

(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2013-138868

(P2013-138868A)

(43) 公開日 平成25年7月18日(2013.7.18)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/06 (2006.01)F I
A 6 1 B 8/06テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 38 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2012-285469 (P2012-285469)
(22) 出願日 平成24年12月27日 (2012.12.27)
(31) 優先権主張番号 10-2011-0144432
(32) 優先日 平成23年12月28日 (2011.12.28)
(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
S A M S U N G M E D I S O N C O .
, L T D .
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

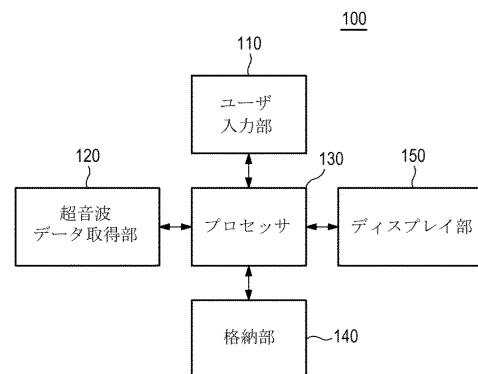
(54) 【発明の名称】 決定データに基づいてベクトルドップラー映像を提供する超音波システムおよび方法

(57) 【要約】

【課題】 決定データを用いてベクトルドップラー映像を提供する超音波システムおよび方法を提供すること。

【解決手段】 本発明における超音波システムは、対象体に対応する超音波データを用いて前記対象体のベクトル情報および付加情報を形成し、前記付加情報を用いて前記対象体に対応する決定データを設定し、前記決定データおよび前記ベクトル情報を用いてベクトルドップラー映像を形成するプロセッサを備える。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象体に対応する超音波データを用いて前記対象体のベクトル情報および付加情報を形成し、前記付加情報を用いて前記対象体に対応する決定データを設定し、前記決定データおよび前記ベクトル情報を用いてベクトルドブラー映像を形成するプロセッサ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、少なくとも 1 つの送信方向と、前記少なくとも 1 つの送信方向に対応する少なくとも 1 つの受信方向とを用いて前記対象体の速度および方向に対応する前記ベクトル情報を形成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波システム。

10

【請求項 3】

前記付加情報は、前記対象体のパワー情報、分散情報、強度値情報およびドブラー情報のうち少なくとも 1 つを含むことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波システム。

【請求項 4】

前記プロセッサは、前記超音波データを用いて前記対象体に対する前記強度値情報を検出し、前記強度値情報を用いて前記決定データを設定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 5】

前記プロセッサは、前記決定データを用いて前記対象体をフィルタリングするためのフィルタリング処理を前記ベクトル情報に行い、前記フィルタリング処理されたベクトル情報を用いて前記ベクトルドブラー映像を形成することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波システム。

20

【請求項 6】

前記プロセッサは、前記付加情報を用いてパワー閾値を設定し、前記パワー閾値以下のパワーに対応するベクトル情報をフィルタリングする前記決定データを設定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 7】

前記プロセッサは、前記決定データを用いて前記パワー閾値以下のパワーに対応する前記ベクトル情報をフィルタリングするための決定データ曲線を形成し、前記決定データ曲線を前記ベクトル情報に適用し、前記フィルタリング処理されたベクトル情報を用いて前記ベクトルドブラー映像を形成することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波システム。

30

【請求項 8】

前記プロセッサは、前記付加情報を用いてパワー閾値を設定し、前記パワー閾値以下のパワーに対応するベクトル情報に透明処理を行うための前記決定データを設定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 9】

前記プロセッサは、前記決定データを用いて前記パワー閾値以下のパワーに対応する前記ベクトル情報に透明処理を行い、前記ベクトル情報を用いて前記ベクトルドブラー映像を形成することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波システム。

40

【請求項 10】

前記プロセッサは、前記付加情報を用いてパワー閾値を設定し、前記パワー閾値以上のベクトル情報を強調するための前記決定データを設定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 11】

前記プロセッサは、前記決定データを用いてフィルタリング処理を行うための決定データ曲線を形成し、前記決定データ曲線を前記ベクトル情報に適用し、前記フィルタリング処理されたベクトル情報を用いて前記ベクトルドブラー映像を形成することを特徴とする請求項 10 に記載の超音波システム。

50

【請求項 1 2】

前記プロセッサは、前記付加情報を用いてパワー閾値を設定し、前記パワー閾値以下のベクトル情報を強調するための前記決定データを設定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 1 3】

前記プロセッサは、前記決定データを用いてフィルタリング処理を行うための決定データ曲線を形成し、前記決定データ曲線を前記ベクトル情報に適用し、前記フィルタリング処理されたベクトル情報を用いて前記ベクトルドブラー映像を形成することを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波システム。

【請求項 1 4】

前記対象体を含む生体に少なくとも 1 つの送信方向で超音波信号を送信し、前記生体から反射される超音波エコー信号を少なくとも 1 つの受信方向から受信して、前記超音波データを取得する超音波データ取得部

をさらに備えることを特徴とする請求項 1 乃至 1 3 のいずれか一項に記載の超音波システム。

【請求項 1 5】

前記超音波データ取得部は、前記超音波信号を前記生体の第 1 の送信方向に送信し、前記生体から反射される超音波エコー信号を第 1 の受信方向および第 2 の受信方向から受信して、前記第 1 の受信方向および前記第 2 の受信方向それぞれに対応する前記超音波データを取得することを特徴とする請求項 1 4 に記載の超音波システム。

【請求項 1 6】

前記超音波データ取得部は、前記超音波信号を前記生体の第 1 の送信方向および第 2 の送信方向に送信し、前記生体から反射される超音波エコー信号を第 1 の受信方向から受信して、前記第 1 の送信方向および前記第 2 の送信方向それぞれに対応する前記第 1 の受信方向の前記超音波データを取得することを特徴とする請求項 1 4 に記載の超音波システム。

【請求項 1 7】

前記超音波データ取得部は、前記超音波信号を前記生体の第 1 の送信方向および第 2 の送信方向に送信し、前記生体から反射される超音波エコー信号を第 1 の受信方向および第 2 の受信方向から受信して、前記第 1 の受信方向および前記第 2 の受信方向それぞれに対応する前記超音波データを取得することを特徴とする請求項 1 4 に記載の超音波システム。

【請求項 1 8】

前記超音波データ取得部は、前記超音波信号をインターリーブ送信方式で送信することを特徴とする請求項 1 4 乃至 1 7 のいずれか一項に記載の超音波システム。

【請求項 1 9】

前記超音波信号は、平面波信号または集束信号を含むことを特徴とする請求項 1 4 乃至 1 8 のいずれか一項に記載の超音波システム。

【請求項 2 0】

a) 対象体に対応する超音波データを用いて前記対象体のベクトル情報および付加情報を形成する段階と、

b) 前記付加情報を用いて前記対象体に対応する決定データを設定する段階と、

c) 前記決定データおよび前記ベクトル情報を用いてベクトルドブラー映像を形成する段階と

を備えることを特徴とするベクトルドブラー映像提供方法。

【請求項 2 1】

前記段階 a) は、

少なくとも 1 つの送信方向と、前記少なくとも 1 つの送信方向に対応する少なくとも 1 つの受信方向とを考慮して、前記超音波データを用いて前記対象体の速度および方向に対応する前記ベクトル情報を形成する段階

10

20

30

40

50

を備えることを特徴とする請求項 20 に記載のベクトルドブブラー映像提供方法。

【請求項 22】

前記付加情報は、前記対象体のパワー情報、分散情報、強度値情報およびドブブラー情報のうち少なくとも 1 つを含むことを特徴とする請求項 20 または 21 に記載のベクトルドブブラー映像提供方法。

【請求項 23】

前記段階 b) は、

前記超音波データを用いて前記対象体に対応する前記強度値情報を検出する段階と、

前記強度値情報を用いて前記決定データを設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項 22 に記載のベクトルドブブラー映像提供方法。

10

【請求項 24】

前記段階 c) は、

前記決定データを用いて前記対象体をフィルタリングするためのフィルタリング処理を前記ベクトル情報に行う段階と、

前記フィルタリング処理されたベクトル情報を用いて前記ベクトルドブブラー映像を形成する段階と

を備えることを特徴とする請求項 23 に記載のベクトルドブブラー映像提供方法。

【請求項 25】

前記段階 b) は、

前記付加情報を用いてパワー閾値を設定する段階と、

前記パワー閾値以下のパワーに対応するベクトル情報をフィルタリングするための前記決定データを設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項 22 に記載のベクトルドブブラー映像提供方法。

20

【請求項 26】

前記段階 c) は、

前記決定データを用いて前記パワー閾値以下のパワーに対応する前記ベクトル情報をフィルタリングするための決定データ曲線を形成する段階と、

前記決定データ曲線を前記ベクトル情報に適用する段階と、

前記フィルタリング処理されたベクトル情報を用いて前記ベクトルドブブラー映像を形成する段階と

を備えることを特徴とする請求項 25 に記載のベクトルドブブラー映像提供方法。

30

【請求項 27】

前記段階 b) は、

前記付加情報を用いてパワー閾値を設定する段階と、

前記パワー閾値以下のパワーに対応する前記ベクトル情報に透明処理を行うための前記決定データを設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項 22 に記載のベクトルドブブラー映像提供方法。

【請求項 28】

前記段階 c) は、

前記決定データを用いて前記パワー閾値以下のパワーに対応する前記ベクトル情報に透明処理を行う段階と、

前記ベクトル情報を用いて前記ベクトルドブブラー映像を形成する段階と

を備えることを特徴とする請求項 27 に記載のベクトルドブブラー映像提供方法。

40

【請求項 29】

前記段階 b) は、

前記付加情報を用いてパワー閾値を設定する段階と、

前記パワー閾値以上のベクトル情報を強調するための前記決定データを設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項 22 に記載のベクトルドブブラー映像提供方法。

【請求項 30】

前記段階 c) は、

50

前記決定データを用いてフィルタリング処理を行うための決定データ曲線を形成する段階と、

前記決定データ曲線を前記ベクトル情報に適用する段階と、

前記フィルタリング処理されたベクトル情報を用いて前記ベクトル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請求項 29 に記載のベクトルドップラー映像提供方法。

【請求項 31】

前記段階 b) は、

前記付加情報を用いてパワー閾値を設定する段階と、

前記パワー閾値を基準に前記パワー閾値以下のベクトル情報を強調するための前記決定データを設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項 22 に記載のベクトルドップラー映像提供方法。

【請求項 32】

前記段階 c) は、

前記決定データを用いてフィルタリング処理を行うための決定データ曲線を形成する段階と、

前記決定データ曲線を前記ベクトル情報に適用する段階と、

前記フィルタリング処理されたベクトル情報を用いて前記ベクトル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請求項 31 に記載のベクトルドップラー映像提供方法。

【請求項 33】

前記段階 a) を遂行する前に、

前記対象体を含む生体に少なくとも 1 つの送信方向で超音波信号を送信し、前記生体から反射される超音波ビームを少なくとも 1 つの受信方向から受信して、前記超音波データを取得する段階

をさらに備えることを特徴とする請求項 20 乃至 32 のいずれか一項に記載のベクトルドップラー映像提供方法。

【請求項 34】

前記超音波データを取得する段階は、

前記超音波信号を第 1 の送信方向で前記生体に送信する段階と、

前記生体から反射される超音波エコー信号を第 1 の受信方向および第 2 の受信方向から受信して、前記第 1 の受信方向および前記第 2 の受信方向それぞれに対応する前記超音波データを取得する段階と

を備えることを特徴とする請求項 33 に記載のベクトルドップラー映像提供方法。

【請求項 35】

前記超音波データを取得する段階は、

前記超音波信号を第 1 の送信方向および第 2 の送信方向で前記生体に送信する段階と、

前記生体から反射される超音波エコー信号を第 1 の受信方向から受信して、前記第 1 の送信方向および前記第 2 の送信方向それぞれに対応する前記第 1 の受信方向の前記超音波データを取得する段階と

を備えることを特徴とする請求項 33 に記載のベクトルドップラー映像提供方法。

【請求項 36】

前記超音波データを取得する段階は、

前記超音波信号を前記生体の第 1 の送信方向および第 2 の送信方向に送信する段階と、

前記生体から反射される超音波エコー信号を第 1 の受信方向および第 2 の受信方向から受信して、前記第 1 の受信方向および前記第 2 の受信方向それぞれに対応する前記超音波データを取得する段階と

を備えることを特徴とする請求項 33 に記載のベクトルドップラー映像提供方法。

【請求項 37】

前記超音波信号は、インターリーブ送信方式で送信されることを特徴とする請求項 33

10

20

30

40

50

乃至 36 のいずれか一項に記載のベクトルドップラー映像提供方法。

【請求項 38】

前記超音波信号は、平面波信号または集束信号を含むことを特徴とする請求項 33 乃至 37 のいずれか一項に記載のベクトルドップラー映像提供方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波システムに関し、特に、決定データに基づいてベクトルドップラー映像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】

10

【0002】

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、生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、生体を直接切開して観察する外科手術の必要がなく、生体の内部組織を高解像度の映像で医師に提供することができるため、医療分野で非常に重要なものとして用いられている。

【0003】

超音波システムは、生体の対象体から反射される超音波信号（超音波エコー信号）を 2 次元映像で示す B モード（brightness mode）映像、ドップラー効果（doppler effect）を用いて動いている対象体（特に、血流）の速度をドップラーズベクトルで示す D モード（doppler mode）映像、ドップラー効果を用いて動いている対象体の速度をカラーで示す C モード（color mode）映像、圧力（compression）を加えた時と加えない時の反応差を映像で示す弾性モード映像などを提供してくれる。

20

【0004】

カラードップラー映像は、血流の流れの程度をカラーとして表示するものであって、血管、心臓などの疾患を検証するのに有用である。しかし、カラードップラー映像における各カラーは、超音波信号が送信される方向に血流が近づいているか、あるいは遠ざかっているかの程度を示すため、正確な血流の動きを表現するのに限界がある。

【0005】

このような問題を解決するために、血流の速度だけでなく方向まで得ることができるベクトルドップラー方式が用いられている。ベクトルドップラー方式のうちの一つである交差ビーム（cross beam-based）方式は、2 つ以上の異なる方向から速度成分を取得し、これらを組み合わせて、2 次元または 3 次元の方向に対する血流のベクトル情報を検出するものである。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】国際公開 2006 / 080182 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0007】

本発明は、決定データを用いてベクトルドップラー映像を提供する超音波システムおよび方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明における超音波システムは、対象体に対応する超音波データを用いて前記対象体のベクトル情報および付加情報を形成し、前記付加情報を用いて前記対象体に対応する決定データを設定し、前記決定データおよび前記ベクトル情報を用いてベクトルドップラー映像を形成するプロセッサを備える。

【0009】

50

また、本発明におけるベクトルドブブラー映像提供方法は、a) 対象体に対応する超音波データを用いて前記対象体のベクトル情報および付加情報を形成する段階と、b) 前記付加情報を用いて前記対象体に対応する決定データを設定する段階と、c) 前記決定データおよび前記ベクトル情報を用いてベクトルドブブラー映像を形成する段階とを備える。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、付加的なデータ（例えば、Bモード映像に対応する超音波データ、パワー等）を用いて血流の量に応じてベクトルドブブラー映像を提供することができ、ユーザが病変における血流の特性を把握し診断するのに役立つ。

【0011】

10

また、本発明によれば、組織の輝度に関わる血流の運動特性を観察することができる。

【0012】

また、本発明によれば、パワー情報に関わる血流の運動特性や、血流速度の大きさによって血流の動きが不均一となる現象などを観察することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【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Bモード映像および関心領域を示す例示図である。

【図3】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4】本発明の実施例における送信方向および受信方向を示す例示図である。

20

【図5】本発明の実施例における送信方向および受信方向を示す例示図である。

【図6】本発明の実施例における送信方向および受信方向を示す例示図である。

【図7】本発明の実施例における送信方向および受信方向を示す例示図である。

【図8】本発明の実施例におけるサンプリングデータおよび超音波映像のピクセルを示す例示図である。

【図9】本発明の実施例における受信ビームフォーミング処理を行う例を示す例示図である。

【図10】本発明の実施例における受信ビームフォーミング処理を行う例を示す例示図である。

【図11】本発明の実施例における受信ビームフォーミング処理を行う例を示す例示図である。

30

【図12】本発明の実施例における受信ビームフォーミング処理を行う例を示す例示図である。

【図13】本発明の実施例によって、加重値を設定する例を示す例示図である。

【図14】本発明の実施例によって、サンプリングデータセットを設定する例を示す例示図である。

【図15】本発明の実施例によって、決定データに基づいてベクトルドブブラー映像を形成する順序を示すフローチャートである。

【図16】本発明の実施例における送信方向、受信方向、ベクトル情報および過剰決定問題 (over-determined problem) を示す例示図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0014】

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。

【0015】

図1は、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1を参照すると、超音波システム100は、ユーザ入力部110を備える。

【0016】

ユーザ入力部110は、ユーザからの入力情報を受信する。本実施例において、入力情報は、図2に示すように、Bモード (brightness mode) 映像BIに関心領域ROIを設定する情報を含む。しかし、入力情報は、必ずしもこれに限定されない。

50

関心領域 R O I は、２次元または３次元ベクトルドップラー映像を得るためのカラーボックス (c o l o r b o x) を含む。図 2 において、図面符号 B V は、血管を表す。ユーザ入力部 1 1 0 は、コントロールパネル (c o n t r o l p a n e l)、トラックボール (t r a c k b a l l)、タッチスクリーン (t o u c h s c r e e n)、マウス (m o u s e)、キーボード (k e y b o a r d) などで構成することができる。

【 0 0 1 7 】

超音波システム 1 0 0 は、超音波データ取得部 1 2 0 をさらに備える。超音波データ取得部 1 2 0 は、超音波信号を生体に送信する。生体は、対象体 (例えば、血管、心臓、血流等) を含む。超音波データ取得部 1 2 0 は、生体から反射される超音波信号 (すなわち、超音波エコー信号) を受信して超音波映像に対応する超音波データを取得する。

10

【 0 0 1 8 】

図 3 は、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 を参照すると、超音波データ取得部 1 2 0 は、超音波プローブ 3 1 0 を備える。

【 0 0 1 9 】

超音波プローブ 3 1 0 は、電気的信号と超音波信号を相互変換する複数の電気音響変換素子 (t r a n s d u c e r e l e m e n t : 以下単に変換素子と呼ぶ) 3 1 1 (図 4 参照) を備える。超音波プローブ 3 1 0 は、超音波信号を生体に送信する。超音波プローブ 3 1 0 から送信される超音波信号は、超音波信号を集束点に集束させない平面波 (p l a n e w a v e) 信号または超音波信号を集束点に集束させる集束 (f o c u s e d) 信号である。しかし、超音波信号は、必ずしもこれに限定されない。超音波プローブ 3 1 0 は、生体から反射される超音波エコー信号を受信して電気的信号 (以下、受信信号という) を形成する。受信信号は、アナログ信号である。超音波プローブ 3 1 0 は、コンベックス型プローブ (c o n v e x p r o b e)、リニア型プローブ (l i n e a r p r o b e) などのプローブを含む。

20

【 0 0 2 0 】

超音波データ取得部 1 2 0 は、送信部 3 2 0 をさらに備える。送信部 3 2 0 は、超音波信号の送信を制御する。また、送信部 3 2 0 は、変換素子 3 1 1 を考慮して、超音波映像を得るための電気的信号 (以下、送信信号という) を形成する。

【 0 0 2 1 】

一実施例において、送信部 3 2 0 は、変換素子 3 1 1 を考慮して、B モード映像 B I を得るための送信信号 (以下、B モード送信信号という) を形成する。従って、超音波プローブ 3 1 0 は、送信部 3 2 0 から提供される B モード送信信号を超音波信号に変換し、変換された超音波信号を生体に送信し、生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 (以下、B モード受信信号という) を形成する。

30

【 0 0 2 2 】

また、送信部 3 2 0 は、変換素子 3 1 1 および超音波信号 (すなわち、送信ビーム) の少なくとも 1 つの送信方向を考慮して、平均化回数 (e n s e m b l e n u m b e r) に対応する送信信号 (以下、ドップラーモード送信信号という) を形成する。ここで、平均化回数は、超音波信号を送受信する回数を表す。従って、超音波プローブ 3 1 0 は、送信部 3 2 0 から提供されるドップラーモード送信信号を超音波信号に変換し、変換された超音波信号を少なくとも生体の 1 つの送信方向に送信し、生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 (以下、ドップラーモード受信信号という) を形成する。

40

【 0 0 2 3 】

一例として、送信部 3 2 0 は、図 4 に示すように、送信方向 T_x および変換素子 3 1 1 を考慮して、平均化回数に対応するドップラーモード送信信号を形成する。送信方向 T_x は、変換素子 3 1 1 の長手方向 (配列方向) と垂直の方向 (0°) ないし送信ビームを最大にステアリングできる方向のうちいずれか 1 つの方向である。

【 0 0 2 4 】

他の例として、送信部 3 2 0 は、図 5 に示すように、第 1 の送信方向 T_{x_1} および変換素子 3 1 1 を考慮して、平均化回数に対応する第 1 のドップラーモード送信信号を形成す

50

る。従って、超音波プローブ 310 は、送信部 320 から提供される第 1 のドップラーモード送信信号を超音波信号に変換し、変換された超音波信号を生体の第 1 の送信方向 Tx_1 に送信し、生体から反射される超音波エコー信号を受信して第 1 のドップラーモード受信信号を形成する。また、送信部 320 は、図 5 に示すように、第 2 の送信方向 Tx_2 および変換素子 311 を考慮して、平均化回数に対応する第 2 のドップラーモード送信信号を形成する。従って、超音波プローブ 310 は、送信部 320 から提供される第 2 のドップラーモード送信信号を超音波信号に変換し、変換された超音波信号を生体の第 2 の送信方向 Tx_2 に送信し、生体から反射される超音波エコー信号を受信して第 2 のドップラーモード受信信号を形成する。図 5 において、図面符号 PRI は、パルス繰返し間隔 (pulse repeat interval) を表す。

10

【0025】

他の実施例において、送信部 320 は、変換素子 311 を考慮して、B モード映像 BI を得るための B モード送信信号を形成する。従って、超音波プローブ 310 は、送信部 320 から提供される B モード送信信号を超音波信号に変換し、変換された超音波信号を生体に送信し、生体から反射される超音波エコー信号を受信して B モード受信信号を形成する。

【0026】

また、送信部 320 は、少なくとも 1 つの送信方向および変換素子 311 を考慮して、平均化回数に対応するドップラーモード送信信号を形成する。従って、超音波プローブ 310 は、送信部 320 から提供されるドップラーモード送信信号を超音波信号に変換し、変換された超音波信号を生体に送信し、生体から反射される超音波エコー信号を受信してドップラーモード受信信号を形成する。このとき、超音波信号は、インターリーブ送信 (interleaved Tx) 方式で送信される。インターリーブ送信方式については、下記で詳細に説明する。

20

【0027】

例えば、送信部 320 は、図 6 に示すように、第 1 の送信方向 Tx_1 および変換素子 311 を考慮して、第 1 のドップラーモード送信信号を形成する。従って、超音波プローブ 310 は、送信部 320 から提供される第 1 のドップラーモード送信信号を超音波信号に変換し、変換された超音波信号を生体の第 1 の送信方向 Tx_1 に送信する。続いて、送信部 320 は、図 6 に示すように、第 2 の送信方向 Tx_2 および変換素子 311 を考慮して、第 2 のドップラーモード送信信号を形成する。従って、超音波プローブ 310 は、送信部 320 から提供される第 2 のドップラーモード送信信号を超音波信号に変換し、変換された超音波信号を生体の第 2 の送信方向 Tx_2 に送信する。超音波プローブ 310 は、生体から反射される超音波エコー信号 (すなわち、第 1 のドップラーモード送信信号に対応する超音波エコー信号) を受信して第 1 のドップラーモード受信信号を形成する。また、超音波プローブ 310 は、生体から反射される超音波エコー信号 (すなわち、第 2 のドップラーモード送信信号に対応する超音波エコー信号) を受信して第 2 のドップラーモード受信信号を形成する。

30

【0028】

続いて、送信部 320 は、図 6 に示すように、PRI に基づいて第 1 のドップラーモード送信信号を形成する。よって、超音波プローブ 310 は、送信部 320 から提供される第 1 のドップラーモード送信信号を超音波信号に変換し、変換された超音波信号を生体の第 1 の送信方向 Tx_1 に送信する。送信部 320 は、図 6 に示すように、PRI に基づいて第 2 のドップラーモード送信信号を形成する。従って、超音波プローブ 310 は、送信部 320 から提供される第 2 のドップラーモード送信信号を超音波信号に変換し、変換された超音波信号を生体の第 2 の送信方向 Tx_2 に送信する。超音波プローブ 310 は、生体から反射される超音波エコー信号 (すなわち、第 1 のドップラーモード送信信号に対応する超音波エコー信号) を受信して第 1 のドップラーモード受信信号を形成する。また、超音波プローブ 310 は、生体から反射される超音波エコー信号 (すなわち、第 2 のドップラーモード送信信号に対応する超音波エコー信号) を受信して第 2 のドップラーモード

40

50

受信信号を形成する。

【0029】

送信部320は、前述したような行程を行って、平均化回数に対応する第1のドップラーモード送信信号および第2のドップラーモード送信信号を形成する。

【0030】

他の実施例において、送信部320は、変換素子311を考慮して、Bモード映像B1を得るためのBモード送信信号を形成する。従って、超音波プローブ310は、送信部320から提供されるBモード送信信号を超音波信号に変換し、変換された超音波信号を生体に送信し、生体から反射される超音波エコー信号を受信してBモード受信信号を形成する。

10

【0031】

また、送信部320は、少なくとも1つの送信方向および変換素子311を考慮して、平均化回数に対応するドップラーモード送信信号を形成する。従って、超音波プローブ310は、送信部320から提供されるドップラーモード送信信号を超音波信号に変換し、変換された超音波信号を生体に送信し、生体から反射される超音波エコー信号を受信してドップラーモード受信信号を形成する。このとき、超音波信号は、PRIによって送信される。

【0032】

例えば、送信部320は、図7に示すようにPRIに基づいて、第1の送信方向 Tx_1 および変換素子311を考慮して、第1のドップラーモード送信信号を形成する。従って、超音波プローブ310は、送信部320から提供される第1のドップラーモード送信信号を超音波信号に変換し、変換された超音波信号を第1の送信方向 Tx_1 に生体に送信し、生体から反射される超音波エコー信号を受信して第1のドップラーモード受信信号を形成する。また、送信部320は、図7に示すようにPRIに基づいて、第2の送信方向 Tx_2 および変換素子311を考慮して、第2のドップラーモード送信信号を形成する。従って、超音波プローブ310は、送信部320から提供される第2のドップラーモード送信信号を超音波信号に変換し、変換された超音波信号を生体の第2の送信方向 Tx_2 に送信し、生体から反射される超音波エコー信号を受信して第2のドップラーモード受信信号を形成する。

20

【0033】

送信部320は、前述のように、PRIに基づいて平均化回数に対応する第1のドップラーモード送信信号および第2のドップラーモード送信信号を形成する。

30

【0034】

再び図3を参照すると、超音波データ取得部120は、受信部330をさらに備える。受信部330は、超音波プローブ310から提供される受信信号をアナログデジタル変換してサンプリングデータを形成する。また、受信部330は、変換素子311を考慮して、サンプリングデータに受信ビームフォーミング(reception beam forming)を行って受信集束データを形成する。受信ビームフォーミングについては、下記で詳細に説明する。

【0035】

本実施例において、受信部330は、超音波プローブ310から提供されるBモード受信信号をアナログデジタル変換してサンプリングデータ(以下、Bモードサンプリングデータという)を形成する。受信部330は、Bモードサンプリングデータに受信ビームフォーミングを行って受信集束データ(以下、Bモード受信集束データという)を形成する。

40

【0036】

また、受信部330は、超音波プローブ310から提供されるドップラーモード受信信号をアナログデジタル変換してサンプリングデータ(以下、ドップラーモードサンプリングデータという)を形成する。受信部330は、ドップラーモードサンプリングデータに受信ビームフォーミングを行って、超音波エコー信号(すなわち、超音波ビーム)の少な

50

くとも１つの受信方向に対応する受信集束データ（以下、ドップラーモード受信集束データという）を形成する。

【００３７】

一例として、受信部３３０は、超音波プローブ３１０から提供されるドップラーモード受信信号をアナログデジタル変換してドップラーモードサンプリングデータを形成する。受信部３３０は、ドップラーモードサンプリングデータに受信ビームフォーミングを行って、図４に示すように、第１の受信方向 $R \times_1$ に対応する第１のドップラーモード受信集束データおよび第２の受信方向 $R \times_2$ に対応する第２のドップラーモード受信集束データを形成する。

【００３８】

他の例として、受信部３３０は、図５に示すように、超音波プローブ３１０から提供される第１のドップラーモード受信信号をアナログデジタル変換して第１の送信方向 $T \times_1$ に対応する第１のドップラーモードサンプリングデータを形成する。受信部３３０は、第１のドップラーモードサンプリングデータに受信ビームフォーミングを行って第１の受信方向 $R \times_1$ に対応する第１のドップラーモード受信集束データを形成する。また、受信部３３０は、図５に示すように、超音波プローブ３１０から提供される第２のドップラーモード受信信号をアナログデジタル変換して第２の送信方向 $T \times_2$ に対応する第２のドップラーモードサンプリングデータを形成する。受信部３３０は、第２のドップラーモードサンプリングデータに受信ビームフォーミングを行って、第２の受信方向 $R \times_2$ に対応する第２のドップラーモード受信集束データを形成する。このとき、受信方向を超音波プローブ３１０の変換素子３１１と垂直にすれば、最大の口径のサイズ（*aperture size*）を用いることができる。

【００３９】

以下、添付した図面を参照して受信ビームフォーミングについて説明する。

【００４０】

一実施例において、受信部３３０は、図８に示すように、超音波プローブ３１０から複数のチャネル CH_k （ $1 \leq k \leq P$ ）を通して受信される受信信号をアナログデジタル変換してサンプリングデータ $S_{i,j}$ （ i, j は、整数）を形成する。サンプリングデータ $S_{i,j}$ は、格納部１４０に格納される。受信部３３０は、変換素子３１１の位置と、超音波映像 UI のピクセルの方位（*orientation*）に基づいて、各サンプリングデータに対応するピクセルを検出する。即ち、受信部３３０は、変換素子３１１の位置と、超音波映像 UI のピクセルの方位に基づいて、各サンプリングデータが受信ビームフォーミングに用いられるピクセルを選択する。受信部３３０は、選択されたピクセルに該当サンプリングデータを累積割当する。

【００４１】

例えば、受信部３３０は、図９に示すように、変換素子３１１の位置と超音波映像 UI のピクセルの方位に基づいて、サンプリングデータ $S_{6,3}$ に対応するピクセル、即ちサンプリングデータ $S_{6,3}$ が受信ビームフォーミングに用いられるピクセルを検出するための曲線（以下、受信ビームフォーミング曲線という） $CV_{6,3}$ を設定する。受信部３３０は、超音波映像 UI のピクセル $P_{a,b}$ （ $1 \leq a \leq M, 1 \leq b \leq N$ ）から受信ビームフォーミング曲線 $CV_{6,3}$ に対応するピクセル $P_{3,1}$ 、 $P_{3,2}$ 、 $P_{4,2}$ 、 $P_{4,3}$ 、 $P_{4,4}$ 、 $P_{4,5}$ 、 $P_{4,6}$ 、 $P_{4,7}$ 、 $P_{4,8}$ 、 $P_{4,9}$ 、 $\dots$ 、 $P_{3,N}$ を検出する。即ち、受信部３３０は、超音波映像 UI のピクセル $P_{a,b}$ から受信ビームフォーミング曲線 $CV_{6,3}$ が通るピクセル $P_{3,1}$ 、 $P_{3,2}$ 、 $P_{4,2}$ 、 $P_{4,3}$ 、 $P_{4,4}$ 、 $P_{4,5}$ 、 $P_{4,6}$ 、 $P_{4,7}$ 、 $P_{4,8}$ 、 $P_{4,9}$ 、 $\dots$ 、 $P_{3,N}$ を選択する。受信部３３０は、図１０に示すように、選択されたピクセル $P_{3,1}$ 、 $P_{3,2}$ 、 $P_{4,2}$ 、 $P_{4,3}$ 、 $P_{4,4}$ 、 $P_{4,5}$ 、 $P_{4,6}$ 、 $P_{4,7}$ 、 $P_{4,8}$ 、 $P_{4,9}$ 、 $\dots$ 、 $P_{3,N}$ にサンプリングデータ $S_{6,3}$ を割り当てる。

【００４２】

続いて、受信部３３０は、変換素子３１１の位置と超音波映像 UI のピクセルの方位に基づいて、図１１に示すように、サンプリングデータ $S_{6,4}$ に対応するピクセル、即ちサ

10

20

30

40

50

ンプリングデータ $S_{6,4}$ が受信ビームフォーミングに用いられるピクセルを検出するための受信ビームフォーミング曲線 $CV_{6,4}$ を設定する。受信部 330 は、超音波映像 UI のピクセル $P_{a,b}$ ($1 \leq a \leq M$ 、 $1 \leq b \leq M$) から受信ビームフォーミング曲線 $CV_{6,4}$ に対応するピクセル $P_{2,1}$ 、 $P_{3,1}$ 、 $P_{3,2}$ 、 $P_{4,2}$ 、 $P_{4,3}$ 、 $P_{4,4}$ 、 $P_{5,4}$ 、 $P_{5,5}$ 、 $P_{5,6}$ 、 $P_{5,7}$ 、 $P_{5,8}$ 、 $P_{4,9}$ 、 $P_{5,9}$ 、 $\dots$ 、 $P_{4,N}$ 、 $P_{3,N}$ を検出する。即ち、受信部 330 は、超音波映像 UI のピクセル $P_{a,b}$ から受信ビームフォーミング曲線 $CV_{6,4}$ が通るピクセル $P_{2,1}$ 、 $P_{3,1}$ 、 $P_{3,2}$ 、 $P_{4,2}$ 、 $P_{4,3}$ 、 $P_{4,4}$ 、 $P_{5,4}$ 、 $P_{5,5}$ 、 $P_{5,6}$ 、 $P_{5,7}$ 、 $P_{5,8}$ 、 $P_{4,9}$ 、 $P_{5,9}$ 、 $\dots$ 、 $P_{4,N}$ 、 $P_{3,N}$ を選択する。受信部 330 は、図 12 に示すように、選択されたピクセル $P_{2,1}$ 、 $P_{3,1}$ 、 $P_{3,2}$ 、 $P_{4,2}$ 、 $P_{4,3}$ 、 $P_{4,4}$ 、 $P_{5,4}$ 、 $P_{5,5}$ 、 $P_{5,6}$ 、 $P_{5,7}$ 、 $P_{5,8}$ 、 $P_{4,9}$ 、 $P_{5,9}$ 、 $\dots$ 、 $P_{4,N}$ 、 $P_{3,N}$ にサンプリングデータ $S_{6,4}$ を累積割当する。

10

【0043】

受信部 330 は、超音波映像 UI のピクセル $P_{a,b}$ それぞれに累積割当されたサンプリングデータに受信ビームフォーミング（即ち、加算（*summing*））を行って受信集束データを形成する。

【0044】

他の実施例において、受信部 330 は、図 8 に示すように、超音波プローブ 310 から複数のチャネル CH_k を通して提供される受信信号をアナログデジタル変換してサンプリングデータ $S_{i,j}$ を形成する。サンプリングデータ $S_{i,j}$ は、格納部 140 に格納される。受信部 330 は、変換素子 311 の位置と超音波映像 UI のピクセルの方位に基づいて、各サンプリングデータに対応するピクセルを検出する。即ち、受信部 330 は、変換素子 311 の位置と超音波映像 UI のピクセルの方位に基づいて、各サンプリングデータが受信ビームフォーミングに用いられるピクセルを選択する。受信部 330 は、検出されたピクセルに該当サンプリングデータを累積割当する。受信部 330 は、検出されたピクセルの中から同一列（*column*）に存在するピクセルを検出する。受信部 330 は、同一の列に存在するピクセルに対応する加重値を設定する。受信部 330 は、設定された加重値を各ピクセルのサンプリングデータに加える。

20

【0045】

例えば、受信部 330 は、変換素子 311 の位置と超音波映像 UI のピクセルの方位に基づいて、図 9 に示すようにサンプリングデータ $S_{6,3}$ に対応するピクセル、即ちサンプリングデータ $S_{6,3}$ が受信ビームフォーミングに用いられるピクセルを検出するための受信ビームフォーミング曲線 $CV_{6,3}$ を設定する。受信部 330 は、超音波映像 UI のピクセル $P_{a,b}$ から受信ビームフォーミング曲線 $CV_{6,3}$ に対応するピクセル $P_{3,1}$ 、 $P_{3,2}$ 、 $P_{4,2}$ 、 $P_{4,3}$ 、 $P_{4,4}$ 、 $P_{4,5}$ 、 $P_{4,6}$ 、 $P_{4,7}$ 、 $P_{4,8}$ 、 $P_{4,9}$ 、 $\dots$ 、 $P_{3,N}$ を検出する。即ち、受信部 330 は、超音波映像 UI のピクセル $P_{a,b}$ から受信ビームフォーミング曲線 $CV_{6,3}$ が通るピクセル $P_{3,1}$ 、 $P_{3,2}$ 、 $P_{4,2}$ 、 $P_{4,3}$ 、 $P_{4,4}$ 、 $P_{4,5}$ 、 $P_{4,6}$ 、 $P_{4,7}$ 、 $P_{4,8}$ 、 $P_{4,9}$ 、 $\dots$ 、 $P_{3,N}$ を選択する。受信部 330 は、図 10 に示すように、検出されたピクセル $P_{3,1}$ 、 $P_{3,2}$ 、 $P_{4,2}$ 、 $P_{4,3}$ 、 $P_{4,4}$ 、 $P_{4,5}$ 、 $P_{4,6}$ 、 $P_{4,7}$ 、 $P_{4,8}$ 、 $P_{4,9}$ 、 $\dots$ 、 $P_{3,N}$ にサンプリングデータ $S_{6,3}$ を割り当てる。

30

【0046】

受信部 330 は、検出されたピクセル $P_{3,1}$ 、 $P_{3,2}$ 、 $P_{4,2}$ 、 $P_{4,3}$ 、 $P_{4,4}$ 、 $P_{4,5}$ 、 $P_{4,6}$ 、 $P_{4,7}$ 、 $P_{4,8}$ 、 $P_{4,9}$ 、 $\dots$ 、 $P_{3,N}$ の中から同じ列に存在するピクセル $P_{3,2}$ 、 $P_{4,2}$ を検出する。受信部 330 は、図 13 に示すように、同じ列に存在するピクセル $P_{3,2}$ の重点（中心点）と受信ビームフォーミング曲線 $CV_{6,3}$ との間の距離 W_1 および同じ列に存在するピクセル $P_{4,2}$ の重点（中心点）と受信ビームフォーミング曲線 $CV_{6,3}$ との間の距離 W_2 を算出する。すなわち、ピクセル $P_{3,2}$ の重点とピクセル $P_{4,2}$ の重点とを結ぶ仮想直線と受信ビームフォーミング曲線 $CV_{6,3}$ との交点と、ピクセル $P_{3,2}$ の重点およびピクセル $P_{4,2}$ の重点のそれぞれとの距離 W_1 および W_2 を算出する。

40

【0047】

受信部 330 は、算出された距離 W_1 、 W_2 に基づいて、ピクセル $P_{3,2}$ に対する第 1

50

の加重値 α_1 およびピクセル $P_{4,2}$ に対する第 2 の加重値 α_2 を設定する。第 1 の加重値 α_1 および第 2 の加重値 α_2 は、算出された距離に比例または反比例するように設定することができる。受信部 330 は、第 1 の加重値 α_1 をピクセル $P_{3,2}$ に割り当てられたサンプリングデータ $S_{6,3}$ に加え、第 2 の加重値 α_2 をピクセル $P_{4,2}$ に割り当てられたサンプリングデータ $S_{6,3}$ に加える。受信部 330 は、残りのサンプリングデータに対しても前述のように行う。

【0048】

受信部 330 は、超音波映像 UI のピクセル $P_{a,b}$ それぞれに累積割当されたサンプリングデータに受信ビームフォーミングを行って受信集束データを形成する。

【0049】

他の実施例において、受信部 330 は、図 8 に示すように、超音波プローブ 310 から複数のチャンネル CH_k を通して提供される受信信号をアナログデジタル変換してサンプリングデータ $S_{i,j}$ を形成する。サンプリングデータ $S_{i,j}$ は、格納部 (140) に格納される。受信部 330 は、サンプリングデータ $S_{i,j}$ の中から受信ビームフォーミングに用いられるピクセルを検出するためのサンプリングデータセットを設定する。

【0050】

例えば、受信部 330 は、図 14 に示すように、サンプリングデータ $S_{i,j}$ の中から受信ビームフォーミングに関与するピクセルを検出するためのサンプリングデータセット $S_{1,1}, S_{1,4} \dots S_{1,t}, S_{2,1}, S_{2,4} \dots S_{2,t} \dots S_{p,t}$ (ボックスで表示) を設定する。

【0051】

受信部 330 は、変換素子 311 の位置と超音波映像 UI のピクセルの方位に基づいて、サンプリングデータセットの各サンプリングデータに対応するピクセルを検出する。即ち、受信部 330 は、変換素子 311 の位置と超音波映像 UI のピクセルの方位に基づいて、サンプリングデータセットの各サンプリングデータが受信ビームフォーミングに用いられるピクセルを選択する。受信部 330 は、選択されたピクセルに該当サンプリングデータを前述した実施例のように累積割当する。受信部 330 は、超音波映像 UI のピクセルそれぞれに累積割当されたサンプリングデータに受信ビームフォーミングを行って受信集束データを形成する。

【0052】

他の実施例において、受信部 330 は、超音波プローブ 310 から複数のチャンネル CH_k を通して提供される受信信号をダウンサンプリングしてダウンサンプリングされたデータを形成する。受信部 330 は、前述のように、変換素子 311 の位置と超音波映像 UI のピクセルの方位に基づいて、各サンプリングデータに対応するピクセルを検出する。即ち、受信部 330 は、変換素子 311 の位置と超音波映像 UI のピクセルの方位に基づいて、各サンプリングデータが受信ビームフォーミングに用いられるピクセルを選択する。受信部 330 は、選択されたピクセルに該当サンプリングデータを前述の実施例のように累積割当する。受信部 330 は、超音波映像 UI のピクセルそれぞれに累積割当されたサンプリングデータに受信ビームフォーミングを行って受信集束データを形成する。

【0053】

しかし、受信ビームフォーミングは、必ずしもこれに限定されず、多様な受信ビームフォーミングを用いることができる。

【0054】

再び図 3 を参照すると、超音波データ取得部 120 は、超音波データ形成部 340 をさらに備える。超音波データ形成部 340 は、受信部 330 から提供される受信集束データを用いて超音波映像 UI に対応する超音波データを形成する。また、超音波データ形成部 340 は、超音波データを形成するのに必要な様々なデータ処理 (例えば、利得 (gain) 調節等) を受信集束データに対して行うことができる。

【0055】

本実施例において、超音波データ形成部 340 は受信部 330 から提供される B モード受信集束データを用いて B モード映像 BI に対応する超音波データ (以下、B モード超音

10

20

30

40

50

波データという)を形成する。Bモード超音波データは、RF (radio frequency) データを含む。

【0056】

また、超音波データ形成部340は、受信部330から提供されるドップラーモード受信集束データを用いて関心領域ROIに対応する超音波データ(以下、ドップラーモード超音波データという)を形成する。ドップラーモード超音波データは、IQデータ(in-phase/quadrature data)を含む。しかし、ドップラーモード超音波データは、必ずしもこれに限定されない。

【0057】

例えば、超音波データ形成部340は、受信部330から提供される第1のドップラーモード受信集束データを用いて第1のドップラーモード超音波データを形成する。また、超音波データ形成部340は、受信部330から提供される第2のドップラーモード受信集束データを用いて第2のドップラーモード超音波データを形成する。

10

【0058】

再び図1を参照すると、超音波システム100は、プロセッサ130をさらに備える。プロセッサ130は、ユーザ入力部110および超音波データ取得部120に連結される。プロセッサ130はCPU(central processing unit)、マイクロプロセッサ(microprocessor)、GPU(graphic processing unit)などを含む。

【0059】

図15は、本発明の実施例によって、決定データに基づいてベクトルドップラー映像を形成する順序を示すフローチャートである。図15に示すように、プロセッサ130は、超音波データ取得部120から提供されるBモード超音波データを用いてBモード映像BIを形成する(S1502)。Bモード映像BIは、ディスプレイ部150に表示される。

20

【0060】

プロセッサ130は、ユーザ入力部110から提供される入力情報に基づいて、Bモード映像BIに関心領域ROIを設定する(S1504)。従って、超音波データ取得部120は、関心領域ROIを考慮して超音波信号を生体に送信し、生体から反射される超音波エコー信号を受信してドップラーモード超音波データを取得する。

30

【0061】

プロセッサ130は、超音波データ取得部120から提供されるドップラーモード超音波データを用いてベクトル情報を形成する(S1506)。すなわち、プロセッサ130は、ドップラーモード超音波データを用いて対象体の動き(すなわち、速度および方向)に対応するベクトル情報を形成する。

【0062】

一般に、超音波信号の送信方向が超音波エコー信号の受信方向と同一で、ドップラー角度がθの場合、次のような関係が成立する。

【0063】

【数1】

$$X \cos \theta = \frac{C_0 f_d}{2 f_0}$$

(式1)

40

【0064】

式1において、Xは反射体速度(即ち、血流の速度)を示し、C₀は生体内超音波音速を示し、f_dはドップラーシフト周波数(Doppler shift frequency)を示し、f₀は超音波周波数を示す。

【0065】

ドップラーシフト周波数f_dは、超音波信号(即ち、送信ビーム)の周波数と超音波エコー信号(即ち、受信ビーム)の周波数との差により算出することができる。また、送信

50

方向に投射された速度成分 $X \cos \theta$ は、式 1 により算出することができる。

【 0 0 6 6 】

一方、超音波信号（即ち、送信ビーム）の送信方向が超音波エコー信号（即ち、受信ビーム）の受信方向と相違すると、次のような関係が成立する。

【 0 0 6 7 】

【 数 2 】

$$X \cos \theta_T + X \cos \theta_R = \frac{C_0 f_d}{f_0} \quad (\text{式 2})$$

【 0 0 6 8 】

式 2 において、 θ_T は超音波信号（即ち、送信ビーム）と血流がなす角度を示し、 θ_R は超音波エコー信号（即ち、受信ビーム）と血流がなす角度を示す。

【 0 0 6 9 】

図 1 6 は、本発明の実施例における送信および受信方向、ベクトル情報および過剰決定問題（over-determined problem）を示す例示図である。図 1 6 を参照すると、超音波信号（即ち、送信ビーム）が第 1 の方向 D 1 に送信され、超音波エコー信号（即ち、受信ビーム）が第 1 の方向 D 1 に受信されると、次のような関係が成立する。

【 0 0 7 0 】

【 数 3 】

$$\vec{\alpha}_1 \vec{X} = \alpha_{11} x_1 + \alpha_{12} x_2 = y_1 = X \cos \theta \quad (\text{式 3})$$

式 3 において、 $\vec{\alpha}_1 = (\alpha_{11}, \alpha_{12})$ は第 1 の方向 D 1 の単位ベクトルであり、 $\vec{X} = (x_1, x_2)$ は変数を示し、 y_1 は数式 1 から算出することができる。

【 0 0 7 1 】

一方、超音波信号（即ち、送信ビーム）が第 2 の方向 D 2 に送信され、超音波エコー信号（即ち、受信ビーム）が第 3 の方向 D 3 に受信されると、次のような関係が成立する。

【 0 0 7 2 】

【 数 4 】

$$(\alpha_{21} + \alpha_{31}) x_1 + (\alpha_{22} + \alpha_{32}) x_2 = (y_2 + y_3) = X \cos \theta_2 + X \cos \theta_3 \quad (\text{式 4})$$

【 0 0 7 3 】

式 3 および式 4 は、2 次元環境を仮定したものであって、3 次元環境に拡張することができる。即ち、式 3 および式 4 を 3 次元環境に拡張すると、次のような関係が成立する。

【 0 0 7 4 】

【 数 5 】

$$\alpha_{11} x_1 + \alpha_{12} x_2 + \alpha_{13} x_3 = y \quad (\text{式 5})$$

【 0 0 7 5 】

2 次元環境（即ち、2 次元ベクトル）の場合、変数（ x_1 、 x_2 ）を算出するために少なくとも 2 つの数式が必要である。例えば、図 1 6 において、超音波信号（即ち、送信ビーム）が第 3 の方向 D 3 に送信され、超音波エコー信号（即ち、受信ビーム）が第 2 の方向 D 2 および第 4 の方向 D 4 に受信されると、次のような 2 つの数式が得られる。

【 0 0 7 6 】

10

20

30

40

【数 6】

$$(\alpha_{31} + \alpha_{21})x_1 + (\alpha_{32} + \alpha_{22})x_2 = (y_3 + y_2)$$

$$(\alpha_{31} + \alpha_{41})x_1 + (\alpha_{32} + \alpha_{42})x_2 = (y_3 + y_4)$$

(式 6)

式 6 における 2 つの式からベクトル $\vec{X} = (x_1, x_2)$ を算出することができる。

【0077】

一方、受信ビームフォーミングが少なくとも 2 つの角度（即ち、受信方向）で行われると、図 16 に示すように、2 つ以上の数式が得られ、2 つ以上の数式を過剰決定問題として定義することができる。過剰決定問題は、公知であるので、本実施例では詳細に説明しない。過剰決定問題は、ドップラーシフト周波数に追加されたノイズ特性に基づいて擬似逆行列方法（Pseudo inverse method）、加重最小自乗法（weighted least square method）などにより解くことができる。即ち、M 個の送信方向と、各送信ごとの N 個の受信方向の受信ビームフォーミングにより M × N 個の式を得ることができる。

10

【0078】

再び図 15 を参照すると、プロセッサ 130 は、超音波データ取得部 120 から提供されるドップラーモード超音波データを用いて、対象体に対応する付加情報を検出する（S1508）。本実施例において、付加情報は、対象体のパワー情報（または、分散情報）、強さ値（すなわち、輝度値）情報およびドップラー情報のうち少なくとも 1 つを含む。

20

【0079】

選択的に、プロセッサ 130 は、超音波データ（すなわち、ドップラーモード超音波データ）を用いてベクトル情報および付加情報を同時に形成することができる。

【0080】

また、選択的に、プロセッサ 130 は、超音波データ（すなわち、ドップラーモード超音波データ）を用いて付加情報を形成し、ベクトル情報を形成することができる。

【0081】

プロセッサ 130 は、付加情報を用いて決定データを設定する（S1510）。決定データは、対象体の有無および量を決定するためのデータである。すなわち、決定データは、ベクトル情報にフィルタリング処理を行うためのデータである。

30

【0082】

一実施例において、プロセッサ 130 は、付加情報を用いて対象体（例えば、血管壁 BV）に対応する強さ値（すなわち、輝度値）を検出する。プロセッサ 130 は、検出された輝度値をベクトル情報にフィルタリング処理を行うための決定データとして設定する。すなわち、プロセッサ 130 は、検出された輝度値をベクトルドップラー映像で血管壁をフィルタリング（透明処理）するための決定データとして設定する。

【0083】

他の実施例において、プロセッサ 130 は、付加情報を用いてパワー閾値を設定する。パワー閾値は、公知となっている様々な方法を利用して設定できるため、本実施例では詳細に説明しない。プロセッサ 130 は、パワー閾値に基づいてベクトル情報にフィルタリング処理を行うための決定データを設定する。すなわち、プロセッサ 130 は、パワー閾値以下のパワーに対応するベクトル情報をフィルタリング（すなわち、除去）するための決定データとして設定する。

40

【0084】

他の実施例において、プロセッサ 130 は、付加情報を用いてパワー閾値を設定する。プロセッサ 130 は、パワー閾値に基づいてベクトル情報にフィルタリング処理を行うための決定データを設定する。すなわち、プロセッサ 130 は、パワー閾値以下のパワーに対応するベクトル情報をフィルタリング（すなわち、透明処理）するための決定データを設定する。

50

【0085】

他の実施例において、プロセッサ130は、付加情報を用いてパワー閾値を設定する。プロセッサ130は、パワー閾値に基づいてベクトル情報にフィルタリング処理を行うための決定データを設定する。フィルタリング処理は、アルファブレンディング処理 (alpha blending process) を含む。しかし、フィルタリング処理は、必ずしもこれに限定されない。すなわち、プロセッサ130は、パワー閾値以下のパワーに対応するベクトル情報を弱化し、パワー閾値以上のパワーに対応するベクトル情報を強調するための決定データを設定する。

【0086】

他の実施例において、プロセッサ130は、付加情報を用いてパワー閾値を設定する。プロセッサ130は、パワー閾値に基づいてベクトル情報にフィルタリング処理を行うための決定データを設定する。すなわち、プロセッサ130は、パワー閾値を基準にパワー閾値以下のベクトル情報を強調し、パワー閾値以上のベクトル情報を弱化するフィルタリング処理を行うための決定データを設定する。

【0087】

しかし、決定データを設定する方法は、必ずしもこれに限定されない。

【0088】

プロセッサ130は、決定データおよびベクトル情報を用いてベクトルドブラー映像を形成する (S1512)。ベクトルドブラー映像は、ベクトル情報をカラーホイールで示すベクトルドブラー映像、ベクトルの大きさを長さで示しベクトル方向を矢印で示すベクトルドブラー映像、対象体の動きをパーティクルの動きで示すベクトルドブラー映像などを含む。

【0089】

一実施例において、プロセッサ130は、決定データを用いて対象体 (例えば、血管壁BV) をフィルタリングするフィルタリング処理をベクトル情報に行う。プロセッサ130は、フィルタリング処理されたベクトル情報を用いてベクトルドブラー映像を形成する。

【0090】

他の実施例において、プロセッサ130は、決定データを用いてパワー閾値以下のパワーに対応するベクトル情報をフィルタリングする決定データ曲線を形成する。プロセッサ130は、決定データ曲線を用いてベクトル情報にフィルタリング処理を行う。すなわち、プロセッサ130は、決定データ曲線をベクトル情報に適用する。プロセッサ130は、フィルタリング処理されたベクトル情報を用いてベクトルドブラー映像を形成する。

【0091】

他の実施例において、プロセッサ130は、決定データを用いてパワー閾値以下のパワーに対応するベクトル情報を検出する。プロセッサ130は、検出されたベクトル情報にフィルタリング処理 (すなわち、透明処理) を行う。プロセッサ130は、フィルタリング処理されたベクトル情報を用いてベクトルドブラー映像を形成する。

【0092】

他の実施例において、プロセッサ130は、決定データを用いて、パワー閾値以下のベクトル情報を弱化し、パワー閾値以上のベクトル情報を強調する決定データ曲線を形成する。

【0093】

一例として、プロセッサ130は、決定データを用いて対象体 (例えば、血流等) の量に応じてパーティクルの密度 (particle density)、パーティクルの大きさおよびパーティクルテール (particle tail) のうち少なくとも1つを調節するための決定データ曲線を形成する。

【0094】

他の例として、プロセッサ130は、決定データを用いて対象体の量に応じて矢印の大きさ、矢印の密度、矢印の長さおよびカラーのうち少なくとも1つを調節するための決定

10

20

30

40

50

データ曲線を形成する。

【0095】

他の例として、プロセッサ130は、決定データを用いて対象体の量に応じてストリームラインの密度 (streamline density)、ストリームラインのカラーおよびストリームラインのアルファブレンディングのうち少なくとも1つを調節する決定データ曲線を形成する。

【0096】

他の例として、プロセッサ130は、決定データを用いて対象体の量に応じてプロファイルライン (profile line) の太さ、密度、アルファブレンディングおよび粘性のうち少なくとも1つを調節するための決定データ曲線を形成する。

10

【0097】

プロセッサ130は、決定データ曲線に基づいてベクトル情報にフィルタリング処理を行う。すなわち、プロセッサ130は、決定データ曲線をベクトル情報に適用する。プロセッサ130は、フィルタリング処理されたベクトル情報を用いてベクトルドッブラー映像を形成する。

【0098】

他の実施例において、プロセッサ130は、決定データを用いて、パワー閾値以下のベクトル情報を強調し、パワー閾値以上のベクトル情報を弱化するための決定データ曲線を形成する。プロセッサ130は、決定データ曲線に基づいてベクトル情報にフィルタリング処理を行う。すなわち、プロセッサ130は、決定データ曲線をベクトル情報に適用する。プロセッサ130は、フィルタリング処理されたベクトル情報を用いてベクトルドッブラー映像を形成する。

20

【0099】

再び図1を参照すると、超音波システム100は、格納部140をさらに備える。格納部140は、超音波データ取得部120で取得された超音波データ (Bモード超音波データおよびドッブラーモード超音波データ) を格納する。また、格納部140は、プロセッサ130で形成されたベクトル情報を格納する。

【0100】

超音波システム100は、ディスプレイ部150をさらに備える。ディスプレイ部150は、プロセッサ130で形成されたBモード映像BIを表示する。また、ディスプレイ部150は、プロセッサ130で形成されたベクトルドッブラー情報を表示する。

30

【0101】

本発明は、望ましい実施例によって説明および例示をしたが、当業者であれば添付した特許請求の範囲の事項および範疇を逸脱することなく、様々な変形および変更が可能である。

【符号の説明】

【0102】

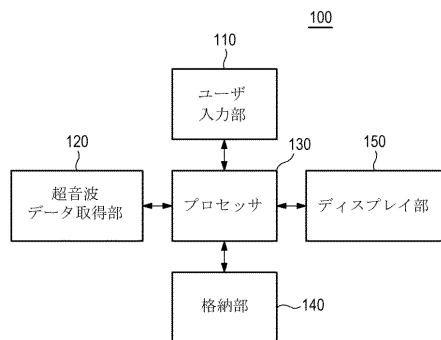
100 超音波システム
110 ユーザ入力部
120 超音波データ取得部
130 プロセッサ
140 格納部
150 ディスプレイ部
310 超音波プローブ
311 電気音響変換素子
320 送信部
330 受信部
340 超音波データ形成部
BI Bモード映像
ROI 関心領域

40

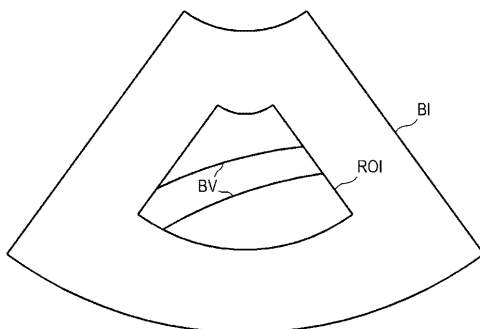
50

B V 血管
 U I 超音波映像
 $S_{i,j}$ サンプルングデータ
 $P_{a,b}$ ピクセル
 CH_k チャンネル

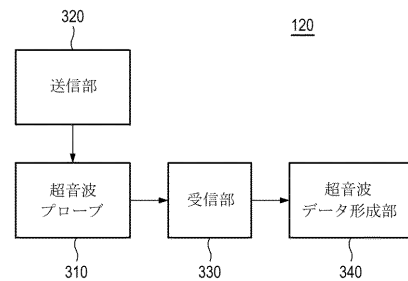
【図 1】



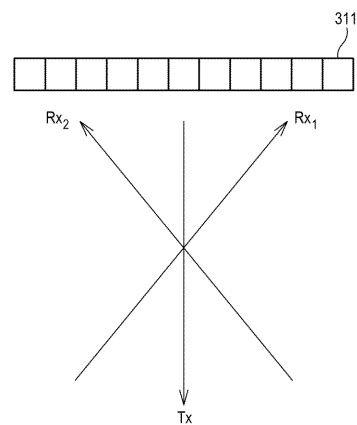
【図 2】



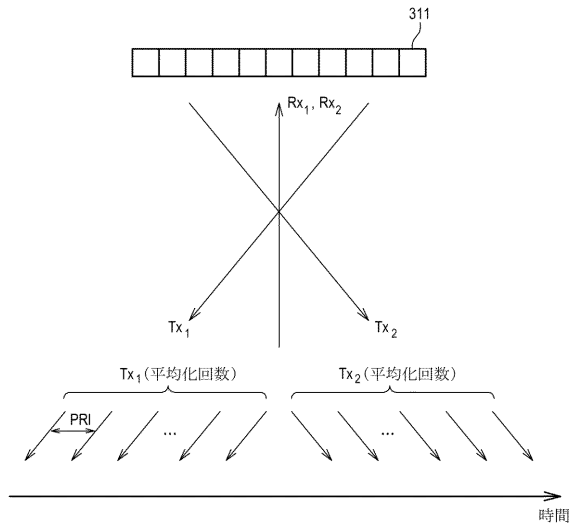
【図 3】



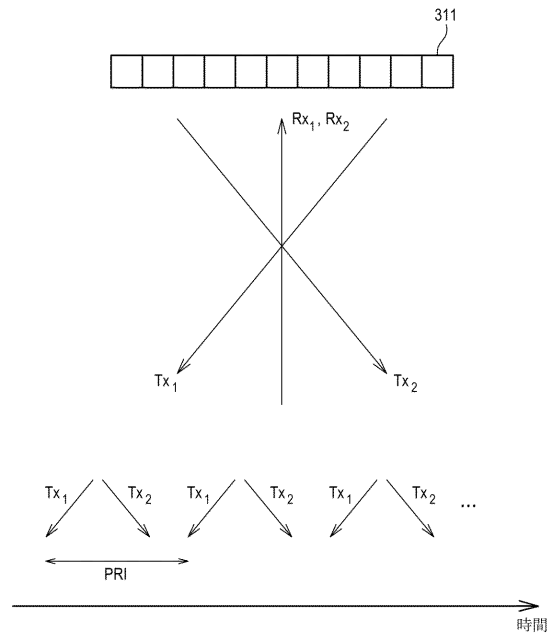
【図 4】



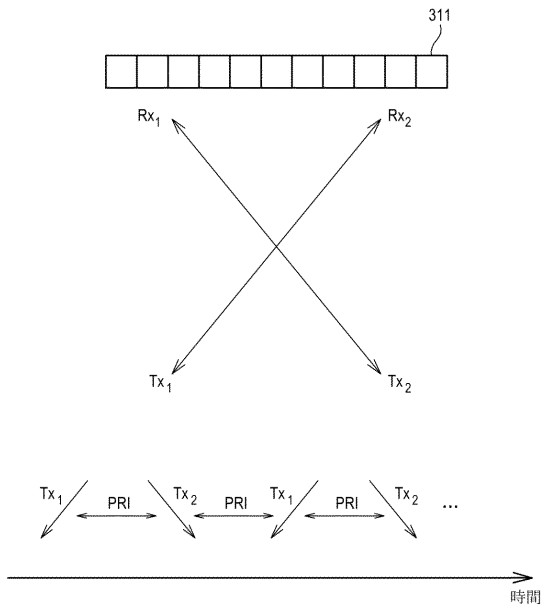
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【図 8】

$S_{1,1}$	$S_{2,t}$	$S_{3,t}$	$S_{4,t}$	$S_{5,1}$	$S_{6,t}$	$S_{7,t}$	$S_{8,1}$	$S_{9,t}$	$S_{10,t}$	$S_{11,t}$	...	$S_{p,t}$
:	:	:	:	:	:	:	:	:	:	:	:	:
$S_{1,6}$	$S_{2,6}$	$S_{3,6}$	$S_{4,6}$	$S_{5,6}$	$S_{6,6}$	$S_{7,6}$	$S_{8,6}$	$S_{9,6}$	$S_{10,6}$	$S_{11,6}$	...	$S_{p,6}$
$S_{1,5}$	$S_{2,5}$	$S_{3,5}$	$S_{4,5}$	$S_{5,5}$	$S_{6,5}$	$S_{7,5}$	$S_{8,5}$	$S_{9,5}$	$S_{10,5}$	$S_{11,5}$	...	$S_{p,5}$
$S_{1,4}$	$S_{2,4}$	$S_{3,4}$	$S_{4,4}$	$S_{5,4}$	$S_{6,4}$	$S_{7,4}$	$S_{8,4}$	$S_{9,4}$	$S_{10,4}$	$S_{11,4}$	...	$S_{p,4}$
$S_{1,3}$	$S_{2,3}$	$S_{3,3}$	$S_{4,3}$	$S_{5,3}$	$S_{6,3}$	$S_{7,3}$	$S_{8,3}$	$S_{9,3}$	$S_{10,3}$	$S_{11,3}$	...	$S_{p,3}$
$S_{1,2}$	$S_{2,2}$	$S_{3,2}$	$S_{4,2}$	$S_{5,2}$	$S_{6,2}$	$S_{7,2}$	$S_{8,2}$	$S_{9,2}$	$S_{10,2}$	$S_{11,2}$	...	$S_{p,2}$
$S_{1,1}$	$S_{2,1}$	$S_{3,1}$	$S_{4,1}$	$S_{5,1}$	$S_{6,1}$	$S_{7,1}$	$S_{8,1}$	$S_{9,1}$	$S_{10,1}$	$S_{11,1}$	...	$S_{p,1}$
CH_1	CH_2	CH_3	CH_4	CH_5	CH_6	CH_7	CH_8	CH_9	CH_{10}	CH_{11}	...	CH_p

$P_{1,1}$	$P_{1,2}$	$P_{1,3}$	$P_{1,4}$	$P_{1,5}$	$P_{1,6}$	$P_{1,7}$	$P_{1,8}$	$P_{1,9}$	...	$P_{1,N}$
$P_{2,1}$	$P_{2,2}$	$P_{2,3}$	$P_{2,4}$	$P_{2,5}$	$P_{2,6}$	$P_{2,7}$	$P_{2,8}$	$P_{2,9}$	...	$P_{2,N}$
$P_{3,1}$	$P_{3,2}$	$P_{3,3}$	$P_{3,4}$	$P_{3,5}$	$P_{3,6}$	$P_{3,7}$	$P_{3,8}$	$P_{3,9}$	...	$P_{3,N}$
$P_{4,1}$	$P_{4,2}$	$P_{4,3}$	$P_{4,4}$	$P_{4,5}$	$P_{4,6}$	$P_{4,7}$	$P_{4,8}$	$P_{4,9}$	...	$P_{4,N}$
$P_{5,1}$	$P_{5,2}$	$P_{5,3}$	$P_{5,4}$	$P_{5,5}$	$P_{5,6}$	$P_{5,7}$	$P_{5,8}$	$P_{5,9}$	...	$P_{5,N}$
$P_{6,1}$	$P_{6,2}$	$P_{6,3}$	$P_{6,4}$	$P_{6,5}$	$P_{6,6}$	$P_{6,7}$	$P_{6,8}$	$P_{6,9}$	...	$P_{6,N}$
$P_{7,1}$	$P_{7,2}$	$P_{7,3}$	$P_{7,4}$	$P_{7,5}$	$P_{7,6}$	$P_{7,7}$	$P_{7,8}$	$P_{7,9}$	...	$P_{7,N}$
:	:	:	:	:	:	:	:	:	:	:
$P_{M,1}$	$P_{M,2}$	$P_{M,3}$	$P_{M,4}$	$P_{M,5}$	$P_{M,6}$	$P_{M,7}$	$P_{M,8}$	$P_{M,9}$	...	$P_{M,N}$

UI

【 図 9 】

$S_{1,1}$	$S_{2,1}$	$S_{3,1}$	$S_{4,1}$	$S_{5,1}$	$S_{6,1}$	$S_{7,1}$	$S_{8,1}$	$S_{9,1}$	$S_{10,1}$	$S_{11,1}$	$\dots$	$S_{p,1}$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
$S_{1,6}$	$S_{2,6}$	$S_{3,6}$	$S_{4,6}$	$S_{5,6}$	$S_{6,6}$	$S_{7,6}$	$S_{8,6}$	$S_{9,6}$	$S_{10,6}$	$S_{11,6}$	$\dots$	$S_{p,6}$
$S_{1,5}$	$S_{2,5}$	$S_{3,5}$	$S_{4,5}$	$S_{5,5}$	$S_{6,5}$	$S_{7,5}$	$S_{8,5}$	$S_{9,5}$	$S_{10,5}$	$S_{11,5}$	$\dots$	$S_{p,5}$
$S_{1,4}$	$S_{2,4}$	$S_{3,4}$	$S_{4,4}$	$S_{5,4}$	$S_{6,4}$	$S_{7,4}$	$S_{8,4}$	$S_{9,4}$	$S_{10,4}$	$S_{11,4}$	$\dots$	$S_{p,4}$
$S_{1,3}$	$S_{2,3}$	$S_{3,3}$	$S_{4,3}$	$S_{5,3}$	$S_{6,3}$	$S_{7,3}$	$S_{8,3}$	$S_{9,3}$	$S_{10,3}$	$S_{11,3}$	$\dots$	$S_{p,3}$
$S_{1,2}$	$S_{2,2}$	$S_{3,2}$	$S_{4,2}$	$S_{5,2}$	$S_{6,2}$	$S_{7,2}$	$S_{8,2}$	$S_{9,2}$	$S_{10,2}$	$S_{11,2}$	$\dots$	$S_{p,2}$
$S_{1,1}$	$S_{2,1}$	$S_{3,1}$	$S_{4,1}$	$S_{5,1}$	$S_{6,1}$	$S_{7,1}$	$S_{8,1}$	$S_{9,1}$	$S_{10,1}$	$S_{11,1}$	$\dots$	$S_{p,1}$
CH_1	CH_2	CH_3	CH_4	CH_5	CH_6	CH_7	CH_8	CH_9	CH_{10}	CH_{11}	$\dots$	CH_p

The diagram shows a 2D grid of cells labeled $P_{i,j}$, where i is the row index and j is the column index. The grid is bounded by a curved line on the left and a vertical line on the right. The right boundary is labeled $CV_{6,3}$ and UI . The grid is divided into two regions by a diagonal line. The top region is labeled $CV_{6,3}$ and the bottom region is labeled UI .

【 図 1 0 】

[illegible]

【 ㊦ 1 1 】

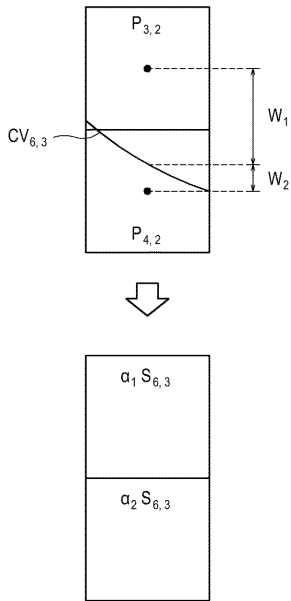
$S_{1,1}$	$S_{2,1}$	$S_{3,1}$	$S_{4,1}$	$S_{5,1}$	$S_{6,1}$	$S_{7,1}$	$S_{8,1}$	$S_{9,1}$	$S_{10,1}$	$S_{11,1}$	$\dots$	$S_{p,1}$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
$S_{1,6}$	$S_{2,6}$	$S_{3,6}$	$S_{4,6}$	$S_{5,6}$	$S_{6,6}$	$S_{7,6}$	$S_{8,6}$	$S_{9,6}$	$S_{10,6}$	$S_{11,6}$	$\dots$	$S_{p,6}$
$S_{1,5}$	$S_{2,5}$	$S_{3,5}$	$S_{4,5}$	$S_{5,5}$	$S_{6,5}$	$S_{7,5}$	$S_{8,5}$	$S_{9,5}$	$S_{10,5}$	$S_{11,5}$	$\dots$	$S_{p,5}$
$S_{1,4}$	$S_{2,4}$	$S_{3,4}$	$S_{4,4}$	$S_{5,4}$	$S_{6,4}$	$S_{7,4}$	$S_{8,4}$	$S_{9,4}$	$S_{10,4}$	$S_{11,4}$	$\dots$	$S_{p,4}$
$S_{1,3}$	$S_{2,3}$	$S_{3,3}$	$S_{4,3}$	$S_{5,3}$	$S_{6,3}$	$S_{7,3}$	$S_{8,3}$	$S_{9,3}$	$S_{10,3}$	$S_{11,3}$	$\dots$	$S_{p,3}$
$S_{1,2}$	$S_{2,2}$	$S_{3,2}$	$S_{4,2}$	$S_{5,2}$	$S_{6,2}$	$S_{7,2}$	$S_{8,2}$	$S_{9,2}$	$S_{10,2}$	$S_{11,2}$	$\dots$	$S_{p,2}$
$S_{1,1}$	$S_{2,1}$	$S_{3,1}$	$S_{4,1}$	$S_{5,1}$	$S_{6,1}$	$S_{7,1}$	$S_{8,1}$	$S_{9,1}$	$S_{10,1}$	$S_{11,1}$	$\dots$	$S_{p,1}$
CH_1	CH_2	CH_3	CH_4	CH_5	CH_6	CH_7	CH_8	CH_9	CH_{10}	CH_{11}	$\dots$	CH_p

$P_{1,1}$	$P_{1,2}$	$P_{1,3}$	$P_{1,4}$	$P_{1,5}$	$P_{1,6}$	$P_{1,7}$	$P_{1,8}$	$P_{1,9}$	...	$P_{1,N}$
$P_{2,1}$	$P_{2,2}$	$P_{2,3}$	$P_{2,4}$	$P_{2,5}$	$P_{2,6}$	$P_{2,7}$	$P_{2,8}$	$P_{2,9}$	...	$P_{2,N}$
$P_{3,1}$	$P_{3,2}$	$P_{3,3}$	$P_{3,4}$	$P_{3,5}$	$P_{3,6}$	$P_{3,7}$	$P_{3,8}$	$P_{3,9}$	...	$P_{3,N}$
$P_{4,1}$	$P_{4,2}$	$P_{4,3}$	$P_{4,4}$	$P_{4,5}$	$P_{4,6}$	$P_{4,7}$	$P_{4,8}$	$P_{4,9}$	...	$P_{4,N}$
$P_{5,1}$	$P_{5,2}$	$P_{5,3}$	$P_{5,4}$	$P_{5,5}$	$P_{5,6}$	$P_{5,7}$	$P_{5,8}$	$P_{5,9}$	...	$P_{5,N}$
$P_{6,1}$	$P_{6,2}$	$P_{6,3}$	$P_{6,4}$	$P_{6,5}$	$P_{6,6}$	$P_{6,7}$	$P_{6,8}$	$P_{6,9}$	...	$P_{6,N}$
$P_{7,1}$	$P_{7,2}$	$P_{7,3}$	$P_{7,4}$	$P_{7,5}$	$P_{7,6}$	$P_{7,7}$	$P_{7,8}$	$P_{7,9}$	...	$P_{7,N}$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
$P_{M,1}$	$P_{M,2}$	$P_{M,3}$	$P_{M,4}$	$P_{M,5}$	$P_{M,6}$	$P_{M,7}$	$P_{M,8}$	$P_{M,9}$	...	$P_{M,N}$

【 図 1 2 】

[illegible]

【 図 1 3 】

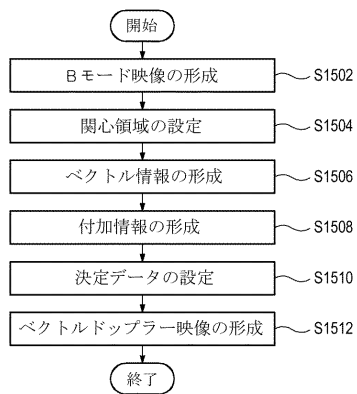


【 図 1 4 】

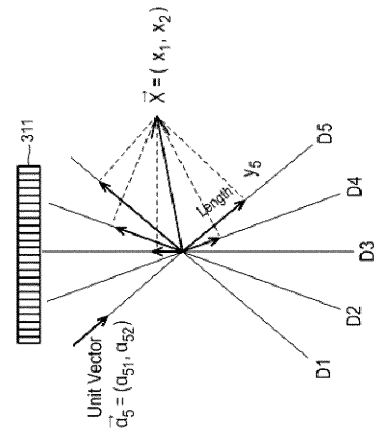
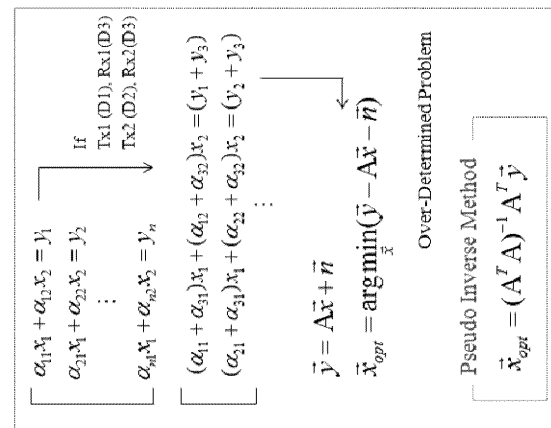
$S_{1,1}$	$S_{2,1}$	$S_{3,1}$	$S_{4,1}$	$S_{5,1}$	$S_{6,1}$	$S_{7,1}$	$S_{8,1}$	$S_{9,1}$	$S_{10,1}$	$S_{11,1}$	...	$S_{p,1}$
:	:	:	:	:	:	:	:	:	:	:	:	:
$S_{1,6}$	$S_{2,6}$	$S_{3,6}$	$S_{4,6}$	$S_{5,6}$	$S_{6,6}$	$S_{7,6}$	$S_{8,6}$	$S_{9,6}$	$S_{10,6}$	$S_{11,6}$	...	$S_{p,6}$
$S_{1,5}$	$S_{2,5}$	$S_{3,5}$	$S_{4,5}$	$S_{5,5}$	$S_{6,5}$	$S_{7,5}$	$S_{8,5}$	$S_{9,5}$	$S_{10,5}$	$S_{11,5}$	...	$S_{p,5}$
$S_{1,4}$	$S_{2,4}$	$S_{3,4}$	$S_{4,4}$	$S_{5,4}$	$S_{6,4}$	$S_{7,4}$	$S_{8,4}$	$S_{9,4}$	$S_{10,4}$	$S_{11,4}$	...	$S_{p,4}$
$S_{1,3}$	$S_{2,3}$	$S_{3,3}$	$S_{4,3}$	$S_{5,3}$	$S_{6,3}$	$S_{7,3}$	$S_{8,3}$	$S_{9,3}$	$S_{10,3}$	$S_{11,3}$	...	$S_{p,3}$
$S_{1,2}$	$S_{2,2}$	$S_{3,2}$	$S_{4,2}$	$S_{5,2}$	$S_{6,2}$	$S_{7,2}$	$S_{8,2}$	$S_{9,2}$	$S_{10,2}$	$S_{11,2}$	...	$S_{p,2}$
$S_{1,1}$	$S_{2,1}$	$S_{3,1}$	$S_{4,1}$	$S_{5,1}$	$S_{6,1}$	$S_{7,1}$	$S_{8,1}$	$S_{9,1}$	$S_{10,1}$	$S_{11,1}$	...	$S_{p,1}$
CH_1	CH_2	CH_3	CH_4	CH_5	CH_6	CH_7	CH_8	CH_9	CH_{10}	CH_{11}	...	CH_p

$P_{1,1}$	$P_{1,2}$	$P_{1,3}$	$P_{1,4}$	$P_{1,5}$	$P_{1,6}$	$P_{1,7}$	$P_{1,8}$	$P_{1,9}$	...	$P_{1,N}$
$P_{2,1}$	$P_{2,2}$	$P_{2,3}$	$P_{2,4}$	$P_{2,5}$	$P_{2,6}$	$P_{2,7}$	$P_{2,8}$	$P_{2,9}$	...	$P_{2,N}$
$P_{3,1}$	$P_{3,2}$	$P_{3,3}$	$P_{3,4}$	$P_{3,5}$	$P_{3,6}$	$P_{3,7}$	$P_{3,8}$	$P_{3,9}$	...	$P_{3,N}$
$P_{4,1}$	$P_{4,2}$	$P_{4,3}$	$P_{4,4}$	$P_{4,5}$	$P_{4,6}$	$P_{4,7}$	$P_{4,8}$	$P_{4,9}$	...	$P_{4,N}$
$P_{5,1}$	$P_{5,2}$	$P_{5,3}$	$P_{5,4}$	$P_{5,5}$	$P_{5,6}$	$P_{5,7}$	$P_{5,8}$	$P_{5,9}$	...	$P_{5,N}$
$P_{6,1}$	$P_{6,2}$	$P_{6,3}$	$P_{6,4}$	$P_{6,5}$	$P_{6,6}$	$P_{6,7}$	$P_{6,8}$	$P_{6,9}$	...	$P_{6,N}$
$P_{7,1}$	$P_{7,2}$	$P_{7,3}$	$P_{7,4}$	$P_{7,5}$	$P_{7,6}$	$P_{7,7}$	$P_{7,8}$	$P_{7,9}$	...	$P_{7,N}$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
$P_{M,1}$	$P_{M,2}$	$P_{M,3}$	$P_{M,4}$	$P_{M,5}$	$P_{M,6}$	$P_{M,7}$	$P_{M,8}$	$P_{M,9}$	...	$P_{M,N}$

【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 チェ, ソク ウォン

大韓民国, ソウル特別市 江南区 テヘラン路 1 0 8 ギル 4 2 R & Dセンター 3階

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB21 BB22 DD03 DE03 EE05 HH12 HH14 HH31

JB04 JB28 JB36 JB37 JB40 JB45 JB48 JC06 JC11 JC37

KK03 KK12 KK20 LL05

专利名称(译)	超声系统和基于决策数据提供矢量多普勒图像的方法		
公开(公告)号	JP2013138868A	公开(公告)日	2013-07-18
申请号	JP2012285469	申请日	2012-12-27
[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	チェソクウォン		
发明人	チェ, ソク ウォン		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/5246 G01S7/52085 G01S15/8984 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE05 4C601/HH12 4C601/HH14 4C601/HH31 4C601/JB04 4C601/JB28 4C601/JB36 4C601/JB37 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC37 4C601/KK03 4C601/KK12 4C601/KK20 4C601/LL05		
优先权	1020110144432 2011-12-28 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供使用决策数据提供矢量多普勒图像的超声系统和方法。 解决方案：在根据本发明的超声系统中，通过使用与目标对象相对应的超声数据和通过使用附加信息对应于目标对象的决策数据来形成对象的矢量信息和附加信息。 ，并使用决策数据和矢量信息形成矢量多普勒图像。 点域1

