

(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
2010年4月1日(01.04.2010)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/035586 A1

- (51) 国際特許分類:
G01T 1/161 (2006.01) G01T 1/24 (2006.01)
G01T 1/20 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/064251
- (22) 国際出願日: 2009年8月12日(12.08.2009)
- (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 2008-244115 2008年9月24日(24.09.2008) 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). 富士フイルムR I ファーマ株式会社(FUJIFILM RI Pharma Co., Ltd.) [JP/JP]; 〒1040031 東京都中央区京橋一丁目17番10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): 高橋 勲(TAKAHASHI Isao) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地 株式会社日

立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 土屋 一俊(TSUCHIYA Katsutoshi) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪1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1丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 川口 常昭(KAWAGUCHI Tsuneaki) [JP/JP]; 〒1018608 東京都千代田区外神田一丁目18番13号 株式会社日立製作所 高度医療支援事業推進本部内 Tokyo (JP). 笠原 裕之(KASAHARA Hiroyuki) [JP/JP]; 〒2891592 千葉県山武市松尾町下大蔵453-1 富士フイルムR I ファーマ株式会社内 Chiba (JP). 黒澤 裕之(KUROSAWA Hiroyuki) [JP/JP]; 〒2891592 千葉県山武市松尾町下大蔵453-1 富士フイルムR I ファーマ株式会社内 Chiba (JP). 内田 圭祐(UCHIDA Keisuke) [JP/JP]; 〒2891592 千葉県山武市松尾町下大蔵453-1 富士フイルムR I ファーマ株式会社内 Chiba (JP).

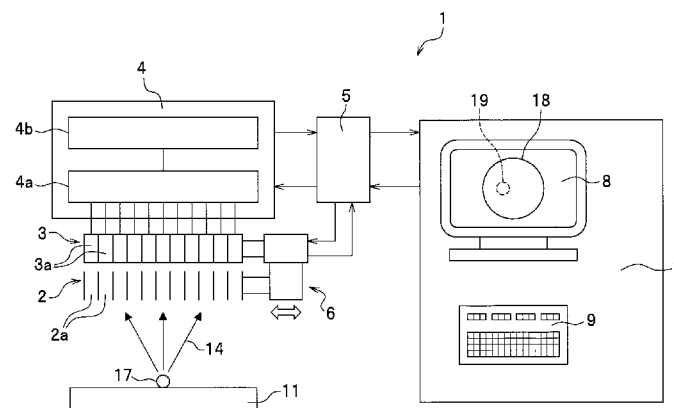
- (74) 代理人: 磯野 道造(ISONO Michizo); 〒1020093 東京都千代田区平河町2丁目7番4号 砂防会館別館内 磯野国際特許商標事務所気付 Tokyo (JP).

[続葉有]

(54) Title: NUCLEAR MEDICINE DIAGNOSTIC EQUIPMENT AND METHOD FOR ADJUSTING SAME

(54) 発明の名称: 核医学診断装置およびその調整方法

[図2]



(57) Abstract: A nuclear medicine diagnostic equipment (1) comprising a radiation detecting section (3) where a plurality of detection units (3a) for detecting radiation (14) from a radiation source (17) are arranged in lattice structures, a collimator (2) for limiting the incident direction of radiation (14) which impinges on the detection units (3a), and an image forming section (4) for forming the diagnostic image of the radiation source (17) based on the count in a detection signal outputted from the detection units (3a) when the radiation (14) is detected, with the positional relations between the plurality of detection units (3a) and a plurality of pixels kept associated with one another, is further provided with an image processing section (5) for calculating a degree of asymmetry of the expanse of a diagnostic image with respect to the radiation source (17) from the symmetry of the count, and a moving mechanism (6) for moving the position of the collimator (2) relative to the radiation detecting section (3). A nuclear medicine diagnostic equipment which can ensure high spatial resolution by controlling the occurrence of moiré is thereby provided.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2010/035586 A1



(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, 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.

(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, SM, 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))

線源 (17) から入射する放射線 (14) を検出する複数の検出単位 (3a) を格子状に配置する放射線検出部 (3) と、検出単位 (3a) に入射する放射線 (14) の入射方向を制限するコリメータ (2) と、複数の前記検出単位 (3a) と複数のピクセルの位置関係に対応させ、放射線 (14) を検出した際に検出単位 (3a) から出力される検出信号のカウント値に基づいて、線源 (17) の診断画像を作成する画像作成部 (4) とを有する核医学診断装置 (1) において、線源 (17) に対する診断画像の広がり非対称化度を前記カウント値の対称性から計算する画像処理部 (5) と、放射線検出部 (3) に対するコリメータ (2) の相対位置を移動させる移動機構 (6) とを有する。そして、モアレの発生を抑制し高空間分解能化を可能にする核医学診断装置を提供する。

明 細 書

発明の名称：核医学診断装置およびその調整方法

技術分野

[0001] 本発明は、線源から入射する放射線を検出する放射線検出部と、この放射線検出部に入射する放射線の入射方向を制限するコリメータとを有する核医学診断装置およびその調整方法に関する。

背景技術

[0002] 核医学診断装置を用いた核医学診断では、特定の臓器や腫瘍に集積する性質があり放射性同位体で標識された薬剤を、被検体に投与する。その薬剤は集積された特定の臓器や腫瘍から放射線（ガンマ線）を放射するので、放射線検出器により放射線を検出することで、被検体内で集積された薬剤の分布に応じた放射線の検出頻度（カウント）分布を診断画像として得ることができる。核医学診断装置では、この診断画像に基づいて、その薬剤が集積される特定の臓器や腫瘍の被検体における位置を特定することができる。

[0003] 核医学診断装置、特に、ガンマカメラや、ガンマカメラを用いて構成される単光子放出型断層撮影(Single Photon Emission Computed Tomography; SPECT)装置では、放射線検出器の放射線の入射側にコリメータを設けることで、放射線の入射方向を制限し、前記診断画像の広がり（ぼけ）を抑制している。

[0004] そして、近年、放射線検出器としてピクセル型を採用した核医学診断装置が検討されている（例えば、特許文献1等参照）。ピクセル型の放射線検出器として、タリウム賦活ヨウ化セシウム(CsI(Tl))などのシンチレータや、カドミウムテルル(CdTe)などの半導体放射線検出素子を利用した半導体検出器が用いられている。後者の半導体検出器は、光電子増倍管を介さないで検出信号を読み出すことができるために変換効率が良く、また小型化が容易であることから注目されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2008-089341号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかし、シンチレータでも半導体検出器でもピクセル型を採用した核医学診断装置においては、診断画像にモアレが観察される場合があった。モアレは、診断画像の画質を低下させるので、正確な診断に影響する恐れがあると考えられる。そのため、モアレの発生を抑制することが望まれていた。

[0007] 前記診断画像を構成する複数のピクセルは格子状に配置され、これら複数のピクセルに対応するように、放射線検出器、例えば、半導体検出器の有する複数の半導体放射線検出素子等も格子状に配置されている。そして、複数の半導体放射線検出素子等を配置するピッチと等しいピッチになるように、コリメータでは、複数の貫通孔が格子状に配置されている。モアレは、コリメータの放射線検出器に対する配置位置によって発生したり、発生しなかったりし、より詳細には、放射線検出器の複数の半導体放射線検出素子等に対するコリメータの複数の貫通孔の配置位置（位置合わせ）によって、モアレが発生したり発生しなかったりする。

[0008] ただ、複数の半導体放射線検出素子等に対するコリメータの複数の貫通孔の配置位置の位置合わせは、放射線検出器の筐体がシールドされているため、中に配置される複数の半導体放射線検出素子等が見えず、光学的に位置合わせを行うことが困難である。

[0009] そこで、複数の半導体放射線検出素子等を配置するピッチよりも十分に細かいピッチで、コリメータの複数の貫通孔を配置したり、ピッチが等しい場合にコリメータのセプタ厚（貫通孔の側壁の厚さ）を大きくしたりして、モアレの発生を抑制することも考えられる。ところが、核医学診断装置においては常に診断画像の一層の高分解能化が求められており、診断画像のピクセルのサイズを小さくするために、放射線検出器の半導体放射線検出素子等のサイズとコリメータの貫通孔のサイズを小さくする必要がある。放射線をコ

リメートするために、コリメータのセプタ厚をある程度の厚さ（例えば0.2 mm）に確保する必要があるので、前記細かいピッチを用いたり、前記セプタ厚を大きくしたりすると、貫通孔のサイズが極端に狭くなり、放射線検出器の感度の低下を招いてしまう。

[0010] そこで、本発明の目的は、モアレの発生を抑制しつつ高空間分解能化を可能にする核医学診断装置とその調整方法を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0011] 前記目的を達成するために、本発明の特徴は、線源から入射する放射線を検出する複数の検出単位を格子状に配置する放射線検出部と、前記検出単位に入射する前記放射線の入射方向を制限するコリメータと、複数の前記検出単位と複数のピクセルの位置関係に対応させ、前記放射線を検出した際に前記検出単位から出力される検出信号のカウント値に基づいて、前記検出単位に対応する前記ピクセルに色情報を設定して、前記線源の診断画像を作成する画像作成部とを有する核医学診断装置において、

前記線源に対する前記診断画像の広がり非対称化度を前記カウント値の対称性から計算し、前記放射線検出部に対する前記コリメータの相対位置を移動させる核医学診断装置およびその調整方法にある。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、モアレの発生を抑制しつつ高空間分解能化を可能にする核医学診断装置とその調整方法を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1] 本発明の実施形態に係る核医学診断装置のブロック図であり、診断時の様子を示している。

[図2] 本発明の実施形態に係る核医学診断装置のブロック図であり、製造時（コリメータの位置合わせ時）の様子を示している。

[図3] コリメータの放射線検出部に対する位置関係を示す図であり、その位置関係がマッチ（整合）している状態（コリメータの位置合わせ後の状態）を示している。

[図4] コリメータの放射線検出部に対する位置関係を示す図であり、その位置関係がマッチ（整合）していない状態（コリメータの位置合わせ前の状態）を示している。

[図5] 製造時（コリメータの位置合わせ時）におけるコリメータと放射線検出部と線源の位置関係を模式的に示す斜視図である。

[図6] コリメータの放射線検出部に対する位置関係がマッチ（整合）していない状態（コリメータの位置合わせ前の状態）を示す図5のA-A方向の矢視断面図であり、放射線が放射線検出部に非対称に照射される（広がっている）様子を示している。

[図7] 点状の線源を撮影した一次元画像であり、コリメータの放射線検出部に対する位置関係がマッチ（整合）していないために、非対称性が現れている場合の画像を示している。

[図8]（a）はコリメータの放射線検出部に対する相対位置と、画像の広がり（放射線の放射線検出部上での広がり（大きさ））の関係を模式的に示すグラフであり、（b）はコリメータの放射線検出部に対する相対位置と、画像の広がり（非対称化度）の関係を模式的に示すグラフである。

[図9] 製造時（コリメータの位置合わせ時）におけるコリメータと放射線検出部と線源の位置関係を模式的に示す斜視図であり、線源としては、互いに交差し、コリメータの貫通孔の配列方向に対して僅かに傾いている2本の線状の線源を用いた場合を示している。

[図10] 2本の線状の線源の平面図であり、一次元画像を撮影する領域を示している。

発明を実施するための形態

[0014] 次に、本発明の実施形態について、適宜図面を参照しながら詳細に説明する。なお、各図において、共通する部分には同一の符号を付し重複した説明を省略する。

[0015] 図1に、本発明の実施形態に係る核医学診断装置1のブロック図を示す。図1では、核医学診断装置1を用いた被検体12に対する診断時の様子を示

している。核医学診断装置 1 として、図 1 では、ピクセル型のガンマカメラを示している。

- [0016] 放射性同位体で標識された放射性薬剤 13 は、被検体 12 に投与されると、特定の臓器や腫瘍に集積する。放射性薬剤 13 は、その特定の臓器や腫瘍から放射線 14 を放射する。被検体 12 がベッド 11 上に横たえられコリメータ 2 に対向させられると、放射性薬剤 13 から放射された放射線 14 は、コリメータ 2 の貫通孔 2a を通り、放射線検出部 3 の検出単位 3a で検出される。なお、放射線 14 のうち、コリメータ 2 および放射線検出部 3 の表面に対して垂直方向から大きく外れて入射する放射線 14 は、コリメータ 2 によって遮られて、放射線検出部 3 で検出されない。逆に、コリメータ 2 および放射線検出部 3 の表面に対して略垂直方向から入射する放射線 14 は、コリメータ 2（貫通孔 2a）を通過して、放射線検出部 3 によって検出される。
- [0017] ピクセル型のガンマカメラに用いられるピクセル型の放射線検出部 3 としては、放射線 14 により蛍光を発するタリウム賦活ヨウ化ナトリウム (NaI(Tl))、タリウム賦活ヨウ化セシウム (CsI(Tl))、セリウム賦活 GSO (GSO(Ce))、セリウム賦活 LSO (LSO(Ce))、ビスマスゲルマニウムオキシド (BG0) などの結晶シンチレータに、前記蛍光を検出するための複数の光デバイス、例えば、光電子増倍管、フォトダイオード、アバランシェフォトダイオードなどを結合させて複数の検出単位 3a とした放射線検出器を用いることができる。また、ピクセル型の放射線検出部 3 として、シリコン(Si)、ゲルマニウム (Ge)、カドミウムテルル (CdTe)、カドミウムディンクテルライド (CZT)、臭化タリウム (TlBr)、ヨウ化水銀 (HgI₂)、ガリウム砒素 (GaAs) など半導体を用いた複数の半導体放射線検出素子を複数の検出単位 3a とした半導体検出器を用いることができる。また、結晶シンチレータを縦横それぞれ 10 cm 以上の大きさを有する平板として、この平板に複数の光デバイスを格子状に配置することで、ピクセル型の放射線検出部 3 を構成してもよい。

- [0018] 放射線検出部 3 で検出された放射線 1 4 は検出信号に変換され、後段の画像作成部 4 のアナログ処理部 4 a へ送信される。アナログ処理部 4 a において、検出信号は、前置増幅部、波形整形部、ピークホールド部、A/D 変換部を通して、デジタルの波高値情報へ変換され、放射線検出部 3 の検出単位 3 a の位置情報とともに、画像作成部 4 のデジタル処理部 4 b へ送信される。波高値情報は、検出した放射線のエネルギーの大きさを表している。位置情報については、検出単位 3 a さらにはピクセルの一つ一つに対応するように複数のアナログ処理部 4 a を設けている場合は、アナログ処理部 4 a から波高値情報が送信されてきた際のその送信経路によって、対応する位置情報を生成することができる。
- [0019] デジタル処理部 4 b は、波高値情報と位置情報に対して必要な補正を行った後、波高値情報が有効なイベントであるか否かの判定を行う。波高値情報のイベントが有効か否かの判定として、放射線 1 4 のエネルギーを表す波高値情報が、例えば、入力装置 9 から入力されたエネルギーウィンドウの範囲内にあるか否かの判定が挙げられる。波高値情報がエネルギーウィンドウの範囲内であり、有効なイベントであった場合は、対応する位置情報のカウント数（頻度）を 1 増やす。前記のことを放射線検出部 3 で検出される複数の放射線 1 4 について行うことにより、被検体 1 2 内の放射性薬剤 1 3 の分布に応じた放射線 1 4 の検出頻度（カウント）分布を診断画像として得ることができる。
- [0020] 診断画像は、被検体 1 2 の診断時には、画像作成部 4 から画像処理部 5 へ送信されるが、画像処理部 5 では処理されることなく、そのままコンソール 7 の表示装置 8 に送信される。また、被検体 1 2 の診断時に移動機構 6 は動かない。移動機構 6 は、コリメータ 2 を、放射線検出部 3 に対して相対的に移動させたり、固定させたりすることができるが、被検体 1 2 の診断時には、コリメータ 2 を放射線検出部 3 に対して変位しないように固定する。
- [0021] 表示装置 8 は、診断画像 1 5 を表示する。診断画像 1 5 は、放射性薬剤 1 3 のそのままの形状に対応する広がりのない理想の診断画像 1 6 があつたと

すると、その理想の診断画像 16 に対して、ぼけて広がる。この広がり、
コリメータ 2 によって抑制されており図 1 では誇張して記載しているが僅か
に存在している。後記するが、本発明では、この広がりを使用している。そ
して、診断者は、この診断画像 15 に基づいて、放射性薬剤 13 が集積した
特定の臓器や腫瘍の被検体 12 における位置を特定することができる。

[0022] 前記のように、核医学診断装置 1 がガンマカメラであれば、診断画像は 2
次元になる。核医学診断装置 1 は、ガンマカメラに限らず、ガンマカメラ
を用いて構成される SPECT 装置であってもよい。SPECT 装置におい
ては、被検体 12 を中心として、放射線検出部 3 およびコリメータ 2 等が回
転し、角度を変えて複数の 2 次元的な診断画像を生成させることができる。
そして、SPECT 装置では、これらの診断画像を元にソフトウェアによる
画像再構成を行うことで、3 次元的な診断画像やその断層画像を生成させる
ことができる。

[0023] 図 2 に、本発明の実施形態に係る核医学診断装置 1 のブロック図を示す。
図 2 では、被検体 12 の診断時ではなく、核医学診断装置 1 の製造時のよう
な、放射線検出部 3 に対するコリメータ 2 の位置合わせ時の様子を示してい
る。被検体 12 の診断時と異なっている点は、被検体 12 に替えて、ベッド
11 上に点状の線源 17 が配置されている点である。点状とはいっても、線
源 17 の大きさは、コリメータ 2 の複数の貫通孔 2a のピッチ、および、放
射線検出部 3 の複数の検出単位 3a のピッチと同程度の大きさかそれ以下で
あればよい。具体的には、放射性薬剤 13 は通常液体であるので、線源 17
としては、前記ピッチの大きさ以下のアンフルに放射性薬剤 13 を入れて封
入したものを用いることができる。また、線源 17 の配置位置は、ベッド 1
1 上に限られず、コリメータ 2 に対向して配置されればよく、コリメータ 2
と線源 17 の距離は、コリメータ 2 の厚みの数倍程度以上、あるいは、後記
する取得される広がりを持つ画像の大きさが x 軸方向、y 軸方向ともに 10
ピクセル程度以上となる距離であることが好ましい。

[0024] 線源 17 から放射線 14 が放射され、コリメータ 2 の貫通孔 2a を通った

放射線 1 4 が放射線検出部 3 の検出単位 3 a で検出される。コリメータ 2 と、放射線検出部 3 と、画像作成部 4 とでは、図 1 で説明したのと同様な処理が行われ、画像作成部 4 で作成された線源 1 7 の画像が、画像処理部 5 へ送信され、また、画像処理部 5 を介して表示装置 8 へ送信される。画像処理部 5 では、詳細は後記するが、線源 1 7 の画像に基づいて、位置合わせをするために、移動機構 6 がどのように移動させられるのかが決定される。この決定に基づいて、移動機構 6 を用いて、自動（オート）または手動（マニュアル）で、放射線検出部 3 に対するコリメータ 2 の相対位置が移動（変更）される。

[0025] 表示装置 8 は、線源 1 7 の画像 1 8 を表示する。画像 1 8 は、線源 1 7 のそのままの形状に対応する広がりがない理想の画像 1 9 があったとすると、その理想の画像 1 9 に対して、ぼけて広がる。放射線検出部 3 に対するコリメータ 2 の相対位置の位置合わせが行われていないと、この広がり、非対称になる。本実施の形態では、この広がり、非対称性に着目し、画像処理部 5 において、広がり、非対称性を数値化した非対称化度を計算し、広がり、非対称化度が小さくなるように、移動機構 6 を用いて、コリメータ 2 の位置合わせを行っている。なお、非対称化度の計算の詳細は後記する。

[0026] 図 3 に、コリメータ 2 の放射線検出部 3 に対する位置関係を示す。そして、例えば、核医学診断装置 1 の製造段階で、コリメータ 2 の位置合わせが行われ、コリメータ 2 の放射線検出部 3 に対する位置関係がマッチ（整合）している状態（マッチポイント）を示している。マッチ（整合）している状態では、検出単位 3 a の検出単位中心軸 3 c と、貫通孔 2 a の貫通孔中心軸 2 c とが一致している。また、マッチ（整合）している状態では、隣り合う検出単位 3 a の間の間隙 3 b の間隙中央面 3 d と、隣り合う貫通孔 2 a を仕切る側壁 2 b の側壁中央面 2 d とが一致している。なお、間隙 3 b が存在せず、検出単位 3 a 同士が接している場合は、間隙 3 b および間隙中央面 3 d は、検出単位 3 a 同士の検出単位境界面になり、この検出単位境界面は、側壁中央面 2 d に一致する。また、検出単位 3 a のピッチ P 2 は、貫通孔 2 a の

ピッチ P_1 に等しくなっている。このようなマッチポイントでは、モアレは発生しない。

[0027] 図4に、コリメータ2の放射線検出部3に対する位置関係を示す。そして、コリメータ2の位置合わせが行われておらず、コリメータ2の放射線検出部3に対する位置関係がマッチ（整合）していない状態を示している。マッチ（整合）していない状態では、検出単位中心軸3cと、貫通孔中心軸2cとが一致していない。また、マッチ（整合）していない状態では、間隙中央面3dと、側壁中央面2dとが一致していない。このような状態でモアレは発生する。

[0028] 核医学診断装置1が製造後、完成し、診断者に引き渡され診断者に使用されている際にも、コリメータ2は診断の用途に合わせて使い分けるため、複数のコリメータ2が取り付けられたり外されたりする。この取り付けの際に、マッチ（整合）していない状態でコリメータ2が取り付けられる可能性がある。

[0029] 図5に、コリメータ2の位置合わせ時、例えば、製造時におけるコリメータ2と放射線検出部3と線源17の位置関係を模式的に示す。コリメータ2には、四角孔の貫通孔2aを有するパラレルホールコリメータを用いている。図4に示したマッチ（整合）していない状態は、図5のx軸方向に対しても、y軸方向に対しても発生すると考えられる。そこで、後記では、x軸方向に対してコリメータ2の位置が放射線検出部3の位置とマッチ（整合）していない場合を例に、線源17の画像の広がり为非対称性を持つことを説明する。

[0030] 図6は、図5のA-A方向の矢視断面図であり、放射線14が放射線検出部3に照射される様子を示している。この例では、コリメータ2の放射線検出部3に対する位置関係は、図4と同様にマッチ（整合）していない。線源17とコリメータ2との距離に対して、貫通孔2aの幅は十分に小さいので、個々の貫通孔2aに入射する複数の放射線14は互いにほぼ平行になっている。この放射線14が貫通孔中心軸2cと平行に入射している検出単位3

aにおいて、広がりのない線源 17 の理想の画像 19（図 2 参照）の検出信号が生成される。放射線 14 が貫通孔中心軸 2 c に対して斜めに入射している検出単位 3 a において、理想の画像 19 に対して広がりのある線源 17 の実際の画像 18（図 2 参照）の検出信号が生成される。

[0031] 図 6 では、x 軸方向にコリメータ 2 の位置が放射線検出部 3 の位置とマッチ（整合）しておらず、コリメータ 2 は放射線検出部 3 に対して x 軸方向の負方向にずれている場合を考える。このずれにより、コリメータ 2 の放射線検出部 3 上の影は、放射線検出部 3 の検出単位 3 a の表面において、x 軸方向の負方向（図 6 の右方向）にずれることになる。同様に、放射線検出部 3 の検出単位 3 a の表面上の放射線 14 の照射領域 2 1、2 2 は、放射線検出部 3 の検出単位 3 a の表面において、x 軸方向の負方向にずれることになる。

[0032] x 座標（ピクセル座標）の小さい側では、例えば、ピクセル座標が 2 や 3 では、放射線 14 は x 軸方向の負方向の進行成分を持って入射する。このため、照射領域 2 2 は、検出単位 3 a の表面上の x 軸方向の負方向の側に生じる。この照射領域 2 2 が、コリメータ 2 のずれにより、x 軸方向の負方向にずれると、放射線 14 が検出単位 3 a の表面上からはみ出し、照射領域 2 2 の面積が減少してしまう。

[0033] x 座標（ピクセル座標）の大きい側では、例えば、ピクセル座標が 11 や 12 では、放射線 14 は x 軸方向の正方向の進行成分を持って入射する。このため、照射領域 2 1 は、検出単位 3 a の表面上の x 軸方向の正方向の側に生じる。この照射領域 2 2 が、コリメータ 2 のずれにより、x 軸方向の負方向にずれても、放射線 14 が検出単位 3 a の表面上からはみ出すことは無く、照射領域 2 1 の面積は減少しない。

[0034] 前記より、コリメータ 2 が放射線検出部 3 に対して x 軸方向の負方向にずれている場合、x 座標（ピクセル座標）の大きい側では、小さい側より、照射領域 2 1、2 2 の面積が大きくなることがわかる。

[0035] 図 7 に、線源 17 の x 軸方向の一次元画像（コリメータ 2 が放射線検出部

3に対してx軸方向の負方向にずれている場合)を示す。放射線14のカウント数は、照射領域21、22の面積にほぼ比例するので、図7に示すように、x座標(ピクセル座標)の大きい側では、小さい側より、カウント数(頻度)が大きくなり、線源17の画像の広がりにおいて非対称性が生じることがわかる。

- [0036] コリメータ2の位置を放射線検出部3にマッチさせるには、前記の広がり
の非対称性が見られないようにコリメータ2の放射線検出部3に対する相対
位置を調整しなくてはならず、そのためには広がり非対称性の大きさ(非
対称化度)を定量的に表す指標が必要である。非対称化度としては、例えば
、統計指標として知られる歪度の絶対値Sを用いることが考えられる。歪度
の絶対値Sは、N個の放射線14が入射し、i番目の放射線14の入射した
位置(ピクセル座標(x座標))が x_i で表される場合に次式で与えられる。

$$S = \left| \sum (x_i - m)^3 / N / \sigma^3 \right|$$

ここで、 $\sum$ はiが1からNまでに渡っての $(x_i - m)^3$ の総和、mは x_i の平
均値、 σ は x_i の標準偏差である。

- [0037] 図8(b)に、コリメータ2の放射線検出部3に対する相対位置と、画像
の広がり非対称化度(歪度の絶対値S)の関係を示す。歪度の絶対値Sは
、カウント数(頻度)分布が左右対称の場合に、最小値0(ゼロ)となるの
で、コリメータ2の相対位置を放射線検出部3にマッチするマッチポイント
に設定するには、非対称化度(歪度の絶対値S)が小さくなる方向へコリメ
ータ2の位置を移動させていけばよいことがわかる。

- [0038] なお、ずれが小さい場合は問題ないが、ずれが大きくなり、コリメータ2
の相対位置が、マッチポイントからちょうど半ピッチずれている場合も、非
対称化度(歪度の絶対値S)は最小値0(ゼロ)となる。半ピッチのように
、ずれが大きくなった場合、単に、非対称化度(歪度の絶対値S)が最小値
0(ゼロ)となるように、コリメータ2の位置調整を行ったのでは、半ピッ

チずれた状態に調整されてしまう可能性がある。ただ、マッチポイントと、マッチポイントから半ピッチずれた状態とでは、線源 17 の画像 18 の広がり大きさ（放射線 14 の放射線検出部 3 上での広がり大きさに相当）が異なる。半ピッチずれた状態では、マッチポイントより、空間分解能が悪化し、線源 17 の画像 18 がぼけている。

[0039] マッチポイントと、マッチポイントから半ピッチずれた状態とを判別するためには、線源 17 の画像 18 の広がり大きさを定量的に表す指標が必要である。広がり大きさとしては、例えば、統計指標として知られる標準偏差や半値全幅などが考えられる。

[0040] 図 8 (a) に、コリメータ 2 の放射線検出部 3 に対する相対位置と、線源 17 の画像 18 の広がり大きさの関係を示す。半ピッチずれた状態では、マッチポイントよりも、広がり大きさが大きくなって、線源 17 の画像 18 がぼけていることがわかる。そして、広がり大きさが大きくなる範囲 24 の相対位置で、マッチポイントから半ピッチずれた状態が生じており、広がり大きさが大きくなる範囲 24 より小さくなる範囲 23 の相対位置で、マッチポイントが生じていることがわかる。これより、広がり大きさに基づいて、小さくなる範囲 23 を決定し、この小さくなる範囲 23 の中で、広がり非対称化度に基づいて、マッチポイントを決定すればよい。なお、図 8 (a) より、広がり大きさの最小値を検出することだけでも、マッチポイントを決めることができることがわかる。しかし、広がり大きさは、1 ピッチ（ P_1 、 P_2 ）で 1 周期の増減であるところ、広がり非対称化度は、1 ピッチ（ P_1 、 P_2 ）で 2 周期の増減である。このため、マッチポイントを決めるのに、広がり非対称化度を用いることで、広がり大きさを用いるより、高い位置精度でマッチポイントを決定することができる。

[0041] 次に、コリメータ 2 の位置合わせにおける、核医学診断装置 1 の働きにつき、主に、画像処理部 5 と移動機構 6 の働きについて説明する。

[0042] 図 2 に示すように、線源 17 から放射された放射線 14 は、コリメータ 2 を通って、放射線検出部 3 の検出単位 3a に入射する。検出単位 3a は、放

射線 1 4 を検出信号に変換する。

- [0043] 画像作成部 4 において、複数の前記検出単位 3 a と、画像を構成する複数のピクセルの位置関係は対応付けられており、検出単位 3 a における検出信号のカウント数（頻度）に基づいて、対応するピクセルに色情報を設定する。こうして、線源 1 7 の画像 1 8 が作成される。なお、色情報としては、例えば、黒をカウント数 0（ゼロ）に対応させ、白をカウント数 2 5 5 に対応させる 2 5 6 階調といったグレースケールを用いることができる。
- [0044] 画像処理部 5 は、線源 1 7 の画像 1 8 を用いて、前記広がりの非対称化度と、前記広がりの大きさを計算する。画像処理部 5 は、表示装置 8 に、広がりの非対称化度と、広がりの大きさを表示させる。製造者又は診断者は、表示装置 8 に表示された非対称化度を見ながら、非対称化度が、小さくなり、最小値（ゼロ）になるように、移動機構 6 を用いて、コリメータ 2 を移動させる。
- [0045] また、移動機構 6 は、コリメータ 2 の相対位置を計測可能になっていることが好ましく、画像処理部 5 は、移動機構 6 から相対位置を受信可能になっていることが好ましい。このことによれば、画像処理部 5 は、移動の前後での、相対位置と、広がりの非対称化度と、広がりの大きさを記憶することができる。画像処理部 5 は、例えば、移動の前後での広がりの非対称化度の大きさを比較することにより、次の移動の際の移動方向が、移動の後の相対位置から移動の前の相対位置へ方向か、その逆方向かを判定することができる。画像処理部 5 は、判定結果の移動方向を表示装置 8 に表示させる。製造者又は診断者は、表示装置 8 に表示された移動方向を見て、移動機構 6 を用いて、その移動方向にコリメータ 2 を移動させる。
- [0046] また、画像処理部 5 が、所定の大きさ閾値を記憶しておいてもよい。画像処理部 5 は、計算された広がりの大きさが、大きさ閾値よりも小さいか否かを判定する。画像処理部 5 は、この判定結果を表示装置 8 に表示する。この表示に基づいて、製造者又は診断者は、広がりの大きさが大きさ閾値よりも小さい場合は、現在の相対位置が図 8（a）の小さくなる範囲 2 3 に含まれ

ていると考えられるので、半ピッチ程度の大きな移動を控えることができる。一方、大きい場合は、現在の相対位置が大きくなる範囲 24 に含まれていると考えられるので、半ピッチ程度の大きな移動を行うことになる。

[0047] なお、所定の大きさ閾値を記憶しておかなくても、広がり大きさを評価することができる。これにはまず、非対称化度が最小（極小）となる相対位置の 1 つにコリメータ 2 を配置する。そして、画像処理部 5 は、この相対位置で広がり大きさを計算し記憶する。次に、移動機構 6 を用いて、コリメータ 2 の相対位置を半ピッチだけ移動させる。半ピッチ移動したこの相対位置で、線源 17 の画像を生成し、広がり大きさを計算する。半ピッチの移動の前後での広がり大きさを比較し、広がり大きさが小さい方の相対位置を、マッチポイントに設定する。画像処理部 5 は、移動機構 6 で、コリメータ 2 を広がり大きさが小さい方の相対位置に移動させる。

[0048] 前記のように、コリメータ 2 の相対位置を調整（移動）するにあたっては、移動機構 6 を用いて、製造者又は診断者が手動で調整してもよいが、後記のように、移動機構 6 を自動で動かしコリメータ 2 の相対位置を少しずつずらしながら、広がり非対称化度と広がり大きさを計算し、広がり非対称化度と広がり大きさが最小（極小）となる相対位置を自動的にマッチポイントに設定してもよい。また、広がり大きさの最小（極小）が決定し難い場合は、前記のように、画像処理部 5 が、所定の大きさ閾値を記憶しておき、画像処理部 5 は、計算された広がり大きさが、大きさ閾値よりも小さいか否かを判定すればよい。画像処理部 5 は、広がり大きさが大きさ閾値よりも小さい場合は、現在の相対位置が図 8（a）の小さくなる範囲 23 に含まれているので、半ピッチ程度の大きな移動を行わず、一方、大きい場合は、現在の相対位置が大きくなる範囲 24 に含まれているので、半ピッチ程度の大きな移動を行い、相対位置を小さくなる範囲 23 へ移動させる。

[0049] 自動の場合、画像処理部 5 は、異なる相対位置毎に計算された非対称化度に基づいて、非対称化度が最小（極小）になる相対位置を決定する。画像処理部 5 は、表示装置 8 に、非対称化度が最小（極小）になる相対位置を表示

してもよい。画像処理部 5 は、移動機構 6 に、コリメータ 2 を非対称化度が最小（極小）になる相対位置に移動させる。

[0050] なお、画像処理部 5 は、異なる相対位置毎に計算された非対称化度に基づいて、非対称化度が最小（極小）になるように、手動における方法と同様の方法でコリメータ 2 の移動方向を決定してもよい。

[0051] 図 9 に、実施の形態の変形例を示す。実施の形態の変形例では、図 5 の実施の形態と比較して、点状の線源 17 が、線状の線源 25x、25y になっている点が異なっている。線状の線源 25x は、直線状の線源であり、xy 平面（コリメータ 2 の入射面）と平行な平面上に沿って配置され、x 軸方向（コリメータ 2 の貫通孔 2a の一方の配列方向）から僅かに傾いている。線状の線源 25y は、直線状の線源であり、xy 平面と平行な平面上に沿って配置され、y 軸方向（コリメータ 2 の貫通孔 2a の他方の配列方向）から僅かに傾いている。傾きの角度は、5 度以上 10 度以下程度の大きさである。線状の線源 25x と、線状の線源 25y とは、互いに交差している。また、線源 25x、25y の線状の太さは、前記ピッチ P1、P2 以下であることが好適である。線状の線源 25x、25y は、太さがピッチ P1、P2 以下の筒状のアンブルに、液体の放射性薬剤 13 を封入したものをを用いることができる。

[0052] 線状の線源 25x、25y を用いることにより、点状の線源 17 の位置を変えて複数回、広がり非対称化度を計算したのと同じ効果を得ることができる。すなわち、点状の線源 17 の位置によって、コリメータ 2 と放射線検出部 3 との相対的な位置や、統計揺らぎなどの条件が重なると、コリメータ 2 の位置合わせができていないにも拘らず、偶然に非対称化度が小さくなる可能性がある。このような場合、点状の線源 17 の位置を変えて複数回、広がり非対称化度を計算することで、その偶然を排除することができる。そして、x、y 軸方向から僅かに傾いた線状の線源 25x、25y であれば、一次元画像を生成する放射線検出部 3 の検出単位 3a の列を変えることにより、線源 25x、25y のコリメータ 2 と放射線検出部 3 とに対する相対

的な位置を変更することができる。そして、カウント数を2次元的に1回計測すればよいので、点状の線源17の位置を変えて複数回計測する場合に比べて、トータルの処理時間を短縮することができる。また、封入する放射性薬剤13の量が多くなるので、短時間のうちに多くの放射線をカウントすることができ、さらに、トータルの処理時間を短縮することができるだけでなく、非対称化度の計算精度、位置合わせ精度を高めることができる。

[0053] 図10に、2本の線状の線源25x、25yの平面図を示す。そして、線状の線源25x、25yを投影した放射線検出部3の入射表面において、x軸方向の一次元画像を取得する際の位置と一次元画像の幅とを示す矢印26xを記載している。また、y軸方向の一次元画像を取得する際の位置と一次元画像の幅とを示す矢印26yを記載している。そして、一次元画像を繰り返し取得する範囲を矢印27として記載している。

[0054] 広がりの非対称化度の計算を、線状の線源25yに関して行う場合について述べる。まず、あるピクセル座標（y座標） y_0 を持つ検出単位3aの列（図10中では紙面横方向に並ぶ列）において、x軸方向の一次元画像を取得し、非対称化度を計算する。次に、ピクセル座標（y座標） y_0 より一つ大きいピクセル座標（y座標） $y_0 + 1$ を持つ検出単位3aの列において、x軸方向の一次元画像を取得し、非対称化度を計算する。この繰り返し作業を、矢印27の示す一次元画像を繰り返し取得する範囲、具体的には、繰り返し回数が所定の回数Nに達し、ピクセル座標（y座標）が $y_0 + N$ に達するまで繰り返す。こうして得られたN+1個の非対称化度の平均値を計算する。この非対称化度の平均値を、線状の線源25yに対する非対称化度と定義する。同様に、線状の線源25yに対する広がりの大きさを定義することができる。線状の線源25xに対する広がりの非対称化度と大きさを定義することができる。そして、2本の線状の線源25x、25yが配置されているので、x軸、y軸両方向に対して一度に位置合わせを行うことができる。そして、図10に示すように、4つの矢印27で示す4つの一次元画像を繰り返し取得する範囲を設けることにより、コリメータ2のx軸方向とy軸方向

のずれだけでなく、 x y 平面上での回転方向のずれも、4つの範囲に対応する4つの非対称化度として検出でき、これらの非対称化度をそれぞれ最小になるように、移動機構6を調整することでずれを修正することができる。

[0055] なお、本実施の形態では、コリメータ2として、パラレルホールコリメータを例に説明したが、これに限らず、放射線検出部3の検出単位3aと、コリメータ2の貫通孔2aとに対応関係があれば、本発明を適用することが可能である。例えば、ダイバージングコリメータ、コンバージングコリメータ、スラントコリメータなどに対しても本発明は有効である。また、例えば、コリメータ2の貫通孔2aのピッチが、放射線検出部3の検出単位3aのピッチの整数倍とした設計の場合でも、同様の方法で位置合わせを実施でき、本発明は有効である。

[0056] また、ピクセル型の放射線検出部3においては、必ずしも一つのピクセルが一つのシンチレータあるいは半導体素子によって構成されていなくても良い。例えば、半導体素子の場合、一つの半導体結晶にピクセル状の電極を付けることでピクセル型の放射線検出部3としてもよい。また、表面と裏面で互いに直行する方向に短冊状の電極をつけ、いわゆるクロスストリップ型の読み出し動作を行うピクセル型の放射線検出部3を、本発明で用いてもよい。

[0057] また、本実施の形態では、ガンマカメラについて述べたが、SPECT装置でも本発明の効果が期待できる。

[0058] また、本実施の形態では、1点の点状の線源17と、互いに交差する線状の線源25x、25yとを用いたが、これらに限られず、線上に配置された複数の点状の線源を用いてもよい。

符号の説明

[0059]

1	核医学診断装置
2	コリメータ
2 a	貫通孔
2 b	側壁

- 2 c 貫通孔中心軸
- 2 d 側壁中央面
- 3 放射線検出部
- 3 a 検出単位（半導体放射線検出素子）
- 3 b 間隙（検出単位境界面）
- 3 c 検出単位中心軸
- 3 d 間隙中央面（検出単位境界面）
- 4 画像作成部
- 4 a アナログ処理部
- 4 b デジタル処理部
- 5 画像処理部
- 6 移動機構
- 7 コンソール
- 8 表示装置
- 9 入力装置
- 1 1 ベッド
- 1 2 被検体
- 1 3 放射性薬剤
- 1 4 放射線（ガンマ線）
- 1 5 広がりのある実際の診断画像
- 1 6 広がりのない理想の診断画像
- 1 7 点状の線源
- 1 8 広がりのある点状の線源の実際の画像
- 1 9 広がりのない点状の線源の理想の画像
- 2 1、2 2 照射領域
- 2 3 小さくなる範囲
- 2 4 大きくなる範囲
- 2 5 x x 軸方向から僅かに傾いた線状の線源

2 5 y y 軸方向から僅かに傾いた線状の線源

2 6 x x 軸方向の一次元画像の画像幅

2 6 y y 軸方向の一次元画像の画像幅

2 7 一次元画像の取得範囲

請求の範囲

- [請求項1] 線源から入射する放射線を検出する複数の検出単位を格子状に配置する放射線検出部と、
- 前記検出単位に入射する前記放射線の入射方向を制限するコリメータと、
- 複数の前記検出単位と複数のピクセルの位置関係を対応させ、前記放射線を検出した際に前記検出単位から出力される検出信号のカウント値に基づいて、前記線源の診断画像を作成する画像作成部とを有する核医学診断装置において、
- 前記線源に対する前記診断画像の広がり非対称化度を前記カウント値の対称性から計算する画像処理部と、
- 前記放射線検出部に対する前記コリメータの相対位置を移動させる移動機構とを有することを特徴とする核医学診断装置。
- [請求項2] 計算された前記非対称化度を表示する表示装置を有することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の核医学診断装置。
- [請求項3] 前記画像処理部は、異なる前記相対位置毎に計算された前記非対称化度に基づいて、前記非対称化度が極小になる前記相対位置を決定することを特徴とする請求の範囲第1項又は第2項に記載の核医学診断装置。
- [請求項4] 前記非対称化度が極小になる前記相対位置を表示する表示装置を有することを特徴とする請求の範囲第3項に記載の核医学診断装置。
- [請求項5] 前記移動機構は、前記非対称化度が極小になる前記相対位置に、前記コリメータを移動させることを特徴とする請求の範囲第3項に記載の核医学診断装置。
- [請求項6] 前記画像処理部は、異なる前記相対位置毎に計算された前記非対称化度に基づいて、前記非対称化度が極小になるように、前記コリメータを前記放射線検出部に対して移動させる移動方向を決定することを特徴とする請求の範囲第1項又は第2項に記載の核医学診断装置。

- [請求項7] 前記移動方向を表示する表示装置を有することを特徴とする請求の範囲第6項に記載の核医学診断装置。
- [請求項8] 前記移動機構は、前記移動方向に基づいて、前記コリメータを移動させることを特徴とする請求の範囲第6項に記載の核医学診断装置。
- [請求項9] 前記画像処理部は、前記広がり的大小さを計算することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の核医学診断装置。
- [請求項10] 計算された前記広がり前記大小さを表示する表示装置を有することを特徴とする請求の範囲第9項に記載の核医学診断装置。
- [請求項11] 前記画像処理部は、前記コリメータの1ピッチの範囲を前記広がり前記大小さが小さくなる範囲と前記小さくなる範囲より大きくなる範囲の2つに分け、
前記小さくなる範囲において、前記非対称化度が極小になる前記相対位置を決定することを特徴とする請求の範囲第9項に記載の核医学診断装置。
- [請求項12] 複数の前記検出単位それぞれは、検出素子を有することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の核医学診断装置。
- [請求項13] 複数の前記検出単位それぞれは、半導体放射線検出素子を有することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の核医学診断装置。
- [請求項14] 前記検出単位と、前記コリメータに設けられる貫通孔とは、平面視で四角形であることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の核医学診断装置。
- [請求項15] 線源から入射する放射線を検出する複数の検出単位を格子状に配置する放射線検出部と、
前記検出単位に入射する前記放射線の入射方向を制限するコリメータと、
複数の前記検出単位と複数のピクセルの位置関係に対応させ、前記放射線を検出した際に前記検出単位から出力される検出信号のカウント値に基づいて、前記線源の診断画像を作成する画像作成部とを有す

る核医学診断装置の調整方法において、

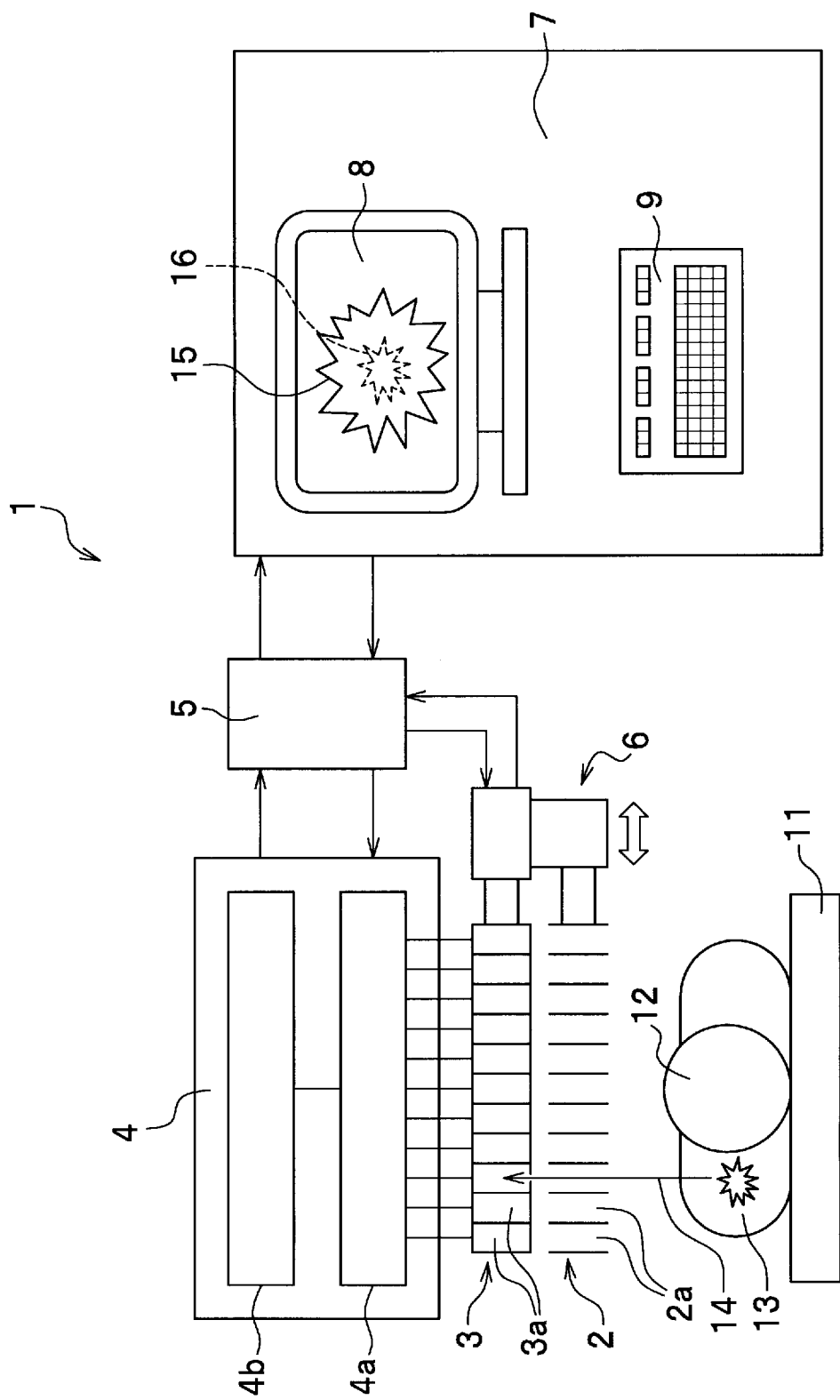
前記線源に対する前記診断画像の広がり非対称化度を前記カウント値の対称性から計算し、

前記放射線検出部に対する前記コリメータの相対位置を移動させ、

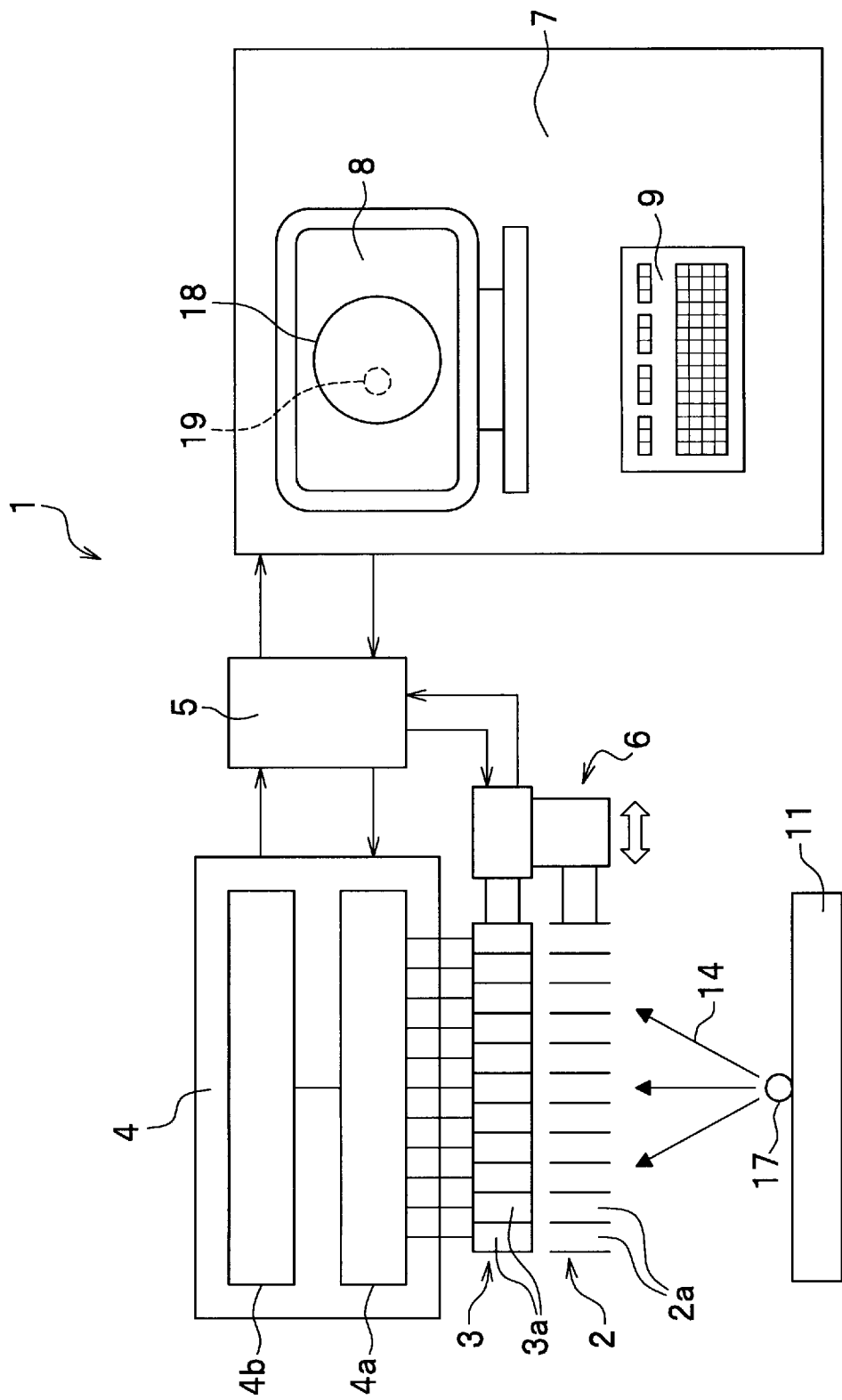
異なる前記相対位置毎に計算された前記非対称化度に基づいて、前記非対称化度が極小になる前記相対位置を決定することを特徴とする核医学診断装置の調整方法。

[請求項16] 前記線源に対する前記診断画像の広がり非対称化度を計算する際に用いる前記線源として、点状又は線状の線源を用いることを特徴とする請求の範囲第15項に記載の核医学診断装置の調整方法。

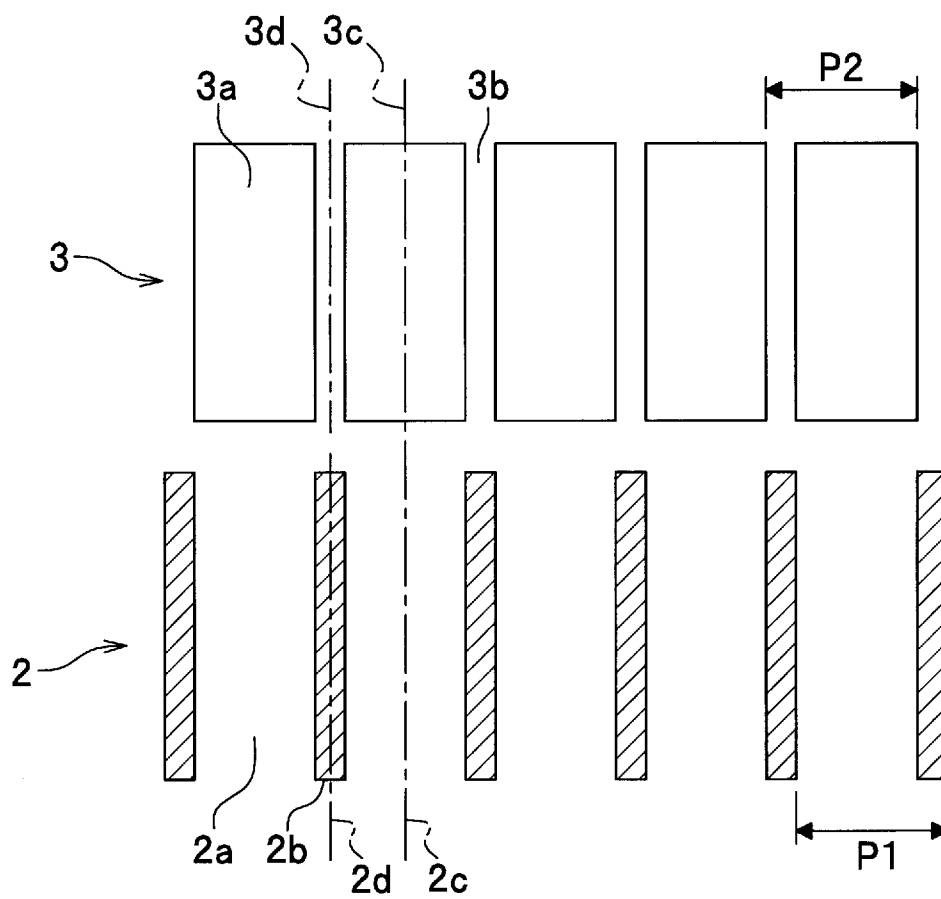
[図1]



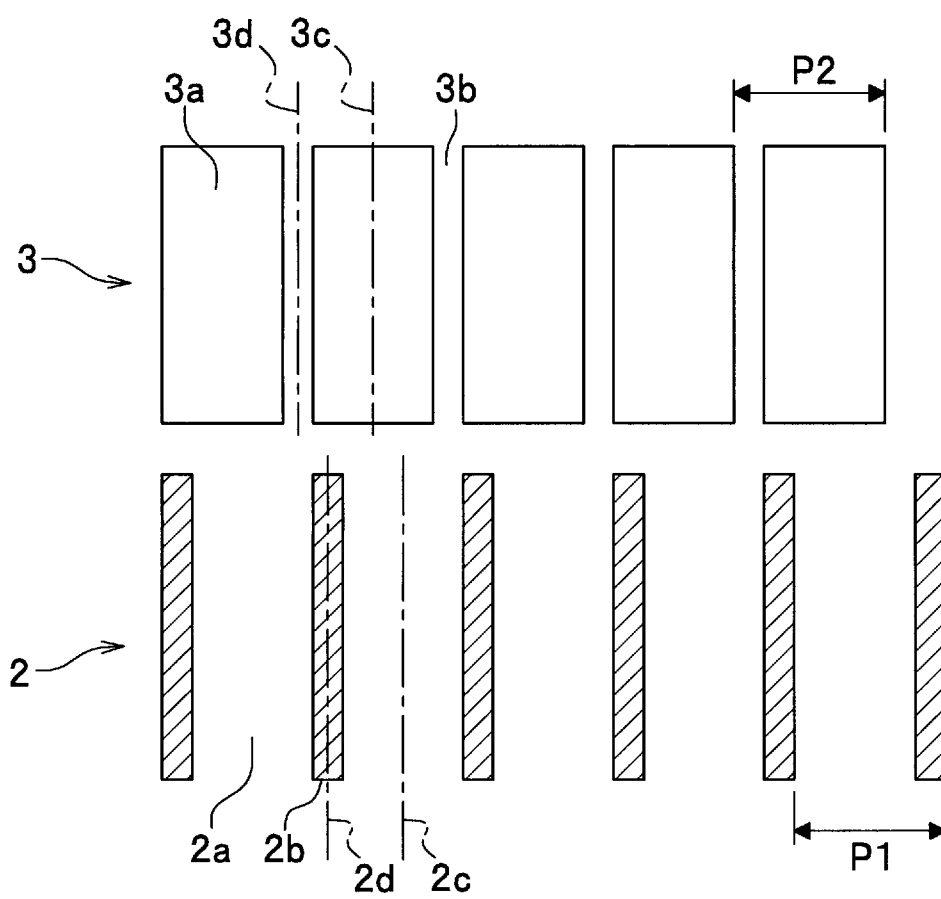
[図2]



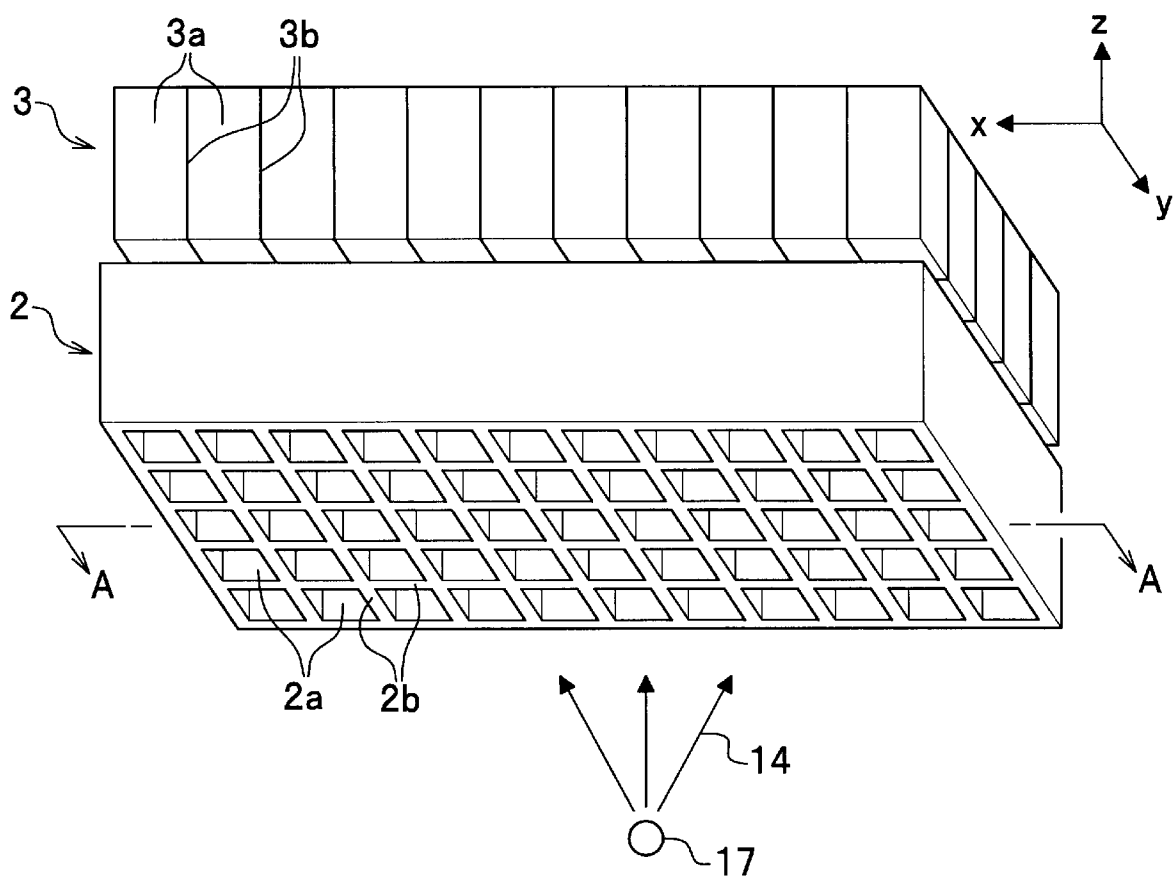
[図3]



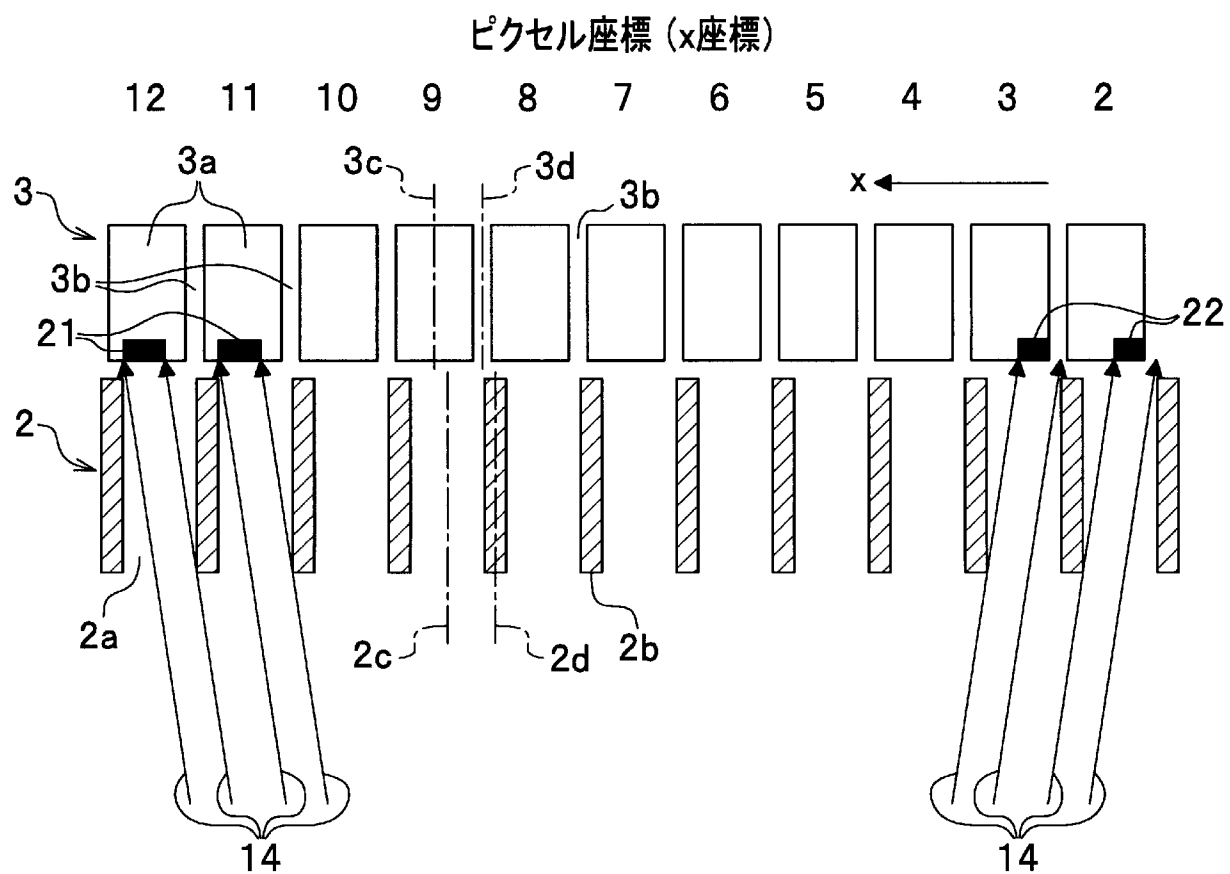
[図4]



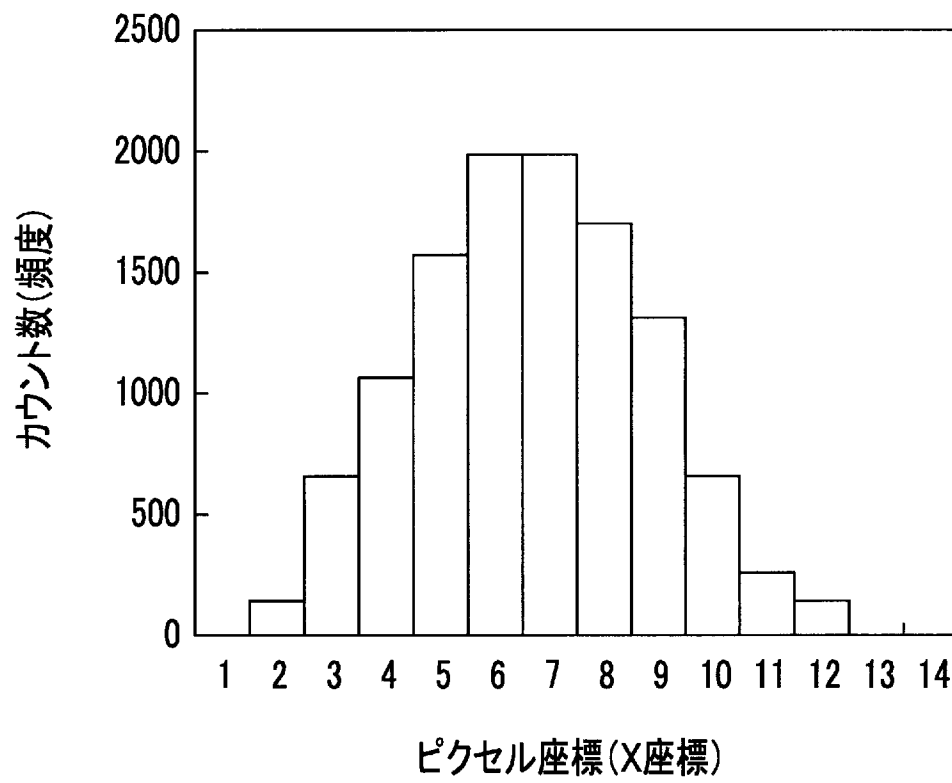
[図5]



[図6]

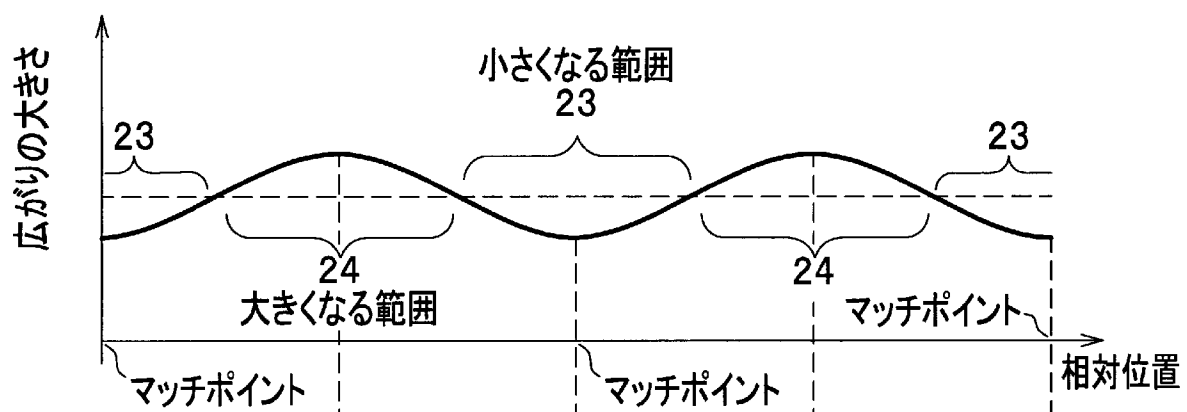


[図7]

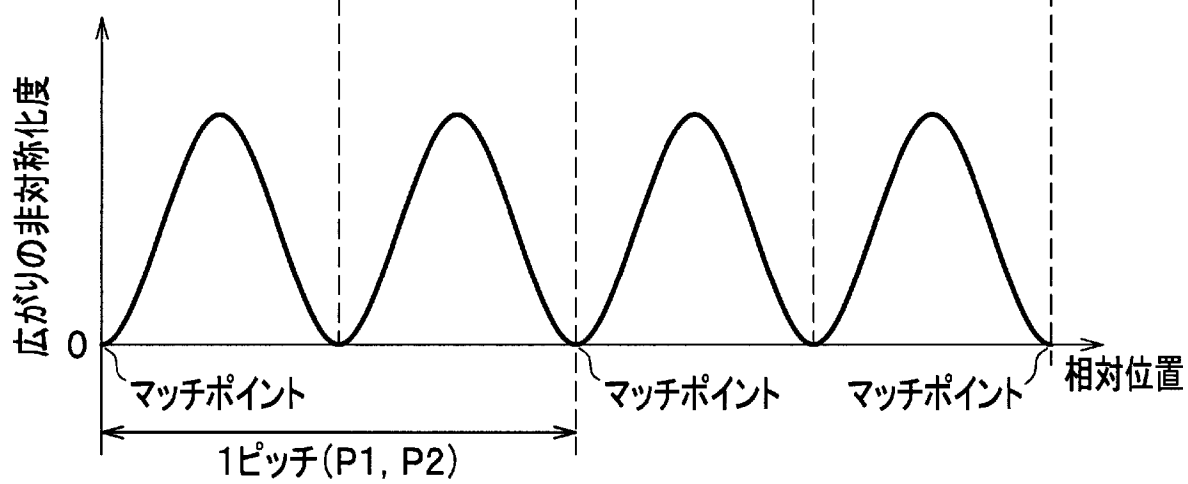


[図8]

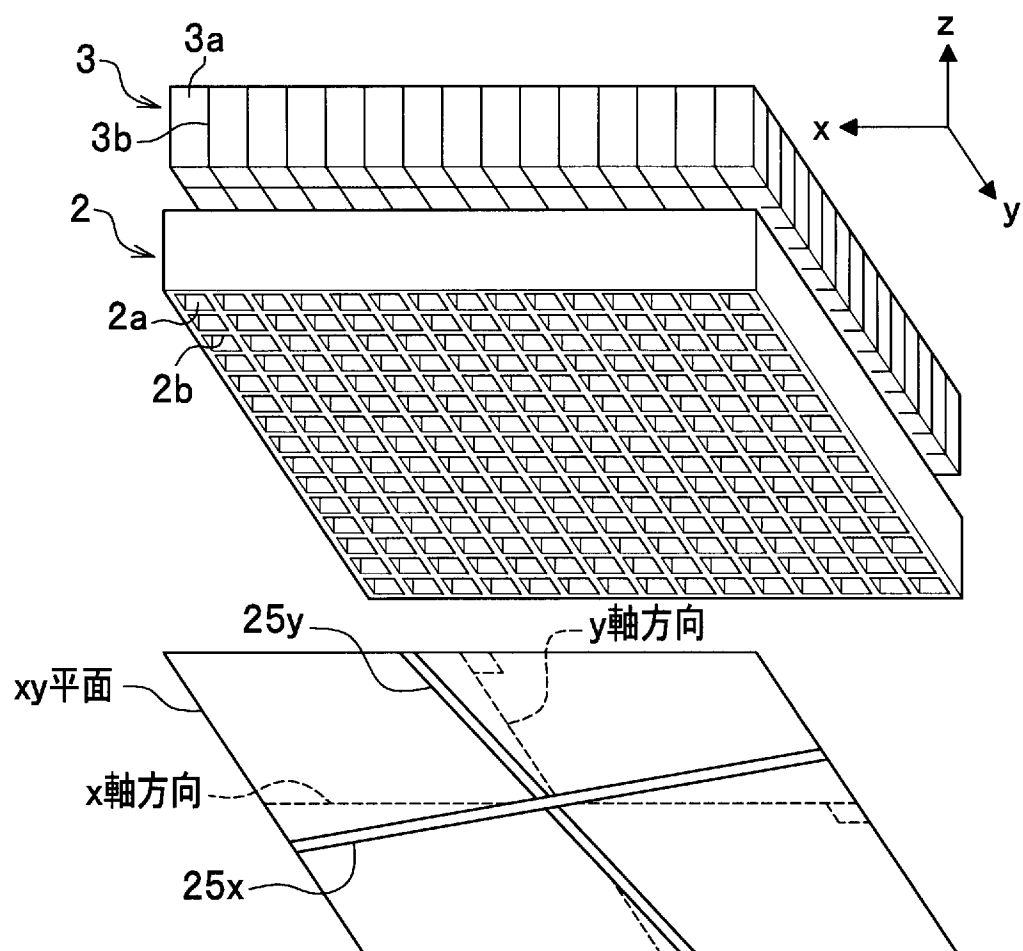
(a)



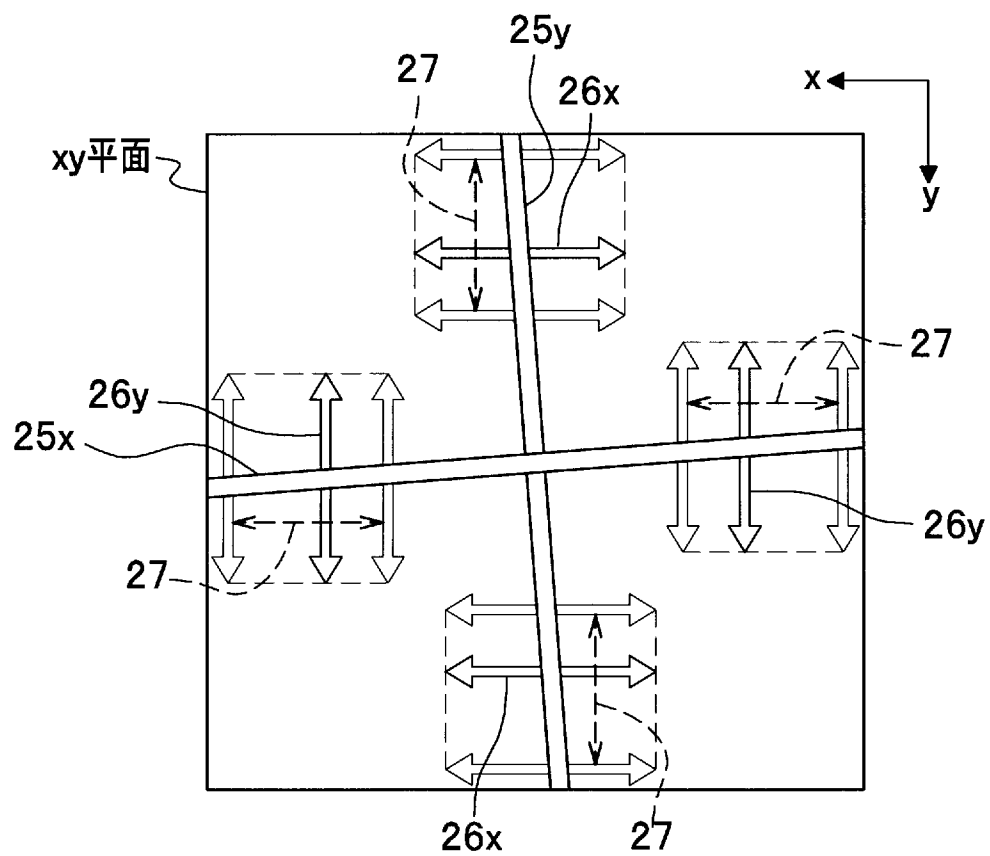
(b)



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/064251

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01T1/161(2006.01)i, G01T1/20(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, G01T1/20, G01T1/24

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	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	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.
A	JP 11-337646 A (Toshiba Corp.), 10 December, 1999 (10.12.99), Par. Nos. [0054] to [0056]; Figs. 10 to 11 & US 6236051 B1	1-16
A	JP 2001-346795 A (Canon Inc.), 18 December, 2001 (18.12.01), Full text; Figs. 1 to 21 (Family: none)	1-16

☐ 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
17 September, 2009 (17.09.09)

Date of mailing of the international search report
06 October, 2009 (06.10.09)

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. G01T1/161(2006.01)i, G01T1/20(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（I P C））

Int.Cl. G01T1/161, G01T1/20, G01T1/24

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 0 9 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 9 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 9 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 11-337646 A（株式会社東芝）1999. 12. 10, 段落【0054】 - 【0056】, 第 10-11 図 & US 6236051 B1	1-16
A	JP 2001-346795 A（キヤノン株式会社）2001. 12. 18, 全文, 第 1-21 図（ファミリーなし）	1-16

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

1 7 . 0 9 . 2 0 0 9

国際調査報告の発送日

0 6 . 1 0 . 2 0 0 9

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）

原 俊文

2 Q

4 0 7 8

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