

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5209025号
(P5209025)

(45) 発行日 平成25年6月12日(2013.6.12)

(24) 登録日 平成25年3月1日(2013.3.1)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 7 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2010-241315 (P2010-241315)
 (22) 出願日 平成22年10月27日(2010.10.27)
 (65) 公開番号 特開2012-90819 (P2012-90819A)
 (43) 公開日 平成24年5月17日(2012.5.17)
 審査請求日 平成23年6月2日(2011.6.2)

特許法第30条第1項適用 〔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

(73) 特許権者 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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を順次送波し、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所定の領域の断層像である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関心部位に複数の分割領域で形成された関心領域を設定する関心領域設定部と、

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、前記設定された関心領域における前記複数の分割領域にそれぞれ対応した前記被検体の組織の移動を追跡する追跡部と、

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の前記組織の移動距離を計測する移動量計測部とを備え、

前記追跡部は、前記複数の分割領域が同じ移動量で同じ方向に移動していると判断した際には、前記関心領域の全体が移動したとして、前記表示部に前記関心領域を移動させて表示させる超音波診断装置。

【請求項 2】

10

20

前記関心領域設定部は、四角形状をなした 1 つの前記分割領域が縦及び横に複数並ぶことによって関心領域全体として四角形状をなした前記関心領域を設定する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記関心領域設定部は、扇状をなした 1 つの前記分割領域が放射方向及び円周方向に複数並ぶことによって関心領域全体として円状、楕円状、扇状又は円環状をなした前記関心領域を設定する請求項 1 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、前記関心領域を構成する前記分割領域の大きさを所定の大きさに変更可能である請求項 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。

10

【請求項 5】

前記追跡部は、それぞれの前記超音波画像の間でオプティカルフロー法を用いて前記被検体の組織の移動を追跡する請求項 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】

前記オプティカルフロー法は、空間的輝度勾配を利用した勾配法を含む請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記関心領域が設定される前記関心部位には、前記血管の内壁に形成されたプラークが含まれている請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

【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。このような動脈硬化を早期に察知するため、特許文献 1 は、モニターに表示された B (Brightness) モード画像内のプラークの表面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。特許文献 2 は、B モード画像内のプラークの表面をパターンマッチング法などで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】

【特許文献 1】特開 2002 - 238903 号公報

【特許文献 2】特開 2010 - 110373 号公報

【発明の概要】

40

【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、特許文献 1 及び特許文献 2 では、血管壁の内壁の表面を追跡している。例えば血管のプラーク性状を知る上では、プラーク表面だけでなくプラーク内部の追跡が重要である。一般に、プラークの破裂しやすさを規定する因子としては、脂質コアの大きさ、脂質コアを覆う繊維性皮膜の厚さなどがある。このため、プラーク表面があまり移動しない場合でもプラーク内部が大きく移動しているか否かで、脂質コアの大きさ又は繊維性皮膜の厚さが推定できる。そのためプラーク内部の動きを知ることはプラーク性状を知る上で重要である。

50

【 0 0 0 5 】

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、血管壁の表面の移動を追跡するだけでなく血管壁の内部の組織を正確に追跡する超音波診断装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

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、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記憶部と、順次受信された超音波データに基づいて所定の領域の断層像である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、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関心部位に複数の分割領域で形成された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、設定された関心領域における複数の分割領域にそれぞれ対応した被検体の組織の移動を追跡する追跡部と、追跡部が追跡した組織の移動に基づいて所定の時間の組織の移動距離を計測する移動量計測部と、を備える。

10

【 0 0 0 7 】

第2の観点では、関心領域設定部は、四角形状をなした1つの分割領域が縦及び横に複数並ぶことによって関心領域全体として四角形状をなした関心領域を設定する。

第3の観点では、関心領域設定部は、関心領域を構成する分割領域の大きさを所定の大きさに変更可能である。

20

第4の観点では、関心領域設定部は、扇状をなした1つの前記分割領域が放射方向及び円周方向に複数並ぶことによって関心領域全体として円状、楕円状、扇状又は円環状をなした前記関心領域を設定する。

【 0 0 0 8 】

第5の観点の超音波診断装置において、追跡部はそれぞれの超音波画像の間でオプティカルフロー法を用いて被検体の組織の移動を追跡する。

第6の観点において、空間的輝度勾配を利用した勾配法を含む。

【 0 0 0 9 】

第7の観点の超音波診断装置において、追跡部は複数の分割領域が同じ移動量で同じ方向に移動していると判断した際には、関心領域の全体が移動したとして、表示部に関心領域を移動させて表示させる。

30

第8の観点の超音波診断装置は、関心領域が設定される関心部位に血管の内壁に形成されたプラークを含む。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明の超音波診断装置は、関心部位に複数の分割領域で形成された関心領域を設定することで、それら複数の分割領域にそれぞれ対応した被検体の組織の移動を追跡することで、血管壁の内部の組織まで正確に追跡することができる。

【図面の簡単な説明】

40

【 0 0 1 1 】

【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の長軸方向にオペレータが関心領域ROIを設定し終えた一例である。

【図5】血管BVの短軸方向にオペレータが関心領域ROIを設定し終えた一例である。

【図6】血管BVの短軸方向にオペレータが関心領域ROIを設定し終えた別例である。

【図7】(a)は、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。(b)は、複数の分割領域DRが所定時刻T1から時刻T2までに移動した移動量をベクトルで示した図である。

50

【図 8】計測した追跡結果のグラフを超音波画像に並べて表示した例である。

【図 9】計測した追跡結果のグラフを超音波画像に並べて表示した例である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

< 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。

【0013】

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。

【0014】

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。

【0015】

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。

【0016】

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。

【0017】

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。

【0018】

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。

【0019】

10

20

30

40

50

また、ライブモードにおいては画像生成部 1 2 1 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 1 1 5 に記憶された断層画像データ 1 1 7 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 1 1 5 が断層画像データ 1 1 7 ではなく音線データ 1 1 6 を記憶している場合には画像生成部 1 2 1 は B モードの断層画像データを生成する。

【 0 0 2 0 】

関心領域設定部 1 2 5 は、オペレータがマウス等の入力部 1 2 6 を用いて超音波画像に対して関心領域 (R O I : Region Of Interest) を設定する。そして、関心領域 R O I における画像データを抽出する。一度、関心領域 R O I が設定されると、関心領域設定部 1 2 5 は、メモリ 1 1 5 に記憶されている断層画像データ 1 1 7 (又はメモリ 1 1 5 に記憶されている音線データ 1 1 6) に対しても関心領域 R O I における断層画像データを抽出する。関心領域設定部 1 2 5 が設定した関心領域 R O I について抽出された断層画像データは追跡部 1 2 2 に供給される。なお、図 1 の下方に描かれているように、関心領域 R O I は複数の分割領域 D R を有している。

10

【 0 0 2 1 】

追跡部 1 2 2 は、所定時刻から関心領域 R O I の分割領域 D R がどのベクトル方向に移動しているかを追跡する。関心領域 R O I の分割領域 D R 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いた。追跡部 1 2 2 が関心領域 R O I の各分割領域 D R 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。また、追跡部 1 2 2 は血管 B V が全体として移動しているとの判断しその信号を表示部 1 2 7 に送ると、また表示部 1 2 7 は関心領域 R O I を血管全体の移動に追従させて表示することもできる。

20

【 0 0 2 2 】

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 の分割領域 D R の移動に基づいて所定の時間の組織の移動距離を計測する。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 に伝達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 の分割領域 D R 内の組織の移動量としてリアルタイムに表示される。

30

【 0 0 2 3 】

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 4 】

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、血液が流れる血液流領域 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 が設定した関心領域 R O I が、後壁 1 0 3 b に配置されている。ここで長軸方向 L X とは血液流領域 1 0 4 の中心で血管 B V の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。

40

【 0 0 2 5 】

< 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

50

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 2 6 】

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 を使って関心領域 R O I を設定する。オペレータは、関心領域設定部 1 2 5 を介して、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。この関心領域 R O I は観察したい領域全体を囲むように設定する。また、関心領域 R O I は四角形状に設定される。

10

【 0 0 2 7 】

ステップ S 1 4 において、設定された関心領域 R O I が複数の分割領域 D R に分割される。関心領域設定部 1 2 5 は、設定された関心領域 R O I の大きさに応じて自動的に複数の分割領域 D R を設定することができる。また、オペレータが関心領域設定部 1 2 5 を介して、関心領域 R O I を任意の数の分割領域 D R に設定することができる。

【 0 0 2 8 】

ステップ S 1 5 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関心領域 R O I の複数の分割領域 D R 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オプティカルフロー法を使う。

20

ステップ S 1 6 において、移動量計測部 1 2 3 は、関心領域 R O I の複数の分割領域 D R の移動距離を計測する。

【 0 0 2 9 】

ステップ S 1 7 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を表示する。測定した追跡結果は、例えば、複数の分割領域 D R 毎にベクトルで表示されたり、時間軸を有するグラフで表示されたりする。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。

【 0 0 3 0 】

< 勾配法による関心領域の追跡 >

30

ここで、ステップ S 1 5 で追跡部 1 2 2 が関心領域 R O I の各分割領域 D R 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。

【 0 0 3 1 】

勾配法は、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。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。

【 0 0 3 2 】

40

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 (δt) 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。このとき以下の式によって移動量が求められる。

【 数 1 】

$$h_0 = 0,$$

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

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。

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。

【 0 0 3 3 】

以上説明したように追跡部 1 2 2 が、勾配法を使って、関心領域 R O I の各分割領域 D R 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。

【 0 0 3 4 】

10

< 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 L X に伸びる血管 B V にオペレータが関心領域 R O I を設定し終えた一例である。図 2 のステップ S 1 3 で関心領域 R O I が設定され、ステップ S 1 4 で関心領域 R O I が複数の分割領域 D R に分割された状態である。

【 0 0 3 5 】

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（不図示）を入力部 1 2 6 を介してマウスポインタ M P でクリックする。すると関心領域設定部 1 2 5（図 1 を参照）は、表示部 1 2 7 に血管壁用の R O I 設定ウィンドウ 1 3 1 を表示させる。

20

【 0 0 3 6 】

血管壁用の R O I 設定ウィンドウ 1 3 1 は、関心領域 R O I を設定する R O I 設定ボタン 1 3 2 と、分割領域自動設定ボタン 1 3 3、及び分割領域任意設定ボタン 1 3 5 を有している。

【 0 0 3 7 】

オペレータにより R O I 設定ボタン 1 3 2 がマウスポインタ M P でクリックされ、太い線で描かれた外枠で示された関心領域 R O I がマウスポインタ M P でドラッグされて作成される。この時点では図 4 に描かれた分割領域 D R はまだ作成されておらず、外枠のみが表示されている。この特定された関心領域 R O I は追跡部 1 2 2 によって追跡する領域となる。なお、図 4 では血管壁 1 0 3 の後壁 1 0 3 b にブランク P Q があり、オペレータが関心部位であるブランク P Q を含む後壁 1 0 3 b に関心領域 R O I を設定している。

30

【 0 0 3 8 】

次にオペレータにより、分割領域自動設定ボタン 1 3 3 又は分割領域任意設定ボタン 1 3 5 のいずれかがマウスポインタ M P でクリックされる。分割領域自動設定ボタン 1 3 3 がマウスポインタ M P でクリックされると、関心領域 R O I が所定の大きさの分割領域 D R に分割される。オペレータにより縦及び横の分割数が入力されたのち分割領域任意設定ボタン 1 3 5 がクリックされると、関心領域 R O I が入力された分割数の分割領域 D R に分割される。図 4 では、縦 4、横 7 の分割数が入力されており、関心領域 R O I が 2 8 の分割領域 D R に分割されて表示部 1 2 7 に表示されている。以下の説明では、必要に応じて、分割領域 D R の特定の分割領域 D R を $R(m, n)$ として表示する。

40

【 0 0 3 9 】

図 5 は、表示部 1 2 7 に表示された短軸方向 S X の血管 B V にオペレータが関心領域 R O I を設定し終えた一例である。図 2 のステップ S 1 3 で関心領域 R O I が設定され、ステップ S 1 4 で関心領域 R O I が複数の分割領域 D R に分割された状態である。

図 4 で示された長軸方向 L X に伸びる血管 B V と同様に、血管壁 1 0 3 のブランク P Q 周辺に関心領域 R O I を設定している。また、図 5 でも、関心領域 R O I が、縦 4、横 7 に分割されており、2 8 個の分割領域 D R に分割されて表示部 1 2 7 に表示されている。

【 0 0 4 0 】

図 6 は、表示部 1 2 7 に表示された短軸方向 S X の血管 B V にオペレータが関心領域 R

50

ROIを設定し終えた別例である。短軸方向SXに伸びる血管BVは基本的に円環状であるので、関心領域ROIも円環状に設定することが好ましい場合がある。図6ではオペレータがROI設定ボタン132をマウスポインタMPでクリックし、太い線で描かれた円環状の枠で示された関心領域ROIがマウスポインタMPでドラッグされて作成される。この時点では図6に描かれた分割領域DRはまだ作成されておらず、円環状の枠のみが表示されている。この特定された関心領域ROIは追跡部122によって追跡する領域となる。

【0041】

次にオペレータにより、分割領域自動設定ボタン133又は分割領域任意設定ボタン135のいずれかがマウスポインタMPでクリックされる。分割領域自動設定ボタン133がマウスポインタMPでクリックされると、関心領域ROIが所定の大きさの分割領域DRに分割される。図4又は図5の四角形の分割領域DRと異なり、図6では扇状（ファン状）の分割領域DRである。また、オペレータにより放射方向及び円周方向の分割数が入力されたのち分割領域任意設定ボタン135がクリックされると、関心領域ROIが入力された分割数の分割領域DRに分割される。図6では、放射方向4、円周方向16の分割数が入力されており、関心領域ROIが64の分割領域DRに分割されて表示部127に表示されている。例えば、円環状の関心領域ROIを中心を原点として考えると、0度方向の内側から外側に、分割領域DRはR(1、1)、R(1、2)、R(1、3)、R(1、4)が設定されており、その点対称にはR(9、1)、R(9、2)、R(9、3)、R(9、4)が設定されている。追跡部122は、これらの分割領域DRの所定の時間の組織の移動距離を計測する。

【0042】

また、1つ1つの分割領域DRの面積がほぼ同じになるように、内側から外側に進むにしたがって、放射方向の間隔が狭くなっている。図6では64の分割領域DRに対して、追跡部122がその組織の移動を追跡した例を示している。しかし、図6ではプラークPQを含む分割領域DRが、R(11、1)～(11、4)からR(14、1)～R(14、4)であるため、追跡部122がこれら16の分割領域に対してのみその組織の移動を追跡してもよい。例えば、追跡部122で追跡する領域を選択する選択ボタンをROI設定ウィンドウ131に設け、オペレータが必要な分割領域DRをマウスポインタMPで選択してもよい。逆にオペレータが不要な分割領域DRをマウスポインタMPで選択するようにしてもよい。

【0043】

なお、図6では円環状の関心領域ROIが設定された例を示したが、関心領域ROIは円状であってもよく楕円状であってもよい。また、関心領域ROIが扇状であると図6のプラークPQが存在する領域のみを関心領域にすることもできる。

【0044】

< 関心領域の追跡情報 >

図7(a)は、関心領域ROIが設定された後、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7(a)の左側は、所定時刻T1から所定時間経過した時刻T2までの複数のフレームの超音波動画像を再生している状態を示しており、図7(a)の右側には連続フレームのうちの時刻T1のフレームの超音波画像と時刻T2のフレームの超音波画像とを抜粋したものである。

【0045】

図7(b)は、関心領域ROIの複数の分割領域DR、所定時刻T1から時刻T2までに移動した最大移動量をベクトルで表示した図である。移動量計測部123が計測した追跡結果を表示部127が表示した例である。

【0046】

血管BVは心拍により、時刻T1の血管BVと時刻T2の血管BVの長軸方向の断面形状が変わり、プラークPQの形状も変わる。そして、関心領域ROI内の複数の分割領域R(1、1)～R(7、4)内の組織は、それぞれ画面水平方向及び垂直方向に移動する

。本実施形態では、分割領域 D R が 28 個に設定されているため、それぞれ分割領域 D R で時刻 T 1 から時刻 T 2 までに移動した移動量が移動量計測部 123 (図 1 参照) で計測される。

【0047】

移動量計測部 123 で計測された追跡結果は、図 7 (b) に示されるように、各分割領域 D R のベクトルで表示されてもよい。矢印の向きを組織の移動方向の向きに、長さを時間 T 1 から時刻 T 2 までの最大移動量の大きさを示している。例えば、分割領域 R (3, 4) はベクトルの長さ (大きさ) が短いため、分割領域 R (3, 4) の組織の最大移動量が小さいことが理解される。一方、分割領域 R (3, 3) のベクトルの長さは長いため、分割領域 R (3, 3) の組織の最大移動量が多いことが理解される。分割領域 R (3, 4) は図 7 (a) ではブランク P Q の表面に相当し、分割領域 R (3, 3) は図 7 (a) ではブランク P Q の内部に相当する。このため、超音波画像に映し出されている血管壁 103 のブランクは、その表面の最大移動量は小さいが内部では最大移動量が多いことがわかる。そのため、オペレータは、ブランクの表面だけを追跡して得られた結果よりもブランク性状を正確に判断することができる。

【0048】

移動量計測部 123 で計測された追跡結果は、分割領域 D R の矢印を使ったベクトルではなく、第 1 閾値よりも大きなベクトル量をオレンジ色で、さらに大きい第 2 閾値よりも大きなベクトル量を赤色で示すなど、色付けで表示されてもよい。

【0049】

例えば超音波プローブ 111 と被検体との接触などがずれてしまい、血管 B V の全体が移動してしまったことがある。このため追跡部 122 は、各分割領域 D R の移動量がほぼ同じで同じ方向に移動している場合には、個々の分割領域 D R の組織が移動したとは判断せず血管 B V の全体が移動したと判断する。このような場合には、表示部 127 は図 7 (a) に示される関心領域 R O I は、最初に指定又は設定した箇所に追従して移動した状態で表示される。また移動量計測部 123 は図 7 (b) に示される各分割領域 D R のベクトルを、全体の移動量を差し引いた移動量で表示する。全体の移動量は分割領域 R (1, 1) ~ R (7, 4) の移動量を平均化して算出する。

【0050】

< 追跡結果の表示例 1 >

図 8 は、移動量計測部 123 が計測した追跡結果のグラフを超音波画像に並べて表示部 127 に表示した第 1 例である。これらのグラフは図 7 (a) に示された関心領域 R O I の 28 個の分割領域 R (1, 1) ~ R 8 (4, 7) の移動量に基づいて表示される。

【0051】

図 8 の左上に、長軸方向の血管壁 103 の超音波画像が表示されている。超音波画像にはオペレータが設定した関心領域 R O I の分割領域 D R が重ねて表示されている。ここでオペレータが分割領域 D R のうち、分割領域 R (3, 1)、R (3, 2)、R (3, 3) 及び R (3, 4) の一列を観察したいと考えた場合に、オペレータは分割領域 R (3, 1)、R (3, 2)、R (3, 3) 及び R (3, 4) をマウスポインタ M P で選択する。選択された分割領域 D R のその 1 列はその分割領域が異なる色で表示されたり、その分割領域の枠が点線で表示されたりする。

【0052】

そして、表示部 127 は、分割領域 R (3, 1)、R (3, 2)、R (3, 3) 及び R (3, 4) の一列に対して、図 8 の左下に示されたグラフ 211 を表示する。図 8 の左下に示されたグラフ 211 は、縦軸に移動量 (mm) を採り横軸に時間を採っている。そして、分割領域 R (3, 1)、R (3, 2)、R (3, 3) 及び R (3, 4) の時間経過による垂直方向の移動量がグラフ表示されている。グラフ中、g (3, 1)、g (3, 2)、g (3, 3) 及び g (3, 4) と示されたグラフは分割領域 R (3, 1)、R (3, 2)、R (3, 3) 及び R (3, 4) に対応する。特に図 8 に示さないが、これらの分割領域 D R の水平方向の移動量を表示することも可能である。

【 0 0 5 3 】

これらのグラフから、ブランク P Q の表面に相当する分割領域 R (3 , 4) は時間経過しても移動量が小さいにも関わらず、ブランク P Q の内部の分割領域 R (3 , 3) では組織の移動量が大きいことがわかる。このように、内部の組織の移動量がわかるため、ブランクの表面だけを追跡して得られた結果よりも、ブランク性状を正確に判断することができる。

【 0 0 5 4 】

ここでオペレータが分割領域 D R のうち、分割領域 R (1 , 3)、R (2 , 3)、R (3 , 3)、R (4 , 3)、R (5 , 3)、R (6 , 3) 及び R (7 , 3) の一行に対して観察したいと考えた場合に、オペレータは分割領域 R (1 , 3) ~ R (7 , 3) の一行をマウスポインタ M P で選択する。選択された分割領域 D R のその 1 行はその分割領域が異なる色で表示されたり、その分割領域の枠が点線で表示されたりする。

10

【 0 0 5 5 】

また、表示部 1 2 7 は、分割領域 R (1 , 3)、R (2 , 3)、R (3 , 3)、R (4 , 3)、R (5 , 3)、R (6 , 3) 及び R (7 , 3) の一行に対して、図 8 の右に示されたグラフ 2 1 3 を表示する。右に示されたグラフ 2 1 3 は、縦軸に移動量 (mm) を採り横軸に時間を採っている。そして、分割領域 R (1 , 3) ~ R (7 , 3) の時間経過による垂直方向の移動量がグラフ表示されている。グラフ中、g (1 , 3) ~ g (7 , 3) と示されたグラフは分割領域 R (1 , 3) ~ R (7 , 3) に対応する。特に図 8 に示さないが、これらの分割領域 D R の水平方向の移動量を表示することも可能である。

20

【 0 0 5 6 】

これらのグラフから、ブランク P Q の表面に相当する分割領域 R (1 , 3)、R (6 , 3) は時間経過しても移動量が小さいにも関わらず、ブランク P Q の内部の分割領域 R (3 , 3) 又は R (4 , 3) では組織の移動量が大きいことがわかる。このように、内部の組織の移動量がわかるため、ブランクの表面だけを追跡して得られた結果よりも、ブランク性状を正確に判断することができる。

< 追跡結果の表示例 2 >

図 9 は、移動量計測部 1 2 3 が計測した追跡結果のグラフを超音波画像に並べて表示部 1 2 7 に表示した第 2 例である。これらのグラフは図 5 に示された関心領域 R O I の複数の分割領域 R (1 , 1) ~ R 8 (4 , 7) の移動量に基づいて表示される。

30

【 0 0 5 7 】

図 9 の左側に、短軸方向の血管壁 1 0 3 の超音波画像が表示されている。超音波画像にはオペレータが設定した関心領域 R O I の分割領域 D R が重ねて表示されている。また、図 9 の右上に、関心領域 R O I の分割領域 D R が表 2 1 5 として大きく表示されている。表 2 1 5 で示された分割領域 D R には、所定時間に移動した最大移動量がベクトルで表示されている。

【 0 0 5 8 】

ここでオペレータが分割領域 D R のうち、分割領域 R (4 , 1)、R (4 , 2)、R (4 , 3) 及び R (4 , 4) の一列を観察したいと考えた場合に、オペレータは表 2 1 5 の分割領域 R (4 , 1) ~ R (4 , 4) をマウスポインタ M P で選択する。選択された分割領域 D R のその 1 列はその分割領域が異なる色で表示されたり、その分割領域の枠が点線で表示されたりする。同時に、超音波画像に重ねて表示された関心領域 R O I の分割領域 D R (図 9 の左側) でも、その 1 列はその分割領域が異なる色で表示されている。

40

【 0 0 5 9 】

そして、表示部 1 2 7 は、分割領域 R (4 , 1) ~ R (4 , 4) の一列に対して、図 9 の右下に示されたグラフ 2 1 7 を表示する。図 9 の右下に示されたグラフ 2 1 7 は、縦軸に移動量 (mm) を採り横軸に時間を採っている。そして、分割領域 R (4 , 1) ~ R (4 , 4) の時間経過による垂直方向の移動量をグラフ表示している。特に図 9 に示さないが、これらの分割領域 D R の水平方向の移動量を表示することも可能である。

【 0 0 6 0 】

50

これらのグラフ $g(4, 1) \sim g(4, 4)$ から、ブランク P Q の表面に相当する分割領域 $R(4, 4)$ は時間経過しても移動量が小さいにも関わらず、ブランク P Q の内部の分割領域 $R(4, 3)$ では組織の移動量が大きいたことがわかる。このように、内部の組織の移動量がわかるため、ブランクの表面だけを追跡して得られた結果よりも、ブランク性状を正確に判断することができる。

【0061】

上記実施形態では、移動量計測部 123 が分割領域 D R の移動量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、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。

10

【符号の説明】

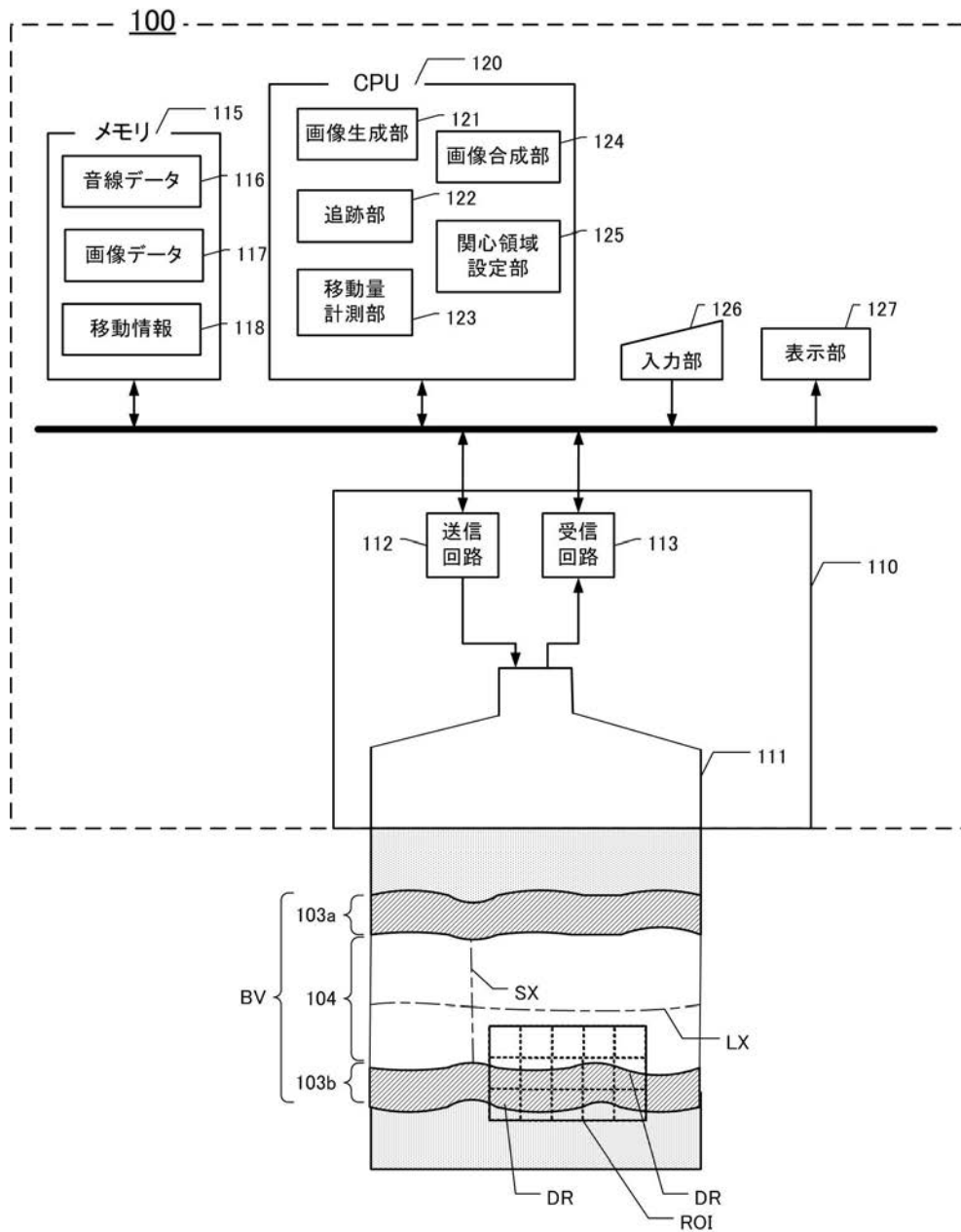
【0062】

21, 23, 25 ... 画像
 100 ... 超音波診断装置
 103 ... 血管壁
 104 ... 血液流領域
 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、132 ... 設定ボタン、
 133 ... 分割領域自動設定ボタン、135 ... 分割領域任意設定ボタン
 211, 213 ... グラフ、215 ... 表
 D R ... 分割領域、M P ... マウスポインタ
 L X ... 長軸方向、S X ... 短軸方向
 P Q ... ブランク

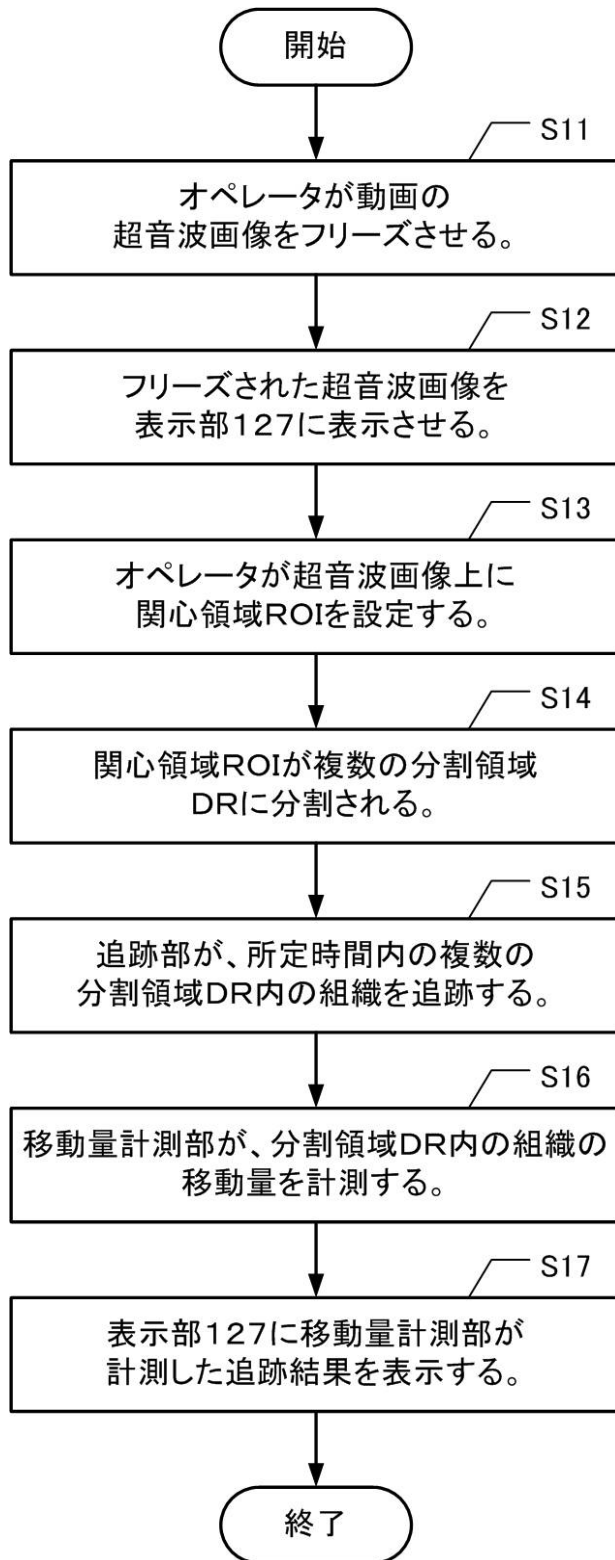
20

30

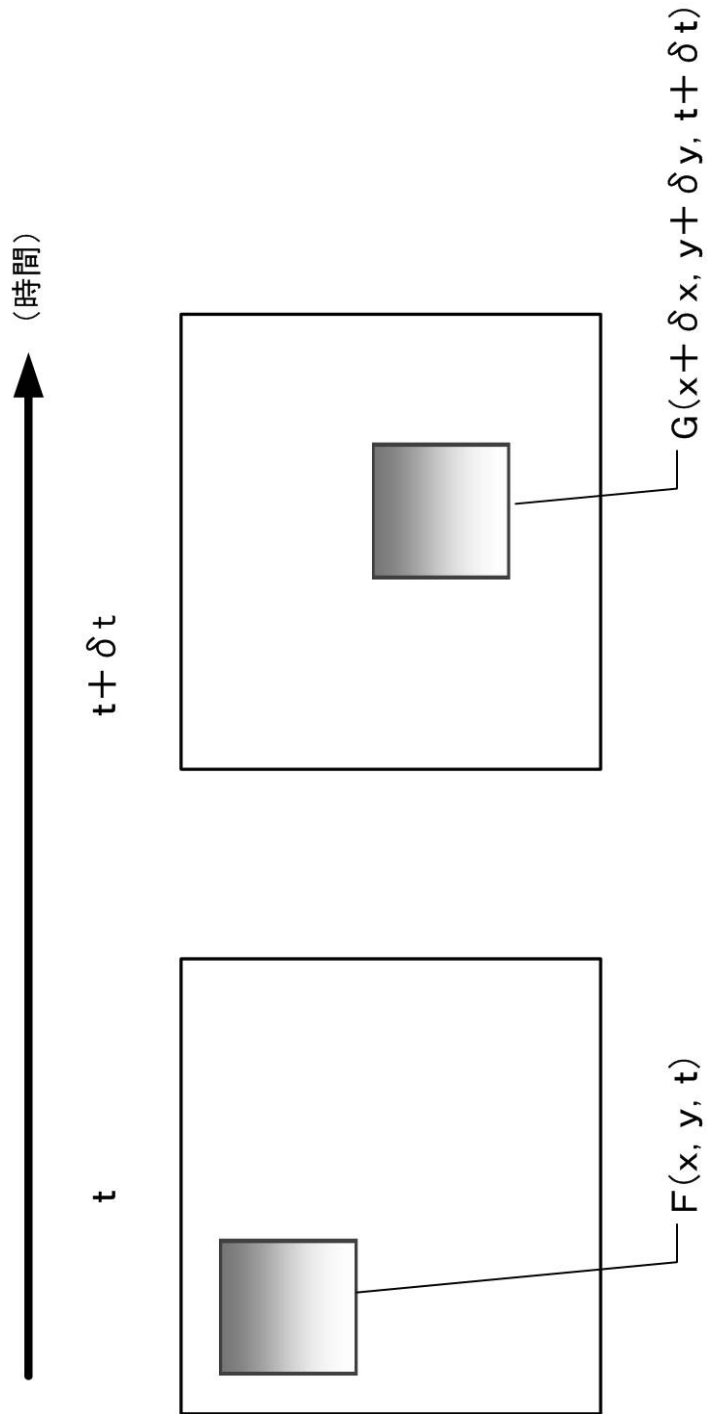
【図 1】



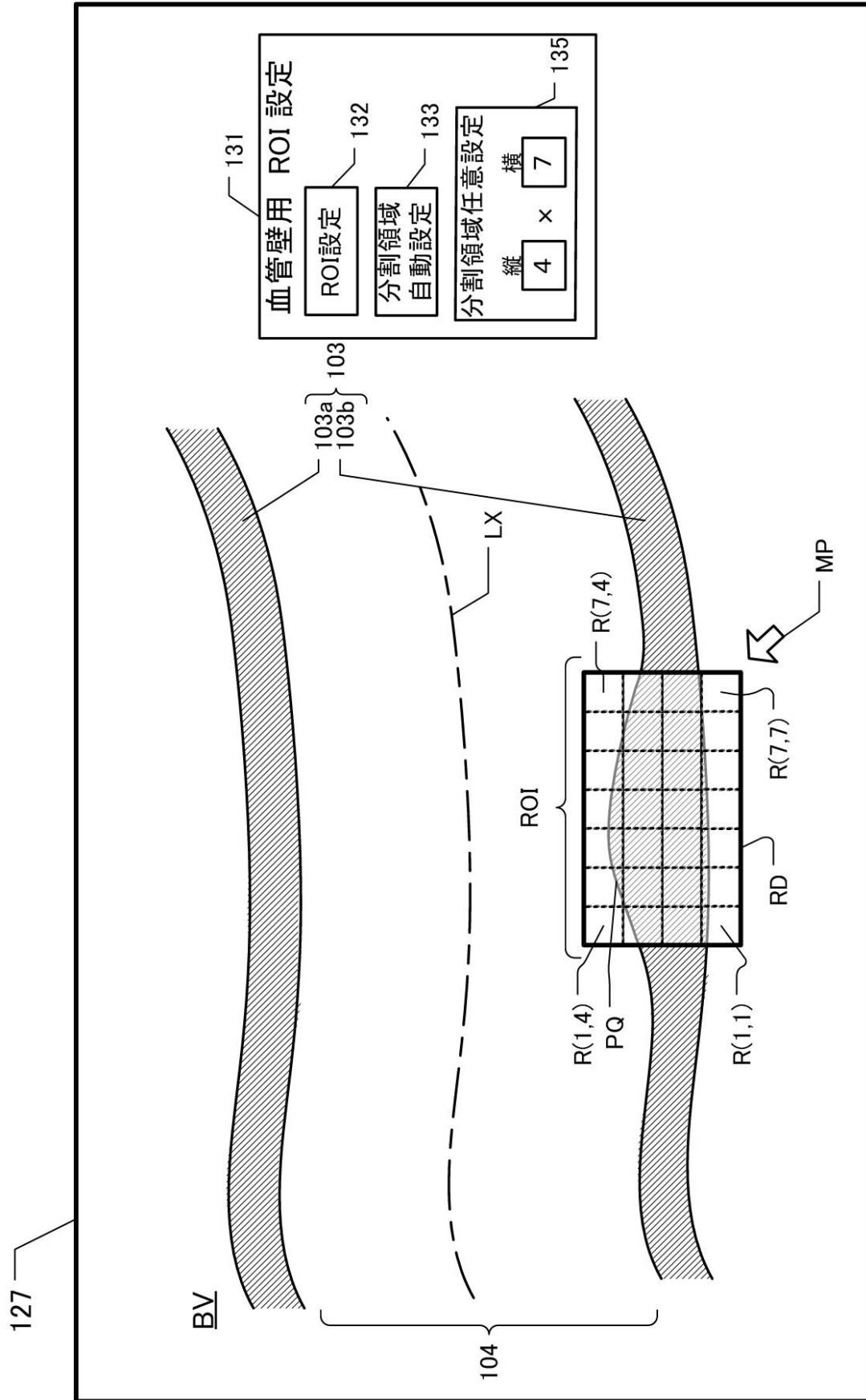
【図 2】



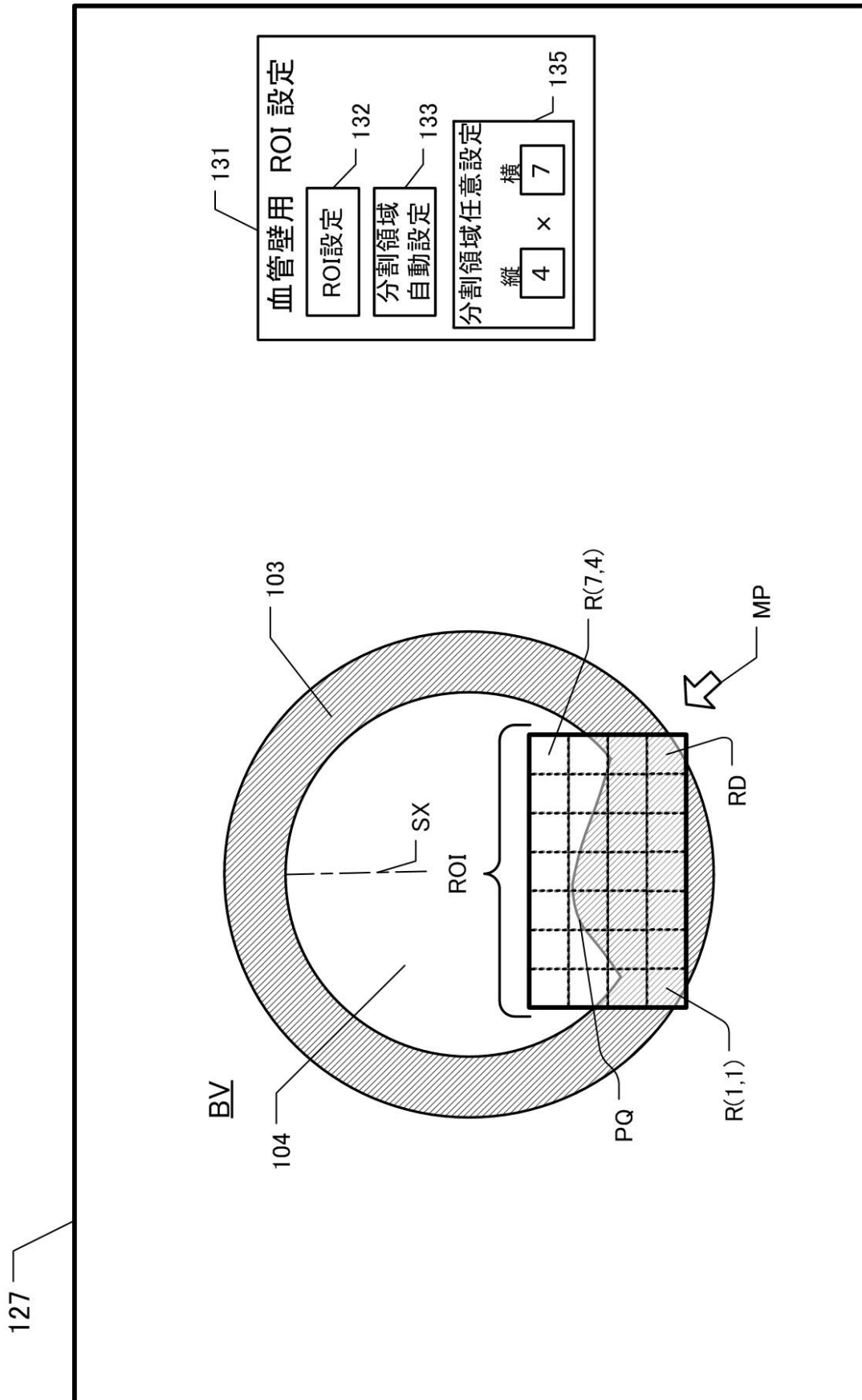
【図 3】



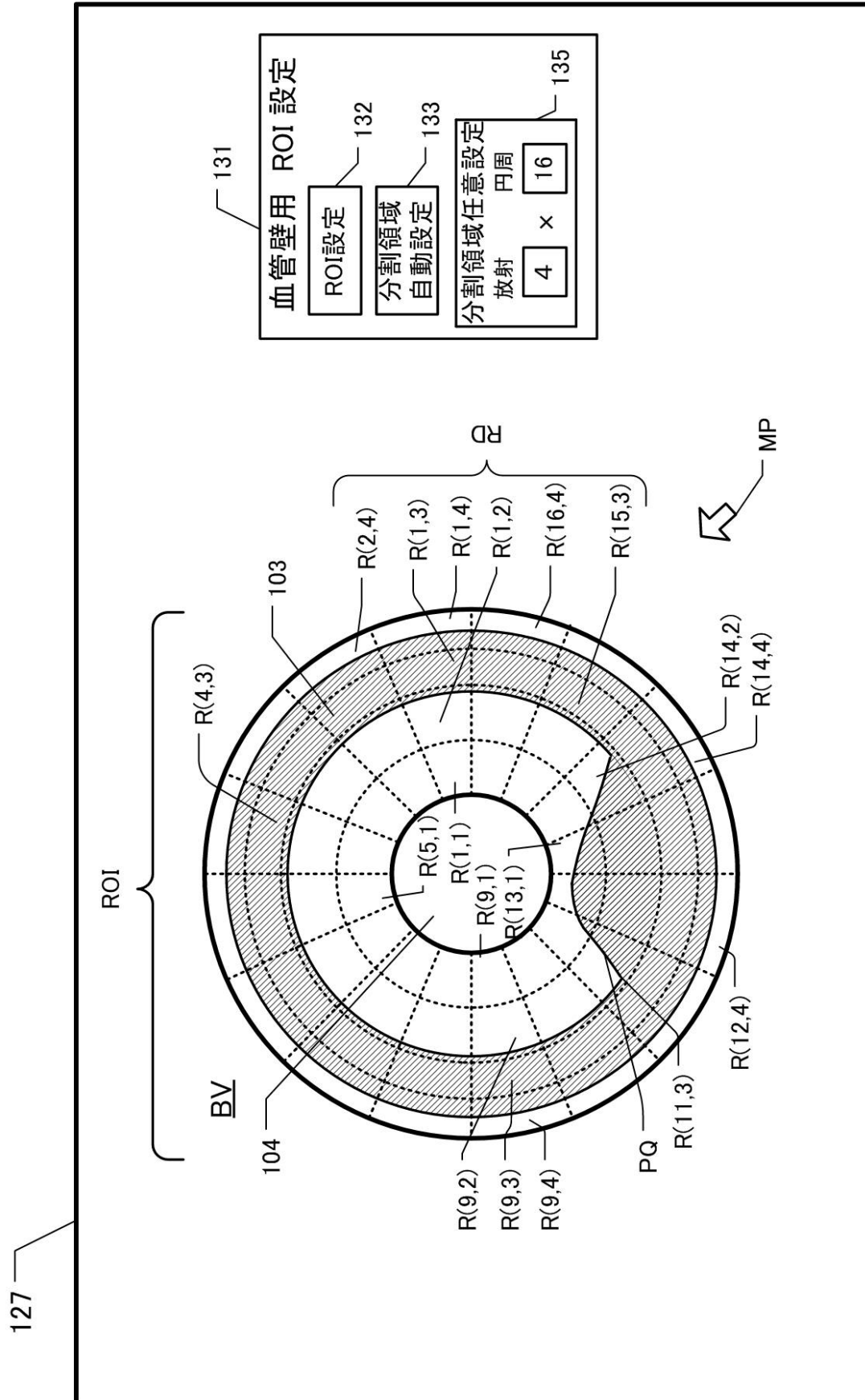
【 図 4 】



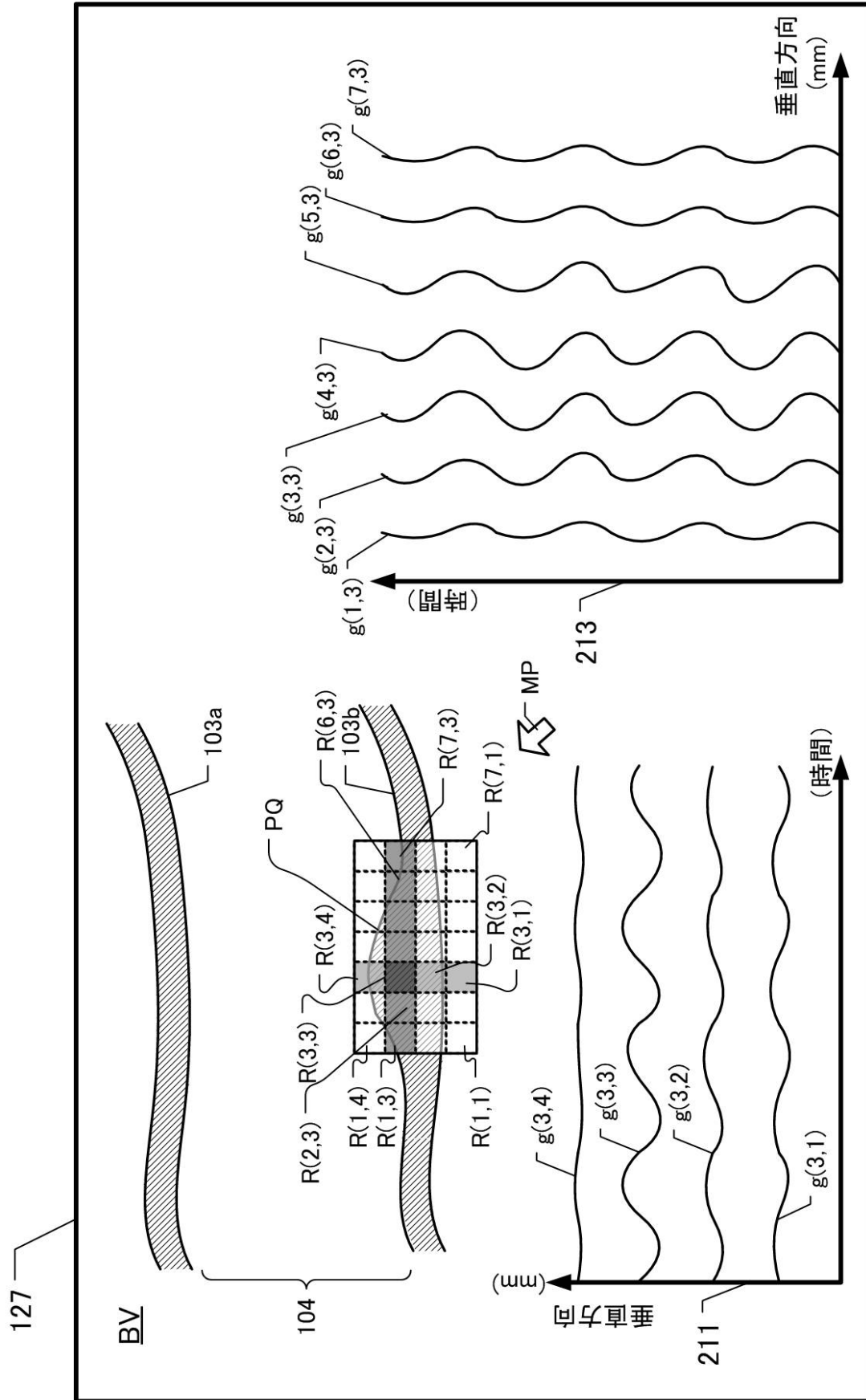
【 図 5 】



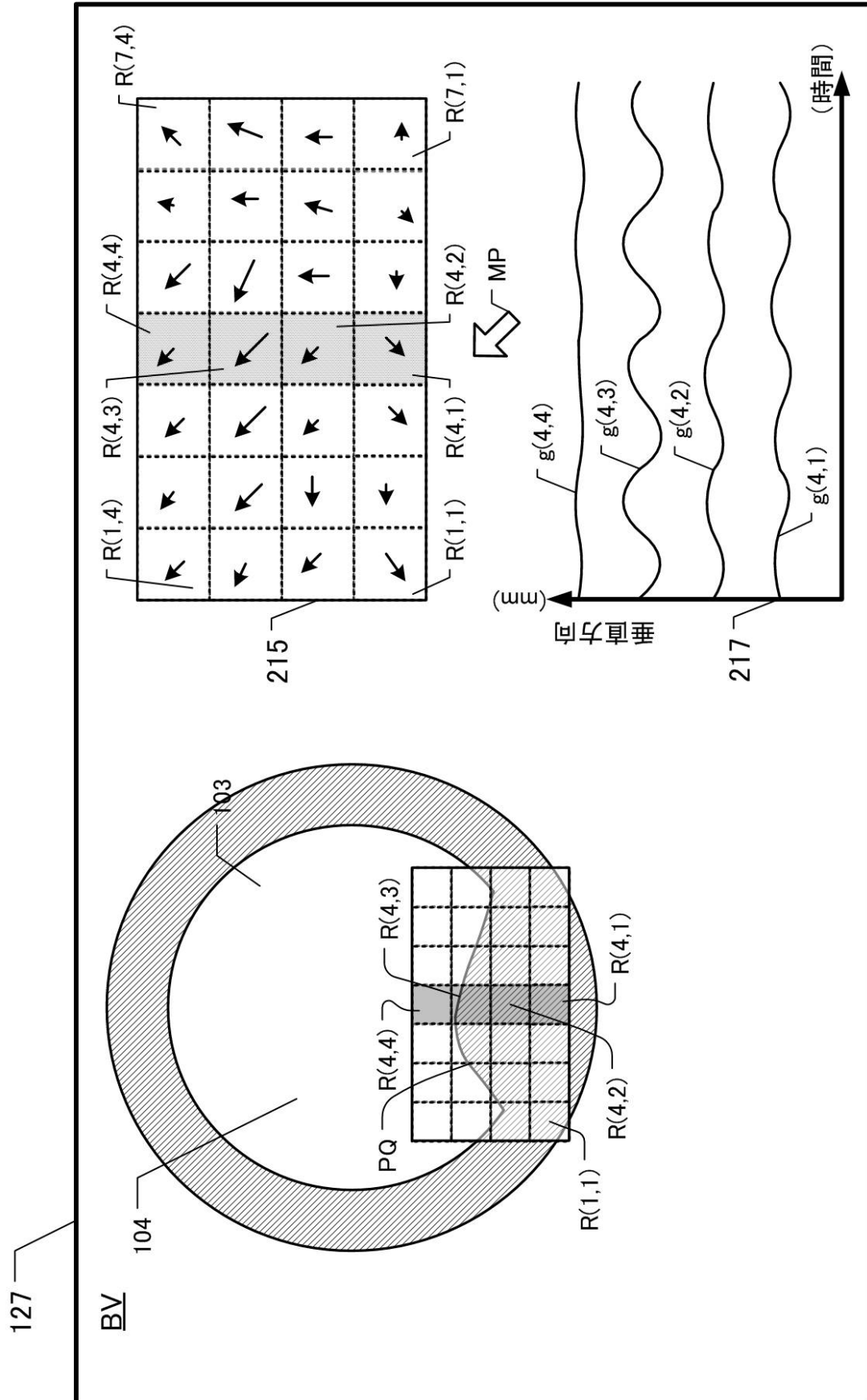
【図 6】



【 図 8 】



【図 9】



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

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 国際公開第2009/154133(WO, A1)

特開2010-194299(JP, A)

国際公開第2007/142255(WO, A1)

特開2003-250804(JP, A)

国際公開第2011/093193(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

A61B 6/00

A61B 5/05

A61B 5/00 - 5/01

A61B 1/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5209025B2	公开(公告)日	2013-06-12
申请号	JP2010241315	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		
当前申请(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		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK25		
代理人(译)	伊藤亲		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2012090819A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够跟踪斑块PQ内的组织移动以及斑块PQ表面的超声诊断设备（100）。超声诊断设备包括：感兴趣区域设置单元（125）用于在基于存储单元中存储的超声数据产生的预定时间设置由超声图像的感兴趣部分中的多个划分区域形成的感兴趣区域并显示在显示单元上；跟踪单元（122），用于跟踪对应于在每个超声图像中设定的感兴趣区域中的每个分割区域的对象中的组织从预定时间到其后顺序跟随的移动；和运动测量单元（123），用于基于组织的跟踪运动测量在预定时间组织的运动距离。

