

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4467987号
(P4467987)

(45) 発行日 平成22年5月26日 (2010.5.26)

(24) 登録日 平成22年3月5日 (2010.3.5)

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

請求項の数 5 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2004-627 (P2004-627)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成16年1月5日 (2004.1.5)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2005-195407 (P2005-195407A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成17年7月21日 (2005.7.21)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成18年12月27日 (2006.12.27)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100078765
			弁理士 波多野 久
		(74) 代理人	100078802
			弁理士 関口 俊三
		(74) 代理人	100077757
			弁理士 猿渡 章雄
		(74) 代理人	100122253
			弁理士 古川 潤一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 核医学診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内に投与された核種が放出する放射線を前記被検体周りの複数の角度から投影データとして検出する放射線検出器と、

前記放射線検出器の角度の変更に応じた間隔で、被検体に呼吸停止と呼吸実施とを交互に繰り返して行うよう指令する指令手段と、

複数の前記呼吸停止の期間に前記放射線検出器が検出した投影データを再構成してCT像の生成に用いるようにデータ収集を制御する収集制御手段を備え、

前記指令手段は、前記放射線検出器の前記複数の角度それぞれにおいて呼吸停止を2回以上は指令しないことを特徴とする核医学診断装置。

【請求項2】

被検体内に投与された核種が放出する放射線を前記被検体周りの複数の角度から投影データとして検出する放射線検出器と、

前記放射線検出器の角度の変更に応じた間隔で、被検体に呼吸停止と呼吸実施とを交互に繰り返して行うよう指令する指令手段と、

前記放射線検出器が、前記呼吸停止の期間においての停止と、異なる角度への移動と、前記呼吸実施の期間においての停止と、異なる角度への移動とを繰り返し行って前記複数の角度へ移動するように制御する移動制御手段と、

複数の前記呼吸停止の期間に前記放射線検出器が検出した投影データを再構成してCT像の生成に用いるようにデータ収集を制御する収集制御手段を備えたことを特徴とする核

医学診断装置。

【請求項 3】

前記指令手段は、一つの前記 C T 像を再構成して生成するための前記複数の角度からの投影データ収集に必要な時間よりも短い期間の呼吸停止を行うよう指令することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の核医学診断装置。

【請求項 4】

前記呼吸停止の期間に検出した投影データと、前記呼吸実施の期間に検出した投影データを差別化して記録する記録手段を備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の核医学診断装置。

【請求項 5】

前記核医学診断装置は、シングルフォトン E C T と呼ばれる断層撮影法を実行する装置である請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の核医学診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に投与した核種（放射性同位元素：R I）から放出される放射線をガンマ（ γ ）カメラを用いて検出し、その検出情報から R I 分布を画像化する核医学診断装置に関し、とくに、被検体の呼吸に因る体動の影響を著しく軽減して、かかる画像化を実施することができる核医学診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年のハードウェア及びソフトウェアの技術進歩と相俟って、医用機器としての核医学診断装置も大きな進歩を見せている。

【0003】

この核医学診断装置は、ガンマカメラと呼ばれる測定部を備えており、被検体の核医学検査の実施に用いられる。核医学検査は、上述したように、被検体内に放射性同位元素（以下、R I）で標識した薬剤を投与し、その体内の R I 分布をガンマカメラで画像化することで実施される。核医学検査の主な手法には、プラナー法（一定方向から被検体の静止画像を撮影）と、S P E C T 法（single photon emission computed tomography：S P E C T；被検体の断層画像を撮影）とがある。

【0004】

核医学検査の場合、そのデータを収集するのに、通常、数分～数十分の時間が必要になる。このため、データ収集時間の全体にわたって被検体の 1 回の呼吸止状態でデータを収集することは不可能である。つまり、被検体が呼吸を実施している最中においてもデータを収集しなければならず、したがって、収集画像が、被検体の呼吸による体動の影響を受けることになる。これにより、画像の位置分解能やコントラストなどの画質の劣化は必至となる。

【0005】

この呼吸に因る体動の影響を低減又は回避するため、被検体から検出した呼吸曲線に設定したデータ収集用の位相（呼吸位相）に同期させてデータを収集する手法が、例えば非特許文献 1 及び非特許文献 2 に見られる如く、知られている。このデータ収集法の場合、データ収集に供する呼吸位相をより細かく分割すれば、呼吸に因る体動の影響をかなりの程度まで低減させることができる。

【非特許文献 1】菅 一能他 「呼吸同期肺換気・血流 S P E C T 検査の初期経験」、雑誌「核医学」日本核医学会、2002 年 11 月号（第 39 巻、第 4 号）、2002 年 11 月 20 日 発刊、第 590 頁

【非特許文献 2】菅 一能他 「自動重ね合わせソフトウェアによる肺換気・血流 S P E C T」、雑誌「核医学」日本核医学会、2002 年 11 月号（第 39 巻、第 4 号）、2002 年 11 月 20 日 発刊、第 590 頁

【発明の開示】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上述した呼吸に同期したデータ収集の場合、基本的に、1つの位相当りの収集カウントが低下することから、統計ノイズなどのノイズが支配的となり、この点から画像の劣化を招くという問題があった。これとは反対に、呼吸位相の分割を粗くした場合、収集カウントの低下に因る画質劣化は軽減できるが、呼吸に因る体動を抑制する効果は薄れてしまうという、相反する状況を招くことになる。

【0007】

さらに、前述した呼吸に同期したデータ収集は、呼吸同期モニタを用いて行なわれるが、この呼吸同期モニタが被検体の呼吸状態を確実に検知できないことがあることも指摘されている。そのような確実な呼吸状態検知ができない場合、データ収集時間の延長や収集カウントの減少を招くことになり、患者のスループットの低下や上述した画質劣化が顕著になるという状況にあった。

【0008】

さらにまた、呼吸に同期したデータ収集の場合、あくまで1つのデータ収集用の呼吸位相の全時間にわたる、被検体の平均化された体動の元での撮影になることから、被検体が呼吸を停止した状態でのデータ収集と比較したとき、呼吸に因る体動の影響は少なからず存在することになり、画質の面で不満があった。

【0009】

本発明は、上述した被検体の体動と画質とに関する従来技術が抱える問題を改善するもので、1回の息止め期間には到底収集しきれない核医学のデータ収集において、被検体に負担を殆ど掛けない状態で息止めを実施しつつ、被検体の呼吸に伴う体動が画質劣化に及ぼす影響を排除して高画質の診断画像を得ることができる核医学診断装置を提供することを、その目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上述した目的を達成するために、本発明の一つの態様によれば、被検体内に投与された核種が放出する放射線を前記被検体周りの複数の角度から投影データとして検出する放射線検出器と、前記放射線検出器の角度の変更に応じた間隔で、被検体に呼吸停止と呼吸実施とを交互に繰り返して行うよう指令する指令手段と、複数の前記呼吸停止の期間に前記放射線検出器が検出した投影データを再構成してCT像の生成に用いるようにデータ収集を制御する収集制御手段を備え、前記指令手段は、前記放射線検出器の前記複数の角度それぞれにおいて呼吸停止を2回以上は指令しないことを特徴とする。

また、本発明の別の態様によれば、被検体内に投与された核種が放出する放射線を前記被検体周りの複数の角度から投影データとして検出する放射線検出器と、前記放射線検出器の角度の変更に応じた間隔で、被検体に呼吸停止と呼吸実施とを交互に繰り返して行うよう指令する指令手段と、前記放射線検出器が、前記呼吸停止の期間においての停止と、異なる角度への移動と、前記呼吸実施の期間においての停止と、異なる角度への移動とを繰り返し行って前記複数の角度へ移動するように制御する移動制御手段と、複数の前記呼吸停止の期間に前記放射線検出器が検出した投影データを再構成してCT像の生成に用いるようにデータ収集を制御する収集制御手段を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明に係る核医学診断装置によれば、1回の息止め期間には到底収集しきれない核医学のデータ収集において、被検体に負担を殆ど掛けない状態で息止めを実施しつつ、被検体の呼吸に伴う体動が画質劣化に及ぼす影響を排除して高画質の診断画像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明に係る核医学診断装置及び核医学診断のデータ収集方法の実施形態を説明

10

20

30

40

50

する。

【0014】

(第1の実施形態)

図1～図4を参照して、本発明の第1の実施形態に係る核医学診断装置及び核医学診断のデータ収集方法を説明する。

【0015】

図1に、本実施形態に係る核医学診断装置1の概略構成を示す。この核医学診断装置1は、患者などの被検体Pが通常、仰向けの状態で横たわる天板11Aを備える寝台11と、この寝台11に内蔵された寝台駆動器12と、寝台11に隣接して配置される架台10と、この架台10に保持されたガンマカメラ13と、架台10内に備えられ且つガンマカメラ13を駆動して移動可能なカメラ駆動器14と、スピーカ15と制御・処理装置16とを備える。

10

【0016】

制御・処理装置16は、データ収集器21、データ処理器22、カメラ制御器23、寝台制御器24、システムコントローラ25、表示器26、オペレータが操作する入力器27、画像データを格納するデータ記憶装置28、及び音声メッセージ発生器29を備える。これらのユニット21～29は内部バス30を介して相互に通信可能に接続されている。

【0017】

ガンマカメラ13は、被検体Pに注入された核種(放射性同位元素:RI)から放出される放射線をガンマ()線の分布を2次元的に検出し、その検出手段をデータ収集器21に送る。このガンマカメラ13は、例えばシンチレータを用いた2次元の検出部を有し、検出面に入射する 線を検出する。このガンマカメラ13は、半導体セルを2次元アレイ状に配列した検出部を備えた構成であってもよい。

20

【0018】

データ収集器21は、ガンマカメラ13から送られてきた検出信号に適宜な処理を施して2次元画素領域(検出面)のデジタル量の投影データを生成し、この投影データをデータ処理器22に送る。

【0019】

データ処理器22は、プラナー法有的时候には、投影データの加算を行ない、ある一定の撮影方向(位置)からみたときの投影像を生成する。一方、SPECT法が実施されている場合、データ処理器22は、投影データの加算に加えて、各撮影方向(位置)で検出された投影データに、前処理(ガンマカメラの回転中心の補正、均一性の補正など)のほか、フィルタ補正逆投影法と呼ばれる、サイノグラムデータの作成、コンボリューション、バックプロジェクション、及び減弱補正に基づく一連の処理を施し、多撮影方向の投影データから断層像であるCT像を再構成する。

30

【0020】

カメラ制御器23は、システムコントローラ25の制御の元で、ガンマカメラ13の空間的な移動を制御すべく、カメラ駆動器14に制御手段を与える。これにより、ガンマカメラ13は、カメラ駆動器14の駆動により、その撮影方向及び位置を自在に変更可能になっている。また、寝台制御器24は、システムコントローラ25の制御の元で動作し、寝台駆動器12を介して天板の位置を制御可能になっている。表示器26は、データ処理器22で生成された投影像やCT像を表示できるとともに、オペレータが入力器27を介して与えた操作情報を表示できる。入力器27はオペレータが必要な操作情報を与えるために使用される。このため、表示器26、入力器27、及び後述するシステムコントローラ25は、ユーザインターフェースを成している。

40

【0021】

音声メッセージ発生器29は、システムコントローラ25からの指示に応じて自動的に、「次のピーという合図で息を止めて下さい」、「息をして下さい」などの音声メッセージデータを生成し、そのデータを架台12に取り付けたスピーカ15に送る。このため、

50

スピーカ 15 は、かかる音声メッセージを出力するので、スピーカ 15 の近くに位置することになる被検体 P はその音声メッセージを聞いて、後述するデータ収集時の息止めを行うことになる。

【0022】

システムコントローラ 25 は、オペレータからの指令情報、装置各部の駆動情報に応じて装置全体を制御して、ガンマカメラ 13 の検出信号から核医学診断のための画像（投影像、CT 像）を生成させるほか、本発明の特徴に係るデータ収集のための制御を実行する。

【0023】

このデータ収集は、プラナー法で数分、SPECT 法で数十分も係るデータ収集時間の長さを考慮した手法である。つまり、このように長い収集時間の間、被検体 P に連続した息止めをさせることは不可能であることから、一時的な、しかも無理の無い時間の息止め（呼吸停止）を間歇的にさせ、それらの一時的な呼吸停止の状態でのみ核医学診断のためのデータ収集、すなわち、ガンマ線の検出を行う手法である。本発明者等は、このデータ収集法を「間歇データ収集法」と呼ぶことにした。この「間歇データ収集法」によれば、ある一定長さの期間では息止め（一時的な呼吸停止）の状態がデータが収集され、次の一定長さ又は任意長さの期間では呼吸をしてデータが収集される。この収集データのうち、一時的な呼吸停止の各時間帯に収集したデータのみを抽出して画像が生成される（つまり、呼吸実施の各時間帯に収集されたデータは、画像生成には採用されない）。

【0024】

図 2 には、本実施形態のデータ収集法として、プラナー法に「間歇データ収集法」を適用したときの処理の概要を示す。なお、この図 2 に示す、プラナー法に適用した「間歇データ収集法」の処理は、本実施形態ではシステムコントローラ 25 により実行されるが、データ収集制御専用の制御器に実行させるようにしてもよい。

【0025】

図 2 ~ 3 を参照して、プラナー法に適用した「間歇データ収集法」の動作を説明する。

【0026】

オペレータからプラナー法が指令されている場合、システムコントローラ 25 は図 2 に示す処理を順次実行する。すなわち、カメラ制御器 23 を介してガンマカメラ駆動器 14 を駆動させ、ガンマカメラ 13 の被検体 P の所望の診断部位に対する撮影方向（及び、体表からの位置）を、指令された所定の撮影方向（位置）に位置させる（ステップ S1）。このとき、必要に応じて、寝台制御器 24 を介して天板駆動器 12 を駆動させ、天板 11A の位置（長手方向の位置など）も位置決めされる。

【0027】

次いで、システムコントローラ 25 は、音声メッセージ発生器 29 を駆動して、スピーカ 15 から例えば「次のピーという合図で息を止めて下さい」といったメッセージを自動的に発令させる（ステップ S2）。これにより、被検体 P は、息止め指令に続いて聞こえてくる「ピー」という合図に呼応して、一時的に息止めをする。なお、この息止めは実際の診断前に合図に合わせて実行できるように練習しておくといよい。

【0028】

システムコントローラ 25 は、次に、データ収集器 21 に指令を送り、息止め開始後に記録する収集データにマーキングさせる（ステップ S3）。データ収集器 21 は、ガンマカメラ 13 から送られてくる検出信号を常時、処理して投影データに処理しているが、息止め開始の指令があると、これに同期して、この指令後に処理する投影データに例えばフラグなどのマーキング処理を施してデータ記録装置 28 に格納する。これにより、データ記録装置 28 において、息止め状態で収集して処理された投影像データは、息止めしないで（呼吸実施の状態）で収集して処理された投影像データから区別されている。なお、マーキングによるデータ収集は、息止めの合図から所定時間（例えば 1 秒程度）、遅らせて実行し、被検体 P が確実に息止めした状態で行うことが望ましい。

【0029】

次いで、システムコントローラ 25 は、被検体 P が殆ど無理なく息止めを持続できる時間（例えば 10 秒程度）の、マーキングに拠る収集データの記録が終わると、音声メッセージ発生器 29 を駆動して、スピーカ 15 から例えば「息をして下さい」といったメッセージを自動的に発令させる（ステップ S 4）。これにより、被検体 P は、このメッセージに呼応して、一時的に息止めを中断する。

【 0 0 3 0 】

この後、システムコントローラ 25 はプラナー法によるデータ収集が完了したか否かを判断する（ステップ S 5）。この判断は、例えば息止めによる一時的な呼吸停止のトータルの時間が所定時間に達したか、息止めの回数が所定値に達したか否かなどの指標に基づいて行われる。データ収集が完了した場合には（ステップ S 5, YES）、データ収集を終わるが、未だデータ収集が完了していない場合には（ステップ S 5, NO）、所定時間 t_d （例えば 10 ~ 15 秒程度）の待機の後（ステップ S 6）、再び上述したステップ S 2 ~ S 5 の処理を複数回繰り返す。したがって、かかる所定時間 t_d の間、被検体 P は自由に呼吸することが許される。

10

【 0 0 3 1 】

この繰り返しの間に、データ収集が完了したと判断された場合には（ステップ S 5, YES）、システムコントローラ 25 は、その旨の通知をデータ処理器 22 に出力する（ステップ S 7）。これに応じて、データ処理器 22 は、データ記憶装置 28 にマーキングして記憶されていた投影像データを読み出して相互に画素加算を行い、最終的な投影像のデータを生成する。この投影像のデータは、表示器 26 で表示されるとともに、データ記憶装置 28 に格納される。

20

【 0 0 3 2 】

したがって、本実施形態によれば、図 3 に模式的に示すように、通常、数分程度の撮影時間となるプラナー法に拠る撮影が、一時的に呼吸停止可能な短い時間（10 秒程度）で息止めが複数回繰り返されて（図 3 の（1）、（3）、...（m）参照）、その合計の時間の間に必要なデータ収集が行われる。最終的な投影像は、各呼吸停止期間に得られた投影像のデータを画素後に加算して得られる。

【 0 0 3 3 】

このように、被検体 P は、息止めの期間相互に間の自由呼吸期間に呼吸状態を整えることができ、次の息止めによつて一時的な呼吸停止も無理なく行なうことができる。この息止め収集それ自体は勿論のこと、その無理の無い息止めによつて被検体の体動が少なくなることから、最終的に得られる投影像の位置分解能やコントラストも高く、かつ、収集カウントも確保されることからノイズも少なく、したがって、従来に比べて、著しく高画質な投影像、すなわち、一定方向からの被検体 P の静止画像が得られる。プラナー法に拠る撮影は、通常、数分程度掛かり、本実施形態の場合には、撮影時間はそれよりも掛かるが、高画質の投影像が得られるというメリットは撮影時間の延長という不都合を打ち消して余りある。ましてや、撮影のやり直しの可能性が大幅に減るということもあり、被検体にとっての負担も結局のところ減って診断を受け易くなる。

30

【 0 0 3 4 】

なお、被検体への息止めの開始及び中断のタイミングの指示は、必ずしも上述した自動的音声発生（又は自動音声）の構成に拠らずに、オペレータが被検体 P の状態を見ながらマイクなどを介して音声指示してもよいし、また、パネルによる文字表示や、光の点滅による指示であってもよい。

40

【 0 0 3 5 】

（第 1 の実施形態の変形例）

図 4 に、第 1 の実施形態の変形例を示す。この図 4 に示すフローチャートは、図 2 に示す処理を発展させた、SPECT 法に適用した「間歇データ収集法」の処理を示す。この図 4 において、前述した図 2 の各ステップと同じ又は同等の処理を実行するステップには同一の符号を用いる。

【 0 0 3 6 】

50

このSPECT法に適用した「間歇データ収集法」にあつては、システムコントローラ25により、最初にガンマカメラ13が初期撮影方向(位置)に向けられ(ステップS1)、息止め開始が指令され(ステップS2)、時間t1の間、収集データのマーキングによる記録が行われる(ステップS3)、次いで、息止めの中断が指令される(ステップS4)。さらに、現在の撮影方向(位置)における収集完了か否かが判断され(ステップS5)、未だ完了していない場合、所定時間t2の自由呼吸の後に再び息止めによる一時的な呼吸停止と共にデータ収集が行われる(ステップS6、ステップS2~S5)。

【0037】

この繰り返しを行なつて、1つの撮影方向(位置)のデータ収集が完了すると、システムコントローラ25は、予め設定してある全ての撮影方向(位置)のデータ収集が完了しているか否かを判断する(ステップSa)。この判断がNO、すなわち未だデータ収集すべき撮影方向(位置)が残っている場合、システムコントローラ25はカメラ制御器23に指示を送り、ガンマカメラ13を次の撮影方向(位置)まで回転させる。この後、所定時間t3だけ待機した後、処理をステップS2に戻す。これにより、その新しい撮影方向(位置)において前述した複数回に分けた一時的な呼吸停止状態でのデータ収集が実行される。

【0038】

このようにして全ての撮影方向(位置)でのデータ収集が終ると(ステップSa, YES)、データ収集完了通知がデータ処理器22に送られる。これにより、データ処理器22は、データ記録装置28から記録していた画像データを読み出して、各撮影方向(位置)における複数回の呼吸停止期間の投影データ相互加算と、複数の撮影方向(位置)の投影データを用いたCT像の再構成とを実行する。これにより、「間歇データ収集法」をSPECT法に適用することができ、前述したと同様に、被検体Pの体動に起因した画質劣化を確実に排除した高画質のCT像を得ることができる。

【0039】

なお、前述した「間歇データ収集法」を適用したプランナー法及びSPECT法は、ポジトロンECCT(positron emission computed tomography: PET)と呼ばれる断層撮影法を実施する核医学診断装置及びそのデータ収集方法にも同様に実施することができる。

【0040】

(第2の実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態を、図5~7を参照して説明する。

【0041】

この第2の実施形態に係る核医学診断装置は、操作スイッチなどが発した信号に応答した収集データをエリア別に分けて記録するという構成を採用している。

【0042】

この操作スイッチは、例えばオンオフスイッチであり、本実施形態の場合には、図5の参照符号30で表されている如く、被検体Pの手に配置されている。このため、被検体Pは、この操作スイッチ31を自ら操作して、息止めを開始及び中断するときにそれぞれ押すことができるようになっている。なお、この操作スイッチ31は、オペレータが被検体Pに息止めを指示しながら操作するようによい。

【0043】

また、データ記憶装置28には、データ収集器21が収集した投影データを格納するメモリMを有し、このメモリMはメモリ領域A及びメモリ領域Bに分割されている。この核医学診断装置のそのほかのハードウェア面の構成は、システムコントローラ25が図6に大略示す処理を行うことを除いて、前述した図1のそれと同様である。

【0044】

図6は、本発明に係る「間歇データ収集法」を適用したプランナー法の処理を示している。

【0045】

10

20

30

40

50

これによれば、システムコントローラ 25 は、ガンマカメラを所定の撮影方向（及び、被検体の体表からの所定位置）に向けて（ステップ S 2 1）、操作スイッチ 3 1 からのスイッチ信号を読み込む（ステップ S 2 2）。そこで、このスイッチ信号が出力されているか否か、すなわち、操作スイッチ 3 1 が操作されたか否かを判断する（ステップ S 2 3）。操作されているときには、被検体 P が自ら息止めを開始するために息止め開始の操作であるか否かを判断する（ステップ S 2 4）。

【 0 0 4 6 】

この判断が息止め開始の操作を示しているときには（ステップ S 2 4、Y E S）、システムコントローラ 25 はデータ収集器 2 1 及びデータ記録装置 2 8 を制御して、息止め開始後に収集する投影データをデータ記録装置 2 8 のメモリ M のメモリ領域 A に記録させる（ステップ S 2 5）。反対に、ステップ S 2 4 の判断が N O になるときは、被検体 P の操作は息止めの中断を示していることになるので、システムコントローラ 25 はデータ収集器 2 1 及びデータ記録装置 2 8 を制御して、息止め中断後に収集する投影データをデータ記録装置 2 8 のメモリ M のメモリ領域 B に記録させる（ステップ S 2 6）。

10

【 0 0 4 7 】

一方、ステップ S 2 3 で N O のとき、すなわち操作スイッチ 3 1 が操作されていないと判断されたときには、更に、既に息止めが開始されているか否かが、例えフラグ処理により判断される（ステップ S 2 7）。この判断が Y E S になるときは、前述したステップ S 2 5 の収集データの記録を行う。一方、ステップ S 2 7 で N O の判断が下されるときは、更に、既に息止めが中断されているか状態が否かが判断される（ステップ S 2 8）。この判断が Y E S になるときは、前述したステップ S 2 6 の収集データの記録を行う。ステップ S 2 8 で N O の判断が下されるときは、スイッチ操作が未だ何等なされていない状態であるから、処理はステップ S 2 2 に戻される。

20

【 0 0 4 8 】

以上のデータ記録の処理は、かかる撮影方向（位置）における予め定めた量のデータ収集が終るまで繰り返して実行される（ステップ S 2 9）。

【 0 0 4 9 】

上述した「間歇データ収集法」を適用したプランナー法のデータ収集の概念を図 7 に模式的に示す。このデータ収集を行っている間に、被検体 P は自分の意思で、操作スイッチ 3 1 を押して、それと同時に息止めを開始するとともに、操作スイッチ 3 1 を再び押して、息止めを中断する。これを繰り返すことで、一時的な呼吸停止時の収集データがメモリ領域 A に蓄積されるので、このメモリ領域 A の投影データを用いて投影像がデータ処理器 2 2 により生成される（図 7（1）、（3）、…、（m））。

30

【 0 0 5 0 】

このように、本実施形態によれば、前述した第 1 の実施形態と同様に、体動に起因した画質劣化の要因を殆ど確実に排除して高画質の投影像を得ることができるほか、被検体 P は自分の意思で息止めができるので、被検体に掛かる息止めの負担を著しく軽減できる。また、スイッチ信号に応じて最初から呼吸停止状態の収集データと呼吸実施状態の収集データとを分けて記憶していることから、投影像生成時にフラグチェックなどの処理が不要になるなど、生成処理がより簡素化されるという利点も得られる。

40

【 0 0 5 1 】

（第 2 の実施形態の変形例）

図 8 に、第 2 の実施形態の変形例を示す。この図 8 に示すフローチャートは、図 6 に示す処理を発展させた、S P E C T 法に適用した「間歇データ収集法」の処理を示す。この図 8 において、前述した図 6 の各ステップと同じ又は同等の処理を実行するステップには同一の符号を用いる。

【 0 0 5 2 】

この S P E C T 法に適用した「間歇データ収集法」にあつては、システムコントローラ 25 により、最初にガンマカメラ 1 3 が初期撮影方向（位置）に向けられ（ステップ S 2 1'）、その後、図 6 のときと同様の処理が行われる（ステップ S 2 2 ~ S 2 9）。さら

50

に、システムコントローラ 25 により、全ての撮影方向（位置）におけるデータ収集が完了したか否かが判断される（ステップ S 30）。この判断で NO となるときには、ガンマカメラ 13 が次の撮影方向（位置）まで空間的に移動されて、同様のデータ収集が繰り返される（ステップ S 31）。

【0053】

このため、全ての撮影方向（位置）におけるデータ収集が完了したときに、データ処理器 22 により断層像が再構成される。したがって、プラナー法のとくと同様の効果を楽しむ、「間歇データ収集法」による SPECT 法が実行される。

【0054】

なお、前述した「間歇データ収集法」を適用したプラナー法及び SPECT 法は、ポジトロン ECT（positron emission computed tomography：PET）と呼ばれる断層撮影法を実施する核医学診断装置及びそのデータ収集方法にも同様に実施することができる。

【0055】

（第 3 の実施形態）

次に、本発明の第 3 の実施形態を、図 9 ~ 10 を参照して説明する。

【0056】

この第 3 の実施形態に係る核医学診断装置は、「間歇データ収集法」による SPECT 法を実行する構成に関する。とくに、この実施形態は、ガンマカメラ 13 が被検体 P の周りをステップ状に回転して、その複数の撮影方向（位置）それぞれにおいて撮影を行うときに、息止めによる一時的な呼吸停止と呼吸実施とを交互に繰り返すことを特徴とする。このとき、複数の撮影方向（位置）を通常の SPECT 法のそれよりも 2 倍に細かく設定し（例えば、1 ステップ当たり 3 度、収集時間 10 ~ 15 秒）、この収集を繰り返す（例えば、繰り返し回数 60 回）。この処理の概要を図 9 に示す。なお、本実施形態に係る核医学診断装置のハードウェア構成は図 1 に示したものと同様になっている。

【0057】

システムコントローラ 25 は、図 9 に示すように、最初にガンマカメラ 13 を初期撮影方向（位置）に向け（ステップ S 41）、息止め開始を例えば自動音声で指令し（ステップ S 42）、時間 t1 の間、収集データのマーキングによる記録を行う（ステップ S 43）、次いで、息止めの中断を例えば自動音声で指令する（ステップ S 44）。つまり、現在の撮影方向（位置）におけるデータ収集は、被検体 P が息止めを行って、一時的に呼吸停止となった状態でデータが収集される。

【0058】

さらに、全ての撮影方向（位置）におけるデータ収集が完了したか否かが判断され（ステップ S 45）、未だ完了していない場合、システムコントローラ 25 は、ガンマカメラ 13 を次の撮影方向（位置）に移動させる（ステップ S 46）。

【0059】

この新たに移動した撮影方向（位置）では、今度は、息止め開始及び息止め中断の指令が発令されない状態で、データ収集の記録のみが行われる（ステップ S 47）。このため、この撮影方向（位置）におけるデータ収集は、被検体 P は自由呼吸を行なっている状態で行なわれる。この後、再び、全ての撮影方向（位置）におけるデータ収集が完了したか否かが判断され（ステップ S 48）、NO の場合には、前述したステップ S 41 に戻り、ガンマカメラ 13 が次の撮影方向（位置）に変更されて、その撮影方向（位置）において同様にデータ収集がなされる。

【0060】

一方、ステップ S 45 又は S 48 で YES、すなわち全ての撮影方向（位置）におけるデータ収集が完了したと判断された場合、システムコントローラ 25 は、更に、一連の全撮影方向（位置）に対するデータ収集の回数が所定の繰り返し回数（例えば 60 回）に達したか否かを判断する（ステップ S 49）。この判断が NO になる場合、すなわち未だ所定の繰り返し数に達していない場合、最初のステップ S 41 に戻って処理が繰り返される

10

20

30

40

50

。ステップS 4 9でY E Sになると、データ収集は終って、データ処理器2 2により断層像が再構成される。

【0 0 6 1】

このため、この「間歇データ収集法」によるS P E C T法は、図1 0に模式的に示すように、1つ置き撮影方向（位置）毎に「呼吸停止」が行なわれるとともに、その「呼吸停止」の状態及び「呼吸実施」の状態それぞれにおいてデータが収集される（図1 0（a）参照）。そこで、このうちの「呼吸停止」の状態に収集されたデータを抽出して、その収集データを用いて断層像が再構成される。このため、被検体Pは、規則的に変更される撮影方向（位置）の1つ置きに、例えば自動音声と共に息止めを無理の無い時間ずつ実行すれば良く、より確実な息止めを行うことができ、体動に因る再構成像の画質劣化を防止

10

【0 0 6 2】

なお、この「間歇データ収集法」を適用したS P E C T法は、ポジトロンE C T（positron emission computed tomography：P E T）と呼ばれる断層撮影法を実施する核医学診断装置及びそのデータ収集方法にも同様に実施することができる。

【0 0 6 3】

また、被検体への息止めの開始及び中断のタイミングの指示は、必ずしも上述した自動的音声発生（又は自動音声）の構成に拠らずに、オペレータが被検体Pの状態を見ながらマイクなどを介して音声指示してもよいし、また、パネルによる文字表示や、光の点滅による指示であってもよい。

20

【0 0 6 4】

さらに、本発明は上述した各実施形態やその変形例に限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載の本発明の要旨を逸脱しない範囲で、従来周知の構成を用いて、さらに適宜な態様に変形又は展開可能なものである。

【図面の簡単な説明】

【0 0 6 5】

【図1】本発明の実施形態に係る核医学診断装置の概略を示す機能ブロック図。

【図2】第1の実施形態において実行される、「間歇データ収集法」を適用したプランナー法のデータ収集制御の概要を示すフローチャート。

【図3】このプランナー法のデータ収集制御の呼吸停止及び呼吸実施の概念を説明する図。

30

【図4】第1の実施形態の変形例において実行される、「間歇データ収集法」を適用したS P E C T法のデータ収集制御の概要を示すフローチャート。

【図5】本発明の第2の実施形態に係る核医学診断装置の概略を示す機能ブロック図。

【図6】第2の実施形態において実行される、「間歇データ収集法」を適用したプランナー法のデータ収集制御の概要を示すフローチャート。

【図7】このプランナー法のデータ収集制御の呼吸停止及び呼吸実施の概念を説明する図。

【図8】第2の実施形態の変形例において実行される、「間歇データ収集法」を適用したS P E C T法のデータ収集制御の概要を示すフローチャート。

【図9】第3の実施形態の変形例において実行される、「間歇データ収集法」を適用したS P E C T法のデータ収集制御の概要を示すフローチャート。

40

【図1 0】第3の実施形態において実行される、「間歇データ収集法」を適用したS P E C T法のデータ収集制御の概要を示す説明図。

【符号の説明】

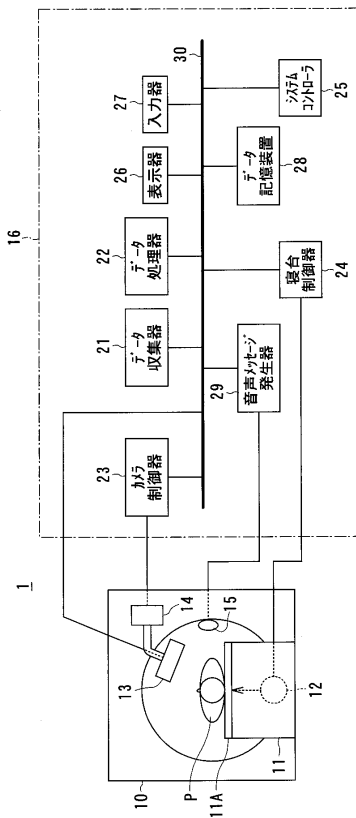
【0 0 6 6】

- 1 核医学診断装置
- 1 0 架台
- 1 1 A 天板
- 1 2 寝台駆動器
- 1 3 ガンマカメラ
- 1 4 カメラ駆動器

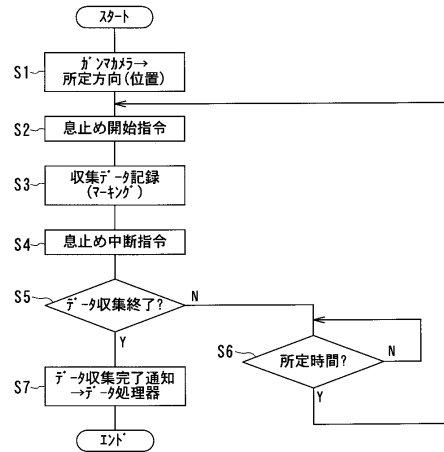
50

- 15 スピーカ
- 16 制御・処理装置
- 21 データ収集器
- 22 データ処理器
- 23 カメラ制御器
- 25 システムコントローラ
- 27 入力器
- 28 データ記憶装置
- 29 音声メッセージ発生器
- 31 操作スイッチ

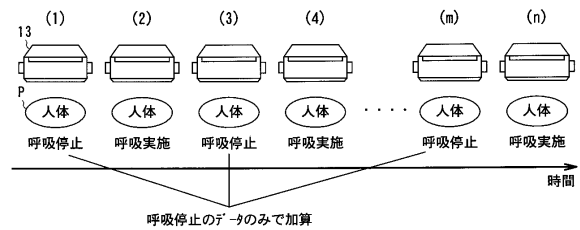
【図1】



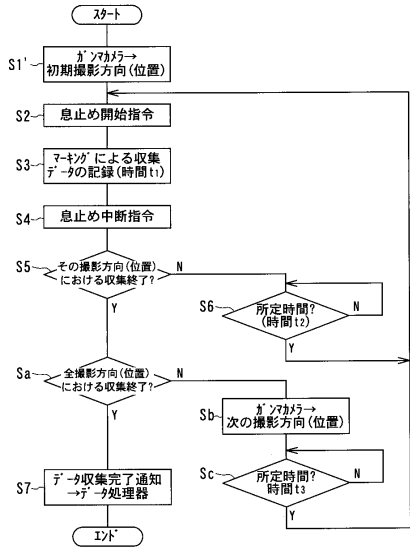
【図2】



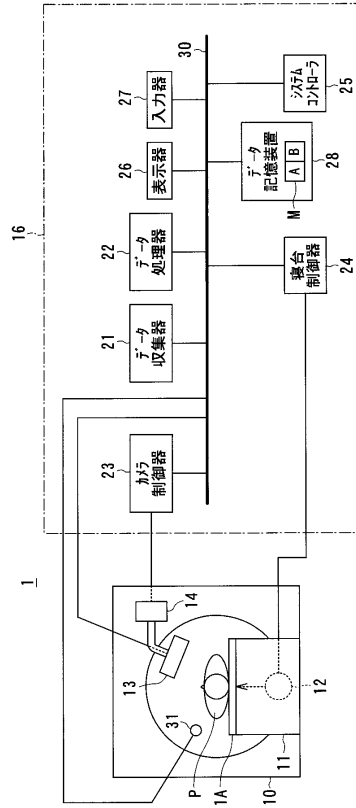
【図3】



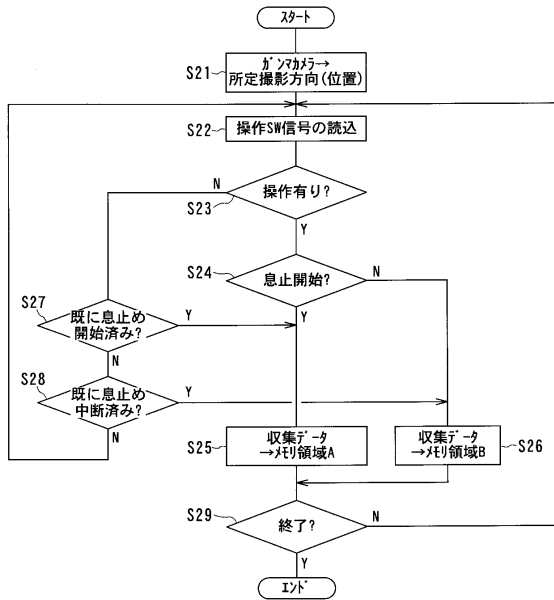
【図4】



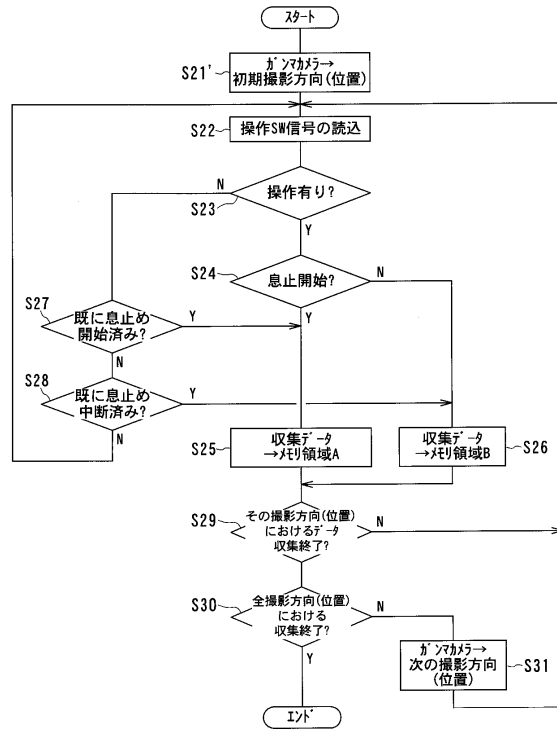
【図5】



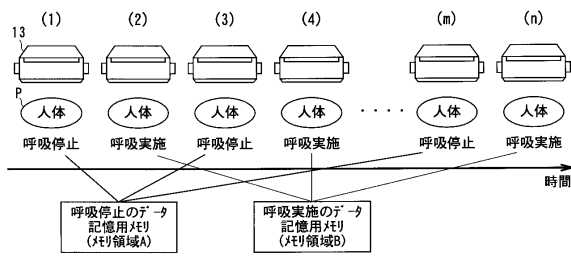
【図6】



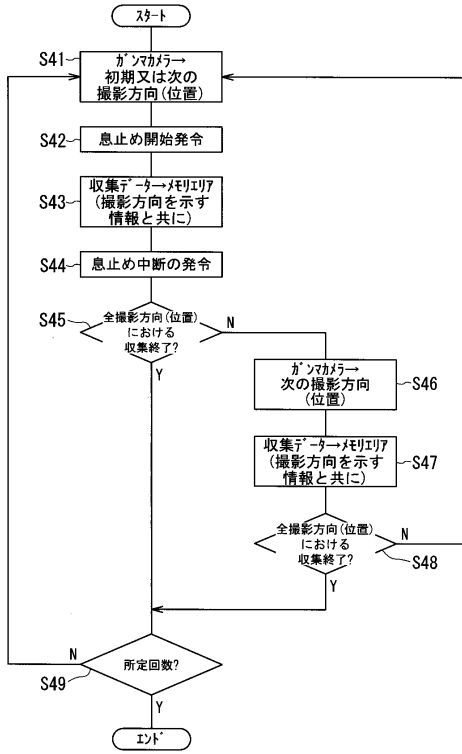
【図8】



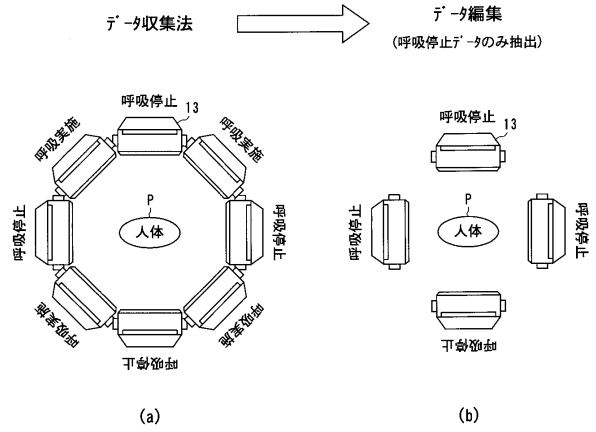
【図7】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

- (72)発明者 本村 信篤
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 本社内
- (72)発明者 林 万寿夫
大阪府三島郡島本町広瀬四丁目18-15-208
- (72)発明者 堀内 承治
大阪府泉大津市昭和町7-7
- (72)発明者 二沢 佳史
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 本社内

審査官 今浦 陽恵

- (56)参考文献 特開2001-346773(JP, A)
国際公開第03/003796(WO, A1)
特開2000-258535(JP, A)
特開平03-292938(JP, A)
国際公開第03/096894(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/161
G01T 1/164