

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2020-54794
(P2020-54794A)

(43) 公開日 令和2年4月9日(2020.4.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 0 A	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 H	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 6 0 B	5 L 0 9 6
G 0 6 T 7/33 (2017.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q	

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 32 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2019-108927 (P2019-108927)
 (22) 出願日 令和1年6月11日 (2019.6.11)
 (31) 優先権主張番号 16/150,635
 (32) 優先日 平成30年10月3日 (2018.10.3)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 米国 (US)

(71) 出願人 594164542
 キヤノンメディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100103034
 弁理士 野河 信久
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司
 (74) 代理人 100153051
 弁理士 河野 直樹
 (74) 代理人 100179062
 弁理士 井上 正
 (74) 代理人 100162570
 弁理士 金子 早苗

最終頁に続く

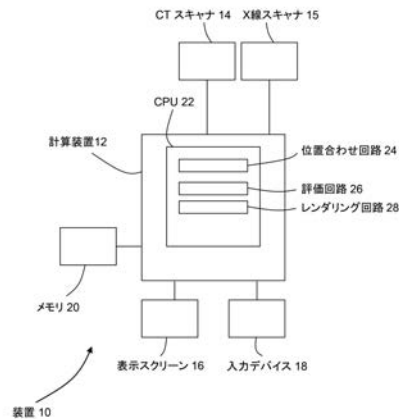
(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置、X線診断装置及び医用画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】 2D / 3D位置合わせに関し、時間を短縮すること及び / 又はコンピュータ的な複雑さを低減すること。

【解決手段】 実施形態に係る医用画像処理装置は、処理部を備えている。処理部は、被検体の解剖学的領域を表す3D画像及びストリームの2D画像について、2D / 3D位置合わせ処置を実行することにより、設定した第一のレンダリング方向に基づいて3D画像から第一のレンダリングされた画像を生成する。処理部は、2D画像のストリームの複数の後続の2D画像のそれぞれに対して、条件が満たされたかを判定する。条件は2Dミスアライメントと最後の2D / 3D位置合わせ処置からの時間とのうちの少なくとも一つに依存する。条件が満たされた場合には、後続の2D画像のうちの一つを選択し、3D画像及び選択された2D画像について、2D / 3D位置合わせ処置を実行する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の解剖学的領域を表す三次元（3D）画像を取得し、
 前記被検体の前記解剖学的領域を表す二次元（2D）画像のストリームを収集し、
 前記3D画像及び前記2D画像のストリームの2D画像について、2D/3D位置合わせ処置を実行することにより、第一のレンダリング方向を設定し、
 前記第一のレンダリング方向に基づいて前記3D画像から第一のレンダリングされた画像を生成し、
 前記2D画像のストリームの複数の後続の2D画像のそれぞれに対して、条件が満たされたかを判定し、前記条件は2Dミスアライメントと最後の2D/3D位置合わせ処置からの時間とのうちの少なくとも一つに依存しており、
 前記条件が満たされた場合には、
 前記後続の2D画像のうち、前記条件が満たされた判定結果に対応する2D画像又は前記判定結果の直後の2D画像を選択し、
 前記3D画像及び前記選択された2D画像について2D/3D位置合わせ処置を実行することにより、前記第一のレンダリング方向を第二のレンダリング方向に再設定し、
 前記第二のレンダリング方向に基づいて前記3D画像から第二のレンダリングされた画像を再生成する、
 処理部を具備する医用画像処理装置。

10

【請求項 2】

20

前記3D画像は、前記被検体の処置を実行する前に取得された術前画像を具備し、前記2D画像のストリームは、前記被検体の処置の実行中にリアルタイムで又はほぼリアルタイムで収集された術中2D画像のストリームを備える請求項1記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記2D/3D位置合わせ処置は、前記2D画像のストリームの更なる2D画像の前記収集と並行して実行される請求項1記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

前記後続の2D画像のそれぞれに対して、前記処理部は、前記後続の2D画像と第一の2D画像との間の個別の2D/2D位置合わせを実行し、前記後続の2D画像と前記第一の2D画像との間のアライメントの大きさを示す指標値を決定し、
 前記第一の2D画像は、前記2D/3D位置合わせ処置に用いた2D画像である、請求項1記載の医用画像処理装置。

30

【請求項 5】

前記第一の2D画像は、前記2D/3D位置合わせ処置に用いた2D画像に代えて、前記第一のレンダリングされた画像である、請求項4記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

前記条件が満たされたかの決定は、前記指標値が第一のしきい値を超えるかどうかの判定を具備する請求項4または5に記載の医用画像処理装置。

【請求項 7】

前記処理部は、前記第一のレンダリングされた画像が前記後続の2D画像のうちの一つと融合された融合画像を生成する、請求項1記載の医用画像処理装置。

40

【請求項 8】

前記処理部は、
 前記3D画像及び前記選択された2D画像の前記2D/3D位置合わせと並行して、更なる2D画像を前記第一のレンダリングされた画像と融合することにより、融合画像を連続して生成し、
 前記2D/3D位置合わせが一度完了したら、更なる2D画像を前記第二のレンダリングされた画像と融合することにより、融合画像を連続して生成する、
 請求項1記載の医用画像処理装置。

【請求項 9】

50

前記条件は、前記最後の2D/3D位置合わせ処置からの時間が第二のしきい値を超えた場合に満たされる請求項1記載の医用画像処理装置。

【請求項10】

前記処理部は、

前記第一の2D画像について少なくとも一つのミスアライメントを誘発することと、
前記誘発されたミスアライメントのそれぞれに対して、個別の指標値を決定すること

と、

前記個別の指標値に基づいて前記第一のしきい値を決定することと、

により前記第一のしきい値を決定する、

請求項6記載の医用画像処理装置。

10

【請求項11】

前記誘発されたミスアライメントは、回転、並進、拡大縮小のうちの少なくとも一つを備える請求項10記載の医用画像処理装置。

【請求項12】

前記処理部は、再位置合わせに対するユーザ要求を受け取り、前記ユーザ要求に応答して前記3D画像と前記2D画像のストリームのうちのひとつとの2D/3D位置合わせを実行する、請求項1記載の医用画像処理装置。

【請求項13】

前記処理部は、

a) 前記条件が満たされた場合のグラフィカルな指摘、

b) 2D/3D位置合わせ処置の進行のグラフィカルな指摘、

c) 次の2D/3D位置合わせ処置までの時間のグラフィカルな指摘、

d) 指標値のグラフィカルな指摘、

e) 第一のしきい値及び/又は第二のしきい値のグラフィカルな指摘、

のa)からe)までのうちの少なくとも一つを提供する、請求項1記載の医用画像処理装置。

20

【請求項14】

前記処置は、X線透視誘導での針生検、腫瘍焼灼、腫瘍塞栓、動脈瘤治療、血管インターベンション、筋骨格インターベンション、心臓弁の修復又は心臓弁の交換、腹腔鏡検査のうちの少なくとも一つを具備する請求項1記載の医用画像処理装置。

30

【請求項15】

前記3D画像は、X線CT装置、MRI装置、又はX線診断装置のうちの少なくとも一つによりキャプチャされたものである請求項1記載の医用画像処理装置。

【請求項16】

前記2D画像のストリームは、X線診断装置又は超音波診断装置によりキャプチャされたものである請求項1記載の医用画像処理装置。

【請求項17】

X線を被検体に照射するX線管と、

前記X線管により照射されて前記被検体を通過したX線を検出するX線検出器と、

前記被検体の解剖学的領域を表す三次元(3D)画像を取得し、

前記X線検出器による検出結果に基づいた前記被検体の前記解剖学的領域を表す二次元(2D)画像のストリームを収集し、

前記3D画像及び前記2D画像のストリームの2D画像について、2D/3D位置合わせ処置を実行することにより、第一のレンダリング方向を設定し、

前記第一のレンダリング方向に基づいて前記3D画像から第一のレンダリングされた画像を生成し、

前記2D画像のストリームの複数の後続の2D画像のそれぞれに対して、条件が満たされたかを判定し、前記条件は2Dミスアライメントと最後の2D/3D位置合わせ処置からの時間とのうちの少なくとも一つに依存しており、

前記条件が満たされた場合には、

40

50

前記後続の 2 D 画像のうち、前記条件が満たされた判定結果に対応する 2 D 画像又は前記判定結果の直後の 2 D 画像を選択し、

前記 3 D 画像及び前記選択された 2 D 画像について、2 D / 3 D 位置合わせ処置を実行することにより、前記第一のレンダリング方向を第二のレンダリング方向に再設定し、

前記第二のレンダリング方向に基づいて前記 3 D 画像から第二のレンダリングされた画像を再生成する、

処理部と、

を具備する X 線診断装置。

【請求項 18】

被検体の解剖学的領域を表す三次元 (3 D) 画像を取得すること、

10

前記被検体の前記解剖学的領域を表す二次元 (2 D) 画像のストリームを収集すること、

前記 3 D 画像及び前記 2 D 画像のストリームの 2 D 画像について、2 D / 3 D 位置合わせ処置を実行することにより、第一のレンダリング方向を設定すること、

前記第一のレンダリング方向に基づいて前記 3 D 画像から第一のレンダリングされた画像を生成すること、

前記 2 D 画像のストリームの複数の後続の 2 D 画像のそれぞれに対して、条件が満たされたかを判定すること、前記条件は 2 D ミスアライメントと最後の 2 D / 3 D 位置合わせ処置からの時間とのうちの少なくとも一つに依存しており、

前記条件が満たされた場合には、

20

前記後続の 2 D 画像のうち、前記条件が満たされた判定結果に対応する 2 D 画像又は前記判定結果の直後の 2 D 画像を選択すること、

前記 3 D 画像及び前記選択された 2 D 画像について、2 D / 3 D 位置合わせ処置を実行することにより、前記第一のレンダリング方向を第二のレンダリング方向に再設定すること、

前記第二のレンダリング方向に基づいて前記 3 D 画像から第二のレンダリングされた画像を再生成すること、

を具備する医用画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明の実施形態は、医用画像処理装置、X 線診断装置及び医用画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

患者又は他の被検体の解剖学的領域を表すボリューム画像データを収集することが知られている。ボリューム画像データは、解剖学的領域に関する医療処置の実行の前に、収集することができる。処置に先立ち収集されたボリューム画像データは、「術前ボリュームデータ」と呼ぶことができる。

【0003】

40

術前ボリュームデータは、例えばコンピュータ断層撮影 (computed tomography : CT)、磁気共鳴 (magnetic resonance : MR)、又はコーンビーム CT (CBCT) 等、任意の適切な三次元撮像モダリティを使用して取得することができる。

【0004】

下記の考察では、ボリューム画像データのセットを、画像ボリューム、3 次元 (3 D) 画像、又は 3 D スキャンとも呼ぶこともある。

【0005】

医療措置が実行されている間に、ライブ 2 D 画像データを収集することも知られている。ライブ 2 D 画像データは、リアルタイム又はほぼリアルタイムで収集された 2 D 画像の

50

ストリームを備えることができる。

【0006】

医療措置の間に実行されるライブ2D撮像も、術中 (intra-operative) 2D撮像又はリアルタイム2D撮像と呼ぶことができる。

【0007】

術中2D画像は、任意の適切な2D撮像モダリティを使用して取得することができる。例えば、2D X線透視画像は、X線スキャナを使用して取得することができるし、2D超音波画像は、超音波スキャナを使用して取得することができる。

【0008】

X線透視等の術中2D画像は、特定の解剖学的対象に向かって (又は遠ざかって) 医用デバイスのライブ誘導のために使用することができる。臨床医は、患者の身体における医用デバイスの現在の位置を決定するために、そしてリアルタイムで患者の身体の中を通して医用デバイスをナビゲートするために、ライブ2D画像のストリームを使用することができる。例えば、医用デバイスは、針又はカテーテルの場合がある。特定の解剖学的対象は、例えば腫瘍、骨、肺、又は血管等、2Dデータにおいて目に見える解剖学的対象とすることができる。

10

【0009】

術前の3D画像及び2D術中画像のストリーム両方が、例えば臨床医等のユーザに提示される方法が知られている。術前3D画像は、臨床医が解剖学的対象に向けて (又は遠ざかって) 医用デバイスを誘導するのを支援できる。係る解剖学的対象は、例えば腫瘍、骨、肺、又は血管等、3Dデータ及び2D両方において目に見える、任意の解剖学的対象とすることができる。

20

【0010】

3Dデータは、2Dデータだけからでは利用できない情報を提供できる。3次元が存在することで、付加的なナビゲーション情報を臨床医にもたすことがある。状況次第で、3Dデータは、2Dデータに比べてより高い解像度の場合がある。また状況により、3Dデータは、2Dデータを収集するために使用された撮像モダリティとは異なる撮像モダリティを使用して収集された場合もある。異なる撮像モダリティの使用により、臨床医に付加的な情報を提供することができる。

【0011】

画像誘導インターベンションにおける未開拓分野 (frontier) は、術前のボリューム画像データと術中2D画像との信頼できるアライメントだと考えることができる。

30

【0012】

ユーザ (例えば臨床医) に有益な情報を提供するためには、ボリュームデータの座標系は、術中2D画像の座標系とアライメントされるべきである。

【0013】

座標系同士が一度アライメントされたら、画像は、3Dデータからレンダリングされた画像における解剖学的特徴の位置が、2D画像におけるその解剖学的特徴の位置と同じになるようにして、表すことができる。融合画像は、2D画像及び3D画像からデータを融合させることにより、取得することができる。

40

【0014】

2D画像及び3D画像をアライメントするために、2D / 3D位置合わせ (registration) 処理を実行することができる。2D / 3D位置合わせは、時間がかかる及び / 又はコンピュータ的に複雑な場合がある。

【0015】

2D / 3D位置合わせのある形式で、デジタル再構成放射線画像 (Digitally Reconstructed Radiograph: DRR) は、3D画像からレンダリングされる。DRRは、3Dスキャンの2D投影のタイプである。DRRは、その後2D画像へと位置合わせされる。

【0016】

50

D R Rをレンダリングすることは、多くの時間を要する場合がある。単一の2 D / 3 D位置合わせ処理は、D R R取得の多重反復(multiple iterations)を備えることがある。多重D R R反復の利用により、2 D / 3 D位置合わせのために取られる時間が増える場合がある。

【0017】

D R Rは、2 D画像から異なる画像特性(例えば、輝度及びコントラスト)を有することがある。係る異なる画像特性が原因で、マルチモダリティ位置合わせ法(例えば、相互情報量)は、D R Rを2 D画像へと位置合わせするために使用される場合もある。状況次第で、マルチモダリティ位置合わせ法は、同じモダリティの画像同士を位置合わせする方法に比べて、より複雑、より時間を要する及び/又は精度で劣る場合がある。

10

【0018】

図1は、背骨の一部の例である、解剖学的領域のX線透視画像の例を示している。図2は、同じ解剖学的領域を表す、3 Dデータから作成されたD R Rを示す。D R Rは、2 Dデータと同様の縮尺と大きさになるように拡大縮小されている。図2のD R Rと図1のX線透視画像は、同様に見える画像であるが、似ていないように見えるかもしれない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0019】

【特許文献1】特開2010-119654号公報

【特許文献2】特表2014-509896号公報

20

【特許文献3】特開2013-71016号公報

【特許文献4】特開2016-178986号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0020】

本発明が解決しようとする課題は、2 D / 3 D位置合わせに関し、時間を短縮すること及び/又はコンピュータ的な複雑さを低減することである。

【課題を解決するための手段】

【0021】

実施形態に係る医用画像処理装置は、処理部を備えている。

30

前記処理部は、被検体の解剖学的領域を表す三次元(3 D)画像を取得する。

前記処理部は、前記被検体の前記解剖学的領域を表す二次元(2 D)画像のストリームを収集する。

前記処理部は、前記3 D画像及び前記2 D画像のストリームの2 D画像について、2 D / 3 D位置合わせ処理を実行することにより、第一のレンダリング方向を設定する。

前記処理部は、前記第一のレンダリング方向に基づいて前記3 D画像から第一のレンダリングされた画像を生成する。

前記処理部は、前記2 D画像のストリームの複数の後続の2 D画像のそれぞれに対して、条件が満たされたかを判定する。ここで、前記条件は2 Dミスアライメントと最後の2 D / 3 D位置合わせ処理からの時間とのうちの少なくとも一つに依存している。

40

【0022】

前記条件が満たされた場合には、前記処理部は、前記後続の2 D画像のうちの一つを選択する。例えば処理部は、前記後続の2 D画像のうち、前記条件が満たされた判定結果に対応する2 D画像又は前記判定結果の直後の2 D画像を選択してもよい。前記処理部は、前記3 D画像及び前記選択された2 D画像について、2 D / 3 D位置合わせ処理を実行することにより、第二のレンダリング方向を取得するために前記第一のレンダリング方向をリセットする。例えば処理部は、2 D / 3 D位置合わせ処理を実行することにより、第一のレンダリング方向を第二のレンダリング方向に再設定してもよい。前記処理部は、前記第二のレンダリング方向に基づいて前記3 D画像から第二のレンダリングされた画像を再生成する。

50

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】図1は、X線透視画像を示す模式図である。

【図2】図2は、3Dデータから作成され、且つ図1のX線透視画像と同様の縮尺と大きさになるように拡大縮小されたデジタル再構成放射線画像を示す模式図である。

【図3】図3は、実施形態に係る装置の概略図である。

【図4】図4は、実施形態に係るX線診断装置の概略図である。

【図5】図5は、2D/3D位置合わせ法の概要を説明するフローチャートである。

【図6】図6は、実施形態に係る方法の概要を説明するフローチャートである。

【図7】図7は、2D画像の、引き起こされた(induced)回転の概略図である。

10

【図8】図8は、実施形態に従ってフレームのストリーム及び非同期2D/3D位置合わせの概要を説明するフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、図面を参照しながら、非限定的な例である実施形態について説明する。実施形態は、例えば針又はカテーテルインターベンションのX線透視に基づくライブ誘導下において、一般に、3Dスキャンがライブ2D画像と位置合わせされる医用撮像に関する。実施形態に係る医用画像処理装置10が、図3に概略的に描かれる。

【0025】

装置10は、今回の場合にはパーソナルコンピュータ(PC)又はワークステーションである計算装置12を備える。係る計算装置12は、コンピュータ断層撮影(computed tomography:CT)スキャナ14、X線スキャナ15、一つ又は複数の表示スクリーン16、そしてコンピュータキーボード、マウス、又はトラックボール等の入力デバイス18に接続されている。

20

【0026】

CTスキャナ14は、患者又は他の被検体の解剖学的領域を表すボリュームCTデータを取得するよう構成されている。本実施形態において、ボリュームCTデータは、処置が実行される前に、つまり術前に収集されたものである。ボリューム画像データは、ボリューム画像又は3D画像とも呼ぶことができる。言い換えると、3D画像は、被検体の処置を実行する前に取得された術前画像を備えてもよい。ボリューム画像又は3D画像について実行されているように説明される操作は、複数のボクセル及び対応するボクセル値(例えば、ボクセル輝度値)を具備する3Dデータセットに関して実行することができる。

30

【0027】

代わりの実施形態において、CTスキャナ14は、例えばCTスキャナ、コーンビームCTスキャナ、MRI(magnetic resonance imaging:磁気共鳴撮像)スキャナ、又は超音波スキャナ等、任意の適当な撮像モダリティでのボリューム画像データを取得するよう構成されたスキャナによって、置き換える又は補うことができる。幾つかの実施形態において、ボリューム画像データは、多重二次元スキャンを収集することにより取得することができる。

【0028】

X線スキャナ15は、同じ患者又は他の被検体の同じ解剖学的領域を表す、X線データを取得するよう構成することができる。本実施形態において、X線データは、処置の実行の間、即ち術中に取得された2DX線透視データを備える。補足すると、2D画像のストリームは、被検体の処置の実行中にリアルタイムで又はほぼリアルタイムで収集された術中2D画像のストリームを備えてもよい。2DX線透視データのセットは、2D画像とも呼ぶことができる。2D画像に実行されているように説明される操作は、複数のピクセル及び対応するピクセル値(例えば、ピクセル輝度値)を備える、2Dデータセットに実行することができる。

40

【0029】

代わりの実施形態において、X線スキャナ15は、任意の適当な2次元撮像モダリティ

50

、例えばライブ2D超音波画像を取得するよう構成された超音波スキャナで、又はライブビデオ画像を取得するよう構成されたビデオカメラで、画像データを取得するよう構成された任意のスキャナによって、置き換える又は補うことができる。

【0030】

CTスキャナ及び/又はX線スキャナ15により取得された画像データセットは、メモリ20に格納され、その後計算装置12へと提供することもできるし、又は直接計算装置12へと提供することもできる。代替の実施形態において、画像データセットは、医用画像保管通信システム(Picture Archiving and Communication System: PACS)の一部を形成することが出来る遠隔データストア(図示せず)から供給される。係るメモリ20又は遠隔データストアは、メモリ格納の任意の適切な形式を備えることができる。

10

【0031】

本実施形態において、CTスキャナ14及びX線スキャナ15は、計算装置12に接続される。画像データは、X線スキャナ15によりリアルタイム又はほぼリアルタイムで提供される。その他の実施形態において、CTスキャナ14及び/又はX線スキャナ15は、計算装置12に接続されていない場合もある。

【0032】

計算装置12は、画像データセットを自動的に又は半自動的に処理するための処理資源を提供し、且つ中央処理装置(CPU)22を備える。CPU22は、被検体の解剖学的領域を表す三次元(3D)画像を取得し、被検体の解剖学的領域を表す二次元(2D)画像のストリームを収集し、当該3D画像及び当該2D画像のストリームの2D画像について、2D/3D位置合わせ処置を実行することにより、第一のレンダリング方向を設定し、当該第一のレンダリング方向に基づいて当該3D画像から第一のレンダリングされた画像を生成し、当該2D画像のストリームの複数の後続の2D画像のそれぞれに対して、条件が満たされたかを判定する、よう構成されている。ここで、条件は2Dミスアライメントと最後の2D/3D位置合わせ処置からの時間とのうちの少なくとも一つに依存している。CPU22は、当該条件が満たされた場合には、当該後続の2D画像のうちの一つを選択し、当該3D画像及び当該選択された2D画像について、2D/3D位置合わせ処置を実行することにより、第二のレンダリング方向を取得するために第一のレンダリング方向をリセットし、当該第二のレンダリング方向に基づいて当該3D画像から第二のレンダリングされた画像を再生成する、よう構成されている。例えばCPU22は、当該条件が満たされた場合には、当該後続の2D画像のうち、当該条件が満たされた判定結果に対応する2D画像又は当該判定結果の直後の2D画像を選択し、当該3D画像及び当該選択された2D画像について、2D/3D位置合わせ処置を実行することにより、第一のレンダリング方向を第二のレンダリング方向に再設定し、当該第二のレンダリング方向に基づいて当該3D画像から第二のレンダリングされた画像を再生成する、よう構成されている。CPU22は、処理部の実現手段の一例である。

20

30

【0033】

計算装置12は、2D/3D及び2D/2D位置合わせ(registration)処理を実行するよう構成された位置合わせ回路24と、位置合わせ条件を満足するかを判定する評価回路26と、3D及び/又は2Dデータから画像をレンダリングするよう構成されたレンダリング回路28と、を含む。回路24、26、28は、それぞれCPU22の上述した処理を分担して実行する。なお、回路24、26、28の処理の分担内容は、適宜、変更してもよい。また、構成要素の名称は、適宜、変更してもよい。例えば、「評価回路」の名称は、「判定回路」等と読み替えてもよい。あるいは、「・・・回路」の名称は、「・・・機能」又は「・・・部」等と読み替えてもよい。同様に、「CPU」の名称は、「処理回路」又は「処理部」等と読み替えてもよい。

40

【0034】

本実施形態において、回路24、26、28は、実施形態の方法を実行可能なコンピュータ読み取り可能な命令を有するコンピュータプログラムを用いて、計算装置12にそれ

50

ぞれ実装される。しかしながら、他の実施形態において、様々な回路は、一つ又は複数の A S I C (a p p l i c a t i o n s p e c i f i c i n t e g r a t e d c i r c u i t s : 特定用途向け集積回路) 又は F P G A (f i e l d p r o g r a m m a b l e g a t e a r r a y s : フィールドプログラマブルゲートアレイ) として実装することができる。

【0035】

計算装置12は、ハードドライブと、RAM、ROM、データバス、様々なデバイスドライバを含むオペレーティングシステム、そしてグラフィックスカード等を含むハードウェアデバイス等、その他のPCの構成要素と、も含む。この様な構成要素は、図を見やすくする為、図3には示されていない。

10

【0036】

更なる実施形態に係るX線診断装置30が、図4に模式的に描かれる。図4の実施形態において、計算装置12は、「X線スキャナ」と呼ぶこともできるX線診断装置30へと統合される。X線診断装置30は、X線を被検体に照射するよう構成されたX線管32と、係るX線管より照射されて被検体を通過したX線を検出するよう構成されたX線検出器34と、前述同様の計算装置12とを備えている。複数のフレームのストリームの各フレームに対して、検出されたX線は、計算装置12へと提供される2D X線画像を形成するために使用される。2D X線画像は、上述の通り、術中画像である。計算装置12は、表示スクリーン16、入力デバイス18及びメモリ20に接続されている。「表示スクリーン」は、「ディスプレイ」又は「表示部」等と読み替えてもよい。

20

【0037】

図4の実施形態において、術前3D画像データがメモリ20に格納される。他の実施形態において、術前3D画像データは、任意の適切なメモリストア又は装置から、計算装置12によって取得することができる。

【0038】

図3の装置は、図5のフローチャート及び図6のフローチャートにおいて概要が説明された方法と、図7に概略的に描かれた方法とを実行するよう構成される。同様の方法は、図4の装置を使用して実行することができる。図5及び図6に示す方法は、被検体の解剖学的領域を表す三次元(3D)画像を取得すること、被検体の解剖学的領域を表す二次元(2D)画像のストリームを収集すること、当該3D画像及び当該2D画像のストリームの2D画像について、2D/3D位置合わせ処置を実行することにより、第一のレンダリング方向を設定すること、当該第一のレンダリング方向に基づいて当該3D画像から第一のレンダリングされた画像を生成すること、当該2D画像のストリームの複数の後続の2D画像のそれぞれに対して、条件が満たされたかを判定すること、を備えている。ここで、条件は2Dミスアライメントと最後の2D/3D位置合わせ処置からの時間とのうちの少なくとも一つに依存している。また、図5及び図6に示す方法は、当該条件が満たされた場合には、当該後続の2D画像のうちの一つを選択すること、当該3D画像及び当該選択された2D画像について、2D/3D位置合わせ処置を実行することにより、第二のレンダリング方向を取得するために上記第一のレンダリング方向をリセットすること、当該第二のレンダリング方向に基づいて当該3D画像から第二のレンダリングされた画像を再生成すること、を備えている。例えば、図5及び図6に示す方法は、当該条件が満たされた場合には、当該後続の2D画像のうち、当該条件が満たされた判定結果に対応する2D画像又は当該判定結果の直後の2D画像を選択すること、当該3D画像及び当該選択された2D画像について、2D/3D位置合わせ処置を実行することにより、第一のレンダリング方向を第二のレンダリング方向に再設定すること、当該第二のレンダリング方向に基づいて当該3D画像から第二のレンダリングされた画像を再生成すること、を備えている。また、図5及び図6等に示す方法は、医用画像処理方法と呼んでもよい。

30

40

【0039】

図5は、2D/3D位置合わせ処理の概要を説明するフローチャートである。2D/3D位置合わせ処理は、術前3Dデータ40を術中2Dデータ42と位置合わせするために

50

使用される。術中 2 D データ 4 2 は、処置中に収集された 2 D 画像を備えている。術中 2 D データ 4 2 は、「X 線透視データ 4 2」、「X 線透視画像フレーム 4 2」、「ライブ画像 4 2」又は「2 D 画像 4 2」ともいう。

【0040】

図 5 を参照する下記の考察では、単一の 2 D 画像の 2 D / 3 D 位置合わせのみを検討している。図 6 及び図 7 を参照する後続の考察では、2 D 画像のストリームの多重画像の位置合わせについて検討する。図 6 及び図 7 の実施形態において、図 5 の 2 D / 3 D 位置合わせ処理は、画像のストリームの選択された画像に対して実行されるが、画像のストリームのその他の画像に対しては実行されない。画像のライブストリームの選択された画像のみ（全ての画像の代わりに）、2 D / 3 D 位置合わせを実行することで、より効率的な位置合わせ処理を取得することができる。

10

【0041】

図 5 の実施形態において、術前 3 D データ 4 0 は、ボリューム C T データを備えている。係る術前 3 D データ 4 0 は、「インターベンション前データ 4 0」とも呼ぶことができる。

【0042】

ボリューム C T データ 4 0 は、針インターベンション処置の実行に先立ち、C T スキャナ 1 4 によって収集される。他の実施形態において、例えばカテーテルベースの又はプローブベースのインターベンション等、X 線透視誘導を用いるインターベンションの任意の形式の実行に先立ち、ボリュームデータが要求されることがある。

20

【0043】

ボリューム C T データは、針が誘導される予定の所定の対象位置を含む、解剖学的領域の C T スキャンを備える。ボリューム C T データ 4 0 は、3 次元における解剖学的領域の詳細なビューを提供する。ボリューム C T データ 4 0 は、針が解剖学的領域へと導入される前の解剖学的領域を表す。これに伴い、C P U 2 2 は、被検体の解剖学的領域を表す 3 次元（3 D）画像を C T スキャナ 1 4 から取得する。

【0044】

術中 2 D データは、X 線透視データ 4 2 を備える。X 線透視データ 4 2 は、針インターベンション処置中に X 線スキャナ 1 5 によって収集された X 線透視画像のライブストリームの単一フレームに関する画像データを備える。X 線透視画像フレーム 4 2 は、解剖学的領域内での針の現在位置を表している解剖学的領域のライブ画像である。これに伴い、C P U 2 2 は、被検体の解剖学的領域を表す二次元（2 D）画像のストリームを X 線スキャナ 1 5 から収集する。

30

【0045】

その他の実施形態において、インターベンション前データ 4 0 は、任意の適切なモダリティのボリュームデータとすることができる。X 線透視データ 4 2 は、任意の適当な 2 D データ、例えば、任意の適切なモダリティの画像のストリームのフレーム等とすることができる。

【0046】

位置合わせ回路 2 4 は、図 5 のフローチャートのステージ 4 4 ~ 5 4 を備える 2 D / 3 D 位置合わせ処理を実行するよう構成される。2 D / 3 D 位置合わせ処理において、3 D データ 4 0 は、ライブ画像 4 2 とアライメントされる。

40

【0047】

ステージ 4 4 で、面を選択するために、初期位置合わせ変換が 3 D データセット 4 0 へと適用される。3 D データにおいて選択された面は、ライブ画像 4 2 の面と対応する場合がある。

【0048】

使用される初期位置合わせ変換は、例えばフレームのストリームの以前のフレームの位置合わせから取得された位置合わせ変換に基づく場合がある。状況により（例えば、2 D / 3 D 位置合わせが連続（series）の第一のフレームに実行される場合）、初期位置合

50

せ変換は、CTスキャナ14及びX線スキャナ15の走査幾何学(scanning geometries)間の公知の関係を使用して取得することができる。幾つかの実施形態において、初期位置合わせ変換は、ユーザが手動で2D画像を3Dデータとアライメントさせる手動アライメント処理から取得することができる。

【0049】

本実施形態において、初期位置合わせ変換は、剛体変換である。その他の実施形態において、初期位置合わせ変換は、任意の適切な剛体又は非剛体変換とすることができる。初期位置合わせ変換は、回転パラメータ、並進パラメータ、及び/又は拡大縮小(scaling)パラメータを備えることができる。初期位置合わせ変換は、例えばワープパラメータ等の変形パラメータを備えることもできる。

10

【0050】

ステージ46で、レンダリング回路28は、3Dデータセットからデジタル再構成放射線画像(Digitally Reconstructed Radiograph:DRR)をレンダリングする。初期位置合わせ変換は、DRRの面を選択するために使用される。

【0051】

DRRは、3Dデータセット40の2D投影である。スプリンガー百科事典の放射線腫瘍学(Springer's Encyclopedia of Radiation Oncology)では、デジタル再構成放射線画像に関し次の通り説明している。「コンピュータシステムにより生成された、画像収集のオリジナル面以外の、面における再構成画像又は画像のセット」。DRRを形成するために、投影アルゴリズムは、3Dデータセットのデータを、データ収集のオリジナル面ではない面へと投影する。データが投影される面は、空間で何らかの方向を向いている。本実施形態において、係る面は、初期位置合わせ変換を使用して決定される。

20

【0052】

本実施形態において、投影アルゴリズムは、DRRのピクセル値を取得するために、平均輝度投影を使用する。その他の実施形態において、投影アルゴリズムは、DRRの最終個別ピクセル値を取得するために、様々な投影法のうちの任意の一つを使用することができる。

30

【0053】

ステージ48で、位置合わせ回路24は、2D/2D位置合わせを実行する。2D/2D位置合わせは、2D画像42を用いてステージ46で生成されたDRRの位置合わせを備える。

【0054】

2D/2D位置合わせは、任意の適切な剛体又は非剛体位置合わせ法を使用して実行することができる。本実施形態において、2D/2D位置合わせは、マルチモダリティ位置合わせ法を備える。

【0055】

位置合わせ回路24は、本実施形態においては相互情報量である、類似性計測に関する値を計算する。

40

【0056】

ステージ50で、位置合わせ回路24は、ステージ48で取得された類似性計測に関する値と、類似性計測に関する少なくとも一つの過去の値とを比較することにより、2D/2D位置合わせが改善しているかを評価する。

【0057】

ステージ48の第一の例では、比較するための類似性計測に関する過去の値が存在しないため、処理はステージ52へと進む。

【0058】

ステージ52で、位置合わせ回路24は、更新された位置合わせ変換を生成する。本実施形態において、位置合わせ回路24は、以前の位置合わせ変換と比較した場合に、回転

50

パラメータと、並進パラメータと、拡大縮小パラメータとのうちの少なくとも一つに関する値を変更することにより、更新された位置合わせ変換を生成する。(ステージ52の第一の例では、過去の位置合わせ変換は初期位置合わせ変換である。)パラメータは、例えばパウエル(Powell)のアルゴリズム等、任意の適当な最適化法を使用して変更することができる。

【0059】

ステージ44の第二の例へと処理は進む。ステージ44で、更新された位置合わせ変換は、更なる面を取得するために3Dデータセット40へと適用される。

【0060】

ステージ46で、レンダリング回路28は、3Dデータセットを更なる面へと投影することで、3Dデータセット40から新たなDRRをレンダリングする。係る新たなDRRは、使用された位置合わせ変換が異なるため、第一のDRRとは異なる面に投影される。

10

【0061】

ステージ48で、位置合わせ回路24は、新たなDRRを2D画像42へと位置合わせし、且つ類似性計測に関する新たな値を出力する。

【0062】

ステージ50で、位置合わせ回路24は、類似性計測に関する新たな値を、類似性計測に関する過去の値と比較することで、位置合わせが改善しているかを判定する。本実施形態において、類似性計測は、相互情報量である。位置合わせ回路24は、相互情報量に関する新たな値が過去の値に比べてより高い場合には、位置合わせが改善していると判定する。他の実施形態において、類似性計測は、改善された位置合わせをより低い値が表すようにすることもできる。

20

【0063】

本実施形態において、位置合わせ回路24は、類似性計測に関する新たな値を、類似性計測に関する先行する値と即座に比較することにより、位置合わせが改善しているかを判定する。その他の実施形態において、位置合わせ回路は、類似性計測に関する新たな値を、過去の値の任意の適切な数と比較することができる。その数とは、例えば、ステージ48での先行する2つ、3つ、又は4つの事例で計算された類似性計測に関する値である。

【0064】

位置合わせが改善していると位置合わせ回路24が判定した場合に、処理はステージ52へと再度戻り、位置合わせ変換は、上述の通り更新し直される。

30

【0065】

位置合わせがこれ以上改善しない場合に、図5の処理はステージ54へと移る。

【0066】

ステージ54で、図5の2D/3D位置合わせ処理は完了する。位置合わせ回路24は、最終変換を出力する。係る最終変換は、3Dデータセット40の座標系を2D画像42の座標系へと変換する3D変換である。

【0067】

最終変換は、最終更新された位置合わせ変換(3D変換である)を、ステージ48の最終2D/2D位置合わせにおいて取得された2D変換と組み合わせることで、取得することができる。

40

【0068】

最終変換は、類似性計測の最も良い(例えば、一番高い)値となる変換とすることができる。

【0069】

図5の2D/3D位置合わせ処理は、3Dデータの座標空間を、2D画像のライブストリームの選択されたフレームの座標空間と関連付ける。

【0070】

最終変換は、結果として生じるレンダリングされた画像が2D画像と同じ座標空間内にあるように、3Dデータから画像をレンダリングするためのレンダリング方向を選択する

50

ために使用される。レンダリング方向は、レンダリング面、例えばスライスが撮影される面、又は画像が投影される面を定義する方向とすることもできる。レンダリング方向は、観察方向の場合もある。またレンダリング方向は、視点に関連して定義することもできる。

【0071】

図5の2D/3D位置合わせ処理を実行する1つの方法は、2D/3D画像のライブストリームの各フレームに対する2D/3D位置合わせ処理を繰り返すことであるかもしれない。しかし、2D/3D位置合わせを完成させることは、フレーム間間隔に比べて、より時間が長くかかることが分かっている。

【0072】

2D/3D位置合わせ処理が2D画像一つ残らずに対し実行された場合に、2D画像が生成される速度(rate)を維持できない場合がある。2D/3D位置合わせは、時間集中的な及び/又は高い計算の要求となる場合もある。

【0073】

図6及び図7を参照して下記に述べられる方法で、2D/3D位置合わせは、ストリームの選択されたフレームに関してのみ実行され、どのフレームに対してもではない。所定のフレームに関して2D/3D位置合わせを実行するかは、条件を満足するか否かに基づいて判定される。本実施形態において、条件を満足するか否かの判定は、フレームに関する推定されたミスアライメント(ずれ)が第一のしきい値を超えるかの判定と、最後の2D/3D位置合わせからの経過時間が第二のしきい値を超えたかの判定とを備える。なお、当該条件は、最後の2D/3D位置合わせ処理からの時間が第二のしきい値を超えた場合に満たされる、としてもよい。

【0074】

図6は、実施形態の処理の概要を説明するフローチャートである。図6の処理において、2D/3D位置合わせ処理は、2D画像のストリームにおける幾つかの2D画像のみに対して実行される。なお、CPU22は、3D画像及び当該2D画像のストリームの2D画像について、2D/3D位置合わせ処理を実行することにより、第一のレンダリング方向を設定する。また、CPU22は、当該第一のレンダリング方向に基づいて当該3D画像から第一のレンダリングされた画像を生成する。この第一のレンダリングされた画像は、3D変換76ともいう。一方、2D画像のストリームのその他の画像は、2D画像のストリームの過去の画像に対して2D/2D位置合わせを受ける。

【0075】

新たな2D/3D位置合わせが2D画像のうちの1つに実行された場合に、更なる2D画像の収集も並行して実行される。新たな2D/3D位置合わせを更なる2D画像の収集と並行して実行することにより、ライブ画像の処理及び表示における遅延を回避することができる。

【0076】

図6のステージ60は、初期化ステージである。ステージ60で、評価回路26は、位置合わせ回路24から3D変換76を受け取る。3D変換は、2D/3D位置合わせ処理74から取得されている。

【0077】

評価回路26は、「2D参照画像」と呼ぶことのできる、2D画像を更に受け取る。2D参照画像は、X線スキャナ15により収集されたX線透視フレームのライブストリームのうちの1つのフレームである。2D参照画像は、3D変換76を取得するために、3Dデータが2D/3D位置合わせ処理において位置合わせされた状態での画像である。

【0078】

評価回路26は、2D参照画像を使用してエラーシミュレーション処理を実行する。エラーシミュレーション処理の出力は、本実施形態では類似性計測に関するしきい値である、第一のしきい値である。第一のしきい値は、下記に説明される通り、図6の処理のステージ64でその後使用される。

10

20

30

40

50

【0079】

本実施形態のエラーシミュレーション処理については、下記で説明される。他の実施形態において、異なるエラーシミュレーション処理を使用することができる。

【0080】

本実施形態において、評価回路26は、類似性計測に関するしきい値を格納する。類似性計測に関するしきい値は、所定の対象位置合わせエラー（Target Registration Error：TRE）に基づく。

【0081】

対象位置合わせエラーは、第一の画像と第二の画像とが互いに位置合わせされた場合に、第一の画像における少なくとも一つの対象の位置と第二の画像における同一の少なくとも一つの対象の位置との距離である。第一の画像は「位置合わせされた画像」、また第二の画像は「グラウンドトゥルス画像」とそれぞれ呼ぶことができる。少なくとも一つの対象は、少なくとも一つの関心領域及び/又は少なくとも一つのランドマークを備えることができる。少なくとも一つの対象は、少なくとも一つの解剖学的特徴及び/又は少なくとも一つの解剖学的ランドマークを備えることができる。

10

【0082】

本実施形態において、対象位置合わせエラーは、1mmである。位置合わせは、一つ以上の関心対象の位置が、第一の画像と第二の画像との間の1mm未満での違いであれば、容認可能と考えることができる。

【0083】

エラーシミュレーション処理は、本実施形態では回転によるミスアライメント及び並進によるミスアライメントを備える、ミスアライメント（ずれ）の多重事例をシミュレートする。各ミスアライメントは、1mmの対象位置合わせエラー（TRE）を提供するようにして、参照画像のコピーをオフセットすることによりシミュレートされる。剛体変換は、1mmのTREをもたらす回転及び並進の値をサンプリングすることにより、取得される。1mmのTREに対応する領域の周りに、パラメータ空間をマップすると考えることができる。

20

【0084】

評価回路26は、その後参照画像及びオリジナル参照画像の各オフセットコピーに対する位置合わせ費用関数を計算する。

30

【0085】

シミュレートされたミスアライメントの一例が、図7を参照しこれから説明される。

【0086】

図7は、解剖学的特徴の周りの関心領域を備える、参照画像78の概略図である。図7の例で、関心領域は、椎骨80の周りである。関心のある領域の、関心領域の直径（ROI直径）82は、関心領域が解剖学的特徴を含むようにして定義される。他の実施形態において、任意の適切な方法で関心領域を定義することができる。関心領域は、特定の解剖学的特徴を参照して定義される場合もあるし、されない場合もある。

【0087】

関心領域の回転82に関する対象位置合わせエラー（TRE）84が、図7に描かれる。

40

【0088】

ミスアライメントの一つの事例において、参照画像78のコピーは、ROI直径82を有する関心領域における任意の点の最大の位置ずれが例えば1mmの対象位置合わせエラーの値と等しくなるようにして、回転される。本実施形態において、参照画像78は、図7に描かれた角度85により回転される。

【0089】

位置合わせ費用関数に関する値は、参照画像78及びオリジナル参照画像78の回転されたコピーに対して計算される。本実施形態において、位置合わせ費用関数は、類似性計測である。類似性計測は、同じモダリティの二つの2D画像間の類似性を表すのに適当な

50

、任意の類似性計測とすることができる。本実施形態において、位置合わせ費用関数は、回転されたコピーの特徴及びオリジナル参照画像の特徴間のユークリッド距離を表す。位置合わせ費用関数は、「指標値」ということも出来る。補足すると、CPU 22は、後続の2D画像のそれぞれに対して、当該後続の2D画像と第一の2D画像との間の個別の2D/2D位置合わせを実行し、当該後続の2D画像と当該第一の2D画像との間のアライメントの大きさを示す指標値を決定するよう構成されてもよい。ここで、第一の2D画像は、2D/3D位置合わせ処置に用いた2D画像であってもよく、あるいは、当該2D/3D位置合わせ処置に用いた2D画像に代えて、第一のレンダリングされた画像であってもよい。また、条件が満たされたかの決定は、当該指標値が第一のしきい値を超えるかどうかの判定を備えていてもよい。また、「アライメントの大きさ」は、「ミスアライメントの大きさ」と呼んでもよく、あるいは「2Dミスアライメントの大きさ」と呼んでもよい。

10

【0090】

本実施形態において、位置合わせ費用関数の低い値は、画像同士がよく似ているという結果になり、反対にその高い値は、画像が似ていないという結果になる。

【0091】

エラーシミュレーション処理は、ミスアライメントの多重事例を備える。ミスアライメントのうちの幾つかは、回転を具備し、またミスアライメントのうちの幾つかは、並進を備える。

【0092】

位置合わせ費用関数に関する値は、ミスアライメントのそれぞれに対して決定される。評価回路26は、その後、ミスアライメントのうちの任意のミスアライメントに対して取得された位置合わせ費用関数の最も低い値を選択する。最も低い値を、「最小値」と呼ぶこともできる。評価回路26は、位置合わせ費用関数の最も低い値を、第一のしきい値に設定する。補足すると、CPU 22は、第一の2D画像について少なくとも一つのミスアライメントを誘発することと、上記誘発されたミスアライメントのそれぞれに対して、個別の指標値を決定することと、当該個別の指標値に基づいて当該第一のしきい値を決定することと、により当該第一のしきい値を決定するよう更に構成されてもよい。また、誘発されたミスアライメントは、回転、並進、拡大縮小のうちの少なくとも一つを備えてもよい。

20

30

【0093】

位置合わせ費用関数の値は、画像の内容(content)に及び/又は画像の画像特性に、非常に依存することがある。従って、エラーシミュレーション処理により決定された第一のしきい値は、同じ対象位置合わせエラーが使用されたとしても、画像によってかなり異なる場合がある。

【0094】

第一のしきい値は、ミスアライメントの容認可能な量を表すと考えられる類似性計測に対する値を設定する。

【0095】

しきい値を取得する処理は、2つの同一画像間の人工的に誘発されたミスアライメントを使用するので、「エラーシミュレーション処理」と呼ばれる。

40

【0096】

エラーシミュレーション処理は、2D参照画像の面である単一の面において実行される。ミスアライメントは、2D参照画像の2D面における回転及び並進をシミュレートすることにより、シミュレートされる。しかし、第一のしきい値は、面外ミスアライメントがありそうだったかどうかを評価するために、ステージ64で後程使用される。ミスアライメントがあったかどうかを評価するために第一のしきい値を使用することについて、ステージ64を参照して下記に更に説明される。

【0097】

ステージ60の終わりで、評価回路26は、第一のしきい値を出力する。係る第一のし

50

きい値は、現在の3D変換76が取得された2D参照画像に特有(specific)である。

【0098】

ステージ62で、新たな2D画像が位置合わせ回路24へと移される。新たな2D画像は、X線スキャナ15により収集されたX線透視フレームのライブストリームの更なるフレームである。

【0099】

位置合わせ回路24は、新たな2D画像を2D参照画像と位置合わせする、2D/2D位置合わせ処理を実行する。任意の2D/2D位置合わせ法を使用することができる。例えば、2D/2D位置合わせ法は、オプティカルフローを備えることがある。2D/2D位置合わせは、例えば相互情報量又はパウエルアルゴリズムとペアになった相関関係等、従来の最適化ベースの位置合わせ法を備えることができる。

10

【0100】

2D/2D位置合わせから、位置合わせ回路24は、位置合わせ費用関数に関する値を取得する。位置合わせ費用関数は、ステージ60で使用されたものと同じ位置合わせ費用関数であり、本実施形態においては最小二乗類似性計測である。位置合わせ費用関数に関する値は、「指標値」と呼ぶこともできる。補足すると、CPU22は、後続の2D画像のそれぞれに対して、後続の2D画像と第一の2D画像との間の個別の2D/2D位置合わせを実行し、後続の2D画像と第一の2D画像との間のアライメントの大きさを示す指標値を決定するよう構成されてもよい。第一の2D画像については、前述した通りである。

20

【0101】

位置合わせ費用関数に関する値は、新たな2D画像と2D参照画像とが一度2D/2D位置合わせによって位置合わせされたときの類似性を表す。新たな2D画像及び参照2D画像が、上手く位置合わせされることが可能な場合には、位置合わせ費用関数に関する値が低い可能性があり、反対に上手く位置合わせされることが不可能な場合には、位置合わせ費用関数に関する値が高い可能性がある。

【0102】

ステージ64~66で、CPU22は、2D画像のストリームの複数の後続の2D画像のそれぞれに対して、条件が満たされたかを判定する。ここで、条件は、2Dミスアライメントと、最後の2D/3D位置合わせ処置からの時間とのうちの少なくとも一つに依存している。

30

【0103】

ステージ64で、評価回路26は、ステージ62で取得された位置合わせ費用関数に関する値を、ステージ60で計算された第一のしきい値と比較することにより、2D/2D位置合わせにおけるエラーが過大かを評価する。

【0104】

類似性計測に対する値が第一のしきい値よりも高い場合には、図6の方法は、下記に詳細が説明される非同期参照更新ステージ72へと進む。類似性計測に対する値が第一のしきい値よりも低い場合には、図6の方法は、ステージ66へと進む。

【0105】

ステージ66で、評価回路26は、2D/3D位置合わせが最後に実行されてから経過した時間の長さを決定する。経過した時間の長さは、時間間隔(例えば100ms)として、又はフレーム数(例えば3フレーム)として、定義することができる。

40

【0106】

評価回路26は、最後の2D/3D位置合わせから経過した時間を、「時間しきい値」と呼ぶこともできる第二のしきい値と比較する。第二のしきい値は、数秒のオーダーとなる場合がある。幾つかの実施形態において、第二のしきい値は、例えば20フレーム等、フレーム数として説明される。また幾つかの実施形態において、第二のしきい値は、ユーザにより変更が可能である。第二のしきい値は、患者に依存することもある。また第二のしきい値は、スキャン条件及び/又はインターベンションタイプに依存することもある。

50

る。

【0107】

経過した時間に関する値が時間しきい値よりも高い場合には、図6の方法は、非同期参照更新ステージ72へと進む。経過した時間に関する値が時間しきい値よりも低い場合には、図6の方法は、ステージ68へと進む。

【0108】

ステージ68で、レンダリング回路28は、3Dデータセットから画像をレンダリングする。レンダリング回路28は、ステージ60で取得された3D変換に基づく画像をレンダリングするために、レンダリング方向を選択する。レンダリング方向は、ステージ62の2D/2D位置合わせの結果に基づく場合もある。

10

【0109】

本実施形態において、レンダリングされた画像は、3Dデータセットの2次元投影である。その他の実施形態において、レンダリングされた画像は、適当なレンダリングパラメータを使用するボリュームレンダリングである。例えば、背骨インターベンションの場合に、3Dデータセットからレンダリングされた画像は、例えば骨等の高輝度物質に焦点を合わせることができる。その他の場合に、レンダリングは軟組織に焦点を合わせることができる。幾つかの実施形態において、レンダリングされた画像は、造影強調血管(contrast-enhanced blood)を示す場合がある。また更なる実施形態において、レンダリングされた画像は、DRRである。

【0110】

レンダリングされた画像は、ユーザに対し表示スクリーン16上に表示される。2D画像も、係るユーザに対し表示スクリーン16上に表示される。更なる画像も表示することができる。多重画像がスクリーン又は複数のスクリーン上に表示されることになっている構成を指定する画像配置プロトコル(hanging protocol)に従って、画像を表示することができる。

20

【0111】

レンダリング方向を取得するために2D/3D位置合わせから取得された3D変換を使用することにより、3Dデータセットからレンダリングされた画像は、新たな2D画像とアライメントされる。ユーザがレンダリングされた画像及び新たな2D画像を観察することにより、2つの画像で共通する位置での、表示された対応する解剖学的特徴を見ることができる。

30

【0112】

更なる実施形態において、レンダリングされた画像は、3Dデータセットからのデータが新たな2D画像からのデータと融合された融合画像(fusion image)を備える。これに伴い、CPU22は、第一のレンダリングされた画像が後続の2D画像のうちの少なくとも一つと融合された融合画像を生成するよう更に構成されてもよい。

【0113】

ステージ68でレンダリングされた画像のレンダリング及び表示の後、方法は、次の2D画像70(「次のフレーム」と呼ぶこともできる)が位置合わせ回路24により受け取られる、ステージ62へと戻る。次の2D画像は、X線スキャナ15により収集された更なるライブ2D X線透視画像である。

40

【0114】

ステージ62で、次の2D画像70は、2D参照画像と位置合わせされる。2D/2D位置合わせから、位置合わせ回路24は、次の2D画像70に対する位置合わせ費用関数に関する値を取得する。

【0115】

ステージ64で、評価回路26は、位置合わせ費用関数に関する値が大きすぎるかを判定する。ステージ66で、評価回路26は、最後の2D/3D位置合わせから経過した時間が長すぎるかを判定する。ステージ68で、画像は、3Dデータからレンダリングされ、且つ次の2D画像70と共に表示される。

50

【0116】

ステージ62～68は、2D/3D位置合わせを契機する条件が満たされるまで、繰り返される。本実施形態において、係る条件は、二つの部分を有する。条件の第一部分及び/又は条件の第二部分が満たされた場合には、条件は満たされる。条件の第一部分は、所定のフレームに対する位置合わせ費用関数に関する値が第一のしきい値を超えることである。条件の第二部分は、最後の2D/3D位置合わせからの時間が第二のしきい値を超えることである。従って、ステージ62～68は、エラーが高くなりすぎず、且つ過大な時間が経過していない限り繰り返される。

【0117】

次に、条件が満たされた場合に、何が起こるかについて検討する。条件が2D画像に対して満たされた場合に、2D画像が3Dデータと位置合わせされる、新たな2D/3D位置合わせが実行される。新たな2D/3D位置合わせは、更なる2D画像の収集と並行して実行される。すなわち、2D/3D位置合わせ処置は、2D画像のストリームの更なる2D画像の収集と並行して実行される。補足すると、当該条件が満たされた場合には、CPU22は、当該後続の2D画像のうちの一つを選択する。例えば、当該条件が満たされた場合には、CPU22は、当該後続の2D画像のうち、当該条件が満たされた判定結果に対応する2D画像又は当該判定結果の直後の2D画像を選択する。ここで、当該条件が満たされた判定結果に対応する2D画像は、当該判定の直前の2D/2D位置合わせに用いたフレームである。また、当該判定結果の直後の2D画像は、ステージ64又は66で「はい」と判定された直後に続いたフレームである。また、CPU22は、当該3D画像及び当該選択された2D画像について、2D/3D位置合わせ処置を実行することにより、第二のレンダリング方向を取得するために上記第一のレンダリング方向をリセットする。言い換えると、CPU22は、当該3D画像及び当該選択された2D画像について、2D/3D位置合わせ処置を実行することにより、第一のレンダリング方向を第二のレンダリング方向に再設定する。さらに、CPU22は、当該第二のレンダリング方向に基づいて当該3D画像から第二のレンダリングされた画像を再生成する。

【0118】

現在の2D画像に対する位置合わせ費用関数に関する値が第一のしきい値を超えたことを評価回路26が決定する、ステージ64の事例について検討する。位置合わせ回路24は、2D/3D位置合わせに関する現在の2D画像を選択する。現在の2D画像は、「選択された2D画像」と呼ぶことができる。また、現在の2D画像は、条件が満たされた判定結果に対応する2D画像であり、当該判定の直前の2D/2D位置合わせに用いたフレームでもある。

【0119】

現在の2D画像に対する位置合わせ費用関数に関する値が第一のしきい値を超えたとの判定に応答して、図6の方法は、非同期参照更新ステージ72を始動させる。

【0120】

非同期参照更新ステージ72が実行されている間、ステージ62～68の繰り返し操作が停止されないということに留意されたい。代わりに、画像のストリームの新たに収集された2D画像の各々に対するステージ62～68の反復は、それらの画像が受け取られる時に従って、進む。非同期参照更新ステージ72は、並行して実行される。このタイミング及び並行操作は、図8を参照し下記に詳細が説明される。

【0121】

非同期参照更新ステージ72は、2D/3D位置合わせ74を備える。ステージ74で、位置合わせ回路24は、3Dデータセットを用いて、選択された2D画像の2D/3D位置合わせを実行する。2D/3D位置合わせを実行するために位置合わせ回路24により使用される方法は、図5を参照し上記で説明された通りである。位置合わせ回路24は繰り返し、3DデータセットからDRRを生成し、且つ係るDRRを、マルチモダリティ位置合わせ法を使用して選択された2D画像と位置合わせする。その他の実施形態において、任意の適切な2D/3D位置合わせ法を使用することができる。

【 0 1 2 2 】

2 D / 3 D 位置合わせは、過去の 2 D / 3 D 位置合わせから取得された 3 D 変換を初期位置合わせ変換として使用する場合があります。2 D / 3 D 位置合わせは、選択された 2 D 画像と参照 2 D 画像との 2 D / 2 D 位置合わせに従って、2 D で変換された 3 D 変換のバージョンを、初期位置合わせ変換として使用する場合もある。

【 0 1 2 3 】

2 D / 3 D 位置合わせ 7 4 の出力 7 6 は、3 D データセットの座標系を、選択された 2 D 画像の座標系へと変換する、更新された 3 D 変換である。

【 0 1 2 4 】

更新された 3 D 変換 7 6 は、評価回路 2 6 へと提供される。評価回路 2 6 は、更新された 3 D 変換及び選択された 2 D 画像を使用して、初期化ステージ 6 0 を実行する。初期化ステージ 6 0 は、上記で述べた方法を使用して、第一のしきい値に関する更新された値を確立すること (establishing) を備える。

10

【 0 1 2 5 】

評価回路 2 6 は、新たな参照画像として、選択された 2 D 画像を使用する。方法は、現在の 2 D 画像と新たな参照 2 D 画像とを位置合わせするために 2 D / 2 D 位置合わせが実行される、ステージ 6 2 へと再び進む。ステージ 6 2 ~ 6 8 の処理は、上述した通り参照 2 D 画像及び更新された 3 D 変換を使用して、後続の画像に関して実行される。

【 0 1 2 6 】

図 6 において、非同期参照更新ステージ 7 2 が 2 D 画像のストリームと非同期であるということを示すために、破線が使用される。選択された 2 D 画像が非同期参照更新ステージ 7 2 における 3 D データと位置合わせされている間に、一つ又は複数の後続の 2 D 画像 7 0 が収集され、且つステージ 6 2 でオリジナル参照 2 D 画像へと位置合わせされ、画像がステージ 6 8 で表示用にレンダリングされる。

20

【 0 1 2 7 】

この非同期 2 D / 3 D 位置合わせ処理は、図 8 の概略的なダイアグラムに更に説明されている。

【 0 1 2 8 】

図 8 は、2 D 画像 8 0 A ~ 8 0 G のストリームを描いている。時間は、横軸 8 2 で表されている。時間軸 8 2 に沿った 2 D 画像 8 0 A ~ 8 0 G のストリームのそれぞれの位置は、各 2 D 画像が収集及び / 又は処理された時間を示す。

30

【 0 1 2 9 】

フレームのストリームの連続的なフレームの視点から、図 6 を参照し、上述した処理について検討する。

【 0 1 3 0 】

第一のフレーム 8 0 A は、2 D 参照画像として使用され、「R」と記される。

【 0 1 3 1 】

ステージ 6 2 で、第二のフレーム 8 0 B は、矢印 8 4 A で示される 2 D / 2 D 位置合わせを実行することにより、第一のフレーム 8 0 A に位置合わせされる。ステージ 6 4 で、8 0 B は、過度のエラーを有さないことが判明する。ステージ 6 6 で、過大な時間が経過していないことも判明する。従って、更なる位置合わせは、第二のフレーム 8 0 B により始動されない。画像は、ステージ 6 8 で 3 D データからレンダリングされ、図 6 の処理は、ステージ 6 2 へと戻る。

40

【 0 1 3 2 】

ステージ 6 2 で、第三のフレーム 8 0 C が、矢印 8 4 B で示される 2 D / 2 D 位置合わせを実行することにより、第一のフレーム 8 0 A に位置合わせされる。図 8 に示される例で、2 D / 2 D 位置合わせにおけるエラーが第一のしきい値を上回ることが判明する。

【 0 1 3 3 】

非同期参照更新ステージ 7 2 が、始動される。非同期参照更新ステージ 7 2 の契機は、矢印 8 6 で示される。非同期参照更新ステージ 7 2 は、下記に説明される。

50

【 0 1 3 4 】

非同期参照更新ステージ 7 2 と並行して、処理は、経過した時間が第二のしきい値を超えないことが判明する、第三のフレームに対するステージ 6 6 へと進む。幾つかの実施形態において、ステージ 6 4 でのエラーが第一のしきい値を上回ることが判明した場合に、ステージ 6 6 を省略することがある。画像は、ステージ 6 8 で 3 D データからレンダリングされる。

【 0 1 3 5 】

第一の縦線 8 8 は、非同期参照更新ステージ 7 2 が開始する時間を示すために使用される。非同期参照更新ステージ 7 2 は、図 5 及び 6 を参照し上述した 2 D / 3 D 位置合わせを備える。2 D / 3 D 位置合わせは、「 D R R 位置合わせ」又は「 D R R ベースの位置合わせ」とも呼ぶことがある。2 D / 3 D 位置合わせにおいて、複数の D R R は、3 D データから生成され、且つ収束に到達するまで第三のフレーム 8 0 C に位置合わせされる。

【 0 1 3 6 】

ステージ 9 0 は、2 D / 3 D 位置合わせ（又は「 D R R ベースの位置合わせともいう」）の開始である。ステージ 9 2 は、2 D / 3 D 位置合わせの完了である。

【 0 1 3 7 】

D R R ベースの位置合わせは、この場合では第三のフレーム 8 0 C である、参照 X 線透視と最も良くマッチする D R R 9 4 を計算する。図 8 における D R R 9 4 の位置は、当該 D R R 9 4 が生成された時間を反映するものではなく、代わりに第三のフレーム 8 0 C への接近（proximity）を示すために使用されている、ということに留意されたい。非同期参照更新ステージ 7 2 の出力は、3 D データの座標系を第三のフレーム 8 0 C の座標系へと関連付ける更新された変換 9 6 である。

【 0 1 3 8 】

第二の縦線 9 8 は、非同期参照更新ステージ 7 2 の 2 D / 3 D 位置合わせが完了した時間を示すために使用される。

【 0 1 3 9 】

一度 2 D / 3 D 位置合わせが完了したら、D R R 9 4 を作り出すために使用された投影変換 9 6 は、今後の 2 D / 2 D X 線透視位置合わせに対する初期化として使用される。初期化ステージ 6 0 は、新たな第一のしきい値を取得するために更新された変換 9 6 に対して実行され、評価回路 2 6 は、第三のフレーム 8 0 C を新たな参照画像 R ' として設定する。

【 0 1 4 0 】

2 D / 3 D 位置合わせは、第四のフレーム 8 0 D が収集されるまで終わらないことが理解される。

【 0 1 4 1 】

第四のフレーム 8 0 D が収集された場合に、非同期参照更新ステージ 7 2 は、まだ完了ではない。ステージ 6 2 で、矢印 8 4 C で示される 2 D / 2 D 位置合わせを実行することにより、第四のフレーム 8 0 D が第一のフレーム 8 0 A に位置合わせされる。ステージ 6 4 で、評価回路 2 6 は、第四のフレーム 8 0 D に関するエラー値が第一のしきい値を超えるかを判定する。第四のフレーム 8 0 D に関するエラー値は、第三のフレーム 8 0 C に関するエラー値が第一のしきい値を超えたということが与えられて、第一のしきい値を超える場合もある。しかし、評価回路 2 6 は、第三のフレーム 8 0 C に対して 2 D / 3 D 位置合わせが既に進行中の場合に、第四のフレーム 8 0 D に対して実行されている、更なる 2 D / 3 D 位置合わせを防ぐこともある。幾つかの実施形態において、ステージ 6 4 は、同じ参照画像へと位置合わせされた過去のフレームが 2 D / 3 D 位置合わせを既に始動したことが公知の場合には、所定のフレームに対して省略することがある。

【 0 1 4 2 】

第四のフレームに対するステージ 6 6 で、第二のしきい値が超えなかったと決定されることがある。幾つかの実施形態において、ステージ 6 6 は、省略される場合がある。ステージ 6 8 で、画像は、オリジナル 3 D 変換を使用して 2 D データからレンダリングされる

10

20

30

40

50

(第一の画像 80A、第二の画像 80B、第三の画像 80C に対して使用されたのと同じ 3D 変換)。新たな 3D 変換がまだ利用可能ではないので、オリジナル 3D 変換が使用される。

【0143】

第四のフレーム 80D が処理されている間、第三のフレーム 80C の非同期 2D / 3D 位置合わせは完了しておらず、更新された変換 96 もまだ生成されていない。

【0144】

第五のフレーム 80E に移る。非同期参照更新ステージ 72 が終了した後に、係る第五のフレーム 80E が受け取られる。従って、更新された変換 96 は、これで利用可能となる。第三のフレーム 80C は、新たな参照画像 R' として使用される。

10

【0145】

ステージ 62 で、位置合わせ回路 24 は、矢印 100A で示される 2D / 2D 位置合わせを実行することにより、第五のフレーム 80E を第三のフレーム 80C に位置合わせする。ステージ 64 で、評価回路 26 は、第三のフレーム 80C を伴う第五のフレーム 80E の位置合わせに対する位置合わせ費用関数に関する値が、更新された第一のしきい値を超えるかどうかを判定する。ステージ 66 で、評価回路 26 は、最後の 2D / 3D 位置合わせ (第三のフレーム 80C の非同期位置合わせであった) からの時間が第二のしきい値を超えているかを判定する。例示では、どちらのしきい値も超えられていない。ステージ 68 で、レンダリング回路 28 は、更新された変換 96 を使用して 3D データから画像をレンダリングする。

20

【0146】

例示において、位置合わせ回路 24 は、矢印 100B によって示された 2D / 2D 位置合わせを実行することにより、第六のフレーム 80F を第三のフレーム 80C に位置合わせする。位置合わせ回路 24 は、矢印 100C で示された 2D / 2D 位置合わせを実行することにより、第七のフレーム 80G を第三のフレーム 80C に位置合わせする。第六のフレーム 80F 及び第七のフレーム 80G のどちらにも過度のエラーを有さないことが判明し、またそれほど時間が経過していないことも判明する。従って、第五のフレーム 80E、第六のフレーム 80F、又は第七のフレーム 80G により更なる位置合わせは何ら始動されない。

30

【0147】

3D データと 2D 画像のストリームとのアライメントは、針インターベンションを実行する臨床医に対して、ナビゲーション情報を提供するために使用することができる。

【0148】

図 6 及び図 8 の処理において、術中 2D X 線透視画像のストリームは、ユーザにナビゲーション情報を提供するために、術前 3D 画像データに位置合わせされる。2D / 3D 位置合わせは、ストリームの X 線透視フレームのうちの幾つかに対してのみ実行される。その他の X 線透視フレームは、2D / 2D 位置合わせを使用して、うまくアライメントされた 2D 画像に位置合わせされる。

【0149】

針インターベンションの X 線透視ベースのライブ誘導は、2D / 3D 及び 2D / 2D 位置合わせの混合 (mixture) を使用して実行される。2D / 3D 及び 2D / 2D 位置合わせを組み合わせることにより、方法の複雑さ及び / 又はそのコンピュータ的負荷が、2D / 3D 位置合わせのみを使用する方法と比較した場合に、低減することがある。

40

【0150】

図 6 及び図 8 の方法において、各新たな X 線透視フレームは、上手くアライメントされた 2D 画像に位置合わせされる。費用のかかる 2D / 3D 位置合わせは、ずっと少ない頻度で計算され、2D / 2D 位置合わせに対する補正の役割を果たすと考えることができる。2D / 3D 位置合わせは、最後の補正から経過した時間によって、又は 2D / 2D 位置合わせにおける過度の位置合わせエラーの検出によって、始動される。

【0151】

50

上述した通り、2D / 3D位置合わせは、時間を多く要する及び / 又はコンピュータ的に複雑な場合がある。従って、図6及び図8の方法において、過度のエラー及び / 又は過去の2D / 3D位置合わせから経過した時間により、始動された場合のみ2D / 3D位置合わせが実行される。これにより、2D / 3D位置合わせの実行回数を減少できるため、2D / 3D位置合わせに関し、時間を短縮すること及び / 又はコンピュータ的な複雑さを低減することができる。

【0152】

2D / 3D位置合わせが全てのフレームに対して実行される予定の場合に、高いフレームレートは、速い位置合わせを必要とするかもしれない。図6及び図8の方法において、費用のかかるDRRベースの位置合わせは、ずっと少ない頻度で計算され、ライブX線透視との同期から外れる。

10

【0153】

フレームのうちの全てではなく、幾つかに対し2D / 3D位置合わせを実行することにより、計算負荷が減る場合がある。計算負荷の低減は、例えば計算資源が共有されている等、計算機能力が限られている場合には、有用なことがある。状況次第で、実行される2D / 3D位置合わせの数を減らすことにより、利用可能な資源を用いて実行される予定の、より精確な2D / 3D位置合わせ及び / 又は2D / 2D位置合わせを可能にすることができる。

【0154】

位置合わせの多くが、2D / 2Dとして計算される。2D / 2D位置合わせは、例えば、X又はYの並進、X軸周りの回転、又はX方向における動きが原因の縮尺変更など、面における動きを補正するために使用することができる。

20

【0155】

各新たなX線透視画像は、上手くアライメントされた2D画像(参照)に位置合わせされる。2D / 2D位置合わせにおけるエラーが、類似性計測の値に基づいて確認される。確認が失敗ならば、又は過去のリセットからあまりにも時間が経過した場合には、新たな2D / 3D DRRベースの位置合わせが、バックグラウンド処理として着手される。2D / 3D位置合わせが実行される間に、2D / 2D位置合わせが各新たなフレームを用いて計算される。2D / 3D位置合わせが完了した場合に、結果として生じる変換が位置合わせされた2Dフレームへと適用される。そのフレームが新たな参照画像となる。2D / 3D位置合わせ処理を「非同期参照更新」と呼ぶ場合もあるのは、2D / 2D参照画像に対する初期変換は、新たな変換が利用可能なときはいつでも更新されるからである。アプリケーションに対する新たな変換のフローにおける一時停止は存在しない。

30

【0156】

面外回転(out of plane rotations)は、2D / 2D位置合わせに比べて少ない頻度で生じる2D / 3D位置合わせを用いて補正される。

【0157】

第三のフレーム80Cの2D / 3D位置合わせを更なるフレーム80Dの収集及び処理と並行して実行することにより、2D / 3D位置合わせは、ユーザに対して表示される画像のストリームの速度を落とすことなく、実行することができる。ライブX線透視は、常にディスプレイ上に維持される。

40

【0158】

2D / 3D位置合わせ法は、フレーム間隔に比べてより長い期間を占める場合がある。状況次第で、並行した位置合わせの使用によって、計算資源のより効率的な使用を提供することができる。また状況により、並行した位置合わせの使用によって、2D / 3D位置合わせに対して許可される時間が制限されるような場合に比べて、実行される予定のより精確な2D / 3D位置合わせを許容することもある。

【0159】

上述した実施形態において、2D / 3D位置合わせが始動された場合にのみ、DRRはレンダリングされる。2D / 3D位置合わせは、フレームのストリームの選択されたフレ

50

ームに対してのみ始動される。DRRをレンダリングすることは、例えば特に反復位置合わせ処理のステップごとに繰り返された場合には、時間を多く要することがある。限られた数のフレームに対してのみDRRをレンダリングすることにより、使用される計算資源を減らすことができる。計算されるDRRの数を減らす又は最小化することが可能な場合もある。

【0160】

処置の間を取得されたライブ画像は、固定された撮像面を使用して取得することができる。しかし、2D/3D位置合わせが撮像手順の間中、上手くアライメントされないまま残る場合がやはりある。例えば、被検体が撮像面に対して動くことがある。被検体の解剖学的特徴が歪められる場合がある。例えば、針（又はその他の医用デバイス）の存在が被検体の生体構造を歪めることがある。

10

【0161】

その結果、既存の2D/3D位置合わせを補正するために、更なる2D/3D位置合わせを使用する可能性がある。

【0162】

第一のしきい値は、面内ミスアライメントをシミュレートすることにより計算される。シミュレーションは、良い位置合わせを取り、且つ、類似性スコアがどのように低下するかを見るために、係る良い位置合わせを回転において意図的にオフセットすることを備えることができる。

20

【0163】

シミュレートされた面内ミスアライメントはその場合、面外ミスアライメントに対する代理として使用される。2D/2D位置合わせにおける類似性計測に対する値は、位置合わせエラーに対する代替として使用される。局所的な類似性空間は、全ての方向において（三次元で）類似の勾配（slope）を有することが仮定される。またその場合に面内回転（シミュレートされたように）は、面外回転（シミュレートされず）として類似性スコアに類似の効果をもつことが仮定される。シミュレートされた面内回転は、面外回転の類似性スコアに関する影響をシミュレートするために使用される。位置合わせエラー確認は、コスト関数が、面内及び面外回転に対して類似するだろうと仮定する。2D画像を用いての面外回転のシミュレーションは存在しない。

30

【0164】

ステージ62で取得された、位置合わせ費用関数に関する値は、現在の画像及び参照画像間の2D/2D位置合わせがどの程度上手く達成されたかの指標となる場合がある。位置合わせコスト関数に対する値が低い場合には、良い位置合わせが達成されている。反対に位置合わせコスト関数に対する値が高い場合には、良い2D/2D位置合わせが達成出来なかったという場合がある。良い2D/2D位置合わせが取得されていない一つの理由としては、現在の画像が、参照画像の2D面から幾分異なる2D面について取得されているという場合がある。この場合に、2D/3D位置合わせは、3Dデータを後続の画像とアライメントするために使用することもある。

40

【0165】

上述した実施形態において、第一のしきい値は、新たな2D/3D位置合わせが十分であるかを判定するために使用される。第一のしきい値は、控えめに設定されている可能性がある。第一のしきい値は、過度のミスアライメントが起こる前に、2D/3D位置合わせが始動されるようにして設定することができる。第一のしきい値は、実行される新たな2D/3D位置合わせが過度のミスアライメントという結果にならない場合がある一方で、更なる数のフレーム（例えば、1、2、又は3フレーム）に対するオリジナル3D変換及び参照画像を引き続き使うようにして、設定することができる。

40

【0166】

上述した実施形態において、各新たな2D画像は、参照画像として使用される2D画像のうちの過去のものに位置合わせされる。更なる実施形態において、DRRは、参照画像として使用することができる。2D画像のそれぞれは、先行する2D/3D画像で生成さ

50

れたDRRに位置合わせすることができる。2D画像をDRRに位置合わせするために、任意の適切な2D/2D位置合わせ法を使用することができる。

【0167】

上述した実施形態において、2D/3D位置合わせは、過去のリセットから経過した時間か、又は2D/2D位置合わせにおける過度のエラーについて確認するかのどちらかにより、始動される。その他の実施形態において、任意の適切な条件が、2D/3D位置合わせを始動させるのに使用することができる。幾つかの実施形態において、2D/3D位置合わせは、ハードウェア条件における著しい変化、例えば、線量、被ばく、視野、コリメーション、又はフィルタリング法の変化により、始動される。

【0168】

幾つかの実施形態では、2D/3D位置合わせは常に、経過した時間により始動され、エラーに基づかない。例えば、2D/3D位置合わせは、第二、第三、第四、第五の全フレームに対して実行することができる。また幾つかの実施形態では、2D/3D位置合わせは、過度のエラーによってのみ始動される。

【0169】

幾つかの実施形態では、2D/3D位置合わせは、ユーザにより手動で始動される。ユーザは、任意の恣意的なタイミングで、2D/3D位置合わせを実行するよう選択することができる。例えば、ユーザは、ミスアライメントがあるかもしれないと疑った場合には、2D/3D位置合わせを実行する選択をすることができる。これらの場合、ユーザは、例えば、再位置合わせに対するユーザ要求を入力してもよい。幾つかの実施形態においては、スイッチに係るユーザに提供されている。係るスイッチは、ハードウェアに及び/又はソフトウェアに提供されることがある。係るユーザが当該スイッチを入れた場合に、新たな2D/3D位置合わせが始動される。これに伴い、CPU22は、再位置合わせに対するユーザ要求を受け取り、当該ユーザ要求に応答して3D画像と2D画像のストリームのうちのひとつとの2D/3D位置合わせを実行するよう更に構成されてもよい。

【0170】

幾つかの実施形態で、例えばユーザがミスアライメントを疑った場合に、係るユーザは2D/3D位置合わせを終わらせることもできる。幾つかの実施形態において、ユーザが2D/3D位置合わせを終わらせた場合に、新たな2D/3D位置合わせが実行されるまで、3Dデータからレンダリングされた画像を表示するのをシステムは停止する。

【0171】

幾つかの実施形態で、位置合わせ回路24は、自動処理が失敗続きの場合には、自動2D/3D位置合わせの処理を終わらせるよう構成されている。ユーザインターフェースは、2D/3D位置合わせが失敗した場合に、過去の状態へと戻ることにもできる。例えば、位置合わせが失敗したら、システムは、画像が上手く位置合わせしていた場合の過去の状況へと戻ることができる。代わりに、位置合わせが失敗した場合に、位置合わせ手順は、初期の位置合わせが提供される必要のある、始まりから再開することもある。

【0172】

上述した実施形態において、2D/3D位置合わせは、バックグラウンドで実行され、ユーザは、2D/3D位置合わせが実行されていることを知らされない。その他の実施形態において、ユーザは、3Dデータからレンダリングされた現在のロードマップ画像が、患者の動きのためにリアルタイムX線透視画像と一致していないことを知りたい場合がある。システムは、2D/3D位置合わせを実行している間、ミスアライメントが検出された(例えば、エラーが第一のしきい値を超えた)ことをユーザに通知する場合もある。ユーザに通知するために、任意の適切な方法を使用することができる。例えば、表示スクリーン16上にグラフィカルな指摘(graphical indication)を表示することができる。2D画像に、及び/又は3Dデータからレンダリングされた画像に、色又は警告を重ね合わせて表示することができる。補足すると、CPU22は、a)条件が満たされた場合のグラフィカルな指摘、b)2D/3D位置合わせ処置の進行のグラフィカルな指摘、c)次の2D/3D位置合わせ処置までの時間のグラフィカルな指摘、d)指標値のグラフィカ

10

20

30

40

50

ルな指摘、e) 第一のしきい値及び / 又は第二のしきい値のグラフィカルな指摘、の a) から e) までのうちの少なくとも一つを提供するよう更に構成されてもよい。言い換えると、CPU 22 は、上記 a) から e) までのうちの少なくとも一つを表示スクリーン 16 に表示させるよう更に構成されてもよい。また、「グラフィカルな指摘」は、「グラフィカルな指示」又は「グラフィック表示」等と読み替えてもよい。

【0173】

その他の実施形態において、ミスアライメントのインジケータが常に表示され、ミスアライメントが 2D / 3D 位置合わせを始動させるほど十分に高くない場合でも、係るミスアライメントの度合いに関する情報を、ユーザが有することができる。

【0174】

ユーザインターフェースは、ミスアライメントしきい値の変更をユーザに許可する場合がある。例えばユーザは、対象位置合わせエラーを変更することができる。ユーザは、位置合わせされた特徴間の容認可能な距離を変更することもできる。

【0175】

ユーザインターフェースは、例えば第二のしきい値を変更することにより、2D / 3D 位置合わせ間の容認可能な時間をユーザが変更することを許可する場合もある。

【0176】

幾つかの実施形態において、ユーザインターフェースは、2D / 3D 位置合わせが完了するまで、残り時間のインジケータを表示する。幾つかの実施形態において、ユーザインターフェースは、例えば 2D / 3D 位置合わせが経過した時間に基づいて実行された場合に、次に予定される 2D / 3D 位置合わせまでの時間を表示する。

【0177】

上述した実施形態において、ライブ 2D 画像は、表示スクリーン 16 上にユーザ（例えば、臨床医）に対して表示される。2D 画像は、2D / 3D 位置合わせにより決定されたレンダリング方向を使用して、3D データからレンダリングされる。任意の適切なレンダリング方法を使用することができる。典型的に、2D / 3D 位置合わせは、2D 画像のストリームの過去の 2D 画像に実行されたものである。

【0178】

3D データからレンダリングされている 2D 画像を表示することにより、付加的な情報、例えば異なるモダリティで取得された情報を、ユーザに提供することができる。ユーザは、処置の実行において支援されることがある。例えば、3D 環境についてより多くの情報を有することで、ナビゲーションを支援することができる。時として、例えば器具を椎骨へと差し込む等、非常に繊細な処置が実行されている場合がある。

【0179】

幾つかの実施形態において、3D データからの情報は、2D 画像に融合される。例えば、3D CT データは、ライブ X 線透視データと融合することができる。連続する 2D 画像と 3D データからレンダリングされた画像とを融合することにより、融合画像を連続して生成することができる。新たな 2D / 3D 位置合わせが実行される場合に、2D 画像は、3D データからレンダリングされた異なる画像と融合することができ、係る異なる画像は異なるレンダリング方向を使用してレンダリングされている。

【0180】

幾つかの実施形態において、画像フュージョンは、医用デバイス（例、針）の位置及び / 又は経路を、3D データからレンダリングされた画像上に描画するために使用される。典型的に、3D データが収集されたときには、身体に医用デバイスは存在しなかった。医用デバイスの位置は、2D 画像から取得することができる。その他の実施形態において、医用デバイスの位置は、任意の適切な方法、例えば位置検出器を使用して、取得することができる。

【0181】

幾つかの実施形態において、画像フュージョンは、2D 画像における、及び / 又は、3D データからレンダリングされた画像における、対象位置を示すために使用される。

10

20

30

40

50

【0182】

上記実施形態は、針インターベンションに関して説明されている。その他の実施形態において、上記で説明された方法は、術前3Dデータが術中2Dデータと位置合わせされる任意の処置で使用することができる。処置は、カテーテルベースインターベンション又はプロープベースのインターベンションを備えることができる。処置は、例えば、生検サンプルの取得又は焼灼の実行等を備えることができる。処置は、筋骨格インターベンション、例えば椎体形成術又は人工器官の配置等を備えることができる。処置は、心臓弁修復又は交換インターベンションを備えることもできる。処置は、腹腔鏡検査を備えることができる。

【0183】

身体内で誘導されている医用デバイスは、例えば、針、ステント、交換身体部分、人工装具、計測デバイス、外科デバイス、バルブ、心臓弁、撮像デバイス、内視鏡デバイス、カテーテル、インプラント、又は電子デバイス（例えば内視鏡又は超音波プロープ）を具備することができる。

【0184】

上述した方法は、腫瘍焼灼及び塞栓、動脈瘤治療、血管インターベンション、又は対象誘導が必要とされる任意のその他のインターベンションに適用することができる。血管インターベンションの場合に、血管の視覚化を可能にするために、特別な臨床プロトコルを使用することができる。まとめると、上記した処置は、X線透視誘導での針生検、腫瘍焼灼、腫瘍塞栓、動脈瘤治療、血管インターベンション、筋骨格インターベンション、心臓弁の修復又は心臓弁の交換、腹腔鏡検査のうちの少なくとも一つを備えるものとしてもよい。

【0185】

処置は、ライブ撮像が実行される任意の手順とすることができる。上記実施形態において、ライブ撮像はX線透視撮像である。その他の実施形態において、ライブ撮像は、例えば超音波撮像又はビデオ撮像を具備する場合がある。

【0186】

図3の装置を使用して実行されているとして上述した実施形態は、図4の装置を使用して実行することもできる。

【0187】

ある実施形態は、

- a) 解剖学的エリアの3Dボリュームを収集することと、
- b) 同じ生体構造の2D画像の連続的なストリームを収集することと、
- c) 初期2D画像を3Dボリュームに位置合わせすることと、
- d) 各新たな2D画像を位置合わせされた参照2D画像に位置合わせすることと、
- e) ステップ(d)における位置合わせの品質を確認することと、
- f) ステップ(e)における確認が失敗した場合には、別の後に収集された2D画像及び3Dボリューム間の、新たな2D/3D位置合わせを実行することと、
- g) 参照2D画像を、ステップ(f)で位置合わせされたものに更新することと、
- h) 初期化のためにステップ(f)の結果変換を使用してステップ(d)を繰り返すことと、

(f)と(g)はバックグラウンド処理として実行される、
を備える位置合わせ法を提供する。位置合わせ法は医用画像処理方法と呼んでもよい。

【0188】

3Dボリュームは、CT、MR、又はCBCTとすることができる。2D画像は、X線透視、X線、超音波とすることができる。2D/3D位置合わせは、DRRベースの方法を使用して実行することができる。

【0189】

ステップ(e)での確認が成功すれば、ステップ(f)の最後の事例が実行されてからの経過した時間についてバックアップ確認を使用することができる。

【0190】

ステップ (f) は、ステップ (b) から来る各新たなフレーム間の時間よりも小さくなるようステップ (d) のランタイムを維持するために、可能な限り頻繁に実行することができ、それにより誘導用のライブアライメントを確保する。

【 0 1 9 1 】

ステップ (d) において、位置合わせは、3 D ボリュームに適用することができ、係る3 D ボリュームを新たな2 D 画像へアライメントする。

【 0 1 9 2 】

ある実施形態は、少なくとも一つの二次元画像を収集し、三次元画像及び上記少なくとも一つの二次元画像に基づいたレンダリング方向を設定し、上記レンダリング方向に基づいて上記三次元画像からレンダリングされた画像を生成し、新たに生成された二次元画像と上記レンダリングされた画像とのミスアライメントを解析し、上記レンダリングされた画像について処理することにより上記ミスアライメントを補正し、上記ミスアライメントについての条件が満たされた場合に上記レンダリング方向をリセットし、上記リセットされたレンダリング方向に基づいて上記レンダリングされた画像を再生成する、よう構成された処理部を具備する医用画像処理装置を提供する。例えば、ある実施形態としては、少なくとも一つの二次元画像を収集し、三次元画像及び上記少なくとも一つの二次元画像に基づいたレンダリング方向を設定し、上記レンダリング方向に基づいて上記三次元画像からレンダリングされた画像を生成し、新たに生成された二次元画像と上記レンダリングされた画像とのミスアライメントを解析し、上記レンダリングされた画像について処理することにより上記ミスアライメントを補正し、上記ミスアライメントについての条件が満たされた場合には、上記新たに生成された二次元画像又は当該二次元画像の直後に生成された二次元画像と、上記三次元画像とに基づいて上記レンダリング方向を再設定し、上記再設定されたレンダリング方向に基づいて上記レンダリングされた画像を再生成する、よう構成された処理部を具備する医用画像処理装置を提供してもよい。

【 0 1 9 3 】

上記処理部は、上記レンダリングされた画像が上記新たに生成された二次元画像と融合された融合画像を生成するよう更に構成することができる。

【 0 1 9 4 】

上記ミスアライメントに関する上記条件は、上記新たに生成された二次元画像と上記補正されレンダリングされた画像との間のアライメントの大きさが第一のしきい値を超えることを示している、指標値とすることができる。

【 0 1 9 5 】

上記処理部は、上記レンダリング方向をリセットする処理と並行して、上記新たに生成された二次元画像と、リセット前に上記レンダリング方向に基づいて生成された上記レンダリングされた画像と、を融合することにより、上記融合画像を連続して生成し、上記レンダリング方向をリセットする処理が完了する場合に、上記新たに生成された二次元画像と、リセット後の上記レンダリング方向に基づいて生成された上記レンダリングされた画像とを融合することにより、上記融合画像を連続して生成するよう更に構成されている。あるいは、CPU 22 は、3 D 画像及び選択された2 D 画像の2 D / 3 D 位置合わせと並行して、更なる2 D 画像を第一のレンダリングされた画像と融合することにより、融合画像を連続して生成し、2 D / 3 D 位置合わせが一度完了したら、更なる2 D 画像を第二のレンダリングされた画像と融合することにより、融合画像を連続して生成する、よう構成されてもよい。

【 0 1 9 6 】

上記処理部は、上記レンダリング方向のリセットから経過した時間が最後に第二のしきい値を超えた場合に、上記レンダリング方向をリセットするよう更に構成することができる。

【 0 1 9 7 】

三次元画像は、X線CT装置、MRI装置、又はX線診断装置によりキャプチャすることができる。言い換えると、3 D 画像は、X線CT装置、MRI装置、又はX線診断装置

10

20

30

40

50

のうちの少なくとも一つによりキャプチャされたものとしてもよい。

【0198】

少なくとも一つの二次元画像及び新たに生成された二次元画像は、X線診断装置又は超音波診断装置によりキャプチャすることができる。言い換えると、2D画像のストリームは、X線診断装置又は超音波診断装置によりキャプチャされたものとしてもよい。

【0199】

ある実施形態は、X線を照射するよう構成されたX線管と、上記X線管から照射されたX線を検出するよう構成されたX線検出器と、上記X線検出器による検出結果に基づいた少なくとも一つの二次元X線画像を収集し、三次元画像及び上記少なくとも一つの二次元X線画像に基づいたレンダリング方向を設定し、上記レンダリング方向に基づいて上記三次元画像からレンダリングされた画像を生成し、新たに生成された二次元X線画像と上記レンダリングされた画像とのミスアライメントを解析し、上記レンダリングされた画像について処理することにより上記ミスアライメントを補正し、上記ミスアライメントについての条件が満たされた場合に上記レンダリング方向をリセットし、上記リセットされたレンダリング方向に基づいて上記レンダリングされた画像を再生成するよう構成された処理部と、を具備するX線診断装置を提供する。

10

【0200】

また、ある実施形態は、X線を被検体に照射するX線管と、当該X線管により照射されて当該被検体を通過したX線を検出するX線検出器と、当該X線検出器による検出結果に関する処理を実行する処理部とを具備するX線診断装置を提供する。処理部は、被検体の解剖学的領域を表す三次元(3D)画像を取得し、X線検出器による検出結果に基づいた被検体の解剖学的領域を表す二次元(2D)画像のストリームを収集し、3D画像及び2D画像のストリームの2D画像について、2D/3D位置合わせ処置を実行することにより、第一のレンダリング方向を設定し、第一のレンダリング方向に基づいて3D画像から第一のレンダリングされた画像を生成し、2D画像のストリームの複数の後続の2D画像のそれぞれに対して、条件が満たされたかを判定する、よう構成されている。ここで、条件は2Dミスアライメントと最後の2D/3D位置合わせ処置からの時間とのうちの少なくとも一つに依存している。当該条件が満たされた場合には、処理部は、後続の2D画像のうちの一つを選択し、当該3D画像及び当該選択された2D画像について、2D/3D位置合わせ処置を実行することにより、第二のレンダリング方向を取得するために第一のレンダリング方向をリセットし、当該第二のレンダリング方向に基づいて当該3D画像から第二のレンダリングされた画像を再生成する、よう構成されている。例えば処理部は、当該条件が満たされた判定結果に対応する2D画像又は当該判定結果の直後の2D画像を選択し、3D画像及び上記選択された2D画像について、2D/3D位置合わせ処置を実行することにより、第一のレンダリング方向を第二のレンダリング方向に再設定し、第二のレンダリング方向に基づいて3D画像から第二のレンダリングされた画像を再生成する、よう構成されている。

20

30

【0201】

ある実施形態は、少なくとも一つの二次元画像を収集し、三次元画像及び上記少なくとも一つの二次元画像に基づいたレンダリング方向を設定し、上記レンダリング方向に基づいて上記三次元画像からレンダリングされた画像を生成し、新たに生成された二次元画像と上記レンダリングされた画像とのミスアライメントを解析し、上記レンダリングされた画像について処理することにより上記ミスアライメントを補正し、上記ミスアライメントについての条件が満たされた場合に上記レンダリング方向をリセットし、上記リセットされたレンダリング方向に基づいて、上記レンダリングされた画像を再生成すること、を具備する医用画像処理方法を提供する。例えば、ある実施形態としては、少なくとも一つの二次元画像を収集し、三次元画像及び上記少なくとも一つの二次元画像に基づいたレンダリング方向を設定し、上記レンダリング方向に基づいて上記三次元画像からレンダリングされた画像を生成し、新たに生成された二次元画像と上記レンダリングされた画像とのミスアライメントを解析し、上記レンダリングされた画像について処理することにより上記

40

50

ミスアライメントを補正し、上記ミスアライメントについての条件が満たされた場合には、上記新たに生成された二次元画像又は当該二次元画像の直後に生成された二次元画像と、上記三次元画像とに基づいて上記レンダリング方向を再設定し、上記再設定されたレンダリング方向に基づいて上記レンダリングされた画像を再生成すること、を具備する医用画像処理方法を提供してもよい。

【0202】

実施形態は、針インターベンションに関して説明されてきた。その他の実施形態では、上述した方法は、任意の適切な医用デバイスのナビゲーションに対して使用することができる。医用デバイスは、任意のヒト又は任意の動物の体の任意の部分へと挿入することができる。上記医用デバイスは、任意の適切な医用又は獣医用の処置で使用することができる。

10

【0203】

本明細書における処理部は、実施形態で述べたCPU22によって実現する他にも、ハードウェアのみ、ソフトウェアのみ、あるいはハードウェアとソフトウェアの組み合わせによって同機能を実現するものであっても構わない。ハードウェアとソフトウェアの組み合わせによって処理部を実現する場合、例えば、CPU22がメモリ20からプログラムを呼び出し、CPU22により当該プログラムを実行することで処理部の機能を実現してもよい。

【0204】

本明細書では、特定の回路について説明してきた。代替の実施形態では、これらの回路の一つ以上の機能は単一の処理資源又は他の構成要素によって提供可能であり、或いは、単一の回路によって提供される機能は、組み合わせられた二つ以上の処理資源又は他の構成要素によって提供可能である。単一の回路への言及は、その回路の機能を提供する複数の構成要素が互いに遠隔であるかどうかに関わらず、その様な構成要素を包含し、複数の回路への言及は、それらの回路の機能を提供する単一の構成要素を包含する。

20

【0205】

特定の実施形態について説明してきたが、これらの実施形態は、例として提示したに過ぎず、本発明の範囲を限定することを意図したものではない。実際、本明細書で説明する新規な方法及びシステムは様々なその他の形態で実施することができる。その上、本明細書で説明する方法及びシステムの形態における様々な省略、置き換え、及び変更は、本発明の趣旨から逸脱することなく行うことができる。添付の特許請求の範囲及びその均等物は、本発明の範囲に含まれるこの様な形態又は変形形態を包含することを意図するものである。

30

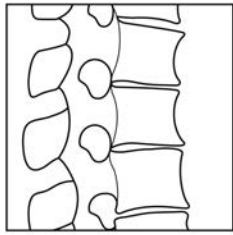
【符号の説明】

【0206】

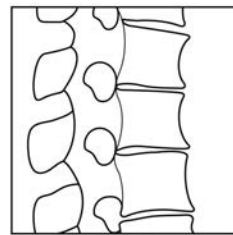
- 10 医用画像処理装置
- 12 計算装置
- 14 CTスキャナ
- 15 X線スキャナ
- 16 表示スクリーン
- 18 デバイス
- 20 メモリ
- 22 CPU
- 24 位置合わせ回路
- 26 評価回路
- 28 レンダリング回路
- 30 X線診断装置
- 32 X線管
- 34 X線検出器

40

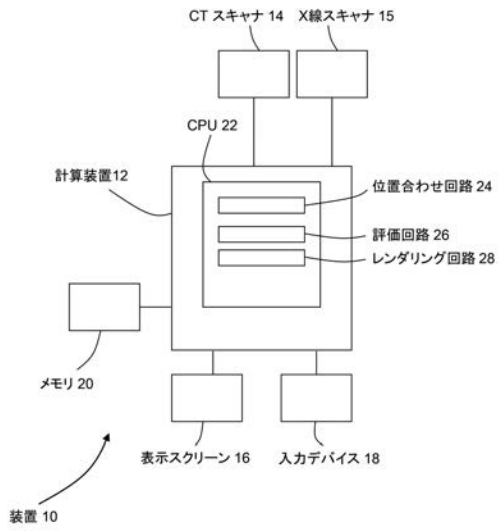
【 図 1 】



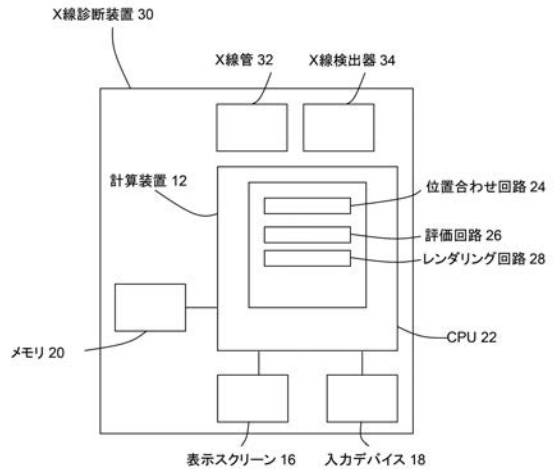
【 図 2 】



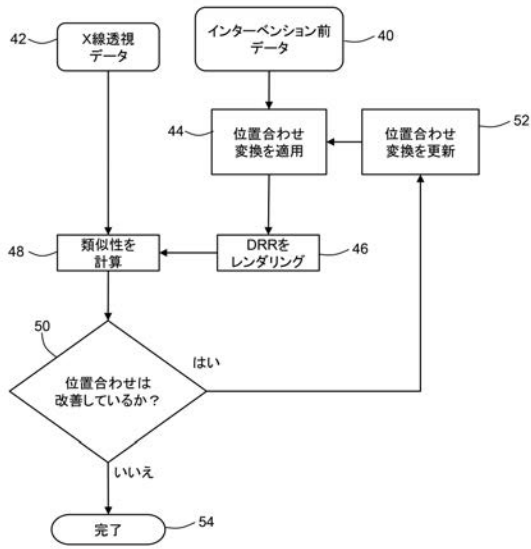
【 図 3 】



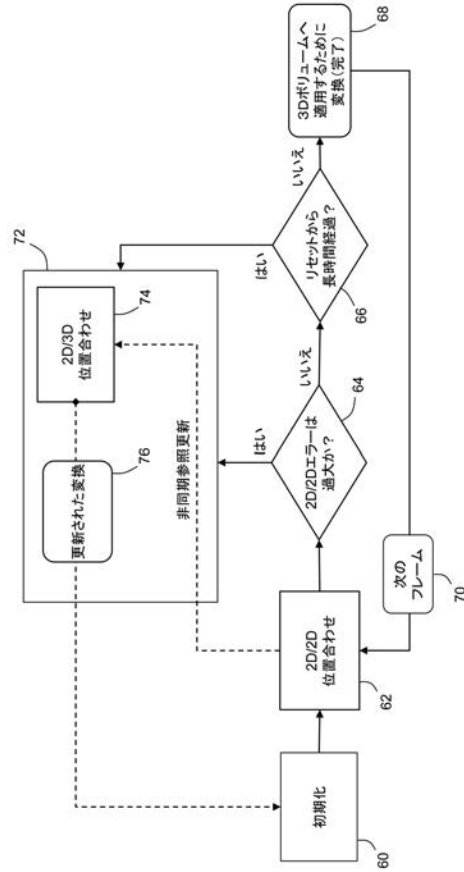
【 図 4 】



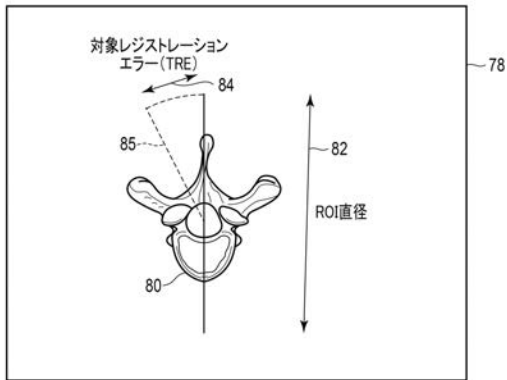
【 図 5 】



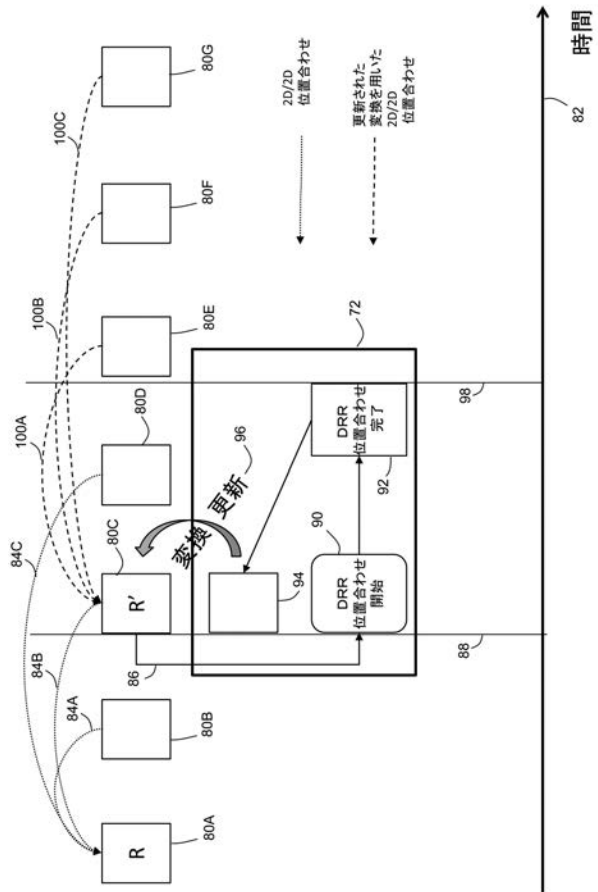
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
	A 6 1 B 5/055	3 9 0
	A 6 1 B 5/055	3 8 0
	A 6 1 B 8/14	
	G 0 6 T 7/33	

(72)発明者 マルコ ラゼト
イギリス国、 エジンバラ イーエイチ6・5エヌピー、 アンダーソン・プレイス 2、 ボニントンボンド キヤノンメディカルリサーチヨーロッパ内

(72)発明者 アラン グレイアム
イギリス国、 エジンバラ イーエイチ6・5エヌピー、 アンダーソン・プレイス 2、 ボニントンボンド キヤノンメディカルリサーチヨーロッパ内

(72)発明者 ポール トムソン
イギリス国、 エジンバラ イーエイチ6・5エヌピー、 アンダーソン・プレイス 2、 ボニントンボンド キヤノンメディカルリサーチヨーロッパ内

Fターム(参考) 4C093 AA01 AA13 AA22 AA24 CA18 CA29 DA02 FB11 FD09 FF12
FF13 FF35 FF37 FF42 FG01 FG05
4C096 AA11 AA18 AB27 AB39 AC10 DC15 DC16 DC33 DC35 DC36
DD07 DD09 EA06
4C601 EE07 JC21 KK02 KK09 KK10 KK31 LL33
5L096 AA09 BA06 BA13 EA14 JA03

专利名称(译)	医学图像处理设备，x射线诊断设备和医学图像处理方法		
公开(公告)号	JP2020054794A	公开(公告)日	2020-04-09
申请号	JP2019108927	申请日	2019-06-11
[标]发明人	マルコラゼト		
发明人	マルコラゼト アラングレイアム ポールトムソン		
IPC分类号	A61B6/00 A61B6/03 A61B5/055 A61B8/14 G06T7/33		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4245 A61B8/5261 A61B90/37 A61B2090/364 A61B2090/365 A61B2090/376 A61B2090/378 A61B6/032 A61B6/463 A61B6/466 A61B6/469 A61B6/487 A61B6/547 A61B34/20 A61B34/25 G06T7/33 G06T7/38 G06T2200/04 G06T2207/10016 G06T2207/10081 G06T2207/10088 G06T2207/10121 G06T2207/10132 G06T2207/30012 G06T2207/30021 G06T2207/30061 G06T2207 /30096 G06T2207/30101 G06T7/0012		
FI分类号	A61B6/00.330.A A61B6/03.360.G A61B6/03.360.H A61B6/00.360.B A61B6/03.360.Q A61B5/055.390 A61B5/055.380 A61B8/14 G06T7/33		
F-TERM分类号	4C093/AA01 4C093/AA13 4C093/AA22 4C093/AA24 4C093/CA18 4C093/CA29 4C093/DA02 4C093 /FB11 4C093/FD09 4C093/FF12 4C093/FF13 4C093/FF35 4C093/FF37 4C093/FF42 4C093/FG01 4C093/FG05 4C096/AA11 4C096/AA18 4C096/AB27 4C096/AB39 4C096/AC10 4C096/DC15 4C096 /DC16 4C096/DC33 4C096/DC35 4C096/DC36 4C096/DD07 4C096/DD09 4C096/EA06 4C601/EE07 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK31 4C601/LL33 5L096/AA09 5L096 /BA06 5L096/BA13 5L096/EA14 5L096/JA03		
代理人(译)	河野直树 井上正 金子早苗		
优先权	16/150,635 2018-10-03 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种医学图像处理设备，包括处理电路，该处理电路被配置为：获得表示受试者的解剖区域的三维(3D)图像；以及获取代表对象解剖区域的二维图像流；通过对3D图像和2D图像流的2D图像执行2D/3D配准过程来设置第一渲染方向；基于第一渲染方向从3D图像生成第一渲染图像；对于2D图像流的多个后续2D图像中的每一个，确定是否满足条件，该条件取决于2D未对准和自上次2D/3D配准过程以来的时间中的至少一个；当满足注册条件时，选择后续的2D图像之一；通过对3D图像和选择的2D图像执行2D/3D配准过程，重置渲染方向以获得第二渲染方向；并基于第二渲染方向从3D图像重新生成第二渲染图像。

