

(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 6 月 4 日(04.06.2015)



(10) 国際公開番号

WO 2015/079857 A1

- (51) 国際特許分類:
G01T 1/161 (2006.01) G01T 7/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/078764
- (22) 国際出願日: 2014 年 10 月 29 日(29.10.2014)
- (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 2013-244299 2013 年 11 月 26 日(26.11.2013) JP
- (71) 出願人: 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: 鈴木 敦郎(SUZUKI Atsuro); 〒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). 上野 雄一郎(UENO
Yuichiro); 〒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).
石津 崇章(ISHITSU Takafumi); 〒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). 竹内 渉 (TAKEUCHI
Wataru); 〒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). 高
橋 勲(TAKAHASHI Isao); 〒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).

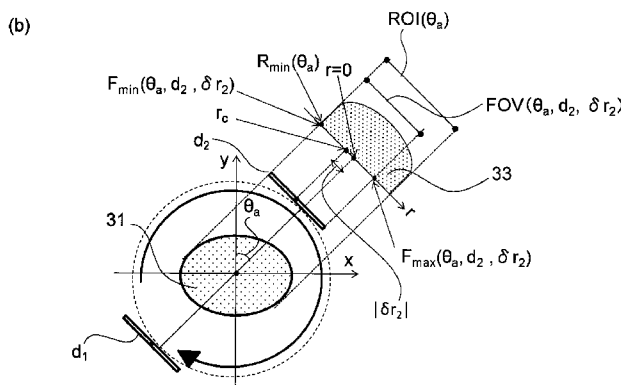
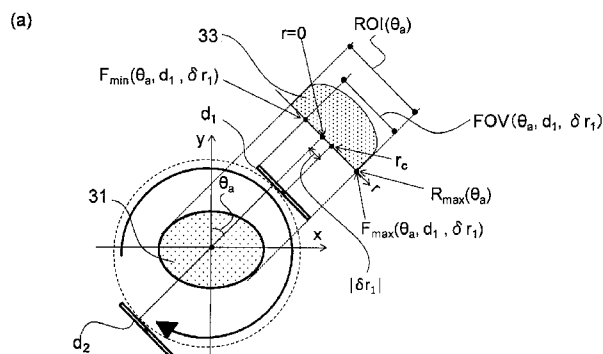
(74) 代理人: 磯野 道造(ISONO Michizo); 〒1020093 東
京都千代田区平河町 2 丁目 7 番 4 号 砂防会館
別館 磯野国際特許商標事務所内 Tokyo (JP).

(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,

[続葉有]

(54) Title: RADIATION IMAGE CAPTURING DEVICE, RADIATION IMAGE CAPTURING METHOD, AND NUCLEAR
MEDICINE DIAGNOSIS APPARATUS

(54) 発明の名称: 放射線撮像装置、放射線撮像方法および核医学診断装置



(57) Abstract: When projection images (33) of a region of
interest (31) are captured while two detector panels (d_1 , d_2)
are rotationally moved along the entire periphery of the re-
gion of interest, each of the detector panels (d_1 , d_2) is moved
along the tangential direction of the rotational movement to
a position at which the union of the image capture ranges of
the projection images (33) captured by the respective detec-
tor panels (d_1 , d_2) includes the entire region of interest (31),
and a tomographic image of the region of interest (31) is re-
constructed using the projection images captured by the re-
spective detector panels (d_1 , d_2).

(57) 要約: 2つの検出器パネル (d_1 , d_2) を関
心領域 (31) の全周にわたって回転移動させ
ながらその投影像 33 を撮像する場合、検出器
パネル (d_1 , d_2) それぞれにより撮像される
投影像 (33) の撮像範囲の和集合が関心領域
(31) の全体を含む位置まで、検出器パネル
(d_1 , d_2) それぞれを回転移動の接線方向に
沿って移動させ、検出器パネル (d_1 , d_2) そ
れぞれにより撮像される投影像を用いて、関心
領域 (31) の断層像を再構成する。

WO 2015/079857 A1



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,

ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV,
MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,
SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

放射線撮像装置、放射線撮像方法および核医学診断装置

技術分野

[0001] 本発明は、医療用に好適な放射線撮像装置、放射線撮像方法および核医学診断装置に関する。

背景技術

[0002] 放射線計測装置を核医学分野に応用した技術として、ガンマカメラを用いた単一光子放射型コンピュータ断層撮影 (Single photon emission computed tomography：以下、SPECTという) がある。SPECTは、放射性同位体を含む化合物の分布を測定し、断層面のイメージを提供するものである。これまでのSPECT装置では、一枚の結晶からなるシンチレータと複数の光電子増倍管を組み合わせたものが主流であった。これらのSPECT装置では、放射線源の位置は、しばしば重心演算などで求められるが、その演算で求められる分解能は、10mm程度が限界であった。しかしながら、10mm程度の分解能は、臨床現場の要求に十分に応え得るものではなかった。

[0003] そこで、空間分解能の向上に極めて有利なピクセル型検出器が開発された。ピクセル型検出器としては、シンチレータで構成されたものや、半導体で構成されたものなどがあるが、いずれも、小さな検出器単位、すなわちピクセル単位で放射線源の位置信号を取得する。したがって、検出器の固有分解能は、ピクセルサイズで決定される。そして、ピクセルサイズが1～2mmの検出器はすでに開発されているので、分解能は、10mm以下が達成され、大幅に改善されてきた。

[0004] また、断層面の画像再構成方法も新たに開発、改良され、分解能向上に大きく貢献している。これまでは、フィルタ補正逆投影法 (Filtered Back-Projection：FBP法) や、分解能補正なしの逐次近似法 (Maximum Likelihood Expectation Maximization：MLEM法, Ordered Subset Expectation Max

imization : O S E M法など) が用いられてきたが、近年、分解能補正ありの逐次近似法が開発された。この方法では、コリメータや検出器の幾何学的形状、被写体によるガンマ線の減弱、散乱線などの物理的要因を考慮して断層面の画像を再構成することができる。

[0005] ところで、S P E C T装置の種類には、全身撮像が可能な広い撮像範囲を有する全身機、心臓と頭部を対象とした心臓・頭部兼用機、心臓のみを対象とした心臓専用機などがある。最も広く普及しているのは全身撮像による骨イメージングが可能な全身機である。しかしながら、全身機で撮像された頭部や心臓の画像の画質は、頭部や心臓の撮像に特化された心臓・頭部兼用機などで撮像された画像の画質よりも劣ってしまう。したがって、全身撮像が可能なだけでなく、心臓や頭部などの撮像においても心臓・頭部兼用機に匹敵する画質を提供可能なS P E C T装置が望まれている。

[0006] 特許文献1 および特許文献2 には、小面積の放射線検出器を用いてS P E C T像などを撮像する技術が記載されている。例えば、特許文献1 には、検出器の回転位置毎に、撮像対象の関心領域（心臓など）がその検出器の撮像範囲内に含まれるように、検出器を検出器の回転軌道の接線方向に移動させることが記載されている。さらに、特許文献1 には、検出器の回転軌道における接線方向の位置を1 周目と2 周目で変えることで、心臓の領域が検出器の撮像範囲内に含まれるようにすることが記載されている。また、特許文献2 には、小面積の複数の検出器が互いの撮像範囲外の領域をカバーし合うように配置されて、被写体全身を撮像することが記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開平10-39030号公報

特許文献2：特開2009-31306号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかしながら、特許文献 1 に記載の、回転位置毎に検出器を接線方向に移動させて関心領域を撮像する場合には、検出器の撮像範囲が関心領域の大きさよりも大きいものでなければならない。また、特許文献 1 では、検出器の撮像範囲が関心領域の大きさよりも小さい場合には、被写体（関心領域）の周囲を検出器で 2 周させ、検出器の接線方向の位置を 1 周目と 2 周目とで変えることもできるとされているが、その場合には、関心領域である心臓などの位置によっては、撮像された断層像の中に占める非関心領域（例えば、心臓以外の部分）、つまり、無駄な部分の占める割合が大きくなりがちである。特許文献 2 記載の方法でも断層像の中に占める無駄な部分の占める割合が大きくなる場合がある。

[0009] 撮像された断層像の中に占める非関心領域部分が大きいと、相対的に関心領域が小さくなり、その分、関心領域からの放射線の検出器によるカウント数が減少し、撮像される関心領域の像の画質が低下する。

[0010] 本発明の目的は、撮像対象となる関心領域からの放射線の検出器によるカウント数を増加させ、撮像される関心領域の像の画質を向上させることが可能な放射線撮像装置、放射線撮像方法および核医学診断装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0011] 本発明に係る放射線撮像装置は、放射線の入射方向を揃えるコリメータと前記コリメータにより入射方向が揃えられた放射線を検出する検出器とを含んでなる検出器パネルと、前記検出器パネルが 1 つまたは複数取り付けられ、前記取り付けられた検出器パネルを、被写体を略中心として、その周囲を回転移動させるガントリと、前記ガントリに取り付けられた 1 つまたは複数の検出器パネルを、それぞれ、回転移動の接線方向に移動させる接線方向移動機構と、を備え、前記ガントリにより前記 1 つまたは複数の検出器パネルを前記被写体の全周を回転移動させつつ、各回転位置における前記関心領域の投影像を前記 1 つまたは複数の検出器パネルにより撮像するときには、前記 1 つまたは複数の検出器パネルのそれぞれにより撮像される投影像の撮

像範囲の和集合が前記関心領域の大きさに対応するように、前記1つまたは複数の検出器パネルのそれぞれを前記接線方向に移動させ、前記回転移動および接線方向の移動をさせた前記1つまたは複数の検出器パネルによりそれぞれ撮像される投影像を用いて、前記関心領域の断層像を再構成することを特徴とする。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、撮像対象となる関心領域からの放射線の検出器によるカウント数を増加させ、撮像される関心領域の像の画質を向上させることが可能な放射線撮像装置、放射線撮像方法および核医学診断装置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SPECT装置の全体構成の例を模式的に示した図である。

[図2]2つの小面積の検出器パネルを用いた場合の投影像取得の様子を示した図である。

[図3]検出器パネル d_1 、 d_2 を回転の接線方向に移動させた場合のガンマ線投影像取得の様子を示した図であり、(a)は、検出器パネル d_1 により投影像を取得する様子を示した図、(b)は、検出器パネル d_2 により投影像を取得する様子を示した図である。

[図4]関心領域の投影像データと検出器パネル d_1 、 d_2 の位置との関係を示した図であり、(a)は、検出器パネル d_1 が撮像範囲の中心に位置する場合の例、(b)は、検出器パネル d_1 が撮像範囲の正方向側の端部に寄せられた場合の例、(c)は、検出器パネル d_2 が撮像範囲の負方向側の端部に寄せられた場合の例、(d)は、検出器パネル d_1 、 d_2 が重複した撮像領域を有する様子を示した例である。

[図5]図4に示した投影像データから得られるROI(θ)の最大の位置 $R_{\max}(\theta)$ および最小の位置 $R_{\min}(\theta)$ と回転位置 θ との関係の例を示した図である。

[図6]図5に示したグラフおよび検出器パネル d_1 、 d_2 の接線方向の長さ $L(d_1)$ 、 $L(d_2)$ から得られる検出器パネル d_1 、 d_2 の移動量 δr_1 、 δr_2 と回転位置 θ との関係の例を示した図である。

[図7]被写体がベッドに載せられた様子を模式的に示した図であり、(a)は、上面図、(b)は、側面図である。

[図8]本発明の実施形態に係るSPECT装置により関心領域の断層像を取得する手順を示した図である。

[図9]第1の実施形態の変形例を説明する図であり、(a)は、第1の実施形態の変形例に係る4つの小面積の検出器パネルを用いた場合のガンマ線投影像取得の様子を示した図、(b)は、比較例に係る2つの大面積の検出器パネルを用いた場合のガンマ線投影像取得の様子を示した図である。

[図10]4つの小面積の検出器パネルを用いた場合および2つの大面積の検出器パネルを用いた場合のそれぞれについて、ガンマ線のカウント数比に関心領域の大きさに応じてシミュレーションした結果の例を示した図である。

[図11]本発明の第2の実施形態として2つの検出器パネルを用いた場合の投影像取得の様子を示した図である。

[図12]4つの小面積の検出器パネルを用いた場合および2つの大面積の検出器パネルを用いた場合のそれぞれについて、第2の実施形態を適用し、ガンマ線のカウント数比に関心領域の大きさに応じてシミュレーションした結果の例を示した図である。

[図13]本発明の第3の実施形態として3つの小面積の検出器パネル d_1 、 d_2 、 d_3 を用いた場合の撮像範囲の重なりの方の様子を示した図である。

[図14]本発明の第4の実施形態として1つの小面積の検出器パネル d_1 を複数回回転移動させる場合の撮像範囲の重なりの方の様子を示した図である。

[図15]関心領域である心臓の領域が画像中心からオフセットしている例を示した図であり、(a)は、断層像の例、(b)は、投影像の例である。

[図16]関心領域である心臓と関心領域でない肝臓とが同じ断層像の中に含まれる例を示した図であり、(a)は、心臓と肝臓とを含んだ断層像の例、(

b) は、心臓の断層像から得られる投影像の例、(c) は、肝臓の断層像から得られる投影像の例である。

[図17]心臓領域にのみフォーカスした検出器パネル d_3 、 d_4 を追加することで、心臓領域におけるガンマ線検出の定量性を確保する例を示した図である。

[図18]関心領域のプラナー撮像の例を示した図で、(a) は、2つの検出器パネル d_1 、 d_2 をそれぞれ、関心領域の正方向の最大位置、負方向の最小位置に移動させたときの図、(b) は、2つの検出器パネル d_1 、 d_2 をそれぞれ、関心領域の負方向の最小位置、正方向の最大位置に移動させたときの図である。

[図19]プラナー撮像の他の例を示した図であり、(a) は、撮像開始時の検出器パネル d_1 、 d_2 の位置を示し、(b) は、検出器パネル d_1 、 d_2 が最大角度に回転したときの位置を示したものである。

発明を実施するための形態

[0014] 以下、本発明の実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。

[0015] (第1の実施形態)

図1は、本発明の実施形態に係るSPECT装置1の全体構成の例を模式的に示した図である。図1に示すように、核医学診断装置の1つであるSPECT装置1は、円環状のガントリ10、ガントリ10に互いに対向するように取り付けられた2つの検出器パネル11 (d_1 、 d_2)、データ処理装置12、表示装置13などを含んで構成される。被写体15には放射性薬剤（例えば、半減期が6時間の ^{99m}Tc を含んだ薬剤）が投与され、ベッド14に載せられた被写体15の体内の ^{99m}Tc から放出されるガンマ線は、2つの検出器パネル11 (d_1 、 d_2) によって検出される。

[0016] 検出器パネル11は、図1の右上部の破線で囲った長円内に概略の断面図が示されているように、検出器基板23にガンマ線検出器が平面アレイ状に配置されて構成されたピクセル型検出器21、平面アレイ状に配置されたガンマ線検出器のそれぞれに方向を揃えたガンマ線を入射させるためのコリメ

ータ 26、それぞれのガンマ線検出器によって検出されるガンマ線の検出信号を処理する集積回路（ASIC：Application Specific Integrated Circuit）25、集積回路25が実装されたASIC基板24などがシールドケース29の中に収納されて構成される。なお、シールドケース29は、鉄や鉛などからなり、外部から飛来する電磁波、光、ガンマ線などを遮断する。ただし、シールドケース29の被写体15に対向する面は、開放されているか、もしくは、少なくともガンマ線をシールドしない材質で形成されている。

[0017] ここで、円環状の回転部を有するガントリ10には、検出器パネル11をガントリ10の半径方向 r_a 、回転方向 r_o 、その回転の接線方向 r 、被写体15の体軸方向 z に自在に移動させる移動機構が付属している。そして、検出器パネル11は、被写体15の断層像を撮像するときには、ガントリ10の円環状の回転部に沿って回転し、ガントリ10内に挿入された被写体15（より詳しくいえば、被写体15体内の腫瘍などに集積した放射性薬剤）から放出されるガンマ線を360度の方向から検出する。

[0018] 被写体15の体内から放出されるガンマ線は、コリメータ26により一定方向のガンマ線のみが選別され、ピクセル型検出器21の各ガンマ線検出器によって検出される。各ガンマ線検出器によって検出されたガンマ線の検出信号は、集積回路25に入力され、波高値のデータに変換される。そして、ガンマ線の波高値のデータは、そのガンマ線を検出したガンマ線検出器の識別番号（しばしば、チャンネルIDと呼ばれる）と検出時刻とに対応付けられて、さらに、パケットデータに編集されてデータ処理装置12へ送信される。

[0019] データ処理装置12は、集積回路25から送信される、ガンマ線の波高値、チャンネルIDおよび検出時刻を含んだパケットデータを取り込み、平面像（プラナー像）を生成、または、サイノグラムデータに変換して断層像を生成し、表示装置13に表示する。なお、データ処理装置12は、中央演算処理装置と記憶装置とを備えた一般的なコンピュータによって構成することができる。

[0020] ピクセル型検出器 21 が測定対象の被写体 15 に対してある角度をなしているとき、検出器 i （検出器 i は、以下、ピクセル型検出器 21 を構成するチャンネル $I = i$ で識別されるガンマ線検出器を意味するものとする）で検出されるガンマ線のカウント数 y_i は、再構成画素 j に対応する被写体 15 の部分から発生するガンマ線のカウント数を λ_j とすれば、次の式（1）によって表される。

$$y_i = \sum C_{ij} \lambda_j \quad (1)$$

ここで、 C_{ij} は、再構成画素 j に対応する被写体 15 の部分から発生したガンマ線が検出器 i によって検出される確率を表す。

[0021] 被写体 15 の断層像は、公知の逐次近似再構成法（MLEM 法、OSEM 法など）を用いることにより再構成することができる。すなわち、逐次近似再構成法では、検出器の点応答関数を逐次近似画像再構成に組み込むことにより、空間分解能を逐次補正することができる。なお、点応答関数とは、点線源から発生したガンマ線を検出器 i が検出する確率であり、式（1）の検出確率 C_{ij} に等しい。この点応答関数を用いることで、MLEM 法、OSEM などの逐次近似再構成法によって、被写体 15 のより正確な断層像を再構成することができる。

[0022] 図 2 は、2 つの小面積の検出器パネル d_1 、 d_2 を用いた場合の投影像取得の様子 of 例を示した図である。以下、図 2 および後続する図 3 などを用いて、被写体 15 の関心領域 31 の投影像 33 の範囲に応じて検出器パネル d_1 、 d_2 を回転軌道の接線方向 r に移動させることにより検出精度の向上を図る方法について説明する。

[0023] 図 2 に示すように、検出器パネル d_1 、 d_2 が周回するときの回転軸 32 から、検出器パネル d_1 に下ろした垂線と y 軸（鉛直方向）とがなす角度を回転位置 θ とする。このとき、一方の検出器パネル d_1 の回転位置 θ は、 θ_a であり、他方の検出器パネル d_2 は、検出器パネル d_1 に対向する位置に配置されており、その回転位置 θ は、 $\theta_a + 180$ 度である。

[0024] ここで、検出器パネル d_1 、 d_2 の初期状態における回転位置 θ を、それぞ

れ、0度および180度であるとし、検出器パネル d_1 、 d_2 は、関心領域31の周りを360度分の回転をしながらガンマ線を検出する。また、検出器パネル d_1 、 d_2 が回転するときの軌道の接線方向を r とし、回転軸32から検出器パネル d_1 、 d_2 に下ろした垂線の交点を原点($r=0$)とする。図2に示された $r=0$ の原点は、検出器パネル d_1 の中心位置を r_c と表したときに、 $r_c=0$ の場合に相当する。

[0025] 次に、検出器パネル d_1 の回転位置 θ_a における関心領域31の投影像の接線方向 r の最小および最大の位置をそれぞれ $R_{\min}(\theta_a)$ 、 $R_{\max}(\theta_a)$ と表し、この投影像の範囲を $ROI(\theta_a) = [R_{\min}(\theta_a), R_{\max}(\theta_a)]$ と表す。また、接線方向 r において検出器パネル d_i の中心位置 r_c が原点($r=0$)から δr_i だけ移動している場合(図2は、 $\delta r_1=0$ の場合に相当)、その検出器パネル d_i ($i=1, 2$)による撮像範囲の最小および最大の位置を $F_{\min}(\theta_a, d_i, \delta r_i)$ 、 $F_{\max}(\theta_a, d_i, \delta r_i)$ と表し、さらに、その撮像範囲を $FOV(\theta_a, d_i, \delta r_i) = [F_{\min}(\theta_a, d_i, \delta r_i), F_{\max}(\theta_a, d_i, \delta r_i)]$ と表す。

[0026] ここで、 δr_i は、正または負の値をとる。また、回転位置 θ_a と δr_i に依存しない検出器パネル d_i の接線方向 r の撮像範囲の長さを $L(d_i) = |F_{\max}(\theta_a, d_i, \delta r_i) - F_{\min}(\theta_a, d_i, \delta r_i)|$ と表す。すると、図2に示すように、 $L(d_1)$ は、接線方向 r の $ROI(\theta_a)$ の長さ($= |R_{\max}(\theta_a) - R_{\min}(\theta_a)|$)よりも短いので、トランケーションエラーが発生し、このような状況で得られるSPECT画像は不正確になる。

[0027] そこで、本実施形態では、検出器パネル d_1 、 d_2 を接線方向 r に移動させる手段を設けることにより、検出器パネル d_1 、 d_2 で $ROI(\theta_a)$ の全体をカバーできるようにする。ここで、検出器パネル d_1 、 d_2 の接線方向 r の長さの和($L(d_1) + L(d_2)$)は、接線方向 r の $ROI(\theta)$ の長さ($= |R_{\max}(\theta_a) - R_{\min}(\theta_a)|$)の最大値よりも長いものとする。

[0028] 図3は、検出器パネル d_1 、 d_2 を回転の接線方向 r に移動させた場合の投影像取得の様子を示した図であり、(a)は、検出器パネル d_1 により投影像

を取得する様子を示した図、(b)は、検出器パネル d_2 により投影像を取得する様子を示した図である。図3(a)に示すように、回転位置 θ_a における検出器パネル d_1 の接線方向 r における撮像範囲の最大の位置 $F_{\max}(\theta_a, d_1, \delta r_1)$ が $R_{\max}(\theta_a)$ の近傍になるように、検出器パネル d_1 の中心位置 r_c を原点($r=0$)から δr_1 だけ接線方向 r へ移動させる。ここで、 δr_1 は、次の式(2)により求められる。

$$\delta r_1 = R_{\max}(\theta) - L(d_1) / 2 \quad (2)$$

[0029] すなわち、検出器パネル d_1 の中心位置 r_c を原点($r=0$)から δr_1 だけ接線方向 r に沿って移動させることにより、検出器パネル d_1 は、 $ROI(\theta_a)$ における $[F_{\min}(\theta_a, d_1, \delta r_1), R_{\max}(\theta_a)]$ の範囲を撮像することが可能になる。

[0030] また、図3(b)に示すように、回転位置 θ_a における検出器パネル d_2 の接線方向 r における撮像範囲の最小の位置 $F_{\min}(\theta_a, d_2, \delta r_2)$ が $R_{\min}(\theta_a)$ の近傍になるように、検出器パネル d_2 の中心位置 r_c を原点($r=0$)から δr_2 だけ接線方向 r へ移動する。ここで、 δr_2 は、次の式(3)により求められる。

$$\delta r_2 = R_{\min}(\theta) + L(d_2) / 2 \quad (3)$$

[0031] すなわち、検出器パネル d_2 の中心位置 r_c を原点($r=0$)から δr_2 だけ接線方向 r に沿って移動させることにより、検出器パネル d_2 は、 $ROI(\theta_a)$ における $[R_{\min}(\theta_a), F_{\max}(\theta_a, d_2, \delta r_2)]$ の範囲を撮像することができる。

[0032] したがって、検出器パネル d_1, d_2 それぞれの検出データを併せれば、 $ROI(\theta_a)$ の全範囲に対する投影像を得ることができる。このとき、検出器パネル d_1, d_2 それぞれの $ROI(\theta_a)$ に対する撮像範囲には、重複する領域 $[F_{\min}(\theta_a, d_1, \delta r_1), F_{\max}(\theta_a, d_2, \delta r_2)]$ が存在する。この重複する領域では、ガンマ線が倍の確率で検出されることになるので、大面積の1つの検出器でガンマ線を検出するよりも、検出精度を向上させることができる。

[0033] 図4は、関心領域31の投影像データと検出器パネル d_1 、 d_2 の位置との関係を示した図であり、(a)は、検出器パネル d_1 が撮像範囲の中心に位置する場合の例、(b)は、検出器パネル d_1 が撮像範囲の正方向側の端部に寄せられた場合の例、(c)は、検出器パネル d_2 が撮像範囲の負方向側の端部に寄せられた場合の例、(d)は、検出器パネル d_1 、 d_2 が重複した撮像領域を有する様子を示した例である。ここで、図4(a)～(d)に示された投影像は、いずれも同じものであり、横軸を接線方向 r の位置、縦軸を回転位置 θ としたサイノグラム形式で表現されている。そして、このサイノグラム形式の投影像では、白い部分が関心領域31であることを表している。

[0034] なお、以上のようなサイノグラム形式の投影像は、例えば、X線CT装置を用いた撮像により取得可能である。その場合、投影像を取得するX線CT装置は、本実施形態に係るSPECT装置1とは別装置になる。ただし、本実施形態に係るSPECT装置1を、いわゆる、SPECT-CT装置であると想定することもできる。その場合には、X線CT装置が組み込まれたSPECT装置1だけでX線CTによる投影像を取得することができる。

[0035] また、SPECT装置1にX線CT装置が組み込まれていない場合でも、SPECT装置1の検出器パネル d_1 、 d_2 の接線方向 r の長さの和($L(d_1) + L(d_2)$)が $ROI(\theta)$ の長さ($= |R_{\max}(\theta) - R_{\min}(\theta)|$)の最大値よりも十分に長い場合には、SPECT装置1だけで、同様の投影像を取得することができる。

[0036] 本実施形態では、図4(a)に示すように、検出器パネル d_1 の接線方向 r の長さである $FOV(\theta_a, d_1, \delta r_1)$ は、投影像の画素値が存在する領域(白の画素領域)の接線方向 r の長さ($ROI(\theta_a)$)の最大値よりも短いとしている。したがって、検出器パネル d_1 の中心位置 r_c が接線方向 r の原点($r=0$)にある場合には、検出器パネル d_1 の撮像範囲 $FOV(\theta_a, d_1, 0)$ は、関心領域31全体をカバーすることができない。

[0037] そこで、本実施形態では、2つの検出器パネル d_1 、 d_2 を用いて、以下に説明するようにして関心領域31全体の投影像を取得する。そのために、デ

ータ処理装置 12 は、まず、X線CT装置などから得られるサイノグラム形式の投影像のデータを用いて、検出器パネル d_1 、 d_2 の回転位置 θ 毎に、検出器パネル d_1 、 d_2 をそれぞれ原点 ($r=0$) から接線方向 r に沿って移動させる量 δr_1 、 δr_2 を求める。

[0038] すなわち、データ処理装置 12 は、回転位置 θ 毎に関心領域 31 の投影像の範囲である $ROI(\theta_a) = [R_{min}(\theta_a), R_{max}(\theta_a)]$ を投影像の画素値が既定の閾値を超える領域の接線方向 r の座標値の最小値および最大値として求める。例えば、データ処理装置 12 は、回転位置 θ についての投影像の画素値を $r=-\infty$ から正方向へスキャンして、その画素値が既定の閾値を超えたときの接線方向 r の座標値を、 $R_{min}(\theta_a)$ として取得する。また、同様に、データ処理装置 12 は、回転位置 θ_a についての投影像の画素値を $r=+\infty$ から負方向へスキャンして、その画素値が既定の閾値を超えたときの接線方向 r の座標値を、 $R_{max}(\theta_a)$ として取得する。

[0039] 次に、データ処理装置 12 は、以上の $ROI(\theta_a) = [R_{min}(\theta_a), R_{max}(\theta_a)]$ と、式 (2) と、式 (3) とを用いて、検出器パネル d_1 、 d_2 を原点 ($r=0$) から移動させる量 δr_1 、 δr_2 として計算する。

[0040] そして、図 4 (b) に示すように、検出器パネル d_1 の撮像範囲 $FOV(\theta_a, d_1, \delta r_1)$ の接線方向 r の正方向の端部 $F_{max}(\theta_a, d_1, \delta r_1)$ が $ROI(\theta_a)$ の正方向の端部 $R_{max}(\theta_a)$ を含むように、検出器パネル d_1 の中心位置 r_c を、原点 ($r=0$) から $|\delta r_1|$ だけ接線方向 r の正方向に移動させる。同様に、図 4 (c) に示すように、検出器パネル d_2 の撮像範囲 $FOV(\theta_a, d_2, \delta r_2)$ の接線方向 r の負方向の端部 $F_{min}(\theta_a, d_2, \delta r_2)$ が $ROI(\theta_a)$ の負方向の端部 $R_{min}(\theta_a)$ を含むように、検出器パネル d_2 の中心位置 r_c を、原点 ($r=0$) から $|\delta r_2|$ だけ接線方向 r の負方向に移動させる。

[0041] すなわち、図 4 (d) に示すように、検出器パネル d_1 の撮像範囲 $FOV(\theta_a, d_1, \delta r_1)$ と検出器パネル d_2 の撮像範囲 $FOV(\theta_a, d_2, \delta r_2)$ とを併せることにより、関心領域 31 全体の $ROI(\theta_a)$ がカバーされる

ことになる。その結果、データ処理装置 12 は、0 度～360 度のそれぞれの回転位置 θ に対して、検出器パネル d_1 、 d_2 によりそれぞれ投影像のデータを取得し、それらを併せることにより、関心領域 31 全体の $ROI(\theta)$ をカバーした投影像のデータを取得することができる。

[0042] ちなみに、図 5 は、図 4 に示した投影像データから得られる $ROI(\theta)$ の最大の位置 $R_{\max}(\theta)$ および最小の位置 $R_{\min}(\theta)$ と回転位置 θ との関係の例を示した図である。なお、図 5 において、実線のグラフは、 $ROI(\theta)$ の最大の位置 $R_{\max}(\theta)$ を表し、破線のグラフは、 $ROI(\theta)$ の最小の位置 $R_{\min}(\theta)$ を表している。

[0043] また、図 6 は、図 5 に示したグラフおよび検出器パネル d_1 、 d_2 の接線方向 r の長さ $L(d_1)$ 、 $L(d_2)$ から得られる検出器パネル d_1 、 d_2 の移動量 δr_1 、 δr_2 と回転位置 θ との関係の例を示した図である。なお、図 6 において、実線のグラフは、検出器パネル d_1 の移動量 δr_1 を表し、破線のグラフは、検出器パネル d_2 の移動量 δr_2 を表している。

[0044] 以上のように、本実施形態では、データ処理装置 12 は、あらかじめ取得されたサイノグラム形式の投影像（図 4 参照）のデータから回転位置 θ 毎に、関心領域の投影像の接線方向 r の最小、最大の位置 $R_{\min}(\theta)$ 、 $R_{\max}(\theta)$ を求める（図 5 参照）。そして、データ処理装置 12 は、こうして求めた $R_{\min}(\theta)$ 、 $R_{\max}(\theta)$ と式（2）、（3）とから、図 6 に示すような回転位置 θ 毎の移動量 δr_1 、 δr_2 を SPECT 像の撮像前に求めておく。

[0045] なお、実際の医療現場では、体軸方向のスライス毎に関心領域 31 の断面の大きさが異なるため、体軸方向のスライス毎に回転位置 θ と検出器パネル d_1 、 d_2 の移動量 δr_1 、 δr_2 が求められ、さらに、回転位置 θ 毎に全スライスを通しての δr_1 の最大値および δr_2 の最小値が求められる。そして、SPECT 像の撮像時には、この δr_1 の最大値および δr_2 の最小値が、体軸方向の全スライスを通しての共通の移動量 δr_1 、 δr_2 として用いられる。

[0046] 以上のように、本実施形態では、回転位置 θ 毎の 2 つの検出器パネル d_1 、

d_2 による撮像範囲は、検出器パネル d_1 の撮像範囲 $FOV(\theta, d_1, \delta r_1)$ と検出器パネル d_2 の撮像範囲 $FOV(\theta, d_2, \delta r_2)$ の和集合 $FOV(\theta, d_1, \delta r_1) \cup FOV(\theta, d_2, \delta r_2)$ となり、 $ROI(\theta)$ の全体を含む。この場合、 $ROI(\theta)$ の一部は、2つの検出器パネル d_1, d_2 により重複して撮像される。つまり、重複部分については、SPECT像再構成の基礎となる情報量が2倍になっているので、SPECT像の画質が向上する。

[0047] 続いて、SPECT装置1において、検出器パネル d_1, d_2 により関心領域31が撮像されるとき、検出器パネル d_1, d_2 を接線方向 r へ移動させるタイミングについて説明する。検出器パネル d_1, d_2 が回転方向への移動と停止とを繰り返しながら関心領域31を撮像するStep & Shootモードでは、検出器パネル d_1, d_2 は、回転移動されている間に同時に接線方向 r に移動される。あるいは、検出器パネル d_1, d_2 の回転移動が停止した後に接線方向 r に移動されるものとしてもよい。また、検出器パネル d_1, d_2 が連続回転しながら撮像するContinuousモードでは、検出器パネル d_1, d_2 は、連続的に接線方向 r への移動が行われる。

[0048] さらに、回転位置 θ 毎に、検出器パネル d_1, d_2 を、その回転中心方向に移動させながら被写体15の関心領域31を撮像するようにしてもよい。この場合には、検出器パネル d_1, d_2 を被写体15に極力近づけることができるので、検出器パネル d_1, d_2 による検出感度が向上するとともに空間分解能の向上も可能となる。

[0049] ここで、図4に示したような関心領域31の投影像のデータを取得する方法について補足する。前記したように、関心領域31の投影像のデータは、しばしば、X線CT装置を用いて取得されるが、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置を用いて取得してもよい。また、現在は、SPECT-CT装置が普及しつつあるため、X線CT装置のほうがMRI装置よりも利用しやすい。しかしながら、MRI装置は、放射線の被ばくがないという長所があり、将来的にはSPECT-MRIの登場も予想され、どちらのモダリテ

ィも関心領域 31 の投影像の取得には有効な手段であると考えられる。

[0050] これら X 線 CT 装置や MRI 装置などイメージング装置の長所として、被写体 15 の体表面の投影データだけでなく、心臓、肝臓等の被写体 15 内部の投影像の取得も可能な点が挙げられる。その場合、例えば、被写体 15 の体表面の投影像データとして、X 線 CT 装置で撮像した投影像をそのまま用いてもよいし、いったん再構成して得られた画像で領域分割による二値化処理を実行後、領域分割された画像を投影演算して得られる投影データを用いてもよい。ここで、投影演算とは、逐次近似再構成などで実行されるフォワード・プロジェクションのことをいう。

[0051] この場合、心臓や肝臓などの被写体 15 内部の投影データとしては、撮像して得られた投影データを再構成し、関心領域 31 の領域分割を実行後、領域分割された画像を投影演算して得られる投影データを用いるのがよい。

[0052] また、被写体 15 の体表面に対する投影像の範囲だけの取得なら、光計測法を用いてもよい。あるいは、被写体 15 の身長、体重、胸囲、腹囲や、被写体 15 がベッド 14 に載置されとときの体の幅（図 7（a）参照）、厚み（図 7（b）参照）などの情報から、被写体 15 の体表面を楕円体で近似し、その近似した画像を投影演算して得られた投影像のデータを用いてもよい。

[0053] さらに、投影像のデータとして、短時間収集の SPECT 撮像によって得られたデータを用いてもよい。あるいは、SPECT 装置 1 の検出器パネル d_1 、 d_2 を用いたプレーナ撮像で得られた画像から、体表面を円、または楕円体で近似し、その近似した画像を投影演算して得られた投影データを用いてもよい。

[0054] なお、本実施形態では、関心領域 31 の投影像の範囲を投影データから求めているが、関心領域 31 の範囲を求める際に用いる情報は、投影データに限定されない。他の情報から求めてもよく、例えば、回転位置 θ における関心領域 31 の接線方向 r の範囲を求める場合、関心領域 31 の画像に対して回転角度 θ の座標変換を実行し、変換後の画像から投影方向に直交する座標

軸の方向において分布が存在する領域を求めてもよい。

[0055] 図8は、本発明の実施形態に係るSPECT装置1により関心領域31の断層像を取得する手順を示した図である。なお、この手順は、ここまでに説明した関心領域31の断層像取得の方法をまとめたものである。

[0056] まず、X線CT装置などを用いて、関心領域31が含まれる被写体15の投影像データを取得する（ステップS1）。投影像データは、例えば、サイノグラム形式などで表されたものをいい（図4参照）、データ処理装置12の記憶装置に格納される。X線CT装置は、SPECT装置1とは別の装置であってもよく、SPECT-CT装置である場合のSPECT装置1に付属するX線CT装置であってもよい。

[0057] 次に、データ処理装置12は、被写体15の投影像データを用いて、関心領域31の投影像の範囲を表すデータ（図2などでいうROI（ θ_a ））を取得し（ステップS2）、さらに、検出器パネル d_1 、 d_2 の回転位置 θ 毎にその回転の接線方向 r への移動量 δr_1 、 δr_2 を計算する（ステップS3）。

[0058] 次に、ガントリ10は、検出器パネル d_1 、 d_2 を予め定められた角度単位（例えば、10度単位）で回転移動させ（ステップS4）、さらに、検出器パネル d_1 、 d_2 を接線方向 r へ移動させる（ステップS5）。なお、検出器パネル d_1 、 d_2 の回転移動と接線方向 r への移動は同時に行われてもよく、回転移動停止後に接線方向 r への移動が行われてもよい。

[0059] 次に、検出器パネル d_1 、 d_2 は、ガンマ線を検出した検出信号から関心領域の31の撮像データを取得する（ステップS6）。この撮像データは、例えば、回転位置 θ に対するサイノグラム形式の投影像データに相当し、データ処理装置12へ送信される。

[0060] 次に、ガントリ10を制御する制御装置などにより、検出器パネル d_1 、 d_2 の回転移動を終了させるか否かが判定される（ステップS7）。通常は、検出器パネル d_1 、 d_2 が360度回転移動した場合は、終了と判定される。この判定で、終了と判定されなかった場合には（ステップS7でNo）、さらに、ステップS4へ戻って、ステップS4以降の手順が再度実行される。

[0061] 一方、ステップS 7の判定で終了と判定された場合には（ステップS 7でY e s）、データ処理装置1 2は、関心領域3 1の断層像の再構成処理を実行し（ステップS 8）、その再構成した関心領域3 1の断層像を表示装置1 3などに表示する（ステップS 9）。なお、関心領域3 1の断層像の再構成処理には、ML E M法、O S E M法など公知の逐次近似再構成法を用いることができる。

[0062] 以上、本発明の第1の実施形態によれば、検出器パネル1 1による撮像範囲（F O V）が関心領域3 1の接線方向rの長さR O I（ θ ）よりも小さい場合であっても、2つの検出器パネル1 1（ d_1 , d_2 ）を利用し、それら回転位置 θ 毎に求められるR O I（ θ ）の最大値および最小値の位置まで移動させることによって、関心領域3 1の断層像を取得することができ、さらには、その画質向上を図ることができる。

[0063] なお、追記すれば、検出器パネル1 1のガンマ線検出器としては、シンチレーション検出器よりも半導体検出器を用いるのが望ましい。半導体検出器は、固有空間分解能およびエネルギー分解能でシンチレーション検出器よりも優れている。また、シンチレーション検出器は、高電子増倍管の使用により検出器パネル1 1が大きくなるため、放射線の遮蔽材を含めた総重量が大きくなる。一方、半導体検出器は、シンチレーション検出器よりもコンパクトであり、重量は小さい。従って、本実施形態では、検出器パネル1 1を接線方向rへ移動させる機構も付随するので、軽量小型の半導体検出器が適している。

[0064] （第1の実施形態の変形例）

図9は、第1の実施形態の変形例を説明する図であり、（a）は、第1の実施形態の変形例に係る4つの小面積の検出器パネルを用いた場合のガンマ線投影像取得の様子を示した図、（b）は、比較例に係る2つの大面積の検出器パネルを用いた場合のガンマ線投影像取得の様子を示した図である。

[0065] 第1の実施形態では、2つの小面積の検出器パネル d_1 , d_2 を用いて関心

領域 1 5 のガンマ線投影像を取得する例を示したが、使用する検出器パネル 1 1 の数は、2 つに限定されず、3 つ以上を使用してもよい。以下、ここでは、検出器パネル 1 1 を 4 つ使用する例を示す。

[0066] 図 9 (a) に示すように、4 つの検出器パネル d'_1 , d'_2 , d'_3 , d'_4 を用いる場合、互いに対向する 2 つの検出器パネル (d'_1 , d'_3) および (d'_2 , d'_4) のそれぞれについて、第 1 の実施形態で説明した移動量と同様の移動量 $\delta r'_1$, $\delta r'_3$, $\delta r'_2$, $\delta r'_4$ を求め、検出器パネル d'_1 , d'_3 を接線方向 r の正方向に移動させ、検出器パネル d'_2 , d'_4 を接線方向 r の負方向に移動させる。ここで、4 つの検出器パネル d'_1 , d'_2 , d'_3 , d'_4 の接線方向 r の長さは、いずれも関心領域 3 1 の長さの最大値よりも短く、例えば、270 mm であるとする。

[0067] この変形例の場合には、関心領域 3 1 の投影像を取得するときの検出器パネル d'_1 , d'_2 , d'_3 , d'_4 の回転移動所要時間を、2 つの検出器パネル d_1 , d_2 を用いる場合 (第 1 の実施形態) に比べ半減させることができる。これは、関心領域 3 1 の 360 度分の投影像を取得するのに、検出器パネル d'_1 , d'_2 , d'_3 , d'_4 は、180 度回転させれば済むからである。すなわち、検出器パネル d'_1 , d'_3 は、それぞれ、0 度～180 度および 180 度～360 度まで回転されればよく、検出器パネル d'_2 , d'_4 は、それぞれ、90 度～270 度および 270 度～90 度まで回転されればよい。

[0068] さらに、この変形例では、検出器パネル d'_1 , d'_2 , d'_3 , d'_4 を 360 度回転させることにより、2 つの検出器パネル d_1 , d_2 を用いる場合 (第 1 の実施形態) に比べ、関心領域 3 1 の投影像の精度を向上させることができ、その結果、関心領域 3 1 の断層像の画質を向上させることができる。これは、関心領域 3 1 の投影像の 1 ピクセル当りのガンマ線のカウント数が増加するからである。

[0069] なお、図 9 (b) ので比較例では、2 つの検出器パネル d''_1 , d''_2 が用いられ、その接線方向 r の長さは 540 mm 程度であるとしている。このよ

うな検出器パネル d''_1 , d''_2 の構成は、従来の全身用 SPECT 装置で一般的に用いられているものである。また、この比較例で用いられている検出器パネル d''_1 , d''_2 のガンマ線入射側の総面積は、図 9 (a) の例とほぼ同じである。

[0070] 図 10 は、4 つの小面積の検出器パネルを用いた場合 (図 9 (a) 参照) および 2 つの大面積の検出器パネルを用いた場合 (図 9 (b) の比較例を参照) のそれぞれについて、ガンマ線のカウント数比を関心領域 31 の大きさに応じてシミュレーションした結果の例を示した図である。なお、ここでは、関心領域 31 の大きさおよび形状は、長径 (mm) - 短径 (mm) で表される楕円体であると仮定している。

[0071] 図 10 に示すように、関心領域 31 が小面積の検出器パネル d'_1 , d'_2 , d'_3 , d'_4 の接線方向 r の長さ (270 mm) よりも小さい場合 (長径 250 mm - 短径 200 mm) には、当然ではあるが、そのカウント数比は 2 倍となる。また、関心領域 31 の長径が検出器パネル d'_1 , d'_2 , d'_3 , d'_4 の接線方向 r の長さ (270 mm) を超えると、カウント数比は、2 倍から次第に小さくなっていくが、関心領域 31 の大きさがかなり大きくなった場合でも (例えば、長径 400 mm - 短径 350 mm)、そのカウント数比は、1.4 倍程度になる。

[0072] 従って、本変形例 (図 9 (a) 参照) では、従来の 2 つの大面積の検出器パネル d''_1 , d''_2 を用いる比較例の場合 (図 4 (b) 参照) に比べ、関心領域 31 のガンマ線投影像の精度向上、つまり、関心領域 31 の断層像の画質向上を図ることができる。さらに、関心領域 31 の画質向上が求められない場合には、関心領域 31 のガンマ線投影像の撮像時間を短縮することができる。さらに、その結果として、被写体 15 への放射性薬剤の投与量の低減や被写体 15 の被爆量低減が可能となる。

[0073] (第 2 の実施形態)

第 1 の実施形態では、検出器パネル d_1 , d_2 の回転位置 θ 毎にその検出器パネル d_1 , d_2 を接線方向 r に移動していたが、第 2 の実施形態では、検出

器パネル d_1 , d_2 の回転中には検出器パネル d_1 , d_2 を接線方向 r に移動させないものとする。この場合、関心領域 31 の投影像撮像を開始する前に、予め検出器パネル d_1 , d_2 を接線方向 r に移動しておく。

[0074] 図 11 は、本発明の第 2 の実施形態として 2 つの検出器パネル d_1 , d_2 を用いた場合の投影像取得の様子を示した図である。第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態と同様に、検出器パネル d_1 , d_2 の接線方向 r における撮像範囲の長さは、関心領域 31 の長さよりも短い場合があることを想定する。ここで、回転位置 θ における関心領域 31 の投影像 33 の接線方向 r の最小、最大の位置を、 $R_{\min}(\theta)$ 、 $R_{\max}(\theta)$ と表す。さらに、 $R_{\max}(\theta)$ の最大値、 $R_{\min}(\theta)$ の最小値を、それぞれ $R_{\max}(\theta_{\max})$ 、 $R_{\min}(\theta_{\min})$ 、そのときの回転位置 θ を、それぞれ、 $\theta_{\max}$ 、 $\theta_{\min}$ と表す。

[0075] このとき、図 11 に示すように、回転位置 $\theta_{\max}$ における検出器パネル d_1 の接線方向 r における撮像範囲の最大の位置 $F_{\max}(\theta_{\max}, d_1, \delta r_1)$ が $R_{\max}(\theta_{\max})$ の近傍に位置するように、検出器パネル d_1 の中心位置 r_c を原点 ($r = 0$) から δr_1 だけ接線方向 r へ移動させる。また、回転位置 $\theta_{\min}$ における検出器パネル d_2 の接線方向 r における撮像範囲の最小の位置 $F_{\min}(\theta_{\min}, d_2, \delta r_2)$ が $R_{\min}(\theta_{\min})$ の近傍に位置するように、検出器パネル d_2 の中心位置 r_c を原点 ($r = 0$) から δr_2 だけ接線方向 r へ移動させる。

ここで、2 つの検出器パネル d_1 , d_2 の接線方向 r の撮像範囲の長さの和 ($L(d_1) + L(d_2)$) は、 $|R_{\max}(\theta_{\max}) - R_{\min}(\theta_{\min})|$ よりも長いものとする。

[0076] このようにして、SPECT 撮像（ガンマ線投影像撮像）を開始する前に、検出器パネル d_1 , d_2 をそれぞれ接線方向 r へ δr_1 、 δr_2 だけ移動した後に、SPECT 撮像を開始する。この場合、SPECT 撮像をするときには、検出器パネル d_1 , d_2 を回転させだけでよく、検出器パネル d_1 , d_2 を接線方向 r へ移動させる必要がないので、検出器パネル d_1 , d_2 の移動の制御処理を簡易化することができる。また、2 つの検出器パネル d_1 , d_2 の撮像範囲に重複する部分がある場合には、大面積の検出器パネルを 1 つ用いる場

合よりもガンマ線投影像の精度を向上させ、断層像の画質を向上させることができる。

[0077] 図12は、4つの小面積の検出器パネルを用いた場合（図9（a）参照）および2つの大面積の検出パネルを用いた場合（図9（b）の比較例を参照）のそれぞれについて、第2の実施形態を適用し、ガンマ線のカウント数比を関心領域31の大きさに応じてシミュレーションした結果の例を示した図である。ここで、図9（a）、（b）に示すように、小面積の検出器パネルの接線方向 r の長さを270mmとし、大面積の検出器パネルの接線方向 r の長さを540mmとしている。

[0078] 図12に示すように、関心領域31が小面積の検出器パネルの接線方向 r の長さ（270mm）よりも小さい場合（長径250mm－短径200mm）には、当然ではあるが、そのカウント数比は2倍となる。また、関心領域31の長径が検出器パネルの接線方向 r の長さ（270mm）を超えると、カウント数比は、2倍から次第に小さくなっていくが、関心領域31の大きさがかなり大きくなった場合でも（例えば、長径400mm－短径350mm）、そのカウント数比は、1.3倍程度になる。なお、そのカウント数比の減少の大きさは、図10（第1の実施形態の変形例）の場合よりも大きい。

[0079] 以上、第2の実施形態では、従来の1つまたは2つの大面積の検出パネルを用い場合に比べ、関心領域31のガンマ線投影像の精度向上、つまり、関心領域31の断層像の画質向上を図ることができる。さらに、関心領域31の画質向上が求められない場合には、関心領域31のガンマ線投影像の撮像時間を短縮することができる。さらに、その結果として、被写体15への放射性薬剤の投与量の低減や被写体15の被爆量低減が可能となる。

[0080] （第3の実施形態）

図13は、本発明の第3の実施形態として3つの小面積の検出器パネル d_1 、 d_2 、 d_3 を用いた場合の撮像範囲の重なりの様子を示した図である。第1の実施形態および第2の実施形態では、2つの検出器パネル d_1 、 d_2 に

より、トランケーションエラーを発生させずに関心領域 31 の投影像の範囲 $ROI(\theta_a)$ を撮像したが、 $ROI(\theta_a)$ を撮像する検出器の数は 3 つ以上でもよい。

[0081] 例えば、図 13 に示すように、関心領域 31 の投影像の範囲 $ROI(\theta_a)$ が 3 つの検出器パネル d_1, d_2, d_3 の撮像範囲の和集合である $FOV(\theta_a, d_1, \delta r_1) \cup FOV(\theta_a, d_2, \delta r_2) \cup FOV(\theta_a, d_3, \delta r_3)$ に含まれるものであってもよい。ここで、関心領域 31 の範囲の長さ $ROI(\theta) (= |R_{\max}(\theta) - R_{\min}(\theta)|)$ の最大値を $L_{\max}$ 、検出器パネル d_i の接線方向 r の撮像範囲の長さを $L(d_i)$ 、使用する検出器パネルの枚数を N とする。この場合、第 1 の実施形態の場合の構成による検出器パネル d_1, d_2, d_3 の 1 回の回転移動においてトランケーションエラーを発生させずに撮像するためには、次の関係式を満たすように $L(d_i)$ を決定する必要がある。

[数1]

$$\sum_{i=1}^N L(d_i) \geq L_{\max} \quad (4)$$

[0082] また、回転位置 θ に依存した大きさである $R_{\max}(\theta)$ の最大値、 $R_{\min}(\theta)$ の最小値を、それぞれ $R_{\max}(\theta_{\max})$ 、 $R_{\min}(\theta_{\min})$ 、そのときの回転位置 θ を、それぞれ、 $\theta_{\max}$ 、 $\theta_{\min}$ とし、 $|R_{\max}(\theta_{\max}) - R_{\min}(\theta_{\min})|$ を $L'_{\max}$ とする。この場合、第 2 の実施形態の場合の構成による検出器パネル d_1, d_2, d_3 の 1 回の回転移動においてトランケーションエラーを発生させずに撮像するためには、次の関係式を満たすように $L(d_i)$ を決定する必要がある。

[数2]

$$\sum_{i=1}^N L(d_i) \geq L'_{\max} \quad (5)$$

[0083] 以上、第 3 の実施形態のように、面積の小さな検出器パネル d_i を多数使用することの効果として、例えば、心臓撮像などの関心領域 31 の大きさが小さい対象物に対して、多数の検出器パネル d_i を関心領域 31 にフォーカスさ

せることで断層像の画質を大きく向上させることなどができる。

[0084] (第4の実施形態)

図14は、本発明の第4の実施形態として1つの小面積の検出器パネル d_1 を複数回回転移動させる場合の撮像範囲の重なりの様子を示した図である。ここまで説明した実施形態では、複数の小面積の検出器パネル11を1回(360度)回転移動させることにより、トランケーションエラーを発生させずに関心領域31を撮像する方法を示したが、1つの小面積の検出器パネル11を複数回回転移動させることにより、トランケーションエラーを発生させずに関心領域31を撮像することもできる。

[0085] 図14に示すように、例えば、関心領域31の投影像の範囲 $ROI(\theta_a)$ が検出器パネル d_1 の接線方向 r の長さ $L(d_1)$ の2倍よりも大きい場合であっても、検出器パネル d_1 を接線方向 r へ移動させ、360度回転移動させることを3回繰り返すことにより、1つの検出器パネル d_1 でもトランケーションエラーを発生させずに関心領域31を撮像することもできる。

[0086] (第5の実施形態)

本実施形態では、診断の対象物の接線方向 r の長さが、検出器パネル11の接線方向 r の撮像範囲の長さよりも短い場合について説明する。例えば、人の頭部が撮像対象となるケースでは、検出器パネル11の接線方向 r の撮像範囲の長さ(例えば、270mm)は、人の頭部の長さよりも長い場合が多い。その場合には、検出器パネル11を接線方向 r に移動させることなく撮像を行うことができる。

[0087] 図15は、関心領域31である心臓35の領域が画像中心からオフセットしている例を示した図であり、(a)は、断層像の例、(b)は、投影像の例である。図15に示すように、関心領域31である心臓35が画像中心からオフセットしているような場合には、関心領域31の大きさが検出器パネル11の接線方向 r の撮像範囲の長さよりも小さくても、ある回転位置において関心領域31が検出器パネル11の撮像範囲内に含まれない場合が存在する。

[0088] ここで、回転位置が θ における関心領域31の投影像の接線方向 r の最小、最大の位置を $R_{\min}(\theta)$ 、 $R_{\max}(\theta)$ とし、さらに、 $R_{\max}(\theta)$ の最大値、 $R_{\min}(\theta)$ の最小値を、それぞれ $R_{\max}(\theta_{\max})$ 、 $R_{\min}(\theta_{\min})$ 、そのときの回転位置 θ を、それぞれ、 $\theta_{\max}$ 、 $\theta_{\min}$ とする。

[0089] このとき、 $(R_{\max}(\theta_{\max}) + R_{\min}(\theta_{\min})) / 2$ を R_0 とすると、図15(b)に示すように、検出器パネル11の中心位置 r_c を R_0 まで移動することにより、全ての回転位置における関心領域31をカバーすることが可能となる。ただし、検出器パネル11の接線方向 r の撮像範囲の長さは、 $|R_{\max}(\theta_{\max}) - R_{\min}(\theta_{\min})|$ よりも長いと仮定する。したがって、被写体の撮像前に、検出器パネル11の中心位置を接線方向 r の R_0 の位置に移動し、検出器パネル11の接線方向 r の位置は固定したまま撮像することでトランケーションエラーのない投影像データの取得が可能となる。

[0090] 図16は、関心領域31である心臓35と関心領域31でない肝臓36とが同じ断層像の中に含まれる例を示した図であり、(a)は、心臓35と肝臓36とを含んだ断層像の例、(b)は、心臓35の断層像から得られる投影像の例、(c)は、肝臓36の断層像から得られる投影像の例である。

[0091] 図16(a)に示すように、心臓35が関心領域31である場合、同じ断層像の中に関心領域31でない肝臓36が含まれることがある。このような場合、心臓35に検出器パネル11をフォーカスして撮像することができる。しかしながら、検出器パネル11の回転位置 θ に依存して肝臓36に集積した薬剤から発生するガンマ線が検出されてしまうと、心臓35の画像におけるガンマ線検出の定量性が低下してしまう。そこで、ここでは、放射性薬剤が分布する関心領域31の近傍にバックグランドノイズとなる他の臓器の放射性薬剤分布が存在する場合に、ガンマ線検出の定量性の低下を抑制する方法について説明する。

[0092] 図16(b)に示すように、心臓領域の回転位置 θ における $R_{\max}(\theta)$ 、 $R_{\min}(\theta)$ を、それぞれ、 $R_{1,\max}(\theta)$ 、 $R_{1,\min}(\theta)$ とする。ここで、 $R_{1,\max}(\theta)$ の最大値、 $R_{1,\min}(\theta)$ の最小値を、それぞれ $R_{1,\max}(\theta_{1,\max})$ 、 $R_{1,\min}(\theta_{1,\min})$ とする。

$_{1, \min}(\theta_{1, \min})$ 、そのときの回転位置 θ を、それぞれ、 $\theta_{1, \max}$ 、 $\theta_{1, \min}$ とする。

[0093] 図16(c)に示すように、肝臓領域の回転位置 θ における $R_{\max}(\theta)$ 、 $R_{\min}(\theta)$ を、それぞれ、 $R_{2, \max}(\theta)$ 、 $R_{2, \min}(\theta)$ とする。ここで、 $R_{2, \max}(\theta)$ の最大値、 $R_{2, \min}(\theta)$ の最小値を、それぞれ $R_{2, \max}(\theta_{2, \max})$ 、 $R_{2, \min}(\theta_{2, \min})$ 、そのときの回転位置 θ を、それぞれ、 $\theta_{2, \max}$ 、 $\theta_{2, \min}$ とする。

[0094] 次に、 $R_{1, \max}(\theta_{1, \max})$ と $R_{2, \max}(\theta_{2, \max})$ を比べたときに大きいほうの値を $R_{\max}$ とし、 $R_{1, \min}(\theta_{1, \min})$ と $R_{2, \min}(\theta_{2, \min})$ を比べたときに小さいほうの値を $R_{\min}$ とする。このとき、検出器パネル11の撮像範囲の長さが $|R_{\max} - R_{\min}|$ よりも長い場合には、検出器パネル11の中心位置 r_c を $(R_{\max} + R_{\min}) / 2$ の位置に撮像前に移動させ、検出器パネル11の接線方向 r の位置は固定したまま撮像することにより、トランケーションエラーのない投影像データの取得が可能となる。すなわち、このような撮像方法は、先に図15を用いて説明した、心臓35を関心領域31とする撮像方法において、心臓35と肝臓36の両方を関心領域31に設定する場合に相当する。

[0095] さらに、検出器パネル11を接線方向 r に移動した場合であっても、撮像範囲に心臓35は含まれるが、肝臓36は部分的にしか含まれない場合について考える。このとき、心臓35が撮像範囲に含まれ、かつ、肝臓36が含まれる領域が最大になるように検出器パネルを接線方向 r に移動させる。そして、心臓領域の回転位置 θ における $(R_{1, \min}(\theta) + R_{1, \max}(\theta)) / 2$ を、 $R_1(\theta)$ とする。

[0096] ここで、検出器パネル11の撮像範囲の接線方向 r の長さ $L(d)$ は $|R_{1, \max}(\theta) - R_{1, \min}(\theta)|$ よりも長いと仮定し、 $(L(d) - |R_{1, \max}(\theta) - R_{1, \min}(\theta)|)$ を $\Delta L(\theta)$ と表す。このとき、検出器パネル11の中心位置 r_c が、 $[R_1(\theta) - \Delta L(\theta) / 2, R_1(\theta) + \Delta L(\theta) / 2]$ の範囲に存在すれば、心臓領域に関するトランケーションエラーは発生しない。

[0097] そこで、この範囲内において検出器パネルの中心位置 r_c を移動させたときの肝臓領域から検出されるガンマ線のカウント数 $C_t(r_c)$ が最大となる位置 $r_{c, \max}(\theta)$ を、図 16 (c) の肝臓領域の投影像データ $P_j(r, \theta)$ から求める。つまり、検出器パネル 11 の中心位置 r_c を $[R_1(\theta) - \Delta L(\theta)/2, R_1(\theta) + \Delta L(\theta)/2]$ の範囲で変化させ、それぞれの撮像範囲内 $[r_c - L(d)/2, r_c + L(d)/2]$ における肝臓領域の投影データから得られるカウント数 $C_t(r_c)$ を、次の式 (6) により求め、さらに、カウント数が最大となる位置 $r_{c, \max}(\theta)$ を求める。

[数3]

$$C_t(r_c) = \sum_{r=r_c-L(d)/2}^{r_c+L(d)/2} P_j(r, \theta) \quad (6)$$

[0098] つまり、検出器パネル 11 の中心位置を回転位置 θ 毎に $r_{c, \max}(\theta)$ の位置に移動させながら撮像することにより、肝臓のバックグラウンドノイズによるガンマ線検出の定量性の低下を抑制することが可能となる。以上のように、撮像範囲に心臓 35 は含まれるが、肝臓 36 は部分的にしか含まれない場合の撮像法は、回転位置 θ 毎に検出器パネルの接線方向 r への移動が伴う。

[0099] 次に、検出器パネル 11 を撮像前に一度だけ接線方向へ移動させる場合の撮像方法について説明する。

図 16 (b) に示すように、心臓領域における $R_{1, \max}(\theta)$ の最大値、 $R_{1, \min}(\theta)$ の最小値を、それぞれ $R_{1, \max}(\theta_{1, \max})$ 、 $R_{1, \min}(\theta_{1, \min})$ とし、 $(R_{1, \max}(\theta_{1, \max}) + R_{1, \min}(\theta_{1, \min})) / 2$ を、 R'_1 とする。また、検出器パネル 11 の撮像範囲の接線方向 r の長さを $L(d)$ とし、 $L(d)$ は $|R_{1, \max}(\theta_{1, \max}) - R_{1, \min}(\theta_{1, \min})|$ よりも長いと仮定し、 $(L(d) - |R_{1, \max}(\theta_{1, \max}) - R_{1, \min}(\theta_{1, \min})|)$ を $\Delta L'$ と表す。

[0100] このとき、検出器パネル 11 の中心位置 r_c が、 $[R'_1 - \Delta L' / 2, R'_1 + \Delta L' / 2]$ の範囲に存在すれば、心臓領域に関するトランケーションエラーは発生しない。そこで、この範囲内において検出器パネルの中心位置 r_c を移動したときの肝臓領域から検出されるガンマ線のカウント数 $C_t(r$

c.) が最大となる位置 $r'_{c, \max}$ を図 16 (c) の肝臓領域の投影像データ $P_j(r, \theta)$ から求める。つまり、検出器パネル 11 の中心位置 r_c を $[R'_1 - \Delta L' / 2, R'_1 + \Delta L' / 2]$ の範囲で変化させ、それぞれの撮像範囲内 $[r_c - L(d) / 2, r_c + L(d) / 2]$ における肝臓領域の投影データから得られるカウント数 $Ct(r_c)$ を、次の式 (7) により求め、さらに、カウント数が最大となる位置 $r'_{c, \max}$ を求める。

[数4]

$$Ct(r_c) = \sum_{r=r_c-L(d)/2}^{r=r_c+L(d)/2} \sum_{\theta=0}^{\theta=360} P_j(r, \theta) \quad (7)$$

[0101] この場合には、撮像前に検出器パネル 11 の中心位置を $r'_{c, \max}$ の位置に移動させ、検出器パネル 11 の接線方向 r の位置を固定したまま撮像することができ、肝臓 36 のバックグラウンドノイズによるガンマ線検出の定量性の低下を抑制することが可能となる。なお、以上のように、本実施形態で説明した方法は、1つの検出器パネル 11 のシステムに限定されるものではなく、複数の検出器パネル 11 にも適用可能である。

[0102] (第 6 の実施形態)

第 5 の実施形態では、心臓のみを関心領域 31 とし、肝臓をバックグラウンドとしているが、心臓と肝臓の両方を関心領域 31 に設定し、第 1 の実施形態～第 4 の実施形態に示した方法により投影像のデータを取得し、断層像を再構成してもよい。

[0103] (第 7 の実施形態)

図 17 は、心臓領域にのみフォーカスした検出器パネル d_3, d_4 を追加することで、心臓領域におけるガンマ線検出の定量性を確保する例を示した図である。第 1 の実施形態～第 6 の実施形態において、関心領域 31 である心臓にのみフォーカスした検出器パネル d_3, d_4 を追加すれば、心臓領域の γ 線検出感度を向上しつつ、心臓領域における γ 線検出の定量性を確保することが可能となる。

[0104] 例えば、図 17 に示すように、4つの検出器パネル d_1, d_2, d_3, d_4 を

用いたシステムにおいて、検出器パネル d_1 、 d_2 により、心臓および肝臓の両方を関心領域 31 に設定して第 1 の実施形態～第 6 の実施形態で示した方法を適用して撮像を行う。また、検出器パネル d_3 、 d_4 により、心臓のみにフォーカスして撮像を行う。

[0105] したがって、検出器パネル d_1 、 d_2 を組み合わせて得られる撮像データは、心臓および肝臓ともにトランケーションエラーが発生していないデータである。また、検出器パネル d_3 、 d_4 から得られる撮像データは、心臓に関してはトランケーションエラーが発生していないデータであり、肝臓に関してはトランケーションエラーが発生していてもよい。これらの全データを組み合わせることにより、心臓および肝臓ともにトランケーションエラーを回避し、心臓領域のガンマ線検出感度を向上させることができる。

[0106] (第 8 の実施形態)

図 18 は、関心領域のプラナー撮像の例を示した図で、(a) は、2 つの検出器パネル d_1 、 d_2 をそれぞれ、関心領域の正方向の最大位置、負方向の最小位置に移動させたときの図、(b) は、2 つの検出器パネル d_1 、 d_2 をそれぞれ、関心領域の負方向の最小位置、正方向の最大位置に移動させたときの図ある。

ここまでに説明してきた実施形態において、関心領域 31 における投影像の範囲の情報を用いて効率よく検出器パネル 11 を配置することで、SPECT 断層撮像の画質を向上させる技術は、関心領域 31 のプラナー撮像にも応用可能である。以下、図 18 を用いて、関心領域 31 のプラナー撮像について説明する。

[0107] 本実施形態では、2 つの検出器パネル d_1 、 d_2 を用いたプラナー撮像について説明する。ここで、検出器パネル d_1 、 d_2 は、それぞれ、回転位置 θ が 0 度、180 度の位置に配置されており、撮像範囲の接線方向 r における長さ $L(d_1)$ 、 $L(d_2)$ は、ともに関心領域 31 の投影像の接線方向 r の長さよりも短いものとする。そのため、断層像の撮像と同様に、検出器パネルを効率よく接線方向に移動することで関心領域 31 の撮像を行う。

[0108] はじめに、X線CT装置などから得られた投影像データに基づき、関心領域31の投影像の端部の位置情報 ($R_{\min}(0)$, $R_{\max}(0)$, $R_{\min}(180)$, $R_{\max}(180)$) を取得する。次に、図18(a), (b)に示す、検出器パネル d_1 , d_2 それぞれの移動量 $\delta r_{1, \max}$, $\delta r_{1, \min}$, $\delta r_{2, \max}$, $\delta r_{2, \min}$ を、以下の式(8)～式(11)により求める。

$$\delta r_{1, \max} = R_{\max}(0) - L(d_1) / 2 \quad (8)$$

$$\delta r_{1, \min} = R_{\min}(0) + L(d_1) / 2 \quad (9)$$

$$\delta r_{2, \max} = R_{\max}(180) - L(d_2) / 2 \quad (10)$$

$$\delta r_{2, \min} = R_{\min}(180) + L(d_2) / 2 \quad (11)$$

[0109] そして、プラナー撮像を行うときには、検出器パネル d_1 , d_2 の中心位置 r_c を、それぞれ、 $[\delta r_{1, \min}, \delta r_{1, \max}]$, $[\delta r_{2, \min}, \delta r_{2, \max}]$ の範囲で、接線方向 r に往復移動を繰り返すか、あるいは与えられた収集時間内に前記の範囲を1回だけ移動させる。このような動作によるガンマ線検出により、検出器パネル d_1 , d_2 の検出器面内においてガンマ線を検出しない領域を極力低減することができるので、ガンマ線検出器の感度の向上を図ることが可能となる。

[0110] (第9の実施形態)

図19は、プラナー撮像の他の例を示した図であり、(a)は、撮像開始時の検出器パネル d_1 , d_2 の位置を示し、(b)は、検出器パネル d_1 , d_2 が最大角度に回転したときの位置を示したものである。本実施形態では、2つの検出器パネル d_1 , d_2 を用いて関心領域31を互いに異なる角度から撮像する。このとき、検出器パネル d_1 , d_2 の接線方向 r における撮像範囲の長さ $L(d_1)$, $L(d_2)$ は、ともに関心領域31の投影像の接線方向 r における長さよりも短く、かつ、それらの和 ($L(d_1) + L(d_2)$) は、 $RO(\theta)$ の長さ ($= |R_{\max}(\theta) - R_{\min}(\theta)|$) の最大値よりも長いものと仮定する。

[0111] まず、X線CT装置などから得られた投影像データに基づき、関心領域31の投影像の端部の位置情報 ($R_{\min}(0)$, $R_{\max}(0)$) を取得する。

そして、図19(a)に示すように、検出器パネル d_1 が回転位置 $\theta = 0$ 度において接線方向 r に δr_1 だけ移動し、その撮像範囲の最大の位置 $F_{\max}(0, d_1, \delta r_1)$ が関心領域31の投影像の端部位置の最大値 $R_{\max}(0)$ の近傍に位置しているケースを考える。このとき、 δr_1 は、式(12)により求められる。

$$\delta r_1 = R_{\max}(0) - L(d_1) / 2 \quad (12)$$

[0112] また、図19(b)に示すように、検出器パネル d_2 が回転位置 $\theta = 0$ 度において接線方向 r に δr_2 だけ移動し、その撮像範囲の最小の位置 $F_{\min}(0, d_2, \delta r_2)$ が関心領域31の投影像の端部位置の最小値 $R_{\min}(0)$ の近傍に位置しているケースを考える。このとき、 δr_2 は、式(13)により求められる。

$$\delta r_2 = R_{\min}(0) + L(d_2) / 2 \quad (13)$$

[0113] さらに、図19(a)に示したケースにおいて、検出器パネル d_2 が回転移動して、回転位置 $\theta = 0$ 度に位置する検出器パネル d_1 に干渉しない程度に近づいているとする。このとき、検出器パネル d_1 および検出器パネル d_2 の両端部の間に位置する点を点Pとし、この点Pと回転軸上の点Qとを結ぶ線分を線分P-Qとする。また、線分P-Qと点Qから検出器パネル d_1 へ下ろした垂線とのなす角度を θ_1 とし、線分P-Qと点Qから検出器パネル d_2 へ下ろした垂線のなす角度を θ_2 とする。

[0114] ここで、図19(a)に示されている検出器パネル d_1 、 d_2 それぞれの接線方向 r における長さ t_1 、 t_2 は、次の式(14)、式(15)により求められる。

$$t_1 = L(d_1) / 2 - |\delta r_1| \quad (14)$$

$$t_2 = L(d_2) / 2 - |\delta r_2| \quad (15)$$

また、検出器パネル d_1 、 d_2 の回転半径を、それぞれ、 ROR_1 、 ROR_2 とすると、角度 θ_1 、 θ_2 は、次の式(16)、式(17)により求められる。

$$\theta_1 = \arctan(t_1 / ROR_1) \quad (16)$$

$$\theta_2 = \arctan(t_2 / R \text{ OR } R_2) \quad (17)$$

[0115] さらに、点Qから検出器パネル d_1 、 d_2 へそれぞれ下ろした垂線同士がなす角度 θ_{1-2} は、 $\theta_1 + \theta_2$ で表され、この角度 θ_{1-2} は、関心領域31を撮像する間は一定に保たれているものとする。

[0116] 以上、本実施形態では、回転方向に互いに近接して配置した2つの検出器パネル d_1 、 d_2 を用い、角度 θ_{1-2} を保ったまま、その検出器パネル d_1 、 d_2 を回転移動させて関心領域31の撮像を行う。ただし、回転移動する範囲は、図19(a)に示す回転位置と図19(b)に示す回転位置の範囲である。すなわち、検出器パネル d_1 、 d_2 は、それぞれ、 $[0^\circ, \theta_1 + \theta_2]$ 、 $[360^\circ - (\theta_1 + \theta_2), 360^\circ]$ の範囲を移動する。ただし、実際の撮像時には、検出器パネル d_1 、 d_2 をこれらの範囲を往復開移動させてもよいし、与えられた収集時間で1回移動させてもよい。

[0117] このように、本実施形態では、図19(a)、(b)に示すように、回転位置0度における検出器パネル d_1 、 d_2 の撮像範囲の和集合であるFOV($0, d_1, \delta r_1$) $\cup$ FOV($0, d_2, \delta r_2$)は、ROI(0)を含んでいる。すなわち、このような撮像方法では、関心領域31の0度方向の投影像の接線方向 r の範囲が全てカバーされるだけでなく、0度以外の回転位置における投影像も部分的に収集される。したがって、検出器パネル d_1 、 d_2 の検出器面内においてガンマ線を検出しない領域を極力低減することができるので、ガンマ線検出器の感度の向上を図ることが可能となる。

[0118] なお、最終的なプラナー画像は、逐次近似画像再構成処理によって取得される。また、本実施形態では、2つの検出器パネル11を用いる例を説明したが、4つの検出器パネル11を用いることで、0度および180度方向のプラナー画像を取得することが可能である。さらには、回転方向に近づけて配置する検出器パネル11の数は、2つに限定するものではなく、2つ以上の検出器パネル11を用いても良い。なお、本実施形態のように、2つの検出器パネルを回転方向に近づけて配置する場合には、視野端部のデッドスペースの小さい半導体検出器の使用が適している。

[0119] なお、本発明は、以上に説明した実施形態に限定されるものでなく、さらに様々な変形例が含まれる。例えば、前記の実施形態は、本発明を分かりやすく説明するために、詳細に説明したものであり、必ずしも説明したすべての構成を備えるものに限定されるものではない。また、ある実施形態の構成の一部を他の実施形態の構成の一部で置き換えることが可能であり、さらに、ある実施形態の構成に他の実施形態の構成の一部または全部を加えることも可能である。

符号の説明

[0120]	1	SPECT装置
	10	ガントリ
	11, d ₁ , d ₂ , d ₃ , d ₄	検出器パネル
	12	データ処理装置
	13	表示装置
	14	ベッド
	15	被写体
	21	ピクセル型検出器
	23	検出器基板
	24	ASIC基板
	25	集積回路
	26	コリメータ
	29	シールドケース
	31	関心領域
	32	回転軸
	33	投影像

請求の範囲

[請求項1] 放射線の入射方向を揃えるコリメータと前記コリメータにより入射方向が揃えられた放射線を検出する検出器とを含んでなる検出器パネルと、

前記検出器パネルが1つまたは複数取り付けられ、前記取り付けられた検出器パネルを、被写体を略中心として、その周囲を回転移動させるガントリと、

前記ガントリに取り付けられた1つまたは複数の検出器パネルを、それぞれ、回転移動の接線方向に移動させる接線方向移動機構と、
を備え、

前記ガントリにより前記1つまたは複数の検出器パネルを前記被写体の全周を回転移動させつつ、各回転位置における前記関心領域の投影像を前記1つまたは複数の検出器パネルにより撮像するときには、前記1つまたは複数の検出器パネルのそれぞれにより撮像される投影像の撮像範囲の和集合が前記関心領域の大きさに対応するように、前記1つまたは複数の検出器パネルのそれぞれを前記接線方向に移動させ、

前記回転移動および接線方向の移動をさせた前記1つまたは複数の検出器パネルによりそれぞれ撮像される投影像を用いて、前記関心領域の断層像を再構成すること

を特徴とする放射線撮像装置。

[請求項2] 前記検出器パネルの接線方向への移動は、前記検出器パネルを回転移動させるたびに各回転位置において行うこと

を特徴とする請求項1に記載の放射線撮像装置。

[請求項3] 前記検出器パネルの接線方向への移動は、前記検出器パネルを前記被写体の全周を1回回転移動させる前に、そのたびごとに行うこと

を特徴とする請求項1に記載の放射線撮像装置。

[請求項4] さらに、前記関心領域の各回転位置における前記検出器パネルの前

記接線方向への移動軸への投影像の最小位置と最大位置とを取得する
投影像取得手段を有し、

前記各回転位置において、前記撮像範囲の和集合の接線方向の最小
位置が前記投影像取得手段により取得される最小位置に対応し、かつ
、前記撮像範囲の和集合の接線方向の最大位置が前記投影像取得手段
により取得される最大位置に対応するように、前記複数の検出器パネ
ルを移動させること

を特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

[請求項5]

さらに、前記関心領域の各回転位置における前記検出器パネルの前
記接線方向への移動軸への投影像の最小位置と最大位置とを取得する
投影像取得手段を有し、

前記 1 つの検出器パネルを前記被写体の全周を複数回回転移動させ
、前記各回転位置において、前記回転移動の回数毎に前記検出器パネ
ルを前記接線方向に移動させながら撮像する場合には、前記回転移動
の回数毎に撮像した前記関心領域の投影像の撮像範囲の和集合の最小
位置が前記投影像取得手段により取得される最小位置に対応し、かつ
、前記撮像範囲の和集合の接線方向の最大位置が前記投影像取得手段
により取得される最大位置に対応するように、前記検出器パネルを前
記接線方向に移動させること

を特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

[請求項6]

さらに、前記検出器とは別に、前記関心領域にフォーカスして前記
関心領域を撮像する検出器パネルを備えることを

を特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

[請求項7]

放射線の入射方向を揃えるコリメータと前記コリメータにより入射
方向が揃えられた放射線を検出する検出器とを含んでなる検出器パネ
ルと、

前記検出器パネルが取り付けられ、前記取り付けられた検出器パネ
ルを、被写体を略中心として、その周囲を回転移動させるガントリと

、

前記ガントリに取り付けられた検出器パネルを回転移動の接線方向に移動させる接線方向移動機構と、

を備え、

前記接線方向移動機構により前記検出器パネルを前記接線方向に移動させつつ、複数の移動位置で前記関心領域の投影像を撮像するときには、それぞれの移動位置で撮像される投影像の撮像範囲の和集合が前記関心領域の大きさに対応するように、前記検出器パネルを前記接線方向に移動させ、

前記接線方向の移動をさせた前記複数の検出器パネルにより撮像される投影像を用いて、前記関心領域のプラナー像を再構成することを特徴とする放射線撮像装置。

[請求項8]

放射線の入射方向を揃えるコリメータと前記コリメータにより入射方向が揃えられた放射線を検出する検出器とを含んでなる検出器パネルと、

前記検出器パネルが複数取り付けられ、前記取り付けられた検出器パネルを、被写体を略中心として、その周囲を回転移動させるガントリと、

前記ガントリに取り付けられた複数の検出器パネルを、それぞれ、回転移動の接線方向に移動させる接線方向移動機構と、

を備え、

前記複数の検出器パネルを前記ガントリにより回転移動させることにより、前記複数の検出器パネルのそれぞれを互いに干渉しない程度に接近させ、かつ、前記複数の検出器パネルのそれぞれにより撮像される投影像の撮像範囲の和集合が前記関心領域の大きさに対応するように、前記複数の検出器パネルのそれぞれを前記接線方向に移動させ、

前記回転移動および接線方向の移動をさせた前記複数の検出器パネ

ルにより撮像される投影像を用いて、前記関心領域のプラナー像を再構成すること

を特徴とする放射線撮像装置。

[請求項9] 放射線の入射方向を揃えるコリメータと前記コリメータにより入射方向が揃えられた放射線を検出する検出器とを含んでなる検出器パネルと、

前記検出器パネルが1つまたは複数取り付けられ、前記取り付けられた1つまたは複数の検出器パネルを、被写体を略中心として、その周囲を回転移動させるガントリと、

前記ガントリに取り付けられた1つまたは複数の検出器パネルを、それぞれ、回転移動の接線方向に移動させる接線方向移動機構と、
を備えた放射線撮像装置が、

前記ガントリにより前記1つまたは複数の検出器パネルを前記被写体の全周を回転移動させつつ、各回転位置における前記関心領域の投影像を前記1つまたは複数の検出器パネルにより撮像するときには、前記1つまたは複数の検出器パネルのそれぞれにより撮像される投影像の撮像範囲の和集合が前記関心領域の大きさに対応するように、前記1つまたは複数の検出器パネルのそれぞれを前記接線方向に移動させ、

前記回転移動および接線方向の移動をさせた前記1つまたは複数の検出器パネルにより撮像される投影像を用いて、前記関心領域の断層像を再構成すること

を特徴とする放射線撮像方法。

[請求項10] 前記検出器パネルの接線方向への移動は、前記検出器パネルを回転移動させるたびに各回転位置において行うこと

を特徴とする請求項9に記載の放射線撮像方法。

[請求項11] 前記検出器パネルの接線方向への移動は、前記検出器パネルを前記被写体の全周を1回回転移動させる前に、そのたびごとに行うこと

を特徴とする請求項 9 に記載の放射線撮像方法。

[請求項12]

前記放射線撮像装置は、

さらに、前記関心領域の各回転位置における前記検出器パネルの前記接線方向への移動軸への投影像の最小位置と最大位置とを取得する投影像取得手段を有し、

前記各回転位置において、前記撮像範囲の和集合の接線方向の最小位置が前記投影像取得手段により取得される最小位置に対応し、かつ、前記撮像範囲の和集合の接線方向の最大位置が前記投影像取得手段により取得される最大位置に対応するように、前記複数の検出器パネルを移動させること

を特徴とする請求項 9 に記載の放射線撮像方法。

[請求項13]

前記放射線撮像装置は、

さらに、前記関心領域の各回転位置における前記検出器パネルの前記接線方向への移動軸への投影像の最小位置と最大位置とを取得する投影像取得手段を有し、

前記 1 つの検出器パネルを前記被写体の全周を複数回回転移動させ、前記各回転位置において、前記回転移動の回数毎に前記検出器パネルを前記接線方向に移動させながら撮像する場合には、前記回転移動の回数毎に撮像した前記関心領域の投影像の撮像範囲の和集合の最小位置が前記投影像取得手段により取得される最小位置に対応し、かつ、前記撮像範囲の和集合の接線方向の最大位置が前記投影像取得手段により取得される最大位置に対応するように、前記検出器パネルを前記接線方向に移動させること

を特徴とする請求項 9 に記載の放射線撮像方法。

[請求項14]

放射線の入射方向を揃えるコリメータと前記コリメータにより入射方向が揃えられた放射線を検出する検出器とを含んでなる検出器パネルと、

前記検出器パネルが取り付けられ、前記取り付けられた検出器パネ

ルを、被写体を略中心として、その周囲を回転移動させるガントリと、

前記ガントリに取り付けられた検出器パネルを回転移動の接線方向に移動させる接線方向移動機構と、

を備えた放射線撮像装置が、

前記接線方向移動機構により前記検出器パネルを前記接線方向に移動させつつ、複数の移動位置で前記関心領域の投影像を撮像するときには、それぞれの移動位置で撮像される投影像の撮像範囲の和集合が前記関心領域の大きさに対応するように、前記検出器パネルを前記接線方向に移動させ、

前記接線方向の移動をさせた前記複数の検出器パネルにより撮像される投影像データを収集して、前記関心領域のプラナー像を再構成すること

を特徴とする放射線撮像方法。

[請求項15]

放射線の入射方向を揃えるコリメータと前記コリメータにより入射方向が揃えられた放射線を検出する検出器とを含んでなる検出器パネルと、

前記検出器パネルが複数取り付けられ、前記取り付けられた複数の検出器パネルを、被写体を略中心として、その周囲を回転移動させるガントリと、

前記ガントリに取り付けられた複数の検出器パネルを、それぞれ、回転移動の接線方向に移動させる接線方向移動機構と、

を備えた放射線撮像装置が、

前記複数の検出器パネルを前記ガントリにより回転移動させることにより、前記複数の検出器パネルのそれぞれを互いに干渉しない程度に接近させ、かつ、前記複数の検出器パネルのそれぞれにより撮像される投影像の撮像範囲の和集合が前記関心領域の大きさに対応するように、前記複数の検出器パネルのそれぞれを前記接線方向に移動させ

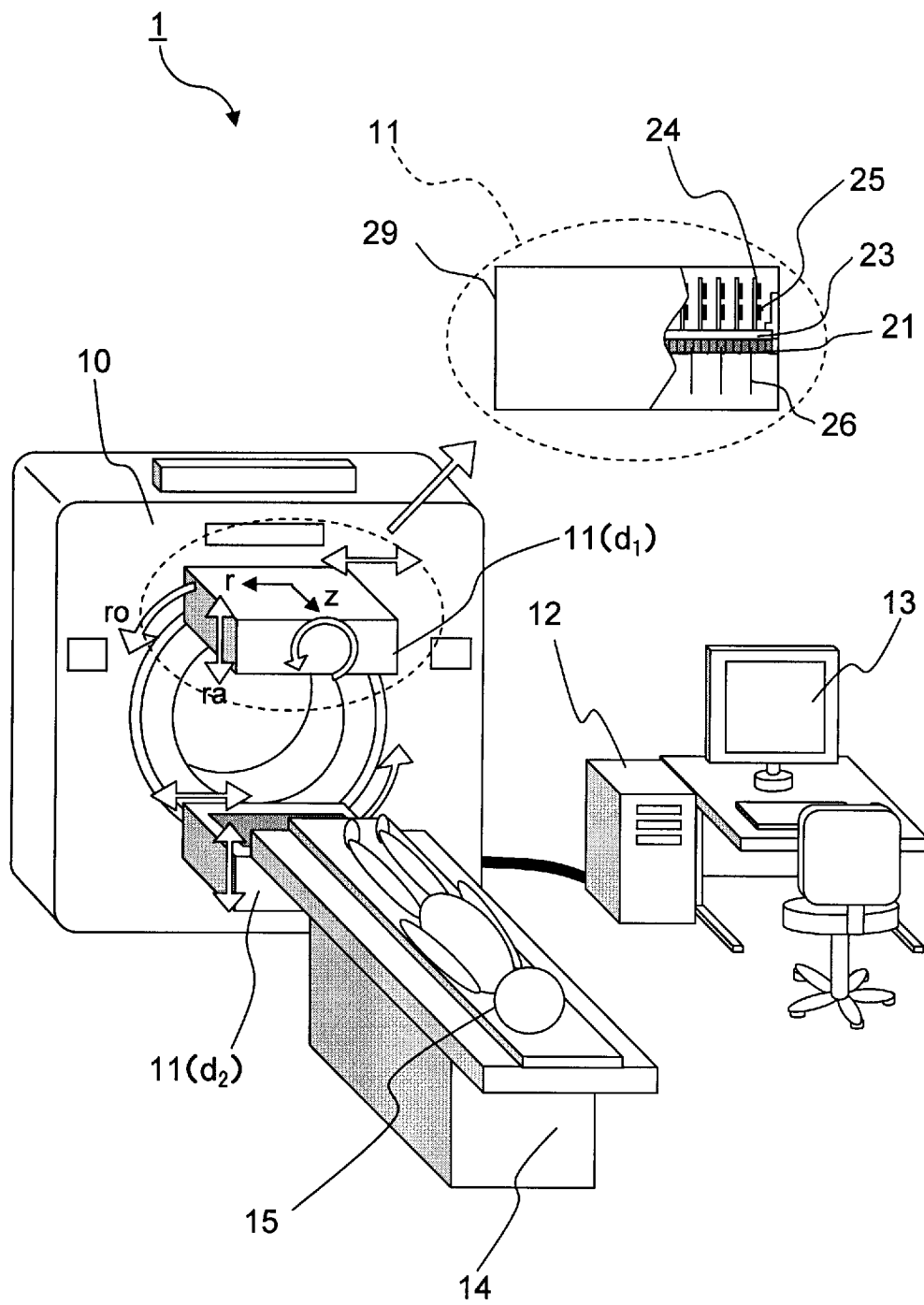
、

前記回転移動および接線方向の移動をさせた前記複数の検出器パネルにより撮像される投影像データを収集して、前記関心領域のプラナー像を再構成すること

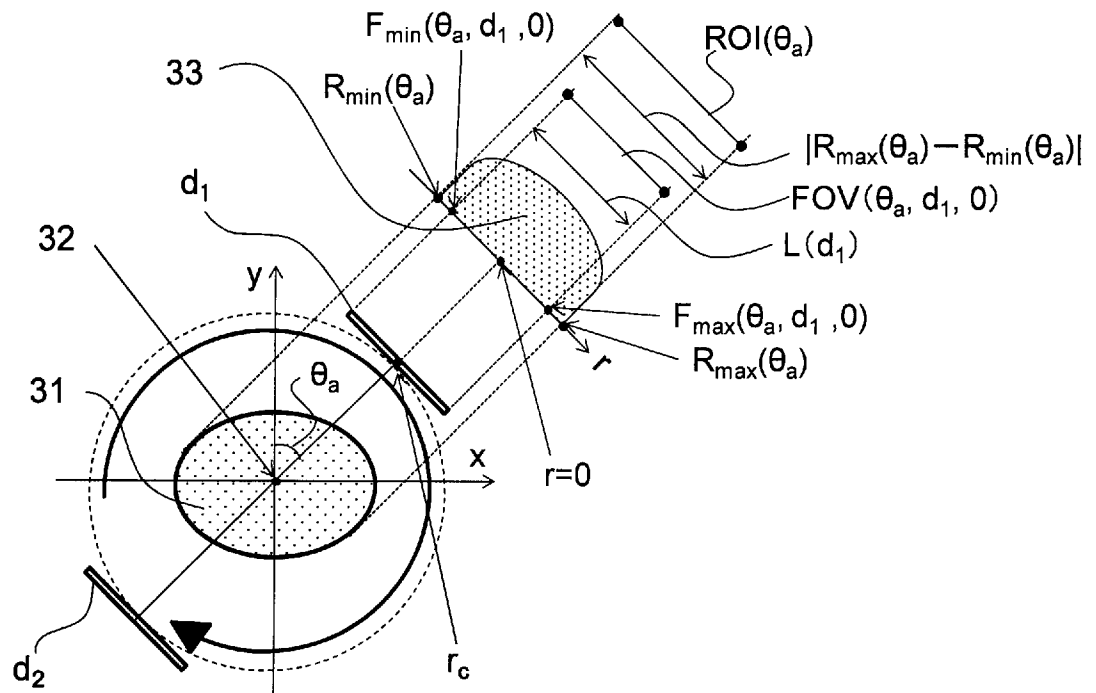
を特徴とする放射線撮像方法。

[請求項16] 請求項1ないし請求項8のいずれか1項に記載の放射線撮像装置を含んで構成されることを特徴とする核医学診断装置。

[図1]

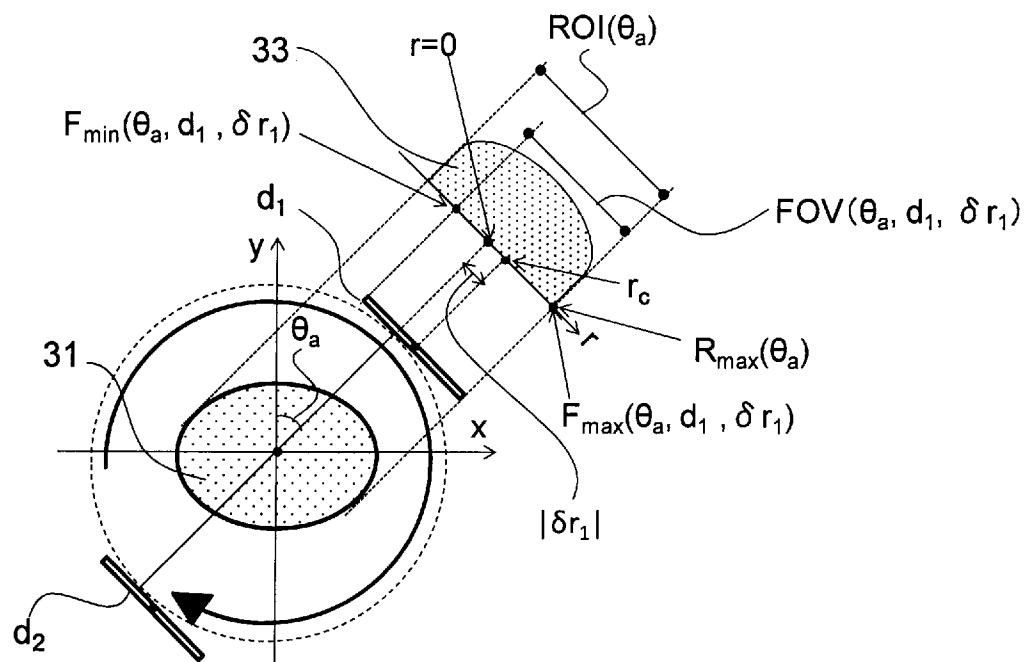


[図2]

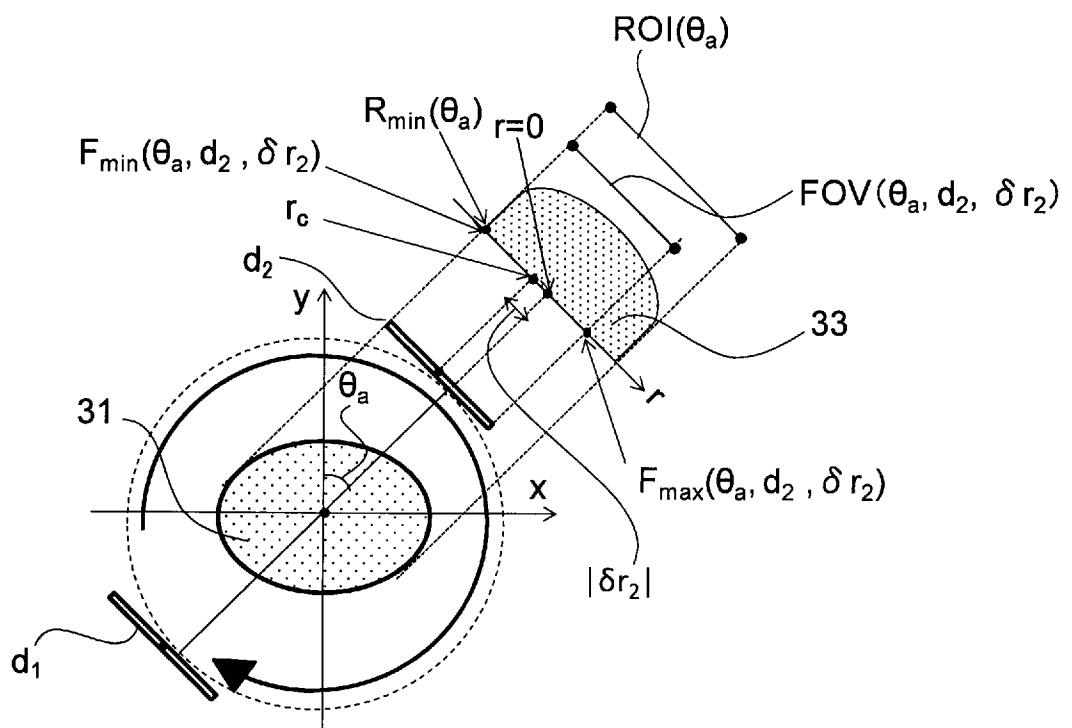


[図3]

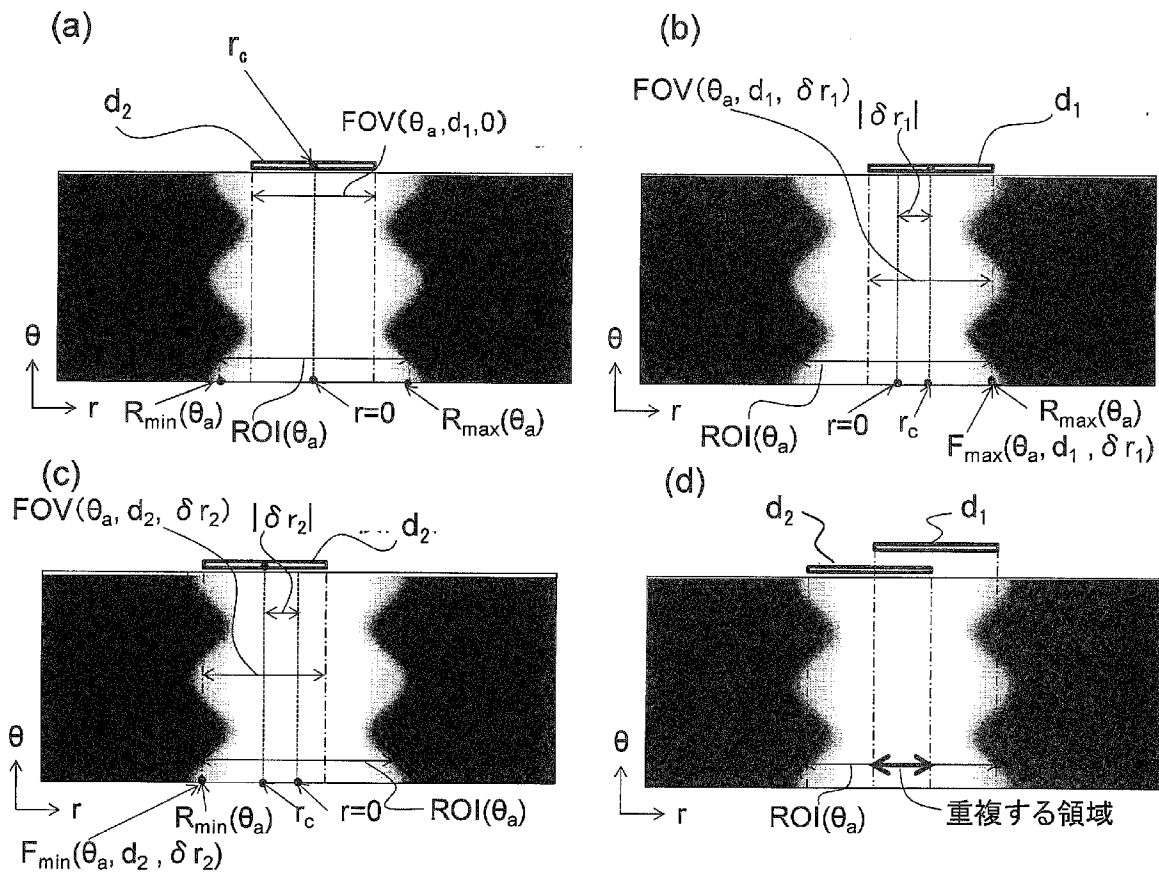
(a)



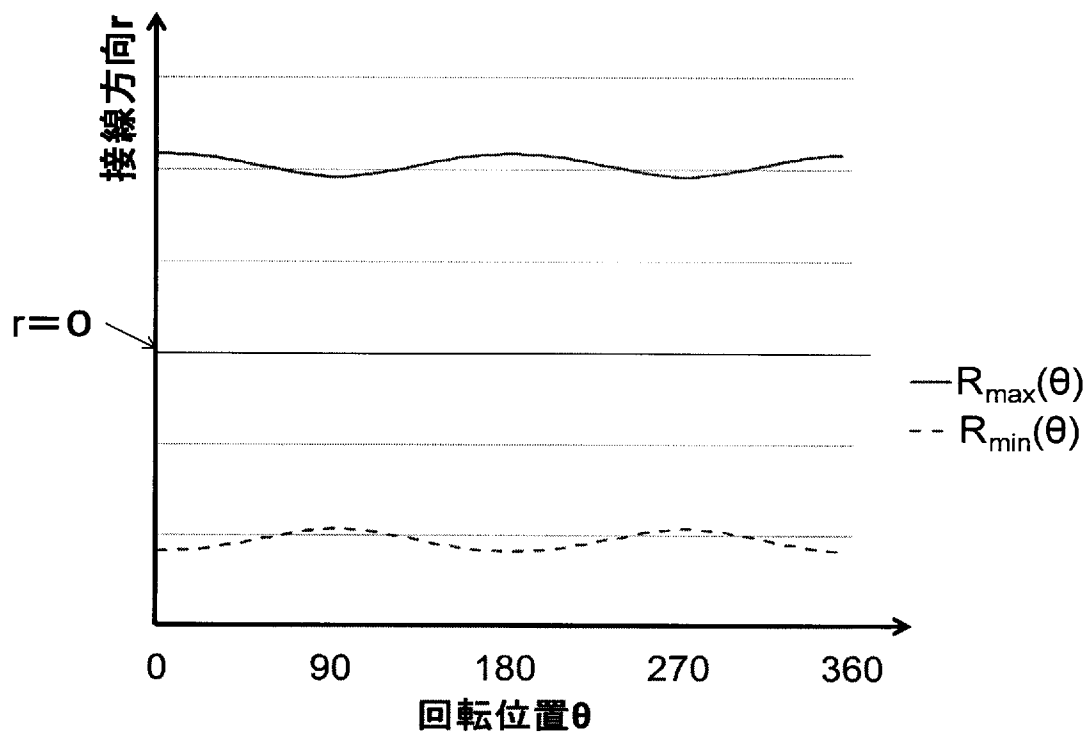
(b)



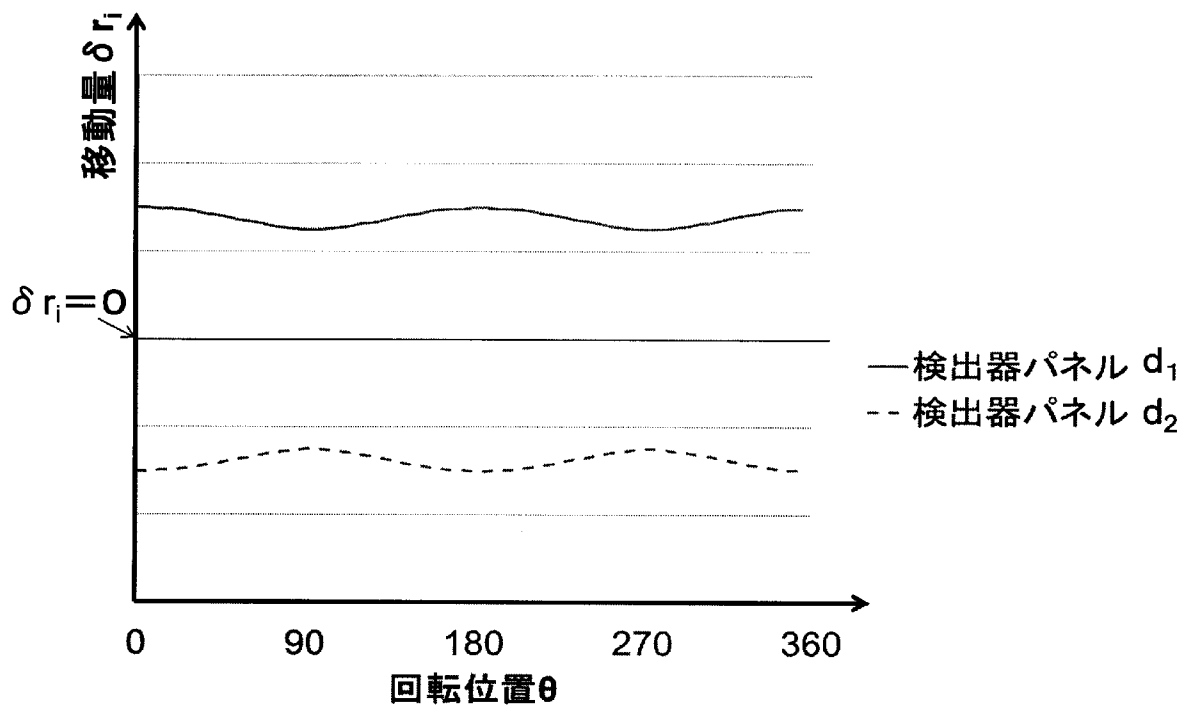
[図4]



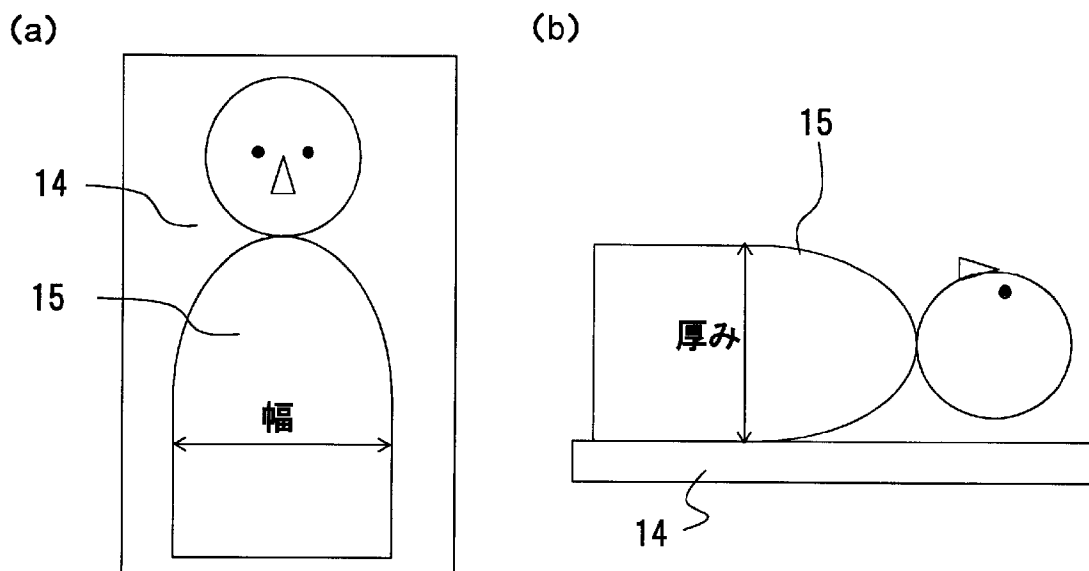
[図5]



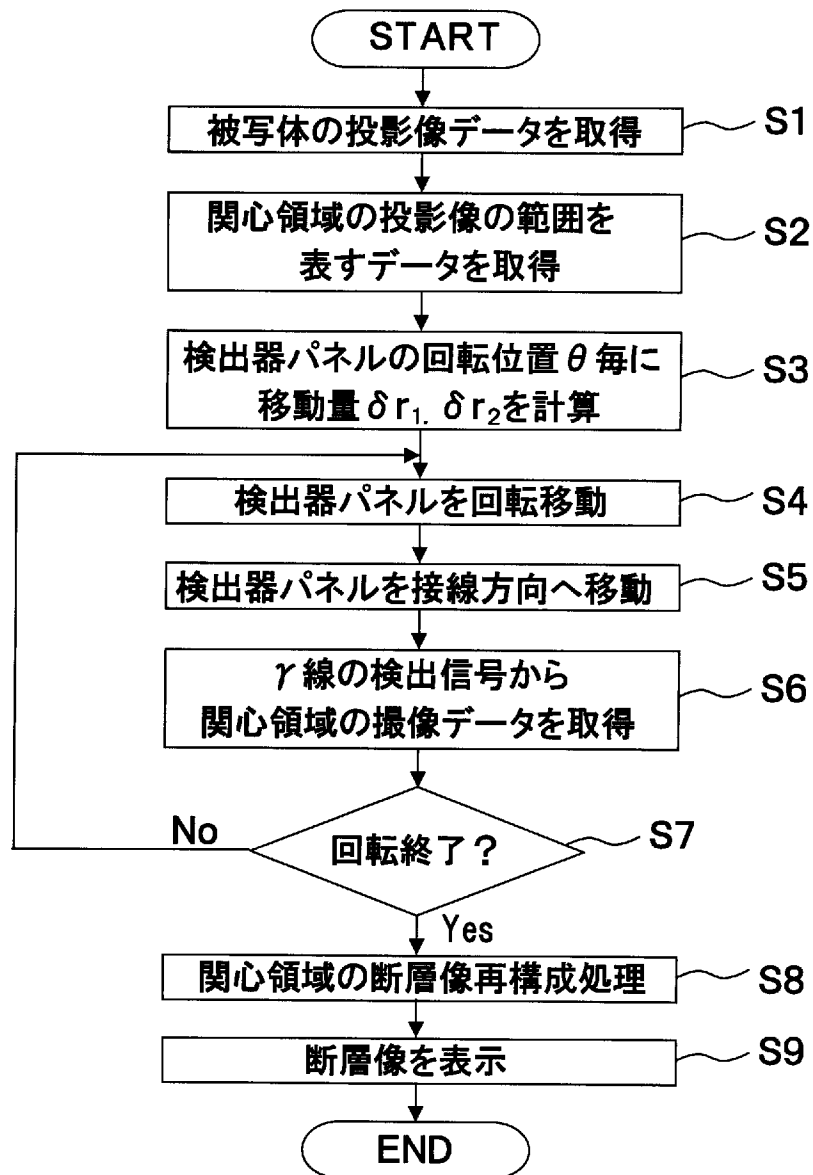
[図6]



[図7]

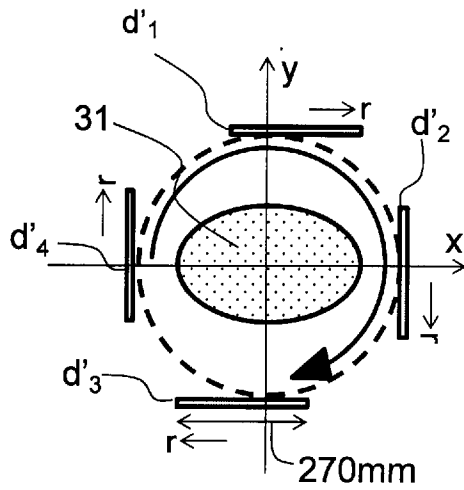


[図8]

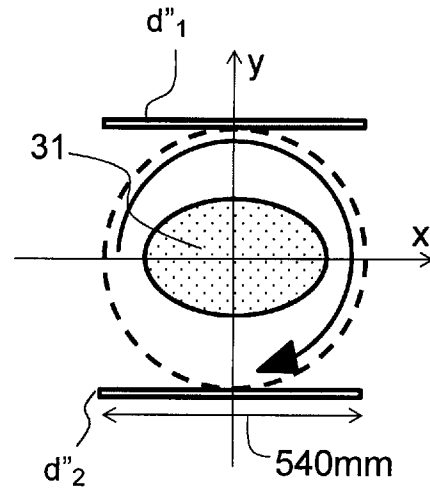


[図9]

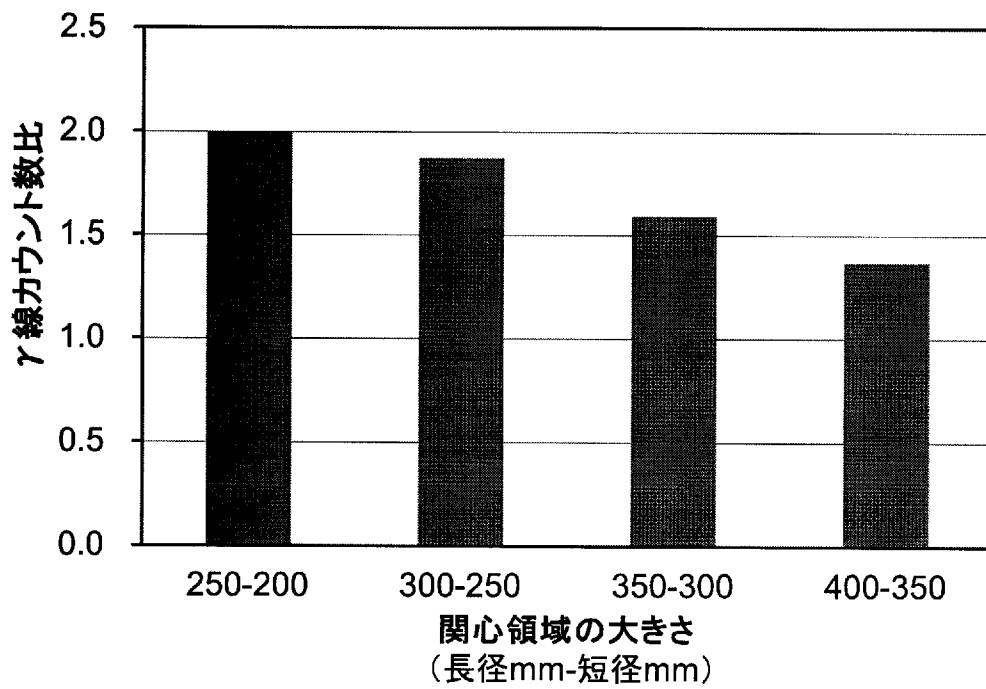
(a)



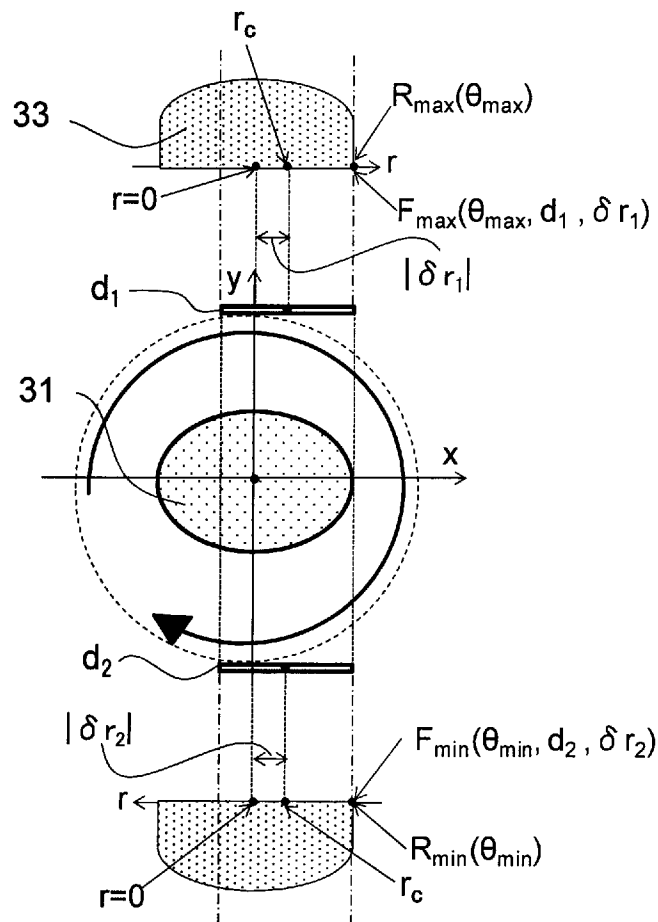
(b)



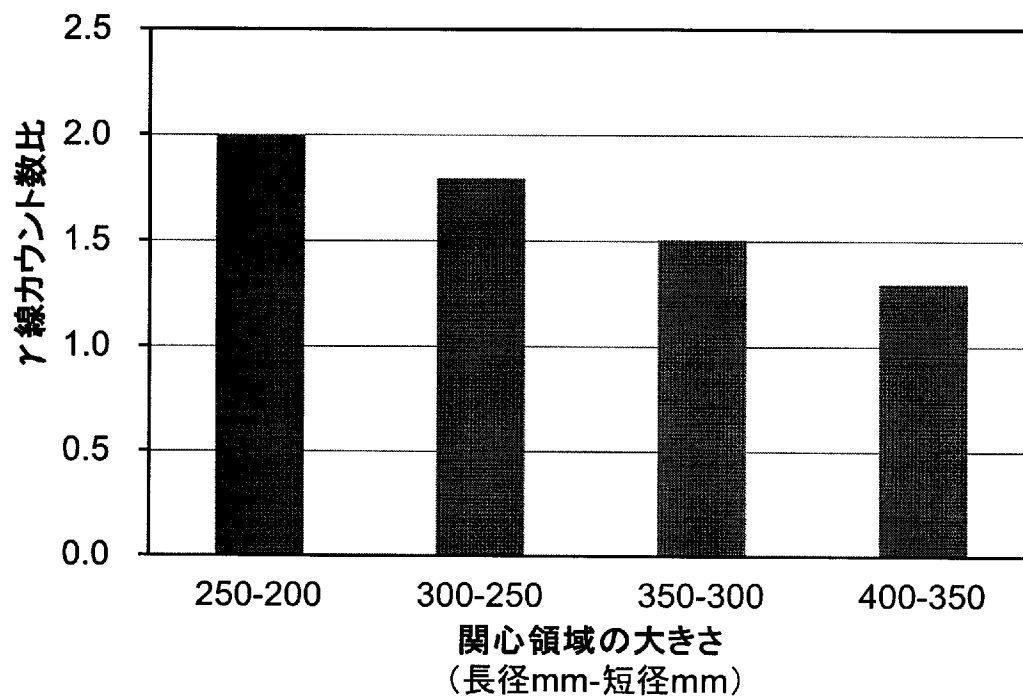
[図10]



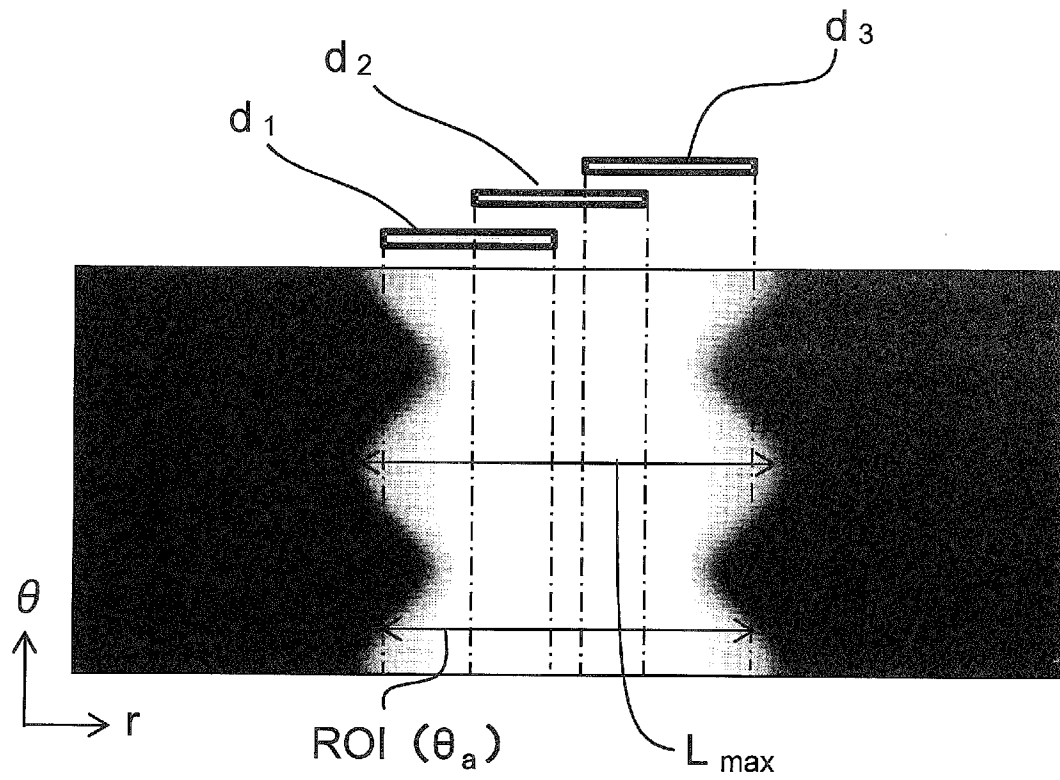
[図11]



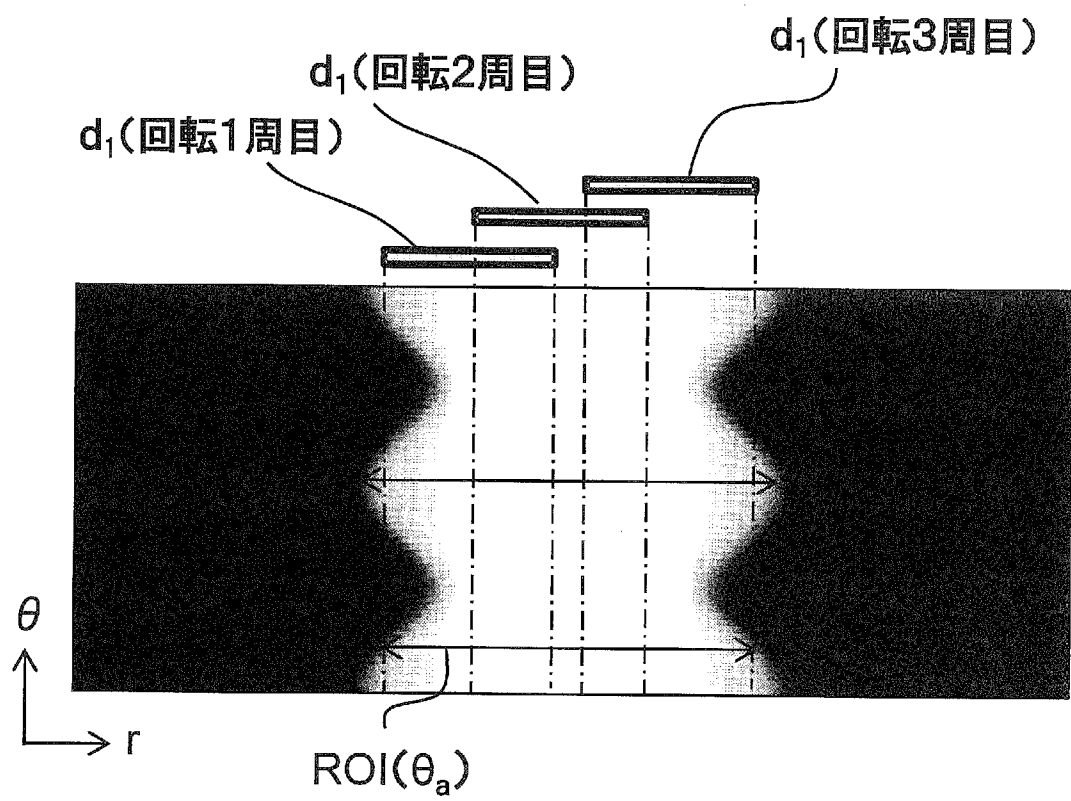
[図12]



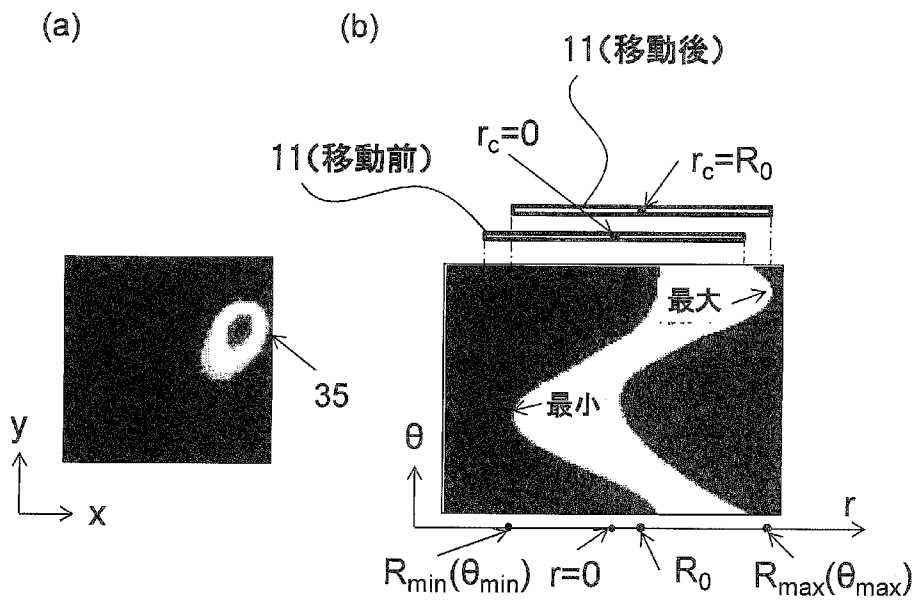
[図13]



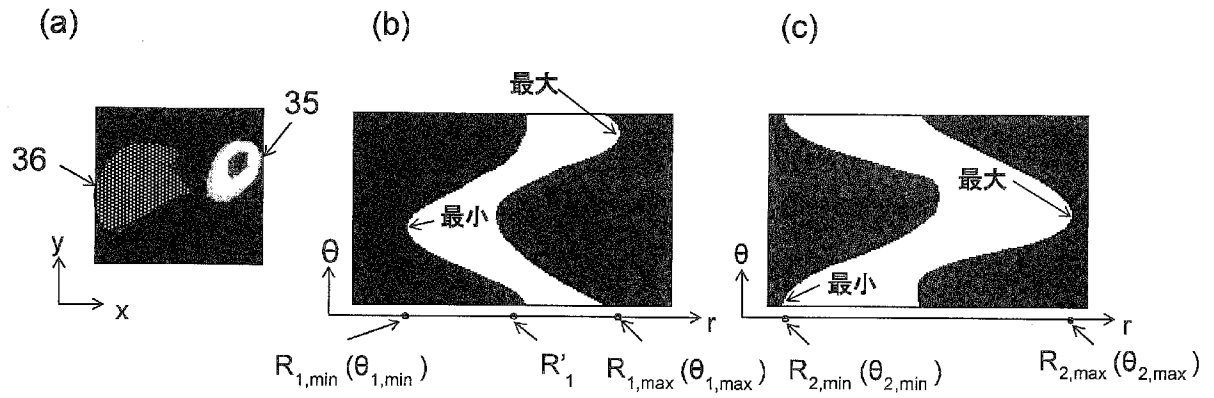
[図14]



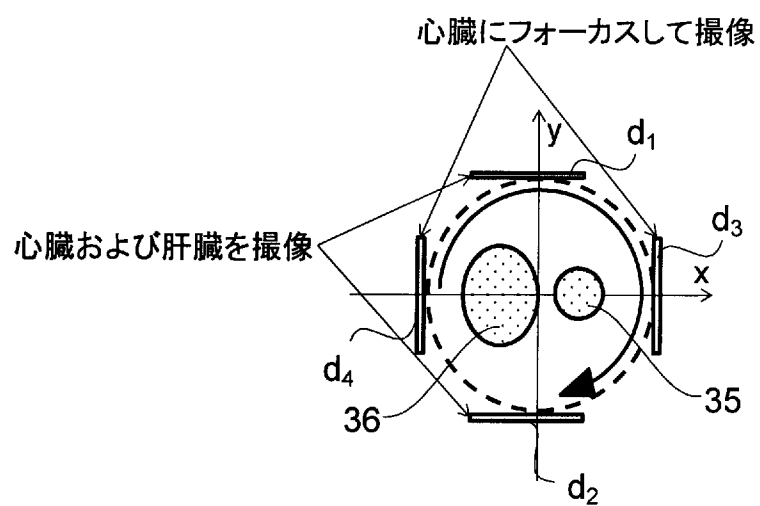
[図15]



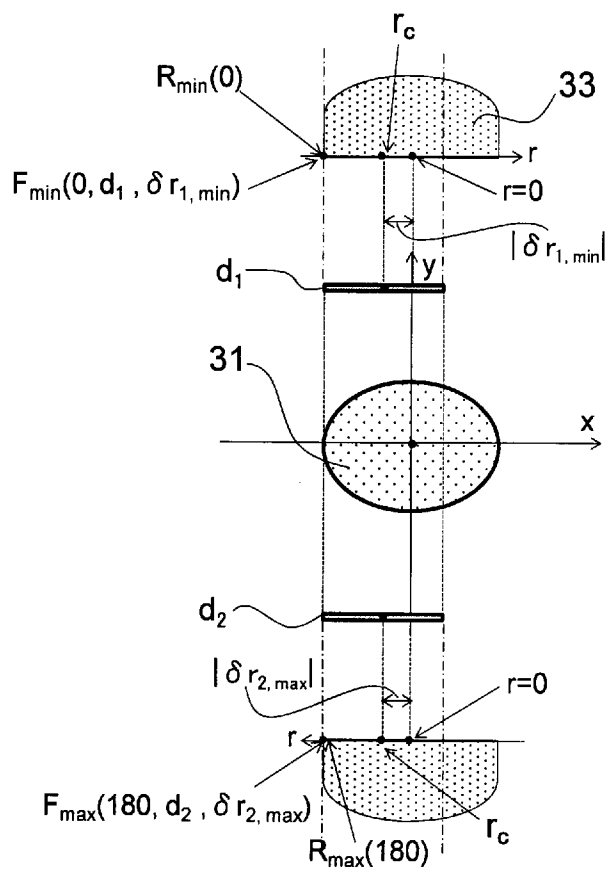
[図16]



[図17]



(a)



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/078764

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01T1/161(2006.01)i, G01T7/00(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, G01T7/00

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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.
Y	JP 10-039030 A (Toshiba Corp.), 13 February 1998 (13.02.1998), entire text; all drawings (Family: none)	1-16
Y	JP 2004-037418 A (Toshiba Corp.), 05 February 2004 (05.02.2004), entire text; all drawings (Family: none)	1-16
Y A	JP 2001-343462 A (Toshiba Corp.), 14 December 2001 (14.12.2001), paragraphs [0055] to [0058] (Family: none)	7, 8, 14, 15 1-6, 9-13, 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
27 January 2015 (27.01.15)

Date of mailing of the international search report
10 February 2015 (10.02.15)

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

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/078764

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 2000-221271 A (Hamamatsu Photonics Kabushiki Kaisha), 11 August 2000 (11.08.2000), entire text; all drawings (Family: none)	1-16
A	JP 10-160851 A (Picker International, Inc.), 19 June 1998 (19.06.1998), entire text; all drawings & EP 846961 A1 & US 5838009 A	1-16

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, G01T7/00(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, G01T7/00

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	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 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 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
Y	JP 10-039030 A（株式会社東芝） 1998.02.13, 全文、全図（ファミリーなし）	1-16
Y	JP 2004-037418 A（株式会社東芝） 2004.02.05, 全文、全図（ファミリーなし）	1-16
Y A	JP 2001-343462 A（株式会社東芝） 2001.12.14, 段落【0055】－【0058】（ファミリーなし）	7, 8, 14, 15 1-6, 9-13, 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

2 7 . 0 1 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

1 0 . 0 2 . 2 0 1 5

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）

亀澤 智博

2 Q

4 7 4 6

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

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2000-221271 A (浜松ホトニクス株式会社) 2000.08.11, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-16
A	JP 10-160851 A (ピッカー インターナショナル インコーポレイ テッド) 1998.06.19, 全文、全図 & EP 846961 A1 & US 5838009 A	1-16