

(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2014-518125

(P2014-518125A)

(43) 公表日 平成26年7月28日 (2014.7.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 1	4 C 0 9 3
	A 6 1 B 6/03 3 3 0 A	
	A 6 1 B 6/03 3 6 0 A	

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2014-518035 (P2014-518035)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成24年6月28日 (2012.6.28)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(85) 翻訳文提出日	平成25年12月17日 (2013.12.17)		ヴェ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2012/053296		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
(87) 国際公開番号	W02013/005146		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(87) 国際公開日	平成25年1月10日 (2013.1.10)	(74) 代理人	100087789
(31) 優先権主張番号	61/504,840		弁理士 津軽 進
(32) 優先日	平成23年7月6日 (2011.7.6)	(74) 代理人	100122769
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 笛田 秀仙
		(72) 発明者	フォン ベルク イェンス
			オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
			ドーフエン ハイテック キャンパス ビ
			ルディング 4 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 フォローアップ画像の取得計画及び／又は後処理

(57) 【要約】

方法は、第1及び第2の2次元サービュー投影画像に基づいて、患者の関心組織のフォローアップの3次元画像の取得を計画することを含み、前記第1の2次元サービュー投影画像は、患者の関心組織の前に行ったベースラインの3次元画像の取得を計画するのに使用され、前記第1の2次元サービュー投影画像は、前記前に行ったベースラインの3次元画像の取得のための、前記第1の2次元サービュー投影画像において特定した少なくとも1つの関心領域に対応する情報を含み、前記第1の2次元サービュー投影画像は、前記前に行ったベースラインの3次元画像の取得のために、前記第1の2次元サービュー投影画像において特定したz軸スキャン範囲に対応する情報を含み、及び前記第2の2次元サービュー投影画像は、前記フォローアップの3次元画像の取得を計画するために取得される。

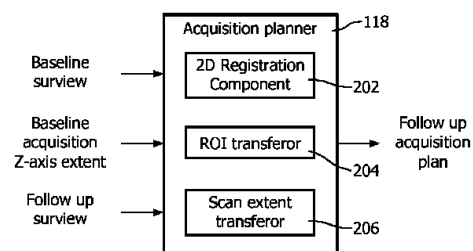


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の 2 次元サービュ投影画像及び第 2 の 2 次元サービュ投影画像に基づいて、患者の関心組織のフォローアップの 3 次元画像の取得を計画するステップ、
を有する方法において、

前記第 1 の 2 次元サービュ投影画像は、前に行った前記患者の関心組織のベースラインの 3 次元画像の取得を計画するのに使用され、

前記第 1 の 2 次元サービュ投影画像は、前記前に行ったベースラインの 3 次元画像の取得のための、前記第 1 の 2 次元サービュ投影画像において特定した少なくとも 1 つの関心領域に対応する情報を含み、

前記第 1 の 2 次元サービュ投影画像は、前記前に行ったベースラインの 3 次元画像の取得のための、前記第 1 の 2 次元サービュ投影画像において特定した z 軸スキャン範囲に対応する情報を含み、及び

前記第 2 の 2 次元サービュ投影画像は、前記フォローアップの 3 次元画像の取得を計画するために取得される方法。

【請求項 2】

前記第 1 及び第 2 の 2 次元サービュ投影画像を位置合わせるステップ
をさらに有する請求項 1 に記載の方法において、

前記フォローアップの 3 次元画像の取得の前記計画は、前記位置合わせた第 1 及び第 2 の 2 次元サービュ投影画像に基づいている、方法。

【請求項 3】

前記位置合わせるステップは、

前記第 1 及び第 2 の 2 次元サービュ投影画像を位置合わせるために、弾性又は剛体画像位置合わせアルゴリズムを使用するステップ
を有する請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記位置合わせるステップは、

前記第 1 の 2 次元サービュ投影画像から前記第 2 の 2 次元サービュ投影画像に前記少なくとも 1 つの関心領域に対応する情報を転送するステップ
を有する請求項 2 又は 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記位置合わせるステップは、

前記第 1 の 2 次元サービュ投影画像から前記第 2 の 2 次元サービュ投影画像に前記 z 軸スキャン範囲に対応する情報を転送するステップ
を有する請求項 2、3 又は 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記位置合わせるステップは、ユーザー対話も無く自動的に行われる請求項 2 乃至 5 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 7】

前記転送した情報を備える前記位置合わせた第 2 の 2 次元サービュ投影画像に基づいて、前記フォローアップの 3 次元画像の取得を行うステップ
をさらに有する、請求項 2 乃至 6 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 8】

前記フォローアップの 3 次元画像の取得の間に取得したデータを再構成して、複数の薄いスライス画像を生成するステップ、及び

前記薄いスライス画像を、前記前に行ったベースラインの 3 次元画像の取得に対応する画像のサブセットと位置合わせるステップ
をさらに有する、請求項 1 乃至 7 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 9】

前記画像のサブセットは、前記前に行ったベースラインの３次元画像の取得から生成される一組の薄いスライス画像から得られる、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記画像のサブセットは、前記前に行ったベースラインの３次元画像の取得から生成される前記薄いスライス画像に比べ、より厚いスライス厚を持つ、請求項 8 又は 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記位置合わせるステップは、

前記画像のサブセットから前記位置合わせた複数の薄いスライス画像に、前記サブセットにおいて特定した関心体積に対応する情報を転送するステップ
を有する請求項 7 乃至 10 の何れか一項に記載の方法。

10

【請求項 12】

前記複数の薄いスライス画像を再フォーマットして、前記前に行ったベースラインの３次元画像の取得に対応する前記画像のサブセットと略合致する３次元画像データセットを作るステップ
をさらに有する、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記フォローアップの３次元画像の取得はＣＴ取得である、請求項 1 乃至 12 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 14】

第 1 の２次元サービュ投影画像及び第 2 の２次元サービュ投影画像に基づいて、フォローアップの３次元画像を取得するための取得計画を作るように構成される取得計画器であり、前記第 1 の２次元サービュ投影画像は、前に行った３次元画像の取得を計画するのに使用され、及び前記第 2 の２次元サービュ投影画像は、前記フォローアップの３次元画像の取得を計画するために取得される、取得計画器
を有するシステム。

20

【請求項 15】

前記取得計画器は、

前記第 1 及び第 2 の２次元サービュ投影画像を位置合わせる２Ｄ位置合わせ部
を有する請求項 14 に記載のシステム。

30

【請求項 16】

前記取得計画器は、

前記第 1 の２次元サービュ投影画像において特定した少なくとも 1 つの関心領域に対応する情報を前記第 2 の２次元サービュ投影画像に転送する関心領域転送器
をさらに有する請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 17】

前記取得計画器は、

前記前に行った３次元画像の取得のための、前記第 1 の２次元サービュ投影画像において特定したｚ軸スキャン範囲に対応する情報を前記第 2 の２次元サービュ投影画像に転送するスキャン範囲転送器
をさらに有する請求項 16 に記載のシステム。

40

【請求項 18】

前記フォローアップの３次元画像の取得の薄いスライス画像を、前記前に行った３次元画像の取得の前記薄いスライス画像から得られる、より厚いスライス画像のサブセットと合致させる画像処理器
をさらに有する、請求項 14 乃至 17 の何れか一項に記載のシステム。

【請求項 19】

前記画像処理器は、

前記薄いスライス画像と前記より厚いスライス画像とを位置合わせるように構成される３Ｄ位置合わせ部

50

を有する請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 20】

前記画像処理器は、

前記画像のサブセットにおいて特定した関心体積に対応する情報を、前記位置合わせた複数の薄いスライス画像に転送するように構成される関心体積転送器

を有する請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 21】

位置合わせ変換に基づいて、前記位置合わせた複数の薄いスライス画像を再フォーマットして、前記前に行った 3 次元画像の取得より厚いスライス画像と略合致する 3 次元画像の組を作る、データ再フォーマット器

をさらに有する、請求項 20 に記載のシステム。

【請求項 22】

処理器により実行されるとき、前記処置器に、

後続する 3 次元画像の取得を計画するために行われるフォローアップのサービュー 2 次元投影画像を、前に行ったベースラインの 3 次元画像の取得のベースラインのサービュー 2 D 投影画像と位置合わせる、

前記ベースラインのサービュー 2 D 投影画像において特定した関心領域に対応する情報を、前記フォローアップのサービュー 2 次元画像に転送させる、

前記ベースラインのサービュー 2 D 投影画像において特定した前記前に行ったベースラインの 3 次元画像の取得の z 軸範囲に対応する情報を前記フォローアップのサービュー 2 D 投影画像に転送させる、及び

前記転送した関心領域及び z 軸範囲を備える前記位置合わせたフォローアップのサービュー 2 D 投影画像に基づいて、前記後続する 3 次元画像の取得のための取得計画を作らせ、前記計画は前記後続する 3 次元画像の取得を行うのに使用される、コンピュータ実施可能な命令を組み込まれるコンピュータ読取可能媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

以下のことは一般的に、フォローアップ画像の取得計画を作ること及び / 又はこのフォローアップ画像の取得により生成されるデータの後処理に関し、並びに CT に対する特定の応用を用いて開示されているが、以下のことは他の撮像モダリティにも適している。

【背景技術】

【0002】

CT スキャナは、固定ガントリーに回転可能であるように取り付けられる回転ガントリーにより支持される X 線管を含む。この X 線管は、検査領域及び検査領域内の（患者の放射線濃度の関数として放射線を減衰させる）患者の一部を横断する放射線を放出する。被験者支持体は患者を支持し、スキャンするために検査領域内に患者を位置決めするように構成される。検査領域を挟んで前記 X 線管の向かい側に置かれる検出器アレイは、前記検査領域を横断する放射線を検出し、この検出した放射線を示す投影データを作る。この投影データが再構成され、前記患者の一部を示す 3 次元（3D）体積画像データを生成することができる。

【0003】

CT 取得（例えば軸方向又はヘリカル方向）のために、一般的にサービュー (surview) が最初に行われる。サービューは、回転ガントリーが静止（回転していない）位置にあり、被験者支持体が検査領域内を z 方向に移動して取得される。結果生じるデータは、スキャンした前記患者の一部の 2 次元（2D）投影画像である。2D 投影画像は、前記 CT 取得のための計画を作るのに使用され、この計画は、前記 CT 取得の間にスキャンされる関心組織、及びこの関心組織に基づいて前記 CT 取得の患者の x 軸範囲（すなわち z_{min} 及び z_{max} ）を特定することを含む。前記範囲は通例、制御卓にいる技術者により、関心組織を含む関心領域（ROI）を位置決め及び重畳することによって 2D の投影画像上

10

20

30

40

50

に決められる。

【 0 0 0 4 】

一旦計画されたら、C T 取得が行われる。取得したデータは再構成され、3 D 体積画像データを作る。しかしながら、通例は、再構成したデータのサブセットだけ、例えば特に関心組織に対応する部分だけがさらに処理される、例えば目視検査のために最適化される。このサブセットはしばしば、本来の再構成 3 D 体積画像のデータにおけるスライスよりも大きい厚さを持つスライスを含むことがある。さらに前記サブセットは、複数の方向（すなわち矢状、横方向及び／又は冠状）の画像を含んでもよい。前記サブセット及びサービユーは、D I C O M (Digital Imaging and Communications in Medicine) 規格に従ってフォーマットされ、P A C S (Picture Archiving and Communications System) に記憶される。本来の再構成したデータは、例えばそのサイズ故に記憶されなくてもよい。

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

異なる時点での同じ組織の C T 取得は、この組織に関する情報を得るために比較されている。例えば、このような取得は、時間経過による腫瘍若しくは他の組織の形状の物理的な変化（例えば成長若しくは収縮）を目で観察する及び／又は定量化するのに利用されている。しかしながら、得られた情報が診断において有益となるために、前記取得の設定は、同じようにすべきである。例として、例えば腫瘍の直径が所与の C T スライスにおけるベースライン画像で測定される場合、フォローアップ画像は、前記腫瘍の位置に関して対応するスライスが存在するような形状を持つべきである。そうでなければ、2 つのデータセットにおける腫瘍のサイズの差が不正確に推定される。

20

【 0 0 0 6 】

通例、R O I ボックスをどこに置くかを定める、放射線科にある所与の検査形式に対する標準的な動作手順がある。残念なことに、実際の臨床データにおいて観察される変動性は高く、ベースライン及びフォローアップ画像の簡単で正確な比較を可能にしない。その上、十分な精度でのベースライン検査を再現するために、前記 R O I ボックスを手動で位置決めすることは、極めて退屈であり、時間のかかることである。それ故に、結果生じる画像における関心組織がベースライン画像における関心組織と比較するのに適切である関心組織のフォローアップ C T 取得を計画する手法の必要性が未解決である。

30

【 0 0 0 7 】

本出願の態様は、上述した問題及びその他に取り組んでいる。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

ある態様によれば、方法は、第 1 及び第 2 の 2 次元サービユー投影画像に基づいて、患者の関心組織のフォローアップの 3 次元画像の取得を計画することを含み、ここで第 1 の 2 次元サービユー投影画像は、前に行った患者の関心組織のベースラインの 3 次元画像の取得を計画するのに使用されており、この第 1 の 2 次元サービユー投影画像は、前記前に行ったベースラインの 3 次元画像の取得のための、前記第 1 の 2 次元サービユー投影画像において特定した少なくとも 1 つの関心領域に対応する情報を含み、前記第 1 の 2 次元サービユー投影画像は、前記前に行ったベースラインの 3 次元画像の取得のための、前記第 1 の 2 次元サービユー投影画像において特定した z 軸スキャン範囲に対応する情報を含み、及び前記第 2 の 2 次元サービユー投影画像は、前記フォローアップの 3 次元画像の取得を計画するために取得される。

40

【 0 0 0 9 】

他の態様において、システムは、第 1 及び第 2 の 2 次元サービユー投影画像に基づいて、フォローアップの 3 次元画像の取得のための取得計画を作るように構成される取得計画器を含み、前記第 1 の 2 次元サービユー投影画像は、前に行った 3 次元画像の取得を計画するのに使用されており、及び前記第 2 の 2 次元サービユー投影画像は、前記フォローアップの 3 次元画像の取得を計画するために取得されている。

50

【 0 0 1 0 】

他の態様において、コンピュータ読取可能媒体は、処理器により実行されると、この処理器に、

後続する 3 次元画像の取得を計画するために行われるフォローアップのサービユー 2 D 投影画像を、前に行ったベースラインの 3 次元画像の取得のベースラインのサービユー 2 D 投影画像と位置合せる、

前記ベースラインのサービユー 2 D 投影画像において特定した関心領域に対応する情報を、前記フォローアップのサービユー 2 D 投影画像に転送させる、

前記ベースラインのサービユー 2 D 投影画像において特定した前記前に行ったベースラインの 3 次元画像の取得の z 軸の範囲に対応する情報を、フォローアップのサービユー 2 D 投影画像に転送させる、及び

前記転送した関心領域及び z 軸の範囲を用いて位置合わせたフォローアップ 2 次元投影画像に基づいて、前記後続する 3 次元画像を取得するための取得計画を作らせる、
ことを行わせるコンピュータ実行可能な命令を組み込み、前記計画は前記後続する 3 次元画像の取得を行うのに使用される。

【 0 0 1 1 】

本発明のさらに他の態様は、以下の詳細な説明を読み、理解すると、当業者には明らかとなるであろう。

【 0 0 1 2 】

本発明は、様々な構成要素及びこれら構成要素の配列、並びに様々なステップ及びこれらステップの配列の形式をとることができる。図面は、単に好ましい実施例を説明するためであり、本発明を限定するとは考えるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】取得計画器及び画像処理器と関連する例示的な撮像システムを概略的に説明する。

【図 2】前記取得計画器の一例を概略的に説明する。

【図 3】前記画像処理器の一例を概略的に説明する。

【図 4】CT スキャンを行う例示的な方法を説明する。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

以下のことは一般に、同じ患者の同じ関心組織のフォローアップ画像を取得するためにベースライン画像の取得における前記患者の関心組織のスキャン形状（例えば位置及び方位）を再現することに関する。これは、同じ解剖学的範囲を含む両方の取得からの対応するスライスとしてフォローアップ画像をベースライン画像と上手く比較することを可能にする。ここで使用される"ベースライン"及び"フォローアップ"は、異なる瞬間に行われる取得を指し、"ベースライン"の取得は、"フォローアップ"の取得よりも前に行われる（又は"フォローアップ"の取得は、"ベースライン"の取得の後で行われる）。しかしながら、"ベースライン"の取得は必ずしも最初の取得である必要はなく、"フォローアップ"の取得が必ずしも"ベースライン"の取得の後に行われる最初の取得である必要もない。

【 0 0 1 5 】

図 1 は、CT スキャナのような撮像システム 100 を説明している。

【 0 0 1 6 】

撮像システム 100 は、固定ガントリー 102 及びこの固定ガントリー 102 により回転可能であるように支持される回転ガントリー 104 を含む。回転ガントリー 104 は、軸又はヘリカルの取得を行うために、縦又は z 軸を中心に検査領域 106 の周りを回転するように構成される。回転ガントリー 104 は、例えば 1 つ以上のサービユーを行うために、静止位置のままでいるようにも構成される。支持台 108、例えば診察台は、検査領域 106 内の物体又は被験者を支持し、スキャン前、スキャン中及び / 又はスキャン後に前記物体又は被験者を x、y 及び / 又は z 軸に対して位置決めるのに使用される。

【 0 0 1 7 】

放射線源 1 1 0、例えば x 線管は、回転ガントリー 1 0 4 により支持され、回転ガントリー 1 0 4 が回転すると、この回転ガントリー 1 0 4 と共に検査領域 1 0 6 の周りを回転する。放射線源 1 1 0 は、検査領域 1 0 6 を横断する放射線を放出する。放射線感受性検出器アレイ 1 1 2 は、検査領域 1 0 6 を挟んで、放射線源 1 1 0 の向かい側に置かれる。前記検出器アレイ 1 1 2 は、検査領域 1 0 6 を横断する放射線を検出し、それを示す投影データを生成する放射線感受性検出器要素の 1 次元又は 2 次元アレイを含む。

【 0 0 1 8 】

再構成器 1 1 4 は、前記投影データを再構成して、検査領域 1 0 6 及びこの検査領域内の物体又は被験者の一部を示す 2 次元 (2 D) 及び / 又は 3 次元 (3 D) 体積画像データを生成する。結果生じる体積画像データは、1 つ以上の画像を生成するために画像処理器等により処理される。汎用目的の計算システムは、オペレーター制御卓 1 1 6 としての機能を果たし、出力装置、例えばディスプレイ及び入力装置、例えばキーボード、マウス等を含む。前記制御卓 1 1 6 に常駐するソフトウェアは、オペレーターにシステム 1 0 0 の動作を制御することを可能にする、例えばオペレーターにスキャンを開始すること等を可能にする。

【 0 0 1 9 】

取得計画器 1 1 8 は、スキャナ 1 0 0 により実施されるべき、制御卓 1 1 6 に伝えられる取得計画を容易にする。以下に詳細に説明されるように、ある例において、取得計画器 1 1 8 は、患者の関心組織のベースラインの取得を計画するのに使用される (例えばスキャナ 1 0 0 により生成される) ベースラインのサービュー、及びフォローアップの取得を計画するための (例えばスキャナ 1 0 0 により生成される) 後続するサービューに基づいて、前記患者の関心組織のフォローアップの (又は後続する) 取得のための計画を作る。これは、関心組織、位置及び方位に関して患者のベースラインの取得のためのスキャン形状を自動的に再現することを可能にする。ベースライン及びフォローアップの取得は異なる CT スキャナを用いて行われることができることも述べておく。

【 0 0 2 0 】

画像処理器 1 2 0 は、再構成画像のデータ、例えば再構成器 1 1 4 からのデータを処理することを容易にする。以下に詳細に説明されるように、ある例において、画像処理器 1 2 0 は、(例えば再構成器 1 1 4 により作られる) ベースラインの取得のために再構成画像のデータ全てを含むベースライン画像セットにおけるスライスに対応する、(例えば再構成器 1 1 4 により作られる) フォローアップの取得からの再構成画像のデータによる薄いスライス (例えば 0 . 5 mm 厚) を、処理され (例えば画像処理器 1 2 0 により作られる) より厚いスライスを含む、フォローアップの取得の薄いスライス又はそれらスライスのサブセットと同じスライス厚を持つかは分からない薄いスライスと合致する。この合致は、画像処理器 1 2 0 が用いられていない構成に対して、前記 2 つの取得における関心組織を上手く比較することを可能にする。

【 0 0 2 1 】

取得計画器 1 1 8 及び / 又は画像処理器 1 2 0 は、例えばコンピュータのような計算システムの一部とすることができる。この例において、取得計画器 1 1 8 及び / 又は画像処理器 1 2 0 は、スキャナ 1 0 0 に対し局所的に又はスキャナ 1 0 0 から離れて置くことができる。他の例において、取得計画器 1 1 8 及び / 又は画像処理器 1 2 0 は、制御卓 1 1 6 の一部である。何れの例においても、取得計画器 1 1 8 及び / 又は画像処理器 1 2 0 は、例えば物理メモリのようなコンピュータ読取可能媒体に組み込まれる 1 つ以上のコンピュータ読取可能な命令を実行する 1 つ以上の処理器を介して実施されることができる。それに加えて又はその代わりに、前記 1 つ以上の処置器は、信号又は搬送波により運ばれる 1 つ以上のコンピュータ読取可能な命令を実行する。

【 0 0 2 2 】

データリポジトリ (data repository) 1 2 2 は、これらに限定しないが、(例えばスキャナ 1 0 0 により生成される) サービュー、(例えばスキャナ 1 0 0 により生成される)

10

20

30

40

50

再構成画像のデータ、(例えば画像処理器120により生成される)処理した画像データ及び/又は他の情報を含む電子フォーマットデータを記憶するように構成される。このデータは、取得計画を作ること容易にするための取得計画器118及び/又は再構成したデータを処理すること容易にするための画像処理器120により使用される。データリポジトリ122は、1つ以上の記憶部、例えばPACS、放射線情報システム(RIS)、病院情報システム(HIS)、電子カルテ(EMR)、データベース、サーバ及び/又は他のリポジトリを含むことができる。

【0023】

図2は、取得計画器118の例を概略的に説明している。

【0024】

本例において、取得計画器118は、同じ患者の同じ関心組織のフォローアップの取得を計画することに関連して述べられている。この文脈において、取得計画器118は、ROIボックス及びz軸の範囲を含む(例えばスキャナ100により生成され、データリポジトリ122に記憶される)ベースラインのサービュ、並びに(例えばスキャナ100により生成される)フォローアップのサービュを利用する。取得計画器118がベースラインのサービュに基づいてベースラインの取得を計画するのにも利用され得ること、及びこれは以下に述べられていないことを理解すべきである。

【0025】

説明される取得計画器118は、2次元(2D)位置合わせ部202を含み、これはベースラインのサービュとフォローアップのサービュとを位置合わせする。ある例において、これは両方に示される構造の全て又はサブセットを前記サービュに剛体又は弾性位置合わせをすることを含む。如何なる既知の又は他の2D位置合わせアルゴリズムも用いられることができる。適切な位置合わせの例は、画像ピクセルの強度に基づく位置合わせを含む。両方の画像間における全体的な又は局所的に限定された同様の測定は、形状パラメタの変化(例えば剛体位置合わせにおける1つの画像の位置及び方位を変えること)により最大とすることができる。

【0026】

説明される取得計画器118はさらに、ベースラインのサービュの関心領域(ROI)をこのベースラインのサービュと位置合わせしたフォローアップのサービュに転送する関心領域(ROI)転送器204を含む。説明される取得計画器118はさらに、ベースラインのサービュと位置合わせした後続するサービュまでの、ベースラインのサービュのスキャン範囲(z_{min} 及び z_{max})を転送するスキャン範囲転送器206を含む。

【0027】

図3は、画像処理器120の例を概略的に説明している。

【0028】

この例において、画像処理器120は、フォローアップの再構成画像をベースラインの画像セットの対応する画像と合致することに関連して述べられる。画像処理器120はベースラインの取得を処理するのにも利用されると理解すべきである。

【0029】

画像処理器120は、3次元(3D)の弾性又は剛体位置合わせ部302を含み、この位置合わせ部は、ベースライン画像と後続する再構成した薄いスライス画像とを位置合わせる。如何なる既知の又は他の3D位置合わせアルゴリズムも用いられることができる。適切な位置合わせの例は、画像のピクセルの強度に基づく位置合わせを含む。両方の画像間における全体的な又は局所的に限定された同様の測定は、形状パラメタの変化(例えば剛体位置合わせにおける1つの画像の位置及び方位を変えること)により最大とすることができる。

【0030】

ある例において、前記位置合わせは、ベースラインの再構成画像及び/又はこれらベースラインの再構成画像から得られる処理画像のサブセットを前記フォローアップの取得の

10

20

30

40

50

再構成画像と位置合わせを含む。この位置合わせは、フォローアップのROIの位置をさらに正確にして、それにより2つの取得の再構成画像におけるROIの整列を最適にすることを可能にする。

【0031】

データ再フォーマット器306は、前記位置合わせの変形に基づいて前記フォローアップの取得の薄いスライスの再構成画像を再フォーマットする。これは、画像処理手法、例えば多断面再構成(MPR)及び/又は他の画像処理手法を用いて位置合わせした薄いスライス画像の組から一組の画像を作ることを含む。ある例において、結果生じる画像のデータセットは、前記ベースラインの取得から得られる3次元の再構成画像のサブセットと実質的に合致する3次元の画像データセットを含む。この結果生じる画像データセットは、表示モニタを介して視覚的に示され、記憶され、1つ以上の装置に搬送され、さらに処理され、撮影される等ができる。

10

【0032】

一般的に、ベースライン及びフォローアップのサービュの位置合わせからの推定は、この3D位置合わせを誘導するのに使用される。この3Dの検索空間は、それにより既にかなり、特にサービュの面内の方位に制限される。このように、3D位置合わせの捕捉範囲の問題は既に制限されている。これは、ロバスト性を増大させ、計算速度を上げる。二重の投影サービュ(患者の2つの直交射影)が利用可能な場合、これらの制限はさらに強くなる。

【0033】

20

画像処理器120は、ベースライン画像からフォローアップ画像セットに関心体積(VOI)を転送するVOI転送器304も含む。

【0034】

図4は、CTスキャンを行う例示的な方法を概略的に説明している。

【0035】

当然のことながら、以下の行動の順番は説明が目的であり、限定しているのではない。そのようなものとして、他の順番もここで考えられる。加えて、前記行動の1つ以上が省略されてもよいし及び/又は1つ以上の他の行動が含まれてもよい。

【0036】

402において、スキャンする患者に少なくとも1つのサービュが行われる。複数のサービュがある場合、これらサービュは異なる角度位置に置かれる放射線源110を用いて行われる。

30

【0037】

404において、前記サービュに基づいて、患者の関心組織をスキャンするための取得計画が作られる。これはサービュにおける関心組織の1つ以上のROI及びz軸スキャン範囲を定めることを含む。

【0038】

406において、前記計画に基づいて取得が行われる。

【0039】

408において、前記取得したデータが再構成され、複数の薄いスライスを作る。

40

【0040】

410において、前記再構成したデータが処理される。ある例において、これは関心組織に対する画像のサブセットを作ることを含み、これら画像は前記再構成した薄いスライスに比べより厚いスライス厚を持ち、少なくとも1つのユーザーが特定した関心体積(VOI)を含む。

【0041】

412において、前記ROI及びz軸の範囲を備えるサービュ、並びに画像のサブセットが記憶される。任意に本来の再構成したスライスも記憶される。

【0042】

414において、組織のフォローアップの取得を計画するための少なくとも1つのフォ

50

ローアップのサービュが行われる。

【 0 0 4 3 】

4 1 6 において、前記 1 つ以上の R O I 及び z 軸範囲を含む前記 1 つ以上の記憶したサービュが取り出される。このデータは事前に読み出される（プリフェッチ）又は必要な時に得られることができる。

【 0 0 4 4 】

4 1 8 において、前記 1 つ以上のフォローアップのサービュが 1 つ以上の取り出されるサービュと位置合わせされ、前記取り出されたサービュの R O I 及び z 軸範囲をフォローアップのサービュに転送することを含む。ある例において、前記位置合わせは、如何なるユーザー対話も無く自動的に行われる。他の例において、前記位置合わせは、ユーザー対話の下で行われる。結果生じる位置合わせは、承認、修正又は拒否されることができる。

【 0 0 4 5 】

4 2 0 において、フォローアップの取得計画は、位置合わせた R O I 及び z 軸範囲を含む、前記位置合わせた後続するサービュに基づいて作られる。ある例において、前記計画は、如何なるユーザー対話も無く自動的に作られる。他の例において、前記計画は、ユーザー対話の下で作られる。結果生じる計画は、承認、修正又は拒否されることができる。

【 0 0 4 6 】

4 2 2 において、フォローアップの取得は、前記フォローアップの取得計画に基づいて行われる。

【 0 0 4 7 】

4 2 4 において、取得したデータが再構成され、複数の薄いスライスを作る。

【 0 0 4 8 】

4 2 6 において、記憶した前記再構成画像のサブセットが取り出される。それに加えて又はその代わりに、記憶した前記再構成したデータが取り出される。

【 0 0 4 9 】

4 2 8 において、前記再構成したデータの再構成した薄いスライス画像が前記取り出された再構成画像のサブセットと位置合わせされ、少なくとも 1 つの V O I を転送することを含む。両方のサブセットにおける画像は、スライス一枚ずつ同じ関心組織を含めている。

【 0 0 5 0 】

4 3 0 において、位置合わせた再構成画像が処理される。ある例において、これは、関心組織に対する画像のサブセットを作ることを含む。

【 0 0 5 1 】

4 3 2 において、フォローアップ処理した画像における関心組織は、ベースライン処理した画像における関心領域と比較される。これは、2 つのデータセットの関心組織を視覚的及び / 又は定量的に比較することを含む。

【 0 0 5 2 】

他のフォローアップの取得が計画されている場合、初期のサービュ、第 1 のフォローアップのサービュ、これらサービュの両方及び / 又は他のサービュを用いて、行動 4 1 4 から 4 3 2 の 1 つ以上が繰り返される。

【 0 0 5 3 】

上述したことは、前記 1 つ以上の処理器に前記様々な行動及び / 又は他の機能及び / 又は行動を実行させるコンピュータ読取可能な記憶媒体、例えば物理メモリにおいて符号化又は具現化される 1 つ以上のコンピュータ読取可能な命令を実行する 1 つ以上の処理器を介して実施されてもよい。それに加えて又はその代わりに、前記 1 つ以上の処理器は、例えば信号又は搬送波のような一時的な媒体により運ばれる命令を実行することができる。

【 0 0 5 4 】

当然のことながら、上述したことは、（例えばベースライン及びフォローアップのデータセットのスライス # 3 8 ができる限り小さな厚み方向及び面内の並進 / 角形成を持つ同

10

20

30

40

50

じ解剖学的構造を含む)スライス一枚ずつに基づいて、フォローアップ及びベースラインの3D画像が略同じであるようなフォローアップ検査の取得及び再構成を行わせることを容易にすることができる。(より厚いスライスを持つ画像が再構成される前に)前記フォローアップ検査の薄いスライスの再構成に基づいて変換を計算することにより、所望する方向のMPRが直接計算され、それ故に、比較的厚いスライスを持つベースライン及びフォローアップ画像と一緒に位置合わされる構成に比べ、部分体積によってアーチファクトを減少させ、及びより強い部分体積効果を生み出す、前記薄いスライスのフォローアップ画像がベースライン画像と合致するように再フォーマット化されることができる。

【0055】

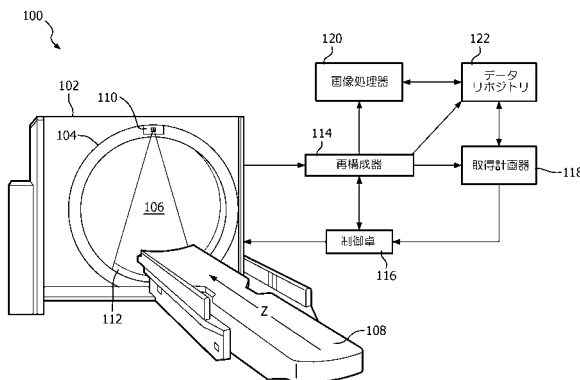
上述したことは、CTのサービューに基づいてCT取得を計画することに関して述べられている。しかしながら、当然ことながら、CT取得の計画は、他の撮像モダリティからのデータに基づいて、付加的に若しくは代替的に生成されることもできる。加えて、他の撮像モダリティの計画が他の撮像モダリティに基づいて生成したCTのサービュー及び/又はデータに基づいて生成されることもできる。

【0056】

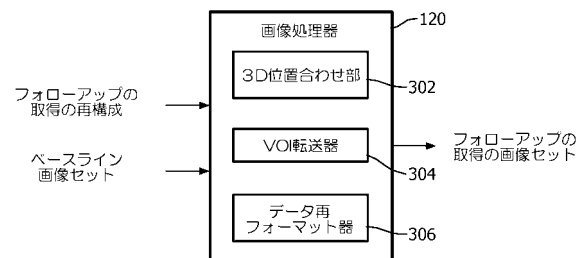
本発明は様々な実施例を参照して記載されている。修正案及び代替案はこの記載を読むと他の者に思い浮かぶことがある。本発明は、このような修正案及び代替案が付随する請求項又はそれに同等なものの範囲内にある限り、このような修正案及び代替案を全て含んでいると考えられること意図している。

10

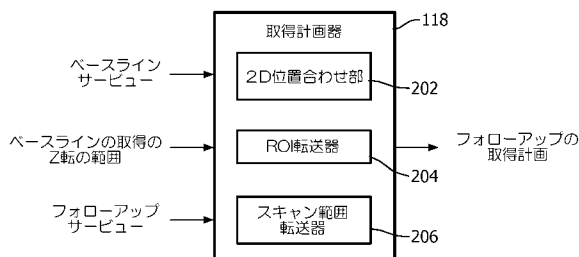
【図1】



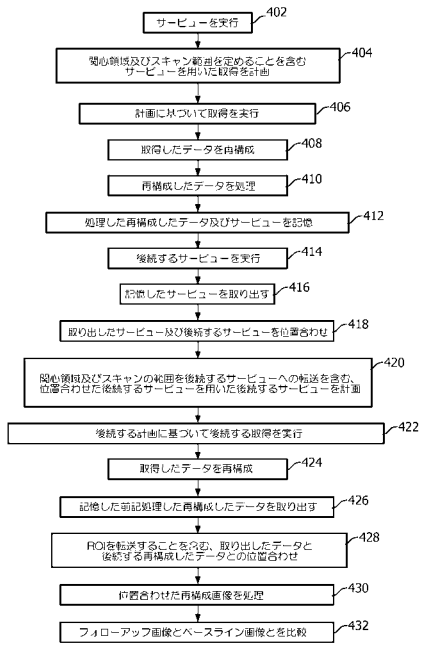
【図3】



【図2】



【 図 4 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2012/053296

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B6/03 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) A61B		
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) EP0-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2009/147909 A1 (YODA TAKAHIRO [JP] ET AL) 11 June 2009 (2009-06-11) (54), (70), (S06), (S05), (S01); paragraphs [0078], [0062], [0065], [0072], [0068]	1-15, 17-22
X	WO 2011/058461 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY [DE]) 19 May 2011 (2011-05-19) paragraph [0072]; figure 5 page 6, line 12	1,14,16
A	US 2007/242865 A1 (FENCHEL MATTHIAS [DE] ET AL) 18 October 2007 (2007-10-18) paragraph [0020]	1-22
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 claim 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		Date of mailing of the international search report
28 September 2012		09/10/2012
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 6818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Anscombe, Marcel

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2012/053296

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2009147909 A1	11-06-2009	CN 101455572 A	17-06-2009
		JP 2009142300 A	02-07-2009
		US 2009147909 A1	11-06-2009

WO 2011058461 A1	19-05-2011	EP 2501290 A1	26-09-2012
		US 2012230563 A1	13-09-2012
		WO 2011058461 A1	19-05-2011

US 2007242865 A1	18-10-2007	DE 102006017932 A1	25-10-2007
		US 2007242865 A1	18-10-2007

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA

(72)発明者 セネガス ジュリアン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ファハウム ルナ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ゴットマン シュロモ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ヴィク トールビョルン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス ビルディング
4 4

F ターム(参考) 4C093 AA22 AA26 BA17 CA18 EE01 FA16 FA45 FA54 FF28 FF33
FF37 FF42 FF46 FH03 FH08