

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5592164号
(P5592164)

(45) 発行日 平成26年9月17日(2014.9.17)

(24) 登録日 平成26年8月8日(2014.8.8)

(51) Int.CI.

A 61 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/06

請求項の数 12 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2010-123261 (P2010-123261)
 (22) 出願日 平成22年5月28日 (2010.5.28)
 (65) 公開番号 特開2010-274120 (P2010-274120A)
 (43) 公開日 平成22年12月9日 (2010.12.9)
 審査請求日 平成25年2月21日 (2013.2.21)
 (31) 優先権主張番号 10-2009-0048206
 (32) 優先日 平成21年6月1日 (2009.6.1)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)
 (31) 優先権主張番号 10-2010-0042290
 (32) 優先日 平成22年5月6日 (2010.5.6)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(73) 特許権者 597096909
 三星メディソン株式会社
 SAMSUNG MEDISON CO., LTD.
 大韓民国 250-870 江原道 洪川
 郡 南面陽▲德▼院里 114
 114 Yangdukwon-ri, Nam-myung, Hongchun-gu
 n, Kangwon-do 250-870, Republic of Korea
 (74) 代理人 100137095
 弁理士 江部 武史
 (74) 代理人 100091627
 弁理士 朝比 一夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】動きベクトルを提供する超音波システムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波システムであって、
 対象体の B モード (brightness mode) 映像に前記対象体内で動いてい
 る関心物体を含む関心領域を設定する関心領域設定部と、
 前記関心領域に対応し、前記関心物体の速度情報を含む超音波データを取得する超音波
 データ取得部と、

前記超音波データを用いて、前記関心領域に対応するカラードップラモード映像を形成
 する映像形成部と、

前記カラードップラモード映像に対して前記関心物体が流れる血管の境界と前記境界に
 垂直な少なくとも 1 つの直線とを用いて前記境界の傾斜を算出し、前記算出された傾斜に
対応する方向及び前記超音波データに対応するサイズを有する前記関心物体の動きベクトル
を形成し、前記動きベクトルを前記カラードップラモード映像に設定するプロセッサと
を備えることを特徴とする超音波システム。

【請求項 2】

前記プロセッサは、
 前記カラードップラモード映像を分析して前記境界を検出する境界検出部と、
 前記境界に垂直な前記少なくとも 1 つの直線を設定する直線設定部と、
 前記少なくとも 1 つの直線と前記境界とが互いに交わる交点を検出して、前記交点を前
 記直線に設定する交点設定部と、

10

20

前記交点を中心に予め定められた数のピクセルを含む第1の領域を設定する領域設定部と、

前記第1の領域から前記境界に対応する複数のピクセルを検出し、前記検出された複数のピクセルを用いて前記交点で前記境界の前記傾斜を算出する傾斜算出部と、

前記算出された傾斜に対応する方向及び前記超音波データに対応するサイズを有する前記動きベクトルを形成し、前記動きベクトルを前記カラードップラモード映像に設定するベクトル設定部と

を備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波システム。

【請求項3】

前記カラードップラモード映像は、前記直線を基準に一方の側と、該一方の側と反対側の他方の側とを有し、

10

前記傾斜算出部は、前記検出された複数のピクセルから、前記交点を基準に、前記一方の側に最も遠いピクセルと、前記他方の側に最も遠いピクセルとを用いて、前記傾斜を算出することを特徴とする請求項2に記載の超音波システム。

【請求項4】

前記超音波データは、前記複数のスキャンラインごとに取得され、

前記ベクトル設定部は、前記交点を基準に前記少なくとも1つの直線上に予め定められた数のピクセルを含む複数の第2の領域を設定し、前記複数の第2の領域それぞれに対応する前記複数のスキャンラインのうちの一つのスキャンラインの前記超音波データを用いて前記複数の第2の領域それぞれに対応する複数の関心物体情報を算出し、前記算出された複数の関心物体情報を用いて前記複数の第2の領域それぞれに対応する平均速度を算出し、前記平均速度および前記傾斜に基づいて前記複数の第2の領域それぞれに対応する前記動きベクトルを形成することを特徴とする請求項2または3に記載の超音波システム。

20

【請求項5】

前記関心物体情報は、前記関心物体に対応する速度および方向を含むことを特徴とする請求項4に記載の超音波システム。

【請求項6】

前記カラードップラモード映像および前記動きベクトルを表示するディスプレイ部をさらに備えることを特徴とする請求項1～5のうちいずれか一項に記載の超音波システム。

30

【請求項7】

動きベクトルを提供する方法であって、

a) 対象体のBモード映像に前記対象体内で動いている関心物体を含む関心領域を設定する段階と、

b) 前記関心領域に対応し、前記関心物体の速度情報を含む超音波データを取得する段階と、

c) 前記超音波データを用いて、前記関心領域に対応するカラードップラモード映像を形成する段階と、

d) 前記カラードップラモード映像に対して前記関心物体が流れる血管の境界と前記境界に垂直な少なくとも1つの直線とを用いて前記境界の傾斜を算出し、前記算出された傾斜に対応する方向及び前記超音波データに対応するサイズを有する前記関心物体の動きベクトルを形成する段階と、

40

e) 前記動きベクトルを前記カラードップラモード映像に設定する段階と
を備えることを特徴とする動きベクトル提供方法。

【請求項8】

前記段階d)は、

d1) 前記カラードップラモード映像を分析して前記境界を検出する段階と、

d2) 前記境界に垂直な前記少なくとも1つの直線を設定する段階と、

d3) 前記少なくとも1つの直線と前記境界とが互いに交わる交点を検出して、前記交点を前記直線に設定する段階と、

d4) 前記交点を中心に予め定められた数のピクセルを含む第1の領域を設定する段階

50

と、

- d 5) 前記第 1 の領域から前記境界に該当する複数のピクセルを検出する段階と、
- d 6) 前記検出された複数のピクセルを用いて前記交点で前記境界の傾斜を算出する段階と、
- d 7) 前記算出された傾斜に対応する方向及び前記超音波データに対応するサイズを有する前記ベクトルを形成する段階と
を備えることを特徴とする請求項 7 に記載の動きベクトル提供方法。

【請求項 9】

前記カラードップラモード映像は、前記直線を基準に一方の側と、該一方の側と反対側の他方の側とを有し、

10

前記段階 d 6) は、

前記検出された複数のピクセルから、前記交点を基準に、前記一方の側に最も遠いピクセルと、前記他方の側に最も遠いピクセルとを用いて前記傾斜を算出する段階
を備えることを特徴とする請求項 8 に記載の動きベクトル提供方法。

【請求項 10】

前記超音波データは、前記複数のスキャンラインごとに取得され、

前記段階 d 7) は、

前記交点を基準に前記少なくとも 1 つの直線上に予め定められた数のピクセルを含む複数の第 2 の領域を設定する段階と、

20

前記複数の第 2 の領域それぞれに対応する前記複数のスキャンラインのうちの一つのスキャンラインの前記超音波データを用いて前記複数の第 2 の領域それぞれに対応する複数の関心物体情報を算出する段階と、

前記算出された複数の関心物体情報を用いて前記複数の第 2 の領域それぞれに対応する平均速度を算出する段階と、

前記平均速度および前記傾斜に基づいて前記複数の第 2 の領域それぞれに対応する前記動きベクトルを形成する段階と

を備えることを特徴とする請求項 8 または 9 に記載の動きベクトル提供方法。

【請求項 11】

前記関心物体情報は、前記関心物体に対応する速度および方向を含むことを特徴とする請求項 10 に記載の動きベクトル提供方法。

30

【請求項 12】

f) 前記カラードップラモード映像および前記動きベクトルを表示する段階

をさらに備えることを特徴とする請求項 7 ~ 11 のうちいずれか一項に記載の動きベクトル提供方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、超音波システムに関し、特に動いている関心物体の速度および方向を含む動きベクトルを提供する超音波システムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

超音波システムは、無侵襲および非破壊特性を有しており、対象体内部の情報を得るために医療分野で広く用いられている。超音波システムは、対象体を直接切開して観察する外科手術の必要がなく、対象体の内部組織を高解像度の映像で医師に提供できるので、医療分野で非常に重要なものとして用いられている。

40

【0 0 0 3】

超音波システムは、対象体から反射される超音波信号（エコー信号）を 2 次元映像で示す B モード（b r i g h t n e s s m o d e ）、ドップラ効果（d o p p l e r e f f e c t ）を用いて動いている対象体（特に、血流）の映像を示すドップラモード（d o p p l e r m o d e ）、対象体に圧力を加えた時と加えない時の反応差を映像で示す弾

50

性モード (e l a s t i c m o d e) などを提供してくれる。

【0004】

一方、ドップラモードは、超音波プローブからパルス繰り返し周波数 (p u l s e r e p e t i t i o n f r e q u e n c y, P R F) で送信された超音波信号の周波数 (以下、送信周波数という) と、動いている対象体から反射されて、再び超音波プローブにより受信された受信信号の周波数 (以下、受信周波数という) との差の周波数、即ちドップラ周波数を用いる。

【0005】

ドップラ周波数は、超音波信号を送受信する超音波ビーム方向と動いている反射体 (即ち、血流) の動き方向とのなす角度 (以下、ドップラ角度という) によって異なる。例えば、反射体が 1 m / s の速度で動いており、送信周波数が 5 M H z であれば、ドップラ角度 0°においてドップラ周波数は 6.5 K H z になり、ドップラ角度 90°においてドップラ周波数は 0 になる。したがって、ドップラ角度が 90°の場合には、血流の速度を測定することができないだけでなく、コンベックスプローブ (c o n v e x p r o b e) の場合、同じ方向に流れている血流であるにも関わらず、超音波ビームの角度によって反対方向に流れている血流で表示されることもある。

【0006】

このような問題を解決するために、2つの超音波ビームを用いたり、スペックル情報を用いて、ドップラ角度が 90°であっても血流速度情報を検出する方法が提案されている。しかし、このような方法は、性能が安定的ではなく、またフレームレートが低いため、リアルタイムでディスプレイ部に映像を表示することは難しくて実用的ではないという問題がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】特開 2008 - 154891 号公報

【特許文献 2】特開 2000 - 201930 号公報

【特許文献 3】特開 2003 - 052694 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、関心物体の速度情報を含む超音波データとカラードップラモード (c o l o r d o p p l e r m o d e) 映像を用いて、動いている関心物体 (例えば、血流) の動きベクトルを提供する超音波システムおよび方法を開示する。

【課題を解決するための手段】

【0009】

前記の課題を解決するために、本発明による超音波システムは、超音波信号を対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して、超音波データを取得する超音波データ取得部と、前記超音波データを用いて、前記対象体の B モード (b r i g h t n e s s m o d e) 映像と、前記対象体のカラードップラモード映像とを形成する映像形成部と、前記 B モード映像に前記対象体内で動いている関心物体を含む関心領域を設定する関心領域設定部と、前記超音波データおよび前記カラードップラモード映像を用いて前記関心物体の動きベクトルを形成し、前記動きベクトルを前記カラードップラモード映像に設定するプロセッサとを備え、前記超音波データは、前記関心領域に対応する前記対象体の部分における前記関心物体の速度情報を含んでいる。

【0010】

また、本発明による動きベクトル提供方法は、a) 対象体の B モード (b r i g h t n e s s m o d e) 映像を形成する段階と、b) 前記 B モード映像に前記対象体内で動いている関心物体を含む関心領域を設定する段階と、c) 前記関心領域に対応する前記対象体の部分における前記関心物体の速度情報を含む超音波データを取得する段階と、d) 前

10

20

30

40

50

記超音波データを用いて前記部分のカラードップラモード映像を形成する段階と、e)前記超音波データおよび前記カラードップラモード映像を用いて前記関心物体の動きベクトルを形成する段階と、f)前記動きベクトルを前記カラードップラモード映像に設定する段階とを備える。

【発明の効果】

【0011】

本発明は、フレームレートを低下させることなしに関心物体（例えば、血流）の速度および方向を含む動きベクトルを提供することができ、動いている関心物体の移動方向をユーザに正確に提供することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0012】

【図1】本発明の実施例における超音波システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施例における超音波データ取得部の構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の実施例における変換素子、スキャンラインおよび座標系を示す概略図である。

【図4】本発明の実施例におけるプロセッサの構成を示すブロック図である。

【図5】本発明の実施例におけるBモード映像、ドップラモード映像、関心領域および血管を示す例示図である。

【図6】本発明の実施例における直線および交点を示す例示図である。

【図7】本発明の実施例における5×5のピクセルを含む領域を示す例示図である。

20

【図8】本発明の実施例における動きベクトルを示す例示図である。

【図9a】図8のAの部分の拡大図である。

【図9b】図8のBの部分の拡大図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、添付した図面を参照して本発明の実施例を説明する。以下、本実施例で用いられた用語“ドップラモード”は、カラードップラモード（color doppler mode）を含み、対象体は動いている関心物体（例えば、血流）を含む。

【0014】

図1は、本発明の実施例における超音波システム100の構成を示すブロック図である。超音波システム100は、超音波データ取得部110、映像形成部120、プロセッサ130、ディスプレイ部140および制御部150を備える。超音波システム100は、コントロールパネル（control panel）、マウス（mouse）、キーボード（key board）などで具現され、ユーザにより動いている関心物体のドップラモード映像を得るための関心領域（即ち、カラー図像）の設定情報を受けるユーザ入力部（図示せず）、すなわち、関心領域設定部を備える。本実施例で関心領域の設定情報は、Bモード（brightness mode）映像に設定される関心領域の大きさおよび位置情報を含む。

30

【0015】

超音波データ取得部110は、超音波信号を対象体に送信して対象体から反射される超音波信号（即ち、超音波エコー信号）を受信し、Bモード映像を形成する超音波データ、および、Bモード（brightness mode）映像に設定された関心領域内のスキャンライン（scanline）に該当する超音波データを取得する。

40

【0016】

図2は、本発明の実施例における超音波データ取得部110の構成を示すブロック図である。超音波データ取得部110は、送信信号形成部111、複数の変換素子（transducer element）を含む超音波プローブ112、ビームフォーマ113および超音波データ形成部114を備える。

【0017】

送信信号形成部111は、変換素子の位置および集束点を考慮して変換素子に印加され

50

る送信信号を形成する。本実施例で送信信号は、Bモード映像およびドップラモード映像を得るための送信信号を含む。

【0018】

超音波プローブ112は、送信信号形成部111から提供される送信信号を超音波信号に変換して対象体に送信し、対象体から反射される超音波エコー信号を受信して受信信号を形成する。超音波プローブ112は、図3に示すように、超音波信号と電気的信号を相互に変換する複数の変換素子112aを含む。複数の変換素子112aから送信された一群の超音波信号は、図3に示すように、超音波ビーム(ultrasound beam)を形成し、複数のスキャンライン(scanline)それぞれに沿って対象体に送信される。図3は、軸方向(Z方向)に直角な横方向(X方向)と対象体の断面厚さ方向である高度方向(Y方向)とを共に示している。

10

【0019】

ビームフォーマ113は、超音波プローブ112から提供される受信信号をアナログデジタル変換する。ビームフォーマ113は、変換素子の位置および集束点を考慮して、デジタル変換された受信信号を受信集束させて受信集束信号を形成する。

【0020】

超音波データ形成部114は、ビームフォーマ113から提供される受信集束信号を用いて、複数のスキャンラインそれぞれに該当する超音波データを形成する。超音波データは、関心物体の速度情報を含んでいる。また、超音波データ形成部114は、Bモード映像およびドップラモード映像を形成するための多様な信号処理(例えば、利得(gain)調節、フィルタリング処理等)を行うことができる。

20

【0021】

再び図1を参照すると、映像形成部120は、超音波データ取得部110から提供される超音波データを用いて、図5に示すように、超音波プローブ112に近づく関心物体の速度と、超音波プローブ112から遠ざかる関心物体の速度とを異なる色で表示するドップラモード映像220を形成する。また、映像形成部120は、超音波データ取得部110から提供される超音波データを用いて、図5に示すように、Bモード映像210を形成する。すなわち、映像形成部120は、ドップラモード映像220を形成する映像形成部と、Bモード映像210を形成する映像形成部とを含んでいる。図5において、図面符号210はBモード映像を示し、図面符号221は関心領域を示し、図面符号222は血管を示す。

30

【0022】

プロセッサ130は、超音波データ取得部110から提供される超音波データおよび映像形成部120から提供されるドップラモード映像を用いて、動いている関心物体の速度および方向を含む動きベクトル(motion vector)を計測し設定する。

【0023】

図4は、本発明の実施例におけるプロセッサ130の構成を示すブロック図である。プロセッサ130は、境界検出部131、直線設定部132、交点設定部133、領域設定部134、傾斜算出部135および動きベクトル設定部136を備える。

40

【0024】

境界検出部131は、映像形成部120から提供されるドップラモード映像220を分析して対象体の境界(即ち、血管222の境界)を検出する。境界は、エコー値を微分演算して、明るさ値の変化を用いて検出することもできる。本実施例で境界は、ソベル(Sobel)、プレウィット(Prewitt)、ロバート(Robert)またはキャニー(Canny)マスクなどのようなエッジマスク(edge mask)を用いて検出することができる。また、境界は構造テンソル(structure tensor)を用いた固有値の差を用いて検出することもできる。

【0025】

直線設定部132は、境界検出部131で検出された対象体の境界(即ち、血管222の境界)に垂直な直線を設定する。一例として、直線設定部132は、図6に示すように

50

、対象体の境界（即ち、血管 222 の境界）に垂直な直線 310 を設定する。

【0026】

交点設定部 133 は、図 6 に示すように、直線設定部 132 で設定された直線 310 と対象体の境界（即ち、血管 222 の境界）とが交わる第 1 および第 2 の交点 311、312 を検出する。交点設定部 133 は、検出された第 1 および第 2 の交点 311、312 を直線 310 上に設定する。

【0027】

領域設定部 134 は、交点設定部 133 で設定された第 1 および第 2 の交点 311、312 を中心に、予め定められた数のピクセルを含む第 1 の領域を設定する。一例として、領域設定部 134 は、図 7 に示すように、第 1 の交点 311 (P_{3,3}) を中心に 5 × 5 のピクセルを含む第 1 の領域を設定する。図 7 において、斜線で示したピクセル P_{1,5}、P_{2,4}、P_{3,3}、P_{4,2}、P_{5,1} は境界を示す。領域設定部 134 は、第 2 の交点 312 に対しても、前述したように第 2 の交点 312 を中心に 5 × 5 のピクセルを含む第 1 の領域を設定する。

【0028】

傾斜算出部 135 は、領域設定部 134 で設定された第 1 の領域から第 1 および第 2 の交点 311、312 それぞれを基準にして境界に該当するピクセルを検出し、検出されたピクセルを用いて第 1 および第 2 の交点 311、312 それぞれで境界の傾斜を算出する。具体的に、第 1 の交点 311 での境界の傾斜は、第 1 の交点 311 における境界との接線と、第 1 の交点 311 を通るスキャンラインと直交する線とのなす角度 α をいう。また、第 2 の交点 312 での境界の傾斜は、第 2 の交点 312 における境界との接線と、第 2 の交点 312 を通るスキャンラインと直交する線とのなす角度 β をいう。

【0029】

一例として、傾斜算出部 135 は、図 7 に示すように、5 × 5 のピクセルを含む領域から第 1 の交点 311 を基準に境界に該当するピクセル P_{1,5}、P_{2,4}、P_{3,3}、P_{4,2}、P_{5,1} を検出する。傾斜算出部 135 は、検出されたピクセルの中で、第 1 の交点 311 (P_{3,3}) を基準に最も左側のピクセル P_{5,1} と最も右側のピクセル P_{1,5} を用いて、図 9a に示すように、第 1 の交点 311 で境界の傾斜 α を算出する。傾斜は、公知となっている多様な方法を用いて算出することができるので、ここではその詳細については説明しない。傾斜算出部 135 は、図 9b に示すように第 2 の交点 312 に対しても前記したような手段を用いて境界の傾斜 β を算出する。

【0030】

動きベクトル設定部 136 は、超音波データ取得部 110 から提供される超音波データおよび傾斜算出部 135 で算出された傾斜を用いて関心物体の速度および方向を含む動きベクトルを形成し、形成された動きベクトルをドップラモード映像に設定する。

【0031】

より詳細に、動きベクトル設定部 136 は、図 8 に示すように、第 1 の交点 311 および第 2 の交点 312 を基準に直線 310 上に複数の第 2 の領域 321～325 を設定する。各第 2 の領域 321～325 は、事前に設定された大きさ（例えば、5 × 5）を有し、その中心が直線 310 上に位置する。また、第 2 の領域 321～325 は、互いに重なるように設定されても、互いに重ならないように設定されてもよい。前述した実施例では、5 つの第 2 の領域 321～325 を直線 310 上に設定するものと説明したが、これに限られない。

【0032】

動きベクトル設定部 136 は、第 2 の領域 321～325 それぞれに対応するスキャンラインの超音波データを用いて、第 2 の領域 321～325 それぞれに対応する複数の関心物体情報を算出する。関心物体情報は、動いている関心物体（例えば、血流）に対応する大きさ（速度）および方向を含む。一実施例で、動きベクトル設定部 136 は、第 2 の領域 321～325 それぞれに一致するスキャンラインの超音波データを用いて、複数の関心物体情報を算出する。他の実施例で、動きベクトル設定部 136 は、第 2 の領域 32

10

20

30

40

50

1 ~ 3 2 5 それに最も近接したスキャンラインの超音波データを用いて、複数の関心物体情報を算出してもよい。

【0033】

動きベクトル設定部 136 は、算出された複数の関心物体情報を用いて、第2の領域 3 2 1 ~ 3 2 5 それぞれに対応する平均速度を算出する。動きベクトル設定部 136 は、算出された平均速度および傾斜算出部 135 で算出された傾斜に基づいて、第2の領域 3 2 1 ~ 3 2 5 それぞれに対応する動きベクトル $V_1 \sim V_5$ を形成し、形成された動きベクトル $V_1 \sim V_5$ をドップラーモード映像 220 に設定する。

【0034】

再び、図1を参照すれば、ディスプレイ部 140 は、ドップラーモード映像 220 および動きベクトル ($V_1 \sim V_5$) を表示する。 10

【0035】

制御部 150 は、超音波信号の送受信を制御し、超音波データの形成を制御する。また、制御部 150 は、ドップラーモード映像の形成および表示を制御し、ベクトルの形成および表示を制御する。

【0036】

本発明を望ましい実施例を通じて説明し例示したが、当業者であれば添付の特許請求の範囲の事項および範疇を逸脱せずに様々な変形および変更がなされることが分かるはずである。

【0037】

一例として、前述した実施例では、対象体の境界（すなわち、血管 222 の境界）に垂直な 1 つの直線 310 を設定し、直線 310 に複数の第2の領域を設定し、動く関心物体の動きベクトルを形成するものと説明したが、他の実施例では、対象体の境界（すなわち、血管 222 の境界）に垂直な少なくとも 2 つの直線を互いに異なる位置に設定し、設定された少なくとも 2 つの直線それぞれに複数の第2の領域を設定し、動く関心物体の動きベクトルを形成してもよい。

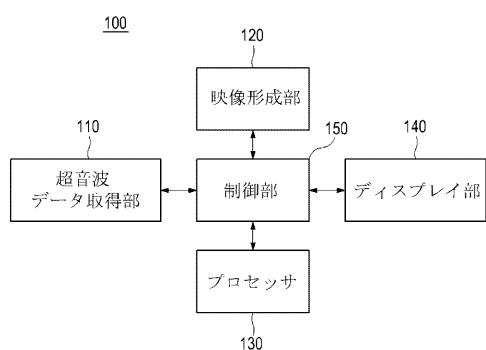
【符号の説明】

【0038】

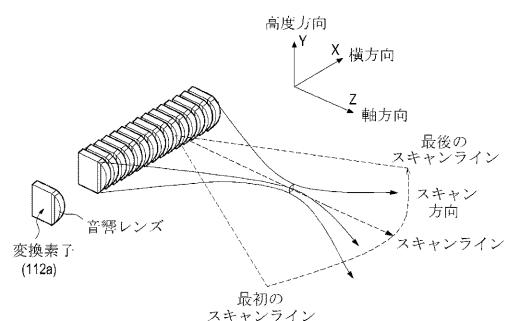
110	超音波システム	
110	超音波データ取得部	30
111	送信信号形成部	
112	超音波プローブ	
112 a	変換素子	
113	ビームフォーマ	
114	超音波データ形成部	
120	映像形成部	
130	プロセッサ	
131	境界検出部	
132	直線設定部	
133	交点設定部	40
134	領域設定部	
135	傾斜算出部	
136	動きベクトル設定部	
140	ディスプレイ部	
150	制御部	
210	B モード映像	
220	ドップラーモード映像	
221	関心領域	
222	血管	
310	直線	50

3 1 1 第 1 の交点
 3 1 2 第 2 の交点
 3 2 1 ~ 3 2 5 第 2 の領域
 $V_1 \sim V_5$ 動きベクトル

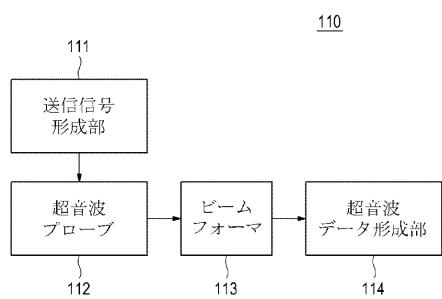
【図 1】



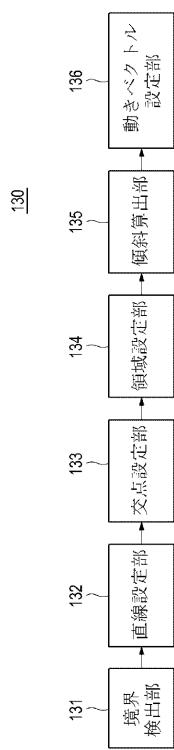
【図 3】



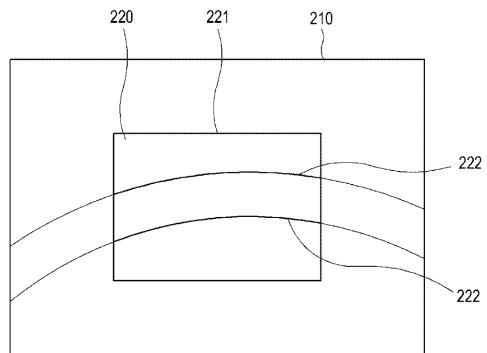
【図 2】



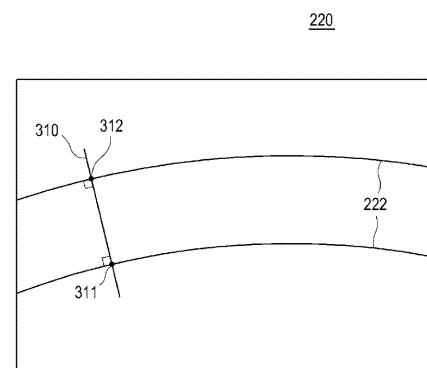
【図4】



【図5】



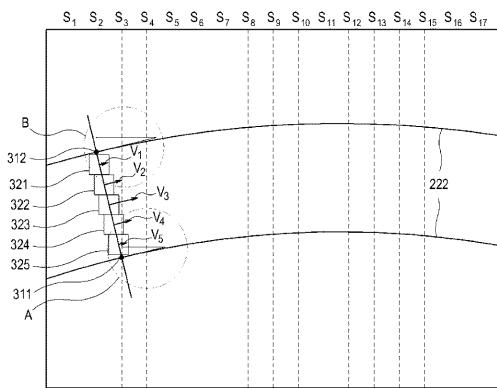
【図6】



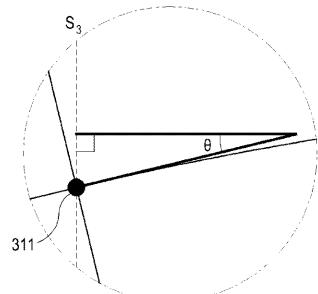
【図7】

$P_{1,1}$	$P_{1,2}$	$P_{1,3}$	$P_{1,4}$	$P_{1,5}$
$P_{2,1}$	$P_{2,2}$	$P_{2,3}$	$P_{2,4}$	$P_{2,5}$
$P_{3,1}$	$P_{3,2}$	$P_{3,3}$	$P_{3,4}$	$P_{3,5}$
$P_{4,1}$	$P_{4,2}$	$P_{4,3}$	$P_{4,4}$	$P_{4,5}$
$P_{5,1}$	$P_{5,2}$	$P_{5,3}$	$P_{5,4}$	$P_{5,5}$

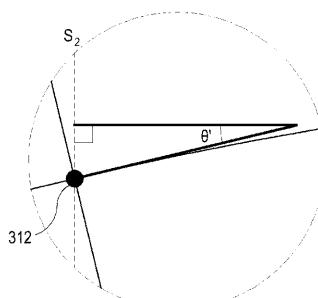
【図8】



【図9 a】



【図9 b】



フロントページの続き

(72)発明者 イ, ヒョン ド

大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞1003, メディソンビル, 3階, 株式会社メディソン R & Dセンター

(72)発明者 キム, ジヨン シク

大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞1003, メディソンビル, 3階, 株式会社メディソン R & Dセンター

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開2002-191600(JP, A)

特開2008-253784(JP, A)

特開平02-193649(JP, A)

特開平05-092001(JP, A)

特開平06-078924(JP, A)

特開2009-028158(JP, A)

特開2008-073279(JP, A)

特開平08-033625(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 00 - 8 / 15