

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/056504

発行日 平成26年2月24日 (2014. 2. 24)

(43) 国際公開日 平成24年5月3日 (2012. 5. 3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO1T 1/161 (2006.01)	GO1T 1/161 A	2G088
A61B 5/055 (2006.01)	A61B 5/05 390	4C096
GO1T 1/20 (2006.01)	A61B 5/05 355	
GO1T 1/24 (2006.01)	A61B 5/05 350	
	GO1T 1/20 G	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 21 頁) 最終頁に続く

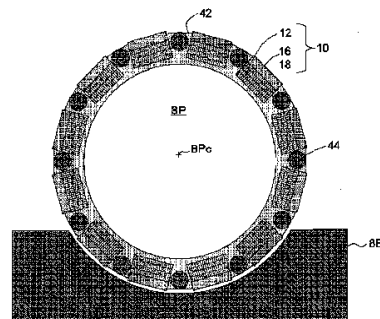
出願番号 特願2012-540549 (P2012-540549)	(71) 出願人 301032942
(21) 国際出願番号 PCT/JP2010/068810	独立行政法人放射線医学総合研究所
(22) 国際出願日 平成22年10月25日 (2010. 10. 25)	千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
(81) 指定国 AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, 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), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IL, IN, IS, JP, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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	(71) 出願人 000236436 浜松ホトニクス株式会社 静岡県浜松市東区市野町1126番地の1
	(74) 代理人 100080458 弁理士 高矢 諭
	(74) 代理人 100076129 弁理士 松山 圭佑
	(74) 代理人 100089015 弁理士 牧野 剛博
	(72) 発明者 山谷 泰賀 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目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一体型装置

(57) 【要約】

MRI装置の測定ポートに、MRI用RFコイルと複数のPET検出器を備えたPET/MRI一体型装置において、前記PET検出器を互いに間隔を空けて配設し、前記MRI用RFコイルの少なくとも送信用コイルエレメントを、隣り合う該PET検出器の間に配設する。ここで、前記PET検出器を前記測定ポートの周方向に間隔を空けて配設し、前記送信用コイルエレメントを前記測定ポートの軸方向に配設する。又は、前記PET検出器の少なくとも一部を、前記測定ポートの軸方向に間隔を空けて配置し、前記送信用コイルエレメントを、該隣り合うPET検出器間に配設する。前記PET検出器を、深さ方向の位置も検出可能なDOI型検出器とすることができる。

[図1]



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

M R I 装置の測定ポートに、M R I 用 R F コイルと複数の P E T 検出器を備えた P E T / M R I 一体型装置において、

前記 P E T 検出器が互いに間隔を空けて配設されており、前記 M R I 用 R F コイルの少なくとも送信用コイルエレメントが、隣り合う該 P E T 検出器の間に配設されていることを特徴とする P E T / M R I 一体型装置。

【請求項 2】

前記 P E T 検出器が前記測定ポートの周方向に間隔を空けて配設され、前記送信用コイルエレメントが前記測定ポートの軸方向に配設されていることを特徴とする請求項 1 に記載の P E T / M R I 一体型装置。

10

【請求項 3】

前記 P E T 検出器の少なくとも一部が、前記測定ポートの軸方向に間隔を空けて配置されており、前記送信用コイルエレメントが、隣り合う該 P E T 検出器間に配設されていることを特徴とする請求項 1 に記載の P E T / M R I 一体型装置。

【請求項 4】

前記 P E T 検出器をリング状に配設した検出器リングの複数の検出器が互いに前記測定ポートの軸方向に間隔を空けて配設され、前記送信用コイルエレメントが、隣り合う該検出器リング間に配設されていることを特徴とする請求項 3 に記載の P E T / M R I 一体型装置。

20

【請求項 5】

前記 M R I 用 R F コイルの受信用コイルエレメントの測定ポート内側先端が、前記 P E T 検出器の測定ポート内側先端よりも測定ポート内側に位置することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の P E T / M R I 一体型装置。

【請求項 6】

前記 P E T 検出器に設けられた電波シールドの測定ポート内側先端より、前記送信用コイルエレメントの測定ポート内側先端が測定ポート内側に位置することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の P E T / M R I 一体型装置。

【請求項 7】

前記 P E T 検出器が、放射線を検知して電気信号に変える半導体検出器で構成されていることを特徴とする請求項 6 に記載の P E T / M R I 一体型装置。

30

【請求項 8】

前記 P E T 検出器が、放射線を検知して発光するシンチレータと、該シンチレータの発光を検知して電気信号に変える受光素子との組合せで構成されており、該受光素子より前記シンチレータが測定ポート内側に位置することを特徴とする請求項 6 に記載の P E T / M R I 一体型装置。

【請求項 9】

前記 P E T 検出器の全体が電波シールドで覆われていることを特徴とする請求項 6 乃至 8 のいずれかに記載の P E T / M R I 一体型装置。

【請求項 10】

前記 P E T 検出器のシンチレータ外周に該シンチレータを覆う電波シールドが無く、該シンチレータと受光素子の間に電波シールドが配設されていることを特徴とする請求項 8 に記載の P E T / M R I 一体型装置。

40

【請求項 11】

前記 P E T 検出器のシンチレータの測定ポート内側先端が、前記送信用コイルエレメントの測定ポート内側先端よりも測定ポート内側に位置することを特徴とする請求項 10 に記載の P E T / M R I 一体型装置。

【請求項 12】

前記電波シールドがワイヤーメッシュ状とされていることを特徴とする請求項 9 乃至 11 のいずれかに記載の P E T / M R I 一体型装置。

【請求項 13】

50

前記電波シールドが、前記受光素子の受光面に対応する開口を有する格子板状とされていることを特徴とする請求項 9 乃至 11 のいずれかに記載の PET/MRI 一体型装置。

【請求項 14】

前記格子板状の電波シールドが、反射材を兼ねるようにされていることを特徴とする請求項 13 に記載の PET/MRI 一体型装置。

【請求項 15】

前記電波シールドが、前記 PET 検出器の受光素子の受光面を避けて配設されていることを特徴とする請求項 10 乃至 14 のいずれかに記載の PET/MRI 一体型装置。

【請求項 16】

前記電波シールドが、前記 PET 検出器のアレイ状受光素子の受光素子間に配置される格子線状とされていることを特徴とする請求項 15 に記載の PET/MRI 一体型装置。

10

【請求項 17】

前記送信用コイルエレメントが板状とされ、前記測定ポートの中心から見て放射方向に幅広となるように配設されていることを特徴とする請求項 2 に記載の PET/MRI 一体型装置。

【請求項 18】

前記 PET 検出器のシンチレータと受光素子の間にライトガイドが設けられていることを特徴とする請求項 8 及至 17 のいずれかに記載の PET/MRI 一体型装置。

【請求項 19】

前記ライトガイドに前記電波シールドが内包されていることを特徴とする請求項 18 に記載の PET/MRI 一体型装置。

20

【請求項 20】

前記 PET 検出器が、深さ方向の位置も検出可能な DOI 型検出器とされていることを特徴とする請求項 8 乃至 19 のいずれかに記載の PET/MRI 一体型装置。

【請求項 21】

前記 PET 検出器が、前記測定ポートの軸方向に移動可能とされていることを特徴とする請求項 1 乃至 20 のいずれかに記載の PET/MRI 一体型装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

本発明は、PET (Positron Emission Tomography) 装置と MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置を一体化した PET/MRI 一体型装置に係り、特に、PET 検出器を測定対象に近接させて、PET の高感度化・高空間分解能化を図ることが可能な PET/MRI 一体型装置に関する。

【背景技術】

【0002】

PET は、陽電子放出核種で標識した化合物を投与して、受光素子とシンチレータの組合せや、CdTe、CZT などの半導体検出器で構成された PET 検出器で得たデータを処理することで、その体内分布を断層像として画像化する方法である。X 線 CT (Computed Tomography) や MRI で得られる断層像は形態情報であるのに対して、PET 画像は生体機能情報を表す機能画像と言われ、たとえば腫瘍検出を高感度で行えるが、位置が不明確である。よって、PET 画像に正確な位置的情報を付加するためには、位置情報を明確に得られる X 線 CT 画像や MRI 画像と PET 画像を重ね合わせる必要があり、重ね合わせの精度を高め、撮影の効率化を図るために、PET 装置と X 線 CT 装置を合体させた PET/CT 装置が普及している。しかし、一般的に、X 線 CT による被曝量は PET による被曝量の数倍であるため、CT による被曝は無視できない。

40

【0003】

そこで、CT 装置の代わりに、放射線に被曝することなく形態画像を取得可能な MRI 装置が注目されており、PET 画像と MRI 画像の同時取得が可能な PET/MRI 装置の研究開発が進んでいる (特許文献 1、非特許文献 1 参照)。

50

【 0 0 0 4 】

PET検出器は、消滅放射線の入射を受けて発光するシンチレータと、その発光を検出する受光素子で構成されており、過去にはシンチレーション光を光ファイバー等で磁場の影響が少ない場所まで引き出してから受光素子で受光する方法が検討されたが、シンチレーション光の減衰によりPET側の性能が劣化していた。最近では、受光素子に磁場の影響の少ないAPD（アバランシェフォトダイオード）やガイガーモードAPD（SiPMとも呼ばれる）を用いて、図1に例示する如く、PET装置の検出器ユニット（以下、PET検出器と称する）10を完全にMRI装置8の静磁場中に設置する半導体受光素子方式が開発されており、小動物PET装置と頭部用PET装置で開発実績がある（非特許文献2乃至4、特許文献2乃至4参照）。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 8 - 4 8 9 2 3 号 公 報

【 特許文献 2 】 米国特許第 7 6 2 6 3 9 2 B 2 号 明 細 書

【 特許文献 3 】 米国特許 US 2 0 0 8 / 0 2 8 7 7 7 2 A 1 号 明 細 書

【 特許文献 4 】 米国特許 US 2 0 0 9 / 0 1 0 8 2 0 6 A 1 号 明 細 書

【 特許文献 5 】 特開 2 0 0 9 - 1 2 1 9 2 9 号 公 報

【 特許文献 6 】 特開 2 0 0 9 - 2 7 0 9 7 1 号 公 報

【 非特許文献 】

20

【 0 0 0 6 】

【 非特許文献 1 】 Ciprian Catana et al. " Simultaneous Acquisition of Multislice PET and MR images: Initial Results with a MR-Compatible PET Scanner " The Journal of Nuclear Medicine, Vol.47, No.12, December 2006 pp1968-1976

【 非特許文献 2 】 Schlyer D, et al., " A Simultaneous PET/MRI scanner based on RatCAP in small animals, " IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, Volume:5, pp:3256-3259, 2007

【 非特許文献 3 】 Schlemmer HW, et al. Simultaneous MR/PET Imaging of the Human Brain: Feasibility Study. Radiology, 2008; 248, 1028-1035.

【 非特許文献 4 】 Judenhofer MS, et al. Simultaneous PET-MRI: a new approach for functional and morphological imaging. Net Med 2008; 14(4): 459-65.

30

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

一般に、PET検出器のシンチレータを測定対象に近づけるほどPETの感度が上がる他、測定対象内の陽電子放出核種から互いに逆方向に放出される一対の消滅放射線の180°方向からのずれである角度揺動による分解能劣化も抑制できる。しかしながら、従来のPET/MRI一体型装置は、図1に例示する如く、MRI装置8の測定ポート8P内にPET検出器10を配置する際、PET検出器10がMRI測定に影響しないように、送受信RFコイル42の外側にPET検出器10を配置していた。送受信RFコイル42には、送信用コイルエレメントと受信コイルエレメントを別々に設置するタイプと、送受信兼用のタイプがあるが、少なくとも送信用コイルエレメントは、均一に励起するため測定対象から遠ざける必要がある。従って、PET検出器10を測定対象へ近づけるには限界があり、PETの感度を上げられないという問題点と、角度揺動による分解能劣化を抑制できないという問題点を有していた。

40

【 0 0 0 8 】

本発明は、前記従来の問題点を解消するべくなされたもので、PET検出器を測定対象に近接させて、PETの高感度化・高空間分解能化を図ることが可能なPET/MRI一体型装置を提供することを課題とする。

【 課題を解決するための手段 】

50

【0009】

本発明は、MRI装置の測定ポートに、MRI用RFコイルと複数のPET検出器を備えたPET/MRI一体型装置において、

前記PET検出器を互いに間隔を空けて配設し、前記MRI用RFコイルの少なくとも送信用コイルエレメントを、隣り合う該PET検出器の間に配設することにより、前記課題を解決したものである。

【0010】

ここで、前記PET検出器を前記測定ポートの周方向に間隔を空けて配設し、前記送信用コイルエレメントを前記測定ポートの軸方向に配設することができる。

【0011】

あるいは、前記PET検出器の少なくとも一部を、前記測定ポートの軸方向に間隔を空けて配置して、前記送信用コイルエレメントを、隣り合う該PET検出器間に配設することができる。

【0012】

さらに、前記PET検出器をリング状に配設した検出器リングの複数を互いに間隔を空けて配設し、前記送信用コイルエレメントを、隣り合う該検出器リング間に配設することができる。

【0013】

又、前記MRI用RFコイルの受信用コイルエレメントの測定ポート内側先端を、前記PET検出器の測定ポート内側先端よりも測定ポート内側に位置させることができる。

【0014】

又、前記PET検出器に設けられた電波シールドの測定ポート内側先端より、前記送信用コイルエレメントの測定ポート内側先端が測定ポート内側にあるようにすることができる。

【0015】

又、前記PET検出器を、放射線を検知して電気信号に変える半導体検出器で構成することができる。

【0016】

あるいは、前記PET検出器を、放射線を検知して発光するシンチレータと、該シンチレータの発光を検知して電気信号に変える受光素子との組合せで構成し、該受光素子より前記シンチレータが測定ポート内側に位置するようにすることができる。

【0017】

又、前記PET検出器の全体が電源シールドで覆われているようにすることができる。

【0018】

又、前記PET検出器のシンチレータ外周に該シンチレータを覆う電波シールドが無く、該シンチレータと受光素子の間に電波シールドが配設されているようにすることができる。

【0019】

又、前記PET検出器のシンチレータの測定ポート内側先端が、前記送信用コイルエレメントの測定ポート内側先端よりも測定ポート内側に位置するようにすることができる。

【0020】

又、前記電波シールドを、ワイヤーメッシュ状とすることができる。

【0021】

又、前記電波シールドを、前記受光素子の受光面に対応する開口を有する格子板状とすることができる。

【0022】

又、前記格子板状の電波シールドが、反射材を兼ねるようにすることができる。

【0023】

又、前記電波シールドを、前記PET検出器の受光素子の受光面を避けて配設することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

又、前記電波シールドを、前記 P E T 検出器のアレイ状受光素子の受光素子間に配置される格子線状とすることができる。

【 0 0 2 5 】

又、前記送信用コイルエレメントを板状とし、前記測定ポートの中心から見て放射方向に幅広となるように配設することができる。

【 0 0 2 6 】

又、前記 P E T 検出器のシンチレータと受光素子の間にライトガイドを設けることができる。

【 0 0 2 7 】

又、前記ライトガイドに前記電波シールドを内包することができる。

【 0 0 2 8 】

又、前記 P E T 検出器を、深さ方向の位置も検出可能な D O I 型検出器とすることができる。

【 0 0 2 9 】

又、前記 P E T 検出器を、前記測定ポートの軸方向に移動可能とすることができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 0 】

本発明によれば、少なくとも送信用コイルエレメントを P E T 検出器間の隙間に配設したので、測定対象から遠ざけたい送信用コイルエレメントに邪魔されること無く、P E T 検出器のシンチレータを測定対象に近づけることができ、M R I の性能を犠牲にすることなく、P E T の感度を向上することが可能となる。

【 0 0 3 1 】

特に、P E T 検出器が放射線を検知して発光するシンチレータと、該シンチレータの発光を検知して電気信号に変える受光素子との組合せで構成されていて、該受光素子より該シンチレータが測定ポート内側に位置する場合は、P E T 検出器を M R I 装置の測定ポート中で使用可能とするための電波シールドを、シンチレータ外周部分を省略してシンチレータと受光素子の間に配設し、該電波シールドを M R I 用 R F コイルの送信用コイルエレメントの測定ポート内側先端より測定ポート内側に位置させ、且つシンチレータの測定ポート内側先端が受信コイルを超えない範囲で送信用コイルより測定ポート内側に突出するようにして、シンチレータを少しでも測定対象に近づけ、その分 P E T 検出器同士の隙間も小さくして、M R I に影響を及ぼすことなく、一層の高感度化を図ることができる。

【 0 0 3 2 】

さらに、P E T 検出器として、深さ方向の位置も検出可能な D O I (Depth of Interaction) 型検出器 (特許文献 5、6 参照) を用いれば、より分解能を高めることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 3 】

【 図 1 】 従来の P E T / M R I 一体型装置の一例の全体構成を示す正面図

【 図 2 】 本発明の第 1 実施形態における P E T 検出器と R F コイルの配置を示す斜視図

【 図 3 】 前記第 1 実施形態を正面から見た横断面図

【 図 4 】 第 1 実施形態で用いられている P E T 検出器の構成を示す縦断面図

【 図 5 】 図 4 に示した P E T 検出器で用いられているワイヤメッシュ状電波シールドを示す斜視図

【 図 6 】 同じくシンチレータ部分の詳細構成を示す分解斜視図

【 図 7 】 同じく受光素子部分の詳細構成を示す分解斜視図

【 図 8 】 P E T 検出器の変形例の構成を示す分解斜視図

【 図 9 】 P E T 検出器の他の変形例の構成を示す縦断面図

【 図 1 0 】 図 9 に示した P E T 検出器の詳細構成を示す分解斜視図

【 図 1 1 】 P E T 検出器の更に他の変形例の詳細構成を示す分解斜視図

【 図 1 2 】 P E T 検出器の更に他の変形例の構成を示す横断面図

10

20

30

40

50

【図 1 3】図 1 1 に示す P E T 検出器を備えた P E T / M R I 一体型装置の第 2 実施形態を示す横断面図

【図 1 4】本発明に係る P E T / M R I 装置の第 3 実施形態を示す横断面図

【図 1 5】同じく第 4 実施形態を示す横断面図

【図 1 6】同じく第 5 実施形態を示す横断面図

【図 1 7】同じく第 6 実施形態を示す横断面図

【図 1 8】本発明に係る P E T / M R I 装置の第 7 実施形態で用いられている送信用コイルエレメント、受信用コイルエレメント及び P E T 検出器の配置を示す斜視図

【図 1 9】同じく全体構成を示す横断面図

【図 2 0】本発明に係る P E T / M R I 装置の第 8 実施形態を示す横断面図

10

【図 2 1】同じく第 9 実施形態の要部構成を示す斜視図

【図 2 2】同じく第 1 0 実施形態の要部構成を示す斜視図

【図 2 3】同じく縦断面図

【図 2 4】本発明に係る P E T / M R I 装置の第 1 1 実施形態の全体構成を示す斜視図

【図 2 5】第 1 2 実施形態における P E T 検出器リングと R F コイルの関係を示す縦断面図

【図 2 6】同じく R F コイルの結線状態を示す斜視図

【図 2 7】同じく各 P E T 検出器リングにおける R F コイルと P E T 検出器の配置を示す斜視図

【発明を実施するための形態】

20

【0 0 3 4】

以下図面を参照して、本発明の実施形態を詳細に説明する。

【0 0 3 5】

本発明の第 1 実施形態は、図 2（要部構成を示す斜視図）、及び図 3（横断面図）に示す如く、頭部 M R I 検査用のいわゆるバードケージタイプの送受信 R F コイル（以下、単に R F コイルとも称する）4 2 であり、測定ポート 8 P の軸方向に延びる棒状のケースに収納された送受信コイルエレメント（以下、単にコイルエレメントとも称する）4 4 が間隔をおいて互いに平行に並設されており、一方、多数の P E T 検出器 1 0 が測定ポート 8 P の周方向に互いに間隔が空くように配設されていて、各送受信コイルエレメント 4 4 が各 P E T 検出器 1 0 の間隔に収まる構成にしたものである。

30

【0 0 3 6】

ここでは、図 3 に示した如く、前記 P E T 検出器 1 0 が受光素子 1 6 とシンチレータ 1 2 の組合せで構成されていて、受光素子 1 6 よりシンチレータ 1 6 が測定ポート内側に位置しており、さらに、該 P E T 検出器 1 0 を、シンチレータ 1 2 を深さ方向（測定ポートの中心 8 P c から見て放射方向）に 4 段に分割した D O I 検出器としているが、4 段に限る必要はなく、また D O I 型でない（すなわち段数が 1 である）P E T 検出器でもよい。さらに、シンチレータ 1 2 は、必ずしも分割された小さなシンチレータの集合体を組み合わせたシンチレータブロック（アレイ型）である必要はなく、光学的不連続点や光学的不連続面を含まない一塊のシンチレータ（一体型）であってもよい。なお一般的に、D O I 検出器の段数が多いほど、分解能を高めることができる。更に、受光素子とシンチレータの組合せで構成されたシンチレーション検出器ではなく、C d T e や C Z T などの半導体検出器であっても良い。また、ここでは、一般で良く用いられているバードケージタイプの R F コイルとしているが、形状が類似するその他の R F コイルでも良い。また、測定対象もヒト頭部に限らない。

40

【0 0 3 7】

図 3 において、8 B は、例えば M R I 装置 8 の土台や測定対象を載せるベッドである。

【0 0 3 8】

前記 P E T 検出器 1 0 は、図 4 に詳細に示す如く、シンチレータ 1 2 と、該シンチレータ 1 2 の外周を覆う、非磁性体且つ絶縁体でなり、電波をシールドしない、ケーシングを兼ねた遮光材 1 4 と、前記シンチレータ 1 2 の発光を受光する受光素子 1 6 と、該受光素

50

子16の出力に対して増幅や演算等の処理を行うためのフロントエンド回路18と、MRI磁場中での使用を可能とするため、前記受光素子16とフロントエンド回路18の部分をシールドするための電波シールド20と、前記シンチレータ12と受光素子16の間に配設された、電波はシールドするがシンチレーション光は十分に通す、図5に例示するようなワイヤーメッシュ状電波シールド22とを備えている。前記電波シールド22の測定ポート8P内側先端(測定ポート中心8Pc方向の先端)より、RFコイル42のコイルエレメント44の測定ポート8P内側先端が測定ポート8P内側にあるようにするのが好ましい。

【0039】

なお、シンチレーション光を受光素子16へなるべく多く導く目的で、遮光材14に反射材としての機能も備えた材質を使用するか、遮光材14とシンチレータ12の間に反射材を挿入することができる。各反射材も、非磁性体且つ絶縁体である必要がある。

【0040】

前記シンチレータ12は、アレイ型、一体型を問わない。このシンチレータ12の受光素子16と接しない外周は、図6に示す如く、遮光材14でカバーされている。このシンチレータ12と受光素子16は、例えばグリース等で光学結合されている。前記電波シールド20は、例えば銅箔とされ、接地されている。

【0041】

前記ワイヤーメッシュ状電波シールド22は、例えば、銅製の網とすることができる。

【0042】

前記受光素子16とシンチレータ12の間には、図6及び図7に示す如く、受光面の間を埋めて光の無駄を防ぎ受光効率を高めるための反射材24が配設されている。反射材24の例としては、薄いシート状のマルチポリマーミラーや白色のパウダーなどが挙げられる。この反射材24は省略することも可能である。

【0043】

本実施形態においては、シンチレータ12の外周には該シンチレータ12を覆う電波シールドを設けず、シンチレータ12と受光素子16の間、特に、受光素子16とフロントエンド回路18の部分のみを電波シールドしているので、コイルエレメント44より測定ポート内側に電波シールドが割り込んで、MRIの感度を低下させることがない一方、シンチレータの測定ポート内側部がコイルエレメント44より測定ポート内側に突出している分だけ、PET検出器の感度が高くなることが期待できる。

【0044】

なお、図4乃至図7に示すPET検出器では、シンチレータ12と受光素子16の間の電波シールドとしてワイヤーメッシュ状電波シールド22が用いられていたが、図8に示す変形例の如く、受光素子16の受光面に対応する開口を有する格子板状の電波シールド26を用いることも可能である。更に、格子板状電波シールド26のシンチレータ側面(図の上面)を反射面として、反射材24を省略することも可能である。このように電波シールドを板状とした場合には、電流が流れ易く、シールド性能が高い。

【0045】

あるいは、図9(断面図)及び図10(分解斜視図)に示す更に他の変形例の如く、受光素子16の受光面を避けて受光素子の隙間に配置される格子線状電波シールド28を用いることも可能である。

【0046】

あるいは図11に示す更に他の変形例の如く、例えば格子線状電波シールド28とシンチレータ12の間にライトガイド30を挿入して、ライトガイド30の表面近くもしくは内部に格子線状電波シールド28を埋め込むことができる。ライトガイド30は、シンチレータ12と受光素子16の間におけるシンチレーション光の伝達効率を改善したり、シンチレータ12と受光素子16の間の設置面積が異なる場合、その設置面積の違いを吸収したりすることができる。ライトガイド30の材質の例としては、透明度の高いプラスチックやガラスが挙げられる。電波シールドをライトガイド30内に埋め込む(内包する)

10

20

30

40

50

ことにより、あるいはライトガイド30の表面に取り付けることにより、シンチレータ12と受光素子16の間における光学的連続性を高めることができる。なお、ライトガイド30を挿入するPET検出器の電波シールドは格子線状に限定されず、図5に示したワイヤメッシュ状電波シールド22や図8に示した格子板状電波シールド26であっても良い。

【0047】

なお、構造を簡単にするために、図12に例示する変形例の如く、シンチレータ12を含むPET検出器10の全体が電波シールド20で覆われているようにすることもできる。この場合は、PET検出器10の測定ポート8P内側先端が、コイルエレメント44の測定ポート8P内側先端より突出しないようにする。

10

【0048】

図11に例示したライトガイド付PET検出器を用いた、本発明に係るPET/MRI一体型装置の第2実施形態の構成を図13に示す。ライトガイド30をシンチレータ12側が大きな台形状にすることによって、受光素子16の受光面積より大きなシンチレータ12を接続でき、またライトガイド30を装着した分だけシンチレータ12を測定対象に近づけることが可能となる為、PETの感度を高めることができる。

【0049】

さらに、図14に示す第3実施形態の構成のように、ライトガイド30を厚くすれば、ライトガイド30を台形にしなくとも、シンチレータ12同士の間隙を狭くし、かつシンチレータ12を測定対象に近づけることが可能となる為、PETの感度を高めることができる。

20

【0050】

なお、前記第1、第2、第3実施形態においては、いずれもRFコイル42のコイルエレメント44が棒状のケースに収納されていたが、図15に示す第4実施形態のように、例えば測定ポート8Pの周方向に幅広の板状のケースに収納されていても良い。

【0051】

板状のコイルエレメント44を用いる場合には、図16に示す第5実施形態の如く、測定ポートの中心8Pcから見て放射方向に幅広となるように配設することにより、PET検出器10の間隙Sを減らして、PETの感度を高めることができる。

【0052】

又、図17に示す第6実施形態のように、RFコイル42のコイルエレメント44をPET検出器10間隔に合わせたV字形状にして、PET検出器10の配設密度を高めることで、PET及びMRIの感度を高めることも可能である。

30

【0053】

なお、前記実施形態においては、いずれも、RFコイルとして、送信用コイルエレメントと受信用コイルエレメントが一体化された送受信RFコイルが用いられていたが、図18(要部の斜視図)及び図19(横断面図)に示す第7実施形態のように、RFコイル42の送信用コイルエレメント44Sと受信用コイルエレメント44Rを分離し、送信用コイルエレメント44Sを例えば棒状のケースに収納し、受信用コイルエレメント44Rを例えば測定ポート8Pの周方向に幅広の板状のケースに収納して、送信用コイルエレメント44SのみをPET検出器10の間に配置することも可能である。なお、PETで計測する511keVの放射線に対するコイルエレメントの吸収効果は小さいため、受信用コイルエレメント44Rは、このようにPET検出器10の前面に置くことも出来る。

40

【0054】

本実施形態においては、受信用コイルエレメント44Rの少なくとも測定ポート8P内側先端がPET検出器10の測定ポート8P内側先端よりも測定ポート8P内側に位置されるので、PET検出器10によりMRIの受信感度が妨害されることがない。従って、PET検出器10のシンチレータ部分に電波シールドを設けた場合においても、その影響を軽減することができる。このようにシンチレータ部分にも電波シールドを設けた場合は、その電波シールドの測定ポート8P内側先端より、RFコイル42の送信用コイルエレ

50

メント 4 4 S の測定ポート 8 P 内側先端が測定ポート 8 P 内側にあるようにするのが好ましい。これにより、シンチレータ 1 2 を測定対象に近づけて感度を向上することができる。

【 0 0 5 5 】

なお、受信用コイルエレメント 4 4 R は、必ずしも第 7 実施形態のように R F コイル 4 2 のフレームに固定する必要は無く、図 2 0 に示す第 8 実施形態のように、フレキシブルなコイル保持帯 4 6 に設け、測定対象 6 の周囲に巻き付けるようにして、M R I の感度を更に向上することも可能である。

【 0 0 5 6 】

又、P E T 検出器 1 0 も、R F コイル 4 2 のフレームに固定する必要は無く、図 2 1 に示す第 9 実施形態の如く、R F コイル 4 2 のフレーム内で摺動自在として、測定ポート 8 P の軸方向に移動可能とし、測定対象の要求分解能などに合わせて調整できるようにすることができる。

10

【 0 0 5 7 】

例えば、図 2 2 (要部斜視図) 及び図 2 3 (測定状態を示す横断面図) に示す第 1 0 実施形態のように、測定対象 6 の例えば目に当たる部分の P E T 検出器 1 0 の間を空け、測定対象 6 の視界を遮らないようにして、測定中の不安を解消することもできる。

【 0 0 5 8 】

なお、前記実施形態においては、いずれも、本発明が M R I 装置の頭部用 R F コイルに適用され、P E T 検出器 1 0 が M R I 装置 8 の測定ポート 8 P の軸と同軸に設けられていたが、本発明の適用対象はこれに限定されず、頭部以外にも適用可能である。

20

【 0 0 5 9 】

例えば、図 2 4 (斜視図) 及び図 2 5 (リング部分の縦断面図) に示す第 1 1 実施形態のように、所謂ハンバーガー型 M R I 装置 4 0 の縦静磁場 (体軸と直交する静磁場) 用に、リング状に P E T 検出器 1 0 が配設されたリング 1 1 (P E T 検出器リングと称する) の二つが互いに間隔を空けて配設されていて、二つの P E T 検出器リング 1 1 間にマルチリング状のコイルエレメント 4 4 を挟むことも可能である。図において、4 0 P は測定ポートである。

【 0 0 6 0 】

前記コイルエレメント 4 4 の接続状態を図 2 6 に、各 P E T 検出器リング 1 1 でコイルエレメント 4 4 の間に P E T 検出器 1 0 を挿入した状態を図 2 7 に示す。

30

【 0 0 6 1 】

なお、前記実施形態のいずれにおいても、R F コイルや P E T 検出器リングの形状は円形に限定されない。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 6 2 】

P E T 検出器を測定対象に近接させて、P E T の高感度化・高空間分解能化を図ることが可能な P E T / M R I 一体型装置を提供できる。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 3 】

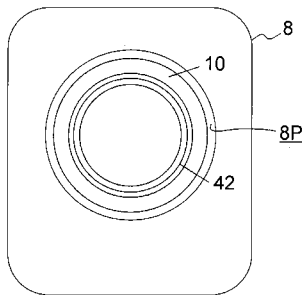
40

- 6 ... 測定対象
- 8、4 0 ... M R I 装置
- 8 P、4 0 P ... 測定ポート
- 1 0 ... P E T 検出器
- 1 1 ... P E T 検出器リング
- 1 2 ... シンチレータ
- 1 4 ... 遮光材
- 1 6 ... 受光素子
- 1 8 ... フロントエンド回路
- 2 0 ... 電波シールド

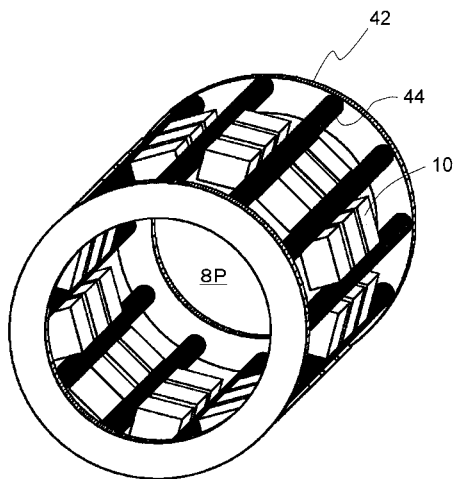
50

- 2 2 ... ワイヤーマッシュ状電波シールド
- 2 4 ... 反射材
- 2 6 ... 格子板状電波シールド
- 2 8 ... 格子線状電波シールド
- 3 0 ... ライトガイド
- 4 2 ... R F コイル
- 4 4 ... コイルエレメント
- 4 4 S ... 送信用コイルエレメント
- 4 4 R ... 受信用コイルエレメント
- 4 6 ... コイル保持帯

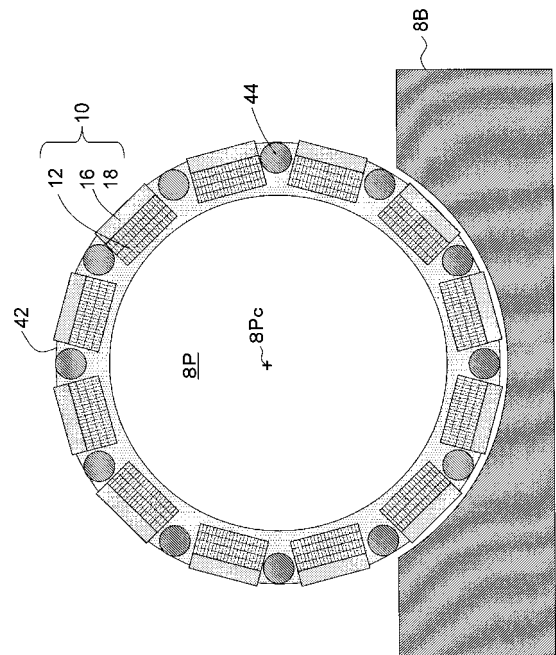
【 図 1 】



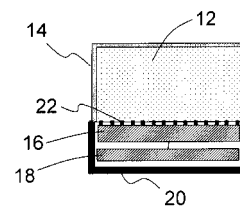
【 図 2 】



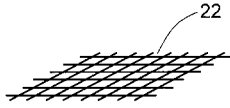
【 図 3 】



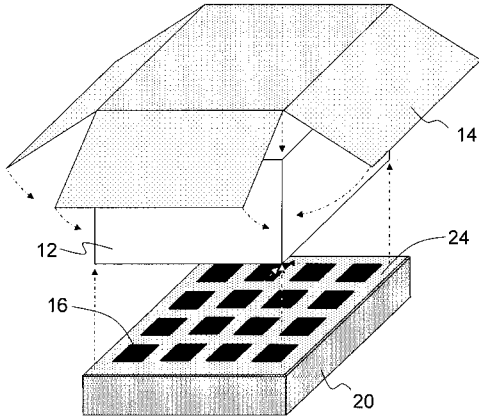
【 図 4 】



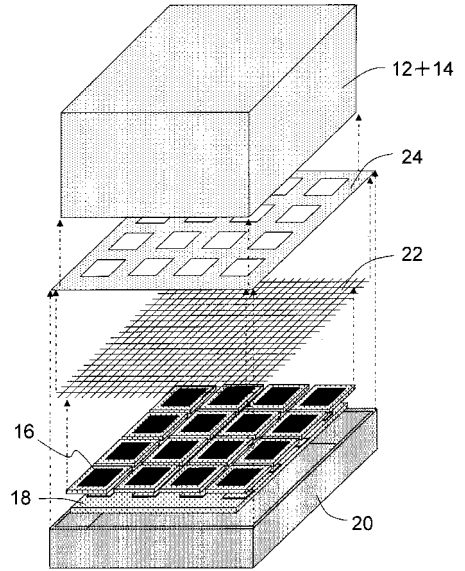
【 図 5 】



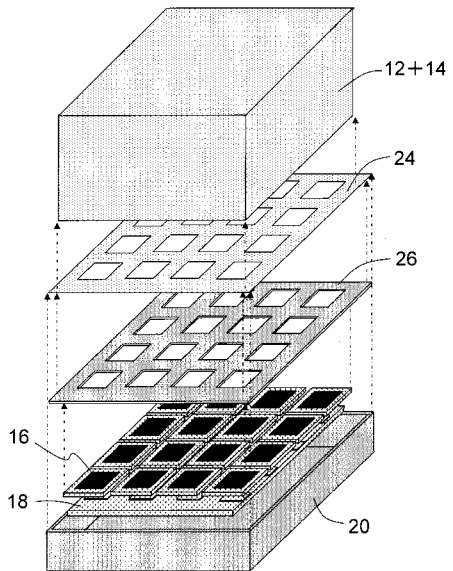
【 図 6 】



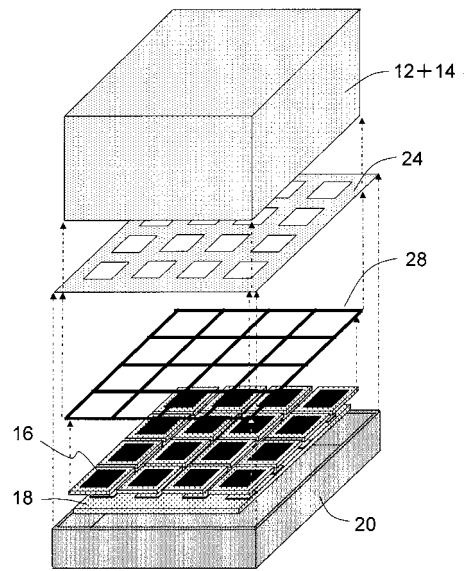
【 図 7 】



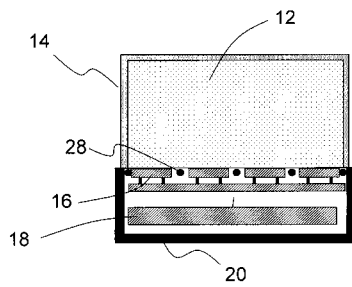
【 図 8 】



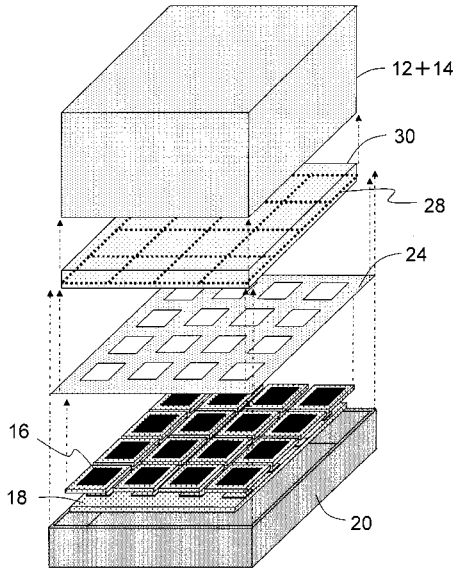
【 図 10 】



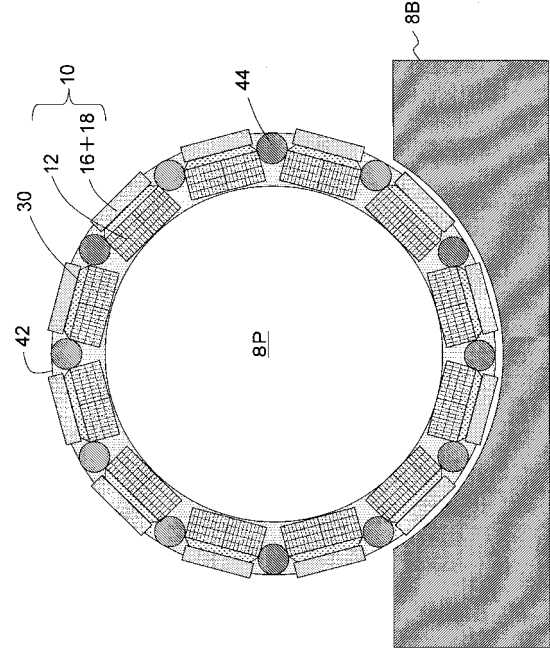
【 図 9 】



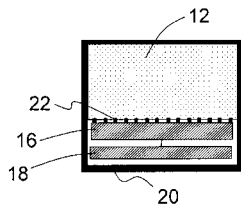
【 図 1 1 】



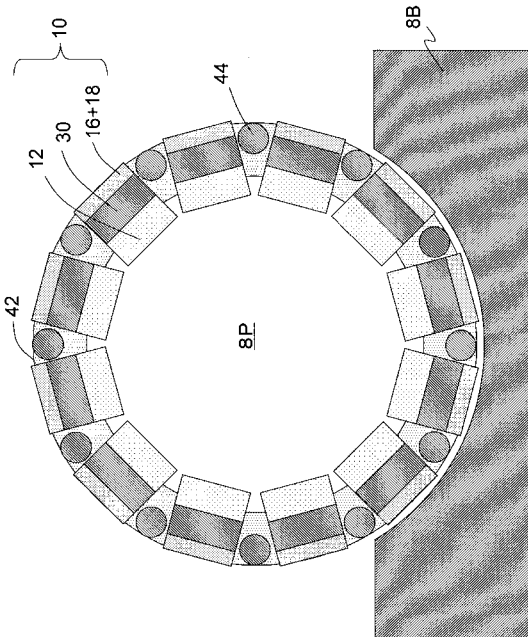
【 図 1 3 】



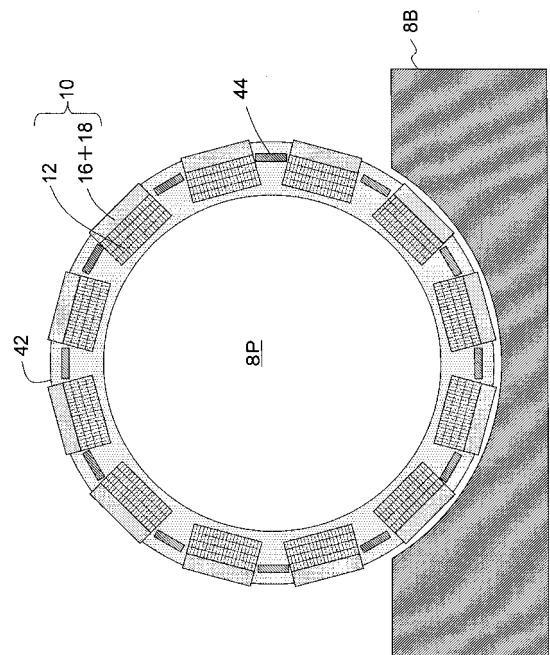
【 図 1 2 】



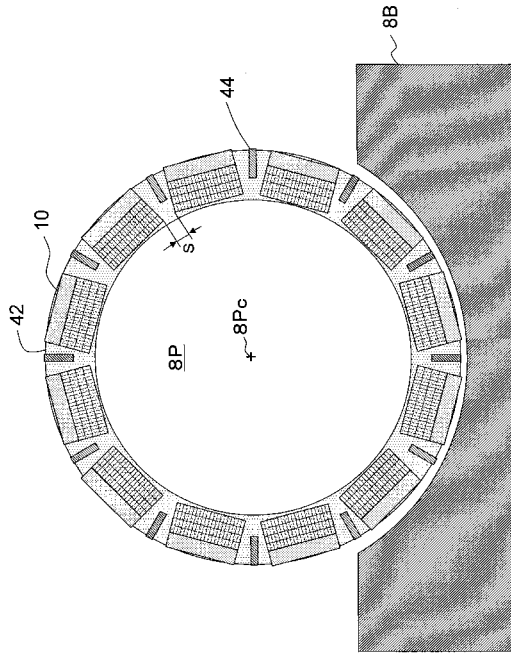
【 図 1 4 】



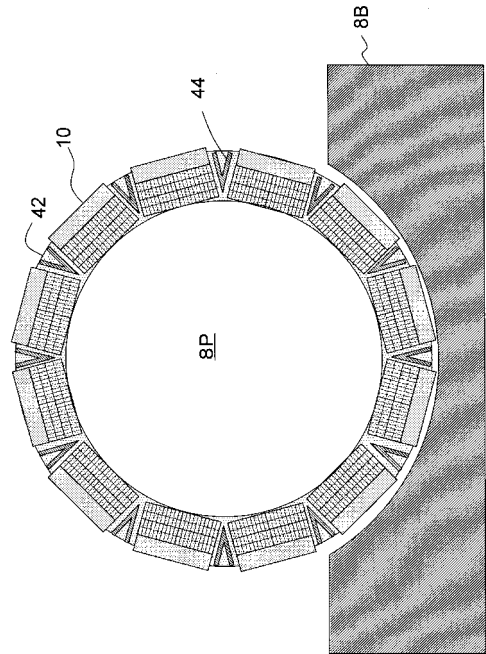
【 図 1 5 】



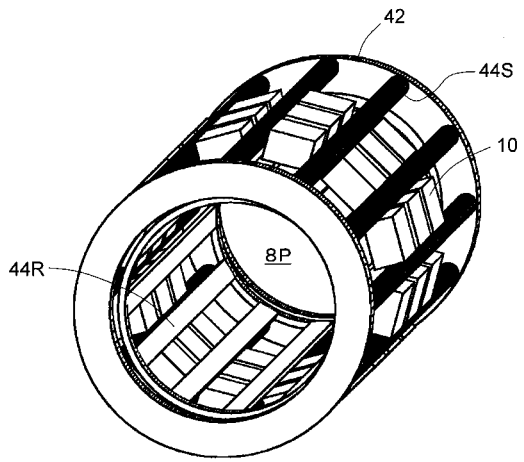
【 図 1 6 】



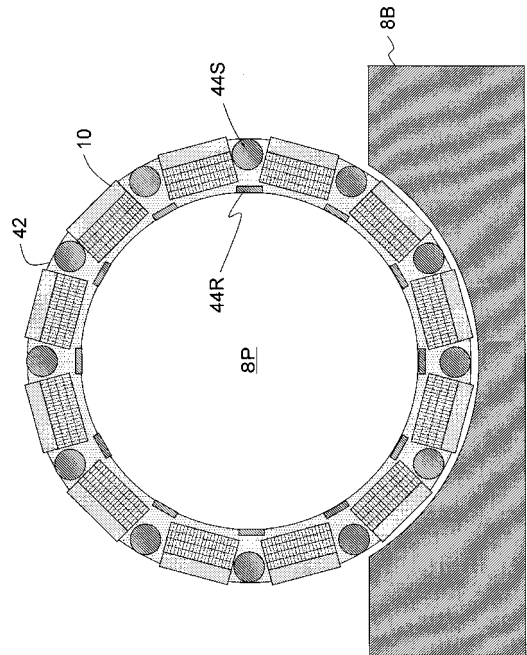
【 図 1 7 】



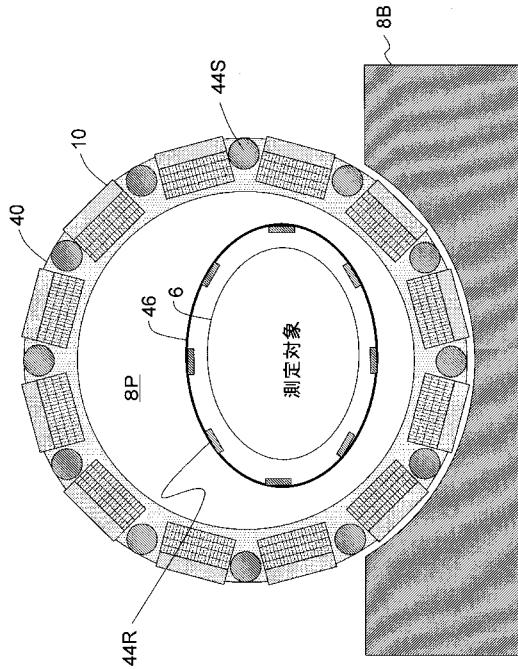
【 図 1 8 】



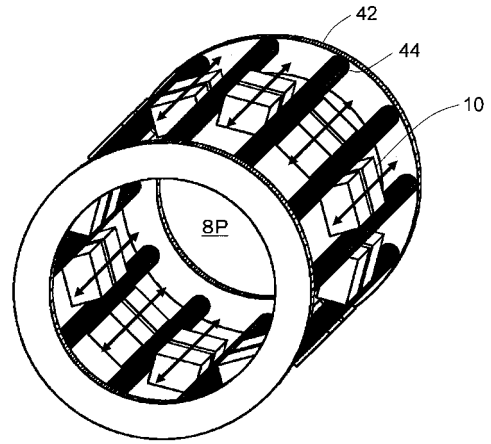
【 図 1 9 】



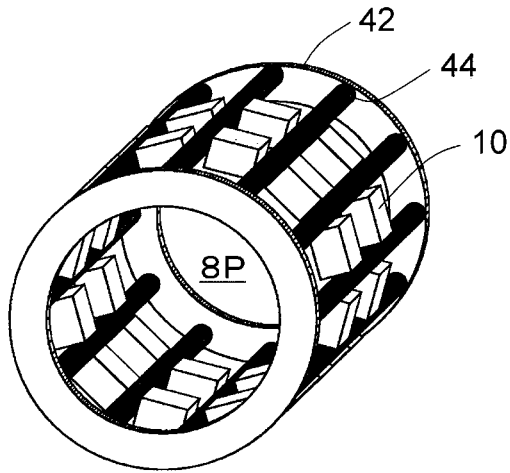
【 図 2 0 】



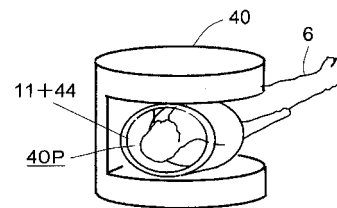
【 図 2 1 】



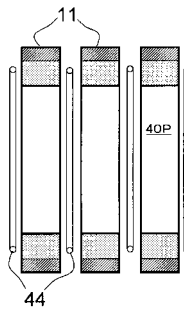
【 図 2 2 】



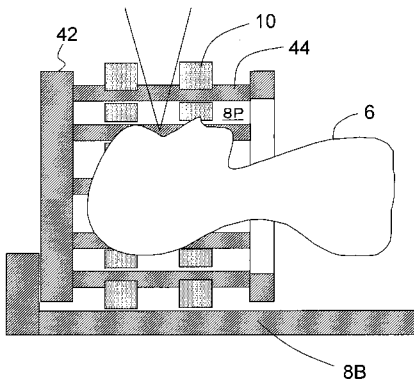
【 図 2 4 】



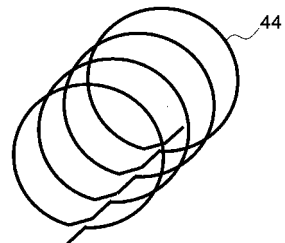
【 図 2 5 】



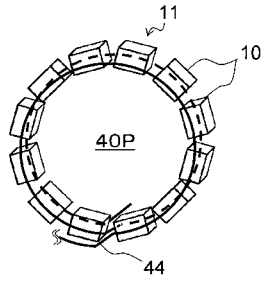
【 図 2 3 】



【 図 2 6 】



【 図 27 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2010/068810
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B5/055(2006.01)i, G01T1/161(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) A61B5/055, G01T1/161 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 1996-2010 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010 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 Y	JP 2008-536600 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 11 September 2008 (11.09.2008), paragraphs [0015] to [0018], [0024], [0034], [0042]; fig. 1 to 3, 5, 8 & US 2008/0284428 A1 & CN 101163989 A & RU 2007143292 A	1, 2, 5, 21 3, 4, 6-12, 15-18, 20
Y	JP 2003-38459 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 12 February 2003 (12.02.2003), paragraphs [0024] to [0025]; fig. 1 & US 2003/0020475 A1 & EP 1275972 A2 & DE 10134171 A	3, 4
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 05 November, 2010 (05.11.10)		Date of mailing of the international search report 16 November, 2010 (16.11.10)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/068810

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2010-515517 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 13 May 2010 (13.05.2010), paragraphs [0026], [0032], [0039], [0041] to [0044], [0047]; fig. 1, 3, 6, 8 to 10 & US 2010/0102813 A1 & WO 2008/084438 A2 & CN 101583310 A	1, 2, 21 3, 4, 6-12, 15-18, 20
Y	Ciprian Catana et al, Simultaneous Acquisition of Multislice PET and MR Images: Initial Results with a MR-Compatible PET Scanner, The Journal of Nuclear Medicine, 2006.12, vol.47, no.12, pp.1968-1976 (particularly, fig. 2 on page 1970, Column of MR-Compatible PET Scanner Design and Construction)	15, 16
Y	JP 2006-500082 A (Varian, Inc.), 05 January 2006 (05.01.2006), paragraph [0008]; fig. 1, 2 & US 2003/0193380 A1 & WO 2003/087860 A1	17
A	JP 2006-280929 A (Siemens AG.), 19 October 2006 (19.10.2006), paragraphs [0026] to [0029], [0036]; fig. 1 to 3 & US 2006/0250133 A1 & DE 102005015071 A & CN 1839756 A	1-21
A	JP 2009-75108 A (Siemens AG.), 09 April 2009 (09.04.2009), paragraph [0022]; fig. 1 & US 2009/0105583 A1 & DE 102007044874 A & CN 101390754 A	1-21
A	B. J. Peng et al, Placing a PET insert in the bore of a 7T magnet: Initial study of the interactions of the MRI system with the PET shielding, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 14, 2006.05, #1358	1-21

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/068810									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B5/055(2006.01)i, G01T1/161(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. A61B5/055, G01T1/161											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2010年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2010年	日本国実用新案登録公報	1996-2010年	日本国登録実用新案公報	1994-2010年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2010年										
日本国実用新案登録公報	1996-2010年										
日本国登録実用新案公報	1994-2010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 Y	JP 2008-536600 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) 2008.09.11 段落 15-18, 24, 34, 42、図 1-3, 5, 8 & US 2008/0284428 A1 & CN 101163989 A & RU 2007143292 A	1, 2, 5, 21 3, 4, 6-12, 15- 18, 20									
Y	JP 2003-38459 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) 2003.02.12 段落 24-25、図 1 & US 2003/0020475 A1 & EP 1275972 A2 & DE 10134171 A	3, 4									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 05.11.2010		国際調査報告の発送日 16.11.2010									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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) 右高 孝幸	2Q 9808								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 6 8 8 1 0
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 Y	JP 2010-515517 A (コニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ) 2010.05.13 段落 26, 32, 39, 41-44, 47、図 1, 3, 6, 8-10 & US 2010/0102813 A1 WO 2008/084438 A2 & CN 101583310 A	1, 2, 21 3, 4, 6-12, 15- 18, 20
Y	Ciprian Catana et al, Simultaneous Acquisition of Multislice PET and MR Images: Initial Results with a MR-Compatible PET Scanner, The Journal of Nuclear Medicine, 2006.12, vol.47, no.12, pp.1968-1976 (特に、p.1970 の Figure 2、MR-Compatible PET Scanner Design and Construction の欄参照)	15, 16
Y	JP 2006-500082 A (バリアン・インコーポレイテッド) 2006.01.05 段落 8、図 1, 2 & US 2003/0193380 A1 & WO 2003/087860 A1	17
A	JP 2006-280929 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2006.10.19 段落 26-29, 36、図 1-3 & US 2006/0250133 A1 & DE 102005015071 A & CN 1839756 A	1-21
A	JP 2009-75108 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2009.04.09 段落 22、図 1 & US 2009/0105583 A1 & DE 102007044874 A & CN 101390754 A	1-21
A	B. J. Peng et al, Placing a PET insert in the bore of a 7T magnet: Initial study of the interactions of the MRI system with the PET shielding, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 14, 2006.05, #1358	1-21

フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
	G 0 1 T 1/20	B
	G 0 1 T 1/20	L
	G 0 1 T 1/24	

(72)発明者 錦戸 文彦
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目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 小畠 隆行
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目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 菅 幹生
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目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 齊藤 一幸
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目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 渡辺 光男
静岡県浜松市東区市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内

(72)発明者 田中 栄一
静岡県浜松市東区市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内

Fターム(参考) 2G088 EE02 GG14 GG16 GG18 GG19 GG20 GG21 JJ02 JJ05 JJ10
JJ21 JJ35 JJ37 KK15 LL24
4C096 AA18 AD10 CC05

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。