

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5771195号
(P5771195)

(45) 発行日 平成27年8月26日 (2015. 8. 26)

(24) 登録日 平成27年7月3日 (2015. 7. 3)

| | | |
|--------------------------------|--------|---------|
| (51) Int. Cl. | F I | |
| GO 4 F 10/04 (2006. 01) | GO 4 F | 10/04 A |
| GO 1 T 1/172 (2006. 01) | GO 1 T | 1/172 |
| GO 1 T 1/20 (2006. 01) | GO 1 T | 1/20 F |
| GO 1 T 1/161 (2006. 01) | GO 1 T | 1/20 E |
| GO 1 T 1/29 (2006. 01) | GO 1 T | 1/20 G |

請求項の数 14 (全 10 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2012-512473 (P2012-512473)
 (86) (22) 出願日 平成22年4月15日 (2010. 4. 15)
 (65) 公表番号 特表2012-528321 (P2012-528321A)
 (43) 公表日 平成24年11月12日 (2012. 11. 12)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2010/051647
 (87) 国際公開番号 W02010/136910
 (87) 国際公開日 平成22年12月2日 (2010. 12. 2)
 審査請求日 平成25年4月12日 (2013. 4. 12)
 (31) 優先権主張番号 61/181, 705
 (32) 優先日 平成21年5月28日 (2009. 5. 28)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

前置審査

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
 ドーフエン ハイテック キャンパス 5
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (72) 発明者 フラッハ, トーマス
 オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アイン
 ドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビ
 ルディング 4 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 デジタル・シリコン光電子増倍管の時間分解能を向上する方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検出されたイベントにตอบสนองして、第 1 の基準クロック信号に基づき第 1 のタイムスタンプを出力するよう構成された第 1 の時間 - デジタル変換器 (T D C) ;

前記検出されたイベントにตอบสนองして、第 2 の基準クロック信号に基づき第 2 のタイムスタンプを出力するよう構成された少なくとも 1 つの第 2 の T D C ;

各 T D C に動作可能に接続され、前記第 1 及び第 2 のタイムスタンプに基づき、補正されたタイムスタンプを出力するよう構成された回路であって、前記検出されたイベントが前記第 1 の T D C の準安定段階中に生じる場合、及び前記第 2 の T D C の準安定段階中に生じる場合のタイムスタンプエラーを低減するために、前記第 2 の T D C によって検出されるイベントが、前記第 1 の T D C によって検出されるイベントより時間的に早ければ、第 2 の T D C により出力されるタイムスタンプを前記補正されたタイムスタンプとして出力し、前記第 1 の T D C によって検出されるイベントが、前記第 2 の T D C によって検出されるイベントより時間的に早ければ、前記第 1 の T D C により出力されるタイムスタンプを前記補正されたタイムスタンプとして出力する、回路 ;

を有し、

前記少なくとも第 1 及び第 2 の基準クロック信号は、互いに対して時間的にずれている、

ことを特徴とするタイミング回路。

【請求項 2】

前記第 1 の基準クロック信号及び前記第 2 の基準クロック信号は、同一の周波数で発振し、

前記第 1 の基準クロック信号の立ち上がりエッジは、前記第 2 の基準クロック信号の立ち上がりエッジと合致せず、

前記第 1 の基準クロック信号の立ち上がりエッジは、前記第 2 の基準クロック信号の立ち下がりエッジと合致する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のタイミング回路。

【請求項 3】

各 T D C は：

望ましくは記憶素子を有し、対応する基準クロック信号の立ち上がりエッジの数を計数するよう構成された粗カウンタ； 10

対応する基準クロックよりも高い分解能で動作し、前記検出されたイベントと対応する基準クロックの次の立ち上がりエッジとの間の時間差を測定するよう構成された精カウンタ；

を更に有する、

ことを特徴とする請求項 1 及び 2 の何れか一項に記載のタイミング回路。

【請求項 4】

前記精カウンタにより実行された時間差測定は、タップライン若しくはベルニエ、又はパルス幅縮小若しくは定電流キャパシタ放電のような他の方法のうちの 1 つに従った時間 - 距離測定に基づく、 20

ことを特徴とする請求項 3 に記載のタイミング回路。

【請求項 5】

各粗カウンタは：

前記検出されたイベント及び前記基準クロックの立ち上がりエッジをラッチするよう構成された記憶素子；

を更に有する、

ことを特徴とする請求項 3 及び 4 の何れか一項に記載のタイミング回路。

【請求項 6】

前記イベントが前記第 1 及び第 2 の T D C の両者により検出されたとき、前記補正されたタイムスタンプは前記第 1 及び第 2 のタイムスタンプに基づく； 30

ことを特徴とする請求項 1 乃至 5 の何れか一項に記載のタイミング回路。

【請求項 7】

前記第 1 及び第 2 の T D C の両者の前記第 1 のカウンタの間の差を検出するよう構成された比較器；

を更に有する請求項 3 乃至 6 の何れか一項に記載のタイミング回路。

【請求項 8】

受信した放射に応答して光学光子を生成するシンチレータ；

該シンチレータに光学的に結合され、検出された光子に応答してトリガ信号を生成するよう構成された、シリコン光電子増倍管のような複数の光電子検出器；

請求項 1 乃至 7 の何れか一項に記載のタイミング回路； 40

を有する放射線検出器モジュール。

【請求項 9】

前記シンチレータは、複数の光学的に独立したシンチレータ結晶を有する画素シンチレータであり；

各光電子検出器は、前記シンチレータ結晶の 1 つに光学的に結合される；

ことを特徴とする請求項 8 に記載の放射線検出器モジュール。

【請求項 10】

画像化領域の周囲に幾何学的に配置された、請求項 8 及び 9 の何れか一項に記載の複数の放射線検出器モジュール；

検出された放射イベントの対を検出し、同時対に対応する Line of Respo 50

n s eを決定する同時検出器；

前記 Line of Responseを画像表現に再構成する再構成プロセッサ；
を有する放射線画像スキャナ。

【請求項 1 1】

検出されたイベントにタイムスタンプを割り当てる方法であって：

第 1 の基準クロック信号を生成する段階；

少なくとも 1 つの第 2 の基準クロック信号を生成する段階；

検出されたイベントにตอบสนองしてトリガ信号を受信する段階；

第 1 の時間 - デジタル変換器 (T D C) により、前記トリガ信号と前記第 1 の基準クロック信号との間の時間的關係に基づき、第 1 のタイムスタンプを決定する段階；

10

第 2 の T D C により、前記トリガ信号と少なくとも前記第 2 の基準クロック信号との間の時間的關係に基づき、少なくとも第 2 のタイムスタンプを決定する段階；

前記第 1 のタイムスタンプ及び前記第 2 のタイムスタンプに基づき、補正されたタイムスタンプを出力する段階であって、前記検出されたイベントが前記第 1 の T D C の準安定段階中に生じる場合、及び前記第 2 の T D C の準安定段階中に生じる場合のタイムスタンプエラーを低減するために、前記第 2 の T D C によって検出されるイベントが、前記第 1 の T D C によって検出されるイベントより時間的に早ければ、第 2 の T D C により出力されるタイムスタンプを前記補正されたタイムスタンプとして出力し、前記第 1 の T D C によって検出されるイベントが、前記第 2 の T D C によって検出されるイベントより時間的に早ければ、前記第 1 の T D C により出力されるタイムスタンプを前記補正されたタイムスタンプとして出力する、段階；

20

を有し、

前記少なくとも第 1 の基準クロック信号及び前記第 2 の基準クロック信号は、非同期である、

ことを特徴とする方法。

【請求項 1 2】

前記第 1 の基準信号及び前記第 2 の基準信号は、同一の周波数で発振し；

前記第 1 の基準クロック信号の立ち上がりエッジは、前記第 2 の基準クロック信号の立ち上がりエッジと合致せず；

前記第 1 の基準クロック信号の立ち上がりエッジは、望ましくは前記第 2 の基準クロック信号の立ち下がりエッジと合致する；

30

ことを特徴とする請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記第 1 のタイムスタンプを決定する段階；

前記第 1 の基準クロック信号の立ち上がりエッジの数を計数する段階；

前記第 1 の基準クロック信号より高い分解能で、検出されたイベントと対応する基準クロックの次の立ち上がりエッジとの間の時間差を測定する段階；

前記第 2 のタイムスタンプを決定する段階；

前記第 2 の基準クロック信号の立ち上がりエッジの数を計数する段階；

前記第 2 の基準クロック信号より高い分解能で、検出されたイベントと前記第 2 の基準クロックの次の立ち上がりエッジとの間の時間差を測定する段階；

40

を有する請求項 1 1 及び 1 2 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 1 4】

放射イベントを検出する段階；

各放射イベントに、請求項 1 1 乃至 1 3 の何れか一項に記載の方法に従うタイムスタンプを割り当てる段階；

前記タイムスタンプから、同時放射イベントの対を一致させる段階；

同時放射イベントの各対に L O R を定める段階；

前記 L O R を画像表現に再構成する段階；

を有する画像化方法。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

以下は検出器の分野に関連する。以下は、飛行時間陽電子放射断層撮影 (TOF - PET) のための放射線検出器に関連する特定の用途を見出す。単光子放出コンピュータ断層撮影 (SPECT) 装置及び陽電子放射断層撮影 (PET) 装置とともに平面 X 線撮像装置、電波観測、高エネルギー粒子の検出器 (例えばチェレンコフ放射、シンクロトロン放射、比色検出器等) 等のような放射線透過又は放射性医薬品を用いる他の医用放射線画像機器にも用途を見出し、それらに特に関連して説明される。本発明は他の放射線検出器の撮画手段、並びに放射線検出器を用いるシステム及び方法にも適用可能であることが理解されるだろう。

10

【背景技術】

【0002】

陽電子放射断層撮影 (PET) では、放射性医薬品が被写体に投与され、放射性医薬品の放射性崩壊イベントは陽電子を生成する。各陽電子は電子と相互に作用し、2つの反対方向のガンマ () 線を放出する陽電子 - 電子消滅イベントを引き起こす。同時検出回路を用い、被写体の周囲の放射線検出器のリング型アレイは、陽電子 - 電子消滅に対応する、同時に反対方向に向かうガンマ線イベントを検出する。2つの同時検出を結ぶ線である LOR (Line Of Response) は、陽電子 - 電子消滅イベントの位置と交差する。このような LOR は、投影データに似ており、2又は3次元画像を生成するために再構成される。飛行時間 PET (TOF - PET) では、2つの同時線検出イベントの間の小さい時間差を用いて LOR (Line Of Response) に沿って消滅イベントの場所を突き止める。

20

【0003】

PET システムの性能は、感度、時間分解能及び時間応答、並びに雑音により影響を受ける。PET 放射線検出モジュールは、伝統的に、中間の導光層を用いてシンチレータ結晶に光学的に結合された光電子増倍管チューブ (PMT) のアレイを有する。画素シンチレータに光学的に結合されたデジタル・シリコン光電子増倍管 (SiPM) のような固体光電子検出器も提案されている。SiPM は、ガイガー・モードで動作するアバランシェ・フォトダイオード (APD) に基づく。それらは、線に対する改善された感度により特徴付けられ、散乱効果に対して感受性が低い、光子吸収を起こさないダークカウントを生じる傾向がある。

30

【0004】

時間 - デジタル変換器 (TDC) は、各検出された放射イベントに関連付けられたタイムスタンプを出力する。タイムスタンプは、同時対及び対応する LOR を決定するために同時検出回路により用いられ、また飛行時間測定回路により用いられる。伝統的に、TDC は粗カウンタ及び精カウンタを有する。粗カウンタは、基準クロックの立ち上がりエッジを計数するデジタル・カウンタである。イベントが検出されると、粗カウンタの入力にあるスイッチは、タイムスタンプの一部でレジスタにラッチされる。精カウンタは、タイムスタンプの残りの部分で、検出されたイベントと基準クロックの次の立ち上がりエッジとの間の時間差を測定する。出力は、通常、100ピコ秒より小さい時間分解能を有するタイムスタンプである。

40

【0005】

しかしながら、イベントは準安定性として知られる現象により検出されることもあり又は検出されないこともある。準安定性は、通常、1又は複数の非同期入力を有する同期回路で無期限に生じ続ける不安定状態である。フリップフロップは、特定の条件下で準安定性の影響を受けやすい1つの装置である。フリップフロップは2つの論理状態を有する。入力における変化は、フリップフロップを状態間で行ったり来たりさせる。しかしながら、設定時間又は保持時間中に入力に変化する場合、フリップフロップは2つの論理状態の

50

間の準安定状態に入ることがある。準安定状態は最終的に2つの論理状態へと減衰するが、減衰時間は正確な時間測定を有意に困難にしうる。

【0006】

TDCの例では、入力は、光電子検出器により生成される検出信号にตอบสนองしてラッチされるフリップフロップに接続される。検出信号が基準クロックの立ち上がりエッジ中に生じ、その結果フリップフロップが準安定状態に入った場合、基準クロックの次の立ち上がりエッジまでイベントは検出されない。TDCの入力における準安定性は、タイムスタンプの精度に深刻な影響を与え、同時検出の正確さを低減し、画像に有意なノイズを導入しうる。

10

【0007】

SiPMの固体特性は、APDの近くにデジタルTDCを集積化させ、PETシステムの時間分解能を向上させる。短い設定時間及び保持時間を有するフリップフロップが提案されているが、伝統的なTDCの実装は依然として回路設計のために準安定性に苦しんでいる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本願は、以下に、上述の及び他の問題を克服するPET検出器又は他の電子機器に適する新たな改良されたタイミング回路を提供する。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

ある態様によると、第1及び第2のTDCを有するタイミング回路が提示される。第1のTDCは、第1の基準クロック信号に基づき第1のタイムスタンプを出力するよう構成される。第2のTDCは第2の基準クロック信号に基づき第2のタイムスタンプを出力するよう構成される。回路は、第1及び第2のタイムスタンプに基づき補正されたタイムスタンプを出力する。

【0010】

別の態様によると、タイムスタンプを割り当てる方法が提供される。第1及び第2の基準クロック信号が生成される。これらの基準クロック信号は非同期である。トリガ信号は、検出されたイベントにตอบสนองして受信される。第1のタイムスタンプは、トリガ信号と第1の基準クロック信号との間の時間的關係に基づき決定される。第2のタイムスタンプは、トリガ信号と第2の基準クロック信号との間の時間的關係に基づき決定される。補正されたタイムスタンプは、第1及び第2のタイムスタンプに基づき出力される。

30

【0011】

ある利点は、タイミング回路の時間分解能が向上されることである。別の利点は、冗長性にある。

【0012】

本発明の更なる利点は、当業者に明らかであり、以下の好適な実施形態の詳細な説明を読むことにより理解されるだろう。

40

【0013】

本発明は、種々の構成要素及び構成要素の配置、並びに種々の段階及び段階の配置の形式を取ってよい。図は、好適な実施形態の説明のみを目的とし、従って、本発明を限定するものと見なされるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】画素シンチレータを有する放射線検出器モジュールを用いる医療画像システムを図式的に示す。

【図2】図1のタイミング回路を図式的に示す。

【図3】タイミング回路の一実施形態のタイミング図である。

50

【図4】タイミング回路の別の実施形態のタイミング図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

図1を参照する。放射線断層撮影スキャナ8が例として記載される。より一般的には、本願明細書で開示されるタイミング回路は、複数の確率的信号パルスの時間指標のデジタル表現を生成する実質的に如何なる信号処理アプリケーションでも実施されうる。例えば、タイミング回路は、信号パルスが検出されたイベントを表す質量分析、光エネルギー粒子物理学、電波天文学、医用画像等で用いられうる。

【0016】

放射線断層撮影スキャナ8は、画像化領域12から放射線を受信するための複数の放射線検出器モジュール10を有する。放射線検出器モジュール10は、軸方向に沿った幾つかの隣接するリングに配置されるが、放射線検出器モジュールの他の配置も用いられうる。通常、放射線検出器モジュール10は、断層撮影スキャナ8の筐体14内に収容され、従って外からは見えない。各リングは、数百又は数千の放射線検出器モジュール10を有する。幾つかのスキャナでは、単一リングの放射線検出器モジュール10のみが設けられ、他のスキャナでは最大5又はそれより多いリンクの放射線検出器モジュール10が設けられる。検出器のヘッドは図1に示される検出器リング構造の代わりに用いられうる事が理解されるべきである。断層撮影スキャナ8は、被写体又は患者を画像化領域12内で位置決めする被写体支持16を有する。任意で、支持16は、通常、放射線検出器モジュール10のリングを横切る軸方向に直線的に移動可能であり、広範な軸方向の距離に渡って3次元画像データの取得を実現する。

【0017】

各放射線検出器モジュール10は、通常、検査領域に隣接して配置されたシンチレータ結晶を有する。シンチレータ結晶は、線(例えば、PETスキャナで511keV)を吸収し、光学光子のシンチレーションを生成する。光子は、シンチレータ結晶の反対側の端で、光電子増倍管チューブ、フォトダイオード、SiPM等のような光電子検出器のレイにより検出される。別の実施形態では、シンチレータ結晶は、それぞれ単一の光電子検出器に結合された複数の光学的に独立したシンチレータ結晶を有する画素シンチレータである。光子を検出すると、光電子検出器は、1つの信号、又は複数の光電子検出器がシンチレーション・イベントを見ている場合には複数の信号を出力する。これらの信号は検出された放射イベントを示す。各光電子検出器は、光電子検出器の出力の信号を監視するトリガ・ユニット20に動作可能に接続される。信号が検出された場合、トリガ・ユニットはタイミング回路22のためにトリガ信号を生成し、検出された放射イベントにタイムスタンプを付す。

【0018】

図2を参照する。タイミング回路22は、少なくとも2つの時間-デジタル変換器(TDC)30、31を有する。各TDCはトリガ・ユニット20から同一の入力を受信する。各TDCは粗カウンタ32、33及び精カウンタ34、35を有する。粗カウンタは、基準クロックの立ち上がりエッジを計数するよう構成されたデジタル・カウンタである。精カウンタは、タイムスタンプの残りの部分で、検出されたイベントと基準クロックの次の立ち上がりエッジとの間の時間差を測定する。精カウンタにより実行された時間差測定は、タップライン、ベルニエ、パルス幅縮小、及び定電流キャパシタ放電等のうちの1つに従った時間-距離測定に基づく。

【0019】

各TDCの入力で、記憶素子35、37、例えばフリップフロップ、ラッチなどは、トリガ信号が現れたときラッチされる。入力が安定している場合、スイッチは基準クロックの次の立ち上がりエッジでラッチする。しかしながら、準安定領域中に、つまり設定時間又は保持時間中に、トリガ信号が入力で受信された場合、スイッチは準安定になり、トリガ信号は基準クロックの次の立ち上がりエッジまでラッチされず、タイムスタンプ・エラーの有意な増大をもたらす。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 0 】

入力における準安定性から生じるタイミング・エラーを低減するため、各 T D C は唯一の基準クロックに同期化される。第 1 の T D C 3 0 は第 1 の基準信号に同期化され、第 2 の T D C 3 1 は第 2 の基準信号に同期化される。ある実施形態 (図 3) では、第 1 の基準信号の立ち上がりエッジは第 2 の基準信号の立ち下がりエッジに対応し、逆の場合も同じである。従って、基準信号は互いのネグートされた信号である。別の実施形態 (図 4) では、同一レート of 発振を維持している間、2 つの基準信号は互いに対してシフトされる。このように、検出された放射イベントは各 T D C により別個に測定され、相補的なクロックに関連した 2 つの独立したタイムスタンプを提供する。両方のカウンタは同一の (ネグートされた又はシフトされた) クロック周波数で作動しているため、それらの値は第 1 の基準信号の立ち上がりエッジの前に合致するはずである。比較器 3 8 は、例えば電磁干渉、放射イベント等による如何なる相違も検出し、システム同期化又はリセットを開始するために用いられうる。

10

【 0 0 2 1 】

図 3 は、第 1 の基準信号 4 0 をネグートされた第 2 の基準信号 4 2 に関連付けるタイミング図を示す。検出された放射イベントが第 1 の T D C 3 0 の準安定領域 4 4 中に時間 4 6 で生じた場合、全体の周期 T D C 1 は、時間 4 8 で次の立ち上がりエッジでタイムスタンプがキャプチャされるまで続く。これは数ナノ秒程度でありうる。入力は第 2 の基準信号 4 2 の次の立ち上がりエッジの前に安定するので、第 2 の T D C 3 1 は時間 5 0 で検出された放射イベントをキャプチャする。従って、タイムスタンプ・エラーが低減される。逆に、検出された放射イベントが第 2 の T D C の準安定領域 5 1 中で生じた場合、第 1 の T D C は完全な周期 T D C 2 の後である時間 5 2 ではなく時間 4 8 でタイムスタンプをキャプチャする。両方のカウンタは同一の (正の及びネグートされた) クロックで作動しているため、それらの値は正のクロックの立ち上がりエッジの前に同一であるはずである。比較器は、例えば電磁干渉、放射イベント等による如何なる相違も検出し、システム同期化又はリセットを開始するために用いられうる。

20

【 0 0 2 2 】

図 4 は、第 1 の基準信号 5 3 をシフトされた第 2 の基準信号 5 4 に関連付けるタイミング図を示す。検出された放射イベントが第 1 の T D C 3 0 の準安定領域 5 5 中に時間 5 6 で生じた場合、全体の周期 T D C 1 は、時間 5 7 で次の立ち上がりエッジでタイムスタンプがキャプチャされるまで続く。これは数ナノ秒程度でありうる。入力は第 2 の基準信号の次の立ち上がりエッジの前に安定するので、第 2 の T D C 3 1 は時間 5 8 で検出された放射イベントをキャプチャする。従って、タイムスタンプ・エラーが低減される。逆に、検出された放射イベントが第 2 の T D C の準安定 5 9 中で生じた場合、第 1 の T D C は完全な周期 T D C 2 の後ではなく時間 5 7 でタイムスタンプをキャプチャする。

30

【 0 0 2 3 】

再び図 2 を参照する。単一の検出された放射イベントに対する両方のタイムスタンプが有効な場合には、データ処理ユニット 6 4 と共にルックアップ・テーブル 6 0、6 2 のような回路は、どの T D C が所与のタイムスタンプのために用いられるべきかを決定する。代案として、タイムスタンプは、統計的手段又は別の数学的 / 統計的關係を用いて相互に関連付けられうる。任意的に、処理ユニットは、利益を向上し時間に亘る一貫した信号劣化を考慮に入れるために信頼できないイベント / ビンを無効にし得る。信号劣化に関連する問題は、有意な放射線量が検出される電波観測で一般的である。

40

【 0 0 2 4 】

再び図 1 を参照する。支持 1 6 上の患者は、放射性医薬品を注射される。放射イベントは、放射線検出器モジュール 1 0 により検出される。補正されたタイムスタンプは、タイミング回路 2 2 により各感知されたシンチレーション・イベントに関連付けられる。同時検出器 7 0 は、タイミング回路 2 2 により適用されたタイムスタンプから同時対を決定し

50

、各同時対によりLORが定められる。再構成プロセッサ72は、LORを画像表現に再構成し、画像メモリ76に格納する。TOF-PETシステムでは、再構成プロセッサは、LOR毎にタイムスタンプから飛行時間情報を導き出すことにより、各イベントの位置を決定する。タイムスタンプの精度が高いほど、各イベントは該イベントのLORに沿ってより正確に位置を決定される。グラフィック・ユーザ・インタフェース又はディスプレイ装置58は、臨床医学者がスキニング・シーケンス及びプロトコルを選択するため、画像データを表示するため等に用いるユーザ入力装置を有する。冗長性を向上するため及びタイミング分解能を向上するために、追加の記載された2つより多いTDCがタイミング回路22に実装されてもよいことが理解されるべきである。

【0025】

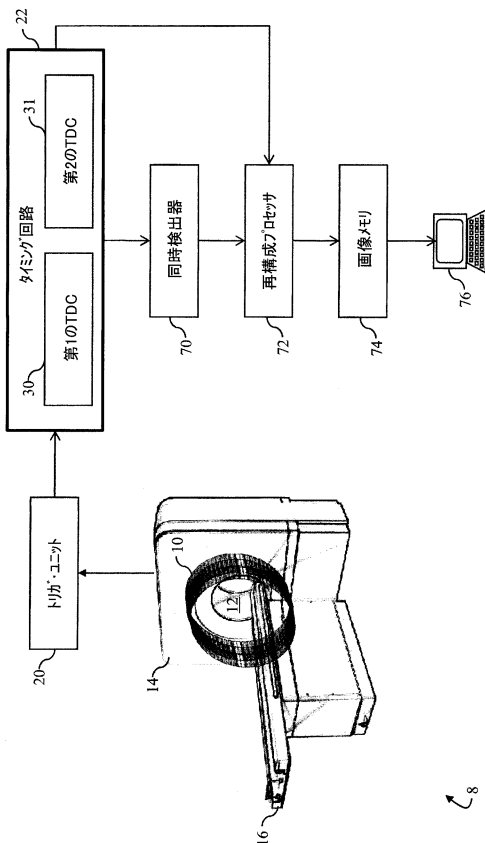
10

本発明は、本発明の好適な実施形態に関連して説明された。以上の詳細な説明を読み理解した者は、修正及び変更をなしうる。本発明は、このような修正及び変更が特許請求の範囲又はその等価物の範囲内に属する場合、それら修正及び変更を包含すると見なされる。

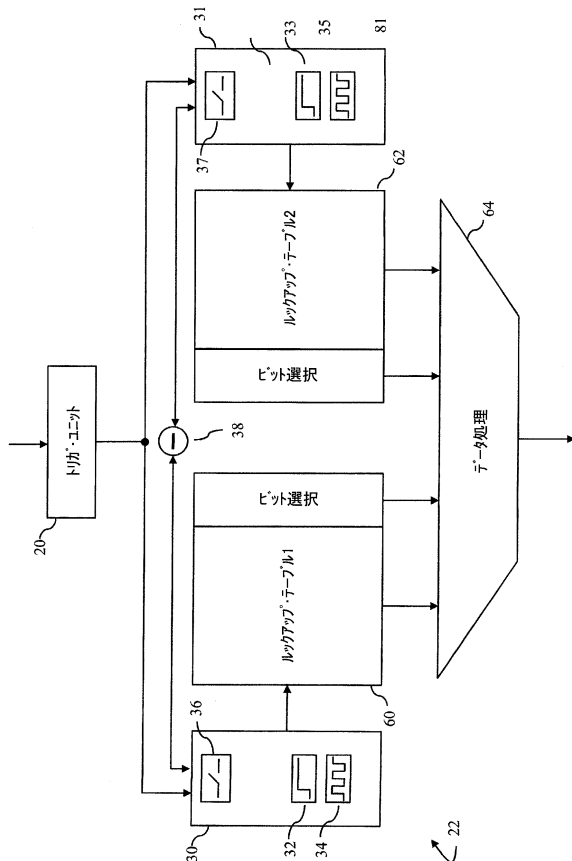
【0026】

好適な実施例が記載されたので、本発明は特許請求の範囲に記載される。

【図1】



【図2】



【 3 】

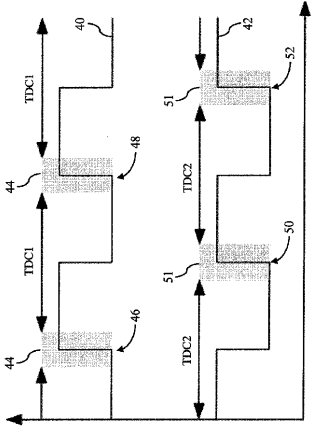


Figure 3

【 4 】

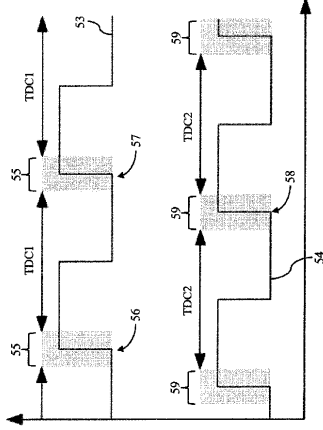


Figure 4

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 1 T 1/161 C
G 0 1 T 1/29 C

(72)発明者 ブレッシュャー, ゴルディア
ン
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

審査官 関根 裕

(56)参考文献 特開2004-117356(JP,A)
特開2004-151105(JP,A)
特開2004-012279(JP,A)
国際公開第2008/018264(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G 0 4 F 7 / 0 0 - 1 3 / 0 6
G 0 1 T 1 / 0 0 - 1 / 1 6
G 0 1 T 1 / 1 6 7 - 7 / 1 2