

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013年10月31日(31.10.2013)



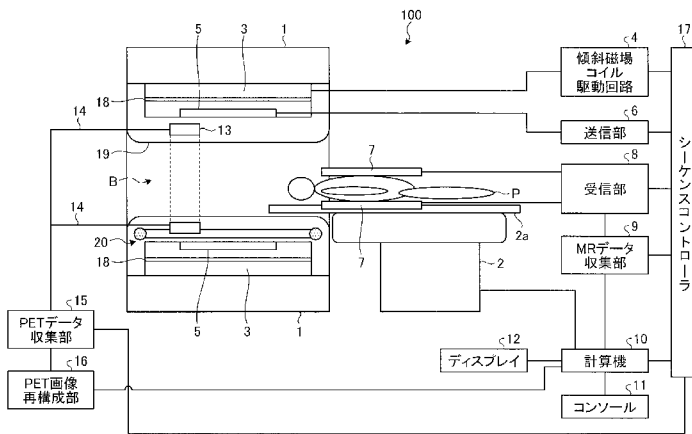
(10) 国際公開番号
WO 2013/161908 A1

- (51) 国際特許分類:
G01T 1/161 (2006.01) A61B 5/055 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/062131
- (22) 国際出願日: 2013年4月24日(24.04.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-099058 2012年4月24日(24.04.2012) JP
- (71) 出願人: 株式会社東芝(KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社(TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: 岡本 和也(OKAMOTO, Kazuya); 〒3248550 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 Tochigi (JP). 高山 卓三(TAKAYAMA, Takuzo); 〒3248550 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 Tochigi (JP). 山形 仁(YAMAGATA, Hitoshi); 〒3248550 栃木県大
- (74) 代理人: 酒井 宏明(SAKAI, Hiroaki); 〒1006020 東京都千代田区霞が関三丁目2番5号 霞が関ビルディング 酒井国際特許事務所 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI

[続葉有]

(54) Title: PET-MRI DEVICE

(54) 発明の名称: PET-MRI装置



- 4 GRADIENT MAGNETIC FIELD COIL DRIVE CIRCUIT
- 6 TRANSMISSION UNIT
- 8 RECEIVER UNIT
- 9 MR DATA COLLECTION UNIT
- 10 CALCULATOR
- 11 CONSOLE
- 12 DISPLAY
- 15 PET DATA COLLECTION UNIT
- 16 PET IMAGE RECONSTRUCTION UNIT
- 17 SEQUENCE CONTROLLER

(57) Abstract: This PET-MRI device (100) is provided with: a mount including a static magnetic field magnet (1), a gradient magnetic field coil (3), and a high-frequency coil (5); PET detectors (13, 13a, 13b, 13c); and movement mechanisms (20, 20a, 20b, 20c). The static magnetic field magnet (1) produces a static magnet field within a substantially cylindrical bore. The gradient magnetic field coil (3) is arranged on an inner peripheral side of the static magnetic field magnet (1), and applies a gradient magnetic field to a subject arranged within the bore. The high-frequency coil (5) is arranged on an inner peripheral side of the gradient magnetic field coil (3), and applies a high-frequency magnetic field to the subject. The PET detectors (13, 13a, 13b, 13c) detect gamma rays emitted from positron-emitting radionuclides administered to the subject. The movement mechanisms (20, 20a, 20b, 20c) move the PET detectors (13, 13a, 13b, 13c) along the axial direction of the bore within the mount.

(57) 要約: 実施形態に係るPET-MRI装置(100)は、静磁場磁石(1)と、傾斜磁場コイル(3)と、高周波コイル(5)とを有する架台と、PET検出器(13、13a、13b、13c)と、移動機構(20、20a、20b、20c)とを備える。

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。傾斜磁場コイル(3)は、前記静磁場磁石(1)の内周側に配置され、前記ボア内に配置された被検体に傾斜磁場を印加する。高周波コイル(5)は、前記傾斜磁場コイル(3)の内周側に配置され、前記被検体に高周波磁場を印加する。PET検出器(13、13a、13b、13c)は、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。移動機構(20、20a、20b、20c)は、前記架台内で前記ボアの軸方向に沿って前記PET検出器(13、13a、13b、13c)を移動させる。



WO 2013/161908 A1

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG). 添付公開書類:

— 國際調查報告 (條約第 21 條(3))

明 細 書

発明の名称 : P E T - M R I 装置

技術分野

[0001] 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。

背景技術

[0002] 近年、P E T (Positron Emission Tomography) 装置とM R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置とを組み合わせたP E T - M R I 装置の製品化が始められている。一般的に、P E T - M R I 装置は、M R I 装置にP E T 検出器を装着することで実現されるが、P E T 検出器の位置は固定されている場合が多い。しかし、M R I 装置の磁場中心付近にP E T 検出器が固定されると、磁場中心で発生される高電力R F (Radio Frequency) 磁場や、発生する磁気共鳴信号を検出する高周波コイル (R F コイル) とP E T 検出器とが干渉することによって、適切にデータ収集が行われない場合もあり得る。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1 : 特表2008-525161号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 本発明が解決しようとする課題は、磁場中心で発生される高電力R F 磁場や、発生する磁気共鳴信号を検出する高周波コイルとP E T 検出器とが干渉することによるデータ収集への影響を抑えることができるP E T - M R I 装置を提供することである。

課題を解決するための手段

[0005] 実施形態に係るP E T - M R I 装置は、静磁場磁石と、傾斜磁場コイルと、高周波コイルとを有する架台と、P E T 検出器と、移動機構とを備える。

静磁場磁石は、略円筒状のボア内に静磁場を発生させる。傾斜磁場コイルは、前記静磁場磁石の内周側に配置され、前記ボア内に配置された被検体に傾斜磁場を印加する。高周波コイルは、前記傾斜磁場コイルの内周側に配置され、前記被検体に高周波磁場を印加する。PET検出器は、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。移動機構は、前記架台内で前記ボアの軸方向に沿って前記PET検出器を移動させる。

図面の簡単な説明

[0006] [図1]図1は、第1の実施形態に係るPET-MRI装置の全体構成を示す図である。

[図2]図2は、第1の実施形態に係るPET検出器の移動機構の一例を示す図である。

[図3]図3は、第2の実施形態に係るPET検出器の移動機構の一例を示す図である。

[図4]図4は、第3の実施形態に係るPET検出器の移動機構の一例を示す図である。

[図5]図5は、第4の実施形態に係るPET検出器の移動機構の一例を示す図(1)である。

[図6]図6は、第4の実施形態に係るPET検出器の移動機構の一例を示す図(2)である。

[図7]図7は、第5の実施形態に係るPET検出器の移動機構の一例を示す図である。

[図8]図8は、第6の実施形態に係るPET検出器の移動機構の一例を示す図である。

[図9]図9は、第7の実施形態に係るPET検出器の移動機構の一例を示す図である。

[図10]図10は、第8の実施形態に係るPET検出器の移動機構の一例を示す図である。

[図11]図11は、第8の実施形態に係るPET検出器の有効撮像領域の一例

を示す図（１）である。

[図12]図１２は、第８の実施形態に係るPET検出器の有効撮像領域の一例を示す図（２）である。

発明を実施するための形態

[0007] 以下、図面を参照して、PET-MRI装置の実施形態を説明する。

[0008] （第１の実施形態）

図１は、第１の実施形態に係るPET-MRI装置の全体構成を示す図である。図１に示すように、第１の実施形態に係るPET-MRI装置１００は、静磁場磁石１と、寝台２と、傾斜磁場コイル３と、傾斜磁場コイル駆動回路４と、送信用高周波コイル５と、送信部６と、受信用高周波コイル７と、受信部８と、MRデータ収集部９と、計算機１０と、コンソール１１と、ディスプレイ１２と、PET検出器１３と、信号線１４と、PETデータ収集部１５と、PET画像再構成部１６と、シーケンスコントローラ１７と、高周波シールド１８と、ボアカバー１９とを備える。

[0009] 静磁場磁石１は、略円筒状のボアB内に静磁場を発生させる。寝台２は、被検体Pが載せられる天板２aを有する。この寝台２は、撮像時には、ボアBの軸方向に沿って天板２aを長手方向にボアB内へ移動させることで、被検体Pを静磁場内へ移動する。

[0010] 傾斜磁場コイル３は、被検体Pに対して、磁場強度がX、Y、Z方向に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１７による制御のもと、傾斜磁場コイル３を駆動する。

[0011] 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１７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。

- [0012] 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P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17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し、受信した磁気共鳴信号をMRデータ収集部9に送る。
- [0013] MRデータ収集部9は、シーケンスコントローラ17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10に送る。計算機10は、コンソール11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10は、再構成したMR画像をディスプレイ12に表示させる。
- [0014] PET検出器13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（消滅放射線を含む）を計数情報として検出する。このPET検出器13は、リング状に形成され、送信用高周波コイル5の外周側に配置される。例えば、PET検出器13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、LYSO (Lutetium Yttrium Oxyorthosilicate)、LSO (Lutetium Oxyorthosilicate)、LGSO (Lutetium Gadolinium Oxyorthosilicate) などである。また、光検出器は、例えば、APD (Avalanche Photodiode) 素子やSiPM (Silicon Photomultiplier) などの半導体検出器や、光電子増倍管 (Photomultiplier Tube: PMT) である。そして、PET検出器13は、検出した計数情報を、信号線14を介してPETデータ収集部15に送る。
- [0015] PETデータ収集部15は、シーケンスコントローラ17による制御のもと、同時計数情報を生成する。このPETデータ収集部15は、PET検出器13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。

[0016] PET画像再構成部16は、PETデータ収集部15により生成された同時計数情報を投影データとしてPET画像を再構成する。このPET画像再構成部16によって再構成されたPET画像は、計算機10に送信されてディスプレイ12に表示される。シーケンスコントローラ17は、撮像時に実行される各種撮像シーケンス情報を計算機10より受け取り、上述した各部を制御する。

[0017] 高周波シールド18は、傾斜磁場コイル3と送信用高周波コイル5との間に配置され、送信用高周波コイル5により発生する高周波磁場を遮蔽する。ボアカバー19は、送信用高周波コイル5の内周側を覆うカバーである。このボアカバー19によって、静磁場磁石1、傾斜磁場コイル3、高周波シールド18及び送信用高周波コイル5によって構成される概略円筒形状の構造体の内側に、略円筒状の空間であるボアBが形成される。

[0018] そして、第1の実施形態に係るPET-MRI装置100は、上記構成に加えて、ボアの軸方向に沿ってPET検出器13を移動させる移動機構20をさらに備える。

[0019] 図2は、第1の実施形態に係るPET検出器の移動機構の一例を示す図である。図2に示すように、第1の実施形態では、PET検出器13は、送信用高周波コイル5とボアカバー19との間に配置される。また、移動機構20も、送信用高周波コイル5とボアカバー19との間に配置される。

[0020] そして、図2に示すように、移動機構20は、架台内でボアの軸方向に沿ってPET検出器13を移動させる。例えば、移動機構20は、高周波コイル5とボアカバー19との間に形成されている空間内で、ボアBの軸Z方向にPET検出器13を移動させる（図2に示す両矢印Aの方向）。この移動機構20は、例えば、駆動装置21によって駆動されることで、PET検出器13を移動させる。

[0021] 例えば、移動機構20は、ボアBの軸方向に沿って、静磁場磁石1や傾斜

磁場コイル3、送信用高周波コイル5、ボアカバー19などから構成される架台の端部に配置された少なくとも2つの回転軸と、これらの回転軸に架け渡されたベルトとから構成される。そして、駆動装置21が回転軸を回転駆動させることで、ベルトの一部に固定されたPET検出器13がボアBのZ軸方向に移動される。

[0022] 以上、第1の実施形態に係るPET-MRI装置について説明した。近年、製品化が始められているPET-MRI装置では、PET検出器の位置が固定されている場合が多い。PET検出器が取り外し可能なPET-MRI装置もあるが、そのような場合でもPET検出器の位置は固定されていることが多い。また、間隔を開けて2つのPET検出器を配置したPET-MRI装置も提案されているが、PET検出器は必ずしも撮影中心の周りに配置される必要はなく、多少ずれていてもよい。

[0023] 実際に、PET検出器と高周波コイルとはボアの軸方向の位置がずれていた方が干渉しにくく互いのデータ収集に好適である。また、MRIによる撮像はボアの軸方向における中心位置に限られるが、PETによる撮像はボアの軸方向のどこでも実施可能である。また、MRIによる撮像とPETによる撮像とは、互いにデータの収集時間が異なるため、PETによる撮像の対象位置が常に磁場中心であることは、MRIとPETとを組み合わせた撮像プロトコルを構築するうえで不便な場合がある。

[0024] これに対し、第1の実施形態に係るPET-MRI装置100では、移動機構20によってPET検出器13をボアの軸方向に移動させることで、PET検出器13を磁場中心から離れた位置へ移動することができる。これにより、PET検出器と磁場との干渉によるデータ収集への影響を抑えることができる。また、MRIとPETとを組み合わせた撮像プロトコルを構築するうえでの自由度を増やすことができる。

[0025] なお、PET検出器の移動機構は、図2に示した例に限られるものではない。そこで、以下では、第2～第8の実施形態として、移動機構の他の例について説明する。

[0026] (第2の実施形態)

図3は、第2の実施形態に係るPET検出器の移動機構の一例を示す図である。図3に示すように、第2の実施形態では、PET検出器13は、傾斜磁場コイル3と高周波シールド18との間に配置される。また、移動機構20も、傾斜磁場コイル3と高周波シールド18との間に配置される。そして、図3に示すように、移動機構20は、架台内でボアの軸方向に沿ってPET検出器13を移動させる。例えば、移動機構20は、駆動装置21によって駆動されて、傾斜磁場コイル3と高周波シールド18との間に形成されている空間内で、ボアの軸Z方向にPET検出器13を移動させる(図3に示す両矢印Aの方向)。

[0027] (第3の実施形態)

図4は、第3の実施形態に係るPET検出器の移動機構の一例を示す図である。図4に示すように、第3の実施形態では、天板が、被検体Pが載せられる天板2aと、天板2aを下方から支持する天板2bとに分けられる。天板2aは、天板2bとの間で相対的な位置が変わらないように、天板2b上に置かれる。そして、寝台2が、天板2b上に天板2aが載せられた状態で天板2bをボアB内へ移動させる(図4に示す両矢印A1の方向)。

[0028] そして、PET検出器13は、天板に、当該天板の長手方向へ移動可能に設けられる。例えば、PET検出器13は、天板2b上に天板2bの長手方向に沿って形成された溝に配置され、天板2bの長手方向へ移動可能に支持される。また、移動機構20は、天板内に設けられる。そして、移動機構20は、例えば、駆動装置21によって駆動されて、PET検出器13を天板2bの長手方向へ移動させる(図4に示す両矢印A2の方向)。

[0029] すなわち、第3の実施形態では、PET検出器13は、天板2bの移動とともにボアBの軸Z方向へ移動させることもできるし、天板2bの位置が固定された場合でも、天板2bの長手方向に沿って、ボアBの軸Z方向へ移動することもできる。なお、PET検出器13は、天板2bに対して着脱可能に設けられてもよい。その場合には、例えば、PET検出器13の制御線や

電源線を接続するためのコネクタは、天板 2 b に配置される。

[0030] (第 4 の実施形態)

図 5 及び 6 は、第 4 の実施形態に係る PET 検出器の移動機構の一例を示す図である。図 5 に示すように、第 4 の実施形態では、第 3 の実施形態と同様に、天板が、被検体 P が載せられる天板 2 a と、天板 2 a が載せられる天板 2 b とに分けられる。天板 2 a と天板 2 b との位置関係、寝台 2 の動作は、第 3 の実施形態と同様である。

[0031] そして、PET 検出器は、第 1 の PET 検出器 1 3 a と第 2 の PET 検出器 1 3 b とに分割されている。そして、第 1 の PET 検出器 1 3 a は、ボア B の周囲に配置され、第 2 の PET 検出器 1 3 b は、天板に配置される。また、移動機構も、第 1 の移動機構 2 0 a と第 2 の移動機構 2 0 b とに分けられる。そして、図 5 に示すように、第 1 の移動機構 2 0 a は、架台内でボアの軸方向に沿って PET 検出器 1 3 a を移動させる。例えば、第 1 の移動機構 2 0 a は、駆動装置 2 1 a によって駆動されて、ボア B の周囲で、第 1 の PET 検出器 1 3 a をボア B の軸 Z 方向に沿って移動させる (図 5 に示す両矢印 A 1 の方向)。また、第 2 の移動機構 2 0 b は、例えば、駆動装置 2 1 b によって駆動されて、第 2 の PET 検出器 1 3 b を天板 2 b の長手方向に沿って移動させる (図 5 に示す両矢印 A 2 の方向)。

[0032] 図 6 は、PET 検出器 1 3 a 及び 1 3 b とその周辺をボア B の軸方向 Z からみた様子を示している。図 6 に示すように、PET 検出器 1 3 a 及び 1 3 b は、それぞれ円弧状に形成されている。そして、PET 検出器 1 3 a は、円弧の内周側をボア B 側に向けて、ボア B の上側に配置される。また、PET 検出器 1 3 b は、円弧の内周側をボア B 側に向けて、天板 2 b 上に配置される。

[0033] すなわち、第 4 の実施形態では、PET 検出器が、架台側に設けられた PET 検出器 1 3 a と天板側に設けられた PET 検出器 1 3 b とに分けられており、それぞれを独立して、ボア B の軸 Z 方向へ移動させることができる。そして、ボア B 内に天板 2 b が挿入され、ボア B の軸 Z 方向で第 1 の PET

検出器 13 a の位置と第 2 の P E T 検出器 13 b の位置とが合ったところで、データ収集が行われる。

[0034] なお、P E T 検出器 13 b は、天板 2 b に対して着脱可能に設けられてもよい。その場合には、例えば、P E T 検出器 13 b の制御線や電源線を接続するためのコネクタは、天板 2 b に配置される。また、第 1 の P E T 検出器 13 a は、少なくとも被検体 P を挿入している間は移動することができないように制御されてもよい。

[0035] (第 5 の実施形態)

図 7 は、第 5 の実施形態に係る P E T 検出器の移動機構の一例を示す図である。図 7 に示すように、第 5 の実施形態では、図 5 に示した第 1 の移動機構 20 a が、第 1 の P E T 検出器 13 a を上下動機構 20 d を介して上下方向へさらに移動させる (図 7 に示す両矢印 A の方向)。また、図 7 に示すように、第 1 の移動機構 20 a は、架台内でボアの軸方向に沿って P E T 検出器 13 a を移動させる。

[0036] すなわち、第 5 の実施形態では、P E T 検出器 13 a を、ボア B の軸 Z 方向だけでなく、上下方向へも移動することができる。これにより、例えば、被検体 P の体格の大きさに応じて、2 つの P E T 検出器の間の距離を調整することができる。

[0037] (第 6 の実施形態)

図 8 は、第 6 の実施形態に係る P E T 検出器の移動機構の一例を示す図である。図 8 に示すように、第 6 の実施形態では、P E T 検出器 13 は、静磁場磁石 1 の外側へ移動可能に設けられる。例えば、図 8 に示すように、ボアカバー 19 が、寝台 2 が置かれていない側に静磁場磁石 1 から突出するように形成される。

[0038] そして、移動機構 20 が、ボアカバー 19 の突出部の内側に形成された空間に延びるように設けられる。そして、移動機構 20 は、ボア B の軸 Z 方向に沿って P E T 検出器 13 を移動させる (図 8 に示す両矢印 A の方向)。また、図 8 に示すように、移動機構 20 は、架台内でボアの軸方向に沿って P

PET検出器13を移動させる。これにより、移動機構20は、ボアカバー19の静磁場磁石1から突出した部分の内側にPET検出器13を移動させることで、PET検出器13を静磁場磁石1の外側へ移動することができる。

[0039] すなわち、第6の実施形態では、静磁場磁石1の外側へPET検出器13を移動させることができるので、PET検出器13と磁場との干渉によるデータ収集への影響をより確実に抑えることができる。

[0040] (第7の実施形態)

図9は、第7の実施形態に係るPET検出器の移動機構の一例を示す図である。図9に示すように、第7の実施形態では、PET検出器が、第1のPET検出器13aと第2のPET検出器13bとに分割されている。そして、第1のPET検出器13a及び第2のPET検出器13bは、ボアBの軸Zを挟んで対向して配置される。

[0041] 例えば、図9に示すように、第1のPET検出器13aをボアB内で移動可能に保持する保持部30aが設けられる。そして、図9に示すように、保持部30aは、架台内でボアの軸方向に沿ってPET検出器13aを移動させる。例えば、保持部30aは、ボアBの軸Z方向に沿ってPET検出器13aを移動させる(図9に示す両矢印A1の方向)。例えば、保持部30aは、複数の間接部を有するアームを用いることにより実現される。この保持部30aは、駆動装置によって駆動されることでPET検出器13aを移動させてもよいし、操作者による手動の操作によってPET検出器13aを移動させてもよい。

[0042] そして、図9に示すように、移動機構20が、架台内でボアの軸方向に沿ってPET検出器13bを移動させる。例えば、移動機構20は、第1のPET検出器13aの移動に連動して、第2のPET検出器13bをボアBの軸Z方向に沿って移動させる(図9に示す両矢印A2の方向)。ここで、第2の検出器13bは、ボアBの軸Z方向に第1のPET検出器13aよりも大きな幅を有する。第2の検出器13bのボアBの軸Z方向の幅を十分に大きくした場合には、第2の検出器13bの位置を固定して、移動機構20を

不要とすることもできる。

[0043] (第8の実施形態)

図10は、第8の実施形態に係るPET検出器の移動機構の一例を示す図である。図10に示すように、第8の実施形態では、PET検出器13aと、PET検出器13bと、PET検出器13cとを備える。

[0044] PET検出器13a及び13bは、リング状に形成され、リング内周に検出面を有する。PET検出器13aとPET検出器13bとは、ボアBの軸Zに沿って並べて配置される。PET検出器13aは、移動機構20aによってボアBの軸Z方向に移動され(図10に示す両矢印A1の方向)、PET検出器13bは、移動機構20bによってボアBの軸Z方向に移動される(図10に示す両矢印A2の方向)。なお、図10に示すように、PET検出器13a及び13bは、移動機構10aによって架台内で移動される。これにより、PET検出器13aとPET検出器13bとの間隔が、任意に調整される。

[0045] また、PET検出器13cは、ボアBの軸Z方向に略垂直な検出面を有する。PET検出器13cは、移動機構20cによって、ボアBの軸Z方向に沿って移動される(図10に示す両矢印A3の方向)。なお、図10に示すように、PET検出器13cも、移動機構20cによって架台内で移動される。そして、移動機構20cは、ボアBの軸Z方向でPET検出器13aに隣接する位置に移動させる。

[0046] 図11及び12は、第8の実施形態におけるPET-MRI装置の有効撮像領域の一例を示す図である。なお、図11及び12では、PET検出器とボアカバー19とを示し、他の構成要素については図示を省略している。

[0047] 図11は、PET検出器13c(図示せず)をPET検出器13aから離れた場合の有効撮像領域を示している。この場合には、PET検出器13aの内周面で囲まれた領域31と、PET検出器13bの内周面で囲まれた領域32と、PET検出器13aの内周面とPET検出器13bの内周面との間に形成される領域33とが、それぞれPET画像を撮像可能な有効撮像領

域となる。なお、図11に示す直線34は、ボアBの軸方向における中央の位置を示しており、球状の領域35は、MR画像の有効撮像領域である。

[0048] 図12は、PET検出器13cをPET検出器13aに隣接させた場合の有効撮像領域を示している。この場合には、図11に示した領域31～33に加えて、PET検出器13cの検出面とPET検出器13aの内周面との間に形成される領域36と、PET検出器13cの検出面とPET検出器13bの内周面との間に形成される領域37とが、さらにPET画像を撮像可能な有効撮像領域となる。

[0049] 図11及び12からも明らかなように、PET検出器13cをPET検出器13aに隣接させることで、PET検出器13aの内側で被検体Pから放出されるガンマ線の検出確率を向上させることができる。これにより、PET検出器13aの内側におけるPET画像の空間分解能を向上させることが可能になる。なお、図11及び12では、PET検出器13aの内側に被検体Pの頭部を配置させた場合の例を示しているが、被検体Pの足部を配置させた場合も同様の効果が得られる。すなわち、PET検出器13cをPET検出器13aに隣接させた撮像は、被検体Pの端部を撮像する場合に好適である。

[0050] なお、上記実施形態では、PET検出器の移動機構について説明したが、例えば、移動機構によって移動されたPET検出器の位置を検出し、検出したPET検出器の位置を表示部に表示するようにしてもよい。その場合には、例えば、図1に示した計算機10が、移動機構を駆動させる駆動装置から移動量を取得したり、PET検出器に設けられた位置センサによってPET検出器の位置を検出したりする。そして、計算機10が、例えば、検出したPET検出器の位置を、PET画像やMR画像とともにディスプレイ12に表示させる。このとき、計算機10は、磁場中心の位置を一緒に表示させてもよい。

[0051] また、上記実施形態では、駆動装置によって移動機構を駆動させる例について説明したが、例えば、移動機構は、操作者によって手動で操作されても

よい。

[0052] また、上記実施形態で説明したPET検出器の配置や移動機構の構成は、それぞれ適宜に組み合わせて実施することも可能である。例えば、図5に示した第4の実施形態に図8に示した第6の実施形態を組み合わせて、ボアBの上側に配置されたPET検出器13aを静磁場磁石1の外側へ移動可能に設けるようにしてもよい。その場合には、図8に示したように、ボアカバー19が、寝台2が置かれていない側に静磁場磁石1から突出するように形成され、移動機構20aが、ボアカバー19の突出部の内側に形成された空間に延びるように設けられる。

[0053] 以上説明した各実施形態によれば、PET検出器と磁場との干渉によるデータ収集への影響を抑えることができる。

[0054] 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、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。

請求の範囲

- [請求項1] 略円筒状のボア内に静磁場を発生させる静磁場磁石と、
前記静磁場磁石の内周側に配置され、前記ボア内に配置された被検体に傾斜磁場を印加する傾斜磁場コイルと、
前記傾斜磁場コイルの内周側に配置され、前記被検体に高周波磁場を印加する高周波コイルと
を有する架台と、
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PET検出器と、
前記架台内で前記ボアの軸方向に沿って前記PET検出器を移動させる移動機構と
を備える、PET-MRI装置。
- [請求項2] 前記高周波コイルの内周側を覆うボアカバーをさらに備え、
前記PET検出器は、前記高周波コイルと前記ボアカバーとの間に配置される、
請求項1に記載のPET-MRI装置。
- [請求項3] 前記傾斜磁場コイルと前記高周波コイルとの間に配置され、前記高周波コイルにより発生する高周波磁場を遮蔽する高周波シールドをさらに備え、
前記PET検出器は、前記傾斜磁場コイルと前記高周波シールドとの間に配置される、
請求項1に記載のPET-MRI装置。
- [請求項4] 前記PET検出器を第1のPET検出器として備え、
前記移動機構を第1の移動機構として備え、
前記被検体が載置される天板と、
前記ボアの軸方向に沿って前記天板を長手方向に前記ボア内へ移動させる寝台と、
前記天板に当該天板の長手方向へ移動可能に設けられた第2のPET

T 検出器と、

前記第 2 の P E T 検出器を前記天板の長手方向へ移動させる第 2 の移動機構と

をさらに備える、

請求項 1 に記載の P E T - M R I 装置。

[請求項 5]

前記被検体が載置される天板と、

前記ボアの軸方向に沿って前記天板を長手方向に前記ボア内へ移動させる寝台とをさらに備え、

前記 P E T 検出器は、第 1 の P E T 検出器と第 2 の P E T 検出器とに分割されており、

前記第 1 の P E T 検出器は、前記ボアの周囲に配置され、

前記第 2 の P E T 検出器は、前記天板に配置され、

前記移動機構は、前記第 1 の P E T 検出器と前記第 2 の P E T 検出器とをそれぞれ独立して移動させる、

請求項 1 に記載の P E T - M R I 装置。

[請求項 6]

前記第 1 の P E T 検出器を前記ボア内で移動可能に保持する保持部をさらに備え、

前記移動機構は、前記第 1 の P E T 検出器の移動に連動して前記第 2 の P E T 検出器を前記ボアの軸方向に沿って移動させる、

請求項 4 又は 5 に記載の P E T - M R I 装置。

[請求項 7]

前記第 2 の P E T 検出器は、前記ボアの軸方向に前記第 1 の P E T 検出器よりも大きな幅を有する、

請求項 4 又は 5 に記載の P E T - M R I 装置。

[請求項 8]

前記 P E T 検出器は、

リング状に形成され、リング内周に検出面を有する第 1 の P E T 検出器と、

前記ボアの軸方向に略垂直な検出面を有する第 2 の P E T 検出器とを含み、

前記移動機構は、前記ボアの軸方向で前記第1のPET検出器に隣接する位置に前記第2のPET検出器を移動させる、

請求項1に記載のPET-MRI装置。

[請求項9]

前記PET検出器の位置を検出する位置検出部と、

前記PET検出器によって検出された前記PET検出器の位置を表示する表示部と

をさらに備える、

請求項1～8のいずれか一つに記載のPET-MRI装置。

[請求項10]

前記PET検出器は、前記静磁場磁石の外側へ移動可能に設けられる、

請求項1～9のいずれか一つに記載のPET-MRI装置。

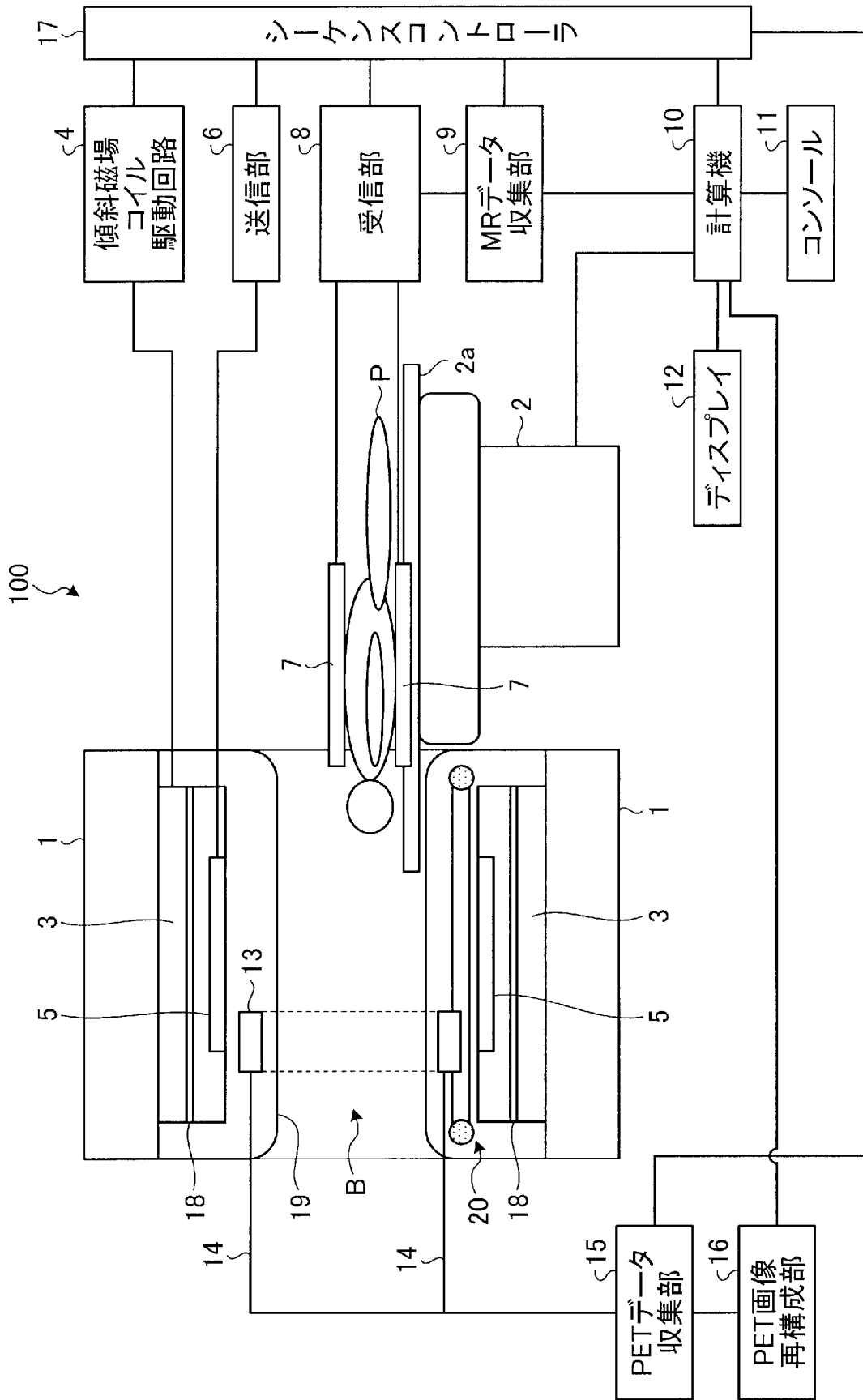
[請求項11]

前記移動機構は、前記PET検出器を上下方向へさらに移動させる

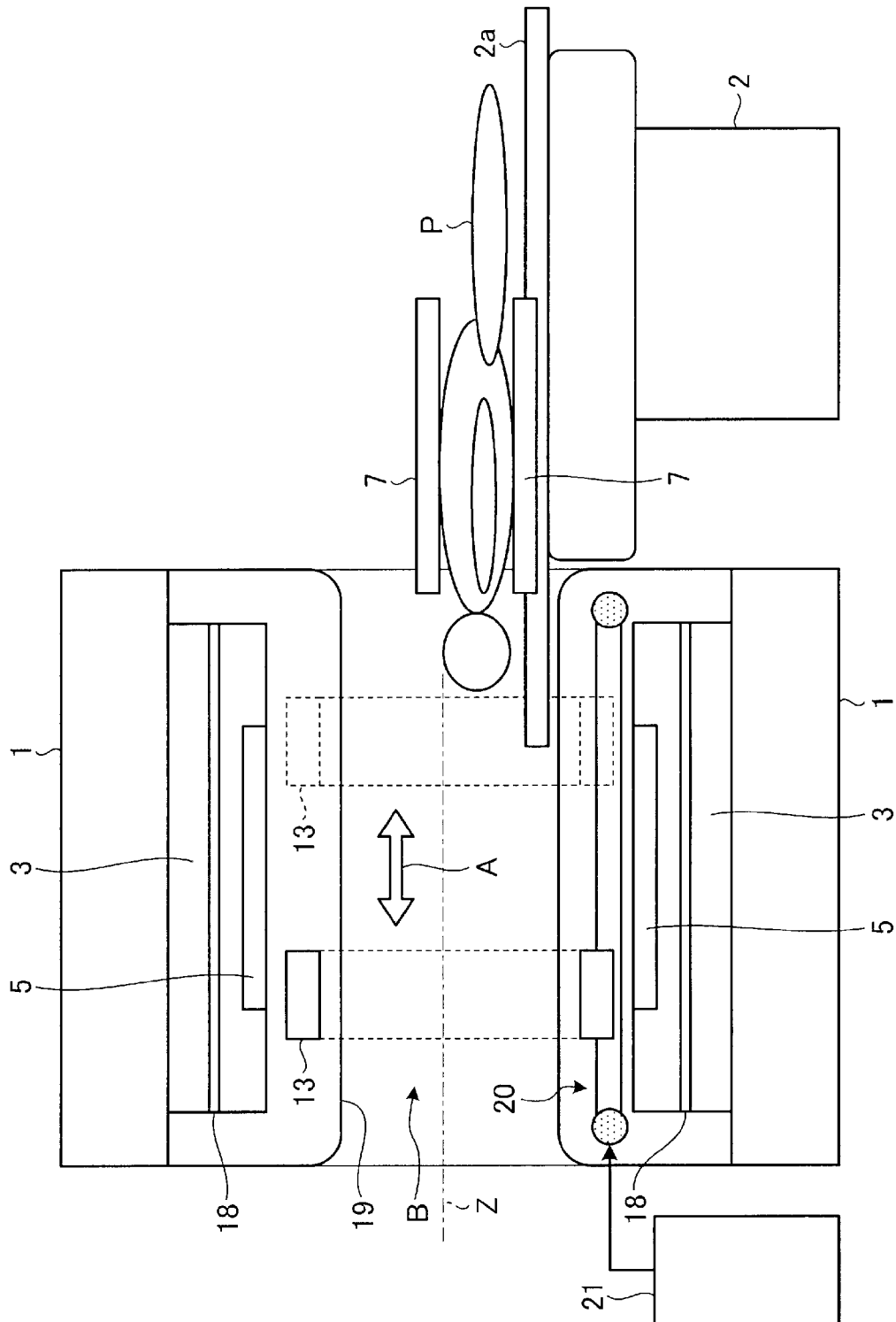
、

請求項1～10のいずれか一つに記載のPET-MRI装置。

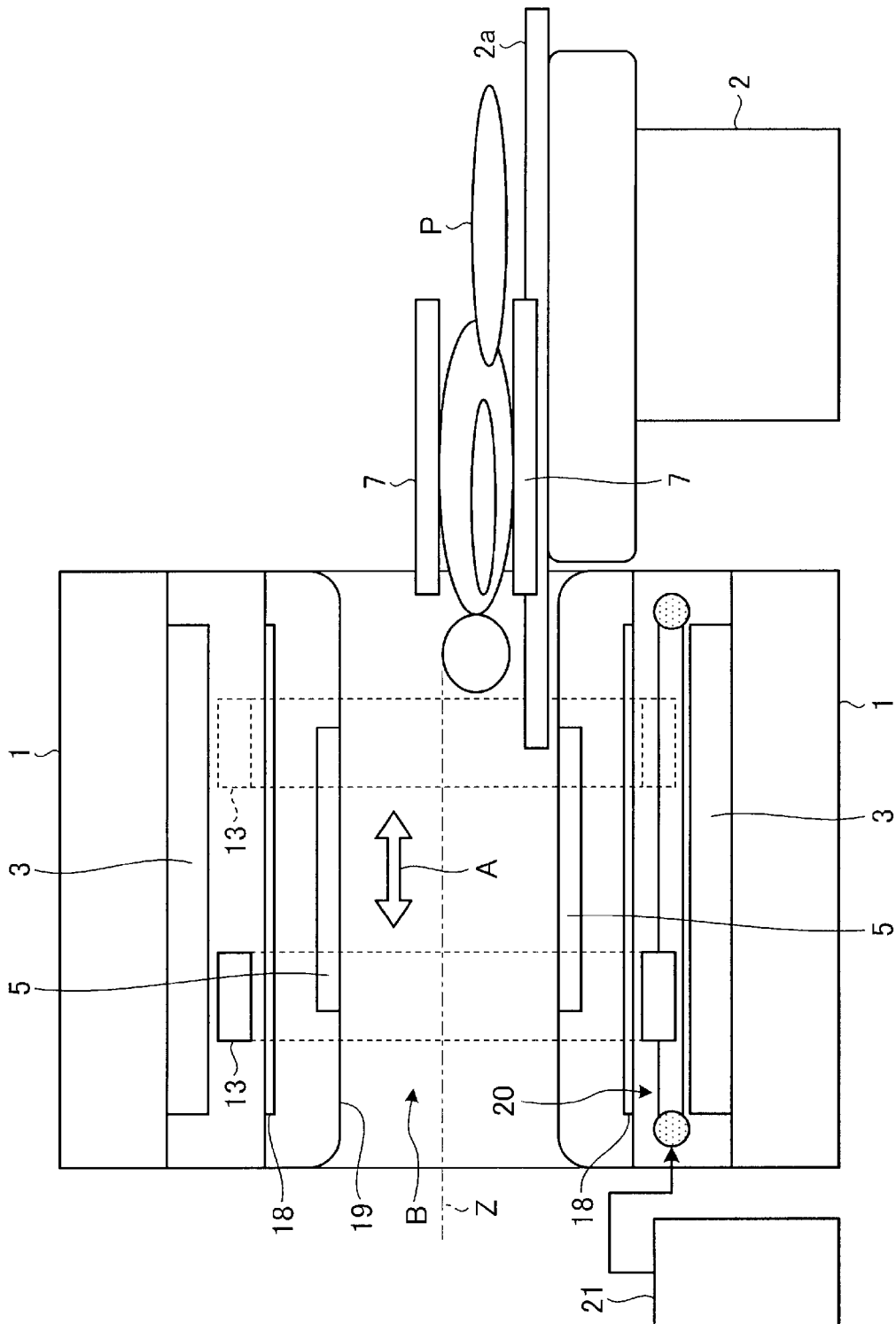
[図1]



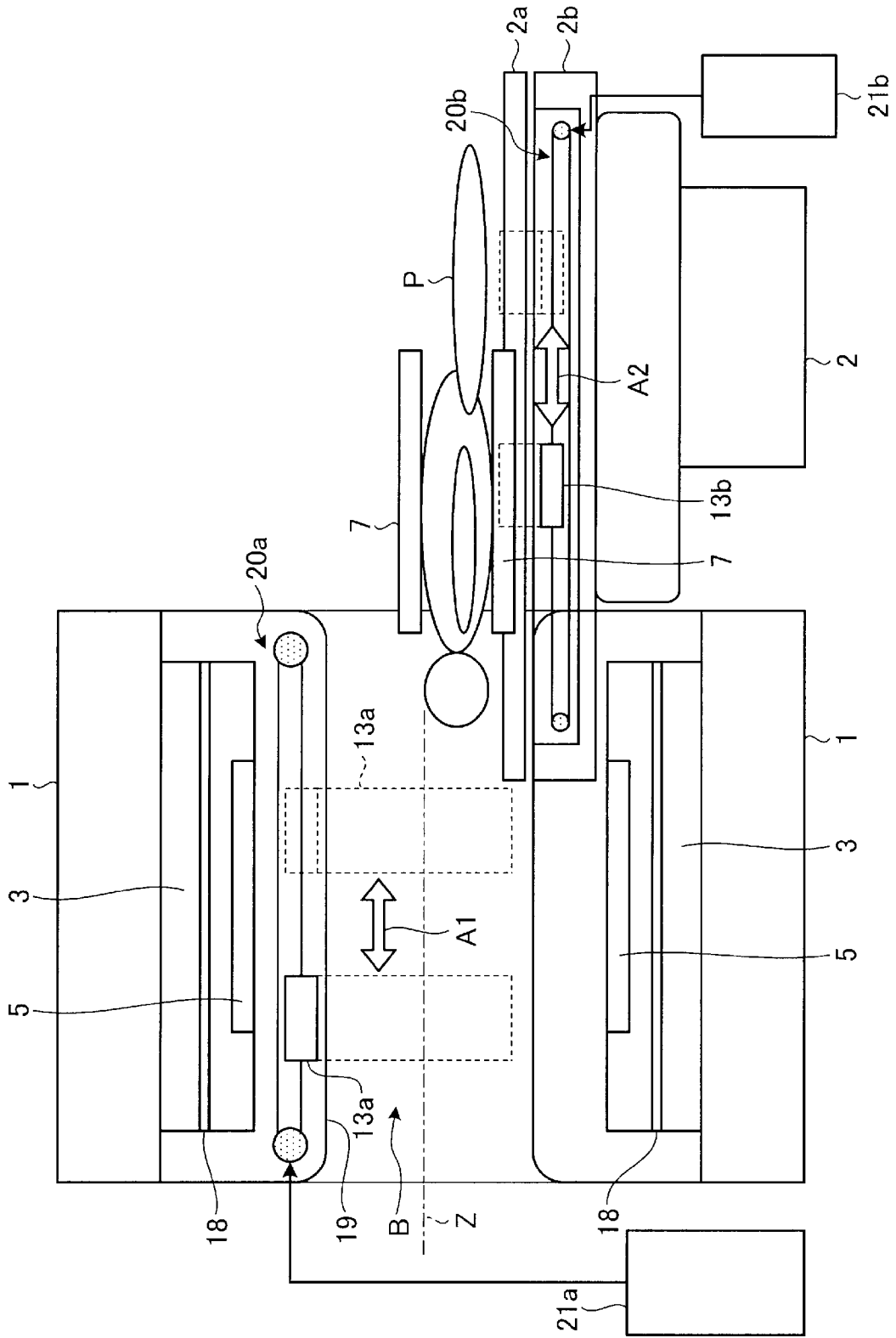
[図2]



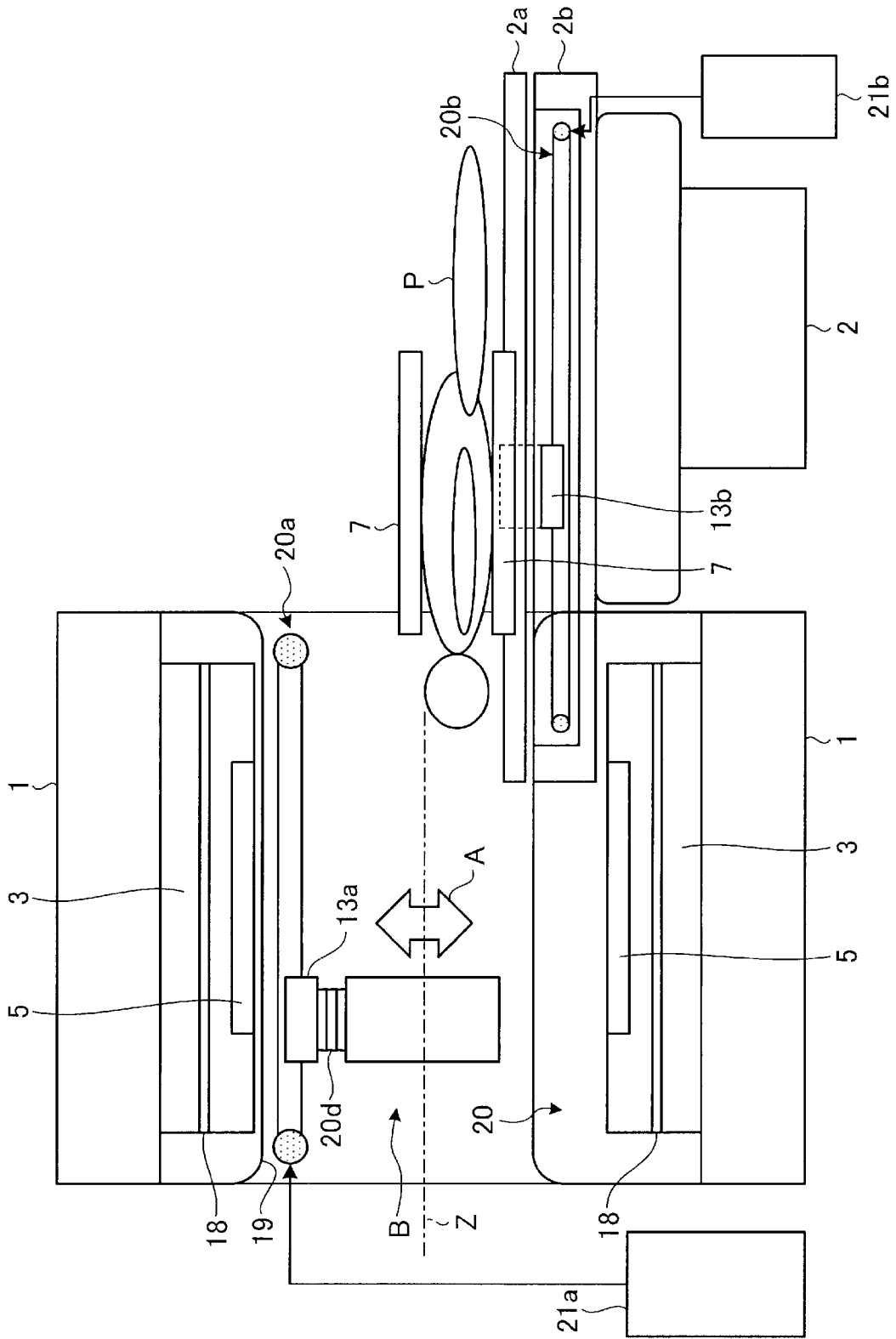
[図3]



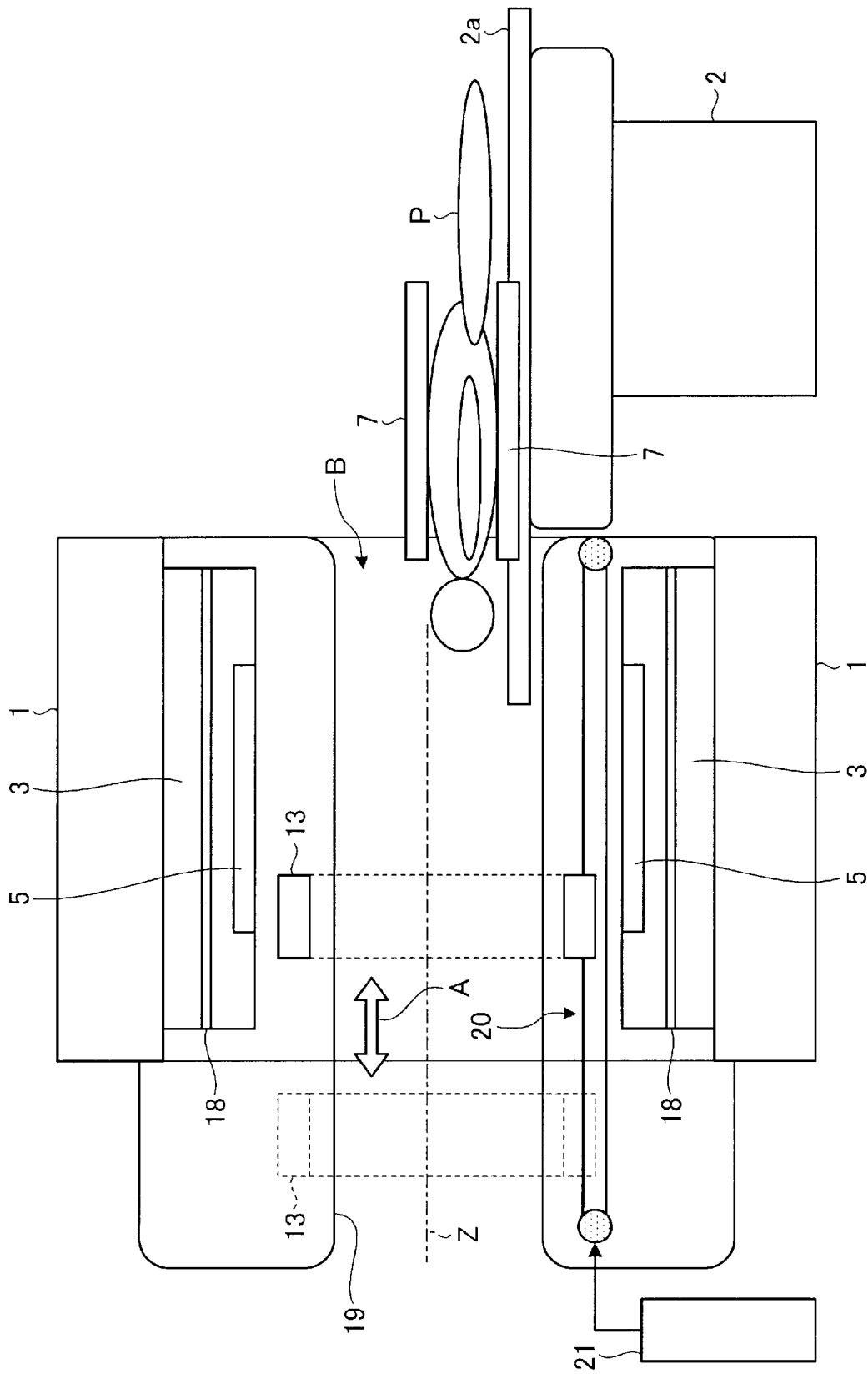
[図5]



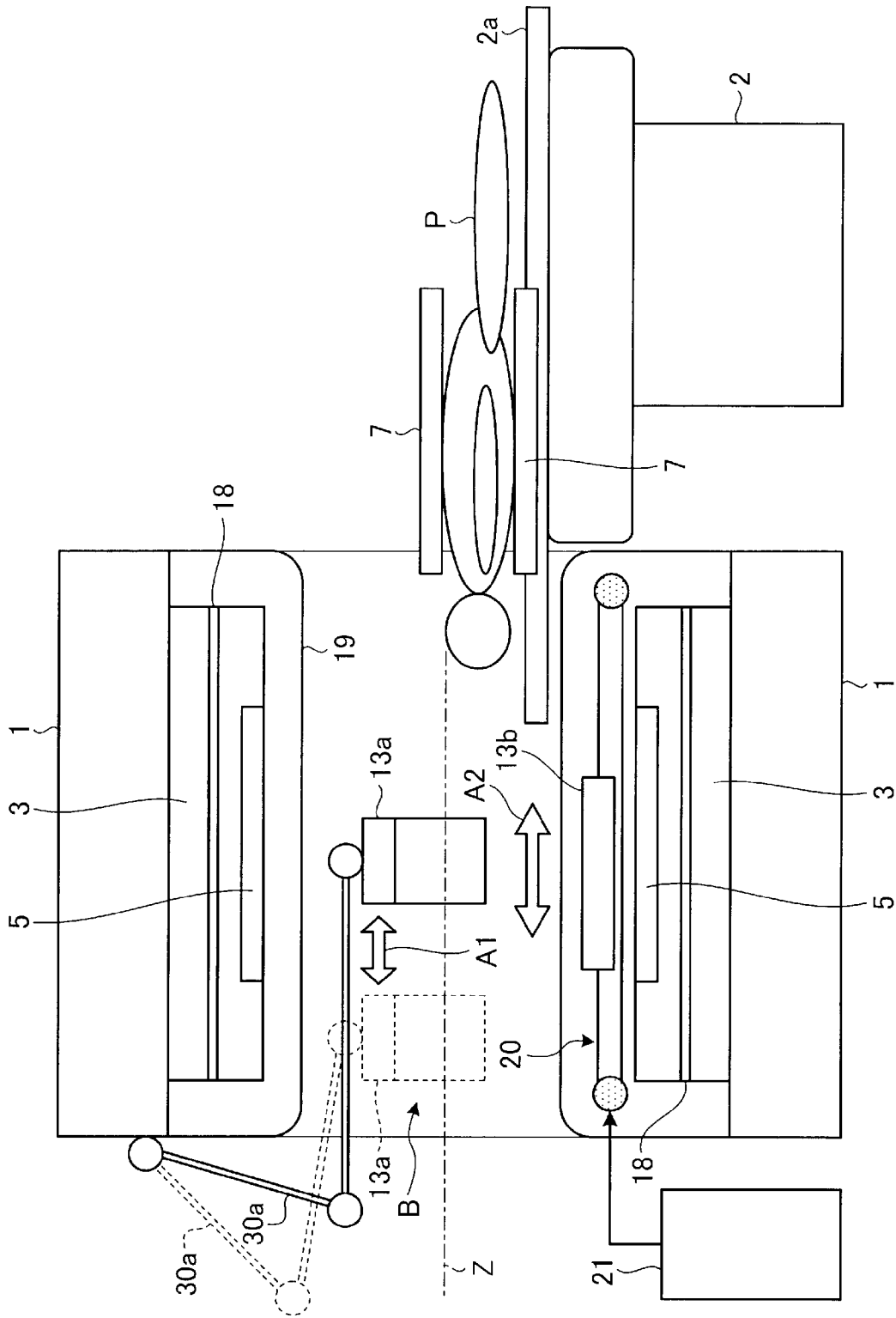
[図7]



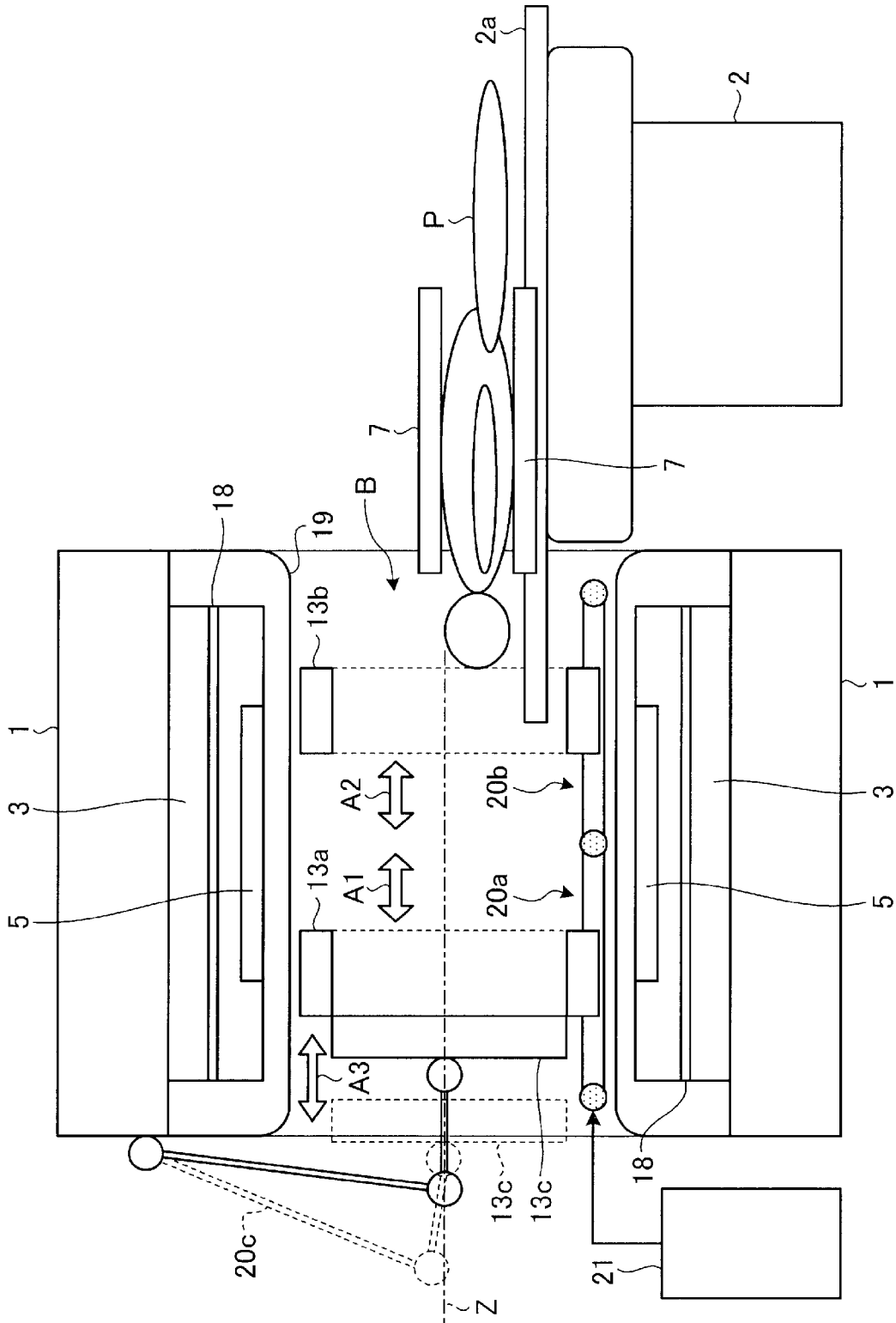
[図8]



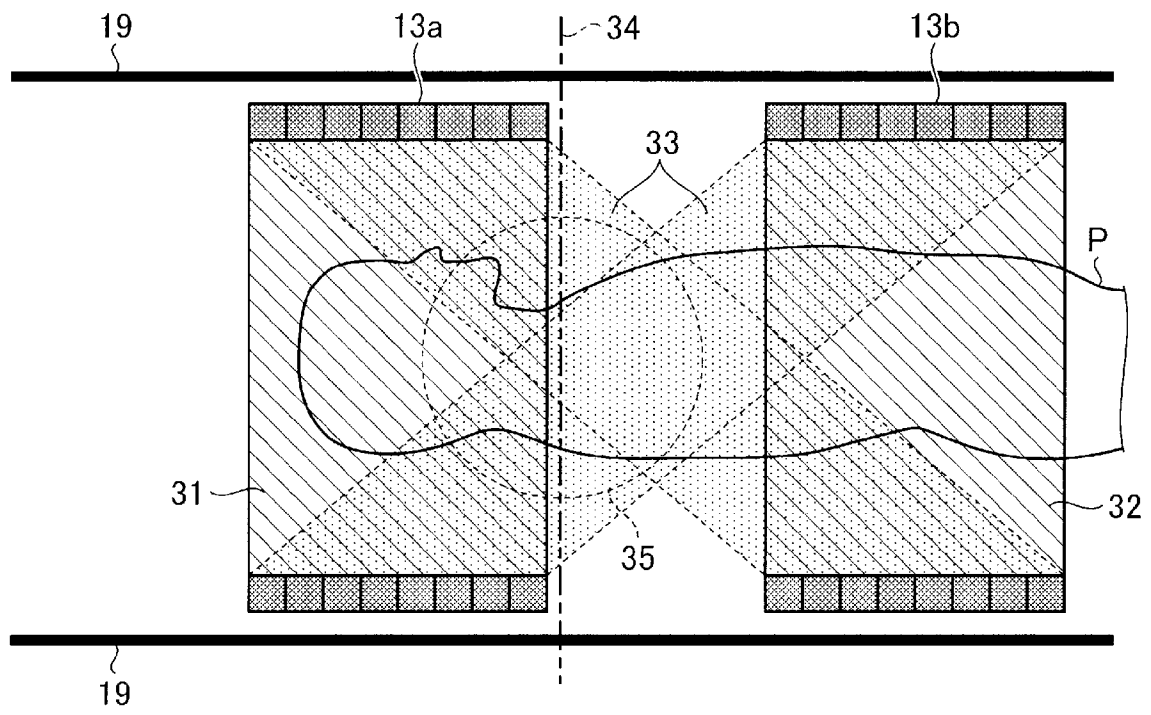
[図9]



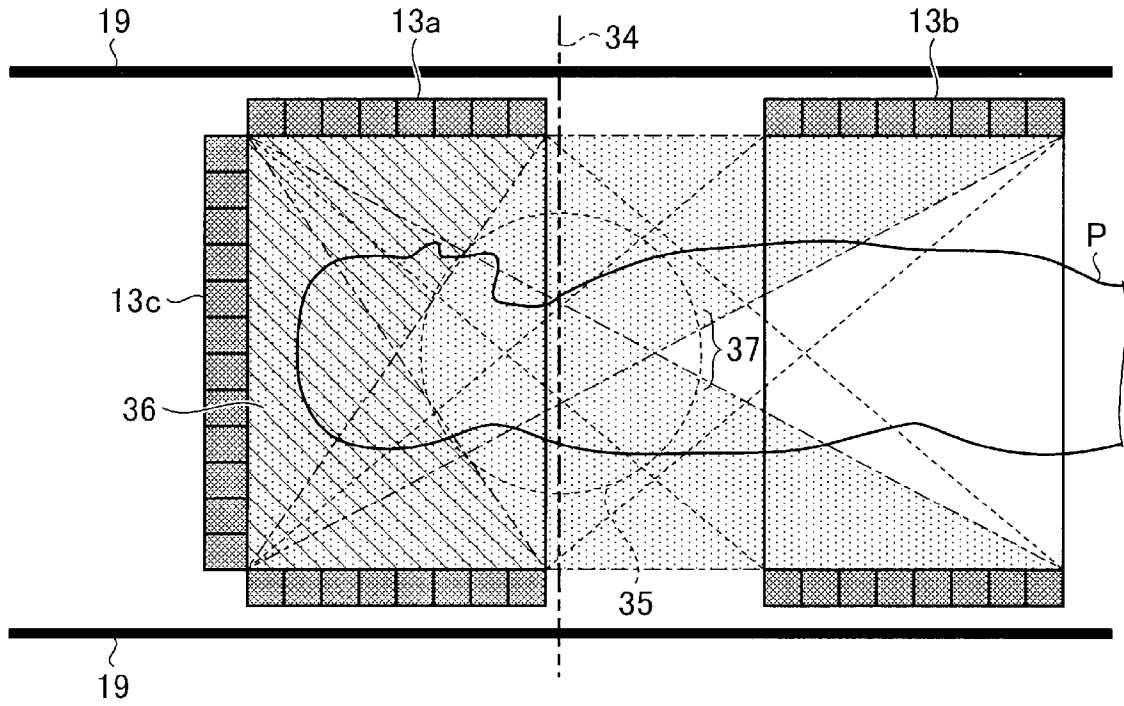
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/062131

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01T1/161 (2006.01) i, A61B5/055 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01T1/161, A61B5/055

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2011-185796 A (National Institute of Radiological Sciences), 22 September 2011 (22.09.2011), entire text; all drawings & US 2011/0224534 A1 & EP 2369358 A2	1, 2, 4, 6, 7, 9-11 3, 5, 8
X A	JP 2011-514518 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 06 May 2011 (06.05.2011), paragraph [0035] & US 2011/0018541 A1 & EP 2247962 A & WO 2009/107005 A2 & CN 101960330 A & RU 2010139476 A	1, 2, 9 3-8, 10, 11

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
06 June, 2013 (06.06.13)

Date of mailing of the international search report
18 June, 2013 (18.06.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/062131

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2004-350942 A (Hitachi, Ltd.), 16 December 2004 (16.12.2004), paragraphs [0069] to [0093]; fig. 8 to 11 (Family: none)	1, 2, 9 3-8, 10, 11
A	JP 2011-030682 A (Hitachi, Ltd.), 17 February 2011 (17.02.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-11
A	JP 2009-540882 A (Imris Inc.), 26 November 2009 (26.11.2009), entire text; all drawings & US 2008/0039712 A1 & EP 2034889 A & WO 2007/147233 A1 & CA 2651047 A	1-11

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. G01T1/161(2006.01)i, A61B5/055(2006.01)i

B. 調査を行った分野
 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. G01T1/161, A61B5/055

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの
 日本国実用新案公報 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2013年
 日本国実用新案登録公報 1996-2013年
 日本国登録実用新案公報 1994-2013年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X A	JP 2011-185796 A (独立行政法人放射線医学総合研究所) 2011.09.22, 全文、全図 & US 2011/0224534 A1 & EP 2369358 A2	1, 2, 4, 6, 7, 9-11 3, 5, 8
X A	JP 2011-514518 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2011.05.06, 段落【0035】 & US 2011/0018541 A1 & EP 2247962 A & WO 2009/107005 A2 & CN 101960330 A & RU 2010139476 A	1, 2, 9 3-8, 10, 11

C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)	「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 06.06.2013	国際調査報告の発送日 18.06.2013
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 亀澤 智博 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X A	JP 2004-350942 A (株式会社日立製作所) 2004.12.16, 段落【0069】－【0093】、【図8】－【図11】 (ファミリーなし)	1, 2, 9 3-8, 10, 11
A	JP 2011-030682 A (株式会社日立製作所) 2011.02.17, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 2009-540882 A (イムリス インコーポレイテッド) 2009.11.26, 全文、全図 & US 2008/0039712 A1 & EP 2034889 A & WO 2007/147233 A1 & CA 2651047 A	1-11