

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5317762号
(P5317762)

(45) 発行日 平成25年10月16日(2013.10.16)

(24) 登録日 平成25年7月19日(2013.7.19)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 3 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2009-45618 (P2009-45618)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成21年2月27日(2009.2.27)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(65) 公開番号	特開2010-194240 (P2010-194240A)	(73) 特許権者	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成22年9月9日(2010.9.9)	(74) 代理人	110000866 特許業務法人三澤特許事務所
審査請求日	平成24年2月22日(2012.2.22)	(72) 発明者	米山 直樹 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 医用システムエンジニアリング株式会社内 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に超音波を送信し、前記被検体からの反射波を受信する送受信手段と、
前記送受信手段が受信した前記反射波に基づいて前記被検体を表す超音波画像データを生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段によって生成された前記超音波画像データに基づく超音波画像を表示手段の所定の表示領域内に表示させる表示制御手段と、

前記表示手段に表示されている超音波画像を用いて、操作者によって指定された特定種類の計測を実行する計測手段と、

前記操作者によって指定された前記特定種類の計測に要求される計測精度に応じた送受信周波数で前記送受信手段に超音波を送受信させ、前記計測精度と前記所定の表示領域の大きさに基づいて求められる領域内の前記被検体を表す超音波画像データを前記画像生成手段に生成させる制御手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記画像生成手段は、前記送受信手段が受信した前記反射波に基づいて前記被検体の組織の形状を表すBモード画像データを前記超音波画像データとして生成し、

前記表示制御手段は、前記Bモード画像データに基づくBモード画像を前記表示手段の前記所定の表示領域内に表示させ、

前記計測手段は、前記特定種類の計測として組織の長さを求める計測を実行することで

10

20

、前記表示手段に表示されている前記Bモード画像に表わされた組織の長さを求め、

前記制御手段は、前記表示手段の画面の単位画素あたりに割り付けられる長さを前記計測精度として、前記単位画素あたりに割り付けられる長さに応じた前記送受信周波数で前記送受信手段に超音波を送受信させ、前記単位画素あたりに割り付けられる長さと前記所定の表示領域の大きさに基づいて求められる領域内の前記組織の形状を表すBモード画像データを前記画像生成手段に生成させ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】

前記画像生成手段は、前記送受信手段が受信した前記反射波に基づいて前記被検体の組織の動きを表すMモード画像データ又はドプラモード画像データを前記超音波画像データとして生成し、

前記表示制御手段は、前記Mモード画像データに基づくMモード画像、又は前記ドプラモード画像データに基づくドプラモード画像を、前記表示手段の前記所定の表示領域内に表示させ、

前記計測手段は、前記特定種類の計測として組織の動きを求める計測を実行することで、前記表示手段に表示されている前記Mモード画像又は前記ドプラモード画像に基づいて前記被検体の組織の動きを計測し、

前記制御手段は、前記表示手段の画面の単位画素あたりに割り付けられる時間の長さを前記計測精度として、前記単位画素あたりに割り付けられる時間の長さと前記所定の表示領域の大きさに基づいて求められる時間範囲内の前記組織の動きを表すMモード画像データ又はドプラモード画像データを前記画像生成手段に生成させることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波を送受信することで超音波画像データを生成し、その超音波画像データを用いて計測を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体に超音波を送信し、被検体からの反射波に基づいて超音波画像データを生成し、超音波画像データに基づく超音波画像を表示する。そして、表示された超音波画像に表わされた計測対象の大きさを計測したり、物理的な状態を測定したりする解析処理が実施されている。

【0003】

上記の解析処理には、高い計測精度が要求される処理がある。例えば、動脈硬化の進行の状態を観察するための手段として、IMT計測(Intima-Media Thickness)が実施されている(例えば特許文献1、非特許文献1)。このIMT計測においては、0.1mm単位の距離の計測精度を得るために、表示装置の画面に表わされた超音波画像における1ピクセル(1画素)あたりの長さを、その計測精度に合わせた長さにして超音波画像を表示することが要求される。また、その計測精度を満たす空間分解能を得るための送受信周波数で、超音波を送受信することが要求される。従来においては、操作者が、1ピクセルあたりに割り付ける長さや超音波の送受信周波数を含む撮影条件を入力して超音波診断装置に設定する必要があった。

【0004】

しかしながら、計測精度が要求される撮影を行う度に、操作者がその計測精度を意識して、その計測精度を満たす撮影条件を入力する必要があるため、操作が煩雑になる問題がある。そのため、操作者による入力作業などの操作の負担を軽減する要望があった。また、送受信周波数などの条件の設定が、計測精度を得るための条件として不十分であった場合に、その状態で計測を行っても、所望の計測精度を満たす計測結果が得られないおそれがある。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-194365号公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】「超音波による頸動脈病変の標準的評価法(案)」(Jpn J Med Ultrasonics Vol. 35 No. 2 (2008) pp 201 ~ pp 209)

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

この発明は上記の問題を解決するものであり、操作者の作業負担を軽減しつつ、所望の計測精度が要求される計測機能の実行対象となる超音波画像データを生成することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

請求項1に記載の発明は、被検体に超音波を送信し、前記被検体からの反射波を受信する送受信手段と、前記送受信手段が受信した前記反射波に基づいて前記被検体を表す超音波画像データを生成する画像生成手段と、前記画像生成手段によって生成された前記超音波画像データに基づく超音波画像を表示手段の所定の表示領域内に表示させる表示制御手段と、前記表示手段に表示されている超音波画像を用いて、操作者によって指定された特定種類の計測を実行する計測手段と、前記操作者によって指定された前記特定種類の計測に要求される計測精度に応じた送受信周波数で前記送受信手段に超音波を送受信させ、前記計測精度と前記所定の表示領域の大きさに基づいて求められる領域内の前記被検体を表す超音波画像データを前記画像生成手段に生成させる制御手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

20

【発明の効果】

【0009】

この発明によると、操作者によって指定された特定種類の計測に要求される計測精度に応じた送受信周波数で超音波を送受信し、計測精度と所定の表示領域の大きさに基づいて求められる領域内の被検体を表す超音波画像データを生成することで、操作者の作業負担を軽減しつつ、その特定種類の計測に求められる分解能で超音波画像を表示することが可能となる。そのことにより、計測手段による計測精度が向上し、計測の信頼性を向上させることが可能となる。

30

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による動作を説明するためのフローチャートである。

40

【図3】変形例に係る超音波診断装置による動作を説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0011】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置について図1を参照して説明する。

【0012】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1、送受信部2、信号処理部3、画像生成部4、画像記憶部5、表示制御部6、ユーザインターフェース(ユーザI/F)7、入力処理部10、設定条件算出部11、条件記憶部14、制御部15、及び計測部16を備えている。

50

【 0 0 1 3 】

超音波プローブ 1 には、複数の超音波振動子が所定方向（走査方向）に 1 列に配置された 1 次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が 2 次的に配置された 2 次元アレイプローブが用いられる。

【 0 0 1 4 】

送受信部 2 は送信部と受信部とを備えている。送受信部 2 は、超音波プローブ 1 に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ 1 が受信したエコー信号を受信する。

【 0 0 1 5 】

送受信部 2 の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する。パルサ回路は、各振動子に対応した個別経路（チャンネル）の数分のパルサを備え、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスが発生し、超音波プローブ 1 の各振動子に電気信号を供給する。

10

【 0 0 1 6 】

また、送受信部 2 の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A / D 変換回路、受信遅延回路、及び加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ 1 の各振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A / D 変換回路は、増幅されたエコー信号を A / D 変換する。受信遅延回路は、A / D 変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算回路は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送受信部 2 によって加算処理された信号を「RF データ」と称する場合があります。

20

【 0 0 1 7 】

信号処理部 3 は、B / M モード処理部を備えている。B / M モード処理部は、エコーの振幅情報の映像化を行うことで、B モード時にはエコー信号から B モード超音波ラスタデータを生成し、M モード時にはエコー信号から M モード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、B / M モード処理部は、送受信部 2 から送られる受信信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。これにより、B / M モード処理部は、超音波走査線上の組織構造を表す B モード超音波ラスタデータ、又は M モード超音波ラスタデータを生成する。また、信号処理部 3 は、ドブラ処理部を備えていても良い。ドブラ処理部は、例えば、送受信部 2 から送られる受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、FFT 処理を施すことで、血流速度を表す周波数スペクトラムデータを生成する。さらに、信号処理部 3 は、CFM 処理部を備えていても良い。CFM 処理部は、血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報には、速度、分布、パワーなどの情報があり、血流情報は 2 値化情報として得られる。送受信部 2 から出力される受信信号は、いずれかの処理部にて処理が施される。

30

【 0 0 1 8 】

画像生成部 4 は、信号処理部 3 から出力されたデータに基づいて超音波画像データを生成する。画像生成部 4 は、DSC (Digital Scan Converter: デジタルスキャンコンバータ) を備え、走査線の信号列で表わされる信号処理後のデータを、直交座標で表わされる画像データに変換する (スキャンコンバージョン処理)。

40

【 0 0 1 9 】

例えば、画像生成部 4 は、B モード時には、B / M モード処理部にて信号処理が施された B モード超音波ラスタデータにスキャンコンバージョン処理を施すことで、被検体の組織の形状を表す B モード画像データを生成する。また、画像生成部 4 は、M モード時には、B / M モード処理部にて信号処理が施された M モード超音波ラスタデータを、縦軸が周波数 (速度) 軸、横軸が時間軸の領域に配置することで、M モード画像データを生成する

50

。また、画像生成部 4 は、ドプラモード時には、周波数スペクトラムデータを、縦軸が周波数軸、横軸が時間軸の領域に配置することで、ドプラモード画像データを生成する。

【 0 0 2 0 】

1 例として、超音波プローブ 1 と送受信部 2 とによって 2 次元の断面（スキャン面）を超音波で走査し、画像生成部 4 は、その断面における組織の形状を 2 次元的に表わす B モード画像データ（断層像データ）を生成する。また、超音波プローブ 1 と送受信部 2 とによって、3 次元の領域を超音波で走査しても良い（ボリュームスキャン）。この場合、画像生成部 4 は、そのボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、被検体の組織を立体的に表わす 3 次元画像データを生成する。また、画像生成部 4 は、ボリュームデータに MPR 処理（Multi Planar Reconstruction）を施すことで、任意の断面における画像データ（MPR 画像データ）を生成しても良い。

10

【 0 0 2 1 】

画像生成部 4 は、B モード画像データ、M モード画像データ、及びドプラモード画像データを画像記憶部 5 に出力する。画像記憶部 5 は、画像生成部 4 によって生成された B モード画像データ、M モード画像データ、及びドプラモード画像データを記憶する。

【 0 0 2 2 】

表示制御部 6 は、画像生成部 4 によって生成された超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 8 に表示させる。例えば、表示制御部 6 は、超音波プローブ 1 と送受信部 2 とによってリアルタイムに撮影して取得されている B モード画像データに基づく B モード画像を表示部 8 に表示させる。

20

【 0 0 2 3 】

この実施形態では、1 例として、組織の形状を 2 次元的に表わす B モード画像データ（断層像データ）を生成して、その断層像を表示する場合について説明する。

【 0 0 2 4 】

（フリーズ機能）

表示制御部 6 は、リアルタイムに取得されている B モード画像データ（断層像データ）を静止させて静止画像として表示部 8 に表示させる機能を有する（フリーズ機能）。例えば、リアルタイムに取得されている B モード画像（動画像）が表示部 8 に表示されている状態で、操作者が操作部 9 を用いてフリーズの指示（静止画像表示の指示）を与えると、表示制御部 6 は、その指示が与えられたタイミングで生成された B モード画像データ（断層像データ）に基づく断層像を静止画像として表示部 8 に表示させる。

30

【 0 0 2 5 】

（計測機能）

次に、計測部 1 6 による処理内容と、計測部 1 6 による処理に伴う表示制御部 6 の機能とについて説明する。表示制御部 6 は、計測用マーカを断層像に重ねて表示部 8 に表示させる機能を有する。この計測用マーカは、断層像に表わされた組織の定量的な情報を求めるために用いられる。計測の用途に応じて複数種類の計測用マーカが予め用意されて、初期状態の形状と大きさを有する計測用マーカを表すデータが、表示制御部 6 に予め記憶されている。例えば、2 点間の距離を測定するための計測用マーカ、部位の周囲長を測定するための計測用マーカ、又は、部位の面積を測定するための計測用マーカなどが予め用意されている。これらの計測用マーカを表すデータが、表示制御部 6 に予め記憶されている。操作者が操作部 9 を操作することで、計測用マーカを表示部 8 の画面上において任意の位置に移動させることができる。例えば、操作者がマウスやトラックボールなどを移動させると、表示制御部 6 はその移動量を示す情報を操作部 9 から受けて、表示部 8 の画面上において、その移動量に応じた位置に計測用マーカを表示させる。

40

【 0 0 2 6 】

計測部 1 6 は、計測用マーカで指定された 2 点間の距離、部位の周囲長、又は、部位の面積などを計測する。例えば、計測部 1 6 は、計測用マーカで指定された 2 点の座標情報をユーザインターフェース（ユーザ I / F）7 から受け、断層像データを画像記憶部 5 から読み込み、その断層像データにおける 2 点間の距離を計測する。計測部 1 6 は、計測結

50

果を表示制御部 6 に出力し、表示制御部 6 は、計測部 1 6 により計測結果を表示部 8 に表示させる。

【 0 0 2 7 】

この実施形態では 1 例として、動脈硬化の進行の状態を解析するための手段として、I M T 計測を実施する場合について説明する。日本超音波医学会が提示している「超音波による頸動脈病変の標準的評価法(案)」(J p n J M e d U l t r a s o n i c s V o l . 3 5 N o . 2 (2 0 0 8) p p 2 0 2 ~ p p 2 0 9) に基づき検査を行う場合、計測をより確実に実施するためには、以下の(1)、(2)の条件が要求される。

(1) 超音波プローブ 1 から送信される超音波の中心周波数を 7 [M H z] 以上とする。
 (2) 表示部 8 に表示された断層像における最小単位の長さを 0 . 1 [m m] とする。すなわち、条件(2)においては、表示部 8 の画面に表示された断層像の単位ピクセル(単位画素)あたりに割り付けられる被検体の長さを 0 . 1 [m m] とする。例えば、表示部 8 の画面に表示された断層像の 1 ピクセル(1 画素)あたりに割り付けられる被検体の長さを 0 . 1 [m m] とする。

10

【 0 0 2 8 】

設定条件算出部 1 1 は、計測部 1 6 が実施する計測の計測精度を満たすための条件を求める。例えば、設定条件算出部 1 1 は、送受信周波数算出部 1 2 と視野深度算出部 1 3 とを備え、I M T 計測における計測精度を満たすための条件を求める。上記の条件(1)、(2)において、条件(1)における周波数は、条件(2)における長さ(0 . 1 [m m])に基づいて求めることができる。そのため、設定条件算出部 1 1 は、条件(2)が示す 1 ピクセルあたりの被検体の長さに基づいて、条件(2)における超音波の送受信周波数を求める。

20

【 0 0 2 9 】

条件記憶部 1 4 は、計測部 1 6 が実施する計測を示す計測情報と、その計測の計測精度を満たすための条件を求めるのに用いられる精度条件とを対応付けて記憶する。例えば、条件記憶部 1 4 は、I M T 計測を示す計測情報と、I M T 計測の計測精度を満たすための条件を求めるのに用いられる精度条件とを対応付けて記憶する。I M T 計測については、I M T 計測を示す計測情報と、条件(2)における 1 ピクセル(1 画素)あたりの被検体の長さ 0 . 1 [m m] を示す精度条件とが対応付けられて条件記憶部 1 4 に記憶されている。

30

【 0 0 3 0 】

送受信周波数算出部 1 2 は、条件記憶部 1 4 に記憶されている精度条件(0 . 1 [m m])を用いて、超音波の送受信周波数 F を求める。

ここで、超音波の送受信時、すなわち検出時における空間分解能は、送受信される超音波の波長 に依存し、以下の式(1)で表わされる。

$$\text{式(1)} \cdots \text{空間分解能} = (\text{波長}) / 2$$

また、超音波の音速 C は、以下の式(2)で表わされる。

$$\text{式(2)} \cdots \text{音速} C = \text{波長} \times \text{送受信周波数} F$$

従って、送受信周波数 F は、以下の式(3)で表わされる。

$$\text{式(3)} \cdots \text{送受信周波数} F = \text{音速} C \div \text{波長} = \text{音速} C \div (2 \times \text{空間分解能})$$

40

【 0 0 3 1 】

送受信周波数算出部 1 2 は、上記の式(3)に従って、超音波の送受信周波数 F を求める。ここで、音速 C には生体内音速 [m / s] = 1 5 4 0 [m / s] を用い、空間分解能には、精度条件 = 0 . 1 [m m] を用いる。

$$\begin{aligned} \text{従って、送受信周波数} F [H z] &= 1 5 4 0 [m / s] \div (2 \times 0 . 1 [m m]) \\ &= 1 . 5 4 \times 1 0 ^ 6 [m m / s] \div 0 . 2 [m m] \\ &= 7 . 7 \times 1 0 ^ 6 [m m / s] \\ &= 7 . 7 [M H z] \end{aligned}$$

このように、送受信周波数算出部 1 2 は、空間分解能の精度条件(0 . 1 [m m])を条件記憶部 1 4 から読み込んで、上記式(3)に従って送受信周波数 F を求める。なお、

50

音速Cの値を条件記憶部14に予め記憶しておき、送受信周波数算出部12が、音速Cの値を条件記憶部14から読み込んで、送受信周波数Fを求める。または、操作者が操作部9を用いて音速Cの値を入力しても良い。

【0032】

視野深度算出部13は、条件記憶部14に記憶されている精度条件(0.1[mm])を用いて、表示部8に断層像を表示するときの表示視野深度Dを求める。この表示視野深度Dは、例えば超音波プローブ1の先端を原点として、超音波の送受信方向(深さ方向)における断層像の表示範囲として定義される。この実施形態では、視野深度算出部13は、表示部8の画面の1ピクセル(1画素)に割り付けられる被検体の長さ、表示部8の画面に断層像を表示するための表示領域の広さに基づいて表示視野深度D[mm]を求める。具体的には、視野深度算出部13は、画面の1ピクセル(1画素)に割り付けられる被検体の長さ、深さ方向における断層像の表示サイズ(表示領域の広さ)に基づいて表示視野深度D[mm]を求める。1例として、視野深度算出部13は、以下の式(4)に従って表示視野深度Dを求める。1ピクセル(1画素)に割り付けられる被検体の長さが、精度条件(0.1[mm])に相当する。ここで、1ピクセルあたりに割り付けられる被検体の長さを0.1[mm/pixel]とし、深さ方向における画像の表示サイズ(表示領域の広さ)を350[pixel]とする。

式(4)・・・

$$\begin{aligned} \text{表示視野深度 } D &= 0.1 [\text{mm/pixel}] \times \text{画像の表示サイズ} [\text{pixel}] \\ &= 0.1 [\text{mm/pixel}] \times 350 [\text{pixel}] \\ &= 35 [\text{mm}] \end{aligned}$$

例えば、条件記憶部14に、画面の表示サイズ(表示領域の広さ)を示す情報を予め記憶しておき、視野深度算出部13は、画面の表示サイズを示す情報(350[pixel])を条件記憶部14から読み込んで、上記式(4)に従って表示視野深度Dを求める。または、深さ方向における画面の表示サイズを表示制御部6に予め設定しておき、視野深度算出部13は、画面の表示サイズを示す情報を受信制御部6から受けて、表示視野深度Dを求めても良い。

【0033】

設定条件算出部11は、超音波の送受信周波数Fと表示視野深度Dとを制御部15に出力する。制御部15は、送受信周波数Fを制御信号に含ませて送受信部2に出力する。また、制御部15は、表示視野深度Dを制御信号に含ませて画像生成部4に出力する。

【0034】

送受信部2は、超音波の送受信周波数Fを含む制御信号を受信制御部15から受けて、その送受信周波数Fで超音波プローブ1に超音波を送受信させる。上述した例では、送受信部2は、送受信周波数F(7.7[MHz])で超音波プローブ1に超音波を送受信させる。このように、送受信周波数算出部12によって求められた送受信周波数に従って超音波を送受信することで、超音波の送受信時(検出時)における超音波画像データの空間分解能を向上させることが可能となる。

【0035】

また、画像生成部4は、表示視野深度Dを含む制御信号を受信制御部15から受けて、表示視野深度Dが示す深さまでの領域における被検体の組織の形状を表す断層像データを生成する。上述した例では、送受信部2は、表示視野深度Dが示す深さ35[mm]までの領域における断層像データを生成する。

【0036】

表示制御部6は、画像生成部4によって生成された断層像データに基づく断層像を表示部8に表示させる。この実施形態では、表示制御部6は、表示視野深度Dに従って生成された断層像データに基づく断層像を、表示部8の画面の表示領域内に表示させる。この実施形態では、深さ方向における画面の表示サイズ(表示領域の広さ)が、350[pixel]であるため、表示制御部6は、表示視野深度Dに従って生成された断層像データに基づく断層像を、350[pixel]の表示サイズの領域に表示させる。上述した例で

10

20

30

40

50

は、深さ方向に35 [mm]までの領域における断層像データが生成されており、表示制御部6は、深さ方向に35 [mm]までの領域における断層像を、深さ方向への表示サイズが350 [pixel]の領域に表示させる。これにより、1ピクセル(1画素)あたりに、0.1 [mm]の長さが割り付けられた状態で、断層像が表示部8に表示されることになる。

【0037】

ユーザインターフェース(ユーザI/F)7は、表示部8と操作部9とを備えている。表示部8は、CRTや液晶ディスプレイなどのモニタで構成されており、画面上に断層像などの超音波画像を表示する。操作部9は、ジョイスティックやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード、又はTCS(Touch Command Screen)などで構成されている。操作者は操作部9を用いることで、IMT計測を含む各種の計測の実行を指示する。操作者によって計測の実行指示が与えられると、指定された計測を示す計測情報が、ユーザインターフェース(ユーザI/F)7から入力処理部10に出力される。

10

【0038】

入力処理部10は、ユーザインターフェース(ユーザI/F)7にて入力された各種の計測の実行指示を受けて、操作者によって指定された計測を示す計測情報を計測部16と設定条件算出部11とに出力する。なお、操作者によって指定された計測が、この発明の「特定種類の計測」の1例に相当する。

【0039】

(動作)

次に、この発明の実施形態に超音波診断装置による動作について、図2のフローチャートを参照して説明する。この実施形態では、IMT計測を実施する場合について説明する。

20

【0040】

(ステップS01)

操作者は操作部9を用いて、特定種類の計測の1例として、IMT計測の実行の指示を与える。IMT計測を示す計測情報が、ユーザインターフェース(ユーザI/F)7から入力処理部10に出力される。入力処理部10は、IMT計測を示す計測情報を計測部16と設定条件算出部11とに出力する。

30

【0041】

(ステップS02)

送受信周波数算出部12は、IMT計測を示す計測情報を入力処理部10から受けると、IMT計測を示す計測情報に対応付けられて条件記憶部14に記憶されている精度条件(例えば0.1 [mm])を条件記憶部14から読み込む。そして、送受信周波数算出部12は、生体内音速(例えば1540 [m/s])と精度条件(0.1 [mm])とを用い、上述の式(3)に従って、超音波の送受信周波数F(7.7 [MHz])を求める。

【0042】

(ステップS03)

また、視野深度算出部13は、IMT計測を示す計測情報を入力処理部10から受けると、IMT計測を示す計測情報に対応付けられて条件記憶部14に記憶されている精度条件(例えば0.1 [mm])を条件記憶部14から読み込む。そして、視野深度算出部13は、深さ方向における画面の表示サイズ(例えば350 [pixel])と、1ピクセル(1画素)あたりに割り付けられる被検体の長さ(精度条件0.1 [mm])とを用い、上述の式(4)に従って、表示視野深度D(35 [mm])を求める。

40

【0043】

設定条件算出部11は、送受信周波数Fと表示視野深度Dとを制御部15に出力する。なお、送受信周波数Fと表示視野深度Dとを求める順番は、上述の順番に限らず、送受信周波数Fと表示視野深度Dとを同じタイミングで求めても良い。

【0044】

50

(ステップS04)

制御部15は、送受信周波数Fを制御信号に含ませて送受信部2に出力し、送受信周波数Fを送受信部2に設定する。また、制御部15は、表示視野深度Dを制御信号に含ませて画像生成部4に出力し、表示視野深度Dを画像生成部4に設定する。

【0045】

(ステップS05)

送受信部2は、超音波の送受信周波数Fを含む制御信号を制御部15から受けて、その送受信周波数Fで超音波プローブ1に超音波を送受信させることで、撮影対象を超音波によって走査する。このように、IMT計測における精度条件に基づいて求められた送受信周波数Fに従って超音波を送受信することで、超音波の送受信時における超音波画像データの空間分解能を向上させることが可能となる。また、信号処理部3のB/Mモード処理部は、送受信部2から出力された受信信号に基づいてBモード超音波ラスタデータを生成し、画像生成部4に出力する。

10

【0046】

(ステップS06)

画像生成部4は、信号処理部3から出力されたBモード超音波ラスタデータに基づいてBモード画像データ(断層像データ)を生成する。この実施形態では、画像生成部4は、表示視野深度Dを含む制御信号を制御部15から受けて、表示視野深度Dが示す深さ35[mm]までの領域における断層像データを生成する。

【0047】

20

(ステップS07)

表示制御部6は、画像生成部4によって生成された断層像データに基づく断層像を表示部8に表示させる。表示制御部6は、表示視野深度Dに従って生成された断層像データに基づく断層像を、表示部8の画面の表示領域内に表示させる。この実施形態では、表示制御部6は、深さ方向に35[mm]までの領域における断層像を、表示部8の画面において、深さ方向への画面の表示サイズが350[pixel]の範囲に表示させる。これにより、1ピクセル(1画素)あたりに、0.1[mm]の長さが割り付けられた状態で、断層像が表示部8に表示される。そして、操作者は操作部9を用いてフリーズの指示(静止画像表示の指示)を与えると、表示制御部6は、その指示が与えられたタイミングで生成された断層像データに基づく断層像を静止画像として表示部8に表示させる。

30

【0048】

(ステップS08)

計測部16は、操作者によって指定された計測を実施する。この実施形態では、計測部16は、IMT計測を実施することで、動脈の内膜と中膜とを含む内中膜複合体厚を求める。例えば、計測部16は、操作者が操作部9を用いて断層像上で指定した箇所における内中膜複合体厚を求める。計測部16は、計測結果を表示制御部6に出力する。

【0049】

(ステップS09)

表示制御部6は、計測部16によって計測された計測結果(IMT値)を表示部8に表示させる。

40

【0050】

以上のように、この実施形態によると、IMT計測に要求される精度条件に従って超音波の送受信周波数Fと表示視野深度Dとを求め、その送受信周波数Fに従って超音波を送受信し、また、その表示視野深度Dに従って断層像データを生成して断層像を表示することで、IMT計測に求められる空間分解能で断層像を表示することが可能となる。そのことにより、IMT計測の計測精度が向上し、計測の信頼性を向上させることが可能となる。また、この実施形態では、IMT計測に要求される精度を満たすための超音波の送受信周波数Fと表示視野深度Dとが自動的に求められて、送受信部2と画像生成部4とにそれぞれ自動的に設定される。そのことにより、IMT計測の計測精度に要求される条件(送受信周波数Fと表示視野深度D)を操作者が入力する手間が省けるため、操作者による条

50

件の入力作業を軽減して、操作者の負担を軽減することが可能となる。

【 0 0 5 1 】

(変形例 1)

次に、この実施形態に係る超音波診断装置の変形例 1 について、図 3 のフローチャートを参照して説明する。上述した実施形態においては、I M T 計測に要求される精度条件に従って超音波を送受信し、その送受信によって得られた超音波画像上で I M T 計測を行っている。この発明は、上述した実施形態に限定されない。例えば、一般的な診断においては、I M T 計測の実施対象となる部位を含む広い領域を、所定の送受信周波数の超音波で走査して、その領域における断層像を表示する。その後、断層像をフリーズすることで静止画像として表示し、フリーズされた静止画像上で I M T 計測を実施する。このように、I M T 計測の実施対象を含む広い領域を超音波で走査した後に、I M T 計測を実施する
10
場合がある。この場合、I M T 計測を実施するときには、既に所定の送受信周波数で超音波を送受信しているため、I M T 計測時には、超音波の送受信周波数を制御することができない。すなわち、I M T 計測時には、I M T 計測に要求される精度を満たす送受信周波数に従った超音波の送受信が行われていない。そこで、この変形例 1 では、表示制御部 6 は、超音波の送受信によって生成された断層像を、視野深度算出部 1 3 によって求められた表示視野深度 D に従って拡大して表示部 8 に表示させる。以下、この変形例 1 に係る超音波診断装置による動作について、図 3 のフローチャートを参照して説明する。

【 0 0 5 2 】

(ステップ S 1 0)

まず、送受信部 2 は、制御部 1 5 によって設定された所定の送受信周波数に従って、超音波プローブ 1 に超音波を送受信させることで、撮影対象を超音波によって走査する。
20

【 0 0 5 3 】

(ステップ S 1 1)

信号処理部 3 の B / M モード処理部は、送受信部 2 から出力された受信信号に基づいて B モード超音波ラスタデータを生成し、画像生成部 4 に出力する。画像生成部 4 は、信号処理部 3 から出力された B モード超音波ラスタデータに基づいて B モード画像データ (断層像データ) を生成する。

【 0 0 5 4 】

(ステップ S 1 2)

表示制御部 6 は、画像生成部 4 によって生成された断層像データに基づく断層像を表示部 8 に表示させる。そして、操作者は操作部 9 を用いてフリーズの指示 (静止画像表示の指示) を与えると、表示制御部 6 は、その指示が与えられたタイミングで生成された断層像データに基づく断層像を静止画像として表示部 8 に表示させる。
30

【 0 0 5 5 】

(ステップ S 1 3)

操作者は操作部 9 を用いて、特定種類の計測の 1 例として、I M T 計測の実行の指示を与える。I M T 計測を示す計測情報が、ユーザインターフェース (ユーザ I / F) 7 から入力処理部 1 0 に出力される。入力処理部 1 0 は、I M T 計測を示す計測情報を計測部 1 6 と設定条件算出部 1 1 とに出力する。
40

【 0 0 5 6 】

(ステップ S 1 4)

視野深度算出部 1 3 は、I M T 計測を示す計測情報を入力処理部 1 0 から受けると、I M T 計測を示す計測情報に対応付けられて条件記憶部 1 4 に記憶されている精度条件 (例えば 0 . 1 [m m]) を条件記憶部 1 4 から読み込む。そして、視野深度算出部 1 3 は、深さ方向における画面の表示サイズ (例えば 3 5 0 [p i x e l]) と、1 ピクセル (1 画素) あたりに割り付けられる被検体の長さ (精度条件 0 . 1 [m m]) とを用い、上述の式 (4) に従って、表示視野深度 D を求める。設定条件算出部 1 1 は、表示視野深度 D を表示制御部 6 に出力し、表示視野深度 D を表示制御部 6 に設定する。

【 0 0 5 7 】

10

20

30

40

50

(ステップS15)

表示制御部6は、表示部8の画面の表示領域内に、表示視野深度Dに従って断層像を拡大して表示させる。この実施形態では、表示視野深度 $D = 35$ [mm]であるため、例えば、表示制御部6は、深さ 35 [mm]までの領域を表す断層像を拡大して、表示部8の画面において、深さ方向への画面の表示サイズが 350 [pixel]の範囲に表示させる。または、表示制御部6は、超音波の焦点位置を中心に、表示視野深度Dの範囲に含まれる断層像を拡大して表示部8に表示させても良い。超音波の焦点位置は、超音波の送受信の遅延時間によって制御されている。例えば、表示制御部6は、超音波の焦点位置を示す情報(座標情報)を制御部15から受けて、その焦点位置を中心に、表示視野深度Dの範囲に含まれる断層像を拡大して表示部8に表示させる。

10

【0058】

(ステップS16)

断層像が拡大表示された後、計測部16は、操作者によって指定された計測を実施する。この変形例1では、計測部16は、操作者が操作部9を用いて断層像上で指定した箇所における内中膜複合体厚を求め、その計測結果を表示制御部6に出力する。

【0059】

(ステップS17)

表示制御部6は、計測部16によって計測された計測結果(IMT値)を表示部8に表示させる。

【0060】

20

以上のように、IMT計測に要求される表示視野深度Dに従って断層像を拡大して表示することで、IMT計測に求められる空間分解能で断層像を表示することが可能となる。そのことにより、IMT計測の計測精度が向上し、計測の信頼性を向上させることが可能となる。また、IMT計測に要求される精度を満たすための表示視野深度Dが自動的に求められるため、操作者による条件の入力作業を軽減して、操作者の負担を軽減することが可能となる。

【0061】

(変形例2)

次に、この実施形態に係る超音波診断装置の変形例2について説明する。上述した実施形態及び変形例1では、Bモード画像を対象にして説明したが、Mモード画像やドプラモード画像を対象としても良い。例えば、Mモード画像を用いて、着目部位の動きに要する時間を計測する場合や、ドプラモード画像を用いて着目部位の速度や速度変化を計測する場合に、上述した実施形態及び変形例1を適用しても良い。

30

【0062】

例えば、設定条件算出部11は、表示部8の画面にMモード画像又はドプラモード画像を表示するための表示領域の広さ(画面の表示サイズ)と、計測精度(1ピクセル(1画素)あたりに割り付けられる時間の長さ)とに基づいて、表示部8の画面に表示させる時間方向の表示レンジを求める。そして、設定条件算出部11は、時間方向の表示レンジを示す情報を表示制御部6に出力する。

【0063】

40

例えば、着目部位の速度や速度変化の計測を示す計測情報と、精度条件(1ピクセルあたりに割り付けられる時間の長さ)とを対応付けて、条件記憶部14に予め記憶させておく。操作者が操作部9を用いて、特定種類の計測の1例として、速度や速度変化の計測を指定すると、ユーザインターフェース(ユーザI/F)7から、その計測を示す計測情報が入力処理部10に出力される。入力処理部10は、その計測を示す計測情報を計測部16と設定条件算出部11とに出力する。設定条件算出部11は、その計測情報に対応付けられている精度条件を条件記憶部14から読み込んで、表示領域の広さ(画面の表示サイズ)と計測精度とに基づいて時間方向の表示レンジを求める。

【0064】

表示制御部6は、表示部8の画面の表示領域内に、設定条件算出部11によって求めら

50

れた時間方向の表示レンジにMモード画像又はドプラモード画像を拡大させて表示させる。すなわち、表示制御部6は、表示部8の画面の表示領域内に、設定条件算出部11によって求められた時間方向の表示レンジで、Mモード画像又はドプラモード画像を表示させる。そして、計測部16は、表示部8に表示されているMモード画像に基づいて着目部位の動きに要する時間を計測する。また、計測部16は、表示部8に表示されているドプラモード画像に基づいて、着目部位の速度や速度変化を計測する。

【0065】

以上のように、着目部位の動きを計測する場合や、ドプラモード画像を用いて速度を計測する場合に、それらの計測に要求される表示レンジに従ってMモード画像又はドプラモード画像を表示することで、それらの計測に求められる時間分解能でMモード画像又はドプラモード画像を表示することが可能となる。

10

【0066】

(変形例3)

次に、この実施形態に係る超音波診断装置の変形例3について説明する。上述した実施形態及び変形例では、計測精度を向上させるために超音波画像を拡大して表示したが、着目部位の全体が表示されるように、超音波画像を縮小して表示しても良い。例えば、胎児の発育状態を計測する場合、妊娠週数に基づいて計測対象の大きさ(例えば胎児の頭部の大きさ)を推定し、その推定される大きさの計測対象が表示部8の画面の表示領域内に表示されるように、断層像を縮小して表示させても良い。

【0067】

20

例えば、妊娠週数と計測対象の大きさ(例えば胎児の頭部の大きさ)とを対応付けて条件記憶部14に予め記憶させておく。操作者が操作部9を用いて妊娠週数を入力すると、入力された妊娠週数を示す情報が、ユーザインターフェース(ユーザI/F)7から入力処理部10に出力される。設定条件算出部11は、妊娠週数を示す情報を入力処理部10から受けて、その妊娠週数に対応する計測対象の大きさ(胎児の頭部の大きさ)を示す情報を条件記憶部14から読み込み、計測対象の大きさを示す情報を表示制御部6に出力する。

【0068】

一方、送受信部2は、超音波プローブ1に超音波を送受信させることで、所定の範囲を超音波で走査し、画像生成部4は、断層像データを生成する。表示制御部6は、計測対象の大きさに応じて断層像の表示サイズを縮小して、断層像に表わされた計測対象を表示部8の画面の表示領域内に表示させる。

30

【0069】

このように、妊娠週数に応じて断層像の表示サイズを変えることで、計測対象の全体像を表示部8の画面の表示領域内に表示させることが可能となる。

【0070】

また、上述した実施形態及び変形例において、所望の計測における計測精度が満たされていない場合には、その旨を操作者に報知するようにしても良い。例えば、上述した実施形態において、IMT計測の計測精度を満たすための送受信周波数Fに従って超音波を送受信していない場合には、制御部15は、報知指示を表示制御部6に出力する。表示制御部6は、その報知指示を受けると、計測精度を満たす条件で超音波画像が表示されていないことを示す情報(例えばワーニングメッセージ)を表示部8に表示させる。これにより、操作者は、計測精度を満たす条件で超音波画像が表示されていないことを認識することが可能となる。

40

【0071】

なお、画像生成部4、表示制御部6、設定条件算出部11、制御部15、及び計測部16は、1例として、図示しないCPUと、ROM、RAMなどの図示しない記憶装置とを備えている。記憶装置には、画像生成部4の機能を実行するための画像生成プログラム、表示制御部6の機能を実行するための表示制御プログラム、設定条件算出部11の機能を実行するための設定条件算出プログラム、制御部15の機能を実行するための制御プログ

50

ラム、及び、計測部 16 の機能を実行するための計測プログラムが記憶されている。また、設定条件算出部 11 は、送受信周波数算出部 12 の機能を実行するための送受信周波数算出プログラムと、視野深度算出部 13 の機能を実行するための視野深度算出プログラムとが含まれている。CPU が、各プログラムを実行することで、各部の機能を実行する。

【符号の説明】

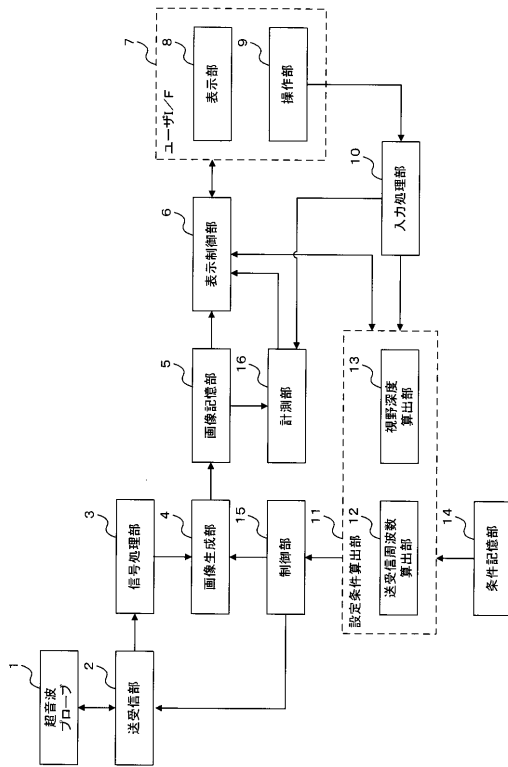
【0072】

- 1 超音波プローブ
- 2 送受信部
- 3 信号処理部
- 4 画像生成部
- 5 画像記憶部
- 6 表示制御部
- 7 ユーザ I / F (ユーザインターフェース)
- 8 表示部
- 9 操作部
- 10 入力処理部
- 11 設定条件算出部
- 12 送受信周波数算出部
- 13 視野深度算出部
- 14 条件記憶部
- 15 制御部
- 16 計測部

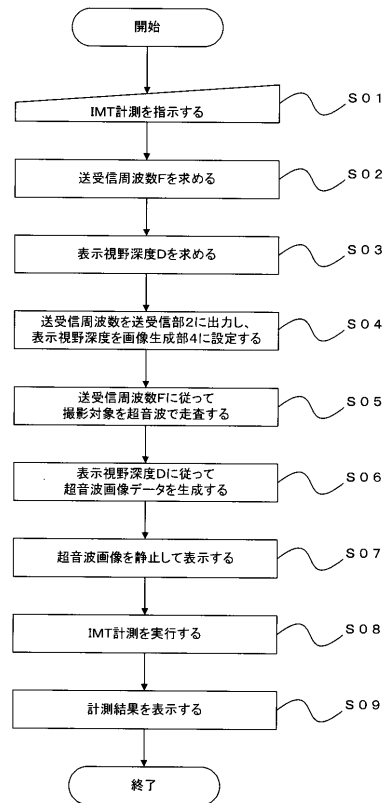
10

20

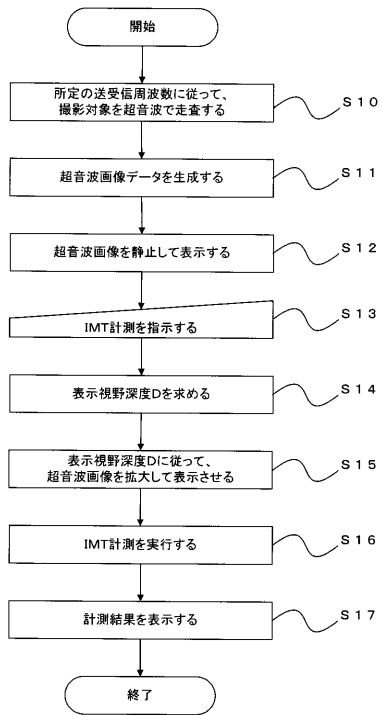
【図 1】



【図 2】



【図3】



フロントページの続き

- (72)発明者 安藤 広治
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 大嶋 康典
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 穉山 充男
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開平 8 - 188077 (JP, A)
特開2000 - 5173 (JP, A)
特開2001 - 54521 (JP, A)
特開2004 - 195091 (JP, A)
特開2006 - 333896 (JP, A)
特開2007 - 260188 (JP, A)
特開2008 - 245790 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5317762B2	公开(公告)日	2013-10-16
申请号	JP2009045618	申请日	2009-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	米山直樹 安藤広治 大嶋康典 穂山充男		
发明人	米山 直樹 安藤 広治 大嶋 康典 穂山 充男		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/DD26 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/HH35 4C601/JC05 4C601/JC13		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2010194240A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够形成超声图像数据的超声诊断系统，该超声图像数据成为所需测量精度所需的测量功能的执行目标，同时减少操作者的工作负荷。ZOLUTION：控制部分15允许发送和接收部分2相对于与操作者指示的特定种类的测量所需的测量精度相对应的发送 - 接收频率发送和接收超声波，以及图像形成部分如图4所示，形成超声图像数据，该超声图像数据表示基于测量精度和显示部分8的显示区域的尺寸计算的区域中的对象。显示控制部分6允许显示部分8显示超声波基于超声图像数据的图像和测量部分16执行由操作者指示的特定种类的测量，使用显示在显示部分8上的超声图像。

【图 2】

