

(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2010-51798

(P2010-51798A)

(43) 公開日 平成22年3月11日(2010.3.11)

(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 18 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2009-194355 (P2009-194355)
(22) 出願日 平成21年8月25日 (2009.8.25)
(31) 優先権主張番号 10-2008-0083726
(32) 優先日 平成20年8月27日 (2008.8.27)
(33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 597096909
株式会社 メディソン
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, N
am-myun, Hongchun-gu
n, Kangwon-do 250-87
0, 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】 適応的カラードップラーモード遂行方法及びそのための超音波診断システム

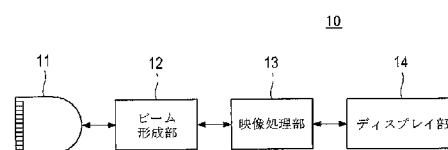
(57) 【要約】

【課題】 血流（または血管）が存在する領域に対してのみ超音波信号でスキャンし、適応的カラードップラー映像を形成する適応的カラードップラーモード遂行方法及びそのための超音波診断システムを提供する。

【解決手段】

超音波診断システムにおけるカラードップラーモード遂行方法は、全スキャン領域に設定された第1のスキャンラインセットをスキャンして、動く物体を通過する少なくとも一つのスキャンラインを検出する段階と、前記検出されたスキャンラインを用いて、第2のスキャンラインセットを設定する段階と、前記第2のスキャンラインセットをスキャンして、第1のカラードップラー映像を形成する段階とを備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波診断システムにおけるカラードップラーモード遂行方法であって、
全スキャン領域に設定された第 1 のスキャンラインセットをスキャンングして、動く物体を通過する少なくとも一つのスキャンラインを検出する段階と、

前記検出されたスキャンラインを用いて、第 2 のスキャンラインセットを設定する段階と、

前記第 2 のスキャンラインセットをスキャンングして、第 1 のカラードップラー映像を形成する段階と

を備えることを特徴とする適応的カラードップラーモード遂行方法。

10

【請求項 2】

前記動く物体は、血流及び血管を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の適応的カラードップラーモード遂行方法。

【請求項 3】

前記第 1 のスキャンラインセットをスキャンングして、第 2 のカラードップラー映像を形成する段階をさらに備えることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の適応的カラードップラーモード遂行方法。

【請求項 4】

前記第 2 のスキャンラインセットは、前記第 1 のスキャンラインセットよりさらに稠密に設定されることを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか一項に記載の適応的カラードップラーモード遂行方法。

20

【請求項 5】

前記第 2 のスキャンラインセットは、前記動く物体が検出されたスキャンラインとそれに隣接するスキャンラインとを備えることを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか一項に記載の適応的カラードップラーモード遂行方法。

【請求項 6】

前記第 2 のスキャンラインセットのスキャンングは、前記動く物体の深さまでのみ実施されることを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の適応的カラードップラーモード遂行方法。

【請求項 7】

前記第 1 のスキャンラインセットは、均一のスキャンライン密度を有することを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一項に記載の適応的カラードップラーモード遂行方法。

30

【請求項 8】

前記第 1 のスキャンラインセットは、均一でないスキャンライン密度を有することを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一項に記載の適応的カラードップラーモード遂行方法。

【請求項 9】

前記第 1 のスキャンラインセットは、前記動く物体の存在可能性に基づいて設定されることを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれか一項に記載の適応的カラードップラーモード遂行方法。

【請求項 10】

全スキャン領域に設定された第 1 のスキャンラインセットをスキャンングして、第 1 の受信信号を出力するプローブと、

前記第 1 の受信信号に基づいて、動く物体を通過する少なくとも一つのスキャンラインを検出し、前記検出されたスキャンラインを用いて、第 2 のスキャンラインセットを設定する映像処理部と

を備え、

前記プローブは、前記第 2 のスキャンラインセットをスキャンングして、第 2 の受信信号を出力し、

前記映像処理部は、前記第 2 の受信信号に基づいて、第 1 のカラードップラー映像を形成することを特徴とする超音波診断システム。

40

50

【請求項 1 1】

前記動く物体は、血流及び血管を含むことを特徴とする請求項 1 0 に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 2】

前記映像処理部は、前記第 1 の受信信号に基づいて、第 2 のカラードップラー映像を形成することをさらに特徴とする請求項 1 0 または 1 1 に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 3】

前記映像処理部は、前記第 2 のスキャンラインセットを前記第 1 のスキャンラインセットよりさらに稠密に設定することを特徴とする請求項 1 0 ～ 1 2 のいずれか一項に記載の超音波診断システム。

10

【請求項 1 4】

前記第 2 のスキャンラインセットは、前記動く物体が検出されたスキャンラインとそれに隣接するスキャンラインとを備えることを特徴とする請求項 1 0 ～ 1 3 のいずれか一項に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 5】

前記第 2 のスキャンラインセットのスキャンニングは、前記動く物体の深さまでのみ実施されることを特徴とする請求項 1 0 ～ 1 4 のいずれか一項に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 6】

前記第 1 のスキャンラインセットは、均一のスキャンライン密度を有することを特徴とする請求項 1 0 ～ 1 5 のいずれか一項に記載の超音波診断システム。

20

【請求項 1 7】

前記第 1 のスキャンラインセットは、均一でないスキャンライン密度を有することを特徴とする請求項 1 0 ～ 1 5 のいずれか一項に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 8】

前記第 1 のスキャンラインセットは、前記動く物体の存在可能性に基づいて設定されることを特徴とする請求項 1 0 ～ 1 7 のいずれか一項に記載の超音波診断システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、カラードップラーモードにおける適応的カラードップラーモード遂行方法及びそのための超音波診断システムに関し、より詳細には血流（または血管）が存在する領域に対してのみ超音波信号でスキャンニングし、適応的カラードップラー映像を形成することによって、カラードップラー映像のフレーム率（Frame Rate）を向上させることができる適応的カラードップラーモード遂行方法及びそのための超音波診断システムに関する。

30

【背景技術】**【0002】**

超音波診断システムは、無侵襲及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、対象体内部組織の高解像度の映像を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

【0003】

特に、超音波診断システムは、動く対象体と散乱体との速度を表示するカラードップラー映像（Color Doppler image）を提供している。超音波診断システムは、カラードップラーモードにおいて、ドップラー偏向（Doppler Shift）に基づいて、動いている対象体、例えば心臓または血管に流れている血液の速度と方向とを多様なカラー（Color）として表示する。例えば、超音波診断システムは、プローブのトランスデューサ側に近寄る血液の流れ（血流）を赤色で表示し、トランスデューサ側から遠くなる血液の流れを青い色で表示し、速い速度で流れる血液の流れを薄い色で、そして遅い速度で流れる血液の流れを濃い色で表示している。

50

【0004】

しかし、カラードップラー映像を形成する時、超音波の物理的な速度限界が原因となり、一般的な深さ（Depth）の全スキャン領域に対してカラードップラー映像を形成する場合に、即ち、例えば図1のように、256個のスキャンラインで構成する場合に、1秒当り1～2フレーム程度の低いフレーム率（Frame Rate）でカラードップラー映像が形成されるという問題がある。フレーム率を高めるために、使用者が調節可能なROI（Region of Interest）を提供しており、ROIを調節して相対的にスキャン領域を縮めて、十分なフレーム率のカラードップラー映像を得るようにしている。しかし、このようなROIの調節は、使用者の操作を必要とするだけでなく、3D（dimensional）カラードップラーモードなどでは調節しなければならない方向が3つの軸方向であるため、効率的に操作するのが難しい。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平05-049639号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、カラードップラーモード遂行時に、血流（または血管）が存在する領域に対してのみスキャンして、カラードップラー映像を形成することによって、スキャンライン数を減らしてフレーム率（Frame Rate）を向上させるための適応的カラードップラーモード遂行方法及びそのための超音波診断システムを提供する。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

前記の課題を解決するために、本発明による超音波診断システムにおけるカラードップラーモード遂行方法は、全スキャン領域に設定された第1のスキャンラインセットをスキャンして、動く物体を通過する少なくとも一つのスキャンラインを検出する段階と、前記検出されたスキャンラインを用いて、第2のスキャンラインセットを設定する段階と、前記第2のスキャンラインセットをスキャンして、第1のカラードップラー映像を形成する段階とを備える。

30

【0008】

また、本発明による超音波診断システムは、全スキャン領域に設定された第1のスキャンラインセットをスキャンして、第1の受信信号を出力するプローブと、前記第1の受信信号に基づいて、動く物体を通過する少なくとも一つのスキャンラインを検出し、前記検出されたスキャンラインを用いて、第2のスキャンラインセットを設定する映像処理部とを備え、前記プローブは、前記第2のスキャンラインセットをスキャンして、第2の受信信号を出力し、前記映像処理部は、前記第2の受信信号に基づいて、第1のカラードップラー映像を形成する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、一般のカラードップラー映像に比べて、映像品質の損失なくフレーム率を向上させることができ、ROI操作の不便を除去することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】全スキャン領域に対してカラードップラー映像を形成する過程を示す説明図である。

【図2】本発明が適用できる超音波診断システムの構成を概略的に示した図面である。

【図3】本発明の実施例によって、血流を検出するためのスキャンフレームを形成するためにスキャンする過程を示す概略図である。

【図4】図3で検出された血流領域に対して、適応フレームを形成するためにスキャン

50

グする過程を示す概略図である。

【図 5】図 3 で検出された血流領域に対して、血流領域の深さに応じて適応フレームを形成するためにスキニングする過程を示す概略図である。

【図 6】図 3 で検出された血流領域に対して、血流領域の深さに応じて適応フレームを形成するためにスキニングする過程を示す概略図である。

【図 7】本発明の実施例によって、血流検出のためのスキニングフレームを形成するためにスキニングする過程を示す概略図である。

【図 8】本発明の実施例によって、血流検出のためのスキニングフレームを形成するためにスキニングする過程を示す概略図である。

【図 9】本発明の実施例によって、3次元空間で血流領域を検出するためのスキニングフレーム及び血流領域に対する適応的フレームを形成するためにスキニングする過程を示す概略図である。

10

【図 10】本発明の実施例によって、3次元空間で血流領域を検出するためのスキニングフレーム及び血流領域に対する適応的フレームを形成するためにスキニングする過程を示す概略図である。

【図 11】本発明の実施例によって、3次元空間で血流領域を検出するためのスキニングフレーム及び血流領域に対する適応的フレームを形成するためにスキニングする過程を示す概略図である。

【図 12】本発明の実施例によって、3次元空間で血流領域を検出するためのスキニングフレーム及び血流領域に対する適応的フレームを形成するためにスキニングする過程を示す概略図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、添付した図面を参照して、本発明の実施例について詳細に説明する。

【0012】

図 2 は、本発明が適用できる超音波診断システムの構成を概略的に示した図面である。通常、カラードップラーモードとは、ドップラーと関連した全てのモード（velocity、power doppler、3D power doppler、color doppler 等）を称する。

【0013】

30

図 2 に示した通り、カラードップラー映像モードを行う超音波診断システム 10 は、プローブ 11、ビーム形成部 12、映像処理部 13 及びディスプレイ部 14 を備える。

【0014】

プローブ 11 は、電気信号と超音波信号とを相互変換する複数の変換素子を含む 1D/2D 配列型トランスデューサを備えることができる。プローブ 11 は、送信パルス信号に応答して、超音波信号を対象体に送信し、対象体から反射されたエコー信号を受信する。プローブ 11 は、エコー信号を電気信号に変換して、受信信号を出力する。本発明の実施例によれば、受信信号は、第 1 のスキャンラインセットをスキニングして得た第 1 の受信信号と、第 2 のスキャンラインセットをスキニングして得た第 2 の受信信号とを含むことができる。第 1 のスキャンラインセットは、第 1 のスキャンライン密度で全スキャン領域をスキャンするために、複数のスキャンラインで設定でき、第 2 のスキャンラインセットは、第 2 のスキャンライン密度でスキャンライン領域の特定部分をスキャンするために、複数のスキャンラインで設定できる。本発明の実施例では、第 2 のスキャンラインセットを、第 1 のスキャンラインセットよりさらに稠密に設定することができる。第 1 及び第 2 のスキャンラインセットの設定に関する詳細な説明は後述する。プローブ 11 は、トランスデューサから出力される信号を増幅するための増幅器（図示せず）をさらに備えることができる。

40

【0015】

ビーム形成部 12 は、プローブ 11 に接続されており、プローブ 11 から出力される受信信号を受信する。ビーム形成部 12 は、集束点と配列型トランスデューサの各変換素子

50

との距離に基づいて、受信信号に遅延を加えて受信集束ビームを出力する。

【0016】

映像処理部13は、ビーム形成部12に接続されており、受信集束ビームを受信する。映像処理部13は、受信集束ビームに基づいて、複数のカラードップラー映像フレームを形成することができる。ここで、カラードップラー映像フレームは、第1の受信信号に基づいて形成された第1のカラードップラー映像フレーム（以下、スキャンニングフレーム）と、第2の受信信号に基づいて形成された第2のカラードップラー映像フレーム（以下、適応フレーム）とを備えることができる。映像処理部13は、スキャンニングフレームと適応フレームとを合成して、合成映像フレームを形成することができる。

【0017】

ディスプレイ部14は、映像処理部13に接続されており、映像処理部13で形成されたスキャンニングフレーム、適応フレーム及び合成映像フレームに基づいて、カラードップラー映像をディスプレイすることができる。

【0018】

以下、図3～12を参照して、第1及び第2のスキャンラインセットの設定について詳細に説明する。本発明の実施例では、第1のスキャンラインセットは、動く血流（または血管）の領域（位置及び深さ）を通過する少なくとも一つのスキャンラインを検出するためのスキャンニングフレームを形成するためのものであり、第2のスキャンラインセットは、血流領域が検出されたスキャンラインを基準に設定され、適応フレームを形成するためのものである。

【0019】

第1のスキャンラインセットにおいて、血流（または血管）が検出されたスキャンラインは、第2のスキャンラインセットに含まれるか、またはそうでないこともあり得る。血流（または血管）の深さを考慮しない場合には、第1のスキャンラインセットにおいて、血流（または血管）が検出されたスキャンラインを用いて、その左右に対してのみ第2のスキャンラインセットを構成するか、血流（または血管）が検出されたスキャンラインとその左右に対して、新たに第2のスキャンラインセット構成することができる。一方、血流（または血管）の深さを考慮する場合には、血流（または血管）が検出されたスキャンラインとその左右に対して、新たに第2のスキャンラインセットを構成することができる。

【0020】

ここで、第1のスキャンラインセットの各スキャンラインは、均一の間隔（例えば、スキャンライン間隔を‘1’、‘2’、‘4’、‘8’、‘16’、‘32’、‘64’などにする場合である）に設定することができる。他の例として、第1のスキャンラインセットの各スキャンラインを任意に構成することができる（例えば、‘スキャンライン1’、‘スキャンライン4’、‘スキャンライン6’、‘スキャンライン7’、‘スキャンライン9’、…、‘スキャンライン247’、‘スキャンライン251’、‘スキャンライン253’などとスキャンラインを任意に設定する）。第1のスキャンラインセットをスキャンニングするのに用いる送信ビームの幅は、スキャンニングの高速化と血流の検出を逃さないこととを目的として、マルチビーム（multi beam）、送信ビームの幅がスキャンライン幅だけ広いもの（スキャンライン別に送信ビームの幅が異なることもある）、ゾーンビームフォーミング（Zone Beam forming）、フラットビーム（Flat Beam）などを用いることができる。

【0021】

一方、第2のスキャンラインセットの各スキャンラインは、適応フレームの形成ごとに変更することができる。また、第2のスキャンラインセットにおいて、各スキャンラインは、均一でない間隔で設定することができる（例えば、血流（または血管）が検出されたスキャンラインとその左右の±1スキャンラインまたは±2スキャンラインなどに対してのみ、新たに第2のスキャンラインセットを構成する）。また、第2のスキャンラインセットの各スキャンラインは、深さ（Depth）の調節が可能である（血流（または血管

10

20

30

40

50

）の存否によってスキャンラインだけでなく深さも調節可能である（図 5 及び図 6 参照）。

【0022】

ここで、第 2 のスキャンラインセットを構成するスキャンライン同士の間隔は、第 1 のスキャンラインセットにおけるスキャンライン間隔に基づいて設定するか（例えば、第 1 のスキャンラインセットのスキャンライン間隔／2、第 1 のスキャンラインセットのスキャンライン間隔／4 等）、送信ビームの幅によって決定できる（例えば、スキャンングフレームのスキャンラインは、送信ビームの幅を広くして、適応フレームのスキャンラインは、送信ビームの幅を狭く設定する）。

【0023】

例えば、第 1 のスキャンラインセットを、一般的なカラードップラーモードを行うための全スキャン領域のスキャンライン（例として、図 1 の 256 個のスキャンライン）より少ない数のスキャンラインで構成することができる。例として、図 3 のように、スキャンライン同士の間隔を「4」とし、256 個のスキャンラインを有する正常フレームに対して 1／4 のスキャンライン（＝64 個のスキャンライン）を有するように、第 1 のスキャンラインセットを構成することができる。このように、一般的なスキャンラインに対して 1／4 のスキャンラインを有する第 1 のスキャンラインセットを用いて、血流（または血管）領域（位置及び深さ）を優先的に検出することができる。図 3 では、スキャンライン 4、248 及び 252 で血流（または血管）が検出された例を示す。しかし、スキャンングフレームにおいて、スキャンライン間隔が「4」に限定されないことに留意すべきである。例えば、第 1 のスキャンラインセットにおいて、スキャンライン同士の間隔は、「1」、「2」、「4」、「8」、「16」、「32」、「64」などに設定することができる。

【0024】

また、第 1 のスキャンラインセットの各スキャンラインは、図 7 及び図 8 のように、スキャンライン同士の間隔を異なるようにして、側面方向に空間密度を均一にしないこともある。図 7 は、中央に血流が検出される可能性（血流の存在可能性）が高いかまたは微細な血管が密集しており、または左右に大きい血管があったり血管がない場合を示す。図 8 は、右側に血流が検出される可能性が高いかまたは微細な血管が密集しており、または左側に大きい血管があったり血管がない場合、あるいは診断の必要がない場合を示す。

【0025】

例えば、図 3 のように、スキャンライン 4、248 及び 252 で血流（または血管）が検出された時、第 2 のスキャンラインセットは、スキャンライン 4、248 及び 252 を含んでその周辺に対して、スキャンラインを稠密に設定することができる（全スキャンラインの数＝12 個）。即ち、「スキャンライン 2～5」（4 つのスキャンライン）および「スキャンライン 246～253」（8 つのスキャンライン）の全 12 個のスキャンラインを、第 2 のスキャンラインセットとして設定することができる。例えば、血流（または血管）が検出されたスキャンラインとその左右の±1 スキャンラインまたは±2 スキャンラインなどを、第 2 のスキャンラインセットとして設定することができる。一例として、図 4 に示した通り、第 2 のスキャンラインセットにおいて、各スキャンライン同士の間隔を 1 にする場合、血流（または血管）が検出されたスキャンラインより前のスキャンラインに対しては「-2 スキャンライン」を適用し、血流（または血管）が検出されたスキャンラインより後のスキャンラインに対しては「+1 スキャンライン」を適用することによって、「スキャンライン 4」に対しては「スキャンライン 2～5」を、「スキャンライン 248」に対しては「スキャンライン 246～249」を、そして「スキャンライン 252」に対しては「スキャンライン 250～253」を、第 2 のスキャンラインセットとして設定することができる。ここで、図 4 では、第 2 のスキャンラインセットにおいて、全スキャンラインの数が 12 個の場合を仮定したが、第 2 のスキャンラインセットのスキャンライン数を 24、36、64 などで固定し、同領域に対してさらに稠密に超音波ビームを集束させることができる。この場合には、第 2 のスキャンラインセットのスキャンライ

ンの設定時に、血流（または血管）が検出されたスキャンラインとその左右の ± 3 、 ± 4 、 ± 5 …などのスキャンラインが含まれるようにすることができる。図4のように、第2のスキャンラインセットを設定する場合、一般的なカラードップラーモードより10倍以上の平均フレーム率の向上効果を得ることができる。また、第2のスキャンラインセットの各スキャンラインは、均一でない間隔で設定することができる（側面方向に均一性を保障しない）。

【0026】

特に、第2のスキャンラインセットの各スキャンラインは、深さ（Depth）の調節が可能である。即ち、図5及び図6では、第2のスキャンラインセットのスキャンラインごとに、互いに異なった深さを有していることをそれぞれ示し、図3のスキニングフレームで検出された‘スキャンライン4’、‘スキャンライン248’、‘スキャンライン252’に対して互いに異なる深さを有する血流（または血管）に対し、互いに異なる深さのスキャンラインで稠密に超音波ビームを集束して、第2のスキャンラインセットを設定することができる。図5及び図6のように、第2のスキャンラインセットでは、超音波集束時に該当スキャンラインにおいて血流が検出された深さまでのみ送受信（Tx/Rx）を行うことができる。図5及び図6のように、第2のスキャンラインセットを設定する場合、一般的なカラードップラー方法に比べて、16～20倍以上の平均フレーム率の向上効果を得ることができる。前記第2のスキャンラインセットをスキニングして、ドップラー遷移周波数が予め設定されたしきい値（Threshold）より低い場合には、第1のスキャンラインセットを再設定することができる。

【0027】

血流（または血管）の存否は、特定しきい値（Threshold）を基準とするが、検出されたドップラー遷移周波数がしきい値より小さい場合には、血流がないと判断し、しきい値より大きい場合には、大きい血管があると判断する。

【0028】

もし、図1に対して一つのカラードップラー映像を得るのにかかる時間をTとし、フレーム率をFと仮定すれば、 $1/4$ の個数のスキャンラインをスキニングするスキニングフレームと同様に、 $1/4$ の個数のスキャンラインをスキニングする適応フレームは、それぞれを得るのに、 $0.25T$ の時間のみがかかる。この場合、スキニングフレームを‘A’とし、適応フレームを‘B’とした時、適応フレームのみを画面に表示すると仮定し、「ABABABAB」の順序でフレームを構成する場合には、平均フレーム率は $2F$ となる。また、「ABBBBBBBBBBBBBABBBBBBBBBBBBB」の順序でフレームを構成する場合には、平均フレーム率は $4F$ に近くなる。

【0029】

本発明の方法は、ROIに対しても使用可能であり、2Dカラーモードだけでなく、3Dカラーモードでも同一に適用可能である。前記図3～図6が、2Dスキニングフレーム及び2D適応フレームに関するものであり、図9は、3Dスキニングフレームに関するものであり、図10～図12は、3D適応フレームに関するものである。特に、図11及び図12は互いに異なる深さを有する血流（または血管）に対し異なる深さのスキャンラインで稠密に超音波ビームを集束する場合を示す。

【0030】

本発明でカラードップラー映像は、血流（または血管）の速度、ドップラー信号のパワー、血流速度の分散などをいずれも含む概念として解釈されなければならない。

【0031】

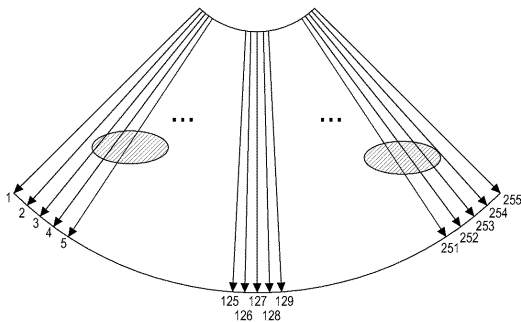
本明細書では、本発明が一部の実施例と関連して説明されたが、本発明の属する技術分野の当業者が理解できる本発明の精神及び範囲を逸脱しない範囲で、多様な変形及び変更がなされるという点が分かる。また、そのような変形及び変更は、本明細書に添付された特許請求の範囲内に属するものと考えられなければならない。

【符号の説明】

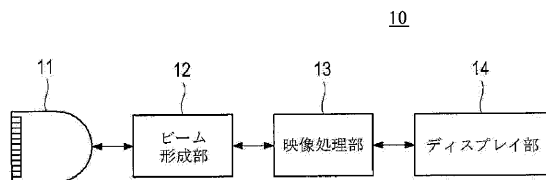
【0032】

- 10：超音波診断システム
 11：プローブ
 12：ビーム形成部
 13：映像処理部
 14：ディスプレイ部

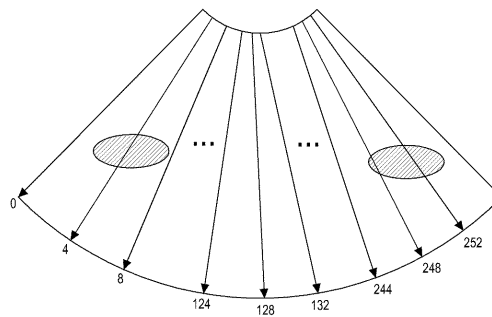
【図 1】



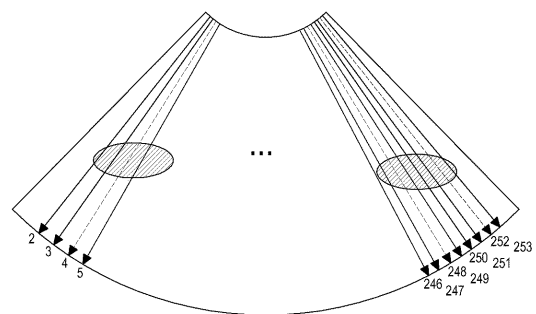
【図 2】



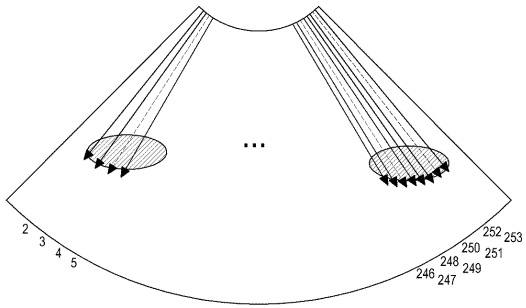
【図 3】



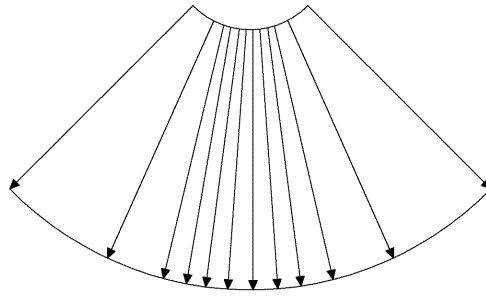
【図 4】



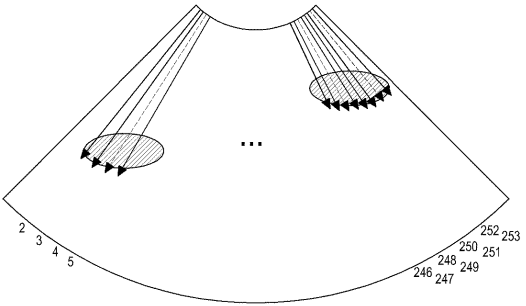
【図 5】



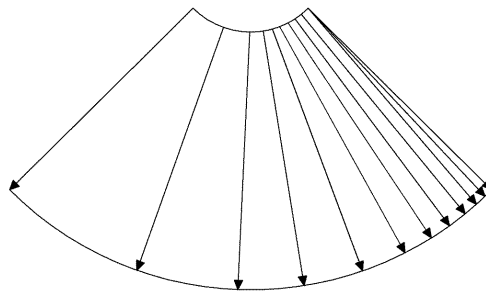
【図 7】



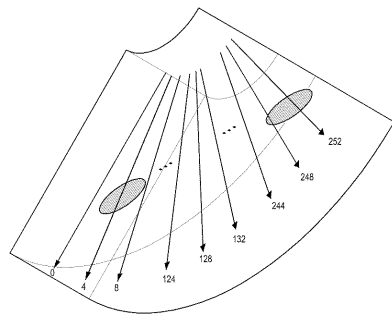
【図 6】



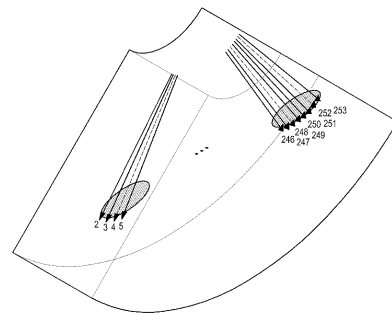
【図 8】



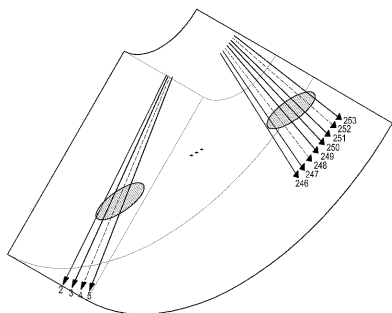
【図 9】



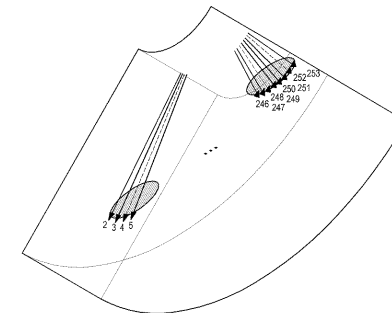
【図 11】



【図 10】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 ヒョン, ドン ギュ
大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3, ディスカサアンドメディソンビル, 3階,
株式会社メディソン R & Dセンター

(72)発明者 キム, ゾン シク
大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3, ディスカサアンドメディソンビル, 3階,
株式会社メディソン R & Dセンター

Fターム(参考) 4C601 BB06 DD03 DE04 DE05 EE08 EE11 HH13 HH15 HH17 KK19

专利名称(译)	自适应彩色多普勒模式性能方法及其超声诊断系统		
公开(公告)号	JP2010051798A	公开(公告)日	2010-03-11
申请号	JP2009194355	申请日	2009-08-25
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[标]发明人	ヒョンドンギユ キムゾンシク		
发明人	ヒョン, ドン ギユ キム, ゾン シク		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/463 A61B8/54 A61B8/585 G01S7/52085 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE08 4C601/EE11 4C601/HH13 4C601/HH15 4C601/HH17 4C601/KK19		
优先权	1020080083726 2008-08-27 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种自适应彩色多普勒模式执行方法，用于仅扫描存在血流（或血管）的区域的超声信号以形成自适应彩色多普勒图像及其超声诊断系统。 — 一种在超声诊断系统中执行彩色多普勒模式的方法，包括扫描在整个扫描区域中设置的第一扫描线组以检测穿过移动物体的至少一条扫描线的步骤，使用扫描线设置第二扫描线组，并扫描第二扫描线组以形成第一彩色多普勒图像。 .The

10

