

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4276679号  
(P4276679)

(45) 発行日 平成21年6月10日(2009.6.10)

(24) 登録日 平成21年3月13日(2009.3.13)

(51) Int.Cl.	F 1
GO 1 T 1/164	(2006.01)
GO 1 T 1/20	(2006.01)
GO 1 T 1/161	(2006.01)
	GO 1 T 1/164
	GO 1 T 1/20
	GO 1 T 1/161
	GO 1 T 1/20
	GO 1 T 1/20

請求項の数 57 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2006-536940 (P2006-536940)
(86) (22) 出願日	平成16年10月27日 (2004.10.27)
(65) 公表番号	特表2007-510144 (P2007-510144A)
(43) 公表日	平成19年4月19日 (2007.4.19)
(86) 国際出願番号	PCT/US2004/035707
(87) 国際公開番号	W02005/045469
(87) 国際公開日	平成17年5月19日 (2005.5.19)
審査請求日	平成19年10月11日 (2007.10.11)
(31) 優先権主張番号	10/695,264
(32) 優先日	平成15年10月27日 (2003.10.27)
(33) 優先権主張国	米国(US)

早期審査対象出願

(73) 特許権者	506085158 フォトディテクション システムズ、 インク. PHOTO DETECTION SYSTEMS, INC. アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 01720-5405 アクトン クレイグ ロード 16 16 Craig Road, Acton, , MA 01720-5405 (US)
(74) 代理人	100136630 弁理士 水野 祐啓
(74) 代理人	100127878 弁理士 遠藤 淳二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】構造化された光学素子を有するPETスキャナ

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

シンチレータブロックと；  
複数の光検出器と；

前記シンチレータブロックと前記複数の光検出器との間に配置された光学素子であって、前記光学素子が：

外壁を有する中央領域と、内壁を有する周縁領域とを有する第1の層であって、前記内壁と前記外壁とが第1の間隙によって互いから隔てられている、第1の層と；

前記第1の層と光学的に連通した第2の層であって、前記第2の層が、少なくとも第1の領域と第2の領域とを有し、前記第1の領域が第1の内壁を有し、前記第2の領域が、前記第1の内壁に対向する第2の内壁を有し、前記第1の内壁と前記第2の内壁とが第2の間隙によって互いから隔てられている、第2の層と；

を有する、光学素子と；  
を備えた、PETスキャナ。

## 【請求項2】

前記第1の層が側壁を有し、前記周縁領域が前記側壁の少なくとも一部分に隣接している、請求項1に記載のPETスキャナ。

## 【請求項3】

前記周縁領域が前記側壁全体に隣接している、請求項1に記載のPETスキャナ。

## 【請求項4】

10

1つまたはそれ以上の更なる周縁領域を有し、前記1つ又はそれ以上の更なる周縁領域が、前記側壁の前記周縁領域に隣接していない部分に隣接している、請求項1に記載のPETスキャナ。

【請求項5】

前記更なる周縁領域が、間隙によって前記周縁領域から隔てられている、請求項4に記載のPETスキャナ。

【請求項6】

前記間隙が前記側壁まで延伸している、請求項5に記載のPETスキャナ。

【請求項7】

前記内壁と前記外壁とが異なる光学的特性を有する、請求項1に記載のPETスキャナ。 10

【請求項8】

前記内壁及び前記外壁の一方が研磨されており、他方が研磨されていない、請求項7に記載のPETスキャナ。

【請求項9】

前記内壁及び前記外壁の一方が不透明であり、他方が不透明でない、請求項7に記載のPETスキャナ。

【請求項10】

前記内壁及び前記外壁の一方が黒色であり、他方が黒色でない、請求項7に記載のPETスキャナ。

【請求項11】

前記内壁及び前記外壁の一方が透明であり、他方が透明でない、請求項7に記載のPETスキャナ。

【請求項12】

前記内壁及び前記外壁の一方が半透明であり、他方が半透明でない、請求項7に記載のPETスキャナ。

【請求項13】

前記内壁及び前記外壁の一方が吸収性であり、他方が吸収性でない、請求項7に記載のPETスキャナ。

【請求項14】

前記内壁及び前記外壁の一方が鏡面反射を起こすように構成されており、他方が鏡面反射以外の反射を起こすように構成されている、請求項7に記載のPETスキャナ。 30

【請求項15】

前記内壁及び前記外壁のうちの前記鏡面反射を起こすように構成されている一方が金属被覆を有する、請求項14に記載のPETスキャナ。

【請求項16】

前記内壁及び前記外壁のうちの前記鏡面反射を起こすように構成されている一方が反射性の被覆を有する、請求項14に記載のPETスキャナ。

【請求項17】

前記内壁及び前記外壁のうちの前記鏡面反射を起こすように構成されている一方が、その上に入射された光の全反射を起こすように選択された屈折率を有する、請求項14に記載のPETスキャナ。 40

【請求項18】

前記内壁及び前記外壁のうちの一方が拡散反射を起こすように構成されており、他方が拡散反射以外の反射を起こすように構成されている、請求項7に記載のPETスキャナ。

【請求項19】

前記内壁及び前記外壁のうちの前記拡散反射を起こすように構成されている一方がプラスチック被覆を有する、請求項18に記載のPETスキャナ。

【請求項20】

前記内壁及び前記外壁のうちの前記拡散反射を起こすように構成されている一方が塗料被覆を有する、請求項18に記載のPETスキャナ。 50

**【請求項 2 1】**

前記内壁及び前記外壁のうちの前記拡散反射を起こすように構成されている一方が粗い表面を有する、請求項 1 8 に記載の P E T スキャナ。

**【請求項 2 2】**

前記内壁の表面が研磨されている、請求項 7 に記載の P E T スキャナ。

**【請求項 2 3】**

前記外壁が粗い表面を有する、請求項 7 に記載の P E T スキャナ。

**【請求項 2 4】**

前記光学素子が、前記シンチレータブロックに隣接して配置された第 3 の層を更に備えた  
、請求項 1 に記載の P E T スキャナ。

10

**【請求項 2 5】**

前記第 1 の間隙が、前記中央領域及び前記周縁領域の対応する光学的特性とは異なる光学的特性を有する、請求項 1 に記載の P E T スキャナ。

**【請求項 2 6】**

前記第 1 の間隙が空隙からなる、請求項 2 5 に記載の P E T スキャナ。

**【請求項 2 7】**

前記第 1 の内壁及び前記第 2 の内壁の一方が研磨されており、他方が研磨されていない、  
請求項 1 に記載の P E T スキャナ。

**【請求項 2 8】**

前記第 1 の内壁及び前記第 2 の内壁の一方が半透明であり、他方が半透明でない、請求項  
1 に記載の P E T スキャナ。

20

**【請求項 2 9】**

前記第 1 の内壁及び前記第 2 の内壁の一方が黒色であり、他方が黒色でない、請求項 1 に  
記載の P E T スキャナ。

**【請求項 3 0】**

前記第 1 の内壁及び前記第 2 の内壁が鏡面反射壁である、請求項 1 に記載の P E T スキャ  
ナ。

**【請求項 3 1】**

前記第 2 の間隙が格子状の複数の領域を規定する、請求項 1 に記載の P E T スキャナ。

30

**【請求項 3 2】**

前記第 2 の間隙が前記第 2 の層の端から端まで延伸している、請求項 3 1 に記載の P E T  
スキャナ。

**【請求項 3 3】**

前記第 2 の間隙が前記第 2 の層の途中から途中まで延伸している、請求項 3 1 に記載の P  
E T スキャナ。

**【請求項 3 4】**

前記対向する第 1 及び第 2 の内壁が平行である、請求項 1 に記載の P E T スキャナ。

**【請求項 3 5】**

前記対向する第 1 及び第 2 の内壁が平行でない、請求項 1 に記載の P E T スキャナ。

40

**【請求項 3 6】**

前記格子状の複数の領域のそれぞれが、前記複数の光検出器の一つに対応するように配置  
されている、請求項 3 1 に記載の P E T スキャナ。

**【請求項 3 7】**

前記第 2 の間隙が十字形の間隙である、請求項 1 に記載の P E T スキャナ。

**【請求項 3 8】**

前記十字形の間隙が、互いに交差する第 1 及び第 2 の腕部を有し、前記第 1 及び第 2 の腕  
部の少なくとも一方が前記第 2 の層の端から端まで延伸している、請求項 3 7 に記載の P  
E T スキャナ。

**【請求項 3 9】**

前記十字形の間隙が、互いに交差する第 1 及び第 2 の腕部を有し、前記第 1 及び第 2 の腕  
部の少なくとも一方が前記第 2 の層の端から端まで延伸している、請求項 3 7 に記載の P  
E T スキャナ。

50

部が前記第2の層の途中から途中まで延伸している、請求項37に記載のPETスキャナ。

【請求項40】

前記光学素子の選択された複数の部分から現れたシンチレーション光子が前記複数の光検出器に到達するのを防ぐために配置された覆いを更に備えた、請求項1に記載のPETスキャナ。

【請求項41】

前記覆いが、前記複数の光検出器に対向する位置に開口部を形成する複数の領域を有する、請求項40に記載のPETスキャナ。

【請求項42】

前記覆いが前記光学素子と前記複数の光検出器との間に配置された、請求項40に記載のPETスキャナ。

【請求項43】

前記覆いが吸收性である、請求項40に記載のPETスキャナ。

【請求項44】

前記覆いが反射性である、請求項40に記載のPETスキャナ。

【請求項45】

前記覆いが鏡面反射性である、請求項40に記載のPETスキャナ。

【請求項46】

前記覆いが拡散反射性である、請求項40に記載のPETスキャナ。

【請求項47】

シンチレータブロックからの光を複数の光検出器に向けるための光学素子であって、前記光学素子が：

前記シンチレータブロックと光学的に連通した第1の層であって、前記第1の層が、外壁を有する中央領域と、内壁を有する周縁領域とを有し、前記内壁と前記外壁とが第1の間隙によって互いから隔てられている、第1の層と；

前記複数の光検出器及び前記第1の層と光学的に連通した第2の層であって、前記第2の層が、少なくとも第1の領域と第2の領域とを有し、前記第1の領域が第1の内壁を有し、前記第2の領域が、前記第1の内壁に対向する第2の内壁を有し、前記第1の内壁と前記第2の内壁とが第2の間隙によって互いから隔てられている、第2の層と；

を備えた、光学素子。

【請求項48】

前記周縁領域から前記内壁への光子の入射によって生じた第1の反射係数が、前記中央領域から前記外壁への光子の入射によって生じた第2の反射係数よりも大きくなるように、前記内壁と前記外壁とが構成されている、請求項47に記載の光学素子。

【請求項49】

前記周縁領域の前記内壁の内表面の反射係数が、前記中央領域の前記外壁の内表面の反射係数よりも大きい、請求項47に記載の光学素子。

【請求項50】

前記内壁の前記内表面が研磨されている、請求項49に記載の光学素子。

【請求項51】

前記外壁の前記内表面が粗い、請求項49に記載の光学素子。

【請求項52】

前記光学素子が、前記シンチレータブロックに対面して配置された第3の層を更に有する、請求項47に記載の光学素子。

【請求項53】

前記第1の間隙が空隙からなる、請求項47に記載の光学素子。

【請求項54】

前記第1の内壁及び前記第2の内壁が鏡面反射壁である、請求項47に記載の光学素子。

【請求項55】

10

20

30

40

50

前記第2の間隙が格子状の複数の領域を規定する、請求項47に記載の光学素子。

【請求項56】

前記格子状の複数の領域のそれぞれが、前記複数の光検出器の一つに対応するように配置されている、請求項55に記載の光学素子。

【請求項57】

前記第2の間隙が十字形の間隙である、請求項47に記載の光学素子。

【発明の詳細な説明】

【発明の分野】

【0001】

本発明は、陽子射出断層撮影(PET)システムに関し、より詳細にはPETシステム 10 の空間分解能を向上させることに関する。

【発明の背景】

【0002】

陽子射出断層撮影法(PET)では、患者の体内に放射性物質が配置される。この物質は、放射性崩壊の過程で陽子を放出する。これらの陽子は患者の体内を移動して電子と出会う。陽子と電子とが出会うと、これらは互いを消滅させる。この結果、互いに反対方向に向かう2本のガンマ線光子が放射される。これらのガンマ線光子を検出することで、患者体内の放射性物質の分布を推測することが可能である。

【0003】

シンチレーション結晶と呼ばれる幾つかの物質は、ガンマ線が前記物質と相互作用する点を中心として、シンチレーション光子を等方的に放射する。これらのシンチレーション光子の幾つかは、光検出器に到達する方向へと放射される。どの光検出器からも離れた方向へと放射された別のシンチレーション光子は、前記シンチレーション結晶の内部構造によって方向を変えられた後に、最終的には光検出器に到達する。更に別のシンチレーション光子は、吸収され、光検出器には到達しない。

【0004】

ガンマ線光子を検出するために、患者は複数のシンチレーション結晶からなる環の中に配置される。次に、これらの結晶を観測している複数の光検出器が前記シンチレーション光子を検出し、同時発生したガンマ線光子対のうちで特定の時間間隔内に検出された光子対の数と、これらのガンマ線光子対が発生した場所とに関する情報をプロセッサへと送る。前記プロセッサは、全ての光検出器から送られたこれらのデータを処理して、前記患者体内における放射性物質の空間分布を表す画像を生成する。

【0005】

各光検出器は、その光検出器に到達したシンチレーション光子の数を表す強度を有する信号を発生する。しかし、こうして生じた信号からは、前記ガンマ線光子が前記シンチレーション結晶と相互作用した場所に関する正確な情報は得られない。この不正確さのために、生成された画像の空間分解能が制限されるおそれがある。

【0006】

空間分解能を向上させる方法の一つに、シンチレーション光子を複数の検出器に到達させることが挙げられる。各検出器によって検出されたシンチレーション光子の相対数を観測することで、前記ガンマ線が前記シンチレーション結晶と相互作用した場所を特定することが可能である。

【0007】

この方法の成否は、前記複数の検出器に到達するシンチレーション光子の分布の調整に部分的に左右される。このシンチレーション光子の空間分布を、前記シンチレーション結晶と前記複数の検出器との間に配置された光学素子によって調整することが可能である。

発明の概要

【0008】

本発明の一局面においては、PETスキャナがシンチレータブロックと複数の光検出器とを有する。光学素子が前記シンチレータブロックと前記複数の光検出器との間に配置さ 50

れている。前記光学素子には、外壁を有する中央領域と、第1の間隙によって前記外壁から隔てられた内壁を有する周縁領域とを有する第1の層が含まれる。前記光学素子には、前記第1の層と光学的に連通し、少なくとも第1の領域と第2の領域とを有する第2の層も含まれる。前記第1の領域は第1の内壁を有し、前記第2の領域は、前記第1の内壁に対向しつつ前記第1の内壁から第2の間隙によって隔てられた第2の内壁を有する。

【0009】

本発明のこの局面の複数の実施態様に、以下の複数の特徴の一つ又はそれ以上が含まれてもよい。

【0010】

前記第1の層が側壁を有し、前記周縁領域が前記側壁の少なくとも一部分に隣接している。

【0011】

前記周縁領域が前記側壁全体に隣接している。

【0012】

前記第1の層が1つ又はそれ以上の更なる周縁領域を有し、前記1つ又はそれ以上の更なる周縁領域が、前記側壁の前記周縁領域に隣接していない部分に隣接している。

【0013】

更なる周縁領域が、間隙によって前記周縁領域から隔てられている。

【0014】

前記間隙が前記側壁まで延伸している。

20

【0015】

前記内壁と前記外壁とが異なる光学的特性を有する。

【0016】

前記周縁領域の前記内壁の内表面の反射係数が、前記中央領域の前記外壁の内表面の反射係数よりも大きい。

【0017】

前記内壁の前記内表面が研磨されている。

【0018】

前記外壁の前記内表面が粗い。

【0019】

前記光学素子が、前記シンチレータブロックに面した第3の層を有する。

30

【0020】

前記第1の間隙の光学的特性が、前記中央領域及び前記周縁領域の対応する光学的特性とは異なる。

【0021】

前記第1の間隙が空隙である。

【0022】

前記第1の内壁及び前記第2の内壁が鏡面反射壁である。

【0023】

前記第2の間隙が格子状の複数の領域を規定する。

40

【0024】

前記格子状の複数の領域のそれぞれが、前記複数の光検出器の一つに対応するように配置されている。

【0025】

前記第2の間隙が十字形の間隙である。

【0026】

本発明の別の一局面によれば、光をシンチレータブロックから複数の光検出器へと誘導するための光学素子が、前記シンチレータブロックと光学的に連通した第1の層を有する。前記第1の層は、外壁を有する中央領域と内壁を有する周縁領域とを有し、前記内壁と前記外壁とは第1の間隙によって隔てられている。前記光学素子は、前記複数の光検出器

50

及び前記第1の層と光学的に連通した第2の層も有する。前記第2の層は、少なくとも第1の領域と第2の領域とを有する。前記第1の領域は、第1の内壁を有し、前記第2の領域は、前記第1の内壁に対向する第2の内壁を有する。前記第1の内壁と第2の内壁とは、第2の間隙によって隔てられている。

【0027】

本発明のこの局面の実施態様に、以下の複数の特徴の一つ又はそれ以上が含まれてもよい。

【0028】

前記周縁領域から前記内壁への光子の入射によって生じた第1の反射係数が、前記中央領域から前記外壁への光子の入射によって生じた第2の反射係数よりも大きくなるように、前記内壁及び前記外壁が構成されている。

【0029】

前記周縁領域の前記内壁の内表面の反射係数が、前記中央領域の前記外壁の内表面の反射係数よりも大きい。

【0030】

前記内壁の前記内表面が研磨されている。

【0031】

前記外壁の前記内表面が粗い。

【0032】

前記光学素子が、前記シンチレータブロックに面した第3の層を更に有する。

10

【0033】

前記第1の間隙が空隙である。

【0034】

前記第1の内壁及び前記第2の内壁が鏡面反射壁である。

20

【0035】

前記第2の間隙が格子状の複数の領域を規定する。

【0036】

前記第2の間隙が前記第2の層の端から端まで延伸している。

【0037】

前記第2の間隙が前記第2の層の途中から途中まで延伸している。

30

【0038】

前記十字形の間隙が、互いに交差する第1及び第2の腕部を有し、これらの少なくとも一方が前記第2の層の端から端まで延伸している。

【0039】

前記十字形の間隙が、互いに交差する第1及び第2の腕部を有し、これらが共に前記第2の層の途中から途中まで延伸している。

【0040】

前記光学素子の選択された複数の部分から現れたシンチレーション光子が前記複数の光検出器に到達しないようにするための覆いが配置されている。

【0041】

前記格子状の複数の領域のそれぞれが、前記複数の光検出器の一つに対応するように配置されている。

40

【0042】

前記第2の間隙が十字形の間隙である。

【0043】

本発明の別の一局面によれば、光学素子がシンチレータブロックから複数の光検出器へと光を誘導する。前記光学素子は、前記シンチレータブロックと光学的に連通した第1の層を有する。前記第1の層は、外壁を有する中央領域と、内壁を有する周縁領域とを有し、前記外壁と前記内壁とは第1の間隙によって隔てられている。前記光学素子は、前記複数の光検出器及び前記第1の層と光学的に連通した第2の層も有する。前記第2の層は、

50

少なくとも第1の領域と第2の領域とを有する。前記第1の領域は第1の内壁を有し、前記第2の領域は、前記第1の内壁に対向する第2の内壁を有する。前記第1の内壁と第2の内壁とは、第2の間隙によって隔てられている。

【0044】

本発明の更に別の一局面によれば、PETスキャナが、ガンマ線光子による照射に応答してシンチレーション光子からなる空間光を分布させるためのシンチレータブロックと、前記シンチレーション光子からなる空間光の分布を調整するための外部及び内部手段と、前記外部及び内部手段から前記調整された空間光を受け取るための複数の光検出器とを有する。

【0045】

10

特別に規定しない限り、ここで使用する全ての技術的及び科学的用語は、本発明の属する分野における通常の技術者が共通に理解するのと同じ意味を持つ。本発明を実施又は試験するに当たり、ここに記載の方法及び材料と同様の又は等価の方法及び材料を用いてもよいが、好適な方法及び材料を以下に記載する。抵触が生じた場合には、定義を含めた本明細書によって優位性が得られよう。加えて、ここに記載の材料、方法及び例は例示的なものに過ぎず、本発明を限定するものとしては意図されていない。

【0046】

本発明のその他の特徴及び利点は、以下の詳細な説明及び請求項から明らかとなろう。

発明の詳細な説明

【0047】

20

図1を参照すると、PETスキャナ10が、患者が横臥するベッド14を取り巻く複数の検出器モジュール16A乃至Kからなる環12を有する。各検出器モジュール16A乃至K(以下「モジュール」と呼ぶ)が、複数の検出器ブロック17からなる1つ又は複数の列を有する。図2Aに図示する検出器ブロック17は、例えばシンチレータブロック21と光学的に連通した、2×2列に並べられた4個の光電子増倍管19A乃至Dを有する。前記シンチレータブロック21は、典型的には、CsI(Na)(ヨウ化セシウムナトリウム)製である。図2Aでは光電子増倍管19A及びBを、図2Bでは光電子増倍管19A乃至Cを見ることができる。残る光電子増倍管19Dは、光電子増倍管19Aから前記列の対角線上に位置し、見ることができない。

【0048】

30

シンチレータブロック21は、シンチレーション結晶製の複数の柱23に分割されている。前記複数の柱23は、例えば10×16列などに配列されており、その一部分が図3に図示されている。前記列の断面は、長さ3.22インチ(82ミリメートル)、幅2.69インチ(68ミリメートル)の長方形である。

【0049】

前記列中の各柱23は、横断面が長い側25及び短い側27を有する、長方形の角柱である。長い側25に平行な軸を、ここでシンチレータブロック21の「主」軸と呼び、短い側27に平行な軸を、ここでシンチレータブロック21の「副」軸と呼ぶ。

【0050】

患者の一部分をPETスキャナを用いて撮像するために、放射性物質が前記患者体内に導入される。前記放射性物質は、崩壊に伴って陽子を放出する。陽子は、前記患者体内を短い距離移動し、最終的に電子と出会う。前記陽子と前記電子との消滅の結果、互いに反対方向に向かう2本のガンマ線光子が生じる。これらのガンマ線光子のいずれかが前記患者体内で偏向または吸収されない限り、これらは前記患者内から現れて2本の互いに対向する柱23に衝突し、一事象の発生を表す閃光を生じる。複数の柱23のうちのいずれかから前記一事象を表す光が生じたかを判定することにより、前記患者体内のどこで前記消滅事象が生じたのかを推測することができる。

【0051】

詳細には、再び図1を参照すると、これらのガンマ線光子の一方が、第1の検出器モジュール16A内の柱に衝突すると、他方のガンマ線光子が、前記第1の検出器モジュール

50

に対向する第2の検出器モジュール16E、F、G又はH内の柱に衝突する。この結果、2つの事象が、一方は前記第1の検出器モジュール16Aで、他方は前記対向する第2の検出器モジュール16E、F、G又はHで発生する。これらの事象のそれぞれが、ガンマ線光子が検出されたことを表す。これら2つの事象が、前記第1の検出器モジュール16Aと前記第2の検出器モジュール16E、F、G又はHで同時に検出された場合は、前記第1の検出器モジュール16Aと前記第2の検出器モジュール16E、F、G又はHとを結ぶ線上で消滅が起こっていると考えられる。これら2つの事象が、前記第1の検出器モジュール16Aと前記第2の検出器モジュール16E、F、G又はHで殆ど同時に検出された場合にも、前記第1の検出器モジュール16Aと前記第2の検出器モジュール16E、F、G又はHとを結ぶ線上で消滅が起こっていると考えられる。

10

#### 【0052】

PETスキャナ10で着目すべき点が、互いに対向する検出器モジュール16A、16E及びFによって同時に又は殆ど同時に検出される一対の事象であることは明らかである。このような特性を持つ一対の事象をここで「同時発生事象」と呼ぶ。PETによるスキャンの過程で、各検出器モジュール16A乃至Kは多数の事象を検出する。しかし、これらの事象のうちで同時発生事象であるのは限られた数の事象である。

#### 【0053】

各検出器モジュール16A乃至Kには、対応する検出器モジュール16A乃至Kによって検出された事象に応答するモジュールプロセッサ18A乃至Kが接続されている。一モジュールプロセッサ18A乃至Kには、相互にデータ送受信を行う処理素子とメモリ素子とが含まれる。前記処理素子には、様々な論理作業を実行するための組合せ論理素子、命令レジスタ、対応するデータレジスタ及びクロックを含む計算素子が含まれる。各クロック間隔中に、前記プロセッサは前記メモリ素子から命令を取り出し、これを前記命令レジスタにロードする。前記命令の対象となるデータも、同様に前記対応するデータレジスタにロードされる。次のクロック間隔中に、前記処理素子がこの命令を実行する。これら一連の命令をここで「プロセス」と呼ぶ。

20

#### 【0054】

各モジュールプロセッサ18A乃至Kは、主プロセスと従属プロセスとを並行して実行する。各モジュールプロセッサ18A乃至Kは、2つのモジュールプロセッサの主装置であると同時に、別の2つのモジュールプロセッサの従属装置である。ここで使用する「主装置」という用語は、主モジュールプロセッサとして働くモジュールプロセッサ18A乃至Kを意味し、「従属装置」という用語は、従属モジュールプロセッサとして働くモジュールプロセッサ18A乃至Kを意味する。「主モジュール」と及び「従属モジュール」という用語は、前記主装置及び従属装置にそれぞれ接続された検出器モジュール16A乃至Kを指す。

30

#### 【0055】

各主装置の2つの従属装置は、これらに接続された検出器モジュール16A乃至Kの前記環12上での相対的な位置に基づいて選択される。詳細には、各主装置の従属装置は、主検出器モジュールで検出された一事象と複数の従属検出器モジュールのいずれかで検出された一事象とが一対の同時発生事象をなす可能性が最大限になるように選択される。

40

#### 【0056】

図1に示す11個の検出器モジュール構成における、モジュールプロセッサ18A乃至K間の主/従属関係は、以下の通りである。

#### 【0057】

【表1】

主装置	従属装置1	従属装置2
18A	18E	18F
18B	18F	18G
18C	18G	18H
18D	18H	18I
18E	18I	18J
18F	18J	18K
18G	18K	18A
18H	18A	18B
18I	18B	18C
18J	18C	18D
18K	18D	18E

10

【0058】

そして、モジュールプロセッサ18A乃至Kの従属／主関係は、以下の通りである。

【0059】

【表2】

従属装置	主装置1	主装置2
18A	18G	18H
18B	18H	18I
18C	18I	18J
18D	18J	18K
18E	18K	18A
18F	18A	18B
18G	18B	18C
18H	18C	18D
18I	18D	18E
18J	18E	18F
18K	18F	18G

30

【0060】

図4は、図1の環12に、11個のモジュールプロセッサのうちの2つの主／従属関係を示す線を加えたものである。検出器モジュール16Aと16Eと結ぶ線及び検出器モジュール16Aと16Fとを結ぶ線は、モジュールプロセッサ18E及び18Fがモジュールプロセッサ18Aの従属装置であることを示す。モジュールプロセッサ18Fが2つの従属装置を有することが、検出器モジュール16Fと検出器モジュール16J及び16K

50

とを結ぶ線で示されている。その他の主／従属関係を表す18本の線は、図面の簡略化のために省略されている。

#### 【0061】

図5に示すように、主装置18Aが第1及び第2のデータリンク20A及び22Aによってその第1の従属装置18Eに接続されている。同様に、主装置18Aは、更なる第1及び第2のデータリンク20B及び22Bによってその第2の従属装置18Fに接続されている。前記第1及び第2のデータリンク20A及びB、22A及びBは、主装置18Aと対応する従属装置18E及びFとの間でトリガパルスを伝送するために用いられる。従って、第1及び第2のデータリンク20A及びB、22A及びBは、典型的には一本の回線である。

10

#### 【0062】

従属装置18Eは、その対応する検出器モジュール16Eからある事象（以下「従属事象」と呼ぶ）を表す信号を受け取ると、第1のデータリンク20Aを介してパルスを主装置18Aに送信する。主装置18Aは、従属装置18Eによって検出された従属事象を、同時発生事象を構成する事象であると判断すると、第2のデータリンク22Aを介してパルスを従属装置18Eに送り返す。

#### 【0063】

典型的にはLVDS（「低電圧差動伝送対応規格」）チャネルである第3のデータリンク24A及びBが、主装置Aとその各従属装置18E及びFとを接続している。従属装置18E及びFは、この第3のデータリンク24A及びBを用いて、主装置18Aに従属事象に関する更なる情報を送信する。このような更なる情報に、例えば前記従属事象によって引き起こされた入射ガンマ線光子のエネルギー、前記光電子増倍管によって生じた電圧信号の波形が含まれてもよい。

20

#### 【0064】

図6は、一従属装置によって実行される手順を示す。前記従属装置は、対応するモジュールプロセッサから従属事象を表す信号を受け取る（ステップ26）と、この従属事象を検出したことを対応する2つの主装置の双方に報告する（ステップ28A及びB）。このことは、前記従属装置をこれらの主装置に接続している2つの第1のデータリンクのそれぞれを介してパルスを送信することによって行われる。前記従属装置は、次に、これら2つの主装置から、前記従属装置をこれら2つの主装置のそれぞれに接続している2つの第2のデータリンクのいずれかを介して応答が送られるのを待つ。

30

#### 【0065】

前記従属装置は、一主装置から前記第2のデータリンクを介して送られた要求パルスを受け取ると、前記従属事象に関する更なる情報を含むデータパケットを作成する（ステップ32A及びB）。このデータパケットは次に、前記第3のデータリンクを介して、前記更なる情報を要求した主装置のいずれかに送信される（ステップ34A及びB）。このデータパケットを送信した後に、前記従属装置は次の事象を待つ（ステップ36）。所定の時間間隔内にいずれの主装置も要求パルスを送信しなかった場合には、前記従属装置は前記従属事象を廃棄し（ステップ38）、次の従属事象を待つ（ステップ36）。

#### 【0066】

40

図7は、一主装置によって実行される手順を示す。前記主装置は、対応する検出器モジュールから従属事象を表す信号を受け取る（ステップ40）と、この従属事象が発生した時点と、対応する検出器モジュールによって受け取られた2つの事象（以下「主事象」と呼ぶ）が発生した時点とを比較する（ステップ42）。ある主事象の発生時点とある従属事象の発生時点との相違が選択された許容差内である場合には、前記主装置は、前記主事象と前記従属事象とは同時発生事象であると判断する（ステップ44）。そうでない場合には、前記主装置は、前記従属事象を無視し、次の従属事象を待つ（ステップ46）。

#### 【0067】

前記主装置は、ある主事象とある従属事象とが同時発生事象であることを認識すると、前記従属事象を検出した従属装置のいずれかに要求パルスを送信する（ステップ48）。

50

図6に関して述べたように、このパルスは、前記従属装置によって、前記従属事象に関する更なる情報を求める要求であると解釈される。前記主装置は、次に、前記従属事象に関する更なる情報を含むデータパケットを待つ。

【0068】

前記主装置は、前記データパケットを受け取る(ステップ50)と、前記同時発生事象を成立させている前記主事象と前記従属事象とに関する情報を含む同時発生事象記録を作成する。この同時発生事象記録は、例えば磁気ディスク又は磁気テープなどの大容量記憶媒体に記憶され(ステップ52)、後に既知の断層撮影アルゴリズムを実行する画像再構築プロセスによって処理される。

【0069】

ここに記載する各従属装置は2つの主装置を有し、各主装置は2つの従属装置を有する。しかし、従属装置が特定の数の主装置を有するか又は主装置が特定の数の従属装置を有する必要はない。また、各主装置が同じ数の従属装置を有するか又は各従属装置が同じ数の主装置を有する必要はない。

【0070】

図示されたPETスキャナ10は、11個の検出器モジュールを有する。しかし、これとは異なる数の検出器モジュールを用いてもよい。本発明は、環12内の検出器モジュールの数には左右されない。しかし、検出器モジュールの数が奇数であれば、位相的に便利であろう。

【0071】

図6では、従属装置は主装置にある事象を知らせるが、前記主装置が実際にその情報を要求するまでは、前記事象に関する情報を保留する。このことにより、前記従属装置から前記主装置へのデータパケット送信のために前記第3のデータリンクが混雑する可能性が最小限に抑えられ、この結果、データパケットがドロップされる可能性が最小限に抑えられる。しかし、この場合、前記主装置が目的のデータパケットを要求しなければならないため、複雑さが増してしまう。

【0072】

或いは、前記従属装置は、対応する検出器モジュールで検出された事象毎にデータパケットを前記主装置に送信する。前記主装置が、前記事象を同時発生事象の一部であると判断しなかった場合には、前記主装置は前記データパケットを廃棄する。こうすることで、前記主装置が前記従属装置にデータパケットの送信を要求しなくてもよくなるので、前記第2のデータリンクが不要となる。

【0073】

再び図2及び図3を参照すると、各検出器ブロック17には、シンチレータブロック21の複数の柱からなる列のそれぞれの主軸に並行に延伸する複数の波長シフト光ファイバ54も含まれる。これらのファイバ54は、図3に示すように、撮像される物体に最も近接したシンチレータブロック21の面に沿って広がっており、一つファイバ54は複数の柱23からなる列のそれぞれの主軸に並行に延伸している。各ファイバ54は、各プロセッサ18A乃至Kに信号を供給する検出器55と光学的に連通している。

【0074】

複数のファイバ54からなる壁は、複数の柱23から発せられる光を透過させる。この結果、ファイバ54に隣接した、複数の柱23のうちの一本(図3で陰影をつけて図示された柱)を発生源とする光が、このファイバ54内へと入る。この光の一部が前記ファイバ54に捕捉され、このファイバ54に対応した前記検出器へと導かれる。前記複数の検出器全体、ひいては前記複数のファイバ54全体にわたって光の空間分布を観察することで、プロセッサ18A乃至Kは、前記光がシンチレータブロック21の複数の柱23からなる列のどこから発せられたかを判定することができる。このような方式で複数のファイバ54からなるリボンを導入したPETスキャナが米国特許第5,600,144号に詳細に記載されており、その内容はすべて、ここに引用をもって援用されている。

【0075】

10

20

30

40

50

複数のシンチレータブロック 2 1 にわたって延伸しているファイバ 5 4 は、シンチレータブロック 2 1 内のシンチレーション光子を発した柱 2 3 を特定するのに要する 2 つの空間座標の一方のみに関する情報を供給する。第 2 の座標は、光電子増倍管 1 9 A 乃至 D によって受け取られた光の空間分布によって定められる。

## 【0076】

前記第 2 の空間座標における空間分解能は、光電子増倍管 1 9 A 乃至 D の数に部分的に左右される。光電子増倍管が高価であることから、光電子増倍管の数を少なくしながらも、適切な空間分解能を維持することが望ましい。このことは、光電子増倍管 1 9 A 乃至 D とシンチレータブロック 2 1 との間に光ミキサ 5 6 を設けることで実現される。

## 【0077】

光ミキサ 5 6 は、光透過性の材料からなる層である。シンチレータブロック 2 1 と光ミキサ 5 6 との間のインターフェース 5 9 が、前記インターフェース 5 9 における反射を減少させる屈折率整合層で被覆されていてもよい。同様に、光ミキサ 5 6 と光電子増倍管 1 9 A 乃至 D との間のインターフェース 5 7 が、前記インターフェース 5 7 における反射を減少させる屈折率整合層で被覆されていてもよい。

## 【0078】

柱 2 3 に入射されたガンマ線光子が、シンチレーション光子を等方的に放射する。これらのシンチレーション光子は、前記光学素子内の構造によって分散又は反射される。これらのシンチレーション光子がどの柱から放射されたかによって、光電子増倍管 1 9 A 乃至 D に衝突するシンチレーション光子の数が異なる。この結果、第 1、第 2、第 3 及び第 4 の光電子増倍管 1 9 A 乃至 D は、その光電子増倍管 1 9 A 乃至 D によって検出されたシンチレーション光子の数に基づき、対応する第 1、第 2、第 3 及び第 4 の光電子増倍管信号を発生する。

## 【0079】

理論的には、前記第 1 及び第 3 の光電子増倍管信号の和と、4 本全ての光電子増倍管信号の和との比は、前記光を発した柱 2 3 に関する前記第 2 の座標の値と直線的に比例している。同様に、前記第 1 及び第 2 の光電子増倍管信号の和と、4 本全ての光電子増倍管信号の和との比は、前記光を発した柱 2 3 に関する前記第 1 の座標の値と直線的に比例している。理論上の比の例が、図 8 A 及び 8 B の実線 5 8、6 0 で示されている。加えて、図 8 C の実線 6 2 で示すように、4 本全ての光電子増倍管信号の和は、前記光がどの柱 2 3 から発せられたかに関係なく一定であるべきである。

## 【0080】

図 8 A 乃至 C に示す曲線の形状は、光ミキサ 5 6 の特性を変えることで、ある程度まで調整可能である。例えば、透過性材料からなる層である光ミキサ 5 6 の場合、図 8 A 乃至 C の 3 つのグラフの破線 6 4、6 6、6 8 で示すように、前記比は S 字状、前記和は冠状となる傾向がある。

## 【0081】

原理上は、前記破線 6 4、6 6、6 8 の形状が分かれれば、較正手順の間にルックアップテーブルを生成することで、非線形及び冠形の形状を補償することが可能である。前記ルックアップテーブル中の項目が、光を発した柱 2 3 に関する座標に測定値を正確にマップすることになる。しかし、ルックアップテーブルの生成を不要として前記較正手順を簡略化するために、非線形となることも冠状となることも避けることが望ましい。

## 【0082】

非線形となること及び冠状となることの双方を避けるために、図 9 に示す好適な光学素子 7 0 が、シンチレータブロック 2 1 に隣接したミキシング層 7 2 と、光電子増倍管 1 9 A 乃至 D に隣接した構造化されていない被覆層 7 4 と、前記被覆層 7 4 に隣接した構造化された外層 7 6 と、前記ミキシング層 7 2 と前記構造化された外層 7 6 との間に設けられた、構造化された内層 7 8 とを有する。これら 3 つの層はすべて、光透過性の材料から形成されている。

## 【0083】

10

20

30

40

50

光学素子 7 0 のミキシング層 7 2 は、厚さが概ね 0 . 0 5 乃至 0 . 1 2 インチ、好適には 0 . 0 6 インチの透過性材料の層である。このミキシング層 7 2 は、構造化された内層 7 8 に入る前の短い距離の間に、光を自由に混合させる。

【 0 0 8 4 】

図 1 0 を参照すると、構造化された内層 7 8 の一実施例が、光学素子 7 0 の両側に對して平行に延伸する外壁 8 2 を有する光透過性の中央領域 8 0 と、構造化された内層 7 8 の外周 8 5 に隣接した光透過性の周縁領域 8 4 A とを有する。周縁領域 8 4 A は、中央領域 8 0 の外壁 8 2 に対して平行にかつこれから離間して延伸する内壁 8 6 を有する。従って、内壁 8 6 と外壁 8 2 とは、中央領域 8 0 を周縁領域 8 4 A から隔てる間隙 8 8 を規定している。間隙 8 8 が、空気又は前記光透過性の媒体の屈折率とは異なる屈折率を有する材料で満たされているために、中央領域 8 0 及び周縁領域 8 4 A 内の全反射が促進される。間隙 8 8 の幅は、重要ではないが、結合を間隙 8 8 全体にわたって抑制する波長よりも長くなければならない。

【 0 0 8 5 】

一般には、柱 2 3 から発せられたシンチレーション光子は、構造化された内層 7 8 及び構造化された外層 7 6 の双方を直接に横切って、前記柱に最も近い光電子増倍管 1 9 B へと入ることが望ましい。こうすることで、前記シンチレーション光子の発生源となったガンマ線事象の位置が最も正確に判定される。しかし、図 1 0 に図示されたこの実施例では、柱 2 3 から発せられて周縁領域 8 4 A へと入ったシンチレーション光子が、内壁 8 6 上で複数回反射されることで、前記シンチレーション光子が周縁領域 8 4 A への入射点から遠くに離れていくようなジグザグの経路をたどるようになっていてもよい。そのようなジグザグの経路をたどることによって、前記光子が柱 2 3 から発せられて光電子増倍管 1 9 A 乃至 D に到達するまでに、ある程度の距離を要するであろう。多くの場合、こうすることで、前記シンチレーション光子が、構造化された外層 7 6 への入射点から遠く離れた点で構造化された外層 7 6 から出ることとなる。

【 0 0 8 6 】

シンチレーション光子がその発生源から離れ過ぎないようにするために、例えば図 1 1 及び図 1 2 に図示する実施例では、中央領域 8 0 が、それぞれが前記光学素子の外周 8 5 の一部分に隣接した複数の周縁領域 8 4 A 乃至 D 、 8 4 A 乃至 H で囲まれている。複数の周縁領域 8 4 A 乃至 D 、 8 4 A 乃至 H のそれぞれは、図 1 0 に関して述べた光学的特性と同様の光学的特性を有する内壁及び外壁 8 2 、 8 6 によって、隣接する周縁領域から隔てられている。これらの壁が前記シンチレーション光子を捕捉することにより、前記シンチレーション光子がその発生源である柱 2 3 から離れ過ぎることが避けられる。

【 0 0 8 7 】

図 1 2 に示す構造化された外層の複数の周縁領域 8 4 A 乃至 H は、図 1 1 に示す構造化された外層と比較してより明確に区分されている。このため、図 1 2 の構造化された外層は、図 1 1 の構造化された外層と比較してより効率的にシンチレーション光子を閉じ込める。

【 0 0 8 8 】

間隙 8 8 は、周縁領域 8 4 A の下側に位置する複数の柱 2 3 の境界と一致するように、光学素子 7 0 の壁から離間して設けられていてもよい。このことは、同じ柱から発せられた全ての光子が同じ物理的環境下に置かれることを考慮すると有利ではあるが、必須ではない。間隙 8 8 が、例えば柱 2 3 を二等分していてもよい。

【 0 0 8 9 】

周縁領域 8 4 A の内壁 8 6 は、周縁領域 8 4 A 内のシンチレーション光子が内壁 8 6 に入射されると鏡面反射されるように、高度に研磨されている。一方、中央領域 8 0 の外壁 8 2 は、中央領域 8 0 内のシンチレーション光子が外壁 8 2 に入射されるとランダムな方向に反射されるように、粗くなっている。このため、周縁領域 8 4 A 内のシンチレーション光子が光電子増倍管に到達する確率は、中央領域 8 0 内のシンチレーション光子が光電子増倍管に到達する確率よりも高い。この結果、周縁領域 8 4 A 内のシンチレーション光

10

20

30

40

50

子に対する光電子増倍管 19 の応答が、中央領域 80 内のシンチレーション光子に対する光電子増倍管 19 の応答と比較して促進されやすくなる。

【0090】

図 8 C 中の破線 68 を、前記第 2 の座標上の特定の値から生じたシンチレーション光子が光電子増倍管 19 A 乃至 D に到達する可能性を表す確率密度関数として解釈してもよい。従来の光学素子では、中央領域 80 から生じたシンチレーション光子が、周縁領域 84 A から生じたシンチレーション光子と比較して、光電子増倍管 19 A 乃至 D に到達する確率がより高いために、前記確率密度関数 68 が不均一である。構造化された内層 78 が、周縁領域 84 A から光電子増倍管 19 A 乃至 D への光子の到達を助長することにより、また同時に、中央領域 80 から光電子増倍管 19 A 乃至 D への光子の到達を抑制することにより、前記確率密度関数 68 を平坦化させる役割を果たす。このことにより、前記第 1 及び第 2 の光電子増倍管信号の和が、前記第 2 の座標とは無関係となる。

10

【0091】

図 8 A 及び 8 B に示すように、構造化された外層 76 は、前記複数の光電子増倍管を集合的に応答させることを意図されている。このような線形性の応答は、前記複数の光電子増倍管の較正作業が簡略化されるという点で望ましい。図 13 を参照すると、光学素子 70 の構造化された外層 76 が、それぞれが各光電子増倍管 19 A 乃至 D に対応する 4 つの光透過性の象限 90 A 乃至 D からなっている。各象限 90 A 乃至 D は、外側の一隅 94 A で互いに接する 2 つの外壁 92 A、92 B と、内側の一隅 98 A で互いに接する 2 つの内壁 96 A、96 B を有する。各象限 90 A 乃至 D の内壁 96 A、96 B は、入射されたシンチレーション光子が鏡面反射されるように、高度に研磨されている。

20

【0092】

4 つの象限 90 A 乃至 D 全ての内壁 96 A、96 B は、集合的に、前記主軸方向と前記副軸方向との双方に延伸する十字形の間隙 100 を形成する。間隙 100 は、図 13 に示すように構造化された外層 76 の端から端まで延伸していてもよいし、図 14 に示すように、両方向で途中から途中まで延伸していてもよいし、図 15 に示すように、一方向では途中から途中まで、他方向では端から端まで延伸していてもよい。

【0093】

十字形の間隙 100 が、空気又は前記光透過性の媒体の反射係数とは異なる反射係数を有する物質で満たされていることにより、各象限 90 A 乃至 D の内部反射全体が促進されてもよい。間隙 100 の幅は、重要ではないが、結合を間隙 88 全体にわたって抑制する波長よりも長くなければならない。

30

【0094】

例えば、一実施例においては、構造化された内層の厚さは 0.923 インチ (16.8 ミリメートル) であり、光学素子 70 の全体の厚さは 1.573 インチ (39.9 ミリメートル) である。光透過性の層 102 が、ミキシング層 72 と同様に、構造化された外層 76 と構造化された内層 78 との間に任意に設けられている。この任意の層 102 の厚さは、およそ 0.15 インチ (3.8 ミリメートル) である。光学素子 70 の長さ及び幅は、それぞれ 3.21 インチ (81.8 ミリメートル) 及び 2.695 インチ (94.4 ミリメートル) である。光透過性材料からなる被覆層 74 が、構造化された外層 76 を被覆していることにより、十字形の間隙 100 内への異物の混入が防止されてもよい。この被覆層 74 は、0.06 インチ乃至 0.12 インチである。

40

【0095】

ここに記載の実施例においては、4 本の光増倍管 19 A 乃至 D が格子状に設けられている。従って、構造化された外層 76 内に 4 つの領域 90 A 乃至 D が存在する。これらの領域は、各領域 90 A が 4 本の光電子増倍管 19 A 乃至 D のうちの一本 19 A に対面するよう、構造化された外層 76 上に配置されている。従って、この結果生じるこれらの領域間の間隙は、十字形の間隙 100 となる。

【0096】

別の複数の実施例においては、4 本を超える数の光電子増倍管が長方形に配列されてい

50

てもよい。このような場合、構造化された外層 7 6 内に対応する数の領域が存在し、これらの領域のそれぞれが対応する光電子増倍管に対面する。従って、この結果生じるこれらの領域間の間隙は格子状となる。前記間隙を規定している複数の壁は、特定の領域から一つの壁に入射されたシンチレーション光子がその領域へと鏡面反射されるように、高度に研磨されている。

【0097】

多数の光電子増倍管を有する複数の実施例においては、構造化された内層 7 8 が前記中央領域を囲む複数の入れ子状の周縁領域を有してもよい。これらの更なる領域は、前記周縁領域と同様の形状を有し、間隙によって互いから隔てられている。各間隙は、内向きの壁と外向きの壁とを有する。前記内向きの壁は、鏡面反射を抑制するように粗くなっている。前記外向きの壁は、鏡面反射を助長するように高度に研磨されている。内向きの壁と外向きの壁とからなる各対の粗さ及び研磨の程度が、隣り合う対と異なっていることにより、前記構造化された内層の応答ができる限り均一となるように調節することが可能であつてもよい。

10

【0098】

複数の実施例においては、構造化された外層 7 6 と光電子増倍管 19 A 乃至 D との間に配置された覆いが、構造化された外層 7 6 の選択された複数の部分を被覆している。図 1 6 に図示した覆いの一例 104 は、光電子増倍管 19 A 乃至 D に対応する大きさの開口部 106 A 乃至 D を有する。これらの開口部 106 A 乃至 D は、各光電子増倍管 19 A 乃至 D の真下から直接に現れるシンチレーション光子のみを通過させる。光電子増倍管 19 A 乃至 D の間からこれ以外の方法で現れるシンチレーション光子は、覆い 104 によって遮られる。

20

【0099】

構造化された外層 7 6 のうちで光電子増倍管 19 A 乃至 D の間に位置する領域から、上記以外の方法で前記複数の光電子増倍管に到達するシンチレーション光子は、多くの場合、複数回の反射を経たものである。このため、これらのシンチレーション光子からは、その発生源を示す情報は得られない。これらのシンチレーション光子をより効率的に吸収するために、覆い 104 を黒色としてもよい。

【0100】

各層を組み込んだ単一の一体構造のブロックを鋳造することにより、光学素子 7 0 を形成してもよい。或いは、各層を鋳造することにより、光学素子 7 0 を形成してもよい。これらの層は、これらの層間に屈折率整合性の接着剤を介在させることで互いに接着される。いずれの場合においても、V 字型の断面を有する長方形及び十字形の間隙 8 8 、 100 を設けることで、構造化された外層 7 6 及び構造化された内層 7 8 を鋳型から容易に取り出すことができる。

30

【0101】

以上、本発明及びその好適な実施例を説明したところで、新規であると訴え、特許証による保護を求めるところは、請求の範囲に記載される。

【図面の簡単な説明】

【0102】

40

【図 1】図 1 は、複数のモジュールからなる環を示す。

【図 2】図 2 A 及び図 2 B は、検出器ブロックを示す。

【図 3】図 3 は、図 2 A 及び図 2 B の検出器ブロックを線 3 - 3 に沿って切った図である。

【図 4】図 4 は、図 1 に示す複数のモジュールの一部の間の主 / 従属関係を示す。

【図 5】図 5 は、主装置とその 2 つの従属装置との間の接続を示す。

【図 6】図 6 は、従属装置によって実行されるプロセスのフローチャートである。

【図 7】図 7 は、主装置によって実行されるプロセスのフローチャートである。

【図 8】図 8 A 乃至 C は、検出器ブロックの応答曲線の例を示す。

【図 9】図 9 は、構造化された光学素子の断面図である。

50

【図10】図10は、図9の光学素子の構造化された内層の一例を線10-10に沿って切った平面図である。

【図11】図11は、図9の光学素子の構造化された内層の一例を線10-10に沿って切った平面図である。

【図12】図12は、図9の光学素子の構造化された内層の一例を線10-10に沿って切った平面図である。

【図13】図13は、図9の光学素子の構造化された外層の一例を線11-11に沿って切った平面図である。

【図14】図14は、図9の光学素子の構造化された外層の一例を線11-11に沿って切った平面図である。

【図15】図15は、図9の光学素子の構造化された外層の一例を線11-11に沿って切った平面図である。

【図16】図16は、光学素子上に配置された覆いを示す。

10

【図1】

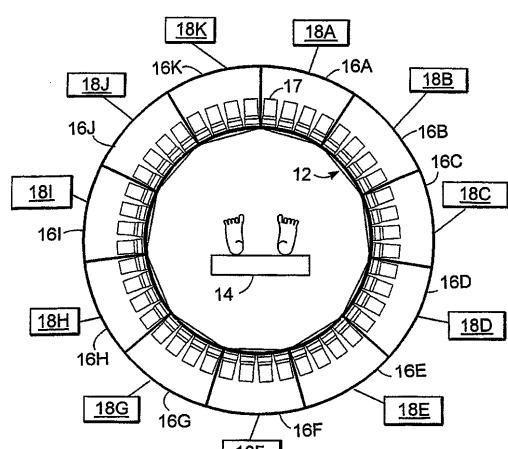


FIG. 1

【図2A】

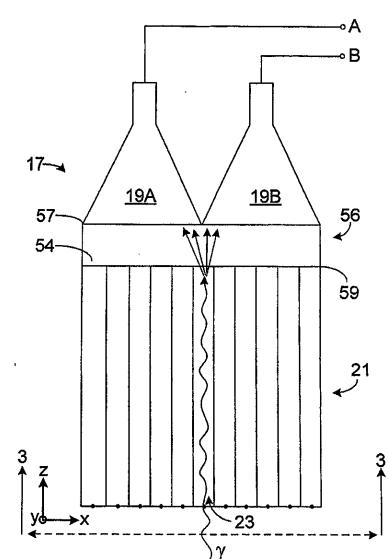


FIG. 2A

【図2B】

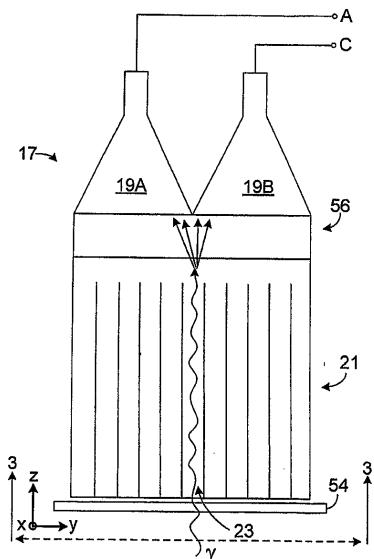


FIG. 2B

【図3】

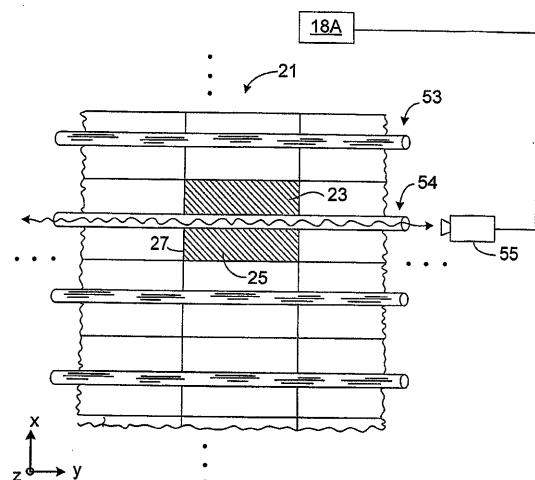


FIG. 3

【図4】

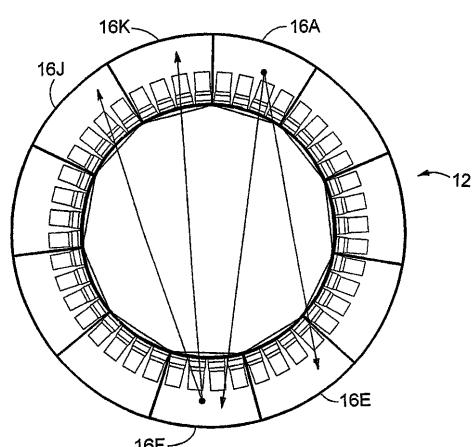


FIG. 4

【図6】

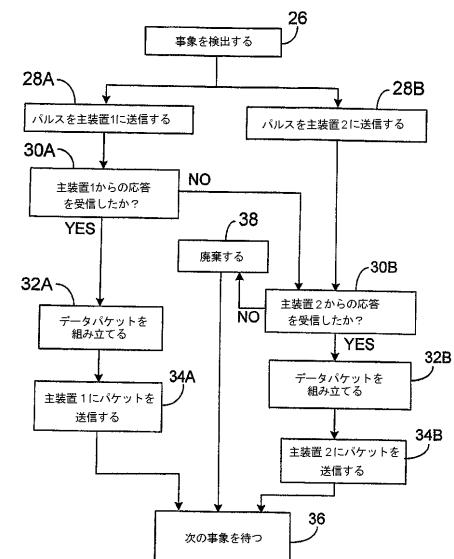


FIG. 6

【図5】

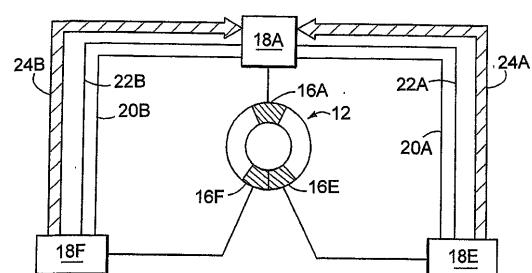


FIG. 5

【図7】

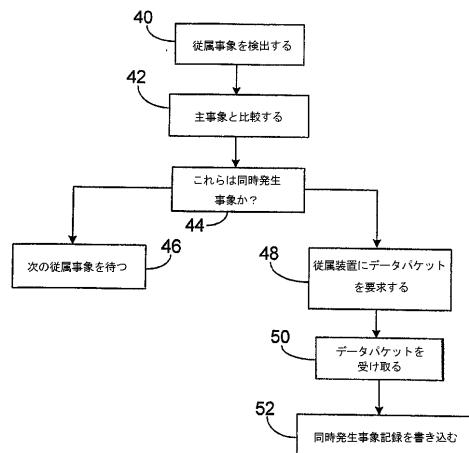


FIG. 7

【図8】

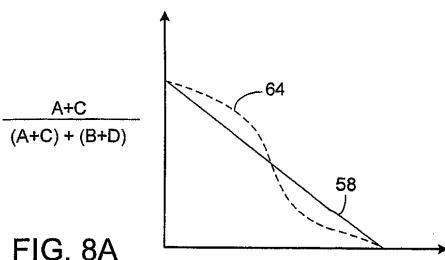


FIG. 8A

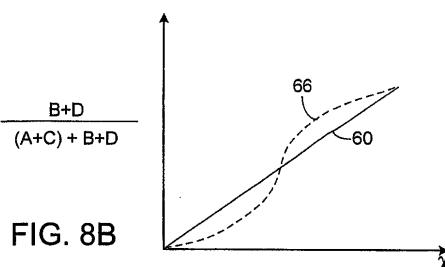


FIG. 8B

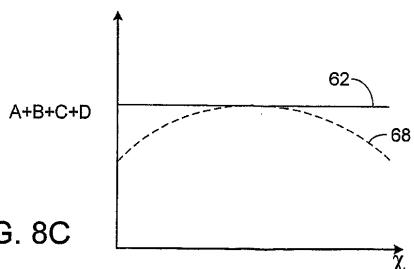


FIG. 8C

【図9】

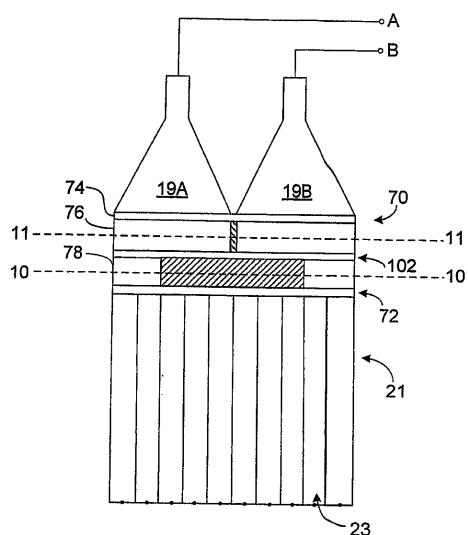


FIG. 9

【図10】

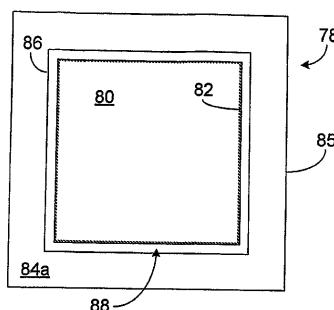


FIG. 10

【図11】

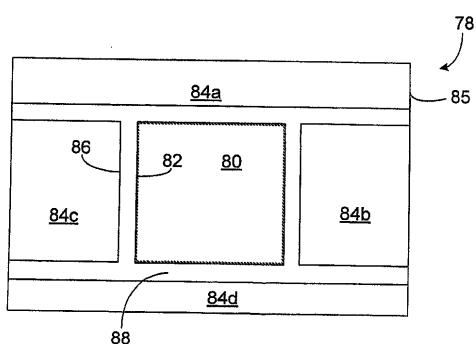


FIG. 11

【図 1 2】

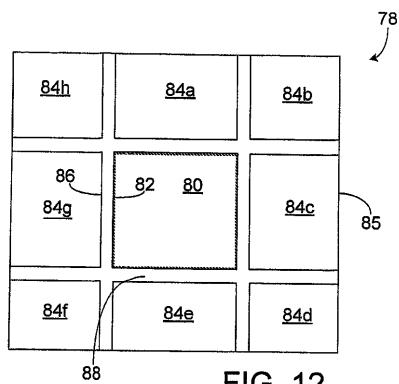


FIG. 12

【図 1 4】

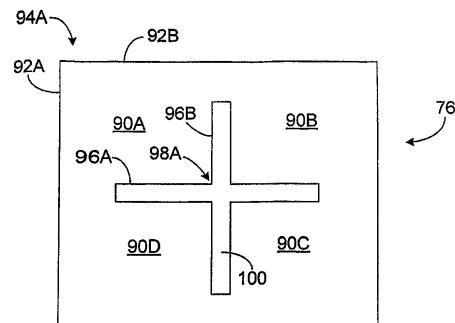


FIG. 14

【図 1 3】

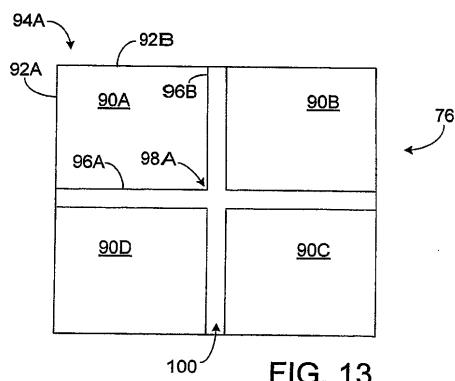


FIG. 13

【図 1 5】

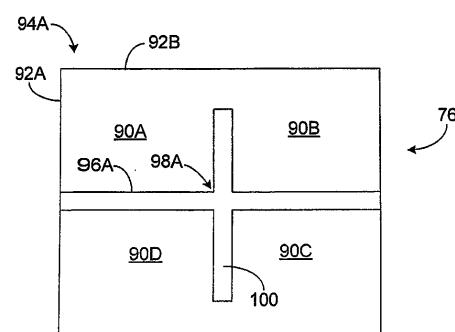


FIG. 15

【図 1 6】

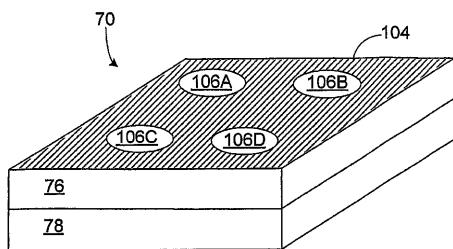


FIG. 16

---

フロントページの続き

(72)発明者 ロマノフ, レオニード  
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 01719 ポックスボロ スワンソン ロード 188  
(72)発明者 ジョンソン, オロフ  
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 01430 アシュバーンハム ヤング ロード 61  
(72)発明者 ドミガン, ポール  
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 01810 アンドーバー チェスナット ストリート  
120

審査官 松谷 洋平

(56)参考文献 特開昭58-129379(JP,A)  
特開2004-361302(JP,A)  
米国特許第5719400(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/164  
G01T 1/161  
G01T 1/20