

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017年8月10日(10.08.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/134896 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) H01L 27/146 (2006.01)
G01T 1/20 (2006.01) H01L 31/10 (2006.01)
H01L 27/144 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/083950
- (22) 国際出願日: 2016年11月16日(16.11.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2016-019799 2016年2月4日(04.02.2016) JP
- (71) 出願人: 株式会社ブイ・テクノロジー(V TECHNOLOGY CO., LTD.) [JP/JP]; 〒2400005 神奈川県横浜市保土ヶ谷区神戸町134番地 Kanagawa (JP).
- (72) 発明者: 水村 通伸(MIZUMURA, Michinobu); 〒2400005 神奈川県横浜市保土ヶ谷区神戸町134番地 株式会社ブイ・テクノロジー内 Kanagawa (JP). 田坂 知樹(TASAKA, Tomoki); 〒

2400005 神奈川県横浜市保土ヶ谷区神戸町134番地 株式会社ブイ・テクノロジー内 Kanagawa (JP). 藤森 裕也(FUJIMORI, Yuya); 〒2400005 神奈川県横浜市保土ヶ谷区神戸町134番地 株式会社ブイ・テクノロジー内 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 白坂 一, 外(SHIRASAKA, Hajime et al.); 〒1080074 東京都港区高輪3-23-17 品川センタービルディング405 Tokyo (JP).

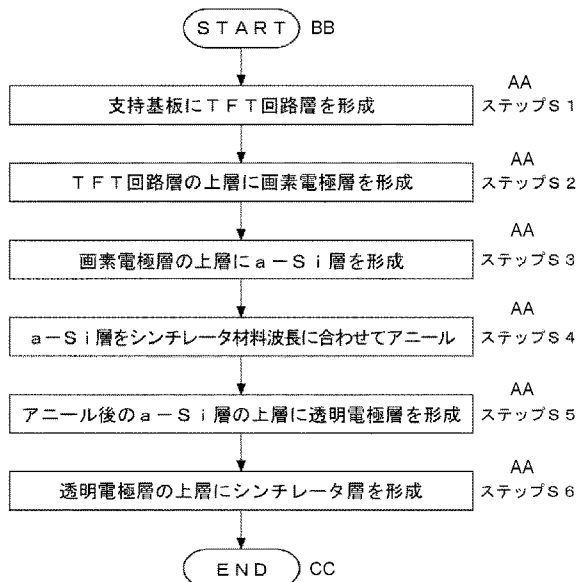
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: METHOD FOR MANUFACTURING X-RAY IMAGE ACQUISITION DEVICE

(54) 発明の名称: X線撮像素子の製造方法

[図11]



- S1 Form TFT circuit layer on support substrate
S2 Form pixel electrode layer on top layer of TFT circuit layer
S3 Form an a-Si layer on top layer of pixel electrode layer
S4 Anneal a-Si layer in accordance with scintillator-material wavelength
S5 Form transparent electrode layer on top layer of annealed a-Si layer
S6 Form scintillator layer at top layer of transparent electrode layer
AA Step
BB START
CC END

(57) Abstract: Provided is a method for manufacturing an X-ray image acquisition device with which it is possible, by subjecting a photoelectric conversion film to annealing in accordance with light emission characteristics of a fluorescent material, to suppress a deviation between the light emission wavelength of a scintillator and the detection wavelength of a photodiode, thus allowing diagnosis of a patient with a low radiation dose. Included are: a TFT-circuit-layer forming step for forming a TFT circuit layer on a top layer of a support substrate; a photoelectric-conversion-film forming step for forming, on a top layer of the TFT circuit, a photoelectric conversion film that converts visible light to electrical signals and that is formed of a photodiode; an annealing step for subjecting the photoelectric conversion film to annealing in accordance with light emission characteristics of a fluorescent material; and a fluorescer-layer forming step for forming, on a top layer of the photoelectric conversion film, a fluorescer layer that converts X-rays to visible light and that is formed of the fluorescent material.

(57) 要約:

[続葉有]



(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,

SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

光電変換膜に蛍光材料の発光特性に応じたアニール処理を施すことにより、シンチレータの発光波長とフォトダイオードの検出波長とのずれを抑制することができ、よって少ない放射線被曝線量で患者を診断することができるX線撮像素子の製造方法を提供する。支持基板の上層にTFT回路層を形成するTFT回路層形成ステップと、TFT回路の上層に可視光を電気信号に変換するフォトダイオードからなる光電変換膜を形成する光電変換膜形成ステップと、光電変換膜に蛍光材料の発光特性に応じたアニール処理を施すアニール処理ステップと、光電変換膜の上層にX線を可視光に変換する蛍光材料からなる蛍光体層を形成する蛍光体層形成ステップと、を含む。

明 細 書

発明の名称： X線撮像素子の製造方法

技術分野

[0001] 本発明は、X線撮像素子の製造方法、特に、X線を用いたデジタルレントゲン写真を撮影するためのX線撮像素子の製造方法に関する。

背景技術

[0002] 近年、X線フィルムを用いた撮影装置に置き換わるX線画像診断機器としてX線画像撮影装置の普及が拡大している。X線画像撮影装置は、X線フィルムに対してX線撮影から画像確認までの時間が非常に短いうえ、画像のダイナミックレンジが広く、X線フィルムの現像に必要な薬液も必要が無いという利点を有している。

[0003] X線画像撮影装置は、現在実用化されているものの多くが間接変換方式を採用している。このような間接変換方式である間接型のX線画像撮影装置においては、被験者の人体（例えば、胸部）などを透過したX線画像をX線画像撮影装置に入射し、その画像情報を電気信号に変換する。この際、X線画像撮影装置は、X線を可視光に変換する蛍光変換膜によってX線を可視光に変換し、その光をマトリクス状に配置した複数の光検出器によって二次元的な画像情報として検出し、外部に電気信号として出力する。

[0004] また、このような間接型のX線画像撮影装置には、フラット・パネル・ディテクター（FPD）であるX線撮像素子（以下、「間接型X線FPD」と称する場合がある）を使用している。間接型X線FPDは、被験者の人体を透過したX線をシンチレータを用いて可視光に変換し、シンチレータにより生じた光をフォトダイオードとTFETとを用いて検出する。この際、フォトダイオードとTFETとは、通常、アモルファスシリコン（以下、「a-Si」と称する）状態の薄膜シリコン膜により作成したものが知られている（例えば、特許文献1参照）。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2014-122903号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] ところで、間接型X線FPDでは、人体を透過したX線をシンチレータで可視光に変換し、その光をフォトダイオードとTFEを用いて検出するため、シンチレータの発光波長とフォトダイオードの検出波長とにずれが発生してしまうという問題があった。これによって、変換効率が低下してしまい、X線撮像を行う際の被検者への放射線被曝線量が増大してしまうという問題が生じていた。

[0007] そこで、本発明は、上記要望に鑑みて成されたものであり、光電変換膜に蛍光材料の発光特性に応じたアニール処理を施すことにより、シンチレータの発光波長とフォトダイオードの検出波長とのずれを抑制することができ、よって少ない放射線被曝線量で患者を診断することができるX線撮像素子の製造方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0008] 上記課題を解決するために、本発明の一態様に係るX線撮像素子の製造方法は、支持基板の上層にTFE回路層を形成するTFE回路層形成ステップと、TFE回路の上層に可視光を電気信号に変換するフォトダイオードからなる光電変換膜を形成する光電変換膜形成ステップと、光電変換膜に蛍光材料の発光特性に応じたアニール処理を施すアニール処理ステップと、光電変換膜の上層にX線を可視光に変換する蛍光材料からなる蛍光体層を形成する蛍光体層形成ステップと、を含む。

[0009] また、アニール処理ステップは、蛍光体層の発光極大波長と光電変換膜の吸収極大波長とが一致するように、光電変換膜の結晶化度を調整する、ものである。

[0010] アニール処理ステップでは、光電変換膜にアモルファスシリコン材料を用

い、光電変換膜が微結晶化するように結晶化度を調整する、のが好ましい。

[0011] 支持基板には可撓性樹脂を用いるのが好ましい。

発明の効果

[0012] 本発明の一態様に係るX線撮像素子は、光電変換膜に蛍光材料の発光特性に応じたアニール処理を施すことにより、シンチレータの発光波長とフォトダイオードの検出波長とのずれを抑制することができ、よって少ない放射線被曝線量で患者を診断することができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本発明の一実施の形態に係るX線撮像素子の製造方法により製造したX線撮像素子の適用例を示し、(A)は間接型のデジタルX線撮影装置の説明図、(B)はX線撮像素子の積層構造の一例を示す説明図である。

[図2]本発明の一実施の形態に係るX線撮像素子の製造方法により製造したX線撮像素子を用いた電子カセットの説明図である。

[図3]本発明の一実施の形態に係るX線撮像素子の製造方法により製造したX線撮像素子の模式的な平面図である。

[図4] (A)はa-Siとpoly-SiとCsI(Tl)と結晶化調整Siの波長特性の比較グラフ図、(B)は光電変換膜を結晶化調整した場合の変換効率の結果を示す図表である。

[図5]本発明の一実施の形態に係るX線撮像素子の製造方法に適用されるレーザ装置の説明図である。

[図6] (A)はシンチレータ材料の発光スペクトルのグラフ図、(B)はシンチレータ材料とアニール処理したa-Siとを組み合わせた場合の積スペクトル面積率の一覧表である。

[図7]本発明の一実施の形態に係るX線撮像素子の製造方法に適用されるCsI(Tl)をシンチレータ材料とした場合のアニール条件ごとの積強度の変化を示すグラフ図である。

[図8]本発明の一実施の形態に係るX線撮像素子の製造方法に適用されるNaI(Tl)をシンチレータ材料とした場合のアニール条件ごとの積強度の変

化を示すグラフ図である。

[図9]本発明の一実施の形態に係るX線撮像素子の製造方法に適用される $\text{Na Gd S}_2(\text{Eu})$ をシンチレータ材料とした場合のアニール条件ごとの積強度の変化を示すグラフ図である。

[図10]本発明の一実施の形態に係るX線撮像素子の製造方法に適用される $\text{Mg}_2\text{SiO}_4(\text{Mn})$ をシンチレータ材料とした場合のアニール条件ごとの積強度の変化を示すグラフ図である。

[図11]本発明の一実施の形態に係るX線撮像素子の製造方法に係るフロー図である。

発明を実施するための形態

[0014] 次に、本発明に係る一実施の形態について図面を参照して説明する。本実施の形態として示すX線撮像素子は、間接型のデジタルX線撮影装置(digital radiography)に適用される。なお、間接方式とは、蛍光体層によりX線を受けて一旦可視光に変換し、その可視光をアモルファスシリコン(以下、「a-Si」と略する。)等のフォトダイオードにより信号電荷に変換して電荷蓄積用キャパシタに導く方式である。

[0015] ここで、本実施の形態では、フォトダイオード構成中のa-Si層に所定の条件下でアニール処理(微結晶化)を施し、フォトダイオードの吸収極大波長を長波長化するように結晶化度を調整することで、シンチレータの発光極大波長と揃えるようにズレを抑制するものである。これにより、シンチレータの発光スペクトルとフォトダイオードの検出スペクトルとのズレが抑制され、変換効率を向上することができ、よって少ない放射線被曝線量で患者を診断することができる。以下、詳述する。なお、微結晶化とは、非晶質であるa-Siと単結晶であるpoly-Siとの間の状態を意味する、

[0016] 図1(A)に示すように、間接型のデジタルX線撮影装置10は、X線発生器11、臥位撮影台12、電子カセット13、コンソール14、モニタ15を備えている。電子カセット13は、コンソール14の制御に基づいて、X線発生器11から被検者Fに照射されて透過したX線を検出し、X線画像

を生成する。コンソール 14 は、電子カセット 13 から送信された X 線画像データに各種画像処理を施し、モニタ 15 に X 線画像 P を表示させる。

[0017] 間接型のデジタル X 線撮影装置 10 による撮影は、臥位撮影台 12 に仰臥した被検者 F に向けて X 線発生器 11 により上方から X 線を照射し、その X 線が被検者 F を透過して得られる X 線像を電子カセット 13 で検出する。また、四肢や肘等のその他の部位の撮影では、臥位撮影台 12 の上に電子カセット 13 を載置して撮影することも可能である。

[0018] 電子カセット 13 は、直方体形状を呈しており、例えば、半切サイズ（383.5 mm×459.5 mm）のフィルム用または IP 用のカセットと同様の国際規格 ISO 4090:2001 に準拠した外形サイズを有している。電子カセット 13 の外形サイズは、前述した半切サイズその他、四切サイズ、六切サイズ等があり、撮影部位に応じて適宜選択される。

[0019] 図 2 に示すように、電子カセット 13 は、X 線の強度を検出するためのパネル状の X 線撮像素子 20 と信号処理回路基板 16 とをフレキシブルプリント基板 17 で電氣的に接続するとともに、所定の容器 18 により可搬式としたものである。

[0020] 図 3 に示すように、X 線撮像素子 20 にはマトリクス状の多数の画素 20a を有する構造のものを用いる。

[0021] 図 1 (B) に示すように、X 線撮像素子 20 は、図示下層から順に、支持基板 20A、TFT 回路層 20B、画素電極層 20C、フォトダイオードを構成する光電変換膜 20D、透明電極層 20E、シンチレータ層 20F、を備えている。シンチレータ層 20F に入射した X 線は、シンチレータ層 20F の構成中の CsI シンチレータにより光に変換される。そして、この光信号は、光電変換膜 20D の各画素のフォトダイオードにより電気信号へと変換される。各画素の電気信号は、フォトダイオードに接続した TFT 回路層 20B の薄膜トランジスタ (TFT) スイッチを通して読み出される。これにより、信号処理回路基板 16 を構成する A/D 変換素子と低ノイズ増幅回路等によって X 線画像を形成することができる。この際、電子カセット 13

は、被検者 F を透過して照射された X 線により表される X 線画像を記憶する可搬型となっている。

[0022] 支持基板 20A には、透過率の高い無色透明な板状の部材、例えば、ガラスにより構成されている。なお、支持基板 20A には、上述したガラス以外の可撓性基板を用いることができる。例えば、鉄 (Fe)、ステンレス鋼 (SUS) 等の鉄合金 (Fe 合金)、アルミニウム (Al) 又はアルミニウム合金 (Al 合金) 等の金属製のものを適用することができる。また、ポリイミド、ポリイミドエーテルスルホン、ポリエチレンテレフタレート、ポリエチレンナフタレート、ポリエーテルイミド、ポリアミドイミド、シクロオレフィン等の樹脂製のものを適用することができる。

[0023] TFT アクティブマトリクス基板である TFT 回路層 20B は、画素電極層 20C の各画素電極から伝達された電気信号に基づいて、1 枚の X 線画像 P を示す画像信号を生成して出力する機能を有する。

[0024] 画素電極層 20C は、X 線画像 P を形成する各画素に対応する電極であり、光電変換膜 20D から伝達された電気信号に基づく電気信号を TFT 回路層 20B に伝達する。

[0025] フォトダイオードを構成する光電変換膜 20D は、シンチレータ層 20F が発した光を検出して、その光量に応じた電気信号に変換し、その電気信号を画素電極層 20C に伝達する。光電変換膜 20D は、例えば、アモルファスシリコン (a-Si) を用いるほか、ポリシリコン (Poly-Si) を用いることができる。この際、光電変換膜 20D には、中央領域と端部領域とで材質を異ならせてもよい。例えば、中央領域には Poly-Si を用い、端部領域には (a-Si) を用いてもよい。

[0026] 透明電極層 20E は、画素電極層 20C と対になって、光電変換膜 20D で発生した電気信号を透明電極層 20E から画素電極層 20C に流すための電極である。

[0027] X 線感応層であるシンチレータ層 20F は、例えば、ヨウ化セシウム (CsI) 蛍光体等であり、X 線を可視光 (蛍光) に変換する。これにより、可

視光はフォトダイオード層で光電変換され、生じた電荷はコンデンサ（図示せず）に蓄積される。シンチレータ層20Fには、例えば、ドーブ無しの純ヨウ化セシウム（CsI）を発光材料とするもの、タリウム活性化ヨウ化セシウム（以下、「CsI（TI）」と称する）を発光材料とするもの、タリウム活性化ヨウ化ナトリウム（以下、「NaI（TI）」と称する）を発光材料とするものの他、外部からのエネルギーを光に変換する発光材料（蛍光材料・蛍光体）に、 NaGdS_2 （Eu）を用いたもの（例えば、特開2008-208328号公報）、 Mg_2SiO_4 （Mn）を用いたもの（例えば、特開2010-067596号公報）、等がある。

[0028] 図4（A）に示すように、上述したフォトダイオードを構成する光電変換膜20Dに、poly-Siを用いた場合、その変換波長のピークは680nm付近にあり、a-Siの変換波長のピークは480nm付近にある。これに対し、シンチレータ層20FにCsI（TI）を用いた場合、シンチレータの発光極大波長は550nm付近にある。したがって、例えば、光電変換膜20Dにa-Siを用い、シンチレータ層20FにCsI（TI）を用いた場合、70nm程度のズレが発生する。このため、このズレを抑制することができれば、変換効率を向上することができ、よって少ない放射線被曝線量で患者を診断することができる。

[0029] 図4（B）に示すように、シンチレータ層20FにCsI（TI）を用いるとともに、光電変換膜20Dをアニール処理しない場合の変換効率を基準（100%）として、光電変換膜20Dをアニール処理した。ここで、結晶化度を25%としたときの変換効率は114%と14%上がり、結晶化度を50%としたときの変換効率は136%と36%上がった。一方、結晶化度を75%としたときの変換効率は97%と3%下がった。また、a-Siの変換効率を100%とした場合のpoly-Siの変換効率は58%であった。

[0030] したがって、光電変換膜20Dのフォトダイオード構成中のa-Si層に所定の条件下でレーザアニール処理を施し、図4（A）に示す結晶化度調整

シリコンのように、フォトダイオードの吸収極大波長を長波長化するように結晶化度を調整する。このように、吸収波長のピークをコントロールすれば、結果として、シンチレータの発光波長をある程度自由に選ぶことができる。

[0031] 図5は、光電変換膜20Dのa-Siにレーザアニール処理を施した場合の吸収波長の変化を示す。図5に示すように、レーザアニール処理を、 67 mJ/cm^2 の条件で施した場合、 96 mJ/cm^2 の条件で施した場合、 139 mJ/cm^2 の条件で施した場合、 168 mJ/cm^2 の条件で施した場合では、レーザ照射条件を高くすればそれだけ短波長成分が減少するとともに長波長領域が増加することが判明した。

[0032] 一方、図6に示すように、シンチレータ層20Fに、CsI(Tl)、NaI(Tl)、 $\text{NaGdS}_2(\text{Eu})$ 、 $\text{Mg}_2\text{SiO}_4(\text{Mn})$ 、を用いたときの各材料の発光極大波長（ピーク波長）は、各々550nm、420nm、760nm、640nm、であった。

[0033] そこで、これら各シンチレータ材料のシンチレータ層20Fに対し、図5に示した 67 mJ/cm^2 、 96 mJ/cm^2 、 139 mJ/cm^2 、 168 mJ/cm^2 、の条件でレーザアニール処理を施したa-Siの光電変換膜20Dを用いた結果、図7～図10に示すような結果を得た。

[0034] したがって、発光波長が長波長（500nm～）のシンチレータ材料のシンチレータ層20Fに対しては、光電変換膜20Dにレーザアニール処理を施すことで変換効率の向上が可能となることが判明した。これにより、X線を可視光に変換する際、高効率の長波長発光特性を有するシンチレータ材料を用いることにより、可視光を電気信号に変換する際の高変換効率化に貢献することができる。

[0035] <放射線画像撮像素子の製造方法>

以下、上述したX線撮像素子20の製造方法について図11を用いて説明する。

[0036] まず、支持基板20Aを用意し、その上層にTFT回路層20Bを形成す

る（ステップS 1・T F T回路層形成ステップ）。次に、T F T回路層2 0 Bの上層に各画素に対応する画素電極層2 0 Cを形成する（ステップS 2）。

[0037] 画素電極層2 0 Cが形成された上層に、可視光を電気信号に変換するフォトダイオードからなる光電変換膜2 0 Dを成膜する（ステップS 3・光電変換膜形成ステップ）。

[0038] そして、一様に、成膜された光電変換膜2 0 Dに対して、レーザを照射し、レーザアニール処理を施す（ステップS 4・アニール処理ステップ）。この際、レーザアニール処理では、シンチレータ材料（蛍光材料）の発光特性である波長、すなわち、蛍光体層であるシンチレータ層2 0 Fの発光極大波長と光電変換膜2 0 Dの吸収極大波長とが一致するようにアニール処理を施し、光電変換膜2 0 Dの結晶化度を調整する。なお、光電変換膜2 0 Dにa - S iを用いた場合、光電変換膜2 0 Dが微結晶化するように結晶化度を調整する。なお、レーザアニールに替えてフラッシュランプアニールでもよい。

[0039] その次に、光電変換膜2 0 Dが成膜された上層に、透明電極層2 0 Eを形成する（ステップS 5）。さらに、透明電極層2 0 Eが形成された上層に、X線を蛍光に変換する蛍光材料からなるシンチレータ層2 0 Fを形成する（ステップS 6・蛍光体層形成ステップ）。なお、最後にシンチレータ層2 0 Fが形成された上層に、反射膜を形成してもよい。

[0040] このようにして、X線撮像素子2 0は、a - S iにレーザアニール処理を施して光電変換効率を上げることにより、少ないX線量で患者を診断することが可能なお、支持基板2 0 Aに樹脂基板を使用することができ、可搬式への適用も容易とすることができる。

[0041] ところで、本発明のX線撮像素子2 0は、上記の実施の形態に限定されるものでなく、特許請求の範囲に記載した技術的範囲には、発明の要旨を逸脱しない範囲内で種々、設計変更した形態が含まれる。

[0042] 例えば、上記実施の形態では、光電変換膜2 0 Dの全体にレーザアニール

処理を施すものとして説明したが、例えば、光電変換膜 20D の一部（例えば、深さ方向の表面側）に対してレーザアニール処理を施してもよい。

[0043] この際、深さ方向の表面側に対してレーザアニールを施した場合、支持基板 20A に通常のガラス基板を用いても有効であるが、特に、可撓性の樹脂基板を用いた際にも有効である。すなわち、樹脂基板は耐熱性が低いため、a-Si の成膜時に温度を高温とすることができず、ガラスと比較した場合に電子移動度が低くなり易いからである。これに対し、ターゲットを絞ってレーザアニール処理を施せば、このような耐熱性に関する不具合を発生し難くすることができ、樹脂基板を用いることができる。

[0044] その他、本発明は、その趣旨を逸脱しない範囲内において、種々の変更が加えられて実施されるものである。

[0045] 以上説明したように、本発明に係る X 線撮像素子の製造方法は、光電変換膜に蛍光材料の発光特性に応じたアニール処理を施すことにより、シンチレータの発光波長とフォトダイオードの検出波長とのずれを抑制することができ、よって少ない放射線被曝線量で患者を診断することができるという効果を有し、X 線を用いたデジタルレントゲン写真を撮影するための X 線撮像素子の製造方法全般に有用である。

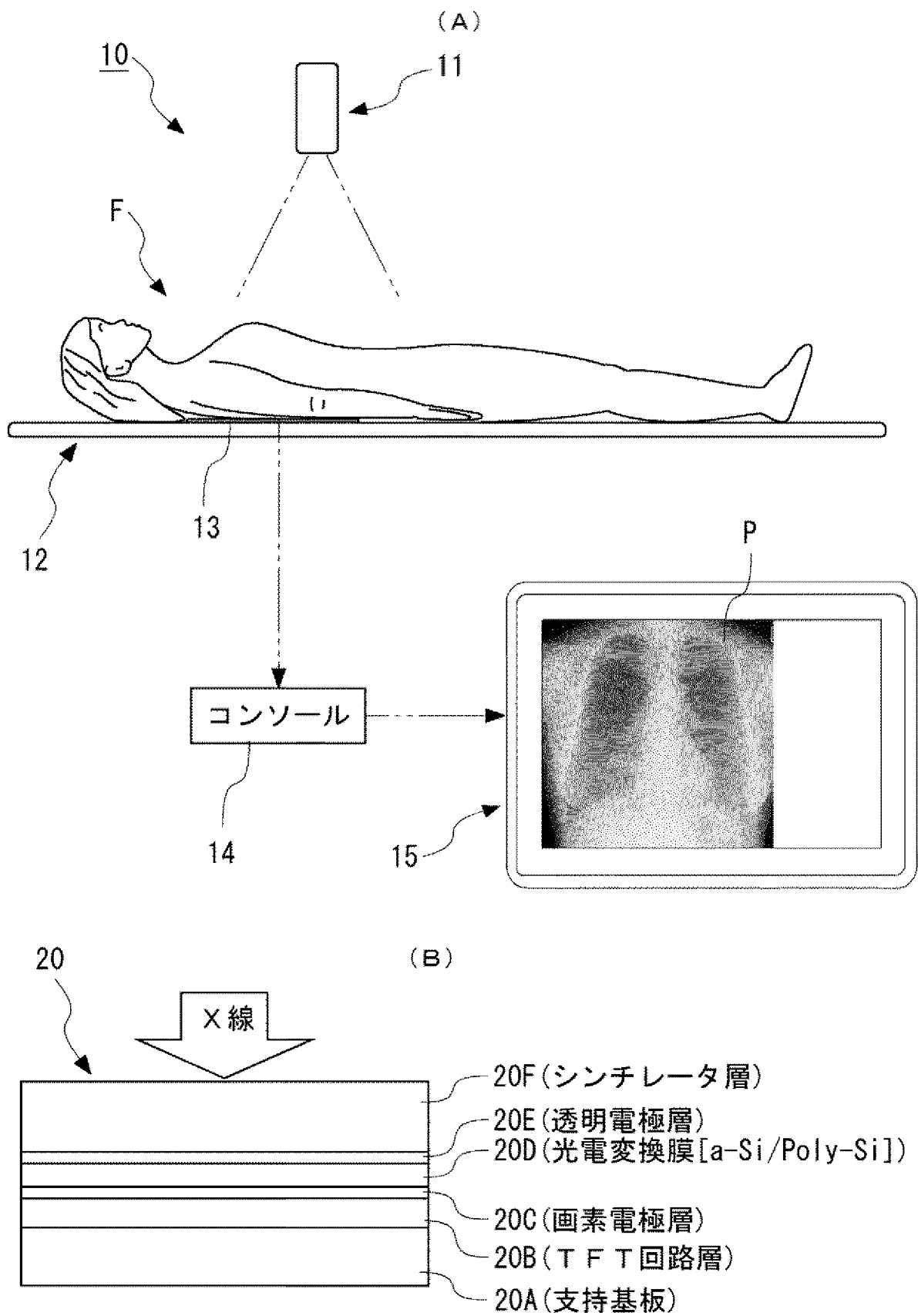
符号の説明

- [0046] 20 X 線撮像素子
 20B TF T 回路層
 20D 光電変換膜（フォトダイオード：a-Si 層）
 20F シンチレータ層（蛍光体層）

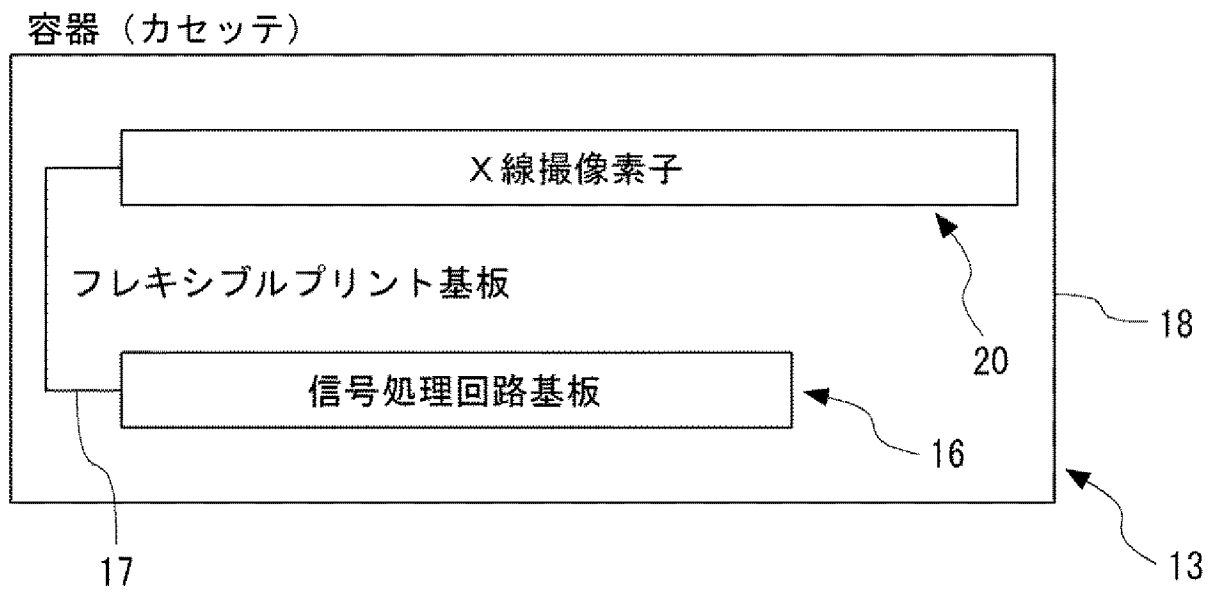
請求の範囲

- [請求項1] 支持基板の上層にT F T回路層を形成するT F T回路層形成ステップと、
- 前記T F T回路の上層に可視光を電気信号に変換するフォトダイオードからなる光電変換膜を形成する光電変換膜形成ステップと、
- 前記光電変換膜に蛍光材料の発光特性に応じたアニール処理を施すアニール処理ステップと、
- 前記光電変換膜の上層にX線を可視光に変換する前記蛍光材料からなる蛍光体層を形成する蛍光体層形成ステップと、
- を含むX線撮像素子の製造方法。
- [請求項2] 前記アニール処理ステップは、
- 前記蛍光体層の発光極大波長と前記光電変換膜の吸収極大波長とが一致するように、前記光電変換膜の結晶化度を調整する、
- ことを特徴とする請求項1に記載のX線撮像素子の製造方法。
- [請求項3] 前記アニール処理ステップでは、
- 前記光電変換膜にアモルファスシリコン材料を用い、前記光電変換膜が微結晶化するように結晶化度を調整する、
- ことを特徴とする請求項2に記載のX線撮像素子の製造方法。
- [請求項4] 前記支持基板に可撓性樹脂を用いることを特徴とする請求項1乃至請求項3のいずれか1の請求項に記載のX線撮像素子の製造方法。

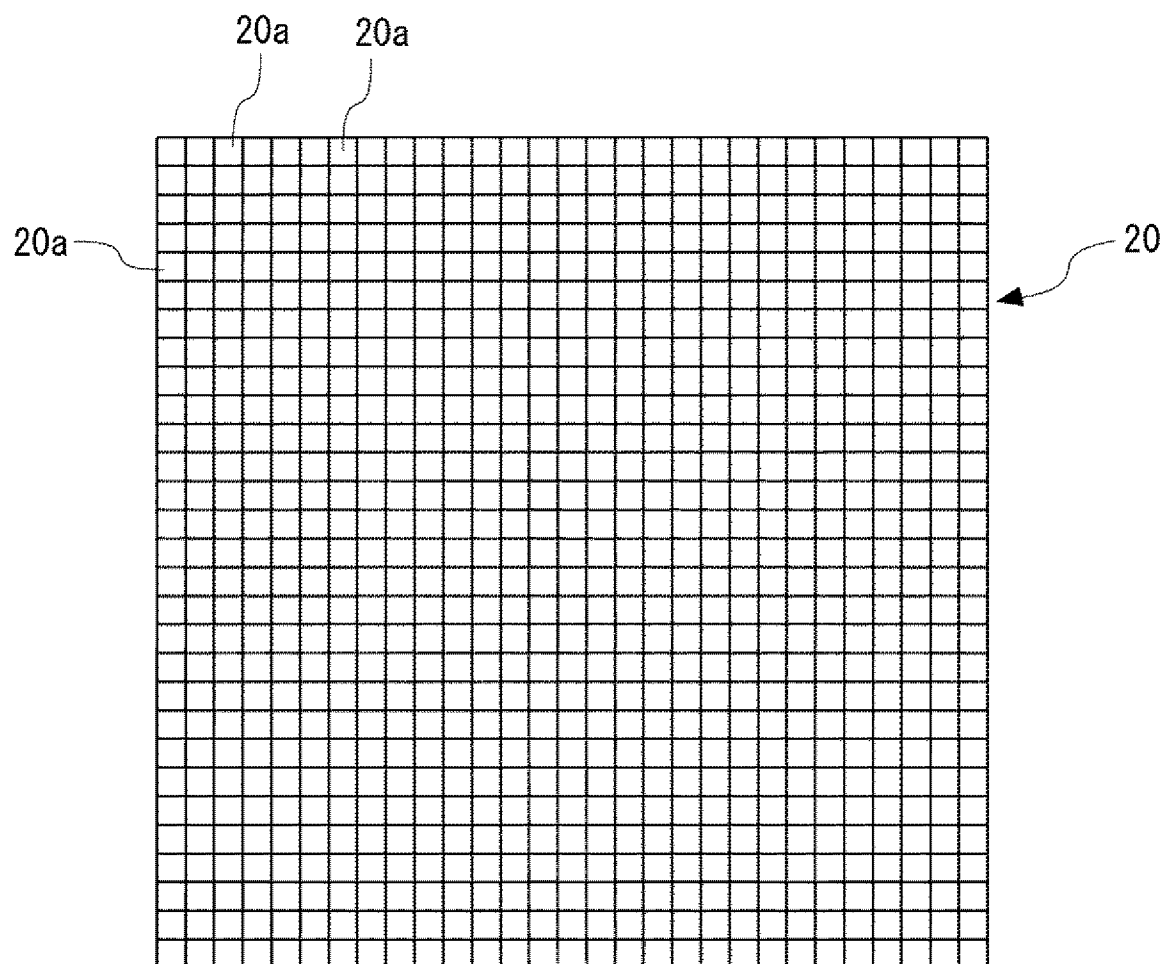
[図1]



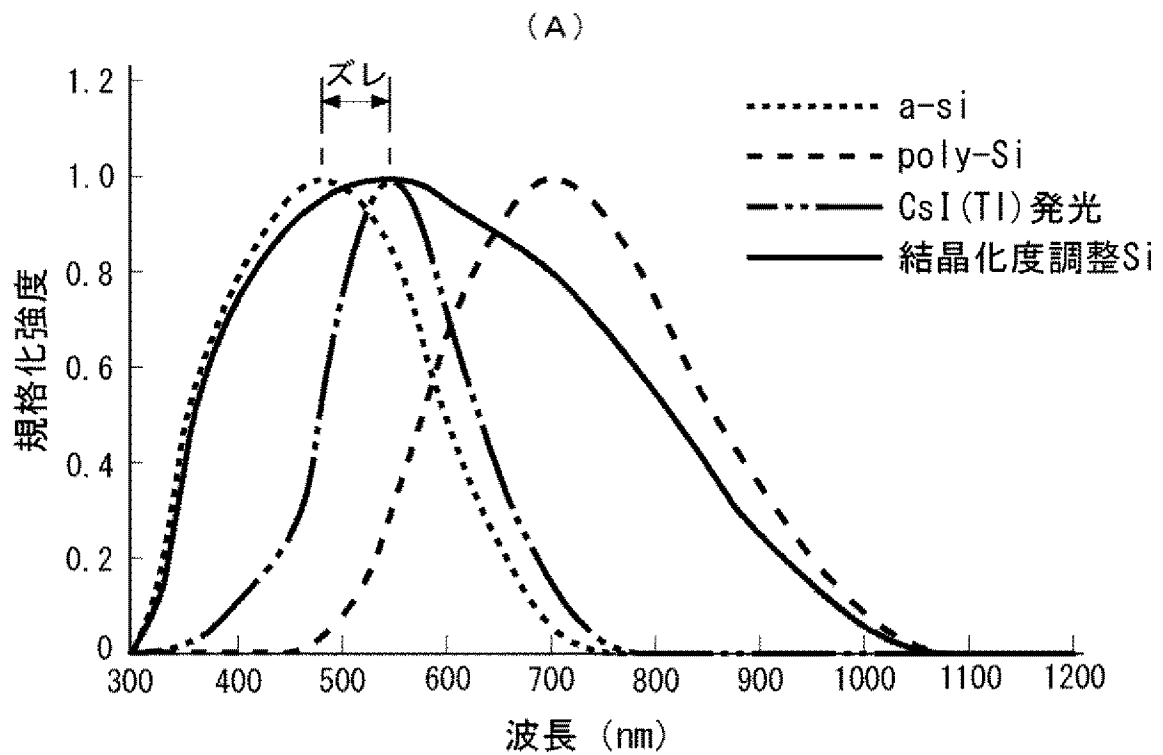
[図2]



[図3]



[図4]

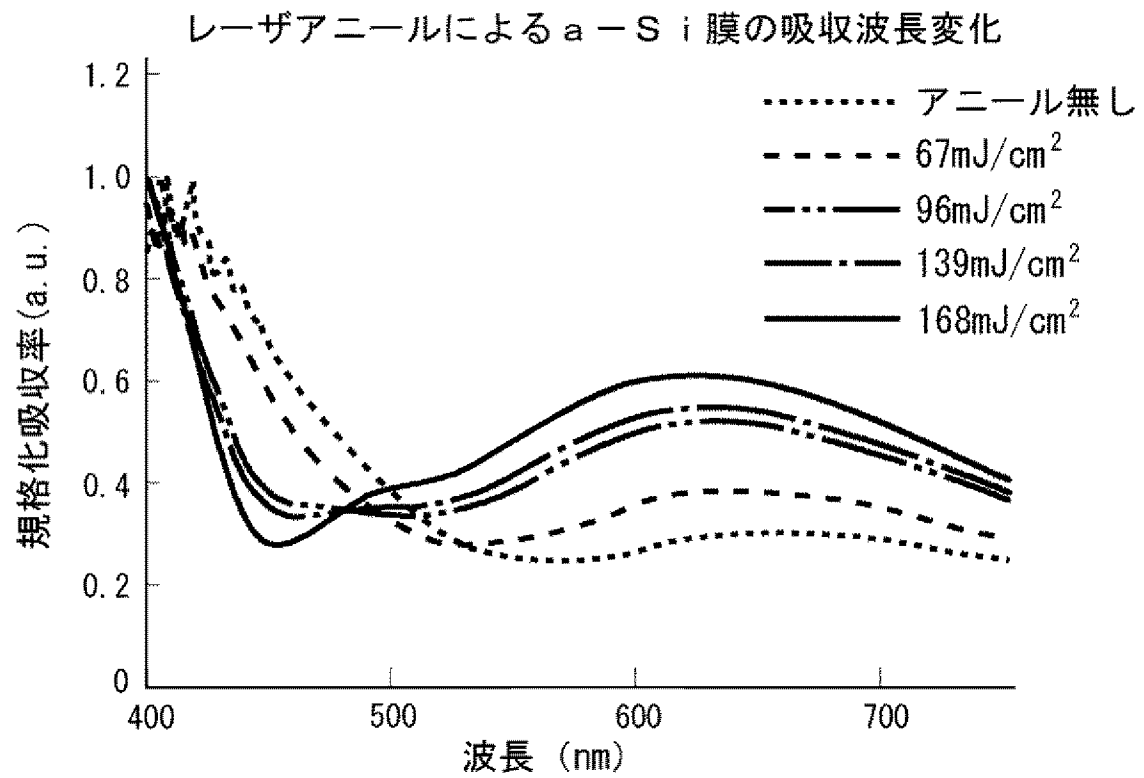


(B)

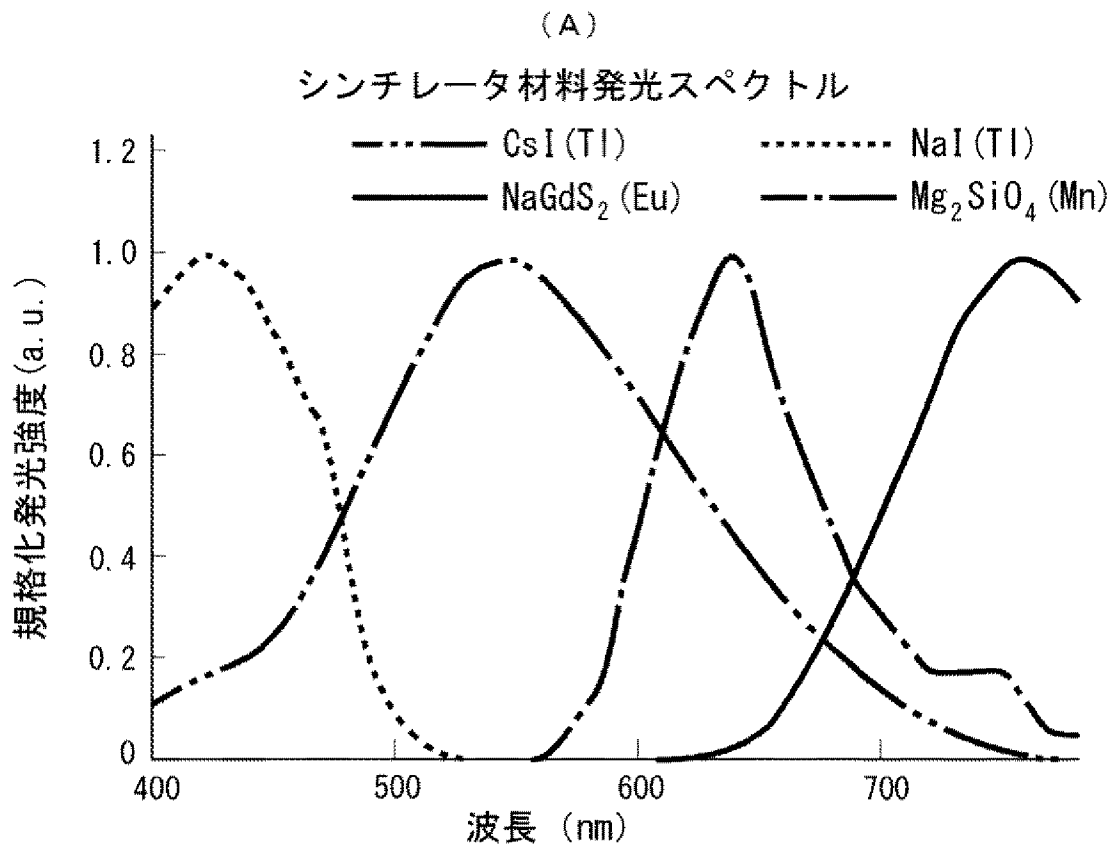
光電変換膜	変換効率
a-Si	100%
結晶化度 25%	114% (△14%)
結晶化度 50%	136% (△36%)
結晶化度 75%	97% (▲3%)
poly-Si	58% (▲42%)

吸収強度最適化のため、要膜厚調整
シンチレータ例：CsI(Tl)

[図5]



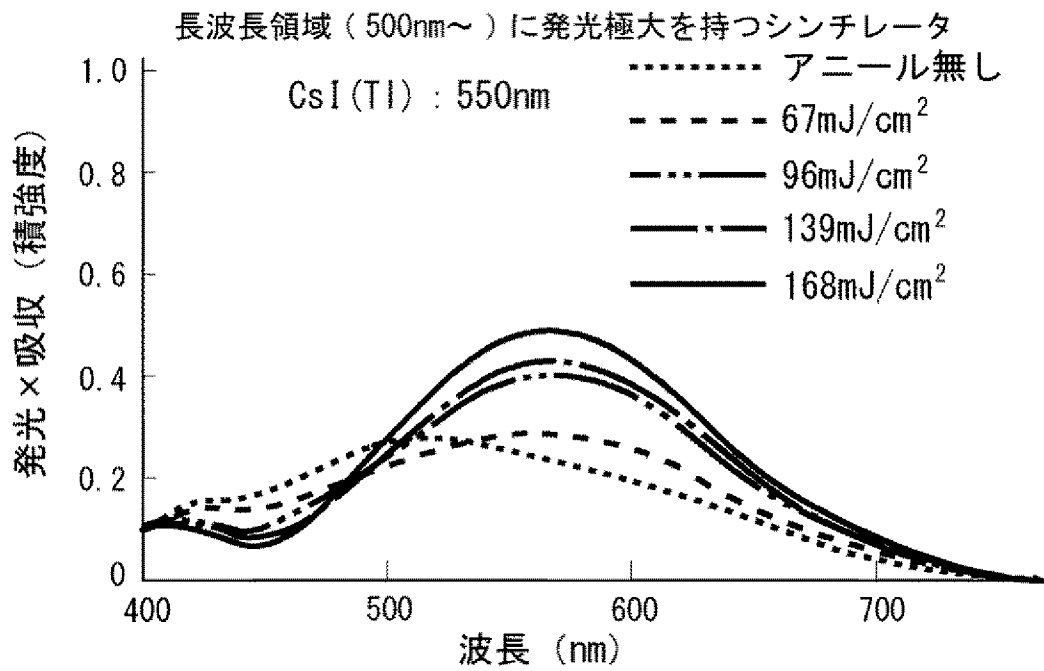
[図6]



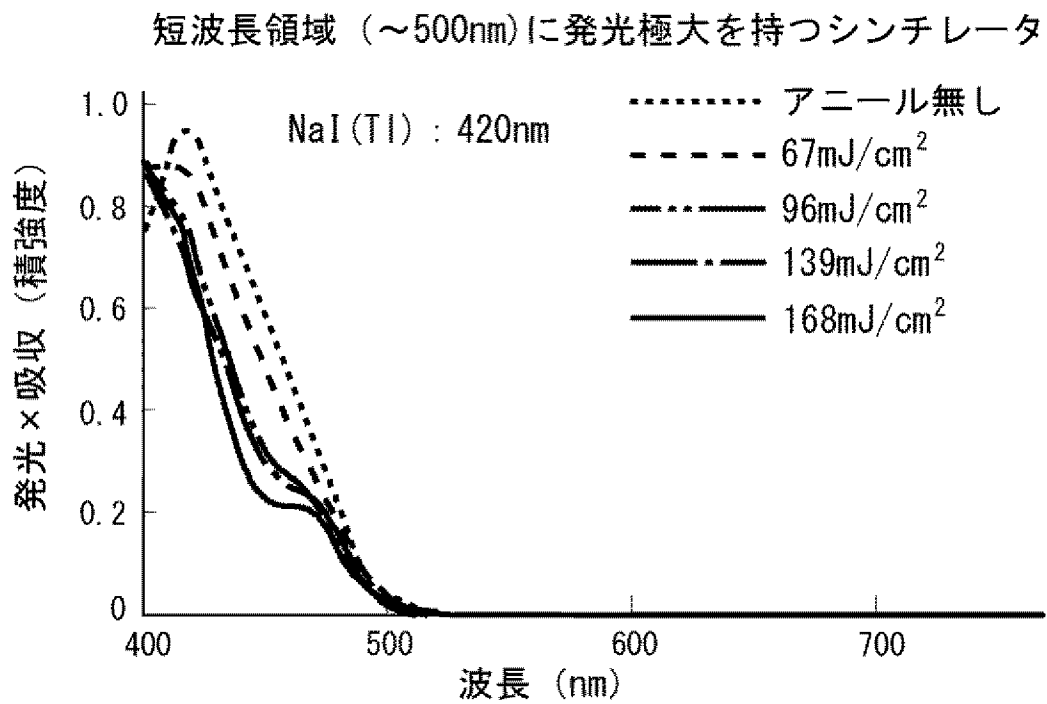
(B)

シンチレータ		シンチレータ発光×Si膜吸収 積スペクトル面積率				
材料	発光極大波長	レーザ照射条件				
		アニール無	67mJ/cm ²	96mJ/cm ²	139mJ/cm ²	168mJ/cm ²
CsI (Tl)	550nm	100%	106%	125%	131%	144%
NaI (Tl)	420nm	100%	92%	76%	73%	70%
NaGdS ₂ (Eu)	760nm	100%	118%	151%	157%	168%
Mg ₂ SiO ₄ (Mn)	640nm	100%	126%	169%	177%	196%

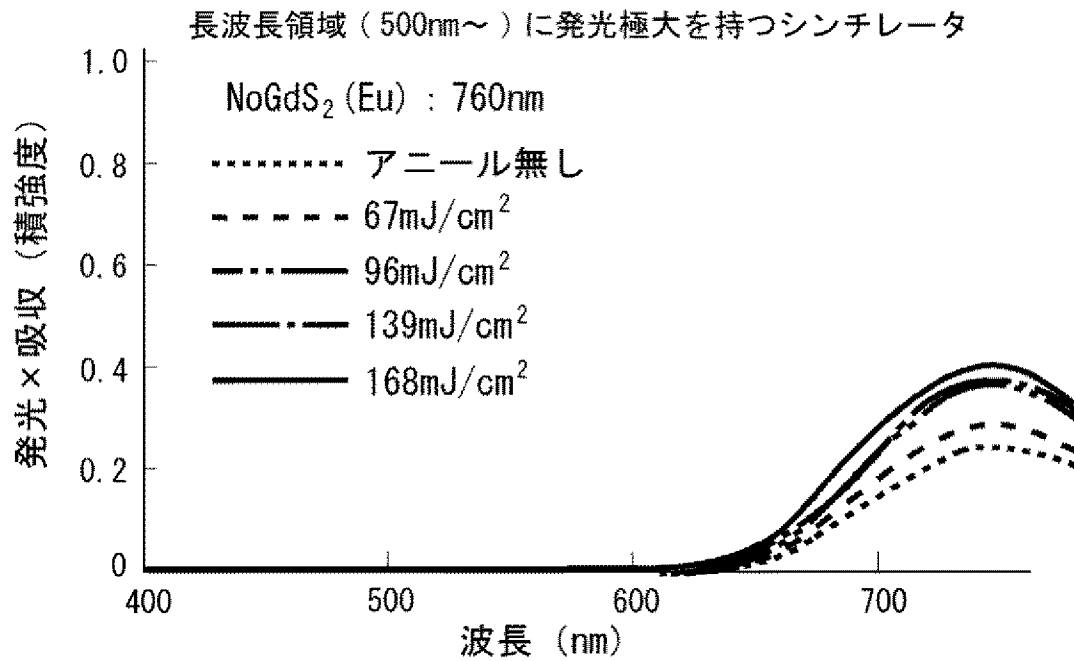
[図7]



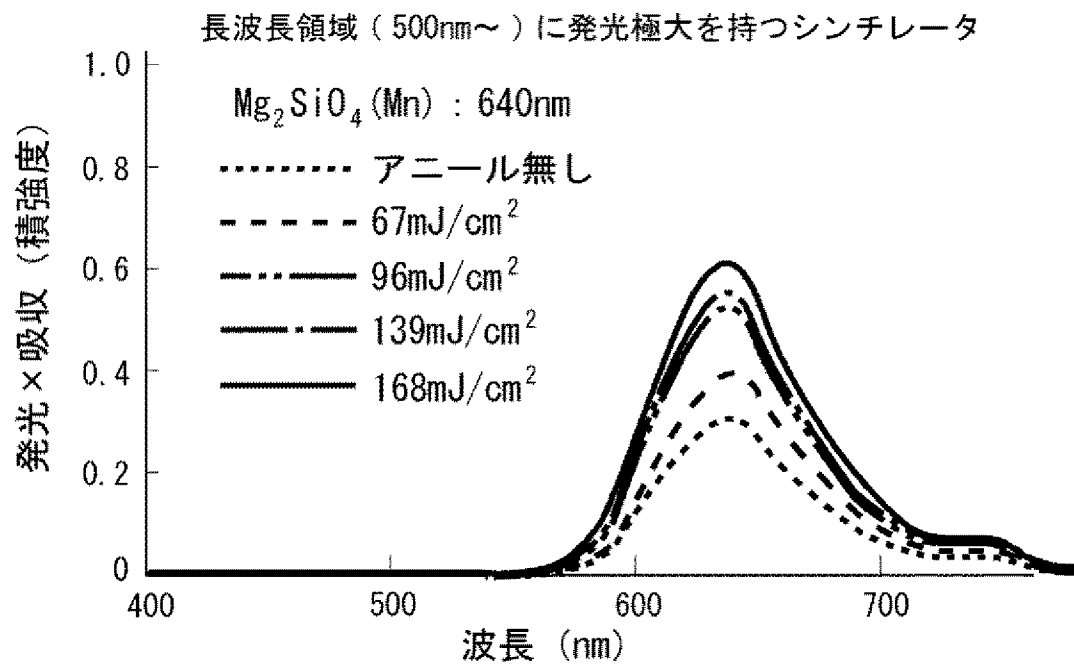
[図8]



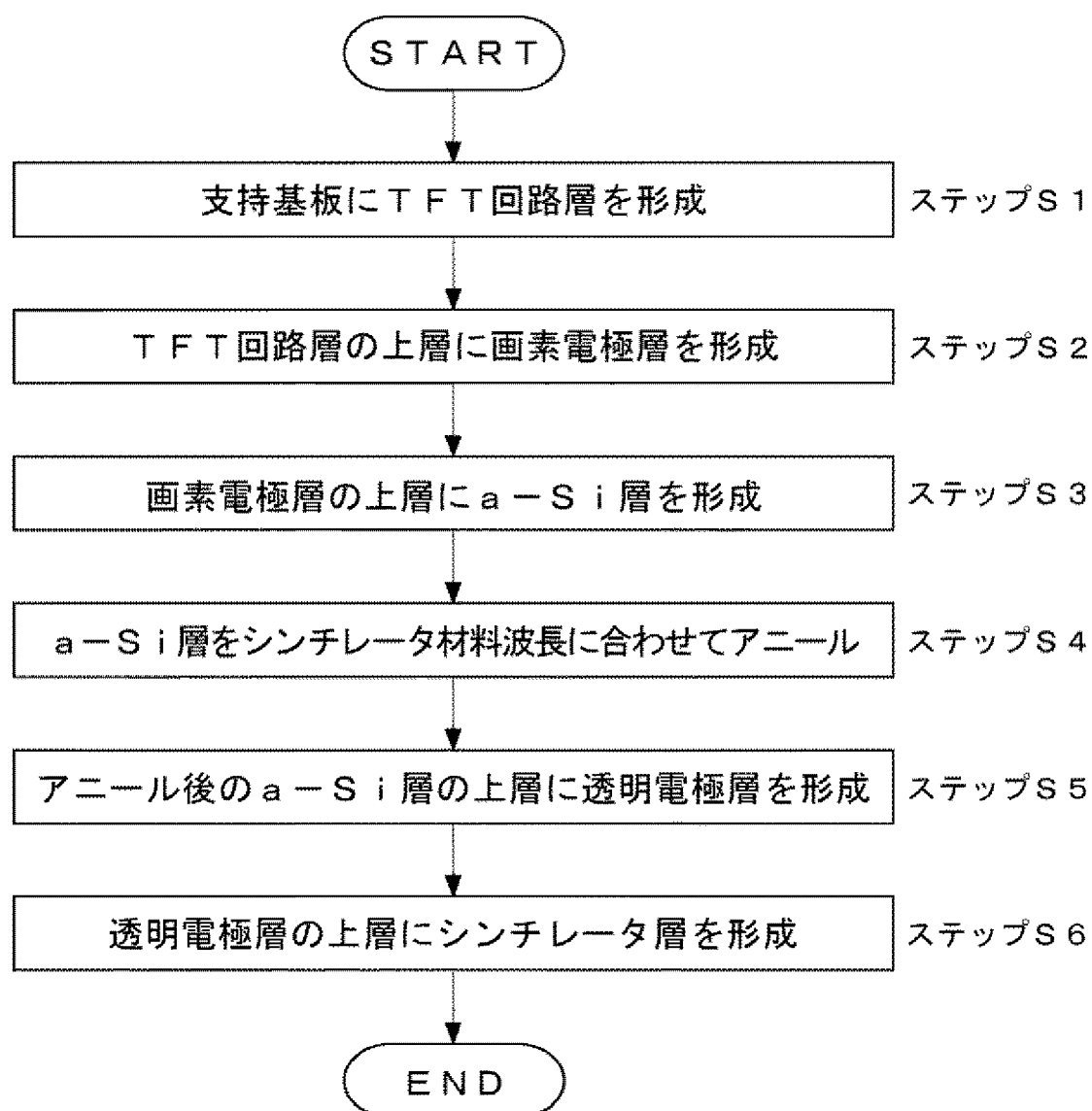
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/083950

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01)i, G01T1/20(2006.01)i, H01L27/144(2006.01)i, H01L27/146(2006.01)i, H01L31/10(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/00, G01T1/20, H01L27/144, H01L27/146, H01L31/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2012-247327 A (Sony Corp.), 13 December 2012 (13.12.2012), paragraphs [0014] to [0050], [0070]; fig. 1 & US 2012/0305777 A1 paragraphs [0029] to [0065], [0083]; fig. 1 & CN 102810546 A	1-4
Y	JP 2015-228535 A (Fujifilm Corp.), 17 December 2015 (17.12.2015), paragraphs [0051] to [0071]; fig. 3 & WO 2014/050531 A1	1-4
Y	US 2009/0308444 A1 (SAINT GOBAIN GLASS FRANCE), 17 December 2009 (17.12.2009), paragraph [0028] & WO 2010/001013 A2 & FR 2932610 A1 & CN 102057494 A	1-4

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
20 December 2016 (20.12.16)

Date of mailing of the international search report
10 January 2017 (10.01.17)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/083950

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2014/002353 A1 (Panasonic Corp.), 03 January 2014 (03.01.2014), paragraph [0084] & US 2015/0054113 A1 paragraph [0097]	1-4
A	JP 11-307756 A (Canon Inc.), 05 November 1999 (05.11.1999), paragraphs [0023], [0040] to [0046]; fig. 7 & US 2002/0056810 A1 paragraphs [0039], [0060] to [0069]; fig. 7	1-4

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i, G01T1/20(2006.01)i, H01L27/144(2006.01)i, H01L27/146(2006.01)i, H01L31/10(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/00, G01T1/20, H01L27/144, H01L27/146, H01L31/10

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 6 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 6 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 6 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2012-247327 A (ソニー株式会社) 2012. 12. 13, [0014]-[0050], [0070], 図 1 & US 2012/0305777 A1 [0029]-[0065], [0083], Fig. 1 & CN 102810546 A	1-4
Y	JP 2015-228535 A (富士フイルム株式会社) 2015. 12. 17, [0051]-[0071], 図 3 & WO 2014/050531 A1	1-4

☑ C 欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 0 . 1 2 . 2 0 1 6

国際調査報告の発送日

1 0 . 0 1 . 2 0 1 7

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官 (権限のある職員)

佐竹 政彦

2 K

5 5 5 5

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 5 5

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	US 2009/0308444 A1 (SAINT GOBAIN GLASS FRANCE) 2009. 12. 17, [0028] & WO 2010/001013 A2 & FR 2932610 A1 & CN 102057494 A	1-4
Y	WO 2014/002353 A1 (パナソニック株式会社) 2014. 01. 03, [0084] & US 2015/0054113 A1 [0097]	1-4
A	JP 11-307756 A (キヤノン株式会社) 1999. 11. 05, [0023], [0040]-[0046], 図 7 & US 2002/0056810 A1 [0039], [0060]-[0069], Fig. 7	1-4