

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-67546

(P2011-67546A)

(43) 公開日 平成23年4月7日(2011.4.7)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2009-223159 (P2009-223159)
(22) 出願日 平成21年9月28日 (2009.9.28)(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100075281
弁理士 小林 和憲
(72) 発明者 宮地 幸哉
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB08 DD14 DD19 EE09
EE10 GB06 HH14 HH22 JB50
JC15 JC37 KK02 KK24 KK28

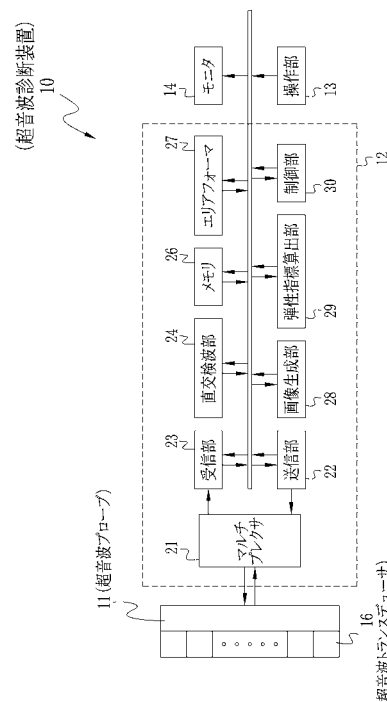
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び弾性指標算出方法

(57) 【要約】

【課題】信頼性の高い弾性指標を算出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10は、超音波を送受信する複数の超音波トランスデューサ16を備えた超音波プローブ11と、超音波トランスデューサ16の部分集合を駆動して超音波プローブ11から幅広の超音波ビームを送信させる送信部22、超音波トランスデューサ16からエコー信号を受信部23、エコー信号からエコーデータをライン毎のエコーデータを生成するビームフォーマ27、エコーデータを複数フレーム分記憶するメモリ26、エコーデータから歪み ε を算出する弾性指標算出部29、エコーデータや歪み ε に基づいて断層画像を生成する画像生成部28等から構成される。送信部22は、超音波トランスデューサ2個以上のピッチでずらし、直前に送信した超音波ビームとオーバーラップするように、順次、幅広の超音波ビームを送信させる。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受信する複数の超音波トランスデューサと、
各々の前記超音波トランスデューサに駆動信号を入力することにより、前記超音波トランスデューサの部分集合から超音波ビームを送信させるとともに、前記部分集合を前記超音波トランスデューサ 2 個分以上のピッチでずらし、かつ、直前に送信した前記超音波ビームとオーバーラップするように複数回前記超音波ビームを送信させる送信手段と、
前記超音波ビームのエコーを受信することにより前記超音波トランスデューサが出力するエコー信号を受信する受信手段と、
前記エコー信号をラインに沿ったエコーデータを生成するにエコーデータ生成手段と、
前記エコーデータを複数フレーム分記憶する記憶手段と、
前記エコーデータに基づいて、観察している組織の弾性指標を算出する弾性指標算出手段と、
前記エコーデータに基づいて、前記観察部位の空間的または経時的な画像を生成するとともに、前記画像を前記弾性指標に応じて染色した弾性指標画像を生成する画像生成手段と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

フレームレートを $FR (1/s)$ 、1 フレーム分の前記エコーデータを取得するまでに送信する前記超音波ビームの送信回数を $N (回)$ 、観察部位内における平均音速を $Vs (m/s)$ 、前記組織の深さの最大値を $D (cm)$ とするときに、前記送信回数 N が
$$N = (1/FR) \times (Vs \times 10^2 / 2D)$$

の条件を満たすことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記弾性指標を算出する関心領域が指定されたときに、
前記関心領域の幅及び深さに応じて、前記式 1 の条件を満たすように送信回数 N を定めるとともに、前記ピッチを定めることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記フレームレート FR が 100 以上であることを特徴とする請求項 2 または 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

送信回数 N が 58 以下で前記 1 フレームを構成することを特徴とする請求項 2 ないし 4 いずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波トランスデューサは 2 次元に配列されていることを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

方位方向 5 mm、レンズ方向 5 mm 以上の範囲について前記エコーデータを生成し、かつ、前記送信回数 N が 58 以下であることを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

血管を観察するときに、血管の中心軸方向に沿って、血管の中心軸を通る断面に寄与するエコーデータを抽出し、前記断面内で前記弾性指標を算出するとともに、前記弾性指標画像を生成することを特徴とする請求項 6 または 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

血管を観察している最中に前記血管が移動した場合に、前記血管の移動量を算出し、前記移動量に応じて同一の断面についてのエコーデータを抽出することにより、前記弾性指標を算出するとともに、前記弾性指標画像を生成することを特徴とする請求項 6 ないし 8 いずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記弾性指標は、前記組織の歪みまたは前記歪みから算出される値であることを特徴と

する請求項 1 ないし 9 いずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記弾性指標算出手段は、あるフレームについて前記ライン毎にエコーデータの波形の特徴に応じて複数の代表点を定め、他のフレームについてライン毎に前記代表点の位置を同定することにより、各々の前記代表点を複数フレーム間でトラッキングし、その後、代表点間距離をフレーム毎に算出し、前記代表点間距離の最大値と最大変化量に基づいて前記代表点間の組織の歪みを算出することを特徴とする請求項 1 ないし 10 いずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

あるフレームについて、ライン毎にエコーデータの波形の特徴に応じて複数の代表点を定める代表点設定ステップと、

他のフレームについて、ライン毎に前記代表点の位置を同定することにより、各々の前記代表点を複数フレーム間でトラッキングするトラッキングステップと、

代表点間距離をフレーム毎に算出する代表点間距離算出ステップと、

前記代表点間距離の最大値と最大変化量に基づいて前記代表点間の組織の歪みを算出する歪み算出ステップと、

を備えることを特徴とする弾性指標算出方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波エコーによって、生体組織を観察する超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、血管壁の歪みや弾性率等の弾性指標を計測する超音波診断装置及び弾性指標の算出方法に関する。

【背景技術】

【0002】

脳梗塞や脳出血に代表される脳血管障害や、心筋梗塞、狭心症等の虚血性心疾患による治療患者が急増している。脳血管障害や虚血性心疾患のほとんどは動脈硬化を基礎病変として発病することが知られている。このため、こうした疾患を予防するためには、動脈硬化の兆候を未然に察知して、生活習慣を改善することが重要である。

【0003】

動脈硬化を検査するために血管の性状を非侵襲的に評価する方法としては、従来より、脈波伝達速度 (PWV) や足関節上腕血圧比 (ABI) 等を測定する方法が知られている。こうした血圧の測定によって動脈の性状を評価する方法は、広範囲の動脈の性状を平均化した総合的な評価に用いられる。

【0004】

また、動脈硬化は血管壁が肥厚するとともに硬化した状態を言うが、症状が進行すると血管壁の一部にプラークが生じ血管内腔が狭窄され、プラークが破裂することにより、血栓や塞栓が生じて、脳血管障害や虚血性心疾患が引き起こされることが知られている。このため、広範囲の動脈の平均的な性状だけでなく、血管壁の局所的な性状を評価する指標が求められており、動脈硬化の好発部位である頸動脈の内膜中膜複合体厚 (maximum intima-media thickness; IMT) を超音波エコーによって測定する方法が注目を集めている。

【0005】

また、近年では、頸動脈の血管壁の心拍に応じた変位を測定することによって、IMT だけでなく、スティフネスパラメータ β や歪み (ストレイン)、ストレインレート、弾性率といった血管壁の弾性を示す指標 (以下、弾性指標という) が動脈硬化検査に取り入れられている (特許文献 1, 2)。こうした弾性指標を得るためには、心拍に応じて変位する頸動脈の血管壁をトラッキングしながら、精度良く血管壁の変位を測定する必要がある。このため、頸動脈に対して 2 つの異なる角度から超音波ビームを照射して得られるエコーデータを用いることにより、頸動脈の血管壁を精度良くトラッキングできるようにした

10

20

30

40

50

超音波診断装置が知られている（特許文献３）。

【０００６】

また、正確な弾性指標を得るためには、血管の中央を通る方向で血管壁の変位量やＩＭＴを計測する必要がある。このため、２次元に超音波トランスデューサを配列した超音波プローブ（以下、２Ｄ超音波プローブという）を用いて、頸動脈の立体的なデータを取得し、頸動脈の中央を通る断面内でＩＭＴ等を測定するようにした超音波診断装置が知られている（特許文献４）。

【０００７】

さらに、超音波プローブを往復させながら頸動脈の断層画像を取得することにより、心拍に応じたＩＭＴの変化量を算出する超音波診断装置が知られている（特許文献５）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００８】

【特許文献１】ＷＯ２００３－０１５６３５

【特許文献２】特許第４０９１３６５

【特許文献３】特開２００６－３２５７０４号公報

【特許文献４】特開２００６－０００４５６号公報

【特許文献５】特開２００８－２３７６７０号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【０００９】

上述のように近年求められている弾性指標の算出には、頸動脈壁を高精度にトラッキングする必要がある。しかし、単に頸動脈壁を高精度にトラッキングするだけでは、再現性が良く、信頼性の高い弾性指標を算出することはできず、頸動脈壁の変位量及び変位速度に比べて十分なレートでエコーデータ（あるいはエコーデータからつくられる断層画像）を取得することが求められる。

【００１０】

例えば、頸動脈壁の歪み ε は、一心拍中の血管壁厚の最大値 H_{max} と、最大値 H_{max} と最小値 m_{in} の差分 ΔH とを用いて、 $\varepsilon = \Delta H / H_{max}$ で表される。このため、頸動脈壁の心拍に応じた変位量及び変位速度に比べて、エコーデータの取得レートが低い場合には、取得したエコーデータ内で頸動脈壁を高精度にトラッキングできたとしても、一心拍中の血管壁厚の最大値や最小値を正確に算出することができず、歪み ε は算出するたびに異なる値となって再現性が確保できない。

30

【００１１】

したがって、頸動脈壁のトラッキングのために、特許文献３に記載されているように２方向から超音波ビームを照射して得られる２つのエコーデータを用いる場合には、エコーデータの取得レートは実質的に１／２に低下するので、信頼性の高い弾性指標を算出することは難しい。同様に、特許文献４に記載されているように２Ｄ超音波プローブを用いて頸動脈の３次元データを取得してからＩＭＴや弾性指標を算出するときには、さらに高いレートでエコーデータを取得する必要がある。

40

【００１２】

さらに、ＩＭＴや弾性指標は、本来、同一の箇所について算出するべきものであり、特許文献４のように、異なる箇所で算出したＩＭＴから信頼性の高い弾性指標を算出することは難しい。

【００１３】

本発明は上述の問題点に鑑みてなされたものであり、頸動脈壁等の観察対象を高精度にトラッキングすると同時に、高フレームレートでエコーデータを取得し、信頼性の高い弾性指標を算出することができる超音波診断装置及び弾性指標算出方法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】

50

【 0 0 1 4 】

本発明の超音波診断装置は、超音波を送受信する複数の超音波トランスデューサと、各々の前記超音波トランスデューサに駆動信号を入力することにより、前記超音波トランスデューサの部分集合から超音波ビームを送信させるとともに、前記部分集合を前記超音波トランスデューサ2個分以上のピッチでずらし、かつ、直前に送信した前記超音波ビームとオーバーラップするように複数回前記超音波ビームを送信させる送信手段と、前記超音波ビームのエコーを受信することにより前記超音波トランスデューサが出力するエコー信号を受信する受信手段と、前記エコー信号をラインに沿ったエコーデータを生成するにエコーデータ生成手段と、前記エコーデータを複数フレーム分記憶する記憶手段と、前記エコーデータに基づいて、観察している組織の弾性指標を算出する弾性指標算出手段と、前記エコーデータに基づいて、前記観察部位の空間的または経時的な画像を生成するとともに、前記画像を前記弾性指標に応じて染色した弾性指標画像を生成する画像生成手段と、を備えることを特徴とする。

10

【 0 0 1 5 】

また、フレームレートを $FR(1/s)$ 、1フレーム分の前記エコーデータを取得するまでに送信する前記超音波ビームの送信回数を $N(回)$ 、観察部位内における平均音速を $Vs(m/s)$ 、前記組織の深さの最大値を $D(cm)$ とするとときに、前記送信回数 N が $N(1/FR) \times (Vs \times 10^2 / 2D)$ の条件を満たすことを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

また、前記弾性指標を算出する関心領域が指定されたときに、前記関心領域の幅及び深さに応じて、前記式1の条件を満たすように送信回数 N を定めるとともに、前記ピッチを定めることを特徴とする。

20

【 0 0 1 7 】

前記フレームレート FR が100以上であることを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

また、送信回数 N が58以下で前記1フレームを構成することが好ましい。

【 0 0 1 9 】

また、前記超音波トランスデューサは2次元に配列されていることが好ましい。

【 0 0 2 0 】

また、方位方向5mm、レンズ方向5mm以上の範囲について前記エコーデータを生成し、かつ、前記送信回数 N が58以下であることが好ましい。

30

【 0 0 2 1 】

また、血管を観察するときに、血管の中心軸方向に沿って、血管の中心軸を通る断面に寄与するエコーデータを抽出し、前記断面内で前記弾性指標を算出するとともに、前記弾性指標画像を生成することが好ましい。

【 0 0 2 2 】

また、血管を観察している最中に前記血管が移動した場合に、前記血管の移動量を算出し、前記移動量に応じて同一の断面についてのエコーデータを抽出することにより、前記弾性指標を算出するとともに、前記弾性指標画像を生成することが好ましい。

【 0 0 2 3 】

また、前記弾性指標は、前記組織の歪みまたは前記歪みから算出される値であることが好ましい。

40

【 0 0 2 4 】

また、前記弾性指標算出手段は、あるフレームについて前記ライン毎にエコーデータの波形の特徴に応じて複数の代表点を定め、他のフレームについてライン毎に前記代表点の位置を同定することにより、各々の前記代表点を複数フレーム間でトラッキングし、その後、代表点間距離をフレーム毎に算出し、前記代表点間距離の最大値と最大変化量に基づいて前記代表点間の組織の歪みを算出することを特徴とする。

【 0 0 2 5 】

本発明の弾性指標算出方法は、あるフレームについて、ライン毎にエコーデータの波形

50

の特徴に応じて複数の代表点を定める代表点設定ステップと、他のフレームについて、ライン毎に前記代表点の位置を同定することにより、各々の前記代表点を複数フレーム間でトラッキングするトラッキングステップと、代表点間距離をフレーム毎に算出する代表点間距離算出ステップと、前記代表点間距離の最大値と最大変化量に基づいて前記代表点間の組織の歪みを算出する歪み算出ステップと、を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0026】

本発明によれば、頸動脈壁等の観察対象を高精度にトラッキングすると同時に、高フレームレートでエコーデータを取得し、信頼性の高い弾性指標を算出することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0027】

【図1】超音波診断装置の概略的な構成を示す説明図である。

【図2】超音波診断装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図3】頸動脈を観察する様子を示す説明図である。

【図4】超音波ビームの様態を示す説明図である。

【図5】エリアフォーマによって受信信号からエコーデータを作成する様態を示す説明図である。

【図6】断層画像の様態を示す説明図である。

【図7】歪みを算出する様態を示す説明図である。

【図8】歪み画像を生成する様子を示す説明図である。

20

【図9】ROIを指定して歪みを算出する様態を示す説明図である。

【図10】2D超音波プローブによって超音波ビームを発信する様態を示す説明図である。

【図11】2D超音波プローブによって頸動脈観察する様態を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

図1に示すように、超音波診断装置10は、超音波プローブ11から被検体内に超音波を発信し、そのエコーに基づいて被検体内の様子を画像化してモニタ14に表示する装置であり、プロセッサ装置12、操作部13等から構成される。

【0029】

30

超音波プローブ11は、複数の超音波トランスデューサ16（図2参照）によって超音波の送受信を行う探触子であり、超音波トランスデューサ16が配列された先端部分を被検者の表面に当接させて使用される。また、超音波プローブ11は、ケーブルによってプロセッサ装置12に接続されており、その動作はプロセッサ装置12によって制御される。

【0030】

プロセッサ装置12は、超音波診断装置10の各部の動作を統括的に制御する制御装置であり、前述のように超音波プローブ11によって超音波を送受信させたり、受信したエコーから断層画像を生成しモニタ14に表示する。また、プロセッサ装置12は、断層画像としてBモード画像やMモード画像を生成、表示させる他に、観察している組織の歪みや弾性率等の弾性指標を算出し、こうした弾性指標を表示した歪み画像を生成し、リアルタイムにモニタ14に表示させる。

40

【0031】

操作部13は、キーボードやポインティングデバイス、種々のボタンやダイヤル等となり、医師等のオペレータは、この操作部13を用いて超音波診断装置10を操作する。例えば、オペレータは、操作部13を用いて、観察部位に応じた超音波診断装置10の動作様態に関わる各種設定値を指定したり、超音波プローブ11から発信する超音波ビームの焦点の深さを変更する。また、オペレータは、操作部13を用いて、関心領域（以下、ROIという）を指定する。さらに、被検者の血圧等、他の機器によって取得されるデータは、操作部13を用いて入力される。

50

【0032】

図2に示すように、超音波プローブ11は、複数の超音波トランスデューサ16を1列に配列したものである。超音波トランスデューサ16は、 piezo素子からなり、超音波を送受信する。また、各々の超音波トランスデューサ16は、後述する送信部22からマルチプレクサ21を介して入力される駆動信号に基づいて、個別にパルス駆動される。例えば、超音波プローブ11から超音波ビームを送信するときには、複数ある超音波トランスデューサ16の全てを同時に駆動するのではなく、連続した一部分の超音波トランスデューサ16を、各々タイミングを遅延させて駆動する。これにより、超音波プローブ11は、被検体内の所定箇所に、超音波トランスデューサ16複数個分の範囲に収束する幅広の超音波ビームを照射する。また、被検体内に送信した超音波ビームのエコーが超音波トランスデューサ16に入射すると、各超音波トランスデューサ16は、入射したエコーの振幅に応じたアナログのエコー信号を出力する。各超音波トランスデューサ16が出力するエコー信号は、マルチプレクサ21を介して後述する受信部23に入力される。

10

【0033】

プロセッサ装置12は、マルチプレクサ21、送信部22、受信部23、直交検波部24、メモリ26、エリアフォーマ27（エコーデータ生成手段）、画像生成部28、弾性指標算出部29、制御部30等から構成される。

【0034】

マルチプレクサ21は、前述のように送信部22が出力する超音波トランスデューサ16の駆動信号を、複数ある超音波トランスデューサ16の中から必要な複数の超音波トランスデューサ16に選択的に入力する。また、マルチプレクサ21は、各超音波トランスデューサ16が出力するエコー信号を、各々個別に受信部23に入力する。

20

【0035】

送信部22は、超音波トランスデューサ16に超音波を発生させる駆動信号を生成する。送信部22が生成する駆動信号は、複数の超音波トランスデューサ16のなかから、超音波トランスデューサ16の部分集合を選択的にパルス駆動させる。また、送信部22が生成する駆動信号は、超音波プローブ11から送信させる超音波ビームの形状や、焦点の深さ、大きさ等に応じて、選択的に駆動する各超音波トランスデューサ16を、それぞれタイミングを遅延させながら駆動する。さらに、送信部22は、上述の超音波トランスデューサ16の部分集合を、一定の方向に所定のピッチP（2）ずつずらしながら順に移動させ、間欠的に超音波ビームを送信させる。ピッチPの大きさは、1フレームあたりの超音波ビームの送信回数Nに応じて決定される。このとき、各送信毎の超音波ビームの一部をオーバーラップさせ、連続した超音波ビームによって取得されるデータが、前回と今回の送受信で少なくとも一つのライン（走査線）について再取得されるように決定される。なお、ここでは、定められたピッチPで超音波トランスデューサ16の部分集合を移動させたときに、超音波ビームに1ラインのオーバーラップができるように、1回の超音波ビームの送信のために駆動する超音波トランスデューサ16の個数（部分集合内の超音波トランスデューサの個数）を定めるとする。

30

【0036】

受信部23は、マルチプレクサ21を介して各々の超音波トランスデューサ16が出力するエコー信号を受信し、直交検波部24に入力する。このとき、受信部23は、アナログのエコー信号を増幅するとともに、デジタルデータに変換する。

40

【0037】

直交検波部24は、受信部23から入力されたエコー信号の中心周波数と同じ周波数のsin波、cos波を掛け、それぞれローパスフィルタを通すことにより、振幅及び位相の情報を持つ複素ベースバンド信号に変換する。直交検波部24が出力する複素ベースバンド信号は、メモリ26に一時的に記憶され、エリアフォーマ27で利用される。

【0038】

エリアフォーマ27は、メモリ26から複数の複素ベースバンド信号を読み出して整相加算することにより、1ライン毎に、被検体の深さ方向のデータ（以下、エコーデータ）

50

を生成する。ここで生成されるエコーデータは、複数フレーム分がメモリ 26 に記憶され、画像生成部 28 や弾性指標算出部 29 で利用される。

【0039】

画像生成部 28 は、所定数の一連のエコーデータに基づいて断層画像を生成する。例えば、画像生成部 28 は、1 フレーム分のエコーデータから B モード画像を生成する。また、時間的に連続する複数フレーム分のエコーデータのうち、同一ラインのエコーデータから M モード画像を生成する。さらに、画像生成部 28 は、後述する弾性指標算出部 29 で算出された弾性指標を表示した弾性指標画像を生成する。弾性指標画像は、被検体の各部について算出された弾性指標の値に基づいて、B モード画像等の断層画像の対応箇所を、所定のカラーマップにしたがってカラーリングすることにより生成される。こうして画像生成部 28 が生成した各種断層画像はモニタ 14 に表示される。

10

【0040】

弾性指標算出部 29 は、例えば、複数フレーム分のエコーデータから、被検体内を細分化したエリア毎に、歪み ε を算出する。まず、弾性指標算出部 29 は、あるフレームのエコーデータの波形の特徴から、ライン毎に代表点を定める（代表点設定ステップ）。次に、エコーデータの位相や振幅等に基づくパターンマッチングにより、所定フレーム分のエコーデータについて、ライン毎に各代表点の位置を同定することにより、各代表点を複数フレーム間でトラッキングする（トラッキングステップ）。その後、隣接する代表点間距離をフレーム毎に算出するとともに、代表点間距離の最大値 h_a 、最小値 h_b を求める。同時に、代表点間距離の最大値 h_a と最小値 h_b の差を算出し、各代表点間距離の最大変化量 $\Delta h (= h_a - h_b)$ とする（代表点間距離算出ステップ）。そして、弾性指標算出部 29 は、算出した代表点間距離の最大値 h_a と代表点間距離の最大変化量 Δh の値から、各代表点間の組織の歪み ε を、 $\varepsilon = \Delta h / h_a$ にしたがって算出する（歪み算出ステップ）。また、オペレータによって ROI が指定されたときには、弾性指標算出部 29 は、ROI 内エリアについて、上述と同様に歪み ε を算出する。こうして弾性指標算出部 29 が算出した歪み ε の値は、各代表点の位置情報とともにメモリ 26 に記憶され、前述のように画像生成部 28 による弾性指標画像の生成に用いられる。

20

【0041】

制御部 30 は、操作部 13 からの入力を受けて、プロセッサ装置 12 の各部を制御する。また、制御部 30 は、1 フレーム分のエコーデータを取得するために送信する超音波ビームの送信回数を N （回）、フレームレートを FR （1/s）、観察する部位の平均音速値を V_s （m/s）、弾性指標を算出する組織の深さの最大値を D （cm）とするときに、下記数 1 の条件式を満たすように、超音波ビームの送信回数 N を決定する。特に、下記数 1 の条件式を満たす整数のうち、最大のものを超音波ビームの送信回数 N とすることが好ましい。

30

【0042】

[数 1]

$$N = 1 / FR \times (V_s \times 10^2) / 2D$$

【0043】

この数 1 の条件式は、以下のような意味を持つ。まず、人体内の平均音速値 V_s は 1400 ~ 1600（m/s）程度であり、ほぼ一定値とみなせる。このため、超音波診断装置 10 の使用開始時に、この範囲内のある値に予め設定される。このとき、観察部位に応じて、超音波トランスデューサ 16 から観察したい部位の深さ D （例えば頸動脈の最も深い位置）までの距離を超音波が往復するのに要する時間は、 $2D / (V_s \times 10^2)$ で表される。なお、制御部 30 は、ROI が指定されていないときには、断層画像の最下端の深さを上述の D の値として用い、ROI が指定されたときには、後述するように ROI の最も深い位置までの距離を上述の D として用いる（図 9 参照）。

40

【0044】

一方、再現性の良い歪み ε を算出するためには、一定時間 T 秒（例えば 1 心拍の秒数）内に M 枚の B モード画像に相当するエコーデータを取得する必要がある、1 フレーム（B

50

モード画像 1 枚) 分のエコーデータの取得のために超音波ビームを N 回送信するものとする。すると、一定時間 T 内に、 $N \times M$ (回) の超音波ビームを送信する必要があることになる。

【0045】

しかし、前述のように、超音波の伝達に要する時間は、観察部位によって $2D / (Vs \times 10^2)$ で定められるので、一定時間 T (秒) 内では、超音波ビームを最大 $T \times (Vs \times 10^2) / 2D$ 回送信し、エコーデータを取得することができる。このため、 $N \times M$ は、 $T \times (Vs \times 10^2) / 2D$ 以下の値である必要がある。すなわち、送信回数 N は、 $N = (T / M) \times (Vs \times 10^2) / 2D$ を満たす必要がある。ここで、 $T / M = 1 / (M / T)$ であり、 M / T はフレームレート FR に他ならない。これにより上述の数 1 の条件式が得られる。なお、1 フレームあたりの超音波ビームの送信回数 N が数 1 の条件式の右辺の値よりも大きくなると、一定時間 T 内に取得されるエコーデータが少なく、これに基づいて算出した歪み ε の再現性が悪くなり、信頼性が低くなる。

10

【0046】

また、制御部 30 は、上述のようにして定めた超音波ビームの送信回数 N と、1 ライン分のエコーデータが対応する幅と、生成する断層画像の幅に応じて、超音波トランスデューサ 16 の部分集合を移動させるピッチ P を決定する。例えば、 $N = 58$ 、1 ラインのエコーデータが 0.3 mm の幅に対応する断層画像に生成され、全体として 33 mm 幅分の断層画像を生成するときには、ピッチ P は、 $(33 \text{ mm} / 0.3 \text{ mm}) \div 58 = 1.9$ 以上の値で、最小の整数 2 に決定される。

20

【0047】

以下、図 3 に示すように、超音波プローブ 11 を頸動脈 32 に沿って被検者の頸部 31 に当接させながら頸動脈壁の観察を行う例を挙げて、超音波診断装置 10 の動作様態を説明する。なお、頸動脈 31 の深さは概ね $2 \sim 4 \text{ cm}$ であるため、その観察に必要な深さ D は概ね 3 cm 程度である。また、前述のように人体内の平均音速 Vs は $1400 \sim 1600 \text{ m/s}$ である。さらに、健常者の頸動脈壁は 1 心拍で 0.5 mm 程度変位し、その変位速度は $5 \sim 8 \text{ m/s}$ 程度であることが分かっている。このため、再現性の良く、信頼性の高い歪み ε を算出するためには、前述の代表点の計測誤差を頸動脈壁の変位量 0.5 mm の 10% 程度以下に抑え、精密にトラッキングする必要がある。したがって、健常者の頸動脈を観察する場合、 $0.05 (\text{mm}) \div 5 (\text{m/s}) = 0.01 (\text{s})$ であり、 0.05 mm の変位を捉えるために、フレームレート FR は少なくとも $100 (1/\text{s})$ であることが必要である。さらに、高血圧等のために、心拍に応じた血管壁の動きが速い被検者の場合には、 $FR = 400 (1/\text{s})$ 程度であることが望ましい。これらのことから、超音波診断装置 10 では、数 1 の条件式で $D = 3$ 、 $Vs = 1400$ 、 $FR = 400$ とし、1 フレームあたりの超音波ビームの送信回数 N を 58 としてある。

30

【0048】

また、超音波診断装置 10 は、110 ラインについてエコーデータを生成する。さらに、超音波診断装置 10 は、1 ラインにつき 0.3 mm 幅のエリアに相当する画像を生成する。このため、超音波診断装置 10 が生成する B モード画像の幅方向は 33 mm となる。また、前述のように、超音波診断装置 10 では 1 フレームあたりの超音波ビームの送信回数 N を 58 としたので、1 回の超音波ビームの送信につき、少なくとも 2 ラインのエコーデータを生成すれば良いことになる。このため、前述の部分集合を移動ピッチ P は 2 としてある。

40

【0049】

超音波診断装置 10 によって頸動脈 31 の観察を開始すると、送信部 22 は、超音波ビーム 11 から幅広の超音波ビームを被検体内に間欠的に送信させる。例えば、図 4 (A) に示すように、1 列に配列された超音波プローブ 16 の一端から n 番目の超音波トランスデューサ 16 を中心として、これと隣り合うものを合わせた $n - 1 \sim n + 1$ 番目の計 3 個の超音波トランスデューサ 16 の範囲に収束するように、 $n - 3 \sim n + 3$ 番目までの計 7 個の超音波トランスデューサ 16 が各々遅延されながら駆動され、幅広の超音波ビーム 3

50

6 [n] が送信される。この超音波ビーム 3 7 n の焦点 3 7 は、超音波ビーム 3 6 [n] の幅が $n - 1 \sim n + 1$ 番目までの 3 個分の超音波トランスデューサ 1 6 の幅になる深さであり、主として焦点 3 7 近傍の組織からのエコーが超音波トランスデューサ 1 6 に入力される。このため、焦点 3 7 近傍の組織が鮮明に観察されることになる。なお、前述のように頸動脈 3 2 の深さが概ね 2 ~ 4 c m であるため、焦点 3 7 の深さは例えば 3 c m に予め設定される。

【 0 0 5 0 】

また、超音波ビーム 3 6 [n] のエコーは、全ての超音波トランスデューサ 1 6 に入力されるが、受信部 2 3 は、超音波の送信に用いた $n - 3 \sim n + 3$ 番目までの 7 個の超音波トランスデューサ 1 6 からエコー信号を選択的に受信する。そして、エリアフォーマ 2 7 は、複素ベースバンド信号に変換されたエコー信号に基づいて $n - 1$, n , $n + 1$ 番目の超音波トランスデューサ 1 6 に各々対応するライン L_{n-1} , L_n , L_{n+1} のエコーデータを生成する。

10

【 0 0 5 1 】

次いで、図 4 (B) に示すように、ピッチ P を 2 とし、駆動する超音波トランスデューサ 1 6 の部分集合を 2 素子分ずらして、 $n + 2$ 番目の超音波トランスデューサ 1 6 を中心として、 $n - 1 \sim n + 5$ 番目の計 7 個の超音波トランスデューサ 1 6 を各々遅延しながら駆動する。これにより、 $n + 2$ 番目の超音波トランスデューサ 1 6 を中心として、 $n + 1 \sim n + 3$ の 3 個分の超音波トランスデューサ 1 6 の幅に収束する幅広の超音波ビーム 3 6 [$n + 2$] が被検体内に送信される。また、受信部 2 3 は、超音波ビーム 3 6 [n] の場合と同様に、 $n - 3 \sim n + 5$ 番目の計 7 個の超音波トランスデューサ 1 6 からエコー信号を選択的に受信する。そして、エリアフォーマ 2 7 は、複素ベースバンド信号に変換されたエコー信号に基づいて、 $n + 1$, $n + 2$, $n + 3$ 番目の超音波トランスデューサ 1 6 に各々対応するライン L_{n+1} , L_{n+2} , L_{n+3} のエコーデータを生成する。

20

【 0 0 5 2 】

こうして幅広の超音波ビームの送信を繰返すことにより、超音波プローブ 1 1 は超音波トランスデューサ 1 6 の列幅分、被検体内を走査する。また、送信部 2 2 は、超音波ビーム 3 6 [$n + 2$] を送信させるときに、超音波ビーム 3 6 [n] と超音波ビーム 3 6 [$n + 2$] を斜線で示すようにオーバーラップさせる。このため、超音波診断装置 1 0 は、1 回の超音波ビームの送信毎に 3 ライン分のエコーデータを生成するが、各回で 1 ライン分のエコーデータが重複し、超音波ビームの送信毎に、2 ライン分のエコーデータを新たに生成する。したがって、幅広の超音波ビームを送信するとともに、部分集合 (7 個の超音波トランスデューサ) の移動ピッチ P を 2 とすることで、1 回の超音波ビームの送信に対して 1 ライン分のエコーデータを生成する一般的な超音波診断装置と比較して、超音波診断装置 1 0 は、約 P 倍 (ここでは 2 倍) のレートでエコーデータを取得する。なお、重複するエコーデータは、超音波ビームの送信毎に生成される新たな 2 ライン分のエコーデータの位置合わせに利用される。

30

【 0 0 5 3 】

上述のように超音波ビームを送信した後は、選択的に受信した 7 個のエコーデータに基づいて、超音波ビームの送信毎に、以下のように 3 ライン分のエコーデータが生成される。図 5 (A) に示すように、超音波ビーム 3 6 [n] を送信したときに、ライン L_{n-1} 及びライン L_n 上に強い散乱体 3 8 a, 3 8 b があるとする。このとき、選択的に受信されるエコーデータ $d_{n-3} \sim d_{n+3}$ には、これらの散乱体 3 8 a, 3 8 b に対応したシグナル 3 9 a, 3 9 b が振幅が現れる。但し、散乱体 3 8 a, 3 8 b の位置から、 $n - 3 \sim n + 3$ 番目の各超音波トランスデューサ 1 6 までの距離は各々に異なるため、シグナル 3 9 a, 3 9 b が現れる位置は、各超音波トランスデューサ 1 6 と各散乱体 3 8 a, 3 8 b からの距離に応じてエコー信号 $d_{n-3} \sim d_{n+3}$ 毎に異なる。

40

【 0 0 5 4 】

このため、図 5 (B) に示すように、エリアフォーマ 2 7 は、複素ベースバンド信号に変換されたエコー信号 $d_{n-3} \sim d_{n+3}$ を、同じ点からのシグナル S_{n-1} , S_n , S

50

$n + 1$ の位置が揃うように位相を整合して加算することにより、ライン L_{n-1} , L_n , L_{n+1} の深さ方向に対応したエコーデータ D_{n-1} , D_n , D_{n+1} をそれぞれ生成する。例えば、ライン L_n のエコーデータを生成するときには、ライン L_n 上の同じ点からのシグナル S_n の位置が揃うように、エコー信号 $d_{n-3} \sim d_{n+3}$ を時刻方向にシフトさせながら加算する。これにより、図 5 (C) に示すように、エコーデータ D_n には、ライン L_{n-1} 上の散乱体 38b からのシグナル 39b 等他のライン上の点からのシグナルはほぼノイズレベル程度に平均化され、実質的にライン L_n 上の散乱体 38a からのシグナル 39a が強調されたシグナルだけ現れる。同様に、エコーデータ D_{n-1} , D_{n+1} には、それぞれライン L_{n-1} , L_{n+1} 上の散乱体からのシグナルを強調したシグナルだけが現れる。

10

【0055】

図 6 (A) に示すように、画像生成部 28 は、上述のようにして生成されたエコーデータを並べ、各エコーデータの振幅を輝度としてマッピングすることにより、B モード画像 41 を生成する。こうして生成した B モード画像 41 には頸動脈 31 の断面がグレースケールの濃淡として観察される。例えば、B モード画像 41 からは、内腔 42、内膜 46、中膜 47、外膜 48 等の組織からなる頸動脈 31 の断面層構造が観察される。

【0056】

また、図 6 (B) に示すように、画像生成部 28 は、時間的に連続する複数フレーム分の B モード画像 41 に対応するエコーデータから、例えばライン L_n の 1 ラインのエコーデータを所定の幅を持たせて時系列に並べ、各エコーデータの振幅を輝度としてマッピングすることにより、M モード画像 49 を生成する。したがって、M モード画像 49 には、時刻に応じた頸動脈 31 の変化が観察される。例えば、M モード画像 49 では、心拍に応じて、各組織 42 , 46 ~ 48 が深さ方向に変位し、頸動脈 31 が拡張、収縮を繰返す様子が観察される。

20

【0057】

こうして、画像生成部 28 が断層画像を生成すると同時に、弾性指標算出部 29 は、複数フレーム分のエコーデータに基づいて、頸動脈 31 の各組織の歪み ε を算出する。説明の便宜のため、図 7 (A) に示すように、プラーク 51 が形成されている部分を観察しているものとする。このとき、弾性指標算出部 29 は、あるフレームのエコーデータをライン毎に読み出して、エコーデータの位相や振幅に基づいて代表点を定める。例えば、弾性指標算出部 29 は、ライン L_n 上のエコーデータにおいて、内腔 42 と内膜 46 の境界点、内膜 46 と中膜 47 の境界点、中膜 47 内に 5 点、中膜 47 と外膜 48 の境界点、外膜 48 と頸動脈 31 外の組織との境界点を、それぞれ $X_0 \sim X_8$ の代表点として定める。

30

【0058】

次に、図 7 (B) に示すように、複数フレーム分のエコーデータについて、代表点 $X_0 \sim X_8$ を定めたエコーデータをパターンマッチングし、各フレームのライン L_n 上に、代表点 $X_0 \sim X_8$ を同定する。これにより、代表点 $X_0 \sim X_8$ の深さを時系列にトラッキングしたトラッキングデータを一時的に作成する。そして、弾性指標算出部 29 は、トラッキングデータに基づいて、隣接する代表点間の距離を 1 心拍内で算出し、その最大値、最小値、及び最大変化量を求め、さらにこれらの値に基づいて代表点間にある組織の歪み ε を算出する。

40

【0059】

例えば、図 7 (C) に示すように、代表点間距離 $X_1 - X_0$ を 1 心拍内で算出し、代表点間距離 $X_1 - X_0$ の最大値 h_{1a} と最小値 h_{1b} を求める。同時に、代表点間距離 $X_1 - X_0$ の最大変化量 $\Delta h_1 (= h_{1a} - h_{1b})$ を算出する。そして、歪み $\varepsilon_1 = \Delta h_1 / h_{1a}$ を算出する。ここで算出した歪み ε_1 は、プラーク 51 の頂部における内膜 42 の心拍に応じた歪みを表している。

【0060】

また、例えば、代表点間距離 $X_5 - X_4$ を 1 心拍内で算出し、代表点間距離 $X_5 - X_4$ の最大値 h_{5a} と最小値 h_{5b} を求める。同時に、代表点間距離 $X_5 - X_4$ の最大変化量

50

Δh_5 を算出する。そして、歪み $\varepsilon_5 = \Delta h_5 / h_{5a}$ を算出する。ここで算出した歪み ε_5 は、ブランク 51 内部の心拍に応じた歪みを表している。

【0061】

同様にして、弾性指標算出部 29 は、他の代表点間距離及びその最大値、最小値を算出し、さらに各代表点間距離の最大変化量を求める。そして、これらを用いて各代表点間の組織の歪み ε を算出する。また、ここではライン L_n のエコーデータを例に説明したが、弾性指標算出部 29 は、上述と同様にして、全ライン上で組織の歪み ε を算出する。

【0062】

こうして弾性指標算出部 29 が歪み ε を算出した後、図 8 に示すように、画像生成部 28 は、歪み ε の大きさを表すカラーマップに応じて B モード画像 41 を染色し、弾性指標画像を生成する。例えば、図 8 (A) に示すように、ライン L_n 上の画素を代表点 $X_0 \sim X_8$ で区切り、カラーマップ 52 に応じて、これらの代表点間のエリアを染色する。なお、図 8 (A) では、便宜上、カラーマップ 52 を濃淡で表現しているが、実際は、例えば、歪み ε が大きい (High) ほど青く、歪み ε が小さい (Low) ほど赤く染色する。同様にして、画像生成部 28 は、B モード画像 41 の全体を染色することにより、図 8 (B) に示すように、弾性指標画像 53 を生成する。こうして生成した弾性指標画像 53 からは、頸動脈 31 の断層構造が観察されると同時に、頸動脈壁の各組織の歪み ε の大きさが観察される。また、B モード画像 41 では判別できないが、弾性指標画像 53 では、ブランク 51 の内部に周辺よりも歪み ε が大きく、脂質等の柔らかい組織 51a があることを読み取ることができる。

【0063】

上述のように、超音波診断装置 10 では、幅広の超音波ビームを送信し、1 回の超音波ビームの送信につき複数ラインのエコーデータを生成するとともに、1 回の超音波ビームの送信時に駆動する超音波トランスデューサ 16 の部分集合を 2 以上ずらす。このため、1 回の超音波ビームの送信につき 1 ラインのエコーデータを生成する場合 (いわゆる Line by Line) と比較して、高速に 1 フレーム分のエコーデータを取得することができ、FR = 400 もの高フレームレートを達成することができる。これにより、再現性が良く、信頼性の高い歪み ε を算出することができる。

【0064】

さらに、超音波診断装置 10 は、1 フレームあたりの超音波ビームの送信回数 N が、数 1 の条件式を満たす値になっていることで、上述のような高フレームレートでエコーデータを取得しながらも、高精細な断層画像の生成に必要なライン数のエコーデータを取得することができる。

【0065】

なお、上述の実施形態では、1 フレームの B モード画像 41 の全体について歪み ε を算出し、弾性指標画像 53 を生成するが、これに限らず、B モード画像 41 のうち、指定された一部分について歪み ε を算出することが好ましい。例えば、図 9 (A) に示すように、オペレータが B モード画像 41 を観察しながら、ROI 61 を指定したとする。このとき、超音波診断装置 10 は、1 フレームあたりの超音波ビームの送信回数を、ROI 61 の最も深い位置までの距離を D の値として数 1 の条件式を満たす最大の整数に変更する。そして、図 9 (B) に示すように、超音波診断装置 10 は、B モード画像 41 の全体ではなく、指定された ROI 61 内について前述のように歪み ε を算出する。ROI 61 内をカラーマップ 52 にしたがって染色した弾性指標画像 62 を表示する。

【0066】

また、図 9 (B) では、ROI 61 以外の部分も表示するが、図 9 (C) に示すように、ROI 61 内だけを拡大表示した弾性指標画像 63 を生成し、表示しても良い。このように、指定された ROI 61 内について歪み ε を算出し、ROI 61 の範囲内の弾性指標画像 63 を生成するときには、ROI 61 の部分についてだけエコーデータを生成することが好ましい。このとき、超音波診断装置 10 は、ROI 61 の幅 W 及びこの幅 W に含まれるライン数 (超音波トランスデューサ 16 の数) に応じて、数 1 の条件式を達成できる

ように超音波ビームの送信回数を定めると同時に、定めた送信回数 N と ROI の幅 W に応じて、移動ピッチ P の幅を変更することが好ましい。このように、 ROI に応じて、送信回数 N や移動ピッチ P を定めることで、上述の実施形態と同様、再現性が良く、信頼性の高い歪み ε を算出、表示することができる。

【0067】

なお、上述の実施形態のように、頸動脈 31 の性状を観察する場合、動脈硬化の初期病変の大きさは $1 \sim 10 \text{ mm}$ 程度といわれているため、少なくとも幅 5 mm 以上の範囲についてエコーデータを生成することが好ましい。また、指定された ROI がこの範囲よりも小さいときにも、指定された ROI を含む幅 5 mm 以上の範囲についてエコーデータを生成することが好ましい。

10

【0068】

なお、上述の実施形態では、超音波トランスデューサ 16 が 1 列に配列された例を説明したが、図 10 (A) に示すように、超音波トランスデューサ 16 が 2 次元に配列された 2D 超音波プローブにおいても、上述の実施形態と同様にして、高フレームレートを達成し、再現性が良く、信頼性の高い歪み ε を算出することができる。この場合、図 10 (B) に斜線で示すように、1 回の超音波ビームを照射するために駆動する超音波トランスデューサ 16 の部分集合 66 (ここでは 5×5 の計 25 個) を x 方向にピッチ P_x で移動させながらエコーデータを取得する。その後、一方の端まで走査したら、この部分集合 66 を y 方向にピッチ P_y で移動させ、再び x 方向にピッチ P_x で移動させながらエコーデータを取得する。これを繰返すことにより、2D 超音波プローブにおいてもいわゆる Line b y Line では達成できない高フレームレートを達成し、信頼性の高い歪み ε の算出に必要なエコーデータを取得することができる。

20

【0069】

また、こうして 2D 超音波プローブを用いることにより、超音波トランスデューサ 16 が 1 列に配列された超音波プローブ (以下、1D 超音波プローブという) を用いる場合よりも、さらに再現性が良く、信頼性が高い歪み ε を求めることができる。例えば、図 11 (A) に示すように、頸動脈 31 に対して超音波プローブが傾斜して当接されることがある。この場合、1D 超音波プローブでは、線 71 に沿った頸動脈 31 の断面が観察されることになるため、頸動脈 31 の楕円形の断面 72 が観察されることになる。歪み ε は、頸動脈 31 の中心軸 73 を通るラインのエコーデータから算出したときに最も再現性の良く、信頼性が高くなり、他のラインでは中心軸 73 から逸れる程、実際の歪み ε からのずれが大きくなる。一方、2D 超音波プローブでは、面 74 上の全ラインについて 3 次元的にエコーデータを取得するため、図 11 (B) に示すように、頸動脈 31 の径が最大になり、面 74 に垂直な断面を投影した線 76 に沿って頸動脈 31 の中心軸 73 を通る断面 75 のエコーデータを抽出し、これに基づいて歪み ε を算出することができるので、常に再現性が良く、信頼性が高い。

30

【0070】

また、図 11 (C) に示すように、超音波プローブの中心が頸動脈 31 の中心位置から横にずれて当接されることがある。この場合、1D 超音波プローブでは、線 71 に沿って、中心軸 73 からずれた位置の断面 77 しか観察できないので、中心軸 73 を通るラインで算出するよりも歪み ε の信頼性が低下する。一方、図 11 (D) に示すように、2D 超音波プローブでは、3 次元的に取得したエコーデータから、中心軸 73 を通る断面 78 のエコーデータを抽出することにより、常に再現性が良く、信頼性が高い歪み ε を算出することができる。

40

【0071】

さらに、頸動脈 31 を観察している最中に、心拍や被検体の動き、オペレータの手振れ等によって頸動脈 31 が移動してしまうことがある。こうした場合にも、2D 超音波プローブを用いれば、広範囲をカバーできるので断面 75, 78 を走査する可能性が高くなるため、より容易に、再現性が良く、信頼性の高い歪み ε を算出することができる。例えば、頸動脈 31 が 3 次元的に移動したときに、3 次元的に取得されたエコーデータから、頸

50

動脈 3 1 の移動前後のエコーデータに基づいて頸動脈 3 1 の移動量（例えば中心軸の移動量）を算出し、これに応じて頸動脈 3 1 の同一の断面のエコーデータを移動後のフレームのエコーデータから抽出する。そして、抽出したエコーデータから歪み ε を算出すれば良い。なお、2 D 超音波プローブを用いるときには、1 D 超音波プローブとは異なる 2 D 超音波プローブに特有の演算処理を行う回路等を予め設けておく必要がある。

【0072】

なお、上述のように 2 D 超音波プローブを用いて頸動脈 3 1 の性状を観察する場合、前述のように動脈硬化の初期病変の大きさが 1 ~ 10 mm 程度といわれているため、少なくとも方位方向 5 mm × レンズ方向 5 mm の 25 mm² 以上の範囲についてエコーデータを生成することが好ましい。ここで、レンズ方向とは、通常、超音波トランスデューサの前方に設けられる音響レンズが湾曲する方向（1 D 超音波プローブの場合のいわゆるエレベーション方向）であり、図 10（A）では y 方向である。また、方位方向とは超音波トランスデューサの配列に沿った方向であり、レンズ方向に垂直な方向（1 D 超音波プローブの場合のいわゆるアジマス方向）であり、図 10（A）では x 方向である。また、2 D 超音波プローブを用いる場合にも、指定された ROI の範囲が 25 mm² よりも小さいときには、指定された ROI を含む方位方向 5 mm × レンズ方向 5 mm の 25 mm² 以上の範囲についてエコーデータを生成することが好ましい。さらに、この範囲のエコーデータを生成するときには、超音波ビームの送信回数 N が 58 以下であることが好ましい。

【0073】

また、上述の実施形態では、弾性指標の一例として歪み ε を算出する例を説明したが、これに限らず、ストレインレート、ステイフネスパラメータ β 、弾性率等、他の弾性指標を算出し、算出した弾性指標の値を表示する弾性指標画像 53 を生成するようにしても良い。例えば、径方向の弾性率 E_r は、最大血圧と最小血圧の差を Δp とするときに、 $E_r = \Delta p / \varepsilon$ で算出される。また、円周方向の弾性率 E_θ は、心臓拡張末期での血管内半径 r と血管壁厚 h を用いて、 $E_\theta = 1 / 2 \times (r / h + 1) \times \Delta p / \varepsilon$ で表される。このため、こうした弾性率 E_r 、 E_θ を弾性指標として表示するときには、超音波診断装置 10 とは別個に最大血圧と最小血圧の差 Δp を測定しておき、操作部 13 で超音波診断装置 10 にその値を入力する。また、血圧計と超音波診断装置 10 を接続し、被検体の血圧が自動入力しても良い。

【0074】

なお、上述の実施形態では、簡単のため 1 つの超音波トランスデューサ 16 につき 1 ラインのエコーデータを生成する例を説明したが、1 つの超音波トランスデューサ 16 につき 2 以上のラインのエコーデータを生成しても良い。

【0075】

なお、上述の実施形態では、1 回の超音波ビームの送信のために、7 個の超音波トランスデューサ 16 を駆動し、そのエコーから、3 個の超音波トランスデューサ 16 に対応した 3 ライン分のエコーデータを生成するが、これに限らない。例えば、7 より多くの超音波トランスデューサ 16 を駆動して 1 回の超音波ビームを送信させても良いし、7 より少ない数の超音波トランスデューサ 16 を駆動して 1 回の超音波ビームを送信させても良い。また、1 回の超音波ビームの送信毎に取得するエコーデータは、4 ライン分以上のエコーデータを生成しても良い。

【0076】

また、上述の実施形態では、B モード画像 41 を歪み ε に応じて染色して弾性指標 53 を生成する例を説明したが、M モード画像 49 等の他の画像を、歪み ε に応じて染色した弾性指標画像を生成しても良い。

【0077】

なお、上述の実施形態では、頸動脈 3 1 の観察する例を説明したが、これに限らず、超音波診断装置 10 は心臓のエコー検査にも好適に用いることができる。また、その他の部位の観察にも、超音波診断装置 10 を用いることができる。

【符号の説明】

10

20

30

40

50

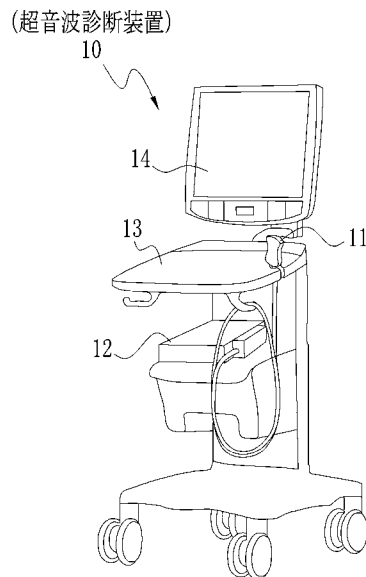
【 0 0 7 8 】

- 1 0 超音波診断装置
- 1 1 超音波プローブ
- 1 2 プロセッサ装置
- 1 3 操作部
- 1 4 モニタ
- 1 6 超音波トランスデューサ
- 2 1 マルチプレクサ
- 2 2 送信部
- 2 3 受信部
- 2 4 直交検波部
- 2 6 メモリ
- 2 7 エリアフォーマ
- 2 8 画像生成部
- 2 9 弾性指標算出部
- 3 0 制御部
- 3 1 頸動脈
- 3 6 超音波ビーム
- 4 1 Bモード画像
- 4 9 Mモード画像
- 5 1 プラーク
- 5 2 カラーマップ
- 6 1 R O I (関心領域)

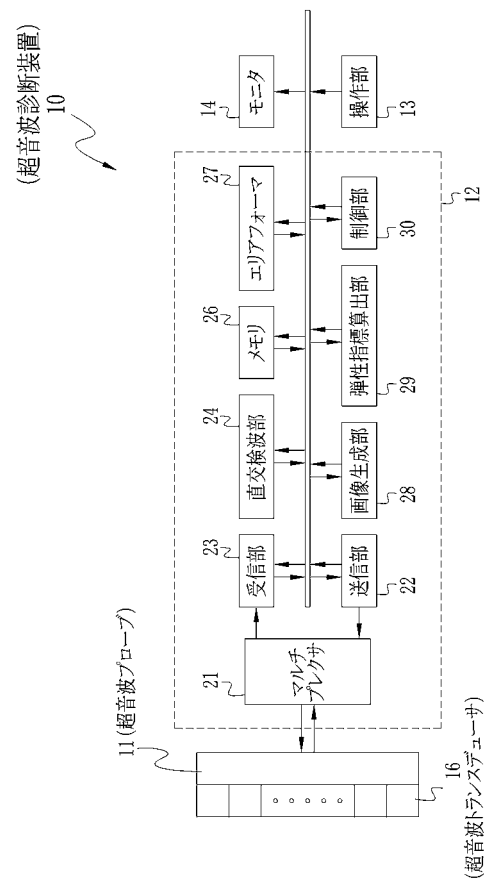
10

20

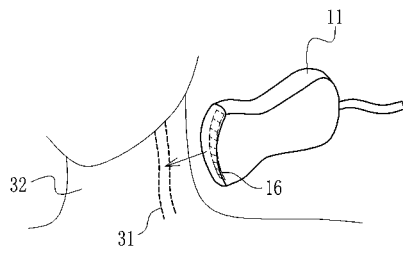
【 図 1 】



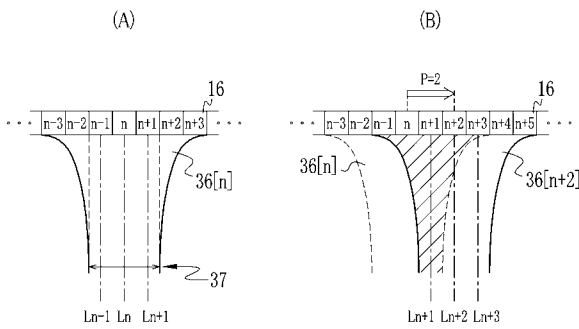
【 図 2 】



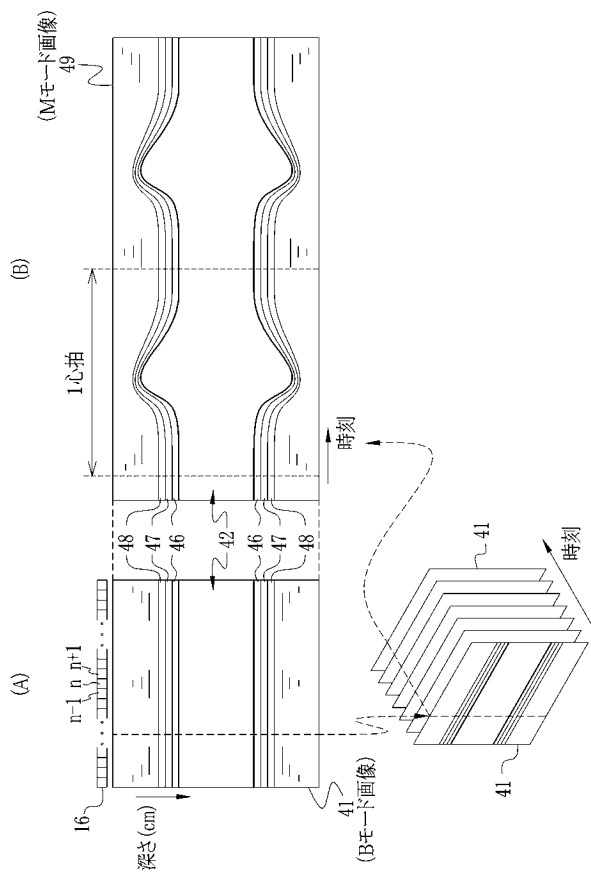
【図 3】



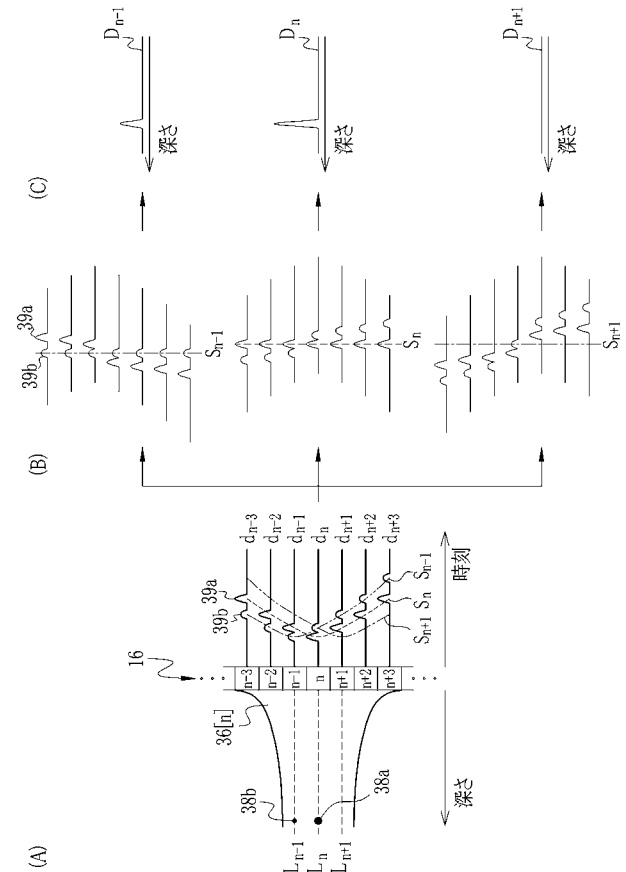
【図 4】



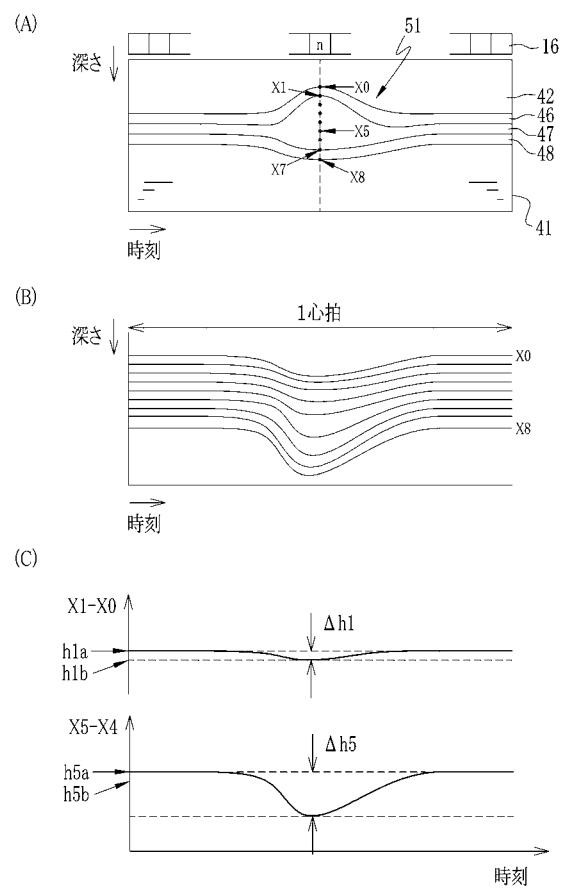
【図 6】



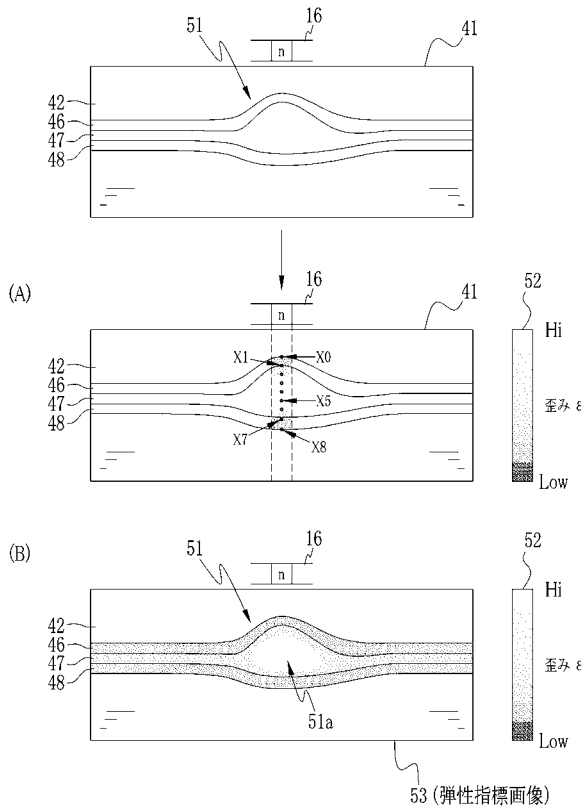
【図 5】



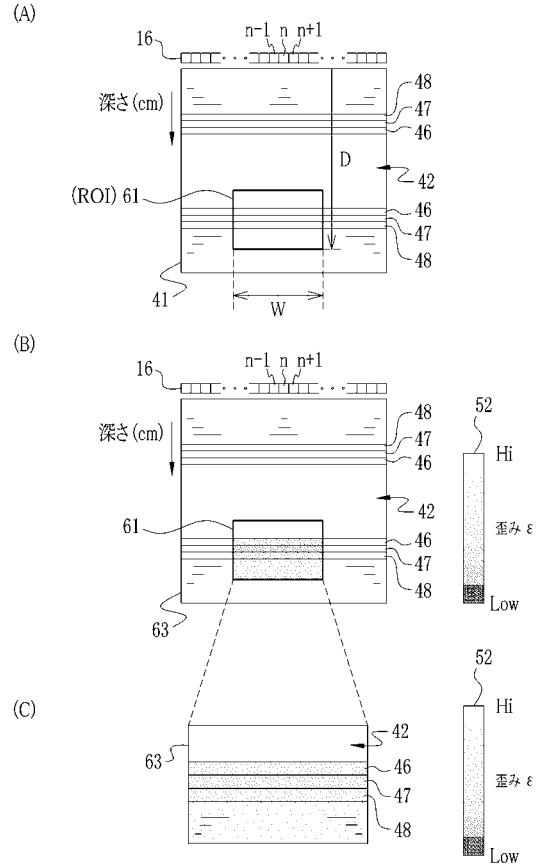
【図 7】



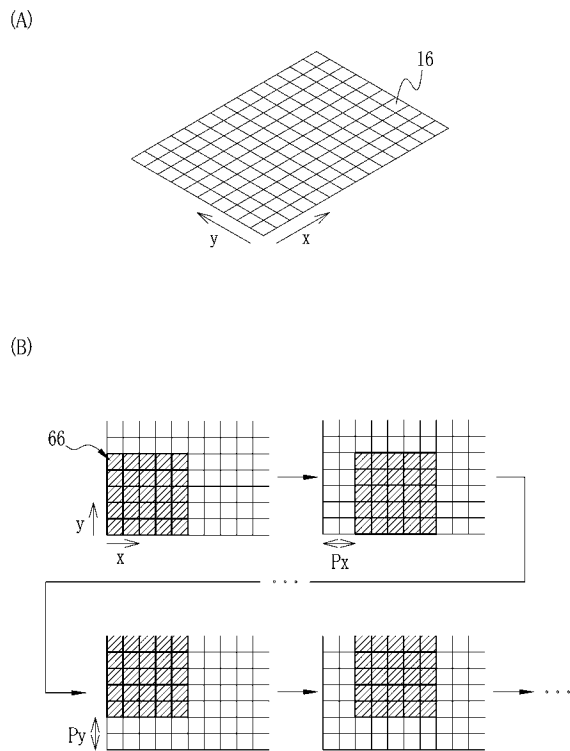
【図 8】



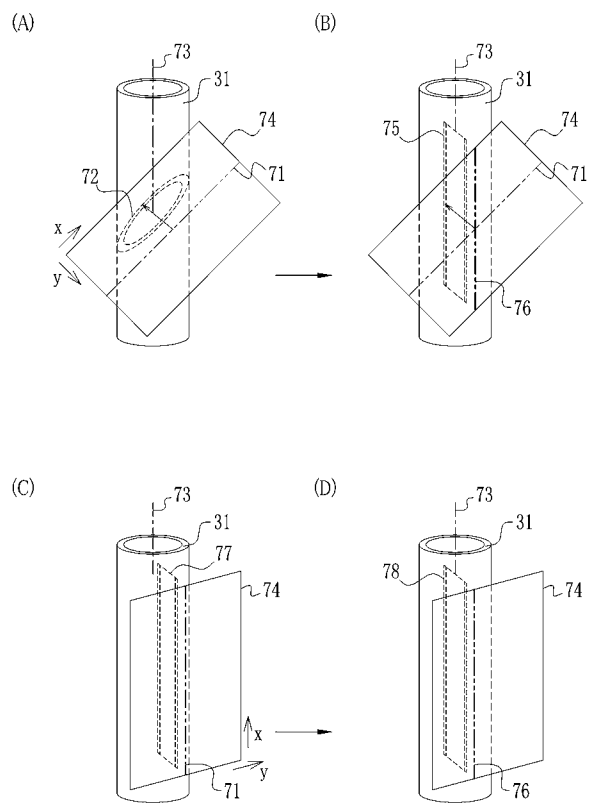
【図 9】



【図 10】



【図 11】



专利名称(译)	超音波診断装置及び弾性指標算出方法		
公开(公告)号	JP2011067546A	公开(公告)日	2011-04-07
申请号	JP2009223159	申请日	2009-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	宮地幸哉		
发明人	宮地 幸哉		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B5/02007 A61B8/463 A61B8/485 G10K11/345		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB08 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/GB06 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/JB50 4C601/JC15 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK28		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5486257B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够计算可靠弹性指数的超声诊断设备。一种超声波诊断装置10包括具有用于发送和从超声波探头11宽超级驱动超声换能器16的一个子集接收超声波的多个超声换能器16的超声波探头11发送部22用于发射声束，从超声换能器16接收到的回波信号的单元23，波束形成器27，以生成回波数据从所述回波信号的回波数据的每一行中，多个存储的回波数据帧的存储器26，弹性指数计算单元29，用于从所述回波数据来计算失真 ϵ 和用于基于所述回波数据和失真的 ϵ -断层图像的像图像生成单元28。发送器22，移位对应于两个或更多个间距的超声换能器，使得超声波束重叠紧接之前发送，连续地发送一个宽的超声波束。The

