

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-95820  
(P2012-95820A)

(43) 公開日 平成24年5月24日 (2012.5.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0	2 G 0 8 8
<b>G 0 1 T</b> 1/161 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 3 0	4 C 0 9 6
	A 6 1 B 5/05 3 4 0	
	A 6 1 B 5/05 3 5 0	
	G 0 1 T 1/161 A	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2010-245606 (P2010-245606)  
(22) 出願日 平成22年11月1日 (2010.11.1)

(71) 出願人 301032942  
独立行政法人放射線医学総合研究所  
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号  
(71) 出願人 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 100089118  
弁理士 酒井 宏明  
(72) 発明者 小島 隆行  
千葉県千葉市稲毛区穴川4丁目9番1号  
独立行政法人放射線医学総合研究所内  
(72) 発明者 山谷 泰賀  
千葉県千葉市稲毛区穴川4丁目9番1号  
独立行政法人放射線医学総合研究所内

最終頁に続く

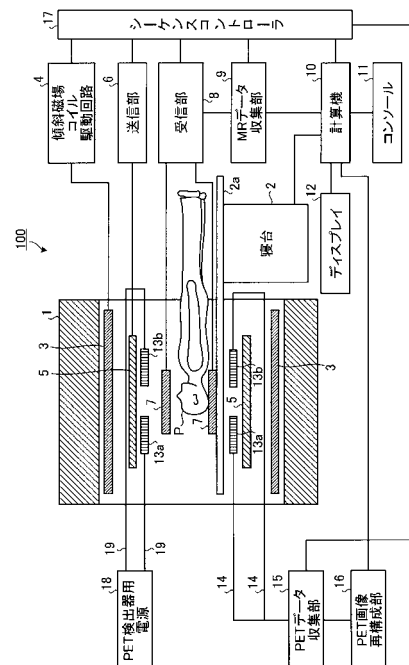
(54) 【発明の名称】 PET-MRI装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】PET検出器の影響によるMR画像の画質劣化を抑えることが可能なPET-MRI装置を実現する。

【解決手段】実施形態のPET-MRI装置100において、連続した構造物である静磁場磁石1は、円筒状のボア内に静磁場を発生させる。また、第1の検出部13a及び第2の検出部13bは、リング状に形成され、被検体に投与された陽電子放出核種から放出されるガンマ線を検出する。そして、第1の検出部13aと前記第2の検出部13bとは、前記静磁場の磁場中心を挟むように前記ボアの軸方向に間隔を開けて配置される。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

円筒状のボア内に静磁場を発生させる連続した構造物である静磁場磁石と、  
前記静磁場内に置かれた被検体に高周波パルス印加する送信用高周波コイルと、  
前記高周波パルス印加された前記被検体に傾斜磁場印加する傾斜磁場コイルと、  
前記高周波パルス及び前記傾斜磁場の印加により前記被検体から発せられる磁気共鳴信号を検出する受信用高周波コイルと、

前記受信用高周波コイルにより検出された磁気共鳴信号に基づいてMR画像を再構成するMR画像再構成部と、

前記被検体に投与された陽電子放出核種から放出されるガンマ線を検出するリング状の第1の検出部及び第2の検出部と、

前記第1の検出部及び前記第2の検出部により検出されたガンマ線に基づいて生成された投影データからPET画像を再構成するPET画像再構成部とを備え、

前記第1の検出部と前記第2の検出部とは、前記静磁場の磁場中心を挟むように前記ボアの軸方向に間隔を開けて配置されることを特徴とするPET-MRI装置。

**【請求項 2】**

前記第1の検出部及び前記第2の検出部は、前記送信用高周波コイルの内周側に設けられることを特徴とする請求項1に記載のPET-MRI装置。

**【請求項 3】**

前記第1の検出部及び前記第2の検出部は、前記送信用高周波コイルの外周側に設けられることを特徴とする請求項1に記載のPET-MRI装置。

**【請求項 4】**

撮像モードに応じて、前記ボアの軸方向に沿って前記第1の検出部及び前記第2の検出部を移動する移動部をさらに備えたことを特徴とする請求項1、2又は3に記載のPET-MRI装置。

**【請求項 5】**

前記移動部は、PET画像及びMRI画像を同時に撮像する撮像モードが実行される場合には、撮像開始前に前記第1の検出部及び前記第2の検出部を前記静磁場の磁場中心を挟む位置に移動することを特徴とする請求項4に記載のPET-MRI装置。

**【請求項 6】**

前記移動部は、PET画像のみを撮像する撮像モードが実行される場合には、撮像開始前に前記第1の検出部及び前記第2の検出部を隣接させるように移動することを特徴とする請求項4又は5に記載のPET-MRI装置。

**【請求項 7】**

前記移動部は、MR画像のみを撮像する撮像モードが実行される場合には、前記第1の検出部及び前記第2の検出部を前記静磁場の外へ移動することを特徴とする請求項4、5又は6に記載のPET-MRI装置。

**【請求項 8】**

前記移動部は、PET画像を撮像する撮像条件及び/又はMRI画像を撮像する撮像条件に応じて、前記第1の検出部及び前記第2の検出部を移動することを特徴とする請求項4～7のいずれか一つに記載のPET-MRI装置。

**【請求項 9】**

前記移動部によって前記第1の検出部及び前記第2の検出部が撮像用の位置に移動された後に、各検出部の位置を固定するとともに、前記傾斜磁場コイルから各検出部に伝わる振動を緩和する振動緩衝部をさらに備えることを特徴とする請求項4～8のいずれか一つに記載のPET-MRI装置。

**【請求項 10】**

前記第1の検出部及び前記第2の検出部は、前記静磁場の磁場中心を挟む位置に固定された状態で設けられることを特徴とする請求項1、2又は3に記載のPET-MRI装置。

。

10

20

30

40

50

## 【請求項 1 1】

前記第 1 の検出部及び前記第 2 の検出部は、前記傾斜磁場コイルにより生じる振動を緩和する振動緩衝部を介して装置に固定されることを特徴とする請求項 1 0 に記載の P E T - M R I 装置。

## 【請求項 1 2】

前記第 1 の検出部及び前記第 2 の検出部に接続される信号線及び電源線は、前記静磁場の磁場中心の周辺を通過しないように配線されることを特徴とする請求項 1 ~ 1 1 のいずれか一つに記載の P E T - M R I 装置。

## 【請求項 1 3】

前記第 1 の検出部及び前記第 2 の検出部は、検出した前記ガンマ線に関する信号をアナログ信号からデジタル信号に変換した後に、さらに光信号に変換して出力することを特徴とする請求項 1 ~ 1 2 のいずれか一つに記載の P E T - M R I 装置。

10

## 【請求項 1 4】

前記第 1 の検出部及び前記第 2 の検出部は、検出した前記ガンマ線に関する信号をアナログ信号からデジタル信号に変換した後に、さらに無線信号に変換して出力することを特徴とする請求項 1 ~ 1 2 のいずれか一つに記載の P E T - M R I 装置。

## 【請求項 1 5】

前記被検体が置かれた天板を前記ボアの軸方向に沿って移動させる寝台部と、  
前記第 1 の検出部の略中心位置、前記第 1 の検出部と前記第 2 の検出部との間に挟まれた領域の略中心位置、及び、前記第 2 の検出部の略中心位置に前記被検体の撮像部位が段階的に移動するように前記寝台部を制御し、前記撮像部位が前記第 1 の検出部又は前記第 2 の検出部の略中心位置に移動した際には前記 M R 画像及び前記 P E T 画像の両方又は一方が撮像されるように制御し、前記撮像部位が前記第 1 の検出部と前記第 3 の検出部との間に挟まれた領域の略中心位置に移動した際には前記 P E T 画像が撮像されるように制御する制御部と

20

をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 1 4 のいずれか一つに記載の P E T - M R I 装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0 0 0 1】

本発明の実施の形態は、P E T (Positron Emission Tomography) - M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置に関する。

30

## 【背景技術】

## 【0 0 0 2】

従来、頭部などの検査では、M R I 装置が利用される場合が多い。また、頭部の検査、例えばアルツハイマー病の診断に P E T 装置を利用することが期待されている。このことから、近年では、P E T 装置と M R I 装置とを組み合わせた P E T - M R I 装置の実現が期待されている。

## 【0 0 0 3】

しかし、M R I 装置では強い高周波磁場が用いられるため、P E T - M R I 装置を実現する場合に、従来の P E T 装置で検出器に用いられていた光電子増倍管 (Photomultiplier Tube: P M T) を使用できないなどの制約があった。そこで、例えば、P M T の代わりに A P D (Avalanche Photodiode) 素子や i P M (Silicon Photomultiplier) などを用いた P E T - M R I 装置が提案されている。

40

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0 0 0 4】

【特許文献 1】特表 2 0 0 8 - 5 2 5 1 6 1 号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

50

## 【 0 0 0 5 】

しかしながら、従来のPET-MRI装置では、MR画像の有効撮像領域である磁場中心にPET検出器が配置される場合があった。このような配置は、PET画像を撮像するという観点では最適である。しかし、MR画像を撮像するという観点では、磁場中心に設置されたPET検出器の材料の影響で十分な画質のMR画像が得られない場合があり、必ずしも最適ではなかった。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 0 6 】

実施形態のPET-MRI装置は、静磁場磁石と、送信用高周波コイルと、受信用高周波コイルと、MR画像再構成部と、第1の検出部と、第2の検出部と、PET画像再構成部とを備える。連続した構造物である静磁場磁石は、円筒状のボア内に静磁場を発生させる。送信用高周波コイルは、前記静磁場内に置かれた被検体に高周波パルス印加する。傾斜磁場コイルは、前記高周波パルスが印加された前記被検体に傾斜磁場を印加する。受信用高周波コイルは、前記高周波パルス及び前記傾斜磁場の印加により前記被検体から発生される磁気共鳴信号を検出する。MR画像再構成部は、前記受信用高周波コイルにより検出された磁気共鳴信号に基づいてMR画像を再構成する。第1の検出部及び第2の検出部は、リング状に形成され、前記被検体に投与された陽電子放出核種から放出されるガンマ線を検出する。PET画像再構成部は、前記第1の検出部及び前記第2の検出部により検出されたガンマ線に基づいて生成された投影データからPET画像を再構成する。そして、前記第1の検出部と前記第2の検出部とは、前記静磁場の磁場中心を挟むように前記ボアの軸方向に間隔を開けて配置される。

10

20

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 0 7 】

【図1】図1は、本実施例1に係るPET-MRI装置の構成を示す図である。

【図2】図2は、本実施例1に係るPET検出器の周辺における各部の配置を示す図である。

【図3】図3は、本実施例1に係るPET検出器の周辺におけるボアの軸方向に見た場合の各部の配置を示す図である。

【図4】図4は、本実施例1に係る振動緩衝機構を示す図である。

【図5】図5は、本実施例1に係るPET-MRI装置における有効撮像領域を示す図である。

30

【図6】図6は、本実施例2に係るPET検出器の周辺における各部の配置を示す図である。

【図7】図7は、本実施例3に係るステップ・アンド・シュートを説明するための図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 0 8 】

以下に、図面を参照して、本実施形態に係るPET-MRI装置について詳細に説明する。

## 【実施例1】

40

## 【 0 0 0 9 】

まず、本実施例1に係るPET-MRI装置の構成について説明する。図1は、本実施例1に係るPET-MRI装置100の構成を示す図である。図1に示すように、このPET-MRI装置100は、静磁場磁石1、寝台2、傾斜磁場コイル3、傾斜磁場コイル駆動回路4、送信用高周波コイル5、送信部6、受信用高周波コイル7、受信部8、MRデータ収集部9、計算機10、コンソール11、ディスプレイ12、PET検出器13a及び13b、信号線14、PETデータ収集部15、PET画像再構成部16、シーケンストロローラ17、PET検出器用電源18、及び電源ケーブル19を有する。

## 【 0 0 1 0 】

連続した構造物である静磁場磁石1は、略円筒状のボア内に静磁場を発生させる。ここ

50

で、ボアは、静磁場磁石 1 や傾斜磁場コイル 3 など収容する略円筒状の架台の内壁として形成される。寝台 2 は、被検体 P が載せられる天板 2 a を有する。この寝台 2 は、撮像時には、天板 2 a をボア内へ移動することで、被検体 P を静磁場内に移動する。

【 0 0 1 1 】

傾斜磁場コイル 3 は、被検体 P に対して、静磁場と同一方向 ( Z 方向 ) の磁場強度が磁場中心からの X , Y , Z 方向の距離に対して直線的に変化する傾斜磁場  $G_x$  ,  $G_y$  ,  $G_z$  を印加する。この傾斜磁場コイル 3 は、略円筒状に形成され、静磁場磁石 1 の内周側に配置される。傾斜磁場コイル駆動回路 4 は、シーケンスコントローラ 1 7 による制御のもと、傾斜磁場コイル 3 を駆動する。

【 0 0 1 2 】

送信用高周波コイル 5 は、送信部 6 から送信される高周波パルスに基づいて、静磁場内に置かれた被検体 P に高周波磁場を印加する。この送信用高周波コイル 5 は、略円筒状に形成され、傾斜磁場コイル 3 の内周側に配置される。送信部 6 は、シーケンスコントローラ 1 7 による制御のもと、送信用高周波コイル 5 に高周波パルスを送信する。

【 0 0 1 3 】

受信用高周波コイル 7 は、高周波磁場及び傾斜磁場の印加により被検体 P から発せられる磁気共鳴信号を検出する。例えば、受信用高周波コイル 7 は、撮像対象の部位に応じて被検体 P の表面に配置される表面コイルである。例えば、被検体 P の体部が撮像される場合には、2 つの受信用高周波コイル 7 が被検体の上部及び下部に配置される。受信部 8 は、シーケンスコントローラ 1 7 による制御のもと、受信用高周波コイル 7 によって検出された磁気共鳴信号を受信する。そして、受信部 8 は、受信した磁気共鳴信号を MR データ収集部 9 に送る。

【 0 0 1 4 】

MR データ収集部 9 は、シーケンスコントローラ 1 7 による制御のもと、受信部 8 から送られた磁気共鳴信号を収集する。そして、MR データ収集部 9 は、収集した磁気共鳴信号を増幅及び検波した後に A / D 変換し、計算機 1 0 に送る。計算機 1 0 は、コンソール 1 1 により制御され、MR データ収集部 9 から送られた磁気共鳴信号に基づいて MR 画像を再構成する。そして、計算機 1 0 は、再構成した MR 画像をディスプレイ 1 2 に表示させる。

【 0 0 1 5 】

P E T 検出器 1 3 a 及び 1 3 b は、被検体 P に投与された陽電子放出核種から放出されるガンマ線を計数情報として検出する。これら P E T 検出器 1 3 a 及び 1 3 b は、リング状に形成され、送信用高周波コイル 5 の内周側に配置される。例えば、P E T 検出器 1 3 a 及び 1 3 b は、シンチレータと光検出器とを有する検出器モジュールをリング状に配置することで形成される。ここで、シンチレータは、例えば、L Y S O ( Lutetium Yttrium Oxyorthosilicate )、L S O ( Lutetium Oxyorthosilicate )、L G S O ( Lutetium Gadolinium Oxyorthosilicate ) などである。また、光検出器は、例えば、A P D ( Avalanche Photodiode ) 素子や S i P M ( Silicon Photomultiplier ) などの半導体検出器である。そして、P E T 検出器 1 3 a 及び 1 3 b は、検出した計数情報を、信号線 1 4 を介して P E T データ収集部 1 5 に送る。

【 0 0 1 6 】

P E T データ収集部 1 5 は、シーケンスコントローラ 1 7 による制御のもと、同時計数情報を生成する。この P E T データ収集部 1 5 は、P E T 検出器 1 3 a 及び 1 3 b によって検出されたガンマ線の計数情報を用いて、陽電子放出核種から放出されたガンマ線 ( 消滅放射線を含む ) を略同時に検出した計数情報の組み合わせを同時計数情報として生成する。

【 0 0 1 7 】

P E T 画像再構成部 1 6 は、P E T データ収集部 1 5 により生成された同時計数情報を投影データとして P E T 画像を再構成する。この P E T 画像再構成部 1 6 によって再構成された P E T 画像は、計算機 1 0 に送信されてディスプレイ 1 2 に表示される。シーケン

10

20

30

40

50

スコントローラ 17 は、撮像時に実行される各種撮像シーケンスに基づいて、上述した各部を制御する。PET 検出器用電源 18 は、電源ケーブル 19 を介して、光検出器を駆動するための電力を PET 検出器 13 a 及び 13 b に供給する。

【0018】

次に、PET 検出器 13 a 及び 13 b の周辺における各部の配置について説明する。図 2 は、本実施例 1 に係る PET 検出器 13 a 及び 13 b の周辺における各部の配置を示す図である。なお、図 2 に示す点 20 は、静磁場の磁場中心を示している。また、図 2 に示す点線で囲まれた領域 21 は、MR 画像の有効撮像領域を示している。

【0019】

図 2 に示すように、本実施例 1 では、PET 検出器 13 a 及び 13 b は、ボア 22 の内周側に配置される。そして、PET 検出器 13 a と PET 検出器 13 b とは、静磁場磁石 1 によって発生する静磁場の磁場中心 20 を挟むように、ボア 22 の軸方向に間隔を開けて配置される。すなわち、本実施例 1 では、MR 画像の撮像有効領域となる磁場中心の周辺を避けて、PET 検出器 13 a 及び 13 b が配置される。これにより、PET 検出器の影響による MR 画像の画質劣化が抑えられる。

10

【0020】

また、PET 検出器 13 a 及び 13 b に接続される信号線 14 及び電源ケーブル 19 は、静磁場磁石 1 により発生する静磁場の磁場中心 20 の周辺を通過しないように配線される。例えば、図 2 に示すように、PET 検出器 13 a に接続される信号線 14 及び電源ケーブル 19 は 1 本にまとめられ、PET 検出器 13 a から磁場中心 20 とは逆の側に配線される。同様に、PET 検出器 13 b に接続される信号線 14 及び電源ケーブル 19 は 1 本にまとめられ、PET 検出器 13 b から磁場中心 20 とは逆の側に配線される。なお、信号線 14 及び電源ケーブル 19 は、例えば、送信用高周波コイル 5 に接続されるケーブルと 1 本にまとめられて配線されてもよい。

20

【0021】

また、PET 検出器 13 a 及び 13 b は、検出したガンマ線に関する信号をアナログ信号からデジタル信号に変換した後に、さらに光信号に変換して出力する。なお、PET 検出器 13 a 及び 13 b は、検出した前記ガンマ線に関する信号をアナログ信号からデジタル信号に変換した後に、さらに無線信号に変換して出力してもよい。このように、PET 検出器 13 a 及び 13 b から出力される信号を光信号又は無線信号に変換することによって、デジタル信号により生じるノイズを防ぐことができる。

30

【0022】

また、PET-MRI 装置 100 は、ボア 22 の軸方向に沿って PET 検出器 13 a 及び 13 b を移動する移動機構を有する。図 3 は、本実施例 1 に係る PET 検出器 13 a 及び 13 b の周辺におけるボア 22 の軸方向に見た場合の各部の配置を示す図である。この図 3 は、PET 検出器 13 a が配置された側の開口部からボア内を見た場合の各部の配置を示している。

【0023】

図 3 に示すように、例えば、移動機構 23 は、ボア 22 の下側の内壁面に設置された 2 本のレールである。この移動機構 23 は、例えば、PET 検出器 13 a の外周面に形成された溝状に形成されたレール受け部に嵌合し、PET 検出器 13 a をボア 22 の軸方向に沿って移動可能に支持する。なお、PET 検出器 13 b の側にも同様に、PET 検出器 13 b を移動するための移動機構 23 が設けられる。

40

【0024】

ここで、PET 検出器 13 a 及び 13 b は、それぞれ移動機構 23 から着脱可能であり、ボア 22 の両側から挿入したり取り出したりすることができる。このように、PET 検出器 13 a 及び 13 b を着脱可能な構造にすることで、従来の MRI 装置に組込むことが比較的容易となり、広く普及が図れる。

【0025】

そして、移動機構 23 は、計算機 10 による制御のもと、撮像モードに応じて PET 検

50

出器 13 a 及び 13 b を移動する。例えば、移動機構 23 は、計算機 10 が操作者から受け付けた撮像条件に基づいて、PET 検出器 13 a 及び 13 b を自動的に移動する。または、移動機構 23 は、コンソール 11 を介して操作者から入力された移動指示に応じて、PET 検出器 13 a 及び 13 b を移動してもよい。

【0026】

具体的な例として、例えば、移動機構 23 は、PET 画像及び MRI 画像を同時に撮像する撮像モードが実行される場合には、撮像開始前に、PET 検出器 13 a 及び 13 b を静磁場の磁場中心 20 を挟む位置に移動する。また、例えば、移動機構 23 は、PET 画像のみを撮像する撮像モードが実行される場合には、撮像開始前に、PET 検出器 13 a 及び 13 b を隣接させるように移動する。また、例えば、移動機構 23 は、MR 画像のみを撮像する撮像モードが実行される場合には、PET 検出器 13 a 及び 13 b を静磁場の外へ移動する。

10

【0027】

また、例えば、移動機構 23 は、PET 画像を撮像する撮像条件及び / 又は MRI 画像を撮像する撮像条件に応じて、PET 検出器 13 a 及び 13 b を移動する。例えば、移動機構 23 は、PET 検出器 13 a 及び 13 b を移動する際に、MR 画像の撮像条件として設定される FOV (Field Of View) の大きさや受信用高周波コイル 7 の種類に応じて、移動後の各 PET 検出器の間隔を変化させる。

【0028】

また、PET - MRI 装置 100 は、移動機構 23 によって PET 検出器 13 a 及び 13 b が撮像用の位置に移動された後に、各 PET 検出器の位置を固定するとともに、傾斜磁場コイル 3 から各 PET 検出器に伝わる振動を緩和する振動緩衝機構を有する。図 4 は、本実施例 1 に係る振動緩衝機構 24 を示す図である。図 4 に示すように、例えば、振動緩衝機構 24 は、PET 検出器 13 a と移動機構 23 との嵌合部に設けられる。また、PET 検出器 13 b と移動機構 23 との嵌合部にも同様に振動緩衝機構 24 が設けられる。

20

【0029】

次に、本実施例 1 に係る PET - MRI 装置 100 における有効撮像領域について説明する。図 5 は、本実施例 1 に係る PET - MRI 装置 100 における有効撮像領域を示す図である。図 5 に示すように、PET - MRI 装置 100 では、PET 検出器 13 a の内周面で囲まれた領域 25 a と、PET 検出器 13 b の内周面で囲まれた領域 25 b とが、それぞれ PET 画像のみを撮像可能な有効撮像領域となる。

30

【0030】

さらに、図 5 に示すように、PET 検出器 13 a の内周面と PET 検出器 13 b の内周面との間に形成される領域 26 及び MR 画像の有効撮像領域 21 の両方に含まれる領域 27 が、PET 画像及び MR 画像を同時に撮像可能な有効撮像領域となる。この有効撮像領域 27 は、円錐の底面を張り合わせた形状になる。

【0031】

このように、本実施例 1 に係る PET - MRI 装置 100 では、MRI 画像を撮像可能な有効撮像領域 21、PET 画像を撮像可能な有効撮像領域 25 a 及び 25 b がそれぞれ設定され、さらに、MRI 画像及び PET 画像を同時に撮像可能な有効撮像領域 27 が設定される。

40

【0032】

上述したように、本実施例 1 に係る PET - MRI 装置 100 は、静磁場磁石 1 と、送信用高周波コイル 5 と、傾斜磁場コイル 3 と、受信用高周波コイル 7 と、計算機 10 と、PET 検出器 13 a 及び 13 b と、PET 画像再構成部 16 とを備える。連続した構造物である静磁場磁石 1 は、円筒状のボア 22 内に静磁場を発生させる。送信用高周波コイル 5 は、静磁場内に置かれた被検体 P に高周波パルス印加する。傾斜磁場コイル 3 は、高周波パルスが印加された被検体 P に傾斜磁場を印加する。受信用高周波コイル 7 は、高周波パルス及び傾斜磁場の印加により被検体 P から発せられる磁気共鳴信号を検出する。計算機 10 は、受信用高周波コイル 7 により検出された磁気共鳴信号に基づいて MR 画像を

50

再構成する。PET検出器13a及び13bは、リング状に形成され、被検体Pに投与された陽電子放出核種から放出されるガンマ線を検出する。PET画像再構成部16は、PET検出器13a及び13bにより検出されたガンマ線に基づいて生成された投影データからPET画像を再構成する。そして、PET検出器13aとPET検出器13bとは、静磁場の磁場中心20を挟むようにボア22の軸方向に間隔を開けて配置される。このように、本実施例1では、MR画像の撮像有効領域となる磁場中心の周辺を避けて、PET検出器13a及び13bが配置される。したがって、本実施例1によれば、PET検出器の影響によるMR画像の画質劣化を抑えることができる。

【0033】

また、本実施例1では、PET検出器13a及び13bが、送信用高周波コイル5の内周側に設けられる。これにより、送信用高周波コイル5の内周側に撮像用の空間を有する従来のMRI装置に対して、PET検出器13a及び13bを容易に追加することができるので、PET-MRI装置を容易に実現することができる。

10

【0034】

また、本実施例1では、移動機構23が、撮像モードに応じて、ボア22の軸方向に沿ってPET検出器13a及び13bを移動する。これにより、PET画像及びMRI画像の両方又は一方が撮像される場合に、実施される撮像の種類に応じて、PET検出器13a及び13bを適切な位置に移動することができる。

【0035】

また、本実施例1では、移動機構23が、PET画像及びMRI画像を同時に撮像する撮像モードが実行される場合には、撮像開始前にPET検出器13a及び13bを静磁場の磁場中心20を挟む位置に移動する。これにより、PET画像及びMRI画像が同時に撮像される場合に、高画質のMR画像を容易に撮像することができる。

20

【0036】

また、本実施例1では、移動機構23が、PET画像のみを撮像する撮像モードが実行される場合には、撮像開始前にPET検出器13a及び13bを隣接させるように移動する。これにより、PET画像のみが撮像される場合に、広い撮像領域を確保することができる。

【0037】

また、本実施例1では、移動機構23が、MR画像のみを撮像する撮像モードが実行される場合には、PET検出器13a及び13bを静磁場の外へ移動する。これにより、MR画像のみが撮像される場合に、PET検出器13a及び13bによる画質劣化が無いMR画像を得ることができる。

30

【0038】

また、本実施例1では、移動機構23が、PET画像を撮像する撮像条件及び/又はMRI画像を撮像する撮像条件に応じて、PET検出器13a及び13bを移動する。これにより、PET画像及びMR画像の両方又は一方が撮像される場合に、PET検出器13aとPET検出器13bとの間隔を自動的に設定することができる。

【0039】

また、本実施例1では、振動緩衝機構24が、移動機構23によってPET検出器13a及び13bが撮像用の位置に移動された後に、各PET検出器の位置を固定するとともに、傾斜磁場コイル3から各PET検出器に伝わる振動を緩和する。これにより、傾斜磁場コイル3によって生じる機械振動からPET検出器13a及び13bを保護することができる。

40

【0040】

また、本実施例1では、PET検出器13a及び13bに接続される信号線14及び電源ケーブル19が、静磁場の磁場中心20の周辺を通過しないように配線される。これにより、PET検出器13a及び13bから出力される信号により生じるノイズを抑えることができる。

【0041】

50



また、本実施例 1 では、PET 検出器 13 a 及び 13 b が、検出したガンマ線に関する信号をアナログ信号からデジタル信号に変換した後に、さらに光信号に変換して出力する。これにより、PET 検出器 13 a 及び 13 b から出力される信号により生じるノイズをより確実に抑えることができる。

【0042】

また、本実施例 1 では、PET 検出器 13 a 及び 13 b が、検出したガンマ線に関する信号をアナログ信号からデジタル信号に変換した後に、さらに無線信号に変換して出力する。これにより、PET 検出器 13 a 及び 13 b から出力される信号により生じるノイズをより確実に抑えることができる。

【実施例 2】

【0043】

次に、実施例 2 について説明する。実施例 1 では、PET 検出器 13 a 及び 13 b が送信用高周波コイル 5 の内周側に設けられる場合について説明した。これに対し、実施例 2 では、PET 検出器 33 a 及び 33 b が送信用高周波コイル 5 の外周側に設けられる場合について説明する。なお、本実施例 2 に係る PET-MRI 装置の基本的な構成は図 1 に示したものと同一であり、PET 検出器 33 a 及び 33 b の配置のみが異なる。

【0044】

図 6 は、本実施例 2 に係る PET 検出器 33 a 及び 33 b の周辺における各部の配置を示す図である。なお、ここでは、図 2 に示した各部と同じ機能を果たす部については、同じ符号を付すこととして詳細な説明を省略する。図 6 に示すように、本実施例 2 では、PET 検出器 33 a 及び 33 b は、送信用高周波コイル 5 の外周側に設けられる。この構成は、例えば、体部を撮像する場合に全身用送信用 RF コイルを送信用高周波コイル 5 とし、体部専用の表面コイルを受信用高周波コイル 7 とする場合などに用いられる。

【0045】

この構成では、例えば、PET 検出器 33 a 及び 33 b は、静磁場の磁場中心を挟む位置に固定された状態で設けられる。ここで、PET 検出器 33 a 及び 33 b は、実施例 1 と同様に、傾斜磁場コイル 3 により生じる振動を緩和する振動緩衝機構を介して、装置に固定されてもよい。例えば、PET 検出器 33 a 及び 33 b は、傾斜磁場コイル 3 の内周面に振動緩衝機構を介して固定される。これにより、本実施例 2 でも、傾斜磁場コイル 3 によって生じる機械振動から PET 検出器 33 a 及び 33 b を保護することができる。

【0046】

このように、本実施例 2 でも、MR 画像の撮像有効領域となる磁場中心の周辺を避けて、PET 検出器 33 a 及び 33 b が配置される。したがって、本実施例 2 によれば、実施例 1 と同様に、PET 検出器の影響による MR 画像の画質劣化を抑えることができる。

【実施例 3】

【0047】

次に、実施例 3 について説明する。実施例 3 では、上記実施例 1 又は 2 で説明した PET-MRI 装置において、被検体 P が置かれた天板 2 a をボア 22 内の軸方向に段階的に移動しながら撮像を繰り返す場合について説明する。このような撮像法は、ステップ・アンド・シュートと呼ばれる。なお、ここでは、実施例 1 で説明した PET-MRI 装置においてステップ・アンド・シュートが行われる場合について説明する。

【0048】

図 7 は、本実施例 3 に係るステップ・アンド・シュートを説明するための図である。本実施例 3 に係るステップ・アンド・シュートでは、寝台 2 が、天板 2 a を移動させることで、ボア 22 の軸方向に沿って被検体 P を移動する。また、計算機 10 が、PET 検出器 13 b の略中心位置、PET 検出器 13 a と PET 検出器 13 b との間に挟まれた領域の略中心位置、PET 検出器 13 a の略中心位置の順で被検体 P の撮像部位が段階的に移動するように、寝台 2 を制御する。

【0049】

これにより、図 7 に示すように、被検体 P の撮像位置に付けられた受信用高周波コイル

10

20

30

40

50

7が段階的に移動する。具体的には、受信用高周波コイル7は、ボア22の軸方向に、PET検出器13aの中心とPET検出器13bの中心との間隔の半分の距離dだけ段階的に移動する。この結果、撮像部位は、ボア22の軸方向に、PET画像のみが撮像可能な範囲41、MRI画像及びPET画像を同時に撮像可能な範囲42、及び、PET画像のみが撮像可能な範囲41に順に移動することになる。

【0050】

そして、例えば、計算機10は、撮像部位がPET検出器13aの略中心位置、又は、PET検出器13bの略中心位置に移動した際には、PET画像を撮像するようにPET-MRI装置100を制御する。また、計算機10は、撮像部位がPET検出器13aとPET検出器13bとの間に挟まれた領域の略中心位置に移動した際には、PET画像及びMRI画像の両方又は一方を撮像するようにPET-MRI装置100を制御する。これにより、撮像部位を段階的に移動しながら、PET画像と、MR画像及びPET画像の両方又は一方とを順に撮像することができる。かかる実施例3でも、実施例1及び2と同様に、PET検出器の影響によるMR画像の画質劣化が抑えられる。

10

【0051】

なお、上記実施例1～3では、2つのPET検出器13a及び13bが配置される場合について説明した。しかし、PET-MRI装置の実施形態はこれに限られない。例えば、PET検出器の数は3つ以上であってもよい。すなわち、3つ以上のPET検出器13a及び13bが配置された場合でも、各PET検出器の間に挟まれる領域において、PET画像とMR画像とを同時に撮像することができる。

20

【0052】

以上のように、実施例1、2又は3によれば、PET検出器の影響によるMR画像の画質劣化を抑えることが可能なPET-MRI装置を実現することができる。

【0053】

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。

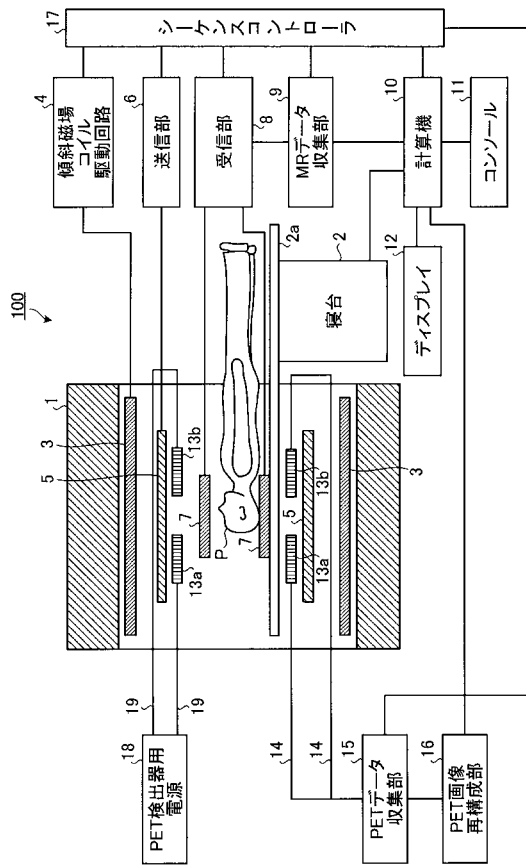
30

【符号の説明】

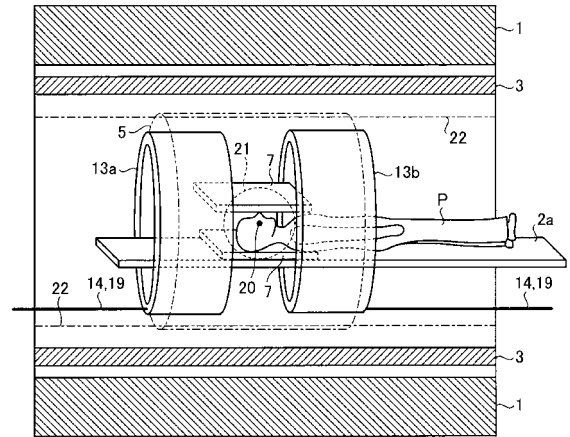
【0054】

- 1 静磁場磁石
- 5 送信用高周波コイル
- 3 傾斜磁場コイル
- 7 受信用高周波コイル
- 10 計算機
- 13a, 13b PET検出器
- 16 PET画像再構成部

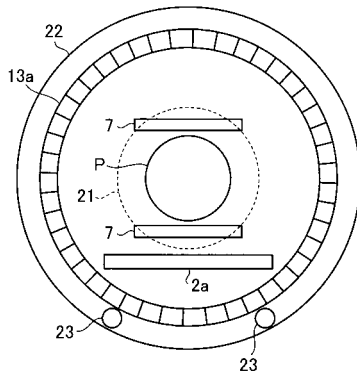
【 図 1 】



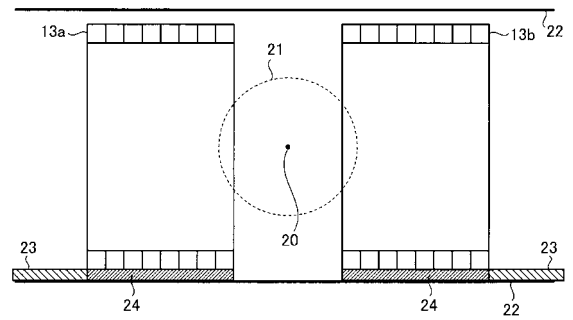
【 図 2 】



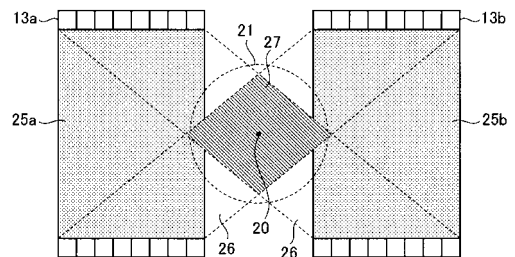
【 図 3 】



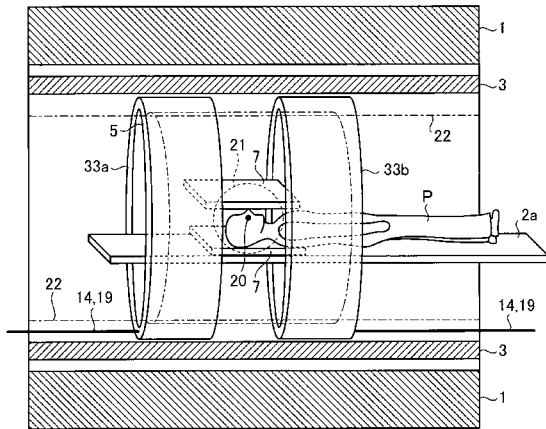
【 図 4 】



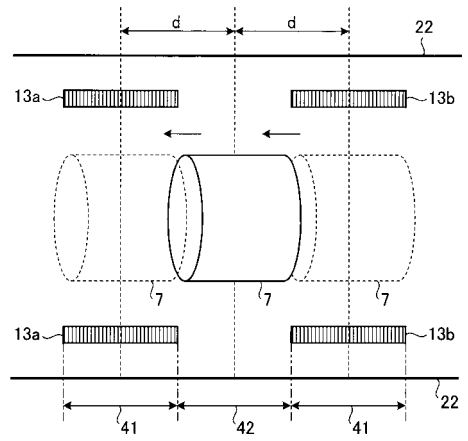
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 菅野 巖  
千葉県千葉市稲毛区穴川4丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内
- (72)発明者 山形 仁  
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
- (72)発明者 高山 卓三  
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
- (72)発明者 岡本 和也  
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
- Fターム(参考) 2G088 EE02 FF07 GG18 GG19 JJ05 KK15 KK20 KK29 KK35 LL11  
LL24  
4C096 AA18 AB07 AB48 AD08 AD09 AD10 CA21 CA38 CB19 CB20  
CC40