

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6517376号
(P6517376)

(45) 発行日 令和1年5月22日 (2019.5.22)

(24) 登録日 平成31年4月26日 (2019.4.26)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 2 0 Q
G 0 1 T 1/17 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 3
H 0 1 L 31/08 (2006.01)	G 0 1 T 1/17 F
H 0 1 L 31/10 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 4 0 A
	H 0 1 L 31/00 A
請求項の数 15 (全 17 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2017-567402 (P2017-567402)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成28年6月23日 (2016.6.23)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2018-527966 (P2018-527966A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成30年9月27日 (2018.9.27)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/EP2016/064497		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02017/001269		
(87) 国際公開日	平成29年1月5日 (2017.1.5)	(74) 代理人	110001690
審査請求日	平成31年1月28日 (2019.1.28)		特許業務法人M&Sパートナーズ
(31) 優先権主張番号	15174564.3		
(32) 優先日	平成27年6月30日 (2015.6.30)		
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		

早期審査対象出願

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 低減されたパイルアップを有するX線デバイス

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像対象物体の画像データを取得するためのX線デバイスであって、前記X線デバイスは、X線源と放射線検出器とを備え、

前記放射線検出器は、放射線を検出するための検出器要素を含み、前記検出器要素の各々は調整可能な感応ボリュームを含み、前記感応ボリュームへ入ったX線光子は、前記画像データを生成するために用いられる電気信号を作り出し、

前記X線デバイスは、高い光子束に曝露される前記検出器要素が、より低い光子束に曝露される検出器要素の感応ボリュームと比べて低減された感応ボリュームを有するよう、前記撮像対象物体の幾何構造に従って前記検出器要素のうちの少なくとも1つの検出器要素の感応ボリュームを制御する制御ユニットを更に備える、X線デバイス。

【請求項 2】

前記制御ユニットは、前記検出器要素の少なくとも一部が、前記撮像対象物体によって作り出された陰影領域の外側に位置する時に、前記撮像対象物体の幾何構造に従って前記検出器要素の前記感応ボリュームを低減する、請求項1に記載のX線デバイス。

【請求項 3】

前記制御ユニットは、前記検出器要素の少なくとも一部が、前記撮像対象物体の別の領域よりも小さいX線減衰係数を有する前記撮像対象物体の領域を横断した放射線を収集した時に、前記検出器要素の前記感応ボリュームを低減する、請求項1に記載のX線デバイス。

10

20

【請求項 4】

前記 X 線源及び前記放射線検出器は、前記撮像対象物体の X 線スキャンの間に前記撮像対象物体の周りを回転する、請求項 1 に記載の X 線デバイス。

【請求項 5】

制御プロファイルは、前記 X 線スキャンの間における前記放射線検出器のいくつかの位置のための前記検出器要素の前記感応ボリュームを制御するための制御パラメータの値を示し、前記制御ユニットは、前記制御プロファイル内で示された前記制御パラメータの値に従って前記制御パラメータを変更することによって前記検出器要素の前記感応ボリュームを制御する、請求項 4 に記載の X 線デバイス。

【請求項 6】

前記制御ユニットは、前記制御プロファイルを記憶するための記憶装置に結合され、前記 X 線スキャンの実行に関連して前記制御プロファイルを読み出す、請求項 5 に記載の X 線デバイス。

【請求項 7】

前記制御ユニットは、更なる X 線スキャン、特にスカウトスキャンにおいて取得された前記撮像対象物体の 1 つ又は複数の画像に基づいて前記制御プロファイルを生成する、請求項 5 に記載の X 線デバイス。

【請求項 8】

前記制御ユニットは、前記撮像対象物体の推定された幾何構造に従って前記制御プロファイルを生成する、請求項 5 に記載の X 線デバイス。

【請求項 9】

前記 X 線デバイスは、前記撮像対象物体をスキャンする距離計を更に備え、前記制御ユニットは、前記距離計を用いて決定された前記撮像対象物体の寸法に基づいて前記撮像対象物体の幾何構造を推定する、請求項 8 に記載の X 線デバイス。

【請求項 10】

前記撮像対象物体の複数の種別に対する幾何構造のための所定の制御プロファイルが、前記制御ユニット内に記憶され、前記制御ユニットは、前記撮像対象物体の種別についての情報に基づいて前記制御プロファイルを選択する、請求項 5 に記載の X 線デバイス。

【請求項 11】

前記検出器要素は、入射光子に応じて電荷キャリアを生成する変換器要素であって、カソード電極組立体とアノード電極組立体との間に配置されている当該変換器要素を備え、前記アノード電極組立体は、画像データを生成するために用いられる電気信号を作り出すために電荷キャリアを収集するための少なくとも 1 つのアノード電極と、前記アノード電極と同じか又は前記アノード電極よりも負の電位上に保持され得る少なくとも 1 つのステアリング電極とを備える、請求項 1 に記載の X 線デバイス。

【請求項 12】

前記検出器要素の前記感応ボリュームは、前記ステアリング電極の電位を前記アノード電極の電位により近づけることによって、又は前記ステアリング電極の電位を前記アノード電極の電位よりも正にすることによって低減される、請求項 11 に記載の X 線デバイス。

【請求項 13】

制御プロファイルが、X 線スキャンの間における前記放射線検出器のいくつかの位置のための前記アノード電極と前記ステアリング電極との間の電圧を示すパラメータの値を示し、前記制御ユニットは、前記制御プロファイル内で示された前記パラメータの値に従って電圧を変更することによって前記検出器要素の前記感応ボリュームを制御する、請求項 11 に記載の X 線デバイス。

【請求項 14】

撮像対象物体の画像データを取得するための X 線デバイスの作動の方法であって、前記 X 線デバイスは、X 線源と放射線検出器とを備え、前記放射線検出器は、放射線を検出するための検出器要素を含み、前記検出器要素の各々は、調整可能な感応ボリュームを含み

10

20

30

40

50

、前記感応ボリュームへ入ったX線光子は、前記画像データを生成するために用いられる電気信号を作り出し、

前記X線デバイスの制御ユニットは、高い光子束に曝露される前記検出器要素が、より低い光子束に曝露される検出器要素の感応ボリュームと比べて低減された感応ボリュームを有するよう、前記撮像対象物体の幾何構造に従って前記検出器要素のうちの少なくとも1つの検出器要素の感応ボリュームを制御する、方法。

【請求項15】

請求項1に記載のX線デバイスの処理ユニットで実行可能なコンピュータプログラムであって、前記コンピュータプログラムが前記処理ユニット内で実行されると前記処理ユニットに請求項14に記載の方法を実行させるプログラムコード手段を含む、コンピュータ

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、物体を撮像するためのX線デバイスに関する。より具体的には、本発明は、撮像対象物体の画像データを取得するためのX線デバイスであって、このデバイスはX線源と放射線検出器とを備える、X線デバイスに関する。更に、本発明は、撮像対象物体の画像データを取得するためのX線デバイスを動作させるための方法、及び本方法を行うためのコンピュータプログラムに関する。具体的には、X線デバイスは光子計数コンピュータ断層撮影 (computed tomography、CT) デバイスである。

20

【背景技術】

【0002】

いわゆる光子計数又は分光X線デバイスは、放射線検出器にぶつかる単一のX線光子群を別個に検出し、複数のエネルギー帯又は「瓶」に従って入射光子のエネルギーを決定することを可能にする。しかし、検出器のいわゆる不感時間よりも短い時間間隔以内に2つ以上の光子が放射線検出器に到来すると、それらは、非常に高い(誤った)エネルギーを有する単一の事象として記録される。この効果は、パイルアップ効果としても知られており、数え落とし、及び歪んだエネルギースペクトルをもたらす。

【0003】

また、パイルアップ効果に鑑みて、X線ビームの強度は、撮像対象物体によって減衰させられた後に検出器に到来するビーム内の光子束流量が高くなりすぎず、それにより、パイルアップが回避されるよう選択することができる。しかし、ビーム強度の対応する適応後にも、減衰させられていないか、又は弱く減衰させられているのみであるX線ビームの部分を収集する放射線検出器の領域内では、通常、依然としてパイルアップが実際に生じる。これは、特に、撮像対象物体の隣を(及びそれを通過せずに)伝わるビーム、又は撮像対象物体が人間又は動物の身体である場合には、例えば、肺組織などの、物体の弱減衰領域のみを横断するビームの部分の場合である。

30

【0004】

X線源から放射線を直接受け取る放射線検出器の部分のためのパイルアップ効果を低減するために、ビーム整形フィルタ - いわゆるボウタイフィルタ - が、物体を横断しない放射線ビームの部分の強度を低減するために用いられている。しかし、CTにおいては、X線源及び放射線検出器が物体の周りを回転すると、物体の関連外形が変化する。したがって、X線源及び放射線検出器の回転の間にビーム形状を変更することを可能にする動的ビーム整形フィルタが用いられなければならない。このような動的フィルタは機械的に非常に複雑であり、それゆえ、非常に高価である。更に、例えば、人間の脚、又は物体内の弱減衰領域を撮像するために必要となるように、ビーム整形フィルタを用いてX線ビームの中心を減衰させることはほぼ不可能である。

40

【0005】

米国特許出願公開第2011/0017918(A1)号は、CTスキャナにおけるエネルギー分解単一X線光子検出のために適した放射線検出器に関する。検出器は、入射X

50

線光子が光学光子のバーストへ変換されるシンチレータ要素のアレイを備える。シンチレータ要素に関連付けられたピクセルが、それらが所定の取得期間内に受け取る光学光子の数を決定する。放射線検出器の検出器セルは、単一光学光子の検出時にそれらが感応状態から不感応状態へ変化するように設計することができ、検出器セルはリセット期間中に感応状態へリセットされる。取得時間及びリセット時間を含むデューティサイクルは、検出される線束に適応させることができる。それゆえ、パイルアップ効果が低減され得る。しかし、不感応状態へ変化すると、検出器セルは、それがリセットされるまで、もはや光子を検出することができなくなる。

【 0 0 0 6 】

欧州特許出願公開第 2 3 7 1 2 8 8 (A 1) 号は、放射線源と検出器とを備える撮像システムに関する。システムは、先験的情報及び予備画像データに基づいて放射線源及び検出器に関連付けられたパラメータを決定する。検出器に関して、システムは、予備画像データを用いて決定された線束に基づいて、検出器要素を光子計数とエネルギー積分モードとの間で切り替える。米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 0 6 3 5 2 7 号は、直接変換材料を含む検出器ピクセルの光子計数検出器アレイを備える X 線システムに関する。正しい入力光子計数率を決定するために、複数の入力光子計数率が単一の出力光子計数率へ写像される。次に、決定された入力光子計数率に基づいて画像データが再構成される。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、X 線放射線検出器におけるパイルアップ効果のより単純な低減を可能にすることである。更に、本発明の目的は、X 線放射線検出器が放射線を検出することができない時間間隔を短くすることである。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

本発明の第 1 の態様では、撮像対象物体の画像データを取得するための X 線デバイスが提案される。デバイスは X 線源と放射線検出器とを備える。放射線検出器は、放射線を検出するための検出器要素を含み、各検出器要素は調整可能な感応ボリュームを含み、感応ボリュームへ入った X 線光子は、画像データを生成するために用いられる電気信号を作り出す。デバイスは、撮像対象物体の幾何構造に従って検出器要素のうちの少なくとも 1 つの検出器要素の感応ボリュームを制御するように構成された制御ユニットを更に備える。

【 0 0 0 9 】

撮像対象物体の幾何構造に従って 1 つ又は複数の検出器要素（単数又は複数）の感応ボリュームを制御することができるため、検出器要素（単数又は複数）の感応ボリュームを、パイルアップ効果が低減又は回避され得るよう、入射光子束に適応させることが可能である。光子束を適応させるための複雑な動的ボウタイフィルタを不要とすることができる。更に、機械的フィルタを適切に適応させることができない撮像対象物体のより複雑な幾何構造に従って検出器要素（単数又は複数）の感応ボリュームを適応させることも可能である。

【 0 0 1 0 】

ここで、用語、検出器要素は、特に、放射線検出器の他の部分（即ち、他の検出器要素）の感応ボリュームとは別個に調整することができる感応ボリュームを含む放射線検出器の一部に関する。

【 0 0 1 1 】

撮像対象物体の幾何構造に従って 1 つ又は複数の検出器要素（単数又は複数）の感応ボリュームを制御することによって、特に、これらの検出器要素（単数又は複数）が X 線源からの直接の光子束、又は弱く減衰させられているのみの X 線光子束に曝露された時に、検出器要素（単数又は複数）の感応ボリュームを低減することが可能である。これによって、これらの検出器要素におけるパイルアップ効果を回避するか、又は少なくとも著しく低減することができる。同時に、より低い光子束に曝露された検出器要素は、より大きな

「通常の」感応ボリュームを用いて動作させられ、これにより、これらの検出器要素のエネルギー分解能を最適化する。

【 0 0 1 2 】

検出器要素（単数又は複数）の感応ボリュームを適応させることができる幾何構造は、特に、撮像対象物体の３次元（外部）外形を含む。この点において、本発明の一実施形態は、制御ユニットが、検出器要素の少なくとも一部が、物体によって作り出された陰影領域の外側に位置する時に、物体の幾何構造に従って検出器要素の感応ボリュームを低減するように構成されていることを提供する。物体によって作り出された陰影領域は、X線源によって放射された、物体を横断した後のX線放射線によってのみ到達され得る領域に対応する。それゆえ、物体を横断することなくX線源から放射線検出器へ直接伝わる放射線を収集する検出器要素のためにパイルアップ効果を低減することが可能である。

10

【 0 0 1 3 】

加えて、又は代替例として、検出器要素（単数又は複数）の感応ボリュームが適応させられる幾何構造は、低いX線減衰係数を有する、撮像対象物体内の領域の外形を含む。物体が人間又は動物の身体である場合には、このような領域のための一例は肺である。このような領域に鑑みて、本発明の更なる実施形態は、制御ユニットが、検出器要素の少なくとも一部が、物体の別の領域よりも小さいX線減衰係数を有する物体の領域を横断した放射線を収集した時に、検出器要素の感応ボリュームを低減するように構成されていることを含む。

【 0 0 1 4 】

20

任意選択的に、X線デバイスはCTデバイスとして構成されている。この場合には、X線源及び放射線検出器は、物体のX線スキャンの間に物体の周りを回転するように構成されている。

【 0 0 1 5 】

本発明の１つの関連実施形態では、制御プロファイルが、X線スキャンの間における放射線検出器のいくつかの位置のための検出器要素の感応ボリュームを制御するための制御パラメータの値を示し、制御ユニットは、制御プロファイル内で示されたパラメータの値に従って制御パラメータを変更することによって検出器要素の感応ボリュームを制御する。制御プロファイルは、実際のX線スキャンが実行される前に生成され得る。したがって、関連実施形態は、制御ユニットが、制御プロファイルを記憶するための記憶装置に結合され、制御ユニットがX線スキャンの実行に関連して制御プロファイルを読み出すことを提供する。

30

【 0 0 1 6 】

一実施形態では、制御ユニットは、更なるX線スキャンにおいて取得された物体の１つ又は複数の画像に基づいて制御プロファイルを生成するように構成されている。更なるX線スキャンは、特に、低減された放射線強度を用いて実行されるスカウトスキャンである。多くの場合、このようなスカウトスキャンは、「従来の」CTスキャンを計画するためにあらかじめ実行され、これにより、検出器要素の感応ボリュームを制御するための制御プロファイルを決定するために追加のスキャンが遂行される必要がなくなる。更に、スカウトスキャンの間に生成された画像は、物体によって作り出された陰影領域を示し、また、物体の（特に、物体の弱減衰領域の）内部幾何構造をも示すことができ、それにより、制御プロファイルを生成する際に、このような幾何構造を考慮することができる。

40

【 0 0 1 7 】

本発明の諸実施形態では、制御プロファイルは、物体の推定された幾何構造に従って生成される。具体的には、物体の幾何構造は、制御ユニットによって、物体の幾何構造を示す測定データに基づいて推定される。本発明の関連実施形態では、CTデバイスは、物体をスキャンするように構成された距離計を更に備え、制御ユニットは、距離計を用いて決定された物体の寸法に基づいて物体の幾何構造を推定するように構成されている。このような距離計、即ち、距離を測定するためのデバイスを用いることで、物体をX線放射線に曝露させることなく撮像対象物体の外部外形を決定することが可能である。

50

【 0 0 1 8 】

更に、本発明の一実施形態は、物体の推定された幾何構造が、固定された所定の幾何構造に対応することを提供する。関連実施形態では、物体の複数の種別に対する幾何構造のための所定の制御プロファイルが制御ユニット内に記憶され、制御ユニットは、撮像対象物体の種別についての情報に基づいて制御プロファイルを選択するように構成されている。これらの実施形態では、検出器要素の感応ボリュームを制御するための制御プロファイルは、通常、物体の実際の幾何構造に上述の実施形態の場合と同じほど正確に適応させることができない。しかし、制御プロファイルを制御ユニットによって測定データに基づいて生成させる必要がない。その代わりに、所定の幾何構造に従って生成される所定の固定された制御プロファイルが作成され、制御ユニット内に事前記憶される。撮像対象物体ごと

10

【 0 0 1 9 】

一実施形態では、検出器要素は、入射光子に応じて電荷キャリアを生成する変換器要素であって、カソード電極組立体とアノード電極組立体との間に配置されている変換器要素を備える。アノード電極組立体は、画像データを生成するために用いられる電気信号を作り出すために電荷キャリアを収集するための少なくとも1つのアノード電極と、アノード電極と同じか、又はそれよりも負の電位上に保持され得る少なくとも1つのステアリング電極とを備える。このような検出器要素では、アノード電極（単数又は複数）とステアリング電極（単数又は複数）との間の電圧（即ち、電位差）を変更することによって感応ボ

20

【 0 0 2 0 】

関連実施形態では、制御プロファイルが、X線スキャンの間における放射線検出器のいくつかの位置のためのアノード電極とステアリング電極との間の電圧を示すパラメータの値を示し、制御ユニットは、制御プロファイル内で示されたパラメータの値に従って電圧を変更することによって検出器要素の感応ボリュームを制御するように構成されている。

30

【 0 0 2 1 】

本発明の更なる態様では、撮像対象物体の画像データを取得するためのX線デバイスの作動方法であって、デバイスはX線源と放射線検出器とを備え、放射線検出器は、放射線を検出するための検出器要素を含み、各検出器要素は調整可能な感応ボリュームを含み、感応ボリュームへ入ったX線光子は、画像データを生成するために用いられる電気信号を作り出す、方法が提案される。本方法では、デバイスの制御ユニットが、撮像対象物体の幾何構造に従って検出器要素のうちの少なくとも1つの感応ボリュームを制御する。

【 0 0 2 2 】

本発明の更なる態様では、本発明及びその諸実施形態に係るX線デバイスの処理ユニット内で実行可能である、コンピュータプログラムが提示される。コンピュータプログラムは、コンピュータプログラムが処理ユニット内で実行されると処理ユニットに本発明又はその諸実施形態に係る方法を行わせるためのプログラムコード手段を含む。

40

【 0 0 2 3 】

請求項1のX線デバイス、請求項14の方法、並びに請求項15のコンピュータプログラムは、特に、従属請求項において定義されているものと、同様及び/又は同一の好ましい実施形態を有することを理解されたい。

【 0 0 2 4 】

本発明の好ましい実施形態はまた、従属請求項又は上述の実施形態とそれぞれの独立請求項との任意の組み合わせであることができることを理解されたい。

【 0 0 2 5 】

50

本発明のこれら及び他の態様は、以下において説明される諸実施形態から明白であり、それらを参照して明らかにされるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】CT装置として具体的に構成されている、本発明に係るX線装置を概略的に例示的に示す図である。

【図2】X線装置の放射線検出器の複数の検出器要素を概略的に例示的に示す図である。

【図3a】ステアリング電極が浮遊している時の、1つの検出器要素の区分内の電場を概略的に例示的に示す図である。

【図3b】ステアリング電極がアノード電極よりも低い電位を有する時の、検出器要素の同じ区分内の電場を概略的に例示的に示す図である。

10

【図4】放射線検出器の1つの特定の位置において撮像対象物体の陰影領域の内側及び外側にある放射線検出器の検出器要素を概略的に例示的に示す図である。

【図5a - 5f】1つのスライス、及び放射線検出器の異なる角度位置についての、撮像対象物体としての脚に対する2つの検出器要素の相対位置を概略的に例示的に示す図である。

【図5g】図5a ~ fに示される検出器要素のステアリング電極とアノード電極との間の電圧を放射線検出器の角度位置の関数として示す図を概略的に例示的に示す。

【発明を実施するための形態】

【0027】

20

図1は、物体を撮像するためのCT装置1の構成要素を概略的に例示的に示す。本明細書で以下においても参照される一実施形態では、物体は患者の身体であるか、又は患者の身体の一部である。しかし、CT装置1は、他の物体を撮像するためにも同様に用いられ得る。

【0028】

CT装置1は、X線管などの、X線源2と、放射線検出器3とを備える。X線源2は、X線放射線が放射線検出器3によって収集される前にX線源2と放射線検出器3との間の検査領域12を横断するX線ビーム4を作り出す。X線ビーム4は円錐ビームであるか、又は扇形状などの、別のビーム形状を有する。X線ビームを整形するために、X線源2に好適なコリメータ5が設けられている。放射線検出器3は、単一の入射X線光子を検出する能力を有し、多数の既定のエネルギー瓶に従ってそれらのエネルギーを決定することを可能にする光子計数検出器として構成されている。これに関連して、放射線検出器3内へ入射した光子は、そのエネルギーに基づく電荷を発生させ、光子エネルギーに依存した高さを有するパルス信号を誘起し、このパルス信号が収集され得る。

30

【0029】

X線源2及び放射線検出器3は、モータ7によって駆動される回転可能ガントリ6上の反対の位置に装着されている。モータ7によって、ガントリ6を回転させることができ、それにより、X線源2及び放射線検出器3を、検査領域12内に位置付けられた撮像対象物体の周りを回転させることができる。物体は、検査領域12内に位置付けることができる支持台（図には示されていない）上に載置される。物体が患者の身体である場合には、支持台は患者台として構成される。物体及びガントリ6をz軸の方向に、即ち、ビーム方向と垂直な方向に、互いに対して移動させることによって、物体の異なるいわゆるスライスを撮像することができる。この目的のため、支持台（及び、それゆえ、物体）は更なるモータ8によって検査領域12内でz軸の方向に後方及び前方に変位させられる。しかし、支持台を移動させず、ガントリ6をz軸の方向に変位させることができることも可能である。

40

【0030】

X線源2及び放射線検出器3は、X線源2及び放射線検出器3の動作を制御する制御ユニット9に結合されている。X線源2に関して、制御ユニット9は、特に、X線放射線を生成するためのタイミング及び出力を制御する。放射線検出器3に関して、制御ユニット

50

9は、特に、以下においてより詳細に更に説明される仕方で放射線検出器3の検出器要素21の感応ボリュームを制御する。更に、制御ユニット9は、ガントリ6及び物体支持台を駆動するモータ7及び8を制御する。放射線検出器3は、放射線検出器3によって収集された測定データに基づいて画像を再構成する再構成ユニット10に更に結合されている。これらの測定データは、通常、物体の投影であり、これらの投影から、当業者に知られた仕方で画像を再構成することができる。エネルギー弁別型光子計数検出器3が用いられているため、エネルギー範囲又は瓶ごとに別個の画像を作成することが可能である。

【0031】

制御ユニット9及び再構成ユニット10は、制御ユニット9及び再構成ユニット10によって実施されるルーチンを実施するコンピュータプログラムを実行するためのプロセッサユニットを備えるコンピュータデバイスとして構成されている。一実施形態では、制御ユニット9及び再構成ユニット10は別個のコンピュータデバイス内に実装される。しかし、制御ユニット9及び再構成ユニット10が単一のコンピュータデバイス内に含まれ、コンピュータデバイスのいくつかのプロセッサユニット又は単一のプロセッサユニット内に実装されることも同様に可能である。

【0032】

図2に概略的に例示的に示されるように、放射線検出器3は、時として、モジュール又はタイルとも呼ばれ、好ましくは、平坦又は凹状であるアレイ状に配列されている、複数の検出器要素21を含む。それゆえ、検出器要素21は、互いに対して垂直に配置された行及び列の形で配列されている。

【0033】

各検出器要素21は、カソードコンタクト組立体32とアノードコンタクト組立体33との間に設けられた、X線を電気信号に変換するための変換器要素31を含む。変換器要素31は半導体材料で作製されている。ここで、好適な半導体材料は、例えば、シリコン(Si)、テルル化カドミウム(cadmium telluride、CdTe)、テルル化カドミウム亜鉛(cadmium zinc telluride、CZT)、ヨウ化水銀(HgI)及びヒ化ガリウム(GaAs)である。カソードコンタクト組立体32は、概して、アノードコンタクト組立体33よりも低い電位上に保持され(即ち、カソードコンタクト組立体32にはアノードコンタクト組立体33に対して負電圧が印加され)、それにより、変換器要素31内においてカソードコンタクト組立体32とアノードコンタクト組立体33との間に電場が形成される。検出器要素31のカソード側がX線源2の方を向いており、そのため、X線光子はカソード組立体32を通して変換器要素31内へ入り、且つ、そのため、電場は(主)ビーム方向と平行である。しかし、検出器要素が別の仕方で構成されていることも同様に可能である。

【0034】

一実施形態では、変換器要素31は立体ブロックとして構成されており、その横寸法はその厚さよりもはるかに大きい。例えば、変換器要素31の長さ及び幅は10~20mmであり、変換器要素31は約2~3mmの厚さを有する。カソードコンタクト組立体32及びアノードコンタクト組立体33は変換器要素31の大きな上部側及び下部側に接続されており、そのため、電場は、変換器要素31のより小さな厚さ方向に沿って延びる。更に、カソードコンタクト組立体32は、変換器要素31上に適用された薄い金属化フィルムによって形成された、連続的なカソード電極として構成されている。対照的に、アノード組立体33は、ピクセル化されたアノード電極34、即ち、互いに一定の距離に配列され、通例、アノードピクセルとも呼ばれる、分離されたアノード電極34を含む。このようなアノードピクセルは、例えば、50µm~1mmの直径を有する。

【0035】

アノード電極又はピクセル34は、変換器要素31上に入射した光子によって作り出された電気パルスを収集するために用いられ、電気パルスを収集し、再構成ユニット10へその後、提供される測定データを決定する読み出し回路(図には示されていない)に接続されている。それゆえ、X線光子が変換器要素31内へ入ると、それは半導体材料を励起

10

20

30

40

50

し、それにより、電荷キャリア（電子及び正孔）を発生させる。負の電荷キャリアは変換器要素 3 1 内の電場の影響を受けてアノード電極 3 4 のうちの 1 つへドリフトし、読み出し回路によって収集される上述の電気パルスを作り出す。

【 0 0 3 6 】

この変換プロセスでは、各アノード電極 3 4 は、アノード電極 3 4 の付近における変換器要素 3 1 の関連領域内で作り出された電荷キャリアを収集し、その一方で、変換器要素 3 1 の他の領域内で作り出された電荷キャリアは他のアノード電極 3 4 によって収集される。1 つのアノード電極 3 4 が、生成された電荷キャリアを収集する領域は、本明細書においてアノード電極 3 4 の感応ボリュームとも呼ばれる。まとめると、1 つの検出器要素 2 1 のアノード電極 3 4 に関連する感応ボリュームが検出器要素 2 1 の感応ボリュームを形成する。この点において、アノード電極 3 4 が、上述されたとおりのピクセル化された電極として構成されている場合には、検出器要素 2 1 のアノード電極 3 4 のうちの 1 つに関連する感応ボリュームは、同じ検出器要素 2 1 の別のアノード電極 3 4 に関連する感応ボリュームと部分的に重なり得ることも理解されたい。

【 0 0 3 7 】

放射線検出器 3 においては、アノード電極 3 4 の感応ボリューム、及び、それゆえ、検出器要素 2 1 の感応ボリュームを調整することができる。この目的のため、ステアリング電極 3 5 が設けられている。これらのステアリング電極 3 5 は読み出し回路に接続されておらず、そのため、ステアリング電極 3 5 によって収集された電荷は、再構成ユニット 1 0 によって、画像を再構成する際に考慮されない。一実施形態では、ステアリング電極 3 5 は、検出器要素 2 1 の変換器要素 3 1 に、アノード電極 3 4 と同じ側において、アノード電極 3 4 に隣接して配置されている。具体的には、ステアリング電極 3 5 は円形状の電極として構成されており、各ステアリング電極 3 5 は 1 つの関連アノード電極 3 4 を取り囲んでいる。図 3 a 及び図 3 b に、このような実施形態が概略的に例示的に示されている。図 3 a 及び図 3 b は、1 つのアノード電極 3 4、及びアノード電極 3 4 を包囲する 1 つのステアリング電極 3 5 を含む検出器要素 2 1 の区分を示している。この実施形態では、アノード電極 3 4 とステアリング電極 3 5 との間の電圧を変更することによって、検出器要素 2 1 のアノード電極 3 4 の感応ボリュームを制御することができる。アノード電極 3 4 の感応ボリュームは、アノード電極 3 4 の電位に対するステアリング電極 3 5 の電位を低下させることによって増加させることができる。浮遊ステアリング電極 3 5 を用いると、ステアリング電極 3 5 とアノード電極 3 4 との間の一定の開回路電圧（通常、アノード電位よりも負）が生じるため、浮遊ステアリング電極 3 5 の場合に対する感応ボリュームの増加は、開回路電圧よりも負であるステアリング電極電位を選定することのみによって達成することができる。図 3 a 及び図 3 b に、検出器要素 2 1 の感応ボリュームの調整を支配する機序が更に示されている。

【 0 0 3 8 】

図 3 a に示される状況では、ステアリング電極 3 5 はアノード電極 3 4 と同じ電位上に保持されている。ここでは、変換器要素 3 1 内の電場の力線は電極組立体 3 3 からカソード電極 3 2 へ平行に延びる。その結果、アノード電極 3 4 は、実際に、アノード側への投影がアノード面積 3 2 をもたらすボリュームによってほぼ決定されるボリューム内で生成された電荷キャリアのみを収集する。図 3 a では、囲み線 3 6 a がこの感応ボリュームを示す。図 3 b に示される状況では、ステアリング電極 3 5 は、アノード電極 3 4 よりも低い電位を有する。その結果、電気力線は変形させられ、それにより、アノード電極 3 4 上で出発した電気力線は、ステアリング電極 3 5 がアノード電極 3 4 と同じ電位上に保持される上述の状況と比べて、より大きなボリュームを通して延びるようになる。それゆえ、アノード電極 3 4 に関連する感応ボリュームが増加させられる。図 3 b では、囲み線 3 6 b が、この増加させられた感応ボリュームを示す。

【 0 0 3 9 】

放射線検出器 3 の検出器要素 2 1 のステアリング電極 3 5 は、制御ユニット 9 がアノード電極 3 4 の電位に対するステアリング電極 3 5 の電位を変更し、それゆえ、検出器要素

21の感応ボリュームを変更することを可能にするために、制御ユニット9に結合されている。好ましくは、制御ユニット9は各検出器要素21の感応ボリュームを放射線検出器3の他の検出器要素21の感応ボリュームとは別個に制御することができる。それゆえ、制御ユニット9は、検出器要素21のステアリング電極35の電位を、一斉に、他の検出器要素21のステアリング電極35の電位とは別個に制御する能力を有する。更に、一実施形態は、制御ユニット9が、いくつかの既定の値に従ってステアリング電極電位を制御する能力を有することを提供する。例えば、制御ユニット9が、検出器要素21のアノード電極34とステアリング電極35との間の電圧のために、値0V、-50V及び-70Vのうちの1つを選択することが可能である。

【0040】

10

放射線検出器3におけるパイルアップ効果を低減するために、制御ユニット9は、高い光子束に曝露された検出器要素21が、より低い光子束に曝露された検出器要素21と比べて低減された感応ボリュームを有するよう、放射線検出器3の検出器要素21の感応ボリュームを制御する。この点において、検出器要素21の感応ボリュームの制御は撮像対象物体の幾何構造に基づく。そのため、検出器要素21は、それが放射線検出器3の検出器表面上における物体の陰影領域の外側にある時には、高い光子束に曝露される。更に、撮像対象物体は、物体の他の領域よりもX線のための低い減衰係数を有する領域を含み得る。それゆえ、より低い減衰係数を有する領域を横断したX線放射線を収集する時には、検出器要素21はより高い光子束に曝露される。

【0041】

20

これらの発見に鑑みて、制御ユニット9は、検出器要素21が、放射線検出器21の検出器表面上に作り出された物体の陰影領域の外側にある時に、特に、放射線検出器3の各検出器要素21の感応ボリュームを低減する。それゆえ、検出器要素21の感応ボリュームは、撮像対象物体を横断することなくX線源2から放射線検出器3へ直接伝わる放射線を収集する。検出器要素21の一部分が陰影領域の外側にあり、検出器要素21の別の部分が陰影領域内にある場合には、感応ボリュームは、好ましくは、同じく低減される。さもなければ、高い直接光子束への部分的曝露は検出器要素21内におけるパイルアップ効果を生じさせ得る。それゆえ、制御ユニット9は、実際に、好ましくは、X線源2からの直接の光子束に少なくとも部分的に曝露された各検出器要素21の感応ボリュームを低減する。

30

【0042】

図4に、これが概略的に例示的に示されている。1つの特定のスライスについて、即ち、1つのz位置について、図4は物体41の対応する断面を示す。更に、図4は、X線源2が、物体41を部分的に横断し、物体41を部分的に横断しないX線ビーム4を放射し、それにより、物体41が、図4における斜線領域として示される陰影領域42を作り出す様子を示す。例として、図4は、X線源2及び放射線検出器3の特定の位置に係る3つの検出器要素21a、21b及び21cを更に示す。この位置では、検出器要素21cは陰影領域42内にあり、それゆえ、物体41を横断した放射線を収集する。したがって、制御ユニット9は、検出器要素21cを、「通常の」、即ち、低減されない、感応ボリュームを有するように構成する。検出器要素21aは陰影領域42の外側にあり、それゆえ、X線源2からの直接の光子束に曝露されている。検出器要素21bは部分的に陰影領域42の外側にある。その結果、制御ユニット9は、検出器要素21a、及び好ましくは、また、検出器要素21bを、検出器要素21cと比べて低減された感応ボリュームを有するように構成する。

40

【0043】

X線源2及び放射線検出器3はCTにおいて物体41の周りを回転するため、個々の検出器要素21の放射線曝露はCTスキンの間に変化し得る。したがって、検出器要素21の感応ボリュームをCTスキンの間に変更しなければならない。この変更は、好ましくは、制御ユニット9によって制御プロファイルを用いて制御される。制御プロファイルは、CTスキンを実行する前に制御ユニット9内に記憶されてもよい。これらの制御プ

50

ロファイルの各々は検出器要素 2 1 のうちの 1 つに割り当てられており、C T スキャンの間における X 線源 2 又はガントリ 6 の異なる位置のための、割り当てられた検出器要素 2 1 のためのステアリング電極電圧を指定する。具体的には、制御プロファイルは、C T スキャンの間に検査されるスライスごとに、ガントリ 6 の角度位置の関数としてのステアリング電極電圧、又はそれに相当するパラメータを指定する。一実施形態では、このような内容を有する 1 つの制御プロファイルが放射線検出器 3 の検出器要素 2 1 ごとに制御ユニット 9 内に記憶される。更なる実施形態では、制御ユニット 9 は、C T スキャンの間に物体 4 1 の陰影領域 4 2 を離れる検出器要素 2 1 ごとに 1 つの制御プロファイルを記憶する（検出器要素 2 1 が、中心検出器要素 2 1 の場合にあり得るように、C T スキャンの間に陰影領域内にとどまる場合には、本実施形態では、制御プロファイルはこの検出器要素 2 1 のために記憶されない）。

10

【 0 0 4 4 】

図 5 は、C T 装置 1 を用いて人間の脚を含む物体 4 1 を撮像するための 2 つの検出器要素 2 1 d 及び 2 1 e のための例示的な制御プロファイルを概略的に示す。図 5 a ~ 図 5 f には、2 つの検出器要素 2 1 d 及び 2 1 e が、1 つのスライス、及びガントリ 6 の様々な角度位置について描かれている。図 5 g は、検出器要素 2 1 d 及び 2 1 e に関連する制御プロファイルにおいて指定されたとおりのこのスライス内における角度位置の関数としてのステアリング電極電圧 V_{ST} を示す図を含む。ここで、曲線 5 1 は検出器要素 2 1 d のための制御プロファイルを表し、曲線 5 2 は検出器要素 2 1 e のための制御プロファイルを表す。図 5 g において見ることで、検出器要素 2 1 d、2 1 e が脚の陰影領域 4 2 の外側にある時には、ステアリング電極電圧 V_{ST} は増加させられ、それゆえ、検出器要素 2 1 d、2 1 e の感応ボリュームは低減される。

20

【 0 0 4 5 】

一実施形態では、検出器要素 2 1 の感応ボリュームを制御するための制御プロファイルは検査対象物体 4 1 の外形に基づいて決定される。物体の外形は、制御プロファイルを用いて実際の C T スキャンが実行される前に推定されてもよい。物体の外形を推定するために、低減された放射線強度、即ち、実際の C T スキャンにおいて用いられる放射線強度よりも低い放射線強度を用いた C T スキャンが行われる。このような C T スキャンは本明細書においてスカウト C T スキャンとも呼ばれる。スカウト C T スキャンの間、物体 4 1 は、「完全な」C T スキャンの間よりも著しく低い放射線量に曝露される。更に、スカウト C T スキャンは、多くの場合、実際の C T スキャンを計画するために、例えば、実際の C T スキャンにおいて撮像されるべきスライスを選択するために、C T 検査ルーチン内に元から含まれている。それゆえ、多くの場合、制御プロファイルを決定するための追加の C T スキャンを遂行する必要がない。

30

【 0 0 4 6 】

制御プロファイルを決定するために、X 線源 2 及び放射線検出器 3 は実際の C T スキャンの場合と同じ位置を通過する。更なる実施形態では、X 線源 2 及び放射線検出器 3 は、実際の C T スキャンと比べて、より少ない位置を通過する。このような位置については、制御プロファイルはこれらの位置における検出器測定から直接決定することができ、実際の C T スキャンの残りの位置に関しては、制御プロファイルは好適な補間手順を用いて決定される。

40

【 0 0 4 7 】

各関連位置において、検出器要素 2 1 ごとに、検出器要素 2 1 が完全な放射線強度を収集するのか（即ち、物体 4 1 の陰影領域 4 2 の外側にあるのか）、それとも放射線強度を収集しないか、又は著しく低減された放射線強度を収集するのか（即ち、物体 4 1 の陰影領域 4 2 の内側にあるのか）が決定される。X 線源 2 及び放射線検出器 3 の位置について、検出器要素 2 1 が少なくとも部分的に陰影領域 4 2 の外側にあると決定された場合には、この検出器要素 2 1 の制御プロファイルにおいてその位置のために感応ボリュームの低減が指定される。さもなければ、即ち、検出器要素 2 1 が放射線をほとんど又は全く記録せず、それゆえ、その位置において陰影領域 4 2 内にある時には、検出器要素 2 1 の制御

50

プロファイルにおいてこの位置のために「通常の」感応ボリュームが指定される。

【 0 0 4 8 】

制御プロファイルは上述の仕方で非常に正確に決定することができるが、本実施形態では、物体 4 1 はより高い放射線量に曝露される。したがって、更なる実施形態は、検出器要素 2 1 の感応ボリュームを制御するための制御プロファイルを決定するための C T スキャンの実行を回避する。

【 0 0 4 9 】

1 つの関連実施形態では、撮像対象物体 4 1 の 3 次元外形は、任意選択的にガントリ 6 に装着された、3 次元レーザスキャナ（図 1 に示される）又は別の光学的若しくは音響的物体スキャナを用いて決定される。このような物体スキャナは、それ自体、当業者に知られた仕方で構成され得るが、これもまた、撮像対象物体 4 1 の実際の 3 次元外形の正確な決定を可能にする。具体的には、物体スキャナは、例えば、レーザ距離計などの、距離計 1 1 を備え、関連スライスごとに、距離計 1 1 は、いくつかの角度位置について、次の物体までのビーム方向に沿った距離を測定するために用いられる。これらの測定に基づいて、制御ユニット 9 は物体の 3 次元外形を推定する。次に、制御ユニット 9 は、その後の C T スキャンの間における X 線源 2 及び放射線検出器 3 の位置ごとに、及び検出器要素 2 1 ごとに、検出器要素 2 1 が物体の陰影領域 4 2 の内側にあるのか、それとも外側にあるのかを決定する。この決定は、推定された 3 次元物体外形、物体外形及び X 線源に対する検出器要素 2 1 の既知の位置、並びに放射線ビーム 4 の既知の形状に基づいて行われる。この決定の結果、制御ユニット 9 は、検出器要素 2 1 の感応ボリュームを、検出器要素 2 1 が少なくとも部分的に物体 4 1 の陰影領域 4 2 の外側にある位置において検出器要素 2 1 の感応ボリュームが低減されるように制御するための制御プロファイルを生成する。

【 0 0 5 0 】

更なる実施形態では、物体 4 1 の実際の寸法の決定は不要とされる。その代わりに、制御ユニット 9 は、異なる物体種別のための既定の制御プロファイルを記憶する。物体種別は、C T 装置 1 を用いて撮像される物体の典型的な種類を含む。C T 装置 1 が医療用途において用いられる場合には、物体の種類は、例えば、人間若しくは動物の身体の胸部、身体の完全な上半身、及び人間の脚などの四肢を含む。任意選択的に、物体のこのような種類はまた、それらの寸法などの既定の基準に従ってサブタイプに細分され、各サブタイプは、制御プロファイルが関連付けられた 1 つの物体種別に対応する。それゆえ、例えば、成人及び小児の胸部のためには異なる制御プロファイルが提供される。

【 0 0 5 1 】

物体種別ごとに、関連種別の物体の典型的な 3 次元外形に基づいて、関連付けられた制御プロファイルが生成される。好ましくは、制御プロファイルは、特に、それぞれの種類の物体の実際の 3 次元外形よりも小さい 3 次元外形に基づいて生成される。これによって、特定の種別の小さな物体が、C T 装置 1 を用いて撮像される場合に、パイルアップ効果の低減を達成することができる。本実施形態では、制御ユニット 9 内に記憶された既定の制御プロファイルを、制御ユニット 9 において物体外形を推定することを必要とすることなく、検出器要素 2 1 の感応ボリュームを制御するために用いることができる。その代わりに、制御ユニット 9 は、撮像対象物体 4 1 の種別のために記憶された制御プロファイルを直接選択してロードする。この目的のため、物体種別は、例えば、C T 装置 1 の操作者によって入力される。

【 0 0 5 2 】

上述の実施形態では、撮像対象物体 4 1 の陰影領域 4 2 の外側にある、放射線検出器 3 の検出器要素 2 1 のために、このような検出器要素 2 1 のためにパイルアップ効果を低減するべく、感応ボリュームが低減される。しかし、パイルアップ効果は陰影領域 4 2 内の検出器要素 2 1 についても生じ得る。具体的には、パイルアップ効果は、比較的小さい X 線減衰係数を有する物体 4 1 の領域を横断した放射線を収集する検出器要素 2 1 において生じ得る。人間又は動物の身体の場合には、このような領域の一例は肺である。

【 0 0 5 3 】

この背景を前にして、一実施形態は、検出器要素 21 が、X 線放射線を弱く減衰させるのみである物体 41 の領域を横断した放射線を収集する時にも、検出器要素 21 の感応ボリュームが低減されることを提供する。このような領域の幾何構造は、この場合も先と同様に、実際の CT スキャンに先行する上述のスカウト CT スキャンの間に取得された画像に基づいて決定され得る。好ましくは、このスカウト CT スキャンの間における放射線強度は、低い X 線減衰係数を有する身体領域によって放射線が完全に減衰させられないように選択される。放射線強度がこのような仕方を選択されると、とりわけ、放射線検出器 3 の特定の位置においてこのような身体領域を横断する放射線を収集する検出器要素 21 を特定することが可能である。スカウト CT スキャンの間に生成された画像内において、制御ユニット 9 は、他の画像領域と比べて増加した光子計数率に基づいて関連領域を特定する。具体的には、光子計数率が、先行する CT スキャンの間に放射された放射線強度に基づいて選択された所定の閾値を超えると、制御ユニット 9 は、弱い X 線減衰を有する物体の領域に対応する画像領域を特定する。

10

【0054】

物体外形がスカウト CT スキャンを用いて決定されず、物体スキャナを用いた物体 41 のスキャンに基づいて決定される場合には、制御ユニット 9 は、例えば、肺などの、弱い X 線減衰を有する典型的な種類の物体領域の 3 次元形状を記憶し、物体外形の寸法に基づいて実際の領域の寸法を推定する。これに基づいて、制御ユニット 9 は、検出器要素 21 の感応ボリュームを、検出器要素 21 が、CT スキャンの間に問題の身体領域を横断した放射線を収集すると、感応ボリュームが低減されるように制御するための制御プロファイル

20

【0055】

更に、以上において説明されたように、既定の制御プロファイルが用いられる場合には、これらの制御プロファイルもまた、弱い X 線減衰を有する物体領域を考慮する。したがって、このような領域を含む物体の種別のための制御プロファイルは、このような領域の典型的な 3 次元外形に基づいて、及び物体内におけるこのような領域の典型的な位置に基づいて、検出器要素 21 が、領域の考慮された外形及び位置に従うこのような領域を横断した放射線を収集すると、検出器要素 21 の感応ボリュームが低減されるような仕方

30

【0056】

本発明の上述の実施形態は、具体的に、CT 装置における本発明の利用に関するが、本発明はそのように限定されない。むしろ、本発明は、感応ボリュームを他の検出器要素 21 とは別個に調整することができる、1 つ又は複数の検出器要素 21 を有する放射線検出器 3 を備える他の X 線デバイスにおいても、同様に適用することができる。放射線検出器 3 及び X 線源が撮像対象物体 41 の周りを回転しない場合には、感応ボリュームを調整するための制御設定は、上述されたのと同様の仕方

40

【0057】

クレームされている発明の実施においては、図面、開示、及び添付の請求項の検討から、本開示の諸実施形態に対する他の変更が当業者によって理解され、実施されることが可能である。

【0058】

請求項において、単語「～を備える (comprising)」は他の要素又はステップを除外せず、不定冠詞「a」又は「an」は複数を除外しない。

【0059】

単一のユニット又はデバイスが、請求項に記載されているいくつかの項目の機能を果た

50

し得る。特定の方策は、相互に異なる従属請求項に記載されているという事実のみをもって、これらの方策の組み合わせを有利に用いることができないことが示されるわけではない。

【 0 0 6 0 】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアとともに、又はその一部として提供される、光学記憶媒体又は固体媒体などの、好適な媒体上に記憶され／配付されてもよいが、また、インターネット又はその他の有線若しくは無線電気通信システムを介するなど、他の形態で配付されてもよい。

【 0 0 6 1 】

請求項内の参照符号はいずれも、範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

10

【圖 1】

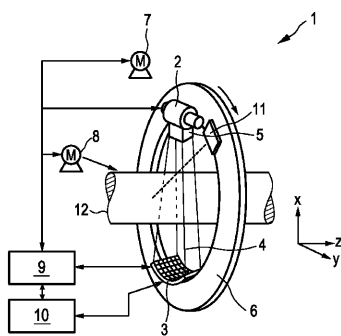


FIG. 1

【圖 2】

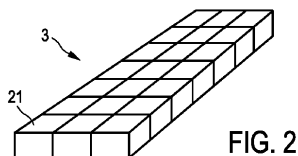


FIG. 2

【 図 3 a 】

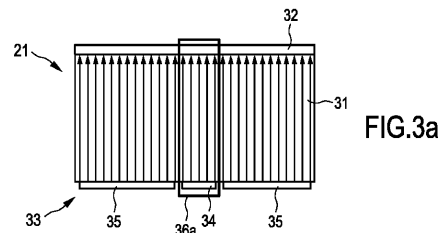


FIG.3a

【 図 3 b 】

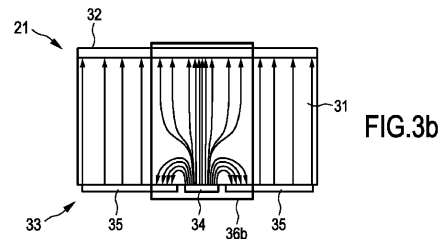


FIG.3b

【図 4】

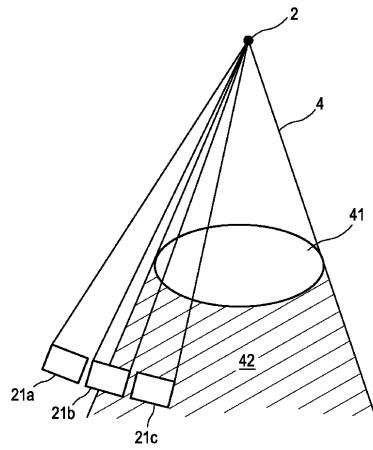
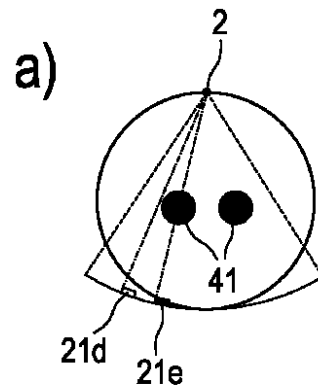
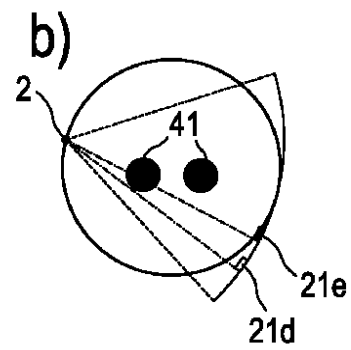


FIG. 4

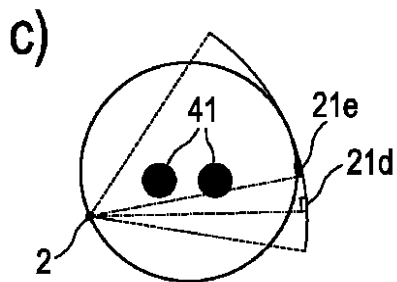
【図 5 a)】



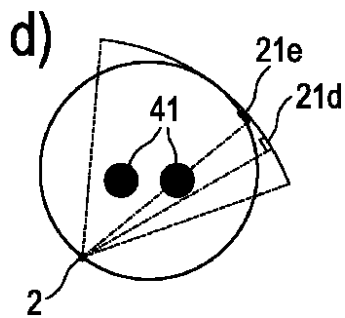
【図 5 b)】



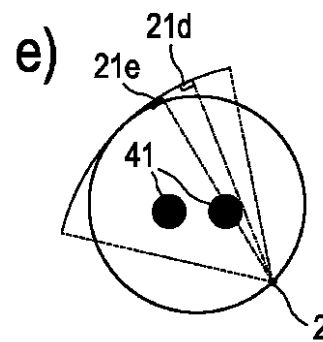
【図 5 c)】



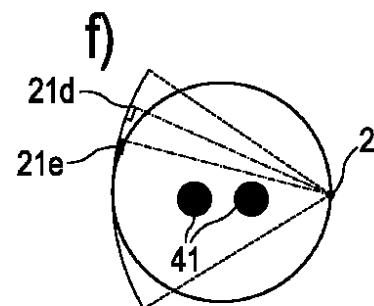
【図 5 d)】



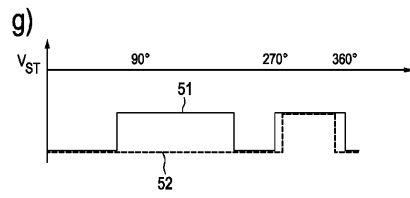
【図 5 e)】



【図 5 f)】



【図 5 g）】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
H 0 1 L 31/10 G

(72)発明者 ハーマン クリストフ
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
5

審査官 伊知地 和之

(56)参考文献 特表 2 0 1 1 - 5 1 5 6 7 6 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 2 0 6 5 3 6 (J P , A)
特表 2 0 1 5 - 5 1 6 8 3 2 (J P , A)
特表 2 0 1 4 - 5 3 1 5 7 4 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 0 2 9 0 1 4 2 (U S , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4
G 0 1 T 1 / 1 6 7 - 7 / 1 2
H 0 1 L 3 1 / 0 0 - 3 1 / 0 2
H 0 1 L 3 1 / 0 8 - 3 1 / 1 0