

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)公開番号

特開2024-25183

(P2024-25183A)

(43)公開日 令和6年2月26日(2024.2.26)

(51)国際特許分類	F I	テーマコード(参考)
G 0 1 T 1/161(2006.01)	G 0 1 T 1/161 A	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 0 B	4 C 1 8 8
	A 6 1 B 6/03 3 7 7	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全19頁)

(21)出願番号	特願2022-128421(P2022-128421)	(71)出願人	594164542 キヤノン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
(22)出願日	令和4年8月10日(2022.8.10)	(74)代理人	110002147 弁理士法人酒井国際特許事務所
		(72)発明者	大野 章吾 栃木県大田原市下石上1385番地 キ ヤノンメディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	4C093 AA22 BA03 CA01 EE16 FA06 FA47 4C188 EE02 FF07 GG18 JJ02 JJ25 KK01 KK15 LL08

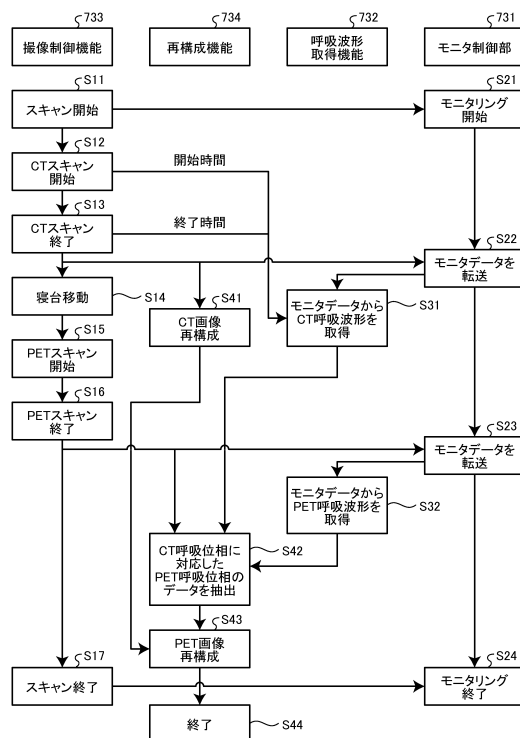
(54)【発明の名称】 PET-CT装置、医用画像処理方法及び医用画像処理プログラム

(57)【要約】

【課題】CT画像を減弱補正に用いたPET画像の画質向上を図ること。

【解決手段】本実施形態に係るPET-CT装置は、第1取得部と、第1特定部と、第2取得部と、ゲート処理部と、再構成処理部とを備える。第1取得部は、被検体をスキャンすることで減弱補正用のCT画像を取得する。第1特定部は、前記CT画像がスキャンされた際の前記被検体の呼吸位相を特定する。第2取得部は、前記被検体から放出されるガンマ線に基づいたPETスキャンデータを取得する。ゲート処理部は、前記呼吸位相に基づいて、前記PETスキャンデータをゲーティングすることでゲートデータを生成する。再構成処理部は、前記CT画像と前記ゲートデータとに基づいてPET画像を再構成する。

【選択図】図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体をスキャンすることで減弱補正用の C T 画像を取得する第 1 取得部と、  
前記 C T 画像がスキャンされた際の前記被検体の呼吸位相を特定する第 1 特定部と、  
前記被検体から放出されるガンマ線に基づいた P E T スキャンデータを取得する第 2 取得部と、  
前記呼吸位相に基づいて、前記 P E T スキャンデータをゲーティングすることでゲートデータを生成するゲート処理部と、  
前記 C T 画像と前記ゲートデータとに基づいて P E T 画像を再構成する再構成処理部と、  
を備える P E T - C T 装置。

10

**【請求項 2】**

前記被検体の呼吸動態を記録したモニタリングデータから呼吸波形を取得する第 3 取得部を更に備え、  
前記第 1 特定部は、前記呼吸波形から前記 C T 画像がスキャンされた際の前記呼吸位相を特定する、  
請求項 1 に記載の P E T - C T 装置。

**【請求項 3】**

前記ゲート処理部は、前記 P E T 画像がスキャンされた際の前記呼吸波形から、前記第 1 特定部が特定した前記呼吸位相に対応する呼吸期間を特定し、当該呼吸期間にスキャンされた前記 P E T スキャンデータをゲーティングする、  
請求項 2 に記載の P E T - C T 装置。

20

**【請求項 4】**

前記モニタリングデータから前記被検体の体動が発生した時間を特定する第 2 特定部を更に備え、  
前記ゲート処理部は、前記 P E T 画像がスキャンされた際の前記呼吸波形から、前記第 1 特定部が特定した前記呼吸位相に対応し、且つ前記第 2 特定部が特定した時間を除いた呼吸期間を特定する、  
請求項 3 に記載の P E T - C T 装置。

**【請求項 5】**

前記第 3 取得部は、前記被検体が発する赤外線を可視化する赤外線カメラで撮影された前記モニタリングデータから、前記被検体の呼吸波形を取得する、  
請求項 2 に記載の P E T - C T 装置。

30

**【請求項 6】**

前記第 3 取得部は、前記被検体が発するテラヘルツ帯の電波を可視化するテラヘルツカメラで撮影された前記モニタリングデータから、前記被検体の呼吸波形を取得する、  
請求項 2 に記載の P E T - C T 装置。

**【請求項 7】**

前記第 3 取得部は、前記被検体の身体に設置されたマーカーを撮影する光学カメラで撮影された前記モニタリングデータから、前記被検体の呼吸波形を取得する、  
請求項 2 に記載の P E T - C T 装置。

40

**【請求項 8】**

被検体をスキャンすることで減弱補正用の C T 画像を取得し、  
前記 C T 画像がスキャンされた際の前記被検体の呼吸位相を特定し、  
前記被検体から放出されるガンマ線に基づいた P E T スキャンデータを取得し、  
前記呼吸位相に基づいて、前記 P E T スキャンデータをゲーティングすることでゲートデータを生成し、  
前記 C T 画像と前記ゲートデータとに基づいて P E T 画像を再構成する、  
ことを含む医用画像処理方法。

**【請求項 9】**

50

被検体をスキャンすることで減弱補正用のCT画像を取得し、  
前記CT画像がスキャンされた際の前記被検体の呼吸位相を特定し、  
前記被検体から放出されるガンマ線に基づいたPETスキャンデータを取得し、  
前記呼吸位相に基づいて、前記PETスキャンデータをゲーティングすることでゲートデータを生成し、  
前記CT画像と前記ゲートデータとに基づいてPET画像を再構成する、  
処理をコンピュータに実行させるための医用画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本明細書及び図面に開示の実施形態は、PET-CT装置、医用画像処理方法及び医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、PET (Positron Emission Tomography) 装置やCT (Computed Tomography) 装置等のX線診断装置が用いられている。また、PET装置とCT装置とを一体的に備えたX線診断装置(以下、PET-CT装置)が存在している。かかるPET-CT装置では、PET装置によって取得されたPET生データを再構成処理してPET画像を生成する際、CT画像に基づいて生成された減弱補正データ(例えば、減弱マップ)を用いてPET生データを補正(以下、減弱補正)することも行われている。

【0003】

ところで、PET装置による撮像では、被検体が呼吸をした状態で撮像を行うが、呼吸に伴う体の動きによりアーチファクトが生じるため、被検体の呼吸に同期してスキャンすることが行われている。

【0004】

しかしながら、上述したPET-CT装置において、CT画像を減弱補正に用いる場合、PET生データの呼吸位相との同期について特段考慮されていない。そのため、従来のPET-CT装置では、PET生データ取得時の呼吸位相とは異なる呼吸位相でされたCT画像を用いて減弱補正が行われる可能性があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2012-189362号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本明細書及び図面に開示の実施形態が解決しようとする課題の一つは、CT画像を減弱補正に用いたPET画像の画質向上を図ることが可能なPET-CT装置、医用画像処理方法及び医用画像処理プログラムを提供することである。ただし、本明細書及び図面に開示の実施形態により解決しようとする課題は上記課題に限られない。後述する実施形態に示す各構成による各効果に対応する課題を他の課題として位置づけることもできる。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態に係るPET-CT装置は、第1取得部と、第1特定部と、第2取得部と、ゲート処理部と、再構成処理部とを備える。第1取得部は、被検体をスキャンすることで減弱補正用のCT画像を取得する。第1特定部は、前記CT画像がスキャンされた際の前記被検体の呼吸位相を特定する。第2取得部は、前記被検体から放出されるガンマ線に基づいたPETスキャンデータを取得する。ゲート処理部は、前記呼吸位相に基づいて、前記PETスキャンデータをゲーティングすることでゲートデータを生成する。再構成処理部

10

20

30

40

50

は、前記 C T 画像と前記ゲートデータとに基づいて P E T 画像を再構成する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 8 】

【図 1】図 1 は、実施形態に係る P E T - C T 装置の構成を示す図である。

【図 2】図 2 は、実施形態の C T ガントリ及び P E T ガントリに対する赤外線カメラの配置位置の一例を示す図である。

【図 3】図 3 は、実施形態の P E T - C T 装置が行うスキャン動作の一例を示すシーケンス図である。

【図 4】図 4 は、実施形態に係る C T 呼吸波形の一例を示す図である。

【図 5】図 5 は、実施形態に係る P E T 呼吸波形の一例を示す図である。

10

【図 6】図 6 は、実施形態の P E T - C T 装置の処理回路が行うスキャン処理の一例を示すフローチャートである。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 9 】

以下に添付図面を参照して、この発明に係る P E T - C T 装置、医用画像処理方法及び医用画像処理プログラムの実施形態を説明する。

【 0 0 1 0 】

図 1 は、本実施形態に係る P E T - C T 装置 1 の構成を示す図である。図 1 に示すように、P E T - C T 装置 1 は、P E T ガントリ 1 0、C T ガントリ 3 0、寝台 5 0、赤外線カメラ 6 0 及びコンソール 7 0 を有する。典型的には、P E T ガントリ 1 0、C T ガントリ 3 0、寝台 5 0 及び赤外線カメラ 6 0 は、共通の検査室に設置される。コンソール 7 0 は、検査室に隣接する制御室に設置される。

20

【 0 0 1 1 】

P E T ガントリ 1 0 は、被検体 P を P E T スキャンするための撮像装置である。C T ガントリ 3 0 は、被検体 P を C T スキャンするための撮像装置である。寝台 5 0 は、撮像対象の被検体 P を載置する天板 5 3 を移動自在に支持する。コンソール 7 0 は、P E T ガントリ 1 0、C T ガントリ 3 0 及び寝台 5 0 などを制御するコンピュータである。

【 0 0 1 2 】

P E T ガントリ 1 0 は、例えば、複数の P E T 検出器リング、信号処理回路 1 3、同時計数回路 1 5、及びリング移動機構 1 6 を有する。図 1 では、1 つの P E T 検出器リング 1 1 が示されているが、実際の P E T ガントリ 1 0 には、被検体 P を載置する天板 5 3 が挿入されるボア 2 0 内の中心軸方向（Z 方向）に沿って天板 5 3 に対して相対的に移動可能な複数の P E T 検出器リングが搭載される。信号処理回路 1 3 及び同時計数回路 1 5 は、例えば、複数の P E T 検出器リング各々に対して設けられる。リング移動機構 1 6 は、複数の P E T 検出器リング各々を、ボア 2 0 の中心軸方向（Z 方向）に沿って移動可能に支持する。なお、P E T ガントリ 1 0 と C T ガントリ 3 0 とは、同一の筐体に収められてもよい。

30

【 0 0 1 3 】

P E T 検出器リング 1 1 は、中心軸 Z 回りの円周上に配列された複数のガンマ線検出器 1 7 を有する。ガンマ線検出器 1 7 は、P E T 検出器とも称される。P E T 検出器リング 1 1 の開口部には、画像視野（F O V : F i e l d O f V i e w）が設定される。画像視野に被検体 P の撮像部位が含まれるように、被検体 P が位置決めされる。被検体 P には陽電子放出核種により標識された薬剤が投与される。陽電子放出核種から放出された陽電子は周囲の電子と対消滅する。対消滅により、一对の対消滅ガンマ線が発生される。ガンマ線検出器 1 7 は、被検体 P の体内から放出された対消滅ガンマ線を検出する。ガンマ線検出器 1 7 は、検出された対消滅ガンマ線の光量に応じた電気信号を生成する。例えば、ガンマ線検出器 1 7 は、複数のシンチレータと複数の光電子増倍管とを有する。シンチレータは、被検体 P 内の放射性同位元素に由来する対消滅ガンマ線を受けて、シンチレーション光を発生する。光電子増倍管は、シンチレーション光の光量に応じた電気信号を発生する。発生された電気信号は、信号処理回路 1 3 に供給される。

40

50

## 【0014】

信号処理回路13は、ガンマ線検出器17から出力された電気信号に基づいてシングルイベントデータを生成する。具体的には、信号処理回路13は、当該電気信号に対して、例えば、検出時刻計測処理、位置計算処理、及びエネルギー計算処理を施す。信号処理回路13は、検出時刻計測処理、位置計算処理、及びエネルギー計算処理を実行可能に構成された特定用途向け集積回路(Application Specific Integrated Circuit: ASIC)やフィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ(Field Programmable Gate Array: FPGA)、他の複合プログラマブル論理デバイス(Complex Programmable Logic Device: CPLD)、単純プログラマブル論理デバイス(Simple Programmable Logic Device: SPLD)により実現される。

10

## 【0015】

検出時刻計測処理において信号処理回路13は、ガンマ線検出器17によるガンマ線の検出時刻を計測する。具体的には、信号処理回路13は、ガンマ線検出器17からの電気信号の波高値をモニタリングし、波高値が予め設定された閾値を超える時刻を検出時刻として計測する。換言すれば、信号処理回路13は、波高値が閾値を超えたことを検知することにより、電気的に対消滅ガンマ線を検出する。位置計算処理において信号処理回路13は、ガンマ線検出器17からの電気信号に基づいて、対消滅ガンマ線の入射位置を計算する。対消滅ガンマ線の入射位置は、対消滅ガンマ線が入射したシンチレータの位置座標に対応する。エネルギー計算処理において信号処理回路13は、ガンマ線検出器17からの電気信号に基づいて、検出した対消滅ガンマ線のエネルギー値を計算する。

20

## 【0016】

シングルイベントに関する検出時刻のデータと位置座標のデータとエネルギー値のデータとは関連付けられる。シングルイベントに関するエネルギー値のデータと位置座標のデータと検出時刻のデータとの組合せは、シングルイベントデータと呼ばれている。シングルイベントデータは、対消滅ガンマ線が検出される毎に次々に生成される。生成されたシングルイベントデータは、同時計数回路15に供給される。

## 【0017】

同時計数回路15は、信号処理回路13からのシングルイベントデータに対して、同時計数処理を施す。ハードウェア資源としては、同時計数回路15は、同時計数処理を実行可能に構成されたASICやFPGA、CPLD、SPLDにより実現される。同時計数処理において同時計数回路15は、繰り返し供給されるシングルイベントデータの中から、予め定められた時間枠内に収まる2つのシングルイベントに関するシングルイベントデータを繰り返し特定する。この対のシングルイベントは、同一の対消滅点から発生された対消滅ガンマ線に由来すると推定される。対のシングルイベントは、まとめて同時計数イベントと呼ばれる。この対消滅ガンマ線を検出した対のガンマ線検出器17(より詳細にはシンチレータ)を結ぶ線は、LOR(Line Of Response)と呼ばれる。LORを構成する対のイベントに関するイベントデータは、同時計数イベントデータと呼ばれる。同時計数イベントデータとシングルイベントデータとは、コンソール70に伝送される。また、同時計数イベントデータは、PET画像を再構成する際に使用される。

30

40

## 【0018】

なお、上記構成において信号処理回路13と同時計数回路15とは、PETガントリ10に含まれるとしたが、本実施形態はこれに限定されない。例えば、同時計数回路15、又は信号処理回路13と同時計数回路15との双方が、PETガントリ10とは別体の装置に含まれてもよい。また、同時計数回路15は、PETガントリ10に搭載される複数の信号処理回路13に対して一つ設けられてもよいし、PETガントリ10に搭載される複数の信号処理回路13を複数のグループに区分し、各グループに対して一つ設けられてもよい。

50

## 【 0 0 1 9 】

リング移動機構 16 は、複数の P E T 検出器リングを、後述の処理回路 7 3 における撮像制御機能 7 3 3 による制御の下で、ボア 2 0 の中心軸方向 ( Z 方向 ) に沿って移動させる。リング移動機構 16 は、例えば、複数の P E T 検出器リングを、ボア 2 0 の中心軸方向 ( Z 方向 ) に沿って移動可能に支持するリング支持機構と、リング支持機構において複数の P E T 検出器リングを移動させる移動機構と、当該移動部を駆動させる駆動機構とを有する。リング支持機構は、例えば、ボア 2 0 の中心軸方向 ( Z 方向 ) に沿って P E T ガントリ 1 0 に配置された直動軸受により実現される。リング支持機構の実現手段は、直動軸受けに限定されず、既知の各種軸受け等が適宜利用可能である。直動軸受けのレールは、ボア 2 0 の中心軸方向 ( Z 方向 ) に沿って、 P E T ガントリ 1 0 における固定フレームに設けられる。また、直動軸受けにおいて、レール上を走行するブロックは、複数の P E T 検出器リング各々をリング状に保つ支持フレームを搭載する。

10

## 【 0 0 2 0 】

移動機構は、複数の P E T 検出器リングに対応する複数のラックアンドピニオンにより実現される。移動機構の実現手段は、ラックアンドピニオンに限定されず、ボールねじなど既知の装置が適宜利用可能である。複数のラックアンドピニオンにおける複数のラックギアは、ボア 2 0 の中心軸方向 ( Z 方向 ) に沿って配置され、複数の P E T 検出器リングに対応する複数の保持フレームにそれぞれ接続される。複数のピニオンギアは、複数のラックギアにそれぞれ勘合する。ピニオンギアには、例えば、ピニオンギアの回転数を計測するロータリーエンコーダが設けられてもよい。このとき、ロータリーエンコーダから出力は、処理回路 7 3 へ出力される。

20

## 【 0 0 2 1 】

駆動機構は、例えばモータにより実現される。モータの回転軸は、例えば、各種のギアを介してピニオンギアに接続される。なお、ピニオンギアにロータリーエンコーダが設けられていない場合、モータの回転軸又は各種ギアには、例えば、当該回転軸の回転数を計測するロータリーエンコーダが設けられてもよい。このとき、ロータリーエンコーダから出力は、処理回路 7 3 へ出力される。モータは、撮像制御機能 7 3 3 による制御信号に従って、駆動する。モータの回転によりピニオンギアが回転することで、ボア 2 0 の中心軸方向 ( Z 方向 ) に沿ってラックギアが移動する。ラックギアの移動により複数の P E T 検出器リングは、ボア 2 0 の中心軸方向 ( Z 方向 ) に沿って移動する。

30

## 【 0 0 2 2 】

図 1 に示すように、 C T ガントリ 3 0 は、 C T 撮像機構を有する。 C T 撮像機構は、被検体 P に対して C T スキャンを行う。なお、 C T 撮像機構は、 X 線によるスキャノ撮影を、被検体 P に対して行ってもよい。 C T 撮像機構は、 X 線管 3 1、 X 線検出器 3 2、回転フレーム 3 3、 X 線高電圧装置 3 4、 C T 制御装置 3 5、ウェッジ 3 6、コリメータ 3 7 及び D A S 3 8 を有する。

## 【 0 0 2 3 】

X 線管 3 1 は、 X 線を発生する。具体的には、 X 線管 3 1 は、熱電子を発生する陰極と、陰極から飛翔する熱電子を受けて X 線を発生する陽極とを保持する真空管を有する。 X 線管 3 1 は、高圧ケーブルを介して X 線高電圧装置 3 4 に接続されている。陰極と陽極との間には、 X 線高電圧装置 3 4 により管電圧が印加される。管電圧の印加により陰極から陽極に向けて熱電子が飛翔する。陰極から陽極に向けて熱電子が飛翔することにより、管電流が流れる。 X 線高電圧装置 3 4 からの高電圧の印加及びフィラメント電流の供給により、陰極から陽極に向けて熱電子が飛翔し、熱電子が陽極に衝突する。これにより、 X 線が発生される。

40

## 【 0 0 2 4 】

X 線検出器 3 2 は、 X 線管 3 1 から発生され被検体 P を通過した X 線を検出する。 X 線検出器 3 2 は、検出された X 線の線量に対応した電気信号を、 D A S 3 8 へ出力する。 X 線検出器 3 2 は、チャンネル方向に複数の X 線検出素子が配列された X 線検出素子列がスライス方向 ( 列方向、 r o w 方向ともいう ) に複数配列された構造を有する。 X 線検出器 3

50

2は、例えば、グリッド、シンチレータアレイ及び光センサアレイを有する間接変換型の検出器である。シンチレータアレイは、複数のシンチレータを有する。シンチレータは、入射X線量に応じた光量の光を出力する。グリッドは、シンチレータアレイのX線入射面に配置される。グリッドは、散乱X線を吸収するX線遮蔽板を有する。光センサアレイは、シンチレータから出力された光を、当該光の光量に応じた電気信号に変換する。光センサとしては、例えば、フォトダイオード又は光電子増倍管が用いられる。なお、X線検出器32は、入射X線を電気信号に変換する半導体素子を有する直接変換型の検出器(半導体検出器)により実現されてもよい。

【0025】

回転フレーム33は、X線管31とX線検出器32とを回転軸Z回りに回転可能に支持する円環状のフレームである。具体的には、回転フレーム33は、X線管31とX線検出器32とを対向支持する。回転フレーム33は、固定フレーム(図示せず)に回転軸Z回りに回転可能に支持される。CT制御装置35による制御のもとで回転フレーム33が回転軸Z回りに回転する。これにより、X線管31とX線検出器32とは、回転軸Z回りに回転する。回転フレーム33は、CT制御装置35の駆動機構からの動力を受けて、回転軸Z回りに一定の角速度で回転する。回転フレーム33の開口部には、画像視野(FOV)が設定される。

【0026】

なお、本実施形態では、非チルト状態での回転フレーム33の回転軸又は寝台50の天板53の長手方向をZ軸方向、Z軸方向に直交し、床面に対し水平である軸方向をX軸方向、Z方向に直交し、床面に対し垂直である軸方向をY軸方向と定義する。

【0027】

X線高電圧装置34は、変圧器(トランス)及び整流器等の電気回路を有する。また、X線高電圧装置34は、X線管31に印加する高電圧及びX線管31に供給するフィラメント電流を発生する高電圧発生装置と、X線管31が照射するX線に応じた出力電圧の制御を行うX線制御装置とを有する。高電圧発生装置は、変圧器方式であってもよいし、インバータ方式であっても構わない。X線高電圧装置34は、CTガントリ30内の回転フレーム33に設けられてもよいし、CTガントリ30内の固定フレーム(図示しない)に設けられても構わない。

【0028】

ウェッジ36は、被検体Pに照射されるX線の線量を調節する。具体的には、ウェッジ36は、X線管31から被検体Pへ照射されるX線の線量が予め定められた分布になるように、X線を減衰する。例えば、ウェッジ36としては、ウェッジフィルタ(wedge filter)やボウタイフィルタ(bow-tie filter)などのアルミニウム等の金属板が用いられる。

【0029】

コリメータ37は、ウェッジ36を透過したX線の照射範囲を限定する。コリメータ37は、X線を遮蔽する複数の鉛板をスライド可能に支持し、複数の鉛板により形成されるスリットの形態を調節する。

【0030】

DAS(Data Acquisition System: データ収集システム)38は、X線検出器32により検出されたX線の線量に応じた電気信号を、X線検出器32から読み出す。DAS38は、読み出した電気信号を可変の増幅率で増幅する。次いで、DAS38は、増幅された電気信号をビュー期間に亘り積分することで、当該ビュー期間に亘るX線の線量に応じたデジタル値を有するCT生データ(例えば、サイノグラム)を収集する。DAS38は、例えば、CT生データを生成可能な回路素子を搭載したASICにより実現される。CT生データは、非接触データ伝送装置等を介してコンソール70に伝送される。

【0031】

CT制御装置35は、コンソール70の処理回路73の撮像制御機能733により、C

10

20

30

40

50

CTスキャンを実行するために、X線高電圧装置34やDAS38などを制御する。CT制御装置35は、CPU(Central Processing Unit:中央処理装置)等を有する処理回路と、モータ及びアクチュエータ等の駆動機構とを有する。処理回路は、ハードウェア資源として、CPUやMPU(Micro-Processing Unit:マイクロプロセッサ)等のプロセッサとROM(Read Only Memory)やRAM(Random Access Memory)等のメモリとを有する。また、CT制御装置35は、ASICやFPGA、CPLD、SPLDなどにより実現されてもよい。

#### 【0032】

なお、CTガントリ30は、X線発生部とX線検出部とが一体として被検体の周囲を回転するRotate/Rotate-Type(第3世代CT)、リング状にアレイされた多数のX線検出素子が固定され、X線発生部のみが被検体の周囲を回転するStationary/Rotate-Type(第4世代CT)等の様々なタイプがあり、何れのタイプでも一実施形態へ適用可能である。

#### 【0033】

図1に示すように、寝台50は、スキャン対象の被検体Pを載置し、載置された被検体を移動させる。寝台50は、PETガントリ10とCTガントリ30とで共有される。

#### 【0034】

寝台50は、基台51、支持フレーム52、天板53及び寝台駆動装置54を備える。基台51は、床面に設置される。基台51は、支持フレーム52を、床面に対して垂直方向(Y軸方向)に移動可能に支持する筐体である。支持フレーム52は、基台51の上部に設けられるフレームである。支持フレーム52は、天板53を中心軸Zに沿ってスライド可能に支持する。天板53は、被検体Pが載置される柔軟性を有する板である。

#### 【0035】

寝台駆動装置54は、寝台50の筐体内に収容される。寝台駆動装置54は、被検体Pが載置された支持フレーム52と天板53とを移動させるための動力を発生するモータ又はアクチュエータである。寝台駆動装置54は、コンソール70等による制御に従い作動する。

#### 【0036】

PETガントリ10とCTガントリ30とは、PETガントリ10の開口の中心軸ZとCTガントリ30の開口の中心軸Zとが略一致するように配置される。天板53の長軸がPETガントリ10及びCTガントリ30の開口の中心軸Zに平行するように寝台50が配置される。CTガントリ30及びPETガントリ10は、例えば、寝台50に近い方からCTガントリ30及びPETガントリ10の順番に設置される。以下では、CTガントリ30でCTスキャンを行った後、PETガントリ10でPETスキャンを行う例を説明するが、CTスキャンとPETスキャンとの実行順序は逆順であってもよい。

#### 【0037】

図1に示すように、赤外線カメラ60は、寝台50に載置された被検体Pを撮影することが可能な位置に設けられる。赤外線カメラ60は、赤外線撮像素子等を有し、物体から放射される赤外線を可視化したデータを生成し出力する。ここで、赤外線カメラ60は、被検体Pをモニタリングするモニタリング装置の一例である。

#### 【0038】

具体的には、赤外線カメラ60は、図2に示すように、ボア20内に挿入された天板53の上面を撮影可能な位置及び角度で設けられる。ここで、図2は、CTガントリ30及びPETガントリ10に対する赤外線カメラ60の配置位置の一例を示す図である。

#### 【0039】

図2において、赤外線カメラ60は、天板53に載置された被検体Pの胸部や腹部等、呼吸に伴い形状や温度が変化する被検体Pの部位を撮影する。赤外線カメラ60で撮影されたデータは、被検体Pの呼吸波形の導出に用いられる。

#### 【0040】

10

20

30

40

50



このように、赤外線カメラ60を用いることで、例えば、検査室内が暗所となる場合であっても、赤外線カメラ60が出力するデータから呼吸波形の導出を行うことができる。また、赤外線カメラ60を用いることで、例えば、被検体Pにドレープ等がかけられた場合であっても、赤外線カメラ60が出力するデータから呼吸波形の導出を行うことができる。したがって、赤外線カメラ60を用いることで、利便性の向上を図ることができる。

#### 【0041】

なお、図1及び図2では、CTガントリ30及びPETガントリ10の外部に赤外線カメラ60を設けた例を示しているが、これに限らないものとする。例えば、赤外線カメラ60は、CTガントリ30又はPETガントリ10の開口周辺や、ポア20内に設ける構成としてもよい。

#### 【0042】

図1に戻り、コンソール70は、PETデータメモリ71、CTデータメモリ72、処理回路73、ディスプレイ74、メモリ75及び入力インタフェース76を有する。例えば、PETデータメモリ71、CTデータメモリ72、処理回路73、ディスプレイ74、メモリ75及び入力インタフェース76間のデータ通信は、バス(bus)を介して行われる。

#### 【0043】

PETデータメモリ71は、PETガントリ10から伝送されたシングルイベントデータ及び同時計数イベントデータを記憶する記憶装置である。PETデータメモリ71は、HDD(Hard Disk Drive)やSSD(Solid State Drive)、集積回路記憶装置等の記憶装置である。

#### 【0044】

CTデータメモリ72は、CTガントリ30から伝送されたCT生データを記憶する記憶装置である。CTデータメモリ72は、HDDやSSD、集積回路記憶装置等の記憶装置である。

#### 【0045】

処理回路73は、ハードウェア資源として、CPU、MPU、GPU(Graphics Processing Unit)等のプロセッサとROMやRAM等のメモリとを有する。処理回路73は、当該メモリから読み出した各種プログラムの実行により、モニタ制御機能731、呼吸波形取得機能732、撮像制御機能733、再構成機能734、画像処理機能735、及び表示制御機能736等を実現する。すなわち、処理回路73は、メモリからプログラムを読み出して実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサに相当する。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路73は、読み出したプログラムに対応する機能を有することとなる。

#### 【0046】

なお、モニタ制御機能731、呼吸波形取得機能732、撮像制御機能733、再構成機能734、画像処理機能735、及び表示制御機能736は、一の基板の処理回路73により実装されてもよいし、複数の基板の処理回路73により分散して実装されてもよい。モニタ制御機能731、呼吸波形取得機能732、撮像制御機能733、再構成機能734、画像処理機能735、及び表示制御機能736を実現する処理回路73は、第1取得部、第1特定部、第2取得部、ゲート処理部、再構成処理部、及び第3取得部にそれぞれ対応する。より詳細には、第1取得部は、撮像制御機能733と再構成機能734とに対応する。第2取得部、ゲート処理部、再構成処理部は、再構成機能734に対応する。第3取得部は、呼吸波形取得機能732に対応する。

#### 【0047】

モニタ制御機能731において処理回路73は、赤外線カメラ60の動作を制御する。具体的には、処理回路73は、PET-CT装置1の動作に連動して赤外線カメラ60を動作させることで、被検体Pのモニタリングを行う。例えば、処理回路73は、PET-CT装置1の撮像が開始すると、赤外線カメラ60を動作させることで被検体Pのモニタリングを開始する。また、処理回路73は、PET-CT装置1のスキャン動作が終了す

10

20

30

40

50

ると、赤外線カメラ 60 を停止させることで被検体 P のモニタリングを終了する。

【 0 0 4 8 】

また、モニタ制御機能 7 3 1 において処理回路 7 3 は、赤外線カメラ 60 が出力するデータを取得し、被検体 P のモニタデータとしてメモリ 7 5 等に保持する。例えば、処理回路 7 3 は、CT スキャン及び PET スキャンの際に赤外線カメラ 60 が出力したモニタデータを個別に保持する。また、処理回路 7 3 は、CT スキャン及び PET スキャンの各々で取得したモニタデータを呼吸波形取得機能 7 3 2 に転送する。

【 0 0 4 9 】

呼吸波形取得機能 7 3 2 において処理回路 7 3 は、モニタ制御機能 7 3 1 で取得されたモニタデータから、被検体 P の呼気及び吸気等の呼吸動態を検出し、当該呼吸動態を時系列で表した呼吸波形を取得する。具体的には、処理回路 7 3 は、CT スキャンの際に取得したモニタデータから CT スキャン時の被検体 P の呼吸波形（以下、CT 呼吸波形）を取得する。また、処理回路 7 3 は、PET スキャンの際に取得したモニタデータから PET スキャン時の被検体 P の呼吸波形（以下、PET 呼吸波形）を取得する。

10

【 0 0 5 0 】

なお、呼吸動態の検出方法は特に問わず、動画像処理を用いた呼吸モニタリング技術等の既存の検出方法を用いることができる。例えば、本実施形態の場合、赤外線カメラ 60 が出力するモニタリングデータは、被検体 P の人体領域と、当該人体領域以外の他の領域との温度差を表すものとなる。そこで、処理回路 7 3 は、人体領域と他の領域との境界部分の時系列的な画像変化（温度変化）に基づき被検体 P の呼吸動態を検出してよい。また、例えば、胸部や腹部等の温度は呼吸に伴い変化することが分かっている。そこで、処理回路 7 3 は、モニタリングデータに表された被検体 P の人体部分の時系列的な画像変化（温度変化）に基づいて呼吸動態を検出してよい。

20

【 0 0 5 1 】

また、呼吸波形取得機能 7 3 2 において処理回路 7 3 は、後述する撮像制御機能 7 3 3 と協働することで、CT スキャンの開始時刻と終了時刻とを取得し、CT 呼吸波形に対応付けて記録する。例えば、呼吸波形取得機能 7 3 2 は、CT スキャンの開始時刻及び終了時刻を、CT 呼吸波形の時間軸上に対応付けて記録する。

【 0 0 5 2 】

撮像制御機能 7 3 3 において処理回路 7 3 は、CT スキャンを行うために、CT ガントリ 3 0 と寝台 5 0 とを同期的に制御する。また、処理回路 7 3 は、CT 制御装置 3 5 等と協働することで、CT ガントリ 3 0 による CT スキャンを制御する。また、処理回路 7 3 は、PET スキャンを行うために、PET ガントリ 1 0 と寝台 5 0 とを同期的に制御する。また、処理回路 7 3 は、時計数回路 1 5 等と協働することで、PET ガントリ 1 0 による PET スキャンを制御する。なお、処理回路 7 3 は、CT スキャンと PET スキャンとを連続して行う場合、CT ガントリ 3 0、PET ガントリ 1 0 及び寝台 5 0 を同期的に制御する。例えば、処理回路 7 3 は、PET 画像の減弱補正に使用するため、減弱補正用の CT 画像を取得するための CT スキャンを行う。

30

【 0 0 5 3 】

再構成機能 7 3 4 において処理回路 7 3 は、CT スキャンで得られた CT 生データに基づいて、被検体 P に関する CT 値の空間分布を表現する CT 画像を再構成する。また、処理回路 7 3 は、PET スキャンで得られた同時係数イベントデータに基づいて、被検体 P に投与された陽電子放出核種の分布を示す PET 画像を再構成する。また、処理回路 7 3 は、CT 生データに基づいて CT に関する位置決め画像（CT スキャノ画像）を生成したり、PET 生データに基づいて、PET に関する位置決め画像を生成したりすることも可能である。

40

【 0 0 5 4 】

また、再構成機能 7 3 4 において処理回路 7 3 は、CT スキャンで得られた減弱補正用の CT 画像と PET 生データとに基づき、減弱補正を施した PET 画像を再構成する。具体的には、処理回路 7 3 は、CT 呼吸波形に対応付けて記録された CT スキャンの開始時

50

間及び終了時間に基づき、CTスキャンが行われた際の被検体Pの呼吸位相（以下、CT呼吸位相ともいう）を特定する。

【0055】

また、処理回路73は、特定したCT呼吸位相に基づき、PET生データをゲーティングすることでゲーティングデータを生成する。具体的には、処理回路73は、PETスキャン時のPET呼吸波形に基づき、CT呼吸位相に対応する期間に取得されたPET生データを抽出することで、ゲーティングデータを生成する。そして、処理回路73は、CTスキャンで得られた減弱補正用のCT画像と、ゲーティングデータとに基づき、減弱補正を施したPET画像を再構成する。

【0056】

このように、処理回路73は、CT画像がスキャンされた際の呼吸位相と、略同等の呼吸位相で取得されたPET生データ（ゲートデータ）を抽出し、当該CT画像とゲートデータとに基づいてPET画像を再構成する。これにより、処理回路73は、CT画像とPET生データとの呼吸位相の同期精度を高めることができるため、呼吸性移動の影響を抑えた減弱補正済のPET画像を得ることができる。

【0057】

なお、画像再構成アルゴリズムとしては、例えばFBP（Filtered Back Projection）法や逐次近似再構成法等の既存の画像再構成アルゴリズムを用いればよい。また、ゲーティング方法としては、例えば、レトロスペクティブ・ゲーティング法やプロスペクティブ・ゲーティング法等の既存の技術を用いればよい。また、減弱補正方法としては、例えば、CT画像を減弱マップ（ $\mu$ -map）に変換して補正するCTAC（CT based Attenuation Correction）等の既存の技術を用いればよい。

【0058】

画像処理機能735において処理回路73は、再構成機能734により再構成されたCT画像及びPET画像に種々の画像処理を施す。例えば、処理回路73は、CT画像及びPET画像にボリュームレンダリングや、サーフェスボリュームレンダリング、画素値投影処理、MPR（Multi-Planer Reconstruction）処理、CPR（Curved MPR）処理等の3次元画像処理を施して表示画像を生成する。また、例えば、処理回路73は、PET画像とCT画像とを合成した合成画像を生成する。

【0059】

表示制御機能736において処理回路73は、各種の表示情報を生成し、生成した表示情報をディスプレイ74に表示させる。例えば、処理回路73は、複数のPET検出器リング101の位置と被検体Pに関する情報とを対応付けて、当該表示情報を生成する。表示情報は、例えば、天板53に載置された被検体Pに対する複数のPET検出器リング101の相対的な位置関係を示す情報である。このとき、表示情報は、複数のPET検出器リング101の位置として、複数のPET検出器リング各々を示すリング表示オブジェクトを有する。なお、表示情報は、被検体Pに対するX線検出器32の位置をさらに有しているもよい。

【0060】

また、表示情報は、入力インタフェース76を介したユーザーの指示、放射線部門情報システム（RIS：Radiology Information Systems）又は病院情報システム（HIS：Hospital Information System）から出力された検査オーダにおける検査部位に応じて、被検体Pに対する撮影範囲を示す情報（例えば、点線の枠や撮影対象部位を示す撮影モードなど）を、さらに有しているもよい。

【0061】

ディスプレイ74は、処理回路73における表示制御機能736の制御のもとで、種々の情報を表示する。ディスプレイ74としては、例えば、CRT（Cathode Ray Tube）ディスプレイや液晶ディスプレイ（LCD：Liquid Crysta

10

20

30

40

50

l Display)、有機ELディスプレイ(OELD:Organic Electro Luminescence Display)、LED(Light Emitting Diode)ディスプレイ、プラズマディスプレイ、又は当技術分野で知られている他の任意のディスプレイが適宜利用可能である。また、ディスプレイ74は、デスクトップ型でもよいし、コンソール70と無線通信可能なタブレット端末等で構成されてもよい。ディスプレイ74は、表示部に対応する。

#### 【0062】

メモリ75は、種々の情報を記憶するHDDやSSD、集積回路記憶装置等の記憶装置である。また、メモリ75は、CD(Compact Disc)-ROMドライブやDVD(Digital Versatile Disc)ドライブ、フラッシュメモリ等の可搬性記憶媒体との間で種々の情報を読み書きする駆動装置等であってもよい。

10

#### 【0063】

メモリ75は、例えば、モニタ制御機能731、呼吸波形取得機能732、撮像制御機能733、再構成機能734、画像処理機能735、表示制御機能736等の実行に関する各種プログラム及び各種データなどを記憶する。また、メモリ75は、例えば、モニタ制御機能731が取得したモニタデータ等を記憶する。また、メモリ75は、例えば、再構成機能734が再構成したCT画像やPET画像等を記憶する。

#### 【0064】

入力インタフェース76は、ユーザーからの各種の入力操作(例えば、CTスキャン及びPETスキャンの実行指示、撮影範囲の選択など)を受け付け、受け付けた入力操作を電気信号に変換して処理回路73に出力する。例えば、入力インタフェース76としては、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、スイッチ、ボタン、ジョイスティック、タッチパッド及びタッチパネルディスプレイ等が適宜、使用可能となっている。なお、本実施形態において、入力インタフェース76は、マウス、キーボード、トラックボール、スイッチ、ボタン、ジョイスティック、タッチパッド及びタッチパネルディスプレイ等の物理的な操作部品を備えるものに限られない。例えば、装置とは別体に設けられた外部の入力機器から入力操作に対応する電気信号を受け取り、この電気信号を処理回路73へ出力する電気信号の処理回路も入力インタフェース76の例に含まれる。また、入力インタフェース76は、コンソール70と無線通信可能なタブレット端末等で構成されることにしても構わない。入力インタフェース76は、入力部に対応する。

20

30

#### 【0065】

以上、PET-CT装置1の全体構成について説明した。次に、PET-CT装置1の動作例について、図3を用いて説明する。

#### 【0066】

図3は、PET-CT装置1が行うスキャン動作の一例を示すシーケンス図である。なお、図3では、減弱補正用のCT画像を取得した後、当該CT画像を用いてPET画像の再構成を行うスキャン動作について説明する。また、以下では、処理回路73により実現される機能を、動作の主体として説明する。

#### 【0067】

まず、撮像制御機能733は、入力インタフェース76を介した操作指示等に応じて、PET-CT装置1によるスキャン動作を開始する(ステップS11)。モニタ制御機能731は、ステップS11のスキャン動作開始に連動して、赤外線カメラ60による被検体Pのモニタリングを開始する(ステップS21)。

40

#### 【0068】

次いで、撮像制御機能733は、CTガントリ30と寝台50とを同期的に制御し、CTスキャンを開始する(ステップS12)。例えば、PET-CT装置1のオペレータや技師は、CTスキャンを開始するにあたり被検体Pの呼吸をガイドすることで、最大呼気や最大吸気等の所定の呼吸位相のタイミングでCTスキャンを開始する。撮像制御機能733は、CTスキャンを開始したタイミングで、CTスキャンを開始した時刻を示す開示時間を呼吸波形取得機能732に通知する。

50

## 【 0 0 6 9 】

撮像制御機能 7 3 3 は、CT スキャンを終了すると（ステップ S 1 3 ）、PET スキャンを行うため寝台 5 0 を移動させる（ステップ S 1 4 ）。また、撮像制御機能 7 3 3 は、CT スキャンを終了したタイミングで、CT スキャンが終了した時刻を示す終了時間を呼吸波形取得機能 7 3 2 に通知する。

## 【 0 0 7 0 】

モニタ制御機能 7 3 1 は、CT スキャンが終了したタイミングで、それまでに取得したモニタデータを呼吸波形取得機能 7 3 2 に転送する（ステップ S 2 2 ）。呼吸波形取得機能 7 3 2 は、ステップ S 2 2 で転送されたモニタデータから CT 呼吸波形を取得する（ステップ S 3 1 ）。また、呼吸波形取得機能 7 3 2 は、撮像制御機能 7 3 3 から通知された開始時間と終了時間とを CT 呼吸波形に記録する。

10

## 【 0 0 7 1 】

再構成機能 7 3 4 は、ステップ S 3 1 で取得された CT 呼吸波形に基づき、CT スキャンが行われた際の CT 呼吸位相を特定する。例えば、呼気のタイミングで CT スキャンが行われた場合には、再構成機能 7 3 4 は、CT 呼吸位相として呼気相を特定する。なお、CT 呼吸位相を特定するタイミングは、これに限らないものとする。再構成機能 7 3 4 は、例えば PET スキャンの終了後に CT 呼吸位相を特定してもよい。

## 【 0 0 7 2 】

また、再構成機能 7 3 4 は、CT スキャンの終了に伴い、CT スキャンで得られた CT 生データから CT 画像を再構成することで、減弱補正用の CT 画像を取得する（ステップ S 4 1 ）。

20

## 【 0 0 7 3 】

撮像制御機能 7 3 3 は、ステップ S 1 4 で寝台 5 0 を移動させると、PET スキャンを開始する（ステップ S 1 5 ）。そして、撮像制御機能 7 3 3 は、PET スキャンが終了すると（ステップ S 1 6 ）、PET - CT 装置 1 によるスキャン動作を終了する（ステップ S 1 7 ）。

## 【 0 0 7 4 】

モニタ制御機能 7 3 1 は、PET スキャンが終了したタイミングで、それまでに取得したモニタデータを呼吸波形取得機能 7 3 2 に転送する（ステップ S 2 3 ）。そして、モニタ制御機能 7 3 1 は、ステップ S 1 7 のスキャン終了に連動して、赤外線カメラ 6 0 による被検体 P のモニタリングを終了する（ステップ S 2 4 ）。

30

## 【 0 0 7 5 】

呼吸波形取得機能 7 3 2 は、ステップ S 2 3 で転送されたモニタデータから PET 呼吸波形を取得する（ステップ S 3 2 ）。次いで、再構成機能 7 3 4 は、PET スキャン時の PET 呼吸波形に基づき、PET スキャンで得られた PET 生データから、CT 呼吸位相に対応する呼吸位相（以下、PET 呼吸位相ともいう）のゲーティングデータを抽出する（ステップ S 4 2 ）。

## 【 0 0 7 6 】

そして、再構成機能 7 3 4 は、減弱補正用の CT 画像と、ゲーティングデータとに基づき、減弱補正を施した PET 画像を再構成し（ステップ S 4 3 ）、処理を終了する（ステップ S 4 4 ）。

40

## 【 0 0 7 7 】

ここで、図 4 及び図 5 を参照して、上述したステップ S 4 2 の工程について説明する。なお、図 4 は、CT 呼吸波形の一例を示す図である。図 5 は、PET 呼吸波形の一例を示す図である。

## 【 0 0 7 8 】

図 4 及び図 5 に示すように、呼吸波形は被検体 P の呼吸動態を表す時系列の波形データである。横軸は時間軸であり、縦軸は呼吸の振幅である。なお、波形の上昇は吸気の動態を意味し、波形の下降は呼気の動態を意味する。

## 【 0 0 7 9 】

50

例えば、図 4 に示す C T 呼吸波形において、当該 C T 呼吸波形に対応付けて記録された C T スキャンの実行時間（開始時間から終了時）が時間 T 1 であったとする。この場合、再構成機能 7 3 4 は、C T 呼吸波形における時間 T 1 の位置から、C T スキャンが行われた際の C T 呼吸位相が呼気相にあると特定する。次いで、再構成機能 7 3 4 は、図 5 に示す P E T 呼吸波形から、C T 呼吸位相に対応する P E T 呼吸位相の呼吸期間 P 2 及び呼吸期間 P 3 を特定する。次いで、再構成機能 7 3 4 は、P E T 呼吸波形取得時の P E T スキャンで得られた P E T 生データから、呼吸期間 P 2、P 3 の P E T スキャンで得られた P E T 生データをゲーティングデータとして抽出する。

#### 【 0 0 8 0 】

上記の工程で抽出されるゲーティングデータの呼吸位相は、C T 画像が取得された際の呼吸位相と同様となる。そのため、続くステップ S 4 3 の工程で生成される P E T 画像は、呼吸性移動の影響を抑えた減弱補正済の P E T 画像となる。したがって、再構成機能 7 3 4 は、C T 画像を減弱補正に用いた P E T 画像の画質向上を図ることができる。

#### 【 0 0 8 1 】

なお、呼吸位相の特定方法は上記例に限らないものとする。例えば、再構成機能 7 3 4 は、C T スキャンの開始時間及び終了時間の何れか一方に基づき呼吸位相を特定してもよい。一例として、C T スキャンに要する時間が予め判明している場合、開始時間及び終了時間の何れか一方の時間から他方の時間を導出することができる。そこで、C T スキャンに要する時間が予め判明している場合には、再構成機能 7 3 4 は、開始時間及び終了時間の何れか一方の時間から、C T スキャンが行われた際の呼吸位相を特定することができる。また、この場合、呼吸波形取得機能 7 3 2 は、C T スキャンの開始時間及び終了時間の何れか一方を記録する構成としてもよい。

#### 【 0 0 8 2 】

また、再構成機能 7 3 4 は、呼吸の深度及び変化量に基づいて呼吸位相を特定してもよい。例えば、C T スキャンの実行時間が時間 T 1 であった場合、再構成機能 7 3 4 は、当該時間 T 1 における呼吸の深度（振幅値）と、振幅の増減方向の変化量とを呼吸位相として特定する。次いで、再構成機能 7 3 4 は、図 5 に示す P E T 呼吸波形から、特定した呼吸位相の深度及び変化量に対応する P E T 呼吸位相が出現する時間 T 2 及び時間 T 3 を特定する。次いで、再構成機能 7 3 4 は、時間 T 2 及び時間 T 3 のそれぞれを基準とし、当該基準から前後に拡大した所定の呼吸期間（例えば P 2、P 3）を設定する。そして、再構成機能 7 3 4 は、設定した呼吸期間の P E T スキャンで得られたゲーティングデータを抽出する。

#### 【 0 0 8 3 】

これにより、再構成機能 7 3 4 は、減弱補正用の C T 画像と、当該 C T 画像のスキャン時の呼吸の深度及び変化量と同様の条件で取得されたゲーティングデータを用いて、P E T 画像を再構成することができる。したがって、再構成機能 7 3 4 は、上記例と同様に、呼吸性移動の影響を抑えた高画質な減弱補正済の P E T 画像を生成することができる。

#### 【 0 0 8 4 】

以下、図 6 を参照して、P E T - C T 装置 1 の処理回路 7 3 が行うスキャン処理の一例について説明する。図 6 は、P E T - C T 装置 1 の処理回路 7 3 が行うスキャン処理の一例を示すフローチャートである。なお、本処理では、減弱補正用の C T 画像を取得した後、当該 C T 画像を用いて P E T 画像の再構成を行うスキャン処理について説明する。

#### 【 0 0 8 5 】

まず、撮像制御機能 7 3 3 は、C T ガントリ 3 0 を制御し、減弱補正用の C T 画像を取得するため C T スキャンを実行する（ステップ S 5 1）。次いで、呼吸波形取得機能 7 3 2 は、モニタ制御機能 7 3 1 と協働することで、赤外線カメラ 6 0 で得られたモニタデータから C T 呼吸波形を取得する（ステップ S 5 2）。また、再構成機能 7 3 4 は、C T スキャンが行われた時間に基づき、C T 呼吸波形から C T スキャンが行われた際の C T 呼吸位相を特定する（ステップ S 5 3）。

#### 【 0 0 8 6 】

10

20

30

40

50

また、再構成機能 734 は、CT スキャンが終了すると、当該 CT スキャンで得られた CT 生データに基づき、減弱補正用の CT 画像を再構成する（ステップ S54）。

【0087】

続いて、撮像制御機能 733 は、PET ガントリを制御し PET スキャンを実行する（ステップ S55）。次いで、呼吸波形取得機能 732 は、モニタ制御機能 731 と協働することで、赤外線カメラ 60 で得られたモニタデータから PET 呼吸波形を取得する（ステップ S56）。

【0088】

続いて、撮像制御機能 733 は、ステップ S53 で特定した CT 呼吸位相と、PET 呼吸波形とに基づき、CT 呼吸位相に対応する PET 呼吸位相の期間に取得された PET 生データを抽出しゲートデータを生成する（ステップ S57）。

【0089】

そして、撮像制御機能 733 は、抽出したゲートデータと、減弱補正用の CT 画像とに基づいて、PET 画像を再構成し（ステップ S58）、本処理を終了する。

【0090】

以上に述べた PET - CT 装置 1 は、被検体 P をスキャンすることで減弱補正用の CT 画像を取得し、CT 画像がスキャンされた際の被検体 P の CT 呼吸位相を特定する。また、PET - CT 装置 1 は、被検体 P から放出されるガンマ線に基づいた PET スキャンデータを取得し、CT 呼吸位相に基づいて PET スキャンデータをゲーティングすることでゲートデータを生成する。そして、PET - CT 装置 1 は、減弱補正用の CT 画像とゲートデータとに基づいて PET 画像を再構成する。

【0091】

これらのことから、本実施形態に係る PET - CT 装置 1 によれば、減弱補正用の CT 画像と、当該 CT 画像のスキャン時の呼吸位相と同様の条件で取得されたゲーティングデータとを用いて、減弱補正を施した PET 画像を再構成することができる。すなわち、PET - CT 装置 1 によれば、PET 画像の再構成に際し、CT 画像と PET 生データとの呼吸位相の同期精度を高めることができるため、呼吸性移動の影響を抑えた状態で、減弱補正を施した PET 画像を生成することができる。このため、PET - CT 装置 1 によれば、CT 画像を減弱補正に用いた PET 画像の画質向上を図ることができる。

【0092】

なお、上述した実施形態は、PET - CT 装置 1 が有する構成又は機能の一部を変更することで、適宜に変形して実施することも可能である。そこで、以下では、上述した実施形態に係るいくつかの変形例を他の実施形態として説明する。なお、以下では、上述した実施形態と異なる点を主に説明することとし、既に説明した内容と共通する点については詳細な説明を省略する。また、以下で説明する変形例は、個別に実施されてもよいし、適宜組み合わせられてもよい。

【0093】

（変形例 1）

上述の実施形態では、被検体 P の呼吸をモニタリングするモニタリング装置として、赤外線カメラ 60 を用いる構成を説明したが、モニタリング装置は、赤外線カメラ 60 に限定されるものではない。例えば、モニタリング装置は、赤外線以外の周波数帯で撮影を行う撮像装置であってもよい。

【0094】

一例として、モニタリング装置は、テラヘルツ帯で撮影を行うテラヘルツカメラであってもよい。テラヘルツカメラは、物体から放出されるテラヘルツ帯の電波のエネルギーを検出するものである。テラヘルツカメラをモニタリング装置とすることで、当該モニタリング装置は、人体（体温が熱源）が放出するテラヘルツ帯の電波のエネルギーと、人体以外の物体から放出されるテラヘルツ帯の電波のエネルギーとを温度差として表したモニタデータを出力する。

【0095】

10

20

30

40

50

この場合、呼吸波形取得機能 7 3 2 は、上述した実施形態と同様に、人体領域と他の領域との境界部分の画像変化（温度変化）や、人体部分の温度変化に基づき、テラヘルツカメラが出力するモニタデータから被検体 P の呼吸波形を取得する。

【 0 0 9 6 】

なお、テラヘルツカメラを用いることで、赤外線カメラと同様に、暗所での使用や被検体 P にドレープ等がかけられた場合であっても、テラヘルツカメラが出力するモニタデータから被検体 P の呼吸波形を取得することができる。

【 0 0 9 7 】

また、他の例として、モニタリング装置は、可視光帯で撮影を行うデジタルカメラ等の光学カメラであってもよい。光学カメラをモニタリング装置とする場合、例えば、被検体 P の腹部等にマーカーを設置し、光学カメラは、当該マーカーが設置された人体領域を撮影する。

10

【 0 0 9 8 】

この場合、呼吸波形取得機能 7 3 2 は、光学カメラが出力するモニタデータに表されたマーカーの動き（被検体 P の呼吸に伴う動き）を検出し、検出したマーカーの動きに基づいて、被検体 P の呼吸波形を取得する。

【 0 0 9 9 】

このように、赤外線カメラ 6 0 以外のモニタリング装置を使用した場合であっても、上述した実施形態と同様に、被検体 P の呼吸波形を非接触で取得することができる。したがって、本変形例に係る P E T - C T 装置 1 は、上述した実施形態と同様の効果を奏することができる。

20

【 0 1 0 0 】

（変形例 2）

上述の実施形態では、モニタリング装置（赤外線カメラ 6 0）のモニタデータから被検体 P の呼吸波形を取得する形態を説明したが、呼吸波形以外の情報を取得してもよい。

【 0 1 0 1 】

例えば、モニタデータには、被検体 P の呼吸動態の他、被検体 P が体を動かした際の体動も記録される。スキャン時の体動はアーチファクトの原因となるため、体動発生時のデータは再構成の対象から排除することが好ましい。

【 0 1 0 2 】

そこで、例えば、呼吸波形取得機能 7 3 2 は、モニタデータから被検体 P の呼吸以外の体動を検出し、体動が発生した時間を呼吸波形に対応付けて記録する。具体的には、呼吸波形取得機能 7 3 2 は、P E T スキャン時の P E T 呼吸波形に、体動が発生した時間を対応付けて記録する。そして、再構成機能 7 3 4 は、P E T 呼吸波形から、体動が発生した時間を除外し、且つ C T 位相に対応する呼吸期間を特定し、当該呼吸期間に取得された P E T 生データを抽出して、ゲートデータを生成する。なお、本変形例の再構成機能 7 3 4 は、第 2 特定部に対応する。

30

【 0 1 0 3 】

これにより、本変形例に係る P E T - C T 装置 1 は、被検体 P の体動が発生した時間の P E T 生データを除外して再構成を実施することができる。したがって、本変形例に係る P E T - C T 装置 1 は、体動に伴うアーチファクトを低減化したより高画質な P E T 画像を取得することができる。

40

【 0 1 0 4 】

また、赤外線カメラ 6 0 をモニタリング装置とする場合、当該モニタリング装置のモニタデータには、被検体 P の体温を示す情報も記録される。被検体 P の体温は、被検体 P の容態判定等、臨床的に利用することが可能である。

【 0 1 0 5 】

そこで、例えば、呼吸波形取得機能 7 3 2 等の処理回路 7 3 は、赤外線カメラ 6 0 のモニタデータから、被検体 P の体温を示す体温情報を取得してもよい。また、処理回路 7 3 は、モニタデータから取得された被検体 P の体温情報を、例えば、P E T 画像とともに保

50



存したり、ディスプレイ 74 に出力したりしてもよい。

【0106】

これにより、PET-CT装置1では、スキャン時に得られた被検体Pの体温情報を、臨床的に二次利用することができる。なお、体温情報の出力先はディスプレイ74に限らないものとする。例えば、処理回路73は、被検体Pの体温情報を、当該被検体Pを識別する被検体ID等とともに、RIS等の外部の装置やシステムに出力してもよい。

【0107】

なお、上述した実施形態では、PET-CT装置1が備える機能構成を、処理回路73によって実現する場合の例を説明したが、実施形態はこれに限られない。例えば、本明細書における機能構成は、ハードウェアのみ、又は、ハードウェアとソフトウェアとの混合によって同機能を実現するものであっても構わない。

10

【0108】

また、上述した説明で用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU、MPU、GPU、或いは、ASIC、プログラマブル論理デバイス（例えば、SPLD、CPLD、及びFPGA）等の回路を意味する。プロセッサは、メモリ75に保存されたプログラムを読み出して実行することで、機能を実現する。なお、メモリ75にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むように構成しても構わない。この場合は、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出して実行することで機能を実現する。また、本実施形態のプロセッサは、単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせると一つのプロセッサとして構成され、その機能を実現するようにしてもよい。

20

【0109】

ここで、プロセッサによって実行されるプログラムは、ROMや記憶回路等に予め組み込まれて提供される。なお、このプログラムは、これらの装置にインストール可能な形式又は実行可能な形式のファイルでCD（Compact Disk）-ROM、FD（Flexible Disk）、CD-R（Recordable）、DVD（Digital Versatile Disk）等のコンピュータで読み取り可能な記憶媒体に記録されて提供されてもよい。また、このプログラムは、インターネット等のネットワークに接続されたコンピュータ上に格納され、ネットワーク経由でダウンロードされることにより提供又は配布されてもよい。例えば、このプログラムは、上述した各機能部を含むモジュールで構成される。実際のハードウェアとしては、CPUが、ROM等の記憶媒体からプログラムを読み出して実行することにより、各モジュールが主記憶装置上にロードされて、主記憶装置上に生成される。

30

【0110】

以上説明した少なくとも一つの実施形態等によれば、CT画像を減弱補正に用いたPET画像の画質向上を図ることができる。

【0111】

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。これらの実施形態は、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、組み合わせを行うことができる。これらの実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、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ものである。

40

【符号の説明】

【0112】

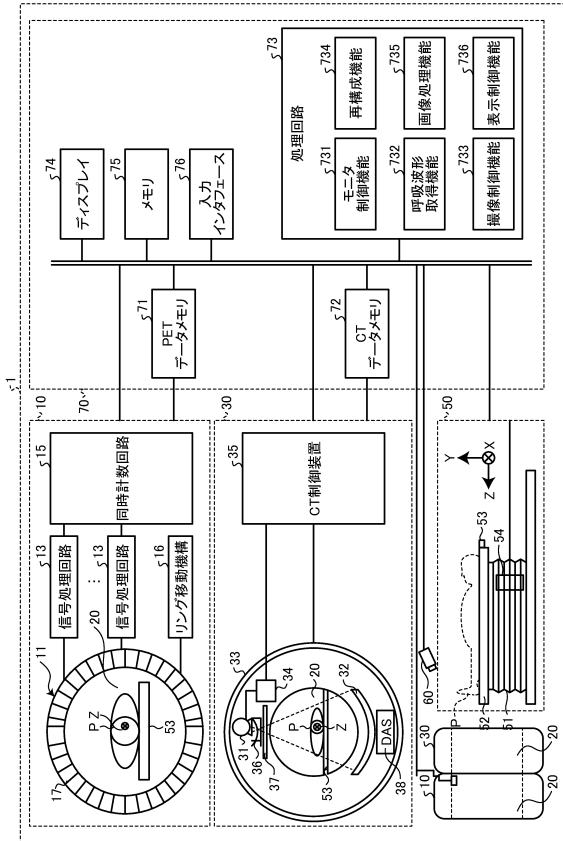
- 1 PET-CT装置
- 10 PETガントリ
- 30 CTガントリ
- 50 寝台
- 60 赤外線カメラ

50

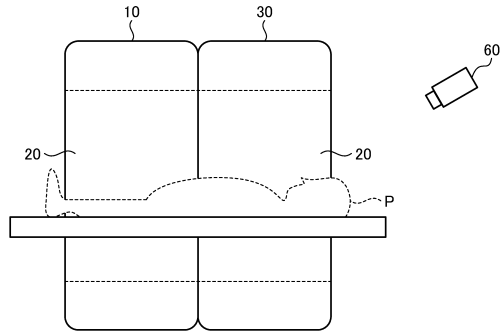
- 7 0 コンソール
- 7 3 処理回路
- 7 3 1 モニタ制御機能
- 7 3 2 呼吸波形取得機能
- 7 3 3 撮像制御機能
- 7 3 4 再構成機能
- 7 3 5 画像処理機能
- 7 3 6 表示制御機能

【 図 面 】

【 図 1 】



【 図 2 】



10

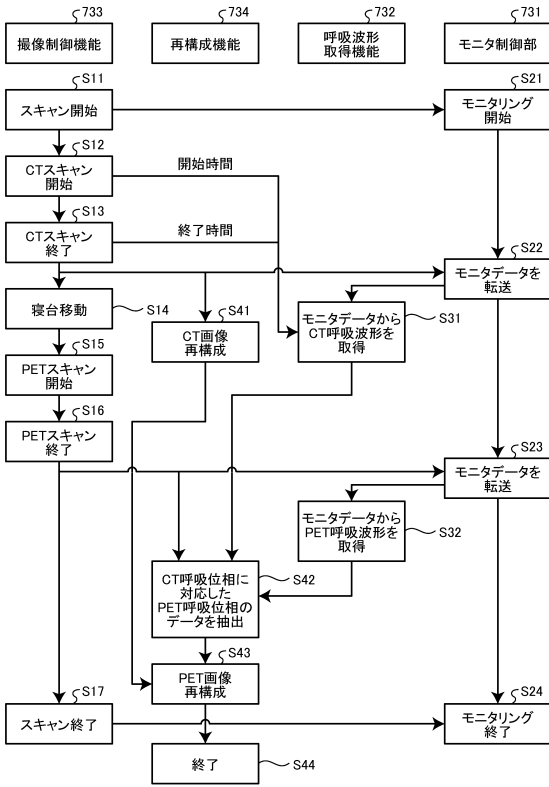
20

30

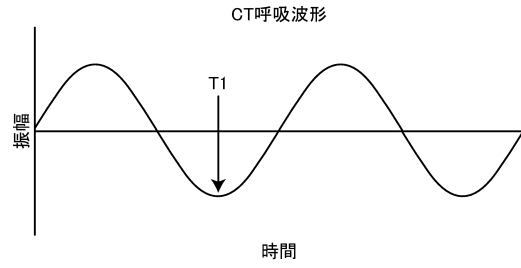
40

50

【 図 3 】



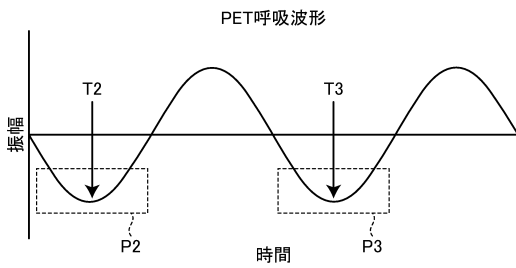
【 図 4 】



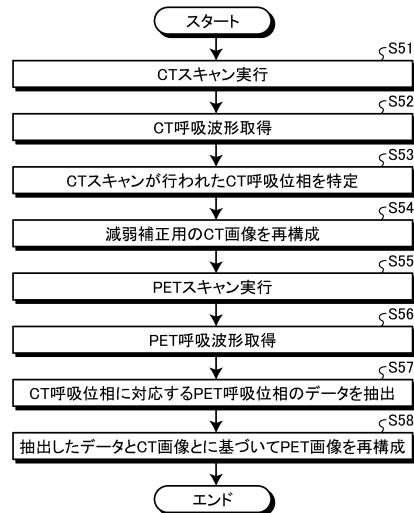
10

20

【 図 5 】



【 図 6 】



30

40

50