

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/196525

発行日 平成29年2月23日 (2017. 2. 23)

(43) 国際公開日 平成26年12月11日 (2014. 12. 11)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 4 1	4 C 0 9 6
G O 1 R 33/385 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 7 0	
G O 1 N 24/10 (2006.01)	G O 1 N 24/06 5 1 0 Y	
G O 1 N 24/12 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 4 0 0	
	A 6 1 B 5/05 3 9 0	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁) 最終頁に続く

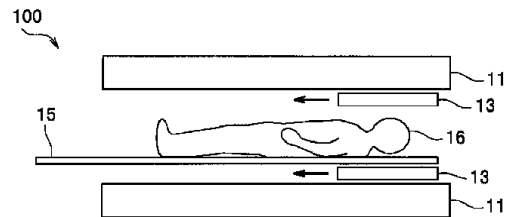
出願番号 特願2015-521454 (P2015-521454)	(71) 出願人 504145342 国立大学法人九州大学 福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2014/064725	
(22) 国際出願日 平成26年6月3日 (2014. 6. 3)	
(31) 優先権主張番号 61/830, 461	(74) 代理人 110001807 特許業務法人磯野国際特許商標事務所
(32) 優先日 平成25年6月3日 (2013. 6. 3)	
(33) 優先権主張国 米国 (US)	(72) 発明者 内海 英雄 福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号 国立大学法人九州大学内
	(72) 発明者 小林 竜馬 福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号 国立大学法人九州大学内
	Fターム(参考) 4C096 AA18 AB33 AB45 AD08 AD09 AD14 BB12 CA16 CA18 CA58 CB07 DC25 DC33

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 計測装置及び計測方法

(57) 【要約】

MRI装置(100)は、所定の静磁場を形成する磁石(11)と、その静磁場に傾斜磁場を付与する磁場勾配コイル(13)と、を備え、磁場勾配コイル(13)は、磁石(11)から切り離された構造体で、磁石(11)に対して相対移動可能に構成されている。そして、MRI装置(100)は、磁場勾配コイル(13)が磁石(11)に対して相対移動しているときに被験者(16)のMRI画像を取得することを特徴とする。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

所定の領域空間に静磁場を形成する磁石と、
前記静磁場を形成する磁石に対して相対移動可能に配設されて、前記静磁場に傾斜磁場を付与する磁場勾配コイルと、
被検体に含まれる原子核スピンを励起させる高周波信号を照射するとともに、前記原子核スピンによる核磁気共鳴信号を受信する共振コイルと、
を備えること
を特徴とする計測装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の計測装置において、
前記静磁場が形成された領域空間を前記磁場勾配コイルが相対移動している間に、前記共振コイルを介して前記被検体に前記高周波信号を照射するとともに、前記核磁気共鳴信号を受信し、取得すること
を特徴とする計測装置。

10

【請求項 3】

請求項 2 に記載の計測装置において、
前記取得した核磁気共鳴信号に基づき、さらに、前記被検体の磁気共鳴画像を生成すること
を特徴とする計測装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 に記載の計測装置において、
前記静磁場が形成された領域空間に近隣する第 2 の領域空間に前記静磁場と異なる第 2 の静磁場を形成する第 2 の磁石をさらに備え、
前記磁場勾配コイルは、前記磁石及び前記第 2 の磁石の両方に対して相対移動可能に配設され、
前記第 2 の静磁場が形成された第 2 の領域空間を前記磁場勾配コイルが相対移動している間に、前記共振コイルを介して前記被検体に含まれる電子スピンを励起する高周波信号を照射し、
前記静磁場が形成された領域空間を前記磁場勾配コイルが相対移動している間に、前記共振コイルを介して前記被検体に含まれる原子核スピンを励起する高周波信号を前記被検体に照射するとともに、前記核磁気共鳴信号を受信し、取得すること
を特徴とする計測装置。

30

【請求項 5】

請求項 4 に記載の計測装置において、
前記取得した核磁気共鳴信号に基づき、さらに、前記被検体の磁気共鳴画像を生成すること
を特徴とする計測装置。

【請求項 6】

請求項 4 に記載の計測装置において、
前記磁場勾配コイルは、円柱状の基台に固定して配設され、
前記磁石及び前記第 2 の磁石は、前記円柱状の基台の円形上面の周縁部に沿って回動可能に配設され、
前記磁場勾配コイルは、前記磁石及び前記第 2 の磁石が前記円柱状の基台の円形上面の周縁部に沿って回動するとき、前記磁石及び前記第 2 の磁石それぞれによってそれぞれ形成される前記静磁場及び前記第 2 の静磁場の中を相対的に移動すること
を特徴とする計測装置。

40

【請求項 7】

所定の領域空間に静磁場を形成する磁石と、
前記静磁場を形成する磁石に対して相対移動可能に配設されて、前記静磁場に傾斜磁場

50

を付与する磁場勾配コイルと、

被検体に含まれる原子核スピンを励起させる高周波信号を照射するとともに、前記原子核スピンによる核磁気共鳴信号を受信する共振コイルと、

を少なくとも備えた計測装置によって行われる計測方法において、

前記計測装置は、

前記静磁場が形成された領域空間を前記磁場勾配コイルが相対移動している間に、前記共振コイルを介して前記被検体に前記高周波信号を照射するとともに、前記核磁気共鳴信号を受信し、取得すること

を特徴とする計測方法。

【請求項 8】

10

請求項 7 に記載の計測方法において、

前記計測装置は、前記取得した核磁気共鳴信号に基づき、さらに、前記被検体の磁気共鳴画像を生成すること

を特徴とする計測方法。

【請求項 9】

請求項 7 に記載の計測方法において、

前記計測装置は、前記静磁場が形成された領域空間に近隣する第 2 の領域空間に前記静磁場と異なる第 2 の静磁場を形成する第 2 の磁石をさらに備え、

前記磁場勾配コイルは、前記磁石及び前記第 2 の磁石の両方に対して相対移動可能に配設され、

20

前記計測装置は、

前記第 2 の静磁場が形成された第 2 の領域空間を前記磁場勾配コイルが相対移動している間に、前記共振コイルを介して前記被検体に含まれる電子スピンを励起する高周波信号を前記被検体に照射し、

前記静磁場が形成された領域空間を前記磁場勾配コイルが相対移動している間に、前記共振コイルを介して前記被検体に含まれる原子核スピンを励起する高周波信号を前記被検体に照射するとともに、前記核磁気共鳴信号を受信し、取得すること

を特徴とする計測方法。

【請求項 10】

30

請求項 9 に記載の計測方法において、

前記計測装置は、前記取得した核磁気共鳴信号に基づき、さらに、前記被検体の磁気共鳴画像を生成すること

を特徴とする計測方法。

【請求項 11】

請求項 9 に記載の計測方法において、

前記磁場勾配コイルは、円柱状の基台に固定して配設され、

前記磁石及び前記第 2 の磁石は、前記円柱状の基台の円形上面の周縁部に沿って回動可能に配設され、

前記磁場勾配コイルは、前記磁石及び前記第 2 の磁石が前記円柱状の基台の円形上面の周縁部に沿って回動するとき、前記磁石及び前記第 2 の磁石それぞれによってそれぞれ形成される前記静磁場及び前記第 2 の静磁場の中を相対的に移動すること

40

を特徴とする計測方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、核磁気共鳴 (NMR : Nuclear Magnetic Resonance) 信号を取得する、又は、さらに磁気共鳴イメージング (MRI : Magnetic Resonance Imaging) 画像を取得する計測装置及び計測方法に関する。

【背景技術】

【0002】

50

磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI装置という）は、核磁気共鳴現象を利用して被検体における原子核スピンの密度分布、緩和時間分布などを計測し、その計測データに基づき被検体の断面の画像を生成し、表示する装置である。

【0003】

一般に、被検体の中に含まれる原子核スピンは、均一な静磁場（主磁場）の中では、その主磁場の強さによって定まる周波数（ラーモア周波数）で主磁場の方向を軸として歳差運動を行う。このような状態の原子核スピんに、ラーモア周波数に等しい周波数の高周波の電磁波（RFパルス）が照射されると、原子核スピンは励起され、高いエネルギー状態に遷移する（核磁気共鳴現象）。続いて、この電磁波の照射が打ち切られると、原子核スピンは、それぞれの状態に応じた時定数で、原子核スピンはもとの低いエネルギー状態に
10

【0004】

さらに、MRI装置では、主磁場空間に3軸の傾斜磁場が印加される。この傾斜磁場の印加は、検出されるNMR信号に位置情報を付加する目的で行われ、その傾斜の方向は、スライス方向、エンコード方向、リードアウト方向に対応している。その結果、MRI装置は、受信したエコー信号列を2次元フーリエ分析することにより、被検体内部の2次元画像を生成することが可能になる。

【0005】

ところで、MRI装置は、各種医療用の診断装置として盛んに用いられるようになったばかりでなく、さらに新たな展開が図られようとしている。従来の多くのMRI装置は、静止した状態の被検体のMRI画像を取得するものであったが、例えば、非特許文献1には、TimCT（Continuous Table move）と称する技術で、移動中の被検体のMRI画像を取得する例が示されている。そのTimCT技術によれば、被検体を載置したテーブルをMRI装置の主磁場の中を連続して移動させることにより、患者などの被検体の頭から足までの全身のMRI画像を得ることができるとい
20

【0006】

また、特許文献1には、被検体のESR（Electron Spin Resonance）/NMR融合型画像を取得することを特徴とする融合型MRI装置の例が示されている。特許文献1によれば、その融合型MRI装置は、ESR用の静磁場を形成する第1の磁石、NMR用の静磁場を形成する第2の磁石、及び、前記のESR用の静磁場とNMR用の静磁場との間で被検体を移動させる移動手段を備えている。そして、ESR用の静磁場の中で被検体に含まれる電子スピンを励起したうえで、その被検体をNMR用の静磁場の中へ移動させ、そのMRI画像を取得する。
30

【0007】

このような融合型MRI装置では、ESR用の静磁場で励起された電子スピンの大きさをNMR用の静磁場では、いわゆるオーバーハウザー効果によって大きく増幅されたNMR信号として計測することができる。従って、こうして得られたNMR信号に基づき生成された被検体のMRI画像から、NMR用の静磁場だけの通常のNMR信号に基づき生成された被検体のMRI画像を差し引くことにより、高感度、高解像度の電子スピン磁気共鳴画像（ESRI）を得ることができる。
40

【0008】

さらに、このESRI画像を通常のNMRに基づくMRI画像に重ね合わせて生成したESR/NMR融合型画像を表示すれば、電子スピンの強度分布などが被検体の形態画像の中で可視化されたものになる。電子スピンは、生体の中では、その多くが活性酸素など遊離基（フリーラジカル）の対電子に由来するものであるため、このような融合型MRI装置は、多くの生理現象や疾患成因などに密接に関連する遊離基を含むレドックス代謝の状況の可視化に優れた効果を奏する。なお、このような融合型MRI装置は、OMRI（オーバーハウザー効果MRI）装置、PEDRI（Proton Electron Double Resonance
50

Imaging) 装置、R e M I (Redox Molecular Imaging) 装置などと呼ばれている。

【0009】

特許文献1に開示された融合型MRI装置では、電子スピンの強度分布(すなわち、遊離基の分布など)の時間推移を容易に取得可能なように、被検体を搭載した前記移動手段は、ESR用の静磁場とNMR用の静磁場との間で繰り返して反復移動可能なように構成されている。しかしながら、この融合型MRI装置では、被検体が停止してからNMR信号の計測が行われるため、移動手段の移動、停止時には大きな加速度を生じる。このとき、被検体の生体などには大きな負荷がかかる。

【0010】

特許文献2には、ESR用の静磁場を形成する第1の磁石及びNMR用の静磁場を形成する第2の磁石を所定の円軌道に沿って回転移動させることにより、被検体を停止させたままの状態、被検体がESR用の静磁場及びNMR用の静磁場の中を繰り返して通過(相対通過)できるように構成された融合型MRI装置の例が開示されている。この融合型MRI装置では、被検体が停止したままの状態、NMR信号が計測されるので、生体などの被検体にかかる加速度などの負荷の問題は解決される。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】特開2006-204551号公報

【特許文献2】特表2011-527222号公報

20

【非特許文献】

【0012】

【非特許文献1】諸井貴, "Step up MRI 2010 - 技術開発最前線:MTI-TimCT-Timを基礎とした最先端撮像技術", [online], 2010年9月, [平成26年5月23日検索], インターネット <URL: <http://www.innervision.co.jp/suite/siemens/technote/100966/> >

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

非特許文献1に示されたTimCT技術を用いたMRI装置では、その主磁場の中を、被検体を搭載したテーブルを通過させることにより、例えば、人の全身のMRI画像を得ることができる。これは、通常のMRI装置では不可能とされる移動中の被検体の撮像に成功している事例である。しかしながら、そのMRI装置では、テーブルすなわち被検体を移動させる移動速度が遅いため(この移動速度は、数cm/秒程度であり、NMR信号検出時間に比して十分に遅い)、例えば撮像速度の向上に限界があった。

30

【0014】

ここで、撮像時間のさらなる短縮のために被検体の移動速度を速くした場合、人に与える加速度の問題などさまざまな問題の解決をしなければならない。例えば、移動速度が遅い場合には、撮像対象部位がNMRの主磁場の均一な領域を通過する時間が短くなるので、原子核スピンの励起からNMR信号の受信に到るまでの撮像シーケンス時間内に、磁石の磁場均一度の高い領域を通過してしまうことも想定される。そのような場合には、磁気共鳴信号が乱れ、良好なMRI画像の取得ができなくなることが考えられる。

40

【0015】

また、特許文献2に示された融合型MRIでは、特許文献1に示された融合型MRIにおける被検体を受ける加速度の問題は解決されているが、代わりに、傾斜磁場を生成する磁場勾配コイルへの接続給電部の構成が複雑になるという問題と、傾斜磁場コイルと被検体の中心位置を撮像シーケンス中で適切に合わせなければ画像のずれが生じるという問題がある。

【0016】

磁場勾配コイルは、少なくとも3つの独立したコイルからなり、それぞれのコイルにより、x, y, zの3軸方向の傾斜磁場が形成される。そして、その3つの独立したコイル

50

には、給電するための電源ケーブルが少なくとも6本必要となる。特許文献2に示された融合型MRIでは、磁場勾配コイルは、NMR用の静磁場を形成する第2の磁石に固定され、第2の磁石とともに繰り返し同じ方向に回転移動する。従って、電源ケーブルを磁場勾配コイルへ単純に接続すると、電源ケーブルは、磁場勾配コイルの回転とともにねじれてしまう。この電源ケーブルのねじれを防止するためには、磁場勾配コイルへの接続給電部にさまざまな工夫が必要となり、その結果、接続給電部の構成が複雑になる。

【0017】

そこで、本発明は、被検体又は主磁場（静磁場）を形成する磁石を高速に移動させても良好なMRI画像を取得することができ、磁場勾配コイルへの接続給電部を簡単な構成で済ませることができ、また、MRI撮像のための調整が容易な計測装置及び計測方法を提供すること、を目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0018】

以上の発明の目的は、基本的には、NMR用の静磁場（主磁場）を形成する磁石に対して、磁場勾配コイルを相対移動可能な構成にすることによって達成される。すなわち、本発明に係る計測装置は、所定の領域空間に静磁場を形成する磁石と、前記静磁場を形成する磁石に対して相対移動可能に配設されて、前記静磁場に傾斜磁場を付与する磁場勾配コイルと、被検体に含まれる原子核スピンを励起させる高周波信号を照射するとともに、前記原子核スピンによる核磁気共鳴信号を受信する共振コイルと、を備えることを特徴とする。

20

【0019】

また、前記計測装置は、前記静磁場が形成された領域空間を前記磁場勾配コイルが相対移動している間に、前記共振コイルを介して前記被検体に前記高周波信号を照射するとともに、前記核磁気共鳴信号を受信し、取得すること、又は、前記取得した核磁気共鳴信号に基づき、前記被検体の磁気共鳴画像を取得することを特徴とする。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、被検体又は主磁場（静磁場）を形成する磁石を高速に移動させてもMRI画像を取得することができ、磁場勾配コイルへの接続給電部を簡単な構成で済ませることができ、また、MRI撮像のための調整が容易になる。なお、発明の構成とその効果との関係については、実施形態の説明の中で詳しく論じる。

30

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る被験者全身撮像用のMRI装置の側方からの断面構造の例を模式的に示した図。

【図2】本発明の第1の実施形態に係る被験者全身撮像用のMRI装置の前方からの断面構造の例を示した図。

【図3】本発明の第1の実施形態に係る被験者全身撮像用のMRI装置の上面図の例を示した図。

【図4】本発明の第2の実施形態に係るESR/NMR融合型MRI装置の斜視図の例を模式的に示した図。

40

【図5】本発明の第2の実施形態に係るESR/NMR融合型MRI装置の上面図の例を示した図。

【図6】本発明の第2の実施形態に係るESR/NMR融合型MRI装置の側方からの断面構造の例を示した図。

【図7】本発明の第2の実施形態に係るESR/NMR融合型MRI装置において、磁場勾配コイルを配置する位置の例を示した図。

【図8】本発明の第2の実施形態に係るESR/NMR融合型MRI装置によって取得されたMRI画像を、従来のMRI装置によって取得されたMRI画像と比較して示した図。

50

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。

【0023】

<第1の実施形態>

図1は、本発明の第1の実施形態に係る被験者全身撮像用のMRI装置100の側方からの断面構造の例を模式的に示した図、図2は、同MRI装置100の前方からの断面構造の例を示した図、図3は、同MRI装置100の上面図の例を示した図である。

【0024】

図1、図2及び図3に示すように、第1の実施形態に係る被験者全身撮像用のMRI装置100は、いわゆるオープン型のMRI装置である。従って、NMR用の主磁場は、互いに上下に離間して略水平に配設された2つの磁石11で挟まれた空間に形成される。そして、被検体である被験者16は、テーブル15に載置された状態で、その主磁場が形成された空間に挿入される。

10

【0025】

ここで、上下2つの磁石11によって形成される主磁場空間の大きさは、テーブル15及び被験者16の全体を収容可能な程度十分に大きいものとする。そして、被験者16は、その体軸方向が上下2つの磁石11の長尺方向に沿うように主磁場空間の中に挿入される。

【0026】

また、上下2つの磁石11と被験者16とのそれぞれの間には、磁場勾配コイル13がそれぞれ1つずつ配設される。そして、この上下2つの磁場勾配コイル13は、互いに固定して連結され、磁石11の長尺方向（被験者16の体軸方向）に沿って前後に移動可能に構成される。そして、上下2つ磁場勾配コイル13に挟まれた空間（被験者16が挿入される空間）には、原子核スピンの励起からNMR信号受信までの撮像シーケンスの中で、適宜、x方向、y方向又はz方向の傾斜磁場が形成される。

20

【0027】

ここで、上下2つの磁場勾配コイル13を磁石11の長尺方向に沿って移動させる機構は、例えば、図2及び図3に示すように、下部の磁石11の両脇の床などに、その長尺方向に沿って設けられた2つの軌道19上を走行する2つの台車18によって実現することができる。この場合、上下2つの磁場勾配コイル13は、2つの台車18によって強固に支持されるとともに、2つの台車18の走行とともに前後に移動する。

30

【0028】

なお、図1～図3のいずれにも図示されていないが、被検体（被験者16）の中に含まれる原子核スピンを励起させる高周波信号（電磁波）を発生するとともに、原子核スピンによる共鳴信号（磁気共鳴信号：NMR信号）を受信するための共振コイルが磁場勾配コイル13に固定して取り付けられている。すなわち、図示しない共振コイルは、磁場勾配コイル13と一体となって移動する。

【0029】

続いて、以上のように構成された被験者全身撮像用のMRI装置100を用いて、被験者16の頭から足先までの全身のMRI画像を取得する手順について説明する。ここで、MRI装置100は、図示しない制御装置を有し、その制御装置は、台車18すなわち磁場勾配コイル13を移動させる制御、磁場勾配コイル13に電流を流し、傾斜磁場を形成する制御、共振コイル（図示省略）から高周波信号を出力するとともに、NMR信号を受信する制御などを実行する。

40

【0030】

最初に、テーブル15に載置された被験者16が上下2つの磁石11に挟まれた主磁場空間に挿入される。その後、テーブル15及び被験者16が静止した状態で被験者16の全身のMRI撮像が行われる。このとき、制御装置は、まず、台車18を駆動して、磁場勾配コイル13を上下2つの磁石11に挟まれた主磁場空間の一方の端部（例えば、被験

50

者 16 の頭側の端部に寄せる。次に、制御装置は、台車 18 に対し、前記主磁場の他方の端部までの一定速度での走行を指令するとともに、磁場勾配コイル 13 及び共振コイルに対し、所定の撮像シーケンスに基づく高周波信号の発生、傾斜磁場の発生、NMR 信号の受信を繰り返し指令する。

【0031】

すなわち、制御装置は、磁場勾配コイル 13 及び共振コイルを均一な主磁場の中で移動させながら所定の撮像シーケンスを繰り返し実施する。従って、制御装置は、その撮像シーケンスが実施されるたびに、磁場勾配コイル 13 の中心位置の近傍でスライスされた被験者 16 の MRI 画像を取得することができる。

【0032】

ところで、従来一般的な MRI 装置では、磁場勾配コイルは、主磁場を形成する磁石と一体的に構成されており、磁場勾配コイルが主磁場を形成する磁石から構造的に切り離され、その磁石に対して独立に移動するような構造は全く想定されていなかった。これは磁場勾配コイルがシム調整と呼ばれる磁場の均一度を向上させる役割も担っているからである。つまり、磁場勾配コイルが主磁場を形成する磁石に対して移動すると、ある相対位置でシム調整をして磁場の均一度を向上させても、相対位置が変われば調整が無効になり再調整が必要になるからである。さらに、ファラデーの電磁誘導の法則によれば、傾斜磁場コイルを貫く磁束が変化すると誘導電流が生じ、その誘導電流がノイズ源となってしまうからでもある。

【0033】

以上の従来常識的な考えに対し、本実施形態では、勾配磁場コイル 13 を、主磁場を形成する磁石 11 とは別体の構造体とし、磁石 11 の長尺方向に沿って前後に移動可能なものとしている。すなわち、本実施形態に係る MRI 装置 100 は、磁石 11 及び被験者 16 を静止させ、代わりに勾配磁場コイル 13 を移動させる構造とすることにより、実質的に移動する（つまり、相対移動する）被験者 16 の全身の MRI 画像を取得することが可能な構成となっている。そして、本発明の発明者らの予備的な実験では、勾配磁場コイル 13 を高速移動させても実用に耐え得る程度に良好な MRI 画像が得られている。

【0034】

また、本実施形態では、勾配磁場コイル 13 を高速移動させることにより、実質的に被験者 16 を高速移動させたときの MRI 画像の取得が可能になるので、被験者 16 が受ける加速度の問題も生じない。さらに、本実施形態では、勾配磁場コイル 13 は回転しないので、勾配磁場コイル 13 に接続する電源ケーブルがねじれる問題も生じない。

【0035】

また、本実施形態では、原子核スピンの励起から NMR 信号受信までの撮像パラメータを調整し、一度の信号取得時間が数 10 ミリ秒以下になるようにしている。従って、勾配磁場コイル 13 を、例えば、毎秒数 m 程度の非常に速い速度で移動させたとしても、NMR 信号取得は可能であり、実用に耐えうる MRI 画像を得ることが可能になった。

【0036】

さらに、FOV の中心位置を定義する傾斜磁場コイル 13 が被検体の撮像したい箇所位置の中心と一致させることができるため、感度の高い FOV の中心で、撮像したい箇所を撮像することが出来る。

【0037】

< 第 2 の実施形態 >

図 4 は、本発明の第 2 の実施形態に係る ESR / NMR 融合型 MRI 装置 200 の斜視図の例を模式的に示した図、図 5 は、同 ESR / NMR 融合型 MRI 装置 200 の上面図の例を示した図、図 6 は、同 ESR / NMR 融合型 MRI 装置 200 の側方からの断面構造の例を示した図、図 7 は、同 ESR / NMR 融合型 MRI 装置 200 において、磁場勾配コイルを配置する位置の例を示した図である。なお、この ESR / NMR 融合型 MRI 装置 200 は、小動物や人体の一部などにおける活性酸素や遊離基（フリーラジカル）を含むレドックス代謝の研究用に用いられることを想定している。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

図4～図7に示すように、第2の実施形態に係るESR/NMR融合型MRI装置200では、上下2つに分離された第1の磁石21、及び、同様に上下2つに分離された第2の磁石22は、略水平な上面を有する円柱形状の基台30の上部に配設される。これら上下2つずつの第1の磁石21及び第2の磁石22は、いずれも、円柱形状の基台30の中心軸と同軸上に配設された回転柱32に、支持部材(図示省略)を介して、一体的に取り付けられている。従って、回転柱32が回転すると、第1の磁石21及び第2の磁石22は、回転柱32と一体となって回転する。そのため、第1の磁石21及び第2の磁石22上に含まれる点を基台30上面へ投影すると、その投影点は円の軌跡を描く。

【 0 0 3 9 】

なお、本実施形態では、2つの第1の磁石21に挟まれた空間には、例えば、0.3T(テスラ)のNMR用の静磁場(主磁場)が形成され、2つの第2の磁石22に挟まれた空間には、例えば、0.013TのESR用の静磁場が形成されるとしている。一般的に、NMR用の静磁場としては大きな磁場強度が求められるので、第1の磁石21は、どうしても大きく重くなるため、回転柱32に強固に支持される。また、ESR用の静磁場では、電子スピンを十分に励起する時間を確保するため、第2の磁石22の平面形状は、幅を持った「C」字形状となっている。

【 0 0 4 0 】

また、図7に示されているように、2つの第1の磁石21の上下の離間距離は、2つの第2の磁石22の上下の離間距離と略同じである。そして、被検体26は、2つの第1の磁石21で挟まれた空間(又は、2つの第2の磁石22で挟まれた空間でもよい)に、テーブル25に載置された状態で挿入される。このとき、被検体26の上部で上側の第1の磁石21(又は、第2の磁石22)との間、及び、被検体26の下部で下側の第1の磁石21(又は、第2の磁石22)との間には、それぞれ磁場勾配コイル23が配設されている。

【 0 0 4 1 】

また、図4及び図6に示されているように、被検体26を載置したテーブル25は、支持台33によって支持され、さらに、支持台33は、基台30が据え付けられた床の近傍に据え付けられている。また、上下2つの磁場勾配コイル23は、連結部材29により互いに強固に連結されるとともに(図7参照)、テーブル25の一部又は基台30の上面に固定されている(図示省略)。

【 0 0 4 2 】

従って、本実施形態では、回転柱32が回転し、第1の磁石21及び第2の磁石22が回転しても、被検体26及び磁場勾配コイル23は、静止したままの状態にある。すなわち、本実施形態では、回転柱32が回転したときには、NMR用の静磁場が形成された空間及びESR用の静磁場が形成された空間が交互に被検体26及び磁場勾配コイル23を横切ることになる。逆にいえば、被検体26及び磁場勾配コイル23は、NMR用の静磁場が形成された空間及びESR用の静磁場が形成された空間の中を次々に移動(相対移動)することになる。

【 0 0 4 3 】

さらに、本実施形態では、NMR用共振コイル27及びESR用共振コイル28は、磁場勾配コイル23又は連結部材29に固定されており、従って、NMR用共振コイル27及びESR用共振コイル28は、回転柱32が回転しても静止している。ここで、ESR用共振コイル28の共振周波数は、ESR用の静磁場が0.013Tの程度のとき370MHzであり、NMR用共振コイル27の共振周波数は、NMR用の静磁場が0.3Tの程度のとき12MHz程度である。

【 0 0 4 4 】

また、本実施形態では、ユーザの利便性を図るために、被検体26を載置するテーブル25は、基台30の直径方向に移動可能に支持台33に支持されている。従って、ユーザは、テーブル25が第1の磁石21又は第2の磁石22で挟まれた空間から引き出された

10

20

30

40

50

状態で被検体 26 をテーブル 25 上に載置することができ、そのテーブル 25 に載置された被検体 26 を第 1 の磁石 21 又は第 2 の磁石 22 で挟まれた空間の中へ挿入することができる。

【0045】

以上のように構成された ESR/NMR 融合型 MRI 装置 200 は、前記した OMRI (オーバーハウザー効果 MRI) 装置として用いられる。すなわち、被検体 26 に含まれる不対電子の電子スピンは、被検体 26 が第 2 の磁石 22 によって形成された ESR 用の静磁場の中を相対移動している間に、ESR 用共振コイル 28 から照射される高周波信号 (電磁波) によって励起される。このとき、その不対電子を含む原子核スピンは、オーバーハウザー効果によって励起される。次に、被検体 26 が第 1 の磁石 21 によって形成された NMR 用の静磁場の中を移動 (相対移動) すると、所定の NMR 撮像シーケンスに従って NMR 用共振コイル 27 から高周波信号 (電磁波) が被検体 26 に照射され、原子核スピンが励起されるとともに、適宜、磁場勾配コイル 23 によって傾斜磁場が印加され、NMR 用共振コイル 27 によって被検体 26 からの NMR 信号が受信される。

10

【0046】

こうして受信される NMR 信号には、オーバーハウザー効果によって励起された原子核スピンからの共鳴信号も含まれる。従って、その NMR 信号から生成される MRI 画像には、オーバーハウザー効果によって励起された原子核スピン、すなわち、不対電子の電子スピンの分布情報などが含まれることになる。すなわち、OMRI 画像が得られる。

【0047】

なお、ESR/NMR 融合型 MRI 装置 200 は、第 1 の実施形態の場合と同様に、図示しない制御装置を有している。そして、その制御装置は、回転柱 32 すなわち第 1 の磁石 21 及び第 2 の磁石 22 を回転させる制御、第 1 の磁石 21 の回転位置を検知して、磁場勾配コイル 13 に電流を流し、傾斜磁場を形成する制御、第 1 の磁石 21 又は第 2 の磁石の回転位置を検知して、NMR 共振コイル 27 又は ESR 共振コイル 28 から高周波信号を出力するとともに、NMR 信号を受信する制御などを行う。

20

【0048】

本実施形態に係る ESR/NMR 融合型 MRI 装置 200 は、通常の MRI 装置として利用することもできる。その場合には、第 1 の磁石 21 及び第 2 の磁石 22 の回転を、被検体 26 が第 1 の磁石 21 によって形成される NMR 用の静磁場の略中心に位置する状態で停止さえすればよい。このときには、被検体 26 の第 1 の磁石 21 に対して静止した状態での MRI 画像を得ることができる。

30

【0049】

また、本実施形態に係る ESR/NMR 融合型 MRI 装置 200 では、第 1 の磁石 21 及び第 2 の磁石 22 が回転している状態でも、通常というような MRI 画像を得ることができる。すなわち、被検体 26 が第 2 の磁石 22 によって形成された ESR 用の静磁場の中を相対移動しているときに ESR 用共振コイル 28 から高周波信号を照射しないようにすれば、オーバーハウザー効果が生じないので、被検体 26 が第 1 の磁石 21 によって形成された NMR 用の静磁場の中を相対移動している間に通常の MRI 画像を得ることができる。

40

【0050】

さらに、本実施形態に係る ESR/NMR 融合型 MRI 装置 200 では、不対電子の電子スピンの分布情報などを含む被検体 26 の MRI 画像 (OMRI 画像) と通常の被検体 26 の MRI 画像をと比較することにより、不対電子の電子スピンの分布情報を含む被検体 26 の MRI 画像を得ることができる。

【0051】

さらに、以上のようにして得られた不対電子の電子スピンの分布情報だけを含む被検体 26 の MRI 画像 (ESRI 画像) を同じ被検体 26 の通常の MRI 画像に重ね合わせて表示した画像は、被検体 26 の形態画像でもある通常の MRI 画像上に不対電子の電子スピンの分布情報が表されたものとなる。しかも、本実施形態では、第 1 の磁石 21 及び第

50

2の磁石22を継続して回転させていけば、不対電子の電子スピンの分布情報が継続して得られるので、不対電子の電子スピン分布の時間推移の可視化が可能となる。この不対電子の電子スピン分布の時間推移は、活性酸素や遊離基（フリーラジカル）の動態を表したものとイえるため、これにより、レドックス反応の理解が深められる。

【0052】

以上のような本実施形態に係るESR/NMR融合型MRI装置200は、特許文献2に開示されているOMRI（融合型MRI）とほとんど同様の機能を有している。しかしながら、本実施形態では、磁場勾配コイル23が第1の磁石21から切り離された別体構造であるため、回転柱32の回転によって第1の磁石21及び第2の磁石22が回転しても、磁場勾配コイル23は、回転することなく、被検体26とともに静止している。

10

【0053】

従って、本実施形態では、磁場勾配コイル23が回転しないので、磁場勾配コイル23へ接続する電源ケーブルがねじれることはない。そのため、磁場勾配コイル23への電源ケーブルの接続給電部は、簡単な構成で済ませることができる。すなわち、本実施形態により、特許文献2に開示されたOMRIにおける生じる問題が解決される。

【0054】

また、第1の実施形態の説明でも触れたように、磁場勾配コイル23が第1の磁石21から切り離された別体構造は、従来の常識的な考えからは導出できるものではない。その理由は、前記したように、第1の磁石21により形成されるNMR用の静磁場の均一性の確保が困難と思われるからである。しかしながら、本発明の発明者らは、以上の常識的な考えに捉われずに、磁場勾配コイル23を第1の磁石21から切り離した別体の構造体としたものを試作したところ、実用に耐えうる良好なMRI画像及びOMRI画像が得られた。

20

【0055】

また、本実施形態では、第1の磁石21が回転するときの静止した被検体26に対する相対速度は、1～2m/秒である。これは、レドックス代謝の研究では、可能な限り短い間隔（例えば、1～2秒間隔）で電子スピンの強度分布（すなわち、活性酸素や遊離基の分布）の時間推移画像を取得することが求められているからである。

【0056】

ここで、第1の磁石21が回転するときの被検体26に対する相対速度を1～2m/秒とし、第1の磁石21によって形成されるNMR用静磁場の均一領域の長さが10cmとすると、原子核スピンの励起からMRI信号取得までの撮像シーケンスは、数10ミリ秒のうちに完了しなければならない。撮像シーケンスが従来のスピンエコー法やグラディエントエコー法などでは時間が掛かり過ぎ、その撮像シーケンスが完了する前に被検体26は、NMR用静磁場の均一領域から出てしまう。

30

【0057】

図8は、本発明の第2の実施形態に係るESR/NMR融合型MRI装置200によって取得されたMRI画像を、従来のMRI装置によって取得されたMRI画像と比較して示した図である。図8において、左側の画像は、被検体26として用いた豚足の写真である。また、中央の画像は、NMR用静磁場が1.5Tの一般的なMRI装置によって取得された豚足のMRI画像である。また、右側の画像は、本実施形態に係るESR/NMR融合型MRI装置200（NMR用静磁場の強度：0.3T、被検体26及び磁場勾配コイル23の相対移動速度：1m/秒）によって取得された豚足のMRI画像である。

40

【0058】

図8からわかるように、本実施形態に係るESR/NMR融合型MRI装置200でも、概ね実用に耐えうる程度に良好なMRI画像が得られていることが分かる。

【0059】

以上の通り、第2の実施形態に係るESR/NMR融合型MRI装置200では、第1の磁石22を、静止した被検体26及び磁場勾配コイル23に対して高速で移動させても、被検体26の良好なMRI画像を取得することができる。また、磁場勾配コイル23が

50

静止しているため、磁場勾配コイル 2 3 への接続給電部を簡単な構成で済ませることができ。また、撮像シーケンス中で、磁場勾配コイル 2 3 と被検体 2 6 との相対位置が変化しないので、とくに撮像タイミングを調整する必要なしに、F O V の中心で被検体を撮像することが出来るようになる。

【 0 0 6 0 】

なお、以上に説明した第 2 の実施形態に係る E S R / N M R 融合型 M R I 装置 2 0 0 が被検体 2 6 の M R I 画像又は O M R I 画像を取得せずとも、単に、N M R 信号又はオーバーハウザー効果などの D N P (Dynamic Nuclear Polarization) 効果を含んだ N M R 信号を取得し、分析する計測装置として用いることが可能なことは明らかである。

【符号の説明】

10

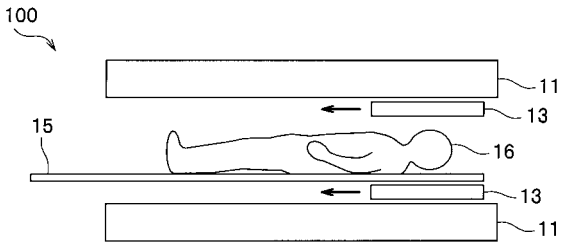
【 0 0 6 1 】

- 1 1 磁石
- 1 3 磁場勾配コイル
- 1 5 テーブル
- 1 6 被験者 (被検体)
- 1 8 台車
- 1 9 軌道
- 1 0 0 M R I 装置
- 2 0 0 E S R / N M R 融合型 M R I 装置 (M R I 装置)
- 2 1 第 1 の磁石
- 2 2 第 2 の磁石
- 2 3 磁場勾配コイル
- 2 5 テーブル
- 2 6 被検体
- 2 7 N M R 用共振コイル
- 2 8 E S R 用共振コイル
- 2 9 連結部材
- 3 0 基台
- 3 2 回転柱
- 3 3 支持台
- 1 0 0 M R I 装置
- 2 0 0 E S R / N M R 融合型 M R I 装置

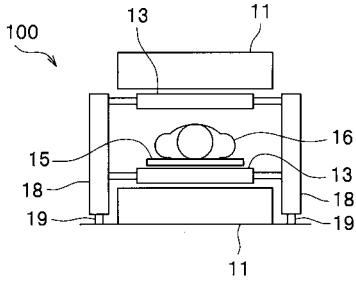
20

30

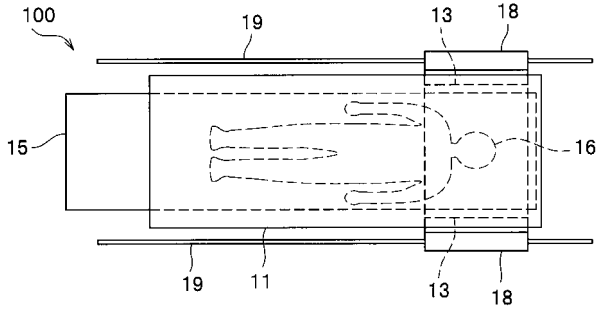
【 図 1 】



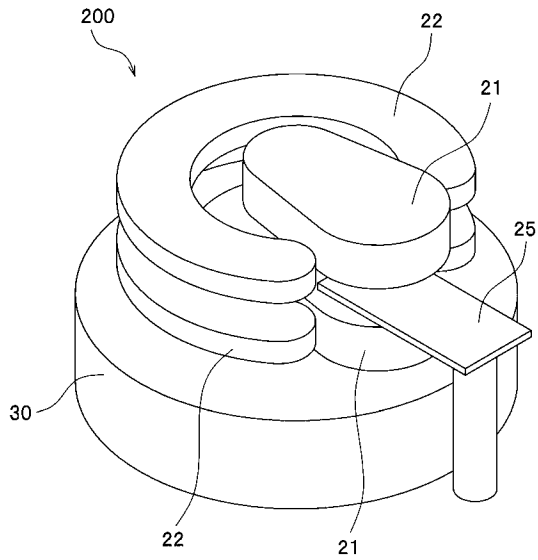
【 図 2 】



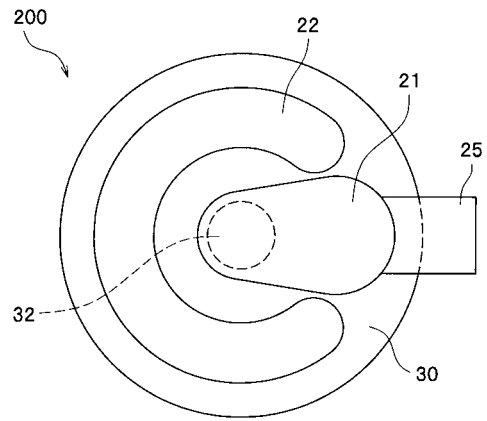
【 図 3 】



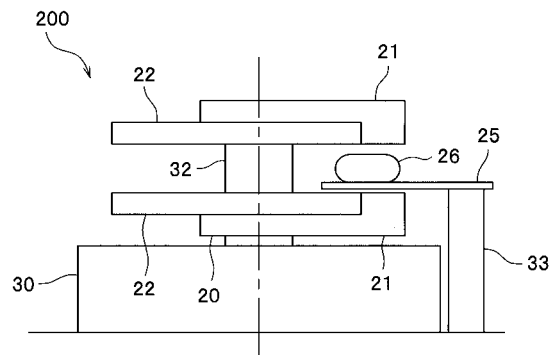
【 図 4 】



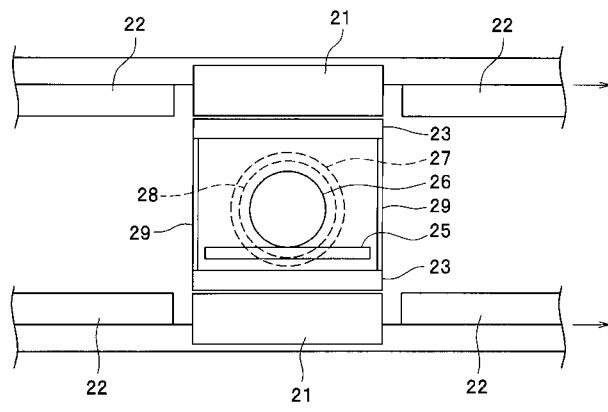
【 図 5 】



【 図 6 】



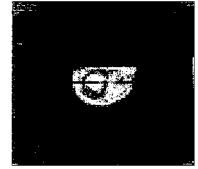
【 図 7 】



【 図 8 】



1.5T-MRI



磁石回転型ReMI
(回転時MRI撮像 0.3T)

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2014/064725
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER 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) A61B5/055, G01N24/00 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 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014 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	US 5304933 A (General Electric Co.), 19 April 1994 (19.04.1994), column 4, line 16 to column 5, line 7 (Family: none)	1/2-11
X/A	JP 5-228125 A (Toshiba Corp.), 07 September 1993 (07.09.1993), paragraphs [0017], [0050] to [0062] & US 5311134 A	1/2-11
A	JP 2010-227247 A (Kyushu University), 14 October 2010 (14.10.2010), paragraphs [0036] to [0039] & US 2012/0068705 A1 & WO 2010/110384 A1	1-11
<input 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 01 July, 2014 (01.07.14)		Date of mailing of the international search report 15 July, 2014 (15.07.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 6 4 7 2 5									
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											
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, G01N24/00											
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>1971-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2014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	1971-2014年	日本国実用新案登録公報	1996-2014年	日本国登録実用新案公報	1994-2014年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2014年										
日本国実用新案登録公報	1996-2014年										
日本国登録実用新案公報	1994-2014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	US 5304933 A (General Electric Company) 1994.04.19, 第4欄第16行~第5欄第7行 (ファミリーなし)	1/ 2-11									
X/ A	JP 5-228125 A (株式会社東芝) 1993.09.07, 段落【0017】、【0050】~【0062】 & US 5311134 A	1/ 2-11									
A	JP 2010-227247 A (国立大学法人九州大学) 2010.10.14, 段落【0036】~【0039】 & US 2012/0068705 A1 & WO 2010/110384 A1	1-11									
☐ 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 「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 「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 「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) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 01.07.2014		国際調査報告の発送日 15.07.2014									
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) 宮澤 浩	2Q 9407								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

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 N 24/10	5 1 0 Y
	G 0 1 N 24/12	5 1 0 B
	A 6 1 B 5/05	3 1 1

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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, IR, IS, JP, KE, KG, 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, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(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。