

(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2017-536953

(P2017-536953A)

(43) 公表日 平成29年12月14日(2017.12.14)

(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 2 0 W	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/14 (2006.01)	A 6 1 B 6/14 3 0 0	
	A 6 1 B 6/03 3 2 0 J	
	A 6 1 B 6/03 3 4 0 Z	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2017-542323 (P2017-542323)
 (86) (22) 出願日 平成27年11月4日 (2015.11.4)
 (85) 翻訳文提出日 平成29年6月27日 (2017.6.27)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/075686
 (87) 国際公開番号 W02016/071389
 (87) 国際公開日 平成28年5月12日 (2016.5.12)
 (31) 優先権主張番号 1460769
 (32) 優先日 平成26年11月7日 (2014.11.7)
 (33) 優先権主張国 フランス (FR)

(71) 出願人 508143775
 トロフィー
 フランス国, エフー77435 マルヌラ
 バレー, セデ 2, クロワジー-ポーブール,
 リュ フェルナン ペルティエ 4
 (74) 代理人 110001210
 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
 (72) 発明者 エム ボトレル シルヴィ
 フランス マルヌ ラ バレー セデ 2
 クロワジー-ポーブール リュ フェル
 ナン ペルティエ 4 トロフィー内
 (72) 発明者 モーリ コロンブ
 フランス マルヌ ラ バレー セデ 2
 クロワジー-ポーブール リュ フェル
 ナン ペルティエ 4 トロフィー内
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コンピュータ断層撮影装置及び関連方法

(57) 【要約】

本発明は、以下を含むコンピュータ断層撮影放射線装置に関し、X線ビームを対象物に向かって縦方向に放出できるX線源(22)と、ビームを、それぞれが該X線ビーム放出の縦軸方向に対する規定の伝播方向を有する複数のビーム部に同時に分離する装置(32)と、対象物に照射するX線ビーム部を受けるための、かつそれぞれのビームの縦軸方向に対して横断配置で互いに隣り合って配置される複数のセンサ(20a~c)と、を含み、アセンブリはX線源と、分離装置と、回転軸(24)の周りで回転可能であり、一方ではX線ビームから生じる複数のX線ビーム部と共に該アセンブリの該幾何学的配向のそれぞれ1つに沿う対象物に放射線照射するために、かつ他方では、対象物に照射する複数のX線ビーム部のこれらの幾何学的配向のそれぞれ1つに沿って受けるために互いに対して角度移動した異なる幾何学的配向を採用できるセンサからなり、該アセンブリの幾何学的配向は、通る幾何学的軸(34)の部分により定義され、該少なくとも1つのX線源の焦点を通じて、他方では回転軸(24)を通じ、幾何学的軸(34)は複数のセン

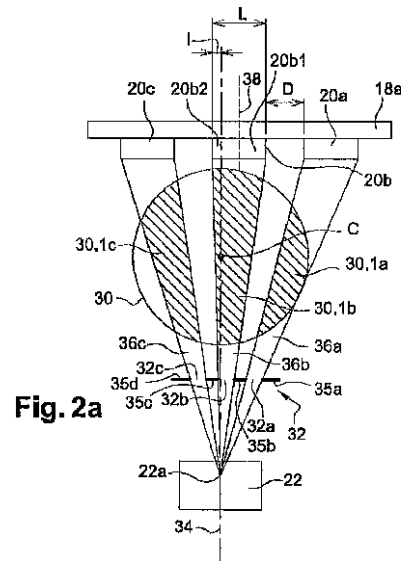


Fig. 2a

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

コンピュータ断層撮影タイプの放射線装置であって、

縦軸方向に沿って、照射される対象物(30)の方向にX線ビームを放出できる少なくとも1つのX線源(22)と、

前記X線ビームを、それぞれが前記X線ビーム放出の前記縦軸方向に対する規定の伝播方向を有する複数のX線ビーム部(30.1a~c)に同時に分離する分離装置(32)と、

対象物に照射するX線ビーム部を受けるための、それぞれのビームの縦軸方向に対して横断配置で互いに隣り合って配置される複数のセンサ(20a~c)と、

を含むことを特徴とし、

アセンブリは、

前記少なくとも1つのX線源と、

前記放出されたビームの同時分離のための前記装置と、

回転軸(24)の周りで回転可能であり、一方では前記X線ビームから生じる前記複数のX線ビーム部と共に前記アセンブリの幾何学的配向のそれぞれ1つに沿う前記対象物に照射するために、かつ他方では、前記対象物に照射する前記複数のX線ビーム部のこれらの幾何学的配向のそれぞれ1つに沿って受けるために、互いに対して角度移動した異なる幾何学的配向を採用できる前記複数のセンサと、

により形成され、

前記アセンブリの幾何学的配向は、通る幾何学的軸(34)の位置により定義され、前記少なくとも1つのX線源の焦点を通じて、他方では前記回転軸(24)を通じて、幾何学的軸(34)は、前記複数のセンサ(20a~c)の前記横断配置の中心に対して横に移動し、

前記幾何学的軸(34)が、単一の画像露出中に前記複数のセンサ(20a~c)のうち1つのセンサを2つの同等でない部分に切り分け、前記センサは、センサ数が奇数であるケースにおける複数のセンサの中心センサ、又は、センサ数が偶数であるケースにおける前記複数のセンサの前記2つの中心センサ(20b)のうちのいずれかであることを特徴とし、

前記複数のセンサ(20a~c)の前記センサが、2つの連続センサが各センサの横寸法(L)よりも小さい移動距離(D)によって分けられるように、互いから横方向に離れており、前記中心センサ又は前記複数のセンサの前記2つの中心センサの1つが、幅1の部分と幅L-1の部分に分けられ、センサ部の幅が関係 $1 < (L - D) / 2$ を満たす、

ことを特徴とするコンピュータ断層撮影タイプの放射線装置。

【請求項 2】

前記複数のセンサ(20a~c)のセンサが、各ケースにおいて、前記回転軸(24)に平行な方向に延びる一般的形状であり、前記回転軸(24)に平行な前記方向と1.5/1よりも大きい前記横方向の寸法の比を有する、

ことを特徴とする請求項1に記載の放射線装置。

【請求項 3】

前記X線ビームを複数のX線ビーム部に同時に分離する前記装置(32)が、それぞれがX線ビーム部の通過を可能にする複数の平行なスリット(32a~c)を含む、

ことを特徴とする、請求項1又は2に記載の放射線装置。

【請求項 4】

前記センサ(20a~c)及び前記スリット(32a~c)が、前記複数のスリットのスリットから生じる各X線ビーム部が前記複数のセンサのうち1つのセンサによって受けられるように幾何学的対応で互いに配置されている、

ことを特徴とする請求項3に記載の放射線装置。

【請求項 5】

前記スリット(20a~c)が、各ケースにおいて、前記センサ(32a~c)と同じ

10

20

30

40

50

形状である、

ことを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の放射線装置。

【請求項 6】

前記複数のスリットの前記スリット (3 2 a ~ c) が、前記幾何学的軸 (3 4) に対して横方向で互いに隣り合って配置される、

ことを特徴とする請求項 3 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の放射線装置。

【請求項 7】

前記スリット (3 2 a ~ c) が、それぞれが前記放出された X 線ビームの前記伝播を防ぐ障害物によって互いから横方向に離れていることを特徴とする、請求項 6 に記載の放射線装置。

10

【請求項 8】

前記 X 線ビームを複数の X 線ビーム部に分離するための前記装置 (3 2) が、互いから横方向に離れている前記複数の平行なスリットによって穿孔した横板を含む、

ことを特徴とする請求項 3 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の放射線装置。

【請求項 9】

前記分離装置 (3 2) が、前記少なくとも 1 つの X 線源 (2 2) と前記照射される対象物 (3 0) の間に配置される、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の放射線装置。

【請求項 10】

前記回転軸 (2 4) が、前記回転軸に垂直な面に含まれる方向で移動可能である、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の放射線装置。

20

【請求項 11】

互いに対して角度移動する全ての前記異なる幾何学的配向の少なくともいくつかのために、全ての前記 X 線ビーム部に基づいて前記対象物を照射するボリュームの再構成のためのユニット (1 2 1) を含む、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の放射線装置。

【請求項 12】

前記放射線装置が歯科用放射線装置である、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の放射線装置。

【請求項 13】

コンピュータ断層撮影により対象物についてのデータを得るための方法であって、

i) 放出の縦軸方向で照射された対象物 (3 0) の方向に X 線ビームを放出するステップと、

i i) 前記 X 線ビームを、それぞれが前記 X 線ビーム放出の前記縦軸方向に対する規定の伝播方向を有する複数の X 線ビーム部に同時に分離するステップと、

i i i) 前記ビームの前記縦軸方向に対する横断方向配置で互いに隣り合って配置される複数のセンサ (2 0 a ~ c) で前記 X 線ビーム部を受信するステップと、

i v) 回転軸に対して互いに対して角度移動する少なくともいくつかの異なる幾何学的配向のために前記受信した X 線ビーム部に基づいてボリューム画像を再構成するステップと、

40

を含み、

X 線ビーム部の中心が、単一の画像露出中に前記複数のセンサ (2 0 a ~ c) のうち 1 つのセンサを 2 つの同等でない部分に切り分け、

前記センサは、センサ数が奇数であるケースにおける複数のセンサの中心センサか又はセンサ数が偶数である前記ケースにおいて、前記複数のセンサの前記 2 つの中心センサ (2 0 b) のうちの 1 つのいずれかであることを特徴とし、

前記複数のセンサ (2 0 a ~ c) の前記センサが、2 つの連続センサが各センサの横寸法 (L) よりも小さい移動距離 (D) によって分けられるように、互いから横断方向に離れており、前記中心センサ又は前記複数のセンサの前記 2 つの中心センサの 1 つが、幅 1 の部分と幅 L - 1 の部分に分けられ、センサ部の幅が関係 $1 < (L - D) / 2$ を満たす、

50

ことを特徴とする方法。

【請求項 14】

前記ステップ i) から i i i) が、数回繰り返され、
 毎回回転軸 (24) 周りで、前記 X 線ビームが放出される幾何学的配向 (34) 及びひいては対象物に照射する前記ビーム部の前記伝播方向で角度変化し、
 前記角度変化が前記回転軸と垂直な面で得られる視点に沿うと見なされる、
 ことを特徴とする請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

ステップ i) から i i i) の全ての幾何学的配向のうち少なくともいくつかに関し、前記対象物に照射する全ての受信した前記 X 線ビームに基づく前記照射された対象物のボリュームを再構成するステップを含む、
 ことを特徴とする請求項 14 に記載の前記方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば歯科用放射線学の分野で用いられ得るコンピュータ断層撮影装置に関する。

【0002】

通常、歯科の分野で用いられるコンピュータ断層撮影装置は X 線源及びセンサからなり、ガントリの各端部で互に対向して取り付けられる。センサは、その最大寸法とその最小寸法間の比が小さい、正方形又は長方形の 2 次元センサである。患者は、(X 線) 源とセンサの間に位置し、患者の歯列弓又は単一歯といった X 線写真撮影される対象物を通り抜けるように X 線ビームの視準が合わせられる。センサは、対象物を通り抜けた X 線を受け、それを電気信号に変換し、放射線が照射された対象物の 2 次元画像を出力するよう供給される。

20

【0003】

ガントリは、軸周りで回転可能である。画像は、対象物に対する源及びセンサの異なる角度位置で得られる。

【0004】

通常、FDK アルゴリズムといった既知のアルゴリズムによるこれらの 2 次元画像の扱いは、対象物における吸収係数の 3 次元マトリックスの再構成を可能にする。この方法で対象物の 3 次元画像を得るためには、少なくとも 180 度の角度範囲以上で 2 次元画像を製作することが必要となる。

30

【0005】

センサは、放射線装置の必須構成要素であり、その価格はその表面積が大きくなるほど高くなる。それ故に、既定のセンササイズで対象物の最大可能 3 次元画像の再構成を可能にする技術の進歩に多くの研究が関連してきた。多くの歯科用コンピュータ断層撮影装置では、センサは X 線ビームに対して中心に置かれる。よって、X 線ビームの中心に対応する線は、その中心でセンサと直角に交わる。X 線の源は点状であり、かつ X 線ビームは円すいの形状である。この配置に従って、センサは、再構成される対象物よりもわずかに大きく、かつセンサの面上の対象物の射影に類似したサイズである。よって、5 cm x 6 cm 寸法のセンサ面は、一般的に 3 . 2 cm x 4 cm サイズの対象物を再構成することができる。

40

【0006】

欧州特許出願公開第 2240080 号明細書では、センサは、X 線の点状源とガントリの回転軸とを繋ぐ線に対して偏心している。よって、この線は、その中心に対して移動したポイントにあるセンサと直角に交わる。ガントリの 360 度回転角度範囲を超える 2 次元画像の取得は、センサの面上の射影がセンサよりも大きい対象物の 3 次元再構成を可能にする。特に、既定のセンササイズで再構成できる対象物は、センサが中心にある時よりも大きくなる。

50

【 0 0 0 7 】

米国特許出願公開第 2 0 1 2 / 0 0 3 9 4 3 5 号明細書は、X線源及びセンサからなるアセンブリが回転軸の周りで回転する間に、データ取得中の所定の経路に沿うその回転軸の移動を生み出す、歯科分野におけるコンピュータ断層撮影装置を開示する。X線源及びセンサのこの特定の運動は、サイズを増加し、既定のセンササイズで固定軸周りで回転する源 - センサアセンブリと再構成できる対象物の形状を修正することができる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 欧州特許出願公開第 2 2 4 0 0 8 0 号明細書

10

【 特許文献 2 】 米国特許出願公開第 2 0 1 2 / 0 0 3 9 4 3 5 号明細書

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

しかしながら、大きな寸法を有するセンサの使用によるコストへの悪影響のないコンピュータ断層撮影装置の必要性がある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

よって、本発明はコンピュータ断層撮影タイプの放射線装置に関し、縦軸方向に沿って、照射される対象物の方向にX線ビームを放出できる少なくとも1つのX線源と、X線ビームを、それぞれが該X線ビーム放出の縦軸方向に対する規定の伝播方向を有する複数のX線ビーム部に同時に分離する分離装置と、対象物に照射するX線ビーム部を受けるための、かつそれぞれのビームの縦軸方向に対して横断配置で互いに隣り合って配置される複数のセンサと、を含むことを特徴とし、アセンブリは該少なくとも1つのX線源と、放出されたビームの同時分離のための装置と、により形成され、回転軸からの、及び一方ではX線ビームから生じる複数のX線ビーム部と共に該アセンブリの該幾何学的配向のそれぞれ1つに沿う対象物に放射線照射するために、かつ他方では、対象物に照射する複数のX線ビーム部のこれらの幾何学的配向のそれぞれ1つに沿って受けるために、互いに対して角度移動した異なる幾何学的配向の採用、該アセンブリの幾何学的配向は、通る幾何学的軸の部分により定義され、該少なくとも1つのX線源の焦点を通じて、他方では回転軸を通じ、幾何学的軸は複数のセンサの横配置の中心に対して横に移動した。

20

30

【 0 0 1 1 】

この装置は、コンピュータ断層撮影によって3次元で対象物を再構成するためにある程度コストを削減でき、非常に高価である大きな寸法の正方形又は長方形センサを使用する必要がない。実際に、源 - 分離装置 - センサのアセンブリを回転させることによるX線ビームのいくつかのビーム部への分離、及び分離X線ビーム部にそれぞれ関連するいくつかのセンサの使用は、対象物又は対象物の一部のボリューム再構成の必要がある全てのデータを取得することができるようになる。よって、寸法が削減されたいくつかのセンサは、この再構成が必要となるより大きな動作面を有するセンサと比較すると、装置のコストを大幅に削減する。源 - 分離装置 - センサのアセンブリは、例えば、回転軸に垂直な面で回転でき、かつ回転軸が固定されている場合には円軌道を描くか、又は回転軸の周りでらせん軌道を描くことができる。

40

【 0 0 1 2 】

他の可能性がある特徴に従って、個別に、又は相互に組み合わせて、幾何学的軸は複数のセンサのうち1つのセンサを2つの部分に切り分け、該センサは、センサ数が奇数であるケースにおける複数のセンサの中心センサか又はセンサ数が偶数であるケースにおける複数のセンサの2つの中心センサのうちの1つのいずれかであり、2つの連続したセンサが各センサの横寸法Lよりも小さい横方向の距離Dで離れているといったように、複数のセンサの各センサが互いから横方向に離れている。中心センサ又は複数のセンサのうち2つの中心センサのうちの1つは、幅1の部分と幅L-1の部分へと切り分けられ、該セン

50

サ部分の幅は $1 < (L - D) / 2$ の関係を満たし、この関係を満たすことが、照射される対象物の異なる領域（特に中心領域）のために回転移動する間、異なる X 線ビーム部の十分な重複が得られることを確実にする。複数のセンサの各センサは、各ケースにおいて、回転軸に平行な方向に延びる一般的形状であり、回転軸に平行な方向と $1.5 / 1$ よりも大きい横方向の寸法の比を有する。X 線ビームを複数の X 線ビーム部に同時に分離する装置は、それぞれが X 線ビーム部の通過を可能にする複数の平行なスリットを含む。センサ及びスリットは、各 X 線ビーム部が複数のセンサのうち 1 つのセンサによって受けられる複数のスリットのスリットから生じるように幾何学的対応で配置されている。スリットは、各ケースにおいて、センサとしては同じ形状である。複数のスリットのスリットは、幾何学的軸に対して横方向で互いに隣り合って配置される。スリットは、それぞれが放出された X 線ビームの伝播を防ぐ障害物によって互いから横方向に離れている。X 線ビームを複数の X 線ビーム部に分離する装置は、互いから横方向に離れている複数の平行なスリットによって穿孔した横板を含む。分離装置は、該少なくとも 1 つの X 線源と照射される対象物の間に配置される。回転軸は、該回転軸に垂直な面に含まれる方向で移動可能である。装置は、互いに対して角度移動する全ての異なる幾何学的配向の少なくともいくつかのために、対象物に照射された全ての X 線ビーム部に基いて対象物を照射するボリュームの再構成のためのユニットを含む。装置は、歯科用放射線装置である。

10

【0013】

本発明はさらに、コンピュータ断層撮影により対象物についてのデータを得るための方法に関し、以下のステップを含むことを特徴とする。i) 幾何学的配向を定義する縦軸方向の放出方向で照射された対象物の方向に X 線ビームを放出すること、ii) X 線ビームを、それぞれが該 X 線ビーム放出の縦軸方向に対する規定の伝播方向を有する複数の X 線ビーム部に同時に分離すること、iii) 分離ステップで得られた少なくともいくつかの X 線ビームで対象物に同時に照射すること、iv) 対象物に照射した X 線ビームを受けること。

20

【0014】

他の可能性のある特徴に従って、ステップ i) から iv) は、数回繰り返され、毎回回転軸周り、X 線ビームが放出される幾何学的配向及びひいては対象物に照射するビーム部の伝播方向で角度変化し、角度変化は該回転軸と垂直な面で得られる視点に沿うと見なされる。方法は、ステップ i) から iv) の全ての幾何学的配向のうち少なくともいくつかに関し、対象物に照射する全ての受信 X 線ビームに基づく照射された対象物のボリュームを再構成するステップを含む。

30

【0015】

他の特徴及び利点は、非限定実施例としてのみ見なされる以下の描写において、及び附随の図面を参照して明らかとなる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図 1】本発明の実施形態に従う歯科用コンピュータ断層撮影装置の概略図である。

【図 2 a】X 線源、源の前に配置される X 線ビーム分離用装置、及び複数のセンサの配置、ならびに源 - センサセンブリの各角度位置で複数の X 線ビームによって照射される対象領域のボリュームを示す上面図である。

40

【図 2 b】X 線源、源の前に配置される X 線ビーム分離用装置、及び複数のセンサの配置、ならびに源 - センサセンブリの各角度位置で複数の X 線ビームによって照射される対象領域のボリュームを示す上面図である。

【図 2 c】X 線源、源の前に配置される X 線ビーム分離用装置、及び複数のセンサの配置、ならびに源 - センサセンブリの各角度位置で複数の X 線ビームによって照射される対象領域のボリュームを示す上面図である。

【図 2 d】X 線源、源の前に配置される X 線ビーム分離用装置、及び複数のセンサの配置、ならびに源 - センサセンブリの各角度位置で複数の X 線ビームによって照射される対象領域のボリュームを示す上面図である。

50

【図 3】本発明の実施形態に従う X 線ビーム分離用装置の概略図である。

【図 4】本発明の実施形態に従うデータ収集及び画像再構成方法のステップを説明するフロー図の概略図である。

【図 5】図 1 の装置の一部であるデータ収集及び画像再構成システムの概略図である。

【0017】

本発明の実施形態に従うコンピュータ断層撮影装置 10（英語の専門用語では「コンピュータ断層撮影」の用語で知られる）は、例えば、円すいビームタイプ（英語の専門用語では「円すいビームコンピュータ断層撮影」の用語で知られる）である放射線コンピュータ断層撮影装置である。装置は、水平アーム 14（図 1）を支持する円柱 12 を含む。円柱は伸縮式であってもよく、かつ、例えば、下部 12 b の中をスライドする上部 12 a を含む。アーム 14 はよって上部 12 a の上端により支持される。

10

【0018】

アーム 14 は、回転シャフト 15 によって、互いに面する 2 つの垂直アーム 18 a、18 b と共に 2 つの対向端部 16 b、16 c の各 1 つずつに供給される水平ビーム 16 a を含むガントリ 16（英語の専門用語では「ガントリ」という用語で知られる）を支持する。各垂直アームは、ビームの端部から下方に延び、データ収集装置の一部に接続し、支持するよう機能する。よって、アーム 18 a は複数のセンサ 20 a ~ c を支持し、かつ、アーム 18 b は複数のセンサに対向して配置される X 線源 22 を支持する。

【0019】

ガントリ 16 は、回転シャフト 15 の回転軸に対応する垂直回転軸 24 の周りにおいて回転可能である。この回転の間、源 22 及び複数のセンサ 20 a ~ c は、回転軸 24 の周りで回転し、軸 24 に垂直な面で円形経路を描く。ガントリ 16 の動き（既知のため描写されず）を制御する適切な制御方法は、この目的のために供給される。回転軸 24 はさらに自身に対して平行なまま、軸に対して垂直方向に位置変化してもよく、所定の経路に従う源及びセンサの回転面に含まれる。この経路は、前述の制御方法で行われる適切な指示により得られる。

20

【0020】

X 線ビームは、源 22 及びセンサ 20 a ~ c が動く面と水平な縦軸方向で、源 22 により患者（照射される対象物）の方向に放出される。ビームの縦軸方向は、源 22 の焦点 22 a を通り抜け、かつ、回転中心 C として示される点（図 2 a）で垂直に交差する回転軸 24 を通じる幾何学的軸 34 により定義される。

30

【0021】

装置 10 が使用される時、患者は源 22 と複数のセンサ 20 a ~ c の間に置かれる。装置 10 は、可能広視野サイズを提供する装置の容器内において、例えば患者の全頭、2 つの歯列弓、単一の歯列弓、歯列弓部分、単一歯又は 2 つの対向歯を含む患者の歯列であり得る患者の対象領域 30 を再構成するためのものである。特定の適用に関して、対象領域 30 は患者の副鼻腔、顎又は顎関節に対応し得る。

【0022】

装置 10 はさらに、源 22 により複数の X 線ビーム部へと放出された X 線ビームを同時分離するための機能を有する分離装置 32 を含む。分離装置 32 は、例えば 1 cm と 10 cm 間の距離で源 22 の前に置かれる、といったように源 22 と照射される対象物の対象領域 30 の間に配置される。分離装置 32 は、源 22 と同じ移動に従う。利便性のために、装置 32 は源 22 に機械的に取り付けられるか又はアーム 18 b に直接取り付けられ得る。

40

【0023】

図 2 a、2 b、2 c 及び 2 d において説明されるように、分離装置 32 は、互いに平行な複数のスリット又は開口部 32 a ~ c を含み、それぞれは垂直な細長形状（回転軸 24 に平行な）である。スリットは、幾何学的軸 34 に垂直な横方向（X 線ビーム放出の縦軸方向）で互いに隣り合って配置され、互いから離れており、及び / 又は障害物又はスクリーン 35 a ~ d により取り囲まれている。これらのスリットは、分離装置 32 にコリメー

50

ターの機能を与え、かつ源 2 2 により放出される X 線ビームからスリット自身と同様に垂直に細長である 3 6 a、3 6 b 及び 3 6 c に参照される複数の X 線ビーム部を形成する。各障害物又はスクリーン 3 5 a ~ d は、該障害物又はスクリーンとぶつかる源 2 2 により放出される X 線ビーム部の伝播を防ぎ、これらの部分は部分 3 6 a、3 6 b、3 6 c 間に位置する。各 X 線ビーム部 3 6 a、3 6 b、及び 3 6 c は、図 2 a ~ d に表され、この縦軸方向（幾何学的軸 3 4）に対する既定角度を形成する該 X 線ビーム放出の縦軸方向に対する既定方向を有する。

【 0 0 2 4 】

この実施形態に説明されるスリット数は 3 である。しかしながら、この数字は 3 でなくてもよく、記載されていない他の数字であってもよい。しかしながらこの数字は、少なくとも 2 に等しい。コリメーターのスリット 3 2 a、3 2 b 及び 3 2 c は、ビーム 3 6 a、3 6 b 及び 3 6 c が複数のセンサの各センサ 2 0 a、2 0 b、2 0 c によって受信される形状に寸法決めされ、かつ配置される。センサの数はスリットの数に対応することに留意されたい。

10

【 0 0 2 5 】

センサはさらに、スリットの横配置に平行する横配置で互いに隣り合って横方向に配置される。センサは、どの場合でも垂直な細長形状であり、その寸法は、関連するスリット（センサに幾何学的に対応するスリット）によって伝播される全ビーム部をそれぞれが受けるよう適している。スリット及びセンサの形状は一致しており、かつその寸法は相似している。

20

【 0 0 2 6 】

対応する複数の X 線部に X 線ビームを分離するための装置に関連して削減されたサイズの複数のセンサを使用することで、放出ビームに対応した寸法である大きなサイズのセンサの使用を回避できる。

【 0 0 2 7 】

3 つのセンサ 2 0 a ~ c は全て、幾何学的軸 3 4（図 2 a）に対して非対称に配置される。よって、中心センサ 2 0 b は、軸 3 4（幾何学的軸 3 4 に対してオフセットを示す図 2 a における軸 3 8 により説明されるセンサの中心位置）の主に片側に位置するように、軸のこの側上の主要部 2 0 b 1 及びこの軸の他側に位置するセンサの残りの部分 2 0 b 2 と共に支持アーム 1 8 a 上に配置される。

30

【 0 0 2 8 】

実際には、センサの感応領域の幅は L（センサの感応領域のみが図に示される）に表され、図 2 a における軸 3 4 の左に位置するセンサの残りの部分 2 0 b 2 の幅 I は、幅 L よりも小さい。

【 0 0 2 9 】

図 2 a に表されるように、2 つの連続センサの感応領域が各センサの感応領域の幅 L よりも小さい同じ距離 D で互いから離れているように、センサ 2 0 a ~ c は互いから横方向に離れている。

【 0 0 3 0 】

ビーム分離装置の実施例は、例えば、ビームの縦軸方向（幾何学的軸 3 4）に対して横方向に配置された、リード線で作られたプレート 3 2 の形で図 3 に表される。プレートは、互いに平行で、かつビーム 3 5 a ~ d のための障害物又はスクリーンを形成するプレート部によって互いから離れている複数の長方形スリット 3 2 a ~ c によって、その厚さを貫通されている。

40

【 0 0 3 1 】

装置 1 0 が患者の対象領域 3 0 に関する放射線データを得るためにプログラミングされる時、ガントリ 1 6 は、3 6 0 度の回転又はスキャン（英語の専門用語では「スキャン」）の実行、ひいては回転面（図 2 a の面）に円を描く源 2 2、分離装置 3 2 及びセンサ 2 0 a ~ c によって形成されるアセンブリをその移動によって駆動し回転軸 2 4 の周りで回転する。

50

【0032】

装置は、特に、そのアルゴリズム／フロー図が図4に説明され、その第1ステップS1が装置10によるデータ取得に対応する方法を実行するためにプログラミングされることに留意されたい。

【0033】

スリット32a、32b、及び32cを同時に通じて伝送されるX線ビームの部分36a、36b及び36cは、患者に対するガントリ16の各角度位置のために、及び互いに異なる複数の角度位置のために対象領域30を通り抜ける。これらの角度位置はそれぞれ、源22、分離装置32及びセンサ20a～cにより形成されたアセンブリの、先行部に対して1度以上の角度での回転により得られる。

10

【0034】

ガントリ16の各角度位置は、源22、分離装置32及びセンサ20a～cによって形成されたアセンブリの角度又は幾何学的配置によって、より詳細には、このアセンブリの回転面(図2a～dの面)における幾何学的軸34の位置又は幾何学的配向によって特徴付けられる。

【0035】

よって、第1参照角度位置(図2a)に関して、ビーム部36a、36b及び36cは、それぞれ対象領域30のボリューム30.1a、30.1b及び30.1cに放射線を照射する。患者に対するガントリの第2角度位置は、図2bに説明され、図2aの参照部分に対して90度の角度以上での回転に対応する。この位置で、ビーム36a、36b及び36cは、第1参照角度位置に照射されるボリュームとは異なるボリューム30.2a、30.2b及び30.2cに放射線を照射する。

20

【0036】

図2c及び2dは、180度及び270度で移動した角度位置での対象領域30の照射に対応し、図2aの参照角度位置にそれぞれ関連する。図2c(それぞれ図2d)の角度位置では、ビーム36a、36b、及び36cは、先行角度位置において照射されたボリュームとは異なるボリューム30.3a、30.3b及び30.3c(それぞれボリューム30.4a、30.4b及び30.4c)に放射線を照射する。

【0037】

この軸の他側上に位置する大きな幅の残りの部分20b1に対して軸34の1つの側上の幅1の中心センサ20bの部分20b2があるという事実が、ガントリ16の正反対の角度位置のための照射された中心領域(対象領域30)の重複を得ることを可能にする。よって、一方ではビーム部30.1b(図2a)及び30.3b(図2c)のための、他方ではビーム部30.2b(図2b)及び30.4b(図2d)のための、対象領域30の中心領域における重複がある。この重複領域又はエリアは、正反対角度位置である場合に得られるデータ間のスムーズな移行を可能にし、再構成された3次元画像のアーチファクトを制限できる。

30

【0038】

特に、実際には重複はビーム部30.1c(図2a)の右端部とビーム部30.3b(図2c)の左端部の間に必要であることに留意されたい。幾何学的軸34からの距離D+1にあるセンサ20c(図2a)の左端部が、軸からの距離L-1にあるセンサ20b(図2c)の左端部よりも軸34に近い。言い換えると、距離L-1よりも小さい距離D+1は、幅1が(L-D)/2よりも小さいということと同じである。

40

【0039】

2つずつの連続センサの感応領域間の距離D(図2a)がそれぞれの感応領域の幅よりも小さいという事実は、前述のアセンブリが回転面で完全に回転する間、幾何学的軸34の異なる角度又は幾何学的配置で照射された領域間の移行をよりスムーズにできる重複の特定角度で対象領域30の全ボリュームに放射線を照射することができる。

【0040】

スキャンは、角度範囲0～360度を越えるガントリ16の各角度位置(回転面におけ

50

る幾何学的軸 3 4 の角度位置に対応する)におけるこのエリアの照射によって対象領域 3 0 の 2 次元画像を表す複数のデータを得ることで達成される。

【0041】

データ収集の角度位置は、0 ~ 360 度の全範囲を一般的に越える 0.5 度又は 1 度の増分により規定された角度位置に対応することに留意されたい。

【0042】

対象領域 3 0 (例えば、患者の歯列弓)を通り抜ける複数の X 線ビーム部 3 6 a ~ c は、複数のセンサ 2 0 a ~ c によってそれぞれ受信され、受信線を 2 次元画像を形成するための電気信号へと変換する。画像はその後、装置 1 0 の 1 つ以上の記録エリアへと記録され、図 4 のステップ S 2 に従って表されない。従って、一般的には、数百枚の 2 次元画像が記録される。2 つの連続的 2 次元画像間の角度ピッチは、例えば 0.5 度と 1 度の間である。

10

【0043】

前述の装置の使用は、特に、スリットとセンサの配置のため、対象領域 3 0 の完全なスキャンの後で実行され、対象領域 3 0 の各ボリュームエレメントは、X 線源とセンサの経路の面における全ての可能方向で線が通り抜ける。

【0044】

実際には、これは対象領域の 3 次元画像の再構成に必要な条件である。

【0045】

吸収係数のマトリックスの形状での 3 次元画像は、その後前述の配置 (図 4 のステップ S 3) に適した FDK タイプのアルゴリズムを用いた計算で再構成される。適応は、重複線の計量と、適用される軽量機能は連続して通常は 0 % から 100 % で変化し、切り捨てられた射影の補填と、のステップ / 操作を含み、FDK タイプのアルゴリズムは周波数フィルターを含む。このフィルターの通常通過は、切り捨てられていない対象物を含む。切り捨てられた射影があるという事実 (対象物がセンサの先端を越えて延びる時にそれぞれ発生する) は、通称「切り捨てられた射影」アーチファクトを作り出す。これらのアーチファクトは従来、フィルターの適用時に射影の先端に情報を加えることで減少できる。前述の配置のケースでは、対向する射影の線を用いることでセンサ間で失われた情報を 1 つ加えることができる。

20

【0046】

一度 3 次元画像が再構成されると、例えば装置 1 0 (図 4 のステップ S 4) に関連するディスプレイスクリーン (図示せず) 上に表示される。

30

【0047】

図 5 は、図 1 の装置 1 0 の一部であるデータ収集及び画像再構成システムを非常に図式的に表す。

【0048】

このシステムは、前述のようにデータを得る複数のセンサ 2 0 a ~ c (データ収集センサ)を含む。これらのデータは、その後、例えば格納スペースの 1 つ以上の記録領域からなるデータ格納ユニット 1 1 5 と、マイクロプロセッサからなり、例えば 3 次元画像再構成ユニット 1 2 1 を含むデータ処理ユニット 1 2 0 と、3 次元画像ディスプレイユニット 1 3 0 と、を含むデータ処理及びディスプレイユニット 1 1 0 に送信される。

40

【0049】

本発明が静止する回転軸 3 4 に従う配置で記述されてきたが、スキャン中に移動可能な回転軸である可能性が全体的にある。回転軸はその後、例えば該軸に対して垂直である回転軸の面において既定の経路で記述されるが、スキャン中、同時にガントリ 1 6 はこの軸の周りを回転する。特に、軸 3 4 は水平軸に沿って前後に移動するよう記述できる。軸 3 4 はさらに、この軸に対して垂直面で 2 次元経路を記述できる。源 2 2 及びセンサ 2 0 a、2 0 b、2 0 c はその後、回転及び移動の組み合わせである移動を行う。

【0050】

表されていない変異に従って、源、分離装置及びセンサからなるアセンブリは、この軸

50

の周りを中心とするらせん状経路を描く回転軸周りで回転する。実際には、この移動は、源、分離装置及びセンサからなるアセンブリの回転軸 2 4 周りで回転する移動と軸の沿うこのアセンブリの垂直移動（図 1 において上下する）の組み合わせにより得られる。

【 0 0 5 1 】

表されていない変形例に従って、源 2 2 により放出される X 線ビームは、らせん状ではなくファンの形状（英語の専門用語では「ファンビーム」という用語で知られる）であり、図 2 a ~ d の面に見られる。そういったビームは、面におけるビームの幅と比較して低い高さ（図 2 a ~ d の面に垂直であると見なされる）であり、一般的に少なくとも 1 0 / 1 の幅対高さ比である。各スロット及びセンサのこのビーム構成では、正方形又は長方形のいずれかである適合した配置形状である。長方形のケースでは、長方形の長さは、図 2 a ~ d の面で伸び、幅はビームの高さに対応する。

10

【 0 0 5 2 】

表されていない変形例に従って、複数のセンサの数は偶数である。このケースでは、図 2 a ~ d の配置軸 3 4 は、センサ配置の中心に置かれた 2 つのセンサのうち 1 つを、図 2 a における中心センサ 2 0 b の部分 2 0 b 1 と 2 0 b 2 として、2 つの部分にカットする。

【 図 1 】

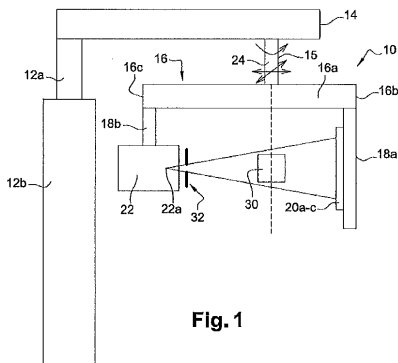


Fig. 1

【 図 2 b 】

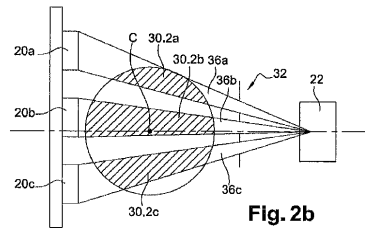


Fig. 2b

【 図 2 c 】

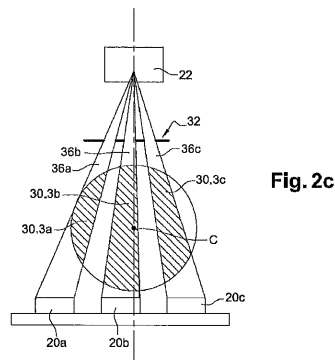


Fig. 2c

【 図 2 a 】

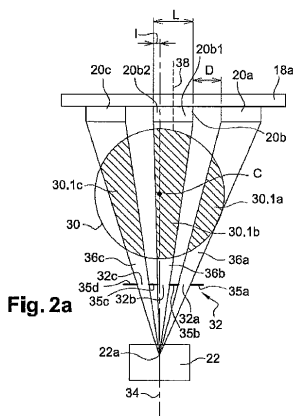


Fig. 2a

【 図 2 d 】

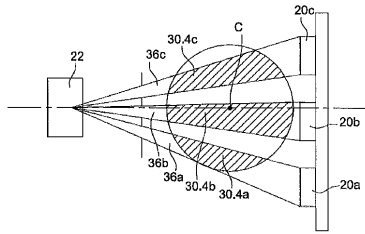
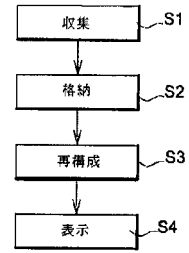


Fig. 2d

【 図 4 】



表示

【 図 3 】

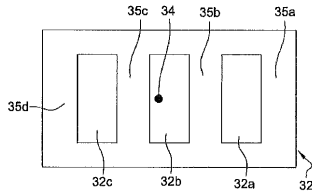
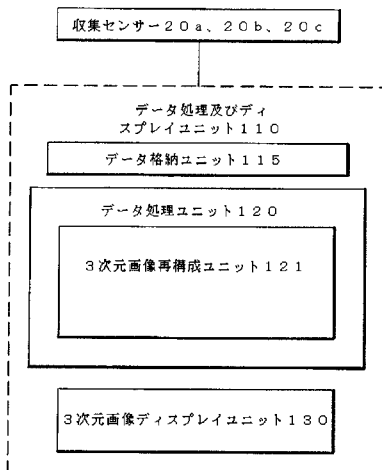


Fig. 3

【 図 5 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2015/075686

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B6/03 A61B6/14 A61B6/00 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) 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) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2012/189096 A1 (ERHARDT NORBERT [DE] ET AL) 26 July 2012 (2012-07-26) abstract; figures 4d, 4e, 4f, 5 paragraph [0003] - paragraph [0004] paragraph [0014] - paragraph [0016] paragraph [0053] paragraph [0075] - paragraph [0076] -----	1-15
A	US 4 481 650 A (KINANEN ILMARI [FI]) 6 November 1984 (1984-11-06) abstract; figure 1 column 3, line 3 - line 15 column 3, line 36 - column 4, line 44 ----- -/--	1-15
<input checked="" 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 citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
29 January 2016		24/02/2016
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Kocian, Anne

2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2015/075686

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2014/247919 A1 (ZHANG TIEZHI [US] ET AL) 4 September 2014 (2014-09-04) abstract; figures 3b, 4a, 4b, 14, 15, 17a, 17b paragraph [0002] paragraph [0009] - paragraph [0014] paragraph [0043] - paragraph [0044] paragraph [0066] - paragraph [0068] paragraph [0077] paragraph [0094]	1-15
A	----- US 2013/136226 A1 (TOMOE TAKESHI [JP] ET AL) 30 May 2013 (2013-05-30) abstract; figures 3,4, 5, 8 paragraph [0001] paragraph [0007] - paragraph [0024] paragraph [0040] - paragraph [0042]	1-15
A	----- EP 2 446 822 A1 (YOSHIDA SEISAKUSHO KK [JP]) 2 May 2012 (2012-05-02) abstract; figures 4A, 4B paragraph [0001] - paragraph [0002] paragraph [0006] paragraph [0009] - paragraph [0010] paragraph [0027] - paragraph [0031] paragraph [0044] - paragraph [0045]	1-15
A	----- US 2011/176717 A1 (SIREN JUUSO [FI] ET AL) 21 July 2011 (2011-07-21) abstract; figures 4, 5 paragraph [0009] - paragraph [0012]	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2015/075686

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2012189096 A1	26-07-2012	AT 544400 T	15-02-2012
		CN 1771007 A	10-05-2006
		DE 10313110 A1	21-10-2004
		EP 1610685 A1	04-01-2006
		US 2006233301 A1	19-10-2006
		US 2010303204 A1	02-12-2010
		US 2012189096 A1	26-07-2012
		WO 2004084728 A1	07-10-2004
US 4481650 A	06-11-1984	DE 3215280 A1	23-12-1982
		FI 811281 A	24-10-1982
		JP S57180944 A	08-11-1982
		US 4481650 A	06-11-1984
US 2014247919 A1	04-09-2014	NONE	
US 2013136226 A1	30-05-2013	EP 2604190 A1	19-06-2013
		JP 5395958 B2	22-01-2014
		US 2013136226 A1	30-05-2013
		WO 2012020467 A1	16-02-2012
EP 2446822 A1	02-05-2012	CN 102413770 A	11-04-2012
		EP 2446822 A1	02-05-2012
		JP 5204899 B2	05-06-2013
		KR 20120015439 A	21-02-2012
		US 2012093284 A1	19-04-2012
		WO 2010150719 A1	29-12-2010
US 2011176717 A1	21-07-2011	EP 2344041 A1	20-07-2011
		FI 20085939 A	04-04-2010
		JP 2012504442 A	23-02-2012
		KR 20110060899 A	08-06-2011
		US 2011176717 A1	21-07-2011
		WO 2010037911 A1	08-04-2010

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, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

Fターム(参考) 4C093 AA22 CA32 CA37 DA05 EA12 EB12 EB13 EB17 EB28 EC24
FA05 FA17 FA34 FA44 FA52 FA54 FA55

【要約の続き】

サ(20a~c)の中心に対して横に移動する。