

(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2004-101367
(P2004-101367A)

(43) 公開日 平成16年4月2日(2004.4.2)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
GO1T 1/20	GO1T 1/20	2G088
CO9K 11/00	GO1T 1/20	4H001
CO9K 11/80	CO9K 11/00	5F088
GO1T 1/202	CO9K 11/80	CPP
HO1L 31/09	GO1T 1/202	
審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 8 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2002-263577 (P2002-263577)	(71) 出願人	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
(22) 出願日	平成14年9月10日 (2002.9.10)	(74) 代理人	100099852 弁理士 多田 公子
		(74) 代理人	100099760 弁理士 宮川 佳三
		(72) 発明者	佐藤 誠 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	金井 恒行 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
		最終頁に続く	

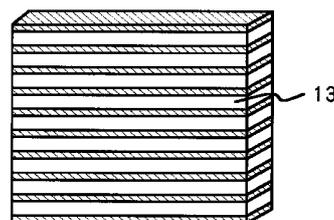
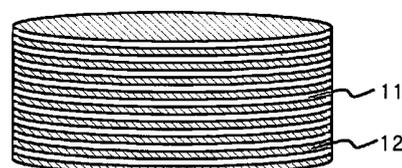
(54) 【発明の名称】 蛍光体及び放射線検出器及び医用画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】セラミックシンチレータを用いた放射線検出器素子アレイにおいて、隣接するチャンネル間のクロストークを防止するためのチャンネル分離を容易にし、安価なセラミックシンチレータを提供する。

【解決手段】蛍光体層 1 1 を構成する材料と反射層 1 2 を構成する材料とを交互に多層に積層した後、焼結し一体化し多層焼結体であるセラミック蛍光体を得る。このセラミック蛍光体を所望の寸法に切り出すことにより、放射線検出器用のチャンネル分離されたセラミックシンチレータ 1 3 を得る。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

蛍光体層と反射層とを交互に積層してなるセラミック蛍光体であって、前記蛍光体層及び反射層は、それぞれ成形後の材料を積層し、一体焼結した多層焼結体であることを特徴とするセラミック蛍光体。

【請求項 2】

請求項 1 に記載のセラミック蛍光体であって、蛍光体層が Ce を発光元素とし、Gd、Al、Ga、O を含むガーネット構造の母体結晶からなる蛍光体であることを特徴とするセラミック蛍光体。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載のセラミック蛍光体であって、反射層が TiO_2 、 Al_2O_3 、 Gd_2O_3 又はこれらの混合物を含むことを特徴とするセラミック蛍光体。

【請求項 4】

放射線により発光する蛍光体素子と、前記蛍光体素子による発光を検出する光電変換素子とを備えた放射線検出器において、前記蛍光体素子は、請求項 1 ないし 3 のいずれかに 1 項に記載されたセラミック蛍光体を用いたことを特徴とする放射線検出器。

【請求項 5】

放射線源と、この放射線源に対向して配置された放射線検出器と、これら放射線源及び放射線検出器を保持し、被検体の周りで回転駆動される回転円板と、前記放射線検出器で検出された放射線の強度に基づき前記被検体の断層像を画像再構成する画像再構成手段とを備えた医用画像診断装置において、前記放射線検出器として請求項 4 に記載の放射線検出器を用いたことを特徴とする医用画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は X 線、 γ 線などを検出する放射線検出器、特に X 線 CT 装置などの医用画像診断装置に好適な放射線検出器に関する。また本発明は前記放射線検出器を用いた医用画像診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、X 線 CT 装置などの医用画像診断装置に用いる放射線検出器としては、Xe ガス電離箱方式のものや、 $CdWO_4$ または $CsI:TI$ などの単結晶シンチレータや、希土類酸化物系蛍光体（特公昭 63-59436 号、特開平 3-50991 号、国際公開 WO 99/33934）や希土類酸硫化物系蛍光体（特公昭 60-4856 号）を用いたセラミックシンチレータなどの蛍光体素子と、Si フォトダイオードや光電子増倍管などの光電変換素子を組み合わせた固体検出器が用いられてきた。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

X 線 CT 装置における放射線検出器は、被検体に照射された X 線が、被検体を透過することによりどれだけ減衰されたかを検出するものであり、X 線の強度に応じた電気信号を発生させるものである。固体検出器の構造は、X 線を吸収して可視光を発光するシンチレータと、その発光を電気信号に変換するフォトダイオードとを組み合わせた構造が一般的であり、これらの検出器素子が一次元あるいは二次元に並んだ素子アレイが用いられている。さらに固体検出器は、被検体によって散乱された散乱 X 線が検出器素子に入射することを防止するための、散乱線除去コリメータを有している。この散乱線除去コリメータは、各検出器素子の間隙を覆うように、検出器素子アレイと精度良く位置合わせされている。

【0004】

検出器素子アレイにおいては、隣接するチャンネル間のクロストークを防止するため、シンチレータをチャンネル分離する必要がある。従来は、フォトダイオードアレイ基板に接着したシンチレータに溝加工を施し、金属製のセパレータ板や樹脂状のチャンネル分離材

10

20

30

40

50

を挿入したもの（溝加工方式）（特開平6-18670号）や、シンチレータ材とチャンネル分離材とを交互に貼り合わせ、これをフォトダイオード基板に接着する方式のもの（特開平5-256949号）などが用いられてきた。

【0005】

溝加工方式のものでは、例えば溝が曲がって加工された場合には、チャンネル形状が理想的な幾何学位置からずれることになる。このような場合、検出器素子アレイと散乱線除去コリメータとの幾何学的位置関係にずれが生じ、アーチファクトの原因となる。このため、溝加工方式においては、高精度な加工が要求される。またシンチレータ材とチャンネル分離材とを交互に貼り合わせた方式のものでは、接着工程に時間がかかり、また高精度な接着精度、即ち接着層の厚さの精度や接着時のシンチレータ材とチャンネル分離材との高い平行度が要求されるなどの問題がある。

10

【0006】

そこで、本発明の目的は、高精度な加工や接着技術を必要とせずに、高精度にチャンネル分離されたセラミックシンチレータを容易に製造する方法を提供することである。また本発明の目的は、高精度にチャンネル分離されたセラミックシンチレータを備えた放射線検出器を提供することである。また、前記放射線検出器を備え、チャンネル間のクロストークがなく、画質の良好な画像を提供できるX線CT装置などの医用画像診断装置を提供することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するため、本発明は、蛍光体層と反射層とを交互に積層してなるセラミック蛍光体であって、前記蛍光体層及び反射層は、それぞれ成形材料を一体焼結した多層焼結体であることを特徴とするセラミック蛍光体を提供するものである。

20

【0008】

また本発明は、前記セラミック蛍光体であって、蛍光体層がCeを発光元素とし、少なくともGd、Al、Ga、Oを含んだガーネット構造の母体結晶からなる蛍光体であるセラミック蛍光体を提供するものである。

さらに本発明は、前記セラミック蛍光体であって、反射層がTiO₂、Al₂O₃、Gd₂O₃またはその混合物を含むセラミック蛍光体を提供するものである。

【0009】

また本発明は、放射線により発光する蛍光体素子と、前記蛍光体素子による発光を検出する光電変換素子とを備えた放射線検出器であって、蛍光体素子として、前記セラミック蛍光体を用いた放射線検出器を提供するものである。

30

さらに本発明は、放射線源と、この放射線源に対向して配置された放射線検出器と、これら放射線源及び放射線検出器を保持し、被検体の周りで回転駆動される回転円板と、前記放射線検出器で検出された放射線の強度に基づき前記被検体の断層像を画像再構成する画像再構成手段とを備えた医用画像診断装置において、前記放射線検出器として前記放射線検出器を用いたことを特徴とする医用画像診断装置を提供するものである。

【0010】

【発明の実施の形態】

以下、本発明のセラミック蛍光体について詳細に説明する。

本発明のセラミック蛍光体は、図1に示すように、セラミックシンチレータからなる蛍光体層11と、チャンネル分離材である反射層12とを交互に積層した構造を有し、これらセラミックシンチレータとチャンネル分離材とが一体的に焼結された焼結体から成っている。

40

【0011】

セラミックシンチレータとしては、例えば希土類酸化物、希土類酸硫化物などの、焼結によってシンチレータ特性を示す公知の蛍光体材料を用いることができる。特に、特開2001-4753号に記載の、Ceを発光元素とし、少なくともGd、Al、Ga、Oを含んだガーネット構造の母体結晶からなる高出力シンチレータ材などを用いるのが望ましい

50

。

【0012】

チャンネル分離材は、チャンネル間のクロストークを防止するための層であり、十分な光反射率を有し、シンチレータ材料と一体焼結可能な材料、例えば高融点の金属材料や光反射率の高い白色のセラミック材料からなる。特に、シンチレータ材と熱膨張率の近いものを用いることが望ましい。これにより焼結工程中に異種素材間の熱膨張率の差によるクラックの発生を防止することができる。そのようなセラミック材料として、 TiO_2 、 Al_2O_3 、 Gd_2O_3 またはその混合物が好適である。

【0013】

このような多層焼結体からなるセラミック蛍光体を製造するには、まず蛍光体層11を構成するシンチレータ材料及びチャンネル分離層12を構成する材料を、材料粉末に適切な公知の成形方法、例えば金型を用いた加圧成形やドクターブレードを用いた成形方法により所定の厚さとなるようにシート状または板状に成形する。特に、ドクターブレード法による成形は、高い寸法精度の焼結体作製に適している。次いで、成形後のシートまたは板をシンチレータ層とチャンネル分離層とが交互になるように積層し、焼結し一体化する。

10

【0014】

焼結方法は、ホットプレス、HIP、常圧焼結法等を採用することができるが、密度が一定で高い寸法精度の焼結体を得るためにはホットプレスが好適である。即ち、ホットプレスでは、半径方向の寸法はホットプレスに用いるダイス形状により決定され、厚さ方向の寸法は、相対密度（理論密度を100%としたときの相対的な密度）をほぼ100%にできるため、原料粉末重量で正確に制御することができる。従って、原料粉末をシート状に成形する際に、シートの重量と厚さを高精度に作製しておくことにより、高い寸法精度を達成できる。なお、HIP、常圧焼結であっても、成形、焼結の諸条件を一定にすることにより、寸法精度を向上することが可能である。例えば、寸法精度を向上するために、静水圧プレス後、常圧焼結する方法などを採用することができる。

20

【0015】

焼結条件は、特に限定されないが、例えばホットプレスの場合、焼結温度1400~1700、圧力350~600 kgf/cm²、保持時間1~6時間の条件で焼結することが望ましい。

このように焼結した多層焼結体から所望の寸法の板を切り出すだけで、チャンネル分離されたセラミックシンチレータ13を容易に得ることができる。シンチレータ層、チャンネル分離層の各厚さおよび積層数、切り出し寸法等を任意に変更することにより、所望の形状およびチャンネル数のセラミックシンチレータを得ることができる。

30

【0016】

なお、焼結体における各層の厚さ及び比は、本発明のセラミック蛍光体の用途によって異なり、放射線の利用効率、クロストークの抑制、検出の空間分解能等を考慮して適宜決定する。具体的には、放射線検出器のチャンネル幅に相当する蛍光体層の厚さと、セパレータ幅に相当する反射層の厚さとの比が大きいほど放射線の利用効率が大きくなり画質の向上につながるが、セパレータ幅が狭くなるとチャンネル間のクロストークを生じ、画質の劣化を招く。一方、チャンネルピッチ（隣り合う蛍光体層の距離）は、検出器の空間分解能を決定し、ピッチが細かいほど空間分解能は上がるが、素子数の増加に伴い画像処理量、データ収集回路などが増加する。一般にX線CT装置におけるチャンネルピッチは0.5~1.5 mmが現実的な範囲であり、そのような範囲において、利用効率（蛍光体層と反射層の厚さの比）は80~90%程度が好適な範囲である。

40

【0017】

本発明によれば、成形後の材料を積層して焼結し一体化することにより、高精度にチャンネル分離されたセラミックシンチレータを容易に製造することができる。また本発明によれば、蛍光体層と反射層の厚さや比の設計の自由度が大きく、種々の放射線検出器に適したセラミックシンチレータを提供できる。

【0018】

50

次に本発明の放射線検出器を説明する。

本発明の放射線検出器は、上述したセラミックシンチレータを用いたものであり、図2に、その一実施形態として、一次元放射線検出器を示す。この放射線検出器20は、シンチレータ層211とチャンネル分離層212の多層焼結体であるチャンネル分離されたセラミックシンチレータ21と、セラミックシンチレータ21のチャンネルピッチと同じピッチで、複数の光電変換素子22を一次元に配列した素子アレイ基板23とからなり、各シンチレータ層211と光電変換素子22とが一致するように接合されたものである。光電変換素子22には、例えば応答速度の速いSi-PINフォトダイオードなどを用いる。

【0019】

本発明の放射線検出器は、シンチレータ製造時にチャンネル分離されたセラミックシンチレータ21を用いているので、一次元の素子アレイの場合には、検出器製造工程においてチャンネル分離の工程がまったく不要になる。また、二次元の素子アレイとする場合には、光電変換素子を二次元に配列した素子アレイ基板を用い、図2に示したチャンネル分離層212と直交する方向にのみチャンネル分離作業を行えばよく、従来の放射線検出器に比べ、容易に精度のよい放射線検出器を製造することができる。

10

【0020】

次に、本発明の放射線検出器を備えたX線CT装置を図3を用いて説明する。図3は、本発明のX線CT装置の概略を示す図で、この装置はスキャンガントリ部310と画像再構成部320とを備え、スキャンガントリ部310には、被検体が搬入される開口部314を備えた回転円板311と、この回転円板311に搭載されたX線管312と、X線管312に取り付けられ、X線束の放射方向を制御するコリメータ113と、X線管312と対向して回転円板311に搭載されたX線検出器315と、X線検出器315で検出されたX線を所定の信号に変換する検出器回路316と、回転円板311の回転及びX線束の幅を制御するスキャン制御回路317とが備えられている。

20

【0021】

画像再構成部320は、被検者氏名、検査日時、検査条件などを入力する入力装置321、検出器回路316から送出される計測データS1を演算処理してCT画像再構成を行う画像演算回路322、画像演算回路322で作成されたCT画像に、入力装置321から入力された被検者氏名、検査日時、検査条件などの情報を付加する画像情報付加部323と、画像情報を付加されたCT画像信号S2の表示ゲインを調整してディスプレイモニタ330へ出力するディスプレイ回路324とを備えている。

30

このX線CT装置では、スキャンガントリ部310の開口部314に、設置された寝台(図示せず)に被検者を寝かせた状態で、X線管312からX線が照射される。このX線はコリメータ313により指向性を得、X線検出器315により検出されるが、この際、回転円板311を被検者の周りに回転させることにより、X線を照射する方向を変えながら、被検者を透過したX線を検出する。この計測データをもとに画像再構成部320で作成された断層像は、ディスプレイモニタ330に表示される。ここでX線検出器315は、シンチレータとフォトダイオードとを組み合わせたシンチレータ素子を多数(例えば960個)円弧状に配列したもので、個々のシンチレータ素子は、例えば図2に示すような構造を持ち、シンチレータには本発明のチャンネル分離されたセラミックシンチレータを用いている。

40

【0022】

このような本発明のX線CT装置は、放射線検出器として確実にチャンネル分離され且つコリメータとの位置精度の優れた放射線検出器を用いているので、高品質で信頼性の高い画像を得ることができる。

【0023】

【実施例】

以下、本発明のセラミック蛍光体の製造方法を実施例により説明する。

【0024】

[実施例1]

50

シンチレータ材として $Gd_3(A1, Ga)_5O_{12} : Ce$ シンチレータ粉末を、チャンネル分離材として Gd_2O_3 粉末を用いた。シンチレータ粉末は、焼結後の厚さが 0.85 mm となる重量の粉末を円筒形の金型に充填し、圧力 500 kgf/cm^2 にて加圧成形した。チャンネル分離材粉末は、焼結後の厚さが 0.15 mm となるようにドクターブレード法によりシート状の成形体を作製した。最後に、これらの成形体を交互に 24 層積層したものを、真空中にて 1500 、 500 kgf/cm^2 で 4 時間のホットプレス焼結をし、積層焼結体を得た。

【0025】

作製した積層焼結体は、各層の厚さ誤差が $\pm 5\text{ }\mu\text{m}$ 以内であり、高精度な溝加工方式などのチャンネル分離手法による寸法精度と同程度であった。

10

【0026】

[実施例 2]

実施例 1 で得られた積層焼結体から、積層面に垂直な方向に 24 mm 、積層面に平行な方向に 30 mm および 2 mm の寸法になるように板状の焼結体を切り出した。これにより、高精度にチャンネル分離されたセラミックシンチレータを、容易に得ることができた。このチャンネル分離されたセラミックシンチレータを、 $0.8 \times 30\text{ mm}$ のフォトダイオードが 1 mm ピッチで配列されているフォトダイオードアレイ基板に、透明な接着剤によって接着した。これにより、24 チャンネルに分離された放射線検出器素子アレイ基板を作製した。

得られた検出器の、体軸方向の感度分布、X 線エネルギーに対する素子間の特性ばらつき等の性能は、溝加工方式で作製した検出器と同程度であった。

20

【0027】

[実施例 3]

シンチレータ材として $Gd_3(A1, Ga)_5O_{12} : Ce$ シンチレータ粉末を、チャンネル分離材として Gd_2O_3 および Al_2O_3 粉末を 3 : 5 の割合で混合した粉末を用いた。これらの粉末を、焼結後のシンチレータ層の厚さが 0.85 mm に、チャンネル分離層の厚さが 0.15 mm となるように、それぞれドクターブレード法により成形体を作製した。シンチレータ層については、1 枚のシートで仕上がり厚さ寸法 0.85 mm となるように成形するとひび割れなどが生じるため、仕上がり厚さ約 0.21 mm となる 4 枚のシートを生成し、これを重ねて用いた。これらを交互に 24 層積層し、 2000 kgf/cm^2 の圧力にて静水圧プレス (CIP) した後、 1700 で 5 時間の常圧焼結をし、積層焼結体を得た。

30

作製した積層焼結体は、各層の厚さ誤差が $\pm 5\text{ }\mu\text{m}$ 以内であり、高精度な溝加工方式などのチャンネル分離手法による寸法精度と同程度であった。

【0028】

[実施例 4]

実施例 3 で作製した積層焼結体から、実施例 2 と同様に、積層面に垂直な方向に 24 mm 、積層面に平行な方向に 30 mm および 1 mm の寸法となるように板状の焼結体を切り出した。この製造方法により、24 チャンネルにチャンネル分離されたセラミックシンチレータを得た。

40

このチャンネル分離されたセラミックシンチレータを、実施例 2 と同様に、フォトダイオードアレイ基板に接着し、放射線検出器素子アレイ基板を作製した。得られた検出器の、体軸方向の感度分布、X 線エネルギーに対する素子間の特性ばらつき等の性能は、溝加工方式で作製した検出器と同程度であった。

【0029】

【発明の効果】

本発明によれば、高精度な加工や、複雑な製造工程を用いることなく、高精度にチャンネル分離されたセラミックシンチレータを容易に提供することができる。またこのようなセラミックシンチレータを用いることにより、検出精度のよい放射線検出器及び画質の良好な X 線 CT 装置などの医用画像診断装置を安価に提供することができる。

50

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のチャンネル分離されたセラミックシンチレータを示す図。

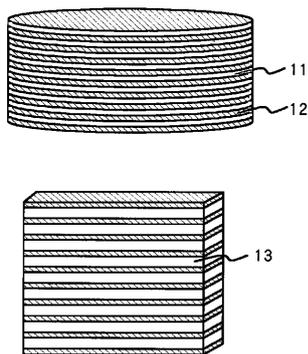
【図2】本発明の放射線検出器の一実施形態の構成を示す図。

【図3】本発明の医用画像診断装置の一実施形態の構成を示す図。

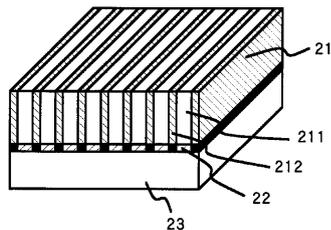
【符号の説明】

11、211... 蛍光体層（シンチレータ層）、12、212... 反射層（チャンネル分離層）、13、21... チャンネル分離されたセラミックシンチレータ、22... 光電変換素子、23... 素子アレイ基板、310... スキャンガントリ部、311... 回転円板、312... X線管、313... コリメータ、314... 開口部、315... X線検出器、316... 検出器回路、317... スキャン制御回路、320... 画像再構成部、321... 入力装置、322... 画像演算回路、323... 画像情報付加部、324... ディスプレイ回路、330... ディスプレイモニタ

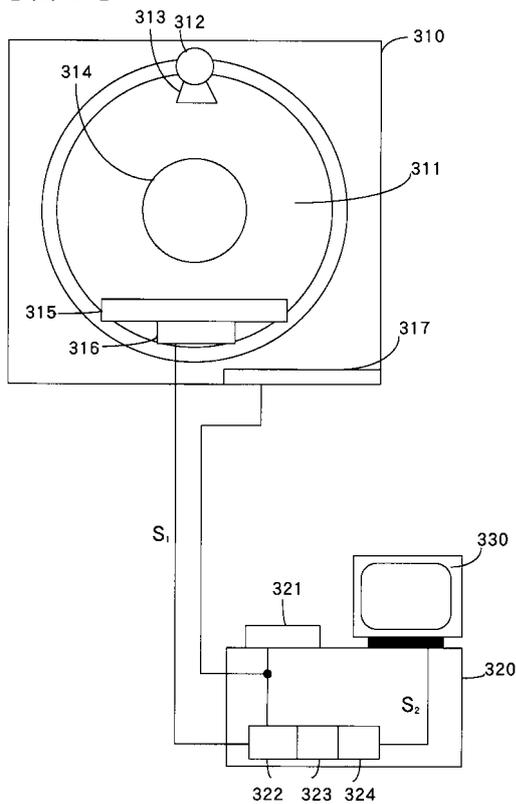
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.⁷

F I

テーマコード(参考)

H 0 1 L 31/00

A

(72)発明者 三浦 一郎

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号 株式会社日立メディコ内

Fターム(参考) 2G088 EE02 FF02 GG16 GG19 JJ05 JJ37

4H001 CA08 XA08 XA13 XA31 XA64 YA58

5F088 BA20 BB07 CB20 HA15 LA08