

(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6月3日(03.06.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/065393 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/070964
- (22) 国際出願日: 2010年11月25日(25.11.2010)
- (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 2009-270261 2009年11月27日(27.11.2009) JP
特願 2010-253339 2010年11月12日(12.11.2010) 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): 伊藤 公輔 (ITO, Kosuke) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目1番1号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 瀧澤 将宏 (TAKIZAWA, Masahiro) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目1番1号 株式会社日立メディコ内 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, 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 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

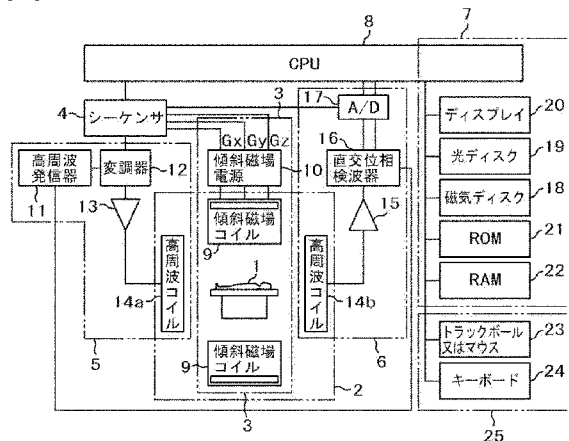
添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE AND METHOD FOR SAR ESTIMATION FOR SAME

(54) 発明の名称: 核磁気共鳴イメージング装置およびそのSARの見積方法

[図1]



- | | |
|---|-----------------------|
| 4 sequencer | 17 A/D |
| 8 CPU | 18 magnetic disc |
| 9 inclined magnetic field coil | 19 optical disc |
| 10 inclined magnetic field power supply | 20 display |
| 11 high-frequency wave generator | 21 ROM |
| 12 modulator | 22 RAM |
| 14a high-frequency coil | 23 trackball or mouse |
| 14b high-frequency coil | 24 keyboard |
| 16 orthogonal phase detector | |

(57) Abstract: Disclosed is a nuclear magnetic resonance imaging device for further improving the precision of SAR estimation by accurately estimating the energy of RF pulses absorbed in a part of a subject's body, for example the head, for each subject on the basis of measurements made prior to the imaging. The nuclear magnetic resonance imaging device obtains the signal (S_h) generated from the head and the signal (S_b) generated from the entire body of the subject, obtains the ratio (α) of the signal generated from the head and the signal generated from the entire body of the subject, obtains the energy (E_h) absorbed by the head by using the ratio of said signals, and estimates the head SAR.

(57) 要約: 本撮像に先立って実施する計測に基づいて被検体の一部、例えば頭部に吸収されるRFパルスのエネルギーを被検体ごとに正確に見積もることによって、SARの見積もりの精度をさらに向上するために、核磁気共鳴イメージング装置において、頭部から発生する信号 S_h と被検体全体から発生する信号 S_b とを求め、当該頭部から発生する信号と当該被検体全体から発生する信号との比 α を求め、当該信号の比を用いて頭部に吸収されるエネルギー E_h を求め、頭部SARを見積もる。

明 細 書

発明の名称：

核磁気共鳴イメージング装置およびそのSARの見積方法

技術分野

[0001] 本発明は、被検体中の水素や燐等からの核磁気共鳴(以下、「NMR」という)信号を測定し、その原子核の密度分布や緩和時間分布等を画像化する核磁気共鳴イメージング(以下、「MRI」という)装置に関し、特にSAR(Specific Absorption Rate)の見積もりの精度を向上したMRI装置およびそのSARの見積方法に関する。

背景技術

[0002] MRI装置は、被検体、特に人体の組織を構成する原子核スピンの発生するNMR信号を計測し、その頭部、腹部、四肢等の形態や機能を2次的に或いは3次的に画像化する装置である。撮影においては、NMR信号には、傾斜磁場によって異なる位相エンコードが付与されるとともに周波数エンコードされて、時系列データとして計測される。計測されたNMR信号は、2次元又は3次元フーリエ変換されることにより画像に再構成される。

[0003] MRI装置は、NMR信号を発生させるために高周波磁場パルス(RFパルス)を人体に照射する必要がある。人体がRFパルスを吸収することで熱が発生する。単位時間、単位質量当りのRFパルスの吸収量をSAR(Specific Absorption Rate)という。IEC 60601-2-33, 2nd editionによると、制御すべきSARは、全身SAR、身体部分SAR、頭部SAR、局所SARであり、それぞれ(式1)、(式2)、(式3)、(式4)で定義されている。

[0004] [数1]

$$\text{全身SAR}[W/kg] = \frac{E[W]}{M[kg]} \quad (\text{式1})$$

[0005]

[数2]

$$\text{身体部分SAR}[\text{W/kg}] = \frac{E[\text{W}]}{m_p[\text{kg}]} \quad (\text{式 2})$$

[0006] [数3]

$$\text{頭部SAR}[\text{W/kg}] = \frac{E_h[\text{W}]}{m_h[\text{kg}]} \quad (\text{式 3})$$

[0007] [数4]

局所SAR[W/kg] = 任意の10gに吸収される単位時間当たりのエネルギー (式 4)

ここで、Eは単位時間当たりのRFパルスの吸収量、Mは被検体の質量、 m_p はRFパルスが照射される部分の被検体質量、 E_h は頭部に吸収されるRFパルスの電力、 m_h は頭部の質量をそれぞれ表す。以上の4種類のSARについて、非特許文献1では上限値が示されており、遵守する必要がある。

[0008] MRI装置においては、静磁場強度の増加に応じて加えるRFパルスの周波数も増加させる必要がある。吸収されるRFパルスの電力は、RFパルスの周波数の2乗に比例するため、特に高磁場のMRI装置を開発する際に、SARを正確に見積もることが非常に重要である。

[0009] SARの見積もりについて、吸収されるRFパルスの量を計算する方法は非特許文献1でなされている。非特許文献2では、Maxwell方程式を近似的に解くことによって、RFパルスの吸収量を計算している。特許文献1では、被検体のモデルを、被検体データや撮像部位や撮像パラメータに応じて変化させることで、全身SAR、身体部分SAR及び頭部SARを正確に計算する方法を示している。

先行技術文献

特許文献

[0010] 特許文献1：米国特許第6841999号明細書

非特許文献

[0011] 非特許文献1：IEC60601-2-33, 2nd edition

非特許文献2 : Journal of Magnetic Resonance Imaging 12:46-67 (2000) David I. Hoult, MA, D Phil: Sensitivity and Power Deposition in a High-Field Imaging Experiment

非特許文献3 : Hai-King Margaret Cheng, Graham A Wright著、「Rapid High-Resolution T1 Mapping by Variable Flip Angles: Accurate and Precise Measurements in the Presence of Radiofrequency Field Inhomogeneity」、Magnetic Resonance in Medicine 55:566-574

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0012] 上述のように、非特許文献2や特許文献1には、RFパルスの吸収量を求めることが示されている。しかし、非特許文献2では、頭部に吸収されるRFパルスのエネルギーを正確に計算することはなされていない。また、特許文献1の方法では、モデルを用いて計算を行うため、個々の被検体についてSARの値を正確に求めるには限界がある。

[0013] 本発明の目的は、本撮像に先立って実施する計測に基づいて被検体の一部、例えば頭部に吸収されるRFパルスのエネルギーを被検体ごとに正確に見積もることによって、SARの見積もりの精度をさらに向上することである。

課題を解決するための手段

[0014] 上記目的を達成するために、本発明の核磁気共鳴イメージング装置は以下のように構成される。

[0015] 本発明は、被検体が置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生部と、前記被検体に傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加部と、前記被検体に磁気共鳴周波数のRFパルスを印加する高周波磁場発生部と、前記被検体から発生するエコー信号を検出する信号検出部と、前記検出されたエコー信号を用いて画像を再構成する画像再構成部と、前記傾斜磁場印加部、高周波磁場発生部、及び信号検出部を制御する制御部と、を備えた核磁気共鳴イメージング装置において、前記制御部は、被検体の一部から発生する信号と被検体全体から発生する信号とを求め、当該被検体の一部から発生する信号と当該被検体全体

から発生する信号との比を求め、当該信号の比を用いて被検体の一部に吸収されるエネルギーを求め、被検体の一部SARを見積もることを特徴とするものである。

- [0016] また本発明は、被検体が置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生部と、前記被検体に傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加部と、前記被検体に磁気共鳴周波数のRFパルス印加する高周波磁場発生部と、前記被検体から発生するエコー信号を検出する信号検出部と、前記検出されたエコー信号を用いて画像を再構成する画像再構成部と、前記傾斜磁場印加部、高周波磁場発生部、及び信号検出部を制御する制御部と、を備えた核磁気共鳴イメージング装置において、前記制御部は、頭部から発生する信号と被検体全体から発生する信号とを求め、当該頭部から発生する信号と当該被検体全体から発生する信号との比を求め、当該信号の比を用いて頭部に吸収されるエネルギーを求め、頭部SARを見積もることを特徴とするものである。
- [0017] また本発明は、前記制御部は、FID信号を取得し、該FID信号から、前記頭部から発生する信号と前記被検体全体から発生する信号とを求めるものでよい。
- [0018] また本発明は、前記制御部は、体軸方向のプロジェクションデータを取得し、該プロジェクションデータ信号から、前記頭部から発生する信号と前記被検体全体から発生する信号とを求めるものでよい。
- [0019] また本発明は、前記制御部は、TR-bodyコイル内全体を撮像視野とする3D画像を撮像し、該3D画像の画素値から、前記頭部から発生する信号と前記被検体全体から発生する信号とを求めるものでよい。
- [0020] また本発明は、TR-bodyコイル内全体を撮像視野とする直交3断面の画像を取得し、該直交3断面の画像を用いて頭部領域の選択を行うものでよい。
- [0021] また本発明は、TR-bodyコイル内全体を撮像視野とする3D画像を撮像し、該3D画像を用いて頭部領域の選択を行うものでよい。
- [0022] また本発明は、頭部用受信コイルの位置を測定し、該頭部用受信コイルの位置を用いて頭部領域の選択を行うものでよい。

[0023] また本発明は、体軸方向のプロジェクションデータを取得し、該プロジェクションデータの極小値から頭部領域を選択するものでよい。

[0024] さらに本発明は、これら磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法である。

発明の効果

[0025] 本撮像に先立って実施する計測に基づいて被検体の一部、例えば頭部に吸収されるRFパルスのエネルギーを被検体ごとに正確に見積もることによって、SARの見積もりの精度をさらに向上することができる。これにより、MRI装置の静磁場強度を可能な限り大きく設定でき、高画質のMRI画像を得ることができる。

図面の簡単な説明

[0026] [図1]本発明に係るMRI装置の全体構成を示す図。

[図2]Gradient Echoシーケンス図。

[図3]T1緩和概念図。

[図4]T2緩和概念図。

[図5]SAG画像による頭部ROI設定例。

[図6]COR画像による頭部ROI設定例。

[図7]TR-bodyコイル内全体からのFID信号を検出するシーケンス図。

[図8]頭部のROIからのFID信号を検出するシーケンス図。

[図9]TR-bodyコイル内全体からのエコー信号を検出するシーケンス図。

[図10]頭部のROIからのエコー信号を検出するシーケンス図。

[図11]本発明の実施例1及び2のフローチャート。

[図12]本発明の実施例3のフローチャート。

[図13]本発明の実施例4のフローチャート。

[図14]本発明の実施例5のフローチャート。

[図15]実施例1～実施例6に共通するワークフロー。

[図16]コイル及び頭部の領域図。

[図17]頭部コイルとTR-bodyコイルの座標を示す図。

[図18] 頭部の座標及びTR-bodyコイルの座標を示す図。

[図19] プロジェクションデータ概念図。

[図20] 3D Gradient Echoシーケンス図。

発明を実施するための形態

[0027] 以下、添付図面に従って本発明のMRI装置の好ましい実施形態について詳説する。なお、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け、その繰り返しの説明は省略する。

[0028] 最初に、本発明に係るMRI装置の一例の全体概要を図1に基づいて説明する。図1は、本発明に係るMRI装置の一実施例の全体構成を示すブロック図である。このMRI装置は、NMR現象を利用して被検体の断層画像を得るもので、図1に示すように、MRI装置は静磁場発生系2と、傾斜磁場発生系3と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、シーケンサ4と、中央処理装置(CPU)8とを備えて構成される。

[0029] 静磁場発生系2は、垂直磁場方式であれば、被検体1の周りの空間にその体軸と直交する方向に、水平磁場方式であれば、体軸方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体1の周りに永久磁石方式、常電導方式あるいは超電導方式の静磁場発生源が配置されている。

[0030] 傾斜磁場発生系3は、MRI装置の座標系(静止座標系)であるX, Y, Zの3軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とから成り、後述のシーケンサ4からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X, Y, Zの3軸方向に傾斜磁場 G_x , G_y , G_z を印加する。撮影時には、スライス面(撮影断面)に直交する方向にスライス方向傾斜磁場パルス(G_s)を印加して被検体1に対するスライス面を設定し、そのスライス面に直交して且つ互いに直交する残りの2つの方向に位相エンコード方向傾斜磁場パルス(G_p)と周波数エンコード方向傾斜磁場パルス(G_f)を印加して、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報をエンコードする。

[0031] シーケンサ4は、高周波磁場パルス(以下、「RFパルス」という)と傾斜磁場パルスのある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段で、CPU8

の制御で動作し、被検体1の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系5、傾斜磁場発生系3、および受信系6に送る。

[0032] 送信系5は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核スピンの核磁気共鳴を起こさせるために、被検体1にRFパルス照射するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル(送信コイル)14aとから成る。高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケンサ4からの指令によるタイミングで変調器12により振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給することにより、RFパルスが被検体1に照射される。

[0033] 受信系6は、被検体1の生体組織を構成する原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるエコー信号(NMR信号)を検出するもので、受信側の高周波コイル(受信コイル)14bと信号増幅器15と直交位相検波器16と、A/D変換器17とから成る。送信側の高周波コイル14aから照射された電磁波によって誘起された被検体1の応答のNMR信号が被検体1に近接して配置された高周波コイル14bで検出され、信号増幅器15で増幅された後、シーケンサ4からの指令によるタイミングで直交位相検波器16により直交する二系統の信号に分割され、それぞれがA/D変換器17でデジタル量に変換されて、信号処理系7に送られる。

[0034] 信号処理系7は、各種データ処理と処理結果の表示及び保存等を行うもので、光ディスク19、磁気ディスク18等の外部記憶装置と、ROM21、RAM22等の内部記憶装置と、CRT等からなるディスプレイ20とを有し、受信系6からのデータがCPU8に入力されると、CPU8が信号処理、画像再構成等の処理を実行し、その結果である被検体1の断層画像をディスプレイ20に表示すると共に、外部記憶装置の磁気ディスク18等に記録する。

[0035] 操作部25は、MRI装置の各種制御情報や上記信号処理系7で行う処理の制御情報を入力するもので、トラックボール又はマウス23、及び、キーボード24から成る。この操作部25はディスプレイ20に近接して配置され、操作者がディスプレイ20を見ながら操作部25を通してインタラクティブにMRI装置の各種処理を制御する。

[0036] なお、図1において、送信側の高周波コイル14aと傾斜磁場コイル9は、被検体1が挿入される静磁場発生系2の静磁場空間内に、垂直磁場方式であれば被検体1に対向して、水平磁場方式であれば被検体1を取り囲むようにして設置されている。また、受信側の高周波コイル14bは、被検体1の測定部位、例えば頭部に対向して、或いは取り囲むように設置されている。

[0037] 現在MRI装置の撮像対象核種は、臨床で普及しているものとしては、被検体の主たる構成物質である水素原子核(プロトン)である。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和時間の空間分布に関する情報を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を2次元もしくは3次的に撮像する。

[0038] 次に、本発明におけるSARの見積もりについて説明する。本発明のSARの見積もりは、被検体の一部から発生する信号と、該被検体の一部を含む被検体の広範囲領域から発生する信号とを求め、当該被検体の一部から発生する信号と当該広範囲領域全体から発生する信号との比を求め、当該信号の比を用いて被検体の一部に吸収されるエネルギーを求め、該被検体の一部についての身体部分SARを見積もることを特徴とする。

[0039] 最初に、被検体の一部から発生する信号と広範囲領域全体から発生する信号との比に基づいて、当該被検体の一部についての身体部分SARの見積もりが可能であることを説明する。一般にSARは高周波磁場 B_1 の強度の2乗に比例する(式5)。

[0040] [数5]

$$SAR(\vec{r}) \propto |B_1(\vec{r})|^2 \quad (\text{式5})$$

但し、高周波磁場は位置に依存して変化するため、SARは位置ベクトル r の関数として記述される。

[0041] SARに寄与する高周波磁場としては、spinをflipさせる B_{1+} と、MRIでは観測することができない B_{1-} がある。 B_{1+} と B_{1-} の定義は(式6)、(式7)でそれぞれ与えられる。また、flip angle(FA)と B_{1+} の関係を(式8)に示す。

[0042] [数6]

$$B_1^+(\vec{r}) \equiv \frac{B_{1x}(\vec{r}) + iB_{1y}(\vec{r})}{\sqrt{2}} \quad (\text{式6})$$

[0043] [数7]

$$B_1^-(\vec{r}) \equiv \left\{ \frac{B_{1x}(\vec{r}) - iB_{1y}(\vec{r})}{\sqrt{2}} \right\}^* \quad (\text{式7})$$

[0044] [数8]

$$FA(\vec{r}) = \gamma |B_1^+(\vec{r})| \Delta t \quad (\text{式8})$$

ここで、 γ は磁気回転比、 Δt は高周波磁場を印加している時間を示す。また、(式7)で、 $*$ は、複素共役を意味する。

[0045] B_1^+ と B_1^- は、 z 方向の分布は同じである。このため、 B_1^+ のSARと B_1^- のSARは、 z 方向に同じ分布となる。(式5)及び(式8)から、SARがflip angle(FA)の2乗に比例することもわかる。

[0046] 一方、MRIの信号強度は(式9)で表されるようにT1値、T2値、FA、繰り返し時間TR、エコー時間TE、に依存する。

[0047] [数9]

$$MRI\text{signal}(\vec{r}) = f(T1(\vec{r}), T2(\vec{r}), TR, TE, FA(\vec{r})) \quad (\text{式9})$$

ここで、 f は撮像シーケンスによって決定される関数である。図2に代表的なシーケンスの例としてGradient Echoシーケンスにおける図と、図3にT1緩和及び図4にT2緩和の模式図を示す。図2において、201はRFパルス、202はスライス選択傾斜磁場パルス、203は位相エンコード傾斜磁場パルス、204は周波数エンコード傾斜磁場パルス、205はサンプリングウィンド、206はエコー信号である。十分に小さいTRとTEを用いることで、T1、T2、TR、TEの寄与を小さくすることができ、MRIの信号強度を近似的にFAのみの関数とすることができる(式10)。

[0048] [数10]

$$\text{MRIsignal}(\vec{r}) = f(\text{FA}(\vec{r})) \quad (\text{式 } 10)$$

つまり、FAはMRI信号の逆関数として求めることができる(式11)。

[0049] [数11]

$$\text{FA}(\vec{r}) = f^{-1}(\text{MRIsignal}(\vec{r})) \quad (\text{式 } 11)$$

(式5)と(式8)を使うと、SARをMRI信号の関数として計算することができる。

。

[0050] [数12]

$$\text{SAR}(\vec{r}) \propto [f^{-1}(\text{MRIsignal}(\vec{r}))]^2 \quad (\text{式 } 12)$$

被検体全体に吸収されるエネルギーEは基準RFパルスを用いて測定した基準SARを用いて、基準RFパルスと実際に用いるパルスとの比を用いて計算する。

[0051] [数13]

$$E[W] = W_c \times \frac{T_0}{T} \times \frac{S}{S_0} \times \left(\frac{\text{FA}}{\text{FA}_0} \right)^2 \quad (\text{式 } 13)$$

[0052] ここで、 W_c は基準RFパルスを用いて測定された、RFパルスの吸収量、 T_0 は基準RFパルスの印加時間、 FA_0 は基準RFパルスのflip angle、 S_0 は基準RFパルスの波形を[0, 1]に規格化した関数の2乗を、時刻 $t=0$ から $t=T_0$ まで積分した量である。また、 T は実際に用いるRFパルスの印加時間、 S は実際に用いるRFパルスの波形を[0, 1]に規格化した関数の2乗を、時刻 $t=0$ から $t=T$ まで積分した量をそれぞれ表す。 W_c の測定は、基準RFパルスを照射して、入射波と反射波のエネルギーを測定し、差を取ることによって、吸収されたRFパルスのパワーを測定する。 W_c には B_{1+} と B_{1-} 両方の寄与が含まれるため、 E には B_{1+} と B_{1-} 両方の寄与が含まれる。 E を被検体の質量 M で割ると、全身SARを計算することができる。

[0053] (式12)について、受信コイルがカバーする領域(頭部領域を含む広範囲領域)全体にわたって積分した量 S_0 (式14)と、頭部領域について(式12)を積分した

量 S_h (式14)との比を計算することで、頭部に吸収されるエネルギーの割合 α を計算することができる(式15)。 α は本撮像シーケンスで使用する照射コイルと同じ照射コイルをもちいて信号を取得し、計算を行う。

[0054] [数14]

$$S_h = \int_{L_{\text{head}}} dF[f^{-1}(\text{MRIsignal}(\vec{r}))]^2 \quad (\text{式 1 4})$$

$$S_b = \int_{L_{\text{coil}}} d\vec{r}[f^{-1}(\text{MRIsignal}(\vec{r}))]^2$$

[0055] [数15]

$$\alpha \equiv \text{頭部に吸収されるエネルギーの割合} = \frac{S_h}{S_b} \quad (\text{式 1 5})$$

ただし、(式14)中の L_{head} 及び L_{coil} は、図16に定義した、頭部領域と、受信コイルがカバーする領域を表す。被検体全体に吸収されるエネルギー E に α をかけることで、頭部に吸収されるエネルギー E_h 計算することができる。

[0056] [数16]

$$E_h = \alpha E \quad (\text{式 1 6})$$

E_h を頭部の質量で割ることで頭部SARを計算により求めることができる。

[0057] [数17]

$$\text{頭部SAR} = \frac{E_h}{m_h} \quad (\text{式 1 7})$$

なお、以上の説明では頭部SARについて説明したが、身体の一部について信号を取得することにより、身体の一部SARを見積もることができる。

[0058] 以下、被検体の一部から発生する信号と被検体の広範囲領域全体から発生する信号との比の求め方に関する各実施例を詳細に説明する。なお、以下の各実施例においては、被検体の一部として頭部を例にしているが、頭部に限定されることなく、他の一部領域でもよい。

実施例 1

- [0059] 本発明の実施例1について説明する。実施例1は、頭部を含む広範囲領域をカバーする送信-受信RFコイル(TR-bodyコイル)内全体から受信した信号と、頭部から受信した信号との比を用いて頭部SARを計算することを特徴とする。
- [0060] 実施例1の動作について図11を用いて説明する。図11は第1の実施形態についてのフローチャートである。以下に各ステップの詳細を示す。
- [0061] ステップ1101: TR-bodyコイル内全体を撮像視野とする直交3断面の画像を取得する。この際のシーケンスは例えば図2のシーケンス図で表されるGradient Echoを用いる。
- [0062] ステップ1102: ステップ1101で取得した画像上で、頭部にROIを設定する。設定方法としては、例えば図5や図6に示すように、SAG画像若しくはCOR画像上で、頭部にROI501を設定する。
- [0063] ステップ1103: SAR測定用のシーケンスを用いて、TR-bodyコイル内全体からの信号 $S_b(n)$ と、頭部からの信号 $S_h(n)$ を取得する。この時使用するシーケンスとしては、図7, 8に示すように、頭部からの信号 $S_h(n)$ の取得にはスライス選択傾斜磁場パルス202を印加してROIで選択された領域(頭部領域)を励起するシーケンスを用い、TR-bodyコイル内全体からの信号 $S_b(n)$ の取得にはスライス選択傾斜磁場パルスを印加しないでTR-bodyコイルがカバーする広範囲領域を励起するシーケンスを用いて、それぞれFID信号を取得する。ここで、FID信号とは、90度パルス印加後に現れる自由減衰信号である。
- [0064] ステップ1104: ステップ1103で得た $S_b(n)$ と $S_h(n)$ とを用いて(式15)で与えられる α を計算する。ここで α の計算に用いる信号値は、FID信号を用いて計算する場合は(式18)で与えられる、ウィンド205のAD間に取得した信号の積分値を用いる。
- [0065] [数18]

$$S_h = \sum_{n=1}^N \{f^{-1}(S_h(n))\}^2$$

$$S_b = \sum_{n=1}^N \{f^{-1}(S_b(n))\}^2$$

(式18)

ここで、 n はAD間にサンプルされた点の番号であり、 $1 \leq n \leq N$ である。

この時 α は、 $\alpha = S_h / S_b$ で与えられる。

ステップ1105: (式16)を用いて頭部に吸収されるエネルギーを計算する。

ステップ1106: (式17)を用いて頭部SARを計算する。

- [0066] 以上説明したように、本実施例1は、FID信号を取得し、該FID信号から、頭部から発生する信号と広範囲領域全体から発生する信号とを求める。また、TR-bodyコイル内全体を撮像視野とする直交3断面の画像を取得し、該直交3断面の画像を用いて頭部領域の選択を行う。本実施例1により、頭部SARを高精度に見積もることが可能である。

実施例 2

- [0067] この実施例は、比 α を求めるために、体軸方向のプロジェクトンデータを用いるものである。
- [0068] 実施例1のステップ1103の、 $S_b(n)$ と $S_h(n)$ を取得するシーケンスとして、図9、10示すように体軸方向に読み出し傾斜磁場パルス204を印加するシーケンスを用いてエコー信号を取得する。そして、計測したエコー信号をフーリエ変換して、体軸方向のプロジェクトンデータ $P_b(z)$ 、 $P_h(z)$ を収集する。
- [0069] ステップ1104では、(式19)で与えられる、プロジェクトンデータの空間的な積分値を用いる。ここで、 z は体軸方向の位置を表す。

- [0070] [数19]

$$S_h = \sum_{z=Z_1}^{z=Z_2} [f^{-1}(P_h(z))]^2 \quad (式 19)$$

$$S_b = \sum_{z=-Z_1}^{z=Z_2} [f^{-1}(P_b(z))]^2$$

この時 α は、 $\alpha = S_h / S_b$ で与えられる。

- [0071] 以上説明したように、本実施例2は、体軸方向のプロジェクトンデータを取得し、該プロジェクトンデータ信号から、頭部から発生する信号と広範囲領域全体から発生する信号とを求める。本実施例2により、頭部SARを高精

度に見積もることが可能となる。

実施例 3

[0072] 本発明の実施例3について図12を用いて説明する。図12は実施例3についてのフローチャートである。実施例3は、実施例1と異なり、3D画像を取得しておき、その画像から頭部SARを算出することを特徴とする。以下、異なる箇所のみ説明し、同じ箇所の説明は省略する。以下、各ステップの詳細を示す。

[0073] ステップ1201:TR-bodyコイル内全体を撮像視野とする3D画像 $I(x, y, z)$ を撮像する。この際のシーケンスとしては、例えば図20のシーケンス図で表される3D Gradient Echoを用いる。

[0074] ステップ1202:頭部にROIを設定する。つまり、頭部領域をROIで選択する。

[0075] ステップ1203:ROI内の画素値と画像全体の画素値を用いて、 S_h 及び S_b を計算する。この時、 S_h 及び S_b は(式20)で与えられる。ただし、図18に示すように、頭部は $[x_1 \ x_2]$ 及び $[y_1 \ y_2]$ 及び $[z_1 \ z_2]$ に囲まれる領域とし、TR-bodyコイルがカバーする領域を $[X_1 \ X_2]$ 及び $[Y_1 \ Y_2]$ 及び $[Z_1 \ Z_2]$ に囲まれる領域とした。

[0076] [数20]

$$S_h = \sum_{x=x_1}^{x=x_2} \sum_{y=y_1}^{y=y_2} \sum_{z=z_1}^{z=z_2} [f^{-1}(I(x, y, z))]^2 \quad (式 20)$$

$$S_b = \sum_{x=X_1}^{x=X_2} \sum_{y=Y_1}^{y=Y_2} \sum_{z=Z_1}^{z=Z_2} [f^{-1}(I(x, y, z))]^2$$

[0077] 以上説明したように、本実施例3は、TR-bodyコイル内全体を撮像視野とする3D画像を撮像し、該3D画像の画素値から、頭部から発生する信号と広範囲領域全体から発生する信号とを求める。その際、3D画像を用いて頭部領域の選択を行なう。本実施例3により、SAR測定用シーケンスと、撮像位置を決定するシーケンスを別々に行うことなく頭部SARの計算を高精度に行うことが可能である。

実施例 4

- [0078] 実施例4について図13を用いて説明する。図13は実施例4についてのフローチャートである。実施例4は、実施例1等と異なり、頭部用受信コイルの位置を用いて計算することを特徴とする。以下、異なる箇所のみ説明し、同じ箇所の説明は省略する。以下に各ステップの詳細を示す。
- [0079] ステップ1301:頭部用受信コイルの中心の位置をレーザーで特定し、磁場中心から頭部用受信コイル1701の中心までの距離 l を測定する。
- [0080] ステップ1302:TR-bodyコイル内全体を撮像視野として撮像する。この際のシーケンスとしては、例えば図9で表されるシーケンスを用いる。図17において、体軸方向を z 軸とし、TR-bodyコイル1601の中心を $z=0$ とする。まず、体軸方向に読み出し傾斜磁場パルス204を印加して z 方向のプロジェクションデータ $P(z)$ を取得する。
- [0081] ステップ1303:頭部受信コイル1701の $[-l-L/2, l+L/2]$ の領域のプロジェクションデータと、全体の領域のプロジェクションデータから、 S_h と S_b とを計算する。 S_h 及び S_b は(式21)で与えられる。ただし、 L は頭部用受信コイル1701の z 方向の長さである。

[0082] [数21]

$$S_h = \sum_{z=-l-L/2}^{z=l+L/2} [f^{-1}(P(z))]^2 \quad (\text{式 2 1})$$

$$S_b = \sum_{z=Z_1}^{z=Z_2} [f^{-1}(P(z))]^2$$

- [0083] 以上説明したように、本実施例4は、頭部用受信コイルの位置を測定し、該頭部用受信コイルの位置を用いて頭部領域の選択を行う。本実施例4により、頭部の領域を自動で抽出して、頭部SARを高精度に計算することが可能である。

実施例 5

- [0084] 次に実施例5について図14を用いて説明する。図14は実施例5についてのフローチャートである。実施例1等と異なる点は、体軸方向のプロジェクション

データの極小値を用いて頭部の領域を抽出する点である。以下、異なる箇所のみ説明し、同じ箇所の説明は省略する。以下に各ステップの詳細を示す。

[0085] ステップ1401: 体軸方向に読み出し傾斜磁場を印加し、TR-bodyコイル内全体を撮像領域として撮像し、体軸方向に信号のプロジェクトンデータを取得する。この際のシーケンスとしては、例えば図9で表されるシーケンスを用いる。

[0086] ステップ1402: 得られたプロジェクトンデータで、頭部にあたる部分は、信号が頭部以外の部分に比べて小さいため、区別することが可能である。区別する方法としては、例えば図19に示すようにプロジェクトンデータ $P(z)$ の画素値が極小値を取る点 z_1 で区別する。

[0087] ステップ1403: (式14)で定義される S_h 及び S_b は(式22)で与えられる。ここで、TR-bodyコイルがカバーする全体領域は $[Z_1, Z_2]$ とし、頭部領域は $[z_1, z_2]$ とする。

[0088] [数22]

$$S_h = \sum_{z=z_1}^{z=z_2} \{f^{-1}(P_h(z))\}^2 \quad (式 2 2)$$

$$S_b = \sum_{z=-Z_1}^{z=Z_2} \{f^{-1}(P_b(z))\}^2$$

(式15)の α は、 $\alpha = S_h / S_b$ で与えられる。

[0089] 以上説明したように、本実施例5は、体軸方向のプロジェクトンデータを取得し、該プロジェクトンデータの極小値から頭部領域を選択する。本実施例5により、この実施例により、頭部の領域を自動で抽出して、頭部SARを高精度に計算することが可能である。

実施例 6

[0090] 次に実施例6について説明する。実施例1等と異なる点は、FAを求める際に信号強度の逆関数を用いずに、B1mapを測定して直接FAを求める点である。B1mapとは、照射されるRFパルスの撮像領域内における強度と位相の分布を表す

。このB1mapは、撮像領域内でのRFパルスの照射不均一を補正するRFシミングに利用される。B1mapの作成方法については例えば非特許文献3に記載の方法を用いることができるが、B1mapの作成方法は本発明では限定されずいずれの作成方法でも良い。B1mapは複素数であるため、その絶対値がFAとなり、この絶対値の自乗を、頭部領域(head)と広範囲領域全体(wholebody)についてそれぞれ積分して求め、これらの積分値の比 α を算出する。つまり、比 α は式23で与えられる。

[0091] [数23]

$$\alpha = \frac{\int_{\text{head}} d\vec{r} [FA(\vec{r})]^2}{\int_{\text{whole body}} d\vec{r} [FA(\vec{r})]^2} \quad (\text{式23})$$

この式23で、FAがB1mapの値を表すが、何かの基準値(例えばFAの最大値)に対する相対値でもよい。ただし、相対値の場合は分子と分母で基準値を等しくする。そして、[]はその内部の複素数の絶対値をとることを意味する。

[0092] 以上説明したように、本実施例6は、B1mapを用いて、前記頭部から発生する信号と前記被検体全体から発生する信号とを求める。本実施例6により、(B1map(B1の分布)を用いることで、より高精度に頭部SARを見積もることが可能となる。

[0093] (共通のフロー)

以上で説明した実施例1乃至実施例6に共通するワークフローについて、図15を用いて説明する。各ステップの詳細を以下に示す。

[0094] ステップ1501: MRI操作者はMRI装置の電源を入れる。

[0095] ステップ1502: MRI操作者は、被検体をテーブルにセットし、テーブルをガントリに挿入する。

[0096] ステップ1503: MRI装置は、各実施例の方法で(式15)で定義される α を測定

する。

- [0097] ステップ1504: MRI操作者は撮像パラメータ及び被検体情報を入力する。
- [0098] ステップ1505: MRI装置は入力された撮像パラメータと、被検体情報とを用いて、全身SAR及び身体部分SAR及び頭部SARを計算する。MRI装置は計算したSARとSAR制限値とを比較し、SARがSAR制限値を超えている場合には撮像パラメータ入力に戻る。
- [0099] ステップ1506: SARがSAR制限値を超えていない場合は、MRI装置は撮像を始める。
- [0100] なお、実施例1乃至実施例3は、頭部に吸収されるエネルギーの割合 α を求める実施例であり、実施例4および実施例5は、頭部の位置を求める実施例であり、それぞれを組み合わせて実施することができる。
- [0101] 以上説明したように、本実施例に依れば頭部SARを正確に計算することができる。

符号の説明

- [0102] 1 被検体、2 静磁場発生系、3 傾斜磁場発生系、4 シーケンサ、5 送信系、6 受信系、7 信号処理系、8 中央処理装置(CPU)、9 傾斜磁場コイル、10 傾斜磁場電源、11 高周波発信器、12 変調器、13 高周波増幅器、14a 高周波コイル(送信コイル)、14b 高周波コイル(受信コイル)、15 信号増幅器、16 直交位相検波器、17 A/D変換器、18 磁気ディスク、19 光ディスク、20 ディスプレイ、21 ROM、22 RAM、23 トラックボール又はマウス、24 キーボード、201 RFパルス、202 スライス選択傾斜磁場パルス、203 位相エンコード傾斜磁場パルス、204 周波数エンコード傾斜磁場パルス、205 サンプリングウインド、206 エコー信号、501 頭部ROI、1601 TR-bodyコイル、1602 被検体、1701 頭部用受信コイル

請求の範囲

- [請求項1] 被検体が置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生部と、
前記被検体に傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加部と、
前記被検体に磁気共鳴周波数のRFパルス印加する高周波磁場発生部と、
前記被検体から発生するエコー信号を検出する信号検出部と、
前記検出されたエコー信号を用いて画像を再構成する画像再構成部と、
前記傾斜磁場印加部、高周波磁場発生部、及び信号検出部を制御する制御部と、を備えた核磁気共鳴イメージング装置において、
前記制御部は、被検体の一部から発生する信号と、該被検体の一部を含む被検体の広範囲領域から発生する信号とを求め、当該被検体の一部から発生する信号と当該広範囲領域全体から発生する信号との比を求め、当該信号の比を用いて被検体の一部に吸収されるエネルギーを求め、該被検体の一部についての身体部分SARを見積もることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項2] 請求項1記載の核磁気共鳴イメージング装置において、
前記被検体の一部は、該被検体の頭部であることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項3] 請求項2記載の核磁気共鳴イメージング装置において、
前記制御部は、FID信号を取得し、該FID信号から、前記頭部から発生する信号と前記広範囲領域全体から発生する信号とを求め、当該信号の比を用いて被検体の一部に吸収されるエネルギーを求め、該被検体の一部についての身体部分SARを見積もることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項4] 請求項2記載の核磁気共鳴イメージング装置において、
前記制御部は、体軸方向のプロジェクションデータを取得し、該プロジェクションデータ信号から、前記頭部から発生する信号と前記広範囲領域全体から発生する信号とを求め、当該信号の比を用いて被検体の一部に吸収されるエネルギーを求め、該被検体の一部についての身体部分SARを見積もることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置。

- [請求項5] 請求項2記載の核磁気共鳴イメージング装置において、
前記制御部は、TR-bodyコイル内全体を撮像視野とする3D画像を撮像し、該3D画像の画素値から、前記頭部から発生する信号と前記広範囲領域全体から発生する信号とを求めることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項6] 請求項5に記載の核磁気共鳴イメージング装置において、
前記3D画像を用いて頭部領域の選択を行うことを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項7] 請求項2に記載の核磁気共鳴イメージング装置において、
TR-bodyコイル内全体を撮像視野とする直交3断面の画像を取得し、該直交3断面の画像を用いて頭部領域の選択を行うことを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項8] 請求項2に記載の核磁気共鳴イメージング装置において、
頭部用受信コイルの位置を測定し、該頭部用受信コイルの位置を用いて頭部領域の選択を行うことを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項9] 請求項2に記載の核磁気共鳴イメージング装置において、
体軸方向のプロジェクションデータを取得し、該プロジェクションデータの極小値から頭部領域を選択することを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項10] 請求項2に記載の核磁気共鳴イメージング装置において、
前記制御部は、B1mapを用いて、前記頭部から発生する信号と前記被検体全体から発生する信号とを求めることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項11] 被検体が置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生部と、前記被検体に傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加部と、前記被検体に磁気共鳴周波数のRFパルスを印加する高周波磁場発生部と、前記被検体から発生するエコー信号を検出する信号検出部と、前記検出されたエコー信

号を用いて画像を再構成する画像再構成部と、前記傾斜磁場印加部、高周波磁場発生部、及び信号検出部を制御する制御部と、を備えた核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法であって、

被検体の一部から発生する信号と、該被検体の一部を含む被検体の広範囲領域から発生する信号とを求め、

当該被検体の一部から発生する信号と当該広範囲領域全体から発生する信号との比を求め、

当該信号の比を用いて被検体の一部に吸収されるエネルギーを求め

、

該被検体の一部についての身体部分SARを見積もることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法。

[請求項12] 請求項11記載の核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法において、

前記被検体の一部は、該被検体の頭部であることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法。

[請求項13] 請求項12記載の核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法において、

FID信号を取得し、該FID信号から、前記頭部から発生する信号と前記広範囲領域全体から発生する信号を求めることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法。

[請求項14] 請求項12記載の核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法において、

体軸方向のプロジェクションデータを取得し、該プロジェクションデータ信号から、前記頭部から発生する信号と前記広範囲領域全体から発生する信号を求めることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法。

[請求項15] 請求項12記載の核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法において、

TR-bodyコイル内全体を撮像視野とする3D画像を撮像し、該3D画像の画素値から、前記頭部から発生する信号と前記広範囲領域全体から発生する信号を求めることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法。

[請求項16] 請求項12に記載の核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法において、

TR-bodyコイル内全体を撮像視野とする直交3断面の画像を取得し、該直交3断面の画像を用いて頭部領域の選択を行うことを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法。

[請求項17] 請求項12に記載の核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法において、

TR-bodyコイル内全体を撮像視野とする3D画像を撮像し、該3D画像を用いて頭部領域の選択を行うことを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法。

[請求項18] 請求項12に記載の核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法において、

頭部用受信コイルの位置を測定し、該頭部用受信コイルの位置を用いて頭部領域の選択を行うことを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法。

[請求項19] 請求項12に記載の核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法において、

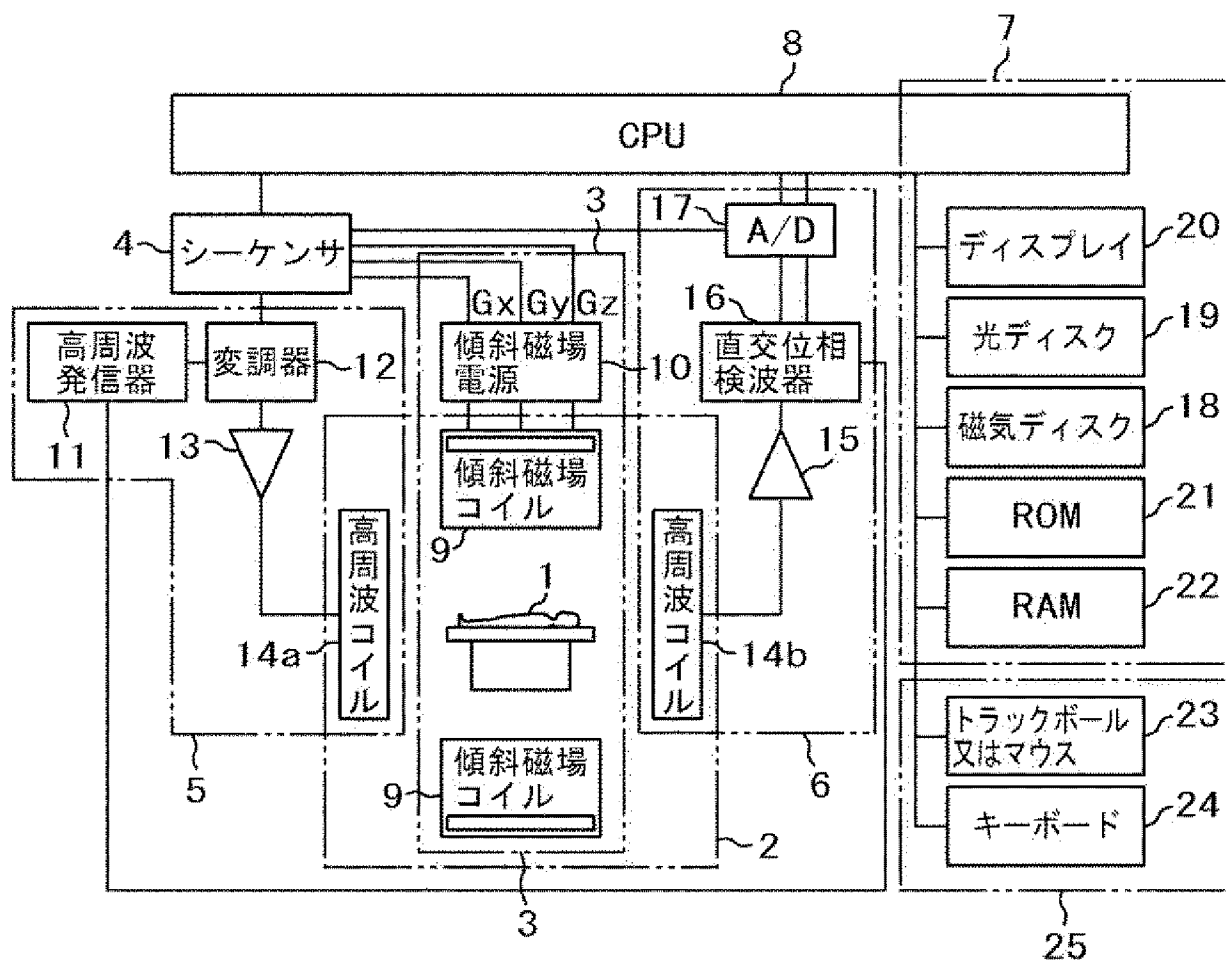
体軸方向のプロジェクションデータを取得し、該プロジェクションデータの極小値から頭部領域を選択することを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法。

[請求項20] 請求項12に記載の核磁気共鳴イメージング装置におけるSARの見積方法において、

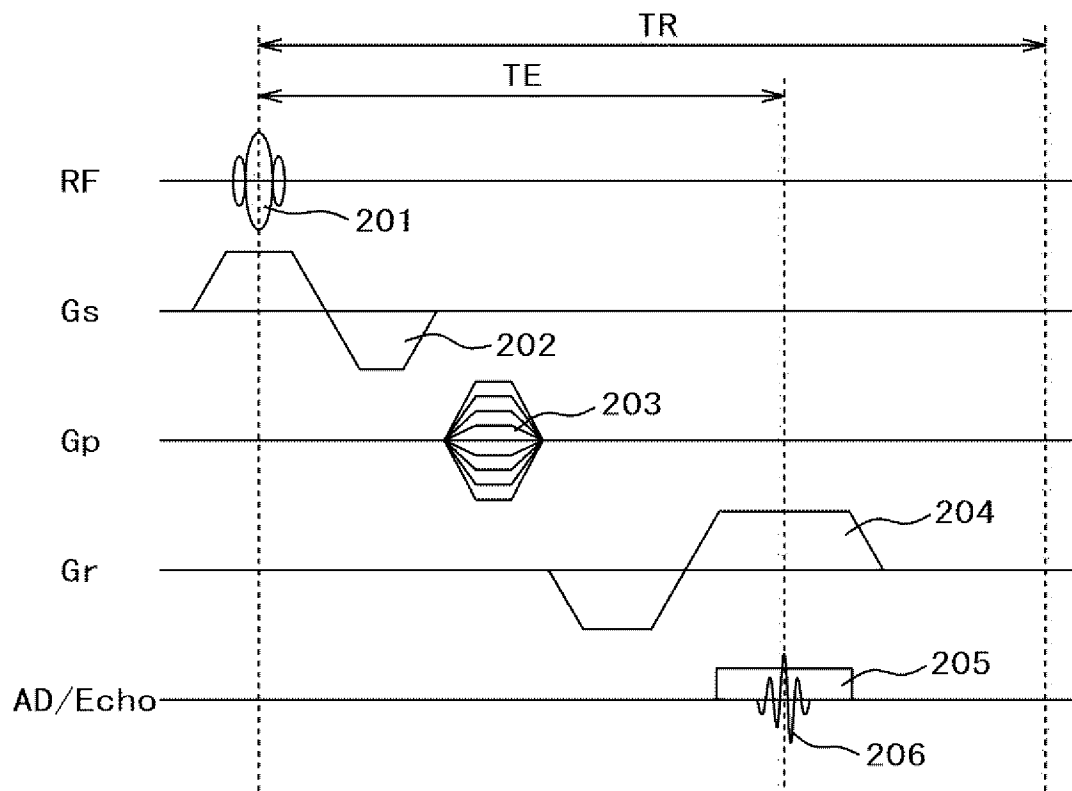
前記制御部は、B1mapを用いて、前記頭部から発生する信号と前記被検体全体から発生する信号とを求めることを特徴とする核磁気共鳴

イメージング装置におけるSARの見積方法。

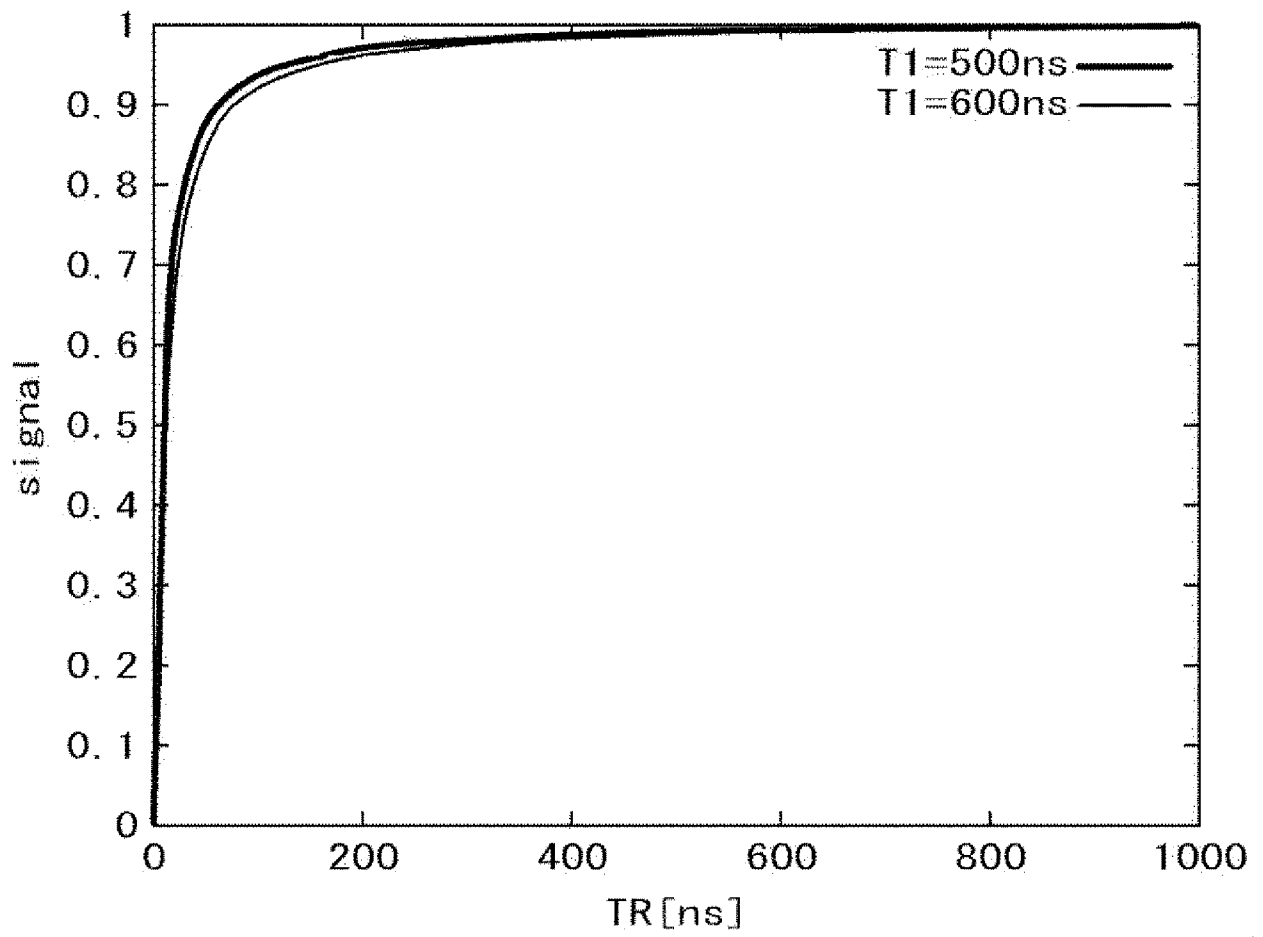
[図1]



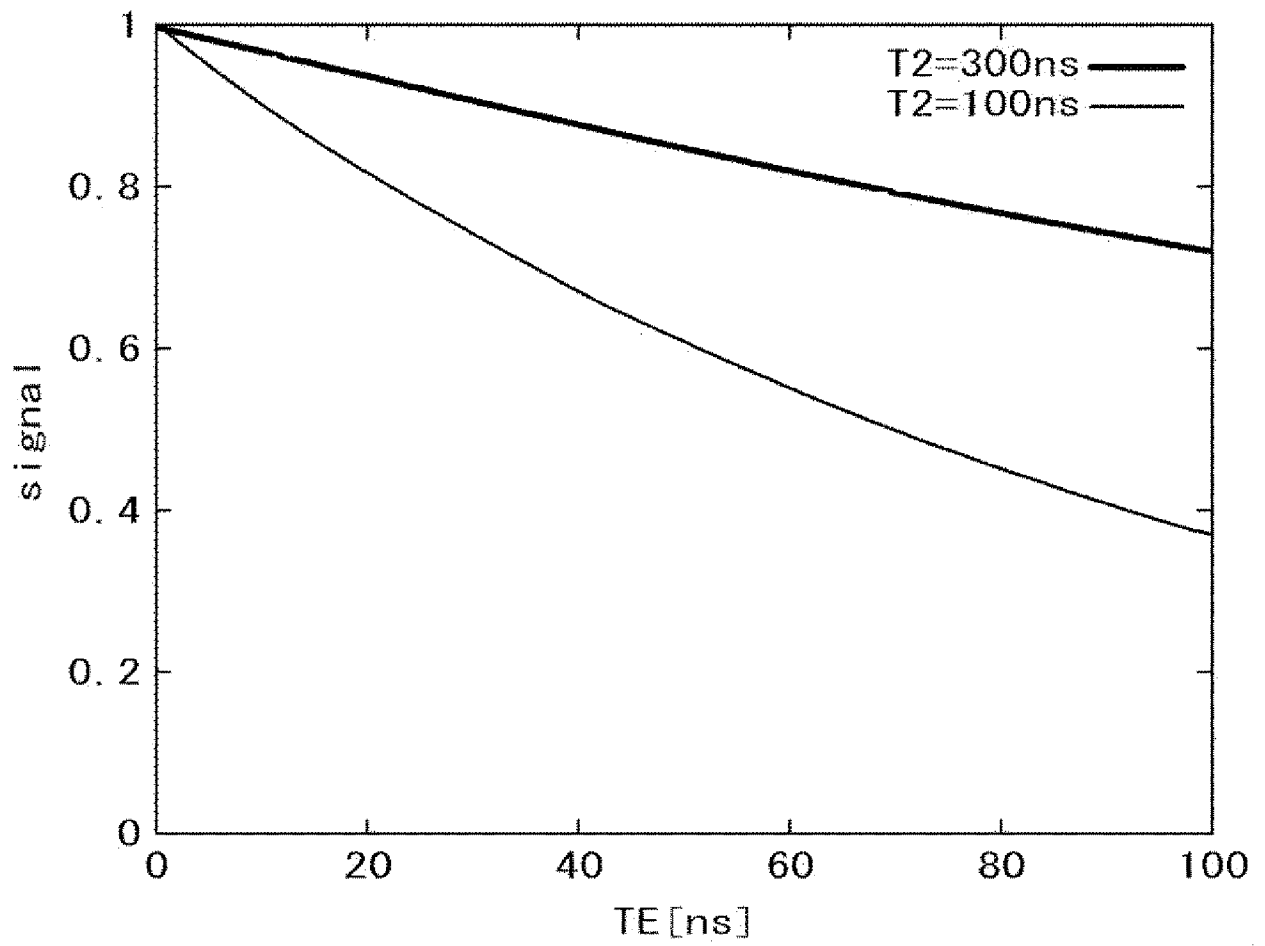
[図2]



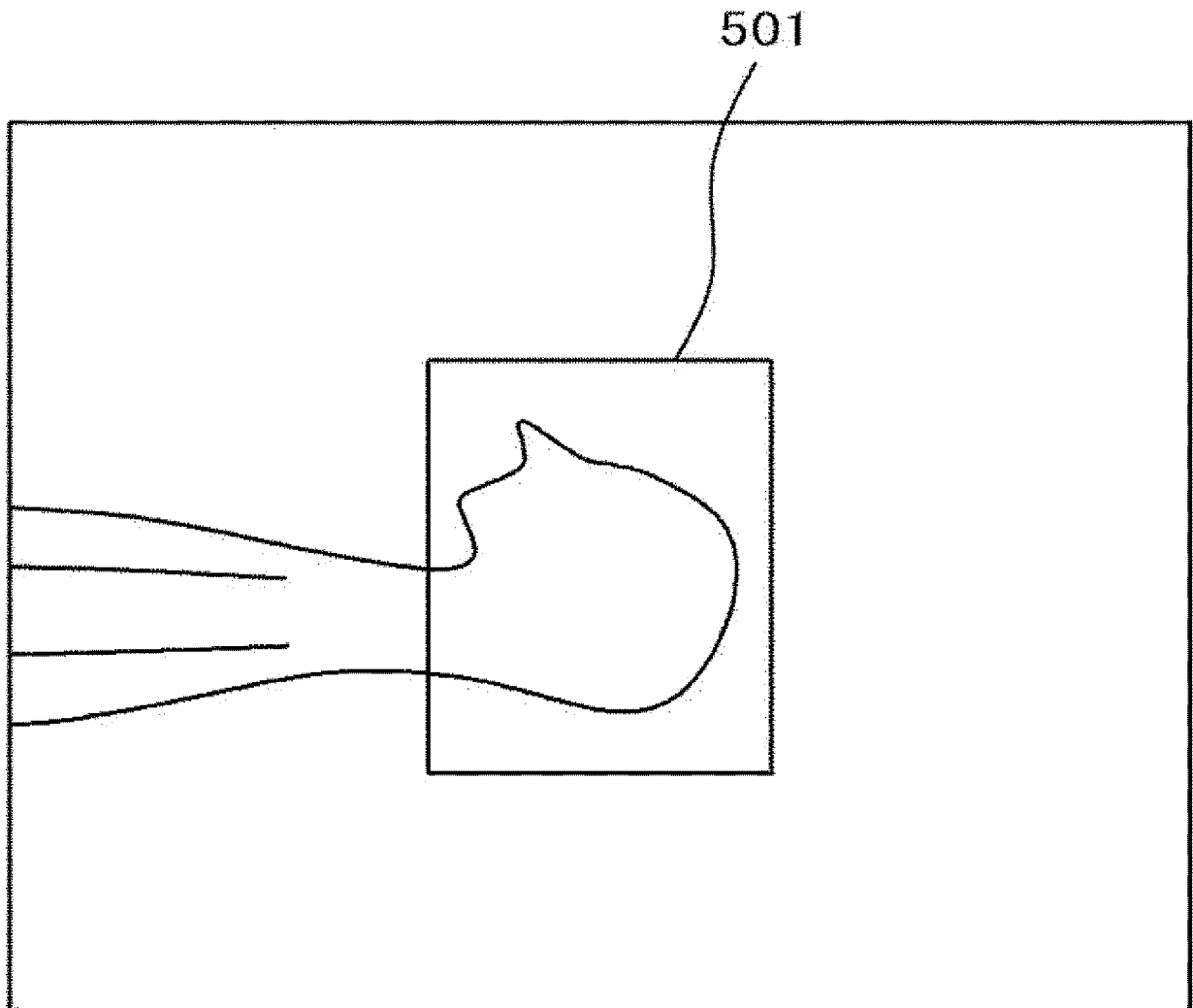
[図3]



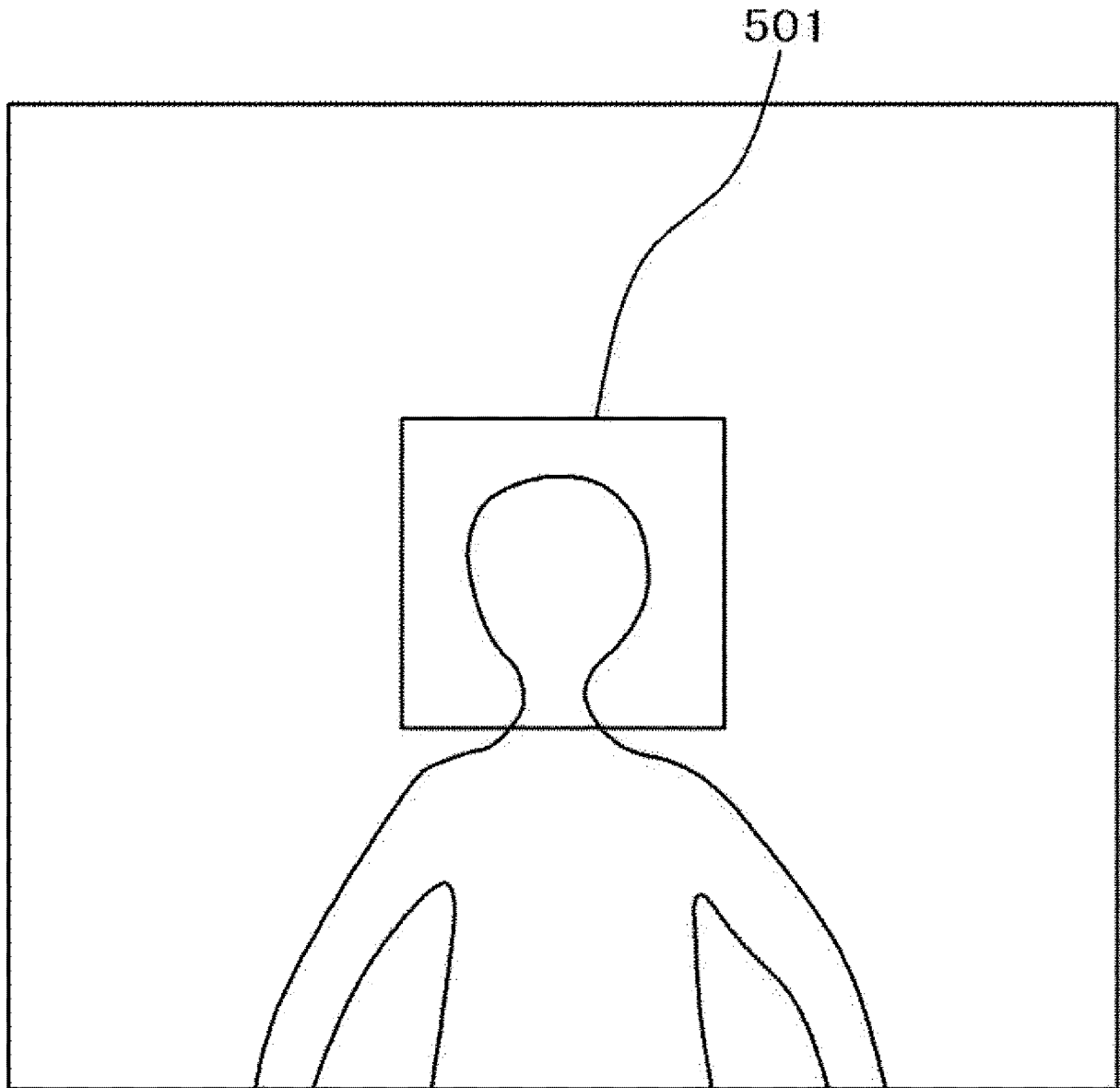
[図4]



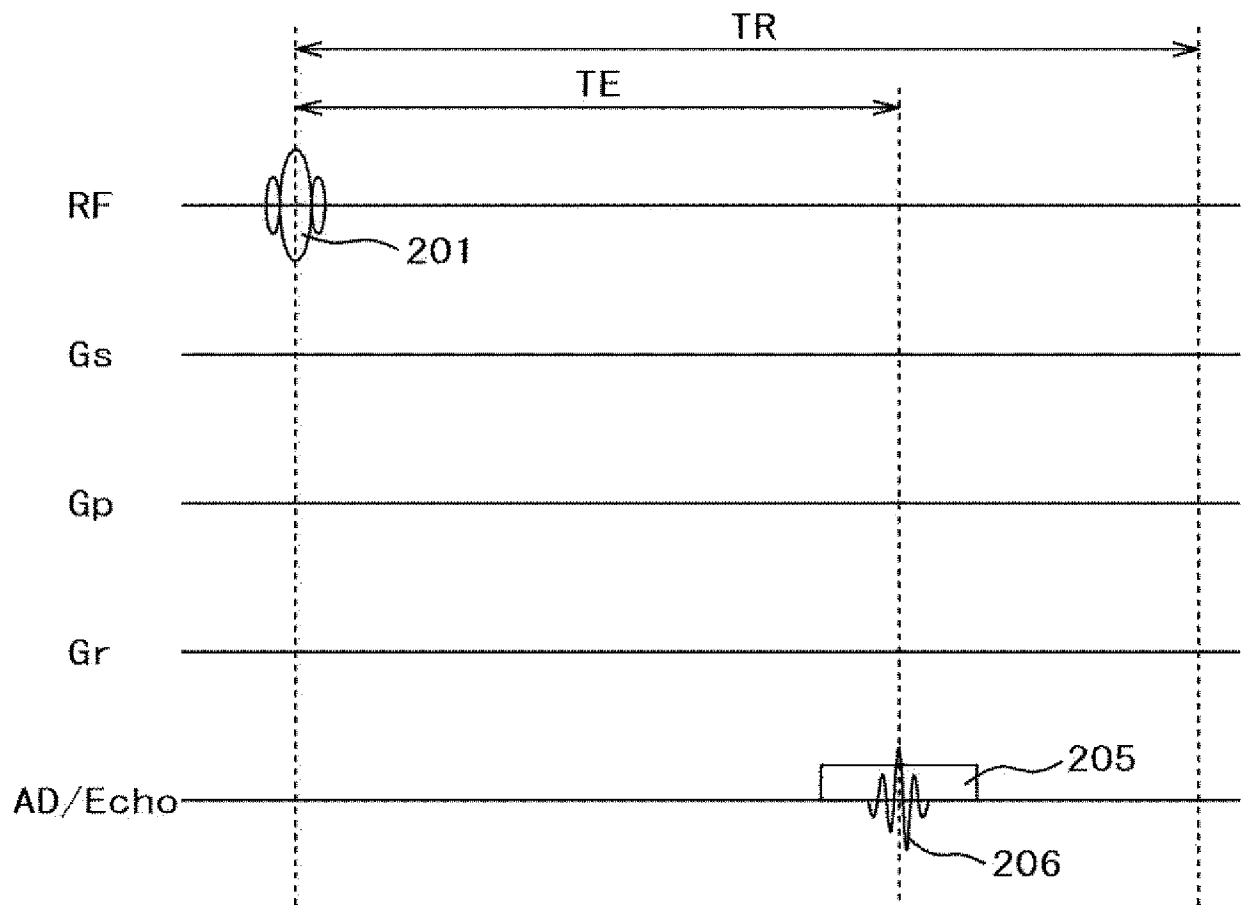
[図5]



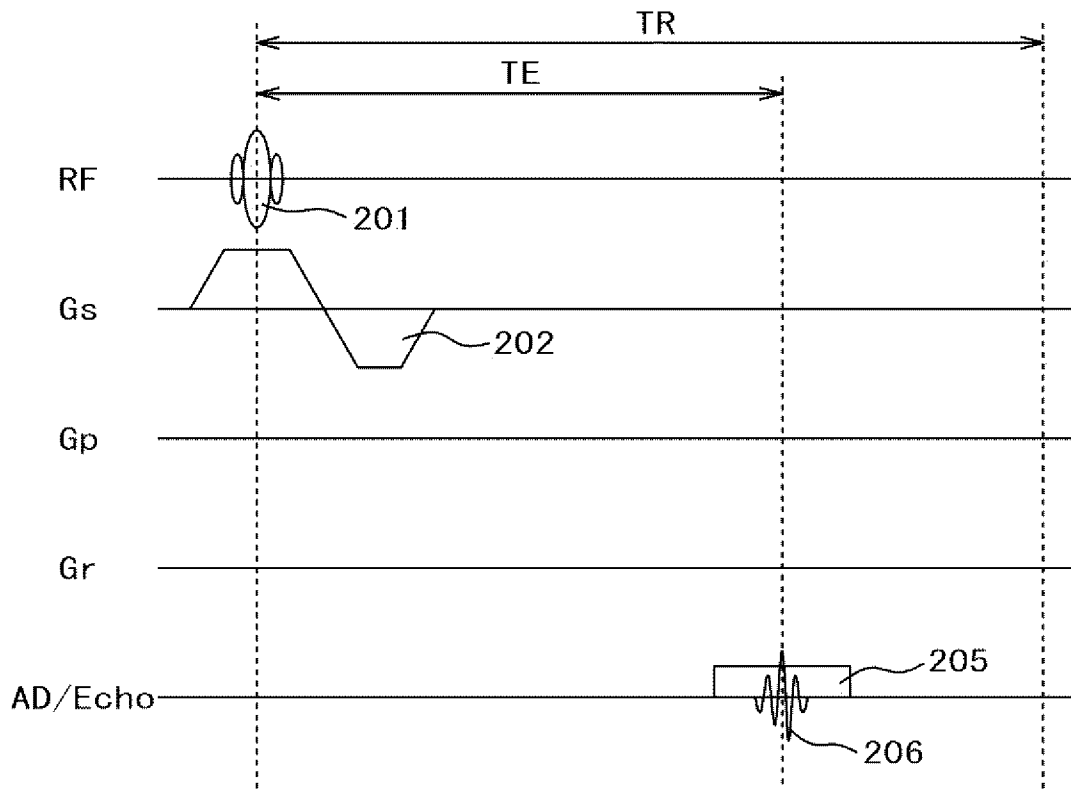
[図6]



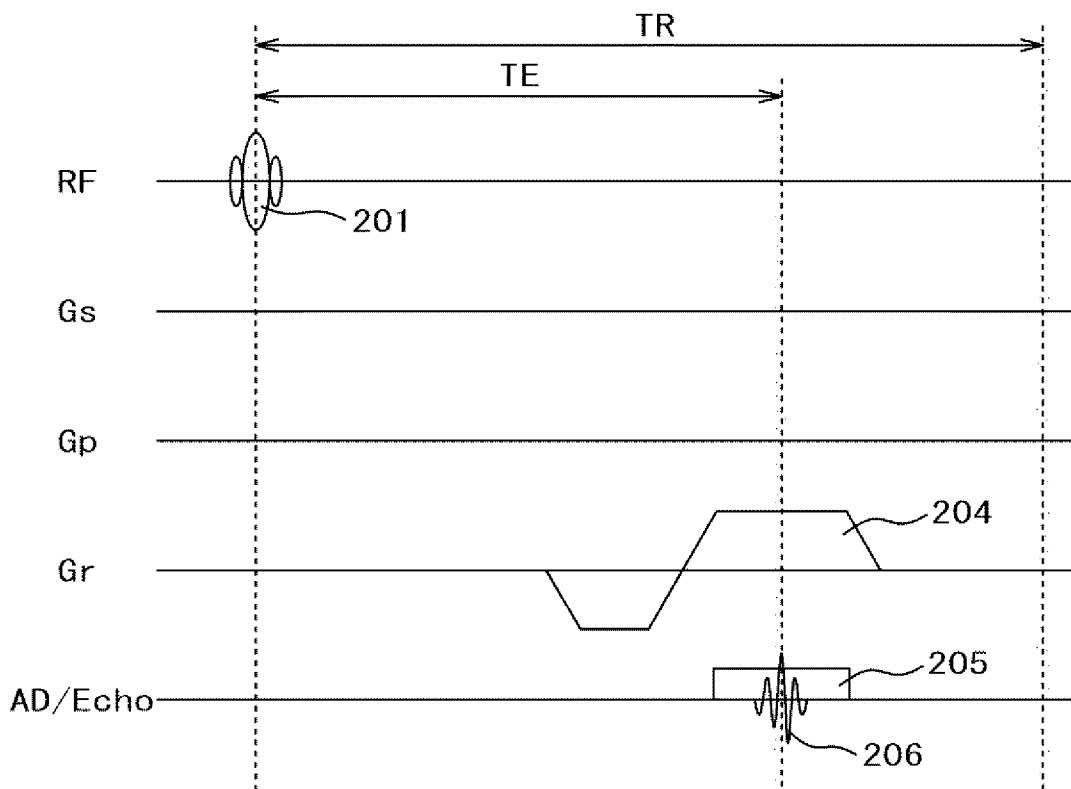
[図7]



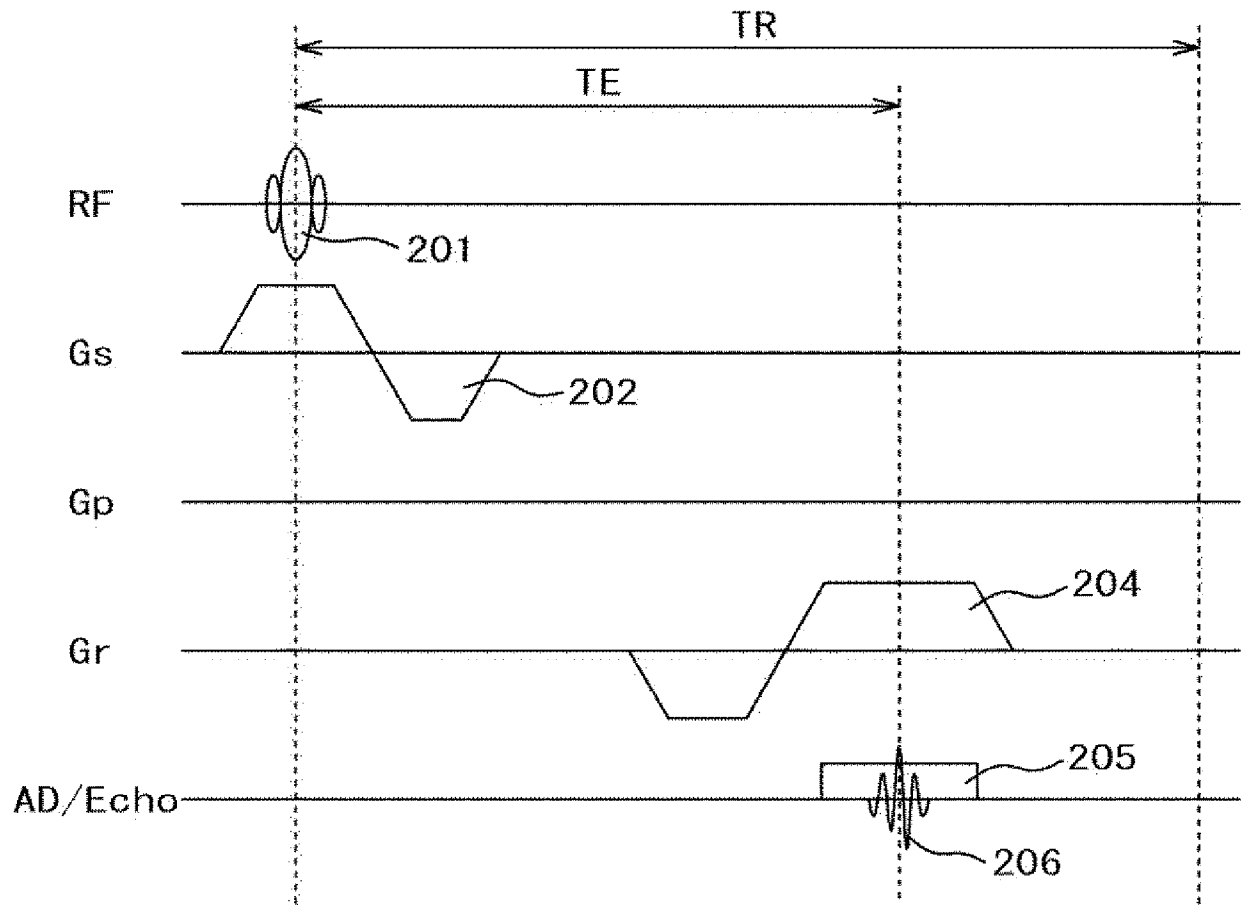
[図8]



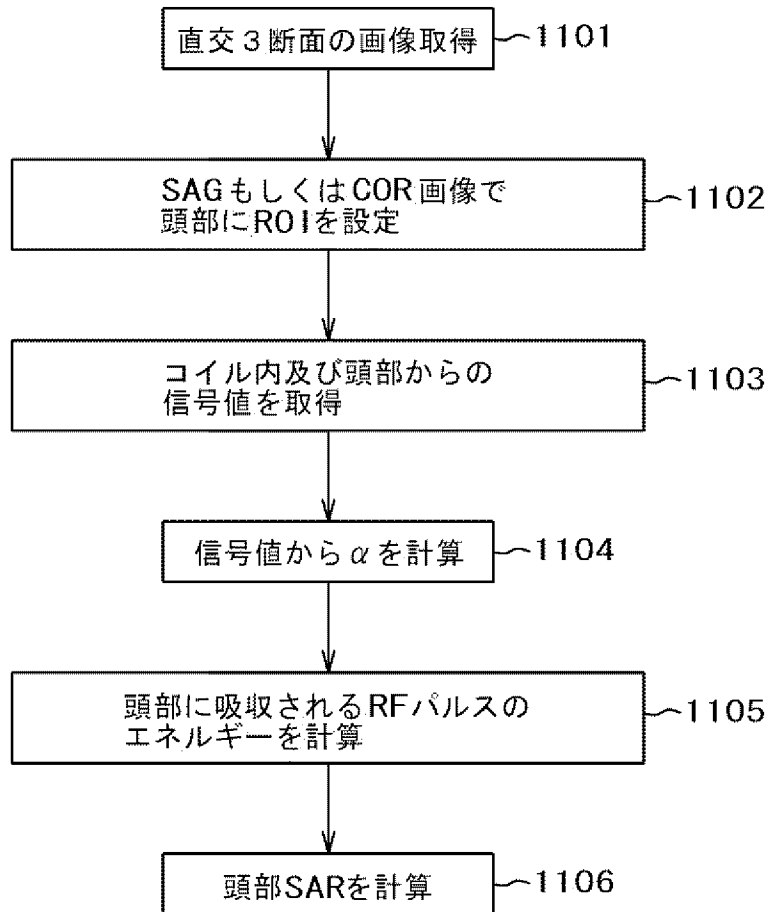
[図9]



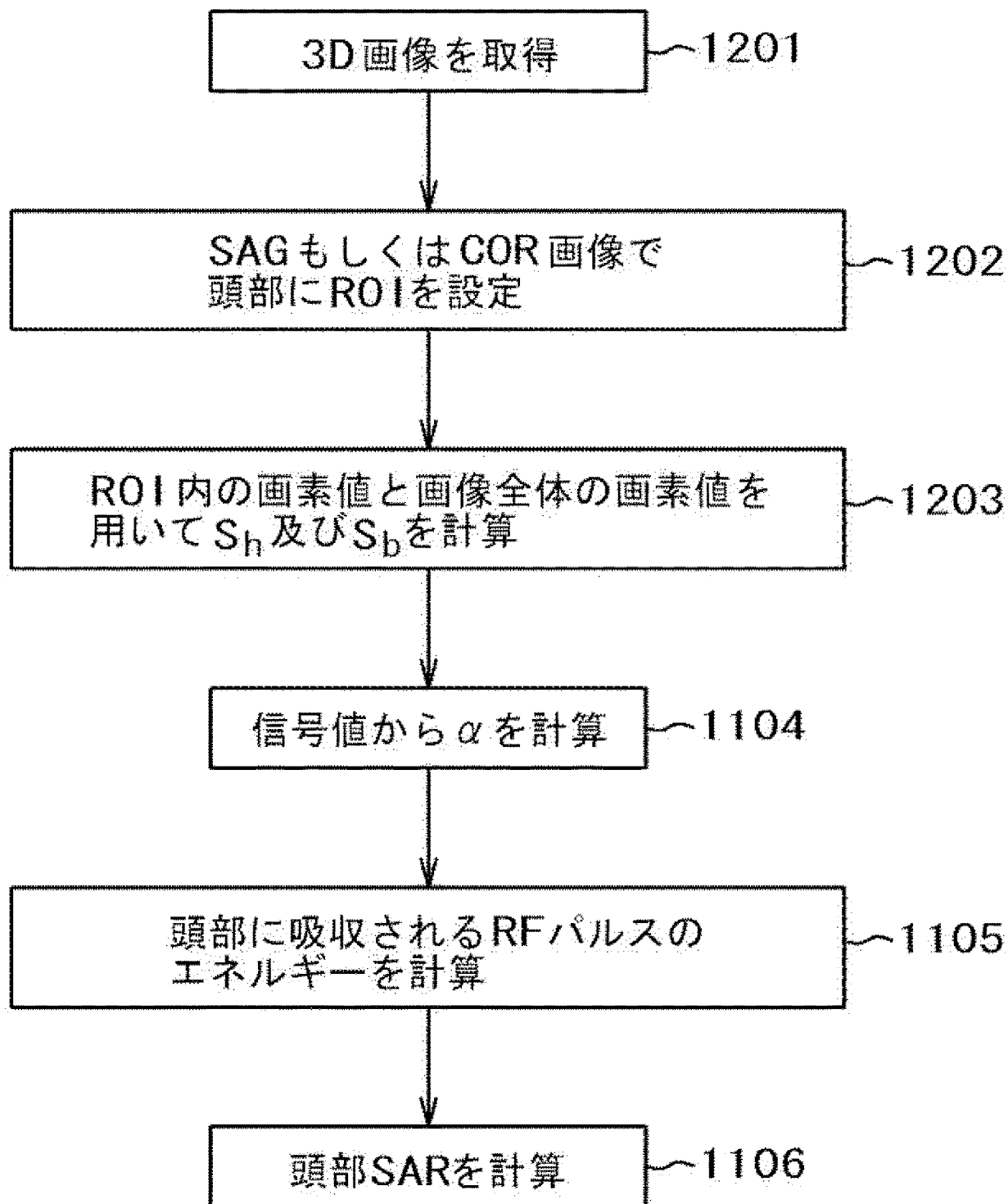
[図10]



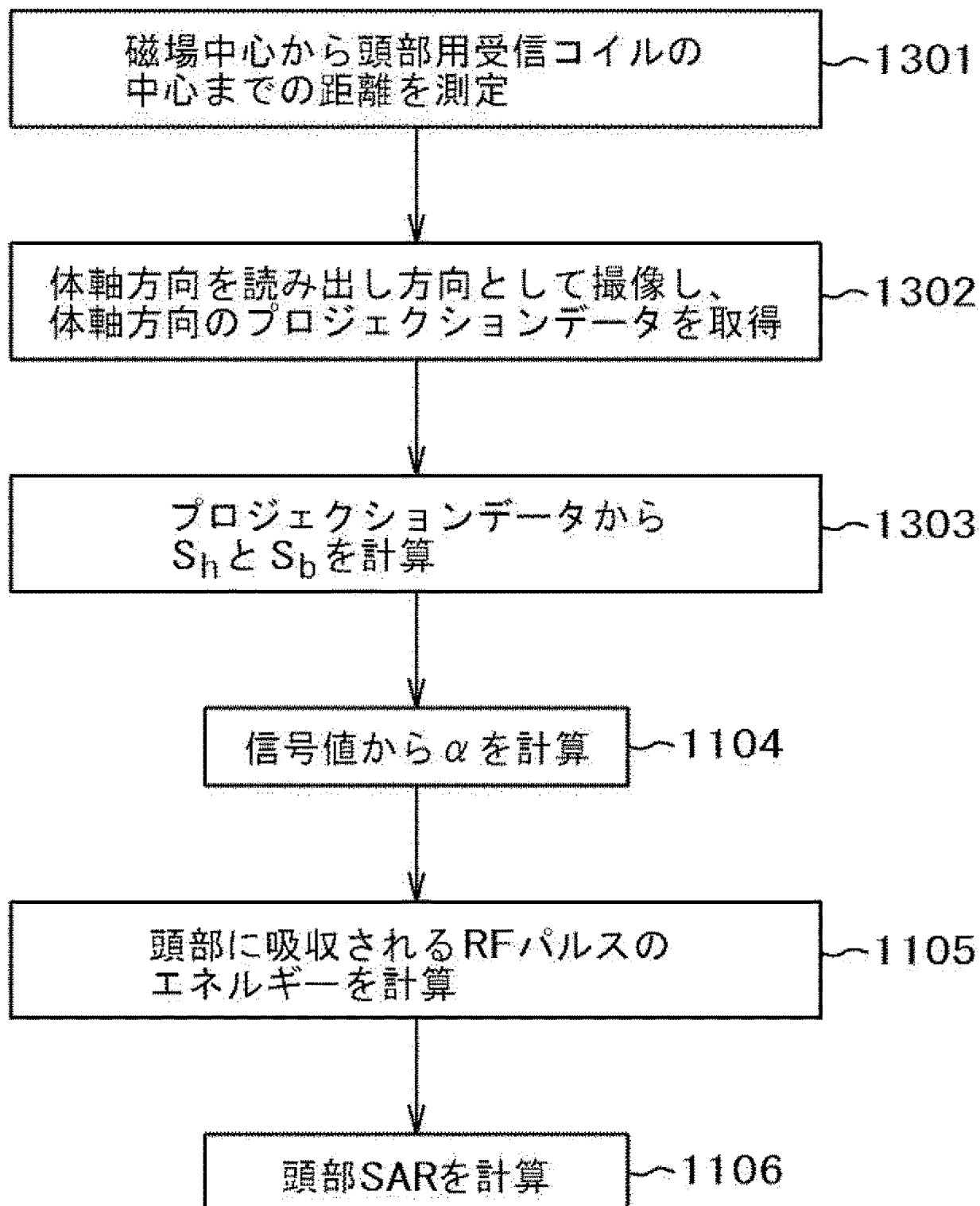
[図11]



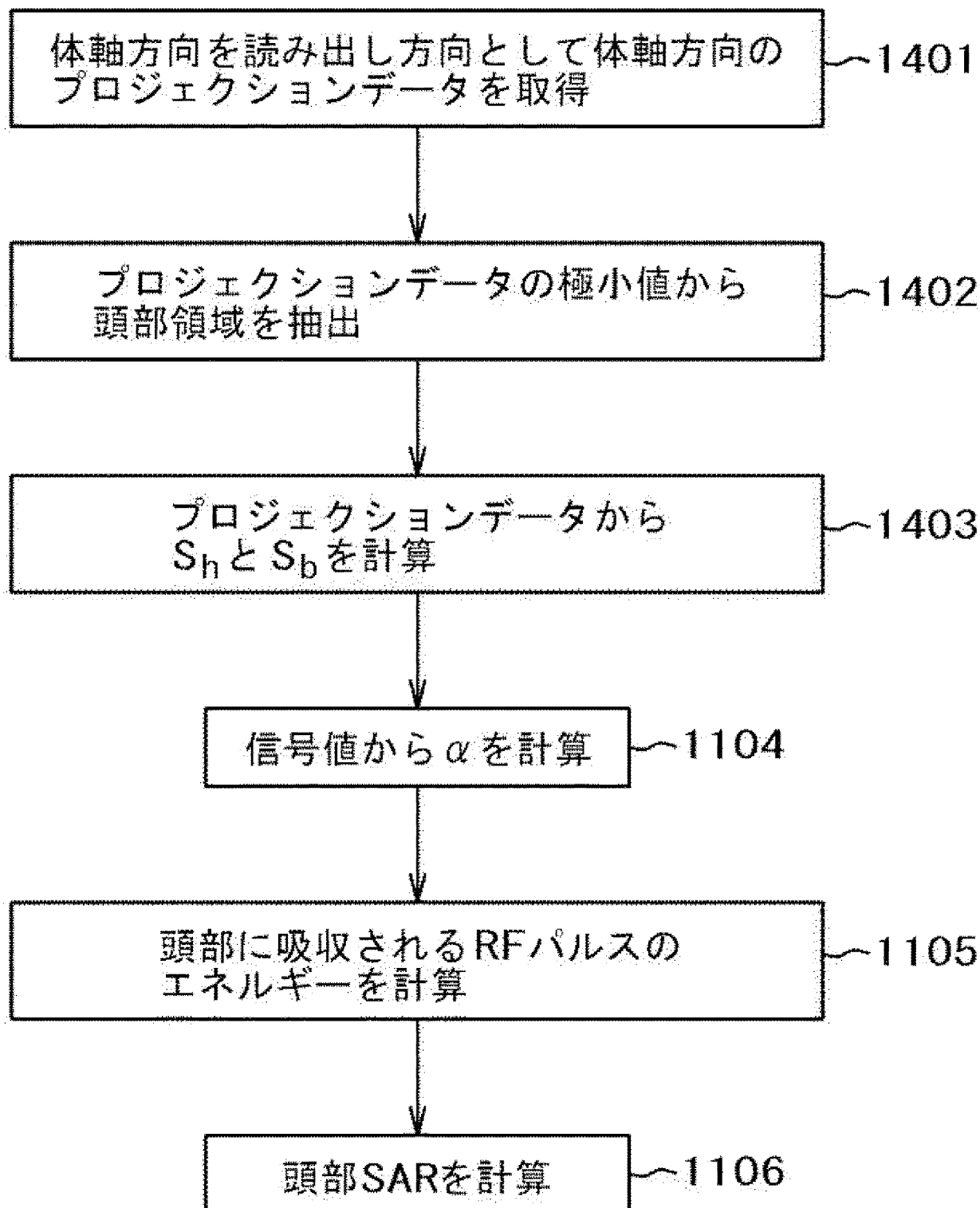
[図12]



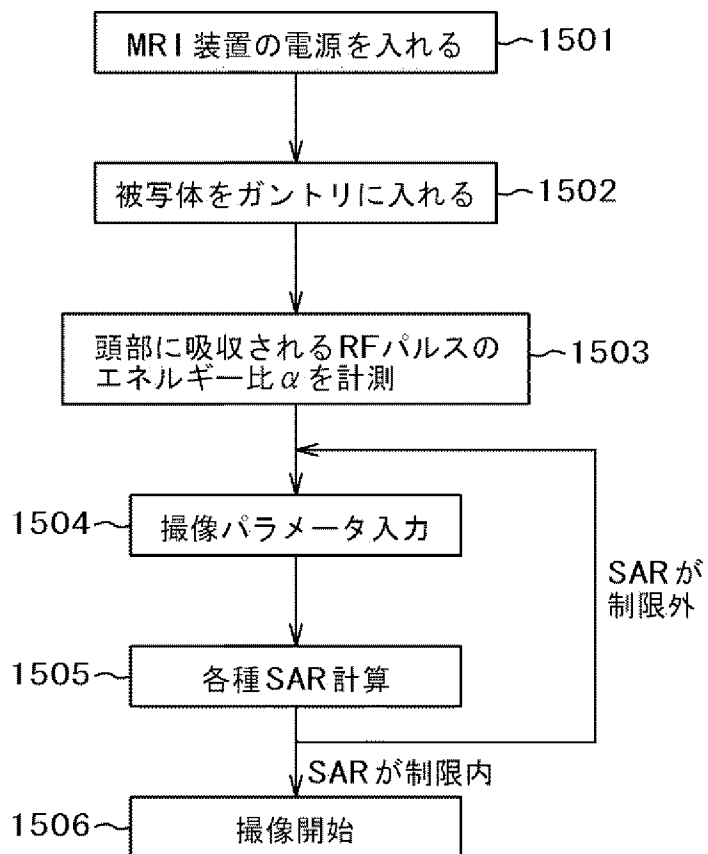
[図13]



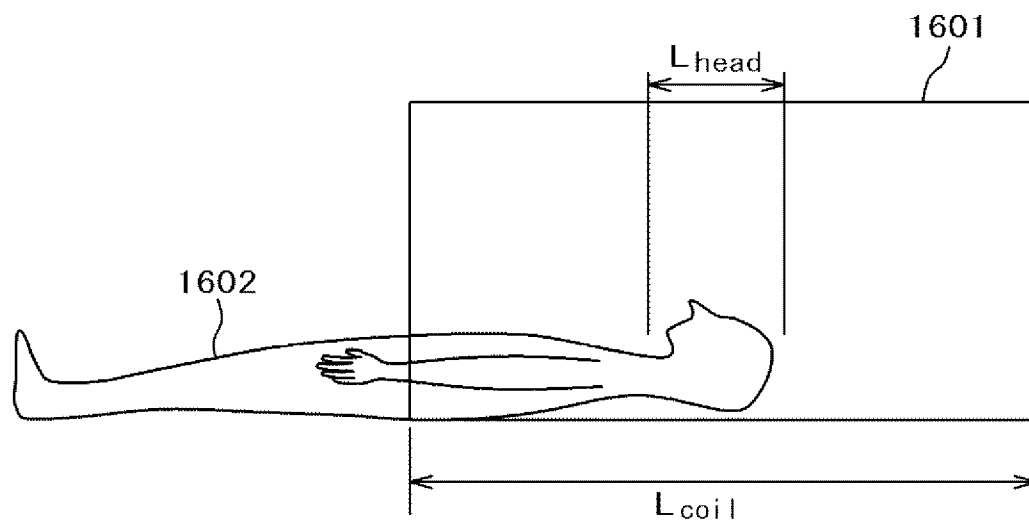
[図14]



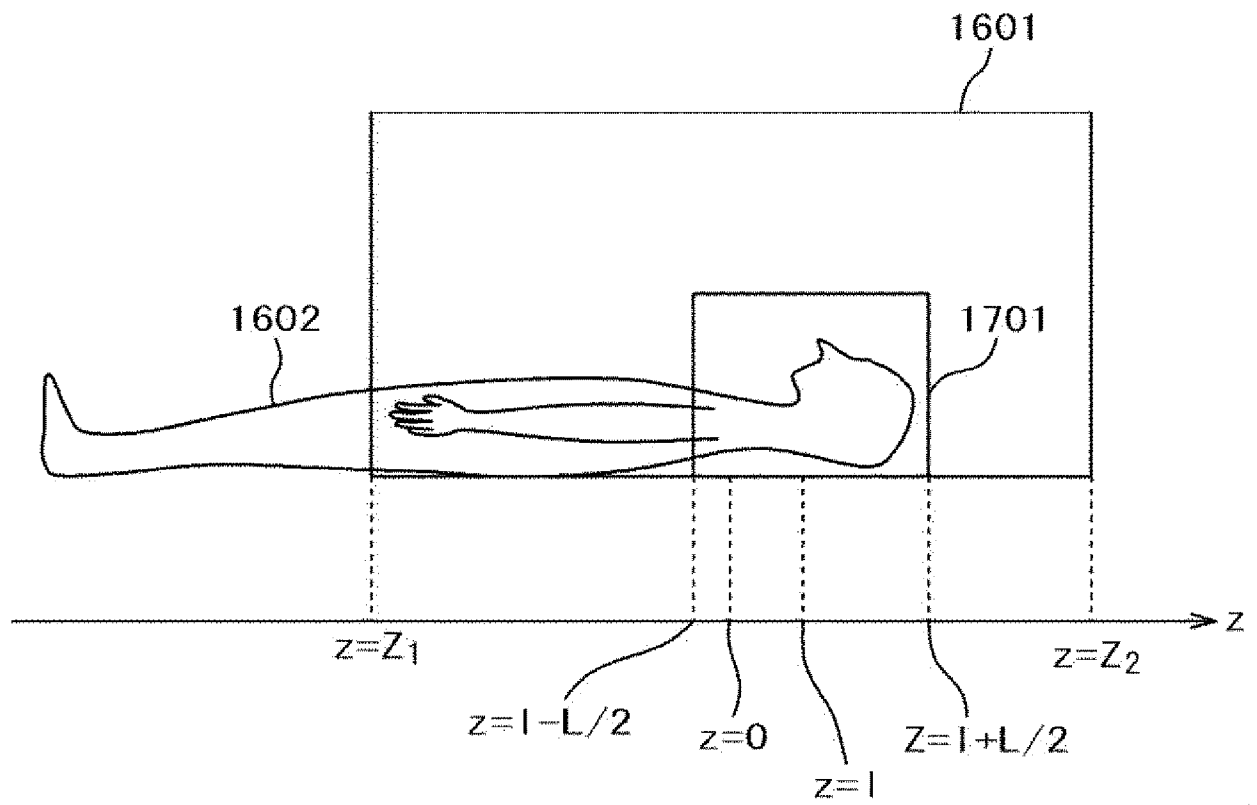
[図15]



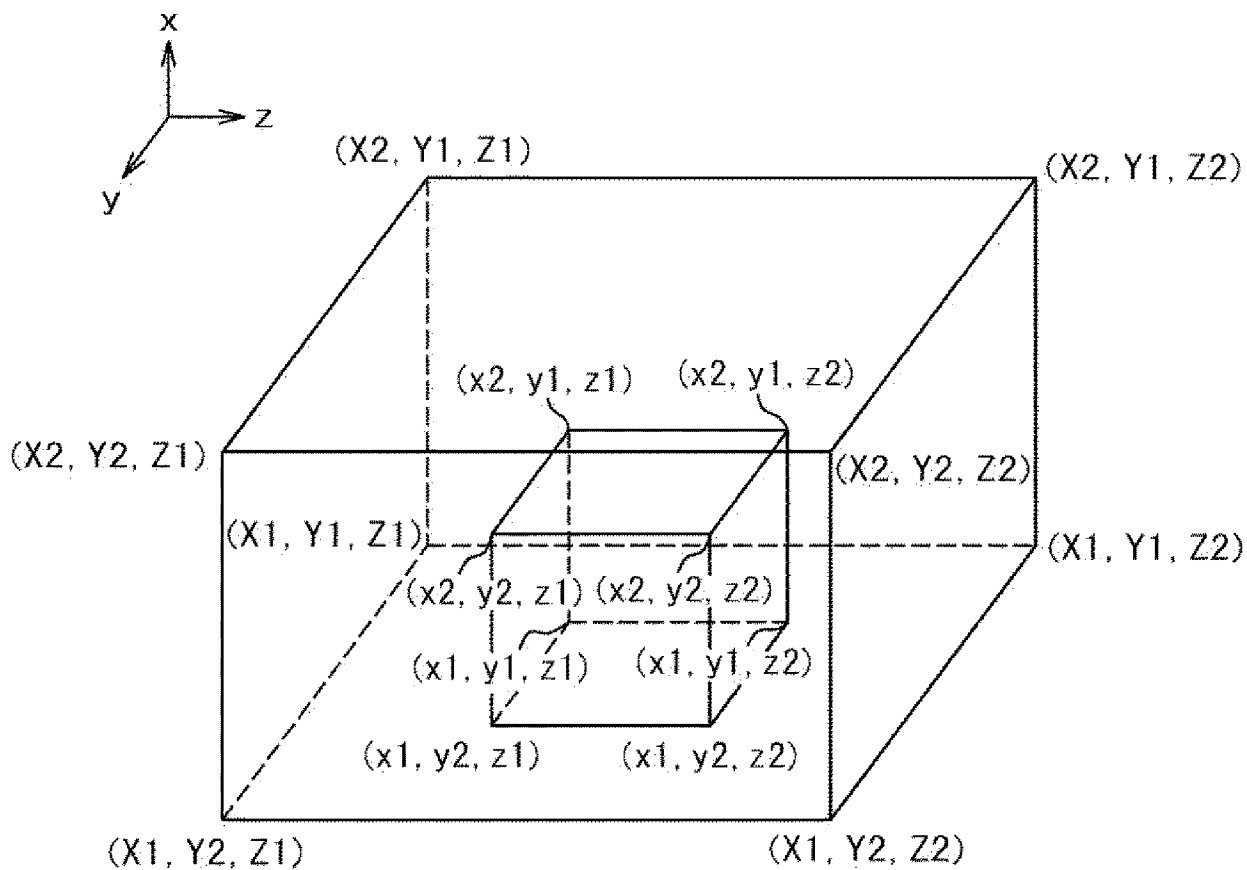
[図16]



[図17]

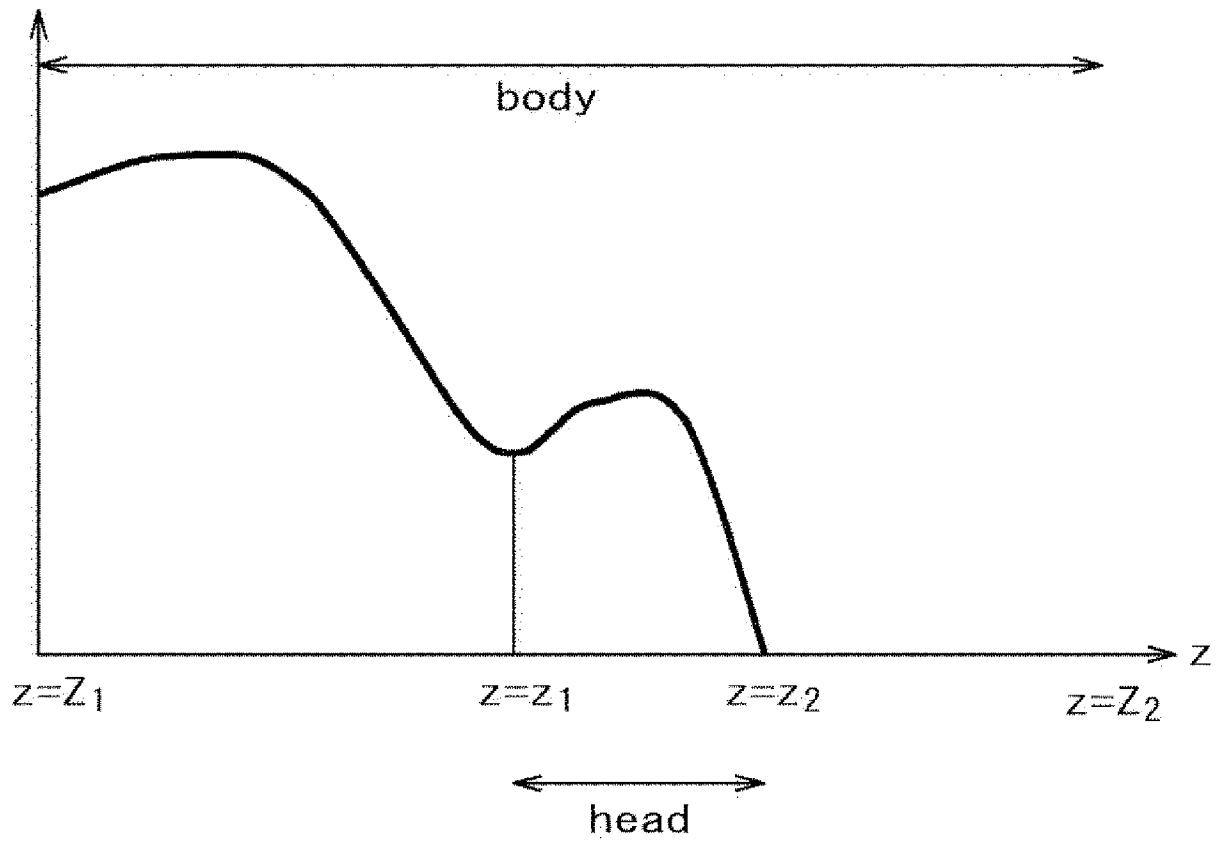


[図18]

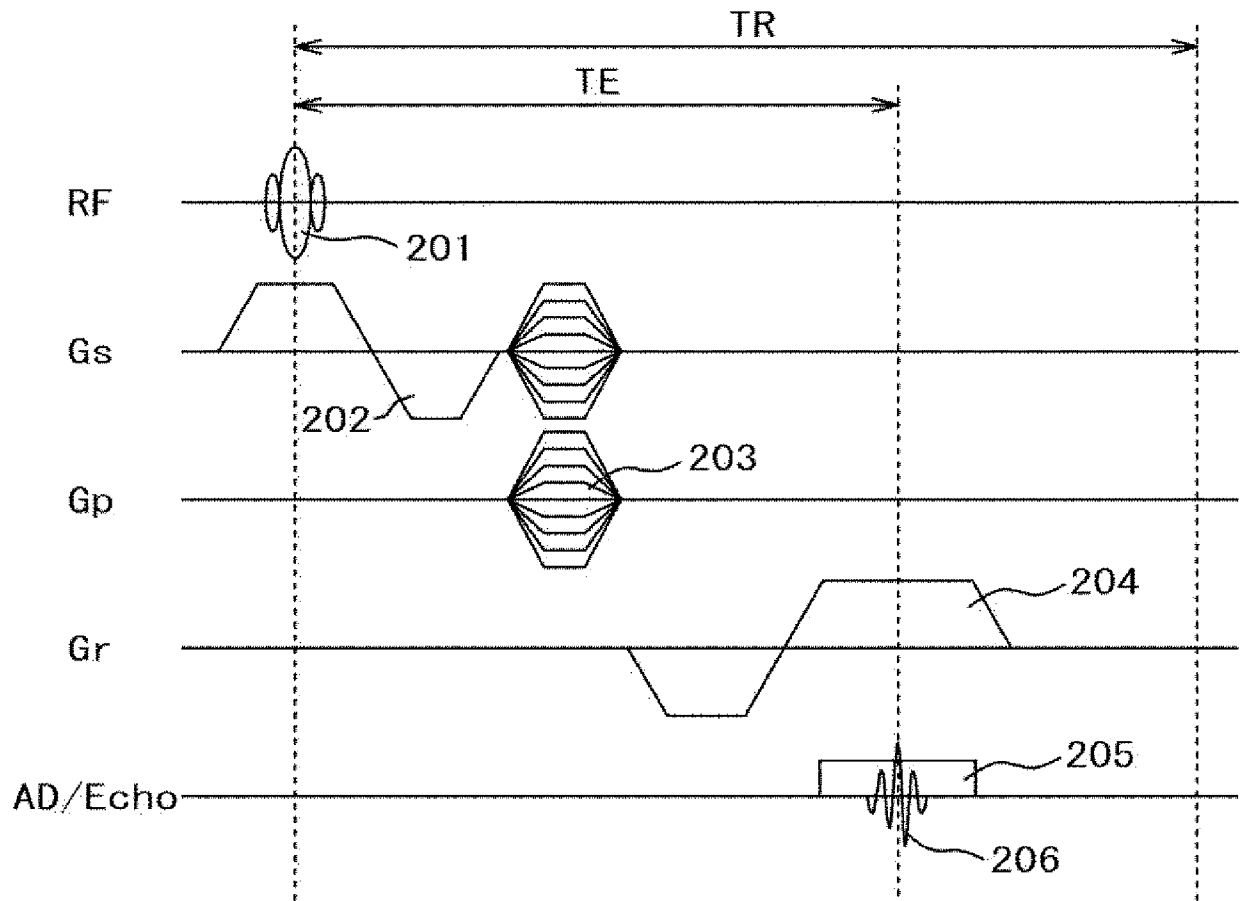


[図19]

プロジェクションデータ
画素値



[図20]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/070964

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	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 11-253416 A (Toshiba Corp.), 21 September 1999 (21.09.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-20
A	JP 2009-504224 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 05 February 2009 (05.02.2009), entire text; all drawings & EP 1915089 A & WO 2007/017779 A2 & CN 101237812 A	1-20

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
16 December, 2010 (16.12.10)

Date of mailing of the international search report
28 December, 2010 (28.12.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/070964

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-526783 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 20 September 2007 (20.09.2007), entire text; all drawings & US 2007/0096735 A1 & EP 1642151 A & WO 2005/001502 A1	1-20
A	JP 8-38447 A (Shimadzu Corp.), 13 February 1996 (13.02.1996), entire text; all drawings (Family: none)	1-20

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	1971-2010年
日本国実用新案登録公報	1996-2010年
日本国登録実用新案公報	1994-2010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)

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 11-253416 A (株式会社東芝) 1999.09.21, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-20
A	JP 2009-504224 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2009.02.05, 全文、全図 & EP 1915089 A & WO 2007/017779 A2 & CN 101237812 A	1-20

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
 「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

16.12.2010

国際調査報告の発送日

28.12.2010

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
 郵便番号100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

島田 保

2Q

4004

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 2007-526783 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2007.09.20, 全文、全図 & US 2007/0096735 A1 & EP 1642151 A & WO 2005/001502 A1	1-20
A	JP 8-38447 A (株式会社島津製作所) 1996.02.13, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-20