

(19)日本国特許庁(JP)

**(12)特許公報(B2)**

(11)特許番号  
**特許第7132916号**  
**(P7132916)**

(45)発行日 令和4年9月7日(2022.9.7)

(24)登録日 令和4年8月30日(2022.8.30)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I

A 6 1 B

8/14

Z D M

請求項の数 15 (全24頁)

|                   |                             |
|-------------------|-----------------------------|
| (21)出願番号          | 特願2019-522740(P2019-522740) |
| (86)(22)出願日       | 平成29年10月27日(2017.10.27)     |
| (65)公表番号          | 特表2019-532760(P2019-532760) |
| A)                |                             |
| (43)公表日           | 令和1年11月14日(2019.11.14)      |
| (86)国際出願番号        | PCT/EP2017/077535           |
| (87)国際公開番号        | WO2018/083011               |
| (87)国際公開日         | 平成30年5月11日(2018.5.11)       |
| 審査請求日             | 令和2年10月22日(2020.10.22)      |
| (31)優先権主張番号       | 16306455.3                  |
| (32)優先日           | 平成28年11月7日(2016.11.7)       |
| (33)優先権主張国・地域又は機関 | 欧州特許庁(EP)                   |

|          |   |
|----------|---|
| (73)特許権者 | 590000248<br>コーニンクレッカ フィリップス エヌ<br>ヴェ<br>Koninklijke Philips<br>N.V.<br>オランダ国 5656 アーヘー アイン<br>ドーフェン ハイテック キャンパス 52<br>High Tech Campus 52,<br>5656 AG Eindhoven, N<br>etherlands |
| (74)代理人  | 110001690<br>特許業務法人M & Sパートナーズ  |
| (72)発明者  | モーリー ベノイト ジャン ドミニク<br>ベルトランド モーリス<br>オランダ国 5656 アーヘー アイン<br>最終頁に続く  |

(54)【発明の名称】 レンダリング画像におけるシミュレーション光源の位置決めのためのシステム及び方法

**(57)【特許請求の範囲】****【請求項1】**

被検者のあるボリュームを撮像するときに前記被検者から受け取られた超音波エコーから3次元(3D)データセットを生成するスキャンコンバータと、

シミュレーション光源の位置に少なくとも部分的にに基づいて前記3Dデータセットに含まれる関心領域の第1の表面の表面シェーディング情報を計算し、前記シェーディング情報を含む前記3Dデータセットの2次元(2D)投影画像をレンダリングするボリュームレンダラーと、

ユーザインターフェースとを備える超音波撮像システムであって、

前記ユーザインターフェースは、

前記2D投影画像を表示するディスプレイと、

前記2D投影画像の投影平面内の前記シミュレーション光源の面内位置を示す第1のユーザ入力を受け取るユーザインターフェース要素を含む入力デバイスとを含み、前記ボリュームレンダラーは、前記入力デバイスを介する前記シミュレーション光源の移動に応じて、前記ボリュームレンダラーによって決定された深度位置及び前記面内位置に対応する地点に前記シミュレーション光源を自動的に配置し、前記深度位置は、前記入力デバイスを介する前記シミュレーション光源の移動の際に、前記第1の表面から設定された距離を維持するように設定される、超音波撮像システム。

**【請求項2】**

前記深度位置は、前記3Dデータセットの前記第1の表面から設定距離にある、前記投

影平面に垂直な軸に沿った地点に対応し、前記設定距離は、前記第1の表面上の異なる位置から一定の距離である、請求項1に記載の超音波撮像システム。

**【請求項3】**

前記3Dデータセットの前記第1の表面からの前記設定距離は、前記第1のユーザ入力より前に受け取られたユーザ入力に応じて決定される、請求項2に記載の超音波撮像システム。

**【請求項4】**

前記3Dデータセットの前記第1の表面からの前記設定距離は、前記超音波撮像システムのメモリ内に予めプログラムされている、請求項2に記載の超音波撮像システム。

**【請求項5】**

前記ユーザインターフェース要素は、前記超音波撮像システムのタッチスクリーン上に表示されるGUIを含み、前記GUIは、前記レンダリングされた3Dデータセットとともに前記2D投影画像内に表示される前記シミュレーション光源の視覚的キーを含み、前記視覚的キーはユーザ入力に応じて移動可能であり、それにより、前記レンダリングされた3Dデータセットに対する前記シミュレーション光源の前記面内位置をユーザが動的に変更することを可能にする、請求項1から4の何れか一項に記載の超音波撮像システム。

10

**【請求項6】**

前記視覚的キーはオープを含む、請求項5に記載の超音波撮像システム。

**【請求項7】**

前記視覚的キーはさらに、前記オープを囲うハローを含む、請求項6に記載の超音波撮像システム。

20

**【請求項8】**

前記シミュレーション光源は多方向光源である、請求項1から7の何れか一項に記載の超音波撮像システム。

**【請求項9】**

前記第1の表面は、前記撮像されるボリュームの2つの異なる材料間の境界を表し、オフセット距離は、前記境界からの1~10mmのオフセットに対応する、請求項1から8の何れか一項に記載の超音波撮像システム。

**【請求項10】**

前記ボリュームレンダラーは、第2の表面の手前の面内位置への前記シミュレーション光源の移動を示すユーザ入力に応じて、前記シミュレーション光源を、前記3Dデータセットの前記第2の表面から第2のオフセット距離に配置する、請求項1から9の何れか一項に記載の超音波撮像システム。

30

**【請求項11】**

前記被検者の前記ボリュームを撮像するために前記被検者からの前記超音波エコーを受け取る超音波プローブを備える、請求項1から10の何れか一項に記載の超音波撮像システム。

**【請求項12】**

前記シミュレーション光源の前記面内位置が調整されるとき、前記ボリュームレンダラーは、前記第1の表面又は第2の表面が前記シミュレーション光源の前記面内位置に対応するかに少なくとも部分的に基づいて、前記シミュレーション光源の前記深度位置を動的に調整する、請求項10又は11に記載の超音波撮像システム。

40

**【請求項13】**

被検者のあるボリュームから受け取られた超音波エコーから構築される3Dデータセットの2D投影画像をレンダリングするためのシミュレーション光源の選択を受け取るステップと、

ユーザ入力に応じて、前記2D投影画像の投影平面に対応する平面内の前記シミュレーション光源の面内位置の指示を受け取るステップと、

前記投影平面に垂直な軸上の前記シミュレーション光源の深度位置を自動的に決定する

50

ステップであって、前記深度位置は、前記ユーザ入力に応じた前記シミュレーション光源の移動の際に、前記3Dデータセットに含まれる関心領域の第1の表面から設定された距離を維持するように設定される、ステップと、

前記面内位置及び前記深度位置に少なくとも部分的に基づいて、前記3Dデータセットの表面の表面シェーディング情報を計算するステップと、

前記表面シェーディング情報を含む前記2D投影画像をディスプレイ上にレンダリングするステップとを含む、方法。

#### 【請求項14】

前記シミュレーション光源の前記深度位置は、前記シミュレーション光源と前記表面との間の設定距離に少なくとも部分的に基づく、請求項13に記載の方法。

10

#### 【請求項15】

前記設定距離は、ユーザインターフェースを介して受け取られたユーザ入力に少なくとも部分的に基づく、請求項14に記載の方法。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【背景技術】

##### 【0001】

医療用イメージングでは、リアルタイムで又はデータセットの取得後に画像がレンダリングされ得る。画像は、あるボリューム内で取得された二次元(2D)スライス又は平面であってもよいし、又は画像は三次元(3D)ボリュームであってもよい。3Dボリュームレンダリング技術は、撮像対象の3Dボリュームに仮想光線を投射することにより、最終的なレンダリング画像内に表示可能なデータの2D投影を取得することを含み得る。データは、撮像対象のボリューム内の解剖学的構造を含み得る。光線が仮想観察者の位置から撮像対象のボリューム内の関心領域に向かって投射される際、見通し線に沿って様々な解剖学的構造が間に挟まれ得る。入射光の方向は、解剖学的構造の表面上の影及び反射の出現を促す。画像をレンダリングする際にシミュレーション光源を使用することにより、ユーザに奥行き感や、様々な解剖学的構造が3Dボリューム内にどのように配置されているかを提供することができる。1つ又は複数の解剖学的構造が、関心領域の鮮明な画像を取得することをロックする又は他の態様で妨げる可能性がある。ユーザは3Dボリュームを回転させ、それにより、3Dボリュームに対する仮想観察者及び/又はシミュレーション光源の位置が変わり得る。データの新しい2D投影がレンダリングされ得る。シミュレーション光源からの影及び他の照明効果は、3Dボリュームの回転に基づいてシフトし、解剖学的特徴の深さ及び配置に関する追加の情報をユーザに提供する。

20

##### 【0002】

所定の色及び強度の光源の下で撮像されている組織の光学特性について仮定することによって、所与の3D画像データセットに関して、所与の視点から2D画像を生成するために画像レンダリング技術が使用される。現在、超音波撮像システム用の画像レンダリング技術は、固定距離及び無限遠に位置する指向性光源に依拠している。入射光の方向は、トラックボールで制御される専用の球形ウィジェット(小型装置)上の矢印によってユーザに提示され得る。3Dボリュームを回転させることに加えて、ユーザはシミュレーション光源からの入射光の方向を変更し得る。

30

##### 【0003】

図1は、既存の画像レンダリング技術100の一例の概略図である。3Dデータセット130は、超音波プローブ又は他の撮像技術によって取得されていてもよい。3Dデータセット130は、身体内の3Dボリュームに対応するデータを含み得る。3Dデータセット130は、関心領域135を含み得る。関心領域135は、物体の一部(例えば血管壁、心臓弁)でもよく、又は物体の全体(例えば腫瘍、胎児)でもよい。関心領域135を含む3Dデータセット130の画像をレンダリングするとき、シミュレーション光源を使用して、3Dデータセット130内の1つ又は複数の表面、例えば関心領域135の表面136上の影及び反射を提供することができ、これは、ユーザに深度知覚を提供し得る。シミュレーション光源は指向性光源105であり得る。指向性光源105は、矢印115

40

50

によって示される方向にのみ光を送り得る。ユーザは、3Dデータセット130から固定距離110にある指向性光源105の位置を選択可能であり得る。矢印125によって示される視点から3Dデータセット130を観察する仮想観察者に基づいて、3Dデータセット130の2D投影が、表示画像平面120に対してレンダリングされ得る。表示画像平面120は、3Dデータセット130のXY平面と合わせられ得る。矢印125は画像平面120に対して垂直であり得る。すなわち、仮想観察者は、画像平面120を介し、Z軸によって示される3Dデータセット130の深さを介して3Dデータセット130を「見ている」と考えることができる。3Dデータセット130の表示画像平面120における2D投影は、ディスプレイ上の画像としてユーザに提供され得る。

#### 【0004】

10

ユーザは3Dデータセット130に対して指向性光源105を動かすことができるが、指向性光源105をレンダリングボリュームの外部に配置する場合、物体の自己遮蔽（セルフシャドウ）を引き起こし、関心領域135の構造を照らすことが困難になる可能性がある。関心ボリューム及び／又は領域135の詳細が不明瞭になる可能性がある。凹型キャビティの内部の解剖学的詳細は、3Dデータセット130の切り取り（cropping）又は他の大きな調整なしには見ることができない可能性がある。

#### 【0005】

図2は、外部指向性光源を使用して3Dデータセットからレンダリングされた画像200の一例である。画像200は子宮210内の胎児205を表示する。子宮210の外側に配置された指向性光源を使用する画像レンダリング技術によれば、胎児205の多くの解剖学的構造は、子宮210によって投射される影によって不明瞭にされている。これは、ユーザ（例えば超音波技師、産科医、又は他の臨床医）が診断を行うこと、又は3Dデータセットによって定められるボリューム内をナビゲートすることを妨げ得る。

20

#### 【0006】

J P 2 0 1 4 1 5 0 9 5 7は、光源設定部、レンダリング制御部、及び表示制御部を有する超音波診断装置を開示する。光源設定部は、超音波プローブにより収集された三次元画像データに含まれる関心領域の形状に基づいて、関心領域が描かれる方向を設定する。レンダリング制御部は、光源設定部によって設定された方向で関心領域が描かれたレンダリング画像を生成するように制御を行う。表示制御部は、レンダリング画像を表示部に表示するように制御を行う。

30

#### 【0007】

W O 2 0 1 6 / 0 3 2 7 1 7は、3D医療用撮像データセットにアクセスし、3D医療用撮像データセットからボリュームレンダリング画像を生成することを含む方法、システム、及び医療用撮像装置を開示する。ボリュームレンダリング画像を生成することは、第1の光源、第2の光源、及び第3の光源に基づいてボリュームレンダリング画像のためのシェーディングを計算することを含む。第2の光源及び第3の光源は両方とも、第1の光源とは異なる位置に配置される。該方法、システム、及び医療用撮像装置はまた、ボリュームレンダリング画像を表示することを含む。

#### 【発明の概要】

#### 【0008】

40

本開示の少なくとも1つの実施形態に係る撮像システムは、被検者のあるボリュームを撮像するために前記被検者から超音波エコーを受け取るよう構成され得る超音波プローブと、前記超音波エコーから3次元（3D）データセットを生成するよう構成され得るスキャンコンバータと、シミュレーション光源の位置に少なくとも部分的に基づいて前記3Dデータセットの第1の表面の表面シェーディング情報を計算し、前記シェーディング情報を含む前記3Dデータセットの2次元（2D）投影画像をレンダリングするよう構成され得るボリュームレンダラーと、ユーザインターフェースとを備え、前記ユーザインターフェースは、前記2D投影画像を表示するよう構成され得るディスプレイと、前記2D投影画像の投影平面内の前記シミュレーション光源の面内位置を示す第1のユーザ入力を受け取るよう構成され得るユーザインターフェース要素を含み得る入力デバイスとを含み、前

50

記ボリュームレンダラーはさらに、前記ユーザ入力に応じて、前記ボリュームレンダラーによって決定された深度位置及び前記面内位置に対応する地点に前記シミュレーション光源を自動的に配置するよう構成され得る。

#### 【0009】

本開示の少なくとも1つの実施形態に係る方法は、3Dデータセットの2D投影画像をレンダリングするためのシミュレーション光源の選択を受け取るステップであって、前記3Dデータセットは、被検者のあるボリュームから受け取られた超音波エコーから構築される、ステップと、ユーザ入力に応じて、前記2D投影画像の投影平面に対応する平面内の前記シミュレーション光源の面内位置の指示を受け取るステップと、前記投影平面に垂直な軸上の前記シミュレーション光源の深度位置を自動的に決定するステップと、前記面内位置及び前記深度位置に少なくとも部分的に基づいて、前記3Dデータセットの表面の表面シェーディング情報を計算するステップと、前記シェーディング情報を含む前記2D投影画像をディスプレイ上にレンダリングするステップとを含み得る。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0010】

【図1】図1は、外部指向性光源を用いた画像レンダリング技術の概略図である。

【図2】図2は、図1に示される画像レンダリング技術を使用してレンダリングされた画像の例である。

【図3】図3は、本開示の実施形態に係る撮像システムのブロック図である。

【図4】図4は、本開示の一実施形態に係るシミュレーション光源を用いた画像レンダリング技術の概略図である。

【図5】図5は、図4に示される画像レンダリング技術を使用してレンダリングされた画像の例である。

【図6】図6は、図4に示される画像レンダリング技術の概略図である。

【図7】図7は、本開示の一実施形態に係るユーザインターフェースを示す。

【図8】図8は、本開示の一実施形態に係るユーザインターフェースのディスプレイの概略図である。

【図9】図9は、本開示の一実施形態に係るユーザインターフェースのディスプレイの概略図である。

【図10】図10は、本開示の一実施形態に係る画像レンダリング技術の概略図である。

【図11A - B】図11A及び図11Bは、本開示の一実施形態に係る、ユーザが光源の位置を決定する様子の概略図である。

【図12】図12は、本開示の一実施形態に係る方法のフローチャートである。

【図13A - C】図13A～図13Cは、本開示の一実施形態に係るレンダリングされた脊柱画像の例である。

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【0011】

特定の例示的な実施形態に関する以下の説明は、単なる例示に過ぎず、本発明又は本発明の適用若しくは用途を限定するものではない。本発明に係るシステム及び方法の実施形態に関する以下の詳細な説明では、本明細書の一部を形成する添付図面が参照され、添付図面には、説明されるシステム及び方法が実施され得る具体的な実施形態が例示されている。これらの実施形態は、当業者が本開示のシステム及び方法を実施することを可能にするのに十分に詳細に記載されており、他の実施形態も利用可能であること、及び本発明に係るシステムの趣旨及び範囲を逸脱することなく構造的及び論理的変更がなされ得ることを理解されたい。さらに、明瞭さを目的として、当業者には明らかであると考えられる場合、本発明に係るシステムの説明を不明瞭にしないために、特定の特徴の詳細な説明は省かれる。したがって、以下の詳細な説明は限定的な意味で解釈されるべきではなく、本発明に係る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。

#### 【0012】

一部の用途では、3Dデータセット内に配置されたシミュレーション光源を使用して、

10

20

30

40

50

3 D データセットから画像をレンダリングすることが望ましい場合がある。一部の用途では、3 D データセット内の関心領域内のシミュレーション光源を使用して、3 D データセットから画像をレンダリングすることが望ましい場合がある。一部の用途では、シミュレーション光源が多方向光源であることが望ましい場合がある。例えば、シミュレーション光源は、球の表面全体から全方向に光を投射する球としてモデル化され得る。別の例では、シミュレーション光源は、全方向に光を投射する点光源としてモデル化され得る。ユーザがシミュレーション光源を3 D データセット内に配置することを可能にすることにより、3 D データセットの外部に配置されたシミュレーション指向性光源を用いて画像がレンダリングされたときに生じる影及び／又は他のアーチファクトによる不明瞭化が低減されたレンダリング画像が提供され得る。外部光源による照明と比較して、近距離照明は、物体の形状及び湾曲のより優れた局所的奥行き知覚を提供し得る。3 D データセット内のシミュレーション光源を用いてレンダリングされた画像は、臨床医又は他のユーザにとってより解釈し易い画像を提供し得る。これにより、臨床医又は他のユーザが診断を下し、及び／又は3 D データセット内をナビゲートする能力が向上され得る。

#### 【0013】

ある例では、臨床医は患者に対して超音波検査を行い、患者（例えば、子宮内の胎児）から3 D データセットを取得し得る。撮像システムは、シミュレーション多方向光源を用いて3 D データセットの2 D 投影の画像をレンダリングし得る。臨床医は3 D データセット内で光源を動かすことができ、撮像システムは、光源の新しい位置に部分的に基づいてレンダリング画像を調整することができる。例えば、臨床医は、光源の視覚的キー（例えば、円、四角、Xなど）とともにレンダリング画像を表示するタッチスクリーンに触れ、光源を画像内の異なる位置に「ドラッグ」することができる。臨床医は光源を動かして、異なる関心領域を調べ得る。引き続きこの例について、臨床医は光源を動かして、胎児の顔の輪郭を強調表示することにより口蓋裂をチェックし得る。その後、臨床医は光源を動かして脊柱を照らし、変形をチェックし得る。臨床医は、画像平面内の光源の位置（例えば、面内位置、XY 平面位置）、及び3 D データセット内の光源の深さ（例えば、面内位置の平面に対して垂直な軸沿い、Z 軸沿い）を制御することを選択し、又は、撮像システムが、3 D データセット内の光源の深度位置を自動的に設定し得る。臨床医は、超音波検査中に、又は検査の後、保存された画像を検討している間に光源を制御することができる。

#### 【0014】

図3は、本開示の原理に従って構成された超音波撮像システム10のブロック図を示す。本発明の実施形態の説明のための例では超音波イメージングシステムが示されているが、本発明の実施形態は、他のイメージングモダリティと共に実施されてもよい。他のモダリティは、限定的ではないが、磁気共鳴イメージング及びコンピュータトモグラフィを含み得る。図3の超音波診断イメージングシステム10は超音波プローブ12を含み、該超音波プローブは、超音波を送信し、エコー情報を受信するトランスデューサアレイ14を含む。様々なトランスデューサアレイ、例えばリニアアレイ、コンベックスアレイ、又はフェーズドアレイが当該技術分野において周知である。トランスデューサアレイ14は、例えば、2 D 及び／又は3 D イメージングのために仰角次元及び方位角度次元の両方で走査可能な複数のトランスデューサ素子からなる2次元アレイを含むことができる（図示のように）。トランスデューサアレイ14は、アレイ内のトランスデューサ素子による信号の送受信を制御する超音波プローブ12内のマイクロビームフォーマ16に結合される。この例では、マイクロビームフォーマ16は、送受信の切り替えを行い、メインビームフォーマ22を高エネルギー送信信号から保護する送信／受信（T/R）スイッチ18にプローブケーブルによって結合される。一部の実施形態、例えば携帯型の超音波システムでは、システム内のT/Rスイッチ18及び他の要素は、別個の超音波システムベース内ではなく、超音波プローブ内に含まれ得る。マイクロビームフォーマ16によって制御されるトランスデューサアレイ14からの超音波ビームの送信は、T/Rスイッチ18及びビームフォーマ22に結合される送信コントローラ20によって管理され、送信コントロー

ラ 2 0 は、ユーザのユーザインターフェース又はコントロールパネル 2 4 の操作から入力を受け取る。ユーザインターフェース 2 4 は、1つ又は複数のユーザインターフェース要素（例えば、ボタン、トラックボール、ロータリーエンコーダ、又はタッチスクリーン上に設けられたソフトコントロール）を含む1つ又は複数の入力装置を含み得る。いくつかの実施形態では、1つ又は複数のユーザインターフェース要素は、タッチスクリーン上に設けられ得る1つ又は複数のグラフィカルユーザインターフェース（G U I ）要素を含み得る。送信コントローラ 2 0 によって制御される機能の1つは、ビームがステアリングされる方向である。ビームは、トランスデューサアレイから直進する（アレイに対して直交する）よう方向づけられてもよいし、又は、より大きな視野のために異なる角度に方向づけられてもよい。マイクロビームフォーマ 1 6 によって生成された部分的にビーム成形された信号は、メインビームフォーマ 2 2 に送られ、各トランスデューサ素子パッチからの部分的にビーム成形された信号が結合され、完全にビーム成形された信号が生成される。

#### 【 0 0 1 5 】

ビーム成形された信号は、信号プロセッサ 2 6 に結合される。信号プロセッサ 2 6 は、受信されたエコー信号を、バンドパスフィルタリング、デシメーション、I 及びQ成分分離、及び高調波信号分離などの様々なやり方で処理することができる。信号プロセッサ 2 6 はまた、スペックル低減、信号合成、及びノイズ除去などの追加の信号エンハンスメントを実行してもよい。処理された信号は、B モードプロセッサ 2 8 に結合され、体内の構造のイメージングのために振幅検出が使用され得る。B モードプロセッサ 2 8 によって生成された信号は、スキャンコンバータ 3 0 及び多断面（m u l t i p l a n a r ）リフオーマッタ 3 2 に結合される。スキャンコンバータ 3 0 は、所望の画像フォーマットで、エコー信号が受信された空間的関係にエコー信号を配置する。例えば、スキャンコンバータ 3 0 は、エコー信号を2次元（2 D ）扇形フォーマット又はピラミッド3次元（3 D ）画像に配置し得る。いくつかの実施形態では、スキャンコンバータ 3 0 はエコー信号から3 D データセットを生成し得る。多断面リフオーマッタ 3 2 は、米国特許第6 , 4 4 3 , 8 9 6 号（D e t m e r ）に記載されているように、人体の立体領域内の共通平面内の複数の点から受信されたエコーを、その平面の超音波画像に変換し得る。ボリュームレンダラー 3 4 は、例えば、米国特許第6 , 5 3 0 , 8 8 5 号（E n t r e k i n g ）に記載されているようにして、3 D データセットのエコー信号を、所与の基準点から見た投影3 D 画像に変換する。いくつかの実施形態では、ボリュームレンダラー 3 4 は、ユーザインターフェース 2 4 から入力を受け取ることができる。入力は、所与の基準点（例えば、仮想観察者の視点）、シミュレーション光源の位置、及び／又はレンダリング投影画像のためのシミュレーション光源の特性を含み得る。いくつかの実施形態では、ボリュームレンダラー 3 4 が、シミュレーション光源の面内及び／又は深さ位置を自動的に決定し得る。いくつかの実施形態では、ボリュームレンダラー 3 4 は、シミュレーション光源の位置及び／又は特性に少なくとも部分的にに基づいて、3 D データセット内の1つ又は複数の表面のための表面シェーディング情報を計算し得る。2 D 又は3 D 画像は、スキャンコンバータ 3 0 、多断面リフオーマッタ 3 2 、及びボリュームレンダラー 3 4 から画像プロセッサ 3 6 に結合され、画像ディスプレイ 3 8 上に表示するために、さらなるエンハンスメント、バッファリング、及び一時的保存が行われる。いくつかの実施形態では、画像プロセッサ 3 6 は、シミュレーション光源（例えば、オープ、ハロー）のための視覚的キューレンダリングし得る。いくつかの実施形態では、視覚的キューレンダリングし得る。ボリュームレンダラー 3 4 によってレンダリングされてもよい。グラフィックスプロセッサ 4 0 は、超音波画像と共に表示されるグラフィックオーバーレイを生成し得る。グラフィックオーバーレイは、例えば、患者の名前、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み得る。これらの目的のために、グラフィックプロセッサは、タイピングされた患者の名前などの入力をユーザインターフェース 2 4 から受け取る。ユーザインターフェースはまた、複数のM P R （m u l t i p l a n a r r e f o r m a t t e d ）画像の表示の選択及び制御のために多断面リフオーマッタ 3 2 に結合され得る。

#### 【 0 0 1 6 】

10

20

30

40

50

本開示の一実施形態によれば、超音波プローブ 12 は、被検者から超音波エコーを受信して被検者のあるボリュームを撮像するように構成され得る。スキャンコンバータ 30 は、超音波エコーを受信して 3D データセットを生成し得る。上述のように、超音波エコーは、スキャン 30 によって受信される前に、ビームフォーマ 22 、信号プロセッサ 26 、及び / 又は B モードプロセッサによって前処理されてもよい。3D データセットは、撮像対象のボリューム内の各点（例えばボクセル）の値を含み得る。各値は、エコー強度、組織密度、流速、及び / 又は材料組成に対応し得る。3D データセット内の値に基づいて、スキャンコンバータ 30 及び / 又はボリュームレンダラー 34 は、撮像ボリューム内の 1 つ又は複数の表面を定め得る。表面は、撮像ボリューム内の 2 つの異なる物体（例えば、胎児と子宮）、材料（例えば、骨と筋肉）、又は領域（例えば、血管内の異なる流速）の間の境界を表し得る。一部の実施形態では、表面は等値面（isosurface）であり得る。

#### 【 0017 】

3D データセットの 2D 投影画像をレンダリングするとき、ボリュームレンダラー 34 は、3D データセットに対するシミュレーション光源の位置を受け取り得る。いくつかの実施形態では、シミュレーション光源の位置は撮像システム 10 によって予めプログラムされていてもよい。シミュレーション光源は、例えばボリュームレンダリングモードの起動時に、予めプログラムされた位置にデフォルト設定されてもよく、また場合によっては、ボリュームレンダリングモードでの動作中、光源はユーザによって移動可能であり得る。いくつかの実施形態では、シミュレーション光源の位置は、ユーザ入力を受け取るように構成された 1 つ又は複数の入力要素を有する入力装置を含み得るユーザインターフェース 24 を介して受け取ることができる。例えば、ユーザインターフェース 24 は、ユーザがシミュレーション光源の位置を 3D データセット内及び / 又は 3D データセットに近接した任意の場所に設定することを可能にするグラフィカルユーザインターフェース（GUI）を備えたタッチスクリーンを含み得る。一例として、グラフィカルユーザインターフェース（GUI）は、ユーザがシミュレーション光源の位置を設定することを可能にする 1 つ又は複数の GUI 要素を提供し得る。いくつかの例では、GUI 要素（例えば、光球）はさらに、ボリュームに対する光源の位置に関する視覚的キューを提供し得る。他の例では、GUI 要素は、ユーザが光源の位置を指定する（例えば、X、Y、Z 座標を指定する）ことを可能にする入力ウィジェットとすることができます。GUI 要素の他の例が使用されてもよい。他の例では、ユーザ入力は、ボリュームレンダリングモードにおいて、光源を移動させるための操作コマンドに特に関連付けられ、操作コマンドを生成するように構成され得る機械的制御装置（例えば、トラックボール又はコントロールパネル上のロータリーエンコーダ）を介して受けとられ得る。一部の実施形態では、面内位置（例えば、X 及び Y 座標）のみがユーザインターフェース 24 を介して受けとられ、ボリュームレンダラー 34 がシミュレーション光源の深度位置（例えば、Z 座標）を自動的に決定してもよい。深度位置は、少なくとも部分的に、3D データセット内の表面からのプリセット距離に基づいて決定され得る。プリセット距離は予めプログラムされていてもよく、かつ / 又は、ユーザ設定可能であってもよい。例えば、プリセット距離はメモリに記憶されてもよく、ボリュームレンダラーは、デフォルト値がユーザによって変更されない限り、深度次元デフォルトを決定するときにプリセット距離をデフォルト値として使用するようにプログラムされてもよい。いくつかの実施形態では、ユーザインターフェースは、プリセット距離を指定するためのユーザ入力を受け取るように構成されたユーザインターフェース要素を提供し得る。

#### 【 0018 】

ボリュームレンダラー 34 は、3D データセットに対するシミュレーション光源の位置に少なくとも部分的に基づいて、3D データセット内の 1 つ又は複数の表面のための表面シェーディング情報を計算し得る。表面シェーディング情報は、レンダリングされる 2D 投影画像における 3D データセットの表面を表す任意の所与のピクセルの明るさに関する情報を含み得る。この情報は、さもなければ 2D レンダリングされる画像に三次元性を提

10

20

30

40

50

供し得る。表面に対する光源の位置に加えて、表面シェーディング情報は、表面に隣接するボリュームの特性（例えば、光源と表面との間に挟まれたボクセルの値）に基づいてもよい。例えば、所与の表面についてシェーディング情報を計算するとき、ボリュームレンダラー 3 4 は、シミュレーション光源とレンダリングされる外面との間に挟まれた組織の密度を考慮に入れることができる。シミュレーション光源が撮像されるボリュームの表面の前に位置している場合、ゼロ値ボクセルのみが光源と表面との間に配置され、表面上の照射される領域は、シミュレーション光源が表面の背後に位置し、したがって非ゼロ値のボクセルによって表面から離間されている場合よりも、高い光度又は明るさを有し得る。レンダリングされる 3 D データセットを囲う領域のゼロ値ボクセルを介する光透過率は、既知の光シミュレーション技術によって、空気を介する光透過率に類似するように近似され、したがって、非ゼロ値を介する光透過率は、空気より密度の高い組織を介する透過率に近づくよう低減され得る。したがって、シミュレーション光源が、周囲のボリュームよりも高い密度を有する 3 D データセットのボリュームを囲う表面の背後に配置される場合、ボリュームレンダラー 3 4 によって計算される表面シェーディング情報は、シミュレーション光源が表面の前に配置される場合とは異なり得る。例えば、表面シェーディング情報は、シミュレーション光源が表面の背後に配置されている場合には、より少ない反射を含み、内部から「輝く」ように見え得るが、シミュレーション光源が表面の手前に配置される場合には、表面シェーディング情報はより不透明に見え得る。理解されるであろうように、光源の前に配置された物体の密度及び他の特性は、物体を介する光透過率に影響を及ぼすので、ボリュームレンダラー 3 4 は、光源とレンダリングされる表面との間に配置された材料の密度を考慮するように構成される。

#### 【 0 0 1 9 】

表面シェーディングについて言及したが、ボリュームレンダラー 3 4 は、表面シェーディング情報を計算するために 3 D データセットから表面を明示的に抽出してもしなくてよい。例えば、ボリュームレンダラー 3 4 は、3 D データセット内のすべてのボクセルについてシェーディング情報（例えば、ボリュームシェーディング）を計算し得る。上記のように、各ボクセルのシェーディング情報は、シミュレーション光源からのボクセルの距離、ボクセルの密度、及び / 又は周囲のボクセルの密度に少なくとも部分的に基づき得る。結果として得られる、3 D データセットについてのシェーディング情報は、3 D データセット内の 3 D 表面の外観をユーザに提供し得る。単純化のために、3 D データセット内の関心対象の物体及び / 又は領域の表面のシェーディング情報は、ボリュームレンダラー 3 4 によって計算される態様に関わらず、表面シェーディング情報と呼ばれる。

#### 【 0 0 2 0 】

表面シェーディング情報は、2 D 投影画像をレンダリングするためにボリュームレンダラー 3 4 によって使用され得る。一部の実施形態では、レンダリング 2 D 投影画像は、ボリュームレンダラー 3 4 によって画像プロセッサ 3 6 に提供され得る。レンダリング 2 D 投影画像は、臨床医などのユーザによる閲覧のためにディスプレイ 3 8 に提供されてもよい。一部の例では、ボリュームレンダラー 3 4 によるレンダリング、及びその結果生じる、ディスプレイ 3 8 上に提供される 2 D 投影画像は、例えば、ボリュームの移動（例えば、平行移動又は回転）、ボリュームに対するシミュレーション光源の移動、及び / 又はレンダリングにおける様々なレンダリング構成要素に関連するパラメータへの他の変更を示すための、ユーザインターフェース 2 4 を介したユーザ入力に応答して更新され得る。例えば、ボリュームレンダラーは、ユーザ入力を介したシミュレーション光源の移動に応答して、ボリュームレンダラーによって決定された面内位置及び深度位置に対応する位置にシミュレーション光源を自動的にレンダリングするように構成される。一部の実施形態では、深度位置は、第 1 の表面の輪郭に少なくとも部分的に基づいて設定される。

#### 【 0 0 2 1 】

図 4 は、本開示の一実施形態に係る画像レンダリング技術 4 0 0 の概略図を示す。一部の実施形態では、画像レンダリング技術 4 0 0 は、超音波イメージングシステム 1 0 などのイメージングシステムによって実行され得る。3 D データセット 4 3 0 は、超音波プロ

10

20

30

40

50

ープ（例えば、図3に示される超音波プローブ12）によって取得されていてもよい。他の例では、3Dデータセット430は、異なる医療用イメージングモダリティ（例えば、CT、MRIなど）を使用して取得されてもよい。3Dデータセット430は、身体内の3Dボリュームに対応するデータを含み得る。3Dデータセット430は、関心領域435を含み得る。関心領域435は、物体の一部（例えば血管壁、心臓弁）でもよく、又は物体の全体（例えば腫瘍、胎児）でもよい。一部の実施形態では、3Dデータセット430は、複数の関心領域435を含み得る。矢印425によって示される視点から3Dデータセット430を観察する仮想観察者に基づいて、3Dデータセット430の2D投影画像が、表示画像平面420に対してレンダリングされ得る。表示画像平面420は、XY平面と合わせられ得る。矢印425によって示されるベクトルは、画像平面420を通過し得る。すなわち、仮想観察者は、画像平面420を介し、XY平面に対して垂直であるZ軸によって示される3Dデータセット430の深さを介して3Dデータセット430を「見ている」と考えることができる。画像平面420に対して垂直に示されているが、矢印425は、画像平面420に対して他の角度（例えば、10、30、45度）であってもよい。3Dデータセット430の表示画像平面420における2D投影画像は、ディスプレイ（例えば、図3に示されるディスプレイ38）上の画像としてユーザに提供され得る。

#### 【0022】

関心領域435を含む3Dデータセット430の画像をレンダリングするとき、シミュレーション光源405を使用して表面シェーディング情報を計算し、3Dデータセット430内の1つ又は複数の表面、例えば関心領域435の表面436上の影及び反射をレンダリングすることができ、これは、ユーザに深度知覚を提供し得る。表面シェーディング情報は、少なくとも部分的に、3Dデータセット430及び/又は関心領域435に対するシミュレーション光源405の位置に基づき得る。一部の実施形態では、シミュレーション光源405は多方向光源であり得る。光源405は、複数の矢印415によって示されるように全方向に光を送り得る。図1に示される光源105とは異なり、ユーザは、3Dデータセット430の外部、又は内部の任意の場所に光源405の位置を選択することが可能であり得る。図4の実施形態において示されるように、光源405は、3Dデータセット430内であって、関心領域435の深さよりも小さい深さに位置する。すなわち、光源405は、関心領域435と、矢印425によって示される方向から見ている仮想観察者との間のZ軸沿いの深さにある。一部の実施形態では、ユーザは画像平面420内のシミュレーション光源405の位置を選択し、撮像システムは、シミュレーション光源405の深度位置を自動的に決定し得る。

#### 【0023】

図5は、図4に示される画像レンダリング技術400を使用してレンダリングされた例示的な画像500である。画像500は、図2に示す画像200と同じ3Dデータセット、すなわち子宮510内の胎児505からレンダリングされたものである。一部の実施形態では、シミュレーション光源は、画像において発光材料としてレンダリングされ得る。画像500に示す例では、シミュレーション光源は発光球515としてレンダリングされている。発光球515は、子宮510内の3Dデータセット内にレンダリングされている。結果として、子宮510は、胎児505を不明瞭にする影を投げかけない。図2の胎児205とは対照的に、胎児505の左腕、右肩、及び胴体が識別され得る。図2に示す画像200では、これらの特徴は子宮の影によって隠されている。

#### 【0024】

上記したように、光源405は、3Dデータセット430から設定距離には限定されない。図6は、本開示の実施形態に係る光源405a～eが取り得る様々な例示的な位置の概略図である。図6に示すように、光源405は、画像平面420内の様々な位置（例えば、XY平面上の様々な位置）、及び3Dデータセット430内の様々な深さ（例えば、Z軸に沿い）にレンダリングされ得る。例えば、光源405aは図4に示される位置にあり、光源405bは光源405aと同じ深さにあるが、3Dデータセット430内の画像

平面 420 内では異なる点にある。関心領域 435 の手前に光源 405 を配置することにより、ユーザは、関心領域 435 の表面 436 及び / 又は周辺領域上の特徴を識別可能となり得る。光源 405c は、3D データセット 430 内において、画像平面 420 上の異なる点かつ異なる深さに位置する。図 6 に示されるように、光源 405c は、画像平面 420 を基準にして関心領域 435 よりも深い位置にある。関心領域 435 の背後に光源 405 を配置することにより、ユーザは、関心領域 435 の厚さ及び / 又は密度の少なくとも定性的な決定をすることが可能となり得る。光源 405 は、光源 405d によって示されるように、関心領域 435 内に配置されてもよい。関心領域 435 内に光源 405 を配置することにより、ユーザは、関心領域 435 内の異なる構成要素のより微細な輪郭及び深さを観察することが可能となり得る。光源 405 の位置は、3D データセット 430 に限定されない。光源 405e は、3D データセット 430 外の位置の例を示す。上記の例示的な各位置は、説明目的のためだけに示されており、光源 405 は図 6 に示されている位置に限定されない。光源 405 の様々な位置には、上述のものとは異なる及び / 又は追加の利点があり得る。例えば、ユーザは、他の解剖学的構造及び / 又は関心領域 435 の一部からの影を落とさないように、光源 405 を配置し得る。

#### 【 0025 】

図 6 には示されていないが、シミュレーション光源 405 は、多方向光源ではなく指向性光源であり得る。一部の実施形態では、ユーザは、多方向モードと指向性モードとの間で切り替えを行うことができ得る。一部の用途では、3D データセット 430 内の指向性光源が望ましい可能性がある。例えば、ユーザは、他の領域への照明を最小にしつつ、3D データセット内の特定の領域を強調したいと望む可能性があり、これは、ディストラクションを低減し得る（例えば、「スポットライト」効果）。

#### 【 0026 】

図 7 は、本開示の一実施形態を実施するために使用され得る超音波システム 700 の一部を表す図である。超音波システム 700 は、ユーザインターフェース 705 及びディスプレイ 710 を含み得る。一部の実施形態では、図 3 に示されるユーザインターフェース 24 を実装するためにユーザインターフェース 705 が使用されてもよい。一部の実施形態では、図 3 に示されるディスプレイ 38 を実装するためにディスプレイ 710 が使用されてもよい。ユーザインターフェース 705 は、1 つ又は複数のユーザインターフェース要素を含む 1 つ又は複数の入力装置を含み得る。例えば、ユーザインターフェース 705 は、タッチスクリーン 715、1 つ又は複数の回転式制御装置 720、トラックボール 725、及びボタン 730 を含み得る。一部の実施形態では、ボタン 730 は、矢印キー及び / 又は Q W E R T Y キーボードを含み得る。一部の実施形態では、ディスプレイ 710 もユーザインターフェース 705 の一部であり得る。例えば、ディスプレイ 710 は、タッチスクリーンを使用して実装され得る。ユーザは、レンダリング画像内でシミュレーション光源を位置決めするために、及び / 又は、シミュレーション光源の他の特性を制御するために（例えば、指向性 vs 多方向性、強度、色など）、ディスプレイ 810、タッチスクリーン 715、及び / 又はユーザインターフェース 705 に含まれる他の制御装置を使用するという選択肢を有し得る。他の例では、入力装置は、ユーザがタッチスクリーン又はシステム 700 の機械的制御装置に物理的に接触することなくユーザ入力を受け取るように構成された非接触インターフェースを含み得る。

#### 【 0027 】

ユーザは、図 7 に示されるユーザインターフェース 705 などのユーザインターフェースを介して、レンダリング画像内のシミュレーション光源の位置を制御し得る。一部の実施形態では、ユーザは、トラックボール 725 及び回転式制御装置（rotary control）720 を使用し得る。ユーザは、画像平面上の面内位置（例えば、XY 座標）をトラックボール 725 を用いて選択し、深度位置（例えば、Z 軸上の座標）を回転式制御装置 720 を用いて選択することにより、シミュレーション光源の位置を設定し得る。一部の実施形態では、シミュレーション光源の位置を設定するために、各自由度について個々の回転式制御装置（例えば、X 軸制御装置、Y 軸制御装置、及び Z 軸制御装置）が

設けられてもよい。一部の実施形態では、ユーザは、シミュレーション光源の位置（例えば、XYZ 座標）を選択するために矢印キーなどのボタン 730 を使用することができる。一部の実施形態では、ユーザがシミュレーション光源の面内位置を選択し、撮像システムが、選択された面内位置に対するシミュレーション光源の深度位置を自動的に決定し得る。

#### 【0028】

一部の実施形態では、ユーザインターフェース 705、又はユーザインターフェースの入力要素はグラフィカルユーザインターフェース（GUI）を含む。例えば、ディスプレイ 710 及び / 又はタッチスクリーン 715 が GUI を含み得る。一部の実施形態では、ユーザは、シミュレーション光源の位置を決定するためにタッチスクリーン 715 を使用してもよい。シミュレーション光源の位置を選択するために、タッチスクリーン 715 上の様々なジェスチャが使用され得る。例えば、ユーザは、面内位置を設定するためにタッチスクリーン 715 をある位置でタップし、かつ / 又は、タッチスクリーン 715 上に表示された画像内のレンダリングされた光球に触れ、タッチスクリーン 715 沿いに指を動かすことである面内位置まで「ドラッグ」し得る。タッチスクリーン 715 上の各点は、レンダリングされた 2D 投影画像の画像平面の各点と一致し得る。これらのジェスチャは例として提供されているに過ぎず、他のジェスチャを使用して 3D データセット内のシミュレーション光源の位置を設定することが可能である（例えば、タッチスクリーン上に設けられた制御ボタン）。一部の実施形態では、ユーザは、1 つのユーザ入力方法又は複数のユーザ入力方法の組み合わせを使用してシミュレーション光源の位置を決定し得る。例えば、ユーザは、タッチスクリーンを使用してシミュレーション光源の位置を設定した後に、トラックボール及び / 又は回転式制御装置を使用してその位置を「微調整」してもよい。一部の実施形態では、ユーザインターフェース 705 は、シミュレーション光源の位置を決定するための追加及び / 又は代替的ユーザ入力制御装置（例えば、スライド制御装置、モーションセンサ、スタイルス）を含み得る。一部の実施形態では、ユーザは、シミュレーション光源の特性を制御するためにユーザインターフェース 710 を使用してもよい。例えば、ユーザは、光源の強度及び / 又は色を設定することができる。

10

20

30

40

#### 【0029】

図 8 は、本開示の一実施形態に係るディスプレイ 805 上にレンダリングされた画像 810 を示す。一部の実施形態では、図 3 のディスプレイ 38 又は図 7 のディスプレイ 710 を使用してディスプレイ 805 が実装され得る。一部の実施形態では、ディスプレイ 805 は GUI を含み、3D データセット内の光源の位置をユーザが理解することを助けるための視覚的キーを使用して、シミュレーション光源 815 がレンダリングされ得る。図 8 に示されるように、シミュレーション光源 815 は、光源が 3D データセット内の画像平面からより遠くに配置されるのに伴い、より小さいサイズで画像 810 内にレンダリングされてもよい。一部の実施形態では、画像平面はディスプレイ 805 と整列される。図 8 に示されるように、光源 815 はページの奥に移動しているように見える。この例では、光源 815a が画像平面に最も近く、光源 815c が画像平面から最も遠い。画像 810 内の光源 815 のサイズを変更することにより、3D データセット内の Z 軸に沿った光源 815 の深さを示す視覚的キーが提供され、ユーザが 3D データセット内の光源の位置を解釈することを助け得る。

#### 【0030】

図 9 は、本開示の一実施形態に係るディスプレイ 905 上にレンダリングされた画像 910 を示す。一部の実施形態では、図 3 のディスプレイ 38 又は図 7 のディスプレイ 710 を使用してディスプレイ 905 が実装され得る。一部の実施形態では、ディスプレイ 905 は GUI を含み、ハロー 920 を用いてシミュレーション光源 915 が画像 910 内にレンダリングされ得る。ハロー 920 は、ユーザが画像 910 内で光源 915 を視覚的に確認することを可能にし得る。一部の実施形態では、ハロー 920 は、光源 915 が画像 910 の視野外に配置されている場合にユーザが光源 915 を見つけることを可能にし得る。一部の実施形態では、ユーザはハロー 920 を有効又は無効にすることができる。

50

すなわち、ユーザは、画像 910においてハロー 920が光源 915の周りにレンダリングされるか否かを制御することができる。一部の実施形態では、ハロー 920は、光源 915がある期間（例えば、0.5秒、2秒、10秒）静止した後に自動的に消えてもよい。一部の実施形態では、ユーザは、光源 915の視覚的キューを無効にすることができます。無効にすることは、ユーザが、光源 915からレンダリングされる照明を画像 910から除去することを選択するという意味ではなく、ユーザが、画像 910内の光源 915の視覚的キュー（例えばオープ）のレンダリングをオフにすることを意味する。一部の実施形態では、光源 915の視覚的キューのレンダリングは、光源 915がある期間（例えば、0.5秒、2秒、10秒）静止した後に自動的に消えてもよい。ハロー 920及び／又は光源 915のレンダリングの有効化及び無効化は、光源 915の位置を決定するための視覚的キューによる妨害なしにユーザが画像 910を観察することを可能にし得る。オープ及び／又はハローなどの視覚的キューは、撮像システムのボリュームレンダラー及び／又は画像プロセッサによってレンダリングされ得る。例えば、図 1に示される超音波撮像システム 10のボリュームレンダラー 34及び画像プロセッサ 36を用いて、本開示の実施形態が実装され得る。

### 【0031】

3Dデータセット内及び／又は3Dデータセットの周囲の任意の場所に配置可能なシミュレーション光源は、3Dデータセットからレンダリングされる画像に追加の照明オプションを提供し得る。一部の実施形態では、シミュレーション光源は多方向光源であり得る。これらの追加オプションは、他の解剖学的特徴による自己遮蔽をより生じにくい画像のレンダリング、及びより鮮明な組織の表面及び／又は厚みを実現可能にし得る。しかしながら、用途によっては、ユーザは、シミュレーション光源の面内位置及び／又は深度位置を選択することを望まない可能性がある。ユーザは、深度位置を選択するために3Dデータセット全体にわたりナビゲートするには時間がかかり、かつ／又は煩わしいと感じる可能性がある。一部の実施形態では、ユーザは、シミュレーション光源を関心領域及び／又は関心領域の表面からある設定距離に配置するオプションを選択することができる。すなわち、ユーザが画像平面上でシミュレーション光源を動かすと、関心領域の表面の輪郭に基づき、シミュレーション光源と関心領域及び／又は表面との間の距離が維持されるようにシミュレーション光源の深度位置が自動的に調整され得る。例えば、ユーザが背骨の画像に沿って光源を動かすと、背骨の輪郭を辿り、かつ背骨から一定の距離を保ったまま、光源が椎骨の上を「浮遊している」ように見え得る。この自動深度選択モードは、ユーザが画像をざっとレビューしているとき、及び／又はユーザが撮像システムにあまり慣れていないときに好ましい可能性がある。

### 【0032】

図 10 は、本開示の一実施形態に係る画像レンダリング技術 1000 の概略図を示す。一部の実施形態では、画像レンダリング技術 1000 は、シミュレーション光源の深度位置が撮像システムによって自動的に決定される画像レンダリング技術 400 の一実施形態であり得る。画像レンダリング技術 1000 は、図 3 に示される超音波撮像システム 10 などの撮像システムによって実行され得る。3Dデータセット 1030 は、超音波プローブ（例えば、図 3 に示される超音波プローブ 12）又は他の入力デバイスによって取得されていてもよい。3Dデータセット 1030 は、対象者の身体内の 3D ボリュームに対応するデータを含み得る。3Dデータセット 1030 は、関心領域 1035 を含み得る。関心領域 1035 は、物体の一部（例えば血管壁、心臓弁）でもよく、又は物体の全体（例えば腫瘍、胎児）でもよい。矢印 1025 によって示される視点から 3Dデータセット 1030 を観察する仮想観察者に基づいて、3Dデータセット 1030 の 2D 投影が、表示画像平面 1020 に対してレンダリングされ得る。表示画像平面 1020 は、XY 平面と合わせられ得る。矢印 1025 によって示されるベクトルは、画像平面 1020 を通過し得る。すなわち、仮想観察者は、画像平面 1020 を介し、Z 軸によって示される 3Dデータセット 1030 の深さを介して 3Dデータセット 1030 を「見ている」と考えることができる。画像平面 1020 に対して垂直に示されているが、矢印 1025 は、画像平

面 1 0 2 0 に対して他の角度（例えば、10、30、45度）であってもよい。3Dデータセット1030の表示画像平面1020における2D投影は、ディスプレイ（例えば、図3に示されるディスプレイ38又は図7に示されるディスプレイ710）上の画像としてユーザに提供され得る。

#### 【0033】

一部の実施形態では、表示画像平面1020内のシミュレーション光源1005の所与の位置（例えば、XY座標）について、矢印1025に沿って光線1026が3Dデータセット1030内に投射され得る。一部の実施形態では、矢印1025は、画像平面1020に直交する軸に沿っていてもよい（例えば、Z軸に沿う）。光線は、3Dデータセット1030内の撮像対象の一部（例えば、解剖学的特徴の表面）、例えば、関心領域1035の表面1036であり得る、密度がゼロでない点（例えば、ボクセル）を見つけるまで、3Dデータセット1030内に投射され得る。一部の実施形態では、最も近い密度がゼロでない点は補間によって発見され得る。光線1026に沿って、非ゼロ密度点から仮想観察者まで戻る距離1015が計算され得る。その後、撮像システムは、関心領域1035の表面1036から距離1015の深さ位置にシミュレーション光源1005を配置し得る。一部の実施形態では、距離1015は、画像プロセッサ及び／又はボリュームレンダラーによって計算され得る。例えば、図3に示される超音波撮像システム10の画像プロセッサ36及び／又はボリュームレンダラー34を用いて、本開示の実施形態が実装され得る。一部の実施形態では、距離1015を計算するために他のプロセッサを使用することができる。

10

#### 【0034】

距離1015は予めプログラムされていてもよいし、ユーザによって設定されてもよい。距離1015は、3Dデータセット1030が取得されたボリューム内の1～10ミリメートルに相当する範囲であり得る。部分的に用途に基づいて、対象からの光源1005の距離1015はより大きくても小さくてもよい。例えば、胎児全体を見るときには光源と対象との間のより大きい距離を用いてもよく、心臓弁を見るときにはより小さい距離を用いてもよい。一部の実施形態では、関心領域1035の表面1036からの光源1005の距離1015は、少なくとも部分的に品質基準に基づいてもよい。例えば、関心領域1035の表面1036上の光線1026のターゲットの近傍における遮蔽（シャドーディング）の量を最小にする距離1015が選択され得る。別の品質測定基準の例では、2D投影画像内の照明強度のダイナミックレンジを最大にする距離1015が選択され得る。

20

#### 【0035】

光源1005と関心領域1035との間の距離1015は、光源1005の面内位置が画像平面1020内で変更されても維持され得る。すなわち、光源1005の深度位置は自動的に調整され得る。撮像システムは、関心領域1035の表面に沿って光源1005を自動的に「走査」し、かつ／又は、ユーザは、ユーザインターフェースを介して画像平面1020内の光源1005の位置を制御し得る（例えば、タッチスクリーンを介して画像内にレンダリングされたオーブを「ドラッグ」する、タッチスクリーン上で光源のための所望の位置をタップする、トランクボールを操作する、など）。一部の実施形態では、関心領域1035が画像平面1020に対して回転されている間、及び／又は関心領域1035が移動している間、距離1015は維持され得る。例えば、複数の異なる期間に対応する複数の3Dデータセットを3Dデータセット1030が含む場合（例えば、4次元画像、リアルタイムイメージング、時間経過（time elapsed）ループ）、関心領域1035は時間とともに移動し得る。別の例では、3Dデータセット1030がユーザ及び／又は仮想観察者に対して回転している間、光源1005は、ユーザ及び／又は仮想観察者に対して静止したままであり得る。

30

#### 【0036】

一部の実施形態では、ボリュームレンダラー及び／又は画像プロセッサが、シミュレーション光源1005の深度位置を決定し得る。一部の実施形態では、ボリュームレンダラー及び／又は画像プロセッサは、画像平面1020において2D投影画像をレンダリング

40

50

するために表面 1036 のシェーディング情報を決定し得る。一部の実施形態では、ボリュームレンダラー及び／又は画像プロセッサは、シミュレーション光源 1005 の深度位置、シェーディング情報を動的に決定し、シミュレーション光源 1005 の面内位置が変更されるに伴い 2D 投影画像をレンダリングし得る。

#### 【0037】

図 11a 及び図 11b は、本開示の一実施形態に係るシミュレーション光源の位置を決定するユーザの概略図である。一部の実施形態では、3D データセットは、複数の関心領域（例えば、血管壁に沿った複数の病変）及び／又は物体（例えば、椎骨、介入デバイス）を含み得る。各関心領域を照明するために、ユーザは、シミュレーション光源を異なる位置に動かし得る。画像レンダリング技術 1000 が採用される場合、各関心領域とシミュレーション光源との間の設定距離が自動的に維持され得る。図 11a に示されるように、ユーザ 1101 は、平面 1120 内の 3D データセット 1130 内にシミュレーション光源 1105 を配置し得る。一部の実施形態では、平面 1120 は、2D 投影画像の画像平面に対応し得る。図 11a は、ユーザが、3D データセット 1130 からレンダリングされた投影画像を表示しているタッチスクリーン上に指を置くことによって平面 1120 内でシミュレーション光源 1105 の位置を決定している様子を示す。しかしながら、図 7 を参照して説明したものなど、光源 1105 の位置を決定する他のやり方を使用することもできる。3D データセット 1130 内の光源 1105 の深度位置は、第 1 の関心領域 1135 の表面 1136 からの距離に基づいて自動的に決定されてもよい。上記距離は、図 10 を参照して上述したやり方のうちの 1つ又はいくつかのやり方の組み合わせに従って計算され得る。ユーザが光源 1105 を平面 1120 内の新しい位置に「ドラッグ」し、かつ／又は関心領域 1135 上又はその近くの平面 1120 内の新しい地点を選択すると、光源 1105 は、関心領域 1135 の表面 1136 から設定距離を定める経路 1116 に沿って移動し得る。

#### 【0038】

図 11b に示されるように、ユーザが、第 2 の関心領域 1137 上又はその近くの平面 1120 内に光源 1105 を配置すると、光源 1105 の深度位置は、第 1 の関心領域 1135 の表面 1136 からの距離と同じ距離だけ第 2 の関心領域 1137 の表面 1138 から離れて光源 1105 が位置するように自動的に調整され得る。一部の実施形態では、関心領域 1135 の表面 1136 からの設定距離は、関心領域 1137 の表面 1138 からの設定距離とは異なり得る。例えば、シミュレーション光源 1105 との間の距離が、少なくとも部分的に品質測定基準に基づいて決定される場合、関心領域 1135 のために計算される品質測定基準の値は、関心領域 1137 のために計算される品質測定基準の値とは異なり得る。ユーザが光源 1105 を平面 1120 内の新しい位置に「ドラッグ」し、かつ／又は関心領域 1137 上又はその近くの平面 1120 内の新しい地点を選択すると、光源 1105 は、関心領域 1137 の表面 1138 から設定距離を定める経路 1117 に沿って移動し得る。図 10 及び図 11a～図 11b に示される技術 1000 は、光源 1105 の深さを手動で調整する必要なしに、ユーザが、画像の複数の領域を連続して照明することを可能にし得る。一部の用途では、ユーザは光源 1105 の面内位置を選択するだけでよいので、これはユーザの時間を節約することにつながる。

#### 【0039】

図 4 の画像レンダリング技術 400 を参照して説明した特徴は、図 10 及び図 11a～図 11b の画像レンダリング技術 1000 に適用され得る。例えば、光源 1005、1105 は、画像内で放射性オブジェクト（例えば光球）としてレンダリングされてもよい。画像内の光源 1005、1105 のレンダリングは、自動的に及び／又はユーザ選択によって有効化及び／又は無効化されてもよい。光源 1005、1105 はハローを有するようにレンダリングされてもよく、これは自動的に及び／又はユーザ選択によって有効化及び／又は無効化され得る。一部の実施形態では、ユーザは、画像レンダリング技術 400 と画像レンダリング技術 1000 とを切り替えることができる。例えば、臨床医は、画像レンダリング技術 1000 を使用してレンダリングされた画像を調べ、連続していくつか

10

20

30

40

50

の関心領域にわたって光源をスイープし得る。臨床医が特定の関心領域（例えば、病変）を発見すると、臨床医は画像レンダリング技術 400 に切り替え、光源の位置を「微調整」してその領域をより詳細に調べることができる。

#### 【0040】

図 12 は、本開示の一実施形態に係る、3D データセットの仮想観察者の視点から 2D 投影をレンダリングするために 3D データセット内にシミュレーション光源を配置する方法 1200 のフローチャートである。一部の実施形態では、方法 1200 は、図 10 に示される画像レンダリング技術 1000 及び図 3 に示される超音波撮像システムを使用して実施され得る。一部の実施形態では、ユーザは、3D データセットの 2D 投影画像をレンダリングする前に、3D データセット内のシミュレーション光源の位置を選択し得る。一部の実施形態では、撮像システムは、デフォルト位置に配置された初期デフォルト光源を用いて、3D データセットから 2D 投影画像をレンダリングし得る。デフォルト光源及び位置は、撮像システムに予めプログラムされていてもよく、及び / 又はユーザによって設定されてもよい。一部の実施形態では、デフォルト光源は、データセットから一定の距離にある外部指向性光源であり得る。一部の実施形態では、デフォルト光源は、3D データセット内又はその近傍に配置された多方向光源であり得る。ステップ 1205 において、撮像システムは、3D データセットの 2D 投影画像をレンダリングするためのシミュレーション光源の選択を受け取り得る。一部の実施形態では、ユーザはシミュレーション光源を選択し得る。ユーザは、図 1 のユーザインターフェース 24 又は図 7 のユーザインターフェース 710 などのユーザインターフェースを介して光源を選択することができる。一部の実施形態では、ユーザは、撮像システムの照明制御モードに入るためにユーザインターフェース中をナビゲートし得る。一部の実施形態では、ユーザは、光源を選択するためにボタン又はタッチスクリーンをタップし得る。任意選択的に、ステップ 1210 において、ユーザ及び / 又は撮像システムが光源の視覚的キーを有効化し得る。すなわち、ユーザは、光源をオブジェクト（例えば、オープ）として画像内にレンダリングさせることを選択することができる。一部の実施形態では、光源はデフォルトで画像内にレンダリングされてもよい。任意選択的に、ステップ 1215 において、ユーザ及び / 又は撮像システムが光源の周囲のハローを有効化し得る。一部の実施形態では、光源はデフォルトでハローとともにレンダリングされてもよい。一部の実施形態では、ユーザは、ハローなしで画像をレンダリングすることを好み得る。

#### 【0041】

ステップ 1220 において、撮像システムは、ユーザ入力に応じて、2D 投影画像の投影平面に対応する平面（例えば、図 10 の画像平面 1020）内のシミュレーション光源の面内位置の指示を受け取り得る。ユーザは光源の面内位置を選択してもよい。一部の実施形態では、面内位置は画像平面内のある位置に対応し得る。ステップ 1225 において、投影平面に対して垂直な軸（例えば、Z 軸）上のシミュレーション光源の深度位置が、撮像システムによって自動的に決定され得る。一部の実施形態では、深度位置は、シミュレーション光源と関心領域内の表面との間の設定距離に基づいてもよい。深度位置は、画像平面に対する 3D データセット内の深度に対応し得る。一部の実施形態では、ステップ 1225 及びステップ 1220 は逆の順序で実行され得る。一部の実施形態では、ステップ 1220 及びステップ 1225 は同時に実行されてもよい。ユーザは、トラックボール、タッチスクリーン、及び / 又は、図 8 を参照しながら上述したもの等の他のやり方及び / 又はユーザインターフェースを使用することによって、面内位置及び深度位置を選択することができる。次いで、ステップ 1230 において、撮像システムは、面内位置及び深度位置に基づいて、3D データセット内の 1 つ又は複数の表面に関する表面シェーディング情報を計算し得る。ステップ 1235 において、撮像システムは、シェーディング情報を含む 2D 投影画像をディスプレイにレンダリングし得る。一部の実施形態では、撮像システムは、光源の面内位置がユーザによって動かされるのに伴い、画像を再レンダリングすることができる。すなわち、光源の位置が変更されると、画像の光と影とが動的に変化し得る（例えば、深度位置及び表面シェーディング情報が再計算され得る）。これにより

10

20

30

40

50

、ユーザは、光源が取り得る複数の位置を迅速に比較し、かつ／又は、画像の複数の部分を順に照らすことによって画像の特徴を調べることができる。例えば、ユーザは各脊椎骨を調べるために、脊柱に沿って光源を動かすことができる。

#### 【0042】

光源が所望の位置に配置されると、（レンダリングされている場合）ハローはステップ 1240において無効にされ得る。一部の実施形態では、ユーザがハローを無効にすることを選択することができる（例えば、ユーザインターフェースを介して）。一部の実施形態では、光源がある期間静止していると、撮像システムがハローのレンダリングを自動的に停止してもよい。あるいは、ハローはレンダリングされ続けてもよい。これは、ユーザが視野外の光源位置を選択したときに望ましい可能性がある。任意選択的に、ステップ 1245において、光源の視覚的キューが無効化されてもよい。すなわち、画像内で光源としてレンダリングされたオブジェクトを画像から削除することができる。撮像システムが光源の視覚的キューを自動的に無効化してもよいし、又はユーザが光源の視覚的キューを無効化することを選択してもよい。光源の視覚的キューを無効にすることは、ユーザが光源の近くの画像内で照らされている微細な特徴を観察したいときに有利であり得る。

10

#### 【0043】

方法 1200 は、一部の実施形態では画像取得中に実行され得る。例えば、撮像システムは、超音波検査中にマトリックスアレイ超音波トランスデューサから取得される 3D データセットから画像をレンダリングし得る。方法 1200 は、撮像システム又は他のコンピューティングデバイス（例えば、コンピュータ、病院のメインフレーム、クラウドサービス）に格納された 3D データセットについて実行され得る。例えば、放射線科医は、過去の検査中に取得された 3D データセットからレンダリングされた画像をレビューし得る。

20

#### 【0044】

方法 1200 は単一の光源を参照しながら説明されているが、方法 1200 の全部又は一部が、複数の光源に関して実行及び／又は繰り返されてもよい。例えば、ユーザは、第 1 の関心領域に第 1 の光源を設定し、第 2 の関心領域に第 2 の光源を設定することができる。これは、ユーザが 3D データセットの特徴を素早く強調することを可能にし得る。

#### 【0045】

図 13a～図 13c は、本開示の一実施形態に係るレンダリングされた脊柱画像 1300a～c の例である。図 13a は、光球としてレンダリングされたシミュレーション光源 1305 を有する脊柱画像 1300a を示す。脊柱画像 1300a は、デフォルト位置のシミュレーション光源 1305 を用いてレンダリングされていてもよい。脊柱画像 1300a がレンダリングされた後、ユーザ及び／又は撮像システムが、シミュレーション光源 1305 の位置を調整し得る。図 13b は、椎骨 1310 の上方のシミュレーション光源 1305 を有する脊柱画像 1300b を示す。シミュレーション光源 1305 は、椎骨 1310 の表面から設定距離に位置し得る。ユーザは、シミュレーション光源 1305 の面内位置を、画像 1300a に示すデフォルト位置から画像 1300b に示す椎骨 1310 上の現在位置まで調整してもよい。ユーザは、図 7 を参照しながら上記したやり方のうちの 1 つ又は複数を使用して、シミュレーション光源 1305 の面内位置を調整してもよい。撮像システムが、シミュレーション光源 1305 が椎骨 1310 の表面から設定距離に位置するように、シミュレーション光源 1305 の深度位置を自動的に調整してもよい。図 13c は、椎骨 1320 の上方のシミュレーション光源 1305 を有する脊柱画像 1300c を示す。シミュレーション光源 1305 は、椎骨 1320 の表面から設定距離に位置し得る。ユーザは、シミュレーション光源 1305 の面内位置を、画像 1300b に示す椎骨 1310 上の位置から画像 1300c に示す椎骨 1320 上の現在位置まで調整してもよい。ユーザは、図 7 を参照しながら上記したやり方のうちの 1 つ又は複数を使用して、シミュレーション光源 1305 の面内位置を調整してもよい。例えば、ユーザはタッチスクリーンを使用して、矢印 1315 で示される方向に沿って光源 1305 をドラッグしてもよい。撮像システムは、シミュレーション光源 1305 が椎骨 1320 の表面から設定距離に位置するように、シミュレーション光源 1305 の深度位置を自動的に調整し

30

40

50

てもよい。ユーザが脊柱画像 1300c に沿って光源 1305 を椎骨 1310 と椎骨 1320 との間でドラッグするのに応じて、撮像システムが、光源 1305 と脊椎画像 1300c に示される表面との間の設定距離が維持されるように、シミュレーション光源 1305 の深度位置を自動的に調整してもよい。撮像システムは、図 10～図 12 を参照しながら上記した技術のうちの 1つ又は複数を使用して、光源 1305 の深度位置を調整してもよい。これにより、臨床医は脊柱を素早くスキャンして、各椎骨を調べることが可能になり得る。

#### 【0046】

コンピュータベースシステム又はプログラマブルロジックなどのプログラム可能なデバイスを使用して、構成要素、システム、及び／又は方法が実装される様々な実施形態において、上記システム及び方法は、様々な既知の又は後に開発されるプログラム言語、例えば“C”、“C++”、“FORTRAN”、“Pascal”、及び“VHDL”などのうちの任意のものを使用して実装され得る。したがって、コンピュータなどのデバイスに上記システム及び／又は方法を実施するよう指示することができる情報を含む様々な記憶媒体、例えば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を準備することが可能である。適切なデバイスが記憶媒体に含まれる情報及びプログラムにアクセスすると、記憶媒体は情報及びプログラムを該デバイスに提供し、デバイスが本明細書に記載のシステム及び／又は方法の機能を実行することを可能にする。例えば、ソースファイル、オブジェクトファイル、又は実行可能ファイルなどの適切な素材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、コンピュータは情報を受け取り、適切に自身を構成し、様々な機能を実現するための上記図面及びフローチャートに概説されている様々な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／又は方法の各種の要素に関するディスクから情報の様々な部分を受信し、個々のシステム及び／又は方法を実施し、個々の上記システム及び／又は方法の機能を調整することができる。

#### 【0047】

この開示に関連して、本明細書に記載されている様々な方法及びデバイスは、ハードウェア、ソフトウェア、及びファームウェアとして実装され得ることに留意されたい。さらに、様々な方法及びパラメータは、単なる例示であって、限定的な意味は有さない。この開示に関連して、当業者は、本発明の範囲内において、技術に影響を及ぼすような各自の技術及び必要な機器を決定しつつ、本教示を実施することができる。

#### 【0048】

超音波イメージングシステムを具体的に参照して本発明に係るシステムを説明してきたが、本発明に係るシステムは、1つ又は複数の画像がシステムチックに取得される他の医療イメージングシステムにも拡張され得ることが想定される。本発明に係るシステムは、腎臓、精巣、乳房、卵巣、子宮、甲状腺、肝臓、肺、筋骨格、脾臓、心臓、動脈、及び血管系に関連する画像情報を取得及び／又は記録するために、並びに超音波誘導インターベンションに関連する他のイメージング用途に適用され得る。さらに、本発明に係るシステムは、従来のイメージングシステムとともに使用され、本発明に係るシステムの特徴及び利点を提供することを可能にする1つ又は複数のプログラムを含み得る。本開示の追加の利点及び特徴が、本開示を研究した当業者に明らかとなり、又は本開示の新規システム及び方法を利用する者によって経験される可能性がある。本発明に係るシステム及び方法の他の利点は、従来の医療画像システムを容易にアップグレードして、本発明に係るシステム、装置、及び方法の特徴及び利点を組み込むことができるることである。

#### 【0049】

当然のことながら、本明細書に記載される例、実施形態、又はプロセスのいずれか1つが、1つ又は複数の他の例、実施形態、及び／又はプロセスと組み合わせられてもよく、又は、本発明に係るシステム、装置、及び方法にしたがって別の装置又は装置の部分の間で分離及び／又は実行されてもよい。

#### 【0050】

10

20

30

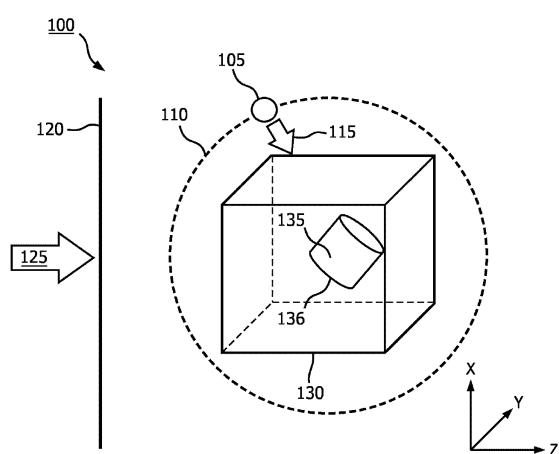
40

50

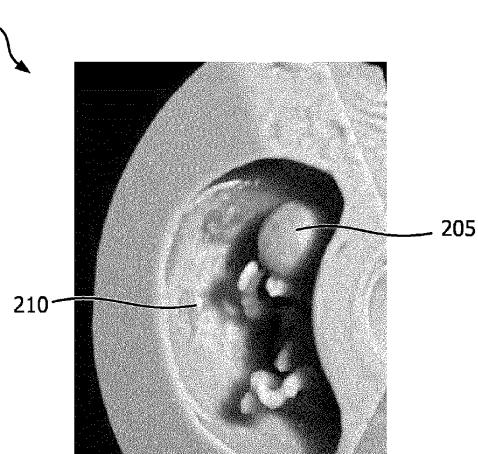
最後に、上記の議論は、本発明に係るシステムの单なる例示であり、添付の特許請求の範囲をいずれかの特定の実施形態又は実施形態のグループに限定するものとして解釈されるべきではない。したがって、例示的な実施形態を参照して特に詳細に本発明に係るシステムを説明したが、以下の特許請求の範囲に示される本発明に係るシステムの意図される広範な趣旨及び範囲から逸脱することなく、多様な変更及び代替的実施形態が当業者によって考案され得ることも理解されたい。したがって、明細書及び図面は例示的であると解釈されるべきであり、添付の特許請求の範囲を限定するものではない。

## 【図面】

【図 1】

先行技術  
図 1

【図 2】

先行技術  
図 2

10

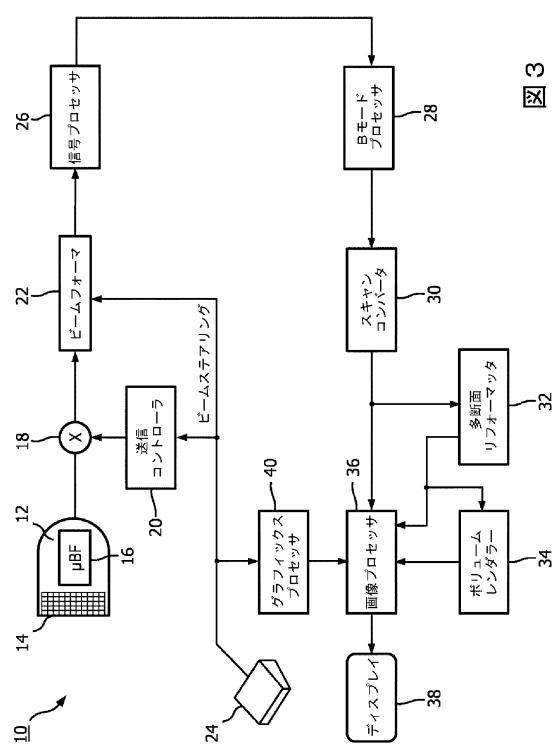
20

30

40

50

【図3】



【図4】

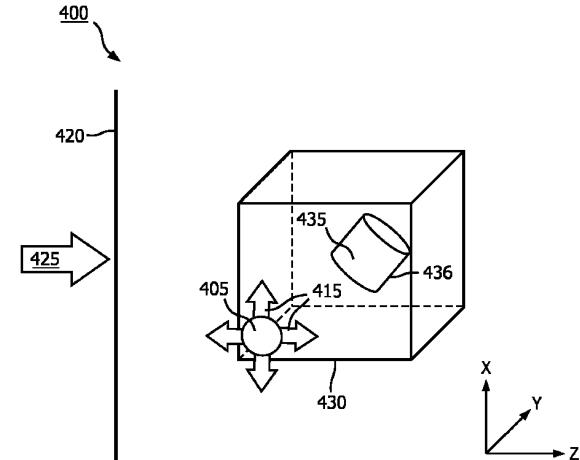
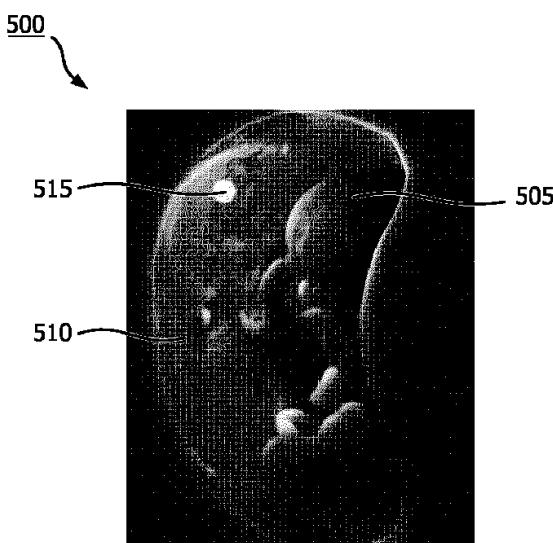


FIG. 4

10

20

【図5】



【図6】

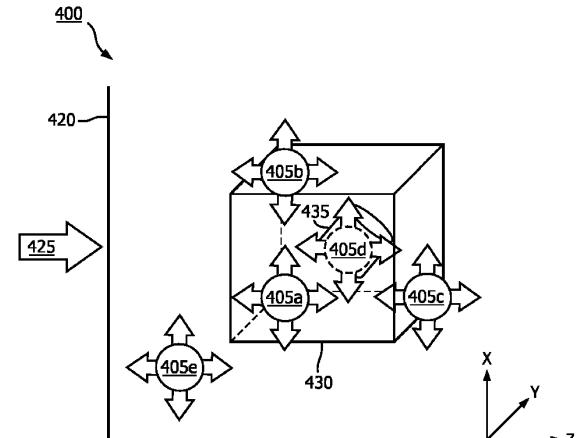


FIG. 6

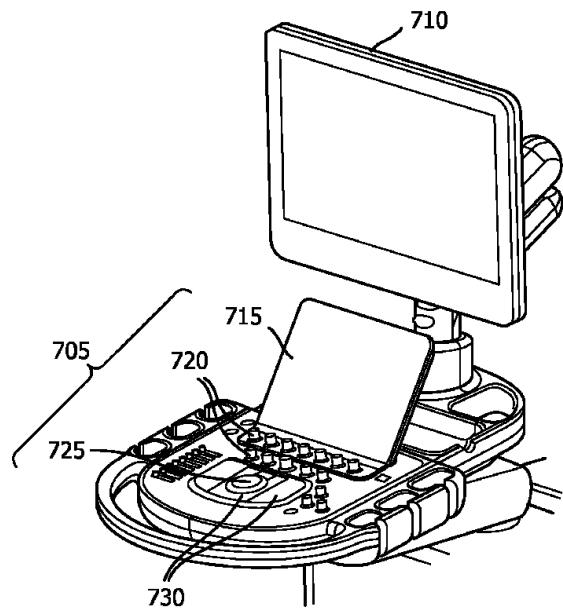
30

40

FIG. 5

50

【図 7】



【図 8】

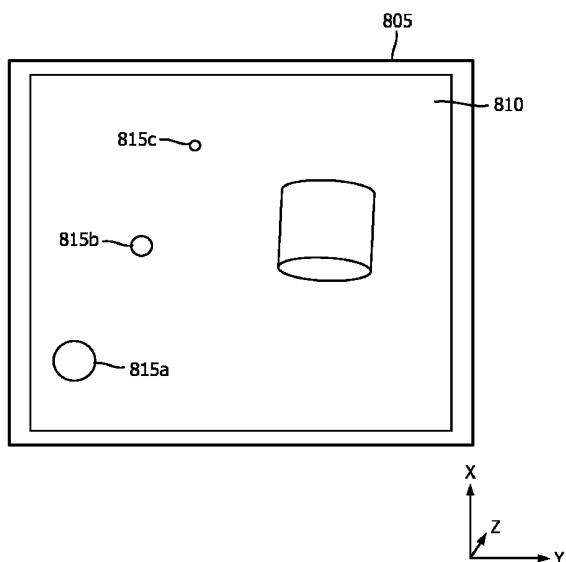


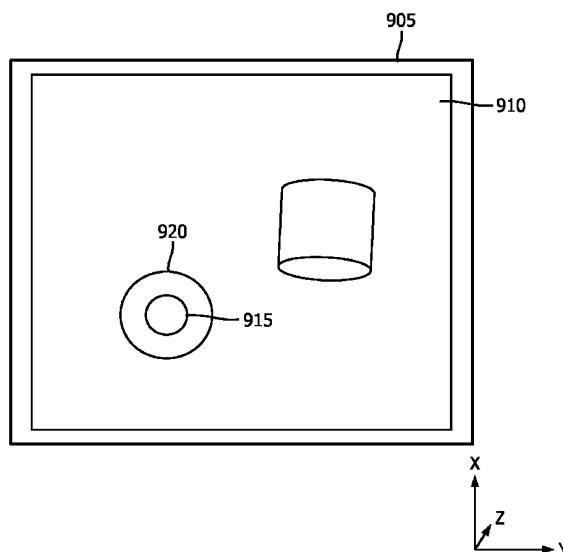
FIG. 8

10

FIG. 7

20

【図 9】



【図 10】

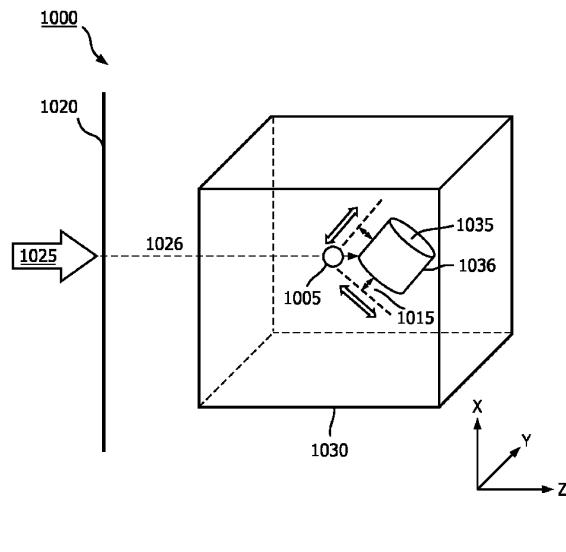


FIG. 9

FIG. 10

30

40

50

【図 1 1 a】

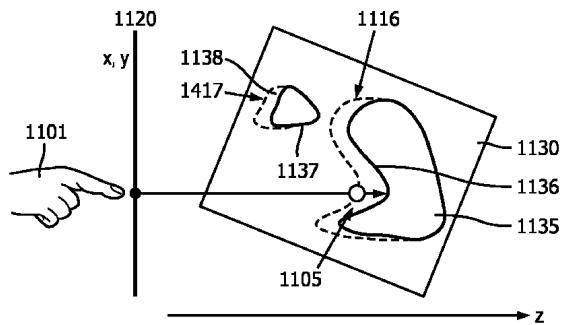


FIG. 11a

【図 1 1 b】

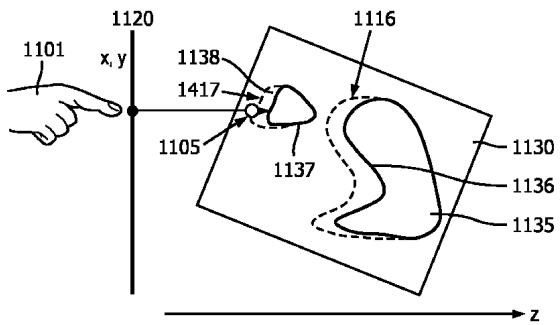
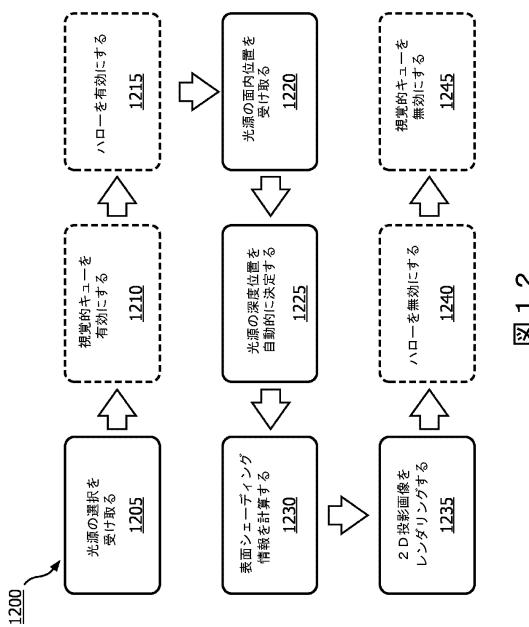


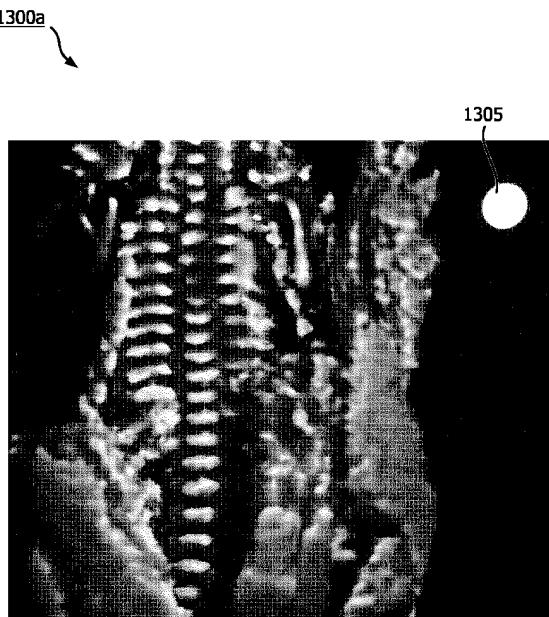
FIG. 11b

10

【図 1 2】



【図 1 3 a】



20

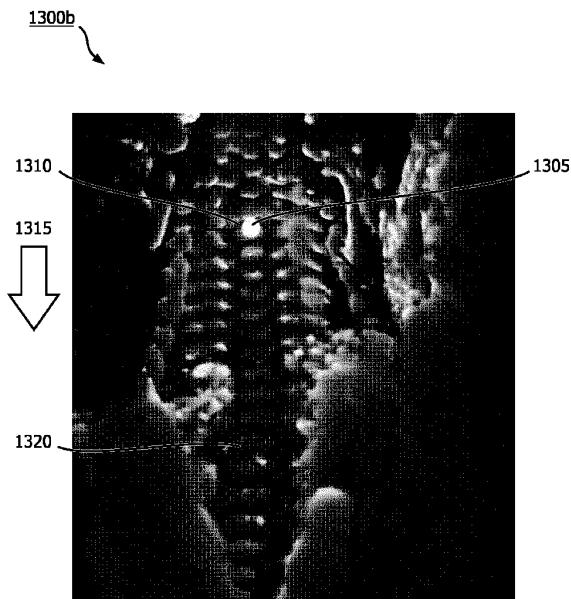
30

FIG. 13a

40

50

【図 1 3 b】



【図 1 3 c】

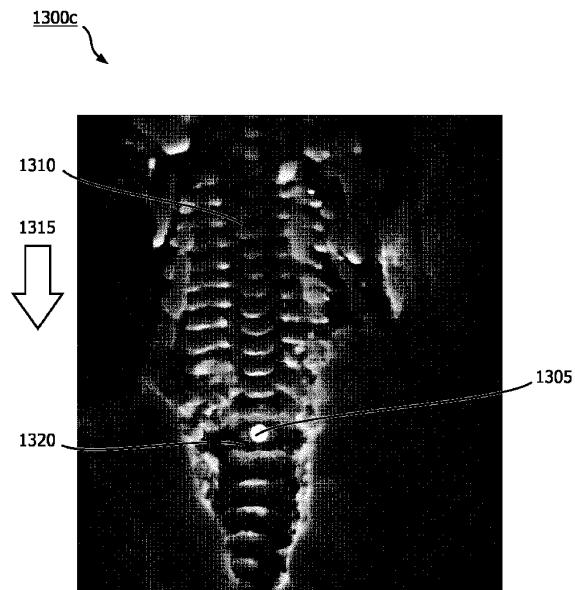


FIG. 13b

FIG. 13c

20

30

40

50

---

フロントページの続き

ドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 アッティア エマヌエル モーセ サージ

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

(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 アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2013-140581(JP, A)

米国特許第06450962(US, B1)

米国特許出願公開第2013/0169641(US, A1)

韓国公開特許第10-2013-0076761(KR, A)

特開2014-150957(JP, A)

特開2013-101599(JP, A)

米国特許出願公開第2013/0093763(US, A1)

米国特許出願公開第2014/0192054(US, A1)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5