(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第5198841号
(P5198841)

(45)発行日　平成25年5月15日(2013.5.15)　(24)登録日　平成25年2月15日(2013.2.15)

(51)Int.Cl.			F I		
G21K	4/00	(2006.01)	G21K	4/00	A
G01T	1/20	(2006.01)	G01T	1/20	L
			G01T	1/20	G
			G01T	1/20	E

請求項の数 4　(全 12 頁)

(21)出願番号　特願2007-327853 (P2007-327853)
(22)出願日　平成19年12月19日 (2007.12.19)
(65)公開番号　特開2008-309771 (P2008-309771A)
(43)公開日　平成20年12月25日 (2008.12.25)
審査請求日　平成22年12月14日 (2010.12.14)
(31)優先権主張番号　11/812234
(32)優先日　平成19年6月15日 (2007.6.15)
(33)優先権主張国　米国 (US)

(73)特許権者　000236436
浜松ホトニクス株式会社
静岡県浜松市東区市野町１１２６番地の１
(74)代理人　100088155
弁理士　長谷川　芳樹
(74)代理人　100092657
弁理士　寺崎　史朗
(74)代理人　100124291
弁理士　石田　悟
(74)代理人　100153361
弁理士　鰺坂　和浩
(72)発明者　鈴木　孝治
静岡県浜松市東区市野町１１２６番地の１
浜松ホトニクス株式会社内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】放射線像変換パネル及び放射線イメージセンサ

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
アルミニウム基板と、
前記アルミニウム基板の表面を陽極酸化処理後、封孔処理することにより形成されたアルマイト層と、
前記アルマイト層を被覆するクロム層と、
前記クロム層上に設けられており放射線透過性及び光反射性を有する金属膜と、
前記金属膜を被覆しており放射線透過性及び光透過性を有する酸化物層と、
前記酸化物層を被覆しており放射線透過性及び光透過性を有する保護膜と、
前記保護膜上に蒸着法によって形成されるアルカリハライド系蛍光体からなる放射線像を変換する変換部と、を備える、放射線像変換パネル。
【請求項２】
前記アルカリハライド蛍光体は、シンチレータ２４は、Ｔｌ又はＮａがドープされたＣｓＩ、ＴｌがドープされたNaI、ＴｌがドープされたKI、ＥｕがドープされたLiIのいずれかであることを特徴とする請求項１記載の放射線像変換パネル。
【請求項３】
前記アルミニウム基板に貼り付けられた放射線透過性の補強板を更に備え、前記アルミニウム基板は、前記補強板と前記変換部との間に配置されていることを特徴とする請求項１または２に記載の放射線像変換パネル。
【請求項４】

請求項１ないし３のいずれかに記載の放射線像変換パネルと、
前記放射線像変換パネルの前記変換部から出射される光を電気信号に変換する撮像素子と、を備える、放射線イメージセンサ。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
この発明は、医療用、工業用のＸ線撮影等に用いられる放射線像変換パネル及び放射線イメージセンサに関するものである。
【背景技術】
【０００２】
従来、医療、工業用のＸ線撮影では、Ｘ線感光フィルムが用いられてきたが、利便性や撮影結果の保存性の面から放射線検出器を用いた放射線イメージングシステムが普及してきている。このような放射線イメージングシステムにおいては、放射線検出器により２次元の放射線による画素データを電気信号として取得し、この信号を処理装置により処理してモニタ上に表示している。
【０００３】
代表的な放射線検出器としては、アルミニウム、ガラス、溶融石英等の基板上に放射線を可視光に変換するシンチレータを形成した放射線像変換パネル（以下、場合により「シンチレータパネル」という。）を形成し、これと撮像素子とを貼り合わせた構造を有する放射線検出器が存在する。この放射線検出器においては、基板側から入射する放射線をシンチレータで光に変換して撮像素子で検出している。
【０００４】
下記特許文献１及び２に記載されている放射線像変換パネルでは、表面にアルマイト層が形成されたアルミニウム基板上に輝尽性蛍光体を形成している。以下、場合により、基板上に輝尽性蛍光体を形成した放射線像変換パネルを「イメージングプレート」という。
【特許文献１】特開２００６－１１３００７号公報
【特許文献２】特開平４－１１８５９９号公報
【発明の開示】
【発明が解決しようとする課題】
【０００５】
しかしながら、上記放射線像変換パネルでは、シンチレータや輝尽性蛍光体等の蛍光体から出射される光に対するアルマイト層の反射率が低いため、放射線像変換パネルの輝度を十分に高くすることができない。また、例えばシンチレータや輝尽性蛍光体をアルミニウム基板上に蒸着する際に発生する熱によって、アルマイト層にクラックやピンホール等が形成されてしまう。その結果、アルミニウム基板とアルカリハライド系のシンチレータや輝尽性蛍光体とが反応することでアルミニウム基板が腐食してしまう。また、アルマイト層も腐食に強いとはいえシンチレータと反応して腐食する場合もある。腐食は得られる画像に影響を及ぼす。腐食箇所がたとえ微小な点のみであっても撮像された画像を利用して画像診断を行う際にはその画像の信頼性を低下させる。また、経時的にその腐食が大きくなることもある。さらに、アルマイト層の表面平坦性はアルミニウム基板に比べて低いので、シンチレータパネルの平坦性も十分ではない。放射線像変換パネルでは、基板面内の均一な輝度特性、解像度特性が要求されるが、基板が大型化すればするほど製造が困難となる。
【０００６】
本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、高い平坦性を有し、高い輝度を有すると共にアルミニウム基板の腐食を防止できる放射線像変換パネル及び放射線イメージセンサを提供することを課題とする。
【課題を解決するための手段】
【０００７】
上述の課題を解決するため、本発明の放射線像変換パネルは、アルミニウム基板と、前

記アルミニウム基板の表面を陽極酸化処理後、封孔処理することにより形成されたアルマイト層と、前記アルマイト層を被覆するクロム層と、前記クロム層上に設けられており放射線透過性及び光反射性を有する金属膜と、前記金属膜を被覆しており放射線透過性及び光透過性を有する酸化物層と、前記酸化物層を被覆しており放射線透過性及び光透過性を有する保護膜と、前記保護膜上に蒸着法によって形成されるアルカリハライド系蛍光体からなる放射線像を変換する変換部と、を備える。

【０００８】

そして、アルミニウム基板に貼り付けられた放射線透過性の補強板を更に備え、このアルミニウム基板は、補強板と変換部との間に配置されているとよい。

【０００９】

また、本発明の放射線イメージセンサは上記いずれかの本発明に係る放射線像変換パネルと、この放射線像変換パネルの変換部から出射される光を電気信号に変換する撮像素子と、を備える。

【発明の効果】

【００１０】

本発明によれば、高い平坦性を有し、高い輝度を有すると共にアルミニウム基板の腐食を防止できる放射線像変換パネル及び放射線イメージセンサを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１１】

以下、添付図面を参照して本発明の好適な実施の形態について詳細に説明する。説明の理解を容易にするため、各図面において同一の構成要素に対しては可能な限り同一の参照番号を附し、重複する説明は省略する。なお、各図の寸法は説明のために誇張している部分があり、必ずしも実際の寸法比とは一致しない。

【００１２】

（第１実施形態）

【００１３】

図１は、第１実施形態に係るシンチレータパネル（放射線像変換パネルの一例）を模式的に示す一部破断斜視図である。図２は、図１に示されるII－II線に沿った断面図である。図１及び図２に示されるように、シンチレータパネル１０は、アルミニウム基板１２と、アルミニウム基板１２の表面に形成されたアルマイト層１４と、アルマイト層１４を被覆するクロム層１６（中間膜）とを備える。アルマイト層１４とクロム層１６とは密着している。また、シンチレータパネル１０は、クロム層１６上に設けられており放射線透過性及び光反射性を有する金属膜１８と、金属膜１８を被覆しており放射線透過性及び光透過性を有する酸化物層２０と、酸化物層２０を被覆しており放射線透過性及び光透過性を有する保護膜２２と、保護膜２２上に設けられたシンチレータ２４（放射線像を変換する変換部の一例）とを備える。クロム層１６、金属膜１８、酸化物層２０、保護膜２２、及びシンチレータ２４は互いに密着している。

【００１４】

本実施形態では、保護膜２２が、アルミニウム基板１２、アルマイト層１４、クロム層１６、金属膜１８、及び酸化物層２０の全体を密封している。保護膜２２は、酸化物層２０に形成されているピンホール等に起因する金属膜１８の腐食を防止する。また、アルミニウム基板１２、アルマイト層１４、クロム層１６、金属膜１８、酸化物層２０、保護膜２２、及びシンチレータ２４の全体は、保護膜２６によって密封されている。

【００１５】

Ｘ線等の放射線３０がアルミニウム基板１２側からシンチレータ２４に入射されると、シンチレータ２４から可視光等の光３２が出射される。よって、放射線像がシンチレータパネル１０に入射されると、当該放射線像はシンチレータ２４において光像に変換される。放射線３０は、保護膜２６、保護膜２２、アルミニウム基板１２、アルマイト層１４、クロム層１６、金属膜１８、酸化物層２０、及び保護膜２２を順に透過してシンチレータ２４に到達する。シンチレータ２４から出射される光３２は、保護膜２６を透過して外部

に放出されると共に、保護膜２２を透過して金属膜１８及び酸化物層２０において反射されて外部に放出される。シンチレータパネル１０は、医療用、工業用のＸ線撮影等に用いられる。

【００１６】

アルミニウム基板１２は、主としてアルミニウムからなる基板であるが、不純物等が含まれてもよい。アルミニウム基板１２の厚さは、０．３～１．０ｍｍであることが好ましい。アルミニウム基板１２の厚さが０．３ｍｍ未満であると、アルミニウム基板１２が湾曲することによってシンチレータ２４が剥離し易くなる傾向にある。アルミニウム基板１２の厚さが１．０ｍｍを超えると、放射線３０の透過率が低下する傾向にある。

【００１７】

アルマイト層１４は、アルミニウムを陽極酸化することによって形成され、多孔質のアルミニウム酸化物からなる。アルマイト層１４により、アルミニウム基板１２に傷がつきにくくなる。アルミニウム基板１２に傷がつくと、アルミニウム基板１２の反射率が所望の値未満となり、アルミニウム基板１２の面内で均一な反射率が得られない。アルミニウム基板１２の傷の有無は例えば目視によってでも検査が可能である。アルマイト層１４は、アルミニウム基板１２のシンチレータ２４が形成される側の面のみに形成されてもよいし、アルミニウム基板１２の両面に形成されてもよいし、アルミニウム基板１２の全体を被覆するように形成されてもよい。アルミニウム基板１２の両面にアルマイト層１４を形成すると、アルミニウム基板１２の反りや撓みを低減することができるので、シンチレータ２４が不均一に蒸着されることを防止できる。また、アルマイト層１４を形成すると、アルミニウム基板１２を圧延形成する工程で付いてしまう縞状のすじを消すことができるので、アルミニウム基板１２上に反射膜（金属膜１８及び酸化物層２０）を形成した場合でも、反射膜において、アルミニウム基板１２の面内で均一な反射率が得られる。アルマイト層１４の厚さは、１０～５０００ｎｍであることが好ましい。アルマイト層１４の厚さが１０ｎｍ未満であると、アルミニウム基板１２の傷防止効果が低下する傾向にある。アルマイト層１４の厚さが５０００ｎｍを超えると、特にアルミニウム基板１２の角部分においてアルマイト層１４が剥離し、アルマイト層１４に大きなクラックが生じてアルマイト層１４の耐湿性が低下する傾向にある。一実施例において、アルマイト層１４の厚さは１０００ｎｍである。アルマイト層１４の厚さはアルミニウム基板１２の大きさ、厚さに応じて適宜決定される。

【００１８】

図３は、第１実施形態に係るシンチレータパネルのアルマイト層のＡＥＳスペクトルの一例を示すグラフである。この例では、アルゴンイオンを用いてアルマイト層１４を３１分間スパッタエッチングすることにより、アルマイト層１４の厚さ方向に元素分析を行っている。この場合、アルミニウム、酸素、及びアルゴンが検出されている。なお、アルゴンは、スパッタエッチング時のアルゴンイオンに起因しているので、アルマイト層１４に含まれる元素ではない。よって、本実施例ではアルマイト層１４はアルミニウム、及び酸素を含む。

【００１９】

再び図１及び図２を参照する。クロム層１６は、主としてクロムからなる層であるが、不純物等が含まれてもよい。また、クロム層１６は、クロム化合物からなってもよい。クロム層１６の厚さは、５０～１０００ｎｍであることが好ましい。一実施例において、クロム層１６厚さは２００ｎｍである。クロム層１６はアルマイト層１４の微細な凹凸を低減するので、アルマイト層１４上に均一な厚さを有する金属膜１８を形成するのに有利に作用する。

【００２０】

保護膜２２及び保護膜２６は、有機膜又は無機膜であり、互いに異なる材料からなってもよいし、同じ材料からなってもよい。保護膜２２及び保護膜２６は、例えばポリパラキシリレンからなるが、ポリモノクロロパラキシリレン、ポリジクロロパラキシリレン、ポリテトラクロロパラキシリレン、ポリフルオロパラキシリレン、ポリジメチルパラキシリ

レン、ポリジエチルパラキシリレン等のキシリレン系の材料からなってもよい。また、保護膜２２及び保護膜２６は、例えば、ポリ尿素、ポリイミド等からなってもよいし、ＬｉＦ、MgF_2、SiO_2、Al_2O_3、TiO_2、ＭｇＯ、又はＳｉＮ等の無機材料からなってもよい。さらに、保護膜２２及び保護膜２６は、無機膜及び有機膜を組み合わせて形成されてもよい。一実施例において、保護膜２２及び保護膜２６の厚さは１０μｍである。

【００２１】

金属膜１８は、例えばＡｌからなるが、Ａｇ、Ｃｒ、Ｃｕ、Ｎｉ、Ｔｉ、Ｍｇ、Ｒｈ、Ｐｔ又はＡｕ等からなってもよい。これらの中でも、Ａｌ又はＡｇが好ましい。金属膜１８は酸素等の金属元素以外の元素を含んでもよい。また、金属膜１８は、複数の金属膜からなってもよく、例えば、Ｃｒ膜とＣｒ膜上に設けられたＡｕ膜とを有してもよい。金属膜１８の厚さは、５０～２００ｎｍであることが好ましい。一実施例において、金属膜１８の厚さは７０ｎｍである。なお、ＡＥＳ（オージェ電子分光分析）によれば、金属膜１８としてアルミニウム膜を使用した場合は、アルミニウム膜の蒸着条件や蒸着後の処理により不完全なアルミニウム酸化物として分析される場合がある。

【００２２】

図４は、第１実施形態に係るシンチレータパネルの金属膜のＡＥＳスペクトルの一例を示すグラフである。この例では、アルゴンイオンを用いて金属膜１８を２０分間スパッタエッチングすることにより、金属膜１８の厚さ方向に元素分析を行っている。この場合、アルミニウム、酸素、及びアルゴンが検出されている。なお、アルゴンは、スパッタエッチング時のアルゴンイオンに起因しているので、金属膜１８に含まれる元素ではない。金属膜１８は酸素を含むが、ＡＥＳスペクトルの形状から、アルマイト層１４と明確に区別可能である。

【００２３】

再び図１及び図２を参照する。酸化物層２０は、例えば、金属酸化物、SiO_2、TiO_2等からなる。酸化物層２０は、互いに異なる材料からなる複数の酸化物層からなってもよく、例えば、SiO_2膜とTiO_2膜とからなってもよい。一実施例において、SiO_2膜の厚さは８０ｎｍであり、TiO_2膜の厚さは５０ｎｍである。SiO_2膜及びTiO_2膜の厚さや積層数は、シンチレータ２４から出射される光３２の波長に対する反射率を考慮して決定される。また、酸化物層２０は金属膜１８の腐食防止機能も有する。

【００２４】

シンチレータ２４は、アルミニウム基板１２の厚さ方向から見てアルミニウム基板１２よりも小さい。シンチレータ２４は、例えば、放射線を可視光に変換する蛍光体からなり、Ｔｌ又はＮａ等がドープされたＣｓＩの柱状結晶等からなる。シンチレータ２４は、複数の柱状結晶が林立した構成を有する。シンチレータ２４は、ＴｌがドープされたＮａＩ、ＴｌがドープされたＫＩ、ＥｕがドープされたＬｉＩからなってもよい。また、シンチレータ２４に代えて、ＥｕがドープされたＣｓＢｒといった輝尽性蛍光体を使用してもよい。シンチレータ２４の厚さは、１００～１０００μｍであることが好ましく、４５０～５５０μｍであることがより好ましい。シンチレータ２４を構成する柱状結晶の平均柱径は、３～１０μｍであることが好ましい。

【００２５】

以上説明したように、シンチレータパネル１０は、アルミニウム基板１２と、アルミニウム基板１２の表面に形成されたアルマイト層１４と、アルマイト層１４を被覆するクロム層１６と、クロム層１６上に設けられており放射線透過性及び光反射性を有する金属膜１８と、金属膜１８を被覆しており放射線透過性及び光透過性を有する酸化物層２０と、酸化物層２０を被覆しており放射線透過性及び光透過性を有する保護膜２２と、保護膜２２上に設けられたシンチレータ２４とを備える。よって、シンチレータパネル１０では、アルマイト層１４とシンチレータ２４との間に保護膜２２が設けられているので、アルマイト層１４にクラックやピンホール等が形成されていても、アルミニウム基板１２とシンチレータ２４との反応を回避することができる。よって、アルミニウム基板１２の腐食を

防止できる。また、シンチレータ２４から出射された光３２が金属膜１８及び酸化物層２０によって反射されるので、高い輝度を得ることができる。さらに、アルマイト層１４と金属膜１８との間にクロム層１６が設けられているので、アルマイト層１４と金属膜１８との密着性が向上すると共に金属膜１８の平坦性を高めることができる。さらに、アルマイト層１４を形成すると、アルミニウム基板１２の表面の傷を消すことができるので、シンチレータパネル１０面内の均一な輝度特性、解像度特性が得られる。

【００２６】

図５及び図６は、第１実施形態に係るシンチレータパネルの製造方法の一例を模式的に示す工程断面図である。以下、図５及び図６を参照して、シンチレータパネル１０の製造方法について説明する。

【００２７】

まず、図５（ａ）に示されるように、アルミニウム基板１２を準備する。次に、図５（ｂ）に示されるように、陽極酸化によりアルミニウム基板１２の表面にアルマイト層１４を形成する。例えば、希硫酸等の電解液中でアルミニウム基板１２を陽極で電解し酸化させる。これにより、中心に微細孔が形成された六角柱のセルの集合体からなるアルマイト層１４が形成される。なお、染料にアルマイト層１４を浸漬させることによってアルマイト層１４を着色することもできる。これにより、解像度を向上させ、又は輝度を高くすることができる。アルマイト層１４を形成した後、微細孔を塞ぐための封孔処理を施す。

【００２８】

次に、図５（ｃ）に示されるように、アルマイト層１４上に蒸着法を用いてクロム層１６を形成する。さらに、図６（ａ）に示されるように、クロム層１６上に真空蒸着法を用いて金属膜１８を形成する。その後、図６（ｂ）に示されるように、金属膜１８上に酸化物層２０を形成する。次に、図６（ｃ）に示されるように、アルミニウム基板１２、アルマイト層１４、クロム層１６、金属膜１８、及び酸化物層２０の全体を密封するように、ＣＶＤ法を用いて保護膜２２を形成する。さらに、図６（ｄ）に示されるように、蒸着法を用いて、保護膜２２を介して酸化物層２０上にシンチレータ２４を形成する。次に、図１及び図２に示されるように、アルミニウム基板１２、アルマイト層１４、クロム層１６、金属膜１８、酸化物層２０、保護膜２２、及びシンチレータ２４の全体を密封するように、ＣＶＤ法を用いて保護膜２６を形成する。このようにして、シンチレータパネル１０は製造される。なお、保護膜２２及び保護膜２６の密封は、ＣＶＤ時にアルミニウム基板１２のシンチレータ形成面と反対面側を基板ホルダから浮かせることで実現できる。このような方法としては、例えば米国特許明細書第６７７７６９０号に記載された方法がある。この方法では、ピンを用いてアルミニウム基板１２を浮かせている。この場合、アルミニウム基板１２とピンとの微小な接触面には保護膜が形成されない。

【００２９】

図７は、第１実施形態に係るシンチレータパネルを含む放射線イメージセンサの一例を示す図である。図７に示される放射線イメージセンサ１００は、シンチレータパネル１０と、シンチレータパネル１０のシンチレータ２４から出射される光３２を電気信号に変換する撮像素子７０とを備える。シンチレータ２４から出射される光３２はミラー５０によって反射され、レンズ６０に入射される。光３２は、レンズ６０によって集光され、撮像素子７０に入射される。レンズ６０は１つでもよいし複数でもよい。

【００３０】

Ｘ線源等の放射線源４０から出射された放射線３０は、図示しない検査対象物を透過する。透過した放射線像は、シンチレータパネル１０のシンチレータ２４に入射される。これにより、シンチレータ２４から、放射線像に対応した可視光像（撮像素子７０が感度を有する波長の光３２）が出射される。シンチレータ２４から出射された光３２は、ミラー５０及びレンズ６０を介して撮像素子７０に入射される。撮像素子７０としては、例えばＣＣＤやフラットパネル型イメージセンサが用いられる。その後、電子機器８０が撮像素子７０から電気信号を受け取り、当該電気信号は、配線３６を経由してワークステーション９０に伝達される。ワークステーション９０は、電気信号を解析してディスプレイに画

像を表示する。

【００３１】

放射線イメージセンサ１００は、シンチレータパネル１０と、シンチレータパネル１０のシンチレータ２４から出射される光３２を電気信号に変換する撮像素子７０とを備える。よって、放射線イメージセンサ１００は、高い平坦性を有し、高い輝度を有すると共にアルミニウム基板１２の腐食を防止できる。

【００３２】

図８は、第１実施形態に係るシンチレータパネルを含む放射線イメージセンサの別の例を示す図である。図８に示される放射線イメージセンサ１００ａは、シンチレータパネル１０と、シンチレータパネル１０に対向配置され、シンチレータパネル１０のシンチレータ２４から出射される光を電気信号に変換する撮像素子７０とを備える。シンチレータ２４は、アルミニウム基板１２と撮像素子７０との間に配置されている。撮像素子７０の受光面はシンチレータ２４側に配置されている。シンチレータパネル１０と撮像素子７０とは、互いに接合されてもよいし、互いに離間してもよい。接合する場合、接着剤を利用してもよいし、シンチレータ２４及び保護膜２６の屈折率を考慮して出射される光３２の損失を低減するように光学結合材（屈折率整合材）を利用してもよい。

【００３３】

放射線イメージセンサ１００ａは、シンチレータパネル１０と、シンチレータパネル１０のシンチレータ２４から出射される光を電気信号に変換する撮像素子７０とを備える。よって、放射線イメージセンサ１００ａは、高い平坦性を有し、高い輝度を有すると共にアルミニウム基板１２の腐食を防止できる。

【００３４】

（第２実施形態）

【００３５】

図９は、第２実施形態に係るシンチレータパネルを模式的に示す断面図である。図９に示されるシンチレータパネル１０ａは、シンチレータパネル１０の構成に加えて、アルミニウム基板１２に貼り付けられた放射線透過性の補強板２８を更に備える。アルミニウム基板１２は、補強板２８とシンチレータ２４との間に配置されている。

【００３６】

補強板２８は、例えば両面テープや接着剤等によってアルミニウム基板１２に貼り付けられている。補強板２８としては、（１）炭素繊維強化プラスチック(ＣＦＲＰ：Carbon Fiber Reinforced Plastics)、（２）カーボンボード（木炭及び紙を炭化処理して固めたもの）、（３）カーボン基板（グラファイト基板）、（４）プラスチック基板、（５）上記（１）～（４）の基板を薄く形成し発泡樹脂でサンドイッチしたもの、等を用いることができる。補強板２８の厚さは、アルミニウム基板１２及びアルマイト層１４の合計厚さよりも大きいことが好ましい。これにより、シンチレータパネル１０ａ全体の強度が向上する。補強板２８は、アルミニウム基板１２の厚さ方向から見てシンチレータ２４よりも大きいことが好ましい。すなわち、アルミニウム基板１２の厚さ方向において補強板２８側から見たときに、補強板２８がシンチレータ２４を覆い隠していることが好ましい。これにより、補強板２８の影が映ることを防止できる。特に、低エネルギーの放射線３０を用いる場合、補強板２８の影に起因して画像が不均一になることを防止できる。

【００３７】

シンチレータパネル１０ａでは、シンチレータパネル１０と同様の作用効果を奏することに加えて、シンチレータパネル１０ａの平坦性及び剛性を更に向上させることができる。したがって、シンチレータパネル１０ａでは、アルミニウム基板１２の湾曲に起因するシンチレータ２４の剥離を防止することができる。また、図７に示される放射線イメージセンサ１００ではシンチレータパネルを単体で用いるため、剛性の高いシンチレータパネル１０ａを用いることが有効である。

【００３８】

以上、本発明の好適な実施形態について詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限

定されないし、上記種々の作用効果を奏する構成に限定されるものではない。

【００３９】

例えば、放射線イメージセンサ１００，１００ａにおいて、シンチレータパネル１０に代えて、シンチレータパネル１０ａを用いてもよい。

【００４０】

また、シンチレータパネル１０，１０ａは、保護膜２６を備えなくてもよい。

【００４１】

上記実施形態では、放射線像変換パネルとしてシンチレータパネルを例示したが、シンチレータ２４に代えて輝尽性蛍光体（放射線像を変換する変換部の一例）を用いることによって、放射線像変換パネルとしてのイメージングプレートを作製することもできる。輝尽性蛍光体により、放射線像は潜像に変換される。この潜像をレーザ光でスキャンすることにより、可視光像を読み出す。可視光像は、検出器（ラインセンサ、イメージセンサ、光電子増倍管などの光センサ）によって検出される。

【産業上の利用可能性】

【００４２】

本発明に係る放射線像変換パネル及び放射線イメージセンサは、工業用、医療用の放射線検出システムに好適である。

【図面の簡単な説明】

【００４３】

【図１】第１実施形態に係るシンチレータパネルを模式的に示す一部破断斜視図である。

【図２】図１に示されるII－II線に沿った断面図である。

【図３】第１実施形態に係るシンチレータパネルのアルマイト層のＡＥＳスペクトルの一例を示すグラフである。

【図４】第１実施形態に係るシンチレータパネルの金属膜のＡＥＳスペクトルの一例を示すグラフである。

【図５】第１実施形態に係るシンチレータパネルの製造方法の一例を模式的に示す工程断面図である。

【図６】図４の製造方法の続きを模式的に示す工程断面図である。

【図７】第１実施形態に係るシンチレータパネルを含む放射線イメージセンサの一例を示す図である。

【図８】第１実施形態に係るシンチレータパネルを含む放射線イメージセンサの別の例を示す図である。

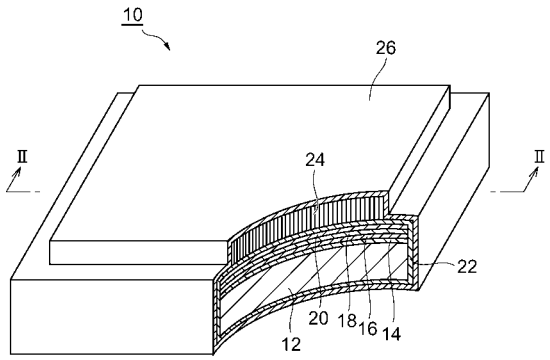
【図９】第２実施形態に係るシンチレータパネルを模式的に示す断面図である。

【符号の説明】

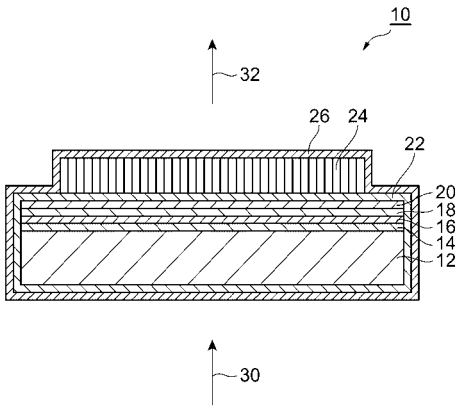
【００４４】

１０、１０ａ…シンチレータパネル、１２…アルミニウム基板、１４…アルマイト層、１６…クロム層、１８…金属膜、２０…酸化物層、２２…保護膜、２４…シンチレータ、２６…保護膜、２８…補強板、３０…放射線、３２…光、３６…配線、４０…放射線源、５０…ミラー、６０…レンズ、７０…撮像素子、８０…電子機器、９０…ワークステーション、１００，１００ａ……放射線イメージセンサ。

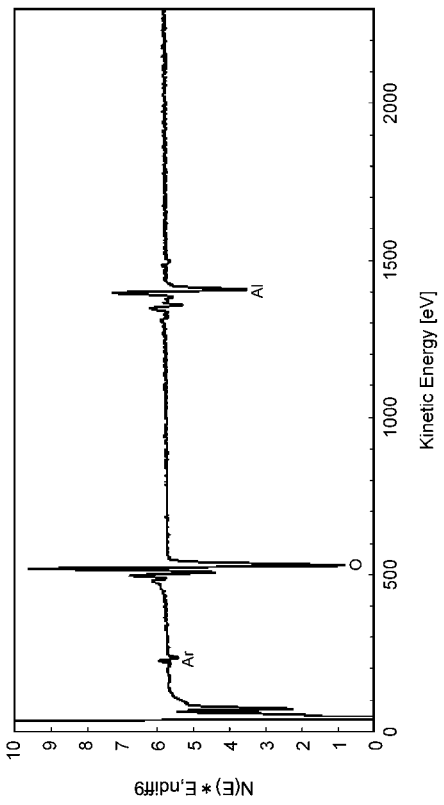
【図１】


10
26
Ⅱ
Ⅱ
24
22
20
18
16
14
12

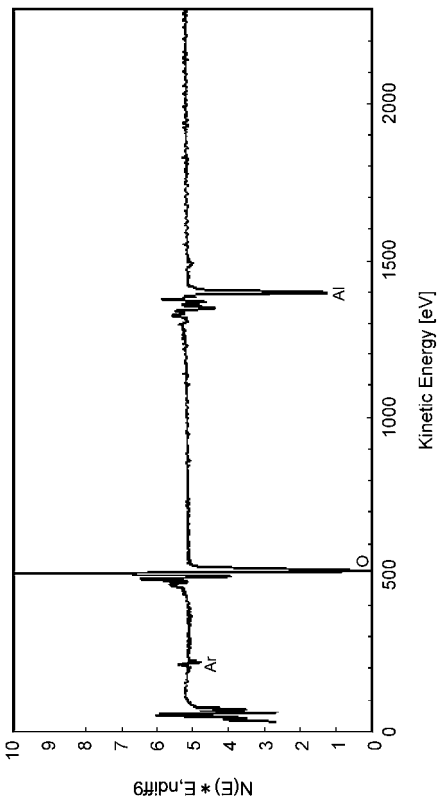
【図２】


10
32
26
24
22
20
18
16
14
12
30

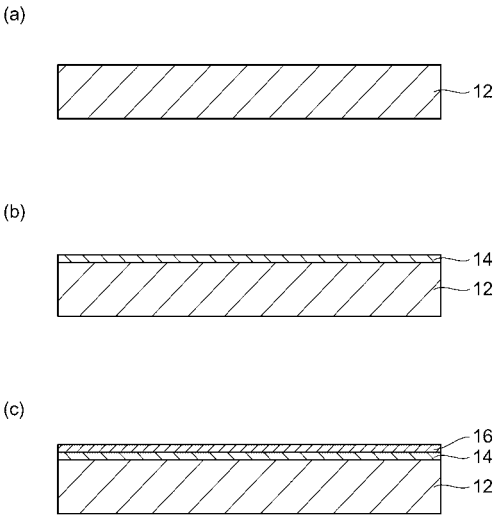
【図３】


Al
O
Ar
0
500
1000
1500
2000
Kinetic Energy [eV]
0
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
N(E)＊E,ndiff9

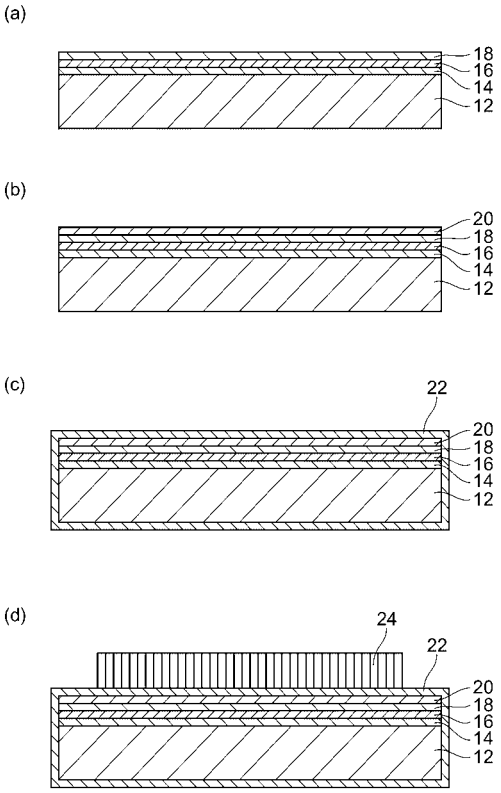
【図４】


Al
O
Ar
0
500
1000
1500
2000
Kinetic Energy [eV]
0
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
N(E)＊E,ndiff9

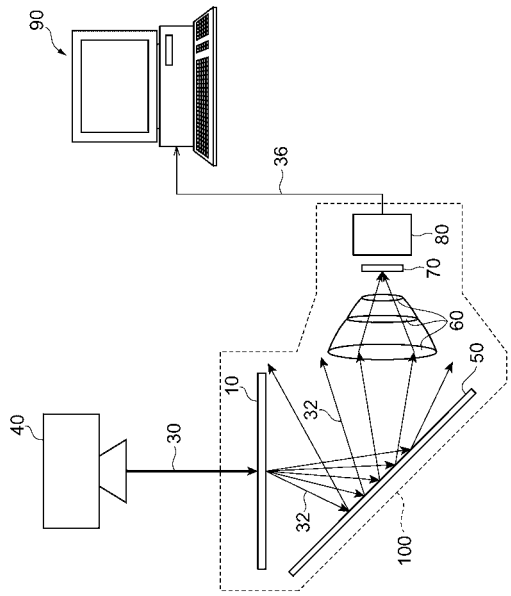
【図５】


(a)
12
(b)
14
12
(c)
16
14
12

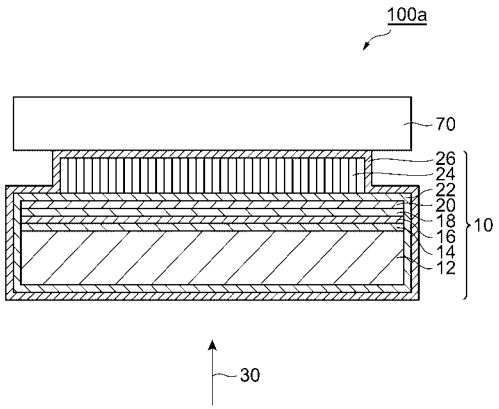
【図６】


(a)
18
16
14
12
(b)
20
18
16
14
12
(c)
22
20
18
16
14
12
(d)
24
22
20
18
16
14
12

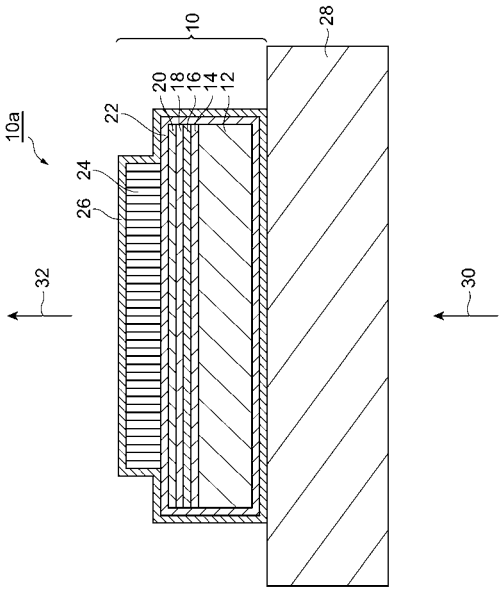
【図７】


90
36
80
70
60
50
10
32
40
30
32
100

【図８】


100a
70
26
24
22
20
18
16
14
12
10
30

【図９】



フロントページの続き

(72)発明者　楠山　泰
静岡県浜松市東区市野町１１２６番地の１　浜松ホトニクス株式会社内
(72)発明者　山下　雅典
静岡県浜松市東区市野町１１２６番地の１　浜松ホトニクス株式会社内
(72)発明者　白川　和広
静岡県浜松市東区市野町１１２６番地の１　浜松ホトニクス株式会社内
(72)発明者　高林　敏雄
静岡県浜松市東区市野町１１２６番地の１　浜松ホトニクス株式会社内

審査官　山口　敦司

(56)参考文献　特開２０００－３５６６７９（ＪＰ，Ａ）
特開２００６－１１３００７（ＪＰ，Ａ）
特開平０４－１１８５９９（ＪＰ，Ａ）
特開平０１－２０２６８４（ＪＰ，Ａ）
特開２００５－２９２１３０（ＪＰ，Ａ）
特開２００３－２６２６７１（ＪＰ，Ａ）
特開２００３－２７９６９５（ＪＰ，Ａ）
国際公開第２００２／０２３２１９（ＷＯ，Ａ１）
特許第３０３４５８７（ＪＰ，Ｂ２）
特開昭６１－０４０６００（ＪＰ，Ａ）
特開２００５－０６２０１５（ＪＰ，Ａ）
特開２００２－２５４５５０（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ｇ２１Ｋ　　４／００
Ｇ０１Ｔ　　１／２０
Ｂ３２Ｂ　　９／００