

(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2020-512137

(P2020-512137A)

(43) 公表日 令和2年4月23日(2020.4.23)

(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 15 頁)

(21) 出願番号 特願2019-553414 (P2019-553414)
 (86) (22) 出願日 平成30年3月29日 (2018. 3. 29)
 (85) 翻訳文提出日 令和1年11月13日 (2019. 11. 13)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2018/058155
 (87) 国際公開番号 WO2018/178274
 (87) 国際公開日 平成30年10月4日 (2018. 10. 4)
 (31) 優先権主張番号 62/478, 058
 (32) 優先日 平成29年3月29日 (2017. 3. 29)
 (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 ラスト デイビッド
 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】 3Dボリューム内に埋め込まれ、MPR図の十字線に結合された仮想光源

(57) 【要約】

超音波診断イメージングシステムは、対象者の3D画像データセットを取得するアレイプローブを備える。ボリュームレンダリングを実行して、対象者のボリューム画像を生成し、MPR再構成を実行して、対象者の3つの直交する2D画像を生成する。3つの2D画像平面の交点には、それぞれの2D画像内で十字線又は他のグラフィックを使って、位置に印が付けられる。ボリューム画像内の対応する位置は、3Dボリュームの内部を照らす仮想光源を使って印が付けられ、MPR画像内の位置マーカに位置的に結合される。

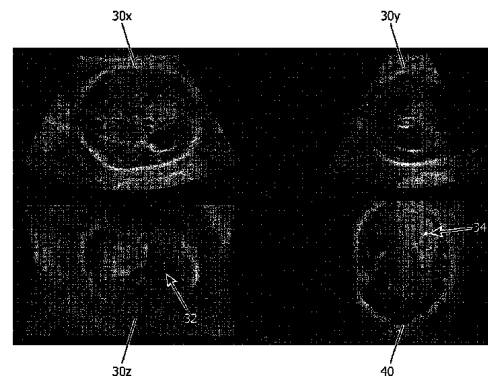


FIG. 3

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象者を 3 次元で走査するアレイトランスデューサを備える超音波プローブと、
前記超音波プローブに結合され、前記対象者の 3 D 画像データセットを格納する 3 D 画像データメモリと、
前記 3 D 画像データメモリと結合され、前記対象者のボリューム画像をレンダリングするボリュームレンダラと、
前記 3 D 画像データメモリと結合され、前記対象者の 1 つ又は複数の 2 D 画像を生成する 2 D 画像再構成回路と、
画像グラフィックを生成するグラフィック発生器と、
前記対象者の前記ボリューム画像及び 1 つ又は複数の前記 2 D 画像を、前記画像グラフィックと共に同時に表示するディスプレイと
を備え、
前記ボリューム画像は、1 つ又は複数の前記 2 D 画像内に表示される位置マーカに位置的に結合される仮想光源と共に表示される、3 次元 (3 D) イメージングのための超音波診断イメージングシステム。

10

【請求項 2】

前記ボリューム画像はさらに、前記グラフィック発生器によって生成される仮想光源のグラフィックと共に表示される、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 3】

前記ボリューム画像はさらに、前記仮想光源からの照明の効果と共に表示される、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

20

【請求項 4】

前記照明の効果は、前記ボリュームレンダラによって生成される、請求項 3 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 5】

前記照明の効果は、前記仮想光源により近い構造に対して強い照明を生成し、前記仮想光源からより遠い構造に対して弱い照明を生成する、請求項 4 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 6】

前記強い照明及び前記弱い照明は、前記仮想光源への距離に対する逆二乗の法則の関数である、請求項 5 に記載の超音波診断イメージングシステム。

30

【請求項 7】

前記照明の効果は、明度、色相、又は輝度の違いとして生成される、請求項 4 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 8】

前記 2 D 画像再構成回路は、多断面画像再構成回路をさらに備える、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 9】

前記多断面画像再構成回路はさらに、前記対象者の交差する平面の 3 つの 2 D 画像を生成する、請求項 8 に記載の超音波診断イメージングシステム。

40

【請求項 10】

前記 3 つの 2 D 画像は、2 D 画像平面の交点のグラフィックマーカをさらに有する、請求項 9 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 11】

前記ボリューム画像の前記仮想光源の位置は、前記 2 D 画像平面の前記交点の変化に伴って変化する、請求項 10 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 12】

前記仮想光源と共に表示される前記ボリューム画像、及び 1 つ又は複数の前記 2 D 画像が同時に表示される、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

50

【請求項 13】

対象者の 3 次元超音波画像データを表示する方法であって、前記方法は、
前記 3 次元超音波画像データのボリュームレンダリングを表示するステップと、
前記 3 次元超音波画像データの平面の複数の 2 D 画像を同時に表示するステップと、
前記 2 D 画像のそれぞれの中に、前記 2 D 画像の前記平面の交点の位置マーカを表示するステップと、
前記ボリュームレンダリング内に、仮想光源を表示するステップと、
前記ボリュームレンダリング内の前記仮想光源の位置を、前記 2 D 画像の前記位置マーカに結合するステップと
を有する、方法。

10

【請求項 14】

前記仮想光源によって生成される照明の効果と共に前記ボリュームレンダリングを表示するステップ
をさらに有する、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記同時に表示するステップは、互いに直交する画像平面の 3 つの 2 D 画像を同時に表示するステップをさらに有し、
前記照明の効果と共に前記ボリュームレンダリングを表示するステップは、前記仮想光源への距離の逆二乗の関数として減衰する照明の効果を表示するステップをさらに有する、請求項 14 に記載の方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、3 次元超音波イメージングに関し、詳細には、対応する 3 次元超音波画像内に埋め込まれた仮想光源位置マーカへの、M P R 図の十字線の結合に関する。

【背景技術】

【0002】

40 年以上にわたり、超音波診断イメージングは、2 次元 (2 D) のイメージングに支配されてきた。B アームシステムから始まり、次いで機械的に振動するトランスデューサ、そして最後に電子的に操作されるビームアレイプローブへと、超音波イメージングは、静的 2 D イメージングから高品質のリアルタイムイメージングに進化してきた。そのため、超音波検査技師は、2 D 画像を使って身体中をナビゲートし、2 D 画像で診断すべき病変を認識することに慣れていて、約 15 年前、超音波は、リアルタイムのフェーズド 3 次元 (3 D) イメージングにより、進化に向けた新たな一歩を踏み出した。解剖学の 3 D 画像は、2 D 画像よりも多くの診断情報を提供するにもかかわらず、解剖学の 2 D の図を見ることにしか慣れていない多くの超音波検査技師には馴染みがなかった。3 D 超音波技術は継続的に採用されているが、超音波ボリューム画像の 3 D ナビゲーションは、3 D 機能が長年にわたり市場に出回っているにもかかわらず、多くの超音波検査技師及び医師にとって困難なままである。3 D ボリュームのナビゲーションによって臨床医を支援するために、3 D 画像データを、3 D 画像及びより馴染みのある 2 D 画像の両方で提示する閲覧形式が開発された。超音波システムは、3 D ボリューム画像の表示に加えて、3 D ボリューム内の交差する (通常は直交する) 平面の 3 つの 2 D 画像も表示する。したがって、臨床医は、馴染みがないと思われる 3 D ボリューム画像内で解剖学的構造を見つける場合、関心のある解剖学的構造と交差する 1 つ又は複数の 2 D 画像の平面を配置し、より馴染みのある 2 D の図で解剖学的構造を視覚化することができる。3 つの 2 D 平面はすべて画像ボリューム内の 1 点で交差するため、臨床医は、この交点を 3 D ボリューム内の対象物上に配置し、それによって 3 つの異なる切断面の図で対象物の解剖学的構造を視覚化することができる。しかし、この 2 D - 3 D 視覚化技法の組合せが広く使用されているにもかかわらず、多くの臨床医にとって 3 D 画像ナビゲーションは依然として課題である。特に 1

30

40

50

つの問題は、2D画像の1つで特定された点を、3Dボリューム表示内の位置で参照することである。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

したがって、臨床医が3Dボリューム画像をナビゲートするのをさらに支援するイメージングツールを提供することが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の原理に従って、画像ディスプレイが、3Dボリューム画像、及び画像ボリュームの1つ又は複数の交差する2D平面画像の図を有する、超音波診断イメージングシステム及び表示技法を説明する。位置マーカ又は十字線は、空間の同じ点に対応する各2D画像内に存在し、ボリューム画像内の空間の同じ点にも存在する。ただし、ボリューム画像内の位置マーカは十字線ではなく、2D画像の位置マーカ又は十字線に空間的に結合された仮想光源である。位置マーカ又は十字線及び仮想光源を再配置することができ、それらは空間的に結合されており、その結果2D画像内で位置マーカ又は十字線を再配置すると、ボリューム画像内での仮想光源の対応する再配置がもたらされることになり、且つ/又はその逆ももたらされる。

【図面の簡単な説明】

【0005】

【図1】本発明の原理に従って構成された超音波システムを、構成図の形で示す図である。

【図2】図1のボリュームレンダラによって実行されるレンダリングプロセスの図である。

【図3】3Dボリューム画像内の仮想光源位置マーカに位置的に結合された平面画像内の十字線を有する、3つの2D平面画像及び対応する3Dボリューム画像を示す図である。

【図4a - 4b】3Dボリューム画像内の仮想光源の位置の変化で生じる、解剖学的照明の変化の効果を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0006】

最初に図1を参照して、本発明の原理に従って構成される超音波システムを、構成図の形で示す。この実施態様では、超音波プローブは、2次元アレイトランスデューサ500及びマイクロビーム形成器502を備える。マイクロビーム形成器は、アレイトランスデューサ500の素子（「パッチ」）のアレイに印加される信号を制御する回路を内蔵し、それぞれのアレイの素子によって受信されるエコー信号のいくつかの処理を行い、部分的にビーム形成された信号を生成する。プローブ内でのマイクロビーム形成は、プローブと超音波システムとの間のケーブル503内の導体の数を削減するので有利であり、米国特許第5,997,479号（Savord等）及び米国特許第6,436,048号（Pesque）に記載されている。

【0007】

プローブは、超音波システムのスキャナサブシステム310に結合される。スキャナは、ユーザ制御部60に応答して、送信ビームのタイミング、周波数、方向、及び集束に関してプローブに指示する制御信号をマイクロビーム形成器502に供給する、ビーム形成器コントローラ312を備える。ビーム形成器コントローラは、アナログからデジタルへの（A/D）変換器316及びビーム形成器116へ結合されることにより、受信エコー信号のビーム形成も制御する。プローブで受信されたエコー信号は、スキャナ内のプリアンプ及びTGC（時間利得制御）回路314で増幅され、次いでA/D変換器316でデジタル化される。次いで、デジタル化されたエコー信号は、ビーム形成器116によって完全にコヒーレントなビームに形成される。エコー信号は、デジタルフィルタ処理、Bモード検出、及びドップラ処理を実行し、高調波分離、周波数又は空間合成によるスペック

10

20

30

40

50

ル低減、及び他の望ましい画像処理など、他の信号処理機能も実行することができる、信号プロセッサ 318 によって処理される。

【0008】

スキャナサブシステム 310 で生成されたエコー信号は、所望の画像形式で表示するためにエコー信号を処理するデジタルディスプレイサブシステム 320 に結合される。エコー信号は、エコー信号をサンプリングし、ビームのセグメントを完全なライン信号に継ぎ合わせ、信号対ノイズの改善又は流れの連続性のためにライン信号を平均化する画像ラインプロセッサ 322 によって処理される。画像ラインは、当技術分野で知られているように、 $R - \theta$ 座標から直交座標への変換を実行する走査変換器 324 によって所望の画像形式に走査変換される。走査変換器はまた、受信したエコー信号とビームとの間の画像領域を補間によって埋める。各ビームからの個々の画像ピクセル値は、走査されている 3D ボリューム内の x 、 y 、及び z 座標位置に従ってアドレス指定可能な 3D メモリ 326 に格納される。3D メモリに格納された 3D 画像データから生成された最終画像には、画像と共に表示されるべきグラフィックが重ね合わされる。こうしたグラフィックは、患者識別情報の入力及び表示、若しくは例えばカーソルの移動に対して、又は以下に説明する十字線形グラフィックの形の位置マーカに対して、ユーザ制御部に応答するグラフィック発生器 332 によって生成される。

10

【0009】

リアルタイムのボリュームイメージングの場合、表示サブシステム 320 は、3D データセット又は 1 組の空間的に分離された 2D 画像を 3D メモリから受信し、それをリアルタイムの 3 次元画像にレンダリングするボリュームレンダラ 328 も備える。3D 画像データセットからのボリュームのレンダリングはよく知られており、走査された 3D 物体の特定の図を、コンピュータモニタなどの 2 次元閲覧媒体上での表示に好適な 2D 画像の図に変換するよう機能する。ボリュームのレンダリングプロセスを図 2 に示す。ブロック 200 は、3D メモリ 326 に格納され、 x 、 y 、及び z 座標でアドレス指定可能な画像データを表し、ここでは走査画像平面の画像データのブロックとして空間的に配置される。この例では、画像データは、アレイトランスデューサ 500 を使って、画像平面 202、画像平面 204 など、連続した平面を走査することによって取得された。 x 、 y 画像データの画像平面は、図面では z 次元に積み重ねて示されており、それによってデータの z 座標を提供する。ボリュームのレンダリングは、閲覧者 D によるボリュームの特定の閲覧方向での、ボリューム 200 を貫通する多数の平行な仮想線 70 の投影である、レイキャスティングを用いて実行される。仮想線 70 に沿って出くわすピクセルは、所望のレンダリングアルゴリズム（例えば、表面レンダリング、最大値レンダリング、平均値レンダリング）に従って蓄積され、投影面 72 にレンダリングされる 2D 画像の 1 つのピクセル値を生成する。図 2 の例では、仮想投影線 70 は、ブロック 200 の解剖学的画像データセットを通過するときに、組織ピクセル t 及び血液ピクセル b と交差する。線 70 は、平面 202 上の組織ピクセル 202 t と交差し、次いで平面 204 上の組織ピクセル 204 t と交差することが分かる。次いで、線 70 は、平面 210、212、及び 214 上でそれぞれ、血管 126 v の 3 つの血液ピクセル 210 b 、212 b 、及び 214 b と交差する。次いで、投影線は、平面 206 及び 208 上の組織ピクセル 206 t 及び 208 t と交差する。交差したピクセル値は、選択したレンダリングアルゴリズムに従って処理される。レンダリングされる画像にとって望ましい画像ピクセル密度を生成するのに必要な、十分な仮想投影線に対してプロセスが繰り返されると、特定の閲覧方向から見たボリュームの x 及び y における 2D 画像が得られる。レンダリングアルゴリズムは、概して

20

30

40

【数 1】

$$P_{x,y}(\theta) = \sum_{i=1}^N f(P_1 \dots P_{i-1}) P_i$$

と記載することができ、ここで、 $P_{x,y}(\theta)$ は、ボリューム 200 を、3D データセットに対して角度 θ で閲覧するときの投影面 72 の x 、 y 座標における画像点であり、 N は、投影線に沿って出くわすデータの値である。関数 $f(P_1 \dots P_{i-1})$ は、米国特許第 5,720,291 号 (Schwartz) に記載されているように、組織を不透明、流体を透明に、又はその逆に見るために使用される、不透明 - 透明関数などの、所望のレンダリング関数である。以下に説明する本発明の実施態様では、レンダリング関数は、仮想光源から仮想線 70 に沿った点までの距離の関数である照明係数を含む。式

10

【数 2】

$$P_{x,y}(\theta) = \text{Max}_{i=1,N}[P_i]$$

20

に従って 3D データセットをレンダリングすることにより、最大輝度の投影を作成することができ、式

【数 3】

$$P_{x,y}(\theta) = \left(\frac{1}{N}\right) \sum_{i=1}^N P_i$$

30

に従ってデータセットをレンダリングすることにより、平均輝度の投影を作成することができる。複数のかかる投影画像は、それぞれわずかに異なる閲覧方向 θ で与えられた 3D データセットから形成され、次いで、回転しながら 3D ボリュームの移動する図を提示するために、リアルタイムで連続して再生され得る。これは、動的視差として知られている表示技法である。ボリュームレンダリングのさらなる詳細については、Kaufman, A. 著の「Introduction to Volume Visualization」、IEEE Computer Society Press、1991 年を参照されたい。

【0010】

40

図 1 の超音波システムは、3D 画像データに対して動作する別のプロセッサである、MPR 再構成回路 330 を備える。MPR (多断面再構成) 回路は、3D データセットを通じて所望の平面内のピクセル値を選択し、平面内に位置するピクセルから 2D 画像を生成する。ユーザがボリュームデータを通じて平面を選択すると、平面と交差するデータのボリューム内の任意の点の x 、 y 、 z アドレスを幾何学的に計算することができる。原理的に、平面はボリュームデータセット全体にわたるどんな傾きでもあり得るが、本発明の実施態様にとって好ましい MPR 画像の組は、1つの平面は、 y 、 z のデータ点と一定の x 値とを持ち、別の平面は、 x 、 z のデータ点と一定の y 値とを持ち、第 3 の平面は、 x 、 y のデータ点と一定の z 値とを持つ、3つの直交する平面の組である。非直交交差面も使用してよい。かかる交差する 3つの平面は、3D 空間の 1つの点で交差し、点は、ボリュ

50

ームレンダラ 3 2 8 によって生成される 3 D ボリューム画像内にも存在する。ディスプレイプロセッサ 3 3 4 は、図 3 に示すように、互いに隣接するなどの所望のディスプレイ形式で画像を配置し、図 3 にも示すグラフィック発生器によって生成された任意のディスプレイグラフィックを重ね合わせる。次いで、構成された画像表示は、ディスプレイ 1 5 0 の画面上に表示される。

【 0 0 1 1 】

ユーザインターフェース 6 0 は、2 次元アレイプロブによって走査されるボリューム領域の向きの制御及び M P R 平面の操作のための制御部 6 2 ~ 6 6 を備える。ユーザは、走査されるべきプロブの前の領域の向きなど、制御部 6 6 によって制御されるべき機能を選択することができる。次いで、ユーザは、ジョイスティック又はトラックボール 6 2 を使用して、走査される領域の位置を決める。走査される領域が設定されると、ユーザは制御部 6 4 を押して設定を固定させる。ビーム形成器コントローラ 3 1 2、ビーム形成器 1 1 6、及びマイクロビーム形成器 5 0 2 は、2 次元アレイ 5 0 0 の素子とのフェーズド送信 (p h a s e d t r a n s m i s s i o n) を用いて所望の方向にビームを送信することにより、これらの設定変更に応答し、次いで受信ビームを同じ方向にステアリングし、走査されているボリューム領域全体にわたって一連の受信ビームを取得する。こうした受信ビームは、3 D 空間で画像値の走査ラインに処理され、次いでボリュームレンダリングによって、走査されたボリュームの 3 D 画像にレンダリングされる。2 次元 M P R 画像は、M P R 再構成により、3 D ボリュームを通る 1 つ又は複数の切断面で形成される。ディスプレイ画面には、レンダリングされたボリューム画像、及び走査されたボリュームの 1 つ又は複数 (好ましくは 3 つ) の平面 M P R 画像が表示される。

【 0 0 1 2 】

前述のように、本発明の好ましい実施態様では、3 つの相互に交差する M P R 画像及び 3 D ボリューム画像、つまり同じボリューム領域のすべてを表示する。3 つの M P R 画像は共通点で交差し、M P R 画像の平面の位置は、共通の交点が開心領域内にあるように、ユーザ制御部 6 0 で調整され得る。この調整を支援するために、図 3 の M P R 画像 3 0 x、3 0 y、及び 3 0 z に示される「+」十字線 3 2 などの位置マーカによって、各 M P R 画像内で共通の交点に印が付けられる。各画像の上に表示される + 十字線は、それを使って平面の再配置が操作される制御パネル 6 0 に結合されたグラフィック発生器 3 3 2 によって生成される。したがって、直交平面を使用すると、臨床医は、x 平面、y 平面、及び z 平面内で対象物の解剖学的構造を確認することができ、各画像内の十字線 + が対象物の解剖学的構造の上に配置されるまで平面を再配置することができる。同じ交点の位置を、平面の交点の x、y、z 座標から自動的に生成され得る同様の十字線マーカ + によって、ボリューム内で印付けすることができる。

【 0 0 1 3 】

ただし、3 D イメージング及び平面操作に馴染みがない臨床医は、3 D 画像内の空間の交点を認識することが難しいと感じ、それによって画像の操作が困難になる。本発明によれば、ボリューム画像内の平面の交点は、十字線 + ではなく、図 3 のボリューム画像 4 0 内で、白色光球として示され矢印 3 4 で指示される、仮想光源球として表示される。仮想的な大腸内視鏡検査のための超音波画像での仮想光源の使用が、例えば米国特許出願公開第 2 0 1 6 / 0 2 9 2 9 1 3 号 (W a h r e n b e r g) に記載されている。画像 4 0 内の仮想光源は、ボリューム画像に重ね合わせるアイコン、この例では白色光球として、グラフィック発生器により生成される。他の色も使用してよい。ボリューム画像 4 0 では、仮想光源が、中に配置されている空隙の周囲の壁を照らしていることも理解されよう。この照明及び付影処理は 3 D 画像の画質を高め、臨床医が、仮想光源が置かれている解剖学的構造をよりよく認識できるようにする視覚的な手がかりを提供し、それにより M P R 平面位置調整を支援する。ボリューム画像 4 0 は、流体を透明として、組織表面を固体表面としてレンダリングする、表面レンダリングにより生成される。図 4 では、仮想光源 3 4 は、対象者の流体で満たされた空隙内に配置され、空隙の壁を照らしている。空隙の表面のこの照明の効果は、照明係数を、光源によって照らされる空隙の壁の一部を表す各ピク

10

20

30

40

50

セルと合成することにより、ポリウムレンダリングプロセス中に生成される。現実的な照明の効果を提供するために、壁のピクセルに使用される照明係数を、仮想光源からのそのピクセルの距離によって減少させる必要がある。実際、光源によって生成される光の輝度は、距離に適用される逆二乗の法則に応じて低下する。したがって、本発明の実施態様は、投影線 70 に沿った表面レンダリング計算によって生成されたピクセルが、仮想光源が配置される空隙の表面のピクセルであるときを判断することによって、動作することができる。ピクセルは、表面のピクセルと仮想光源の位置との間の線に沿って組織のピクセルが存在しない場合、空隙の照らされた表面のピクセルである。例えば、表面のピクセルと仮想光源位置との間のすべてのピクセルが血液ピクセルである場合、表面のピクセルは、仮想光源が配置されている空隙の照らされた壁のピクセルである。この分析により、ピクセルが空隙の照らされた壁のピクセルであることが判明すると、光源による照明を反映するために、その色又はディスプレイの明度若しくは輝度が調整される。使用できる 1 つの適切な照明係数は、空隙の壁のピクセル位置と仮想光源位置との間の距離に逆二乗の法則を適用することで計算され、仮想線に沿った距離は、ピクセルが照らされた空隙の壁のピクセル（流体のみ介在する）であるかどうかを判断するために以前に使用されたものである。例えば、光源から 5 mm の点の空隙の壁のピクセルは、ある照明係数によってその明度が増加し、光源から 3 mm の別の壁のピクセルは、より大きい照明係数によってその明度が増加する。仮想光源から影になっている壁のピクセルは、その明度がまったく増加しない。したがって、空隙の壁の一部が仮想光源に近いほど、その明度は大きくなる。同じ効果を、色相又は輝度を使用して作り出すことができる。

10

20

30

40

50

【0014】

この照明の効果は、血管壁 20 を有する 2 次元断面の血管を表す図 4 を参照することで、よりよく理解される。図 4 a では、仮想光源 10 は、血管の上部近くで血管の左壁の近くに配置されている。したがって、光源は、表面 14 で示される右の血管壁を照らすよりも、左の壁に沿った表面 12 で示される左の血管壁をより明るく照らす。光源 10 の下に、左の血管壁 20 の曲がりがあることも理解されよう。この曲がりにより、血管壁の曲がりの下にある部分が、影付き領域 16 によって示すように、光源から影になる。したがって、この例には、明るく照らされた血管壁 12、あまり明るく照らされていない血管壁 14、及び光の散乱効果がなく、光源によってまったく照らされていない影になった血管壁 16 の 3 種類の壁の表面の照明がある。

【0015】

図 4 b では、仮想光源 10 は、血管内のより低い位置に配置され、右血管壁 20 により近い。壁面の領域 12 は、光源と右の血管壁との距離が短いため、最も明るく照らされる。左の血管壁も 14 で示すように光源によって照らされるが、光源から左の壁までの距離がより長いため、あまり明るく照らされない。光源が図示された位置にある状態で、血管壁のどの部分にも影がなく、そのため、光源までの距離の逆二乗の法則に応じて、又は他の何らかの（例えば、線形の）減少する照明係数を使って、血管壁に沿った任意のピクセルの明度、色相、又は輝度に照明係数を追加又は適用することができる。

【0016】

したがって、本発明の実施態様は、ポリウム画像内の位置マーカとして仮想光源を使用し、光源は、画像化されたポリウムを通じて、3 つの直交平面の MPR 画像の交点など、1 つ又は複数の 2 D 画像内の対応する位置に印を付ける。図 3 に 32 で示す十字線、又は他の交差する画像平面の位置を表す各 2 D 画像上に水平及び垂直に描かれた破線を使って、MPR 画像内においても交点に印を付ける。他のマーカも使用してよい。2 D 画像内のマーカは、ポリウム画像内の仮想光源マーカ 34 に動作可能に結合されており、2 D 画像平面の 1 つが再配置されると、仮想光源は、平面の交点の変化に対応してポリウム画像内で自動的に再配置され、且つ / 又はその逆ももたらされる。

【0017】

図 1 に示すような 3 D イメージングを実行する超音波システムは、ハードウェア、ソフトウェア、又はそれらの組合せで実施されることに留意されたい。超音波システムの様々

な実施形態並びに / 或いは構成要素、例えばモジュール、又はモジュールの中の構成要素及びコントローラも、1つ又は複数のコンピュータ又はマイクロプロセッサの一部として実施される。コンピュータ又はプロセッサは、コンピュータ処理デバイス、入力デバイス、ディスプレイユニット、及び例えばインターネットにアクセスするためのインターフェースを備える。コンピュータ又はプロセッサは、マイクロプロセッサを含む。マイクロプロセッサは、例えば、PACSシステムにアクセスするために、通信バスに接続される。コンピュータ又はプロセッサは、メモリも備える。Aラインメモリ24などのメモリデバイスは、ランダムアクセスメモリ(RAM)及び読み取り専用メモリ(ROM)を含む。コンピュータ又はプロセッサは、ハードディスクドライブ、又はフロッピーディスクドライブ、光ディスクドライブ、USBサムドライブ(solid-state thumb drive)などの取り外し可能な記憶装置ドライブである記憶デバイスをさらに備える。記憶デバイスはまた、コンピュータプログラム又は他の命令をコンピュータ又はプロセッサにロードするための他の同様な手段である。

10

【0018】

本明細書で使用する「コンピュータ」、「モジュール」、又は「プロセッサ」という用語には、マイクロコントローラ、縮小命令セットコンピュータ(RISC)、ASIC、論理回路、及び本明細書に記載される機能を実行することができる任意の他の回路若しくはプロセッサを使用するシステムを含む、任意のプロセッサベース又はマイクロプロセッサベースのシステムが含まれる。上記の例は単に例示的であり、したがって、これらの用語の定義及び / 又は意味を限定することを、決して意図しない。

20

【0019】

コンピュータ又はプロセッサは、入力データを処理するために、1つ又は複数の記憶素子に格納されている1組の命令を実行する。記憶素子は、所望であれば、又は必要であれば、データ又は他の情報も格納する。記憶素子は、情報源の形態又は処理機械内の物理的メモリ素子の形態である。

【0020】

上記の切断波測定及び背景の動き補償サブシステムを含む超音波システムの1組の命令は、処理機械としてのコンピュータ又はプロセッサに、本発明の様々な実施形態の方法及びプロセスなどの特定の動作を実行するよう命令する様々なコマンドを含む。1組の命令は、ソフトウェアプログラムの形態である。ソフトウェアは、システムソフトウェア又はアプリケーションソフトウェアなどの様々な形態であり、有形の非一時的なコンピュータ可読媒体として具現化される。さらに、ソフトウェアは、別個のプログラム又はモジュールの集まり、より大きなプログラム内のプログラムモジュール、或いはプログラムモジュールの一部の形態である。例えば、ボリュームレンダラ及びMPR再構成回路によって計算される方程式は、方程式を計算するソフトウェアモジュールによって実行される。ソフトウェアには、オブジェクト指向プログラミングの形態のモジュール式プログラミングも含まれる。処理機械による入力データの処理は、操作者のコマンドに応答する、以前の処理の結果に応答する、又は別の処理機械によって行われた要求に応答する。

30

【0021】

さらに、添付の特許請求の範囲の限定は、かかるクレームの限定が、構造のない機能の記述を伴い、明示的に「～する手段」という語句を使用していない限り、ミーンズプラスファンクション形式で記載されておらず、米国特許法第112条第6項に基づいて解釈されることを意図していない。

40

【図 1】

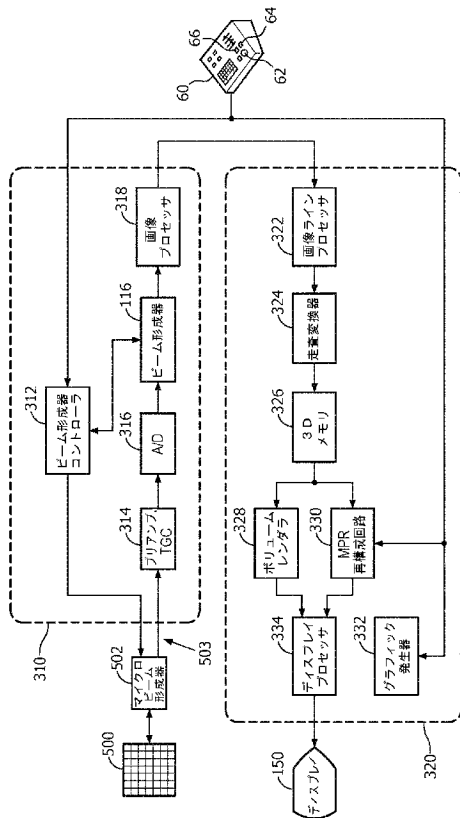


図 1

【図 2】

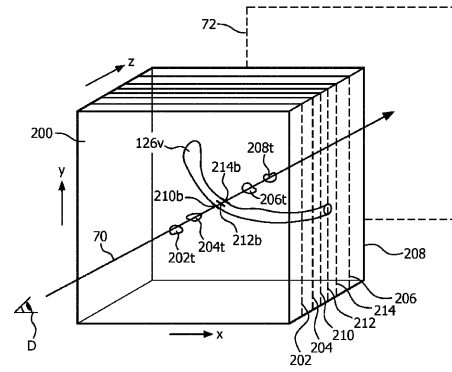


FIG.2

【図 3】

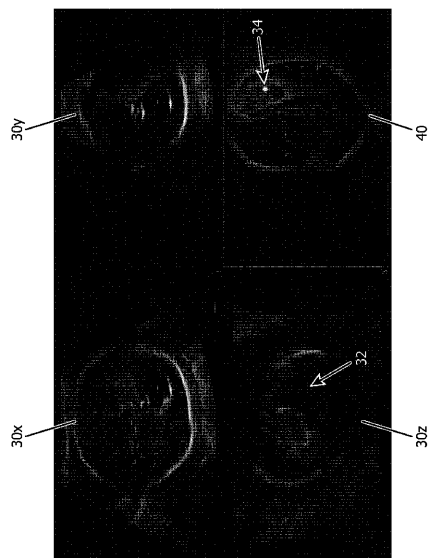


FIG. 3

【図 4 a】

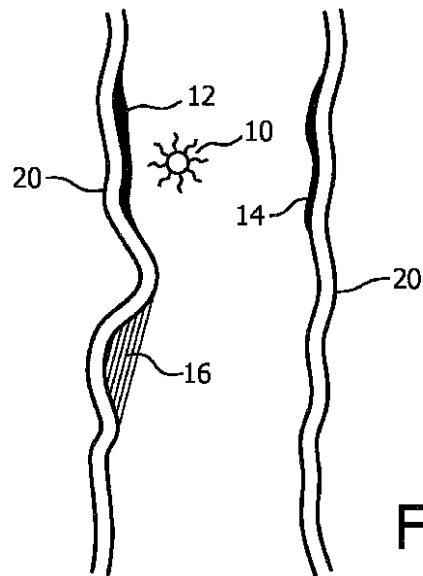


FIG.4a

【図 4 b】

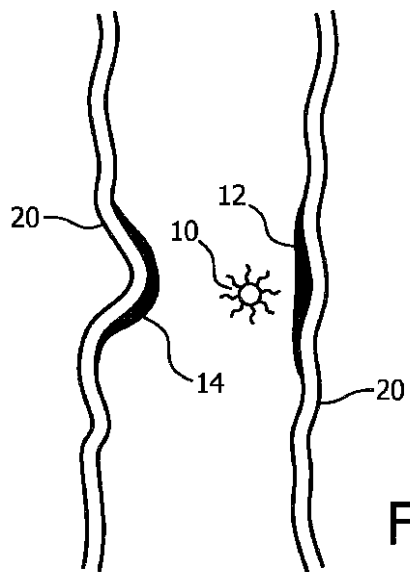


FIG.4b

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2018/058155

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. G06T15/08 G06T15/50 G06T19/00
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)
G06T

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.
Y	WO 2004/095378 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; VAN MUISWINKEL ARIANNE M C [NL];) 4 November 2004 (2004-11-04) the whole document	1-15
Y	EP 1 659 513 A2 (GEN ELECTRONIC CO [US]) 24 May 2006 (2006-05-24) abstract; figure 3 paragraph [0001] - paragraph [0002] paragraph [0022] - paragraph [0032]	1-15
Y	US 2010/328305 A1 (VINING DAVID J [US]) 30 December 2010 (2010-12-30) figure 26	1-15

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

* Special categories of cited documents :

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

14 June 2018

Date of mailing of the international search report

22/06/2018

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

Kopilovic, Ivan

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2018/058155

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2004/075658 A1 (GOTO YOSHIHIRO [JP]) 22 April 2004 (2004-04-22) abstract; figure 7 paragraph [0001] - paragraph [0005] paragraph [0043] - paragraph [0060] -----	1-15
Y	US 2016/292913 A1 (WAHRENBURG MAGNUS FREDRIK [GB]) 6 October 2016 (2016-10-06) paragraph [0002] - paragraph [0014] -----	1-15
Y	JP 2000 090283 A (TOSHIBA IYO SYSTEM ENG KK; TOSHIBA CORP) 31 March 2000 (2000-03-31) abstract; figure 1 -----	1-15
Y	US 2012/245465 A1 (HANSEGARD JOGER [NO] ET AL) 27 September 2012 (2012-09-27) abstract; figures 3-6 paragraph [0034] paragraph [0054] -----	1-15
A	Peter Kohlmann: "LiveSync: Smart Linking of 2D and 3D Views in Medical Applications", PhD-Thesis,, 1 January 2009 (2009-01-01), XP055440869, Retrieved from the Internet: URL:https://www.cg.tuwien.ac.at/research/p ublications/2009/kohlmann-2009-lssl/kohlma nn-2009-lssl-print%20version.pdf [retrieved on 2018-01-15] figures 14, 2.8, 2.9, 2.10, 3.6, 3.7, 3.8, 4.5 -----	1-15
A	US 2009/002366 A1 (KANITSAR ARMIN [AT] ET AL) 1 January 2009 (2009-01-01) paragraph [0057]; figures 8-11 paragraph [0124] -----	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2018/058155

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2004095378 A1	04-11-2004	NONE	
EP 1659513 A2	24-05-2006	EP 1659513 A2 JP 2006142021 A US 2006119622 A1	24-05-2006 08-06-2006 08-06-2006
US 2010328305 A1	30-12-2010	AU 706280 B2 CA 2202401 A1 EP 0794728 A1 JP H10507954 A US 5782762 A US 6083162 A US 6272366 B1 US 2001044576 A1 US 2006023966 A1 US 2010328305 A1 WO 9613207 A1	10-06-1999 09-05-1996 17-09-1997 04-08-1998 21-07-1998 04-07-2000 07-08-2001 22-11-2001 02-02-2006 30-12-2010 09-05-1996
US 2004075658 A1	22-04-2004	US 2004075658 A1 WO 02078545 A1	22-04-2004 10-10-2002
US 2016292913 A1	06-10-2016	JP 2016193196 A US 2016292913 A1	17-11-2016 06-10-2016
JP 2000090283 A	31-03-2000	NONE	
US 2012245465 A1	27-09-2012	CN 102697523 A US 2012245465 A1	03-10-2012 27-09-2012
US 2009002366 A1	01-01-2009	AT 469410 T AT 544134 T CN 101849248 A CN 103279976 A EP 2048621 A1 EP 2212859 A1 JP 5318877 B2 JP 2010541114 A RU 2010118026 A US 2009002366 A1 WO 2009047287 A1	15-06-2010 15-02-2012 29-09-2010 04-09-2013 15-04-2009 04-08-2010 16-10-2013 24-12-2010 20-11-2011 01-01-2009 16-04-2009

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 シュトラスナー ドロシー アニータ

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 EE11 GB06 JC26 JC28 KK02 KK21 KK25 KK31 LL02

专利名称(译)	嵌入3d体积并与mpr图中的十字线相连的虚拟光源		
公开(公告)号	JP2020512137A	公开(公告)日	2020-04-23
申请号	JP2019553414	申请日	2018-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
发明人	ラスト デイビッド シュトラスナー ドロシー アニータ		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	G06T15/08 G06T15/506 G06T19/00 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5253 G06T7/0014 G06T19/003 G06T2207/10136 G06T2210/41		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/JC26 4C601/JC28 4C601/KK02 4C601/KK21 4C601/ /KK25 4C601/KK31 4C601/LL02		
优先权	62/478058 2017-03-29 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断成像系统具有用于获取对象的3D图像数据集的阵列探头。执行体绘制以产生对象的体图像，并且执行MPR重建以产生对象的三个正交2D图像。三个2D图像平面的交点在每个2D图像中由十字准线或其他图形标记。体积图像中的相应位置标记有虚拟光源，该光源照亮3D体积的内部，并在位置上链接到MPR图像中的位置标记。

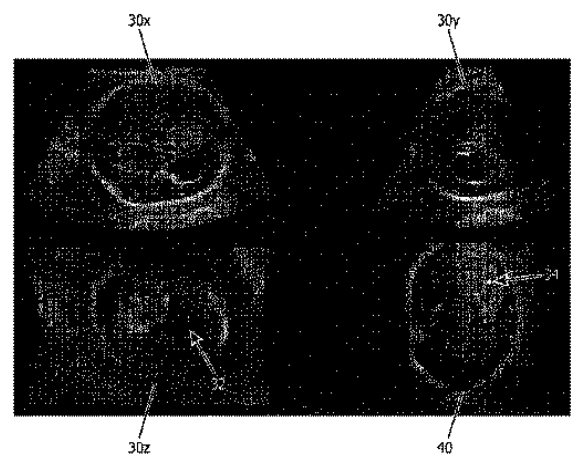


FIG. 3