を出さずに済む。指示が検査者に依存していないため、指示タイミングのずれや指示漏れの発生等を防止又

50

は低減すること可能となる。これにより、検査者が指示を与える場合と比べて、弾性情報の計測精度を向上させることが可能となる。また、検査者の負担が軽減する。被検者にとっては、被検者の実際の呼吸運動に基づいて指示が与えられるため、指示のタイミングに合わせて呼吸及び息止めを行うことが容易となる。また、変位波形の安定状態が検出された段階で弾性計測を実行することにより、生体組織が静止した状態又は生体組織の移動量が少ない状態で、弾性計測が実行される。これにより、計測精度を向上させることが可能となる。

【 0 0 6 7 】

また、呼吸及び息止めの指示を図形によって行うことにより、被検者にとって指示が認識しやすいという効果がある。なお、上記の例では、呼吸及び息止めの指示に図形が用いられているが、音声によって指示がなされてもよい。もちろん、図形と音声とを併用してもよい。

10

【 0 0 6 8 】

上記の例では、被検者が息を吐いている途中で息止めの指示がなされているが、診断部位に応じて、被検者が息を吸っている途中で息止めの指示がなされてもよい。この場合、指示生成部 4 6 は、B 点が検出されて吸気指示情報を出力した後に、息止め指示情報を出力する。

【 0 0 6 9 】

表示処理部 5 2 は、変位波形を表示部 5 4 に表示させてもよい。これにより、被検者は自身の呼吸の状態を確認しながら、指示に従った呼吸を行うことが可能となる。検査者は、変位波形を実際に確認して弾性計測の開始を判断することが可能となる。

20

【 0 0 7 0 】

上記の例では、変位波形が用いられているが、積算変位波形に基づいて呼吸及び息止めの指示がなされてもよい。例えば、呼期の段階で、積算変位量が閾値以下となった場合に、指示生成部 4 6 は息止め指示情報を出力してもよい。この閾値は、例えば、積算変位量の最大値の 6 0 % 程度の値である。なお、閾値は、被検者や診断部位に応じて変更されてもよい。なお、診断部位に応じて、吸期の段階で、積算変位量が閾値以上となった場合に、指示生成部 4 6 は息止め指示情報を出力してもよい。

【 0 0 7 1 】

図 9 には、指示情報の別の例が示されている。表示部 5 4 の画面 6 0 には、変位波形 8 0 及び呼吸基準波形 9 0 が表示されている。横軸が時間を示し、縦軸が変位量を示している。変位波形 8 0 は、呼吸波形生成部 3 2 によって生成された波形であり、実際に測定された変位量を表す波形である。変位は被検者の呼吸に起因しているため、変位波形 8 0 は、被検者の呼吸運動を示している。呼吸基準波形 9 0 は、実際に測定された変位量に依拠せず、指示生成部 4 6 によって生成された波形である。呼吸基準波形 9 0 は、被検者にとって呼吸のインジケータとして機能する波形である。表示処理部 5 2 は、例えば、変位波形 8 0 と呼吸基準波形 9 0 とを重ねて表示部 5 4 に表示させる。

30

【 0 0 7 2 】

呼吸基準波形 9 0 は、一例として方形波である。呼吸基準波形 9 0 は、吸期（息を吸う期間）を示す吸期波形 9 2、呼期（息を吐く期間）を示す呼期波形 9 4、及び、息止め期間（息を止める期間）を示す息止め期波形 9 6 によって構成されている。なお、説明の便宜上、息止め期波形 9 6 は破線で示されている。吸期波形 9 2 及び呼期波形 9 4 は、予め設定された周期で繰り返し表されている。なお、この周期の長さは、検査者によって任意に変更されてもよい。

40

【 0 0 7 3 】

指示生成部 4 6 は、時間軸に沿って、順次、吸期波形 9 2 と呼期波形 9 4 とを交互に表示処理部 5 2 に出力する。表示処理部 5 2 は、時間軸に沿って、順次、吸期波形 9 2 と呼期波形 9 4 とを交互に表示部 5 4 に表示させる。吸期波形 9 2 の表示に従って被検者が息を吸い、呼期波形 9 4 の表示に従って被検者が息を吐いていくと、変位波形 8 0 が順次生成され、表示部 5 4 に表示される。そして、波形解析部 3 4 によって変位波形 8 0 の周期

50

性が検出されると、指示生成部 46 は、息止め期波形 96 を表示処理部 52 に出力する。表示処理部 52 は、その息止め期波形 96 を表示部 54 に表示させる。例えば、指示生成部 46 は、被検者が息を吐いている途中で息止め波形 96 が表示されるように、呼期波形 94 を出力した後に息止め期波形 96 を出力する。例えば、指示生成部 46 は、呼期波形 94 の途中の時点で息止め期波形 96 を出力する。そして、息止め期波形 96 の表示に従って被検者が息を止めると、変位量は徐々に「0」に近づいていき、やがて、変位量が一定となる。この段階で、弾性計測が実行される。

#### 【0074】

以上のように、教師的な呼吸基準波形 90 を表示することにより、被検者は、その呼吸基準波形 90 を参考にして呼吸及び息止めを行うことが可能となる。呼吸及び息止めの期間が波形として表示されるので、指示されたタイミングで呼吸及び息止めを行うことが容易となる。また、実際に測定された変位波形 80 と教師的な呼吸基準波形 90 とを表示することにより、被検者は自身の呼吸の状態を確認しながら、呼吸基準波形 90 による指示に従った呼吸を行うことが可能となる。例えば、実際の呼吸の状態（変位波形 80 の形状）と呼吸基準波形 90 とを比較することにより、被検者は、指示と自身の呼吸との間のタイミングずれ等を確認することができる。これにより、自身の呼吸リズムの修正が容易となる。また、検査者も、そのずれ等を確認して、弾性計測の開始タイミングを判断することが可能となる。

10

#### 【0075】

なお、呼吸基準波形 90 は変位波形 80 に基づいて生成されてもよい。つまり、指示生成部 46 は、実際に計測された変位波形 80 の周期から吸期及び呼期を求め、その吸期を示す吸期波形 92 及び呼期波形 94 を生成して出力し、更に、息止め期波形 96 を出力してもよい。

20

#### 【0076】

図 9 に示す例では、変位波形 80 と呼吸基準波形 90 とが表示部 54 に表示されているが、呼吸基準波形 90 のみが表示部 54 に表示されてもよい。もちろん、呼吸基準波形 90 による指示、及び、図 5 ~ 図 7 に示す図形による指示を併用してもよいし、音声による指示を併用してもよい。

#### 【0077】

また、別の例として、カラー血流画像及び血流面積波形が表示部 54 に表示されてもよい。図 10 には、Bモード断層画像及びカラー血流画像の表示例が示されている。例えば、表示部 54 の画面 60 に、Bモード断層画像 62 及びカラー血流画像 100 が表示される。カラー血流画像 100 は、血流画像形成部 38 によって形成された画像である。このように、カラー血流画像が形成された場合、表示処理部 52 は、Bモード断層画像 62 とカラー血流画像 100 とを重畳して表示部 54 に表示させる。また、血流部分評価部 40 は、カラー血流画像 100 に基づいて、関心領域 64 内における血流部分の面積を演算し、血流部分の面積を関心領域 64 の全体の面積で規格化する。指示生成部 46 は、規格化された血流面積の時間変化を示す血流面積波形を生成する。この血流面積波形は、例えば、変位波形や呼吸基準波形と共に表示部 54 に表示される。

30

#### 【0078】

図 11 には、その表示例が示されている。表示部 54 の画面 60 には、変位波形 80、呼吸基準波形 90 及び血流面積波形 110 が表示されている。右側の縦軸が、規格化された血流面積（%）を示している。なお、説明の便宜上、血流面積波形 110 は破線で示されている。

40

#### 【0079】

血流部分の輝度は低輝度であるため、弾性計測の対象領域に含まれる血流部分の面積が大きくなるほど、弾性計測の精度が低下する。それとは逆に、血流部分の面積が小さくなるほど計測精度が向上する。このような血流部分の面積を示す血流面積波形 110 を表示することにより、計測精度を判断するための参考情報が提供される。検査者は、血流面積波形 110 を参考にして、弾性計測の開始時点を判断することが可能となる。例えば、血

50

流面積が閾値以下となった場合に、弾性計測を開始することが想定される。

【 0 0 8 0 】

なお、血流部分評価部 4 0 は、B モード断層画像データに基づいて、関心領域内における低輝度部分の面積を演算し、規格化された面積を演算してもよい。この場合、血流面積波形 1 1 0 は、その低輝度部分の面積を示すことになる。

【 0 0 8 1 】

また、血流面積が閾値以下となった場合に、制御部 4 2 は、弾性計測を実行してもよい。これにより、一定の計測精度が得られる段階になって、弾性計測が自動的に実行される。

【 0 0 8 2 】

図 1 1 に示す例では、変位波形 8 0、呼吸基準波形 9 0 及び血流面積波形 1 1 0 の 3 つの波形が表示部 5 4 に表示されているが、これらの中のいずれかの波形が表示されてもよい。例えば、変位波形 8 0 及び血流面積画像 1 1 0 の組み合わせが表示部 5 4 に表示されてもよい。または、呼吸基準波形 9 0 及び血流面積波形 1 1 0 の組み合わせが表示部 5 4 に表示されてもよい。もちろん、血流面積波形 1 1 0、及び、図 5 ~ 図 7 に示す図形による指示を、併用してもよいし、音声による指示を併用してもよい。

10

【 0 0 8 3 】

上述した実施形態では、個別変位演算部 2 0 及び変位総和演算部 3 0 は、デジタルスキャンコンバート前のビームデータを用いて変位量（総和、平均値）を演算しているが、デジタルスキャンコンバート後の画像データ（例えば B モード断層画像データ）に基づいて変位量（総和、平均値）を演算してもよい。

20

【 0 0 8 4 】

なお、図 1 に示されているプローブ 1 0 以外の構成は、例えばプロセッサや電子回路等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、図 1 に示されているプローブ 1 0 以外の構成は、例えばコンピュータにより実現することもできる。つまり、コンピュータが備える CPU やメモリやハードディスク等のハードウェアと、CPU 等の動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により、図 1 のプローブ 1 0 以外の構成の全部又は一部が実現されてもよい。そのプログラムは、例えば、図示しない記憶部に記憶されていてもよいし、ネットワーク等の通信経路を介して取得されるようにしてもよい。

30

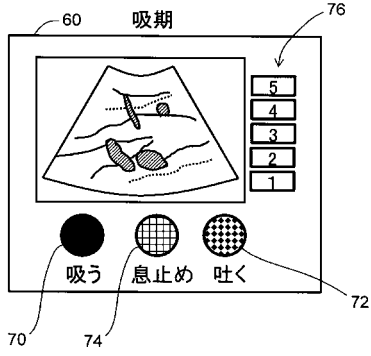
【 符号の説明 】

【 0 0 8 5 】

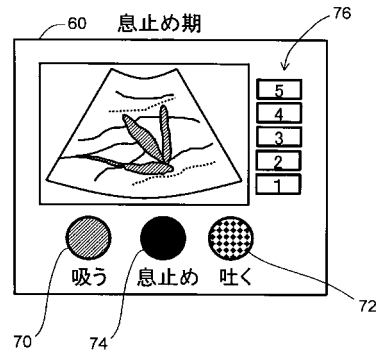
1 0 プローブ、1 2 送信部、1 4 受信部、1 6 組織信号処理部、1 8 断層画像形成部、2 0 個別変位演算部、2 2 静的弾性情報演算部、2 4 弾性画像形成部、2 6 トラッキング部、2 8 動的弾性情報演算部、3 0 変位総和演算部、3 2 呼吸波形生成部、3 4 波形解析部、3 6 血流速度演算部、3 8 血流画像形成部、4 0 血流部分評価部、4 2 制御部、4 4 S W 計測制御部、4 6 指示生成部、4 8 入力部、5 0 音声出力部、5 2 表示処理部、5 4 表示部。



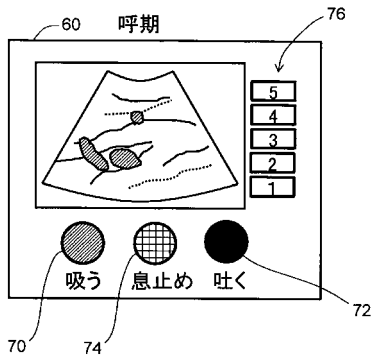
【 図 5 】



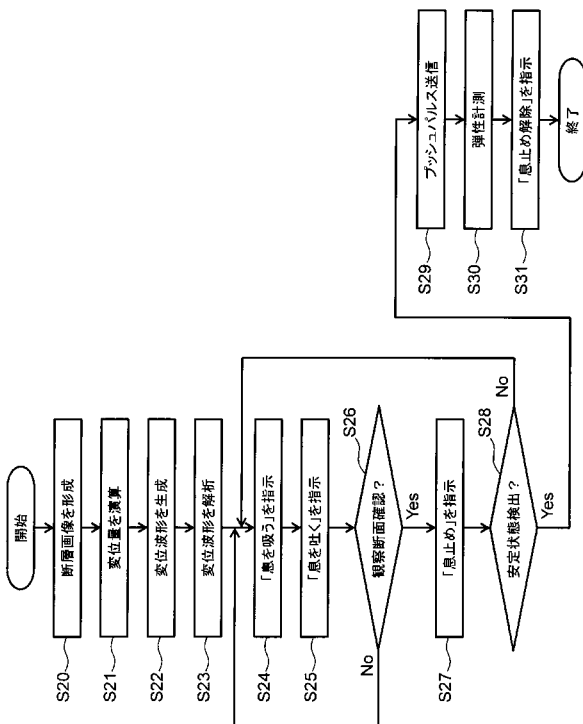
【 図 7 】



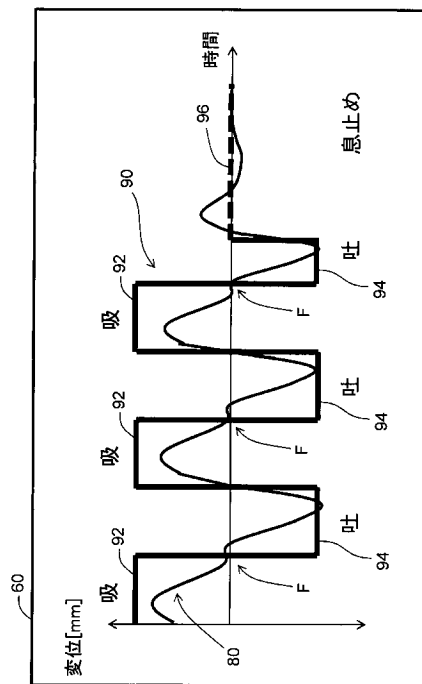
【 図 6 】



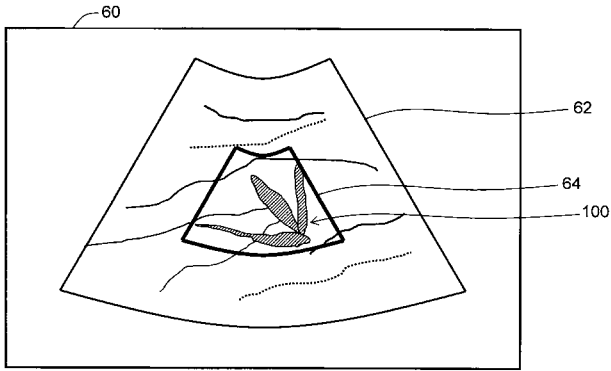
【 図 8 】



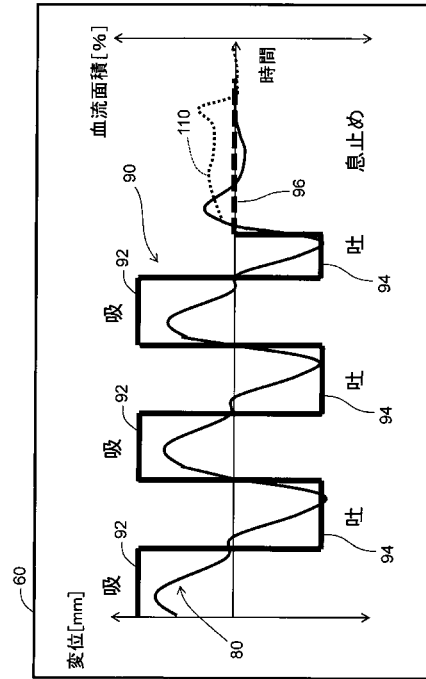
【 図 9 】



【図10】



【図11】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2016042960A</a>	公开(公告)日	2016-04-04
申请号	JP2014168502	申请日	2014-08-21
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	脇康治		
发明人	脇 康治		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/FF08		
其他公开文献	JP6370639B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

<p>摘要(译)</p> <p>要解决的问题：提高超声诊断仪中弹性特性的测量精度。 解决方案：基于通过扫描超声波束生成的多个帧，计算生物组织的位移量的时间变化，并生成表示位移量的时间变化的位移波形。 该位移波形是由于例如受试者的呼吸运动而引起的。 根据位移波形的分析结果给出呼吸和屏气指令。 当重复呼吸指令并且检测到位移波形的周期性时，给出呼吸保持指令。 例如，当检测到位移波形中的点B时（当对象被吸气时位移量最大）时，指示对象呼气。 接下来，当检测到点C时（当对象呼气时位移量（绝对值）最大）时，发出屏住呼吸的指令。 屏气指示后，根据位移量执行弹性测量。 [选择图]图3</p>	<p>(21) 出願番号 特願2014-168502 (P2014-168502)</p> <p>(22) 出願日 平成26年8月21日 (2014.8.21)</p>	<p>(71) 出願人 390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号</p> <p>(74) 代理人 110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所</p> <p>(72) 発明者 脇 康治 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DD19 EE09 FF08</p>
--	--	---