

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6091852号
(P6091852)

(45) 発行日 平成29年3月8日(2017.3.8)

(24) 登録日 平成29年2月17日(2017.2.17)

(51) Int.Cl. F I
G O I T 1/161 (2006.01) G O I T 1/161 C

請求項の数 6 (全 16 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-249536 (P2012-249536) (22) 出願日 平成24年11月13日 (2012.11.13) (65) 公開番号 特開2014-98583 (P2014-98583A) (43) 公開日 平成26年5月29日 (2014.5.29) 審査請求日 平成27年10月8日 (2015.10.8)</p>	<p>(73) 特許権者 594164542 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 110001380 特許業務法人東京国際特許事務所 (72) 発明者 熨斗 康弘 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内 審査官 遠藤 直恵</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 核医学診断装置および画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に投与された放射性同位元素から放射されるガンマ線を検出する複数の検出器と、
 前記被検体に取り付けられた呼吸センサおよび心電センサの出力データと、前記複数の
 検出器の出力データと、を収集するデータ収集部と、

前記データ収集部により収集されたデータにもとづいて、呼吸動の同位相期間である
 とともに心臓の動きが閾値より小さい期間である第1の期間における前記複数の検出器の
 出力データにもとづく画像を生成する画像生成部と、

前記複数の検出器の出力データにもとづいて、対消滅ガンマ線対の検出時間差から心臓
 の領域に由来するデータを特定する心臓領域特定部と、

を備え、

前記画像生成部は、

前記第1の期間における前記複数の検出器の出力データと、前記呼吸動の同位相期間で
 あるとともに心臓の動きが前記閾値より大きい期間である複数の第2の期間のうち所定数
 の期間における前記複数の検出器の出力データから前記心臓の領域に由来するデータを削
 除することにより、複数の前記第2の期間における前記複数の検出器の出力データから前
 記心臓の領域に由来するデータを間引いたデータと、にもとづいて画像を生成する、

核医学診断装置。

【請求項2】

前記複数の検出器は、

10

20

少なくとも前記被検体の肺野領域および前記心臓の領域に由来する対消滅ガンマ線を検出し、

前記画像生成部は、

前記第 1 の期間における前記複数の検出器の出力データに対して所定の強度で位置フィルタを施したデータと、前記第 2 の期間における前記複数の検出器の出力データのうち前記肺野領域に由来するデータに対して前記所定の強度で位置フィルタを施す一方前記心臓の領域に由来するデータに対しては前記所定の強度とは異なる強度で位置フィルタを施したデータと、にもとづいて画像を生成する、

請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 3】

前記複数の検出器の出力データにもとづいて、対消滅ガンマ線対の検出時間差から前記心臓の領域に由来するデータを特定する心臓領域特定部、

をさらに備え、

前記複数の検出器は、

少なくとも前記被検体の肺野領域および前記心臓の領域に由来する対消滅ガンマ線を検出し、

前記画像生成部は、

前記第 1 の期間における前記複数の検出器の出力データに対して所定の強度で位置フィルタを施したデータと、前記呼吸動の同位相期間であるとともに心臓の動きが前記閾値より大きい期間である第 2 の期間における前記複数の検出器の出力データのうち前記肺野領域に由来するデータに対して前記所定の強度で位置フィルタを施す一方前記心臓の領域に由来するデータに対しては前記所定の強度とは異なる強度で位置フィルタを施したデータと、にもとづいて画像を生成する、

請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 4】

前記位置フィルタはガウシアンフィルタであり、前記強度は前記ガウシアンフィルタで用いられるガウス関数の分散値である、

請求項 2 または 3 に記載の核医学診断装置。

【請求項 5】

前記データ収集部は、

前記複数の検出器の出力データにもとづいて、前記検出器へガンマ線が入射するごとに入射したガンマ線のエネルギーおよび入射時間の情報を取得するリストモードでデータを収集する、

請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の核医学診断装置。

【請求項 6】

コンピュータに、

被検体に投与された放射性同位元素から放射されるガンマ線を検出する複数の検出器の出力データと前記被検体に取り付けられた呼吸センサおよび心電センサの出力データともとづいて、呼吸動の同位相期間であるとともに心臓の動きが閾値より小さい期間である第 1 の期間における前記複数の検出器の出力データを抽出するステップと、

前記複数の検出器の出力データにもとづいて、対消滅ガンマ線対の検出時間差から心臓の領域に由来するデータを特定するステップと、

前記呼吸動の同位相期間であるとともに心臓の動きが前記閾値より大きい期間である複数の第 2 の期間のうち、所定数の期間における前記複数の検出器の出力データから前記心臓の領域に由来するデータを削除することにより、複数の前記第 2 の期間における前記複数の検出器の出力データから前記心臓の領域に由来するデータを間引いたデータを生成するステップと、

前記第 1 の期間における前記複数の検出器の出力データと、複数の前記第 2 の期間における前記複数の検出器の出力データから前記心臓の領域に由来するデータを間引いたデータと、にもとづいて画像を生成するステップと、

10

20

30

40

50

を実行させる画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、核医学診断装置および画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

核医学診断装置は、放射性同位元素（Radio Isotope、以下 R I という）を含む薬品（血流マーカー、トレーサ）が生体内の特定組織や臓器に選択的に取り込まれる性質を利用して、生体内に分布した R I から放射されるガンマ線を生体外に配設されたガンマ線の検出器で検出するようになっている。ガンマ線の検出結果は、ガンマ線の線量分布を画像化することによる核医学画像の生成や、体内臓器等の機能の診断などに利用される。

10

【0003】

胸部や腹部など、肺に近い部位の撮像画像は、呼吸動による影響を受ける。このため、胸部や腹部などを撮影する場合は、呼吸動の影響を低減させることが好ましい。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2004-45318号広報

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、呼吸動によって撮像画像が影響を受ける部位には、心臓の拍動によっても影響を受けるものがある。このため、この種の部位を撮影する場合には、呼吸動に加え拍動による画像に対する影響を低減させることが好ましい。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一実施形態に係る核医学診断装置は、上述した課題を解決するために、被検体に投与された放射性同位元素から放射されるガンマ線を検出する複数の検出器と、被検体に取り付けられた呼吸センサおよび心電センサの出力データと、複数の検出器の出力データと、を収集するデータ収集部と、データ収集部により収集されたデータにもとづいて、呼吸動の同位相期間であるとともに心臓の動きが閾値より小さい期間である第1の期間における複数の検出器の出力データにもとづく画像を生成する画像生成部と、複数の検出器の出力データにもとづいて、対消滅ガンマ線対の検出時間差から心臓の領域に由来するデータを特定する心臓領域特定部と、を備えたものである。画像生成部は、第1の期間における複数の検出器の出力データと、呼吸動の同位相期間であるとともに心臓の動きが閾値より大きい期間である複数の第2の期間のうち所定数の期間における複数の検出器の出力データから心臓の領域に由来するデータを削除することにより、複数の第2の期間における複数の検出器の出力データから心臓の領域に由来するデータを間引いたデータと、にもとづいて画像を生成する。

30

40

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の第1実施形態に係る核医学診断装置の一例を示すブロック図。

【図2】第1実施形態に係る制御部のCPUによる機能実現部の構成例を示す概略的なブロック図。

【図3】同時計数部により扱われるリストモードデータの一例を示す説明図。

【図4】(a)は呼吸動の同位相期間に属する同時計数情報から肺全体の画像を生成する従来の画像生成方法の一例を示す説明図、(b)は第1の期間に属する同時計数情報から肺全体の画像を生成する本実施形態に係る画像生成方法の一例を示す説明図。

【図5】図1に示す制御部のCPUにより、呼吸動および拍動による撮像画像に対する影

50

響を低減する際の手順を示すフローチャート。

【図 6】第 2 実施形態に係る制御部の CPU による機能実現部の構成例を示す概略的なブロック図。

【図 7】図 6 に示す制御部の CPU により、呼吸動および拍動による撮像画像に対する影響を低減する際の手順を示すフローチャート。

【図 8】第 3 実施形態に係る制御部の CPU による機能実現部の構成例を示す概略的なブロック図。

【図 9】図 8 に示す制御部の CPU により、呼吸動および拍動による撮像画像に対する影響を低減する際の手順を示すフローチャート。

【図 10】第 3 実施形態に係る制御部の CPU による機能実現部の構成例を示す概略的なブロック図。

【図 11】図 10 に示す制御部の CPU により、呼吸動および拍動による撮像画像に対する影響を低減する際の手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0008】

本発明に係る核医学診断装置および画像処理プログラムの実施の形態について、添付図面を参照して説明する。

(第 1 の実施形態)

【0009】

図 1 は、本発明の第 1 実施形態に係る核医学診断装置の一例を示すブロック図である。なお、以下の説明では、本発明に係る核医学診断装置として PET (Positron Emission Tomography) 装置を用いる場合の一例について示す。

【0010】

核医学診断装置 10 は、スキャナ装置 11 および画像処理装置 12 を有する。スキャナ装置 11 は、天板 21、天板駆動装置 22、複数の検出器 23、検出器カバー 24、データ収集部 25 を有する。

【0011】

天板 21 は、患者 (被検体) O を載置可能に構成される。天板駆動装置 22 は、画像処理装置 12 に制御されて、天板 21 を昇降動させる。また、天板駆動装置 22 は、画像処理装置 12 に制御されて、検出器カバー 24 の中央部分の開口部へ天板 21 を天板 21 の長軸方向に沿って移送する。

【0012】

検出器 23 は、FDG (フルオロデオキシグルコース) などの薬品に含まれて患者 O に投与された放射性同位元素から放射されるガンマ線を検出する検出器である。検出器 23 としては、シンチレータ型検出器を用いてもよいし、半導体型検出器を用いてもよい。

【0013】

シンチレータ型検出器を用いる場合は、検出器 23 は、ガンマ線の入射角度を規定するためのコリメータ、コリメートされたガンマ線が入射すると瞬間的な閃光を発するシンチレータ、シンチレータから射出された光を検出するための 2 次元に配列された複数の光電子増倍管、およびシンチレータ用電子回路などを有する。

【0014】

シンチレータは、たとえばタリウム活性化ヨウ化ナトリウム NaI (Tl) により構成される。シンチレータ用電子回路は、ガンマ線が入射する事象 (イベント) が発生するごとに、複数の光電子増倍管の出力にもとづいて複数の光電子増倍管により構成される検出面内におけるガンマ線の入射位置情報 (位置情報) および強度情報を生成しデータ収集部 25 に出力する。

【0015】

一方、半導体型検出器を用いる場合は、検出器 23 は、コリメータ、コリメートされたガンマ線を検出するための 2 次元に配列された複数のガンマ線検出用半導体素子 (以下、半導体素子という) および半導体用電子回路を有する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 6 】

半導体素子は、たとえばCdTeやCdZnTe（CZT）により構成される。半導体用電子回路は、ガンマ線が入射する事象（イベント）が発生するごとに、半導体素子の出力にもとづいて位置情報および強度情報を生成しデータ収集部25に出力する。

【 0 0 1 7 】

複数の検出器23は、たとえば患者Oの周囲を囲むように、六角形または円形に検出器カバー24内に配置される。なお、複数の検出器23の配置態様はリング配列型に限られず、たとえば平板上に配列された複数の検出器23が2つ患者Oを挟んで対向配置されつつ患者Oの周りに回転可能に保持される2検出器対向型に配置されてもよい。また、複数の検出器23は多層のリングに配列されて隣接する層間の画像を取得可能に構成されてもよい。

10

【 0 0 1 8 】

患者Oには、呼吸センサ26および心電センサ27が取り付けられる。呼吸センサ26が出力する呼吸センサ信号および心電センサ27が出力する心電センサ信号（ECG（Electro CardioGram）信号）は、データ収集部25に与えられる。

【 0 0 1 9 】

データ収集部25は、複数の検出器23の出力をリストモードで収集する。リストモードでは、ガンマ線の検出位置情報、強度（エネルギー）情報、検出器23と患者Oとの相対位置を示す情報（検出器23の位置や角度など）、およびガンマ線の検出時刻がガンマ線の入射イベントごとに収集される。また、データ収集部25は、呼吸センサ26および心電センサ27からそれぞれ受けた患者Oの呼吸センサ信号およびECG信号の情報をリストモードデータに関連付けて、データ収集部25に内包するRAMなどの記憶媒体に記憶させる。

20

【 0 0 2 0 】

画像処理装置12は、図1に示すように、制御部31、表示部32、入力部33および記憶部34を有する。

【 0 0 2 1 】

制御部31は、CPU、RAMおよびROMをはじめとする記憶媒体などにより構成され、この記憶媒体に記憶されたプログラムに従って画像処理装置12の処理動作を制御する。

30

【 0 0 2 2 】

制御部31のCPUは、ROMをはじめとする記憶媒体に記憶された画像処理プログラムおよびこのプログラムの実行のために必要なデータをRAMへロードし、このプログラムに従って呼吸動および拍動による撮像画像に対する影響を低減するための処理を実行する。

【 0 0 2 3 】

制御部31のRAMは、CPUが実行するプログラムおよびデータを一時的に格納するワークエリアを提供する。制御部31のROMをはじめとする記憶媒体は、画像処理装置12の起動プログラム、画像処理プログラムや、これらのプログラムを実行するために必要な各種データを記憶する。

40

【 0 0 2 4 】

なお、ROMをはじめとする記憶媒体は、磁気的もしくは光学的記録媒体または半導体メモリなどの、CPUにより読み取り可能な記録媒体を含んだ構成を有し、これら記憶媒体内のプログラムおよびデータの一部または全部は電子ネットワークを介してダウンロードされるように構成してもよい。

【 0 0 2 5 】

表示部32は、たとえば液晶ディスプレイやOLED（Organic Light Emitting Diode）ディスプレイなどの一般的な表示出力装置により構成され、制御部31の制御に従って核医学診断画像などの各種情報を表示する。

【 0 0 2 6 】

50

入力部 33 は、たとえばキーボード、タッチパネル、テンキーなどの一般的な入力装置により構成され、ユーザの操作に対応した操作入力信号を制御部 31 に出力する。

【0027】

記憶部 34 は、磁気的もしくは光学的記録媒体または半導体メモリなどの、CPUにより読み取り可能な記録媒体を含んだ構成を有し、これら記憶媒体内のプログラムおよびデータの一部または全部は電子ネットワークを介してダウンロードされるように構成してもよい。記憶部 34 は、制御部 31 により制御されて同期計数情報や核医学画像などを記憶する。

【0028】

図 2 は、第 1 実施形態に係る制御部 31 の CPU による機能実現部の構成例を示す概略的なブロック図である。なお、この機能実現部は、CPU を用いることなく回路などのハードウェアロジックによって構成してもよい。

10

【0029】

図 2 に示すように、制御部 31 の CPU は、画像処理プログラムによって、少なくともスキャン制御部 41、同時計数部 42、心肺同期データ抽出部 43 および画像生成部 44 として機能する。この各部 41 ~ 44 は、RAM の所要のワークエリアをデータの一時的な格納場所として利用する。

【0030】

スキャン制御部 41 は、ユーザから入力部 33 を介してスキャン計画の実行指示を受けて、スキャン計画にもとづいてスキャナ装置 11 を制御することにより、スキャンを実行する。この結果、患者 O から放出されたガンマ線の情報、患者 O の呼吸センサ信号および ECG 信号の情報がスキャナ装置 11 からデータ収集部 25 を介して同時計数部 42 に与えられる。

20

【0031】

図 3 は、同時計数部 42 により扱われるリストモードデータの一例を示す説明図である。図 3 には、同時計数した対消滅ガンマ線に関するデータのみを示した。なお、図 3 において、Detector # 1、# 2 は同時計数した対消滅ガンマ線対が入射した検出器 23 の位置を示す番号を、T はデータ収集開始からガンマ線が入射するまでの時間（対消滅ガンマ線 2 つの検出時間の平均）を、 t は対消滅ガンマ線の検出時間の差（以下、入射時間差という）を、Energy # 1、# 2 はそれぞれ Detector # 1、# 2 で検出されたガンマ線の入射エネルギーを、それぞれ示す。

30

【0032】

同時計数部 42 は、データ収集部 25 から呼吸センサ信号の情報（呼吸動データ）および ECG 信号の情報（心電波形データ）が関連付けられたリストモードデータを受ける。

【0033】

同時計数部 42 は、リストモードデータのうち、ガンマ線の入射時間差（対消滅ガンマ線の検出時間の差）が所定の時間ウインドウ幅（たとえば 1 ns 以内など）にあり、かつ対消滅ガンマ線 2 つのそれぞれの入射エネルギーがともに所定のエネルギーウインドウ幅内にある組み合わせを抽出する。同時計数部 42 は、この抽出した組み合わせのリストモードデータ（以下、同時計数情報という）を心肺同期データ抽出部 43 および画像生成部 44 に与える。

40

【0034】

なお、本実施形態では画像処理装置 12 の制御部 31 が同時計数情報を生成する場合の例について示したが、同時計数情報はたとえばスキャナ装置 11 のデータ収集部 25 によって生成されて画像処理装置 12 に与えられてもよい。

【0035】

心肺同期データ抽出部 43 は、同時計数部 42 から受けた同時計数情報から呼吸動の同位相期間に属する同時計数情報を抽出する。また、心肺同期データ抽出部 43 は、抽出した呼吸動の同位相期間に属するデータについて、心臓の動きが所定の閾値より小さい期間（以下、第 1 の期間という）と閾値以上の期間（以下、第 2 の期間という）のいずれに属

50

するデータであるかを特定する。また、心肺同期データ抽出部 4 3 は、抽出した呼吸動の同位相データから第 2 の期間に属するデータを除外して、すなわち抽出した同位相期間であるとともに心臓の動きが閾値より小さい期間（第 1 の期間）に属する同時計数情報を抽出して、画像生成部 4 4 に与える。

【 0 0 3 6 】

図 4 (a) は呼吸動の同位相期間に属する同時計数情報から肺全体 5 1 の画像を生成する従来の画像生成方法の一例を示す説明図であり、(b) は第 1 の期間に属する同時計数情報から肺全体 5 1 の画像を生成する本実施形態に係る画像生成方法の一例を示す説明図である。

【 0 0 3 7 】

呼吸動の同位相期間に属する同時計数情報を抽出することにより、呼吸動による画像への影響を低減することができる。しかし、呼吸動の同位相期間には、心臓 5 2 の動き（拍動）が小さい第 1 の期間と心臓の動きが大きい期間（第 2 の期間）がある。このため、呼吸動の同位相期間に属する同時計数情報から肺全体 5 1 の画像を生成すると、図 4 (a) に示すように、心臓 5 2 の動きの影響を受けてしまい、心臓 5 2 の画像がぶれてしまうほか、心臓 5 2 の動きの影響を受ける気管支 5 3 などの肺野内の臓器の画像もぶれてしまう。

【 0 0 3 8 】

そこで、本実施形態に係る核医学診断装置 1 0 は、呼吸動および拍動による画像に対する影響を低減するため、図 4 (b) に示すように第 1 の期間に属する同時計数情報から肺全体 5 1 の画像を生成する。

【 0 0 3 9 】

画像生成部 4 4 は、心肺同期データ抽出部 4 3 により抽出された第 1 の期間に属する同時計数情報にもとづいて同期再構成を行い、画像を生成して表示部 3 2 に表示させる。

【 0 0 4 0 】

次に、本実施形態に係る核医学診断装置 1 0 の動作の一例について説明する。

【 0 0 4 1 】

図 5 は、図 1 に示す制御部 3 1 の CPU により、呼吸動および拍動による撮像画像に対する影響を低減する際の手順を示すフローチャートである。図 5 において、S に数字を付した符号は、フローチャートの各ステップを示す。

【 0 0 4 2 】

まず、ステップ S 1 において、FDG などの薬剤を投与した患者 O を天板 2 1 に載置する。また、患者 O に呼吸センサ 2 6 および心電センサ 2 7 が取り付けられ、患者 O の呼吸センサ信号および ECG 信号の情報がデータ収集部 2 5 に与えられる。

【 0 0 4 3 】

次に、ステップ S 2 において、スキャン制御部 4 1 はユーザから入力部 3 3 を介してスキャン計画の実行指示を受けて、スキャン計画にもとづいてスキャナ装置 1 1 を制御することにより、スキャンを実行する。

【 0 0 4 4 】

次に、ステップ S 3 において、データ収集部 2 5 は呼吸動データおよび心電波形データが関連付けられたリストモードデータを生成する。同時計数部 4 2 は、この呼吸動データおよび心電波形データが関連付けられたリストモードデータを取得する。

【 0 0 4 5 】

次に、ステップ S 4 において、心肺同期データ抽出部 4 3 は、同時計数部 4 2 から受けた同時計数情報から、呼吸動の同位相期間に属するデータを抽出する。

【 0 0 4 6 】

次に、ステップ S 5 において、心肺同期データ抽出部 4 3 は、抽出した呼吸動の同位相期間に属するデータについて、心臓の動きが所定の閾値より小さい期間（第 1 の期間）と閾値以上の期間（第 2 の期間）のいずれに属するデータであるかを特定する。

【 0 0 4 7 】

10

20

30

40

50

次に、ステップS6において、心肺同期データ抽出部43は、抽出した呼吸動の同位相データから第2の期間に属するデータを除外して画像生成部44に与える。

【0048】

次に、ステップS7において、画像生成部44は心肺同期データ抽出部43から受けた第1の期間に属するデータ(同時計数情報)にもとづいて同期再構成を行い、画像を生成して表示部32に表示させる。

【0049】

以上の手順により、呼吸動および拍動による撮像画像に対する影響を低減することができる。

【0050】

本実施形態に係る核医学診断装置10は、呼吸動の同位相期間のうち心臓の動きがしきい値より小さい期間(第1の期間)における同時計数情報にもとづいて画像を生成することができる。このため、呼吸動の同位相期間に属するデータをすべて用いて画像を生成する場合に比べ、呼吸動および拍動による影響を低減した画像を生成することができる。このため、心臓周辺の肺野の画像の分解能を向上させることができ、ユーザはより正確に定量的な診断を行うことができる。

【0051】

なお、本実施形態は核医学診断装置10としてPET装置を用いる場合について説明したが、本実施形態に係る技術はSPECT装置に適用することが可能である。SPECT装置に適用する場合、検出器23の構成が一般的なSPECT装置に用いられる構成とすればよい。また、SPECT装置を用いる場合、同時計数部42が不要であり、呼吸動データおよび心電波形データが関連付けられたリストモードデータは心肺同期データ抽出部43がデータ収集部25から取得すればよい。

(第2の実施形態)

【0052】

次に、本発明に係る核医学診断装置10および画像処理プログラムの第2実施形態について説明する。

【0053】

本実施形態に係る核医学診断装置10は、第2の期間における同時計数情報のうち、心臓52から遠い部分のデータを同期再構成に用いるものである。

【0054】

図6は、第2実施形態に係る制御部31AのCPUによる機能実現部の構成例を示す概略的なブロック図である。

【0055】

この第2実施形態に示す核医学診断装置10は、制御部31Aの構成が第1実施形態に示す核医学診断装置10の制御部31と異なる。他の構成および作用については図1に示す核医学診断装置10と実質的に異ならないため、同じ構成には同一符号を付して説明を省略する。

【0056】

図6に示すように、制御部31AのCPUは、画像処理プログラムによって、少なくともスキャン制御部41、同時計数部42、心肺同期データ抽出部43A、心臓領域特定部61および画像生成部44Aとして機能する。この各部分は、RAMの所要のワークエリアをデータの一時的な格納場所として利用する。

【0057】

心肺同期データ抽出部43Aは、同時計数部42から受けた同時計数情報から呼吸動の同位相期間に属する同時計数情報を抽出する。また、心肺同期データ抽出部43は、抽出した呼吸動の同位相期間に属するデータについて、第1の期間と第2の期間のいずれに属するデータであるかを特定する。

【0058】

心臓領域特定部61は、同時計数情報の入射時間差にもとづいて対消滅ガンマ線対の発

10

20

30

40

50

生位置を特定することにより、同時計数情報のうち心臓 5 2 の領域（心臓領域）に由来するデータを特定する。ここで、心臓領域の外郭は、心臓 5 2 の輪郭に設定されてもよいし、心臓 5 2 を含み心臓 5 2 の輪郭から所定の範囲に設定されてもよい。後者の場合、心臓領域は心臓 5 2 の近辺を含む。

【 0 0 5 9 】

画像生成部 4 4 A は、第 1 の期間に属する同時計数情報については、そのまま同期再構成に用いる一方、第 2 の期間に属する同時計数情報については、心臓領域に由来するデータを間引くか、重みを小さくするか、または除外して、同期再構成に用いて画像を生成し、表示部 3 2 に表示させる。

【 0 0 6 0 】

ここで、「第 2 の期間に属する同時計数情報について心臓領域に由来するデータを間引く」とは、複数の第 2 の期間のうち、所定の期間おきのデータ（たとえば 5 期間で 1 つ）については心臓領域を含めたすべてのデータを同期再構成に用い、その他のデータからは心臓領域に由来するデータを削除することをいうものとする。

【 0 0 6 1 】

図 7 は、図 6 に示す制御部 3 1 A の CPU により、呼吸動および拍動による撮像画像に対する影響を低減する際の手順を示すフローチャートである。図 7 において、S に数字を付した符号は、フローチャートの各ステップを示す。図 5 と同等のステップには同一符号を付し、重複する説明を省略する。

【 0 0 6 2 】

心肺同期データ抽出部 4 3 A により、同時計数情報から呼吸動の同位相期間に属するデータが抽出されるとともに（ステップ S 4 ）、この呼吸動の同位相期間に属するデータについて第 1 の期間第 2 の期間のいずれに属するデータであるかが特定される（ステップ S 5 ）。

【 0 0 6 3 】

次に、ステップ S 2 1 において、心臓領域特定部 6 1 は、同時計数情報の入射時間差にもとづいて対消滅ガンマ線対の発生位置を特定することにより、同時計数情報のうち心臓 5 2 の領域に由来するデータを特定する。

【 0 0 6 4 】

次に、ステップ S 2 2 において、画像生成部 4 4 A は、第 1 の期間に属する同時計数情報と、第 2 の期間に属する同時計数情報から心臓領域に由来するデータを間引くか、重みを小さくするか、または除外したものと、を同期再構成に用いて画像を生成し、表示部 3 2 に表示させる。

【 0 0 6 5 】

以上の手順によっても、呼吸動および拍動による撮像画像に対する影響を低減することができる。

【 0 0 6 6 】

第 2 実施形態に係る核医学診断装置 1 0 は、第 1 の期間における同時計数情報については第 1 実施形態と同様に同期再構成に利用するほか、第 2 の期間における同時計数情報については、全て除外してしまうのではなく心臓領域に係るデータを間引くか、重みを小さくするか、または除外して、同期再構成に用いる。

【 0 0 6 7 】

肺野領域のうち、心臓 5 2 から遠い部分については心臓の動きの影響を受けづらい。このため、第 2 の期間における同時計数情報のうち、心臓 5 2 から遠い部分のデータを同期再構成に用いることにより、第 1 実施形態に係る核医学診断装置 1 0 に比べ、肺野領域のうち心臓 5 2 から遠い部分の画像をより鮮明にすることができる。

（第 3 の実施形態）

【 0 0 6 8 】

次に、本発明に係る核医学診断装置および画像処理プログラムの第 3 実施形態について説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 9 】

本実施形態に係る核医学診断装置 1 0 は、第 1 の期間と第 2 の期間において心臓領域に対して異なる強度の位置フィルタを適用して画像を生成するものである。

【 0 0 7 0 】

図 8 は、第 3 実施形態に係る制御部 3 1 B の C P U による機能実現部の構成例を示す概略的なブロック図である。

【 0 0 7 1 】

この第 3 実施形態に示す核医学診断装置 1 0 は、制御部 3 1 B の構成が第 1 実施形態に示す核医学診断装置 1 0 の制御部 3 1 と異なる。他の構成および作用については図 1 に示す核医学診断装置 1 0 と実質的に異ならないため、同じ構成には同一符号を付して説明を省略する。また、心肺同期データ抽出部 4 3 A および心臓領域特定部 6 1 の機能については第 2 実施形態に係る構成と実質的に異ならないため、説明を省略する。

10

【 0 0 7 2 】

一般に、核医学画像を生成する際には、同時計数情報から得られる位置情報に対してガウシアンフィルタなどの位置フィルタが施される。これは、飛来時間 (T O F (Time Of Flight)) の誤差を考慮した措置である。同時計数情報から得られる位置情報に対して位置フィルタを施して位置をぼかすことにより、位置情報を T O F の計測誤差を考慮したものに修正することができる。

【 0 0 7 3 】

本実施形態に係る画像生成部 4 4 B は、この位置フィルタを利用した位置のぼかしがた、すなわち位置フィルタの強度について、動きのある心臓領域と他の領域 (たとえば肺野領域) とで異ならせる。

20

【 0 0 7 4 】

具体的には、画像生成部 4 4 B は、第 1 の期間に属する同時計数情報から得られる位置情報については所定のカーネル幅で位置フィルタを施し、第 2 の期間に属する同時計数情報から得られる位置情報については、肺野領域に対しては所定のカーネル幅を用いる一方心臓領域に対しては所定のカーネル幅とは異なるカーネル幅で位置フィルタを施す。位置フィルタとしてガウシアンフィルタを用いる場合、ガウス関数の分散値を変更することによりカーネル幅 (フィルタ強度) を変更することができる。

【 0 0 7 5 】

図 9 は、図 8 に示す制御部 3 1 B の C P U により、呼吸動および拍動による撮像画像に対する影響を低減する際の手順を示すフローチャートである。図 9 において、S に数字を付した符号は、フローチャートの各ステップを示す。図 5 および図 7 と同等のステップには同一符号を付し、重複する説明を省略する。

30

【 0 0 7 6 】

ステップ S 3 1 において、画像生成部 4 4 B は、第 1 の期間に属する同時計数情報から得られる位置情報については所定のカーネル幅で位置フィルタを施し、第 2 の期間に属する同時計数情報から得られる位置情報については、肺野領域に対しては所定のカーネル幅を用いる一方心臓領域に対しては所定のカーネル幅とは異なるカーネル幅で位置フィルタを施す。そして、画像生成部 4 4 B は、位置フィルタを施したデータを用いて画像を生成し表示部 3 2 に表示させる。

40

【 0 0 7 7 】

以上の手順によっても、呼吸動および拍動による撮像画像に対する影響を低減することができる。

【 0 0 7 8 】

第 3 実施形態に係る核医学診断装置 1 0 は、第 2 実施形態に係る核医学診断装置 1 0 と同様に、第 1 の期間および第 2 の期間における同時計数情報を用いる。このため、第 1 実施形態に係る核医学診断装置 1 0 に比べ、肺野領域のうち心臓 5 2 から遠い部分の画像をより鮮明にすることができる。また、第 2 の期間に属する同時計数情報から得られる位置情報については、肺野領域に対しては所定のカーネル幅を用いる一方心臓領域に対しては

50

所定のカーネル幅とは異なるカーネル幅で位置フィルタを施す。このため、単に呼吸動の同位相期間に属するデータをすべて用いて画像を生成する場合に比べ、画質を向上させることができる。

【0079】

たとえば、第2の期間（心臓の動きが大きい期間）において、心臓領域のカーネル幅を所定のカーネル幅よりもシャープにする場合、拍動のためにぼやけがちとなる心臓領域の画像をシャープにすることができ、心臓領域と肺野領域とで均一な画像にすることができ

【0080】

一方、第2の期間（心臓の動きが大きい期間）において、心臓領域のカーネル幅を所定のカーネル幅よりもブロードにする場合、心臓領域の画像はぼやけるが、心臓52の動き全体を捉えた画像（心臓の動きの誤差を含めた存在確率を反映した画像）を生成することが

10

（第4の実施形態）

【0081】

次に、本発明に係る核医学診断装置および画像処理プログラムの第4実施形態について説明する。

【0082】

本実施形態に係る核医学診断装置10は、第2実施形態に係る核医学診断装置10と第3実施形態に係る核医学診断装置10とを組み合わせたものである。

20

【0083】

図10は、第3実施形態に係る制御部31BのCPUによる機能実現部の構成例を示す概略的なブロック図である。

【0084】

この第3実施形態に示す核医学診断装置10は、制御部31Cの構成が第1実施形態に示す核医学診断装置10の制御部31と異なる。他の構成および作用については図1に示す核医学診断装置10と実質的に異なるため、同じ構成には同一符号を付して説明を省略する。また、心肺同期データ抽出部43Aおよび心臓領域特定部61の機能については第2実施形態および第3実施形態に係る構成と実質的に異なるため、説明を省略す

30

【0085】

また、図11は、図10に示す制御部31CのCPUにより、呼吸動および拍動による撮像画像に対する影響を低減する際の手順を示すフローチャートである。図11において、Sに数字を付した符号は、フローチャートの各ステップを示す。図5、図7および図9と同等のステップには同一符号を付し、重複する説明を省略する。

【0086】

画像生成部44Cは、第1の期間に属する同時計数情報については、そのまま同期再構成に用いる一方、第2の期間に属する同時計数情報については、心臓領域に由来するデータを間引くか、重みを小さくする（図11のステップS41）。第2実施形態に係る画像生成部44A都の相違点は、心臓領域に由来するデータを削除することがない点である。

40

【0087】

また、画像生成部44Cは、第3実施形態に係る画像生成部44Bと同様に、第1の期間に属する同時計数情報から得られる位置情報については所定のカーネル幅で位置フィルタを施し、第2の期間に属する同時計数情報から得られる位置情報については、肺野領域に対しては所定のカーネル幅を用いる一方心臓領域に対しては所定のカーネル幅とは異なるカーネル幅で位置フィルタを施して、画像を生成し表示部32に表示させる（図11のステップS42）。

【0088】

第4実施形態に係る核医学診断装置10は、第1の期間および第2の期間における同時計数情報を用いる。このため、第1実施形態に係る核医学診断装置10に比べ、肺野領域

50

のうち心臓52から遠い部分の画像をより鮮明にすることができる。また、第2の期間の心臓領域のデータについて、間引くまたは重み付けを小さくするだけでなく、位置フィルタの強度を肺野領域と異ならせることにより、心臓領域の画質をより向上させることができる。

【0089】

なお、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

10

【0090】

また、本発明の実施形態では、フローチャートの各ステップは、記載された順序に沿って時系列的に行われる処理の例を示したが、必ずしも時系列的に処理されなくとも、並列的あるいは個別実行される処理をも含むものである。

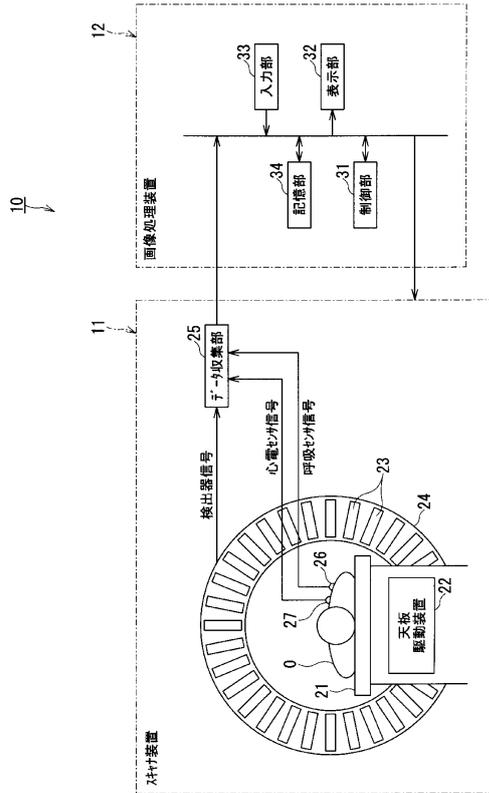
【符号の説明】

【0091】

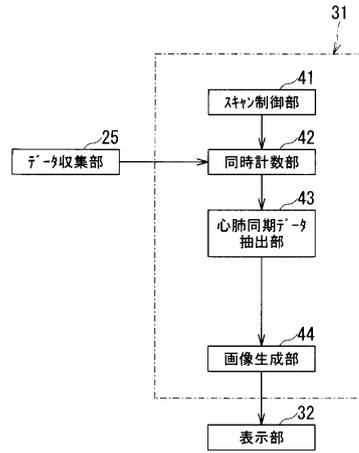
- 10 核医学診断装置
- 23 検出器
- 25 データ収集部
- 26 呼吸センサ
- 27 心電センサ
- 31、31A、31B、31C 制御部
- 32 表示部
- 42 同時計数部
- 43、43A 心肺同期データ抽出部
- 44、44A、44B、44C 画像生成部
- 52 心臓
- 61 心臓領域特定部

20

【図1】



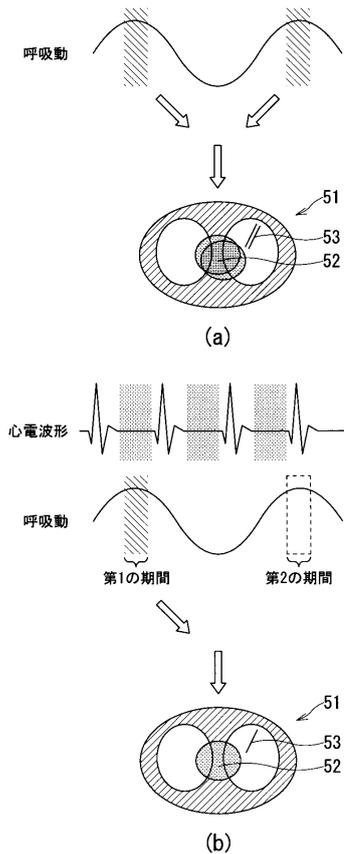
【図2】



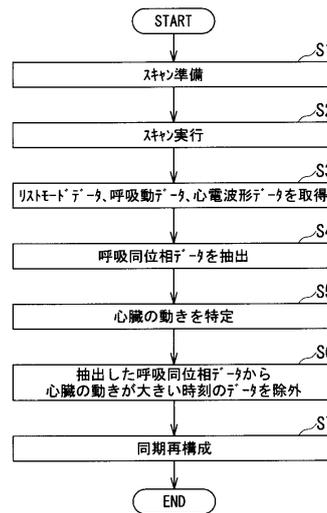
【図3】

Detector#1	Detector#2	T	Δt	Energy#1	Energy#2
2	30	10.2s	1.1ps	509keV	498keV
5	16	25.3s	4.7ps	511keV	513keV
20	40	41.1s	7.3ps	505keV	512keV

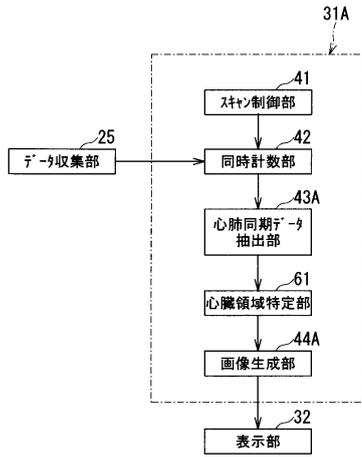
【図4】



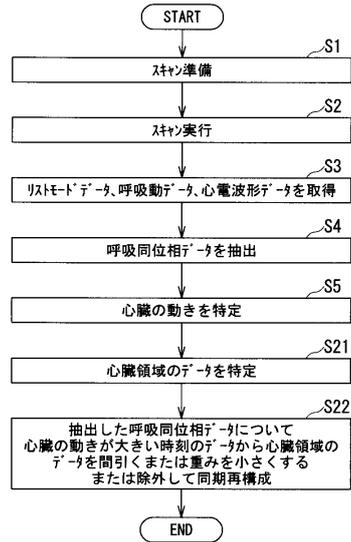
【図5】



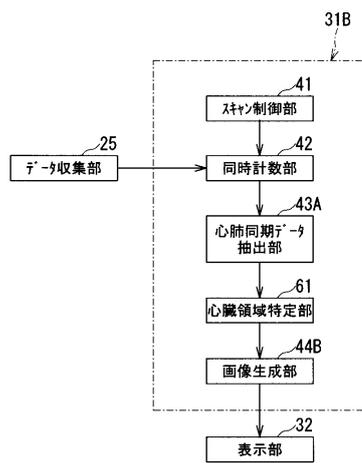
【図6】



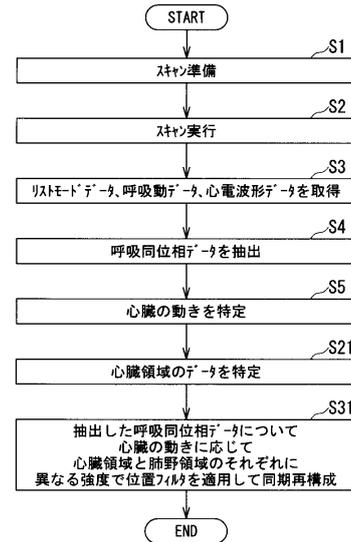
【図7】



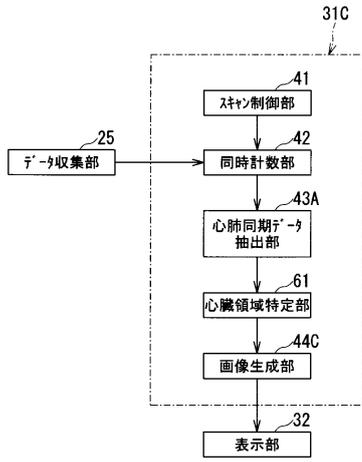
【図8】



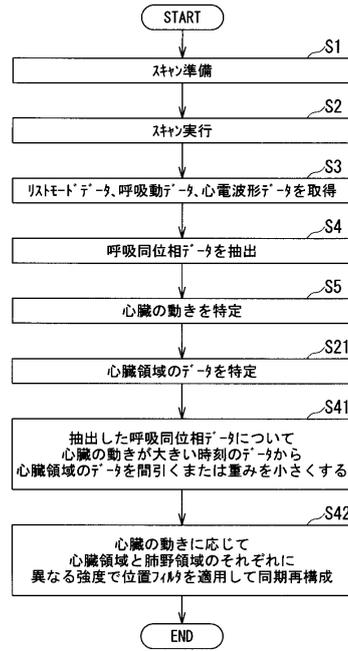
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平03 - 143425 (JP, A)
特開昭55 - 026456 (JP, A)
国際公開第2011/070465 (WO, A1)
特表2010 - 517672 (JP, A)
特開2007 - 307360 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/161 - 1/166