

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3860979号

(P3860979)

(45) 発行日 平成18年12月20日(2006.12.20)

(24) 登録日 平成18年9月29日(2006.9.29)

(51) Int. Cl.	F I				
GO 1 T	1/164	(2006.01)	GO 1 T	1/164	C
A 6 1 B	5/055	(2006.01)	GO 1 T	1/164	A
GO 1 T	1/20	(2006.01)	A 6 1 B	5/05	3 8 O
GO 1 T	1/24	(2006.01)	GO 1 T	1/20	C
			GO 1 T	1/20	E
請求項の数 19 (全 15 頁) 最終頁に続く					

(21) 出願番号	特願2001-183156 (P2001-183156)	(73) 特許権者	591001765
(22) 出願日	平成13年6月18日(2001.6.18)		安西メディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2002-328171 (P2002-328171A)		東京都品川区西品川3-9-15
(43) 公開日	平成14年11月15日(2002.11.15)	(74) 代理人	100077665
審査請求日	平成15年1月22日(2003.1.22)		弁理士 千葉 剛宏
(31) 優先権主張番号	特願2001-54354 (P2001-54354)	(74) 代理人	100077805
(32) 優先日	平成13年2月28日(2001.2.28)		弁理士 佐藤 辰彦
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	井上 登美夫
			群馬県高崎市上佐野164-3
		(72) 発明者	伊藤 直史
			群馬県桐生市東3-1-24-203
		(72) 発明者	神保 昌夫
			栃木県大田原市紫塚1-10-27
		(72) 発明者	江口 建三
			東京都町田市小川1417
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 ガンマカメラ装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に投与した放射性同位元素から得られるガンマ線を検出し、前記放射性同位元素の3次元分布画像を構築するガンマカメラ装置において、

前記ガンマ線を検出する検出手段と、

前記被検体と前記検出手段との間に配置される符号化開口板と、

前記検出手段により検出した前記ガンマ線に基づいて画像を再構成する画像再構成手段と、

前記被検体内の観察位置および前記符号化開口板間の距離と、前記符号化開口板および前記検出手段間の距離とで決まる前記画像の分解能を許容範囲内とすべく、前記観察位置に応じて、前記被検体および前記検出手段間での前記符号化開口板の位置を調節する調節手段と、

を備え、前記画像再構成手段は、前記被検体を分割した n 個の各ボクセルから一定時間内に放射される前記ガンマ線のカウント数を $S = (S_1, S_2, \dots, S_n)$ 、前記検出手段の m 個の各検出素子で一定時間内に検出される前記ガンマ線のカウント数を $P^* = (P_1^*, P_2^*, \dots, P_m^*)$ 、前記カウント数 P^* の期待値を $P = (P_1, P_2, \dots, P_m)$ として、前記カウント数 S を観測する条件下でカウント数 P^* を得る条件付確率 $\text{Pr o b} (P^* | S)$ を、

【数 1】

$$\text{Prob}(P^* | S) = \prod_{i=1}^m (P_i^{P^*} / P_i^{S_i}) \cdot \exp(-P_i)$$

$$P_i = \sum_{j=1}^n f_{ij} S_j \quad (i=1, 2, \dots, m)$$

$$f_{ij} = (\Omega / 4\pi) \cdot \tau$$

10

Ω : 各検出素子(各検出素子)から見た各検出素子(各検出素子)の立体角

τ : 符号化開口板の各検出素子間の幾何光学的透過率

とし、前記条件付確率 $\text{Prob}(P^* | S)$ が最大となる前記カウント数 S を算出して前記画像を再構成することを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

20

前記調節手段は、前記観察位置から見た前記符号化開口板の前記検出手段に対する拡大率 α を 1.5 ～ 3.5 の範囲で調節可能であることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の装置において、

前記検出手段は、複数の半導体検出素子からなることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 4】

請求項 3 記載の装置において、

前記半導体検出素子は、CdTe または CdZnTe であることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の装置において、

30

前記検出手段は、1次元に配列されることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置において、

前記検出手段は、2次元に配列されることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置において、

検出手段は、ガンマ線の波長変換を行うシンチレータと、前記シンチレータによって得られた光を検出する位置感応型フォトマルチプライアとからなることを特徴とするガンマカメラ装置。

40

【請求項 8】

請求項 7 記載の装置において、

前記シンチレータと前記位置感応型フォトマルチプライアとは、光ファイバーによって連結されることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 9】

請求項 1 記載の装置において、

検出手段は、ガンマ線の波長変換を行うシンチレータと、前記シンチレータによって得られた光を検出する複数のフォトダイオードとからなることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 10】

50

請求項 7～9 のいずれか 1 項に記載の装置において、
 前記シンチレータは、 $\text{NaI}:\text{Tl}$ 、 $\text{CsI}:\text{Na}$ 、 $\text{LuSiO}_5:\text{Ce}$ (LSO)、
 $(\text{Lu}_{1-x}\text{Gd}_x)\text{SiO}_5:\text{Ce}$ (LGSO)、 YAlO_3 のいずれかからなること
 を特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 1 1】

請求項 1 記載の装置において、
 前記符号化開口板は、M 系列の規則からなる複数の開口部を 1 次元的に配列してなるコ
 リメータにより構成されることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 記載の装置において、
 前記符号化開口板は、M 配列の規則からなる複数の開口部を 2 次元的に配列してなるコ
 リメータにより構成されることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 記載の装置において、
 前記符号化開口板は、少なくとも 1 周期分の複数の開口部を 1 次元的に配列した M 系列
 のコリメータまたは 2 次元的に配列した M 配列のコリメータにより構成されることを特徴
 とするガンマカメラ装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 3 記載の装置において、
 前記検出手段による前記被検体の検出範囲は、前記開口部の 1 周期分の長さを L 、前記
 コリメータから前記被検体内の観察位置までの距離を Z 、前記コリメータから前記検出手
 段までの距離を D として、 $L \cdot (D + Z) / D$ 以下となるように設定することを特徴とす
 るガンマカメラ装置。

【請求項 1 5】

請求項 1 記載のガンマカメラ装置において、
 再構成された前記画像を表示する画像表示手段と、
 前記画像に対して重畳される他の画像を供給する画像供給手段と、
 を備えることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 1 6】

請求項 1 5 記載の装置において、
 前記画像供給手段は、CT 診断装置であることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 1 7】

請求項 1 5 記載の装置において、
 前記画像供給手段は、核医学診断装置であることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 1 8】

請求項 1 5 記載の装置において、
 前記画像供給手段は、MR 診断装置であることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 1 9】

請求項 1 5 記載の装置において、
 前記画像供給手段は、デジタルカメラ装置であることを特徴とするガンマカメラ装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体に投与した放射性同位元素から得られるガンマ線を検出し、前記放射性
 同位元素の 3 次元分布画像を構築するガンマカメラ装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

例えば、医療分野において、放射線検出器およびコンピュータを組み合わせ、被検体の内
 部情報を示す画像を得る装置が広汎に利用されている。代表的なものとして、対向して配
 置される放射線発生源および放射線検出器を被検体の回りに旋回させてスキャンし、被検

10

20

30

40

50

体を透過する X 線の吸収値を測定して処理することにより、前記被検体の断層画像を得るようにした X 線 CT 装置がある。

【0003】

しかしながら、この X 線 CT 装置は、放射線発生源および放射線検出器を被検体の回りに旋回させなければならず、装置が大がかり且つ高価なものとなる不具合がある。

【0004】

これに対して、近年、被検体に投与した放射性同位元素 (R I) から得られるガンマ線を平面上に配置した複数の検出器によりシンチレータを介して検出し、検出された情報に基づいて被検体の内部情報を再構築するようにしたガンマカメラ装置が開発されている。

【0005】

さらに、このようなガンマカメラ装置において、シンチレータの前面に所定の配列規則に従って多数の開口部を形成した、いわゆる、符号化開口板を配置し、得られた情報から被検体の内部情報の 3 次元画像を構築できるように構成したガンマカメラ装置が提案されている (計測自動制御学会論文誌 Vol.28, No.4, 426/432 (1992) 「M 配列を用いた符号化開口放射型 CT」、(社) 計測自動制御学会計測部門第 17 回センシングフォーラム (2000) 「符号化開口 CT を用いた ^{99m}Tc 3 次元分布再構成」参照)。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は、被検体の内部情報に係る画像を高い分解能で得ることのできるガンマカメラ装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】

前記の課題を解決するために、本発明は、被検体に投与した放射性同位元素から得られるガンマ線を検出し、前記放射性同位元素の 3 次元分布画像を構築するガンマカメラ装置において、

前記ガンマ線を検出する検出手段と、

前記被検体と前記検出手段との間に配置される符号化開口板と、

前記検出手段により検出した前記ガンマ線に基づいて画像を再構成する画像再構成手段と、

前記被検体内の観察位置および前記符号化開口板間の距離と、前記符号化開口板および前記検出手段間の距離とで決まる前記画像の分解能を許容範囲内とすべく、前記観察位置に応じて、前記被検体および前記検出手段間での前記符号化開口板の位置を調節する調節手段と、

を備え、前記画像再構成手段は、前記被検体を分割した n 個の各ボクセルから一定時間内に放射される前記ガンマ線のカウント数を $S = (S_1, S_2, \dots, S_n)$ 、前記検出手段の m 個の各検出素子で一定時間内に検出される前記ガンマ線のカウント数を $P^* = (P_1^*, P_2^*, \dots, P_m^*)$ 、前記カウント数 P^* の期待値を $P = (P_1, P_2, \dots, P_m)$ として、前記カウント数 S を観測する条件下でカウント数 P^* を得る条件付確率 $\text{Prob}(P^* | S)$ を、

【数 1】

10

20

30

40

$$\text{Prob}(P^* | S) = \prod_{i=1}^m (P_i^{P^*} / P_i!) \cdot \exp(-P_i)$$

$$P_i = \sum_{j=1}^n f_{ij} S_j \quad (i=1, 2, \dots, m)$$

$$f_{ij} = (\Omega / 4\pi) \cdot \tau$$

10

Ω : 各カメラ(各検出素子)から見た各検出素子(各カメラ)の立体角

τ : 符号化開口板の各カメラ、各検出素子間の幾何光学的透過率

とし、前記条件付確率 $\text{Prob}(P^* | S)$ が最大となる前記カウント数 S を算出して前記画像を再構成することの特徴とする。

【0009】

【発明の実施の形態】

20

図1は、本実施形態のガンマカメラ装置10を示す。このガンマカメラ装置10は、寝台12上に配置された被検体14から放射されるガンマ線を検出するガンマカメラ16と、ガンマカメラ16によって検出されたガンマ線に基づき、被検体14内の3次元画像を再構成するための画像再構成部18（画像再構成手段）とから基本的に構成される。画像再構成部18は、例えば、パソコンによって構成され、ガンマカメラ16を制御するためのデータ等を入力するキーボード20と、再構成された画像を表示するためのディスプレイ22（画像表示手段）とを備える。

【0010】

ガンマカメラ16は、ガイドバー24a、24bによってカメラ本体26に支持され、被検体14に対するガンマカメラ16の距離を一定に保持するためのプレート28と、カメラ本体26とプレート28との間に配設されるコリメータ30（符号化開口板）とを備える。コリメータ30は、例えば、カメラ本体26に取り付けられたナット部材32に螺合するねじ部材34をノブ36（調節手段）を介して回動させることにより、カメラ本体26とプレート28との間でガイドバー24a、24bを介して変位可能に構成される。なお、プレート28は、被検体14から放射されるガンマ線を透過してカメラ本体26に導くことのできる材料であれば、いかなるものを利用してもよい。

30

【0011】

コリメータ30は、図2に示すように、多数のピンホール状の開口部38をM配列に従い所定の周期パターン40で形成したものである。この場合、M配列とは、疑似ランダム系列であるM系列の規則で開口部38の間隔を設定したものを2次元的に配列したものであり、その自己相関関数は、 δ 関数に近く、ピーク以外では相関関数値が一定となる特徴を備えている。なお、コリメータ30として、M系列の規則からなる開口部38を1次元的に配列したものをを用いることもできる。

40

【0012】

一方、ガンマカメラ16は、被検体14から放射されたガンマ線によって蛍光を発するシンチレータ42と、蛍光を検出してガンマ線のカウント数に対応する電気信号に変換するシンチレーション検出器44（検出手段）と、シンチレーション検出器44からの位置に応じたカウント数のデータを画像再構成部18に転送するための信号処理回路46とを備える。

【0013】

50

コリメータ 30、シンチレータ 42 およびシンチレーション検出器 44 は、平行に配設される。シンチレータ 42 に近接して配設されるシンチレーション検出器 44 は、位置感応型フォトマルチプライアまたは複数のフォトダイオードを 1 次元または 2 次元配列して構成することができる。位置感応型フォトマルチプライアまたは複数のフォトダイオードを 1 次元配列する場合には、それに対応してコリメータ 30 およびシンチレータ 42 も 1 次元配列のものとし、例えば、ガンマカメラ 16 をこれらの配列方向と直交する方向に走査し、得られるガンマ線の検出データを適宜信号処理することにより、2 次元配列の場合と同様の情報を得ることが可能である。

【0014】

なお、位置感応型フォトマルチプライアとシンチレータ 42 とを光ファイバーによって連結して構成することにより、シンチレータ 42 から得られた光を位置感応型フォトマルチプライアに効率的に導くことができる。

10

【0015】

シンチレータ 42 は、例えば、 $\text{NaI}:\text{Tl}$ 、 $\text{CsI}:\text{Na}$ 、 $\text{LuSiO}_5:\text{Ce}$ (LSO)、 $(\text{Lu}_{1-x}\text{Gd}_x)\text{SiO}_5:\text{Ce}$ (LGSO)、 YAlO_3 等から選択することができる。

【0016】

また、シンチレータ 42 およびシンチレーション検出器 44 に代えて、ガンマ線から直接的に電気信号を得ることのできる半導体検出素子を用いることもできる。この場合、半導体検出素子としては、例えば、 CdTe 、 CdZnTe 等を用いることができる。なお、半導体検出素子の場合においても、複数の素子を 1 次元または 2 次元配列として構成することができる。

20

【0017】

本実施形態のガンマカメラ装置 10 は、基本的には以上のように構成されるものであり、次に、このガンマカメラ装置 10 の動作原理並びに作用効果について説明する。

【0018】

先ず、被検体 14 から放射されるガンマ線をカウントすることにより画像を再構成する原理について説明する。

【0019】

図 3 に示す模式図では、ガンマ線を放射する放射線源の存在し得る被検体 14 を n 個のボクセルに分割し、その 1 つを j ($j = 1, 2, \dots, n$) とし、また、ガンマ線を検出するシンチレーション検出器 44 のピクセル数を m とし、その 1 つを i ($i = 1, 2, \dots, m$) としている。

30

【0020】

j 番目のボクセルがある一定時間内に放射するガンマ線のカウント数の期待値を S_j 、 i 番目の画素で一定時間内に検出されるガンマ線のカウント数の期待値を P_i 、実際に検出されるガンマ線のカウント数を P_i^* とする。ボクセル j から放射されたガンマ線がピクセル i で検出される確率を f_{ij} とすると、次の関係が成り立つ。

【0021】

【数 1】

40

$$P_i = \sum_{j=1}^n f_{ij} S_j \quad (i=1, 2, \dots, m) \quad \dots(1)$$

【0022】

放射線源から放射されるガンマ線のカウント数は、ポアソン分布に従ってランダムに変動するため、シンチレーション検出器 44 のピクセル i で検出されるカウント数もランダムに変動し、その期待値 P_i は、(1) 式で与えられる。

50

【0023】

確率 f_{ij} は、ボクセル j 、ピクセル i 、コリメータ 30 の開口部 38 の位置関係および開口部 38 の配列パターンである M 配列から幾何学的に決まる。しかしながら、ガンマ線の吸収や散乱がない理想的な条件下であっても、確率 f_{ij} の値を計算によって厳密に求めることは、計算量が多く困難であるため、実際の計算では、ボクセル内の放射線源分布がボクセルの中心に置いた点放射線源で代表されるものと仮定して近似的に求める。

【0024】

すなわち、ボクセル j から放射されてピクセル i に到達するガンマ線の経路は、ボクセル j の中心を頂点とし、ピクセル i を底面とする立錐を構成し、この立錐の頂点の立体角を Ω 、立錐が切り取るコリメータ 30 上の面積に占める開口部 38 の面積の比（幾何光学的透過率）を τ とすると、確率 f_{ij} は、

$$f_{ij} = (\Omega / 4\pi) \cdot \tau \quad \dots (2)$$

として与えられる。なお、ボクセルに比してピクセルが小さい場合には、ピクセルの中心を頂点としてボクセルに接する面を底面とする立錐を構成することにより、この立錐から確率 f_{ij} をより高精度に求めることができる。

【0025】

放射線源の分布を $S = (S_1, S_2, \dots, S_n)$ 、ガンマ線のカウント数を $P^* = (P^*_1, P^*_2, \dots, P^*_m)$ と表すと、この分布 S を観測するという条件下でカウント数 P^* が得られる条件付き確率（尤度） $\text{Prob}(P^* | S)$ は、ポアソン分布の式と（1）式とを用いて、以下の（3）式で表される。なお、（3）式において、記号「 $\wedge$ 」は、べき乗を表すものとする。

【0026】

【数2】

$$\text{Prob}(P^* | S) = \prod_{i=1}^m (P_i \wedge P^*_i / P^*_i!) \cdot \exp(-P_i) \quad \dots (3)$$

【0027】

画像再構成部 18 では、（3）式の条件付き確率 $\text{Prob}(P^* | S)$ が最大となる放射線源の分布 S を漸近的に求める。

【0028】

図 4 は、画像再構成部 18 において、（3）式を用いて放射線源の分布 S を具体的に求める際のフローチャートを示す。

【0029】

先ず、被検体 14 に投入された放射性同位元素（RI）から放射されるガンマ線をコリメータ 30 およびシンチレータ 42 を介して検出することにより、放射線源の投影データであるカウント数 P^* を収集する（ステップ S1）。次に、推定放射線源の分布 S の初期値を設定した後（ステップ S2）、放射線源の推定投影像である期待値 $P = (P_1, P_2, \dots, P_m)$ を計算する（ステップ S3）。なお、推定放射線源の分布 S の初期値は、例えば、一様分布となるように設定することができる。

【0030】

次いで、ステップ S3 で求めた推定投影像である期待値 P と、ステップ S1 で収集した投影データであるカウント数 P^* とを比較し（ステップ S4）、これらが許容誤差内にあるか否かを判定し（ステップ S5）、許容誤差内にはない場合には、推定投影像の不一致量 P^* / P を計算する（ステップ S6）。そして、この不一致量 P^* / P を被検体 14 に対して逆投影することにより（ステップ S7）、推定放射線源の分布 S を修正する（ステップ S8）。

【0031】

10

20

30

40

50

ステップ S 3 ～ S 8 の処理を繰り返し行うことにより、期待値 P が漸近的にカウント数 P^* に近づくことになる。そして、ステップ S 5 において、期待値 P とカウント数 P^* とが許容誤差内にあると判定された場合、そのときの推定放射線源の分布 S に基づき、ディスプレイ 22 上に画像を再構成する（ステップ S 9）。

【0032】

ここで、本実施形態のガンマカメラ装置 10 では、コリメータ 30 の位置を調節することにより、被検体 14 の推定投影像を高い分解能で得ることができる。

【0033】

すなわち、シンチレーション検出器 44 とコリメータ 30 との距離を D、コリメータ 30 と被検体 14 の検出面 48 との距離を Z とすると、シンチレーション検出器 44 には、検出面 48 にある点放射線源からの放射線によって、コリメータ 30 が拡大率 $\alpha = (D + Z) / Z$ で拡大された投影像 Q が形成される（図 5 参照）。同様に、同じ検出面 48 の他の点放射線源からの放射線によって、投影像 Q をシンチレーション検出器 44 上で平行移動させた投影像 Q' が形成される。また、異なる距離 Z' にある被検体 14 の検出面 48' からの放射線は、コリメータ 30 を拡大率 $\alpha' = (D + Z') / Z'$ で拡大した投影像 Q' をシンチレーション検出器 44 に形成する。

【0034】

従って、シンチレーション検出器 44 に形成される投影像は、点放射線源の検出面 48（48'）内での位置の情報を平行移動量として含むとともに、検出面 48（48'）の深さの情報を拡大率として含むことになる。放射線源が広がりをもって分布する一般の場合、その投影像は、点放射線源の投影像の重ね合わせとして得ることができる。

【0035】

コリメータ 30 は、複数の開口部 38 が M 配列に従って配列されているため、1 周期を積分範囲とする自己相関関数が原点に鋭いピークを持つことから、投影像 Q と Q' を M 配列の周期の整数倍を積分範囲とすることにより、相関係数が 0 となり、それぞれの投影像 Q と Q' を分離することができる。

【0036】

また、コリメータ 30 の複数の開口部 38 が、図 2 に示すように、複数の周期パターン 40 で構成されているため、同一の検出面 48（48'）上の点放射線源は、M 配列の常に一定数分の周期の投影像を形成する。一方、異なる距離 Z、Z' にある点放射線源による投影像 Q、Q' は、拡大率 α 、 α' が異なり、相関係数は小さくなる。従って、コリメータ 30 の開口部 38 の配列は、自己相関関数が原点に鋭いピークを持ち、周期的なパターンである M 配列が優れたものであることが了解される。なお、周期的な開口部 38 の配列では、その周期の長さを L とすると、距離 Z において、距離 $V = L \cdot (D + Z) / Z$ だけ隔たった点放射線源が全く同じ投影像を生ずる。そのため、被検体 14 の検出面 48（48'）内の観測範囲は、この距離 V 内でなければならない。

【0037】

ここで、本実施形態のガンマカメラ装置 10 では、図 1 に示すように、オペレータがノブ 36 を回転させることにより、ねじ部材 34 を介してコリメータ 30 の位置を調節することができる。この場合、コリメータ 30 の位置を調節することにより、シンチレーション検出器 44 に形成される投影像の拡大率が変わるため、それによって、投影像の分解能を決定する距離 V も変わることになる。従って、距離 V を決定するコリメータ 30 の位置を適宜設定することにより、検出面 48 の位置に応じた高い分解能からなる投影像を得ることができる。

【0038】

図 6 ～ 図 10 は、コリメータ 30 とプレート 28 との距離 Z_a を Z_a = 10 に固定し、シンチレーション検出器 44 とコリメータ 30 との距離 D を D = 20、30、40、50、60 とした場合において、被検体 14 側から見た拡大率 $\alpha = (D + Z) / Z$ と、シンチレーション検出器 44 側から見た拡大率 $\beta = (D + Z) / D$ と、被検体 14 の検出面 48 での分解能 $\gamma = p \cdot \beta$ （p：コリメータ 30 の開口部 38 間の平均ピッチ、この実験では、

10

20

30

40

50

p = 1.5 mmとする。)との関係の実験結果を示す。横軸は、プレート28と検出面48との距離Zpを表し、縦軸は、分解能 γ を表す。

【0039】

この実験結果によると、被検体14の表面からの検出面48の距離(深さ)Zpが大きくなるほど、拡大率 α が減少する一方、拡大率 β が増加する関係が得られ、分解能 $\gamma = 3\text{ mm}$ となる点でこれらの拡大率 α 、 β が一致している。この場合、拡大率 α 、 β の差が大きくなる範囲でコリメータ30の位置を調節することにより、高精度な分解能からなる投影像を得ることができる。なお、拡大率 α は、 $\alpha = 1.5 \sim 3.5$ の範囲に設定することが望ましい。

【0040】

以上のようにして、最適な分解能からなる投影像を得ることができる。得られた検出面48の投影像は、検出面48(48")における被検体14の断層像としてディスプレイ22に表示される。なお、複数の検出面48(48")から得られた断層像を合成することにより、3次元画像を得ることができる。

【0041】

また、被検体14をガンマカメラ16により異なる複数の撮像方向から撮像し、得られたデータを処理することにより、被検体14の一層精細な3次元画像を再構成することができる。

【0042】

なお、図1に示すように、画像再構成部18に対して画像記録装置50(画像供給手段)を接続しておき、この画像記録装置50から供給された画像に対して前記投影像を重畳させてディスプレイ22に表示することにより、検出面48の画像をより正確に分析することができる。このような画像記録装置50としては、例えば、CT診断装置、核医学診断装置、MR診断装置、デジタルカメラ装置等を挙げることができる。

【0043】

ここで、図11～図13は、1次元配列からなる半導体検出素子を用いたガンマカメラ17の構成を示す。このガンマカメラ17は、信号処理回路が搭載された回路基板19、21と、回路基板19、21に連結される1次元半導体検出素子23とを収納する矩形のケーシング25を備える。ケーシング25の一端部には、スペーサ27を介してコリメータ29が配設される。コリメータ29には、1次元半導体検出素子23と平行な方向に配列される複数の開口部31が形成される。開口部31の間隔は、M系列に従って設定される。一方、ケーシング25の他端部には、ガンマカメラ17を画像再構成部18(図1参照)に接続するためのコネクタ33が配設される。なお、コネクタ33の近傍には、ガンマカメラ17によるガンマ線のカウント開始スイッチ35、ガンマカメラ17の動作状態を示す表示灯37、39等が配設される。このように構成されるガンマカメラ17では、コリメータ29と1次元半導体検出素子23との間隔がスペーサ27によって調整可能である。

【0044】

被検体14から放射されたガンマ線は、コリメータ29を介して1次元半導体検出素子23に入射し、電気信号に変換される。変換された電気信号は、回路基板19、21に搭載された信号処理回路によってカウントされ、そのカウント値がコネクタ33を介して画像再構成部18に送信される。画像再構成部18は、得られたカウント値から被検体14の断層画像を構築し、ディスプレイ22に表示する。

【0045】

【発明の効果】

以上のように、本発明によれば、被検体と検出手段との間に配設される符号化開口板の位置を調節することにより、分解能の高い画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本実施形態のガンマカメラ装置の構成図である。

【図2】本実施形態のガンマカメラ装置に使用されるコリメータに形成されるM配列の開

10

20

30

40

50

口部の説明図である。

【図 3】本実施形態のガンマカメラ装置の原理説明に供する説明図である。

【図 4】本実施形態のガンマカメラ装置における画像再構成処理のフローチャートである。

【図 5】本実施形態のガンマカメラ装置によって 3 次元画像を得るための説明図である。

【図 6】本実施形態のガンマカメラ装置におけるコリメータの位置と分解能との関係を説明する実験結果を示すグラフである。

【図 7】本実施形態のガンマカメラ装置におけるコリメータの位置と分解能との関係を説明する実験結果を示すグラフである。

【図 8】本実施形態のガンマカメラ装置におけるコリメータの位置と分解能との関係を説明する実験結果を示すグラフである。 10

【図 9】本実施形態のガンマカメラ装置におけるコリメータの位置と分解能との関係を説明する実験結果を示すグラフである。

【図 10】本実施形態のガンマカメラ装置におけるコリメータの位置と分解能との関係を説明する実験結果を示すグラフである。

【図 11】本実施形態の 1 次元半導体検出素子を用いたガンマカメラの構成斜視図である。

【図 12】本実施形態の 1 次元半導体検出素子を用いたガンマカメラの横断面図である。

【図 13】本実施形態の 1 次元半導体検出素子を用いたガンマカメラの縦断面図である。

【符号の説明】

10…ガンマカメラ装置	12…寝台
14…被検体	16、17…ガンマカメラ
18…画像再構成部	20…キーボード
22…ディスプレイ	23…1次元半導体検出素子
24a、24b…ガイドバー	26…カメラ本体
28…プレート	29、30、31…コリメータ
32…ナット部材	34…ねじ部材
36…ノブ	38…開口部
40…周期パターン	42…シンチレータ
44…シンチレーション検出器	46…信号処理回路
48、48'…検出面	50…画像記録装置

20

30

【図 1】

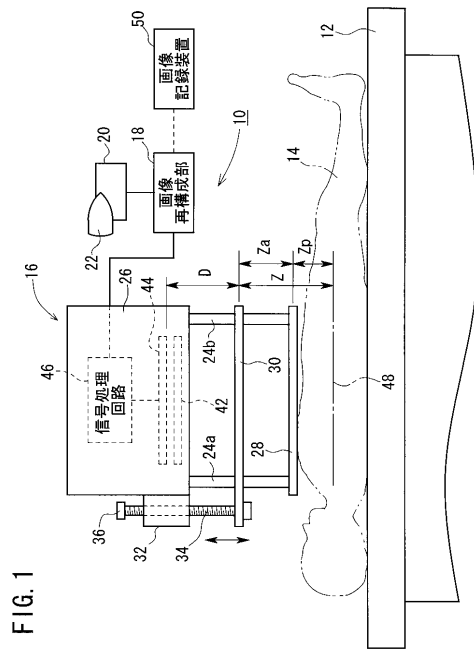
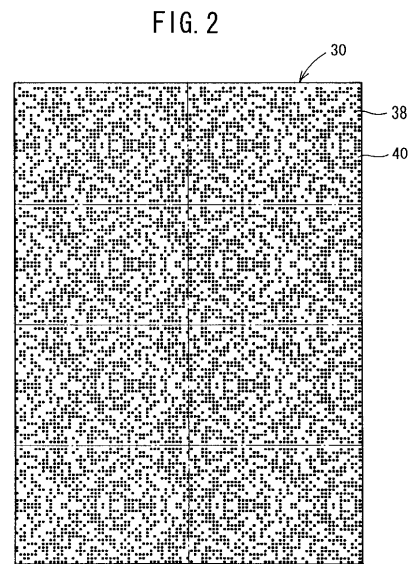


FIG. 1

【図 2】



【図 3】

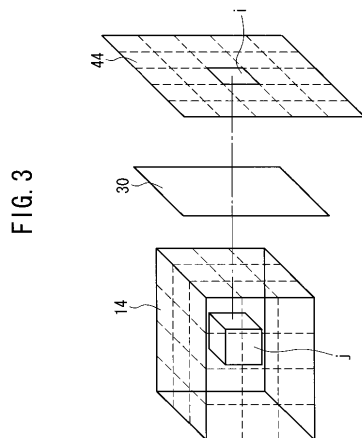
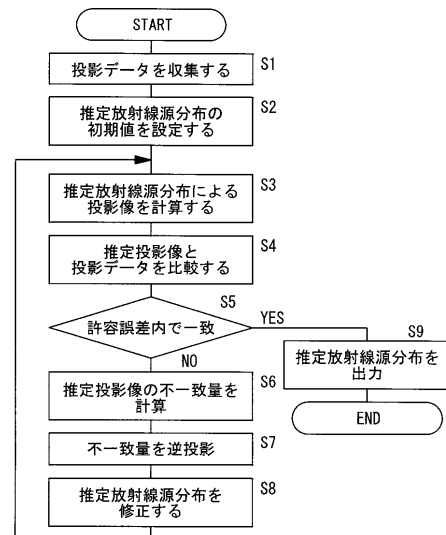


FIG. 3

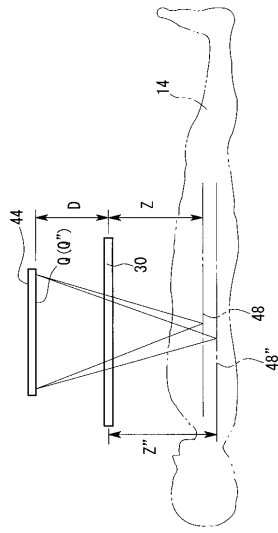
【図 4】

FIG. 4



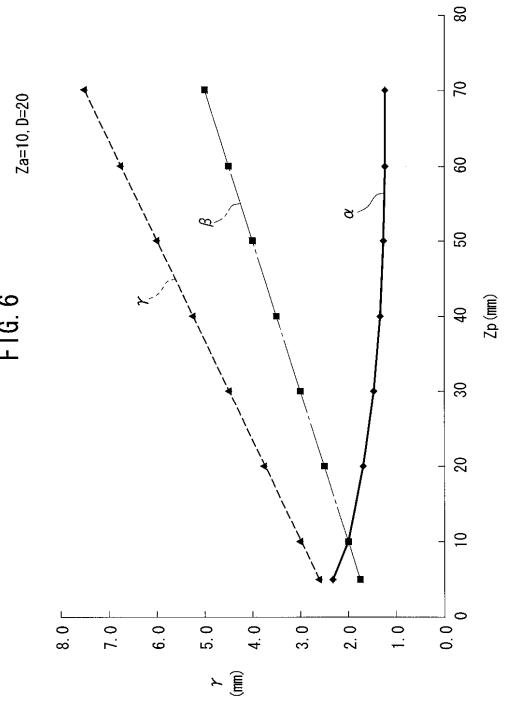
【図 5】

FIG. 5



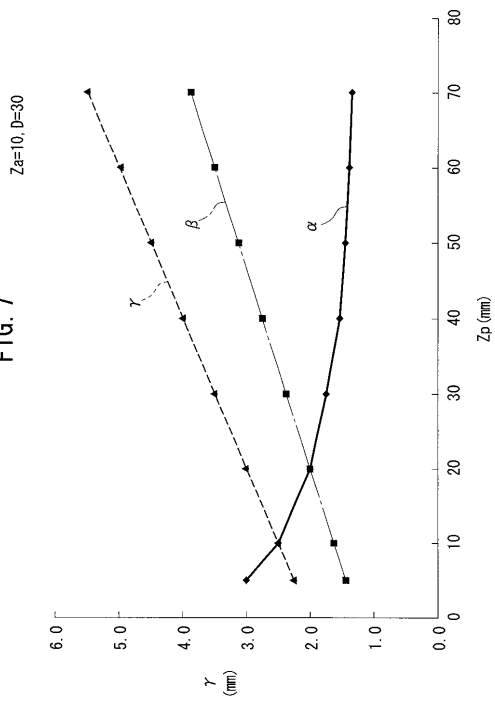
【図 6】

FIG. 6



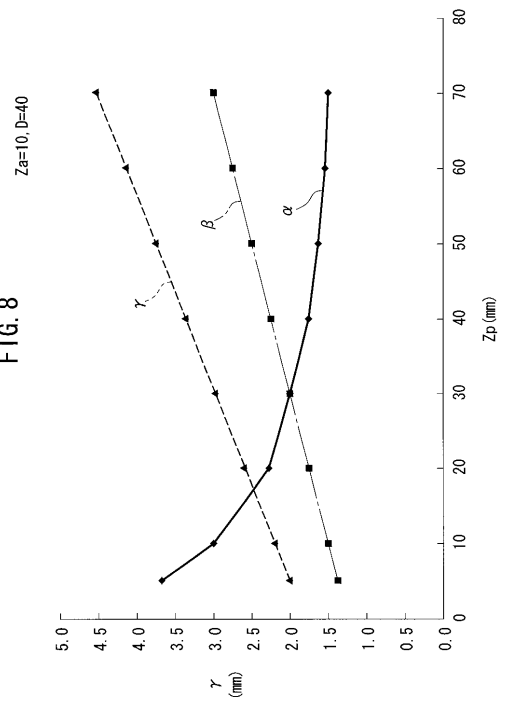
【図 7】

FIG. 7

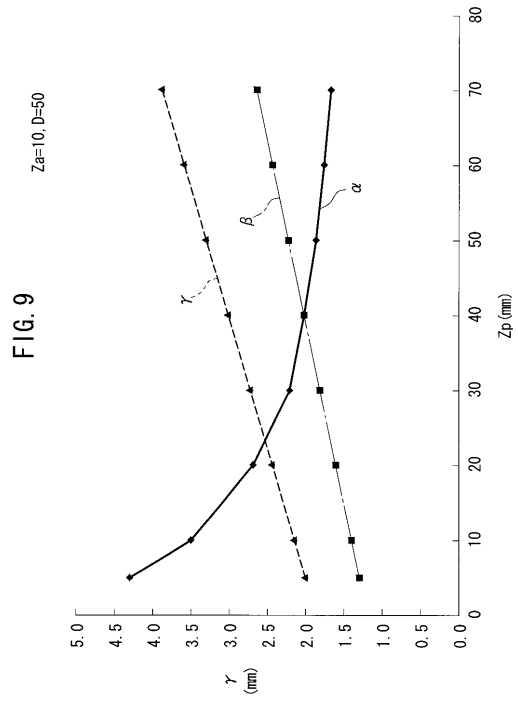


【図 8】

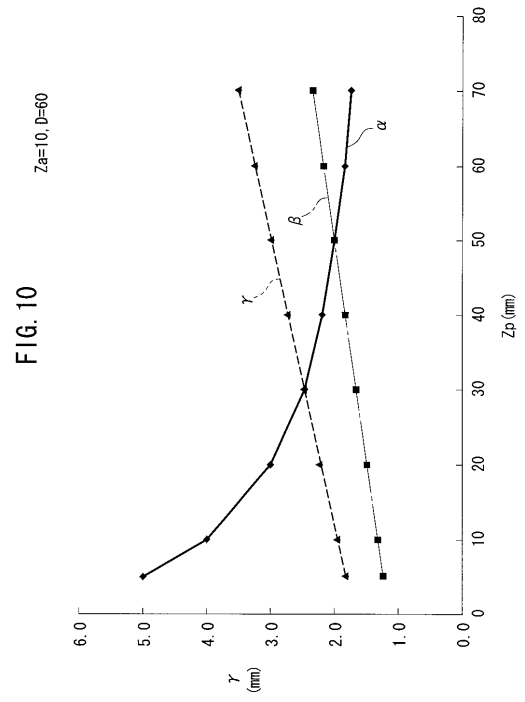
FIG. 8



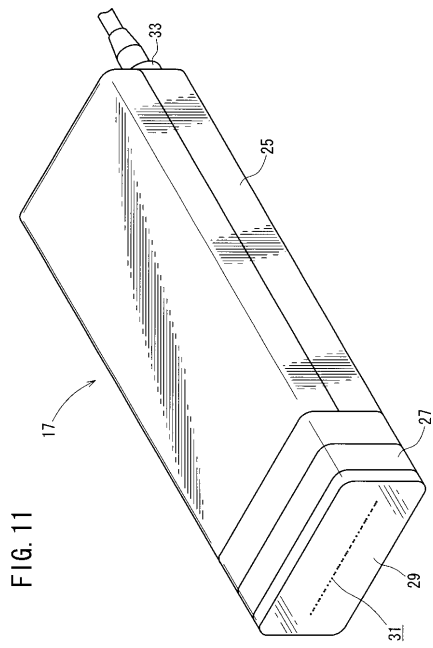
【図 9】



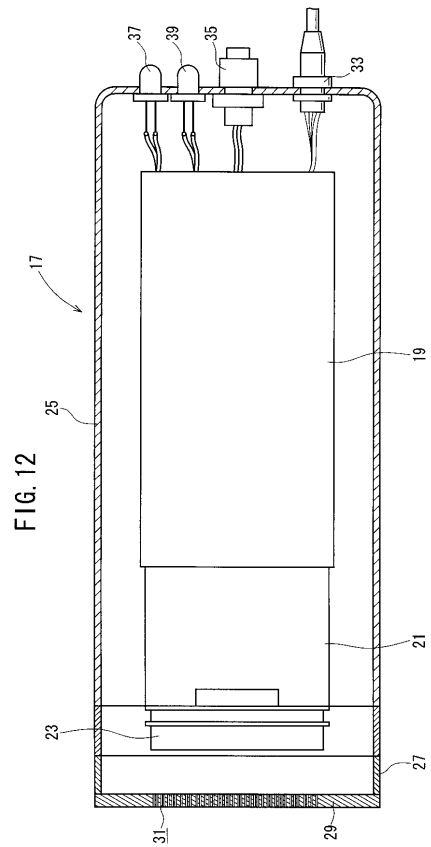
【図 10】



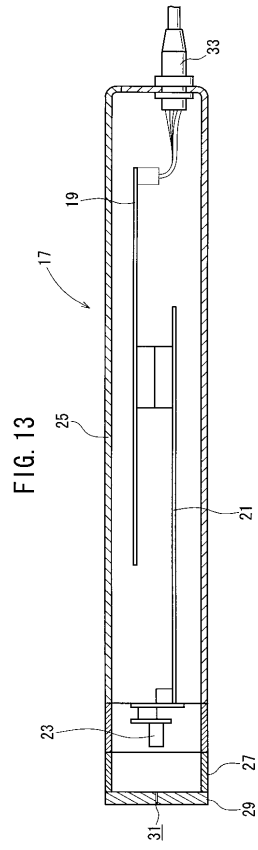
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 1 T 1/20 G
G 0 1 T 1/24

(72)発明者 大和田野 克朗
東京都品川区大崎4-2-13-711

審査官 青木 洋平

(56)参考文献 特開昭57-166145 (JP, A)
特開平09-133771 (JP, A)
特開昭61-102579 (JP, A)
特開平09-043359 (JP, A)
特開平07-301675 (JP, A)
特開平07-218642 (JP, A)
特開平04-212041 (JP, A)
特表2000-503393 (JP, A)
実開昭54-102085 (JP, U)
伊藤直史、大竹英則、井上登美夫、遠藤啓吾、符号化開口CTを用いた99mTc 3次元分布再構成、第17回センシングフォーラムシンポジウム、日本、(社)計測自動制御学会、2000年11月14日、p31-36、(2000年10月12、13・東京)
藤村貞夫、伊藤直史、M配列を用いた符号化開口放射型CT、計測自動制御学会論文集、日本、社団法人計測自動制御学会、1992年 4月30日、Vol、28、No、4、426-432

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G01T 1/00-7/12
A61B 5/055