

(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2012-90820

(P2012-90820A)

(43) 公開日 平成24年5月17日(2012.5.17)

(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 有 請求項の数 11 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2010-241316(P2010-241316)

(22) 出願日 平成22年10月27日(2010.10.27)

特許法第30条第1項適用申請有り [発行者名] 社団法人日本超音波医学会 [刊行物名] 日本超音波医学会 関東甲信越地方会 第22回学術集会 抄録集 [該当ページ] 137ページ [発行年月日] 平成22年10月8日

(71) 出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー

アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000

(74) 代理人 100106541

弁理士 伊藤 信和

(72) 発明者 見山 広二

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

最終頁に続く

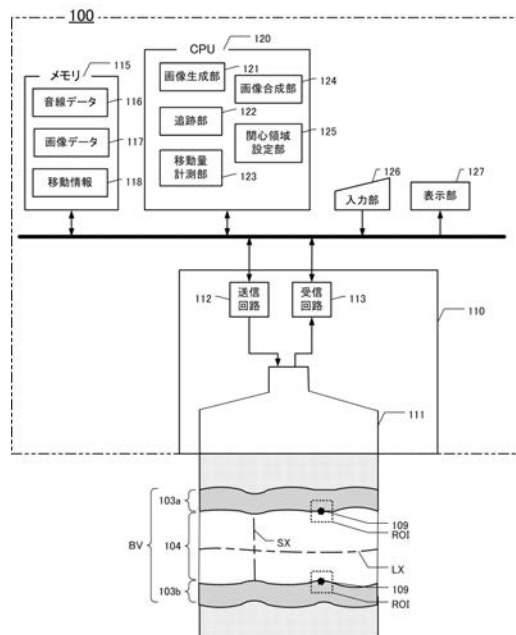
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 血管を含む被検体の所定の領域の動きを追跡することにより、その所定の領域の位置変動から、正確に血管の径や血管壁などの計測を行うようにする。

【解決手段】 第1記憶部に記憶された超音波データに基づいて生成され表示部に表示された所定の時刻の超音波画像における血管の壁部分であって血管の長軸方向に垂直な方向の垂直直線上に第1関心領域ROIおよび第2関心領域ROIを設定する関心領域設定部(125)と、所定の時刻から後に順次続くそれぞれの超音波画像において第1関心領域及び第2関心領域にそれぞれ対応した被検体の組織の移動を、空間的輝度勾配を利用した勾配法で追跡する追跡部(122)と、追跡部が追跡した組織の移動に基づいて所定の時間における組織の移動の情報を記憶する記憶部(115)と、を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を順次送波し、長軸方向の血管を含む前記被検体の所定の領域から受波した超音波を超音波データとして順次受信する送受信部と、

前記順次受信された超音波データを記憶する第 1 記憶部と、

前記順次受信された超音波データに基づいて前記血管の長軸方向の断層像を含む超音波画像を順次生成する画像生成部と、

前記画像生成部によって生成された超音波画像を表示する表示部と、

前記第 1 記憶部に記憶された超音波データに基づいて生成され、前記表示部に表示された所定の時刻の前記超音波画像における前記血管の壁部分であって、前記血管の長軸方向に垂直な方向の垂直直線上に第 1 関心領域および第 2 関心領域を設定する関心領域設定部と、

10

前記所定の時刻から後に順次続くそれぞれの前記超音波画像において、前記第 1 関心領域及び前記第 2 関心領域にそれぞれ対応した前記被検体の組織の移動を、空間的輝度勾配を利用した勾配法で追跡する追跡部と、

前記追跡部が追跡した前記組織の移動に基づいて所定の時間における前記組織の移動の情報を記憶する第 2 記憶部と、

を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

前記表示部は、前記第 2 記憶部が記憶した前記組織の移動の情報に基づいて、前記垂直直線上又は前記垂直直線に垂直な水平直線上の、前記組織の経時的な移動の追跡結果を表示する請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記表示部は、前記第 2 記憶部が記憶した前記組織の移動の情報に基づいて、前記垂直直線上の、前記被検体組織間の距離の経時的な変化の追跡結果を表示する請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記関心領域設定部は、前記表示部に前記第 1 関心領域および前記第 2 関心領域を指定するためのポイントを表示し、前記ポイントが指定されるとそのポイントを含む前記第 1 関心領域および前記第 2 関心領域を設定する請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記関心領域設定部は、前記垂直直線上の第 1 関心領域が設定されると前記第 1 関心領域を含み前記長軸方向の水平指標を前記表示部に表示させ、前記水平指標の傾きが設定されると前記第 1 関心領域を含み前記水平指標から垂直方向の垂直指標を前記表示部に表示させる請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第 1 関心領域は、前記垂直直線上の前記血管の一方の内壁を含み、

前記第 2 関心領域は、前記垂直直線上の前記血管の他方の内壁を含み、

前記表示部は、前記第 1 関心領域及び前記第 2 関心領域によって特定された前記血管の内径の経時的な変化の追跡結果を表示する請求項 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。

40

【請求項 7】

前記第 1 関心領域は、前記垂直直線上の前記血管の一方の外壁を含み、

前記第 2 関心領域は、前記垂直直線上の前記血管の他方の外壁を含み、

前記表示部は、前記第 1 関心領域及び前記第 2 関心領域によって特定された前記血管の外形の経時的な変化の追跡結果を表示する請求項 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。

【請求項 8】

前記関心領域設定部は、前記垂直直線上に第 3 関心領域と第 4 関心領域とを設定し、

50

前記第 1 関心領域は、前記垂直直線上の前記血管の一方の内壁を含み、
前記第 2 関心領域は、前記垂直直線上の前記血管の一方の外壁を含み、
前記第 3 関心領域は、前記血管の他方の外壁を含み、
前記第 4 関心領域は、前記血管の他方の内壁を含み、
前記表示部は、前記第 1 関心領域及び前記第 2 関心領域と前記第 3 関心領域及び前記第 4 関心領域とによって特定された前記血管の壁の厚さの経時的な変化の追跡を表示する請求項 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。

【請求項 9】

前記関心領域設定部は、設定した前記第 1 関心領域及び前記第 2 関心領域とは前記長軸方向で異なる位置において、前記第 1 関心領域及び前記第 2 関心領域に相当する関心領域をそれぞれ設定する請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

前記表示部は、前記第 2 記憶部が記憶した前記長軸方向で異なる位置における前記組織の移動の情報に基づいて、前記長軸方向で互いに異なる複数の位置における、前記垂直直線上の前記被検体の組織間の距離の平均を算出し、前記算出した平均距離の経時的な変化の追跡結果を表示する請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記関心領域設定部は、前記第 1 関心領域を含む前記水平直線上に新たな関心領域を設定し、前記追跡部は前記水平線上の関心領域に対応した前記被検体の組織の移動を追跡し、

20

前記追跡部が前記第 1 関心領域及び前記水平線上の関心領域が移動していると追跡した際には、前記表示部は前記ポイント、前記第 1 関心領域および前記第 2 関心領域を前記組織全体の移動に追従させて表示する請求項 4 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、血管の状態を超音波によって診断する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、脳梗塞や心筋梗塞などの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。動脈の診断に関して B (Brightness) モード画像で血管の径を計測する超音波診断装置が特許文献 1 に示されている。特許文献 1 は、モニターに表示された B モード画像内にトレース用マークを操作者が設定し、設定されたトレース用マークを含む関心領域における画素値の輝度の相関を求めて、血管の径や血管壁を追跡する超音波診断装置を開示している。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

40

【特許文献 1】特開 2002 - 238903 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、特許文献 1 に記載されるような、画素値の輝度の相関では、画像データの処理によって血管の径や血管壁が変わってしまうことがある。また、血管の関心領域の設定により血管の内径や血管壁の厚さなどが各種表示されることが好ましい。

【0005】

そこで上記問題点に鑑み、血管を含む被検体の所定の領域の動きを追跡することにより、その所定の領域の位置変動から、正確に組織の追跡結果を表示する。

50

【課題を解決するための手段】

【0006】

第1の観点の超音波診断装置は、被検体に超音波を順次送波し長軸方向の血管を含む被検体の所定の領域から受波した超音波を超音波データとして順次受信する送受信部と、順次受信された超音波データを記憶する第1記憶部と、順次受信された超音波データに基づいて血管の長軸方向の断層像を含む超音波画像を順次生成する画像生成部と、画像生成部によって生成された超音波画像を表示する表示部とを備える。さらに装置は、第1記憶部に記憶された超音波データに基づいて生成され表示部に表示された所定の時刻の超音波画像における血管の壁部分であって血管の長軸方向に垂直な方向の垂直直線上に第1関心領域および第2関心領域を設定する関心領域設定部と、所定の時刻から後に順次続くそれぞれの超音波画像において第1関心領域及び第2関心領域にそれぞれ対応した被検体の組織の移動を、空間的輝度勾配を利用した勾配法で追跡する追跡部と、追跡部が追跡した組織の移動に基づいて所定の時間における組織の移動の情報を記憶する第2記憶部と、を備える。

10

【0007】

第2の観点の超音波診断装置において、表示部は、第2記憶部が記憶した組織の移動の情報に基づいて、垂直直線上又は垂直直線に垂直な水平直線上の、組織の経時的な移動の追跡結果を表示する。

また、第3の観点の超音波診断装置において、表示部は、第2記憶部が記憶した組織の移動の情報に基づいて、垂直直線上の、被検体組織間の距離の経時的な変化の追跡結果を表示する。

20

第4の観点の超音波診断装置において、関心領域設定部は、表示部に第1関心領域および第2関心領域を指定するためのポイントを表示し、ポイントが指定されるとそのポイントを含む第1関心領域および第2関心領域を設定する。

【0008】

第5の観点の超音波診断装置において、関心領域設定部は、垂直直線上の第1関心領域が設定されると第1関心領域を含み長軸方向の水平指標を表示部に表示させ、水平指標の傾きが設定されると第1関心領域を含み水平指標から垂直方向の垂直指標を表示部に表示させる。これにより、オペレータは関心領域を設定しやすくなる。

【0009】

第6の観点において、第1関心領域は、垂直直線上の血管の一方の内壁を含み、第2関心領域は、垂直直線上の血管の他方の内壁を含み、表示部は、第1関心領域及び第2関心領域によって特定された血管の内径の経時的な変化の追跡結果を表示する。

30

また、第7の観点において、第1関心領域は、垂直直線上の血管の一方の外壁を含み、第2関心領域は、垂直直線上の血管の他方の外壁を含み、表示部は、第1関心領域及び第2関心領域によって特定された血管の外径の経時的な変化の追跡結果を表示する。

【0010】

第8の観点において、関心領域設定部は、垂直直線上に第3関心領域と第4関心領域とを設定し、第1関心領域は垂直直線上の血管の一方の内壁を含み、第2関心領域は垂直直線上の血管の一方の外壁を含み、第3関心領域は血管の他方の外壁を含み、第4関心領域は血管の他方の内壁を含み、表示部は、第1関心領域及び第2関心領域と第3関心領域及び第4関心領域とによって特定された血管の壁の厚さの経時的な変化の追跡を表示する。

40

【0011】

第9の観点において、関心領域設定部は、設定した第1関心領域及び第2関心領域とは長軸方向で異なる位置において、第1関心領域及び第2関心領域に相当する関心領域をそれぞれ設定する。

第10の観点において、表示部は、第2記憶部が記憶した長軸方向で異なる位置における組織の移動の情報に基づいて、長軸方向で互いに異なる複数の位置における、垂直直線上の被検体の組織間の距離の平均を算出し、算出した平均距離の経時的な変化の追跡結果を表示する。

50

第 11 の観点において、関心領域設定部は第 1 関心領域を含む水平直線上に新たな関心領域を設定し、追跡部は前記水平線上の関心領域に対応した前記被検体の組織の移動を追跡し、追跡部が第 1 関心領域及び水平線上の関心領域が移動していると追跡した際には、表示部は前記ポイント、第 1 関心領域および第 2 関心領域を組織全体の移動に追従させて表示する。

【発明の効果】

【0012】

本発明の超音波診断装置は、勾配法によって血管を含む被検体の所定の領域の動きを追跡し、被検体の組織の移動を正確に計測することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図 1】超音波診断装置の全体構成を示す図である。

【図 2】本実施形態に係る血管計測方法の手順を示すフローチャートである。

【図 3】濃淡画像の輝度勾配について説明した図である。

【図 4】血管 BV にオペレータが関心領域 ROI を設定し終えた図である。

【図 5】関心領域設定部 125 の支援を受けて関心領域 ROI を設定する第 1 例である。

【図 6】関心領域設定部 125 の支援を受けて関心領域 ROI を設定する第 2 例である。

【図 7】一連の超音波画像が表示部 127 に表示された状態を示した図である。

【図 8】(a) は、関心領域 R1 の垂直方向の追跡結果を表示部 127 に表示させた例である。(b) は、関心領域 R1 の水平方向の追跡結果を表示部 127 に表示させた例である。(c) は、関心領域 R2 と関心領域 R3 との垂直方向の追跡結果を表示部 127 に表示させた例である。

【図 9】(a) は、心拍信号のグラフ 210 である。(b) は、前壁 103 a の厚さのグラフ 211 を表示させた例である。(c) は、(b) の関心領域とは長軸方向に異なる、前壁 103 a の厚さのグラフ 212 を表示させた例である。(d) は、前壁 103 a の厚さの平均血管壁厚のグラフ 213 を表示させた例である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

< 超音波診断装置 100 の構成 >

図 1 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 100 の構成を示すブロック図である。超音波診断装置 100 は、パラレルバスに接続された送受信部 110、メモリ 115、CPU (central processing unit) 120、マウス又はキーボード等の入力部 126 及び液晶画面等の表示部 127 を有している。

【0015】

送受信部 110 は超音波プローブ 111、送信回路 112 及び受信回路 113 を有する。超音波プローブ 111 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。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被検体に向けて超音波を送波すると共に、被検体において反射された超音波エコーを受波することにより受信信号を出力する。

【0016】

送信回路 112 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、送信回路 112 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プローブ 111 に供給するようにしても良い。また、送信回路 112 は、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した複数の駆動信号を超音波プローブ 111 に供給するようにしても良い。

【0017】

受信回路 113 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波して増幅し、デジタルの受信信

10

20

30

40

50

号に変換する。さらに、送受信部 110 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データが形成される。

【0018】

本実施形態では、超音波プローブ 111 は、被検体の表面から被検体内の血管 BV に向けて超音波を送波する。また、超音波プローブ 111 は血管 BV を含む被検体からの超音波エコーを受波する。送受信部 110 は超音波の送波及び超音波エコーの受波を繰り返し、順次音線データを出力する。音線データは受信回路 113 で Log 圧縮、ゲイン調整等の処理又はローパスフィルタ処理等が施され、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰補正が施される。処理された音線データは、パラレルバスを介してメモリ 115 に順次格納される。

10

【0019】

メモリ 115 は複数フレーム分の音線データ 116 又は画像生成部 121 で生成される断層画像データ 117 を蓄積するための容量を有する。

【0020】

CPU 120 は、画像生成部 121、追跡部 122、移動量計測部 123、画像合成部 124 及び関心領域設定部 125 を有する。

画像生成部 121 は画像データ生成機能を備えており、供給される音線データを入力し B (Brightness) モードの断層画像データを生成する。画像生成部 121 は B モードの断層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断層画像データに変換し、階調処理等の必要な画像処理を施して画像合成部 124 又は表示部 127 に伝送したり、メモリ 115 に順次格納する。

20

【0021】

また、ライブモードにおいては画像生成部 121 は直接供給される音線データを走査方式に従う断層画像データに変換し、フリーズモードにおいてはメモリ 115 に記憶された断層画像データ 117 を走査方式に従う断層画像データに変換する。なお、フリーズモードにおいてメモリ 115 が断層画像データ 117 ではなく音線データ 116 を記憶している場合には画像生成部 121 は B モードの断層画像データを生成する。

【0022】

関心領域設定部 125 は、オペレータがマウス等の入力部 126 を用いて超音波画像の関心領域 (ROI: Region Of Interest) を指定するためのポイント 109 を表示する。オペレータによるマウス等の動きに従ってポイント 109 は表示部 127 上で移動する。そして関心領域設定部 125 は、オペレータが指定したポイント 109 の信号に基づいて、受信回路 113 から供給された画像データによって表される超音波画像に対して、指定されたポイント 109 を含む周囲の領域を関心領域 ROI として設定する。関心領域 ROI の大きさは関心領域設定部 125 が自動的に設定する。そして、関心領域設定部 125 は関心領域 ROI における画像データを抽出する。一度、関心領域 ROI が設定されると、関心領域設定部 125 は、メモリ 115 に記憶されている断層画像データ 117 (又はメモリ 115 に記憶されている音線データ 116) に対しても関心領域 ROI における断層画像データを抽出する。関心領域設定部 125 が設定した関心領域 ROI について抽出された断層画像データは追跡部 122 に供給される。

30

40

【0023】

なお、図 1 に示された被検体内の血管 BV の長軸方向の図には、黒丸円で示されたポイント 109 と矩形形状に示された関心領域 ROI とが表示されているが、必ずしも関心領域 ROI が表示部 127 に表示されなくてもよい。また、以下に説明する追跡部 122 から血管 BV が全体として移動しているとの追跡結果を受けると、表示部 127 はポイント 109、関心領域 ROI を血管全体の移動に追従させて表示することもできる。

【0024】

追跡部 122 は、所定時刻から関心領域 ROI がどのベクトル方向に移動しているかを

50

追跡する。関心領域 R O I を追跡する手法には、動画像における運動物体の見かけの速度場（オプティカルフロー：Optical Flow）を計算する手法が用いられる。オプティカルフローにはいろいろな手法があるが、発明者の実験によると、血管壁の追跡には勾配法が適していた。勾配法は微細な動きを追跡するのに適しており、特に勾配法が血管壁の微細な追跡に適していた。追跡部 1 2 2 が関心領域 R O I を追跡した結果は、画像合成部 1 2 4、移動量計測部 1 2 3 及びメモリ 1 1 5 に伝送される。

【 0 0 2 5 】

また追跡部 1 2 2 は、血管全体の長軸方向の移動又は回転にも追跡する。血管全体が移動又は回転するということとは、例えば超音波プローブ 1 1 1 と被検体との接触などがずれてしまったりした場合である。

【 0 0 2 6 】

移動量計測部 1 2 3 は、追跡部 1 2 2 が追跡した関心領域 R O I の組織の移動に基づいて所定の時間の組織の移動距離を求める。すなわち、移動量計測部 1 2 3 は、組織の移動距離に基づいて血管 B V の径の変化や血管 B V の弾性率などを求めることができる。移動量計測部 1 2 3 が計測した追跡結果は、画像合成部 1 2 4、メモリ 1 1 5 及び表示部 1 2 7 に伝送される。メモリ 1 1 5 に伝送された追跡結果は移動情報 1 1 8 として記憶される。表示部 1 2 7 に伝送された追跡結果は、関心領域 R O I 内の組織の移動量としてリアルタイムに表示される。

【 0 0 2 7 】

画像合成部 1 2 4 は、画像生成部 1 2 1 から供給された断層画像データ、追跡部 1 2 2 で追跡された移動情報 1 1 8 及び移動量計測部 1 2 3 が計測した追跡結果を画像合成したり、そのうちの 2 つを画像合成したりする。画像合成部 1 2 4 は、必要に応じてメモリ 1 1 5 に記憶された音線データ 1 1 6 又は断層画像データ 1 1 7 を読み出すことができる。

【 0 0 2 8 】

ここで、図 1 に示された被検体内の血管 B V の長軸方向の図について説明する。

血管 B V は、血液が流れる血流領域 1 0 4 を囲むように構成された血管壁 1 0 3 を有している。血管壁 1 0 3 は、超音波プローブ 1 1 1 に近い側の前壁 1 0 3 a と、超音波プローブ 1 1 1 から遠い側の後壁 1 0 3 b とを有している。図 1 では、関心領域設定部 1 2 5 で設定された関心領域 R O I が、前壁 1 0 3 a と後壁 1 0 3 b とにそれぞれ配置されている。ここで長軸方向 L X とは血流領域 1 0 4 の中心で血管 B V が伸びる縦方向を意味し、短軸方向 S X が血管 B V の輪切り方向（長軸方向 L X に対して垂直直線方向）を意味する。

【 0 0 2 9 】

< 血管の計測方法 >

図 2 は、本実施形態に係る血管計測方法の手順を示すフローチャートである。

まず、ステップ S 1 1 において、オペレータは表示部 1 2 7 に表示された超音波画像の動画像が安定して取得できていることを確認し、フリーズボタン（不図示）を押す。

ステップ S 1 2 において、フリーズボタンが押されると、フリーズボタンを押した数秒もしくは十数秒前から現在までの音線データ 1 1 6 又は断層画像データ 1 1 7 がメモリ 1 1 5 に保存され、保存された最初のフレームの超音波画像が表示部 1 2 7 に表示される。フリーズボタンを押してから数秒もしくは十数秒後までの音線データ 1 1 6 又は断層画像データ 1 1 7 がメモリ 1 1 5 に保存されてもよい。

【 0 0 3 0 】

ステップ S 1 3 において、オペレータは、表示部 1 2 7 に表示された最初のフレームの超音波画像に対して、パラレルバスを介して接続されたマウス等の入力部 1 2 6 を使ってポイント 1 0 9 を指定する。関心領域設定部 1 2 5 はポイント 1 0 9 を含むその周囲の領域に関心領域 R O I を設定する。オペレータは、容易に表示部 1 2 7 に表示された被検体内の血管 B V に対して関心領域 R O I を設定することができる。本実施形態では少なくとも 2 以上の関心領域 R O I が設定される。

【 0 0 3 1 】

10

20

30

40

50

ステップ S 1 4 において、追跡部 1 2 2 が、最初のフレームの超音波画像から所定時間経過した時点までのフレームの超音波画像を使って、少なくとも 2 か所の関心領域 R O I に含まれる組織の移動を追跡する。関心領域の追跡については勾配法を使う。

ステップ S 1 5 において、移動量計測部 1 2 3 が、例えば 2 か所の関心領域 R O I に含まれる組織の移動を追跡する。例えば、2 か所の関心領域 R O I が前壁 1 0 3 a の内壁と後壁 1 0 3 b の内壁であれば、血管 B V の内径が最初のフレームの超音波画像からどのように変化しているかが分かる。

【 0 0 3 2 】

ステップ S 1 6 において、表示部 1 2 7 は移動量計測部 1 2 3 が計測した追跡結果、例えばグラフを表示する。すでに表示されている超音波画像に隣接してグラフを表示してもよいし、別のウィンドウでグラフを表示してもよい。

10

【 0 0 3 3 】

< 勾配法による関心領域の追跡 >

ここで、ステップ S 1 4 で追跡部 1 2 2 が関心領域 R O I に含まれる組織の移動を追跡するオプティカルフロー法について説明する。オプティカルフロー法には大別して画像の特徴と比較照合し移動量を求める特徴照合法と、画像の濃淡（明るさ）の勾配を求め画像の濃淡の差から移動量を求める勾配法とがある。本発明者は B モードで表示された血管 B V を含む超音波画像に対して、特徴照合法及び勾配法による追跡誤差を実験した。その結果、勾配法は追跡誤差が極めて小さかった。このため、勾配法について説明する。

【 0 0 3 4 】

図 3 に示されるように濃淡画像 $F(p, t)$ は濃淡の勾配（輝度勾配）を有している。勾配法は、この濃淡の勾配を利用して関心領域 R O I に含まれる組織の移動を追跡する。

20

【 0 0 3 5 】

図 3 に示されるように、ある時刻 t の濃淡画像 $F(p, t)$ が微小時間後 ($t + \Delta t$) にその濃淡分布を一定に保ったまま移動した時の画像を濃淡画像 $G(p + \Delta p, t + \Delta t)$ とする。このとき以下の式で移動量が求められる。

【 数 1 】

$$h_0 = 0,$$

$$h_{k+1} = h_k + \frac{\sum w(p) F'(p + h_k) [G(p) - F(p + h_k)]}{\sum w(p) F'(p + h_k)^2}$$

30

... 数式 1

この数式 1 を反復演算すると、関心領域 R O I に含まれる組織の移動量（ベクトル）を求めることができる。

なお、 h は移動推定量、 $w(p)$ は重み付け係数、 $F(p)$ は移動前の濃淡画像、 $G(p)$ は移動後の濃淡画像である。 $F'(p)$ は一回微分を示している。

【 0 0 3 6 】

勾配法は、心拍による血管壁の移動などの小さな動きに対して優れた追跡を発揮する。勾配法を使って、関心領域 R O I に含まれる組織の移動を追跡すると、心拍による血管 B V の壁の微細な動きを正確に追跡することができる。

40

【 0 0 3 7 】

< 関心領域の設定 >

図 4 は、表示部 1 2 7 に表示された長軸方向に伸びる血管 B V にオペレータが関心領域 R O I を設定し終えた図である。図 2 のステップ S 1 3 で関心領域 R O I が設定される工程である。

【 0 0 3 8 】

オペレータは、表示部 1 2 7 に表示された最初のフレームの超音波画像を確認する。そしてオペレータは、長軸方向に伸びる血管 B V が関心領域 R O I を設定しやすい断層像であるかを確認し、関心領域 R O I を設定しやすい断層像であれば、R O I 設定ボタン（不

50

図示)を入力部126を介してマウスポインタMPでクリックする。すると関心領域設定部125(図1を参照)は、表示部127に血管壁用のROI設定ウィンドウ131を表示させる。

【0039】

血管壁用のROI設定ウィンドウ131は、追加ボタン135、確定ボタン137、第1支援ボタン138及び第2支援ボタン139を有している。

【0040】

追加ボタン135がマウスポインタMPでクリックされると、所定の大きさのポイント109が表示部127に表示される。追加ボタン135が複数回クリックされると、複数のポイント109が表示部127に表示される。図4では、8つのポイント109が表示部127に表示されている。

10

【0041】

表示部127に表示されたポイント109は、オペレータがその1つ1つに対してマウスポインタMPで任意の位置に移動させ指定することができる。図4ではオペレータが、血管BVの直径方向(短軸方向)の4か所にポイント109を指定している。関心領域設定部125は指定されたポイント109に基づいて、前壁103aの外壁及び内壁に関心領域ROIのR1及びR2を、後壁103bの内壁及び外壁にR3及びR4を設定している。またオペレータは、関心領域ROI(R1からR4)から長軸方向に離れた4か所にポイント109を指定している。関心領域設定部125は指定されたポイント109に基づいて、前壁103aの外壁及び内壁に関心領域ROIのR5及びR6を、後壁103bの内壁及び外壁にR7及びR8を設定している。オペレータは設定したい関心領域ROIがすべて設定できたら、オペレータは確定ボタン137をクリックする。また、オペレータは第1支援ボタン138又は第2支援ボタン139をクリックすると関心領域ROIの設定を支援する水平指標又は垂直指標を表示させることができる。図4では関心領域ROIが点線で表示部127に表示されているが、ポイント109のみ表示し関心領域ROIが表示されなくてもよい。

20

【0042】

関心領域設定部125は、少なくとも1つのポイント109が指定されると、そのポイント109から水平方向に伸びる水平直線LL上の新たな関心領域RRを設定する。この水平直線LL及び関心領域RRは表示部127には表示されなくてもよい。図4では関心領域R3のポイント109に対して水平直線LLとその水平直線LL上の関心領域RRが表示されている。追跡部122は関心領域R3と新たに設定された関心領域RRについて移動を追跡している。例えば追跡部122は関心領域R3と関心領域RRとが同じ大きさで同じ方向に移動していたなら、血管全体が移動していると判断することができる。追跡部122は血管全体が移動していることを関心領域設定部125及び表示部127に伝送すると、関心領域設定部125は、すべてのポイント109及びそのポイント109に関する関心領域ROIを全体の移動に追従させる。つまり、血管BVの全体が移動してしまってもポイント109及びそのポイント109に関する関心領域ROIは、最初に指定又は設定した箇所に追従する。そして表示部127は、ポイント109から伸びる垂直直線VL、ポイント109及びそのポイント109に関する関心領域ROIを追従させて表示する。

30

40

【0043】

< 関心領域の設定支援：第1例 >

図5は、関心領域設定部125(図1を参照)の支援を受けて関心領域ROIを設定する説明図である。左側のフローチャートに対して右側にその状況を図示している。なお、図5では、関心領域ROIを前壁103aの内壁と後壁103bの内壁とに設定する第1例を示す。このため、図4で設定した関心領域ROIのR6とR7とを図示している。

【0044】

オペレータは第1支援ボタン138(図4を参照)をクリックし、そして追加ボタン135をクリックする。ポイント109が表示部127に表示される。

50

ステップ S 1 1 1 にて、オペレータが観察したい前壁 1 0 3 a の内壁にポイント 1 0 9 をマウスポインタ M P で移動し指定する。そしてオペレータが確定ボタン 1 3 7 をクリックする。

【 0 0 4 5 】

すると関心領域設定部 1 2 5 は、ステップ S 1 1 2 にて、ポイント 1 0 9 を通りポイント 1 0 9 を中心とした所定長さの水平指標 H L を表示する。この水平指標 H L は、表示部 1 2 7 の水平軸に平行であり、長軸方向の前壁 1 0 3 a の内壁の接線用に表示される。

【 0 0 4 6 】

ステップ S 1 1 3 にて、オペレータはマウスポインタ M P で水平指標 H L の角度を変更する。前壁 1 0 3 a の内壁に沿うように水平指標 H L の角度が変更されたら、オペレータは確定ボタン 1 3 7 をクリックする。

【 0 0 4 7 】

すると関心領域設定部 1 2 5 は、ステップ S 1 1 4 にて、ポイント 1 0 9 を通り且つ角度が変更されている水平指標 H L に対して垂直な垂直指標 V L を表示する。

ステップ S 1 1 5 にて、オペレータが追加ボタン 1 3 5 をクリックし、ポイント 1 0 9 を表示部 1 2 7 に表示させ、オペレータが観察したい後壁 1 0 3 b の内壁にポイント 1 0 9 をマウスポインタ M P で移動し指定する。これにより 2 つのポイント 1 0 9 に基づく 2 つの関心領域 R O I (R 6 , R 7) が設定される。3 以上の関心領域 R O I を設定する際には、引き続き操作を行い、2 つの関心領域 R O I で終わりであれば、オペレータが確定ボタン 1 3 7 をクリックする。

【 0 0 4 8 】

前壁 1 0 3 a の内壁が血管 B V が心拍によって曲がっていたりする場合に、ポイント 1 0 9 に対して正確な垂直方向 (短軸方向) に別のポイント 1 0 9 を設定し難い。そこで、上述したようにポイント 1 0 9 を中心とした所定長さの水平指標 H L を表示させ、さらに水平指標 H L の角度を変更した後、垂直指標 V L を表示させる。これにより関心領域 R O I (R 2) と関心領域 R O I (R 3) とを垂直方向に正確に設定されるため、血管 B V の直径を正確に確認することができる。

【 0 0 4 9 】

なお、図 4 に示された垂直指標 V L には、関心領域 R O I (R 1 ~ R 4) が正確に垂直方向に設定されている。このため、関心領域 R O I (R 1) 及び関心領域 R O I (R 2) に基づいて血管 B V の前壁 1 0 3 a の厚さを、もしくは関心領域 R O I (R 3) 及び関心領域 R O I (R 4) に基づいて後壁 1 0 3 b の厚さを正確に確認できる。

【 0 0 5 0 】

< 関心領域の設定支援 : 第 2 例 >

図 6 は、関心領域設定部 1 2 5 (図 1 を参照) の支援を受けて関心領域 R O I を設定する第 2 例の説明図である。第 1 例と同様に、第 2 例でも関心領域 R O I を前壁 1 0 3 a の内壁と後壁 1 0 3 b の内壁とに設定する。

【 0 0 5 1 】

オペレータは第 2 支援ボタン 1 3 9 (図 4 を参照) をクリックする。

すると、ステップ S 2 1 1 にて、関心領域設定部 1 2 5 は、水平指標 H L 及び垂直指標 V L を表示する。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 2 1 2 にて、オペレータはマウスポインタ M P で水平指標 H L 及び垂直指標 V L の角度を変更するとともに観察したい位置に垂直指標 V L が来るように移動させる。水平指標 H L 及び垂直指標 V L の一部をマウスポインタ M P で回転且つ移動させることで、水平指標 H L 及び垂直指標 V L の全体が直角を保ったまま回転し且つ移動する。

【 0 0 5 3 】

ステップ S 2 1 3 にて、オペレータが追加ボタン 1 3 5 をクリックすると、関心領域設定部 1 2 5 がポイント 1 0 9 を表示部 1 2 7 に表示する。そして、オペレータが観察したい垂直指標 V L 上の前壁 1 0 3 a の内壁にポイント 1 0 9 をマウスポインタ M P で移動す

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 2 1 4 にて、オペレータが追加ボタン 1 3 5 をクリックすると、ポイント 1 0 9 が表示部 1 2 7 に表示させる。そして、オペレータが観察したい垂直指標 V L 上の後壁 1 0 3 b の内壁にポイント 1 0 9 をマウスポインタ M P で移動する。3 以上の関心領域 R O I を設定する際には、引き続き操作を行い、2 つの関心領域 R O I で終わりであれば、オペレータが確定ボタン 1 3 7 をクリックする。

なお、図 5 又は図 6 では第 1 支援ボタン 1 3 8 又は第 2 支援ボタン 1 3 9 がクリックされることで水平指標 H L 又は垂直指標 V L が表示された、表示部 1 2 7 の画面上で直接、水平指標 H L 又は垂直指標 V L が描けるようにしてもよい。

10

【 0 0 5 5 】

< 関心領域の追跡情報 >

図 7 は、ポイント 1 0 9 が指定され関心領域 R O I が設定された後、一連の超音波画像が表示部 1 2 7 に表示された状態を示した図である。図 7 の左側は、所定時刻 T 1 から所定時間経過した時刻 T 2 までの複数のフレームの超音波動画を再生している状態を示しており、図 7 の右側には連続フレームのうちの時刻 T 1 のフレームの超音波画像と時刻 T 2 のフレームの超音波画像とを抜粋したものである。

【 0 0 5 6 】

血管 B V は心拍により、時刻 T 1 の血管 B V と時刻 T 2 の血管 B V の長軸方向の断面形状が変わる。そして、関心領域 R O I (R 1 ~ R 8) で示された組織は、それぞれ水平方向 (長軸方向) 及び垂直方向 (短軸方向) に移動する。本実施形態では、8 つの関心領域 R O I が設定されているため、そのうちの 1 つの関心領域 R O I (R 1) を選択すれば、移動量計測部 1 2 3 はその関心領域 R O I (R 1) の垂直方向及び水平方向の移動量を計測することができる。また 8 つの関心領域 R O I の少なくとも 2 つを選択すれば、移動量計測部 1 2 3 はその 2 つの関心領域 R O I の距離情報を計測することができる。

20

【 0 0 5 7 】

図 8 及び図 9 は、図 2 のステップ S 1 6 において、移動量計測部 1 2 3 が計測した追跡結果をグラフ表示した例である。これらのグラフは図 7 に示した関心領域 R O I (R 1 ~ R 8) の移動量に基づいて表示されている。

【 0 0 5 8 】

図 8 は、血管 B V の関心領域 R O I の追跡結果を示したグラフである。

図 8 (a) は、移動量計測部 1 2 3 が関心領域 R O I (R 1) の垂直方向の追跡結果を表示部 1 2 7 に表示させた例である。縦軸に位置 (m m) 、横軸に時間を採っている。関心領域 R O I (R 1) の垂直方向の追跡結果を示したグラフ 2 0 1 は、関心領域 R O I (R 1) である前壁 1 0 3 a の外壁が心拍によって大きく変動していることを示している。

30

【 0 0 5 9 】

図 8 (b) は、移動量計測部 1 2 3 が関心領域 R O I (R 1) の水平方向 (長軸方向) の追跡結果を表示部 1 2 7 に表示させた例である。関心領域 R O I (R 1) の水平方向を示したグラフ 2 0 2 は、前壁 1 0 3 b の外壁が心拍によって水平方向にも変動していることを示しており、その変動量は図 8 (a) に示された垂直方向の変動に比べて小さいことがうかがえる。

40

【 0 0 6 0 】

図 8 (c) は、移動量計測部 1 2 3 が関心領域 R O I (R 2) と関心領域 R O I (R 3) との垂直方向の追跡結果を表示部 1 2 7 に表示させた例である。関心領域 R O I (R 2) は前壁 1 0 3 a の内壁であり関心領域 R O I (R 3) が後壁 1 0 3 b の内壁である。関心領域 R O I (R 2) の垂直方向を示したグラフ 2 0 3 は、前壁 1 0 3 a の内壁が心拍によって変動していることを示し、関心領域 R O I (R 3) の垂直方向を示したグラフ 2 0 4 は、後壁 1 0 3 b の内壁が心拍によって変動していることを示している。また、関心領域 R O I (R 2) と関心領域 R O I (R 3) とは血管 B V の垂直方向 (短軸方向) であるため、グラフ 2 0 3 とグラフ 2 0 4 との差が血管 B V の内径であることを示している。内

50

径指標 205 を表示させて、オペレータがマウスポインタ MP を使って内径指標 205 を移動させることで、移動量計測部 123 が任意の時間の血管 BV の内径を表示させることも可能である。

【0061】

図 9 は、追跡結果の一つである血管壁の厚さを示したグラフである。

図 9 (a) は、心拍信号のグラフ 210 である。被検体にセンサ (不図示) を取り付け、その心拍信号を表示させている。

【0062】

図 9 (b) は、移動量計測部 123 が関心領域 ROI (R1) と関心領域 ROI (R2) との垂直方向の差、すなわち、前壁 103 a の厚さのグラフ 211 を表示部 127 に表示させた例である。心拍信号のグラフ 210 に同期させて前壁 103 a の厚さのグラフ 211 が表示されている。

10

【0063】

図 9 (c) は、移動量計測部 123 が関心領域 ROI (R5) と関心領域 ROI (R6) との垂直方向の差、すなわち、前壁 103 a の厚さのグラフ 212 を表示部 127 に表示させた例である。心拍信号のグラフ 210 に同期させて前壁 103 a の厚さのグラフ 212 が表示されている。図 7 に示されるように、関心領域 ROI (R2) と関心領域 ROI (R6) とは長軸方向に距離 dL 離れた位置に設定されている。このため、心拍による血管 BV の厚さが異なっている。グラフ 211 とグラフ 212 との比較をすると、グラフ 211 とグラフ 212 との間の時間変化が算出できる。このため、動脈の硬さを表すパラ

20

【0064】

図 9 (d) は、移動量計測部 123 が前壁 103 a の厚さの平均血管壁厚のグラフ 213 を表示部 127 に表示させた例である。図 7 では、関心領域 ROI (R1) 及び関心領域 ROI (R2) で前壁 103 a の厚さを、関心領域 ROI (R5) 及び関心領域 ROI (R6) で前壁 103 a の厚さを移動量計測部 123 が計測した。平均血管壁厚のグラフ 213 は、この 2 点を含む複数の箇所前壁 103 a の厚さを計測し、その平均を求めて前壁 103 a の厚さ平均を求めたグラフである。

【0065】

上記実施形態では、移動量計測部 123 が血管壁の厚さの変化、血管 BV の内径の変化などを表示した例を示した。しかしこれに限られるものではなく、血管 BV の外径の変化、血管断面積の変化などを計測し表示させることも可能である。また、図 9 (a) で示されたように、心拍又は血圧が測定されれば、移動量計測部 123 はスティッフネスパラメータ又は血管壁径方向平均弾性率なども計測することができる。

30

【符号の説明】

【0066】

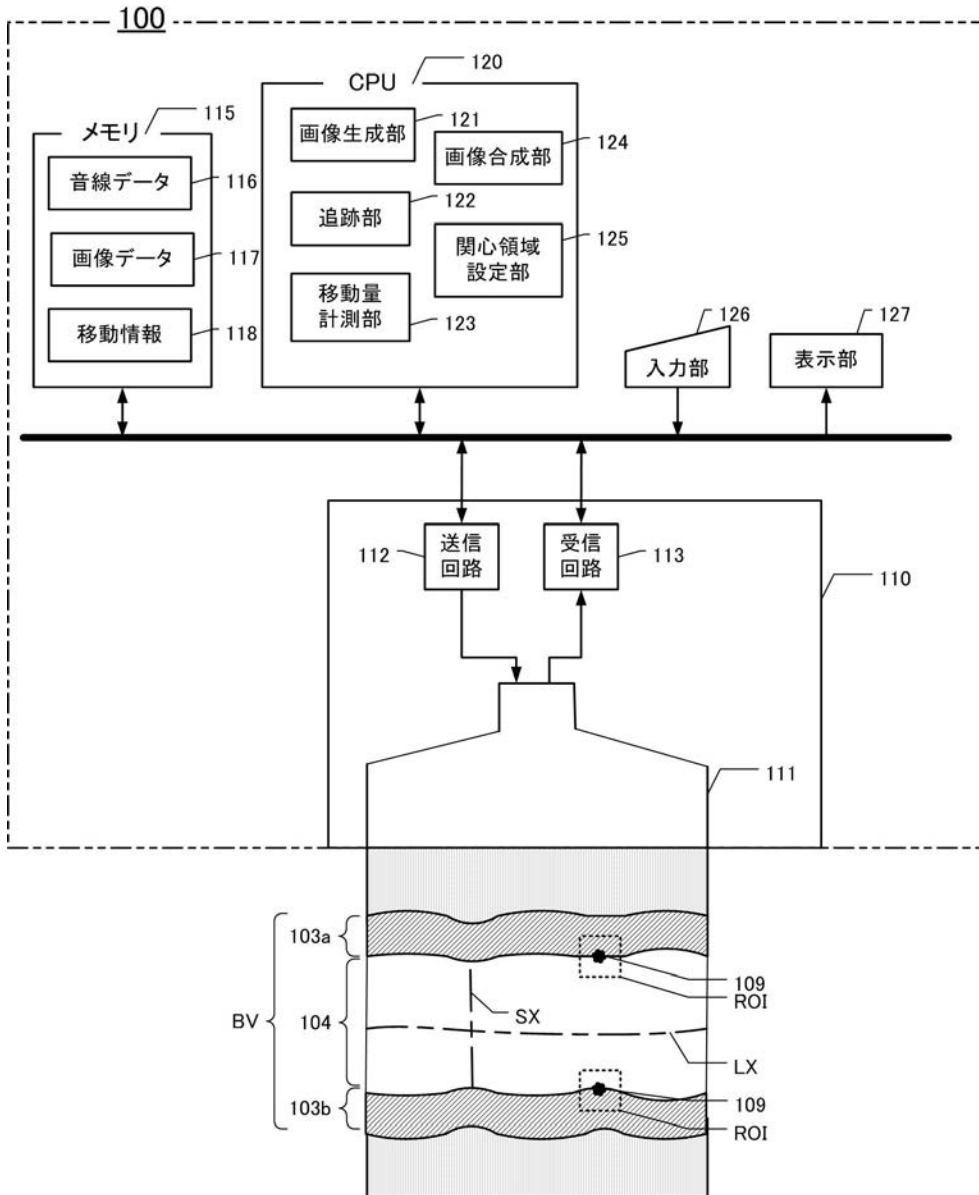
100 ... 超音波診断装置
 103 ... 血管壁 (103 a ... 前壁, 103 b ... 後壁)
 104 ... 血流領域
 110 ... 送受信部、111 ... 超音波プローブ
 112 ... 送信回路、113 ... 受信回路
 115 ... メモリ、116 ... 記憶された音線データ、
 117 ... 記憶された断層画像データ、118 ... 記憶された移動情報
 120 ... CPU、121 ... 断層画像生成部
 122 ... 追跡部、123 ... 移動量計測部、124 ... 画像合成部
 125 ... 関心領域設定部、126 ... 入力部、127 ... 表示部
 131 ... 設定ウィンドウ
 135 ... 追加ボタン
 137 ... 確定ボタン、138 ... 第 1 支援ボタン、139 ... 第 2 支援ボタン

40

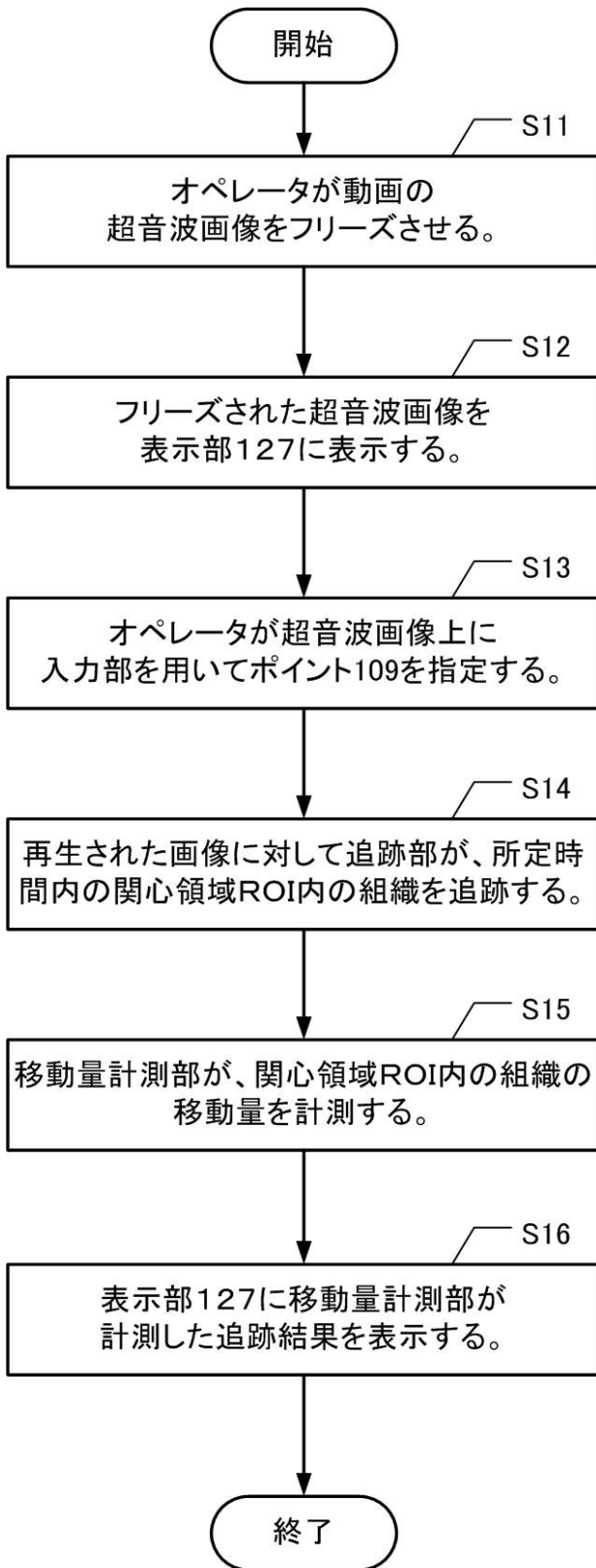
50

2 0 1 , 2 0 2 , 2 0 3 , 2 0 4 , 2 1 0 , 2 1 1 , 2 1 2 , 2 1 3 ... グラフ
2 0 5 ... 内径指標
B V ... 血管
L X ... 長軸方向、S X ... 短軸方向
M P ... マウスポインタ
R O I (R 1 ~ R 8) ... 関心領域
H L ... 水平指標
V L ... 垂直指標

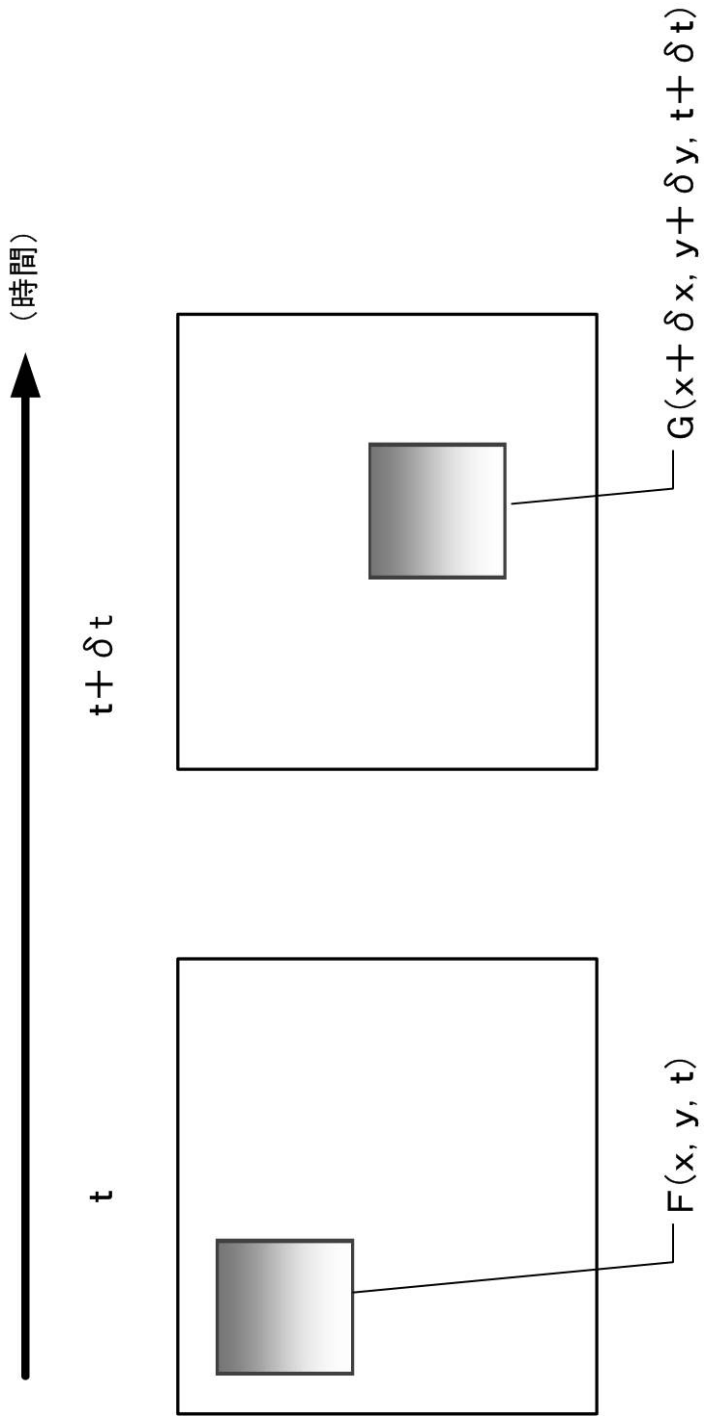
【図 1】



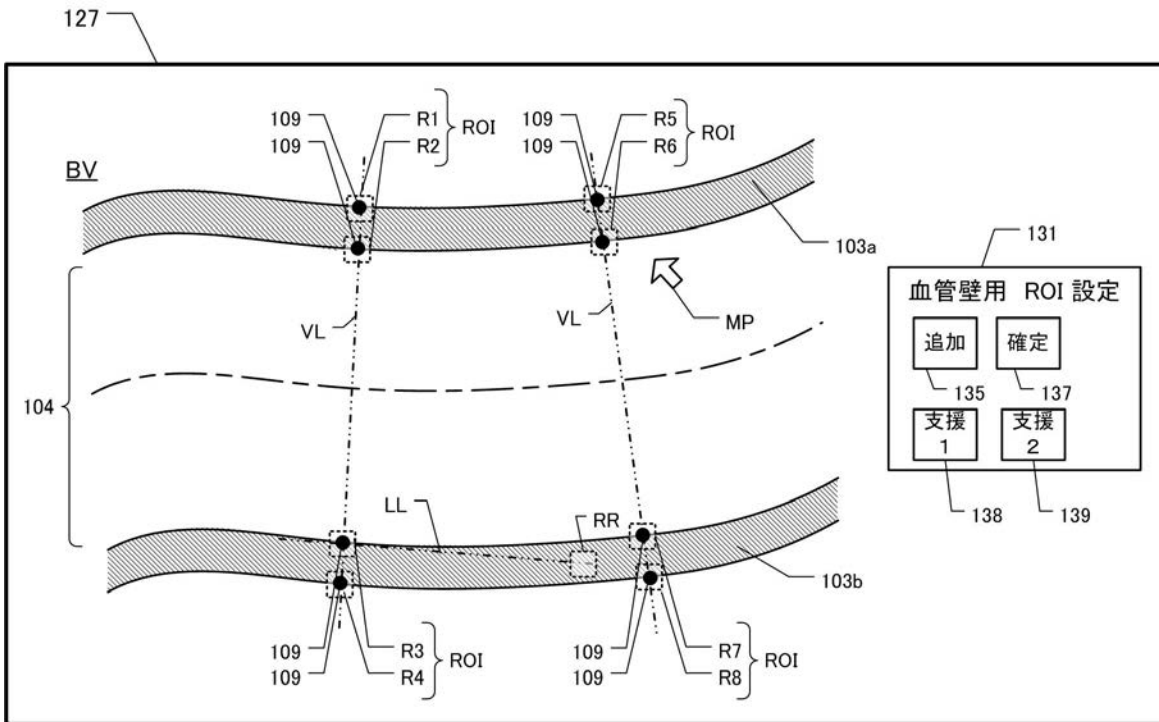
【図2】



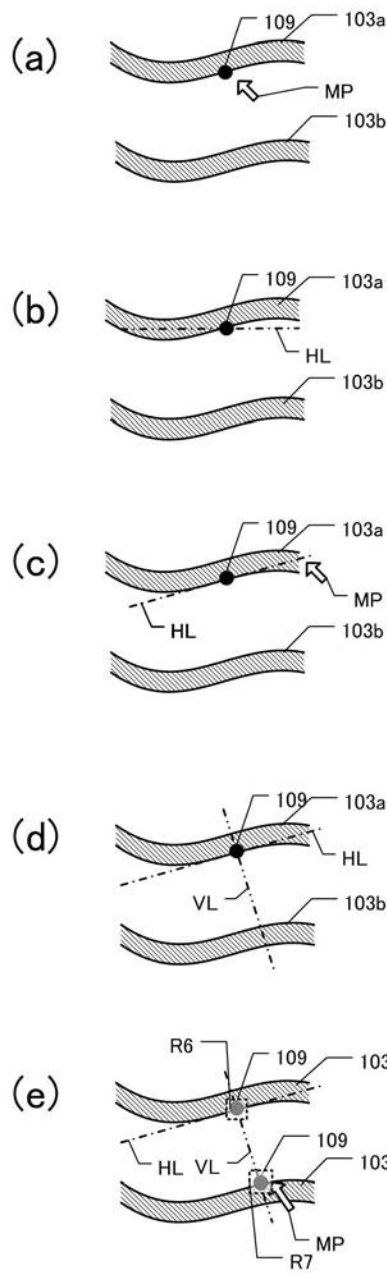
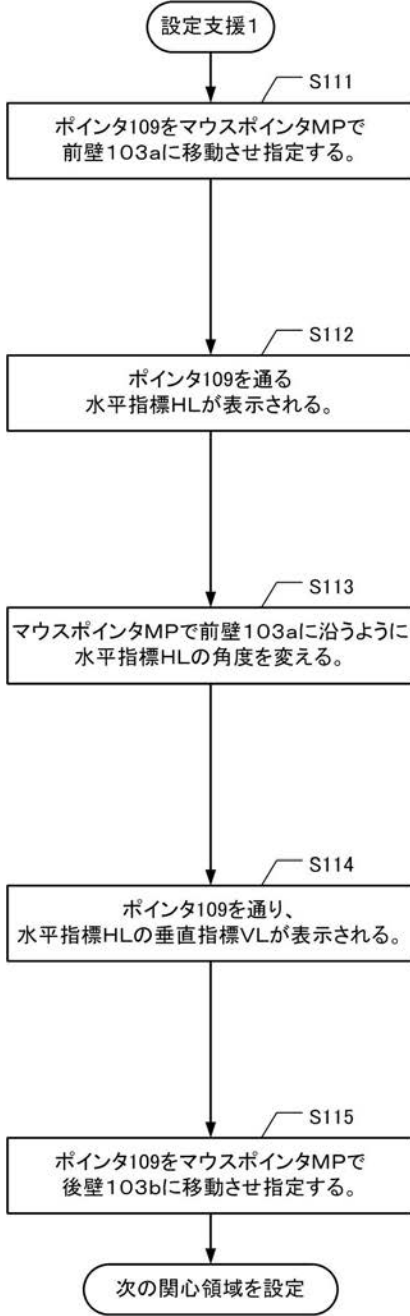
【 図 3 】



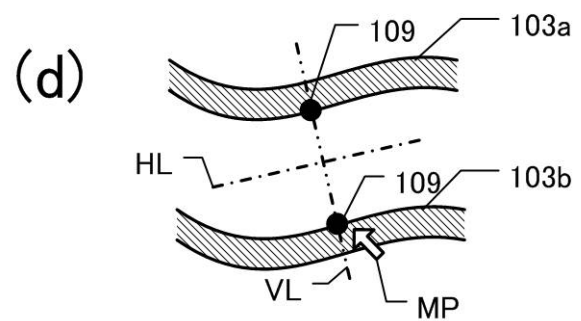
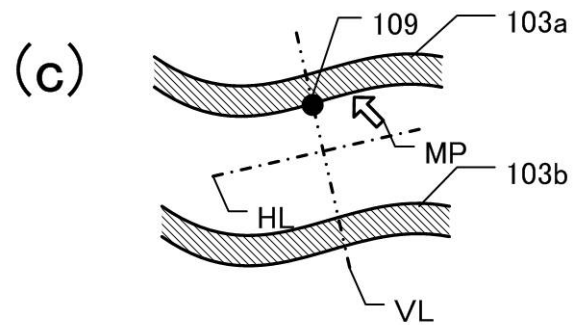
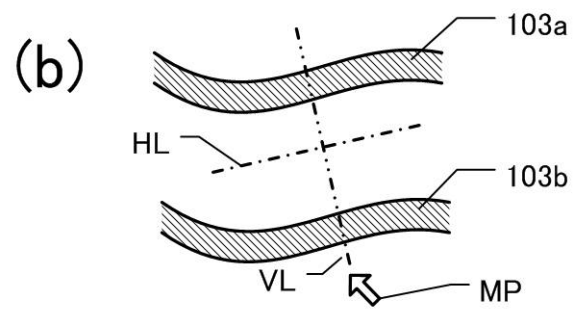
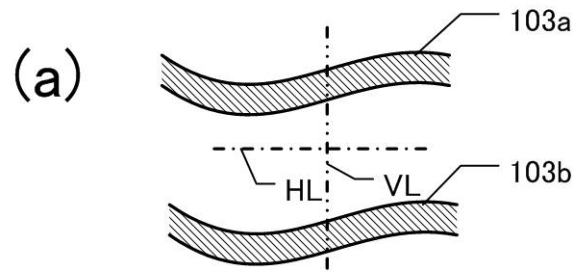
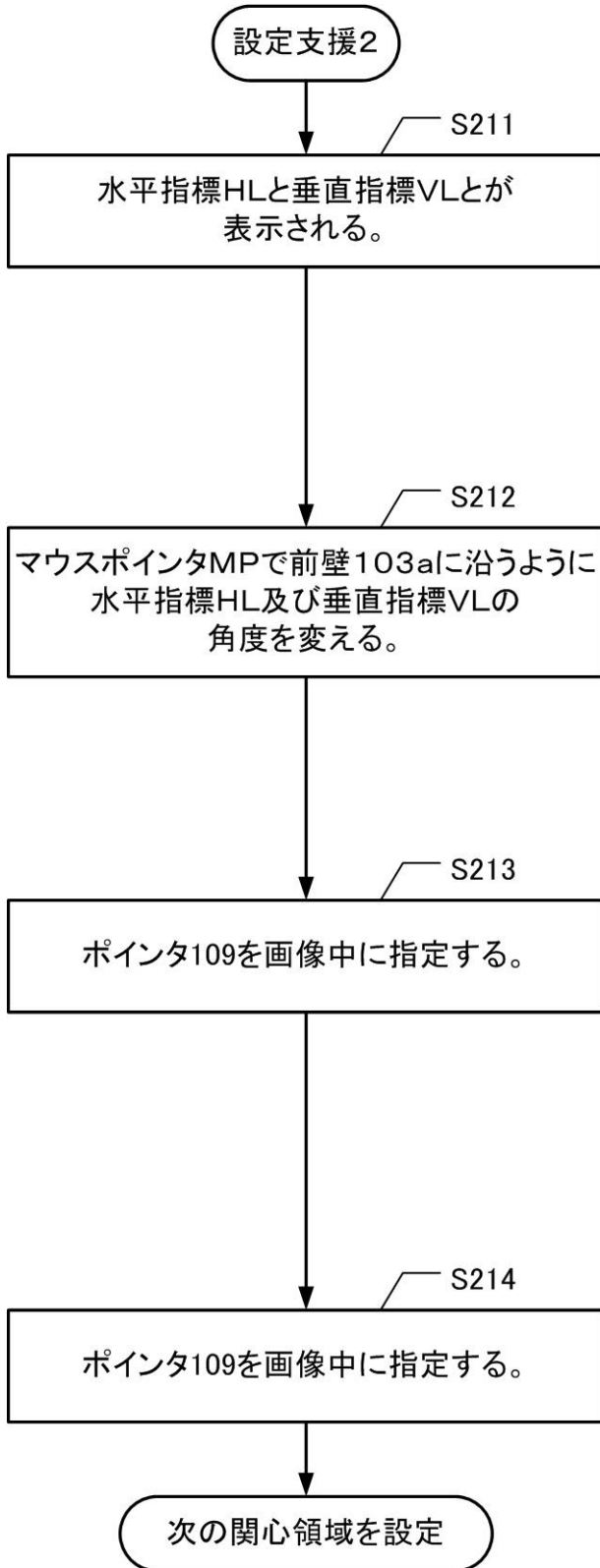
【 図 4 】



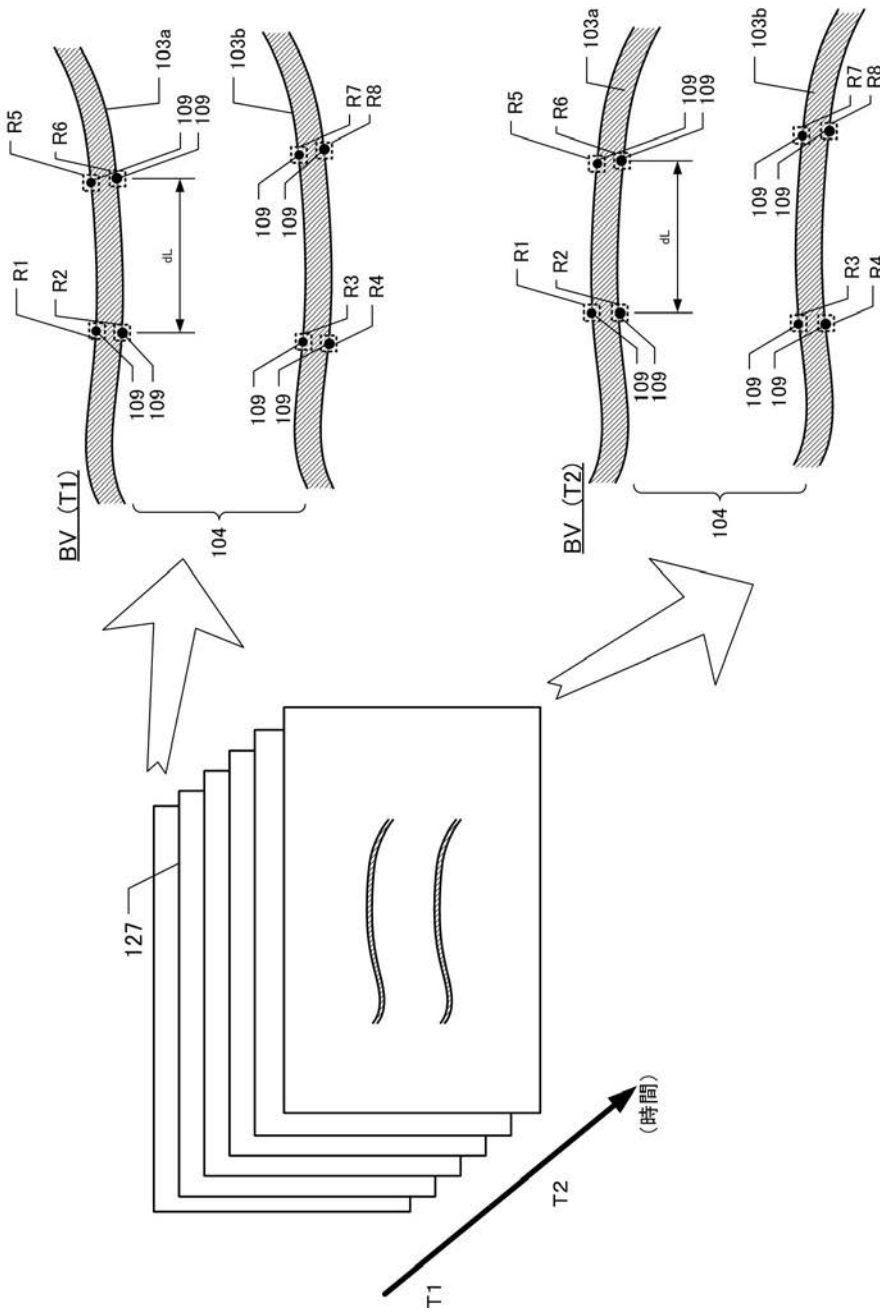
【 図 5 】



【図6】

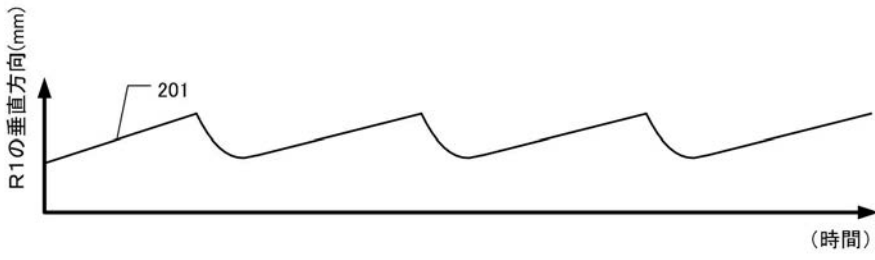


【 図 7 】

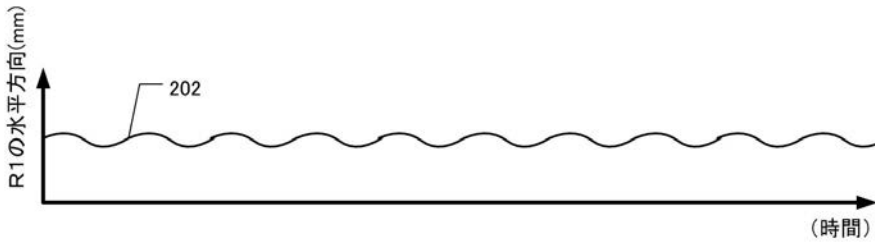


【 図 8 】

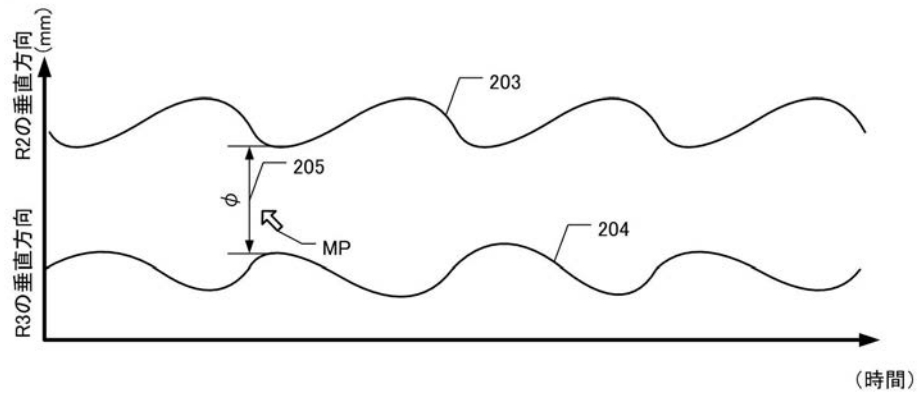
(a)



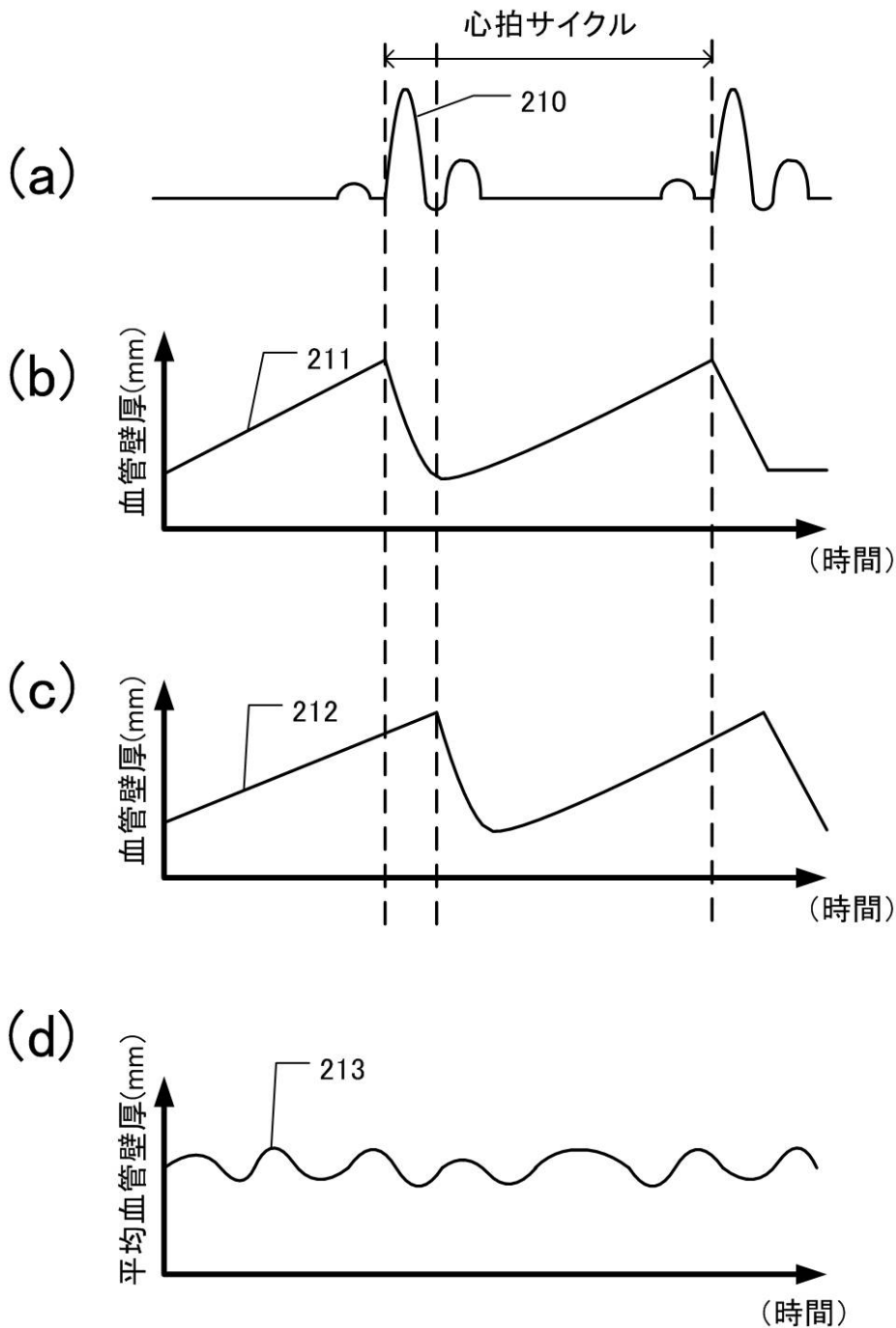
(b)



(c)



【図 9】



【手続補正書】

【提出日】平成23年4月5日(2011.4.5)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】請求項 2

【補正方法】変更

【補正の内容】

【請求項 2】

前記表示部は、前記第 2 記憶部が記憶した前記組織の移動の情報に基づいて、前記垂直直線上又は前記垂直直線に垂直な水平直線上の、前記組織の経時的な移動の追跡結果を表示する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】請求項 3

【補正方法】変更

【補正の内容】

【請求項 3】

前記表示部は、前記第 2 記憶部が記憶した前記組織の移動の情報に基づいて、前記垂直直線上の、前記被検体組織間の距離の経時的な変化の追跡結果を表示する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】請求項 7

【補正方法】変更

【補正の内容】

【請求項 7】

前記第 1 関心領域は、前記垂直直線上の前記血管の一方の外壁を含み、

前記第 2 関心領域は、前記垂直直線上の前記血管の他方の外壁を含み、

前記表示部は、前記第 1 関心領域及び前記第 2 関心領域によって特定された前記血管の外径の経時的な変化の追跡結果を表示する請求項 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。

フロントページの続き

(72)発明者 小笠原 正文

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD01 DD14 EE09 JB35 JB48 JC37 KK44

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012090820A	公开(公告)日	2012-05-17
申请号	JP2010241316	申请日	2010-10-27
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	見山広二 小笠原正文		
发明人	見山 広二 小笠原 正文		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/469		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/JB35 4C601/JB48 4C601/JC37 4C601/KK44		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5294340B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：基于预定区域的位置变化，通过跟踪对象的包括血管的预定区域的运动来准确地测量血管，血管壁等的直径。基于存储在第一存储单元中并显示在显示单元上的超声数据以及与血管的长轴方向垂直的方向，在预定时间产生的超声图像中的血管壁部分。感兴趣区域设置单元（125），其从预定时间开始在垂直直线上设置第一感兴趣区域ROI和第二感兴趣区域ROI，以及每个后续超声图像中的第一感兴趣区域和第二感兴趣区域 对应于每个对象的组织的运动，用于通过使用空间亮度梯度的梯度法进行跟踪的跟踪单元（122），以及基于由跟踪单元跟踪的组织的运动在预定时间的组织的运动。存储信息的存储单元（115）。[选型图]图1

