

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6517248号
(P6517248)

(45) 発行日 令和1年5月22日(2019.5.22)

(24) 登録日 平成31年4月26日(2019.4.26)

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)
A61B 8/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2016-575446 (P2016-575446)
 (86) (22) 出願日 平成27年6月16日 (2015.6.16)
 (65) 公表番号 特表2017-519579 (P2017-519579A)
 (43) 公表日 平成29年7月20日 (2017.7.20)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2015/054528
 (87) 國際公開番号 WO2016/001784
 (87) 國際公開日 平成28年1月7日 (2016.1.7)
 審査請求日 平成30年6月13日 (2018.6.13)
 (31) 優先権主張番号 62/018,706
 (32) 優先日 平成26年6月30日 (2014.6.30)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 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 アーネー 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 Eindhoven
 (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】解剖学的方向に応じた超音波アレイの並進

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ウルトラソニックウェーブを送信しエコー情報を受信するための超音波プローブを含む医療用撮像システムであって、前記超音波プローブは、トランスデューサアレイと、コードとを含み、前記コードは、プロセッサにより実行されると、

前記超音波プローブを使用して、対象の解剖学的特徴を含む第1の超音波画像を取得することと、

解剖学的モデルアナライザにより前記第1の超音波画像を分析して、前記第1の超音波画像内で撮像される前記解剖学的特徴の方向を判断することと、

前記第1の超音波画像の十分性を判断することと、

前記解剖学的モデルアナライザを使用して、判断された前記解剖学的特徴の前記方向と判断された前記第1の超音波画像の前記十分性とに基づいて、前記解剖学的特徴の重要な解剖学的ビューが前記トランスデューサアレイの開口のスキャン面と位置合わせされるよう¹⁰に第2の超音波画像を得るための前記トランスデューサアレイの前記開口の位置を計算することと、

前記超音波プローブにより前記第2の超音波画像を取得するために、計算された前記位置へと前記トランスデューサアレイの前記開口を移動させることと、

を前記医療用撮像システムに行わせる、

医療用撮像システム。

【請求項 2】

10

20

前記コードは、

前記トランスデューサアレイの前記開口を前記位置へと移動させることができない場合にユーザへ通知すること、

を前記医療用撮像システムにさらに行わせる、請求項1に記載の医療用撮像システム。

【請求項3】

前記コードは、

前記計算された位置において前記トランスデューサアレイの前記開口を使用して前記第2の超音波画像を取得することと、

前記第2の超音波画像の十分性を判断することと、

を前記医療用撮像システムにさらに行わせる、請求項1に記載の医療用撮像システム。 10

【請求項4】

前記コードは、

前記第1の超音波画像及び前記第2の超音波画像のうちの少なくとも1つの十分性についてユーザへ通知すること、

を前記医療用撮像システムにさらに行わせる、請求項3に記載の医療用撮像システム。

【請求項5】

前記超音波プローブを前記計算された位置へと移動させるロボットアームによって、前記トランスデューサアレイの前記開口は移動される、請求項1に記載の医療用撮像システム。 20

【請求項6】

前記トランスデューサアレイの前記開口は、前記超音波プローブを並進させることによって移動され、前記超音波プローブは、少なくとも2自由度で前記トランスデューサアレイの前記開口を移動させる、請求項1に記載の医療用撮像システム。

【請求項7】

前記トランスデューサアレイをビーム形成することによって、前記トランスデューサアレイの前記開口は移動される、請求項1に記載の医療用撮像システム。

【請求項8】

前記第1の超音波画像の画像面及び前記方向は、少なくとも部分的に、関節式剛体変形のモデルによるか、又は可変テンプレートのモデルによって判断される、請求項1に記載の医療用撮像システム。 30

【請求項9】

前記モデルは胎児のモデルである、請求項8に記載の医療用撮像システム。

【請求項10】

前記第1の超音波画像の前記十分性は、少なくとも部分的に、前記第1の超音波画像の解像度によって判断される、請求項1に記載の医療用撮像システム。

【請求項11】

前記第1の超音波画像の前記十分性は、少なくとも部分的に、前記第1の超音波画像が重要な解剖学的ビュー全体を含むことによって判断される、請求項1に記載の医療用撮像システム。

【請求項12】

前記第1の超音波画像の前記十分性は、少なくとも部分的に、前記第1の超音波画像が前記開口の前記スキャン面において取得されていることによって判断される、請求項1に記載の医療用撮像システム。 40

【請求項13】

前記第1の超音波画像及び前記第2の超音波画像は、それぞれ、2D超音波画像又は3D超音波画像を含む、請求項1に記載の医療用撮像システム。

【請求項14】

前記コードは、前記位置への移動中に2つ以上の超音波画像を取得することを、前記医療用撮像システムにさらに行わせる、請求項1に記載の医療用撮像システム。

【請求項15】

医療用撮像システムの超音波プローブを使用して取得され、対象の解剖学的特徴を含む、第1の超音波画像を受信するステップと、

前記医療用撮像システムのプロセッサの解剖学的モデルアナライザにより、取得された前記第1の超音波画像を分析して、前記第1の超音波画像内で撮像される前記解剖学的特徴の方向及び前記第1の超音波画像の十分性を判断するステップと、

前記解剖学的モデルアナライザにより、判断された前記解剖学的特徴の前記方向と判断された前記第1の超音波画像の前記十分性とに基づいて、前記解剖学的特徴の重要な解剖学的ビューが、前記超音波プローブに含まれるトランスデューサアレイの開口のスキャン面と位置合わせされるように第2の超音波画像を取得するための前記トランスデューサアレイの前記開口の位置を計算するステップと、

前記超音波プローブによって前記第2の超音波画像を取得するための計算された前記位置へと前記トランスデューサアレイの前記開口を移動させるための命令を、前記解剖学的モデルアナライザからコントローラへ送信するステップと、

を含む、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[001] 胎児が正常に発育していることを確認するために、一般的に、妊娠中に複数回、胎児の画像が取得される。

【背景技術】

【0002】

標準診療ガイドラインによって定義される重要な(key)解剖学的ビューが取得される。ほとんどの胎児の画像は、訓練を受けた音波検査者によって操作される超音波撮像システムによって取得される。重要な解剖学的ビューを得るためにには、超音波トランスデューサの撮像面を胎児の解剖学的構造と正確に位置合わせして配置するために、超音波トランスデューサの注意深い操縦が求められる。胎児の姿勢(lies)、すなわち、子宮内の胎児の位置と関節接合が様々であるために、熟練医でも、これは困難な場合がある。胎児は、検査中に動く場合もある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

[002] 三次元(3D)超音波は、トランスデューサをきめ細かく動かす必要性を減らすために使用される。ボリュームを取得するには、マトリクスアレイトランスデューサを使用してもよいし、ボリュームを通じて二次元アレイトランスデューサを機械的にスイープしてもよい。音波検査者は、取得された 3D ボリュームから多断面再構成(multi - planar reconstruction (MPR))ビューを生成する。しかしながら、超音波音響開口の解像度が変動しやすいため、MPR ビューは、画像解像度を大幅に落としてしまう場合がある。マトリクストransデューサは、垂直面と方位面の両方で開口寸法をほぼ同じにすることによって、解像度の変動しやすさを軽減する。そのようなマトリクストランデューサは、高価であり、製造するのが技術的に難しい。

【0004】

[003] 重要な解剖学的ビューを取得できないか、取得された画像の解像度が、検討医が診断を下すのに不十分である場合、追加の撮像検査のために再受診することを、妊婦は求められることがある。医療費の増加に加えて、時間又は移動の制約のため、これは、妊婦にとって不便である。以前に取得された胎児の画像において、検討医が懸念材料を見つけて追加の撮像検査が必要になったと妊婦が信じてしまう可能性があるため、これは、妊婦に過度の不安を抱かせてしまうことにもなる。

【課題を解決するための手段】

【0005】

[004] 開示される本発明の1つの例示的実施形態に従えば、医療用撮像システムは、第

10

20

30

40

50

1の画像を取得し、第1の画像の画像面及び方向を判断し、第1の画像の十分性を判断し、開口のスキャン面において第2の画像を得るために開口の位置を計算し、第2の画像を取得するために当該位置へ開口を移動させるように構成される。医療用撮像システムは、開口を当該位置へ移動させることができない場合にユーザへ通知するようにさらに構成される。医療用撮像システムは、第2の画像を取得し、第2の画像の十分性を判断するようにさらに構成される。医療用撮像システムは、第1の画像及び第2の画像のうちの少なくとも1つの十分性についてユーザへ通知するようにさらに構成される。開口は、モータによって超音波トランスデューサプローブを並進させることによって、移動され得る。開口は、超音波トランスデューサアレイをビーム形成することによって、移動され得る。第1の画像の画像面及び方向は、少なくとも部分的に、関節式剛体変形モデルによって判断され得る。第1の画像の画像面及び方向は、少なくとも部分的に、可変テンプレートモデルによって判断され得る。第1の画像の十分性は、少なくとも部分的に、第1の画像の解像度によって判断され得る。第1の画像の十分性は、少なくとも部分的に、第1の画像が重要な解剖学的ビュー全体を含むことによって判断され得る。第1の画像の十分性は、少なくとも部分的に、第1の画像が開口のスキャン面において取得されていることによって判断され得る。

【0006】

[005] 開示される本発明の別の例示的実施形態に従えば、方法は、医療用撮像システムにおいて、取得された画像を受信することと、医療用撮像システムのプロセッサにより、取得された画像を分析することと、このプロセッサにより、開口のスキャン面において所望の画像を取得するための開口の位置を計算することと、このプロセッサにより、当該位置へ開口を移動させるための超音波アレイの移動を計算することと、この移動についての命令を、プロセッサからコントローラへ送信することと、を含む。この方法は、医療用撮像システムにおいて、新たに取得された画像を受信することをさらに含む。上記命令は、モータについての命令であり得る。上記命令は、超音波トランスデューサによるビーム形成についての命令であり得る。取得された画像を分析することは、取得された画像の撮像面及び方向を判断するために、取得された画像を解剖学的モデルに適合させることを含み得る。取得された画像を分析することは、取得された画像の解像度を判断することを含み得る。この方法は、移動についての命令をプロセッサからユーザへ送信することをさらに含み得る。所望の画像は、重要な解剖学的ビュー全体を含み得る。所望の画像は、診断目的に適した(a dequate)解像度を有し得る。

【0007】

[006] 開示される本発明のさらなる例示的実施形態に従えば、超音波プローブは、関節式シャシと、当該シャーシに取り付けられるトランスデューサアレイと、当該トランスデューサアレイを覆うドームと、当該シャーシに結合され、第1の回転軸周りにトランスデューサアレイを移動させるように構成される第1のモータと、当該シャーシに結合され、第2の回転軸周りにトランスデューサアレイを移動させるように構成される第2のモータと、を含む。第1のモータ及び第2のモータは、同時に第1の軸及び第2の軸周りにトランスデューサアレイを移動させるように構成される。第1のモータ及び第2のモータは、モータコントローラに結合されるように構成される。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】[007] 本発明の例示的な実施形態に従った超音波撮像システムの一実施形態の概略図である。

【図2】[008] 本発明の例示的な実施形態に従った超音波トランスデューサアレイの概略図である。

【図3】[009] 本発明の例示的な実施形態に従った超音波プローブの概略図である。

【図4】[010] 本発明の例示的な実施形態の動作のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0009】

10

20

30

40

50

[011] 以下の詳細な説明では、限定することではなく説明することを目的とし、本教示に従った一実施形態の十分な理解を促すために、具体的な詳細を開示する例示的な実施形態が記載される。しかしながら、本明細書で開示される具体的な詳細から離れた、本教示に従った別の実施形態が、添付の特許請求の範囲内にとどまることは、本開示の恩恵を受ける当業者には明らかであろう。また、例示的な実施形態の説明を不明瞭にしないために、周知の装置及び方法の説明は省略する場合がある。そのような方法及び装置は、本教示の範囲内にある。

【0010】

[012] このため、以下の詳細な説明は、限定の意味で解釈されるべきではなく、本システムの範囲は、添付の特許請求の範囲によってのみ定義される。本明細書における国内の参考番号の先頭の数字は、典型的に、図番に対応するが、例外として、複数の図に現れる同一の構成要素は、同じ参考番号によって識別される。また、理解しやすいように、所定の特徴が当業者にとって明らかな場合には、本システムの説明を不明瞭にしないために、それらの特徴を詳細に説明することはしない。

10

【0011】

[013] 本発明の解剖学的インテリジェントシステム及び方法は、例えば、患者における解剖学的構造を観察するのに最適な画像解像度及び／又は最適な方向など、最適な特性を有する超音波画像（例えば、それぞれBモード画像又は3Dボリューム画像などの2D超音波画像又は3D超音波画像）をすばやく正確に生成することを提供する。いくつかの態様では、例えば、音波検査者が患者のスキャンを開始すると、本発明のスマートプローブに結合される超音波システムは、そのプローブの所与の位置について最適な画像を取得するために、自動的に超音波ビームを方向付けることができる。超音波ビームを自動的に移動させ方向付けることは、様々な様式で達成できる。所定の態様において、例えば、超音波ビームを方向付けることは、空間内で超音波ビームを機械的にもしくは電子的に移動させること、ロボットアームやその他の機械的もしくは人が駆動するデバイスによりトランスデューサプローブの位置を移動させること、又は、それらの組み合わせ、を含むことができる。本発明の解剖学的インテリジェント特徴は、特に、音波検査者、特に習熟度の低い音波検査者のために時間と労力を節約する様々なアプローチを提供する。その上、本発明のシステム及び方法は、収集された最適な画像において、特に、すばやい評価と取得が求められる胎児の撮像などのシナリオにおいて、複雑性を除去する。

20

【0012】

[014] 本明細書に記載されているように、本発明は、開口のスキャン面において重要な解剖学的ビューを取得するために、超音波アレイの開口を自動的に並進させるためのシステム、応用、及び／又は方法を含むことができる。例えば、超音波トランスデューサアレイの開口と位置合わせされた撮像面は、この開口と位置合わせされた撮像面の外の撮像面より高い解像度を有する。しかしながら、開口のスキャン面において取得される重要な解剖学的ビューは、診断目的に利用できるのに十分な解像度を有する。したがって、音波検査者による超音波プローブの必要な手作業の移動が少なくなり、画像取得時間が短縮される。取得された画像の品質が低いせいで、追加の撮像検査のために再受診することを被験者に求めることも少なくなる。

30

【0013】

[015] 本明細書でさらに説明されるように、本発明は、例えば、自動的に及びユーザからの最小限の入力により、動作するように設計されたハードウェア構成及びソフトウェア構成を含むことができる超音波撮像システム及びトランスデューサプローブを含む。例えば、撮像された解剖学的特徴及び／又は他の画像特性に応答して超音波ビームを方向付けるために、様々なトランスデューサプローブを使用することができる。図1を参照して、本発明の原理に従って構築された超音波撮像システムが、ブロック図形式で示される。図1のウルトラソニック診断撮像システムにおいて、トランスデューサアレイ10'は、ウルトラソニックウェーブを送信しエコー情報を受信するための超音波プローブ内に設けられる。トランスデューサアレイ10'は、例えば、3D撮像に対応する場所の周囲を三次

40

50

元で（例えば、垂直次元と方位次元との両方において）スキャンすることができるトランスデューサ素子の二次元アレイである。この二次元アレイの開口は、ビーム形成方法を利用することによって、1つ以上の次元において移動の自由度を有する。所定の実施形態では、例えば、図3に図示されているように、二次元トランスデューサアレイは、モータによって並進されてもよい。いくつかの実施形態では、トランスデューサアレイは、1D、1.25D、又は1.5Dアレイであり、超音波プローブは、超音波プローブの撮像開口の位置を変更するために、このプローブ内でトランスデューサアレイ10'を機械的に移動させる（例えば、並進及び／又は回転させる）ためのモータ（図1に図示せず）を含む。モータは、モータコントローラ11に結合される。このモータコントローラは、以下により詳細に説明するが、プローブ内のモータを動作させるように構成される。トランスデューサアレイ10'は、1つ以上の回転軸の回りに移動の自由度を有する。

10

【0014】

[016] 所定の実施形態では、本発明は、例えば、最小限のユーザ入力によりリアルタイムで解剖学的ビュー及び／又は画像特性を最適化するために、超音波システムと組み合わせて、解剖学的にインテリジェントで、空間内でアレイを移動させるように構成されるトランスデューサプローブを含む。いくつかの態様で、本発明は、事実上いかなる所望の方向でも超音波ビームを移動させることができる超音波プローブを含む。例えば、超音波ビームは、少なくとも2自由度（例えば、並進及び回転）で移動されることができる。超音波ビームは、ビーム形成を介して、機械的に及び／又は電子的に並進されることができる。

20

【0015】

[017] 所定の態様では、本発明の超音波プローブは、関節式シャーシ、このシャーシに取り付けられたトランスデューサアレイ、このトランスデューサアレイを覆うドーム、第1の回転軸周りにトランスデューサアレイを移動させるように構成されるシャーシに結合される第1のモータ、及び第2の回転軸周りにトランスデューサアレイを移動させるように構成されるシャーシに結合される第2のモータを含む。第1のモータ及び第2のモータは、同時に第1の回転軸及び第2の回転軸周りにトランスデューサアレイを移動させるように構成される。第1のモータ及び第2のモータは、モータコントローラに結合されるように構成される。図2は、図1においてトランスデューサアレイ10'として使用されるトランスデューサアレイ200の例を示す。トランスデューサアレイ200は、複数の次元で移動される。矢印Aによって示されるボリューム第1の自由度では、トランスデューサアレイ200は、紙面の縦方向で紙面に沿った軸周りに並進させられる。すなわち、トランスデューサアレイ200は、矢印Aによって示されているように、読者に対して紙面内へ入っていくように及び紙面から出てくるように並進させられる。トランスデューサアレイ200は、矢印Bによって示される、中心点201を中心とする回転軸の回りに第2の自由度を有する。より少ない若しくはより多い回転軸及び／又は自由度を有する超音波プローブも使用されてよい。プローブ内で矢印A及び／又は矢印Bが示す向きに沿ってトランスデューサアレイ200の位置を移動させることで、開口の場所が変更され、その結果、音波検査者がプローブ自体の場所を変更しなくても、より高い解像度で所望の画像を取得できる。

30

【0016】

[018] 本発明の原理に従って使用される超音波プローブ300の実施形態の例を図3に示す。超音波プローブ300は、図2に示されている並進可能なトランスデューサアレイ200を含む。超音波プローブ300は、超音波トランスデューサアレイ200を囲む球形ドーム305を有する。ドーム305は、プローブと被験者の間の音響結合を改善する材料を含んでよい。トランスデューサアレイ200は、関節式シャーシ335に結合される。シャーシ335により、トランスデューサアレイ200は、回転軸325、330の回りを自由に移動することができる。シャーシ335は、モータ315、320に結合され、これらのモータは、それぞれ、軸325及び軸330の回りにシャーシ335を移動させる。モータ315、320は、図1に示されているモータコントローラ11に結合さ

40

50

れる。モータ315、320は、モータコントローラ11から受信される命令に従って、所望の位置へトランスデューサアレイ200を並進させる。モータ315、320は、同時に両方の回転軸を介してトランスデューサアレイ200を移動させるように、協調して動作する。図3に示される超音波プローブ300は、本発明の原理に従って使用される超音波プローブの一例にすぎず、本発明の範囲から逸脱せずに、異なるトランスデューサ、モータ、及びシャーシの設計を使用した他の超音波プローブが使用されてもよい。本発明の原理に従って使用され得る代替的なプローブ設計の一例が、2013年7月2日に発行された米国特許第8,475,384号「Three Dimensional Imaging Ultrasound Probe」に記載されている。

【0017】

10

[019] 再び図1を参照して、本明細書で説明するトランスデューサアレイは、さらに、プローブ内のマイクロビームフォーマ12に結合されており、マイクロビームフォーマ12は、アレイ素子による信号の送信及び受信を制御する。マイクロビームフォーマ12は、プローブケーブルによって、送信／受信(T/R)スイッチ16に結合され、このスイッチは、送信と受信を切り替え、高エネルギー送信信号からメインビームフォーマ20を保護する。マイクロビームフォーマ12の制御下でのトランスデューサアレイ10'からのウルトラソニックビームの送信は、T/Rスイッチ16に結合された送信コントローラ18と、ビームフォーマ20とによって指示される。ビームフォーマ20は、ユーザインターフェース又は制御パネル38のユーザ操作からの入力を受信する。送信コントローラ18によって制御される機能のうちの1つは、ビームを向ける方向である。ビームは、トランスデューサアレイ10'から(アレイに直角に)まっすぐ前方へ向けられてもよいし、より広い視野のために様々な角度に向けられてもよい。マイクロビームフォーマ12によって生成される部分的にビーム形成された信号は、メインビームフォーマ20に結合され、ここで、素子の個々のパッチからの部分的にビーム形成された複数の信号が組み合わされて、1つの完全にビーム形成された信号になる。いくつかの実施形態では、所望の画像を取得するために撮像開口の場所を変更するにもビーム形成は使用される。上記開口の場所を変更するためにトランスデューサアレイ10'を移動させるのに、ビーム形成はモータと連携して使用されてもよい。

【0018】

20

[020] ビーム形成された信号は、信号プロセッサ22に結合される。信号プロセッサ22は、バンドパスフィルタリング、デシメーション、I及びQ構成要素分離、並びに高調波信号分離などの種々の様式で、受信されたエコー信号を処理することができる。信号プロセッサ22は、スペックル低減、信号の合成、及び雑音除去など、追加の信号強調も実行する場合がある。処理された信号は、Bモードプロセッサ26及びドップラープロセッサ28に結合される。Bモードプロセッサ26は、心臓又は腫瘍など、体内の構造の撮像のために振幅検出を採用する。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、物体の運動の検出のために、組織及び血流からの時間的に異なる信号を処理する。Bモードプロセッサ26及びドップラープロセッサ28によって生成される構造的信号及び運動信号は、スキャンコンバータ32及び多断面リフオーマッタ44に結合される。スキャンコンバータ32は、受信されたエコー信号の出所の空間関係におけるエコー信号を、所望の画像フォーマットで配置する。例えば、スキャンコンバータ32は、エコー信号を二次元(2D)扇形フォーマット、又はピラミッド型三次元(3D)画像になるように配置する場合がある。スキャンコンバータ32は、画像フィールドにおける組織及び血流の運動を描写するカラードップラー画像を生成するために、画像フィールド内の複数の地点における運動に対応し、それら運動のドップラー推定速度に相当するカラーを、Bモード構造的画像に重ね合わせることができる。米国特許第6,443,896号(Detmer)に記載されているように、多断面リフオーマッタ44は、身体のボリューム領域における共通面内の複数の地点から受信されるエコーを、その面の1つのウルトラソニック画像に変換することができる。例えば、米国特許第6,530,885号(Entrekian他)に記載されているように、ボリュームレンダラー42は、3Dデータセット

40

50

のエコー信号を、所与の基準点から見た投影 3 D 画像に変換する。2 D 画像又は 3 D 画像は、スキャンコンバータ 3 2、多断面リフォーマッタ 4 4、及びボリュームレンダラー 4 2 から画像プロセッサ 3 0 に結合されて、画像ディスプレイ 4 0 上での表示のためにさらなる強調、バッファリング、及び一時的記憶が実行される。

【 0 0 1 9 】

[021] 画像プロセッサ 3 0 に結合されるグラフィックスプロセッサ 3 6 は、画像ディスプレイ 4 0 上で超音波画像とともに表示するために、グラフィックオーバーレイを生成し得る。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、及び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。これらの目的で、グラフィックスプロセッサ 3 6 は、タイプ入力された患者名など、ユーザインターフェース 3 8 からの入力を受信する。ユーザインターフェース 3 8 は、トランスデューサアレイ 1 0 ' 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と超音波システムによって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 1 8 にも結合される。ユーザインターフェース 3 8 は、複数の多断面再フォーマット (multiplanar reformatte d (MPR)) 画像の表示を選択して制御するために、多断面リフォーマッタ 4 4 にも結合される。

【 0 0 2 0 】

[022] ユーザ命令なしに所望の画像を自動的に得るためにトランスデューサアレイをどのように方向付けることができるか、を判断するために超音波画像を分析し使用することができるよう、本発明の超音波システムを様々な様式で構成することができる。本発明の原理に従って、スキャンコンバータ 3 2 からの画像（例えば、2 D 超音波画像又は 3 D 超音波画像）は、解剖学的モデルアナライザ (AMA) 3 4 に結合される。AMA 3 4 は、コンピュータアクセス可能なメモリ及びプロセッサを使用して実装される。解剖学的モデルアナライザ 3 4 は、トランスデューサアレイ 1 0 ' の開口と位置合わせされたスキャン面において所望の画像を取得するのに必要なトランスデューサアレイ 1 0 ' の方向付け（例えば、並進及び / 又は回転）を計算するために、以下で説明されるように動作する。トランスデューサを最適に方向付けることにより、例えば、所望の画像を、開口と位置合わせされていないスキャン面において取得される場合より高い解像度で取得することができる。いくつかの実施形態では、解剖学的モデルアナライザ 3 4 は、実行される検査のタイプ、及び取得される標準ビューなど、ユーザ制御パネル 3 8 からの入力を受信する。別の実施形態では、解剖学的モデルアナライザ 3 4 は、スキャンコンバータ 3 2 から受信したデータに少なくとも部分的に基づいてユーザが取得しようとしている標準ビューを自動的に判断する。ユーザ命令と自動機能の両方の組み合わせが使用されてもよい。AMA 3 4 からの出力データは、画像取得のためにトランスデューサアレイ 1 0 ' を方向付けるために、モータコントローラ 1 1 に結合される。例えば、開口と位置合わせされたスキャン面から所望の画像を取得するために、トランスデューサアレイ 1 0 ' を適切な位置に並進させて開口の位置を移動させるように、AMA 3 4 は、モータコントローラ 1 1 へ命令を与える。別の実施形態では、AMA 3 4 は、モータコントローラ 1 1 の代わりに、又はモータコントローラ 1 1 に加えて、送信制御 1 8 へ命令を与える。AMA 3 4 は、ビーム形成を介して所望の場所に開口を移動させるように、送信制御 1 8 に命令を与える。

【 0 0 2 1 】

[023] いくつかの態様では、本発明は、ロボットアームなど、機械的デバイス又は人が駆動するデバイスにより超音波トランスデューサの方向の位置付けも操縦及び制御することができる、AMA のような、ハードウェア構成要素及びソフトウェア構成要素も含むことができる。例えば、AMA は、対象領域の最適な画像を生成する位置へトランスデューサプローブを空間的に移動させるために、ロボットアームシステムへ、及び任意選択でトランスデューサアレイと連携して、命令を与えることができる。本明細書さらに説明するように、本発明のシステムは、撮像されている解剖学的特徴の方向を判断するアルゴリズムを使用する。1 つ以上の画像（例えば、2 D 超音波画像及び / 又は 3 D 超音波画像）を取得することによって、システムは、対象の解剖学的特徴の方向を識別し、その特徴の

10

20

30

40

50

より良い又は最適な画像が得られるプローブの位置をさらに判断することができる。トランステューサプローブは、様々な様式で第1の位置から第2の位置へロボットアームにより機械的に移動されることがある。いくつかの態様では、画像（例えば、2D画像及び／又は3D画像）は、第1の位置から第2の位置への移動中に、選択された又は予め定められた時間間隔で取得されることがある。この任意選択により、対象の解剖学的特徴に対してプローブを位置付ける場所を識別するために、時間間隔の一部又はすべてでアルゴリズムを使用することができる。所定の態様では、プローブは、1回の移動で、第1の位置から第2の位置へ移動し、さらに、第2の位置へ移動された後に、解剖学的特徴の最適な画像を提供するためにプローブの位置及び／又は方向を最適化するアルゴリズムを使用して、最適化される。

10

【0022】

[024] 本明細書で言及されるように、本発明の超音波システムは、撮像されている解剖学的方向を判断するように訓練を受ける画像アルゴリズム及び／又は処理方法を含むことができる。この学習アルゴリズムは、システム上に記憶され、取得された画像における特徴の方向を識別するために、この学習アルゴリズムにアクセスすることができる。方向が判断されたら、その後、システムは、システムによって計算される新たな方向におけるより最適な画像を生成するために、トランステューサアレイをさらに移動させることができる。例えば、AMA34は、スキャンコンバータ32からスキャンを受信し、モデルベースのアプローチを使用して2D超音波スキャン又は3Dボリュームから胎児の解剖学的構造の大部分をすばやくセグメント化し、そうすることで、胎児の方向、及び十分な又は不十分な画像データが取得されたエリアを、すばやく判断する。AMA34は、取得された画像を突き合わせてその分析を実行するために別の撮像モダリティからのテンプレートも画像も必要としない。この結果、分析時間が短縮され、音波検査者が事前配列測定を実行しなくて済む。胎児のモデルは、運動学的ツリー（kinematic tree）を定義する関節式剛体変形に基づく。この運動学的ツリーは、胎児の骨格モデルを定義する。使用され得る別の胎児のモデリングアプローチは、可変テンプレートである。例えば、胎児の頭蓋骨は、2つの部分的に重なり合った球体と推定され、この2つの部分的に重なり合った球体は、胎児の頭蓋骨の方向を判断するために、取得されたボリュームに適合するモデリングパラメータによって変更される。追加の胎児のモデリングアプローチも使用されてよい。異なる胎児のモデルが、排他的に又は組み合わせて使用されてもよい。例えば、胎児及び骨格構造の方向を見つけるために運動学的ツリーモデルは使用されてよく、その後、心臓、脳、及び脊髄など、胎児の内臓器官を突き止めて区別するために異なる解剖学的モデルが適用される。音波検査者は、使用する胎児のモデルを1つ以上選んでよい。別の実施形態では、AMA34は、所与のモデルを自動的に適用してよい。AMA34は、胎児の方向について最適な適合が判断されるまで、様々なモデル又はモデルの組み合わせを適用してもよい。

20

【0023】

[025] いくつかの実施形態では、本発明の超音波システムは、取得された画像内に解剖学的特徴の十分な部分が存在するかどうかを識別するように構成することができる。解剖学的特徴のうちより多くの部分を撮像することができる場合、システムは、不十分であることを識別し、最適な撮像のためにこの特徴のうちより多くの部分を含むように超音波ビームの向きを変える。1つの実施形態では、十分な画像とは、重要な解剖学的ビュー全体を含む画像である。例えば、胎児の頭蓋骨の画像内に頭蓋の一部がなければ、その画像は不十分であろう。任意選択で、重要な解剖学的ビュー全体を必要としない状況であったり、標準外のビューが所望されたりした場合には、音波検査者は、この十分性の判断を無効にすることができます。十分な画像とは、さらに、診断のために検討医にとって有用であるように、適した解像度を有するものである。適した解像度は、1つ以上の次元における測定の単位（例えば、センチメートル、平方ミリメートル）当たりの、所望される所定の走査線数としても定義される。代替的に、又は解像度に加えて、超音波プローブのトランステューサアレイ10'の開口と位置合わせされたスキャン面において画像が取得された

30

40

50

場合、その画像は十分であると A M A 3 4 は判断する。A M A 3 4 が、胎児の方向及びスキャン面を判断したら、A M A 3 4 は、重要な解剖学的ビューの所望の及び／又は改善された画像を取得するのに必要なトランスデューサアレイ 1 0 ' のその現在位置からの並進を計算する。A M A 3 4 は、モータコントローラ 1 1 に命令して、開口と位置合わせされたスキャン面において所望の画像を取得するために開口を位置付けるようにトランスデューサアレイ 1 0 ' を並進させる。

【 0 0 2 4 】

[026] さらに別の実施形態では、音波検査者は、被験者の腹部上にプローブを置くことによって、胎児の検査を開始する。音波検査者は、胎児のどの重要な解剖学的ビューを得ようとしているのかを示すためにユーザ制御パネル 3 8 を使用してもよいし、使用しなくてもよい。音波検査者は、所望のビューが得られるまで腹部の全体にわたって超音波プローブを手作業で移動させる。その後、音波検査者は、画像を取得する。A M A 3 4 は、スキャンコンバータ 3 2 から、取得された画像又はボリュームを受信し、その画像を分析して、その解像度及び／又は解剖学的ビューの完全性を判断する。A M A 3 4 は、胎児の撮像面と方向を判断する。A M A 3 4 は、音波検査者が現在取得しようとしている解剖学的ビューに関して、ユーザ制御パネル 3 8 からの入力を受信している場合がある。しかしながら、いくつかの実施形態では、A M A 3 4 は、取得された画像又はボリュームを処理して、音波検査者がどの解剖学的ビューを所望するかを自動的に判断することができる。A M A 3 4 が、十分な解像度の重要な解剖学的ビューが完全に取得されたと判断すれば、A M A 3 4 は、重要な解剖学的ビューの取得に成功した旨を音波検査者に通知するためにディスプレイ 4 0 上に視覚的表示を与えるように、グラフィックスプロセッサ 3 6 へ信号を送信する。音波検査者は、その画像を確認し、撮像システムにアクセス可能な記憶媒体（図 1 に図示せず）に保存する。音波検査者は、胎児の検査を終了してもよいし、追加の重要な解剖学的ビューを取得しようとしてもよい。いくつかの実施形態では、A M A 3 4 は、取得に成功した解剖学的ビューを自動的に保存したら、その後、次の標準解剖学的ビューの取得作業を開始しもよいし、検査を終了してもよい。いくつかの実施形態では、撮像システムは、A M A 3 4 による分析のために、複数の画像を連続的に取得してもよい。A M A 3 4 は、撮像検査中、胎児の移動を追跡し、この胎児の移動に少なくとも部分的に基づいて開口の位置を調整する。これは、音波検査者が、取得及び／又は観察されている現在のビューを維持するのを支援する。

10

20

30

【 0 0 2 5 】

[027] 所定の実施形態では、A M A 3 4 が、画像解像度が低い及び／又は重要な解剖学的ビューが視野の外にあるため不完全であると判断した場合、A M A 3 4 は、開口のスキャン面において重要な解剖学的ビューを取得することによって、所望の解剖学的ビューのより完全な及び／又はより高い解像度の画像を提供し得る、トランスデューサアレイ 1 0 ' の開口の位置を計算する。A M A 3 4 は、モータコントローラ 1 1 に命令を送り、モータコントローラ 1 1 は、超音波プローブ内の 1 つ以上のモータを操作して、トランスデューサアレイ 1 0 ' を所望の場所に移動させる。その後、撮像システムが、A M A 3 4 による分析のために画像を新たに取得する。画像が十分であると判断される場合、その画像は、重要な解剖学的ビューの取得に成功したことを示す表示と一緒にディスプレイ 4 0 上で音波検査者に提供される。上記と同じように、音波検査者は、その画像を確認し保存する。いくつかの実施形態では、撮像システムは、複数の画像を取得し、取得した画像のうちの 1 つ以上をディスプレイ 4 0 上で音波検査者に提供する。音波検査者は、それらの画像を検討して、保存すべき画像を選ぶ。音波検査者は、提供された画像をすべて拒否し、所望の解剖学的ビューの取得を再度試みることを選ぶこともできる。

40

【 0 0 2 6 】

[028] A M A 3 4 が、プローブ内でトランスデューサアレイ 1 0 ' を並進させても開口の所望の場所を達成することができないと判断する場合、A M A 3 4 は、音波検査者が被験者の腹部上の新しい場所にプローブを移動させる必要がある旨をディスプレイ 4 0 上で音波検査者に通知するように、グラフィックスプロセッサ 3 6 へ信号を送る。いくつかの

50

実施形態では、AMA34は、プローブをどのように再位置付けするかについて、ディスプレイ40上で音波検査者に視覚的指示を与える。音波検査者によってプローブが再位置付けされたら、音波検査者は、AMA34による分析のために画像を新たに取得する。

【0027】

[029] なお、本発明のシステム及び方法は、様々な解剖学的特徴の撮像に適用されることができる。例えば、AMA34は、既知のモデリングアルゴリズムを使用して、心臓など、対象の他の解剖学的構造をモデリングすることができる。胎児以外の解剖学的モデルの一例は、PCT/IB2011/053710「Automated three dimensional aortic root measurement and modeling」に記載されている。他の解剖学的モデルを使用してもよい。非医療用応用例では、解剖学的モデルは、十分な又は不十分な画像データが見つけられるエリアと方向を判断するために、その撮像対象にとって適切な任意のモデルと置換されてよい。10

【0028】

[030] 解剖学的にインテリジェントに機能するように本発明のシステム及びプローブを動作させるために様々な方法を使用することができる。例えば、上記手順でAMA34によって実行される本発明の一実施形態に従った方法のフローチャート400を図4に示す。AMA34は、まず、ステップ405で、取得された画像を受信する。AMA34は、ステップ410でその画像を分析して、十分かどうかを判断する。例えば、解剖学的ビューが完全である場合も、及び／又は画像の解像度が適している場合もある。代替的な実施形態では、画像の解像度にかかわらず、トランスデューサアレイ10'の開口と位置合わせされていないスキャン面内で画像が取得されたとAMA34によって判断された場合には、その画像は不十分であると判断される。ステップ415で、取得された画像が十分である場合、ステップ435で処理は終了する。任意選択で、AMA34は、画像が十分であることを音波検査者に通知するように及び／又は撮像システムにアクセス可能な記憶媒体に、取得された画像を自動的に保存するように、グラフィックスプロセッサ36へ命令を送信してもよい。ステップ415で、取得された画像が十分でないと判断される場合、AMA34は、ステップ420で、より高い解像度及び／又は完全な解剖学的ビューが取得されるように開口を位置付けるのに必要な超音波トランスデューサアレイ10'の移動を計算する。開口の位置は、トランスデューサアレイ10'の開口のスキャン面内で完全な解剖学的ビューが取得される場所に対応する。その後、ステップ425で、AMA34は、超音波トランスデューサアレイ10'を移動させるための命令をモータコントローラ11へ送信する。これに代えて、AMA34は、ビーム形成を介して開口を位置付けるように送信制御18へ命令を送信してもよい。ステップ425では、AMA34は、送信制御18及びモータコントローラ11の両方へ命令を送信してもよい。開口が新しい場所に位置付けられたら、AMA34は、ステップ430で、分析のため、新たに取得された画像を受信する。その後、処理をステップ410に戻し、ここで、AMA34は、この新たに取得された画像を分析する。任意選択で、AMA34によって計算された開口場所がビーム形成によってもトランスデューサアレイ10'をモータで並進させることによっても達成できない場合、AMA34は、プローブの位置を移動させる必要があるかもしれないことを音波検査者に視覚的に通知するように、グラフィックスプロセッサ36へ命令を送信する。上記のように、AMA34は、プローブを新たな場所に移動させるために音波検査者へ指示を与えてよい。別の実施形態では、AMA34は、計算された位置のできる限り近くに開口を移動させるように命令を送信する。AMA34は、その後、超音波プローブによって取得された新たな画像を分析し、この画像も不十分な場合にのみ、音波検査者へ通知するように命令を送信する。203040

【0029】

[031] システムは、ディスプレイ40上で音波検査者へ視覚的指示を与えると説明されているが、音波検査者へ指示又は情報を与える他の方法を使用してもよい。例えば、ビープ音又は録音された音声などの音声表示を、撮像システム内に含まれるスピーカ（図1に図示せず）を介して音波検査者へ与えてよい。音声信号と視覚的信号の組み合わせを使50

用してもよい。

【0030】

[032] いくつかの実施形態では、プローブは、ロボットアームを使用して音波検査者によって遠隔操作される。これらの実施形態では、AMA34は、プローブを所望の位置へ移動させるためにロボットアームを操作する追加のモータコントローラへ命令を与える。そのような実施形態は、胎児検査中に使用されてもよいが、音波検査者の安全が損なわれる恐れがある応用例において望ましいかもしれない。超音波撮像と並行してX線撮像が実行されている手順、又は産業危険が存在する所定の非医療用撮像応用例における手順では、超音波プローブの遠隔ナビゲーションが望ましくなる。

【0031】

10

[033] コンピュータベースのシステム又はプログラマブルロジックなど、プログラマブルデバイスを使用して上記システム及び／又は方法を実装する種々の実施形態では、「C」、「C++」、「FORTRAN」、「Pascal」、「VHDL」など、種々の既知の又は後に開発されるプログラミング言語のいずれかを使用して上記システム及び方法を実装することができることを理解されたい。

【0032】

20

[034] したがって、上記システム及び／又は方法を実装するようにコンピュータなどのデバイスに指示できる情報を含むことができる磁気コンピュータディスク、光学ディスク、及び電子メモリなどの種々の記憶媒体を用意することができる。記憶媒体上に含まれる情報及びプログラムに、適切なデバイスがアクセスしたら、この記憶媒体は、当該情報及びプログラムを上記デバイスに提供することができるため、このデバイスは、上記システム及び／又は方法を実行することができる。

【0033】

30

[035] 例えば、ソースファイル、オブジェクトファイル、実行可能ファイルなど、適切なデータ(materials)を含むコンピュータディスクがコンピュータに提供された場合、コンピュータは、その情報を受信し、コンピュータ自体を適切に構成し、種々の機能を実装するために上記図及びフローチャートで概説されている種々のシステム及び方法の機能を実行することができる。すなわち、コンピュータは、上記システム及び／又は方法の様々な要素に関連する情報の種々の部分をディスクから受信して、個々のシステム及び／又は方法を実装し、上記個々のシステム及び／又は方法の機能を調整することができる。

【0034】

[036] 本開示に鑑みて、本明細書に説明されている種々の方法及びデバイスを、ハードウェア、ソフトウェア、及びファームウェアで実装することができることに留意されたい。さらに、種々の方法及びパラメータは、例として含まれているにすぎず、いかなる限定的な意味もない。本開示に鑑みて、当業者は、当業者自身の技術と、それらの技術を達成するのに必要な装置を決定するうえで、本発明の範囲から逸脱せずに、本教示を実現することができる。

【0035】

40

[037] 超音波撮像システムに関して本システムを説明してきたが、体系的な手法で1つ以上の画像が得られる他の医療用撮像システムに本システムを拡張することができることも想定される。したがって、超音波ガイド下インターベンションに関連する他の撮像応用例だけでなく、腎臓、睾丸、胸部、卵巣、子宮、甲状腺、肝臓、肺臓、筋骨格、脾臓、心臓、動脈、及び血管系に関連するが、これらに限定されない画像情報を得る及び／又は記録するために本システムが使用され得る。さらに、本システムは、本システムの特徴及び利点を提供し得るように旧来の撮像システムとともに使用され得る1つ以上のプログラムも含んでよい。

【0036】

[038] さらに、本システム、装置、及び方法は、明確なランドマークを定義し再現できる任意の小部分撮像にも拡張され得る。さらに、本方法は、例えば、ウルトラソニック撮

50

像システムなどの既存の撮像システムに適用されるプログラムコード内に埋め込まれてもよい。好適なウルトラソニック撮像システムは、例えば、小部分撮像に好適な旧来のブロードバンド線形アレイトランスデューサをサポートする Philips (登録商標) 超音波システムを含んでもよい。さらに、例えば、Q LAB (商標) などの分析技術は、撮像装置に実装されて (on-cart) 利用できてもよいし、検査室の外で実行される後処理プログラムとして利用できてもよい。さらに、複数の小結節、小胞などの解剖学的実体 (anatomical entities)、又は他の検出可能な対象物は、本システムを使用してマークされ得る。さらに、本システムの方法は、例えば、2Dアレイトランスデューサなどのトランスデューサを使用して取得されるボリュームに適用されてよく、この2Dアレイトランスデューサは、例えば、X-matrix (商標) 又は機械的トランസデューサを含んでよい。10

【0037】

[039] 本発明の所定の追加の利点及び特徴は、本開示を検討する際に当業者には明らかであり、本発明の新規なシステム及び方法を採用する者によって体験され得る。それらのうちの最も重要なものは、より信頼性の高い画像取得システム及びその動作方法が提供されることである。本システム及び方法の別の利点は、本システム、デバイス、及び方法の特徴及び利点を組み込むために旧来の医療用画像システムを容易にアップグレードすることができる点である。

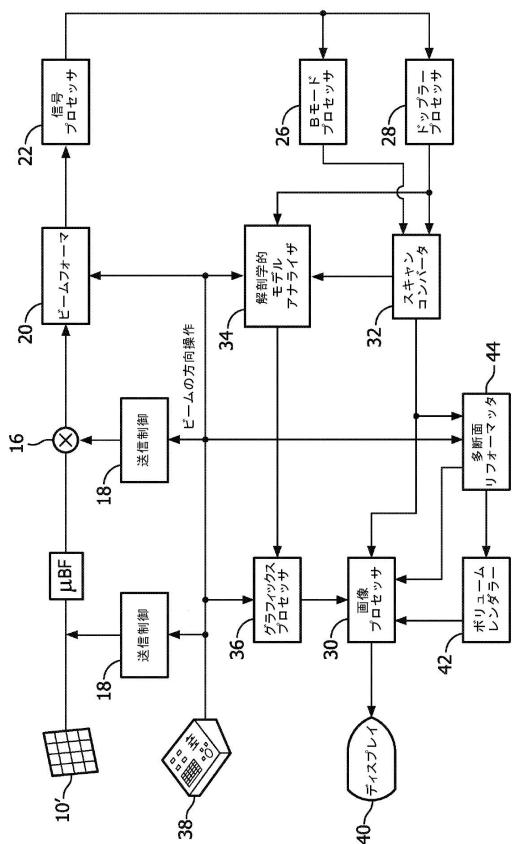
【0038】

[040] もちろん、本システム、デバイス、及び方法に従って、上記実施形態又は処理のうちのいずれか1つを、1つ以上の別の実施形態及び/又は処理と組み合わせたり、複数の個別のデバイス又はデバイス部分の間で分離及び/又は実行したりしてよいことを理解されたい。20

【0039】

[041] 最後に、上記説明は、本システムの単なる例示であることを意図したものであり、添付の特許請求の範囲を任意の特定の実施形態又は実施形態のグループに限定するものとして解釈されるべきではない。このため、例示的な実施形態に関連して特に詳細に本システムについて説明してきたが、後続の特許請求の範囲に記載されている本システムのより広範囲で意図される趣旨及び範囲から逸脱することなく、数多くの変形例及び代替的な実施形態が当業者によって考案され得ることも理解されたい。したがって、本明細書及び図面は、例示的な手法とみなされるべきものであり、添付の特許請求の範囲を制限することを意図するものではない。30

【図1】



【図2】

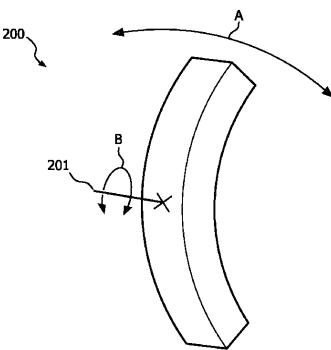


FIG. 2

図1

【図3】

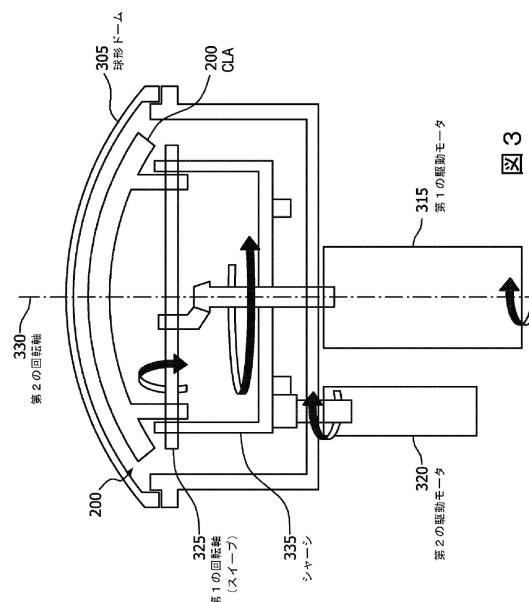


図3

【図4】

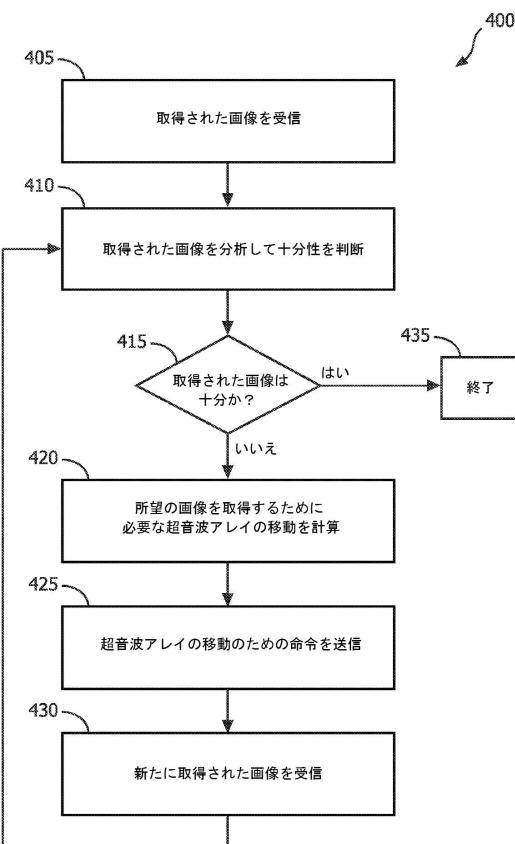


図4

フロントページの続き

(72)発明者 ラウンドヒル デイビッド ナイジェル
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 ビルディング
5

(72)発明者 ハルト ジェフリー スコット
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 ビルディング
5

審査官 森口 正治

(56)参考文献 特開2011 - 244931 (JP, A)
特開2000 - 237205 (JP, A)
特開2006 - 6686 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 61 B 8 / 00 - 8 / 15