

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6310471号
(P6310471)

(45) 発行日 平成30年4月11日(2018.4.11)

(24) 登録日 平成30年3月23日(2018.3.23)

(51) Int.Cl.

GO 1 T	1/24	(2006.01)
HO 1 L	27/146	(2006.01)
HO 1 L	27/144	(2006.01)
HO 1 L	31/08	(2006.01)
HO 4 N	5/32	(2006.01)

F 1

GO 1 T	1/24	
HO 1 L	27/146	F
HO 1 L	27/144	K
HO 1 L	27/146	D
HO 1 L	31/00	A

請求項の数 11 (全 9 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2015-541280 (P2015-541280)
 (86) (22) 出願日 平成25年11月8日 (2013.11.8)
 (65) 公表番号 特表2016-504567 (P2016-504567A)
 (43) 公表日 平成28年2月12日 (2016.2.12)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2013/059990
 (87) 國際公開番号 WO2014/072939
 (87) 國際公開日 平成26年5月15日 (2014.5.15)
 審査請求日 平成28年11月7日 (2016.11.7)
 (31) 優先権主張番号 61/724,317
 (32) 優先日 平成24年11月9日 (2012.11.9)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーネー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 検出器結晶のためのサブバンド赤外照射

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

- a) 入射放射線を電気信号に変換する直接変換半導体層と、
- b) 前記直接変換半導体層に配されるピクセルパッドを通じて前記電気信号を受け取る読み出し電子部品を有する基板と、
- c) 前記基板に接続され又は集積化され、前記直接変換半導体層の直接変換材料を照射するように構成される複数の赤外放射源と、
 を有する放射線検出器であって、

前記直接変換半導体層と前記基板の読み出しチップとの間に介在された赤外線源層を有し、前記複数の赤外放射源が前記赤外線源層上に設けられており、前記赤外線源層が、前記ピクセルパッドを通じて前記直接変換半導体層にフリップチップ接合される、放射線検出器。

10

【請求項 2】

前記複数の赤外放射源は、前記直接変換半導体層のバンドギャップより小さい光子エネルギーを有するサブバンド赤外放射により前記直接変換半導体層の直接変換材料を照射するように構成される、請求項 1 に記載の放射線検出器。

【請求項 3】

前記複数の赤外放射源の各々が、前記ピクセルパッドの間隙部分に配される、請求項 1 に記載の放射線検出器。

【請求項 4】

20

前記赤外線源層が、前記読み出しチップ上の関連する接点部分に前記ピクセルパッドを電気的に接続するスルーリード部分を有する、請求項1に記載の放射線検出器。

【請求項5】

前記複数の赤外放射源が、それぞれ異なる波長のサブバンド赤外放射をもつ個々の赤外放射源を各々が有する複数のグループを構成する、請求項2に記載の放射線検出器。

【請求項6】

前記複数のグループのうち1つのグループの各赤外放射源が、前記直接変換半導体層の個別のピクセルパッドの異なる角に配される、請求項5に記載の放射線検出器。

【請求項7】

前記複数の赤外放射源が、アノード側から前記直接変換半導体層の直接変換材料を照射するように配される、請求項1に記載の放射線検出器。 10

【請求項8】

前記赤外放射源の各々が、前記放射線検出器のピクセルのサブセットに割り当てられる、請求項1に記載の放射線検出器。

【請求項9】

前記直接変換半導体層が、Cd[zn]Te結晶で作られている、請求項1に記載の放射線検出器。

【請求項10】

放射線検出器を製造する方法であって、

a) 入射放射線を電気信号に変換する直接変換半導体層に、複数のピクセルパッドを配するステップと、 20

b) 前記ピクセルパッドに、前記電気信号を受け取る読み出しチップを接続するステップと、

c) 前記読み出しチップに、複数の赤外放射源を有する赤外線源層を接続し又は集積化するステップと、

を含み、前記ステップb)が、前記読み出しチップに接続され又は集積された前記赤外線源層に、前記直接変換半導体層を、前記ピクセルパッドを介してフリップチップ接合するステップを含む、方法。

【請求項11】

前記読み出しチップに前記赤外線源層を取り付ける前に、前記直接変換半導体層をテストするために前記赤外線源層を介在物として使用するステップを更に含む、請求項10に記載の方法。 30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線検出器の分野に関し、非制限的な例として、入射放射線を電気信号に変換する直接変換半導体層を有するX線検出器のような、放射線検出器の分野に関する。より具体的には、本発明は、例えば人間の医用イメージング又は他の目的のための光子計数(エネルギー分解)検出器の分野に関する。

【背景技術】

【0002】

直接変換半導体層を有するX線検出器は、個別のX線量子又は光子が、定量的に及びエネルギー選択的に検出されることを可能にする。このタイプのX線検出器の場合、入射X線光子は、半導体材料を有する部分的に多段階の物理的相互作用プロセスのために、半導体層に電子-正孔対の形の自由電荷担体を生成する。例えば、CdTe、CdZnTe(CZT)、CdTeSe、CdZnTeSe、CdMnTe、InP、TIBr₂又はHGI₂の形の半導体材料は、これらの材料が医用イメージングのエネルギーレンジ内で高いX線吸収を有するという理由で、X線光子を検出するのに適している。一例として、CZTは、それが室温で動作するとともに毎秒1平方ミリメートルにつき百万より多くの光子を処理することができるという点で、シリコン及びゲルマニウム検出器と比較してユニ 40

ークである。C Z T の分光解像度は、ほとんどの他の検出器を上回る。

【0003】

X線光子に対応する吸収イベントを検出するために、各電極が、半導体層の2つの面にフィットされ、電圧が、電界を生成するように電極に印加される。吸収イベントの空間的に分解された検出のために、一方の電極は、ピクセル化された様態で実現され、読み出し電極と呼ばれる。その反対側に配置される他方の電極は、通常は平坦な様態で実現され、反対電極と呼ばれる。これらの電極（すなわちアノード及びカソード）の間に生成される電界において、自由電荷担体は、電荷のタイプ及び電極の極性に依存して加速され、電極において電流の形で電気信号を誘起する。電流は、例えば評価ユニットによって、評価信号に変換され、その大きさは、電流曲線の面積積分に比例し、ゆえに、入射X線光子によって自由にされる電荷の量に比例する。こうして生成された評価信号は、その後パルス弁別器に伝達され、パルス弁別器は、閾値を利用したやり方でX線を検出する。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

光子計数エネルギー分解スペクトルコンピュータトモグラフィ（P C S C T）検出器は、医療C Tにおける次の大きなステップになると期待されている。個々の光子は、20 M c p s / m m² の光子計数レートでそれらのエネルギーに関して計数され、粗く特徴づけられることができるので、そのような検出器は、シンチレーション（電離放射線によって励起された発光の特性）を呈し及びC Z Tより非常に遅いシンチレータに代わって、C d [Z n] T eのような直接変換材料によって構築される必要がある。将来のガーネットベースのシンチレータの場合、これは変わりうるが、このような装置の場合には、光を電気信号に変換しなければならない非常に速いフォトダイオードも更に必要とされる。それゆえ、C d [Z n] T eのような現在の直接変換材料が、P C S C Tに関して好ましいオプションのままである。

20

【0005】

しかしながら、C Z T材料は、X線によって照射されるとき、分極される傾向、すなわちピクセルボリュームに空間電荷を形成する傾向があり、空間電荷は、印加される電界を弱め、それにより、C Z T材料とX線光子との相互作用の際に生成される電子 正孔対は、もはやアノード及びカソードの方へ十分に速くはドリフトしない。結果として、不十分な電荷が集められ又は電荷は集められず、測定結果が間違ったものになる。これは図4 aに示されており、図4 aは、4つのそれぞれ異なる閾値（30 k e V、33 k e V、36 k e V、51 k e V）による4つの異なるエネルギーチャネルC h 1乃至C h 4を通じて100 μ s の12000の短い測定期間にわたる測定カウントを示す。2000の測定期間の前に、X線照射が始まり（シャッタが開かれ）、約7000測定期間のところで、X線照射が止まる（シャッタが閉じられる）。X線照射の開始後の検出材料ボリュームにおける分極効果のため、カウント数は、のちの測定期間の間降下する。生じる空間電荷は電界を弱め、従ってより少ない電子がアノードに達し、これは、減少したカウント数に現れる。実際の閾値に依存して、この降下は、異なる時点に観察される。

30

【0006】

本発明の目的は、変換材料内においてより少ない分極を呈するより効果的な放射線検出を提供することである。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

この目的は、請求項1に記載の放射線検出器、請求項11に記載の検出方法、及び請求項12に記載の製造方法によって達成される。

【0008】

それに応じて、放射線光子は、直接変換材料のピクセル内における分極傾向を減少させ、ゆえに、より高いX線フラックスでの計数が可能になる。付加される赤外光は、深いトラップがリリースされるようにし、それにより、空間電荷が生まれないようにする。より

50

具体的には、サブバンド赤外光を使用することにより、検出される放射線は、単に直接変換材料によって吸収されないのでなく、電子 正孔対（例えは欠損状態で）を生成することができる。提案される赤外線照射が、メタライゼーションがない側から行われる場合、赤外光は吸収されず（厳密に言えば：欠損状態によってのみ吸収される）、それにより、赤外光源から最も離れているピクセルもが、充分なサブバンド赤外光を受け取る。

【0009】

第1の見地によれば、複数の赤外放射源が、直接変換半導体層のバンドギャップより小さい光子エネルギーを有するサブバンド赤外線により、直接変換半導体層を照射するよう適応される。バンドギャップより小さいエネルギーを有する放射光子は、直接変換材料のピクセル内における分極傾向を低減する。

10

【0010】

第1の見地と組み合わせられることができる第2の見地によれば、複数の赤外放射源は、赤外線源層に設けられることができ、赤外放射源層は、直接変換半導体層と基板の読み出しチップとの間に配置され、ピクセルパッドを通じて直接変換半導体層にフリップチップ接合される。フリップチップ接合を有するこのような構造は、4辺突き合わせ可能（4-side-butttable）な構造のため、高い実装密度を可能にする。

【0011】

第1又は第2の見地と組み合わせられることができる第3の見地によれば、複数の赤外放射源の各々は、ピクセルパッドの間隙部分に配置されることができ、すなわち、直接変換材料がパッドメタライゼーションによってカバーされていない部分に配置されることができる。このことにより、少なくとも赤外放射線の一部は、電極メタライゼーションによるいかなる減衰もなく、直接変換半導体層に入射することができる。

20

【0012】

第1乃至第3の見地と組み合わせられることができる第4の見地によれば、赤外線源層は、ピクセルパッドを、読み出しチップ上の関連する接点部分に電気的に接続するためのスルーリード部分を有することができる。この方策は、配線の複雑さを低減し、こうして実装密度を一層増大させる。

【0013】

第1乃至第4の見地のいずれか1つと組み合わせられることができる第5の見地によれば、複数の赤外線源は、異なる波長のサブバンド赤外線放射を有する赤外線源をそれぞれが有する複数のグループを構成することができる。こうして、赤外線照射の効率は、より広い放射線スペクトルを供給することによって増大されることができる。第4の見地のより特化した実現例において、複数のグループのうち1つのグループの各赤外線源は、直接変換半導体層の別個のピクセルパッドの異なる角に配置されることができる。このことにより、それぞれ異なる波長の空間分布が、バランスされることができる。

30

【0014】

第1乃至第5の見地のいずれか1つと組み合わせられることができる第6の見地によれば、複数の赤外線源は、アノード側から直接変換半導体層を照射するように構成されることができる。これは、アノード電極が間隙部分を備えるので、電極メタライゼーションによる放射損失が減らされることができるという利点を提供する。

40

【0015】

第1乃至第6の見地のいずれか1つと組み合わせられることができる第7の見地によれば、赤外線源の各々は、放射線検出器のピクセルのサブセットに割り当てられることができる。これは、赤外線源の数を減らし、より高い実装密度を可能にする。

【0016】

第1乃至第7の見地のいずれか1つと組み合わせられることができる第8の見地によれば、直接変換半導体層は、Cd [Zn]Te結晶で作られることができる。この材料は、速い光子計数を可能にする。ここで、Cd [Zn]Teという表現は、2つの材料CdTe及びCdZnTe（すなわちCZT）を表すために使用される。

【0017】

50

第1乃至第8の見地のいずれか1つと組み合わせられることができる第9の見地によれば、製造プロセスは、複数の赤外放射源を有する赤外線源層を、直接変換半導体層と読み出しチップとの間に配置することを含むことができる。

【0018】

第1乃至第9の見地のいずれか1つと組み合わせられることができる第10の見地によれば、製造プロセスは、接続される又は集積される赤外放射源を有する読み出しチップに、直接変換半導体層を結合することを含むことができる。

【0019】

第1乃至10の見地のいずれか1つと組み合わせられることができる第11の見地によれば、製造方法は、読み出しチップに赤外線源層を取り付ける前に、直接変換半導体層をテストするために、その赤外線源層を介在物として使用することを含むことができる。これにより、提案される付加の赤外放射の効果が、製造プロセス中に評価されることがある。

10

【0020】

請求項1に記載の放射線検出器、請求項11に記載の検出方法及び請求項12に記載の製造方法は、特に従属請求項に記載されるようなものと同様の及び/又は同一の好適な実施形態を有することが理解される。

【0021】

本発明の好適な実施形態は更に、それぞれの独立請求項と従属請求項の任意の組み合わせでありうることが理解されるべきである。

20

【0022】

本発明のこれら及び他の見地は、以下に記述される実施形態から明らかになり、それらを参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】第1の実施形態による放射線検出器の断面を例示的且つ概略的に示す図。

【図2】第1の実施形態による放射線検出器の上面を例示的且つ概略的に示す図。

【図3】さまざまな異なる赤外波長に関する第2の実施形態による放射線検出器の例示的且つ概略的な上面図。

【図4a】赤外線LED照射のない場合に複数の短い測定期間にわたって測定されたカウントを示す図。

30

【図4b】赤外線LED照射のある場合に複数の短い測定期間にわたって測定されたカウントを示す図。

【発明を実施するための形態】

【0024】

図1は、第1の実施形態による放射線検出器の断面を概略的に及び例示的に示している。赤外線LED層10は、例えば特定用途向け集積回路(ASIC)のような4辺突き合わせ可能なCMOS(相補型MOS)読み出し回路又はチップ50と、CZT結晶60との間に配置される。CZT結晶60は、ピクセルパッド20を通じて、読み出しを行う基板(すなわち赤外線LED層10及び読み出しチップ50)にフリップチップ接合される。より具体的には、赤外線照射装置(すなわち赤外線LED層10)は、読み出しチップ50に集積化され、それに、CZT結晶60がフリップチップ接合されて、電気入力/出力回路がそのエッジではなくデバイスの下に配置される4辺突き合わせ可能な結晶が達成される。この3次元実装は、複数の放射線検出器の極めて近接したスペーシングを可能にする。

40

【0025】

光子がバンドギャップより小さいエネルギーを有するサブバンド赤外線LED光による照射は、CZT結晶60のピクセル内における分極傾向を低下させ、それにより、より高いX線フラックスの計数が可能になる。しかしながら、側方からの赤外線照射は、それが3辺突き合わせ可能な検出器モジュールのみを可能にするという不利益を有する。4辺突

50

き合わせ可能な検出器をサポートするために、赤外線照射が、カソード側（すなわち図1の上側）から行われることができ、その場合、カソードのメタライゼーション（図示せず）は、それが薄いので、おそらく障壁にならない。しかしながら、赤外線LED層10は、X線ビーム内にある。代わりの選択肢として、赤外線照射が、アノード側（すなわち図1の下側）から行われることができる。これは、アノード側には金属化されていない領域があるという理由で有利である。これらのピクセル間隙が照射される場合、赤外線照射は一層改善される。

【0026】

それゆえ、図1に示されるように、読み出しチップ50の読み出し電子部品のピクセルが、それぞれのソルダーバンプ及びスルー接続部分40を通じて、CZT結晶60のピクセルパッド20に直接に結合される。加えて、赤外線LED層10のための給電接点42が設けられる。読み出し回路を有する基板は、読み出し電子部品のほかに、1又は複数のサブバンド赤外線LED源30を実現する。任意には、第2の実施形態に関連して後述されるように、それぞれ異なる赤外光波長が使用されることができる場合、1ピクセルあたり2以上の赤外線LED源30が実現されることができ、これは、それは異なるエネルギーの深いトラップのより多くの電荷をリリースするのを助けることができる。

【0027】

代替として、ピクセルのサブセットにのみ赤外線LED源30を実現することが十分でありうる。赤外線LED源30は、CMOSと異なるGaAs又はAlGaAs材料から製造されることができるので、赤外線LED源30は、別の基板（すなわち赤外線LED層10）上に実現されることができ、これは、CMOS技術で製造される読み出しチップ50の読み出し電子部品にフリップチップ接合される。これについては、例えばMcKendry他の"Individually addressable AlInGaN micro-LED arrays with CMOS control and sub nanosecond output pulses", IEEE Photonics Techn Let, Vol. 21, No. 12, June 15, 2009.に述べられている。読み出しチップ50のCMOS基板は、各ピクセルごとに接点パッドを実装し、赤外線LED層10のための電力供給を更に実現することができる。赤外線LED層10は、スルー接続部分40によってピクセルパッド20とスルー接続し、それにより、赤外線LED層10が、CZT結晶50にフリップチップ接合される。赤外線LED層10上の赤外線LED源30の発光するドットは、ピクセル間隙を照射し、又はピクセルパッド20の薄いパッドメタライゼーションを通じて照射する。

【0028】

更に、製造プロセス中、LED赤外線層10は、LED赤外線層10を読み出し電子部品に取り付ける前に、CZT結晶60をテストするために介在物として使用することができ、従って、LED赤外線層10を取り付けた後、CZT結晶60は、赤外線光の照射を伴って、エネルギー分解されたX線光子検出のためのその性能に関してテストすることができる。こうして、考えられるCZT結晶60が、付加される赤外照射によりその性能をどの程度高めることができるかを測定することができる。

【0029】

図2は、第1の実施形態による放射線検出器の上面図を概略的に及び例示的に示しており、単一の赤外波長について赤外線LED層上10に赤外線LED源30の2D配置が施されている。図2から分かるように、赤外線LED源30は、CZT結晶60（図2に示さず）のピクセルパッド20の間のピクセル間隙に配置される。

【0030】

図3は、4つの異なる赤外波長を提供する赤外線LED源32の2D配置を有する第2の実施形態による放射線検出器の（アノード側を向いた）上面図を概略的に及び例示的に示している。第2の実施形態において、異なる赤外波長の4つの赤外線LED源32が、CZT結晶60（図3において図示せず）の隣接ピクセルパッド20のエッジに配置されている。

【0031】

上述の第1及び第2の実施形態において、赤外線LED源30、32は、CMOS読み

10

20

30

40

50

出しチップ 50 に集積化することができる。例えば、有機発光ダイオード (OLED) が、シリコン CMOS ASIC に集積化することができる。このような集積化に関して、実施形態の更なる簡略化が可能である。

【0032】

図 4 b は、図 4 a と同様の図であるが、付加される赤外線 LED 照射 (880 nm) により 4 つの異なる閾値 (30 keV, 33 keV, 36 keV, 51 keV) を用いて 4 つの異なるエネルギー-チャネル Ch 1 乃至 Ch 4 を通じて 100 μs の短い測定期間の幾つかにわたって測定された光子数を示している。図 4 b から分かるように、赤外光は、計数レートの降下を消滅させ、これは、空間電荷が生じないように深いトラップがリリースされることにより説明することができる。提案されるサブバンド赤外放射線によって、赤外光は、単に CZT 材料によって吸収されるのではなく、(欠損状態により) 電子 正孔対を生成することができる。図 4 b の図の基礎をなす実験において、赤外線照射は、側面から行われることができる。光が吸収されないので、光源から最も遠くにあるピクセルも、充分なサブバンド赤外線光を受け取る。

【0033】

要するに、入射放射線を電気信号に変換する直接変換半導体層を有する放射線検出が記述されている。サブバンド赤外線 (IR) 照射は、照射される際の直接変換半導体材料における分極を低減させるので、計数が、より高い管電流においてもベースラインシフト無しに可能である。赤外線照射装置は、読み出し回路に集積化され、そこに、結晶がフリップチップ接合されて、4 辺突き合わせ可能な結晶を実現する。

【0034】

上述した実施形態において、検出される放射線は X 線であるが、他の実施形態では、他のタイプの放射線が使用されることができる。例えば、放射線源は、例えば可視波長レンジのような他の波長レンジ内の光を生成する放射線源でありうる。放射線源は、レージング装置でありうる。

更に、前述の実施形態では、サブバンド赤外光が記述されているが、他の放射線波長も、分極効果を減らすことが可能でありうる。それゆえ、本発明は、サブバンド放射線に制限されることを意図しない。記述されている赤外線源は、赤外線 LED 30 に代わって赤外線レーザダイオード又は他の波長を有する他の線源であってもよい。更に、読み出しチップ 50 は、CMOS 技術に制限されることを意図せず、他の任意の半導体技術に基づいて実現されることもできる。直接変換材料は、CZT に限定されない。そうではなく、CdTe、CdTeSe、CdZnTeSe、CdMnTe、InP、TIBr2 又は HGI2 の形の他の任意の適切な半導体が、X 線又は他の放射線光子を検出するために、CZT 結晶 60 の代わりに使用されることができる。

【0035】

開示された実施形態に対する他の変更は、図面、開示及び添付の請求項の検討から、請求項に記載の本発明を実施する際に当業者によって理解され達成されることができる。

【0036】

図面は概略的に示されているにすぎない。例えば、それらは一定の比率で描かれておらず、すなわち、例えば電極は、図に示されるよりも薄い。

【0037】

請求項において、「有する、含む (comprising)」という語は、他の構成要素又はステップを除外せず、不定冠詞「a」又は「an」は複数性を除外しない。

【0038】

単一のユニット又は装置が、請求項に記載されるいくつかのアイテムの機能を達成することができる。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示さない。

【0039】

請求項に記載の参照符号は、本発明の範囲を制限するものとして解釈されるべきではない。

10

20

30

40

50

【図1】

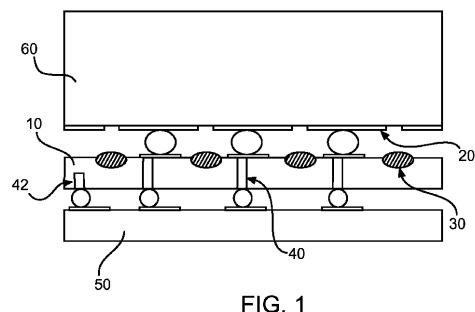


FIG. 1

【図2】

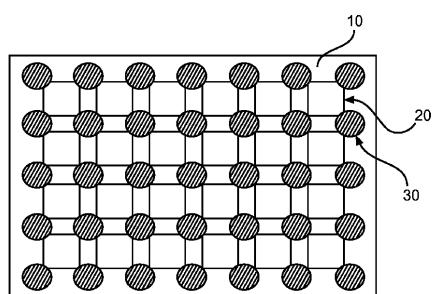


FIG. 2

【図3】

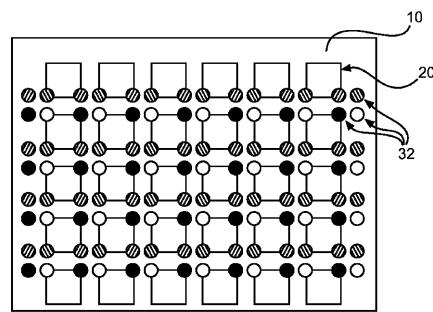


FIG. 3

【図4 a】

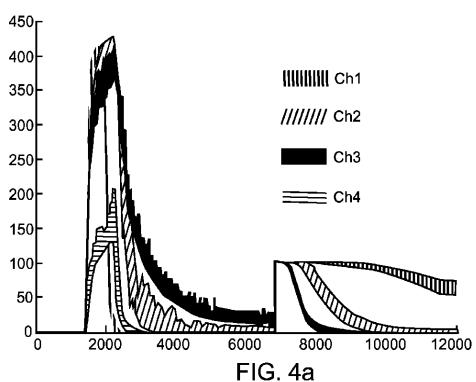


FIG. 4a

【図4 b】

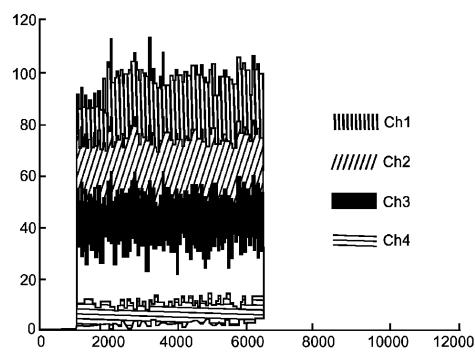


FIG. 4b

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
H 04 N 5/369 (2011.01) H 04 N 5/32
H 04 N 5/369

(72)発明者 ヘルマン クリストフ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイントーフェン ハイ テック キャンパス 5
(72)発明者 ステッドマン ブッカ ロジャー
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイントーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 右田 純生

(56)参考文献 特表2007-527987 (JP, A)
米国特許第07223981 (US, B1)
米国特許出願公開第2008/0164418 (US, A1)
特開2004-146769 (JP, A)
特開昭61-223689 (JP, A)
特開2012-185159 (JP, A)
特開2009-186475 (JP, A)
米国特許出願公開第2007/0034806 (US, A1)
米国特許出願公開第2010/0078558 (US, A1)
米国特許出願公開第2011/0253886 (US, A1)
特開2005-024368 (JP, A)
特開2003-107162 (JP, A)
特表平11-513221 (JP, A)
特開平04-134290 (JP, A)
米国特許第06373064 (US, B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 01 T 1 / 24
G 01 T 1 / 16
G 01 T 3 / 08
H 01 L 31 / 08