

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-2145  
(P2014-2145A)

(43) 公開日 平成26年1月9日(2014.1.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>GO1T 1/20 (2006.01)</b>	GO1T 1/20 E	2G188
<b>GO1T 1/161 (2006.01)</b>	GO1T 1/20 G	4C188
	GO1T 1/20 B	
	GO1T 1/161 A	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2013-124249 (P2013-124249)  
 (22) 出願日 平成25年6月13日 (2013.6.13)  
 (31) 優先権主張番号 13/526, 130  
 (32) 優先日 平成24年6月18日 (2012.6.18)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542  
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ  
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ  
 クタデイ、リバーロード、1番  
 (74) 代理人 100137545  
 弁理士 荒川 聡志  
 (74) 代理人 100105588  
 弁理士 小倉 博  
 (74) 代理人 100129779  
 弁理士 黒川 俊久  
 (74) 代理人 100113974  
 弁理士 田中 拓人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ガンマ線検出器における信号伝達のための方法およびシステム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】ガンマ線検出器における信号伝達のための方法およびシステムを提供する。

【解決手段】1つのガンマ線検出器24は、複数のシンチレータ結晶、およびシンチレータ結晶に結合され、かつ複数のマイクロセルを有する複数の光センサ34を有するシンチレータブロック30を含む。複数の光センサのそれぞれは、マイクロセルに接続された第1のセットの信号トレース、および第1のセットの信号トレースに沿って接続され、かつ加算信号トレースへの信号経路と一緒に形成する第2のセットの信号トレースを有する。複数の光センサのそれぞれはまた、加算信号トレースに接続されたピンアウトを有する。

【選択図】図2

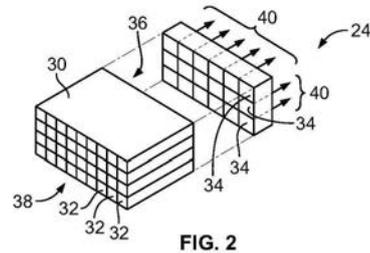


FIG. 2

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

ガンマ線検出器(24)であって、

複数のシンチレータ結晶を有するシンチレータブロック(30)、および

前記シンチレータ結晶に結合され複数のマイクロセル(64)を有する複数の光センサ(34)であって、それぞれが

前記マイクロセルに接続された第1のセットの信号トレース(68)と、

前記第1のセットの信号トレースに沿って接続され、加算信号トレース(74、84)への信号経路を一緒に形成する第2のセットの信号トレース(72)と、

前記加算信号トレースに接続されたピンアウト(76、86)と

を有する複数の光センサ(34)

を含むガンマ線検出器(24)。

10

## 【請求項 2】

前記第2のセットの信号トレース(72)は、複数のマイクロセル(64)間に前記第1のセットの信号トレース(68)に沿って周期的に間隔を置いて配置される、請求項1記載のガンマ線検出器(24)。

## 【請求項 3】

前記第2のセットの信号トレース(72)は、前記第1のセットの信号トレース(68)を横切って並べられる、請求項1記載のガンマ線検出器(24)。

20

## 【請求項 4】

前記第2のセットの信号トレース(72)および前記加算信号トレース(74、84)は、両方とも前記第1のセットの信号トレース(68)より厚い、請求項1記載のガンマ線検出器(24)。

## 【請求項 5】

前記加算信号(74)トレースは、前記第2の信号トレース(72)の端部に沿って配置される、請求項1記載のガンマ線検出器(24)。

## 【請求項 6】

前記加算信号(74)トレースは、前記第2の信号トレース(72)の端部間に配置される、請求項1記載のガンマ線検出器(24)。

30

## 【請求項 7】

前記ピンアウト(76)は、前記第2のセットの信号トレース(72)の端部トレースにおいて前記加算信号トレース(74)に沿って配置される、請求項1記載のガンマ線検出器(24)。

## 【請求項 8】

前記ピンアウト(86)は、前記光センサ(34)の中間領域に配置される、請求項1記載のガンマ線検出器(24)。

## 【請求項 9】

前記ピンアウト(86)から前記光センサ(34)の縁部までの出力信号トレース(90)をさらに含む、請求項8記載のガンマ線検出器(24)。

40

## 【請求項 10】

前記ピンアウトに接続された貫通ビアをさらに含む、請求項8記載のガンマ線検出器(24)。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本明細書で開示される主題は、一般に、ガンマ線検出器に関し、より詳細には、ガンマ線検出器において信号を伝達するためのシステムおよび方法に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

ガンマ線検出器は、陽電子放出断層撮影(PET)システムにおいてなど、様々な用途

50

において使用されることが可能である。PETシステムは、体内の機能プロセスの三次元画像または写真を生成する核医学イメージングを実行する。例えば、PETシステムは、患者の体内の陽電子放出核種の分布を表す画像を生成する。陽電子が対消滅によって電子と相互作用する場合は、陽電子 - 電子対の全質量は、2つの511 keV光子に変換される。光子は、応答線に沿って反対方向に放出される。対消滅光子は、検出器リング上に応答線に沿って配置された検出器によって検出される。これらの光子が同時に検出器素子に到達し検出された場合、これは一致と呼ばれる。次いで、対消滅光子検出情報を含む取得した画像データに基づいて画像が生成される。

【0003】

シリコン光電子増倍管ベースのPET検出器では、ガンマ線を検出するための大きな面積をカバーするために、多数の小面積のシリコン光電子増倍管（例えば $3 \times 3 \text{ mm}^2$ または $4 \times 4 \text{ mm}^2$ の光電子増倍管デバイス）が使用される。多数のこれらの光電子増倍管は、装置の複雑さならびに読み出しチャンネルの数を増大させる。

10

【0004】

チャンネルの数、ならびに多くの小さな個々の画素（例えば画素デバイスごとに1つのアノードデバイスまたは1つのアノード）を処理する複雑さを低減するために、より大きい面積を有するモノリシックデバイス（例えば、多くの画素を有するデバイス）が、PET - 磁気共鳴（PET - MR）検出器のためなどに使用されてよい。しかし、これらのモノリシックデバイスは、誘導電気結合および容量電気結合によってクロストークを引き起こすアノード読み出しトレースを有する。さらに、より大きい画素は、サイズに起因して伸びたより長いトランジットタイム、ならびに様々な信号加算点の位置を示す。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許出願公開第2012/0133054号明細書

【発明の概要】

【0006】

したがって、とりわけソリッドステート光電子増倍管を使用するガンマ線検出器における信号伝達のための知られているアーキテクチャは、十分満足に働かず、複雑な制御を有する可能性がある。

30

【0007】

一実施形態では、複数のシンチレータ結晶およびシンチレータ結晶に結合された複数の光センサを有するシンチレータブロックを含むガンマ線検出器が提供される。複数の光センサのそれぞれは複数のマイクロセルを含む。複数の光センサのそれぞれは、マイクロセルに接続された第1のセットの信号トレースおよび第1のセットの信号トレースに沿って接続された第2のセットの信号トレースを含み、加算信号トレースへの信号経路を一緒に形成する。複数の光センサのそれぞれはまた、加算信号トレースに接続されたピンアウトを含む。

【0008】

他の実施形態では、スキャンデータを取得するように構成された複数のガンマ線検出器素子を含み、検出器素子は複数の光センサを有するシンチレータ結晶を有する、陽電子放出断層撮影（PET）システムが提供される。複数の光センサのそれぞれは複数のマイクロセルを含む。複数の光センサのそれぞれは、マイクロセルに接続された第1のセットの信号トレースおよび第1のセットの信号トレースに沿って接続された第2のセットの信号トレースを有し、加算信号トレースへの信号経路を一緒に形成する。複数の光センサのそれぞれはまた、加算信号トレースに接続されたピンアウトを含む。

40

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】一実施形態による陽電子放出断層撮影（PET）検出器アセンブリの斜視図である。

50

【図 2】一実施形態に従って形成された検出器ユニットの斜視図である。

【図 3】一実施形態によるシリコン光電子増倍管 (S I P M) の概略ブロック図である。

【図 4】マイクロセルを例示する S I P M の図である。

【図 5】一実施形態による信号トレース構成を例示する図である。

【図 6】他の実施形態によるシリコン光電子増倍管 (S I P M) の概略ブロック図である

。

【図 7】他の実施形態による信号トレース構成を例示する図である。

【図 8】他の実施形態によるシリコン光電子増倍管 (S I P M) の概略ブロック図である

。

【図 9】他の実施形態によるシリコン光電子増倍管 (S I P M) の概略ブロック図である

10

。

【図 10】一実施形態による P E T システムの図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

いくつかの実施形態の以下の詳細な説明は、添付の図面と併せて読まればよりよく理解されるであろう。図が様々な実施形態の機能モジュールの図を例示する範囲内において、機能ブロックは、必ずしもハードウェア回路間の分割を示すものではない。したがって、例えば、機能ブロック (例えばプロセッサまたはメモリ) の 1 つまたは複数は、単一のハードウェア (例えば、汎用信号プロセッサもしくはランダムアクセスメモリのブロック、ハードディスク、または同様のもの) に実装されてよい。同様に、プログラムは、スタン

20

ドアロンプログラムでもよく、オペレーティングシステムにサブルーチンとして組み込まれていてもよく、インストールされたソフトウェアパッケージおよび同種のものにおける関数であってよい、などである。様々な実施形態は、図面に示されている構成および手段に限定されないことを理解されたい。

【0011】

本明細書で使用される場合は、単数形で記載され、その前に単語「a」または「an」がつけられた要素またはステップは、そのような除外が明記されていない限り、前記要素またはステップの複数形を除外しないと理解されるべきである。さらに、本発明の「一実施形態」に言及することは、やはり記載された特徴が組み込まれている追加の実施形態の存在を排除すると解釈されることを意図するものではない。さらに、それと反対であると

30

【0012】

様々な実施形態は、ガンマ線検出器、とりわけシリコン光電子増倍管 (S I P M) を有するガンマ線検出器のための信号伝達方式および / またはアーキテクチャを提供する。具体的には、いくつかの実施形態は、ガンマ線検出器からアノード読出しをする様々な信号トレースレイアウトまたは読出し方式を提供する。タイミング最適化 (トランジットタイム最適化)、より低いインダクタンスおよび / または増大した充填率を含む様々な実施形態の 1 つまたは複数の技術的効果が提供されてよい。ガンマ線検出器は、例えば、陽電子放出断層撮影 (P E T) システム、または P E T - 磁気共鳴イメージング (P E T - M R I) システムなど他のシステムにおいて使用されてよい。しかし、非医療イメージングシステムまたは非イメージングシステムにおいても様々な実施形態がガンマ線検出器と共に使用されてよい。

40

【0013】

図 1 の斜視図に示されている P E T 検出器アセンブリ 20 を有する P E T システムにおいて様々な実施形態がガンマ線検出器 (本明細書ではガンマ検出器とも呼ばれる) と併せて使用されてよい。しかし、ガンマ検出器および様々な実施形態は、様々なタイプのイメージングシステムおよび非イメージングシステムに実装されてよいことを理解されたい。例示されている実施形態では、P E T 検出器アセンブリ 20 は、P E T 検出器アセンブリ 20 からデータまたは信号を受信し、制御信号を提供することもできるコントローラ / プ

50

ロセッサ 50 に結合される。コントローラ / プロセッサ 50 は、PET 検出器アセンブリ 20 に接続された複数の特定用途向け集積回路 (ASIC) からガンマ線カウントデータ (例えば一致カウントデータ) を受信することができる。したがって、PET 検出器リングアセンブリ 20 は、コントローラ / プロセッサ 50 に信号を提供するために利用されることが可能である。

#### 【0014】

様々な実施形態では、PET 検出器アセンブリ 20 は、PET 検出器リングアセンブリ 20 を形成するようにリング状に構成された複数の検出器モジュール 22 を含む。各検出器モジュール 22 は、複数の検出器ユニット 24 からアセンブルされる。したがって、複数の検出器ユニット 24 (検出器ブロックとも呼ばれる) は、単一の検出器モジュール 22 を形成するようにアセンブルされ、複数の検出器モジュール 22 は、検出器リングアセンブリ 20 を形成するようにアセンブルされる。一実施形態では、検出器アセンブリ 20 は、検出器アセンブリ 20 がリング形状を有するように一緒に結合される 28 個の検出器モジュール 22 を含む。いくつかの実施形態では、各検出器モジュール 22 は、4 × 5 行列で構成された 20 個の検出器ユニット 24 を含む。検出器アセンブリ 20 を形成するために利用される検出器モジュール 22 の数量は例示であり、検出器アセンブリ 20 は、28 個より多いまたは少ない検出器モジュール 22 を有してよいことを理解されたい。さらに、各検出器モジュール 22 を形成するために利用される検出器ユニット 24 の数量は例示であり、検出器モジュール 22 は、20 個より多いまたは少ない検出器ユニット 24 を有してよいことを理解されたい。

10

20

#### 【0015】

図 2 は、ガンマ線によって衝突され、図 1 に示されている検出器モジュール 22 の一部分を形成することができる複数のシンチレーション結晶 32 を含む単一の検出器ユニット 24 を例示する。様々な実施形態では、検出器ユニット 24 は、x 軸および z 軸に沿って配列された 1 つまたは複数のシンチレータ結晶 32 を有するシンチレータブロック 30 を含む。一実施形態では、シンチレータブロック 30 は、4 × 9 行列で構成された 36 個の結晶 32 を有する。しかし、シンチレータブロック 30 は、36 個より少ないまたはより多い結晶 32 を有してよく、結晶 32 は、任意の適切なサイズの行列で構成されてよいことを理解されたい。シンチレータ結晶 32 は、とりわけ、ゲルマニウム酸ビスマス (BGO)、セリウムドープオルトケイ酸ルテチウムイットリウム (LYSO)、またはオキシ

30

40

#### 【0016】

検出器ユニット 24 はまた、光または他の電磁エネルギーを検知または検出する任意の適切なフォト検出器でよい複数のフォトセンサとして例示されている複数の光センサ 34 を含む。例示されている実施形態では、光センサ 34 はシリコン光電子増倍管 (SiPM) である。複数の光センサ 34 は、検出器表面 38 の反対側のシンチレータブロック 30 の端部において結合される。光センサ 34 に結合されていない結晶ブロック 30 の表面は、テフロン (登録商標)、TiO<sub>2</sub> ロードエポキシ、またはスペクトル反射体などの反射層で覆われる。いくつかの実施形態では、反射体または反射材料は、ブロック 30 内のいくつかの結晶の間に配置されてよいことに留意されたい。

#### 【0017】

様々な実施形態では、検出器ユニット 24 は、3 × 6 行列で構成されたシンチレータブロック 30 の各端面上に 18 個の光センサ 34 を有する。しかし、検出器ユニット 24 は、18 個より少ないまたはより多い光センサ 34 を有してよく、光センサ 34 は、任意のサイズの行列で構成されてよいことを理解されたい。例えば、いくつかの実施形態は、それぞれ、3 × 6 行列、6 × 6 行列、9 × 6 行列、または 10 × 10 行列で構成された対応する光センサ 34 を有する 18 個、36 個、54 個、または 100 個の結晶 32 を含む。様々な実施形態では、光センサ 34 (例えばフォトセンサ) と結晶 32 との間に 1 対 1 の結合が提供されることに留意されたい。しかし、他の実施形態では、光センサ 34 (例えば

50

フォトセンサ)と結晶32との間に1対1の結合は提供されず、その結果、光センサ34と結晶32との間に1対多の結合が存在する。さらに、光センサ34は、様々なサイズまたは形状を有してよい。いくつかの実施形態では、光センサ34は、 $3 \times 3 \text{ mm}^2$ より大きい。しかし、他の実施形態では、 $4 \times 6 \text{ mm}^2$ の光センサ34など、より大きいまたはより小さい光センサ34が使用されてよい。

#### 【0018】

いくつかの実施形態では、SIPMによってカバーされる面積は、光センサ34によってカバーされる面積より小さいので、SIPM検出器において利用される結晶32は、光センサ34の結晶より小さくてよいことに留意されたい。例えば、約 $4 \times 4 \text{ cm}^2$ のシンチレーション結晶の面積は、100までのまたは100より多いSIPMを含んでよい。

10

#### 【0019】

一実施形態では、光センサ34は、並列に接続され、ガイガーモードで破壊電圧より上で動作するアバランシェフォトダイオードである。例えば、様々な実施形態では、光センサ34は、シリコン基板上にアバランシェフォトダイオード配列から形成された単一光子感知装置として構成されたSIPMでよい。しかし、光センサ34は任意のタイプのソリッドステート光センサ、例えば任意のタイプのフォトダイオードでよいことに留意されたい。

#### 【0020】

動作中に、シンチレータ結晶32は、ガンマ線がシンチレータ結晶32に衝突することによって堆積されたエネルギーを可視(または近UV)光光子に変換する。次いで、光子は、光センサ34によって電気的アナログ信号に変換される。より具体的には、ガンマ線が検出器ユニット24内のシンチレータ32のいずれか1つに衝突した場合、ガンマ線を検出したシンチレータは、ガンマ線のエネルギーを、検出器ユニット24内の光センサ34によって検出される可視光に変換する。したがって、例示的实施形態では、各検出器ユニット24は、「n」個のアナログ信号40を出力するように構成される。

20

#### 【0021】

シンチレータ結晶32は、結晶素子の矩形行列を形成することができる。各シンチレータ結晶32の形は、コンパクトな配列が形成され得るように矩形または正方形でよい。いくつかのガンマ線は、散乱することなくシンチレータ結晶32に衝突する、すなわち、ガンマ線はそのエネルギーをすべてシンチレータ結晶32内に堆積する。他のガンマ線は、シンチレータ結晶32の中の電子に衝突し、そこにエネルギーの一部分を堆積し、次いで、次に近いシンチレータ結晶32に衝突する可能性がある。この現象は、コンプトン散乱事象と呼ばれる。後者の場合は、ガンマ線エネルギーは、両方のシンチレータ結晶32に吸収される。

30

#### 【0022】

したがって、図2の検出器ユニット24内に堆積されたエネルギー(すなわち、シンチレーション結晶26の $M \times N$ 行列のいずれかに入射したエネルギー)は、光センサ34によって判定され読み出される。光センサ34内のエネルギーは、総入射エネルギーを判定するために結合されてよい。例えば、入射ガンマ線によって衝突された特定のシンチレーション結晶26を判定するためにアンガーロジックが使用されてよい。

40

#### 【0023】

したがって、検出器のリング(1つまたは複数)、すなわちPET検出器アセンブリ20(図1に示されている)による検出は、時間的にごく近接して(例えば、単一のリングにおいて向かい合って配置された2つの検出器ユニット24によって、約7ナノ秒(ns)以内に)検出された2つの光子は2つの検出器を接続する線に沿ったどこかで患者の体内の単一消滅事象から生じた可能性があるという原理に基づく。イメージングセッション中に検出された一致事象はすべて生データとしてPETスキャナによって記録される。そのような同時検出は、「一致」と呼ばれる。PETイメージングにおける一致データは、コントローラ/プロセッサ50を使用してなど、軸面、矢状面、および/または冠状面における横断面画像を作成するために、コンピュータによって再構成される。

50

## 【0024】

電子-陽電子崩壊は、ほぼ180度離れて2つの511keVガンマ光子の放出を引き起こす。したがって、2つの検出されたガンマ光子を接続する一致の直線（応答線またはLORとも呼ばれる）に沿ってソースを特定することが可能である。実際には、放出された光子は正確に180度離れているわけではないので、LORは有限幅を有する。検出器ユニット24の解像時間（時間窓とも呼ばれる）が約1nsより大きい場合は、LORのセグメントに対するガンマ線の発生源の位置を特定することは難しいことに留意されたい。時間解像度が1nsより良い場合は、LORのセグメントに対する事象を特定することができる。この位置特定プロセスは、飛行時間（TOF）検出と呼ばれ、光子の検出間の時間差を判定するためにPETシステムによって使用される。したがって、これらのシステムは、対象とするLORセグメントの長さを低減し、ガンマ線の発生源の位置をより正確に判定する。時間解像度が向上すると、画像の信号対雑音比（SNR）も向上し、同じ画像品質を達成するために必要とする事象が少なくなる。

10

## 【0025】

いくつかの実施形態では、PET検出器アセンブリ20を使用してPETスキャナが収集した生データは、向かい合って配置された1対の検出器による対消滅光子のほぼ同時の検出を表す一致事象のリストを含む。一致事象から収集した統計値を使用して、多くのLORに沿った組織の各部分のトータルアクティビティのための1組の連立方程式を解くことができ、組織の部分の位置の関数として、放射能のマップが構成され表示される。結果としてのマップは、分子プローブ、例えば放射性医薬品がその中で濃縮されるようになった組織を示し、核医学医師または放射線科医によって読み取られることが可能である。

20

## 【0026】

次に、信号伝達方式および/またはアーキテクチャの様々な実施形態が説明される。特定の信号トレース構成が説明されるが、修正が企図されていることに留意されたい。図3は、一実施形態によるSIPM62のアレイ60を例示し（2×3アレイとして例示されている）、図4は、SIPM62の1つだけを示す。SIPM62のそれぞれは別個のアノードを含み、SIPM62のそれぞれはバイアスをかけられる、すなわちバイアス電圧を印加される。図4に見られるように、SIPM62のそれぞれは（例示を簡単にするために1つが示されている）、複数のマイクロセル64を含む。様々な実施形態では、各マイクロセル64の大きさは、約25マイクロメートル（micros）×25ミクロンから、約100ミクロン×100ミクロンまでである。しかし、より大きいまたはより小さいマイクロセル64が提供されてよい。したがって、各SIPM62は、それぞれが35ミクロン×35ミクロンまたは50ミクロン×50ミクロンの大きさを有する4千個のマイクロセル64など、数千個のマイクロセル64を含んでよい。1万個またはそれ以上のマイクロセル64など、より多くのまたはより少ないマイクロセル64が提供されてよいことを理解されたい。いくつかの実施形態では、マイクロセル64は、PN接合（アバランシェ）構成で並列に接続されてよく、マイクロセル64を取り囲むガードリング66を有する。

30

## 【0027】

様々な実施形態では、図5に示されているように、複数の信号トレース68（第1のセットの信号トレースなど）がマイクロセルへの接続を提供する。信号トレース68は必ずしもすべて示されているわけではないことに留意されたい。理解されるはずであるように、SIPM62のアノードによって定義される画素が長くなると、信号トレース68が（チャンネルの数を低減するために）長くなるので、インダクタンスおよび抵抗は増大し、信号の立ち上がり時間は増大する（その結果として、ガンマ線相互作用を測定した時間およびその測定した時間の相違も増大することになる）。

40

## 【0028】

信号トレース68は任意の適切な材料から形成されてよいことに留意されたい。例えば、一実施形態では、信号トレース68は、アルミニウムから形成され、約2ミクロンの厚さを有する。

50

## 【 0 0 2 9 】

さらに、図 5 の実施形態では、間隔を置いて離れて配置された複数の信号トレース 7 2 (第 2 のセットの信号トレースなど)は、信号トレース 6 8 を横切って (例えば垂直に) 延在する。5 つの信号トレースが例示されているが、より多くのまたはより少ない信号トレース 7 2 が、所望に応じてまたは必要に応じて、例えば S I P M 6 2 のサイズに基づいて、提供されてよいことに留意されたい。例えば、信号トレース 7 2 は、いくつかのマイクロセル 6 4 の間になど (X 軸に沿って 8 個 ~ 1 0 個のマイクロセル 6 4 ごとになど) 周期的に配置されてよい。本明細書で使用される場合は、「周期的に」は、それぞれの間に均一な間隔または不均一な間隔を有することを意味してよい。様々な実施形態では、信号トレース 7 2 は、信号トレース 6 8 より厚い。例えば、例示されている実施形態では、信号トレースは、約 8 ミクロンの厚さを有する。しかし、信号トレース 7 2 は、1 0 ~ 2 0 ミクロンまたは 5 0 ミクロンなど、より厚くてもより薄くてもよい。本明細書に記載の信号トレースは、任意のタイプの導電性トレースでよいことに留意されたい。

10

## 【 0 0 3 0 】

動作中に、信号トレース 6 8 内の信号は、信号トレース 7 2 のそれぞれにおいて x 方向に結合される。したがって、例えば、信号トレース 7 2 a と 7 2 b との間のマイクロセル 6 4 からの信号は、信号トレース 7 2 a および 7 2 b に進み (信号トレース 7 2 a および 7 2 b に進む信号の割合はマイクロセル 6 4 の位置に依存する)、信号トレース 7 2 b と 7 2 c との間のマイクロセル 6 4 からの信号は、信号トレース 7 2 b および 7 2 c に進み、信号トレース 7 2 c と 7 2 d との間のマイクロセル 6 4 からの信号は、信号トレース 7 2 c および 7 2 d に進み、信号トレース 7 2 d と 7 2 e との間のマイクロセル 6 4 からの信号は、信号トレース 7 2 d および 7 2 e に進む。したがって、様々な実施形態では、信号は、トレースからのマイクロセル 6 4 の距離に応じて特定のトレースを通して進む (例えば、信号はより近いトレースに進む)。しかし、信号トレース 6 8 を通る信号の流れは、信号が様々な信号トレース 7 2 に分配され得るように、(x 方向など) 様々でよいことを理解されたい。したがって、様々な実施形態では、信号トレース 7 2 は、信号トレース 7 2 が信号をマイクロセル 6 4 から S I P M 6 2 の端部または縁部に伝達する信号バスを形成するように信号トレース 6 8 に接続される。例えば、マイクロセル 6 4 から受信した信号は、(図 5 に見られるように) 信号トレース 6 8 に沿って x 方向に左または右に進み、次いで、y 方向に下に進んでよい。

20

30

## 【 0 0 3 1 】

したがって、信号経路は、マイクロセル 6 4 からの信号が信号トレース 6 8 に沿って x 方向に進み、次いで信号トレース 7 2 に沿って y 方向に進むように提供される。信号トレース 7 2 は、図 5 において S I P M 6 2 の最下部に例示されている信号トレース 7 4 (例えば加算信号トレース) に接続される。したがって、信号が x 方向に、すなわち信号トレース 6 8 のそれぞれから結合した後に、信号は、信号トレース 7 2 (例えばアルミニウムトレース) を通って信号トレース 7 4 (例えばアルミニウムトレース) に伝達される。信号トレース 7 4 は、信号トレース 7 2 によって前に結合された信号を結合する。例えば、信号トレース 7 4 は、信号トレース 7 2 から受信した信号のための加算線として構成されてよい。様々な実施形態では、信号トレース 7 4 はまた、信号トレース 6 8 より厚く、信号トレース 7 2 より厚くてよい。例えば、一実施形態では、信号トレース 7 4 の厚さは、1 0 0 ミクロンでよい。しかし、信号トレース 7 4 は、より厚くてもより薄くてもよい。様々な実施形態では、信号トレース 7 3 は、図 5 に見られるように、S I P M 6 2 の最上部に沿って提供されてよく、やはり信号トレース 7 2 より厚くてよいことにも留意されたい。したがって、図 5 の実施形態は、S I P M 8 2 の最上部に近いマイクロセルからの流れが信号トレース 7 3 におけるアノードの最上部に沿っておよびそれを横切って他のトレース 7 2 に進み、次いで (図 5 に見られるように) 下に信号トレース 7 4 へ進むことができるように、S I P M 8 2 の最上部または最下部に沿って信号トレース 7 3 および / または 7 4 を含んでよい。

40

## 【 0 0 3 2 】

50

信号トレース 68、72、74 は、任意のやり方で任意の適切な材料を使用して形成されてよいことに留意されたい。例えば、いくつかの実施形態では、信号トレース 68、72、74 は、相補型金属酸化物半導体 (CMOS) プロセスを使用してなど、シリコンデバイス (例えばシリコンウェハ) 上に金属蒸着法によって形成されたアルミニウムトレースである。いくつかの他の実施形態では、トレースのインピーダンスおよびインダクタンスを低減するために、金 (またはより厚いトレース) など他の金属が使用されてよい。さらに、信号トレース 68、72、74 は、任意の適切なプロセスを使用して相互接続されてよい。

#### 【0033】

したがって、信号トレース 72 は、図 5 に見られるように、信号を y 方向に結合することができる。信号トレース 68 または 70 からの信号の結合は、信号トレースの端部に沿って信号ノードにおいてなど、任意の適切な信号結合技法を使用して提供されてよいことに留意されたい。

#### 【0034】

信号トレース 72 は、(図 3 および 5 に示されているように) ピンアウト 76 に接続される。ピンアウト 76 (例えば、信号収集パッド) は、図 3 に示されているように、ワイヤボンドを含んでよい。図に見られるように、SIPM 62 のピンアウト 76 の、それぞれのワイヤボンドの長さは、より短く、同じまたは事実上同じ長さを有する。したがって、各ワイヤボンドを通る信号のトランジットタイムは同じである。したがって、様々な実施形態では、マイクロセル 64 からの信号の進行時間を短くするために複数の加算点が提供される。ピンアウト 76 は、プリント回路基板 (PCB) にワイヤボンディングされてよいことに留意されたい。

#### 【0035】

様々な実施形態による他の構成が図 6 ~ 9 に示されている。様々な実施形態では、同様の数字は同様の部分を表すことに留意されたい。この実施形態では、複数の SIPM 82 は、図 3 ~ 5 に例示されている SIPM 62 の信号経路と同様の信号経路を形成する信号トレース 68 および 72 を含む。しかし、図 6 ~ 8 の実施形態では、SIPM 62 の最下部において加算線を形成する信号トレース 74 の代わりに、(図 7 に見られるように) SIPM 82 の最上部と最下部との間にある信号トレース 84 が提供され、(図 7 に見られるように) SIPM 82 の最下部に信号トレース 72 が提供される。信号トレース 84 はまた、ピンアウト 86 (例えば信号収集パッド) に接続された加算線でよい。しかし、ピンアウト 86 は、SIPM 82 の最下部に配置される代わりに、SIPM 82 の側面に沿って配置される。さらに、信号トレース 72 と同じ厚さでよいまたは信号トレース 72 より厚くてよい信号トレース 73 が提供されてもよい。図 6 は、一般に、モノリシックデバイスを例示し、アノードはすべて 1 つのシリコンダイ上にある。モノリシックデバイスの境界は図 6 には示されていないことに留意されたい。様々な実施形態では、ピンアウト 86 (ならびに図 3 および 5 に示されているピンアウト 76) を形成するワイヤボンドまたはパッドは、アノードの中にあるか、アノードに隣接しているか、またはアノード領域のわずかに外にあることにも留意されたい。

#### 【0036】

信号トレース 84 は、SIPM 82 の (上から下への) ほぼ中間に例示されているが、信号トレース 84 は、中央に置かれていない SIPM 82 に沿った別の点に配置されてもよいことに留意されたい。例えば、信号トレース 84 は、信号経路インピーダンス/インダクタンスを最適化するように配置されてよい加算線を形成する。信号トレース 84 は、信号トレース 68 より厚くてよく、信号トレース 72 より厚くてよいことにも留意されたい。

#### 【0037】

したがって、図 6 ~ 9 の実施形態では、ピンアウト 86 のワイヤボンディングサイトは、マイクロセル 64 のそれぞれから最も短い信号経路を提供するために、縁部に沿って配置されてもよく、または SIPM 82 の中に配置されてもよい。図 6 および 7 の例示され

10

20

30

40

50

ている実施形態では、ピンアウト 86 は、矩形の形をした S I P M 82 の長いほうの辺上に配置される。

【0038】

ビアが S I P M 82 を貫通して提供されるように貫通ビア技術が使用された場合、すべてのマイクロセル 64 からの信号の移動距離の差異を低減するために、図 8 に示されているように、ピンアウト 86 が S I P M 82 の真ん中に提供されてよいことに留意されたい。例えば、ピンアウト 86 は、ビアに接続されてよく、ビアは P C B 板にバンプボンディングされてよい。図に見られるように、アノードの真ん中の位置は、(例えば、S I P M 82 の真ん中への信号をより速く収集するために) S I P M 82 の遠くの隅におけるマイクロセル 64 に等しいまたは同じ移動距離を提供する。例えば、様々な実施形態では、信号トレース 84 は、真ん中のピンアウト 86 に提供され接続されてよい。さらに、例えば、A 2 の S I P M 82 において破線で示されているように、追加の水平信号トレース 84 が適宜提供されてよいことに留意されたい。様々な実施形態では、これらの追加の信号トレース 84 は、マイクロセル 64 のすべてにおいて提供されてよく、例示するために単一のマイクロセル 64 で示されている。さらに、均一にまたは不均一に間隔を置いて離れて配置されてよい追加のまたはより少ない信号トレース 84 が、例示されている信号トレース 84 に対して平行などで、提供されてよい。いくつかの実施形態では、本明細書でさらに詳細に説明されているように、信号トレース 84 は信号トレース 72 より厚いことに留意されたい。

10

【0039】

図 3 ~ 7 に記載の実施形態はまた、ワイヤボンドの代わりに貫通ビアを有してよいことにも留意されたい。図 8 の実施形態では、S I P M 82 の形は、一般に、正方形である。しかし、他の形が提供されてもよい。図 3 ~ 7 に例示されている実施形態は、代替として、ワイヤボンドの代わりに貫通ビアを含んでよいことに留意されたい。

20

【0040】

さらに、ビアがない場合は、図 8 に示されているように、信号加算は、それでもなお S I P M 82 の真ん中で実行されてよい。しかし、この実施形態では、信号をアノードの縁部に持って来るために、信号線 90 は、図 9 に示されているように、S I P M 82 の真ん中から S I P M 82 の縁部に提供されてよい。

【0041】

S I P M は、S I P M の特定の構成または動作特性に基づいてよい、当技術分野で知られている任意の S I P M 製造方法を使用して形成されてよいことに留意されたい。

30

【0042】

様々な実施形態は、様々なタイプのデバイスと共に使用されてよいことにも留意されたい。例えば、様々な実施形態は、単一のダイオードデバイス(または個別デバイス)と共に実施されてよい。しかし、様々な実施形態はまた、同じダイ上に 2 つ以上のアノードを有するモノリシックデバイスと共に実施されてもよい。

【0043】

したがって、様々な実施形態によれば、信号加算は、信号経路がインピーダンスノイズノイズに関して改善または最適化され得るように配置される。したがって、いくつかの実施形態では、より均一なトランジットタイムおよび信号安全性が提供され得る。さらに、様々な実施形態では、より厚い信号線を使用することにより、充填率を同じに保持しながらまたは増大させながら信号経路の不均一性が低減され得る。

40

【0044】

図 10 は、本発明の様々な実施形態が実施され得る P E T システム 100 の例示的实施形態のブロック図である。P E T システム 100 は、画像再構成プロセスを制御するために P E T スキャナ 101 およびコントローラ 103 を含む。コントローラ 103 は、オペレータワークステーション 104 およびプロセッサ 105 を含む。プロセッサ 105 は、データ取得プロセッサ 106 および画像再構成プロセッサ 108 を含む。P E T スキャナ 101、オペレータワークステーション 104、データ取得プロセッサ 106、および画

50

像再構成プロセッサ108は、通信リンク110（例えば、シリアル通信または無線リンク）を介して相互接続される。通常ガントリ（図示せず）を含むPETスキャナ101は、スキャンデータを取得し、そのデータをデータ取得プロセッサ106に送信する。PETスキャナ101の動作は、オペレータワークステーション104から制御される。データ取得プロセッサ106によって取得されたデータは、画像再構成プロセッサ108を使用して再構成される。

#### 【0045】

PETスキャナ101は、例えば複数の検出器リングを使用して動作することができる。1つのそのような検出器リング、様々な実施形態に従って形成されたSIPMを含む検出器リングアセンブリ20（図1に示されている）として実施されてよい検出器リング112が、図10に例示されている。検出器リング112は、例えば、リング12の中心軸に位置合わせされたモータ付きテーブルを使用して対象物114（例えば患者）を置くことができる中央開口部を含む。モータ付きテーブルは、オペレータワークステーション104から受信した1つまたは複数のコマンドに回答して対象物114をリング112の中央開口部の中に移動する。ガントリコントローラとも呼ばれるPETスキャナコントローラ116がPETスキャナ101に提供される（例えば、取り付けられる）。PETスキャナコントローラ116は、通信リンク110を通してオペレータワークステーション104から受信したコマンドに回答する。したがって、PETスキャナ101の動作は、PETスキャナコントローラ116を介してオペレータワークステーション104から制御される。

10

20

#### 【0046】

検出器リング112は、対象物114のPETスキャンを実行するための複数の検出器要素を含む。例えば、リングごとに420個の結晶があつてよく、スキャナに24個のリングがあつてよい。図10に示されているように、検出器リング112は、第1の検出器要素117、第2の検出器要素119、およびいくつかの他の検出器を含む。検出器要素は、図10における位置を区別するためだけに、第1の検出器要素および第2の検出器要素と呼ばれることに留意されたい。第1の検出器要素117は、他の検出器と同様に、本明細書でより詳細に説明されているように、複数のフォトセンサ（例えば光センサ34）の前に配置されている行列で構成されたシンチレータ結晶のセットを含む。光子が検出器上で結晶に衝突した場合、光子は、結晶内にシンチレーションを生成する。各フォトセンサは、シンチレーション事象が発生すると、通信線118上でアナログ信号を生成する。これらのアナログ信号を受信するためにPETスキャナ201の中に取得回路120のセットが提供される。取得回路120は、アナログ信号をデジタル化するためのアナログトゥデジタルコンバータ、事象信号を定量化するための処理電子機器、およびシステム内の他の事象に関する事象の時間を判定するための時間測定ユニットを含む。例えば、この情報は、事象が生じた時間、および事象を検出したシンチレーション結晶の識別を示す。取得回路は、事象の位置、時間および総エネルギーを示すデジタルデータを生成する。この事象データは、通信リンク、例えばケーブルを通して一致検出器またはプロセッサ126に送信される。

30

#### 【0047】

一致検出器126は、取得回路120から事象データパケットを受信し、検出された事象のうちいずれか2つが一致しているかどうかを判定する。この文脈では、一致は、いくつかの要因によって判定される。第1に、各事象データパケット内の時間マーカは、相互に予め定められた時間帯、例えば6 ns以内になければならない。第2に、一致事象を検出する2つの検出器を結合する直線によって形成されたLORは、PETスキャナ101内の視野を通過するべきである。対にすることができない事象は、廃棄される。一致事象対は、通信リンクを通して画像再構成プロセッサ108内のソータ130に伝達される一致データパケットとして記録される。

40

#### 【0048】

画像再構成プロセッサ108は、ソータ130、メモリモジュール132、画像CPU

50

134、アレイプロセッサ132、およびバックプレーンバス138を含む。ソータ130は、各投射光線に沿って発生するすべての事象をカウントし、それらを一致データセットに編成する。一実施形態では、このデータセットは、サイノグラムと呼ばれるデータアレイ140として編成される。データアレイ140は、メモリモジュール132に記憶される。バックプレーンバス138は、バックプレーンバス138を通して通信を制御する画像CPU134を介して通信リンク110にリンクされる。アレイプロセッサ136もバックプレーンバス138に接続され、データアレイ140を入力として受信し、画像を画像アレイ142の形で再構成する。結果としての画像アレイ142は、メモリモジュール132に記憶される。

#### 【0049】

画像アレイ142に記憶されている画像は、画像CPU134によってオペレータワークステーション104に伝達される。オペレータワークステーション104は、CPU144、表示装置146、および入力装置148を含む。CPU144は、通信リンク110に接続され、例えば、キーボード、マウス、またはタッチスクリーンパネルでよい入力装置148から入力（例えばユーザコマンド）を受信する。オペレータは、入力装置148および関連制御パネルスイッチによって、スキャンするために、PETスキャナ101の較正、PETスキャナ201の構成、および対象物114の位置決めを制御することができる。同様に、オペレータはまた、ワークステーションCPU144によって実行されるプログラムを使用して、結果としての画像の表示装置146上への表示を制御し、画像強調機能を実行することができる。

#### 【0050】

プロセッサ105は、検出器要素から受信したスキャンデータを処理するように構成される。スキャンデータは、例えば、イメージングスキャン中に検出器要素からプロセッサ105によって受信したサイノグラムおよびタイミング情報を含む。一実施形態では、タイミング情報は、対消滅事象において放出された2つの光子が検出器要素によって検出される時間の差である。タイミング情報は、PETシステム100のための1対の検出器要素、例えば第1の検出器要素117および第2の検出器要素119によって検出された測定された光子事象に関するタイムスタンプ情報を含んでよい。様々な実施形態では、タイムスタンプ情報は、各光子が検出器要素によって検出された時間である。

#### 【0051】

タイミング情報は、例えば、フォトセンサのアレイに取り付けられた36個のシンチレータ結晶のブロックを含む検出器によって受信する。シンチレータ結晶は、患者からの入射光子をフォトセンサによって検出される複数（数千）の（例えば、可視または近UV）光光子に変換する。各フォトセンサチャネルによって検出された光光子の割合は、36個の結晶のうちどの結晶が入射光子を受け取ったかを判定するために使用される。タイミング信号は、光光子が、例えばSIPMの光センサ34への到着を推定するために信号のリーディングエッジを処理することにより判定される。次いで、このタイミング信号は、デジタル化され、それに続いて処理される。

#### 【0052】

エネルギーおよびタイミング情報は、PETシステム100によってスキャンされた対象物114の画像を再構成するために使用される。再構成は、例えば、二次元または三次元再構成を含んでよい。各検出器要素のタイミングデータは、PETシステム100の投射光線のセットごとのタイミング回復値を有するタイミングバイアス行列として構成されてよい。検出器要素対は、光子事象から投射光線を検出することに留意されたい。投射光線に対応する各検出器要素対のタイミングバイアスデータは、PETシステム100のメモリモジュール132に記憶される。

#### 【0053】

様々な実施形態は、ハードウェア、ソフトウェア、またはそれらの組合せで実施されてよいことに留意されたい。様々な実施形態および構成要素、例えば、モジュール、またはその中の構成要素およびコントローラはまた、1つまたは複数のコンピュータまたはプロ

10

20

30

40

50

セッサの一部として実装されてよい。コンピュータまたはプロセッサは、コンピューティングデバイス、入力装置、表示ユニット、および、例えば、インターネットにアクセスするためのインターフェースを含んでよい。コンピュータまたはプロセッサは、マイクロプロセッサを含んでよい。マイクロプロセッサは、通信バスに接続されてよい。コンピュータまたはプロセッサはまた、メモリを含んでよい。メモリは、ランダムアクセスメモリ(RAM)および読み出し専用メモリ(ROM)を含んでよい。コンピュータまたはプロセッサは、ハードディスクドライブ、またはソリッドステートドライブ、光ディスクドライブ、および同種のものなどの取外し可能なストレージデバイスでよいストレージデバイスをさらに含んでよい。ストレージデバイスはまた、コンピュータプログラムまたは他の命令をコンピュータまたはプロセッサにロードするための他の同様の手段でよい。

10

**【0054】**

本明細書で使用される場合は、用語「コンピュータ」または「モジュール」は、マイクロコントローラ、縮小命令セットコンピュータ(RISC)、ASIC、論理回路、および本明細書に記載の機能を実行することができる任意の他の回路またはプロセッサを使用するシステムを含む、任意のプロセッサベースまたはマイクロプロセッサベースのシステムを含んでよい。上記の例は例示のみであり、したがって、用語「コンピュータ」の定義および/または意味を決して限定することを意図するものではない。

**【0055】**

コンピュータまたはプロセッサは、入力データを処理するために、1つまたは複数のストレージ要素に記憶されている命令のセットを実行する。ストレージ要素はまた、所望または必要に応じてデータまたは他の情報を記憶することができる。ストレージ要素は、処理機械の中の情報源または物理的メモリ要素の形態であってよい。

20

**【0056】**

命令のセットは、処理機械としてのコンピュータまたはプロセッサに本発明の様々な実施形態の方法およびプロセスなど特定の動作を実行するように命令する様々なコマンドを含んでよい。命令のセットは、ソフトウェアプログラムの形態であってよい。ソフトウェアは、システムソフトウェアまたはアプリケーションソフトウェアなど様々な形態であってよく、有形および非一時的コンピュータ可読媒体として実施されてよい。さらに、ソフトウェアは、別々のプログラムまたはモジュールの集合体、より大きなプログラムの中のプログラムモジュールまたはプログラムモジュールの一部分の形態であってよい。ソフトウェアはまた、オブジェクト指向プログラミングの形態のモジュラプログラミングを含んでよい。処理機械による入力データの処理は、オペレータコマンドに応答してであっても、前の処理の結果に応答してであっても、または別の処理機械によって行われた要求に応答してであってもよい。

30

**【0057】**

本明細書で使用される場合は、用語「ソフトウェア」および「ファームウェア」は、互換可能であり、RAMメモリ、ROMメモリ、EPROMメモリ、EEPROMメモリ、および不揮発性RAM(NVRAM)メモリを含めて、コンピュータが実行するためにメモリに記憶されている任意のコンピュータプログラムを含む。上記のメモリタイプは、例示のみであり、したがって、コンピュータプログラムを記憶するために使用可能なメモリのタイプに関して限定するものではない。

40

**【0058】**

上記説明は例示的であり制限的でないものとするを理解されたい。例えば、上記の実施形態(および/またはそれらの態様)は、相互に組み合わせて使用されてよい。さらに、特定の状況または材料を様々な実施形態の教示に対してそれらの範囲から逸脱することなく適合させるために、多くの変更が行われてよい。本明細書に記載の材料の寸法およびタイプは、様々な実施形態のパラメータを定義するものとするが、決して限定的ではなく、単に例示である。多くの他の実施形態は、上記の説明を検討することによって当業者には明らかになるであろう。したがって、様々な実施形態の範囲は、添付の特許請求の範囲の請求項が権利を有する同等物の全範囲と共に、そのような請求項を参照することによ

50

って判定されるべきである。添付の特許請求の範囲の請求項では、用語「含む (including)」および「そこで (in which)」は、それぞれの用語「含む (comprising)」および「そこで (wherein)」の平易な英語の同等物として使用される。さらに、添付の特許請求の範囲の請求項では、用語「第1の」、「第2の」、および「第3の」などは、単にラベルとして使用され、それらの対象物に数的要件を課すことを意図するものではない。さらに、添付の特許請求の範囲の請求項の限定は、手段プラス機能形式で書かれておらず、また、そのような請求項の限定が、語句「のための手段 (means for)」およびそれに続くさらに追加の構造のない機能の記述を明示的に使用しない限り、米国特許法第112条第6段落 (35 U.S.C. § 112, sixth paragraph) に基づいて解釈されることを意図するものではない。

10

## 【0059】

本明細書は、ベストモードを含めて、様々な実施形態を開示するために、さらに、当業者なら誰でも任意のデバイスまたはシステムを作成し使用すること、および任意の組み込まれた方法を実施することを含めて様々な実施形態を実施することができるようにするために、実施例を使用する。本発明の特許可能な範囲は、請求項によって定義され、当業者が思いつく他の実施例を含んでよい。そのような他の実施例は、請求項の文字言語と異なる構造要素を有する場合、または請求項の文字言語と事実上異なる同等の構造要素を含む場合は、請求項の範囲内にあるものとする。

## 【符号の説明】

## 【0060】

20

- 20 PET検出器アセンブリ
- 22 検出モジュール
- 24 検出器ユニット
- 26 シンチレーション結晶
- 30 シンチレータブロック
- 32 シンチレータ結晶
- 34 光センサ
- 38 検出器表面
- 40 n個のアナログ信号
- 50 コントローラ/プロセッサ
- 60 アレイ
- 62 SIPM
- 64 マイクロセル
- 66 ガードリング
- 68 信号トレース
- 70 信号トレース
- 72 信号トレース
- 74 信号トレース
- 76 ピンアウト
- 82 SIPM
- 84 信号トレース
- 86 ピンアウト
- 90 信号線
- 100 PETシステム
- 101 PETスキャナ
- 103 コントローラ
- 104 オペレータワークステーション
- 105 プロセッサ
- 106 データ取得プロセッサ
- 108 画像再構成プロセッサ

30

40

50

- 1 1 0 通信リンク
- 1 1 2 検出器リング
- 1 1 4 対象物
- 1 1 6 P E T スキャナコントローラ
- 1 1 8 通信線
- 1 1 9 検出器要素
- 1 2 0 取得回路
- 1 2 6 一致検出器またはプロセッサ
- 1 3 0 ソータ
- 1 3 2 メモリモジュール
- 1 3 4 画像 C P U
- 1 3 6 アレイプロセッサ
- 1 3 8 バックプレーンバス
- 1 4 0 データアレイ
- 1 4 2 画像アレイ
- 1 4 4 C P U
- 1 4 6 表示装置
- 1 4 8 入力装置
- 2 0 1 P E T スキャナ

【 図 1 】

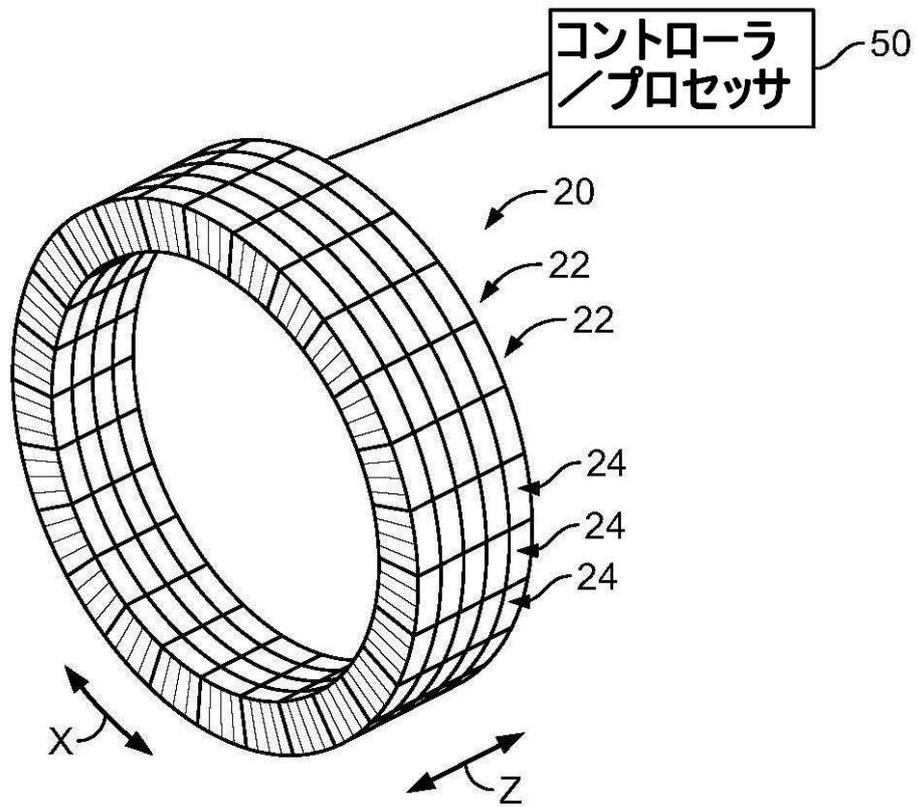


FIG. 1

【 図 2 】

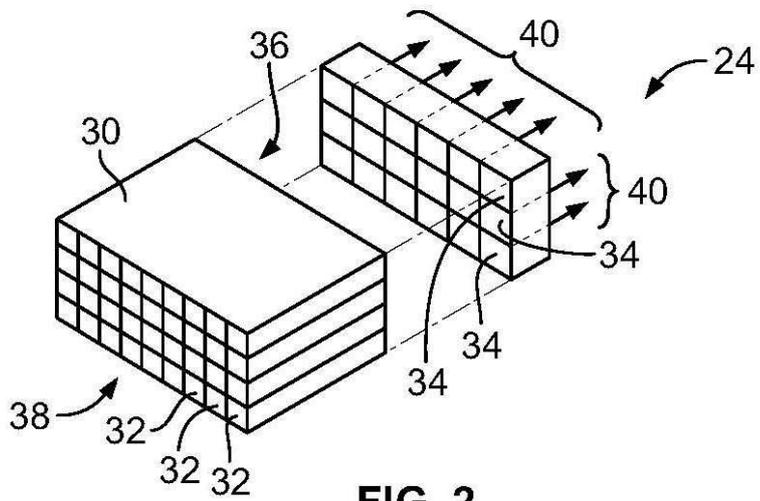


FIG. 2

【 図 3 】

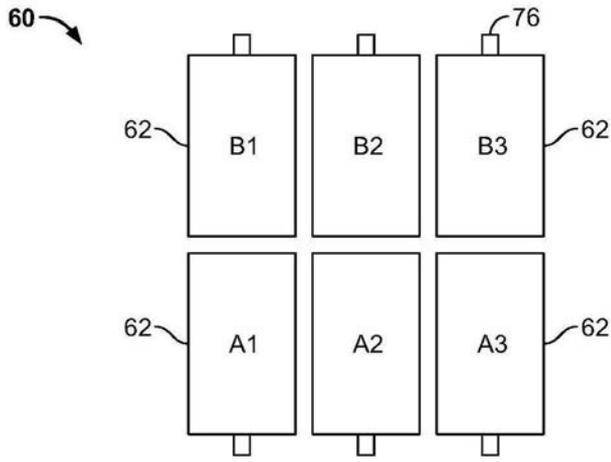


FIG. 3

【 図 4 】

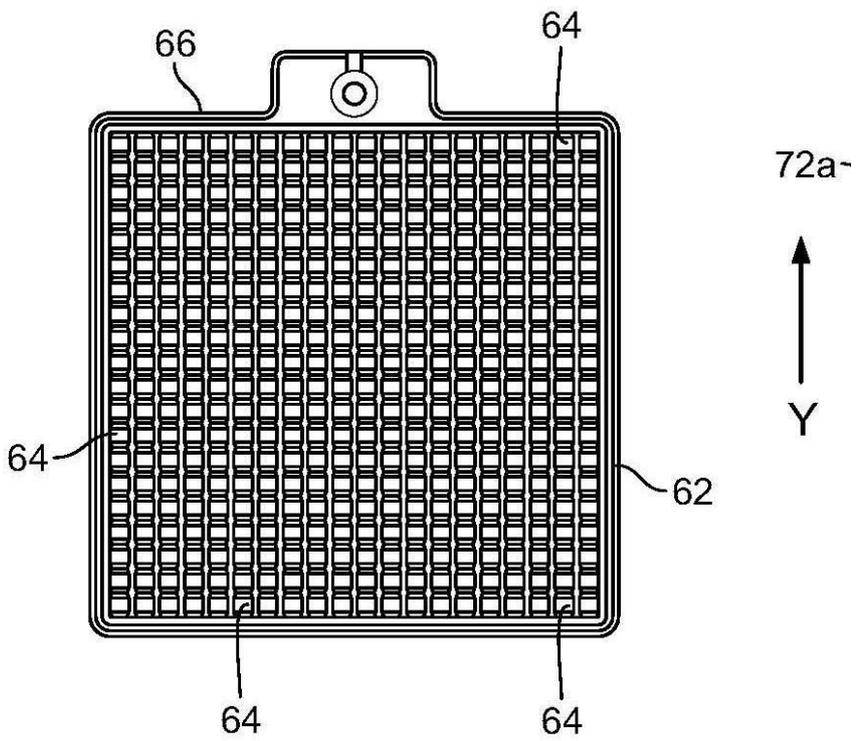


FIG. 4

【 図 5 】

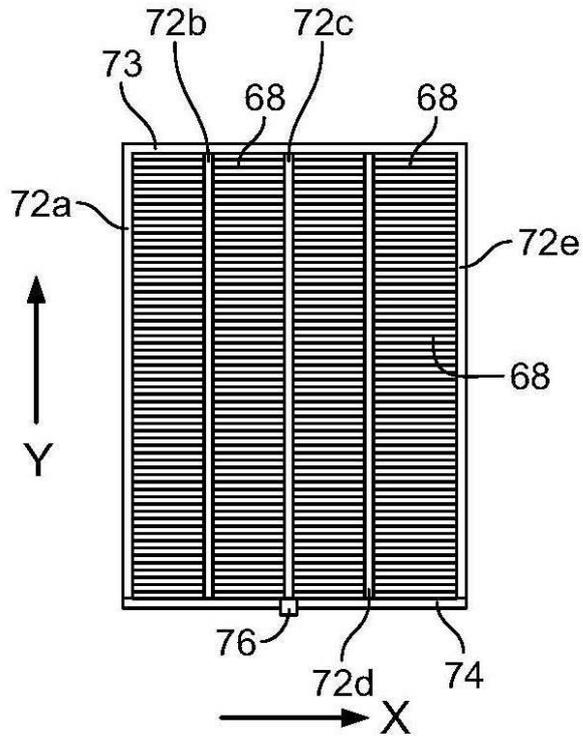


FIG. 5

【 図 6 】

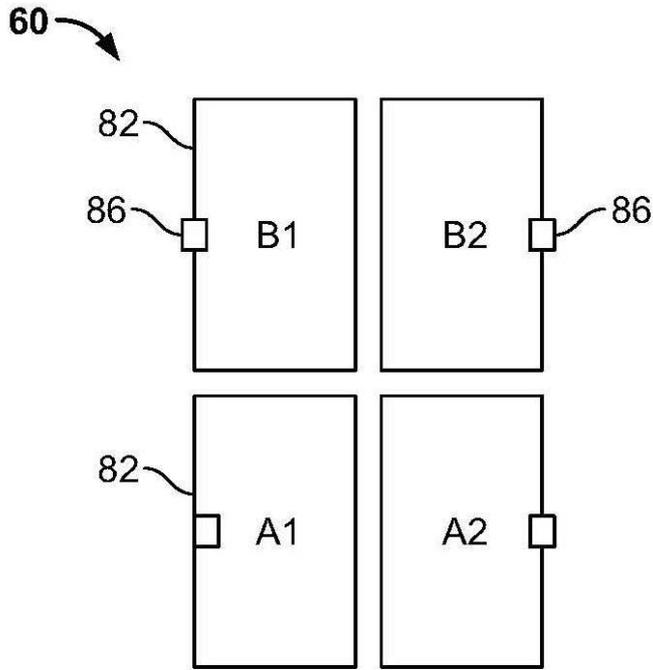


FIG. 6

【 図 7 】

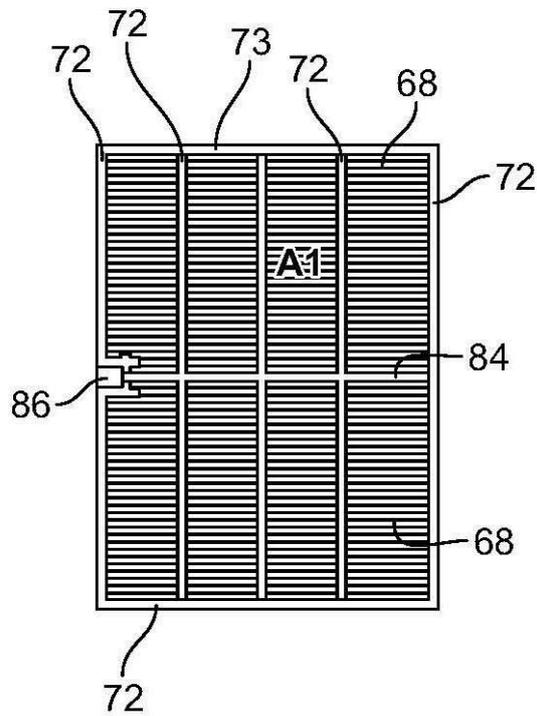


FIG. 7

【 図 8 】

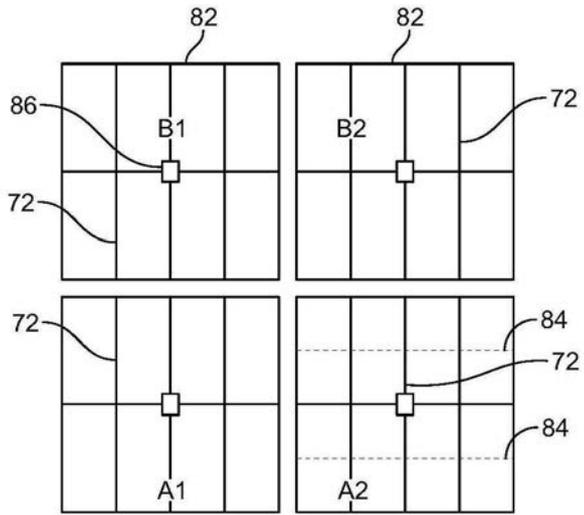


FIG. 8

【 図 9 】

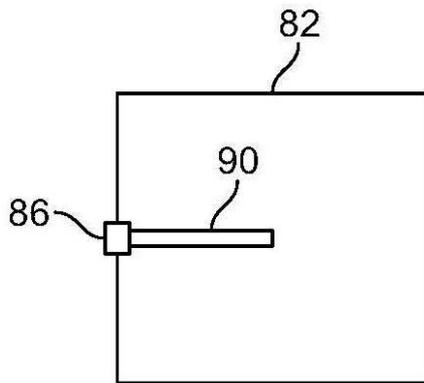


FIG. 9

【図10】

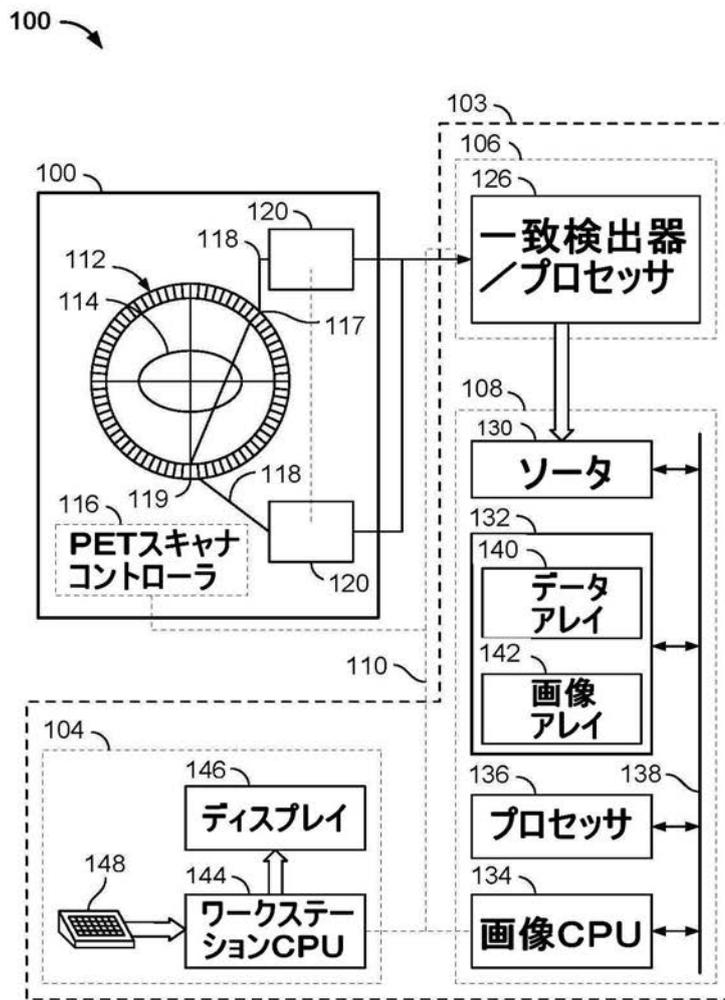


FIG. 10

## フロントページの続き

- (72)発明者 チャン・リョン・キム  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・53188、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、3000番
- (72)発明者 デイヴィッド・レオ・マクダニエル  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・53188、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、3000番
- (72)発明者 ジェームズ・リンドグレン・マラニー  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・53188、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、3000番
- (72)発明者 ウィリアム・トッド・ピーターソン  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・53188、サセックス、マウント・ドゥロ・ドライブ、ダブリュー263 エヌ5837
- (72)発明者 ゲイリー・ヴィ・マクブルーム  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・53188、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、3000番

Fターム(参考) 2G188 AA02 AA03 BB04 CC15 CC23 CC26 DD02 DD05 DD06 DD35  
EE07 EE16 EE29 EE31  
4C188 EE02 EE03 FF07 GG16 GG18 GG19 GG20 JJ02 JJ05 JJ06  
KK15 KK29