

(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2021-504037

(P2021-504037A)

(43) 公表日 令和3年2月15日(2021.2.15)

(51) Int.Cl.

**A61B 6/03 (2006.01)**  
**G21K 3/00 (2006.01)**

F 1

A 6 1 B 6/03 3 7 3  
A 6 1 B 6/03 3 2 0 M  
A 6 1 B 6/03 3 3 0 B  
G 2 1 K 3/00 S

テーマコード(参考)

4 C 0 9 3

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2020-528947 (P2020-528947)  
 (86) (22) 出願日 平成30年11月19日 (2018.11.19)  
 (85) 翻訳文提出日 令和2年7月9日 (2020.7.9)  
 (86) 國際出願番号 PCT/EP2018/081668  
 (87) 國際公開番号 WO2019/105775  
 (87) 國際公開日 令和1年6月6日 (2019.6.6)  
 (31) 優先権主張番号 62/591,315  
 (32) 優先日 平成29年11月28日 (2017.11.28)  
 (33) 優先権主張国・地域又は機関  
米国(US)

(71) 出願人 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 5 6 5 6 アーヘー アイン  
ドーフェン ハイテック キャンパス 5  
2  
(74) 代理人 110001690  
特許業務法人M&Sパートナーズ  
(72) 発明者 バイ チュアンヨン  
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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】回転スペクトルフィルタを使用するスペクトルイメージング

## (57) 【要約】

イメージングシステムは、焦点204及びポート窓206を有するX線管202と、関心の所定のX線光子エネルギー範囲に対する第1のX線減衰特性を有する第1の材料を有する少なくとも第1の領域310及び異なるX線減衰特性を有する第2の領域312を有するフィルタ208とを含む。フィルタは、ポート窓と検査領域108との間に配置され、少なくとも第1の領域及び第2の領域が焦点から放出される放射X線を通過して放射X線をフィルタリングするように、回転する。システムは更に、フィルタリングされた放射X線のX線放射束を検出するX線放射束検出器2802、2902と、検査領域を横断するフィルタリングされた放射X線を検出し、当該検出を示す信号を生成する検出器アレイ112と、検出されたX線放射束に基づいて信号を処理して、ボリュメトリック画像データを再構成する再構成器114とを含む。

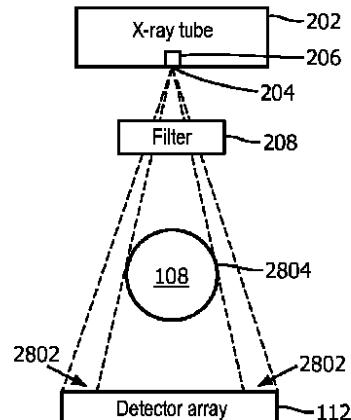


FIG. 28

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

焦点及びポート窓を有する X 線管と、  
関心の所定の X 線光子エネルギー範囲に対する第 1 の X 線減衰特性を有する第 1 の材料  
を有する少なくとも第 1 の領域、及び、異なる X 線減衰特性を有する第 2 の領域を有する  
フィルタと、

X 線放射束検出器と、

検出器アレイと、

再構成器と、

を含む、コンピュータ断層撮影イメージングシステムであって、

10

前記フィルタは、前記ポート窓と検査領域との間に配置され、前記少なくとも第 1 の領域  
及び前記第 2 の領域が前記焦点から放出される放射 X 線を通過して前記放射 X 線をフィ  
ルタリングするように、回転し、

前記 X 線放射束検出器は、フィルタリングされた前記放射 X 線の X 線放射束を検出し、

前記検出器アレイは、前記検査領域を横断する、フィルタリングされた前記放射 X 線を  
検出し、当該検出を示す信号を生成し、

前記再構成器は、検出された前記 X 線放射束に基づいて前記信号を処理して、ボリュメ  
トリック画像データを再構成する、

コンピュータ断層撮影イメージングシステム。

**【請求項 2】**

前記第 1 の領域が、放出された前記放射 X 線の経路にいつ入るか及びいつ出るかを決定  
するプロセッサを更に含む、請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム  
。

20

**【請求項 3】**

前記プロセッサは更に、前記信号を、前記第 1 の領域が前記経路に入る進入時間、及び  
、前記第 1 の領域が前記経路から出る退出時間と同期させる、請求項 2 に記載のコンピュ  
ータ断層撮影イメージングシステム。

**【請求項 4】**

前記再構成器は、前記進入時間及び前記退出時間に対応する前記信号のサブ部分のみを  
処理する、請求項 3 に記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム。

30

**【請求項 5】**

前記プロセッサは、前記進入時間から前記退出時間までの期間としてフィルタ時間を決  
定し、前記再構成器は、前記フィルタ時間よりも短い前記フィルタ時間のサブ時間範囲に  
対応する前記信号のサブ部分のみを処理する、請求項 3 に記載のコンピュータ断層撮影イ  
メージングシステム。

**【請求項 6】**

前記プロセッサは、前記進入時間から前記退出時間までの期間としてフィルタ時間を決  
定し、前記再構成器は、前記フィルタ時間の複数のサブ時間に対応する前記信号の複数の  
異なるサブ部分を処理し、前記複数のサブ時間範囲のそれぞれは異なるフェーズに対応す  
る、請求項 3 に記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム。

40

**【請求項 7】**

前記プロセッサは更に、前記進入時間及び前記退出時間に基づいて、データ取得をトリ  
ガする、請求項 3 に記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム。

**【請求項 8】**

前記プロセッサは更に、X 線減衰フィルタを前記経路内へと移動させて、前記フィルタ  
時間外の放出された前記放射 X 線を減衰させる、請求項 7 に記載のコンピュータ断層撮影  
イメージングシステム。

**【請求項 9】**

前記プロセッサは更に、前記フィルタ時間外の前記 X 線管の管電流を低減する、請求項  
7 に記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム。

50

**【請求項 10】**

前記フィルタは、円筒形であり、前記X線管を囲む、請求項1から9のいずれか一項に記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム。

**【請求項 11】**

前記フィルタは、複数の円筒形フィルタを含み、前記複数の円筒形フィルタのそれぞれは、前記X線管を囲むように構成され、前記複数の円筒形フィルタのうちの1つだけが、所与の時間に、前記X線管を囲むように配置される、請求項10に記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム。

**【請求項 12】**

前記第1の領域は、それぞれが異なるX線減衰特性を有する少なくとも2つのセグメントを含み、前記フィルタは、前記少なくとも2つのセグメントのうちの1つだけを前記ポート窓の前に交互配置するように平行移動する、請求項10に記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム。

**【請求項 13】**

前記フィルタは、複数のフィルタを含み、前記複数のフィルタのそれぞれは前記ポート窓と前記検査領域との間を完全的に移動するように構成され、前記複数のフィルタのうちの1つだけが、所与の時間に、前記ポート窓の前に配置される、請求項1から9のいずれか一項に記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム。

**【請求項 14】**

前記第1の領域は、それぞれが異なるX線減衰特性を有する少なくとも2つのセグメントを含み、前記フィルタは、前記少なくとも2つのセグメントのうちの1つだけを前記ポート窓の前に交互配置するように平行移動する、請求項1から9のいずれか一項に記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム。

**【請求項 15】**

スキャン中にイメージングシステムのX線管から放出される放射X線の経路においてフィルタを回転させるステップと、

X線放射束に基づいて、前記フィルタの位置を検出するステップと、

関心のボリュメトリック画像データを再構成するために、検出された前記X線放射束に基づいて、取得データを再構成するステップと、

を含み、

前記フィルタは、関心の所定のX線光子エネルギー範囲に対する第1のX線減衰特性を有する第1の材料を有する少なくとも第1の領域と、異なるX線減衰特性を有する第2の領域とを含む、方法。

**【請求項 16】**

前記第1の領域が前記経路を通過する期間のみに対応する前記取得データのサブ部分を抽出するステップと、

スペクトルボリュメトリック画像データを再構成するために、前記サブ部分のみを再構成するステップと、

を更に含む、請求項15に記載の方法。

**【請求項 17】**

前記第1の領域が前記経路の外側にある期間のみに対応する前記取得データのサブ部分を抽出するステップと、

非スペクトルボリュメトリック画像データを再構成するために、前記サブ部分のみを再構成するステップと、

を更に含む、請求項15に記載の方法。

**【請求項 18】**

X線管と、

関心の所定のX線光子エネルギー範囲に対する第1のX線減衰特性を有する第1の材料を有する少なくとも第1の領域、及び、異なるX線減衰特性を有する第2の領域を有するフィルタと、

10

20

30

40

50

検出器アレイと、  
再構成器と、  
を含み、

前記フィルタは、円筒形であり、前記X線管を囲み、前記少なくとも第1の領域及び前記第2の領域が前記X線管から放出される放射X線を通過して前記放射X線をフィルタリングするように、回転し、

前記検出器アレイは、前記フィルタを横断する前記放射X線を検出し、当該検出を示す信号を生成し、

前記再構成器は、前記信号を処理して、ボリュメトリック画像データを再構成する、コンピュータ断層撮影イメージングシステム。

10

#### 【請求項19】

フィルタリングされた前記放射X線のX線放射束を検出するX線放射束検出器を更に含み、前記再構成器は、検出された前記X線放射束に基づいて前記信号を処理する、請求項18に記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム。

#### 【請求項20】

前記フィルタは、複数の円筒形フィルタを含み、

前記システムは更に、前記複数の円筒形フィルタのうちの所定の1つを前記X線管の上に且つ放出された前記放射X線の経路内へと移動させる駆動システムを含む、請求項18に記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム。

20

#### 【請求項21】

前記第1の領域及び前記第2の領域は、前記円筒形のフィルタの高さに沿って延在し、互いに平行である、請求項18に記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム。

#### 【請求項22】

X線管と、

異なるX線減衰特性を有する異なる第1の材料、及び、第2のX線減衰特性を有する第2の領域をそれぞれが含む複数の可動フィルタと、

前記複数の可動フィルタのうちの所定の1つを、前記X線管から放出される放射X線の経路内へと移動させる駆動システムと、

前記フィルタを横断する前記放射X線を検出し、当該検出を示す信号を生成する検出器アレイと、

30

前記信号を処理して、ボリュメトリック画像データを再構成する再構成器と、  
を含む、コンピュータ断層撮影イメージングシステム。

#### 【請求項23】

フィルタリングされた前記放射X線のX線放射束を検出するX線放射束検出器を更に含み、前記再構成器は、フィルタリングされた前記放射X線の検出された前記X線放射束に基づいて前記信号を処理する、請求項22に記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム。

#### 【請求項24】

前記複数の可動フィルタのうちの少なくとも1つは、放出された前記放射X線の前記経路内に移動させられたときに前記X線管を囲む円筒形フィルタを含む、請求項22に記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム。

40

#### 【請求項25】

前記複数の可動フィルタの各可動フィルタの前記第1の材料及び前記第2の領域は、前記フィルタの高さに沿って延在し、互いに平行である、請求項22に記載のコンピュータ断層撮影イメージングシステム。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

以下は、概してスペクトル(マルチエネルギー)イメージングに関し、具体的には回転スペクトルフィルタを使用する放出X線放射ビームのフィルタリングに関し、特にコンピ

50

ユータ断層撮影(CT)スペクトルイメージングへの応用を用いて説明する。

【背景技術】

【0002】

スペクトルイメージング用のコンピュータ断層撮影スキャナは、様々なアプローチを使用して、様々なエネルギースペクトルでデータを取得してきている。1つのアプローチでは、複数のX線管と、対応する複数の検出器アレイとを使用する。各X線管は、特定のエネルギースペクトルを有するX線ビームを放出する。残念ながら、このアプローチは、単一のX線管及び単一の検出器アレイを用いるスキャナに比べて、システム全体のコストを増加させる。更に、放射X線は、細胞を損傷して殺す可能性がある電離放射線であり、このアプローチでは、単一X線管システムに比べて患者の放射線量を増加させる可能性がある。別のアプローチでは、上層が低エネルギーのX線光子を検出し、下層が高エネルギーのX線光子を検出する二重層検出器を使用する。これは、単一の検出器層のみの構成に比べて検出器のコストを増加させる可能性がある。別のアプローチでは、高速kVpスイッチングを使用する。一般に、二重エネルギーのための高速kVpスイッチングは、各積分期間に2つの異なるエネルギー測定が行われるように、管全体の電圧が各積分期間内で2つの異なる電圧間で切り替えられることを意味する。しかし、サンプリング帯域幅は、kVpスイッチの速度によって制限され、空間解像度/画質と時間分解能との間にはトレードオフがある。例えば時間分解能を高めるには、より高速なガントリ回転が必要であるが、kVpスイッチの速度制限により、各回転で取得されるデータの数が少なくなり、空間解像度及び画質に悪影響を及ぼす。

10

20

30

40

50

【発明の概要】

【0003】

本明細書に説明する態様は、上記問題及びその他に対処する。

【0004】

一態様では、イメージングシステムが、焦点及びポート窓を有するX線管と、関心の所定のX線光子エネルギー範囲に対する第1のX線減衰特性を有する第1の材料を有する少なくとも第1の領域、及び、異なるX線減衰特性を有する第2の領域を有するフィルタとを含む。フィルタは、ポート窓と検査領域との間に配置され、少なくとも第1の領域及び第2の領域が、焦点から放出される放射X線を通過して、放射X線をフィルタリングするように回転する。システムは更に、フィルタリングされた放射X線のX線放射束を検出するX線放射束検出器と、検査領域を横断するフィルタリングされた放射X線を検出し、当該検出を示す信号を生成する検出器アレイと、検出されたX線放射束に基づいて信号を処理して、ボリュメトリック画像データを再構成する再構成器とを含む。

【0005】

別の態様では、方法は、スキャン中にイメージングシステムのX線管から放出される放射X線の経路においてフィルタを回転させるステップを含む。フィルタは、関心の所定のX線光子エネルギー範囲に対する第1のX線減衰特性を有する第1の材料を有する少なくとも第1の領域と、異なるX線減衰特性を有する第2の領域とを含む。方法は更に、X線放射束に基づいて、フィルタの位置を検出するステップと、関心のボリュメトリック画像データを再構成するために、検出されたX線放射束に基づいて、取得データを再構成するステップとを含む。

【0006】

別の態様では、コンピュータ断層撮影イメージングシステムは、X線管と、関心の所定のX線光子エネルギー範囲に対する第1のX線減衰特性を有する第1の材料を有する少なくとも第1の領域、及び、異なるX線減衰特性を有する第2の領域を有するフィルタとを含む。フィルタは、円筒形で、X線管を囲み、少なくとも第1の領域及び第2の領域が、X線管から放出される放射X線を通過して、放射X線をフィルタリングするように回転する。システムは更に、フィルタを横断する放射X線を検出し、当該検出を示す信号を生成する検出器アレイと、信号を処理して、ボリュメトリック画像データを再構成する再構成器とを含む。

## 【0007】

別の態様では、コンピュータ断層撮影イメージングシステムが、X線管と、異なるX線減衰特性を有する異なる第1の材料、及び、第2のX線減衰特性を有する第2の領域をそれぞれが含む複数の可動フィルタと、複数の可動フィルタのうちの所定の1つを、X線管から放出される放射X線の経路内へと移動させる駆動システムとを含む。システムは更に、フィルタを横断する放射X線を検出し、当該検出を示す信号を生成する検出器アレイと、信号を処理して、ボリュメトリック画像データを再構成する再構成器とを含む。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0008】

本発明は、様々なコンポーネント及びコンポーネントの構成、また、様々なステップ及びステップの構成の形を取ってよい。図面は、好適な実施形態を例示するに過ぎず、本発明を限定するものと解釈されるべきではない。

10

## 【0009】

【図1】図1は、スペクトルイメージング用のX線サブシステムを有する例示的なCTイメージングシステムを概略的に示す。

20

【図2】図2は、X線サブシステムの一例を概略的に示す。

【図3】図3は、図2のX線サブシステムのX線エネルギースペクトルフィルタの一例を概略的に示す。

【図4】図4は、イメージングシステムのxy平面におけるX線管及び検出器アレイに関連して図3のフィルタの一例を概略的に示す。

20

【図5】図5は、イメージングシステムのzy平面におけるX線管に関連して、X線ビーム経路外にある図3のフィルタの一例を概略的に示す。

【図6】図6は、イメージングシステムのzy平面におけるX線管に関連して、完全にX線ビーム経路内にある図3のフィルタの一例を概略的に示す。

【図7】図7は、イメージングシステムのzy平面におけるX線管に関連して、部分的にX線ビーム経路内にある図3のフィルタの一例を概略的に示す。

【図8】図8は、フィルタ領域がフィルタ支持体の内面にある図3のフィルタの変形例を概略的に示す。

【図9】図9は、フィルタ領域がフィルタ支持体の外側と内側とにわたる図3のフィルタの別の変形例を概略的に示す。

30

【図10】図10は、フィルタ領域がフィルタ支持体内にある図3のフィルタの更に別の変形例を概略的に示す。

【図11】図11は、フィルタ領域及び釣合い重りを有する図3のフィルタの更に別の変形例を概略的に示す。

【図12】図12は、図2のフィルタが、X線ビーム経路に入るように又はX線ビーム経路から出るように選択的に移動可能である複数の図3のフィルタを含む一例を概略的に示す。

【図13】図13は、複数のフィルタのうちの1つがX線ビーム経路内にある図12のフィルタの一例を概略的に示す。

【図14】図14は、複数のフィルタのうちの別の1つがX線ビーム経路内にある図12のフィルタの一例を概略的に示す。

40

【図15】図15は、図2のフィルタが複数のフィルタセクションを含み、セクションの1つがX線ビーム経路内にある一例を概略的に示す。

【図16】図16は、複数のフィルタセクションのうちの別の1つがX線ビーム経路内にある図15のフィルタの一例を概略的に示す。

【図17】図17は、図2のフィルタの別の実施形態を概略的に示す。

【図18】図18は、図17のフィルタの斜視図を概略的に示す。

【図19】図19は、イメージングシステムのzy平面におけるX線管に関連して、図17のフィルタの一例を概略的に示す。

【図20】図20は、イメージングシステムのzy平面におけるX線管に関連して、図1

50

7 のフィルタの別の例を概略的に示す。

【図 2 1】図 2 1 は、図 1 の X 線サブシステムの別の例を概略的に示す。

【図 2 2】図 2 2 は、図 2 1 の X 線サブシステムのフィルタの一例を概略的に示す。

【図 2 3】図 2 3 は、図 2 1 のフィルタが、X 線ビーム経路に入るように又は X 線ビーム経路から出るように選択的に移動可能である複数の図 2 2 のフィルタを含む一例を概略的に示す。

【図 2 4】図 2 4 は、図 2 2 のフィルタが複数のフィルタセクションを含み、セクションの 1 つが X 線ビーム経路内にある一例を概略的に示す。

【図 2 5】図 2 5 は、複数のフィルタセクションのうちの別の 1 つが X 線ビーム経路内にある図 2 4 のフィルタの一例を概略的に示す。

【図 2 6】図 2 6 は、線源コリメータとボウタイフィルタとの間に配置されたフィルタの一例を概略的に示す。

【図 2 7】図 2 7 は、X 線管と線源コリメータとの間に配置されたフィルタの一例を概略的に示す。

【図 2 8】図 2 8 は、基準検出器を有する検出器アレイに関連して、フィルタの一例を概略的に示す。

【図 2 9】図 2 9 は、フィルタと検査領域との間に配置された基準検出器に関連して、フィルタの一例を概略的に示す。

【図 3 0】図 3 0 は、X 線ビームを通って回転する図 1 7 のフィルタの一例を概略的に示す。

【図 3 1】図 3 1 は、X 線ビームを通って回転する図 1 7 のフィルタの一例を概略的に示す。

【図 3 2】図 3 2 は、積分期間の角度範囲に関連して、図 1 7 のフィルタのフィルタ材料の角度範囲の一例を概略的に示す。

【図 3 3】図 3 3 は、本明細書の実施形態による例示的な方法を示す。

【図 3 4】図 3 4 は、フィルタリングされた放射線を完全に減衰させるために X 線放射ビーム経路内へと移動可能な減衰器を含む一例を概略的に示す。

【図 3 5】図 3 5 は、フィルタリングされた放射線を完全に減衰させるために X 線放射ビーム経路内へと移動可能な減衰器を含む一例を概略的に示す。

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 0】

図 1 は、コンピュータ断層撮影 (CT) スキャナといったイメージングシステム 1 0 2 を概略的に示す。イメージングシステム 1 0 2 は、ほぼ静止したガントリ 1 0 4 と回転ガントリ 1 0 6 とを含む。回転ガントリ 1 0 6 は、( 例えればベアリング等を介して ) 静止ガントリ 1 0 4 によって回転可能に支持され、長手軸、即ち、z 軸の周りで開口部 1 0 8 ( 本明細書ではボア又は検査領域とも呼ぶ ) の周りを回転する。

【0 0 1 1】

X 線サブシステム 1 1 0 が、回転ガントリ 1 0 4 によって回転可能に支持され、回転ガントリ 1 0 4 と連携して回転し、放射 X 線を放出する。以下でより詳細に説明するように、一例では、X 線サブシステム 1 1 0 は、X 線源 ( 例えれば X 線管 ) と、スペクトルフィルタとを含む。スペクトルフィルタは、X 線源によって放出される X 線の光子を光子エネルギーに基づいて選択的にフィルタリングして、第 1 のエネルギースペクトル X 線ビーム、...、N 番目の異なるエネルギースペクトル X 線ビームを含む N 個の異なる X 線ビーム ( N は 2 以上の整数、N > 2 ) を生成する。

【0 0 1 2】

イメージングシステム 1 0 2 はまた、1 つ以上の他の放射 X 線フィルタを含んでよい。例えばシステム 1 0 2 は、一般に、スキャンした被験者によって常に吸収されるより低エネルギーの光子をフィルタリングするビーム硬化フィルタを含んでもよい。更に又は或いは、システム 1 0 2 は、被験者の形状を補償してより均一な光束強度を提供する「ボウタイ」フィルタを含んでよい。更に又は或いは、システム 1 0 2 は、検査領域 1 0 8 を横断

10

20

30

40

50

するビームを成形する線源コリメータを含んでよい。これらのうちの1つ以上は、X線サブシステム110に統合されても又はX線サブシステム110とは別個であってもよい。

【0013】

放射線感応検出器アレイ112が、検査領域108を横断してX線サブシステム110の反対側の角度弧に沿って回転ガントリ104によって回転可能に支持される。検出器アレイ112は、z軸方向に沿って互いに対し配置された検出器の1つ以上の列を含む。検出器アレイ112は、検査領域108を横断する放射線を検出し、当該放射線を示す投影データ(線積分)を生成する。投影データは、検出された第1のエネルギースペクトルのX線光子の第1の投影データ、…、検出されたN番目のエネルギースペクトルのX線光子のN番目の投影データを含む。

10

【0014】

再構成器114が、1つ以上の再構成アルゴリズム116を用いて投影データを再構成する。一例では、1つ以上の再構成アルゴリズム116は、1つ以上のスペクトル再構成アルゴリズム及び少なくとも1つの非スペクトル再構成アルゴリズムを含む。1つ以上の再構成アルゴリズム116は、1つ以上の異なるエネルギースペクトルに対応するスペクトルボリュメトリック画像データを再構成する。少なくとも1つの非スペクトル再構成アルゴリズムは、X線ビームの平均エネルギースペクトルに対応する非スペクトル(例えば広帯域)ボリュメトリック画像データを再構成する。

20

【0015】

カウチといった被験者支持体118が、検査領域108内で物体又は被験者を支えて、物体又は被験者のローディング、スキャン及び/又はアンローディングのために物体又は被験者を検査領域108に対して誘導する。コンピューティングシステムがオペレータコンソール120として機能し、ディスプレイといった人間が読み取り可能な出力デバイス、キーボード、マウス等といった入力デバイス、1つ以上のプロセッサ及びコンピュータ可読記憶媒体を含む。コンソール120に常駐するソフトウェアによって、オペレータがシステム102の動作を制御することが可能になる。

20

【0016】

図2は、X線サブシステム110の一例を概略的に示す。

【0017】

この例では、X線サブシステム110は、X線管202と、X線エネルギースペクトルフィルタ208とを含む。X線管202は、焦点204(即ち、X線管202の陰極からの電子が当たってX線が生成されるX線管202の陽極の領域)と、X線管ポート窓206(生成されたX線の出口ポート)とを含む。X線エネルギースペクトルフィルタ208は、X線管ポート窓206と検査領域108との間に少なくとも部分的に空間的に配置され、X線ビームが検査領域108を横断する前に、X線ビームエネルギースペクトルをフィルタリングする。

30

【0018】

図3及び図4は、X線エネルギースペクトルフィルタ208の一例を概略的に示す。

【0019】

この例では、X線エネルギースペクトルフィルタ208は、円筒形であり、中心軸300、高さ(h)302、原点306からの半径(r)304及び外周308を有する。X線エネルギースペクトルフィルタ208は、ある材料でできた1つ以上のフィルタ領域310を含む。各フィルタ領域310は、高さ302に沿った長軸、外周308の弧に沿った幅及び原点306に対して半径方向の奥行きを有する。この例では、各フィルタ領域310の形状は類似又は同じであり、フィルタ領域310は、外周308に沿って互いに平行に配置され、その間にスペース312が配置される。

40

【0020】

各フィルタ領域310の特定の材料及び/又は厚さは、フィルタ208の所定の関心エネルギースペクトルに対応する。例えば一例では、各フィルタ領域310は、スズ(Sn)でできた1ミリメートル(1mm±公差)の厚さのフィルタ領域310である。スペー

50

ス312は、別の材料を含んでも空であってもよい。他の適切な材料は、低密度及び低Z材料といったX線透過材料である。別の適切な材料は、別の関心エネルギースペクトルに対応する材料である。フィルタ領域310及びスペース312の幅は、等しくても等しくなくともよく、フィルタ領域310の幅が、スペース312の幅より大きくて小さくてもよい。

#### 【0021】

図3のフィルタ領域310及びスペース312の数及び形状は、説明を目的としたものであり、限定するものではない。図4は、1つ以上のフィルタ領域310及び1つ以上のスペース312を有するより一般的な例を示すが、フィルタ領域310のこの形状も同様に説明を目的としたものであり、限定するものではない。フィルタ208は、ポート窓206から所定の距離、例えばポート窓206に可能な限り近くに又は他の所定の距離に配置することができる。(以下の図26及び図27に、適切な場所の例について説明する)。更に、フィルタ208は、図4に示すように、その長軸(高さ302)及びフィルタ領域310が、X線管202に対してz方向に沿って延在するように配置される。

10

#### 【0022】

X線エネルギースペクトルフィルタ208は、この位置で回転可能に支持される。コントローラ、モータ、駆動システム等(図示せず)を使用して、X線エネルギースペクトルフィルタ208を回転させる。X線エネルギースペクトルフィルタ208は、回転軸である中心軸300の周りを回転する。回転軸300は、通常z方向(イメージングスキャナ102の軸方向の軸)と平行である。したがって、フィルタ領域310及びスペース312は共に検出器アレイ112内の検出器の軸(検出器スライス方向)と平行である。

20

#### 【0023】

図5、図6及び図7は、X線管202、X線ポート窓206、焦点204及び検査領域108と共に、図3の線A-Aに沿ったX線エネルギースペクトルフィルタ208の断面図を概略的に示す。図5は、円筒形の支持体502について相対し、X線ビーム504の外側にある1対のフィルタ領域310を有するX線エネルギースペクトルフィルタ208を示す。図6では、当該1対のフィルタ領域310は完全にX線ビーム504内にあり、図7では、1対のフィルタ領域310うちの1つが部分的にX線ビーム504内にある。

20

#### 【0024】

一例では、各フィルタ領域310は、外周308上の30度(30°)の弧を占める。残りの300度(300°)は、X線透過材料又は他の材料を含むか空のスペースである。他の実施形態では、各フィルタ領域310の範囲は、30度(30°)より大きくて小さくてもよく、及び/又は、2対以上のフィルタ領域310があってもよい。例えば別の例では、X線エネルギースペクトルフィルタ208は、円形に均等に分布する複数対のフィルタ領域310を含み、各対がより小さい角度を占める。一例は、円上に90°離れた2対のフィルタを含み、各フィルタ領域310は15°延在する。

30

#### 【0025】

X線エネルギースペクトルフィルタ208が1回転すると、ビーム経路外のフィルタ領域310(図5)で、フィルタリングされていないデータのセットS0が取得され、完全に経路内の両方のフィルタ領域310(図6)で、完全にフィルタリングされたデータのセットS1が取得され、経路内にあるフィルタ領域310のうちの1つだけ(図7)で、部分的にフィルタリングされたデータのセットS2が取得される。有効な取得データは、S0、S1及びS2の加重和である。重みは、ビームファン角度、シリンダ軸からX線焦点までの距離、シリンダ半径及びシリンダ表面上のフィルタ領域310の幅(即ち、薄いフィルタが延在する角度)を含むシステム形状を使用して予め計算することができる。重みは、光線軌道毎に次のように計算することができる。即ち、 $aS0 + bS1 + cS2$ 、ここで、a、b、cはそれぞれS0、S1及びS2の重みである。

40

#### 【0026】

一例では、X線エネルギースペクトルフィルタ208は、フィルタリングされていないスペクトルで画像を再構成するためにイメージングシステム102がデータを取得するの

50

に必要な最速のデータ取得速度に対応するのに十分速い速度で回転するように駆動される。例えば0.5秒のガントリ1回転で1000個のデータポイントを取得する必要がある場合、X線エネルギースペクトルフィルタ208は、0.5秒で1000回、即ち、2000rps(回転/秒)で回転する。非接触モータといったモータがこの速度に達することが可能である。例えば小型のドリルモータは130000rpmに達することが可能である。

#### 【0027】

図8から図11では、フィルタ領域310は、シリンド502の外面にある。図8では、フィルタ領域310は、シリンド502の内面にある。図9では、フィルタ領域310は、シリンド502の内面及び外面の両方にある、即ち、内面と外面とにわたっている。図10では、フィルタ領域310は、シリンド502内にある。図8から図10では、相対するフィルタ領域310からなる対が互いに釣り合うようになっている。或いは、これらの実施形態のそれぞれは、例えば図11に示すように、単一のフィルタ領域310を、当該フィルタ領域310の反対側に釣合い重りを提供するシリンド502の別の材料又はボリューム1102と共に有してもよい。

10

#### 【0028】

図12、図13及び図14は、X線エネルギースペクトルフィルタ208が、複数のサブフィルタ208<sub>1</sub>、…、208<sub>N</sub>を含む一例を概略的に示す。

#### 【0029】

この構成では、N個のサブフィルタのそれぞれは、異なるスペクトルフィルタリングのために異なるフィルタ領域310で構成される。スキャン前に、関心のフィルタをポート窓206の下の位置に移動させる。特定のサブフィルタ208<sub>i</sub>は、選択したイメージングプロトコル、関心の生体構造、スキャンパラメータ設定(例えばmAs、kVp)等に対応する。サブフィルタ208<sub>1</sub>、…、208<sub>N</sub>は、コントローラ、モータ及び駆動システムを含むサブシステムを介して移動させることができる。サブフィルタ208<sub>1</sub>、…、208<sub>N</sub>のうちの1つのサブフィルタを、回転ガントリ106(図1)が静止若しくは回転している間及び/又はスキャン前若しくはスキャン中に定位置に移動させる又は定位置から外れるように移動させることができる。

20

#### 【0030】

図15及び図16は、各フィルタ領域310が、N個のフィルタセグメント310<sub>1</sub>、…、310<sub>N</sub>からなる列を含む一例を概略的に示す。

30

#### 【0031】

この構成では、N個のフィルタセグメント310のそれぞれは、例えば異なる材料、異なるボリュームの材料等を介して、異なるスペクトルフィルタリングのために構成される。スキャン前に、関心のフィルタセグメント310をポート窓206の下の位置に移動させる。特定のフィルタセグメント310<sub>i</sub>は、選択したイメージングプロトコル、関心の生体構造、スキャンパラメータ設定(例えばmAs、kVp)等に対応する。X線エネルギースペクトルフィルタ208は、コントローラ、モータ及び駆動システムを含むサブシステムを介して移動させることができる。X線エネルギースペクトルフィルタ208は、回転ガントリ106(図1)が静止若しくは回転している間及び/又はスキャン前若しくはスキャン中に、定位置に移動(例えば平行移動)させる又は定位置から外れるように移動(例えば平行移動)させることができる。

40

#### 【0032】

別の変形例は、一列のフィルタセグメントを含むフィルタ領域をそれぞれ有する複数のサブフィルタを有する図12から図16の例の組み合わせを含む。

#### 【0033】

図17及び図18は、図2のX線エネルギースペクトルフィルタ208の変形例を概略的に示す。

#### 【0034】

この変形例では、図3のX線エネルギースペクトルフィルタ208は、円形ディスクと

50

して構成され、フィルタ領域 310 は円形ディスクの表面の一部である。ディスクは、半径 (r) 1702 と外周 1704 とを有する。図 17 の例では、4 つのフィルタ領域 310 が、それらの間にスペース 312 を置いて、ディスク上に均等に分布している。当然ながら、ディスクは、1 つ以上のフィルタ領域 310 を含むことができる。この例では、各フィルタ領域 310 は台形である。別の例では、フィルタ領域 310 のうちの少なくとも 1 つは、長方形か、パイ又はピザのスライスのような形状か、及び / 又は、他の形状である。図 18 は、N 個のフィルタ領域 310 を有する X 線エネルギースペクトルフィルタ 208 を示す。

#### 【0035】

図 19 及び図 20 に示すように、X 線エネルギースペクトルフィルタ 208 は、X 線ビームの中心 1900 に対して垂直に配置される。CT 軸は、ディスクの半径方向にある。図 19 及び図 20 は、それぞれ、フィルタ 208 を支持及び / 又は回転するための異なる構成を示す。図 19 では、X 線エネルギースペクトルフィルタ 208 は、X 線管 202 の方に向かって延びる支持体 1902 によって支持される。図 20 では、X 線エネルギースペクトルフィルタ 208 は、X 線管 202 から離れて延びる支持体 2002 によって支持される。本明細書では、他の構成も考えられる。

#### 【0036】

図 17 では、ディスクの 1 回転で、フィルタリングされていないスペクトルからの 4 つのデータセットと、効果的にフィルタリングされたスペクトルからの 4 つのデータセットとが取得される。各フィルタ領域 310 が台形であるこの例では、X 線エネルギースペクトルフィルタ 208 が X 線ビームを通過すると、フィルタリングされたスペクトルの重みは半径方向に同じであり、すべての CT スライスが同じ有効スペクトルを有する。各フィルタ領域 310 が長方形（例えば正方形）である場合、ディスクの回転中心から遠い CT スライスがディスクの中心に近い CT スライスよりもフィルタリングされたスペクトルからより小さい重みを有するという点で、様々な CT スライスがフィルタリングされたスペクトルに対して少し異なる重みを見る。

#### 【0037】

ビームは、1 つのフィルタ領域 310 によってのみフィルタリングされるため、1 回の積分期間中の有効スペクトルは、 $cS_0 + dS_1$  であり、重み  $c$  及び  $d$  は、すべての光線軌道について同じである。フィルタ領域 310 が、X 線ビーム内に進入する又は X 線ビームから退出する際に、角散乱といったエッジ効果が生じる可能性がある。エッジはイメージング視野を均一に通過するため、平均効果は、検出器アレイ 112（図 1）から見た場合のイメージング視野全体で同じである。この場合、反復再構成アルゴリズムが、再構成アルゴリズムのプロジェクト / バックプロジェクトでこのような効果をモデル化することができる。

#### 【0038】

図 21 は、X 線サブシステム 110 の別の変形例を概略的に示す。

#### 【0039】

この変形例では、X 線エネルギースペクトルフィルタ 208 は、X 線管 202 を収容する。この一例を図 22 に概略的に示す。図 22 では、X 線管 202 は、フィルタ 208 のシリンドラ内に配置され囲まれている。この実施形態では、X 線ビームは、フィルタ領域 310 がポート窓 206 の上を通過するときに、1 つのフィルタ領域 310 のみでフィルタリングされる。

#### 【0040】

図 23 は、図 12 から図 14 と同様に、複数の図 22 のサブフィルタ 208<sub>1</sub>、…、208<sub>N</sub> を有する X 線エネルギースペクトルフィルタ 208 の一例を概略的に示す。図 24 及び図 25 は、図 15 及び図 16 と同様に、図 22 のフィルタセグメント 310<sub>1</sub>、…、310<sub>N</sub> からなる列を有する X 線エネルギースペクトルフィルタ 208 の一例を概略的に示す。

#### 【0041】

10

20

30

40

50

別の変形例は、一列のフィルタセグメントを含むフィルタ領域をそれぞれ有する複数のサブフィルタを有する図23から図25の例の組み合わせを含む。

【0042】

図26は、線源コリメータ2602とボウタイフィルタ2604との間に配置されたX線エネルギースペクトルフィルタ208を概略的に示す。この場合、ビームは最初に成形され、次にフィルタリングされる。図27は、X線管202と線源コリメータ2602との間に配置されたX線エネルギースペクトルフィルタ208を概略的に示す。この場合、ビームは最初にフィルタリングされ、次に成形される。いずれの場合でも、X線エネルギースペクトルフィルタ208は、フィルタトレイに配置されるか又は他の方法で、例えば非スペクトルスキャンのために、X線ビーム経路の外側に移動できるようにされる。或いは、フィルタ208は、例えば非スペクトルスキャンのために、フィルタ領域310がX線ビーム経路の外側にあり、回転されない静的位置に保持されてもよい。

10

【0043】

本明細書において説明する実施形態では、X線エネルギースペクトルフィルタ208の回転位置は、基準検出器によって検出されるX線放射束によって決定することができる。即ち、X線放射束は、ビーム経路内にフィルタ領域310がない場合に最大になり、フィルタ領域310が完全に経路内にある場合に最小になり、フィルタ領域310が経路内に進入し、経路から離れるにつれて、最大と最小との間で変化する（増加又は減少する）。図28では、基準検出器は、視野2804を通る経路の外側の検出器アレイ112の少なくとも1つの端領域2802に位置し、これは、スキャン対象の被験者又は物体がスキャンのために配置される領域である。図29では、基準検出器2902は、視野2804を通る経路の外側で、X線エネルギースペクトルフィルタ208と検査領域108との間に配置される。一例では、複数の基準検出器2902（例えば3つ）をある角度範囲内に均等に分布させることができる。ビーム開口に対する基準検出器2902の位置は既知である。この場合、X線エネルギースペクトルフィルタ208の回転速度を検出し、それを使用して、X線エネルギースペクトルフィルタ208がビーム開口に進入する又はビーム開口から離れるタイミングを正確に予測することができる。

20

【0044】

一例では、コンソール120は、基準検出器の出力がフィルタ領域310はビーム経路に進入しつつあることを示すと、タイマーを開始し、基準検出器の出力がフィルタ領域310はビーム経路を離れたことを示すと、タイマーを停止する。取得データは、開始時間及び停止時間に同期される。このため、取得データは、開始時間及び停止時間に基づいて、フィルタリングされていないデータセットとフィルタリングされたデータセットとに分けることができる。更に、開始時間から終了時間までの範囲内の特定の時間インスタンス、即ち、時間間隔に対応するデータを取得することができる。このため、フィルタリングされたデータセットは、複数の異なる取得フェーズに分けることができる。例えば取得されたデータは、フィルタリングされたデータS1及びフィルタリングされたデータS2に対応して分けることができる。

30

【0045】

別の例では、コンソール120は、フィルタ領域310がビーム経路に進入したことと、ビーム経路を離れたこととの検出を使用して、データ取得をトリガする。例えば基準検出器の出力が、フィルタ領域310はビーム経路内にあることを示すと、データは取得される。基準検出器の出力が、フィルタ領域310がビーム経路を離れつつある又はビーム経路を離れたことを示す場合、X線減衰フィルタ又は不透明フィルタをビーム経路内に移動させて、（図34及び図35に示すように、減衰器3402を使用して）ビームが視野2804を通過するのをブロックするか又はX線管の電流（mA s）を、患者の線量を下げるために低減することができる。反対に、フィルタ領域310がビーム経路の外側にあるときにデータを取得し、フィルタ領域310が完全にビーム経路内にあるときにX線をブロックするか又は管電流を低減する。

40

【0046】

50

図17から図20、図30及び図31に関して、2つの検出器積分イベント間に時間ギャップがある場合（各積分イベントはフレームを生成する）、X線エネルギースペクトルフィルタ208の位置及びその回転速度は、各積分が、コリメートされたX線ビーム3002がフィルタ領域310に既に完全に進入した（図30）後に始まり、コリメートされたX線ビーム3002がフィルタ領域310を出始める直前（図31）に停止するように設定される。

【0047】

図17から図20及び図32に関して、2つの検出器積分イベント間に時間ギャップがない場合、フィルタ領域310は、積分イベント中にX線ビーム3002に進入する/X線ビーム3002から出る。X線エネルギースペクトルフィルタ208が積分期間全体で度回転し、フィルタ領域310の弧が度の角度を有する場合、フィルタ領域310は、X線ビーム3002の片側から開始し、X線ビーム3002のもう片側に完全に移動する。この積分中の検出器112での有効スペクトルは、 $S_{E_{ff}} = ( / ) S_1 + ( - ) / S_0$ であり、 $S_0$ は元のスペクトルであり、 $S_1$ はフィルタ領域310によってフィルタリングされたスペクトルであり、 $S_1(E) = S_0(E) e^{\mu(E) d}$ であり、ここで、 $E$ はエネルギーである、 $\mu(E)$ はエネルギーEでのフィルタ領域310の線形減衰係数であり、 $d$ はフィルタ領域310の厚さである。

【0048】

図33は、本明細書において説明される実施形態による例示的な方法を示す。ステップ3302において、X線エネルギースペクトルフィルタ208を、スキャン中にX線ビームの経路内で回転させる。ステップ3304において、システムは、フィルタ領域110がいつ経路内に（例えば部分的に及び/又は完全に）あるのかを検出する。ステップ3306において、フィルタ領域110の検出に基づいて、取得データが再構成されてボリュメトリック画像データが生成される。結果として得られるボリュメトリック画像データには、表示、アーカイブ、更なる処理等が可能であるスペクトル及び/又は非スペクトルボリュメトリック画像データが含まれる。

【0049】

上記は、コンピュータ可読記憶媒体（一時的媒体を除く）上に符号化又は埋め込まれ、コンピュータプロセッサ（例えば中央処理演算ユニット（CPU）、マイクロプロセッサ等）によって実行されると、当該プロセッサに本明細書に説明される動作を行わせるコンピュータ可読命令によって実施することができる。更に又は或いは、コンピュータ可読命令の少なくとも1つは、コンピュータ可読記憶媒体ではない信号、搬送波又は他の一時的媒体によって運ばれる。

【0050】

本発明は、図面及び上記説明において詳細に例示され、説明されたが、当該例示及び説明は、例示的に見なされるべきであり、限定的に見なされるべきではない。本発明は、開示される実施形態に限定されない。開示された実施形態の他の変形態様は、図面、開示内容及び従属請求項の検討から、請求項に係る発明を実施する当業者によって理解され、実施される。

【0051】

請求項において、「含む」との用語は、他の要素又はステップを排除するものではなく、また、単数形も、複数形を排除するものではない。単一のプロセッサ又は他のユニットが、請求項に引用される幾つかのアイテムの機能を果たしてもよい。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されることだけで、これらの手段の組み合わせを有利に使用することができないことを示すものではない。

【0052】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に又はその一部として供給される光学記憶媒体又は固体媒体といった適切な媒体上に記憶及び/又は分散されてもよいが、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介するといった他の形式で分配されてもよい。請求項における任意の参照符号は、範囲を限定するものと解釈されるべきで

はない。

【図 1】

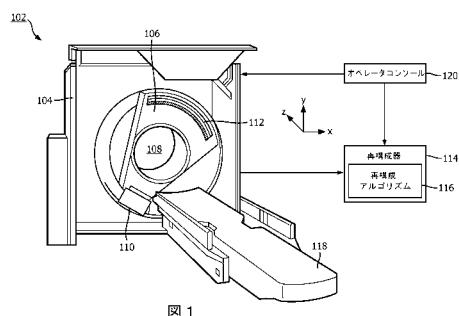


図 1

【図 2】

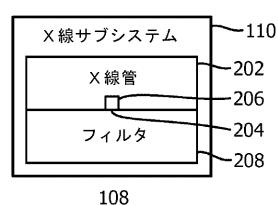


図 2

【図 3】

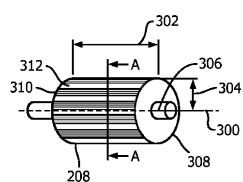


FIG. 3

【図 4】

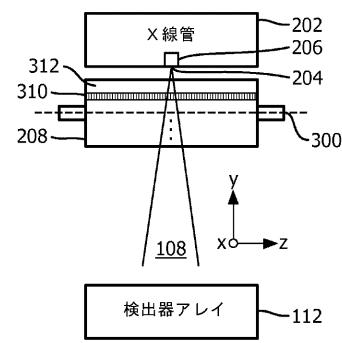


図 4

【図 5】

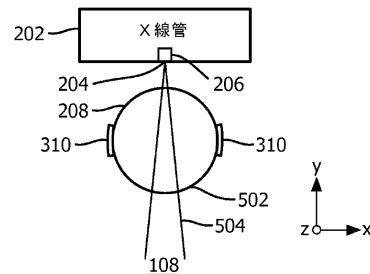


図 5

【図 6】

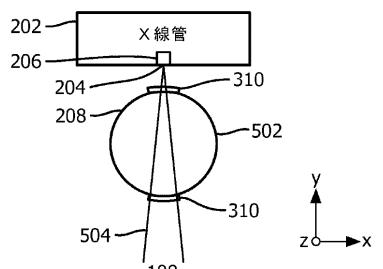


図 6

【図 8】

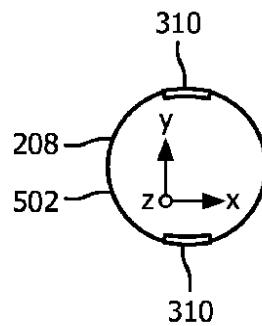


FIG. 8

【図 7】

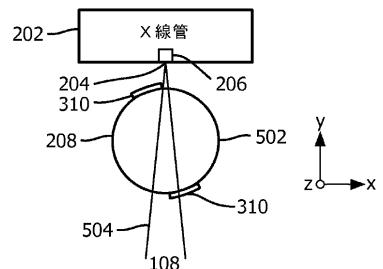


図 7

【図 9】

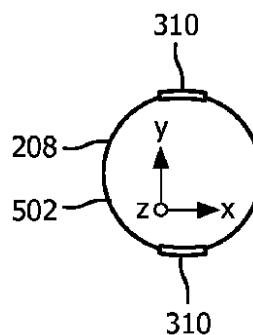


FIG. 9

【図 10】

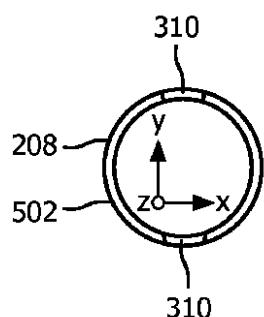


FIG. 10

【図 12】

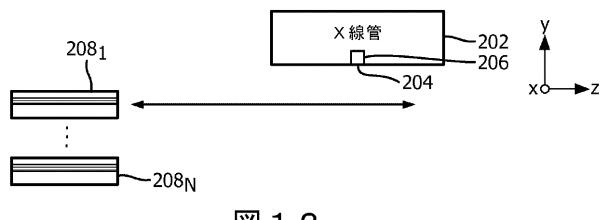


図 12

【図 11】

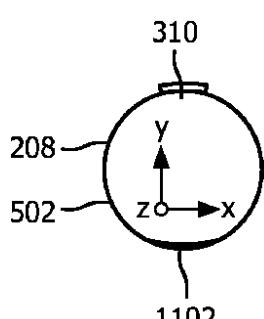


FIG. 11

【図 13】

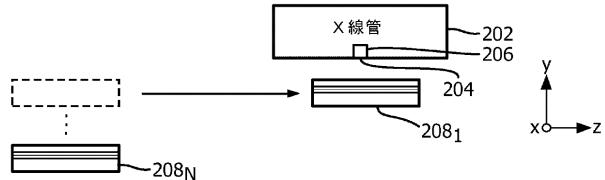


図 13

【図 1 4】

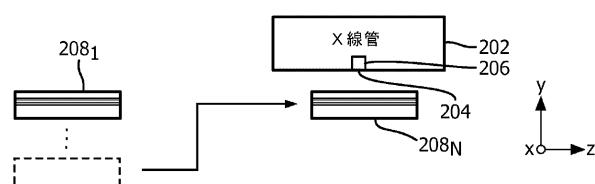


図 1 4

【図 1 5】

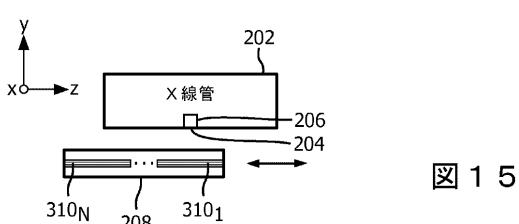


図 1 5

【図 1 6】

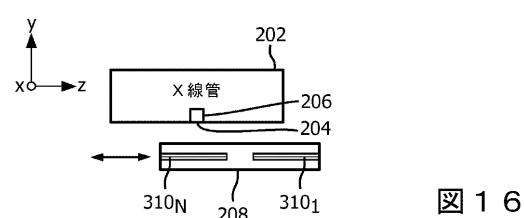


図 1 6

【図 1 7】

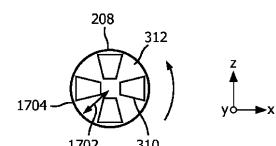


FIG. 17

【図 1 8】

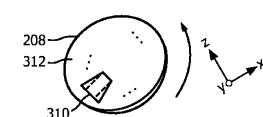


FIG. 18

【図 1 9】

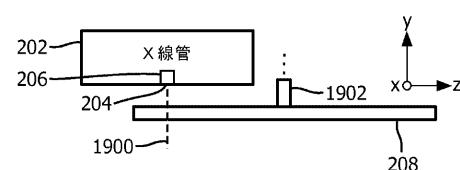


図 1 9

【図 2 0】

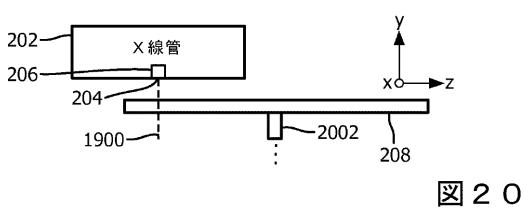


図 2 0

【図 2 3】

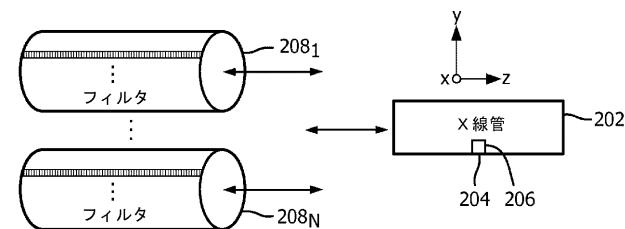


図 2 3

【図 2 1】

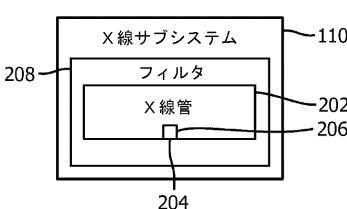


図 2 1

【図 2 2】

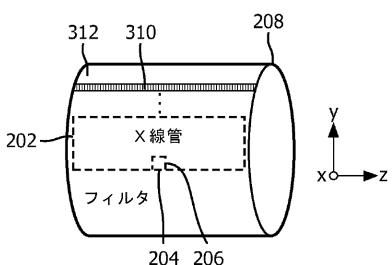


図 2 2

【図 2 4】

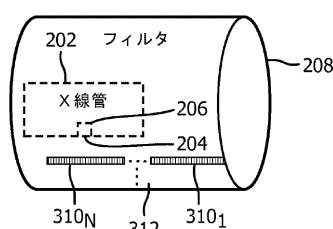


図 2 4

【図 2 5】

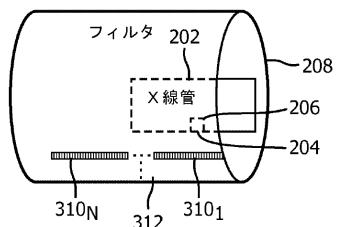


図 2 5

【図 2 6】

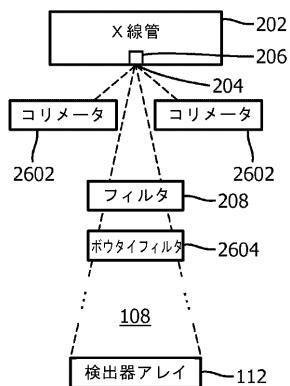


図 2 6

【図 2 7】

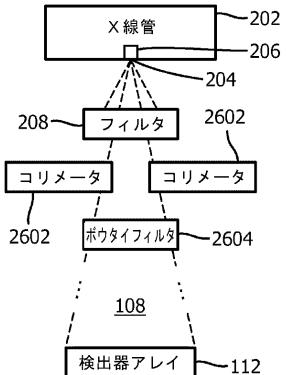


図 2 7

【図 2 8】

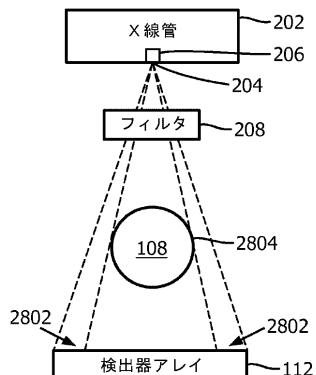


図 2 8

【図 2 9】

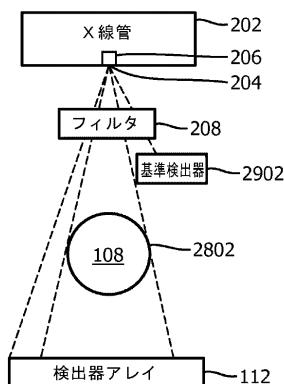


図 2 9

【図 3 0】

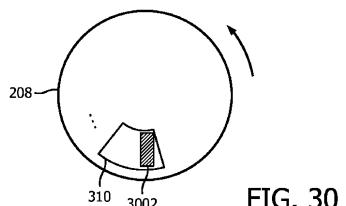


FIG. 30

【図 3 1】

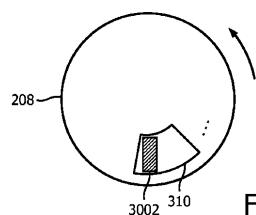


FIG. 31

【図 3 2】

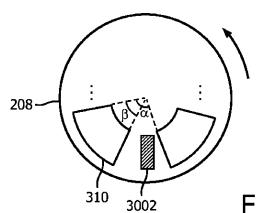


FIG. 32

【図 3 3】

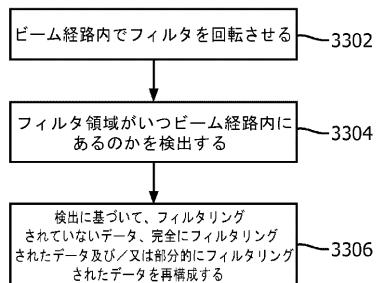


図 3 3

【図 3 4】

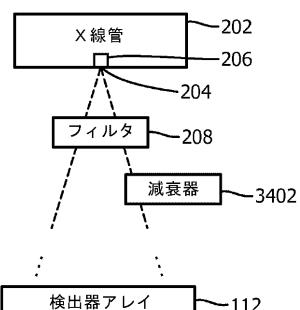


図 3 4

【図 3 5】

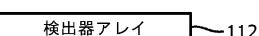
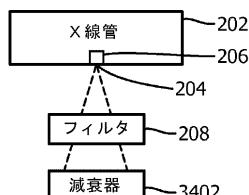


図 3 5

## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2018/081668

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
INV. G01T1/29 A61B6/00 G21K1/10  
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 G21K G01T H05G

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.
Y	WO 2012/042484 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY [DE] 5 April 2012 (2012-04-05) page 4, line 1 - page 6, line 31 figures 2-7 -----	1-14
Y	US 5 331 166 A (CROSETTO DARIO B [JP] ET AL) 19 July 1994 (1994-07-19) abstract figure 1 -----	1-14
A	JP 2006 271437 A (ALOKA CO LTD) 12 October 2006 (2006-10-12) paragraphs [0019], [0021], [0023], [0026], [0030], [0034], [0036], [0039], [0040] figures 1-8 ----- - / --	2-9

Further documents are listed in the continuation of Box C.

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

7 February 2019

05/04/2019

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

Wulveryck, J

1

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/EP2018/081668

## Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
  
  
  
  
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
  
  
  
  
  
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

## Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
  
  
  
  
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

1-14

## Remark on Protest

The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.

The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.

No protest accompanied the payment of additional search fees.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2018/081668

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 2 901 631 A (HANSEN CARL W ET AL) 25 August 1959 (1959-08-25) column 3, lines 32-41 column 4, lines 10-14 column 4, line 55 - column 5, line 50 figures 1-3 ----- US 2008/043924 A1 (ARENSON JEROME [IL] ET AL) 21 February 2008 (2008-02-21) paragraphs [0035] - [0037], [0041], [0044], [0048] column 4, lines 10-14 column 4, line 55 - column 5, line 50 figures 1-3 figures 1-3,6 ----- WO 2014/126586 A1 (AMERICAN SCIENCE & ENG INC [US]) 21 August 2014 (2014-08-21) paragraphs [0044], [0066], [0071] figure 7 -----	10-12 1-14 1-14
1		

International Application No. PCT/ EP2018/ 081668

**FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210**

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-14

Computed tomography system and radiation flux detector  
---

2. claims: 15-17

Method of generating a filter x-ray radiation and means for detecting the position of the filter.  
---

3. claims: 18-21

Computed tomography system comprising an x-ray filter surrounding an x-ray tube  
---

4. claims: 22-25

Computed tomography system comprising a plurality of moveable filters  
---

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2018/081668

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
WO 2012042484	A1	05-04-2012	CN EP RU US WO	103124520 A 2621342 A1 2013120004 A 2013182820 A1 2012042484 A1		29-05-2013 07-08-2013 10-11-2014 18-07-2013 05-04-2012
US 5331166	A	19-07-1994	DE FI US	4235527 A1 924814 A 5331166 A		29-04-1993 26-04-1993 19-07-1994
JP 2006271437	A	12-10-2006	JP JP	4499593 B2 2006271437 A		07-07-2010 12-10-2006
US 2901631	A	25-08-1959		NONE		
US 2008043924	A1	21-02-2008	US US US US	2007104320 A1 2007116181 A1 2008043924 A1 2010195802 A1		10-05-2007 24-05-2007 21-02-2008 05-08-2010
WO 2014126586	A1	21-08-2014		NONE		

---

フロントページの続き

(81)指定国・地域 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,R0,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,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JO,JP,KE,KG,KH,KN,KP,KR,KW,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

(72)発明者 ルー シエン

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 ダン ハオ

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 マクナイト ダグラス ビー

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

F ターム(参考) 4C093 AA22 CA01 EA07 EA11 FA18 FA34 FA43 FA59