

(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
2009年8月27日(27.08.2009)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2009/104573 A1

- (51) 国際特許分類:
G01T 1/161 (2006.01) G01T 1/24 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/052626
- (22) 国際出願日: 2009年2月17日(17.02.2009)
- (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 2008-040853 2008年2月22日(22.02.2008) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立製作所 (HITACHI, LTD.) [JP/JP]; 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 柳田 憲史 (YANAGITA, Norihito) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 清野 知之 (SEINO, Tomoyuki) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 石津 崇章 (ISHITSU, Takafumi) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 今井 勉

(IMAI, Tsutomu) [JP/JP]; 〒2591392 神奈川県秦野市堀山下1番地 株式会社日立製作所 エンタープライズサーバ事業所内 Kanagawa (JP). 川田 篤美 (KAWATA, Atsumi) [JP/JP]; 〒2591392 神奈川県秦野市堀山下1番地 株式会社日立製作所 エンタープライズサーバ事業所内 Kanagawa (JP). 小南 信也 (KOMINAMI, Shinya) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP).

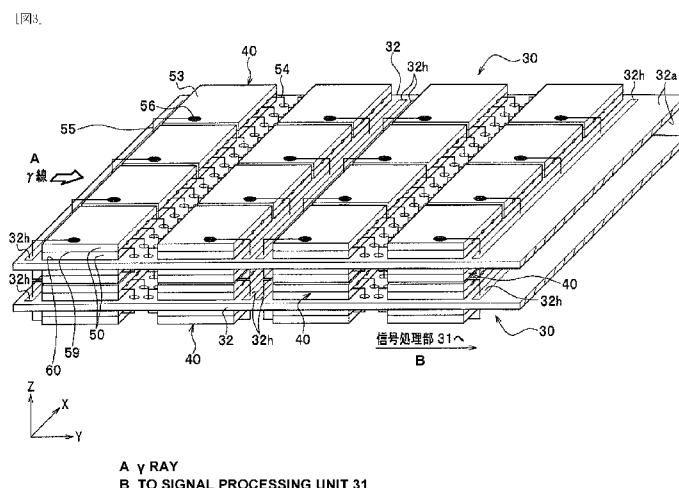
(74) 代理人: 特許業務法人浅村特許事務所 (ASAMURA PATENT OFFICE, p.c.); 〒1000004 東京都千代田区大手町2丁目2番1号 新大手町ビル331 Tokyo (JP).

(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, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: DETECTOR ARRAY SUBSTRATE AND NUCLEAR MEDICINE DIAGNOSIS DEVICE USING SAME

(54) 発明の名称: 検出器配列基板およびこれを用いた核医学診断装置



(57) Abstract: Provided are a detector array substrate and a nuclear medicine diagnosis device using the same. The detector array substrate comprises a flat detection module formed by stacking plural detection elements which, in order to form plural detectors for detecting radiation, are connected to the detectors, respectively, and have signal electrodes for reading signals of the respective detectors and bias electrodes for applying bias voltage to the respective detectors. In an XZ plane in which the radiation is detected, plural detection modules having detectors are disposed in an X-direction, a detection module is disposed on each surface or one surface of a wiring board in a flat structure in a Z-direction to thereby stack detectors, and plural detection modules are provided in a Y-direction.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2009/104573 A1



(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, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF,

CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
- 補正された請求の範囲 (条約第 19 条(1))

検出器配列基板およびこれを用いた核医学診断装置を提供する。検出器配列基板は、放射線を検出する複数の検出器を形成するために該検出器にそれぞれ接続され各検出器の信号を読み出す信号電極と各検出器にバイアス電圧を印加するバイアス電極とを有する検出素子を複数重ねた扁平状の検出モジュールを備え、放射線を検出する XZ 平面について、X 方向に複数の検出器を有する検出モジュールを配置するとともに、Z 方向に配線基板の両平面または片平面に検出モジュールを扁平構造に配置して検出器を積層し、Y 方向に複数の検出モジュールを設けている。

明 細 書

検出器配列基板およびこれを用いた核医学診断装置

技術分野

[0001] 本発明は、放射線を利用した核医学診断装置に係り、特に、陽電子放出型CT (Positron Emission computed Tomography、以下、「PET」と称する)等に好適な検出器配列基板およびこれを用いた核医学診断装置に関する。

背景技術

[0002] 患者などの被検体に、RI(放射性同位元素)で標識した薬剤を投与し、そのRIから放出される γ 線を検出して、被検体内のRI分布を取得する装置を総じて核医学撮像装置と呼ぶ。核医学撮像装置の代表的なものに、 γ カメラ、単光子放射型CT(Single photon emission computed tomography, SPECT)装置、PET装置などがある。

[0003] γ カメラは、被検体内から放出される γ 線を平面型検出器によって測定し、その平面分布をイメージングする装置であり、検出器の前面にはコリメータを取り付け、 γ 線の入射方向を制限し指向性を与えている。

[0004] SPECTは、 γ カメラと同様の平面型検出器を被検体の周囲に配置して被検体内から放出される γ 線を検出し、X線CTと同様に画像化処理してRI分布の体軸断層像等を撮像する装置である。SPECTも γ カメラ同様、検出器前面にコリメータを取り付け、 γ 線入射方向を制限している。SPECTに用いられるRIは単一の γ 線を放出する核種であり、例えば ^{99m}Tc や ^{123}I 等が用いられ、これらのRI分布を画像化し、臓器の循環、代謝情報を知ることができる。

[0005] PET装置は、被検体周囲に配置したリング状検出器によって被検体内から放出される γ 線を検出し、画像化処理してRI分布の体軸断層像等を撮像する装置である。陽電子(β^+)放出核種で標識した放射性薬剤を投与し、 β^+ を放出して電子と結合し消滅する際にはほぼ反対方向($180^\circ \pm 0.6^\circ$)に放出する511keVの対消滅 γ 線を検出対象としている。

[0006] PET装置は、同じタイミングで検出された γ 線を同時計数回路で選出すれば、2本の消滅 γ 線の入射方向を推定することができるため、 γ カメラやSPECTと異なり機

械的なコリメータを使用する必要がない。PET撮像に用いられる陽電子放出核種には、 ^{18}F 、 ^{15}O 、 ^{11}C などがある。例えば、腫瘍組織は糖代謝が激しく、糖を高集積することから、 ^{18}F で標識した薬剤(糖の一種)であるフルオロデオキシグルコース(2-[F-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose, ^{18}F -FDG)を被検体内に投与すると、トレーサである ^{18}F も腫瘍組織に集積する。このときのPET像から、腫瘍部位を定量的に特定できる。

[0007] 従来、核医学撮像装置では、 γ 線を検出する検出器として、主に酸化ビスマスゲルマニウム(BGO)やタリウム添加ヨウ化ナトリウム(NaI(Tl))等の物質で構成されたシンチレータを用いていた。この検出器に入射した γ 線をシンチレータによって一旦微弱な光に変換し、この微弱な光を光電子増倍管やフォトダイオード等で電気信号に変換している。そのため、核医学撮像装置が大型化してしまうという問題があった。

[0008] そこで、現在テルル化カドミウム(CdTe)やテルル化カドミウム亜鉛(CdZnTe)等の半導体セルで構成される半導体検出器が注目されている。これら半導体検出器は γ 線を電荷キャリア(電子と正孔)へと直接的に変換する。したがって、個々の半導体セルで γ 線を検出できるため、シンチレータと光電子増倍管を用いた場合に比べ装置の小型軽量化が期待できる。また、生成される電荷キャリア数も、シンチレータ検出器によって得られる数に比べて非常に多く、このことは良好なエネルギー分解能を得られることを意味している。なお、エネルギー分解能とは、ガンマ線のエネルギーの値を精度よく検出できる能力をいう。例えば、511keVのガンマ線を正しく511keVのエネルギーとして検出できることである。

[0009] ところで、核医学診断装置の一種であるPET装置において高精度な画像を得るために、空間分解能を高めたいという要望がある。また、PET装置では検査時間の短縮のために γ 線検出感度の向上、例えば放射線検出器の配置密度を高めたいという要望がある。なお、検出感度とは、所定のエネルギー窓内のガンマ線を多く検出できる能力をいう。

これらの要望は、SPECT装置、および γ カメラの他の核医学診断装置においても存在する。そのための検出器配列手段として、特許文献1の図5に示すように半導体放射線検出素子が金属板を介して複数枚積層された構造からなる検出モジュールを、積層面が配線基板に垂直となるように配列している。

[0010] 特許文献1:特開2007-78369号公報(図5等)

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0011] 上述のように半導体検出器の特長は良好なエネルギー分解能であり、エネルギー分解能が良好であることは画像診断において高精細かつ定量性の高さという利点に繋がる。そしてこの利点は、空間分解能と検出感度の向上と共に一層顕著なものとなる。なお、空間分解能とは、ガンマ線の出射位置を精度よく検出できる能力をいう。

[0012] 反面、CdTeに代表される半導体素子は一般的に機械的な衝撃や欠損に敏感であり、それを保護する都合上、特許文献1の図5に示すような金属板等で表面を保護し支持する必要がある、半導体素子に金属板を固定した後、基板に取り付けている。また、PET装置のように膨大な数の検出器を配線基板に搭載する場合、コスト低減の観点から自動搭載装置で取り扱えることが望ましい。但し、この場合、装置の搭載位置誤差を考慮し、各々の検出モジュールが当接しないように一定の間隙を設ける必要がある。

[0013] このような、金属板や間隙の存在は γ 線検出におけるデッドスペース、即ち検出感度及び空間分解能の低下を招く恐れがある。従って、このような問題を最小化できる検出素子、モジュール、及び検出配列基板が望まれる。

本発明は上記実状に鑑み、検出感度および空間分解能を向上し得る検出器配列基板およびこれを用いた核医学診断装置の提供を目的とする。

課題を解決するための手段

[0014] 第1の本発明の検出器配列基板は、被検体の体軸と同方向のZ方向および前記被検体内の放射性物質からの放射線入射方向と略同方向のY方向および前記Z方向と前記Y方向とが形成するZY平面と垂直なX方向で形成されるXYZ空間に前記放射線を電気信号に換えて検出する検出素子が配置される検出器配列基板であって、前記放射線を検出する複数の検出器を形成するために該検出器にそれぞれ接続され前記各検出器の信号を読み出す信号電極と前記各検出器にバイアス電圧を印加するバイアス電極とを有する前記検出素子を複数重ねた扁平状の検出モジュールを備え、前記放射線を検出するXZ平面について、前記X方向に前記複数の検出器

を有する前記検出モジュールを配置するとともに、前記Z方向に配線基板の両平面または片平面に検出モジュールを扁平構造に配置して前記検出器を積層し、前記Y方向に複数の前記検出モジュールを設けている。

[0015] 第2の本発明の核医学診断装置は、第1の本発明の検出器配列基板をZ方向へ複数配列した検出器配列構造を備えている。

発明の効果

[0016] 本発明によれば、検出感度および空間分解能を向上し得る検出器配列基板およびこれを用いた核医学診断装置を実現できる。

本発明の他の目的、特徴及び利点は添付図面に関する以下の本発明の実施例の記載から明らかになるであろう。

図面の簡単な説明

- [0017] [図1]本発明の実施形態である核医学診断装置のPET装置を示す斜視図である。
[図2]被検体(図1中の二点鎖線で示す)の検査中におけるPET装置のガントリ内部の消滅 γ 線対を検出する検出部の要部構造を示す図1のA-A線断面概念図である。
[図3]図2に示す一つの検出器配列基板をB方向から見た拡大斜視図である。
[図4]図3に示す検出器配列基板の配線基板上に搭載された検出モジュールの拡大斜視図である。
[図5]検出モジュールを構成する検出素子を示す斜視図である。
[図6]検出モジュールの組立てを示す斜視図である。
[図7]変形形態の検出器配列基板を示す斜視図である。

符号の説明

- [0018] 1 PET装置(核医学診断装置)
30、30' 検出器配列基板
32 配線基板
40、40' 検出モジュール
50、50a'、50b' 検出素子
52(52a、52b、52c、52d) 信号電極
53 バイアス電極

54(54a、54b、54c、54d) 信号電極の導体

55、55' バイアス電極の導体

59、59' 検出素子間の導電性接着剤

P 被検体

発明を実施するための最良の形態

[0019] 次に、添付図面を参照し、本発明を実施するための最良の実施形態について詳細に説明する。

<<PET装置1の全体構成>>

本発明の一実施形態である核医学診断装置のPET装置1は、図1に示すように、検査に際し陽電子放出核種で標識した薬剤を投与した患者等の被検体Pが横たわるベッド13と、ベッド13上の被検体Pが矢印 α 1方向に移動され被検体P体内の陽電子放出核種の集積部Cから発せられる消滅 γ 線対Gを測定するガントリ11と、ガントリ11で取得し処理した信号を基にデータの収集および解析を行うデータ処理装置12と、データ処理装置12で収集、解析した結果を表示する表示装置14、キーボード等を有する入出力操作装置15とを具備し構成されている。なお、図1は、PET装置1の全体構成を示す斜視図である。

ここで、表示装置14等を有する入出力操作装置15は、該入出力操作装置15を操作する検査技師の放射線の被曝を避けるため、少なくとも、ガントリ11、ベッド13等が配置される検査室(図示せず)外に配置されている。

[0020] <<ガントリ11内の検出部11kの検出器配列基板30>>

図2は、被検体P(図1中の二点鎖線で示す)を検査中のPET装置1のガントリ11内部の消滅 γ 線対を検出する検出部11kの要部構造を示す図1のA-A線断面概念図である。

図2に示すように、ガントリ11内の検出部11kは、被検体P内の陽電子放出核種の集積部Cからの γ 線を検出するCdTe(テルル化カドミウム)半導体の検出素子50を有する複数の検出モジュール40と該検出モジュール40の γ 線による検出信号を処理する信号処理部31とを有する検出器配列基板30を、ベッド13上の被検体Pをほぼ中心に互いに対向する態様で、対を成して合計6個備えている。

ここで、検出器配列基板30を被検体Pをほぼ中心に互いに対向して構成することにより、陽電子放出核種の集積部Cの位置に関するデータ分析が容易になる。なお、検出器配列基板30は、対向することなく構成することも可能である。

[0021] ここで、図1、図2等で示すX方向、Y方向、およびZ方向とは、次のように定められる。

図1、図2に示すZ方向(図2の紙面に垂直方向)とは、被検体Pの体軸方向と同方向をいう。

そして、検出モジュール40を有する検出器配列基板30が、Z方向(図2の紙面に垂直方向)、すなわち被検体Pの体軸方向廻りに環状配置されており、図2中のX方向とは、PET装置1における被検体Pを中心とする周方向、すなわち接線方向をいい、図2中のY方向とは、被検体Pを中心とする径方向、すなわち被検体P体内の陽電子放出核種の集積部Cから放出される消滅 γ 線対が主に入射する方向をいう。

[0022] ここで、図2においては、検出器配列基板30を平面的に図示しているのので、図2の紙面に検出器配列基板30が垂直方向に重なって見えるが、この検出器配列基板30は、被検体Pの体軸方向、すなわちZ方向に複数配列されており(図2の検出器配列基板30をB方向から見た斜視図の図3参照)、PET装置1における検出器配列基板30は3次元構造を成している。

この検出モジュール40を構成するCdTe半導体の単結晶に電圧を印加すると、放射線の量やエネルギーに応じた電気信号を検出することができることから、検出モジュール40のCdTe半導体の単結晶は、 γ 線を効率良く吸収して電気信号に直接変換し、 γ 線の検出感度が高くエネルギー分解能が良好である。

[0023] 図2に示す検出器配列基板30に搭載される検出モジュール40の信号処理部31は、信号処理回路等で構成され、 γ 線の入射による検出モジュール40から出力される電気信号の波形整形および増幅を行なった後、電圧信号波高(γ 線のエネルギーに相当)のアナログーデジタル変換、増幅器アドレスー検出器XYアドレス変換、データ時刻情報の取得、および個々のCdTe半導体検出素子の厚さ等の特性を補正するリアルタイム波高キャリブレーション等の信号処理を行っている。

[0024] << 検出器配列基板30の検出モジュール40 >>

図3は、図2の一つの検出器配列基板30をB方向から見た拡大斜視図であり、信号処理部31は省略している。

なお、図3において、信号処理部31を図示した場合、信号処理部31は図3の紙面右側に図示されるものであり、また、陽電子放出核種の集積部Cからの γ 線は、図3中、左から右に向けて検出器配列基板30に入射する。

[0025] 図3に示すように、検出器配列基板30は、検出モジュール40を、PET装置1の被検体P廻りの周方向(図2参照)に相当するX方向(図3の紙面の表面側から斜め裏面側)に4個配置し、また、主に γ 線が入射する方向のY方向(図3の紙面中の左右方向)に4個配置し、被検体Pの体軸方向のZ方向(図3の紙面中の上下方向)の配線基板32の両面に計2個配置し、それぞれの検出モジュール40を導電性接着剤60を用いて配線基板32上に扁平構造に搭載している。

図3に示すように、検出モジュール40を配線基板32上に扁平構造に搭載することにより、検出モジュール40と配線基板32との接合面積が拡大し、強度的に脆弱な検出モジュール40を強度高く支持できる。

ここで、図3においては、この検出器配列基板30をZ方向に2枚重ねて配置した場合を図示している。

[0026] 図4は、図3に示す検出器配列基板30の配線基板32上に搭載された検出モジュール40の拡大斜視図であり、図5は、検出モジュール40を構成する検出素子50を示す斜視図である。

図4に示すように、検出モジュール40は、図5に示す検出素子50を2枚互いにアノードを対向させて、一方面側の各信号電極52(52a、52b、52c、52d)が互いに向かい合う態様で、導電性接着剤59を用いて貼り合わせ構成している。従って、検出モジュール40の上下端部(図4に示す検出モジュール40の上下面側)は、カソードであり、上下面にバイアス電極53が形成されている。

[0027] << 検出モジュール40を構成する検出素子50 >>

検出モジュール40を構成する検出素子50は、図5に示すように、CdTe(テルル化カドミウム)からなるCdTe半導体結晶51の一方面に導電性のIn(インジウム)を用いて4分割にパターン被膜された信号電極52(52a、52b、52c、52d)が形成されるとも

に、半導体結晶51の他方面の全面に、酸化されにくく導電性のPt(白金)で被膜されたバイアス電極53が形成されている。この検出素子50は、扁平状の直方体を成しており、例えば、 $L_x=10\text{mm}$ 、 $L_y=10\text{mm}$ 、 $L_z=1\text{mm}$ の寸法を有している。

[0028] 図2に示すPET装置1による被検体Pの検査時において、検出素子50の半導体結晶51の一方面の4分割された各信号電極52は、CdTe半導体結晶51において γ 線が変換された電気信号を拾うアノード側の電極であり、検出素子50の半導体結晶51の他方面のカソード側のバイアス電極53には、 $L_z=1\text{mm}$ 厚の方向に数100Vの逆バイアス電圧が印加されることになる。このとき、アノード側の信号電極52の電位は、ほぼ0Vである。

[0029] <<検出モジュール40の組立て>>

図6は、検出モジュール40の組立てを示す斜視図である。

検出素子50を用いて検出モジュール40を構成するに際しては、図6に示すように、一対の検出素子50を、互いにアノード側の信号電極52(52a、52b、52c、52d)が向かい合うように対向させ、この際、数 $10\mu\text{m}$ 厚程度の銅製リボン状若しくはワイヤの導体54(54a、54b、54c、54d)をそれぞれの一対の信号電極52(52a、52b、52c、52d)間に挟み込み、導電性接着剤59を用いて貼り合わせる。なお、信号電極52からの配線としてリボン状の導体54を用いることにより、貼り合わせる検出素子50間の寸法が狭小化され、図2に示すZ方向の空間分解能が向上する。

そして、図6に示すように、逆バイアス電圧を印加するための導体55を、上方の検出素子50のバイアス電極53の表面に、導電性接着剤56を用いて接続し、図4に示す検出モジュール40を構成している。

図4に示すように、検出モジュール40は、2つの検出素子50の信号電極52の有る広い面同士を貼り合わせるので接合面積が大きく、扁平状の検出モジュール40として強度が高められている。

[0030] 図2に示すPET装置1による検査時においては、図4に示すように、導体55を用いて外方(図4では上方)の検出素子50のバイアス電極53に逆バイアス電圧を供給するとともに、内方(図4では下方)の検出素子50のバイアス電極53には、配線基板32(図3参照)上に形成された配線(図示せず)を用いて逆バイアス電圧を供給する。

そして、検出モジュール40の各信号電極52a、52b、52c、52dのそれぞれの銅製リボン状の若しくはワイヤの導体54a、54b、54c、54dを介して、検出素子50に入射した γ 線による検出信号を読み出している。

これにより、図4に示す $L_x=10\text{mm}$ 、 $L_y=10\text{mm}$ 、 $L_z=2\text{mm}$ 寸法の1検出モジュール40は、4つの γ 線検出単位(以下、検出チャンネルと称する)、すなわち4つの検出器を有するものであり、各1検出チャンネル当たりの寸法は、 $1/4L_x=2.5\text{mm}$ 、 $L_y=10\text{mm}$ 、 $L_z=2\text{mm}$ となる。

ここで、検出器のX方向の寸法を、 $1/4L_x=2.5\text{mm}$ と短くすることにより、図2に示す検査中のX方向の空間分解能を上げることがでる。また、検出器のY方向の寸法を、 $L_y=10\text{mm}$ と長くすることにより、検出器の検出信号のSN比の向上を図れる。

[0031] この構成の検出モジュール40(図4参照)は、前記した如く、図3に示すように、配線基板32の一方平面32aおよび他方平面32aにそれぞれ、PET装置1の検査中の被検体P廻りの周方向(図2参照)のX方向(図3の紙面中の表面側から斜め裏面側、図2参照)に4個配置され、また、主に γ 線が入射する方向のY方向(図3の紙面中の左右方向、図2参照)に4個配置され、また、被検体Pの体軸方向のZ方向(図3の紙面中の上下方向)に1個、導電性接着剤60を用いて配線基板32上に搭載している。

図3から分かるように、配線基板32の平面32aと検出モジュール40のバイアス電極53の電極面は平行(XY平面に相当、図2参照)になるように、検出モジュール40が配線基板32上に搭載されている。すなわち、検出モジュール40は、配線基板32に対して扁平構造になるように構成されており、強度的に脆弱な検出モジュール40がバイアス電極53の有る広い面で配線基板32に支持され、検出モジュール40の強度向上が図られている。

[0032] << 検出モジュール40が搭載される配線基板32 >>

図3に示すように、検出モジュール40が搭載される配線基板32は、信号読出の信号電極52用の配線(図示せず)、バイアス電圧印加のためバイアス電極53用の配線32h等を有する多層配線基板であり、配線基板32内に配線が埋め込まれる等して各配線が独立して形成されている。また、配線基板32における主に γ 線が入射する

方向のY方向の奥側には、信号処理部31(図3では省略、図2参照)を有している。

信号電極52(52a、52b、52c、52d)(図4参照)にそれぞれ接続される信号電極52用の各導体54は、主に γ 線が入射する方向のY方向(図3の紙面の左右方向)に延在し、導電性接着剤によって配線基板32に形成された信号電流用の配線(図示せず)に接続されている。

[0033] また、検出モジュール40の配線基板32と直接接するバイアス電極面53については、導体を使用することなく導電性接着剤を用いて直接配線基板32と面接着され、配線基板32に形成されたバイアス電極用の配線(図示せず)に接続されている。

各検出モジュール40上部のバイアス電極53用の導体55は、主に γ 線が入射する方向であるY方向(図3の紙面中の左右方向)に延在し、導電性接着剤によって配線基板32に形成されたバイアス電圧用の配線32hに接続されている。

図3から分かるように、各検出モジュール40の信号電極52(52a、52b、52c、52d)用の導体54およびバイアス電極53用の導体55の接続用の全導体は、主に γ 線が入射する方向のY方向に沿った形で配線基板1と接続されている。

[0034] このようにして、例えば、図3においては、1枚の検出器配列基板30当たり、PET装置1の周方向(図2参照)のX方向に4個×主に γ 線が入射する方向のY方に4個×被検体Pの体軸方向のZ方向(図2参照)に2個＝合計32個の検出モジュール40を有する。

そのため、検出チャンネルは、一つの検出モジュール40当たり4本の銅製リボン状若しくはワイヤの導体54a、54b、54c、54dをもち4チャンネルを有するので、検出モジュール40が32個×4チャンネル＝128チャンネル、即ち128本の信号読出用の配線と1本のバイアス電圧印加用配線(32h等)の少なくとも129本の配線を、配線基板32内に含む構造となっている。なお、バイアス電圧印加用配線は、同電位の逆バイアス電圧を印加するので、バイアス電圧印加用配線は、1本で済む。

ここで、検出モジュール40を、主に γ 線が入射する方向のY方向(図3、図2参照)に搭載する際は、同種、すなわち同電位のCdTe半導体が向かい合うように、検出モジュール40を交互に向かい合わせながら配線基板1上に搭載することが望ましい。

[0035] 何故なら、信号電極用の導体54は、ほぼ0V、バイアス電極用の導体55は、数100

Vの電位であるため向かい合わせることにより、大きな電位差に起因する絶縁破壊の恐れが無くなり、主に γ 線が入射する方向のY方向の検出モジュール40間の間隔を詰めやすくなり、CdTe半導体の稠密性が向上し、結果的に γ 線の検出感度が向上するからである。

なお、検出モジュール40のバイアス電極53に逆バイアス電圧を供給すれば、検出素子50のアノードとカソードとの位置を交換してもよいことは、勿論である。

また、本実施形態では、アノードを対向させて2つの検出素子50(図4参照)を、配線基板32上に積層した場合を例示したが、同様に、検出素子50のアノード又はカソードを対向させて、適宜、任意の数の検出素子50を積層することが可能である。

[0036] <<変形形態>>

次に、変形形態について、図7を用いて説明する。なお、図7は、変形形態の検出器配列基板30[′]を示す斜視図である。

図7に示す変形形態の検出器配列基板30[′]は、被検体Pの体軸方向のZ方向(図1、図2参照)に特化して検出感度及び空間分解能を向上させた構造である。

変形形態の検出器配列基板30[′]は、主に γ 線が入射する方向のY方向(図7の紙面の左右方向)の寸法が異なる検出素子50a[′]、50b[′]を貼り合わせた検出モジュール40[′]を用いている。検出モジュール40[′]において、寸法が長い方の検出素子50a[′]の寸法が短い方の検出素子50b[′]からはみ出た箇所の信号電極52[′](52a[′]、52b[′]、52c[′]、52d[′])から信号電極52[′]用の導体54[′]を引き出して信号を読み出している。

[0037] これ以外の構成は、実施形態と同様であるから、実施形態と同様な構成要素には、実施形態の符号に[′](ダッシュ)を付して示し、詳細な説明は省略する。

この構成によれば、検出素子50a[′]、50b[′]の貼り合わせにおいて、検出素子50a[′]、50b[′]間に導体54[′]が存在しないので、検出モジュール40[′]において導体54[′]分の厚みを無くすことができ、結果的に被検体Pの体軸方向のZ方向(図1、図2参照)のCdTe半導体の稠密性が向上する。

また、検出モジュール40[′]の寸法が長い方の検出素子50a[′]の寸法が短い方の検出素子50b[′]からはみ出た箇所の外側に露出した信号電極52[′]から導体54[′]を引き出すので、導体54[′]の配線が容易である。

[0038] <<まとめ>>

実施形態の検出器の配列では、図5に示すように、複数の読出電極の信号電極52(52a、52b、52c、52d)を有してパターン化した検出素子50を用いている。その検出素子50を、図4に示すように、お互いの読出電極の信号電極52(52a、52b、52c、52d)が向かい合うように貼り合せて重ねたものを検出モジュール40とし、1つの検出モジュール40から複数チャンネルの γ 線検出信号を読み出せる構造としている。

[0039] そして、図3に示すように、検出モジュール40は、配線基板32が延在する平面32aと検出素子50の各電極面52(52a、52b、52c、52d)、53が平行となるように配線基板32上に搭載している。ここで、 γ 線が主に入射する面(XZ平面)に直交するY方向に複数の検出モジュール40を設置する。即ち、検出モジュール40は、X方向に対して複数の検出器を有する構造であり、Z方向(図1、図2参照)に検出素子50を積層した状態となる。

[0040] 更に、Y方向に対しては、各々の検出モジュール40から信号電極52(52a、52b、52c、52d)とバイアス電極53の接続を、各々の検出モジュール40に対してY方向側の位置で配線基板32に接続する。この時、検出モジュール40の信号電極52およびバイアス電極53と配線基板32とを接続する部材として、ワイヤもしくはリボン状の導体を用いる。

以上から成る検出器配列基板30を、Z方向へ複数配列し、そのZ方向が体軸方向となるように検出器配列基板30を被検体Pの周囲に環状に配置させ、核医学診断装置を構成している。

[0041] 本発明の実施形態によれば、以下の効果が得られる。

(1) 図2、図3に示すように、PET装置1の周方向(図2参照)のX方向に、信号電極52(52a、52b、52c、52d)でパターン化した検出素子50(図5参照)を配列させることにより、X方向における検出素子50間のデッドスペース占有割合を抑えることができ稠密配置が可能となり、検出感度を向上させることができる。合わせて空間分解能も向上する。

[0042] (2) 信号電極52でパターン化した検出素子50を用いることにより、パターン幅である図5に示す信号電極52の幅寸法sの調整によってX方向の検出ピッチを自由に調整

することができる。即ち、PET装置1の周方向(図2参照)のX方向に対する空間分解能が向上する。

[0043] (3)配線基板32が延在する平面32aと検出素子50の各電極面52、53が平行となるように配線基板32上に搭載することにより、配線基板32と検出素子50の接着面積、すなわち保持面積が多く保てるようになり支持強度が増加し、機械的信頼性が向上する。

そのため、安定した γ 線の検出が可能となる。即ち、不具合の発生を抑え、装置の安定稼働が実現する。

[0044] (4)図3に示すように、主に γ 線が入射する方向のY方向に対して各々の検出モジュール40から信号を読み出し、また、検出器配列基板30において、主に γ 線が入射する方向のY方向(図3、図2参照)に同電位のCdTe半導体が向かい合うように構成されるので、Y方向に対して検出信号の不要なクロストーク(信号精度の劣化)を抑えることができる。これは半導体検出器の特長である良好なエネルギー分解能を保持することに繋がり、結果的に高精細かつ定量性の高い画像を得ることができる。

[0045] (5)図3に示すように、各々の検出モジュール40に対してY方向側の位置、すなわちY方向に沿った位置で導体54、55を用いて配線基板32に接続することにより、 γ 線が主として γ 線が最も入射するXZ平面(図2参照)に対する検出素子の空間占有率を集中させることが可能である。即ち、 γ 線検出効率を最大化することができ、検出感度を向上させることができる。

[0046] (6)接続部材の導体54、55として、ワイヤ若しくはリボン状導体を用いることにより、入射 γ 線と導体54、55との散乱、即ち検出効率低下を最小化することができ、Z方向に対する検出感度を向上させることができると共に、Z方向の検出素子50の占有率が高まりZ方向に対する空間分解能が向上する。

[0047] (7)従来の金属板を不要としたので、検出モジュール40を有する検出器配列基板30のCdTe半導体の稠密性が向上し、 γ 線が主として入射するY方向に対し効率良く γ 線を検出できる。そのため、 γ 線の検出感度が向上すると共に、空間分解能も同時に向上させることが可能である。

従って、PET装置1において、高精細かつ定量性の高い画像を提供することが可

能である。

[0048] (8)従来の金属板を不要としたので、材料費が解消するとともに、該金属板の取り付け工程が無くなり製造が容易となる。

なお、本実施形態においては、配線基板32の両平面32aに検出器モジュール40を配設した場合を例示したが、配線基板32の片平面32aに検出器モジュール40を配設してもよい。

また、検出器配列基板30を、被検体Pの体軸方向のZ方向に2つ配置した場合を例示したが、任意の数の検出器配列基板30を配置することが可能である。

また、本実施形態で例示した各寸法および員数は一例であり、これらの数値に限定されるものではない。

上記記載は実施例についてなされたが、本発明はそれに限らず、本発明の精神と添付の請求の範囲の範囲内で種々の変更および修正をすることができることは当業者に明らかである。

請求の範囲

- [1] 被検体の体軸と同方向のZ方向および前記被検体内の放射性物質からの放射線入射方向と略同方向のY方向および前記Z方向と前記Y方向とが形成するZY平面と垂直なX方向で形成されるXYZ空間に前記放射線を電気信号に換えて検出する検出素子が配置される検出器配列基板であって、
- 前記放射線を検出する複数の検出器を形成するために該検出器にそれぞれ接続され前記各検出器の信号を読み出す信号電極と前記各検出器にバイアス電圧を印加するバイアス電極とを有する前記検出素子を複数重ねた扁平状の検出モジュールを備え、
- 前記放射線を検出するXZ平面について、前記X方向に前記複数の検出器を有する検出モジュールを配置するとともに、前記Z方向に配線基板の両平面または片平面に前記検出モジュールを扁平構造に配置して前記検出器を積層し、
- 前記Y方向に複数の前記検出モジュールを設けた
- 検出器配列基板。
- [2] 前記各検出モジュールにおける前記信号電極と前記配線基板との接続および前記バイアス電極と前記配線基板との接続は、それぞれ前記各検出モジュールに対してY方向に沿って行うように構成した
- 請求項1に記載の検出器配列基板。
- [3] 前記検出モジュールにおける検出素子を、導電性接着剤を介して互いに接合した
- 請求項1に記載の検出器配列基板。
- [4] 前記配線基板に、前記検出モジュールを導電性接着剤を介して接合した
- 請求項1に記載の検出器配列基板。
- [5] 前記Y方向に、前記複数の検出モジュールの検出器を同電位側を隣接させて配置した
- 請求項1に記載の検出器配列基板。
- [6] 前記検出モジュールにおける信号電極およびバイアス電極と前記配線基板とを接続する部材は、ワイヤ若しくはリボン状の導体である
- 請求項1に記載の検出器配列基板。

- [7] 請求項1に記載の検出器配列基板を、前記Z方向へ複数配列した検出器配列構造を備える核医学診断装置。
- [8] 前記検出器配列構造を前記被検体の体軸方向廻りに環状に配置した請求項7に記載の核医学診断装置。

補正された請求の範囲

[2009年6月12日 (12.06.2009) 国際事務局受理]

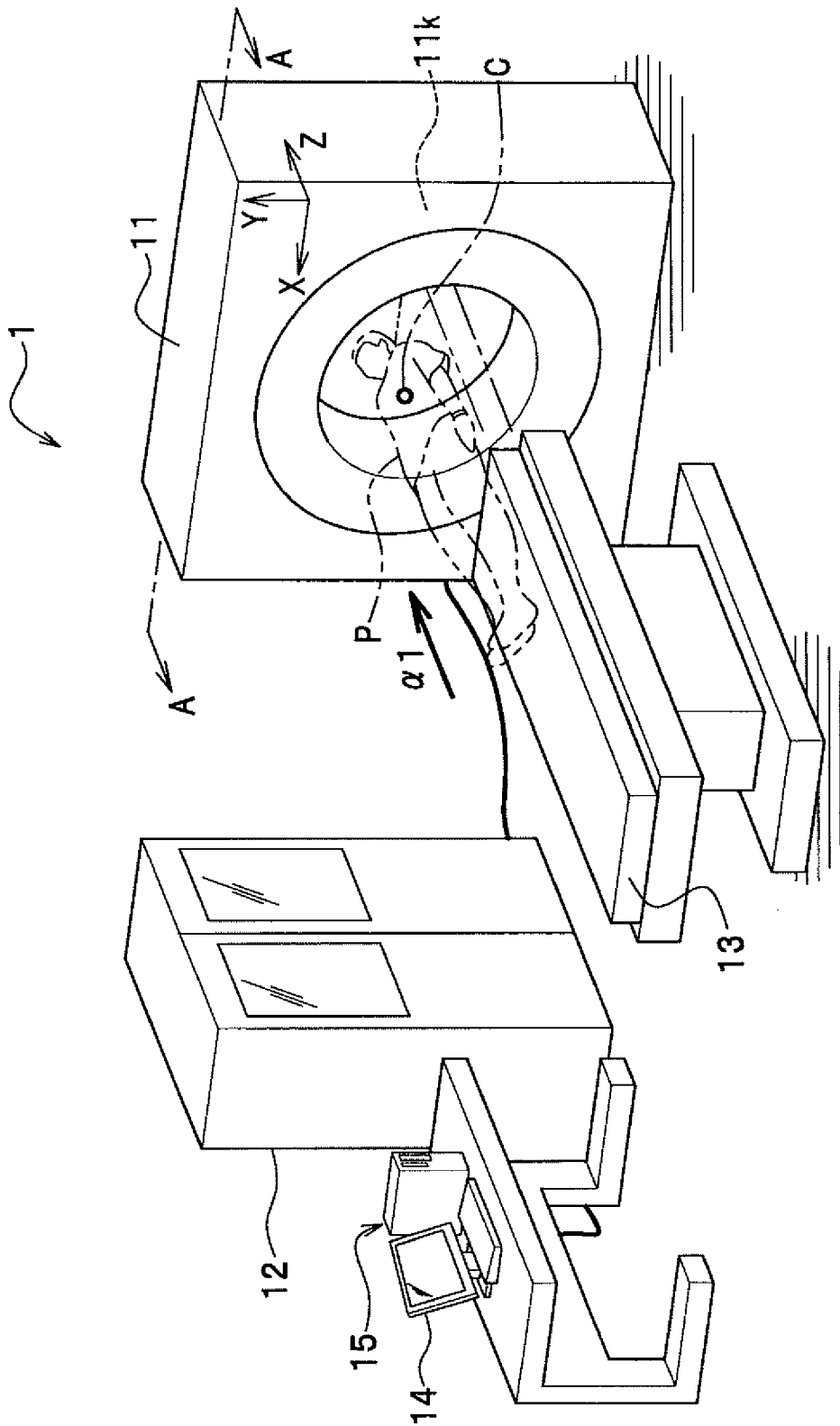
- [1] (補正後) 被検体の体軸と同方向のZ方向および前記被検体内の放射性物質からの放射線入射方向と略同方向のY方向および前記Z方向と前記Y方向とが形成するZY平面と垂直なX方向で形成されるXYZ空間に前記放射線を電気信号に換えて検出する検出素子が配置される検出器配列基板であって、
- 前記放射線を検出する複数の検出器を形成するために該検出器にそれぞれ接続され前記各検出器の信号を読み出す信号電極と前記各検出器にバイアス電圧を印加するバイアス電極とを有する前記検出素子を複数重ねた扁平状の検出モジュールを備え、
- 前記放射線を検出するXZ平面について、前記X方向に前記複数の検出器を有する検出モジュールを配置するとともに、前記Z方向に配線基板の両平面または片平面に前記検出モジュールを扁平構造に配置して前記検出器を積層し、
- 前記Y方向に複数の前記検出モジュールを設けたことを特徴とする検出器配列基板。
- [2] (補正後) 前記各検出モジュールにおける前記信号電極と前記配線基板との接続および前記バイアス電極と前記配線基板との接続は、それぞれ前記各検出モジュールに対してY方向に沿って行うように構成した
- ことを特徴とする請求項1に記載の検出器配列基板。
- [3] (補正後) 前記検出モジュールにおける検出素子を、導電性接着剤を介して互いに接合した
- ことを特徴とする請求項1または請求項2に記載の検出器配列基板。
- [4] (補正後) 前記配線基板に、前記検出モジュールを導電性接着剤を介して接合した
- ことを特徴とする請求項1から請求項3のうちの何れか一項に記載の検出器配列基板。
- [5] (補正後) 前記Y方向に、前記複数の検出モジュールの検出器を同電位側を隣接させて配置した
- ことを特徴とする請求項1から請求項4のうちの何れか一項に記載の検出器配列基

板。

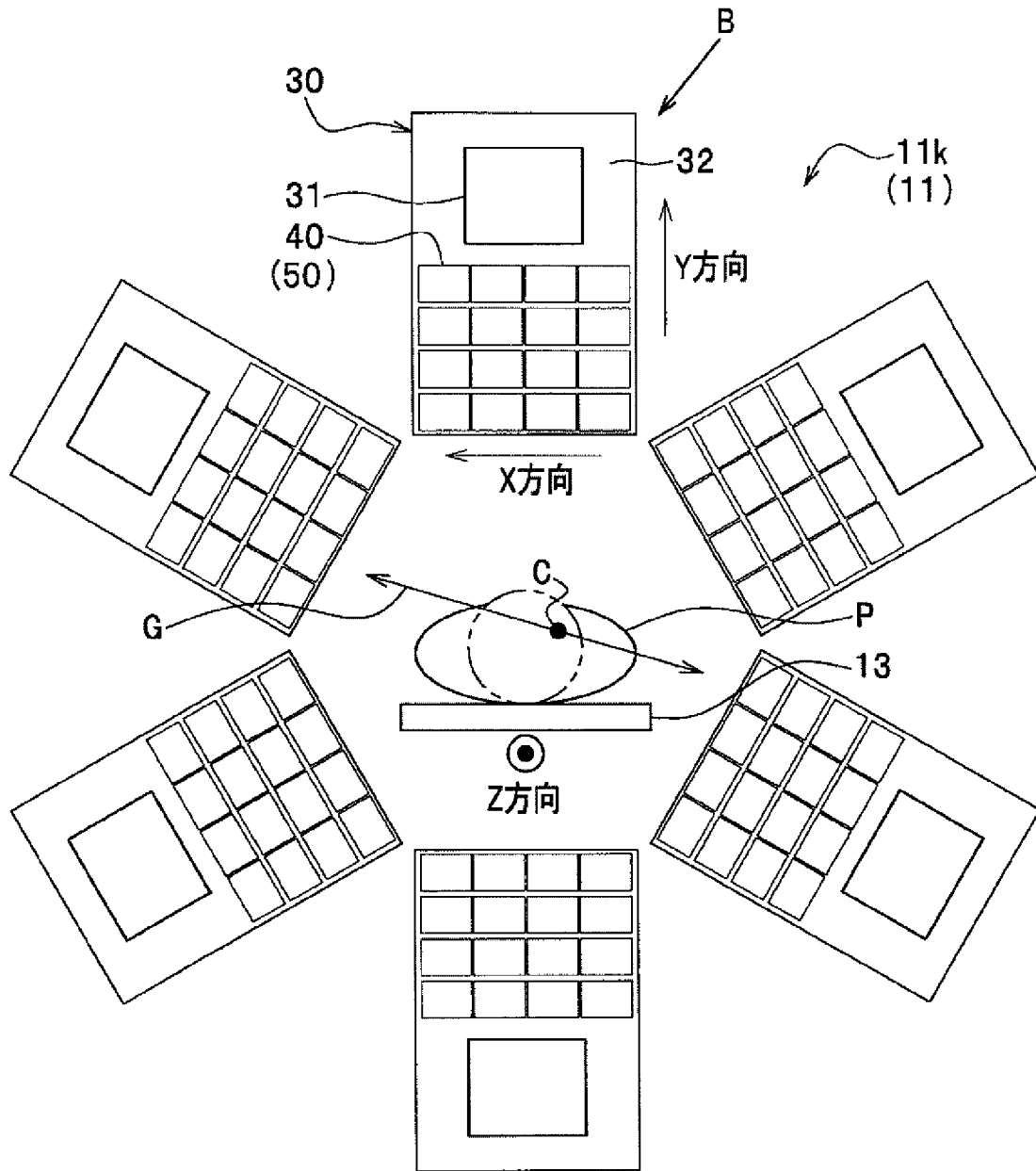
- [6] (補正後) 前記検出モジュールにおける信号電極およびバイアス電極と前記配線基板とを接続する部材は、ワイヤ若しくはリボン状の導体である
- ことを特徴とする請求項1から請求項5のうちの何れか一項に記載の検出器配列基板。

- [7] (補正後) 請求項1から請求項6のうちの何れか一項に記載の検出器配列基板を、前記Z方向へ複数配列した検出器配列構造を備える核医学診断装置。
- [8] (補正後) 前記検出器配列構造を前記被検体の体軸方向廻りに環状に配置したことを特徴とする請求項7に記載の核医学診断装置。
- [9] (追加) 前記扁平構造は、前記配線基板の平面と前記検出モジュールの前記バイアス電極の電極面はXY平面で平行になるように、前期検出モジュールが配線基板上に搭載された構造であることを特徴とする請求項1に記載の検出器配列基板。

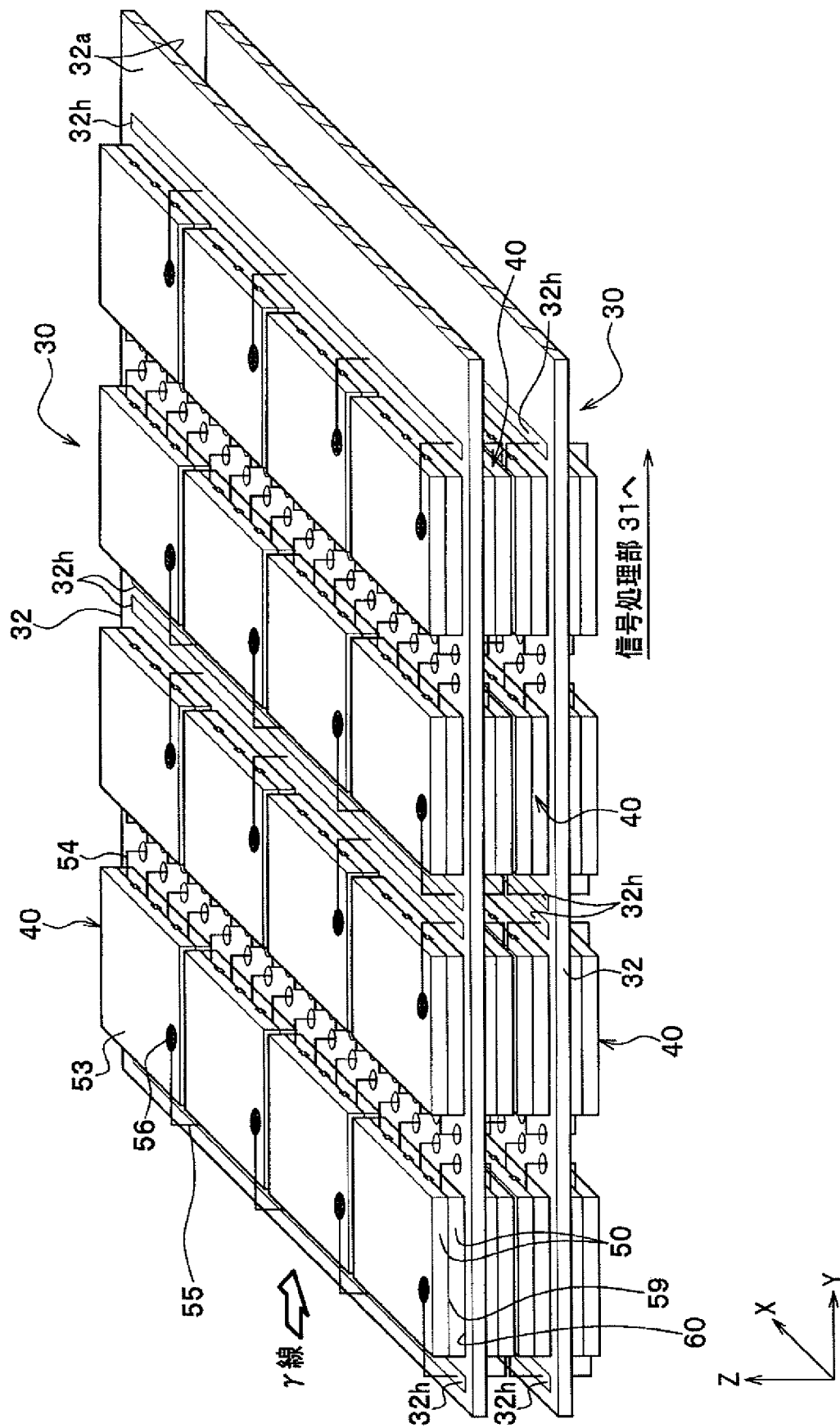
[図1]



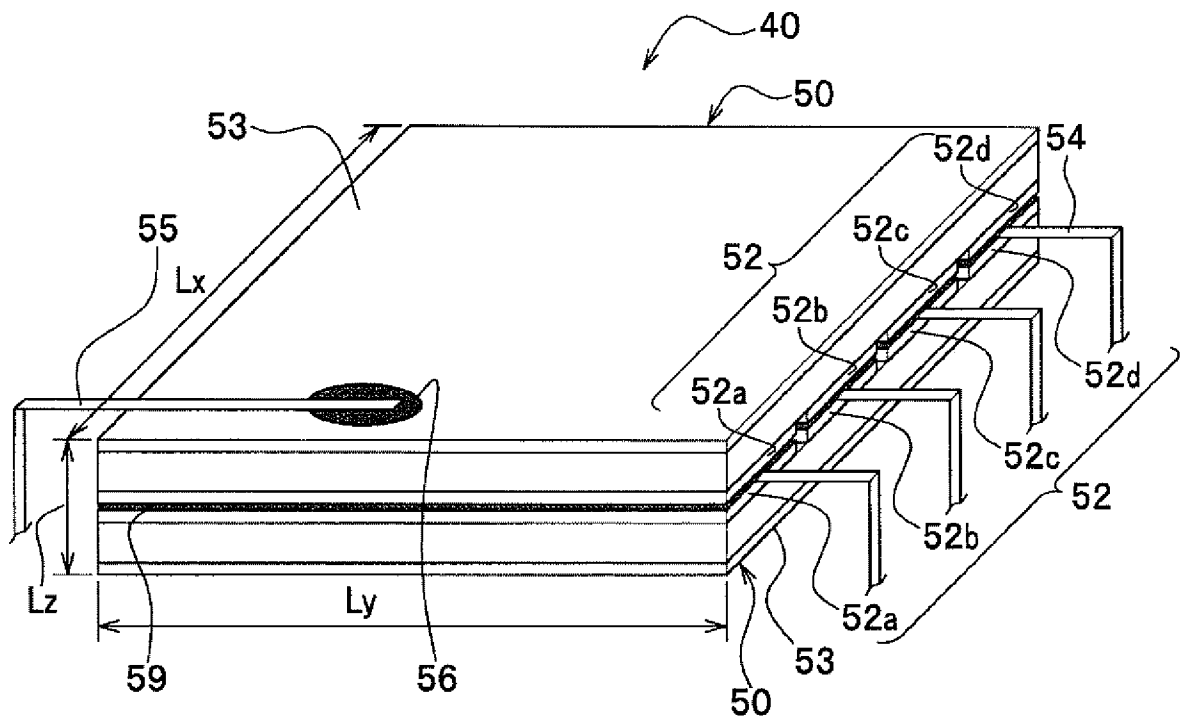
[図2]



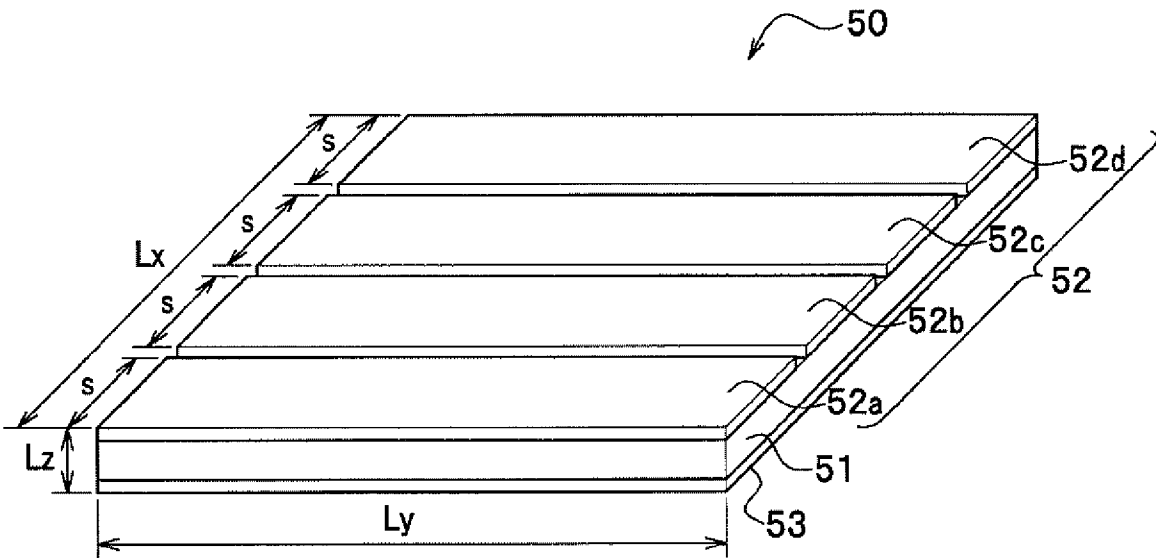
[図3]



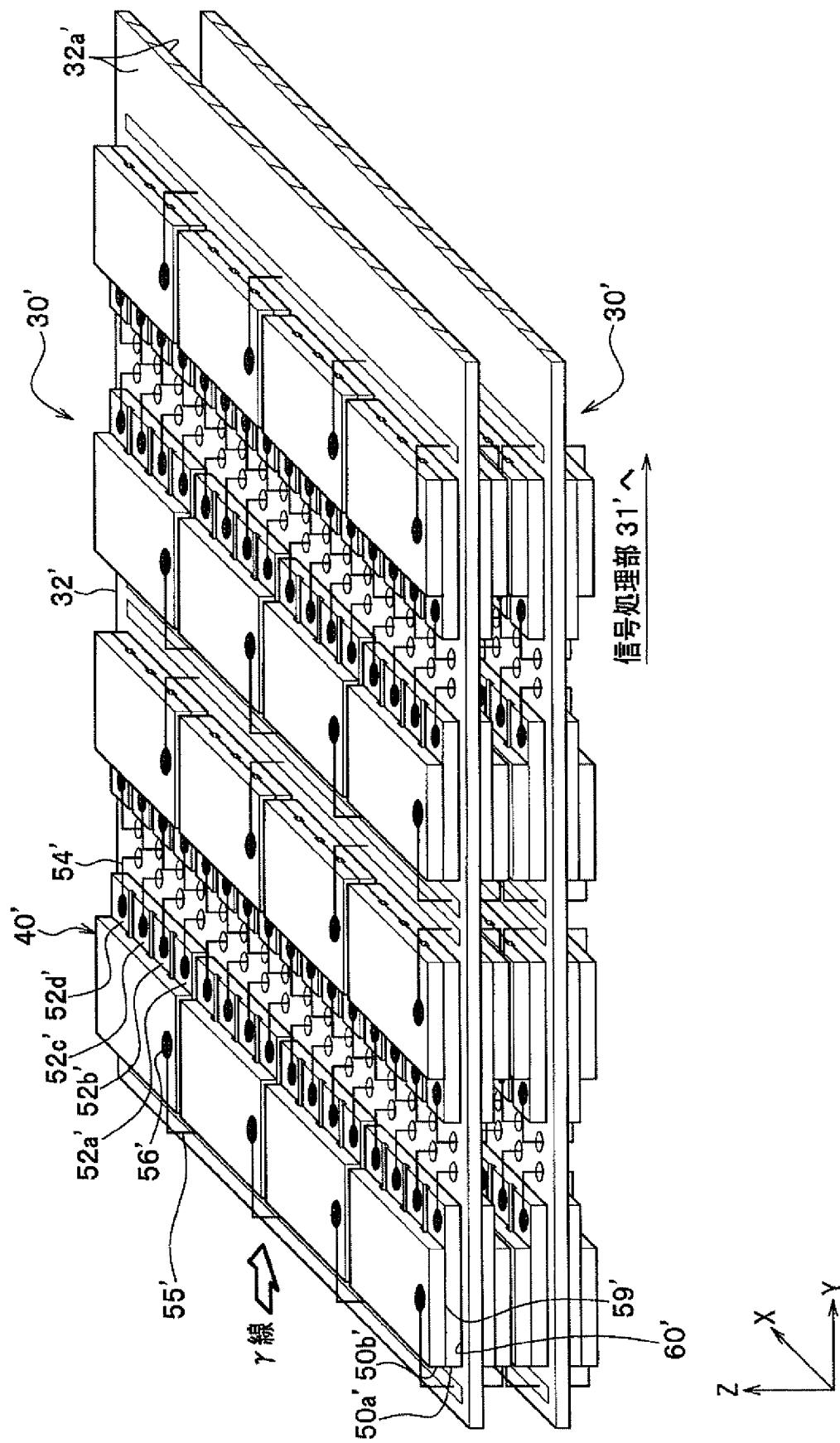
[図4]



[図5]



[図7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No. PCT/JP2009/052626
--

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
G01T1/161 (2006.01) i, *G01T1/24* (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)
G01T1/161, *G01T1/24*, *H01L31/00*

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

<i>Jitsuyo Shinan Koho</i>	1922-1996	<i>Jitsuyo Shinan Toroku Koho</i>	1996-2009
<i>Kokai Jitsuyo Shinan Koho</i>	1971-2009	<i>Toroku Jitsuyo Shinan Koho</i>	1994-2009

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.
X	JP 2007-78369 A (Hitachi, Ltd.), 29 March, 2007 (29.03.07), Par. Nos. [0011] to [0028] & JP 3-858044 B & EP 1762863 A2 & CN 1928591 A	1-8

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 09 March, 2009 (09.03.09)	Date of mailing of the international search report 17 March, 2009 (17.03.09)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/052626

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The matter common to the inventions of claims 1-8 is the matter stated in claim 1. However, the technical feature stated in claim 1 cannot be a special technical feature since it is disclosed in document JP 2007-78369 A (Hitachi, Ltd.), 29 March, 2007 (29.03.07), paragraphs [0011]-[0028] cited in the international search report and makes no contribution over the prior art. Further, there is no other same or corresponding special technical feature.

Therefore, since there is no technical relationship among these inventions involving one or more of the same or corresponding special technical features, these inventions are not considered to be so linked as to form a single general inventive concept.

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest
the

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/052626

Regarding Claim 2

"Detection joule" described in claim 2 is considered to be written in mistake for "detection module".

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

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

Int.Cl. G01T1/161, G01T1/24, H01L31/00

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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2009年
日本国実用新案登録公報	1996-2009年
日本国登録実用新案公報	1994-2009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 請求の範囲の番号
X	JP 2007-78369 A (株式会社日立製作所) 2007.03.29, 段落【0011】 ～【0028】 & JP 3-858044 B & EP 1762863 A2 & CN 1928591 A	1-8

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、一般的な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

09.03.2009

国際調査報告の発送日

17.03.2009

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/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)

森 竜介

2Q

3614

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、

2. 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

3. 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1-8に係る発明に共通する事項は、請求の範囲1に記載された事項であるが、請求の範囲1に記載された技術的特徴は、国際調査報告にて提示された文献JP 2007-78369 A (株式会社日立製作所) 2007.03.29 段落【0011】～【0028】に開示されているものであり、先行技術に対する貢献をもたらすものではないから、特別な技術的特徴であるとはいえない。また、ほかに同一の又は対応する特別な技術的特徴が存在しない。

したがって、これらの発明は、一又は二以上の同一又は対応する特別な技術的特徴を含む技術的な関係にないから、単一の一般的発明概念を形成するように関連しているものとは認められない。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

請求の範囲 2 について

請求の範囲 2 に記載された「検出ジュール」は「検出モジュール」の誤記と認められる。