

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-121607

(P2014-121607A)

(43) 公開日 平成26年7月3日(2014.7.3)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/00 3 3 O Z
A 6 1 B 6/00 3 0 O J
A 6 1 B 6/00 3 0 O S

テーマコード(参考)

4 C 0 9 3

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2013-262799 (P2013-262799)
 (22) 出願日 平成25年12月19日 (2013.12.19)
 (31) 優先権主張番号 102012224258.9
 (32) 優先日 平成24年12月21日 (2012.12.21)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(71) 出願人 390039413
 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
 S i e m e n s A k t i e n g e s e l l
 I s c h a f t
 ドイツ連邦共和国 D-8 0 3 3 3 ミュ
 ンヘン ヴィッテルスバッハ-プラッツ
 2
 W i t t e l s b a c h e r p l a t z
 2, D-8 0 3 3 3 M u e n c h e n
 , G e r m a n y
 (74) 代理人 100075166
 弁理士 山口 巍
 (74) 代理人 100133167
 弁理士 山本 浩

最終頁に続く

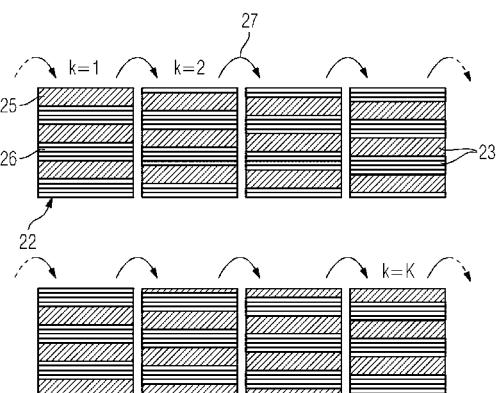
(54) 【発明の名称】位相ステッピングによる検査対象の微分位相コントラストイメージングのためのX線撮影システムならびにアンギオグラフィ検査方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】分析格子またはX線画像検出器の機械的移動を前提としないリアルタイムで位相コントラストイメージングを可能とするX線撮影システムを提供する。

【解決手段】疑似コヒーレントX線を発生するX線放射器と、検査対象とX線画像検出器との間に配置された回折または位相格子とを備え、X線画像検出器は回折または位相格子の格子線に対して垂直な分析方向にy個のサブピクセルに区分されたx個の総ピクセルからなるマトリックス検出器層の構造を持つ。最初の位相ステップでは、n個のサブピクセルが作用的にグループにまとめられ、グループのなかで1つの総ピクセルのm個のサブピクセルが検出されず、後続のK-1個の位相ステップでは、サブピクセルの必要な組合せの全てが検出されるまで、それぞれ再びn個のサブピクセルがグループにまとめられ、それぞれp個のサブピクセルのステップ幅だけ分析方向にずらされているように読み出される。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検査対象(6)の微分位相コントラストイメージングのために、少なくとも、疑似コヒーレントX線を発生するX線放射器(3)と、マトリックスに配置されたピクセル(22, 23)を有するX線画像検出器(4)と、検査対象(6)とX線画像検出器(4)との間に配置された回折格子または位相格子(17)とを備えるX線撮影システムにおいて、

X線画像検出器(4)がx個の総ピクセル(22)からなるマトリックスを備える検出器層を有し、その検出器層は、総ピクセル(22)が回折格子または位相格子(17)の格子線に対して垂直な分析方向にy個のサブピクセル(23)に区分された構造を持ち、

それらのサブピクセル(23)は、読み出し過程において、

a) 最初の位相ステップでは、n個のサブピクセル(25)が作用的にグループにまとめられ、それらのグループのなかでは1つの総ピクセル(22)のm個のサブピクセル(26)が検出されず、

b) 後続のK-1個の位相ステップでは、サブピクセル(23)の必要な全ての組合せが検出されるまで、それぞれ再びn個のサブピクセル(23)がグループにまとめられ、まとめられたサブピクセル(25)がそれぞれp個のサブピクセル(23)の1つのステップ幅だけ分析方向にずらされている

ようにグループごとに制御および/または読み出し可能であることを特徴とするX線撮影システム。

【請求項 2】

疑似コヒーレントX線を発生するX線放射器(3)が吸収格子(13)を有することを特徴とする請求項1記載のX線撮影システム。

【請求項 3】

疑似コヒーレントX線を発生するX線放射器(3)が複数の電界放射型X線源を有することを特徴とする請求項1記載のX線撮影システム。

【請求項 4】

疑似コヒーレントX線を発生するX線放射器(3)が十分な出力強度の微小焦点X線源を有することを特徴とする請求項1記載のX線撮影システム。

【請求項 5】

読み出し過程において、全てのサブピクセル(23)が独立にただ1回だけ読み出され、それらのサブピクセル(23)の出力信号が記憶され、サブピクセル(23)の出力信号が複数の位相ステップにおいてグループごとにまとめられ、相前後する位相においてサブピクセル(23)の出力信号の組合せがそれぞれp個のサブピクセル(23)だけ分析方向にずらされていることを特徴とする請求項1乃至3の1つに記載のX線撮影システム。

【請求項 6】

読み出し過程において1つの総ピクセル(22)内の隣接するサブピクセル(23)が組み合わされてこれらの信号が読み出され、相前後する位相においてサブピクセル(23)の出力信号の組合せがそれぞれp個のサブピクセル(23)だけ分析方向にずらされていることを特徴とする請求項1乃至4の1つに記載のX線撮影システム。

【請求項 7】

読み出し過程において1つの総ピクセル(22)における1つの位相ステップのために活性化された全てのサブピクセルがまとめられて、当該位相ステップのために必要な当該総ピクセルの全てのサブピクセルの全信号が読み出されることを特徴とする請求項1乃至4の1つに記載のX線撮影システム。

【請求項 8】

X線画像検出器(4)が、検出器材料としてのC_sIとフォトダイオード構造および読み出し構造のためのCMOSとによりX線量子の間接変換を行う積分型検出器であることを特徴とする請求項1乃至6の1つに記載のX線撮影システム。

【請求項 9】

10

20

30

40

50

X線画像検出器(4)がX線量子の直接変換を行う光子計数型検出器として実現されていることを特徴とする請求項1乃至7の1つに記載のX線撮影システム。

【請求項10】

- S1) X線取得(37)が実行されるステップ、
- S2) 総ピクセル(22)とサブピクセル(23)とからなる組合せピクセルの繰り返し定義(38)が行われるステップ、
- S3) X線画像検出器(4)の画像情報の非破壊読み出し(39)が行われるステップ、
- S4) 総ピクセル(22)とサブピクセル(23)との必要な全ての組合せが達成されたか否かが第1の質問(40)において確認されるステップ、
- S5) 否定の場合にステップS2)に戻り、総ピクセル(22)とサブピクセル(23)とからなる組合せピクセルの新たな繰り返し定義(38)が行われるステップ、
- S6) 肯定の場合に画像処理(41)が実行されるステップ、
- S7) 更に他の画像が必要であるか否かが第2の質問(42)において決定されるステップ、
- S8) 肯定の場合にステップS1)に戻り、新たにX線取得(37)が行われるステップ、
- S9) 否定の場合にプロセス終了(43)を導入してデータ取得が終了するステップを含む請求項1乃至8の1つに記載のX線撮影システムによる患者のangiografie検査方法。

【請求項11】

- S1) X線取得(37)が実行されるステップ、
- S2) 総ピクセル(22)とサブピクセル(23)とからなる組合せピクセルの繰り返し定義(38)が行われるステップ、
- S3) X線画像検出器(4)の画像情報の破壊読み出し(39)が行われるステップ、
- S4) 総ピクセル(22)とサブピクセル(23)との必要な全ての組合せが達成されたか否かが第1の質問(40)において確認されるステップ、
- S5) 否定の場合にステップS1)に戻り、新たにX線取得(37)が行われるステップ、
- S6) 肯定の場合に画像処理(41)が実行されるステップ、
- S7) 更に他の画像が必要であるか否かが第2の質問(42)において決定されるステップ、
- S8) 肯定の場合にステップS1)に戻り、新たにX線取得(37)が行われるステップ、
- S9) 否定の場合にプロセス終了(43)を導入してデータ取得が終了するステップを含む請求項1乃至9の1つに記載のX線撮影システムによる患者のangiografie検査方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、検査対象の微分位相コントラストイメージングのために、少なくとも、疑似コヒーレントX線を発生するX線放射器と、マトリックスに配置されたピクセルを有するX線検出器と、検査対象とX線検出器との間に配置された回折格子または位相格子とを有するX線撮影システムに関する。

【背景技術】

【0002】

微分位相コントラストイメージング法は、特にタルボ・ロー干渉計装置において先般来大いに注目されている画像化方法である。例えば、非特許文献1に、一方でX線光学格子の使用が位相コントラストのX線画像の撮影を可能にし、これらのX線画像が検査対象に関する追加情報をもたらすことが記載されている。他方では、画像化のために散乱放射の位相情報のみならず振幅情報の使用も可能である。これによって、専ら検査対象によって

10

20

30

40

50

回折させられたX線の散乱成分に基づく、つまり最小角散乱に基づく画像が生成される。これによって、検査対象内の非常に僅かな密度差を非常に高い分解能で表示することができる。類似の内容を非特許文献2からも引き出すことができる。

【0003】

X線量子のような粒子の波動性は、

$$n = 1 - \frac{\lambda}{\lambda_0} + i$$

なる複素屈折率により、屈折および反射のような現象を表すことを可能にする。虚数部は、例えばコンピュータトモグラフィ、angiography、ラジオグラフィ、蛍光透視法またはマンモグラフィのような今日の臨床用のX線イメージングの基礎をなす吸収を表し、実数部は微分位相イメージング法の場合に観察される位相シフトを表す。

10

【0004】

特許文献1から、質的に価値の高いX線画像を得るために検査対象の位相コントラストを画像化するX線撮影システムを使用することは公知である。このX線撮影システムは、少なくとも、コヒーレントX線を送出する複数の電界放射型X線源を備えたX線放射器と、X線画像検出器と、検査対象とX線画像検出器との間に配置された回折格子G₁と、回折格子G₁とX線画像検出器との間に配置された他の格子G₂とを有する。

【0005】

冒頭に述べた如き微分位相コントラストイメージング法の実施を可能とするX線撮影システムは、例えば特許文献2から公知であり、このX線撮影システムを図1に基づいて説明する。

20

【0006】

図1は、インターベンション室用のX線撮影システムの典型的な主要特徴を示す。そのX線撮影システムは、基台1によって6軸の産業用ロボットまたは多関節アームロボットの形で保持されたCアーム2を有し、そのCアーム2の両端部には、X線源、例えばX線管およびコリメータを有するX線放射器3と、画像撮影ユニットとしてのX線画像検出器4とが取り付けられている。

【0007】

例えば、好ましくは6個の回転軸線を有する、従って6つの自由度を有する特許文献2から公知の多関節ロボットにより、Cアーム2は、X線放射器3とX線検出器4との間の回転中心の周りで回転させられることによって、空間的位置が任意に調整できる。本発明によるangiography X線システム1~4は、特にX線画像検出器4のCアーム平面内で回転中心および回転軸線の周りを回転することができ、好ましくはX線画像検出器4の中心点の周りおよびX線画像検出器4の中心点と交差する回転軸線の周りを回転することができる。

30

【0008】

公知の多関節アームロボットは、例えば床に固定して据え付けられた基台を有する。それには第1の回転軸線を中心に回転可能に回転台が取り付けられている。その回転台には第2の回転軸線を中心に揺動可能にロボット揺動軸が取り付けられており、そのロボット揺動軸には第3の回転軸線を中心に回転可能にロボットアームが取り付けられている。ロボットアームの端部には第4の回転軸線を中心に回転可能にロボットハンドが取り付けられている。そのロボットハンドはCアーム2用の取付要素を有し、その取付要素は第5の回転軸線を中心に揺動可能であり、かつそれに対して垂直に延びる第6の回転軸線を中心に回転可能である。

40

【0009】

X線診断装置の実現は産業用ロボットに頼らざるを得ないというわけではない。通常のCアーム装置も使用できる。

【0010】

X線画像検出器4は、長方形または正方形の扁平な半導体検出器であってよく、この半導体検出器は、アモルファスシリコン(a-Si)から作製されていることが好ましい。しかし、積分式および場合によっては計数式のCMOS検出器も使用できる。

50

【0011】

X線放射器3のビーム通路内には、患者寝台のテーブル板5上に、検査すべき患者6が検査対象として存在する。X線診断装置には、X線画像検出器4の画像信号を受け取って処理する画像システム8を備えたシステム制御ユニット7が接続されている（操作要素は例示されていない）。X線画像は、モニタアンペル9のディスプレイ上で観察することができる。システム制御ユニット7内には、更に公知の装置10が設けられており、これの機能を更に詳しく説明する。

【0012】

図1に例示された6軸の産業用ロボットまたは多関節アームロボット形式の基台1を有するX線システムの代わりに、図2に簡略に示されているようにangiografic X線システムが、天井又は床に取り付けられたCアーム2用の標準的なホルダを有してもよい。10

【0013】

例示されたCアーム2の代わりに、angiografic X線システムが、天井又は床に互いに分離されて取り付けられたX線放射器3用ホルダおよびX線画像検出器4用ホルダを有し、これらのホルダが、例えば電子的に強固に連結されていてもよい。

【0014】

現在注目を浴びている臨床用の位相コントラストイメージング装置においては、通常のX線管と、現在入手可能な、例えば非特許文献3に記載されているようなX線画像検出器と、3つの格子 G_0 , G_1 , G_2 とが使用される。以下において、これを図2に基づいて詳細に説明する。図2は、拡大された管焦点と、格子 G_0 , G_1 , G_2 と、ピクセル化されたX線画像検出器とを有する微分位相コントラストイメージング用タルボ・ロー干渉計の概略構成を示す20

【0015】

非コヒーレントX線放射器3の管焦点11から出射するX線ビーム12が、コヒーレント放射を発生させるために、X線放射源の局所的コヒーレントを生じさせる吸収格子13(G_0)と、検査対象14、例えば患者6とを透過する。検査対象14によって、X線ビーム12の波面が位相シフトにより、位相シフトのない、つまり検査対象のない場合における波面の法線15と、位相シフトのある場合における波面の法線16とが明確になるよう偏向される。次に、その位相シフトされた波面は、X線スペクトルの典型的なエネルギーに適合化された格子定数を持ち干渉線を発生する回折格子または位相格子17(G_1)を通り抜け、その発生した干渉パターンを読み出すために再び吸収性の分析格子18(G_2)を通り抜ける。分析格子18の格子定数は、位相格子17の格子定数および本装置の残りのジオメトリに適合化されている。分析格子18は、例えば最初またはn番目のタルボ距離で配置されている。分析格子18は干渉パターンを強度パターンに変換し、その強度パターンは検出器によって測定できる。臨床応用のための標準的な格子定数は、先に挙げた非特許文献1および非特許文献2からも読み取れるように、例えば数μm範囲にある。30

【0016】

X線源の管焦点11が十分に小さく、それにも拘わらず発生された放射パワーが大きいならば、以下において説明する特許文献1から公知であるように、例えば複数の電界放射型X線源がX線放射器3として設けられている場合に存在するような第1の格子 G_0 、即ち吸収格子13は状況によっては省略することができる。40

【0017】

微分位相シフトは、X線画像検出器4のピクセルごとに、次によって決定される。即ち、矢印で示されている所謂「位相ステッピング」19によって、分析格子18(G_2)が複数のステップで格子定数の適切な微小部分だけX線ビーム12の放射方向に対して垂直な方向にかつ格子構造の配列に対して横方向に移動され、この構成のために撮影中に生じる信号 S_k がX線画像検出器4のピクセルにおいて測定され、それにより生じた干渉パターンが走査される。その際に、ピクセルごとに、変調を表す関数（例えば、正弦関数）のパラメータが、こうして測定された信号 S_k への適切な適合法、調整法または補償法によ50

って決定される。その際に、視感度、即ち最大信号と最小信号との基準化された差が、タルボ・ロー干渉計の質を特徴づける尺度である。その質は走査された変調のコントラストとして定義されている。

【数1】

$$V = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}} = \frac{A}{I}.$$

【0018】

更に、この式において、Aは振幅を表し、

【数2】

10

—

は平均強度を表す。全ての量が正であって、かつ $I_{\max} > I_{\min}$ であることから、視感度は0と1の間の値を取る。実際の干渉計においては、更に $I_{\min} > 0$ が成り立つので、Vの値範囲が有効に利用されている。0より大きい最小強度、あらゆる理想的でない特性および干渉計の欠陥は視感度の低下を招く。視感度により定義できてこの測定方法によって生成される第3の情報は、暗視野と呼ばれる。暗視野は、検査対象有りの測定の視感度と、検査対象無しの測定の視感度との比により指定される。

【数3】

20

$$D = \frac{V_{\text{obj}}}{V_{\text{ref}}} = \frac{A_{\text{obj}} \cdot \bar{I}_{\text{ref}}}{A_{\text{ref}} \cdot \bar{I}_{\text{obj}}}$$

【0019】

ピクセルごとに一度は検査対象（または患者）有りで、そして一度は検査対象（または患者）無しでフィルタ関数から導き出された特定量の比較から、3つの異なる画像を生成することができる。

(i) 吸収画像

(ii) 微分位相コントラスト画像 (DPC画像)

(iii) 暗視野画像

【0020】

30

以下において画像のことを言うときに、場合によっては吸収画像とDPC画像と暗視野画像とから成る三つ組のことを指して言う。

【0021】

この方法の実現は大いなる挑戦であるが、しかし、とりわけ非常に重大な欠点を持っている。

【0022】

分析格子18 (G_2) は異なる位置に移動させられて、各位置においてX線取得が行われなければならない。従って、このような方法は、（麻酔されていない患者または患者器官、例えば心臓、肺のような）可動対象に対しては、その対象が異なる測定間でたとえ僅かな距離だけでも移動する場合、極めて不適切である。同様に、分析格子18の機械的移動、即ち位相ステッピング19のためのこのような構造は、リアルタイムイメージングを可能にするためには、もしくは15毎秒画像数 (B/s) 又は60~100B/sも可能にするためには、不適切である。従って、X線管を有するX線放射器3とX線画像検出器4とが連続的に患者6の周りを回転させられる3Dイメージングも可能でない。

40

【0023】

特許文献3には、格子線に対して垂直な方向に或る角度()だけ格子 G_1 と G_2 を相対的に回転させることによって干渉パターンが生じることが記載されている。それにより1つのピクセル構造Dの内部に、例えばM=5個の干渉縞が生じる。該当方向において、つまり格子線に対して垂直方向において、検出器の読み出しあり、 $D_y = D / M$ なるサブピクセルサイズにより行われる。従って、そのサブピクセル構造 D_y は、ピクセルサイズD

50

の 1 / 5 のサイズ範囲にある。

【 0 0 2 4 】

更に、ちょうど D_y によって与えられるビーム幅を有する光源 / レーザによる検出器のアナログ読み出しが開示されている。 D_y は、格子構造が有するよりも著しく大きい寸法を持っている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 2 5 】

【特許文献 1】独国特許出願公開第 102010018715 号明細書

10

【特許文献 2】米国特許第 7500784 号明細書

【特許文献 3】欧州特許出願公開第 2633813 号明細書

【非特許文献】

【 0 0 2 6 】

【非特許文献 1】F.Pfeiffer et al., "Hard X-ray dark-field imaging using a grating interferometer", Nature Materials 7, p.134-137

【非特許文献 2】Joseph J. Zambelli, et al., "Radiation dose efficiency comparison between differential phase contrast CT and conventional absorption CT", Med. Phys. 37 (2010), P.2473-2479

【非特許文献 3】Martin Spahn, "Digitale Roentgenbilddetektoren in der Roentgendiagnostik", Radiologie 43 (2003), p.340-350

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 2 7 】

本発明の課題は、高い画像周波数においてアルタイムでの位相コントラストイメージングが可能にされ、X線画像検出器が分析格子 G_2 または X 線画像検出器の機械的移動を前提としない構造を有するように冒頭に述べた X 線撮影システムを構成することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 8 】

この課題は、本発明によれば、冒頭に述べた X 線撮影システムに関しては、請求項 1 に記載された特徴によって解決される。有利な構成は従属請求項に記載されている。

30

【 0 0 2 9 】

前記課題は、X 線撮影システムに関しては、X 線画像検出器が x 個の総ピクセルからなるマトリックスを備える検出器層を有し、その検出器層は、総ピクセルが回折格子又は位相格子 G_1 の格子線に対して垂直な分析方向に y 個のサブピクセルに区分されている構造を持ち、

それらのサブピクセルは、読み出し過程において、

a) 最初の位相ステップでは、 n 個のサブピクセルが作用的にグループにまとめられ、それらのグループのなかでは 1 つの総ピクセルの m 個のサブピクセルが検出されず、

b) 後続の $K - 1$ 個の位相ステップでは、サブピクセルの必要な全ての組合せが検出されるまで、それぞれ再び n 個のサブピクセルがグループにまとめられ、まとめられるサブピクセルがそれぞれ p 個のサブピクセルの 1 つのステップ幅だけ分析方向にずらされているようにグループごとに制御可能および / または読み出し可能である

ことによって解決される。

【 0 0 3 0 】

この課題の解決手段では、干渉パターンを走査する分析格子 G_2 の通常の移動が、サブピクセルの異なるグループ化によって実現される。

【 0 0 3 1 】

この場合には格子線に対して平行に生じる干渉パターンも測定される。即ち、格子 G_1 および G_2 の格子線は、互いに平行に整列しており、 $x - y$ 平面内で互いにひねられていない。

40

50

【0032】

X線画像検出器への分解能要求は、格子 G_1 および G_2 の格子定数の範囲内にある基本の干渉パターンの範囲内にある（もしくは更に高い）。

【0033】

ここでは、次のような構造を与えられたディジタルX線画像検出器、即ち干渉パターンの典型的な周波数よりも高いサブピクセル分解能を有するディジタルX線画像検出器を説明する。さまざまのサブピクセル構造が、これらのサンプリング点で干渉パターンを走査するために、それぞれさまざまに組み合わされ、組み合わされた信号がそれぞれ読み出される。それらのサブピクセルはディジタル的にグループ化される。

【0034】

疑似コヒーレントX線を発生するX線放射器が吸收格子 G_0 を有するならば有利であることが判明した。

【0035】

有利な方法では、疑似コヒーレントX線を発生するX線放射器が複数の電界放射型X線源または十分な出力強度の微小焦点X線源を有する。

【0036】

読み出し過程において、全てのサブピクセルが独立にただ1回だけ読み出され、それらのサブピクセルの出力信号が記憶され、サブピクセルの出力信号が複数の位相ステップにおいてグループごとにまとめられ、相前後する位相においてサブピクセルの出力信号の組合せがそれぞれ p 個のサブピクセルだけ作用方向又は分析方向にずらされているならば、高速の検査が可能にされる。

20

【0037】

代替として、読み出し過程において1つの総ピクセルの内で隣接するサブピクセルが組み合わされてこれらの信号が読み出され、相前後する位相においてサブピクセルの出力信号の組合せがそれぞれ p 個のサブピクセルだけ作用方向又は分析方向にずらされているか、または読み出し過程において1つの総ピクセルの1つの位相ステップに対して活性化された全てのサブピクセルがまとめられて、当該位相ステップに対して必要な当該総ピクセルの全てのサブピクセルの全信号が読み出されるとよい。

【0038】

X線画像検出器が、検出器材料としてのC_sIとフォトダイオード構造および読み出し構造のためのCMOSとによりX線量子の間接変換を行う積分型検出器であるか、またはX線量子の直接変換を行う光子計数型検出器として実現されると有利であることが判明した。

30

【0039】

X線画像検出器の画像情報の非破壊読み出しによる上述のX線撮影システムを用いた患者のアンギオグラフィ検査方法に関しては、本発明によれば、前記課題が次のステップによって解決される。

40

S1) X線取得が実行されるステップ、

S2) 総ピクセルとサブピクセルとからなる組合せピクセルの繰り返し定義が行われるステップ、

S3) X線画像検出器の画像情報の非破壊読み出しが行われるステップ、

S4) 総ピクセルとサブピクセルとの必要な全ての組合せが達成されたか否かが第1の質問において確認されるステップ、

S5) 否定の場合にステップS2)に戻り、総ピクセルとサブピクセルとからなる組合せピクセルの新たな繰り返し定義が行われるステップ、

S6) 肯定の場合に画像処理が実行されるステップ、

S7) 更に他の画像が必要であるか否かが第2の質問において決定されるステップ、

S8) 肯定の場合にステップS1)に戻り、新たにX線取得が行われるステップ、

S9) 否定の場合にプロセス終了を導入してデータ取得が終了するステップ。

【0040】

50

X線画像検出器の画像情報の破壊読み出しによる上述のX線撮影システムを用いた患者のアンギオグラフィ検査方法に関しては、本発明によれば、前記課題が次のステップによって解決される。

S 1) X線取得が実行されるステップ、

S 2) 総ピクセルとサブピクセルとからなる組合せピクセルの繰り返し定義が行われるステップ、

S 3) X線画像検出器の画像情報の破壊読み出しが行われるステップ、

S 4) 総ピクセルとサブピクセルとの必要な全ての組合せが達成されたか否かが第1の質問において確認されるステップ、

S 5) 否定の場合にステップS 1) に戻り、新たにX線取得が行われるステップ、

S 6) 肯定の場合に画像処理が実行されるステップ、

S 7) 更に他の画像が必要であるか否かが第2の質問において決定されるステップ、

S 8) 肯定の場合にステップS 1) に戻り、新たにX線取得が行われるステップ、

S 9) 否定の場合にプロセス終了を導入してデータ取得が終了するステップ。

【0041】

以下において、図面に示す実施例に基づいて本発明を更に詳細に説明する。

【図面の簡単な説明】

【0042】

【図1】図1は支持装置として産業用ロボットを有するインターベンション室の公知のCアームアンギオグラフィシステムの構成を示す概略図である。

【図2】図2は微分位相コントラストイメージング用の公知のタブロ・ロー干渉計の構成を示す概略図である。

【図3】図3はサブピクセルに区分された総ピクセルのマトリックスからなる一般的な検出器構造の概略側面図である。

【図4】図4は図3による検出器構造の概略平面図である。

【図5】図5はサブピクセルの構造に合わせられた構造を有する構造化された検出器材料を有する図3による一般的な検出器構造の概略図である。

【図6】図6は本発明による位相ステッピングを説明するための1つの総ピクセルの複数のサブピクセルの異なる組合せを示す概略平面図である。

【図7】図7は3つの相前後する位相ステップにおける1つの総ピクセルの複数のサブピクセルと信号源およびスイッチ装置との相互接続を示す概略図である。

【図8】図8はCsIおよびCMOSに基づく積分型間接変換式X線画像検出器としての実現を示す概略図である。

【図9】図9は3トランジスタ回路として実施されたサブピクセルを有する4つの総ピクセルを部分的に表示する回路図である。

【図10】図10は2つの総ピクセル構造、つまりCMOSで実施された総ピクセル構造を示す回路図である。

【図11】図11はX線取得、総ピクセルおよびサブピクセルから組み合わされるピクセルの繰り返し定義、画像情報の非破壊読み出しならびに画像後処理を行うためのフローチャートである。

【図12】図12はX線取得、総ピクセルおよびサブピクセルから組み合わされるピクセルの繰り返し定義、画像情報の破壊読み出しならびに画像後処理を行うためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0043】

図3および図4は一般的な検出器構造を側面図(図3)および平面図(図4)で示す。X線量子20がX線変換器層21に当たって可視光に変換され、そのX線変換器層21の背後には半導体材料からなる層内にピクセル22および23が配置されている。

【0044】

ピクセルの構造は、破線で示された総ピクセル22のマトリックスから構成され、それ

10

20

30

40

50

らの総ピクセル 2 2 は、回折格子又は位相格子 1 7 の格子線に垂直な方向（作用方向または分析方向）において複数のサブピクセル 2 3 に区分されている。横に（左右に）隣接するサブピクセル 2 3 は、本発明によれば、以下に説明するように、任意に互いに組み合わせることができる。ピクセル構造サイズが、次元 x および y において、総ピクセル 2 2 に関する G_x および G_y で示され、サブピクセルに関する S_x および S_y で示され、寸法 G_x と寸法 S_x とが等しい。

【 0 0 4 5 】

図 5 は、図 3 による実施形態に対する代替案としての一般的な検出器構造を側面図で概略的に示す。この検出器構造では X 線変換器層 2 1 が構造化された検出器材料 2 4 から構成されており、その検出器材料 2 4 の構造はサブピクセル 2 3 の構造に合わせられている。

10

【 0 0 4 6 】

図 6 には 1 つの総ピクセル 2 2 （もしくは 1 つの総ピクセルの一部）の複数のサブピクセル 2 3 から選択されたサブピクセルが示されており、それらの選択されたサブピクセルの信号は、電子的な位相ステップごとに読み出され、以下において活性サブピクセルまたは活性化されたピクセル 2 5 と呼ばれる。現在の位相ステップ 2 7 のために選択されないサブピクセル（このサブピクセルは以下において非活性サブピクセル 2 6 と呼ばれる）は、独立して読み出されるか、読み出しプロセスの実行前にピクセル内で部分的または全体的に組み合わされるかのいずれか一方あるいはその両方であってよい。総ピクセル 2 2 における選択された全ての活性サブピクセル 2 5 の全信号が、この位相ステップ $k = 1$ に対するピクセル信号を生成する。非破壊読み出し後に、全ての活性サブピクセル 2 5 が 1 つのサブピクセル 2 3 だけシフトされることによって、サブピクセル 2 5 および 2 6 が新たに組み合わされる。新たに組み合わされたサブピクセル 2 5 および 2 6 は、位相ステップ $k = 2$ において、新たに読み出される。電子的位相ステッピング（ $1 \rightarrow k \rightarrow K$ ）が終了するまで、このプロセスが何度も繰り返される。上述の例では、 $K = 8$ の回数の電子的な位相ステップ 2 7 が実行される。

20

【 0 0 4 7 】

図 2 に基づいて説明した「通常の」タルボ・ロー法では、分析格子 G_2 （18）がステップ状にずらされる。この格子の空間周波数は 1 つのピクセルの空間分解能よりも著しく高く、つまり格子間隔は、そこで使用できる通常の X 線画像検出器 4 の 1 つのピクセルのサイズ（例えば、 $200 \mu m$ ）よりも著しく小さい（例えば、2 または $3 \mu m$ ）。分析格子 G_2 はステップ状にシフトされ、回折格子 G_1 によって形成された干渉パターンを歩進的に網羅する。

30

【 0 0 4 8 】

本発明による方法では、このことは、 X 線画像検出器 4 の「標準的な」総ピクセル 2 2 （例えば $200 \times 200 \mu m^2$ ）が例えば $1 \mu m$ 幅の多数の縞状のサブピクセル 2 3 に区分されていることによって解決される。分析格子 G_2 の機械的移動の代わりに、それぞれ 1 つ以上のサブピクセルから構成し得る複数の異なるサブピクセル領域が定義されて読み出され、引き続いて新たな定義が行われる。

40

【 0 0 4 9 】

従って、図 6 による典型的な説明図では、1 個の総ピクセル 2 2 が、4 個の活性サブピクセル 2 5 と 4 個の非活性サブピクセル 2 6 とからそれなる 3 個のグループに区分されている。これらの 3 つのグループは、相前後する 8 つの電子的位相ステップ 2 7 でサブピクセル 2 3 の幅にて後方へ移動されるので、毎回、活性サブピクセル 2 5 と非活性サブピクセル 2 6 との新たな組合せ（全部で 8 個の組合せ）が生じる。

【 0 0 5 0 】

現実には、例えば $1 \mu m$ のサブピクセル幅および例えば $200 \mu m$ の総ピクセル長の場合に、当該総ピクセル 2 2 に亘って複数の位相ステップで進む、例えば 4 つのサブピクセル 2 3 のグループ個数は 50 ~ 100 の範囲にある。

【 0 0 5 1 】

50

相互に一括されるべき隣接するサブピクセル 23 の個数 n もしくはそのうち釈放されるべきサブピクセル 23 の範囲 m は、サブピクセル 23 の幅、例えば $0.5 \mu\text{m}$ 、 $1 \mu\text{m}$ 、 $1.5 \mu\text{m}$ または $2 \mu\text{m}$ に関する。活性サブピクセル 25 の個数は、電子的な位相ステップ 27 をどれくらいの回数にすべきかに関する。少なくとも 3 つの変数を有する曲線近似ごとに十分に独立の測定を持つために、現在においては、 $K = 4$ の個数が最小値とみなされ、 $K = 8$ までの個数が使用される。更に、それはスペクトルに関する。より高い X 線エネルギーはより細かい干渉パターンを発生する。何故ならば量子が小さい角度だけ偏向されるからである。即ち、与えられた X 線画像検出器 4において、エネルギーが高ければ、場合によっては、 n を 3 または 2 に制限しなければならない。

【0052】

10

結局、現在では G_2 の格子定数が、 G_0 と G_1 と X 線画像検出器 4 とのジオメトリ、間隔から導き出される。これは公称 X 線エネルギーに対して設計される。用途に基づく異なるエネルギーまたはもっと広幅のスペクトルが使用される場合に、その構造は最適状態には及ばない。

【0053】

従って、X 線画像検出器 4 の構造、つまり特にサブピクセル 23 の幅は、存在しない分析格子 G_2 の格子定数を拠りどころにしなければならない。分析格子 G_2 が位相ステップ毎に、例えば $5 \mu\text{m}$ である格子定数の一部だけ、例えば $0.5 \sim 1 \mu\text{m}$ だけシフトされるので、それに応じてサブピクセル幅もほぼこのサイズでなければならない。

【0054】

20

図 7 は、隣接するサブピクセル 23 と、1 つの総ピクセル 22 の接続装置および信号源との接続概略図を示す（細部のためにゆがめられ、正しい尺度で示されていない）。1 つの総ピクセル 22 の活性サブピクセル 25 の信号源 28 の信号が、電子的位相ステップ 27 を実現するために、スイッチ 29 が信号源 28 を読み出し線またはデータ線 30 に接続することによって、読み出される。活性サブピクセル 25 は信号源 28 の下に置かれて表示されている。さらに、ここでは 3 つのそのような相前後する位相ステップおよびそれに応じたサブピクセル組合せが示されている。2 つの活性サブピクセル 25 と 3 つの非活性サブピクセル 26 とからそれぞれなる 3 つのグループと、3 つの位相ステップ 27 とが示されている。しかし、完全な位相ステッピングのためには、 $k = 1 \sim k = K$ 、例えば $K = 4 \sim 8$ を有する K 個の位相ステップ 27 が必要である。

30

【0055】

図 8 には、X 線変換器層 21 のための検出器材料としてのヨウ化セシウム (CsI) と、ピクセル 22 および 23 のための半導体材料としての CMOS を基礎とする積分型間接変換式の X 線画像検出器 4 としての実現が示されている。X 線変換器層 21、即ち CsI 層 31 は、光学的結合・接着層 32 により CMOS ピクセル構造 33 に結合されており、CMOS ピクセル構造 33 は、フォトダイオード、サブピクセル接続部ならびに読み出し電子装置を含んでいる。CMOS ピクセル構造 33 のピクセル 22 および 23 は、電気接続部 34 を介して周辺の検出器電子装置 35 に接続されている。

【0056】

40

図 9 は、3 石トランジスタ回路として実施されたサブピクセル (PS) を備えた 4 つの部分的に示された総ピクセル (P) を有する X 線画像検出器 4 の部分図を概略的に示す。各ピクセルには、フォトダイオードのリセット (Reset) のためのトランジスタ T_s と、1 つ又は複数の行 (Row) を選択するためのトランジスタ T_s と、列方向 (Column) の信号の非破壊読み出しのためのソースホロワとしてのトランジスタ T_{sf} とが設けられている。 x 方向もしくは y 方向における表示は正しい尺度で示されていない。それらの総ピクセル 22 に関しては、 i 番目の列 C_i と、 j 番目の総ピクセル行 R_j とにおける総ピクセル 22 が $P_{i,j}$ で示され、それらのインデックスは相応に増される。サブピクセルに関しては、 i 番目の列 C_i と、 j 番目の行の N 番目の総ピクセル $R_{j,N}$ とにおけるサブピクセルが $PS_{i,j,N}$ で示されている。

【0057】

50

しかし、1つの総ピクセル22に割り当てられた一括接続サブピクセル23の全信号も、総ピクセル22ごとに1つの共通な線を介して周辺装置に導かれる。同様に、1つの総ピクセル22のサブピクセルの制御は、総ピクセル22ごとに1つの制御装置により行うことができる。

【0058】

図10には、x方向に隣接する2つの総ピクセル構造もしくはCMOSで実現された総ピクセル構造の2つの部分における2つの位相ステップ27が示されている。制御線36を介する行の適切なアドレッシングによって活性サブピクセル25の信号のアナログ加算が生じる。

【0059】

それぞれ3つのサブピクセル25の2つのグループが示されており、これらのサブピクセル25には3つの非活性サブピクセル26が隣接している。一般的には、これは2つの総ピクセル22の一部分のみである。というのは、上述のように実際には総ピクセル22ごとに、例えば200個のサブピクセル23と、1つの位相ステップ27当たり総ピクセルごとに活性サブピクセル25からなる例えば50～100個のグループとが必要とされるからである。

【0060】

図11は、X線取得、総ピクセルとサブピクセルとの組合せピクセルの繰り返し定義、ならびに画像情報の非破壊読み出しおよび画像後処理のフローチャートを示す。

【0061】

1番目の方法ステップではX線取得37が行われ、このX線取得は、分析格子18(G₂)が存在しないことを除けば、図2に従って実行される。

【0062】

2番目の方法ステップでは、総ピクセル22とサブピクセル23との組合せピクセルの繰り返し定義38が実行される。

【0063】

3番目の方法ステップは、画像情報の非破壊読み出し39を生じる。

【0064】

4番目の方法ステップとしての第1の質問40では、総ピクセル22とサブピクセル23との必要な全ての組合せが達成されたか否かが確認される。

【0065】

質問への応答が否定(n)の場合には2番目の方法ステップに戻り、新たに総ピクセル22とサブピクセル23との組合せピクセルの繰り返し定義38が実行される。肯定(j)の場合には先ず5番目の方法ステップにおいて画像処理41が実行される。

【0066】

引き続いて第2の質問42において、更なる画像が必要であるか否かが決定される。

【0067】

肯定の場合(j)には1番目の方法ステップに戻り、新たにX線取得37が実行される。否定(n)の場合には最後の方法ステップとしてプロセス終了43が達成され、データ取得が終了する。

【0068】

2番目の方法ステップは、先に示した図による説明に従って、総ピクセル22とサブピクセル23との組合せピクセルの繰り返し定義38を実行する。

【0069】

図12には、X線取得37、総ピクセルとサブピクセルとの組合せピクセルの繰り返し定義、ならびに画像情報の読み出しあり破壊読み出しの場合についての画像後処理のフローチャートが示されている。

【0070】

図11による方法経過に対する主な相違は、画像情報の破壊読み出し44が実行される3番目のステップにある。それによって読み出し44の後に、否定された第1の質問40

10

20

30

40

50

に基づいて、新たなX線取得37が後続の方法ステップと共に実行されなければならない。

【0071】

本発明は、所謂「電子的な」位相ステッピングによる高い画像周波数での検査対象のリアルタイムの微分位相コントラストイメージングのためのX線画像検出器を有するX線撮影システムに関する。

【0072】

しかし、例えば特許文献1から公知であるような分析格子G₂の機械的移動の代わりに、本発明によれば、X線画像検出器の適切な検出器構造およびX線取得と関連したX線画像検出器制御の電子的な方法が提案される。

10

【0073】

「電子的な」位相ステッピングの利点は詳しくは次のとおりである。

(1) リアルタイムイメージングおよび高い画像周波数を可能にする。

(2) 最新の技術、例えばC_sIおよびCMOSにより実現可能である。

(3) この構造では、位相ステッピングが電子的に実現されるので、機械的移動が必要でない。

(4) 現状の複雑な構造のX線画像検出器に比べて、X線画像検出器の構造が簡素で概観性がよい。

(5) 実施例(間接変換式積分型X線画像検出器としての実現)において、基本的には、検出層または検出器層(例えばC_sI)の現在一般的な構造を使用することができる。というのは、フォトダイオード構造だけが適合化されればよいからである。即ち、現在既に一般的な構造(良好な変調伝達関数(MTF)および量子検出効率(DQE)を獲得するための針状構造)と異なるいかなるX線変換器の構造化も必要でないからである。

20

(6) 例えば、総ピクセル構造に対するサブピクセル構造の比較的少ない充填率(ピクセルサイズにおけるフォトダイオードの相対的な割合)によるシステム的な「エラー」が排除される。何故ならば、総ピクセルに対して常に同数のサブピクセルが寄与し、「位置」が変化されるだけであるからである。

(7) 非破壊読み出しを有するCMOSでの好ましい実施例においては、1つのX線取得のみが必要とされる。総ピクセルおよびサブピクセルのCMOSフォトダイオード内に蓄積された信号をそれぞれ新たに組み合わせて、そのように定義付けされた総ピクセルを生成し、破壊なしに読み出すことができる。従って、これらの「総ピクセル定義付けプロセス」および読み出しプロセスは、非破壊読み出しであるゆえ、新たなX線取得なしに何回も繰り替えし可能である。

30

【0074】

次の考察は、先ず、例えば非特許文献1、非特許文献2において考察されたような1次元の格子を予定する公知の構造に関して行われる。

【0075】

実施例:

上述の図3乃至8は、X線画像検出器4の比較的一般的な表示を示す。図3による表示は、読み出しプロセスに立ち入らないで、多くのサブピクセル23に区分された総ピクセル22のマトリックスからなるX線画像検出器4の構造のみを示し、その区分も、格子G₀、G₁もしくはG₂の区分も、一般にタルボ・ロー法の場合にそうであるように、1次元である。本発明によれば、格子G₂が取り替えられなければならない。従って、回折格子又は位相格子17の格子線に対して垂直な方向(作用方向または分析方向)におけるサブピクセル23の広がりは、アナログの電子的位相ステッピングも、デジタルの電子的位相ステッピングも表す。

40

【0076】

与えられた電子的位相ステップのために必要なサブピクセル23の信号は、さまざまな選択肢にて読み出すことができる。

a) サブピクセル23ごとに独立な読み出し; 信号の組み合わせは、検出器マトリックス

50

の外部で行われる。この場合、ただ1度だけ読み出しを行えばよい。何故ならば、適切なサブピクセルの信号を周辺装置において組み合わせることにより、さまざまの位相ステップを表示することができるからである。

b) 1つの総ピクセル22内の隣接するサブピクセル23を組み合わせて、それらのサブピクセル23の信号を読み出してもよい（それは、図5および図6において、各電子的位相ステップ27につき3個もしくは4個のサブピクセル領域であり、これらのサブピクセル領域はピクセルごとに別々に読み出される）。1つの総ピクセル22の隣接するサブピクセル23の読み出されて組み合わされた信号は、検出器マトリックスの外部において、この電子的位相ステップ27のために、1つの全ピクセル信号にまとめられる。

c) 1つの総ピクセル22における現在の位相ステップ27のために活性化された全てのサブピクセルが一括されて、この電子的な位相ステップ27のために、その総ピクセル22の必要な全てのサブピクセル25の全信号が読み出される。

【0077】

特定のサブピクセルの前記b)又はc)の場合での組合せがアナログ的に実行されたか、それともデジタル的に実行されたか否かは、とりあえず詳しく規定されていない。しかし、その総ピクセル22においてサブピクセル23を何回も読み出すことおよび／または組み合わせることによって、読み出しプロセスが破壊なしに実行可能であることが重要である。

【0078】

用途としては、マンモグラフィ、一般的なラジオグラフィ、アンギオグラフィ、コンピュータトモグラフィが考えられ得る。以下に、2つの典型的な例を挙げる。

【0079】

次元 x および y におけるピクセル構造サイズを、総ピクセル22に関しては G_x および G_y で表し、サブピクセル23に関しては S_x および S_y で表すものとする。総ピクセル22のサイズは用途に応じて、例えば次のとおりである。

i. $G_x = G_y = 50 \sim 100 \mu m$ (マンモグラフィの用途について)

ii. $G_x = G_y = 130 \sim 200 \mu m$ (ラジオグラフィ、アンギオグラフィ、外科の用途について)

iii. $G_x = G_y = 300 \sim 1000 \mu m$ (コンピュータトモグラフィまたはフラッタパネル・コーンビームCTの用途について)

【0080】

これらの値は単に手掛かりにすぎず、その上またはその下にあってよい。

【0081】

分析方向(図3および図5においては x 方向、図4においては y 方向)におけるサブピクセル23の広がりは、とりわけ、用途、X線スペクトル、X線管の構造ジオメトリ、格子およびX線画像検出器、選択された格子(特に G_1)、および必要な位相ステップ回数に関係する。 S_y の典型的な大きさは $1 \mu m$ である。しかし、その値はその下またはその上にあってよい。他の次元、即ち S_x は1次元格子の場合に G_x と一致する。

【0082】

図5は、検出器材料24の構造がサブピクセル23の構造に合わせられている検出器構造を示す。これは、信号の混信(クロストーク)を回避または低減するのに有利である。

【0083】

図6に基づいて、1つの総ピクセル22(もしくは1つの総ピクセル22の一部)のサブピクセル23の本発明による接続および制御を説明した。ここでは電子的位相ステップ27ごとに活性サブピクセル25の出力信号が読み出される。非選択状態にされたサブピクセル26の出力信号、即ち現在の位相ステップ27の非活性サブピクセル26の出力信号は、独立に読み出して、ピクセル内で読み出しプロセスの実行前に部分的または全体的に組み合わせるとよい。1つの総ピクセル22の全ての活性サブピクセル25の組み合わされた出力信号がこの位相ステップ27のためのピクセル信号を生成する。非破壊読み出し後にサブピクセル23が新たに組み合わされて、新たに読み出される。このプロセスは

10

20

30

40

50

、電子的位相ステッピングが終了するまで何回も繰り返される。上述の例では $K = 8$ の電子的位相ステップ 27 が実行される。

【0084】

図 7 にはサブピクセル 25 と信号源との接続構成および接続装置を概略的に示した。電子的位相ステップ 27 を実現するために、1つの総ピクセル 22 のそれぞれの活性サブピクセル 25 の信号が読み出される。ここでは、3つのそのような位相ステップおよび対応するサブピクセル組合せが示されている。

【0085】

図 6 および図 7 に基づいて、サブピクセル 25 の適切な選択によって電子的な位相ステッピング 27 がどのように実行されるかを示した。この場合には、複数のサブピクセル組合せと、複数の読み出しプロセスとが必要である。従って、信号を非破壊にて読み出せることが必要である。それゆえ、位相ステッピングがピクセル上で行われるケース b) および c) が示されている((a) におけるように検出器の外部でデジタル的に行われない)。

10

【0086】

好みしい作製法もしくは実現法は、図 8 および図 9 に基づいて説明したように検出器材としての C s I およびフォトダイオード・読み出し構造のための CMOS を基礎とする積分型間接変換式検出器を用いたアナログ式電子的位相ステッピングとしての実現である。これは次の理由からである。

20

(1) 現在一般的な検出器材料(C s I)が使用できる。即ち、C s I 層のいかなる構造化も行う必要がない(変調伝達関数(MTF)の最大化のための現在既に一般的な針状構造を除く。その構造はサブピクセル構造と関連するものではない。図 8 も参照)。

(2) CMOS は、フォトダイオードを最大にするために非常に小さいサブピクセルのために必要である小さい構造を可能にする。

(3) CMOS は、非破壊読み出しを可能にし、従ってサブピクセルのフォトダイオードの信号のそれぞれ異なる組合せによる多重読み出しを支援する。

30

【0087】

検出器は x 方向における $i = 1 \sim I$ の総ピクセル 22 と y 方向における $j = 1 \sim J$ の総ピクセル 22 とからなる総ピクセルマトリックスを有する。各総ピクセル 22 は $n = 1 \sim N$ のサブピクセル 23 に区分されている。指定の総ピクセル 22 は $P_{i,j}$ で示され、指定のサブピクセルは $P_{S,i,j,N}$ で示されている。

30

【0088】

図 9 は、4つの総ピクセル 22 とそれらに対応するサブピクセル 23 の一部とを部分図で示し、可能な実現手段として CMOS のサブピクセル構造の実施例を示す。これらのサブピクセル構造では、各サブピクセル 23 がフォトダイオードおよび読み出し回路を有する。選択用トランジスタ T_s のゲートが該当の行(R_j)を介して制御される。ソースホーリ T_{sf} を介して該当サブピクセル(および1つの総ピクセル $P_{i,j}$ の他の選択されたサブピクセル)の信号が読み出される。その読み出しプロセスは、全ての列($j = 1 \sim J$)について同時に行われる。その読み出しプロセスは、この行 R_j に関して、全てのサブピクセル組合せ(電子的位相ステップ)に対して繰り返される。引き続いて、次行 R_{j+1} が読み出される。全ての電子的位相ステップの読み出し後に、リセット用トランジスタ T_r によりフォトダイオードが再バイアスされる。

40

【0089】

勿論、代わりに、先ずある特定の位相ステップが全ての行について読み出され、引き続いて次の位相ステップが全ての行について読み出されてもよい。フォトダイオードのリセット(バイアス電圧の印加)は終端で行われる。

【0090】

図 10 は、もう一度 2 つの総ピクセル構造の部分図を示し、つまり CMOS で実現されたサブピクセル構造を有する総ピクセル構造の 2 つの部分と 2 つの電子的位相ステップとを部分図で示す。行の相応のアドレッシング(アドレス指定)によってサブピクセルの信

50

号のアナログ合算が生成される。相応の行を介して制御されて列線を介して信号が読み出されるサブピクセル 2 5 に網目模様が付されている。

【0091】

図 11 はフロー・チャートを示す。第 1 の X 線取得 3 7 が実行される。その際に総ピクセル 2 2 およびサブピクセル 2 3 の第 1 の組合せが形成され、総ピクセル 2 2 のどのように定義された全信号が非破壊にて読み出される。これは、そのように定義された全ての総ピクセル 2 2 について実行される。引き続いて総ピクセル 2 2 とサブピクセル 2 3 との相応の組合せからなる新たな総ピクセル 2 2 が定義付けされて、再び読み出される。これは、電子的位相ステップの必要個数に応じて、全ての組合せが完了するまでの間、繰り返される。引き続いて、そのようにして生成されたさまざまの総ピクセル 2 2 を有する画像が、吸収画像、位相コントラスト画像および暗視野画像を生成するために、画像処理 4 1 に導かれる。一般に運動対象、可動式 C アーム又は移動造影剤および / またはガイドワイヤの場合にそうであるように、第 2 または更なる X 線取得 3 7 が要求されるならば、プロセス全体が繰り返される。

10

【0092】

非破壊読み出しができない検出器設計の場合には、複数の X 線取得 3 7 が短時間に順次実行されなければならず、総ピクセル 2 2 およびサブピクセル 2 3 の適切な相互接続によって所望の総ピクセル構造が定義されなければならない。従って、例えば、間接変換式検出器の場合にはフォトダイオードが、直接変換式検出器の場合には電極が相互接続され、X 線取得ごとに、そのように定義された全フォトダイオードもしくは全電極から相応の信号が読み出される。

20

【0093】

図 12 は、これに対するフロー・チャートを示す。読み出しプロセスが破壊的であるので、総ピクセル 2 2 およびサブピクセル 2 3 からなる組合せごとに、各読み出し前に新たな X 線取得 3 7 が実行されなければならない。

【0094】

代替的な実施例は、図 8 および図 9 に関連して仮定しているようにピクセル平面上でアナログ的に信号を組み合わせるのではなくて、総ピクセル 2 2 およびサブピクセル 2 3 の信号を別々に読み出し、異なる組合せをデジタル化後にはじめて行うことである。利点は、画像当たり 1 つの X 線取得 3 7 および 1 つの読み出しプロセスしか必要でないことがある。勿論、この解決策は先ず 1 つの欠点を有する。というのは、総ピクセル 2 2 およびサブピクセル 2 3 の信号が、ほぼ相対的な活性面積（例えば積分型間接変換式検出器の場合におけるフォトダイオードサイズ）の割合、つまり、ほぼ S y / G y （例えば、大まかに 1 / 1 0 0 の係数）にあるからである。読み出しユニットおよび本来の活性面積のための構造サイズに応じて、更に異なる値を前提とすることができる。即ち、サブピクセル 2 3 にとって著しく小さい信号が生じそうであり、このことは非常に高度のデジタル化を必要とするであろう。例えば 1 つの総ピクセルに対して、例えば 1 8 ビットのデジタル化で間に合わせる場合に、サブピクセル 2 3 のために付加的に約 7 ビットが必要とされるはずである。

30

【0095】

しかし、その問題点は次の解決策によって除去される。サブピクセル 2 3 において、総ピクセル 2 2 の活性面積に比べてサブピクセル 2 3 の著しく小さい活性面積による損失がほぼ補償されるように、信号を増幅して出力する配慮がなされる。即ち、それは、図 8 および図 9 に関連して説明したようにフォトダイオード / CMOS を基礎とする設計の場合に、 T_{sf} （ソースホロワ）の相応の設計によって成し遂げることができる。しかし、信号を組み合わせる前に、即ち、総ピクセル 2 2 およびサブピクセル 2 3 の信号から 1 つの全信号を生成する前に、増幅係数を再び外して計算をしなければならない。

40

【0096】

この方法の利点は、1 度のみ読み出せばよいので、高い画像周波数を達成することができるることである。

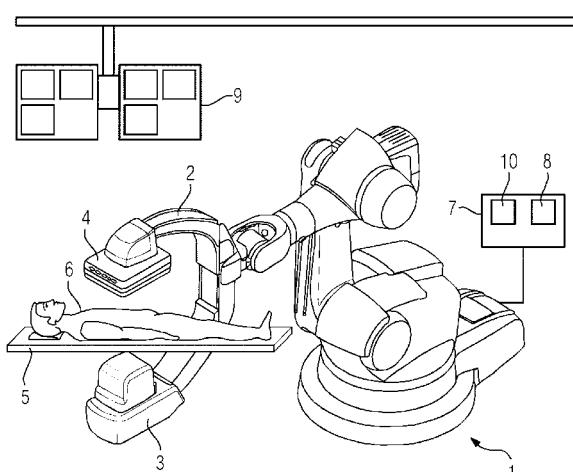
50

【符号の説明】

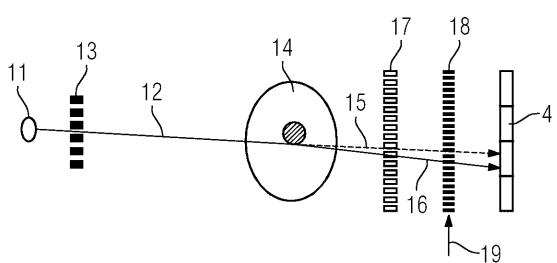
【0097】

3	X線放射器	
4	X線画像検出器	
6	検査対象	
1 4	検査対象	
1 7	回折格子又は位相格子	
2 0	X線量子	
2 1	X線変換器層	10
2 2	総ピクセル	
2 3	サブピクセル	
2 4	検出器材料	
2 5	活性サブピクセル	
2 6	非活性サブピクセル	
2 7	位相ステップ	
2 8	信号源	
2 9	スイッチ	
3 0	読み出し線(データ線)	
3 1	CsI層	
3 2	光学的結合・接着層	20
3 3	CMOSピクセル構造	
3 4	電気接続部34	
3 5	検出器電子装置	
3 6	制御線	
3 7	X線取得	
3 8	組合せピクセルの繰り返し定義	
3 9	非破壊読み出し	
4 0	第1の質問	
4 1	画像処理	
4 2	第2の質問	30
4 3	プロセス終了	
4 4	破壊読み出し	

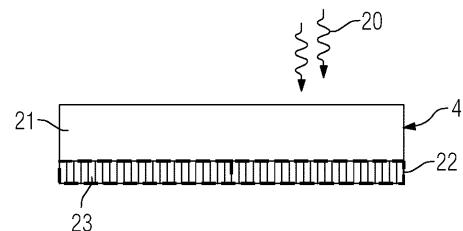
【図1】



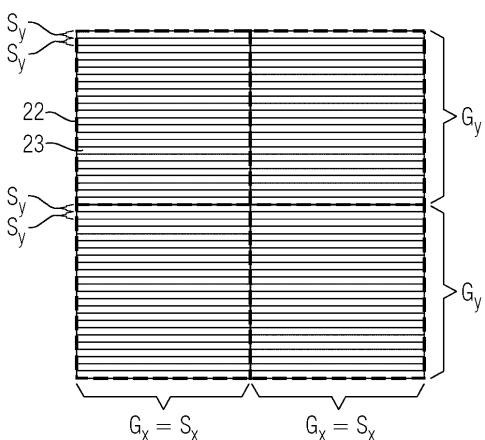
【図2】



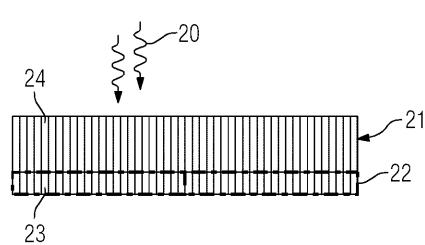
【図3】



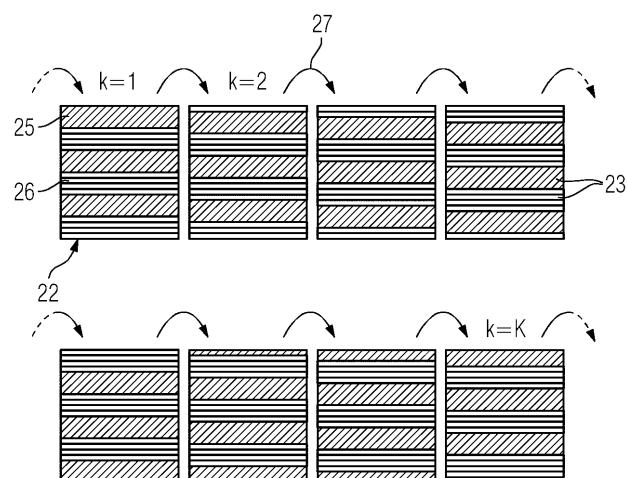
【図4】



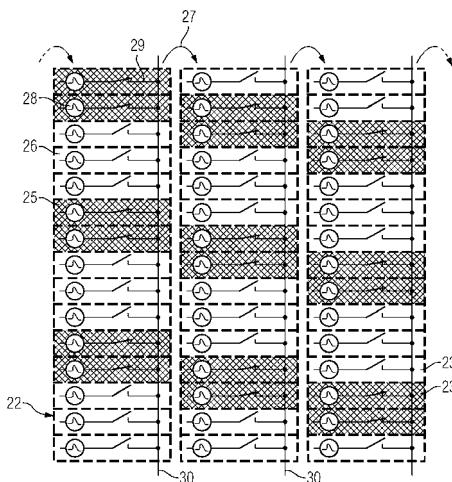
【図5】



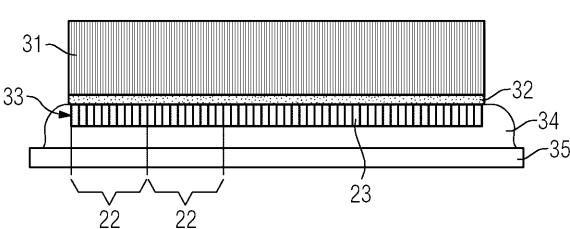
【図6】



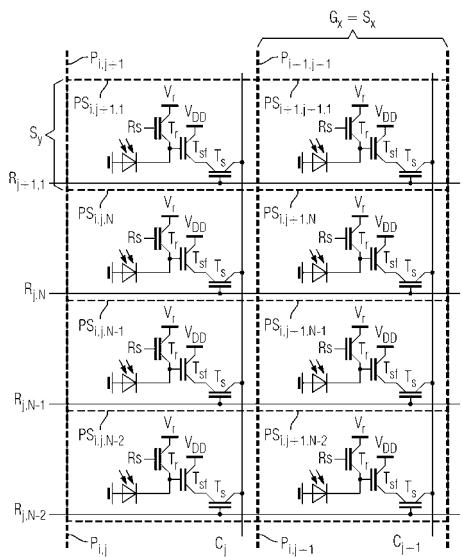
【図7】



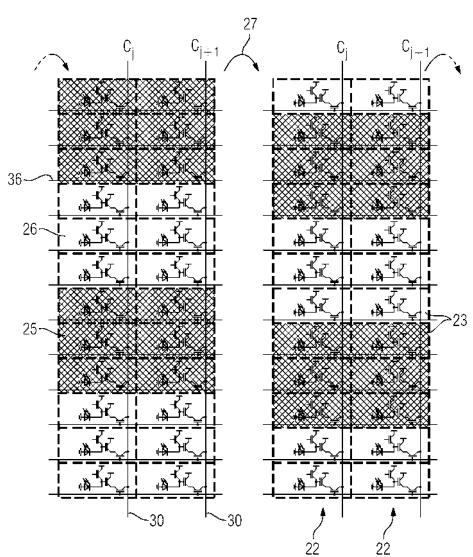
【図8】



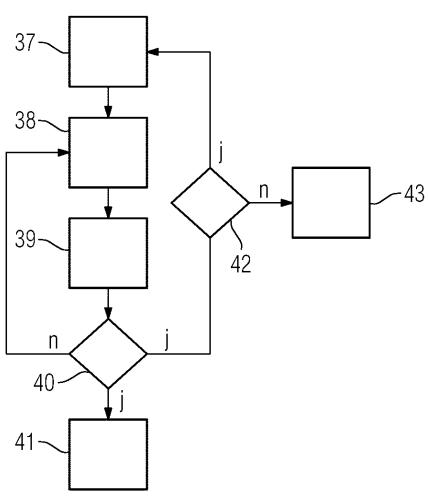
【図9】



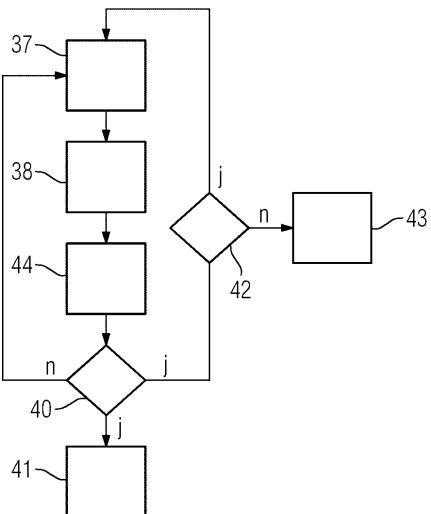
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 マルティン シュパーン

ドイツ連邦共和国 91054 エアランゲン シュパールドルファー シュトラーセ 39ア-

Fターム(参考) 4C093 AA07 CA39 DA02 DA06 EA11 EB12 EB13 EB17 EB24 EC16

FA32 FA34 FA44 FA53