

(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2010-124852
(P2010-124852A)

(43) 公開日 平成22年6月10日 (2010.6.10)

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

F 1
A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2008-299256 (P2008-299256)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成20年11月25日 (2008.11.25)		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	100110777
			弁理士 宇都宮 正明
		(74) 代理人	100104341
			弁理士 関 正治
		(74) 代理人	100100413
			弁理士 渡部 温
		(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 BB13 DD14 EE09 JC09 JC16 JC21 KK11 KK21 KK28 KK31

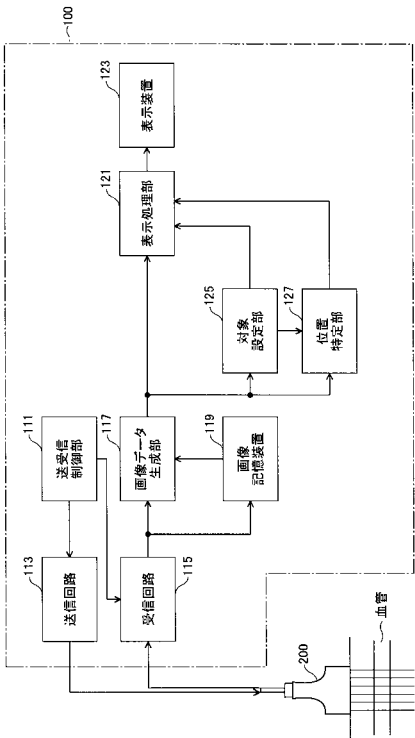
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波画像信号を編集して測定対象領域の運動状態を視覚的に理解しやすく表示する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】この超音波診断装置は、被検体の血管に関する超音波画像を表す画像データを生成する画像データ生成手段117と、超音波画像中に測定対象領域を設定する対象設定部125と、測定対象領域の測定位置を画定する位置特定部127と、時間軸を含む3次元座標系に測定対象領域の経時変化を表示する画面を形成する表示処理部121と、表示装置123とを具備して、時間軸を含む3次元座標系に測定対象領域の経時変化を立体的に表示する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に向けて超音波を送信し、被検体において反射された超音波エコーを受信して受信信号を出力する超音波探触子と、

前記超音波探触子から出力される受信信号に基づいて、設定した測定線に沿った被検体の超音波画像を表す画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記画像データで表される超音波画像中に測定対象領域を設定する対象設定手段と、

前記超音波画像から前記測定対象領域中の測定位置における垂直方向の距離を計測する位置特定手段と、

前記測定対象領域中の測定位置を第 1 軸に、該測定位置につき垂直方向に測定した距離を第 2 軸に、時間を第 3 軸に表示する 3 次元座標系に前記測定対象の経時変化を表示する画面を形成する表示処理手段と、

該画面を表示する表示装置と、

を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記表示処理手段が、同時刻における前記測定対象領域の測定位置について前記距離を表すグラフの輪郭線を前記第 3 軸に沿って層状に描いたグラフを形成する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示処理手段が、前記測定対象領域の測定位置の時間変化を表すグラフの輪郭線を前記第 1 軸に沿って層状に描いたグラフを形成する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記表示処理手段が、同時刻における前記測定対象領域の測定位置について前記距離を表すグラフの輪郭線を前記第 3 軸に沿って層状に描き、かつ前記測定対象領域の測定位置の時間変化を表すグラフの輪郭線を前記第 1 軸に沿って層状に描くことにより、それらの輪郭線をメッシュ状に表示するグラフを形成する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記測定対象領域が、血管における血管腔と血管壁との境界である、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記測定対象領域が、血管における血管腔と前壁内膜の境界、前壁内中膜と外膜の境界、血管腔と後壁内膜の境界、後壁内中膜と外膜の境界のうちのいずれかひとつである、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記測定対象領域の測定位置に係る前記距離は、前記超音波画像においてトラッキングにより特定する、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記測定対象領域の測定位置は、前記画像データを用いて自動的に特定する、請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

本発明は、測定結果の変化を視覚的に表示する超音波診断装置に関し、特に頸動脈の血管壁などの変動を分かりやすく表示してプラークなどの状態を簡単に判定できるようにした超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、脳梗塞や、心筋梗塞あるいは狭心症などの虚血性疾患のような循環器系疾患に係る治療患者が急増している。これらの疾患を予防するには、動脈硬化の兆候を早期に察知して、生活習慣を改善することが重要である。動脈硬化病変の評価として、超音波を用い

50

た頸動脈における内膜中膜複合体厚 (maximum intima-media thickness: I M T) の測定がよく知られている。

【 0 0 0 3 】

I M T は、内膜と中膜と外膜からなる 3 層構造を有する動脈壁のうち、内膜と中膜とを合わせた厚さ (即ち、血管腔と内膜との境界から、中膜と外膜との境界までの長さ) をいう。近年の研究により、動脈硬化が進行するほど内膜中膜複合体が厚くなったりプラークが形成されたりすることが分かってきている。ここで、プラークとは、血管壁が内側に盛り上がった部分のことである。プラークの組織は、血栓や、脂肪性又は繊維性組織等、様々であり、剥離したプラークは頸動脈の狭窄や脳梗塞や脳虚血等の原因ともなっている。

【 0 0 0 4 】

一般に、I M T が肥厚すると動脈硬化の初期、プラークができるとより進んだ状態と判定することができる。日本超音波医学会による「超音波による頸動脈病変の標準的評価法 (案)」(2008 年) にも採用されたように、プラークの厚さあるいは狭窄の程度を計測して動脈硬化の危険度を判定する方法が確立されている。

【 0 0 0 5 】

また、近年、脳梗塞や虚血性心疾患などは、狭窄の程度だけでなく、プラークの易破裂性 (破れやすさ) が問題であることが明らかになってきた。特許文献 1 には、進んだ方法として、血管壁の微細な変位から厚さ変化を測定し弾性率を求めて、生体組織の種類を同定することで、迅速な診断を行う方法が開示されている。

【 0 0 0 6 】

このように、スティフネスパラメータ β 、ストレイン、弾性率など、血管壁の変位を算定することによって血管の性状を示す弾性指標を求める方法が開発されてきている。しかし、これらの弾性指標は、(a) 運動している血管壁の微小変位をトラッキングする必要があること、(b) 操作者の手ぶれや被検体の体動などにより探触子が観測場所からずれる場合があること、(c) 被検体等の理由から鮮明な画像を得ることが困難な場合は安定した再現性の高いデータが得られにくいこと、などの問題点がある。

【 0 0 0 7 】

特許文献 2 には、診断に用いる適切な弾性画像を表示させるため、断層画像の輝度情報を用いて弾性画像のエラーを評価してエラー情報を表示する技術が開示されている。また、エラー領域の弾性画像を削除するようにしてもよい。特許文献 3 には、特性値を経時的に求める演算部と、その安定度を逐次求める安定度判定部と、安定度を表現する表現部とを備えた超音波診断装置が開示されている。

【 0 0 0 8 】

特許文献 4 には、測定領域間の距離変化を示す厚さ変化波形を基準波形と比較し、一致する度合いを示す指標を算出し、最大厚さ変化量や弾性率の信頼性を判定する方法が開示されている。

【 0 0 0 9 】

このように、安定したデータとエラーデータを判別することで、操作者が信頼性のあるデータを取得できるようにする発明が種々開示されているが、実際には、操作上の要求精度が高く、操作者の納得のいく判定がおこなわれているとはいいいきれないという問題がある。また、スティフネスパラメータ β や、ストレイン、弾性率について得られた値からは、医師等の検者が運動状態を視覚的に連想したり理解したりしにくいという問題がある。

【 0 0 1 0 】

一方、超音波診断装置で組織の変位を計測する手法としては、M モード表示が古くから知られている。この方法は関心のあるライン上にある組織の時間変化を容易に認識できるが、組織全体の動きを観察するには適していないことが課題となる。

【 0 0 1 1 】

さらに、特許文献 5 には、3 次元超音波イメージングシステムが開示されており、組織の位置を 3 次元的に表示することはできるが、組織の時間的な変化を 3 次元的に連想させたり理解させたりする方式を提示するものではない。

10

20

30

40

50

【特許文献 1】国際公開第 2 0 0 3 / 0 1 5 6 3 5 号パンフレット

【特許文献 2】特開 2 0 0 7 - 3 1 2 9 5 8 号公報

【特許文献 3】国際公開第 2 0 0 6 / 0 6 8 0 7 9 号パンフレット

【特許文献 4】特開 2 0 0 7 - 0 0 6 9 1 4 号公報

【特許文献 5】特表 2 0 0 6 - 5 2 1 1 4 6 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 1 2】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波画像信号を編集して測定対象領域の運動状態を視覚的に理解しやすく表示する超音波診断装置を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0 0 1 3】

上記課題を解決するため、本発明の 1 つの観点に係る超音波診断装置は、被検体に向けて超音波を送信し、被検体において反射された超音波エコーを受信して受信信号を出力する超音波探触子と、超音波探触子から出力される受信信号に基づいて、設定した測定線に沿った被検体の超音波画像を表す画像データを生成する画像データ生成手段と、画像データで表される超音波画像中に測定対象領域を設定する対象設定手段と、超音波画像から測定対象領域中の測定位置における垂直方向の距離を計測する位置特定手段と、測定対象領域中の測定位置を第 1 軸に、該測定位置につき垂直方向に測定した距離を第 2 軸に、時間を第 3 軸に表示する 3 次元座標系に測定対象の経時変化を表示する画面を形成する表示処理手段と、該画面を表示する表示装置とを具備する。

20

【発明の効果】

【0 0 1 4】

本発明の 1 つの観点によれば、多数枚取得した超音波画像データに基づいて、1 軸を時間軸とした 3 次元座標系に画像の変化を立体的に表示するもので、測定対象領域の運動状態を視覚的に容易に理解することができる。特に、頸動脈の超音波断層像について本発明の表示方法を適用すれば、血管内側に形成されたプラークの形状ばかりでなく性状までも正確に推定できるようになり、動脈硬化発症リスクをよりの確に判定することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0 0 1 5】

30

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照符号を付して、説明を省略する。

図 1 は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図 1 に示すように、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置は、超音波診断装置本体 1 0 0 と、超音波探触子 2 0 0 とを含んで構成される。

【0 0 1 6】

超音波探触子 2 0 0 は、コンベックスタイプ、リニアスキャンタイプ、又は、セクタスキャンタイプ等の、被検体表面に当接させて用いられるプローブである。超音波探触子 2 0 0 は、1 次元又は 2 次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサを備えている。各超音波トランスデューサは、例えば、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate) に代表される圧電セラミックや、P V D F (ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride) に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料 (圧電体) の両端に電極を形成した振動子によって構成される。これらの超音波トランスデューサは、印加される駆動信号に基づいて頸動脈血管 3 0 0 などの被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体において反射された超音波エコーを受信して、被検体に対して設定した測定線に沿った超音波画像信号を出力する。

40

【0 0 1 7】

超音波診断装置本体 1 0 0 には、超音波の送受信を制御する送受信制御部 1 1 1 および送信回路 1 1 3 と受信回路 1 1 5、超音波探触子 2 0 0 から出力される超音波画像信号に基づいて測定線に沿った被検体の超音波画像を表す画像データを生成する画像データ生成

50

部 1 1 7、生成された複数枚分の画像データを一時記憶する画像記憶装置 1 1 9、画像記憶装置 1 1 9 から入力された複数枚の画像データを用いて 3 次元座標系にプロットしたグラフを生成する表示処理部 1 2 1、生成したグラフを表示する表示装置 1 2 3、などが含まれる。

【 0 0 1 8 】

超音波診断装置本体 1 0 0 は、さらに、生成された画像データで表された超音波画像中に測定対象領域を設定する対象設定部 1 2 5、超音波画像から測定対象領域の測定位置を複数の超音波画像に亘ってトラッキングしながら測定位置について垂直方向の距離を算定する位置特定部 1 2 7、測定対象領域の位置を第 1 軸に、その位置について垂直方向に測定した距離を第 2 軸に、時間を第 3 軸に表示する 3 次元座標系に測定対象の経時変化状態を表示する表示処理部 1 2 1、を備える。

10

【 0 0 1 9 】

送受信制御部 1 1 1 は、送信回路 1 1 3 と受信回路 1 1 5 を介して超音波探触子 2 0 0 の超音波ビームの送信方向および超音波エコーの受信方向を順次設定するもので、設定された送信方向に応じて送信遅延パターンを選択する送信制御機能と、設定された受信方向に応じて受信遅延パターンを選択する受信制御機能とを有している。

ここで、送信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサから送信される超音波によって所望の方向に超音波ビームを形成するために各超音波トランスデューサの駆動信号に与えられる遅延時間のパターンであり、受信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサによって受信される超音波によって所望の方向からの超音波エコーを抽出するために受信信号に与えられる遅延時間のパターンである。送受信制御部 1 1 1 に付属する記憶装置には、複数の送信遅延パターン及び複数の受信遅延パターンが格納されていて、局面に応じ選択して利用される。

20

【 0 0 2 0 】

送信回路 1 1 3 は、複数のチャンネルを備えており、複数の超音波トランスデューサにそれぞれ印加される複数の駆動信号を生成する。その際に、送受信制御部 1 1 1 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の駆動信号にそれぞれの遅延時間を与えることができる。送信回路 1 1 3 は、複数の超音波トランスデューサから送信される超音波が超音波ビームを形成するように複数の駆動信号の遅延量を調節して、超音波探触子 2 0 0 に供給するようにしても良いし、複数の超音波トランスデューサから一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように構成した複数の駆動信号を超音波探触子 2 0 0 に供給するようにしても良い。

30

【 0 0 2 1 】

受信回路 1 1 5 は、複数のチャンネルを備えており、複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数のアナログの受信信号を受信して増幅し、デジタルの受信信号に変換する。さらに、送受信制御部 1 1 1 によって選択された受信遅延パターンに基づいて、複数の受信信号にそれぞれの遅延時間を与え、それらの受信信号を加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理によって、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号（音線データ）が形成される。

次に、音線データに対して包絡線検波処理を施した後に、S T C（Sensitivity Time gain Control：センシティビティ・タイム・ゲイン・コントロール）によって超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正をする。

40

【 0 0 2 2 】

こうして処理された音線データは、複数フレーム分の音線データを蓄積するためのメモリ容量を有する画像記憶装置 1 1 9 にフレームごとに順次格納される。画像データ生成部 1 1 7 は、ライブモードにおいては直接供給される音線データを入力し、フリーズモードにおいては画像記憶装置 1 1 9 から供給される音線データを入力して、入力された音線データに対して、Log（対数）圧縮やゲイン調整等のプリプロセス処理を施して画像データを生成し、表示処理部 1 2 1 に出力する。対象設定部 1 2 5 は、画像データ生成部 1 1 7 から入力した画像データに基づき、超音波画像中に測定対象領域を設定する。

50

【 0 0 2 3 】

図 2 は、画像データに基づいて測定対象領域を設定する概念を説明する図面である。超音波探触子 2 0 0 のトランスデューサアレイが、測定線を頸動脈の血管 3 0 0 の上で流れ方向に一致するように配置されている。超音波探触子 2 0 0 から得られる測定信号は血管 3 0 0 の前壁 3 0 1 と後壁 3 0 2 の血管壁を捕らえて、超音波断層像として表示する。測定対象領域 3 1 0 を、たとえば後壁 3 0 2 の血管腔 3 0 3 と内膜 3 0 5 の境界 3 0 4 と指定すると、対象設定部 1 2 5 は、画像データに基づき超音波画像中の測定対象領域 3 1 0 の位置を決定する。

【 0 0 2 4 】

計測対象領域 3 1 0 の位置決定法には、断層像のパターンマッチング法、ゼロクロス点法、組織ドプラ法、位相差トラッキング法等、いろいろな方法があるが、どの手法によってもよいことはいうまでもない。図 2 では、測定対象領域 3 1 0 がブランク 3 0 6 により変形しているが、対象設定手段 1 2 5 は、血管腔 - 内膜境界 3 0 4 の変形を正確に追従して測定対象領域 3 1 0 の位置を決定することができる。

【 0 0 2 5 】

再び図 1 を参照すると、位置特定部 1 2 7 は、測定対象領域 3 1 0 における複数の測定点のそれぞれについて、複数枚の断層像に亘って対応する点を追跡してその深さを算定する。算定結果は表示処理部 1 2 1 に供給される。設定された測定対象領域 3 1 0 の測定位置の時間変化に伴うトラッキングは、輝度情報や位相情報を用いて行うことができる。トラッキングは、相関関数を利用したパターンマッチングなど一般的な手法で行えばよい。測定対象領域 3 1 0 が血管腔 - 内膜境界 3 0 4 である場合は、輝度差が大きいので、輝度値を用いた適当な閾値処理でも自動検出が可能である。

【 0 0 2 6 】

表示処理部 1 2 1 は、測定対象領域の位置を第 1 軸に、その位置について垂直方向に測定した距離を第 2 軸に、時間を第 3 軸に表示する 3 次元座標系を準備して、1 軸が時間軸であるこの 3 次元座標系の上に、測定対象領域の位置とその位置における測定対象領域の深さをプロットして等時刻線で結んだグラフを形成する。このグラフは、表示装置 1 2 3 に表示するためのグラフデータとして表示装置 1 2 3 に供給する。

表示装置 1 2 3 は、入力されたグラフデータに応じてディスプレイ上に、たとえば図 3 のような 3 次元グラフとして表示する。

【 0 0 2 7 】

以上において、送受信制御部 1 1 1、画像データ生成部 1 1 7、表示処理部 1 2 1、対象設定部 1 2 5、位置特定部 1 2 7 などは、中央演算装置 (CPU) と CPU に各種の処理を行わせるためのソフトウェアとによって構成されるが、それらをデジタル回路又はアナログ回路で構成してもよい。なお、ソフトウェアは、図示しない格納部に格納されている。

【 0 0 2 8 】

図 3 は、1 拍動の間取得した頸動脈の後壁血管腔 - 内膜境界 3 0 4 の超音波画像について、超音波探触子 2 0 0 のトランスデューサアレイが並ぶブローブライン方向距離を x 軸に、測定対象領域 3 1 0 の高さを z 軸に、時間経過を y 軸にとった 3 次元座標系にプロットしたものを y 軸に垂直な同時刻断面で切断したときの輪郭線を等時間間隔で生成し、y 軸に沿ってずらして層状に表示したものである。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、堅く破れにくい安定したブランク 3 0 6 についてシミュレーションした結果を表示したものである。心臓が収縮して動脈中に血液が押し出されると、血圧が上がって血管が急激に拡張し血管腔 - 内膜境界 3 0 4 の高さが低下し、血管が拡張する。その後、心臓はゆっくり拡張するので血圧が徐々に低下して高さが回復し血管が収縮する。図には、ブランク部分の経時変化が明瞭に表されているが、ブランク 3 0 6 が硬いため、グラフには、1 心周期を通して歪みがほとんど表れないことが観察される。

【 0 0 3 0 】

図4は、図3と同じ表示方法を適用して、柔らかく破裂しやすいと考えられる不安定なブランク306についてシミュレーションした結果を表したグラフである。心臓の収縮によって血管が急激に拡張する際に、血圧が急増するためブランク306中央部の柔らかい部分が押されて凹みが生じていることが分かる。

【0031】

図3及び図4は、測定対象領域に設定した血管腔 - 内膜境界304の表面形状を同時刻断面で切断した輪郭線を1心周期分だけ等時間間隔で層状に並べたものであるが、ブランク306の盛り上がり形状ばかりでなく、輪郭線の乱れがよく見えるため、ブランク306の硬さという性状までも視覚的に把握することができる。

【0032】

図5及び図6は、図3及び図4で表示されたグラフについて、さらにx軸方向に等間隔に仕切った輪郭線を書き加えて、2種類の輪郭線をメッシュ状に表示したグラフである。図5は硬いブランクの場合、図6は柔らかいブランクの場合を示す。この表示方法は、ブランク上の測定位置が拍動に伴い変化の様子を容易に観察することができる。ただし、図3及び図4と比較すると、ブランク全体の形状変化は若干見え難くなるきらいがある。

【0033】

図7は、同様にして取得した頸動脈の超音波断層像について、測定対象領域に設定した血管腔 - 内膜境界304の表面形状を同測定位置断面で切断した複数の輪郭線をプローブライン方向(x軸方向)に並べた表示の例を示す図面である。実質的にはひとつの同じ振動子で検出する高さを時間軸方向に結んだ輪郭線を表し、その振動子が検出対象とする測定位置の高さが拍動に伴ってどのように変動するかを表示するものである。

【0034】

図7からは、プローブライン方向の第6番目の振動子位置、すなわちビームNo. 6における波形が他の波形と全く違うことが見て取れる。この波形の変形は、スペックルによるアーチファクトの影響であろうことが推定できる。x - z平面に表した単純なBモード画像では時間軸方向の情報が得られず、z - t平面に2次元表示した単純なMモード画像では周囲の状態が分からない。図7に示すように、3次元表示を使用し、プローブライン上の同位置を線で結んで表示する方法により、容易にアーチファクトの影響を推定することができる。

【0035】

このようにアーチファクトの影響で不正確な輪郭表示になっているラインに係るデータを用いてステイフネスパラメータ β やストレインレートや弾性率などの弾性指標を算出すると、誤った値により誤った判定を下すことになる。そこで、図7のような表示方法を用いて、スペックルによるアーチファクトなどの影響が推定されるデータを見つけて排除し、信頼性の高いプローブラインと測定時刻のデータを用いて弾性指標を算定することにより、スペックルによるアーチファクトなどノイズの影響がなく信頼性の高い弾性指標を得ることができる。

【0036】

ところで、3次元座標表示から測定対象領域の高さ情報を正確に読み取ることには熟練を要する。そこで、3次元グラフに高さに対応する色分けを施して表示すると、任意の位置の任意の時刻における高さが正確に読み取れるので、便利である。また、カラーディスプレイを使えない場合には、等高線表示を使ってもよい。図8は、図3に等高線を導入して容易に各点の高さを正確に判読できるようにしたものである。また、等高線表示は習熟すると等高線の関係や線密度などから形状の特徴を読み取ることもできるようになるので、便利である。

【0037】

また、図示しないが、測定対象領域を2個以上設定して、ひとつの表示画面に表示するようにしてもよい。たとえば、前壁内膜 - 血管腔境界と血管腔 - 後壁内膜境界の2つの測定対象領域を表示することにより、血管の拡大収縮の状況を直感的にかつ的確に把握することができる。なお、2つ以上の測定対象領域を1つの画像に表現するときには、色分け

10

20

30

40

50

して表示したり、線種を変えて表示したりすることが有効である。

【 0 0 3 8 】

なお、上記では本発明の特徴事項を中心に説明したため、従来技術に属する事項については省略した部分が多いが、たとえば通常の B モード画像や M モード画像なども表示装置に表示できるように構成されることは当然である。こうしたことのため、たとえば画像データ生成部 1 1 7 は、受信回路 1 1 5 から供給された超音波画像の画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データに変換（ラスター変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施して、表示処理部 1 1 9 に伝送する機能を備えている。

【 0 0 3 9 】

また、本願発明の方法を適用して得たグラフから必要な情報を取得して、たとえば、スティフネスパラメータ β やストレインレートや弾性率などの弾性指標を算出することができる。

10

【産業上の利用可能性】

【 0 0 4 0 】

本発明により、被検体に向けて超音波を送信し被検体において反射された超音波エコーを受信することにより超音波画像データを生成する超音波診断装置に、時間軸を含む 3 次元座標系に超音波画像に基づいた測定結果を表示する構成を具備させることによって、測定対象領域の運動状態を視覚的に容易に理解することができる超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

20

【 0 0 4 1 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】本発明の一実施形態において測定対象領域を設定する概念を表す超音波画像図である。

【図 3】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における測定結果表示例を表す図面である。

【図 4】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置において別の対象に係る測定結果表示例を表す図面である。

【図 5】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における別の表示方法例を表す図面である。

30

【図 6】図 5 の表示方法を用いた別の対象に係る測定結果表示例を表す図面である。

【図 7】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置におけるさらに別の表示方法例を表す図面である。

【図 8】本発明の一実施形態における表示例について等高線表示を採用した例を示す図面である。

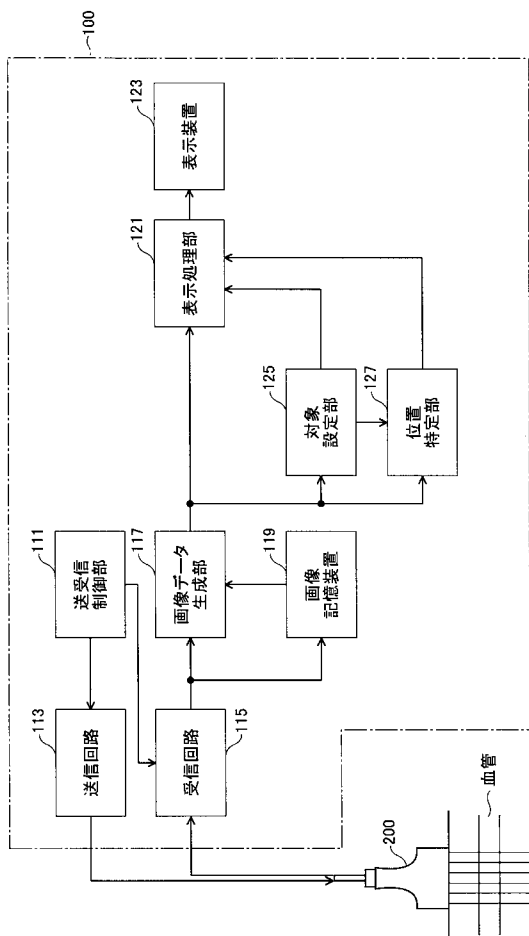
【符号の説明】

【 0 0 4 2 】

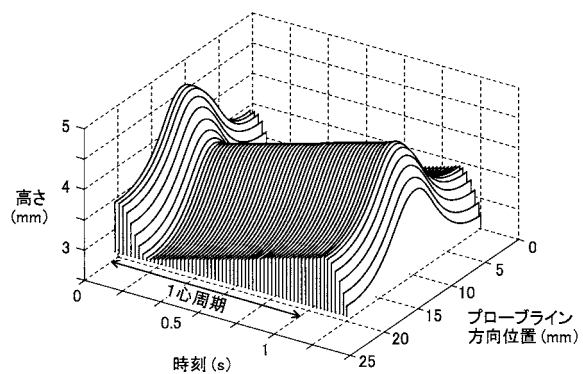
- 1 0 0 超音波診断装置本体
- 1 1 1 送受信制御部
- 1 1 3 送信回路
- 1 1 5 受信回路
- 1 1 7 画像データ生成部
- 1 1 9 画像記憶装置
- 1 2 1 表示処理部
- 1 2 3 表示装置
- 1 2 5 対象設定部
- 1 2 7 位置特定部
- 2 0 0 超音波探触子

40

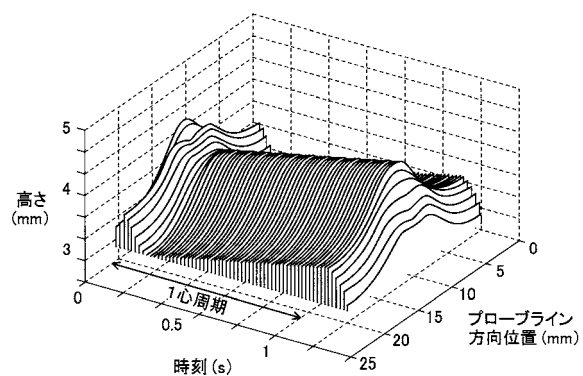
【図 1】



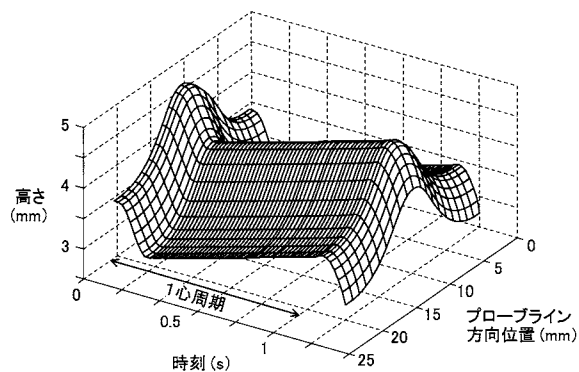
【図 3】



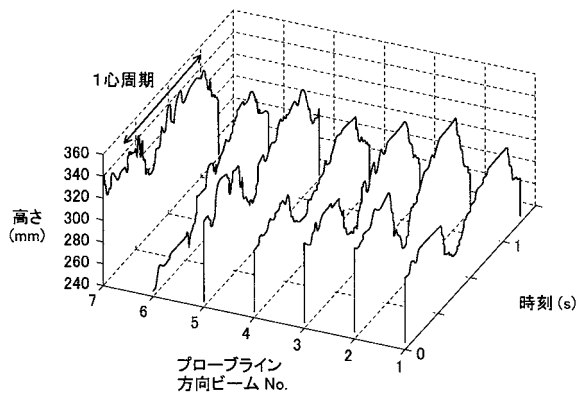
【図 4】



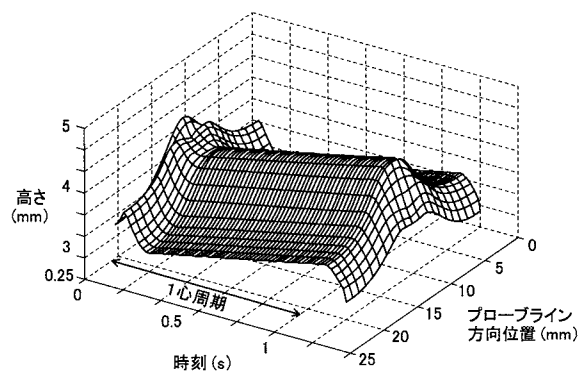
【図 5】



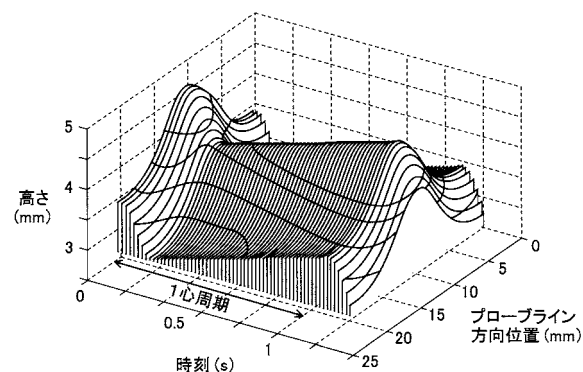
【図 7】



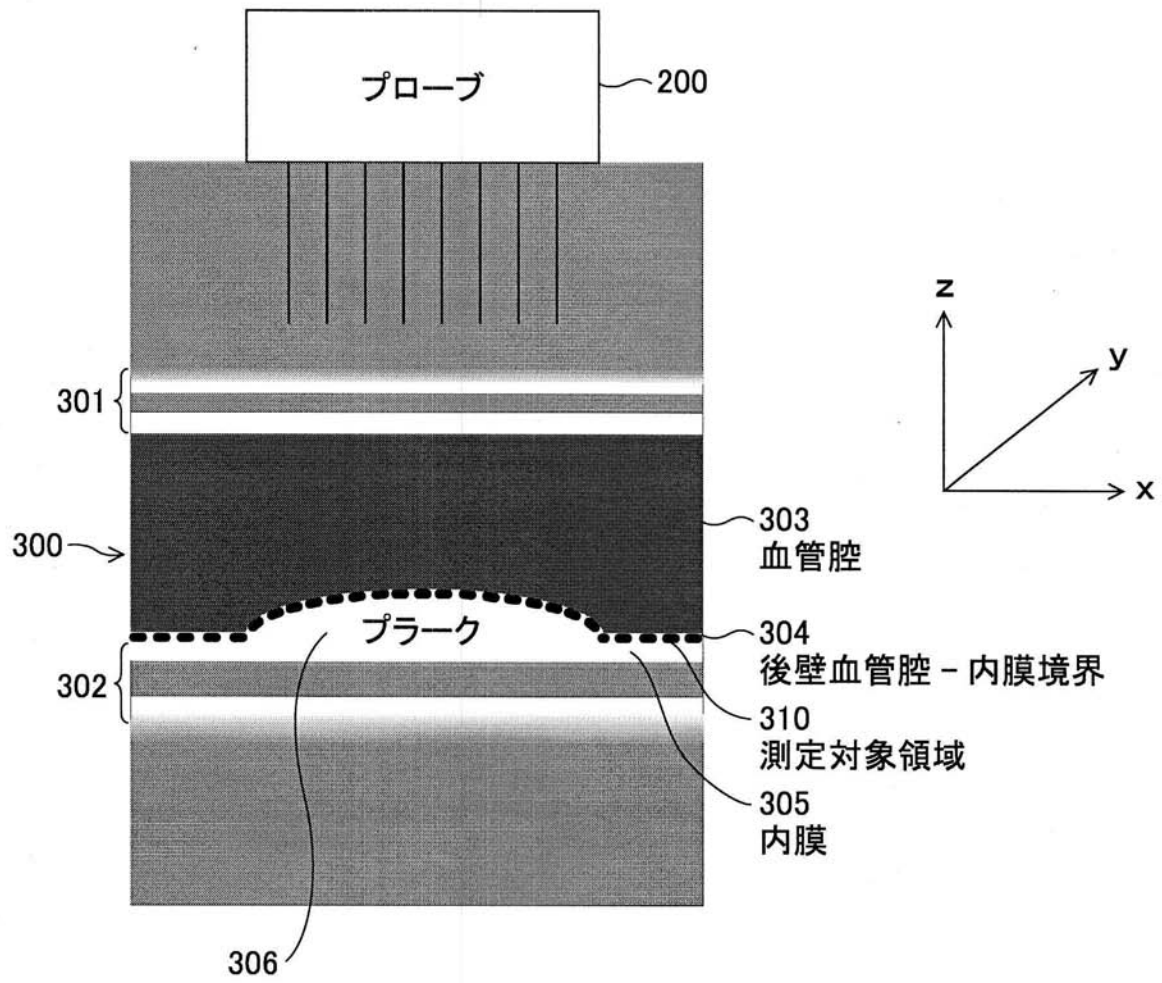
【図 6】



【図 8】



【図 2】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010124852A	公开(公告)日	2010-06-10
申请号	JP2008299256	申请日	2008-11-25
[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	宫地幸哉		
发明人	宫地 幸哉		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB13 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/KK11 4C601/KK21 4C601/KK28 4C601/KK31		
代理人(译)	宇都宫正明 关雅治		
其他公开文献	JP5462474B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，其以视觉上易于理解的方式编辑超声波图像信号以显示测量目标区域的运动状态。 根据一个实施例，超声诊断设备包括：图像数据生成单元，生成表示对象的血管的超声图像的图像数据；目标设置单元，设置超声图像中的测量目标区域；以及它包括：位置指定单元127，用于定义测量目标区域的测量位置；显示处理单元121，用于形成用于在包括时间轴的三维坐标系中显示测量目标区域的时间变化的屏幕；以及显示装置123。测量目标区域的三维变化在包括时间轴的三维坐标系中三维显示。 [选图]图1

