

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4195505号
(P4195505)

(45) 発行日 平成20年12月10日(2008.12.10)

(24) 登録日 平成20年10月3日(2008.10.3)

(51) Int.Cl.

F 1

GO 1 T	1/00	(2006.01)
GO 1 T	1/161	(2006.01)
GO 1 T	1/20	(2006.01)
GO 2 B	6/02	(2006.01)

GO 1 T	1/00	A
GO 1 T	1/161	A
GO 1 T	1/20	C
GO 2 B	6/02	B

請求項の数 27 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願平7-529166
(86) (22) 出願日	平成7年5月8日(1995.5.8)
(65) 公表番号	特表平9-512915
(43) 公表日	平成9年12月22日(1997.12.22)
(86) 国際出願番号	PCT/US1995/005737
(87) 国際公開番号	W01995/030910
(87) 国際公開日	平成7年11月16日(1995.11.16)
審査請求日	平成14年5月8日(2002.5.8)
(31) 優先権主張番号	08/240,591
(32) 優先日	平成6年5月10日(1994.5.10)
(33) 優先権主張国	米国(US)

(73) 特許権者	トラスティーズ、アヴ、ボースタン、ユニヴァーサティ
	アメリカ合衆国マサチューサット州O 2 2
	1 5、ボースタン、ペイ・ステイト・ロウ
	ド 1 4 7番
(74) 代理人	弁理士 真田 雄造
(74) 代理人	弁理士 尾原 静夫
(72) 発明者	ヴァーステル、ウイリアム、エイ
	アメリカ合衆国マサチューサット州O 1 7
	0 1、ファーミングム、ハイゲイト・ロウ
	ド 1 1番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】波長シフト光ファイバを使用する3次元映像検出器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の波長シフトファイバ(310, 320)と、
それぞれが前記波長シフトファイバの少なくとも1つに直接結合された1つまたは1つ以上の無機光発生器(210)と、
前記1つまたは1つ以上の前記光発生器内のエネルギー堆積の時間及び位置を決定するため前記波長シフトファイバに結合されたホトセンサー手段(330)と、
から成る放射検出器。

【請求項2】

前記放射がガンマ線であり、かつ、前記ホトセンサー手段が、前記1つまたは1つ以上の無機光発生器内のガンマ線相互作用の発生を決定する請求項1に記載の放射検出器。 10

【請求項3】

前記無機光発生器がクリスタルであり、かつ、前記波長シフトファイバが前記クリスタルの1つまたは1つ以上の面で前記クリスタルのそれぞれに結合されている請求項1に記載の放射検出器。

【請求項4】

前記波長シフトファイバの群がリボンとして一体に形成され、かつ、前記リボンの2つが前記各クリスタルの相対する側で直角に配置されている請求項3に記載の放射検出器。

【請求項5】

前記波長シフトファイバの群が、一部半透明のリボンとして一体に形成され、かつ、前記 20

リボンの 2 つが前記各クリスタルの單一の側で直角に配置されている請求項 3 に記載の放射検出器。

【請求項 6】

エネルギー堆積値測定をするため前記無機光発生器のそれぞれに直接結合されたホトセンサーをさらに含む請求項 1 に記載の放射検出器。

【請求項 7】

前記光発生器がヨウ化ナトリウムから構成される請求項 1 に記載の放射検出器。

【請求項 8】

前記光発生器がヨウ化セシウムから構成される請求項 1 に記載の放射検出器。

【請求項 9】

前記光発生器がビスマスゲルマニウム酸化物から構成される請求項 1 に記載の放射検出器。

【請求項 10】

前記光発生器がルテチウムオキシオルソシリケートから構成される請求項 1 に記載の放射検出器。

【請求項 11】

前記ホトセンサー手段が位置感知ホト増倍器である請求項 1 に記載の放射検出器。

【請求項 12】

前記ホトセンサーが X - Y 読み出し装置である請求項 1 に記載の放射検出器。

【請求項 13】

前記ホトセンサーがピキシレート読み出し装置である請求項 1 に記載の放射検出器。

【請求項 14】

前記ホトセンサー手段が 1 つまたは 1 つ以上のホトダイオードである請求項 1 に記載の放射検出器。

【請求項 15】

前記ホトセンサー手段がホトダイオード及びホトカソードを含む請求項 1 に記載の放射検出器。

【請求項 16】

前記複数の波長シフトファイバのそれぞれが 1 端でミラーされている請求項 1 に記載の放射検出器。

【請求項 17】

前記ホトセンサー手段が、前記波長シフトファイバの両端のそれぞれで前記波長シフトファイバのそれぞれに結合されている請求項 1 に記載の放射検出器。

【請求項 18】

前記波長シフトファイバがダブルクラッドである請求項 1 に記載の放射検出器。

【請求項 19】

前記光発生器が、大エリア面上の直接光を前記波長シフトファイバに伝達する複数の全体的に平らなクリスタルから成る請求項 1 に記載の放射検出器。

【請求項 20】

前記光発生器が、それぞれの面上で内部に反射した光と直接光の両方を合計して前記波長シフトファイバ内に伝達する光学的に分離されたクリスタルの配列から成る請求項 1 に記載の放射検出器。

【請求項 21】

生命組織体に放射性合成物を投与することに付随する前記生命組織体の生化学的及び生理学的变化を検知しつつ測定するための陽電子放出断層写真スキャナーにおいて、

前記生命組織体を取り巻き配置された光発生手段と、

前記光発生手段から離れた位置に配置されたホト検出器手段 (330) と、

前記光発生手段からの光を前記ホト検出器手段に伝達するための少なくとも 1 つの波長シフトファイバ (310) と、

前記生命組織体内の種々の位置で前記放射性合成物の濃度を表す映像を再構成するための

10

20

30

40

50

手段と、

からなる前記スキャナー。

【請求項 2 2】

前記ホト検出器手段が位置感知ホト増倍器である請求項 2 1 に記載のスキャナー。

【請求項 2 3】

前記光発生手段が複数の無機クリスタルから成り、かつ、該クリスタルは特別の位置感知ホト増倍器と関連するようにグループ化されている請求項 2 1 に記載のスキャナー。

【請求項 2 4】

映像化される対象から離れた位置に配置された無機クリスタル光発生器 (210) と、
前記無機クリスタル光発生器から離れた位置に配置されたホト検出器手段 (330) と、
少なくとも 1 つの波長シフトファイバであって、それぞれの波長シフトファイバが、前記無機クリスタル光発生器からの光を吸収し、再放出し前記ホト検出器手段に伝達するようにして成る波長シフトファイバと、

映像化される前記対象内の前記ガンマ線の濃度を表す映像を再構成するための手段と、
から成るガンマ線映像化応用のためのシンチレーションカメラ。

【請求項 2 5】

前記ホト検出器手段が位置感知ホト増倍器である請求項 2 4 に記載のシンチレーションカメラ。

【請求項 2 6】

生命組織体内に位置した放射性ソースの位置をガンマ線対の同時発生検出を通して再構成するための方法において、

前記放射性ソースを映像化されるべき被検者内に導入し、

前記被検者外部の位置から、前記ガンマ線対の各ガンマ線を、光発生クリスタル (210) 内の前記ガンマ線の相互作用を通して検知し、

前記光発生クリスタル内の前記相互作用の結果として発生した光エネルギーを波長シフト光学ファイバ (310) を通して伝搬し、

前記波長シフト光学ファイバの位置の結果として、光発生クリスタル内の前記ガンマ線の前記相互作用の位置を決定し、そして、

前記生命組織体内の種々の位置で前記放射性ソースの濃度を表す映像を再構成する、各ステップから成る前記方法。

【請求項 2 7】

光発生クリスタル内の相互作用の深さ及びエネルギー堆積量を決定するための方法において、

前記光発生クリスタル (210) 内でシンチレーション光を発生し、

前記光発生クリスタルに直接結合された第 1 のホトセンサー (330) を備え、

少なくとも 1 つの波長シフトファイバを通して前記光発生クリスタルに結合された第 2 のホトセンサー (830) を備え、

前記光発生クリスタル内のエネルギー堆積量を決定するために前記第 1 のホトセンサーにおいて直接光を処理し、

前記光発生クリスタル内の相互作用の深さを決定するために、前記第 2 のホトセンサーにおいて内部で反射した光をすべて処理する、

各ステップから成る前記方法。

【発明の詳細な説明】

発明の分野

本発明は、一般的には、イオン化放射の検出及び映像化のための装置及び技術、そして特に、波長シフト光ファイバに結合された光発生クリスタルを使用するガンマ線検出器に関する。

発明の背景

現在の細胞核医学は、患者内で生じる内部身体構成及びバイオケミカルプロセスの非侵入診断のための種々の技術を提供する。コンピュータ化軸方向断層写真 (CAT)、核磁気

10

20

30

40

50

共鳴映像（M R I）スキャン及び通常のX線法が、このような構造映像化システムの例である。身体構造のみを識別しかつ特定するこれらの技術は、異常が現れかつ検出される時までに、このような異常を生じる病理学状態がしばしばかなり進むという障害がある。

これに対し、陽電子放射断層写真（P E T）システムは、脳内の機能する新陳代謝系と共に身体のその他の部分を映像化するために使用される。構造よりもむしろ機能を映像化することによって、これらのシステムは、X線、C A T、及びM R Iシステムを独特に補つて完全なものにする。P E Tは、同時発生の対になったガンマ線の検出を通して達成される。これらのガンマ線は、（典型的には患者の身体内に置かれる）ソースから発する陽電子が、ソース位置を取り巻く組織内の電子によって消滅するときに発生する。ガンマ線がこの消滅で発生するとき、これらの亜原子粒子の物理特性、及び他の公知の特性によって、二つのガンマ線は単一エネルギーで発することになる。この公知の特性は、例えば、ガンマ線は相互にほとんど反対の方向に進むように発するということである。

P E T映像プロセスは多数のステップを包含している。陽子に富んだ放射性同位体が、患者の身体内に、例えば注射又は摂取によって、最初に置かれる。大部分の場合、これらの同位体は、診断が望まれるエリアに、又はその近くに集中される。身体内にいったん組み入れられると、この同位体は、自然発生崩壊プロセスの一部として陽電子を発し続ける。陽電子は、短い距離を移動した後、取り巻く組織からの電子と結合しかつ消滅する反電子である。消滅の時、ひとかたまりになった電子と陽電子の両方が、電磁放射に変換される。エネルギー及び線形運動量を保存するために、電磁放射は、エネルギーが等しくかつ互いに略180°で発する2つのガンマ線形態である。陽電子放射体が、身体を通って動くとき、その量及び位置の両方を測定するために、P E T装置内で外部から検出するのは、この消滅放射である。

放射性同位体が患者の身体を通って動きかつそれによって処理されるとき、その濃度は、断面グレースケール（白黒の階調表示）映像として測定しかつ表示することができる。この映像において、各ピクセル（画素）の強度は、身体内のその位置の放射性同位体の濃度に比例している。この種のいわゆる“運動学的”技術は、人間の身体内の血液の流れ、基質搬送及びバイオケミカル反応のような動的処理を診断しかつ分析するための最も強力な方法の一つであったし、同様にこれからもあり続けるであろう。

現存するP E Tシステムは、人間の脳又は胴の多数の断層写真映像を同時に記録しかつ処理することができる。さらに、2次元映像を形成することのできる平面状リング構成、又は3次元映像を達成する容積レイアウトのいずれかで、センサーを位置させることができる。この後者のレイアウトは、陽電子容積映像化（P V I）と呼ばれるけれども、このP V Iを参照するときそれに対して“P E T”という用語を使用する者もいる。P V Iは、データを最初にP E Tデータとして処理し、後に平面状映像を組み合わせて、容積映像を形成するように設定することができる。或いは、P V Iは、センサー位置で平面間同時発生を可能にしかつそれ故にこれらの同時発生検出を処理することによって達成することができる。これらのいずれかのシステムによって達成できる解像度は、最近1センチメータ以下に狭められ、かつ被検者内の放射能分布は数パーセント以内に評価することができる。

典型的P E T据え付けにおいて、ガンマ線センサーのリングが、放射性同位体ソースの局部位置において患者を取り巻くように位置決めされている。この検出プロセスは、ガンマ線放出が互いに180°で生じるという事実、及びガンマ線が同時に発生するという事実の両方を利用する。患者の両側のセンサーによるガンマ線の同時検出は、2つのセンサーの中心を接続するライン上又はその近くに消滅位置を定める。もし単一の検出が行われるならば、消滅は典型的には、2つの検出器の間の容積又は平面の外側で発生したことになる。この場合、ソースは診断エリアの外側に位置しているので、いかなる事象も記録されない。

使用可能のP E Tシステムは典型的には、放射センサー及びその関連した回路、必要な映像化ソフトウェアを有する高速コンピュータ、及びセンサー及び他の入力データを記憶しかつ処理するための大容量メモリを含む前述のデータ取得サブシステムを包含している。

10

20

30

40

50

映像を直ちに見るためのディスプレイシステムがまた典型的には備えられる。最後に、一般的には、相互作用処理のための手段及びユーザーによるシステム制御装置が含まれる。

早くも 1986 年には、数十のサイクロトロン PET 地域センターが、世界的な開発の下で動作していたし、その数は増え続けている。サイクロトロン PET センターは典型的には、放射性同位体を生じるための加速器（通常小さな医療用サイクロトロン）、陽電子放出断層写真装置（PET）、及び短寿命生物学的放射線トレーサーの合成のための化学研究室から成る。米国において、多くのこのようなセンターが、大学設立の医療研究センターに見ることができる。現代の高解像度 PET 検出器のコストは、クリスタルのための約 100,000 ドル及び光センサー（典型的にはホト増倍器）のための約 250,000 ドルを含めて、100 万ドル以上である。10

PET は 1970 年代に最初に実現されて以来、それは引き続き改良されてきた。不幸にも、最新の高解像度 PET システムは、この技術の物理学によって課せられた固有の限界、或いはその限界近くで動作している。陽電子放出放射性同位体への患者の露光が制限されていることからの統計的制限があり、かつ陽電子レンジ及び消滅時の残余の運動量からソース位置が不鮮明になることから、映像解像度及び精度に限界がある。さらに、この固有の限界近くで動作するシステムは、かなり複雑であり、また非常に高価である。これは、一部には、所望の解像度を達成するために非常に多数のセンサー要素を必要とすることによるものである。20

現在の PET 検出技術はまた、より高い解像度が求められるとき、クリスタル幅の減少から生じる種々の不正確さの影響を受ける。これらの不正確さは、一般的には、" 映像作り物 " (imaging artifacts) と呼ばれる。このような作り物の一つは、放射状のぼやけであり、かつこれは、このシステムの軸から離れたソースからのクリスタル侵入から生じる。言い換えると、もし同時発生ラインが、検出器リングの直径からある距離の所に位置しているならば、ガンマ線は、検出クリスタルによって吸収される前に一つまたはいくつかのクリスタルを通して通過することができる。これは、次に、視界の端の方に同時発生開口機能を広げる。この問題は、クリスタル材料の減衰長さが増加するとき、さらに複雑化する。より長い減衰長を有するクリスタル材料を使うときに等価な効率を達成するために（ここで、このようなクリスタルは、さもなければ、高輝度、高速度、低コストのような所望の特性を有することができる）、対応してクリスタル深さは増さなければならない。30 しかし、いったんクリスタルが深くされると、放射状のぼやけは増加する。現在使用されている最短減衰長のクリスタルによってさえ、放射状のぼやけは、検出器の中心軸から数センチメータの対象のためにシステム解像度を制限する。この問題を解決するために、種々の提案がなされ、主要な解決策は、検出器内で相互作用するホトンのための相互作用深さの測定を用いることである。現代の映像システムは、ビスマスガーミネットのような緻密な光発生クリスタルを使用することによって、非常に狭いクリスタルを使用することによって、そしてより大きなクリスタルにおいてガンマ線の相互作用の特別の位置を決定する特殊センサーを使用することによって、映像作り物を最小化する試みがなしてきた。非常に高い解像度の PET 検出器において相互作用の深さを測定する多様な方法が提案されたが、しかし、このような測定法はすべて、（ホトダイオードのような）多くの追加のホトセンサーと関連したエレクトロニクス、或いは複雑な符号化構成のいずれかを必要とした。40

臨床細胞核医療用途で使われる別の種類の映像装置は、単一ホトン放射コンピュータ化断層写真（SPECT）システムである。SPECT のために使用される検出器は、位置解像度要求が典型的にはずっと小さいけれども、PET 検出器と多くの共通の属性を有している。SPECT 映像プロセスにおいて、放射性トレーサーが注射又は摂取によって、最初に患者の身体内に置かれる。この放射性同位体は、それが患者の身体内を通って移動するとき、連続的に低エネルギーのガンマ線（ホトン）を放射することによって崩壊する。SPECT 装置によって外部から検出するのは、このホトン放射である。SPECT 装置によって検出されるホトン放射エネルギーは典型的には、PET システムの消滅ガンマ線50

エネルギー (511 keV) よりも低い、 55 - 400 keV の範囲内にある。広範に用いられる放射性核種は、テクニチウムの異性体、 ^{99}mTc 、であり、かつこれは、 6 時間の半減期 (最初に存在した放射性核種の半分が崩壊するのに必要とする時間) を有している。 ^{99}mTc の場合、この放射性核種は、ガンマ線を連続的に放射することによって崩壊し、かつそのガンマ線のエネルギーは 140 keV である。いくつかの共通に使用される同位元素が、崩壊ホトンエネルギー及び対応する身体の映像機能と共にここに挙げられている。

- ^{201}Tl 、 80 keV ; 心臓及び肺の映像化のために使用。
- ^{176}Ta 、 55 - 65 keV ; 心臓を映像化するために使用。
- ^{133}Xe 、 80 keV ; 肺及び呼吸系研究のために使用。

普通の SPECT 装置は、ガンマカメラ (クリスタル検出器) の直接前に置かれた数千の小さな穴が開けられた厚い鉛のシートから通常構成されるコリメータの使用を必要とする。一般的に、コリメータ穴は、クリスタル検出器に斜めに入射するホトンの通過を阻止し、それによって、入射ホトンの方向を選択するようにクリスタルに垂直である。患者の周りにガンマ線カメラ及び / 又はコリメータを回転することによって、一連の 2 次元投射を、異なる方向から形成することができる。種々の再構成技術を適用することによって、放射性トレーサーの内部分布は、平行 2 次元横断面のために同時に修正することができる。この SPECT 技術は、肺、心臓及び脳内に位置した放射性トレーサー分布の 3 次元映像のために使用することができる。SPECT で使用するための普通のガンマ線カメラは一般に、関連した読み出しエレクトロニクスと共にホトセンサーのような 36 ~ 90 のホト増倍器を使用する。一部にはこの内部の複雑性により、商用 SPECT システムは、略 2000,000 ~ 5000,000 ドルのコストがかかる。

発明の要約

それ故、本発明の目的は、簡単化されたガンマ線検出器構成を提供することである。

本発明の別の目的は、高い映像解像度を有する検出器構成を提供することである。

本発明のさらに別の目的は、センサー要素の数を減少させ、かつ各センサー要素のコストを減少させることである。

本発明のさらに別の目的は、映像システムの解像度を増加させる一方、同時に、必要とするセンサー要素の数を減少させることである。

本発明のさらに別の目的は、映像作り物の問題を緩和するために相互作用深さの測定をすることである。

前述の目的は、以下に説明する新規な検出器要素構成及びその使用方法によって達成される。好ましい実施例において、 1 以上の無機光発生クリスタルが、波長シフト光ファイバ (WLSF) を通して位置感知ホト増倍器 (PS - PMT) に結合されている。本発明による優れた検出器構成は、 SPECT , PET 及び PVI 映像システムへの特別の応用と共に高空間解像度ガンマ線検知における応用の配列のために設計されている。この設計は、全体コストを低くして、従来技術の装置よりも優れた位置解像度を提供する。波長シフトファイバ (WLSF) を使用することによって、本発明のセンサー構成は、ホト増倍器及びエレクトロニクスチャンネルの数をかなり減少させる一方、エネルギー堆積位置の 3 次元再構成を可能にすることによってシステムの解像度を潜在的に改良して、動作することができる。

【図面の簡単な説明】

図 1 は、 PET 技術が機能する物理プロセスの例示である。

図 2 は、本発明が具体化される PET 装置の概略図である。

図 3 は、無機光発生クリスタルにおける円錐形の直接光を示す概略図である。

図 4 (a) 及び 4 (b) は、それぞれ本発明の第 1 の実施例及び第 2 の実施例に従って WLSF 読み出しに結合された光発生クリスタルを示す。

図 5 (a) は、単一 WLSF の端面図である。

図 5 (b) は、同じ単一 WLSF の側面図である。図 6 (a) は、本発明の好ましい実施例に従う WLSF リボンに結合されたクリスタル配列を示す。

10

20

30

40

50

図 6 (b) は、図 6 (a) の実施例に従い W L S F に結合された一つのクリスタルの詳細図である。

図 6 (c) は、本発明の実施例に従い W L S F 読み出しに結合されたマルチアノード P S - P M T を示す。

図 7 は、P E T 用途で使用されるような本発明の好ましい実施例を示している。

発明の説明

図 1 は、P E T 映像を形成するときのトレーサー運動モデル及び関連した物理学の一例を示している。まず、所望の生物学的働きを有する化学化合物には、放射性同位元素の表示がされており、かつ、これは被検者内に導入される。一例として、図 1 においては、一酸化炭素 6 0 の放射性同位元素が使用される。このような分子は、¹¹C - カルボキシヘモグロビンを形成することによってヘモグロビンのためのトレーサーとして作用することができるであろう。この説明の目的のために、この被検者は、その一つを組織 1 0 で示す多数の材質から成る人間であると仮定している。しかしながら、本発明は、内部で生じる能動的生物学的プロセスを有するいかなるタイプの被検者も映像化するために使用することができるということが理解されるであろう。

放射性同位元素 6 0 が被検者内で処理されるとき、それは、陽電子 2 0 を放射することによって、連続的に崩壊する。図 1 の例において、¹¹C - 一酸化炭素は、¹¹B - ボロン 4 0 及び酸素 5 0 を形成するために結合が解かれる。放出されると、陽電子は、被検者のすぐ周りを取り巻く組織 1 0 内の電子 3 0 と、直ちに結合する。陽電子 2 0 のそれぞれが、一つの電子 3 0 と結合して、両方の粒子が消滅する。この消滅の結果として、2 つのガンマ線（それぞれ 5 1 1 k e V ）7 0 及び 8 0 が発生する。これら 2 つのガンマ線は、ほとんど反対方向に同時に放出される。それらは、被検者の組織を通過し、かつ、本発明の主題である多数のセンサーによって外部で記録される。

図 2 は、診断されるべき被験者内に位置した放射性同位元素を映像化するために使用することができる P E T 装置の典型的実装を例示している。この実施例において、ガンマ線センサー 1 1 0 は、映像化される対象 1 3 0 を取り巻くようにリング構成内に形成される。放射性同位元素 1 4 0 は、対象 1 3 0 内に包含されている。この図は、比較的に少数のセンサー 1 1 0 を示しているけれども、かなり有効な解像度を達成するために、動作システムは、もっと多数を有しているであろう。さらに、この装置において、対応センサー 1 5 0 及び 1 6 0 は、それぞれ同時に、ガンマ線 1 7 0 及び 1 8 0 を検出するということが見られるであろう。

前述したように、P E T における主要な限界は、空間解像度である。結局、解像度は、消滅プロセスの物理学によって制限される。これは、表示材質として選択される特別の放射性同位体に依存して、0 . 2 ~ 2 . 6 mm の広い範囲に渡る。さらに、解像度は、例えば、それぞれ 5 0 cm 及び 1 0 0 cm の検出器分離で、1 . 4 mm ~ 2 . 8 mm に相当する 1 8 0 ° + / - 0 . 3 のガンマ対開口角変動によって、悪く影響される。このように、P E T 解像度は、無制限のセンサー数及び / 又は材質の費用にもかかわらず、理論的に略 2 又は 3 mm に制限されるということが理解できよう。

P E T 映像化のためのものである多くの構成は、2 mm 又は 3 mm よりもずっと小さく、或いは事実上、いくぶん小さい。これは、特に、多くの人間でない（即ち、実験動物）用途において当てはまることがある。細かな空間解像度に対する要求は、センサーが、映像化される対象のサイズに匹敵するスケールで区分されるということである。それ故、検出器技術よりもむしろ P E T プロセスの物理学によって制限される装置は、ガンマ入射方向に直交する実効サイズ 3 mm 或いはそれ以下のセンサーセルを有するべきである。

この新規なセンサーの好ましい実施例の動作における一連の事象は、次の通りである。

陽電子は、映像化される対象（患者）内の放射性同位体によって放出され、かつこれは、取り巻き組織内で消滅して、バックツウバックで 5 1 1 k e V の消滅ガンマ線を発生し、或いは、映像化される対象内で放射性核種が低エネルギー（5 0 - 4 0 0 k e V ）のガンマ線を発生するために崩壊する。

それから、各ガンマ線は、コンプトン散乱又は光吸収のいずれかを通して、無機光発生ク

10

20

30

40

50

リスタル内で相互作用する。この相互作用で発生した電子によるエネルギー堆積は、クリスタル内に光を生じる。クリスタル内に発生した光の波長は、クリスタルの固有の特性による。例えば、ヨウ化ナトリウム（NaI）のピーク放出は415nmであり、ヨウ化セシウム（CsI）のそれは310nmである。

クリスタル内で発生した光は次に、クリスタルの表面に伝搬する。もし、それが、入射して表面に当たると、それは内部で反射し、かつ別のクリスタル面上に現れる。もし、それが、この表面にほとんど垂直に通過するとき、それはクリスタルから出て、波長シフト光ファイバ（WLSF）に入る。他のクリスタル表面から出る光は、（ホトセンサーへの直接光結合のような）他の技術によって、或いは他のファイバによって、検知することができる。

WLSFに入る光は吸収され、異なる波長の光を放出する。即ち、吸収され、或いは放出される光波長の範囲は、使用されるWLSFのタイプに依存する。典型的WLSFは青の光を吸収して、緑の光を放出するが、他の光学動作のファイバがまた使用可能である。例えば、UVを吸収し、青を放出するファイバがまた可能である。WLSFの配列（リボン）が、クリスタルから出る光の位置を符号化し、かつそれによって、エネルギー堆積の位置を符号化する。WLSFリボンはそれから、波長シフト光の一部をホトセンサーに伝達し、かつこのホトセンサーは、典型的には、クリスタルから1メータ以下の距離離れている。

ホトセンサーにおいて、WLSF光の量によって符号化されるようなエネルギー堆積値、及びリボン内の波長シフト光の位置によって符号化されるようなエネルギー堆積の位置が検知される。もし位置検知ホトセンサーが使用されるならば、その時、ファイバリボンからの光がホトセンサーに入る位置は、電気パルスに符号化される。これらのパルスの時間及び大きさがまた、ガンマ到達時間、及びクリスタル内に堆積したエネルギー量を示している。或いは、個々の光センサーは、単独ファイバ又はファイバ組からの光を検知するために使用することができる。即ち、個々の光センサー上の分離リボンからのファイバを多重化することによって、必要とするホトセンサーの合計数を最小化することができる。

表1：種々の無機光発生クリスタルの特性

密度 (g/cm ³)	放射長 (cm)	屈折率	ハイドロ スコピック?	相対光出力 (NaI=1.0)	崩壊時間 (ns)	ピーケ放出 (nm)
NaI(T1)	3.67	2.59	1.85	Yes	1.00	230
CsI(pure)	4.53	1.86	1.80	少し	0.10	10,36
CsI(T1)	4.53	1.86	1.80	少し	0.02	>1000
BGO	7.13	1.11	2.15	No	0.40	>1000
BaF ₂	4.90	2.10	1.56	少し	0.20	300
YAlO ₃ Ce	5.35	2.63	1.94	No	0.05	620
LSO	7.40	1.14	1.82	No	0.75	310

ここに開示された新規な検出器構成は、無機光発生クリスタルを含んでいる。表1は、一般的及び新たに開発された無機光発生クリスタルを、それらの固有の特性と共に挙げる部分リストである。表1に示されたいかなるクリスタル材質も、他のものと同様に、ここに説明した本発明を実施するために使用することができるということが理解されよう。PET応用のための好ましい実施例は、LSOを組み入れることができる一方、SPECT応用のための好ましい実施例は、NaI(T1)にすることができる。これらの技術の与えられた応用のための最適クリスタルの選択は、光発生/エネルギー解像度要求、速度要求、クリスタルコスト、及び検出器構成の単純性を考慮することにより行われる。

センサー構成はさらに、光発生クリスタルに結合され、かつ読み出すために、波長シフト光ファイバ(WLSF)を使用する。WLSFの選択は、クリスタルの光放出をファイバの光吸収に適合させるように決定される。詳細な最適化は、特別の装置、例えば、移動可能なガンマ線カメラ、SPECT検出器、或いはPET検出器の使用によって決定する性

能要求に合致するようになされなければならない。しかしながら、一般に、新規な検出器構成は、クリスタル及びWLSFの特別の選択とは無関係に機能する。

前述したように、この技術は、どの組の非常に小さなクリスタルがガンマ線相互作用を包含したかを識別し、或いはより大きなクリスタル内で、ガンマ線相互作用がどこで生じたかを位置決めするために使用することができる。本発明の好ましい実施例において、(コンプトン散乱又は光捕捉のいずれかを通して低エネルギーガンマ線又は入射消滅ガンマ線によって発生する)イオン化電子によって光発生クリスタル内で発生するシンチレーション光は、クリスタル内で等方性に放出される。表面法線に関して(クリスタルの屈折率によって決定される)臨界角よりも大きな角度で磨いたクリスタル面に当たる部分光は、クリスタル内部で完全に反射する。クリスタルの表面上の残りの非反射光の分布は、図3に示されている。この光230は、後述のように、図2に示すガンマ線センサー110のコンポーネントであるクリスタル210内のエネルギー堆積220の位置の情報を提供する。クリスタル210を出る直接光230は、クリスタル210内で生じるエネルギー堆積220のタイミング及びその量に関する有用な情報を提供する。

図4(a)及び4(b)は、クリスタルに関するWLSFの位置決めの別の実施例を示している。完全に内部で反射した光は、他のクリスタル面から反射するかもしれないし、そして結局、別のクリスタル面から出るかもしれない。クリスタル210の1以上の表面に、ファイバーりぼん読み出しを備えることができる。即ち、(図4(a)に示されるように)与えられたクリスタルの両側で直角に2つのリボン310及び320を配置することによって、エネルギー堆積位置220は、2次元で決定することができる。或いは、部分的に半透明なWLSFが(図4(b)に示されるように)使用することができ、そのため、両方の直交ファイバリボン410及び420がクリスタル210の一つの側に位置させることができる。WLSFを下方に伝達される一部の光を検知することに加えて、(後述のように)光学ファイバ内で捕捉されない光は、WLSFリボン310及び320又は410及び420に結合された1以上のホトセンサー330によって検知することができる。WLSFがクリスタル210に接触する位置でWLSFリボンに、或いはクリスタル210に直接結合された一つのホトセンサー330、及びWLSF光パイプの端の第二のホトセンサー(図示せず)を使用することによって、エネルギー堆積局部測定(パイプ測定)と、(直接結合する)エネルギー堆積の大きさの測定の機能を分離することができる。ガンマカメラ又はSPECTのための好ましい実施例において、直交するファイバリボンは位置感知ホト増倍器によって読み出されるが、一方のこのようなファイバリボンはクリスタルと第二のホト増倍器の間にサンドイッチにされる。

図5(a)及び5(b)を参照すると、ここで使用される個々のWLSFの、それぞれ端面図と側面図が示されている。WLSFは、光導波ガイドをドーパント剤と組み合わせる。ドーパント剤は各吸収ホトンが相当する放出ホトンを出すようにして、それが短波長光を吸収し、より長い波長の光を再放出するように選択される。再放出光の一部は、好ましい実施例で使用される位置感知ホト増倍器管のような光センサーの内部反射開口内に捕捉される。

図5(a)及び5(b)に示されるように、入射ホトン520は、図4aに示すWLSFリボン310、312の1つの断面図を示したファイバ510のファイバクラディング530を通過した後吸収される。いったん吸収されると、光の一部は、全て内部で反射され、かつ、再放出ホトン570は、ファイバコア590内をファイバ510を通して伝達される。

プラスチックWLSFは、世界的規模のいくつかの製造元によって製造されており、かつ、1本のファイバ厚さで、多数ファイバ幅のリボンにしばしば組み立てられている。このような製造元の一つは、オハイオ州ニューベリーのビクロン、コーポレーション(Bicron Corporation)である。ここで使用するために適したWLSFは、ビクロンによって製造された(リボン形態の)BCF-92ファイバであるが、他のものを本発明から離れることがなく代用することができる。1.0mmの厚さのファイバ上に入射する光の吸収及び再放出の効率は、90%に近づき、かつ、ファイバ軸に沿って光学的に捕捉される光の減衰長さ

10

20

30

40

50

は2mmである。クリスタルを出る光のほんの8%が、読み出しで使用するためにファイバ端の方に光学的に伝達されるということが理解されよう。ビクロンB C F - 9 2 ファイバに対して、ピーク吸収波長は、405nmであり、かつ放出スペクトラムのピークは、494nmである。コアの屈折率は、1.60である一方、クラディングのそれは、1.49である(4%以上の捕捉率を生じる)。発生光はさらに、第一のものの外側に第二の低指数のクラディングを有するダブルクラッドファイバを利用して増加させることができる。これは典型的には、等価なシングルクラッドファイバよりも略50%高い捕捉率となる。

図6(a)、6(b)及び6(c)は、ガンマ線カメラのための検出器設計の好ましい実施例を集合的に例示している。この実施例は、光学的に分離した(クリスタルコンタクト表面がそれらの間に鏡のような、或いは拡散する反射器を有するということを意味している)12cm平方で、1cm深さの無機光発生クリスタル710の3×3配列から構成される。このように、好ましい実施例におけるクリスタル配列は、1cm深さの、36cm×36cmである。このクリスタル配列は、2つの直交波長シフトファイバリボン730及び740の間に置かれる。この様にして、(x及びy方向の両方の)位置に関する情報、エネルギー堆積の時間及び値は、クリスタル710から伝達され、波長シフトされ、かつWLSF730及び740内に捕獲される。それから、光は、WLSF730及び740を通して、ホトセンサー830に伝搬される。光発生は、同じホトセンサー830によって、WLSF730及び740の両方の端で読み出すことによって、或いは、WLSF730及び740の一端をミラーすることによって、増加させることができる。図6(a)は、ミラー化ファイバ端を有する一実施例を例示している。

図6(b)は、図6(a)の円によって示された12cm平方×1cm深さのクリスタルの詳細図である。本発明の好ましい実施例で使用されるWLSFリボンは、12cm×12cm×1cmクリスタル710の一表面上の一対の1mm×60mmリボン730、及び反対のクリスタル面上の別の対の同一のWLSFリボン740であり、その第二の対は、第一に関して90°の方向にされている。或いは、クリスタル面をカバーするに十分な幅の単一WLSFリボン740を使用することができる。クリスタル710におけるエネルギー堆積の直接結合読み出しを得るために、ホト増倍器760が、図6(b)に示されるように、1組の直交WLSFリボンの上に直接置かれる。図6(a)及び6(b)に図示されていないけれども、追加のWLSFリボンが、前述の全て内部で反射した光を集めるためにクリスタル710の残りの小さなエリア面上に置くことができる。WLSFの比較的に短い部分が図示されているけれども、使用される実際のリボンは、100cmの長さにことができるということが理解されよう。

位置感知ホト増倍器(PS-PMT)830が、図6(c)に示されている。本発明の好ましい実施例において、X-Y PS-PMT読み出しが使用される。これは、光発生器が直接PS-PMTに結合されている従来技術の装置よりもチャンネル計数が減少し、位置解像度が細かくなり、そして効率が高くなる。或いは、ピキシレートタイプのPS-PMTを、高事象率用途に使用することができるであろう。X-Y PS-PMTを使う一実施例の特別の実装において、ハママツ4135-01PS-PMTを使用することができる。この装置は、日本の浜松にあるハママツ・コーポレーションから手に入れることができる。PS-PMT装置において、1.0mm×60mmWLSFの3以下のリボンが、このPS-PMT830上の8入力領域840のそれぞれに結合することができる。PS-PMTの動作はこの技術分野において一般に公知であるけれども、以下のように簡単な説明をする。

WLSF730から伝送される出力光がホトカソードに達するとき、このホトカソードは、ホトエレクトロンを放出させられる。このホトエレクトロンは、空間的広がりを維持しながら、それらが光増倍を受けるとき一群のダイノードに加えられる。次に、それらは、複数の出力ターミナルを有する抵抗分割型アノードに加えられる。入射位置及びホトエレクトロンの量は、出力ターミナルを通してデータとして出力される。エマシエート(Emaciate)の米国特許No.4,929,835は、このプロセスの詳細を述べている。

10

20

30

40

50

各入力領域と関連した2つのパルスの電荷の比を測定することによって、(60mm幅に沿って)リボン730を横切る座標は、2mm以内に再構成することができる。P S - P M T 830内の8入力領域840のそれぞれが、3つのリボンからの情報を符号化することができる。クリスタルの一つの3×3配列は、それぞれ1mmの厚さ及び60mmの横断長である全部で12のW L S Fリボンを包含している。ホト増倍器830はさらに、データを追加の処理要素に提供する2つの信号ライン890(変化分割読み出し)を包含している。本発明の好ましい実施例は、(X-Y又はピキシレート)P S - P M Tの関係で前述したけれども、P S - P M Tのために他のホトセンサーを代用することは可能であるということに注目されるべきである。特に、ホトダイオード、アバランシェホトダイオード、或いはハイブリッドホトダイオード(ホトカソード/ホトダイオード組合せ)が、本発明の目的を達成するための全ての可能な構成である。W L S F内の光の集中は、従来技術の方法よりも小さなホトカソード読み出しエリアを有する装置を可能にし、それによって、より細かい空間解像度を有するより小さなホトセンサーを使用する能力を提供する。

細かな横断及び軸方向空間解像度を提供することに加えて、無機光発生クリスタルW L S F / P S - P M T検出器は、クリスタル内の相互作用の深さを容易に測定することができる。高解像度検出器用途に対して、相互作用の深さの曖昧さは、リングの軸からある距離を置いたところに陽電子ソース位置の映像作り物(放射状に長くなること)を形成する。相互作用深さ軸に沿って60mmの幅を持つ読み出しファイバリボンを位置決めすることにより、我々は、一つのクリスタルにおいて(或いはファイバリボンによって並列に読み出される数個のクリスタルのいずれかにおいて)相互作用の深さを測定する前述の技術を使用することができる。相互作用解像度の5mm F W H M(Full Width Half Max.)深さがP E T用途において放射状に長くなることを完全に除去するために十分である一方、相互作用解像度の3mmの深さが、W L S Fリボン読み出しによって容易に得ることができる。

P E T用途のための無機クリスタルW L S F / P S - P M Tの好ましい実施例が、図7に示されている。この実施例において、直接読み出しホトセンサー910が、映像化される対象930を取り巻くようにリング構成内に形成されている。放射性同位元素940は、対象930内に包含されている。この図は、比較的に少数の直接読み出しホトセンサー910(図4aに示すホトセンサー330に対応する)を示しているけれども、動作システムは、かなり有効な解像度を達成するために、もっと多数を有するであろう。この装置において、対応センサー950及び960(図2に示す対応センサー150及び160と同じ特徴を持つ)は、それぞれ同時にガンマ線970及び980を検出するということが見られよう。

エネルギー及びタイミング測定(直接読み出し)の機能及び局所化(ファイバ読み出し)の機能は分離される。数個のP E Tリング(リングの中心軸に沿って二重化される分離ユニット)が、単一組の軸方向ファイバ945(図2のW L S Fリボン310の断面を示す)によって読み出すことができる。円周方向ファイバ935は、各P E Tリングそれぞれのために相互作用深さ測定を実行する。対応センサー950及び960は、ファイバ935上の光を検出する。超高精度P E Tに対して、単一軸方向ファイバを使用して、1mmの幅以下にできる各光学的に分離されたクリスタルを読み出すことができる。このようなP E T検出器は、システムコストを低くして、現在の技術よりも優れた解像度を有している。

無機光発生クリスタルW L S F / P S - P M T検出器構成の応用は、医療映像のみに制限されない。天体物理学、実験核物理学、商用原子炉、及び放射性同位体材料のバイオメディカル映像への応用が可能である。天体物理学及び核実験例において、大エリアガンマカメラを、無機クリスタル及び波長シフトファイバを使って、低コストで実装することができるであろう。原子炉及び放射性材料を包含する他の設備のために、この技術は、放射ソースを位置決めするために使用される映像装置に組み入れることができ、そして、コストを低くしながらシステム感度を改善する。放射性同位元素は、バイオケミカル研究を分類するバイオメディカル研究において共通に使用される。この目的のために使用される映像放射検出器は、提案された簡単化読み出し技術を使用することによって、感度が改善され

10

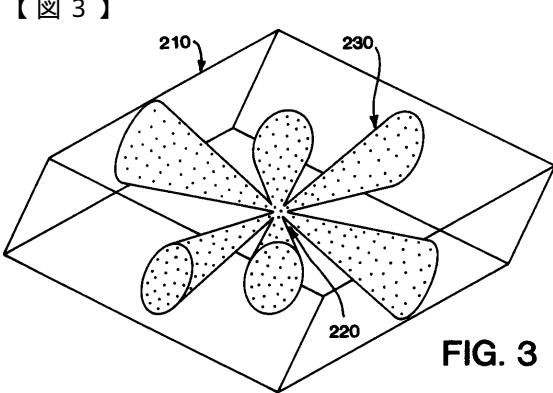
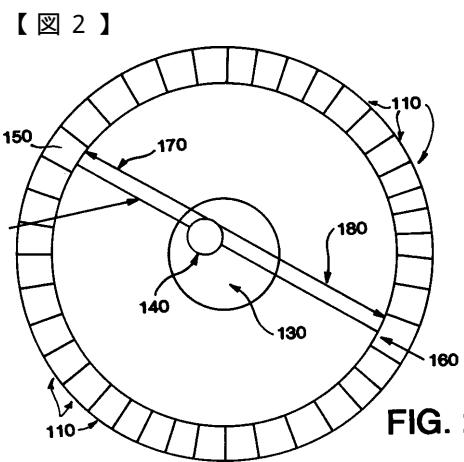
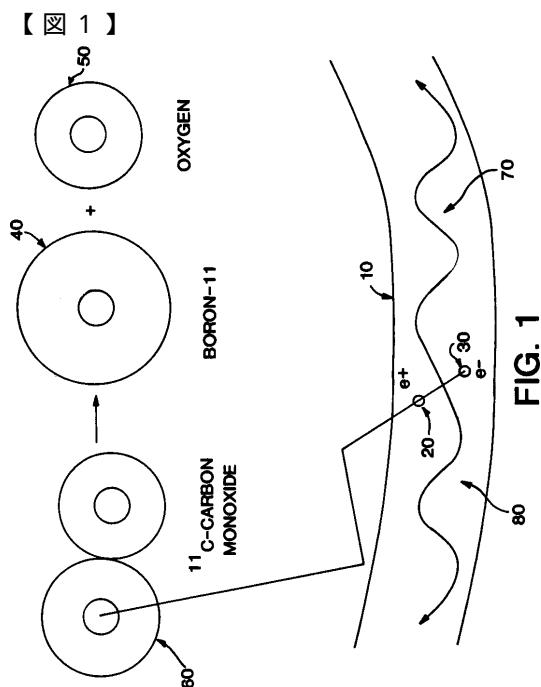
20

30

40

50

かつコストが減少させることができる。すべてのこのような応用において、ホトセンサー及び関連したエレクトロニクスの数（及びエリア）を減少させた結果、コストが節約され、或いは検出器サイズ及び感度が増加した。さらに、無機クリスタル光発生器と組み合わせて波長シフトファイバを使用することは、ガンマ放射だけの映像化に制限されず、アルファ及びベータ粒子、中性子、陽子、及び核崩壊断片のような他の形態のイオン化放射が全て、システムコストを減少させ、かつ感度を増加させて、映像化することができる。本発明は特に、特別の実施例を参照して説明したけれども、本発明の精神、範囲、又は教示から離れることなく、種々の他の変化が細部においてなすことができるということが当業者によって理解されるであろう。



【図 4 a】

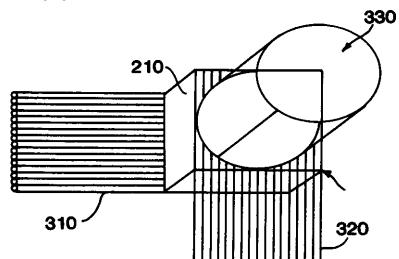


FIG. 4a

【図 4 b】

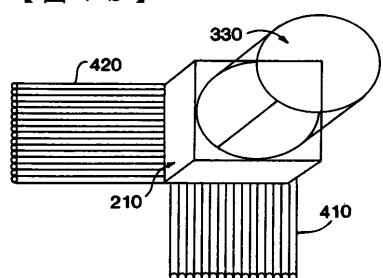


FIG. 4b

【図 5 a】

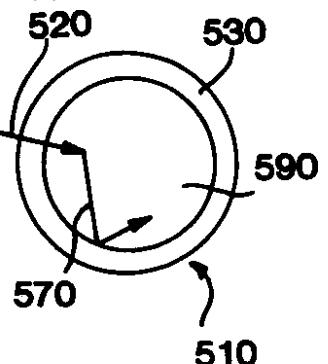


FIG. 5a

【図 5 b】

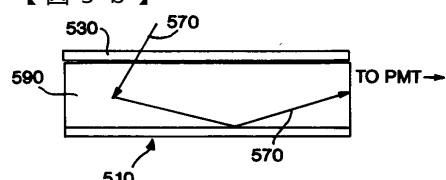


FIG. 5b

【図 6 a】

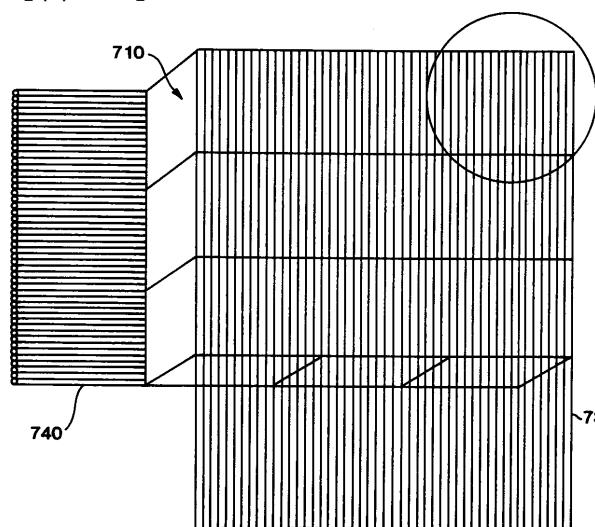


FIG. 6a

【図 6 b】

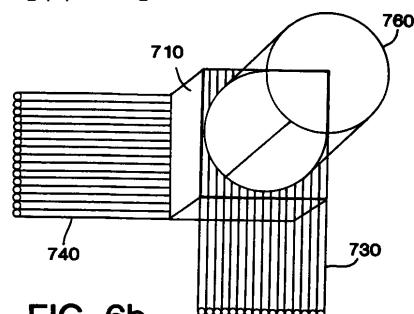


FIG. 6b

【図 6 c】

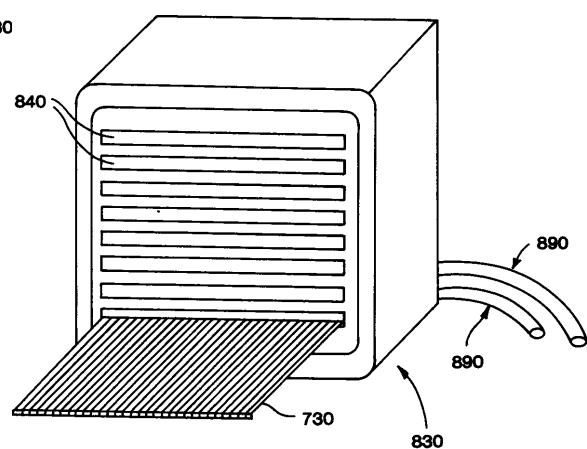


FIG. 6c

【図7】

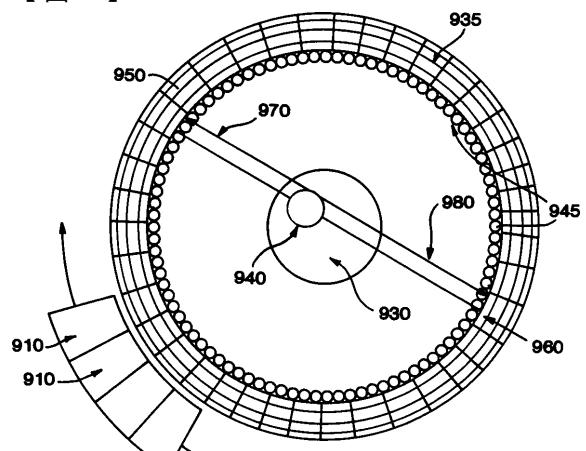


FIG. 7

フロントページの続き

審査官 大熊 靖夫

(56)参考文献 特開平03-242590 (JP, A)
特開平03-183984 (JP, A)
特開平03-028723 (JP, A)
特開平03-067192 (JP, A)
特開平02-008775 (JP, A)
米国特許第04939464 (US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/00