

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6556165号
(P6556165)

(45) 発行日 令和1年8月7日(2019.8.7)

(24) 登録日 令和1年7月19日(2019.7.19)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)
G06T 1/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/14
G O 6 T 1/00 2 9 O D

請求項の数 15 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2016-567348 (P2016-567348)
 (86) (22) 出願日 平成27年4月1日 (2015.4.1)
 (65) 公表番号 特表2017-515576 (P2017-515576A)
 (43) 公表日 平成29年6月15日 (2017.6.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2015/052383
 (87) 国際公開番号 WO2015/173668
 (87) 国際公開日 平成27年11月19日 (2015.11.19)
 審査請求日 平成30年3月29日 (2018.3.29)
 (31) 優先権主張番号 61/994,308
 (32) 優先日 平成26年5月16日 (2014.5.16)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

(73) 特許権者 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 アーネー アイン
ドーフェン ハイテック キャンパス 5
High Tech Campus 5,
NL-5656 AE Eindhoven
(74) 代理人 100122769
弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】再構成のない自動マルチモダリティ超音波レジストレーション

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

エネルギーを放射し、それに応答して、ダイナミックに画像を収集するように構成され、前記収集画像は所与の次元を有する、画像収集プロセッサと、

前記収集画像からの収集により繰り返し、ダイナミックに選択し、前記選択の結果として、前記次元の画像のセットにおけるメンバシップをダイナミックに、繰り返し変更するように構成される画像選択プロセッサと、

前記変更に同期して、前記所与の次元より高い次元を有する画像に前記セットをダイナミックに、繰り返しレジストレーションするように構成される画像共同レジストレーションプロセッサと

を有する、画像共同レジストレーション装置であって、

前記選択は、前記セットにおいて、前記収集画像の現在の一つを含むか否かを決定し、前記レジストレーションの前記繰り返しは、それに対応して、前記変更のインスタンスに応答することを含む、

画像共同レジストレーション装置。

【請求項 2】

前記収集のためのイメージングプローブと、

前記プローブの位置及び方向をトラッキングするためのトラッキングシステムと、
を更に有し、

前記レジストレーションは、前記収集の間、角形成、回転、及び並進の何れか一つ又は

10

20

それより多くがダイナミックになされる前記プロープでの前記収集のために特化される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記変更は、前記セットに対して、前記画像の前記現在の一つを加える、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記収集画像は、前記所与の次元より高い次元を有する前記画像のものと異なるイメージングモダリティのものである、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記所与の次元は 2 である、請求項 1 に記載の装置。

10

【請求項 6】

前記選択は、収集される超音波画像フレームから超音波画像フレームを選択することを有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記収集画像は、前記収集を介して検査を受ける対象物内における異なる位置から収集される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 8】

繰り返しは、前記レジストレーションにより、前記セットにおける前記画像をより高い次元を有する前記画像に現在レジストレーションする、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 9】

エネルギーを放射し、それに応答して、ダイナミックに画像を収集するように構成され、前記収集画像は所与の次元を有する、画像収集プロセッサと、

20

前記収集画像からの収集により繰り返し、ダイナミックに選択し、前記選択の結果として、前記次元の画像のセットにおけるメンバシップをダイナミックに、繰り返し変更するように構成される画像選択プロセッサと、

前記変更に同期して、前記所与の次元より高い次元を有する画像に前記セットをダイナミックに、繰り返しレジストレーションするように構成される画像共同レジストレーションプロセッサと

を有する、画像共同レジストレーション装置であって、

前記レジストレーションは、前記セットのメンバの個別の変換によって初期化されるが、再構成に対する必要性なしで、前記セットから、前記メンバに対して外部の更なるピクセルを導出する、前記所与の次元より高い次元の画像への前記セットの個別の変換によって初期化される、画像共同レジストレーション装置。

30

【請求項 10】

エネルギーを放射し、それに応答して、ダイナミックに画像を収集するように構成され、前記収集画像は所与の次元を有する、画像収集プロセッサと、

前記収集画像からの収集により繰り返し、ダイナミックに選択し、前記選択の結果として、前記次元の画像のセットにおけるメンバシップをダイナミックに、繰り返し変更するように構成される画像選択プロセッサと、

前記変更に同期して、前記所与の次元より高い次元を有する画像に前記セットをダイナミックに、繰り返しレジストレーションするように構成される画像共同レジストレーションプロセッサと

40

を有する、画像共同レジストレーション装置であって、

前記レジストレーションは所定の濃度閾値を満たすのに十分高い前記セットの濃度を受ける、画像共同レジストレーション装置。

【請求項 11】

エネルギーを放射し、それに応答して、ダイナミックに画像を収集するように構成され、前記収集画像は所与の次元を有する、画像収集プロセッサと、

前記収集画像からの収集により繰り返し、ダイナミックに選択し、前記選択の結果として、前記次元の画像のセットにおけるメンバシップをダイナミックに、繰り返し変更する

50

ように構成される画像選択プロセッサと、

前記変更に同期して、前記所与の次元より高い次元を有する画像に前記セットをダイナミックに、繰り返しレジストレーションするように構成される画像共同レジストレーションプロセッサと

を有する、画像共同レジストレーション装置であって、

前記画像選択プロセッサは、画質測定基準を計算するために前記収集画像の中からの画像に関して動作するように更に構成され、前記選択は前記測定基準に基づく、画像共同レジストレーション装置。

【請求項12】

エネルギーを放射し、それに応答して、ダイナミックに画像を収集するように構成され、前記収集画像は所与の次元を有する、画像収集プロセッサと、

前記収集画像からの収集により繰り返し、ダイナミックに選択し、前記選択の結果として、前記次元の画像のセットにおけるメンバシップをダイナミックに、繰り返し変更するように構成される画像選択プロセッサと、

前記変更に同期して、前記所与の次元より高い次元を有する画像に前記セットをダイナミックに、繰り返しレジストレーションするように構成される画像共同レジストレーションプロセッサと

を有する、画像共同レジストレーション装置であって、

前記画像の現在収集される一つ及び前記セットにおける画像の両方は、各々のコンテンツを有し、前記選択は前記各々のコンテンツの間の差を評価することを含み、前記選択は前記評価に基づく、画像共同レジストレーション装置。

【請求項13】

エネルギーを放射し、それに応答して、ダイナミックに画像を収集するように構成され、前記収集画像は所与の次元を有する、画像収集プロセッサと、

前記収集画像からの収集により繰り返し、ダイナミックに選択し、前記選択の結果として、前記次元の画像のセットにおけるメンバシップをダイナミックに、繰り返し変更するように構成される画像選択プロセッサと、

前記変更に同期して、前記所与の次元より高い次元を有する画像に前記セットをダイナミックに、繰り返しレジストレーションするように構成される画像共同レジストレーションプロセッサと

を有する、画像共同レジストレーション装置であって、

所定の画像間レジストレーション完了基準が満たされるか否かを決定し、前記基準が満たされるという前記決定に応答して自動的に、ユーザ介入の必要性なしに前記レジストレーションを停止するように構成される、画像共同レジストレーション装置。

【請求項14】

画像共同レジストレーションのためのプログラムを具現化するためのコンピュータ読取り可能な媒体であって、前記プログラムは複数の動作を実行するためのプロセッサによって実行可能な命令を有し、前記複数の動作の間に、

エネルギーを放射し、それに応答して、ダイナミックに画像を収集し、前記収集画像は所与の次元を有する、ステップと、

前記収集画像の中からの収集により繰り返し、ダイナミックに選択し、前記選択の結果として、前記次元の画像のセットにおけるメンバシップをダイナミックに、繰り返し変更するステップと、

前記変更に同期して、前記所与の次元より高い次元を有する画像に前記セットをダイナミックに、繰り返しレジストレーションするステップと

の動作がある、コンピュータ読取り可能な媒体において、

前記選択は、前記セットにおいて、前記収集画像の現在の一つを含むか否かを決定し、前記レジストレーションの前記繰り返しは、それに対応して、前記変更のインスタンスに応答する、コンピュータ読取り可能な媒体。

【請求項15】

10

20

30

40

50

エネルギーを放射し、それに応答して、ダイナミックに画像を収集するように構成され、前記収集画像は所与の次元を有する、画像収集プロセッサと、

前記収集画像からの収集により繰り返し、ダイナミックに選択し、前記選択の結果として、前記次元の画像のセットにおけるメンバシップをダイナミックに、繰り返し変更するように構成される画像選択プロセッサと、

前記変更に同期して、前記所与の次元より高い次元を有する画像に前記セットをダイナミックに、繰り返しレジストレーションするように構成される画像共同レジストレーションプロセッサと

を有する、画像共同レジストレーション装置であって、

前記選択は、連続的に前記収集により、前記収集画像を検査することを含む、画像共同レジストレーション装置。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、共同レジストレーション画像関し、より詳しくは、より小さなディメンションの画像のセットにN次元画像をレジストレーションすることに関する。

【背景技術】

【0002】

医用超音波(US)及びコンピュータ断層撮影(CT)イメージングの自動レジストレーションは、診断及び介入プロシージャに役立ち得る。3次元(3D)画像は通常、両方のモダリティにおいて収集される。Kadoury他(「Kadoury」)による国際出願公開WO 2012/117381に開示されるUS-CTレジストレーションへのアプローチは、自動3DUS-CTレジストレーションによって後続される、空間的にトラッキングされる2D US「スイープ」に基づいて3次元(3D)USボリュームを再構成することを含む。 20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

以下ここに提案されることは、Kadoury方法論の更なる発展である。Kadouryのように、レジストレーションは、CT又は磁気共鳴映像法(MRI)のような、US以外のモダリティの画像の3D既存画像を用いて実現される。しかしながら、US2Dフレームからの再構成の予備ステップは省略される。空間トラッキングはまだ使われるが、それは一体化ユニットとしてフレームをアラインするために使用される。Kadouryのように、変換は、共同レジストレーションを認識するために実行される。しかしながら、US収集及びレジストレーションは、ダイナミックに、繰り返して、徐々になされ、収集されるUSフレームのわずかなセットから始まる。従ってUSに関して、レジストレーションのインスタンスに対する何れの準備にも再構成がない。わずかさは、画質及びフレーム間距離に基づくダイナミックな選択性からもたらされる。プロシージャの期間は、それに応じて短縮される。特に、2DUSスライスからの3DUSの再構成は、時間がかかり、画質が十分でない場合、ユーザは3DUSをレビューすることが必要であり、スイープをやり直す必要があり、「スイープ」そのものは、良いボリューム画質をつくるために、トレーニング及び練習を必要とし、実際のレジストレーションタスクは、再構成がなされて、受け入れられたときのみ始められることができ、処理チェーンにおける更なる遅延がもたらされる。3次元(3D)USプローブは、再構成問題のいくつかを軽減することができる。しかしながら、3DUSプローブは高価であり、広く利用可能ではなく、収集されるべきボリュームのサイズを制限する。ここに提案されることはとりわけ、これらの課題に対処する。 30

【課題を解決するための手段】

【0004】

特に、典型的な画像共同レジストレーション装置は、エネルギーを放射し、それに応答して、ダイナミックに画像を収集するように構成される画像収集プロセッサを含む。収集される画像は、所定の次元を有する。 40

【0005】

更に収集画像の中からの収集により繰り返し、ダイナミックに選択し、選択の結果として、繰り返し、ダイナミックに、その次元の画像のセットにおけるメンバシップを変更するように構成される画像選択プロセッサが含まれる。

【0006】

また、その変更に同期して、所与の次元より高い次元を有する画像にそのセットをダイナミックに、繰り返しレジストレーションするように構成される画像共同レジストレーションプロセッサが含まれる。

【0007】

ディメンションは一致しない以下の図面を用いて、新規な、再構成のない自動マルチモダリティUSレジストレーション技術の詳細は、更に下で述べられる。 10

【図面の簡単な説明】**【0008】**

【図1】本発明による、典型的な再構成のない自動マルチモダリティUSレジストレーション装置の概略図である。

【図2】本発明による、その場進行画像共同レジストレーションの概念図である。

【図3】本発明による、再構成のない自動マルチモダリティUSレジストレーションの典型的なフローチャートである。

【発明を実施するための形態】**【0009】**

一体化されるフレームワークは、他のモダリティから予め収集される3Dレファレンスボリュームにフリーハンド二次元（2D）超音波（US）画像を接続するために、正確でリアルタイムの更新変換チェーンを提供する。この開示において、機能を正確に実行するために必要とされる時間及びシステムの処理制限がもたらされる場合、「リアルタイム」は、意図される遅延のないことを意味する。 20

【0010】

本実施例は、セットへの選択的な入力のためにメンバが徐々に、ダイナミックに収集される術中二次元画像のセットと術前画像ボリュームをその場レジストレーションする点から、以下ここに記述されるであろう。しかしながら、本原理によるシステム及び方法は、モニタリング、介入プロシージャ及び／又は診断用アプリケーションのための術前、術中、及び術後の画像の何れかの間のレジストレーションに適用することができる。 30

【0011】

実施例は、医用システム及び器具に関して記述される。しかしながら、本発明の教示は、非常に広く、異なるディメンションのダイナミックに共同レジストレーションされる画像において使用される何れの器具にも適用される。共同レジストレーションは、停止基準のもと、ダイナミックに、可視的に改善し得る。このような器具は、複雑な生物学的又は機械的システムをトラッキング又は分析する際に使用されてもよい。特に、本原理は、内部トラッキングプロシージャ、生体系、肺、消化管、排泄器官、血管等のような体のすべての領域におけるプロシージャに適用できる。関心領域は、例えば肝臓又は腎臓のような身体器官であってもよい。プロシージャは、生きている動物又は人間の被検体又は患者だけでなく標本に関して、及びより広く、何れの対象物に関して実行されてもよい。図面に描かれる要素はハードウェアとソフトウェアの様々な組み合わせで実施され、単一要素若しくは複数要素に組み合され得る機能を提供し得る。本原理は、先行する医用画像（例えば、生検、除去、塞栓形成、排液等）による患者のレジストレーションを必要とする多くの介入又は外科的プロシージャのガイダンスのために適用されてもよい。これらの原理は、マルチモダリティレジストレーションを使用する診断用適用において適用されてもよく、介入プロシージャを含まなくてもよい。例えば、超音波及びCTは補完的に診断情報を提供するため、同じ病変が両方の画像において評価されることを確実するためにこれらの2つのモダリティをレジストレーションすることは有益となり得る。 40

【0012】

50

図面に示される様々な要素の機能は、専用ハードウェアだけでなく、適切なソフトウェアと関連してソフトウェアを実行することができるハードウェアの使用を通じて提供され得る。プロセッサによって提供されるとき、機能は単一専用プロセッサによって、单一共有プロセッサによって、若しくはその部分が共有され得る複数の個別プロセッサによって、提供され得る。更に、"プロセッサ"若しくは"コントローラ"という語の明示的使用は、ソフトウェアを実行することができるハードウェアを排他的にあらわすものと移動されるべきではなく、限定されることなく、デジタル信号プロセッサ ("DSP") ハードウェア、ソフトウェアをメモリするためのリードオンリーメモリ ("ROM") 、ランダムアクセスメモリ ("RAM") 、不揮発性ストレージなどを非明示的に含み得る。特に、例として、コンピュータの部分としての画像収集プロセッサ又はコンピュータを含むスキナは、エネルギーを出して、それに応答して画像を収集するために、計算及びデータの他の操作を実行する。このプロセッサは、回路、他のハードウェア及び/又はソフトウェアを他の特定用途向けプロセッサと共有してもよい。一つ又はそれより多くのプロセッサは、一つ又はそれより多くの集積回路として実装されてもよい。

【0013】

更に、本発明の原理、態様及び実施形態、並びにそれらの特定の実施例を列挙する本明細書の全記述は、それらの構造的及び機能的均等物の両方を包含することが意図される。加えて、かかる均等物は現在既知の均等物だけでなく将来開発される均等物（すなわち構造に関わらず同じ機能を実行する開発される任意の要素）の両方を含むことが意図される。従って、例えば、本明細書に提示されるブロック図は本発明の原理を具現化する例示的なシステム構成要素及び/又は回路の概念図をあらわすことが当業者によって理解される。同様に、当然のことながら任意のフローチャート、フロー図及び同様のものは、コンピュータ可読メモリ媒体に実質的にあらわされ、コンピュータ若しくはプロセッサによって、かかるコンピュータ若しくはプロセッサが明示的に示されるか否かを問わず、このように実行され得る様々なプロセスをあらわす。

【0014】

更に、本発明の実施形態はコンピュータ若しくは任意の命令実行システムによる若しくはそれらと関連する使用のためのプログラムコードを提供するコンピュータ使用可能若しくはコンピュータ可読メモリ媒体からアクセス可能なコンピュータプログラム製品の形をとり得る。コンピュータプログラムが、光メモリ媒体又はソリッドステート媒体などの適切なコンピュータ読取可能媒体上に、瞬間的に、一時的に、又は長期間にわたってメモリされることができる。こうした媒体は、一時的な伝播信号ではないという意味に限って非一時的であり、しかしながら、例えばレジスタメモリ、プロセッサキャッシュ、RAM及び他の揮発性メモリなどの、他の形式のコンピュータ読取可能媒体を含む。

【0015】

図1は、例示的及び非限定的な例によって、再構成のない自動マルチモダリティUSレジストレーション装置又は「画像共同レジストレーション装置」100を表す。上でここに参照されるように、典型的な実施例は、セットへの選択的な入力のためにメンバが徐々に、ダイナミックに収集される術中二次元画像のセットによる術前画像ボリュームのその場レジストレーションを特徴とする。

【0016】

装置100は、画像収集プロセッサ110、画像選択プロセッサ120及び画像共同レジストレーションプロセッサ130を含む。それはイメージングプローブ140、空間トラッキングシステム150、並びに複数のスクリーンを含むことができるディスプレイ170及びユーザ作動可能な制御器180を有するユーザインタフェース160を更に含み得る。空間トラッキングシステムの例は、NDIからのAuroraTM電磁(EM)トラッキングシステムである。さまざまなタイプの電磁ロケーターシステムは利用されることができる。一つの例において、(EM)電磁場ジェネレータは、異なる方向におけるアンテナを有する。プローブ140に取り付けられるトラッキングセンサは、様々な方向において信号をアンテナからピックアップする。その相対信号特性、例えば、相対信号強度、相対相などから、アンテナに対する

10

20

30

40

50

センサの位置が決定される。他の実施例において、センサは異なる方向を用いる受信コイル又はアンテナを有する。1つの実施例において、センサは、プローブ140のハンドルを下に延在するワイヤによってローカライザプロセッサに接続される。他の実施例において、無線通信経路が使われる。装置100のコンポーネント110-180は190に通信接続され、他への各々の接続は有線及び/又は無線による。

【0017】

図2は、ここに提案されることの例として用いられている共同レジストレーションの概念図を提供する。CTシステム(図示略)は3D画像202を収集し、そのスライス204が示される。検査を受ける患者208の関心体器官206はセグメント化される。これは、器官206のモデルを介して自動的になされる。代わりに、それは、ディスプレイ170上の表示と対話的に制御部180を介したカーソルのユーザ操作を介して手動でなされることができる。セグメント化される器官206はCT座標系 C_{CT} に存在する。器官206の表面上におけるポイントは、ポイントクラウドを形成するために示される。より大きなレジストレーション精度のために、ポイントクラウドは、器官表面を高密度にサンプリングすることによって形成される。器官のメッシュモデルは表面の頂点を自動的に提供してもよく、又は他の自動表面のサンプリングがなされてもよい。又はサンプリングは対話的に手動でなされることができる。

【0018】

プローブ140との固定される空間関係において、身体的な付属物又は挿入物によって、トラッキングセンサ212はトラッキングシステム150の部分になる。トラッキングシステム150は、EM場生成器(図示略)を更に含む。生成される場214はトラッキングセンサ212を励磁し、プローブ140の位置及び方向を示す信号が生成される。位置及び方向は、3つは位置のため、3つは方向のための6つのパラメータによって表され得る。

【0019】

準備されるCT特定ポイントクラウド及び術前CTイメージングのより、USプローブ140は、現在超音波検査を受けるために同じ患者208における同じ器官206を検査するために、手術中に使用され得る。プローブ140は、器官206を含む関心領域(ROI)218の2D US画像216の収集のために位置される。画像又はフレーム216は、検査中の対象物内において対応する異なる位置から収集される。それらは、プローブ140の異なる回転、移動及び/又は角形成を使って得られる。このステップは、介入プロシージャの前又は診断検査の間に通常実行されるROI 218の従来の「サーベイ」スキャニングに非常に類似しており、ほとんど又はまったくトレーニングを必要としない。ユーザによって手動で実行されるとき、それは、効率の点で、技術並びに通常トレーニング及び経験を必要とする従来のスイープを超える利点を提供する。更に、第二のオペレータとの、すなわちコンソール又はワークステーションにおける同期を必要とする画像収集の開始及び停止の必要性がない。代わりに、操作は自動的になれることができる。例は、プローブ140の動きを制御するロボットアームである。共同レジストレーションは、収集の間、ダイナミックに角形成、回転、移動の何れか一つ又はそれより多くがなされるプローブ140によるUS画像の収集のために専用化される。

【0020】

画像収集プロセッサ110は、各々の収集フレーム216に固有の(図示略)センサ位置及びセンサ方向値をトラッキングするメモリに記憶する。この記憶されるイメージングデータは、メンバフレームの外側にさらなるピクセル219を導出するように用いられることがある。しかしながら、ここに提案されることは、このようなUS再構成に関係する必要性を不要とする。3DUS画像を再構成するための情報を使うよりはむしろ、フレーム216は、解剖学的な正確さのために互いに対してその場に保持される間、CTボルメトリック画像202によるレジストリにマッチさせるアフィン変換のために全てユニタリとして処理される。このように、フレーム座標系からの個別のフレーム $216F_i$ の個別の変換 $220 T_i$ は、対応する記憶位置及び方向値に固有である。変換 $220 T_i$ は、トラッキング座標系 $222 C_{tracking}$ に入る。変換 $220 T_i$ は、以下ここに記述されるように決定されるように、トラッキング

10

20

30

40

50

座標系222 $C_{tracking}$ 及びCT座標系210 CCTの間で、変換224 $T_{registration}$ に別個にチェーンされる。

【0021】

USフレーム216の前述の再構成によって、再構成のために必要とされる時間は節減される。このように、スキャンによって適度にカバーできることができるボリュームは増やされる。このような再構成で特徴付けられる動き及び変形アーチファクト並びに画質の他の制限は避けられる。十分な画質及び関連する更なる時間遅延を確実にするためにユーザによる後の再構成レビューの必要性も避けられる。

【0022】

収集フレーム216のわずかなセット226のみは、3D画像202を用いて共同レジストレーションのために利用される。これは、スイープの従来通りに完全にサンプリングされる再構成に対して、3DUS画像空間のわずかな表現を作成する。トラッキングポーズと共に、わずかな3D US表現は、個別の2DUS画像フレーム216の集まりになる。このように、セット26は実質的に、入力される収集画像のストリームの中から選択される2DUS画像のトラッキングされるシネループになる。

10

【0023】

各々個別の2D US画像フレーム216はすぐに処理され、それが基本的な自動画質テストを通る場合、その場でレジストレーションプロセスに加えられる。より詳しくは、フレーム216はそのコンテンツに関して検査され、測定は、テストをすでに通って、従ってセット26に加えられている他のフレームに対するフレーム216の空間的近似からなる。セットメンバシップ選択は、以下ここに議論されるように、分析、実験的な経験、又は2つのいくらかの組合せを通じて決定され得る複数の閾値の適用を必要とし得る。

20

【0024】

この選択プロセスは、どのトラッキングされる画像216が、レジストレーションのために使われるのに十分な情報を有するかを選択するためのアルゴリズムを使用することができる。基準のいくつかは、たとえば、以下の通りである。いくつかのフレーム216がほとんど正確に同じ空間位置において得られる場合、フレームの1つのみが保持される。画像216の有効部分における平均画像強度が閾値を下回る場合、それは患者208の皮膚との不十分な接触により得られる可能性が高く、シャドウイングによって劣化され、廃棄され得る。エントロピ又は最大勾配が閾値を下回る場合、画像216はレジストレーションのための十分な情報を含まない可能性が高く、廃棄され得る。低い最大勾配は、たとえば、不十分な「エッジ」情報を示す可能性が高い。

30

【0025】

フレーム216がセット226への入力のために選択されると、セットにない先行して収集されるフレームは利用可能な記憶部を増やすために削除することができる。

【0026】

ポイントクラウドは、セット226に対して希薄に、例えば、フレーム216毎に数ポイント又はいくつかのポイントだけ決定される。ポイントは、器官206の自動的にセグメント化される2D表面上において自動的に選択される。たとえば、ポイントはセグメント化される表面に沿って等間隔により選ばれてもよい。USポイントクラウドは、US画像216をCT画像とともにレジストリにもたらすために、CT固有のポイントクラウドにおいて対応するポイントにマッチングすることができる。繰り返し最近接ポイント(ICP)アルゴリズム又はその派生物の1つが、この目的のために使われることができる。典型的なアルゴリズムは、Vik他(以下「Vik」)による米国特許出願公開No.2012/0027277に記載される。

40

【0027】

ICPの出力は、変換224 $T_{registration}$ である。上でここに記載されるように、変換224 $T_{registration}$ は個別の変換220 T_i に別個にチェーンされる。別個のチェーンは、それぞれのフレーム216に対応する。各々のフレーム216に対して、変換の関連するチェーンは、3DCT画像202とのレジストレーションにフレームをもたらすように適用される。

【0028】

50

USの収集、セット226のための選択、変換チェーンの更新、及びユーザフィードバックは全て、自動的に、又はユーザによって停止されるまで、リアルタイムにダイナミックに、繰り返しもたらされる。ここに記載されるように、全プロシージャはユーザ介入の必要なしに実行可能である。

【0029】

変換フレーム216は、3DCT画像202と融合され、又は並列に、ディスプレイ170上に表されてもよい。並列表示は、1つのスクリーン又はそれぞれ一つより多くのスクリーン上でなされることができる。代わりに、フィードバックは、レジストレーション精度を定量化する数になることができ、又はアルゴリズムがレジストレーションの質は十分であるか、若しくは更に改善されることができないかを決定するとき、ビープ音になることができる。

10

【0030】

このように、ユーザは、たとえば、画像の融合又は上記のレジストレーション精度を定量化する数を示すディスプレイ170が表示される間、対話的に停止命令を入力してもよい。他方、許容できる質が適当な時間内に実現されない場合、ユーザは中止及び再開してもよい。

【0031】

いつ繰り返し共同レジストレーションを終了させるかの自動的な決定が存在し得る。テストは、Vikのステップ260のように、他の繰り返しを介した改善が無視され得ないかであってもよい。他の例として、基準は、US及びCTポイントクラウドの対応するポイントの間の平均距離が閾値を下回るかであってもよい。

20

【0032】

代わりの実施例において、患者208の現在の呼吸又は心臓相（すなわち、自然な体の周期相）は検出されることができる。検出は、患者208の胸骨に付けられるさらなるトラッキングセンサを介することができる。センサは、体のサイクルとともに周期的に動く。セット226における各々のフレーム216はそれ故に、サイクルの特定の相に関連付けられることもできる。フレーム216は、相（例えば、吸い込み、中間、吐き出し）によってグループ化されることができる。このように、単一のセット226の代わりに、セットが各相に対して存在する。セットのメンバフレーム216はすべて、同じ相に関連付けられる。CT及びUSの間の共同レジストレーションの各々のインスタンスは当時乃至現在の位相に関係する。全ての体のサイクルを通じる正確なレジストレーションは、それに応じて計算されることができ、プロシージャの間、後続して適用されることができる。

30

【0033】

上記の議論において、セット226のメンバは2の次元を持っており、CTポルメトリック画像202は3の次元を持っている。

【0034】

しかしながら、これは限定するものではない。

【0035】

それは、例えば、1になるべきメンバ次元及び2になるべきCT画像次元に対してここに提案されることの意図された範囲内にある。

40

【0036】

随意的に、新メンバをセット226にただ加えることによって進められる共同レジストレーションの各々の繰り返しの代わりに、新メンバはセットの既存のメンバを置換してもよい。このような繰り返しは、それが十分に空間的に近く、十分により高い画質である場合、画質は境界線上にあるメンバを現在のフレーム216と置換するのに役立つ。それ故に概して、収集フレーム216から選択する結果は、セット226におけるメンバシップを変化させる。

【0037】

画像共同レジストレーションプロシージャ300のバージョンのフロー図表示は図3に示される。

50

【 0 0 3 8 】

関心器官が選択される（ステップS302）。ROI 218のCT検査が実行される（ステップS304）。

【 0 0 3 9 】

器官206の表面上の高密度のポイントクラウドが生成される（ステップS306）。USプローブ140が提供される（ステップS308）。

【 0 0 4 0 】

プローブ140が患者208の皮膚上に位置され、ユーザ制御部180のユーザ起動によって、自動レジストレーションは始められる（ステップS310）。

【 0 0 4 1 】

サブプロシージャAが開始され、超音波が放射される（ステップS311）。それに応答して、フレームは収集される（ステップS312）。トラッキングセンサ212の位置及び方向は記憶される（ステップS313）。収集フレームがセット226に入れられるべき選択の候補とみなされる（ステップS314）場合、超音波放射ステップS311に戻り、さもなければ、以下ここに記述されるように、セット226への入力のための収集フレームの選択は停止される。

【 0 0 4 2 】

並行して、プローブ動きプロセスBが開始されるか、又はユーザによって手動で実行される。それが角形成を含む（ステップS318）場合、又はその間、プローブ140は角形成される（ステップS320）。それが回転を含む（ステップS322）場合、又はその間、プローブ140は回転する（ステップS324）。それが移動を含む（ステップS326）場合、又はその間、プローブ140は移動される（ステップS328）。動きの3つのタイプの何れの組合せも同時に実行ができる。

【 0 0 4 3 】

収集フレームの中から、次のフレーム216が選ばれない場合、セット226への入力に関する候補に関して、プロシージャ300は完了する（ステップS330）。

【 0 0 4 4 】

他方、次のフレーム216が候補になる（ステップS330）場合、そのフレーム216は、現在のフレームとして、そのコンテンツに対して検査される（ステップS332）。特に、エントロピが測定される（ステップS334）場合、エントロピが測定される（ステップS336）。

エントロピ測定の例は、Ahuja他による米国特許出願公開No.2012/0075440のパラグラフ[0038]において示され、パラグラフ[0037]及び[0038]は参照によってここに取り入れられる。測定されるエントロピが画質測定基準として用いられる所定のエントロピ閾値 T_E を満たす（ステップS338）場合、現在のフレーム216に対する画質基準は満たされる（ステップS340）。他方、測定されるエントロピが T_E （ステップS338）を満たさない場合、現在のフレーム216に対する画質基準は満たされない（ステップS342）。他方、エントロピが測定されない（ステップS334）が、画像勾配は測定される（ステップS344）場合、画像勾配計算は、現在のフレーム（ステップS346）に関して行われる。計算は、最大勾配を決定するために複数の、例えば4つの方向においてフレーム216を通じる測定を必要とする。

画像勾配測定の例は、Bruls他による米国特許出願公開No.2009/0263039のパラグラフ[0026]に示される。パラグラフ[0024] - [0026]は、参照によってここに取り入れられる。測定される最大勾配が、画質測定基準として用いられる所定の勾配閾値を満たす（ステップS348）場合、現在のフレーム216の画質基準は満たされる（ステップS340）。他方、測定される最大勾配が勾配閾値を満たさない（ステップS348）場合、現在のフレーム216の画質基準は満たされない（ステップS342）。最後に、エントロピも最大勾配も測定されない（ステップS334、S344）場合、現在のフレーム216の平均画像強度が計算される（S350）。

平均画像強度は、平均ピクセル強度の測定値と同じになり得る。最初に、処理は現在のフレーム216の最初の部分を指す（ステップS352）。現在の部分に対する平均画像強度が所定の画像強度閾値を満たすことができず（ステップS354）、前記部分の分量が、測定される平均強度に固有の分量閾値を超える（ステップS356）場合、現在のフレーム

10

20

30

40

50

216のための画質基準は満たされない（ステップS342）。しかしながら、現在の部分に対する平均画像強度が所定の画像強度閾値を満たすことができない（ステップS354）にもかかわらず、部分の分量が分量閾値を超えない（ステップS356）場合、現在のフレームのために検査されるべき次の部分が存在するかの問合せがなされる（ステップS358）。このような次の部分が存在しない（ステップS358）場合、現在のフレームのための画質基準は満たされる（ステップS340）。一方、次の部分が存在する（ステップS358）場合、処理は、現在の部分（ステップS360）としてその次の部分を指し、ステップS354に分岐して戻される。画質テストはこの例において互いに排他的だが、それらの二つ又はそれより多くの何れかが複数の部分テストとして結合することができる。

【0045】

10

画質基準は満たされない（ステップS362）ことが決定される場合、処理はステップS330に戻る。

【0046】

他方、画質基準が満たされる（ステップS362）場合、現在のフレーム216、すなわち現在の候補フレームに対して、セット226において空間的に最も近いフレーム216が検出される（ステップS364）。この近似の測定は、たとえばメンバフレームに対して、現在のフレーム216の周辺部上におけるポイントとメンバフレームの周辺部上における対応するポイントとの間の最長距離になり得る。従って、空間的に最も近いフレームは、所定の画像フレーム距離閾値 T_{FD} を超える。処理は、空間的に最も近いフレームから第一のメンバフレームを指す（ステップS366）。このメンバフレームは現在のメンバフレームとしての役割を果たす。

20

【0047】

現在のメンバフレームは、所与のサーチエリアに渡って、現在の候補フレームと互いに相關する（ステップS368）。

【0048】

相互相關機能の最大値 r_{max} が相關閾値 T_r を超える（ステップS370）場合、候補フレームは既存のセット226に関して余分になる。特に、候補フレーム及び現在のメンバフレームは、このような空間近似において、両方のフレームがセット226において存在することを可能にするために極めて類似するそれぞれのコンテンツを持っている。選択プロセスは、ステップS330で再開される。

30

【0049】

他方、 r_{max} が T_r を超えない（ステップS370）場合、問合せは、次の候補フレームがセット226において選択される最も近いフレームの中から存在するかに関してなされる（ステップS372）。次の候補が存在する（ステップS372）場合、その次の候補は現在の候補になり（ステップS374）、相互相關ステップS368に戻る。次の候補が存在しない（ステップS372）場合、候補フレームはセット226（ステップS376）に加えられる。ステップS313において記憶される位置情報は、現在新たにセットのメンバになる（ステップS378）フレームのために取り出される。ステップS313において記憶される方向情報が取り出される（ステップS380）。取り出される情報に基づいて、現在のメンバフレーム216 F_i は、変換 $220T_i$ によってトラッキングスペースに変換される（ステップS382）。関心器官206はセグメント化され、器官の表面上のポイントが選択される（ステップS384）。選択されるポイントは、繰り返し増大するわずかなUSの器官表面ポイントクラウドに加えられる（ステップS386）。セット226の濃度が所定の濃度閾値 T_C 、例えば20フレームを超えない（ステップS388）場合、選択プロセスはステップS330として再開される。他方、濃度が T_C を超える（ステップS388）場合、セット226は、3DCT画像202と共同レジストレーションされる。特に、トラッキングスペース $222C_{tracking}$ におけるメンバフレーム216は3DCT画像202と共同レジストレーションされる（ステップS390）。ディスプレイ170上におけるUS画像は最新のレジストレーションを反映するように更新される（ステップS392）。所定の画像間レジストレーション完了基準が満たされる（ステップS394）場合、選択プロセスは停止される（ステップS396）。選択プロセスは、ユーザ作動可能な制御部180を介して、ユーザが停

40

50

止命令、すなわち共同レジストレーションを停止させるために特化される命令を入力することによっていつでも停止されることができる（ステップS397）。他方、所定の画像間レジストレーション完了基準が満たされない（ステップS394）場合、選択プロセスは継続される（ステップS398）。

【0050】

画像共同レジストレーションは、エネルギーを放射し、それに応答して、ダイナミックに画像を収集し、収集される画像は、所与の次元を有し、収集画像の中からの収集により繰り返し、ダイナミックに選択し、選択の結果として、繰り返し、ダイナミックに、所与の次元の画像のセットにおけるメンバシップを変更し、その変更に同期して、所与の次元より高い次元を有する画像にそのセットをダイナミックに、繰り返しレジストレーションすることを伴う。10

【0051】

共同レジストレーションは、収集のためのイメージングプローブ、並びにプローブの位置及び方向をトラッキングするためのトラッキングシステムで実現可能であり、レジストレーションするステップは、収集の間、角形成、回転、若しくは変換の何れか一つ又はそれより多くがダイナミックになされるプローブでの収集のために特化される。レジストレーションするステップは、セットのメンバの個別の変換によって初期化されるが、再構成に対する必要性なしで、セットから、メンバに対して外部のさらなるピクセルを導出する、所与の次元より高い次元の画像へのセットのメンバの個別の変換によって初期化される。20

【0052】

本発明は、図面及び上述の記載において詳細に図示されると共に記載されているが、このような図面及び記載は例示的であり、限定的なものでないことは考慮されるべきであり、本発明は開示の実施例に限定されるものではない。

【0053】

たとえば、セット226のフレームにおいて表される器官表面は、3D CT画像のように、より大きな共同レジストレーション精度のためにポイントクラウドを生成する際に、高密度にサンプリングされることもできる。

【0054】

開示される実施形態に対する他のバリエーションは、図面、本開示及び従属請求項の精査から、請求される発明を実施する際に当業者によって理解され及び達成され得る。請求項において、単語「有する（comprising）」は、他の要素又はステップを排除せず、不定冠詞「a」又は「an」は、複数を排除しない。請求項におけるレファレンス符号は何れも、範囲を制限するものとして移動されるべきではない。30

【0055】

特定の手段が相互に異なる従属請求項において引用されるという单なる事実は、これらの手段の組合せが有効に使われることができないことを示さない。

【図1】

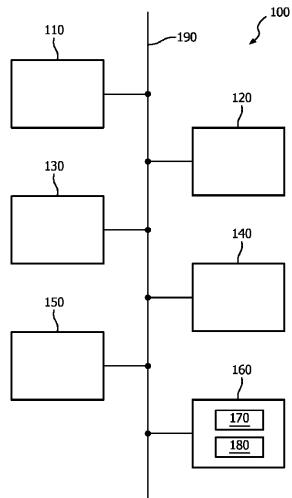


FIG. 1

【図2】

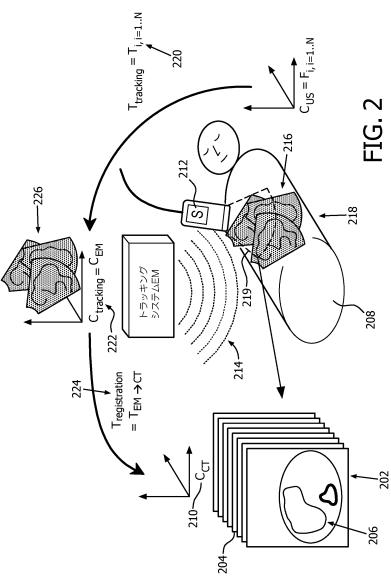
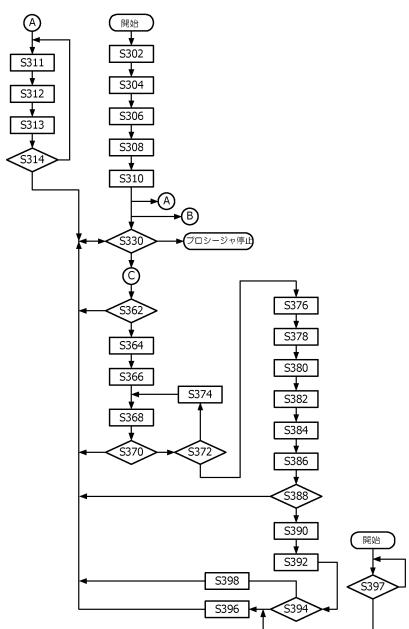
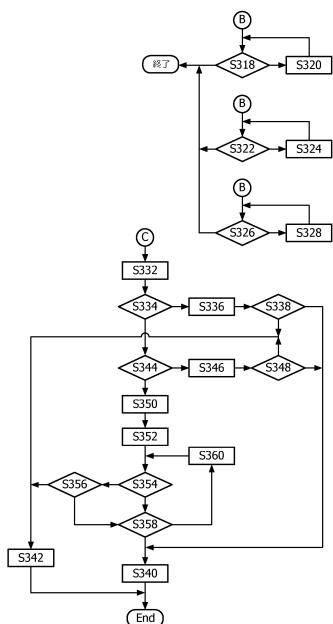


FIG. 2

【図3】



【図3C】



フロントページの続き

(72)発明者 クルッカー ヨヘン

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 ターマセビ マラグーシュ アミール モハンマド

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 永田 浩司

(56)参考文献 特表2010-515472(JP, A)

米国特許出願公開第2014/0022352(US, A1)

特表2012-523033(JP, A)

特開2010-131269(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

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

G 0 6 T 1 / 0 0