

(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
2015 年 4 月 9 日(09.04.2015)



(10) 国際公開番号
WO 2015/050141 A1

- (51) 国際特許分類:
G01T 1/24 (2006.01) *H01L 31/08* (2006.01)
G01T 1/161 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/076195
- (22) 国際出願日: 2014 年 9 月 30 日(30.09.2014)
- (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 2013-208107 2013 年 10 月 3 日(03.10.2013) JP
- (71) 出願人: 日立アロカメディカル株式会社(HITA-CHI ALOKA MEDICAL, LTD.) [JP/JP]; 〒1818622 東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 小南 信也(KOMINAMI Shinya); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目 6 番 6 号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 薮 久実(MO-TAI Kumi); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目 6 番 6 号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 小橋 啓司(KOBASHI Keiji); 〒1008280 東京都千

代田区丸の内一丁目 6 番 6 号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP).

- (74) 代理人: 特許業務法人開知国際特許事務所(KAICHI IP); 〒1030023 東京都中央区日本橋本町三丁目 4 番 1 号 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, 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, 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.
- (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,

[続葉有]

(54) Title: SEMICONDUCTOR RADIATION DETECTOR, NUCLEAR MEDICINE DIAGNOSTIC DEVICE USING SAME, AND METHOD FOR PRODUCING SEMICONDUCTOR RADIATION DETECTOR

(54) 発明の名称: 半導体放射線検出器、それを用いた核医学診断装置、および半導体放射線検出器の製造方法

AA	BB	CC	DD	EE	FF
ウエハNo.	Pb濃度 (ppm)	α ロッキングカーブ 半値幅 (deg)	β ロッキングカーブ 半値幅 (deg)	θ ロッキングカーブ 半値幅 (deg)	122keV分解能 (%)
3	<0.1	1.25	2.32	1.00	5
4	<0.1	1.30	2.54	1.06	6.6
5	<0.1	1.35	2.66	1.15	5.7
6	<0.1	2.93	11.63	3.38	12
7	<0.1	1.91	5.46	1.75	15
8	<0.1	3.10	10.90	3.21	19
9	<0.1	1.76	4.05	1.49	12

AA Wafer No.
BB Pb concentration (ppm)
CC α -rocking curve full width at half maximum (deg)
DD β -rocking curve full width at half maximum (deg)
EE θ -rocking curve full width at half maximum (deg)
FF 122 keV resolution (%)

(57) Abstract: This semiconductor radiation detector (101) uses a semiconductor crystal (111) sandwiched by a cathode (112) and an anode (113). The semiconductor crystal (111) is configured from a thallium bromide monocrystal in which the concentration of lead as an impurity is less than 0.1 ppm, the full width at half maximum of the (110) rocking curve in the X-ray diffraction in a specimen tilting angle scan is no greater than 1.6 degrees, the full width at half maximum in a specimen in-plane rotation angle scan is no greater than 3.5 degrees, and the full width and half maximum in an X-ray incident angle scan is no greater than 1.3 degrees. As a result, it becomes possible to measure the γ -ray energy spectrum at 122 keV and 662 keV and an energy resolution of no greater than 8% with respect to 122 keV γ -rays is obtained.

(57) 要約: 半導体放射線検出器 101 は、カソード電極 112 およびアノード電極 113 で挟まれる半導体結晶 111 を用いてなる。半導体結晶 111 は、不純物としての鉛の濃度が 0.1 ppm 未満であり、かつ X 線回折における (110) ロッキングカーブの、試料傾斜角スキャンにおける半値全幅が 1.6 deg 以下、試料面内回転角スキャンにおける半値全幅が 3.5 deg 以下、X 線入射角スキャンにおける半値全幅が 1.3 deg 以下である臭化タリウムの単結晶で構成されている。これにより、122 keV および 662 keV の γ 線エネルギースペクトルを計測可能となり、122 keV の γ 線に対して 8% 以下のエネルギー分解能が得られる。



WO 2015/050141 A1



ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, 添付公開書類:

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).

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

半導体放射線検出器、それを用いた核医学診断装置、および半導体放射線検出器の製造方法

技術分野

[0001] 本発明は、半導体放射線検出器、それを用いた核医学診断装置、および半導体放射線検出器の製造方法に関する。

背景技術

[0002] 近年、 γ 線等の放射線を計測する放射線検出器を用いた核医学診断装置が広く普及してきている。代表的な核医学診断装置としては、ガンマカメラ装置、単光子放射断層撮像装置（SPECT（Single Photon Emission Computed Tomography）撮像装置）、陽電子放出型断層撮像装置（PET（Positron Emission Tomography）撮像装置）などがある。また、放射線検出器を用いた放射能爆弾テロ対策用線量計等で、ホームランドセキュリティにおける放射線検出器のニーズが増大しつつある。

[0003] これらの放射線検出器は、従来、シンチレータと光電子増倍管とを組み合わせたものであったが、近年、テルル化カドミウム、カドミウム・亜鉛・テルル、ガリウム砒素、臭化タリウム等の半導体結晶によって構成された半導体放射線検出器を用いた技術が注目されている。

[0004] 半導体放射線検出器は、放射線と半導体結晶との相互作用で生じた電荷を電気信号に変換する構成であるため、シンチレータを使用したものより電気信号への変換効率が良く、かつ小型化が可能である等、種々の特徴がある。

[0005] 半導体放射線検出器は、半導体結晶と、この半導体結晶の一面に形成されたカソード電極と、半導体結晶を挟んでこのカソード電極と対向するアノード電極とを備えている。これらのカソード電極とアノード電極との間に直流高圧電圧を印加することにより、X線、 γ 線等の放射線が半導体結晶内に入射したときに生成される電荷を、カソード電極あるいはアノード電極から信

号として取出すようにしている。

- [0006] ここで、半導体結晶のうち、特に、臭化タリウムは、テルル化カドミウム、カドミウム・亜鉛・テルル、ガリウム砒素等他の半導体結晶に比べて光電効果による線減衰係数が大きく、薄い結晶で他の半導体結晶と同等の γ 線感度を得ることができるため、臭化タリウムによって構成された半導体放射線検出器およびそれを用いた核医学診断装置は、他の半導体放射線検出器およびそれを用いた核医学診断装置に比べて、より小型化が可能である。
- [0007] また、臭化タリウムは、テルル化カドミウム、カドミウム・亜鉛・テルル、ガリウム砒素等他の半導体結晶に比べて安価であるため、臭化タリウムによって構成された半導体放射線検出器およびそれを用いた核医学診断装置は、他の半導体放射線検出器およびそれを用いた核医学診断装置に比べて、安価にすることが可能である。
- [0008] 半導体結晶として臭化タリウムを用いてなる半導体放射線検出器において、 ^{55}Fe を線源とする 5.9 keV の γ 線エネルギースペクトル、および ^{241}Am を線源とする 59.6 keV の γ 線エネルギースペクトルは観測されていた（例えば、非特許文献1参照）。但し、非特許文献1では、 ^{57}Co を線源とする γ 線および ^{137}Cs を線源とする γ 線のエネルギースペクトルは観測されていなかった。
- [0009] また、非特許文献1のFig. 1には、放射線検出器に用いる臭化タリウム結晶に含まれる不純物としての鉛の濃度として、 10^2 ng/g （すなわち 0.1 ppm ）であることが開示されている。
- [0010] また、非特許文献2のTable 1には、臭化タリウム結晶のX線回折におけるロッキングカーブのX線入射角スキャンにおける半値全幅が $0.094\text{ deg} \sim 0.58\text{ deg}$ であることが開示されている。

先行技術文献

非特許文献

- [0011] 非特許文献1: Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section-A, Vol. 591(2008), p. 209-212

非特許文献2 : Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section-A, Vol.633(2011), p.572-574

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0012] ところで、核医学診断装置のうちガンマカメラ装置やSPECT撮像装置等による核医学検査用の放射性薬剤に用いられる代表的な放射性核種の一つとして、 ^{99m}Tc がある。 ^{99m}Tc から放出される主な γ 線のエネルギーは141keVであり、ガンマカメラ装置やSPECT撮像装置に用いられる放射線検出器は141keVの γ 線を検出することが必須条件である。したがって、ガンマカメラ装置やSPECT撮像装置用の放射線検出器の性能を調べるためには、141keVにエネルギーの近い122keVの γ 線を主に放出する ^{57}Co が標準の線源としてしばしば用いられる。
- [0013] また、ガンマカメラやSPECT撮像装置による核医学検査においては、二核種の撮像が必要とされる場合がある。例えば、放射性薬剤として ^{99m}Tc と同時に ^{123}I を使用する場合に、二核種同時撮像が可能になれば、核医学検査の効率が格段に向上する。 ^{99m}Tc から放出される主な γ 線のエネルギーが141keVであるのに対して ^{123}I から放出される γ 線のエネルギーは159keVであるので、放射線検出器で ^{99m}Tc から放出される γ 線と ^{123}I から放出される γ 線を分離して検出するためには、該放射線検出器で141keVのピークと159keVのピークを分離して検出することが必要である。そのための該放射線検出器の性能としては、122keVにおいて8%以下のエネルギー分解能が必要である。
- [0014] また、核医学診断装置のうちPET撮像装置による核医学検査では、放射性薬剤から放出された陽電子の消滅時に約180度の反対方向に放出される、一対のエネルギー511keVの γ 線を検出することが必須条件である。したがって、PET撮像装置用の放射線検出器の性能を調べるためには、511keVにエネルギーの近い662keVの γ 線を主に放出する ^{137}Cs 線源が標準の線源としてしばしば用いられる。

[0015] ところが、臭化タリウム半導体放射線検出器を従来の技術で作製した場合、 ^{57}Co 線源から放出される 122 keV の γ 線および ^{137}Cs 線源から放出される 662 keV の γ 線のどちらのエネルギースペクトルも計測できず、ガンマカメラ装置やSPECT撮像装置、さらにはPET撮像装置用の放射線検出器として使用することができなかった。

[0016] 非特許文献1に記載の放射線検出器に用いられた臭化タリウム結晶には、不純物として 0.1 ppm の鉛が含まれていた。鉛は周期表でタリウムの隣の元素である。鉛もタリウムも金属元素なので原子半径は金属結合半径で定義されるが、文献（化学便覧基礎編 改訂5版 日本化学会編）によればタリウムの原子半径（金属結合半径）が 0.170 nm であるのに対して鉛の原子半径（金属結合半径）は 0.175 nm である。したがって、鉛原子が不純物として入っているとタリウム原子を一部置換して置換型固溶体を作りやすく、またタリウム原子は価数Iになりやすいのに対して鉛原子は価数IIになりやすいので、鉛原子が置換した箇所が結晶として欠陥になりやすい。臭化タリウム結晶を半導体放射線検出器として動作させ、また高いエネルギー分解能を得るためには、入射した放射線が通過して作った電荷キャリアの大部分を収集する必要があるが、鉛原子が置換してできた結晶中の欠陥に電荷キャリアが捕獲されて捕獲長が短くなり、 122 keV および 662 keV の γ 線エネルギースペクトルが計測できないと考えられる。

[0017] 非特許文献2に記載の臭化タリウム結晶は、X線回折におけるロッキングカーブのX線入射角スキャンにおける半値全幅が $0.094\text{ deg} \sim 0.58\text{ deg}$ であったが、試料傾斜角スキャンにおける半値全幅、および試料面内回転角スキャンにおける半値全幅については測定されていなかった。また、鉛等の不純物の濃度については記載されておらず、 γ 線エネルギースペクトルについても記載されていなかった。X線回折におけるロッキングカーブのX線入射角スキャンにおける半値全幅のみを制御しても、臭化タリウム単結晶の結晶格子の揺らぎの程度は正確には評価できず、結晶格子の揺らぎが大きければ結晶中の電荷キャリアの移動度と寿命の積が小さくなり、 γ 線エ

エネルギースペクトルが観測できない可能性がある。また、不純物としての鉛の濃度が大きければ、鉛原子が置換してできた結晶中の欠陥に電荷キャリアが捕獲されて捕獲長が短くなり、やはり γ 線エネルギースペクトルが観測できない可能性がある。すなわち、X線回折におけるロッキングカーブのX線入射角スキャンにおける半値全幅に加えて、試料傾斜角スキャンにおける半値全幅と試料面内回転角スキャンにおける半値全幅、および不純物としての鉛の濃度を評価して、結晶育成時に制御するか、あるいは結晶育成後に結晶を取捨選択しなければ、 γ 線エネルギースペクトルを観測できない可能性がある。

[0018] 本発明の目的は、 122 keV および 662 keV の γ 線エネルギースペクトルを計測可能で、 122 keV の γ 線に対して8%以下のエネルギー分解能が得られる半導体放射線検出器、それを用いた核医学診断装置、および半導体放射線検出器の製造方法を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0019] 上記課題を解決するために、本発明は、カソード電極およびアノード電極で挟まれる半導体結晶を用いてなる半導体放射線検出器であって、前記半導体結晶は、不純物としての鉛の濃度が 0.1 ppm 未満であり、かつX線回折における (110) ロッキングカーブの、試料傾斜角スキャンにおける半値全幅が 1.6 deg 以下、試料面内回転角スキャンにおける半値全幅が 3.5 deg 以下、X線入射角スキャンにおける半値全幅が 1.3 deg 以下である臭化タリウムの単結晶で構成されているものである。

[0020] かかる構成によれば、臭化タリウム単結晶中の鉛原子の濃度が小さいので、タリウム原子に対して鉛原子が置換してできる結晶中の欠陥の密度が小さくなり、電荷キャリアの捕獲長を長くできる。また、結晶格子の揺らぎが小さいので、結晶中の電荷キャリアの移動度と寿命の積を大きくすることができる。それらにより、放射線検出器として、高いエネルギー分解能で 122 keV および 662 keV の γ 線エネルギースペクトルを計測することができる。

発明の効果

[0021] 本発明によれば、 122 keV および 662 keV の γ 線エネルギースペクトルを計測可能で、 122 keV の γ 線に対して8%以下のエネルギー分解能が得られる半導体放射線検出器、およびそれを用いた核医学診断装置を得ることができる。

図面の簡単な説明

[0022] [図1]本発明の一実施形態による半導体放射線検出器の構成を示す斜視図である。

[図2]本発明の一実施形態による半導体放射線検出器の構成を示す断面図である。

[図3]本発明の一実施形態による半導体放射線検出器および比較例の半導体放射線検出器に用いる半導体結晶の不純物としての鉛濃度の説明図である。

[図4]本発明の一実施形態による半導体放射線検出器に用いて放射線計測を行う場合の回路構成を示す回路図である。

[図5]本発明の一実施形態による半導体放射線検出器に印加されるバイアス電圧の時間変化の説明図である。

[図6]本発明の一実施形態による半導体放射線検出器を用いて計測した γ 線エネルギースペクトルの説明図である。

[図7]比較例の半導体放射線検出器を用いて計測した γ 線エネルギースペクトルの説明図である。

[図8]本発明の一実施形態による半導体放射線検出器に用いる半導体結晶のX線回折ロックングカーブ測定における試料配置の説明図である。

[図9]本発明の一実施形態による検出器および比較例の検出器に用いる半導体結晶の鉛濃度、X線回折ロックングカーブ半値幅と、検出器のエネルギー分解能の関係を示す説明図である。

[図10]本発明の一実施形態による半導体放射線検出器および比較例の半導体放射線検出器に用いる半導体結晶の試料傾斜角(α)ロックングカーブ半値幅と 122 keV エネルギー分解能の関係を示す説明図である。

[図11]本発明の一実施形態による半導体放射線検出器および比較例の半導体放射線検出器に用いる半導体結晶の試料面内回転角（ β ）ロッキングカーブ半値幅と122 keVエネルギー分解能の関係を示す説明図である。

[図12]本発明の一実施形態による半導体放射線検出器および比較例の半導体放射線検出器に用いる半導体結晶のX線入射角（ θ ）ロッキングカーブ半値幅と122 keVエネルギー分解能の関係を示す説明図である。

[図13]本発明の一実施形態による半導体放射線検出器を用いて計測した γ 線エネルギースペクトルの説明図である。

[図14]本発明の一実施形態による半導体放射線検出器を用いた核医学診断装置の構成図である。

[図15]本発明の一実施形態による半導体放射線検出器を用いた核医学診断装置の構成図である。

発明を実施するための形態

[0023] 以下、図1～図15を用いて、本発明の一実施形態による半導体放射線検出器の製造方法、構成と動作、およびそれを用いた核医学診断装置の構成と動作について説明する。

最初に、図1及び図2を用いて、本実施形態による半導体放射線検出器の構成について説明する。

図1は、本発明の一実施形態による半導体放射線検出器の構成を示す斜視図であり、図2は断面図である。

[0024] 本実施形態の半導体放射線検出器（以下では単に、「検出器」と称する）101は、平板状に形成された1枚の半導体結晶111と、半導体結晶111の一方の面（下面）に配置された第1電極112と、他方の面（上面）に配置された第2電極113とを備えている。

[0025] 半導体結晶111は、放射線（ γ 線等）と相互作用をして電荷を生成する領域をなしており、臭化タリウムの単結晶から切り出して形成されている。臭化タリウム単結晶は、市販の純度99.99%臭化タリウム原料を純化処理した後、単結晶育成装置によって育成する。なお、市販の純度99.99

%臭化タリウム原料には、不純物として鉛（Pb）が含まれる。純化処理方法としては、帯域精製法や真空蒸留法等があるが、本実施例では、結晶中の不純物としての鉛濃度低減を目指して純化のプロセスを行った。単結晶育成方法としては、垂直ブリッジマン法を用いる。結晶の直径は約3インチである。育成した結晶の結晶格子の揺らぎの程度即ちX線回折ロッキングカーブの半値全幅は、育成時の温度勾配、成長速度、るつぼ形状、るつぼの熱伝導率等に依存するが、本実施形態では、結晶格子の揺らぎ抑制を目指して単結晶インゴットの育成プロセスを行った。またそれと並行して、結晶格子の揺らぎの程度に着目しない育成プロセスにより、比較例の単結晶インゴットも育成した。その結果、本実施形態の単結晶インゴットN o. 1と比較例の単結晶インゴットN o. 2の2個の3インチ単結晶インゴットを得た。該単結晶インゴットを、インゴットを育成した時の結晶成長面に平行に内周スライサで切断した後、研磨して厚さ0.5mmの3インチ臭化タリウム単結晶ウエハを得ることができる。

[0026] まず、図3を用いて、本実施形態および比較例の半導体放射線検出器に用いる半導体結晶の不純物としての鉛濃度について説明する。

図3は、本発明の一実施形態による半導体放射線検出器および比較例の半導体放射線検出器に用いる半導体結晶の不純物としての鉛濃度の説明図である。

[0027] 図3では、前述のN o. 1とN o. 2の2種類の3インチ単結晶インゴットから得た単結晶ウエハN o. 1およびN o. 2に含まれる不純物としての鉛の濃度を調べるため、グロー放電質量分析（GDMS : Glow Discharge Mass Spectrometry）を行った結果を示している。GDMSによる鉛濃度の検出限界は0.1ppmであるが、ウエハN o. 1およびN o. 2共に鉛は検出されず、鉛の濃度は共に0.1ppm未満である。

[0028] 該単結晶ウエハを、例えば、寸法5.5mm×5.0mmにダイシングすることにより、図1及び図2に示した本実施形態の平板状体の半導体結晶111、および比較例の平板状体の半導体結晶を得る。ウエハN o. 1から作

製した半導体結晶 1 1 1 およびウエハ N o. 2 から作製した半導体結晶共に鉛の濃度は 0. 1 p p m 未満であるので、非特許文献 1 に記載の放射線検出器に用いられた従来の臭化タリウム結晶に比べて鉛の濃度が低減されている。したがって、鉛原子が一部のタリウム原子を置換した置換型固溶体を作ることが少なく、結晶中の欠陥密度も小さくなっている。そのため電荷キャリアが欠陥に捕獲されることも少なく長い捕獲長を得ることができる。

[0029] 第 1 電極 1 1 2 および第 2 電極 1 1 3 は、金または白金またはパラジウムのいずれかを用いて形成されており、その厚さは、例えば、5 0 n m としている。また、第 1 電極 1 1 2 および第 2 電極 1 1 3 の寸法は、例えば、5. 5 m m × 5. 0 m m としている。

[0030] なお、前記した半導体結晶 1 1 1、第 1 電極 1 1 2、および第 2 電極 1 1 3 の寸法は、一例を示すものであり、前記各寸法に限定されるものでない。

[0031] 次に、第 1 電極 1 1 2 および第 2 電極 1 1 3 の作製工程について説明する。

[0032] はじめに、平板状体の臭化タリウムからなる半導体結晶 1 1 1 の一方の面（下面、寸法 5. 5 m m × 5. 0 m m）に電子ビーム蒸着法によって金または白金またはパラジウムを 5 0 n m 被着し、第 1 電極 1 1 2 を形成する。

[0033] 次に、半導体結晶 1 1 1 の第 1 電極を形成した面と反対側の面（上面、寸法 5. 5 m m × 5. 0 m m）に、電子ビーム蒸着法によって金または白金またはパラジウムを 5 0 n m 被着し、第 2 電極 1 1 3 を形成する。

[0034] このような工程を経ることによって、ウエハ N o. 1 をダイシングして得た半導体結晶 1 1 1 を用いて本実施形態の検出器 1 0 1、またウエハ N o. 2 をダイシングして得た半導体結晶を用いて比較例の検出器が得られる。

[0035] 次に、図 4 を用いて、本実施形態による半導体放射線検出器を用いて放射線計測を行う場合の回路構成について説明する。

図 4 は、本発明の一実施形態による半導体放射線検出器を用いて放射線計測を行う場合の回路構成を示す回路図である。

[0036] 図 4 においては、検出器 1 0 1 に電圧を印加する平滑コンデンサ 3 2 0 と

、平滑コンデンサ 320 の一方の電極に正電荷を供給する第 1 直流電源 311 と、平滑コンデンサ 320 の前記一方の電極に負電荷を供給する第 2 直流電源 312 とが、検出器 101 に接続されている。

[0037] さらに、第 1 直流電源 311 から平滑コンデンサ 320 の前記一方の電極への電流を通流するように定電流特性の極性を合わせた第 1 定電流ダイオード 318 と、平滑コンデンサ 320 の前記一方の電極から第 2 直流電源 312 への電流を通流するように定電流特性の極性を合わせた第 2 定電流ダイオード 319 が、第 1 直流電源 311 および第 2 直流電源 312 と検出器 101 との間に接続されている。

[0038] さらに、第 1 直流電源 311 と平滑コンデンサ 320 の前記一方の電極との間には、第 1 フォトモスリレー 315 が接続され、また、第 2 直流電源 312 と平滑コンデンサ 320 の前記一方の電極との間には第 2 フォトモスリレー 316 が接続されている。

[0039] さらに、第 1 直流電源 311 と第 1 フォトモスリレー 315 との間には、保護抵抗器 313 が接続され、また、第 2 直流電源 312 と第 2 フォトモスリレー 316 との間には保護抵抗器 314 が、接続されている。保護抵抗器 313、314 は、過電流防止用の抵抗である。

[0040] 第 1 フォトモスリレー 315 と第 2 フォトモスリレー 316 の開閉は、スイッチ制御装置 317 によって制御される。

[0041] また、検出器 101 の出力にはブリーダ抵抗器 321 と結合コンデンサ 322 の一方の電極が接続され、結合コンデンサ 322 の他方の電極には検出器 101 の信号を増幅する増幅器 323 が接続されている。さらに、スイッチ制御装置 317 と増幅器 323 には、フォトモスリレー 315、316 の開閉および増幅器 323 の極性反転のタイミングを制御する極性統合制御装置 324 が接続されている。

[0042] 第 1 直流電源 311 の負極、第 2 直流電源 312 の正極、平滑コンデンサ 320 の前記一方の電極以外の他方の極、およびブリーダ抵抗器 321 の一方の極はそれぞれ接地線に接続される。

- [0043] なお、第1定電流ダイオード318と第2定電流ダイオード319は、互いに定電流特性の極性を逆にして直列に接続されて定電流装置361を構成している。この構成において、第1定電流ダイオード318と第2定電流ダイオード319に用いられている現状の一般的な定電流ダイオードは、電界効果型トランジスタ（FET: Field Effect Transistor）のソース電極とゲート電極を短絡した構造で定電流特性が作り出されているので、逆電圧を加えた場合は電界効果型トランジスタの中で形成されているp-n接合が順方向にバイアスされ、大きな電流が流れる。つまり定電流ダイオードの電流特性は極性を持っている。したがって、第1定電流ダイオード318と第2定電流ダイオード319とは、互いに定電流特性の極性を逆にして直列に接続されることによって、極性の差がない定電流特性が得られる。
- [0044] γ 線等の放射線を計測する場合には、検出器101の第1電極112と第2電極113の間に、第1直流電源311あるいは第2直流電源312と平滑コンデンサ320によって、電荷収集用のバイアス電圧が印加される（例えば、+500Vあるいは-500V）。
- [0045] ここで、検出器101の部材である半導体結晶111は臭化タリウムで構成されているので、検出器101に対して第1直流電源311を用いて例えば+500Vのバイアス電圧を連続して印加すると、半導体結晶111にポーラリゼーション（polarization）、すなわち電荷の偏りによる放射線計測性能の劣化が発生し、 γ 線のエネルギー分解能が劣化する。
- [0046] ポーラリゼーションを防止するには、検出器101に印加するバイアス電圧の極性を周期的に反転する必要がある。すなわち、例えば+500Vから-500V、-500Vから+500Vに極性反転する必要がある。反転の周期は、例えば5分である。
- [0047] 最初、検出器101に+500Vのバイアス電圧を印加する場合について説明する。第1直流電源311から検出器101に対して+500Vの電圧を直接印加するとノイズが発生するため、平滑コンデンサ320を用いて検出器101に電圧を印加する。

- [0048] スイッチ制御装置 317 は、検出器 101 に正のバイアス電圧を印加する時に第 1 フォトモスリレー 315 を閉じていると共に第 2 フォトモスリレー 316 を開いている。
- [0049] 平滑コンデンサ 320 は、定電流装置 361 を介して充電され、平滑コンデンサ 320 の電圧は +500V となる。それに伴って、検出器 101 に印加されるバイアス電圧も +500V となる。逆に、検出器 101 に -500V のバイアス電圧を印加する場合、負の直流バイアス電圧は、第 2 直流電源 312 によって供給される。
- [0050] スイッチ制御装置 317 は、検出器 101 に負のバイアス電圧を印加する時に第 1 フォトモスリレー 315 を開くと共に、第 2 フォトモスリレー 316 を閉じている。平滑コンデンサ 320 は、定電流装置 361 を介して充電され、平滑コンデンサ 320 の電圧は -500V となる。平滑コンデンサ 320 の一方の電極に正電荷あるいは負電荷を蓄積することで、検出器 101 へ印加するバイアス電圧を正負反転させる。
- [0051] 極性統合制御装置 324 は、5 分毎の極性反転の時間情報に基づいてスイッチ制御装置 317 と増幅器 323 に「正バイアス」、「負バイアス」、「正から負へのバイアス反転」、「負から正へのバイアス反転」の指令信号を送信する。スイッチ制御装置 317 はこの指令信号に基づいてフォトモスリレー 315、316 を開閉する。
- [0052] ここで、図 5 を用いて、本実施形態による半導体放射線検出器に印加されるバイアス電圧の時間変化について説明する。
- [0053] 図 5 は、本発明の一実施形態による半導体放射線検出器に印加されるバイアス電圧の時間変化の説明図である。
- [0054] 本実施形態において、検出器 101 に印加されるバイアス電圧は、最初電圧 V1 (+500V) であるが、バイアス電圧の周期的反転により、電圧 V3 (-500V) に変化し、5 分後に再び電圧 V5 (+500V) に復帰する。
- [0055] バイアス電圧が反転する時、その途中の電圧 V2、V4 の時間変化は、直

線的な勾配となる。これは、定電流装置 361 の効果である。また、バイアス電圧を反転させる間はバイアス電圧の絶対値が電荷収集用として不十分となり γ 線検出信号を十分に取出せなくなるが、計測の途切れ時間（電圧 V_2 、 V_4 が印加される時間 t_1 、 t_2 ）はそれぞれ 0.3 秒である。5 分の計測中に 0.3 秒の途切れ時間が発生するが、半導体放射線検出器を核医学診断装置やホームランドセキュリティに応用する場合には、十分に短い時間であって、問題とはならない。

[0056] バイアス電圧が印加された検出器 101 に γ 線が入射すると、検出器 101 を構成する半導体結晶 111 と入射した γ 線との間で相互作用が起こり、電子および正孔といった電荷が生成される。

[0057] 生成された電荷は、検出器 101 から γ 線検出信号として出力される。この γ 線検出信号は、結合コンデンサ 322 を介して、増幅器 323 に入力される。ブリーダ抵抗器 321 は、結合コンデンサ 322 に電荷が蓄積し続けることを防止し、検出器 101 の出力電圧が上がり過ぎないようにする働きをする。増幅器 323 は、微小な電荷である γ 線検出信号を電圧に変換し増幅する働きをする。

[0058] 増幅器 323 によって増幅された γ 線検出信号は、後段のアナログ・デジタル変換器（図示せず）でデジタル信号に変換され、 γ 線のエネルギー毎にデータ処理装置（図示せず）によってカウントされる。

[0059] 次に、図 6 及び図 7 を用いて、本実施形態および比較例による半導体放射線検出器を用いて計測した ^{57}Co 線源の γ 線エネルギースペクトルについて説明する。

図 6 及び図 7 は、それぞれ本発明の一実施形態による半導体放射線検出器を用いて計測した γ 線エネルギースペクトルの説明図、および比較例の半導体放射線検出器を用いて計測した γ 線エネルギースペクトルの説明図である。

図 6 は、前述のウエハ No. 1 から切り出した半導体結晶 111 を用いて検出器 101 を作製した場合の計測結果を示している。また、図 7 は、前述

のウエハNo. 2から切り出した半導体結晶を用いて検出器を作製した場合の計測結果を示している。

[0060] 図6及び図7において、横軸はエネルギーチャンネルのチャンネル番号を示している。各番号のエネルギーチャンネルには、様々なエネルギーの γ 線がエネルギー別に各チャンネルに対応づけて割り当てられている。例えば、図6において、略380チャンネル近辺のエネルギーチャンネルに対して、略122 keVの γ 線エネルギーが割り当てられている。縦軸は各エネルギーチャンネルの γ 線の計数率（counts per min、1分当たりのカウント数）を示している。

[0061] 図6において、略122 keVに対応したエネルギーチャンネルの計数率にピークが見られる。このようなピークにおけるエネルギー分解能は、次のように表わせる。

[0062] エネルギー分解能（％）＝（ピークの半値幅のチャンネル数）／（ピーク直下のチャンネル数）×100・・・（式1）

図6に示す本実施の形態の半導体放射線検出器においては、122 keVのエネルギー分解能は略5％であり、図7に示す比較例においては122 keVのエネルギー分解能は略15％である。

[0063] 以上のように、半導体結晶の不純物としての鉛の濃度を0.1 ppm未満にすることにより、本実施形態の検出器101と比較例の検出器共に122 keVの γ 線エネルギースペクトルを測定することが可能になる。しかしながら、本実施の形態の半導体放射線検出器と比較例とではエネルギー分解能には大きな差があり、本実施形態の検出器101において8％以下を実現できるのに対して、比較例の検出器においては8％よりも悪い値である。これは、半導体放射線検出器のエネルギー分解能が半導体結晶のX線回折ロッキングカーブに依存するという本願発明者の新たな知見に基づいて本願発明がなされたものであることによる。

[0064] ここで、図8を用いて、本実施形態の半導体放射線検出器101に用いる半導体結晶111のX線回折ロッキングカーブの測定方法について説明する

。図8は、半導体結晶111のX線回折ロッキングカーブ測定における試料配置の説明図である。

[0065] X線回折ロッキングカーブを測定する場合、試料結晶（T l B r 結晶）にX線を入射させ、回折したX線を検出するが、回折X線の検出角度を固定し、試料の傾斜角 α 、回転角 β 、入射X線の入射角 θ をそれぞれ変えて3つの回折強度プロファイルを取得する。上記3つの回折強度プロファイルのそれぞれにおいて、回折強度ピークの半値全幅を、 α ロッキングカーブ半値幅、 β ロッキングカーブ半値幅、 θ ロッキングカーブ半値幅とする。

[0066] 次に、図9～図12を用いて、本実施形態の半導体結晶111および比較例の半導体結晶のロッキングカーブ半値幅について説明する。図9は、本実施形態の半導体結晶111および比較例の半導体結晶の、鉛濃度、X線回折ロッキングカーブ半値幅、およびエネルギー分解能の説明図である。また図10～図12は、それぞれ、本実施形態による検出器101および比較例の検出器に用いる半導体結晶の、試料傾斜角（ α ） ロッキングカーブ半値幅、試料面内回転角（ β ） ロッキングカーブ半値幅、X線入射角（ θ ） ロッキングカーブ半値幅と、検出器101および比較例の検出器の122 keVエネルギー分解能の関係を示す説明図である。

[0067] 本実施形態の半導体結晶111として用いる3枚のウエハ、即ちNo. 3～5と、比較例の半導体結晶として用いる4枚のウエハ、即ちNo. 6～9、計7枚のウエハについて、鉛濃度と、結晶格子の揺らぎの程度即ちX線回折ロッキングカーブ半値幅と、122 keVエネルギー分解能を評価した。上記7枚のウエハの原料については、結晶中の不純物としての鉛濃度低減を目指して純化のプロセスを行い、上記7枚のウエハのGDMSによる鉛の濃度は全て0.1 ppm未満であった。試料傾斜角スキャンにおける α ロッキングカーブ半値幅が1.6 deg以下、かつ試料面内回転角スキャンにおける β ロッキングカーブ半値幅が3.5 deg以下、かつX線入射角スキャンにおける θ ロッキングカーブ半値幅が1.3 deg以下である3つの測定点が本実施形態のウエハNo. 3～5の測定結果であり、その他の4つの測定点

が比較例のウエハN o. 6～9の測定結果である。本実施の形態における半導体結晶のように、鉛濃度が0.1 ppm未満で、かつ α ロックングカーブ半値幅が1.6 deg以下、かつ β ロックングカーブ半値幅が3.5 deg以下、かつ θ ロックングカーブ半値幅が1.3 deg以下であれば、8%以下の122 keVエネルギー分解能を得られることがわかる。

[0068] 次に、13を用いて、本実施形態の半導体放射線検出器101を用いて計測した ^{137}Cs 線源の γ 線エネルギースペクトルについて説明する。

図13は、前述のインゴットN o. 1から得たウエハN o. 1から切り出した半導体結晶111を用いて検出器101を作製した場合の計測結果を示している。

図13において、横軸はエネルギーチャンネルのチャンネル番号を示している。縦軸は各エネルギーチャンネルの γ 線の計数率（counts per min、1分当たりのカウント数）である。

[0069] 図13においては662 keVのエネルギー分解能は略4%である。

[0070] 以上、図1に示した本実施形態の検出器101を、ウエハN o. 1から切り出した半導体結晶111を用いて構成することにより、高いエネルギー分解能で662 keVのエネルギースペクトルが得られる。

[0071] したがって、本実施形態の検出器101は、122 keVおよび662 keVの放射線計測性能の点で、非特許文献1に記載の従来の臭化タリウム結晶を半導体結晶に用いて検出器を構成した場合に比べて、大きく改善され、122 keVで8%以下のエネルギー分解能を得られ、662 keVにおいても高いエネルギー分解能を得られている。これは、本実施形態の検出器101において、半導体結晶111を、鉛の濃度が0.1 ppm未満であり、かつX線回折における(110)ロックングカーブの、試料傾斜角スキャンにおける半値全幅が1.6 deg以下、試料面内回転角スキャンにおける半値全幅が3.5 deg以下、X線入射角スキャンにおける半値全幅が1.3 deg以下である臭化タリウムの単結晶で構成したことによる。

[0072] 半導体結晶として、鉛の濃度が0.1 ppm未満である臭化タリウムの単

結晶を用いることで、臭化タリウム単結晶中の鉛原子の濃度が小さいので、タリウム原子に対して鉛原子が置換してできる結晶中の欠陥の密度が小さくなり、電荷キャリアの捕獲長を長くできるので、放射線検出器として、122 keVおよび662 keVの γ 線エネルギースペクトルを計測することができる。

[0073] ここで、半導体結晶として、鉛の濃度が0.1 ppm未満である臭化タリウムの単結晶を用いるということは、鉛の濃度がグロー放電質量分析（GDMS : Glow Discharge Mass Spectrometry）における鉛の検出限界以下である臭化タリウムの単結晶を用いるということもできるものである。このような半導体結晶を用いることで、放射線検出器として、122 keVおよび662 keVの γ 線エネルギースペクトルを計測することができる。

[0074] また、半導体結晶として、鉛の濃度が0.1 ppm未満である臭化タリウムの単結晶を用いるということは、半導体結晶として、鉛の濃度が0.0 ppmである臭化タリウムの単結晶を用いるということもできる。ここで、鉛の濃度が0.0 ppmであるということは、有効数字2桁以下の桁の数字は何でもよく、例えば、0.099 ppm、0.09 ppm、0.04 ppm、や0.01 ppm以下の鉛濃度を含むものである。このような半導体結晶を用いることで、放射線検出器として、122 keVおよび662 keVの γ 線エネルギースペクトルを計測することができる。

[0075] さらに、半導体結晶として、鉛の濃度が0.1 ppm未満である臭化タリウムの単結晶を用いるということは、半導体結晶として、鉛の置換型固溶体を含まない臭化タリウムの単結晶を用いるということもできる。これは、鉛の濃度が0.1 ppm未満と低い場合、不純物の鉛によってタリウム原子の一部が置換されて置換型固溶体が形成されることがなく、欠陥が生じないため、電荷キャリアが捕獲されにくく捕獲長が長くなる。そのため、このような半導体結晶を用いることで、放射線検出器として、122 keVおよび662 keVの γ 線エネルギースペクトルを計測することができる。

[0076] さらに、半導体結晶として、鉛の濃度が0.1 ppm未満である臭化タリ

ウムの単結晶を用いるということは、半導体結晶として、電荷キャリアが捕獲される欠陥がない臭化タリウムの単結晶を用いるということもできる。これは、鉛の濃度が0.1 ppm未満と低い場合、不純物の鉛によってタリウム原子の一部が置換されて置換型固溶体が形成されることがなく、電荷キャリアを捕獲する欠陥が生じないため、電荷キャリアが捕獲されにくく捕獲長が長くなる。そのため、このような半導体結晶を用いることで、放射線検出器として、122 keVおよび662 keVの γ 線エネルギースペクトルを計測することができる。

[0077] また、半導体結晶として、X線回折における(110)ロックングカーブの、試料傾斜角スキャンにおける半値全幅が1.6 deg以下、試料面内回転角スキャンにおける半値全幅が3.5 deg以下、X線入射角スキャンにおける半値全幅が1.3 deg以下である臭化タリウムの単結晶を用いることで、単結晶中の結晶格子の揺らぎを小さくできるので、電荷キャリアの移動度と寿命の積を大きくできる。これにより、放射線検出器として、さらに高いエネルギー分解能すなわち8%以下のエネルギー分解能で122 keVの γ 線エネルギースペクトルを計測することができる。

[0078] 次に、図14及び図15を用いて、本実施形態による半導体放射線検出器を用いた核医学診断装置の構成について説明する。

図14及び図15は、本発明の一実施形態による半導体放射線検出器を用いた核医学診断装置の構成図である。

[0079] 最初に、図14を用いて、核医学診断装置として、単光子放射断層撮像装置(SPECT撮像装置)600に本実施形態の検出器101を適用した場合について説明する。

[0080] 図14において、SPECT撮像装置600は、中央部分に円柱状の計測領域602を取り囲むようにして、2台の上下に位置した放射線検出ブロック601A、601Bと、回転支持台606と、ベッド31と、画像情報作成装置603を備えている。

[0081] ここで、上側に位置する放射線検出ブロック601Aは、複数の放射線計

測ユニット611と、ユニット支持部材615と、遮光・電磁シールド613とを備えている。放射線計測ユニット611は、複数の半導体放射線検出器101と、基板612と、コリメータ614とを備えている。また、下部に位置する放射線検出ブロック601Bも同様の構成である。また、画像情報作成装置603は、データ処理装置32と、表示装置33とから構成されている。

[0082] 放射線検出ブロック601A、601Bは、回転支持台606において周方向に180度ずれた位置に配置されている。具体的には、それぞれの放射線検出ブロック601A、601Bの各ユニット支持部材615（一方のみ図示）が、周方向に180度隔てた位置で回転支持台606に取り付けられる。そして、ユニット支持部材615に、基板612を含む複数の放射線計測ユニット611が着脱可能に取り付けられている。

[0083] 複数の検出器101は、コリメータ614で仕切られる領域Kに、基板612に取り付けられた状態で多段にそれぞれ配置される。コリメータ614は、放射線遮蔽材（例えば、鉛、タングステン等）から形成され、放射線（例えば、 γ 線）が通過する多数の放射線通路を形成している。

[0084] 全ての基板612およびコリメータ614は、回転支持台606に設置された遮光・電磁シールド613内に配置される。この遮光・電磁シールド613は、 γ 線以外の電磁波の検出器101等への影響を遮断している。

[0085] このようなSPECT撮像装置600では、放射性薬剤を投与された被検体Hが載置されるベッド31が移動され、被検体Hは、一対の放射線検出ブロック601A、601Bの間に移動される。そして、回転支持台606が回転されることによって、各放射線検出ブロック601A、601Bが被検体Hの周囲を旋回して検出が開始される。

[0086] そして、放射性薬剤が集積した被検体H内の集積部（例えば、患部）Dから γ 線が放出されると、放出された γ 線がコリメータ614の放射線通路を通過して対応する検出器101に入射する。そして、検出器101は、 γ 線検出信号を出力する。この γ 線検出信号は、 γ 線のエネルギー毎にデータ処理

装置 3 2 によってカウントされ、その情報等が表示装置 3 3 に表示される。

[0087] なお、図 1 4 において、放射線検出ブロック 6 0 1 A、6 0 1 B は、回転支持台 6 0 6 に支えられながら、太い矢印で示したように回転し、被検体 H との角度を変えながら、撮像、および計測を行う。また、放射線検出ブロック 6 0 1 A、6 0 1 B は、細い矢印で示したように上下に移動可能であり、被検体 H との距離を変えることができる。

[0088] このような S P E C T 撮像装置 6 0 0 に用いられた検出器 1 0 1 は、半導体結晶として臭化タリウムを用いつつ、8 % 以下の高いエネルギー分解能で 1 2 2 k e V の γ 線エネルギースペクトルを計測可能である。したがって、小型で安価、かつ核医学検査用の放射性医薬品に用いられる代表的な放射性核種であり 1 4 1 k e V の γ 線を放出する ^{99m}Tc 、および 1 5 9 k e V の γ 線を放出する ^{123}I を高いエネルギー分解能で二核種同時撮像可能な S P E C T 撮像装置を提供することが可能になる。

[0089] 次に、図 1 5 を用いて、核医学診断装置として、P E T 撮像装置 7 0 0 に本実施形態の検出器 1 0 1 を適用した場合について説明する。

[0090] 本実施形態の検出器 1 0 1 は、S P E C T 撮像装置 6 0 0 に限られることなく、核医学診断装置としての、ガンマカメラ装置、P E T 撮像装置等に対しても用いることができる。

[0091] 図 1 5 において、陽電子放出型断層撮像装置（P E T 撮像装置）7 0 0 は、中央部分に円柱状の計測領域 7 0 2 を有する撮像装置 7 0 1 と、被検体 H を支持して長手方向に移動可能なベッド 3 1 と、画像情報作成装置 7 0 3 を備えて構成される。なお、画像情報作成装置 7 0 3 は、データ処理装置 3 2 および表示装置 3 3 を備えて構成されている。

[0092] 撮像装置 7 0 1 には、計測領域 7 0 2 を取り囲むようにして、前記検出器 1 0 1 を多数搭載した基板 P が配置されている。

[0093] このような P E T 撮像装置 7 0 0 では、データ処理機能を有するデジタル A S I C（デジタル回路用の Application Specific Integrated Circuit、デジタル回路用の特定用途向け集積回路、図示せず）等を備え、 γ 線のエネルギー

ギー値、時刻、検出器 101 の検出チャンネル ID (Identification) を有するパッケージが作成され、この作成されたパッケージがデータ処理装置 32 に入力されるようになっている。

[0094] 検査時には、被検体 H の体内から放射性薬剤に起因して放射された γ 線が、検出器 101 によって検出される。すなわち、PET 撮像用の放射性薬剤から放出された陽電子の消滅時に、一对の γ 線が約 180 度の反対方向に放出され、多数の検出器 101 のうち別々の検出チャンネルで検出される。検出された γ 線検出信号は、該当する前記デジタル ASIC に入力されて、前記したように信号処理が行われ、 γ 線を検出した検出チャンネルの位置情報および γ 線の検出時刻情報が、データ処理装置 32 に入力される。

[0095] そして、データ処理装置 32 によって、1 つの陽電子の消滅により発生した一对の γ 線を 1 個として計数 (同時計数) し、その一对の γ 線を検出した 2 つの検出チャンネルの位置を、それらの位置情報を基に特定する。また、データ処理装置 32 は、同時計数で得た計数値および検出チャンネルの位置情報を用いて、放射性薬剤の集積位置、すなわち腫瘍位置での被検体 H の断層像情報 (画像情報) を作成する。この断層像情報は表示装置 33 に表示される。

[0096] このような PET 撮像装置 700 に用いられた検出器 101 は、半導体結晶として臭化タリウムを用いつつ、高いエネルギー分解能で 662 keV の γ 線エネルギースペクトルを計測可能である。したがって、小型で安価、かつ PET 検査用の放射性医薬品から発生した陽電子より放出される 511 keV の γ 線を高いエネルギー分解能で検出可能な PET 撮像装置を提供することが可能になる。

[0097] 以上説明したように、本実施形態によれば、放射線検出器を構成する半導体結晶として臭化タリウムを用いつつ、該放射線検出器によって高いエネルギー分解能で 122 keV および 662 keV の γ 線エネルギースペクトルを計測可能である。したがって、小型で安価、かつエネルギー分解能が高い半導体放射線検出器、およびこの半導体放射線検出器を搭載した核医学診断

装置を提供できる。

[0098] なお、本発明の半導体放射線検出器、およびそれを搭載した核医学診断装置は、高いエネルギー分解能で放射性薬剤を撮像可能であり、かつ小型化および価格低減を図ることができるため、これら装置の普及に貢献して、この分野で広く利用、採用される。

符号の説明

[0099] 3 1 … ベッド
3 2 … データ処理装置
3 3 … 表示装置
1 0 1 … 半導体放射線検出器（検出器）
1 1 1 … 半導体結晶
1 1 2 … 第1電極
1 1 3 … 第2電極
3 1 1 … 第1直流電源
3 1 2 … 第2直流電源
3 1 3、3 1 4 … 保護抵抗器
3 1 5 … 第1フォトモスリレー
3 1 6 … 第2フォトモスリレー
3 1 7 … スイッチ制御装置
3 1 8 … 第1定電流ダイオード
3 1 9 … 第2定電流ダイオード
3 2 0 … 平滑コンデンサ
3 2 1 … ブリーダ抵抗器
3 2 2 … 結合コンデンサ
3 2 3 … 増幅器
3 2 4 … 極性統合制御装置
3 6 1 … 定電流装置
6 0 0 … S P E C T 撮像装置

601A、601B…放射線検出ブロック

602、702…計測領域

603、703…画像情報作成装置

606…回転支持台

611…放射線計測ユニット

612…基板

613…遮光・電磁シールド

614…コリメータ

615…ユニット支持部材

700…PET撮像装置

701…撮像装置

D…集積部

H…被検体

K…コリメータで仕切られる領域

P…基板

請求の範囲

[請求項1] カソード電極およびアノード電極で挟まれる半導体結晶を用いてなる半導体放射線検出器であって、

前記半導体結晶は、不純物としての鉛の濃度が0.1 ppm未満であり、かつX線回折における(110)ロックングカーブの、試料傾斜角スキャンにおける半値全幅が1.6 deg以下、試料面内回転角スキャンにおける半値全幅が3.5 deg以下、X線入射角スキャンにおける半値全幅が1.3 deg以下である臭化タリウムの単結晶で構成されていることを特徴とする半導体放射線検出器。

[請求項2] カソード電極およびアノード電極で挟まれる半導体結晶を用いてなる半導体放射線検出器であって、

前記半導体結晶は、不純物としての鉛の濃度がグロー放電質量分析(GDMS)による鉛濃度の検出限界以下であり、かつX線回折における(110)ロックングカーブの、試料傾斜角スキャンにおける半値全幅が1.6 deg以下、試料面内回転角スキャンにおける半値全幅が3.5 deg以下、X線入射角スキャンにおける半値全幅が1.3 deg以下である臭化タリウムの単結晶で構成されていることを特徴とする半導体放射線検出器。

[請求項3] カソード電極およびアノード電極で挟まれる半導体結晶を用いてなる半導体放射線検出器であって、

前記半導体結晶は、不純物としての鉛の濃度が0.0 ppmであり、かつX線回折における(110)ロックングカーブの、試料傾斜角スキャンにおける半値全幅が1.6 deg以下、試料面内回転角スキャンにおける半値全幅が3.5 deg以下、X線入射角スキャンにおける半値全幅が1.3 deg以下である臭化タリウムの単結晶で構成されていることを特徴とする半導体放射線検出器。

[請求項4] 請求項1～3の何れか1項に記載の半導体放射線検出器において、前記カソード電極および前記アノード電極を金、白金、パラジウム

のうちの少なくとも一つ以上の金属で構成したことを特徴とする半導体放射線検出器

[請求項5] カソード電極およびアノード電極で挟まれる半導体結晶を用いてなる半導体検出器の製造方法であって、

前記半導体結晶として、不純物としての鉛の濃度が 0.1 ppm 未満であり、かつX線回折における (110) ロックンブカーブの、試料傾斜角スキャンにおける半値全幅が 1.6 deg 以下、試料面内回転角スキャンにおける半値全幅が 3.5 deg 以下、X線入射角スキャンにおける半値全幅が 1.3 deg 以下である臭化タリウムの単結晶を選択することを特徴とする半導体放射線検出器の製造方法。

[請求項6] カソード電極およびアノード電極で挟まれる半導体結晶を用いてなる半導体検出器の製造方法であって、

前記半導体結晶として、不純物としての鉛の濃度がグロー放電質量分析(GDMS)による鉛濃度の検出限界以下であり、かつX線回折における (110) ロックンブカーブの、試料傾斜角スキャンにおける半値全幅が 1.6 deg 以下、試料面内回転角スキャンにおける半値全幅が 3.5 deg 以下、X線入射角スキャンにおける半値全幅が 1.3 deg 以下である臭化タリウムの単結晶を選択することを特徴とする半導体放射線検出器の製造方法。

[請求項7] カソード電極およびアノード電極で挟まれる半導体結晶を用いてなる半導体検出器の製造方法であって、

前記半導体結晶として、不純物としての鉛の濃度が 0.0 ppm であり、かつX線回折における (110) ロックンブカーブの、試料傾斜角スキャンにおける半値全幅が 1.6 deg 以下、試料面内回転角スキャンにおける半値全幅が 3.5 deg 以下、X線入射角スキャンにおける半値全幅が 1.3 deg 以下である臭化タリウムの単結晶を選択することを特徴とする半導体放射線検出器の製造方法。

[請求項8] 請求項5～7の何れか1項に記載の半導体放射線検出器の製造方法

であって、

前記半導体結晶を作製する場合に、前記半導体結晶の原材料となるインゴットを育成した時の結晶成長面に平行に切断してカソード電極およびアノード電極を被着する面を形成することを特徴とする半導体放射線検出器の製造方法。

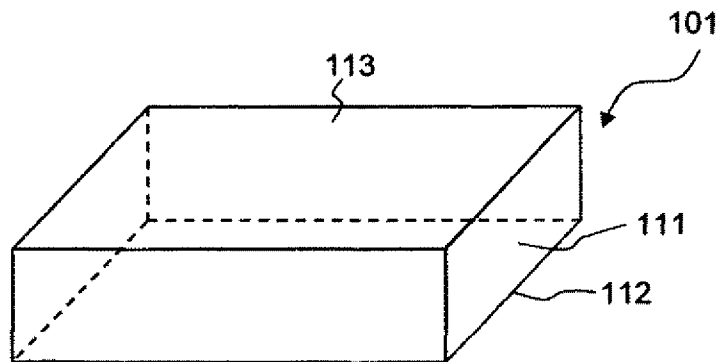
[請求項9]

複数の前記半導体放射線検出器が取り付けられるとともに、被検体を支持するベッドが挿入される計測領域を取り囲み、前記計測領域の周囲に配置された基板と、

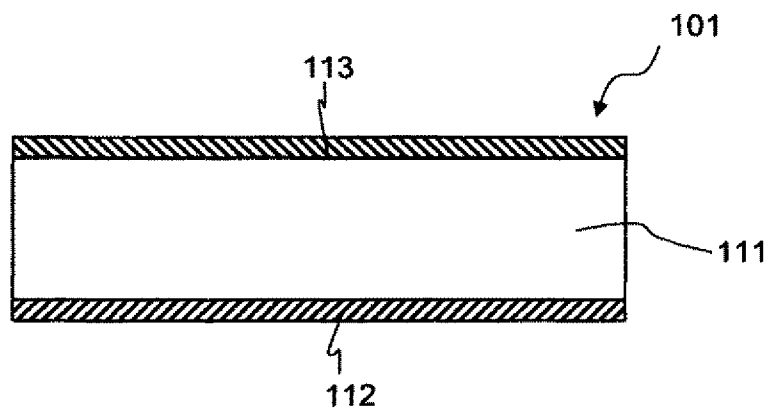
前記基板の前記複数の半導体放射線検出器から出力された放射線検出信号を基に得られた情報を用いて画像を生成する画像情報作成装置とを備え、

前記半導体放射線検出器が、請求項1～3の何れか1項に記載の半導体放射線検出器であることを特徴とする核医学診断装置。

[図1]



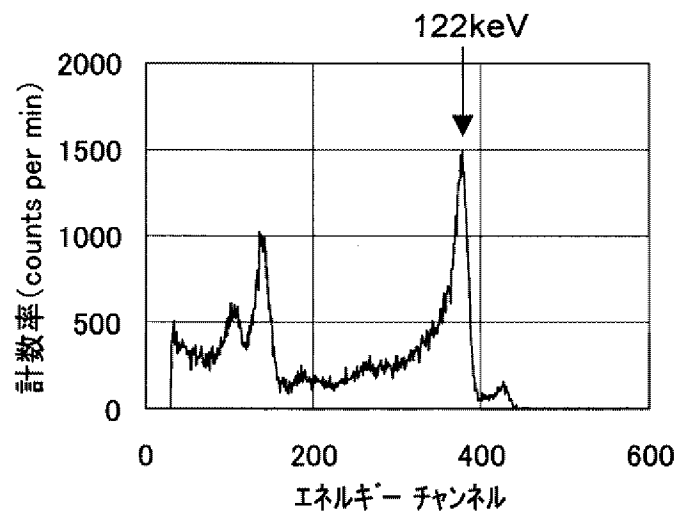
[図2]



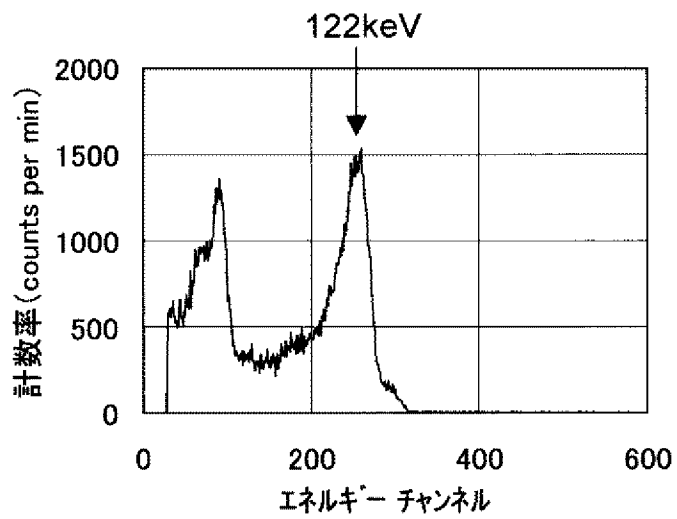
[図3]

ウエハNo.	鉛濃度の分析結果
1	0.1ppm未満
2	0.1ppm未満

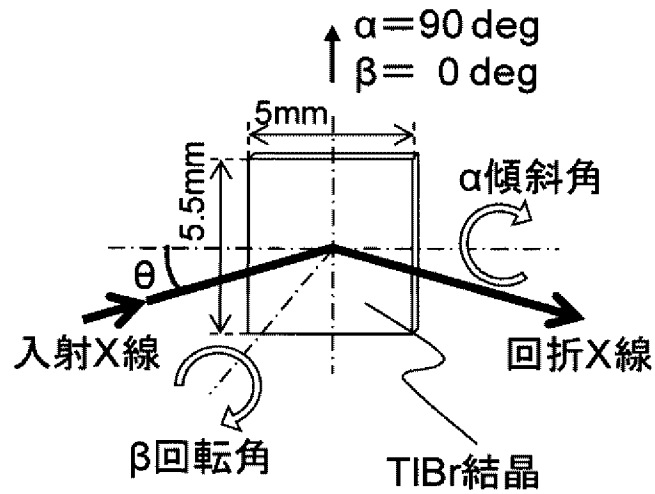
[図6]



[図7]



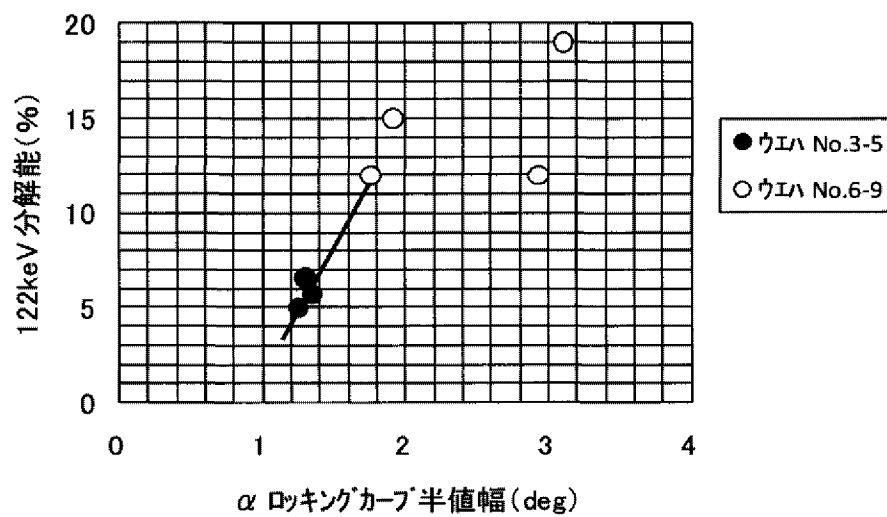
[図8]



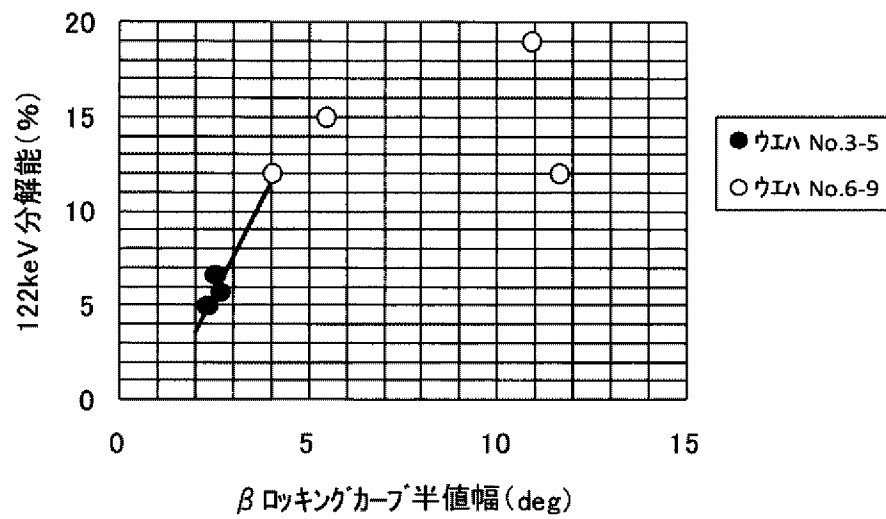
[図9]

ウエハNo.	Pb濃度 (ppm)	α ロッキングカーブ 半値幅 (deg)	β ロッキングカーブ 半値幅 (deg)	θ ロッキングカーブ 半値幅 (deg)	122keV分解能 (%)
3	<0.1	1.25	2.32	1.00	5
4	<0.1	1.30	2.54	1.06	6.6
5	<0.1	1.35	2.66	1.15	5.7
6	<0.1	2.93	11.63	3.38	12
7	<0.1	1.91	5.46	1.75	15
8	<0.1	3.10	10.90	3.21	19
9	<0.1	1.76	4.05	1.49	12

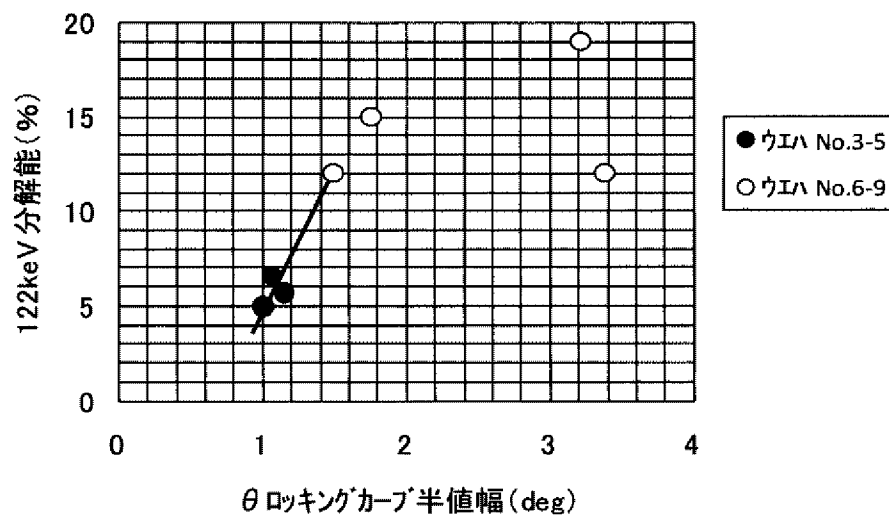
[図10]



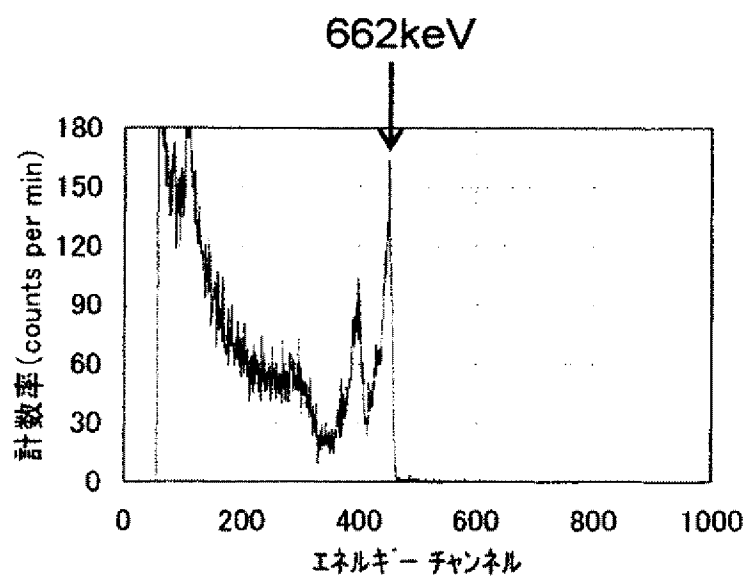
[図11]



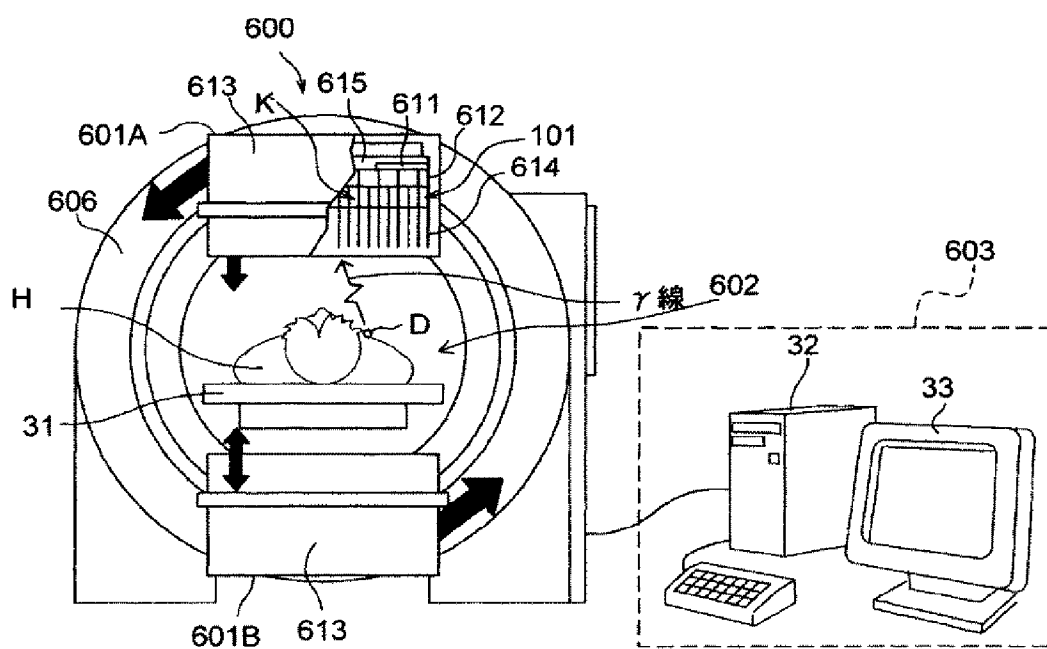
[図12]



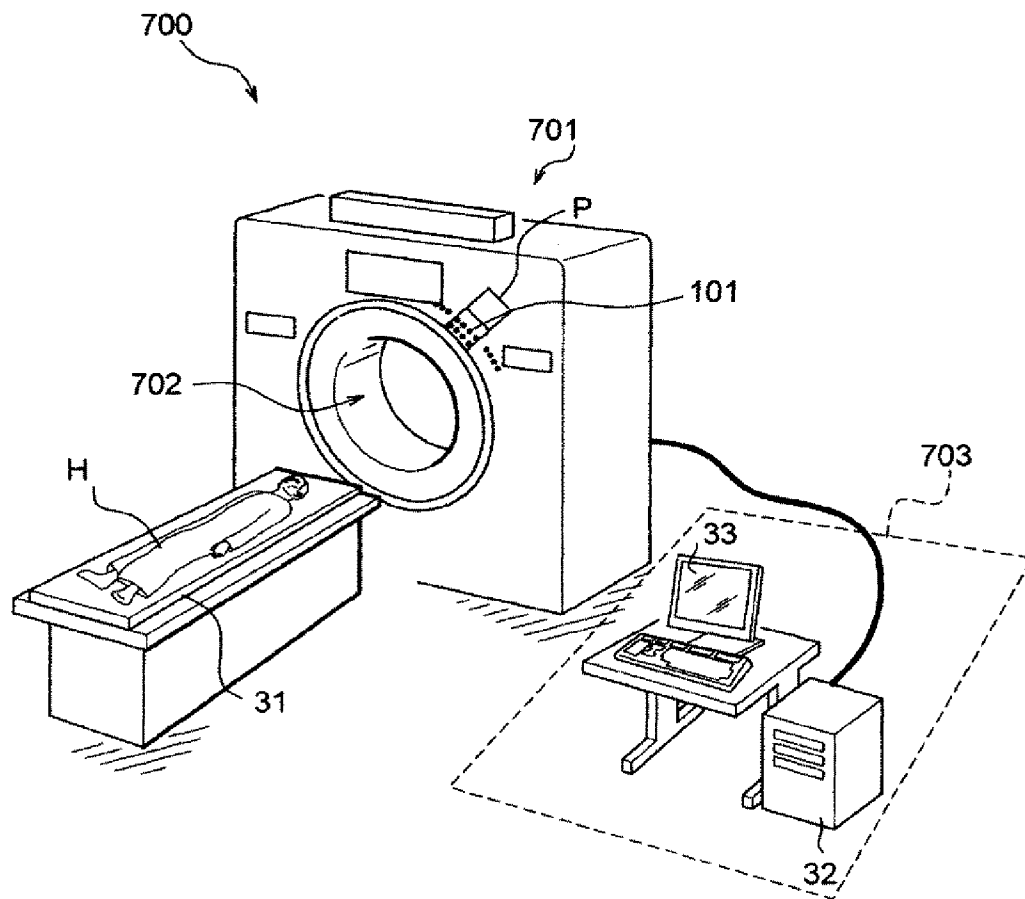
[図13]



[図14]



[図15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/076195

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01T1/24(2006.01)i, G01T1/161(2006.01)i, H01L31/08(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)

G01T1/24, G01T1/161, H01L31/08

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-223009 A (Hitachi, Ltd.), 18 August 2005 (18.08.2005), entire text; all drawings & US 2006/0065847 A1 & EP 1584948 A2	1-9
A	JP 2013-156048 A (Hitachi, Ltd.), 15 August 2013 (15.08.2013), entire text; all drawings & WO 2013/111844 A1	1-9
A	JP 2001-349948 A (NEC Corp.), 21 December 2001 (21.12.2001), paragraph [0012] (Family: none)	1-9

☒ 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
23 October, 2014 (23.10.14)

Date of mailing of the international search report
04 November, 2014 (04.11.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/076195

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-286856 A (Kabushiki Kaisha Fukuda Crystal Laboratory), 10 December 2009 (10.12.2009), paragraph [0020] (Family: none)	1-9

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. G01T1/24(2006.01)i, G01T1/161(2006.01)i, H01L31/08(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. G01T1/24, G01T1/161, H01L31/08

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

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
A	JP 2005-223009 A（株式会社日立製作所）2005.08.18, 全文、全図 & US 2006/0065847 A1 & EP 1584948 A2	1 - 9
A	JP 2013-156048 A（株式会社日立製作所）2013.08.15, 全文、全図 & WO 2013/111844 A1	1 - 9
A	JP 2001-349948 A（日本電気株式会社）2001.12.21, 段落【0012】（ファミリーなし）	1 - 9
A	JP 2009-286856 A（株式会社福田結晶技術研究所）2009.12.10, 段落【0020】（ファミリーなし）	1 - 9

☐ 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 3 . 1 0 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

0 4 . 1 1 . 2 0 1 4

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100-8915

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）

林 靖

2 I

3 4 8 9

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 7 3