

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6969734号
(P6969734)

(45) 発行日 令和3年11月24日(2021.11.24)

(24) 登録日 令和3年11月1日(2021.11.1)

| | |
|--------------------------------|----------------|
| (51) Int.Cl. | F I |
| GO 1 R 29/24 (2006.01) | GO 1 R 29/24 J |
| GO 1 T 1/17 (2006.01) | GO 1 R 29/24 Z |
| GO 1 T 1/24 (2006.01) | GO 1 T 1/17 A |
| HO 4 N 5/3745 (2011.01) | GO 1 T 1/24 |
| HO 4 N 5/32 (2006.01) | GO 1 T 1/17 G |

請求項の数 3 (全 9 頁) 最終頁に続く

| | |
|--|--|
| (21) 出願番号 特願2017-37071 (P2017-37071) | (73) 特許権者 304023318 国立大学法人静岡大学 静岡県静岡市駿河区大谷836 |
| (22) 出願日 平成29年2月28日(2017.2.28) | (73) 特許権者 516088329 株式会社ANS e e N 静岡県浜松市中区城北3丁目5-1 |
| (65) 公開番号 特開2018-141735 (P2018-141735A) | (74) 代理人 100088155 弁理士 長谷川 芳樹 |
| (43) 公開日 平成30年9月13日(2018.9.13) | (74) 代理人 100124800 弁理士 諏澤 勇司 |
| 審査請求日 令和2年2月28日(2020.2.28) | (72) 発明者 青木 徹 静岡県浜松市中区城北3丁目5-1 国立 大学法人静岡大学内 |
| 特許法第30条第2項適用 ▲1▼開催日 平成28年 11月10日 ▲2▼集会名、開催場所 第1回生体医 歯工学共同研究拠点国際シンポジウム 東京医科歯科大 学 M&Dタワー [刊行物等] ▲1▼開催日 平成 28年12月4日 ▲2▼集会名、開催場所 OPTI C2016 国立台湾科技大学 台北, 台湾 3-5 | 最終頁に続く |

(54) 【発明の名称】電荷検出回路及びそれを含む放射線検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

発生する電荷の量を時系列に検出する回路であって、
 キャパシタを含み、電荷の入力をパルス状の電流信号として受けて前記キャパシタに前記電荷を蓄積することにより、前記電荷を電圧信号に変換する増幅器と、
 前記電圧信号と所定の閾値電圧とを所定の時間間隔で比較することにより比較信号を生成する比較器と、
 前記比較器によって前記所定の時間間隔で生成された前記比較信号の所定の状態の持続回数を計数して得た計数値を、前記電荷の入力信号の波高値を示す値として出力する計数器と、
 前記比較器によって前記所定の時間間隔で生成された前記比較信号が前記所定の状態を示す際に、前記増幅器の前記キャパシタから所定量の電荷を順次引き抜く電荷引抜部と、
 を含む電荷検出回路と、
 放射線の入射に応じて電荷を発生させ、前記電荷を前記電荷検出回路に入力する半導体検出器と、
 を備え、
 前記計数器は、前記電圧信号が前記所定の閾値電圧を超えたことを示す前記所定の状態の持続回数を計数し、
 前記電荷引抜部は、前記比較信号が前記電圧信号が前記所定の閾値電圧を超えたことを示す前記所定の状態を示す際に、前記所定量の電荷を引き抜き、前記比較信号が前記所定

の閾値電圧以下になったことを示すまで、比較器の比較動作に同期して繰り返し前記所定量の電荷を引き抜き、

前記増幅器は、前記比較信号が前記所定の閾値電圧以下となったことを示す際には、前記電荷引抜部による電荷の前記キャパシタへの供給が停止された状態で前記半導体検出器からの電荷を前記キャパシタに蓄積させる、
放射線検出装置。

【請求項 2】

前記電荷引抜部は、引き抜くための前記所定量の電荷を予め蓄積するためのキャパシタを有する、
請求項 1 記載の放射線検出装置。

10

【請求項 3】

前記電荷引抜部は、前記所定量の電荷を引き抜くための定電流源を有する、
請求項 1 記載の放射線検出装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、発生する電荷の量を時系列に検出する電荷検出回路及びそれを含む放射線検出装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、半導体検出器等の放射線検出器から出力される電流信号（電荷信号）を対象に、時間的に変化する電荷量を時系列に検出する検出回路の仕組みが検討されている。例えば、下記非特許文献 1 には、T o T (Time over Threshold) 法を採用した検出回路が提案されている。この検出回路は、検出器からの電流信号を増幅器で電圧信号に変換し、その電圧信号のパルスが閾値を超えた時間を計測し、その時間をパルスの波高値の計測結果として出力することができる。

20

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0003】

【非特許文献 1】T.Orita, H. Takahashi and K. Shimazoe, “Dynamic Time-over-Threshold Method for Multi-Channel APD Based Gamma-Ray Detectors”, 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), 2012 年, p. 824 - 826

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上述した T o T 法を採用した検出回路では、電圧信号のパルスの時間幅を波高値に変換しているが、時間値と波高値との間の関係が線形でないため、得られる波高値の計測結果の精度が低くなりがちである。また、この検出回路では、電圧信号のパルス波形を整形するためのフィルタ回路等の整形回路が必要とされるため、回路構成が複雑

40

【0005】

本発明は、上記課題に鑑みて為されたものであり、簡易な回路構成で時間的に変化する電荷信号の波高値を精度よく計測することが可能な電荷検出回路及びそれを含む放射線検出装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決するため、本発明の一形態にかかる電荷検出回路は、発生する電荷の量を時系列に検出する回路であって、キャパシタを含み、電荷の入力を受けてキャパシタに電荷を蓄積することにより、電荷を電圧信号に変換する増幅器と、電圧信号と所定の閾値

50

電圧とを所定の時間間隔で比較することにより比較信号を生成する比較器と、比較器によって所定の時間間隔で生成された比較信号の所定の状態の持続回数を計数して得た計数値を出力する計数器と、比較器によって所定の時間間隔で生成された比較信号が所定の状態を示す際に、増幅器のキャパシタから所定量の電荷を順次引き抜く電荷引抜部と、を備える。

【0007】

あるいは、本発明の他の形態にかかる放射線検出装置は、上記構成の電荷検出回路と、放射線の入射に応じて電荷を発生させ、電荷を電荷検出回路に入力する半導体検出器と、を備える。

【0008】

上記形態の電荷検出回路によれば、増幅器において入力された電荷が蓄積されることにより電圧信号が生成され、比較器においてその電圧信号が周期的に閾値電圧と比較されることにより比較信号が生成され、電荷引抜部により比較信号が所定に状態を示す際に増幅器に蓄積された電荷から所定量の電荷が引き抜かれる。これにより、入力された電荷の信号が、その電荷の量に対応して時間軸方向に変換された連続する比較信号に変換されて出力される。このような構成の電荷検出回路によれば、電荷の信号の波高値を高精度に計数して出力することができ、電圧波形を整形するため整形回路が不要とされるため、回路構成が単純化される。その結果、簡易な回路構成で時間的に変化する電荷信号の波高値を精度よく計測することができる。あるいは、上記形態の放射線検出装置によれば、装置の小型化が容易で、高精度の放射線検出装置を実現することができる。

【0009】

ここで、計数器は、電圧信号が所定の閾値電圧を超えたことを示す所定の状態の持続回数を計数し、電荷引抜部は、比較信号が、電圧信号が所定の閾値電圧を超えたことを示す所定の状態を示す際に、所定量の電荷を引き抜く、こととしてもよい。この場合、入力された電荷の信号の波高値が高精度に計測できるとともに、電荷引抜部の回路構成が単純化される。

【0010】

また、電荷引抜部は、引き抜くための所定量の電荷を予め蓄積するためのキャパシタを有する、こととしてもよいし、所定量の電荷を引き抜くための定電流源を有する、こととしてもよい。この場合、電荷引抜部の回路構成が容易に単純化される。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、簡易な回路構成で時間的に変化する電荷信号の波高値を精度よく計測することができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】実施形態にかかる放射線検出装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】図1の電荷検出回路の電荷引抜部の具体的な回路構成を示す図である。

【図3】図1の電荷検出回路の電荷引抜部の具体的な回路構成を示す図である。

【図4】図1の放射線検出装置において処理される各種信号の時間波形を示す図である。

【図5】比較例にかかる放射線検出装置の概略構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、図面を参照しつつ本発明に係る電荷検出回路および放射線検出装置の好適な実施形態について詳細に説明する。なお、図面の説明においては、同一又は相当部分には同一符号を付し、重複する説明を省略する。

【0014】

まず、図1を参照して、本発明の放射線検出装置の一実施形態に係る放射線検出装置10の機能および構成を説明する。図1に示す放射線検出装置10は、時間的に変化する入射放射線の強度を検出するための装置である。この放射線検出装置10は、1つの検出素

10

20

30

40

50

子からなる半導体検出器 1 1 と、その半導体検出器からの出力を処理する電荷検出回路 1 2 とから構成されているが、入射放射線の強度の二次元分布を計測可能なように、2 次的に配列された複数の半導体検出器 1 1 と、複数の半導体検出器 1 1 のそれぞれに対応して設けられた複数の電荷検出回路 1 2 とから構成されてもよい。このような 2 次元配列の回路構成は、半導体基板上に集積回路を形成することによって実現できる。

【 0 0 1 5 】

図 1 に示すように、放射線検出装置 1 0 は、半導体検出器 1 1 と、電荷検出回路 1 2 とを含んで構成されている。この電荷検出回路 1 2 は、半導体検出器 1 1 に電氣的に接続されて、半導体検出器 1 1 から入射放射線の強度に応じて生成される電荷信号が入力される回路であり、前置増幅器（増幅器）1 3、アナログ - デジタル変換器（A D C）1 4、計数器 1 5、及び電荷注入回路（電荷引抜部）1 6 を有している。以下、放射線検出装置 1 0 の各構成要素の構成について説明する。

10

【 0 0 1 6 】

半導体検出器 1 1 は、X 線等の放射線の入射に伴い電子正孔対（電荷対）を生成して、入射放射線をそのエネルギー量に対応した電流信号（電荷信号）に変換する検出器である。このような検出器の例としては、C d（Z n）T e 半導体検出器、S i 半導体検出器、G e 半導体検出器、G a A s 半導体検出器、G a N 半導体検出器、T l B r 半導体検出器等が挙げられる。

【 0 0 1 7 】

電荷検出回路 1 2 の前置増幅器 1 3 は、半導体検出器 1 1 から電荷を電流信号として受けて、その電荷を蓄積することにより電圧信号に変換する回路部である。具体的には、前置増幅器 1 3 は、キャパシタを含んでおり、キャパシタに電荷を蓄積することにより、そのキャパシタの両端の電圧を電圧信号として出力する。

20

【 0 0 1 8 】

電荷検出回路 1 2 の A D C 1 4 は、オーバーサンプリングの処理により、所定の時間間隔（例えば、1 0 0 n s e c 間隔）で周期的に電圧信号を所定の閾値電圧と比較し、比較の結果生じた比較信号を出力する回路部である。すなわち、A D C 1 4 は、電圧信号と閾値電圧とを比較する比較器であり、電圧信号が閾値電圧を超えた際にはハイレベルの比較信号を出力し、電圧信号が閾値電圧以下の場合には、ローレベルの比較信号を出力する。つまり、この A D C 1 4 は、1 ビットのアナログ - デジタル（A / D）変換器である。

30

【 0 0 1 9 】

電荷検出回路 1 2 の電荷注入回路 1 6 は、A D C 1 4 によって所定の時間間隔で周期的に生成された比較信号が所定の状態を示す際に、前置増幅器 1 3 内のキャパシタから所定量の電荷を順次引き抜くための回路部である。この電荷注入回路 1 6 は、A D C 1 4 から出力された比較信号がハイレベルの状態を示し、直前の A D C 1 4 の動作において電圧信号が閾値電圧を超えていたことを示す際に、キャパシタに半導体検出器 1 1 から供給された電荷に対して逆極性の電荷を供給することにより、そのキャパシタから所定量の電荷を引き抜く。電荷注入回路 1 6 は、この電荷の引き抜き動作を、A D C 1 4 による周期的な比較動作に同期して行い、比較信号がローレベルになるまで、すなわち、比較信号によって直前の A D C 1 4 の動作において電圧信号が閾値電圧以下となったことが示されるまで継続する。

40

【 0 0 2 0 】

電荷検出回路 1 2 の計数器 1 5 は、A D C 1 4 によって所定の時間間隔で周期的に生成された比較信号の所定の状態の持続回数を計数して、その結果得た計数信号を生成・出力する回路部である。すなわち、A D C 1 4 から出力された比較信号のハイレベルの状態の持続回数を、A D C 1 4 による周期的な比較動作に同期してカウント（計数）する。より具体的には、計数器 1 5 は、A D C 1 4 の動作間隔である所定の時間間隔において、比較信号がハイレベルの状態を検出した際に、計数信号の計数値に 1 を加算する。そして、計数器 1 5 は、計数値を示す信号を所定の時間間隔（例えば、1 . 6 μ s e c 間隔）で出力することにより、電荷量の時間軸方向の分布を示すデジタル信号を出力する。計数器 1 5

50

は、所定の時間間隔で計数値をリセットしながら計数信号を生成する。例えば、ADC 14によるA/D変換の間隔が100ns間隔であり、1.6μsec間隔で計数値を出力する場合には、4ビットの計数信号を生成することができる。このような計数器15としては、公知のフリップフロップ等のカウンタ回路を用いることができる。

【0021】

図2は、上述した電荷検出回路12の回路構成の例を示している。図2に示す構成においては、半導体検出器11の一方の端子にバイアスが印加され、半導体検出器11の他方の端子が前置増幅器13の入力に接続される。また、前置増幅器13は、差動増幅器13aとキャパシタ13bによって構成され、差動増幅器13aの非反転入力グラウンドに接続され、差動増幅器13aの反転入力半導体検出器11に接続され、差動増幅器13aの出力と反転入力間にキャパシタ13bが接続されている。このような構成によって、半導体検出器11から入力された電荷がキャパシタ13bに蓄積され、その電荷の量に対応する電圧信号が差動増幅器13aの出力に生成される。さらに、電荷注入回路16は、スイッチトキャパシタ回路であり、直流電源16a、キャパシタ16b、及びスイッチ素子16c~16fによって構成される。このような構成の電荷注入回路16は、ADC 14からの比較信号ENと、ADC 14による周期的な比較動作に同期したクロック信号CLOCKを受け、クロック信号CLOCKに同期したタイミングにおいて比較信号ENがハイレベルを示すときに、キャパシタ16bに予め蓄積させておいた直流電源16aの電圧に対応した電荷量の電荷を、前置増幅器13のキャパシタ13bに供給する。このとき、キャパシタ16bからキャパシタ13bに供給される電荷は、半導体検出器11からキャパシタ13bに供給される電荷の極性に対して逆の極性の電荷となるように直流電源16aの極性が設定される。具体的には、直流電源16aの一端がグラウンドに接続され、直流電源16aの他端がスイッチ素子16cを介してキャパシタ16bの一端に接続され、キャパシタ16bの他端がスイッチ素子16fを介してキャパシタ13bの半導体検出器11側の端子に接続される。さらに、キャパシタ16bの両端は、それぞれ、スイッチ素子16d、16eを介してグラウンドに接続される。上記構成の電荷注入回路16においては、スイッチ素子16c及びスイッチ素子16eが閉じられ、スイッチ素子16d、16fが開かれることにより、予めキャパシタ16bに電荷が蓄積される。その後、クロック信号CLOCKに同期したタイミングにおいて、比較信号ENがハイレベルを示す場合に、スイッチ素子16c及びスイッチ素子16eが開かれ、スイッチ素子16d、16fが閉じられることにより、キャパシタ16bに蓄積された電荷が、キャパシタ13bに供給される。

【0022】

図3は、電荷検出回路12の別の回路構成の例を示している。図3に示す構成においては、電荷注入回路16Aが、スイッチトカレント回路であり、定電流源16g及びスイッチ素子16hによって構成される。このような構成の電荷注入回路16Aは、クロック信号CLOCKに同期したタイミングにおいて比較信号ENがハイレベルを示すときに、定電流源16gの電流値に対応した電荷量の電荷を、前置増幅器13のキャパシタ13bに供給する。このとき、定電流源16gからキャパシタ13bに供給される電荷は、半導体検出器11からキャパシタ13bに供給される電荷の極性に対して逆の極性の電荷となるように定電流源16gの極性が設定される。具体的には、定電流源16gの一端がグラウンドに接続され、定電流源16gの他端がスイッチ素子16hを介してキャパシタ13bの半導体検出器11側の端子に接続される。上記構成の電荷注入回路16Aにおいては、クロック信号CLOCKの一周期の期間において、比較信号ENがハイレベルを示す場合に、スイッチ素子16hが閉じられることにより、定電流源16gの電流値とクロック信号CLOCKの周期の積で決まる電荷量の電荷が、キャパシタ13bに供給される。

【0023】

次に、上述した放射線検出装置10の動作例について、比較例と比較しつつ説明する。

【0024】

図5には、比較例にかかる放射線検出装置910の概略構成を示している。比較例にか

10

20

30

40

50

かる放射線検出装置 910 は、T o T 法を採用した検出回路を備え、前置増幅器 13 の後段に接続された波形整形回路 915 及びTime-to-Digital変換器 (T D C) 914 を有している。波形整形回路 915 は、前置増幅器 13 から出力された電圧信号のノイズを低減するとともにその電圧信号を整形して出力するための回路であり、フィルタ回路及び増幅器を内蔵している。この波形整形回路 915 は、後段の T D C 914 による T / D 変換の精度を上げるために必要とされる。T D C 914 は、波形整形回路 915 によって整形された電圧信号と所定の閾値電圧とを比較し、パルスが閾値電圧を超えている期間を計数し、その計数結果をデジタル値として出力する。このような放射線検出装置 910 においては、パルスの時間幅をパルスの波高値を表すものとしてカウントして出力しているが、波高値と時間幅とは線形関係に無いため、得られる波高値のデジタル値の精度が低くなる傾向にある。また、出力されるデジタル値の精度をある程度確保するためには波形整形回路が必須となる結果、回路規模が大きくなりがちである。さらには、出力されるデジタル値の分解能を上げるためには T D C 914 における閾値数を増やす必要があり、T D C 914 の回路規模が大きくなる傾向にある。

10

【 0 0 2 5 】

図 4 には、放射線検出装置 10 及び放射線検出装置 910 において処理される各種信号の時間波形を示し、(a) には入力される電流信号のパルス波形、(b) には放射線検出装置 910 における前置増幅器 13 の出力電圧の波形、(c) には放射線検出装置 10 における電荷の引抜き動作後の前置増幅器 13 の出力電圧の波形、(d) には放射線検出装置 10 における A D C 14 に供給されるクロック信号 C L O C K の波形、(e) には放射線検出装置 10 における A D C 14 の出力電圧 (比較信号) の波形が、それぞれ示されている。これらの時間波形に示されるように、入力される電流信号のパルスに応じたレベルを有する電圧信号が放射線検出装置 10 の前置増幅器 13 から出力されており、その電圧信号のレベルがクロック信号 C L O C K に同期したタイミングで段階的に低下している。そして、放射線検出装置 10 の前置増幅器 13 から出力レベルが所定のレベルに低下するまで、放射線検出装置 10 の A D C 14 の出力電圧がハイレベルに維持されている。これに対して、(b) の波形に示すように、比較例の放射線検出装置 910 の前置増幅器 13 の出力電圧は、入力される電流信号のパルスに応じて一定電圧に維持されており、この出力電圧が後段の波形整形回路 915 及び T D C 914 によって処理されるようになっている。

20

30

【 0 0 2 6 】

以上説明した放射線検出装置 10 によれば、前置増幅器 13 において入力された電荷が蓄積されることにより電圧信号が生成され、A D C 14 においてその電圧信号が周期的に閾値電圧と比較されることにより比較信号が生成され、電荷注入回路 16 により比較信号がハイレベル状態を示す際に前置増幅器 13 に蓄積された電荷から所定量の電荷が引き抜かれる。これにより、入力された電荷の信号が、その電荷の量に対応して時間軸方向に変換された連続する比較信号に変換されて出力される。さらに、計数器 15 によって比較信号のハイレベル状態の持続回数が計数されることによって、電荷量の時間軸方向の分布を示すデジタル信号を出力することができる。このような構成の放射線検出装置 10 によれば、電流信号の波高値と比較信号のハイレベル状態に関する計数値とが線形関係にあるので、電流信号の波高値を高精度に計数して出力することができる。また、比較例の放射線検出装置 910 と比較して、電圧波形を整形するための整形回路が不要とされ、1 ビットの A / D 変換器ですむため、回路構成が単純化される。その結果、簡易な回路構成で時間的に変化する電荷信号の波高値を精度よく計測することができる。そして、装置の集積化が容易で、かつ、高精度の放射線検出装置を実現することができる。

40

【 0 0 2 7 】

さらに、電荷注入回路 16 には、スイッチトキャパシタの構成、あるいは、スイッチトカレント回路の構成が採用されている。このように、デジタル信号を処理するのではなく電荷を直接引き抜くような構成とすることで、演算増幅器等の余計な回路が不要となり、電荷注入回路 16 の回路構成が単純化され、放射線検出装置の集積化が容易とされる。

50

【0028】

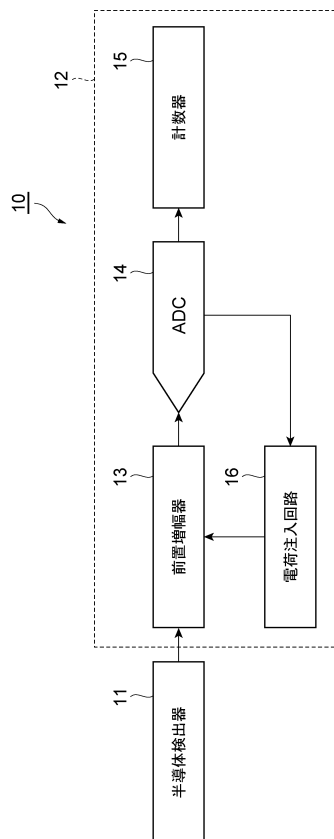
なお、本発明は、上述した実施形態の態様に限定されるものではない。本実施形態の電荷検出回路12は、放射線検出の用途に限定されるものではなく、広く撮像素子用の検出回路として用いられてもよい。例えば、線、線等の検出の用途であってもよい。

【符号の説明】

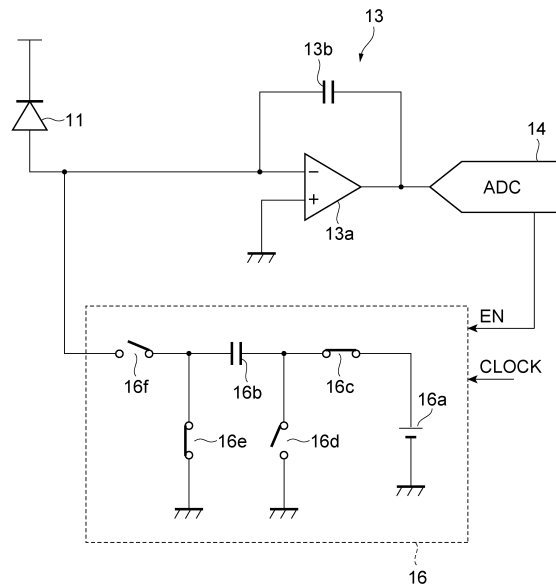
【0029】

10...放射線検出装置、11...半導体検出器、12...電荷検出回路、13...前置増幅器(増幅器)、13b...キャパシタ、14...ADC(比較器)、15...計数器、16, 16A...電荷注入回路(電荷引抜部)、16b...キャパシタ、16g...定電流源。

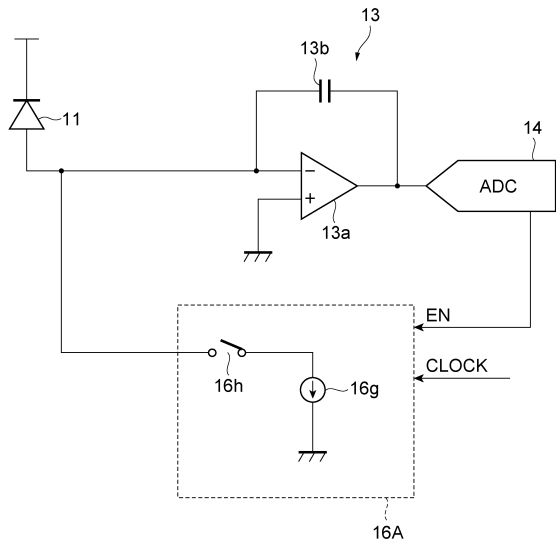
【図1】



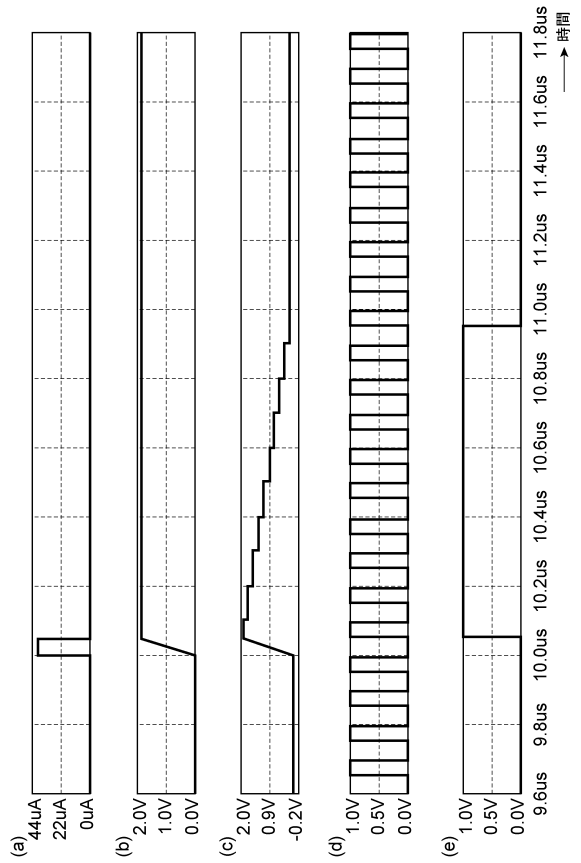
【図2】



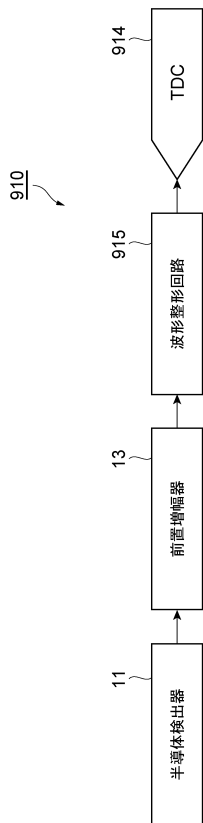
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
 G 0 1 T 1/17 D
 H 0 4 N 5/3745
 H 0 4 N 5/32

(出願人による申告)平成28年度、国立研究開発法人日本医療研究開発機構、「医療分野研究成果展開事業先端計測分析技術・機器開発プログラム(超高速フォトン・カウンティング多元分析型X線CT)」委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(72)発明者 都木 克之
 静岡県浜松市中区城北3丁目5-1 国立大学法人静岡大学内
 (72)発明者 小池 昭史
 静岡県浜松市中区城北3丁目5-1 株式会社ANS e e N内

審査官 田口 孝明

(56)参考文献 特開平09-298694(JP,A)
 特開2002-111499(JP,A)
 特表2007-521863(JP,A)
 特開2010-054248(JP,A)
 米国特許第09628105(US,B1)
 特開2004-179951(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
 IPC G 0 1 R 2 9 / 0 0 - 2 9 / 2 6、
 H 0 3 M 1 / 0 0 - 1 / 8 8、
 G 0 1 T 1 / 0 0 - 1 / 1 6、
 1 / 1 6 7 - 7 / 1 2、
 H 0 4 N 5 / 3 0 - 5 / 3 7 8