

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4460893号
(P4460893)

(45) 発行日 平成22年5月12日 (2010.5.12)

(24) 登録日 平成22年2月19日 (2010.2.19)

(51) Int.Cl.		F I			
GO 1 T	1/161	(2006.01)	GO 1 T	1/161	B
GO 1 T	1/164	(2006.01)	GO 1 T	1/161	C
			GO 1 T	1/164	H

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2003-509174 (P2003-509174)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成14年6月20日 (2002.6.20)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2004-530914 (P2004-530914A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成16年10月7日 (2004.10.7)		オランダ国 5621 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2002/002383		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02003/003047		1
(87) 国際公開日	平成15年1月9日 (2003.1.9)	(74) 代理人	100087789
審査請求日	平成17年6月17日 (2005.6.17)		弁理士 津軽 進
(31) 優先権主張番号	09/894, 277	(74) 代理人	100114753
(32) 優先日	平成13年6月27日 (2001.6.27)		弁理士 宮崎 昭彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ガンマカメラデータセットの複数同時収集

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

イベントデータのソースと、
前記イベントデータをモニタして、ゲートされたデータの収集と関連するイベントデータを識別する第 1 プロセッサと、
前記イベントデータをモニタして、非ゲートデータ収集と関連するイベントデータを識別する第 2 プロセッサと、
前記第 1 プロセッサにより識別されたイベントデータにตอบสนองして、ゲートされたイベントヒストグラムを作成する第 1 画像プロセッサと、
前記第 2 プロセッサにより識別されたイベントデータにตอบสนองして、非ゲートイベントヒストグラムを作成する第 2 画像プロセッサと、
を有し、前記ゲートデータ収集及び前記非ゲートデータ収集が、前記ソースの同じガントリ動作を使用する放射線カメラシステム。

【請求項 2】

前記放射線カメラシステムが、更に、シンチレーション検出器と、前記シンチレーション検出器を移動するガントリとを有し、
 前記イベントデータのソースが前記検出器である、
 請求項 1 に記載の放射線カメラシステム。

【請求項 3】

前記イベントデータのソースが、放射線カメラデータ記憶装置である、請求項 1 に記載

の放射線カメラシステム。

【請求項 4】

前記放射線カメラは、ユーザが同じ手続き中に 2 つのデータセットを収集するプロトコルを生成することを可能にする手段を更に有し、

前記可能にする手段が、前記 2 つのデータセットの収集が前記同じガントリ動作と整合性が取れることを確認する手段を有する、
請求項 1 に記載の放射線カメラシステム。

【請求項 5】

前記イベントデータが、シンチレーションイベントデータワード、ガントリイベントデータワード、時間イベントデータワード、及び心電図イベントデータワードを有する、請求項 1 に記載の放射線カメラシステム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線（ガンマカメラ）撮像システム、特に、調査中に複数のデータセットを同時に収集するガンマカメラに関する。

【背景技術】

【0002】

ガンマカメラ調査において患者を診断する場合、1 つの調査の結果は、時々、他の異なる調査が必要かどうかを決定することができる。例えば、心臓の調査は、拡張終期のような心周期の特定の位相を撮像するためにゲートされたイベントデータ (gated event data) を収集することができる。しかしながら、もし心拍が不規則であれば、収集されたデータセットは、心周期の所望の位相以外のときに収集されたイベントデータにより汚染され得るので、非診断的であることがあり得る。このような場合において、臨床医は、不規則な心拍が意図されたデータ収集に対してそれほど障害ではない非ゲート調査を行うことを決定してもよい。これはもちろん第 2 調査を命令し、前記患者の放射性核種の 2 回目の照射を必要とし得る。前記患者の時間及びガンマカメラをより効率的に使用し、前記患者の放射性核種に繰り返しさらされる必要性を除去するために、このような後の調査の必要性を除去することができることが、望ましいであろう。

20

【発明の開示】

30

【課題を解決するための手段】

【0003】

本発明の原理によると、ガンマカメラシステムは、単一プロトコル中に複数のデータセットを収集する。前記データセットは、同一プロトコルから異なるタイプの画像を生成するために使用される。もし画像の 1 つのタイプが、前記プロトコルの終結において診断的に不適切又は不明瞭であると証明されれば、前記画像の代わりにタイプの 1 つが、診断に対してより望ましい画像を提供するかもしれない。複数の収集は、同一プロトコルの実行中に行われるので、異なる調査は、同一のカメラガントリの動作と互換性がなければならぬ。前記ガンマカメラシステムは、非互換の調査を同時に実行する試みを自動的に確認し、防ぐ。創意に富んだ前記システムは、同一プロトコルから異なるデータセットを提供

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0004】

図 1 は、放射線カメラ画像収集、処理及び表示システムの主要な構成要素を図示する。本発明は、図面に示されるようなシングルヘッド（単一検出器）カメラ 10 又は米国特許第 5,760,402 号 (Hug. et al.) 若しくは米国特許第 6,150,662 号 (Hug et al.) に示されるようなデュアルヘッド（デュアル検出器）カメラのどちらかを含む。これらのカメラシステムは、心臓、腹部、及び全身調査に理想的な S P E C T カメラであり、ゲート S P E C T 撮像技法を実施することが可能である。図 1 の例において、垂直なトラック 16 及び 15 に取り付けられた 2 つのアーム 11 及び 9 は、ゲート S P E C T 調査において使用される検出

50

器12の要求される180及び360度運動を達成するために前記検出器ヘッド12を様々な投射角度に移動させることができるガントリ構造を形成する。軸支構造17は、カメラ検出器12及びガントリ構造が時計回り又は反時計回りに回転することを可能にする。カメラシステム10は、光電子増倍管と、コリメータと、シンチレーション結晶と、デジタルピクセル出力とを含む複数のよく知られたアンガーカメラ型の放射線検出素子を有する検出器ヘッド12を含む。カメラシステム10は、よく知られた仕方において、検出器12が前記患者の周りを旋回する特定の離散的な回転角に従いビニングされるデジタル画像データを提供するために前記患者を撮像する。ビニング (binning) は、また、心周期の特定の位相 (下で定義されるRR間隔) に従い起こる。各回転角度に対し、前記心周期の幾つかの位相が調べられることができる。前記カメラシステムの撮像検出器内の特定の(x,y)座標位置は、ピクセル位置と呼ばれ、各ピクセル位置により検出されたシンチレーションの数は、このピクセルに対するカウント値により表される。各ピクセルは、検出器12の位置において検出される放射線の放射の数を表すカウント値を含む。カメラシステム10から結果として生じるデジタル画像データは、前記画像データが収集されたときに前記検出器が位置していた特定の離散的な回転角に従いビニングされる。また、前記データがゲートSPEC T調査において収集された前記RR間隔内のゲートされたセグメント (位相) がビニングされる。(x,y)位置のピクセル行列は、ここでこれら座標位置におけるシンチレーションのヒストグラムと呼ばれる。ヒストグラムは生画像を表すと理解される。例えば、典型的な検出器12は、撮像に利用可能な(64×64)ピクセル又は(128×128)ピクセルの解像度を持ってよく、約(1000×1000)ピクセルの最大解像度において撮像することが可能である。

【0005】

カメラシステム10は、特定の構成された実施例においては汎用コンピュータシステムを使用して実行されるデータ収集コンピュータシステム10と結合され、前記汎用コンピュータシステムは、カメラシステム10をコンピュータシステム20に結合する2方向データ伝送ライン19に結合された入力及び出力のための高速通信ポートを持つ。コンピュータシステム20は、ユーザにより選択されたデータ収集パラメータ (データ収集プロトコルとも呼ばれる) を、カメラシステム10により特定のタイプの調査を開始するためにカメラシステム10に通信する。カメラシステム10からの撮像データは、この場合、ライン19を介してシステム20の通信装置に転送され、この生ゲートSPEC T画像データは、この場合、収集後処理 (post acquisition processing) コンピュータシステム120に転送される。データ収集システム20は、また、カメラシステム10の撮像処理を制御する所定のデータ収集パラメータの選択及び修正を可能にするユーザインターフェースのためのキーボード入力装置21を有する。また、データ収集システム20に結合されるのは、パラメータ情報と、撮像期間中にカメラシステム10から通信される撮像ステータスのような進行中の特定のゲートSPEC T調査に関する関連した情報とを表示するための標準的なカラーディスプレイモニタ28である。

【0006】

ゲートSPEC T調査に対して、心臓電極及び信号増幅ユニット25も、データ収集コンピュータシステム20に結合される。このユニット25は、特別に、心拍電気信号を受信するために患者の心臓に近い胸部と結合するようになっている。ユニット25は、よく知られた心拍検出及び増幅 (心電図) 素子から構成され、幾つかのよく知られた装置の何れも、本発明の範囲内で使用されることができる。心臓に対してゲートSPEC T解析を実行するためには、各心臓が異なるので、心拍パルス又は電気波は、各患者に対して調査されなければならない。心拍波は、よく知られたR波が表れる前記心周期内の点を決定するために検査される。連続したR波の間の時間間隔が、RR間隔を決定するために測定される。これらの点及びこれらの点の間の時間間隔は、前記心周期中、特に拡張終期及び収縮終期間隔セグメントにおいてカメラシステム10の撮像処理をゲートするために使用されるだろう。本発明の好ましい実施例は、一度検出器25が平均RR期間を決定するために対象の患者上に配置されると、自動的に、システム20の制御下で、5つの標本心拍波を集める。この

10

20

30

40

50

情報は、コンピュータシステム20にフィードされ、次いでカメラシステム10に送信される。しかしながらこのような情報は、また、一度ユーザ制御の下で収集コンピュータシステム20によりそうするように条件を設定されると、コンピュータシステム20により直接検出され、決定されることもできる。特定の投射角度に対して、システム10は、前記収集された撮像カウントを第1セグメントピンに割り当て、各連続した時間間隔に、前記画像データは、新しいゲートされたピンに割り当てられる。前記R波がもう一度検出される場合、前記第1ピンは、再び画像データを受信し、前記処理は、新しい投射角度が見つかるまで、各セグメント及び関連付けられたピンを通して続く。電極25も、心周期の開始を検出し、収集のために使用される前記RR間隔の選択されたセグメントの数に適切に依存して前記カメラ撮像システムをゲートするためにカメラシステム10により使用される。

10

【0007】

上述されたように、前記撮像システムのデータ収集部分は、カメラシステム10及びコンピュータシステム20から構成される。依然として図1を参照すると、前記画像データは、カメラシステム10からライン19を介して収集システム20に送信され、次いでライン22を介して収集後処理システム120に送信される。このシステム120は、システム10及びシステム20により収集された特定のデータの処理、表示、及び定量化を担っている。特に、システム120は、前記収集されたゲートSPECTデータの結果としての前記心筋内の血流（灌流）及び前記心筋の壁運動に関する定量的な情報を処理し、一意的に表示することができる。

【0008】

20

収集後処理システム120は、カメラシステム10により生成された前記生ゲートSPECT画像データを収集し、ユーザ設定可能な手続きを使用して、再構築体積を提供するために前記データを再構築（断層撮影又は逆投影を実行）し、前記体積から、上述されたように機能的な前記画像の生成及び表示を含む、診断のための特別平面又は体積画像を生成する。心臓の撮像において、前記生成された画像又はフレームは、複数のゲートされた時間セグメントに対して短軸次元、垂直次元及び水平次元（3つ全てがユーザ設定可能）における可変の厚さにおいて前記再構築された心臓体積の異なるスライスを表す。従って、完成した3次元情報は、調査中の前記心筋の壁の厚み変化（灌流）及び壁運動（機能）の両方に関する定量的情報を提供するディスプレイを含む様々なフォーマット及び方向における2次元の手法においてディスプレイ105により表示されることができる。

30

【0009】

図2に図示される構成された実施例における収集後処理システム120のコンピュータは、カリフォルニアのSun Microsystemsから利用可能なSPARCシステムであるが、しかしながら、必要な処理能力及び表示能力を持つどんな数の同様なコンピュータシステムも、本発明の範囲内を満たすであろう。一般的に、システム120は、情報を通信するバス100と、前記バスと結合され、（画像データ及び収集されたカウントのような）情報及びコマンド命令を処理する中央プロセッサ101と、バス100と結合され、中央プロセッサ101のために情報及び命令を記憶するランダムアクセスメモリ102と、バス100と結合され、プロセッサ101に対して静的な情報及び命令を記憶する読取専用メモリ103と、バス100と結合され、（生ゲートSPECT及び再構築データセットの両方のような）情報及びコマンド命令を記憶する磁気ディスク又は光学ディスクドライブのようなデータ記憶装置104と、バス100に結合され、前記コンピュータユーザに対して情報を表示するディスプレイ装置105とを有する。また、バス100と結合され、中央プロセッサ101に対する情報通信及びコマンド選択のための、英数字及びファンクションキーを含む英数字入力装置106と、前記バスと結合され、手の動きに基づいて中央プロセッサ101に対するユーザ入力情報及びコマンド選択を通信するカーソル制御装置107と、バス100と結合され、コンピュータシステム120に対して、又はそこから情報を通信するための入力及び出力装置108もある。入力及び出力装置108は、入力装置として、放射線カメラシステム10により収集され、ライン22を介してフィードされる画像データを受信する高速通信ポートを含む。

40

【0010】

50

本発明の前記システムと共に使用されるディスプレイ装置105は、液晶装置、ブラウン管又は前記ユーザに認識可能なグラフィック画像及び英数文字を作成するのに適した他の表示装置であってもよい。本発明の好ましい実施例のディスプレイユニット105は、高解像度カラーモニタである。カーソル制御装置107は、前記コンピュータユーザがディスプレイ装置105の表示画面における可視シンボル即ちカーソル5(ポインタ)の2次元移動を動的に信号で送ることを可能にする。前記カーソル制御装置の多くの器具は、当技術分野において既知であり、トラックボール、マウス、ジョイスティック又は所定の指示の移動若しくは変位の仕方を信号で伝えることが可能な英数字入力装置105の特別なキーを含む。カーソル制御装置107は、また、特別なキー及びキー連続コマンドを使用して前記キーボードから又はタッチスクリーンディスプレイ装置からの入力を経て、指示及び/又は起動されることもできると認識されるであろう。前記好ましい実施例内のカーソル移動及び/又は起動に関する議論において、入力カーソル指示装置は、上述されたものの何れから構成されてもよいし、前記マウスカーソル装置に制限されないと仮定されるべきである。コンピュータシャーシ110が画像プロセッサシステムの以下の構成要素、即ち、プロセッサ101と、ROM103と、RAM102と、データ記憶装置104と、信号入力及び出力装置108、並びにオプション的にハードコピー印刷装置を含んでもよいと正しく認識されるであろう。

【0011】

データ収集システム20は、ゲートSPECT撮像期間又はカメラシステム10により選択された他の調査の指示に対する所定のパラメータ(又はプロトコル)のセットを選択及び/又は作成するのをキーボードを介してユーザが制御することを可能にする。図3は、パラメータインターフェース画面と、キーボード21を介して前記ユーザにより選択され、画面上に表示されるデータ収集用の放射線カメラシステムの設定可能パラメータを図示する。図3は、データ収集システム20により設定可能なパラメータの幾つかを図示する。一度設定されると、前記設定可能パラメータが、その後の再現のためにコンピュータファイルに保存され、参照されることができると認識される。前記記憶されたパラメータ又はプロトコルファイルは、この場合、特定の調査に対して再現および使用されることができ、このように同様な又は全く同じ調査に対してパラメータを再び入力する必要を除去する。図3に示される前記パラメータファイルの名前は、“ゲートSPECT”であり、300において示される。コンピュータシステム20が、一度前記ユーザにより指示されると、初期化し、特定の調査を開始するために、前記ユーザにより前記パラメータセットをカメラシステム10に中継するであろうと正しく認識される。前記初期化は、処理コマンド357の選択により行われる。このタイプのユーザインターフェースは、このように用途が広いのと同時に、選択された調査プロトコルの実行の高度な自動化を提供する。

【0012】

本発明の原理によると、図1ないし3の前記ガンマカメラシステムは、図4に示されるデータネットワークの使用により同時に幾つかの調査を実行することが可能である。前記ネットワークは、ガンマカメラデータが高データ速度で入力されるリングバッファ1720を含む。図示されたリングバッファ1720における前記データは、データが受信され、処理されるごとに前記リングバッファを調節することができる特定された開始点1722及び終点1724を持ち得る。前記ガンマカメラデータは、1つは1700において示される1つ以上のプロデューサにより前記リングバッファに入力される。プロデューサは、リングバッファ1720にデータを入力するカメラサブシステム又はデータ経路である。図面に図示される前記プロデューサは、検出器又は検出器データを前記リングバッファに入力するカメラヘッドからのデータストリーム1710である。他のプロデューサは、例えば記憶されたデータソースのような他のソースからデータを供給してもよい。検出器により供給される幾つかのこのタイプのデータワードは、図6において下に記述される。

【0013】

リングバッファ1720を横切るデータをアクセスするのは、1つ以上のコンシューマである。3つのコンシューマが図4に示され、C1、C2及びC3と分類される。コンシューマは、

10

20

30

40

50

データプロセッサ、経路、又はリングバッファ1720における前記データの幾らか若しくは全てを利用する他のエンティティである。図示された実施例において、各コンシューマは、イベントデータの特定の特性を探し、前記リングバッファから特定のタイプの調査に対して選択されたデータを読み取るように条件を設定されたエンティティである。以下の例における前記調査は、全て画像のタイプと関連付けられ、この故にこの例に示される前記コンシューマは、選択されたデータを読み取り、画像に加工し、この場合、前記画像は、画像ディスプレイに転送されることができ、この場合、前記画像は、

各コンシューマC1、C2及びC3は、前記データが入力により通過すると、前記リングバッファにおける前記データを検査し、前記コンシューマにより維持される調査のために必要とされるデータワードを独立に読み取る。前記コンシューマは、独立に及び同時に動作し、各々は、1つ以上の撮像処理を維持することができ、

10

【0014】

構成された実施例において、検出器からのデータは、前記検出器ヘッドがシンチレーションイベントを検出するとリアルタイムで生成され、図5に図示されるような高速データ経路1730を介して供給される。前記データワードのストリームは、連続的なデータ位置1732、1734...1736により示されるように、前記検出器から連続的に供給される。データ経路1730の出力におけるデータは、リングバッファ1720に前記データを入力するプロセッサの入力により読み取られる。

【0015】

検出器により供給され得るイベントデータのタイプの例は、図6に示される。この例において、各イベントワードは、64ビット長である。この図面における前記ワードは、それぞれ16ビットの4つのラインにおいて示される。図6aは、それぞれ4ビットの4つのエネルギーウィンドウバイトEWINを持つシンチレーションイベントワード1802を図示する。これらのビットの1つの設定は、特定のシンチレーションイベントが収集された16のエネルギーウィンドウの1つを示す。典型的には、検出器は、カメラのオペレータにより選択されたエネルギーウィンドウに対するデータを生成するのみであろう。タグID及びタグバージョン(VER.)バイトは、前記データワードをシンチレーションイベントワードとして識別する。前記タグバイトは、前記イベントを生成した検出器番号のような情報を提供する。データX及びデータYは、前記イベントが感知された前記検出器におけるx及びy座標位置を提供する。データZは、前記検出されたイベントのエネルギー番号を提供する。

20

30

【0016】

図6bは、ガントリイベントワード1804に対するフォーマットを示す。ガントリイベントワードは、前記ガントリの現在の位置及びこの故に前記検出器の位置に関する情報を提供する。ガントリイベントデータは、センサ、コントローラ及び前記ガントリに関連した他の装置を用いて又は前記ガントリに対する制御プログラムから生じる。図示されたガントリイベントワード1804は、前記ワードをガントリイベントワードとして識別するタグID及びVER.バイトを持つ。前記タグバイトは、前記ガントリイベントワードに含まれる情報のタイプに関する情報を提供する。最後の3つのラインは、前記ガントリイベントと直接関係のあるデータを含む。

40

【0017】

図6cは、時間イベントワード1806の例を与える。前記収集システムは、これらのワードを時間マーカとして供給するので、これにより前記カメラの他のイベントは、正しい時間に置かれることができる。時間イベントは、ミリ秒ごとに一度のように規則的な間隔で生じる。前記時間イベントワードの前記タグバイトは、前記ワードを時間イベントワードとして示す。前記時間イベントワードの残りは、時間情報を与えるデータを有する。

【0018】

図6dは、心臓電極ユニット25がゲート調査に対して使用される場合に生成されるであろう心電図イベントワード1808を図示する。前記タグバイトは、前記ワードを心電図イベントワードとして識別する。トリガデータバイトは、トリガイイベントに関する情報を提供

50

し、前記心電図イベントワードの他のデータバイトは、前記心電図イベントと直接関係する他の情報を提供する。

【0019】

他のイベントワードも、前記検出器により供給され、リングバッファ1720内に入力される前記データストリームに存在してもよい。例えば開始及び停止イベントワードは、画像収集期間の開始及び画像収集期間の終結を示すために使用されることができる。

【0020】

幾つかの例が、本発明の実施例により同時に実行されることができる様々な調査を説明するであろう。1つの例は、同時に2つのエネルギーウィンドウを用いる撮像である。コンシューマC1は、前記リングバッファにおいてシンチレーションイベントワードを探すように条件を設定され、前記リングバッファに対してEWIN#1ビットが設定される。この特性を示すシンチレーションイベントデータは、選択され、第1画像W1に対するピクセルを形成するためにビニングされる。コンシューマC2は、前記リングバッファにおいてシンチレーションイベントを探るように条件を設定され、前記リングバッファに対して、EWIN#2ビットが設定され、このシンチレーションイベントデータは、コンシューマC2により読み取られ、第2画像W2を形成するためにピクセルを形成するためにビニングされる。第3コンシューマは、ビットEWIN#1又はビットEWIN#2のどちらかが設定されるシンチレーションイベントワードを探るように条件を設定され、このイベントデータを読み取り、第3画像W1+W2に対するピクセルを生成するためにビニングする。3つ全てのコンシューマは、ガントリイベント及び時間イベントを使用する。この動作の変化は、ビットEWIN#1又はビットEWIN#2のどちらかが設定されるシンチレーションイベントワードを探すために単一コンシューマのみを使用することであり、その後はこのイベントワードを明瞭な画像W1、W2又はW1+W2にソート及びビニングすることであろう。

【0021】

本発明の応用の第2例は、ゲート及び非ゲート調査を同時に実行することである。2つのコンシューマC1及びC2は、2つのタイプの調査に対して別々に条件を設定される。この例において、コンシューマC1が、心電図トリガイベントデータに対するイベントデータをモニタする一方で、コンシューマC2は、このデータをモニタしない。例えば、C1は、心周期の開始の600ないし700ミリ秒後に起こる心周期間隔の間に生成されるデータの画像を収集するように条件を設定されることができる。コンシューマC1は、心電図トリガイベントワードが識別されるまで前記リングバッファにおいて前記イベントデータをモニタするだろう。コンシューマC1は、この場合、シンチレーションイベントデータを読み始め、前記イベントデータを画像プロセッサに転送し始める。C1による時間イベントワードのカウントが、所定の時間(この例において600ないし700ミリ秒)に達する場合、C1は、前記シンチレーションイベントワードのビニングを停止する。コンシューマC1は、この場合、前記処理が次の心周期に対して繰り返すと、次の心電図イベントワードに対して前記イベントデータをモニタする。

【0022】

コンシューマC1がゲートされた心臓データを収集している間、コンシューマC2は、非ゲートイベントデータを収集している。例えば、コンシューマC2は、多数の心周期をカバーする20秒間連続的にシンチレーションイベントデータを収集するように条件を設定されてもよい。コンシューマC1がゲートされた収集データをモニタ及び収集し始めると、コンシューマC2は、20秒間若しくは20心周期、又は他の選択された期間にわたりイベントデータの連続的なストリームを収集する。コンシューマC2は、これが選択する前記イベントデータを非ゲート画像のビニングに対する画像プロセッサに転送する。

【0023】

1つのコンシューマがゲートされたイベントデータを収集する一方で、他のコンシューマが非ゲートイベントデータを収集する、この収集シーケンスは、前記プロトコルの各ガントリ位置に対して実行される。同時収集は、前記コンシューマによる新しいガントリイベントの検出に基づく各ガントリ位置に対して繰り返される。構成された実施例において

10

20

30

40

50

、前記コンシューマは、制御プログラムに対して収集のステータスを提供する。各コンシューマが特定のガントリ位置における新しいイベントデータの必要性を満たしている場合、このステータスは、前記制御プログラムに対して報告される。全てのコンシューマが満たされたことを報告する場合、前記制御プログラムは、前記ガントリの次の検出器位置に対する移動を命令する。

【0024】

収集データが前記プロトコルの全てのガントリ位置から収集された場合、前記調査及び前記同時画像の収集は、完了である。臨床医は、前記ゲートされた画像が診断に十分であることを見いだしてもよく、前記非ゲート画像を全く検査することなく診断を行い得る。代わりに、前記臨床医は、前記患者が前記調査中に不規則な心拍を経験していて、これがシンチレーションイベントを不正確にビニングさせたことを発見するかもしれない。前記ゲートされた画像は、このように非診断的であり得る。前記臨床医は、この場合、前記不規則な心拍により同様には影響を受けていない前記非ゲート画像を検査することができる。前記非ゲート画像は、前記臨床医に対して、他の調査を行うことなく、及び前記患者に再照射する必要なく行われる診断を終わるのに十分であり得る。

10

【0025】

他のタイプの同時調査が、本発明の実施例を用いて可能である。例えば、ズーム及び非ズーム画像が、前記コンシューマを適切な検出器位置からイベントデータを選択するように条件を設定し、前記イベントを適切にズーム及び非ズームピクセル解像度にビニングすることにより同時に生成されることができる。他の例として、流れ及び壁運動画像は両方とも、血流及び壁運動画像の両方と同様に同時に収集されることができる。

20

【0026】

当業者は、前記同時収集がガントリ移動の同じシーケンス中に行われるので、2つの前記調査が実在のガントリ動作中に実行されることができる調査でなければならないと認識するであろう。例えば、平面ゲート調査（ここで前記検出器ヘッドは静止している）及びECT調査（ここで前記検出器ヘッドは移動する）は、これら2つの調査が異なる検出器移動を要求するので、同時に実行されることができない。よって、前記検査の着手において同時プロトコルを設定する前記制御プログラムは、前記2つの調査が同じガントリ動作を使用することを保証するためにオペレータにより要求される複数の調査の整合性確認を実行する。

30

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】ガンマカメラシステムの主要な構成要素を図示する。

【図2】ブロック図形式において、図1の前記ガンマカメラのデータ収集後処理及び表示システムを図示する。

【図3】ゲートSPEC T調査において使用されることができるパラメータの幾つかを図示する。

【図4】ブロック図形式において、本発明の原理により同一の撮像手続きから異なるデータセットを同時に処理する前記ガンマカメラのネットワークを図示する。

【図5】図4のプロデューサが入力データを読み取る高速データ経路を図示する。

40

【図6】図6のa～dは、本発明の構成された実施例において使用される前記データのフォーマットを図示する。

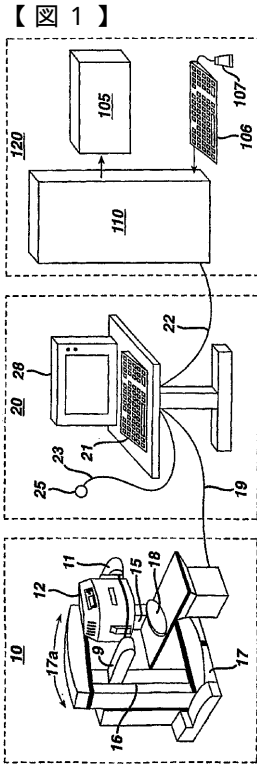
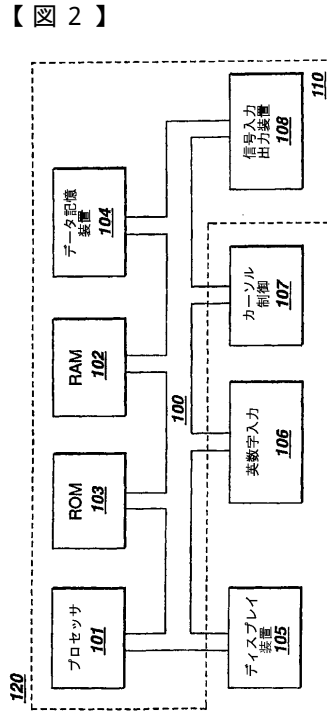


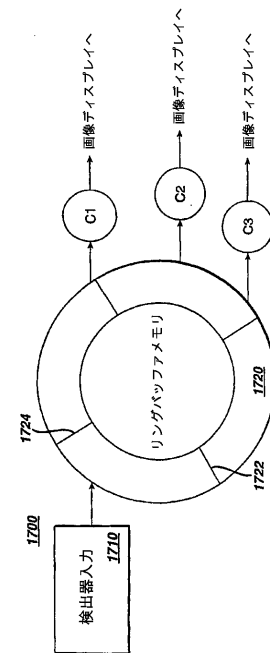
FIG.1



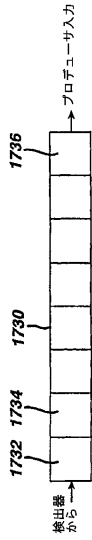
【 図 3 】

手続ま ID : ゲートSPECT		ゲートパラメータ	
軌道における角度 :	301	ゲートAの数	331
軌道における画像 :	303	%RR間隔変動	333
マトリックス :	305	最大%カットリ	335
開始位置 :	307	最小%カットリ	337
回転方向 :	309	固定RR間隔	339
方向 :	311	RR間隔変化	341
軌道 (円形) :	313	変動後除外数	343
フラット補正 :	315	ECT方位毎の時間又は全相動	345
収集方法 :	317		
平均RR			
ゲートA番号			
最大ゲートA			
時間			
ゲートA番号			
最大ゲートA			
カット/秒			
相動			
処理	357		

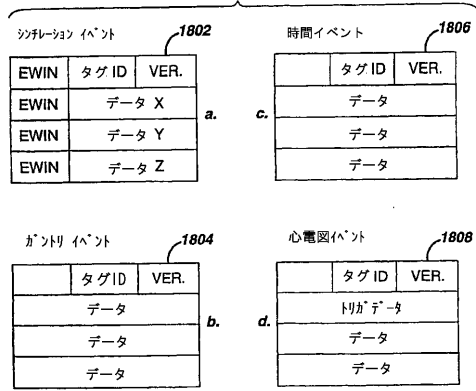
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

- (72)発明者 コレス デヴィッド イー
オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6 インターナ
ショナル オクトロイビューロー ビー ヴィ
- (72)発明者 ムッレイ ドウグラス
オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6 インターナ
ショナル オクトロイビューロー ビー ヴィ
- (72)発明者 ベルテルセン ヒューゴ
オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6 インターナ
ショナル オクトロイビューロー ビー ヴィ

審査官 長井 真一

- (56)参考文献 特開平09 - 2 6 9 3 7 6 (J P , A)
米国特許第0 5 4 3 1 1 6 1 (U S , A)
特開2 0 0 0 - 2 5 8 5 3 5 (J P , A)
特開平0 9 - 0 0 5 4 4 1 (J P , A)
特開平1 1 - 0 3 8 1 4 5 (J P , A)
特開平0 6 - 3 3 7 2 8 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

G01T 1/161
G01T 1/164