

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2021-522011

(P2021-522011A)

(43) 公表日 令和3年8月30日 (2021.8.30)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/02 (2006.01)	A 6 1 B 8/02	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2020-560929 (P2020-560929) (86) (22) 出願日 平成31年4月25日 (2019.4.25) (85) 翻訳文提出日 令和2年10月30日 (2020.10.30) (86) 国際出願番号 PCT/EP2019/060648 (87) 国際公開番号 W02019/211171 (87) 国際公開日 令和1年11月7日 (2019.11.7) (31) 優先権主張番号 18170374.5 (32) 優先日 平成30年5月2日 (2018.5.2) (33) 優先権主張国・地域又は機関 欧州特許庁 (EP) (31) 優先権主張番号 18200425.9 (32) 優先日 平成30年10月15日 (2018.10.15) (33) 優先権主張国・地域又は機関 欧州特許庁 (EP)	(71) 出願人 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2 (74) 代理人 100122769 弁理士 笛田 秀仙 (74) 代理人 100163809 弁理士 五十嵐 貴裕
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波スクリーニングのためのシステム及び方法

(57) 【要約】

本発明は、超音波トランスデューサアレイとプロセッサを含む超音波システムを提供する。超音波トランスデューサアレイは、対象の身体に適合するよう構成された複数のトランスデューサ要素を有する。更に、複数の超音波トランスデューサ要素の少なくとも2つの超音波トランスデューサ要素は、関心領域に対して異なる方向にある関心領域から複数の超音波信号を取得するよう構成される。上記プロセッサは、上記超音波トランスデューサアレイにより取得された超音波信号を受信するよう構成される。プロセッサは更に、信号の深さに基づき、複数の超音波信号を分割し、各超音波信号の分割について、ドップラパワーを計算するよう構成される。各超音波信号について、プロセッサは、各超音波信号の分割のドップラパワーに基づき、胎児の心拍の深さを特定し、特定された胎児の心拍と少なくとも2つの超音波トランスデューサの位置とに基づき、胎児の心臓領域を特定する。

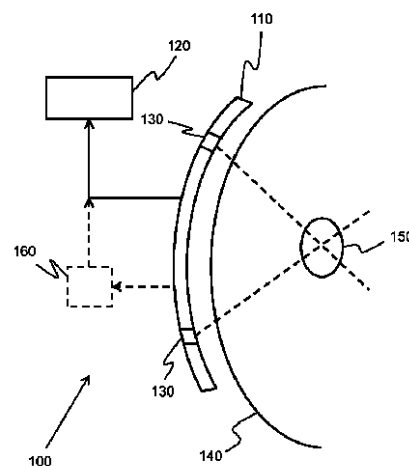


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波システムであって、

超音波トランスデューサアレイであって、対象の身体に適合するよう構成された複数のトランスデューサ要素を含み、前記複数の超音波トランスデューサ要素の少なくとも 2 つの超音波トランスデューサ要素が、異なる方向にある関心領域から複数の超音波信号を取得する、超音波トランスデューサアレイと、

前記超音波トランスデューサアレイにより取得された超音波信号を受信するプロセッサとを有し、

前記プロセッサが、

信号の深さに基づき、複数の超音波信号を分割し、

各超音波信号の分割について、ドップラパワーを計算し、

各超音波信号について、各超音波信号の分割の前記ドップラパワーに基づき、胎児の心拍の深さを特定し、

前記特定された胎児の心拍及び前記少なくとも 2 つの超音波トランスデューサの位置に基づき、胎児の心臓領域を特定する、超音波システム。

【請求項 2】

前記ドップラパワーの計算は、前記超音波信号の分割に基づき、ドップラ信号を計算し、前記ドップラ信号の所定の時間期間にわたる二乗平均値を計算することにより、前記ドップラパワーを計算する、請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 3】

前記時間期間が 1 秒以上である、請求項 2 に記載の超音波システム。

【請求項 4】

前記胎児の心拍の深さを特定することが、前記ドップラパワーを閾値パワーと比較することを含む、請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の超音波システム。

【請求項 5】

前記胎児の心拍の深さを特定することが、前記閾値パワー以上の前記ドップラパワー値をクラスタリングすることを更に含む、請求項 4 に記載の超音波システム。

【請求項 6】

前記クラスタリングが、2 要素ガウス混合モデル又は k 平均クラスタリングモデルを用いて実行される、請求項 5 に記載の超音波システム。

【請求項 7】

前記プロセッサが更に、前記特定された胎児心拍の胎児心拍数に基づき、胎児心拍数の中央値を計算する、請求項 1 乃至 6 のいずれかに記載の超音波システム。

【請求項 8】

前記システムが更にディスプレイを有し、前記ディスプレイは胎児の心臓領域をユーザに示す、請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の超音波システム。

【請求項 9】

前記プロセッサが更に、前記関心領域内の各超音波信号分割の位置を決定し、前記ディスプレイは、前記各超音波信号分割に関連して前記胎児の心臓領域を示す、請求項 8 に記載の超音波システム。

【請求項 10】

前記超音波トランスデューサアレイが更にセンサを含み、前記プロセッサが、前記センサの出力に基づき、前記超音波トランスデューサアレイの曲率を決定する、請求項 1 乃至 9 のいずれかに記載の超音波システム。

【請求項 11】

前記センサが、ストレインゲージ、加速度計、圧電センサ及びカメラの 1 つ又は複数を含む、請求項 10 に記載の超音波システム。

【請求項 12】

前記複数の超音波トランスデューサが、圧電トランスデューサ、及び CMUT の 1 つ又

10

20

30

40

50

は複数を有する、請求項 1 乃至 11 のいずれかに記載の超音波システム。

【請求項 13】

超音波撮像方法において、

関心領域に対して異なる方向を持つ少なくとも 2 つの超音波トランスデューサを用いて、複数の超音波信号を取得するステップと、

信号の深さに基づき、前記複数の超音波信号を分割するステップと、

各超音波信号の分割について、ドップラパワーを計算するステップと、

各超音波信号について、各超音波信号の分割の前記ドップラパワーに基づき、胎児の心拍の深さを特定するステップと、

前記特定された胎児の心拍及び前記少なくとも 2 つの超音波トランスデューサの位置に基づき、胎児の心臓領域を特定するステップとを有する、方法。

10

【請求項 14】

前記胎児の心拍の深さを特定するステップが、

前記ドップラパワーを閾値パワーと比較するステップと、

前記閾値パワー以上の前記ドップラパワー値をクラスタリングするステップとを有する、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

コンピュータ上で実行されるとき、請求項 1 乃至 13 のいずれかの方法を実行するよう構成された、コンピュータプログラムコード手段を有するコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波の分野、特に胎児超音波スクリーニングの分野に関する。

【背景技術】

【0002】

母体年齢の上昇に伴う生殖補助技術の普及により、双子の出産数が大幅に増加している。双子妊娠はリスクが高いため、胎児の健康状態を定期的にモニタリングすることが重要である。胎児の健康状態は通常、ドップラー超音波トランスデューサを使用して胎児の心拍数を測定することにより評価される。双子妊娠の場合、2 つの独立した超音波トランスデューサを母体の腹部に手動で配置する必要がある、これは技術と経験とを必要とする。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

双子の胎児の心拍数の測定中に経験される臨床的な問題は、両方の心臓が 1 つのトランスデューサの同じ測定範囲に横たわっているために引き起こされる場合がある。測定されたドップラー信号は、両方の胎児の心臓に関連する情報を含み、胎児心拍数推定アルゴリズムは、いずれかの胎児に関する正しい胎児心拍数情報を抽出することに失敗する。

【0004】

更に、両方のトランスデューサが同じ胎児の心臓に誤って向けられて、同じ心拍数を測定してしまい、これにより、もう一方の胎児の心拍数情報が見逃されることが起こり得る。これは、胎児のいずれかが完全に見過ごされるという潜在的な問題を引き起こす場合がある。心臓の位置はまた、胎児の動きにより時間の経過とともに変化することがあり、超音波トランスデューサの再配置が必要とされる場合がある。これにより、測定された胎児心拍数に更なる不確実性が導入される。

40

【0005】

追加的に、両方の超音波トランスデューサが正しく配置されるにもかかわらず、心拍数が偶然に一致していることも起こり得る。この場合、システムは、測定された心拍数の両方が同じ胎児に属するものであるか、又は 2 つの異なるドップラー源からのものであるかを区別することができない場合がある。更に、胎児の 1 又は複数の心拍数ではなく、母体心拍数の登録が発生する可能性がある。なぜなら、脈動する母体動脈が測定ボリューム内

50

に位置しているからである。

【 0 0 0 6 】

従って、大幅なハードウェアの追加を必要とせずに、複数の胎児から心拍情報をより確実に取得するシステムが必要とされる。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明は、請求項により規定される。

【 0 0 0 8 】

本発明の一側面による実施例によれば、超音波システムが提供され、このシステムは、超音波トランスデューサアレイであって、上記超音波トランスデューサアレイが、対象の身体に適合するよう構成された複数のトランスデューサ要素を有し、上記複数のトランスデューサ要素の少なくとも2つの超音波トランスデューサ要素は、関心領域に対して異なる向きで上記関心領域からの複数の超音波信号を取得する、超音波トランスデューサアレイと、

上記超音波トランスデューサアレイにより取得された超音波信号を受信するプロセッサであって、

信号の深さに基づき、複数の超音波信号を分割し、

各超音波信号の分割について、ドップラパワーを計算し、

各超音波信号について、各超音波信号の分割の上記ドップラパワーに基づき、胎児の心拍の深さを特定し、

上記特定された胎児の心拍及び上記少なくとも2つの超音波トランスデューサの位置に基づき、胎児の心臓領域を特定する、プロセッサとを有する。

【 0 0 0 9 】

このシステムは、特に、複数の胎児の心臓（双子）がある場合、又は母体の血管が超音波信号内で捕捉される場合に、胎児の心拍がより正確に位置決めされることを可能にする。

【 0 0 1 0 】

ドップラパワーは、所与の測定ボリューム、又はサンプルボリューム内の総運動を反映している。超音波信号を分割するために使用される信号深度は、このサンプルボリュームの深さを決定する。送信された超音波ビームの形状は、サンプルボリュームの長さ及び幅を決定する。トランスデューサの既知の位置（配置）を使用して、撮像領域内のサンプルボリュームの位置が決定されてもよい。

【 0 0 1 1 】

典型的には、最も強いドップラパワーを持つサンプルボリュームが、胎児の心臓の位置を示す。3D可視化は更に、撮像領域内の位置及び任意の更なるドップラー源（例えば、母体の血管）を明確にする。

【 0 0 1 2 】

対象の形状に簡単にフィットするよう構成されるアレイを使用することは、双子の場合に、2つの胎児の心拍を取得するために2つの超音波プローブを正確に配置するという複雑な作業を臨床医が行う必要性を軽減又は排除する。

【 0 0 1 3 】

実施形態では、ドップラパワーの計算は、

超音波信号の分割に基づき、ドップラー信号を計算すること；及び

所定の時間期間におけるドップラー信号の二乗平均値を計算し、これによりドップラパワーを計算することを含む。

【 0 0 1 4 】

更なる実施形態では、時間期間は1秒以上、例えば2秒以上である。

【 0 0 1 5 】

こうして、測定ウィンドウ内で心拍を見逃すリスクが低減又は排除される。

【 0 0 1 6 】

10

20

30

40

50

ある構成では、胎児の心拍の深さを特定することは、ドップラパワーを閾値パワーと比較することを有する。

【0017】

こうして、所与の値以下のパワー値は棄却され、これにより、胎児の心拍以外の要因による小さな運動が除去される。

【0018】

更なる構成では、胎児の心拍の深さの特定は、閾値パワー以上のドップラパワー値をクラスタリングすることを更に含む。

【0019】

こうして、胎児の心拍に起因するドップラパワーがグループ化され、これにより胎児の心臓領域のインジケーションがもたらされる。

10

【0020】

更なる構成では、クラスタリングは、2要素ガウス混合モデル又はk平均クラスタリングモデルにより実行される。

【0021】

一実施形態では、プロセッサは、特定された胎児心拍の胎児心拍数に基づき、中央値胎児心拍数を計算するよう更に構成される。

【0022】

実施形態では、システムは更にディスプレイを含み、ディスプレイは、胎児の心臓領域をユーザに表示するよう構成される。

20

【0023】

更なる実施形態では、プロセッサは、関心領域内の各超音波信号分割の位置を決定するよう更に構成されており、ディスプレイは、各超音波信号の分割に関連して胎児の心臓領域を表示するよう更に構成される。

【0024】

胎児の心臓領域を関心領域全体に関連して表示することは、ユーザにとっての特定を簡単化する。更に、これは例えば、母体の血管が胎児の心拍として特定される場合など、誤った胎児の心臓領域の特定のインジケーションを提供することができる。

【0025】

一構成では、超音波トランスデューサアレイは、センサを更に含み、プロセッサは、センサの出力に基づき、超音波トランスデューサアレイの曲率を決定するよう更に構成される。

30

【0026】

トランスデューサ要素のアレイの曲率を決定することにより、関心領域に対する超音波トランスデューサの位置及び向きがより正確に知られることができる。

【0027】

更なる構成では、センサは、

ストレインゲージ、

加速度センサ、

圧電センサ、及び

カメラの1つ又は複数を有する。

40

【0028】

実施形態では、複数の超音波トランスデューサは、

圧電トランスデューサ；及び

C M U T s の1つ又は複数を有する。

【0029】

本発明の一側面に基づく例によれば、超音波撮像方法が提供され、この方法は、

関心領域に対して異なる向きを有する少なくとも2つの超音波トランスデューサを用いて、複数の超音波信号を取得するステップと、

信号の深さに基づき、複数の超音波信号を分割するステップと、

50

各超音波信号の分割について、ドップラパワーを計算するステップと、

各超音波信号について、各超音波信号分割のドップラパワーに基づき、胎児の心拍の深さを特定するステップと、

特定された胎児心拍と少なくとも2つの超音波トランスデューサの位置とに基づき、胎児の心臓領域を特定するステップとを有する。

【0030】

ある構成では、胎児の心拍の深さを特定するステップは、

ドップラパワーを閾値パワーと比較するステップと、

閾値パワー以上のドップラパワー値をクラスタリングするステップとを有する。

【0031】

本発明の一側面に基づく例によれば、コンピュータプログラムコード手段を有するコンピュータプログラムが提供され、このコンピュータプログラムは、上記コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行されると、上記方法を実現するよう構成される。

【0032】

本発明のこれらの及び他の態様が、以下に説明される実施形態より明らかとなり、これらの実施形態を参照して説明されることになる。

【図面の簡単な説明】

【0033】

【図1】一般的な動作を説明するための超音波診断撮像システムを示す図である。

【図2】本発明による超音波システムの概略表現を示す図である。

【図3】受信したエコー信号の分割の概略表現を示す図である。

【図4】本発明による超音波システムの更なる概略表現を示す図である。

【図5】2つの胎児の心臓を含む測定領域のサンプルボリュームの3D視覚化を示す図である。

【図6】本発明の方法を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0034】

本発明のより好適な理解のため、及びそれがどのように実現されるかをより明確に示すため、単なる例として、添付の図面が参照される。

【0035】

本発明が、図を参照して説明される。

【0036】

詳細な説明及び特定の実施例は、装置、システム及び方法の例示的な実施形態を示すものであるが、これらは例示のみを目的としたものであり、本発明の範囲を限定することを意図したものではないことを理解されたい。本発明の装置、システム、及び方法のこれら及び他の特徴、側面、及び利点は、以下の説明、添付の特許請求の範囲、及び添付の図面からより良く理解されるであろう。図面は単なる概略図であり、縮尺通りに描かれていないことを理解されたい。同じ又は類似の部品を示すため、図面を通して同じ参照番号が使用されることも理解されたい。

【0037】

本発明は、超音波トランスデューサアレイとプロセッサとを含む超音波システムを提供する。超音波トランスデューサアレイは、対象の身体に適合するよう構成された複数のトランスデューサ要素を有する。更に、複数の超音波トランスデューサ要素の少なくとも2つの超音波トランスデューサ要素は、関心領域に対して異なる方向にある関心領域から複数の超音波信号を取得するよう構成される。上記プロセッサは、上記超音波トランスデューサアレイにより取得された超音波信号を受信するよう構成される。プロセッサは更に、信号の深さに基づき、複数の超音波信号を分割し、各超音波信号の分割について、ドップラパワーを計算するよう構成される。各超音波信号について、プロセッサは、各超音波信号の分割のドップラパワーに基づき、胎児の心拍の深さを特定し、特定された胎児の心拍と少なくとも2つの超音波トランスデューサの位置とに基づき、胎児の心臓領域を特定す

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 3 8 】

例示的な超音波システムの一般的な動作が、まず図 1 を参照して、システムの信号処理機能に重点を置いて説明される。なぜなら、本発明は、トランスデューサアレイにより測定された信号の処理に関するものだからである。

【 0 0 3 9 】

このシステムは、超音波を送信し、エコー情報を受信するトランスデューサアレイ 6 を持つアレイトランスデューサプロブ 4 を有する。トランスデューサアレイ 6 は、CMUT トランスデューサ、PZT 若しくは PVDf のような材料で形成された圧電トランスデューサ、又は他の任意の適切なトランスデューサ技術を有する。本実施例では、トランスデューサアレイ 6 は、関心領域の 2 D 平面又は 3 次元ボリュームのいずれかを走査することが可能なトランスデューサ 8 の 2 次元アレイである。別の例では、トランスデューサアレイは、1 D アレイであってもよい。

【 0 0 4 0 】

トランスデューサアレイ 6 は、トランスデューサ要素による信号の受信を制御するマイクロビームフォーマ 1 2 に結合される。マイクロビームフォーマは、米国特許第 5 , 9 9 7 , 4 7 9 号 (S a v o r d ら) 、第 6 , 0 1 3 , 0 3 2 号 (S a v o r d) 、及び第 6 , 6 2 3 , 4 3 2 号 (P o w e r s ら) に記載されるように、トランスデューサのサブアレイ (一般に「グループ」又は「パッチ」と呼ばれる) により受信された信号を少なくとも部分的にビームフォーミングすることができる。

【 0 0 4 1 】

マイクロビームフォーマは完全にオプションである点に留意されたい。更に、システムは、送受信 (T / R) スイッチ 1 6 を含み、これは、マイクロビームフォーマ 1 2 が結合可能であり、送信モードと受信モードとの間でアレイを切り替え、及びマイクロビームフォーマが使用されず、トランスデューサアレイがメインシステムビームフォーマにより直接操作される場合に、メインビームフォーマ 2 0 を高エネルギー送信信号から保護する。トランスデューサアレイ 6 からの超音波ビームの送信は、トランスデューサコントローラ 1 8 により指示される。このコントローラは、T / R スイッチ 1 6 によりマイクロビームフォーマに結合され、メイン送信ビームフォーマ (図示省略) に結合される。このコントローラは、ユーザインタフェース又は制御パネル 3 8 のユーザの操作からの入力を受けることができる。

【 0 0 4 2 】

コントローラ 1 8 は、送信モードの間、アレイ 6 のトランスデューサ要素を (直接又はマイクロビームフォーマを介して) 駆動するよう構成された送信回路を含むことができる。

【 0 0 4 3 】

典型的なラインバイライン撮像シーケンスでは、プロブ内のビームフォーミングシステムは、以下のように動作してもよい。送信中、ビームフォーマ (実施形態によってはマイクロビームフォーマ又はメインシステムビームフォーマであってもよい) は、トランスデューサアレイ又はトランスデューサアレイのサブアパーチャを活性化する。サブアパーチャは、トランスデューサの 1 次元ラインであってもよいし、又はより大きなアレイ内のトランスデューサの 2 次元パッチであってもよい。送信モードでは、アレイ又はアレイのサブアパーチャにより生成された超音波ビームの集束及びステアリングが、後述するよう制御される。

【 0 0 4 4 】

対象から後方散乱されたエコー信号を受信すると、受信された信号は、受信された信号を整列させるために、受信ビームフォーミング (後述) を受け、サブアパーチャが使用される場合には、サブアパーチャは次に、例えば 1 つのトランスデューサ要素によりシフトされる。次に、シフトされたサブアパーチャが活性化され、トランスデューサアレイのすべてのトランスデューサ要素が活性化されるまでプロセスが繰り返される。

【 0 0 4 5 】

各ライン（又はサブアパーチャ）について、最終的な超音波画像の関連ラインを形成するために使用される受信信号の合計は、受信期間中に所与のサブアパーチャのトランスデューサ要素により測定された電圧信号の合計となる。以下のビームフォーミング処理に続いて得られるライン信号は、典型的には無線周波数（RF）データと呼ばれている。様々なサブアパーチャにより生成された各ライン信号（RFデータセット）はその後、最終的な超音波画像のラインを生成するための追加の処理を受ける。時間によるライン信号の振幅の変化は、深さによる超音波画像の明るさの変化に寄与し、ここで、高振幅のピークは、最終画像の明るい画素（又は画素の集合）に対応する。ライン信号の先頭付近に現れるピークは、浅い構造物からのエコーを表し、ライン信号の後半に現れるピークは、対象内の深さが増した場所の構造物からのエコーを表す。

10

【 0 0 4 6 】

トランスデューサコントローラ 18 により制御される機能の一つは、ビームがステアリング及び集束される方向である。ビームは、トランスデューサアレイから（トランスデューサアレイに直交して）直進するようステアリングされてもよいし、又はより広い撮像野のために異なる角度にステアリングされてもよい。送信ビームのステアリング及び集束は、トランスデューサ要素の作動時間の関数として制御されてもよい。

【 0 0 4 7 】

一般的な超音波データ取得では、平面波撮像と「ビームステアード」撮像の2つの方法が区別されることができる。この2つの方法は、送信モード（「ビームステアード」撮像）及び/又は受信モード（平面波撮像及び「ビームステアード」撮像）におけるビームフォーミングの存在により区別される。

20

【 0 0 4 8 】

まず集束機能についてであるが、全てのトランスデューサ要素を同時に活性化することで、トランスデューサアレイは平面波を生成し、これは、対象を通過する際に発散する。この場合、超音波のビームは焦点が合っていないままである。トランスデューサの活性化に位置依存的な時間遅延を導入することで、ビームの波面をフォーカルゾーンと呼ばれる所望の点に収束させる（converge）ことが可能になる。フォーカルゾーンは、横方向のビーム幅が送信ビーム幅の半分以下になる点として規定される。こうして、最終的な超音波画像の横方向の解像度が改善される。

30

【 0 0 4 9 】

例えば、トランスデューサ要素が直列に活性化することを時間遅延がもたらし、トランスデューサアレイの最も外側の要素から始まり、トランスデューサアレイの中心要素で終わる場合、中心要素に沿って、プローブから離れた所与の距離でフォーカルゾーンが形成される。プローブからのフォーカルゾーンの距離は、トランスデューサ要素の活性化の各後続のラウンド間の時間遅延に基づき変化する。ビームがフォーカルゾーンを通過した後、ビームは発散し始め、遠撮像野撮像領域が形成される。トランスデューサアレイに近い位置にあるフォーカルゾーンでは、超音波ビームは遠撮像野で素早く発散し、最終画像においてビーム幅のアーチファクトをもたらすことに留意されたい。一般的に、トランスデューサアレイとフォーカルゾーンとの間に位置する近撮像野は、超音波ビームが大きく重なっているため、詳細をほとんど示さない。こうして、フォーカルゾーンの位置を変えることは、最終的な画像の品質における大きな変化をもたらす可能性がある。

40

【 0 0 5 0 】

送信モードでは、超音波画像が複数のフォーカスゾーン（それぞれが異なる送信焦点を持つ場合がある）に分割されない限り、1つのフォーカスしか規定されることができないことに留意されたい。

【 0 0 5 1 】

追加的に、対象内からのエコー信号を受信すると、上述した処理の逆の処理を行って受信集束を行うことも可能である。言い換えれば、入力信号は、トランスデューサ要素により受信され、信号処理のためにシステムに渡される前に、電子的な時間遅延を受けてもよ

50

い。この最も単純な例は、ディレイアンドサムビームフォーミングと呼ばれている。トランスデューサアレイの受信集束を時間の関数として動的に調整することが可能である。

【 0 0 5 2 】

次にビームステアリングの機能を見てみると、トランスデューサ要素に時間遅延を正しく適用することで、トランスデューサアレイから出る超音波ビームに所望の角度を与えることができる。例えば、トランスデューサアレイの第 1 の側のトランスデューサを活性化させ、その後、残りのトランスデューサをアレイの反対側で終わるシーケンスで活性化させることにより、ビームの波面は第 2 の側に向かって角度が付けられる。トランスデューサアレイの法線に対するステアリング角の大きさは、後続のトランスデューサ要素の活性化の間の時間遅延の大きさに依存する。

10

【 0 0 5 3 】

更に、ステアリングされたビームを集束することが可能である。ここで、各トランスデューサ要素に適用される時間遅延の合計が、集束時間遅延とステアリング時間遅延の両方の合計である。この場合、トランスデューサアレイは、フェーズドアレイと呼ばれる。

【 0 0 5 4 】

その活性化のために DC バイアス電圧を必要とする CMUT トランスデューサの場合、トランスデューサコントローラ 18 は、トランスデューサアレイのための DC バイアス制御 45 を制御するように結合されることができる。DC バイアス制御 45 は、CMUT トランスデューサ要素に印加される DC バイアス電圧を設定する。

【 0 0 5 5 】

20

トランスデューサアレイの各トランスデューサ要素に対して、典型的にはチャンネルデータと呼ばれるアナログ超音波信号が、受信チャンネルを介してシステムに入る。受信チャンネルでは、部分的にビームフォーミングされた信号が、マイクロビームフォーマ 12 によりチャンネルデータから生成され、その後、メイン受信ビームフォーマ 20 に渡され、ここで、トランスデューサの個々のパッチから部分的にビームフォーミングされた信号が、無線周波数 (RF) データと呼ばれる完全にビームフォーミングされた信号に結合される。各段階で実行されるビームフォーミングは、上述したように実行されてもよいし、又は追加的な機能を含んでいてもよい。例えば、メインビームフォーマ 20 は 128 個のチャンネルを有していてもよく、それぞれが数十個又は数百個のトランスデューサ要素のパッチから部分的にビーム形成された信号を受信する。こうして、トランスデューサアレイの数千

30

【 0 0 5 6 】

ビームフォーミングされた受信信号は、信号プロセッサ 22 に結合される。信号プロセッサ 22 は、受信したエコー信号を様々な態様で処理することができ、例えば、バンドパスフィルタリング；デシメーション；I 及び Q 成分分離；並びに高調波信号分離などがあり、これは、組織及びマイクロバブルから返された非線形（基本周波数の高次高調波）エコー信号の特定を可能にするように、線形信号と非線形信号とを分離するように機能する。信号プロセッサは、スペックル低減、信号合成、及びノイズ除去などの追加的な信号増強を行ってもよい。信号プロセッサにおけるバンドパスフィルタは、トラッキングフィルタであってもよく、そのパスバンドは、エコー信号がより大きな深さから受信されるにつれて、より高い周波数帯域からより低い周波数帯域にスライドし、これにより、解剖学的情報を典型的に欠いているより大きな深さからのより高い周波数でのノイズが拒絶される。

40

【 0 0 5 7 】

送信用のビームフォーマ及び受信用のビームフォーマは、異なるハードウェアで実現されており、異なる機能を持つことができる。もちろん、受信ビームフォーマは、送信ビームフォーマの特性を考慮して設計される。図 1 では、簡単のために、受信ビームフォーマ 12、20 のみが示される。完全なシステムでは、送信マイクロビームフォーマとメイン送信ビームフォーマとを備えた送信チェーンが存在する。

50

【 0 0 5 8 】

マイクロビームフォーマ１２の機能は、アナログ信号の経路数を減らすために、信号の初期の組み合わせを提供することである。これは通常、アナログドメインで実行される。

【 0 0 5 9 】

最終的なビームフォーミングは、メインビームフォーマ２０で行われ、典型的にはデジタル化後に行われる。

【 0 0 6 0 】

送信及び受信チャンネルは、固定周波数帯を有する同じトランスデューサアレイ６を使用する。しかしながら、送信パルスが占有する帯域幅は、使用される送信ビームフォーミングにより異なる可能性がある。受信チャンネルは、トランスデューサの帯域幅全体を捕捉することができ（これは古典的なアプローチである）、又は、バンドパス処理を使用して、所望の情報（例えば、主高調波の高調波）を含む帯域幅のみを抽出することができる。

【 0 0 6 1 】

次いで、ＲＦ信号は、Ｂモード（即ち、輝度モード、又は２Ｄ撮像モード）プロセッサ２６及びドップラープロセッサ２８に結合されてもよい。Ｂモードプロセッサ２６は、臓器組織及び血管などの体内構造物を撮像するために、受信した超音波信号に対して振幅検出を行う。ラインバイライン撮像の場合、各ライン（ビーム）は関連するＲＦ信号で表され、その振幅はＢモード画像の画素に割り当てられる輝度値を生成するために使用される。画像内の画素の正確な位置は、ＲＦ信号に沿った関連する振幅測定的位置と、ＲＦ信号のライン（ビーム）番号とにより決定される。斯かる構造のＢモード画像は、米国特許第６，２８３，９１９号（Ｒｏｕｎｄｈｉｌｌら）及び米国特許第６，４５８，０８３（Ｊａｇｏら）に記載される高調波画像モード又は基本画像モードで形成されてもよいし、両方の組み合わせで形成されてもよい。ドップラープロセッサ２８は、画像フィールド内の血球の流れなどの移動体の検出のために、組織の動き及び血流から生じる時間的に区別された信号を処理する。ドップラープロセッサ２８は典型的には、体内の選択されたタイプの材料から返されたエコーを通過又は拒絶するように設定されたパラメータを備える壁フィルタを含む。

【 0 0 6 2 】

Ｂモード及びドップラープロセッサにより生成された構造信号及び運動信号は、スキャンコンバータ３２及びマルチプラナーリフォーマッタ４４に結合される。スキャンコンバータ３２は、受信される空間関係においてエコー信号を所望の画像フォーマットに配置する。言い換えると、スキャンコンバータは、ＲＦデータを円筒座標系から、超音波画像を画像ディスプレイ４０に表示するのに適した直交座標系へと変換するように機能する。Ｂモード撮像の場合、所与の座標における画素の明るさは、その位置から受信したＲＦ信号の振幅に比例する。例えば、スキャンコンバータは、エコー信号を２次元（２Ｄ）のセクタ型フォーマットに配置してもよいし、又はピラミッド型の３次元（３Ｄ）画像に配置してもよい。スキャンコンバータは、画像フィールド内の点での動きに対応する色でＢモード構造画像をオーバーレイすることができる。ここで、ドップラー推定速度が所与の色を生成する。Ｂモード構造画像とカラードップラー画像とを組み合わせ、構造画像フィールド内の組織の動き及び血流が描写される。マルチプラナーリフォーマッタは、米国特許第６，４４３，８９６号（Ｄｅｔｍｅｒ）に記載されるように、身体の体積領域の共通平面内の点から受信されたエコーを、その平面の超音波画像に変換する。ボリュームテングラ４２は、米国特許第６，５３０，８８５号（Ｅｎｔｒｅｋｉｎら）に記載されるように、３Ｄデータセットのエコー信号を、所与の基準点から見た投影された３Ｄ画像に変換する。

【 0 0 6 3 】

２Ｄ又は３Ｄ画像は、画像ディスプレイ４０上での表示のための更なるエンハンスメント、バッファリング、及び一時的な保存のために、スキャンコンバータ３２、マルチプラナーリフォーマッタ４４、及びボリュームテングラ４２から画像プロセッサ３０に結合される。画像プロセッサは、最終的な超音波画像から特定の撮像アーチファクトを除去する

10

20

30

40

50

よう構成されていてもよい。このアーチファクトは、例えば、強い減衰器又は屈折により引き起こされる音響シャドウイング、例えば、弱い減衰器により引き起こされるポステリアエンハンスメント、例えば、高反射性の組織界面が近接して配置される場合の残響アーチファクト、などである。更に、画像プロセッサは、最終的な超音波画像のコントラストを改善するために、特定のスペックル低減機能进行处理するよう構成されていてもよい。

【0064】

撮像に使用されることに加えて、ドップラープロセッサ28により生成された血流値と、Bモードプロセッサ26により生成された組織構造情報とは、定量化プロセッサ34に結合される。定量化プロセッサは、臓器の大きさ及び妊娠年齢などの構造的な測定に加えて、血流の体積率などのさまざまな流れの状態の測定値を生成する。定量化プロセッサは、ユーザ制御パネル38から、測定が行われるべき画像の生体構造における点などの入力を受信してもよい。

10

【0065】

定量化プロセッサからの出力データは、ディスプレイ40における画像と共に測定グラフィック及び数値を再現したり、及び表示装置（画像ディスプレイ）40から音声を出したりするため、グラフィックプロセッサ36に結合される。グラフィックプロセッサ36は、超音波画像とともに表示するためのグラフィックオーバーレイを生成することもできる。これらのグラフィックオーバーレイは、患者名、画像の日時、撮像パラメータなどの標準的な識別情報を含むことができる。これらの目的のために、グラフィックスプロセッサは、患者名などの入力をユーザインタフェース（又はパネル）38から受信する。ユーザインタフェースはまた、トランスデューサアレイ6からの超音波信号の生成、及び従ってトランスデューサアレイ及び超音波システムにより生成される画像の生成を制御するために送信コントローラ18に結合される。コントローラ18の送信制御機能は、実行される機能の一つに過ぎない。コントローラ18はまた、（ユーザにより与えられた）動作モードと、対応する必要な送信機構成と、受信機のアナログ-デジタルコンバータにおけるバンドパス構成とを考慮に入れる。コントローラ18は、固定された状態を備えるステートマシンであってもよい。

20

【0066】

ユーザインタフェースはまた、複数のマルチプレーナリフォーマット（MPR）画像の平面の選択及び制御のためのマルチプレーナリフォーマッタ44に結合される。これは、MPR画像の画像フィールドにおいて定量化された測定を実行するために使用され得る。

30

【0067】

図2は、超音波トランスデューサアレイ110とプロセッサ120とを有する超音波システム100の概略図を示し、プロセッサは例えば、上述したプロセッサ26、28、30、34の1つ又は複数であってもよい。

【0068】

超音波トランスデューサアレイ110は、複数のトランスデューサ要素130を有し、対象の身体140に適合するよう構成される。複数の超音波トランスデューサ要素の少なくとも2つの超音波トランスデューサ要素は、関心領域150に対して異なる向きで上記関心領域から複数の超音波信号を取得するよう構成される。各個別のトランスデューサ要素130は、超音波を送信及び受信するよう構成される。トランスデューサ要素は、圧電トランスデューサ又はCMUTセルを有することができる。

40

【0069】

トランスデューサアレイ110は、いくつかの方法で対象の身体140に適合するよう構成されてもよい。例えば、複数のトランスデューサ要素は、柔軟性のあるシリコン層に埋め込まれていてもよい。

【0070】

言い換えれば、トランスデューサアレイは、トランスデューサ要素が身体表面と良好な接触を有することを確実にするため、対象の身体に適合するよう構成されてもよい。更に、トランスデューサ要素と対象との間の要素の下に配置された材料層は、超音波の伝播に

50

適した適切な音響インピーダンスを有するように選択されてもよい。トランスデューサアレイは例えば、トランスデューサ要素を布又はベルトに一体化することにより、任意の適切な材料から作られてもよく、これらは対象の身体に巻き付けられてもよい。

【0071】

追加的に、柔軟なアレイは完全に閉じている必要はない。例えば、個々の要素は、互いに対する要素のおおよその位置を規定する任意の柔軟なコネクタピースにより相互接続され得る。

【0072】

代替的に、個々のトランスデューサ要素130は、皮膚に直接取り付けられるE C G測定電極と同様の方法で、対象の皮膚に直接取り付けられることができる。

10

【0073】

更に、要素のサブセット（例えば、7つの要素のトランスデューササブアレイ）が、剛性プレート上に配置されてもよく、これは、皮膚上に配置されてもよい。これらの複数のサブアレイは、測定対象の曲率に追従しながら大面積をカバーするために使用されてもよい。

【0074】

図2に示される例では、胎児の心拍を測定するために超音波システム100が採用される。より具体的には、トランスデューサアレイ110は、胎児領域を照射するために、母体の腹部に隣接して配置される。

【0075】

トランスデューサアレイ100が可撓性を有し、母体の腹部に配置されるという事実のために、各トランスデューサ要素は、特定の角度で母体の腹部に向けられる。アレイのおおよその曲率を知ることが、超音波システムで捕捉された3D超音波画像を構成する各サンプルボリュームの位置を推定することを可能にする。トランスデューサアレイの近似曲率は、妊娠中の母親のお腹の平均曲率から推定されることができる。

20

【0076】

代替的に、超音波トランスデューサアレイ110は、センサ160を更に含んでもよく、プロセッサ120は、センサの出力に基づき超音波トランスデューサアレイの曲率を決定するよう構成される。センサは、ひずみゲージ、加速度計、圧電センサ、及びカメラの1つ又は複数を有することができる。例えば、カメラは、アレイの曲率を決定するために使用されてもよく、更に、母体の腹部上のアレイの位置を決定するために使用されてもよい。

30

【0077】

2Dアレイ内の個々のトランスデューサ要素の既知の位置と、このアレイの曲率とが、患者に対するトランスデューサ要素の位置を得ることを可能にし、これにより、測定ボリューム内の心臓の位置のx - 位置及びy - 位置が推定される。

【0078】

プロセッサ120は、超音波トランスデューサアレイにより取得された超音波エコー信号を受信するよう構成される。信号を受信すると、プロセッサは信号の深さに基づき、信号を分割するよう構成される。この信号の分割は、図3を参照して更に後述される。

40

【0079】

図3は、受信したエコー信号の分割を概略的に示す。第1の軸170は、母体の腹部180に隣接して配置された上述のトランスデューサアレイ110と胎児の心臓190との間の変位zを示す。

【0080】

第2の軸200は、トランスデューサアレイの超音波トランスデューサにより生成され得る例示的な超音波信号210を示す。第2の軸は、組織内の超音波信号の速度に比例する第1の軸に対応する。

【0081】

第3の軸220は、胎児心臓190により反射された受信超音波エコー信号230を示す

50

す。同様の信号は、トランスデューサアレイの各アクティブトランスデューサ要素により受信される。受信した信号は、タイムゲート 240 により分割される。

【0082】

複数のタイムゲート 240 を用いて受信したエコー信号を分割することが、測定ボリューム内の心臓位置の深さ (z 位置) を推定することを可能にする。

【0083】

各トランスデューサ要素について、異なる深さから複数のドップラー信号が計算される。言い換えると、各超音波信号の分割に対して、ドップラパワーが算出される。これは、ドップラパワー算出処理中に、レンジゲートとも呼ばれる複数のタイムゲートを設定することにより行われることができる。各送信超音波バーストに対して、図 3 に示されるように、受信超音波エコー信号 $y_i(g)$ の 1 サンプル n が取得され、ここで i は要素インデックス、 g はレンジゲートインデックスを表す。各レンジゲートに対して、共通のドップラー処理方式が用いられることができる。従って、取得されたドップラー信号の総数は、積 $i * g$ となる。

【0084】

上記ドップラパワーの算出は、上記超音波信号の分割に基づきドップラー信号を算出し、上記ドップラー信号の所定時間の二乗平均値を算出することにより、上記ドップラパワーを算出することを含んでいてもよい。

【0085】

言い換えると、受信したエコー信号 230 の各分割について、ドップラー信号が計算される。この計算されたドップラー信号の長さは、レンジゲートのサイズに依存する。ドップラー信号の二乗平均値は、所定の時間期間を規定するレンジゲートにわたり算出される。例えば、時間期間は 1 秒以上、例えば 2 秒以上である。

【0086】

別の言い方をすると、例では、心拍が常に測定されることを保証するために、各ドップラー信号のパワーは、2 秒の時間期間にわたって二乗平均値を使用して計算される。ドップラパワー $P_i(g)$ は、特定のサンプルボリューム内の総運動を反映している。レンジゲートインデックスはサンプルボリュームの深さを決定し、送信された超音波ビームの形状はサンプルボリュームの幅を決定する。

【0087】

こうして、検出された動きのレンジゲートインデックスに注目することで、各超音波信号の分割のドップラパワーに基づき、胎児の心拍の深さを特定することができる。

【0088】

胎児の心拍の深さの特定は、ドップラパワーを閾値パワーと比較することを含んでもよい。即ち、所与の閾値以上のドップラパワーを特定することにより、撮像領域、例えば母体の腹部の背景運動が割り引かれてもよい。こうして、胎児の心拍は、1 つ又は複数のレンジゲート内で分離されてもよく、これにより、胎児の心臓が配置されるサンプルボリュームが特定されることができる。

【0089】

胎児の心拍の深さの特定は、閾値パワー以上のドップラパワー値をクラスタリングすることを更に含んでもよい。自動化されたクラスタリングは、測定ボリューム内のドップラソースの空間的な分離を提供し、これにより、胎児の心拍数及び / 又は位置の自動検出が提供される。一例では、クラスタリングは、2 要素ガウス混合モデルを用いて実行されてもよい。

【0090】

ドップラパワー値を閾値化した後、胎児の心拍数を測定するのに適した候補ボリュームであるすべてのサンプルボリュームが特定され、及びトランスデューサアレイの推定曲率が与えられる場合、上記サンプルボリュームの位置が特定されることができる。ガウス混合モデルは、データ (サンプルボリュームの位置) がガウス分布から来ていると仮定する。双子心拍数を測定する例では、測定ボリューム内に胎児の心臓が 2 つあることが知られ

10

20

30

40

50

るので、データは2要素ガウスモデルにフィットされる。フィットした2要素ガウスモデルは、その後、サンプルボリュームがどのクラスに属するか、言い換えればどの胎児の心臓に属するかを決定するために使用されることができる。

【0091】

更なる例では、クラスタリングは、k平均クラスタリングモデルを用いて実行されてもよい。

【0092】

k平均クラスタリングでは、サンプルボリュームの位置がどのように分布しているかについて基本的な仮定はない。k平均アルゴリズムは、最小の分散でデータをk個のサブセットに分割することを目的としている。

10

【0093】

様々な代替クラスタリング方法が採用されてもよい。例えば、階層的クラスタリング法は、生成されるクラスタの数を事前に指定することなく、データをグループ化することを可能にする。サンプルボリューム内の母体動脈の存在下では、これらのクラスタリング方法が有用であり、採用され得る。

【0094】

胎児の心拍の特定された深さと、少なくとも2つの超音波トランスデューサの位置とは、次に、胎児の心臓の位置を特定するために使用されてもよい。

【0095】

図4は、双子を含む母体腹部180に適用される上述の超音波システムの概略図を示す。言い換えると、撮像領域内には胎児の心拍が2つ存在する。

20

【0096】

図4に示されるように、第1トランスデューサ130aにより生成された超音波信号250aは、第1胎児心臓260と第2胎児心臓270との両方に部分的に交差する。従って、これらの送信ラインに沿って受信したエコー信号は、両胎児の心臓からの運動信号を含むことになる。これは、受信信号における大量のノイズをもたらし、胎児の心臓の特定された位置の精度を低下させる。

【0097】

典型的には、これは複数の超音波プローブを提供することにより対処され、それぞれが胎児の心臓の1つを撮像するように向けられる。双子の胎児心拍数モニタリングのために、母体の腹部に2つの別々の超音波プローブを配置することは困難である。

30

【0098】

例えば、両方の心臓が1つのプローブのサンプルボリューム内にある場合、測定されたドップラー信号は両方の心臓の動きを反映している。従って、ドップラー信号は複数のピークを示し、胎児心拍数を推定するために使用されるアルゴリズム、例えば自己相関関数は、それぞれの胎児の正しい拍間間隔を決定することができない。

【0099】

更に、両方の胎児の心臓の位置は時間の経過とともに変化する可能性があるため、これは、超音波トランスデューサの再配置が必要とされることを意味する。追加的に、測定された心拍数を正しい胎児に明確に割り当てることに注意が払われる必要がある。心拍数が間違っ

40

て割り当てられることが起こり得る。記録された心拍数のトレースが不審に見える場合、誤った介入が臨床医により選択されることをもたらす場合がある。

【0100】

測定された心拍数が偶然に一致する、又は同じ範囲内に含まれる場合、この監視システムは、アラームを出す場合がある。なぜなら、それは、本当に両方の胎児の心拍数を測定しているのか、又は同じ胎児の心拍数を2回測定しているのかを決定することができないからである。

【0101】

対象の身体に適合するよう構成された単一の柔軟なトランスデューサアレイを採用することにより、同じトランスデューサアレイ110の第1のトランスデューサ要素130a

50

及び第2のトランスデューサ要素130bによりそれぞれ生成された超音波信号250a及び250bを、異なる角度から両方の胎児の心臓に照射することが可能である。こうして、少なくとも1つの遮蔽されていない超音波送信ラインを用いて、両胎児の心臓の位置を三角測量することが可能である。こうして、残りの受信エコー信号から各胎児心臓位置を正確に分離することができ、これにより、胎児心臓領域の全体的な特定の精度が増加される。

【0102】

トランスデューサアレイは、それぞれが超音波信号を送信及び受信するよう構成された任意の数のトランスデューサ要素を含むことができるので、少なくとも1つの信号は、別のドップラー源（別の胎児の心臓など）により中断されないであろう。

10

【0103】

更に、すべてのトランスデューサ要素で同時に送信する代わりに、胎児の心臓に向けられた要素のグループ（所定のアポダイゼーションプロファイルを有する1つ又は複数の要素）のみが、胎児に供給される音響線量の総量を減少させるために送信のために活性化されてもよい。

【0104】

同様に、すべての要素で同時に受信する代わりに、胎児の心臓に向けられた要素のグループ（所定のアポダイゼーションプロファイルを有する1つ又は複数の要素）のみが、受信されたエコー信号の信号対雑音比を改善するために、受信のために活性化され得る。

20

【0105】

図5は、2つの胎児の心臓を含む測定領域のサンプルボリュームの3D視覚化を示す。図5は、x軸、y軸及びz軸により規定される測定領域の上に配置された超音波トランスデューサ要素130のアレイを示す。測定ボリューム内では、所定の閾値以上の計算されたドップラパワーを有する受信エコー信号の分割を表すサンプルボリューム280が示される。表現されるサンプルボリュームが暗いほど、そこで測定されたドップラパワーが高くなり、即ち、このエリアにおける動きが多い。

【0106】

トランスデューサアレイを横切って測定されたドップラパワーは、その後、クラスタ化され、胎児の心臓領域290を特定するために使用されることができる。

30

【0107】

別の言い方をすれば、ドップラパワー $P_{i, g}$ が3Dで視覚化され、最も強いドップラー信号がどこに位置するかが示される。3Dでのドップラパワーの視覚化は、測定ボリューム内に2つのドップラーソースのみが存在するかどうか、又は例えば脈動する母体動脈が測定ボリューム内に存在するかどうかを簡単に確認することを提供する。特に、母体動脈は、超音波トランスデューサのサンプルボリューム内に横たわっており、取得されたドップラー信号を破損させる可能性がある。これは、胎児心拍数の誤った登録、又は代わりに母体心拍数の測定をもたらす場合がある。この場合、上記で提案したシステムは、斯かる誤ったドップラー信号のソースを特定し、胎児の心臓信号においてそれらを割り引くことができる。

40

【0108】

一例では、所定の閾値以上のドップラパワー $P_{i, g}$ を有するすべてのサンプルボリュームの位置が、2要素ガウス混合モデルにフィットされ、その後、クラスタ化される。中央値胎児心拍数は、その後、2つの胎児心拍数の測定値を得るために、各クラスタのドップラー信号から計算される。

【0109】

斯かる3D視覚化は、適切なディスプレイを介してユーザに提示されてもよく、ディスプレイは、胎児の心臓領域をユーザに表示するよう構成される。

【0110】

図5に示される例は、25個のトランスデューサ要素を有するトランスデューサアレイを用いて得られた。ドップラー信号は、64のレンジゲートから計算された。実験的検証

50

のために、双子の胎児の心臓の *in-vitro* セットアップを使用してシステムがテストされた。その結果、単一の柔軟なセンサマトリックスが、双子の胎児の心臓の局在化及び視覚化を可能にすることが確認された。提案されたクラスタリングアルゴリズムを用いれば、2つの超音波トランスデューサを手動で位置決めするという前述の問題を生じることなく、2つの胎児心拍数が検出されることができる。これは、改善された臨床ワークフロー、及びより好適な双子の胎児の健康モニタリングをもたらすことができる。

【0111】

図6は、本発明による超音波撮像方法300を示す。

【0112】

ステップ310では、関心領域に対して異なる向きを有する少なくとも2つの超音波トランスデューサにより、複数の超音波信号が取得される。

10

【0113】

ステップ320において、複数の超音波信号は、例えばレンジゲートを用いて、信号の深さに基づき分割される。

【0114】

ステップ330では、各超音波信号の分割についてドップラパワーが計算される。

【0115】

ステップ340では、各超音波信号の分割のドップラパワーに基づき、各超音波信号について胎児の心拍の深さが特定される。

【0116】

20

ステップ350では、ドップラパワーが閾値パワーと比較され、ステップ360では、閾値パワー以上のドップラパワー値がクラスタリングを受けてもよい。

【0117】

ステップ370では、特定された胎児の心拍と、少なくとも2つの超音波トランスデューサの位置とに基づき、胎児の心臓領域が特定される。

【0118】

開示された実施形態に対する変形は、図面、開示、及び添付の請求項の研究から、請求項に記載された発明を実施する当業者により理解及び達成され得る。請求項において、「有する」という語は他の要素又はステップを排除するものではなく、不定冠詞「a」又は「an」は複数性を排除するものではない。単一のプロセッサ又は他のユニットは、請求項に記載された複数のアイテムの機能を果たすことができる。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されるという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示すものではない。コンピュータプログラムは、他のハードウェアとともに、又はその一部として提供される光学式記憶媒体又はソリッドステート媒体などの適切な媒体において格納/配布されることができるが、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介してといった他の形式で配布されることもできる。請求項における参照符号は、範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

30

【 図 1 】

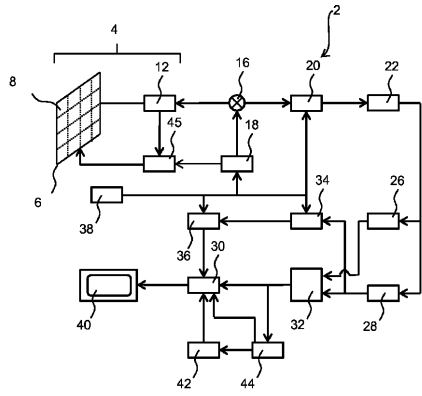


FIG. 1

【 図 2 】

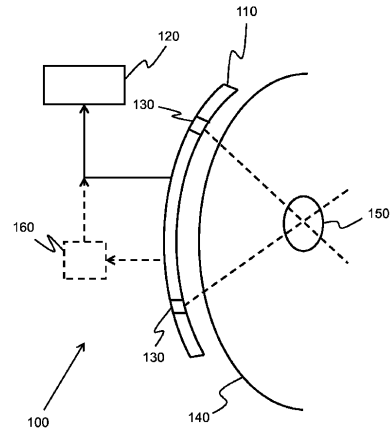


FIG. 2

【 図 3 】

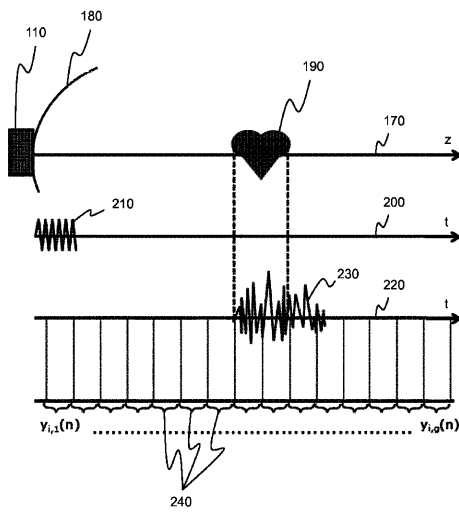


FIG. 3

【 図 4 】

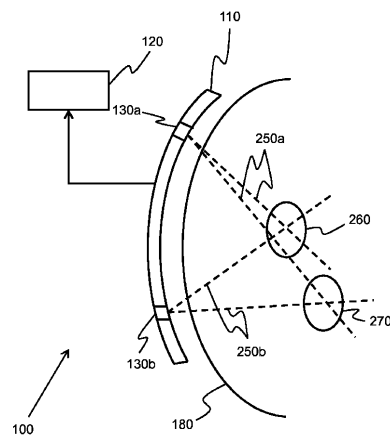


FIG. 4

【 図 5 】

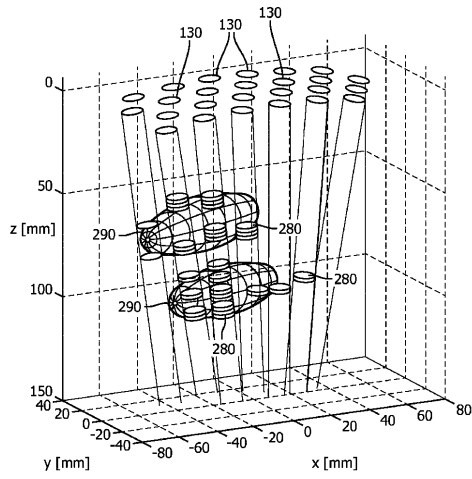


FIG. 5

【 図 6 】

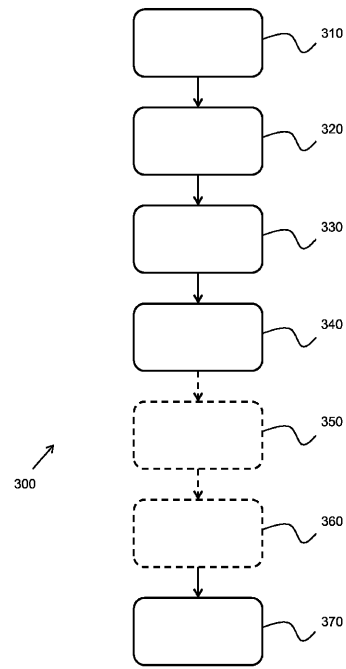


FIG. 6

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2019/060648

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/08 A61B8/02 A61B8/00
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2017/194392 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS NV [NL]) 16 November 2017 (2017-11-16) abstract; figures 3-8 page 2, line 25 - line 35 page 3, line 30 - page 4, line 9 page 7, line 19 - page 17, line 35 -----	1,3, 7-13,15
Y	HAMELMANN PAUL ET AL: "Flexible sensor matrix with dynamic channel weighting for improved estimation of the fetal heart rate by Doppler ultrasound", 2017 IEEE INTERNATIONAL ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS), IEEE, 6 September 2017 (2017-09-06), pages 1-4, XP033244959, DOI: 10.1109/ULTSYM.2017.8091839 the whole document ----- -/--	1-4,13, 15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

30 July 2019

Date of mailing of the international search report

06/08/2019

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Daoukou, Eleni

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2019/060648

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2011/172540 A1 (JACKSON ROY [GB]) 14 July 2011 (2011-07-14) abstract; figures 3-5 paragraphs [0008] - [0015], [0026] - [0033] -----	1-4, 13, 15
A	WO 2017/045915 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS NV [NL]) 23 March 2017 (2017-03-23) page 23, line 33 - page 25, line 2; figures 14, 15 page 30, line 32 - page 33, line 7; figures 21, 22 -----	1-15
A	PAUL HAMELMANN ET AL: "Improved ultrasound transducer positioning by fetal heart location estimation during Doppler based heart rate measurements", PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT, INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING, BRISTOL, GB, vol. 38, no. 10, 21 September 2017 (2017-09-21), pages 1821-1836, XP020320027, ISSN: 0967-3334, DOI: 10.1088/1361-6579/AA8A1A [retrieved on 2017-09-21] abstract; figures 1, 2 -----	5, 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2019/060648

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2017194392 A1	16-11-2017	CN 109069121 A EP 3454758 A1 JP 2019516437 A US 2019133549 A1 WO 2017194392 A1	21-12-2018 20-03-2019 20-06-2019 09-05-2019 16-11-2017
US 2011172540 A1	14-07-2011	AU 2009295644 A1 CA 2737876 A1 CN 102164544 A DK 2346408 T3 EP 2346408 A1 JP 5634999 B2 JP 2012502717 A US 2011172540 A1 WO 2010035022 A1	01-04-2010 01-04-2010 24-08-2011 21-07-2014 27-07-2011 03-12-2014 02-02-2012 14-07-2011 01-04-2010
WO 2017045915 A1	23-03-2017	CN 108289653 A EP 3349661 A1 US 2019142368 A1 WO 2017045915 A1	17-07-2018 25-07-2018 16-05-2019 23-03-2017

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(72)発明者 ハメルマン パウル クリストフ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 コレン アレクサンデル フランシスクス

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 DD07 DD09 DE03 EE09 EE10 GB04 GB06 GB44 GB45 JB40

JB47 JB48