

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6816144号  
(P6816144)

(45) 発行日 令和3年1月20日(2021.1.20)

(24) 登録日 令和2年12月25日(2020.12.25)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B	6/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/00	Z DM
A 6 1 B	6/06	(2006.01)	A 6 1 B	6/00	3 3 O Z
G 0 1 N	23/041	(2018.01)	A 6 1 B	6/00	3 2 O Z
G 0 1 T	7/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/00	3 0 O J
			A 6 1 B	6/00	3 0 O S

請求項の数 11 (全 23 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2018-528002 (P2018-528002)  
 (86) (22) 出願日 平成28年11月21日 (2016.11.21)  
 (65) 公表番号 特表2019-505251 (P2019-505251A)  
 (43) 公表日 平成31年2月28日 (2019.2.28)  
 (86) 國際出願番号 PCT/EP2016/078224  
 (87) 國際公開番号 WO2017/093055  
 (87) 國際公開日 平成29年6月8日 (2017.6.8)  
 審査請求日 令和1年11月18日 (2019.11.18)  
 (31) 優先権主張番号 15197268.4  
 (32) 優先日 平成27年12月1日 (2015.12.1)  
 (33) 優先権主張国・地域又は機関  
歐州特許庁 (EP)

(73) 特許権者 590000248  
コーニングクレッカ フィリップス エヌ  
ヴェ  
KONINKLIJKE PHILIPS  
N. V.  
オランダ国 5656 アーヘー 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 ケーラー トーマス  
オランダ国 5656 アーヘー アイン  
ドーフェン ハイ テック キャンパス  
ビルディング 5

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】被検体をX線撮像する装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

被検体をX線撮像する装置であつて、

X線源と、

— X線干渉計装置と、

— X線検出器と、

— 処理ユニットと、を有し、

前記X線検出器は、前記X線源に対して該X線源と当該X線検出器との間の領域の少なくとも一部が被検体を収容する検査領域となるように配置されると共に、前記処理ユニットに前記X線干渉計装置を少なくとも部分的に通過したX線放射の検出に関するデータを供給し、

前記X線干渉計装置は、前記X線源と前記検査領域との間又は前記X線検出器と前記検査領域との間に配置され、

前記処理ユニットは、前記被検体の少なくとも一部を透過したX線放射に関する少なくとも1つの透過係数であつて、前記被検体の前記少なくとも一部を透過したX線放射の強度の割合である当該少なくとも1つの透過係数を決定すると共に、前記被検体の少なくとも一部を透過したX線放射に関する少なくとも1つの暗視野係数であつて、干渉縞視認性が前記被検体の前記少なくとも一部により減少された割合である当該少なくとも1つの暗視野係数を決定し、

前記処理ユニットは、前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線

10

20

放射の強度を、決定された前記少なくとも1つの透過係数及び決定された前記少なくとも1つの暗視野係数の関数として自動的に制御する、装置。

【請求項2】

前記処理ユニットが、前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の前記強度を、前記決定された少なくとも1つの暗視野係数の単調減少関数として制御する、請求項1に記載の装置。

【請求項3】

前記処理ユニットが、前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の前記強度を、前記決定された少なくとも1つの透過係数の単調減少関数として制御する、請求項1又は請求項2に記載の装置。

10

【請求項4】

前記X線干渉計装置は前記検査領域に対して前記X線検出器により検出されるX線放射が全て該X線干渉計装置を通過しなかったものとなるように配置可能であり、前記処理ユニットが前記少なくとも1つの暗視野係数を前記少なくとも1つの透過係数の関数として決定する、請求項1ないし3の何れか一項に記載の装置。

【請求項5】

前記処理ユニットは前記被検体の部分内で関心領域を決定し、前記被検体の前記少なくとも一部が該関心領域である、請求項1ないし4の何れか一項に記載の装置。

【請求項6】

20

被検体をX線撮像する方法であって、前記方法は、

a) X線放射の検出に関するデータを供給するステップであって、X線検出器がX線源に対して該X線源と当該X線検出器との間の領域の少なくとも一部が被検体を収容する検査領域となるように配置され、X線干渉計装置が前記X線源と前記検査領域との間又は前記X線検出器と前記検査領域との間に配置されるステップと、

b) 前記被検体の少なくとも一部を透過したX線放射に関する少なくとも1つの暗視野係数であって、干渉縞視認性が前記被検体の前記少なくとも一部により減少された割合である当該少なくとも1つの暗視野係数を決定するステップと、

c) 前記被検体の少なくとも一部を透過したX線放射に関する少なくとも1つの透過係数であって、前記被検体の前記少なくとも一部を透過したX線放射の強度の割合である当該少なくとも1つの透過係数を決定するステップと、

30

d) 前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の強度を、決定された前記少なくとも1つの暗視野係数及び決定された前記少なくとも1つの透過係数の関数として自動的に制御するステップと、

を有する、方法。

【請求項7】

ステップd)が、前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の前記強度を前記決定された少なくとも1つの暗視野係数の単調減少関数として制御するステップ、及び/又は前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の前記強度を前記決定された少なくとも1つの透過係数の単調減少関数として制御するステップを有する、請求項6に記載の方法。

40

【請求項8】

ステップd)が、前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の前記強度を前記決定された少なくとも1つの透過係数の平方根の逆数の関数として制御するステップを有する、請求項7に記載の方法。

【請求項9】

ステップc)が、前記少なくとも1つの透過係数を決定すると共に、前記X線干渉計装置を前記検査領域に対して前記X線検出器により検出されるX線放射が全て該X線干渉計装置を通過しなかったものとなるように配置するステップを有し、ステップb)が前記少なくとも1つの暗視野係数を前記少なくとも1つの透過係数の関数として決定するステッ

50

プを有する、請求項 6 ないし 8 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 10】

請求項 1 ないし 5 の何れか一項に記載の装置を制御するコンピュータプログラムであつて、プロセッサにより実行された場合に請求項 6 ないし 9 の何れか一項に記載の方法を実行する、コンピュータプログラム。

【請求項 11】

請求項 10 に記載のコンピュータプログラムを記憶した、コンピュータ読取可能な媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、被検体を X 線撮像する装置、被検体を X 線撮像する方法、コンピュータプログラム要素及びコンピュータ読取可能な媒体に関する。

【背景技術】

【0002】

格子（グレーティング）ベースの微分位相コントラスト及び暗視野撮像は、特に胸部撮像の分野において診断価値を付加するので将来性のある技術である。暗視野信号チャンネルは肺組織の微細構造の変化に対して高度に敏感であるからである。

【0003】

米国特許出願公開第2012/0145912号は、第 1 格子、第 2 格子、走査ユニット、放射線医学画像検出器、放射線検出ユニット及び制御ユニットを含む放射線医学画像検出装置を記載している。上記走査ユニットは、放射線医学画像及び第 2 格子の少なくとも一方を、これら放射線医学画像及び第 2 格子の位相差が互いに相違するような複数の相対位置まで相対的に変位させる。上記放射線検出ユニットは、当該放射線の経路上に設けられ、放射線医学画像検出器に照射された放射線を検出する。上記制御ユニットは、上記走査ユニットが、放射線検出ユニットにより検出される放射線の放射線量検出値が所与のレベルまで減衰される期間において第 1 格子及び第 2 格子の相対変位動作を実行することを可能にする。

20

【0004】

米国特許出願公開第2015/0031986号は、X 線装置及び位相コントラスト撮像の使用を記載し、特に X 線線量の調整に関して位相コントラスト画像の特性に焦点を合わせている。

30

【0005】

国際特許出願公開第WO20131004574号（2013-01-10）は、位相コントラスト撮像に適した方法及び装置を記載している。

【0006】

米国特許出願公開第2013/0011040号は、位相コントラスト撮像を用いた X 線撮像を記載している。

【0007】

LIU Y他：“Recent advances in synchrotron-based hard x-ray phase contrast imaging”，JOURNAL OF PHYSICS D: APPLIED PHYSICS, INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING LTD, GB, vol. 46, no. 49, 22 November 2013 (2013-11-22), page 494001, XP020253615, ISSN: 0022-3727, DOI: 10.1088/0022-37271461491494001は、X 線位相コントラスト撮像の分野における種々の研究を述べている。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

前臨床研究において、慢性閉塞性肺疾患（COPD）及び線維症等の広範な肺疾患は、この技術により正確に識別すると共に定量化さえすることができる事が示されている。しかしながら、臨床システム等の動作可能なシステムをどの様に構築するかは依然として未解決のままである。

50

## 【0009】

従って、被検体を撮像するための改善された装置を有することが望ましい。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0010】

本発明の上記目的は独立請求項の主題により解決され、更なる実施態様は従属請求項に含まれる。本発明の以下に記載される態様は、被検体をX線撮像する装置、被検体をX線撮像する方法、コンピュータプログラム要素及びコンピュータ読取可能な媒体にも当てはまることに注意すべきである。

## 【0011】

第1態様によれば、被検体をX線撮像する装置が提供され、該装置は、

10

- X線源と、
- X線干渉計装置と、
- X線検出器と、
- 処理ユニットと、

を有する。

## 【0012】

前記X線検出器は前記X線源に対して、該X線源と当該X線検出器との間の領域の少なくとも一部が被検体を収容する検査領域となるように配置されるよう構成される。該X線検出器は、更に、前記処理ユニットに前記X線干渉計装置を少なくとも部分的に通過したX線の検出に関するデータを供給するように構成される。前記X線干渉計装置は、前記X線源と前記検査領域との間又は前記X線検出器と前記検査領域との間に配置されるよう構成される。前記処理ユニットは、前記被検体の少なくとも一部を透過したX線放射に関する少なくとも1つの透過係数を決定するように構成されると共に、前記被検体の少なくとも一部を透過したX線放射に関する少なくとも1つの暗視野係数を決定するように構成される。該処理ユニットは、更に、前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の強度を、前記決定された少なくとも1つの透過係数及び前記決定された少なくとも1つの暗視野係数の関数として自動的に制御するよう構成される。更に詳細には、前記透過係数は、当該被検体によるX線の全体的減衰を示す係数、又は、言い方を換えると、前記被検体の前記少なくとも一部を透過したX線放射の強度の割合である。更に詳細には、前記暗視野係数は、当該被検体内での小角散乱に起因する干渉縞視認性の損失を示す係数、又は、言い方を換えると、干渉縞視認性が前記被検体の前記少なくとも一部により減少された割合である。格子ベースの干渉計を用いる場合にX線検出器において測定されるX線強度に関する普通のモデルは：

20

## 【数1】

$$m(x) = TI_0(1 + DV_0 \cos(\phi + \phi_0 + \frac{2\pi x}{p}))$$

により与えられ、ここで、 $x$ は歩進される格子の位置であり、 $p$ は該格子の周期であり、 $I_0$ 、 $V_0$ 及び $\phi_0$ は、各々、被検体無しでの測定に関する強度、干渉縞視認性及び干渉縞位相であり、 $T$ 、 $D$ 及び $\phi$ は被検体による干渉縞模様の変化を特徴付けるものである。即ち、 $T$ は前記透過係数（被検体によるX線の全体的減衰を示す）であり、 $D$ は暗視野係数（被検体内での小角散乱に起因する干渉縞視認性の損失を示す）であり、 $\phi$ は被検体により生じる干渉縞模様の位相シフトである。これは他の共通式：

30

## 【数2】

$$m(x) = I(1 + V \cos(\phi + \phi_0 + \frac{2\pi x}{p}))$$

と等価であり、ここで、 $I = T I_0$ 及び $V = D V_0$ であることに注意されたい。従って、透過係数 $T$ の推定は全体の透過された強度を推定することと等価であり、暗視野係数 $D$ の推定はビーム内に被検体を伴う干渉縞視認性 $V$ を推定することと等価である。このように

40

50

して、当該装置は被検体により透過された放射の透過係数及び暗視野係数を決定することができ、該装置は制御ループにおいて被検体に向かって放出されるべきX線放射の強度を制御することができる。言い換えると、当該システムにより特定の位置で取得されたデータは、該位置における最適な動作条件を決定するために用いることができる。一例において、最適動作条件を決定するために使用される初期データは低強度のX線放射で取得することができ、次いで、該スキャンアーム位置において前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の強度を、例えばX線源の出力を該位置における所要のレベルまで増加させることにより制御することができる。このことは、X線画像（ここで、“X線画像”は減衰画像、即ち $-\log(T)$ 、暗視野画像、即ち $-\log(D)$ 及び/又は位相画像、即ち $\theta$ であり得る）におけるノイズ及び/又は信号対雑音が所望のように制御されることを可能にする。例えば、暗視野及び/又は位相コントラスト画像におけるノイズ及び/又は信号対雑音は、被検体に向かって放出されるべき、従って該被検体により潜在的に透過されるべきX線放射の強度を適切に制御することにより所望のように制御することができる。言い方を換えると、被検体のX線露出を、暗視野信号及び/又は位相コントラスト信号が当該画像にわたって一層均質な分布を有するように、制御することができる。言い換えると、DCPI装置に対して自動露出制御が提供され、位相コントラスト及び/又は暗視野画像のための自動露出制御を可能にする。このことは、例えば、人等の生きている被検体に対して、X線放射の強度を、被検体に対する放射線量を最小にしながら結果としての画像を効果的に検討及び解釈することができるよう、最適化することができることを意味する。

10

20

#### 【0013】

一例において、当該装置は出力ユニットを有し、該出力ユニットは前記被検体を表すデータを出力するように構成される。

#### 【0014】

一例において、前記処理ユニットは、前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の前記強度を前記決定された少なくとも1つの暗視野係数の単調減少関数として制御するように構成される。

#### 【0015】

一例において、前記処理ユニットは、前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の前記強度を前記決定された少なくとも1つの透過係数の単調減少関数として制御するように構成される。このようにして、被検体により透過されるX線放射の透過係数及び/又はX線暗視野係数をX線画像内で又はX線画像から決定することができ、この情報を、次の画像の取得に対する取得パラメータを調整するために使用することができる。この場合、制御ループ（即ち、フィードバック制御）を上記X線透過係数及び/又は暗視野係数に基づいて実施化することができる。このようにして、例えば、所望の信号対雑音をもたらすために使用されるべきX線の所要の強度を制御するために低強度のX線を使用することができ、その場合において、該低強度のX線は、画像にわたって所要の信号対雑音をもたらすために所要の強度のX線を制御することができるX線の透過係数及び/又は暗視野係数を決定するために使用される。幾つかの例において、このことは、前記干渉計装置が定位置外に旋回された状態でスキャン前強度X線画像を取得することにより達成することができ、及び/又は前記干渉計装置が定位置の状態で取得されたデータから“その場で”制御することができ、これにより、X線強度が各スキャン位置において制御される（又は調整される）ことを可能にする。

30

40

#### 【0016】

一例において、前記処理ユニットは前記少なくとも1つのX線干渉縞視認性をX線放射の前記少なくとも1つの透過係数の関数として決定するように構成され、前記X線干渉計装置は前記検査領域に対して前記X線検出器により検出されるX線が全て該X線干渉計装置を通過しなかったものとなるように位置決め可能である。言い換えると、前記暗視野係数のその場での（動作中の）決定を、適切な制御ループを介して、位相コントラスト又は暗視野画像等の結果としてのX線画像におけるノイズ及び/又は信号対雑音を制御する

50

ために使用することができる。該ノイズ及び／又は信号対雑音は、所定のレベルとなるように制御することができ、例えば該ノイズ及び／又は信号対雑音が画像にわたり実質的に一定となるように制御される。言い換えると、前記少なくとも1つの透過係数は、干渉計モードで動作している装置を利用して決定することができる。該決定された少なくとも1つの透過係数は、次いで、例えばスキャン速度の変更又はX線源の動作特性（特には、管電流及び／又はパルス持続時間）の変更を介して、前記被検体の少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の強度を決定するために使用することができる。言い換えると、X線放射の前記透過係数のその場での決定は、適切な制御ループを介して、位相コントラスト又は暗視野画像等の結果としてのX線画像におけるノイズ及び／又は信号対雑音を制御するために使用することができる。該ノイズ及び／又は信号対雑音は、所定のレベルとなるように制御することができ、例えば該ノイズ及び／又は信号対雑音が画像にわたり実質的に一定となるように制御される。言い換えると、当該装置は標準の放射線撮影装置へと調整することができ、このモードにおいて取得されたデータを上記透過係数の決定のために使用することができる。言い方を換えると、当該装置は、この配置では、標準の胸部画像を撮るように構成され、斯様な標準X線画像は透過係数の決定のために使用することができる。言い換えると、暗視野信号及び／又は位相コントラスト画像に対する減衰の影響は、前もって考慮することができ、これを、干渉計が定位置にある動作中に推定する必要はない。この場合、干渉計が定位置外に旋回された状態での当該被検体を介して透過された放射の上記の決定された透過係数、言い換えると当該減衰に関する知識は、暗視野係数のその場での決定を一層正確にするために、干渉計が定位置に旋回して戻された場合に取得されるデータと共に使用することができる。この場合、制御ループを前記の決定されたX線放射の透過係数及び暗視野係数に基づいてX線源又はスキャン速度を適切に調整するために使用することができ、前記被検体の一部に向かって放出されるべきX線放射の強度が所望のように制御され得るようにする。このことは、前記ノイズ及び／又は信号対雑音が一定となる又は所望のレベル若しくは当該画像にわたり所望のレベルになるように実施することができる。

#### 【0017】

一例において、前記処理ユニットは前記被検体の一部を透過したX線放射の少なくとも1つの透過係数を決定するように構成され、該処理ユニットは、更に、前記被検体の前記部分内で関心領域を決定するように構成され、前記被検体の前記少なくとも一部が該関心領域である。このようにして、この関心領域に最適化を合わせることができる。言い換えると、一例において、干渉計装置が定位置外に旋回された状態で取得された画像（又はスキャン）は、特定の重要な領域（例えば、肺）を位置特定するために使用することができ、当該装置は該肺の画像にわたる信号対雑音が所望のレベルとなることを可能にする。このことは、所要の画像の一層速い取得を可能にする。何故なら、X線放射の強度を制御しながら、重要な領域のみをスキャンすればよいからである。同様にして、干渉計は、肺の位置を決定するために例えば低強度のX線放射で身体にわたりスキャンすることができ、次いで、再スキャンは、当該肺の画像にわたる信号対雑音が所望のようになるように制御された放射強度で実行することができる。該放射強度は、前記X線源により放出されるX線強度の変更及び／又はスキャン速度の変更により制御することができる。

#### 【0018】

第2態様によれば、被検体をX線撮像する方法が提供され、該方法は、  
 a) X線の検出に関するデータを供給するステップであって、X線検出器がX線源に対して該X線源と当該X線検出器との間の領域の少なくとも一部が被検体を収容する検査領域となるように配置されるように構成され、X線干渉計装置が前記X線源と前記検査領域との間又は前記X線検出器と前記検査領域との間に配置されるように構成されるステップと、  
 b) 前記被検体の少なくとも一部を透過したX線放射に関する少なくとも1つのX線暗視野係数を決定するステップと、  
 c) 前記被検体の少なくとも一部を透過したX線放射に関する少なくとも1つの透過係数

10

20

30

40

50

を決定するステップと、

d ) 前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の強度を、前記決定された少なくとも1つの暗視野係数及びX線放射の前記決定された少なくとも1つの透過係数の関数として自動的に制御するステップと、  
を有する。

【0019】

一例において、当該方法は、前記被検体を表すデータを出力するステップe)を有する。  
。

【0020】

一例において、ステップd)は、前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の強度を前記決定された少なくとも1つの暗視野係数の逆数の関数として制御するステップを有する。 10

【0021】

一例において、ステップd)は、前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の前記強度をX線放射の前記決定された少なくとも1つの透過係数の単調減少関数として制御するステップを有する。

【0022】

一例において、ステップd)は、前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の前記強度を記決定された少なくとも1つの暗視野係数の逆数の関数として制御するステップ、及び前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の前記強度をX線放射の前記決定された少なくとも1つの透過係数の単調減少関数として制御するステップを有する。 20

【0023】

一例において、ステップd)は、前記被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の前記強度をX線放射の前記決定された少なくとも1つの透過係数の平方根の逆数の関数として制御するステップを有する。

【0024】

一例において。ステップb)は、前記少なくとも1つの暗視野係数を決定すると共に、前記X線干渉計装置を前記検査領域に対して前記X線検出器により検出されるX線が該X線干渉計装置を通過したものとなるように配置するステップを有する。 30

【0025】

一例において、ステップc)は、少なくとも1つの透過係数を決定すると共に、前記X線干渉計装置を前記検査領域に対して前記X線検出器により検出されるX線が該X線干渉計装置を通過したものとなるように配置するステップを有する。

【0026】

一例において、ステップc)は、前記少なくとも1つの透過係数を決定すると共に、前記X線干渉計装置を前記検査領域に対して前記X線検出器により検出されるX線が全て該X線干渉計装置を通過しなかったものとなるように配置するステップを有し、前記ステップb)は前記少なくとも1つの暗視野係数を前記少なくとも1つの透過係数の関数として決定するステップを有する。 40

【0027】

自動露出制御は、通常、X線撮影において過剰な線量照射無しで適切な画像品質を保証するために使用される。スロットスキャンシステムにおいて、自動露出制御は患者の局部的厚みに対して動的に調整される。ここに記載される態様及び例の利点は、自動露出制御を暗視野及び位相コントラスト撮像に関してDCPⅠシステムに適用することができるということである。

【0028】

他の態様によれば、前述した装置を制御するコンピュータプログラム要素が提供され、該コンピュータプログラム要素は、処理ユニットにより実行された場合に上述した方法のステップを実行するように構成される。 50

**【0029】**

他の態様によれば、上述したコンピュータプログラム要素を記憶したコンピュータ読取可能な媒体が提供される。

**【0030】**

有利には、上述した態様及び例の何れかにより提供される利点は、他の態様及び例の全てにも等しく当てはまるものであり、その逆でもある。

**【0031】**

上述した態様及び例は、後述される実施態様から明らかとなり斯かる実施態様を参照して解説されるものである。

**【図面の簡単な説明】**

10

**【0032】**

【図1】図1は、被検体をX線撮像する方法の一例を示す。

【図2】図2は、被検体をX線撮像する装置の一例の概略構成を示す。

【図3】図3は、被検体をX線撮像する装置の概略構成を示す。

【図4】図4は、被検体をX線撮像する装置の概略構成を示す。

【図5】図5は、被検体をX線撮像する装置の概略構成を示す。

【図6】図6は、共に露出制御なしで取得された、実験的生体マウス減衰(吸収)画像の概略図を左側に、関連する暗視野画像の概略図を右側に示し、下側のプロットは各画像に対して一層均一な信号対雑音比を生じる当該スキャンの間の線量プロファイルを示す。

【図7】図7は、図6に提示されたものと同一の情報を示し、上記概略図がX線画像により置換されている。

20

**【発明を実施するための形態】****【0033】**

以下、例示的実施態様を、図面を参照して説明する。

**【0034】**

図1は、被検体をX線撮像するための方法10を基本的ステップで示すもので、データの出力はオプションである。該方法は、以下のステップを有する。

**【0035】**

供給ステップ20{ステップa}とも称する}においては、X線の検出に関するデータが供給され、その場合において、X線検出器はX線源に対して、該X線源とX線検出器との間の領域の少なくとも一部が被検体を収容する検査領域となるように配置されるよう構成される。X線干渉計装置は、上記X線源と検査領域との間又は上記X線検出器と検査領域との間に配置されるよう構成される。

30

**【0036】**

第1決定ステップ{ステップb}とも称する}30においては、少なくとも1つのX線暗視野係数が決定される。

**【0037】**

第2決定ステップ{ステップc}とも称する}40においては、被検体の少なくとも一部を透過したX線放射の少なくとも1つの透過係数が決定される。

**【0038】**

40

制御ステップ{ステップd}とも称する}50においては、被検体の前記少なくとも一部に放出されるべきX線放射の強度が、前記決定された少なくとも1つのX線暗視野係数及び前記X線放射の前記決定された少なくとも1つの透過係数の関数として制御される。

**【0039】**

オプションとしての出力ステップ{ステップe}とも称する}60においては、被検体を表すデータが出力される。

**【0040】**

一例によれば、ステップd)は、被検体の前記少なくとも一部に向けて放出されるべきX線放射の強度を、前記決定された少なくとも1つの暗視野係数の単調減少関数として制御するステップ70を有する。

50

**【 0 0 4 1 】**

一例において、ステップ d ) は、被検体の前記少なくとも一部に向けて放出されるべき X 線放射の強度を、前記決定された少なくとも 1 つの暗視野係数の逆数の関数として制御するステップを有する。

**【 0 0 4 2 】**

一例によれば、ステップ d ) は、被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべき X 線放射の強度を、前記決定された少なくとも 1 つの透過係数の単調減少関数として制御するステップ 8 0 を有する。

**【 0 0 4 3 】**

一例において、ステップ d ) は、被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべき X 線放射の強度を、前記決定された少なくとも 1 つの透過係数の関数として、更に特定的には前記決定された少なくとも 1 つの透過係数の逆数の関数として制御するステップを有する。 10

**【 0 0 4 4 】**

一例によれば、ステップ d ) は、被検体の前記少なくとも一部に向けて放出されるべき X 線放射の強度を、該 X 線放射の前記決定された少なくとも 1 つの透過係数 T の平方根の関数として、更に詳細には該平方根の逆数の関数として制御するステップ 9 0 を有する。

**【 0 0 4 5 】**

一例によれば、ステップ b ) は、前記少なくとも 1 つの暗視野係数を決定するステップ 1 0 0 、及び前記 X 線干渉計装置を前記検査領域に対して、前記 X 線検出器により検出される X 線が該 X 線干渉計装置を通過したものとなるように位置決めするステップを有する。 20

**【 0 0 4 6 】**

一例によれば、ステップ c ) は、前記少なくとも 1 つの透過係数を決定するステップ、及び前記 X 線干渉計装置を前記検査領域に対して、前記 X 線検出器により検出される X 線が該 X 線干渉計装置を通過したものとなるように位置決めするステップを有する。

**【 0 0 4 7 】**

一例によれば、ステップ c ) は、前記少なくとも 1 つの透過係数を決定するステップ 1 3 0 、及び前記 X 線干渉計装置を前記検査領域に対して、前記 X 線検出器により検出される X 線が全て該 X 線干渉計装置を通過しなかったものとなるように位置決めするステップを有し、前記ステップ b ) は、前記少なくとも 1 つの暗視野係数を前記少なくとも 1 つの透過係数の関数として決定するステップ 1 2 0 を有する。 30

**【 0 0 4 8 】**

一例において、当該方法は被検体の関心領域を決定するステップを有し、該被検体の前記少なくとも一部が該関心領域である。

**【 0 0 4 9 】**

言い換えると、特定の例において、このことが X 線放射の平均透過強度（強度）を供給することができる標準の放射線撮影モードにおいて X 線画像を取得することに関係するものであり、次いで、これを当該装置が干渉縞（フリンジ）可視性（視認性）を決定するために D P C I モードで動作している際に使用することができる場合、ステップ c ) の一部はステップ b ) の一部より前に生じることができる。一例において、標準放射線撮影モードで取得された画像からの前記平均透過強度（強度）は、患者の肺等の関心領域に関するものとすることができます、その場合、D P C I モードにおいては当該関心領域にわたり前記視認性を決定することができ、これから、取得された暗視野画像又は位相コントラスト画像に関する当該関心領域にわたったノイズ及び / 又は信号対雑音比を供給することができるように、適切なフィードバック制御により所要の露出（露光）を決定することができる。 40

**【 0 0 5 0 】**

図 2 は、被検体を X 線撮像するための装置 2 0 0 の一例を示す。装置 2 0 0 は、X 線源 2 1 0 、X 線干渉計装置 2 2 0 、X 線検出器 2 3 0 及び処理ユニット 2 4 0 を有する。 X 50

線検出器 230 は X 線源 210 に対して、該 X 線源 210 と X 線検出器 230 との間の領域の少なくとも一部が被検体を収容する検査領域となるように配置されるよう構成される。X 線検出器 230 は、処理ユニット 240 に上記 X 線干渉計装置を少なくとも部分的に通過した X 線の検出に関するデータを供給するように構成される。X 線干渉計装置 220 は、上記 X 線源と検査領域との間又は上記 X 線検出器と検査領域との間に配置されるよう構成される。処理ユニット 240 は、被検体の少なくとも一部を透過した X 線放射に関する少なくとも 1 つの暗視野係数を決定するように構成されると共に、被検体の少なくとも一部を透過した X 線放射に関する少なくとも 1 つの透過係数を決定するよう構成される。処理ユニット 240 は、被検体の上記少なくとも一部に向かって放出されるべき X 線放射の強度を前記決定された少なくとも 1 つの暗視野係数及び前記決定された少なくとも 1 つの透過係数の関数として決定するよう構成される。

#### 【 0051 】

一例において、当該装置は、被検体を表すデータを出力するよう構成された出力ユニット 250 を有する。

#### 【 0052 】

一例において、当該装置は微分位相コントラスト撮像 (DPCI) 装置である。一例において、該装置は、検査領域に被検体を伴う及び伴わない場合の X 線の強度値の検出に関する減衰画像を発生する。一例において、該装置は検査領域に被検体を伴う及び伴わない場合の X 線の位相の検出に関する位相コントラスト（又は微分位相）画像を発生する。一例において、該装置は、検査領域に被検体を伴う及び伴わない場合の X 線の干渉縞視認性の検出（即ち、暗視野係数）に関する暗視野（又はデコヒーレンス）画像を発生する。一例において、該装置は、これら画像の何れかの組み合わせを発生する。例えば、該装置は、減衰画像を発生し、位相コントラスト画像を発生し、及び暗視野画像を発生することができる。一例において、減衰画像、位相コントラスト画像及び暗視野画像は同時に発生することができる。

#### 【 0053 】

一例において、前記干渉計装置はタルボ干渉計を有する。一例において、該干渉計装置は、前記 X 線源により放出される X 線に、X 線検出器により暗視野係数が導出される X 線干渉縞として検出可能な干渉模様を変調するよう構成された回折格子を有する。一例において、該干渉計装置は、上記干渉模様を分析するよう構成された第 2 回折格子を有する。一例において、第 2 回折格子は吸収格子である。一例において、上記 2 つの格子は検査領域の相反する側に配置される。一例において、これら 2 つの格子は検査領域の同一の側に配置される。一例において、当該干渉計は、既述した 1 以上の格子に加えてソース格子を有する。この例において、ソース格子は前記 X 線源の相対的に近くに配置されると共に、該ソース格子後に伝搬する X 線を部分的にコヒーレントにさせるよう作用する。言い換えると、X 線源は、該ソース格子が存在しなかった場合よりも一層コヒーレントな放射線を放出するよう適合化することができる。従って、幾つかの例において、ソース格子は、例えば当該 X 線源が既に適切にコヒーレントな X 線を生成する場合は必要とされない。一例において、当該干渉計装置はモアレ干渉縞を生成するよう構成される。一例において、該干渉計装置は幾つかの干渉縞が検出器領域内に存在するよう意図的に離調される。一例において、該干渉計装置は、第 1 格子を第 2 格子に対して小さな角度で傾斜させることにより意図的に離調される。一例において、離調は当該検出器上でのモアレ干渉縞の発生につながる。

#### 【 0054 】

一例において、当該装置は走査（スキャン）装置を有する。一例において、スキャンは検査領域を介しての被検体の運動を有する。一例において、スキャンは前記干渉計装置及び / 又は X 線源のエレメントが静止している間における検査領域を介しての被検体の運動を有する。一例において、スキャンは X 線源に対する格子の運動を有する。一例において、スキャンは、被検体が静止している若しくは検査領域を介して意図的に移動されない、及び / 又は前記 X 線源が静止している間における該 X 線源の運動を有する。一例において

10

20

30

40

50

、スキャンは、或る格子の第2の格子に対する運動を有する。一例において、スキャンは、第2格子に対する第1格子の相対位置が変化しないような第1格子の運動及び第2格子の運動を有する。例えば、前記干渉計装置は平行移動し及び／又は回転することができる。一例において、スキャンはX線源の運動を有する。一例において、スキャンは、該干渉計装置のエレメントが静止している間におけるX線源の運動を有する。言い換えると、X線源の運動（例えば、横方向の）は、X線検出器に対する被検体画像の投影の移動につながり得る。例えば、特定の例示的配置に対して、画像の投影とモアレ干渉縞との間に相対的ズレが存在し得る。言い換えると、当該装置は近年提案された走査位相コントラスト及び／又は暗視野システムの適合化に基づくものであり得る。しかしながら、当該装置は、特にマイクロドース（微少線量）システムで実施化される“古典的”走査幾何学構造又は被検体が管、格子及び検出器の静止設備を介して移動されるKottler他により使用された幾何学構造におけるような、他の走査幾何学構造の適合化に基づくものであり得る。当該装置は、全視野暗視野及び／又は全視野外相コントラストシステムの適合化に基づくものでもあり得る。

#### 【0055】

一例において、当該干渉計装置は適切なフレーム又はケージに亘りに対して固定的に取り付けられた2つの格子を有し、このフレームはスキャンアーム又は他の可動ガントリ構造内に固定的に配置される。言い換えると、該干渉計装置は、当該X線ビームの内外に、該装置がDPCIモード及び通常の放射線撮影モードの両方において動作され得るように旋回することができる。DPCIモードにおいて、上記アームは平行移動又は回転することができ、かくして、身体の少なくとも一部がスキャンされる。

#### 【0056】

一例において、当該装置はスロットスキャン装置を有する。一例において、前記X線源は異なる強度のX線を放出するように構成される。一例においては、相対的大きなX線検出器（恐らくは、全視野X線検出器）が、相対的に小さな（即ち、上記X線検出器の視野と比較して）干渉計装置との組み合わせで使用される。この例において、上記干渉計装置は、撮像動作の間において、当該装置により走査目的で当該視野にわたり移動させることができる。このようにして、当該検出器のピクセルは撮像動作の間に移動しないので、被写体プレの効果は低減され、さもなければ画像プレを抑圧するために必要とされ得るよりも安価な検出器を使用することができる。

#### 【0057】

一例において、被検体の少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の強度を制御するように構成される前記処理ユニットは、前記X線源により放出されるべきX線の強度を前記の決定された少なくとも1つの暗視野係数の関数として及び前記の決定された少なくとも1つの透過係数の関数として制御する動作を有する。一例において、上記X線源はX線管を有し、該X線源により放出されるべきX線の強度を制御するように構成される上記処理ユニットはスキャンの間において該X線管の電流を適切に変調するようになる。例えば、該X線管電流は、当該X線源により放出されるX線の強度を増加又は減少させるために適切に変調することができる。一例においては、該X線管電流が変調されると共に、スキャン速度が変化される。

#### 【0058】

一例において、前記処理ユニット（被検体の少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の強度を制御するように構成された）は、スキャン速度を制御するようにも構成される。例えば、スキャン速度の増加は、身体の一部に向かって放出されるX線放射の強度の減少につながり得る。何故なら、X線は当該身体部分を介して減少された期間にわたり伝搬し得ることになるからである。言い換えると、当該身体部分に向けられる（潜在的に通過し得る）X線束は減少される。

#### 【0059】

一例において、前記出力ユニットは前記透過係数を表すデータを出力するように構成される。

10

20

30

40

50

**【 0 0 6 0 】**

一例において、当該出力ユニットは吸収（又は減衰）画像を出力する。一例において、該出力ユニットは位相コントラスト（又は微分位相）画像を出力する。一例において、該出力ユニットは暗視野画像を出力する。一例において、該出力ユニットは減衰、位相コントラスト及び暗視野画像の何れかの組み合わせを出力する。言い換えると、該出力ユニットは3つのタイプの全ての画像を同時に出力することができる。一例において、該出力ユニットは当該被検体を表すデータを、視覚表示ユニット等のモニタ上に又は複数の別個のモニタ上に出力する。例えば、減衰、位相コントラスト及び暗視野画像は、単一のモニタ上で提示することができるか、又は別個のモニタ上で提示することができる。

**【 0 0 6 1 】**

10

当業者であれば、前記少なくとも1つの暗視野係数及び前記少なくとも1つの透過係数を決定するために信号推定ユニット等のユニットを使用することができることを理解するであろう。また、当業者であれば、露出制御ユニットが前記被検体の少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の強度を該決定された少なくとも1つの暗視野係数及び該決定された少なくとも1つの透過係数の関数として制御することができることを理解するであろう。処理ユニットが斯かるタスクを実行することができるが、このことは、当業者であれば理解されるように別個のユニットにより実行することもできる。

**【 0 0 6 2 】**

一例において、当該装置は病院等の臨床環境において有用な用途を有するものである。一例において、該装置は、マンモグラフィ、診断的放射線医学及び患者の医療検査のための介入的放射線医学のために用いることができる。一例において、該装置は、例えば非破壊検査（例えば、生物学的又は非生物学的試料の組成、構造及び／又は品質に関する分析）等の工業的環境及び保安スキャニング（例えば、空港における荷物のスキャン）において有用な用途を有する。

20

**【 0 0 6 3 】**

一例によれば、前記処理ユニットは被検体の少なくとも一部に向けて放出されるべきX線放射の強度を、前記決定された少なくとも1つの暗視野係数の単調減少関数として制御するように構成される。

**【 0 0 6 4 】**

30

一例によれば、該処理ユニットは被検体の少なくとも一部に向けて放出されるべきX線放射の強度を、前記決定された少なくとも1つの透過係数の単調減少関数として制御するように構成される。

**【 0 0 6 5 】**

一例において、該処理ユニットは、被検体の少なくとも一部に向けて放出されるべきX線放射の強度を前記決定された少なくとも1つの暗視野係数の狭義単調減少関数（strictly monotonically decreasing function）として制御するように構成され、及び／又は被検体の少なくとも一部に向けて放出されるべきX線放射の強度を前記決定された少なくとも1つの透過係数の狭義単調減少関数として制御するように構成される。一例によれば、該処理ユニットは、被検体の少なくとも一部に向けて放出されるべきX線放射の強度を前記決定された少なくとも1つの暗視野係数の逆数に比例するように制御するよう構成され、及び／又は被検体の少なくとも一部に向けて放出されるべきX線放射の強度を前記決定された少なくとも1つの透過係数の逆数に比例するように制御するよう構成される。

40

**【 0 0 6 6 】**

一例において、当該処理ユニットは、スキャン速度を前記決定された少なくとも1つの暗視野係数の逆数の関数として制御するように構成され、及び／又はスキャン速度を前記決定された少なくとも1つの透過係数の逆数の関数として制御するように構成される。

**【 0 0 6 7 】**

言い換えると、当該装置は、D P C I装置における画像ノイズが、微分位相コントラスト撮像及び暗視野撮像の場合、干渉計視認性（即ち、暗視野係数及び透過されたX線強度（強度）、即ち透過係数）に対して逆に増減するという事実を利用する。または、他の言

50

い方をすると、暗視野及び／又は位相コントラスト画像における予測される若しくは所望のノイズ及び／又は信号対雑音レベルに基づいて露出を制御する自動露出制御が提供される。

#### 【 0 0 6 8 】

一例において、当該処理ユニットは被検体の少なくとも一部に向けて放出されるべきX線放射の強度を、前記決定された少なくとも1つの係数の平方根の逆数に比例するように制御するよう構成される。

#### 【 0 0 6 9 】

一例において、該処理ユニットはスキャン速度を前記決定された透過係数の平方根の逆数に比例する関数として制御するよう構成される。

10

#### 【 0 0 7 0 】

一例においては、現在のスキャンアーム位置において発生される干渉縞模様（即ち、斯様なスキャンアーム位置に関する暗視野係数）が、該アーム位置における視認性又は平均視認性を決定するために使用される。該決定された視認性は、次いで、当該被検体の少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の強度を、例えばスキャン速度の変更又は当該X線源の動作特性の変更により制御するために使用することができる。

#### 【 0 0 7 1 】

一例によれば、当該処理ユニットは、前記少なくとも1つの透過係数を決定すると共に、前記検査領域に対してX線干渉計装置を、前記X線検出器により検出されるX線が該X線干渉計装置を通過したものとなるように位置決めするよう構成される。

20

#### 【 0 0 7 2 】

一例においては、現在のスキャンアーム位置において発生される干渉縞模様が、該アーム位置におけるX線放射の透過係数を決定するために使用される。該取得された干渉縞模様のDCPI処理を、X線放射の透過係数を決定するために用いることができる。

#### 【 0 0 7 3 】

一例において、現在のスキャンアーム位置において発生される干渉縞模様は、暗視野係数又は平均暗視野係数を決定するために使用され、同時に、該アーム位置におけるX線放射の透過係数を決定するために使用される。該決定された暗視野係数及び該決定された透過係数は、次いで、前記被検体の少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の強度を、例えばスキャン速度の変更又はX線源の動作特性の変更により制御するために使用することができる。言い換えると、当該X線放射の透過係数及び暗視野係数のその場での決定を、位相コントラスト又は暗視野画像等の結果としてのX線画像におけるノイズ及び／又は信号対雑音を制御するために適切な制御ループを介して用いることができる。

30

#### 【 0 0 7 4 】

一例において、現在のスキャンアーム位置において発生される干渉縞模様を該アーム位置におけるX線放射の透過係数を決定するために使用するというより、被検体の前記一部により透過される全放射束が測定され、これがX線放射の透過係数を決定するために使用される。言い換えると、当該干渉縞模様にわたる全放射束が測定され、干渉縞模様に基づくDCPI処理は使用される必要がない。一例において、X線放射の透過係数を決定するためにDCPI処理及び全放射束を使用することができる。

40

#### 【 0 0 7 5 】

一例によれば、当該処理ユニットは、X線干渉計装置を検査領域に対してX線検出器により検出されるX線が該X線干渉計装置を全て通過しなかったものとなるように位置決めすると共に、前記少なくとも1つの暗視野係数を前記少なくとも1つの透過係数の関数として決定するよう構成される。

#### 【 0 0 7 6 】

言い換えると、上記干渉計装置の部分を、当該装置が実質的に通常のX線装置の態様で動作しているようにするために、位置が外れるように旋回させることができる。しかしながら、当業者であれば、当該干渉計装置のX線ビームのコリメーションのためのソース格子等の部分は定位置に留まるが、定位置外に旋回された他の格子により該装置は干渉計装

50

置として動作していないということを理解するであろう。

#### 【0077】

一例において、当該処理ユニットは、X線干渉計装置が検査領域に対してX線検出器により検出されるX線が該X線干渉計装置の如何なる部分も通過しなかったものとなるように位置決めされた場合に暗視野係数を決定するよう構成される。一例において、第1格子は(一層)コヒーレントなビームを形成するために使用され、該第1格子は定位置に維持される一方、当該干渉計装置の他の部分は該ビームの外側に旋回される。例えば、モアレ干渉縞を発生するために使用される格子は該X線ビーム外へと旋回されるが、一層コヒーレントな放射源を発生するために使用されるソース格子は定位置に留まることができる。

#### 【0078】

一例において、X線干渉計が定位置外へ旋回されて取得された標準のX線撮影画像は、当該被検体の前記一部の平均透過強度(透過された強度)を決定するために使用される。この例において、当該X線干渉計は、次いで、X線放射が該干渉計を通過するような位置に旋回して戻され、当該被検体の前記一部を介してデータが取得される。干渉計なしで取得された上記平均透過強度(透過された強度)は、該干渉計を伴って取得されたデータと共に、当該被検体の前記一部にわたる平均視認性を決定するために使用することができる。該決定されたX線放射の透過強度及び該決定された視認性は、次いで、当該被検体の前記少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の強度を、例えばスキャン速度の変更又はX線源の動作特性の変更により制御するために使用することができる。言い換えると、標準のX線画像は、露出制御を更に一層調整又は適合させるために用いることができる。

#### 【0079】

一例において、DCP Iシステムを用いてX線画像データを収集する前に、当該干渉計装置はX線ビーム外へと旋回され、標準のX線画像を取得することができる。言い換えると、一例において、現状技術のX線画像を、透過画像の最適画像品質のために選択された焦点サイズ及びX線管電圧で取得することができる。一例において、取得された標準画像の分割は、一定の(所望の)ノイズレベル及び/又は一定の(所望の)信号対雑音レベルが必要とされる関心領域(例えば、肺)の位置を提供することができる。次いで、透過係数を決定することができる。

#### 【0080】

一例によれば、当該処理ユニットは当該被検体の関心領域を決定するように構成され、該被検体の前記少なくとも一部が該関心領域である。

#### 【0081】

一例において、当該処理ユニットは、X線干渉計装置が検査領域に対して、X線検出器により検出されるX線が該X線干渉計装置を通過したものとなるように位置決めされた場合に前記関心領域を決定するよう構成される。言い換えると、関心領域はその場で(動作中に)決定することができる。

#### 【0082】

一例において、当該処理ユニットは、X線干渉計装置が検査領域に対して、X線検出器により検出されるX線が該X線干渉計装置を通過しなかったものとなるように位置決めされた場合に前記関心領域を決定するよう構成される。言い換えると、関心領域は標準のX線画像から決定することができる。

#### 【0083】

図3は、被検体をX線撮像するための装置を示し、どの様にして減衰、位相コントラスト及び暗視野画像が取得されるかについての更なる詳細を提供する。該装置は、被検体(被写体)OBの又は該被検体内の吸収の空間分布に関して撮像することができるのみならず、屈折率の空間分布に関して(位相コントラスト撮像)撮像することができ、更に小角散乱の空間分布に関して撮像(暗視野撮像)することができる。該装置は、静止型X線検出器Dを横切って走査可能である格子(グレーディング)ベースの干渉計IFを有する。この例において、干渉計IFは2つの格子構造体G1及びG2を有しているが、他の例

10

20

30

40

50

では単一格子干渉計（单一の格子 G 1 のみを有する）が使用される。単一格子干渉計 I F の固有のケースにおいて、X 線検出器 D は、微分位相コントラスト撮像及び / 又は暗視野撮像の目的で格子 G 1 により発生される干渉パターンを検出する（即ち、十分に解像する）ために十分に小さなピッチ（従って、十分に大きな空間解像度）を有する。この目的のために、当該 X 線検出器は、例えば 50 マイクロメートル以上の空間解像度を有する高解像度 X 線検出器とすることができます。

#### 【 0 0 8 4 】

図 3 において、格子 G 1 は吸収格子又は位相シフト格子の何れかである一方、G 2 は吸収格子である。これら格子は、シリコンウェーファ等の適切な基板をフォトリソグラフィック的に処理することにより製造される。これらのシリコン“カード”に、異なるアスペクト比の溝により形成された周期的線引き（ruling）のパターンが形成される。該線引きパターンは一次元とすることができますが、碁盤模様を提供する等のために二次元とすることもできる。10

#### 【 0 0 8 5 】

当該 X 線撮像装置は、更に、X 線源 X R 及び X 線検出器 D を有する。X 線検出器 D は平面状又は湾曲された 2 D 全視野 X 線検出器とすることができます。前記 X 線源により放出される X 線放射を記録することができる 2 D X 線放射感知面を形成するために、複数の検出器ピクセルが行及び列にアレイとして配置される。

#### 【 0 0 8 6 】

X 線検出器 D 及び前記 X 線源は、検査領域 E R を形成するために離隔される。該検査領域は、撮像されるべき被検体 O B を受け入れるために適切な空間のものとする。当該被検体体は、無生物又は生物とすることができます。例えば、当該被検体は、撮像されるべき荷物又は他の試料等であり得るか、又は、医療の前後関係において該被検体は人若しくは動物の患者であるか、又は人若しくは動物の少なくとも解剖学的構造の一部であり得る。20

#### 【 0 0 8 7 】

干渉計格子構造体 G 1 及び G 2 は、X 線源 X R と X 線検出器 D との間の検査領域 E R 内に配置される。X 線源 X R は、X 線放射ビームが発する焦点 F S を有する。当該 2 以上の格子構造体が配置されるのは、焦点 F S と当該 X 線検出器の放射感知面との間の空間である。格子 G 1 は位相格子であり、格子 G 2 はアナライザ格子（分析器格子）である。幾つかの実施態様においては、干渉計 I F の干渉格子 G 1 , G 2 に加えて、ソース格子である他の格子 G 0 が存在する。30

#### 【 0 0 8 8 】

ソース格子 G 0 は前記 X 線源の近傍に、例えば X 線管のハウジングの出射窓に配置される。ソース格子 G 0 の機能は、放出される放射を少なくとも部分的にコヒーレントにすることである。言い換えると、該ソース格子 G 0 は、コヒーレントな放射を生成することができる X 線源が使用される場合、省略することができる。

#### 【 0 0 8 9 】

動作時において、前記少なくとも部分的にコヒーレントな放射は、検査領域 E R を通過し、被検体 O B と作用し合う。この場合、該被検体は当該放射に対し減衰、屈折及び小角散乱情報を変調し、該情報は格子直列（タンデム）G 1 及び G 2 の働きにより抽出することができる。格子 G 1 、 G 2 は干渉パターンを生じさせ、該パターンは X 線検出器 D においてモアレパターンの干渉縞として検出することができる。当該検査領域に被検体が存在しなかった場合でも、X 線検出器 D においては基準パターンと称される干渉パターンが依然として観察可能であり、該基準パターンは、通常、校正手順の間にキャプチャされる。これは、2 つの格子が完全には平行とならないように例えば僅かな撓みを生じさせることによって、該 2 つの格子 G 1 及び G 2 の間の相互の空間的関係を特別に調整する又は“離調させる”ことにより行う。ここで、当該検査領域内に被検体が配置され、上述したように当該放射と作用し合う場合、当該モアレパターン（この場合は、一層適切には被検体パターンと称される）は上記基準パターンの妨害バージョンとして理解することができる。上記基準パターンからの斯かる差分は、次いで、3 つの画像（減衰、位相コントラスト、40  
50

暗視野)の1つ又は全てを計算するために使用することができる。これら画像を計算することができる適切な信号を取得することができるよう、格子直列G1-G2によりスキャン運動が実行される。この運動の結果、X線検出器Dの各ピクセルにおいて一連の強度値が検出される。良好な結果のために、格子G1, G2の前記離調は、モアレパターンの周期がスキャン運動の方向にサイクルの数個(2個又は3個)にわたって延びるべきというものである。各X線検出器ピクセルに関して、上記一連の強度値は、次いで、例えば屈折、吸収及び小角散乱の各貢献度を導出するために(正弦)信号順モデルに当てはめることができる。このタイプの信号処理は、図3には示されていないが、当業者により既知の信号処理ユニットにおいて実行される。X線検出器Dは、光軸OX(図3ではZ軸に沿って延びるように示されている)の如何なる所与の向きに対しても静止状態に留まる。言い換えると、X線検出器Dは、当該検査領域における任意の基準点に対して静止状態に保たれる(少なくとも画像収集動作の間ににおいて)。上述した干渉計構成は、通常タルボ・ロー干渉計と称されるものである。G0とG1との間及びG1とG2との間の距離はタルボ距離の要件に適合するように精細に調整されねばならず、該タルボ距離は各格子の“ピッチ”(即ち、格子線引きの空間的周期)の関数である。X線検出器Dに対して干渉計IFを移動させることは、干渉縞のドリフトにより干渉縞分布の僅かな変化を生じさせ得る。しかしながら、干渉縞ドリフトは、斯様なドリフトを基準スキャンで得られた干渉縞ドリフトに關係させることにより補償することができる。このような基準スキャンは、当該X線撮像装置の設置時に実行される空走査であり得る。

## 【0090】

10

当該干渉計IFは、本質的に、2つの格子G1及びG2が適切なフレーム又はカゴ内に互いに固定的に取り付けられた“格子組(格子パック)”であり得、このフレームはスキャンアームGT又は他の可動ガントリ構造体(図3には示されていない)内に固定的に配設される。該アーム及び該アームと共に当該干渉計IFは、X線検出器面を横切って振り子状運動を行う。該スキャンアーム運動に関する回動点は、当該X線源の焦点FSを通るが、そうである必要はない。干渉計IFの格子G1及びG2は、スキャン運動の間ににおいて常に互いに対し一定の空間的関係で保持されると共に、G0に対して実質的に平行に又は少なくとも一定の空間的関係に留まる。適切な追跡回路(図示略)が、干渉計位置をX線検出器ピクセル位置と相關させて、読出バーストのシーケンスを適時に起動し、干渉パターンを正しくサンプリングするために各ピクセルに上述した一連の測定値が供給されることを保証する。

## 【0091】

20

図3において、X-Y面は当該X線検出器の面であり、X, Yは該X線検出器Dのピクセル化の方向を示す。当該X線源は、焦点FSを通過する焦点の回りに回転する。スキャンアームGT及びX線源XRのための回転軸RAは、図3の紙面内へと(Y方向に沿って)延びる。X線源を格子直列G1, G2の振り子運動と協調して回転させることは、放射束を増加させることを可能にする。

## 【0092】

30

図3の例では、当該X線源と被検体OBとの間に前置コリメータが配置され、当該放射ビームを格子G1及び/又はG2の寸法又はフットプリントに合致させる。該コリメータPCは、画像収集の間に干渉計IFの振り子運動に協調して移動する。これを達成する1つの方法は、該コリメータをソース格子G0に対し適切な距離における近傍でスキャンアームGTに取り付けることである。ソース格子G0も格子組G1, G2の揺動スキャン運動と協調して移動する。これを実施する1つの方法は、該格子を当該スキャンアームに取り付けることである。当該干渉計とX線検出器面との間には、散乱防止格子ASGを配置することができる。

## 【0093】

40

図3の例において、被検体(例えば、患者)OBは画像収集の間ににおいて検査テーブル又は寝椅子(図3には図示されない)上に横たわることが想定される。言い換えると、患者の長軸は図3による図の面内へと延びる一方、格子G1, G2の振り子運動(及びG

50

0の振り子運動)は、図3の紙面内へと延びる該患者の長軸(図3ではY方向に延びる)に対して垂直な面内で揺動する。

#### 【0094】

相互に剛性的に取り付けられた格子G1, G2は、全視野画像が所望の場合(即ち、スキャン方向に当該X線検出器自体と同様に広い画像が所望の場合)、一方のX線検出器の辺から反対側のX線検出器の辺までの全長を移動する。しかしながら、ユーザが一層小さなFOV(視野)を求める場合、収集時間を最少化するために少ないスキャン範囲を使用することができる。

#### 【0095】

図4は、X線画像収集の間に患者が立つ(直立する)ことを可能にするよう構成された別の例を示す。この構成は、胸部撮像にとり有利であり得る。ビューA, Bは当該装置の側面図を示す一方、ビューCはX線検出器Dを介してX線源XRに向かう(即ち、光軸O-Xに沿う)正面図である。図3と比較して、図4の例における光軸は実効的に90度回転される。言い換えると、この場合、干渉計IFは上から下へ又は下から上へと垂直方向に(当該検査室の地面に対して)湾曲スキャン運動を行う。このことが、正面図Cでは、動作中の干渉計IFの(下方への)移動を示す矢印により示されている。全ての例においてそうである必要はないが、図4において、干渉計IFの格子G1, G2は、実質的に、当該スキャン運動に対して垂直方向のX線検出器の幅と同一の長さの細条格子として構成されている。ここでも、格子G1, G2は単一の長いウェファ又は基板からモノリシックに形成することができる。しかしながら、他の実施態様において、該細条構成はタイル形成により、即ち複数の一層小さな個別のモノリシック格子モジュールと一緒に結合することにより達成することもできる。当該X線検出器は、検査室の天井から固定器具内で懸架することができるか、又は床に取り付けられたスタンドに取り付けることもできる。格子G1及びG2は、スキャンアームGTに剛性的に取り付けられる。同様に、該スキャンアームGTは床又は天井に取り付けることができる。側面図A及び図Bは、スキャンアームGTが垂直走査経路に沿って円状又は少なくとも弓状運動で移動する際の該走査アームGTのスキャン運動の間における異なる時点を示している。ここでも、必ずしも全ての実施態様においてではないが、ソース格子G0は焦点FSの回りに協調して回転するように配置される。これを行う1つの方法は、3つの全ての格子を当該スキャンアームに配置して、垂直方向の上下運動の間において固定された平行な関係を維持することである。図4において、同時的に又は協調して移動する部分は、当該スキャンアームGTを表す点線ボックス内に示される。

#### 【0096】

図5は、X線撮像装置の一例を示す。全視野検出器が小さな干渉計との組み合わせで使用され、該干渉計は検出器の領域を横切ってスキャンし、該干渉計は該検出器にわたるスキャンの間に移動する干渉縞模様を生成する。当該システムは、格子を備えたスキャンアームをビーム外に単に移動させることにより、通常の照射線撮影モードで容易に動作させることができる。グレイのボックスは、該ボックス内の部品が同時に移動することを示す。右側の図は位相コントラスト及び暗視野スキャンが開始する直前のスキャンアーム位置を示し、この位置では、全ての格子がビーム外にある。この位置においては、標準の胸部X線画像を撮ることができます。ここでは、上下運動が示されているが、他の例において、スキャンアームは例えれば左右方向のように異なって移動することもできる。言い換えると、当該X線撮像装置は、格子を備えたスキャンアームをビーム外に単に移動させることにより、通常の照射線撮影モードで容易に動作させることができます。

#### 【0097】

一例において、露出制御のための当該メカニズムは更に以下の様に説明することができる。暗視野画像又は位相コントラスト画像におけるノイズに関しては、大凡、以下の関係が成り立ち：

10

20

30

40

## 【数3】

$$\sigma \propto \frac{1}{DV_0\sqrt{Tl_0}}$$

ここで、 $\sigma$ はノイズであり、 $I_0$ は被検体の少なくとも一部に向かって放出されるべきX線放射の強度であり、 $T$ は透過係数であり、 $V_0$ は被検体無しでの干渉縞視認性であり、 $D$ は暗視野係数である。走査型暗視野及び位相コントラストシステムにおいて、言い換えると、DCP I装置において、干渉縞は幾つかの干渉縞が検出器領域上に存在するよう 10 意図的に離調されることに注意すべきである。この干渉縞模様は、現在のスキャンアーム位置における平均視認性を、その場で、大凡推定するために使用することができる。同時に、上記式に基づいて暗視野画像におけるノイズの大凡の推定値を得ることができるように全放射束を測定することができる。このノイズ推定値は、一層均質な暗視野画像及び位相コントラスト画像を達成すべく露出（即ち、上記式における $I_0$ ）を制御するために使用することができる。言い換えると、スキャンの間に暗視野係数 $D$ 及び透過係数 $T$ を、決定することができ、次いで、制御ループにより当該スキャンアーム位置における露出レベルを変更するために使用することができる。これを行うことにより、当該画像にわたる所要のノイズレベル又は信号対雑音レベルをもたらすことができる。

## 【0098】

更に、図3～図5に示された走査システムは当該スキャンの直前に標準の胸部X線画像を取得することができるという事実を利用することができる（標準の胸部X線は、スキャンアームを単に定位置外に旋回することにより何時でも撮影することができる）。標準的胸部X線画像は、透過画像の最適の画像品質のために選択された管電圧及び焦点サイズで現状技術のX線画像を提供することができる。この画像は、ここで説明されたように、露出制御を更に一層適合させるため使用することができる。先ず、当該画像の即座の分割は、肺の位置、即ち暗視野画像における一定のノイズレベルが望まれる関心領域を提供することができる（しかしながら、関心領域の斯様な決定は、定位置のスキャンアームによる画像スキャンの間に実施することもできることに注意すべきである）。第2に、暗視野ノイズレベル及び位相コントラストノイズレベルに対する当該減衰の影響を、前もって考慮に入れることができる。即ち、この信号成分を動作中に推定することは必要とされない。最後に、当該減衰に関する知識は、当該視認性の動作中の推定を一層正確にさせる。 30

## 【0099】

暗視野係数に関する特定の推定は、以下の推論として得ることができる：

特定のスキャンアーム位置において、検出器の読み出しが実行されて、幾つかの測定値を提供し：

## 【数4】

$$m_i = T_i I_i \left[ 1 + D_i V_i \cos(\phi_i - \phi_i^{(0)}) \right]$$

ここで、 $i$ は全てのピクセルを索引付け、 $\phi_i$ 及び $\phi_i^{(0)}$ は被検体により誘起される干渉縞の位相シフト及び干渉縞の空スキャン位相であり、 $I_i$ は $i$ 番目のピクセルに向かって放出されるべきX線放射の強度であり、 $V_i$ は被検体のない場合の干渉縞の視認性であり、 $D_i$ 及び $T_i$ は $i$ 番目のピクセルに関する暗視野及び透過係数である。前もってのX線画像、即ちスキャンアームが定位置外に旋回された場合の標準のX線画像は、平均の透過された強度に関する推定値を提供し、 $\bar{I}_1$ により示される。このように、上記式の再整理は：

## 【数5】

$$D_i \cos(\phi_i - \phi_i^{(0)}) \approx \frac{m_i - \bar{I}_1}{V_i \bar{I}_1}$$

となる。 50

**【 0 1 0 0 】**

当該走査システムでは相対的に高い周波数の干渉縞模様が用いられるので、 $\theta$ は360度にわたり均一に分布され、該余弦項の二乗は平均で1/2となると安全に仮定することができる。このように、これを上記式に当てはめると、検出器の読み出しに関する平均視認性 $\Delta$ の推定値は：

**【 数 6 】**

$$\hat{D}^2 \approx \frac{2}{N} \sum_{l=1}^N \left( \frac{m_l - \bar{m}_l}{V_l \bar{f}_l} \right)^2$$

により得ることができる。

10

**【 0 1 0 1 】**

言い換えると、X線放射が干渉計装置を通過する状態で当該DCPIシステムにより得られる測定値は、スキャンアームが定位置外に旋回された場合の前に取得された標準のX線画像を利用することができる。平均暗視野係数及び平均透過係数は当該画像におけるノイズを予測するために使用することができ、当該被検体を通過するX線の強度を適切に修正するための制御フィードバックを可能にする。このことは、当該X線源の出力を修正し、及び/又はスキャン速度を変更することにより実施することができる。

**【 0 1 0 2 】**

初期X線画像に対する肺分割は、この式において肺内の画像ピクセルにのみわたって総和することにより容易に含めることができる。

20

**【 0 1 0 3 】**

図6及び図7は、実験的生体マウス減衰(吸収)画像の概略図を左側に、関連する暗視野画像の概略図を右側に示し、これらは共に露出制御無しで取得されたものである。自動的露出制御を決定するための当該手順を適用するとして、下側のプロットは、一層均質な信号対雑音比を生じるであろうスキャンの間の線量プロファイルを示している。左側：減衰における均質なノイズレベルのために、線量は大きな減衰に対して(例えば、脊椎を撮像するために)高くなければならない。右側：暗視野画像における均質なノイズレベルのために、線量は強い暗視野コントラスト(肺、特に右側に示される左肺)に対して高くなればならない。このことは、左側のプロットにより示されるような標準X線に対して現在使用されている自動露出制御は、位相コントラスト又は暗視野画像においても均質なノイズ又は信号対雑音レベルを提供するためには適切でないことを明示している。しかしながら、ここに説明した自動露出制御は、改善された位相コントラスト及び暗視野画像が取得されることを可能にし、ノイズ又は信号対雑音は当該画像にわたり所要のものとなる。

30

**【 0 1 0 4 】**

他の実施態様においては、コンピュータプログラム又はコンピュータプログラム要素が提供され、該コンピュータプログラム又はコンピュータプログラム要素は前記実施態様の1つによる方法の方法ステップを適切なシステム上で実行するように構成されることを特徴とする。

**【 0 1 0 5 】**

従って、上記コンピュータプログラム要素は、一実施態様の一部でもあり得るコンピュータユニットに記憶することができる。このコンピュータユニットは、上述した方法のステップの実行を行い又は誘起するように構成することができる。更に、該コンピュータプログラム要素は、上述した装置の構成要素を動作させるように構成することができる。該コンピュータユニットは、自動的に動作し及び/又はユーザの指令を実行するように構成することができる。コンピュータプログラムは、データプロセッサの作業メモリ内にロードすることができる。該データプロセッサは、このように、前記実施態様の1つによる方法を実行するように装備することができる。

40

**【 0 1 0 6 】**

本発明の該例示的実施態様は、当初から本発明を使用するコンピュータプログラム、及び更新により既存のプログラムを、本発明を使用するプログラムに変えるコンピュータプ

50

ログラムの両方をカバーする。

【0107】

更に、該コンピュータプログラム要素は、上述したような当該方法の例示的実施態様の手順を満たすために要する全てのステップを提供することができるものとすることができる。

【0108】

本発明の他の例示的実施態様によれば、CD-ROM等のコンピュータ読取可能な媒体も提供され、該コンピュータ読取可能な媒体は先の段落で説明したコンピュータプログラム要素を記憶させる。

【0109】

コンピュータプログラムは、光学記憶媒体又は他のハードウェアと一緒に若しくはその一部として供給される固体媒体等の適切な媒体により記憶及び/又は分配することができるのみならず、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して等のように、他の形態で分配することもできる。

【0110】

しかしながら、当該コンピュータプログラムは、ワールドワイドウェブ等のネットワークを介しても提供することができると共に、斯様なネットワークからデータプロセッサの作業メモリにダウンロードすることができる。本発明の他の例示的実施態様によれば、コンピュータプログラム要素をダウンロードのために利用可能にする媒体も提供され、該コンピュータプログラム要素は本発明の前述した実施態様の1つによる方法を実行するよう構成される。

【0111】

本発明の実施態様は異なる主題に関して説明されていることに注意されたい。特に、幾つかの実施態様は方法のタイプの請求項に関して説明されている一方、他の実施態様は装置のタイプの請求項に関して説明されている。しかしながら、当業者であれば、上記及び以下の記載から、そうでないと明示されない限り、1つのタイプの主題に属するフィーチャの如何なる組み合わせにも加えて、異なる主題に関するフィーチャの間の如何なる組み合わせも本出願により開示されていると見なされることが分かるであろう。しかしながら、全てのフィーチャは、斯かるフィーチャの寄せ集め以上の相乗効果を提供するように組み合わせができるものである。

【0112】

以上、本発明を図面及び上記記載において詳細に図示及び説明したが、斯かる図示及び説明は解説的又は例示的なものであって、限定するものではないと見なされるべきである。本発明は、開示された実施態様に限定されるものではない。開示された実施態様に対する他の変形例は、当業者によれば、請求項に記載の本発明を実施するに際して図面、本開示及び従属請求項の精査から理解し、実施することができるものである。

【0113】

尚、請求項において“有する”なる文言は他の要素又はステップを排除するものではなく、単数形は複数を排除するものではない。また、单一のプロセッサ又は他のユニットは、請求項に記載された幾つかの項目の機能を満たすことができる。また、特定の手段が互いに異なる従属請求項に記載されているという单なる事実は、これら手段の組み合わせを有利に使用することができないということを示すものではない。また、請求項における如何なる符号も当該範囲を限定するものと見なしてはならない。

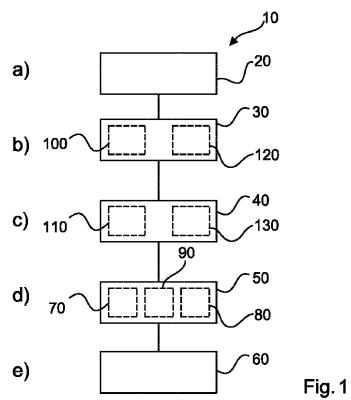
10

20

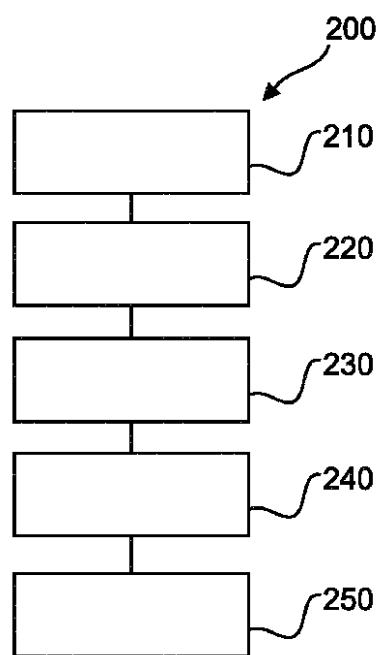
30

40

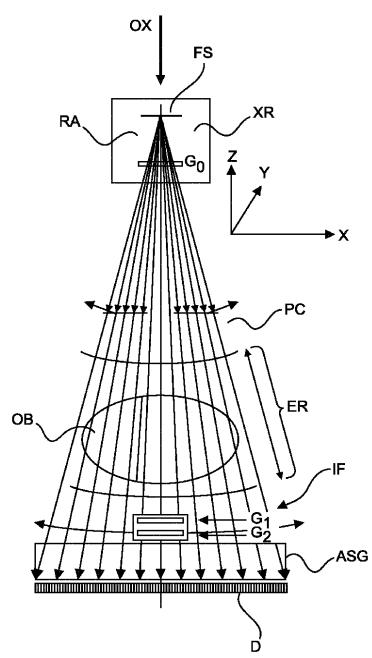
【図1】



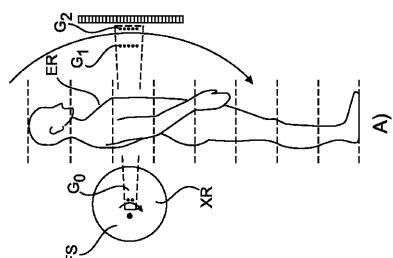
【図2】



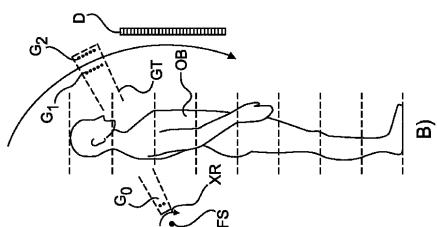
【図3】



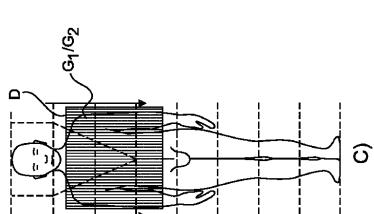
【図4 A )】



【図4 B )】



【図4 C )】



【図5】

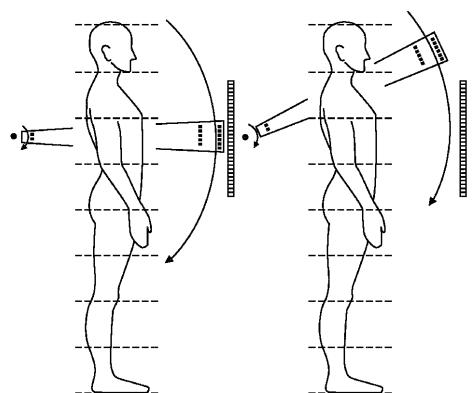


Fig.5

【図7】

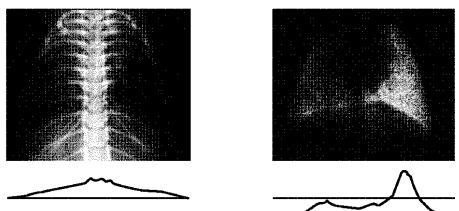


Fig.7

【図6】

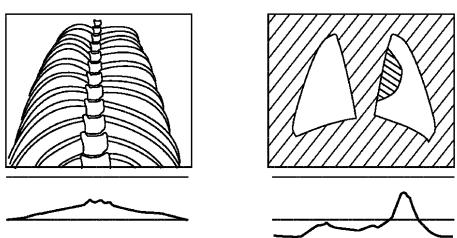


Fig.6

---

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/06 3 3 0  
G 0 1 N 23/041  
G 0 1 T 7/00 B

(72)発明者 マーク ハンス インゴ

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 ビルディング  
5

(72)発明者 プラロウ トマス

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 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 4 - 5 1 8 1 1 2 (JP, A)

特開2 0 1 1 - 0 4 5 6 5 5 (JP, A)

国際公開第2 0 1 1 / 1 1 4 8 4 5 (WO, A 1)

米国特許出願公開第2 0 1 5 / 0 0 3 1 9 8 6 (US, A 1)

中国特許出願公開第1 0 1 5 3 2 9 6 9 (CN, A)

国際公開第2 0 1 5 / 0 9 0 9 4 9 (WO, A 1)

国際公開第2 0 1 5 / 1 0 2 7 5 7 (WO, A 1)

Dieter Hahn et al., "Statistical iterative reconstruction algorithm for X-ray phase-contrast CT", SCIENTIFIC REPORTS, 2 0 1 5 年 6 月 1 2 日, Vol.5, No.10452, pp.1-8

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4  
G 0 1 N 2 3 / 0 0 - 2 3 / 2 2 7  
G 0 1 T 1 / 0 0 - 1 / 1 6  
G 0 1 T 1 / 1 6 7 - 7 / 1 2