

(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
2012 年 8 月 2 日(02.08.2012)



(10) 国際公開番号

WO 2012/101879 A1

- (51) 国際特許分類:
G01N 23/04 (2006.01) G01T 1/20 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/074327
- (22) 国際出願日: 2011 年 10 月 21 日(21.10.2011)
- (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 2011-013192 2011 年 1 月 25 日(25.01.2011) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 浜松
ホトニクス株式会社(HAMAMATSU PHOTONICS
K.K.) [JP/JP]; 〒4358558 静岡県浜松市東区市野町
1 1 2 6 番地の 1 Shizuoka (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 杉山 元胤
(SUGIYAMA Mototsugu) [JP/JP]; 〒4358558 静岡県
浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホト
ニクス株式会社内 Shizuoka (JP). 須山 敏康
(SUYAMA Toshiyasu) [JP/JP]; 〒4358558 静岡県浜松
市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニク
ス株式会社内 Shizuoka (JP).
- (74) 代理人: 長谷川 芳樹, 外(HASEGAWA Yoshiki et
al.); 〒1000005 東京都千代田区丸の内二丁目 1 番

1 号丸の内 MY PLAZA (明治安田生命
ビル) 9 階 創英国際特許法律事務所 Tokyo
(JP).

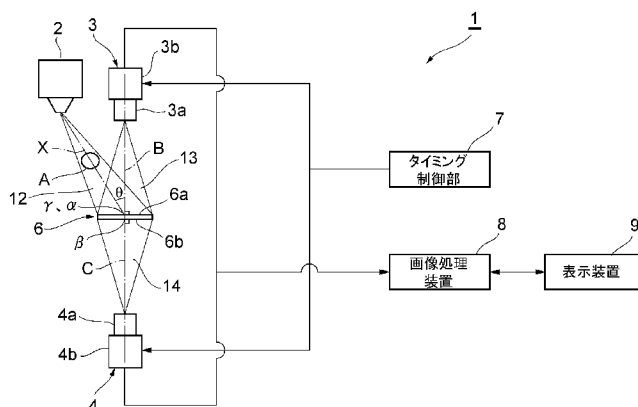
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,
BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO,
CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI,
GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS,
KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT,
LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY,
MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA,
RO, RS, RU, RW, 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.
- (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, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシ
ア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ユー
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, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: RADIATION IMAGE ACQUISITION DEVICE

(54) 発明の名称: 放射線画像取得装置

【図1】



- 7 Timing control unit
8 Image processing device
9 Display device

(57) Abstract: A radiation image acquisition device is provided with a radiation source which emits irradiation, a tabular wavelength conversion member which generates scintillation light in response to the incidence of radiation emitted from the radiation source and transmitted through an object, a first imaging means for capturing images by collecting scintillation light emitted from the radiation incident surface of the wavelength conversion member in the direction normal to said incident surface, and a second imaging means for capturing images by collecting scintillation light emitted from the surface opposite the incident surface of the wavelength conversion member from a direction normal to said opposite surface.

(57) 要約: 放射線画像取得装置は、放射線を出射する放射線源と、放射線源から出射され、対象物を透過した放射線の入射に応じてシンチレーション光を発生させる平板状の波長変換部材と、波長変換部材の放射線の入射面から入射面の法線方向に出射されるシンチレーション光を集光して撮像する第1の撮像手段と、波長変換部材の入射面とは反対側の面から反対側の面の法線方向に出射されるシンチレーション光を集光して撮像する第2の撮像手段と、を備える。



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：放射線画像取得装置

技術分野

[0001] 本発明は、放射線画像取得装置に関する。

背景技術

[0002] 従来、下記特許文献 1 に記載されるように、X線源から発せられて撮像対象物を透過したX線を平板状のシンチレータに照射し、シンチレータで発光した可視光（シンチレーション光）をシンチレータの両面に積層させた固体光検出器により検出し、各固体光検出器から出力された画像信号を重ね合わせて放射線画像を取得する装置が知られている。この装置では、シンチレータにおけるX線の入射面およびその裏面に光検出素子をカップリングさせており、入射面側の光検出素子と裏面側の光検出素子とのそれぞれにおいて可視光を検出することで、可視光の検出効率を高めている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開平 7 - 2 7 8 6 6 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 上記のようにシンチレータの両面でシンチレーション光を検出する装置では、入射面側とその裏面側とで異なるエネルギー帯の放射線画像を取得することができ、いわゆるデュアルエナジー（dual-energy）の画像取得が可能となる。

[0005] しかしながら、上述した従来の装置では、対象物を透過した放射線は、入射面側の光検出素子を透過してシンチレータに到達するため、比較的低いエネルギー帯の放射線が入射面側の光検出素子に吸収されてしまう。例えば、対象物が軽い原子から形成される場合、対象物を透過した放射線が入射面側の光検出素子によって吸収されることがある。このように、対象物を透過し

た放射線が入射面側の光検出素子の影響を受けてしまうという問題がある。

[0006] そこで本発明は、異なるエネルギー帯の放射線画像を取得することができ、しかも、対象物を透過した放射線に与える影響を低減することができる放射線画像取得装置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

[0007] 本発明の一形態に係る放射線画像取得装置は、放射線を出射する放射線源と、放射線源から出射され、対象物を透過した放射線の入射に応じてシンチレーション光を発生させる平板状の波長変換部材と、波長変換部材の放射線の入射面から入射面の法線方向に出射されるシンチレーション光を集光して撮像する第1の撮像手段と、波長変換部材の入射面とは反対側の面から反対側の面の法線方向に出射されるシンチレーション光を集光して撮像する第2の撮像手段と、を備えることを特徴とする。

[0008] 本発明の一形態に係る放射線画像取得装置によれば、第1の撮像手段および第2の撮像手段によって、波長変換部材の放射線の入射面とその反対側の面とから出射されるシンチレーション光がそれぞれ集光され、撮像される。これにより、異なるエネルギー帯の放射線画像を取得するデュアルエネルギー撮像が実現される。ここで、第1の撮像手段は、入射面から出射されるシンチレーション光を集光するため、波長変換部材から離間した位置に配置される。よって、対象物と波長変換部材との間に撮像手段が介在しない構成とすることができ、撮像手段が対象物を透過した放射線に影響を与えてしまうような事態を回避できる。従って、対象物を透過した放射線に与える影響を低減することができる。さらには、第1の撮像手段および第2の撮像手段は、入射面およびその反対側の面からそれぞれ法線方向に出射されるシンチレーション光を集光するため、いずれもあおり（perspective）がない放射線画像を取得することができ、入射面側および反対側の面側の画像間における演算が容易になる。

[0009] ここで、第1の撮像手段および第2の撮像手段のそれぞれは、波長変換部材から出射されるシンチレーション光を集光する集光レンズ部と、集光され

たシンチレーション光を撮像する撮像部と、を有する態様であってもよい。この場合、波長変換部材の入射面および反対側の面の各面に焦点が合うように集光することで、エネルギー分別が良好で、明るい放射線画像を取得することができる。

[0010] また、放射線源は、放射線源の光軸と入射面とのなす角度が0度より大きく90度より小さくなるように配置されると共に、第1の撮像手段は、入射面の法線上に配置される態様であってもよい。この場合、第1の撮像手段によって入射面の法線方向のシンチレーション光を直接集光すると共に、放射線源の光軸上から第1の撮像手段を外して配置することができる。よって、上記した作用効果を容易に実現でき、さらには、放射線による第1の撮像手段の被曝を抑制することができ、第1の撮像手段の内部におけるノイズの発生を抑制できる。

[0011] また、放射線源は、入射面の法線上に配置されると共に、第1の撮像手段は、入射面の法線から外れた位置に配置され、波長変換部材と放射線源との間に配置された反射ミラーを介してシンチレーション光を集光する態様であってもよい。この場合、放射線源が入射面の法線上に配置されるため、波長変換部材への投影像にあおりが生じず、投影像のあおりを補正するための演算が不要となる。さらには、放射線による第1の撮像手段の被曝を抑制することができ、第1の撮像手段の内部におけるノイズの発生を抑制できる。

[0012] また、第2の撮像手段は、反対側の面の法線から外れた位置に配置され、反対側の面の法線上に配置された反射ミラーを介してシンチレーション光を集光する態様であってもよい。この場合、放射線による第2の撮像手段の被曝を抑制することができ、第2の撮像手段の内部におけるノイズの発生を抑制できる。さらには、波長変換部材からの第1および第2の撮像手段までの光路長を調整することができ、第1および第2の撮像手段の位置合わせが容易になる。その結果として、第1および第2の撮像手段の撮像条件（撮像タイミングの同時性や撮像位置の同一性など）を合せやすくなる。

[0013] また、波長変換部材の反対側の面と第2の撮像手段との間には、反対側の

面に対面させてテーパファイバ (tapered fiber) が配置されている態様であってもよい。この場合、テーパファイバによって反対側の面側のシンチレーション光を高い集光効率で集光できる。さらには、テーパファイバによって放射線が遮断され、第2の撮像手段の被爆を防止することができる。

[0014] また、対象物は半導体デバイスであり、上記放射線画像取得装置は、当該半導体デバイスを検査対象とする半導体故障検査装置に適用される態様であってもよい。この場合、検査対象となる半導体デバイスを透過した放射線が撮像部（画像取得用の撮像素子）によりカットされることがないため、半導体デバイスの故障などを精度良く検出することができる。

発明の効果

[0015] 本発明の一形態によれば、異なるエネルギー帯の放射線画像を取得することができ、かつ、対象物を透過した放射線に与える影響を低減することができる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]本発明の第1実施形態に係る放射線画像取得装置の正面図である。
[図2]図1の放射線画像取得装置における投影像のあおりの説明図である。
[図3]本発明の第2実施形態に係る放射線画像取得装置の正面図である。
[図4]図3の放射線画像取得装置における投影像の説明図である。
[図5]本発明の第3実施形態に係る放射線画像取得装置の正面図である。
[図6]本発明の第4実施形態に係る放射線画像取得装置の正面図である。
[図7]図7(a)及び(b)は、本発明の変形例である放射線画像取得装置の正面図である。
[図8]図8(a)～(c)は、本発明の変形例である放射線画像取得装置の正面図である。

発明を実施するための形態

[0017] 以下、図面を参照しつつ本発明の実施形態について詳細に説明する。なお、図面の説明においては同一又は相当部分には同一符号を付し、重複する説明を省略する。また、各図面は説明用のために作成されたものであり、説明

の対象部位を特に強調するように描かれている。そのため、図面における各部材の寸法比率は、必ずしも実際のものとは一致しない。

[0018] 図1に示すように、放射線画像取得装置1は、半導体デバイス等の電子部品や食料品等といった対象物Aの放射線画像を取得するための装置である。放射線画像取得装置1は、対象物Aに向けて白色X線等の放射線を出射する放射線源2と、放射線源2から出射されて対象物Aを透過した放射線の入射に応じてシンチレーション光を発生させる波長変換板6と、波長変換板6の放射線の入射面6aから出射されるシンチレーション光を集光して撮像する表面観察用光検出器3と、入射面6aとは反対側の面である裏面6bから出射されるシンチレーション光を集光して撮像する裏面観察用光検出器4と、を備えている。これらの放射線源2、波長変換板6、表面観察用光検出器3、及び裏面観察用光検出器4は、図示しない筐体に収容され、筐体内で固定される。

[0019] 波長変換板6は、平板状の波長変換部材であり、例えば $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ 、 $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Pr}$ 、 CsI:Tl 、 CdWO_4 、 CaWO_4 、 $\text{Gd}_2\text{SiO}_5\text{:Ce}$ 、 $\text{Lu}_{0.4}\text{Gd}_{1.6}\text{SiO}_5$ 、 $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ 、 $\text{Lu}_2\text{SiO}_5\text{:Ce}$ 、 Y_2SiO_5 、 $\text{YAlO}_3\text{:Ce}$ 、 $\text{Y}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ 、 $\text{YTaO}_4\text{:Tm}$ 等のシンチレータである。波長変換板6の厚さは数 μm ～数 mm の範囲で検出する放射線のエネルギー帯によって適切な値に設定されている。

[0020] 表面観察用光検出器3（以下、「表面検出器3」と称する）は、波長変換板6に投影された対象物Aの投影像（放射線透過像）を波長変換板6の入射面6a側から撮像する間接変換方式の撮像手段である。表面検出器3は、波長変換板6の入射面6aから出射されるシンチレーション光を集光する集光レンズ部3aと、集光レンズ部3aにより集光されたシンチレーション光を撮像する撮像部3bと、を有するレンズカップリング型の検出器である。集光レンズ部3aは、表面検出器視野13のシンチレーション光を集光する。撮像部3bとしては、例えばCMOSセンサ、CCDセンサ等が用いられる。なお、撮像部3bの受光面は入射面6aに略平行とすることができる。

[0021] 裏面観察用光検出器4（以下、「裏面検出器4」と称する）は、波長変換

板 6 に投影された対象物 A の投影像（放射線透過像）を波長変換板 6 の裏面 6 b 側から撮像する間接変換方式の撮像手段である。裏面検出器 4 は、波長変換板 6 の裏面 6 b から出射されるシンチレーション光を集光する集光レンズ部 4 a と、集光レンズ部 4 a により集光されたシンチレーション光を撮像する撮像部 4 b と、を有するレンズカップリング型の検出器であり、上記の表面検出器 3 と同様の構成を有している。集光レンズ部 4 a は、裏面検出器視野 1 4 のシンチレーション光を集光する。撮像部 4 b としては、例えば C M O S センサ、C C D センサ等が用いられる。なお、撮像部 4 b の受光面は裏面 6 b に略平行とすることができる。

[0022] さらに、放射線画像取得装置 1 は、表面検出器 3 および裏面検出器 4 における撮像タイミングを制御するタイミング制御部 7 と、表面検出器 3 および裏面検出器 4 から出力された画像信号を入力し、入力した各画像信号に基づいて画像処理等の所定の処理を実行する画像処理装置 8 と、画像処理装置 8 から出力された画像信号を入力し、放射線画像を表示する表示装置 9 とを備えている。タイミング制御部 7 および画像処理装置 8 は、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory)、及び入出力インターフェイス等を有するコンピュータから構成される。表示装置 9 としては、公知のディスプレイが用いられる。なお、タイミング制御部 7 および画像処理装置 8 は、単一のコンピュータにより実行されるプログラムとして構成してもよいし、個別に設けられるユニットとして構成してもよい。

[0023] 続いて、上記した放射線源 2、波長変換板 6、表面検出器 3、及び裏面検出器 4 の位置関係について説明する。図 1 に示すように、放射線源 2 は、放射線の光軸 X が波長変換板 6 の入射面 6 a の法線 B に対して所定の角度 θ をなすように配置されている。すなわち、放射線源 2 は、対象物 A および入射面 6 a に対峙すると共に、入射面 6 a の法線 B から外れた位置に配置されている。換言すれば、放射線源 2 は、光軸 X と入射面 6 a とのなす角度が 0 度より大きく 90 度より小さくなるように配置されている。ここで、放射線の

光軸Xとは、放射線源2の放射線出射点と波長変換板6の入射面6a上の任意の点 γ とを結ぶ直線である。本実施形態では、任意の点 γ が入射面6aの中心点となるように設定されており、この場合、比較的むらなく放射線が照射される。また、法線Bとは、入射面6a上の任意の点 α から延びる入射面6aに対して垂直な直線である。本実施形態では、任意の点 α が入射面6aの中心点となるように設定されており、放射線の光軸Xと法線Bとは、入射面6aの任意の点 γ (任意の点 α)で交わる。もちろん、任意の点 γ および任意の点 α は入射面6aの中心点である必要はなく、同一の点である必要もない。

[0024] 表面検出器3は、波長変換板6の入射面6aから出射されたシンチレーション光を撮像可能なように、内蔵する集光レンズ部3aの光軸が入射面6aに対して直交するように配置されている。ここで、集光レンズ部3aの光軸は、入射面6aの法線Bに一致している。すなわち、表面検出器3は、入射面6aに対峙すると共に、入射面6aの法線B上に配置されている。従って、表面検出器3は、入射面6aの法線B方向に出射されたシンチレーション光を撮像可能であるため、あおりの少ない画像を取得しやすい。集光レンズ部3aは、入射面6a上に焦点を合わせ、入射面6aから法線B方向に出射されたシンチレーション光を撮像部3bに向けて集光する。

[0025] 上記のようにして、表面検出器3は、放射線源2の光軸X上から外して配置されている。すなわち、表面検出器3は、放射線源2からの放射線の出射領域(放射線束12が存在する領域)から離れるように配置されている。これにより、放射線源2からの放射線による表面検出器3の被曝が防止され、表面検出器3の内部で放射線の直接変換信号が生じてノイズが発生することが防止されている。また、表面検出器3は、集光レンズ部3aの中心から波長変換板6の入射面6aに降ろした垂線が入射面6aの範囲内であるように配置され、かつ、波長変換板6の入射面6a上方に配置されている。これにより、比較的多くのシンチレーション光を検出可能となる。

[0026] 裏面検出器4は、波長変換板6の裏面6bから出射されたシンチレーション光を撮像可能なように、内蔵する集光レンズ部4aの光軸が裏面6bに対

して直交するように配置されている。ここで、集光レンズ部 4 a の光軸は、裏面 6 b の法線 C に一致している。すなわち、裏面検出器 4 は、裏面 6 b に対峙すると共に、裏面 6 b の法線 C 上に配置されている。従って、裏面検出器 4 は、裏面 6 b の法線 C 方向に出射されたシンチレーション光を撮像可能であるため、あおりの少ない画像を取得しやすい。ここで、法線 C とは、裏面 6 b 上の任意の点 β から延び、裏面 6 b に対して垂直な直線である。特に、本実施形態では、任意の点 β が裏面 6 b の中心点に設定されており、入射面 6 a 上の任意の点 α と裏面 6 b 上の任意の点 β は同一直線上に位置し、この直線は法線 B と法線 C に一致する。集光レンズ部 4 a は、裏面 6 b 上に焦点を合わせ、裏面 6 b から法線 C 方向に出射されたシンチレーション光を撮像部 4 b に向けて集光する。

[0027] 放射線画像取得装置 1 では、波長変換板 6 の入射面 6 a から表面検出器 3 までの光路長と、波長変換板 6 の裏面 6 b から裏面検出器 4 までの光路長とは、等しくなっている。なお、波長変換板 6 の入射面 6 a から表面検出器 3 までの光路長と、波長変換板 6 の裏面 6 b から裏面検出器 4 までの光路長とは異なってもよいが、この場合、画像処理等により画像の大きさなどを合わせる必要がある。

[0028] 続いて、上記の構成を有する放射線画像取得装置 1 の動作について説明する。まず、表面検出器 3 および裏面検出器 4 による撮像が同時に行われるよう、タイミング制御部 7 による制御が行われる。タイミング制御部 7 の撮像タイミング制御により、対象物 A の放射線透過像を異なるエネルギー帯で画像化することができる。詳述すると、表面検出器 3 によって比較的低いエネルギー帯の放射線透過像が画像化され、また、裏面検出器 4 によって比較的高いエネルギー帯の放射線透過像が画像化される。これにより、デュアルエネルギー撮像が実現される。なお、放射線画像取得装置 1 では、表面検出器 3 と裏面検出器 4 との撮像タイミングをそれぞれ異なるように制御することが可能である。また、表面検出器 3 と裏面検出器 4 とのそれぞれにおける露光時間や撮影枚数が異なるように制御してもよい。

[0029] 表面検出器 3 および裏面検出器 4 の機能に関し、換言すると、表面検出器 3 によって、比較的入射面 6 a 側で変換された蛍光(シンチレーション光)が検出される。入射面 6 a 側で変換された蛍光の検出は、蛍光のボケ (blur) が少なく、また、蛍光の輝度が高いといった特長を有する。これは、表面観察においては、波長変換板 6 の内部における拡散や自己吸収の影響を低減できるためである。一方、裏面検出器 4 では、波長変換板 6 の比較的裏面 6 b 側で変換された蛍光が検出される。この場合も、波長変換板 6 の内部における拡散や自己吸収の影響を低減できる。

[0030] 次に、表面検出器 3 および裏面検出器 4 のそれぞれによって、表裏両面の放射線画像に対応する画像信号が画像処理装置 8 に出力される。表面検出器 3 および裏面検出器 4 のそれぞれから出力された画像信号が画像処理装置 8 に入力されると、画像処理装置 8 によって、入力した画像信号に基づいて差分演算や加算演算といった画像間演算などの所定の処理が実行され、画像処理後の画像信号が表示装置 9 に出力される。そして、画像処理装置 8 から出力された画像処理後の画像信号が表示装置 9 に入力されると、表示装置 9 によって、入力した画像処理後の画像信号に応じた放射線画像が表示される。

[0031] 図 2 (a) は、放射線画像取得装置 1 における放射線源 2、対象物 A、及び波長変換板 6 の位置関係を示す斜視図、図 2 (b) は、放射線源 2、対象物 A、及び波長変換板 6 の位置関係を示す正面図、図 2 (c) は、波長変換板 6 に投影される対象物 A の投影像 D を示す平面図である。図 2 では、理解を容易にするために、対象物 A が立方体形状である場合について示している。図 2 (a) に示すように、放射線源 2 が入射面 6 a の法線 B から外れた位置に配置され、放射線の光軸 X が入射面 6 a の法線 B に対して所定の角度 θ をなしていると、図 2 (c) に示すように、入射面 6 a 上への投影像 D にはあおりが生じることとなる。そして、表面検出器 3 および裏面検出器 4 では、投影像 D をそれぞれ法線 B, C 方向から撮像するため、画像にはあおりが生じず、画像処理装置 8 での両画像間における演算が容易になる。なお、投影像 D のあおりは、画像処理装置 8 によって、必要に応じて補正される。な

お図 2 (a) では、説明の便宜上、放射線源 2 の本体が光軸 X に対して平行となるよう図示されているが、放射線源 2 が配置される向きは、装置のレイアウトに応じて適宜設定することができる。

[0032] 以上説明した本実施形態の放射線画像取得装置 1 によれば、表面検出器 3 および裏面検出器 4 によって、波長変換板 6 の入射面 6 a と裏面 6 b とから出射されるシンチレーション光がそれぞれ集光され、撮像され、異なるエネルギー帯の放射線画像を取得するデュアルエナジー撮像が実現される。ここで、表面検出器 3 は、波長変換板 6 から離間した位置に配置されており、対象物 A と波長変換板 6 との間には検出器が何ら介在していない。よって、撮像手段が対象物 A を透過した放射線に影響を与えてしまうような事態が回避される。従って、対象物 A を透過した放射線に与える影響が低減され、低エネルギー帯の放射線が好適に検出される。換言すれば、放射線透過像に検出器の影が映り込まないため、ノイズ成分の発生が抑制されると共に、検出器による放射線の減衰も生じないため、信号成分の減少が抑制される。その結果として、デュアルエナジー撮像における低エネルギー帯と高エネルギー帯との差を大きくでき、高度なエネルギー分解能が発揮され、高コントラスト化を図ることができる。この利点は、対象物 A がシリコンもしくはシリコンより軽い原子から形成される場合、特に顕著に発揮される。すなわち、対象物 A が軽い原子から形成される場合であっても、対象物 A を透過した低エネルギー帯の放射線が吸収されたり減衰したりすることなくシンチレーション光に変換され、この光が表面検出器 3 によって撮像されるため、低エネルギー帯の放射線画像を精度良く取得することができる。さらにまた、一回の撮像で低エネルギー画像と高エネルギー画像を同時に取得でき、同時性の確保、被爆量の低減、及び画素ずれ（ミスレジストレーション（misregistration））の解消が図られる。また、1 枚の波長変換板 6 でもデュアルエナジー化が実現される。しかも、表面検出器 3 および裏面検出器 4 は、入射面 6 a および裏面 6 b からそれぞれ法線 B, C 方向に出射されるシンチレーション光を集光するため、いずれもあおりがない放射線画像を取得することができ、

入射面 6 a 側および裏面 6 b 側の画像間における演算が容易になる。

[0033] また、放射線として白色 X 線を用いる場合でも、白色 X 線の一回の撮像で低エネルギー画像と高エネルギー画像を同時に取得でき、同時性の確保、被爆量の低減、及び画素ずれ（ミスレジストレーション）の解消が図られる。

[0034] また、波長変換板 6 の入射面 6 a および裏面 6 b の各面に焦点が合うように、集光レンズ部 3 a および集光レンズ部 4 a によって集光することで、エネルギー分別が良好で、明るい放射線画像を取得できる。

[0035] また、表面検出器 3 によって入射面 6 a の法線 B 方向のシンチレーション光を直接集光すると共に、放射線源 2 の光軸 X 上から表面検出器 3 を外して配置しているため、上記した作用効果が容易に実現され、さらには、放射線による表面検出器 3 の被曝が防止され、表面検出器 3 の内部におけるノイズの発生が抑制される。

[0036] 図 3 は、第 2 実施形態に係る放射線画像取得装置の正面図である。図 3 に示す放射線画像取得装置 1 A が図 1 に示した第 1 実施形態の放射線画像取得装置 1 と異なる点は、放射線源 2 が入射面 6 a の法線 B 上に配置されている点と、表面検出器 3 が、入射面 6 a の法線 B から外れた位置に配置され、波長変換板 6 と放射線源 2 との間で法線 B（光軸 X）上に配置された反射ミラー 1 5 を介してシンチレーション光を集光する点である。なお、図 3 においては、タイミング制御部 7、画像処理装置 8、及び表示装置 9 の図示は省略されている。図 5～図 8 においても、同様に、これらの構成の図示は省略されている。

[0037] 放射線画像取得装置 1 A の構成に関し、より具体的には、放射線源 2 は、放射線の光軸 X が入射面 6 a の法線 B に一致するように配置されている。また、反射ミラー 1 5 は、その反射面 1 5 a が法線 B 方向に対して所定の角度（例えば、45 度）をなすように配置されており、入射面 6 a から法線 B 方向に出射されたシンチレーション光を法線 B に対して所定の方向に反射する。反射ミラー 1 5 としては、例えば放射線を透過する光学ミラーが用いられる。表面検出器 3 は、内蔵する集光レンズ部 3 a の光軸および反射面 1 5 a

のなす角と、法線Bおよび反射面15aのなす角とが等しくなるように配置されている。この集光レンズ部3aは、入射面6aから法線B方向に出射され、反射ミラー15により法線Bに対して所定の方に反射されたシンチレーション光を撮像部3bに向けて集光する。

[0038] 上記のようにして、表面検出器3は、放射線源2からの放射線の出射領域（放射線束12が存在する領域）から離れるように配置されている。これにより、放射線源2からの放射線による表面検出器3の被曝が防止され、表面検出器3の内部で放射線の直接変換信号が生じてノイズが発生することが防止されている。また、波長変換板6の入射面6aから表面検出器3までの光路長と、波長変換板6の裏面6bから裏面検出器4までの光路長とは、等しくてもよい。

[0039] 図4（a）は、放射線画像取得装置1Aにおける放射線源2、対象物A、及び波長変換板6の位置関係を示す斜視図、図4（b）は、放射線源2、対象物A、及び波長変換板6の位置関係を示す正面図、図4（c）は、波長変換板6に投影される対象物Aの投影像Eを示す平面図である。図4では、理解を容易にするために、対象物Aが立方体形状である場合について示している。図4（a）に示すように、放射線源2が入射面6aの法線B上に配置され、放射線の光軸Xが入射面6aの法線Bに一致していると、図4（c）に示すように、入射面6a上への投影像Eにはあおりが生じない。そして、表面検出器3では、投影像Eを反射ミラー15を介して法線B方向から撮像すると共に、裏面検出器4では、投影像Eを法線C方向から撮像するため、画像にはあおりが生じず、画像処理装置8での両画像間における演算が容易になる。また、投影像Eにあおりが無いので、画像処理装置8によるあおり補正は不要になっている。なお、放射線画像取得装置1Aでは、反射ミラー15が放射線源2の光軸X上に配置されているため、反射ミラー15による放射線の吸収が生じる。

[0040] 放射線画像取得装置1Aによれば、放射線画像取得装置1と同様の作用効果が奏される。また、放射線源2が入射面6aの法線B上に配置されるため

、波長変換板 6 への投影像 E にあおりが生じず、投影像 E のあおりを補正するための演算が不要になっている。さらには、放射線による表面検出器 3 の被曝が防止され、表面検出器 3 の内部におけるノイズの発生が防止される。

[0041] 図 5 は、第 3 実施形態に係る放射線画像取得装置の正面図である。図 5 に示す放射線画像取得装置 1 B が図 1 に示した第 1 実施形態の放射線画像取得装置 1 と異なる点は、裏面検出器 4 が、裏面 6 b の法線 C から外れた位置に配置され、法線 C 上に配置された反射ミラー 16 を介してシンチレーション光を集光する点である。より具体的には、反射ミラー 16 は、その反射面 16 a が法線 C 方向に対して所定の角度（例えば、45 度）をなすように配置されており、裏面 6 b から法線 C 方向に出射されたシンチレーション光を法線 C に対して所定の方向に反射する。反射ミラー 16 としては、例えば光学ミラーや又はプリズムが用いられる。裏面検出器 4 は、内蔵する集光レンズ部 4 a の光軸および反射面 16 a のなす角と、法線 C および反射面 16 a のなす角とが等しくなるように配置されている。この集光レンズ部 4 a は、裏面 6 b から法線 C 方向に出射され、反射ミラー 16 により法線 C に対して所定の方向に反射されたシンチレーション光を撮像部 4 b に向けて集光する。

[0042] 上記のようにして、裏面検出器 4 は、放射線源 2 からの放射線の出射領域（放射線束 12 が存在する領域）から離れるように配置されている。これにより、放射線源 2 からの放射線による裏面検出器 4 の被曝が防止され、裏面検出器 4 の内部で放射線の直接変換信号が生じてノイズが発生することが防止されている。また、波長変換板 6 の入射面 6 a から表面検出器 3 までの光路長と、波長変換板 6 の裏面 6 b から裏面検出器 4 までの光路長とは、等しくてもよい。

[0043] 放射線画像取得装置 1 B によれば、放射線画像取得装置 1, 1 A と同様の作用効果が奏される。また、放射線による裏面検出器 4 の被曝が防止され、裏面検出器 4 の内部におけるノイズの発生が防止される。さらには、波長変換板 6 からの表面検出器 3 および裏面検出器 4 までの光路長を調整することができ、第 1 および第 2 の撮像手段の位置合わせが容易になる。その結果と

して、第1および第2の撮像手段の撮像条件（撮像タイミングの同時性や撮像位置の同一性など）を合せやすくなる。

[0044] 図6は、第4実施形態に係る放射線画像取得装置の正面図である。図6に示す放射線画像取得装置1Cが図1に示した第1実施形態の放射線画像取得装置1と異なる点は、裏面6bと裏面検出器4との間で裏面6bに対面させてテーパファイバ17が配置されている点である。より具体的には、テーパファイバ17は、その軸線が裏面6bの法線Cに一致するように配置されており、裏面6bから法線C方向に出射されたシンチレーション光を裏面検出器4の集光レンズ部に導光する。このテーパファイバ17と裏面検出器4とによって、ファイバカップリング検出器18が構成されている。

[0045] 放射線画像取得装置1Cによれば、放射線画像取得装置1、1A、1Bと同様の作用効果が奏される。また、テーパファイバ17によって裏面6b側のシンチレーション光が高い集光効率で集光される。通常、波長変換板6の裏面6b側の蛍光象は暗くなりがちであるが、ファイバカップリング検出器18を採用することで光学系のロスを減らすことが可能になっている。さらには、テーパファイバ17によって放射線源2からの放射線が遮断され、裏面検出器4の被爆が防止される。

[0046] 以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上記実施形態に限られるものではない。例えば、放射線源2が入射面6aの法線B上に配置される場合において、図7に示す各種の変形態様を採ることもできる。すなわち、図7(a)に示すように、入射面6a側に反射ミラー15を配置すると共に、裏面6b側に反射ミラー16を配置した放射線画像取得装置1Dとすることもできる。また、図7(b)に示すように、入射面6a側に反射ミラー15を配置すると共に、裏面6b側にファイバカップリング検出器18を配置した放射線画像取得装置1Eとすることもできる。

[0047] さらに、放射線源2が入射面6aの法線Bから外れた位置に配置される場合において、図8に示す各種の変形態様を採ることもできる。すなわち、図8(a)に示すように、入射面6a側に反射ミラー15を配置すると共に

、裏面 6 b の法線 C 上に裏面検出器 4 を配置した放射線画像取得装置 1 F とすることもできる。また、図 8 (b) に示すように、入射面 6 a 側に反射ミラー 1 5 を配置すると共に、裏面 6 b 側に反射ミラー 1 6 を配置した放射線画像取得装置 1 G とすることもできる。さらには、図 8 (c) に示すように、入射面 6 a 側に反射ミラー 1 5 を配置すると共に、裏面 6 b 側にファイバカップリング検出器 1 8 を配置した放射線画像取得装置 1 H とすることもできる。

[0048] また、上記実施形態では、反射ミラー 1 5, 1 6 を用いる場合、反射ミラー 1 5, 1 6 が法線 B, C に対して 4 5 度をなすように配置され、集光レンズ部 3 a, 4 a の光軸が法線 B, C に対して直交する場合について説明したが、このような配置に限られず、反射ミラー 1 5, 1 6 の角度や表面検出器 3 および裏面検出器 4 の配置は、装置内のレイアウトに応じて適宜変更することができる。

[0049] また、上記実施形態では、任意の点 γ および任意の点 α が入射面 6 a 上で一致している場合について説明したが、これらは入射面 6 a 上の異なる位置にあっても良い。この場合、光軸 X が入射面 6 a に対して直交するように放射線源 2 を配置すると共に、集光レンズ部 3 a の光軸が入射面 6 a に対して直交するように表面検出器 3 を配置することができる。すなわち、放射線源 2 の光軸 X および集光レンズ部 3 a の光軸は互いに平行となり、これらの光軸同士の離間距離は、点 γ および点 α の離間距離に等しくなる。このような構成においても、表面検出器 3 によって、入射面 6 a の法線方向に出射されるシンチレーション光を集光して撮像することができる。

[0050] また、上記実施形態では、検出器としてレンズカップリング型の検出器を用いたが、集光レンズ部と撮像部とをそれぞれ別体として備えてもよい。

[0051] また、対象物 A を半導体デバイスとし、その半導体デバイスを検査対象とする半導体故障検査装置として上記実施形態の放射線画像取得装置を適用すると有効である。この場合、検査対象となる半導体デバイスを透過した放射線が撮像部（画像取得用の撮像素子）によりカットされることがないため、

半導体デバイスの故障などを精度良く検出することができる。

産業上の利用可能性

[0052] 本発明の一形態によれば、異なるエネルギー帯の放射線画像を取得することができ、かつ、対象物を透過した放射線に与える影響を低減することができる。

符号の説明

[0053] 1, 1 A～1 H…放射線画像取得装置、2…放射線源、3…表面観察用光検出器（第1の撮像手段）、3 a…集光レンズ部、3 b…撮像部、4…裏面観察用光検出器（第2の撮像手段）、4 a…集光レンズ部、4 b…撮像部、6…波長変換板（波長変換部材）、6 a…入射面、6 b…裏面（反対側の面）、15…反射ミラー、16…反射ミラー、17…テーパファイバ、A…対象物、B…入射面の法線、C…裏面の法線。

請求の範囲

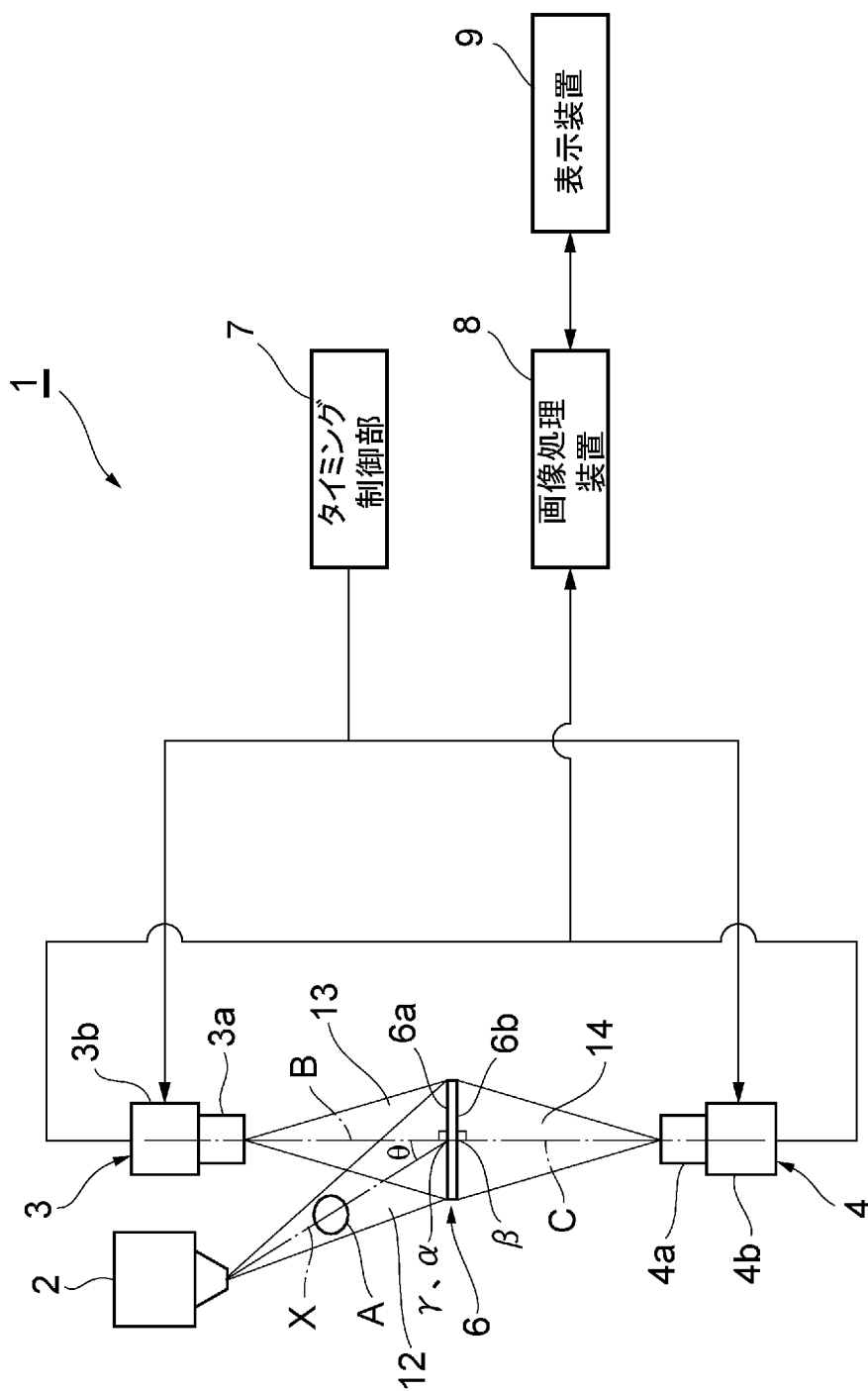
- [請求項1] 放射線を出射する放射線源と、
前記放射線源から出射され、対象物を透過した前記放射線の入射に応じてシンチレーション光を発生させる平板状の波長変換部材と、
前記波長変換部材の前記放射線の入射面から前記入射面の法線方向に出射されるシンチレーション光を集光して撮像する第1の撮像手段と、
前記波長変換部材の前記入射面とは反対側の面から前記反対側の面の法線方向に出射されるシンチレーション光を集光して撮像する第2の撮像手段と、
を備えることを特徴とする放射線画像取得装置。
- [請求項2] 前記第1の撮像手段および前記第2の撮像手段のそれぞれは、
前記波長変換部材から出射される前記シンチレーション光を集光する集光レンズ部と、
集光された前記シンチレーション光を撮像する撮像部と、
を有することを特徴とする請求項1記載の放射線画像取得装置。
- [請求項3] 前記放射線源は、前記放射線源の光軸と前記入射面とのなす角度が0度より大きく90度より小さくなるように配置されると共に、
前記第1の撮像手段は、前記入射面の法線上に配置されることを特徴とする請求項1又は2記載の放射線画像取得装置。
- [請求項4] 前記放射線源は、前記入射面の法線上に配置されると共に、
前記第1の撮像手段は、前記入射面の法線から外れた位置に配置され、前記波長変換部材と前記放射線源との間に配置された反射ミラーを介して前記シンチレーション光を集光することを特徴とする請求項1又は2記載の放射線画像取得装置。
- [請求項5] 前記第2の撮像手段は、前記反対側の面の法線から外れた位置に配置され、前記反対側の面の法線上に配置された反射ミラーを介して前記シンチレーション光を集光する

ことを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の放射線画像取得装置。

[請求項6] 前記波長変換部材の前記反対側の面と前記第 2 の撮像手段との間には、前記反対側の面に対面させてテーパファイバが配置されていることを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の放射線画像取得装置。

[請求項7] 前記対象物は半導体デバイスであり、
 当該半導体デバイスを検査対象とする半導体故障検査装置に適用されることを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の放射線画像取得装置。

[図1]



[図2]

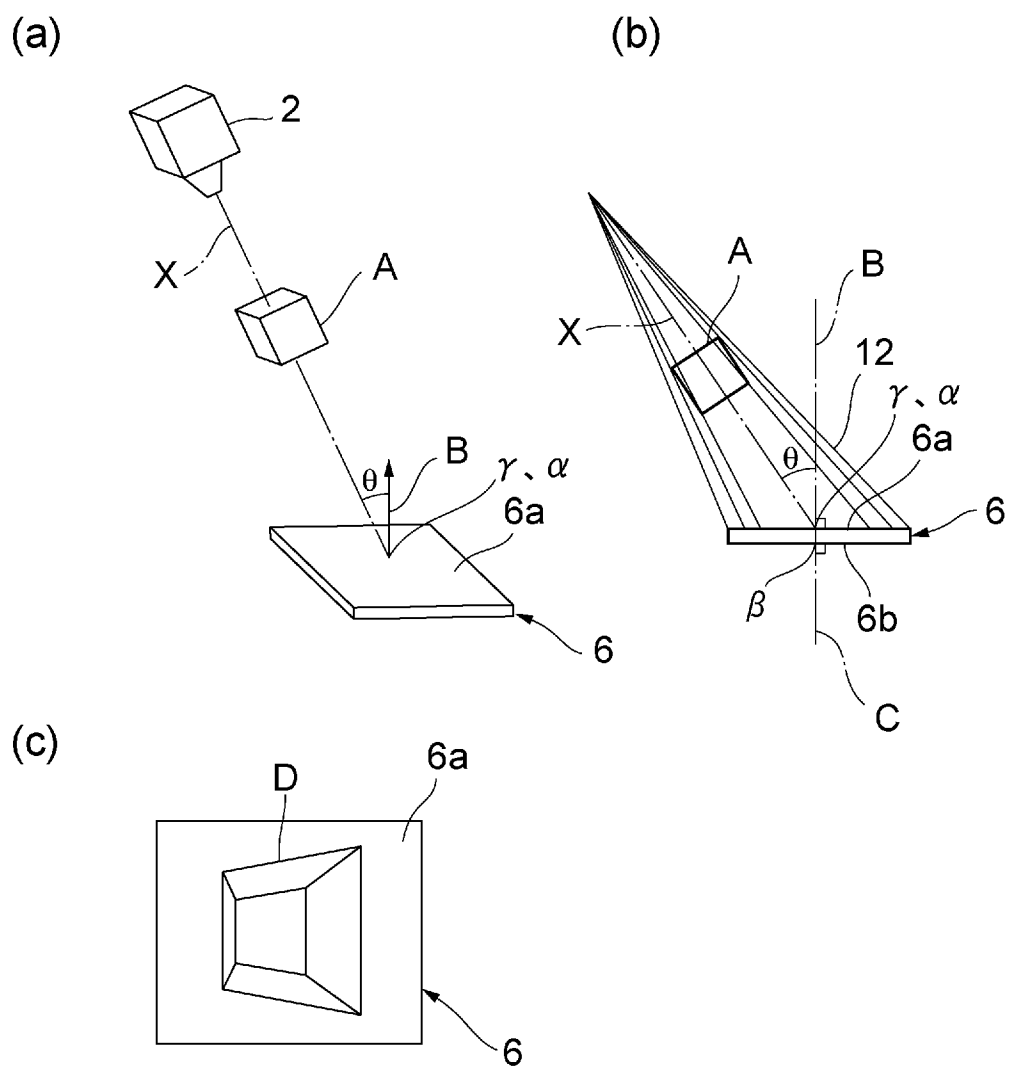
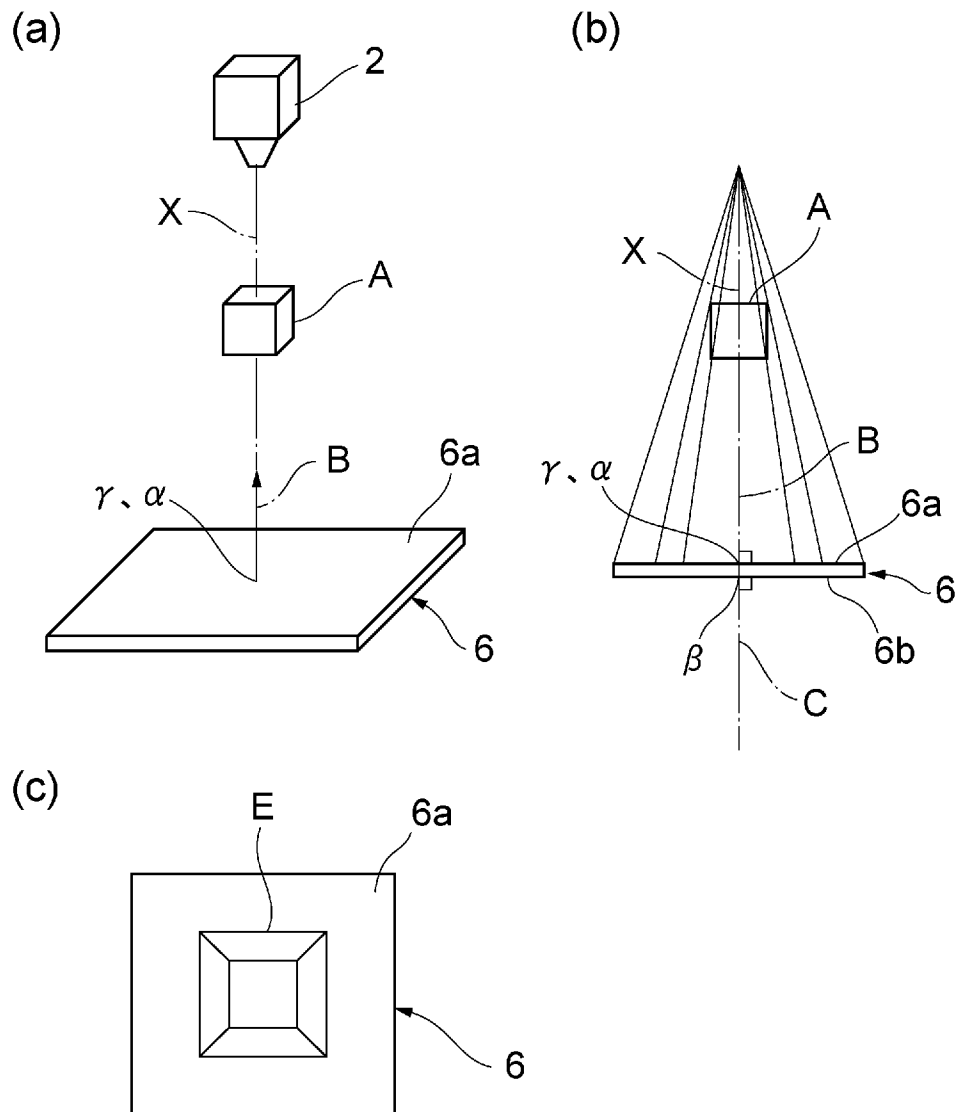
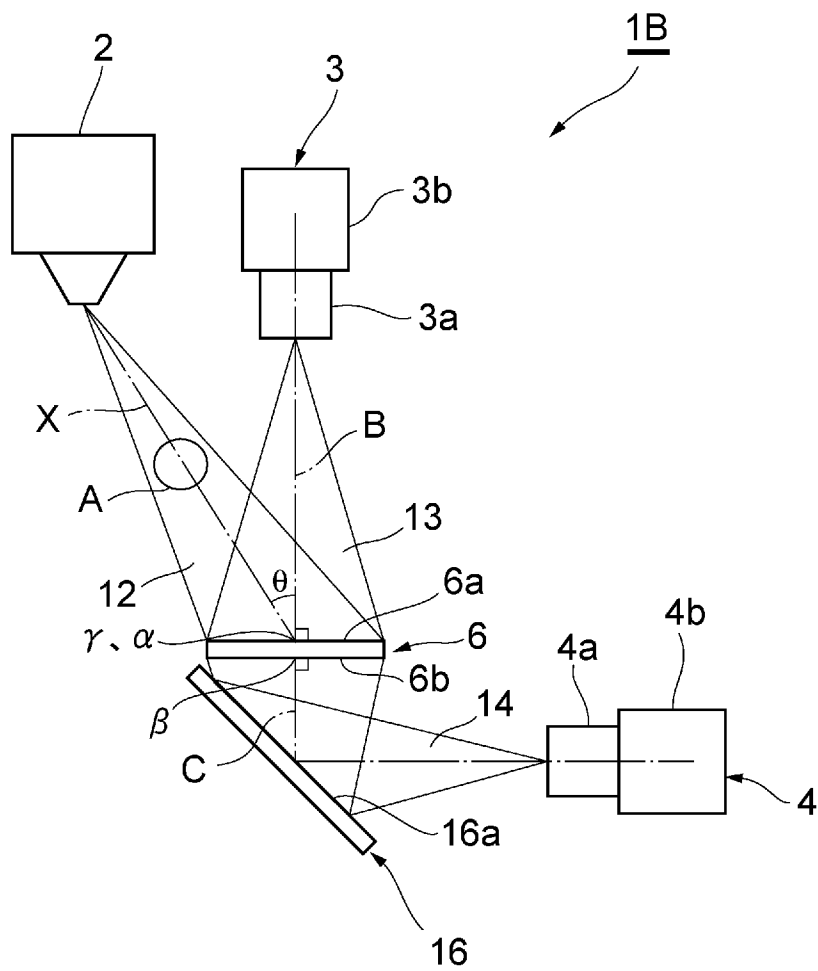


Diagram illustrating an optical system 1A. The system includes a light source 2, a lens 12, a circular aperture 15a, a tilted rectangular element 15, a horizontal rectangular element 6, a lens 14, a lens 13, and a detector assembly 3. The light path is defined by dashed lines. Key angles and points are labeled: γ , α , β , C , X , A , B , $6a$, $6b$, $4a$, $4b$, $15a$, 13 , $3a$, $3b$, and 3 . The system is labeled 1A.

[図4]

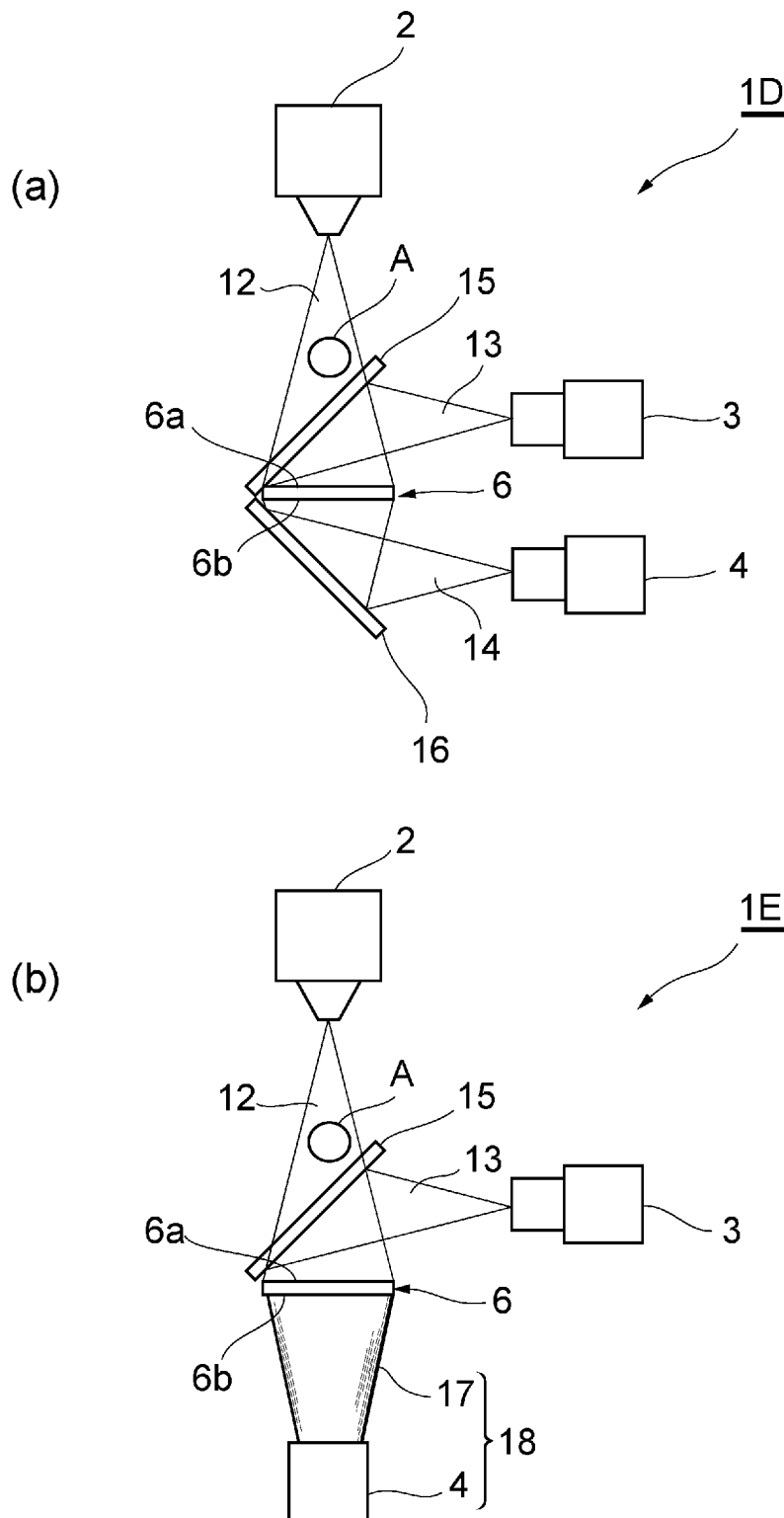


[図5]

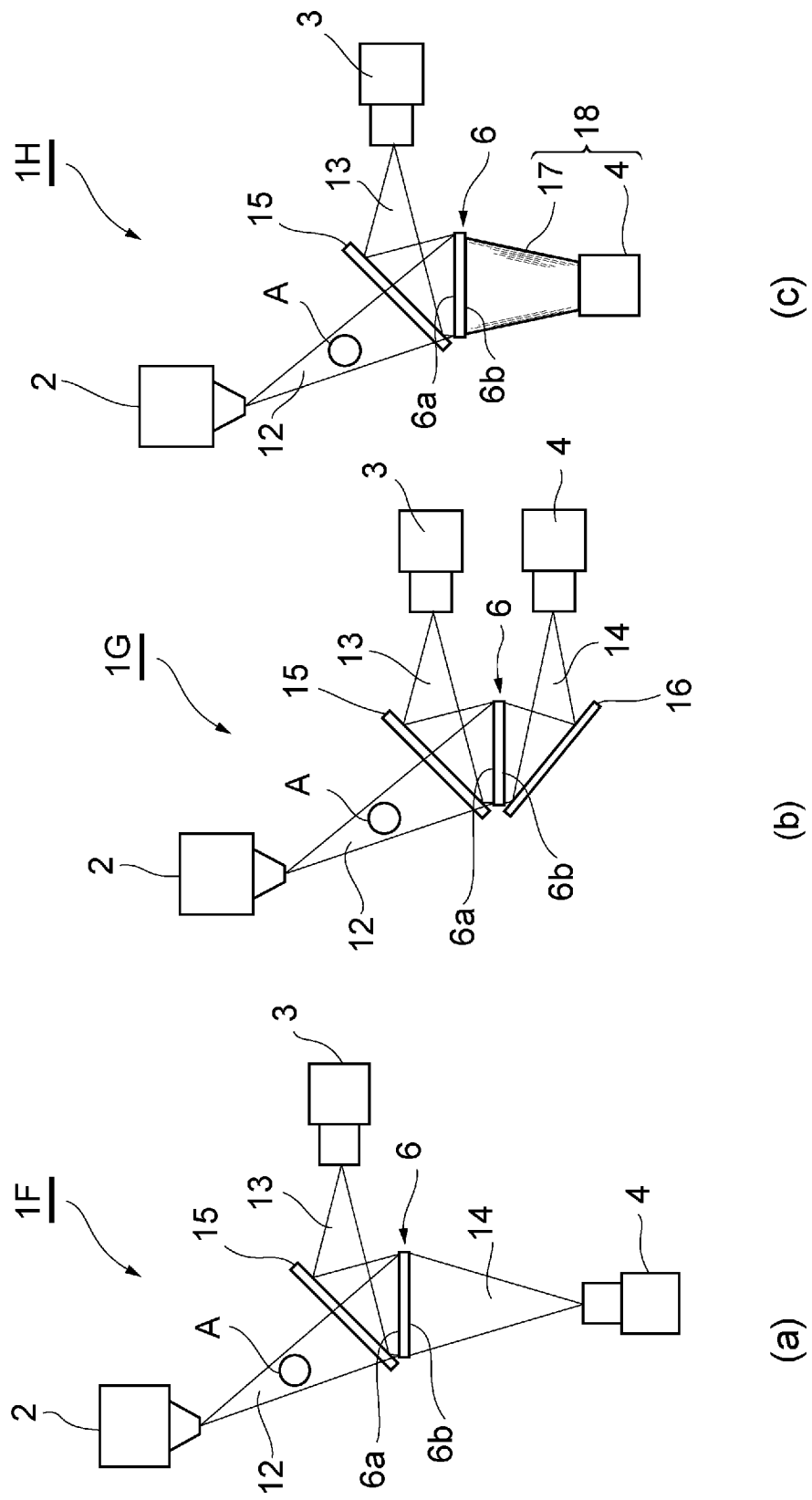


The diagram shows the internal components of the first camera unit 1C. Light from a subject X passes through a lens 2 and forms an inverted image A on the image sensor 6a. The distance between the lens 2 and the image sensor 6a is labeled as r . The angle of incidence of the light ray on the image sensor 6a is labeled as α . The image sensor 6a is part of a larger assembly 6, which also includes a component 6b. The entire assembly 6 is mounted on a base 4. The distance between the lens 2 and the base 4 is labeled as β . The angle of incidence of the light ray on the base 4 is labeled as θ . The distance between the base 4 and the image sensor 6a is labeled as γ . The distance between the base 4 and the lens 2 is labeled as δ . The distance between the base 4 and the image sensor 6b is labeled as ϵ . The distance between the base 4 and the image sensor 6c is labeled as ζ . The distance between the base 4 and the image sensor 6d is labeled as η . The distance between the base 4 and the image sensor 6e is labeled as ι . The distance between the base 4 and the image sensor 6f is labeled as κ . The distance between the base 4 and the image sensor 6g is labeled as λ . The distance between the base 4 and the image sensor 6h is labeled as μ . The distance between the base 4 and the image sensor 6i is labeled as ν . The distance between the base 4 and the image sensor 6j is labeled as ξ . The distance between the base 4 and the image sensor 6k is labeled as $\omicron$. The distance between the base 4 and the image sensor 6l is labeled as π . The distance between the base 4 and the image sensor 6m is labeled as ρ . The distance between the base 4 and the image sensor 6n is labeled as σ . The distance between the base 4 and the image sensor 6o is labeled as τ . The distance between the base 4 and the image sensor 6p is labeled as υ . The distance between the base 4 and the image sensor 6q is labeled as ϕ . The distance between the base 4 and the image sensor 6r is labeled as χ . The distance between the base 4 and the image sensor 6s is labeled as ψ . The distance between the base 4 and the image sensor 6t is labeled as ω . The distance between the base 4 and the image sensor 6u is labeled as φ . The distance between the base 4 and the image sensor 6v is labeled as η . The distance between the base 4 and the image sensor 6w is labeled as θ . The distance between the base 4 and the image sensor 6x is labeled as κ . The distance between the base 4 and the image sensor 6y is labeled as ι . The distance between the base 4 and the image sensor 6z is labeled as ξ .

[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/074327

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N23/04(2006.01) i, G01T1/20(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)

G01N23/00-G01N23/227, G01T1/00-G01T7/12, A61B6/00-A61B6/14

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 1996-2011

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011

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

JSTPlus (JDreamII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X <u>Y</u>	JP 2000-510729 A (University of Massachusetts Medical Center), 22 August 2000 (22.08.2000), fig. 15 to 17, 25 & US 5864146 A & EP 914060 A & WO 1997/042877 A1	1-2, 4-6 <u>3, 7</u>
Y	JP 2007-155653 A (Olympus Corp.), 21 June 2007 (21.06.2007), fig. 1 to 3 (Family: none)	3
Y	JP 2005-207827 A (Nagoya Electric Works Co., Ltd.), 04 August 2005 (04.08.2005), paragraphs [0030] to [0031] (Family: none)	7

☐

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

27 December, 2011 (27.12.11)

Date of mailing of the international search report

17 January, 2012 (17.01.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. G01N23/04(2006.01)i, G01T1/20(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. G01N23/00-G01N23/227,
G01T 1/00-G01T 7/12 ,
A61B 6/00-A61B 6/14

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 1 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 1 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 1 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 (JDreamII)

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
X Y —	JP 2000-510729 A (ユニバーシティ・オブ・マサチューセッツ・メディカル・センター) 2000.08.22, 図 1 5 - 1 7, 図 2 5 & US 5864146 A& EP 914060 A& WO 1997/042877 A1	1-2, 4-6 <u>3, 7</u>
Y	JP 2007-155653 A (オリンパス株式会社) 2007.06.21, 図 1 - 3 (ファミリーなし)	3
Y	JP 2005-207827 A (名古屋電機工業株式会社) 2005.08.04, 【0 0 3 0】 - 【0 0 3 1】 (ファミリーなし)	7

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 7 . 1 2 . 2 0 1 1

国際調査報告の発送日

1 7 . 0 1 . 2 0 1 2

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)

比嘉 翔一

2 W

4 0 0 5

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2