

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2002 年 9 月 19 日 (19.09.2002)

PCT

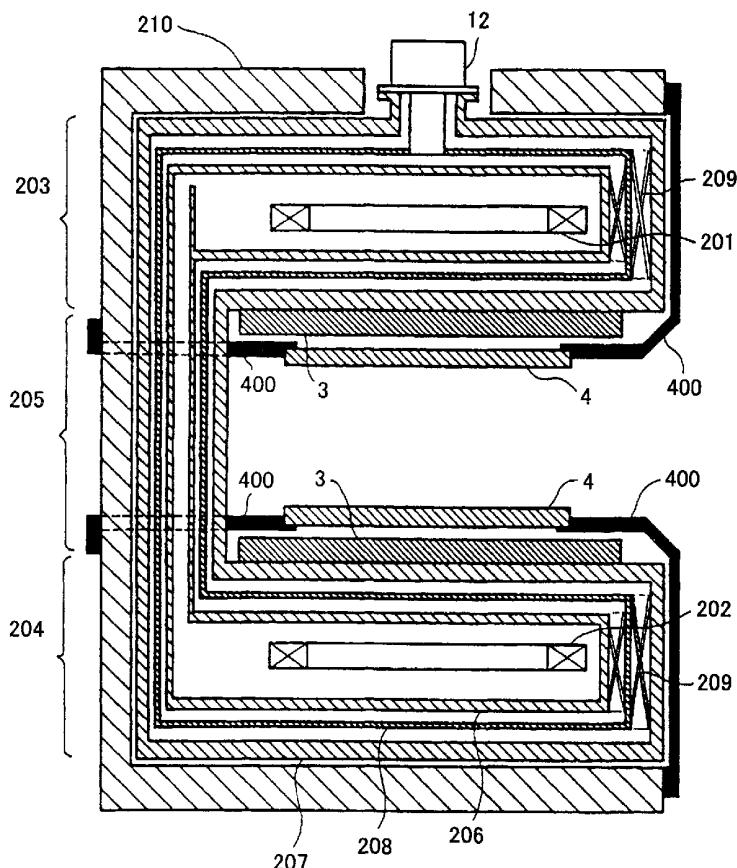
(10) 国際公開番号
WO 02/071942 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 5/055, G01R 33/3815 (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒100-0047 東京都千代田区 内神田一丁目 1 番 1 4 号 Tokyo (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP02/02421
- (22) 国際出願日: 2002 年 3 月 14 日 (14.03.2002) (72) 発明者; および
- (25) 国際出願の言語: 日本語 (75) 発明者 / 出願人 (米国についてのみ): 津田 宗孝 (TSUDA, Munetaka) [JP/JP]; 〒310-0847 茨城県 水戸市 米沢町 4 3 3-4 2 Ibaraki (JP). 吉野 仁志 (YOSHINO, Hitoshi) [JP/JP]; 〒277-0042 千葉県 柏市 逆井 3-1 7-3 0 Chiba (JP). 竹内 博幸 (TAKEUCHI, Hiroyuki) [JP/JP]; 〒277-0858 千葉県 柏市 豊上町 2 2-4 Chiba (JP). 宮脇 昇一 (MIYAWAKI, Shouichi) [JP/JP]; 〒277-0862 千葉県 柏市 篠籠田 5 5 6-9-1 0 2 Chiba (JP).
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2001-72289 2001 年 3 月 14 日 (14.03.2001) JP

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS AND STATIC MAGNETIC FIELD GENERATING APPARATUS USED THEREFOR

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置及びそれに用いられる静磁場発生装置



(57) Abstract: An MRI apparatus which employs an open superconducting magnet, cancels fluctuation of the static magnetic field caused by vibration, and has uniform and temporally stable magnetic field. This MRI apparatus comprises a static magnetic field generating magnet having magnetic field generating sources so disposed as to hold there between an image pickup space in which a subject is placed and magnetic field fluctuation reducing plates respectively disposed inside thereof. A gradient magnetic field coil is fixed to the static magnetic field generating magnet out of contact with the magnetic field fluctuation reducing plates. When the intensity of the magnetic field generated by the static magnetic field generating magnet is changed because of the vibration of the gradient magnetic field coil or the like while the MRI apparatus is operating, eddy current corresponding to the fluctuating component of the magnetic field is generated in the magnetic field fluctuation reducing plates. A magnetic

[続葉有]



(81) 指定国 (国内): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

(84) 指定国 (広域): ARIPO 特許 (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア特許

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

flux canceling the static magnetic field fluctuating component is generated by the eddy current, and, as a result, temporally stable static magnetic field can be obtained.

(57) 要約:

開放型の超電導磁石を採用したMRI装置において、振動による静磁場変動をキャンセルして、均一で時間的に安定な磁場を有するMRI装置を提供するために、本発明のMRI装置は、被検体が置かれる撮影空間を挟むように磁場発生源を配置した静磁場発生磁石とその内側にそれぞれ配置された磁場変動低減板とを備えている。傾斜磁場コイルは、磁場変動低減板に非接触状態で静磁場発生磁石に固定されている。MRI装置が撮影動作中に、傾斜磁場コイルやその他の振動が原因となって静磁場発生磁石の発生磁場強度が変化した場合、磁場変動低減板に磁場変動成分に対応した渦電流が発生する。この渦電流によって静磁場変動成分をキャンセルする磁束が発生させられ、その結果、時間的に安定な静磁場を得ることが可能となる。

明 細 書

磁気共鳴イメージング装置及びそれに用いられる静磁場発生装置

5 技術分野

本発明は磁気共鳴イメージング(以下、MRI と称する)装置に係わり、特に、被検者に圧迫感を与えない開放型の磁石を備え、かつ、装置の動作中の検査空間における磁場安定度を改善された MRI 装置及びそれに用いられる静磁場発生装置に関するものである。

10

背景技術

15

核磁気共鳴(NMR)現象を利用して人体の断層画像を得る MRI 装置は広く医療機関で使用されている。この MRI 装置は、被検体の検査部位の内部構造を画像上へ正確に反映するために、被検体を収容する空間(以下、検査空間または撮影空間という。)に均一な磁場強度を有した静磁場を発生する静磁場発生装置が必要とされる。

20

均一な静磁場空間は無限長のソレノイドコイル内で得られることから、MRI 装置に用いられる静磁場発生装置の多くは、所定の大きさを持った空間へ高強度でかつ高均一度の磁場を発生する細長い円筒状のソレノイドコイルと、このソレノイドコイルによって発生された静磁場の磁場均一度をさらに改善するシム機構とが組込まれた磁石構造を採用している。

25

前記円筒状のコイル内の細長い空間に被検体を収容して検査を行う MRI 装置は、被検体が検査時に体の周囲を前記円筒状のコイルに囲まれて長時間にわたってその狭い検査空間へ置かれる。このため、被検者は円筒状のコイルによって強い圧迫感を与えられる。この圧迫感に耐えることのできない閉所恐怖症の被検者や幼児等をこの円筒状のコイルを備えた MRI 装置で検査できないことがあった。

そこで、磁場強度の比較的に低い静磁場発生装置を備えた MRI 装置において、静磁場発生装置の側面に開口部を設けて検査空間を開放したガントリー構造や、

2

静磁場発生装置の前面に位置して設けられた被検者搬入部を広く開放したガン
トリー構造を採用した MRI 装置が開発され、近年著しく普及している。

前記開放型構造の MRI 装置は、磁場を発生させるための磁石に永久磁石や常
電導磁石を組み込まれたものであった。そのような永久磁石や常電導磁石を用
5 いた MRI 装置は、前記トンネル型の超電導磁石を用いた MRI 装置と比較した場
合、高速撮影モードで得られた画像の S/N が劣り、またスペクトロスコピク
イメージングや脳機能計測のような高度の機能計測を行うことには不向きであ
る。

そのため、超電導コイルを組み込んだ開放型磁石構造を持った MRI 装置の開
10 発が進められている。これに関連した技術として、特開平 10-179546 号公報、
特開平 11-156831 号公報や特開平 11-197132 号公報に記載されたものがある。

上述の超電導コイルを組み込んだ開放型磁石の発生磁場強度は 1.0 テスラを達
成することが可能である。これは従来の永久磁石や常電導コイルを用いた磁石
の 5 倍の磁場強度である。磁場強度が 5 倍になれば、NMR 信号強度もそれらの磁
15 場強度比とほぼ同じ 5 倍の値で得られ、リアルタイム計測など高速撮影モード
でも十分な S/N を確保することができる。

超電導コイルを収容した磁場発生装置の検査空間を前述の如く開放するため
には、従来のトンネル型の超電導コイルを 2 分割し、分割されたコイルをそれ
ぞれクライオスタットへ収容し、検査空間を挟んでそれらのクライオスタット
20 を対向配置する構造が採用される。

ところが、上記の如き構造の磁場発生装置は、本発明の発明者等が超電導開
放型 MRI 装置を開発する過程において、クライオスタットに収納された超電導
コイルが振動の影響を受け易いことが判明した。すなわち、従来のトンネル型
超電導コイルを組み込んだ磁場発生装置はコイルが一体に形成されてクライオ
25 スタットに収納されているので、振動が生じてもそれが一体となって振動する
ために均一磁場の位置がわずかにずれることがあっても磁場強度へ大きな影響
が及ぶことはなかった。しかし、開放型磁石においては、対向配置されたそれ
ぞれの静磁場発生用超伝導コイルの振動に差異を生ずることがあり、この振動
の差異が均一磁場の強度を変動させることがあることが判明した。

3

超電導コイルを振動させる原因には、磁石の設置環境からもたらされる振動と、パルス的に駆動される傾斜磁場発生手段からもたらされる振動及び傾斜磁場コイルの振動からもたらされる音響伝播による振動、さらにはヘリウム冷凍機の振動などの装置自体が発生する振動がある。これらの振動がクライオスタットを振動させ、その振動が超電導コイルに伝播すると、超電導コイルが振動することとなる。これらの超電導コイルを振動させる原因のうち、ヘリウム冷凍機や傾斜磁場発生手段はそれらの動作に対応して振動をクライオスタットへ与える。

超電導コイルを振動させるもう一つの原因は、傾斜磁場コイルが電流を印加された時に、傾斜磁場コイルの導体に電磁力が作用し、この反作用としての電磁力が超電導コイルの胴体へ作用することにある。

そして、上記傾斜磁場コイルやヘリウム冷凍機は周期的な動作をするがゆえに、超電導コイルが発生する静磁場に変動をもたらす。このような周期的な振動は振幅が小さければ画像への影響は無視できるものであるが、振幅がある程度の大きさになると無視し得ない静磁場変動となって、その影響は画像上に擬像（アーチファクト）となって現れ、画質を低下させる。

即ち、磁場が規則正しい時間間隔(ω)で振動した場合は、計測された NMR 信号が振動周波数 f ($=1/\omega$) で変調される。変調された信号をフーリエ変換して画像やスペクトルに変換処理すると、本来の画像とは別に振動周波数 f が実空間へ反映された位置に擬像が出現する。磁場変動は微少であっても、変動が規則正しいことにより、明確に画像上においては擬像となって、またスペクトルにおいては擬似ピークとなって現れる。

ヘリウム冷凍機や傾斜磁場コイルによる振動を低減する技術としては、米国特許公報 5,363,077 号や本発明者による特願 2000-203695 号に記載された技術がある。これらの技術は固定物体と振動体の間に機械的なたわみ構造体(バネ)を挿入するものであり、また振動体を質量の大きな物体(固定物体)に固定することによって振動体が持つ振動エネルギーを吸収するものである。これに対し、磁場変動成分をアクティブに補正する方法がある。例えば、米国特許公報 5,952,734 号に記載された方法は、振動による磁場の誤差成分を検出して、フ

ィードバック・ループにより磁場補正手段を駆動制御するものである。また本発明者は、ヘリウム冷凍機のような特定の周期的な機械的振動による磁場振動に対して、検出誤差成分を排除して正確に補正磁場を発生するよう磁場補正手段を制御する技術を提案している（特願 2000-34027 号）。この技術は、周期的な振動による磁場変動に対しては非常に有効である。

しかし、この技術は、超電導コイル及び／またはその支持機構の共振によってもたらされる静磁場の変動には対応することができなかった。本発明者らの研究によれば、開放型静磁場発生装置内の超電導コイルは、傾斜磁場コイルの機械的振動により周期的に振動させられるのみならず、傾斜磁場コイルへの電流印加がもたらす超電導コイルへの電磁力によりその印加周期の特定値に対して分割構造の超電導コイル全体或いはその一部が振動し、特に超電導コイル及び／またはその支持機構が共振すると振動振幅が大きく変化することが判明した。そして、その振幅が大きくなると静磁場強度が変動することが判明した。

この超電導コイルの共振による磁場変動は、近年、高速スピンエコー（FSE：Fast Spin Echo）法やエコープレナー（Echo Planar）法等の新たな高速撮像法が多用されるのに伴って、傾斜磁場発生手段に短時間に大きなエネルギーが印加されるようになったこと、すなわち、傾斜磁場コイルの振動エネルギーが飛躍的に増大したこと、また、撮影条件のパラメータの設定範囲が拡大されたことによって傾斜磁場コイルの機械的振動周期が大きく変化することになったこと等から無視できないものとなった。

本発明は上記観点に鑑みてなされたもので、本発明の第 1 の目的は、開放型の MRI 装置の振動による静磁場変動を外部からエネルギーを与えることなく実質的にキャンセルして、得られる検査結果の信頼性を向上できる MRI 装置を提供することにある。

本発明の第 2 の目的は、開放型超電導コイルが振動することによって生ずる静磁場強度の変動を実質的に低減またはキャンセルする技術を提供することにある。

本発明の第 3 の目的は、開放型の静磁場発生装置が振動しても画像上にアーチファクトが発生せずに医師の診断に好適な、良好な画質を有した画像が得ら

5

れる MRI 装置を提供することにある。

本発明の第 4 の目的は、単純な静磁場変動低減機構によって静磁場強度の安定性が保たれる開放型 MRI 装置を提供することにある。

5 本発明の第 5 の目的は、静磁場の変動低減機構を設けても撮影空間を広く確保された開放型 MRI 装置を提供することにある。

本発明の第 6 の目的は、静磁場の均一度を向上するパッシブシミング機構と静磁場変動低減機構との双方を設けても撮影空間を広く確保された開放型 MRI 装置を提供することにある。

10 本発明の第 7 の目的は、MRI 装置として構成されたときに上記第 1 から第 6 の目的が達成される静磁場発生装置を提供することにある。

発明の開示

15 従来、MRI 装置の分野に携わる技術者は、傾斜磁場発生手段が発生する傾斜磁場による渦電流の発生を極力抑えるために、静磁場発生手段を含む傾斜磁場発生手段の近傍の領域には、渦電流を発生する部材を配置しないことを当然視してきた。その理由は、傾斜磁場発生手段の近傍に渦電流を発生する部材が配置されていると、傾斜磁場発生手段へ電流をパルス状に印加した時に、傾斜磁場発生手段の近傍に配置されている渦電流発生部材へ渦電流が発生され、この渦電流によって傾斜磁場の強度の波形に悪影響を及ぼすことにある。

20 しかし、傾斜磁場に起因する渦電流の影響は、傾斜磁場発生手段に供給される電流値を時間と共に可変制御することによって排除できることから、本発明では、むしろ渦電流発生部材を傾斜磁場発生手段の近傍に配置し、超電導コイルの振動により生ずる静磁場変動を、その磁場変動によって渦電流発生部材に発生する渦電流を利用して、振動や共振に起因する磁場変動を実質的にキャン
25 セルする。このようにして、本発明は MRI 装置が動作中に検査空間に発生されている静磁場の強度が極めて安定して維持されるようにしたものである。

上記目的を達成するために本発明は、被検体を収容し得る大きさを有した撮影空間に所定強度の静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間に磁場強度勾配を発生する傾斜磁場コイルとを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

外部からエネルギーを与えることなく前記静磁場強度に変動が生じた時に、その磁場変動を利用して前記所定静磁場強度が実質的に維持されるように磁束を発生させる磁場変動低減手段を備えたことを特徴としている。

5 また、本発明の MRI 装置は、被検体を収容し得る大きさを有した撮影空間に所定強度の静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間に磁場強度勾配を発生する傾斜磁場コイルと、前記静磁場発生手段が発生する磁場強度の変動成分を実質的にキャンセルする磁場変動低減手段であって、前記静磁場強度の変動に対応して渦電流を誘起し、前記静磁場強度の変動を実質的にキャンセルする磁束を発生する導電部材とを備えたことを特徴としている。

10 前記静磁場発生手段は、前記撮影空間を挟んで対向配置された一对の静磁場発生源からなり、前記磁場変動低減手段は少なくとも静磁場発生源の一方に近接して配置されることが望ましく、また、前記磁場変動低減手段は静磁場発生源の双方に近接して配置されてもよい。

15 本発明は、前記一对の静磁場発生源が、超電導コイルまたは常電導コイルからなる磁気共鳴イメージング装置へ適用され得る。

前記導電部材の材質は、非磁性特性を有したアルミニウム、銅、銀のいずれかが好適である。

そして、前記導電部材は、平板形状を有し、前記撮影空間の磁束方向へ交差するように配置されることが望ましい。

20 また、前記一对の静磁場発生源は超電導コイルからなり、前記導電部材は、前記撮影空間の大きさをカバーする大きさを有した平板体であり、前記撮影空間の磁束方向へ交差するように配置されることが望ましい。

さらに、前記磁場変動低減手段は、前記撮影空間を挟んで各静磁場発生源の撮影空間側の面に沿って接近して配置されることが望ましく、前記静磁場発生手段と密着して配置されると一層好適である。

25 また、前記磁場変動低減手段は静磁場発生手段の構成部材の一部として包含されてもよい。

前記磁場変動低減手段は、前記静磁場発生源と前記傾斜磁場コイルとの間に設けられればよく、静磁場発生装置と傾斜磁場コイルとの間に設けてもよい。

さらに、前記磁場変動低減手段と前記傾斜磁場コイルとの間に間隙が保たれることが望ましい。

- また、本発明は上記目的を達成するために、被検体を収容する撮影空間を挟んで対向配置された一对の静磁場発生源と、前記一对の静磁場発生源と前記撮影空間を含む単一空間外に配置され前記静磁場発生源から発生される磁束を一方の磁場発生源から他方の静磁場発生源へ導く磁気回路部材と、前記静磁場発生源の各々の撮影空間に接近した位置へ設けられた非磁性の導電板と、支持機構によって前記磁気回路部材へ支持固定され前記撮影空間と前記導電板との間に配置された一对の傾斜磁場コイルとを備えてMRI装置を構成したものである。
- 10 前記支持機構は前記傾斜磁場コイルの各々を前記静磁場発生源の面へ平行に配置するための調整機構を備えていることが望ましい。

- さらに、本発明は上記目的を達成するために、被検体を収容する撮影空間を挟んで対向配置された一对の静磁場発生源と、前記一对の静磁場発生源と前記撮影空間を含む単一空間外に配置され前記静磁場発生源から発生される磁束を一方の磁場発生源から他方の静磁場発生源へ導く磁気回路部材と、前記静磁場発生源の各々の撮影空間に接近した位置へ設けられた非磁性の導電板と、前記磁気回路部材によって支持固定され前記撮影空間と前記導電板との間に配置された一对の傾斜磁場コイルと、前記前記撮影空間の磁場均一度を調整するために前記導電板へ着脱可能に配置された複数の磁性体小片とを備えて、MRI装置を構成したものである。
- 15
- 20

前記導電板は所定の厚みを有し、その厚みの中へ前記各磁性体小片の一部が収納されることが望ましい。

- また、本発明は上記目的を達成するために、被検体を収容し得る大きさを有した撮影空間に所定強度の静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間に磁場強度勾配を発生する傾斜磁場コイルとを備えた磁気共鳴イメージング装置であって、前記磁場強度の変動に対応して渦電流を誘起し、前記静磁場強度の変動を補償する磁束を発生する導電部材より成る前記磁場変動低減手段と、前記磁場変動低減手段が渦電流によって発生させる磁束が傾斜磁場に与える影響を補正する手段とを備えたことを特徴としている。
- 25

さらに、本発明は上記目的を達成するために、撮影空間に所定強度の静磁場を発生する一対のコイルを、前記撮影空間を挟んでそれぞれのコイルを容器に収容して配置してなる静磁場発生手段と、前記撮影空間及び前記一対の容器を含む領域外に配置され、前記コイルによって発生された磁束を一方のコイルから他方のコイルへ導く磁気回路部材と、前記コイルを収納したそれぞれの容器の前記撮影空間側に、前記コイルが発生する磁束と交差するように配置され、前記磁束密度が変動した時にその磁束密度の変動を補償するように磁束を発生する磁場変動低減手段とを備えて MRI 装置用静磁場発生装置を構成したものである。

10 前記コイルは超電導コイルであっても、常電導コイルであってもよい。

この MRI 装置用静磁場発生装置において、前記磁場変動低減手段は、平板状の導電板であって、かつ非磁性材料から成るアルミニウム、銅、銀のいずれかの材質から成ることが望ましい。

さらに、本発明は上記目的を達成するために、撮影空間に所定強度の静磁場を発生する一対のコイルを、前記撮影空間を挟んでそれぞれのコイルを容器に収容して配置してなる静磁場発生手段と、前記撮影空間及び前記一対の容器を含む領域外に配置され、前記コイルによって発生された磁束を一方のコイルから他方のコイルへ導く磁気回路部材と、前記コイルを収納したそれぞれの容器の前記撮影空間側に、前記コイルが発生する磁束と交差するように配置され、
15 前記磁束の密度が変動した時にその磁束密度の変動を実質的にキャンセルするように磁束を発生する導電板と、前記導電板の厚み内にその一部が収容され前記コイルが撮影空間内に発生する磁場の均一度を調整するために配置された複数の小磁性体片とを備えて MRI 装置用静磁場発生装置を構成したものである。

25 図面の簡単な説明

図 1 は、本発明が適用される MRI 装置の全体構成を示すブロック図である。図 2 は、本発明の MRI 装置の一実施形態を示す断面図である。図 3 は、図 2 の MRI 装置における磁場変動低減板の固定状態を説明する図である。図 4 は、図 2 の MRI 装置における傾斜磁場コイルの固定状態を説明する図である。図 5 は、

本発明による磁場変動低減手段の作用を説明する図である。図 6 は、本発明の MRI 装置の他の実施形態における要部を示す図である。図 7 は、本発明の MRI 装置のさらに別な実施形態における要部を示す図である。図 8 は、本発明の MRI 装置のさらに別な実施形態における要部を示す図である。図 9 は、高速スピン
5 エコー法のパルスシーケンスを示す図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の好適な実施例について図面を参照して説明する。

図 1 は本発明を適用した MRI 装置の全体構成図である。この MRI 装置は被検
10 体 1 を収容するための空間（計測空間）を挟み上下方向に対して一対の磁場発生源が配置された静磁場発生磁石 2 と、この静磁場発生磁石 2 の各磁場発生源の計測空間側にそれぞれ配置された磁場変動低減板 3 とで構成された静磁場発生装置 200 と、そのさらに計測空間側に配置された傾斜磁場コイル 4 と、この傾斜磁場コイル 4 のさらに計測空間側に配置された高周波コイル 5 と、被検体 1
15 から発生する NMR 信号を検出する検出コイル 6 とを備えている。

磁場変動低減板 3 と傾斜磁場コイル 4 と高周波コイル 5 は静磁場発生磁石 2 の開放構造に合わせて、それぞれが上下一対の平板状構造が採用されている。また、被検体 1 を移動させ、その検査部位を静磁場発生磁石 2 の中心に配設するためのテーブル 7 が組み合されている。以上の構成を有した MRI 装置のガン
20 トリ一部とテーブル部は外部からの電磁波ノイズが NMR 信号に混入するのを防ぐ目的で電磁波シールド 8 を施された検査室内に設置されている。

この MRI 装置は、さらに、上記各々のコイルを駆動する電源及び回路と、これら電源及び回路の動作タイミングを制御するシーケンサ 9 と、装置の動作制御を行うとともに NMR 信号を処理し画像やスペクトルを作成する計算機 10 とを
25 備えている。これらは検査室の外側に設置され、やはり電磁波ノイズの混入を防ぐ目的で、フィルター回路 11 を介して各コイルへ接続されている。

本実施形態において静磁場発生磁石 2 は、磁場発生源として超電導コイルが採用されており、これら超電導コイルは寒剤、例えば液体ヘリウムが充填されたクライオスタット内に収められている。この液体ヘリウムの蒸発量を低減す

るため、クライオクーラ 12 とクライオクーラ 12 を駆動する圧縮機 13 が設けられている。

5 静磁場発生磁石 2 が発生する磁場の方向は、図中矢印 14 で示されているように床から天井に向けられ、その磁場強度は例えば 0.7 テスラに一定に保たれている。またこの実施形態では、パッシブシミング機構と、傾斜磁場コイル 5 内に組込んだシムコイルに電流を流すことで補正磁場を発生するアクティブシミング機構との両方が組み込まれている。なお、パッシブシミング機構、アクティブシミング機構については後述する。これらのシミング機構によって撮影空間における磁場均一度が、例えば 3ppm 以下の高均一度になるように調整されている。

10 磁場変動低減板 3 は、このような静磁場発生磁石 2 のクライオスタット 203, 204 における撮影空間側の面に沿って固定される。磁場変動低減板 3 は、静磁場発生磁石 2 の振動に伴って生ずる磁場変動を、外部からエネルギー供給を受けることなく、その磁場変動が磁場変動低減板 3 に生じさせる渦電流によって磁束を発生することによって低減させ、実質的にキャンセルさせるものである。このため、磁場変動低減板 3 には渦電流を積極的に、効率良く発生させる導電部材が用いられる。この磁場変動低減板 3 の配置および構成については後に詳細に述べる。

20 傾斜磁場コイル 4 は、互いに直交する x、y、z の 3 軸方向に前記計測空間内の位置に応じて磁束密度を変化させるように分布巻かれた 3 組の傾斜磁場コイルから成る。各組の傾斜磁場コイルは計測空間を挟んで分割して配置される。そして、それらの 3 組のそれぞれが分割された傾斜磁場コイルは一体物に形成され、その一体物に形成されたコイル群が対を成してそれぞれ撮影空間を挟んで配置される。なお、傾斜磁場コイル 4 は公知のアクティブシールドタイプが

25 用いられている。

傾斜磁場コイル 4 は、その駆動に伴う振動が磁場変動低減板 3 に伝わらないようにするため、磁場変動低減板 3 と傾斜磁場コイル 4 とが直接接触しないように、磁場変動低減板 3 と傾斜磁場コイル 4 との間に隙間を持って静磁場発生磁石 2 に固定される。この固定構造についても後述する。

1 1

これら 3 組の傾斜磁場コイルは、それぞれ傾斜磁場電源 15 に接続される。そして、撮影シーケンスが起動されると、シーケンサ 9 からの制御信号によって傾斜磁場電源 15 が駆動される。傾斜磁場電源 15 から撮影シーケンスの所定のタイミングで傾斜磁場コイル 4 に電流が流されることにより傾斜磁場が被検体 1 に印加される。この傾斜磁場は、被検体 1 における撮像面の位置設定のために、また被検体 1 の検査部位から得られる NMR 信号に対し空間的位置情報を付与するために用いられる。また、傾斜磁場コイル 4 には、上述したアクティブシミングのために、例えば z_2 や y_2 補正磁場を発生する複数のシムコイルが組込まれている。これらのシムコイルの駆動電源もフィルター回路 11 を経由してシム電源(図には記載されていない)に接続されている。

高周波コイル 5 は、それに高周波電流を流すための高周波電力アンプ 16 に接続され、被検体 1 の検査部位の原子核（通常、水素原子核 ^1H が用いられている。）を核磁気共鳴させるための高周波磁場を発生する。高周波電力アンプ 16 もシーケンサ 9 の制御信号で制御されている。

検出コイル 6 は高周波増幅検波回路 17 に接続され、被検体 1 から発生する NMR 信号を検出する。高周波増幅検波回路 17 は検出コイル 6 で検出された NMR 信号を、増幅・検波するとともに計算機 10 による処理が可能なデジタル信号に変換する。高周波増幅検波回路 17 もシーケンサ 9 でその動作タイミングが制御されている。

計算機 10 はデジタル変換された NMR 信号を用いて画像再構成、スペクトル計算等の演算を行う。また、計算機 10 はシーケンサ 9 を介して MRI 装置の各ユニットの動作を定められたタイミングで制御する。また、計算機 10 には、データを記憶する記憶装置 18 と、処理後のデータを表示するディスプレイ装置 19 と、オペレータが検査条件等を入力する操作卓 20 とが接続されている。

次に、磁場変動低減板 3 および傾斜磁場コイル 4 の構成を、図 2 を参照して説明する。図 2 は図 1 に示されている静磁場発生磁石 2 の内部構造を示す断面図である。更に、図 2 は、磁場変動低減板 3 と傾斜磁場コイル 4 が組み合わされた状態を示している。

本実施形態における静磁場発生磁石 2 は、基本的に、上部超電導コイル 201

1 2

を組み込まれた上部クライオスタット 203 と、下部超電導コイル 202 を組み込まれた下部クライオスタット 204 と、これら上下のクライオスタット 203 と 204 を繋ぐクライオ連結管 205 で構成されている。図では上下の各クライオスタットに組み込まれた超電導コイルは 1 個で示されているが、計測空間の磁場均一度を向上し、また漏洩磁場分布を縮小するために複数の超電導コイルが組み込まれてもよい。

上下クライオスタット 203、204 内には液体ヘリウムが満たされたヘリウム槽 206 が設けられている。それらの中に収められた上部超電導コイル 201 と下部超電導コイル 202 をヘリウムによって冷却し 4.2° ケルビン温度に保つことでこれらの超電導コイルは安定した超電導状態に維持されている。上下クライオスタット 203、204 とクライオ連結管 205 の最外部は真空槽 207 を形成され、この真空槽 207 とヘリウム槽 206 との間隙が真空に保たれている。真空槽 207 とヘリウム槽 206 は、大気圧や電磁力に耐える厚さを有したステンレススチールで構成されている。

真空槽 207 とヘリウム槽 206 の中間にはクライオクーラ 12 と熱的に結合された熱シールド 208 が組み込まれている。この熱シールド 208 はアルミニウムの薄板で構成され、例えば 20° ケルビン温度に冷却されている。この低温に冷却された熱シールド 208 によって、真空槽 207 からヘリウム槽 206 内への熱の侵入が抑えられ、この熱侵入を抑えることによって液体ヘリウムの蒸発量も抑制されている。図では一重の熱シールドの構成が示されているが、例えば 70° ケルビン温度に冷却された熱シールドと 20° ケルビン温度に冷却された熱シールドからなる二重構造の熱シールドや、さらには説明を省略するが三重構造の熱シールドを採用してもよい。

真空槽 207 と熱シールド 208 とヘリウム槽 206 は、熱侵入による液体ヘリウムの蒸発量を極力抑えるために、熱伝導率の小さなステンレススチールの細い支持棒 209 にて相互に固定されている。

静磁場発生磁石 2 における上部クライオスタット 203 の上部と下部クライオスタット 204 の底部とクライオ連結管 205 の後方、すなわち計測空間に対しての後方に鉄シールド 210 が配置されている。この鉄シールド 210 を配置するこ

1 3

とにより磁気回路が形成され、また漏洩磁場分布空間が縮小される。漏洩磁場分布空間は、通常 0.5 ミリテスラの磁束密度の位置で規定されるが、このような磁気回路を形成することにより、本実施形態が採用する高磁場の開放型磁石構造においても、漏洩磁場分布空間を従来装置と同等の 6m×8m 程度の設置部屋内に抑えることができる。

5 磁場変動低減板 3 は、前にも説明したように、均一磁場の磁場変動に対応して積極的に渦電流を発生するものである。このため磁場変動低減板 3 の材質は低電気抵抗の非磁性材料からなる。このような導電材料としては、アルミニウム（純アルミニウム）、銅、銀等を用いることができる。どの材料を使用するかは、それぞれの材料の電気的特性、磁気的特性、コスト、材料入手の容易さ、加工性等を考慮して決定することができる。またその形状は、静磁場発生磁石 2 が図 1 に示された矢印 14 の方向に発生している磁束を捕捉するために、またさらに撮影空間の均一磁場を形成している磁束を捕捉するために、この磁束に対し垂直に設置される平板状の面を有した形状とされている。そして、その大きさは、少なくとも撮影空間の大きさをカバーすることができる大きさであることが求められ、さらに望ましくは超電導コイル 201、202 の外径と同じかそれ以上の外径を有することが好ましい。低電気抵抗とするためには、磁場変動低減板 3 の厚みは厚い方が良く、例えば 1mm から 20mm 程度の範囲で適宜選択することができる。また、導電材料は前記のように単一の厚み材料である必要はなく、数枚の所定の材料を積層したものでもよい。ただし、その厚みを厚くすればするほど撮影空間のスペースが減少するので、撮影空間のスペースを考慮に入れて適宜な厚みを採用することが望ましい。

25 本実施形態において磁場変動低減板 3 は、純アルミニウムの厚い平板で構成され、上部クライオスタット 203 と下部クライオスタット 204 の被検体の配設空間に面した真空槽 207 の面に沿って、かつ密着させて接着剤またはネジ等を用いて強固に固定されている。図 3 はこの態様を示している。

磁場変動低減板 3 には、静磁場発生磁石 2 が発生する磁場の磁場変化による渦電流の外に、傾斜磁場コイル 4 を駆動することによって発生する磁場変化による渦電流が発生する。これらの渦電流によって、磁場変動低減板 3 には複雑

1 4

な力が加わることになる。一方、静磁場磁石 2 の変動磁場をキャンセルするために、磁場変動低減板 3 は位置的に安定している必要がある。このため本実施形態では、図 3 に示すように、磁場変動低減板 3 はその円周方向の複数箇所真空槽 207 の強度的に強いコーナー部分へボルト 301 で固定される。これにより、その機械的自由度が極力抑制される。

傾斜磁場コイル 4 は、上述した上下クライオスタット 203、204 や磁場変動低減板 3 に直接的に接触しないように、支持金具 400 を介して鉄シールド 210 に固定されている。図 4 は、傾斜磁場コイル 4 の取り付け状態を下部クライオスタット 204 側について示している。上部クライオスタット 203 側についても全く同様であるので、以下、下部側についてのみ説明する。

支持金具 400 は、図 4 (a) に示すように、真空槽 207 の円周に沿って複数 (401 ~ 404) 配置され、それぞれが真空槽 207 に接触しないように、鉄シールド 210 にネジ或いはボルトによって強固に固定されている。支持金具のうち図示された 402, 403, 404 等の幾つかは鉄シールド 210 の下部プレートに固定され、クライオ連結管 205 近傍で傾斜磁場コイル 4 を支持する支持金具 401 は、クライオ連結管 205 の近傍の鉄シールド 210 を構成する側部プレートに固定されている。このように傾斜磁場コイル 4 を鉄シールド 210 に固定することにより、傾斜磁場コイル 4 の振動エネルギーは、質量の大きな鉄シールド 210 で吸収される。そしてまた、傾斜磁場コイル 4 の振動がクライオスタット 204 や磁場変動低減板 3 に直接的に伝播されることがなくなる。

また支持金具 400 は、図 4 (b) に示すように、支持金具 400 を鉄シールド 210 に固定するための固定部 410 と、傾斜磁場コイル 4 を水平に載置・固定するための水平部 411 とを有している。水平部 411 は固定部 410 に対し、その取り付けが図中円弧状矢印で示すように回転方向に調節可能になっており、また水平部 411 は取り付けネジによって傾斜磁場コイル 4 の取り付け位置を x、y、z 方向に調整できるようになっている。

図 4 (c) はこのような支持金具 400 により傾斜磁場コイル 4 を固定した状態を示す図である。支持金具 400 を上記の如く構成することにより、傾斜磁場コイル 4 を水平に保つとともに、磁場変動低減板 3 と傾斜磁場コイル 4 との間隔

1 5

が一定になるように調整することができる。このように磁場変動低減板 3 と傾斜磁場コイル 4 との間の間隔を均一にすることにより、傾斜磁場コイル 4 が発生するパルス状の勾配磁場に起因して磁場変動低減板 3 に発生する渦電流の位置依存性を極力排除することができる。その結果、傾斜磁場に起因する渦電流

5 については、公知の技術、即ち、傾斜磁場コイル 4 を駆動する電流波形の調整やオフセット磁場を印加する補正法によって高度に補正することができる。したがって、本発明における静磁場変動による渦電流を利用した変動磁場のキャンセルを効果的に行うことができる。

次に、磁場変動低減板 3 によって変動磁場をキャンセルする原理を図 5 に示す。図に示されるように上部超電導コイル 201 と下部超電導コイル 202 の発生する磁束 501 (矢印で示す) は、これら超電導コイル 201、202 にそれぞれ近接して配置された磁場変動低減板 3A、3B を通過して被検体 1 が配設される撮影空間 502 に磁場強度 0.7 テスラの安定した磁場空間を生成する。磁場変動低減板 3A、3B は、磁束を確実に捕捉するために上下の超電導コイル 201、202 の直径に対し十分な大きさを持たせてある。

10 15

ここで、例えば図 9 に示されるような高速スピンエコー法撮影シーケンスが起動されたと仮定する。高速スピンエコー法撮影シーケンスでは、先ず、 x 、 y 、 z 軸の傾斜磁場コイルのうち、所定の傾斜磁場コイルへ傾斜磁場電源 15 から電流を流しスライス選択用傾斜磁場 (G_s) を被検体 1 へ印加しながら、被検

20 体のスライス位置に応じた周波数帯域を有した高周波磁場 (90° RF パルス) が印加される。これによって被検体 1 のスライス位置における核スピンの励起される。この励起が行われた後の所定時間経過後に、励起された核スピンを位相拡散 (ディフェーシング) させるためにリードアウト傾斜磁場 (G_r) が所定量印加される。そして、前記励起時から所定時間 (τ) 経過後に励起された核ス

25 ピンを反転させる高周波磁場 (180° RF パルス) がスライス選択用傾斜磁場 (G_s) とともに印加される。この 180° RF パルスとスライス選択用傾斜磁場 (G_s) との印加によって、被検体のスライス位置の核スピンの反転され、位相分散していた核スピンは収束 (リフューシング) を始める。そして、 180° RF パルス印加後、位相エンコード傾斜磁場 (G_p) が印加される。なお、位相エンコード傾

斜磁場 (G_p) は 90° RF パルスと 180° RF パルスの間にオフセット値としての印加が行われることがある。この位相エンコード傾斜磁場 (G_p) は励起された核スピンへ位相エンコード方向の位置に応じた位置情報を付与する。そして、位相エンコードが終了した時点でリーダウト傾斜磁場 (G_r) が印加される。リーダウト傾斜磁場 (G_r) を印加中に NMR 信号 S_1 (第 1 エコー信号) が検出コイル 6 によって検出される。検出コイル 6 によって検出されたエコー信号 S_1 は高周波増幅検波回路 17 内の A/D 変換器でサンプリングされる。このサンプリングの時間間隔でエコー信号にはリーダウト方向へ位置情報が付与される。

エコー信号 S_1 は 180° RF パルスの印加後 τ 時間経過後にピーク値を示し、その後核スピンの拡散と共にその振幅が減衰する。以上によって第 1 エコー信号の計測が終了すると、リーダウト傾斜磁場 (G_r) がオフされるとともに、極性を反転された位相エンコード傾斜磁場 ($-G_p$) が印加される。前記 180° RF パルスの印加から 2τ 時間の経過後に再度 180° RF パルスがスライス選択用傾斜磁場 (G_s) とともに印加され、そして、前記第 2 エコー信号 S_2 の計測が行われる。この第 2 エコー信号 S_2 の計測は第 1 エコー信号 S_1 の計測時と比較し位相エンコード傾斜磁場 (G_p) の印加量が異なる。以下同様にして第 3 エコー信号 S_3 、第 4 エコー信号、…、第 n エコー信号 S_n が計測される。このようにして計測されたエコー信号群は、 k 空間と称されるメモリ領域へ一旦保持され、2 次元フーリエ変換を施され、画像化されてディスプレイ装置へ表示される。

1 枚の MR 画像を生成するエコー信号数の計測を 1 回の 90° RF パルスの印加の下に行うものは 1 ショット FSE (Fast Spin Echo) 法と称され、また、複数回の 90° RF パルスの印加で行うものはマルチショット FSE 法と称される。そしてマルチショット FSE 法は、1 枚の画像を生成するためのエコー信号数を複数回に分けて繰り返し取得するようにパルスシーケンスを行うものであり、1 回のパルスシーケンスを行う時間を繰り返し時間 TR と称される。近年は MR イメージングにおいて撮影時間を短縮するために、RF パルスの印加時間間隔、傾斜磁場パルスの印加時間間隔、さらには前記 TR が短縮される傾向にある。さらには、計測時間の短縮のために、高強度の傾斜磁場が短時間で印加される傾向にある。

このような撮影シーケンスの実行時に、傾斜磁場コイルは傾斜磁場電源から

17

電流を供給されることによって傾斜磁場を発生するが、傾斜磁場コイルへ電流をパルス状に流すと、その電流値によってコイル導体へ電磁力が作用する。この電磁力によって傾斜磁場コイルが位置変動を起すことになる。そして、撮影シーケンスの実行中に傾斜磁場は前述のように所定時間間隔で繰り返し印加されることから、傾斜磁場コイルが所定周波数で振動することになる。

5 このように傾斜磁場パルスの印加時間間隔が短縮され、前にも述べたように一つの撮影パラメータである傾斜磁場パルス G_s 、 G_p 、 G_r の印加時間間隔（これは、印加周波数と換言することができる。）の少なくとも一つがクライオスタット 203、204 或いは超電導コイル 201、202 の共振周波数と一致することがある。

10 また、傾斜磁場パルス G_s 、 G_p 、 G_r の二つ以上が組合せられた結果において傾斜磁場コイルの振動周波数がクライオスタット 203、204 或いは超電導コイル 201、202 の共振周波数と一致することがある。傾斜磁場コイルの振動が原因で上部超電導コイル 201 及び下部超電導コイル 202 のいずれか或いは双方が共振して、それらの相対位置が変化する。この超電導コイル 201 と 202 との相対位置がそ

15 れらの共振によって変化すると、静磁場強度が変動する。

 一例として、その上部超電導コイル 201 の位置変化、例えば上部超電導コイル 201 と下部超電導コイル 202 との間の距離及び／または下部超電導コイル 202 との平行度にずれが生ずると、磁場変動低減板 3A を通過する（これは、撮影空間 502 を通過すると換言できる。）磁束 501 の磁束密度が僅かに変化するように作用する。この磁束密度の変化により、撮影空間 502 の静磁場強度も変化することになる。この静磁場強度の変化が画像上ではアーチファクトとなって現れる。

 本発明は、磁場変動低減板 3 の良好な導電性を、磁束 501 の磁束密度変化に応じた渦電流 503 を発生させるために積極的に利用する。

25 即ち、磁束 501 の磁束密度が減少するような変化に対しては、渦電流 503 は磁束 501 の磁束密度減少分を補う磁束を発生する方向に流れ、磁束 501 の磁束密度が増加するような変化に対しては、逆向きに渦電流が発生する。このように磁場変動低減板 3 は、磁束 501 の磁束密度に変動があった場合、それを補償するように渦電流を常に発生させる。これにより撮影空間 502 の均一磁場は安

定な磁場強度に保たれる。これにより、静磁場の磁場変動分を画像に影響を及ぼさない範囲（例えば0.01ppm以下）に抑えることができる。

以上説明した原理は、本発明の磁場変動低減板3が、傾斜磁場発生手段の振動による静磁場の変動のみならず、その他の振動を原因とする静磁場変動に対応可能であることが容易に理解されるであろう。したがって、本発明のMRI装置は、傾斜磁場発生手段等の装置自体が発生する振動のみならず、MRI装置が設置された建物に置かれた他の装置等において生じた振動であってMRI装置の静磁場に磁場変動を与えるような振動に対しても同様に有効である。

以上、本発明のMRI装置の一実施形態を説明したが、本発明は上記実施形態に限定されることなく種々の変更が可能である。例えば、磁場変動低減板3として平板状のものを例示したが、磁場変動低減手段は、静磁場発生コイルが発生する磁束を捕捉可能な形状であればよく、図6に示すように、クライオスタットの真空槽207の一部を覆うように磁場変動低減板3の外周部に垂直部を有していても良い。さらには、前記静磁場発生装置のクライオスタットにおける撮影空間側の面が、傾斜磁場コイルを収納するために、平面ではなく凹凸面を有したり、斜面を有している場合には、磁場変動低減板は平面状でなく、クライオスタットの面に実質的に沿う形状とされてもよい。

また上記実施形態では、磁場変動低減板3を上部および下部クライオスタット203、204にボルト等で固定した場合を示したが、例えば図7に示すように、上部クライオスタット203の真空槽207における下面701及び下部クライオスタット204の真空槽207における上面701を磁場変動低減板3と同じ効果を有する材料で構成することも可能である。この実施形態では、真空槽207の計測空間側の面を構成する部分701に純アルミニウムを用い、その他の部分702をステンレススチールで構成する。アルミニウムとステンレススチールの接合技術は公知であり、これによって真空槽207に必要な耐圧性が得られる。

この実施形態によれば、磁場変動低減手段が真空槽207の一部として構成され、すなわち部分701はその円周部において円筒状の部分702に一体的に接合されているので、図2の実施例と同様に部分701の振動に対する機械的自由度が制限された構造が得られる。また真空槽207のステンレススチールがなくな

った分だけ撮影空間を広げることができ、或いは真空槽 207 のステンレススチールの厚み分を磁場変動低減手段の純アルミニウムの厚みへ加えることができるので、磁場変動低減板の十分な厚みを確保できる。したがって、磁場変動低減手段の性能を向上することができる。

- 5 さらに本発明の別な態様として、磁場変動低減手段にパッシブシミング機構用の複数の磁性体小片が配置されてもよい。そのような実施形態が図 8 に示されている。ここで磁場変動低減手段は、図 2 と同様に、真空槽 207 に固定されたアルミニウム板からなる。そして、パッシブシミング機構はこのアルミニウム板 801 の片面に複数の磁性体小片 802 が少なくともその一部が埋め込まれて
- 10 構成されている。一般に、パッシブシミングによって撮影空間の磁場均一度を、例えば 3ppm 以下の高均一度に調整するためには、磁性体小片 802 を多数取り付ける必要がある。そこでこの実施形態では、磁場変動低減板 801 の撮影空間側表面に多数の凹状穴とネジ穴を加工し、このネジ穴の必要箇所にネジ穴と係合する形状の磁性体小片 802 をねじ込み、磁性体小片の一部が磁場変動低減板 801
- 15 の厚みの中に収納される構成としている。

- この実施形態によれば、磁性体小片 802 は磁場変動低減板 801 の厚み内にその一部が収納されるので、パッシブシミングを採用する MRI 装置において磁場変動低減板を挿入することによる撮影空間の縮小を防止することができる。尚、この実施形態でも磁場変動低減板 801 は図示するように真空槽 207 に固定する
- 20 ようにしてもよいし、図 7 に示す実施形態のように真空槽 207 の一部を磁場変動低減板 801 で構成してもよい。

- 本発明の MRI 装置は、上下に静磁場発生磁石を配置した構造の MRI 装置に好適に適用されるが、これに限定されず種々の変形例を採用し得る。例えば、上記実施形態において、磁場変動低減板は対向する磁石の双方の撮影空間側にそれぞれ配置された例を説明したが、磁場変動低減板は一方の磁石側のみに配置
- 25 されても効果が得られる。又本発明は、ベッドに横たわった被検体の体軸方向に静磁場発生磁石が分割配置された構造の MRI 装置へも適用することができる。また静磁場発生磁石として超電導コイルのみならず、常電導コイルを用いたものや永久磁石を用いたものにも同様に適用することができる。

20

本発明によれば、開放型で高磁場を発生する磁石を用いたMRI装置において、振動に影響されることなく安定な磁場強度を被検者の配設空間に発生することができる。これにより、精度の高い検査結果を得ることができる。

- 5 また本発明によれば、振動やそれによる磁場振動を検出するための機構や補正磁場を発生するために従来から行われているような機構が不要であり、またそのような機構による検出誤差や補正誤差の影響を受けることなく振動による磁場変動成分を実質的にキャンセルすることができる。

請 求 の 範 囲

1. 被検体を収容し得る大きさを有した撮影空間に所定強度の静磁場を発生する
静磁場発生手段と、前記空間に磁場強度勾配を発生する傾斜磁場コイルとを
5 備えた磁気共鳴イメージング装置において、前記静磁場強度に変動が生じた
時に、外部からエネルギーを与えることなくその磁場変動を利用して前記所
定静磁場強度が実質的に維持されるように磁束を発生させる磁場変動低減
手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
2. 被検体を収容し得る大きさを有した撮影空間に所定強度の静磁場を発生する
10 静磁場発生手段と、前記空間に磁場強度勾配を発生する傾斜磁場コイルと、
前記静磁場発生手段が発生する磁場強度の変動成分を実質的にキャンセル
する磁場変動低減手段であって、前記静磁場強度の変動に対応して渦電流を
誘起し、前記静磁場強度の変動を実質的にキャンセルする磁束を発生する導
電部材とを備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- 15 3. 前記静磁場発生手段は、前記撮影空間を挟んで対向配置された一対の静磁場
発生源からなり、前記磁場変動低減手段は少なくとも静磁場発生源の一方に
近接して配置されることを特徴とする請求項2に記載の磁気共鳴イメージン
グ装置。
4. 前記磁場変動低減手段は少なくとも静磁場発生源の双方に近接して配置され
20 ることを特徴とする請求項3に記載の磁気共鳴イメージング装置。
5. 前記一対の静磁場発生源は、超電導コイルからなることを特徴とする請求項
3に記載の磁気共鳴イメージング装置。
6. 前記一対の静磁場発生源は、常電導コイルからなることを特徴とする請求項
3に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- 25 7. 前記導電部材は、非磁性特性を有していることを特徴とする請求項2に記載
の磁気共鳴イメージング装置。
8. 前記導電部材の材質が、アルミニウム、銅、銀のいずれかであることを特徴
とする請求項7に記載の磁気共鳴イメージング装置。
9. 前記導電部材は、平板形状を有し、前記撮影空間の磁束方向へ交差するよう

2 2

- に配置されることを特徴とする請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置。
10. 前記一对の静磁場発生源は超電導コイルからなり、前記導電部材は、前記撮影空間の大きさをカバーする大きさを有した平板体であり、前記撮影空間の磁束方向へ交差するように配置されることを特徴とする請求項2に記載の
- 5 磁気共鳴イメージング装置。
11. 前記磁場変動低減手段は、前記撮影空間を挟んで各静磁場発生源の撮影空間側の面に沿って接近して配置されることを特徴とする請求項3に記載の磁気共鳴イメージング装置。
12. 前記磁場変動低減手段は前記静磁場発生手段と密着して配置されることを
- 10 特徴とする請求項 11 に記載の磁気共鳴イメージング装置。
13. 前記磁場変動低減手段は静磁場発生手段の構成部材の一部として包含されていることを特徴とする請求項 5 に記載の磁気共鳴イメージング装置。
14. 前記磁場変動低減手段は静磁場発生手段の構成部材の一部として包含されていることを特徴とする請求項 6 に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- 15 15. 前記磁場変動低減手段は、前記静磁場発生手段と前記傾斜磁場コイルとの間に設けられたことを特徴とする請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置。
16. 前記磁場変動低減手段と前記傾斜磁場コイルとの間に間隙が保たれることを特徴とする請求項 15 に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- 20 17. 被検体を収容する撮影空間を挟んで対向配置された一对の静磁場発生源と、前記一对の静磁場発生源と前記撮影空間を含む単一空間外に配置され前記静磁場発生源から発生される磁束を一方の磁場発生源から他方の静磁場発生源へ導く磁気回路部材と、
- 前記静磁場発生源の各々の撮影空間に接近した位置へ設けられた非磁性の
- 25 導電板と、
- 支持機構によって前記磁気回路部材へ支持固定され前記撮影空間と前記導電板との間に配置された一对の傾斜磁場コイルとを備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
18. 前記支持機構は前記傾斜磁場コイルの各々を前記静磁場発生源の面へ平行

23

に配置するための調整機構を備えていることを特徴とする請求項 17 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

- 5 19. 被検体を収容する撮影空間を挟んで対向配置された一対の静磁場発生源と、
前記一対の静磁場発生源と前記撮影空間を含む単一空間外に配置され前記
静磁場発生源から発生される磁束を一方の磁場発生源から他方の静磁場発
生源へ導く磁気回路部材と、
前記静磁場発生源の各々の撮影空間に接近した位置へ設けられた非磁性の
導電板と、
前記磁気回路部材によって支持固定され前記撮影空間と前記導電板との間
10 に配置された一対の傾斜磁場コイルと、
前記前記撮影空間の磁場均一度を調整するために前記導電板へ着脱可能に
配置された複数の磁性体小片とを備えたことを特徴とする磁気共鳴イメー
ジング装置。
- 15 20. 前記導電板は所定の厚みを有し、その厚みの中へ前記各磁性体小片の一部
が収納されることを特徴とする請求項 19 に記載の磁気共鳴イメージング装
置。
- 20 21. 被検体を収容し得る大きさを有した撮影空間に所定強度の静磁場を発生す
る静磁場発生手段と、前記空間に磁場強度勾配を発生する傾斜磁場コイルと
を備えた磁気共鳴イメージング装置であって、
前記磁場強度の変動に対応して渦電流を誘起し、前記静磁場強度の変動を
補償する磁束を発生する導電部材より成る前記磁場変動低減手段と、
前記磁場変動低減手段が渦電流によって発生させる磁束が傾斜磁場に与え
る影響を補正する手段とを備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング
装置。
- 25 22. 撮影空間に所定強度の静磁場を発生する一対のコイルを、前記撮影空間を
挟んでそれぞれのコイルを容器に収容して配置してなる静磁場発生手段と、
前記撮影空間及び前記一対の容器を含む領域外に配置され、前記コイルに
よって発生された磁束を一方のコイルから他方のコイルへ導く磁気回路部
材と、

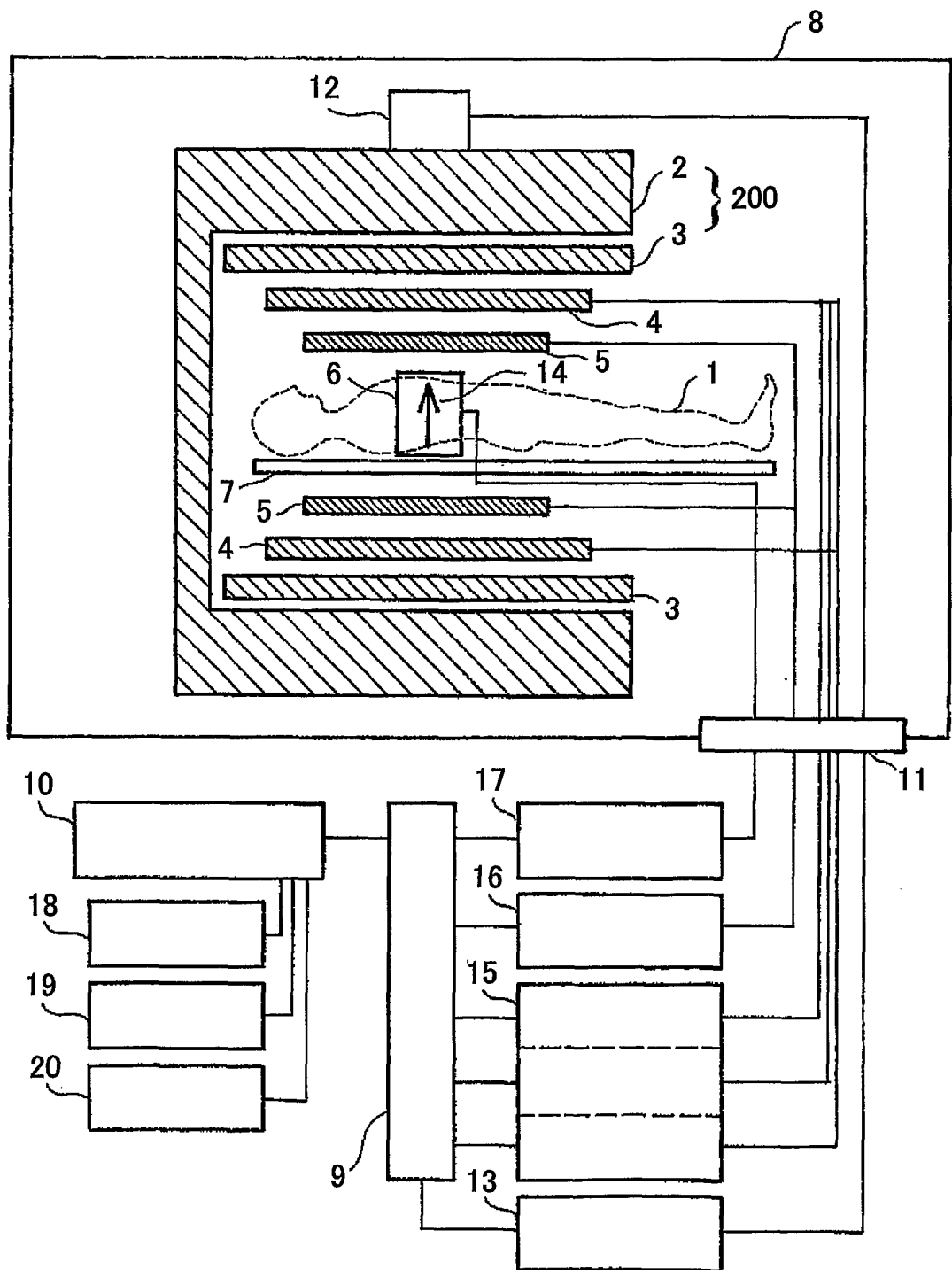
24

前記コイルを収納したそれぞれの容器の前記撮影空間側に、前記コイルが発生する磁束と交差するように配置され、前記磁束密度が変動した時にその磁束密度の変動を補償するように磁束が発生する磁場変動低減手段とを備えたことを特徴とする MRI 装置用静磁場発生装置。

- 5 23. 前記コイルが超電導コイルであることを特徴とする請求項 22 に記載の MRI 装置用静磁場発生装置。
24. 前記コイルが常電導コイルであることを特徴とする請求項 22 に記載の MRI 装置用静磁場発生装置。
25. 前記磁場変動低減手段は、平板状の導電板であって、かつ非磁性材料から
10 成ることを特徴とする請求項 22 に記載の MRI 装置用静磁場発生装置。
26. 前記導電板は、アルミニウム、銅、銀のいずれかの材質から成ることを特徴とする請求項 25 に記載の MRI 装置用静磁場発生装置。
27. 撮影空間に所定強度の静磁場を発生する一対のコイルを、前記撮影空間を挟んでそれぞれのコイルを容器に收容して配置してなる静磁場発生手段と、
15 前記撮影空間及び前記一対の容器を含む領域外に配置され、前記コイルによって発生された磁束を一方のコイルから他方のコイルへ導く磁気回路部材と、
- 前記コイルを収納したそれぞれの容器の前記撮影空間側に、前記コイルが発生する磁束と交差するように配置され、前記磁束の密度が変動した時にその
20 の磁束密度の変動を実質的にキャンセルするように磁束が発生する導電板と、
- 前記導電板の厚み内にその一部が收容され前記コイルが撮影空間内に発生する磁場の均一度を調整するために配置された複数の小磁性体片とを備えたことを特徴とする MRI 装置用静磁場発生装置。

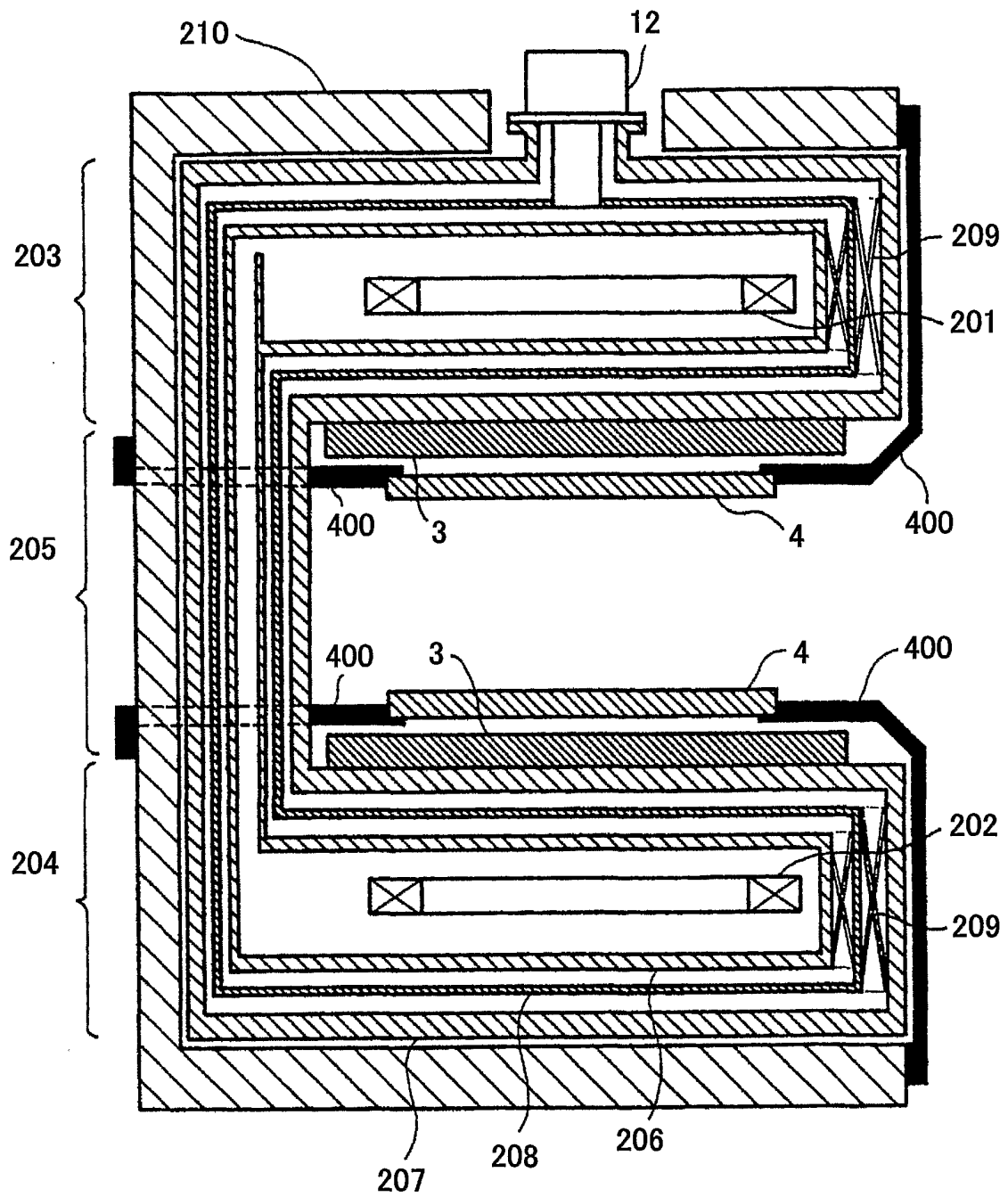
1/9

図1



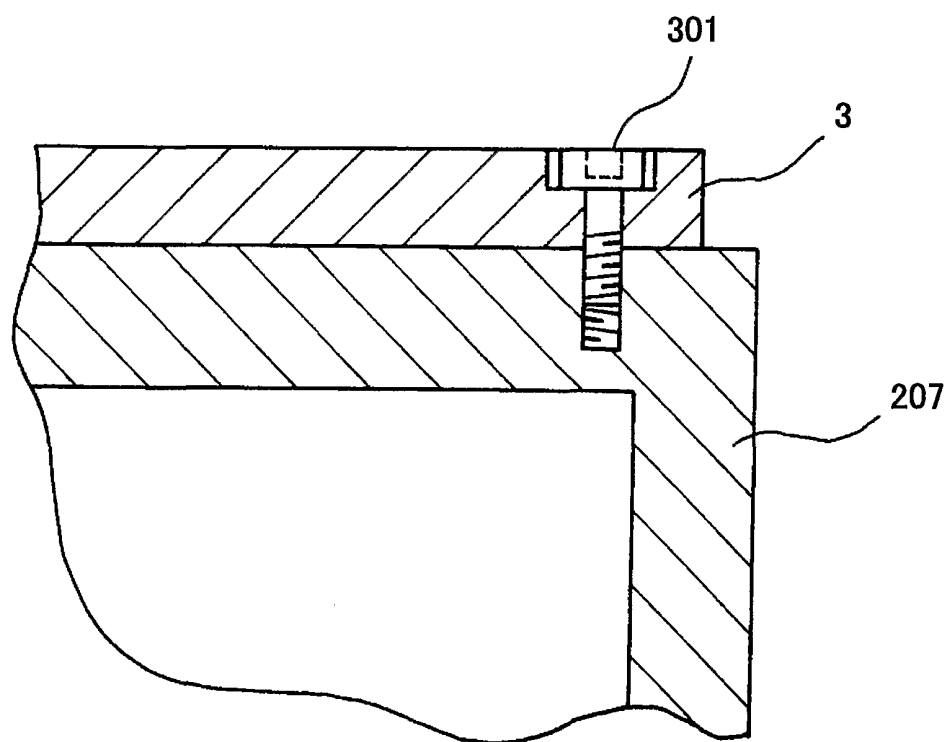
2/9

図2



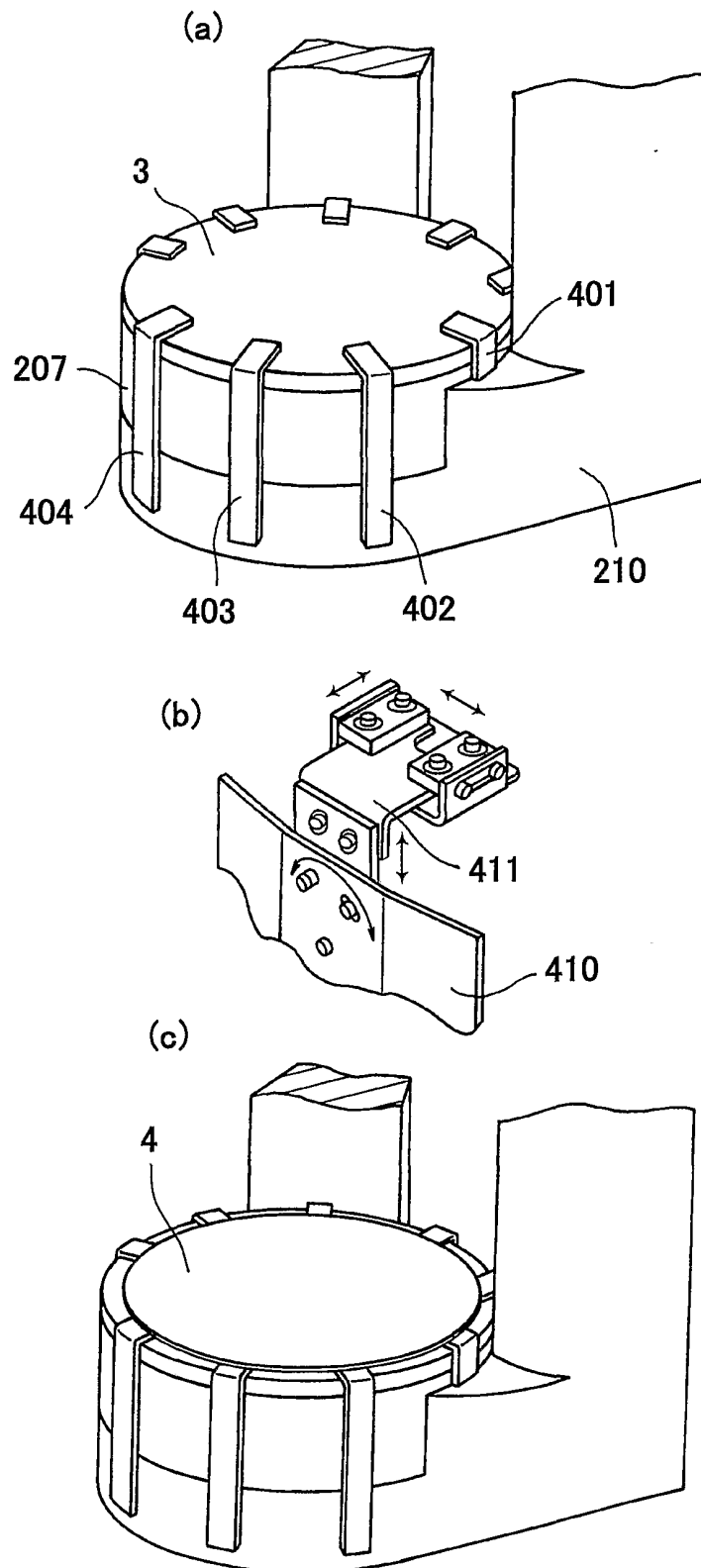
3/9

図3



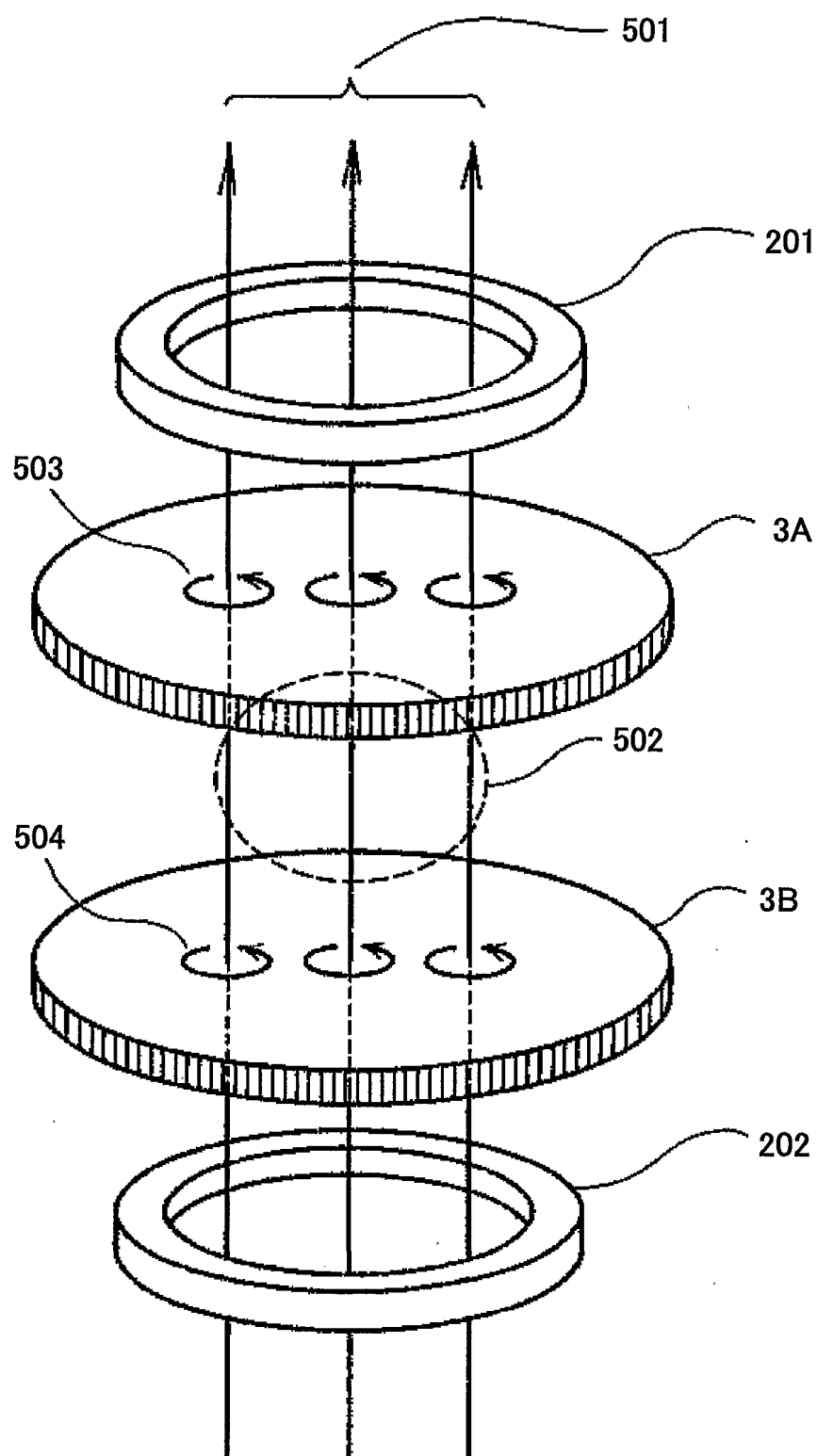
4/9

図4



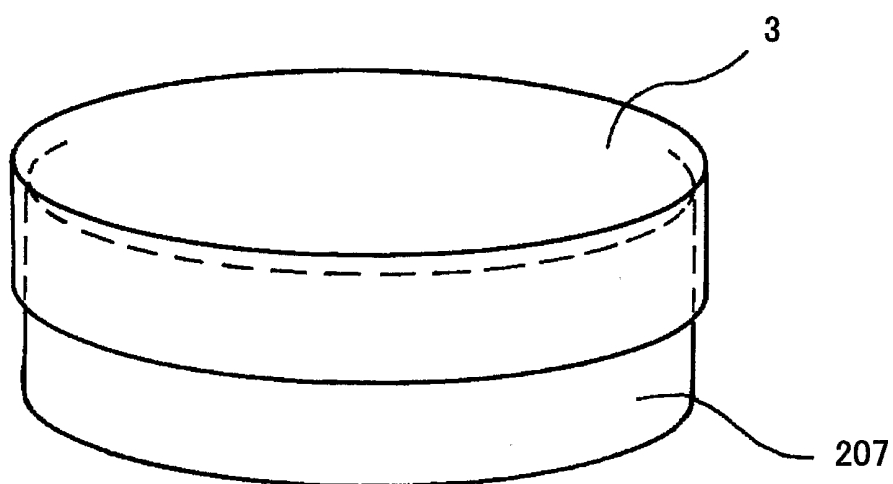
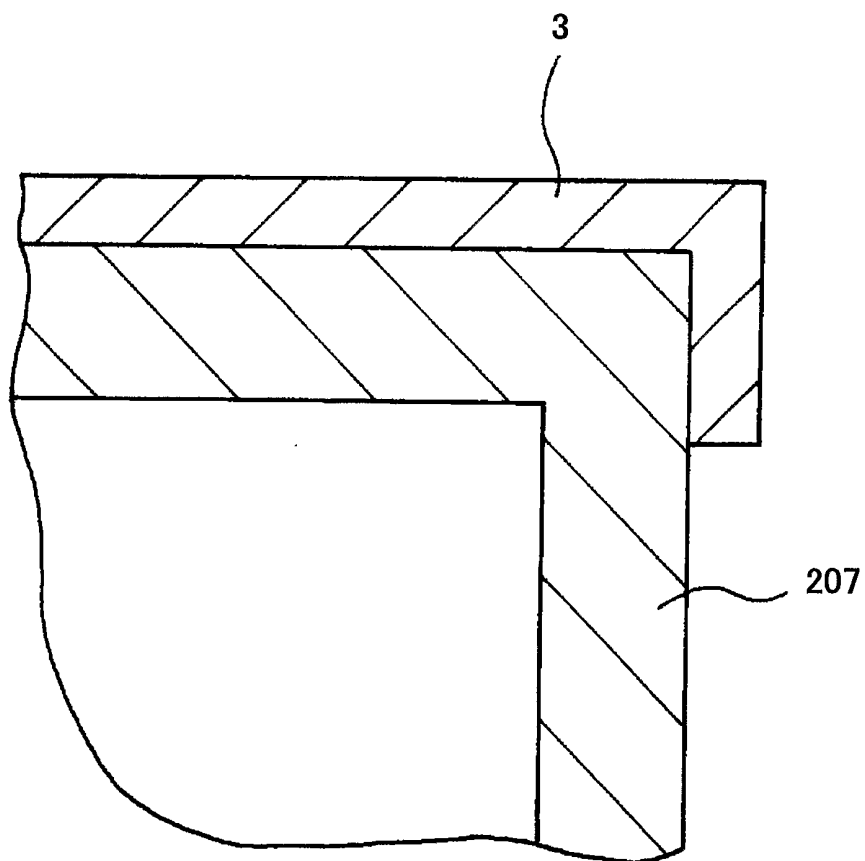
5/9

図5



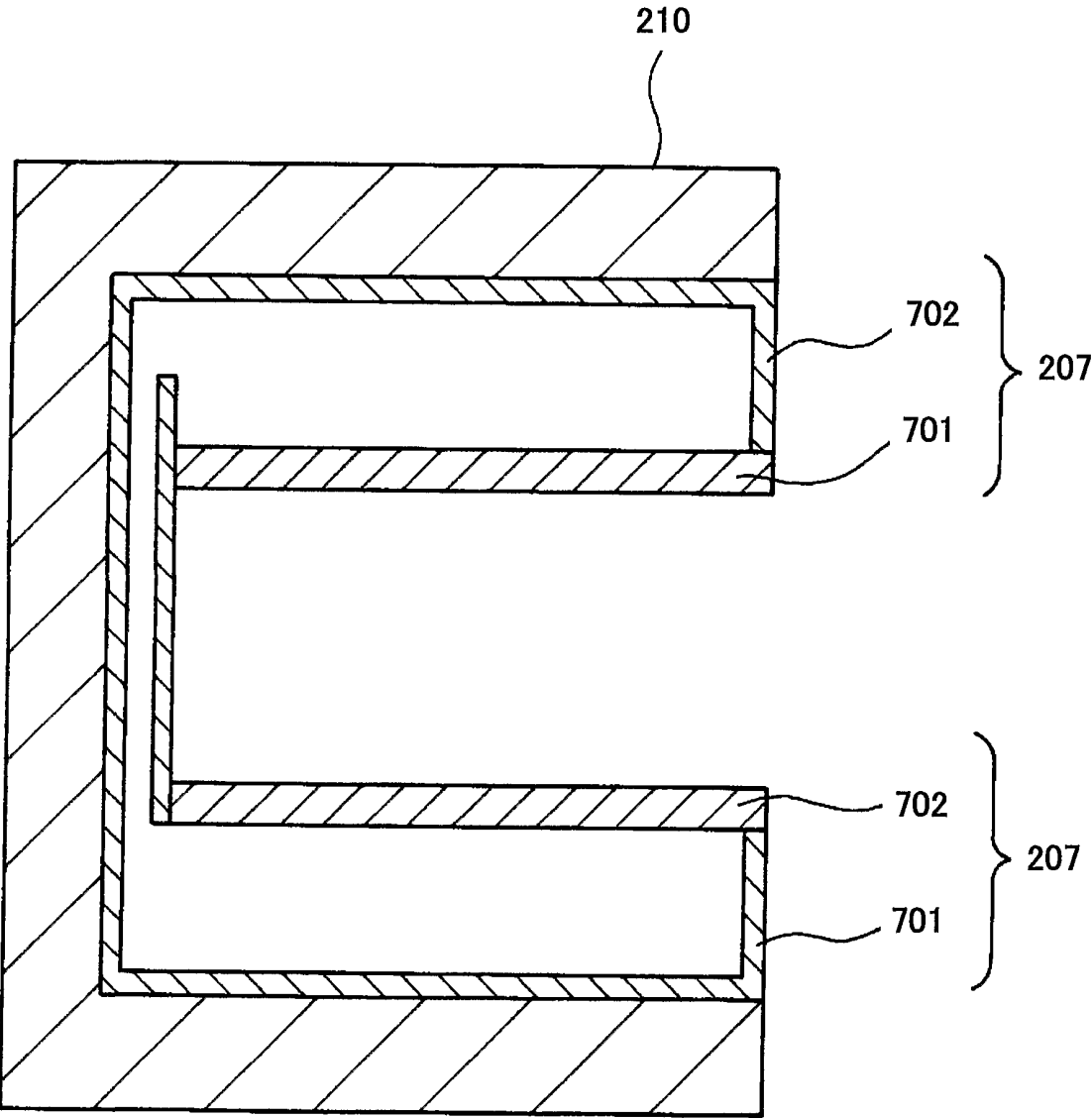
6/9

図6



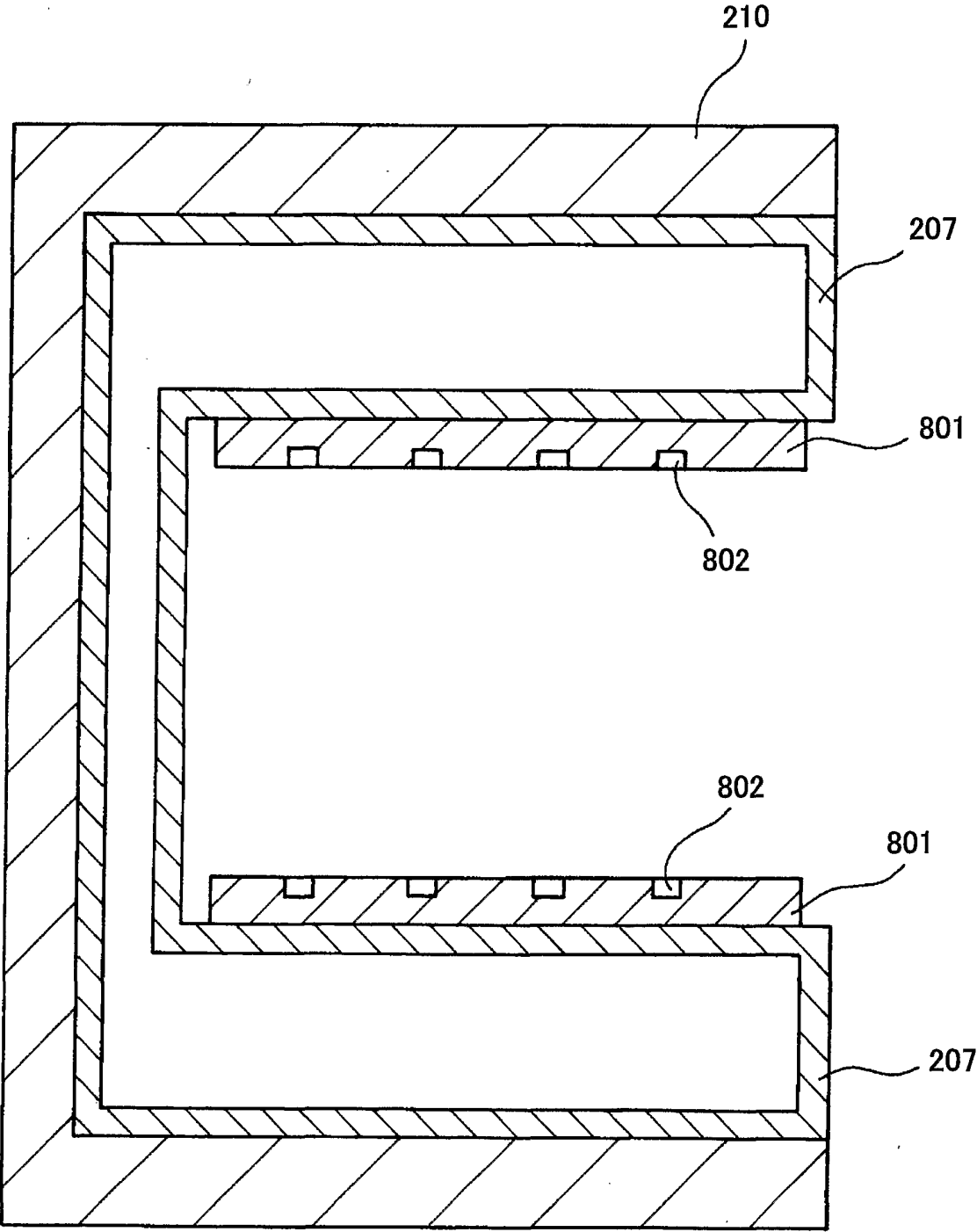
7/9

図7



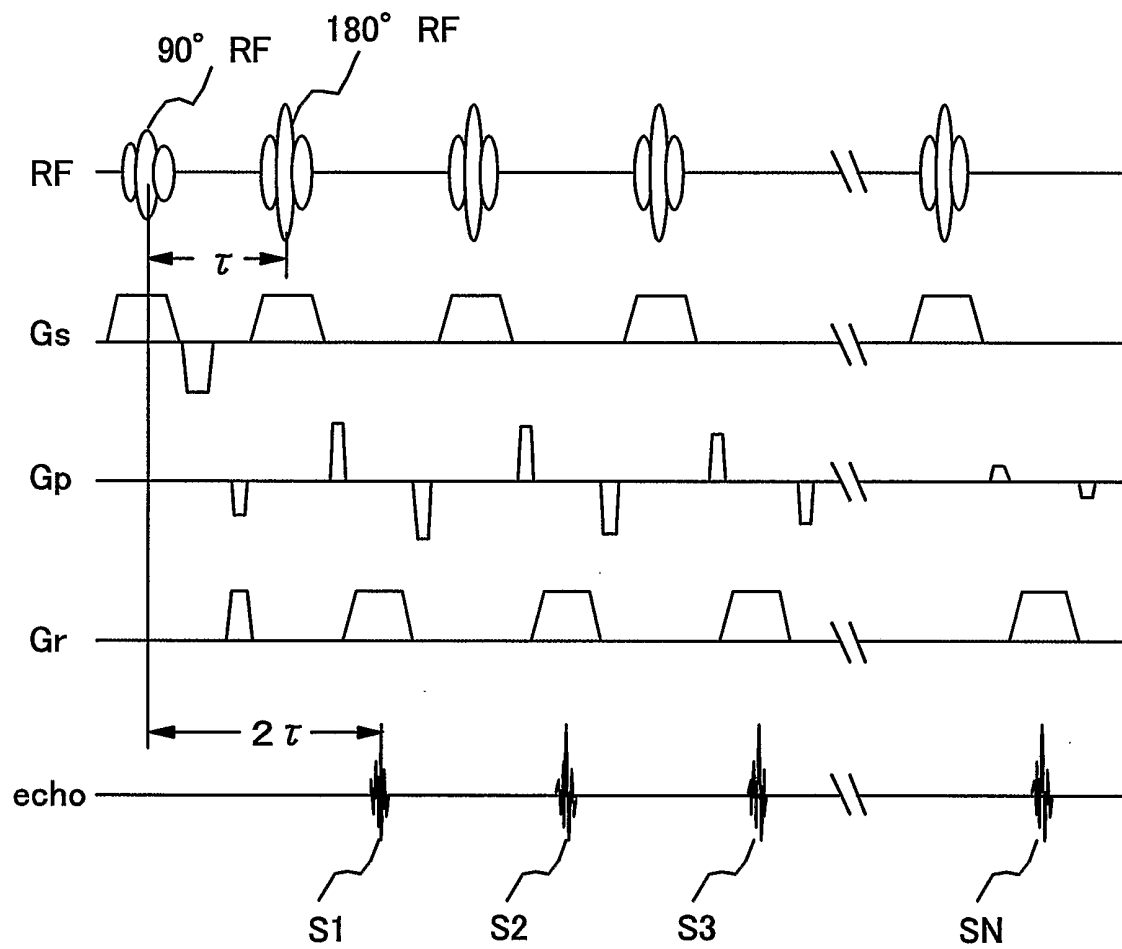
8/9

図8



9/9

図9



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/02421

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B5/055, G01R33/3815

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)

Int.Cl⁷ A61B5/055, G01R33/20-33/64, G01N24/00-24/14

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

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2002

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2002 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2002

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.
A	JP 10-127604 A (Toshiba America MRI Inc.), 19 May, 1998 (19.05.98), Full text; Fig. 2 & US 5864236 A & GB 2315127 A	1-27
A	JP 2000-157511 A (Siemens AG.), 13 June, 2000 (13.06.00), Full text; all drawings & US 6215382 A & DE 19854483 A	1-27
A	JP 9-276246 A (Hitachi Medica Corp.), 28 October, 1997 (28.10.97), Full text; all drawings (Family: none)	1-27

☐ 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 document 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
17 April, 2002 (17.04.02)

Date of mailing of the international search report
30 April, 2002 (30.04.02)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B5/055, G01R33/3815

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. Cl⁷ A61B5/055, G01R33/20-33/64, G01N24/00-24/14

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 1971-2002年
 日本国登録実用新案公報 1994-2002年
 日本国実用新案登録公報 1996-2002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 請求の範囲の番号
A	JP 10-127604 A (トーシバ アメリカ エムアール アイ インコーポレイテッド) 1998.05.19, 全文, 第2図 & US 5864236 A & GB 2315127 A	1-27
A	JP 2000-157511 A (シーメンス アクチエンゲゼ ルシャフト) 2000.06.13, 全文, 全図 & US 6215382 A & DE 19854483 A	1-27

☒ 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

17.04.02

国際調査報告の発送日

30.04.02

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)

神谷 直慈



2W

9310

電話番号 03-3581-1101 内線 3250

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 請求の範囲の番号
A	J P 9-276246 A (株式会社日立メディコ) 1997. 10. 28, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-27