

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4937261号  
(P4937261)

(45) 発行日 平成24年5月23日 (2012.5.23)

(24) 登録日 平成24年3月2日 (2012.3.2)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 6 0 B

A 6 1 B 6/12 (2006.01)

A 6 1 B 6/12

請求項の数 11 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2008-525666 (P2008-525666)  
 (86) (22) 出願日 平成18年7月12日 (2006.7.12)  
 (65) 公表番号 特表2009-504220 (P2009-504220A)  
 (43) 公表日 平成21年2月5日 (2009.2.5)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2006/052380  
 (87) 国際公開番号 W02007/017772  
 (87) 国際公開日 平成19年2月15日 (2007.2.15)  
 審査請求日 平成21年7月10日 (2009.7.10)  
 (31) 優先権主張番号 60/706,864  
 (32) 優先日 平成17年8月9日 (2005.8.9)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレク  
 トロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン  
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ  
 1  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (74) 代理人 100114753  
 弁理士 宮崎 昭彦  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 2DのX線画像及び3D超音波画像を選択的に混合するためのシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

三次元 (3D) 超音波画像データからの構造の関心のある特徴を二次元 (2D) 画像データと混合するためのシステムにおいて、

二次元 (2D) X線画像データを提供するように構成されるX線撮像システム、

三次元 (3D) 超音波画像ボリュームデータを提供するように構成される超音波撮像システム、

前記X線システム及び前記超音波システムと動作可能に通信するコンピュータであり、前記2DのX線画像データに対応する前記関心領域に対する前記3D超音波画像ボリュームデータの2D表現を作成し、前記3D超音波画像ボリュームデータの2D表現を、前記2DのX線画像データと混合して前記構造の2D混合画像をレンダリングするように構成されるコンピュータ、並びに

前記コンピュータと動作可能に通信するディスプレイデバイスであり、前記構造の前記2D混合画像を表示するディスプレイデバイスを有し、

前記混合画像においてカテーテル先端が検出される場合、前記カテーテル先端の位置依存性増強を加えるために、前記X線画像データが前記超音波画像データよりも局所的に優先される、

システム。

【請求項 2】

10

20

前記コンピュータは、前記 2 D の X 線画像データを表す平面に対応する前記ボリュームデータから厚さ d のスライスボリュームを選択することにより、前記 3 D 超音波ボリューム画像データの 2 D 表現を作成し、前記スライスボリュームにボリュームレンダリング操作を行う請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記混合は 混合を含み、前記 混合は、

$$C_{out,RGB}(x,y) = C_{xray,RGB}(x,y) + (1 - ) C_{us,RGB}(x,y)$$

の数式により、2 つの重畳するピクセルがスクリーンのピクセルの色に寄与する比率を与える 0 から 1 の間の 値を含み、 $C_{xray,RGB}$  及び  $C_{us,RGB}$  は前記 X 線画像データ及び前記超音波画像データの色をあらわす、請求項 1 に記載のシステム。

10

【請求項 4】

前記 値は、以下の数式

$$(x,y,C_{xray,RGB},C_{us,RGB}) = k(x,y)(C_{xray,RGB})(C_{us,RGB})$$

$$i[0,1]$$

に従って、前記 X 線画像データ及び前記スライスボリューム超音波画像データの対応する色 (C) に依存している請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記混合画像においてカテテル先端が検出される場合、

(x,y) は、前記 X 線画像データが前記混合画像の前記超音波画像データよりも局所的に優先することを可能にするように増大する請求項 4 に記載のシステム。

20

【請求項 6】

値 k は、前記混合画像の超音波画像データが基礎となる X 線画像データに対して溶明及び溶暗することを可能にする混合因子バイアスとして使用される請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 7】

( $C_{xray,RGB}$ ) 及び ( $C_{us,RGB}$ ) は、ピクセル輝度 (b) の関数である請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記ボリュームレンダリングされたメタデータに対する前記ピクセル輝度 (b) は、各ボクセルにより反射される光の量により決められ、フォンライトモデルを用いて計算される請求項 7 に記載のシステム。

30

【請求項 9】

前記 2 D の X 線画像データ及び 3 D 超音波画像ボリュームデータは、同時に得られる請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記構造は、前記 X 線及び超音波撮像モダリティの両方により同時に撮像され、前記構造の 2 D 表現は、リアルタイムで表示される請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記コンピュータは、前記 X 線システムの一部、前記超音波システムの一部、及びディスプレイデバイスを備える独立型ユニットの 1 つである請求項 1 に記載のシステム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、二次元 (2 D) X 線画像を三次元 (3 D) 超音波画像と組み合わせること、特に関連する X 線情報を不明瞭にすることなく、2 D の X 線画像及び 3 D 超音波画像から混合した 2 D 画像を作成する、誘導式心臓介入において 2 D の X 線画像を 3 D 超音波画像と組み合わせるための方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

心臓専門医は、(血管造影図用の注入色素又は検出電気情報のどちらかである) 診断情

50

報を収集するために、心臓においてカテーテルを使用する。心臓専門医はさらに心臓に治療を届けるために、無線周波数のアブレーションカテーテル(ablation catheter)のようなデバイスを使用する。これら診断及び治療デバイスは通例、X線透視画像に基づいて心臓内において操られる。血管のX線透視は、血管の超音波及び血管造影のような他の既知の血管撮像方法により供給されるのに比べ、血管及び血管壁のより良好なコントラスト及び解像度を持つことはよく知られている。これはしばしば、長時間の電気生理学的手続き中に1時間又はそれ以上の透視時間となり、特に反復手続きに対する頻繁な必要性を考慮する場合、患者及び医師の両方にとってかなりの放射線被爆となる。加えて、心臓は三次元構造であるのに対し、前記透視画像は単なる二次元である。心臓における診断又は治療デバイスの正確な解剖学的位置を知ることは、正確な診断情報を収集する又は心臓における特定の位置に治療を正確に届けるために、極めて重要であるので、透視画像単独での従来の使用は、しばしば適切ではない。

10

#### 【0003】

例えば、心臓介入手続き中に動脈壁の解剖学的に撮像するための現在の方法は、X線及び超音波の両方の撮像モダリティを同時に使用することを含み、このことは広く知られている。二次元(2D)X線画像及び三次元(3D)超音波画像は共に、医師に有用な情報を提供するために生成される。これは、互換テーブルと共に、同じ部屋にX線透視システム及び超音波スキャナが存在することを必要とする。これら欠点は多数あり、2つの撮像モダリティ間を交替することは、カテーテルの位置を変更することであり、2つの撮像モダリティ間を交替することは、2つの画像を一緒に頭の中で重ね合わせる又は調整する時間のかかる試みであり、患者及び医師は共に有害な電離放射線に曝される、ことを含む。

20

#### 【0004】

これら2つの情報源を効果的に利用するために、これら2つの情報源の混合が必要とされる。しかしながら、前記2つの撮像モダリティ(解像度、投影、視野)が大きく異なり、別々の制御で別々のディスプレイ上に示されるので、この情報を効果的に利用することは難しい。

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0005】

混合に関する現在の技術は、画像に関する特徴を考慮していない。これは例えば、X線透視画像の高解像度の細部の視認性の損失につながる。

30

#### 【0006】

今までの努力にもかかわらず、X線撮像において低いコントラストを持つ構造の視認性を高めるために、効果的且つ柔軟/多様性のある手法に対する必要性が残り、これは、介入においてカテーテルがどの心臓の生体組織に置かれるかを定めることを助ける。加えて、電気生理学的(EP)手続きを短くするための方法及び装置に対する必要性が残り、ここで心臓の電気のロードマップが構成され、これにより患者及び医師の両方に対するX線の放射線量に対する被爆を減少させるために、前記手続きを短くする。

#### 【0007】

これら及び他の必要性は、別々の2DのX線画像及び3D超音波画像を、特に誘導式心臓介入中に使用するための単一の2D画像に組み合わせるのに適した開示される方法及び装置により満たされる。

40

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0008】

本開示は、構造を撮像するための方法を提供する。この方法は、X線システムを用いて二次元(2D)X線画像データを、及び超音波システムを用いて三次元(3D)超音波画像ボリュームデータを、得ることを含む。前記3D超音波画像ボリュームデータの2D表現は、前記2DのX線画像データに対応する関心領域に対して作成される。この3D超音波画像ボリュームデータの2D表現は、前記構造の2D混合画像データをレンダリングする2DのX線画像データと混合され、2D混合画像データは前記構造の2D混合画像とし

50

て表示される。例示的な実施例において、X線画像データ及び超音波画像データは同時に得られるのに対し、前記構造の2D混合画像は、リアルタイムで表示される。前記混合はコンピュータ内で起こり、このコンピュータはX線システム、超音波システムの一部又はディスプレイデバイスを備えた独立型ユニットである。

【0009】

本開示はさらに、三次元(3D)超音波画像データからの構造の関心のある特徴を二次元(2D)画像データと混合するためのシステムも提供する。このシステムは、二次元(2D)X線画像データを供給するように構成されるX線撮像システム、三次元(3D)超音波画像ボリュームデータを供給するように構成される超音波撮像システム、並びに前記X線撮像システム及び前記超音波撮像システムと動作可能に通信するコンピュータを含む。このコンピュータは、前記2DのX線画像データに対応する関心領域に対する前記3D超音波画像ボリュームデータの2D表現を作成し、前記3D超音波画像ボリュームデータの2D表現を、前記構造の2D混合画像をレンダリングする前記2DのX線画像データと混合するように構成される。ディスプレイデバイスは、前記コンピュータと動作可能に通信し、前記構造の2D混合画像を表示する。

【0010】

例示的な実施例において、X線画像データ及び超音波画像データは同時に得られるのに対し、前記構造の2D混合画像はリアルタイムで表示される。前記混合はコンピュータ内で起こり、このコンピュータは、X線システム、超音波システムの一部又はディスプレイデバイスを備えた独立型ユニットである。

【0011】

開示されたシステム及び方法に関連する追加の特徴、機能及び利点は、特に本開示に添付される特徴と連係してレビューされる場合、以下の詳細な説明から明らかとなるであろう。

【0012】

開示したシステムを作成及び使用する当業者を支援するために、添付する図に参照番号を付しておく。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

ここに述べたように、本開示は、画像の特徴を考慮している、2つの画像モダリティ(例えばX線及び超音波)からの画像の混合を有利に可能及び容易にし、これによりX線画像(例えばX線透視)により供給される高解像度の細部の視認性を維持している。本開示は、当業者には明らかであるように、例えば3D超音波データの2D投影を2DのX線に重畳することにより特徴付けされた単一のスクリーン上に表示される混合画像に関する有用な情報を医師に提供するために、心臓介入手続き中に医用画像と一緒に有利に用いられると共に、所望の混合量を変更するように選択的に制御される。これら開示されるシステム及び方法は、X線システム又は超音波システムの一部に適する、そうでなければ、これらシステムに関連するそれ自体の表示装置を持つ独立型システムに適する。

【0014】

図1を参照すると、例示的な撮像システム100が概略的に描かれている。システム100は、従来のテレビジョンX線システム102を有し、このシステム100は、X線システム102により生成した二次元(2D)のX線データを見るための対応するモニタ104を含む。X線システム102は、C型アーム100を介してX線システム102に動作可能に接続されるX線管106及びX線検出器108を有する。これらX線管106及びX線検出器108は、アーム110を規定している対向する末端上に置かれている。X線管106は、モニタ104上に最終的に表示するためのX線画像データ132を生成するために、テーブル114により支持される患者112を通り、X線検出器108を用いて検出されるX線(図示せず)を発生させる。

【0015】

システム100はさらに、従来のリアルタイムの三次元(3D)超音波システム122

10

20

30

40

50

も含み、このシステム 100 は、超音波システム 122 により生成した 3D 超音波画像ボリュームデータ 134 を見るための対応するモニタ 124 を含む。超音波システム 122 は、患者 112 の対応するボリュームから生じる音響エコーに対応する信号を発生させるために構成されるプローブ 128 を含む。プローブ 128 は、患者 112 の対応するボリュームから生じる音響エコーの強さを表す値の再構成される 3D アレイを生成し、モニタ 124 上に最終的に表示するための 3D 超音波画像ボリュームデータを生成するために、患者 112 の関心ボリュームの上に置かれる。

#### 【0016】

患者 112 は両方のモダリティにより同時に撮像され、両方のシステム 102、122 からのライブ画像/ボリュームデータは、コンピュータ 130 に集められる。コンピュータ 130 は、このコンピュータ 130 と動作可能に通信してモニタ 136 に 1 つの組み合わせられた 2D 画像を製造するために、2 つのデータストリーム 132、134 を一緒に混合する。図 1 及びそれに伴う記述は、3D 超音波ボリュームデータ 134 を 2D の X 線画像データ 132 と混合するためのシステム及び方法を開示している。X 線データ 132 は、モノクロ諧調として表される絶対値からなるのに対し、超音波ボリュームデータ 134 は、関心ボリューム内の各位置から生じる音響エコーの強さを表す値の再構成される 3D アレイである。

#### 【0017】

図 2 から図 4 を参照すると、第 1 のステップは、超音波データ 134 を 2D の X 線画像データ 132 と混合できるようにするために、この超音波データ 134 の 2D 表現を作成するステップを含む。これは、ボリュームデータ 134 から厚さ d のスライスボリューム 144 を得て (図 2)、146 に一般的に示されるスライスボリューム 144 の 2D 表現をレンダリングするために、前記スライスボリューム 144 にボリュームレンダリング操作を行うことにより達成される。レンダリングされたスライスボリューム 146 は、前記 2D の X 線画像データ 132 の画像面に対応している。図 2 は、上述したスライス処理を説明している。

#### 【0018】

一般的なボリュームレンダリング操作は、前記スライスボリューム 144 を通る光線を投じる最大値投影を含み、対応する出力ピクセルにおいて累積値を製造する。上述したボリュームレンダリング方法及び他のボリュームレンダリング方法はよく知られ、本開示の範囲に入らないことは、当業者により認識されている。図 3 は、モニタ 124 上における 3D ボリュームデータの画像を説明しているのに対し、図 4 は、モニタ 136 上に見られる図 3 の同じ関心ボリュームのレンダリングされた 2D 画像の画像を説明している。

#### 【0019】

次いで、超音波レンダリングされたスライスボリューム 146 は、X 線画像データ 132 の上にレンダリングされる。これは、簡単な"クッキーカット(cookie cut)"操作では行われず、この場合、矩形の X 線画像の領域が完全にぼやけてしまう。この超音波レンダリングされたスライスボリューム 146 は、本開示の例示的な実施例に従って以下にさらに十分に説明される混合技術を用いて、基礎となる X 線画像データ 132 と混合される。混合する方法は、アルファ混合の形式を含むが、これに限定されない。0 から 1 の間にあるアルファ値 ( ) は、以下の数式

$$C_{out,RGB}(X,Y) = C_{xray,RGB}(X,Y) + (1 - ) C_{us,RGB}(X,Y)$$

により、2 つの重畳しているピクセルがスクリーンのピクセルの色に寄与する比率を与える。コンピュータグラフィックに関する一般的な応用において、アルファ ( ) は定数又は (x, y) の関数である。本開示の目的のために、空間依存性は零に設定される。加えて、ここに開示される方法において、は X 線画像データ 132 (C<sub>xray,RGB</sub>) 及びレンダリングされた超音波ボリューム 146 に関連するデータ (C<sub>us,RGB</sub>) の色 (C) に依存している。これにより、

$$(X,Y,C_{xray,RGB},C_{us,RGB}) = k(X,Y)(C_{xray,RGB})(C_{us,RGB})$$

i [0,1]

10

20

30

40

50

である。上述したように、 $(x, y)$  は一定値である。例示的な実施例において、 $(x, y)$  の値は 0.5 であり、ここでは X 線画像データ 132 と、レンダリングされた超音波ボリューム 146 に関連するデータとの間に同等の混合が存在している。 $(x, y)$  の値は、X 線画像において検出されたカテーテル先端（図示せず）の位置依存性増強を加えるために後で使用される。言い換えると、カテーテル先端がモニタ 136 上のビュー画像 140 において検出される場合、X 線画像データ 132 が超音波画像データよりも局所的に優先されるように、 $(x, y)$  の値は増大する。値  $k$  は、医師が X 線画像データに対して、前記レンダリングされた超音波画像ボリューム 146 からのデータを溶明及び溶暗するように制御することができる混合因子バイアス(blend factor bias)として使用される。 $k$  の初期値は 1 であるが、この値は零 (0) から正の無限大 (+) の間を変化することができる。 $k$  の値によって  $k$  が 1 よりも大きくなる場合、 $k$  は 1 にクリップされることを述べておく。

10

#### 【0020】

$C_{xray}$  及び  $C_{us}$  の関数として  $k$  に有意義な尺度は、ピクセル輝度又は濃淡値(gray value)である。X 線画像に対し、これは、色情報が無い、つまりピクセル値が輝度値である（例えば R, G 及び B は全て等しい）ことを暗に意味している。超音波データに対し、X 線画像データからの視覚コントラストを向上させるのに色が使用される。この色は、ボリュームレンダリング処理に意図的に加えられる。前記ピクセル輝度はこのとき最大の (R, G, B) により与えられる。

20

#### 【0021】

図 2 のレンダリングされたスライスボリューム 146 により表されるボリュームレンダリングされたメタデータにおいて、ピクセル輝度は、各ボクセルにより反射される光の量により決められる。図 5 は、160 で一般的に示されるフォンライトモデル(Phong's lighting model)を表す。これは簡単であるが効果的である。フォンモデルは、コンピュータグラフィックにおいて最も一般的なライティングモデルの 1 つである。図 5 は、フォンライト計算式への重要な入力を説明している。ベクトル (V) の上に置かれる第 1 のドット 162 はカメラ位置を示し、第 2 のドットは、光源位置を示す。ベクトル (N) は、表面法線を示す。ピクセル輝度は、前記表面法線 (N) に従って反射する（ベクトル L と一直線に並ぶが、向きが逆であるベクトルである）入射光線を投げ、観測者を指しているビューベクトル (V) と反射光線のベクトル (R) との内積(dot product)を得ることにより計算される。この内積の結果は、前記法線 (N) が観測者の方向に向いている（適当な光条件、すなわち問題となっている表面の点が観測者の視点から適当に照らされると仮定する）場合に最もよくなるので、撮像される構造の稜線(ridge)の上部は、表面上の谷(valley)よりも明るい。これは、フォンライトモデルのようなシェーディングアルゴリズムが達成しようとする 3D インプレッションに対応している。これは、それ自体では些細なことであり、無論、上述した輝度依存性混合にリンク付けされる場合、レンダリングされた超音波表面の稜線は、X 線画像の上に重畳され、"陰になった"谷は、この X 線画像の上には重畳されない。これは例えば心筋又は他の解剖学的特徴を表す外形の表示を可能にするのに対し、未修正の基礎となる X 線画像は、前記レンダリングされた超音波表面の稜線間を通り輝く。さらに、前記稜線の硬さを制御するためのこの関数は、 $(C_{us})$  関数にリンクされることができる。

30

40

#### 【0022】

本開示は、介入手続き、特に X 線透視法を用いた手続きに使用される医用撮像システムに応用されることができる。X 線画像及び超音波ボリュームは、コンピュータ 130 を用いて混合され、このコンピュータ 130 は図 1 に示されるように、X 線システム 102 の一部、超音波システム 122 の一部、又はそれ自身がディスプレイを持つ独立型ユニットとすることが可能であることが確認されている。

#### 【0023】

本開示の機能的応用は、X 線において低いコントラストを持つ構造の視認性を高め、こ

50

れにより、インターベンショナリスト(interventionalist)が患者の心臓の生体組織に置かれたカテーテルの位置を決めるのを支援する。これは、電気生理学(E P)手続きを短くするのに役立つ、この手続きにおいて、心臓の電気のロードマップが構成される。例えば心筋のような超音波ボリュームにより供給されるコンテキスト情報の場合、このロードマップ処理に必要な時間が減少する。この処理がX線透視下で略完全に行われるので、この手続きは、患者及び医者の方に対するX線量を減少させる。

【0024】

要するに、開示されるシステム、装置及び方法は、医用撮像システムのユーザ、特に介入手続き中、X線及び超音波画像と一緒に使用する医師にかなりの恩恵を供給する。確かに、これら開示されるシステム、装置及び方法は、X線撮像において低いコントラストを持つ構造の高められた視認性を提供し、生体組織(例えば心臓)内における構造の電気のロードマップが構成される電気生理学(E P)手続きを短くするのに役立つのと同じく、介入において、カテーテルが生体組織のどこに置かれているかを決定のを手助けする。例えば心筋のような超音波ボリュームにより供給されるコンテキスト情報を使用することにより、例えば結果生じる2D画像は、医師によってさらに容易に処理される。この処理がX線透視下で略完全に行われるので、撮像手続きが短くなり、これにより患者及び医者の方に対するX線量を減少させる。特に、開示されるシステム、装置及び方法は、3D超音波データの2D投影を2DのX線データに重畳することにより高められた視認性を提供する。これは、X線データ及び超音波データの両方(又は一方)における特徴を測定することにより選択的に行われる。このようにして、超音波データから関心のある特徴だけがX線データの上に投影され、これにより、2つの情報源を単一のディスプレイ上において効果的に利用する。

【0025】

本開示のシステム、装置及び方法が、これらの例示的な実施例を参照して説明されていたとしても、本開示がこのような例示的な実施例に限定されない。寧ろ、ここに開示されるシステム、装置及び方法は、本開示の意図又は範囲から外れることなく、様々な修正、拡張及び/又は変形の余地がある。それ故に、本開示は、本開示に添付される特許請求の範囲内において、このような修正、拡張及び/又は変形を具現化及び包含する。

【図面の簡単な説明】

【0026】

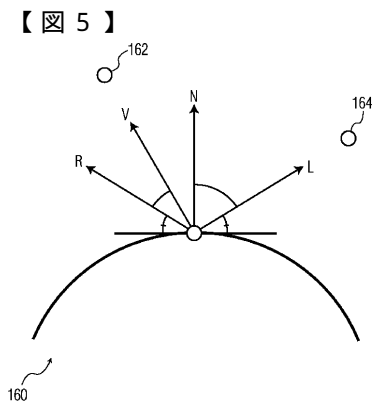
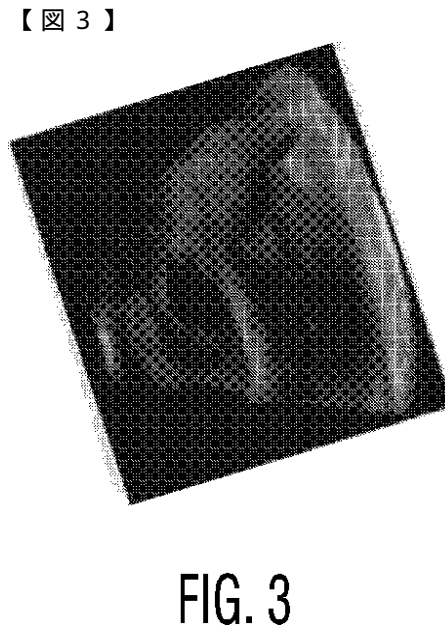
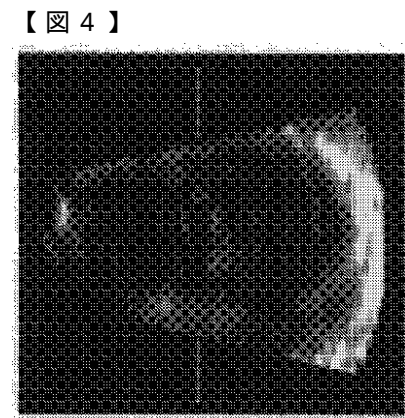
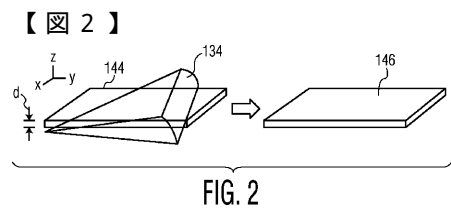
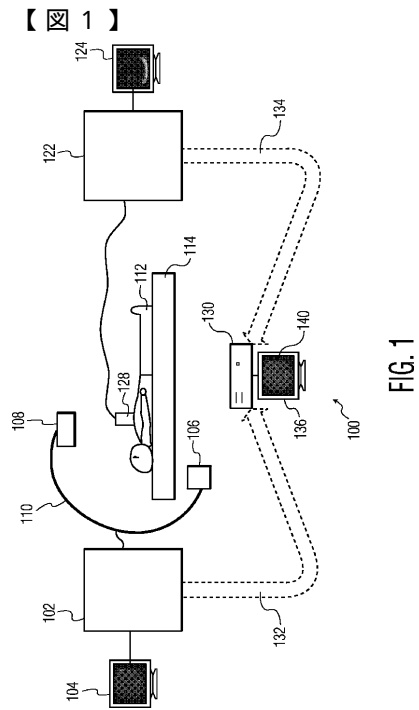
【図1】混合を行うコンピュータに動作可能に接続されるX線システム及び超音波システム、並びにテーブル上に置かれる患者に関する解剖学的構造の混合画像を表示するためのモニタを説明している本開示のシステムの例示的な実施例の概略図。

【図2】本開示の例示的な実施例に従って、対応する2DのX線画像データに重畳するための3Dボリューム画像データの2D表現をレンダリングするために、対応する厚さdのスライスを重ね合わせる、図1の超音波システムからの3Dボリューム画像データの透視概略図。

【図3】図1の超音波システムから生成した3Dボリューム画像データのスクリーンビュー。

【図4】本開示の例示的な実施例に従って、図1の混合を行うコンピュータによりレンダリングされた図3の3Dボリューム画像データの2Dレンダリングされたスライスのスクリーンビュー。

【図5】フォンライトモデルの概略図。





---

フロントページの続き

(72)発明者 テル モルス マールテン  
オランダ国 5 6 2 1 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開平9 - 38073 ( J P , A )  
特開平10 - 127623 ( J P , A )  
特開平10 - 286251 ( J P , A )  
特開2001 - 190552 ( J P , A )  
特開2001 - 218765 ( J P , A )  
国際公開第2004 / 098414 ( WO , A 1 )  
国際公開第2005 / 063125 ( WO , A 1 )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

A61B 6/00

A61B 6/12

专利名称(译)	用于选择性地混合2D X射线图像和3D超声图像的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP4937261B2</a>	公开(公告)日	2012-05-23
申请号	JP2008525666	申请日	2006-07-12
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	テルモルス マールテン		
发明人	テル モルス マールテン		
IPC分类号	A61B8/00 A61B6/00 A61B6/12		
CPC分类号	G06T15/503 G06T15/08 G06T2210/41		
FI分类号	A61B8/00 A61B6/00.360.B A61B6/12		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	60/706864 2005-08-09 US		
其他公开文献	JP2009504220A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

提供了一种系统和方法，用于使用两种不同的成像模态同时成像结构，并将这些图像混合成单个混合的二维图像。该系统和方法包括使用超声成像系统使用x射线系统和三维（3D）超声图像体数据获得二维（2D）x射线图像数据。针对与2D X射线图像数据相对应的感兴趣区域创建3D超声图像体数据的2D表示。使用计算机将3D超声图像体数据的2D表示与2D X射线图像数据混合，以渲染具有要实时显示的结构2D混合图像。计算机是独立单元，包括X射线系统的一部分，超声系统的一部分或其自身的显示设备。

【 図 5 】

