

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(10) 国際公開番号

(43) 国際公開日  
2014年4月3日 (03.04.2014)

W O 2014/050640 A 1

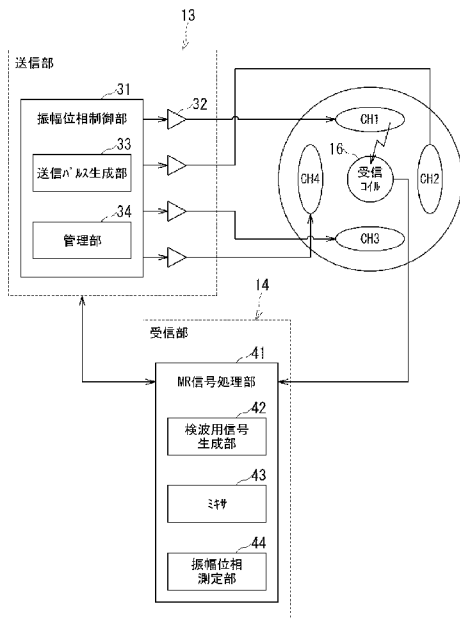
W O P O | P C T

- (51) 国際特許分類 : A6JB 5/055 (2006.01)
- (21) 国際出願番号 : PCT/JP20 13/075082
- (22) 国際出願日 : 2013年9月18日 (18.09.2013)
- (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 2012-21 1363 2012年9月25日 (25.09.2012) 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 : 副島 禾幸 (SOEJIMA, Kazuyuki), 中村治貴 (NAKAMURA, Haruki), 河合 択真 (KAWAI, Takuma), 岡本 禾也 (OKAMOTO, Kazuya).
- (74) 代理人 : 特許業務法人 東京国際特許事務所 (TOKYO INTERNATIONAL PATENT FIRM); 〒1050003 東京都港区西新橋一丁目17番16号 宮田ビル2階 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, 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, 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), ユーロシア (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,

[続 葉 有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE AND TRANSMISSION CONTROL PROGRAM

(54) 発明の名称 : 磁気共鳴イメージング装置および送信制御プログラム



- 13 Transmission unit
- 14 Receiving unit
- 16 Receiving coil
- 31 Amplitude phase control unit
- 33 Transmission pulse generation unit
- 34 Administration unit
- 41 MR signal processing unit
- 42 Detection signal generation unit
- 43 Mixer
- 44 Amplitude phase measurement unit

(57) Abstract: A magnetic resonance imaging device according to an embodiment of the present invention, which has a plurality of transmission channels, comprises: a signal processing unit which acquires RF magnetic fields, which are radiated from each of the plurality of transmission channels, via a receiving coil which is positioned upon a subject, and measures the phases of these RF magnetic fields; and a control unit which derives a phase difference among the plurality of transmission channels on the basis of the phases of the respective RF magnetic fields of each of the plurality of transmission channels which are measured by the signal processing unit, and controls, on the basis of these phase differences, the phases of RF pulses which are inputted into each of the plurality of transmission channels.

(57) 要約 : 本発明の一実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置は、複数の送信チャンネルを有する磁気共鳴イメージング装置であって、被検体に配置された受信コイルを介して複数の送信チャンネルのそれぞれから放射された高周波磁場を取得し、この高周波磁場の位相を測定する信号処理部と、信号処理部により測定された複数の送信チャンネルのそれぞれの高周波磁場の位相にもとづいて複数の送信チャンネル間の位相差を求め、この位相差にもとづいて複数の送信チャンネルのそれぞれに入力する高周波パルスの位相を制御する制御部と、を備える。



W 2 14 050640 A1

NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI 添付公開書類 :  
(BF, BJ, CF, CG, GA, GN, GW, KM, L,  
MR, NE, SN, TD, )CM' G% M - 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

## 明 細 書

発明の名称 :

磁気共鳴イメージング装置および送信制御プログラム

### 技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、磁気共鳴イメージング装置および送信制御プログラムに関する。

### 背景技術

[0002] 磁気共鳴イメージング (MRI :Magnetic Resonance Imaging) 装置の送信コイルは、高周波 (RF (Radio Frequency) ) パルスを入力されて被検体に対して高周波 (RF) 磁場 (B<sub>1</sub>) を放射するようになっている。

[0003] MRI装置には、複数の送信チャンネルを有するものがある。この種のMRI装置は、各送信チャンネルに入力されるRFパルスの振幅および位相が所望の振幅および位相となるよう制御することが重要である。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0004] 特許文献1 :特開2011\_131045号広報

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0005] しかし、各送信チャンネルに入力される振幅および位相を校正する際に、送信パルスを生成するユニットが出力する信号の振幅および位相を用いる方法では、このユニットから送信チャンネルに至るまでの信号ケーブルによる影響が反映されないなど、送信パルスの全ての伝送経路により生じる影響を考慮することができない。

[0006] このため、RFパルスの振幅ロスや位相ずれを正確に把握することができず、B<sub>1</sub>歪み補正が効かなくなり、RF強度が大きくなってしまう場合がある。また、この位相ずれを修正するためにネットワークアナライザ等を用いて調整する場合、調整に時間がかかってしまい利便性が大きく低下する。

[0007] また、各送信チャンネルに入力される振幅および位相を校正する際に、受信コイルとは別にRF測定用のピックアップコイルを架台内に設け、このピックアップコイルの出力を用いる方法では、架台内に送信コイル、受信コイルおよびピックアップコイルの3種のコイルが存在することになる。この場合、コイル間の干渉が発生するため調整が難しい。また、部品点数が増えるため、故障率の悪化、サイズアップ、コストアップの要因となってしまう。

[0008] 本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、複数の送信チャンネルを有する磁気共鳴イメージング装置であって、ピックアップコイルを用いることなく正確に各送信チャンネルに入力されるRFパルスの位相を調整することができる磁気共鳴イメージング装置および送信制御プログラムを提供することを目的とする。

#### 図面の簡単な説明

- [0009] [図1] 本発明の一実施形態に係るMRI装置の一構成例を示すブロック図。  
[図2] 送信部、受信部、複数の送信チャンネルCH1~4および受信コイルの関係の一例を示す説明図。  
[図3] フェーズドアレイコイルの一構成例を示す図。  
[図4] 受信部により測定されるRF磁場の位相に含まれる成分について説明するための概念図。  
[図5] 振幅位相測定にもとづくRFパルスの振幅および位相の補正をプレスキャンや本スキャンとは別に行う場合の手順の一例を示すフローチャート。  
[図6] 本スキャン中に振幅位相測定を行う場合の手順の一例を示すタイミングチャート。

#### 実施形態

[001 0] 本発明に係る磁気共鳴イメージング装置および送信制御プログラムの実施の形態について、添付図面を参照して説明する。

[001 1] 本発明の一実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置は、上述した課題を解決するために、複数の送信チャンネルを有する磁気共鳴イメージング装置であって、被検体に配置された受信コイルを介して複数の送信チャンネルの

それぞれから放射された高周波磁場を取得し、この高周波磁場の位相を測定する信号処理部と、信号処理部により測定された複数の送信チャンネルのそれぞれの高周波磁場の位相にもとづいて複数の送信チャンネル間の位相差を求め、この位相差にもとづいて複数の送信チャンネルのそれぞれに入力する高周波パルスの位相を制御する制御部と、を備えたものである。

[001 2] 図 1 は、本発明の一実施形態に係る M R I 装置 1 の一構成例を示すブロック図である。

[001 3] 静磁場磁石 1 1 0 は、中空の円筒形状に形成され、図示しない静磁場電源から供給される電流により内部の空間に一樣な静磁場を発生する。例えば、静磁場磁石 1 1 0 は、永久磁石や超伝導磁石等により構成される。傾斜磁場コイル 1 2 0 は、中空の円筒形状に形成され、内部の空間に傾斜磁場を発生する。具体的には、傾斜磁場コイル 1 2 0 は、静磁場磁石 1 1 0 の内側に配置され、後述する傾斜磁場電源 1 1 から電流の供給を受けて傾斜磁場を発生する。

[0014] R F コイル 1 3 0 は、静磁場磁石 1 1 0 の開口部内で被検体 P に対向するように配設された送受信兼用のコイルであり、送信部 1 3 から R F パルスの供給を受けて R F 磁場を発生する。また、R F コイル 1 3 0 は、励起によつて被検体 P の水素原子核から放出される磁気共鳴信号を受信して受信部 1 4 に与える。

[001 5] R F コイル 1 3 0 は、送信部 1 3 により制御されて、マルチチャンネルで R F 磁場を発生させる。例えば、R F コイル 1 3 0 は、Q D (Quadrature Detect ion) コイル、サドルコイル、バードケージ (B i r d c a g e) コイル等である。以下の説明では、R F コイル 1 3 0 が 4 つの送信チャンネル C H 1、C H 2、C H 3、C H 4 によつて R F 磁場を発生させる場合の例について示す。

[001 6] 寝台装置 1 4 1 は、被検体 P が載置される天板 1 4 2 を有し、被検体 P が載置された天板 1 4 2 を R F コイル 1 3 0 の空洞 (撮像口) 内へ挿入する。通常、寝台装置 1 4 1 は、長手方向が静磁場磁石 1 1 0 の中心軸と平行にな

るように設置される。

[001 7] 傾斜磁場電源 1 1 は、傾斜磁場コイル 1 2 0 に電流を供給する。寝台制御部 1 2 は、後述する制御部 2 6 0 による制御のもと、寝台装置 1 4 1 を制御する装置であり、寝台装置 1 4 1 を駆動して、天板 1 4 2 を長手方向および上下方向に移動させる。

[001 8] 計算機システム 2 0 0 は、MRI装置 1 の全体制御や、MR信号データの収集、画像再構成等を行う。

[001 9] インタフェース部 2 1 0 は、シーケンス制御部 1 5 との間で送受される各種信号の入出力を制御する。例えば、インタフェース部 2 1 0 は、シーケンス制御部 1 5 に対してシーケンス情報を送信し、シーケンス制御部 1 5 からMR信号データを受信する。また、インタフェース部 2 1 0 は、MR信号データを受信した場合に、受信したMR信号データを記憶部 2 5 0 に格納する。また、インタフェース部 2 1 0 は、送信部 1 3 からフィードバック情報を受信した場合に、受信したフィードバック情報を制御部 2 6 0 に入力する。

[0020] 入力部 2 2 0 は、操作者から各種操作や情報入力を受け付け、マウスやトラックボール等のポインティングデバイスやキーボード等を有し、表示部 2 3 0 と協働することによって、各種操作を受け付けるためのGUI (Graphic al User Interface) をMRI装置 1 の操作者に対して提供する。表示部 2 3 0 は、後述する制御部 2 6 0 による制御のもと、画像データ等の各種の情報を表示する。表示部 2 3 0 としては、液晶表示器等の表示デバイスが利用可能である。

[0021] 画像再構成部 2 4 0 は、記憶部 2 5 0 に記憶されたMR信号データに対して、フーリエ変換等の再構成処理を行うことによってMRI画像を再構成し、再構成したMRI画像を記憶部 2 5 0 に格納する。

[0022] 記憶部 2 5 0 は、インタフェース部 2 1 0 により受信されたMR信号データや、画像再構成部 2 4 0 によって格納されるMRI画像や、MRI装置 1 において用いられるその他のデータを記憶する。また、本実施形態における記憶部 2 5 0 は、RFコイル 1 3 0 の送信チャンネルCH1に送信するRF

パルスと送信チャンネルCH2に送信するRFパルスとの位相差や、双方のRFパルスのパワー（振幅）等に関する送信条件を記憶する。なお、記憶部250は、例えば、RAM(Random Access Memory)、フラッシュメモリ(Flash memory)などの半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスクなどである。

[0023] 制御部260は、上述した各部を制御することによってMRI装置1を総合的に制御する。例えば、制御部260は、入力部220を介して操作者から入力される撮像条件に基づいてシーケンス実行データを生成し、生成したシーケンス実行データをシーケンス制御部15に送信することでMRI装置1によるスキャンを制御する。なお、制御部260は、例えば、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)、FPGA(Field Programmable Gate Array)などの集積回路、CPU(Central Processing Unit)、MPU(Micro Processing Unit)などの電子回路である。

[0024] 図2は、送信部13、受信部14、複数の送信チャンネルCH1~4および受信コイル16の関係の一例を示す説明図である。

[0025] 送信部13は、シーケンス制御部15により制御されて、ラーモア周波数に対応するRFパルスをRFコイル130に送信する。具体的には、送信部13は、振幅位相制御部31、RFアンプ32を有する。

[0026] 振幅位相制御部31は、送信パルス生成部33、および管理部34を有する。

[0027] 送信パルス生成部33は、発振部、位相選択部、周波数変換部、振幅変調部を有し、管理部34に制御されて各送信チャンネルCH1~4に入力するためのRFパルスをチャンネルごとに振幅および位相を調整しつつ生成する。

[0028] 発振部は、静磁場中における対象原子核に固有の共鳴周波数の高周波信号を発生する。位相選択部は、発生した高周波信号の位相を選択する。周波数変換部は、位相選択部から出力された高周波信号の周波数を変換する。振幅変調部は、周波数変換部から出力された高周波信号の振幅を例えば  $\sin c$

関数に従って変調する。振幅変調部から出力された高周波信号は、RFアンプ32により増幅される。

[0029] 管理部34は、送信パルス生成部33を制御することにより送信チャンネルのそれぞれについて独立に振幅および位相を制御する。

[0030] 具体的には、管理部34は、受信部14から受けた各送信チャンネルに対応するRF磁場の振幅の測定結果にもとづいて、目標の振幅を有するRF磁場が放射されるよう各送信チャンネルに入力するRFパルスの振幅を制御する。また、管理部34は、受信部14から受けたRF磁場の位相の測定結果にもとづいて送信チャンネル間の位相差を求める。そして、送信パルス生成部33を制御することにより、求めた送信チャンネル間の位相差にもとづいて、送信チャンネル間のRF磁場の位相差が目標の位相差となるよう各送信チャンネルに入力するRFパルスの位相を制御する。

[0031] たとえば、送信チャンネルCH1とCH2との間に30度の位相差を設ける場合を考える。まず、管理部34は、送信チャンネルCH1に対して適当なRFパルスを入力して受信部14からこのRFパルスに対応するRF磁場の位相の測定結果を受ける。次に、管理部34は、送信チャンネルCH2に対して送信チャンネルCH1とは30度位相がずれたRFパルスを入力して受信部14からこのRFパルスに対応するRF磁場の位相の測定結果を受ける。

[0032] そして、管理部34は、測定されたRF磁場の位相差を求め、測定されたRF磁場の位相差と所望した位相差30度との差に応じて、測定されるRF磁場の位相差が30度に近づくよう送信チャンネルCH2に対して入力するRFパルスの位相を調整する。

[0033] 受信部14は、受信コイル16により検出されたRF磁場にもとづいてMR信号データを生成するMR信号生成部を有し、生成したMR信号データをシーケンス制御部15を介して計算機システム200に送信する。

[0034] 受信コイル16は、送信チャンネルに対するRFパルスの入力と同時に受信を行う。送信コイルによるRF磁場強度は、受信コイル16で直接受信す



るには大きすぎる場合がある。このため、管理部 34 は、受信コイル 16 の破損を防ぐよう、受信コイル 16 をデカップリング（非常に弱いカップリング）状態にする。弱いカップリング状態であっても、受信コイル 16 は RF 磁場を受けてわずかながら RF 磁場に応じた出力を行う。このわずかな出力を用いて、受信部 14 は RF 磁場の振幅と位相の測定を行う。

[0035] なお、受信コイル 16 は送信チャンネルに対する RF パルスの入力と同時に受信を行うため、受信専用に使われるコイルが好ましい。すなわち、RF パルスが入力される送信コイルが本実施形態に係る受信コイルを兼用することは好ましいとは言えないが、RF パルスが入力されない送信受信兼用コイルを本実施形態に係る受信コイルとして用いることには問題はない。また、送信チャンネルに対する RF パルスの入力と同時に受信を行う受信コイル 16 は、被検体 P に配置するとよい。

[0036] 図 3 は、フェーズドアレイコイル 16 1 a および 16 2 a の一構成例を示す図である。図 3 には被検体 P に 2 つのフェーズドアレイコイル 16 1 a および 16 1 b が配置される場合の例について示した。

[0037] 送信チャンネルに対する RF パルスの入力と同時に受信を行う受信コイル 16 としては、たとえば被検体 P に配置されたフェーズドアレイコイル 16 1 a または 16 2 a をなす複数のコイル要素 16 1 b または 16 2 b の一部または全部を用いることができる。

[0038] 図 3 に示す例では、フェーズドアレイコイル 16 1 a および 16 2 a はそれぞれ、4 × 4 の 16 個のコイル要素 16 1 b および 16 2 b により構成される。以下の説明では、送信チャンネルに対する RF パルスの入力と同時に受信を行う受信コイル 16 としてフェーズドアレイコイル 16 1 a をなす複数のコイル要素 16 1 b の一部を用いる場合の例について説明する。また、被検体 P の幅方向に並ぶ 4 個のコイル要素 16 1 b により構成される組は、それぞれコイルセクション 30 t 11、30 t 12、30 i 13、30 i 14 と呼ぶものとする。

[0039] 受信コイル 16 は、コイル要素単位や、コイルセクション単位、または受

信チャンネル単位でユーザによりまたは自動的に設定される。ここで、各コイル要素の出力は同相合成、反相合成、Q D合成、アンチQ D合成などの分配合成を施され、これらの分配合成出力はそれぞれ異なる受信チャンネルに接続されているものとする。具体的には、受信部 14 の図示しない分配合成部が、コイル要素 161b および 162b や RF コイル 130 から受けた MR 信号の合成処理および切換を行って対応する受信系回路（受信チャンネル）に出力する。すなわち、受信部 14 は、所望の複数のコイル要素 161b および 162b を用いて撮影部位に応じた感度分布を形成して様々な撮影部位からの MR 信号を受信できるように構成されている。

[0040] フェーズドアレイコイルを用いる場合、画像化のための MR データを受信するコイル（以下、適宜画像化用コイルという）と、送信チャンネルに対する RF パルスの入力と同時に受信を行う受信コイル 16（以下、適宜振幅位相測定用コイルという）とは、同一であってもよいし異なってもよい。また、フェーズドアレイコイルを用いる場合、画像化用コイルおよび振幅位相測定用コイルの少なくとも一方をユーザによって入力部 220 を介して選択されてもよい。

[0041] 以下の説明では、受信コイル 16 とは、厳密には振幅位相測定用コイルを指すものとする。当然ながら、画像化用コイルと振幅位相測定用コイルが同一である場合には、受信コイル 16 は画像化用コイルを兼ねる。

[0042] いま、画像化用コイルとして、ユーザが入力部 220 を介してセクション S c t 12 および S c t 13 を設定した場合の例について考える。もちろん、このときユーザは受信チャンネルを選択することにより画像化用コイルを選択してもよい。この例では、振幅位相制御部 31 は、このセクション S c t 12 および S c t 13 を受信コイル 16（振幅位相測定用コイル）として設定してもよい。また、画像化用コイルは、ユーザにより設定された撮影対象部位に応じて自動設定されてもよい。

[0043] また、画像化用コイルと振幅位相測定用コイルとは異なってもよく、この例では、振幅位相制御部 31 は振幅位相測定用コイルとして、たとえば

同一フェーズドアレイコイル161aの他のセクションS c t 1 1およびS c t 1 4 を自動設定してもよいし、画像化用コイルと一部重複するようにたとえばセクションS c t 1 1およびS c t 1 2 を自動設定してもよいし、全部重複するようにセクションS c t 1 1、1 2、1 3 および1 4 を自動設定してもよい。また、この例において、受信コイル16（振幅位相測定用コイル）は、自動設定されるのではなくユーザによってさらに入力部220を介して手動設定されてもよい。

[0044] 一方、ユーザによって受信コイル16（振幅位相測定用コイル）のみが設定されてもよい。たとえばユーザによって入力部220を介してセクションS e t 1 2 およびS c t 1 3 が受信コイル16（振幅位相測定用コイル）として設定されるとともに画像化用コイルが設定されない場合、振幅位相制御部31は画像化用コイルとして、振幅位相測定用コイルと同一のセクションS c t 1 2 およびS c t 1 3 を画像化用コイルとして設定してもよいし、上記例と同様に振幅位相測定用コイルと一部または全部重複するように設定してもよい。

[0045] また、受信部14は、受信コイル16により検出されたRF磁場の振幅および位相を測定し、振幅位相制御部31に与える。

[0046] 具体的には、受信部14は、MR信号処理部41を有する。MR信号処理部41は、MR信号生成部のほか、検波用信号生成部42、ミキサ43および振幅位相測定部44を有する。

[0047] 図4は、受信部14により測定されるRF磁場の位相に含まれる成分について説明するための概念図である。

[0048] 検波用信号生成部42は、送信パルス生成部33により生成されるRFパルスの位相成分 $\Phi_{t_x}$ と同一の位相成分を有するよう、検波用ローカル信号 $\Phi_{l_o}$ を生成する。

[0049] ミキサ43は、受信コイル16により検出されたある送信チャンネルに入力されたRFパルス $\Phi_{t_x}$ に応じたRF磁場と、検波用ローカル信号との差分を出力する。

- [0050] 振幅位相測定部 4 4 は、管理部 3 4 に制御されて、受信コイル 1 6 により検出された R F 磁場の振幅および位相を測定し、振幅位相制御部 3 1 に与える。
- [0051] 振幅位相制御部 3 1 の管理部 3 4 は、振幅位相測定部 4 4 から受けた各送信チャンネルの振幅および位相にもとづいて、各送信チャンネルから放射される R F 磁場の振幅が送信チャンネルごとに目標の振幅となるように、かつ送信チャンネル間の位相差が目標の位相差となるように、各送信チャンネルに入力する R F パルスの振幅および位相を制御する。
- [0052] また、振幅位相制御部 3 1 および M R 信号処理部 4 1 は、R F パルスの振幅および位相の制御および R F 磁場の振幅および位相の測定を被検体 P のプリスキャン中または本スキャン中に行なってもよいほか、M R I 装置 1 の据付時に行なってもよいし、定期点検時や保守作業時に行なってもよい。プリスキャン中または本スキャン中に行う場合は、送信部 1 3 から R F コイル 1 3 0 に送信される R F パルスの位相差を動的に補正してもよい。また、測定された送信チャンネルごとの振幅や位相を表示部 2 3 0 に表示させることによりユーザに現状を容易に把握させることができるとともに、ユーザによる入力部 2 2 0 を介した振幅や位相の指示を支援することができる。
- [0053] なお、目標の振幅および目標の位相差は、振幅位相制御部 3 1 の図示しない記憶部や計算機システム 2 0 0 の記憶部 2 5 0 にあらかじめ記憶されたものを用いてもよいし、入力部 2 2 0 を介してユーザから指定されてもよいし、ネットワークを介して与えられてもよい。
- [0054] また、管理部 3 4 は、振幅と位相の測定の再現性を保持するため、複数の送信チャンネルのそれぞれについて高周波磁場の放射時刻と受信コイル 1 6 を介した高周波磁場の計測時刻との差の時間が同一となるよう、複数の送信チャンネルのそれぞれに高周波パルスを入力する時刻および M R 信号処理部 4 1 による位相測定時刻とを制御する。検波用ローカル信号  $\Phi_{l0}$  は、送信パルス生成部 3 3 により生成される R F パルスの位相成分  $\Phi_{tx}$  と同一の位相成分を有する。このため、振幅位相測定部 4 4 による測定時に生じるオフ

セットを測定間で同じにすることができ、測定の再現性を保持することができる。

[0055] したがって、たとえば最初に送信チャンネルCH1の測定を行い、次にCH2の測定を行うといったように、送信チャンネルごとに別々のタイミングで測定を行なう場合であっても、測定間のデータを比較することが可能となる。

[0056] 図4に示すように、受信コイル16により検出されるRF磁場の位相は、送信チャンネルに入力されたRFパルスの位相 $\Phi_{tx}$ に対し、送信コイルおよびRF信号の伝送経路による位相ずれ $\Phi_{coil}$ と、被検体Pの存在によるインピーダンス変化に応じた位相ずれ $\Phi_k$ と、その他の位相ずれ $\Phi_0$ と、が加わったものである。

[0057] したがって、図4に示すようにミキサ43から出力される信号の位相は $\Phi_{coil} + \Phi_k + \text{一定}$ であり、送信コイル、送信信号伝送経路、被検体Pのインピーダンスを全て反映したものとなる。

[0058] また、MR信号処理部41は、MR信号データを生成するMR信号生成部を有し、生成したMR信号データをシーケンス制御部15を介して計算機システム200に送信する。なお、受信部14は、静磁場磁石110や傾斜磁場コイル120などを備える架台装置側に備えられていてもよい。

[0059] なお、送信部13の管理部34や振幅位相測定部44などの機能は、コンピュータのROMなどの記憶媒体に記憶された送信制御プログラムに従ってコンピュータのCPUにより実現されてもよい。この場合、コンピュータとして計算機システム200を用い、コンピュータのCPUとして制御部260を用いてもよい。

[0060] シーケンス制御部15は、計算機システム200から送信されるシーケンス情報にもとづいて傾斜磁場電源11、送信部13および受信部14を駆動することで、被検体Pのスキャンを行う。そして、シーケンス制御部15は、傾斜磁場電源11、送信部13および受信部14を駆動して被検体Pをスキャンした結果、受信部14からMR信号データが送信されると、このMR

信号データを計算機システム 200 へ転送する。

[0061] なお、シーケンス情報とは、傾斜磁場電源 11 が傾斜磁場コイル 120 に供給する電源の強さや電源を供給するタイミング、送信部 13 が RF コイル 130 に送信する高周波信号の強さや高周波信号を送信するタイミング、受信部 14 が MR 信号を検出するタイミング等、スキャンを行うための手順を時系列に沿って定義した情報である。

[0062] また、送信部 13 によって送信される RF パルスの振幅および位相は、計算機システム 200 によって制御されてもよい。この場合、計算機システム 200 の制御部 260 が送信制御プログラムに従って少なくとも管理部 34 および振幅位相測定部 44 として機能する。たとえば、被検体 P のプリスキャン中または本スキャン中に、送信部 13 から RF コイル 130 に送信される RF パルスの位相差を動的に補正する場合、送信部 13 によって送信される RF パルスの振幅および位相は、シーケンス制御部 15 を介して計算機システム 200 によって制御されてもよい。

[0063] 次に、本実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置 1 および送信制御プログラムの動作の一例について説明する。

[0064] 振幅位相制御部 31 による RF パルスの振幅および位相の補正は、プレスキャンや本スキャンとは別に行ってもよいし、プレスキャン中や本スキャン中に行ってもよい。まず、RF パルスの振幅および位相の補正をプレスキャンや本スキャンとは別に行う場合の手順の一例について説明する。

[0065] 図 5 は、振幅位相測定にもとづく RF パルスの振幅および位相の補正をプレスキャンや本スキャンとは別に行う場合の手順の一例を示すフローチャートである。

[0066] プレスキャンや本スキャンの実行前に RF パルスの振幅および位相の補正を行う場合は、たとえば図 5 に示すように、事前にプレスキャンとして振幅位相測定を行なうことで各送信チャンネルに入力される RF パルスを目標の振幅および位相としておく。たとえば、送信チャンネル間の振幅差、位相差が重要となるプレスキャン（たとえば RF パワー（RF レベル、以下 RFL

という)の測定など)を行う場合は、このRFL測定用のプレスキャンの事前に、プレスキャンとして振幅位相測定を行なっておくことで各送信チャンネルに入力されるRFパルスを目標の振幅および位相としておくことが望ましい。

[0067] 図5に示す手順は、ユーザにより入力部220を介してプレスキャンまたは本スキャンの実行開始指示を受けてスタートとなる。また、以下の説明では受信コイル16がフェーズドアレイコイル161aをなす複数のコイル要素161bの一部により構成される場合の例について示す。

[0068] まず、ステップS1において、振幅位相制御部31は、ユーザから入力部220を介して指示されてまたは実行開始指示を受けたスキャンの内容に応じて、受信コイル16を設定する。また、実行開始指示を受けたスキャンが本スキャンなどの画像生成を伴うスキャンである場合には、振幅位相制御部31はユーザにより入力部220を介して指示されてまたは実行開始指示を受けたスキャンの内容に応じて、画像化用コイルを受信コイル16と同一または異なるコイルに設定する。

[0069] 次に、ステップS2において、プレスキャンとして振幅位相測定を行う。具体的には、振幅位相制御部31が、各送信チャンネルに対して所定の振幅および位相を有するRFパルスを入力する。受信コイル16はデカップリング状態でこのRFパルスに応じたRF磁場を検知し、検知したRF磁場に応じた信号を出力する。そして、MR信号処理部41は、受信コイル16の出力にもとづいて振幅および位相を測定する。なお、この測定は送信チャンネルごとに順番に行うとよい。

[0070] つぎに、振幅位相制御部31は、振幅および位相の測定結果にもとづいて、送信チャンネル間の位相差が目標の位相差に近づくよう、RFパルスの振幅および位相を補正する(ステップS3)。この結果、振幅位相制御部31から各送信チャンネルに入力されるRFパルスは、対応するRF磁場の振幅および位相差が目標の値に近づくよう補正されたものとなる。

[0071] 次に、ステップS4において、振幅位相制御部31は、RFL測定を実行

すべきか否かを判定する。はじめてステップS 3 を実行する場合、この判定は手順のスタート時に受けた実行開始指示の内容にもとづいて行われる。また、ステップS 9 から戻ってきた場合、この判定はステップS 9 における補正指示の内容にもとづいて行われる。なお、いずれの場合であっても、あらかじめステップS 3 の実行後にはRFL測定用プレスキャンを実行すべき旨が設定されていたか場合には、ステップS 5 に進む。RFL測定用プレスキャンを実行すべき場合はステップS 5 に進む。一方、RFL測定用プレスキャンを実行せずともよい場合はステップS 7 に進む。

[0072] 次に、ステップS 5 において、シーケンス制御部 15 は、送信チャンネル間の振幅差、位相差が重要となるプレスキャン（たとえばRFL測定）を行う。

[0073] このように、送信チャンネル間の振幅差、位相差が重要となるプレスキャンを行う場合、その前にRFパルスの振幅および位相の測定をプレスキャンとして組み込んでおけば、RFパルスの振幅および位相を補正しておくことで、より正確なプレスキャン結果を得ることができる。

[0074] 次に、ステップS 6 において、シーケンス制御部 15 は、手順のスタート時に受けた実行開始指示の内容にもとづいて本スキャンを実行すべきか否かを判定する。本スキャンを実行する場合はステップS 8 に進む。一方、本スキャンを実行せずともよい場合はステップS 9 に進む。

[0075] 他方、ステップS 4 でRFL測定用プレスキャンを実行せずともよいと判定されると、ステップS 7 において、シーケンス制御部 15 は、手順のスタート時に受けた実行開始指示の内容にもとづいて本スキャンを実行すべきか否かを判定する。本スキャンを実行する場合はステップS 8 に進む。一方、本スキャンを実行せずともよい場合はステップS 9 に進む。

[0076] 次に、ステップS 8 において、シーケンス制御部 15 は、ステップS 1 で振幅位相制御部 31 により設定された画像化用コイルを用い、ステップS 3 で振幅および位相を補正されたRFパルスを各送信チャンネルに入力して本スキャンを実行する。



[0077] 次に、ステップS 9において、制御部260は、ユーザにより再度各送信チャンネルに入力されるRFパルスの振幅および位相を補正すべき旨の指示があったか、または続けてスキャンを実行すべき指示がありかつB 1の変動要因があったか否かを判定する。B 1の変動要因とは、たとえば続けて実行されるスキャンにおいて設定されたRF磁場の振幅または位相の設定値（目標値）が現在と異なる値に変更されることのほか、コイルの変更や撮影対象部位の変更などがあげられる。

[0078] ユーザにより再度各送信チャンネルに入力されるRFパルスの振幅および位相を補正すべき旨の指示があったか、または続けてスキャンを実行すべき指示がありかつB 1の変動要因があった場合は、ステップS 2に戻る。一方、ユーザにより再度各送信チャンネルに入力されるRFパルスの振幅および位相を補正すべき旨の指示がなく、かつ、続けてスキャンを実行すべき指示がないまたはB 1の変動要因がない場合は、一連の手順は終了となる。

[0079] なお、ユーザにより再度各送信チャンネルに入力されるRFパルスの振幅および位相を補正すべき旨の指示があつてステップS 9からステップS 2に戻った場合であつてB 1変動要因があつた場合には、RFレベルも変化していることが多いためRFL測定用プレスキャン（ステップS 5）を実行することが好ましい。

[0080] 以上の手順により、補正したRFパルスの振幅および位相の補正を用いてプレスキャンや本スキャンを行うことができる。

[0081] なお、ステップS 2で測定用に送信チャンネルに与えられるRFパルスは、連続波または矩形波を用いるとよい。連続波または矩形波を用いてk空間を一様の周波数、位相で埋めることにより短時間の測定で精度を上げることができる。

[0082] なお、ステップS 9からステップS 2に戻った場合であつて、B 1磁場に係る諸条件に変更がない場合には（たとえばユーザにより再度各送信チャンネルに入力されるRFパルスの振幅および位相を補正すべき旨の指示があつた場合など）、ステップS 2の振幅位相測定結果は補正後のRFパルスの振

幅および位相により生成されるRF磁場の検証目的に用いることができる。したがって、ステップS9でNOと判定された場合であっても、補正後のRFパルスの振幅および位相により生成されるRF磁場を観測する目的でステップS2の振幅位相測定を実行してもよい。

[0083] 続いて、RFパルスの振幅および位相の補正をプレスキャン中や本スキャン中に行う場合の手順の一例について説明する。

[0084] 図6は、本スキャン中に振幅位相測定を行う場合の手順の一例を示すタイミングチャートである。

[0085] RF磁場が照射されると、受信コイル16はデカップリング状態でこのRF磁場に応じた信号を出力する。MR信号処理部41はこの受信コイル16の出力に応じてRF磁場の振幅および位相を測定し、振幅位相制御部31に与える。

[0086] その後、受信コイル16は管理部34により制御されてカップリング状態に移行し、被検体Pからの受信エコーを受信する。MR信号処理部41はこの受信コイル16に受信された受信エコーに応じてMR信号を生成する。

[0087] 図6に示すように、本スキャン中やプレスキャン中であっても、RF磁場の送信と同時に直接にRF磁場を受信コイル16（ただしデカップリングモードであることが好ましい）で受信することにより、通常の実験データの収集と振幅位相測定とを共存させることができる。

[0088] 本実施形態に係るMRI装置1は、複数の送信チャンネルを有し、ピックアップコイルを用いることなく、すなわち従来のMRI装置と同様のハードウェア構成により、正確に各送信チャンネルに入力されるRFパルスの振幅および位相を調整することができる。このため、各送信チャンネルから放射されるRF磁場(B1)を最適化することができる。

[0089] また、MRI装置1によれば、RFパルスの信号伝送経路全体による影響や被検体Pによる影響を考慮してRFパルスの振幅および位相を調整することができる。

[0090] また、簡便に振幅位相測定および制御を行うことができるため、装置の経

時的な劣化にともなう影響による位相ずれ等であっても、簡単に補正することができる。したがって、たとえば1年ごとの定期点検時に本実施形態に係る振幅位相測定および制御を行うことで、経時的な劣化による影響を極めて容易かつ的確に補正することができる。

[0091] また、各送信チャンネルから放射されるRF磁場の振幅および位相を測定して補正することができるため、位相ずれを防ぐための精密なコイル調整を必要としない。

[0092] なお、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。これら新規な実施形態は、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ともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

## 請求の範囲

- [請求項 1] 複数の送信チャンネルを有する磁気共鳴イメージング装置であって、  
被検体に配置された受信コイルを介して前記複数の送信チャンネルのそれぞれから放射された高周波磁場を取得し、この高周波磁場の位相を測定する信号処理部と、  
前記信号処理部により測定された前記複数の送信チャンネルのそれぞれの高周波磁場の位相にもとづいて前記複数の送信チャンネル間の位相差を求め、この位相差にもとづいて前記複数の送信チャンネルのそれぞれに入力する高周波パルスの位相を制御する制御部と、  
を備えた磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項 2] 前記制御部は、  
前記複数の送信チャンネルのそれぞれについて高周波磁場の放射時刻と前記受信コイルを介した高周波磁場の計測時刻との差の時間が同一となるよう、前記複数の送信チャンネルのそれぞれに高周波パルスを入力する時刻および前記信号処理部による位相測定時刻とを制御する、  
請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項 3] 前記信号処理部は、  
前記制御部により生成される高周波パルスと同一の位相成分を有するよう、高周波磁場の位相を測定する際に用いる検波用信号を生成する、  
請求項 2 記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項 4] 前記制御部は、  
プレスキャンおよび本スキャンの少なくとも一方において前記複数の送信チャンネルのそれぞれに入力する高周波パルスの位相を制御するよう、前記高周波パルスを生成するとともに前記信号処理部を制御する、  
請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

- [請求項5] 前記制御部は、  
前記送信チャンネルから放射された高周波磁場を受信させる際に前記受信コイルをデカップリング状態にする、  
請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項6] 前記制御部は、  
前記送信チャンネルから高周波磁場が放射されると同時に前記受信コイルによりこの高周波磁場を受信させる、  
請求項5に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項7] 前記制御部は、  
前記送信チャンネルから高周波磁場が放射されてから所定の時間経過後に前記受信コイルにより前記被検体からのMR信号を受信させる際に、前記受信コイルをカップリング状態にする、  
請求項5記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項8] 前記信号処理部は、  
前記被検体に配置された前記受信コイルを介して前記複数の送信チャンネルのそれぞれから放射された高周波磁場を取得し、この高周波磁場の振幅および位相を測定し、  
前記制御部は、  
前記信号処理部により測定された前記複数の送信チャンネルのそれぞれの高周波磁場の振幅および位相にもとづいて前記複数の送信チャンネル間の位相差を求め、各振幅およびこの位相差にもとづいて前記複数の送信チャンネルのそれぞれに入力する高周波パルスの振幅および位相を制御する、  
請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項9] 前記受信コイルは、  
フェーズドアレイコイルをなす複数のコイル要素の少なくとも一部により構成された、  
請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

- [請求項 10] 前記受信コイルは、  
フェーズドアレイコイルをなす複数のコイル要素の少なくとも一部により構成され、  
本スキャンにおいて画像化のためのMRデータを受信するコイルは、  
前記受信コイルである、  
請求項 9 記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項 11] 前記受信コイルは、  
前記フェーズドアレイコイルをなす複数のコイル要素の少なくとも一部により構成され、  
本スキャンにおいて画像化のためのMRデータを受信するコイルは、  
前記フェーズドアレイコイルをなす複数のコイル要素のうち前記受信コイルとは異なるコイル要素により構成された、  
請求項 9 記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項 12] 前記制御部は、  
前記送信チャンネルから放射された高周波磁場を受信させる際に前記受信コイルをデカップリング状態にする、  
請求項 9 記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項 13] 前記制御部は、  
前記送信チャンネルから高周波磁場が放射されると同時に前記受信コイルによりこの高周波磁場を受信させる、  
請求項 12 に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項 14] 前記制御部は、  
前記送信チャンネルから高周波磁場が放射されてから所定の時間経過後に前記受信コイルにより前記被検体からのMR信号を受信させる際に、前記受信コイルをカップリング状態にする、  
請求項 12 記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項 15] R F レベルの測定のためのスキャンを実行する際には、

このスキャンの実行前に前記信号処理部が前記高周波磁場の位相を測定し、前記制御部が前記複数の送信チャンネル間の位相差を求めることより、前記 R F レベルの測定のためのスキャンの実行時において、求めた前記位相差にもとづいて前記制御部が前記複数の送信チャンネルのそれぞれに入力する高周波パルスの位相を制御する、

請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項 16] 複数の送信チャンネルを有する磁気共鳴イメージング装置の送信制御方法であって、

受信コイルを介して前記複数の送信チャンネルのそれぞれから放射された高周波磁場を取得するステップと、

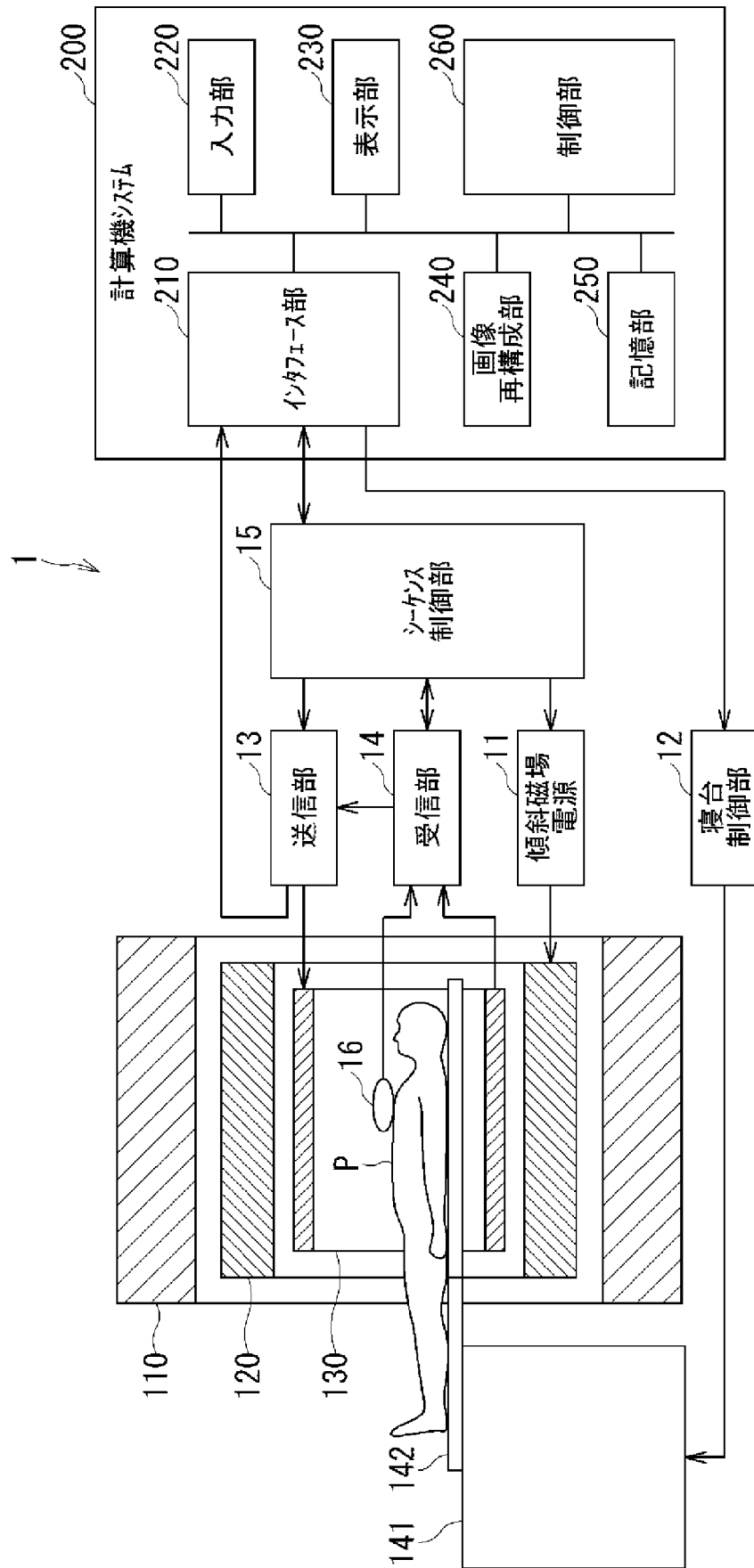
この高周波磁場の位相を測定するステップと、

測定された前記複数の送信チャンネルのそれぞれの高周波磁場の位相にもとづいて前記複数の送信チャンネル間の位相差を求めるステップと、

この位相差にもとづいて前記複数の送信チャンネルのそれぞれに入力する高周波パルスの位相を制御するステップと、

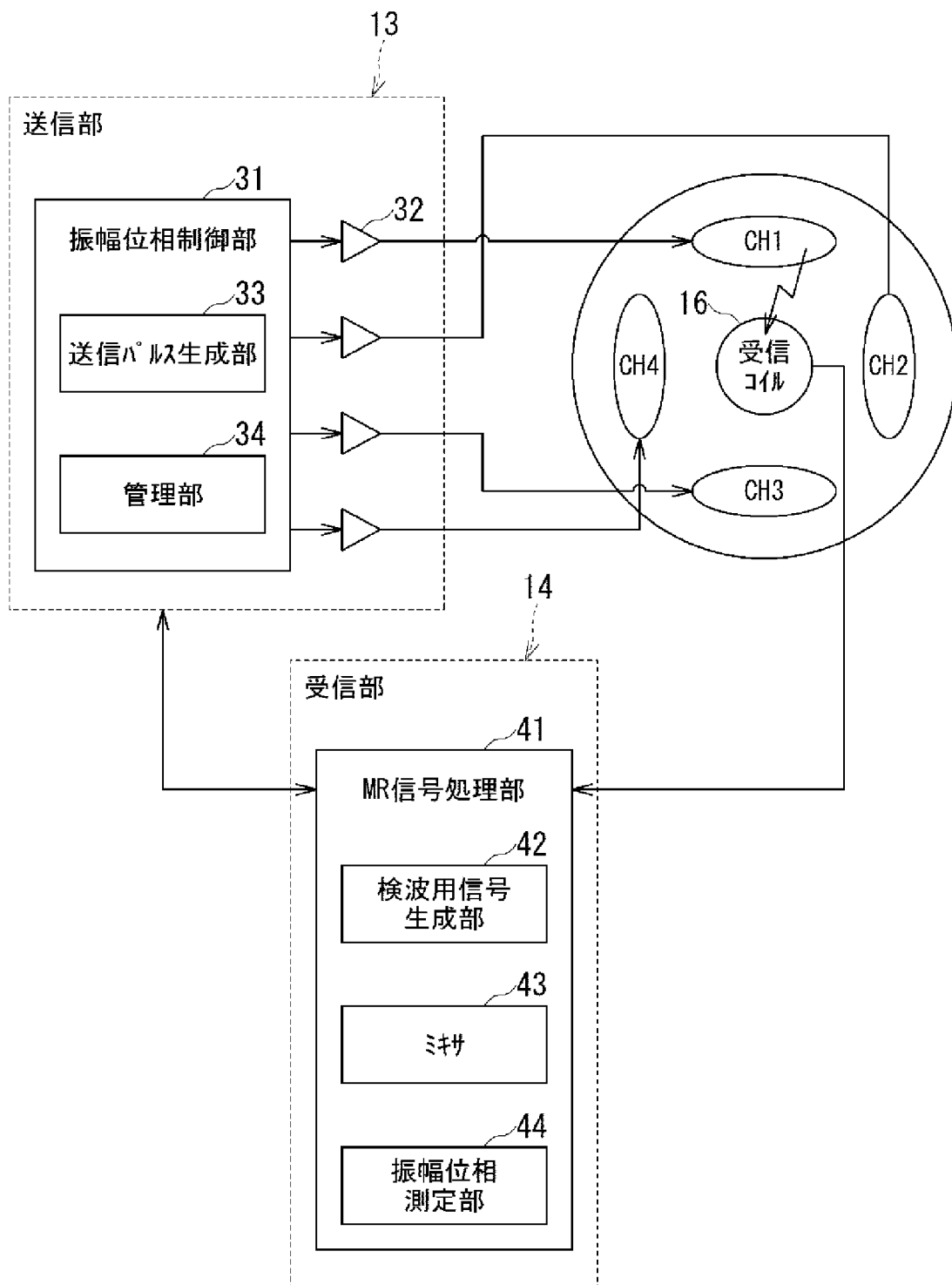
を有する送信制御方法。

[図1]

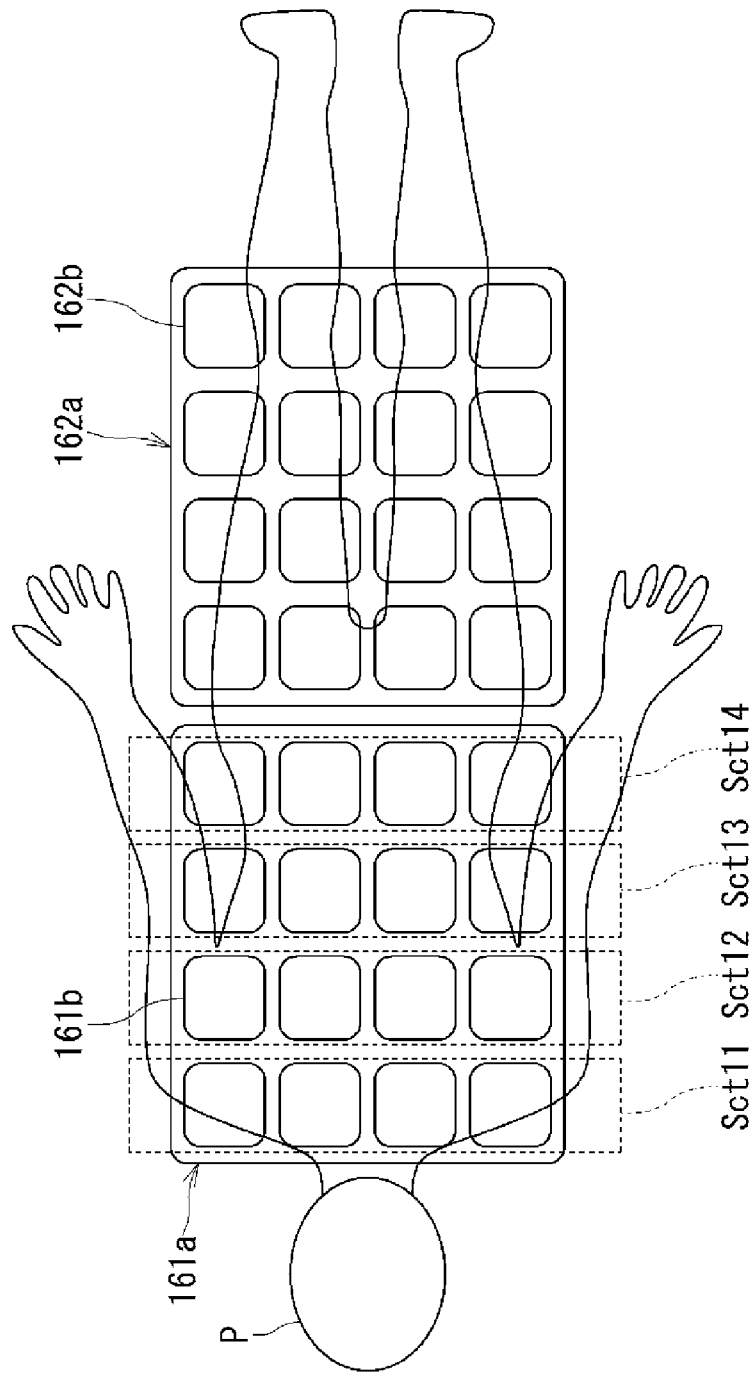




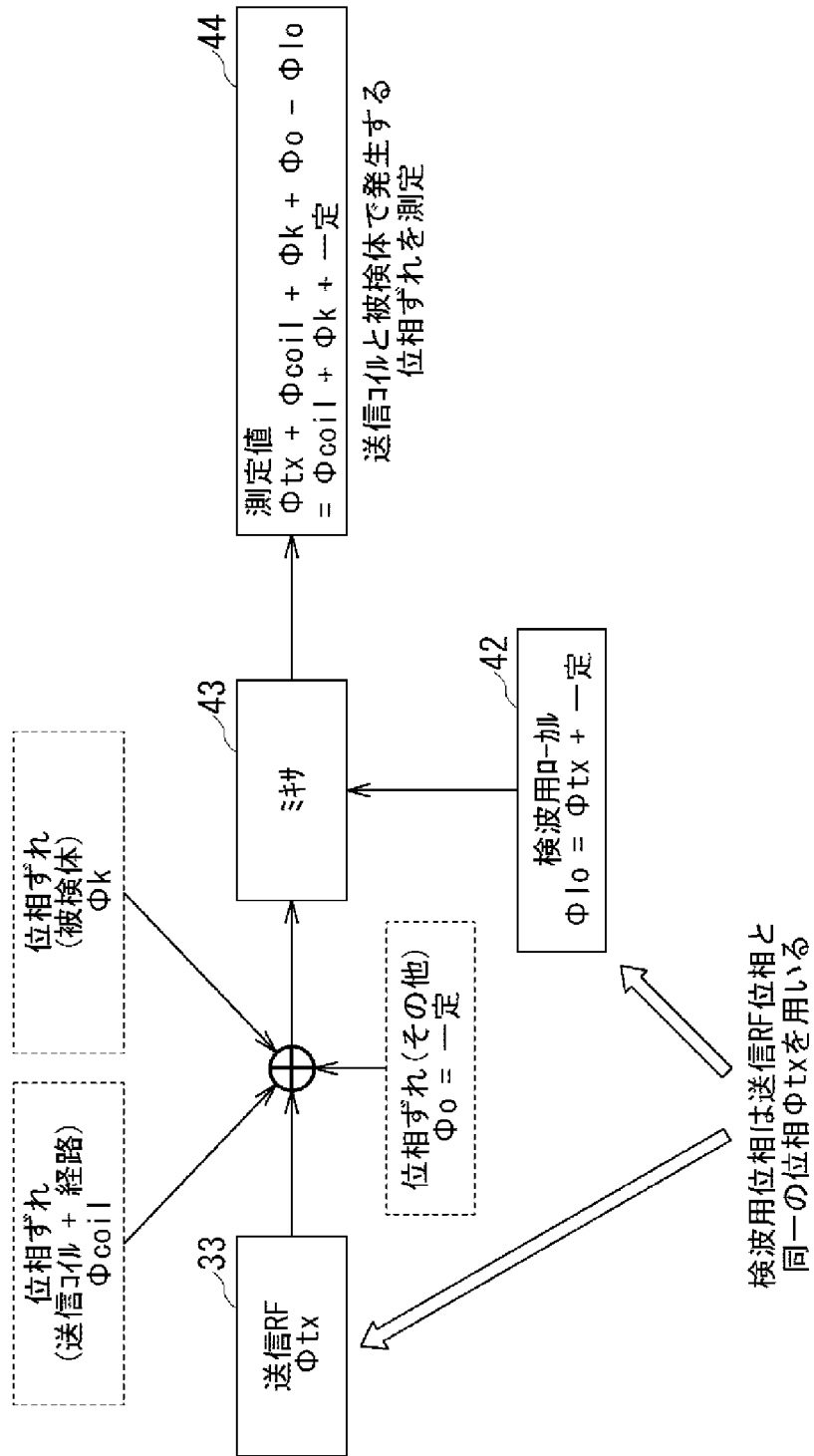
[図2]



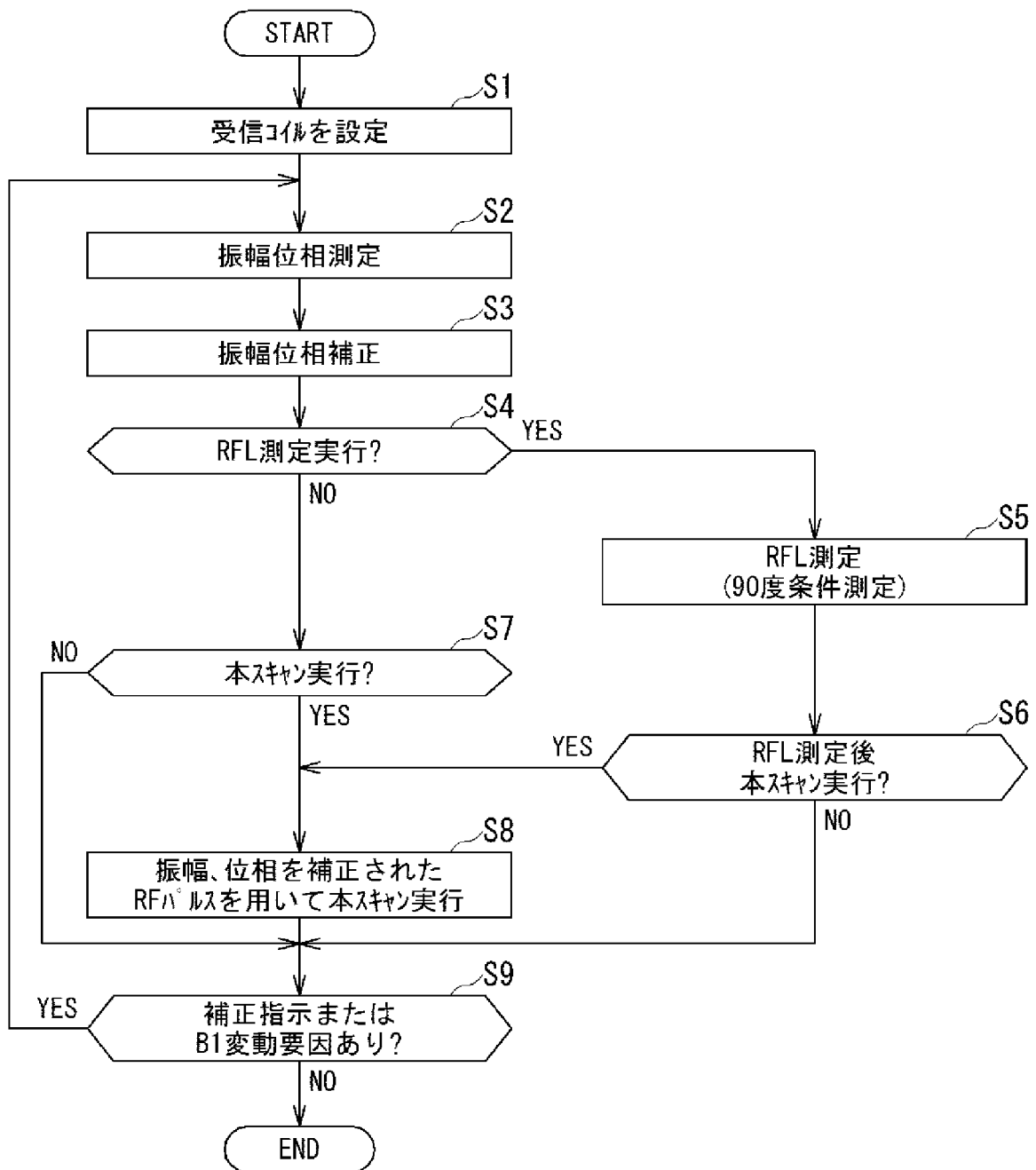
[図3]



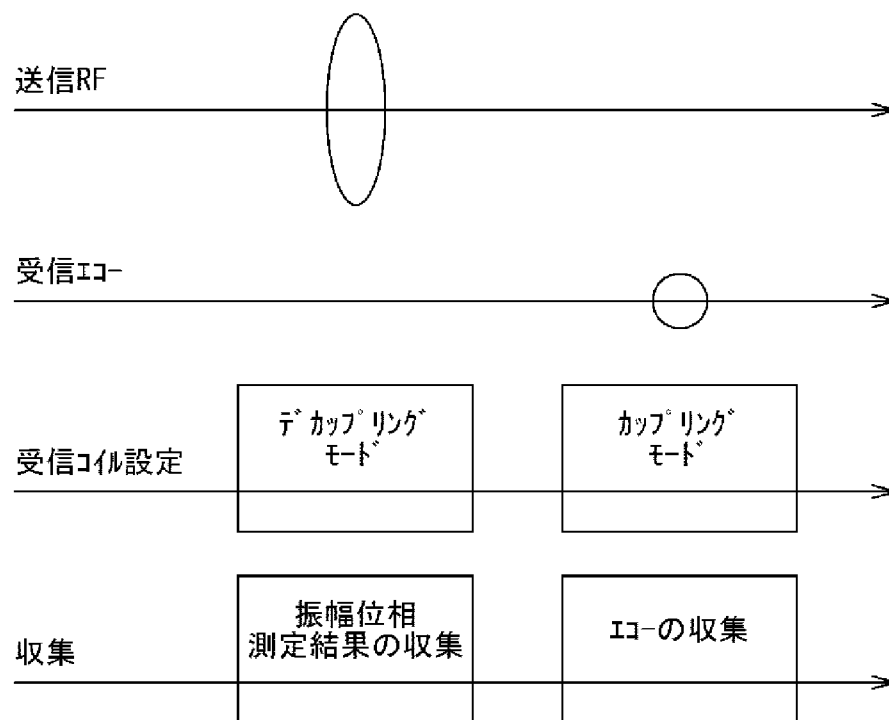
[図4]



[図5]



[図6]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT / JP2 0 13 / 0 7 5 0 8 2

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A 61B5/055 (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)

A 61B5 / 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	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.
A	J P 5 - 2 3 3 1 5 A ( T o s h i b a C o r p . ) , 0 2 F e b r u a r y 1 9 9 3 ( 0 2 . 0 2 . 1 9 9 3 ) , paragraph [ 0 0 2 0 ] ( F a m i l y : n o n e )	1 - 1 6
A	J P 2 0 0 4 - 5 2 6 5 4 7 A ( K o n i n k l i j k e P h i l i p s E l e c t r o n i c s N . V . ) , 0 2 S e p t e m b e r 2 0 0 4 ( 0 2 . 0 9 . 2 0 0 4 ) , paragraph [ 0 0 1 9 ] & U S 2 0 0 4 / 0 1 5 5 6 5 6 A I & W O 2 0 0 2 / 0 9 5 4 3 5 A I & D E 1 0 1 2 4 4 6 5 A I	1 - 1 6
A	J P 2 0 1 2 - 2 4 3 0 6 A ( T o s h i b a C o r p . ) , 0 9 F e b r u a r y 2 0 1 2 ( 0 9 . 0 2 . 2 0 1 2 ) , paragraphs [ 0 0 5 3 ] t o [ 0 0 5 6 ] ( F a m i l y : n o n e )	1 - 1 6



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

"G" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

1 1 D e c e m b e r , 2 0 1 3 ( 1 1 . 1 2 . 1 3 )

Date of mailing of the international search report

2 4 D e c e m b e r , 2 0 1 3 ( 2 4 . 1 2 . 1 3 )

Name and mailing address of the ISA/

J a p a n e s e P a t e n t O f f i c e

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT / JP2 013 / 075082

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, A	JP 2012- 239737 A (Toshiba Corp .), 10 December 2012 (10.12.2012), abs tract (Fami l y : none )	1-16
A	JP 2006- 141774 A (GE Medi cal Sys tems Global Techno logy Co ., L.L.C.), 08 June 2006 (08.06.2006), paragraphs [0038] to [0048] (Fami l y : none )	1-16
A	US 2012/ 0238861 A1 (Matthias Gebhardt ), 20 September 2012 (20.09.2012), paragraphs [0013] to [0016] & JP 2012- 187406 A & DE 102011005433 A1 & CN 102680929 A & KR 10- 2012- 0104126 A	1-16
A	P. P. Stang et al , Vector Iterat ive Pre - Di stort ion : An Auto - cal ibrat ion Method for Transmit Arrays , Pro c. Intl . Soc. Mag . Reson . Med . 17, 2009.04, #396	1-16
A	M. G. Zanchi et al , Frequency Offs et Carte sian Feedbac k Contro l Sys tem for MRI Power Ampl i fier , Pro c. Intl . Soc. Mag . Reson . Med . 17, 2009.04, #399	1-16

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

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-  
 日本国公開実用新案公報 1971-2  
 日本国実用新案登録公報 1996-  
 日本国登録実用新案公報 1994-2

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)  
 年

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
A	JP 5-23315 A (株式会社東芝) 1993. 02. 02 段落 20 (ファミリーなし)	1-16
A	JP 2004-526547 A (コニクレッタ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヱイ) 2004. 09. 02 段落 19 & US 2004/0155656 AI & WO 2002/095435 AI & DE 10124465 AI	1-16

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、一般的な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
- 「C」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)
- 「B」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
- 「F」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
- 「R」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日  
11. 12. 2013

国際調査報告の発送日  
24. 12. 2013

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  
 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
A	JP 2012-24306 A (株式会社東芝) 2012. 02. 09 段落 53-56 (ファミリーなし)	1-16
P, A	JP 2012-239737 A (株式会社東芝) 2012. 12. 10 要約 (ファミリーなし)	1-16
A	JP 2006- 141774 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2006. 06. 08 段落 38-48 (ファミリーなし)	1-16
A	US 2012/0238861 AI (Matthias Gebhardt) 2012. 09. 20 段落 13-16 & JP 2012-187406 A & DE 102011005433 AI & CN 102680929 A & KR 10-2012-0104126 A	1-16
A	P. P. Stang et al, Vector Iterative Pre-Distortion: An Auto-calibration Method for Transmit Arrays, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 17, 2009. 04, #396	1-16
A	M. G. Zanchi et al, Frequency Offset Cartesian Feedback Control System for MRI Power Amplifier, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 17, 2009. 04, #399	1-16