

(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2020-509862

(P2020-509862A)

(43) 公表日 令和2年4月2日(2020.4.2)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2019-550193 (P2019-550193)
 (86) (22) 出願日 平成30年2月27日 (2018.2.27)
 (85) 翻訳文提出日 令和1年10月15日 (2019.10.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2018/054838
 (87) 国際公開番号 WO2018/166789
 (87) 国際公開日 平成30年9月20日 (2018.9.20)
 (31) 優先権主張番号 62/472,031
 (32) 優先日 平成29年3月16日 (2017.3.16)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 米国 (US)

(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
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 2
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ
 (72) 発明者 ポーランド マッキー ダン
 オランダ国 5656 アーヘー アイン
 ドーフェン ハイ テック キャンパス
 5

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 臓器視認のための最適走査面選択

(57) 【要約】

本開示は、物体又はその特徴をイメージングするための走査ラインパターンを特定するように構成された超音波イメージングシステムについて説明する。システムは、複数の走査ラインパターンに従って超音波信号を送信及び受信することにより対象者のボリュームをイメージングするようにプローブを制御する制御装置を含む。プローブと通信する1つ又は複数のプロセッサは、プローブにおいて受信された信号に基づいて複数の画像データセットを生成し、各データセットは、別個の走査ラインパターンに対応する。これらのデータセットは、イメージングのために対象とされた物体に特有な対象特性に関して評価される。対象特性を含むデータセットが特定された後、1つ複数のプロセッサが、特定された画像データセットに対応する走査ラインパターンを選択する。次に、この走査ラインパターンは、物体を視認するために、ボリュームの後続のイメージングのために使用される。

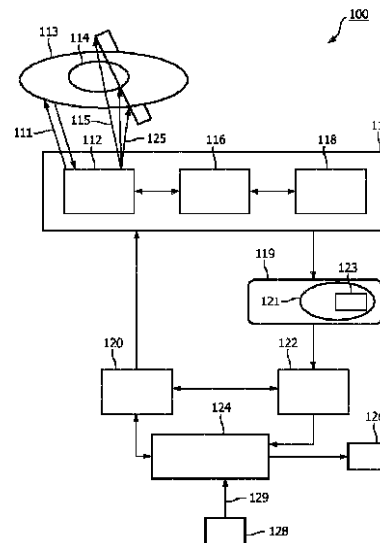


FIG. 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象者のボリュームをイメージングするようにプローブを制御する制御装置であって、前記イメージングすることが、複数の走査ラインパターンに従って超音波信号を送信及び受信することを含む、制御装置と、

前記プローブと通信する 1 つ又は複数のプロセッサと、

を備え、

前記 1 つ又は複数のプロセッサが、

受信された前記超音波信号から複数の画像データセットを生成することであって、各前記画像データセットが、前記走査ラインパターンのうちの 1 つに対応する、生成することと、

前記ボリューム内における物体に特有な対象特性に関して前記画像データセットを評価することと、

前記対象特性を含む画像データセットを特定することと、

前記ボリュームの後続のイメージングのために、特定された前記画像データセットに対応する前記走査ラインパターンを選択することと、

を行う、

超音波イメージングシステム。

【請求項 2】

前記対象特性が、画像品質閾値を満たす前記物体の特性である、

請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 3】

前記対象特性が、前記物体に特有な特徴の強度レベルである、

請求項 2 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 4】

前記物体が肺であり、前記特徴が胸膜ラインである、

請求項 3 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 5】

前記対象特性が、前記物体に特有な特徴の存在である、

請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 6】

前記物体が肺であり、前記特徴が、胸膜ラインの深さの複数の距離における複数の A ラインである、

請求項 5 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 7】

前記走査ラインパターンが、画像面に対応する、

請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 8】

前記対象特性が、前記物体に特有な特徴の長さ又は面積を含む、

請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 9】

前記制御装置が、さらに、前記プローブの動きの検出時に前記複数の走査ラインパターンに従って前記超音波信号を再送信及び受信することにより、前記対象者の前記ボリュームをイメージングするように前記プローブを制御する、

請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 10】

前記プローブをさらに備え、前記プローブが、マトリックスプローブであり、前記送信することが、前記超音波信号を電子的に操縦することを含む、

請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 11】

10

20

30

40

50

前記プローブをさらに備え、前記プローブが、１Ｄアレイプローブであり、前記送信することが、前記超音波信号を機械的に掃引することを含む、

請求項１に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項１２】

、特定された前記画像データセットに対応する、前記走査ラインパターンを介して取得された前記物体の画像を、前記複数の走査ラインパターンのうちの他の走査ラインパターンを介して取得された画像を表示せずに表示するディスプレイスクリーンをさらに備える、

請求項１に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項１３】

10

前記制御装置が、選択された前記走査ラインパターンに従ってリアルタイムで画像を取得するように前記プローブを自動的に制御し、前記超音波イメージングシステムが、リアルタイムの画像を表示するディスプレイスクリーンをさらに備える、

請求項１に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項１４】

前記物体が、腎臓、心臓、血管、又は内部空洞を含む、

請求項１に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項１５】

対象者のボリュームをイメージングするようにプローブを制御するステップであって、前記イメージングすることが、複数の走査ラインパターンに従って超音波信号を送信及び受信することを有する、制御するステップと、

20

受信された前記超音波信号から複数の画像データセットを生成するステップであって、各前記画像データセットが、前記走査ラインパターンのうちの１つに対応する、生成するステップと、

前記ボリューム内における物体に特有な対象特性に関して前記画像データセットを評価するステップと、

前記対象特性を含む画像データセットを特定するステップと、

前記ボリュームの後続のイメージングのために、特定された前記画像データセットに対応する前記走査ラインパターンを選択するステップと、

を有する方法。

30

【請求項１６】

前記対象特性が、画像品質閾値を満たす前記物体の特性である、

請求項１５に記載の方法。

【請求項１７】

前記対象特性が、前記物体に特有な特徴の強度レベルである、

請求項１６に記載の方法。

【請求項１８】

前記対象特性が、前記物体に特有な特徴の存在である、

請求項１５に記載の方法。

【請求項１９】

40

前記物体が肺であり、前記特徴が、胸膜ラインの深さの複数の距離における複数のＡラインである、

請求項１８に記載の方法。

【請求項２０】

１つ又は複数のプロセッサにより実行されたとき、超音波イメージングシステムが請求項１５乃至２０のいずれか一項に記載の方法を実施させる命令を含む、非一時的なコンピュータ可読媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

関連出願

本出願は、2017年3月16日に提出された米国仮出願第62/472,031号の利益及び優先権を主張し、同文献の全体が参照により組み込まれる。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

[001] 超音波イメージングは、従来、超音波検査者及び放射線科医などの超音波技術における特殊な訓練を受けたユーザーにより実施されている。超音波イメージングは、十分な訓練を受けた超音波検査者及び放射線科医以外の従来とは異なる人員により益々使用されている。内部的な患者の特徴を視認するために、様々な症状を診断するために、及び、さらには、超音波療法を提供するために、このようなユーザーが、それらのユーザーの経験が不足しているにもかかわらず、正確且つ完全な画像データを取得することができることが重要である。臨床的に重要な画像面を特定することは軽視できない作業であり、典型的には、超音波プローブの熟練した操作を必要とする。例えば、肺イメージングの場合において、特定のイメージング面が、例えば、ラングスライディング、血管外肺水分評価、硬化、その他などの症状を評価又は特定することにおいて特に有用である。適切なイメージング面が選択されない場合、画像データは、正確な診断のための必要な情報を提供しない。

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

20

【 0 0 0 3 】

したがって、対象画像面特定の工程を改善又は簡略化するための技術が所望される。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 4 】

[002] 選択された走査ラインパターンに沿った様々な物体の自動超音波イメージングのための超音波システム及び方法が本明細書において提供される。様々な例が、イメージングされる、例えば、心臓又は肺といった物体の標示を受信した後、対象者内に複数の走査ラインパターンに従って超音波信号を送信する。標示は、ユーザーがユーザーインターフェースにおける選択肢を選択することにより提供される。複数の走査ラインパターンから、走査ラインパターンが、イメージングされる物体に関係した対象特性、又は物体の特徴のその走査ラインパターンの包含状況に基づいて特定及び選択される。選択された走査ラインパターンに沿った物体の後続のイメージングのために、例は、選択された走査ラインパターンに従って、超音波ビームを自動的に操縦することを伴う。本明細書において開示されるシステムは、制御装置の方向において異なる走査ラインパターンにより超音波エネルギーを送信するように構成されたプローブを含む。プローブに結合された1つ又は複数のプロセッサが、プローブにおいて受信されたエコービームから画像データセットを生成するように、イメージングのために対象とされた物体に特有な対象特性に関して画像データセットを評価するように、対象特性を含む走査ラインパターンを特定するように、且つ、継続的なイメージングのための走査ラインパターンを選択するように構成される。本明細書において説明されるさらなる例は、特定の特徴を特定するために、及び、このような特徴に関係した様々なパラメータを測定するために行われる追加的な処理ステップを伴う。

30

40

【 0 0 0 5 】

[003] いくつかの例による、超音波イメージングシステムは、制御装置を含む。制御装置は、対象者のボリュームをイメージングするようにプローブを制御するように構成され、イメージングすることは、複数の走査ラインパターンに従って超音波信号を送信及び受信することを伴う。システムは、プローブと通信する1つ又は複数のプロセッサをさらに含む。いくつかの例において、1つ又は複数のプロセッサは、受信された超音波信号から複数の画像データセットを生成することであって、各画像データセットが、走査ラインパターンのうちの1つに対応する、生成することと、ボリューム内における物体に特有な

50

対象特性に関して画像データセットを評価することと、対象特性を含む画像データセットを特定することと、ボリュームの後続のイメージングのために、特定された画像データセットに対応する走査ラインパターンを選択することとを伴うように構成される。

【0006】

[004] いくつかの例において、対象特性は、画像品質閾値を満たす物体の特性である。実施形態において、対象特性は、物体に特有な特徴の強度レベルである。このような例のいくつかによると、物体は肺であり、特徴は、胸膜ラインである。いくつかの実施態様において、対象特性は、物体に特有な特徴の存在である。物体は肺であり、特徴は、胸膜ラインの深さの複数の距離における複数のAラインである。例において、対象特性は、物体に特有な特徴の長さ又は面積をもつ。

10

【0007】

[005] いくつかの実施形態において、走査ラインパターンは、画像面に対応する。いくつかの例において、制御装置は、プローブの動きの検出時に複数の走査ラインパターンに従って、超音波信号を再送信及び受信することにより、対象者のボリュームをイメージングするようにプローブを制御するようにさらに構成される。いくつかの例において、プローブは、マトリックスプローブであり、送信することは、超音波信号を電子的に操縦することを伴う。いくつかの例において、プローブは、1Dアレイプローブであり、送信することは、超音波信号を機械的に掃引することを伴う。いくつかの実施形態は、複数の走査ラインパターンのうちの他のものを介して取得された画像を表示せずに、特定された画像データセットに対応する走査ラインパターンを介して取得された物体の画像を表示するように構成されたディスプレイスクリーンをさらに含む。制御装置は、選択された走査ラインパターンに従ってリアルタイムで画像を取得するようにプローブを自動的に制御するように構成され、システムは、リアルタイムの画像を表示するように構成されたディスプレイスクリーンをさらに含む。物体は、腎臓、心臓、血管、又は内部空洞を含む。

20

【0008】

[006] いくつかの例によると、方法は、対象者のボリュームをイメージングするようにプローブを制御することであって、イメージングすることが、複数の走査ラインパターンに従って超音波信号を送信及び受信することを伴う、制御することと、受信された超音波信号から複数の画像データセットを生成することであって、各画像データセットが、走査ラインパターンのうちの1つに対応する、生成することと、ボリューム内における物体に特有な対象特性に関して画像データセットを評価することと、対象特性を含む画像データセットを特定することと、ボリュームの後続のイメージングのために、特定された画像データセットに対応する走査ラインパターンを選択することとを伴う。

30

【0009】

[007] いくつかの例において、対象特性は、画像品質閾値を満たす物体の特性である。いくつかの実施態様において、対象特性は、物体に特有な特徴の強度レベル、及び/又は、物体に特有な特徴の存在である。物体は肺を含み、特徴は、胸膜ラインの深さの複数の距離における複数のAラインを含む。

【0010】

[008] さらに、選択された走査ラインパターンにおいて物体の超音波画像を生成するための技術のうちの任意のものが、実行されたときに、医療イメージングシステムのプロセッサが非一時的なコンピュータ可読媒体において具現化された工程を実施するようにプログラムされることをもたらす非一時的なコンピュータ可読媒体に記憶された実行可能命令において具現化される。

40

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】 [009] 本開示の原理による、超音波イメージングシステムのブロック図である。

【図2】 [010] 本開示の原理による、別の超音波イメージングシステムのブロック図である。

50

【図 3】[011] 本開示の原理による、超音波イメージング方法のブロック図である。

【図 4】[012] 本開示の原理による、最適ではない走査ラインパターンを介して取得された肺超音波画像の図である。

【図 5】[013] 本開示の原理による、選択された走査ラインパターンに沿って取得された肺超音波画像の図である。

【図 6 A】[014] 本開示の原理による、超音波プローブから送信される走査ラインパターンの一例の図である。

【図 6 B】[015] 本開示の原理による、超音波プローブから送信される走査ラインパターンの別の例の図である。

【発明を実施するための形態】

10

【0012】

[016] 特定の例示的な実施形態の以下の説明は、本質的に例示にすぎず、どのような観点からも、本発明又は本発明の用途若しくは使用を限定することは意図されない。本システム及び方法の実施形態の以下の詳細な説明において、本出願の一部を構成する添付図面が参照され、説明されるシステム及び方法が実施される特定の実施形態が添付図面において例示として示される。これらの実施形態は、本明細書において開示されるシステム及び方法を当業者が実施することができるよう十分に詳細に説明され、他の実施形態が利用されること、並びに、本システムの趣旨及び範囲から逸脱することなく構造的な、及び論理的な変更がなされることが理解される。さらに、明確であることを目的として、特定の特徴の詳細な記述が当業者に明らかである場合、本システムの説明を不明瞭にしないために、その特定の特征の詳細な記述は説明されない。したがって、以下の詳細な説明は限定的な意味に解釈されず、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規定される。

20

【0013】

[017] 本技術は、本実施形態に従った、方法、装置（システム）、及び／又はコンピュータプログラム製品のブロック図及び／又はフロー図を参照しながら以下でさらに説明される。ブロック図及び／又はフロー図のブロック、並びに、ブロック図及び／又はフロー図におけるブロックの組み合わせが、コンピュータにより実行可能な命令により実施されることが理解される。これらのコンピュータにより実行可能な命令は、コンピュータ及び／又は他のプログラム可能データ処理装置のプロセッサを介して実行される命令が、ブロック図及び／又はフロー図の 1 つ若しくは複数のブロックにおいて指定される機能 / アクションを実施する手段を生成するように、機械を生成するように汎用コンピュータ、専用コンピュータ、及び／又は他のプログラム可能データ処理装置の、プロセッサ、制御装置、又は制御ユニットに提供される。

30

【0014】

[018] 超音波イメージングを介して収集された情報の品質及び量は、超音波機器を操作する人の経験レベルに基づいて大幅に変動する。対象者の内部特徴の不適切なイメージングは、その特徴の正確な医療的評価を妨げ、自動分析プログラムが後続の評価を実施することを妨げる。超音波プローブの最適ではない位置及び配向は、多くの場合、最適ではない超音波画像の生成をもたらす。3D ボリューム内における対象者の異なるスライスを見視化するために使用される二次元画像面は、トランスデューサー要素の遅延を変化させること、例えば、フェーズドアレイビーム形成により調節され、それにより、品質の変動する内部特徴の異なるビューを提供する。しかし、超音波システムを操作するユーザーは、各平面に沿って取得された画像を解釈するために依然として必要とされる。

40

【0015】

[019] 本明細書において提供される、複数の走査ラインパターンに沿って取得された画像の自動分析は、対象者の様々な内部物体のイメージングを妨害するヒューマンエラーの可能性を排除するか、又は少なくとも低減する。より詳細には、様々な内部物体、例えば、臓器又は臓器内の構造物は、超音波イメージング中に現れる 1 つ又は複数の特徴と関係付けられる。このような特徴が現れるとき、このような特徴は、対象とされた物体の明

50

確な画像を示す。例えば、肺を走査するとき、「Aライン」として知られる水平配向された超音波アーチファクトが、超音波画像に現れる。Aラインは、肺胸膜界面の最適化された、又は強調された画像が、超音波プローブの現在位置により取得されることを示す。このような特徴を検出すること、及び、いくつかの場合において、検出された後に特徴の1つ又は複数のパラメータを測定することにより、イメージングシステムは、本明細書において「対象走査ラインパターン」と呼ばれる走査ラインパターンであって、その走査ラインパターンから最良の、又は少なくとも明確な物体の画像が取得され得る走査ラインパターンを、信頼可能に、及び自動的に特定するように構成される。手作業による介入を受けずに対象走査ラインパターンに沿って対象者の様々な内部物体を可視化するための自動システム及び方法が本明細書において提供される。

10

【0016】

[020] 図1は、本開示による様々な患者物体をイメージングするための対象走査ラインパターンを特定及び選択するように構成された例示的な超音波システム100を示す。示されるように、システム100は、超音波データ獲得ユニット110を含む。超音波データ獲得ユニット110は、いくつかの実施形態において、イメージングされる物体114を含む3Dボリューム113内に超音波信号又はビーム111を送信するように、且つ、送信されたビームに応答して信号115を受信するように構成された超音波センサーアレイ112を含む超音波プローブを含む。データ獲得ユニット110は、ビーム形成器116と、受信された信号115から複数の画像データセット119を生成するように構成される信号プロセッサ118とをさらに含む。システム100は、超音波データ獲得ユニット110に通信可能に結合された、且つ、送信及び受信ビームの方向を制御（すなわち操縦）するように構成された走査ライン制御装置120をさらに含む。システム100は、信号プロセッサ118から受信された複数の画像データセット119に基づいて対象走査ラインパターン125を選択するように構成された、データプロセッサ122などの1つ又は複数のプロセッサをさらに含む。画像データセット119は、特徴121及び少なくとも1つの対象特性123を表すデータを含む。実施形態において、対象特性123は、例えば、物体に特有な特徴の強度レベルといった画像品質閾値を満たす物体114の特性を含む。実施形態において、特徴121は、低エコー特徴又は高エコー特徴である。システム100は、物体114の標示129を含むユーザー入力128を受信するように、且つ、例えば、システム100と動作可能に関係したディスプレイスクリーンに、超音波画像126、例えば、Bモード画像を表示するように構成されたユーザーインターフェース124をさらに含む。図1に示されるシステム100の構成は、一定とは限らない。例えば、システム100は、静止した、又はポータブルなものであり得る。様々なポータブルデバイス、例えば、ラップトップ、タブレット、スマートフォンなどは、システム100の1つ又は複数の機能を実施するために使用される。このようなデバイスを組み込んだ例において、超音波センサーアレイ112は、例えば、USBインターフェースを介して接続可能である。

20

30

【0017】

[021] 超音波データ獲得ユニット110は、ユーザー、例えば、超音波検査者、臨床医、又は超音波技術者により選択可能な1つ又は複数の関心領域に対して、超音波データを獲得するように構成される。ビーム形成器116と組み合わせられて、超音波センサーアレイ112は、特に、対象者内に超音波ビームの形態で超音波信号を送信するように、且つ、送信されたビームに応答して超音波エコーを受信するように構成される。超音波センサーアレイ112は、超音波エネルギーを送信及び受信するように構成された少なくとも1つのトランスデューサーアレイを含む。本開示の実施形態によると、様々なトランスデューサーアレイ、例えば、線形アレイ、凸アレイ、又はフェーズドアレイが使用される。センサーアレイ112に含まれるトランスデューサー要素の数及び配置は、異なる例において異なる。例えば、超音波センサーアレイ112は、線形アレイ及びマトリックスアレイプローブにそれぞれ対応する、トランスデューサー要素の1D又は2Dアレイを含む。2Dマトリックスアレイは、2D又は3Dイメージングのために（フェーズドアレイビー

40

50

ム形成を介して)エレベーション次元とアジマス次元との両方において電子的に走査するように構成される。例えば、全体が参照により本明細書に組み込まれる米国特許第6,013,032号(Savord)において説明されているように、いくつかの例において、2Dマトリックスアレイは、マイクロビーム形成器を使用してサブアレイビーム形成を実施するように構成される。一次元アレイは、(フェーズドアレイビーム形成を介して)電子的に2D画像を走査するように、又は、さらに、3D画像を生成するために、電氣的に走査された次元に直交する方向に関心領域にわたって機械的に掃引されるように構成される。

【0018】

[022] 動作中、超音波センサーアレイ112を含むプローブは、走査が実施されている間、固定位置に保持又は固定される。いくつかの実施形態は、1つの位置にセンサーアレイ112を含むプローブを保持するように構成された追加的な装置、例えば、長尺アームを含む。このような実施形態によると、ユーザーは、手動で、又は、装置に結合された動作コンピュータに命令を入力することにより装置を調節し、結果として、装置が関心領域にわたって、例えば、胸部領域にわたって超音波センサーアレイ112を配置する。他の実施形態において、ユーザーは、走査が実施されている間、対象者の表面における1つの位置に手動で超音波センサーアレイ112を含むプローブを簡単に保持する。さらに違う他の実施形態において、超音波センサーアレイ112を含むプローブは、接着剤、又は、イメージングされる対象者の表面にプローブを固定するように構成された1つ若しくは複数のストラップを含む。

10

20

【0019】

[023] データ獲得ユニット110は、例えば、超音波センサーアレイ112に結合された、マイクロビーム形成器、又は、マイクロビーム形成器と主ビーム形成器との組み合わせを備えるビーム形成器116をさらに含む。ビーム形成器116は、例えば、超音波パルスを集束されたビームに形成することにより、超音波エネルギーの送信を制御する。ビーム形成器116は、識別可能な画像データが他のシステムコンポーネントの補助を受けて生成及び処理されるように、超音波信号の受信を制御するようにさらに構成される。ビーム形成器116の役割は、異なる超音波プローブの多様性により様々である。いくつかの実施形態において、ビーム形成器116は、2つの別々のビーム形成器、すなわち、対象者内への送信のために超音波エネルギーのパルス状シーケンスを受信及び処理するように構成された送信ビーム形成器、並びに、受信された超音波エコー信号を増幅する、遅延させる、且つ/又は加算するように構成された別の受信ビーム形成器を備える。いくつかの実施形態において、ビーム形成器116は、それぞれ送信ビーム形成と受信ビーム形成との両方に対してグループ入力及び出力に対して動作する主ビーム形成器に結合された、送信ビーム形成と受信ビーム形成との両方のためにセンサー要素のグループに対して動作するマイクロビーム形成器を備える。

30

【0020】

[024] データ獲得ユニット110の動作は、走査ライン制御装置120により制御される。走査ライン制御装置120はデータ獲得ユニットに物理的に、動作可能に、及び/又は通信可能に結合される。走査ライン制御装置120は、イメージングされる所望の物体114の標示129を受信するように、且つ、この標示に基づいて、3Dボリュームを走査するようにデータ獲得ユニット110を操作するように構成された、1つ又は複数のプロセッサ、例えば、演算モジュール又は回路を含む。物体114は、例えば、心臓、及び/又は、その副次的部分、例えば、心臓の左心室を含む、1つ若しくは複数の身体構造物又は組織を含む。他の可能な物体の非網羅的なリストは、様々な臓器、例えば、腎臓、骨、血管、内部空洞、及び/又は、界面、例えば、肺の胸膜界面を含む。物体114を選択することにより、ユーザーは、物体の超音波画像の品質を増加、強化、及び/又は最大化する対象走査ラインパターン125を特定するために必要な走査を始めるように走査ライン制御装置120に効果的に命令する。各走査ラインパターン125は、形状及び配向という観点において異なる。例えば、走査ラインパターン125は、(図1において破線

40

50

により示される) 画像面、錐台、セクター、スラブ(複数の組み合わせられた画像面)、又は均等に離隔した走査ラインのウェッジを含む。

【0021】

[025] 走査ライン制御装置120におけるその受信前、イメージングされる物体114の標示129は、制御装置120を介して、超音波センサーアレイ112に動作可能に、物理的に、及び/又は通信可能に結合されるユーザーインターフェース124において最初に受信される。ユーザーインターフェース124は、ユーザーから手動による、電子的な、及び/又は無線による入力を受信するように構成される。いくつかの例において、ユーザーインターフェース124は、タッチスクリーンである。ユーザーインターフェース124は、ユーザー選択のための複数の選択肢又はプリセットを含み、各選択肢が、イメージングされる少なくとも1つの患者物体を表す。例えば、1つの選択肢は「肺胸膜界面」と表示する一方で、別の選択肢が「左心室」と表示する。ユーザーインターフェース124に表示された選択肢を選択することは、選択された物体114を探索している患者の3Dボリュームを自動的に走査するように、送信走査ライン制御装置120の方向にデータ獲得ユニット110の超音波センサーアレイ112を駆動する。いくつかの例において、超音波センサーアレイ112は、ユーザーインターフェース124において第2の選択肢が選択されるまで走査を始めない。選択可能な第2の選択肢は、例えば、「自動最適化」又は「検索開始」を含む。

10

【0022】

[026] ユーザーインターフェース124からイメージングされる物体114の標示129を受信したことに応答して、制御装置120は、超音波データ獲得ユニット110、特に、超音波センサーアレイ112を、複数の走査ラインパターンに従って超音波ビーム111を送信するように、且つ、信号115を受信するように自動的に制御するように構成される。いくつかの例において、各走査ラインパターンは、3Dボリューム113を通る単一の画像面に対応するデータ、例えば、画像データを獲得するように構成される。3Dボリュームは、ユーザーにより選択された物体114を含む。例えば、選択された物体114が心臓である場合、制御装置120の方向において超音波センサーアレイ112により走査される3Dボリュームは、対象者の胸部領域である。セット的に複数の走査ラインパターンが3Dボリューム全体を走査するように、異なる走査ラインパターンが走査中に物体114を含むボリュームを通して連続的にステップ状にされる。

20

30

【0023】

[027] 様々な実施形態において、手法であって、その手法により複数の走査ラインパターンが生成され、及び/又は、3Dボリュームを通して掃引される手法は異なり、利用されている超音波センサーアレイ112のタイプに依存する。例えば、マトリックスプローブを利用する実施形態は、異なる時点においてトランスデューサー要素の異なるグループを有効化することにより、及び、トランスデューサー要素のグループにおける送信パルス及び検出された受信パルスのタイミングを制御することにより、すなわち、送信及び受信ビーム形成により、ボリュームを通して超音波ビーム111を電子的に操縦することを伴う。特に、マトリックスプローブは、3Dボリューム全体が走査されるまでエレベーション方向において連続的にステップ状とされたアジマス走査面に沿った複数の個々の走査ラインを送信するように構成される。この手法により、複数の走査ラインパターンを電子的に操縦することは、一連のラスタ式走査面を生成する。他の例において、マトリックスプローブは、中心走査ラインの周りで回転角を変化させることにより、3Dボリュームを通してアジマス又はエレベーション走査面を回転させるように構成される。マトリックスプローブを使用して異なる走査ラインパターンを生成する追加的なモードも、本開示により実施される。

40

【0024】

[028] 他の実施形態は、3Dボリュームにわたってトランスデューサー要素のアレイを機械的に操縦するように構成された1Dアレイプローブを使用する。特定の実施形態において、1Dアレイが弧にわたって振り子様手法により掃引されることにより、そこから

50

生成された 2 D 走査面のセットが 3 D ボリュームを形成する。このような機械的操縦は、超音波センサーアレイ 1 1 2 に物理的に又は動作可能に結合されたモーターにより駆動される。

【 0 0 2 5 】

[029] いくつかの実施形態において、走査ライン制御装置 1 2 0 は、対象ボリューム 1 1 3 にわたって超音波ビーム 1 1 1 が操縦される速度を制御するようにさらに構成される。例えば、いくつかの状況において、ボリュームを通した比較的速い掃引が所望されるのに対し、他の状況においては、より遅い速度がより適切である。例えば、心臓といったイメージングされる物体が継続的に動いている場合、超音波センサーアレイ 1 1 2 が異なる走査ラインパターン間において切り替わる速度は、その各構成において物体 1 1 4 の画像データを捕捉するために低減される。低減は、典型的には、パターンにおける走査ラインの数を減らす（例えば、空間を設けてさらに走査ラインを離隔するように広げる）ことにより、又は、所与の送信ビームの非常に近傍における複数の平行受信ビームを処理することにより達成される。より具体的には、走査ライン制御装置 1 2 0 は、次の走査ラインパターンに切り替わる前の約 0 . 5 から約 1 . 5 秒のインターバルにおいて個々の走査ラインパターン 1 2 5 に沿って超音波ビーム 1 1 1 を送信するように超音波センサーアレイ 1 1 2 を方向付けする。このアプローチは、各心拍に関係した心臓組織の完全な拡張及び収縮を通して、例えば、所与の画像面に沿って、各走査ラインパターンが心臓の超音波データを捕捉することを確実なものとする。同様の調節は、対象者が吸気及び呼気するとき

10

20

【 0 0 2 6 】

[030] 図 1 にさらに示されるように、信号プロセッサ 1 1 8 などの少なくとも 1 つのプロセッサが、超音波センサーアレイ 1 1 2 に通信可能に、動作可能に、及び / 又は物理的に結合される。信号プロセッサ 1 1 8 は、送信された超音波ビーム 1 1 1 に応答して、超音波センサーアレイ 1 1 2 において受信された信号 1 1 5 から複数の画像データセット 1 1 9 を生成するように構成される。画像データセット 1 1 9 の各々は、単一の走査ラインパターン 1 2 5 に対応する。画像データにおいて具現化された情報は、様々な物体の外観に関係し、イメージングのためにユーザーにより選択された特定の物体 1 1 4 が挙げられるがこれに限定されない。データは、物体 1 1 4 に関係した 1 つ若しくは複数の特徴の空間的位置及び / 又は明るさの強度に関する情報をさらに含む。信号プロセッサ 1 1 8 により収集された画像データは、選択された物体 1 1 4 に基づいてデータプロセッサ 1 2 2 により特定の情報のために受信及び分析される。

30

【 0 0 2 7 】

[031] 図 1 に示される例は、データ獲得ユニット 1 1 0 に結合されたデータプロセッサ 1 2 2 を示す。実施形態において、データプロセッサ 1 2 2 は、データ獲得ユニット 1 1 0 の 1 つ又はすべてのコンポーネントに動作可能に、物理的に、及び / 又は通信可能に結合される。特定の例において、データプロセッサ 1 2 2 は、信号プロセッサ 1 1 8 に直接結合されるので、信号プロセッサにより生成された画像データセット 1 1 9 は、データプロセッサによりすぐに受信及び処理される。信号プロセッサ 1 1 8 から受信されたデータを分析する前に、データプロセッサ 1 2 2 は、ユーザーにより選択された物体 1 1 4 に基づいて特徴 1 2 1 を選択するように構成される。いくつかの例において、特徴 1 2 1 の選択は、制御装置 1 2 0 における特徴の標示 1 2 9 の受信後、データプロセッサ 1 2 2 によりすぐに実施され、制御装置 1 2 0 は、図 1 にさらに示されるように、データプロセッサ 1 2 2 にも結合される。データプロセッサ 1 2 2 は、各物体 1 1 4 を 1 つ又は複数の特徴 1 2 1 及び対象特性 1 2 3 に関係付けるようにプログラムされる。

40

【 0 0 2 8 】

[032] 概括的には、特徴 1 2 1 は、イメージングされる物体 1 1 4 の特徴的な標示で

10

20

30

40

50

あり、したがって物体ごとに異なる。特徴 1 2 1 は、物体 1 1 4 の有形の物理的特性、又は、超音波イメージングの視覚アーチファクトである。例えば、イメージングされる物体 1 1 4 が肺である場合、特徴 1 2 1 は、胸膜ライン及び / 又は 1 つ若しくは複数の A ラインを含む。胸膜ライン、又は胸膜界面は、胸壁と肺との間における物理的境界である。胸膜ラインの検出は、肺の満足のいく画像が取得されたことを示す。胸膜ラインの検出は、特定の症状、例えば、ラングスライディングを監視するためにさらに重要である。A ラインは、対照的に、超音波ビームが直交した角度で胸膜界面から反射したとき、特に明るくなる反響する超音波エコーにより生成された視覚アーチファクトにすぎない。A ラインは、胸膜ラインの深さの複数の距離に現れる。胸膜ライン及び 1 つ又は複数の A ラインの特定は、文献の全体が参照により本明細書に組み込まれる Balasundar らによる「Target Probe Placement for Lung Ultrasound」を名称とする関係する米国特許出願において開示されている処理技術のうちの任意のものにより実施される。別の一例として、イメージングされる物体 1 1 4 が腎臓である場合、特徴 1 2 1 は、例えば、各々が粗い反射面のカラードップライメージング中における入れ替わる色の別個の集束として現れる 1 つ又は複数の明滅アーチファクトを含む。

【0029】

[033] 超音波データ獲得ユニット 1 1 0 により生成された複数の走査ラインパターン 1 2 5 の中から、データプロセッサ 1 2 2 が、物体 1 1 4 に特有な対象特性 1 2 3 に関して画像データセット 1 1 9 を評価するように、且つ、対象特性 1 2 3 を含む画像データセットを特定するように構成される。対象特性 1 2 3、及び、対象特性 1 2 3 を評価するように実施される手段は、実施形態において異なる。いくつかの実施形態において、対象特性 1 2 3 は、物体 1 1 4 に特有な特徴 1 2 1 の存在である。例えば、物体 1 1 4 が肺である実施形態において、特徴 1 2 1 は、複数の A ラインを含み、対象特性 1 2 3 は、A ラインの存在を含む。このような実施形態によると、プロセッサ 1 2 2 は、A ラインを含む画像データセット 1 1 9 に対応する走査ラインパターン 1 2 5 を後続のイメージングのために選択するように構成される。様々な例において、対象特性 1 2 3 は、低エコー又は高エコーである特徴 1 2 1 の長さ及び / 又は断面積を含む。いくつかの例において、対象特性 1 2 3 は、画像品質閾値を満たす物体 1 1 4 の特性又は物体 1 1 4 の特徴 1 2 1 を含む。閾値は、最大値、最小値、又は事前設定値である。例えば、処理パワーが制限されるモバイル超音波用途では、画像品質閾値は、固定の、又は少なくともよりポータブル性の低いシステム、例えば、概してより多くの処理リソースをもつ自動車ベースのシステムより低い事前設定値により満たされる。特定の実施形態において、対象特性 1 2 3 は、物体 1 1 4 に特有な特徴 1 2 1 の強度レベルである。強度レベルは複数の画像データセットにおいて獲得された特徴 1 2 1 の測定された強度レベルを比較することにより特定された最大若しくは最小強度レベルであるか、又は、強度レベルは既定の値である。したがって、データプロセッサ 1 2 2 は、複数の画像データセット 1 1 9 を比較することにより、対象特性 1 2 3 に関して画像データセット 1 1 9 を評価するように構成される。実施形態において、画像データセットは、例えば、走査ラインパターン 1 2 5 が調節されながら、又は、完全な走査の終了時に、フレームごとに反復して比較される。ここまで説明されている肺の例では、例えば、データプロセッサ 1 2 2 は、胸膜ライン及び / 又は 1 つ若しくは複数の A ラインの明るさを最大化する走査ラインパターン 1 2 5 を特定するように構成される。別の一例において、イメージングされる物体 1 1 4 は、血管、例えば、動脈又は静脈であり、データプロセッサ 1 2 2 は、その血管の断面積が最大化される走査ラインパターン 1 2 5 を特定するように構成される。別の一例において、データプロセッサ 1 2 2 は、心臓の左心室の低エコーエリアが最大化される走査ラインパターン 1 2 5 を特定するように構成される。別の一例において、データプロセッサ 1 2 2 は、僧帽弁などの 1 つ又は複数の心臓弁の最大の長さを含む走査ラインパターンを特定するように構成される。さらに違う別の一例において、データプロセッサ 1 2 2 は、対象者の内部空洞内における腸ガスの最小量を含む走査ラインパターン 1 2 5 を特定するように構成される。追加的な例において、データプロセッサ 1 2 2 は、特徴 1 2 1 又はその副次的特徴が強度又は分解能閾値を

10

20

30

40

50

上回ったときを特定することにより物体 1 1 4 の対象特性 1 2 3 を特定する 1 つ又は複数の閾値処理アルゴリズムを適用するように構成される。

【 0 0 3 0 】

[034] イメージングされる物体 1 1 4 に関係した 1 つ若しくは複数の特徴 1 2 1、及び / 又は、データプロセッサ 1 2 2 により評価された対象特性 1 2 3 に応じて、データプロセッサにより利用される特定の種類のデータは、さらに異なる。例えば、低エコー又は高エコー特徴 1 2 1 の異なる物理的パラメータ、例えば、断面幅、長さなどを特定及び測定することは、データ獲得ユニット 1 1 0 により集められたグレースケール画像データを分析することにより実施される。対照的に、明滅アーチファクト分析は、走査変換データにおいて特定されたカラーフロー（ドップラー）信号を処理することにより実施される。2 D 画像面に沿った特定の位置に存在するガス物質、例えば、腸ガスの量を特定するために、グレースケール画像処理の前に高調波信号がデータプロセッサ 1 2 2 により処理される。信号プロセッサ 1 1 8 などの信号プロセッサは、このような多岐にわたる種類の超音波データを導出するように、且つ、データプロセッサ 1 2 2 にこのデータを伝えるように構成される。データプロセッサ 1 2 2 は、1 つ又は複数の実施形態において B モード、ドップラー、及び / 又は、カラーモードデータを分析するその能力に基づいて、様々な特徴を分析するように構成される。

10

【 0 0 3 1 】

[035] 対象特性 1 2 3 を含む画像データセット 1 1 9 を特定した後、データプロセッサ 1 2 2 は、特定された画像データセットに対応する走査ラインパターン 1 2 5 を選択するように構成される。データプロセッサ 1 2 2 によりなされた判定に基づいて、走査ライン制御装置 1 2 0 は、物体 1 1 4 の超音波画像を生成するために対象走査ラインパターン 1 2 5 に従って超音波ビーム 1 1 1 を出射するように、超音波センサーアレイ 1 1 2 を自動的に操縦するように構成される。この手法により、超音波プローブのユーザー操作も、ユーザーインターフェースに表示されたいかなる画像面のユーザーの解釈も伴わずに、物体 1 1 4 が対象走査ラインパターン 1 2 5 によりイメージングされる。

20

【 0 0 3 2 】

[036] 対象走査ラインパターン 1 2 5 に沿って取得された物体 1 1 4 の画像は、画像品質を示す 1 つ又は複数の閾値を満たす。例えば、物体の分解能は、閾値レベルを満たす。いくつかの例において、画像内に現れる物体の量は、閾値を上回る。別の一例において、画像内に現れる物体の強度は、閾値を上回る。

30

【 0 0 3 3 】

[037] ユーザーインターフェース 1 2 4 は、超音波データ獲得ユニット 1 1 0 を介して取得された、及び、データプロセッサ 1 2 2 を介して処理された超音波画像を表示するように構成されたディスプレイスクリーンを含む。いくつかの例において、ディスプレイスクリーンは、1 つ又は複数の走査ラインパターンを介して取得された特定の画像のみを選択的に表示することにより、3 D ボリュームを走査している間に取得された他の画像の表示を防ぐように構成される。例えば、いくつかの実施形態において、ディスプレイスクリーンは、他の走査ラインパターンからの画像を表示せずに対象走査ラインパターン 1 2 5 に応答して取得された物体の画像を表示のみとするように構成される。ユーザーインターフェース 1 2 4 は、走査中及び / 又は走査後に超音波画像を表示するためのスクリーンをさらに含む。例えば、対象走査ラインパターン 1 2 5 が特定された後、走査ライン制御装置 1 2 0 は（例えば、動きが検出されるまでボリュームの他の部分を走査することなく）対象走査ラインパターン 1 2 5 に従うだけで（例えば、リアルタイムで）追加的な画像を取得するようにセンサーアレイ 1 1 2 を自動的に制御し、及び、追加的な画像がディスプレイにリアルタイムで表示される。いくつかの実施形態において、ユーザーインターフェース 1 2 4 は、対象走査ラインパターン 1 2 5 が特定された後にのみ、超音波画像を表示するように構成されるので、対象とされた走査ラインパターンを使用して取得された選択された特徴の画像のみが視認可能となる。他の実施形態において、スクリーンが対象走査ラインパターン 1 2 5 を介して取得された画像を表示するとき、ユーザーインターフェ

40

50

ース 1 2 4 が、ディスプレイスクリーンに標示、例えば、グラフィック又はアイコンを表示するように構成される。

【 0 0 3 4 】

[038] 走査ライン制御装置 1 2 0 は、3 D ボリュームを自動的に再走査するように、且つ、センサーアレイ 1 1 2 の動きの検出後に 3 D ボリュームから画像データを再獲得するように、超音波センサーアレイ 1 1 2 を制御するようにさらに構成される。例えば、ユーザー若しくは患者が超音波センサーアレイ 1 1 2 を意図せず、又は意図的に第 1 の位置から第 2 の位置に動かす場合、画像データの再獲得が必要である。第 2 の位置におけるセンサーアレイ 1 1 2 の異なる位置及び / 又は角度配向に起因して、以前に特定された対象走査ラインパターン 1 2 5 は、もはや対象特性 1 2 3 を含む画像データを獲得しないので、対象走査ラインパターン 1 2 5 を再特定するために、及び、物体 1 1 4 をイメージングするために 3 D ボリュームの新たな走査を必要とする。

10

【 0 0 3 5 】

[039] 特徴をイメージングするための対象走査ラインパターン 1 2 5 を特定した後、システム 1 0 0 は、追加的な自動処理ステップを実施するようにさらに構成される。例えば、肺がイメージングされる場合、システム 1 0 0 は、ラングスライディング、血管外肺水分評価のための B ライン、及び / 又は、肺炎を示す組織 / 流体の硬化を検出するように構成される。様々な症状が、システム 1 0 0 にプログラムされ、及び、イメージングされる各特徴に関係付けられる。いくつかの実施形態は、イメージングされた特徴の追加的な調査が行われるか否かを制御するための、ユーザーに対する選択肢を含む。このような選択肢は、対象走査ラインパターン 1 2 5 が特定された前及び / 又は後に選択される。

20

【 0 0 3 6 】

[040] 追加的な実施形態において、システム 1 0 0 は、特定の時間長にわたって連続的な、又は少なくとも反復的な処理を実施するように構成される。特に、システム 1 0 0 は、対象走査ラインパターン 1 2 5 を定期的に特定するように構成され、物体 1 1 4 の最適画像が手作業による介入を必要とせず経時的に取得されるように、必要に応じて走査ラインパターン調節を実施する。特定の状況は、この種類の連続的な処理を必要とする。例えば、ICUにおける患者は、肺の反復した監視を必要とする。このような場合において、超音波センサーアレイ 1 1 2 は、接着剤又は他の手段を使用して患者の胸部に結合され、対象走査ラインパターン 1 2 5 を特定するための手順が指定されたインターバルで反復される。

30

【 0 0 3 7 】

[041] システム 1 0 0 は、例えば、気胸、肺炎、及び心不全といった多くの症状を診断及び / 又は評価するために使用される。

【 0 0 3 8 】

[042] 図 2 は、本発明の原理により構築された超音波イメージングシステム 2 0 0 を示す。図 2 に示される 1 つ又は複数のコンポーネントは、1 つ又は複数の選択された特徴をイメージングするための対象走査ラインパターンを特定するように構成されたシステム内に含まれる。例えば、走査ライン制御装置 1 2 0 及びデータプロセッサ 1 2 2 の上述の機能のうちの任意のものは、例えば、コンピュータにより実行可能な命令を介して既存のシステム 2 0 0 のプロセッサにプログラムされる。いくつかの例において、データプロセッサ 1 2 2 の機能は、例えば、B モードプロセッサ 2 2 8、スキャンコンバーター 2 3 0、多断面再形成器 2 3 2、及び / 又は、画像プロセッサ 2 3 6 を含む図 2 に示される処理コンポーネントのうちの 1 つ又は複数により実施及び / 又は制御される。

40

【 0 0 3 9 】

[043] 図 2 の超音波イメージングシステムでは、超音波プローブ 2 1 2 は、複数の走査ラインパターンに沿って超音波を送信するための、及び、エコー情報を受信するためのトランスデューサーアレイ 2 1 4 を含む。トランスデューサーアレイ 2 1 4 は、個々に有効化されるように構成された複数のトランスデューサー要素を含むマトリックスアレイである。他の実施形態において、トランスデューサーアレイ 2 1 4 は、一次元線形アレイで

50

ある。トランスデューサーアレイ 2 1 4 は、アレイにおけるトランスデューサー要素による信号の送信と受信とを制御するプローブ 2 1 2 内におけるマイクロビーム形成器 2 1 6 に結合されている。示される例において、マイクロビーム形成器 2 1 6 は、送信と受信との間で切り替わる、且つ、高エネルギー送信信号から主ビーム形成器 2 2 2 を保護する送信 / 受信 (T / R) スイッチ 2 1 8 にプローブケーブルにより結合されている。いくつかの実施形態において、T / R スイッチ 2 1 8 及びシステムにおける他の要素は、別々の超音波システム基体内ではなくトランスデューサープローブに含まれ得る。マイクロビーム形成器 2 1 6 の制御下におけるトランスデューサーアレイ 2 1 4 からの超音波ビームの送信は、T / R スイッチ 2 1 8 に結合された送信制御装置 2 2 0 及びビーム形成器 2 2 2 により方向付けされ、ビーム形成器 2 2 2 は、ユーザーインターフェース又は制御パネル 2 2 4 のユーザーの操作から入力、例えば、イメージングされる特徴の標示を受信する。送信制御装置 2 2 0 により制御される機能のうちの 1 つは、ビームが操縦される方向である。ビームは、トランスデューサーアレイからまっすぐに (トランスデューサーアレイに直交して) 、又は、より幅の広い視野のために異なる角度で操縦される。マイクロビーム形成器 2 1 6 により生成された部分的にビーム形成された信号が主ビーム形成器 2 2 2 に結合され、主ビーム形成器 2 2 2 において、トランスデューサー要素の個々のパッチからの部分的にビーム形成された信号が、完全にビーム形成された信号へと組み合わせられる。

10

【 0 0 4 0 】

[044] ビーム形成された信号は、信号プロセッサ 2 2 6 に結合される。信号プロセッサ 1 1 8 と同様に、信号プロセッサ 2 2 6 は、様々な手法、例えば、帯域通過フィルタ処理、デシメーション、I 成分と Q 成分との分離、及び高調波信号分離により、受信されたエコー信号を処理する。信号プロセッサ 2 2 6 により使用される異なる処理技術により生成されたデータは、異なる物体、特徴、対象特性、及び / 又はそのパラメータを特定するために、データプロセッサにより使用される。信号プロセッサ 2 2 6 は、追加的な信号強調、例えば、スペックル低減、信号コンパウンディング、及びノイズ除去をさらに実施する。処理された信号は B モードプロセッサ 2 2 8 に結合され、B モードプロセッサ 2 2 8 は、例えば、心臓、肺の胸膜界面、及び / 又は 1 つ若しくは複数の血管といった体内における構造物のイメージングのために、振幅検出を使用し得る。B モードプロセッサにより生成させられた信号は、スキャンコンバーター 2 3 0 及び多断面再形成器 2 3 2 に結合される。スキャンコンバーター 2 3 0 はエコー信号を、所望の像形式で、エコー信号が受信された元の空間的關係により配置する。例えば、スキャンコンバーター 2 3 0 は、エコー信号を二次元 (2 D) セクター形の形式に配置する。多断面再形成器 2 3 2 は、身体のリユメトリック領域における共通面における点から受信されたエコーを、米国特許第 6 , 4 4 3 , 8 9 6 号 (D e t m e r) において説明されているように共通面の超音波画像に変換し得る。画像は、像ディスプレイ 2 3 8 における表示のためのさらなる強調、バッファリング、及び、一時的な記憶のために、スキャンコンバーター 2 3 0 及び多断面再形成器 4 3 2 から画像プロセッサ 2 3 6 に結合される。グラフィックプロセッサ 2 3 6 は、超音波画像を使用した表示の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、例えば、標準的な特定情報、例えば、患者名、画像の日時、イメージングパラメータなどを含み得る。グラフィックオーバーレイは、対象走査ラインパターンが取得されたこと、及び / 又は、システム 2 0 0 が対象走査ラインパターンを特定する工程にあることを示す 1 つ又は複数の信号をさらに含む。グラフィックプロセッサは、ユーザーインターフェース 2 2 4 から打ち込まれた患者名などの入力を受信する。ユーザーインターフェース 2 2 4 は、システム 2 0 0 により使用される設定及び / 又はパラメータの調節を促す入力をさらに受信する。ユーザーインターフェースは、複数の多断面再形成 (M P R) 画像の表示の選択及び制御のために多断面再形成器 2 3 2 にさらに結合され得る。

20

30

40

【 0 0 4 1 】

[045] 図 3 は、本開示の原理による超音波イメージング方法のブロック図である。図 3 の例示的な方法 3 0 0 は、特定の身体的物体又はその特徴をイメージングするために使

50

用される、走査ラインパターンを最適化又は改善するための本明細書において説明されるシステム及び／又は装置により任意の順序で利用されるステップを示す。方法300は、超音波イメージングシステム、例えば、システム100、又は、例えば、モバイルシステム、例えば、Koninklijke Philips N.V.（「Philips」）によるLUMIFYといった他のシステムにより実施される。追加的な例示的なシステムとして、同様にPhilipsにより製造されるSPARQ及び／又はEPIQが挙げられる。

【0042】

[046] 示される実施形態では、方法300は、ブロック310において、「対象者のボリュームをイメージングするようにプローブを制御することであって、イメージングすることが複数の走査ラインパターンに従って超音波信号を送信及び受信することを有する、制御すること」により始まる。走査ライン制御装置が、例えば、ブロック310に記載されたアクションを実行する。実施形態において、プローブは、マトリックス、直線、湾曲・直線、又はセクタープローブである。いくつかの例において、方法300は、プローブを制御する前に、イメージングされる物体の標示を受信することをさらに伴う。このような標示は、例えば、ユーザーインターフェースにおけるユーザー入力に応答して受信される。物体として、様々な臓器、臓器の副次的部分、又は様々な他の構造物が挙げられる。特定の一実施形態において、物体は肺である。

10

【0043】

[047] ブロック312において、方法300は、「受信された超音波信号から複数の画像データセットを生成することであって、各画像データセットが、走査ラインパターンのうちの1つに対応する、生成すること」を伴う。1つ又は複数のプロセッサは、複数の画像データセットを生成することに関与する。プロセッサは、超音波プローブのサブコンポーネント、又は、そこに通信可能に結合された別のコンポーネントを備える。超音波ビームは、3Dボリュームを通して連続的にステップ状である（又は、例えば、回転させられる）ので、これらのビームに応答した超音波エコーの変換は、複数の別個の画像データセットをもたらす。各データセットが単一の走査ラインパターンに対応するので、各データセットを分析することは、対象とされた物体に関係した各走査ラインパターンの品質又は内容に関する情報をもたらす。

20

【0044】

[048] ブロック314において、方法300は、「ボリューム内における物体に特有な対象特性に関して画像データセットを評価すること」を伴う。画像データセットを評価するために様々なプロセッサが利用される。データセットは、複数のデータセットを比較することにより評価され、比較は、フレームごとに、又は完全な走査の終了時に行われる。特定の実施形態は、対象特性を特定するために、各データセット内における特定の特性に互いに重み付けすることをさらに伴う。

30

【0045】

[049] ブロック316において、方法300は、「対象特性を含む画像データセットを特定すること」を伴う。対象特性は、物体に応じて異なる。いくつかの例において、対象特性は、走査前に、方法300を実施するシステムにより自動的に選択される。他の実施形態において、対象特性は、超音波プローブにおいて受信されたデータに基づいて、走査が実施された後に選択される。例えば、2つ以上の対象特性が、イメージングされる物体に関係する場合、データは、それらの対象特性のうちの1つのみが使用される走査ラインパターンから識別可能であることを明らかにする。この例において、対象特性は、デフォルト設定により選択される。追加的な例において、特定の対象特性が他より大きい優先度を割り当てられるので、特定の高優先度の対象特性を表す弱いエコー信号であっても、さらなる処理のためにその特性を選択するために十分である。対象特性は、画像品質閾値を満たす物体の特性、及び／又は物体に特有な特徴の強度レベルである。対象特性は、物体、例えば、肺に特有な、例えば、複数のAライン又は胸膜ラインといった特徴の単なる存在をさらに含む。いくつかの例において、対象特性を特定することは、画像データセッ

40

50

トのうちの少なくとも1つにおける1つ又は複数の低エコー特徴及び／又は高エコー特徴を特定することを伴う。

【0046】

[050] 方法300は、ブロック318において、「ボリユームの後続のイメージングのために、特定された画像データセットに対応する走査ラインパターンを選択すること」を伴う。対象特性を含む選択された走査ラインパターンは、他の走査ラインパターンに比べて物体の最適な画像を提供する。ブロック318は、また、選択された走査ラインパターンを、プローブ及びプローブに含まれるセンサーアレイを操作するために使用される制御装置に通信する1つ又は複数のプロセッサにより実施される。したがって、走査ラインパターンを選択した後、実施形態は、選択された走査ラインパターンに従って物体のリアルタイムの画像を取得することを伴う。これらの像は、ディスプレイスクリーンに表示される。

10

【0047】

[051] いくつかの例において、方法は、ブロック318の後に続く。例えば、方法は、3Dボリユームを走査するために、又は、このような走査により収集されたデータを処理するために使用される1つ又は複数のパラメータを調節することをさらに伴う。例えば、方法300は、走査速度を選択することを伴う。走査速度は、超音波ビームが3Dボリユームを通して機械的に、又は電子的に掃引される速度を表す。選択された走査ラインパターンに従って調節される他のパラメータとして、送信焦点深度、送信パルス特性、走査ライン間隔、受信フィルタ処理帯域、空間コンパウンディングなどが挙げられ、すべて、

20

【0048】

[052] 図4は、最適ではない走査ラインパターンから取得された肺超音波画像400を示す。図4は、Bモード画像に表示された肺410及び胸膜ライン412を示す。示されるように、胸膜ライン412が不明確であり、肺組織と空気との間の界面が、不鮮明且つ曖昧であると見受けられる。画像の鮮明さのこの欠如に起因して、胸膜ライン及び／又は肺の検査は困難であり、このことが、例えば、胸膜ライン検出に依存する1つ若しくは複数の補助的特徴を妨害するか、又は、さらには利用不能にする。図4を検査する臨床医は、例えば、胸膜界面の厚さ、及び／又は、ラングスライディングの発生といった、特定の肺特性を特定することができない場合がある。

30

【0049】

[053] 図5は、本明細書において説明される実施形態による走査ラインパターンにおいて取得された肺超音波画像500を示す。図5は、胸膜ライン512及びAライン514を含む肺510を示す。図5は、選択された走査ラインパターンに沿って取得された物体の画像が表示されているときにスクリーンに表示されるインジケータ516の一例をさらに示す。図4と比べると、胸膜ライン512が気付くほどに、より明るく、より明確であり、及び別のやり方であれば、選択された走査ラインパターンにおいて、さらに視認可能となる。Aライン514は、胸膜ライン512の深さの約2倍に現れる。図5に表示されたインジケータ516は、画像500に示される肺及び／又は胸膜ライン512が選択された走査ラインパターンにより生成された画像を表すことをユーザーに示す。示される実施形態では、インジケータ516は緑色且つ三角形のグラフィックである。他の実施形態において、インジケータ516は、任意の他の形状、色、及び／又は寸法である。ユーザーインターフェースにおけるインジケータ516の位置は、さらに異なる。示されるように、インジケータ516は、左上の角に位置するが、他の例において、インジケータ516は、別の場所に位置する。いくつかの実施形態において、インジケータ516は、表示されたグラフィックをまったく含まず、代替的に、例えば、音声による手がかり、及び／又は、触覚刺激を含む。図5に示される画像500を使用することにより、臨床医は肺の様々な特性、及び、対象者の胸部領域における他の特徴を特定することが可能である。胸膜ライン及び／又は肺特徴検出に依存した自動特定工程は、また、画像500を使用して非常に簡単且つ正確に実施される。

40

50

【 0 0 5 0 】

[054] 本開示によるシステム及び方法は、様々な走査ラインパターンのうちの任意のものに沿って、超音波を送信すること、及び、超音波エコーを受信することを伴い、その2つの例が図6A及び図6Bに示される。図6Aにおける例において超音波プローブ600は、超音波信号を、例えば、走査ライン制御装置120（図示されていない）からの制御に 응답して（センサーアレイを介して）送信するように、且つ、走査ラインパターン604をセツ的に形成し、対象者内におけるボリュメトリック領域をイメージングするために使用され得る複数の走査ライン602に沿ってエコーを受信するように構成されている。図6Aに示される走査ラインパターン604は、超音波信号がセンサーアレイの視野内におけるすべての走査ラインに沿って送信されるので、「完全な調査パターン」と呼ばれる。走査ラインパターン604は、本明細書の本開示により、関心のある物体又はその特徴のためにボリュームを走査するために使用される。他の例において、本開示による走査ラインパターンが、すべてのラインに沿って送信及び／又は受信するものでない場合があるが、代替的に、関心領域を超音波により走査するようにアレイの1つ又は複数の選択開口（例えば、要素の部分セツ）を活性化することが理解されよう。

10

【 0 0 5 1 】

[055] 図6Bは、本開示の原理に従って使用される別の例示的な走査ラインパターンの図である。図6Bにおいて、超音波プローブ606は、第2の走査ラインパターン610に従って複数の走査ライン608に沿って超音波エネルギーを（センサーアレイを介して、及び、制御装置に 응답して）送信及び受信するように構成されている。示されるように、第2の走査ラインパターン610において超音波エネルギーは、図6Aに示される走査ラインパターン604において使用されるものと比較してみると、走査ラインの部分セツに沿ってのみ送信及び／又は受信される。第2の走査ラインパターン610は、2つの直交した走査面612及び614に対するイメージングデータを取得するために使用され得、各画像面は、それぞれの平面において複数の走査ラインに沿って受信された信号から再構成される。例えば、超音波エネルギーが概してアレイの中心内においてラインに沿って送信される、且つ外向きに放射するラジアル走査ラインパターン、又は、走査ラインが概して互いに平行である走査ラインパターンといった、他の走査ラインパターンが他の実施形態において使用される。

20

【 0 0 5 2 】

[056] 図6A及び図6Bに示される、且つ説明される3D走査ラインパターン604、610は、多くの可能な変形例のうちのいくつかの例を表すにすぎない。例えば、所与の走査ラインパターンは、平面612及び614などの1つ又は複数の別個の走査面を含む。走査面は、交差し、重なり、又は離れたまま留まり、例えば平行である。しかし、走査面は例示的な走査ラインパターンを構成するにすぎない。したがって、他の実施形態における走査ラインパターンは、走査面を含まないものであり、代替的に、異なる手法により配置された走査ラインのパターンを特徴とする。いくつかの実施形態において、走査ラインパターンは、弓形、点状であり、又は、様々な形状、例えば、錐台、スラブ、若しくはウェッジを含む。走査ラインパターンは、近づくが交差しない走査ラインを含む。本明細書において開示されるシステムは、要素遅延を調節することにより様々な走査ラインパターン間において交替し、結果として、関心のある物体の対象特性に対するボリューム全体を調査するように構成される。

30

【 0 0 5 3 】

[057] もちろん、本明細書において説明される例、実施形態、又は工程のうちの任意の1つが、1つ若しくは複数の他の例、実施形態、及び／又は工程と組み合わせられること、或いは、本システム、デバイス、及び方法に従って別々のデバイス又はデバイスの部分の間で分離及び／又は実施されることが理解される。上述の説明は本システムの例示にすぎないことが意図されており、添付の特許請求の範囲を任意の特定の実施形態又は一群の実施形態に限定すると解釈されてはならない。したがって、本システムは例示的な実施形態を参照しながら特に詳細に説明されているが、後述の特許請求の範囲に記載された本シ

40

50

【 図 3 】

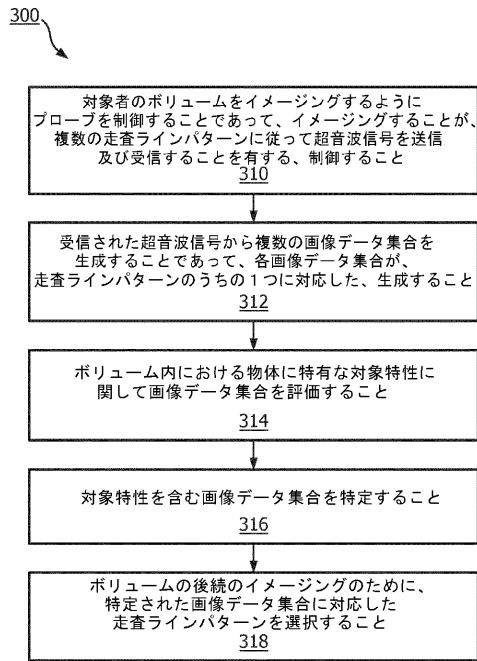


図 3

【 図 4 】

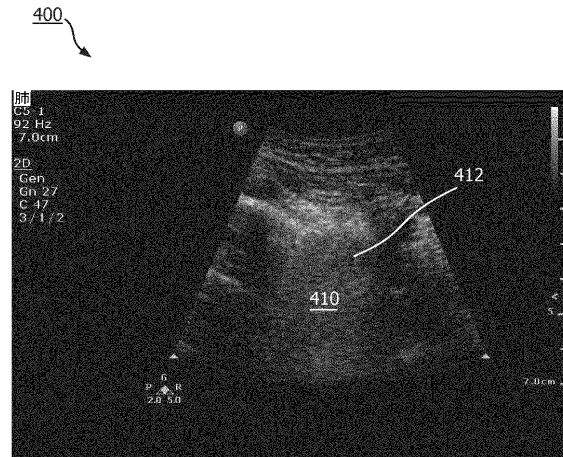


図 4

【 図 5 】

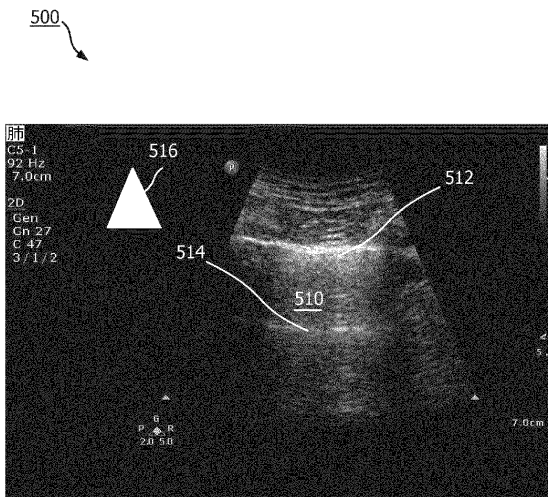
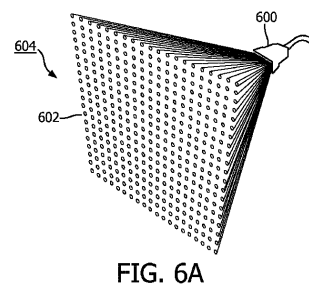
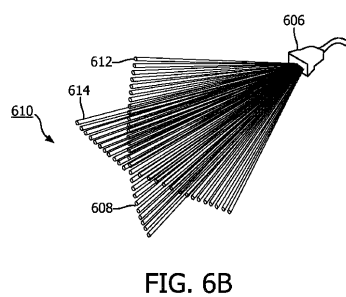


図 5

【 図 6 A 】



【 図 6 B 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2018/054838

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

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	EP 2 345 908 A2 (MEDISON CO LTD [KR]) 20 July 2011 (2011-07-20) paragraph [0002] paragraph [0008] - paragraph [0011] paragraph [0014] - paragraph [0021] paragraph [0022] - paragraph [0024] paragraph [0026] - paragraph [0039] ----- -/--	1-20

☒ 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

20 June 2018

Date of mailing of the international search report

02/07/2018

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

Mundakapadam, S

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2018/054838

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	MOSHAVEGH RAMIN ET AL: "Novel automatic detection of pleura and B-lines (comet-tail artifacts) on in vivo lung ultrasound scans", PROGRESS IN BIOMEDICAL OPTICS AND IMAGING, SPIE - INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING, BELLINGHAM, WA, US, vol. 9790, 1 April 2016 (2016-04-01), pages 97900K-97900K, XP060065636, ISSN: 1605-7422, DOI: 10.1117/12.2216499 ISBN: 978-1-5106-0027-0 the whole document -----	1-20
A	US 2012/150036 A1 (BUCKTON DANIEL [AT] ET AL) 14 June 2012 (2012-06-14) the whole document -----	1-20
A	US 2006/058651 A1 (CHIAO RICHARD Y [US] ET AL) 16 March 2006 (2006-03-16) the whole document -----	1-20
A	KR 2016 0117110 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO LTD [KR]) 10 October 2016 (2016-10-10) the whole document -----	1-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2018/054838

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 2345908	A2	20-07-2011	EP 2345908 A2	20-07-2011
			JP 2011143250 A	28-07-2011
			KR 20110082811 A	20-07-2011
			US 2011172532 A1	14-07-2011

US 2012150036	A1	14-06-2012	CN 102599930 A	25-07-2012
			DE 102011056177 A1	14-06-2012
			US 2012150036 A1	14-06-2012

US 2006058651	A1	16-03-2006	CN 1748650 A	22-03-2006
			DE 102005037806 A1	23-02-2006
			JP 5283820 B2	04-09-2013
			JP 2006051360 A	23-02-2006
			KR 20060050433 A	19-05-2006
			US 2006058651 A1	16-03-2006

KR 20160117110	A	10-10-2016	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

(72)発明者 ラジュ パラサンダー イヤヴ

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

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB11 DD01 DD14 DD15 DD30 EE11 GB04 GB06 HH14

HH28 JC06 JC11

专利名称(译)	用于器官识别的最佳扫描平面选择		
公开(公告)号	JP2020509862A	公开(公告)日	2020-04-02
申请号	JP2019550193	申请日	2018-02-27
[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		
[标]发明人	ポーランドマッキーダン ラジュバラサンダーイヤヴ		
发明人	ポーランド マッキー ダン ラジュ バラサンダー イヤヴ		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/4218 A61B8/4461 A61B8/4466 A61B8/5207 A61B8/5269 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB11 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/DD30 4C601/EE11 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH14 4C601/HH28 4C601/JC06 4C601/JC11		
优先权	62/472031 2017-03-16 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本公开描述了一种超声成像系统，其被配置为识别用于对物体或其特征进行成像的扫描线图案。该系统可以包括控制器，该控制器通过根据多个扫描线图案发送和接收超声信号来控制用于对对象的体积成像的探头。与探头通信的一个或多个处理器可以基于在探头处接收到的信号来生成多个图像数据集，每个数据集对应于离散的扫描线图案。这些数据集针对特定于成像目标的目标特性进行评估。识别包括目标特征的数据集之一，一个或多个处理器选择与识别出的图像数据集相对应的扫描线图案。然后可以将该扫描线图案用于随后的体积成像以观察对象。

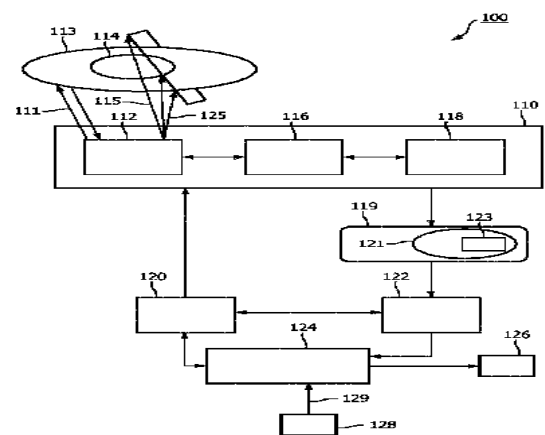


FIG. 1