

(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2010-125025

(P2010-125025A)

(43) 公開日 平成22年6月10日(2010.6.10)

(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 7 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2008-302049 (P2008-302049)
(22) 出願日 平成20年11月27日 (2008.11.27)(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 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 DD01 DD14 DD19 EE10 JC37
KK12 KK13 KK30 KK31

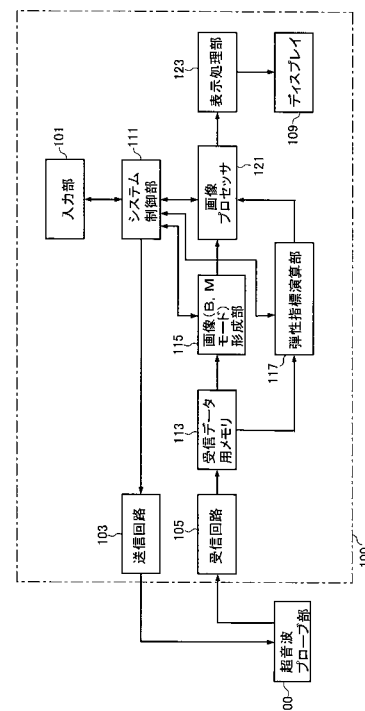
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】取得した超音波画像情報から不安定なデータを確実に排除して正しい弾性指標を算出して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、超音波プローブ200により取得した1枚又は複数枚の画像分の超音波画像データをディスプレイ107に表示し、画面中で安定した測定信号が得られる位置を選択して1つまたは複数の関心ラインが設定され入力部101から入力されると、この関心ラインに基づいて1つ又は複数の受信データからMモード画像を表示し、Mモード画像から好適なMモード受信データを選択して指定されると、弾性指標演算部117によりこのMモード受信データに対してトラッキングして得られた測定値に基づいて安定した弾性指標を求めてディスプレイ109に表示する。

【選択図】図1



【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を含む超音波探触子に複数の駆動信号を供給すると共に、前記超音波探触子から出力される複数の受信信号を処理することにより受信データを生成する送受信手段と、

前記送受信手段によって生成された受信データを格納する格納手段と、

前記格納手段に格納されている受信データに基づいて、Bモード画像を表すBモード画像データを生成すると共に、前記Bモード画像の1つまたは複数の位置に設定された1つまたは複数の関心ラインに基づいて、前記格納手段に格納されている受信データから特徴量を読み出し、1つまたは複数のMモード画像を表すMモード画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記1つのMモード画像、または、前記複数のMモード画像の中から選択されたMモード画像に対応する受信データを用いて弾性指標を算出する弾性指標演算手段と、
を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

前記弾性指標演算手段が、前記1つのMモード画像、または、前記複数のMモード画像の中から選択されたMモード画像について設定された受信データの関心時刻の範囲内において、該Mモード画像に対応する受信データを用いて弾性指標を算出する、請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記弾性指標演算手段が、前記1つのMモード画像、または、前記複数のMモード画像の中から選択されたMモード画像において設定されたトラッキング部位について前記関心時刻の範囲内においてトラッキングを行い、該Mモード画像に対応する弾性指標を算出する、請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記トラッキング部位が、血管前壁における外膜と中膜との境界、血管前壁における内膜と血管腔との境界、血管後壁における血管腔と内膜との境界、および、血管後壁における中膜と外膜との境界との内の少なくとも1つを含む、請求項3記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記弾性指標演算手段が、設定されたトラッキング部位の情報より、IMT（内膜中膜複合体厚）、血管径、および、最小血管径対最大血管径の比の内の少なくとも1つを算出し、弾性指標と共に表示部に表示させる、請求項3または4記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記トラッキング部位設定手段が、予め定められた特性に従って、前記Mモード画像から自動的に前記トラッキング部位を選択して設定する、請求項3または4記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記弾性指標演算手段が、スティフネスパラメータ β 、ストレインレート、および、弾性率の内の少なくとも1つを弾性指標として算出する、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。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、血管等の弾性指標を安定に取得して表示する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。動脈硬化状態を非侵襲的に測定する方法として、脈波伝播速度（pulse wave velocity: P W V）や、頸動脈の内膜中膜複合体厚（ma

10

20

30

40

50

ximum intima-media thickness: I M T) の測定がよく知られており、臨床的な診断価値も明らかになってきている。

【 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血管壁が内側に盛り上がるプラークが形成されたりすることが分かってきている。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。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。

10

【 0 0 0 4 】

I M T は、超音波検査（頸動脈超音波検査）によって計測できる。即ち、超音波探触子を被検体（患者）の頸部に当接させて、超音波探触子から超音波を送信する。超音波は、被検体内の構造物の表面（異なる組織の界面）において反射されるので、それによって生じる超音波エコーが超音波探触子によって受信され、受信信号に基づいて超音波画像が生成される。

【 0 0 0 5 】

図 1 0 は、頸動脈の超音波画像を示す図面である。生成された超音波画像から血管壁における血管腔内膜境界と中膜外膜境界を判定し、ノギス等を用いて両境界間の長さを計測することにより I M T を求めることができる。さらに、検査者（医師等のオペレータ）は、I M T に基づいて動脈硬化の程度を診断し、その結果に基づいて心臓や脳を含む全身の血管状態を推測することができる。

20

【 0 0 0 6 】

ここで、頸動脈における I M T を計測するのは、顔面の動脈に繋がる外頸動脈と脳動脈に繋がる内頸動脈との血管分岐部や頸動脈への血液の取り込み部など血流の方向が変化する領域でプラークが形成され易いため、頸動脈が動脈硬化の好発部位になるからである。

【 0 0 0 7 】

I M T 計測は、日本超音波医学会発行の非特許文献 1 にも採用されたとおり、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。図 1 1 は、オリアリー等（O'Leary DH et al）により示された I M T と脳卒中危険率の関係を表すグラフである。I M T は脳卒中危険率と明らかな相関関係があり、I M T が 1 . 1 mm 以上になると脳卒中危険率が急増することが分かる。

30

【 0 0 0 8 】

しかしながら、I M T は頸動脈の形態的变化のみを示す指標であり、脈波伝播速度（P W V）のような血管の性状を示す弾性指標にはならないので、これだけで動脈硬化の程度を評価するのは適当でない。

【 0 0 0 9 】

そこで、近年、頸動脈エコーを使って、血管壁の変位量に基づいた演算により、スティフネスパラメータ β 、ストレイン、弾性率のように、血管の性状を示す弾性指標を求める手法が開発されてきている。たとえば、脈波伝播速度（P W V）は、心臓の収縮時点を計測し、頸動脈の脈波と大腿動脈の脈波を体表から検出し、心臓の収縮から脈波の発生までの伝播時間を計算して求めた速度で、動脈の硬さを表すパラメータとなる。

40

【 0 0 1 0 】

P W V を用いて動脈硬化進展を定量的に診断することができ、また、血管年齢なども推定することができる。予防医学が重視されるようになり、P W V は血管の動的性状を表す新しい予防医学的指標として注目されている。近年では、腕と足首の脈波から P W V を簡単に計測する診断機器が市販されている。さらに、P W V を測定することにより、血管の弾性係数そのものであるスティフネスパラメータ β を提示する心臓足首血管指数（C A V I）を表示する計器も提供されている。

【 0 0 1 1 】

50

図 1 2 は、古幡博等が提示した、スティフネスパラメータ β の年代別変化を見たグラフである。男女を問わず年齢が増すにつれてスティフネスパラメータ β が増大することが分かる。また、弾性指標の変化は、I M T のような形態的变化よりも先に現れると言われており、動脈硬化の早期発見につながることで期待されている。

【 0 0 1 2 】

しかしながら、スティフネスパラメータ β 、ストレイン、弾性率のような弾性指標には、(a) 運動している血管壁の微小変位に対してトラッキングする必要があること、(b) オペレータの手ブレや被検体の体動等により探触子が観測場所からずれ易いこと、(c) 被検体等の理由により鮮明な画像を得ることが困難な場合には安定した再現性の高いデータが得られにくいこと、などの問題がある。安定したデータを取得できない主な原因は、輝度情報や位相情報のばらつきや、突発的に発生するスパイク状のノイズなどが誤ったトラッキングを生じさせることである。

【 0 0 1 3 】

図 1 3 及び図 1 4 は、図 1 5 に示すような超音波探触子を首に当接して頸動脈血管壁の微小変位を計測するための画像を示す図である。図 1 5 に示す超音波探触子においては、角棒形の振動子を直線上に配列して構成された配列振動子を用いている。そのような構成を有する超音波探触子は、探触子自体を動かすことなく超音波ビームの位置すなわち走査線をビーム方向と直角方向に移動させてリニア走査を行うことができる。

【 0 0 1 4 】

一般に、超音波診断器においては、超音波探触子の振動子から出力される超音波が被検体によって強度変調されて得られる超音波エコーの強度を走査幅方向に展開表示したものを B モード画像と呼び、被検体のある部分に注目し、そこでの音波反射の経時変化を展開表示するものを M モードと呼んでいる。

図 1 3 は、B モード画像の例を示す図である。図 1 3 (a) は、i フレームにおける画像を示し、図 1 3 (b) は、j フレームにおける画像を示す。これらの B モード画像において、ライン A とライン B が矢印で示されている。

【 0 0 1 5 】

図 1 4 は、上記と同じ測定結果を用いて一定のビーム方向に生じているエコーを経時的に表示した M モード画像の例を示す図である。図 1 4 (a) は、ライン A における取得画像を示し、図 1 4 (b) は、ライン B における取得画像を示す。これらの M モード画像において、i フレームと j フレームが矢印で示されている。

【 0 0 1 6 】

図 1 3 及び図 1 4 に示す例では、ライン A では、i フレームでも j フレームでも安定してデータを取得することができたが、ライン B では、輝度情報や位相のバラツキなどにより血管壁画像が不安定になったため、データを安定して取得することができず、トラッキングに失敗して弾性指標の安定した測定ができなかった。したがって、B モード画像に表れた安定したデータを示すラインについてトラッキングを実施して取得したデータを用いて弾性指標を求めることが必要である。

【 0 0 1 7 】

関連する技術として、特許文献 1 には、診断に適合する弾性画像を表示させるために、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、エラー情報を表示させたり、エラー領域の弾性画像を削除させたりする方法が開示されている。また、特許文献 2 には、特性値 (弾性率) 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。さらに、特許文献 3 には、測定部位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 1 8 】

一方、超音波診断装置で組織の変位を計測する場合に、頸動脈の超音波エコー検査で M モード測定を行い、心拍動に同期した血管の変位を計測する手法が古くから知られている

10

20

30

40

50

。特許文献 4 には、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。また、非特許文献 1 には、動脈硬化病変の評価項目として I M T と動脈径の計測が記載されており、動脈径の計測では M モードを用いて拍動する動脈の最小径時相もしくは最大径時相のどちらかの断面像で測定することが提案されている。

【 0 0 1 9 】

M モード画像による診断は、医師等が使い慣れていることはもちろん、M モード画像が安定して取得できているかどうかを医師等が検査時に判断でき、安定して測定できていなければ、その場で再度測定をし直すことができるという利点がある。しかしながら、血管壁の運動の微小な変位まで定量的に計測するには、画像範囲のスケールが違いすぎる等の理由で向いていない。

10

【 0 0 2 0 】

このように、安定したデータとエラーデータを判定することで、オペレータ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、弾性指標を算出するために要求される精度が高すぎて、オペレータが納得できる判定が行われているとはいえないので、弾性指標の安定取得には大きな課題がある。

【特許文献 1】特開 2 0 0 7 - 3 1 2 9 5 8 号公報

【特許文献 2】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 3】特開 2 0 0 7 - 0 0 6 9 1 4 号公報

【特許文献 4】特開平 1 0 - 7 1 1 4 7 号公報

20

【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）」日本超音波医学会会誌 (Jpn J Med Ultrasonics) 2008 年 6 月 Vol. 35 No. 2 p.202-209

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 2 1 】

そこで、上記の点に鑑み、本発明の課題は、取得した超音波画像情報から不安定なデータを確実に排除して正しい弾性指標を算出して表示する超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 2 】

30

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、超音波を送受信する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子に複数の駆動信号を供給すると共に、超音波探触子から出力される複数の受信信号を処理することにより受信データを生成する送受信手段と、送受信手段によって生成された受信データを格納する格納手段と、格納手段に格納されている受信データに基づいて、B モード画像を表す B モード画像データを生成すると共に、B モード画像の 1 つまたは複数の位置に設定された 1 つまたは複数の関心ラインに基づいて、格納手段に格納されている受信データから特徴量を読み出し、1 つまたは複数の M モード画像を表す M モード画像データを生成する画像データ生成手段と、1 つの M モード画像、または、複数の M モード画像の中から選択された M モード画像に対応する受信データを用いて弾性指標を算出する弾性指標演算手段と、を備える。

40

【発明の効果】

【 0 0 2 3 】

本発明の 1 つの観点によれば、本発明の超音波診断装置は、格納されている受信データから形成された 1 枚又は複数の B モード画像を表示し、安定した測定信号が得られる位置を選択することにより設定された 1 つまたは複数の関心ラインに基づいて、格納されている受信データから特徴量を読み出して M モード画像を表示し、M モード画像から好適な M モード画像が指定されると、この M モード画像に対応する受信データについて得られた測定値に基づいて弾性指標を求める。したがって、本発明の超音波診断装置を用いると、表示された画像データから良好なデータ領域を選択して弾性指標の算出に利用することができるので、安定した弾性指標を得ることができる。

50

【発明を実施するための最良の形態】**【0024】**

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。

図1は、本発明の1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。

本発明の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ部200と、超音波診断装置本体100を含んで構成される。

【0025】

超音波探触子200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200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。

【0026】

各超音波トランスデューサは、例えば、PZT（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、PVDf（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、受信信号を出力する。

【0027】

超音波診断装置本体100には、各種情報の入力を行うキーボードやポインティングデバイスなどの入力部101、超音波探触子200における超音波の送受信を制御する送信回路103及び受信回路105、画像を表示するディスプレイ107、さらに、システム全体を支配して適切な動作を行うように調整するシステム制御部111、受信回路105から出力される受信データを格納する格納手段としての受信データ用メモリ113、受信データに基づいてBモード画像やMモード画像を表す画像データを生成する画像形成部115、受信データ用メモリ113に格納された受信データを使ってトラッキングを行い目的の弾性指標を算出する弾性指標演算部117、画像データや測定結果を表示する画面を形成する画像プロセッサ121、画面をディスプレイ107に表示するための信号を形成する表示処理部123、などを備える。

【0028】

システム制御部111は、送信回路103と受信回路105を介して超音波探触子200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。

【0029】

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。システム制御部111に付属する格納装置には、複数種類の送信遅延パターン及び複数種類の受信遅延パターンが格納されており、送受信方向に応じて選択的に利用される。

【0030】

送信回路103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、システム制御部111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103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200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

10

20

30

40

50

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 200 に供給するようにしても良い。

【0031】

受信回路 105 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、受信回路 105 は、システム制御部 111 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受信信号（受信データ）が形成される。

【0032】

次に、受信回路 105 は、受信データに対して包絡線検波あるいは直交検波などの検波処理を施した後に、STC（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。

【0033】

直交検波処理は、超音波中の角周波数と実質的に同じ角周波数 ω を有し、位相が互いに 90 度ずれている信号 $\cos \omega t$ 及び $\sin \omega t$ を、それぞれ超音波中に掛け合わせてダウンコンバートを行う処理である。測定された受信データには超音波中の実数成分のみが含まれているが、直交検波処理を施すことによって、複素ベースバンド信号 $V = x + jy$ を生成することができる。

【0034】

すなわち、直交検波を施すことによって得られる複素ベースバンド信号 V は、互いに直交する I 相成分（実数成分） x と Q 相成分（虚数成分） y とを有し、振幅 $A = (\ x^2 + y^2)^{1/2}$ と位相 $\theta = \tan^{-1}(y/x)$ の情報を持つことになる。したがって、直交検波を用いた場合には、より多くの情報に基づきより正確な弾性指標を算出することができる。

【0035】

こうして処理された受信データは、複数フレーム分の超音波画像に対応する受信データを蓄積するためのメモリ容量を有する受信データ用メモリ 113 に順次格納される。画像形成部 115 は、受信データ用メモリ 113 から読み出された受信データを入力して、入力された受信データに対して、対数圧縮やゲイン調整等のプリプロセス処理、及び、受信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する走査線変換処理を施して画像データを生成し、生成された画像データを画像プロセッサ 121 に出力する。

【0036】

画像プロセッサ 121 は、入力される画像データや弾性指標データ等に基づいて、超音波画像や測定結果などを表示する画面を表す画像データを生成して表示処理部 123 に出力する。表示処理部 123 は、画面を表示するためのビデオ信号を生成してディスプレイ 107 に送り、ディスプレイ 107 は、超音波画像や測定結果などを含む画面を表示する。

【0037】

以上において、システム制御部 111、画像形成部 115、弾性指標演算部 117、画像プロセッサ 121、表示処理部 123 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。ソフトウェアは、図示しない格納部に格納されている。なお、これらは、デジタル回路又はアナログ回路で構成してもよい。

【0038】

図 2 は、本実施形態に係る超音波診断装置の動作を、スティフネスパラメータ β を算定する場合を例として説明するためのフロー図である。

オペレータが、入力部 101 から B モード画像と M モード画像とを一緒に表示することを設定すると（ステップ S01）、システム制御部 111 が、送信回路 103 と受信回路

10

20

30

40

50

105を制御して、頸部に当接された超音波プローブ部200を稼働させて、所定の時間だけ頸動脈の超音波画像を取得する。

【0039】

超音波探触子200のトランスデューサアレイは、たとえば走査方向が頸動脈の血流方向に合致するように配置され、血管の前壁と後壁の血管壁からの超音波エコーを捕らえて受信信号を出力する。受信回路105は、超音波探触子200から出力される受信信号に基づいて受信データを生成し、受信回路105によって生成された所定量の受信データが、受信データ用メモリ113に格納される。

【0040】

次に、画像形成部115が、受信データ用メモリ113から頸動脈の超音波画像に対応する受信データの取得を開始して（ステップS02）、被検体内の組織に関する断層画像情報であるBモード画像データを生成し、画像プロセッサ121と表示処理部123を介してディスプレイ107にBモード画像を表示する。

【0041】

医師などのオペレータは、表示された1つまたは複数のBモード画像から各画面に亘り受信データが乱れていないライン位置を幾つか見付けて、入力部101を操作して1つまたは複数の関心ラインを設定する（ステップS03）。関心ラインは、画像と一緒に表示されたポインティングデバイスなどを利用して設定することができる。設定された関心ラインの位置は、画像に重ねた縦線などによって明瞭に表示することが好ましい。なお、簡便のため、Bモード画像を1つだけ表示して、受信データに乱れない部分を見付けるようにしてもよい。

【0042】

画像形成部115は、設定された関心ラインごとに、関心ラインに対応する位置における所定期間に亘る受信データを受信データ用メモリ113から読み出して、所定期間に亘るMモード画像データを時間軸に沿って順次生成し、画像プロセッサ121と表示処理部123を介してディスプレイ107に関心ラインに対応した1つまたは複数のMモード画像を表示する（ステップS03）。オペレータは、表示された画像が経時的に変化する間に、解析に利用できそうな適当な画面を見つけたときに、入力部101を操作してシステム制御部111に指示信号を送り、Mモード画像の画面をフリーズする（ステップS04）。

【0043】

図3は、測定対象を頸動脈の前壁と後壁としたもので、画面をフリーズしたときのディスプレイ107における画像例を示す図面である。図3においては、上側に1つのBモード画像が表示され、下側に2つのMモード画像が表示されている。Bモード画像において2本の関心ラインが設定されており、左側のMモード画像は、実線で示す関心ラインにおける受信データから形成されたものであり、右側のMモード画像は、点線で示す関心ラインにおける受信データから形成されたものである。また、画面の左上部には、測定条件などの情報が表示されている。

【0044】

右側のMモード画像には内壁部分に乱れが見られるが、左側のMモード画像は、ノイズが少なく解析に利用できそうな良質な画像である。なお、図3では、Mモード画像がほぼ1拍分の期間しか表示されていないが、判定をしやすくするために、Mモード画像を3拍分程度の期間において表示することがより好ましい。また、画面フリーズ時に表示されるBモード画像は、フリーズボタンを押したタイミングのものであってもよいし、予め決められた1心拍中の適当なタイミングのものであってもよい。

【0045】

複数のMモード画像が表示されている場合には、画像がフリーズされた後に、オペレータが、入力部101を操作して、弾性指標計測に用いられるMモード画像を選択する（ステップS05）。利用されるMモード画像が決まると、画像形成部115は、そのMモード画像を拡大してディスプレイ107に表示し、他の画像を縮小してディスプレイ107

10

20

30

40

50

に表示する。

【 0 0 4 6 】

次に、オペレータは、Mモード画像中にトラッキング開始時刻とトラッキング終了時刻を指定して関心時刻範囲を設定する（ステップS 0 6）。さらに、オペレータは、Mモード画像中の血管前壁内膜—血管腔境界部にトラッキング点を設定し（ステップS 0 7）、さらに、血管後壁血管腔—内膜境界部にトラッキング点を設定する（ステップS 0 8）。なお、トラッキング部位としては、血管前壁における外膜と中膜との境界、血管前壁における内膜と血管腔との境界、血管後壁における血管腔と内膜との境界、および、血管後壁における中膜と外膜との境界との内の少なくとも1つを含めることができる。

【 0 0 4 7 】

図4は、Mモード画像に関心時刻を設定しトラッキング点を設定した状態を示すディスプレイ107の表示画面である。関心時刻を設定するときの表示画面には、設定時刻におけるBモード画像がリアルタイムに表示されるので、ノイズ状況を確認することができる。

【 0 0 4 8 】

さらに、オペレータは、入力部101を操作して、カフ型血圧計で測定した最高血圧及び最低血圧を入力する（ステップS 0 9）。これらの血圧値は、それぞれ収縮期血圧P s及び拡張期血圧P dとして利用される。これに応答して、弾性指標演算部117は、設定されたトラッキング点から内膜—血管腔境界を特徴付ける輝度変化点を追跡してトラッキングする。トラッキングは、断層像のパターンマッチング法、ゼロクロス点法、組織ドブラ法、位相差トラッキング法等、いろいろな方法により対象点を画定しながら行うことができるが、どの手法によってもよいことはいうまでもない。

【 0 0 4 9 】

弾性指標演算部117は、指定領域をトラッキングしている間に、収縮期の最大血管径D s及び拡張期の最小血管径D dを求めて、次式からスティフネスパラメータ β を算出する。

$$\beta = \{ \text{Log} (P s / P d) \} / (D s / D d - 1)$$

スティフネスパラメータ β の演算結果は、表示画面中のMモード画像の近傍に表示する（ステップS 1 0）。

【 0 0 5 0 】

図5は、収縮期血圧P sと拡張期血圧P dを入力してスティフネスパラメータ β を表示させた表示画面を示す。Mモード画像には、血管の前壁と後壁について内膜—血管腔境界をトラッキングした軌跡が表示されている。入力した血圧や算出されたスティフネスパラメータ β は数値で表示されている。さらに、動脈硬化リスクや血管年齢を算定して表示してもよい。

【 0 0 5 1 】

なお、設定されたトラッキング部位の情報を用いて、IMT（内膜中膜複合体厚）、血管径、最小血管径対最大血管径の比などを算出し、弾性指標と共に表示部に表示させるようにしてもよい。図6は、Mモード画像と共に示した関心時刻におけるトラッキング部位の情報から求めたIMTの値を併記した表示画面の例を表した図面である。

【 0 0 5 2 】

一般的に、血管など心拍に同期して動く器官の弾性指標は安定して取得することが難しいとされるが、本実施形態の超音波診断装置によれば、再現性の高い箇所を選択してその場所における受信データを使って弾性指標を算定するので、血管などに関する弾性指標を安定して得ることができる。

【 0 0 5 3 】

本発明により、超音波診断装置において弾性指標を算定するためのトラッキングを開始する前に、医師等のオペレータが、信頼できる弾性指標を得ることができるデータか否かを判断したり、適切なデータ部分を選択したりするために便利なインターフェースとなる表示画面を提供することができる。本実施形態の超音波診断装置を使用することにより、

10

20

30

40

50

安定して取得することが難しい弾性率などの弾性指標を医師等の判断選択を経て算定するので、従来と比較して信頼性の高い結果を得ることができる。

【0054】

本実施形態に係る超音波診断装置では、2ライン分のMモード画像の内から1つを関心ラインとして選択して弾性指標を求めたが、たとえば5ライン程度の候補から連続性の高い2～3個のラインを選択して弾性指標を算出し、それらの平均値を血管の弾性指標としてもよい。その場合には、5つのMモード画像が表示され、その中から2～3個のMモード画像を選択してスティフネスパラメータ β を求め、指示画面にはMモード画面ごとのスティフネスパラメータ β と平均して求めたスティフネスパラメータ β が表示される。

【0055】

また、本実施形態に係る超音波診断装置では、弾性指標としてスティフネスパラメータ β を用いたが、弾性指標としてストレインレートや弾性率を選択することもできる。ただし、ストレインレートや弾性率を算出する場合には、血管壁の厚さ、特に、内膜中膜複合体厚（IMT）が問題となるので、図7に示すように、トラッキング点を、血管前壁における外膜と中膜との境界、血管前壁における内膜と血管腔との境界、血管後壁における血管腔と内膜との境界、および、血管後壁における中膜と外膜との境界の4カ所に設定する。前壁及び後壁それぞれの外膜 - 中膜境界、内膜 - 血管腔境界をトラッキングして得た観測値から、血管厚さの微小変化を計測し、血管厚さの最大値 T_d と最小値 T_s を求める。

【0056】

これらの値を用いて、ストレインレートは、 $(T_d - T_s) / T_d$ で求めることができ、弾性率 E は、 $E = (P_s - P_d) / \{(T_d - T_s) / T_d\}$ で求めることができる。さらに高度なアルゴリズムを用いる場合には、前壁及び後壁それぞれの外膜と中膜の境界と内膜と血管腔の境界との間をさらに複数に分割して、各領域の弾性率を計測するようにしてもよい。また、弾性指標演算部117は、設定されたトラッキング部位について、IMT、血管径、および、最小血管径対最大血管径の比の内の少なくとも1つを算出し、弾性指標と共にディスプレイ107に表示させるようにしてもよい。

【0057】

また、本実施形態に係る超音波診断装置においては、Mモード画像の横軸に位置情報を表すようにしたが、速度情報を表すようにしてもよい。その場合に、トラッキング点は、Bモード画像上で設定するか、又は、位置情報を含むMモード画像と一緒に表示して設定するようにする。

【0058】

また、トラッキング点の設定は、Mモード画像で選択した関心時刻における輝度プロファイルを用いて自動的に行うこともできる。図8は、図4で設定した関心時刻における受信データの深さ方向の輝度プロファイルを示す図面である。図の左端がプローブの位置で、右に進むにつれて深くなる。

【0059】

図9は、トラッキング点の自動判定方法を説明する線図である。トラッキング点として選択しようとする血管腔 - 血管前壁境界は、中央部分の黒抜け部として検出される血管腔位置からプローブの方向に向かって迎えるときに輝度がある閾値を超えさらに頂上を過ぎた後に再び閾値に達した点をもって判定することができる。一方、血管腔 - 血管後壁境界は、中央部から深くなる方向に迎えるときに、最初に閾値に到達した点をもって判定することができる。なお、図では同じ閾値を使っているが、前壁境界と後壁境界を異なる閾値で判定するようにしてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0060】

本発明により、被検体に向けて超音波を送信し被検体からの超音波エコーを受信して超音波画像データを生成する超音波診断装置において、ディスプレイに表示された画像データから安定したデータ領域を選択して指定できるようになったので、安定した弾性指標を確実に得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。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図1】本発明の1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】本実施形態に係る超音波診断装置の動作を説明するためのフロー図である。

【図3】本実施形態において画面をフリーズしたときの画像例を示す図面である。

【図4】本実施形態においてMモード画像に関心時刻とトラッキング点を設定した状態を示す表示画面である。

【図5】本実施形態においてスティフネスパラメータ β を表示させた表示画面である。

【図6】本実施形態においてさらにIMTを表示させた表示画面である。

【図7】本実施形態において4個のトラッキング点を設定したときの表示例を表す図面である。 10

【図8】本実施形態において関心時刻における輝度プロファイル例を示す図面である。

【図9】本実施形態に係るトラッキング点の自動判定方法を説明する線図である。

【図10】頸動脈の超音波画像を示す図面である。

【図11】IMTと脳卒中危険率の関係を表すグラフである。

【図12】スティフネスパラメータ β の年代別変化を見たグラフである。

【図13】頸動脈血管壁の微小変位を計測したBモード画像を示す図面である。

【図14】頸動脈血管壁の微小変位を計測したMモード画像を示す図面である。

【図15】超音波探触子の構成を示す模式図である。

【符号の説明】 20

【0062】

100 超音波診断装置本体

101 入力部

103 送信回路

105 受信回路

107 ディスプレイ

111 システム制御部

113 受信データ用メモリ

115 画像形成部

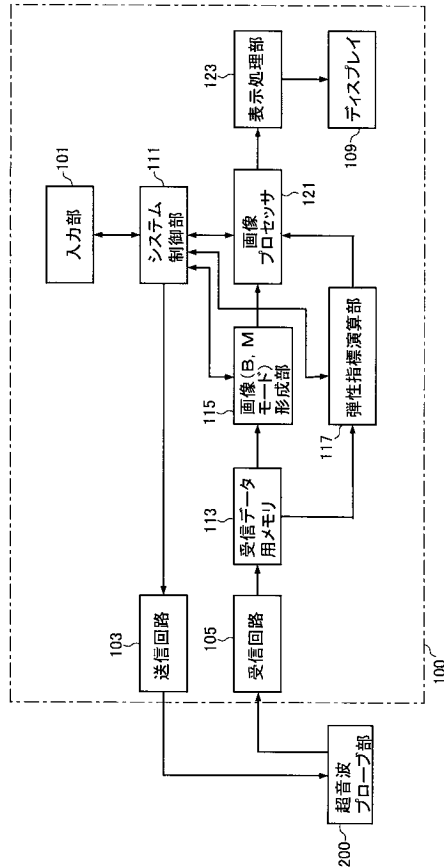
117 弾性指標演算部 30

121 画像プロセッサ

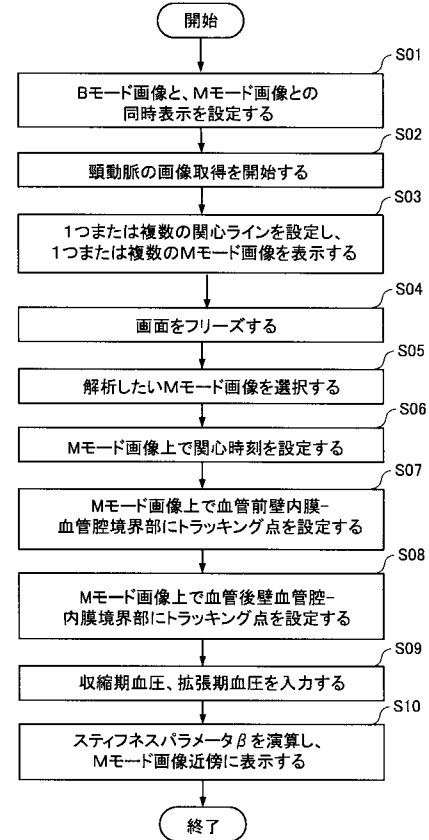
123 表示処理部

200 超音波探触子

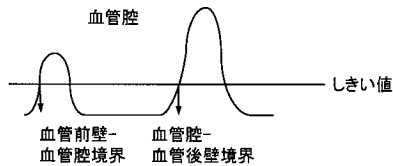
【図 1】



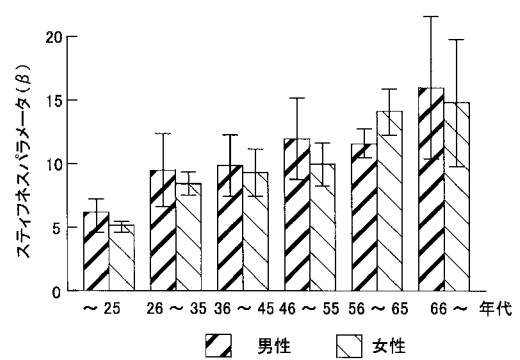
【図 2】



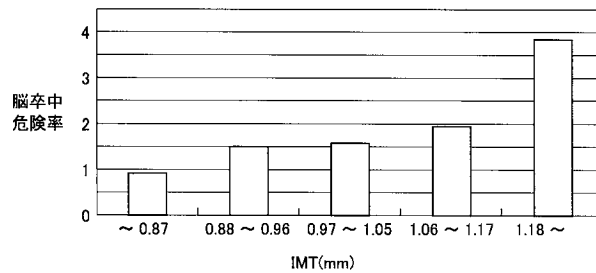
【図 9】



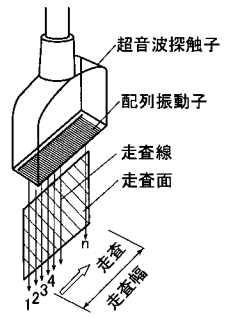
【図 1 2】



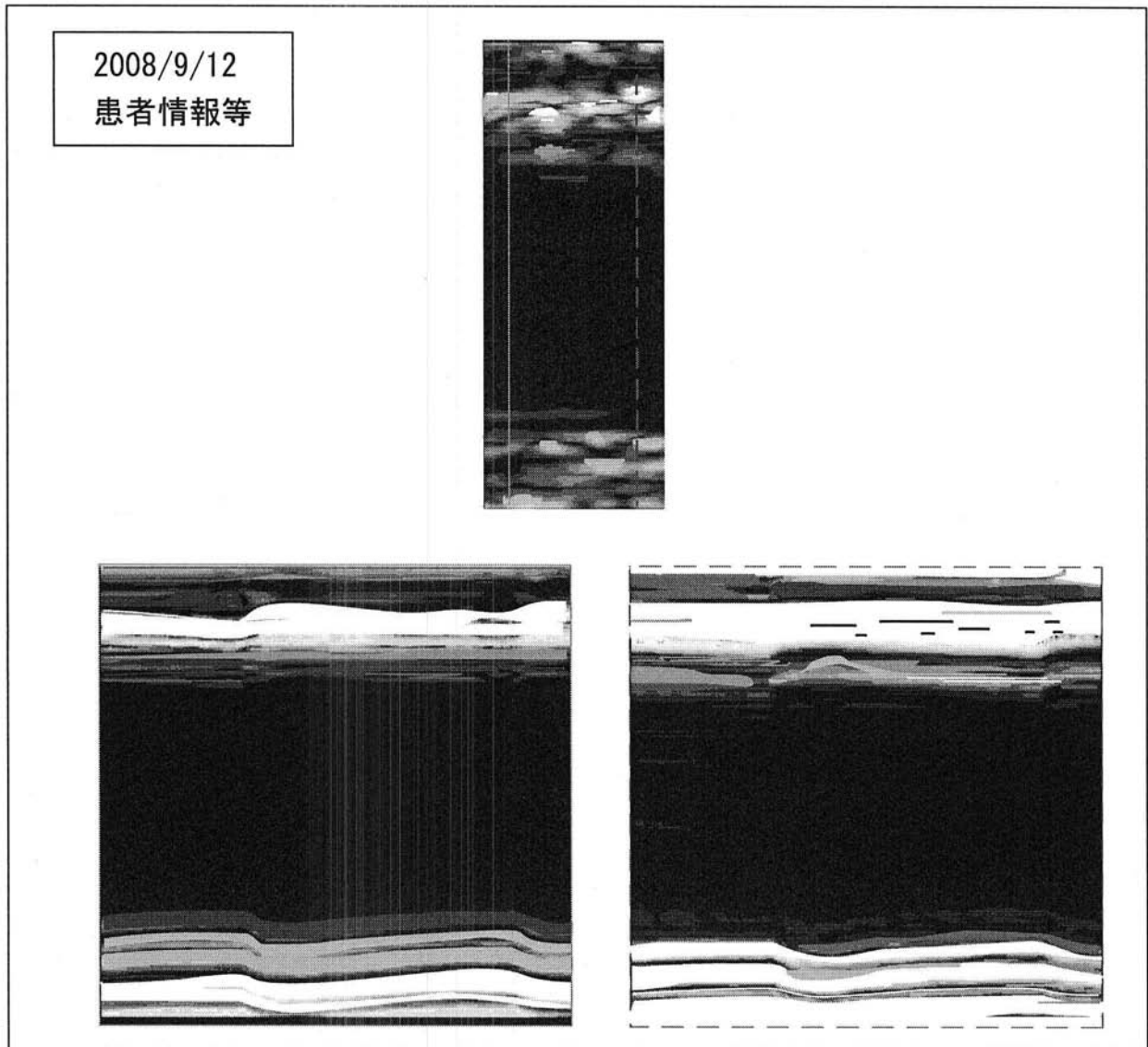
【図 1 1】



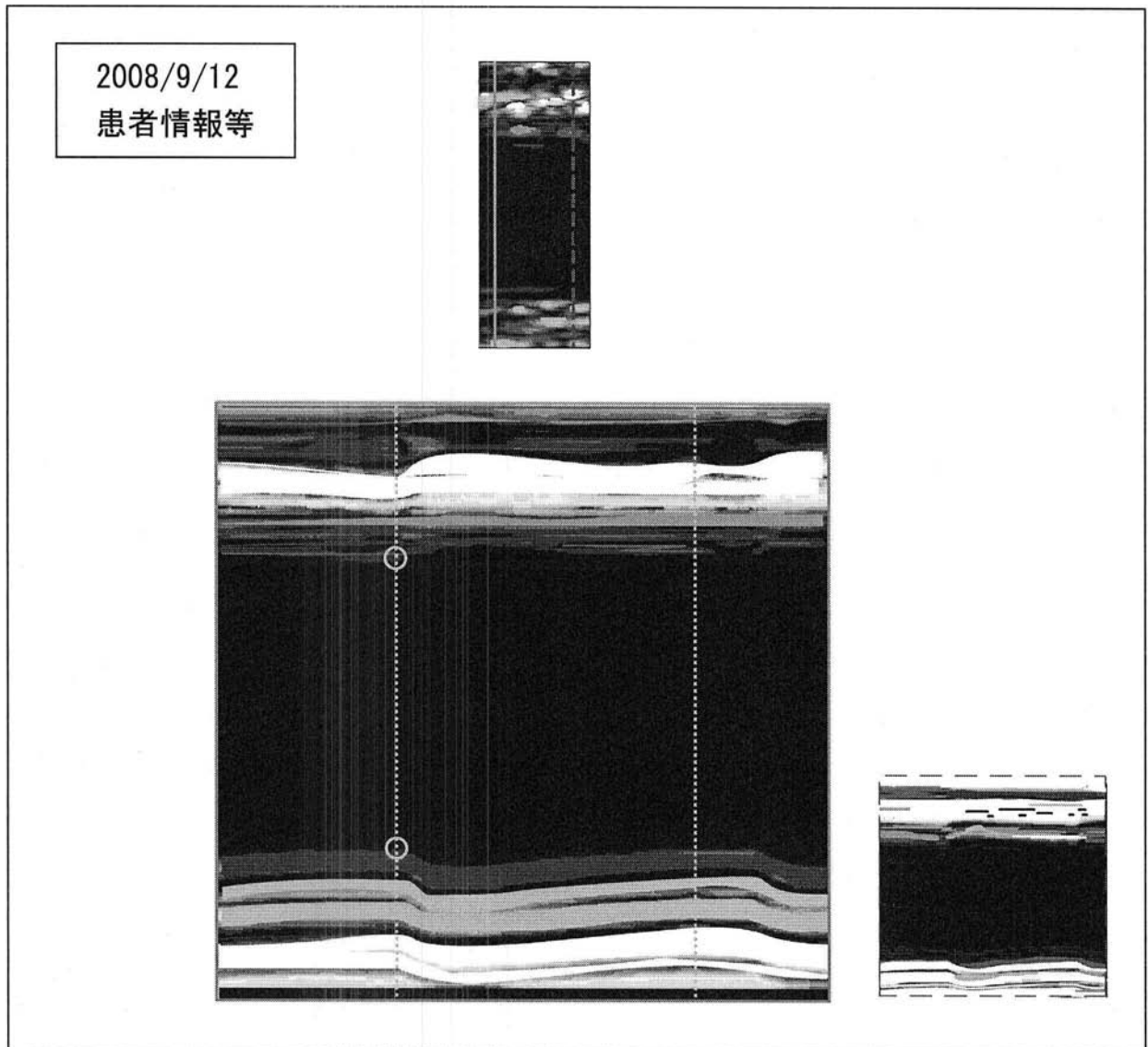
【図 15】



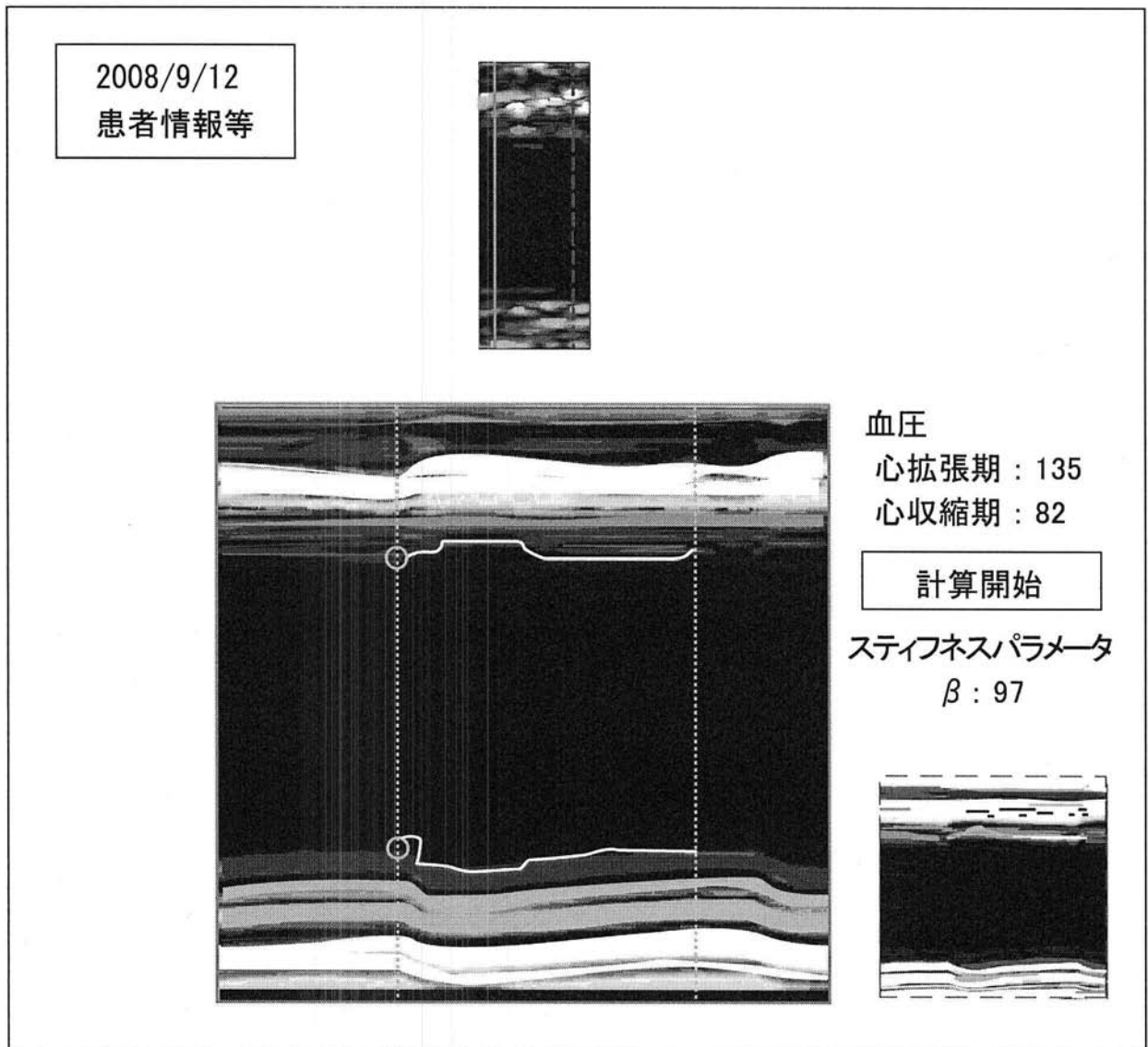
【 図 3 】



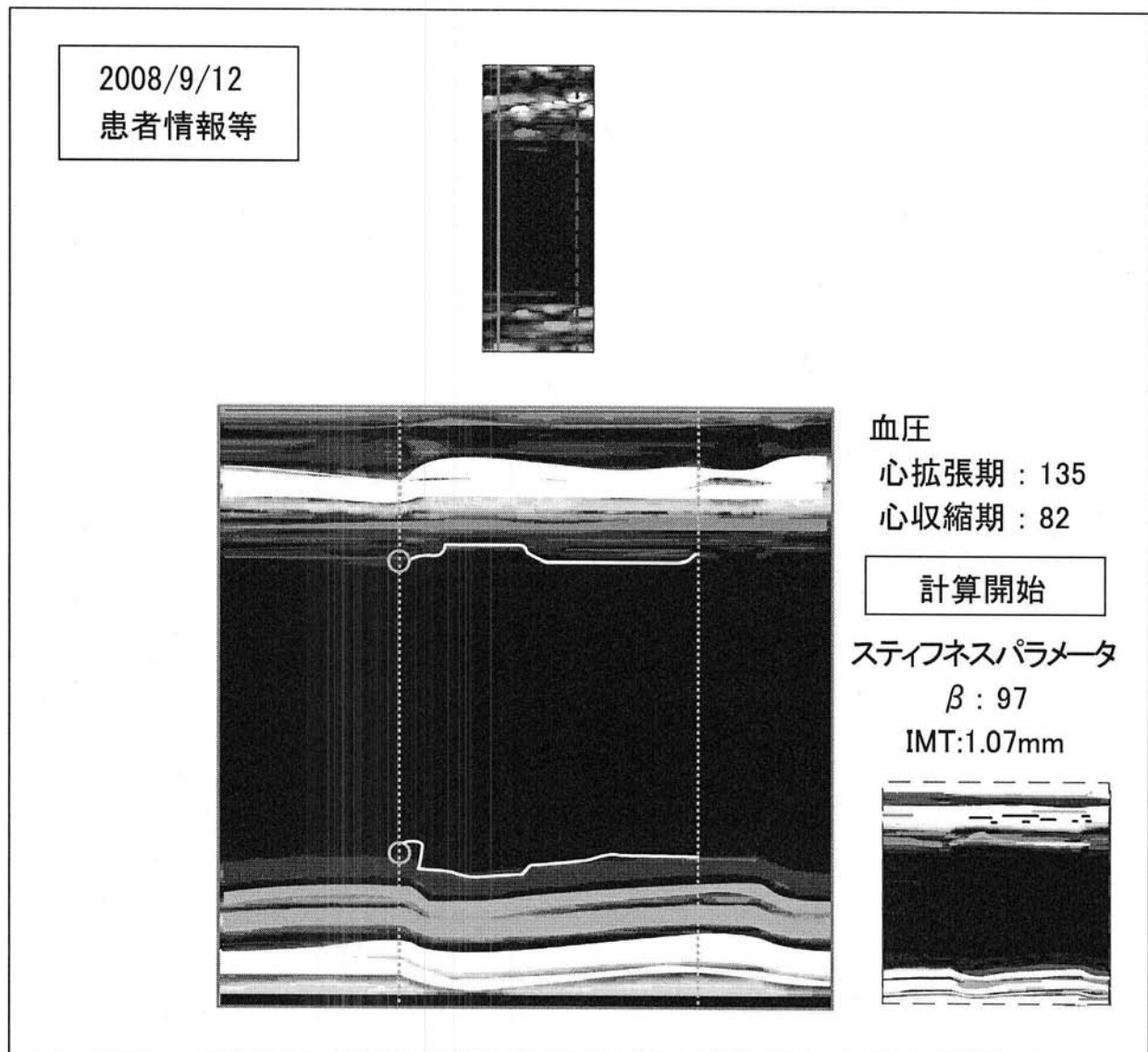
【 図 4 】



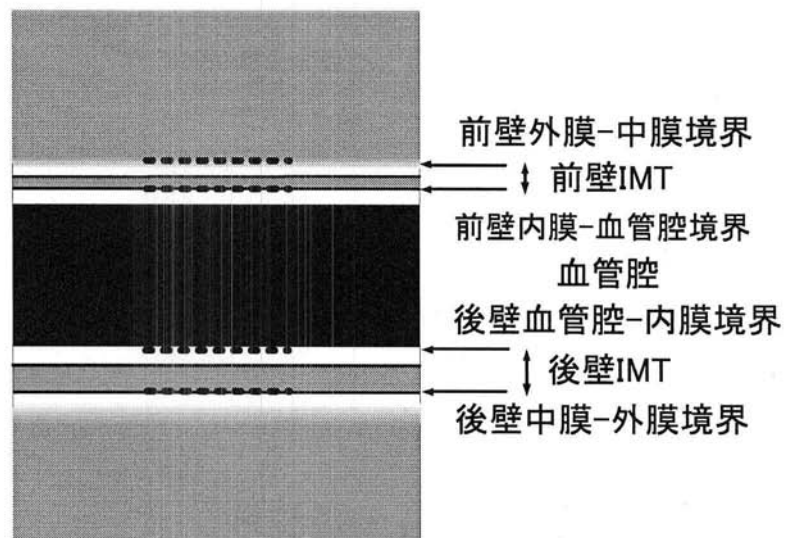
【図 5】



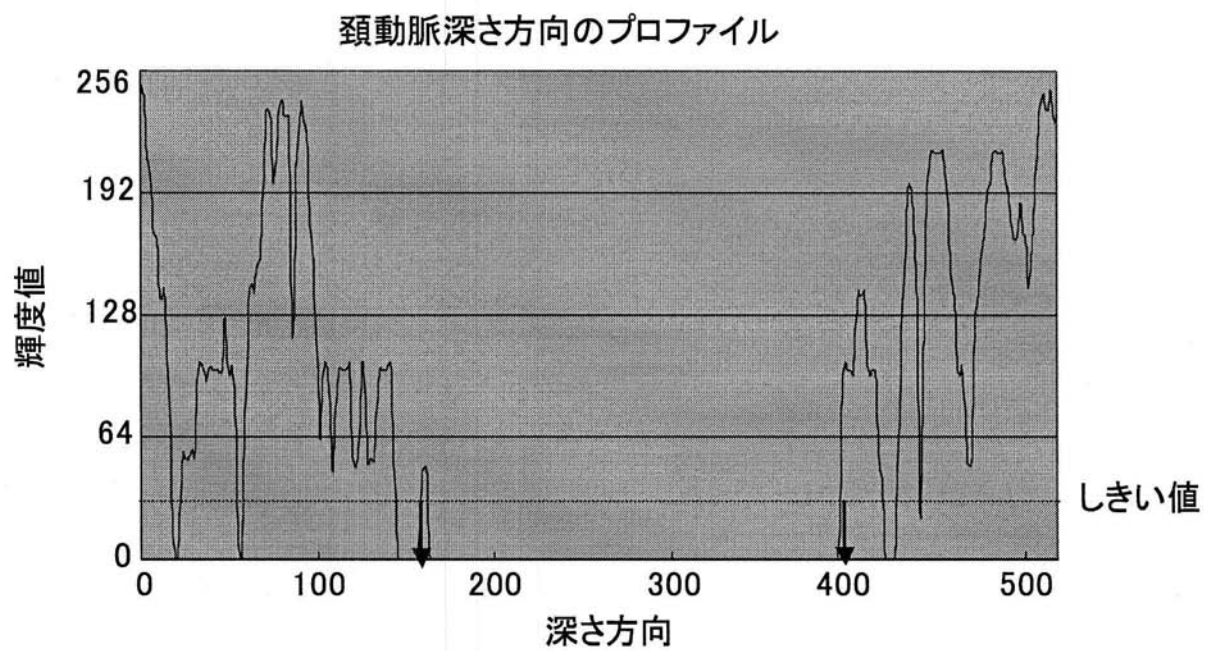
【図 6】



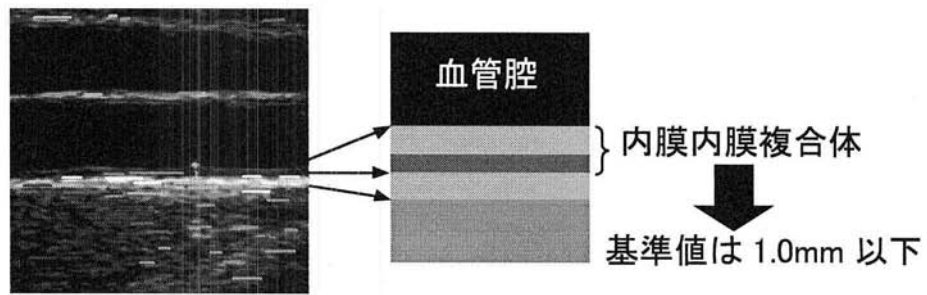
【図 7】



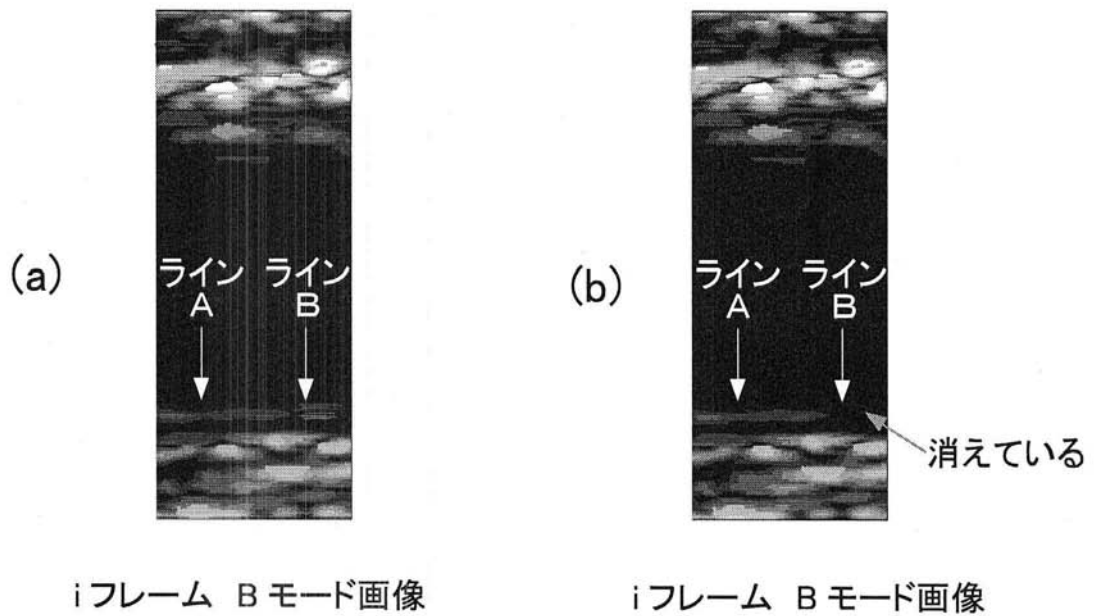
【図 8】



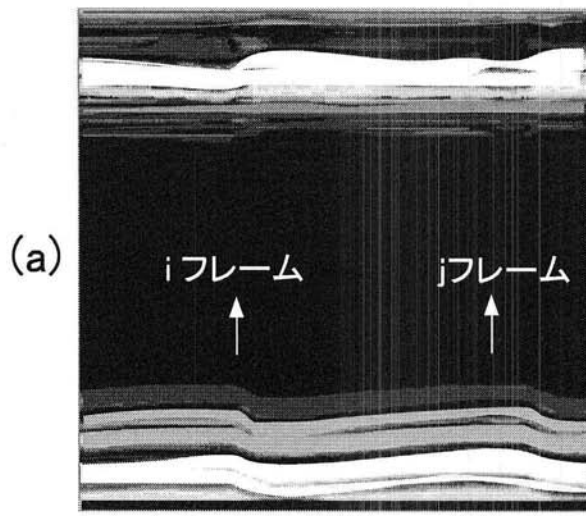
【図 10】



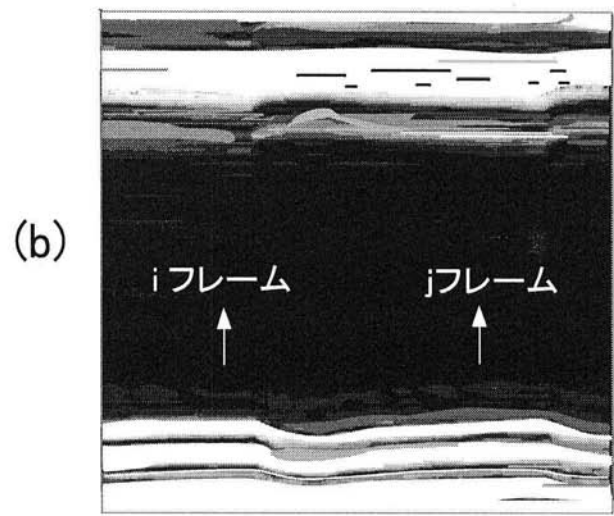
【図 13】



【図 14】



ラインA Mモード画像



ラインB Mモード画像

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010125025A	公开(公告)日	2010-06-10
申请号	JP2008302049	申请日	2008-11-27
[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/DD01 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE10 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK30 4C601/KK31		
代理人(译)	宇都宫正明 关雅治		
其他公开文献	JP5384919B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，可以可靠地消除所获取的超声图像信息中的不稳定数据，并计算和显示正确的弹性指数。 解决方案：该超声诊断设备在显示器107上显示由超声探头200获取的一个或多个图像的超声图像数据，并在屏幕上显示可以获得稳定测量信号的位置当从输入单元101选择并输入一个或多个感兴趣的行时，基于该感兴趣的行和适当的M从一个或多个接收的数据显示M模式图像。当选择并指定模式接收数据时，弹性指数计算单元117基于通过跟踪该M模式接收数据获得的测量值获得稳定的弹性指数，并将其显示在显示器109上。 点域1

