

(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2004-279419

(P2004-279419A)

(43) 公開日 平成16年10月7日(2004.10.7)

(51) Int.Cl.⁷

G 0 1 T 1/20

H 0 1 L 31/09

F 1

G 0 1 T 1/20

G 0 1 T 1/20

G 0 1 T 1/20

H 0 1 L 31/00

テーマコード(参考)

2 G 0 8 8

5 F 0 8 8

D

A

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2004-68357 (P2004-68357)
 (22) 出願日 平成16年3月11日 (2004.3.11)
 (31) 優先権主張番号 10/249,052
 (32) 優先日 平成15年3月12日 (2003.3.12)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・7100
 (74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

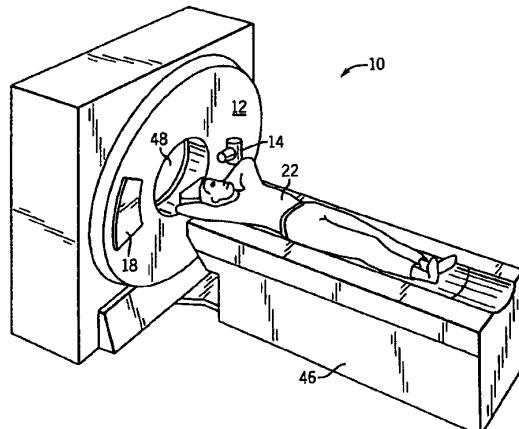
(54) 【発明の名称】セグメント式光学カプラを有するCT検出器、並びに該検出器の製造方法

(57) 【要約】

【課題】フォトダイオード・アレイ(52)とシンチレータ・アレイ(56)の間にセグメント式光学カプラを組み込んでいるCTイメージング・システム(10)向けのCT検出器(20)を提供する。

【解決手段】セグメント式光学カプラは、フォトダイオード・アレイ(52)の光収集効率を向上させる光コリメータとしても動作している。このセグメント式光学カプラは、一体となって複数の空セル(90)を形成している一連の反射体素子(88)によって規定している。空セルは光透過性空洞を形成しており、シンチレータ(57)からの光のフォトダイオード(60)に対するコリメートを容易にしている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

X線(16)を受け取り、このX線の受け取りに応答して光(85)を出力するようにアレイ(56)の形に配列させた複数のシンチレータ(57)と、

前記複数のシンチレータ(57)から検出した光に応答して電気信号を出力するようにアレイ(52)の形に配列させた複数の光検出素子(60)と、

前記複数のシンチレータ(57)を前記複数の光検出素子(60)に固定するための非接触式光学カプラと、
を備えるCT検出器(20)。

【請求項 2】

前記非接触式光学カプラが複数の一体型反射体素子(88)を含む、請求項1に記載のCT検出器(20)。

【請求項 3】

前記複数の一体型反射体素子(88)が、その各々が1つのシンチレーション(57)を1つのフォトダイオード(60)に固定するように構成されているような複数の光学結合セルを規定するように配列されている、請求項2に記載のCT検出器(20)。

【請求項 4】

各光学結合セルが光学エポキシを含む(112)、請求項3に記載のCT検出器(20)。

【請求項 5】

各光学結合セルが熱可塑性材料を含む(122)、請求項3に記載のCT検出器(20)。

【請求項 6】

前記非接触式光学カプラが、前記複数のシンチレータ(57)と前記複数の光検出素子(60)の間で複数の光透過性空洞(90)を規定している格子型スクリーンを含む、請求項1に記載のCT検出器(20)。

【請求項 7】

前記格子型スクリーンが前記複数のシンチレータ(57)と結合させたエッティング式金属製格子を含む(148)、請求項6に記載のCT検出器(20)。

【請求項 8】

前記光透過性空洞(90)が光学結合エポキシを含む(154)、請求項6に記載のCT検出器(20)。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、全般的には診断用イメージングに関し、さらに詳細には、セグメント式または非接触式の光学カプラを有するCT検出器、並びに該CT検出器の製造方法に関する。さらに、このセグメント式光学カプラは検出器のシンチレータとフォトダイオードの間に一体に形成させた光コリメータとして動作する。

【背景技術】**【0002】**

コンピュータ断層(CT)イメージング・システムでは、典型的には、X線源は患者や荷物などの検査対象や被検物に向けて扇形状のビームを放出する。以下において、「検査対象(subject)」及び「被検物(object)」という語は撮像を受けることができる何かを含むものとする。このビームは、検査対象によって減衰を受けた後、放射線検出器のアレイ上に入射する。検出器アレイの位置で受け取った減衰ビームの放射線強度は、典型的には検査対象によるX線ビームの減衰に依存する。検出器アレイの各検出器素子は、各検出器素子で受け取った減衰ビームを表す電気信号を別々に発生させる。これらの電気信号はデータ処理システムに伝送され、最終的には画像を作成するように解析を受ける。

10

20

30

40

50

【0003】

一般に、X線源と検出器アレイは、撮像面内においてガントリの周りを検査対象を取り囲むように回転する。X線源は、典型的には、焦点の位置でX線ビームを放出するX線管を含む。X線検出器は、典型的には、検出器の位置で受け取るX線ビームをコリメートするためのコリメータと、このコリメータと隣接しているX線を光エネルギーに変換するためのシンチレータと、この光エネルギーを隣接するシンチレータから受け取り、これから電気信号を生成するためのフォトダイオードと、を含む。

【0004】

典型的には、シンチレータ・アレイの各シンチレータはX線を光エネルギーに変換している。各シンチレータは、これと隣接するフォトダイオードに対して光エネルギーを放出する。各フォトダイオードはこの光エネルギーを検出し、対応する電気信号を発生させる。次いで、これらのフォトダイオードの出力は、画像再構成のためにデータ処理システムに伝送される。

【0005】

CT検出器の検出器セル同士の間での「クロストーク (cross talk)」はよくあることである。「クロストーク」とは一般に、CT検出器の隣接するセル間でのデータのやり取りと規定されている。一般に、クロストークは再構成された最終のCT画像内にアーチファクトを存在させることにつながり、かつ空間分解能の悪化に寄与するため、クロストークを低下させることが求められる。典型的には、単一のCT検出器内には4種類のクロストークが発生する可能性がある。X線散乱によってシンチレータ・セル間においてX線クロストークが生じることがある。シンチレータを囲繞している反射体を光が通過することによって光学的クロストークが生じることがある。周知のCT検出器はエポキシが典型的であるような接触式光学結合層（複数層のこともある）を利用し、シンチレータ・アレイをフォトダイオード・アレイに固定させている。しかし、あるセルからの光がこの接触層を通って別のセルに伝わるとクロストークが生じる可能性がある。フォトダイオード間での望ましくないやり取りによって電気的クロストークが生じる可能性がある。上述した種類のクロストークのうち、接触式光学カプラ層（複数層のこともある）を通じたクロストークが、CT検出器内のクロストークの主たる発生源と考えられるのが一般的である。

【発明の開示】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

したがって、シンチレータ・アレイとフォトダイオード・アレイの間に改良型の光学結合を有するCT検出器を設計し、CT検出器内のクロストークを減少させかつ最終の再構成画像の空間分解能を向上させることが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、上述の欠点を克服しているCTイメージング・システム向けのCT検出器を目的としている。このCT検出器は、フォトダイオード・アレイとシンチレータ・アレイの間に格子型光コリメータを組み込んでいる。この光コリメータは、フォトダイオード・アレイの光収集効率を向上させており、また検出器内のクロストークを低下させるために反射体材料から形成させることができる。各格子型コリメータは、一体となって複数の空セルを形成している一連の反射体素子によって規定されている。これらの空セルは光透過性空洞を形成すると共に、シンチレータからの光のフォトダイオードに対するコリメートを容易にしている。これらの空洞はフォトダイオード・アレイまたはシンチレータ・アレイに対する封止のために光学エポキシによって満たすことがあり、これによって接触式光学カプラ層に関連する欠点を回避することができる。

【0008】

40

したがって本発明によれば、CT検出器は、X線を受け取りこの受け取ったX線に応答して光を出力するようにアレイの形に配列させた複数のシンチレータを含んでいる。この

50

シンチレータ・アレイと同じ寸法でアレイの形に複数の光検出素子を配列させると共に、シンチレータからの光を検出するように構成させている。次いで、非接触式光学カプラを用いてこの複数のシンチレータを複数の光検出素子に固定している。

【0009】

本発明の別の態様によれば、CTシステムは、その内部で中心にボアを配置させた回転自在のガントリと、このボアを通過させて前後方向に移動可能であると共にCTデータ収集のために検査対象を位置決めするように構成されているテーブルと、を含んでいる。回転自在ガントリ内には高周波電磁エネルギー投影源を位置決めし、高周波電磁エネルギーが検査対象に向けて投射されるように構成させている。このCTシステムはさらに、回転自在ガントリ内に配置させると共に投影源により投射され検査対象に当てられた高周波電磁エネルギーを検出するように構成させた検出器アレイを含んでいる。この検出器アレイは、シンチレータ・アレイの形に配列させた複数のシンチレータ、並びにフォトダイオード・アレイの形に配列させた複数のフォトダイオードを含んでいる。このシンチレータ・アレイとフォトダイオード・アレイの間には、複数の光透過性空洞を有する光コリメータを配置させている。

【0010】

本発明のまた別の態様によれば、CT検出器の製造方法は、複数のシンチレータを有するシンチレータ・アレイを形成する工程と、複数のフォトダイオードを有するフォトダイオード・アレイを形成する工程と、を含んでいる。次いで、これらのアレイの間に空セル式コリメータを配置させる。次いで得られたアセンブリを互いに對して固定させている。

【0011】

本発明に関する様々な別の特徴、目的並びに利点は、以下の詳細な説明及び図面から明らかとなろう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

添付の図面は、本発明を実施するために目下のところ企図される好ましい実施の一形態を図示したものである。

【0013】

本発明の動作環境は、4スライス型コンピュータ断層(CT)システムに関連して記載している。しかし、当業者であれば、本発明が单ースライスまたは別の多重スライス構成での使用にも等しく適用可能であることを理解するであろう。さらに、本発明は、X線に関する検出及び変換に関連して記載することにする。しかし、当業者であればさらに、本発明が別の高周波電磁エネルギーに関する検出及び変換にも等しく適用可能であることを理解するであろう。本発明は、「第3世代」CTスキャナに関連して記載することにするが、別のCTシステムを用いても等しく適用可能である。

【0014】

図1及び図2を参照すると、「第3世代」のCTスキャナに典型的なガントリ12を含むものとして、コンピュータ断層(CT)イメージング・システム10を表している。ガントリ12は、このガントリ12の対向面上に位置する検出器アレイ18に向けてX線ビーム16を投射するX線源14を有する。検出器アレイ18は、投射され患者22を透過したX線を一体となって検知する複数の検出器20により形成されている。各検出器20は、入射したX線ビームの強度、すなわちX線ビームが患者22を透過することによる減衰ビームを表す電気信号を発生させる。X線投影データを収集するためのスキャンの間に、ガントリ12及びガントリ上に装着されたコンポーネントは回転中心24の周りを回転する。

【0015】

ガントリ12の回転及びX線源14の動作は、CTシステム10の制御機構26により制御される。制御機構26は、X線源14に電力及びタイミング信号を供給するX線制御装置28と、ガントリ12の回転速度及び位置を制御するガントリ・モータ制御装置30とを含む。制御機構26内にはデータ収集システム(DAS)32があり、これによって

検出器 20 からのアナログ・データをサンプリングし、このデータを後続の処理のためにデジタル信号に変換している。画像再構成装置 34 は、サンプリングしデジタル化した X 線データを DAS32 から受け取り、高速で再構成を行う。再構成した画像はコンピュータ 36 に入力として与えられ、コンピュータにより大容量記憶デバイス 38 内に格納される。

【 0016 】

コンピュータ 36 はまた、キーボードを有するコンソール 40 を介して、オペレータからのコマンド及びスキャン・パラメータを受け取る。付属の陰極線管ディスプレイ 42 により、オペレータはコンピュータ 36 からの再構成画像やその他のデータを観察することができる。コンピュータ 36 は、オペレータの発したコマンド及びパラメータを用いて、DAS32、X 線制御装置 28 及びガントリ・モータ制御装置 30 に対して制御信号や制御情報を提供する。さらにコンピュータ 36 は、モータ式テーブル 46 を制御して患者 22 及びガントリ 12 を位置決めするためのテーブル・モータ制御装置 44 を操作している。詳細には、テーブル 46 により患者 22 の各部分をガントリ開口 48 に通過させている。

【 0017 】

図 3 及び 4 に示すように、検出器アレイ 18 はシンチレータ・アレイ 56 を形成するような複数のシンチレータ 57 を含んでいる。シンチレータ・アレイ 56 の上側にコリメータ（図示せず）を位置決めし、このビームがシンチレータ・アレイ 56 に入射する前で X 線ビーム 16 をコリメートしている。

【 0018 】

図 3 に示す実施の一形態では、検出器アレイ 18 は、その各々が 16×16 のアレイサイズを有するような 57 個の検出器 20 を含んでいる。その結果、アレイ 18 は、16 個の横列と 912 個の縦列（ 16×57 検出器）を有しており、ガントリ 12 の各 1 回転によって同時に 16 スライス分のデータを収集することができる。

【 0019 】

スイッチアレイ 80 及び 82（図 4）は、シンチレータ・アレイ 56 と DAS32 の間に結合させた多次元半導体アレイである。スイッチアレイ 80 及び 82 は、多次元アレイとして配列させた複数の電界効果トランジスタ（FET）（図示せず）を含んでいる。この FET アレイは、対応するフォトダイオード 60 のそれぞれに接続した多数の電気導線と、可撓性の電気的インターフェース 84 を介して DAS32 と電気的に接続させた多数の出力導線と、を含んでいる。詳細には、フォトダイオード出力の約半数をスイッチ 80 と電気的に接続させ、またフォトダイオード出力の残りの半数はスイッチ 82 と電気的に接続させている。さらに、反射体層（図示せず）を各シンチレータ 57 の間に介在させ、隣接するシンチレータからの光散乱を減少させている。各検出器 20 は、装着用ブラケット 79 によって検出器フレーム 77（図 3）に固定している。

【 0020 】

スイッチアレイ 80 及び 82 はさらに、所望のスライス数並びに各スライスに対するスライス分解能に従ってフォトダイオード出力を有効にしたり、無効にしたり、組み合わせたりしているデコーダ（図示せず）を含んでいる。実施の一形態では、そのデコーダは、当技術分野で周知のデコーダ・チップまたは FET コントローラである。デコーダは、スイッチアレイ 80 及び 82 や DAS32 と結合させた複数の出力線及び制御線を含んでいる。16 スライス・モードとして規定した実施の一形態では、デコーダはフォトダイオード・アレイ 52 のすべての横列が作動状態となるようにスイッチアレイ 80 及び 82 を有効にしており、これによって DAS32 により処理を受ける 16 スライス分のデータが同時に得られる。もちろん、別の多くのスライスの組み合わせも可能である。例えば、デコーダによって、1 スライス・モード、2 スライス・モード、4 スライス・モードを含むような別のスライス・モードからの選択も可能である。

【 0021 】

図 5 に示すように、適当なデコーダ命令を送信することによって、フォトダイオード・

10

20

30

40

50

アレイ 5 2 の 1 つまたは複数の横列からなる 4 スライスからデータを収集するように、スイッチアレイ 8 0 及び 8 2 を 4 スライス・モードで構成させることができる。スイッチアレイ 8 0 及び 8 2 の具体的な構成に応じて、フォトダイオード 6 0 の様々な組み合わせを有効にする、無効にする、あるいは組み合わせることによって、1 横列分、2 横列分、3 横列分、または 4 横列分のシンチレータ・アレイ素子 5 7 からそのスライス厚を構成させることができる。追加的な例としては、そのスライスが 1.25 mm 厚から 20 mm 厚の範囲にあるような 1 つのスライスを含む单ースライス・モードや、そのスライスが 1.25 mm 厚から 10 mm 厚の範囲にあるような 2 つのスライスを含む 2 スライス・モードが含まれる。記載した数を超えるような追加的なモードも企図される。

【0022】

ここで図 6 を参照すると、CT 検出器 2 0 の断面の概要図を表している。上で検討したように、検出器 2 0 は、複数のシンチレータ 5 7 によって規定されるシンチレータ・アレイ 5 6 を含んでいる。シンチレータの各々は、X 線 1 6 の受け取りに応答して光出力 8 5 を発生させるように設計されている。シンチレータの X 線受信表面は反射体層 8 6 によってコーティングし、フォトダイオードの光収集効率を向上させている。この反射体層 8 6 は、投影源から投射された X 線を通過させることができ、かつシンチレータが発生させた光をフォトダイオードに戻すように反射させるような材料から構成させている。反射体層 8 6 は、隣接するシンチレータ 5 7 の間で反射体壁として延びている一連の反射体素子 8 8 と一体化させている。反射体素子 8 8 はシンチレータ間で光散乱を防止しかつ / または X 線散乱を減少させるように設計している。

【0023】

CT 検出器 2 0 は、光空洞 9 0 が各フォトダイオードとシンチレータの間に延びるように製作している。光空洞は、図 7 ~ 1 0 に関連して記載することにするような多くの製作技法に従って製作することができ、また空洞素子またはプレート 9 2 によって規定させている。プレート 9 2 は、反射体素子 8 8 の形成に使用する材料と同じ反射体材料によって形成させることができが好ましい。さらに、プレート 9 2 は反射体素子 8 8 の幅と同じ幅を有している。図 7 に関連して記載するように、プレート 9 2 は反射体素子 8 8 の形成の間に形成させることができが好ましい。したがって、プレート 9 2 は反射体素子からフォトダイオード・アレイの光検出表面まで延びている。

【0024】

プレート 9 2 は光透過性空洞 9 0 を形成し、これによりセル内部光コリメータとして動作するように製作している。プレート 9 2 は、シンチレータ間での光クロストークを排除し、これによってフォトダイオード・アレイの光検出表面に向かう光をコリメートするように設計している。さらに、プレート 9 2 は、フォトダイオード・アレイにプレートを固定させるように、光学結合性の薄膜または樹脂を用いてコーティングすることができる。別法として、このプレートはフォトダイオード・アレイの表面に結合させることができる。また別の実施形態では、光透過性空洞 9 0 の各々は、接触式エポキシ層で使用したエポキシと同じ光学エポキシで満たしている。この光学エポキシはフォトダイオード・アレイをシンチレータ・アレイに接続するための接着剤の役割をしている。反射体プレート 9 2 を存在させると、接触式光学層のクロストークに関連する欠点を回避することができる。アレイを互いにに対して固定させるためにエポキシを使用することもあるが、熱可塑性樹脂など別の複合材や材料を使用することもあり、これらも本発明の範囲内にある。

【0025】

ここで図 7 を参照すると、図 6 に関連して記載したのと同様の CT 検出器を製造する技法に関する各工程を表している。図示したこれらの工程は、労働集約的方法、全自動式のコンピュータ駆動方法、またはこれらを組み合わせた方法によって実施することができる。技法 1 0 0 は、1 0 2 において、CT 検出器を製作するための製品、要員その他の同化 (assimilation) で開始される。この工程中に達成させる内容は様々とすることができるが、最低でも、シンチレータ・ブロックの準備を含めるべきである。次いでこのシンチレータ・ブロックを溶解可能な材料上に装着させる (1 0 4)。次いで 1 0 6 において、こ

10

20

30

40

50

のシンチレータ・ブロック及び溶解可能材料をさいの目切りにする（すなわち、切断する）。1つまたは2つの寸法方向のいずれかにおける切断の後に、互いに均等の間隔とした複数のシンチレータ・セルが得られる。次いで108において、さいの目切り処理の結果としてシンチレータ・セル間に生成させた間隙内に反射体材料を造り込む。この反射体材料は、シンチレータの間の界面が完全に満たされるようにして造り込む必要があり、溶解可能材料の隣接部分間の界面についても同様である。次いで、この造り込み式反射体材料は自ずと硬化を受けると共に、適正な反射率その他が保証されるように反射体材料は追加的な任意の処理を受ける。造り込み式反射体材料が硬化した後、110において溶解可能材料を溶解させる。材料を溶解させるための処理は、使用する溶解可能材料の種類に応じて異なる。例えば溶解可能材料は、洗浄液内に配置して化学的に溶解させるか、あるいは指定した温度で加熱し、本質的に溶解可能材料を「溶かし」去るようになることがある。溶解処理が完了した後、一体に造り込んだ反射体を備えたシンチレータ・アレイが得られる。特に留意すべきことは、シンチレータの間の各反射体素子がシンチレータを越えて延びていること、すなわちシンチレータと比べてより大きな長さを有していることである。反射体のシンチレータを越えて延びる部分は、上述のように反射体プレートの役割をする。反射体プレートの間に生じる空セルは光透過性空洞を規定しており、また112においてこのセルは光学エポキシで満たしている。この光学エポキシは、シンチレータとフォトダイオードの間での光の伝達を可能としており、また同時にシンチレータをフォトダイオードに結合させるための接着性界面を生成させている。これにしたがって114において、フォトダイオード・アレイとシンチレータ・アレイが互いに結合されている。次いで、CT検出器製作方法のこの部分が完了し、116においてCT検出器製作の残りの部分が下流方向に実施される。

【0026】

図6に関連して記載し図7の技法に従って製作したCT検出器は、単に本発明の一例として示したものである。図6に関連して記載し図7に示した技法と異なる技法に従って製作したCT検出器の利点を組み込んでいるような同様のCT検出器も企図され、これも本発明の範囲内にある。限定ではなく例示を目的として、追加的な製造技法及びこれにより得られる構造について図8～10を参照しながら記載することにする。

【0027】

ここで図8を参照すると、別のCT製造方法118は、シンチレータ材料のブロックを準備している120において開始される。次いで122において、このブロックを熱可塑性材料のブロック上に配置する。次いで124において、このシンチレータ・ブロックと熱可塑性樹脂を周知のさいの目切り処理に従ってさいの目切りする、すなわち切断する。熱可塑性樹脂は一部分のみをさいの目切りし、これによってフォトダイオード・アレイに対する封止として使用することができる薄い非切断部分を残すことが好ましい。次いで126において、さいの目切り処理から得られたシンチレータ・セルの間の間隙内に造り込み式に反射体を堆積させている。図7に従って製作するCT検出器と対照的に、造り込み式反射体によって形成させる反射体プレートの間には光学エポキシを使用していない。熱可塑性材料は完全にはさいの目切断していないため、光学エポキシと対照的に、上で検討したようにシンチレータ・アレイをフォトダイオード・アレイに固定するために使用される薄い熱可塑性樹脂層が得られる。次いで128において、方法118は終了となり、CT検出器は周知の技法に従った追加的な処理及び製作を受ける。

【0028】

上で記載した各方法では、シンチレータ・アレイに対する変更が不可欠である。図9の方法では対照的に、フォトダイオード・アレイのエッチングによって反射体プレートを作成している。具体的には、方法130はフォトダイオード・アレイを形成させる132において開始となる。134では、フォトダイオード・アレイを、半導体または別の適当な材料からなる薄膜を用いてコーティングしている。フォトダイオードの受光表面に対しては、シリコンからなる薄い層を付着させるか熱的に成長させ、さらに硬化させることが好ましい。フォトダイオード・アレイの光収集能力に悪影響を与えないような半導体材料を

10

20

30

40

50

使用すべきである。次いで 136において、標準的な半導体製作技法を用いて、フォトダイオード・アレイの表面をマスキングしてプラスマ・エッチングし、格子を形成させている。化学的エッチング、機械的エッチング、イオンビーム・ミリング、その他を含め様々な半導体製作方法が企図される。エッチング処理の結果として、半導体材料によって規定される一連の空セルが得られる。これらの空セルは、フォトダイオード・アレイの光検出表面と垂直方向に一致させるべきである。次いで 138において、この空セルを光学エポキシで満たし、140においてフォトダイオード・アレイをシンチレータ・アレイに固定させている。次いで、得られたアセンブリに対して標準的な後処理技法を受けさせ、この時点で 142において本方法は終了となる。

【0029】

10

図 10 に示した方法は、シンチレータ・アレイやフォトダイオード・アレイと一体となっていない媒介的素子を利用していている。製造方法 144 は、周知の製作技法に従ってシンチレータ・アレイ及びフォトダイオード・アレイを形成させる 146 において開始となる。次いで 148 において、薄い金属その他の材料からなるシートから格子をエッチングしている。この格子は、シンチレータ及びフォトダイオードと寸法的に同等であるような多数のセルを規定している。さらにこの格子は、ここまでに記載した光透過性空洞の所望の高さと等しい高さを有することが好ましい。したがって、150において、格子内に形成した空セルは、シンチレータ・アレイのシンチレータ、またはフォトダイオード・アレイのフォトダイオードのいずれかと整列させている。次いで 152 において、この格子を選択したアレイと結合させている。次いで 154 において、格子によって規定される空セルまたは空洞に光学エポキシを満たすことがある。次いで 156 において、光学エポキシを用いて選択したアレイをもう一方のアレイに固定している。別法として、空セルは空きのままにしておき、格子をもう一方のアレイに結合させことがある。次いで 158 において、本方法は終了する。

20

【0030】

30

上述した製造方法の各々によって、非接触式光学カプラを有する CT 検出器が得られ、これによって接触式光学カプラ層に関連する欠点が回避される。これらの方の各々では、シンチレータからフォトダイオードへの光放出をコリメートするように光透過性空洞を形成させているような CT 検出器が製作される。この空洞は光学結合用エポキシによって満たすことや、空洞を空きのままにしてシンチレータをフォトダイオード・アレイに結合させことがある。このようにエポキシによって空洞を満たすと、光学伝達がより良好となり、かつシンチレータとフォトダイオード間でより強力な接続が得られるので好ましい。

【0031】

30

ここで図 11 を参照すると、梱包物 / 荷物検査システム 160 は、梱包物や荷物をその内部に通過させる開口 164 をその内部に有する回転自在のガントリ 162 を含んでいる。この回転自在ガントリ 162 は、高周波電磁エネルギー源 166、並びに検出器アセンブリ 168 を収容している。さらにコンベヤ・システム 170 を設けており、またコンベヤ・システム 170 は、スキャンのために梱包物や荷物片 176 を自動的かつ連続的に開口 164 に通過させるように構造 174 によって支持したコンベヤ・ベルト 172 を含んでいる。開口 164 を通るように対象物 176 がコンベヤ・ベルト 172 によって供給された後、撮像データが収集され、さらにコンベヤ・ベルト 172 によって制御式かつ連続式で梱包物 176 が開口 164 から取り除かれる。その結果、郵便検査係、荷物取扱係、及びその他の警備要員は、梱包物 176 の中身に爆発物、刃物、銃器、禁制品などがないかどうかを非侵襲的に検査することができる。

40

【0032】

50

したがって、本発明の実施の一形態では、CT 検出器は、X 線を受け取り、この受け取った X 線に応答して光を出力するようにアレイの形に配列させた複数のシンチレータを含んでいる。複数の光検出素子は、シンチレータ・アレイと同じ寸法のアレイの形に配列させると共に、シンチレータからの光を検出するように構成させている。次いで、この複数

のシンチレータを複数の光検出素子に固定せしるよう非接触式光学カプラを使用してい
る。

【0033】

本発明の別の実施形態によれば、CTシステムは、その内部で中心にボアを配置させた回転自在のガントリと、このボアを通過させて前後方向に移動可能であると共にCTデータ収集のために検査対象を位置決めするよう構成されているテーブルと、を含んでいる。回転自在ガントリ内には高周波電磁エネルギー投影源を位置決めし、高周波電磁エネルギーが検査対象に向けて投射されるよう構成させている。このCTシステムはさらに、回転自在ガントリ内に配置させると共に投影源により投射され検査対象に当たられた高周波電磁エネルギーを検出するよう構成させた検出器アレイを含んでいる。この検出器アレイは、シンチレータ・アレイの形に配列させた複数のシンチレータ、並びにフォトダイオード・アレイの形に配列させた複数のフォトダイオードを含んでいる。このシンチレータ・アレイとフォトダイオード・アレイの間には、複数の光透過性空洞を有する光コリメータを配置させている。

10

【0034】

本発明のまた別の実施形態によれば、CT検出器の製造方法は、複数のシンチレータを有するシンチレータ・アレイを形成する工程と、複数のフォトダイオードを有するフォトダイオード・アレイを形成する工程と、を含んでいる。次いで、これらのアレイの間に空セル式コリメータを配置させる。次いで得られたアセンブリを互いに對して固定させている。

20

【0035】

本発明を好ましい実施形態について記載してきたが、明示的に記述した以外に、添付の特許請求の範囲の域内で等価、代替及び修正が可能であることを理解されたい。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図1】CTイメージング・システムの外観図である。

【図2】図1に示すシステムのブロック概要図である。

【図3】CTシステム検出器アレイの実施の一形態の斜視図である。

【図4】1つの検出器の実施の一形態の斜視図である。

【図5】図4の検出器の4スライス・モードによる様々な構成を表した図である。

30

【図6】本発明によるCT検出器の断面の概要図である。

【図7】本発明によるCT検出器を製造するための一技法の工程を表した流れ図である。

【図8】本発明によるCT検出器を製造するための一技法の工程を表した流れ図である。

【図9】本発明によるCT検出器を製造するための一技法の工程を表した流れ図である。

【図10】本発明によるCT検出器を製造するための一技法の工程を表した流れ図である。

【図11】CTシステムを非侵襲的梱包物検査システムと共に使用している様子を表した外観図である。

【符号の説明】

【0037】

40

10 コンピュータ断層(CT)イメージング・システム

12 ガントリ

14 X線源

16 X線ビーム

18 検出器アレイ

20 検出器

22 患者

24 回転中心

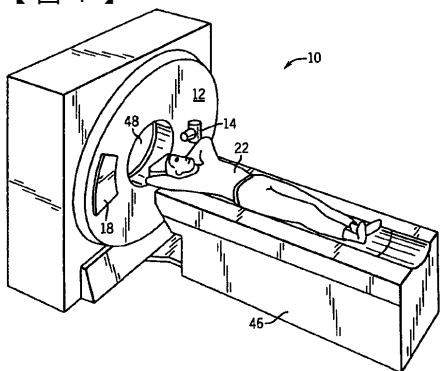
26 制御機構

28 X線制御装置

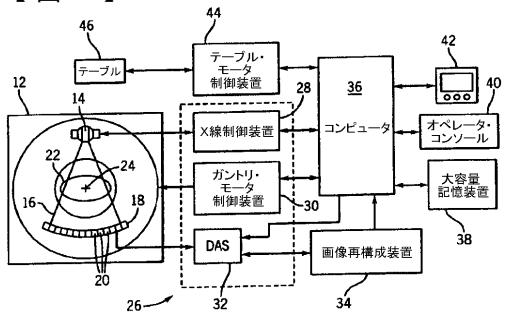
50

3 0	ガントリ・モータ制御装置	
3 2	データ収集システム (DAS)	
3 4	画像再構成装置	
3 6	コンピュータ	
3 8	大容量記憶装置	
4 0	コンソール	10
4 2	陰極線管ディスプレイ	
4 4	テーブル・モータ制御装置	
4 6	モータ式テーブル	
4 8	ガントリ開口	
5 2	フォトダイオード・アレイ	
5 6	シンチレータ・アレイ	
5 7	シンチレータ	
6 0	フォトダイオード	
7 7	検出器フレーム	
7 9	装着用プラケット	
8 0	スイッチアレイ	
8 2	スイッチアレイ	
8 4	電気的インターフェース	
8 5	光出力	20
8 6	反射体層	
8 8	反射体素子	
9 0	光透過性空洞	
9 2	プレート	
1 6 0	梱包物 / 荷物検査システム	
1 6 2	回転自在ガントリ	
1 6 4	開口	
1 6 6	高周波電磁エネルギー源	
1 6 8	検出器アセンブリ	
1 7 0	コンベヤ・システム	30
1 7 2	コンベヤ・ベルト	
1 7 4	支持構造	
1 7 6	梱包物、荷物片	

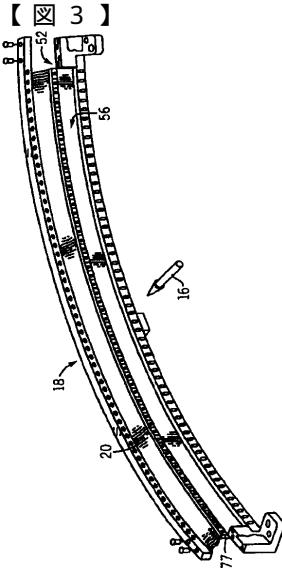
【図1】



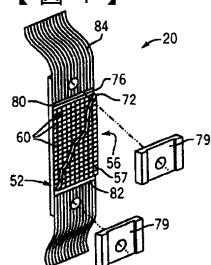
【図2】



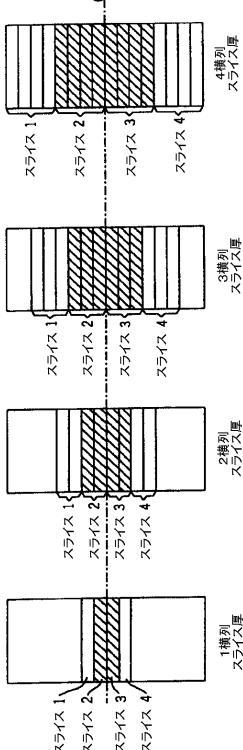
【図3】



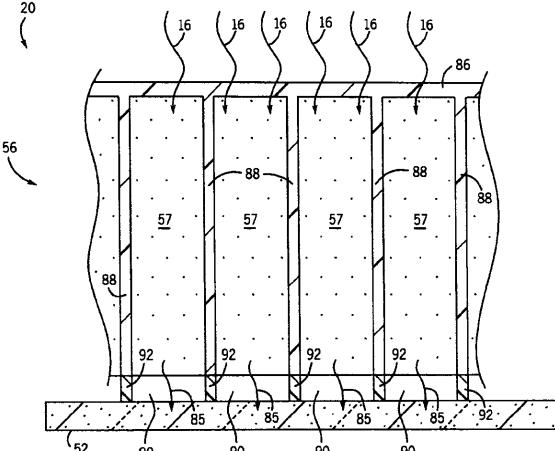
【図4】



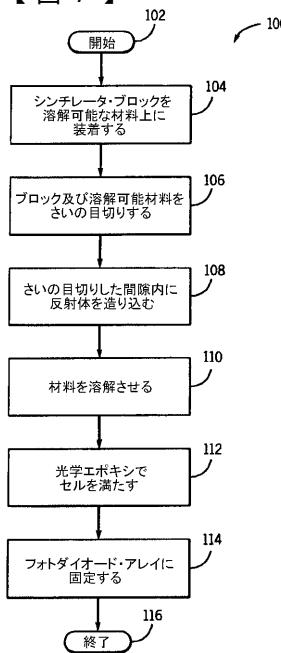
【図5】



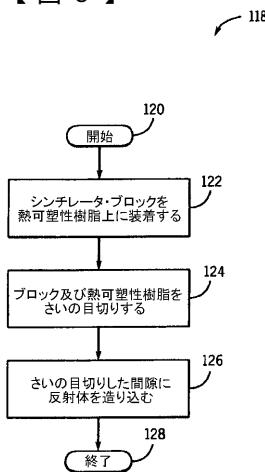
【図6】



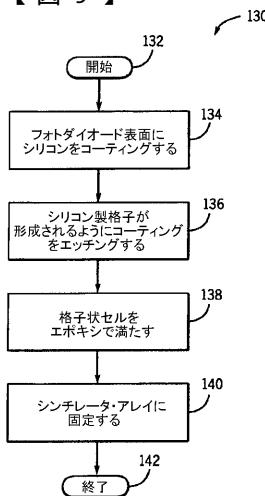
【図7】



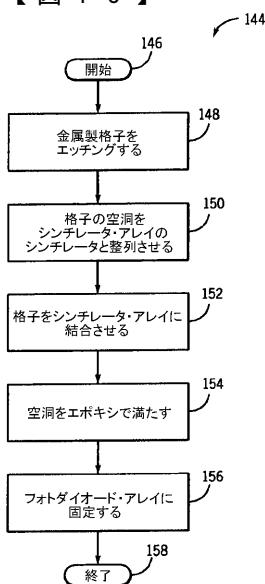
【図8】



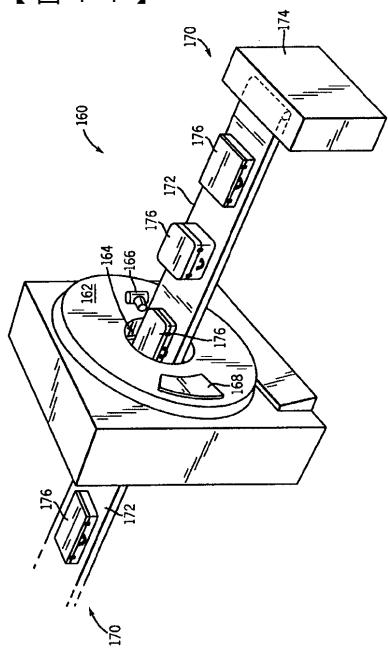
【図9】



【図10】



【図 11】



フロントページの続き

(74)代理人 100129779

弁理士 黒川 俊久

(72)発明者 デビッド・エム・ホフマン

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、ウエスト・サニービュー、13311番

(72)発明者 マイケル・エフ・ホーヘ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、トールグラス・サークル、1725番

F ターム(参考) 2G088 EE02 FF02 GG13 GG14 GG16 GG19 GG20 JJ04 JJ05 JJ09

JJ37

5F088 BA03 BB07 EA03 EA13 EA20 HA15 LA08