

(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2020-503099

(P2020-503099A)

(43) 公表日 令和2年1月30日(2020.1.30)

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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2019-531701 (P2019-531701)
 (86) (22) 出願日 平成29年12月14日(2017.12.14)
 (85) 翻訳文提出日 令和1年6月13日(2019.6.13)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2017/082901
 (87) 国際公開番号 WO2018/109114
 (87) 国際公開日 平成30年6月21日(2018.6.21)
 (31) 優先権主張番号 16306690.5
 (32) 優先日 平成28年12月15日(2016.12.15)
 (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 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhove
 n
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 出産前超音波イメージング

(57) 【要約】

超音波システム100及び動作方法200であって、超音波システムは、超音波プローブ14から胎児の2D超音波画像フレーム150のシーケンス15を受信し、前記シーケンス内の各画像フレームについて、受信した画像フレームを表示するようにディスプレイ装置を制御し、前記画像フレーム内の前記胎児の関心解剖学的特徴151を認識するために画像フレームの分割を試み、前記特徴の認識時に、さらなる処理のために画像フレームを受け付けるように構成され、前記さらなる処理は、受け付けられた各画像フレームについて認識された関心解剖学的特徴の幾何学的特性を求めると、前記シーケンス内の受け付けられた画像フレームの求められた幾何学的特性を、表示される各画像フレームと共に表示するようにディスプレイ装置を制御することを含む、超音波システム及び動作方法が開示される。このような動作方法は、超音波システムにインストールするためのコンピュータプログラム製品として提供される。

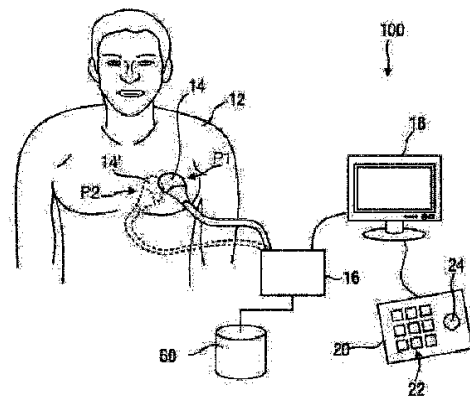


FIG.1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

プロセッサ装置と前記プロセッサ装置の制御下にあるディスプレイ装置とを含む超音波システムであって、前記プロセッサ装置は、

胎児の 2D 超音波画像フレームのシーケンスであって平行移動方向に沿って 2D 超音波画像フレームのスライディングウィンドウを規定する前記シーケンスを、超音波プローブから受信し、

前記シーケンス内の各画像フレームについて、

受信した前記画像フレームを表示するように前記ディスプレイ装置を制御し、

前記画像フレーム内の前記胎児の関心解剖学的特徴の認識のために前記画像フレームの分割を試み、

前記関心解剖学的特徴の認識時にさらなる処理のために前記画像フレームを受け付け、

前記さらなる処理は、

受け付けられた各画像フレームの認識された前記関心解剖学的特徴の幾何学的特性を求めると、

前記シーケンス内の受け付けられた画像フレームの求められた前記幾何学的特性を、表示される各画像フレームと共に表示するように前記ディスプレイ装置を制御することを含む、超音波システム。

【請求項 2】

前記幾何学的特性を求めることが、認識された前記関心解剖学的特徴の寸法を求めることを含む、請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 3】

前記プロセッサ装置は、前記求められた幾何学的特性の基準値からの偏差を計算し、求められた各幾何学的特性を前記計算の結果を示す方式で表示するように前記ディスプレイ装置を制御する、請求項 1 又は 2 に記載の超音波システム。

【請求項 4】

前記プロセッサ装置は、前記シーケンス内の前記受け付けられた画像フレームの前記求められた幾何学的特性をグラフとして表示するように前記ディスプレイ装置を制御する、請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 5】

前記プロセッサ装置は、表示された、受け付けられた画像フレームの認識された前記関心解剖学的特徴の上に重ねて、前記求められた幾何学的特性を含むオーバーレイを表示するように前記ディスプレイ装置を制御する、請求項 3 又は 4 に記載の超音波システム。

【請求項 6】

前記プロセッサ装置は、

複数の前記受け付けられた画像フレーム間の前記求められた幾何学的特性における変動を求め、

求められた前記変動が定義済み閾値を超える場合、前記複数の受け付けられた画像フレームを除外し、

前記除外を示す標識を表示するように前記ディスプレイ装置を制御する、請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の超音波システム。

【請求項 7】

前記プロセッサ装置は、

前記求められた変動が前記定義済み閾値を超え、

画像フレームの完全なシーケンスにおける受け付けられた画像フレームの合計数と、画像フレームの前記完全なシーケンス内の画像フレームの合計数との比率が他の定義済み閾値を下回る場合に、前記複数の受け付けられた画像フレームを除外する、請求項 6 に記載の超音波システム。

【請求項 8】

データ記憶装置をさらに含み、前記プロセッサ装置が、前記受け付けられた画像フレー

10

20

30

40

50

ムと前記求められた幾何学的特性とを、前記受け付けられた画像フレーム及び/又は前記求められた幾何学的特性を後の時点で評価するために、前記データ記憶装置に記憶する、請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の超音波システム。

【請求項 9】

前記超音波プローブをさらに含む、請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の超音波システム。

【請求項 10】

画像フレームの前記シーケンスがボリュメトリック画像の一部をなす、請求項 1 乃至 9 のいずれか一項に記載の超音波システム。

【請求項 11】

プロセッサ装置と前記プロセッサ装置の制御下にあるディスプレイ装置とを含む超音波システムを動作させる方法であって、前記方法は前記プロセッサ装置によって、

胎児の 2D 超音波画像フレームのシーケンスであって平行移動方向に沿って 2D 超音波画像フレームのスライディングウィンドウを規定する前記シーケンスを、超音波プローブから受信するステップと、

前記シーケンス内の各画像フレームについて、

受信した前記画像フレームを表示するように前記ディスプレイ装置を制御するステップと、

前記画像フレーム内の前記胎児の関心解剖学的特徴の認識のために前記画像フレームの分割を試みるステップと、

前記関心解剖学的特徴の認識時にさらなる処理のために前記画像フレームを受け付けるステップとを含み、

前記さらなる処理は、

受け付けられた各画像フレームの認識された前記関心解剖学的特徴の幾何学的特性を求めるステップと、

前記シーケンス内の受け付けられた前記画像フレームの求められた前記幾何学的特性を、表示される各画像フレームと共に表示するように前記ディスプレイ装置を制御するステップとを含む、方法。

【請求項 12】

前記求められた幾何学的特性の基準値からの偏差を計算するステップと、求められた各幾何学的特性を前記計算の結果を示す方式で表示するように前記ディスプレイ装置を制御するステップとをさらに含む、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

受け付けられた画像フレームの認識された前記関心解剖学的特徴の上に重ねて、前記求められた幾何学的特性を含むオーバーレイを表示するように前記ディスプレイ装置を制御するステップをさらに含む、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

複数の前記受け付けられた画像フレーム間の前記求められた幾何学的特性における変動を求めるステップと、

求められた前記変動が定義済み閾値を超える場合、前記複数の受け付けられた画像フレームを除外するステップと

前記除外を示す標識を表示するように前記ディスプレイ装置を制御するステップとをさらに含む、請求項 11 乃至 13 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 15】

請求項 1 乃至 10 のいずれか一項に記載の超音波システムのプロセッサ装置上で実行されると、前記プロセッサ装置に請求項 11 乃至 14 のいずれか一項に記載の方法を実施させるコンピュータ可読プログラム命令を持つ、コンピュータ可読記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、プロセッサ装置と、プロセッサ装置の制御下にあるディスプレイ装置とを備える超音波システムであって、プロセッサ装置が超音波プローブから胎児の2D超音波画像フレームのシーケンスを受信し、ディスプレイ装置を制御して受信した画像フレームを表示させるように構成された超音波システムに関する。

【0002】

本発明は、さらに、上記の超音波システムを動作させる方法に関する。

【0003】

本発明は、さらに、上記の超音波システムのプロセッサ装置上で実行されると、プロセッサ装置に上記の方法を実施させるコンピュータ可読プログラム命令が実現されたコンピュータ可読記憶媒体を含むコンピュータプログラム製品に関する。

10

【背景技術】

【0004】

母親の子宮内の胎児、典型的には胎児の発育を評価して、例えば胎児の構造的異常を検出するために、妊娠期間中に通例、超音波イメージングが使用される。臨床医が胎児の必要なそれぞれの視野面の画像を取得するための従来の手法は、2Dイメージングプローブの面に所望の解剖学的向きが入るまで母親の腹部にプローブを音響的接触させた状態で、超音波プローブを操作するものである。例えば胎児の全体の関心解剖学的特徴を画像化するためにこのような手順によって複数の視野面を生成する場合、超音波検査者は、2D画像フレームの時系列的シーケンスを得るために母親の腹部上で特定の方向に超音波プローブを移動させる。

20

【0005】

これは、例えば、いわゆる生体測定を使用して胎児、例えば胎児の発育を解析する場合に関心対象となり、生体測定は、胎児の1つ又は複数の関心解剖学的特徴が正しく発育しているか、例えば期待許容範囲内にあるかを調べるため、及び/又は胎月齢を推定するために使用される。これは、超音波検査者が、上記の測定を行うために撮像された各画像フレームを評価することを必要とする場合があり、これには時間がかかる場合がある。また、母親の腹部に沿った非最適方向の超音波プローブの移動によって画像フレームのシーケンスが得られた場合、それらの画像フレームのうちのいくつかが関心解剖学的特徴を歪んだ状態で含む場合があり、又は関心解剖学的特徴をまったく含まないことがある。これにより、そのような生体測定値の取得がかなり面倒で時間のかかるものとなることがある。

30

【0006】

いわゆる画像分割技術を使用して2D超音波画像フレームから胎児の様々な関心解剖学的特徴を抽出されることがよく知られている。画像分割技術では、関心解剖学的特徴の輪郭が画像フレームの区分として特定され、その後、特定された特徴の生体測定評価を(自動的に)行うことができる。例えば、そのようなよく知られた方式の数例を挙げれば、Jinhua Yu等は、Ultrasound in Med. & Biol. Vol. 34, No. 2, pp 169 - 182 (2008)で、2D超音波画像フレームからの胎児腹部輪郭線抽出及び測定方法を開示しており、Judith G. Thomas等は、IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 10, No 2 (1991), pages 180 - 186で、モルフォロジー演算子を使用した超音波画像の自動分割を開示している。

40

【0007】

米国特許第8,891,881B2号は、最適画像フレームを特定する方法を開示している。この方法は、関心物の関心解剖学的領域の選択を受け取ることと有する。また、この方法は、選択された関心解剖学的領域に対応する複数の画像フレームを取得することと有する。また、この方法は、取得した複数の画像フレームに対応する、画像フレームの品質を表すリアルタイム標識を判断することと有する。さらに、この方法は、最適画像フレ

50

ームの選択を助けるためにリアルタイム標識を伝達することを有する。したがって、この方法は、生体測定評価のための最も見込みのある画像フレームを特定するために使用される。しかし、この方法は、胎児の関心解剖学的特徴を確実に認識することができるのに十分な数の2D画像フレームを生成するために、超音波検査者が超音波プローブの動きの適切な方向を特定する手助けとはならない。

【0008】

米国特許出願公開第2014/0185895A1号は、合致する胎児の腹部組織の類例の形状を表すトレーニングデータから算出される第1の統計モデルにアクセスすることと、超音波画像内の走査面を表す画像データにアクセスすることとを有する、胎児超音波画像の解析のためのコンピュータ実施方法を開示している。この方法は、さらに、第1の統計モデルを使用して走査面内の腹部を含む関心領域を特定することと、合致する胎児の解剖学的構造の類例の形状を表すトレーニングデータから算出される第2の統計モデルにアクセスすることと、第2の統計モデルを使用して、関心領域内に1つ又は複数の解剖学的構造が存在するか判断することと、関心領域内の1つ又は複数の解剖学的構造の存在に基づいて走査面に評点を付与することとを有する。

10

【0009】

米国特許出願公開第2007/0081705A1号は、胎児の超音波画像における解剖学的構造を分割し、測定する方法であって、3次元格子上的点からなる領域に対応する複数の強度を含む胎児のデジタル化超音波画像を提供するステップと、胎児の画像において解剖学的構造を検出するようにトレーニングされた複数の分類子を提供するステップと、楕円輪郭線分類子を胎児超音波画像に適用することによって、画像分類子を使用して解剖学的構造を分割し、測定するステップとを有し、解剖学的構造を特徴付ける複数の2次元輪郭線が検出される方法を開示している。

20

【0010】

米国特許出願公開第2016/0045152A1号は、産道における胎児頭部下降を自動的に監視する方法であって、1つ又は複数の画像内の各画像を複数の隣接構成要素に分割することと、1つ又は複数の画像の各画像内の複数の隣接構成要素内の各隣接構成要素に対応する費用関数を求めることと、費用関数に基づいて1つ又は複数の画像内の各画像における、恥骨枝と胎児頭部とを含む少なくとも2つの関心構造体を特定することと、少なくとも2つの関心構造体に基づいて進行角度を測定することと、進行角度に基づいて産道における胎児頭部下降を判断することとを有する方法を開示している。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明は、超音波検査者が胎児の2D画像の有用なシーケンスを得るために母親の腹部領域上で超音波プローブを適切な方向に誘導するのを助けることができる超音波システムを提供することを目的とする。

【0012】

さらに、本発明は、上記超音波システムを動作させる方法を提供することを目的とする。

40

【0013】

さらに、本発明は、上記超音波システムのプロセッサ装置上で実行されると、プロセッサ装置に上記方法を実施させるためのコンピュータ可読プログラム命令が実現されたコンピュータ可読記憶媒体を有するコンピュータプログラム製品を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

一態様によると、プロセッサ装置と前記プロセッサ装置の制御下にあるディスプレイ装置とを含む超音波システムであって、前記プロセッサ装置は、胎児の2D超音波画像フレームのシーケンスであって平行移動方向に沿って2D超音波画像フレームのスライディン

50

グウィンドウを規定する前記シーケンスを、超音波プローブから受信し、前記シーケンス内の各画像フレームについて、受信した前記画像フレームを表示するように前記ディスプレイ装置を制御し、前記画像フレーム内の前記胎児の関心解剖学的特徴の認識のために前記画像フレームの分割を試み、前記解剖学的特徴の認識時にさらなる処理のために前記画像フレームを受け付けるように構成され、前記さらなる処理は、受け付けられた各画像フレームの認識された前記関心解剖学的特徴の幾何学的特性を求めると、前記シーケンス内の受け付けられた前記画像フレームの求められた前記幾何学的特性を、表示される各画像フレームと共に表示するように前記ディスプレイ装置を制御することを含む、超音波システムが提供される。

【0015】

本発明の実施形態によると、超音波システムは、超音波プローブから受信するそれぞれの画像フレームを評価し、典型的には適切な分割アルゴリズムを使用して画像フレーム内の関心解剖学的特徴を分離（認識）するために画像フレームの分割を試みる。関心解剖学的特徴は、例えば超音波システムの超音波検査者などのユーザによって、例えばユーザーインターフェースなどを使用して選択される。システムにより分割が成功したとみなされる画像フレームについて、システムは、様々な受け付けられた画像フレームの幾何学的特性を追跡し、それらの幾何学的特性を、シーケンスの表示される各画像フレームと共に表示し、それによって、表示される画像フレームごとに、シーケンスのそれぞれの画像フレームにおいて得られた幾何学的特性の広がり又は分散を示す標識が超音波検査者に与えられるようにし、それにより、超音波検査者に、超音波検査者が胎児の母親の腹部領域などの関心領域で超音波プローブを移動させる方向の適切性を示す明確な標識を与える。したがって、超音波検査者には、超音波検査者によって超音波プローブが移動される経路の適切性に関するリアルタイムフィードバックが与えられ、それにより、そのフィードバックが最適ではない経路を示している場合には超音波検査者はその経路を変更することができる。

【0016】

幾何学的特性を求めるとは、胎児の頭部又は腹部の直径又は周囲長、大腿骨長、頂部透光性、大横径などの認識された解剖学的特徴の寸法を求めるとを含む。自動検出及び分割アルゴリズムをそのために利用可能な任意の解剖学的特徴が企図される。

【0017】

好ましい一実施形態では、プロセッサ装置は、求められた幾何学的特性の基準値からの偏差を計算し、求められた各幾何学的特性を計算の結果を示す方式で表示するように前記ディスプレイ装置を制御するように構成される。このようにして、超音波検査者などのユーザが、求められた幾何学的特性の信頼性に関する即時の視覚的フィードバックを得る。例えば、信頼性のない特性値、又は偽特性値の可能性のある値の場合、その値が赤で表示され、一方、信頼性のある特性値の場合はその値が緑で表示され、それによって、分割画像フレームにおいて特定された関心解剖学的特徴の求められた幾何学的特性の妥当性をユーザが即座に認識することができるようにする。

【0018】

プロセッサ装置は、シーケンス内の受け付けられた画像フレームの求められた幾何学的特性を、グラフなどの任意の適切な方式で表示するようにディスプレイ装置を制御するように構成される。グラフ表現は、求められた幾何学的特性の経時的な分散をユーザが端的に認識することができるという利点を有する。

【0019】

一実施形態では、プロセッサ装置は、表示される画像フレームが受け付けられた画像フレームである場合、認識された解剖学的特徴の上に求められた幾何学的特性を含むオーバーレイを表示するようにディスプレイ装置を制御し、それによって、求められた幾何学的特性に対応する受け付けられた画像フレームがディスプレイ装置に表示されるときに、求められた幾何学的特性がユーザにリアルタイムで提示されるように構成される。これは、例えば、求められた幾何学的特性の基準値からの偏差の前述の計算を示す方式でオーバーレイ

10

20

30

40

50

を表示することを含み、それによって、ユーザが信頼できる値と偽値の可能性のある値とを容易に区別することができるようにする。

【0020】

好ましくは、プロセッサ装置は、さらに、画像フレームのシーケンス全体が受け付け可能であるかを評価するように構成される。このために、プロセッサ装置は、複数の受け付けられた画像フレームにわたる求められた幾何学的特性の変動を求め、求められた変動が定義済み閾値を超える場合、複数の受け付けられた画像フレームを除外し、ディスプレイ装置をその除外を示す標識を表示するように制御するように構成される。これは、ユーザに、画像フレームの特定のシーケンスに特に雑音があるというフィードバック情報を提供し、それによってユーザは、関心領域で異なる方向に超音波プローブを移動させることによって画像フレームのシーケンスを再度撮像するように促される。この方向の選択は、関心解剖学的特徴の信頼できる幾何学的特性を求めることが可能な撮像画像フレームに基づく。

10

【0021】

プロセッサ装置は、求められた変動が定義済み閾値を超え、且つ、画像フレームの完全なシーケンスにおける受け付けられた画像フレームの合計数と、画像フレームの完全なシーケンスにおける画像フレームの合計数との比率が、他の定義済み閾値を下回る場合、複数の受け付けられた画像フレームの上記の除外を行うように構成される。

【0022】

好ましい一実施形態では、超音波システムはデータ記憶装置をさらに備え、プロセッサ装置は、画像フレーム及び/又は求められた幾何学的特性を後の時点、例えば任意の適切な時点でデータ記憶装置、例えばメモリから、例えばシーケンスから1つ又は複数の画像を選択するためのユーザインターフェースを使用して画像を取り出すだけで評価するために、受け付けられた画像フレームと求められた幾何学的特性とをデータ記憶装置に記憶するように構成される。

20

【0023】

例えば超音波システムが、超音波プローブを装着可能な超音波診断装置を備えるか又は実施する場合、超音波プローブは超音波システムの外部にあってもよい。超音波システムは必ずしも超音波プローブを含まない。或いは、超音波システムは、超音波プローブをさらに備え、例えば完全な超音波イメージングシステムを形成する。

30

【0024】

上記の各実施形態において、画像フレームのシーケンスは、超音波検査者が前述のように関心領域の上で超音波プローブを移動させることによって撮像された2D画像フレームのシーケンスである。しかし、本発明の実施形態は、3D画像、すなわち、画像フレームのシーケンスがボリュームメトリック画像の一部をなすボリュームメトリック画像にも有用に適用される。具体的には、超音波システムは、ボリュームメトリック画像を特定の方向にスライスするためのユーザコマンドに応答し、それによって複数の2D画像スライス(フレーム)を生成し、それに対して超音波システムは各スライスの分割を試み、分割に成功したスライスの関心解剖学的特徴の幾何学的特性を導出し、導出された幾何学的特性の履歴を維持する。この履歴は、特定の関心解剖学的特徴の評価において、選択されたスライス方向の適切性を示す標識を与え、それによってシステムのユーザは、選択されたスライス方向の結果の2D画像スライスにおける関心解剖学的特徴の最適な視野面を得るために、このフィードバックを使用して異なるスライス方向を選択することができる。

40

【0025】

別の態様によると、プロセッサ装置と前記プロセッサ装置の制御下にあるディスプレイ装置とを含む超音波システムを動作させる方法が提供される。この方法は、プロセッサ装置によって、胎児の2D超音波画像フレームのシーケンスであって平行移動方向に沿って2D超音波画像フレームのスライディングウィンドウを規定するシーケンスを超音波プローブから受信することと、シーケンス内の各画像フレームについて、受信した画像フレームを表示するようにディスプレイ装置を制御することと、画像フレーム内の胎児の関心解

50

剖学的特徴の認識のために画像フレームの分割を試みることと、特徴の認識時にさらなる処理のために画像フレームを受け付けることとを有し、さらなる処理は、受け付けられた各画像フレームの認識された関心解剖学的特徴の幾何学的特性を求めることと、シーケンス内の受け付けられた画像フレームの求められた幾何学的特性を、表示される各画像フレームと共に表示するように前記ディスプレイ装置を制御することとを有する。このようにして、超音波システムのユーザは画像フレームのシーケンスにわたる幾何学的特性の安定性に関するリアルタイムフィードバック情報を入手する。このフィードバック情報は、胎児の関心解剖学的特徴の幾何学的特性を求めするために画像フレームのシーケンスの安定性を向上させるために、ユーザが、その胎児を妊娠している母親の腹部領域などの関心領域で超音波プローブを移動させる方向を再調整するために使用することができる。

10

【0026】

これには、求められた幾何学的特性の基準値からの偏差を計算することと、求められた幾何学的特性が信頼できるものであるかをユーザに対してより明白に強調表示するために、求められた各幾何学的特性をその計算の結果を示す方式で表示するように、ディスプレイ装置を制御することを含む。

【0027】

一実施形態では、この方法は、表示される画像フレームが受け付けられた画像フレームである場合、ユーザが幾何学的特性のリアルタイム標識を得るように、求められた幾何学的特性を含むオーバーレイを認識された解剖学的特徴の上に表示するようにディスプレイ装置を制御することをさらに含み、この標識はユーザが超音波プローブを関心領域で移動させる方向を再調整するために使用することができる。

20

【0028】

さらに、この方法は、複数の受け付けられた画像フレーム間の求められた幾何学的特性の変動を求めることと、求められた変動が定義済み閾値を超える場合、複数の受け付けられた画像フレームを除外することと、取得されたシーケンスが胎児などの胎児の関心幾何学的特性を評価するのに十分な品質であるか否かをユーザが判断するのを助けるために、その除外を示す標識を表示するようにディスプレイ装置を制御することとをさらに含む。

【0029】

さらに別の態様によると、本発明のいずれかの実施形態による超音波システムのプロセッサ装置上で実行されると、プロセッサ装置に本発明のいずれかの実施形態による方法を実施させるコンピュータ可読プログラム命令が実現されたコンピュータ可読記憶媒体を含むコンピュータプログラム製品が提供される。このようなコンピュータプログラム製品は、例えばコンピュータ可読プログラム命令を超音波システムにインストールすることによって、超音波システムの機能を増強又はその他の仕方で構成するために使用される。

30

【0030】

本発明の実施形態について、添付図面を参照しながら非限定的例を用いてより詳細に説明する。

【図面の簡単な説明】**【0031】**

【図1】 患者の身体の一部を走査するために使用される超音波イメージングシステムを示す略図である。

40

【図2】 アレイトランスデューサを備えた超音波イメージングシステムの一実施形態を示す略ブロック図である。

【図3】 胎児を走査するための超音波イメージング装置を示す略図である。

【図4】 2つの異なる方向から見た、走査される患者を示す略図である。

【図5】 患者の身体の関心領域で超音波プローブを移動させることによって撮像された2D画像フレームのシーケンスを概略的に示す図である。

【図6】 一実施形態による超音波システムを動作させる方法のフローチャートである。

【図7】 一実施形態による超音波システムを動作させる方法に従ってディスプレイ装置上に生成された表示画面を示す略図である。

50

【発明を実施するための形態】

【0032】

図面は概略図に過ぎず、一律の縮尺で描かれてはいないことを理解されたい。また、全図面を通じて同一又は類似の部分を示すために同一の参照番号が使用されていることも理解されたい。

【0033】

図1に、超音波システム100、具体的には医療用2次元(2D)超音波イメージングシステム又は3次元(3D)超音波イメージングシステムの略図を示す。超音波システム100は、解剖学的位置、具体的には患者12の解剖学的位置におけるボリュームを経時的に検査するために適用される。超音波システム100は、超音波を送信及び/又は受信するための複数のトランスデューサ素子を有する少なくとも1つのトランスデューサアレイを有する超音波プローブ14を備える。一例では、トランスデューサ素子のそれぞれが特定のパルス持続期間の少なくとも1つの送信インパルス、具体的には複数の連続送信パルスの形態の超音波を送信することができる。トランスデューサ素子は、2D超音波システム100の場合は線形アレイ状に配列され、又は、3D超音波システム100の場合には特に多断面又は3次元画像を提供するために2次元アレイ状に配列される。

10

【0034】

3次元超音波システムの特定の一例は、具体的には本出願人のX6-1又はX7-2 t T E Eトランスデューサ又は本出願人のx M a t r i x技術を使用したその他のトランスデューサを備えた、本出願人により販売されているC X 4 0 C o m p a c t X t r e m e超音波システムである。一般に、P h i l i p s i E 3 3システムに見られるようなマトリックストランスデューサシステム、又は、例えばP h i l i p s i U 2 2及びH D 1 5システムに見られるような機械式3D/4Dトランスデューサ技術を、本発明と共に適用することができる。

20

【0035】

また、超音波システム100は、超音波システム100を介して2D又は3D画像シーケンスの提供を制御する画像再構成ユニット16を備えるプロセッサ装置を備える。以下で詳述するように、画像再構成ユニット16は、超音波プローブ14のトランスデューサアレイを介したデータの取得のみならず、超音波プローブ14のトランスデューサアレイによって受信された超音波ビームのエコーから2D又は3D画像シーケンスを形成する信号及び画像処理も制御する。

30

【0036】

超音波システム100はさらに、2D又は3D画像シーケンスをユーザに表示するためのディスプレイ装置18(以下、ディスプレイ18とも呼ぶ)を備える。さらに、キー又はキーボード22と例えばトラックボール24などの追加の入力装置とを備える入力装置20が設けられる。入力装置20は、ディスプレイ18に、又は直接、画像再構成ユニット16に接続される。

【0037】

超音波システム100は、さらに、以下で詳述するように、例えば後で評価するために、画像再構成ユニット16が画像フレーム及び画像フレーム処理データを記憶するデータ記憶装置60、例えば1つ又は複数のメモリデバイス、ハードディスク、光ディスクなどを備える。

40

【0038】

図2に、超音波システム100の略ブロック図を示す。超音波プローブ14は、例えば、C M U Tトランスデューサアレイ26を備える。或いは、トランスデューサアレイ26は、P Z T又はP V D Fなどの材料からなる圧電トランスデューサ素子を備える。トランスデューサアレイ26は、2Dイメージングのために2次元を走査するか、又は3Dイメージングのために3次元を走査することができるトランスデューサ素子の、1次元又は2次元アレイである。トランスデューサアレイ26は、C M U Tアレイセル又は圧電素子による信号の送受信を制御する、プローブ内のマイクロビームフォーマ28に結合される。

50

マイクロビームフォーマは、米国特許第5,997,479号(Savord等)、第6,013,032号(Savord)、及び第6,623,432号(Powers等)に記載されているようなトランスデューサ素子のグループ又は「パッチ」によって受信された信号の、少なくとも部分的なビームフォーミングを行うことができる。マイクロビームフォーマ28は、送信/受信(T/R)スイッチ30にプローブケーブルによって結合され、T/Rスイッチ30は、送信と受信とを切り換えるとともに、マイクロビームフォーマ28が使用されずトランスデューサアレイ26が主ビームフォーマ34によって直接動作させられる場合に主ビームフォーマ34を高エネルギー送信信号から保護する。マイクロビームフォーマ28の制御下でのトランスデューサアレイ26からの超音波ビームの送信は、T/Rスイッチ30によってマイクロビームフォーマ28に結合されたトランスデューサコントローラ32と、ユーザによるユーザインターフェース又はコントロールパネル22の操作から入力を受け取る主システムビームフォーマ34とによって指令される。トランスデューサコントローラ32によって制御される機能の1つは、ビームが向けられ、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26から(トランスデューサアレイ26に対して直角に)まっすぐ前方に向けられるか、又はより広い視野とするために異なる角度で向けられる。トランスデューサコントローラ32は、CMUTアレイのためのDCバイアスコントロール58を制御するように結合されることができる。DCバイアスコントロール58は、CMUTセルに印加されるDCバイアス電圧を設定する。

10

【0039】

受信において、マイクロビームフォーマ28によって生成された部分的にビームフォーミングされた信号が主ビームフォーマ34に結合され、そこでトランスデューサ素子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組み合わされて完全にビームフォーミングされた信号となる。例えば、主ビームフォーマ34は、128本のチャンネルを有し、そのそれぞれが数十個又は数百個のCMUTトランスデューサセル又は圧電素子のパッチから部分的にビームフォーミングされた信号を受信する。このようにして、トランスデューサアレイ26の数千個のトランスデューサ素子によって受信された信号は、単一のビームフォーミングされた信号に効率的に寄与することができる。

20

【0040】

ビームフォーミングされた信号は、一部をなすシグナルプロセッサ36に結合される。シグナルプロセッサ36は、受信エコー信号を、バンドパスフィルタリング、デシメーション、I成分及びQ成分分離、及び、組織及び/又は患者12の身体に事前に塗布された造影剤に含まれる微泡から返された非線形(基本周波数のより高い高調波)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機能を果たす高調波信号分離など、様々な方式で処理することができる。シグナルプロセッサ36は、スペクル低減、信号合成、及び雑音除去などの追加の信号強調も行うことができる。シグナルプロセッサ36の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、その通過帯域は、しだいに深い深度からエコー信号が受信されるにつれてより高い周波数帯からより低い周波数帯にスライドし、それによって、解剖学的情報を有さないより深い深度からのより高い周波数の雑音を除去する。

30

【0041】

処理された信号は、Bモードプロセッサ38及びドップラープロセッサ40に転送される。Bモードプロセッサ38は、身体の器官及び血管の組織など体内の構造体のイメージングのために、受信超音波信号の振幅の検出を採用する。身体の構造体のBモードプロセッサ画像は、米国特許第6,283,919号(Roundhill等)及び米国特許第6,458,083号(Jago等)に記載されているように、高調波画像モード又は基本画像モード或いは両者の組み合わせで形成される。

40

【0042】

ドップラープロセッサ40は、画像フィールド内の血球の流れなどの物質の運動の検出のために、組織の移動及び血流からの時間的に異なる信号を処理する。ドップラープロセッサ40は典型的には、体内の選択された種類の物質から返されたエコーを通過及び/又

50

は除去するように設定されるパラメータを有するウォールフィルタを備える。例えば、ウォールフィルタは、より高速の物質からの比較的振幅の小さい信号を通過させる一方、より低速又はゼロ速度の物質からの比較的強い信号を除去する通過帯域特性を有するように設定することができる。この通過帯域特性は、血流からの信号を通過させる一方、近くの静止物体又は心臓壁などのゆっくり動く物体からの信号を除去する。逆の特性にすると、組織ドップラーイメージングと呼ばれる効果により、血流信号を除去する一方、心臓の動いている組織からの信号を通過させて、組織の運動を検出し、描写する。ドップラープロセッサ40は、画像フィールド内の異なる地点からの時間的に異なるエコー信号のシーケンスを受信し、処理する。特定の地点からのエコーのシーケンスをアンサンプルと呼ぶ。比較的短い期間中に立て続けに受信したエコーのアンサンプルを使用して血流のドップラー偏移周波数を推定することができ、ドップラー周波数は血流速度を示す速度に対応する。より長い期間にわたって受信したエコーのアンサンプルを使用して、より低速の血流又はゆっくり動く組織の速度を推定する。

10

20

30

40

50

【0043】

Bモードプロセッサ及びドップラープロセッサ38、40によって生成された構造信号及び運動信号は、次にスキャンコンバータ44と多断面再構成装置54とに転送される。スキャンコンバータ44は、エコー信号が所望の画像形式で受信された空間的關係でエコー信号を配置する。例えば、スキャンコンバータ44は、エコー信号を2次元(2D)の扇形形式又はピラミッド形の3次元(3D)画像として配置する。スキャンコンバータ44は、画像フィールド内の地点における、それらの地点のドップラー推定速度での運動に対応する色とBモード構造的画像とを重ね合わせて、画像フィールド内の組織の運動及び血流を描写するカラードップラー画像を生成する。

【0044】

3Dイメージングシステムでは、多断面再構成装置54は、米国特許第6,443,896号(Detmer)に記載されているように、身体のパリユメトリック領域内の共通面における地点から受信したエコーを、その面の超音波画像に変換する。ボリュームレンダラー52が、米国特許第6,530,885号(Entrekin等)に記載されているように、3Dデータセットのエコー信号を所与の基準地点から見た経時的な投影3D画像シーケンス56に変換する。3D画像シーケンス56は、ディスプレイ18での表示のために、さらなる強調、パッファリング、及び一時記憶のために、スキャンコンバータ44、多断面再構成装置54、及びボリュームレンダラー52から画像プロセッサ42に転送される。

【0045】

ドップラープロセッサ40によって生成された血流値及びBモードプロセッサ38によって生成された組織構造情報は、イメージングのために使用されるほか、プロセッサ装置の一部をなす定量化プロセッサ46に転送される。この定量化プロセッサ46は、血流のボリューム量などの様々な流動条件の測定指標、及び、器官の大きさ及び在胎月齢などの構造測定値を生成する。定量化プロセッサ46は、画像の解剖学的構造における測定が行われる地点などの、ユーザ制御パネル22からの入力を受信する。定量化プロセッサ46からの出力データは、ディスプレイ18に測定グラフィックス及び値を画像と共に再現するために、プロセッサ装置の一部をなすグラフィックスプロセッサ50に転送される。グラフィックスプロセッサ50は、超音波画像と共に表示するために、グラフィックオーバーレイも生成することができる。以下で詳述するように、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、イメージング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50は、ユーザインターフェース22から、患者名などの入力を受け取る。ユーザインターフェース22は、送信コントローラ32に結合されて、トランスデューサアレイ26からの超音波信号の生成、したがってトランスデューサアレイ及び超音波システムによって生成される画像を制御する。ユーザインターフェース22は、3Dイメージングシステムの場合には多断面再構成(MPR)画像の画像フィールドにおける定量化測定を行うために使用される、複数のM

PR画像の面の選択及び制御のために、多断面再構成装置54にも結合される。

【0046】

ここでも、前述の超音波システム100について、医療用超音波画像処理装置10の適用の考えられる一例としてのみ説明したことに留意されたい。また、前述の超音波システム100は、前述の構成要素のすべてを備える必要はないことに留意されたい。一方、超音波システム100は、必要であれば、追加の構成要素も備える。さらに、複数の前述の構成要素は必ずしもハードウェアとして実現される必要はなく、ソフトウェア構成要素として実現されてもよいことに留意されたい。複数の前述の構成要素は、共通の実体、又は単一の実体に含まれてもよく、図2に概略的に示すように、すべてが別個の実体として実現される必要はない。

10

【0047】

図3に、全体が10で示されている超音波診断装置の略図を示す。超音波診断装置10は、超音波プローブ14を使用して、全体が62で示されている胎児を走査する。超音波プローブ14は、関心領域をなす、全体が64で示されている解剖学的位置を走査する。超音波プローブ14は、超音波データインターフェース66を介して画像再構成ユニット16に接続され、画像構成ユニット16は、分割ユニット68と、測定ユニット70と、計算ユニット72とを備える。画像再構成ユニット16は、超音波走査の結果を表示するためのディスプレイ18に接続され、ディスプレイ18は、医療用超音波診断装置10を制御する命令を入力するための入力装置20に接続される。

20

【0048】

分割ユニット68は、超音波プローブ14によって撮像された3D超音波データにおける胎児62の解剖学的構造を分割するために設けられ、分割ユニット68は、胎児62の解剖学的構造の分割データを提供する。測定ユニット72は、分割ユニット68によって提供された分割データに基づいて胎児62の解剖学的構造を測定するために設けられる。計算ユニット72は、分割ユニット68によって提供された分割データに基づいて胎児62の少なくとも1つの生体測定パラメータを計算するように構成される。このようにして求められた少なくとも1つの生体測定パラメータに基づいて、様々な生体測定解析を行うことができ、具体的には、胎児62の頭部における解剖学的構造の測定された大きさに基づいて、胎児62の在胎月齢を計算することができる。

30

【0049】

図4に、超音波プローブ14によって走査される物体12の詳細な略図を示す。この特定の事例では、物体は走査される胎児62であり、胎児62の頭部内の異なる個別の生体測定パラメータの生体測定サイズに基づいて在胎月齢を求める。

【0050】

生物測定パラメータを測定するため、まず、モデルに基づく分割とそれに続くモデルに基づく測定とを行うために、図4に示すように、異なる関心領域64、64'の異なる地点において複数の超音波走査が行われ、走査内容が超音波データインターフェース66を介して分割ユニット68に供給される。

【0051】

図4に示す特定の事例では、在胎月齢の計算は、すべての異なる個々の生体測定値に対して行われ、モデルに基づく異なる分割測定の測定値間の一致を評価するために、それらの個々の測定値の直接的信用対比を行う。異なる個々の測定値間で一致がある場合、在胎月齢及びすべての他の測定値の精度が評価される。

40

【0052】

3D超音波走査は、典型的には、対象物ボリューム又はポリュメトリック領域として呼ばれる、身体内の特定のボリュームに照射する超音波を放射することを必要とする。これは、複数の異なる角度で超音波を放射することによって実現することができる。次に、反射波を受信し、処理することによって1組のボリュームデータが得られる。この1組のボリュームデータは、身体内の経時的な対象物ボリュームを表すものである。時間は通常、4次元として示されるため、経時的3D画像シーケンスを供給するこのような超音波シス

50

テム100は、4D超音波イメージングシステムと呼ばれる場合もある。

【0053】

それに対して2D超音波システム100では、そのようなボリュームトリック領域は典型的には、図5に概略的に示すように、関心解剖学的特徴151を含む出産前実体の一部の映像を得るために超音波検査者によって評価される2D画像フレーム150のシーケンス15を撮像するために、超音波検査者が超音波プローブ14を母親の腹部領域上で物理的に移動させることによって形成される。このような関心解剖学的特徴は、適切な分割アルゴリズムによって画像フレーム150において自動的に認識可能な任意の解剖学的特徴である。そのようなアルゴリズム自体はよく知られており、広く入手可能であるため、説明の簡潔さのみを目的として本願では詳述しない。上記の解剖学的特徴の非限定的例としては、胎児頭部、腹部、大腿骨又は脊椎などの骨格などがある。超音波検査者は、在胎発育、異常などを判断するためにこのような解剖学的特徴の評価に関心をもつ場合がある。

10

【0054】

ボリュームトリック領域の元の視角が関心解剖学的特徴を正確に表示しないか、又は表示することができなかつた場合、より良好な視角を与えるために3Dボリュームデータが再スライスされるが、2Dイメージングでは、視角は超音波検査者が母親の腹部領域上で超音波プローブ14を移動させる方向によって決まる。しかし、超音波検査者が関心身体領域（ここでは母親の腹部領域）上で超音波プローブ14を移動させるべき最適方向を得るのは、技術と経験を要する簡単ではない作業である。したがって、2D画像スライス150のシーケンス15を取得したとき、後でそのシーケンスを評価すると、関心解剖学的特徴151がシーケンス15にわたって一貫性をもって視認できないこと、例えば、画像スライス151の少なくとも一部に欠落及び/又は歪みがあることがわかる場合がある。そのような状況では、超音波検査者は、画像スライス150における関心解剖学的特徴151の視認性を向上させることを期待して、関心身体領域上で超音波プローブ14を異なる方向に移動、すなわち平行移動させることによって、2D画像スライス150の新たなシーケンス15を生成する必要がある。以上からわかるように、これは試行錯誤的作業であり、したがってかなり時間がかかり、超音波検査者にとってもどかしいだけでなく患者にとっても不快な場合がある。

20

【0055】

本発明の実施形態は、2D画像スライス150のシーケンス15の取得中に上記のような関心解剖学的特徴を評価するために、シーケンスの適切性を示すリアルタイム視覚フィードバックを超音波検査者に提供し、それによって超音波検査者がこの視覚フィードバックに従って患者の関心身体領域で超音波プローブ14を移動させる方向を調整することができるようにすることを目的とする。この目的のために、本発明の一態様によると、超音波システム100のプロセッサ装置は、そのような視覚フィードバックを生成するために超音波システム100を動作させる方法200を実施するように構成される。この方法200のフローチャートを図6に示す。このフローチャートは、方法200の例示の一実施形態を示す。しかし、この方法の変形、例えば、このフローチャートに示す動作が行われる順序の変形も、本発明の教示から逸脱することなく企図されることを理解されたい。

30

【0056】

プロセッサ装置は、前述のように、単一のプロセッサによって、又は超音波システム全体に分散された複数のプロセッサによって実施され、方法200の実施形態を実施するために任意の適切な方式で適応化することができる。例えば、所望の機能が超音波イメージング装置100の1つ又は複数の専用ハードウェア構成要素によって実施されるか、又は適切に構成されたプロセッサ装置上で実行するためのソフトウェアで実現され、ソフトウェアは、例えば、そのような適切に構成されたプロセッサ装置に方法200を実施させるアルゴリズムなどのコンピュータプログラム命令の形態である。

40

【0057】

方法200は、動作201において、例えば、超音波検査者が、典型的には、胎児を妊娠している母親の腹部領域などの患者の関心身体領域に沿って超音波プローブ14を移動

50

、すなわち平行移動させることによって、超音波プローブ14による患者の走査を始めることで開始する。動作203で、プロセッサ装置、例えば画像再構成ユニット16が、超音波プローブ14から2D画像フレーム150を、好ましくはタイムスタンプ153と共に受信し、動作205で、胎児の関心解剖学的特徴151を認識するために前述のように適切な分割アルゴリズムを使用してその受信画像フレームの分割を試みる。一実施形態では、超音波システム100は、そのような胎児の異なる関心解剖学的特徴を認識するための複数のそのような分割アルゴリズムを備え、この場合、超音波検査者は、ユーザインターフェース20を使用して、例えばシーケンス15の撮像を開始する前に動作201でディスプレイ装置18上に表示された選択メニューから関心解剖学的特徴151を選択することによって、関心解剖学的特徴を選択する。

10

【0058】

動作207で、試みた受信画像フレーム150の分割が成功したか確認される。成功しなかった場合、画像フレーム150は、正しくないか又は少なくとも関心解剖学的特徴の評価には適さないとみなされ、それによって方法200は動作209に移行し、その画像フレーム150はさらなる処理のために除外される。これは、その画像フレーム150を廃棄することをさらに含むが、その代わりとして除外された画像フレーム150をデータ記憶装置60に、例えば除外標識と共に記憶され、それによって後の評価モードにおいて、除外画像フレームが除外されたものとすぐに認識されるようにする。

【0059】

一方、動作207において、試みた受信画像フレーム150の分割が成功したと判断されると、方法200は211に移行し、認識された関心解剖学的特徴151の幾何学的特性が分割画像フレーム150において例えば分割アルゴリズムを使用して自動的に判断される。当業者には容易にわかるように、このような幾何学的特性は、例えば関心解剖学的特徴151の寸法、例えば胎児頭部又は腹部領域の直径又は周囲長、大腿骨長、頂部透光性、大横径などである。認識された関心解剖学的特徴151の求められた幾何学的特性は、後で評価するため、例えば以下で詳述するようなシーケンス15の対話型レビュー動作のために、動作213において関連する2D画像スライス150及びそのタイムスタンプ153と共にデータ記憶装置60に記憶される。

20

【0060】

動作215で、プロセッサ装置は、関心解剖学的特徴151の幾何学的特性の時間的分散を判断する。このために、プロセッサ装置は画像フレーム150のスライディングウィンドウを維持し、スライディングウィンドウでは、固定数の受け付けられた画像フレームが、スライディングウィンドウで保持されている分割画像フレーム150から導出された関心解剖学的特徴151の求められた幾何学的特性と共に保持される。例えば、スライディングウィンドウは、サイズNのパッファとして実施され、Nは例えばサイズ10の、任意の適切なサイズを示す正の整数である。当業者にはわかるように、Nの実際の値の選定は設計上の選択であり、この選択は分散の推定の精度と、その分散を推定するために要する演算量とのトレードオフに基づいて行われる。このパッファは、データ記憶装置60の一部をなすか、又はプロセッサ装置の一部をなし、例えばキャッシュメモリなどのオンチップメモリである。

30

40

【0061】

時間的分散は、スライディングウィンドウ内にある画像フレーム150にわたる関心解剖学的特徴151の寸法の変動であるか、又はこれに代えて、若しくはこれに加えて、それらの画像フレーム150にわたる関心解剖学的特徴151のポジショニングの変動、例えば、関心解剖学的特徴の重心の変化であり、これは画像フレーム150のシーケンス15の取得方向が関心解剖学的特徴の典型的な伝搬方向と一致しないことを示しており、それによってそれらの画像フレーム150にわたる関心解剖学的特徴151の抽出された寸法が不正確になりやすい。

【0062】

画像フレーム150のスライディングウィンドウから導出される関心解剖学的特徴15

50

1の幾何学的特性の時間的分散は、超音波検査者が被検患者の関心身体領域で超音波プローブ14を移動させることによって撮像された画像フレーム150のシーケンス15の安定性、したがって信頼性を示す有用な標識である。したがって、シーケンス15の取得中に、撮像された画像フレーム150を表示する際にこの時間的分散を視覚的に表現すれば、超音波検査者にとって、超音波検査者が超音波プローブを被検患者の関心身体領域で移動させる方向が、出産前実体の関心解剖学的特徴151の幾何学的特性を確実に得ることができる超音波画像フレーム150のシーケンス15を結果として得られる方向であるか否かを示す有用な標識となる。

【0063】

この目的のために、動作217においてプロセッサ装置は、表示される各画像フレーム150と共に、シーケンス15内の受け付けられた画像フレーム150の求められた幾何学的特性、例えば、スライディングウィンドウ内の受け付けられた画像フレーム150の求められた幾何学的特性も表示されるようにディスプレイ装置18を制御し、これによって、典型的には、スライディングウィンドウ内にある画像フレームにわたるそれらの幾何学的特性の時間的分散が、ディスプレイ装置18を見ている超音波検査者によって容易に認識されることができるようになる。ディスプレイ装置18に表示されたこのような表示画像300の非限定的一例を、図7に概略的に示す。この画像300は、2D画像フレーム150、例えば、前述のように関心解剖学的特徴151を分割アルゴリズムによって認識することができる受け付けられた2D画像フレームを含み、それと共に、前に受信した受け付けられた画像フレーム150、例えば前述のようなフレームのスライディングウィンドウを実施する固定サイズバッファに記憶されている、前に受信した固定数の画像フレームから導出された幾何学的特性の履歴320を含む。このような履歴320は例えばグラフ又は図として表示され、このグラフ又は図から超音波検査者は過去に入手された幾何学的特性にわたる変動を直ちに導き出すことができる。

【0064】

一実施形態では、プロセッサ装置は、求められた各幾何学的特性を、特定の発育段階にある胎児の正常な発育に基づく幾何学的特性の期待値などの基準値と比較し、ディスプレイ装置18を制御して、求められた各幾何学的特性を、この比較の結果を示すような方式で表示させるようにさらに構成される。例えば、履歴320において、このような基準値の許容範囲に収まる履歴幾何学的特性321が、この許容範囲外にある幾何学的特性323とは異なる方式で表示され、それによって、ほとんどの履歴幾何学的特性が信頼できるとみなせるか否かを、超音波検査者が直ちに判断することができるようにする。例えば、信頼できる幾何学特性321が緑などの第1の色で提示され、一方、信頼できない幾何学的特性323は、第1の色とは異なる、赤などの第2の色で提示される。当然ながら、幾何学的特性321及び323を区別する他の多くの視覚表現が、当業者にはすぐにわかるであろう。履歴320によって表されたそれぞれの幾何学的特性の信頼性を超音波検査者が評価するのをさらに助けるために、許容範囲も、例えば表示される各幾何学的特性を中心とした上限と下限を有する信頼区間として表示される。

【0065】

一実施形態では、プロセッサ装置は、受け付けられた画像フレーム150内の認識された関心解剖学的特徴151の求められた幾何学的特性を、その画像フレームと共に表示するようにディスプレイ装置18を制御し、それによってシーケンス15の取得中に超音波検査者にその解剖学的特徴の幾何学的特性を示すリアルタイム標識を提示するように、さらに構成される。これにより、超音波検査者が被検胎児を評価するのをさらに助ける。求められた幾何学的特性は、例えば、ディスプレイ装置18に表示される関連する画像フレーム150のオーバーレイ310としてなど、任意の適切な方式で表示される。このようなオーバーレイは、前述のように幾何学的特性と基準値との比較に基づいて色分けされ、それによって信頼できる幾何学的特性、例えば、周囲長又は直径などの信頼できる寸法が、信頼できない幾何学的特性から容易に区別することができるようにする。例えば、信頼できる幾何学的特性が緑で示され、信頼できない幾何学的特性が赤で示されるが、当然ながら

10

20

30

40

50

他の色も選択可能である。好ましくは、履歴 3 2 0 において信頼できる幾何学的特性の値と信頼できない幾何学的特性の値との区別のために使用されるのと同じ色分け方式が、オペレイ 3 1 0 にも使用される。

【 0 0 6 6 】

ここで、動作 2 0 9 で除外された画像フレーム 1 5 0 も、少なくとも生体測定値取得の目的で画像フレーム 1 5 0 が除外された旨の警告と共にディスプレイ装置 1 8 に表示されてもよいことを注記しておく。このような警告は、ディスプレイ装置 1 8 の画面上の点滅又は一定した色付き領域などの任意の適切な可視警告、又は可聴警告などである。

【 0 0 6 7 】

方法 2 0 0 は、さらに、超音波プローブ 1 4 から受信した画像フレーム 1 5 0 のシーケンス 1 5 が、関心解剖学的特徴 1 5 1 の幾何学的特性の分散の点で十分に安定しているか評価し、それによって、シーケンス 1 5 が信頼できるか、又はシーケンス 1 5 を再撮像する必要があるかを超音波検査者が決定することができるようにする。このために、方法 2 0 0 は、動作 2 1 9 において、シーケンス 1 5 の取得が完了したか確認する。これは、例えば超音波プローブ 1 4 又はユーザインターフェース 2 0 から受け取った、その完了を示すユーザコマンドに基づいて、又はスライディングウィンドウ、例えばデータ記憶バッファがいっぱいであることに基づいて判断される。超音波検査者がシーケンス 1 5 の取得を完了したか判断する他の方式も、当業者には明らかであろう。

10

【 0 0 6 8 】

動作 2 1 9 において、画像フレーム 1 5 0 のシーケンス 1 5 の取得がまだ完了していないと判断された場合、方法 2 0 0 は動作 2 0 3 に戻り、シーケンス 1 5 の次の画像フレーム 1 5 0 が受信される。一方、動作 2 1 9 において、シーケンス 1 5 の取得が完了していると判断された場合、方法 2 0 0 は動作 2 2 1 に移行し、シーケンス 1 5 の画像フレーム 1 5 0 内の関心解剖学的特徴 1 5 1 の少なくとも安定性、好ましくは安定性及び利用可能性が評価される。例えば、プロセッサ装置は、動作 2 0 7 において受け付けられたシーケンス 1 5 の複数の画像フレーム 1 5 0 にわたる求められた幾何学的特性の変動を求める。このような変動は、複数の画像フレーム 1 5 0 にわたる幾何学的特性の平均値を求めると、その平均値の特定の許容範囲内にある求められた幾何学的特性が各画像フレーム 1 5 0 に附随していることを確認することとを必要とする。或いは、これには、幾何学的特性のそれぞれを前述の基準値と比較することを必要とする。他の適切な評価指標も当業者には明らかであろう。このようにして、シーケンス 1 5 が安定しているか又は雑音があるかを判断することができる。

20

30

【 0 0 6 9 】

一実施形態では、この判断は、当該分散を求めることと、シーケンス 1 5 内の受け付けられた画像フレーム 1 5 0 の合計数とシーケンス 1 5 内の画像フレーム 1 5 0、すなわち動作 2 0 7 において除外された画像フレーム 1 5 0 を含む画像フレーム 1 5 0 の合計数との比率との組み合わせに基づく。この比率が定義済み閾値を下回る場合、それはシーケンス 1 5 に雑音があることを示す追加的な標識となり、それによって、シーケンス 1 5 にわたる幾何学的特性の分散の少なくとも 1 つが高過ぎ、動作 2 0 7 における画像フレーム 1 5 0 の受け付け率が低過ぎる場合には、シーケンス 1 5 は信頼できないとみなされる。

40

【 0 0 7 0 】

プロセッサ装置は、ディスプレイ装置 1 8 を制御して、動作 2 2 1 で得られた評価結果を、雑音のあるシーケンス 1 5 の場合は赤色ライトによって、安定したシーケンス 1 5 の場合は緑色ライトによって表示させる。この評価の、異なる結果を強調表示する他の区別可能な方式も、当業者にはすぐにわかるであろうし、本願の教示の内容の文脈内で同様に企図される。

【 0 0 7 1 】

動作 2 2 1 で、画像フレーム 1 5 0 のシーケンス 1 5 に雑音があるとみなされた場合、方法 2 0 0 は動作 2 2 3 に移行し、シーケンス 1 5 が除外される。このような除外は自動的であり、画像フレーム 1 5 0 と、画像フレーム 1 5 0 内の関心解剖学的特徴 1 5 1 の幾

50

何学的特性などのそれに附随するデータとが、データ記憶装置 60 から削除される。或いは、例えばディスプレイ装置 18 に表示されるメッセージによって、超音波検査者に、シーケンス 15 をデータ記憶装置 60 から削除してよいことを確認するように促す。後者の場合、超音波検査者は、シーケンス 15 に雑音があるとみなされるにもかかわらず、シーケンス 15 を保持すると決定することも可能であり、その場合、動作 223 はシーケンス 15 の受け付けられた画像フレーム 150 をデータ記憶装置 60 から削除することを含まない。一方、動作 221 で、画像フレーム 150 のシーケンス 15 が十分に安定しているとみなされた場合、方法 200 は直接、動作 225 に移行し、超音波検査者が画像フレーム 150 の別のシーケンス 15 を取得したいか否かが判断される。この判断は、例えば、超音波プローブ 14 又はユーザインターフェース 20 を介して与えられる、そのような追加のシーケンス 15 を取得したいことを示すユーザ命令に応答するなど、任意の適切な方式により行われる。取得したい場合、方法 200 は動作 203 に戻る。それ以外の場合、画像フレーム 150 の取得は 227 で終了し、例えば、方法 200 は以下で詳述する対話型レビューモードに入る。

10

【0072】

このようにして、超音波検査者によって撮像された画像フレーム 150 のシーケンス 15 の信頼性及び適切性に関するリアルタイムフィードバックが超音波検査者に与えられ、それによって超音波検査者には画像フレーム 150 の取得に関するリアルタイムガイダンスが与えられる。このガイダンスは、例えば、上記で詳述したように超音波検査者が超音波プローブ 14 を患者の関心身体領域で適切な方向に誘導するのを助ける。

20

【0073】

ただし、本発明の実施形態は、超音波検査者へのリアルタイムフィードバックの提供には限定されないことを理解されたい。一実施形態では、上述のように方法 200 によって収集されたデータが、超音波システム 100 の対話型レビューモードで使用され、その場合、超音波検査者は、記録されている画像フレーム 150 と、画像フレーム 150 において分割アルゴリズムによって認識された関心解剖学的特徴 151 の推定幾何学的特性などのそれに附随する分割情報とを評価するために、ユーザインターフェース 20 を使用してデータ記憶装置 60 に記憶されている画像フレーム 150 の履歴を閲覧する。ナビゲーションを容易にするために、プロセッサ装置は、例えばディスプレイ装置 18 に記憶されている画像フレーム 150 ごとに記録されたタイムスタンプ 153 から導き出されたタイムラインを表示させ、それによって、超音波検査者が、データ記憶装置 60 から特定のタイムスタンプに対応する画像フレーム 150 を取り出し、取り出された画像フレーム 150 をディスプレイ装置 18 に表示するために、表示されたタイムラインをスクロールすることができるようにする。これは、さらに、この画像フレーム 150 において分割アルゴリズムによって認識された、認識された関心解剖学的特徴 151 の求められた幾何学的特性の表示を含み、この幾何学的特性は、例えば上記で詳述したようにオーバーレイとしてなど、任意の適切な方式で表示される。同様に、当業者にはすぐにわかるように、画像フレーム 150 の分割も、オーバーレイ又は別の任意の適切な方式で表示される。

30

【0074】

このようなタイムラインに沿ったナビゲーションは、さらに、超音波検査者が関心解剖学的特徴 151 が特に良好に、例えば歪みなしに鮮明に視認可能に示されている画像フレーム 150 を特定することができるという利点を有する。このような特定された画像フレーム 150 に附随するタイムスタンプ 153 に基づいて、超音波検査者は、その画像フレームが撮像された関心身体領域上の超音波プローブ 14 の位置を推定することができ、それによって、超音波検査者は、所望の場合には、この位置がわかっていることを利用して追加のシーケンス 15 を入手し、この追加のシーケンスにおいて関心解剖学的特徴 151 のさらに向上した鮮明度又は視認性を得ることができる。

40

【0075】

一実施形態では、プロセッサ装置は、記憶されている画像フレーム 150 のサブセットの平均幾何学的特性を計算し、ディスプレイ装置 18 にこの平均幾何学的特性を表示させ

50

る。このようなサブセットは、例えば、超音波検査者による特定の画像フレーム150の選択に回答して集められ、このサブセットには、選択された画像フレームに隣接するいくつかの画像フレーム150が含まれる。これによって超音波検査者には、例えば関心解剖学的特徴151の寸法など、関心幾何学的特性の平均値が提示される。これは、例えば、超音波検査者が胎児、例えば胎児のポリメトリック領域についてその幾何学的特性を得るために一連の個別の画像フレーム150を評価する必要がなくなるため、超音波検査者がその解剖学的特徴を評価する際の助けになる。

【0076】

超音波検査者は、さらに、この対話型レビューモードを使用して、必要であれば幾何学的特性の評価の精度を向上させるために、関心解剖学的特徴151の求められた幾何学的特性の手動修正、及び/又は、記憶されている画像フレーム150の提案された分割の手動修正を行うことができる。超音波検査者が記憶されている画像フレーム150の提案された分割を手動で修正する場合、プロセッサ装置は、関心解剖学的特徴151の修正された分割の幾何学的特性を自動的に再計算する。また、プロセッサ装置は、データ記憶装置60を、超音波検査者の入力に基づいて加えられた修正によって自動的に更新するように構成される。

10

【0077】

ここで、本発明の実施形態について、超音波検査者が、それぞれが胎児62の異なるスライスを画像化した2D画像フレーム150のスライディングウィンドウを規定するように、関心身体領域で超音波プローブ14の平行移動方向に手動で超音波プローブ14を移動させることによる、2D画像フレーム150の取得に関して説明したことを注記しておく。しかし、本発明の原理は、3D超音波画像にも同様に適用されることを理解されたい。その場合、超音波検査者は関心身体領域で超音波プローブ14を移動させる必要はないが、超音波検査者は、さらなる評価のための2D画像フレーム150に対応する2D画像スライスを得るため、例えば関心解剖学的特徴151の幾何学的特性を求めるために、ポリメトリック画像をどの方向にスライスするかを決定する必要がある。この場合、方法200は、上記で詳述したように画像スライスのシーケンスの安定性(変動性)を判断するために、2D画像スライスのそれぞれを評価し、それによって超音波検査者に選択されたスライス方向の適切性に関するリアルタイムフィードバックを与えることにより、超音波検査者が、ポリメトリック画像をどの方向にスライスすべきかに関するガイダンスを得ることができるようにする。この場合、スライスの方向は、幾何学的特性を確実に得るために、画像スライスのスライディングウィンドウが生成される平行移動方向を規定する。

20

30

【0078】

方法200の上述の各実施形態は、超音波システム100のプロセッサ装置上で実行されると、プロセッサ装置に方法200を実施させる、コンピュータ可読記憶媒体上で実現されるコンピュータ可読プログラム命令によって実現される。このために、例えば、CD、DVD又はBlu-Rayディスクなどの光学式可読媒体、ハードディスクなどの磁気式可読媒体、メモリスティックなどの電子データ記憶装置など、任意の適切なコンピュータ可読記憶媒体が使用される。コンピュータ可読記憶媒体は、インターネットなどのネットワークを介してアクセス可能な媒体であってもよく、それにより、ネットワークを介してコンピュータ可読プログラム命令にアクセスすることができる。例えば、コンピュータ可読記憶媒体は、ネットワーク接続記憶装置、ストレージエリアネットワーク、クラウドストレージなどであってもよい。コンピュータ可読記憶媒体は、コンピュータ可読プログラム命令を入手することができるインターネットアクセス可能サービスであってもよい。一実施形態では、超音波イメージング装置は、このようなコンピュータ可読記憶媒体からコンピュータ可読プログラム命令を取り出し、取り出されたコンピュータ可読プログラム命令をデータ記憶装置、例えばデータ記憶装置の一部をなすメモリデバイスなどに記憶することによって新たなコンピュータ可読記憶媒体を作成するように構成される。このデータ記憶装置は、プロセッサ装置にとってアクセス可能であり、これによりプロセッサ装置

40

50

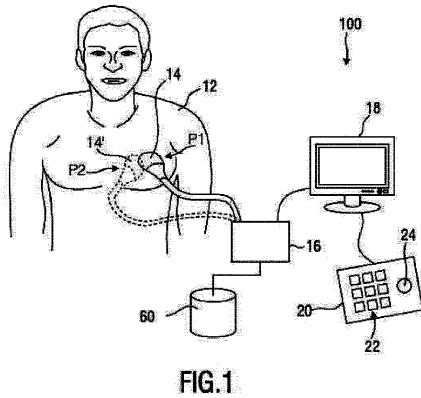
は実行のためにデータ記憶装置からコンピュータ可読プログラム命令を取り出すことができる。

【0079】

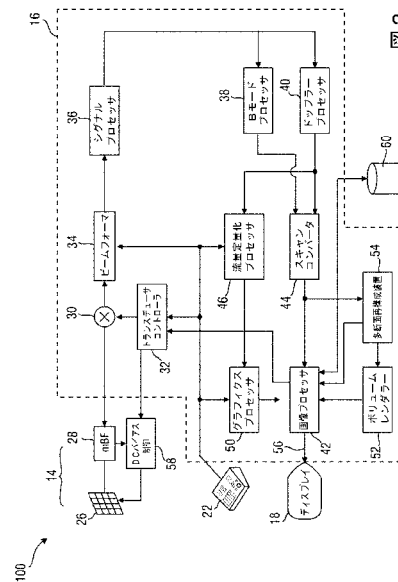
上記の各実施形態は本発明を限定するものではなく例示するものであることと、及び、当業者は、添付の特許請求の範囲から逸脱することなく多くの別の実施形態を設計することができることに留意されたい。特許請求の範囲では、括弧内の参照符号は特許請求の範囲を限定するものと解釈すべきではない。「含む」という語は、請求項に記載されている要素又はステップ以外の要素又はステップの存在を排除しない。要素の前の「a」又は「an」という語は、複数の当該要素の存在を排除しない。本発明は、いくつかの別個の要素を含むハードウェアによって実施可能である。いくつかの手段を列挙している装置の請求項において、それらの手段のいくつかは1つの同一のハードウェアによって実現可能である。特定の手段が互いに異なる従属請求項において記載されているという単なる事実は、それらの手段の組み合わせが有利に使用することができないことを示すものではない。

10

【図1】



【図2】



【 図 3 】

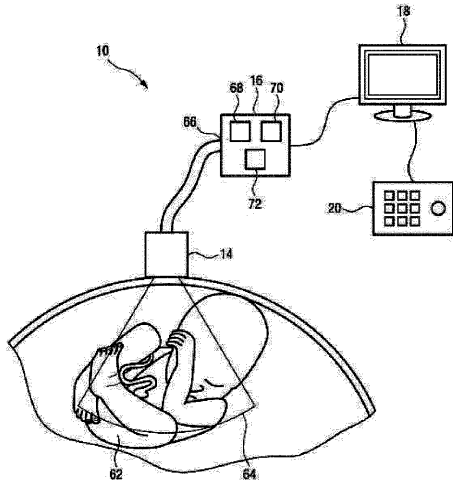


FIG.3

【 図 4 】

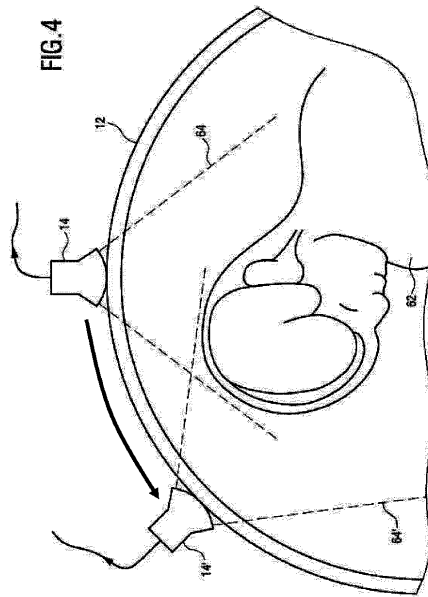


FIG.4

【 図 5 】

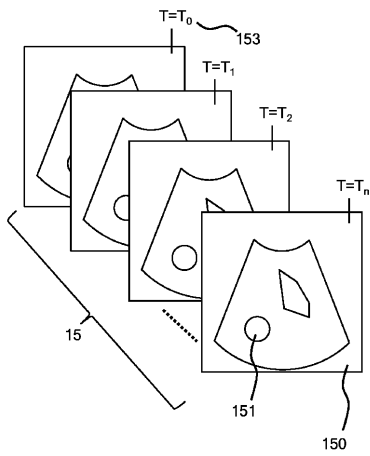
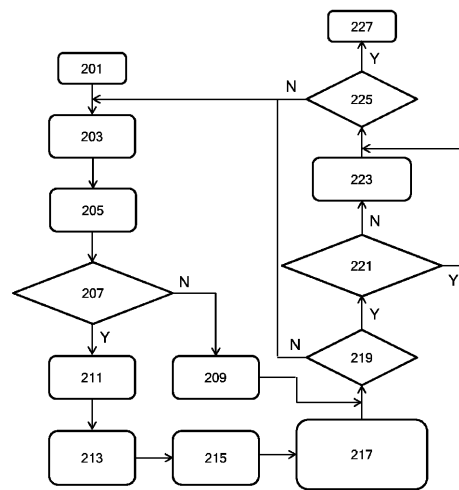


FIG. 5

【 図 6 】



200

FIG. 6

【 図 7 】

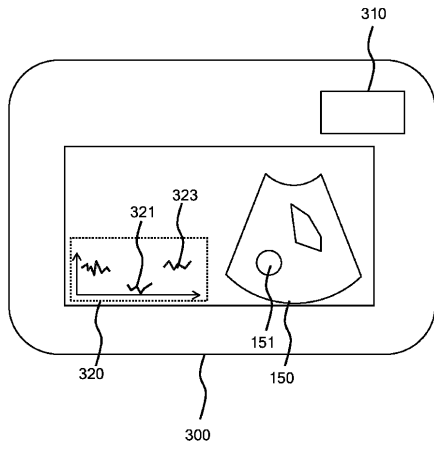


FIG. 7

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/082901

| | | |
|---|--|--|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/08 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 G06T G01S | | |
| 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 | US 8 891 881 B2 (GUPTA MITHUN DAS) 18 November 2014 (2014-11-18) cited in the application abstract; figures 1-5,6a-b,10,11,12,13 column 1, line 34 - line 39 column 2, line 6 - line 48 column 3, line 57 - column 13, line 48 column 16, line 4 - column 17, line 54 | 1,2,8-11 |
| Y | US 2014/185895 A1 (SWAMY GOKUL [IN] ET AL) 3 July 2014 (2014-07-03) the whole document | 1-15 |
| Y | WO 2016/001784 A1 (KONINKL PHILIPS NV [NL]) 7 January 2016 (2016-01-07) paragraphs [0023] - [0028]; figure 4 | 1,2, 8-11,15 |
| | -/-- | |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. | | <input checked="" type="checkbox"/> 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 | | *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 |
| *E* earlier application or patent but published on or after the international filing date | | *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 |
| *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) | | *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 |
| *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means | | *Z* document member of the same patent family |
| *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed | | |
| Date of the actual completion of the international search | Date of mailing of the international search report | |
| 21 March 2018 | 03/04/2018 | |
| 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 | |

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

| |
|---|
| International application No PCT/EP2017/082901 |
|---|

| 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 2014/148696 A1 (YOO JUN-SANG [KR] ET AL) 29 May 2014 (2014-05-29) paragraphs [0040] - [0042], [0048] - [0050], [0058]; claim 1; figures 3,4,6,11 ----- | 3-5,12, 13 |
| Y | US 2012/016237 A1 (TANIGAWA SHUNICHIRO [JP]) 19 January 2012 (2012-01-19) abstract; figures 4,9-13 paragraphs [0060] - [0072], [0077] - [0083], [0121] ----- | 6,7,14 |
| A | US 2007/081705 A1 (CARNEIRO GUSTAVO [US] ET AL) 12 April 2007 (2007-04-12) paragraphs [0041], [0047], [0055] - [0059]; figures 7,8 ----- | 1-3, 9-13,15 |
| A | US 2016/045152 A1 (SINGHAL NITIN [IN] ET AL) 18 February 2016 (2016-02-18) paragraphs [0026], [0036] - [0043], [0047], [0053] - [0056], [0078] - [0080], [0087], [0093]; claim 1; figures 1-5b ----- | 1,2,9, 11,15 |
| Y | US 2012/078101 A1 (KIM SUNG YOON [KR] ET AL) 29 March 2012 (2012-03-29) paragraphs [0030], [0035], [0038]; figures 2,3 ----- | 10 |
| A | US 2014/358000 A1 (GUPTA LALIT [IN] ET AL) 4 December 2014 (2014-12-04) paragraphs [0067], [0071] - [0084]; figures 2,4 ----- | 6,7,14 |
| A | US 2013/137983 A1 (SHIN DONG-KUK [KR] ET AL) 30 May 2013 (2013-05-30) paragraphs [0052] - [0076]; figures 2-7 ----- | 6,7,14 |
| A | JP 2009 261800 A (PANASONIC CORP) 12 November 2009 (2009-11-12) paragraphs [0017], [0018]; figures 4,5 ----- | 3-5,12, 13 |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/082901

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date | |
|--|------------------|-------------------------|--|--|
| US 8891881 | B2 | 18-11-2014 | CN 103222879 A US 2013190600 A1 | 31-07-2013 25-07-2013 |
| US 2014185895 | A1 | 03-07-2014 | NONE | |
| WO 2016001784 | A1 | 07-01-2016 | CN 106470612 A EP 3160357 A1 JP 2017519579 A US 2017128045 A1 WO 2016001784 A1 | 01-03-2017 03-05-2017 20-07-2017 11-05-2017 07-01-2016 |
| US 2014148696 | A1 | 29-05-2014 | EP 2735272 A2 KR 20140066573 A US 2014148696 A1 | 28-05-2014 02-06-2014 29-05-2014 |
| US 2012016237 | A1 | 19-01-2012 | CN 102327132 A JP 4999969 B2 JP 2012019873 A KR 20120006943 A US 2012016237 A1 | 25-01-2012 15-08-2012 02-02-2012 19-01-2012 19-01-2012 |
| US 2007081705 | A1 | 12-04-2007 | NONE | |
| US 2016045152 | A1 | 18-02-2016 | NONE | |
| US 2012078101 | A1 | 29-03-2012 | EP 2433570 A1 JP 5836735 B2 JP 2012071138 A KR 20120032182 A US 2012078101 A1 | 28-03-2012 24-12-2015 12-04-2012 05-04-2012 29-03-2012 |
| US 2014358000 | A1 | 04-12-2014 | BR 112014014413 A2 CN 104114101 A EP 2790588 A1 JP 6114757 B2 JP 2015500120 A RU 2014129043 A US 2014358000 A1 WO 2013088314 A1 | 13-06-2017 22-10-2014 22-10-2014 12-04-2017 05-01-2015 10-02-2016 04-12-2014 20-06-2013 |
| US 2013137983 | A1 | 30-05-2013 | EP 2599443 A1 KR 101270639 B1 US 2013137983 A1 | 05-06-2013 03-06-2013 30-05-2013 |
| JP 2009261800 | A | 12-11-2009 | NONE | |

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

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. Blu-ray

(72)発明者 ラウト ジーン ミシェル

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 ペロー マシュー

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 チオフォロ ヴィエト キュベレ

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 BB03 BB06 DD01 DD09 EE09 EE11 GB04 GB06 GB44 GB45

KK02 KK31 LL38

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 产前超声检查 | | |
| 公开(公告)号 | JP2020503099A | 公开(公告)日 | 2020-01-30 |
| 申请号 | JP2019531701 | 申请日 | 2017-12-14 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦电子股份有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦NV哥德堡 | | |
| 发明人 | ラウト ジーン-ミシェル ペロー マシュー チオフォロ-ヴィエト キュベレ | | |
| IPC分类号 | A61B8/08 | | |
| CPC分类号 | A61B8/06 A61B8/0866 A61B8/145 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/4245 G06T7/0012 G06T7/11 G06T7/337 G06T2207/10132 G06T2207/20104 | | |
| FI分类号 | A61B8/08 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD01 4C601/DD09 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/KK02 4C601/KK31 4C601/LL38 | | |
| 优先权 | 2016306690 2016-12-15 EP | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

超声系统100和操作方法200，其中超声系统从超声探头14接收胎儿的2D超声图像帧150的序列15，并且对于序列中的每个图像帧，接收接收的图像帧。控制显示设备显示图像帧，尝试分割图像帧以识别图像帧内的胎儿的胎儿解剖特征151，并且在识别到该特征时，图像帧用于进一步处理。并且进一步确定每个接收到的图像帧的所识别的感兴趣的解剖特征的几何性质，并确定序列中的接收到的图像帧。控制显示设备在显示每个图像帧时显示几何特征。超声系统和操作方法中公开。提供这种操作方法作为用于安装在超声系统中的计算机程序产品。

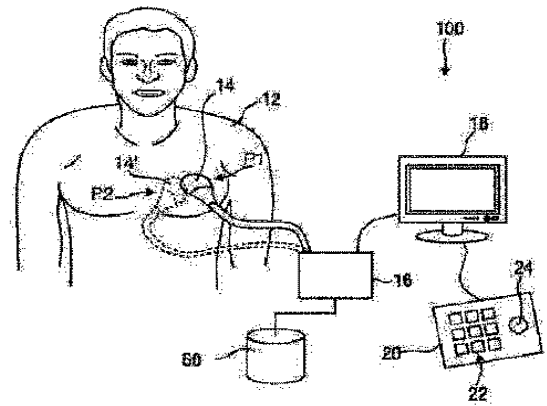


FIG. 1