

(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2014-79625
(P2014-79625A)

(43) 公開日 平成26年5月8日(2014.5.8)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F I
A61B 8/06

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2013-214471 (P2013-214471)
 (22) 出願日 平成25年10月15日(2013.10.15)
 (31) 優先権主張番号 10-2012-0113839
 (32) 優先日 平成24年10月12日(2012.10.12)
 (33) 優先権主張国 韓国(KR)
 (31) 優先権主張番号 10-2012-0122571
 (32) 優先日 平成24年10月31日(2012.10.31)
 (33) 優先権主張国 韓国(KR)

(71) 出願人 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▲徳▼院里 114
 114 Yangdukwon-ri, Nam-myun, Hongchun-gun, 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

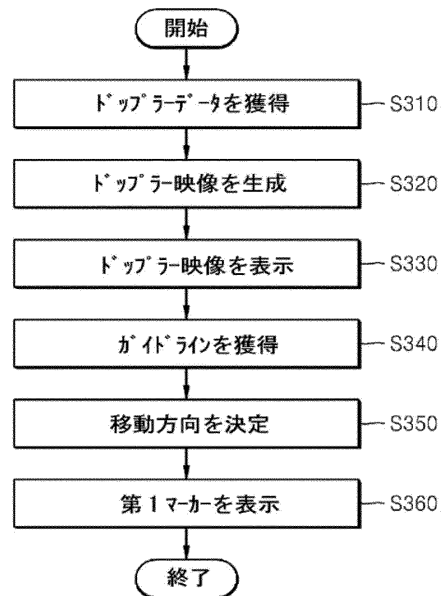
(54) 【発明の名称】 ドップラーデータを利用した超音波映像表示方法及び超音波医療装置

(57) 【要約】

【課題】ドップラーデータを利用した超音波映像表示方法及び超音波医療装置を提供する。

【解決手段】ドップラー映像の色相値またはドップラーデータを、ドップラー映像に表示されるガイドラインと共に考慮することにより、対象体の移動方向を容易に決定することができる。さらに、対象体の移動方向を示すマーカーを、ドップラー映像に表示することにより、ガイドラインとマーカーとを利用して、対象体の動きを簡便で効率的に判読することが可能である。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象体のドップラーデータから、ドップラー映像を生成する段階と、
前記ドップラーデータ及び前記ドップラー映像のうち少なくとも一つに係わるガイドラインを獲得する段階と、

前記ガイドライン及び前記ドップラーデータに基づいて、前記対象体の移動方向を示す少なくとも一つの第 1 マーカーを表示する段階と、を含む超音波映像表示方法。

【請求項 2】

前記超音波映像表示方法は、前記ガイドラインを、前記ドップラー映像に表示する段階をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波映像表示方法。

10

【請求項 3】

前記ガイドラインを獲得する段階は、前記ドップラー映像に線を描くユーザ入力、または事前に保存された自動検出アルゴリズムに基づいて、前記ガイドラインを獲得する段階を含むことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波映像表示方法。

【請求項 4】

前記超音波映像表示方法は、前記ドップラーデータの符号成分または数値成分によって決定される前記対象体のドップラー方向、及び前記ガイドラインに基づいて、前記移動方向を決定する段階をさらに含むことを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の超音波映像表示方法。

【請求項 5】

前記移動方向を決定する段階は、前記ドップラー方向及び前記ガイドラインが形成する角度が鋭角になる前記ガイドラインの方向を、前記移動方向として決定する段階を含むことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波映像表示方法。

20

【請求項 6】

前記第 1 マーカーを表示する段階は、前記少なくとも一つの第 1 マーカーのうち、前記ガイドラインの方向と反対になる方向の第 1 マーカーが、所定比率以下である場合、前記方向と前記反対になる方向の前記第 1 マーカーを、前記方向に表示する段階を含むことを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の超音波映像表示方法。

【請求項 7】

前記第 1 マーカーを表示する段階は、前記少なくとも一つの第 1 マーカーのうち、前記ガイドラインの方向と反対になる方向の第 1 マーカーが、所定比率以下である場合、前記方向と前記反対になる方向の第 1 マーカーの位置に、前記方向と一致していない方向であるということを示す第 2 マーカーを表示する段階を含むことを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の超音波映像表示方法。

30

【請求項 8】

前記第 1 マーカーを表示する段階は、前記ガイドライン及び前記ドップラーデータに基づいて、前記移動方向を決定することができない場合、前記移動方向を判断していないということを示す第 3 マーカーを表示する段階を含むことを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の超音波映像表示方法。

【請求項 9】

前記移動方向を決定する段階は、前記ドップラー方向、前記対象体の移動速度、ドップラー信号の強度、ドップラー信号のパワー、及び隣接空間との距離のうち少なくとも一つについての統計関数に基づいて、前記対象体の移動方向を決定する段階を含むことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波映像表示方法。

40

【請求項 10】

前記統計関数は、前記移動方向が決定される位置に隣接した空間のドップラーデータを利用する関数であることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波映像表示方法。

【請求項 11】

前記第 1 マーカーを表示する段階は、前記少なくとも一つの第 1 マーカーを、前記ガイ

50

ラインに沿って表示する段階を含むことを特徴とする請求項 1 ないし 10 のいずれかに記載の超音波映像表示方法。

【請求項 12】

前記第 1 マーカーを表示する段階は、前記少なくとも 1 つの第 1 マーカーを、所定間隔で表示する段階を含むことを特徴とする請求項 1 ないし 11 のいずれかに記載の超音波映像表示方法。

【請求項 13】

前記第 1 マーカーを表示する段階は、前記第 1 マーカーを、前記ガイドラインの一端に表示する段階を含むことを特徴とする請求項 1 ないし 11 のいずれかに記載の超音波映像表示方法。

10

【請求項 14】

前記自動検出アルゴリズムに基づいて、前記ガイドラインを獲得する段階は、前記ドップラー映像で、前記対象体の動きに係わる情報を含む領域を分類する段階と、前記分類された領域で、前記ガイドラインを検出する段階と、を含むことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波映像表示方法。

【請求項 15】

対象体のドップラーデータから、ドップラー映像を生成し、前記ドップラーデータ及び前記ドップラー映像のうち少なくとも一つに係わるガイドラインを獲得する映像処理部と、

前記ガイドライン及び前記ドップラーデータに基づいて、前記対象体の移動方向を示す少なくとも 1 つの第 1 マーカーを表示するディスプレイ部と、を含む超音波医療装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用した被検者の診断に係り、具体的には、ドップラー映像に示される対象体の動きを効率的に表示するための方法及びその装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、対象体内部の所定部位に対して、プローブ (probe) を利用して超音波信号を発生し (一般的に、20 kHz 以上)、反射されたエコー信号の情報を利用して、対象体内部の部位に係わる映像を得る。特に、超音波診断装置は、対象体内部の異物検出、傷害の測定及び観察など医学的目的に使用される。かような超音波診断装置は、X 線に比べて安定性が高く、リアルタイムでディスプレイが可能であり、放射能被爆がなくて安全であるという長所があり、他の画像診断装置と共に汎用されている。

30

【0003】

超音波診断装置を介して得られた映像 (以下、超音波映像とする) は、超音波診断装置内でディスプレイされたり、あるいは記録媒体に保存され、他の映像表示装置でディスプレイされもする。例えば、超音波映像は、携帯電話、携帯用電子機器、PDA (personal digital assistant) またはタブレット PC (personal computer) などで、画面に縮小されてディスプレイされる。

40

【0004】

一方、超音波医療装置は、対象体の動きによる解剖学的な情報を、ドップラー映像を利用して提供することができる。例えば、グレイスケール (gray scale) の超音波映像に、ドップラーデータに基づいた色相を組み合わせたドップラー映像を利用することにより、対象体である血流の流れや、組織の動きを簡便にリアルタイムで確認することができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、ドップラー映像を簡便で効率的に判読することができる環境を提供するための超音波映像表示方法及びその装置を提供することである。

50

【0006】

本発明が解決しようとする課題はまた、超音波医療装置以外の映像表示装置でも、ドップラー映像を簡易に判読することができる環境を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

前記技術的課題を解決するための超音波映像表示方法は、対象体のドップラーデータから、ドップラー映像を生成する段階と、ドップラーデータ及びドップラー映像のうち少なくとも一つに係わるガイドラインを獲得する段階と、ガイドライン及びドップラーデータに基づいて、対象体の移動方向を示す少なくとも一つの第1マーカを表示する段階と、を含む。

10

【0008】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、当該超音波映像表示方法は、ガイドラインをドップラー映像に表示する段階をさらに含むことを特徴とする。

【0009】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、前記ガイドラインを獲得する段階は、ドップラー映像に線を描くユーザ入力、または事前に保存された自動検出アルゴリズムに基づいて、ガイドラインを獲得する段階を含むことを特徴とする。

【0010】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、当該超音波映像表示方法は、ドップラーデータの符号成分または数値成分によって決定される対象体のドップラー方向及びガイドラインに基づいて、移動方向を決定する段階をさらに含むことを特徴とする。

20

【0011】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、前記移動方向を決定する段階は、ドップラー方向及びガイドラインが形成する角度が鋭角になるガイドラインの方向を移動方向として決定する段階を含むことを特徴とする。

【0012】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、第1マーカを表示する段階は、少なくとも一つの第1マーカのうち、ガイドラインの方向と反対になる方向の第1マーカが、所定比率以下である場合、前記方向と前記反対になる方向の第1マーカを、前記方向に表示する段階を含むことを特徴とする。

30

【0013】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、第1マーカを表示する段階は、少なくとも一つの第1マーカのうち、ガイドラインの方向と反対になる方向の第1マーカが、所定比率以下である場合、前記方向と前記反対になる方向の第1マーカの位置に、前記方向と一致していない方向であるということを示す第2マーカを表示する段階を含むことを特徴とする。

【0014】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、第1マーカを表示する段階は、ガイドライン及びドップラーデータに基づいて、移動方向を決定することができない場合、移動方向を判断していないということを示す第3マーカを表示する段階を含むことを特徴とする。

40

【0015】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、前記移動方向を決定する段階は、ドップラー方向、対象体の移動速度、ドップラー信号の強度(amplitude)、ドップラー信号のパワー(power)、及び隣接空間との距離(distance)のうち少なくとも一つについての統計関数(statistical function)に基づいて、対象体の移動方向を決定する段階を含むことを特徴とする。

【0016】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、当該統計関数は、移動方向が決定される位置に隣接した空間のドップラーデータを利用する関数であることを特徴とする

50

。

【0017】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、第1マーカを表示する段階は、少なくとも1つの第1マーカをガイドラインに沿って表示する段階を含むことを特徴とする。

【0018】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、第1マーカを表示する段階は、少なくとも1つの第1マーカを所定間隔で表示する段階を含むことを特徴とする。

【0019】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、第1マーカを表示する段階は、第1マーカをガイドラインの一端に表示する段階を含むことを特徴とする。

10

【0020】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、ドップラー映像は、血液の流れを示す血流ドップラー映像、及び組織の動きを示すティッシュ・ドップラー映像のうち少なくとも一つを含むことを特徴とする。

【0021】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、ドップラーデータは、2D (two dimensional) ドップラーデータ、または3D (three dimensional) ドップラーデータを含むことを特徴とする。

【0022】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、第1マーカを表示する段階は、第1マーカを2Dレンダリング処理または3Dレンダリング処理を行って表示する段階を含むことを特徴とする。

20

【0023】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、自動検出アルゴリズムに基づいてガイドラインを獲得する段階は、ドップラー映像で、対象体の動きに係わる情報を含む領域を分類する段階と、分類された領域で、ガイドラインを検出する段階と、を含むことを特徴とする。

【0024】

前記技術的課題を解決するための一実施形態によれば、第1マーカを表示する段階は、ドップラーデータに基づいて、第1マーカの長さ、大きさ、幅、明暗及び色相のうち少なくとも一つを変更して表示する段階を含むことを特徴とする。

30

【0025】

前記技術的課題を解決するための超音波医療装置は、対象体のドップラーデータから、ドップラー映像を生成し、ドップラーデータ及びドップラー映像のうち少なくとも一つに係わるガイドラインを獲得する映像処理部と、ガイドライン及びドップラーデータに基づいて、対象体の移動方向を示す少なくとも1つの第1マーカを表示するディスプレイ部と、を含む。

【0026】

前記技術的課題を解決するための映像表示方法は、外部から受信されたドップラーデータから、ドップラー映像を生成する段階と、ドップラーデータ及びドップラー映像のうち少なくとも一つに係わるガイドラインを獲得する段階と、ガイドライン及びドップラーデータに基づいて、対象体の移動方向を示す少なくとも1つの第1マーカを表示する段階と、を含む。

40

【0027】

前記技術的課題を解決するための映像表示装置は、外部から受信されたドップラーデータから、ドップラー映像を生成し、ドップラーデータ及びドップラー映像のうち少なくとも一つに係わるガイドラインを獲得する映像処理部と、ガイドライン及びドップラーデータに基づいて、対象体の移動方向を示す少なくとも1つの第1マーカを表示するディスプレイ部と、を含む。

50

【発明の効果】

【0028】

本発明の超音波医療装置、映像表示装置、超音波映像表示方法及び映像表示方法によれば、ドップラー映像に移動方向を示すマーカを表示することにより、血流や組織など対象体の動きを簡易に判読することができる。すなわち、デバイスのユーザは、対象体が動く方向を直観的に判読することができる。ドップラー映像を簡便で効率的に解釈することにより、被検者を診断する効率性を改善することができる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の一実施形態に係わる超音波医療装置の構成を図示したブロック図である。 10

【図2】本発明の一実施形態に係わる映像表示装置の構成を図示したブロック図である。

【図3】本発明の一実施形態に係わる超音波映像表示方法について説明するフローチャートである。

【図4】本発明の他の実施形態に係わる超音波映像表示方法について説明するフローチャートである。

【図5】本発明の一実施形態に係わる映像表示方法について説明するフローチャートである。

【図6】ドップラー映像の一実施形態を図示した図面である。

【図7】ガイドラインを表示する実施形態を図示した図面である。 20

【図8A】ガイドライン及びドップラーデータに基づいて、移動方向を決定する実施形態を図示した図面である。

【図8B】ガイドライン及びドップラーデータに基づいて、移動方向を決定する実施形態を図示した図面である。

【図9A】移動方向を示す第1マーカをドップラー映像に表示する実施形態を図示した図面である。

【図9B】移動方向を示す第1マーカをドップラー映像に表示する実施形態を図示した図面である。

【図10A】ドップラー映像に、第1マーカ、第2マーカ及び第3マーカを表示する実施形態を図示した図面である。 30

【図10B】ドップラー映像に、第1マーカ、第2マーカ及び第3マーカを表示する実施形態を図示した図面である。

【図10C】ドップラー映像に、第1マーカ、第2マーカ及び第3マーカを表示する実施形態を図示した図面である。

【図10D】ドップラー映像に、第1マーカ、第2マーカ及び第3マーカを表示する実施形態を図示した図面である。

【図11】ドップラー映像に少なくとも1つの第1マーカを表示する実施形態を図示した図面である。

【図12】カラードップラー及びティッシュ・ドップラーが同時に表示される場合のマーカを表示する実施形態を図示した図面である。 40

【図13】三次元超音波映像に3Dマーカを表示する実施形態を図示した図面である。

【図14A】自動検出アルゴリズムによって、ガイドラインを検出する実施形態を図示した図面である。

【図14B】自動検出アルゴリズムによって、ガイドラインを検出する実施形態を図示した図面である。

【図14C】自動検出アルゴリズムによって、ガイドラインを検出する実施形態を図示した図面である。

【図14D】自動検出アルゴリズムによって、ガイドラインを検出する実施形態を図示した図面である。

【発明を実施するための形態】 50

【 0 0 3 0 】

本発明で使用される用語は、本発明での機能を考慮しながら、可能な限り現在汎用されている一般的な用語を選択したが、それらは、当分野に携わる技術者の意図または判例、新たな技術の出現などによって異なりもする。また、特定の場合は、出願人が任意に選定した用語もあり、その場合、当該発明の説明部分で、詳細にその意味を記載する。従って、本発明で使用される用語は、単純な用語の名称ではない、その用語が有する意味と、本発明の全般にわたった内容とを基に定義されなければならない。

【 0 0 3 1 】

明細書全体で、ある部分がある構成要素を「含む」とするとき、それは、特別に限定する記載がない限り、他の構成要素を除くものではなく、他の構成要素をさらに含んでもよいということの意味する。また、明細書に記載した「...部」、「...モジュール」などの用語は、少なくとも1つの機能や動作を処理する単位を意味し、それは、ハードウェアまたはソフトウェアで具現されたり、あるいはハードウェアとソフトウェアとの結合で具現されもする。

10

【 0 0 3 2 】

以下の明細書で、「対象体」は、超音波診断の対象になる被検者を意味する。しかし、「対象体」は、被検者の全体部分に限定されるものではなく、被検者の一部、すなわち、所定の部位や組織、または血液を意味することもある。すなわち、「対象体」は、放出される超音波信号を反射する所定領域を意味する。

20

【 0 0 3 3 】

以下、図面を参照し、本発明の実施形態について詳細に説明する。

【 0 0 3 4 】

図1は、本発明の一実施形態に係わる超音波医療装置100の構成を図示したブロック図である。一実施形態による超音波医療装置100は、トランスデューサ10、データ獲得部110、ユーザ入力部120、映像処理部130、移動方向決定部140、ディスプレイ部150及び制御部160を含んでもよい。超音波医療装置100に係わり、図1に図示された構成は、一実施形態に過ぎず、超音波医療装置100は、図1に図示された構成以外にも、他の汎用的な構成をさらに含んでもよい。

【 0 0 3 5 】

超音波医療装置100は、対象体をスキャンして超音波映像を生成する。すなわち、超音波医療装置100は、トランスデューサ10を介して、対象体に超音波信号を放出し、対象体から反射されるエコー信号を受信し、超音波映像を生成する。超音波医療装置100が生成する超音波映像は、対象体の断面を示す二次元(2D)映像だけではなく、三次元(3D)ボリュームデータを含んでもよい。

30

【 0 0 3 6 】

また、超音波医療装置100は、Aモード(amplitude mode)、Bモード(brightness mode)及びMモード(motion mode)によって対象体をスキャンした、グレイスケール(gray scale)の超音波映像だけではなく、ドップラーデータから、カラー情報を介して、対象体の動きを示すドップラー映像を生成することもできる。超音波医療装置100が生成するドップラー映像は、血液の流れを示す血流ドップラー映像(または、カラードップラー映像とも呼ばれる)、及び組織の動きを示すティッシュ・ドップラー映像のうち少なくとも一つを含んでもよい。

40

【 0 0 3 7 】

一方、超音波医療装置100は、図1に図示された内容のように、トランスデューサ10を利用して、直接超音波映像を獲得するだけではなく、外部デバイスから、超音波映像及びドップラーデータを、有線ネットワークまたは無線ネットワークを介して受信することもできる。例えば、超音波医療装置100は、医療映像情報システム(PACS: picture archiving and communication system)を介して、病院サーバ内の他のデバイスまたはクラウドサーバから、超音波映像、及び超音波映像に係わるドップラーデータなど、さまざまなデータを受信することもできる。または、超音波医療装置100は、超音波映像

50

を表示して処理するが、直接映像を生成しないワークステーション (work station) または P A C S ビュアなどのデバイスも含んでもよい。

【 0 0 3 8 】

データ獲得部 1 1 0 は、超音波映像を生成するためのエコー信号を、トランスデューサ 1 0 から獲得する。また、データ獲得部 1 1 0 は、対象体からのドップラーデータも獲得する。すなわち、データ獲得部 1 1 0 は、トランスデューサ 1 0 を介して受信されるエコー信号と、放出される超音波信号とを分析し、対象体の動きを示すドップラーデータを獲得することができる。データ獲得部 1 1 0 が獲得するドップラーデータは、対象体が動く方向に係わる情報を含んでもよい。さらに、ドップラーデータは、放出される超音波信号と、エコー信号との周波数差を介して決定されるドップラー周波数に該当するドップラー信号の強度、及び対象体が動く速度のうち少なくとも一つに係わる情報をさらに含んでもよい。

10

【 0 0 3 9 】

また、データ獲得部 1 1 0 が獲得するドップラーデータは、トランスデューサ 1 0 が受信するエコー信号の形態によって、平面空間ドップラー (2 D ドップラー) データ以外にも、立体空間ドップラー (3 D ドップラー) データを含んでもよい。

【 0 0 4 0 】

また、データ獲得部 1 1 0 が獲得するドップラーデータは、静止画像に係わるドップラーデータだけではなく、動画のような連続画像に係わるドップラーデータを含んでもよい。

20

【 0 0 4 1 】

ユーザ入力部 1 2 0 は、超音波医療装置 1 0 0 を制御するための外部入力信号をユーザから受信する。すなわち、ユーザ入力部 1 2 0 は、キーボード、マウス、トラックボールなどさまざまな入力手段を介したユーザ入力だけではなく、タッチスクリーンを介したタッチ入力、遠隔制御手段を利用した遠距離入力も受信することができる。

【 0 0 4 2 】

一方、ユーザ入力部 1 2 0 が受信するユーザ入力は、多種の入力を含んでもよい。例えば、ユーザ入力部 1 2 0 は、ガイドラインを描くガイドライン入力を、ユーザから受信することもできる。または、ユーザ入力部 1 2 0 は、少なくとも一つの第 1 マーカーの間隔を調節するユーザ入力を受信することもできる。

30

【 0 0 4 3 】

映像処理部 1 3 0 は、対象体をスキャンした超音波映像、及びディスプレイ部 1 5 0 上に表示されるさまざまな情報を生成する。具体的には、映像処理部 1 3 0 は、エコー信号を利用して、超音波映像を生成する映像生成モジュール 1 3 2、ガイドラインを生成するガイドライン生成モジュール 1 3 4、及びさまざまな種類のマーカーを生成するマーカー生成モジュール 1 3 6 を含んでもよい。以下では、映像処理部 1 3 0 が含む多くの構成について具体的に説明する。

【 0 0 4 4 】

一方、映像処理部 1 3 0 は、超音波映像及びマーカーに対して、レンダリング過程を遂行することができる。すなわち、映像処理部 1 3 0 は、映像生成モジュール 1 3 2、ガイドライン生成モジュール 1 3 4 及びマーカー生成モジュール 1 3 6 で生成した超音波映像、ガイドライン及びマーカーに係わるレンダリング過程を遂行することができ、2 D レンダリング処理または 3 D レンダリング処理が可能である。

40

【 0 0 4 5 】

映像生成モジュール 1 3 2 は、グレイスケールの超音波映像だけではなく、カラーで表現されるドップラー映像も生成することができる。すなわち、映像処理部 1 3 0 は、対象体の動きと色相とがマッチングされたカラーマップ (color map) を利用して、ドップラー映像を生成することができる。また、映像生成モジュール 1 3 2 は、対象体の断面についての二次元超音波映像だけではなく、三次元超音波信号を利用した三次元ボリュームデータも生成することもできる。

50

【0046】

ガイドライン生成モジュール134は、ユーザ入力、またはシステムに事前に保存された自動検出アルゴリズムを利用して、ガイドラインを生成する。すなわち、ガイドライン生成モジュール134は、ユーザから直接直線または曲線などを描く入力を受信し、受信された入力によって、ガイドラインを生成することができる。また、ガイドライン生成モジュール134は、ドップラー映像に所定のアルゴリズムを適用し、ガイドラインを自動的に生成することもできる。

【0047】

ガイドライン生成モジュール134が、事前に保存された自動検出アルゴリズムを利用して、ドップラー映像のガイドラインを獲得する実施形態については、図14で具体的に説明する。

10

【0048】

一方、ガイドライン生成モジュール134は、ドップラーデータ及びドップラー映像のうち少なくとも一つに係わるガイドラインを獲得することができる。すなわち、ガイドライン生成モジュール134は、対象体から受信されたエコー信号を処理して獲得されたドップラーデータから、ガイドラインを獲得することもでき、ドップラーデータを映像化したドップラー映像を分析し、ガイドラインを獲得することもできる。また、ガイドライン生成モジュール134は、ドップラーデータ及びドップラー映像をいずれも利用して、ガイドラインを獲得することができる。一実施形態によれば、ガイドライン生成モジュール134は、ドップラーデータに自動検出アルゴリズムを適用し、ガイドラインを獲得したり、あるいはドップラー映像に係わるユーザ入力に基づいて、ガイドラインを獲得することができる。

20

【0049】

ガイドライン生成モジュール134は、二次元平面に係わるガイドラインだけではなく、三次元超音波映像に表示される三次元ガイドラインも生成することができる。三次元ガイドラインは、三次元空間上に表示される線を意味する。

【0050】

マーカー生成モジュール136は、超音波映像に係わる情報を示す多種のマーカーを生成する。例えば、マーカー生成モジュール136は、対象体の移動方向を示す第1マーカー、移動方向と一致していない方向であることを示す第2マーカー、及び移動方向が判断されていないことを示す第3マーカーなど、さまざまな種類のマーカーを生成することができる。また、マーカー生成モジュール136は、三次元超音波映像に表示される三次元マーカーを表示することもできる。三次元マーカーは、二次元平面上で、いずれか1つの方向を示すマーカーとは異なり、三次元空間上での方向を示すことができる。

30

【0051】

一実施形態によれば、マーカー生成モジュール136は、ドップラーデータに含まれた対象体の移動方向、移動速度、及びドップラー信号の強度に係わる情報を利用して、マーカーの形態を変更して生成することができる。例えば、マーカー生成モジュール136は、ドップラーデータに含まれるさまざまな情報に基づいて、生成したマーカーの長さ、大きさ、幅、明暗及び色相のうち少なくとも一つを変更することにより、多様な形態のマーカーを生成することができる。

40

【0052】

移動方向決定部140は、対象体が動く方向、すなわち、対象体の移動方向を決定する。すなわち、移動方向決定部140は、ドップラーデータを分析し、対象体の移動方向を決定することができる。例えば、移動方向決定部140は、ドップラーデータに含まれた符号成分または数値成分を利用して、移動方向を決定することができる。一方、対象体の「移動方向」は、トランスデューサ10から放出された超音波信号が、対象体から反射される時点で対象体が移動する方向を意味する。

【0053】

50

以下では、移動方向決定部 140 が移動方向を決定する過程について具体的に説明する。移動方向決定部 140 は、ドップラーデータに基づいて、ドップラー方向を決定することができる。ドップラー方向は、対象体がトランスデューサ 10 から遠くなる方向、またはトランスデューサ 10 に近づく方向のうちいずれか一つでもある。すなわち、移動方向決定部 140 は、ドップラーデータに含まれた符号成分、すなわち、「+」値または「-」値によって、ドップラー方向を、トランスデューサ 10 から遠くなる方向（以下、第 1 方向）またはトランスデューサ 10 に向かう方向（以下、第 2 方向）と決定することができる。

【0054】

また、移動方向決定部 140 は、ドップラーデータに含まれた数値成分、例えば、0 ないし 255 で表現される値を利用して、ドップラー方向を決定することもできる。具体的には、移動方向決定部 140 は、0 ないし 127 の数値成分については、ドップラー方向を第 1 方向に、128 ないし 255 の数値成分については、ドップラー方向を第 2 方向として決定することができる（あるいは、その反対も可能である）。

10

【0055】

次に、移動方向決定部 140 は、決定されたドップラー方向並びにガイドラインに基づいて、対象体の移動方向を決定することができる。一実施形態によれば、移動方向決定部 140 は、ドップラー方向並びにガイドラインが形成する角度を利用して、移動方向を決定ことができ、具体的には、2つの方向が形成する角度が鋭角になるガイドラインの一方を、移動方向として決定することができる。本実施形態については、図 8 で具体的に説明する。

20

【0056】

さらに、移動方向決定部 140 は、対象体のドップラー方向だけではなく、ドップラーデータから、対象体が移動する速度、ドップラー信号の強度（amplitude）及びドップラー信号のパワー（power）のうち少なくとも一つに係わる情報を獲得することもできる。すなわち、移動方向決定部 140 は、ドップラーデータに基づいて、放出される超音波信号と、エコー信号との周波数差を介して決定されるドップラー周波数に該当するドップラー信号の強度、及び対象体が動く速度も決定することができる。すなわち、移動方向決定部 140 は、ドップラーデータを利用して、対象体の動きに係わる多様な情報を獲得して決定することができる。

30

【0057】

一方、一実施形態によれば、移動方向決定部 140 は、対象体の移動方向を決定するにおいて、対象体が位置した周辺空間のドップラーデータを利用することができる。すなわち、移動方向決定部 140 は、対象体のドップラーデータだけではなく、移動方向が決定される対象体の位置に近接した周辺空間のドップラーデータ（例えば、符号成分または数値成分）を共に考慮し、対象体の移動方向を決定することができる。二次元の場合、移動方向決定部 140 は、いずれか 1つの位置に隣接した上下左右の 4 方向、または対角線を含む 8 方向に係わるドップラーデータを考慮することができる。三次元の場合、移動方向決定部 140 は、任意の位置に、空間上で隣接した上下左右前後の 6 方向、または対角線を含む 26 方向のドップラーデータを考慮することもできる。

40

【0058】

このとき、移動方向決定部 140 は、超音波医療装置 100 に保存された所定の統計関数（statistical function）を利用することができ、例えば、移動方向決定部 140 は、和（sum）、加重和（weighted sum）、平均（average）、分散（variance）などさまざまな種類の関数を利用することができる。例えば、加重和の場合、移動方向決定部 140 は、周辺空間のドップラーデータから、ドップラー信号の強度及びドップラー速度のうち、少なくとも一つを乗じた値の方向によって、符号を決定して加え合わせることができる。

【0059】

ディスプレイ部 150 は、映像処理部 130 で生成したさまざまな映像及び情報を表示する。例えば、ディスプレイ部 150 は、二次元または三次元の超音波映像、ドップラー

50

映像、ガイドライン及びマーカーなど多種のデータを画面上に表示することができる。

【0060】

ディスプレイ部150は、対象体の移動を示すためのさまざまな情報を、ドブラー映像に表示することができる。すなわち、ディスプレイ部150は、画面上にドブラー映像を表示し、対象体の移動を示す第1マーカー、ガイドラインなどのデータをドブラー映像にオーバーレイして表示することもできる。

【0061】

一実施形態によれば、ディスプレイ部150は、第1マーカーを利用して、対象体の移動方向を表示するにおいて、ガイドラインに沿って、マーカーを表示することができる。すなわち、ディスプレイ部150は、ドブラー映像のガイドライン上に、対象体の移動方向を示す第1マーカーを一つ以上表示することができる。例えば、ディスプレイ部150は、第1マーカーを複数個表示することもでき、ガイドラインの一端に、1個の第1マーカーを表示することもできる。一方、ディスプレイ部150は、ガイドラインなしに、第1マーカーのみを表示し、対象体の移動方向を示すこともできる。

10

【0062】

また、ディスプレイ部150は、前述の複数個の第1マーカーを所定間隔で表示することができる。第1マーカーが表示される間隔は、ユーザ入力により、またはシステム内部的に調節される。ディスプレイ部150が第1マーカーを表示するさまざまな実施形態、及び第2マーカー、第3マーカーなどを表示する実施形態については、図9及び図10で具体的に説明する。

20

【0063】

一方、ディスプレイ部150は、液晶ディスプレイ(liquid crystal display)、薄膜トランジスタ液晶ディスプレイ(thin film transistor-liquid crystal display)、有機発光ダイオード(organic light-emitting diode)、フレキシブル・ディスプレイ(flexible display)及び三次元ディスプレイ(3D display)のうち少なくとも一つを含んでもよい。また、超音波医療装置100は、その具現形態によって、ディスプレイ部150を2個以上含んでもよい。

【0064】

一実施形態によれば、ディスプレイ部150は、外部入力を受信するユーザ入力部120と、レイヤ(layer)構造を形成するタッチスクリーンとから構成される。すなわち、ディスプレイ部150は、出力装置としても入力装置としてもいずれにも利用され、このとき、ディスプレイ部150は、スタイラスペン(stylus pen)、または身体の一部を利用したタッチ入力を受信することもできる。

30

【0065】

また、前述のように、ディスプレイ部150が、レイヤ構造を形成し、タッチスクリーンによって構成される場合、ディスプレイ部150は、タッチ入力位置、面積及びタッチ圧力などを検出することができる。また、タッチスクリーンは、実際タッチ(real-touch)だけでなく、近接タッチ(proximity touch)も検出することができる。

【0066】

制御部160は、超音波医療装置100に含まれたさまざまな構成を、全般的に制御する。すなわち、制御部160は、データ獲得部110で獲得したドブラーデータを利用して、対象体の移動方向を決定するように、移動方向決定部140を制御することができる。また、制御部160は、ユーザ入力部120で受信したユーザ入力によって、ガイドラインを生成するように、映像処理部130を制御したり、あるいは生成されたマーカーを表示するように、ディスプレイ部150を制御することもできる。

40

【0067】

図2は、本発明の一実施形態に係わる映像表示装置200の構成を図示したブロック図である。一実施形態による映像表示装置200は、受信部115、保存部118、ユーザ入力部120、映像処理部130、移動方向決定部140、ディスプレイ部150及び制御部160を含んでもよい。映像表示装置200に係わり、図2に図示された構成は、一

50

実施形態に過ぎず、映像表示装置 200 は、図 2 に図示された構成以外にも、他の汎用的な構成をさらに含んでもよい。

【0068】

以下では、図 2 の映像表示装置 200 に含まれた構成要素について説明する。一方、図 2 に図示されたユーザ入力部 120、映像処理部 130、移動方向決定部 140、ディスプレイ部 150 及び制御部 160 に係わり、図 1 で説明した内容と重複する内容は省略する。

【0069】

映像表示装置 200 は、超音波映像を表示するディスプレイ部 150 を含む多種のデバイスを意味する。すなわち、図 2 に図示された映像表示装置 200 は、図 1 の超音波医療装置 100 とは異なり、直接超音波信号を放出したり、あるいは超音波映像を生成したりするものではない。一方、映像表示装置 200 は、ネットワークまたは外部デバイスから、超音波映像とドップラーデータとを獲得し、表示することができる。

10

【0070】

従って、映像表示装置 200 は、ディスプレイ部 150 に、超音波映像（ドップラー映像を含む）を表示することができる多様な形態で具現されもする。例えば、映像表示装置 200 は、携帯電話、スマートフォン（smart phone）、スマート TV（television）、IPTV（internet protocol TV）、DTV（digital TV）、パソコン（PC：personal computer）、ノート型パソコン（laptop computer）、タブレット PC、電子ブック端末機、PDA（personal digital assistant）、PMP（portable multimedia player）、ナビゲーション（navigation）、CE（consumer electronics）デバイス（例えば、ディスプレイパネルを含む冷蔵庫、エアコンなど）など多様な形態で具現されもする。図 1 で説明したように、超音波映像を生成せずに、処理だけ可能であるワークステーション及び P A C S ビュアも、図 2 の映像表示装置 200 に含まれもする。

20

【0071】

受信部 115 は、外部デバイスで生成されたドップラーデータまたはドップラー映像を獲得する。すなわち、受信部 115 は、有線ネットワークまたは無線ネットワークを介して、ドップラーデータまたはドップラー映像を獲得することができる。例えば、受信部 115 は、USB（universal serial bus）、データケーブルなどの有線連結；ブルートゥース（Bluetooth）（登録商標）、NFC（near field communication）、WiFi（wireless fidelity）、2G（generation）/3G/4G ネットワークなどの無線連結を介して、外部デバイス、サーバまたはクラウドサーバから、ドップラー映像またはドップラーデータを獲得することができる。受信部 115 が受信したドップラー映像とドップラーデータは、保存部 118 に保存される。

30

【0072】

また、受信部 115 は、ドップラー映像並びにドップラーデータを共に獲得することもできる。すなわち、図 1 で説明した超音波医療装置 100 とは異なり、映像表示装置 200 は、直接対象体をスキャンしないが、外部デバイスで生成したドップラーデータ並びにドップラー映像を、有線または無線で受信して獲得することもできる。

【0073】

移動方向決定部 140 は、図 1 で説明したように、ドップラー映像に示される対象体の移動方向を決定する。すなわち、移動方向決定部 140 は、保存部 118 に保存されたドップラー映像をローディング（loading）して分析し、対象体の移動方向を決定することができる。

40

【0074】

一方、図 2 の移動方向決定部 140 は、ドップラー映像のカラー情報を利用して、対象体の移動方向を決定することができる。すなわち、図 2 に図示された映像表示装置 200 に含まれる移動方向決定部 140 は、ドップラーデータを直接獲得しないので、ドップラー映像の色相値に基づいて、対象体の移動方向を決定することができる。言い替えれば、図 2 の移動方向決定部 140 は、ドップラーデータの符号成分または数値成分などではな

50

く、ドップラー映像に表示される色相値によって、ドップラー方向を決定することができ、色相値によって決定されたドップラー方向並びにガイドラインを利用して、対象体の移動方向を決定することができる。

【0075】

例えば、移動方向決定部140は、ドップラー映像に示される色相値が、所定範囲以内（例えば、青色を示す所定範囲）である場合、対象体のドップラー方向を、プローブから遠くなる第1方向として決定することができる。一方、移動方向決定部140は、色相値が他の所定範囲（例えば、赤色を示す所定範囲）である場合、ドップラー方向を、プローブに向かう第2方向として決定することができる。

【0076】

一方、移動方向決定部140は、ドップラー映像の色相だけではなく、受信部115が外部から獲得したドップラーデータを分析し、ドップラー方向を決定することもできる。すなわち、移動方向決定部140は、カラー情報及びドップラーデータのうち少なくとも一つに基づいて、ドップラー方向を決定することができる。映像表示装置200の移動方向決定部140が、ドップラーデータを利用して、ドップラー方向を決定する内容は、図1の超音波医療装置100について説明した内容と同一である。

【0077】

また、図1で説明したところと同様に、映像表示装置200の移動方向決定部140は、ドップラー映像の色相、彩度、明暗のうち少なくとも一つについての統計関数に基づいて、ドップラー方向を決定することもできる。

【0078】

ドップラー方向が決定されれば、移動方向決定部140は、ドップラー方向並びにガイドラインに基づいて、対象体の移動方向を決定することができる。すなわち、図1で説明したように、図2の移動方向決定部140は、決定されたドップラー方向並びにガイドラインを利用して、対象体の移動方向を決定することができる。

【0079】

図2に図示された制御部160は、ユーザ入力部120、映像処理部130、移動方向決定部140及びディスプレイ部150だけでなく、受信部115及び保存部118も全般的に制御することができる。すなわち、制御部160は、受信部115を介して獲得されたドップラー映像を、保存部118が保存するように制御することができる。また、制御部160は、保存部118に保存されたドップラー映像を分析するように、移動方向決定部140を制御することもできる。

【0080】

一方、以上では、図2の映像出力装置200に係わって、ドップラー映像を受信してカラー情報を処理する内容について説明した。しかし、一実施形態の一映像出力装置200は、ドップラーデータを受信して処理することもできる。例えば、映像出力装置200がドップラーデータを受信して処理することができる非医療装置であるPACSビューアを含む場合、映像出力装置200は、受信部115を介してドップラーデータを受信し、移動方向決定部140を介してドップラーデータを処理し、対象体の移動方向を決定することもできる。

【0081】

言い替えれば、本実施形態に関する映像出力装置200は、図1で説明した超音波医療装置100が、ドップラーデータを外部から受信して処理する過程と同様に動作することができる。すなわち、映像出力装置200は、ドップラーデータを受信し、ドップラー映像を生成し、ドップラー映像に表示される対象体の移動方向を示すマーカを表示することができる。

【0082】

以下では、図1及び図2に図示された超音波医療装置100及び映像表示装置200を含む構成を利用して、映像を表示する方法について、図3ないし図5で説明する。

【0083】

10

20

30

40

50

図3は、本発明の一実施形態に係わる超音波映像表示方法について説明するフローチャートである。図3に図示されたフローチャートは、図1に図示された超音波医療装置100、トランスデューサ10、データ獲得部110、ユーザ入力部120、映像処理部130、移動方向決定部140、ディスプレイ部150及び制御部160で、時系列的に処理される段階によって構成される。従って、以下で省略された内容であるとしても、図1で図示された構成について、以上で記述された内容は、図3に図示されたフローチャートにも適用されるということが分かる。

【0084】

段階S310で、超音波医療装置100は、ドップラーデータを獲得する。すなわち、超音波医療装置100は、対象体に超音波信号を放出してエコー信号を受信し、ドップラー映像を生成するためのドップラーデータを獲得する。ドップラーデータは、対象体の移動方向、移動速度及びドップラー信号の強度に係わる情報のうち少なくとも一つを含んでもよいということは、前述の図1で説明した通りである。

10

【0085】

段階S320で、超音波医療装置100は、ドップラー映像を生成する。すなわち、超音波医療装置100は、段階S310で受信したドップラーデータに基づいて、グレイスケールの超音波映像に、対象体の動きをカラーで示すドップラー映像を生成することができる。一方、段階S320で、超音波医療装置100は、エコー信号に基づいて、グレイスケールの超音波映像のみを生成することもできる。

【0086】

段階S330で、超音波医療装置100は、段階S320で生成したドップラー映像を表示する。すなわち、超音波医療装置100は、画面上に、超音波映像と色相値とを利用したドップラー映像を表示することができる。ドップラー映像は、対象体の断面である2D映像または3Dボリュームデータを含んでもよい。

20

【0087】

段階S340で、超音波医療装置100は、ガイドラインを獲得する。すなわち、超音波医療装置100は、外部から受信されるユーザ入力、または事前に保存された自動検出アルゴリズムに基づいて、ガイドラインを獲得することができる。例えば、超音波医療装置100は、ユーザからトラックボール、マウス、またはタッチスクリーンに対するタッチ入力などを介して、直線、曲線、閉曲線など多様な形態を形成するユーザ入力を受信し、ユーザ入力に基づいて、ガイドラインを生成することができる。

30

【0088】

他の例として、超音波医療装置100は、CCA (canonical correspondence analysis) アルゴリズム及び細線化 (skeletonization) アルゴリズムを利用して、ガイドラインを獲得したり、あるいは生成することができる。超音波医療装置100が、自動検出アルゴリズムを利用する実施形態については、図14で具体的に説明する。

【0089】

一方、段階S340で、超音波医療装置100は、ユーザ入力または自動検出アルゴリズムによって生成したガイドラインを画面上に表示することもできる。

【0090】

段階S350で、超音波医療装置100は、対象体が動く方向、すなわち、移動方向を決定する。すなわち、超音波医療装置100は、段階S340のガイドラインと、段階S310のドップラーデータとに基づいて、対象体の移動方向を決定することができる。

40

【0091】

具体的には、超音波医療装置100は、ドップラーデータの符号成分または数値成分を利用して、対象体がプローブから遠くなるか、あるいは近くなるかを示すドップラー方向を決定し、ドップラー方向並びにガイドラインに基づいて、移動方向を決定することができる。

【0092】

一実施形態によれば、超音波医療装置100は、ドップラー方向並びにガイドラインが

50

形成する角度が鋭角になるガイドラインの一方向を移動方向として決定することができる。本実施形態については、図 8 で詳細に説明する。

【 0 0 9 3 】

一方、段階 S 3 5 0 で、超音波医療装置 1 0 0 は、ドップラーデータに含まれる一つ以上の要素 (factor) についてのさまざまな統計関数を利用して、移動方向を決定することもできる。すなわち、超音波医療装置 1 0 0 は、平均、分散、加重和、標準偏差などの統計関数を、対象体の移動方向を決定するのに活用することができる。一方、統計関数は、任意の位置に、二次元または三次元で隣接した空間に係わるドップラーデータを利用する関数でもある。すなわち、超音波医療装置 1 0 0 は、いずれか 1 つの位置に係わる移動方向を決定するために、当該位置のドップラーデータだけではなく、空間的に隣接した複数個の位置のドップラーデータに基づいた統計関数を利用することができる。

10

【 0 0 9 4 】

段階 S 3 6 0 で、超音波医療装置 1 0 0 は、移動方向を示す第 1 マーカーを表示する。すなわち、超音波医療装置 1 0 0 は、少なくとも 1 つの第 1 マーカーを表示することにより、対象体の移動方向を示すことができる。段階 S 3 6 0 で、超音波医療装置 1 0 0 は、2 D マーカーだけでなく、三次元ボリュームデータに係わる 3 D マーカーを、3 D レンダリング過程を介して表示することもできる。

【 0 0 9 5 】

一実施形態によれば、超音波医療装置 1 0 0 は、少なくとも 1 つの第 1 マーカーをガイドラインに沿って所定間隔で表示することができ、1 個の第 1 マーカーのみをガイドラインの一端に表示することもできる。

20

【 0 0 9 6 】

他の実施形態によれば、超音波医療装置 1 0 0 は、表示される少なくとも 1 つの第 1 マーカーのうち、段階 S 3 5 0 のガイドラインの方向と反対になる第 1 マーカーの比率を決定し、当該比率によって、第 1 マーカーを変更して表示することもできる。図 4 で、本実施形態について具体的に説明する。

【 0 0 9 7 】

図 4 は、本発明の他の実施形態に係わる超音波映像表示方法について説明するフローチャートである。図 4 に図示されたフローチャートは、図 3 に図示された超音波映像表示方法の段階 S 3 4 0 以後のプロセスに係わるフローチャートである。

30

【 0 0 9 8 】

段階 S 4 1 0 で、超音波医療装置 1 0 0 は、対象体の移動方向決定が可能であるか否かを判断する。すなわち、超音波医療装置 1 0 0 は、ドップラーデータとガイドラインとを利用して移動方向を決定することができない場合であるか否かを確認する。移動方向を決定することができない場合は、ドップラーデータが存在しない位置であるグレイスケール領域である場合、対象体の移動がトランスデューサ 1 0 と垂直方向 (すなわち、ドップラー角度が 9 0 ° である方向) であるのでドップラーデータがない領域である場合、及び乱流 (turbulence) のような不規則な動きを示す領域である場合などを例として挙げる事ができる。移動方向を決定することができない場合、超音波医療装置 1 0 0 は、段階 S 4 1 5 に進み、移動方向を決定することができる場合、超音波医療装置 1 0 0 は、段階 S 4 2 0 に進む。

40

【 0 0 9 9 】

段階 S 4 1 5 で、超音波医療装置 1 0 0 は、移動方向を判断していないということを示す第 3 マーカーを表示する。すなわち、超音波医療装置 1 0 0 は、移動方向が決定されない位置についての判断保留を表示する第 3 マーカーを表示する。一実施形態によれば、第 3 マーカーは、「 X 」のような形態を含んでもよい。

【 0 1 0 0 】

段階 S 4 2 0 で、超音波医療装置 1 0 0 は、移動方向を決定する。すなわち、図 3 の段階 S 3 5 0 のように、超音波医療装置 1 0 0 は、ドップラーデータ及びガイドラインに基づいて、移動方向を決定する。

50

【0101】

次に、段階S425で、超音波医療装置100は、決定された移動方向を示す少なくとも1つの第1マーカを画面上に表示することができる。超音波医療装置100は、第1マーカを、ガイドラインに沿って所定間隔で表示することができる。一実施形態によれば、超音波医療装置100は、ガイドラインの方向（一方向）に向かう少なくとも1つの第1マーカを表示することができる。

【0102】

段階S430で、超音波医療装置100は、少なくとも1つの第1マーカのうち、ガイドラインの方向と反対になる方向の第1マーカが、所定比率以下であるか否かを判断する。具体的に説明すれば、超音波医療装置100は、ガイドラインに沿って表示される少なくとも1つの第1マーカのうち、ガイドラインの方向に一致する方向ではない、当該方向と反対方向を表示する一つ以上の第1マーカを含みもする。

10

【0103】

これにより、超音波医療装置100は、ガイドラインに沿って表示された第1マーカのうち、複数個の第1マーカが示すガイドラインの方向と反対になる方向を示す第1マーカの比率を決定することができる。例えば、全ての第1マーカは、ガイドラインの方向を示す95%の第1マーカと共に、反対方向を示す5%の第1マーカを含みもする。

【0104】

段階S430で、超音波医療装置100は、反対方向を示す第1マーカの比率を判断し、当該比率が事前に決定された所定値以下である場合、段階S440または段階S450に進む。当該比率が事前に決定された所定値を超える場合、段階S415に進み、超音波医療装置100は、判断していないということを示す第3マーカを、少なくとも1つの第1マーカの代わりに表示することができる。

20

【0105】

一方、超音波医療装置100は、反対方向の第1マーカの比率を、ユーザ入力で、またはシステム内部的に調節することができる。すなわち、ドップラー映像に、ドップラー方向が頻繁に交差するように対象体が示される場合、超音波医療装置100は、反対方向の第1マーカの比率を高く調節することができる。すなわち、超音波医療装置100は、第3マーカを表示せず、段階S420で決定された移動方向そのまま表示することができる。

30

【0106】

一方、段階S440及び段階S450は、ユーザの設定値によって進められる。すなわち、超音波医療装置100は、反対方向の第1マーカを、ガイドラインの方向に強制的に一致させて表示するように設定した場合、段階S440に進み、反対方向の第1マーカを別途の第2マーカで表示するように設定した場合、段階S450に進む。

【0107】

段階S440で、超音波医療装置100は、ガイドラインの方向と反対になる方向の第1マーカを、ガイドラインの方向を示すように変更して表示する。すなわち、超音波医療装置100は、段階S430での所定比率以下の第1マーカを、ガイドラインの方向を示すように表示することにより、全ての第1マーカが一致する方向を示すように表示することができる。

40

【0108】

段階S450で、超音波医療装置100は、ガイドラインの方向と反対になる方向の第1マーカの位置に、一致していない方向であるということを示す第2マーカを表示することができる。これにより、超音波医療装置100のユーザは、ドップラー映像とガイドラインとの関係を受動的に確認し、臨床学的情報と共に、対象体を正確に診断することができる。

【0109】

図5は、本発明の一実施形態に係わる映像表示方法について説明するフローチャートで

50

ある。図5に図示されたフローチャートは、図2に図示された映像表示装置200、受信部115、保存部118、ユーザ入力部120、映像処理部130、移動方向決定部140、ディスプレイ部150及び制御部160で、時系列的に処理される段階によって構成される。従って、以下で省略された内容であるとしても、図2で図示された構成について、以上で記述された内容は、図5に図示されたフローチャートにも適用されるということが分かる。一方、図5に係わり、図3及び図4で説明した内容と重複する段階については省略する。

【0110】

段階S315で、映像表示装置200は、ドップラー映像を受信する。すなわち、映像表示装置200は、外部デバイス、病院サーバ及びクラウドサーバのうち少なくとも一つから、有線ネットワークまたは無線ネットワークを利用して、ドップラー映像を受信する。また、図2で説明したように、映像表示装置200は、ドップラー映像と共に、ドップラーデータを受信することもできる。また、映像表示装置200は、外部から受信したドップラーデータに基づいて、ドップラー映像を生成することもできる。

10

【0111】

段階S325で、映像表示装置200は、獲得したドップラー映像をローディングする。すなわち、映像表示装置200は、図3の段階S320で、超音波医療装置100がドップラー映像を生成する段階に対応し、保存されたドップラー映像をローディングする。一実施形態によれば、段階S325で、映像表示装置200は、獲得したドップラーデータに基づいて、ドップラー映像を生成し、ローディングすることもできる。

20

【0112】

段階S330で、映像表示装置200は、ドップラー映像を表示する。すなわち、映像表示装置200は、ドップラー映像を利用して対象体を診断するために、ドップラー映像を表示する。

【0113】

以下の段階である段階S340ないし段階S360においては、図3で説明した内容と同一である。すなわち、映像表示装置200は、ユーザ入力または自動検出アルゴリズムに基づいて、ガイドラインを獲得し、ドップラー映像のカラー情報及びドップラーデータのうち少なくとも一つ、並びにガイドラインに基づいて、対象体の移動方向を決定することができる。一方、映像表示装置200は、段階S350で、図3で説明した超音波医療装置100とは異なり、ドップラー映像の色相値を利用して、移動方向を決定することができる。また、映像表示装置200は、段階S360で、一つ以上の第1マーカを表示することができ、2Dレンダリングまたは3Dレンダリング処理が行われたマーカを表示することができる。

30

【0114】

すなわち、映像表示装置200は、ドップラー映像に表示されるカラー情報である色相値、及びドップラーデータのうち少なくとも一つに基づいて、ドップラー方向を決定することができ、ドップラー方向並びにガイドラインを利用して、対象体の移動方向を決定することができる。映像表示装置200が、色相値の範囲によって、ドップラー方向を決定する実施形態については、図2で説明した内容と同一である。

40

【0115】

図6は、ドップラー映像の一実施形態を図示した図面である。図6には、血液の動きを示すドップラー映像600（すなわち、血流ドップラー映像またはカラードップラー映像）が図示される。図6に図示された線形のドップラー映像600は、図示された図面の上側方向に位置したプローブから、超音波信号が放出されて生成される。一方、図6ないし図10には、血液の動きを示す血流ドップラー映像を利用して、本発明について説明しているが、対象体は、それらに限定されるものではなく、組織も含んでもよく、ドップラー映像も、ティッシュ・ドップラー映像を含んでもよい。

【0116】

図6に図示されたドップラー映像600は、血液がプローブ（すなわち、ドップラー映

50

像 6 0 0 の上側) に近づく第 1 領域 6 1 0、プローブから遠くなる方向である第 2 領域 6 2 0、及び再びプローブに近づく第 3 領域 6 3 0 を含んでもよい。それぞれの第 1 領域 6 1 0、第 2 領域 6 2 0 及び第 3 領域 6 3 0 には、血液が動く方向を示すための矢印が図示され、第 2 領域 6 2 0 は、第 1 領域 6 1 0 及び第 3 領域 6 3 0 と反対になる方向であるということを示すために明暗を異にして図示される。

【 0 1 1 7 】

図 7 は、ガイドラインを表示する実施形態を図示した図面である。図 7 は、図 6 に図示されたドップラー映像 6 0 0 に、超音波医療装置 1 0 0 または映像表示装置 2 0 0 に、事前に保存された自動検出アルゴリズムによって自動的に生成されるか、あるいはユーザ入力に基づいて生成されるガイドライン 6 4 0 を図示している。

10

【 0 1 1 8 】

図 7 は、ガイドライン 6 4 0 が、対象体である血液が流れる血管に沿って図示される。一方、図 7 は、ガイドライン 6 4 0 を 1 個の曲線を介して図示しているが、ガイドライン 6 4 0 の形態は、それに限定されるものではない。すなわち、ガイドライン 6 4 0 は、点線、鎖線、または一つ以上の曲線など多様な形態を含んでもよい。

【 0 1 1 9 】

図 8 は、ドップラーデータに基づいたドップラー方向及びガイドラインを利用して、移動方向を決定する実施形態を図示した図面である。図 8 A は、図 7 に図示された第 1 領域 6 1 0 を拡大して図示し、図 8 B は、図 7 の第 2 領域 6 2 0 を拡大して図示している。

20

【 0 1 2 0 】

まず、図 8 A 及び図 8 B に係わり、ドップラー方向を決定する過程について説明する。図 1 で説明したように、超音波医療装置 1 0 0 は、ドップラーデータに含まれた方向成分または数値成分を利用して、ドップラー方向を決定することができる。例えば、図 8 A の方向 6 6 1 の場合、超音波医療装置 1 0 0 は、ドップラーデータに含まれた「 - 」方向成分を介して、ドップラー方向がプローブに向かう第 2 方向であるということを決することができる。

【 0 1 2 1 】

一方、図 8 A の方向 6 6 2 の場合、超音波医療装置 1 0 0 は、ドップラーデータに含まれた数値成分(例えば、「 8 6 」)に基づいて、ドップラー方向が、対象体に向かう第 2 方向であるということを決することができる。図 8 B の方向 6 6 3 及び 6 6 4 についても同様に、超音波医療装置 1 0 0 は、ドップラーデータに含まれた「 + 」方向成分または「 2 0 0 」数値成分を利用して、ドップラー方向がプローブから遠くなる第 1 方向であるということを決することができる。一方、符号成分または数値成分がマッチングされるドップラー方向は、互いに反対になってもよい。すなわち、前述の内容とは反対に、「 + 」方向成分が第 2 方向にマッチングされもする。

30

【 0 1 2 2 】

これとは異なり、映像表示装置 2 0 0 は、図 2 で説明したように、ドップラー映像のカラー情報を利用して、ドップラー方向を決定することができる。すなわち、映像表示装置 2 0 0 は、ドップラー映像に表示された色相値が、赤色を示す所定範囲以内である場合、図 8 A の方向 6 6 1 または方向 6 6 2 を、プローブに向かう方向(第 2 方向)と決定することができる。一方、映像表示装置 2 0 0 は、色相値が青色を示す所定範囲以内である場合、図 8 B の方向 6 6 3 または方向 6 6 4 を、プローブから遠くなる方向(第 1 方向)と決定することもできる。ドップラーデータの場合と同様に、色相値とドップラー方向との関係は、反対になってもよい。

40

【 0 1 2 3 】

ドップラー方向が、ドップラーデータまたは色相値に基づいて決定されれば、超音波医療装置 1 0 0 及び映像表示装置 2 0 0 は、ガイドライン 6 4 0 とドップラー方向とに基づいて、対象体の移動方向を決定する。前述の実施形態によって、超音波医療装置 1 0 0 及び映像表示装置 2 0 0 は、ガイドライン 6 4 0 とドップラー方向とが形成する角度が鋭角になるガイドライン 6 4 0 の一方向を移動方向として決定することができる。

50

【 0 1 2 4 】

具体的に説明すれば、方向 6 6 1 の場合、ガイドライン 6 4 0 は、2 種の方向、すなわち、方向 6 7 1 a 及び方向 6 7 1 b を有する。一方、超音波医療装置 1 0 0 及び映像表示装置 2 0 0 は、ドップラー方向を示す方向 6 6 1 と、ガイドライン 6 4 0 とが形成する角度が鋭角 (θ_1) になるガイドラインの方向、すなわち、方向 6 7 1 b を対象体の移動方向として決定することができる。

【 0 1 2 5 】

方向 6 6 2 の場合にも同様に、ガイドラインは、2 種の方向である方向 6 7 2 a 及び 6 7 2 b を有し、超音波医療装置 1 0 0 及び映像表示装置 2 0 0 は、方向 6 6 2 と、ガイドライン 6 4 0 とが形成する角度が鋭角 (θ_2) になるガイドラインの方向である方向 6 7 2 b を移動方向として決定することができる。

10

【 0 1 2 6 】

方向 6 6 3 及び方向 6 6 4 も同様に、超音波医療装置 1 0 0 及び映像表示装置 2 0 0 は、ドップラー方向である方向 6 6 3 , 6 6 4 と、ガイドライン 6 4 0 とが形成する角度が鋭角 (θ_3 , θ_4) になる方向 6 7 3 b 及び方向 6 7 4 b を移動方向として決定することができる。

【 0 1 2 7 】

一方、対象体の移動方向を決定する実施形態は、図 8 A 及び図 8 B に図示された内容に限定されるものではなく、超音波医療装置 1 0 0 及び映像表示装置 2 0 0 は、ドップラーデータ及びガイドライン 6 4 0 に基づいて、さまざまに異なる方法及びアルゴリズムを介して、対象体の移動方向を決定することができる。

20

【 0 1 2 8 】

一方、前述の図及び図 2 で説明したように、超音波医療装置 1 0 0 及び映像表示装置 2 0 0 は、統計関数を利用して、対象体の移動方向を決定することができる。以下では、超音波医療装置 1 0 0 及び映像表示装置 2 0 0 が、統計関数を利用する具体的な実施形態について説明する。

【 0 1 2 9 】

一実施形態によれば、超音波医療装置 1 0 0 及び映像表示装置 2 0 0 は、ドップラーデータに含まれるさまざまな要素に係わる統計関数を利用することができる。ドップラーデータに含まれる要素は、例えば、数値成分または符号成分によるドップラー方向、移動速度、ドップラー信号の強度、ドップラー信号のパワー、及び隣接空間との距離のうち少なくとも一つを含んでもよい。統計関数も、さまざまな種類の関数が利用され、前述のように、平均、和、加重和、分散、標準偏差などさまざまな関数が活用される。

30

【 0 1 3 0 】

以下では、和及び加重和に係わる一実施形態について説明する。超音波医療装置 1 0 0 及び映像表示装置 2 0 0 は、移動方向を決定しようとする対象体のいずれか 1 つの位置のドップラーデータだけではなく、その位置に隣接した空間のドップラーデータを共に考慮し、移動方向を決定することができる。以下、移動方向を決定しようとする位置、及び当該空間に隣接した空間について、関心領域 (R O I) という用語を利用して説明する。隣接した空間は、二次元的に近接した上下左右空間だけではなく、三次元空間上で隣接した空間も含んでもよい。

40

【 0 1 3 1 】

まず、和の実施形態について説明すれば、超音波医療装置 1 0 0 及び映像表示装置 2 0 0 は、関心領域 (R O I) に含まれる一つ以上の位置に係わるドップラーデータを単純に加え合わせて移動方向を決定することができる。例えば、超音波医療装置 1 0 0 及び映像表示装置 2 0 0 は、関心領域に含まれる複数個の位置それぞれについて、符号成分または数値成分によるドップラー方向を、「 + 1 (プローブに向かう方向) 」、「 - 1 (プローブから遠くなる方向) 」、「 0 (データがない場合) 」のうちいずれか一つであると決定することができる。次に、超音波医療装置 1 0 0 及び映像表示装置 2 0 0 は、複数個の位置に係わる複数個のドップラー方向値をいずれも加え合わせ、計算結果を、移動方向を決

50

定するのに活用することができる。

【0132】

統計関数のうち、和に係わる他の実施形態としては、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、関心領域に含まれる複数個の位置のドップラー方向と移動速度とを乗じた複数個の値を加え合わせ、ドップラー方向を決定することもできる。すなわち、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、ドップラー方向が「+1」、「-1」、「0」のうちいずれか1つの値で示され、移動速度を「 v 」で表現する場合、方向成分と移動速度成分とを乗じた「 $+v$ 」、「 $-v$ 」、「0」を獲得することができる。次に、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、関心領域内に含まれる複数個の位置に係わる乗算結果をいずれも加え合わせ、移動方向を決定するのに活用することができる。

10

【0133】

加重和に係わる実施形態について説明すれば、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、関心領域に含まれる複数個の位置について、ドップラー方向(+1, -1, 0)、移動速度(v)、ドップラー信号のパワー(p)を乗じた値を獲得することができる。すなわち、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、複数個の位置それぞれについて「 $+v * p$ 」値、「 $-v * p$ 」値、「0」値のうちいずれか一つを獲得し、関心領域に含まれる位置に係わる値をいずれも加え合わせ、関心領域に係わるドップラー方向を決定することができる。すなわち、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、加え合わせられた結果が、正(+)の値である場合には、プローブに向かう方向に、負(-)の値である場合には、プローブから遠くなる方向に、0または方向を決定し難い所定範囲以内の値である場合には、ドップラー方向を決定することができないということを示す結果を獲得することができる。

20

【0134】

他の実施形態によれば、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、関心領域の中心からの距離、または移動方向を決定しようとする位置に隣接した空間との距離(d)を利用して統計関数を計算することもできる。すなわち、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、関心領域について、「 $+v * d$ 」、「 $-v * d$ 」、「0」のうちいずれか1つの複数個の値を加え、移動方向を決定することができる。

【0135】

以上のように、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、ドップラーデータに含まれるドップラー方向、移動速度、ドップラー信号の強度、ドップラー信号のパワー、及び隣接空間との距離などさまざまな要素を利用して、移動方向を決定することができる。また、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、多種の統計関数を活用することができ、前述のいくつかの関数は、単純な例示に過ぎない。

30

【0136】

図9A及び図9Bは、移動方向を示す第1マーカ-を、ドップラー映像に表示する実施形態を図示した図面である。超音波医療装置100及び映像表示装置200は、図8A及び図8Bで説明した対象体の移動方向を示す少なくとも1つの第1マーカ-650を、ドップラー映像600に表示することができる。

【0137】

図9Aに図示された実施形態によれば、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、少なくとも1つの第1マーカ-650を、ドップラー映像600に表示するにおいて、ガイドライン640に沿って表示することができる。ガイドライン640に沿って表示するということは、ガイドライン640上に、第1マーカ-650の中心が正確に位置する場合だけではなく、第1マーカ-650が、ガイドライン640から所定の距離以内に表示される場合も含んでもよい。すなわち、図9A及び図9Bに図示された内容とは異なり、超音波医療装置100及び映像表示装置200が、ガイドライン640を2本の平行な曲線で表示する場合、第1マーカ-650は、ガイドライン640の2本の曲線間に位置することができる。すなわち、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、多様な方法を介して、ガイドライン640に沿って、第1マーカ-650を表示することがで

40

50

きる。

【0138】

また、図9Aで、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、少なくとも1つの第1マーカ-650を、ガイドライン640に沿って、所定間隔で表示することができる。超音波医療装置100及び映像表示装置200は、少なくとも1つの第1マーカ-650の間隔を、ユーザ入力で、またはシステム内部的に調節することができる。また、第1マーカ-650の形態は、図9A及び図9Bに図示された三角形状に限定されるものではなく、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、大きさ、形態、長さ、幅、明暗、色相など、第1マーカ-650の形態を多様に変更して表示することができる。すなわち、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、対象体の移動方向を示すための多種の第1マーカ-650を表示することができる。

10

【0139】

図9Bで、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、ガイドライン640の一端に、第1マーカ-650を表示する。すなわち、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、1つの第1マーカ-650を、ガイドライン640の一端に表示し、対象体の移動方向を表示することもできる。

【0140】

図10Aないし図10Dは、ドップラー映像に、第1マーカ-、第2マーカ-及び第3マーカ-を表示する実施形態を図示した図面である。一方、図10Aないし図10Dに図示されたドップラー映像は、図6ないし図9で説明したドップラー映像とは区別され、図10Aないし図10Dに図示される第1領域710及び第2領域720も、図6ないし図9のそれとは区別される。図10Aないし図10Dに図示されるドップラー映像は、血液がプローブ方向に向かう第2方向である第1領域710、及びプローブから遠くなる方向である第1方向である第2領域720を含む。すなわち、図10Aないし図10Dで、血液は、第1領域710の左側下端に流入され、第2領域720の右側下端（すなわち、図面で時計方向）から流出される。

20

【0141】

図10Aで、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、ガイドライン640の入力を受け、ガイドライン640を表示することができる。次に、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、ドップラーデータ（超音波医療装置の場合）、またはドップラー映像の色相値（映像表示装置の場合）を、ガイドライン640と共に考慮し、対象体である血液の移動方向を決定し、一つ以上の第1マーカ-650をドップラー映像に表示する。

30

【0142】

一方、マーカ-655は、血液の方向を示す第1マーカ-650とは異なる方向を示す。すなわち、マーカ-655が表示される地点のドップラーデータ及び色相値は、対象体がプローブに向かう方向であるということを示す符号成分、数値成分及び色相値を有する。それにより、マーカ-655は、ガイドライン640の方向である時計方向とは異なり、反時計方向を示す。かような方向の不一致は、対象体である血液が不規則的に乱流を形成したり、あるいはドップラー映像に示される対象体の空間的な構造によって生じること

40

【0143】

図10Bで、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、図10Aのマーカ-655の方向を、ガイドライン640の方向である時計方向に表示する。すなわち、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、第1マーカ-650のうち、ガイドライン640の方向と反対になるマーカ-655が占める比率に基づいて、マーカ-655をガイドラインの方向に表示することができる。すなわち、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、マーカ-655を、マーカ-656に変更し、表示することができる。これにより、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、対象体の局所的な部分の流れは反対に表示しても、対象体の全体的な動きに係わる情報を正確に表示することができ

50

る。

【0144】

図10Cで、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、図10Aのマーカ-655の位置に一致していない方向であるということを示す第2マーカ-657を表示する。すなわち、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、マーカ-655を、少なくとも1つの第1マーカ-と同じ方向を示すように強制的に表示する代わりに、第1マーカ-と区別される第2マーカ-を利用して、反対方向を表示することができる。これにより、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、対象体が全体的な流れと反対になる方向を有する部分を含むという情報、及びその位置を正確に表示することができる。

【0145】

図10Dでは、ガイドライン640が対象体を外れる位置に生成された場合を図示している。図10Dで、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、ガイドライン640が、第1領域710を外れる位置で、ドップラーデータ及び色相値を獲得することができない。これにより、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、対象体の移動方向を決定することができなくなる。これにより、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、ドップラーデータ及び/または色相値が獲得されない位置に、移動方向を判断していないということを示す第3マーカ-658を表示することができる。

【0146】

従って、超音波医療装置100及び映像表示装置200のユーザは、ガイドライン640の位置を修正したり、あるいは新たなガイドライン640を入力することにより、対象体の動きを正確に診断することができる。

【0147】

一方、図10Dは、図10Cで説明した一致していない方向を示す第2マーカ-657も図示する。図10Aないし図10Dで図示する第1マーカ-650、第2マーカ-657及び第3マーカ-658は、一実施形態に過ぎず、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、さまざまに異なる形態の第1マーカ-650、第2マーカ-657及び第3マーカ-658を表示することができる。

【0148】

図11は、ドップラー映像に、少なくとも1つの第1マーカ-を表示する実施形態を図示した図面である。図10Aないし図10Dで説明した実施形態と同様に、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、対象体の移動方向を示す少なくとも1つの第1マーカ-650を表示することができる。

【0149】

一方、図11で、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、ガイドラインを表示せず、第1マーカ-650のみを利用して移動方向を表示する。すなわち、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、ユーザ入力、または自動検出アルゴリズムに基づいて、ガイドラインを獲得する。また、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、ドップラーデータ及びカラー情報のうち少なくとも一つを、ガイドラインと共に考慮して、移動方向を決定する。ただし、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、ガイドラインを画面上に表示せず、少なくとも1つの第1マーカ-650のみを表示する。すなわち、ガイドラインは、移動方向を決定するところにのみ利用され、画面上で見えないように透明にディスプレイされるか、あるいはシステム内部的のみに利用されて、画面上にディスプレイされないこともある。

【0150】

図12は、カラードップラー及びティッシュ・ドップラーが同時に表示される場合、マーカ-を表示する実施形態を図示した図面である。図12に図示された実施形態で、超音波医療装置100及び映像表示装置200は、心臓の超音波映像800を表示する。図12の超音波映像800には、左心房LA、左心室LV及び僧帽弁膜MV (mitral valve) が図示され、図12で暗く表示された領域830は、左心房LAが収縮しながら、左心房LAから左心室LVに流れる血液を示している。左心房LAを取り囲む心筋820が、超

10

20

30

40

50

音波映像 800 の下側方向に動きながら、左心房 LA が収縮する。一方、左心室 LV を取り囲む心筋は、左心室 LV が膨脹することにより、図面上で上側方向に膨脹する。

【0151】

一方、図 12 に図示された超音波映像 800 は、カラードップラー及びティッシュ・ドップラーのうち少なくとも一つを表示することができる。すなわち、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、血流に係わるカラードップラー及び組織に係わるティッシュ・ドップラーをいずれも表示することもできる。例えば、暗く表示された領域 830 は、カラードップラーデータに基づいたドップラー映像である一方、左心室 LA 及び左心室 LV を取り囲む心筋に係わる領域は、ティッシュ・ドップラーデータに基づいたドップラー映像を含んでもよい。すなわち、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、獲得されるカラードップラーデータ及びティッシュ・ドップラーデータを利用して、血流及び心筋の移動方向を決定することができる。図 12 の実施形態で、領域 830 に表示される血流は、プローブに近づく方向に移動する。

10

【0152】

超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ユーザ入力または自動検出アルゴリズムに基づいて、ガイドライン 812, 822, 832 を獲得する。すなわち、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、対象体の移動方向を決定するために、ガイドライン 812, 822, 832 を生成し、画面上に表示することができる。一方、図 12 に図示されたところとは異なり、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ガイドライン 812, 822, 832 を、移動方向の決定のみ利用し、画面上には、透明に表示したり、あるいは表示しないこともある。

20

【0153】

次に、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ドップラー映像のカラー情報及びドップラーデータのうち少なくとも一つを利用して、対象体のドップラー方向（プローブに向かう方向、またはプローブから遠くなる方向）を決定し、ドップラー方向並びにガイドラインを利用して、対象体の移動方向を決定することができる。

【0154】

一実施形態によれば、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、カラードップラーデータ及びティッシュ・ドップラーデータに含まれた対象体の符号成分、数値成分、移動速度、ドップラー信号の強度、ドップラー信号のパワー、及び隣接空間との距離のうち少なくとも一つについての統計関数を利用して、対象体の移動方向を決定することもできる。すなわち、図 1 及び図 2 で説明したように、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、さまざまな要素に係わる平均、分散、標準偏差、加重和などの統計関数を利用して、対象体の移動方向を決定することができ、対象体のいずれか 1 つの位置に隣接した周辺空間のドップラーデータを共に考慮し、移動方向を決定することもできる。

30

【0155】

次に、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、血流及び心筋の移動方向を示す第 1 マーカー 815, 825, 835 を、超音波映像 800 に表示する。すなわち、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、第 1 マーカー 815, 825, 835 を、ガイドライン 812, 822, 832 に沿って表示したり、あるいは所定間隔で表示することができる。前述のように、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ガイドライン 812, 822, 832 を表示せず、第 1 マーカー 815, 825, 835 のみを表示することもできる。

40

【0156】

図 13 は、三次元超音波映像 900 に、3D マーカーを表示する実施形態を図示した図面である。図 13 に図示された実施形態で、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、血管 910 を含む三次元超音波映像 900、すなわち、ボリュームデータを表示する。

【0157】

一方、図 13 に図示された実施形態で、血管 910 には、血液が左側から右側に流れる

50

。すなわち、血液は、血管 910 の左側から流れ、図示された円形部分に沿って、反時計方向に流れる。

【0158】

まず、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、対象体に係わる 3D ドップラーデータを獲得する。すなわち、図 1 で説明したように、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、三次元空間に係わるドップラーデータである、立体空間ドップラーデータを獲得する。

【0159】

次に、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、3D ドップラーデータから、三次元超音波映像 900 を生成したり、あるいは外部から受信された三次元超音波映像 900 を獲得し、画面上に表示する。また、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ユーザ入力または自動検出アルゴリズムに基づいて、ガイドライン 920 を獲得する。

10

【0160】

超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、3D ドップラーデータ及びドップラー映像のカラー情報と、ガイドラインとを利用して、対象体の移動方向を決定する。すなわち、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ドップラーデータに含まれた符号成分、数値成分、色相など対象体の移動についてのさまざまな情報を、ガイドラインと共に考慮し、移動方向を決定することができる。一方、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、対象体及び対象体に近接した空間の移動速度、ドップラー信号の強度、及びドップラー信号のパワーについての統計関数を利用して、移動方向を決定することもできる。移動方向を決定する具体的な内容については、前述の図 8 で説明した。

20

【0161】

超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、三次元マーカー 930 を利用して、決定された移動方向を表示する。三次元マーカー 930 は、対象体の移動方向を、三次元空間上で表示することができる。すなわち、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ガイドラインとドップラー方向とを共に考慮し、対象体の三次元上での移動方向を決定することができる。

【0162】

血管 910 の最左側に図示された三次元マーカー 930 は、対象体が右側に移動すると同時に、図示された x 軸の反対方向に移動するということを表示する。次に、血管 910 の中央部分に近づくほど三次元マーカー 930 は、だんだんと x 軸方向（すなわち、画面から出てくる方向）に向かう。超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、三次元マーカー 930 を利用して、対象体の空間上の動きを表示することができる。同様に、血管 910 の右側に図示された三次元マーカー 930 は、対象体が右側方向に移動しながら、x 軸方向に移動するということを表示する。

30

【0163】

超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、対象体の空間上の移動方向を表示するために、マーカーに係わる三次元レンダリング処理過程を経て、処理された三次元マーカー 930 を表示することができる。

40

【0164】

図 14 A ないし図 14 D は、自動検出アルゴリズムによって、ガイドラインを検出する実施形態を図示した図面である。図 14 A ないし図 14 D には、ドップラー映像 1000 が二次元映像である場合を図示しているが、それに限定されるものではなく、3D ドップラーデータを利用した三次元映像にも適用されもするということは、言うまでもない。

【0165】

まず、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 が、自動検出アルゴリズムを利用して、ガイドライン 1030 を獲得する過程について簡潔に説明する。まず、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ドップラー映像 1000 で、対象体の動きに係わる情報を含む領域を分類する。次に、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、

50

分類された領域から、ガイドライン 1030 を検出する。2つの過程それぞれについて、さまざまな自動検出アルゴリズムが適用され、以下では、実施形態を介して、ガイドライン 1030 の検出過程について具体的に説明する。

【0166】

図 14A で、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、獲得したドップラーデータに基づいて、第 1 領域 1010 及び第 2 領域 1020 を含むドップラー映像 1000 を表示する。すなわち、暗く表示された第 1 領域 1010 及び第 2 領域 1020 は、動く対象体を示す。図 14B で、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、CCA (connected component analysis) アルゴリズムに基づいて、ドップラーデータを分析する。すなわち、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ピクセルまたは所定サイズのピクセルグループについて、空間的に連結された成分が、ドップラーデータを含むか否かということにより、第 1 領域 1010 及び第 2 領域 1020 を検出する。

10

【0167】

図 14B で、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ピクセルグループ 1015 について、4 - CCA アルゴリズムを適用する実施形態を図示している。すなわち、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ピクセルグループ 1015 で、暗く表示されたピクセル (または、ピクセルグループ) に、上下左右に隣接した地点のドップラーデータを分析する。超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、暗く表示されたピクセルに係わる分析結果を、所定値を介して保存することができる。

20

【0168】

図 14B で、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ピクセルグループ 1025 について、8 - CCA アルゴリズムを適用することができる。超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、上下左右に隣接したピクセルだけではなく、4 方向の対角線に隣接したドップラーデータも分析することができる。

【0169】

これにより、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ドップラー映像 1000 について、ドップラーデータを含む領域である第 1 領域 1010 及び第 2 領域 1020 を、ドップラーデータを含まないその他領域と区別することができる。

【0170】

図 14C は、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 が、ドップラー映像 1000 について分析した結果を、「1」、「0」の値を介して表示する。すなわち、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、CCA アルゴリズムを利用して、ドップラー映像 1000 が分析した結果を保存することができ、ドップラーデータを含む第 1 領域 1010 及び第 2 領域 1020 については、「1」の値を、それ以外の領域については、「0」の値を保存することができる。

30

【0171】

すなわち、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ドップラー映像 1000 に係わるマスキング (masking) 過程を経て、対象体の動きが検出される領域に係わる情報を獲得することができる。

【0172】

図 14D で、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、鎖線化 (skeletonization) アルゴリズムを利用して、ガイドライン 1030 を抽出する。すなわち、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ドップラーデータを含む第 1 領域 1010 及び第 2 領域 1020 に係わるガイドライン 1030 を獲得することができる。

40

【0173】

一方、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、鎖線化アルゴリズムだけではなく、モルフォロジー演算 (morphology operation) アルゴリズムを利用して、ガイドライン 1030 を獲得することもできる。すなわち、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、第 1 領域 1010 及び第 2 領域 1020 を拡大するディレーション (dilation) アルゴリズム及び縮小するエロージョン (erosion) アルゴリズムのうち少なくとも

50

一つを反復適用し、ガイドライン 1030 を検出することができる。

【0174】

他の実施形態によれば、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、ドップラーデータが含まれる第 1 領域 1010 及び第 2 領域 1020 に含まれる最長距離経路 (the longest path) を検出し、最長距離経路を利用して、ガイドライン 1030 として獲得することもできる。すなわち、ドップラーデータを含む領域の形態変化が大きい場合、超音波医療装置 100 及び映像表示装置 200 は、分類された領域内での最長距離経路を、ガイドライン 1030 と決定することができる。

【0175】

以上、図 14A ないし図 14D に係わって説明した自動検出アルゴリズムは、ガイドラインを獲得するのに利用されるアルゴリズムの例示に過ぎず、技術分野の当業者であるならば、さまざまに異なる種類のアルゴリズムを介して、ガイドラインを獲得することができるであろうということは、容易に理解することができる。

10

【0176】

前述の超音波医療装置 100、映像表示装置 200、超音波映像表示方法及び映像表示方法によれば、ドップラー映像に移動方向を示すマーカを表示することにより、血流や組織など対象体の動きを簡易に判読することができる。すなわち、デバイスのユーザは、対象体が動く方向を直観的に判読することができる。ドップラー映像を簡便で効率的に解釈することにより、被検者を診断する効率性を改善することができる。

【0177】

これにより、ドップラー映像を判読するユーザが、非熟練者である場合、または超音波映像に慣れない患者であるとしても、ドップラー映像を簡易に理解して分析することができるであろう。従って、ドップラー映像のカラー情報を、静脈または動脈と誤解したり、あるいはドップラー映像を困難に感じさせる従来の問題点を解決することができ、さらには、ドップラー映像の大衆化が可能になるであろう。

20

【0178】

また、血流や組織の動きを示すベクトルドップラー (vector doppler) と比較するとき、前述の方法及びその装置は、追加的なハードウェアなしにも、対象体の動きを容易に把握することができる。さらに、前述の方法及びその装置は、位相配列 (phased array) プロープのように、アパーチャ (aperture) の大きさが小さいプロープであるとしても、ハードウェア的構成に限定されるものではなく、その適用が可能である。これにより、マーカが表示するプロープ方向の動きから、対象体の動きを直観的に容易に類推して認識することができる。

30

【0179】

本発明の実施形態に係わる技術分野で当業者であるならば、前記記載の本質的な特性からはずれない範囲で変形された形態で具現されるということを理解することができるであろう。従って、開示された方法は、限定的な観点ではない説明的な観点から考慮されなければならない。本発明の範囲は、発明の詳細な説明ではない特許請求の範囲に示され、それと同等な範囲内にあるすべての差異は、本発明の範囲に含まれるものであると解釈されなければならないのである。

40

【産業上の利用可能性】

【0180】

本発明のドップラーデータを利用した超音波映像表示方法及び超音波医療装置は、例えば、医療診断関連の技術分野に効果的に適用可能である。

【符号の説明】

【0181】

- 10 トランスデューサ
- 100 超音波医療装置
- 110 データ獲得部
- 115 受信部

50

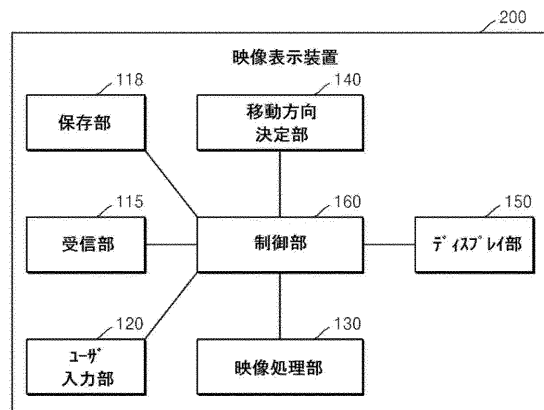
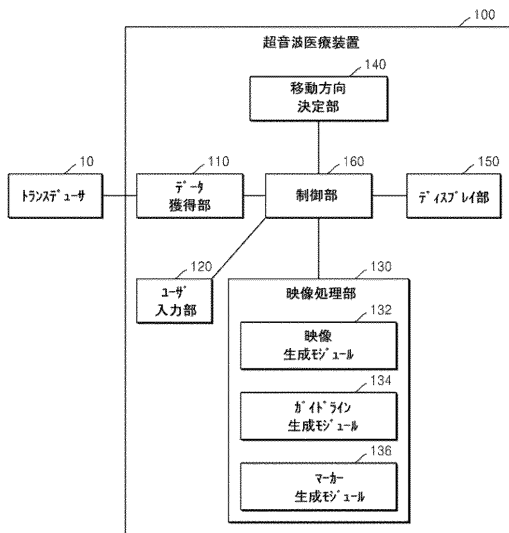
- 1 1 8 保存部
- 1 2 0 ユーザ入力部
- 1 3 0 映像処理部
- 1 3 2 映像生成モジュール
- 1 3 4 ガイドライン生成モジュール
- 1 3 6 マーカー生成モジュール
- 1 4 0 移動方向決定部
- 1 5 0 ディスプレイ部
- 1 6 0 制御部
- 2 0 0 映像表示装置
- 6 0 0 , 1 0 0 0 ドブブラー映像
- 6 1 0 , 7 1 0 , 1 0 1 0 第1領域
- 6 2 0 , 7 2 0 , 1 0 2 0 第2領域
- 6 3 0 第3領域
- 6 4 0 , 8 1 2 , 8 2 2 , 8 3 2 , 9 2 0 , 1 0 3 0 ガイドライン
- 6 5 0 , 8 1 5 , 8 2 5 , 8 3 5 第1マーカー
- 6 5 5 , 6 5 6 マーカー
- 6 5 7 第2マーカー
- 6 5 8 第3マーカー
- 8 0 0 超音波映像
- 8 2 0 心筋
- 9 0 0 三次元超音波映像
- 9 1 0 血管
- 9 3 0 三次元マーカー
- 1 0 1 5 , 1 0 2 5 ピクセルグループ

10

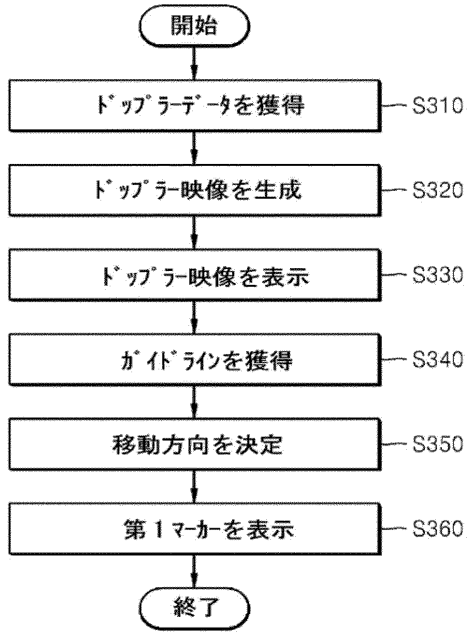
20

【 図 1 】

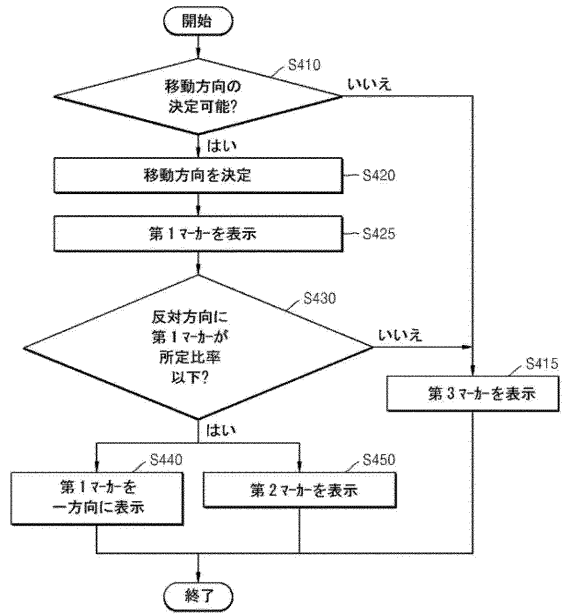
【 図 2 】



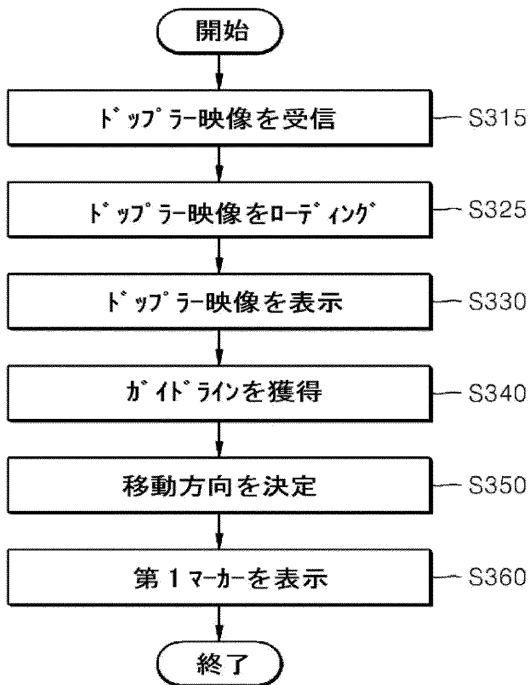
【 図 3 】



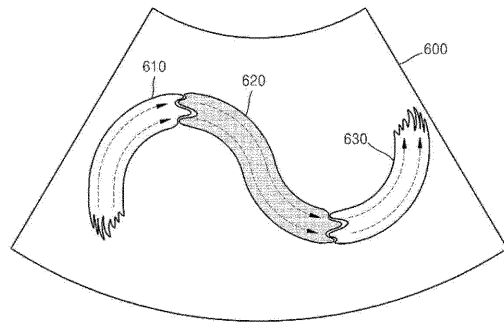
【 図 4 】



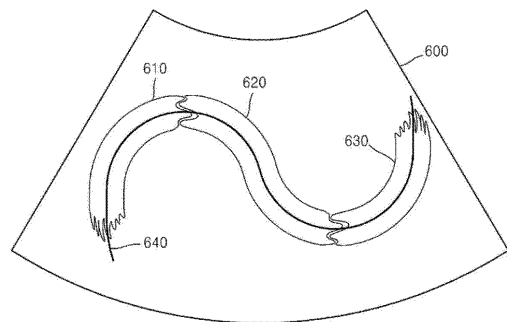
【 図 5 】



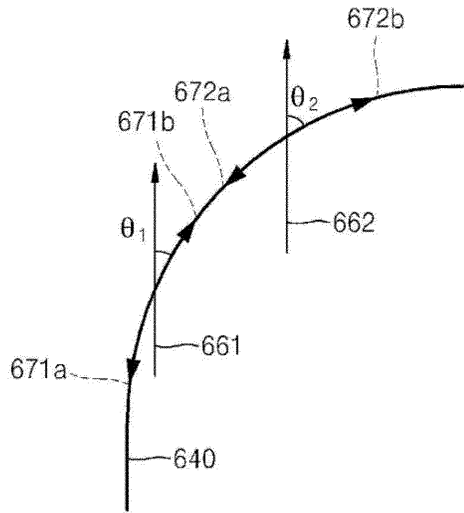
【 図 6 】



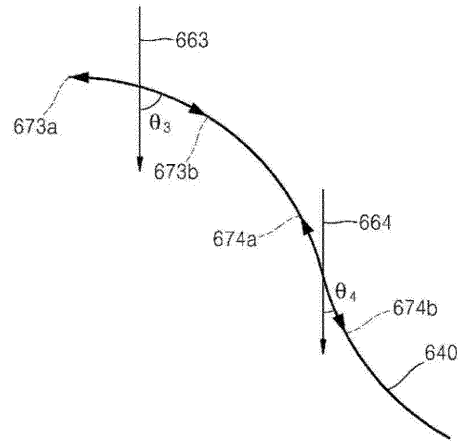
【 図 7 】



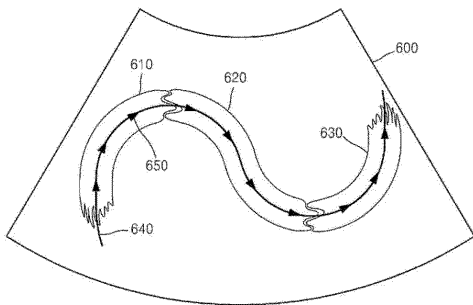
【 図 8 A 】



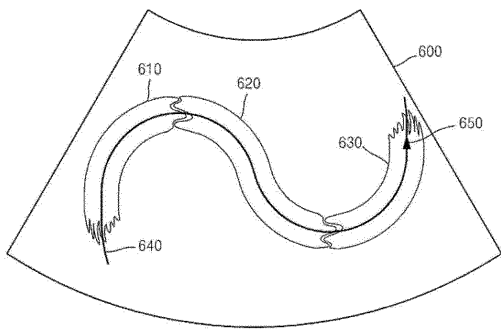
【 図 8 B 】



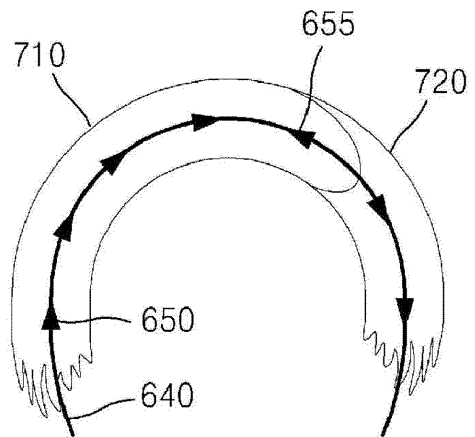
【 図 9 A 】



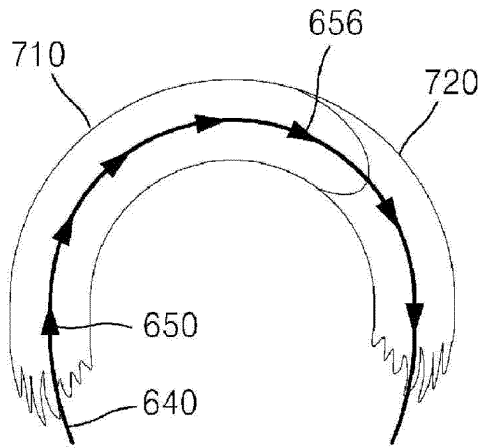
【 図 9 B 】



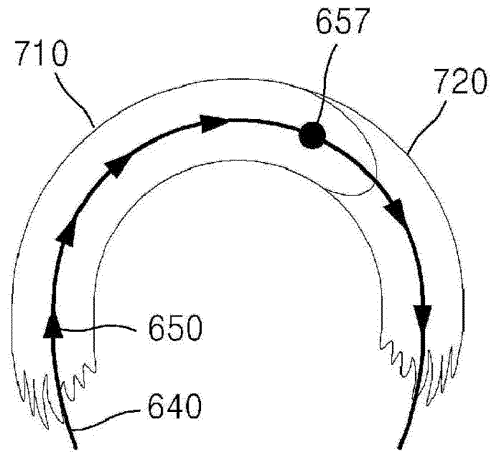
【 図 10 A 】



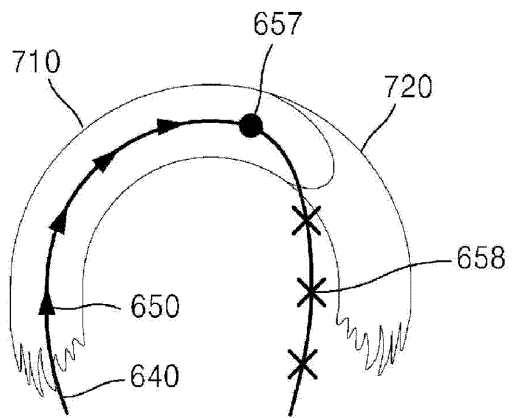
【図10B】



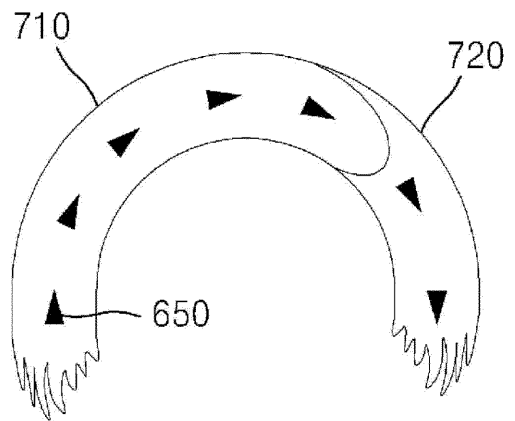
【図10C】



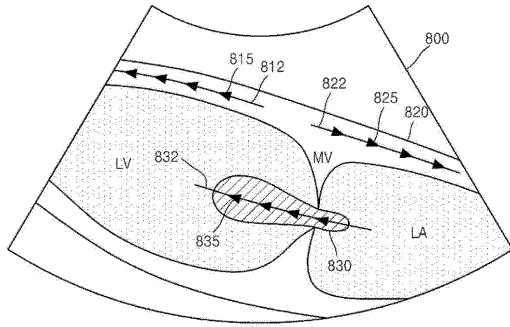
【図10D】



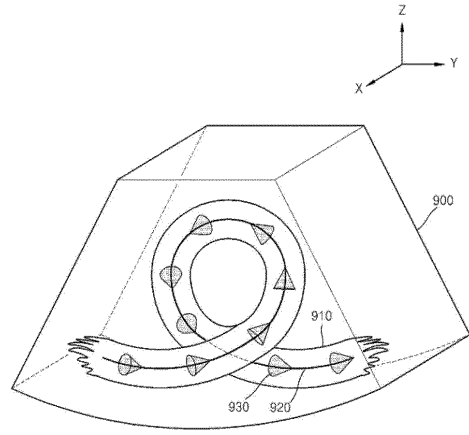
【図11】



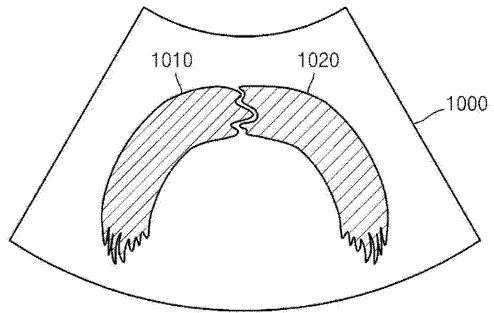
【 図 1 2 】



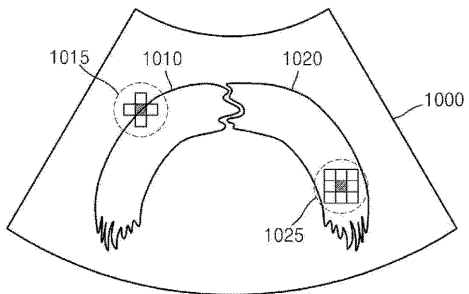
【 図 1 3 】



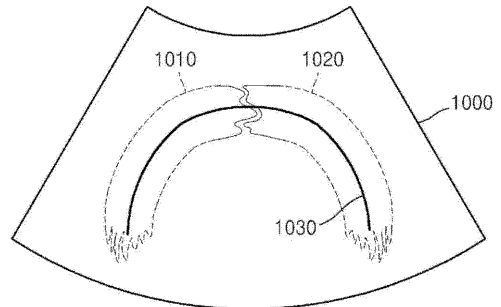
【 図 1 4 A 】



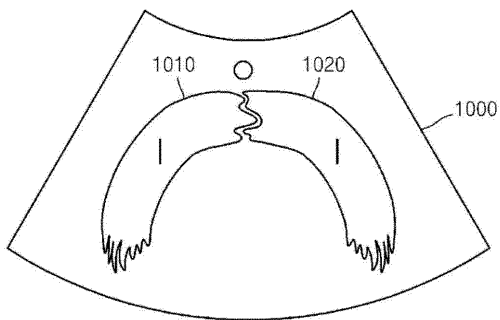
【 図 1 4 B 】



【 図 1 4 D 】



【 図 1 4 C 】



フロントページの続き

(72)発明者 ヒュン, ドン ギュ

大韓民国 カンウォン - ド, ホンチョン - グン, ナム - ミョン, ハンソ - ロ, 3 3 6 6

(72)発明者 チョイ, ソク ウォン

大韓民国 カンウォン - ド, ホンチョン - グン, ナム - ミョン, ハンソ - ロ, 3 3 6 6

Fターム(参考) 4C601 BB03 DE03 DE04 DE05 EE30 KK18 KK21 KK31

专利名称(译)	使用多普勒数据和超声医疗设备的超声图像显示方法		
公开(公告)号	JP2014079625A	公开(公告)日	2014-05-08
申请号	JP2013214471	申请日	2013-10-15
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星メディソン株式会社		
[标]发明人	ヒュンドンギユ チヨイソクウォン		
发明人	ヒュン, ドン ギユ チヨイ, ソク ウォン		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/463 A61B8/488 G01S7/52073 G01S15/8984 G06T11/206		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE30 4C601/KK18 4C601/KK21 4C601/KK31		
优先权	1020120113839 2012-10-12 KR 1020120122571 2012-10-31 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供使用多普勒数据的超声图像显示方法和超声医疗设备。通过考虑多普勒图像的色调值或多普勒数据以及在多普勒图像上显示的指南，可以容易地确定对象的移动方向。此外，通过在多普勒图像上显示指示对象的移动方向的标记，可以使用引导线和标记容易且有效地读取对象的移动。 点域

