

(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2012-110706

(P2012-110706A)

(43) 公開日 平成24年6月14日(2012.6.14)

(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 14 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2011-254034 (P2011-254034)
(22) 出願日 平成23年11月21日(2011.11.21)
(31) 優先権主張番号 10-2010-0116920
(32) 優先日 平成22年11月23日(2010.11.23)
(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

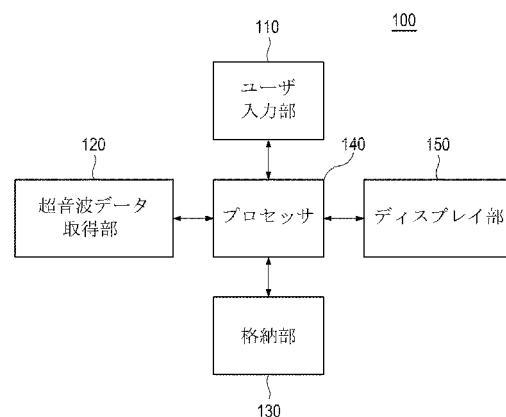
(54) 【発明の名称】 特性曲線情報に基づいてカラードップラ映像を提供する超音波システムおよび方法

(57) 【要約】

【課題】特性曲線情報に基づいてカラードップラ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、生体に対応する超音波データを取得する超音波データ取得部と、ドップラ信号の速度成分およびパワー成分を基準に前記生体の血流による血流信号、クラッタ信号およびノイズを区分するための特性曲線情報を格納する格納部と、前記超音波データを用いて第1ドップラ信号を形成し、前記第1ドップラ信号にクラッタフィルタリング処理を行って第2ドップラ信号を形成し、前記第2ドップラ信号の速度成分およびパワー成分を算出し、前記算出された速度成分およびパワー成分に基づいてカラードップラ映像を形成し、前記特性曲線情報に基づいて前記カラードップラ映像にブレンディング処理を行うプロセッサとを備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体に対応する超音波データを取得する超音波データ取得部と、

ドップラ信号の速度成分およびパワー成分を基準に前記生体の血流による血流信号、クラッタ信号およびノイズを区分するための特性曲線情報を格納する格納部と、

前記超音波データを用いて第 1 ドップラ信号を形成し、前記第 1 ドップラ信号にクラッタフィルタリング処理を行って第 2 ドップラ信号を形成し、前記第 2 ドップラ信号の速度成分およびパワー成分を算出し、前記算出された速度成分およびパワー成分に基づいてカラードップラ映像を形成し、前記特性曲線情報に基づいて前記カラードップラ映像にブレンディング処理を行うプロセッサと

を備えることを特徴とする超音波システム。

10

【請求項 2】

前記特性曲線情報は、前記血流信号に対応する第 1 領域、前記クラッタ信号に対応する第 2 領域、前記ノイズに対応する第 3 領域、前記血流信号と前記クラッタ信号が混在する第 4 領域、および前記血流信号と前記ノイズが混在する第 5 領域を区分するための特性曲線を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 3】

前記プロセッサは、

前記特性曲線情報に基づいて、前記算出された速度成分およびパワー成分が前記第 1 領域～前記第 5 領域の何れの領域に該当するかを判断し、

前記判断結果に対応する特性分析情報を形成し、

前記特性分析情報に基づいて前記ブレンディング処理を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波システム。

20

【請求項 4】

前記プロセッサは、

前記特性分析情報に基づいて前記カラードップラ映像の透明度を設定し、

前記設定された透明度に基づいて前記カラードップラ映像に透明度処理を行う前記ブレンディング処理を行う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、

前記算出された速度成分およびパワー成分が前記第 1 領域に該当する前記特性分析情報に基づいて、前記カラードップラ映像の前記透明度を第 1 透明度に設定し、

前記算出された速度成分およびパワー成分が前記第 2 領域または前記第 3 領域に該当する前記特性分析情報に基づいて、前記カラードップラ映像の前記透明度を第 2 透明度に設定し、

前記算出された速度成分およびパワー成分が前記第 4 領域または前記第 5 領域に該当する前記特性分析情報に基づいて、前記カラードップラ映像の前記透明度を第 3 透明度に設定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。

30

【請求項 6】

前記第 1 透明度は 0 であり、前記第 2 透明度は 1 であり、前記第 3 透明度は前記第 1 透明度と前記第 2 透明度との間の透明度であることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波システム。

40

【請求項 7】

前記プロセッサは、前記算出された速度成分およびパワー成分が前記第 1 領域に近接するほど前記第 1 透明度に近接した前記第 3 透明度を設定し、前記算出された速度成分およびパワー成分が前記第 2 領域または前記第 3 領域に近接するほど前記第 2 透明度に近接した前記第 3 透明度を設定することを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の超音波システム。

【請求項 8】

a) 生体に対応する超音波データを取得する段階と、

50

- b) 前記超音波データを用いて第1ドップラ信号を形成する段階と、
 - c) 前記第1ドップラ信号にクラッタフィルタリング処理を行って第2ドップラ信号を形成する段階と、
 - d) 前記第2ドップラ信号の速度成分およびパワー成分を算出する段階と、
 - e) 前記算出された速度成分およびパワー成分に基づいてカラードップラ映像を形成する段階と、
 - f) ドップラ信号の速度成分およびパワー成分を基準に前記生体の血流による血流信号、クラッタ信号およびノイズを区分するための特性曲線情報に基づいて、前記カラードップラ映像にブレンディング処理を行う段階と
- を備えることを特徴とするカラードップラ映像提供方法。

10

【請求項9】

前記特性曲線情報は、前記血流信号に対応する第1領域、前記クラッタ信号に対応する第2領域、前記ノイズに対応する第3領域、前記血流信号と前記クラッタ信号が混在する第4領域、および前記血流信号と前記ノイズが混在する第5領域を区分するための特性曲線を含むことを特徴とする請求項8に記載のカラードップラ映像提供方法。

【請求項10】

前記段階f)は、

- f1) 前記特性曲線情報に基づいて、前記算出された速度成分およびパワー成分が前記第1領域～前記第5領域の何れの領域に該当するかを判断する段階と、
 - f2) 前記判断結果に対応する特性分析情報を形成する段階と、
 - f3) 前記特性分析情報に基づいて前記カラードップラ映像に前記ブレンディング処理を行う段階と
- を備えることを特徴とする請求項9に記載のカラードップラ映像提供方法。

20

【請求項11】

前記段階f3)は、

- f31) 前記特性分析情報に基づいて前記カラードップラ映像の透明度を設定する段階と、
 - f32) 前記設定された透明度に基づいて前記カラードップラ映像に透明度処理を行う前記ブレンディング処理を行う段階と
- を備えることを特徴とする請求項10に記載のカラードップラ映像提供方法。

30

【請求項12】

前記段階f31)は、

- f311) 前記算出された速度成分およびパワー成分が前記第1領域に該当する前記特性分析情報に基づいて、前記カラードップラ映像の前記透明度を第1透明度に設定する段階と、
 - f312) 前記算出された速度成分およびパワー成分が前記第2領域または前記第3領域に該当する前記特性分析情報に基づいて、前記カラードップラ映像の前記透明度を第2透明度に設定する段階と、
 - f313) 前記算出された速度成分およびパワー成分が前記第4領域または前記第5領域に該当する前記特性分析情報に基づいて、前記カラードップラ映像の前記透明度を第3透明度に設定する段階と
- を備えることを特徴とする請求項11に記載のカラードップラ映像提供方法。

40

【請求項13】

前記第1透明度は0であり、前記第2透明度は1であり、前記第3透明度は前記第1透明度と前記第2透明度との間の透明度であることを特徴とする請求項12に記載のカラードップラ映像提供方法。

【請求項14】

前記段階f313)は、

前記プロセッサは、前記算出された速度成分およびパワー成分が前記第1領域に近接するほど前記第1透明度に近接した前記第3透明度を設定し、前記算出された速度成分およ

50

びパワー成分が前記第2領域または前記第3領域に近接するほど前記第2透明度に近接した前記第3透明度を設定する段階

を備えることを特徴とする請求項12または13に記載のカラー Doppler 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するもので、特に Doppler 信号の特性を示す特性曲線 (qualification curve) 情報に基づいてカラー Doppler 映像を提供する超音波システムおよび方法に関するものである。

10

【背景技術】

【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、対象体を直接切開して観察する外科手術の必要がなく、対象体の内部組織を高解像度の映像で医師に提供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、対象体を含む生体から反射される超音波信号 (即ち、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、Doppler 効果 (doppler effect) を用いて動いている対象体 (特に、血流) の速度を Doppler スペクトルで示す D モード (doppler mode) 映像、Doppler 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。特に、対象体が動いている場合、超音波システムは、超音波信号を動いている対象体に送信し、対象体から反射される超音波エコー信号を受信して Doppler 信号を形成する。超音波システムは、その形成された Doppler 信号に基づいて C モード映像 (即ち、カラー Doppler 映像) を形成する。

20

【0004】

一方、Doppler 信号には、血流による血流信号だけでなく、血管壁、心臓壁、心臓弁などの動きによる低周波 Doppler 信号も含まれる。この低周波 Doppler 信号は、クラッタ信号 (clutter signal) と呼ばれ、血流による血流信号と比べて略 100 倍以上の振幅を有する。このクラッタ信号は、血流速度を検出するのに邪魔になるので、正確な血流速度を検出するためには Doppler 信号からクラッタ信号を除去することが必須である。

30

【0005】

超音波システムは、クラッタ信号を除去するために高域通過フィルタ (high pass filter) の一種のクラッタフィルタ (clutter filter) を用いている。しかし、クラッタフィルタは、Doppler 信号からクラッタ信号を完全に除去することができないといった問題がある。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開平 9 - 262236 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の課題は、Doppler 信号の速度成分とパワー成分を基準に血流による血流信号、クラッタ信号およびノイズを区分するための特性曲線情報に基づいて、Doppler 信号からクラッタ信号をフィルタリング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】

50

【0008】

本発明における超音波システムは、生体に対応する超音波データを取得する超音波データ取得部と、ドップラ信号の速度成分およびパワー成分を基準に前記生体の血流による血流信号、クラッタ信号およびノイズを区分するための特性曲線情報を格納する格納部と、前記超音波データを用いて第1ドップラ信号を形成し、前記第1ドップラ信号にクラッタフィルタリング処理を行って第2ドップラ信号を形成し、前記第2ドップラ信号の速度成分およびパワー成分を算出し、前記算出された速度成分およびパワー成分に基づいてカラードップラ映像を形成し、前記特性曲線情報に基づいて前記カラードップラ映像にブレンディング処理を行うプロセッサとを備える。

【0009】

また、本発明におけるカラードップラ映像提供方法は、a) 生体に対応する超音波データを取得する段階と、b) 前記超音波データを用いて第1ドップラ信号を形成する段階と、c) 前記第1ドップラ信号にクラッタフィルタリング処理を行って第2ドップラ信号を形成する段階と、d) 前記第2ドップラ信号の速度成分およびパワー成分を算出する段階と、e) 前記算出された速度成分およびパワー成分に基づいてカラードップラ映像を形成する段階と、f) ドップラ信号の速度成分およびパワー成分を基準に前記生体の血流による血流信号、クラッタ信号およびノイズを区分するための特性曲線情報に基づいて、前記カラードップラ映像にブレンディング処理を行う段階とを備える。

【発明の効果】

【0010】

本発明は、クラッタフィルタリングにより完全に除去されていないクラッタ信号およびノイズをドップラ信号から除去することができるだけでなく、自然なカラードップラ映像を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【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】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特性曲線を示す例示図である。

【図5】本発明の実施例によって、カラードップラ映像を形成する順序を示すフローチャートである。

【図6】本発明の実施例における透明度を示す例示図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

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。

【0013】

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。

【0014】

ユーザ入力部110は、ユーザ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モード映像BIに関心領域RIを設定するための関心領域設定情報を含む。しかし、入力情報は、必ずしもこれに限定されない。図2において、部号BVは、血管を示す。関心領域RIは、カラードップラモード映像を得るためのカラーボックス(color box)を含む。ユーザ入力部110は、コントロールパネル(control panel)、マウス(mouse)、キーボード(keyboard)などを含む。

【0015】

超音波システム100は、超音波データ取得部120をさらに備える。超音波データ取得部120は、超音波信号を生体に送信し、生体から反射される超音波信号(即ち、超音波エコー信号)を受信して超音波データを取得する。生体は、対象体(例えば、血流、心

10

20

30

40

50

臓、胎児、肝臓等)を含む。

【0016】

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120は、超音波プローブ310を備える。

【0017】

超音波プローブ310は、電氣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(transducer element:以下単に変換素子と呼ぶ)(図示せず)を備える。超音波プローブ310は、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310は、コンベックスプローブ(convex probe)、リニアプローブ(linear probe)などを含む。

10

【0018】

超音波データ取得部120は、送信部320をさらに備える。送信部320は、超音波信号の送信を制御する。また、送信部320は、変換素子および集束点を考慮して、超音波映像を得るための電氣的信号(以下、送信信号という)を形成する。従って、超音波プローブ310は、送信部320から提供される送信信号を超音波信号に変換して生体に送信し、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を形成する。送信部320は、送信信号形成部(図示せず)、送信遅延時間情報メモリ(図示せず)、送信ビームフォーマ(図示せず)などを備える。

20

【0019】

本実施例において、送信部320は、Bモード映像BIを得るための第1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送信信号を超音波信号に変換して生体に送信し、生体から反射される超音波エコー信号を受信して第1受信信号を形成する。また、送信部320は、平均化回数(ensemble number)に基づいて、関心領域RIに対応するカラードプラ映像を得るための第2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送信信号を超音波信号に変換して生体に送信し、生体から反射される超音波エコー信号を受信して第2受信信号を形成する。平均化回数は、1つのスキャンライン(scan-line)に対応するドプラ信号を得るために超音波信号を送受信する回数を示す。

30

【0020】

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デジタル信号を形成する。また、受信部330は、変換素子および集束点を考慮して、デジタル信号を受信集束させて受信集束信号を形成する。受信部330は、受信信号増幅部(図示せず)、アナログデジタル変換部(図示せず)、受信遅延時間情報メモリ(図示せず)、受信ビームフォーマ(図示せず)などを備える。

40

【0021】

本実施例において、受信部330は、超音波プローブ310から提供される第1受信信号をアナログデジタル変換して第1デジタル信号を形成する。受信部330は、変換素子および集束点を考慮して、第1デジタル信号を受信集束させて第1受信集束信号を形成する。また、受信部330は、超音波プローブ310から提供される第2受信信号をアナログデジタル変換して第2デジタル信号を形成する。受信部330は、変換素子および集束点を考慮して、第2デジタル信号を受信集束させて第2受信集束信号を形成する。

50

【0022】

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信号を用いて、超音波映像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信号処理(例えば、利得(gain)調節等)を受信集束信号に行うこともできる。

【0023】

50

本実施例において、超音波データ形成部340は、受信部330から提供される第1受信集束信号を用いて、Bモード映像BIに対応する第1超音波データを形成する。第1超音波データは、RF (radio frequency) データを含む。しかし、第1超音波データは、必ずしもこれに限定されない。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受信集束信号を用いて、カラードプラー映像に対応する第2超音波データ (即ち、アンサンブルデータ) を形成する。第2超音波データは、IQ (in-phase/quadrature) データを含む。しかし、第2超音波データは必ずしもこれに限定されない。

【0024】

再び図1を参照すると、超音波システム100は、格納部130をさらに備える。格納部130は、超音波データ取得部120で取得された超音波データ (即ち、第1超音波データおよび第2超音波データ) を格納する。また、格納部130は、ドプラー信号の特性を示す特性曲線情報 (qualification curve information) を格納する。

10

【0025】

本実施例において、格納部130は、ドプラー信号の速度 (velocity) 成分とパワー (power) 成分を基準にドプラー信号から血流による血流信号、血管壁などの動きによるクラッタ信号およびノイズを区分するための特性曲線情報を格納する。一例として、特性曲線は、図4に示すように、血流信号に対応する第1領域410、クラッタ信号に対応する第2領域420、ノイズに対応する第3領域430、血流信号とクラッタ信号が混在する第4領域440および血流信号とノイズが混在する第5領域450を区分するための曲線である。

20

【0026】

超音波システム100は、プロセッサ140をさらに備える。プロセッサ140は、ユーザ入力部110、超音波データ取得部120および格納部130に連結される。プロセッサ140は、CPU (central processing unit)、マイクロプロセッサまたはGPU (graphic processing unit) などを含む。

【0027】

図5は、本発明の実施例によって、カラード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5を参照すると、プロセッサ140は、超音波データ取得部120から提供される第1超音波データを用いてBモード映像BIを形成する (S502)。Bモード映像は、ディスプレイ部150に表示される。従って、ユーザは、ユーザ入力部110を用いてBモード映像BIに関心領域RIを設定することができる。

30

【0028】

プロセッサ140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RIを設定する (S504)。従って、超音波データ取得部120は、関心領域RIに対応する第2超音波データを取得することができる。

【0029】

プロセッサ140は、超音波データ取得部120から提供される第2超音波データを用いてドプラー信号 (以下、第1ドプラー信号という) を形成する (S506)。第1ドプラー信号は、血流による血流信号、血管壁などの動きによるクラッタ信号およびノイズを含む。

40

【0030】

プロセッサ140は、第1ドプラー信号にクラッタフィルタリング処理を行ってフィルタリング処理されたドプラー信号 (以下、第2ドプラー信号という) を形成する (S508)。クラッタフィルタリング処理は、公知となった多様なクラッタフィルタを用いて行うことができるため、本実施例では詳細に説明しない。

【0031】

プロセッサ140は、第2ドプラー信号の速度成分およびパワー成分を算出する (S5

50

10)。速度成分およびパワー成分は、公知となった多様な方法を用いて算出することができるため、本実施例では詳細に説明しない。

【0032】

プロセッサ140は、算出された速度成分およびパワー成分に基づいてカラードップラ映像を形成する(S512)。速度成分およびパワー成分に基づいてカラードップラ映像を形成する方法は、公知となった多様な方法を用いることができるため、本実施例では詳細に説明しない。

【0033】

プロセッサ140は、格納部130に格納された特性曲線情報に基づいて、前記算出された速度成分およびパワー成分の特性を分析して特性分析情報を形成する(S514)。本実施例において、プロセッサ140は、格納部130に格納された特性曲線情報に基づいて、算出された速度成分およびパワー成分が特性曲線情報の第1領域410～第5領域450の何れの領域に該当するか判断し、その判断結果に対応する特性分析情報を形成する。

【0034】

プロセッサ140は、特性分析情報に基づいてカラードップラ映像の透明度を設定する(S516)。一例として、プロセッサ140は、図6に示すように、算出された速度成分およびパワー成分が特性曲線情報の第1領域410に該当する特性分析情報に基づいて、カラードップラ映像の透明度を第1透明度 T_0 に設定する。第1透明度 T_0 は、0の値を有する。しかし、第1透明度は、必ずしもこれに限定されない。

【0035】

プロセッサ140は、図6に示すように、算出された速度成分およびパワー成分が特性曲線情報の第2領域420または第3領域430に該当する特性分析情報に基づいて、カラードップラ映像の透明度を第2透明度 T_1 に設定する。第2透明度 T_1 は、1の値を有する。しかし、第2透明度は、必ずしもこれに限定されない。

【0036】

プロセッサ140は、図6に示すように、算出された速度成分およびパワー成分が特性曲線情報の第4領域440または第5領域450に該当する特性分析情報に基づいて、カラードップラ映像の第3透明度を設定する。第3透明度は、第1透明度 T_0 ～第2透明度 T_1 の間の透明度に設定される($0 < \text{第3透明度} < 1$)。即ち、プロセッサ140は、算出された速度成分およびパワー成分が第1領域410に近接するほど第1透明度 T_0 に近接する第3透明度を設定し、第2領域420または第3領域430に近接するほど第2透明度 T_1 に近接する第3透明度を設定する。

【0037】

プロセッサ140は、設定された透明度に基づいてカラードップラ映像にブレンディング(blending)処理を行う(S518)。本実施例において、プロセッサ140は、設定された透明度に基づいてカラードップラ映像の透明度処理を行い、Bモード映像BIに設定された関心領域TI上にカラードップラ映像を合成させる。

【0038】

再び図1を参照すると、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140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140で形成されたカラードップラ映像を表示する。

【0039】

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】

【0040】

100 超音波システム

10

20

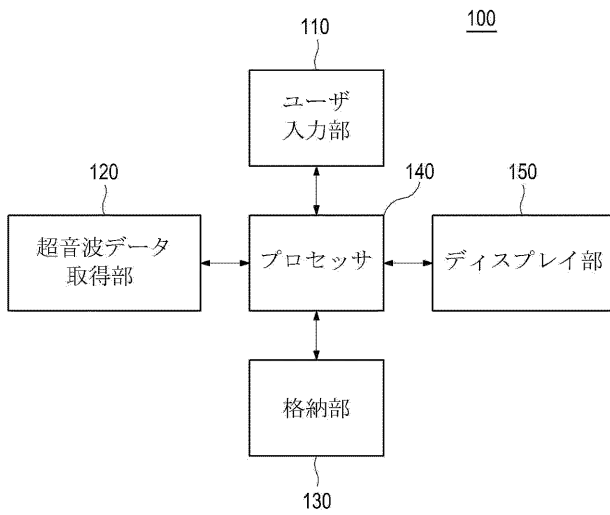
30

40

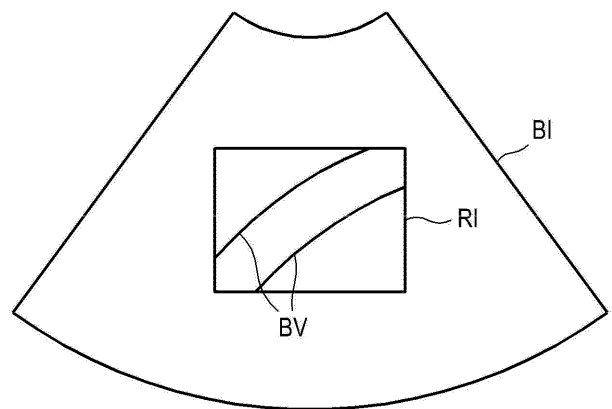
50

- 1 1 0 ユーザ入力部
- 1 2 0 超音波データ取得部
- 1 3 0 格納部
- 1 4 0 プロセッサ
- 1 5 0 ディスプレイ部
- B I Bモード映像
- R I 関心領域
- B V 血管
- 3 1 0 超音波プローブ
- 3 2 0 送信部
- 3 3 0 受信部
- 3 4 0 超音波データ形成部
- 4 1 0 第1領域
- 4 2 0 第2領域
- 4 3 0 第3領域
- 4 4 0 第4領域
- 4 5 0 第5領域
- T₀ 第1透明度
- T₁ 第2透明度

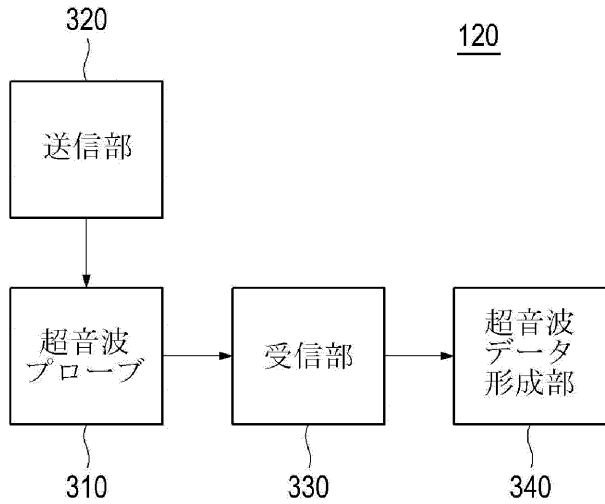
【図1】



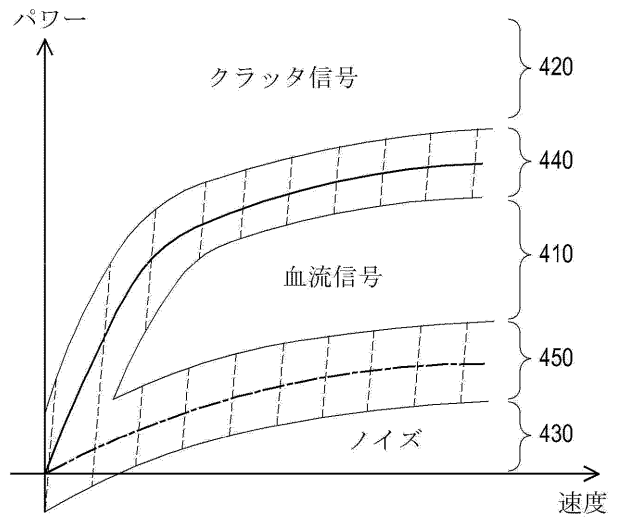
【図2】



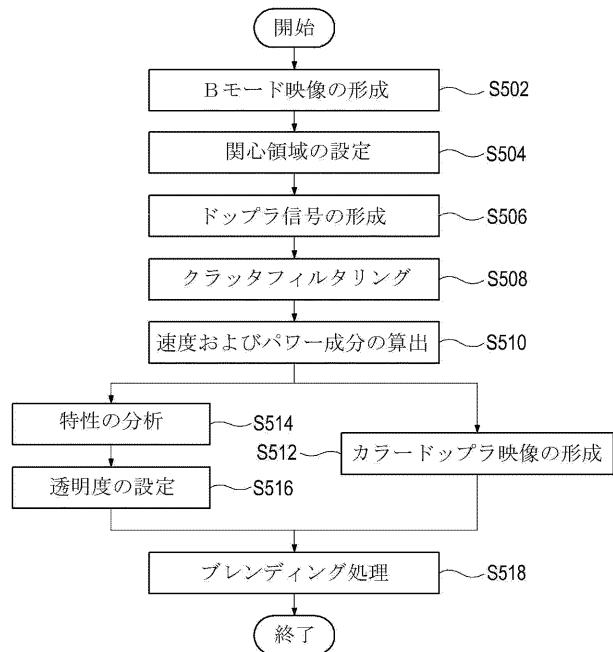
【図3】



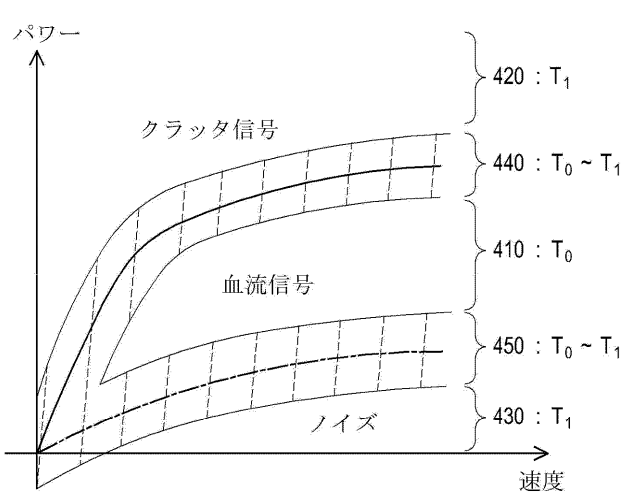
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 イ, ヒョン ド

大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3, メディソンビル, 3階, 三星メディソン
株式会社 R & Dセンター

(72)発明者 イ, ジェ グン

大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3, メディソンビル, 3階, 三星メディソン
株式会社 R & Dセンター

Fターム(参考) 4C601 DE03 EE04 JB33 JC21 KK24