

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5095921号
(P5095921)

(45) 発行日 平成24年12月12日(2012.12.12)

(24) 登録日 平成24年9月28日(2012.9.28)

(51) Int.Cl.	F 1
HO 1 L 27/144 (2006.01)	HO 1 L 27/14
GO 1 T 1/24 (2006.01)	GO 1 T 1/24
HO 1 L 31/02 (2006.01)	HO 1 L 31/02

請求項の数 4 (全 7 頁)

(21) 出願番号	特願2005-131323 (P2005-131323)
(22) 出願日	平成17年4月28日 (2005.4.28)
(65) 公開番号	特開2005-322908 (P2005-322908A)
(43) 公開日	平成17年11月17日 (2005.11.17)
審査請求日	平成20年4月24日 (2008.4.24)
(31) 優先権主張番号	10/838,892
(32) 優先日	平成16年5月4日 (2004.5.4)
(33) 優先権主張国	米国(US)

(73) 特許権者	390041542 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタディ、リバーロード、1番
(74) 代理人	100137545 弁理士 荒川 智志
(74) 代理人	100105588 弁理士 小倉 博
(74) 代理人	100106541 弁理士 伊藤 信和
(74) 代理人	100129779 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】食違い配置の検出区域を有するモノリシックX線検出器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

C Z T 及び H g I₂ より成る群から選択され、前面(14)及び後面(20)を持つモノリシック検出器素子(12)と、

前記前面(14)上の少なくとも1つの陰極(22)と、

前記後面(20)上に配置された少なくとも2列の陽極(24)であって、その各列が1つの軸線に沿って相隔たる独立の検出領域(15)を規定しており、また相異なる列の検出領域(15)の中心が、列に沿って測ったとき、互いに対してずれている、当該少なくとも2列の陽極(24)と、

を有し、

前記独立の検出領域(15)は、前記陽極(24)を囲むステアリング電極によって画成された平行四辺形の周縁を有し、

前記列の端にあるモノリシック検出器素子(12)の少なくとも1つの端部は前記平行四辺形の一辺に平行であり、複数のモノリシック検出器素子(12)は端と端とをつなげて配列して、ギャップを生じること無く又はこれらのモノリシック検出器素子(12)の中心間隔を変えること無く検出領域(15)の列を延長させることができる、ことを特徴とする固体X線検出器(10, 10')。

【請求項2】

前記すれば前記軸線に沿った検出領域(15)の幅の半分である、請求項1記載の固体X線検出器(10, 10')。

【請求項 3】

前記列の端にある検出領域(15)の面積が、前記列の端にない検出領域(15)の面積よりも小さく、また、複数のモノリシック検出器素子(12)は端と端とをつなげて配列して、これらの検出器素子(12)の中心間隔を変えること無く検出領域(15)の列を延長させることができる、請求項1記載の固体X線検出器(10, 10')。

【請求項 4】

更に、各々の前記陽極(24)から独立の電流を読み取る読み出し回路(40)を含んでいる請求項1記載の固体X線検出器(10, 10')。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

10

【0001】

本発明は一般的に云えばX線検出器に関し、具体的には定量的X線イメージングのために使用されるテルル化カドミウム亜鉛(CZT)検出器に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

2種類の異なるX線エネルギーで或る物体によるX線吸収量を測定すると、その物体の組成についての情報を2種類の選択された基本的物質に分解されるものとして表すことができる。医学の分野では、選択された基本的物質を骨と柔らかい組織とにすることが多い。骨を周囲の柔らかい組織から区別できれば、X線画像から、骨粗鬆症及び他の骨の病気の診断のために生体内骨密度についての定量的情報を得ることが可能になる。

20

【0003】

選択された基本的物質として異なるものを選ぶことにより、二重エネルギーX線測定を他の目的に使用することが可能である。例えば、二重エネルギーX線測定は、身体組成の分析のために脂肪と脂肪のない組織とを区別するように、或いは荷物を走査するために爆発物と非爆発物とを区別するように使用することができる。

【0004】

二重エネルギーX線システムで被測定物体を通過するX線を測定するためにテルル化カドミウム亜鉛(CZT)検出器を使用することができる。このような検出器は、各入射フォトンについて該フォトンのエネルギーに比例した電荷を解放し、従ってパルスの高さによって分類されるような高及び低エネルギーX線を別々に測定することができる。

30

【特許文献1】米国特許第5666395号**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

一般に、CZT検出器は多数の別々のCZT結晶を用いており、その各々の結晶は該結晶の区域によって規定されたピクセル内のX線を検出するために前面及び後面電極を有する。CZT検出器を構成するには、多数の別々のCZT結晶を組み立てることが必要であり、これは困難なことがある。ピクセルの大きさをより小さくした高分解能検出器では、より小さい結晶が必要となり、組み立ての問題をより難しくする。

【課題を解決するための手段】

40

【0006】

本発明は、モノリシックCZT結晶で構成されて、その一面上に、多数のピクセルを規定するための複数の電極を配置した高分解能CZT検出器を提供する。このモノリシック設計により、多数の別々の小さい結晶を使用することによって生じる組み立ての問題が排除される。しかしながら、ピクセル相互の間の領域は、隣り合うピクセル相互の間(「ガター(gutter)」領域)に吸収されたX線を計数するときに、蓄積電荷を相互に共有することに起因して効率が悪いことが知られている。その上、スロット走査用途では、モノリス(monolith)の延長した線形配列を使用することによって有意な区域をカバーすることがより効率的である。これは必然的に、複数の結晶を互いに対しても端部同士で突合せ接触させなければならず、その結果として結晶相互の間に不感域が生じることを意味している。こ

50

これらの理由で、本発明では各結晶上に複数列の食違い配置のピクセル(staggered pixels)を設ける。食違い配置のピクセル列を使用して走査することにより、後の列の検出器素子が前の列の効率の悪い領域をカバーすることが可能になる。列に沿ったピクセル・ピッチを中断することなく又はモノリス相互の間のギャップに起因する効率の低下を生じること無く、複数のモノリシック素子のタイリング(tiling)を可能にするために、モノリスを平行四辺形の形状に製作する。

【0007】

これらの特徴、目的及び利点は、特許請求の範囲内に入る幾つかの実施形態のみに適用することができ、従って本発明の範囲を規定するものではない。

【発明を実施するための最良の形態】

10

【0008】

ここで図1を参照して説明すると、固体二重エネルギーX線検出器システム10はモノリシックCZT結晶12を含むことができ、該結晶12は、通常はX線フォトン16及び18の発生源に面している前面14と、該前面とはCZT結晶の反対側にある後面20と有している。代替例では、CdTe及びHgI₂のような他の検出器材料を使用することができる。

【0009】

陰極22がCZT結晶12の前面14に設けられ、且つ陽極24がCZT結晶12の後面20に設けられて、両電極の間にバイアス電界を生成する。一般に、陰極22は前面14の全体を覆うが、陽極は後面20の中心合わせされた小さい区域のみを覆う。陰極22及び陽極24の両方は、例えば、スパッタリングによって、CZT結晶12に直接適用してよく、好ましくは、白金のような導電性金属で形成される。CZT結晶12の前面14はまた、アルミニウム被覆マイラーのような光不透明でX線透過性の材料によって保護してもよい。

20

【0010】

陽極24はガター領域25によって互いから分離されている。本発明の一実施形態では、陽極24は面積がほぼ1.5mm×2.5mmであり、ガター領域25は幅がほぼ150~200ミクロンである。ガター領域25は陽極24を電気的に隔離するように作用して、各ピクセル領域15について軸線23に沿って前面14上の陰極22と後面20上の陽極24との間で解放された電荷のバーストを独立に測定できるようにする。このピクセル相互間(ガター)領域内の電界は弱いので、電荷収集の効率が悪い。好ましい実施形態ではステアリング(steering)電極(図示していない)を使用してよいが、X線吸収によって生成された有限の幅の電荷蓄積に起因して、その中の電荷が2つのピクセルの間で分割される領域(典型的には、0.1~0.2mm)が常に存在する。

30

【0011】

結晶12内に蓄積された電荷の収集を効率よくするために、バイアス電圧源31からのバイアス電圧を各ピクセル領域15の対向する陰極22と陽極24との間に印加して、電界32を生成する。前面14上の陰極22を通過したX線フォトン16がモノリシック結晶12に入射して電荷坦体34(本例では電子として示す)を解放させ、該電荷坦体34は次いで後面20上の陽極24によって収集されて、各ピクセル領域15についての別々の導線36を介して、アースを基準とした電荷積分器38へ導かれる。各フォトン16によって解放される電荷の量は、X線フォトン16のエネルギーを表す。電荷積分器38からの出力は処理用コンピュータ40によって受け取られ、処理用コンピュータ40は当該技術分野で周知の手法に従ってX線フォトン16の定量的画像を生成することができる。

40

【0012】

ピクセル領域15内部に衝突するX線フォトン16とは対照的に、ガター領域25のモノリシック結晶12に入射するX線フォトン18は電荷坦体39を生成し、これらの電荷坦体39はピクセル領域15の中へ移動して後面20上の陽極24によって収集されることがある。これらの電荷坦体39はモノリシック設計の検出器システム10の定量精度及び空間分解能を劣化させ、X線フォトン16から収集された電荷に対して実効ノイズ成分

50

を増大させる。

【0013】

ここで図2も参照して説明すると、一般的にX線検出器システム10は単一のCZT結晶12上に複数の検出器素子を設けることができる。この場合、複数の陽極24がCZT結晶12上に配置されて、各々ステアリング電極30によって囲まれており、また、相互接続し且つ単一の陰極22によって被覆することができる。

【0014】

各々の陽極24を囲むステアリング電極30は、その周縁によってピクセル領域15を画成する。ピクセル領域15は、X線フォトン16を独立に検出して定量的検出値を生成することができる区域を画成し、該定量的検出値は、画像を形成する個々のピクセルにマッピングすることができる。

【0015】

図2に示されている実施形態では、ピクセル領域15は大体平行四辺形であって、縦方向に斜めにして縦横にタイリング（すなわち、タイル張り状に配列）している。この実施形態では、各々の平行四辺形のピクセル領域15は、患者の一区域にわたって情報を収集するためにX線検出器システム10を走査する走査方向54に対して大体直角な第1の底辺52を持つ。平行四辺形すなわちピクセル領域15の側壁56は角度を付けられていて、その角度は、第1列のピクセル領域15についての陽極24の中心によって大体規定されるピクセル領域15の中心を通る経路60が、第2列のピクセル領域15についてのピクセル領域15の中心を通る経路62と交互に配置されるようになっている。このようにして、より大きくしたピクセル領域15によって、より高い空間分解能サンプリングを行うことができ、得られる画像が改善される。更に、一つの列におけるガター領域から失われたデータが、食違い配置の次の列において回復される。

【0016】

次に図3を参照して説明すると、代替実施形態では、ピクセル領域15を矩形にし、第1列のピクセル領域15を第2列に対して食違い配置にして、前の場合と同様に経路60及び62を交互に配置する。図2の矩形のピクセル領域15は一層コンパクトな検出領域の利点を提供し、得られる画像の明確さを低下させることのあるコンボリューション・カーネル（走査方向54に対して直角な線に沿ったピクセル領域15の投影幅の関数）の有効寸法を制限する。

【0017】

更に図3を参照して説明すると、X線検出器システム10のための都合の良い形状因子は、各列が8個のピクセル領域15を持つ2つの列を有する。この又は同様な形状因子の複数の検出器システム10を端縁方向に連結して、任意に列を延長させることができる。矩形のピクセル領域15を持つX線検出器システム10の場合、X線検出器システム10の右側端縁の第1及び第2の列にあるピクセル領域15a及び15bを走査方向54に対して角度を成すように切断して、ピクセル領域15a及び15bの面積を等しく減縮することができる。次のX線検出器システム10'の左側端縁の第1及び第2の列にある同様に減縮したピクセル領域15c及び15dを、それぞれの対応するピクセル領域15b及び15aに緊密に接近させて配置することができる。各ピクセル領域15a～15dの面積はX線検出器システム10及び10'の間の接合ギャップの幅の半分だけ減縮し、これにより他のピクセル領域15の側方の規則性を保持する。別の実施形態では、各ピクセル領域15a～15dの面積は、X線検出器システム10及び10'の間の接合ギャップに對処するために半分より僅かに小さくなるように減縮する。これは2つの実質的なピクセル領域を提供し、その第1はピクセル領域15a及び15dからの信号の組合せであり、その第2はピクセル領域15b及び15cの組合せである。これらの検出器の実質的なピクセル領域の僅かに減縮された検出面積は、信号を受け取るコンピュータによって加えられる重み係数によって数学的に補正することができる。

【0018】

本発明は多角形の電極領域に適用可能であるばかりでなく、他の形状にも同様に適用可

10

20

30

40

50

能である。

【0019】

本発明は本書に含まれている実施形態及び図示例に制限されるのではなく、それらの実施形態の一部を含むそれらの実施形態の修正した形態、並びに特許請求の範囲内に入るような異なる実施形態の要素の組合せを含むことを特に意図している。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

【図面の簡単な説明】

10

【0020】

【図1】ガター領域から隣接のピクセル領域への電荷坦体移動を示す本発明によるモノリシックCZT検出器の断面図であり、またモノリシック検出器のバイアスの初期化のため及び規定されたピクセル内での補間のために使用される検出器回路も示している。

【図2】モノリシックCZT検出器の後面の平面図であり、ステアリング電極を格子パターンに配置することを示すと共に、走査X線装置におけるサンプリングを改善するために陽極を食違い配置の平行四辺形の構成で配置することを示している。

【図3】図2と同様な図であり、矩形の検出器素子を使用した代替の食違い配置の電極の構成を示している。

【符号の説明】

20

【0021】

10 固体二重エネルギーX線検出器システム

12 モノリシックCZT結晶

14 前面

15 ピクセル領域

16、18 X線フォトン

20 後面

22 陰極

23 軸線

24 陽極

30

25 ガター領域

30 ステアリング電極

31 バイアス電圧源

32 電界

34 電荷坦体

36 導線

38 電荷積分器

39 電荷坦体

40 処理用コンピュータ

52 第1の底辺

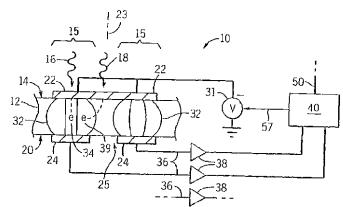
40

54 走査方向

56 側壁

60、62 経路

【図1】



【図2】

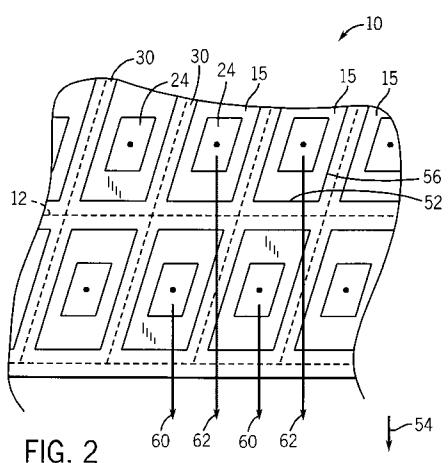


FIG. 2

【図3】

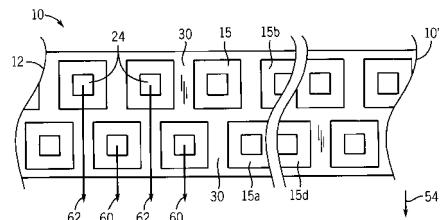


FIG. 3

フロントページの続き

- (72)発明者 ジェムーズ・エイ・ウェアー
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、マディソン、ウエスト・ローン・アベニュー、2254番
- (72)発明者 ロバート・エイ・ウォッシュエンコ
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、マディソン、ウォーリングフォード・サークル、13番
- (72)発明者 ランドール・ケイ・ペイン
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、マディソン、ラ・クレセント・サークル、25番

審査官 岸 哲次

- (56)参考文献 特開平01-114741(JP,A)
特開平02-305063(JP,A)
特開昭57-141178(JP,A)
特開2002-158343(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H01L 27/144
G01T 1/24
H01L 31/02