(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
2014 年 2 月 6 日(06.02.2014)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2014/021172 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2013/070087

(22) 国際出願日: 2013 年 7 月 24 日(24.07.2013)

(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 2012-173348 2012 年 8 月 3 日(03.08.2012) JP

(71) 出願人: 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１４番１号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 金子 幸生(KANEKO, Yukio); 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目２８０番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 羽原 秀太(HABARA, Hideta); 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目２８０番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 五月女 悦久(SOUTOME, Yoshihisa); 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目２８０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); 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目２８０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２６番地２ 第４安田ビル９階 Kanagawa (JP).

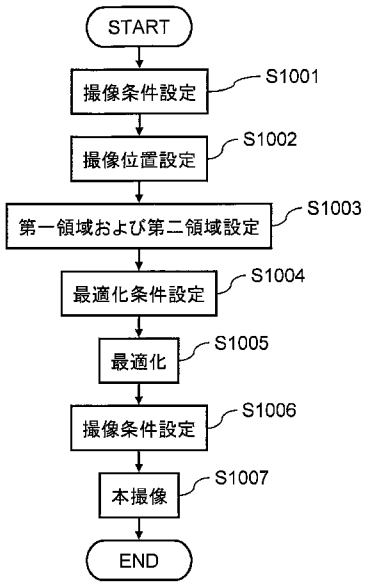
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL,

[続葉有]

(54) **Title**: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE, AND DETERMINATION METHOD FOR HIGH-FREQUENCY MAGNETIC FIELD CONDITIONS

(54) 発明の名称 : 磁気共鳴撮像装置および高周波磁場条件決定方法

図5



S1001, S1006 Set imaging conditions
S1002 Set imaging position
S1003 Set first region and second region
S1004 Set optimization conditions
S1005 Optimize
S1007 Perform main imaging

(57) **Abstract**: The purpose of the present invention is to efficiently perform high quality imaging of a region to be examined, in an MRI device using a transmission coil having a plurality of channels. The present invention is provided with: a region setting unit which sets, as a first region, a region of which a high quality image is to be acquired, said region being inside an imaging region; and an optimization unit which determines, as high-frequency magnetic field conditions, the amplitude and/or phase of high frequencies transmitted respectively from the plurality of channels. The optimization unit determines the high-frequency magnetic field conditions such that, under a uniformity constraint condition, namely that the uniformity of the high-frequency magnetic field distribution in the first region be at least a prescribed value, the specific absorption rate and/or the signal value of a region in which an artifact is generated are/is equal to or less than respective prescribed values therefor.

(57) 要約: 複数チャンネルを有する送信コイルを用いるＭＲＩ装置において、効率的に、診断したい領域を高画質で撮像する。撮像領域内の高画質の画像を取得したい領域を第一領域として設定する領域設定部と、前記複数のチャンネルそれぞれから送信する高周波の振幅と位相との少なくとも一方を高周波磁場条件として決定する最適化部と、を備え、前記最適化部は、前記第一領域内の高周波磁場分布の均一度を所定値以上とする均一度制約条件の下、比吸収率およびアーチファクトを発生させる領域の信号値の少なくとも一方をそれぞれの所定値以下とするよう前記高周波磁場条件を決定する。

WO 2014/021172 A1

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), ユーラシア (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, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, 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 ： 磁気共鳴撮像装置および高周波磁場条件決定方法

技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴撮像(ＭＲＩ：Ｍａｇｎｅｔｉｃ　Ｒｅｓｏｎａｎｃｅ　Ｉｍａｇｉｎｇ)技術に関し、特に、磁気共鳴現象を誘起する回転磁界を生成するための高周波磁場の照射技術に関する。

背景技術

[0002] ＭＲＩ装置は、検査対象を横切る任意の断面内の原子核に磁気共鳴を起こさせ、発生する磁気共鳴信号からその断面内における断層像を得る医用画像診断装置である。検査対象に電磁波の一種であるラジオ波(Ｒａｄｉｏ　Ｆｒｅｑｕｅｎｃｙ　ｗａｖｅ、以下、ＲＦ)を送信し、検査対象内の原子核のスピンを励起すると共に、その後、核スピンにより発生する核磁気共鳴信号を受信し、検査対象を画像化する。検査対象へのＲＦの送信は、ＲＦ送信用コイルによって、検査対象からの核磁気共鳴信号の受信は、ＲＦ受信用コイルによってなされる。

[0003] 近年、画像のＳＮＲ(Ｓｉｇｎａｌ　ｔｏ　Ｎｏｉｓｅ　Ｒａｔｉｏ)の向上を目指して、静磁場強度が大きくなる傾向があり、静磁場強度が３Ｔ(テスラ)以上の高磁場ＭＲＩ装置(超高磁場ＭＲＩ装置)の普及が始まっている。しかし、静磁場強度が大きくなるほど、ＳＮＲは向上するが、撮像画像にムラが生じやすい。これは、高磁場化に伴って、磁気共鳴現象を誘起するために使用されるＲＦの周波数が高くなるためである。例えば、静磁場強度が３Ｔ(テスラ)のＭＲＩ装置(以下、３Ｔ　ＭＲＩ装置)では周波数１２８ＭＨｚのＲＦが使用されている。生体内では、このＲＦの波長は腹部断面とほぼ同スケールの３０ｃｍ程度となり、その位相に変化が生じる。この位相の変化により、照射ＲＦ分布、およびそのＲＦにより生成され磁気共鳴現象を誘起する回転磁界(以下、高周波磁場分布、B_1)の空間分布が不均一となり、画像ムラを生じさせる。従って、超高磁場ＭＲＩ装置で行われるＲＦ照射において、

回転磁界B_1の分布の不均一を低減する技術が必要とされている。

[0004] B_1分布の不均一を低減するＲＦ照射方法として、「ＲＦシミング」と呼ばれる手法がある。これは、複数のチャンネルを持つ送信用コイルを用い、各チャンネルに与えるＲＦパルスの位相と振幅を制御して、撮像領域のB_1不均一を低減させる手法である(例えば、特許文献１参照)。本撮像前に各チャンネルのB_1分布を予め計測し、そのB_1分布を用いて、B_1不均一を低減するために最適なＲＦパルスの振幅と位相を算出する。このとき、断面内の一部の領域である診断したい領域を関心領域(ＲＯＩ：Ｒｅｇｉｏｎ ｏｆ Ｉｎｔｅｒｅｓｔ)に設定して、ＲＯＩ内のB_1不均一を低減するよう振幅と位相とを決定する。

[0005] また、ＲＯＩ内のみのB_1値を高くして、その他の領域のB_1値を低くするといったＲＦ照射方法も提案されている(例えば、非特許文献１参照)。ここでは、ＲＯＩ内の領域とＲＯＩ外の領域のB_1平均値の比を用いて、ＲＯＩ内のB_1値を最大にするようＲＦの振幅や位相を設定する。これにより、B_1分布をＲＯＩ内に局所集中させている。

[0006] さらに、ＲＦ波形および傾斜磁場波形を変化させることによって、B_1分布をより高精度に制御する方法も提案されている(例えば、特許文献２参照)。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：米国特許７０７８９０１号明細書

特許文献2：米国特許０２１４２９４号明細書

非特許文献

[0008] 非特許文献1：Ｔａｍｅｒ Ｓ． Ｉｂｒａｈｉｍ他著、 Ｕｎｄｅｒｓｔａｎｄｉｎｇ ａｎｄ ｍａｎｉｐｕｌａｔｉｎｇ ｔｈｅ ＲＦ ｆｉｅｌｄｓ ａｔ ｈｉｇｈ ｆｉｅｌｄ ＭＲＩ、ＮＭＲ ｉｎ Ｂｉｏｍｅｄｉｃｉｎｅ、２００９、ｐｐ．９２７－９３６

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] ＭＲＩ装置では、高磁場化により、体動などによって生じるアーチファクトがより顕著に現れるようになっている。また、ＭＲＩ装置では、生体への安全性を考慮し、生体内でのＲＦの吸収量(ＳＡＲ(Ｓｐｅｃｉｆｉｃ　Ａｂｓｏｒｐｔｉｏｎ　Ｒａｔｉｏ):比吸収率)が所定範囲に収まるよう規制されている。しかしながら、装置の高磁場化によって、使用するＲＦの周波数が高くなり、ＳＡＲも大きくなっている。

[0010] 特許文献１または非特許文献１に記載のＲＦシミングでは、アーチファクトおよび／またはＳＡＲまでは低減できない。このため、アーチファクトにより画像の取り直し等が発生したり、ＳＡＲを規定の範囲内に収めるために検査手順や撮像時間に制約が発生したりし、検査の効率化が妨げられている。また、特許文献２に記載の手法でも、ＲＦパルスの照射時間が長くなり、パルスシーケンスに制限が生じ、検査の効率化が妨げられている。

[0011] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、複数チャンネルを有する送信コイルを用いるＭＲＩ装置において、効率的に、診断したい領域を高画質で撮像す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

[0012] 本発明は、関心領域内のB_1分布を所定以上の均一度としながら、ＳＡＲおよびアーチファクトの少なくとも一方を低減する。

[0013] 具体的には、被検体にそれぞれ高周波を送信する複数のチャンネルを有する送信コイルを備える磁気共鳴撮像装置であって、撮像領域内の高画質の画像を取得したい領域を第一領域として設定する領域設定部と、前記複数のチャンネルそれぞれから送信する高周波の振幅と位相との少なくとも一方を高周波磁場条件として決定する最適化部と、を備え、前記最適化部は、前記第一領域内の高周波磁場分布の均一度を所定値以上とし、かつ、比吸収率およびアーチファクトを発生させる領域の信号値の少なくとも一方をそれぞれの所定値以下とするよう前記高周波磁場条件を決定することを特徴とする磁気共鳴撮像装置を提供する。

[0014] また、磁気共鳴撮像装置の送信コイルの複数のチャンネルそれぞれから送信する前記高周波の振幅および位相の少なくとも一方を決定する高周波磁場条件決定方法であって、撮像領域内の高画質の画像を取得したい領域を第一領域として設定する領域設定ステップと、前記第一領域内の高周波磁場分布の均一度を所定値以上とし、かつ、比吸収率およびアーチファクトを発生させる領域の信号値の少なくとも一方をそれぞれの所定値以下とするよう前記複数のチャンネルそれぞれから送信する高周波の振幅および位相の少なくとも一方を決定する最適化ステップと、を備えることを特徴とする高周波磁場条件決定方法を提供する。

発明の効果

[0015] 本発明によれば、複数チャンネルを有する送信コイルを用いるＭＲＩ装置において、効率的に、診断したい領域を高画質で撮像できる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]本発明の実施形態のＭＲＩ装置のブロック図である。

[図2](Ａ)は、本発明の実施形態の送信コイルを説明するための説明図である。(Ｂ)は、本発明の実施形態の撮像領域を説明するための説明図である。(Ｃ)は、本発明の実施形態のファントム内に生成される回転磁界B_1の分布のシミュレーション結果を説明するための説明図である。

[図3]本発明の実施形態の計算機の機能ブロック図である。

[図4](Ａ)は、本発明の実施形態の第一領域および第二領域の設定例を説明するための説明図である。(Ｂ)は、本発明の実施形態の第一領域の設定例を説明するための説明図である。

[図5]本発明の実施形態の撮像処理のフローチャートである。

[図6]本発明の実施形態の腹部撮像時の第一領域および第二領域の設定例を説明するための説明図である。

[図7](Ａ)は、本発明の実施形態の乳房撮像時の撮像領域を説明するための説明図である。(Ｂ)は、本発明の実施形態の乳房撮像時の第一領域および第二領域の設定例を説明するための説明図である。

[図8](Ａ)は、本発明の実施形態の肩撮像時の撮像領域を説明するための説明図である。(Ｂ)は、本発明の実施形態の肩撮像時の第一領域および第二領域の設定例を説明するための説明図である。

[図9](Ａ)は、ＲＦシミング無しの場合のファントム内のB_1分布を説明するための説明図である。(Ｂ)は、従来ＲＦシミング時のファントム内のB_1分布を説明するための説明図である。(Ｃ)は、本発明の実施形態の第一最適化条件使用時のファントム内のB_1分布を説明するための説明図である。(Ｄ)は、本発明の実施形態の第二最適化条件使用時のファントム内のB_1分布を説明するための説明図である。

[図10]ＲＦシミング無し、従来ＲＦシミング、第一最適化条件使用時、および第二最適化条件使用時、それぞれのファントム内の、第一領域内のB_1均一度指標U_{SD}、ＲＦ照射パワー、および第一領域のB_1平均値と第二領域のB_1平均値との比の例を表形式で示す説明図である。

発明を実施するための形態

[0017] 以下、本発明を適用する実施形態を、図面を用いて説明する。なお、各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、同一の符号を付し、その繰り返しの説明は省略する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

[0018] まず、本実施形態のＭＲＩ装置の全体構成について説明する。図１は、本実施形態のＭＲＩ装置１００のブロック図である。本図に示すように、本実施形態のＭＲＩ装置１００は、静磁場を発生するマグネット１０１と、傾斜磁場を発生するコイル１０２と、静磁場均一度を調整するシムコイル１１２と、シーケンサ１０４と、高周波磁場(ＲＦ)を照射(送信)するＲＦ送信用コイル(送信コイル)１１４と、被検体１０３から発生する核磁気共鳴信号を検出(受信)するＲＦ受信用コイル(受信コイル)１１５と、被検体１０３を載置するテーブル１０７と、傾斜磁場電源１０５と、高周波磁場発生器１０６と、受信器１０８と、シム電源１１３と、ＭＲＩ装置１００の各部を制御し、撮像を実現する計算機１０９と、を備える。

[0019] 傾斜磁場コイル１０２およびシムコイル１１２は、それぞれ傾斜磁場電源１０５およびシム電源１１３に接続される。また、送信コイル１１４および受信コイル１１５は、それぞれ、高周波磁場発生器１０６および受信器１０８に接続される。

[0020] シーケンサ１０４は、計算機１０９からの指示に従って、傾斜磁場電源１０５とシム電源１１３、および高周波磁場発生器１０６に命令を送り、それぞれ傾斜磁場およびＲＦを発生させる。ＲＦは、送信コイル１１４を通じて被検体１０３に照射(送信)される。ＲＦを照射(送信)することにより被検体１０３から発生する核磁気共鳴信号は受信コイル１１５によって検出(受信)され、受信器１０８で検波が行われる。受信器１０８での検波の基準とする磁気共鳴周波数は、計算機１０９によりシーケンサ１０４を介してセットされる。検波された信号はＡ／Ｄ変換回路を通して計算機１０９に送られ、ここで画像再構成などの信号処理が行われる。その結果は、計算機１０９に接続される表示装置１１０に表示される。検波された信号や測定条件は、必要に応じて、計算機１０９に接続される記憶装置１１１に保存される。

[0021] マグネット１０１とシムコイル１１２とシム電源１１３とは、静磁場空間を形成する静磁場形成部を構成する。傾斜磁場コイル１０２と傾斜磁場電源１０５とは、静磁場空間に傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加部を構成する。また、送信コイル１１４と高周波磁場発生器１０６とは、被検体１０３にＲＦを照射(送信)する高周波磁場送信部を構成する。受信コイル１１５と受信器１０８とは、被検体１０３から発生する核磁気共鳴信号検出(受信)する信号受信部を構成する。

[0022] 本実施形態の送信コイル１１４は、それぞれ独自のＲＦを送信する複数のチャンネルを備える多チャンネルコイルとする。図２(Ａ)に、本実施形態の送信コイル１１４の例を示す。ここでは、送信コイル１１４が、４つのチャンネル(１１４ａ、１１４ｂ、１１４ｃ、１１４ｄ)を備える４チャンネル(４ｃｈ)コイルである場合を例示する。各チャンネル(１１４ａ、１１４ｂ、１１４ｃ、１１４ｄ)から送信されるＲＦの振幅および位相は、個々独立に計算

機１０９により設定される。本実施形態の高周波磁場発生器１０６は、計算機１０９からの制御に従って、各チャンネル(１１４ａ、１１４ｂ、１１４ｃ、１１４ｄ)が備える給電点(１１７ａ、１１７ｂ、１１７ｃ、１１７ｄ)を介し、それぞれのチャンネルに独立にＲＦ波形を送信する。なお、本図において１１６は、ＲＦシールドである。

[0023] 本実施形態の計算機１０９は、ＳＡＲもしくはアーチファクトを抑え、効率的に関心領域ＲＯＩの高画質画像を得るようＭＲＩ装置１００の撮像に係る各部を制御する。これを実現するため、本実施形態の計算機１０９は、図３に示すように、撮像条件を設定する撮像条件設定部３１０と、撮像条件設定部３１０により設定された撮像条件に従って本撮像を行う本撮像部３２０と、を備える。また、撮像条件設定部３１０は、撮像位置設定部３１１と、静磁場シミング部３１２と、ＲＦシミング部３１３と、を備える。

[0024] 撮像位置設定部３１１は、撮像位置(撮像断面)を設定する。撮像断面は、本撮像を行う前にスカウトスキャン等を実施し、得られた位置決め画像を用いて設定される。例えば、表示装置１１０に表示した位置決め画像上で、ユーザによる指定を受け付け、指定された位置を撮像断面として設定する。撮像断面として、部位毎に、予め定められた位置を、位置決め画像上の特徴点等を手がかりに自動的に設定してもよい。なお、撮像断面上の被検体１０３領域を撮像領域と呼ぶ。

[0025] 静磁場シミング部３１２では、静磁場分布を計測し、静磁場が出来る限り均一となるように調整を行う。調整は、シム電源１１３を介してシムコイル１１２を動作させることにより行う。なお、静磁場の均一度調整が不要な場合、静磁場シミング部３１２、シム電源１１３、シムコイル１１２は、備えなくてもよい。

[0026] ＲＦシミング部３１３は、送信コイル１１４の各チャンネル(１１４ａ、１１４ｂ、１１４ｃ、１１４ｄ)から送信するＲＦの振幅と位相との少なくとも一方を決定するＲＦシミング処理を行う。本実施形態のＲＦシミング部３１３は、上述のように、ＳＡＲおよびアーチファクトの少なくとも一方を抑え

、効率的に関心領域ＲＯＩの高画質画像を得るよう、各ＲＦの振幅と位相との少なくとも一方を決定する。以下、本実施形態のＲＦシミング部３１３が決定する、送信コイル１１４の各チャンネルに送信されるＲＦそれぞれの振幅と位相との少なくとも一方を、高周波磁場条件と呼ぶ。

[0027] これを実現するため、本実施形態のＲＦシミング部３１３は、領域設定部３０１と、条件設定部３０２と、最適化部３０３と、条件記憶部３０４とを備える。

[0028] ＲＦシミング部３１３による本実施形態のＲＦシミング処理を実現する各部の構成の説明に先立ち、本実施形態の送信コイル１１４によるＲＦ照射方法について簡単に説明する。ここでは、被検体１０３の腹部領域を撮像する場合を例にあげて説明する。腹部領域撮像時は、図２(Ｂ)に示すように、被検体１０３の撮像領域２０１が設定される。

[0029] この被検体１０３の腹部領域を模したファントム２００に対して、送信コイル１１４からＲＦを照射した際の、ファントム２００内に生成される回転磁界B_1(B_1分布)２０２の電磁場シミュレーション結果を、図２(Ｃ)に示す。

[0030] なお、本シミュレーションにおいて、撮像領域２０１内部のB_1強度は、ファントム２００内の最大B_1強度が１となるよう無次元化した。ファントム２００のｘ、ｙ、ｚ軸方向の寸法はそれぞれ、３００ｍｍ、２００ｍｍ、９００ｍｍとした。これは、生体の腹部断面を想定した上で、単純化した形状としたものである。また、ファントム２００の物性値は、導電率０．６Ｓ／ｍ、比誘電率８０とした。これは、生体の物性値と近い水ファントムを想定した上で決定された。照射されるＲＦの周波数については、３Ｔ　ＭＲＩ装置を想定して、１２８ＭＨｚとした。

[0031] また、各チャンネル(１１４ａ、１１４ｂ、１１４ｃ、１１４ｄ)それぞれの給電点(１１７ａ、１１７ｂ、１１７ｃ、１１７ｄ)に以下の式(１)に示すｓｉｎｅ波形の電圧を給電した。

[数1]

$$\left.\begin{aligned} B_ch1 &= A1\sin(\omega t+\phi 1)\\ B_ch2 &= A2\sin(\omega t+\phi 2)\\ B_ch3 &= A3\sin(\omega t+\phi 3)\\ B_ch4 &= A4\sin(\omega t+\phi 4)\end{aligned}\right\} \cdots (1)$$

[0032] なお、Ａ１、φ１は、それぞれチャンネル１１４ａの給電点１１７ａに給電されるｓｉｎｅ波形電圧の振幅および位相、Ａ２、φ２は、それぞれチャンネル１１４ｂの給電点１１７ｂに供給される同振幅および位相、Ａ３、φ３は、それぞれチャンネル１１４ｃの給電点１１７ｃに供給される同振幅および位相、Ａ４、φ４は、それぞれチャンネル１１４ｄの給電点１１７ｄに供給される振幅および位相を示す。また、図２(Ｃ)に示すB_1分布２０２は、Ａ１、Ａ２、Ａ３、Ａ４をすべて１、位相をφ１＝０、φ２＝π／２、φ３＝π、φ４＝３π／２に設定した。これは、ＱＤ(Ｑｕａｄｒａｔｕｒｅ　Ｄｒｉｖｅ)と呼ばれるＲＦ照射方法で、標準的なＲＦ照射手法である。

[0033] ＱＤ照射のように、各チャンネル(１１４ａ、１１４ｂ、１１４ｃ、１１４ｄ)から、同じ振幅で、π／２ずつ異なる位相でＲＦ波形を送信する場合、図２(Ｃ)に示すように、ファントムの撮像領域２０１内では、B_1強度が大きくばらつき、不均一になる。これが、現在、高磁場ＭＲＩ装置において課題とされているB_1不均一である。

[0034] 本実施形態のＲＦシミング部３１３は、撮像領域２０１内の、特に診断したい領域(診断領域)内のB_1不均一を低減するよう、各々のチャンネル(１１４ａ、１１４ｂ、１１４ｃ、１１４ｄ)に送信するＲＦの振幅(Ａ１、Ａ２、Ａ３、Ａ４)と位相(φ１、φ２、φ３、φ４)とを調整し、最適なものを高周波磁場条件として設定する。このとき、本実施形態のＲＦシミング部３１３は、さらに、ＳＡＲおよびアーチファクトの少なくとも一方を抑えるようこれらのパラメータを調整する。

[0035] 本実施形態のＲＦシミング部３１３は、まず、撮像領域の中で、高画質の画像を取得したい診断領域を特定する。さらに、診断領域にアーチファクト

を発生させる領域または局所ＳＡＲが高くなる領域として、抑制領域を特定する。抑制領域は、診断領域とは異なる領域とする。そして、診断領域内のB_1均一度を高めながら、ＳＡＲおよびアーチファクトの少なくとも一方を抑えるよう高周波磁場条件を決定する。

[0036] 領域設定部３０１は、診断領域および抑制領域を、それぞれ、第一領域ＲＯＩ１および第二領域ＲＯＩ２として設定する。設定は、それぞれ、ユーザが位置決め画像上、または、高周波磁場条件を初期値にして行うB_1分布計測結果上で指定した領域を受け付けることにより行う。すなわち、領域設定部３０１は、ユーザからの指示に従って、第一領域ＲＯＩ１および第二領域ＲＯＩ２を設定する。図４(Ａ)に、撮像部位として腹部が指定された場合の、第一領域ＲＯＩ１および第二領域ＲＯＩ２の設定例を示す。

[0037] アーチファクトを発生させる領域として、例えば、脂肪領域、および心臓領域等の周期的体動のある領域が設定される。なお、脂肪領域は、脂肪からの信号強度が他の組織と比べて大きいため、周期的、ランダムを問わず、アーチファクトへの寄与が大きいためである。

[0038] なお、診断領域である第一領域ＲＯＩ１および抑制領域である第二領域ＲＯＩ２は、撮像部位、撮像目的に応じて自動的に設定されるよう構成してもよい。この場合は、ＭＲＩ装置１００は、部位および撮像目的に対応づけて第一領域ＲＯＩ１および第二領域ＲＯＩ２を記憶する領域記憶部をさらに備え、領域設定部３０１は、撮像条件として部位および撮像目的が設定されると、撮像条件で設定された撮像部位または撮像目的に対応づけて記憶される第一領域ＲＯＩ１および第二領域ＲＯＩ２を領域記憶部から抽出し、設定する。領域記憶部は、予め記憶装置１１１に登録される。

[0039] また、第一領域ＲＯＩ１にアーチファクトを生じさせる領域がない場合、または、あるとしても、生じるアーチファクトが無視できる程度の場合、図４(Ｂ)に示すように、第二領域ＲＯＩ２の選択はなされなくてもよい。

[0040] 最適化部３０３は、第一領域ＲＯＩ１内のB_1分布を最適化するよう、各チャンネル(１１４ａ、１１４ｂ、１１４ｃ、１１４ｄ)に送信されるＲＦの、

振幅(Ａ1、Ａ２、Ａ３、Ａ４)および位相(φ１、φ２、φ３、φ４)の少なくとも一方を高周波磁場条件として決定する。本実施形態では、上述のように、第一領域ＲＯＩ１内のB_1分布の均一度が所定値以上であり、かつ、ＳＡＲおよびアーチファクトの少なくとも一方を低減させるようこの高周波磁場条件を決定する。本実施形態では、この高周波磁場条件を、予め定めた制約条件の下、予め定めた目的関数を最小とする解として得る。

[0041] 解の算出は、最適化問題の解法、例えば、最急降下法、勾配法、ニュートン法、最小二乗法、共役勾配法、線形計画法、非線形計画法、振幅および位相の値を網羅的に変化させることによって最適解を算出する方法、などを用いて行う。

[0042] また、振幅および位相の値を網羅的に変化させて、目的関数を最小化する解を求めてもよい。たとえば、振幅および位相の値を、それぞれ、１ｄＢ、５度ずつ変化させて目的関数の値を計算し、最小となる場合の振幅および位相を求める。ただし、網羅的に振幅や位相を変化させる際に計算時間が膨大にかかる場合は、たとえば、振幅および位相の変化量をはじめは大きくした状態で目的関数の最小値をとる振幅および位相を求め、次に、その振幅および位相の値の近傍で、変化量を小さくした状態で振幅および位相を求めてもよい。これらの解法を行う場合の振幅および位相の初期値は、予め記憶装置１１１に保持される。また、予め最適な振幅や位相について、ある程度予測のつく場合には、その予測値を初期値として、その近傍の値のみについて、網羅的に振幅や位相を変化させてもよい。

[0043] ここで、最適化部３０３は、高周波磁場条件を変更する毎に、撮像領域内のB_1分布を計測するB_1分布計測を行い、撮像領域内のB_1値を得てもよい。また、振幅および位相の一方のみを変化させ、高周波磁場条件を決定してもよい。

[0044] 条件記憶部３０４は、最適化部３０３が高周波磁場条件算出に用いる制約条件および目的関数の組(最適化条件)を記憶する。条件設定部３０２は、ユーザの指示に従って、最適化部３０３が高周波磁場条件算出に用いる最適化

条件を条件記憶部３０４から抽出し、設定する。最適化部３０３は、設定された最適化条件を用いて、高周波磁場条件を算出する。

[0045] なお、最適化条件を、撮像部位および撮像目的の少なくとも一方に対応づけて条件記憶部３０４に記憶し、条件設定部３０２が、ユーザにより設定された撮像部位に応じて、最適化条件を条件記憶部３０４から抽出することにより、最適化条件が自動的に選択、設定されるよう構成してもよい。

[0046] これらの各機能による、本実施形態のＲＦシミング処理を含む、撮像処理の流れを図５に示す。本実施形態の撮像処理は、ユーザによる指示により開始される。

[0047] まず、撮像条件設定部３１０は、ユーザから撮像パラメータ、撮像部位、撮像目的などを含む撮像条件の入力を受け付け、設定する(ステップＳ１００１)。次に、撮像位置設定部３１１は、スカウトスキャンを実施し、撮像位置を設定する(ステップＳ１００２)。次に、領域設定部３０１は、第一領域ＲＯＩ１および第二領域ＲＯＩ２を設定する(ステップＳ１００３)。上述のように、第二領域ＲＯＩ２は設定されなくてもよい。

[0048] 次に、条件設定部３０２は、目的関数および制約条件の組からなる最適化条件を条件記憶部３０４から抽出し、設定する(ステップＳ１００４)。最適化部３０３は、条件設定部３０２が設定した制約条件の下で、目的関数を最小とする解を求める最適化を行う(ステップＳ１００５)。そして、撮像条件設定部３１０は、求めた解を、撮像に用いる各チャンネルに送信するＲＦの振幅および位相として、他の撮像パラメータとともに撮像条件に設定する(ステップＳ１００６)。

[0049] そして、本撮像部３２０は、撮像条件設定部３１０により設定された撮像条件に従って、本撮像を行う(ステップＳ１００７)。

[0050] 計算機１０９が実現する各機能は、計算機１０９が備えるＣＰＵが、記憶装置１１１に予め格納されたプログラムをメモリにロードして実行することにより実現される。また、条件記憶部３０４は、記憶装置１１１上に構築される。

[0051] 次に、本実施形態の条件記憶部３０４に記憶される最適化条件(目的関数と制約条件との組み)の具体例を説明する。本実施形態では、関心領域ＲＯＩ内のB_1分布の均一度、ＳＡＲに影響を与える照射パワー、関心領域ＲＯＩ内のB_1平均値、関心領域にアーチファクトを生じさせる領域内のB_1平均値のいずれかを、撮像部位および目的に応じて目的関数および制約条件に用いる。

[0052] 以下、本実施形態では、撮像領域２０１内のB_1分布の均一度を示す指標として、以下の式(２)で表されるB_1分布均一度指標U_{SD}を用いる。B_1分布均一度指標U_{SD}は、B_1値の標準偏差をB_1平均値で除した値である。このB_1分布均一度指標U_{SD}が小さければ小さいほど、対象領域内のB_1分布は均一といえる。

[数2]

$$U_{SD}=\frac{\sigma(B_1)}{m(B_1)} \quad \cdots (2)$$

[0053] まず、第一の最適化条件(第一最適化条件)を説明する。第一最適化条件では、目的関数として、送信コイル１１４の各チャンネルに送信するＲＦによる照射パワーを特定する指標を用いる。具体的には、以下の式(３)で示される、照射パワー指標P_{SUM}を用いる。なお、照射パワー指標P_{SUM}は、各チャンネルに送信されるＲＦの振幅の二乗和である。

[数3]

$$P_{SUM}=A1^2+A2^2+A3^2+A4^2 \quad \cdots (3)$$

また、制約条件は、第一領域ＲＯＩ１のB_1分布均一度指標U_{SD_ROI1}が、所定値U_U以下、とする。この所定値U_Uは、所定の画質を実現可能な値が予め定められ、最適化条件とともに条件記憶部３０４に記憶される。以下、第一領域ＲＯＩ１のB_1分布均一度指標U_{SD_ROI1}を、所定値U_U以下とする制約条件を、均一度制約条件と呼ぶ。

[0054] 従って、条件設定部３０２により、第一最適化条件が最適化条件として設定されると、最適化部３０３は、以下の式(４)の最適解として、高周波磁場条件を算出する。

[数4]

$$\left.\begin{array}{l}\min(P_{SUM}) \\ \text{subject to } U_{SD_ROI1} \le U_U\end{array}\right\} \cdots (4)$$

[0055] 第一最適化条件を選択し、高周波磁場条件を決定すると、診断領域である第一領域ＲＯＩ１の、B_1分布均一度指標U_{SD}は、均一度制約条件により、所定値以下に抑えられる。従って、第一領域ＲＯＩ１は、所定以上の均一度となる。また、各チャンネルから照射されるＲＦのパワーP_{SUM}は最小となる。従って、撮像領域２０１全体に対する照射パワーが最小となり、ＳＡＲを抑えることができる。

[0056] 特に、診断領域以外の領域が、アーチファクトを生じさせない領域である場合、診断領域の画質を維持しながら、効果的にＳＡＲを抑えることができる。なお、この場合は、第二領域ＲＯＩ２の選択は、なされなくてもよい。

[0057] 次に、第二の最適化条件(第二最適化条件)を説明する。第二最適化条件では、目的関数は、以下の式(５)で示される、第二領域ＲＯＩ２のB_1平均値ｍｅａｎ(B_{1_ROI2})の、第一領域ＲＯＩ１のB_1平均値ｍｅａｎ(B_{1_ROI1})に対する比、m_{ratio}とする。m_{ratio}は、式(５)に示すように、第二領域ＲＯＩ２のB_1平均値ｍｅａｎ(B_{1_ROI2})を第一領域ＲＯＩ１のB_1平均値ｍｅａｎ(B_{1_ROI1})で除した値である。以下、m_{ratio}を、B_1比と呼ぶ。

[数5]

$$m_{ratio} = \frac{\text{mean}\left(B_{1_ROI2}\right)}{\text{mean}\left(B_{1_ROI1}\right)} \cdots (5)$$

[0058] また、制約条件として、前述の均一度制約条件、および、撮像領域の照射パワー指標P_{SUM}を所定値P_U以下とする照射パワー制約条件の２つを用いる。照射パワー制約条件の所定値P_Uは、安全性などの観点から予め定められ、最適化条件とともに条件記憶部３０４に記憶される。

[0059] 従って、条件設定部３０２により、第二最適化条件が最適化条件として設定されると、最適化部３０３は、以下の式(６)の最適解として、高周波磁場条件を算出する。

[数6]

$$\left.\begin{array}{l}\min\left(m_{ratio}\right)\\ \text{subject to}\left\{\begin{array}{l}P_{SUM}\leq P_{U}\\ U_{SD_ROI1}\leq U_{U}\end{array}\right.\end{array}\right\}\cdots(6)$$

[0060] B_1は、それぞれの領域の感度を示す。抑制領域の感度を相対的に抑えることにより、診断領域の信号強度に対する抑制領域の信号強度を低下させる。従って、第二最適化条件を選択し、高周波磁場条件を決定すると、B_1比が最小となるため、第二領域ＲＯＩ２からの信号を抑え、第一領域ＲＯＩ１の信号を相対的に大きくすることができる。また、第一領域ＲＯＩ１のB_1分布均一度および撮像領域２０１の照射パワーがそれぞれ所定値以下に抑えられる。従って、診断領域は高画質で撮像でき、かつ、ＳＡＲを抑えられる。また、抑制領域の信号値を抑えることができるため、診断領域のアーチファクトを低減することができ、より、高画質の画像を得ることができる。

[0061] 特に、第二最適化条件を用いると、アーチファクトを生じさせやすい部位に近接する部位が診断対象の場合、診断領域の画質を維持しながら、効果的にＳＡＲを抑えることができる。

[0062] 従って、第二最適化条件は、例えば、撮像部位として腹部に対応づけて条件記憶部３０４に記憶してもよい。上述のように、脂肪からの信号強度は他組織と比べて大きいため、体動アーチファクトへの寄与が大きい。従って、腹部を撮像する場合、腹部上部の脂肪が多く存在する領域(脂肪領域)を第二領域ＲＯＩ２に設定し、第二最適化条件に従って高周波磁場条件を決定することにより、脂肪領域の信号値を小さくでき、アーチファクトを低減できる。

[0063] このとき、脂肪領域を精度よく選択し、第二領域ＲＯＩ２として設定することにより、より効果的に脂肪領域のB_1比を低減することができる。ここで、腹部を撮像する場合の、第一領域ＲＯＩ１および第二領域ＲＯＩ２の設定例を図６に示す。腹部上部表面は、脂肪が多く存在する領域である。従って、腹部上部表面の領域を第二領域ＲＯＩ２に設定する。このように、第二領

域ＲＯＩ２の範囲を精度よく限定することによって、特に信号値を低減したい領域のみ効果的に低減できる。なお、脂肪領域の選択方法として、水脂肪分離された画像を用いて、脂肪領域をユーザが指定してもよいし、脂肪領域をコンピュータが自動的に指定してもよい。

[0064] 次に、第三の最適化条件(第三最適化条件)を説明する。第三最適化条件では、目的関数は、上記式(６)で示されるB_1比とする。また、制約条件には、均一度制約条件、および、第一領域ＲＯＩ１のB_1平均値ｍｅａｎ(B_{1_ROI1})が所定値B_L以上とする第一領域磁場制約条件を用いる。第一領域磁場制約条件の所定値B_Lは、予め定められ、最適化条件とともに条件記憶部３０４に記憶される。

[0065] 従って、条件設定部３０２により、第三最適化条件が最適化条件として設定されると、最適化部３０３は、以下の式(７)の解として、高周波磁場条件を算出する。

[数7]

$$\left.\begin{array}{l}\min\left(m_{ratio}\right)\\ \text{subject to}\begin{cases}U_{SD_ROI1}\le U_U\\ \text{mean}\,B_{1_ROI1}\ge B_L\end{cases}\end{array}\right\}\cdots(7)$$

[0066] 第三最適化条件を選択し、高周波磁場条件を決定すると、B_1平均値が所定値以上という条件の下でB_1比を最小とするため、第一領域ＲＯＩ１内の信号値を所定値以上に維持しながら、第二領域ＲＯＩ２の信号値を相対的に抑えることができる。従って、アーチファクトを効果的に抑えることができる。また、第一領域ＲＯＩ１のB_1分布均一度は所定以上を保つため、診断したい領域が高画質で撮像される。

[0067] 第三最適化条件は、例えば、撮像領域２０１の診断領域外に周期的体動によりアーチファクトを生じさせやすい部位が含まれる場合、周期的体動部位を第二領域ＲＯＩ２に設定し、適用することができる。従って、第三最適化条件は、例えば、撮像部位として乳房に対応づけて条件記憶部３０４に記憶してもよい。乳房撮像時には、周期的体動を行う心臓が撮像領域に含まれる

ためである。

[0068] 図７（Ａ）は、乳房撮像時の撮像領域２０１を説明するための図である。撮像領域２０１は、撮像位置設定部３１１により設定される撮像位置（撮像断面）により特定される。また、図７（Ｂ）は、この場合の領域設定部３０１により設定される第一領域ＲＯＩ１および第二領域ＲＯＩ２を説明するための説明図である。本図に示すように、乳房領域を第一領域ＲＯＩ１に設定し、心臓領域を第二領域ＲＯＩ２に設定する。

[0069] 上記第三最適化条件に従って算出した振幅および位相を有するＲＦを、各チャンネルから送信することにより、乳房領域（第一領域ＲＯＩ１）のB_1均一度が向上し、かつ、所定以上の信号値を得る。一方、心臓領域（第二領域ＲＯＩ２）の信号値は抑えることができる。従って、乳房領域のアーチファクトを低減させた高画質の画像を得ることができる。

[0070] 次に、第四の最適化条件（第四最適化条件）を説明する。第四最適化条件では、目的関数を、第一領域ＲＯＩ１のB_1平均値の逆数（１／ｍｅａｎ（B_{1_ROI1}））とする。また、制約条件には、均一度制約条件、および、第二領域ＲＯＩ２のB_1平均値ｍｅａｎ（B_{1_ROI2}）を所定値B_U以下とする第二領域磁場制約条件を用いる。

[0071] 従って、条件設定部３０２により、第四最適化条件が最適化条件として設定されると、最適化部３０３は、以下の式（８）の解として、高周波磁場条件を算出する。

[数8]

$$\left.\begin{array}{l}\min\left(\dfrac{1}{\mathrm{mean}\left(B_{1_ROI1}\right)}\right)\\ \text{subject to}\begin{cases}U_{SD_ROI1}\le U_U\\ \mathrm{mean}\left(B_{1_ROI2}\right)\le B_U\end{cases}\end{array}\right\}\cdots(8)$$

[0072] 第四最適化条件によれば、診断領域（第一領域ＲＯＩ１）について、B_1分布の均一度を所定値以上とする中で、B_1平均値が最大となるよう、高周波磁場条件が決定される。また、抑制領域（第二領域ＲＯＩ２）については、B_1平均

値が所定値以下となるよう、高周波磁場条件が決定される。従って、抑制領域からの信号値は抑えられ、アーチファクトが低減し、かつ、診断領域の画質は向上する。なお、この場合の目的関数は、上記関数に限られない。アーチファクトが低減されるものであればよい。

[0073] 第四最適化条件は、例えば、被検体１０３の中心が磁場中心からずれたオフセンター撮像に適用できる。従って、第四最適化条件は、例えば、撮像部位として肩に対応づけて条件記憶部３０４に記憶してもよい。

[0074] 図８(Ａ)は、肩撮像時の撮像領域２０１を説明するための図である。撮像領域２０１は、撮像位置設定部３１１により設定される撮像位置(撮像断面)により特定される。また、図８(Ｂ)は、この場合の領域設定部３０１により設定される第一領域ＲＯＩ１および第二領域ＲＯＩ２を説明するための説明図である。本図に示すように、撮像対象側の肩を第一領域ＲＯＩ１に設定し、他方の肩を第二領域ＲＯＩ２に設定する。

[0075] なお、肩撮像時は、前述のように、撮像対象の側の肩を高画質で撮像するため、当該肩が送信コイル１１４の中心(磁場中心)に位置するよう被検体１０３を配置するオフセンター撮像が行われる。このため、図８(Ｂ)に示すように、撮像対象でない肩領域は、送信コイル１１４に近接し、局所ＳＡＲが高くなりがちである。

[0076] 従って、局所ＳＡＲの低減を目的とする最適化条件の制約条件として、均一度制約条件、および、局所ＳＡＲを低減したい領域に近いチャンネル、すなわち、第二領域近傍のチャンネルから送信されるＲＦの照射パワーを所定値以下とする局所パワー制約条件を用いる第五最適化条件を、肩に対応づけて記憶してもよい。このとき、目的関数は、第四最適化条件と同じとする。

[0077] 例えば、図８(Ｂ)に示すように、局所ＳＡＲを低減したい領域に近いチャンネルを、チャンネル１１４ｂおよびチャンネル１１４ｃとすると、これらのチャンネルの照射パワーの和($A_2^2+A_3^2$)が、所定値A_U以下とする。この所定値A_Uは、予め定められ、最適化条件とともに条件記憶部３０４に記憶される。

[0078] 従って、この場合、条件設定部３０２により、第五最適化条件が最適化条件として設定されると、最適化部３０３は、以下の式(９)の解として、各チャンネルから送信されるＲＦの振幅および位相を決定する。

[数9]

$$\left.\begin{aligned}&\min\left(\frac{1}{\mathrm{mean}\left(B_{1_ROI1}\right)}\right)\\&\text{subject to}\begin{cases}U_{SD_ROI1}\le U_U\\A2^2+A3^2\le A_U\end{cases}\end{aligned}\right\}\cdots(9)$$

[0079] また、目的関数を、局所ＳＡＲを低減したい領域(第二領域ＲＯＩ２)に近いチャンネルから送信されるＲＦの照射パワーの和とし、制約条件に、均一度制約条件とともに第二領域ＲＯＩ２のＳＡＲ(SAR_{ROI2})を所定値SAR_U以下とするＳＡＲ制約条件を用いる第六最適化条件を肩に対応づけて記憶してもよい。ＳＡＲ制約条件の所定値SAR_Uは、予め定められ、最適化条件とともに条件記憶部３０４に記憶される。

[0080] 従って、例えば、局所ＳＡＲを低減したい領域に近いチャンネルを、チャンネル１１４ｂおよびチャンネル１１４ｃとすると、この場合、最適化部３０３は、以下の式(１０)の解として、高周波磁場条件を決定する。

[数10]

$$\left.\begin{aligned}&\min\left(A2^2+A3^2\right)\\&\text{subject to}\begin{cases}U_{SD_ROI1}\le U_U\\SAR_{ROI2}\le SAR_U\end{cases}\end{aligned}\right\}\cdots(10)$$

[0081] なお、このとき、第二領域ＲＯＩ２のＳＡＲは、例えば、B_1分布から推定する。また、電磁界シミュレーションを用いて計算してもよい。電磁界シミュレーションを用いて計算する場合は、人体モデル内のＳＡＲ分布を計算した結果を用いる等の手法を用いてもよい。

[0082] 撮像対象とする肩を第一領域ＲＯＩ１に、他方の肩の送信コイル１１４に近い領域を第二領域ＲＯＩ２にそれぞれ設定する。このとき、上述の、第五

または第六最適化条件に従って算出した振幅および位相を有するＲＦを各チャンネルから送信することにより、撮像対象の肩領域(第一領域ＲＯＩ１)におけるB_1均一度を所定に保ちながら、他方の肩領域(第二領域ＲＯＩ２)近傍の照射パワーを抑えることができる。

[0083] 従って、第五または第六最適化条件を選択し、高周波磁場条件を決定すると、診断領域のB_1均一度が所定値以上であるとともに抑制領域近傍の照射パワーが抑えられるため、診断領域の画質が向上し、かつ、局所ＳＡＲが低減する。

[0084] 次に、第七の最適化条件(第七最適化条件)を説明する。第七最適化条件では、目的関数は、以下の式(１１)で示される、照射パワー指標P_{SUM}とB_1比とに重み付けをして組合せた指標を用いる。以下、本指標を、合成指標と呼ぶ。

[数11]

$$\alpha P_{SUM} + \beta m_{ratio} \quad \cdots (11)$$

ここで、$\alpha+\beta=1$とする。また、αとβとは、いずれを重視するかにより、ユーザが設定する。あるいは、撮像部位毎に予め定められていてもよい。制約条件には、均一度制約条件を用いる。

[0085] 従って、条件設定部３０２により、第七最適化条件が最適化条件として設定されると、最適化部３０３は、以下の式(１２)の最適解として、高周波磁場条件を算出する。

[数12]

$$\left.\begin{array}{l} \min\left(\alpha P_{SUM} + \beta m_{ratio}\right) \\ \text{subject to } U_{SD_ROI1} \le U_U \end{array}\right\} \quad \cdots (12)$$

[0086] 第七最適化条件を選択し、高周波磁場条件を決定すると、第一最適化条件選択時および第二最適化条件選択時、それぞれの効果が得られる。また、設定する係数により、その効果の度合いを調整することができる。

[0087] なお、条件記憶部３０４に記憶される最適化条件は、上記７つに限られな

い。診断領域である第一領域ＲＯＩ１内のB_1分布の均一度を所定レベル以上とし、かつ、効果的にアーチファクトの低減およびＳＡＲの抑制の少なくとも一方を実現可能な解が得られるものであればよい。また、アーチファクトのレベルおよびＳＡＲのレベルの少なくとも一方を所定値以下とし、かつ、第一領域ＲＯＩ１内のB_1分布の均一度の向上を実現可能な解が得られるものであってもよい。

[0088] 以下、本実施形態のＲＦシミングのシミュレーション結果を、従来のＲＦシミングおよびＲＦシミング無しの場合と対比して示す。

[0089] ここでは、図２(Ａ)に示す４チャンネルのＲＦコイルを送信コイル１１４として用い、被検体１０３を模したファントム２００に対して、ＲＦ照射した際の、ファントム２００内で生成される回転磁界B_1の電磁場シミュレーション結果を示す。使用したファントム２００の仕様は、図２(Ｃ)の電磁場シミュレーション時と同様である。また、照射ＲＦの周波数も同様に１２８ＭＨｚとした。各給電点(１１７ａ、１１７ｂ、１１７ｃ、１１７ｄ)に給電したｓｉｎｅ波形も同様である。

[0090] 図９(Ａ)は、ＲＦシミングなしの場合、すなわち、各チャンネルに送信するＲＦそれぞれの振幅および位相に、設定された初期値をそのまま使用した場合のB_1分布４０１である(ケースＡ)。

[0091] 図９(Ｂ)は、従来のＲＦシミング(従来ＲＦシミング)を行った場合、すなわち、第一領域ＲＯＩ１内のB_1分布を均一化するように各ＲＦの振幅および位相を最適化した場合のB_1分布４０２である(ケースＢ)。なお、B_1均一度の指標は、上記式(２)で示されるU_{SD}を用いた。

[0092] 図９(Ｃ)は、本実施形態の第一最適化条件を最適化条件とし、各ＲＦの振幅および位相を最適化した場合のB_1分布４０３であり(ケースＣ)、図９(Ｄ)は、本実施形態の第二最適化条件を最適化条件とし、各ＲＦの振幅および位相を最適化した場合のB_1分布４０４である(ケースＤ)。

[0093] なお、図９に示すシミュレーションでは、図２(Ｃ)同様、図９(Ａ)内のファントム２００内の最大B_1強度が１となるよう無次元化している。

[0094] また、図１０の表５００に、図９(Ａ)～図９(Ｄ)に示す、４つのＲＦ照射方法それぞれにおけるファントム２００内の、第一領域ＲＯＩ１内の$Ｂ_1$均一度指標$Ｕ_{SD}$、ＲＦ照射パワー$Ｐ_{SUM}$、$Ｂ_1$比$ｍ_{ratio}$を示す。なお、図９(Ａ)のＲＦシミング無しの場合(ケースＡ)のＲＦ照射パワー$Ｐ_{SUM}$を１００％として基準とした。また、$Ｂ_1$比については、第一領域ＲＯＩ１内の$Ｂ_1$平均値と第一領域ＲＯＩ１外の$Ｂ_1$平均値との比とした。原点対象のＢ１分布の為、$Ｂ_1$比は１となっている。

[0095] 図９(Ｂ)に示されるように、従来ＲＦシミングにより、第一領域ＲＯＩ１内の$Ｂ_1$分布は最も均一になった。しかし、第一領域ＲＯＩ１外の領域の$Ｂ_1$については、従来のＲＦシミングでは制御できていない。

[0096] 一方、図９(Ｃ)に示すように、本実施形態の第一最適化条件に従ってＲＦシミングを行うと、ファントム２００の下部の$Ｂ_1$に比べ、ファントム上部の$Ｂ_1$が小さく抑えられたことがわかる。また、図９(Ｄ)に示すように、本実施形態の第二最適化条件に従ってＲＦシミングを行うと、ファントム２００下部の$Ｂ_1$に比べ、ファントム２００上部の$Ｂ_1$が小さく抑えられたことがわかる。

[0097] また、図１０の表５００に示すように、ＲＦシミングなしの場合(ケースＡ)を基準として考えると、従来ＲＦシミングの場合(ケースＢ)は、$Ｕ_{SD}$が小さくなり、第一領域ＲＯＩ１内の$Ｂ_1$分布が均一になっている。しかし、ＲＦ照射パワー$Ｐ_{SUM}$は、ＲＦシミング無しの場合(ケースＡ)と変わらない。

[0098] 第一最適化条件に従ったＲＦシミングの場合(ケースＣ)は、ＲＦシミングなしの場合(ケースＡ)より$Ｕ_{SD}$が小さくなり、さらに、ＲＦ照射パワーは５１．９％となっている。従って、第一最適化条件に従ったＲＦシミングにより、$Ｂ_1$均一度は向上し、全体ＳＡＲ(生体全体で吸収されるＳＡＲ)は低減したことがわかる。

[0099] 上述のように、第一最適化条件下では、制約条件において、第一領域ＲＯＩ１内の$Ｕ_{SD}$は、所定以上の画質を実現可能とするような値($Ｕ_U$)以下となるよう設定される。よって、第一最適化条件に従ってＲＦシミングを行うことに

よって、所定以上の画質を実現可能なB_1均一度が得られ、かつ、ＳＡＲを半減させることが可能となる。なお、本ケースでは、２チャンネルのＲＦシミングを行った場合のU_{SD}の値(０．１６７)をU_Uとした。すなわち、４チャンネルのＲＦパラメータを制御することによって、２チャンネルの場合のB_1均一度を実現しつつ、ＳＡＲを半減できることを示している。

[0100] 第二最適化条件に従ったＲＦシミングの場合(ケースＤ)は、ＲＦシミング無しの場合(ケースＡ)よりU_{SD}が小さくなり、さらに、B_1比m_{ratio}が最小となっている。第一領域ＲＯＩ１のB_1平均値を１とした場合、第二領域ＲＯＩ２内のB_1平均値は０．４８となり、第二領域ＲＯＩ２と設定されたファントム２００上部のB_1値を低減されていることがわかる。これより、ファントム２００上部により生じるアーチファクトを抑制することが可能となる。

[0101] 以上説明したように、本実施形態のＭＲＩ装置１００は、被検体にそれぞれ高周波を送信する複数のチャンネルを有する送信コイルを備えるＭＲＩ装置１００であって、撮像領域内の高画質の画像を取得したい領域を第一領域として設定する領域設定部３０１と、前記複数のチャンネルそれぞれから送信する高周波の振幅と位相との少なくとも一方を高周波磁場条件として決定する最適化部３０３と、を備え、前記最適化部３０３は、前記第一領域内の高周波磁場分布の均一度を所定値以上とし、かつ、比吸収率およびアーチファクトを発生させる領域の信号値の少なくとも一方をそれぞれの所定値所以下とするよう前記高周波磁場条件を決定することを特徴とする。

[0102] 前記最適化部３０３は、前記均一度、前記比吸収率、および前記アーチファクトを発生させる領域の信号値の少なくとも１つを制約条件とし、残りの少なくとも１つを目的関数としてそれぞれ予め定め、前記目的関数を最適化する解として、前記高周波磁場条件を算出し、決定してもよい。また、前記領域設定部３０１は、前記撮像領域内の前記第一領域とは異なる領域であって、前記アーチファクトを発生させる領域を含む領域または比吸収率が高くなる領域を、さらに、第二領域と設定してもよい。

[0103] このように、本実施形態によれば、診断したい領域である第一領域ＲＯＩ

１の、B_1分布均一度指標U_{SD}を所定値以下に抑える。このため、第一領域ＲＯＩ１は、所定の均一度を保つことができる。また、最適化条件に応じて、各チャンネルから照射されるＲＦのパワーP_{SUM}を最小、あるいは、所定値以下に抑える。従って、ＳＡＲを抑えることができる。また、例えば、診断領域外の領域で、目的に応じて第二領域ＲＯＩ２に設定し、その領域のB_1値または照射パワーを低減する。例えば、アーチファクト発生への寄与が大きい領域を第二領域ＲＯＩ２に設定し、B_1値を低減すれば、効率よくアーチファクトを低減できる。また、局所的に高いＳＡＲが生じる領域を第二領域ＲＯＩ２として設定し、照射パワーを低減すれば、効率よく局所ＳＡＲを低減できる。

[0104] 従って、本実施形態によれば、診断したい領域を高画質で撮像し、かつ、ＳＡＲまたはアーチファクトの少なくとも一方を低減する照射ＲＦパラメータを決定できる。そして、このパラメータに従って撮像されるため、効率的に、診断したい領域の高画質の画像を取得できる。

[0105] なお、上記実施形態では、最適化処理において、各目的関数を最小化する解を算出しているが、これに限られない。例えば、各目的関数を、それぞれ、上記各目的関数の逆数に設定し、それを最大化する解を算出してもよい。さらに、各指標に負の符号を付し、その指標を最大化する解を算出するよう構成してもよい。

[0106] また、上記実施形態は、アーチファクト低減の為に使用されるプリサチュレーションパルスの印加と併用してもよい。例えば、図９(Ｄ)に示すように、断面の下半分領域(第一領域ＲＯＩ１)を均一に照射し、上半分領域(第二領域ＲＯＩ２)の信号をできる限り抑える場合、上半分領域にプリサチュレーションパルスを照射する。

[0107] プリサチュレーションパルスは、照射対照領域である上半分領域内にできる限り均一に照射した方が、アーチファクト低減効果が高い。このため、プリサチュレーションパルス照射時は、上半分領域のB_1分布ができる限り均一になるようＲＦパラメータを算出することが望ましい。すなわち、第二領域

ＲＯＩ２のＢ１均一度(U_{SD_ROI2})とすると、目的関数を以下の式(１３)に設定し、プリサチュレーションパルス用のＲＦパラメータを算出する。

[数13]

$$\min\left(U_{SD_ROI2}\right) \cdots (13)$$

次に、プリサチュレーションパルス印加後の励起パルスは、上述したように下半分領域(第一領域ＲＯＩ１)のB_1分布を均一にするＲＦパラメータで照射する。このように、プリサチュレーションパルスと励起パルスとで、各々最適なＲＦパラメータを適用することによって、アーチファクト低減効果がより高くなる。

[0108] なお、上記実施形態では、診断領域である第一領域ＲＯＩ１および抑制領域である第二領域ＲＯＩ２を、それぞれ１つ設定する場合を例にあげて説明しているが、これに限られない。それぞれ、複数設定可能である。例えば、アーチファクトを低減したい領域が離れた位置に複数個所ある場合、それぞれの箇所に設定する。このように構成することにより、より局所的にB_1値を抑えることができ、効果的にアーチファクトを低減できる。

[0109] また、このとき、例えば、第四最適化条件のように、抑制領域のB_1平均値を抑える制約条件を設定する場合、複数の抑制領域それぞれについて、制約条件の所定値B_Uを異なる値として設定してもよい。すなわち、抑制領域の位置に応じて、制約条件に重み付けを行ってもよい。

[0110] また、上記実施形態では、主に撮像領域が２次元の場合について図示したが、３次元の場合でも同様の方法で、最適な高周波磁場条件を求めることができる。

[0111] また、上記実施形態では、３Ｔ　ＭＲＩ装置、および、４チャンネルの送信コイルを例にあげて説明したが、ＭＲＩ装置の構成はこれに限られない。３Ｔよりも高磁場、４チャンネルより多いチャンネル数の送信コイルを用いてもよい。

[0112] また、上記実施形態では、ＭＲＩ装置１００が備える計算機１０９がＲＦシミング部３１３を備え、最適なＲＦの振幅および位相の少なくとも一方を

算出するよう構成しているが、これに限られない。例えば、計算機１０９とデータの送受信が可能な、ＭＲＩ装置１００とは独立した計算機上にＲＦシミング部３１３が構築されていてもよい。条件記憶部３０４も同様に、ＭＲＩ装置１００が備える記憶装置１１１上ではなく、計算機１０９がアクセス可能な独立した記憶装置上に構築されていてもよい。

[0113] また、本実施形態の手法は、医用をはじめとする各種の撮像分野に適用可能である。

符号の説明

[0114] １００：ＭＲＩ装置、１０１：マグネット、１０２：コイル、１０２：傾斜磁場コイル、１０３：被検体、１０４：シーケンサ、１０５：傾斜磁場電源、１０６：高周波磁場発生器、１０７：テーブル、１０８：受信器、１０９：計算機、１１０：表示装置、１１１：記憶装置、１１２：シムコイル、１１３：シム電源、１１４：送信コイル、１１４ａ：チャンネル、１１４ｂ：チャンネル、１１４ｃ：チャンネル、１１４ｄ：チャンネル、１１５：受信コイル、１１７ａ：給電点、１１７ｂ：給電点、１１７ｃ：給電点、１１７ｄ：給電点、２００：ファントム、２０１：撮像領域、２０２：B_1分布、３０１：領域設定部、３０２：条件設定部、３０３：最適化部、３０４：条件記憶部、３１０：撮像条件設定部、３１１：撮像位置設定部、３１２：静磁場シミング部、３１３：ＲＦシミング部、３２０：本撮像部、４０１：B_1分布、４０２：B_1分布、４０３：B_1分布、４０４：B_1分布、５００：表、ＲＯＩ１：第一領域、ＲＯＩ２：第二領域

請求の範囲

[請求項1] 被検体にそれぞれ高周波を送信する複数のチャンネルを有する送信コイルを備える磁気共鳴撮像装置であって、

撮像領域内の予め定めた領域を第一領域として設定する領域設定部と、

前記複数のチャンネルそれぞれに送信する高周波の振幅と位相との少なくとも一方を高周波磁場条件として決定する最適化部と、を備え、

前記最適化部は、前記第一領域内の高周波磁場分布の均一度を所定値以上とし、かつ、比吸収率およびアーチファクトを発生させる領域の信号値の少なくとも一方をそれぞれの所定値以下とするよう前記高周波磁場条件を決定すること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項2] 請求項１記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記最適化部は、前記均一度、前記比吸収率、および前記アーチファクトを発生させる領域の信号値の少なくとも１つを制約条件とするとともに、他の少なくとも１つを目的関数とし、前記目的関数を最適化する解として、前記高周波磁場条件を決定すること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項3] 請求項２記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記制約条件は、前記均一度を所定値以上とするものであり、

前記目的関数は、前記複数のチャンネルに送信する高周波による照射パワーを最小にすることにより前記比吸収率を所定値以下とするものであること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項4] 請求項２記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記領域設定部は、前記撮像領域内の前記第一領域とは異なる領域であって、前記アーチファクトを発生させる領域を含む領域または比

吸収率が高くなる領域を、さらに、第二領域と設定すること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項5] 請求項４記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記最適化部は、前記制約条件および前記目的関数を、前記第一領域内の信号値を所定値以上に維持しながら、前記第二領域内の信号値を前記第一領域の信号値に対して相対的に抑えるよう定めること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項6] 請求項４記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記制約条件は、前記均一度を所定値以上とするものであり、

前記目的関数は、前記第一領域内の高周波磁場の平均値と、前記第二領域内の高周波磁場の平均値との比を最小にすることにより、当該第二領域の信号値を所定値以下とするものであること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項7] 請求項４記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記制約条件は、前記均一度を所定値以上とするものであり、

前記目的関数は、前記第一領域内の高周波磁場の平均値を最大とすることにより、前記第二領域の信号値を所定値以下とするものであること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項8] 請求項４記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記制約条件は、前記均一度を所定値以上とするものであり、かつ、前記第二領域内の高周波磁場の平均値を所定値以下とすることにより、当該第二領域の信号値を所定値以下とするものであること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項9] 請求項４記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記目的関数は、前記複数チャンネルの中の、前記第二領域近傍のチャンネルから送信される高周波磁場の照射パワーの和を最小とすることにより前記比吸収率を所定値以下とするものであり、

前記制約条件は、前記均一度を所定値以上とするものであり、かつ、前記第二領域の生体吸収量ＳＡＲを所定値以下とするものであること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項10] 請求項２記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記最適化部が前記高周波磁場条件算出に用いる前記制約条件および前記目的関数を記憶する条件記憶部と、

ユーザの指示に従って、前記最適化部が用いる制約条件および目的関数を前記条件記憶部から抽出し、設定する条件設定部と、をさらに備えること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項11] 請求項１０記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記条件記憶部は、前記制約条件および前記目的関数を、撮像部位に対応づけて記憶し、

前記条件設定部は、ユーザにより設定された撮像部位に応じて、前記制約条件および前記目的関数を前記条件記憶部から抽出し、設定すること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項12] 請求項４記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記領域設定部は、ユーザからの指示に従って、前記第一領域および前記第二領域を設定すること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項13] 請求項４記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記領域設定部は、脂肪領域または周期的体動領域を前記第二領域に設定すること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項14] 請求項２記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記最適化部は、最急降下法、勾配法、ニュートン法、最小二乗法

、共役勾配法、線形計画法、非線形計画法、振幅および位相の値を網羅的に変化させることによって最適解を算出する方法、の少なくとも１つを用い、前記解を算出すること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

［請求項15］ 磁気共鳴撮像装置の送信コイルの複数のチャンネルそれぞれから送信する前記高周波の振幅および位相の少なくとも一方を決定する高周波磁場条件決定方法であって、

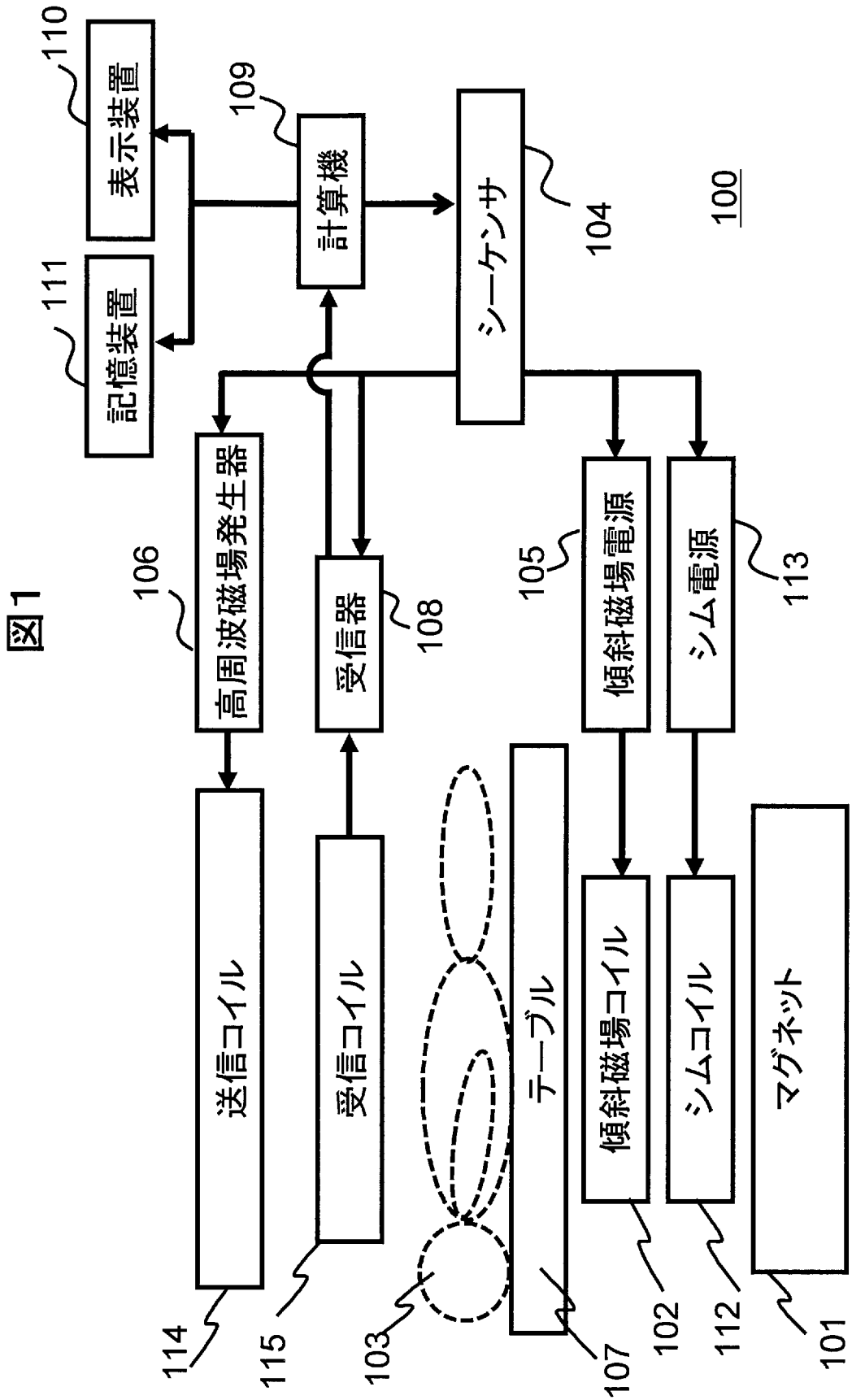
撮像領域内の予め定めた領域を第一領域として設定する領域設定ステップと、

前記第一領域内の高周波磁場分布の均一度を所定値以上とし、かつ、比吸収率およびアーチファクトを発生させる領域の信号値の少なくとも一方をそれぞれの所定値以下とするよう前記複数のチャンネルそれぞれから送信する高周波の振幅および位相の少なくとも一方を決定する最適化ステップと、を備えること

を特徴とする高周波磁場条件決定方法。

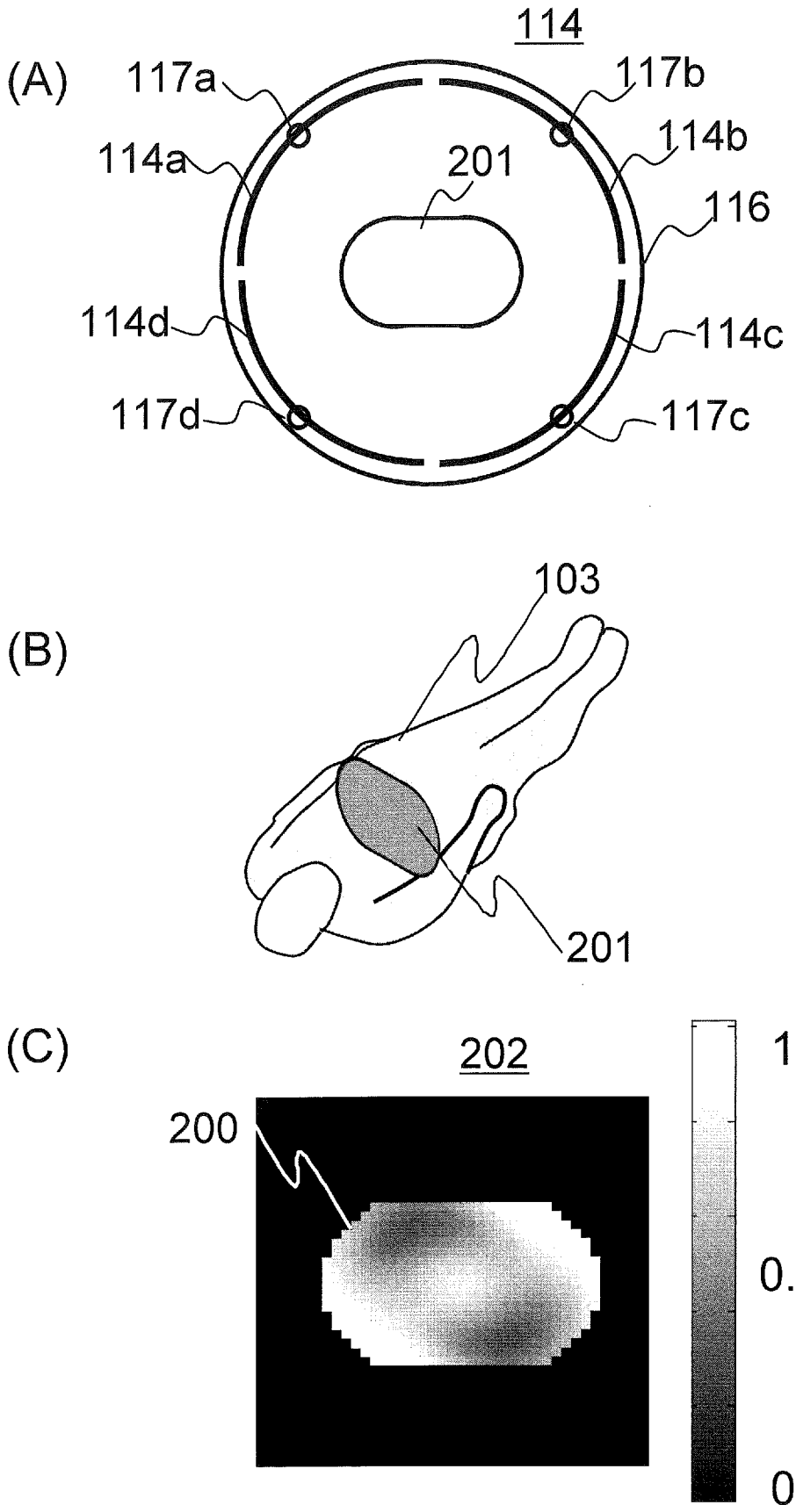
[図1]

図1


表示装置
110
計算機
109
シーケンサ
104
100
記憶装置
111
高周波磁場発生器
106
受信器
108
傾斜磁場電源
105
シム電源
113
送信コイル
受信コイル
テーブル
傾斜磁場コイル
シムコイル
マグネット
114
115
103
107
102
112
101

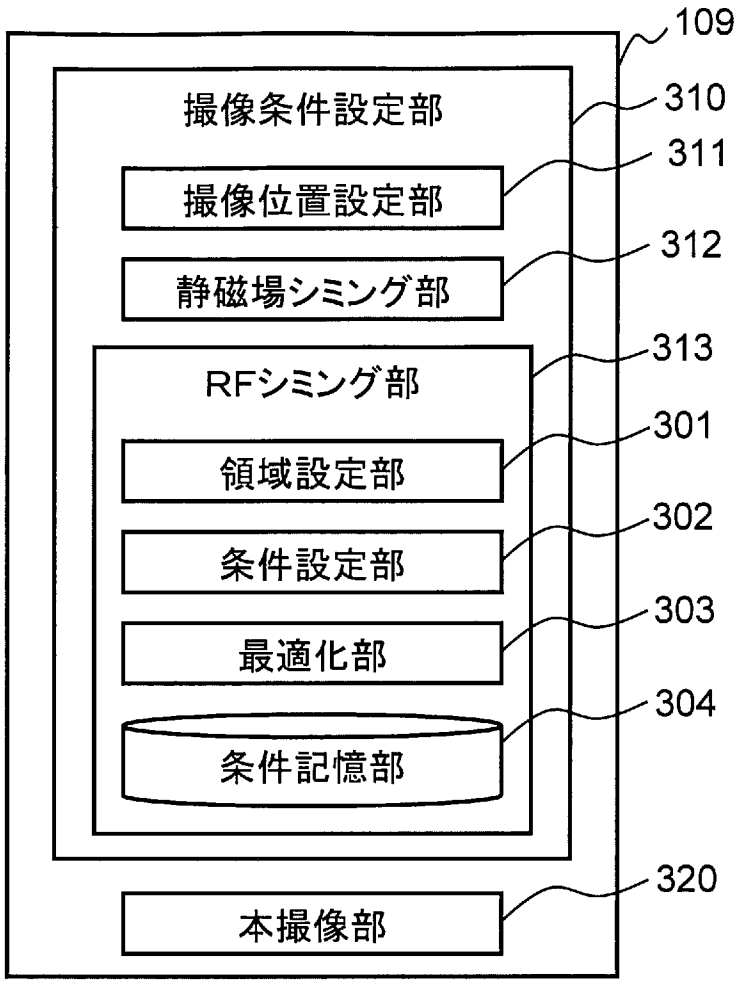
[図2]

図2


(A)
114
117a
117b
114a
114b
201
116
114d
114c
117d
117c
(B)
103
201
(C)
202
200
1
0.5
0

[図3]

図3


109
撮像条件設定部
310
撮像位置設定部
311
静磁場シミング部
312
RFシミング部
313
領域設定部
301
条件設定部
302
最適化部
303
条件記憶部
304
本撮像部
320

[図4]

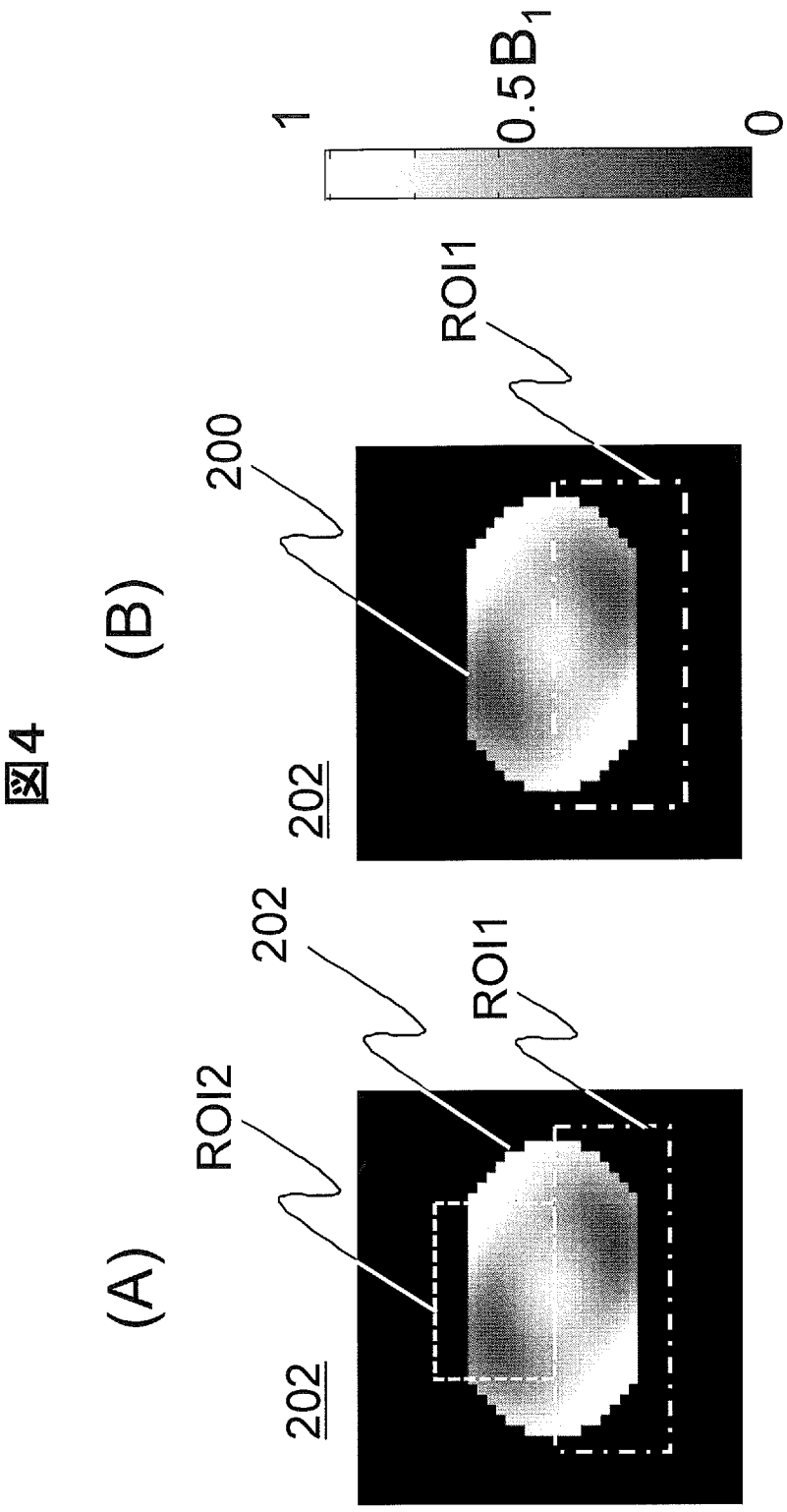
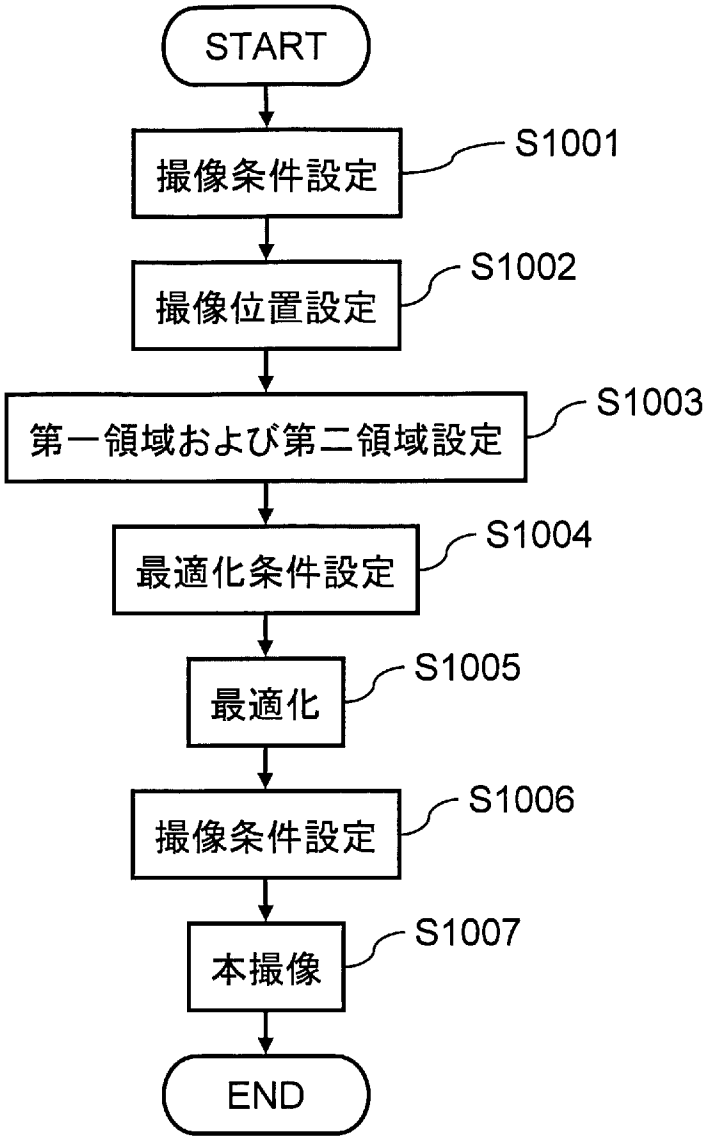


図4

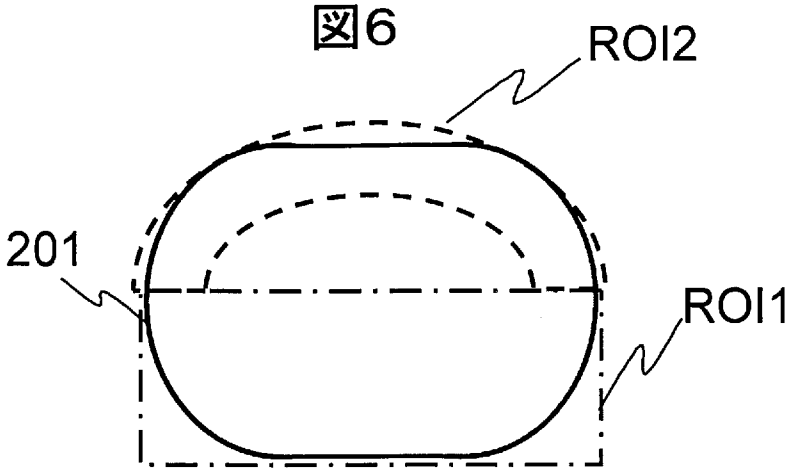
[図5]

図5


START
撮像条件設定
S1001
撮像位置設定
S1002
第一領域および第二領域設定
S1003
最適化条件設定
S1004
最適化
S1005
撮像条件設定
S1006
本撮像
S1007
END

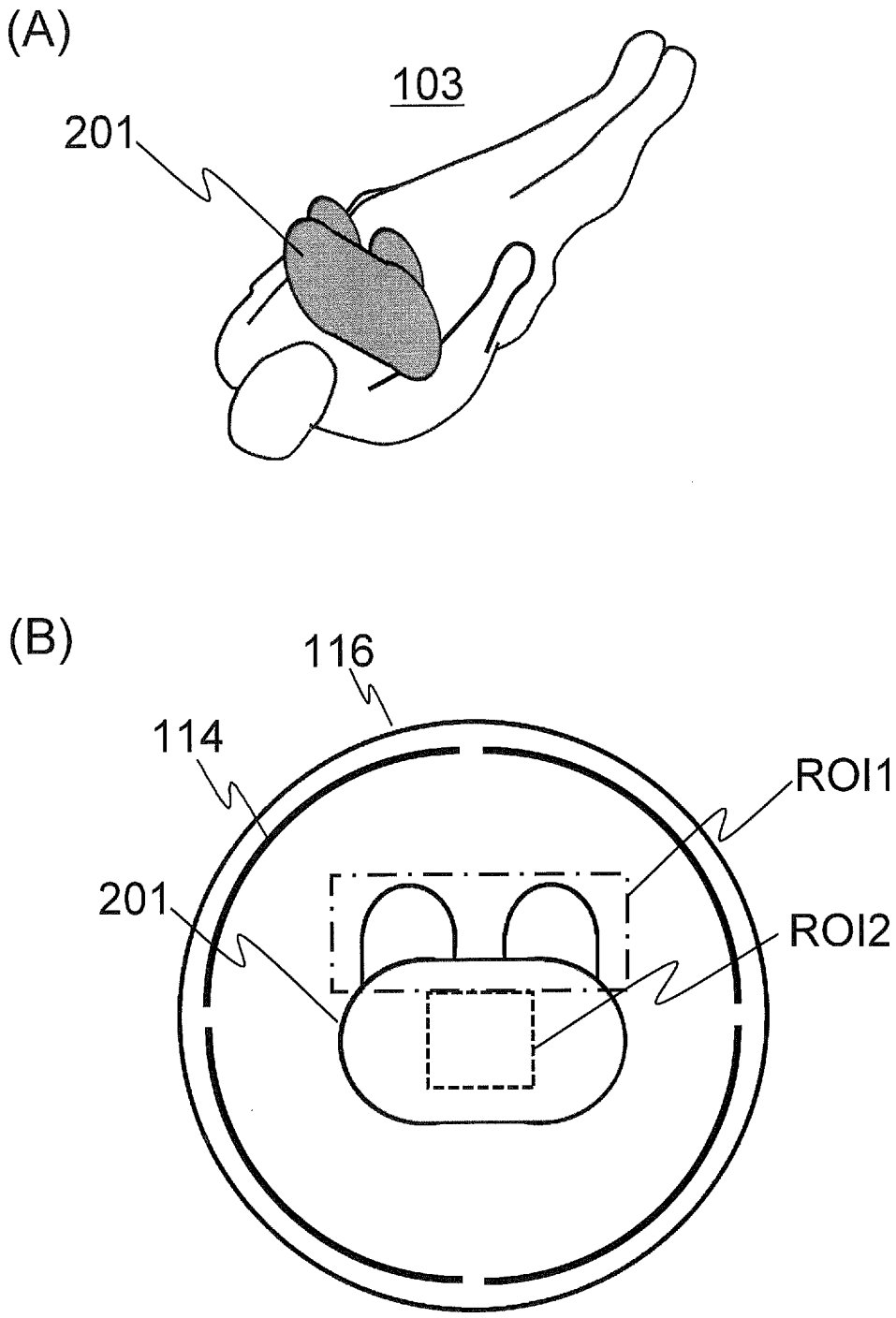
[図6]

図6


ROI2
201
ROI1

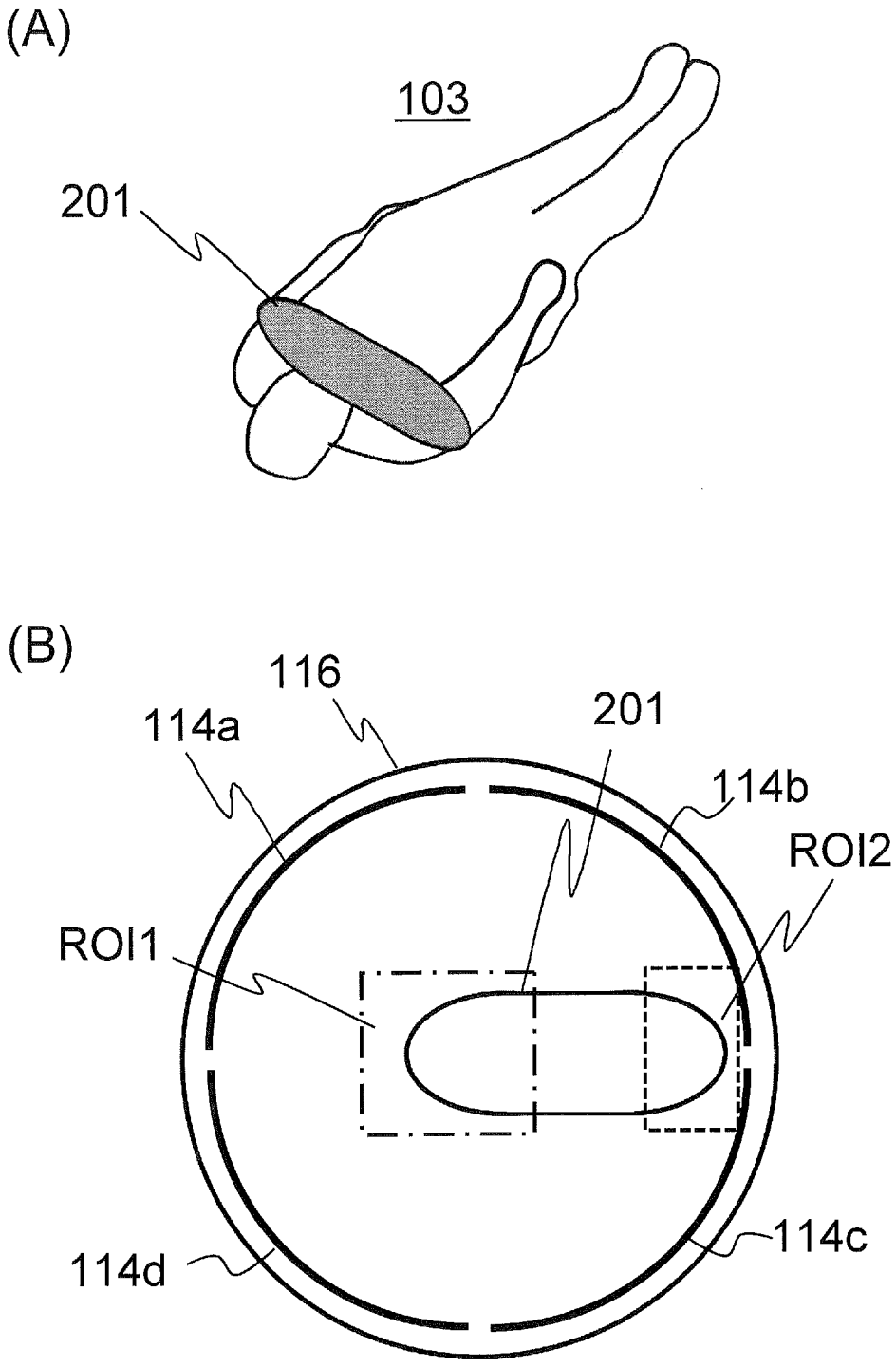
[図7]

図7



[図8]

図8



[図9]

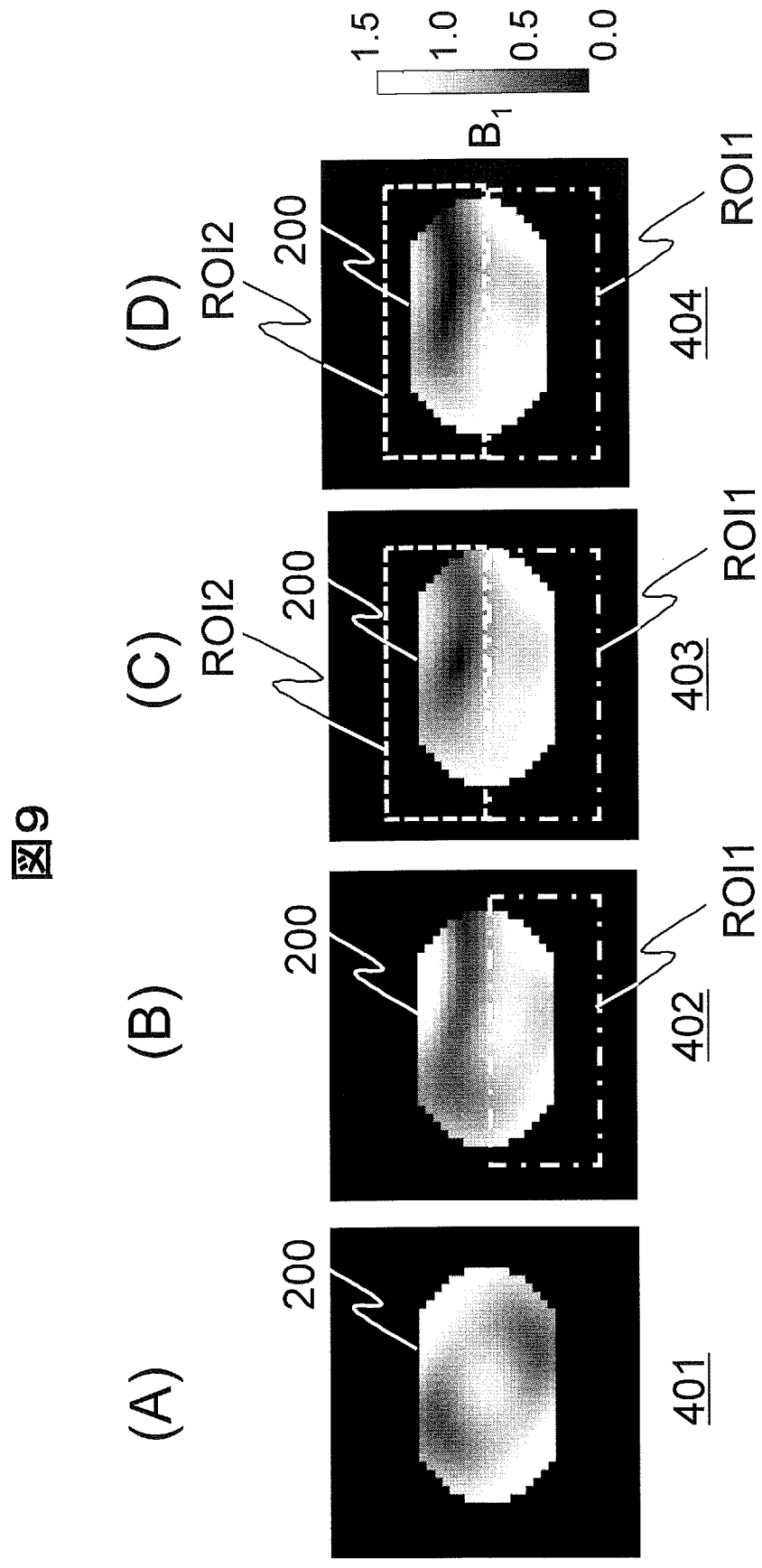


図9

[図10]

図10

500

	ケースA	ケースB	ケースC	ケースD
U_{SD}	0.315	0.115	0.167	0.167
P_{SUM}[%]	100.0	100.0	51.9	55.0
m_{ratio}	1.00	0.93	0.52	0.48

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/070087

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/055(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B5/055

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 Koho 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)
PubMed, JSTPlus(JDreamIII), JMEDPlus(JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	WO 2011/033402 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.), 24 March 2011 (24.03.2011), entire text; all drawings & JP 2013-505046 A & US 2012/0161766 A1 & EP 2478384 A	1,15 2-14
Y	BOB VAN DEN BERGEN, 7 T BODY MRI: B1 SHIMMING WITH SIMULTANEOUS SAR REDUCTION, PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, 2007.09.07, V52 N17, P5429-5441	1,15
X	P.Balchandani, M.M.Khalighi, S.S.Hsieh, K. Setsompop, J.Pauly, and D.Spielman, "Adiabatic B1 Shimming Algorithm for Multiple Channel Transmit at 7T", Proc.Intl.Soc.Mag.Reson.Med.19 (2011), 2011.07.13, p2907	1,15

☐ 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	Date of mailing of the international search report
12 August, 2013 (12.08.13)	20 August, 2013 (20.08.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１３／０７００８７

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	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１３年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１３年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１３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）

PubMed, JSTPlus(JDreamIII), JMEDPlus(JDreamIII)

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
Y A	WO 2011/033402 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 2011.03.24, 全文、全図 & JP 2013-505046 A & US 2012/0161766 A1 & EP 2478384 A	1,15 2-14
Y	BOB VAN DEN BERGEN, 7 T BODY MRI: B1 SHIMMING WITH SIMULTANEOUS SAR REDUCTION, PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, 2007.09.07, V52 N17, P5429-5441	1,15

☑　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 １２．０８．２０１３	国際調査報告の発送日 ２０．０８．２０１３
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）　２Ｑ　９６０４ 伊藤　幸仙 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
X	P.Balchandani, M.M.Khalighi, S.S.Hsieh, K.Setsompop, J.Pauly, and D.Spielman, "Adiabatic B1 Shimming Algorithm for Multiple Channel Transmit at 7T", Proc.Intl.Soc.Mag.Reson.Med.19(2011), 2011.07.13, p2907	1,15