

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3987676号  
(P3987676)**

(45) 発行日 平成19年10月10日(2007.10.10)

(24) 登録日 平成19年7月20日(2007.7.20)

(51) Int. Cl.

F I

**GO 1 N 23/04 (2006.01)**

GO 1 N 23/04

**A 6 1 B 6/06 (2006.01)**

A 6 1 B 6/06 3 3 0

**GO 1 T 1/00 (2006.01)**

GO 1 T 1/00 B

**GO 1 T 7/00 (2006.01)**

GO 1 T 7/00 B

請求項の数 11 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2000-213370 (P2000-213370)  
 (22) 出願日 平成12年7月10日(2000.7.10)  
 (65) 公開番号 特開2002-22678 (P2002-22678A)  
 (43) 公開日 平成14年1月23日(2002.1.23)  
 審査請求日 平成16年11月29日(2004.11.29)

(73) 特許権者 000153498  
 株式会社日立メディコ  
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
 (74) 代理人 100068504  
 弁理士 小川 勝男  
 (74) 代理人 100086656  
 弁理士 田中 恭助  
 (72) 発明者 馬場 理香  
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地  
 株式会社日立製作所 中央研究所内  
 (72) 発明者 植田 健  
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号  
 株式会社日立メディコ内

審査官 遠藤 孝徳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線計測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線焦点からX線を検査対象に照射するX線源と、有感部と該有感部を取り囲む不感部とを有する複数の検出素子が2次元に配列され、前記検査対象を透過したX線像を検出する平面型X線検出器と、前記検出素子の出力信号を収集して前記X線像に関するデータ処理を行なうデータ処理手段と、前記X線焦点と前記平面型X線検出器との間にあって前記X線焦点の位置に対して所定の距離に配置され、X線透過部材とX線遮蔽部材とが交互に第1の方向に配列されたX線グリッドとを有し、かつ、前記X線による前記X線遮蔽部材の前記平面型X線検出器の検出面への線状の投影像の前記第1の方向での周期が、実質的に前記第1の方向での前記検出素子の配列の周期の2以上の整数倍であり、前記第1の方向において前記X線遮蔽部材の前記線状の投影像の中心が、実質的に前記不感部の領域の中心に位置するよう構成したことを特徴とするX線計測装置。

10

【請求項2】

請求項1に記載のX線計測装置において、前記データ処理手段は、相互に隣接する複数の前記検出素子の出力信号を加算する処理を行なうよう構成したことを特徴とするX線計測装置。

【請求項3】

請求項1に記載のX線計測装置において、前記X線グリッドは、第1のX線透過部材と第1のX線遮蔽部材とが交互に第1の方向に配列される第1のX線グリッドと、第2のX線透過部材と第2のX線遮蔽部材とが交互に、前記第1の方向に直交する第2の方向に配

20

列される第2のX線グリッドとを具備し、かつ、前記第1のX線グリッドと前記第2のX線グリッドとが実質的に平行に配置されてなることを特徴とするX線計測装置。

【請求項4】

請求項3に記載のX線計測装置において、前記第1のX線遮蔽部材の前記検出面への前記線状の投影像の前記第1の方向での周期と、前記第2のX線遮蔽部材の前記検出面への前記線状の投影像の前記2の方向での周期とが実質的に等しいことを特徴とするX線計測装置。

【請求項5】

請求項1に記載のX線計測装置において、前記検出面に投影された前記X線遮蔽材の前記線状の投影像の周期を、束ね加算される検出素子群の配列の周期と同一であるよう構成したことを特徴とするX線計測装置。

10

【請求項6】

請求項1に記載のX線計測装置において、前記X線焦点と前記X線グリッドとの間に配置される前記検査対象の周囲で、前記X線源、前記X線グリッド、及び前記平面型X線検出器の相対的な位置を保持した状態で、前記検出対象に対して相対的な回転を与える手段を具備し、前記データ処理手段は、前記回転による複数の回転角度において前記検出素子の前記出力信号を収集して、前記検査対象の断層像を求めるデータ処理を行なうことを特徴とするX線計測装置。

【請求項7】

X線焦点からX線を検査対象に照射するX線源と、有感部と該有感部を取り囲む不感部とを有する複数の検出素子が2次元に配列され、前記検査対象を透過したX線像を検出する平面型X線検出器と、前記検出素子の出力信号を収集して前記X線像に関するデータ処理を行なうデータ処理手段と、前記X線焦点と前記平面型X線検出器との間にあって前記X線焦点の位置に対して所定の距離に配置され、X線透過部材とX線遮蔽部材とが交互に第1の方向に配列されたX線グリッドと、前記X線焦点と前記X線グリッドの中心部を結ぶ方向における前記X線グリッドの位置と前記平面型X線検出器の位置との間隔を、前記X線グリッドの面と前記平面型X線検出器の検出面との関係を保持した状態で調整する調整手段とを有し、かつ、前記X線による前記X線遮蔽部材の前記検出面への線状の投影像の前記第1の方向での周期が、実質的に前記第1の方向での前記検出素子の配列の周期の2以上の整数倍であるよう構成したことを特徴とするX線計測装置。

20

30

【請求項8】

X線焦点からX線を検査対象に照射するX線源と、有感部と該有感部を取り囲む不感部とを有する複数の検出素子が2次元に配列され、前記検査対象を透過したX線像を検出する平面型X線検出器と、前記検出素子の出力信号を収集して前記X線像に関するデータ処理を行なうデータ処理手段と、前記X線焦点と前記平面型X線検出器との間に前記X線焦点の位置に対して所定の距離に配置され、X線透過部材とX線遮蔽部材とが交互に第1の方向に配列されるX線グリッドと、前記X線焦点と前記X線グリッドの中心部を結ぶ方向における前記X線グリッドの位置と前記平面型X線検出器の位置との間隔を、前記X線グリッドの面と前記平面型X線検出器の検出面との関係を保持した状態で調整する調整手段とを有し、かつ、前記X線遮蔽部材の前記検出面への線状の投影像の前記第1の方向での周期が、実質的に前記第1の方向での前記検出素子の配列の周期の2以上の整数倍であるよう構成したことを特徴とするX線計測装置。

40

【請求項9】

請求項8に記載のX線計測装置において、前記調整手段により、前記第1の方向において前記X線遮蔽部材の前記線状の投影像の中心が、実質的に前記不感部の領域の中心に位置するように、前記間隔が調整されてなることを特徴とするX線計測装置。

【請求項10】

X線焦点からX線を検査対象に照射するX線源と、有感部と該有感部を取り囲む不感部とを有する複数の検出素子が2次元に配列され、前記検査対象を透過したX線像を検出する平面型X線検出器と、前記検出素子の出力信号を収集して前記X線像に関するデータ処

50

理を行なうデータ処理手段と、第 1 の X 線透過部材と第 1 の X 線遮蔽部材とが交互に第 1 の方向に配列される第 1 の X 線グリッド、及び第 2 の X 線透過部材と第 2 の X 線遮蔽部材とが交互に、前記第 1 の方向に直交する第 2 の方向に配列される第 2 の X 線グリッドを具備し、前記第 1 の X 線グリッドと前記第 2 の X 線グリッドとが実質的に平行に配置され、前記 X 線焦点と前記平面型 X 線検出器との間に前記 X 線焦点の位置に対して所定の距離に配置された X 線グリッドと、前記 X 線焦点と前記 X 線グリッドの中心部を結ぶ方向における前記 X 線グリッドの位置と前記平面型 X 線検出器の位置との間隔を、前記 X 線グリッドの面と前記平面型 X 線検出器の検出面を実質的に平行に保持して調整する調整手段とを有し、かつ、前記 X 線による前記第 1 の X 線遮蔽部材の前記検出面への線状の投影像の前記第 1 の方向での周期が、実質的に前記第 1 の方向での前記検出素子の配列の周期の 2 以上の整数倍であり、前記 X 線による前記第 2 の X 線遮蔽部材の前記検出面への線状の投影像の前記第 2 の方向での周期が、実質的に前記第 2 の方向での前記検出素子の配列の周期の 2 以上の整数倍であり、前記調整手段により、第 1 の方向において、第 1 の X 線遮蔽部材の前記線状の投影像の中心が実質的に前記不感部の領域の中心に位置するように、第 2 の方向において、第 2 の X 線遮蔽部材の前記線状の投影像の中心が実質的に前記不感部の領域の中心に位置するように、前記間隔が調整されてなることを特徴とする X 線計測装置。

10

#### 【請求項 11】

請求項 10 に記載の X 線計測装置において、前記第 1 の X 線遮蔽部材の前記検出面への前記線状の投影像の前記第 1 の方向での周期と、前記第 2 の X 線遮蔽部材の前記検出面への前記線状の投影像の前記第 2 の方向での周期とが実質的に等しいことを特徴とする X 線計測装置。

20

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【0001】

#### 【発明の属する技術分野】

本発明は、平面型 X 線検出器を用いて高画質な画像の撮影が可能な X 線撮影装置、X 線透視装置、コーンビーム CT 装置等の X 線計測装置に関する。

#### 【0002】

#### 【従来の技術】

2 次元 X 線検出器を用いて X 線像の計測を行なう X 線透視装置、及び X 線撮影装置は公知の技術である。X 線源と 2 次元 X 線検出器を検査対象の周りに 1 回転させながら回転撮影を行なうコーンビーム CT、また、X 線源と 2 次元 X 線検出器を固定し、検査対象を 1 回転させながら回転撮影を行なうコーンビーム CT がある（特開平 10 - 192267 号公報：従来技術 1）。

30

#### 【0003】

コーンビーム CT では、回転撮影により得られた複数の画像に対してそれぞれ補正処理を施すことにより、1 組の投影データを得る。得られた 1 組の投影データに対して、3 次元再構成アルゴリズムを用いて 3 次元再構成処理を行なうことにより、3 次元画像を得る。

#### 【0004】

CT の 3 次元再構成アルゴリズムは、「画像工学」（長谷川伸著、コロナ社発行、pp. 195 - 199：従来技術 2）に記載されている。コーンビーム CT の 3 次元再構成アルゴリズムとしては、フェルドkamp 法等の方法が用いられる。特に、フェルドkamp 法については、「Practical cone beam algorithm」（L. A. Feldkamp, Journal of Optical Society of America, vol. 1 (6), pp. 612 - 619, 1984：従来技術 3）に記載されている。

40

#### 【0005】

コーンビーム CT に用いられる 2 次元 X 線検出器としては、X 線 Image Intensifier（以下、XII と略記する。）とテレビカメラを光学系を介して組合せた XII - カメラ型 X 線検出器（特開平 10 - 192267 号公報：従来技術 1）や、平面型 X 線検出器等がある。

50

## 【 0 0 0 6 】

平面型 X 線検出器と、そのトモグラフィ応用の可能性については、「フラットパネル・ディテクタの動向」(稲邑清也、映像情報、v o l . 3 1 ( 4 )、p p . 1 2 5 - 1 3 0 : 従来技術 4 ) に記載されている。

## 【 0 0 0 7 】

例えば、アモルファスシリコンフォトダイオード(以下、a - S i P D と略記する。)と T F T との対を正方マトリックス状に配置し、これらの対と蛍光板を直接組合せた平面型 X 線検出器の構成が公知である。このタイプの平面型 X 線検出器では、X 線が蛍光板に入射して発生する蛍光は、最近傍の a - S i P D に入射して電荷に変換される。電荷は読み出されるまで蓄積される。この例では、a - S i P D は独立(ディスクリート)な検出素子として機能する。

10

## 【 0 0 0 8 】

2 次元 X 線検出器に入射する散乱 X 線を低減する手段として、散乱 X 線遮蔽グリッド(以下、単に、X 線グリッドと略記する。)がある。X 線グリッドを 2 次元 X 線検出器の前面に配置することにより、X 線透視、X 線撮影、及びコーンビーム C T 撮影に於いて散乱線を低減できる。

## 【 0 0 0 9 】

X 線グリッドはアルミニウム等の X 線透過材と鉛等の X 線遮蔽材を交互に重ねた積層構造をもつ。この積層構造をもつ X 線グリッドの 2 枚を互いに直交して配置して一体化したクロス X 線グリッドがある。コーンビーム C T 撮影に散乱 X 線遮蔽 X 線グリッドを使用することは公知である(特開平 9 - 1 4 9 8 9 5 号公報：従来技術 5 )。

20

## 【 0 0 1 0 】

2 次元 X 線検出器の複数の検出素子の出力信号を 1 次元方向又は 2 次元方向で加算する束ね加算(b i n n i n g)の技術は公知である(特開平 9 - 1 9 7 0 5 1 号公報：従来技術 6 )。X I I - カメラ型 X 線検出器では、テレビカメラの出力画素数を変化させることが可能であることが知られている。これは、コーンビーム C T 撮影に於いても公知である(特開平 1 1 - 2 2 6 0 0 4 号公報：従来技術 7 )。

## 【 0 0 1 1 】

束ね加算では、出力信号のデータ数を減少させて、1 枚当りの画像を出力する時間を短縮する効果、データ処理に要する時間を短縮する効果の実現できる。一旦、各検出素子の出力信号をメモリに記憶した後に、後処理で束ね加算を行ない、束ね加算後の演算処理に要する時間を短縮することもできる。

30

## 【 0 0 1 2 】

X 線により平面型 X 線検出器の検出素子の面に投影された X 線遮蔽 X 線グリッドの X 線遮蔽材の周期を検出素子の配列の周期の整数分の 1 倍とすることが知られている(特開平 9 - 7 5 3 3 2 号公報：従来技術 8 )。

## 【 0 0 1 3 】

X 線により平面型 X 線検出器の検出素子の面に投影された X 線グリッドの X 線遮蔽材の影を用いて、X 線源と X 線グリッドの位置を合わせる方法が知られている(特開平 4 - 3 0 8 8 0 9 号公報：従来技術 9 )。

40

## 【 0 0 1 4 】

また、X 線により平面型 X 線検出器の検出素子の面に投影された X 線グリッドの X 線遮蔽材の影を用いて、X 線源と検出器の位置を合わせる方法が知られている(特開平 9 - 6 6 0 5 4 号公報：従来技術 1 0 )。

## 【 0 0 1 5 】

## 【発明が解決しようとする課題】

先ず、以降の説明に使用する用語を説明する。

## 【 0 0 1 6 】

( 1 ) アモルファスシリコンフォトダイオード：以下の説明では、a - S i P D と略記する。

50

**【 0 0 1 7 】**

( 2 ) 散乱 X 線遮蔽グリッド：以下の説明では、単に、X 線グリッドと略記する。

**【 0 0 1 8 】**

( 3 ) 平面型 X 線検出器：検出素子が 2 次元に平面状に配列される X 線検出器をいう。以下の説明では、単に、X 線検出器という。

**【 0 0 1 9 】**

( 4 ) 検出素子：以下に説明する例では、a - S i P D と T F T の対と蛍光層から構成される。検出素子は、X 線により蛍光層で発生する蛍光を電気信号に変化する a - S i P D が形成されている有感領域（有感部）と、有感領域以外の不感領域（不感部、不感帯部）を含む。

10

**【 0 0 2 0 】**

( 5 ) 検出面：以下に説明する例では、平面型 X 線検出器で複数の a - S i P D が形成される面である。

**【 0 0 2 1 】**

X 線検出器を用いて X 線像の計測を行なう X 線透視装置、X 線撮影装置、コーンビーム C T 装置等の診断用の X 線計測装置では、診断能向上のために、空間分解能の向上が必要とされ、X 線検出器の検出素子の微小化が進められている。また、診断用の X 線計測装置では、空間分解能の向上に加えて X 線被曝量の低減が要求されており、X 線検出の高感度化が求められている。

**【 0 0 2 2 】**

20

X 線検出器を用いる場合、散乱 X 線による画質劣化が避けられないという問題がある。散乱 X 線を低減するために、X 線グリッドの X 線遮蔽材の間隔を検出素子の間隔に対応させて同じくする場合、検出素子が微小化するにつれて、X 線遮蔽材の間隔が小さくなるので、X 線グリッドによる感度低下を招き、所定の感度を得るには X 線照射線量の増加させなければならないという問題がある。また、検出素子が微小化した時、X 線グリッドの X 線遮蔽材の間隔を複数の検出素子群の間隔に対応させて、X 線遮蔽材の間隔を検出素子の間隔よりも大きくすることが考えられる。

**【 0 0 2 3 】**

しかし、何れの場合にも、X 線遮蔽材の配列の周期と X 線検出器の感度分布の周期の対応関係がずれることによりモアレが生じるという問題がある。特に、X 線検出器では感度分布特性が急峻なため、モアレが生じ易く、コーンビーム C T 画像では、モアレによるアーチファクトによる画質劣化、及び C T 値の定量性の低下が生じるという問題がある。例えば、図 6 に示すように、リングアーチファクトに加えて更にあるリングから派生する複数の曲線部分をもつ全体として非常に複雑なアーチファクトを生じることが、本発明者により確認されている。図 6 は、大口径の円柱形の水ファントムの再構成画像の中心部に出現したアーチファクトの例である。

30

**【 0 0 2 4 】**

微小なサイズの検出素子をもつ X 線検出器を用いる X 線計測装置では、散乱 X 線を有効に低減し、感度の低下をもたらさず、高感度、高空間分解を実現することが望まれている。

**【 0 0 2 5 】**

40

そこで、本発明の目的は、高空間分解能で高感度でモアレのない大視野の画像を得ることが可能な診断用の X 線計測装置を提供することにある。

**【 0 0 2 6 】****【課題を解決するための手段】**

本発明が適用される X 線計測装置は、X 線焦点から X 線を発生する X 線源と、不感部と不感部に取り囲まれる有感部とをもつ複数の検出素子が 2 次元に配列される X 線検出器と、撮影の制御を行ない複数の検出素子の出力信号を収集してデータ処理を行なうデータ処理手段と、X 線焦点と X 線検出器との間に X 線焦点の位置に対して所定の距離に配置され、X 線透過部材と X 線遮蔽部材とが交互に 1 つの方向（第 1 の方向）に配列され、薄い厚さの X 線透過平板で固定される散乱線を遮蔽する X 線グリッドとを具備する。

50

## 【0027】

例えば、X線検出器は、相互に不感帯（不感部）を介して独立して機能するa-SiPDとTF Tからなり正方マトリックス状に配置される複数の対と蛍光層（板）を直接組合せた公知の構成とする。検出素子は、a-SiPDとTF Tの対と蛍光層から構成される。検査対象を通過したX線は、X線グリッドを通過した後に、蛍光層に入射する。蛍光層で発生する蛍光は、最近傍のa-SiPDに入射して電荷に変換され、電荷の読み出し時点まで蓄積される。

## 【0028】

検査対象を配置しない状態で、X線の照射によりX線グリッドのX線遮蔽部材の線状の投影像を、X線検出器の検出面（複数のa-SiPDが形成される面）上に得ることができ

10

## 【0029】

本発明の第1の構成では、X線検出器の検出面へのX線グリッドのX線遮蔽部材の線状の投影像の1つの方向での周期が、実質的にこの1つの方向での検出素子の配列の周期の2以上の整数倍である。この構成により、高空間分解能且つ高感度でモアレのない大視野の画像を得ることが可能となる。

## 【0030】

また、第1の構成では、データ処理手段は、相互に隣接する複数の検出素子の出力信号を加算する処理を行なう。この複数の検出素子の出力信号を束ね加算することにより、高速に、高空間分解能且つ高感度でモアレのない画像を得ることが可能となる。

20

## 【0031】

また、第1の構成では、X線グリッドは、X線焦点とX線検出器との間にX線焦点の位置に対して所定の距離に固定して配置されており、X線焦点とX線グリッドの面（、又はX線検出器の検出面）の中心部を結ぶ方向での、X線グリッドの複数のX線遮蔽部材のX線入射面側の端部がなす面の位置とX線検出器の検出面（複数のa-SiPDが形成される面）の位置との間隔を調整する調整手段を具備し、調整手段は、X線グリッドの複数のX線遮蔽部材のX線入射面側の端部がなす面とX線検出器の検出面を実質的に平行に保持した状態で、上記の間隔を調整できる。

## 【0032】

X線焦点、及びX線グリッドの位置が、X線焦点とX線グリッドの面（、又はX線検出器の検出面）の中心部を結ぶ方向で固定される構成とするので、1種類のX線グリッドに対して、空間分解能、即ち、検出素子上記の1つの方向でのサイズが異なるX線検出器を使用する場合にも、空間分解能に応じてX線検出器を選択して、上記の調整手段により位置を調整することにより、検査対象の画像の計測が可能となる。

30

## 【0033】

また、第1の構成では、X線グリッド（クロスX線グリッド）は、第1のX線透過部材と第1のX線遮蔽部材とが交互に第1の方向に配列される第1のX線グリッドと、第2のX線透過部材と第2のX線遮蔽部材とが交互に、第1の方向に直交する第2の方向に配列される第2のX線グリッドとから構成され、第1のX線グリッドと第2のX線グリッドとが実質的に平行に配置され、第1のX線グリッドの中心部と第2のX線グリッドの中心部が実質的に一致するように一体化されて構成されている。

40

## 【0034】

更に、第1のX線遮蔽部材のX線検出器の検出面への線状の投影像の第1の方向での周期と、第2のX線遮蔽部材のX線検出器の検出面への線状の投影像の第2の方向での周期とが実質的に等しく、第1のX線グリッドと第2のX線グリッドにより構成されるX線グリッドはクロスX線グリッドとなる。X線グリッドのX線遮蔽材が2次元に配列される構造をもつので、散乱X線の混入が少なく、高空間分解能且つ高感度でモアレのない画像を得ることが可能となる。

## 【0035】

更に、第1の構成では、X線焦点とX線グリッドとの間に配置される検査対象の周囲で、

50

X線源、X線グリッド、及びX線検出器の相対的な位置を固定して保持した状態で、X線源、X線グリッド、及びX線検出器を回転させる手段を具備し、データ処理手段は、回転による複数の回転角度に於いて、複数の検出素子の出力信号を収集して、検査対象の断層像を求めるデータ処理を行なう。

【0036】

X線焦点からの放射状のX線を検査対象に照射して、コーンビームCT計測を行ない、高空間分解能且つ高感度でモアレのない3次元再構成画像を得ることが可能となる。

【0037】

本発明の第2の構成では、第1の構成と同様に、X線遮蔽部材のX線検出器の検出面への線状の投影像の第1の方向での周期が、実質的に第1の方向での検出素子の配列の周期の2以上の整数倍である。第1の構成と同様の機能をもつ調整手段により、第1の方向に於いて、X線遮蔽部材の線状の投影像の中心が、実質的に不感帯（不感部）の領域の中心に位置するように、上記の間隔が調整される。第1の構成の場合と同様に、1種類のX線グリッドに対して、空間分解能の異なる複数のX線検出器を使用する場合にも、空間分解能に応じてX線検出器を選択して、上記の調整手段により位置を調整することにより、検査対象の画像の計測が可能となる。

10

【0038】

本発明の第3の構成では、第1の構成で説明した第1のX線グリッドと第2のX線グリッドにより構成されるクロスX線グリッドをX線グリッドとして使用する。第1の構成と同様の機能をもつ調整手段により、第1の方向に於いて、第1のX線遮蔽部材の線状の投影像の中心が、実質的に不感帯（不感部）の領域の中心に位置するように、第2の方向に於いて、第2のX線遮蔽部材の線状の投影像の中心が、実質的に不感帯（不感部）の領域の中心に位置するように、上記の間隔が調整される。

20

【0039】

また、第1のX線遮蔽部材のX線検出器の検出面への線状の投影像の第1の方向での周期と、実質的に第2のX線遮蔽部材のX線検出器の検出面への線状の投影像の第2の方向での周期とを等しい構成とする。第1の構成の場合と同様に、2次元に配列されるX線遮蔽材をもつX線グリッド（クロスX線グリッド）を使用するので、散乱X線の混入が少なく、高空間分解能且つ高感度でモアレのない画像を得ることが可能となる。

【0040】

なお、先述した従来技術8は、検出素子のサイズがX線遮蔽材の間隔よりも小さいX線検出器を開示していない。また、従来技術9は、X線源とX線グリッドの位置合わせ方法を開示し、従来技術10は、X線源と検出器の位置合わせ方法を開示するが、X線グリッドとX線検出器の位置合わせ方法を開示していない。

30

【0041】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施例を図を用いて詳細に説明する。

【0042】

図1は、本発明の実施例のコーンビームCT装置の構成例を示す図である。コーンビームCT装置は、検査対象1にX線を照射するX線管2、検査対象1を保持する保持台3と保持台3を回転させる回転装置4、検査対象1を透過したX線を検出するX線検出器5、散乱線を遮蔽するX線グリッド6、X線グリッド6に対するX線検出器5の相対位置を変化させて調整する調整装置7、X線管2と回転装置4とX線検出器5を制御し、X線検出器5の各検出素子の出力信号をデータとして収集するデータ収集装置8、収集されたデータの演算処理を行なうデータ処理装置9、収集されたデータ、及び演算処理された結果を表示する表示装置10等から構成される。データ処理装置9の機能をデータ収集装置8に持たせてもよい。

40

【0043】

X線グリッド6とX線検出器5の対とX線管2とを検査対象1の周囲で回転させ、コーンビームCT計測を実行する。また、X線グリッド6とX線検出器5の対とX線管2とを固

50

定して、回転装置 4 により検査対象 1 を回転させて、コーンビーム CT 計測を実行してもよい。

【0044】

X線検出器は、相互に接合される複数の検出ユニットから構成される。各検出ユニットは、各検出ユニットに入射するX線を可視光に変換する蛍光層と蛍光層から発生する蛍光を a - S i P D により電気信号に変える変換ユニット、変換ユニットから T F T により読み出される信号を増幅する増幅部、増幅部で増幅された信号を送出する信号出力部、各検出ユニットに於ける信号の読み出しを制御する読み出し制御部等から構成される。

【0045】

各検出ユニットに於ける検出素子は、1辺が0.127mmの正方形の形状をもち、2方向にピッチ0.127mmで正方配列される。検出素子の有感領域(有感部)は1辺が0.106mmの正方形の形状をもち、この有感領域は4方向で、0.0105(=0.021/2)mmの幅で不感領域(不感部)により取り囲まれている。即ち、隣接する検出素子の有感領域の間に形成されている不感部の幅は0.021mmである。

10

【0046】

X線検出器は、2方向にピッチ0.127mmで正方配列される、3072×3072=9437184個の検出素子から構成され、X線検出器は、1辺が約390mmの大きさの正方形の形状をもち、

【0047】

X線グリッドとして、同じ構造をもち第1、第2のX線グリッドを重ねて一体化したクロスX線グリッドを使用する。第1、第2のX線グリッドはそれぞれ、X線遮蔽材として、厚さが0.050mm、高さが1.016mm、長さが約390mmの細長い鉛箔を使用し、X線透過材として、厚さが約0.20mm、高さが1.016mm、長さが約390mmの細長いアルミニウム箔を使用する。

20

【0048】

第1、第2のX線グリッドのX線グリッド比は8:1である。第1、第2のX線グリッドは、各X線グリッドの中心部を一致させて、クロスX線グリッドのX線入射側に配置される第1のX線グリッドの、鉛箔、及びアルミニウム箔のX線入射側の端面を結ぶ面と、クロスX線グリッドのX線出射側に配置される第2のX線グリッドの、鉛箔、及びアルミニウム箔のX線入射側の端面を結ぶ面とを実質的に平行に保持した状態で、各X線グリッドの中心部での鉛箔の長手方向が直交するように貼り合せて一体化する。

30

【0049】

即ち、第1のX線グリッドの中心部での鉛箔の長手方向を第1の方向に平行に配置し、第2のX線グリッドの中心部での鉛箔の長手方向を、第1の方向に直交する第2の方向に平行に配置して、第1のX線グリッドと第2のX線グリッドとを貼り合せて一体化する。

【0050】

第1のX線グリッドの、鉛箔、及びアルミニウム箔のX線入射側の端面を結ぶ面の中心部とX線焦点と間の距離は、1.2mである。本発明の実施例のコーンビームCT装置では、第1のX線グリッドの、鉛箔、及びアルミニウム箔のX線入射側の端面を結ぶ面と、X線検出器の検出素子の検出面(複数の有感領域、即ち、複数の a - S i P D で形成される面)との間隔は、19mmである。

40

【0051】

第1のX線グリッドの上記のX線入射側の端面を結ぶ面の中心部とX線焦点とを結ぶ方向で、X線検出器の検出面を上記のX線入射側の端面を結ぶ面に実質的に平行に移動させて、クロスX線グリッドに対するX線検出器の検出面の位置を以下のように調整する。

【0052】

X線による第1のX線グリッドの鉛箔のX線検出器の検出面への線状の投影像の第1の方向での周期が、実質的に、第1の方向での検出素子の配列の周期の2倍となるように、また、X線による第2のX線グリッドの鉛箔のX線検出器の検出面への線状の投影像の第2の方向での周期が、実質的に、第2の方向での検出素子の配列の周期の2倍となるように

50



調整する。更に、第 1 の方向に於いて、第 1 の X 線グリッドの鉛箔の線状の投影像の中心が、実質的に不感帯の幅の中心に位置するように、第 2 の方向に於いて、第 2 の X 線グリッドの鉛箔の線状の投影像の中心が、実質的に不感帯の幅の中心に位置するように、第 1 の X 線グリッドの上記の X 線入射側の端面を結ぶ面と、X 線検出器の検出素子の検出面との間隔が調整される。

【 0 0 5 3 】

図 2 は、本発明の実施例のコーンビーム CT 装置に於けるクロス X 線グリッドの鉛箔と X 線検出器の検出素子の有感領域と不感帯の位置関係の例を示す  $x-z$  面に平行で原点  $O(21)$  を通る断面図である。原点  $O(21)$  とする直交座標系  $(x, y, z)$  の  $y$  軸を、回転装置 4 の回転中心軸、又は、X 線グリッド 6 と X 線検出器 5 の対と X 線管 2 とを検査対象 1 の周囲で回転させる時の回転軸とする。 $xy$  面を、第 1、第 2 の X 線グリッド 22、23 により構成されるクロス X 線グリッド 6 の第 1 の X 線グリッド 22 の X 線入射側の端面を結ぶ面、及び X 線検出器 24 の検出素子の検出面 (有感領域) 27 に平行にとる。 $z$  軸を、X 線管 2 の X 線焦点  $F(20)$  と第 1 の X 線グリッド 22 の X 線入射側の端面を結ぶ面の中心部とを結ぶ方向とする。

10

【 0 0 5 4 】

図 2 は、第 1 の X 線グリッド 22 の  $x$  方向に配列される鉛箔 26 の中心を通り、 $x$  方向に形成される不感帯 28 の幅の中心に至る X 線経路 29、及び第 1 の X 線グリッド 22 の  $x$  方向に配列されるアルミニウム箔 25 を通り、 $x$  方向に形成される不感帯 28 の幅の中心に至る X 線経路 30 を示す。図 2 では、第 2 の X 線グリッド 23 の構造は省略している。

20

【 0 0 5 5 】

図 2 に示す X 線検出器 24、24' はそれぞれ、 $x$  方向、及び  $y$  方向で同じ検出素子の大きさをもち、同じ幅の不感帯 28、28' をもつが、X 線検出器 24' は、X 線検出器 24 よりも、空間分解能は悪く、有感領域 27' の面積は有感領域 27 の面積より大きい (即ち、X 線検出器 24' の検出素子の大きさは、X 線検出器 24 の検出素子の大きさよりも大きい)。

【 0 0 5 6 】

なお、図 2 に於いて、クロス X 線グリッド 6 に対して、X 線検出器 24、24' を  $x$  方向、及び  $y$  方向それぞれ、その検出素子のサイズの  $1/2$  の寸法だけシフトして配置してもよい。

30

【 0 0 5 7 】

また、図 2 に示す例では、同じ構造をもつ第 1、第 2 の X 線グリッドを重ねて一体化したクロス X 線グリッドを使用する例を説明したが、図 2 に示すクロス X 線グリッドの代わりに、 $x$  方向に鉛箔が配列される第 1 の X 線グリッド、 $y$  方向に鉛箔が配列される第 2 の X 線グリッドの何れか一方を使用してもよく、この場合も、上記で説明した方法、下記で説明する方法で、X 線グリッドと X 線検出器の相対的な位置合せを行なえばよい。

【 0 0 5 8 】

X 線検出器 24、又は、24' の検出面を、第 1 の X 線グリッド 22 の X 線入射側の端面に対して平行を保った状態で移動させて、クロス X 線グリッドに対する X 線検出器の検出面の位置を調整することにより、1 種類の第 1 の X 線グリッド 22 に対して、異なる空間分解能をもつ複数の X 線検出器を使用できる。

40

【 0 0 5 9 】

図 3 は、本発明の実施例のコーンビーム CT 装置に於ける X 線検出器と X 線グリッドとの位置関係の調整方法の例を説明する断面図である。X 線検出器 5 と X 線グリッド 6 はそれぞれ、枠 40 に取り付けられたスライドするスライド板 41 に固定されている。X 線検出器 5 と X 線グリッド 6 は、枠 40 に対して垂直に取り付けられている。

【 0 0 6 0 】

距離調節用の調節ねじ 42 のねじ穴 43 が X 線グリッド 6 に形成されており、調節ねじ 42 がねじ穴 43 にねじ込まれている。調節ねじ 42 は X 線検出器 5 に向けてねじ込まれている。X 線検出器 5 の上で調節ねじ 42 の頭が接する部分には、調節ねじ 42 の頭により

50

X線検出器5が破損しないように受け板44が備えられている。調節ねじ42を回してX線検出器5の側に押し出すことにより、X線グリッド6とX線検出器5との距離を平行に拡大できる。調節ねじ42を回してX線グリッド6の側に引き出すことにより、X線グリッド6とX線検出器5との距離を狭めることができる。図3に示す例では、調節ねじを1本のみとしたが、更に調節ねじの本数を増加させることにより、距離の調整の精度を向上することができる。

#### 【0061】

X線グリッド6の第1のX線グリッド22のX線入射側の端面を結ぶ面の中心部が、X線管2のX線焦点F(20)から所定の距離の位置にくるように、X線グリッド6が固定されたスライド板41を移動させ、スライド板41を枠40に固定する。調節ねじ42をX線検出器5の側に押し出す、又は、X線グリッド6の側に引き出す。X線検出器5の面が調節ねじ42の頭にぶつかる位置まで、X線検出器5が固定されたスライド板41を移動させる。スライド板41を枠40に固定する。検査対象を配置しない状態で、X線を発生してX線検出器5のX線遮蔽材(鉛箔26)の投影画像を計測する。

#### 【0062】

投影画像に於けるx方向、及びy方向の鉛箔の線状の投影像の中心位置と、x方向、及びy方向の不感帯の幅の中心位置とを検出して、x方向での鉛箔の線状の投影像の中心位置の周期が、実質的に、x方向での検出素子の配列の周期の2倍となるように、また、y方向での鉛箔の線状の投影像の中心位置の周期が、実質的に、y方向での検出素子の配列の周期の2倍となるように、更に、第1のX線グリッドのx方向の鉛箔の線状の投影像の中心が、実質的にx方向の不感帯の幅の中心に位置するように、第2のX線グリッドのy方向の鉛箔の線状の投影像の中心が、実質的にy方向の不感帯の幅の中心に位置するように、X線検出器5が固定されたスライド板41を移動させて、X線グリッド6とX線検出器5との間の距離を調整する。更に、投影画像にモアレが見えるか否かを確認する。モアレが見えなくなるまで、距離の調整を行なう。

#### 【0063】

本発明の実施例のコーンビームCT装置では、X線検出器の複数の検出素子の出力信号を、x方向又はy方向の1方向、あるいは、x方向及びy方向の2方向で加算する束ね加算(binning)を実行する。

#### 【0064】

本発明の実施例のコーンビームCT装置は、束ね加算を実行する2つモードをもつ。第1の束ね加算モードは、第2の束ね加算モードに比較して長い演算処理時間を要するが、高空間分解能の画像を提供できる高分解能モードである。第2の束ね加算モードは、第1の束ね加算モードで得られる画像に比較して空間分解能は劣るが、第2の束ね加算モードよりも高速に演算処理が可能であり、標準的な計測条件を与える標準モードである。

#### 【0065】

高分解能モードでは、x方向、及びy方向に於いてそれぞれ2つの検出素子の出力を加算する束ね加算を行ない、合計4つの検出素子の出力を加算する。標準モードでは、x方向、及びy方向に於いてそれぞれ4つの検出素子の出力を加算する束ね加算を行ない、合計16の検出素子の出力を加算する。高分解能モードでの空間分解能と標準モードでの空間分解能の比は、1:2である。

#### 【0066】

束ね加算する検出素子の数(束ね加算素子数)、即ち、加算する検出素子の出力の数は種々変化させることができる。データの収集時に、検出素子の出力を加算する制御を実行した後に、加算結果を収集すると、束ね加算素子数を増加させる程、高速にデータを収集できる。

#### 【0067】

x方向での束ね加算素子数とy方向での束ね加算素子数とを等しくしない構成としてもよく、例えば、x方向での束ね加算素子数を増加させないで感度の低下を小さくし、y方向での束ね加算素子数を増加させることにより、高速化を図り、高感度且つ高速なデータ収

10

20

30

40

50

集をおこなうことが可能となる。

#### 【0068】

図4は、本発明の実施例のコーンビームCT装置に於ける、X線グリッドのX線遮蔽材とX線検出器の一部のx-z面に平行で原点O(21)を通る拡大断面図であり、X線グリッドと検出素子の位置関係を説明するための図である。

#### 【0069】

図4に於いて、図4には図示しないz方向の左側にX線管のX線焦点F(20)がある。点線421、422、423、424、425、426はX線焦点から放射されX線グリッドのX線遮蔽材(鉛箔)に接して進行し検出素子へ入射するX線経路を示す。各点線421~426は相互に平行ではなく、各点線421~426により示されるX線の経路は、図2に誇張して示すように、X線焦点からの発散するX線ビームによる経路である。

10

#### 【0070】

クロスX線グリッド6の第1のX線グリッド22は、x方向に配列するX線遮蔽材(鉛箔)401、402、403と、x方向に配列するX線透過材(アルミニウム箔)411、412、413、414から構成され、第1のX線グリッド22のX線入射側の端面での鉛箔、及びアルミニウム箔の端面のなす面471、X線出射側の端面での鉛箔、及びアルミニウム箔の端面のなす面472はそれぞれ、xy面に平行な同一の面にある(図4に図示しない第1のX線グリッド23についても同様である)。

#### 【0071】

図4では、X線検出器24の4つの検出素子の有感領域451、452、453、454を示す。X線グリッドのX線遮蔽材、及びX線透過材はX線焦点F(20)から放射されるX線により、X線検出器24の検出面461に僅かだが拡大されて投影される。この拡大率は、X線焦点F(20)と検出面461との間の距離と、X線焦点F(20)とX線グリッドの面471との間の距離との比である。X線グリッドの面471とX線検出器の前面473との間の距離をL(470)とする。

20

#### 【0072】

以下、検出面461に投影されたX線グリッドの位置と、検出素子の有感領域の位置関係について説明する。図4に示す例は、X線焦点からのX線により検出面461に投影された第1のX線グリッドのX線遮蔽材の像の周期が、検出素子が形成される周期の2倍となるよう調整された場合を示す。

30

#### 【0073】

点線801、802、803は、高分解能モードで出力が加算される束ね加算がなされる検出素子群の境界線を示し、これらの境界線の位置は、検出素子の有感領域の間に形成される不感帯の幅の中心位置に対応する。

#### 【0074】

束ね加算は、高分解能モードではx方向、及びy方向に於いてそれぞれ2つの検出素子の合計4つの検出素子について、標準モードではx方向、及びy方向に於いてそれぞれ4つの検出素子の合計16の検出素子について実行される。即ち、高分解能モードでは、検出面に投影されたX線遮蔽材の像の周期は、束ね加算される検出素子群の配列の周期と同一となる。標準モードで束ね加算される検出素子群の配列の周期は、高分解能モードで束ね加算される検出素子群の配列の周期の整数倍となる。

40

#### 【0075】

境界線801、802、803は、x方向に形成された不感帯の幅の中心位置に対応し、検出面461に投影されたx方向に配列されるX線遮蔽材の像の中心位置と一致するように、第1のX線グリッドの前面の位置471からX線検出器の前面473の間の距離L(470)が変更され調整される。距離L(470)の変更は、X線検出器の前面473の位置を変更する調整により実行される。

#### 【0076】

この結果、検出面に投影されたX線遮蔽材の像の周期と、束ね加算される検出素子群の配列の周期とが一致するので、モアレの発生を防止できる。また、検出素子の有感領域がX

50

線遮蔽材で遮蔽される割合を効果的に低減できるので、X線計測装置の感度が向上する。更に、x方向、及びy方向で束ね加算は、同一のX線遮蔽材の対（例えば、x方向では、鉛箔401と鉛箔402の対）の内側の検出素子群について実行されるので、検出素子群の出力の加算による空間分解能の低下を最小に抑制できる。

【0077】

図5は、本発明の実施例のコーンビームCT装置に於いて、x方向、及びy方向にそれぞれ配列されるX線遮蔽材の検出面461に投影された像の中心位置のx方向、及びy方向での周期を、検出素子がそれぞれ形成されるx方向、及びy方向での検出素子の周期の2倍とするように調整した時の、X線遮蔽材、検出素子の有感領域、不感帯の相対的な位置関係を説明する図であり、検出面461にX線遮蔽材を投影した部分拡大投影図であり、図4を紙面に垂直な方向から見た投影図である。図5に示す例では、図2、図4と同様に、同じ構造をもつ第1、第2のX線グリッドにより構成されるクロスX線グリッドを使用している。

10

【0078】

x方向、及びy方向にそれぞれ同じ等間隔に形成される検出素子（0.127mm×0.127mm）の有感領域（0.106mm×0.106mm）101、102、103、104、111、112、113、114、121、122、123、124、131、132、133、134の周囲は、不感帯（幅0.021mm）で囲まれる。各有感領域の隣接する2辺の近傍の各有感領域の周辺から幅0.015mmの領域は、クロスX線グリッドにより覆われている（検出面461に投影されるX線遮蔽材の寸法は0.051mmである）。

20

【0079】

検出面461に投影されるX線遮蔽材により、クロスX線グリッドのX線遮蔽材の検出面461への投影により、検出面461にはX線遮蔽材の投影による孔501、502、503、504が形成される。第1、及び第2のX線グリッドにより構成されるクロスX線グリッドを使用する場合、孔501、502、503、504の部分には、第1のX線グリッドのX線遮蔽材、第2のX線グリッドのX線遮蔽材の何れもが投影されない部分である。

【0080】

図5に示す点線は、x方向、及びy方向で束ね加算される検出素子群の範囲の境界を示す。図5に示す例では、束ね加算は、x方向、及びy方向でそれぞれ2素子の合計4素子に対して実行される。

30

【0081】

束ね加算される4つの検出素子が占有する領域の中心と、上記の孔の中心とが一致するように、クロスX線グリッドのX線遮蔽材の検出面への投影像のx方向、及びy方向での中心位置が、不感帯の幅の中心位置に一致するように、クロスX線グリッドの第1のX線グリッドの前面の位置に対する、X線検出器の検出面の位置を調整する。即ち、図5に示すように、x方向、及びy方向で束ね加算される検出素子群の範囲の境界を示す点線の位置は、不感帯の幅の中心位置、及び、クロスX線グリッドのX線遮蔽材の検出面への投影像のx方向、及びy方向での中心位置に一致させている。

40

【0082】

この結果、検出面に投影されたクロスX線グリッドのX線遮蔽材の像の周期と、束ね加算される検出素子群の配列の周期とが一致するので、モアレの発生を防止できる。また、検出素子の有感領域がX線遮蔽材で遮蔽され割合を効果的に低減できるので、X線計測装置の感度が向上する。更に、x方向、及びy方向で束ね加算される検出素子群は上記の孔の内部にあり、同一のX線遮蔽材の対（例えば、x方向では、鉛箔401と鉛箔402の対）の内側にある検出素子群について束ね加算が実行されるので、検出素子群の出力の加算による空間分解能の低下をx方向、及びy方向で最小に抑制できる。

【0083】

標準モードでは、x方向、及びy方向のそれぞれで4つの検出素子の合計16の検出素子

50

ついて束ね加算される。この結果、検出面に投影されたクロスX線グリッドのX線遮蔽材の像の周期と、束ね加算される検出素子群の配列の周期とが一致するので、モアレの発生を防止できる。検出素子の有感領域がX線遮蔽材で遮蔽され割合を効果的に低減できるので、X線計測装置の感度が向上する。

#### 【0084】

更に、x方向、及びy方向で束ね加算は、同一のX線遮蔽材の対（例えば、x方向では、鉛箔401と鉛箔402の対）の内側の検出素子群について実行されるので、検出素子群の出力の加算による空間分解能の低下を最小に抑制できる。標準モードでは、16の検出素子の束ね加算により、空間分解能は低下するが、束ね加算の以降に実行されるデータ処理量が大幅に低減し演算時間が短縮される効果がある。

10

#### 【0085】

本発明の実施例のコーンビームCT装置では、束ね加算が2段階で実行される。束ね加算を、検出素子からの信号を収集してメモリに記憶する以前に、ハードウェアにより行なう構成と、メモリに記憶した後にソフトウェアで行なう構成の両方が可能であり、これら2つの構成を直列させて利用できる。

#### 【0086】

x方向、及びy方向での2つの検出素子の合計4つの検出素子の束ね加算は、各検出素子からの信号をメモリに記憶する以前に、ハードウェアで実行される。

#### 【0087】

得られた束ね加算された信号（4素子束ね加算信号）は収集されメモリに記憶される。後処理では、収集された4個の束ね加算された信号（4素子束ね加算信号）の束ね加算がソフトウェアにより実行される。

20

#### 【0088】

即ち、ハードウェアによる前処理とソフトウェアによる後処理とを組合せて16の検出素子の束ね加算を実行する。4つの検出素子の束ね加算を実行できるハードウェアによる機能（4素子束ね加算機能）をもつX線検出器を用いて、後処理でソフトウェアにより、16の検出素子の束ね加算を実行できる。この結果、X線検出器の設計を汎用化して低コスト化可能とすると共に、演算時間と空間間分解能の関係に基づいて、X線計測装置の利用の仕方の融通性を高めることができる。

#### 【0089】

30

上記の1つの孔に対して1つの検出素子に対応するようなクロスX線グリッドを使用する場合には、図5に示す例のように、上記の1つの孔に対して4つの検出素子に対応するようなクロスX線グリッドを使用する場合よりも、散乱線の遮蔽能力が高くなるという効果がある。この時、束ね加算を実行しない場合には、X線グリッドのX線遮蔽材の検出面への投影像のx方向、及びy方向での中心位置は、検出素子の境界線、即ち、x方向、及びy方向での不感帯の幅のx方向、及びy方向での中心位置に一致する。この結果、検出素子の有感領域がX線遮蔽材で遮蔽される割合を効果的に低減できるので、X線計測装置の感度が向上する。また、モアレの発生も抑止できる。

#### 【0090】

#### 【発明の効果】

40

本発明のX線計測装置は、X線検出器を用いて高画質な画像の撮影が可能なX線撮影装置、X線透視装置、コーンビームCT装置等の診断を目的とする装置に適用され、本発明のX線計測装置によれば、以下の効果を奏する。

#### 【0091】

（1）検出素子の有感領域がX線遮蔽材で遮蔽される割合を効果的に低減し、モアレの発生を防止でき、X線の検出感度が向上できる。

#### 【0092】

（2）束ね加算をX線遮蔽材の対の内側の領域の検出素子の出力信号の加算により実行するので、束ね加算に於ける空間分解能の低下を最小に抑制できる。

#### 【0093】

50

(3) 検出素子の出力の束ね加算により、高速に、高空間分解能且つ高感度でモアレのない画像を得ることができる。

【0094】

(4) X線グリッドとX線検出器の間隔の調整により、検出素子の周期が異なる複数のX線検出器に対して、同一のX線グリッドを使用できX線グリッドの融通性を高めることができる。

【0095】

(6) X線グリッドとして、x方向、及びy方向の構造が同一であるクロスX線グリッドと、検出素子の配列間隔がx方向、及びy方向の両方向で同一であるX線検出器とを用いて、x方向、及びy方向の両方向で同じ空間分解能を実現できる。

10

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例のコーンビームCT装置の構成例を示す図。

【図2】本発明の実施例のコーンビームCT装置に於けるクロスX線グリッドの鉛箔とX線検出器の検出素子の有感領域と不感帯の位置関係の例を示す断面図。

【図3】本発明の実施例のコーンビームCT装置に於けるX線検出器とX線グリッドとの位置関係の調整方法の例を説明する断面図。

【図4】本発明の実施例のコーンビームCT装置に於ける、X線グリッドのX線遮蔽材とX線検出器の一部の拡大断面図であり、X線グリッドと検出素子の位置関係を示す説明する図。

【図5】本発明の実施例のコーンビームCT装置に於いて、2方向にそれぞれ配列されるX線遮蔽材の検出面に投影された像の2方向での周期を、検出素子がそれぞれ形成される2方向での検出素子の周期の2倍とするように調整した時の、X線遮蔽材、検出素子の有感領域、不感帯の相対的な位置関係を説明する図であり、検出面にX線遮蔽材を投影した部分拡大投影図。

20

【図6】従来のコーンビームCT画像におけるモアレによるアーチファクトを示す図。

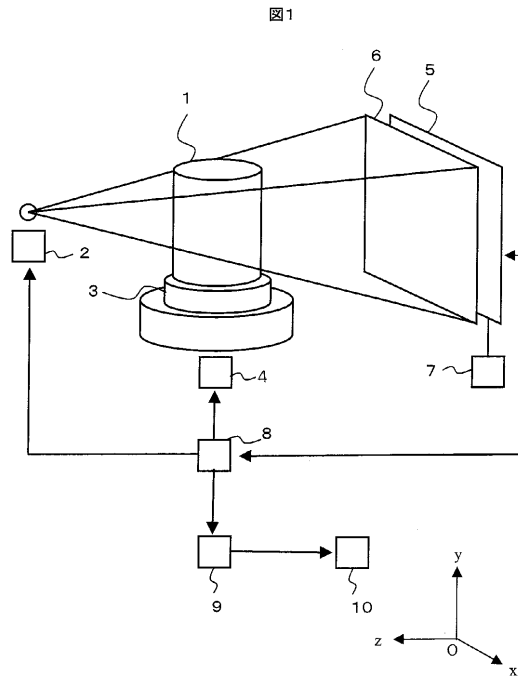
【符号の説明】

1...検査対象、2...X線管、3...保持台、4...回転装置、5...X線検出器、6...X線グリッド、7...調整装置、8...データ収集装置、9...データ処理装置、10...表示装置、20...X線管のX線焦点F、21...直交座標系の原点O、22...第1のX線グリッド、23...第2のX線グリッド、24...X線検出器、25...アルミニウム箔、26...鉛箔、27、27'...検出素子の検出面(有感領域)、28、28'...検出素子の不感帯、29...x方向に配列される第1のX線グリッドの鉛箔の中心を通りx方向に形成される不感帯の幅の中心に至るX線経路、30...x方向に配列される第1のX線グリッドのアルミニウム箔を通り、x方向に形成される不感帯の幅の中心に至るX線経路、40...枠、スライド板41、42...調節ねじ、43...ねじ穴、44...受け板、101、102、103、104、111、112、113、114、121、122、123、124、131、132、133、134...有感領域、401、402、403...X線遮蔽材、411、412、413、414...X線透過材、421、422、423、424、425、426...X線焦点から放射されX線グリッドのX線遮蔽材に接して進行し検出素子へ入射するX線経路、451、452、453、454...有感領域、461...X線検出器の検出面、470...第1のX線グリッドのx線入射側の面とX線検出器の検出面との距離L、471...第1のX線グリッドのX線入射側の端面での鉛箔、及びアルミニウム箔の端面のなす面、472...第1のX線グリッドのX線出射側の端面での鉛箔、及びアルミニウム箔の端面のなす面、501、502、503、504...X線遮蔽材の投影により検出面に形成される孔、801、802、803...束ね加算がなされる検出素子群の境界線。

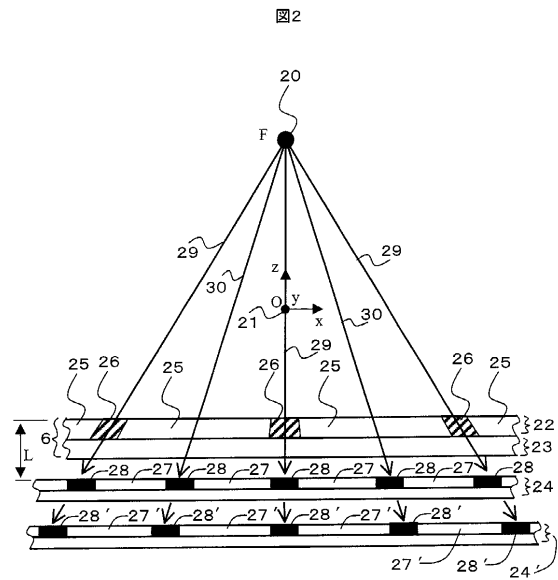
30

40

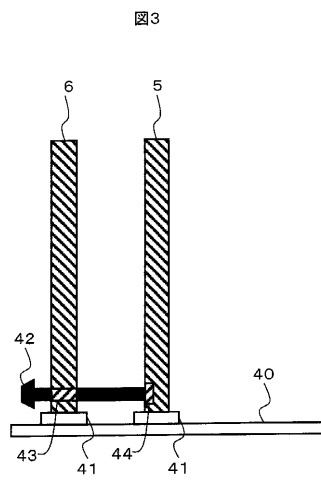
【 図 1 】



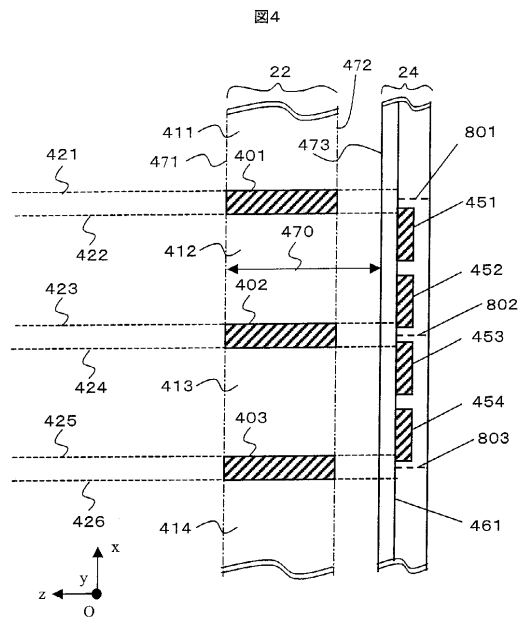
【 図 2 】



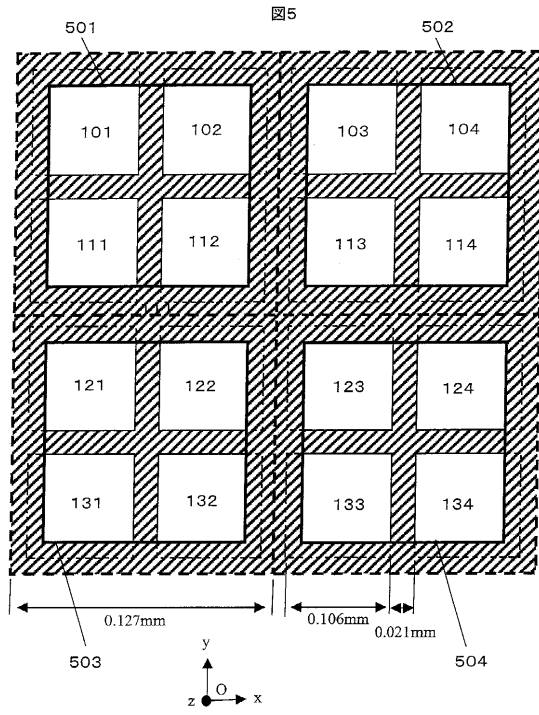
【 図 3 】



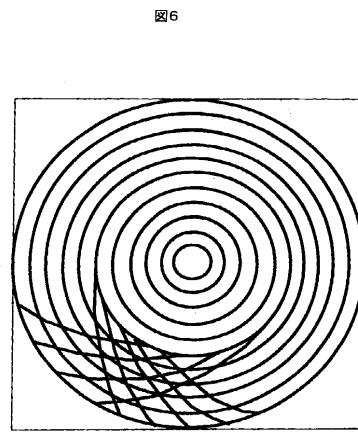
【 図 4 】



【図5】



【図6】





---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2000-60843(JP,A)  
特開平6-154207(JP,A)  
特開昭57-44999(JP,A)  
特開平1-235839(JP,A)  
米国特許第5949850(US,A)  
特開2000-65995(JP,A)  
特開平10-305030(JP,A)  
特開平9-66054(JP,A)  
特開平9-75332(JP,A)  
特開平6-237927(JP,A)  
特開平6-319729(JP,A)  
特開平10-57361(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N 23/00 - 23/227  
A61B 6/00 - 6/14  
G01T 1/00 - 7/12  
JST7580(JDream2)  
JSTPlus(JDream2)