

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2011 年 12 月 15 日(15.12.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/155461 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/46 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/062972
- (22) 国際出願日: 2011 年 6 月 6 日(06.06.2011)
- (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 2010-131887 2010 年 6 月 9 日(09.06.2010) JP
- (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]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 横沢 俊 (YOKOSAWA, Suguru) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社 日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 谷口陽 (TANIGUCHI, Yo) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社 日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 尾藤良孝 (BITO, Yoshitaka) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社 日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 金子

幸生 (KANEKO, Yukio) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社 日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP).

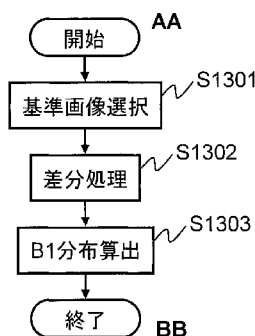
- (74) 代理人: 特許業務法人 山王坂特許事務所 (Sannozaka Patent Law Firm); 〒2210835 神奈川県横浜市神奈川区鶴屋町 2 丁目 2 6 番地 2 第 4 安田ビル 9 階 Kanagawa (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, 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.
- (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, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE AND TRANSMITTING SENSITIVITY DISTRIBUTION CALCULATION METHOD

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置および送信感度分布算出方法

図6



AA START
S1301 SELECT REFERENCE IMAGE
S1302 DIFFERENCE PROCESSING
S1303 CALCULATE B1 DISTRIBUTION
BB END

(57) Abstract: In order to calculate the B1 distribution with high accuracy in a short time and obtain a high-quality image, in RF shimming in which an electromagnetic wave is applied using an RF coil having a plurality of channels, the transmitting sensitivity distribution required to calculate the phase difference and amplitude ratio between the channels of an RF pulse to be applied to the channels is calculated using the absolute value of a difference image between a plurality of reconstructed images. The plurality of reconstructed images are obtained by executing an image capturing sequence after the application of a prepulse at different flip angles. The difference image is created with respect to a reference image that is, for example, an image obtained at a minimum flip angle. It is also possible to divide the obtained plurality of difference images by each other and create the transmitting sensitivity distribution from the result thereof.

(57) 要約: 短時間に高い精度でB1分布を算出し、高品質の画像を得る。複数チャンネルを持つRFコイルを用いて電磁波を照射するRFシミングにおいて、各チャンネルに与えるRFパルスのチャンネル間位相差および振幅比を計算するために必要な送信感度分布を、複数の再構成画像間の差分画像の絶対値を用いて算出する。複数の再構成画像は、それぞれ、異なるフリップ角でプリパルス印加後に撮影シーケンス実行することにより得る。差分画像は、例えば、最小のフリップ角で得られた画像を基準画像とし、基準画像との間で作成する。なお、さらに得られた複数の差分画像どうしを除算し、その結果から送信感度分布を作成してもよい。

WO 2011/155461 A1



(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 (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感度分布算出方法

技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴イメージング (M a g n e t i c R e s o n a n c e I m a g i n g) 装置 (以下、M R I 装置) に関わり、特に、送信用高周波コイルの送信感度不均一を低減する R F シミングに用いる送信感度分布算出技術に関する。

背景技術

[0002] M R I 装置は、主に水素原子核の核磁気共鳴現象を利用した医用画像診断装置である。一般には、静磁場に置かれた被検体にスライス傾斜磁場を印加すると同時に特定の周波数をもつ高周波磁場を印加して、撮影したい断面内の核磁化を励起させる。次に、位相エンコード傾斜磁場およびリードアウト傾斜磁場の印加により励起された核磁化に平面位置情報を与え、核磁化が発生する核磁気共鳴信号を計測する。核磁気共鳴信号の計測は、k 空間と呼ばれる計測空間が充填されるまで繰り返し行う。k 空間に充填された信号は、逆フーリエ変換により画像化される。各傾斜磁場は、それぞれ直交三軸方向に対応する三系統の傾斜磁場コイルにより印加される。高周波磁場は、送信用高周波 (ラジオ波、以下、R F) コイルに R F パルスを送信し、電磁波を照射することにより印加される。また、核磁気共鳴信号の計測には、受信用 R F コイルを用いる。

[0003] R F パルスおよび各傾斜磁場は、あらかじめ設定されたパルスシーケンスに基づいて印加される。このパルスシーケンスは、目的に応じて種々のものが知られている。例えば、グラディエントエコー (G r E) タイプのパルスシーケンスでは、パルスシーケンスの繰り返し時間 (T R) 毎に位相エンコード傾斜磁場を順次変化させ、1 枚の断層像を得るために必要な数の核磁気共鳴信号を計測する。

[0004] RFパルスの強度は、撮影パラメータであるフリップ角により任意に設定することができる。ここで、フリップ角90度は、計測する核磁気共鳴信号（自由誘導減衰信号：FID信号）が最大となるRFパルスの強度であり、フリップ角が90度のRFパルスを90度パルスと呼ぶ。また、フリップ角180度に相当するRFパルスは180度パルスと呼ぶ。印加する各傾斜磁場の強度は、撮影パラメータである撮影視野、受信帯域、計測マトリックスのサイズなどから計算され、設定される。

[0005] 画像コントラストを修飾する目的でパルスシーケンスの前に付加するRFパルスをプリパルスと呼ぶ。代表的なプリパルスに、180度パルスを任意のパルスシーケンスの前に送信する反転回復パルスがある。反転回復パルス送信からk空間の中心の核磁気共鳴信号を計測するまでの時間を反転時間T₁と呼び、この反転時間T₁を調整することで、目的に応じた画像コントラストを取得する。

[0006] 近年、画像のSN比向上のため、MRI装置の高磁場化が進み、3T以上の静磁場強度を持つ装置の普及が進んでいる。高磁場装置では、高いコントラストの画像が得られる一方で、腹部画像などにムラが生じるという高磁場装置特有の問題が発生する。この画像ムラの原因には、送信用RFコイルが撮影領域に形成する回転磁界の不均一が挙げられる。これを送信感度分布（B₁分布）の不均一と呼ぶ。これは、高磁場化に伴って、照射する電磁波の磁気共鳴周波数が高くなると生体内での電磁波の波長が生体の大きさとほぼ同等スケールとなり、電磁波の位相が変化する等の理由により発生する。

[0007] B₁分布の不均一を低減する方法として、複数のチャンネルを持つ送信用RFコイルを用いて電磁波を照射する「RFシミング」という手法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。これは、各チャンネルに与えるRFパルスの位相と振幅とを制御することによって、撮像領域におけるB₁分布の不均一を低減させる方法である。一般的に、B₁分布の均一度が高いRFシミングを実現するには、各チャンネルに与える位相と振幅とを、各チャンネルが作り出すB₁分布に基づいて決定する。B₁分布は被検体の体型や

組織構造等に依存するため、被検体毎、撮影部位毎に各チャンネルのB1分布を計測する必要がある。

[0008] B1分布の一般的な計測方法には、Double Angle Methodがある。これは、任意のフリップ角 α と、その2倍のフリップ角 2α で撮影した画像を用いてB1分布を計算する方法である（例えば、非特許文献1参照。）。また、フリップ角が異なる複数枚の画像を取得し、取得した画像信号をパルスシーケンスごとに定義される画像信号強度の理論式でフィッティングすることにより、B1分布を算出する方法が提案されている（例えば、非特許文献2参照。）。また、フィッティングを行わず、信号強度変化の周期からB1分布を計算する方法が提案されている（例えば、特許文献2参照。）。さらに、プリパルスを付加したパルスシーケンスにおいて、プリパルスのフリップ角を段階的に変えて複数枚の画像を撮影し、画像信号強度変化の周期からB1分布を算出する方法も提案されている（例えば、非特許文献3参照。）。

先行技術文献

特許文献

[0009] 特許文献1：米国特許第7078901号明細書

特許文献2：特開2008-067830号公報

非特許文献

[0010] 非特許文献1：「B1 Mapping」(Insko EK, Bolinger L. 著、In: Proceedings of the 11th Annual Meeting of SMRM, Berlin, Germany, 1992, p. 4302)

非特許文献2：「Rapid High-Resolution T1 Mapping by Variable Flip Angles: Accurate and Precise Measurements in the Presence of Radiofrequency Field Inhomogeneity」(Hai-Ling Maergare

t Cheng, Cgraham A Wright 著、Magnetic Resonance in Medicine 55:566-574, 2006)

非特許文献3:「7T vs. 4T: RF Power, Homogeneity, and Signal-to-Noise Comparison in Head Images」(J. T. Vaughan, M. Garwood, G. M. Collins, W. Liu, L. DelaBarre, G. Adriany, P. Andersen, H. Merkle, R. Goebel, M. B. Smith, and K. Ugurbil 著、Magnetic Resonance in Medicine 46:24-30, 2001)

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0011] 非特許文献1に開示の技術では、画像信号に対する縦緩和時間(T_1)の影響を除去するため、 TR (RF パルスの送信間隔である繰り返し時間)を5秒程度の長い間隔に設定する必要がある。これにより、単純な計算式により B_1 分布を計算することが可能となるが、計測時間が長くなる。非特許文献2および特許文献2に開示の技術によれば、緩和時間がフィッティングで使用する関数に含まれるため、その影響を除去する必要がなく、短い TR での計測が可能となる。従って、非特許文献1に開示の手法より高速に B_1 分布を計算できる。しかし、算出精度が撮影する画像枚数に依存するとともに煩雑な計算が必要となる。非特許文献3に開示の技術によれば、 B_1 分布算出の基礎となる画像信号の強度変化の周期はプリパルスのフリップ角にのみ依存し、その後に実行されるパルスシーケンスの影響を受けない。このため、 TR の短いパルスシーケンスを用いることにより、非特許文献1に開示の手法より高速に B_1 分布を計算できる。しかし、非特許文献2および特許文献2に開示の手法と同様、算出精度が、撮影する画像枚数に依存するとともに煩雑な計算が必要となる。

[0012] 従って、精度良く B 1 分布を算出しようとする時間がかかり、高速に算出しようとする、精度が低下する。限られた検査時間内に精度よく B 1 分布を算出できないと、適切な RF シミングもできず、B 1 分布の不均一を補正できず、画質の低下を招く。

[0013] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、短時間に高い精度で B 1 分布を算出し、高品質の画像を得る技術を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0014] 本発明は、複数チャンネルを持つ RF コイルを用いて電磁波を照射する RF シミングにおいて、各チャンネルに与える RF パルスのチャンネル間位相差および振幅比を計算するために必要な送信感度分布を、複数の再構成画像間の差分画像の絶対値を用いて算出する。複数の再構成画像は、それぞれ、異なるフリップ角でプリパルスを印加後に撮影シーケンス実行することにより得る。差分画像は、例えば、最小のフリップ角で得られた画像を基準画像とし、基準画像との間で作成する。なお、さらに得られた複数の差分画像どうしを除算し、その結果から送信感度分布を作成してもよい。

[0015] 具体的には、被検体が配置される空間に静磁場を形成する静磁場形成手段と、前記被検体に傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加手段と、複数のチャンネルを持つ送信コイルを有し、前記被検体に高周波磁場を印加する高周波磁場印加手段と、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を受信する信号受信手段と、所定の撮影シーケンスに従って、前記傾斜磁場印加手段、前記高周波磁場印加手段および前記信号受信手段の動作を制御して計測を行う計測制御手段と、前記送信コイルの送信感度分布の不均一を補正するよう、前記各チャンネルから印加する高周波パルスの、チャンネル間の位相差および振幅比を算出する送信感度シミング準備手段と、を備える磁気共鳴イメージング装置であって、前記送信感度シミング準備手段は、前記送信コイルのチャンネル毎に、プリパルスを付加した撮像シーケンスを、前記プリパルスを異なるフリップ角で印加しながら繰り返し実行し、前記プリパルスのフリップ角毎の複数の再構成画像を取得する送信感度計測手段と、前記送信コイルのチャ

ンネル毎に、前記複数の再構成画像から基準画像を決定し、当該基準画像以外の各再構成画像との差分画像を算出し、算出した差分画像を用いて送信感度分布を算出する送信感度分布算出手段と、前記算出した送信感度分布に基づいて、前記送信コイルの各チャンネルに送信する高周波パルスのチャンネル間位相差および振幅比を、それぞれ算出する位相差振幅比算出手段と、前記算出した位相差および振幅比を、前記計測制御手段に設定する位相差振幅比設定手段と、を備え、前記計測制御手段は、前記高周波磁場印加手段が前記送信コイルの各チャンネルそれぞれから、前記設定された位相差および振幅比で高周波パルスを印加するよう制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を提供する。

[0016] また、静磁場空間に配置された被検体に高周波パルスを印加する、磁気共鳴イメージング装置の送信コイルの複数のチャンネルの送信感度分布を算出する送信感度分布算出方法であって、前記チャンネル毎に、プリパルスを付加した撮像シーケンスを、前記プリパルスを異なるフリップ角で印加しながら繰り返し実行し、前記プリパルスのフリップ角毎の複数の再構成画像を取得する送信感度計測ステップと、前記チャンネル毎に、前記複数の再構成画像から基準画像を決定し、当該基準画像以外の各再構成画像との差分画像を算出し、算出した差分画像を用いて送信感度分布を算出する送信感度分布算出ステップと、を備えることを特徴とする送信感度分布算出方法を提供する。

発明の効果

[0017] 本発明によれば、短時間に高い精度でB 1 分布を算出でき、高品質の画像を得ることができる。

図面の簡単な説明

[0018] [図1]第一の実施形態の磁気共鳴イメージング装置のブロック図である。

[図2]第一の実施形態の情報処理装置の機能ブロック図である。

[図3]第一の実施形態の撮影処理のフローチャートである。

[図4]第一の実施形態のRFシミング準備処理のフローチャートである。

[図5]第一の実施形態で用いるシーケンスを説明するための説明図である。

[図6]第一の実施形態のB 1 分布算出処理のフローチャートである。

[図7]第一の実施形態のプリパルスのフリップ角に対する画素の信号強度をB 1 毎にプロットしたグラフである。

[図8] (a) は、第一の実施形態のシーケンスを実行して得られた画素の信号強度をプリパルスのフリップ角毎にプロットしたグラフであり、(b) は、信号強度の差分値の絶対値をプリパルスのフリップ角毎にプロットした結果から、近似関数を求める処理を説明するための説明図である。

[図9]第二の実施形態のB 1 分布算出処理のフローチャートである。

[図10]第二の実施形態の最適なフリップ角の選択範囲を説明するための説明図である。

[図11] (a) は、RFパルスの照射波形を、(b) は、励起プロファイルを説明するための説明図である。

発明を実施するための形態

[0019] <<第一の実施形態>>

以下、本発明を適用する第一の実施形態について説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。また、本発明の実施形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付し、その繰り返しの説明は省略する。

[0020] 図1は、本実施形態の磁気共鳴イメージング(MRI)装置100の典型的な構成を説明するためのブロック図である。このMRI装置は、マグネット101と、傾斜磁場コイル102と、送信用RFコイル(送信コイル)103と、受信用RFコイル(受信コイル)104と、シーケンサ110と、傾斜磁場電源112と、高周波パルス発生器113と、受信器114と、情報処理装置120と、記憶装置121と、表示装置122と、入力装置123と、寝台140と、を備える。さらに、静磁場均一同を調整する必要がある場合、シムコイル105とシム電源115とを備える。

[0021] マグネット101は、被検体130が置かれる空間に静磁場(B0)を形

成する。被検体 130 は、寝台（テーブル）140 上に配置される。マグネット 101 は、MRI 装置の構造に応じて、種々の形態のものが採用される。

[0022] 傾斜磁場コイル 102 は、互いに直交する 3 方向の傾斜磁場を与える。傾斜磁場は、スライス選択、位相エンコード、周波数エンコードなどの位置情報を核磁気共鳴信号に与える。傾斜磁場コイル 102 は、傾斜磁場電源 112 により駆動される。また、シムコイル 105 は、複数のチャンネルからなり、シム電源 115 により電流が供給され、駆動される。

[0023] 送信コイル 103 は、被検体 130 に対し高周波磁場を印加する。送信コイル 103 に送信する RF パルスは、高周波パルス発生器 113 により生成され、静磁場中に置かれた被検体 130 に高周波磁場を印加する。本実施形態では、送信コイル 103 は、送信する RF パルスの位相と振幅とを独立に制御可能な複数のチャンネル 150 で構成される。各チャンネル 150 に送信される RF パルスの位相および振幅はシーケンサ 110 により制御される。以下、本実施形態では、送信コイル 103 は、m 個のチャンネル 150 から構成されるものとして、説明する。なお、送信コイル 103 を構成するチャンネル 150 の数は限定されない。

[0024] 受信コイル 104 は、被検体 130 から発生する核磁気共鳴信号を受信する。受信器 114 は、受信コイル 104 で受信した核磁気共鳴信号を検波する。検波の基準とする核磁気共鳴周波数はシーケンサ 110 によりセットされる。検波された核磁気共鳴信号は、情報処理装置 120 に送られる。なお、本実施形態では送信コイル 103 と受信コイル 104 とに別個のものを用いる場合を例にあげて説明するが、送信コイル 103 と受信コイル 104 との機能を兼用する 1 つのコイルで構成してもよい。

[0025] シーケンサ 110 は、傾斜磁場電源 112、高周波パルス発生器 113 及び受信器 114 の動作を制御し、傾斜磁場、高周波磁場の印加および核磁気共鳴信号の受信のタイミング、印加量等を制御する。タイミングの制御は、撮影方法によって予め設定されているパルスシーケンスと呼ばれるタイムチ

ャートに従って情報処理装置 120 からの指示に従って行われる。パルスシーケンスは、予め、記憶装置 121 に記憶される。また、使用するパルスシーケンスの選択、それぞれの印加量等の詳細な条件は、予め記憶装置 121 に設定される。設定は、情報処理装置 120 により、または、ユーザにより入力装置 123 を介してなされる。

[0026] また、静磁場均一度調整時は、シーケンサ 110 は、各シムコイルに流れる電流を制御する。すなわち、シーケンサ 110 は、シム電源 115 に命令を送り、静磁場不均一を補正するような付加的な磁場をシムコイル 105 に発生させる。

[0027] 情報処理装置 120 は、パルスシーケンスおよびユーザからの指示に従って、シーケンサ 110 に指令を出力し、撮影を実行する。また、受信器 114 を介して得た核磁気共鳴信号に対して様々な演算処理を行ない、画像を再構成する。さらに、再構成した画像から送信コイル 103 の送信感度の不均一を補正するパラメータを算出する。情報処理装置 120 には、受信器 114、シーケンサ 110、記憶装置 121、表示装置 122、入力装置 123 などが接続される。表示装置 122 は、生成したスペクトル情報や画像情報をユーザに表示するインタフェースである。入力装置 123 は、計測条件や演算処理に必要な条件、パラメータ等をユーザが入力するためのインタフェースである。記憶装置 121 には、情報処理装置 120 が生成した再構成画像を含む各種の情報、入力装置 123 を介して入力された情報等、パルスシーケンス等が必要に応じて記録される。

[0028] なお、情報処理装置 120 は、CPU とメモリとを備える。情報処理装置 120 の各種の機能は、記憶装置 121 等に格納されたプログラムを CPU がメモリにロードして実行することにより実現される。

[0029] 本実施形態の情報処理装置 120 は、前述のように、MRI 装置 100 の各部を制御して、静磁場および送信感度の不均一を補正し、本撮影を実行する。本実施形態の情報処理装置 120 は、これを実現するため、図 2 に示すように、参照計測を実行する参照計測部 210 と、静磁場シミングを行う静

磁場シミング部220と、RFシミングのためのパラメータを算出し、シーケンサ110に設定するRFシミング準備部230と、本撮影を実行する本撮影部240と、本撮影で得られた核磁気共鳴信号を画像再構成し表示装置122に表示する表示処理部250とを備える。

[0030] まず、上記各部による撮影時の処理の流れの概略を説明し、その後、各部による処理の詳細を説明する。図3は、本実施形態のMRI装置100における、被検体130を撮像する際の撮影処理の処理フローである。撮影処理は、ユーザからの撮影開始の指示、または、予め登録されたプログラムに従って開始される。

[0031] 検査開始の指示を受け付けると、まず、参照計測部210は、撮影準備のための参照スキャンを実行する（ステップS1101）。次に、静磁場シミング部220は、静磁場（B0）シミングのための計測を行い、B0分布を計算し、静磁場不均一を補正するシム電流値を調整する（静磁場シミング処理；ステップS1102）。次に、RFシミング準備部230は、送信感度（B1）分布算出のための計測を行い、B1分布を計算し、送信感度を補正するためのパラメータを算出し、シーケンサ110に設定する（RFシミング準備処理；ステップS1103）。ここでは、各チャンネル150に与えるRFパルスのチャンネル間位相差および振幅比（以後、位相差および振幅比）を決定し、シーケンサ110に設定する。そして、本撮影部240は、検査目的に応じて本撮影を実行する（ステップS1104）。このとき、シーケンサ110は、RFシミング準備部230が設定した位相差および振幅比を保ち、各チャンネル150にRFパルスを送信するよう、高周波パルス発生器113に指示を行う。表示処理部250は、本撮影により得られた再構成画像を表示装置122に表示する（ステップS1105）。

[0032] なお、上記撮影処理は、被検体130が変わる毎に、また、同一被検体130であっても、撮影対象部位が変更される毎に繰り返される。

[0033] 以下、図3の撮影処理の各処理の詳細を説明する。

[0034] 参照計測部210は、ステップS1101の参照スキャンとして、プリス

キャン、スカウトスキャンなどを実行する。プリスキャンは、中心周波数、RFパルスの照射パワーおよび受信ゲインの調整を目的として実行される。スカウトスキャンは、被検体130の位置の同定を目的として実行される。参照計測部210は、所定のパルスシーケンスに従ってシーケンサ110に指示を出し、各参照スキャンを実行する。なお、これらの情報が既に取得済みである場合は、この参照スキャンは行わなくてもよい。この場合、参照計測部210は備えなくてもよい。

[0035] 次に、ステップS1102における静磁場シミング部220による、静磁場(B0)シミング処理について説明する。静磁場シミング部220は、静磁場不均一を補正するよう、シムコイル105に供給する電流値を決定する。計算された電流値はシーケンサ110に受け渡され、シーケンサ110からの指示に従って、シム電源115から出力される。シム電源115から供給される電流に従ってシムコイル105が磁場を発生することにより、静磁場(B0)不均一は補正される。なお、静磁場に不均一がない場合は、この静磁場シミング処理は行わなくてもよい。この場合、静磁場シミング部220は備えなくてもよい。

[0036] 上記電流値を決定するため、静磁場シミング部220は、まず、静磁場分布(B0分布)を計測する。B0分布計測のため、静磁場シミング部220は、エコー時間TEの異なる2つのGrE(グラディエントエコー)系のパルスシーケンスによる計測を実行する。この計測は、予め保持されるGrE系のパルスシーケンスに従って、静磁場シミング部220がシーケンサ110に指示を出すことにより実行される。

[0037] そして、静磁場シミング部220は、各パルスシーケンスにより得られた核磁気共鳴信号から、それぞれ画像を再構成する。

[0038] 次に、静磁場シミング部220は、得られた2つの再構成画像間の位相差を計算する。そして、静磁場シミング部220は、得られた位相差を用い、静磁場分布偏り(静磁場不均一) ΔB_0 の分布を作成する。

[0039] 静磁場不均一 ΔB_0 は、画像間の位相差 $\Delta \Phi$ 、TEの時間差 ΔT および核

磁気回転比 γ を用い、以下の式（１）で表わされる。

[数1]

$$\Delta B_0 = \Delta \Phi / (\gamma \cdot \Delta T) \quad (1)$$

静磁場シミング部２２０は、式（１）を用いて、各画素の静磁場不均一を求め、静磁場不均一分布を作成する。そして、静磁場シミング部２２０は、これに基づいてシムコイル１０５に供給する電流値を算出する。計算された電流値はシーケンサ１１０に設定され、シーケンサ１１０からの指示に従って、シム電源１１５から出力される。

[0040] なお、静磁場シミング部２２０は、さらに、補正後の静磁場不均一分布を計算にて算出するよう構成してもよい。また、補正前後の静磁場不均一分布を表示画像として構成し、表示装置１２２に表示してもよい。このように構成することにより、操作者がＢ０シミング処理による静磁場分布の変化を確認することができる。

[0041] 次に、ステップＳ１１０３のＲＦシミング準備部２３０によるＲＦシミング準備処理について説明する。ＲＦシミング準備部２３０は、送信コイル１０３が撮影領域に形成する回転磁界の強度分布である送信感度分布（Ｂ１分布）を算出し、その不均一を補正するよう、各チャンネル１５０に送信するＲＦパルスのチャンネル間位相差および振幅比を算出し、シーケンサ１１０に設定する。これを実現するために、ＲＦシミング準備部２３０は、図２に示すように、Ｂ１分布計測部２３１と、Ｂ１分布算出部２３２と、位相差振幅比算出部２３３と、位相差振幅比設定部２３４と、を備える。これらの機能により、算出した位相差及び振幅比がシーケンサ１１０に設定される。シーケンサ１１０は、以後の計測において、設定された位相差および振幅比でＲＦパルスを生じさせて各チャンネル１５０に送信するよう、高周波パルス発生器１１３に指示を出す。

[0042] 図４は、本実施形態のＲＦシミング準備部２３０の各部によるＲＦシミング準備処理の処理フローである。本図に示すように、まず、Ｂ１分布計測部２３１は、各チャンネル１５０のＢ１分布を算出するための計測（Ｂ１分布

計測)を行い、再構成画像を取得する(ステップS1201)。そして、B1分布算出部232は、得られた再構成画像を用い、チャンネル150毎のB1分布を算出するB1分布算出処理を行う(ステップS1202)。そして、位相差振幅比算出部233は、得られたB1分布から各チャンネル150に送信するRFパルスの位相差および振幅比を算出する位相差振幅比算出処理を行う(ステップS1203)。そして、位相差振幅比設定部234は、算出された各チャンネル150に送信するRFパルスのチャンネル間位相差および振幅比をシーケンサ110に設定する(ステップS1204)。以下、各処理の詳細を説明する。

[0043] まず、ステップS1201のB1分布計測部231によるB1分布計測を説明する。B1分布計測部231は、B1分布計測として、所定の撮影シーケンスを、それぞれフリップ角が異なるプリパルスを付加して複数回実行し、フリップ角毎に再構成画像を得る。このとき、少なくとも3種の異なるフリップ角を用いる。図5は、本実施形態のB1分布計測に用いるシーケンス300を説明するための図である。図中の横軸は時間軸を表わす。B1分布計測部231は、シーケンス300に従って、シーケンサ110に指示を出し、B1分布算出用の計測を実行する。

[0044] シーケンス300は、一定の時間間隔306(以下、TD)で、n回(nは3以上の整数)繰り返されるセグメント301を備える。各セグメント301は、プリパルス302と撮影シーケンス303とを備える。

[0045] プリパルス302は、任意のフリップ角に設定可能な一つのRFパルス(プリパルス)である。セグメント301の繰り返し毎に、プリパルス302のフリップ角を変化させる。以下、各回のフリップ角を、 α_0 、 α_1 、 $\dots$ 、 $\alpha(n-1)$ とする。なお、プリパルス302の印加後には、横磁化を飽和させるための傾斜磁場を続けて印加する。ただし、プリパルス302印加時は、スライス選択傾斜磁場を印加しない。

[0046] 撮影シーケンス303は、特に種類は問わない。例えば、フリップ角を低く設定したGrE系のパルスシーケンスを用いる。撮影パラメータも任意に

設定できる。各セグメント301において、プリパルス302の印加から、撮影シーケンス303においてk空間の中心の核磁気共鳴信号を計測するタイミング304までの時間間隔305をT1とする。

[0047] 本実施形態では、B1分布計測部231は、上述のように、異なるn種のフリップ角のプリパルス302を印加し、それぞれ画像再構成に必要な核磁気共鳴信号を取得し、n枚の再構成画像を得る。B1分布計測部231は、このシーケンス300によるB1分布計測を、m個のチャンネル150をそれぞれ単体で駆動させて、m回実行する。従って、B1分布計測部231は、本実施形態のB1分布計測により、 $n \times m$ 個の再構成画像を得る。

[0048] 次に、ステップS1202の、B1分布算出部232によるB1分布算出処理について説明する。図6に、B1分布算出部232によるB1分布算出処理の概略を示す。以下の処理は、チャンネル150毎に行われる。

[0049] 本図に示すように、B1分布算出部232は、まず、当該チャンネル150のB1分布計測で得られたn枚の再構成画像から基準画像を選択する（ステップS1301）。基準画像は、いずれの再構成画像でもよいが、例えば、プリパルス302のフリップ角 α が最小の画像が望ましい。

[0050] 次に、B1分布算出部232は、基準画像と残りの $n-1$ 枚の再構成画像それぞれとの差分画像を生成する差分処理を行う（ステップS1302）。差分処理は、位相情報を含んだ複素画像データを用いて行う。

[0051] そして、B1分布算出部232は、作成した $n-1$ 枚の差分画像を用いてB1分布を算出する（ステップS1303）。B1分布の算出は、B1分布によって、フリップ角 α に対する信号強度変化の周期が変化することを利用して各画素のB1値を算出することにより行う。以下、本実施形態のB1分布算出処理の詳細を説明する。

[0052] まず、シーケンス300によるB1分布計測で取得する再構成画像の信号強度について説明する。ここでは、シーケンス300の所定のセグメント301で取得された再構成画像の一つの画素に着目し、説明する。このセグメント301で印加されるプリパルス302のフリップ角を α 、撮影シーケ

ス 3 0 3 による信号強度の変化を S_{seq} (T_1 、 T_2 、 T_R 、 T_E 、フリップ角等に依存する関数)、画素に対応する撮影領域に存在するプロトンの縦緩和時間を T_1 、送信感度分布を B_1 、とすると、着目画素の信号強度 $S(\alpha)$ は、以下の式 (2) で表される。そして、式 (2) は、式 (2)' のように変形できる。

[数2]

$$S(\alpha) = S_{seq} (1 - (1 - \cos(B_1 \bullet \alpha)) e^{-\frac{T_1}{T_1}}) \quad (2)$$

$$= S_{seq} e^{-\frac{T_1}{T_1}} \cos(B_1 \bullet \alpha) + S_{seq} (1 - e^{-\frac{T_1}{T_1}})$$

$$\text{なお、} S_{seq} = A, \quad S_{seq} (1 - e^{-\frac{T_1}{T_1}}) = C \quad \text{とすると}$$

$$S(\alpha) = A \cos(B_1 \bullet \alpha) + C \quad (2)'$$

[0053] 式 (2)' より、フリップ角 α に対する着目画素の信号強度 $S(\alpha)$ の変化の周期は、 B_1 により変化する。図 7 に、式 (2)' に基づきフリップ角 α に対する着目画素の信号強度 $S(\alpha)$ をプロットした図を示す。横軸がプリパルス 3 0 2 のフリップ角 (FA) α 、縦軸が着目画素の信号強度 $S(\alpha)$ である。また、 B_1 は、0.5、1.0、2.0 とした。図中にプロットされている負の信号強度は、正の信号強度の位相から π 位相がずれた信号に相当する。

[0054] 例えば、最小のフリップ角を α_0 とし、フリップ角がこの α_0 のプリパルス 3 0 2 を印加して取得した画像を基準画像とする。この場合、残りの各再構成画像 (フリップ角 α_i (i は、 $1 \leq i \leq n-1$ を満たす整数)) 毎の各差分画像の着目画素の信号強度 $S(\alpha_i) - S(\alpha_0)$ は、以下の式 (3) で表される。

[数3]

$$S(\alpha_i) - S(\alpha_0) = S_{seq} (\cos(B_1 \bullet \alpha_i) - \cos(B_1 \bullet \alpha_0)) e^{-\frac{T_1}{T_1}} \quad (3)$$

[0055] 図 8 (a) に、本実施形態の B_1 分布計測で得られた n 枚の再構成画像の、着目画素の信号強度を、横軸をプリパルスのフリップ角 (FA)、縦軸を

信号強度 $S(\alpha)$ とした座標系にプロットした結果(信号強度グラフ) 701 を示す。ここでは、一例として、プリパルス302のフリップ角を10回変更し、10枚の再構成画像を得た場合を示す。また、図8(b)に、式(3)に従って得た、差分画像の着目画素の信号強度の絶対値を、同じく、横軸をプリパルスのフリップ角(FA)、縦軸を信号強度の絶対値 $|S(\alpha) - S(\alpha_0)|$ とした座標系にプロットした結果702を示す。ここでは、 α が α_0 の場合(すなわち、 $|S(\alpha_0) - S(\alpha_0)| = 0$)もプロットしてある。

[0056] 図8(a)、(b)に示されるように、差分画像の信号強度の絶対値の変化を示すプロット結果702の近似式が極大値を取るフリップ角のうち最小のフリップ角 α_{min} は、図8(a)に示す信号強度グラフ701の変化の半周期目のフリップ角に相当する。B1分布算出部232は、これを利用し、B1を算出する。

[0057] 具体的には、B1分布算出部232は、まず、図8(b)に示すプロット結果702から、差分画像の絶対値の変化の近似関数703を決定する。近似関数は、プロット結果702に対し、フィッティングを行うことにより、決定する。フィッティングは、例えば、区分毎に近似するスプラインフィッティングにより行う。なお、少なくとも3種の異なるフリップ角でセグメント301を繰り返すのは、このフィッティングにより近似関数703を得るためである。

[0058] 次に、B1分布算出部232は、決定した近似関数703における極大値704を算出する。そして、算出した極大値704の中でプリパルス302のフリップ角が最小となるフリップ角 α_{min} を算出する。

[0059] そして、B1分布算出部232は、得られた α_{min} を用い、着目画素のB1値を、以下の式(4)により算出する。

[数4]

$$B1 = \frac{\pi}{\alpha_{min}} \quad (4)$$

[0060] B 1 分布算出部 2 3 2 は、各画素について、上記処理を行い、各画素の B 1 値を求め、B 1 分布とする。なお、B 1 分布の算出方法はこれに限らない。また、B 1 分布の算出は、上述のように、B 1 分布算出用の計測と同様に m 個のチャンネル 1 5 0 ごとに行う。

[0061] 次に、上記ステップ S 1 2 0 3 の、位相差振幅比算出部 2 3 3 による位相差振幅比算出処理を説明する。位相差振幅比算出部 2 3 3 は、算出された B 1 分布に基づき、各チャンネル 1 5 0 に送信する R F パルスのチャンネル間位相差および振幅比を算出する。算出は、例えば、最小二乗法を用いて行う。具体的には、理想の B 1 分布を m、各チャンネル 1 5 0 の B 1 分布を A、各チャンネル 1 5 0 における R F パルスの位相差および振幅比を x とすると、これらは、以下の式 (5) に示す行列式の関係となる。

[数5]

$$\mathbf{m} = \mathbf{A}\mathbf{x} \quad (5)$$

ここで、理想の B 1 分布 m の要素は全て同じ値とする。最小二乗法により、式 (5) を満たす x の最適値を求める。

[0062] そして、ステップ S 1 2 0 4 において、位相差振幅比設定部 2 3 4 は、位相差振幅比算出部 2 3 3 が求めた各チャンネル 1 5 0 に送信する R F パルスのチャンネル間位相差および振幅比を、シーケンサ 1 1 0 にセットする。シーケンサ 1 1 0 は、以降の撮影において、セットされた位相差および振幅比で、各チャンネル 1 5 0 に R F パルスを送信するよう高周波パルス発生器 1 1 3 に指示する。これにより、B 1 シミングがなされる。

[0063] 次に、ステップ S 1 1 0 4 における、本撮影部 2 4 0 による本撮影の実行について説明する。本撮影部 2 4 0 は、検査目的に応じて操作者により決定されるパルスシーケンスに従って、本撮影を実行する。このとき、シーケンサ 1 1 0 は、R F シミング準備部 2 3 0 が設定した位相差および振幅比で、各チャンネル 1 5 0 に R F パルスを送信するよう高周波パルス発生器 1 1 3 に指示を行う。そして、高周波パルス発生器 1 1 3 は、指示された位相差および振幅比で各 R F パルスを生成し、チャンネル 1 5 0 それぞれから被検体

130へ印加する。これにより、B1不均一を低減した画像を取得することができる。

[0064] 以上説明したように、本実施形態によれば、プリパルスを付加したパルスシーケンスをプリパルスのフリップ角を段階的に変えて実行することにより得た、複数枚の再構成画像の基準画像との差分画像を用いてB1分布を算出する。B1分布は、差分画像の信号強度の絶対値をフィッティングすることにより、信号強度の変化の周期を決定し、算出する。そして、差分画像の信号強度には、複素データの差分値を用いる。従って、本実施形態によれば、従来の関数フィッティングによるB1分布算出で必要な信号の折り返し処理が不要になるため、ノイズによる誤差を抑制でき、安定した高い精度でB1分布を算出できる。

[0065] 本実施形態によれば、高精度なB1分布を用いて各チャンネルに送信するRFパルスのチャンネル間位相差および振幅比を算出できるため、高精度なB1シミングが可能となる。従って、高い精度でB1補正がなされるため、高品質の画像を得ることができる。

[0066] また、本実施形態によれば、B1分布算出の基礎となる画像信号の強度変化の周期はプリパルスのフリップ角にのみ依存し、その後の実行されるパルスシーケンスの影響を受けない。このため、TRの短いパルスシーケンスを用いることができる。従って、短時間に高い精度でB1分布を算出できる。

[0067] 従って、本実施形態によれば、短時間に高品質の画像を得ることができる。

[0068] なお、上記実施形態では、プリパルス302のフリップ角として設定する角度を特に限定していないが、例えば、最小のフリップ角を0度としてもよい。この場合、基準画像も、プリパルスの302のフリップ角を0度としてセグメント301を実行した結果から再構成された画像を用いる。この場合の着目画素の信号強度は、以下の式(6)で表される。

[数6]

$$S(\alpha) - S(0) = -S_{\text{seq}} (1 - \cos(B1 \bullet \alpha)) e^{-\frac{\pi}{T1}} \quad (6)$$

ここで、 $(1 - \cos(B1 \cdot \alpha)) > 0$ であるため、式(6)を用いることで、絶対値を用いることなく、折り返し処理を行わない関数フィッティングにてB1分布を計算できる。従って、最小のフリップ角を0度とすることにより、本実施形態同様の効果を、より簡易な計算で得ることができる。

[0069] <<第二の実施形態>>

次に本発明を適用する第二の実施形態について説明する。本実施形態のMRI装置は基本的に第一の実施形態のMRI装置と同様の構成を有する。ただし、本実施形態では、RFシミング準備部がB1分布を算出する際、差分処理に加え、除算処理を行う。以下、本実施形態に関し、第一の実施形態と異なるRFシミング準備部によるRFシミング準備処理に主眼をおいて説明する。なお、本実施形態のRFシミング準備部230も、第一の実施形態同様、B1分布計測部231と、B1分布算出部232と、位相差振幅比算出部233と、位相差振幅比設定部234と、を備える。

[0070] 本実施形態のB1分布計測は、基本的に第一の実施形態と同様のシーケンス300を用いて行われる。また、本実施形態のB1分布計測においても、セグメント301を、各々プリパルス302のフリップ角を変えて、少なくとも3回繰り返す。これは、得られた再構成画像から差分画像を生成し、さらに、差分画像どうし、除算を行うためである。以下、セグメント301を3回繰り返す場合を例にあげて、本実施形態のRFシミング準備部230によるRFシミング準備処理を説明する。各回のプリパルス302のフリップ角を、それぞれ、 α_0 、 α_1 、 α_2 とする。また、第一の実施形態同様、RFシミング準備処理に先立ち、静磁場シミング等が実行され、静磁場は均一な状態であると仮定する。

[0071] まず、第一の実施形態のステップS1201同様、B1分布計測部231は、B1分布算出用の計測を行い、それぞれの結果から再構成画像を取得する。各フリップ角 α_0 、 α_1 、 α_2 で得られた再構成画像の着目画素の信号強度をそれぞれ $S(\alpha_0)$ 、 $S(\alpha_1)$ 、 $S(\alpha_2)$ とする。

[0072] 次に、B1分布算出部232は、B1分布算出処理を行う。本実施形態の

B 1 分布算出処理を、図 9 を用いて説明する。なお、図 9 は、本実施形態の B 1 分布算出部 2 3 2 による、B 1 分布算出処理の処理フローである。以下の処理は、チャンネル 1 5 0 毎に行われる。

[0073] まず、B 1 分布算出部 2 3 2 は、第一の実施形態同様、まず、当該チャンネル 1 5 0 の B 1 分布計測で得られた複数の再構成画像から基準画像を選択する（ステップ S 1 3 0 1）。ここでは、3 枚の再構成画像から、最小のフリップ角 $\alpha 0$ のプリパルス 3 0 2 を印加して取得した再構成画像を基準画像として選択する。本実施形態においても、基準画像は、いずれの再構成画像でもよいが、プリパルス 3 0 2 のフリップ角 α が最小の画像が望ましい。

[0074] 基準画像を決定すると、B 1 分布算出部 2 3 2 は、第一の実施形態同様、基準画像と他の複数の再構成画像との差分画像を生成する差分処理を行う（ステップ S 1 3 0 2）。各差分画像の着目画素の信号強度は、式（2）より、以下の式（7）および（8）で表される。以下、着目画素の信号強度が式（7）で表される差分画像を、第一の差分画像、同、式（8）で表される差分画像を、第二の差分画像と呼ぶ。

[数7]

$$S(\alpha 1) - S(\alpha 0) = S_{seq}(\cos(B1 \bullet \alpha 1) - \cos(B1 \bullet \alpha 0)) e^{\frac{T1}{T1}} \quad (7)$$

[数8]

$$S(\alpha 2) - S(\alpha 0) = S_{seq}(\cos(B1 \bullet \alpha 2) - \cos(B1 \bullet \alpha 0)) e^{\frac{T1}{T1}} \quad (8)$$

[0075] 次に、B 1 分布算出部 2 3 2 は、第二の差分画像を第一の差分画像で除算し、除算画像を得る除算処理を行う（ステップ S 1 3 1 3）。なお、第一の差分画像を、第二の差分画像で除算してもよい。除算画像は、以下の式（9）で表される。

[数9]

$$\frac{S(\alpha 2) - S(\alpha 0)}{S(\alpha 1) - S(\alpha 0)} = \frac{\cos(B1 \bullet \alpha 2) - \cos(B1 \bullet \alpha 0)}{\cos(B1 \bullet \alpha 1) - \cos(B1 \bullet \alpha 0)} \quad (9)$$

[0076] そして、B 1 分布算出部 2 3 2 は、式（9）を用い、各画素の B 1 を計算

する。式（９）は、式（２）において未知数である S_{seq} および T_1 が除去された非線形方程式である。従って、 B_1 分布算出部 232 は、この非線形方程式を解き、各画素の B_1 値を算出する。このように、本実施形態では、フィッティング処理無しで B_1 を算出できる。 B_1 分布算出部 232 は、各画素について B_1 を算出し、 B_1 分布を算出する（ステップ S_{1314} ）。

[0077] 以上の手順で B_1 分布を算出すると、位相差振幅比算出部 233 は、第一の実施形態のステップ S_{1203} 同様、算出した B_1 分布を用い、位相差振幅比算出処理を行い、各チャンネル 150 に送信する RF パルスのチャンネル間位相差および振幅比を算出する。

[0078] 以上説明したように、本実施形態によれば、少なくとも 3 回、それぞれプリパルス 302 のフリップ角を変えてセグメント 301 を繰り返して得た結果の中から 3 つの画像を選択する。そして、それらの画像に対し上述の差分処理および除算処理を行うことで、式（２）において未知数である S_{seq} および T_1 を除去でき、式（９）に示す B_1 分布のみの関数を導出できる。従って、式（９）に示す非線形方程式を解くことで B_1 分布を算出でき、 B_1 分布算出処理の計算処理が単純化できる。

[0079] 本実施形態では、フィッティング計算を行わないため、計算時間を短縮できるとともに結果の精度が向上する。従って、第一の実施形態で得られる効果に加え、より高い精度で高速に B_1 分布を得ることができ、得られる画像の品質も向上する。

[0080] なお、本実施形態においても、第一の実施形態同様、基準画像を得るセグメント 301 のプリパルス 302 のフリップ角 α_0 として、0 度を選択してもよい。さらに、例えば、0 度、90 度、180 度のよう、 α_2 を α_1 の 2 倍の値と設定してもよい。

[0081] この場合、式（９）は、以下の式（１０）のように変形できる。

[数10]

$$\frac{S(\alpha_2) - S(\alpha_0)}{S(\alpha_1) - S(\alpha_0)} = 2(1 + \cos(B_1 \cdot \alpha)) \quad (10)$$

[0082] 式(10)において $\alpha_1 = \alpha$ とすると、着目画素の B_1 は以下の式(11)で算出できる。

[数11]

$$B_1 = \arccos \left(\frac{S(2\alpha) - S(0)}{2(S(\alpha) - S(0))} - 1 \right) / \alpha \quad (11)$$

[0083] このように、各セグメント301のプリパルス302のフリップ角を、0度、 α 、 2α （例えば、0度、90度、180度）に設定すると、式(11)に示すように、三角関数の計算のみで B_1 分布を算出できる。従って、より、高速に、高精度に B_1 分布を得ることができる。これに伴い、より高い品質の画像を得ることができる。

[0084] なお、本実施形態では、少なくとも3回、プリパルスのフリップ角を異なる値に設定してセグメント301を実行することにより、 B_1 分布を算出できる。ただし、Nyquistの定理より、ある周波数を分離する場合、少なくとも1周期あたり2サンプルが必要となる。従って、精度良く B_1 分布を算出するためには、これを満たすよう各セグメント301のプリパルスのフリップ角を設定する。

[0085] 例えば、上述のように、プリパルス302のフリップ角を0度（第一のフリップ角）、 α （第二のフリップ角）、 2α （第三のフリップ角）の3種として B_1 計測を実行し、 B_1 分布を算出する場合、第二のフリップ角 α は、以下の範囲から選択する。図10は、第二のフリップ角 α の選択範囲を説明するための説明図である。本図には、 $B_1 = 1.0$ の場合の、プリパルス302のフリップ角に対する着目画素の信号強度 $S(\alpha)$ の変化800をプロットする。

[0086] 上述のNyquistの定理より、任意のフリップ角 α とその2倍のフリップ角 2α で図中の信号強度の変化の周期を特定するためには、 α は以下の式(12)を満たす必要がある。

[数12]

$$\alpha \leq \pi / B_1 \quad (12)$$

すなわち、図10のフリップ角の範囲801 ($0 < \alpha \leq \pi$) から α を選択する必要がある。ここで、フリップ角の範囲801は、信号強度変化800の1/2周期に相当する。

[0087] 例えば、第二のフリップ角 α として90度を選択する場合、B1が2.0以下の場合、式(12)を満たすため、信号強度の変化の周期を特定できる。しかし、B1がそれより大きい値となると、両フリップ角で信号強度変化の周期を特定できず、折りかえった値で算出される。従って、第二のフリップ角 α として90度を選択すると、算出できるB1値は2.0までである。式(12)より、第二フリップ角 α を小さく設定すればするほど、算出できるB1値の上限が大きくなる。

[0088] 一方、0度に近いフリップ角の範囲802では、第二のフリップ角 α により得られる再構成画像と第三のフリップ角 2α により得られる再構成画像との信号強度の差が小さくなり、信号強度の差が画像の画像ノイズの大きさに近づくにともないノイズの影響により周波数の分離精度が低下する。

[0089] 以上のことから、第二フリップ角 α を小さく設定するほど高いB1分布まで算出できるが、B1が低い値の算出精度が低下する。一方、第二フリップ角 α を大きく設定するほどB1の低い値を精度よく算出できるが、算出できるB1の上限値が小さくなる。従って、第二フリップ角 α は、予めB1がとり得る範囲を考慮して選択する。

[0090] この関係を利用し、第二のフリップ角 α として採用する値を、予測されるB1の範囲に応じて決定するよう構成してもよい。この変形例の手法を以下説明する。ここでは、B1分布計測において、各回のプリパルス302のフリップ角を、0度を含み、0度以外で互いのフリップ角の関係が一方の2倍となるフリップ角のペアを2組以上含むよう設定し、セグメント301を、予め、少なくとも4回実行する。そして、所定の演算によりB1の範囲を特定し、それに応じて、0度とともに差分および除算に用いるフリップ角のペアを決定する。

[0091] まず、作成される差分画像の中から異なる2つを選択し、選択した両差分

画像の着目画素の信号強度の絶対値の大小により、所定のB1値以上か否かを判別し、B1の範囲を特定する。そして、所定のB1値以上と判別された場合、小さいフリップ角のペアを、差分および除算に用いるペアと決定する。所定のB1値より小さいと判別された場合は、大きいフリップ角のペアを、差分および除算に用いるペアと決定する。所定のB1値は、両絶対値が等しくなるB1値の中の最小の値を選択する。

[0092] 以下、具体的な例をあげて、RFシミング準備部230による、本変形例のRFシミング準備処理を説明する。ここでは、セグメントの繰り返し回数を4回とし、各回のプリパルス302のフリップ角を、それぞれ、0度、90度、180度、360度とする。上記フリップ角のペアは、90度と180度、180度と360度の2組である。

[0093] まず、本実施形態のB1分布計測部231は、上記条件でB1分布計測を実行し、フリップ角毎の再構成画像を作成する。

[0094] 次に、B1分布算出部232は、プリパルス302のフリップ角が最小、すなわち、0度に設定して実行したセグメント301で取得した再構成画像を基準画像とし、それぞれ、差分画像を作成する。プリパルス302のフリップ角を0度、90度、180度、360度に設定して得た各再構成画像の着目画素の信号強度を、それぞれ、 $S(0)$ 、 $S(90)$ 、 $S(180)$ 、 $S(360)$ とすると、作成される差分画像の、着目画素の信号強度の絶対値は、 $|S(90) - S(0)|$ 、 $|S(180) - S(0)|$ 、 $|S(360) - S(0)|$ となる。

[0095] ここでは、 $|S(90) - S(0)|$ と $|S(360) - S(0)|$ とを、B1値の範囲判定に用いる。ここで、 $B1 = 0.8$ のとき、 $D1 = S(90) - S(0)$ は、 $D2 = S(360) - S(0)$ と等しくなる。

[0096] まず、 $|S(90) - S(0)|$ と $|S(360) - S(0)|$ との大きさを比較する。その結果、 $|S(90) - S(0)| \geq |S(360) - S(0)|$ の場合、 $B1 \geq 0.8$ と推定できる。この場合、より大きい上限値を算出可能な α 、すなわち、90度を第二のフリップ角 α とし、第三のフリ

ップ角 2α は 180 度とする。そして、第一の差分画像 ($S(90) - S(0)$) と第二の差分画像 ($S(180) - S(0)$) とから $B1$ 分布を算出する。一方、 $|S(90) - S(0)| < |S(360) - S(0)|$ の場合、 $B1 < 0.8$ と推定できる。そこで、この場合、 0 度と 180 度と 360 度との組を採用し、第二の差分画像 $S(180) - S(0)$ と第三の差分画像 $S(360) - S(0)$ とから $B1$ 分布を算出する。

[0097] 上記のように、セグメント 301 を、上記条件で少なくとも 4 回実行し、得られた結果を用いてフリップ角のペアを決定する。ここで、 $B1$ の範囲を特定し、用いるフリップ角のペアを決定するにあたり、採用するペア以外のフリップ角で得られた再構成画像を用いてもよい。以下、具体例で説明する。

[0098] ここでは、セグメント 301 の繰り返し回数を 5 回とし、各回のプリパルス 302 のフリップ角を、それぞれ、 0 度、 90 度、 180 度、 270 度、 360 度とする。上記フリップ角のペアは、 90 度と 180 度、 180 度と 360 度の 2 組である。

[0099] まず、本実施形態の $B1$ 分布計測部 231 は、上記条件で $B1$ 分布計測を実行し、フリップ角毎の再構成画像を作成する。

[0100] 次に、 $B1$ 分布算出部 232 は、プリパルス 302 のフリップ角が最小、すなわち、 0 度に設定して実行したセグメント 301 で取得した再構成画像を基準画像とし、それぞれ、差分画像を作成する。プリパルス 302 のフリップ角を 0 度、 90 度、 180 度、 270 度、 360 度に設定して得た各再構成画像の着目画素の信号強度を、それぞれ、 $S(0)$ 、 $S(90)$ 、 $S(180)$ 、 $S(270)$ 、 $S(360)$ とすると、作成される差分画像の、着目画素の信号強度の絶対値は、 $|S(90) - S(0)|$ 、 $|S(180) - S(0)|$ 、 $|S(270) - S(0)|$ 、 $|S(360) - S(0)|$ となる。

[0101] ここで、 $B1 = 1.0$ のとき、 $D1 = S(90) - S(0)$ は、 $D2 = S(270) - S(0)$ と等しくなる。すなわち、 $B1$ 値 1.0 のとき、両差

分画像の着目画素の信号強度が等しくなる。従って、ここでは、 $|S(90) - S(0)|$ と $|S(270) - S(0)|$ とを、 $B1$ 値の範囲判定に用いる。まず、 $|S(90) - S(0)|$ と $|S(270) - S(0)|$ との大きさを比較する。

[0102] そして、比較の結果、 $|S(90) - S(0)| \geq |S(270) - S(0)|$ の場合、 $B1 \geq 1.0$ と推定できる。従って、この場合、より大きい上限値を算出可能な α 、すなわち、 90 度を第二のフリップ角 α とする。すなわち、第三のフリップ角 2α は 180 度とする。そして、第一の差分画像($S(90) - S(0)$)と第二の差分画像($S(180) - S(0)$)とから $B1$ 分布を算出する。

[0103] 一方、 $|S(90) - S(0)| < |S(270) - S(0)|$ の場合、 $B1 < 1.0$ と推定できる。そこで、この場合、 0 度と 180 度と 360 度との組を採用し、第二の差分画像($S(180) - S(0)$)と第三の差分画像($S(360) - S(0)$)とから $B1$ 分布を算出する。

[0104] 以上のように、本変形例によれば、得られた再構成画像の信号強度により $B1$ の範囲を推定し、推定範囲に適した再構成画像を用いて $B1$ 分布を計算する。これにより、 $B1$ に応じて最適なフリップ角のプリパルスにより得られた再構成画像を用いて $B1$ 分布を算出できる。従って、少ない計測回数で、高い精度で $B1$ 分布を算出できる。すなわち、より短時間に上記第二の実施形態と同様の精度で $B1$ 分布を算出できる。

[0105] なお、第一の実施形態も同様に、各回のプリパルス 302 のフリップ角 α を、 0 度を含み、 0 度以外で互いのフリップ角の関係が一方の 2 倍となるフリップ角のペアを 2 つ以上含むように設定して、セグメント 301 を 4 回以上実行し、 $B1$ の範囲に応じて、差分に用いるフリップ角のペアを決定するよう構成してもよい。

[0106] 上記各実施形態では、RFシミング準備処理の前に静磁場シミング処理を行い、静磁場の不均一を是正した状態でRFシミング準備処理を行うものとして説明している。しかし、静磁場シミング処理を行った場合であっても、

静磁場の不均一が残る場合がある。そのような場合は、静磁場不均一による送信感度分布の補正処理を行うよう構成してもよい。本補正処理を以下に説明する。

[0107] 静磁場分布に不均一のある領域では、プリパルス 302 のように、傾斜磁場を印加しないで印加される RF パルス（非選択励起 RF パルス）は、静磁場不均一による周波数差と励起プロファイルとに応じて、その励起強度に差が生じる。なお、撮影パルスシーケンス 301 で用いられる RF パルスのように、RF パルスの送信と同時にスライス選択傾斜磁場が印加される RF パルスの場合、静磁場不均一の影響はスライス方向の位置ずれとして現れ、励起強度の差としては現れない。上記 B1 分布計測のシーケンス 300 において、プリパルス 302 は非選択励起 RF パルスであるため、静磁場不均一の影響による送信感度分布（第二の送信感度分布） $rB0$ が発生する。

[0108] ここで、第二の送信感度 $rB0$ について説明する。

[0109] 静磁場分布に不均一のある領域では、その不均一度 $\Delta B0$ に応じて、RF パルスの励起プロファイルの中心周波数は、中心周波数から Δf だけずれる。 $\Delta B0$ と中心周波数との差 Δf は、以下の式 (13) で表わされる。ここで、 γ は磁気回転比である。

[数13]

$$\Delta f = 2\pi \cdot \gamma \cdot \Delta B0 \quad (13)$$

[0110] 励起プロファイルの中心周波数が Δf だけずれると、励起強度に差が生じる。図 11 (a) に RF パルスの送信波形 401 の模式図を示す。また、図 11 (b) に RF パルスの励起プロファイル 402 の模式図を示す。図 11 (a) の 403 は時間軸、図 11 (b) の 404 は周波数軸を表す。励起プロファイル 402 は、送信波形 401 をフーリエ変換したものであり、その送信帯域 405 は、RF パルスの印加時間 406 によって決まる。励起プロファイル 402 の中心周波数 $f0$ (407) は、RF パルスの送信周波数に一致する。また、励起プロファイル 402 の縦軸は励起プロファイルの励起強度に相当する。従って、静磁場不均一度 $\Delta B0$ によって生じる励起プロフ

ファイル402の中心周波数407からの周波数の差408に応じて、励起強度に差409が生じる。

[0111] このとき、励起プロファイルの中心周波数における励起強度を P_0 、中心周波数と周波数差が Δf の周波数における励起強度を P_1 とすると、周波数差 Δf を生じさせる不均一度 ΔB_0 の領域に対応する画素の第二の送信感度 rB_0 は以下の式(14)で表わされる。

[数14]

$$rB_0 = P_1 / P_0 \quad (14)$$

[0112] このような領域の画素の送信感度 B_1 には、送信用RFコイルの送信感度不均一によって発生する第一の送信感度 B_{1o} と、RFパルスの励起プロファイルと静磁場の不均一によって発生する第二の送信感度 rB_0 との成分が含まれる。すなわち、 $B_1 = B_{1o} \times rB_0$ である。従って、本来算出すべき送信感度 B_{1o} は、 B_1 を rB_0 で除算することにより得られる。なお、上記各実施形態は、静磁場の不均一が略解消した状態、すなわち、 $rB_0 = 1.0$ 、 $B_1 = B_{1o}$ の場合である。

[0113] RFシミング準備部230の B_1 分布算出部232は、まず、 B_0 シミングにより不均一を補正後の静磁場分布を、中心周波数 f_0 との周波数差 Δf の分布に変換する。これは、上記式(13)を用いて行う。

[0114] 次に、 B_1 分布算出部232は、プリパルス302で使用するRFパルスの励起プロファイルから、中心周波数における励起強度 P_0 と周波数差 Δf に応じた励起強度 P_1 を算出する。励起強度 P_1 の算出は、周波数差 Δf と励起強度 P_1 との関係をデータテーブルとして予め保持し、周波数差 Δf に対応付けて保持される励起強度 P_1 を抽出するよう構成してもよい。また、予め周波数差 Δf を変数として励起強度 P_1 を算出する関数を用意し、この関数を用いて算出するよう構成してもよい。

[0115] その後、 B_1 分布算出部232は、式(14)に従って rB_0 を算出する。そして、上記各実施形態で算出した画素毎の B_1 を、 rB_0 で除算し、 B_{1o} を算出する。

- [0116] この場合、位相差振幅比算出処理では、位相差振幅比算出部233は、B1の代わりに算出したB1_oを用い、各チャンネル150が照射するRFパルスのチャンネル間位相差および振幅比を算出する。
- [0117] なお、上記各実施形態では、B1分布算出計測で使用する撮影シーケンス303は、任意のパルスシーケンスに設定することができる。ただし、EPI (Echo planar Imaging) やRSSG (RF Spoiled Steady State Acquisition with Rewound Gradient Echo) などの高速撮影シーケンスであることが好ましい。これにより、撮影時間が短縮できるためである。
- [0118] また、T1は可能な限り短く設定し、撮影シーケンス303においてk空間の中心の核磁気共鳴信号は可能な限り早いタイミングで計測されることが好ましい、これは、撮影シーケンス303で取得する核磁気共鳴信号にプリパルス302の影響を大きく与えるためである。これにより、式(2)で表わされる画像の信号強度変化の振幅が大きくなり、B1分布計算の精度が向上する。
- [0119] また、上記各実施形態のMRI装置では、B1分布計測に用いるシーケンス300のプリパルス302として、上述のように非選択励起型のプリパルス302を用いる。このように、上記各実施形態では、プリパルス302が非選択励起型であるため、撮影シーケンス303には、マルチスライスの撮影も適用が可能である。
- [0120] また、逆に、プリパルス302として、スライス選択傾斜磁場を印加する選択励起型のプリパルスを用いるよう構成してもよい。この場合、用いるプリパルスは、任意のフリップ角に設定可能なRFパルスとし、横磁化飽和させるための傾斜磁場を続けて印加する。このように、用いるプリパルスを選択励起型にすることにより、静磁場不均一がある場合においても、静磁場不均一による送信感度分布の補正が必要ない。ただし、撮影シーケンス303はシングルスライスの撮影に限定される。この場合、複数スライスの撮影を

行う場合は、プリパルス 302 も含めたセグメント 301 でのマルチスライス撮像構造を作る。

[0121] 一般に、TD を短く設定する方が B1 分布計測にかかる時間が短縮し、好ましい。しかし、上記各実施形態の B1 分布算出用の計測では、プリパルス 302 同士の干渉がないことを前提としている。すなわち、TD 間で縦磁化が完全回復している状態を前提としている。このため、TD はある程度の長さが必要となる。上記各実施形態では、両者を勘案し、健常な生体内において全体の B1 均一度に寄与する T1 値から最適な TD を決定する。

[0122] また、腹水などがある場合は全体の B1 均一度に寄与する T1 値が長くなるため、健常な生体で設定した TD より長く設定することが好ましい。このため、上記各実施形態の MRI 装置において、参照スキンのスカウト画像などで、腹水などの T1 の長い組織が多く確認される場合、自動的に TD を長く設定するか、あるいは、推奨事項として操作者に TD を長めに設定することを促すよう構成してもよい。このように構成することにより、腹水などがある領域が撮影対象であっても、精度良く B1 を算出できる。

[0123] 以上説明したように、上記各実施形態によれば、高速かつ高精度な B1 分布を簡便に算出することができる。従って、画質を維持したまま、撮影時間を短縮できる。逆に、短時間に高品質の画像を得ることができる。すなわち、上記各実施形態によれば、B1 分布を高速かつ簡便に計測できるため、画像ムラを抑制した検査を短時間で実行することができる。

符号の説明

[0124] 100 : MRI 装置、101 : マグネット、102 : 傾斜磁場コイル、103 : 送信コイル、104 : 受信コイル、105 : シムコイル、110 : シーケンサ、112 : 傾斜磁場電源、113 : 高周波パルス発生器、114 : 受信器、115 : シム電源、120 : 情報処理装置、121 : 記憶装置、122 : 表示装置、123 : 入力装置、130 : 被検体、140 : テーブル、150 : チャンネル、210 : 参照計測部、220 : 静磁場シミング部、230 : RF シミング準備部、231 : B1 分布計測部、232 : B1 分布算

出部、233：位相差振幅比算出部、234：位相差振幅比設定部、240：本撮影部、250：表示処理部、300：シーケンス、301：セグメント、302：プリパルス、303：撮影シーケンス、304：計測タイミング、305：TI、306：TD、401：照射波形、402：励起プロファイル、403：時間軸、404：周波数軸、405：送信帯域、406：印加時間、407：中心周波数、408：周波数の差、409：励起強度の差、701：信号強度グラフ、702：差分画像の絶対値のプロット結果、703：近似関数、704：極大値、801：フリップ角の範囲、802：フリップ角の範囲

請求の範囲

[請求項1]

被検体が配置される空間に静磁場を形成する静磁場形成手段と、前記被検体に傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加手段と、複数のチャンネルを持つ送信コイルを有し、前記被検体に高周波磁場を印加する高周波磁場印加手段と、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を受信する信号受信手段と、所定の撮影シーケンスに従って、前記傾斜磁場印加手段、前記高周波磁場印加手段および前記信号受信手段の動作を制御して計測を行う計測制御手段と、前記送信コイルの送信感度分布の不均一を補正するよう、前記各チャンネルから印加する高周波パルスの、チャンネル間の位相差および振幅比を算出する送信感度シミング準備手段と、を備える磁気共鳴イメージング装置であって、

前記送信感度シミング準備手段は、

前記送信コイルのチャンネル毎に、プリパルスを加した撮像シーケンスを、前記プリパルスを異なるフリップ角で印加しながら繰り返し実行し、前記プリパルスのフリップ角毎の複数の再構成画像を取得する送信感度計測手段と、

前記送信コイルのチャンネル毎に、前記複数の再構成画像から基準画像を決定し、当該基準画像以外の各再構成画像との差分画像を算出し、算出した差分画像を用いて送信感度分布を算出する送信感度分布算出手段と、

前記算出した送信感度分布に基づいて、前記送信コイルの各チャンネルに送信する高周波パルスのチャンネル間位相差および振幅比を、それぞれ算出する位相差振幅比算出手段と、

前記算出した位相差および振幅比を、前記計測制御手段に設定する位相差振幅比設定手段と、を備え、

前記計測制御手段は、前記高周波磁場印加手段が前記送信コイルの各チャンネルそれぞれから、前記設定された位相差および振幅比で高周波パルスを印加するよう制御すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項2]

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記送信感度計測手段は、前記撮像シーケンスを少なくとも3回繰り返して実行し、

前記送信感度分布算出手段は、前記算出した差分画像同士をさらに除算し、当該除算結果を用いて前記送信感度分布を算出すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項3]

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記プリパルスのフリップ角は、0度を含むこと

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項4]

請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記プリパルスのフリップ角は、さらに、0度以外の第一の角度、前記第一の角度の2倍の角度を含むこと

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項5]

請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記送信感度計測手段は、前記撮像シーケンスを少なくとも4回繰り返して実行し、

前記プリパルスのフリップ角は、0度以外で互いのフリップ角の関係が一方の2倍となるフリップ角のペアを2組以上含むこと

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項6]

請求項5記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記送信感度分布算出手段は、前記差分画像の画素毎の信号強度に基づいて、当該画素の送信感度の範囲を決定し、決定した範囲に応じて送信感度分布を算出する再構成画像を決定すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項7]

請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記送信感度分布算出手段は、前記フリップ角を0度に設定して実行された撮影シーケンスで取得された再構成画像を前記基準画像とす

ること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項8]

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記静磁場の不均一を補正する静磁場シミング手段をさらに備え、

前記送信感度シミング準備手段は、前記静磁場シミング手段により前記静磁場の不均一が補正された状態で、前記送信感度分布の不均一を補正すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項9]

請求項8記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記送信感度分布算出手段は、静磁場の不均一による送信感度分布への影響を補正值として算出する補正值算出手段をさらに備え、

前記送信感度分布算出手段は、前記補正值算出手段が算出した補正值をさらに用い、前記送信感度分布を算出すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項10]

請求項9記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記補正值算出手段は、前記静磁場シミング手段による補正後の静磁場分布と印加するプリパルスの送信帯域とから前記補正值を算出すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項11]

静磁場空間に配置された被検体に高周波パルスを印加する、磁気共鳴イメージング装置の送信コイルの複数のチャンネルの送信感度分布を算出する送信感度分布算出方法であって、

前記チャンネル毎に、プリパルスを付加した撮像シーケンスを、前記プリパルスを異なるフリップ角で印加しながら繰り返し実行し、前記プリパルスのフリップ角毎の複数の再構成画像を取得する送信感度計測ステップと、

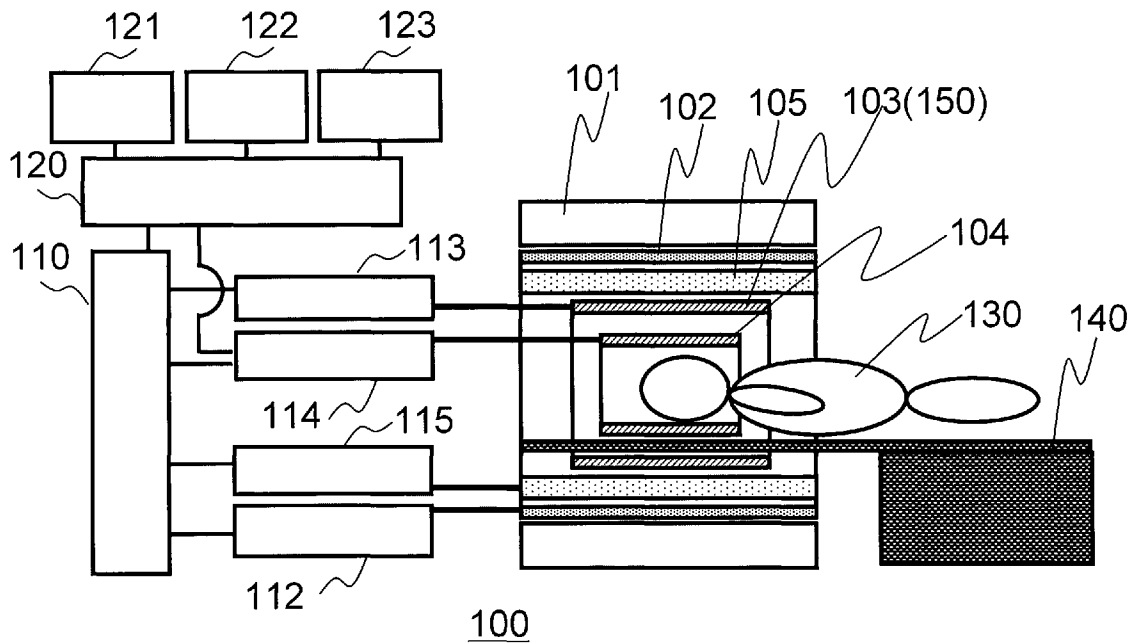
前記チャンネル毎に、前記複数の再構成画像から基準画像を決定し、当該基準画像以外の各再構成画像との差分画像を算出し、算出した

差分画像を用いて送信感度分布を算出する送信感度分布算出ステップと、を備えること

を特徴とする送信感度分布算出方法。

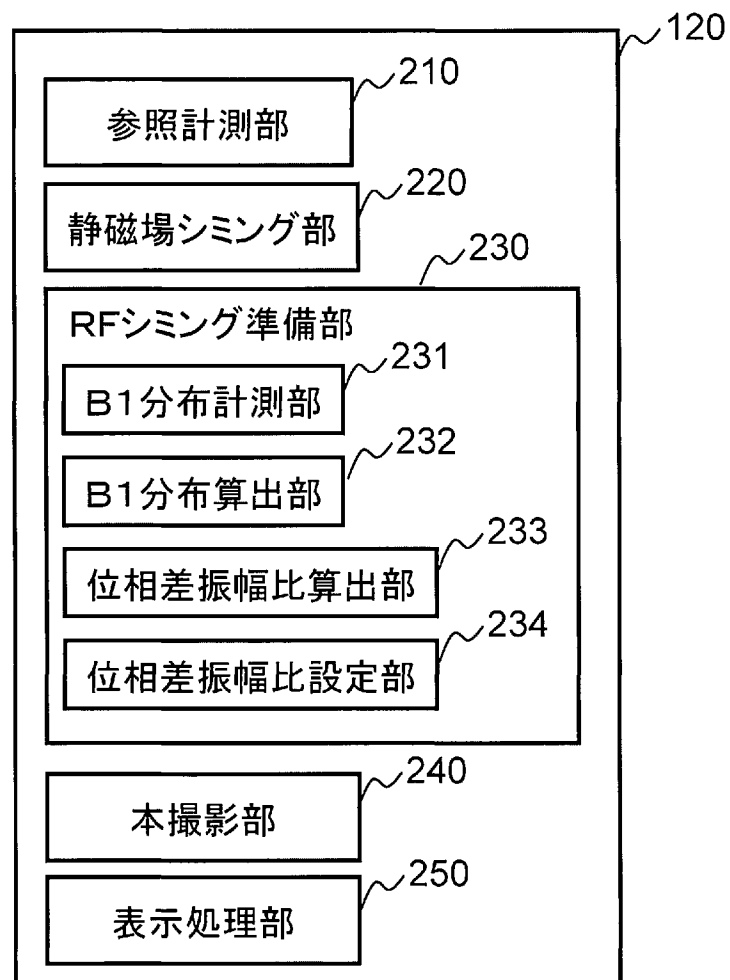
[図1]

図1



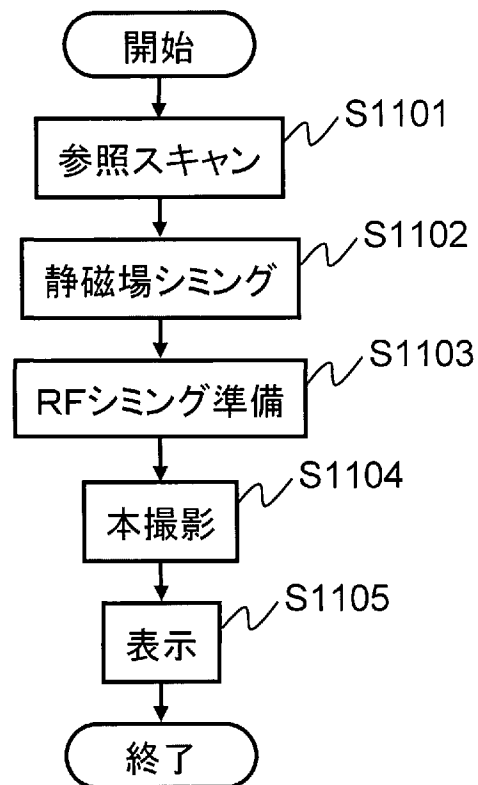
[図2]

図2



[図3]

図3



[図4]

図4

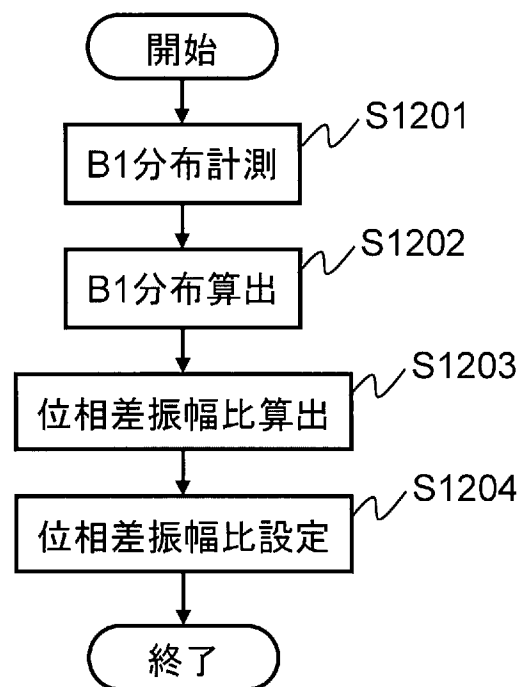


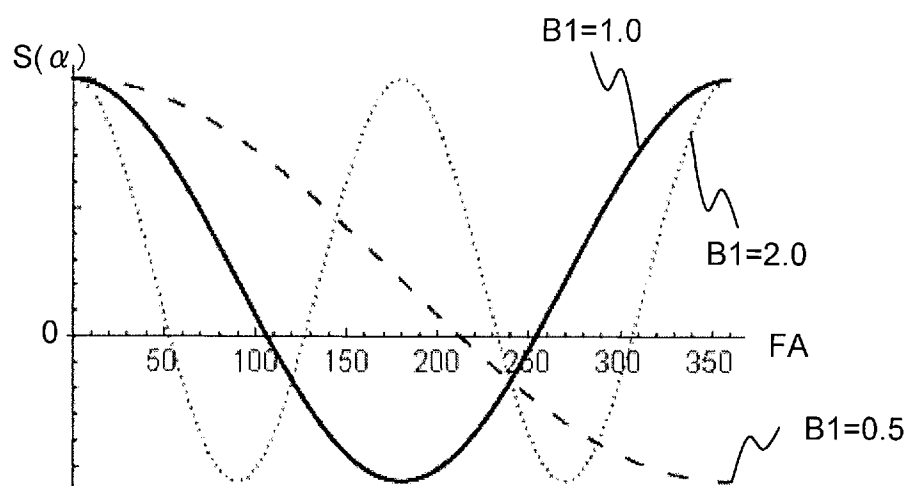
図5



图6

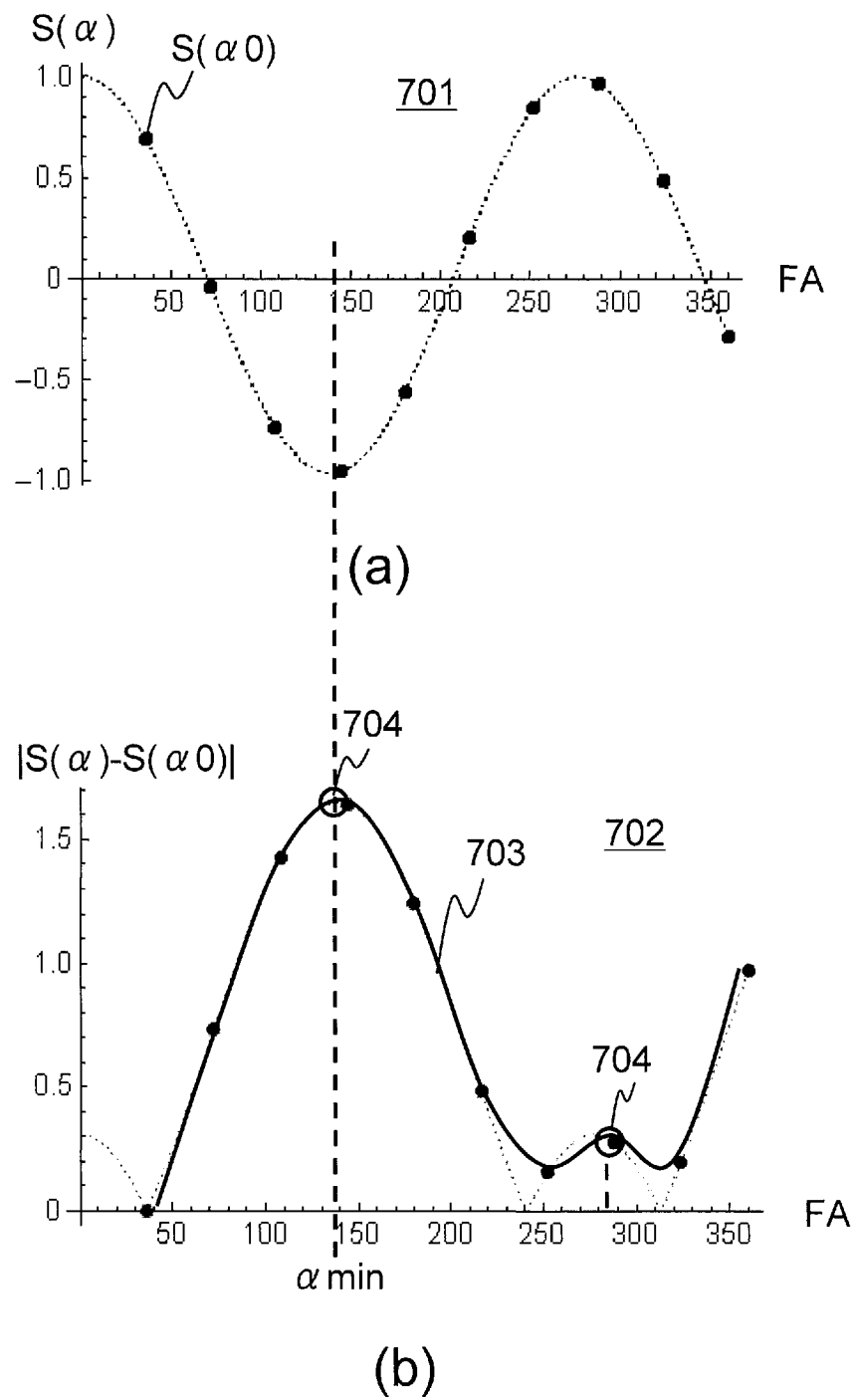


图7



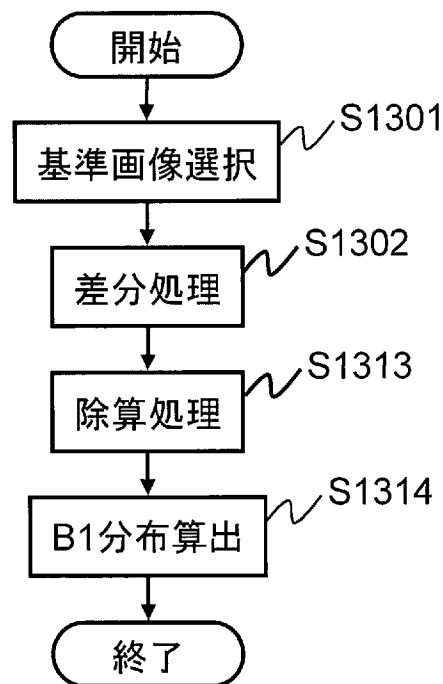
[図8]

図8



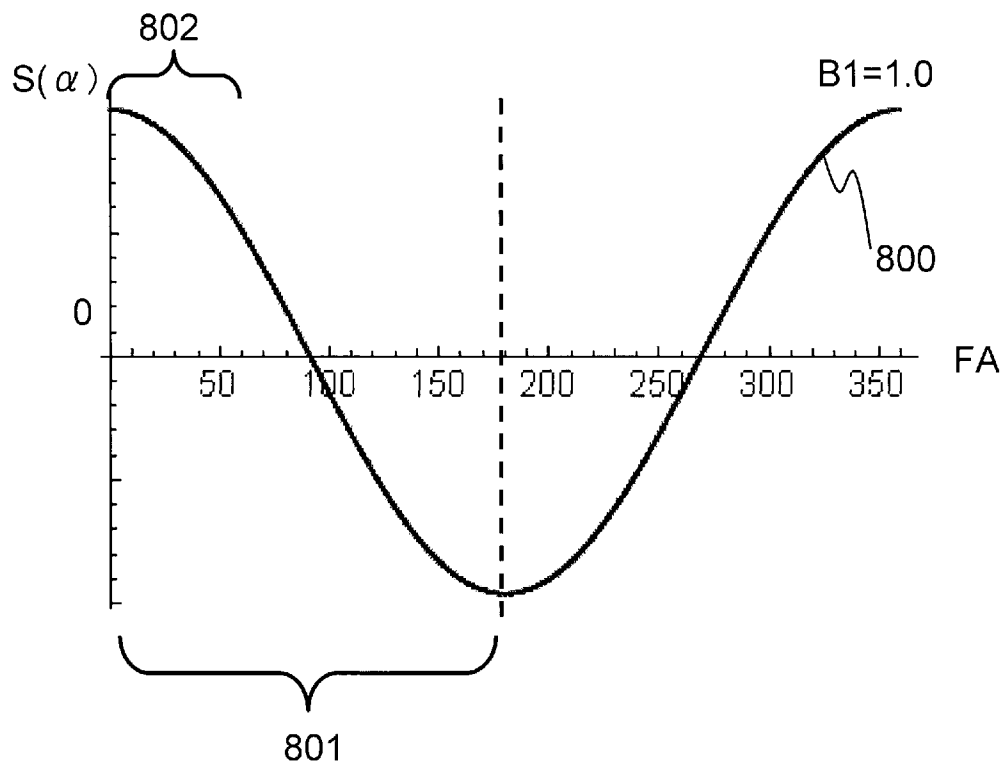
[図9]

図9



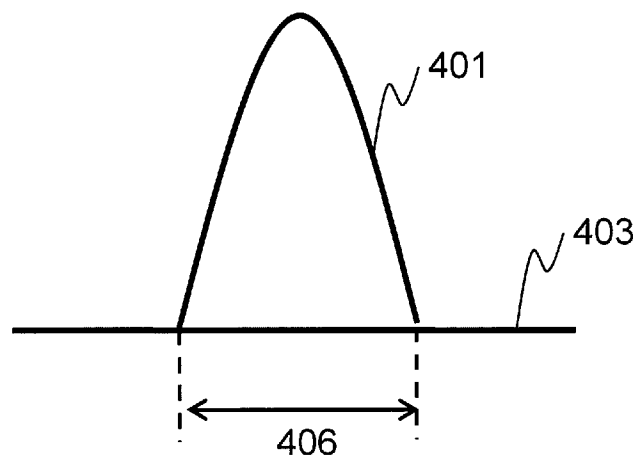
[図10]

図10

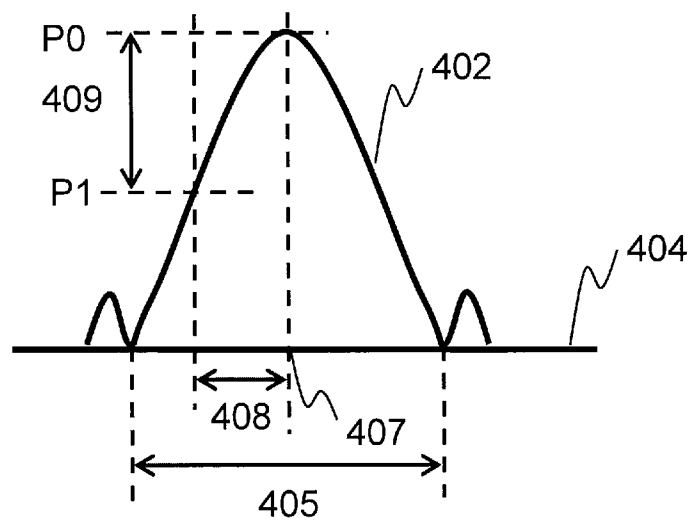


[図11]

図 11



(a)



(b)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/062972

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055(2006.01) i, G01R33/46(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, G01R33/46

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	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII), PubMed, Wiley InterScience

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	J.T.Vaughan et al., "7T vs. 4T: RF Power, Homogeneity, and Signal-to-Noise Comparison in Head Images", Magnetic Resonance in Medicine, 2001.07, Volume 46, Issue 1, p.24-30	1-11
A	O.D.Leinhard et al., "Whole volume three dimensional B1 mapping in 10 seconds", Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 2008.05.03, #357	1-11
A	H.Weber et al., "Extended Multi-Flip-Angle approach: a 3D Blunit+ mapping method for inhomogeneous fields", Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 2009.04.18, #370	1-11

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
20 June, 2011 (20.06.11)

Date of mailing of the international search report
28 June, 2011 (28.06.11)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/062972

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	E.K.Insko and L.Bolinger, "Mapping of the Radiofrequency Field", Journal of Magnetic Resonance, Series A, 1993.06.01, Volume 103, Issue 1, p.82-85	1-11
A	WO 2005/043182 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS, N.V.), 12 May 2005 (12.05.2005), entire text; all drawings & US 2007/0108976 A1 & EP 1682914 A	1-11

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））
Int.Cl. A61B5/055(2006.01)i, G01R33/46(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（I P C））

Int.Cl. A61B5/055, G01R33/46

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 1 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 1 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 1 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）

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII), PubMed, Wiley InterScience

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	J.T.Vaughan et al., " 7T vs. 4T: RF Power, Homogeneity, and Signal-to-Noise Comparison in Head Images", Magnetic Resonance in Medicine, 2001.07, Volume 46, Issue 1, p.24-30	1-11
A	O.D.Leinhard et al., " Whole volume three dimensional B1 mapping in 10 seconds", Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 2008.05.03, #357	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

2 0 . 0 6 . 2 0 1 1

国際調査報告の発送日

2 8 . 0 6 . 2 0 1 1

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

大▲瀬▼ 裕久

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

2 Q

3 8 0 8

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	H.Weber et al., ” Extended Multi-Flip-Angle approach: a 3D Blunit+ mapping method for inhomogeneous fields” , Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 2009.04.18, #370	1-11
A	E.K.Insko and L.Bolinger, ” Mapping of the Radiofrequency Field” , Journal of Magnetic Resonance, Series A, 1993.06.01, Volume 103, Issue 1, p.82-85	1-11
A	WO 2005/043182 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS, N.V.) 2005.05.12, 全文、全図 & US 2007/0108976 A1 & EP 1682914 A	1-11