

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6387463号  
(P6387463)

(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 I  
 GO 1 T 1/161 (2006.01) GO 1 T 1/161 C  
 GO 1 T 1/36 (2006.01) GO 1 T 1/36 C  
 GO 1 T 1/161 Z DM

請求項の数 15 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2017-520880 (P2017-520880)	(73) 特許権者	505162227
(86) (22) 出願日	平成27年9月23日 (2015.9.23)		西江大学校 産学協力団
(65) 公表番号	特表2017-538918 (P2017-538918A)		SOGANG UNIVERSITY R ESEARCH FOUNDATION
(43) 公表日	平成29年12月28日 (2017.12.28)		大韓民国ソウル特別市, マポング, パ ックボム一ロ, 35
(86) 国際出願番号	PCT/KR2015/009994	(74) 代理人	100121441
(87) 国際公開番号	W02016/068492		弁理士 西村 竜平
(87) 国際公開日	平成28年5月6日 (2016.5.6)	(74) 代理人	100154704
審査請求日	平成29年4月17日 (2017.4.17)		弁理士 齊藤 真大
(31) 優先権主張番号	10-2014-0149409	(72) 発明者	チェ・ヨン
(32) 優先日	平成26年10月30日 (2014.10.30)		大韓民国 05502 ソウルシ ソンパ グ オリピックロ 135 245棟1 701号
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象体の内部に注入された放射性医薬品から放出された放射線、または前記対象体に照射されて透過された放射線を検出し、放射線検出信号を生成して出力する信号検出器；

前記信号検出器から出力された各チャンネル別の放射線検出信号と、既に設定された複数個の互いに異なる閾電圧の入力を受け、入力された放射線検出信号と複数個の互いに異なる閾電圧に応じた信号をそれぞれ比較して、複数個のトリガー信号を生成し、複数個のトリガー信号がそれぞれ入力され、入力された複数個のトリガー信号の間に排他的論理和 (exclusive OR) 演算を行って前記複数個のトリガー信号が合成された一つのXOR出力信号を出力するアナログ信号処理部；及び

前記XOR出力信号の入力を受け、入力された前記XOR出力信号に応答して前記対象体内の放射線検出に対する詳細情報を表すエネルギー情報、時間情報及び位置情報を獲得するデジタル信号処理部を含む、多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム。

【請求項 2】

前記信号検出器は、SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) 検出器、ガンマカメラ (Gamma Camera)、X線検出器、PET (Positron Emission Tomography) 検出器のうち一つを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム。

【請求項 3】

前記アナログ信号処理部は、

前記信号検出器から出力された各チャンネル別の放射線検出信号の入力を受け、前記放射線検出信号の利得が均一になるように前記放射線検出信号を増幅させる増幅器；及び増幅された複数個の前記放射線検出信号、及び互いに異なる値を有するように既に設定された複数個の閾電圧値の入力を受け、前記放射線検出信号と複数個の閾電圧値に応じた信号とを互いに比較し、複数個のトリガー信号を生成して出力する複数個の比較器を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム。

【請求項 4】

前記アナログ信号処理部は、前記複数個の比較器から出力された複数個のトリガー信号がそれぞれ入力され、入力された複数個のトリガー信号の間に排他的論理和 (exclusive OR) 演算を行って演算の結果を出力する排他的論理和演算器をさらに含むことを特徴とする請求項 3 に記載の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム。

10

【請求項 5】

前記デジタル信号処理部は、前記アナログ信号処理部から複数個の出力信号の入力を受け、入力された複数個の出力信号に応答して内部で駆動中のカウンタから出力されるカウンタ値を格納したあと、格納されたカウンタ値に基づいて放射線の検出されたガンマ線エネルギー情報及び到着時間情報を演算することを特徴とする請求項 1 に記載の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム。

【請求項 6】

前記デジタル信号処理部は、前記カウンタ値の幅を積分して検出されたガンマ線エネルギー情報を獲得する第 1 情報獲得モジュール；及び前記カウンタから出力されるカウンタ値の出力時間を到着時間情報として獲得する第 2 情報獲得モジュールを含むことを特徴とする請求項 5 に記載の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム。

20

【請求項 7】

前記デジタル信号処理部は、FPGA (Field Programmable Gate Array) からなることを特徴とする請求項 5 に記載の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム。

【請求項 8】

前記デジタル信号処理部は、前記トリガー信号の入力を受けた前記FPGAの入/出力 (I/O) ピンの位置に基づいて放射線の反応位置情報を獲得する第 3 情報獲得モジュールをさらに含むことを特徴とする請求項 7 に記載の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム。

30

【請求項 9】

信号検出器が対象体の内部に注入された放射性医薬品から放出された放射線、または前記対象体に照射されて透過された放射線を検出し、放射線検出信号を生成したあと出力する段階；

アナログ信号処理部が前記信号検出器から出力された各チャンネル別の放射線検出信号の入力を受け、均一な利得を有するように前記放射線検出信号を増幅させる段階；

40

前記アナログ信号処理部が既に設定された複数個の互いに異なる閾電圧値の入力を受け、増幅された前記放射線検出信号と前記複数個の互いに異なる閾電圧値に応じた信号とを互いに比較して複数個のトリガー信号を生成し、前記複数個のトリガー信号の間に排他的論理和 (exclusive OR) 演算を行って前記複数個のトリガー信号が合成された一つのXOR出力信号を出力する段階；及び

デジタル信号処理部が前記アナログ信号処理部から出力された前記XOR信号の入力を受け、入力された前記XOR信号に応答して放射線検出に対する詳細情報を表すエネルギー情報、時間情報及び位置情報を獲得する段階を含む、多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理方法。

【請求項 10】

50

前記アナログ信号処理部が放射線検出信号と複数個の閾電圧値に応じた信号とを比較してトリガー信号を生成する段階は、

増幅器が前記信号検出器から出力された各チャンネル別の放射線検出信号の入力を受け、前記放射線検出信号の利得が均一になるように前記放射線検出信号を増幅させる過程；及び

複数個の比較器が、増幅された複数個の前記放射線検出信号及び既に設定された複数個の閾電圧値の入力を受け、増幅された前記放射線検出信号と入力された複数個の閾電圧値に応じた信号とを互いに比較し、複数個のトリガー信号を出力する過程を含むことを特徴とする請求項 9 に記載の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理方法。

【請求項 1 1】

前記アナログ信号処理部が放射線検出信号と複数個の閾電圧値に応じた信号とを比較してトリガー信号を生成する段階は、

排他的論理和演算器が前記複数個の比較器からそれぞれ出力された複数個のトリガー信号の入力を受け、入力された複数個のトリガー信号の間に排他的論理和演算を行い、その演算の結果を出力する過程をさらに含むことを特徴とする請求項 10 に記載の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理方法。

【請求項 1 2】

前記デジタル信号処理部が放射線検出に対するエネルギー情報、時間情報及び位置情報を獲得する段階は、

前記アナログ信号処理部から出力された複数個のトリガー信号の入力を受け、入力されたトリガー信号にตอบสนองして内部で駆動中のカウンタから出力されるカウンタ値を格納したあと、前記カウンタ値に基づいて前記対象体内の放射線検出に対する検出されたガンマ線エネルギー情報及び到着時間情報を演算することを特徴とする請求項 9 に記載の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理方法。

【請求項 1 3】

前記デジタル信号処理部が放射線検出に対するエネルギー情報、時間情報及び位置情報を獲得する段階は、

前記カウンタ値の幅を積分して検出されたガンマ線エネルギー情報を獲得する過程；及び

内部で駆動中のカウンタから出力される前記カウンタ値の出力時間を到着時間情報として獲得する過程を含むことを特徴とする請求項 12 に記載の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理方法。

【請求項 1 4】

前記デジタル信号処理部が放射線検出に対するエネルギー情報、時間情報及び位置情報を獲得する段階は、

前記トリガー信号の入力を受けたFPGAの入/出力(I/O)ピンの位置に基づいて放射線の反応位置情報を獲得する過程をさらに含むことを特徴とする請求項 13 に記載の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理方法。

【請求項 1 5】

請求項 9 から請求項 14 のいずれか 1 項に記載の方法をコンピュータで行うためのプログラムが書き込まれているコンピュータ読取可能記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム及び方法に関し、特に、医療映像分野の放射線検出信号、及び互いに異なる値を有する多数の閾電圧を利用して、放出された放射線のエネルギー情報、時間情報及び位置情報を容易に測定する、多重閾電圧を利用した医療映像機器の信号処理システム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

10

20

30

40

50

最近になって、IT技術の発達に伴い、非侵襲的に生体の内部を映像形態に表して、正確な疾病の診断に必要な情報を提供する医療用映像機器が医療分野で広く用いられている。このような医療用映像機器の中でも断層映像獲得機器には、X線電算化断層撮影装置（Computed Tomography、CT）、磁気共鳴映像（Magnetic Resonance Imaging、MRI）及び核医学映像機器などが存在する。特に、X線電算化断層撮影装置と磁気共鳴映像は、人体の詳細な解剖学的映像を提供し、放射性同位元素を利用する核医学映像は、人体内生理学的現象を表す映像を提供する。

【0003】

このような医療用映像機器で医療映像の獲得のために用いられるデータ信号処理システムは、多チャンネルへの拡張時に開発の費用が増加し、システムの大きさも大きくなるという問題点がある。これだけでなく、信号処理システム内での多チャンネルへの拡張時にシステムの大きさを縮小させるためASICを用いるが、これによって費用が高張するという問題点も発生している。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

前記のような従来技術の問題点を解決するため、本発明は、医療映像システムでADC（Analog-to-Digital Converter）またはTDC（Time-to-Digital Converter）を用いず、比較器に互いに異なる値を有する多数の閾電圧を印加し、放射線検出信号との比較を介して放射線に対するエネルギー、時間、位置などの情報を容易に把握することができる医療映像システムの信号処理システム及び方法の提供を図る。

20

【課題を解決するための手段】

【0005】

前記のような課題を解決するための本発明の一実施形態に係る多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システムは、対象体の内部に注入された放射性医薬品から放出された放射線、または前記対象体に照射されて透過された放射線を検出し、放射線検出信号を生成して出力する信号検出器、前記信号検出器から出力された各チャンネル別の放射線検出信号と、既に設定された複数個の互いに異なる閾電圧の入力を受け、入力された放射線検出信号と複数個の互いに異なる閾電圧に応じた信号とをそれぞれ比較し、複数個のトリガー（trigger）信号を生成して出力するアナログ信号処理部、及び前記トリガー信号の入力を受け、入力された前記トリガー信号に基づいて前記対象体内の放射線検出に対する詳細情報を表すエネルギー情報、時間情報及び位置情報を獲得するデジタル信号処理部を含むことができる。

30

【0006】

好ましくは、信号検出器は、SPECT（Single Photon Emission Computed Tomography）検出器、ガンマカメラ（Gamma Camera）、X線検出器、PET検出器のうち一つを含む信号検出器を含むことができる。

【0007】

好ましくは、アナログ信号処理部は、前記信号検出器から出力された各チャンネル別の放射線検出信号の入力を受け、前記放射線検出信号の利得が均一になるように前記放射線検出信号を増幅させる増幅器、並びに増幅された複数個の前記放射線検出信号、及び互いに異なる値を有するように既に設定された複数個の閾電圧値の入力を受け、前記放射線検出信号と複数個の閾電圧値に応じた信号とを互いに比較し、複数個のトリガー信号を生成して出力する複数個の比較器を含むことができる。

40

【0008】

好ましくは、アナログ信号処理部は、複数個の比較器から出力された複数個のトリガー信号がそれぞれ入力されれば、入力された複数個のトリガー信号の間に排他的論理演算（exclusive OR）を行って演算の結果を出力する排他的論理和演算器をさらに含むことができる。

【0009】

50

好ましくは、デジタル信号処理部は、前記アナログ信号処理部から出力された複数個のトリガー信号の入力を受け、入力された複数個のトリガー信号にตอบสนองして内部で駆動中のカウンタから出力されるカウンタ値を格納したあと、格納されたカウンタ値に基づいて放射線の検出されたガンマ線 (gamma-ray) エネルギー情報及び到着時間 (arrival time) 情報を演算することができる。

【0010】

好ましくは、デジタル信号処理部は、前記カウンタ値の幅を積分して検出されたガンマ線エネルギー情報を獲得する第1情報獲得モジュール、及び前記カウンタから出力されるカウンタ値の出力時間を到着時間情報として獲得する第2情報獲得モジュールを含むことができる。

10

【0011】

好ましくは、デジタル信号処理部は、FPGA (Field Programmable Gate Array) からなり得る。

【0012】

好ましくは、デジタル信号処理部は、前記トリガー信号の入力を受けた前記FPGAの入/出力 (I/O) ピンの位置に基づいて放射線の反応位置情報を獲得する第3情報獲得モジュールをさらに含むことができる。

【0013】

本発明の一実施形態に係る多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理方法は、信号検出器が対象体の内部に注入された放射性医薬品から放出された放射線、または前記対象体に照射されて透過された放射線を検出し、放射線検出信号を生成したあと出力する段階；アナログ信号処理部が前記信号検出器から出力された各チャンネル別の放射線検出信号の入力を受け、均一な利得を有するように前記放射線検出信号を増幅させる段階；アナログ信号処理部が既に設定された複数個の互いに異なる閾電圧値の入力を受け、増幅された前記放射線検出信号と前記複数個の互いに異なる閾電圧値に応じた信号とを互いに比較し、トリガー信号を生成して出力する段階、及びデジタル信号処理部が前記アナログ信号処理部から出力された前記トリガー信号の入力を受け、入力された前記トリガー信号に基づいて放射線検出に対する詳細情報を表すエネルギー情報、時間情報及び位置情報を獲得する段階を含むことができる。

20

【0014】

好ましくは、アナログ信号処理部が放射線検出信号と複数個の閾電圧値に応じた信号とを比較してトリガー信号を生成する段階は、増幅器が前記信号検出器から出力された各チャンネル別の放射線検出信号の入力を受け、前記放射線検出信号の利得が均一になるように前記放射線検出信号を増幅させる過程、及び複数個の比較器が、増幅された複数個の前記放射線検出信号及び既に設定された複数個の閾電圧値の入力を受け、増幅された前記放射線検出信号と入力された複数個の閾電圧値に応じた信号とを互いに比較し、複数個のトリガー信号を出力する過程を含むことができる。

30

【0015】

好ましくは、アナログ信号処理部が放射線検出信号と複数個の閾電圧値に応じた信号とを比較してトリガー信号を生成する段階は、排他的論理和演算器が前記複数個の比較器からそれぞれ出力された複数個のトリガー信号の入力を受け、入力された複数個のトリガー信号の間に排他的論理演算を行い、その演算の結果を出力する過程をさらに含むことができる。

40

【0016】

好ましくは、デジタル信号処理部が放射線検出に対するエネルギー情報、時間情報及び位置情報を獲得する段階は、前記アナログ信号処理部から出力された複数個のトリガー信号の入力を受け、入力されたトリガー信号にตอบสนองして内部で駆動中のカウンタから出力されるカウンタ値を格納したあと、前記カウンタ値に基づいて前記対象体内の放射線検出に対する検出されたガンマ線エネルギー情報及び到着時間情報を演算することを含むことができる。

50

## 【 0 0 1 7 】

好ましくは、デジタル信号処理部が放射線検出に対するエネルギー情報、時間情報及び位置情報を獲得する段階は、前記カウンタ値の幅を積分して検出されたガンマ線エネルギー情報を獲得する過程；及び内部で駆動中のカウンタから出力される前記カウンタ値の出力時間を到着時間情報として獲得する過程を含むことができる。

## 【 0 0 1 8 】

好ましくは、デジタル信号処理部が放射線検出に対するエネルギー情報、時間情報及び位置情報を獲得する段階は、前記トリガー信号の入力を受けたFPGAの入/出力(I/O)ピンの位置に基づいて放射線の反応位置情報を獲得する過程をさらに含むことができる。

## 【 発明の効果 】

10

## 【 0 0 1 9 】

本発明の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム及び方法は、互いに異なる値に設定された複数個の閾電圧が比較器に印加され、これを介して信号検出器から出力された信号を分離したあと、分離された信号に基づいて放射線検出に対するエネルギー、時間、位置などの情報を容易に把握することができる効果がある。

## 【 0 0 2 0 】

さらに、本発明の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム及び方法は、比較器に印加される複数個の互いに異なる閾電圧を介して信号検出器の出力信号を分離することにより、ADCまたはTDCを用いて放射線検出に対するエネルギー、時間、位置などの情報を把握しなければならない従来技術に比べ、信号処理システムの大きさ及び費用が増加することを防止することができる効果がある。

20

## 【 0 0 2 1 】

併せて、本発明の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム及び方法は、アナログ信号処理部内の比較器から出力される複数個のトリガー信号の間に排他的論理和演算を行うことにより、医療映像システムで用いられる出力チャンネルの数を大きく減少させることで、データ獲得のための処理時間を大幅に短縮させることができる効果がある。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 2 2 】

【 図 1 】本発明の一実施形態に係る多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システムの概念図である。

30

【 図 2 】本発明の他の実施形態に係る多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理方法のフローチャートである。

【 図 3 】比較器の入/出力信号を示した図である。

【 図 4 】内部クロックにตอบสนองする複数個のトリガー信号を示したタイミング図である。

【 図 5 】FPGAのピン設定を示した図である。

【 図 6 】本発明の他の実施形態に係る多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システムの概念図である。

【 図 7 】アナログ信号処理部内のトリガー信号の間の排他的論理演算を示すタイミング図である。

40

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 2 3 】

本発明の一実施形態に係る多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システムは、対象体の内部に注入された放射性医薬品から放出された放射線、または前記対象体に照射されて透過された放射線を検出し、放射線検出信号を生成して出力する信号検出器、前記信号検出器から出力された各チャンネル別の放射線検出信号と、既に設定された複数個の互いに異なる閾電圧の入力を受け、入力された放射線検出信号と複数個の互いに異なる閾電圧に応じた信号とをそれぞれ比較し、複数個のトリガー信号を生成して出力するアナログ信号処理部、及び前記トリガー信号の入力を受け、入力された前記トリガー信号に基づいて前記対象体内の放射線検出に対する詳細情報を表すエネルギー情報、時間情報及

50

び位置情報を獲得するデジタル信号処理部を含むことができる。

【0024】

本発明の一実施形態に係る多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理方法は、信号検出器が対象体の内部に注入された放射性医薬品から放出された放射線、または前記対象体に照射されて透過された放射線を検出し、放射線検出信号を生成したあと出力する段階；アナログ信号処理部が前記信号検出器から出力された各チャンネル別の放射線検出信号の入力を受け、均一な利得を有するように前記放射線検出信号を増幅させる段階；アナログ信号処理部が既に設定された複数個の互いに異なる閾電圧値の入力を受け、増幅された前記放射線検出信号と前記複数個の互いに異なる閾電圧値に応じた信号とを互いに比較し、トリガー信号を生成して出力する段階、及びデジタル信号処理部が前記アナログ信号処理部から出力された前記トリガー信号の入力を受け、入力された前記トリガー信号に基づいて放射線検出に対する詳細情報を表すエネルギー情報、時間情報及び位置情報を獲得する段階を含むことができる。

10

【0025】

以下、本発明を、好ましい実施形態と図面を参考にして、本発明の属する技術分野で通常の知識を有する者が容易に実施することができるように詳しく説明する。ところが、本発明は幾多の異なる形態に具現されてよく、ここで説明する実施形態に限定されるものではない。

【0026】

以下、図1を参照しつつ、本発明の一実施形態に係る多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システムに対して詳しく検討する。

20

【0027】

図1は、本発明の一実施形態に係る多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システムの概念図である。

【0028】

図1に示す通り、本発明の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム100は、信号検出器120、アナログ信号処理部140及びデジタル信号処理部160を含む。

【0029】

信号検出器120は、対象体の内部に注入された放射性医薬品から放出された放射線、または対象体に照射されて透過された放射線を検出し、体内分布または臓器内分布を表す放射線検出信号を生成して出力する。このような信号検出器は、SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) 検出器、ガンマカメラ (Gamma Camera)、X線検出器、PET (Positron Emission Tomography) 検出器のうち一つを含むことができ、出力される放射線検出信号は、ガウシアン (Gaussian) 信号またはセミガウシアン (Semi-Gaussian) 信号の形態に出力されてよい。

30

【0030】

このとき、SPECT検出器は、単一光子放射線を断層撮影する検出器であって、対象体または人体内の単一光子を放出する放射性同位元素を注入したあと、これらの分布を断層映像化して対象体の生化学的変化や機能上の問題を評価することができる。

【0031】

さらに、ガンマカメラは、対象体または人体内に注入された放射性追跡子を検波して対象体または人体内臓の形状を記録するカメラであって、放射性同位元素を表示した臓器親和性物質を患者に投与すれば、当該臓器の特異的に分布を確認することができる。

40

【0032】

PET検出器は、陽電子放出断層撮影装置であって、対象体または人体内の陽電子を放出する放射性医薬品を静脈注射または吸入で注入させたあと、対象体または人体内の陽電子放出放射性同位元素からの陽電子の放出後、消滅反応により180度方向に放出された0.511 MeVエネルギーを有する二つのガンマ線を検出して映像を構成する。

【0033】

アナログ信号処理部140は、信号検出器120から出力された各チャンネル別の放射線検出

50

信号と、外部から予め設定された複数個の互いに異なる閾電圧がそれぞれ入力され、入力された放射線検出信号と、複数個の互いに異なる閾電圧に応じた信号とをそれぞれ比較し、複数個のトリガー信号を生成して出力する。このようなアナログ信号処理部140は、増幅器142、信号合成部（図示省略）及び複数個の比較器143、144、145、146を含む。

【0034】

増幅器142は、信号検出器120から出力された各チャンネル別の放射線検出信号の入力を受け、放射線検出信号の利得が均一になるように放射線検出信号を増幅する。

【0035】

複数個の比較器143、144、145、146は、合成された放射線検出信号と、互いに異なる値を有するように既に設定された複数個の閾電圧値の入力を受け、放射線検出信号と複数個の閾電圧値に応じた信号とを互いに比較し、複数個のトリガー信号を生成してそれぞれ出力する。

10

【0036】

デジタル信号処理部160は、アナログ信号処理部140内の比較器143、144、145、146から複数個のトリガー信号がそれぞれ入力され、入力されたトリガー信号にตอบสนองして対象体から検出されるか、対象体から透過された放射線に対する詳細情報を表すエネルギー情報、到着時間情報及び反応位置情報を獲得する。特に、このようなデジタル信号処理部160はFPGA (Field Programmable Gate Array) からなっており、アナログ信号処理部140から出力された複数個のトリガー信号の入力を受け、入力された複数個のトリガー信号にตอบสนองして内部で動作中のカウンタ162のカウント値を格納したあと、格納されたカウント値を利用して放射線の検出されたガンマ線エネルギー情報及び到着時間情報を演算する。

20

【0037】

このようなデジタル信号処理部160は、第1情報獲得モジュール163、第2情報獲得モジュール164及び第3情報獲得モジュール165を含む。

【0038】

第1情報獲得モジュール163は、格納されたカウント値の幅を積分して検出されたガンマ線エネルギー情報を獲得する。

【0039】

第2情報獲得モジュール164は、カウンタ162から出力されるカウント値の出力時間を到着時間情報として獲得する。

30

【0040】

第3情報獲得モジュール165は、複数個の比較器143、144、145、146からトリガー信号の入力を受けたFPGAの入/出力(I/O)ピンの位置を利用して放射線の反応位置情報を獲得する。

【0041】

以下、図2を参照しつつ、多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理方法に対して詳しく検討する。

【0042】

図2は、本発明の他の実施形態に係る多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理方法のフローチャートである。

40

【0043】

図2に示す通り、本発明の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理方法は、先ず信号検出器120が対象体の内部に注入された放射性医薬品から放出された放射線、または対象体に照射されて透過された放射線を検出し、体内分布または臓器内分布を表す放射線検出信号を生成したあと出力する(S210)。

【0044】

アナログ信号処理部140が信号検出器120から出力された各チャンネル別の放射線検出信号の入力を受け、均一な利得を有するように放射線検出信号を増幅させる(S220)。

【0045】

アナログ信号処理部140が既に設定された複数個の互いに異なる閾電圧値の入力を受け

50

、増幅された放射線検出信号と前記複数個の互いに異なる閾電圧値に応じた信号とを互いに比較し、トリガー信号を生成して出力する（S230）。

【0046】

このようなトリガー信号を生成する過程をさらに詳しく検討すると、増幅器142が信号検出器120から出力された各チャンネル別の放射線検出信号の入力を受け、放射線検出信号の利得が均一になるように放射線検出信号を増幅させる。

【0047】

以後、複数個の比較器143、144、145、146が増幅された放射線検出信号及び互いに異なる値に既に設定された複数個の閾電圧値の入力を受け、増幅された放射線検出信号と入力された複数個の閾電圧値に応じた信号とをそれぞれ比較し、複数個のトリガー信号をそれぞれ出力する。

10

【0048】

図3は、比較器の入/出力信号を示した図である。

【0049】

図3に示す通り、信号検出器120から受信した光センサ出力信号は、アナログ信号処理部140内に位置する増幅器142を介して増幅される。増幅された信号は、アナログ信号処理部140内で互いに異なる閾電圧を有する複数個の比較器143、144、145、146をそれぞれ通過してトリガー信号に変換され、変換されたトリガー信号はデジタル信号処理部160に入力される。

【0050】

20

本発明では、4つの比較器143、144、145、146を利用して4つの互いに異なるトリガー信号を出力し、このとき、使用者によって設定される比較器の数に従って閾電圧の数は変更可能である。

【0051】

デジタル信号処理部160は、アナログ信号処理部140から出力された複数個のトリガー信号が複数個の入/出力ポート（I/O pin）を介してそれぞれ入力され、入力されたトリガー信号に基づいて放射線検出に対する詳細情報を表すエネルギー情報、時間情報及び位置情報を獲得する（S240）。このようなデジタル信号処理部160がアナログ信号処理部140から出力された複数個のトリガー信号の入力を受け、内部で動作中のカウンタのカウント値の入力を受けたトリガー信号に基づいて格納したあと、カウンタ値に基づいて対象体から検出された放射線に対する検出されたガンマ線エネルギー情報及び到着時間情報を演算する。

30

【0052】

このとき、デジタル信号処理部160がFPGAからなっており、特に、FPGAは、内部のクロックゼネレータ161から生成された350MHzより小さな内部クロックによって作動され、それぞれの比較器143、144、145、146から出力された複数個のトリガー信号がデジタル信号処理部160に入力されるとき、内部クロックによって作動するカウンタ162のカウント値が別に格納される。

【0053】

図4は、内部クロックにตอบสนองするトリガー信号を示したタイミング図である。

40

【0054】

図4に示す通り、最も低い閾電圧が設定された第1比較器143から出力されたトリガー信号がデジタル信号処理部160に入力されるとき、最も高いカウンタ値が格納され、これと逆に、最も高い閾電圧が設定された第4比較器146から出力されたトリガー信号がデジタル信号処理部160に入力されるとき、最も低いカウンタ値が格納されることが分かる。

【0055】

このように、それぞれの比較器別に互いに異なるトリガー信号が出力され、出力されたそれぞれのトリガー信号に応じて互いに異なるカウンタ値が格納され、このように格納されたカウンタ値を利用して対象体から検出された放射線に対する検出されたガンマ線エネルギー情報及び到着時間情報を演算する。

50

## 【0056】

以下では、対象体から検出された放射線に対する検出されたガンマ線エネルギー情報、及び到着時間情報の演算過程に対して詳しく検討する。

## 【0057】

先ず、放射線の検出されたガンマ線エネルギー情報は、格納されたカウンタ値の幅を積分して演算され得る。

## 【0058】

さらに、到着時間情報は、コースタイムスタンプ、タイムワーク補正值及び対象体に注入された放射線のエネルギー量に基づいて演算され得る。

## 【0059】

これに加え、放射線の反応位置情報は、前記トリガー信号がそれぞれ入力されたFPGAの入/出力(I/O)ピンの位置を利用して放射線の反応位置情報を獲得する。

## 【0060】

図5は、FPGAのピン設定の例を示した図である。

## 【0061】

図5に示す通り、アナログ信号処理部140内に位置する4つの比較器143、144、145、146より第1から第4トリガー信号が出力される。出力された第1トリガー信号は、デジタル信号処理部160の第1入/出力ポート(FCOMP-OUT1)に入力され、第2トリガー信号はデジタル信号処理部160の第2入/出力ポート(FCOMP-OUT2)に入力され、第3トリガー信号はデジタル信号処理部160の第3入/出力ポート(FCOMP-OUT3)に入力され、第4トリガー信号はデジタル信号処理部160の第4入/出力ポート(FCOMP-OUT4)に入力される。このとき、第1から第4トリガー信号の入力を受けるデジタル信号処理部160の入/出力ポートは、予め設定されたピンの位置を介して入力される第1から第4トリガー信号の放射線の反応位置を確認することができる。

## 【0062】

さらに、前述したアナログ信号処理の過程で、排他的論理演算器を利用して用いる出力チャンネルの数を減少させることができる。

## 【0063】

図6は、本発明の他の実施形態に係る多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システムの概念図である。

## 【0064】

図6を介して示されている本発明の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システムは、前記で図1を介して説明したシステム構成と非常に近似し、以下では前述したシステム構成と相違点を有する構成に対して主に説明する。

## 【0065】

図6に示す通り、本発明の他の実施形態に係る多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム200は、信号検出器(図示省略)、アナログ信号処理部240及びデジタル信号処理部260を含む。このとき、信号検出器及びデジタル信号処理部260は、前記で図1を介して詳述した構成と同様なので、これに対する詳しい説明は省略する。

## 【0066】

アナログ信号処理部240は、複数個の増幅器242a、242b、242c、242d、複数個の比較器を含む複数個の比較器ブロック243a、243b、243c、243d、及び排他的論理和演算器244を含む。

## 【0067】

複数個の増幅器242a、242b、242c、242dは、信号検出器を介して検出された各チャンネル別の放射線検出信号の入力を受け、放射線検出信号の利得が均一になるように入力された放射線検出信号を増幅させる。

## 【0068】

1つの比較器ブロック内に含まれている複数個の第1から第4比較器が入力を受けた増幅信号と、互いに異なる値を有するように設定されて入力された複数個の閾電圧値に応じた

10

20

30

40

50

信号とを互いに比較し、複数個のトリガー信号をそれぞれ生成して出力する。

【0069】

排他的論理和演算器244は、1つの比較器ブロック内の第1から第4比較器よりそれぞれ出力された複数個のトリガー信号の入力を受け、入力された複数個のトリガー信号の間に排他的論理和(exclusive OR)をそれぞれ演算してXOR出力信号を出力し、出力したXOR出力信号をデジタル信号処理部260へ伝達する。

【0070】

このとき、排他的論理和演算器244は、比較器ブロック別に出力された信号の間に排他的論理和演算を行うことになる。つまり、図6に示す通り、1つの増幅信号に対して合計4つの互いに異なる閾電圧値を有する4つの比較器がそれぞれ比較するので、1つの比較器ブロック内に含まれている4つの比較器が4つのトリガー信号を出力し、このように出力された4つのトリガー信号に対して排他的論理和演算器が排他的論理和演算を行い、合計1つのXOR出力信号を生成して出力する。結局、排他的論理和演算器244は、比較器ブロック当たり

10

【0071】

したがって、合計4つの比較器ブロックがそれぞれ4つずつの比較器を含むと仮定した場合、合計16個の出力信号が生成されるが、前記排他的論理和演算器を利用する場合、比較器ブロック当たり

20

に1つの出力信号のみを生成して合計4つの出力信号が生成されるので、結局、医療映像システムで用いられる出力チャンネルの数を1/4に大幅に減少させることができる。

【0072】

このようなアナログ信号処理部内で処理される信号等は、図7に示されているタイミング図を介して信号等間の関係を確認することができる。

【0073】

以後、デジタル信号処理部260が排他的論理和演算器を介して出力されたXOR出力信号の入力を受け、これに対してXOR出力信号が最初に入力された時間を対象体内放射線が検出された時間と判断する。

【0074】

さらに、デジタル信号処理部260がXOR出力信号の最初のハイ(high)状態から二番目のハイ状態までの信号を測定したあと、分析して対象体内の放射線検出エネルギー量を測定することができる。

30

【0075】

このように、アナログ信号処理部240内に備えられる排他的論理和演算器244を介して医療映像システムで実際に用いられる出力チャンネルの数を大きく減少させることにより、データ獲得のための処理時間を大幅に短縮させることができる効果がある。

【0076】

さらに、このような多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム及び方法は、コンピュータで行うためのプログラムが書き込まれているコンピュータ読取可能記録媒体に格納されてよい。このとき、コンピュータで読取可能な記録媒体は、コンピュータシステムによって読取可能なデータが格納される全ての種類の記録装置を含む。コンピュータで読取可能な記録装置の例には、ROM、RAM、CD-ROM、DVD±ROM、DVD-RAM、磁気テープ、フロッピーディスク、ハードディスク(hard disk)、光データ格納装置などがある。さらに、コンピュータで読取可能な記録媒体は、ネットワークで連結されたコンピュータ装置に分散され、分散方式でコンピュータで読取可能なコードが格納されて行われ得る。

40

【0077】

本発明の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム及び方法は、互いに異なる値に設定された複数個の閾電圧が比較器に印加され、これを介して信号検出器から出力された信号を分離したあと、分離された信号に基づいて放射線検出に対するエネル

50

ギー、時間、位置などの情報を容易に把握することができる効果がある。

【0078】

さらに、本発明の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム及び方法は、比較器に印加される複数個の互いに異なる閾電圧を介して信号検出器の出力信号を分離することにより、ADCまたはTDCを用いて放射線検出に対するエネルギー、時間、位置などの情報を把握しなければならない従来技術に比べ、信号処理システムの大きさ及び費用が増加することを防止することができる効果がある。

【0079】

併せて、本発明の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム及び方法は、アナログ信号処理部内の比較器から出力される複数個のトリガー信号の間に排他的論理和演算を行うことにより、医療映像システムで用いられる出力チャンネルの数を大きく減少させることで、データ獲得のための処理時間を大幅に短縮させることができる効果がある。

10

【0080】

前記では本発明の好ましい実施形態に対して説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、本発明の技術思想の範囲内で色々な種類に変形して実施することが可能であり、これもまた特許請求の範囲に属するのは当然である。

【産業上の利用可能性】

【0081】

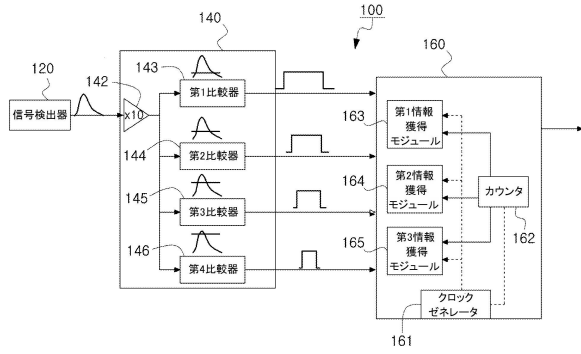
本発明の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム及び方法は、ADCまたはTDCを用いて放射線検出に対するエネルギー、時間、位置などの情報を把握しなければならない従来技術に比べ、信号処理システムの大きさ及び費用が増加することを防止することができる。

20

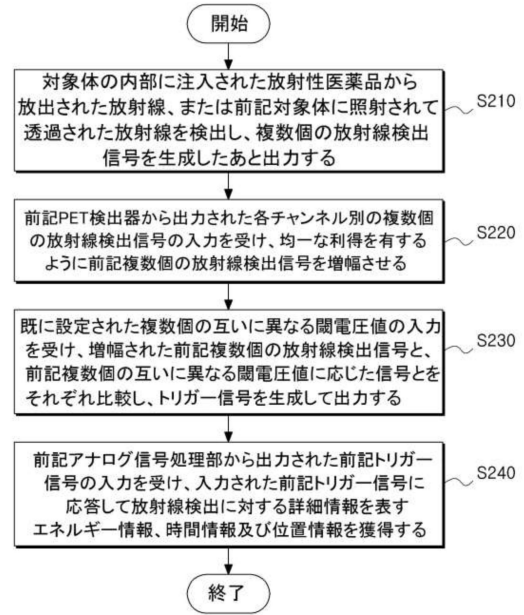
【0082】

併せて、本発明の多重閾電圧を利用した医療映像システムの信号処理システム及び方法は、医療映像システムで用いられる出力チャンネルの数を大きく減少させることにより、データ獲得のための処理時間を大幅に短縮させることができる。

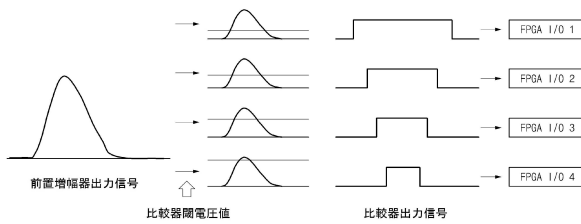
【図1】



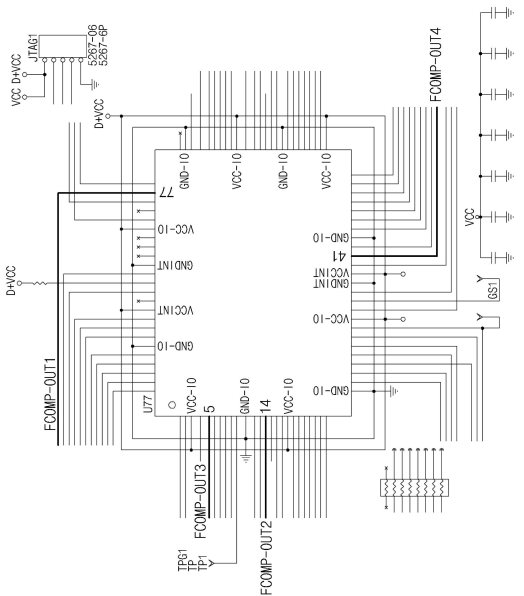
【図2】



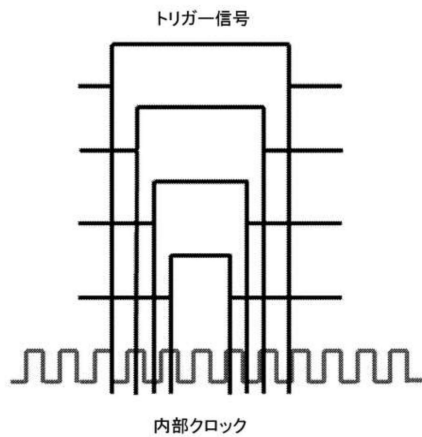
【図3】



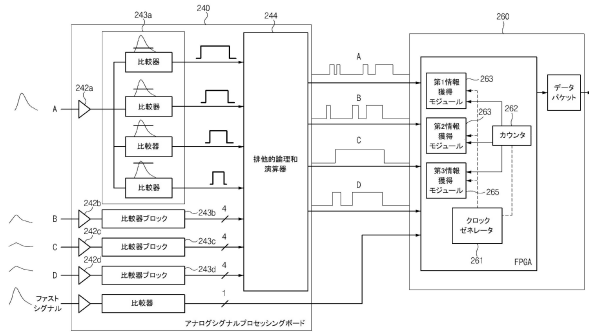
【図5】



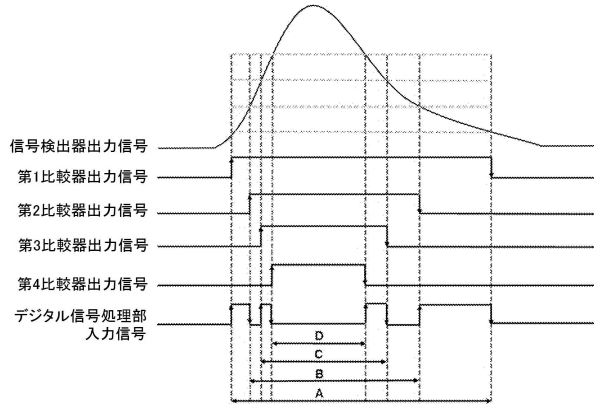
【図4】



【図6】



【図7】



---

フロントページの続き

(72)発明者 キム・キュウボム

大韓民国 10367 キョンギド ゴヤンシ イルサンソグ ソンジョロ 9 505棟204号

審査官 遠藤 直恵

(56)参考文献 特開2012-189583(JP, A)

特開2010-078338(JP, A)

K.B.Kim et al, A Data Acquisition System for PET Using Multi Voltage Threshold Method, IEEE 2013 Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, 2013年11月, M16-35 abstract, URL, <http://www.nss-mic.org/2013/program/ListProgramDB.asp?session=M16>

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/00 - 7/12

A61B 6/00 - 6/14, 5/055