

(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2008-80106

(P2008-80106A)

(43) 公開日 平成20年4月10日(2008.4.10)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2007-202042 (P2007-202042)
 (22) 出願日 平成19年8月2日(2007.8.2)
 (31) 優先権主張番号 特願2006-230863 (P2006-230863)
 (32) 優先日 平成18年8月28日(2006.8.28)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100078765
弁理士 波多野 久
 (74) 代理人 100078802
弁理士 関口 俊三
 (74) 代理人 100077757
弁理士 猿渡 章雄
 (72) 発明者 濁口 宗基
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内
最終頁に続く

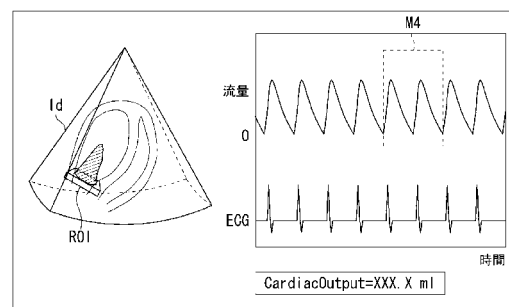
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】より適切な部位において血流の流量を計測することが可能な超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理プログラムを提供することである。

【解決手段】超音波診断装置は、ドプラ速度情報取得手段、関心領域設定手段および瞬時流量算出手段を有する。ドプラ速度情報取得手段は、超音波の送受信による3次元走査によって被検体から3次元のドプラ速度情報を取得する。関心領域設定手段は、関心領域ROIを空間的に設定する。瞬時流量算出手段は、3次元のドプラ速度情報を用いて関心領域ROIにおける血流の瞬時流量を求める。

【選択図】 図20



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送受信による 3 次元走査によって被検体から 3 次元のドブラ速度情報を取得するドブラ速度情報取得手段と、

関心領域を空間的に設定する関心領域設定手段と、

前記 3 次元のドブラ速度情報を用いて前記関心領域における血流の瞬時流量を求める瞬時流量算出手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記関心領域設定手段は、前記関心領域を 2 次元の領域として設定するように構成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記血流の瞬時流量から血流の流量の時間変化を示すためのグラフ情報を作成し、前記グラフ情報に従って前記血流の流量の時間変化を示すグラフを表示させるグラフ表示手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記グラフ表示手段は、前記血流の流量の時間変化と時相を同期させて生体信号の時間変化が表示されるように前記グラフ情報を作成するように構成されることを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記グラフ表示手段は、前記グラフを前記 3 次元のドブラ速度情報から得られるドブラ像とともにリアルタイム表示させるように構成されることを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

前記グラフ表示手段は、前記グラフを前記 3 次元走査後において指定されたタイミングで表示させるように構成されることを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記瞬時流量算出手段は、前記血流の瞬時流量を求めるために前記 3 次元のドブラ速度情報が不足する場合には、不足する 3 次元のドブラ速度情報を取得された他の 3 次元のドブラ速度情報から補間によって求めるように構成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

前記瞬時流量算出手段は、前記血流の瞬時流量を求めるために前記 3 次元のドブラ速度情報が不足する場合には、不足する 3 次元のドブラ速度情報を取得された他の 3 次元のドブラ速度情報から補間によって求め、かつ必要な補間精度が得られるような走査断面を決定するように構成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記グラフ情報から 1 心拍分の血流の流量を求める心拍出量算出手段をさらに備えることを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記グラフ情報から周期的に変化する血流の流量の 1 周期分の区間を検出し、検出した前記 1 周期分の区間における前記血流の瞬時流量を積分することによって 1 心拍分の血流の流量を求める心拍出量算出手段をさらに備えることを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 11】

前記グラフ情報から周期的に変化する血流の流量の複数周期分の区間を検出し、検出した前記複数周期分の区間における前記血流の瞬時流量の積分値を、検出した周期の数を用いて平均処理することによって 1 心拍分の血流の流量を求める心拍出量算出手段をさらに備えることを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

50

コンピュータを、

関心領域を空間的に設定する関心領域設定手段、および

超音波の送受信による3次元走査によって被検体から取得された3次元のドブラ速度情報を用いて前記関心領域における血流の瞬時流量を求める瞬時流量算出手段、として機能させることを特徴とする超音波診断装置のデータ処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体からのドブラ信号を取得して3次元血流情報を得る超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理プログラムに係り、特に、血流の流速情報を積算して得られる血流の流量の時間変化を表示させる超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理プログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体内に超音波を送受信することによって、被検体内の組織の断層像を無侵襲に得る画像診断装置である。超音波診断法のうち、超音波のドブラ効果を利用して被検体内の血流や組織の速度を計測する手法は超音波ドブラ法と呼ばれる。さらに、超音波パルスを用いた超音波ドブラ法は、パルスドブラ法(PWD: pulsed wave Doppler method)として知られている。

【0003】

20

従来、PWDによって血流の流速から流量が求められている。一般的な血流の流量の計測手法では、PWDによる2次元走査によって血流の流速が求められる。

【0004】

図21は、従来の2次元走査によって計測された血流速度の時間変化を示す図である。

【0005】

図21において横軸は時間を示し、縦軸は血流の流速を示す。図21に示すように血流の流速は、周期的に変化し、一定の間隔でピークとなる。そして、血流速度のピーク値 V_p から血流の流量が求められる。

【0006】

図22は、従来の2次元走査によって計測された血流速度を用いて血流の流量を求める一般的な方法を説明する模式図である。

30

【0007】

図22に示すように、ある瞬間の血流の速度分布が線対称の楕円放物面状であると仮定する。そうすると、楕円放物面状の速度分布の中心軸にあたる血流速度のピーク値 V_p を用いて式(1)に示すように2次元的な血流の瞬時流量を求めることができる。

[数1]

$$V_{2D} = V_p \times S \quad (1)$$

但し、式(1)において、

V_{2D} : 血流の2次元瞬時流量(cm^3/s)

V_p : 中心軸上における血流速度のピーク値(cm/s)

S : 血流断面積(cm^2)

40

【0008】

さらに、近年では、血流の流量計測を高精度かつ簡便に行うことができる3次元超音波診断装置が考案されている(例えば特許文献1参照)。この3次元超音波診断装置では、3次元走査によって得られたカラードブラ血流速度情報から血流量が計算される。3次元の血流速度情報から血流量を求める方法では、2次元断層像から補間等の処理を伴って体積を推定する方法に比べて高精度で安定した結果を得ることができる。そして、このように求められた血流の流量値がモニタに数値表示される。

【0009】

また、3次元走査により得られるカラードブラ速度情報の積算を自動的に行って心拍出

50

量を計測する技術も考案されている。

【特許文献1】特開2000-201930号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、従来の超音波診断装置による3次元のカラードプラ法では、得られる血流の速度情報のうち、超音波の進行方向である音軸方向の成分のみが検出される。このため、血流が流れる方向と超音波の音軸とのなす角度が90度付近になると、血流速度の検出精度が極端に低下するという問題がある。この結果、血流速度が誤認識される恐れがある。

10

【0011】

従って、たとえ3次元の血流の速度情報から血流の流量を高精度で求める方法を採用したとしても、走査の方法、つまり血流が流れる方向と超音波の音軸との相対的な傾斜によっては、正確に血流の流量を求めることが困難な場合があるという問題がある。

【0012】

この問題を解決するためには、血流の向きと超音波の音軸との相対角度ができるだけ小さな角度になるように走査することが必要になる。しかしながら、超音波診断は、被検体の限られた位置からしか走査することができない。例えば、骨や肺は超音波を通過させないので避けて走査しなければならない。

20

【0013】

これに対し、血流の流れ方向と超音波の音軸との間の角度が大きい状態で、可能な限り血流速度の計測精度を向上させる方法として、走査する位置を動かしながら、検出される血流の流速や血流の流速から演算して得られる流量の絶対値が最大になるような位置を探るという方法が知られている。

【0014】

従来の3次元走査によって得られる血流の流量を数値表示させた状態で、最大の血流の流量が得られる走査位置を見つけようとする場合には、走査位置を変化させて血流の流量の数値表示を最大にするという作業が必要になる。このため、操作者は超音波画像と数値表示された血流の流量を同時に注視することとなる。加えて、操作者は、血流の流量の最大値が得られた走査位置を記憶しなければならない。そして、このような負担が発生することから現実的には、容易に血流の最大流速や最大流量を捕らえることが困難な状況にある。

30

【0015】

また、心拍出量についてみても、超音波の走査位置に依存して変化する。これは、上述したように超音波ドプラ法に特有の走査角度依存性によるものである。従って、ある走査位置の血流の流量を時間方向に積分することによって心拍出量を計測した場合に、適切な精度で心拍出量が計測されたか否かを判断することが困難である。

【0016】

本発明はかかる従来の事情に対処するためになされたものであり、より適切な部位において血流の流量を計測することが可能な超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理プログラムを提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0017】

本発明に係る超音波診断装置は、上述の目的を達成するために、請求項1に記載したように、超音波の送受信による3次元走査によって被検体から3次元のドプラ速度情報を取得するドプラ速度情報取得手段と、関心領域を空間的に設定する関心領域設定手段と、前記3次元のドプラ速度情報を用いて前記関心領域における血流の瞬時流量を求める瞬時流量算出手段とを有することを特徴とするものである。

【0018】

また、本発明に係る超音波診断装置のデータ処理プログラムは、上述の目的を達成する

50

ために、請求項 1 2 に記載したように、コンピュータを、関心領域を空間的に設定する関心領域設定手段および超音波の送受信による 3 次元走査によって被検体から取得された 3 次元のドプラ速度情報を用いて前記関心領域における血流の瞬時流量を求める瞬時流量算出手段として機能させることを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0019】

本発明に係る超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理プログラムにおいては、より適切な部位において血流の流量を計測することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

本発明に係る超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理プログラムの実施の形態について添付図面を参照して説明する。

【0021】

図 1 は本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を示す機能ブロック図である。

【0022】

超音波診断装置 1 は、送信回路 2、2 次元(2D: two-dimensional)アレイプローブ(2D アレイ探触子) 3、受信回路 4、カラードプラ演算部 5、3 次元デジタルスキャンコンバータ(3D-DSC: three-dimensional-digital scan converter)座標変換部 6、関心領域(ROI: region of interest)入力部 7、流量演算部 8、流量 - 時間グラフ処理部 9、心拍出量演算部 10、入力装置 11 および表示部 12 を備えている。各構成要素は、回路により、またはコンピュータにプログラムを読み込ませて構築することができる。

【0023】

送信回路 2 は、2Dアレイプローブ 3 から所望の方向に所望の送信タイミングおよび送信間隔で超音波が送信されるように送信信号としてパルス信号を生成し、生成した送信信号を 2Dアレイプローブ 3 に印加する機能を有する。

【0024】

2Dアレイプローブ 3 は、超音波を送受信するための複数の超音波振動子を備えている。各超音波振動子は、2次元に配列される。そして 2Dアレイプローブ 3 は、各超音波振動子を用いた遅延時間の制御による電子走査によって 3 次元走査を行うことができるように構成されている。そして、2Dアレイプローブ 3 は、送信回路 2 から電気信号として与えられた送信信号を超音波として被検体内に送信する一方、被検体内において生じた超音波エコーを受信して電気信号としてのエコー信号に変換し、受信回路 4 に与えるように構成される。特に超音波断層像である B モード画像用のエコー信号の他、超音波ドプラ法による血流像を生成するための 3 次元のドプラ信号が 2Dアレイプローブ 3 により受信され、受信されたドプラ信号は受信回路 4 に出力される。

【0025】

受信回路 4 は、2Dアレイプローブ 3 からドプラ信号および B モード画像用のエコー信号を取得して B モード画像用のエコー信号を図示しない B モード画像処理系に与える一方、ドプラ信号をカラードプラ演算部 5 に与える機能を有する。

【0026】

カラードプラ演算部 5 は、受信回路 4 から取得したドプラ信号から血流の 3 次元的速度情報であるカラードプラ速度情報を求める機能と、求めたカラードプラ速度情報を 3D-DSC 座標変換部 6 に与える機能とを有する。

【0027】

3D-DSC 座標変換部 6 は、カラードプラ演算部 5 から取得したカラードプラ速度情報の走査方式を 2Dアレイプローブ 3 による走査方式からテレビ走査の方式に変換するための座標変換処理を行う機能と、座標変換後のカラードプラ速度情報を表示部 12 および流量演算部 8 に与える機能とを有する。また、3D-DSC 座標変換部 6 には、フリーズや補間処理等の必要な画像処理機能が備えられる。

【0028】

10

20

30

40

50

すなわち、3D-DSC座標変換部 6 から表示部 1 2 にテレビ走査方式にカラードブラ速度情報が出力されることによって、表示部 1 2 には、カラードブラ像が表示される。また、図示しない B モード画像処理系において生成された B モード画像情報が表示部 1 2 に与えられる場合には、表示部 1 2 において B モード画像上にカラードブラ像を重畳表示させることができる。

【 0 0 2 9 】

ROI入力部 7 は、入力装置 1 1 からの指示情報に従ってROIを設定する機能と、設定したROIを流量演算部 8 に与える機能とを有する。ROIは、任意の平面上または曲面上における 2 次元の領域として空間的に設定することができる。

【 0 0 3 0 】

流量演算部 8 は、3D-DSC座標変換部 6 から取得した 3 次元のカラードブラ速度情報に基づいてROI入力部 7 から取得したROI内における血流の瞬時流量を計算する機能と、計算により得られた血流の瞬時流量を流量 - 時間グラフ処理部 9 に与える機能とを有する。また、流量演算部 8 は、ROI内における血流の瞬時流量を計算するためのカラードブラ速度情報が不足する場合には、取得した他のカラードブラ速度情報から不足するカラードブラ速度情報を補間により求めることができるように構成される。

【 0 0 3 1 】

流量 - 時間グラフ処理部 9 は、流量演算部 8 から取得したROI内における各時刻の血流の瞬時流量値から血流の流量の時間変化を示すグラフを表示部 1 2 に表示させるためのグラフ情報を作成する機能と、作成したグラフ情報を表示部 1 2 に与えることによりグラフを表示させる機能とを有する。また、流量 - 時間グラフ処理部 9 は、作成したグラフ情報を心拍出量演算部 1 0 に与えるように構成される。

【 0 0 3 2 】

また、流量 - 時間グラフ処理部 9 には、生体信号取得部 9 a を設けることができる。生体信号取得部 9 a は、被検体から所望の生体信号の時間変化を示す信号を取得する機能を有する。生体信号取得部 9 a は、例えば、被検体からの ECG (electro cardiogram) 信号を取得する ECG 信号取得部で構成することができる。

【 0 0 3 3 】

そして、ECG 信号等の生体信号が取得される場合には、血流の流量の時間変化と時相を同期させて生体信号の時間変化がグラフに並列表示されるように流量 - 時間グラフ処理部 9 がグラフ情報を作成するように構成される。

【 0 0 3 4 】

心拍出量演算部 1 0 は、流量 - 時間グラフ処理部 9 から取得したグラフ情報に基づいて心臓における 1 心拍分の拍出量、すなわち心拍出量を求める機能と、求めた心拍出量を表示部 1 2 に与えて表示させる機能とを有する。

【 0 0 3 5 】

次に超音波診断装置 1 の動作および作用について説明する。

【 0 0 3 6 】

図 2 は、図 1 に示す超音波診断装置 1 により超音波画像とともに血流量の時間変化を取得して表示させる手順を示すフローチャートであり、図中 S に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

【 0 0 3 7 】

まずステップ S 1 において、3次元走査により被検体からのドブラ信号が収集される。すなわち、送信回路 2 は、送信信号としてパルス信号を生成し、生成した送信信号を 2D アレイプローブ 3 に印加する。そうすると、2D アレイプローブ 3 は、電気信号である送信信号を超音波に変換し、走査線に沿って被検体内の所定の深さの位置に送信する。そして、被検体内において生じたドブラ信号が 2D アレイプローブ 3 により受信され、受信されたドブラ信号は電気信号に変換されて受信回路 4 に出力される。受信回路 4 は、2D アレイプローブ 3 から受けたドブラ信号をカラードブラ演算部 5 に与える。

【 0 0 3 8 】

10

20

30

40

50

このようなドブラ信号の収集は、3次元走査によって3次元的に行われる。3次元走査で得られる超音波画像用のデータの1単位は、Volumeと呼ばれる。1つのVolumeを得るためには2Dアレイプローブ3を血流像の生成対象となる部位へ向けて同一走査線上において必要な回数だけ超音波信号の送受信が行われ、複数回に亘って走査が行われる。そして、カラードブラ演算部5には被検体内の3次元空間の各位置からの複数のドブラ信号が蓄積される。

【0039】

次にステップS2において、カラードブラ演算部5において、収集されたドブラ信号から3次元のカラードブラ速度情報が求められる。カラードブラ速度情報は3次元空間の各位置においてある空間的な大きさの単位を持ち、カラードブラ速度情報の各位置において単位となる大きさはピクセル(画素)と呼ばれる。一般的には血流像の表示用に求められるピクセルは全て均一な大きさとして扱われる。

10

【0040】

図3は、図1に示すカラードブラ演算部5において求められる3次元カラードブラ速度情報の一例を示す模式図である。

【0041】

図3に示すようにある断面A上の各位置には、同一サイズの複数のピクセルが形成される。そしてカラードブラ演算部5では、同一走査線上の複数のドブラ信号からピクセルごとに大きさと向きを持った3次元のカラードブラ速度情報が求められる。そして、求められたピクセルごとのカラードブラ速度情報は、3次元空間の対応する位置に配置される。

20

【0042】

次に、カラードブラ演算部5において求められた3次元のカラードブラ速度情報は、3D-DSC座標変換部6に与えられる。3D-DSC座標変換部6では、カラードブラ演算部5から取得したカラードブラ速度情報の走査方式が2Dアレイプローブ3による走査方式からテレビ走査の方式に変換される。これにより血流像を表示部12に表示させるための血流像データとして座標変換後のカラードブラ速度情報が生成される。また、3D-DSC座標変換部6では、フリーズや補間処理等の必要な画像処理が施される。

【0043】

3D-DSC座標変換部6において生成された座標変換後のカラードブラ速度情報は、流量演算部8および表示部12に与えられる。これにより、表示部12には、カラードブラ像が表示される。また、図示しないBモード画像処理系において生成されたBモード画像情報が表示部12に与えられる場合には、表示部12においてBモード画像上にカラードブラ像を重畳表示させることができる。

30

【0044】

カラードブラ像は、前述のように1Volume分のドブラ信号から生成される。1Volumeのカラードブラ像の構成を完了させるために必要な時間は、超音波の被検体内における伝播速度、超音波信号の送信時間の間隔、1Volume分の3次元のドブラ信号を収集するための走査線の本数(超音波の送信回数)等の条件により決定される。これらの条件によって定まる1秒間に構成可能なVolume数はVolumeレートと呼ばれる。Volumeレートの単位は、Volume/秒である。

40

【0045】

そしてカラードブラ像のVolumeごとの構成が繰返し行われることにより、時間的に連続した画像が作成される。そして、作成された画像が順次表示部12に表示されることにより、いわゆる画像のリアルタイム表示が実現される。

【0046】

次に、ステップS3において、入力装置11の操作によって指示情報がROI入力部7に入力され、ROI入力部7において血流量を求めるための所望の領域がROIとして設定される。このとき表示部12には、ROIを設定するための画面が表示される。ROIを設定するための画面情報は、ROI入力部7において作成することができる。そして、GUI(Graphical User Interface)技術により表示部12に表示された画面を参照しつつマウス等の入力装置

50

11の操作によってROIを容易に設定することができる。

【0047】

ROIを設定するための画面には、例えばvolume rendering画像、surface rendering画像や単一又は複数の断面変換(MPR: multi-planar reconstruction)画像等の3次元画像を表示させることができる。このROI設定用の3次元画像は、3次元走査で得られる超音波画像用のvolumeデータから作成することができる。

【0048】

そして、例えば、マウス等の入力装置11の操作によって3次元画像上の任意の位置に点を指定するとともに半径を入力することにより、指定された点を中心とする円内の2次元領域をROIとして設定することができる。但し、2次元領域は円に限らず任意の形状とすることができる。2次元領域を作成するための3次元空間内の平面或いは曲面は入力装置11の操作によって任意に決定することができる。

10

【0049】

さらに、入力装置11の操作によって一旦作成したROIを任意の倍率で拡大あるいは縮小することが可能であり、任意方向へのROIの並行移動や任意に選択された軸を中心とするROIの回転移動を行うことができる。また、ROIは、1つのみならず、複数設定することもできる。また、データ収集が行われる全範囲をROIとして設定することもできる。

【0050】

そして、ROI入力部7は、最終的に設定されたROIを流量演算部8に与える。

【0051】

20

次に、ステップS4において、流量演算部8により、設定されたROI内におけるカラー Doppler速度情報から血流の瞬時流量が求められる。すなわち、流量演算部8は、3次元走査によって得られたカラー Doppler速度情報を1Volumeごとに積分(加算)し、積分(加算)の結果にカラーピクセルの大きさを乗算する。これにより、3次元の血流の瞬時流量が得られる。図3に示す断面A上における3次元カラー Doppler速度情報から血流の瞬時流量を求める場合には、式(2)に示す演算が流量演算部8において行われる。

【数2】

$$V_{3D} = \sum_{A面上} (V_p \times S_p) \quad (2)$$

30

【0052】

但し、式(2)において、

V_{3D} : 断面Aを通過する血流の3次元瞬時流量(cm^3/s)

V_p : ピクセル上におけるカラー Doppler速度情報(cm/s)

S_p : ピクセルのサイズ(cm^2)

である。

【0053】

このように3次元走査により得られたカラー Doppler速度情報から血流の瞬時流量を求めれば、2次元走査により得られたカラー Doppler速度情報から血流の瞬時流量を求める場合に比べて、高い精度で血流の瞬時流量を求めることができる。その理由は、次に述べる通りである。

40

【0054】

一般的な被検体内の血流は、血管が様々な方向に走行することからその速度分布が複雑となる。このため、式(1)のような2次元走査により得られたカラー Doppler速度情報を用いた単純な計算では、正確な血流の流量を算出することが困難である。つまり、通常の血流の速度分布は図22に示すように中心線の周囲に回転対称な分布とはならない。このため、2次元走査による血流の流量測定には精度上の限界がある。

【0055】

これに対し、3次元走査による血流の流量測定では、血管が様々な方向に走行していても、より適切に複雑な血流の速度分布を3次的に求めることが可能である。このため、

50

3次元走査による血流の流量測定は、精度上2次元走査による血流の流量測定に比べて有利である。

【0056】

3次元カラードプラ速度情報から求められる血流の瞬時流量は、1Volumeごとに算出される。従って、連続するVolumeに対してそれぞれ3次元カラードプラ速度情報から血流の瞬時流量が順次算出される。

【0057】

ここで、ROIが設定された断面と異なる複数の断面上のカラードプラ速度情報から血流の瞬時流量を算出することもできる。

【0058】

図4は、図1に示す超音波診断装置1により3次元の走査対象となる複数の断面の例を示す図であり、図5は、図4に示す複数の断面を上方から見た図である。

【0059】

図4に示すように、例えばROIが設定される断面と垂直な方向の複数の断面Sscanを走査対象とすることができる。このような場合、走査対象となる断面Sscan間においてカラードプラ速度情報のデータが不足する領域が発生する恐れがある。そこで、血流の瞬時流量の算出のためにカラードプラ速度情報が不足する場合には、流量演算部8により不足するカラードプラ速度情報が他の取得可能なカラードプラ速度情報から補間によって推定される。

【0060】

カラードプラ速度情報を補間によって推定する場合には、推定精度を確保するために走査対象となる断面Sscan間における空間Rを十分に小さくすることが必要となる。そこで、流量演算部8にカラードプラ速度情報の補間精度を十分に得るために必要な走査断面Sscanを求める機能を設けてもよい。そして、流量演算部8により求められた走査断面Sscanを送信回路2に与えて超音波の送信条件を制御できるようにすることもできる。

【0061】

また、流量演算部8に走査断面Sscanを求める機能を設けない場合には、十分な補間精度でカラードプラ速度情報が得られるように操作者により予め超音波の送受信による走査対象となる断面Sscanが設定される。

【0062】

図6は、図1に示す超音波診断装置1によりROIに合わせて走査対象となる複数の断面間の空間の大きさを設定した例を示す図であり、図7は、図6に示す複数の断面を上方から見た図である。

【0063】

図6に示すようにROIが設定された領域において、局所的に走査対象となる複数の断面Sscan間の距離が小さくなるように走査断面Sscanを設定すれば、走査線数の増加を抑制しつつ、カラードプラ速度情報の補間精度を確保することができる。

【0064】

そして、このように必要に応じて補間処理を伴って求められた1Volumeごとの血流の瞬時流量は、流量演算部8から流量-時間グラフ処理部9に与えられる。

【0065】

次に、ステップS5において、流量-時間グラフ処理部9は、流量演算部8から取得したROI内における血流の瞬時流量値から血流の流量の時間変化を示すグラフ情報を作成する。すなわち、流量-時間グラフ処理部9は、流量演算部8から順次取得した1Volumeごとの血流の瞬時流量の時間変化をプロットする。これにより血流の瞬時流量と時間を軸とするグラフを作成することができる。そして、流量-時間グラフ処理部9は、作成したグラフ情報を表示部12に与えることによりグラフを表示させる。

【0066】

グラフ上の流量値は、3次元カラードプラ速度情報から血流の瞬時流量が算出される都度得られる。すなわち、カラードプラ像と同様に1Volumeごとに血流の流量を求めること

10

20

30

40

50

ができる。従って、1 Volumeごとに継続的に血流の流量の時間変化グラフを更新することが可能である。このため、表示部12に1 Volumeごとに更新しつつ血流の流量の時間変化グラフを表示させれば、カラードブラ像と同様にグラフのリアルタイム表示を行うことができる。

【0067】

グラフは、任意の方式で表示部12に表示および更新させることができる。

【0068】

図8は、図1に示す表示部12に血流の流量の時間変化グラフをムービングバー方式で表示させる場合の例を示す図である。

【0069】

図8の(a), (b)において、横軸は時間を示し、縦軸は血流の流量を示す。図8(a), (b)に示すように、血流の流量の時間変化は、例えば時間方向に移動するムービングバー(移動カーソル)Bを用いて表示することができる。すなわち、図8(a)に示すようにムービングバーBで示されるある時刻以前の血流の流量の時間変化が表示される。そして、時間が経過すると、図8(b)に示すようにムービングバーBが時間方向に移動し、血流の流量の時間変化が順次追加表示される。

【0070】

すなわち、ムービングバー方式は、画像更新の位置を移動カーソルで示すものである。ムービングバー方式によるグラフの表示方法は、超音波診断装置1において一般的に利用されている表示方法であり、Mモード像やパルスドプラモードにより得られる画像の表示にもしばしば用いられている。このため、操作者の読影に適していると言える。

【0071】

図9は、図1に示す表示部12に血流の流量の時間変化グラフをスクロール方式で表示させる場合の例を示す図である。

【0072】

図9の(a), (b)において、横軸は時間を示し、縦軸は血流の流量を示す。図9(a), (b)に示すように、血流の流量の時間変化は、例えば血流の流量変化を示す波形Wを時間とともに移動させるスクロール方式により表示させることもできる。すなわち、図9(a)に示すようにある時刻以前における血流の流量の時間変化が表示部12に表示される。そして、時間が経過すると、図9(b)に示すように血流の流量変化を示す波形Wが左側(過去方向)に向かって移動し、時間の経過後の時刻以前における血流の流量の時間変化が表示部12に表示される。すなわち、スクロール方式では、最新の血流の流量が常に左端に固定表示される。

【0073】

また、複数のROIが設定されている場合には、ROIごとに血流の流量の時間変化がグラフとして表示部12に表示される。

【0074】

図10は、図1に示すROI入力部7において複数のROIを設定した例を示す図であり、図11は、図10に示す各ROI内における血流の流量の時間変化をそれぞれグラフ表示させた例を示す図である。

【0075】

図10に示すように走査範囲内の血流が存在する領域R1, R2の一部が含まれるように、例えば2箇所(断面)をROI1, ROI2としてそれぞれ設定することができる。

【0076】

そして、図11に示すように、図10に示すROI1, ROI2におけるそれぞれ血流の流量の時間変化グラフをECG波形と時間的に同期して並列表示させることができる。すなわち、図11において横軸は時間を示す。また図11の上段における縦軸は、ROI1における血流の流量を、中段における縦軸は、ROI2における血流の流量を、下段における縦軸は、ECG波形の値をそれぞれ示す。

【0077】

10

20

30

40

50

このように、3次元走査により得られるカラードブラ速度情報のうち、ある限られた空間内の速度情報のみを利用して血流の瞬時流速を求めることが診断に有用である。このため、ROIを操作者の指定により設定できるようにすることで、操作者の利便性を向上させることができる。

【0078】

また、ここまでは、2Dアレイプロブ3を固定した場合における血流の流量の時間変化グラフの例を示したが、前述したように、血流の流れ方向と超音波の音軸との間の角度が大きい場合には、血流速度の計測精度を向上させるために2Dアレイプロブ3により走査する位置を動かしながら、最大の血流の流量が得られる走査位置を見つけることが必要となる。2Dアレイプロブ3を動かしながら走査を行った場合には、血流の瞬時流量が同様な振幅の波形の繰返しとならずに、振幅が大きく変化することとなる。

10

【0079】

図12は、図1に示す2Dアレイプロブ3を動かしながら走査を行った場合に得られる血流の流量の時間変化グラフの例を示す図である。

【0080】

図12において、横軸は時間を示し、縦軸は血流の流量を示す。図12に示すように2Dアレイプロブ3を動かしながら走査を行うと、血流の流れ方向と超音波の音軸との間の角度が変化するため、血流の流量が変化する。そして、操作者は、血流の流量が最大となる走査位置を把握する作業が必要となる。

【0081】

20

このような作業にあたり、操作者が図12に示すような血流の流量の時間変化グラフを参照できるようにすることで、操作者は容易に血流の流量の最大値や起伏を把握することが可能となる。また、時間と走査位置の間には相関関係があるため、時間と走査位置との関係が既知であれば、走査位置ごとの血流の流量値をグラフとして間接的に記録することができる。このため、操作者は血流の流量値と走査位置との関係を走査中のみならず事後的にも把握することができる。従って、操作者は走査中に超音波画像を重点的に注視することが可能となる。また、時間と走査位置とを予め決めておけば、走査位置や走査位置に対応する血流の流量を操作者が記憶する必要がない。そして、このような操作者の負担軽減により適切な走査位置および血流の流量を取得することが期待できる。

【0082】

30

さらに、このように作成されたグラフ情報は、流量 - 時間グラフ処理部9から心拍出量演算部10にも与えられる。そして、2Dアレイプロブ3が固定されている場合には、心拍出量演算部10において、心拍出量を求めることができる。

【0083】

すなわち、ステップS6において、心拍出量演算部10において、血流量の時間変化を示すグラフ情報から心拍出量が求められる。心拍出量は、心臓における1心拍分の拍出量に相当する1心拍分の流量の総和であり、心機能の診断に用いられる。一般的に被検体内の血流は、心臓が拍動することで周期的に移動している。このため、ドブラ信号から得られるカラードブラ速度情報や、血流の瞬時流量は心拍に同期して周期的に変化している。

【0084】

40

そこで、血流の瞬時流量の時間変化を利用して1心拍分の周期を求め、求めた周期の区間における血流量から心拍出量を求めることができる。

【0085】

図13は、図1に示す心拍出量演算部10において血流の流量の時間変化グラフから心拍出量を算出する方法を説明する図であり、図14は、図13に示す血流の流量の時間変化グラフにおいて選択された時刻間の血流量の時間変化を示す拡大図である。

【0086】

図13において横軸は時間を示し、縦軸は血流の流量を示す。図13に示すような血流の流量の時間変化グラフから、血流の流量が最低値となる時刻または血流の流量が最高値となる時刻が心拍出量演算部10により自動検出される。血流の流量が最低値となる時刻

50

または血流の流量が最高値となる時刻の検出方法としては、例えば一般的にパルスドプラの自動トレース等の処理に用いられる公知のアルゴリズムを用いて検出する方法が挙げられる。

【 0 0 8 7 】

図 1 3 は、血流の流量が最低値となる時刻を自動検出した例を示しており、自動検出された流量が最低となる時刻には、マーカ M 1 が表示されている。このように心拍出量演算部 1 0 においてマーカ M 1 を表示部 1 2 に表示させるための画像情報を作成し、グラフ上にマーカ M 1 を表示させるようにしてもよい。

【 0 0 8 8 】

次に、心拍出量演算部 1 0 では、検出された時刻を用いて周期性の確認が行われる。すなわち、安定した周期が得られている時刻間、すなわち血流の流量が最低となるある時刻から次に血流の流量が最低となる時刻までの間が 1 周期分の区間として選択される。1 周期分の区間として選択された時刻間における血流の流量は、図 1 4 に示すように 1 Volume に対応する時間 T v おきの各瞬時流量で構成される。そして、心拍出量演算部 1 0 は、選択した 1 周期分の区間における血流の各瞬時流量を積算することにより、心拍出量を算出する。

【 0 0 8 9 】

このような血流の流量変化に基づく 1 心周期の検出方法には、心電図の ECG 信号に同期して 1 心周期を検出する方法に比べて被検体の体位移動による影響を受け難いという利点がある。

【 0 0 9 0 】

図 1 5 は、1 心周期の検出に通常用いられる正常な安定した ECG 波形を呈する心電図を示し、図 1 6 は、被検体の体位変化により ECG 波形が乱れた心電図の例を示す図である。

【 0 0 9 1 】

図 1 5 , 図 1 6 において横軸は時間を示し、縦軸は ECG 信号の値を示す。図 1 5 に示すように正常な安定した ECG 波形を呈する心電図から 1 心周期を検出する手法がしばしばとられる。しかしながら、被検体の動きにより体位が変化すると、図 1 6 に示すように ECG 波形に乱れが生じる。このため、図 1 6 に示すような ECG 波形から 1 心周期を検出しようとすると、被検体の体位移動の影響を受けて適切に 1 心周期を検出できない恐れがある。

【 0 0 9 2 】

これに対し、血流の流量変化に基づいて 1 心周期を検出すれば、被検体の体位移動による影響を抑制し、適切に 1 心周期を検出することが可能となる。

【 0 0 9 3 】

さらに、上述したような 1 心周期の区間における血流の瞬時流量の積算による心拍出量の算出方法以外の方法で心拍出量を算出することもできる。例えば、複数周期分の区間に含まれる血流の瞬時流量を加算し、加算の対象となった区間に含まれる心拍数で除算することにより心拍平均をとれば、より安定した心拍出量を算出することができる。

【 0 0 9 4 】

このようにして得られる心拍出量は、心拍出量演算部 1 0 から表示部 1 2 に与えられて表示される。このため、操作者は、超音波診断装置 1 の表示部 1 2 を目視することにより、数値として被検体の心拍出量を知ることができる。心拍出量とともに表示されるカラー Doppler 像および血流の流量の時間変化グラフは、1 Volume 分の画像生成に必要な時間の経過に伴って常時更新される。そこで、心拍出量については、例えば 1 心拍ごとに算出し、表示部 1 2 に数値として表示させる心拍出量も常時更新させることができる。

【 0 0 9 5 】

ここで、複数周期分の区間に含まれる血流の瞬時流量から心拍平均により心拍出量を算出した場合には、心拍出量の演算に用いた血流の瞬時流量の範囲を表示部 1 2 に表示させることが診断に有用である場合がある。そこで、記号や色を用いて心拍出量の演算に用いた血流の瞬時流量の範囲を視覚的に表示部 1 2 に示すことも可能である。血流の瞬時流量の範囲を視覚的に表示させるための画像情報は、心拍出量演算部 1 0 において作成し、表

10

20

30

40

50

示部 1 2 に出力することができる。

【 0 0 9 6 】

図 1 7 は、図 1 に示す表示部 1 2 に点線で示すマーカにより心拍出量の演算に用いた血流の瞬時流量の範囲を表示させた例を示す図、図 1 8 は、図 1 に示す表示部 1 2 に三角記号で示すマーカにより心拍出量の演算に用いた血流の瞬時流量の範囲を表示させた例を示す図、図 1 9 は、図 1 に示す表示部 1 2 に着色またはパターン表示により心拍出量の演算に用いた血流の瞬時流量の範囲を表示させた例を示す図である。

【 0 0 9 7 】

図 1 7、図 1 8、図 1 9 において、横軸は時間を示し、縦軸は血流の流量を示す。図 1 7 に示すように、心拍出量の演算に用いた血流の瞬時流量の区間を点線で示すマーカ M 2 により視覚的に表示部 1 2 に表示させることができる。また、図 1 8 に示すように、心拍出量の演算に用いた血流の瞬時流量の区間を三角記号で示す 2 つのマーカ M 3 により視覚的に表示部 1 2 に表示させることもできる。さらに、図 1 9 に示すように、心拍出量の演算に用いた血流の瞬時流量の区間を着色またはパターン表示することにより視覚的に表示部 1 2 に表示させることもできる。

10

【 0 0 9 8 】

そして、以上のように得られた 3 次元カラードブラ像、血流の流量の時間変化グラフおよび心拍出量は、表示部 1 2 に並列表示させることができる。

【 0 0 9 9 】

図 2 0 は、図 1 に示す超音波診断装置 1 の表示部 1 2 に 3 次元カラードブラ像、血流の流量の時間変化グラフおよび心拍出量を並列表示させた場合における画面の一例を示す図である。

20

【 0 1 0 0 】

図 2 0 に示すように表示部 1 2 の左側には、3 次元の走査範囲とともにカラードブラ像 I d が表示される。カラードブラ像 I d には、別途作成した B モード画像を重畳表示させることもできる。カラードブラ像 I d 上には、血流の流量の算出範囲として ROI が設定される。また、表示部 1 2 の右側には、ROI として設定されたある断面上における血流の流量の時間変化グラフが表示される。また、血流の流量の時間変化グラフと時間的に同期して心電図等の生体信号の時間変化を示すグラフを表示させることもできる。

【 0 1 0 1 】

30

さらに、表示部 1 2 の下部には、心拍出量が数値表示される。また、心拍出量の算出に用いた血流の瞬時流量の範囲は、点線で示すマーカ M 4 により血流の流量の時間変化グラフ上において視覚的に示される。このため、操作者は表示部 1 2 を参照することによりリアルタイムに、或いは事後的にカラードブラ像 I d とともに血流の流量や心拍出量を容易に知ることができる。

【 0 1 0 2 】

つまり以上のような超音波診断装置 1 は、3 次元走査により得られるカラードブラ速度情報を用いて血流量の時間変化を求め、求めた血流量の時間変化をグラフとして視覚的に表示させるものである。超音波診断装置 1 に表示されるグラフの横軸である時間は、走査位置と相関関係を有する。

40

【 0 1 0 3 】

このため、超音波診断装置 1 によれば、操作者の記憶に頼ることなく、走査位置の移動による流量の変化の履歴を簡便に参照することができる。そして、血流量の時間変化グラフを参照しつつ走査を行えば、或いは走査後に血流量の時間変化グラフを参照すれば、血流量が最大になる走査位置を短時間で探すことができる。このため、最大の血流量を計測することが可能な走査位置で安定した走査を行うことが可能となる。

【 0 1 0 4 】

また、超音波診断装置 1 によれば、血流量の時間変化に基づいて心拍出量を求めることができる。このため、心電図に基づいて心拍出量を求める場合に比べて、被検体の体位の移動や呼吸による動きの影響を抑えることができる。これにより、良好な精度での血流量

50

の計測を短時間で行うことが可能となる。さらに、診断の効率向上や操作者の負担軽減を図ることもできる。具体的には、心機能の診断効率および心拍出量の測定精度等の値として示される信頼性を格段に向上させることができる。

【0105】

尚、上述した実施形態では、超音波の送受信による走査によって得られるカラードブラ速度情報から即時に血流量を演算し、かつ即時に血流量の時間変化グラフを表示させる、いわゆるリアルタイム処理を行う例を示したが、リアルタイム処理に限らず任意のタイミングで各処理を行うことができる。例えば、超音波走査後の任意のタイミングでカラードブラ速度情報からの血流量の演算および血流量の時間変化グラフの表示をそれぞれ行うことができる。

10

【0106】

より具体的な例としては、超音波走査によってカラードブラ速度情報を取得した後、カラードブラ像を所定の時間分シネ画像メモリに記憶またはHDD(hard disk drive)に保存する場合が挙げられる。通常数心拍分に亘る複数枚のカラードブラ像の表示時間は、2秒から30秒程度であり、しばしばシネ画像メモリに記憶またはHDDに保存される。このような場合には、カラードブラ像の保存後の所望の機会に、必要なカラードブラ像を読み出して、血流量を計測したい空間的領域をROIとして設定することができる。そして、ROIとして設定された空間的領域におけるカラードブラ速度情報を用いて、上述したリアルタイム処理の場合と同様な方法で積分(加算)することによって血流の瞬時流量を求めることができる。さらに、複数のカラードブラ像に対して同様にROI内における血流の瞬時流量を求めれば、各カラードブラ像に対応するそれぞれの血流の瞬時流量から血流の流量の時間変化グラフを作成することができる。

20

【0107】

また、上述した実施形態では、3次元走査により得られるカラードブラ速度情報のデータ群が等間隔に配列されたVolumeデータであるものとして説明した。しかし、カラードブラ速度情報のデータ群は、必ずしも等間隔に配列されたVolumeデータである必要はなく、カラードブラ像に向かって縦方向、横方向、奥行き方向のうち任意の方向におけるデータ間隔が他の方向におけるデータ間隔と異なっても同様な血流量の時間変化グラフを作成することが可能である。

【0108】

また、心臓にROIを設定し、心臓における血流の流量を求める例について説明したが、心臓に限らず任意の部位にROIを設定することができる。そして、心臓以外の任意の部位における血管内の流量を求め、グラフ表示させることができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0109】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を示す機能ブロック図。

【図2】図1に示す超音波診断装置により超音波画像とともに血流量の時間変化を取得して表示させる手順を示すフローチャート。

【図3】図1に示すカラードブラ演算部において求められる3次元カラードブラ速度情報の一例を示す模式図。

40

【図4】図1に示す超音波診断装置により3次元の走査対象となる複数の断面の例を示す図。

【図5】図4に示す複数の断面を上方から見た図。

【図6】図1に示す超音波診断装置によりROIに合わせて走査対象となる複数の断面間の空間の大きさを設定した例を示す図。

【図7】図6に示す複数の断面を上方から見た図。

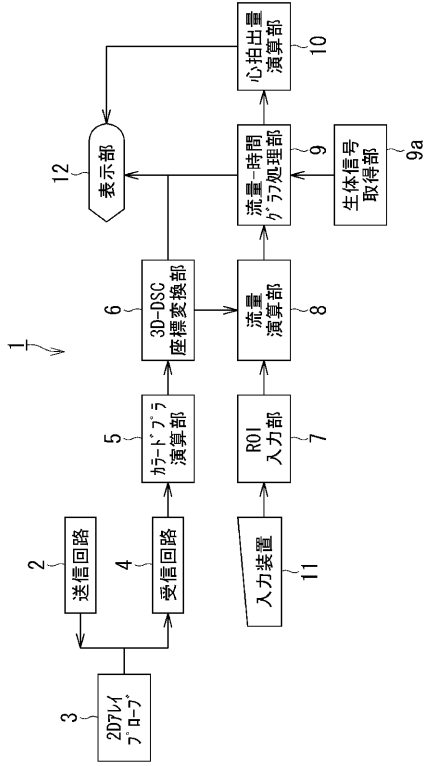
【図8】図1に示す表示部に血流の流量の時間変化グラフをムービングバー方式で表示させる場合の例を示す図。

【図9】図1に示す表示部に血流の流量の時間変化グラフをスクロール方式で表示させる場合の例を示す図。

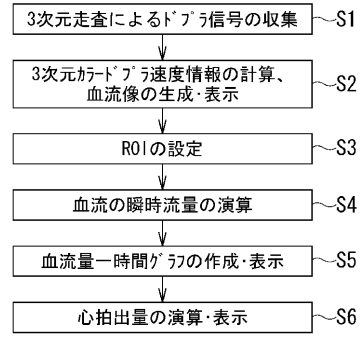
50

- 【図10】図1に示すROI入力部において複数のROIを設定した例を示す図。
- 【図11】図10に示す各ROI内における血流の流量の時間変化をそれぞれグラフ表示させた例を示す図。
- 【図12】図1に示す2Dアレイプローブを動かしながら走査を行った場合に得られる血流の流量の時間変化グラフの例を示す図。
- 【図13】図1に示す心拍出量演算部において血流の流量の時間変化グラフから心拍出量を算出する方法を説明する図。
- 【図14】図13に示す血流の流量の時間変化グラフにおいて選択された時刻間の血流量の時間変化を示す拡大図。
- 【図15】1心周期の検出に通常用いられる正常な安定したECG波形を呈する心電図。 10
- 【図16】被検体の体位変化によりECG波形が乱れた心電図の例を示す図。
- 【図17】図1に示す表示部に点線で示すマーカにより心拍出量の演算に用いた血流の瞬時流量の範囲を表示させた例を示す図。
- 【図18】図1に示す表示部に三角記号で示すマーカにより心拍出量の演算に用いた血流の瞬時流量の範囲を表示させた例を示す図。
- 【図19】図1に示す表示部に着色またはパターン表示により心拍出量の演算に用いた血流の瞬時流量の範囲を表示させた例を示す図。
- 【図20】図1に示す超音波診断装置の表示部に3次元カラードブラ像、血流の流量の時間変化グラフおよび心拍出量を並列表示させた場合における画面の一例を示す図。
- 【図21】従来の2次元走査によって計測された血流速度の時間変化を示す図。 20
- 【図22】従来の2次元走査によって計測された血流速度を用いて血流の流量を求める一般的な方法を説明する模式図。
- 【符号の説明】
- 【0110】
- 1 超音波診断装置
 - 2 送信回路
 - 3 2次元(2D)アレイプローブ
 - 4 受信回路
 - 5 カラードブラ演算部
 - 6 3次元デジタルスキャンコンバータ(3D-DSC)座標変換部 30
 - 7 関心領域(ROI)入力部
 - 8 流量演算部
 - 9 流量 - 時間グラフ処理部
 - 9 a 生体信号取得部
 - 10 心拍出量演算部
 - 11 入力装置
 - 12 表示部

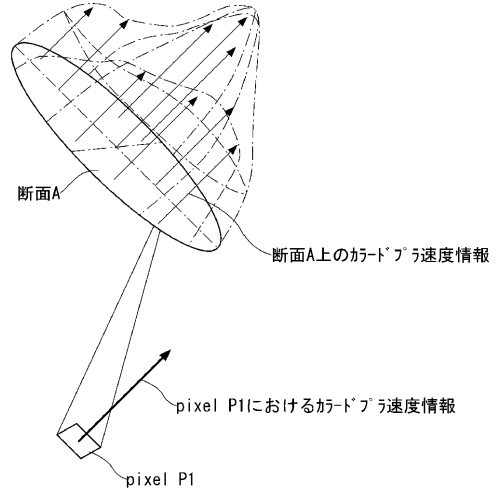
【 図 1 】



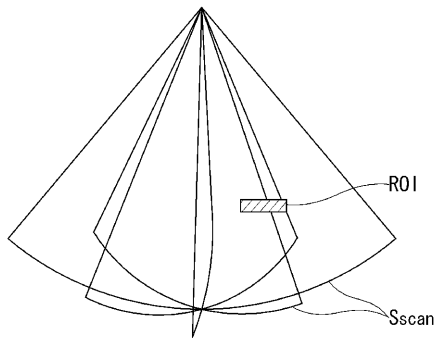
【 図 2 】



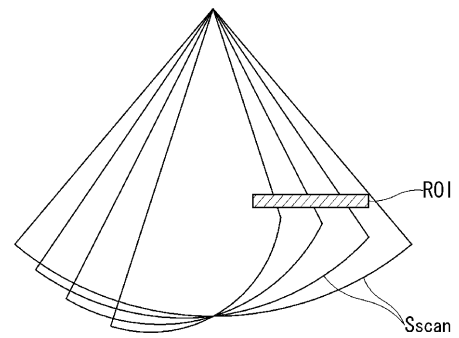
【 図 3 】



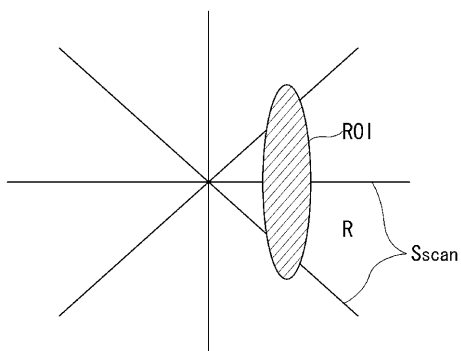
【 図 4 】



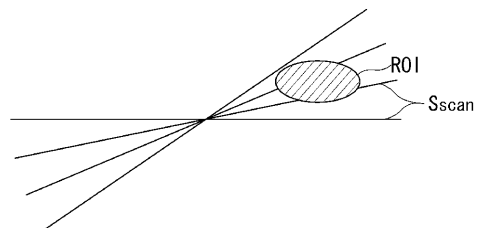
【 図 6 】



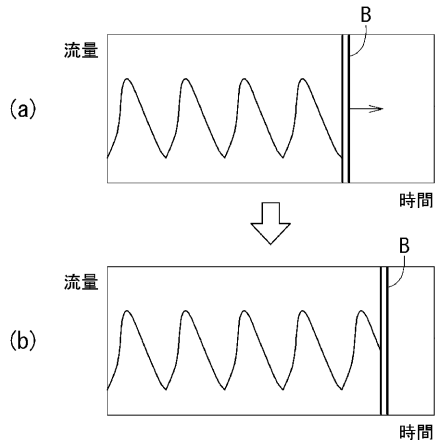
【 図 5 】



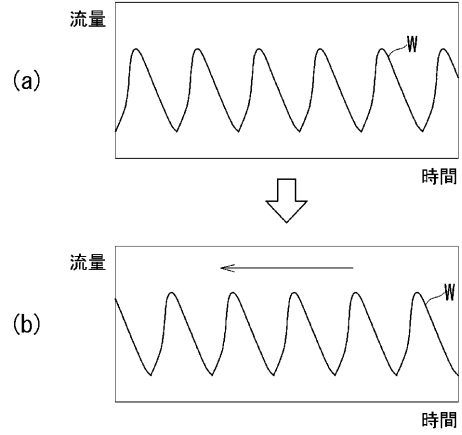
【 図 7 】



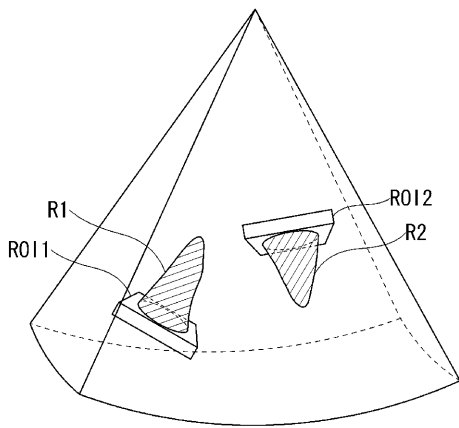
【 図 8 】



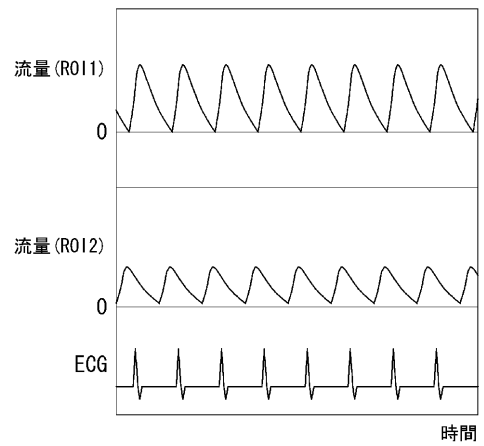
【 図 9 】



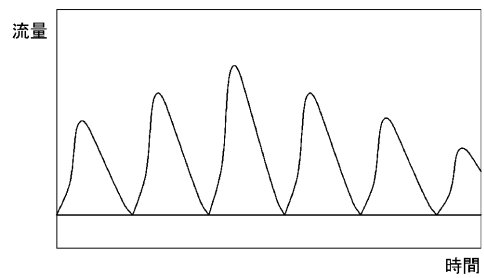
【 図 1 0 】



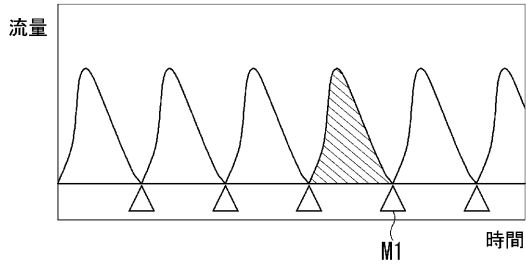
【 図 1 1 】



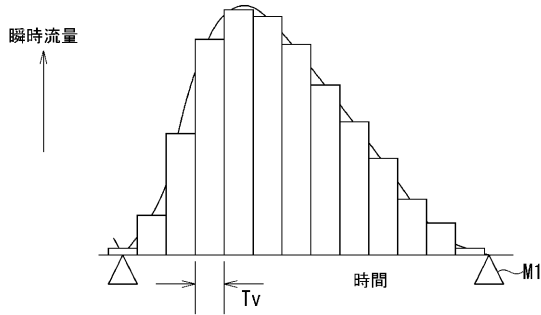
【 図 1 2 】



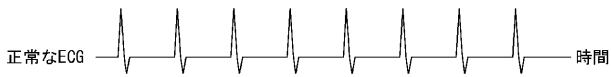
【 図 1 3 】



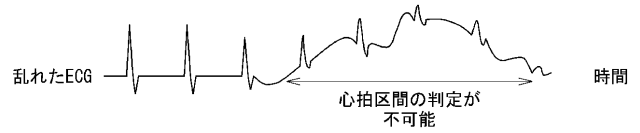
【 図 1 4 】



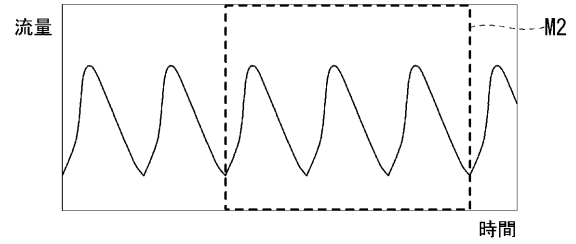
【 図 1 5 】



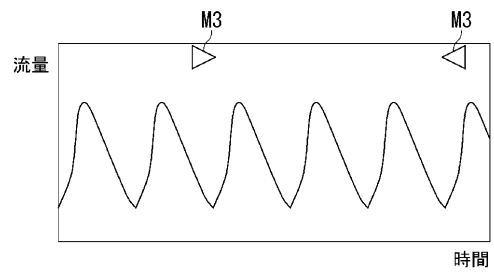
【 図 1 6 】



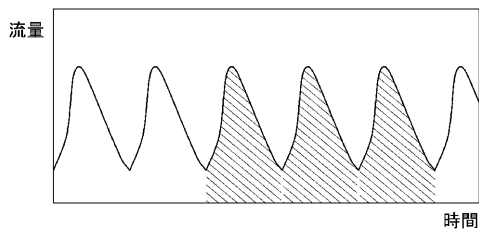
【 図 1 7 】



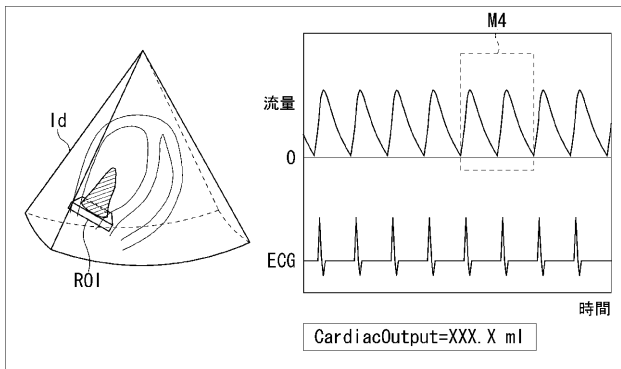
【 図 1 8 】



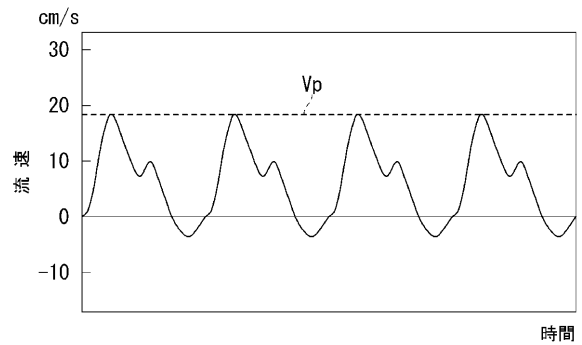
【 図 1 9 】



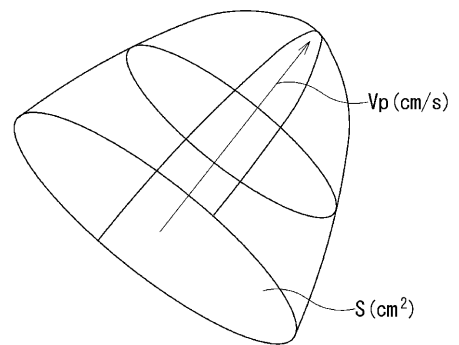
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 川岸 哲也

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 阿部 康彦

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 橋本 新一

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD04 DD15 DE03 DE04 EE09 FF08 GB06 JC02 JC37

KK19 KK21