

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6386735号
(P6386735)

(45) 発行日 平成30年9月5日(2018.9.5)

(24) 登録日 平成30年8月17日(2018.8.17)

(51) Int.Cl.

F 1

GO 1 T 1/161 (2006.01)

GO 1 T 1/161

GO 1 T 1/20 (2006.01)

GO 1 T 1/20

GO 1 T 1/20

C

G

E

請求項の数 8 外国語出願 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2014-16275 (P2014-16275)
 (22) 出願日 平成26年1月31日 (2014.1.31)
 (65) 公開番号 特開2014-160066 (P2014-160066A)
 (43) 公開日 平成26年9月4日 (2014.9.4)
 審査請求日 平成29年1月13日 (2017.1.13)
 (31) 優先権主張番号 13/764, 960
 (32) 優先日 平成25年2月12日 (2013.2.12)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州 123
 45、スケネクタディ、リバーロード、1
 番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聰志
 (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】 帯域幅を最大化しバイアス制御を提供するための低インピーダンスインターフェース回路

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

陽電子放射断層撮影(PET)撮像システム内の光検出器のアレイとインターフェースするためのマルチチャネル特定用途向け集積回路(ASIC)であって、該ASICは、

電流増幅器とカレントミラーとを有するフロントエンド回路であって、前記光検出器のアレイに結合され、そこから複数の離散的アナログ信号を受信するように構成されているフロントエンド回路と、

前記フロントエンド回路に動作可能に結合されており、前記離散的アナログ信号の組合せに基づいてヒット信号を生成するように構成されている時間判定回路であって、前記ヒット信号は、前記光検出器のアレイが放射を検出したという指示を表す、時間判定回路と、

前記フロントエンド回路と前記時間判定回路との間に動作可能に結合されている第1のチャネルと、

前記フロントエンド回路に動作可能に結合されており、前記離散的アナログ信号の各々に基づいて合計エネルギー出力信号を生成し、ならびに、前記離散的アナログ信号の各々に基づいて合計行出力信号および合計列出力信号を生成するように構成されているエネルギー判定回路であって、前記合計エネルギー出力信号は、前記光検出器のアレイ内の前記検出した放射のエネルギーレベルを表し、前記合計行出力信号および合計列出力信号は、前記光検出器のアレイ内の前記放射を検出したロケーションを表す、エネルギー判定回路と、

各々が前記フロントエンド回路と前記エネルギー判定回路との間に動作可能に結合されている複数の第2のチャネルと
を備え、

前記電流増幅器は、前記フロントエンド回路の入力に動作可能に結合されている反転入力、バイアス電圧に動作可能に結合されている非反転入力、および出力を有する増幅器と、前記フロントエンド入力に動作可能に結合されているソース、前記カレントミラーに動作可能に結合されているシンク、および前記増幅器の前記出力に動作可能に結合されているゲートを有するトランジスタと、を含んでいる

A S I C。

【請求項2】

前記フロントエンド回路は、

前記第1のチャネルを使用して前記離散的アナログ信号の組合せを前記時間判定回路に転送し、

前記複数の第2のチャネルのうちの対応するものを使用して前記離散的アナログ信号の各々を前記エネルギー判定回路に転送するようにさらに構成されている、請求項1記載のA S I C。

【請求項3】

前記フロントエンド回路は、

前記光検出器のアレイ内の1つの光検出器のアノードに動作可能に結合されているフロントエンド入力と、

前記フロントエンド入力と前記カレントミラーとの間に動作可能に結合されている FIFOバックネットワークと、

前記カレントミラーおよび前記第1のチャネルに動作可能に結合されている第1のフロントエンド出力と、

前記複数の第2のチャネルのうちの対応するものに動作可能に結合されている第2のフロントエンド出力と

をさらに備える、請求項2記載のA S I C。

【請求項4】

前記フロントエンド回路は、複数のバイアス電圧を使用して前記アレイ内の個々の光検出器をイネーブルおよびディセーブルするようにさらに構成されている、請求項3記載のA S I C。

【請求項5】

前記フロントエンド回路に動作可能に結合されており、前記複数のバイアス電圧を生成するように構成されているバイアス回路をさらに備える、請求項4記載のA S I C。

【請求項6】

前記バイアス回路は、マルチチャネルデジタル-アナログ変換器を含む、請求項5記載のA S I C。

【請求項7】

前記フロントエンド回路は、前記光検出器のアレイ内の各光検出器のアノードに結合されている、請求項1記載のA S I C。

【請求項8】

前記フロントエンド回路に動作可能に結合されており、該フロントエンド回路を介して前記アレイ内の個々の光検出器をイネーブルおよびディセーブルするように構成されているコントローラをさらに備える、請求項1記載のA S I C。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は一般的には撮像に関し、より詳細には、ソリッドステート光電子増倍管デバイスが生成するアナログ信号を処理する装置および方法に関する。

10

20

30

40

50

【背景技術】**【0002】**

シリコン光電子増倍管（S i P M）は、衝突する光子を検出するための受動クエンチガイガーモードアバランシェフォトダイオード（A P D）のアレイである。S i P Mは、衝突事象の時間、事象に関連するエネルギー、および、検出器内の事象の位置のような、特定のパラメータに関する情報を提供することができる。これらのパラメータは、S i P Mが生成するアナログ信号に処理アルゴリズムを適用することによって求めることができる。いくつかの従来のS i P Mは非常に高速の信号を生成することができ、それによって、高度なタイミング精度を提供する。

【0003】

10

S i P Mは、従来の光電子増倍管（P M T）を超えるいくつかの利点を提供し、それゆえ、医療撮像のための陽電子放射断層撮影（P E T）を含む、多くの用途に使用されている。これらの利点は、光子検出効率がより良好であること（すなわち、衝突する光子を検出する確率が高い）、コンパクトであること、耐久性があること、動作電圧が低いこと、磁場の影響を受けにくいこと、および、コストが低いことを含む。

【0004】

20

しかしながら、処理するためにS i P Mからアナログ信号を送信することによって、問題が生じる可能性がある。たとえば、そのサイズが小さいことに起因して、所与の用途において多くのS i P Mが使用されることが多い。それゆえ、多くの個々の信号線が信号を搬送する必要がある場合があり、それによって、読み出し電子機器の複雑度、製造複雑度およびコストが増大する。さらに、S i P Mのサイズおよび複雑度が増大すると、信号の品質はより劣化しやすくなる。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0005】**

【特許文献1】米国特許第8,110,806号明細書

【発明の概要】**【0006】**

一実施形態において、陽電子放射断層撮影（P E T）撮像システム内の光検出器のアレイとインターフェースするためのマルチチャネル特定用途向け集積回路（A S I C）は、光検出器のアレイに結合され、そこから複数の離散的アナログ信号を受信するように構成されているフロントエンド回路を含む。A S I Cは、フロントエンド回路に動作可能に結合されており、離散的アナログ信号の組合せに基づいてヒット信号を生成するように構成されている時間判定回路をさらに含む。ヒット信号は、光検出器のアレイが放射を検出したという指示を表す。A S I Cは、フロントエンド回路に動作可能に結合されており、離散的アナログ信号の各々に基づいて合計エネルギー出力信号を生成し、ならびに、離散的アナログ信号の各々に基づいて合計行出力信号および合計列出力信号を生成するように構成されているエネルギー判定回路をさらに含む。合計エネルギー出力信号は検出した放射のエネルギーレベルを表し、合計行出力信号および合計列出力信号は、光検出器のアレイ内の放射を検出したロケーションを表す。

30

【0007】

40

いくつかの実施形態において、A S I Cは、フロントエンド回路と時間判定回路との間に動作可能に結合されている第1のチャネルと、各々がフロントエンド回路とエネルギー判定回路との間に動作可能に結合されている複数の第2のチャネルとをさらに含んでもよい。いくつかの実施形態において、フロントエンド回路は、第1のチャネルを使用して離散的アナログ信号の組合せを時間判定回路に転送し、複数の第2のチャネルのうちの対応するものを使用して離散的アナログ信号の各々をエネルギー判定回路に転送するようにさらに構成されてもよい。

【0008】

いくつかの実施形態において、フロントエンド回路は、光検出器のアレイ内の1つの光

50

検出器のアノードに動作可能に結合されているフロントエンド入力と、カレントミラーと、フロントエンド入力およびカレントミラーに動作可能に結合されているフィードバックネットワークとをさらに含んでもよい。フロントエンド回路は、フロントエンド入力に動作可能に結合されている反転入力、バイアス電圧に動作可能に結合されている非反転入力、および出力を有する増幅器をさらに含んでもよい。フロントエンド回路は、フロントエンド入力に動作可能に結合されているソース、カレントミラーに動作可能に結合されているシンク、および増幅器の出力に動作可能に結合されているゲートを有するトランジスタをさらに含んでもよい。フロントエンド回路は、カレントミラーおよび第1のチャネルに動作可能に結合されている第1のフロントエンド出力と、複数の第2のチャネルのうちの対応するものに動作可能に結合されている第2のフロントエンド出力とをさらに含んでもよい。いくつかの実施形態において、フロントエンド回路は、複数のバイアス電圧を使用してアレイ内の個々の光検出器をイネーブルおよびディセーブルするようにさらに構成されてもよい。いくつかの実施形態において、ASICは、フロントエンド回路に動作可能に結合されており、複数のバイアス電圧を生成するように構成されているバイアス回路をさらに含んでもよい。いくつかの実施形態において、バイアス回路は、マルチチャネルデジタル-アナログ変換器を含んでもよい。

【0009】

いくつかの実施形態において、フロントエンド回路は、光検出器のアレイ内の各光検出器のアノードに結合されてもよい。いくつかの実施形態において、ASICは、フロントエンド回路に動作可能に結合されており、フロントエンド回路を介してアレイ内の個々の光検出器をイネーブルおよびディセーブルするように構成されているコントローラをさらに含んでもよい。いくつかの実施形態において、フォトダイオードのアレイは、ガイガーモードアバランシェフォトダイオードのアレイを含んでもよい。

【0010】

一実施形態によれば、陽電子放射断層撮影(PET)撮像システム内の光検出器のアレイとインターフェースする方法は、フロントエンド回路を使用して光検出器のアレイ内の各光検出器から離散的アナログ信号を受信するステップと、フロントエンド回路に動作可能に結合されている時間判定回路を使用して離散的アナログ信号の組合せに基づいてヒット信号を生成するステップとを含む。ヒット信号は、光検出器のアレイが放射を検出したという指示を表す。方法は、フロントエンド回路に動作可能に結合されているエネルギー判定回路を使用して離散的アナログ信号の各々に基づいて合計エネルギー出力信号を生成するステップをさらに含む。合計エネルギー出力信号は、検出した放射のエネルギーレベルを表す。方法は、エネルギー判定回路を使用して離散的アナログ信号の各々に基づいて合計行出力信号および合計列出力信号を生成するステップをさらに含む。合計行出力信号および合計列出力信号は光検出器のアレイ内の放射を検出したロケーションを表す。

【0011】

いくつかの実施形態において、方法は、フロントエンド回路と時間判定回路との間に動作可能に結合されている第1のチャネルを使用して、離散的アナログ信号の組合せをフロントエンド回路から時間判定回路へ転送するステップと、各々がフロントエンド回路とエネルギー判定回路との間に動作可能に結合されている複数の第2のチャネルのうちの対応するものを使用して、離散的アナログ信号の各々をフロントエンド回路からエネルギー判定回路へ転送するステップとをさらに含んでもよい。

【0012】

いくつかの実施形態において、方法は、各々がそれぞれの光検出器に対応する複数のバイアス電圧のうちの少なくとも1つを使用してアレイ内の個々の光検出器をイネーブルおよびディセーブルするステップをさらに含んでもよい。いくつかの実施形態において、方法は、フロントエンド回路に動作可能に結合されているバイアス回路を使用して複数のバイアス電圧を生成するステップをさらに含んでもよい。

【0013】

一実施形態によれば、陽電子放射断層撮影撮像システム内の光検出器のアレイとインタ

10

20

30

40

50

ーフェースするためのマルチチャネル特定用途向け集積回路は、各々が光検出器のアレイに結合され、アレイ内の各光検出器から複数の離散的アナログ信号を受信するように構成されている複数の入力と、離散的アナログ信号の組合せに基づいてヒット信号を生成するように構成されている時間判定回路とを含む。ヒット信号は、光検出器のアレイが放射を検出したという指示を表す。ASICは、離散的アナログ信号の各々に基づいて合計エネルギー出力信号を生成し、ならびに、離散的アナログ信号の各々に基づいて合計行出力信号および合計列出力信号を生成するように構成されているエネルギー判定回路をさらに含む。合計エネルギー出力信号は検出した放射のエネルギーレベルを表し、合計行出力信号および合計列出力信号は、光検出器のアレイ内の放射を検出したロケーションを表す。ASICは、離散的アナログ信号を複数の入力から時間判定回路およびエネルギー判定回路へと転送するための手段をさらに含む。

【0014】

いくつかの実施形態において、離散的アナログ信号を転送するための手段は、複数の増幅器を含んでもよい。いくつかの実施形態において、離散的アナログ信号を転送するために手段は、複数の入力と時間判定回路との間に動作可能に結合されている第1のチャネルと、各々が複数の入力とエネルギー判定回路との間に動作可能に結合されている複数の第2のチャネルとをさらに含んでもよい。複数の増幅器の各々は、光検出器のアレイ内の1つの光検出器のアノードに動作可能に結合されている入力と、第1のチャネルに動作可能に結合されている第1の出力と、複数の第2のチャネルのうちの対応するものに動作可能に結合されている第2の出力とを含んでもよい。いくつかの実施形態において、離散的アナログ信号を転送するための手段は、複数のカレントミラーを含んでもよい。いくつかの実施形態において、ASICはアレイ内の個々の光検出器をイネーブルおよびディセーブルするための手段をさらに含んでもよい。いくつかの実施形態において、アレイ内の個々の光検出器をイネーブルおよびディセーブルするための手段は、複数のバイアス電圧を生成するように構成されているバイアス回路を含んでもよい。

【0015】

実施形態の特徴および態様を添付の図面を参照して下記に説明し、図面において要素は必ずしも原寸に比例して描かれてはいない。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】一実施形態によるPET-MRIスキャナの一例のブロック図である。

【図2】一実施形態によるPETデータ取得システムの一例のブロック図である。

【図3】一実施形態によるSiPM回路の一例の概略図である。

【図4】図2のSiPMからのサンプルパルスを示す図である。

【図5】一実施形態によるASICの一例のブロック図である。

【図6】一実施形態による図5のASICの一部分の一例のブロック図である。

【図7】一実施形態による図5のASICの一部分の一例のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

例示的な実施形態は、1つまたは複数のSiPMが生成するアナログ信号を処理する装置および方法に関する。一実施形態において、マルチチャネル読出しフロントエンド特定用途向け集積回路(ASIC)は、陽電子放射断層撮影(PET)システム内のSiPMのアレイとインターフェースする。ASICは、各SiPM内の事象のタイミング、エネルギー、およびロケーションに関する情報を提供するとともに、各SiPMをバイアスすることを可能にする。

【0018】

図1は、さまざまな実施形態とともに使用することができるハイブリッドまたは組合せ陽電子放射断層撮影(PET)-磁気共鳴撮像(MRI)スキャナ10の一例を示す。スキャナ10は、概して近位端12から遠位端14まで長手方向軸Lに沿って長手方向に延在することができる。スキャナ10は、MRデータを取得するように構成されているMR

10

20

30

40

50

Iスキャナ部分を形成するMRI構成要素16および/またはPET画像データを取得するように構成されているPET画像スキャナ部分を形成するPET撮像構成要素18と、ベッド20をMRIスキャナ部分の視野(FOV)およびPETスキャナ部分のFOVに対して位置決めするために近位端12から遠位端14まで長手方向軸Lに沿って平行移動するように構成されている支持構造、たとえば、ベッド20(またはテーブル)とを含むことができる。本明細書に記載するいくつかの実施形態はPET-MR実施形態を含むが、他の実施形態は、PET、PET-CT、PET-MRおよび/または他のガンマ線検出器を含むことができることは理解されるべきである。

【0019】

いくつかの実施形態において、MRI構成要素16は、磁石アセンブリ22と、磁石アセンブリ22と別個にまたはその一部として実装することができる勾配磁場コイルアセンブリ24とを含むことができる。磁石アセンブリ22は、分極主磁石26を含むことができる。MRI構成要素16は、無線周波数(RF)送信コイルおよび位相配列受信コイルとして実装することができるRFコイルアセンブリ28を含むことができる。RFコイルアセンブリ28は、RF励起パルスを送信し、RF励起パルスに応答して被験者から放射するMR信号を受信するように構成することができる。勾配磁場アセンブリ24は、k空間または生データ行列に従ってスキャナ10から出力される、取得したMRデータを空間的に符号化するための磁場勾配を生成するための1つまたは複数の物理的勾配磁場コイル(たとえば、直交する軸を有する3つの勾配磁場コイル)を含むことができる。

【0020】

スキャナ10のPET撮像構成要素18は、被験者から放射された陽電子消滅によるガンマ線を検出するように構成されている陽電子放射検出器30を含むことができる。検出器30は、シンチレータおよび光子検出電子機器を含むことができる。検出器30は、PETデータを取得するために、任意の適切な構造のものとし、任意の適切な配列を有することができる。たとえば、例示的な実施形態において、検出器30はリング構成を有することができる。検出器30のシンチレータが捕捉したガンマ線入射は、光子検出器30によって電気信号に変換することができ、これは、ガンマ線検出の対を、一致する可能性のある事象として照合することができるデジタル信号を出力するように調整および処理することができる。2つのガンマ線が互いにほぼ反対に検出器にぶつかるとき、無秩序および散乱の相互作用が検出されない限り、検出器の間の線に沿ったどこかで陽電子消滅が起きた可能性がある。この一致は、コンピュータシステム40を介して処理および/または記憶することができるPETデータとして記憶および統合することができる。

【0021】

例示的な実施形態において、スキャナ10は、スキャナ10の動作を制御するための、処理デバイス、たとえば、コントローラ52を有する制御システム50を含むことができる。制御システム50のコントローラ52は、MRI構成要素16、PET構成要素18、および/またはベッド20の動作を制御するようにプログラムおよび/または構成することができる。制御システム50はスキャナ10内に含まれているものとして描かれているが、当業者は、制御システム50またはその部分をスキャナ10とは別個に離隔して実装することができ、スキャナ10に通信可能に結合することができることを認識しよう。制御システム50はコンピュータデバイス40と通信することができ、それによって、スキャナ10は、制御システム50に通信可能に結合されているコンピュータシステム40を介して、スキャナ10の動作を制御するために制御システム50のコントローラ52にデータおよび/またはコマンドを送信するようにプログラムおよび/または制御することができる。いくつかの実施形態において、コンピュータデバイス40は、通信ネットワーク54を介して制御システム50と通信することができる。いくつかの実施形態において、コンピュータデバイス40は、図2に関連して後述するASIC120のようなASICを含む。

【0022】

例示的な実施形態において、コンピュータシステム40は、制御システム50のコント

10

20

30

40

50

ローラ 5 2 を、コンピュータデバイス 4 0 が制御システム 5 0 に送信する命令、コマンド、および／または要求に応答してスキャンシーケンスを実行するように M R I 構成要素 1 6 、 P E T 構成要素 1 8 、および／またはベッド 2 0 を制御するように構成および／またはプログラムすることができる。一例として、制御システム 5 0 のコントローラ 5 2 は、被験者がその上に支持されているベッドに、スキャナ 1 0 の P E T スキャナ部分の視野を通過させることによって、一連の P E T 画像を取得するようにプログラムすることができる。別の例として、制御システムのコントローラ 5 2 は、 M R 画像を取得するためのスキャンシーケンスの R F および勾配パルスを生成するように（たとえば、コンピュータデバイス 4 0 を介して）プログラムおよび／または構成することができる。

【 0 0 2 3 】

10

勾配パルスは、勾配磁場コイルアセンブリ 2 4 内の 1 つまたは複数の物理的勾配磁場コイルを、スキャナ 1 0 から出力される、取得した M R データを空間的に符号化するための磁場勾配を生成するように制御することによって、 M R データを取得している間に生成することができる。被験者内の励起核が放射する、励起パルスの結果として生じる M R 信号は、 R F コイルアセンブリ 2 8 によって感知することができ、処理するためにコンピュータシステムに提供することができる。いくつかの実施形態において、 P E T データおよび M R データは、スキャナ 1 0 によって同時に取得することができる。

【 0 0 2 4 】

例示的な実施形態において、 M R データ取得の視野（ F O V ）は、制御システム 5 0 によって（たとえば、コンピュータデバイス 4 0 の方向において）シフトすることができる。たとえば、 F O V のロケーションは、 M R 受信機の周波数および／または M R 受信機の位相を（たとえば、コンピュータデバイス 4 0 および／または制御システム 5 0 を介して）制御することによって制御することができる。 F O V は M R I スキャナ部分の撮像領域を画定し、それによって、 F O V 内にある被験者の部分が M R I スキャナ部分によって撮像される。被験者の M R データは、 M R I スキャナ部分の F O V をシフトすることによって、および／またはベッド 2 0 の F O V に対する位置を調整することによって、取得することができる。たとえば、患者の全身 M R スキャンは、ベッド 2 0 をスキャナ 1 0 に位置決めし、異なる複数の視野について M R データを取得し、および／または、視野を静止したままにして被験者がその上に支持されているベッド 2 0 に視野を通過させることによって達成することができる。

20

【 0 0 2 5 】

30

被験者の身体の輪郭および肺のような主要組織のロケーションを含む生体構造マップを（コンピュータデバイス 4 0 を介して）生成することによって、 M R スカウト画像から被験者の生体構造を識別することができる。輪郭は、被験者の身体と被験者の周囲環境（たとえば、空気）との間のピクセルメイドコントラストに基づいて生成することができる。コンピュータデバイス 4 0 が生成した輪郭は、たとえば、被験者の脚および頭を識別することによって、ベッド 2 0 上の被験者の向きを求めるのに使用することができる。輪郭および組織ロケーションを使用して、被験者の生体構造および向きならびに被験者の身長に従ってスキャンを分割するために、 P E T スキャンのスケジュールを、スケジュールされたスキャンが被験者の生体構造を完全にカバーするように、（コントローラ 5 2 および／またはコンピュータデバイスを介して）生成することができる。

40

【 0 0 2 6 】

図 2 は、一実施形態による P E T データ取得システム 1 0 0 の一例のブロック図である。システム 1 0 0 は、たとえば、図 1 のスキャナ 1 0 および／またはコンピュータデバイス 4 0 に含まれてもよい。システム 1 0 0 は、複数の S i P M 1 1 0 と、 A S I C 1 2 0 とを含む。各 S i P M 1 1 0 は、 A S I C 1 2 0 と電気的に通信しているアナログアノード出力 1 1 2 を有する。 5 1 1 k e V のガンマ線がシンチレータに作用すると、光が生成される。このシンチレーション光は S i P M 1 1 0 のうちの少なくとも 1 つによって検出され、迅速に增幅される。アノード出力 1 1 2 は、後述するように A S I C 1 2 0 に対する入力として使用することができる。 A S I C 1 2 0 は、出力として、各々が、 A S I C

50

120による処理の後に、たとえば、PETスキャナ(図示せず)からSiPM110が得た情報を表す、1つまたは複数のタイミング信号122、エネルギー信号124および/または位置信号126を提供する。例示的な実施形態において、システム100は18個のSiPM110を含むことができるが、他の実施形態においては異なる量のSiPM110を使用してもよいことが理解されよう。

【0027】

図3は、図2のSiPM110の回路の一例の均等な概略図を示す。SiPM110はアナログアノード出力112を含む。一実施形態において、SiPM110の各々のアノード出力112はASICに対する入力として使用することができる。図4は、増幅した後の単一のSiPM110からのサンプルパルスを示す。図4において支配的な線は511keVのガンマ信号を表す。

10

【0028】

図5は、一実施形態による図2のASIC120の一例のブロック図である。ASIC120は、フロントエンド回路410と、時間判定回路420と、エネルギー判定回路430と、バイアス生成回路440とを含む。SiPMデバイス110のアナログアノード出力112が、図5に示し後述するように、ASICフロントエンド410にDC結合することができる。フロントエンド回路410は電流バッファとして機能することができ、非常に低い入力インピーダンスおよび高い帯域幅を有する1つまたは複数の増幅器412を含むことができ、当該増幅器は、高いタイミング分解能を提供し、入力信号のエネルギー情報を維持する。フロントエンド回路410はカレントミラーを使用して、アナログアノード出力112の各々から受信した信号を増幅して2つのコピー、すなわち、増幅器412の各々が出力する第1のコピーと、増幅器412の各々が出力する第2のコピーとに分割する。

20

【0029】

増幅器412の各々からの増幅信号の第1のコピーは、ライン414(たとえば、第1のチャネル)上でフロントエンド回路410がSiPMアナログアノード出力112の1つまたは複数からの信号の合計として出力することができ、これは時間判定回路420が、出力422においてタイミング情報を生成するのに使用することができる。増幅器412の各々からの増幅信号の第2のコピーは、各々がそれぞれのSiPM112に対応するライン416、417または418(たとえば、第2のチャネル)上でフロントエンド回路410が出力することができる。増幅信号の第2のコピーは、フロントエンド回路410からエネルギー判定回路430に出力することができ、当該エネルギー判定回路は、それぞれ出力432および434においてエネルギーおよび位置情報を生成するように構成することができる。たとえば、位置情報は、別個の出力上で提供される2次元(たとえば、x軸およびz軸)位置情報を含んでもよい。ライン414上の時間判定回路420への信号は、たとえば、ライン416、417、418上のエネルギー判定回路430への信号よりも速く、より高い帯域幅で伝搬することができる。

30

【0030】

一実施形態において、各SiPMデバイス110のアナログアノード出力112は、ASIC120のDAC442を介して特定の電位まで個々にバイアスすることができる。18個のSiPMがフロントエンド回路410に接続されているこの例において、DAC442は18チャネルDACであってもよい。

40

【0031】

例示的な実施形態において、エネルギー判定回路430は、それぞれライン416、417、および418上で受信した信号に重み431、433、435を加えることができる。重み付き信号は、各々3つの成分、すなわち、第1の成分(たとえば、エネルギー出力)、第2の成分(たとえば、行出力)および第3の成分(たとえば、列出力)を有することができる。第1の成分の各々は合計し、合計エネルギー出力としてライン432上に出力することができる。第2の成分の各々は合計することができ、第3の成分の各々は合計することができる。合計した第2の成分および第3の成分は、ライン434上に合計行

50

出力および合計列出力として出力することができる。

【0032】

図6は、DAC442を含むASIC120の一部分の一例のブロック図である。DAC442は、抵抗器512を通じてSiPM110のアナログアノード出力112にバイアス電圧510を提供することができる。ダイオード514が、アノード出力を、キャバシタ516を通じて図5のフロントエンド410に結合する。

【0033】

再び図5を参照すると、フロントエンド410は、たとえば、非常に低い入力インピーダンスおよび高い帯域幅を有し、高度なタイミング分解能を提供する18個の増幅器を含んでもよい。必要な場合、図5に示す各増幅器412は、バイアス生成回路440内のコントローラ442を通じて電源をオフにして、時間判定回路420およびエネルギー判定回路430から接続切断することができる。電源オフの間、ASIC120を保護してSiPM110間の暗電流およびクロストークを最小限に抑えるために、対応するアノードを特定の電位にバイアスすることができる。

【0034】

一実施形態において、フロントエンド410の帯域幅および電力レベルはコントローラ442を通じて構成することができる。時間判定回路420は、出力422においてHIT信号を生成するためにSiPM110の出力112に対応する組合せ信号を処理することができる。エネルギー判定回路430は、それぞれ出力432および434においてエネルギー信号および位置信号を生成するために、フロントエンド出力416、417、および/または418をプログラム可能な重み(たとえば、重み431、433、435)でスケーリングしたものを合計することができる。一実施形態において、x位置座標およびz位置座標のためのプログラム可能な重みは同一とすることができ、これによってシステムレベル設計が単純になる。コントローラ442は重みを構成および設定するために外部FPGA(図示せず)とインターフェースすることができる。

【0035】

図7は、一実施形態による、図5のフロントエンド回路の一例をさらに詳細に示す。SiPMデバイス110のアナログアノード出力112は、トランジスタ702のソースに直接結合することができる。帯域幅を増大して入力インピーダンスを低減するために、アノードとトランジスタ702のゲート704との間に電圧増幅器710を挿入することによって、負フィードバック経路を設けることができる。増幅器710の反転入力端子712はアノード112に直接結合することができる。増幅器710の非反転入力端子714は基準電圧 V_{bias} 720に結合することができる。増幅器710は、たとえば、高い開ループ利得Aを有してもよい。負フィードバックの開ループ利得が高いことに起因して、 V_{bias} に非常に近い電圧において、負フィードバックネットワークによってアノード電圧をバイアスすることができる。トランジスタ702に流れ込む電流は、カレントミラー730の入力分岐に供給され、カレントミラーのそのダイオード接続入力トランジスタを通じて電圧を生成することができる。フロントエンド電流バッファのダイナミックレンジを増大するために、アノード112とカレントミラー730との間に電流フィードバックネットワーク740を挿入することができる。いくつかの実施形態において、ミラー電流の、利得が異なるN個のコピーを後処理のために使用することができ、1の利得を有する電流のコピーをタイムスタンプのためにタイミングチャネルに合計してもよく、2分の1の利得を有する電流のコピーを結晶のエネルギー統合および位置のために合計してもよい。

【0036】

このように、本発明のいくつかの例示的な実施形態を説明したが、さまざまな変更、修正、および改善が当業者には容易に想起されよう。そのような変更、修正、および改善は本開示の一部であるように意図されており、本発明の範囲内にあることが意図されている。したがって、上記の説明および図面は例示のみを目的としたものである。

【符号の説明】

【0037】

10

20

30

40

50

1 0	スキヤナ	
1 2	近位端	
1 4	遠位端	
1 6	M R I 構成要素	
1 8	P E T 撮像構成要素	
2 0	ベッド(またはテーブル)	
2 4	勾配磁場コイルアセンブリ	
2 6	分極主磁石	
2 8	R F コイルアセンブリ	
3 0	検出器	10
4 0	コンピュータシステム	
5 0	制御システム	
5 2	コントローラ	
5 4	通信ネットワーク	
1 0 0	P E T データ取得システム	
1 1 0	S i P M	
1 1 2	アノード出力	
1 2 0	A S I C	
1 2 2	タイミング信号	
1 2 4	エネルギー信号	20
1 2 6	位置信号	
4 1 0	フロントエンド回路	
4 1 2	増幅器	
4 1 4	ライン	
4 1 6	ライン	
4 1 7	ライン	
4 1 8	ライン	
4 2 0	時間判定回路	
4 2 2	出力	
4 3 0	エネルギー判定回路	30
4 3 1	重み	
4 3 2	エネルギー情報出力	
4 3 3	重み	
4 3 4	位置情報出力	
4 3 5	重み	
4 4 0	バイアス生成回路	
4 4 2	D A C	
5 1 0	バイアス電圧	
5 1 2	抵抗器	
5 1 4	ダイオード	40
5 1 6	キャパシタ	

【図1】

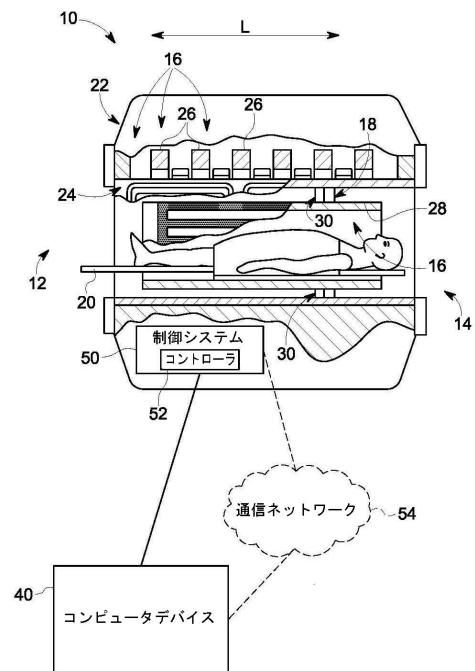


FIG. 1

【図2】

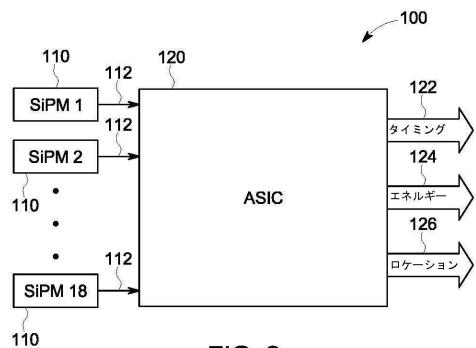


FIG. 2

【図3】

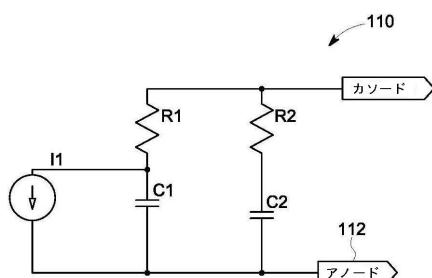


FIG. 3

【図4】

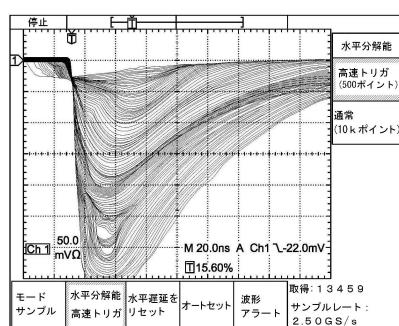


FIG. 4

【図6】

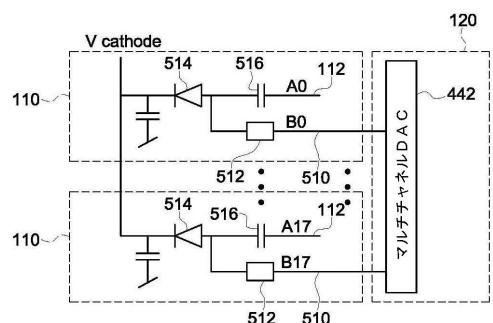


FIG. 6

【図5】

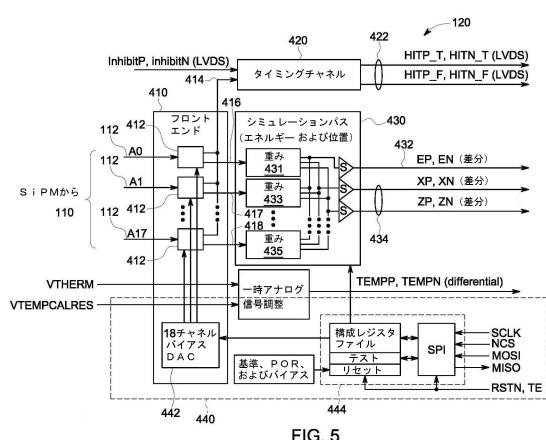


FIG. 5

【図7】

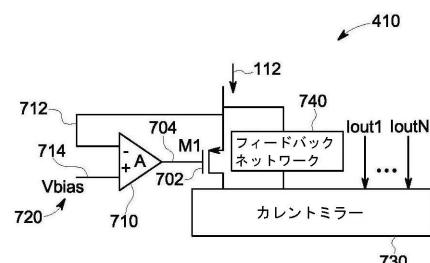


FIG. 7

フロントページの続き

(72)発明者 ジャンジュン・グオ

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、ビルディング・ケイ1-3エイ59、ワン・リサ
ーチ・サークル、ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ・グローバル・リサーチ

(72)発明者 セルゲイ・イヴァノヴィッチ・ドリンスキー

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、ビルディング・ケイ1-3エイ59、ワン・リサ
ーチ・サークル、ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ・グローバル・リサーチ

(72)発明者 チャンリヨン・キム

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、ビルディング・ケイ1-3エイ59、ワン・リサ
ーチ・サークル、ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ・グローバル・リサーチ

(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、ニューヨーク州、ニスカユナ、ビルディング・ケイ1-3エイ59、ワン・リサ
ーチ・サークル、ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ・グローバル・リサーチ

(72)発明者 デイビッド・レオ・マックダニエル

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、ビルディング・ケイ1-3エイ59、ワン・リサ
ーチ・サークル、ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ・グローバル・リサーチ

(72)発明者 ウィリアム・ピーターソン

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、ビルディング・ケイ1-3エイ59、ワン・リサ
ーチ・サークル、ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ・グローバル・リサーチ

審査官 九鬼 一慶

(56)参考文献 特表2011-513761(JP, A)

特開2002-345803(JP, A)

特開2005-043264(JP, A)

米国特許出願公開第2011/0210255(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/161