

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2002年4月11日 (11.04.2002)

PCT

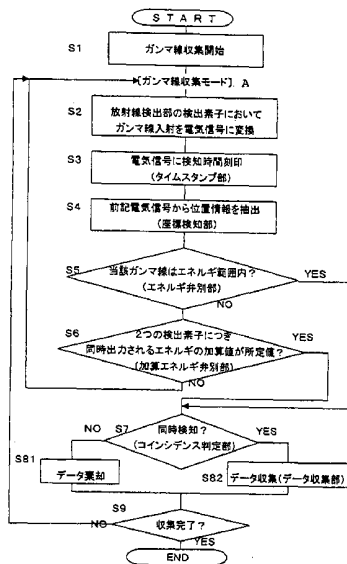
(10) 国際公開番号
WO 02/29438 A1

- (51) 国際特許分類: G01T 1/161
- (21) 国際出願番号: PCT/JP01/08656
- (22) 国際出願日: 2001年10月1日 (01.10.2001)
- (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2000-304705 2000年10月4日 (04.10.2000) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒105-8001 東京都港区芝浦一丁目1番1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): 尾川浩一 (OGAWA, Koichi) [JP/JP]; 〒164-0001 東京都中野区中野3丁目15番1号 Tokyo (JP). 高山卓三 (TAKAYAMA, Takuzo) [JP/JP]; 〒324-8550 栃木県大田原市下石上字東山1385番地の1 株式会社東芝 那須工場内 Tochigi (JP).
- (74) 代理人: 三澤正義 (MISAWA, Masayoshi); 〒160-0023 東京都新宿区西新宿七丁目15-8 日販ビルディング2F Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (国内): CN, KR, US.
- (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (DE, FR, GB, NL).

[続葉有]

(54) Title: RADIATION DETECTING DEVICE FOR NUCLEAR MEDICINE DIAGNOSIS DEVICE AND DETECTING METHOD THEREFOR

(54) 発明の名称: 核医学診断装置の放射線検出装置とその検出方法



(57) Abstract: A nuclear medicine diagnosis device which, when a so-called PET collection is carried out, subjects to a coincidence collection not only a gamma ray imparted with a predetermined energy (for example, energy of higher than Compton edge) but also a gamma ray distinguished as one that has generated a photoelectric effect after going through Compton scattering in a radiation detecting unit. Specifically, if an added value of energies observed at two detection elements is in the vicinity of 511 keV, the presence of the above gamma rays is estimated to permit the collection of them. In addition, one element, out of the two detection elements, at which energy near Compton edge is observed can be specified as a gamma ray incident position on a radiation detecting unit.

- S1...START COLLECTING GAMMA RAY
- A...[GAMMA RAY COLLECTING MODE
- S2...CONVERT INCIDENT GAMMA RAY INTO ELECTRIC SIGNAL AT DETECTION ELEMENT OF RADIATION DETECTING UNIT
- S3...STAMP DETECTION TIME ON ELECTRIC SIGNAL (TIME STAMP UNIT)
- S4...EXTRACT POSITION INFORMATION FROM THE ABOVE ELECTRIC SIGNAL (COORDINATES DETECTION UNIT)
- S5...THE GAMMA RAY WITHIN ENERGY RANGE? (ENERGY DISTINGUISHING UNIT)
- S6...ARE ADDED VALUE OF ENERGIES CONCURRENTLY OUTPUT FROM TWO DETECTION ELEMENTS AT SPECIFIED VALUE? (ADDED ENERGY DISTINGUISHING UNIT)
- S7...DETECTED CONCURRENTLY? (COINCIDENCE JUDGING UNIT)
- S81...DISCARD DATA
- S82...COLLECT DATA (DATA COLLECTING UNIT)
- S9...COLLECTION FINISHED?

[続葉有]



WO 02/29438 A1



添付公開書類：
— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約:

本発明に係る核医学診断装置は、いわゆる「PET収集」を実施する場合において、予め定められたエネルギー（例えば、コンプトンエッジ以上のエネルギー）を付与したガンマ線のみを同時計数収集（コインシデンス収集）の対象とするのではなく、放射線検出部内でコンプトン散乱を一度経由した後、光電効果を生起したガンマ線をも弁別して、前記同時計数収集の対象とする。具体的には、二つの検出素子において観測されたエネルギーの加算値が“511keV近傍”であれば、前記ガンマ線の存在が推定され、その収集を行うことが可能である。また、前記二つの検出素子のうち、コンプトンエッジ付近のエネルギーが観測される方が、ガンマ線の放射線検出部に対する入射位置と特定することも可能である。

明 細 書

核医学診断装置の放射線検出装置とその検出方法

技術分野

- 5 本発明は、核医学診断装置における放射線検出装置及びその検出方法に関するものである。

背景技術

- 従来より、放射性同位元素(以下、「R I」と略することがある。)により標識した薬剤を被検体内に投与し、当該R Iから放射されるガンマ線を放射線検出部により検知・計測した結果に基づいて、被検体内におけるR I分布の様子を画像化する核医学診断装置が提供されている。特に、前記画像を、三次元分布画像(断層像)として撮影する装置ないし手段としては、SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) 装置が広く知られている。このような画像により、装置使用者ないし術者は、外科的手段によることなく被検体内部の様子(例えば病変部、血流量、脂肪酸代謝量等)を確認することができる。
- 10
- 15

- また、前記放射線検出部を複数備えるとともに、前記放射性同位元素としてポジトロン放射核種を利用し、ポジトロン(陽電子)がエレクトロン(電子)と結合して消滅する際に180度方向に放出されるペアガンマ線を前記複数の放射線検出部で同時に検出(同時計数測定、あるいはガンマ線のコインシデンス(coin-
- 20
- cidence) 収集)したものに関し画像化を行うPET (Positron Emission Tomography) 装置も知られている。なお、このPETと上記SPECTを同一のシステムで実施することの可能な、いわゆる「SPECT/PET兼用装置」も知られている。

- 25 ちなみに、上記装置においては、通常、適当なエネルギー範囲(ないしはエネルギーウインドウ)を設定することにより、当該範囲内のエネルギーを有するガンマ線のみを収集することが行われる。ここで、上記適当なエネルギー範囲としては、例えば「コンプトンエッジ以上のエネルギー」等と設定され、これに該当するガンマ線はすべて収集され、画像化の基礎となることとなる。このようにすれば、光電

効果を生じたガンマ線を、画像化する際の主な基礎データとすることが可能となる。

ところで、上記放射線検出部は、ガンマ線の入射を受け、その入射位置及びエネルギーを反映しつつ、これを（取り扱いやすい）電気信号に変換するという機能を基本的5に備えるものであるが、その具体的形態としては、「シンチレーションカメラ」と「半導体検出器」と呼称される二つの大きな種別がある。

シンチレーションカメラとは、シンチレータ（例えばNaI結晶やBGOやLSO等から構成される）及び光電子増倍管（Photo Multiplier Tube; PMT）を主とした構成からなる。これによれば、シンチレータに10入射したガンマ線が光信号に変換され、この光信号が光電子増倍管により電気信号に変換される。一方、半導体検出器とは、ガンマ線の入射が電荷の発生（つまり、電気信号の発生）に寄与する半導体検出素子（例えばCdTeやCdZnTe等）の複数を、例えば平面的（マトリックス状）かつ離散的に配列した構成となるものである。

15 ところで、上記したような核医学診断装置においては、一般的に次に記すような課題が存在している。すなわち、上記放射線検出部におけるガンマ線収集効率を向上させることである。というのも、このガンマ線収集結果は、上述したように画像化の基礎となるものであるから、その画質や正確性を担保するためには、その収集効率が一般に高ければ高い程好ましいからである。

20 この点、放射線検出部として、上記シンチレーションカメラを利用する場合であって、そのシンチレータがBGOやLSO等で構成される場合、ガンマ線の阻止能が比較的高いから、入射する殆どのガンマ線は当該シンチレータ内で光電効果を起こし、ガンマ線の収集を無駄なく実施する（つまり、すべてのエネルギーをシンチレータの中に付与する）ことが可能であり、問題は少ないといえる。

25 しかしながら、上記半導体検出器を使用した場合には、その阻止能は上記シンチレータに対して比較的低く、入射するガンマ線の多くは検出素子と相互作用を起こさないで透過等してしまう。また、検出素子に対して何らエネルギーを付与せず透過する、といったことまでにはならないとしても、コンプトン散乱を起こした後に透過してしまうか、コンプトン散乱を起こした後に光電効果を起こす等

してしまう。すなわち、半導体検出器を利用する場合においては、すべてのガンマ線のエネルギーを検出素子に対して付与することが一般に困難であり、したがってガンマ線の収集効率が低下することとなるから、その画像の質にも影響を与えることとなっていた。なお、このような不具合を解消しようと、阻止能をあげるため、半導体検出素子の厚さを大きくすると、コンプトン散乱が複数回発生することとなり、その入射位置を特定することができなくなる。

また、上記シンチレーションカメラでも、そのシンチレータをNaI等で構成する場合には、その阻止能が一般に低いため、やはり上記と同様な問題が生じる可能性があった。

10 ちなみに、このようなことは、ガンマ線が高エネルギーである場合においてより問題となる。そして、このような場合においては、当該高エネルギーのガンマ線に関する収集効率をあげようとする試みは、本項の冒頭に述べたように、シンチレーションカメラ及び半導体検出器の別に関わらず、一般的な課題として認識されるものとなる。

15 本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、放射線検出部において、高エネルギーのガンマ線の収集効率を向上させることが可能な核医学診断装置の放射線検出装置を提供することにある。

発明の開示

20 本発明は上記課題を解決するために以下の手段をとった。

すなわち、請求の範囲第1項記載の核医学診断装置の放射線検出装置は、被検体内の放射性同位元素から放出されるガンマ線を複数の放射線検出セルにより検出する放射線検出手段を有する核医学診断装置の放射線検出装置において、前記放射線検出手段を、所定のエネルギーを付与したガンマ線を弁別して収集するとともに、前記放射線検出手段内でコンプトン散乱を一度経由した後、光電効果を生起したガンマ線をも弁別して収集する放射線検出手段とすることを特徴とするものである。

また、請求の範囲第2項記載の核医学診断装置の放射線検出装置は、被検体内の放射性同位元素から放出されるガンマ線を複数の放射線検出セルにより検出す

る。

更に、請求の範囲第9項～第16項は、先行請求の範囲第1項～第8項に順次対応する各構成が奏する各工程を特徴とする各放射線検出方法にその特徴を有するものである。

5

図面の簡単な説明

Fig. 1 本発明の実施形態に係る核医学診断装置の放射線検出装置（以下単に核医学診断装置と称す）の構成例を示す概要図である。

Fig. 2 Fig. 1に示すガンマ線エネルギー弁別部の構成例を示す概要図
10 である。

Fig. 3 本実施形態におけるガンマ線収集の処理の流れを示すフローチャートである。

Fig. 4 コンプトン散乱の現象を説明する説明図である。

Fig. 5 ペアガンマ線のエネルギースペクトルを示すグラフであって、横軸
15 はエネルギー値、縦軸はカウント数（計数值）を示している。

Fig. 6 ガンマ線が放射線検出部においてコンプトン散乱を一度経由した後、光電効果を生起する場合を説明する説明図である。

Fig. 7 Fig. 2に示すとは別のガンマ線エネルギー弁別部の構成例を示す概要図である。

20 Fig. 8 放射線検出部における検出素子を複数のグループに区分するとともに、該グループごとにエネルギー弁別部を有する構成例を示す概要図である。

Fig. 9 放射線検出部を三台設ける場合の構成例を示す概要図である。

発明を実施するための最良の形態

25 以下では、本発明の第一の実施の形態について図を参照しつつ説明する。Fig. 1は、本実施形態に係る核医学診断装置の構成例を示す概要図である。Fig. 1において、核医学診断装置は、放射線検出部（放射線検出手段）1、ガンマ線エネルギー弁別部2、コインシデンス判定部3、データ収集部4、画像作成部5及び画像メモリ6から構成されている。

放射線検出部 1 は、その全体の概観が平板状形態となっており、その複数が離散的、かつ、F i g. 1 に示す X Y 平面内でマトリックス状に配列された半導体検出素子 1 2 (本発明にいう「放射線検出セル」、以下、「検出素子」という。) から構成されている。

- 5 また、本実施形態における放射線検出部 1 は、F i g. 1 に示すように、寝台上の天板 P L に横臥した被検体 P の周囲に、その各々が対向するよう 2 台 (図中符合 1 A 及び 1 B 参照、いずれも同一構成となるもの) 設けられている。これら 2 台の放射線検出部 1 A 及び 1 B を利用することにより、後述する P E T 収集が可能となる。さらに、これら放射線検出部 1 A 及び 1 B の全体は、図示しない回
- 10 動アームに支持されて、被検体 P 周囲を、図中矢印 A に示すように、回転することが可能となっている。

検出素子 1 2 は、前記被検体 P 内に投与された放射性同位元素から発せられたガンマ線を受けこれを直接に電気信号に変換するものである。この電気信号は、その由来となった前記ガンマ線が、放射線検出部 1 A 又は 1 B におけるどの位置

15 において検知されたものであるか (換言すれば、「どの」検出素子 1 2 において検知されたものであるか)、また、当該ガンマ線が如何なるエネルギーを有するか、の各々を表象する位置情報及びエネルギー情報を含むものである。

より具体的に、上記検出素子 1 2 としては、例えば化合物半導体テルル化カドミウム (C d T e) 等を使用することが可能である。また、該検出素子 1 2 の大き

20 さとしては、例えばガンマ線の入射する面積につき 1. 6 mm × 1. 6 mm 等とすることができる。なお、本発明においては、検出素子 1 2 として、化合物半導体 C d Z n T e を用いてもよい。また、前記電気信号を取り出すため、検出素子 1 2 には図示しない電極が付設されるが、これは例えばプラチナとインジウム

25 によるショットキー構造のもの等とし、プラチナ側を高電圧印加用電極、インジウム側を信号取り出し用電極、等とする。さらに、複数配設される検出素子 1 2 の当該素子間には、図示しない絶縁シート等を設ける。加えて、これら検出素子 1 2 の各々には電荷増幅器及び波形成形器 (いずれも図示せず) が付設されており、上記した電気信号は、これらを通過して出力される。

このような半導体検出器によれば、シンチレータを用いるものとは異なり、ガ

ンマ線から直に電気信号を得ることが可能となるし、また特に、検出素子12の形成は容易に小型化対応可能（つまり、高集積化できる）ものであることから、その本質的な分解能、すなわちいわゆる「イントリンシック(intrinsic)な分解能」を高くすることができる。

5 さて、Fig. 1において、ガンマ線エネルギー弁別部2は、放射線検出部1が上記したように2台設けられることに対応して、それぞれ二組（A及びB）ずつ設けられる。また、このガンマ線エネルギー弁別部2A及び2Bの具体的構成は、Fig. 2に示すように、タイムスタンプ部21、座標検出部22と、エネルギー弁別部23並びに同時判定部24及び加算エネルギー弁別部25とから構成されて

10 いる。Fig. 1に示すガンマ線エネルギー弁別部2A及び2B各々から発する二つの信号（単純エネルギー弁別又は加算エネルギー弁別）は、上記エネルギー弁別部23、又は、同時判定部24及び加算エネルギー弁別部25のいずれを通過したかに応じ取得される。

Fig. 2において、タイムスタンプ部21は、放射線検出部1A及び1Bより出力されてくる電気信号について、これが、当該放射線検出部1A及び1B上で「いつ」検知されたものであるか（＝検知時間）を刻印する。また、座標検出部22は、当該電気信号の由来となったガンマ線が、放射線検出部1A及び1Bの「どの」検出素子12に入射したものであるかの特定、すなわち位置情報を抽出する。

20 エネルギー弁別部23は、前記電気信号に含まれるエネルギー情報が予め定めたエネルギー範囲内にあるものであるか否かを判定し、当該範囲内にあると判断される場合には当該ガンマ線のエネルギーに比例したエネルギー信号（単純エネルギー弁別による信号、Fig. 1参照）を発し、そうでないと判断される場合には何らの信号をも発しない。なお、ここにいう「エネルギー範囲」とは、例えばエネルギー値に

25 関し、最小値と最大値、あるいは最小値（又は最大値）と該最小値（又は該最大値）を一端とした所定の幅を指定すること等により、装置使用者が定めることが可能である。また、このエネルギー範囲は複数設定し得るし、具体的には、後述するように「コンプトンエッジ以上のエネルギー」等と設定し得る。

また、加算エネルギー弁別部25は、放射線検出部1A及び1Bいずれか一方に

おける任意の二つの検出素子 1 2 から出力された電気信号が、同時判定部 2 4 に
より「同時」に出力されたと認識される場合（＝当該二つの検出素子 1 2 におい
てガンマ線が同時に検出されたと認識される場合）には、これら二つの電気信号
を選定するとともに当該二つの電気信号に係るエネルギー情報を加算し、それが所
5 定のエネルギー値（所定値）に等しい場合には、当該二つのガンマ線のエネルギーに
比例したエネルギー信号（加算エネルギー弁別による信号、F i g. 1 参照）を発し
、そうでない場合には何らの信号をも発しない。

なお、上記加算エネルギー弁別部 2 5 の作用については、後に詳しく述べる。ま
た、エネルギー弁別部 2 3 及び加算エネルギー弁別部 2 5 のいずれをも通過すること
10 のなかったデータは、F i g. 2 に示すように棄却されることとなる。

F i g. 1 に戻り、コインシデンス判定部 3 は、上記ガンマ線エネルギー弁別部
2 A 及び 2 B を通過した各々の信号につきタイムスタンプ部 2 1 で刻印されてい
る検知時間が、放射線検出部 1 A 及び 1 B のそれぞれにおいて「同時」であるも
のを選択し、この選択されたデータをデータ収集部 4 へと送る。なお、ここにい
15 う「同時」とは、例えば上記検知時間の差が「1 0 n s」程度の場合が該当する
。データ収集部 4 では、送られてきたデータをガンマ線データとして随時蓄積し
ていく。すなわち、本実施形態においては、上記タイムスタンプ部 2 1 並びにコ
インシデンス判定部 3 を介することで、二組の放射線検出部 1 A 及び 1 B で検知
されたガンマ線に関する、いわゆる「コインシデンス (coincidence) 収集」（
20 同時計数収集）が行われることとなる。なお、同時と認定されないものは、F i
g. 1 に示すように棄却される。

画像作成部 5 は、上記データ収集部 4 に蓄積されたガンマ線データに基づいて
、被検体 P 内の R I 分布に関するプラナー像を作成したり、また、断層像を再構
成し、画像メモリ 6 は、これら作成又は再構成されたプラナー像又は断層像を記
憶する。なお、図示されていないが、画像メモリ 6 以降には画像表示部等が接続
25 され、画像メモリ 6 に記憶された画像が表示されることになる。

以下では、上記構成となる核医学診断装置の作用効果について説明する。なお
、本発明は、P E T 収集を行う場合であって、通常のように光電効果のみを生起
したガンマ線に基づいて画像を形成するだけでなく、放射線検出部 1 A 及び 1 B

に入射するガンマ線のうち、コンプトン散乱を一度経由し光電効果を起こすガンマ線のデータをも、画像化に利用することを特徴とするものであるから、以下では、この点を中心とした説明を行う。

まず、F i g. 3ステップS 1にあるように、被検体Pに投与したポジトロン核種たる放射性同位元素R I（例えば、 ^{11}C や ^{13}N 等）から放射されるガンマ線の収集を開始し（＝装置使用者が、収集開始指令を与え）、ガンマ線収集モードに入る。このガンマ線は、ポジトロン（陽電子）と電子（電子）とが結合して消滅する際に、互いが正反対の方向（180度方向）に放出されるペアガンマ線である（F i g. 1中、被検体P内の放射性同位元素R Iから伸びる破線参照）。このガンマ線放出により、放射線検出部1ないしその検出素子12内と当該ガンマ線との間には、光電効果、コンプトン効果及び電子対生成なる三種の相互作用が生じる。

なお、いま述べたガンマ線収集開始の前提として、装置使用者は、収集すべきガンマ線エネルギーの範囲（ないしはエネルギー・ウインドウ）、収集時間及び収集カウント数等を設定することが可能である。なお、以下においては、上記エネルギー範囲、すなわちエネルギー弁別部23における収集対象範囲として、「コンプトンエッジ以上のエネルギー」と設定する場合について説明を展開する。

ちなみに、上記「コンプトンエッジ」とは、具体的には次に記すような意味を有する。まず、「コンプトン効果」とは、F i g. 4に示すように、検出素子12内の電子Eと入射したガンマ線Gとが弾性衝突して電子Eが放出される一方、ガンマ線Gは散乱（図中Gs）する現象である。このとき電子Eにはガンマ線GによりエネルギーEeが付与される。すなわち、検出される前記電気信号はこのエネルギーEeに比例することとなる。この際、よく知られているように、図に示す系の運動量及びエネルギーは保存されるから、散乱角 θ を導入して、

$$E_e = E / (1 + m_e c^2 / E (1 - \cos \theta)) \dots (1)$$

と表せる。ただし、 m_e は電子Eの静止質量、 c は光速である。

ところで、上記(1)式において、散乱角 θ が180度である場合、つまりF i g. 4において、ガンマ線Gが符合Gbに示すように後方散乱する場合には、 $\cos \theta = -1$ となり、エネルギーEeは最大値 $E_{e \max}$ を示す。そして、この

最大エネルギー $E_{e\max}$ が、一般に、「コンプトンエッジ」と呼ばれるものであり、(1)式から、

$$E_{e\max} = E / (1 + m_e c^2 / 2E) \dots (2)$$

となる。

- 5 以上のことからつまり、エネルギー範囲を「コンプトンエッジ以上のエネルギー」と画することによれば、コンプトン効果により検出素子12に付与されたエネルギーを無視すること、すなわち光電効果の生起に伴う光電ピークを主としたエネルギースペクトルを取得することが可能となる。なお、このことは、本発明にいう「放射線検出手段に対し所定のエネルギーを付与したガンマ線を収集の対象とする」
- 10 ということに他ならない。

- さて Fig. 3に戻り、ガンマ線に関するデータ収集が開始されると、各放射線検出部1A及び1Bの検出素子12で検知されたガンマ線は、Fig. 3ステップS2にあるように、該検出素子12の作用により、その入射した位置情報及びエネルギー情報を含む電気信号に変換される。そして、この電気信号は、Fig.
- 15 . 3ステップS3にあるように、タイムスタンプ部21へと送られて検知時間が刻印された後、Fig. 3ステップS4にあるように、座標検出部22へと送られて当該ガンマ線の位置情報が抽出される。

- 次に、Fig. 3ステップS5において、エネルギー弁別部23では、当該ガンマ線のエネルギーが、上記で予め設定されたエネルギー範囲、すなわち「コンプトンエッジ以上のエネルギー」内であるか否かが判断される。ここで、当該ガンマ線のエネルギーが、前記エネルギー範囲内にあると判断される場合には、上記で刻印された検知時間が、放射線検出部1A及び1Bの各々において等しいか否か、つまり
- 20 「同時」に検知されたものであるか否かが、コインシデンス判定部3により判定される (Fig. 3ステップS7)。そしてさらに、「同時でない」と判断される場合には、当該データは棄却され (Fig. 3ステップS81)、「同時である」
- 25 と判断される場合には、当該データはデータ収集部4へと送られる (Fig. 3ステップS82)。

一方、Fig. 3ステップS6においては、放射線検出部1A又は1Bのいずれか一方における任意の2つの検出素子12につき、同時に出力された電気信号

において、これらのエネルギー加算値が予め設定されている「所定値」に等しいか否かが、加算エネルギー弁別部25により、判定される。なお、同時出力と認識される電気信号は、Fig. 3ステップS6以前に、同時判定部24において、タイムスタンプ部21で刻印された検知時間に基づき選定されている。

- 5 ここで、上記「所定値」とは、本実施形態において、次のような背景に基づいて設定される。まず一般に、本実施形態におけるようなペアガンマ線においては、そのエネルギースペクトルが、Fig. 5に示すようなものとして取得される。この図においては、当該ガンマ線が固有に有するエネルギー値511keV近傍に見える光電ピークP1、また、1次～4次までのコンプトン散乱により観測される
- 10 スペクトルS1～S4、及びこれらスペクトルS1～S4が同時に観測される場合のスペクトルS等が描かれている。また、エネルギー値340keV近傍の、いわば「壁」のように見える部位は、上記したコンプトンエッジ（図中符合、CE）である（つまり、 $E_{e\max} \doteq 340\text{keV}$ ）。ちなみに、このFig. 5からわかる通り、上記したエネルギー弁別部23においては、光電ピークP1に
- 15 関与するガンマ線が主に収集されることとなるのが、端的に見てとれる。

ところで、検出素子12に入射するガンマ線は、上述したように、該検出素子12と光電効果、コンプトン効果等の相互作用をするが、本実施形態においては、その中でも特に、コンプトン散乱を一度経由した後に光電効果を生起するガンマ線に注目する。このようなガンマ線においては、例えばFig. 6に示すよう

20 に、放射線検出部1A又は1B上のある1つの検出素子121においてコンプトン散乱をした後、「別の」検出素子122において光電効果を生起する場合等が考えられる。

そして、このような場合においては、前記検出素子121に対しては、コンプトンエッジCE以下のエネルギー E_e が付与され、前記別の検出素子122に対しては、前記エネルギー E_e が剥奪された散乱ガンマ線Gs（Fig. 6参照）により、光電効果に伴うエネルギーが付与されることになる。したがって、いまFig. 6に示すような検出素子121におけるコンプトン散乱が、後方散乱であったと仮定すると、上記別の検出素子122においては、ガンマ線Gのエネルギー値たる約511keVからコンプトンエッジCEのエネルギー値たる約340keVを

引き去ったエネルギー値、すなわち“171 keV近傍”のエネルギーが観測されることになる。

これらのことから結局、次のことが言える。すなわち、放射線検出部1A又は1Bのいずれか一方における、任意の二つの検出素子12で観測されたエネルギー情報の加算値が511 keV近傍（かつ、一方の検出素子では171 keV近傍）であれば、上記したような検出素子121及び別の検出素子122の存在が推定される。言い換えると、コンプトン散乱を一度経由した後光電効果を起こしたガンマ線の存在が推定されることになる。つまり、上記した「所定値」とは“511 keV近傍”ということの意味し、本実施形態においては、これに関与するガンマ線をも、画像化の基礎とするため収集の対象とする。なお、Fig. 5においては、確かに171 keV近傍のピークP2が観測されることが示されている。

なお、コンプトンエッジCEは、Fig. 4を参照して説明したように、ガンマ線Gがコンプトン散乱する場合に喪失する（=電子Eに付与する）最大エネルギー（=E_{max}）であったから、どのようなコンプトン散乱現象が生じたとしても、Fig. 5に示すようなピークP2が観測されるであろうエネルギー値は、171（=511 - “340近傍”）keV近傍以下にはなり得ない。いま述べた171 keV近傍ということの「近傍」とは、上記した事情に基づいて、概ね好適な範囲を画することが可能である。なお、この「近傍」ということについては、後述も参照されたい。

また、このような場合においては、上記二つの検出素子12（Fig. 6では、検出素子121及び122）から「同時」に電気信号が検出されることから、当該ガンマ線の放射線検出部1A又は1Bにおける入射位置の特定は次のように行う。すなわち、上記二つの検出素子12において観測されたエネルギー値（=付与されたエネルギー量）を確認して、これらのうちピークP2が「観測されない」方の検出素子12、つまりコンプトンエッジCE付近のエネルギー値が観測された検出素子12（Fig. 6では、検出素子121）を、当該入射位置として特定すればよい。なお、このため、加算エネルギー弁別部25に対しては、Fig. 3に示すように上記座標検出部22から上記二つの検出素子12に関する位置座標

データが送信され、該データ及び上記した考え方にに基づき、該弁別部 2 5 において、入射位置（座標）が特定されることになる。

Fig. 3 ステップ S 6、あるいは Fig. 2 における加算エネルギー弁別部 2 5 においては、以上説明したような演算が実施される。そして、このように弁別されたデータは、上記エネルギー弁別部 2 3 を介したデータと同様にして、コ
5 シンデンス判定部 3 に送出されて、放射線検出部 1 A 及び 1 B の各々につき「同時」検出されたもの（＝コシンデンス）であるか否かが判定され（Fig. 3 ステップ S 7）、この判定に基づき、データ収集部 4 へのデータ送信（Fig. 3 ステップ S 8 2）、又はデータ棄却（Fig. 3 ステップ S 8 1）が実行される
10 ことになる。

結局、本実施形態においては、放射線検出部 1 A 又は 1 B の一方又は双方で、コンプトン散乱を一度経由した後光電効果を生起したガンマ線をも収集の対象とすることが可能となる。より具体的にいえば、本実施形態においては、次の三つのパターンに則したコシンデンス収集が行われることになる。

すなわち、第一には、放射線検出部 1 A（又は 1 B）において光電効果を生起するとともに、放射線検出部 1 B（又は 1 A）において「も」光電効果を生起し、かつ、これらが同時に検出されたガンマ線、第二には、放射線検出部 1 A（又は 1 B）においてコンプトン散乱を一度経由して光電効果を生起するとともに、放射線検出部 1 B（又は 1 A）において「も」コンプトン散乱を一度経由して光
20 電効果を生起し、かつ、これらが同時に検出されたガンマ線、そして第三には、放射線検出部 1 A 又は 1 B において光電効果を生起するとともに、放射線検出部 1 B 又は 1 A においてはコンプトン散乱を一度経由して光電効果を生起し、かつ、これらが同時に検出されたガンマ線である。

なお、上記においては所定値が“511 keV 近傍”と設定され、加算エネルギー弁別部 2 5 における弁別は、二つの検出素子 1 2 から同時出力されたエネルギー情報出力の加算値が、当該所定値に一致するか否かに基づいて行われるような記載としたが、より実際的には、所定「値」といっても、一定程度の幅を持たせておくのが現実的であり、また実用的である。

例えば、二つの検出素子 1 2 の一方において、「166 keV から 350 ke

V」のエネルギーが観測され、他方では「330 keVから526 keV」が観測される場合においては、加算エネルギー弁別部25を通過させる、とすることが可能である。すなわち、この場合においては、上記にいう所定値は「496～876 keV」という幅を有し、観測されたエネルギー情報の加算値が当該幅の範囲内に存在するときには、加算エネルギー弁別部25を通過することになる。なお、いま述べた例では、後者、すなわち「330 keVから526 keV」なるエネルギー値が観測される方が、コンプトン散乱の生じた検出素子であり、前者、すなわち「166 keVから350 keV」なるエネルギーが観測される方が、前記コンプトン散乱の後、光電効果を生起した検出素子であることは言うまでもない。なお、上で若干述べた「近傍」という概念には、このような事情も含まれる。

後は、上述したようなガンマ線収集を、収集完了まで続行する（Fig. 3ステップS9）。収集完了であるか否かは、予め設定された上述の収集時間又は収集カウント数を参照して決定される。また場合によっては、装置使用者の直接的な指令により、途中で収集が終了される場合もありうる。

以上説明したように、本実施形態における核医学診断装置によれば、光電効果のみを生起したガンマ線のみを対象とするのではなく、コンプトン散乱を一度経由した後光電効果を生起したガンマ線をも収集の対象とすることから、高エネルギーのガンマ線の収集効率を向上させることができる。そして、この効果は特に、比較的阻止能が低い放射線検出部1A又は1Bにおいて顕著に享受し得る。以上のことから、本実施形態においては、より多くの情報に基づき画像作成を実施することが可能となるから、より正確な、また、高品質な画像を取得することが可能となる。

なお、上記実施形態においては、コンプトン散乱した後光電効果を生起したガンマ線を収集対象とする場合において、加算エネルギー弁別部25は、「任意の」検出素子12についての弁別に係る演算を実施するような記載としていたが、本発明においては、これを「隣り合う」検出素子12について、実施するような形態とすることが可能である。そのためには、Fig. 2に示すガンマ線エネルギー弁別部2A又は2Bの構成に代えて、例えばFig. 7に示すように、隣接判定部2Nを付加する構成例を採用するとよい。また、「隣接」であるか否かを判定

するためには、位置情報が必要であるから、F i g. 7における隣接判定部 2 N
では、座標検出部 2 2からの出力を受けることが示されている。

5 なお、ここにいう「隣接」とは、例えば二次元マトリックス状に検出素子 1 2
が配列されている場合において、その中のある一の検出素子 1 2に着目したとき
に、該検出素子 1 2 周囲に存在する 8 個の検出素子 1 2 との関係を意図する用語
である（むろん、前記マトリックスの周縁あるいは角部に配列された検出素子 1
2 に着目すると、「隣接」とは、それぞれ 5 個あるいは 3 個の検出素子 1 2 との
関係ということになる）。

10 このようにすれば、上記実施形態において暗黙の前提とされていた、放射線検
出部 1 A 又は 1 B 全面にわたった、掃引するような演算が必要なくなるから、演
算速度を向上させることができる。なお、このようにしても、コンプトン散乱を
一度経由した後、光電効果を生起するガンマ線は、通常、F i g. 6 に示すよう
に隣り合う検出素子 1 2 1 及び 1 2 2 間で当該現象を生じさせることが殆どであ
ることを鑑みるに、上記のような演算対象の限定をしても、實際上、大きな問題
15 （例えば、収集効率が極端に低下する等）は生じない。

また、演算速度向上という観点からは、上記実施形態において、放射線検出部
1 A 及び 1 B 上の検出素子 1 2 を、例えば F i g. 8 に示すように複数のグルー
プ G 1、…、G 9 に区分し、該グループ G 1、…、G 9 単位に演算を実施するこ
とが可能でエネルギー弁別部 2 G を備えることにより、加算エネルギー弁別演算等
20 を並列的に処理するような形態とすると好ましい。なお、F i g. 8 中、エネルギー
弁別部 2 G 内の各ブロックは、F i g. 2 又は F i g. 7 と同様な構成となる。
このようにすれば、例えば F i g. 6 に示すような二つの検出素子 1 2 について
の同時判定等を、上記各ブロックのそれぞれが上記各グループ G 1、…、G 9 に
関してのみ実施すればよいから、上記したと同様な理由により、その演算速度を
25 向上させることができる。なお、本発明においては、グループ数を“9”にしな
なければならない必然性はないから、当該グループ数は自由に設定してよいことは
言うまでもない。

さらに、上記実施形態においては、放射線検出部 1 A 及び 1 B として、半導体
検出素子を利用する、いわゆる「半導体検出器」についての説明を行ったが、本

発明は、このような形態に限定されるものではなく、例えばシンチレータがNaI、BGO、LSO等により構成されるシンチレーションカメラを利用する場合にも同様に適用することが可能であるのは勿論である。このような場合であっても、高エネルギーのガンマ線の収集効率向上という効果は同様に享受される。なお、この際特に、シンチレータをNaIで構成する場合には、その阻止能が比較的低いと言われているから、本発明の適用はより効果的である。

更に加えて、本発明に係る核医学診断装置は、上記において説明した、Fig. 1及びFig. 2、Fig. 7又はFig. 8に示すような構成例ないしFig. 3に示した処理流れに限定されるものではない。例えば、上記では、放射線検出部1が二台（1A及び1B）設けられ、これらが被検体Pを挟んで対向するよう配置されていたが、場合によってはFig. 9に示すように、三台の放射線検出部100A、100B及び100Cを設けたり、さらには三台以上の放射線検出部1を設けるような形態としてよい。このような場合、例えばFig. 9のような場合においては、放射線検出部100Aと100B、100Bと100C及び100Cと100Aの間で、コインシデンス判定（収集）を行うようにすればよい。

また、上記Fig. 3においては、ガンマ線収集とコインシデンス判定とが、いわば並列的に実施されるような形態となっていたが、これに代えて、一定の収集時間又は収集カウント数に基づいてガンマ線収集を一旦すべて終了した後、その全データに対し、まとめてコインシデンス判定を行うような構成乃至処理の流れを採用してもよい。

産業上の利用可能性

以上説明したように、本発明の核医学診断装置によれば、コンプトン散乱を一度経由した後、光電効果を生起するガンマ線をも収集の対象とすることにより、放射線検出部において、高エネルギーのガンマ線の収集効率を向上させることが可能である。この効果は特に、阻止能の比較的低い半導体検出器を放射線検出部として利用する場合に顕著となる。また、その結果、作成される画像はより正確なものとなり、かつ、その画質も向上させることが可能である。

請求の範囲

1. 被検体内の放射性同位元素から放出されるガンマ線を複数の放射線検出セルにより検出する放射線検出手段を有する核医学診断装置の放射線検出装置に
5 おいて、

前記放射線検出手段が、所定のエネルギーを付与したガンマ線を弁別して収集するとともに、

前記放射線検出手段内でコンプトン散乱を一度経由した後、光電効果を生起したガンマ線をも弁別して収集する放射線検出手段であることを特徴とする核医学
10 診断装置の放射線検出装置。

2. 被検体内の放射性同位元素から放出されるガンマ線を複数の放射線検出セルにより検出する二以上の放射線検出手段を有する核医学診断装置の放射線検出装置において、

前記ガンマ線は陽電子と電子とが結合する際に180度方向に放出されるガンマ線であって、前記放射線検出手段の二つにおいて当該ガンマ線を同時に検出したものに関し同時計数収集をするとき、
15

前記放射線検出手段が、所定のエネルギーを付与したガンマ線を弁別して前記同時計数収集をするとともに、

前記放射線検出手段内でコンプトン散乱を一度経由した後、光電効果を生起したガンマ線をも弁別して前記同時計数収集する放射線検出手段であることを特徴とする核医学診断装置の放射線検出装置。
20

3. 前記放射線検出手段は、半導体検出器であることを特徴とする請求の範囲第1項又は第2項記載の核医学診断装置の放射線検出装置。

4. 前記ガンマ線により、前記コンプトン散乱及び前記光電効果の各々が、隣接する前記放射線検出セルにおいて生起される場合において、前記放射線検出手段が当該ガンマ線を前記同時計数収集する放射線検出手段であることを特徴とする請求の範囲第2項記載の核医学診断装置の放射線検出装置。
25

5. 前記コンプトン散乱及び前記光電効果を通じて前記放射線検出セルに付与されたエネルギー量により、当該ガンマ線の前記放射線検出手段の入射位置が特

定されていることを特徴とする請求の範囲第2項記載の核医学診断装置の放射線検出装置。

6. 前記放射線検出セルを複数のグループに区分するとともに、該グループごとに前記弁別をすることを特徴とする請求の範囲第2項記載の核医学診断装置
5 の放射線検出装置。

7. 前記放射線検出器内でコンプトン散乱を一度経由した後、光電効果を生起したガンマ線を前記同時計測収集する際に、前記ガンマ線のエネルギーが166 keVから300 keVまでの範囲内にある方の放射線検出セルを前記ガンマ線の入射位置として収集の対象とすることを特徴とする請求の範囲第2項記載の
10 核医学診断装置。

8. 被検体内の放射性同位元素から放出されるガンマ線を複数の放射線検出セルにより検出する放射線検出手段を有する核医学診断装置の放射線検出装置において、

前記放射線検出セルの二つが、同時に検出された二つのガンマ線を選定する同時判定部と、その二つのガンマ線に係るエネルギーの加算値が所定値に等しい場合には当該二つのガンマ線を弁別する加算エネルギー弁別部とを有することを特徴とする核医学診断装置の放射線検出装置。
15

9. 被検体内の放射性同位元素から放出されるガンマ線を複数の放射線検出セルにより検出する放射線検出手段を有する核医学診断装置の放射線検出方法において、
20

前記放射線検出手段の工程が、所定のエネルギーを付与したガンマ線を弁別して収集する工程と、

前記放射線検出手段内でコンプトン散乱を一度経由した後、光電効果を生起したガンマ線をも弁別して収集する工程からなることを特徴とする核医学診断装置
25 の放射線検出方法。

10. 被検体内の放射性同位元素から放出されるガンマ線を複数の放射線検出セルにより検出する二つ以上の放射線検出手段を有する核医学診断装置において、

前記ガンマ線は陽電子と電子とが結合する際に180度方向に放出されるガン

マ線であって、前記放射線検出手段の二つにおいて当該ガンマ線を同時に検出したものに関し同時計数収集をする場合において、

前記放射線検出手段の工程が、所定のエネルギーを付与したガンマ線を弁別して前記同時計数収集をする工程と、

5 前記放射線検出手段内でコンプトン散乱を一度経由した後、光電効果を生起したガンマ線をも弁別して前記同時計数収集する工程とからなることを特徴とする核医学診断装置の放射線検出方法。

1 1. 前記放射線検出手段は、半導体検出器であることを特徴とする請求の範囲第9項又は第10項記載の核医学診断装置の放射線検出方法。

10 1 2. 前記ガンマ線により、前記コンプトン散乱及び前記光電効果の各々が、隣接する前記放射線検出セルにおいて生起される場合において、前記放射線検出手段の工程が当該ガンマ線を前記同時計数収集する工程からなることを特徴とする請求の範囲第10項記載の核医学診断装置の放射線検出方法。

15 1 3. 前記コンプトン散乱及び前記光電効果を通じて前記放射線検出セルに付与されたエネルギー量を確認する工程により、当該ガンマ線の前記放射線検出手段の入射位置が特定される工程からなることを特徴とする請求の範囲第10項記載の核医学診断装置の放射線検出方法。

20 1 4. 前記放射線検出セルを複数のグループに区分する工程と、該グループごとに前記弁別をする工程からなることを特徴とする請求の範囲第10項記載の核医学診断装置の放射線検出方法。

25 1 5. 前記放射線検出器内でコンプトン散乱を一度経由した後、光電効果を生起したガンマ線を前記同時計測収集する際に、前記ガンマ線のエネルギーが166keVから300keVまでの範囲内にある方の放射線検出セルを前記ガンマ線の入射位置として収集の対象とすることを特徴とする請求の範囲第10項記載の核医学診断装置の放射線検出方法。

1 6. 被検体内の放射性同位元素から放出されるガンマ線を複数の放射線検出セルにより検出する放射線検出手段を有する核医学診断装置の放射線検出方法において、

前記放射線検出セルの二つが同時に検出された二つのガンマ線を選定して同時

に判定する工程と、その二つのガンマ線に係るエネルギーの加算値が所定値に等しい場合には当該二つのガンマ線を弁別し加算エネルギーを弁別する工程とからなることを特徴とする核医学診断装置の放射線検出方法。

Fig. 1

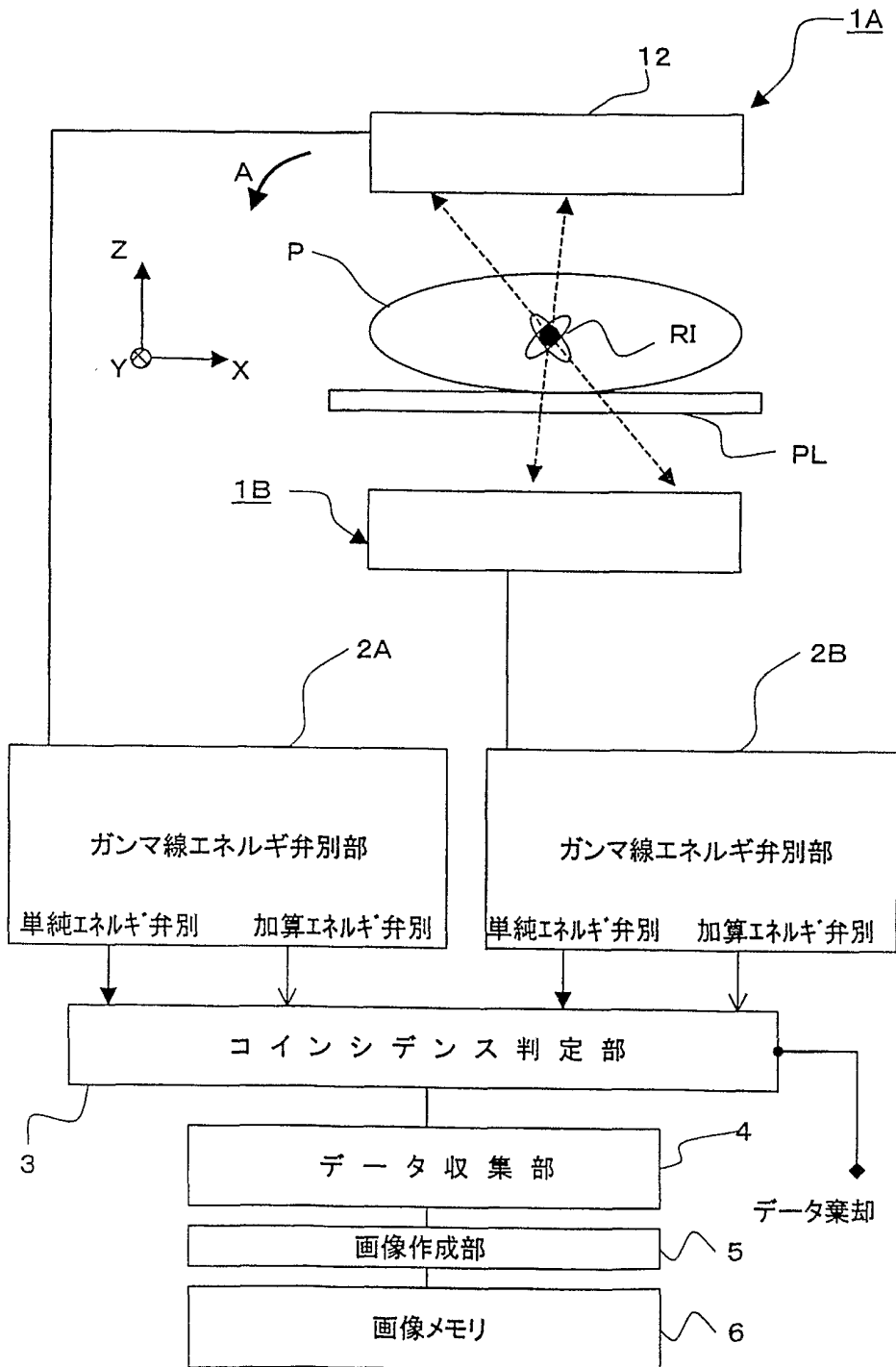


Fig. 2

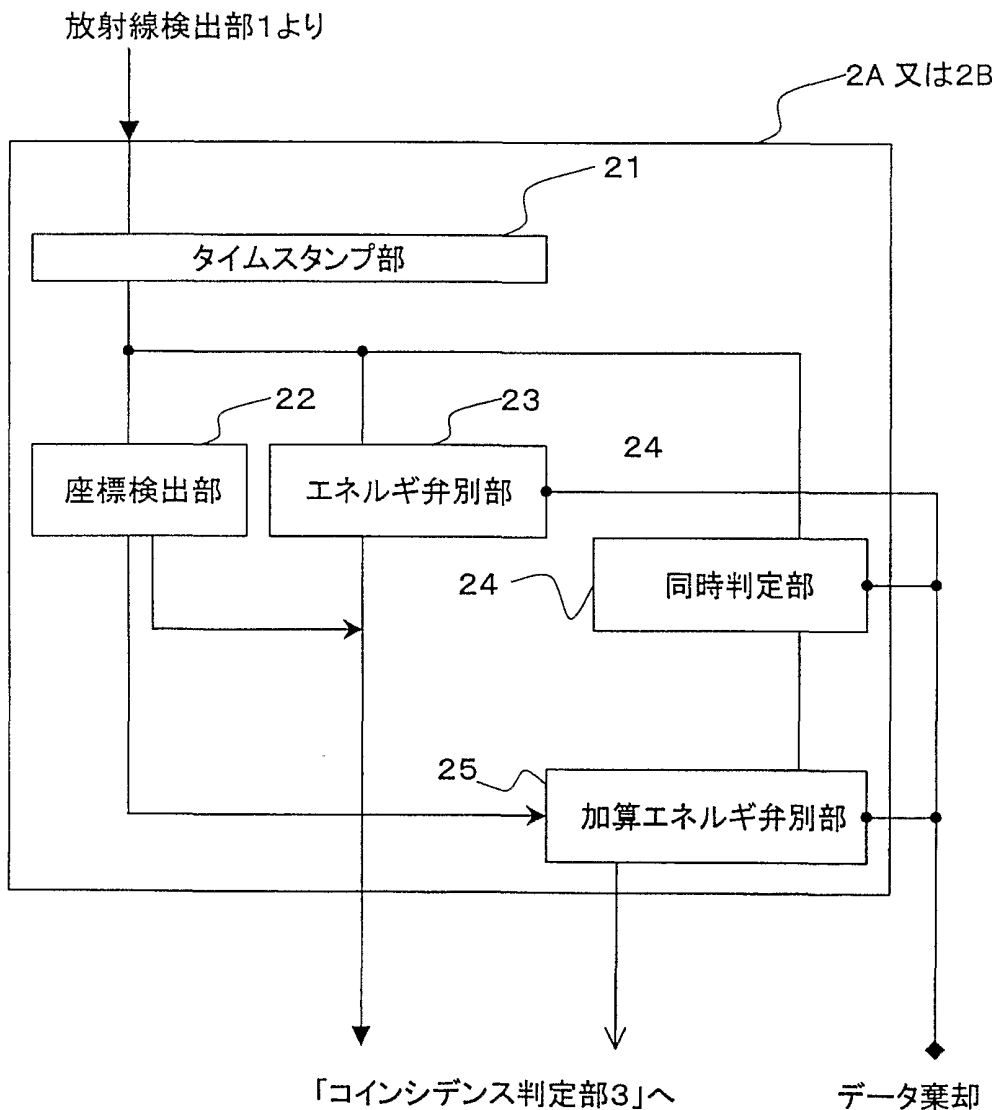


Fig. 3

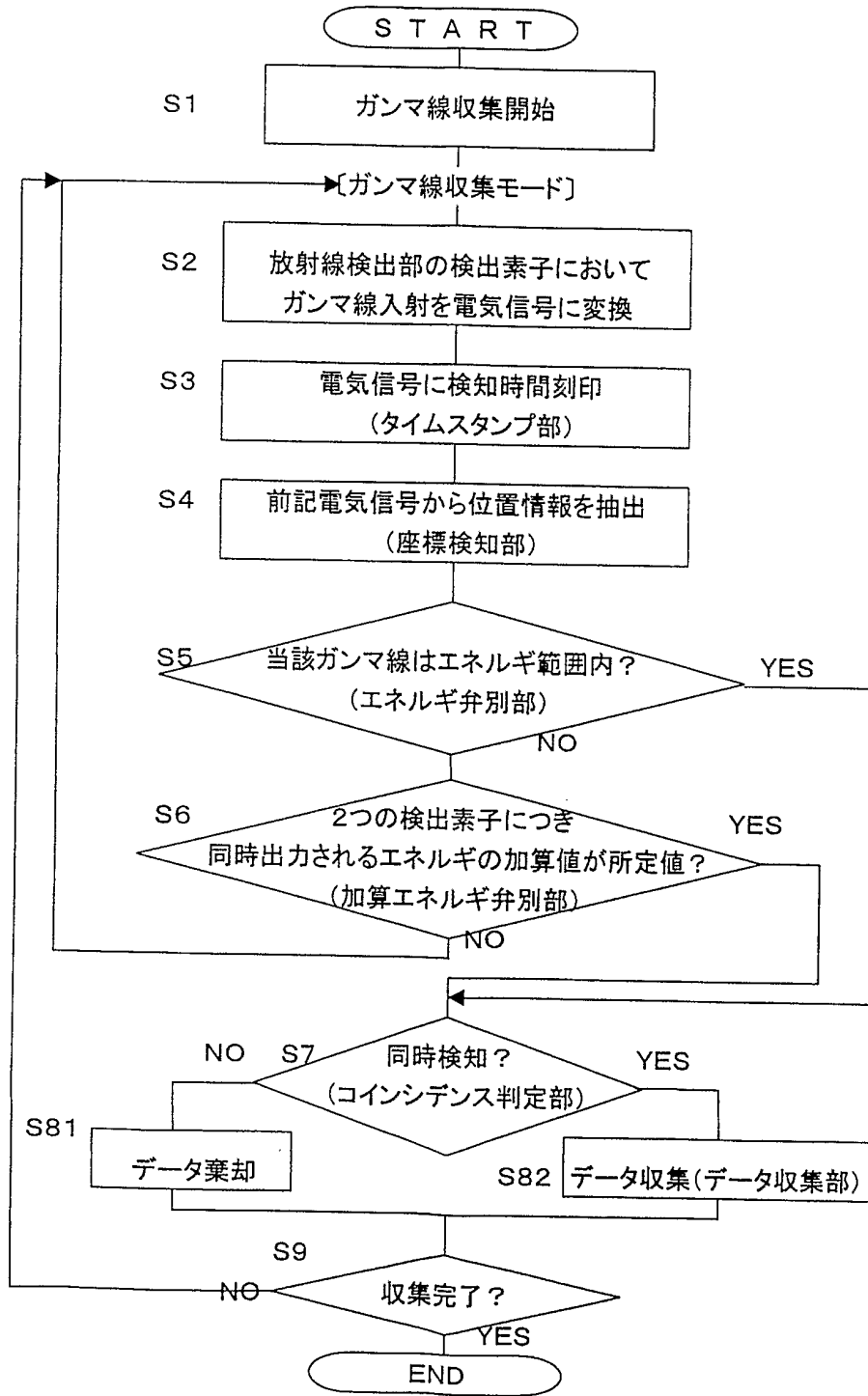


Fig. 4

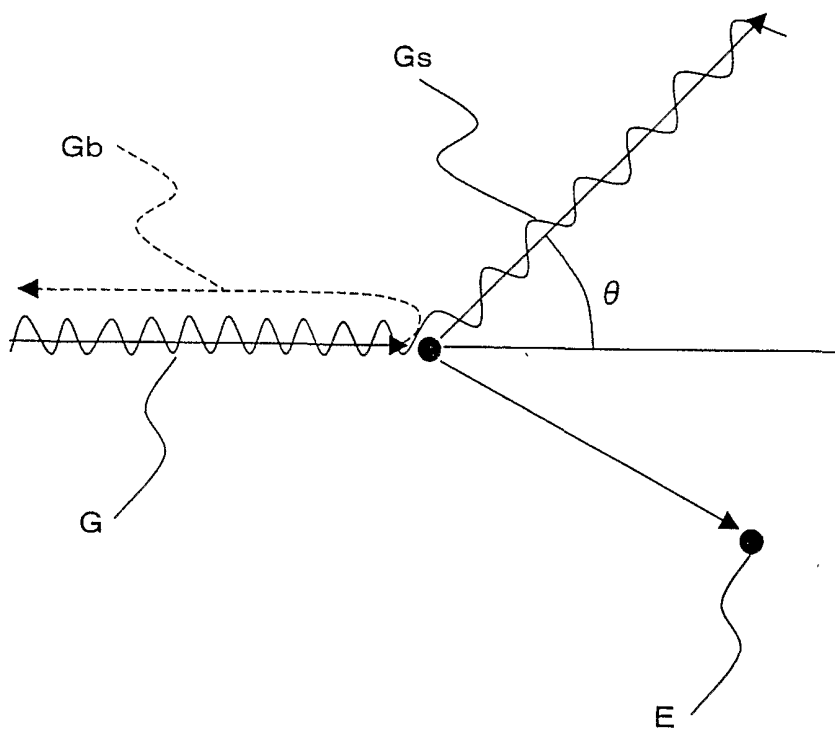


Fig. 5

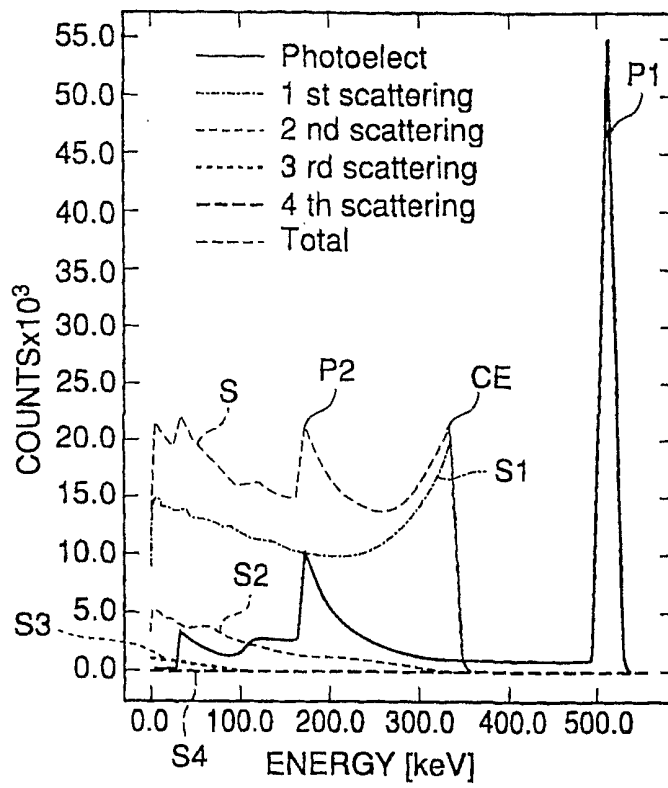


Fig. 6

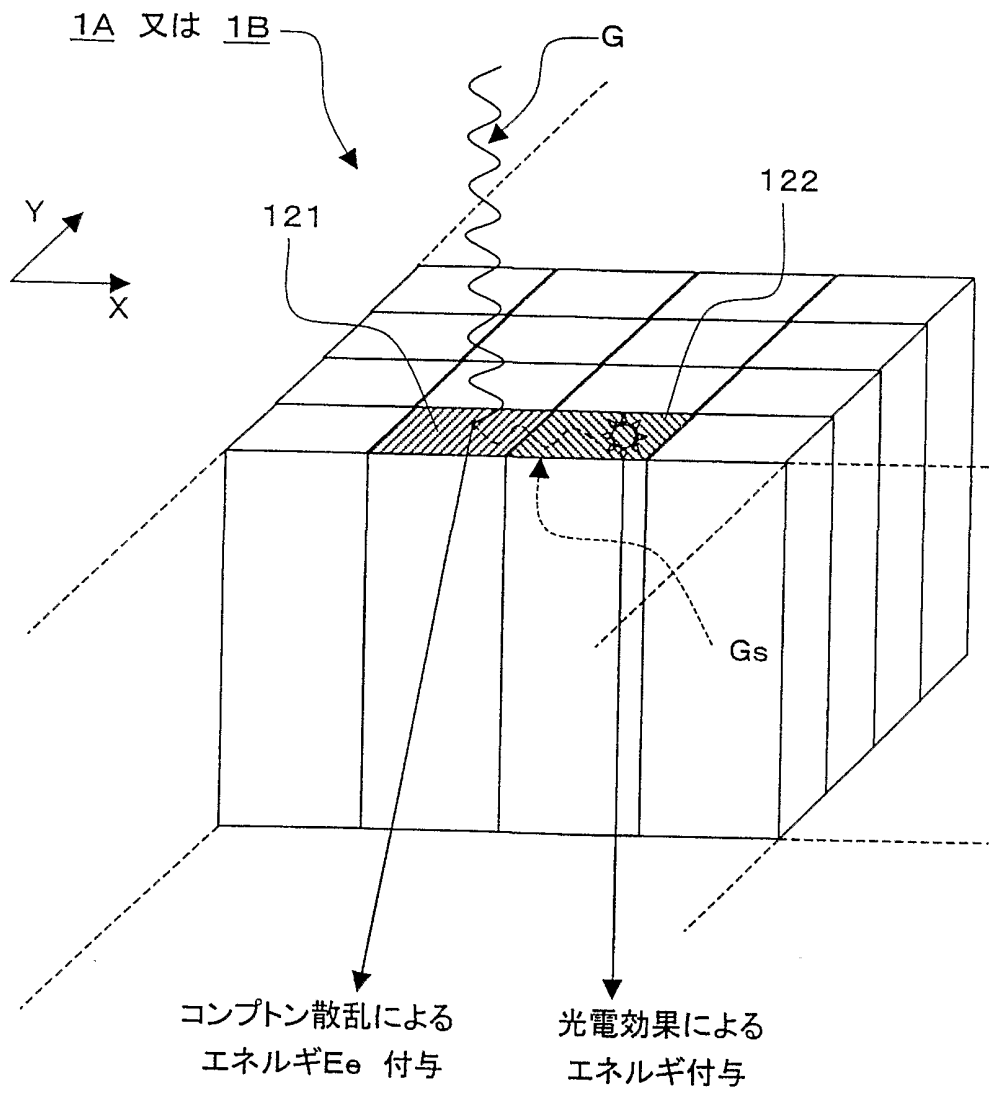


Fig. 7

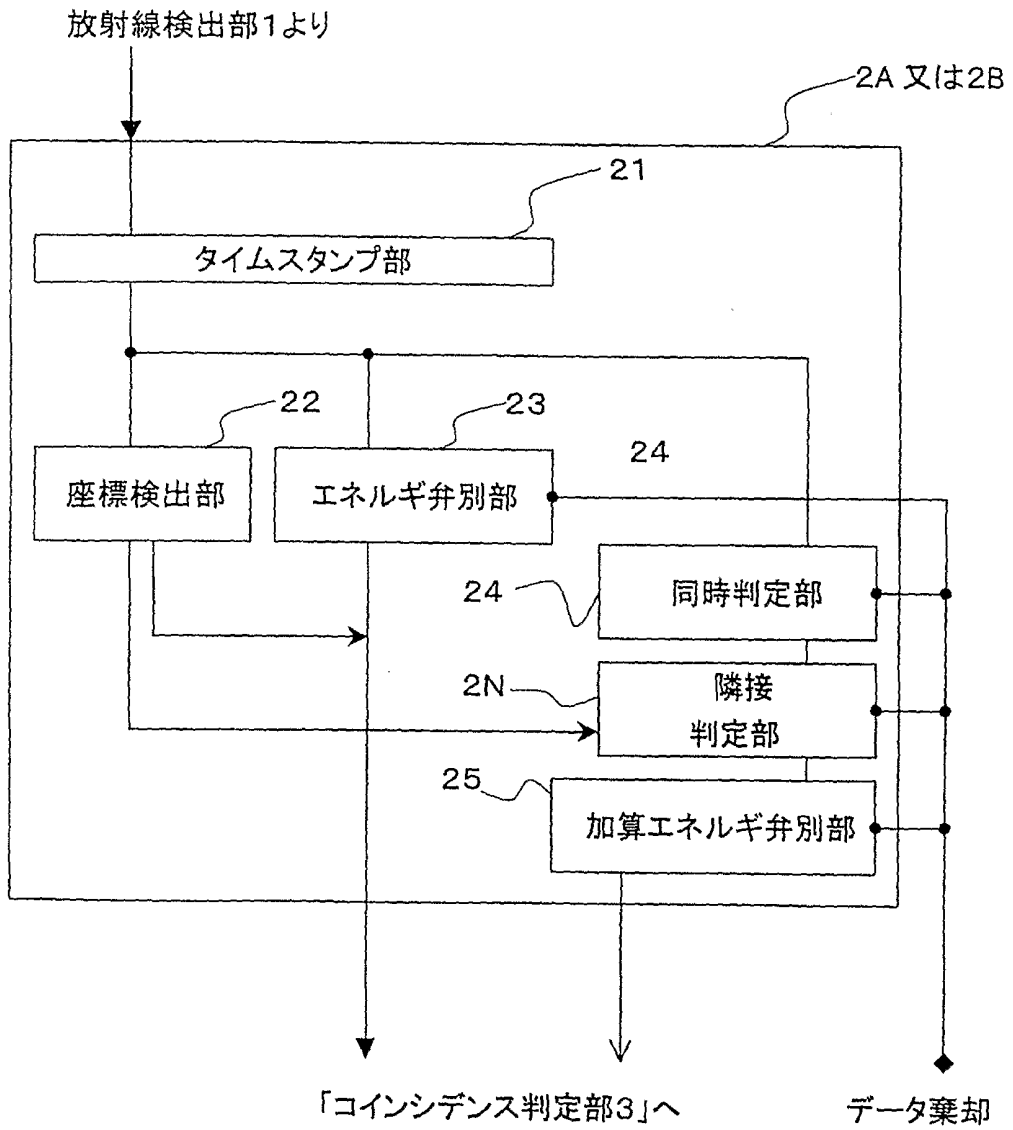


Fig. 8

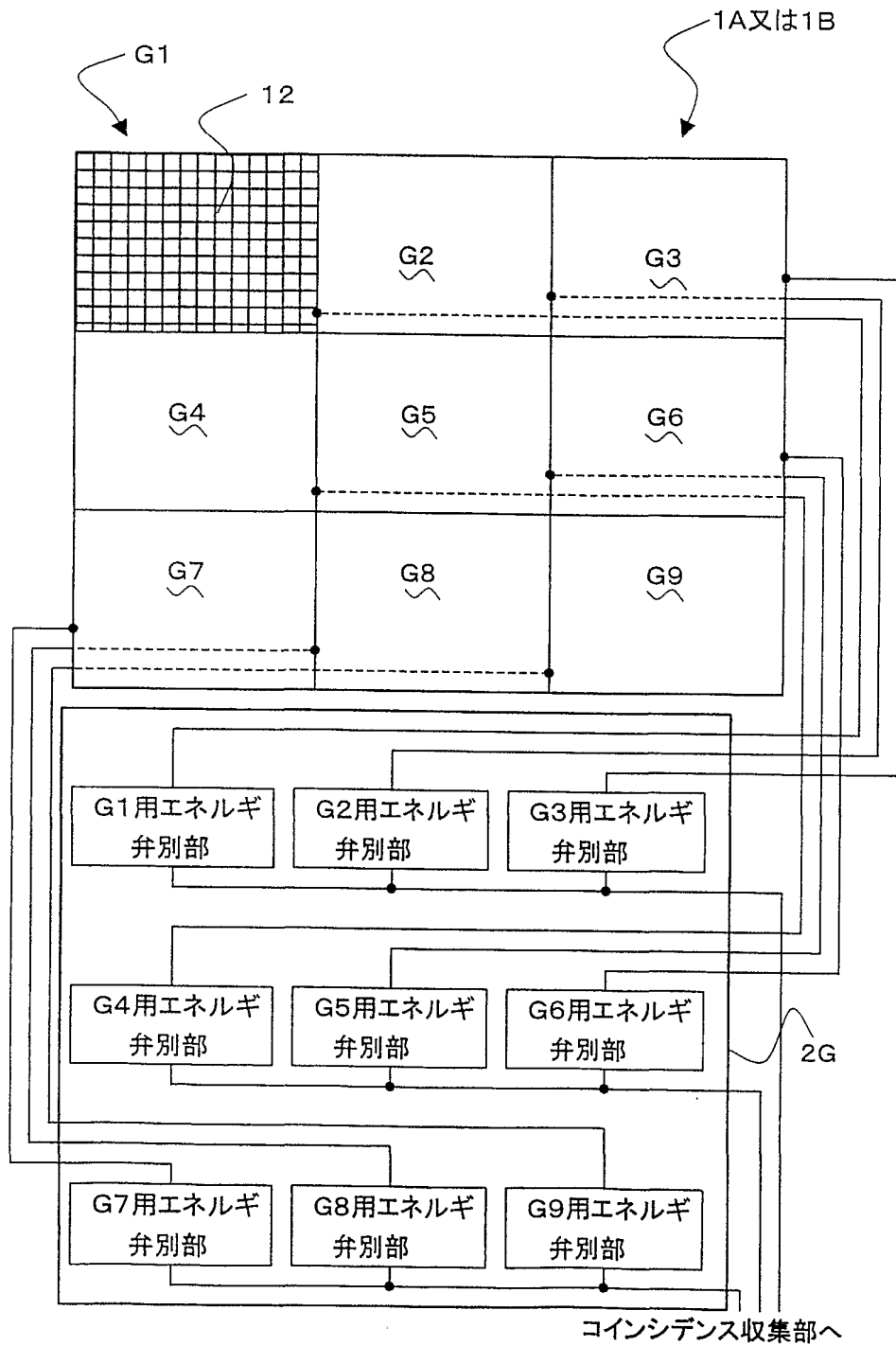
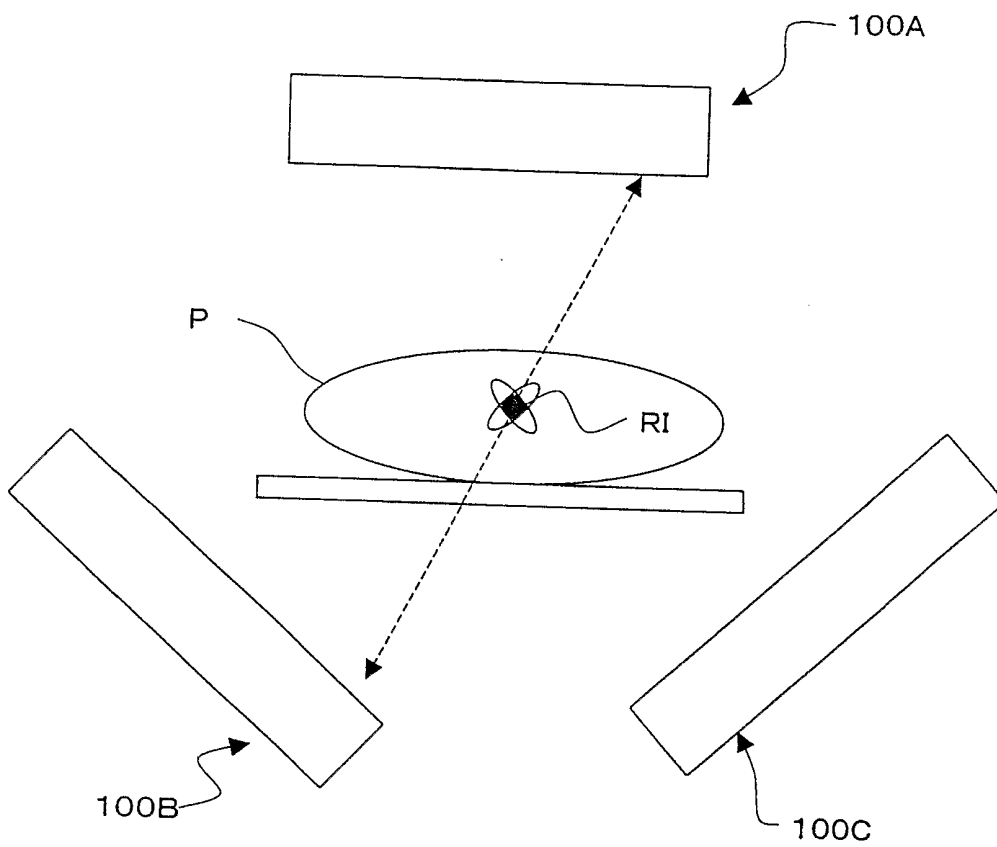


Fig. 9



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP01/08656

<p>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl⁷ G01T1/161</p> <p>According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC</p>														
<p>B. FIELDS SEARCHED</p> <p>Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl⁷ G01T1/161</p> <p>Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2001 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2001 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2001</p> <p>Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)</p>														
<p>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</p> <table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width:10%;">Category*</th> <th style="width:70%;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="width:20%;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td align="center">Y</td> <td>JP 11-304926 A (Toshiba Corporation), 05 November, 1999 (05.11.99), Full text; all drawings (Family: none)</td> <td align="center">1-16</td> </tr> <tr> <td align="center">Y</td> <td>JP 11-337647 A (Toshiba Corporation), 10 December, 1999 (10.12.99), Full text; all drawings (Family: none)</td> <td align="center">1-16</td> </tr> <tr> <td align="center">A</td> <td>WO 93/09447 A1 (Board of Regents, The University of Texas System), 13 May, 1993 (13.05.93), Full text; all drawings & JP 7-500670 A</td> <td align="center">1-16</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	Y	JP 11-304926 A (Toshiba Corporation), 05 November, 1999 (05.11.99), Full text; all drawings (Family: none)	1-16	Y	JP 11-337647 A (Toshiba Corporation), 10 December, 1999 (10.12.99), Full text; all drawings (Family: none)	1-16	A	WO 93/09447 A1 (Board of Regents, The University of Texas System), 13 May, 1993 (13.05.93), Full text; all drawings & JP 7-500670 A	1-16
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
Y	JP 11-304926 A (Toshiba Corporation), 05 November, 1999 (05.11.99), Full text; all drawings (Family: none)	1-16												
Y	JP 11-337647 A (Toshiba Corporation), 10 December, 1999 (10.12.99), Full text; all drawings (Family: none)	1-16												
A	WO 93/09447 A1 (Board of Regents, The University of Texas System), 13 May, 1993 (13.05.93), Full text; all drawings & JP 7-500670 A	1-16												
<p><input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.</p>														
<table border="0" style="width:100%;"> <tr> <td style="width:50%; vertical-align: top;"> <p>* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "B" earlier document 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</p> </td> <td style="width:50%; vertical-align: top;"> <p>"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</p> </td> </tr> </table>			<p>* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "B" earlier document 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</p>	<p>"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</p>										
<p>* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "B" earlier document 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</p>	<p>"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</p>													
<p>Date of the actual completion of the international search 17 December, 2001 (17.12.01)</p>		<p>Date of mailing of the international search report 25 December, 2001 (25.12.01)</p>												
<p>Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office</p>		<p>Authorized officer</p>												
<p>Facsimile No.</p>		<p>Telephone No.</p>												

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))	
Int. Cl ⁷ G01T1/161	
B. 調査を行った分野	
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))	
Int. Cl ⁷ G01T1/161	
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの	
日本国実用新案公報 1922-1996 日本国公開実用新案公報 1971-2001 日本国登録実用新案公報 1994-2001 日本国実用新案登録公報 1996-2001	
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
Y	JP 11-304926 A (株式会社東芝) 05. 11月. 1999 (05. 11. 99) 全文, 全図 (ファミリーなし)
Y	JP 11-337647 A (株式会社東芝) 10. 12月. 1999 (10. 12. 99) 全文, 全図 (ファミリーなし)
A	WO 93/09447 A1 (BOARD OF REGENTS, THE UNIVERSITY OF TEXAS SYSTEM) 13. 5月. 1993 (13. 05. 93) 全文, 全図 & JP 7-500670 A
	関連する 請求の範囲の番号
	1-16
	1-16
	1-16
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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	国際調査報告の発送日
17. 12. 01	25. 12. 01
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 岡崎 輝雄 電話番号 03-3581-1101 内線 3226

