

(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
2010 年 4 月 15 日(15.04.2010)



PCT



(10) 国際公開番号
WO 2010/041706 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/067539
- (22) 国際出願日: 2009 年 10 月 8 日(08.10.2009)
- (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 2008-261474 2008 年 10 月 8 日(08.10.2008) 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): 伊藤 公輔 (ITO, Kosuke) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 阿部 貴之 (ABE, Takayuki) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 土畑 正良 (DOHATA, Masayoshi) [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).

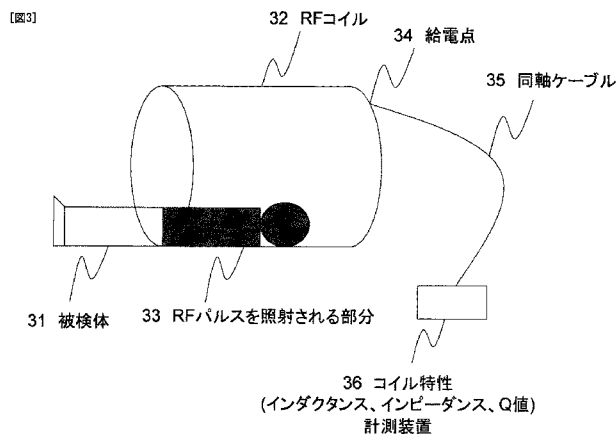
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, 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, 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, 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 (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, 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: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置



- 32 RF COIL
34 FEED POINT
35 COAXIAL CABLE
31 EXAMINEE
33 PORTION TO WHICH RF PULSE IS APPLIED
36 DEVICE FOR MEASURING COIL CHARACTERISTICS
(INDUCTANCE, IMPEDANCE, Q VALUE)

(57) Abstract: A magnetic resonance imaging device includes: a magnetostatic field generation means which generates a magnetostatic field in an imaging space where an examinee is arranged; an inclined magnetic field generation means which generates an inclined magnetic field in the imaging space; a high-frequency magnetic field generation means which generates a high-frequency magnetic field in the imaging space; a calculation means which calculates an amount of the electromagnetic wave absorbed by the examinee when the high-frequency magnetic field is applied to the examinee; and a measurement means which measures a characteristic of the high-frequency magnetic field generation means. The calculation means calculates the amount of the electromagnetic wave absorbed to the examinee according to the characteristic of the high-frequency magnetic field generation means measured by the measurement means.

(57) 要約: 被検体の配置された撮影空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記撮影空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、前記撮影空間に高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段と、前記高周波磁場の前記被検

体への照射に伴う電磁波の前記被検体への吸収量を計算する計算手段を備えた磁気共鳴イメージング装置において、前記高周波磁場発生手段の特性を計測する計測手段を備え、前記計算手段は、前記計測手段で計測した前記高周波磁場発生手段の特性に基づいて、電磁波の前記被検体への吸収量を計算する。

WO 2010/041706 A1

明 細 書

発明の名称： 磁気共鳴イメージング装置

技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴イメージング(以下、「MRI」という)装置に係り、特に、撮影における被検体への電磁波の吸収を表す指標の一つである身体SARを正確に見積もることが可能な磁気共鳴イメージング装置に係る。

背景技術

[0002] MRI装置は、撮影空間に均一な静磁場を発生するための静磁場発生装置と、撮影空間に傾斜磁場を発生するための傾斜磁場コイルと、撮影空間に高周波磁場(RFパルス)を発生するためのRFコイルを備え、均一な静磁場空間に配置された被検者の検査部位へ高周波コイルからRFパルスを印加し、検査部位から生じる核磁気共鳴(以下、NMRという。)信号を検出し、それを画像化することで医用診断に有効な画像を得ている。傾斜磁場コイルは、NMR信号に位置情報を付与するため、直交する3軸方向に磁場強度を変化させた傾斜磁場を撮像空間に印加する。

[0003] MRI装置を臨床上使用する際に安全事項として考慮すべきものの一つとして被検体に吸収される電磁波エネルギーに関する問題がある。IEC 60601-2-33, 2nd editionによると、単位時間、単位質量あたりのRFパルスの吸収量をSAR(Specific Absorption Rate)として次式のように定義して、その上限値により人体にそれ以上電磁波が吸収されないようにRFパルスの照射を制限をしている。

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

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

$$\text{局所SAR}[W/kg] = \text{任意の10gに吸収される単位時間当たりのエネルギー} \quad (3)$$

ここで、全身SARとは、被検体全身に吸収される電磁波エネルギーを被検体の質量で割ったものでありのこをいい、身体部分SARとは、被検体の所望部位に吸収される電磁波エネルギーを被検体の所望部位の質量で割ったものでありのこをいい、局所SARとは、任意の10gあたりに吸収される単位時間当たりの電磁波エネルギーのこをいう。

[0004] 特許文献1には、リアルタイムにRFコイルより照射されるRFパルスを実タイムに検出し積分器を用いて積分することにより、より正確にSARを求める手法が記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開平5-317287号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、電磁波エネルギーの吸収を表す指標であるSARの内、特に身体部分SARは、各撮影において被検体の各部位がRFコイルの内部にどの程度含まれるかに依存する。特許文献1記載の従来技術において求めているのは全身SARであり、RFコイルによる高周波パルス照射領域に配置される被検体の質量に依存する身体部分SARについて正確に算出する方法が開示されていない。

[0007] 本発明の目的は、実際に高周波パルス照射領域に配置される撮像部位の質量を被検体が配置される毎に正確に見積もって、正確に身体部分SARを算出することが可能なMRI装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0008] 上記目的を達成するために本発明によれば、前記高周波磁場の前記被検体への照射に伴う電磁波の前記被検体への吸収量を計算する際に、前記計測手段により計測した前記高周波磁場発生手段の特性を用いて、前記電磁波の吸

収量を計算する。より具体的には、身体部分SARを計算する。

発明の効果

- [0009] 本発明によれば、実際に高周波パルス照射領域に配置される撮像部位の質量を被検体が配置される毎に正確に見積もって、正確に身体部分SARを算出することが可能なMRI装置が提供される。

図面の簡単な説明

- [0010] [図1]本発明に係るMRI装置の一例の全体概要
[図2]実際にファントムを用いて測定したインピーダンスと体積との関係のグラフ
[図3]実際にRFコイル内部に收容されている被検体の体積を測定する際の模式図
[図4]実施例1の動作を示すフローチャート
[図5]実施例2の動作を示すフローチャート
[図6]実施例3の動作を示すフローチャート
[図7]実施例4の動作を示すフローチャート
[図8]実施例5の動作を示すフローチャート
[図9]実施例1～5に共通するワークフローについて示す図。

発明を実施するための形態

- [0011] 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。
- [0012] 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。
- [0013] 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。

[0014] 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軸方向に傾斜磁場を印加する傾斜磁場コイル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。

[0015] 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。

[0016] 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パルスを照射するもので、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。

[0017] 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。

[0018] 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、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。

[0019] 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。

[0020] 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に対向して、或いは取り囲むように設置されている。

[0021] 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。

実施例 1

[0022] 次に、本発明の実施例1について説明する。本発明の実施例1では、RFコイルの特性が、RFコイルの中に含まれる被検体の撮影部位の体積に依存するこ

とを用いる。すなわち、RFコイルの特性を計測することにより、RFコイル内に被検体を配置した状況における、該RFコイル内に配置されている被検体の撮影部位の体積を求める。更に、求めたRFコイル内に配置されている被検体の撮影部位の体積に密度を掛けて質量を計算し、該質量を用いて、RFコイル内に被検体を配置した状況における身体部分SARを計算する。先ず、本発明の実施例1の概念を説明する。

- [0023] RFコイルのインピーダンスは、RFコイル内の照射空間の体積に依存するため、(式4)のように表すことができる。

$$Z = f(V) \quad (4)$$

ここで、ZはRFコイルのインピーダンス、VはRFコイル内の照射空間の体積をそれぞれ表す。

- [0024] 従って、いろいろな体積を持つRFコイルに対して、インピーダンスを測定してその関数fを求めておくことにより、インピーダンスを測定することで、RFコイル内の照射空間の体積を(式5)のように計算することが可能である。

$$V = f^{-1}(Z) \quad (5)$$

更に、RFコイル内に被検体が入っている状態でのインピーダンスは(式6)で与えられる。

$$Z' = f(V - V_1) + g(V_1) \quad (6)$$

ここで、 V_1 はRFコイル内の被検体体積を表し、式(6)において、RFコイル内に被検体が入っている状態でのインピーダンスは、RFコイル内で被検体の配置されていない部分の体積に依存する項と、RFコイル内で被検体の配置されている部分の体積に依存する項の和として与えられると仮定している。

- [0025] 従って、式(6)を簡単に、 $Z' = h(V_1)$ として表して、関数hを実験的に求めれば、実際に被検体を配置した状態におけるインピーダンスを計測することにより、RFコイル内に配置されている被検体の体積を計算できる。

- [0026] 得られたRFコイル内部の被検体の体積に被検体の密度p(例えば、水の密度で近似して1g/cm³とする)をかけることで、RFパルスが照射される部分の質量Mpが、(式7)のように得られる。

$$M_p = \rho \times V_1 \quad (7)$$

得られた部分質量と、吸収されるRFパルスのエネルギー $W[W]$ とから、身体部分SARが(式8)で計算される。

$$\text{身体部分SAR}[W/kg] = \frac{W[W]}{M_p[kg]} \quad (8)$$

吸収されるRFパルスのエネルギー $W[W]$ については、予め吸収されるエネルギーを測定した基準のRFパルスと、実際に用いるRFパルスとの比を用いて計算する。具体的には次式(9)により計算する。

$$W[W] = Wc \times \frac{T_0}{T} \times \frac{S}{S_0} \times \left(\frac{FA}{FA_0} \right)^2 \quad (9)$$

ここで、 Wc 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、 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、 FA_0 は基準RFパルスのフリップ角である。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、 FA は実際に用いるRFパルスのフリップ角をそれぞれ表す。ただし、 Wc 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。

[0027] 図2に実際にファントムを用いて測定したインピーダンスと体積との関係のグラフを示す。測定した体積とインピーダンスを、任意の関数を用いて最小2乗法でフィッティングすると、誤差は約3%であった。本発明の実施例1では、図2に示されるように、実験的に関数 h を求め、RFコイル内部に收容されている被検体の体積を算出する。

[0028] 図3は、実際にRFコイル内部に收容されている被検体の体積を測定する際の模式図である。図3において、31は被検体、32はRFコイル、33は被検体内でRFパルスを照射される部分を表す。RFコイルには電気を供給する給電点34があり、同軸ケーブル35により、コイル特性計測装置36に接続されている。ここでは、コイル特性計測装置36はRFコイルのインピーダンスを測定できるよう

になっている。

[0029] 次に、実施例1の動作について図4のフローチャートを用いて説明する。

[0030] (ステップ41)

被検体をRFコイル内部に配置する。

[0031] (ステップ42)

RFコイルのインピーダンスを測定する。

[0032] (ステップ43)

図2のグラフに従って、RFコイル内に收容されている被検体の体積(図3の灰色部分)を計算する。

[0033] (ステップ44)

ステップ43で得られた体積から、(式7)に基づいてRFコイル内の被検体の質量を計算する。

[0034] (ステップ45)

撮像パラメータを入力する。

[0035] (ステップ46)

被検体に照射されるRFパルスのエネルギーを計算する。

[0036] (ステップ47)

エネルギーと、ステップ44で求めた質量とを用いて身体部分SARを(式8)に従って計算し、身体部分SARを求め、制限値と比較する。

[0037] 上記実施例によれば、被検体への電磁波エネルギーの吸収を表す指標の内身体SARを、正確に簡単な方法で見積もることができる。すなわち、本発明に係る前記高周波磁場の前記被検体への照射に伴う電磁波の前記被検体への吸収量を計算する計算手段を備えたMRI装置は、前記高周波磁場発生手段の特性を計測する計測手段を備え、前記計算手段は、前記高周波磁場発生手段の特性に基づいて、電磁波の前記被検体への吸収量を計算することを特徴としている。より具体的には、電磁波の前記被検体への吸収量は、前記高周波磁場に照射される前記被検体の部分の体積を用いて、求められる。

[0038] すなわち、コイル特性計測装置によってコイルの特性を計測することによ

り、予め求められたグラフ(関数)によりRFコイル内に配置される被検体の一部分の体積を正確に見積もることができるので、求めた体積に被検体の密度を掛け合わせ、実際に高周波パルスが照射されている部分の質量を正確に求められる。更には、該質量に依存する身体部分SARを、正確に見積もることができる。更に身体部分SARを正確に求めることができれば、実際に撮影シーケンスを実行して良いかの判断を正確に行うことができる。

実施例 2

[0039] 次に、本発明の実施例2について説明する。実施例2は、実施例1と異なり、RFコイルのインダクタンスを用いて身体部分SARを計算することを特徴とする。また、RFコイルとして、ソレノイドコイルを用いる場合を仮定したものである。以下、実施例1と異なる箇所のみ説明し、同じ箇所の説明は省略する。先ず、本実施例の概念を以下に説明する。

[0040] ソレノイドコイルのインダクタンスは(式10)で表される。

$$L_0 = \mu_0 n^2 V_0 \quad (10)$$

ここで、 L_0 は空芯のコイルのインダクタンス、 μ_0 は空気の透磁率、 n はコイルの単位長さ当りの巻き数、 V_0 はコイルの体積をそれぞれ表す。内部に被検体が入った状態のインダクタンスは(式11)で表される。

$$L' = \mu_1 n^2 V_1 + \mu_0 n^2 (V_0 - V_1) \quad (11)$$

ここで、 L' は被検体がコイル内部に入ったときのインダクタンス、 μ_1 は被検体の透磁率、 V_1 はコイル内部の被検体の体積をそれぞれ表す。(式11)を用いると、コイル内部の被検体の体積(式12)が得られる。

$$V_1 = \frac{L' - L_0}{n^2 (\mu_1 - \mu_0)} \quad (12)$$

得られたコイル内部の被検体の体積に被検体の密度 ρ をかけることで、RFパルスが照射される部分の質量 M_p が、(式13)のように得られる。

$$M_p = \rho \times V_1 \quad (13)$$

得られた部分質量と、吸収されるRFパルスのエネルギー W [W]とから、身体部分SARが(式14)で計算される。

$$\text{身体部分SAR}[W/kg] = \frac{W[W]}{M_p[kg]} \quad (14)$$

W[W]については実施例1と同様に、予め吸収されるエネルギーを測定した基準のRFパルスと、実際に用いるRFパルスとの比を用いて計算する。

[0041] 次に、実施例2の動作について図5のフローチャートを用いて説明する。

[0042] (ステップ51)

まず、被検体が入っていない状態でRFコイル(図2)のインダクタンスを測定する。

[0043] (ステップ52)

被検体をRFコイル内部に配置する。

[0044] (ステップ53)

RFコイルのインダクタンスを再び測定する。

[0045] (ステップ54)

(式12)に従ってRFコイル内の被検体の体積(図3の灰色部分)を計算する。

[0046] (ステップ55)

得られた体積から、(式13)に従ってRFコイル内の被検体の質量を計算する。

[0047] (ステップ56)

撮像パラメータを入力する。

[0048] (ステップ57)

被検体に照射されるRFパルスのエネルギーを計算する。

[0049] (ステップ58)

エネルギーと、部分質量とを用いて身体部分SARを(式14)に従って計算し、身体部分SAR制限値と比較する。

[0050] 本実施例によれば、RFコイルの形状がソレノイドコイルであると仮定して電磁気学の公式を用いてインダクタンスの変化を用いて身体部分SARを求めるので、実施例1のように図2のグラフを求める予備計測を必要とせず、正確に身体部分SARを求めることができる。

実施例 3

[0051] 次に、実施例3について説明する。実施例3は、実施例2と異なり、インダクタンスではなく、インピーダンスを用いることを特徴とする。また、RFコイルとして、ソレノイドコイルを用いる場合を仮定したものである。以下、異なる箇所のみ説明し、同じ箇所の説明は省略する。まず、本実施例の概念を以下に説明する。

[0052] 本実施例は、MRI装置のRFコイル内に被検体が入ったらインピーダンスを測定する方法である。得られたインピーダンスの変化から被検体の体積を計算する。

[0053] より具体的にインピーダンスとインダクタンスとの間には(式15)の関係がある。

$$Z = R + i\omega L \quad (15)$$

ここで、Zはコイルのインピーダンス、Rは抵抗、 ω は周波数、iは虚数単位を表す。(式12)と(式15)とを用いるとインピーダンスとRFコイル内の被検体の体積との関係が(式16)のように得られる。

$$V_1 = \frac{1}{n^2(\mu_1 - \mu_0)} \operatorname{Im} \left(\frac{Z'}{\omega'} - \frac{Z_0}{\omega_0} \right) \quad (16)$$

したがって、RFコイル内に被検体を配置した際にインピーダンスの変化量を測定すれば、RFコイル内の被検体の体積を求めることができる。

[0054] 次に、実施例3の動作について図6のフローチャートを用いて説明する。

[0055] (ステップ61)

まず、被検体が入っていない状態でRFコイルのインピーダンスを測定する。

[0056] (ステップ62)

被検体をRFコイル内部に配置させる。

[0057] (ステップ63)

RFコイルのインピーダンスを再び測定する。

[0058] (ステップ64)

(式16)に従ってRFコイル内の被検体の体積(図2の灰色部分)を計算する。

[0059] (ステップ65)

得られた体積から、(式16)に従ってRFコイル内の被検体の質量を計算する

。

[0060] (ステップ66)

撮像パラメータを入力する。

[0061] (ステップ67)

被検体に照射されるRFパルスのエネルギーを計算する。

[0062] (ステップ68)

エネルギーと、部分質量とを用いて身体部分SARを(式8)に従って計算し、身体部分SAR制限値と比較する。

[0063] 本実施例によれば、RFコイルの形状がソレノイドコイルであると仮定して電磁気学の公式を用いてインピーダンスの変化を用いて身体部分SARを求めるので、実施例1のように図2のグラフを求める予備計測を必要とせず、正確に身体部分SARを求めることができるという利点がある。

実施例 4

[0064] 次に実施例4について説明する。実施例4は、実施例1～3と異なり、インピーダンスやインダクタンスではなく、RFコイルのQ値を用いることを特徴とする。また、RFコイルとして、ソレノイドコイルを用いる場合を仮定したものである。以下、異なる箇所のみ説明し、同じ箇所の説明は省略する。まず、本実施例の概念を以下に説明する。

[0065] 本実施例は、MRI装置のRFコイル内に被検体が入る前と入った後でQ値を測定する方法である。得られたQ値の変化から被検体の体積を計算する。

[0066] より具体的に、コイルのQ値は(式17)で与えられる。

$$Q = \frac{\omega L}{R} \quad (17)$$

(式12)と(式17)とを用いると、Q値とRFコイル内の被検体の体積との関係が(式18)のように表される。

$$V_1 = \frac{1}{n^2(\mu_1 - \mu_0)} \left(\frac{R_1 Q_1}{\omega_1} - \frac{R_0 Q_0}{\omega_0} \right) \quad (18)$$

したがって、RFコイル内に被検体を挿入した際にQ値の変化量を測定すれば、RFコイル内の被検体の体積を求めることができる。

[0067] 次に、実施例4の動作について図7のフローチャートを用いて説明する。

[0068] (ステップ71)

まず、被検体が入っていない状態でRFコイルのQ値を測定する。

[0069] (ステップ72)

被検体をRFコイル内部に配置させる。

[0070] (ステップ73)

RFコイルのQ値を再び測定する。

[0071] (ステップ74)

(式18)に従ってRFコイル内の被検体の体積(図2の灰色部分)を計算する。

[0072] (ステップ75)

得られた体積を用いて、(式13)に従って、RFコイル内の被検体質量を計算する。

[0073] (ステップ76)

撮像パラメータを入力する。

[0074] (ステップ77)

被検体に照射されるRFパルスのエネルギーを計算する。

[0075] (ステップ78)

エネルギーと、部分質量とを用いて身体部分SARを(式14)に従って計算し、身体部分SAR制限値と比較する。

[0076] 本実施例によれば、RFコイルの形状がソレノイドコイルであると仮定して電磁気学の公式を用いてQ値の変化を用いて身体部分SARを求めるので、実施例1のように図2のグラフを求める予備計測を必要とせず、正確に身体部分SARを求めることができるという利点がある。

実施例 5

[0077] 次に、実施例5について説明する。実施例5は、実施例1～実施例4と異なり、撮像部位に依存して変化する被検体の密度を用いて身体部分SARを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。

[0078] 被検体の密度を $\rho(z)$ [kg/cm³]とすると部分質量は(式19)で得られる。

$$M_p(z) = \rho(z) \times V_1 \quad (19)$$

ここで V_1 は、実施例1～4のいずれかの方法で求めた、RFコイル内の被検体体積である。

(式19)で計算された部分質量を用いて身体部分SARを(式8)に従って計算する。

[0079] 次に、実施例6の動作について図8のフローチャートを用いて説明する。

[0080] (ステップ81)

まず、被検体が入っていない状態でRFコイル(図2)の特性を測定する。

[0081] (ステップ82)

被検体をRFコイル内部に配置させる。

[0082] (ステップ83)

RFコイルの特性を再び測定する。

[0083] (ステップ84)

RFコイル内の被検体の体積(図2の灰色部分)を計算する。

[0084] (ステップ85)

撮像パラメータを入力する。

[0085] (ステップ86)

被検体に照射されるエネルギーを計算する。

[0086] (ステップ87)

MRIの操作者が入力した撮像部位に応じて、あらかじめ測定した、撮像部位毎の人体密度を用いて、RFコイル内の被検体質量を(式19)に従って計算する。

[0087] (ステップ88)

撮像パラメータを用いて被検体に吸収されるRFのエネルギーを計算する。
得られた被検体質量と、吸収されるRFのエネルギーとから、(式8)に従って身体部分SARを計算する。

[0088] 本実施例によれば、被検体の各撮影部位の密度を正確に見積もったので、正確に身体部分SARを求めることができるという利点がある。

実施例 6

[0089] 以上で説明した実施例1～実施例5に共通するワークフローについて、図9を用いて説明する。

[0090] (ステップ91)

まず、MRI操作者はMRIの電源を入れる。

[0091] 次にMRI装置は、RFコイル内に被検体が入っていない状態でのRFコイルの特性を測定する。尚、実際に測定を行うことなく、MRI装置調整時に測定したRFコイルの特性を用いても良い。

[0092] (ステップ93)

次にMRI操作者は、被検体をテーブルにセットする。

[0093] (ステップ94)

テーブルをガントリに挿入する。

[0094] (ステップ95)

MRI装置は、RFコイル内に被検体が入っている状態でRFコイルの特性を測定する。更に、得られたRFコイルの特性を用いて、実施例1～実施例5の方法でRFコイル内の被検体質量を計算する。

[0095] (ステップ96)

MRI操作者は被検体情報及び撮像パラメータを入力する。

[0096] (ステップ97)

MRI装置は入力された撮像パラメータと、被検体情報と、計算したRFコイル内の被検体質量とを用いて、全身SAR及び身体部分SAR及び局所SARを計算する。

[0097] (ステップ98)

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。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。

[0098] 以上説明したように、上記実施例によれば、実際に高周波パルスが照射されている部分の質量に依存する身体部分SARを、正確に見積もることができる。更に身体部分SARを用いて、実際に撮影シーケンスを実行して良いかの判断を正確に行うことができる。

符号の説明

[0099] 31 被検体、32 RFコイル、33 被検体内でRFパルスを照射される部分、34 RFコイルには電気を供給する給電点、34, 35 同軸ケーブル、36 コイル特性計測装置

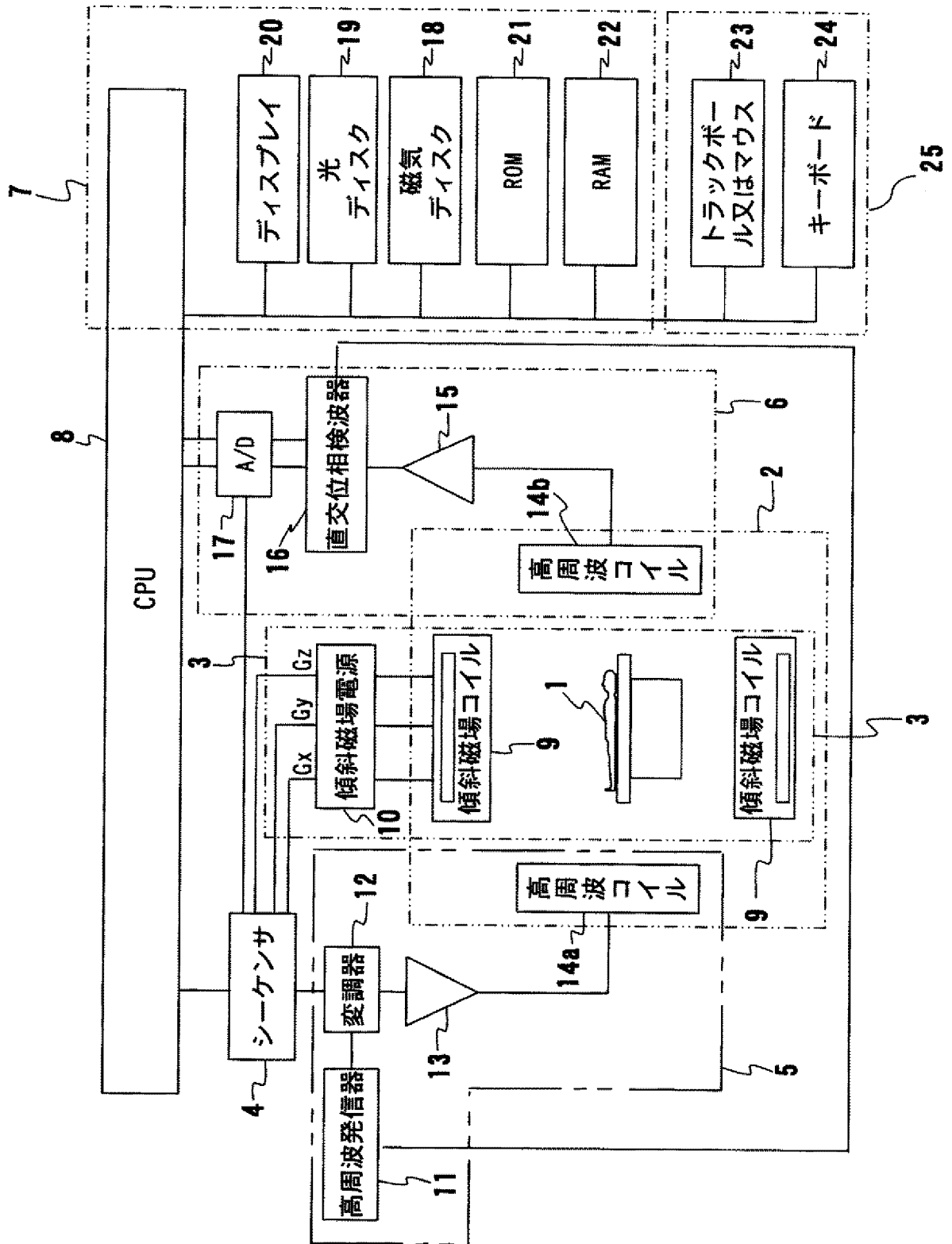
請求の範囲

- [請求項1] 被検体の配置された撮影空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記撮影空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、前記撮影空間に高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段と、前記高周波磁場の前記被検体への照射に伴う電磁波の前記被検体への吸収量を計算する計算手段を備えた磁気共鳴イメージング装置において、前記高周波磁場発生手段の特性を計測する計測手段を備え、前記計算手段は、前記計測手段で計測した前記高周波磁場発生手段の特性に基づいて、電磁波の前記被検体への吸収量を計算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] 電磁波の前記被検体への吸収量は、前記高周波磁場に照射される前記被検体の部分の体積を用いて、求められることを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項3] 前記高周波磁場発生手段はRFコイルを含み、
前記特性として、前記RFコイルのインピーダンスを用い、前記体積を計算することを特徴とする請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項4] 前記高周波磁場発生手段はRFコイルを含み、
前記特性として、前記RFコイルのインダクタンスを用い、前記体積を計算することを特徴とする請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項5] 前記高周波磁場発生手段はRFコイルを含み、
前記特性として、前記RFコイルのQ値を用い、前記体積を計算することを特徴とする請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項6] 前記電磁波の被検体の吸収量は、身体SARとして定義されるものであることを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項7] 前記高周波磁場発生手段はRFコイルであり、
前記身体SARは、前記高周波磁場発生手段から発生する電磁波の照

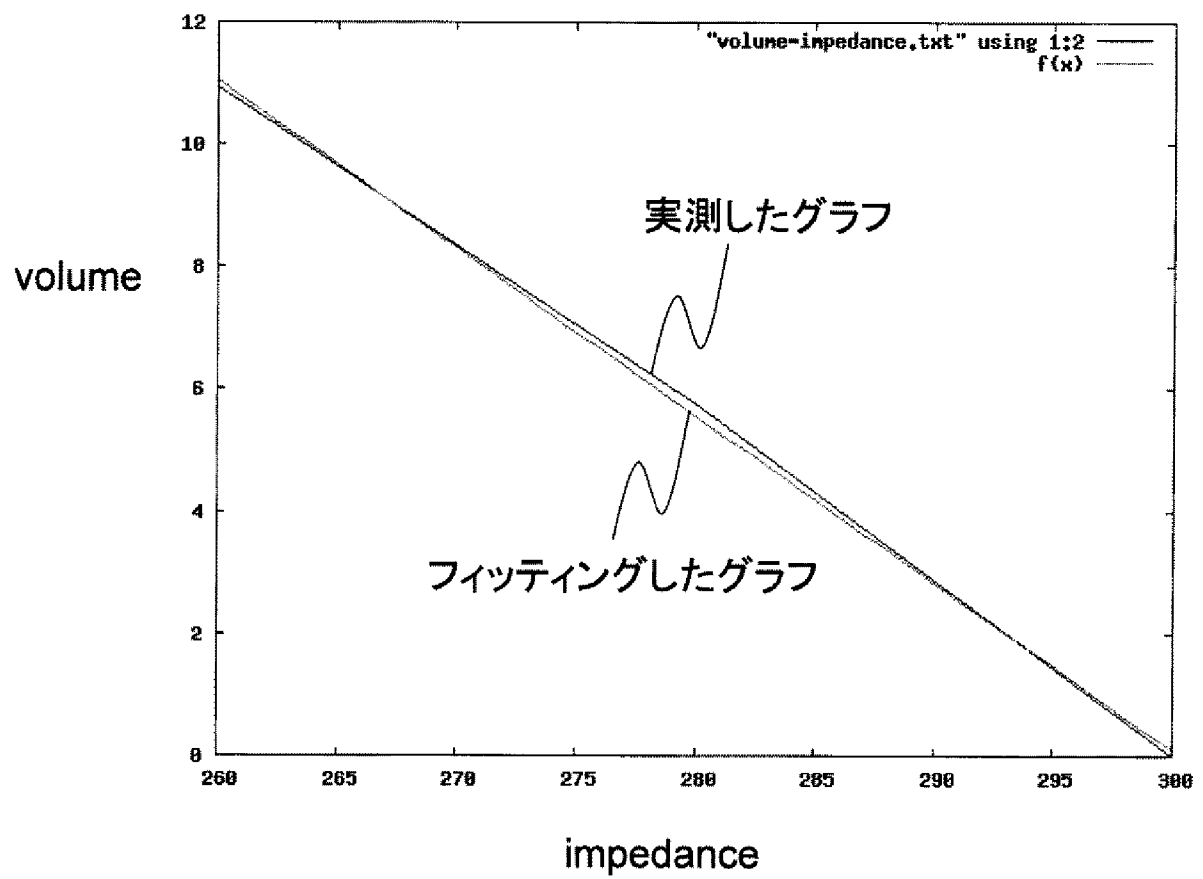
射エネルギーを、前記RFコイル内に配置された前記被検体の高周波磁場照射部位の体積と密度の積である質量で割ることにより計算されることを特徴とする請求項6に記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項8] 前記被検体の高周波磁場照射部位の体積は、前記RFコイルの特性に基づいて計算されることを特徴とする請求項7に記載の磁気共鳴イメージング装置。

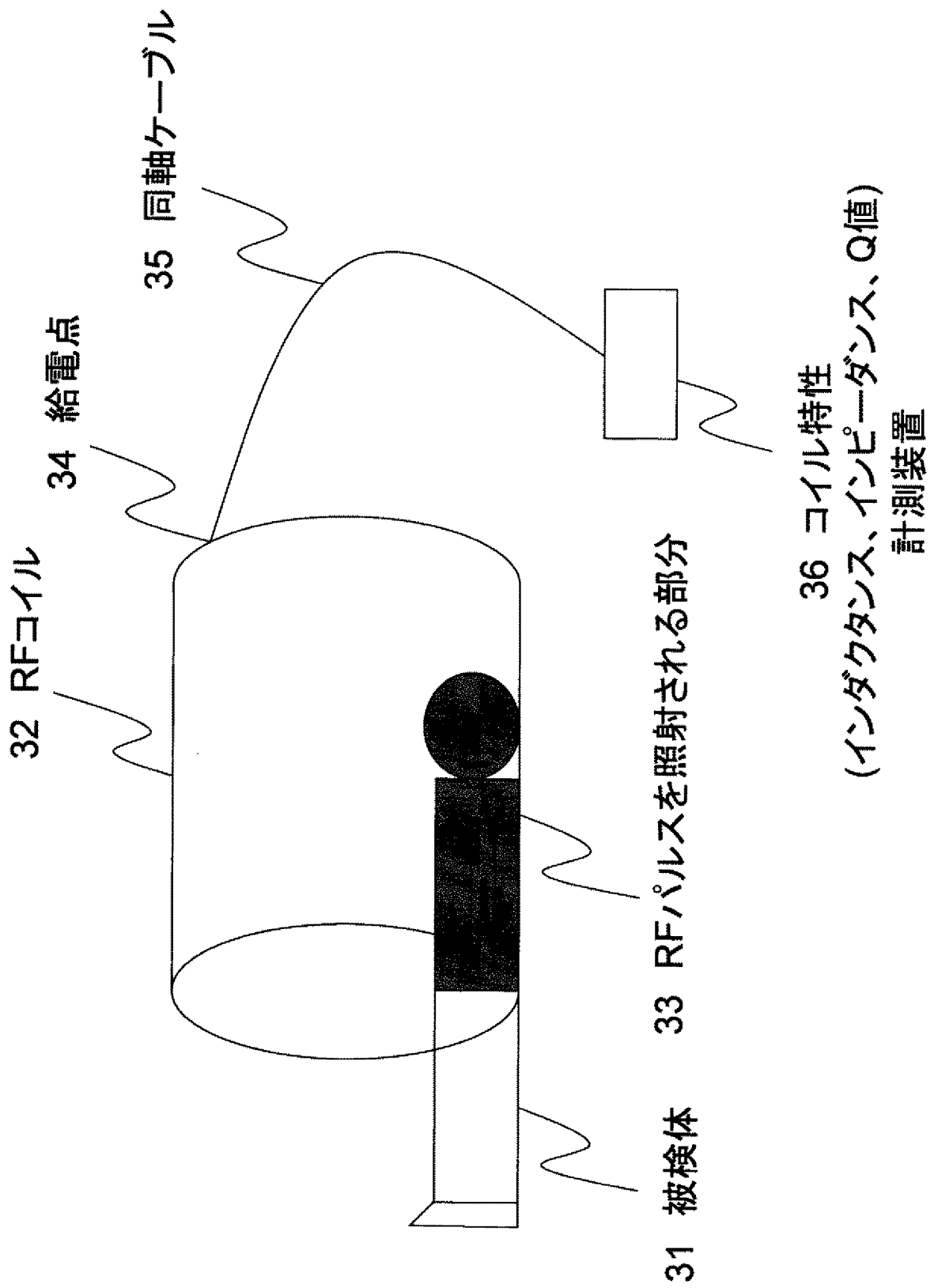
[図1]



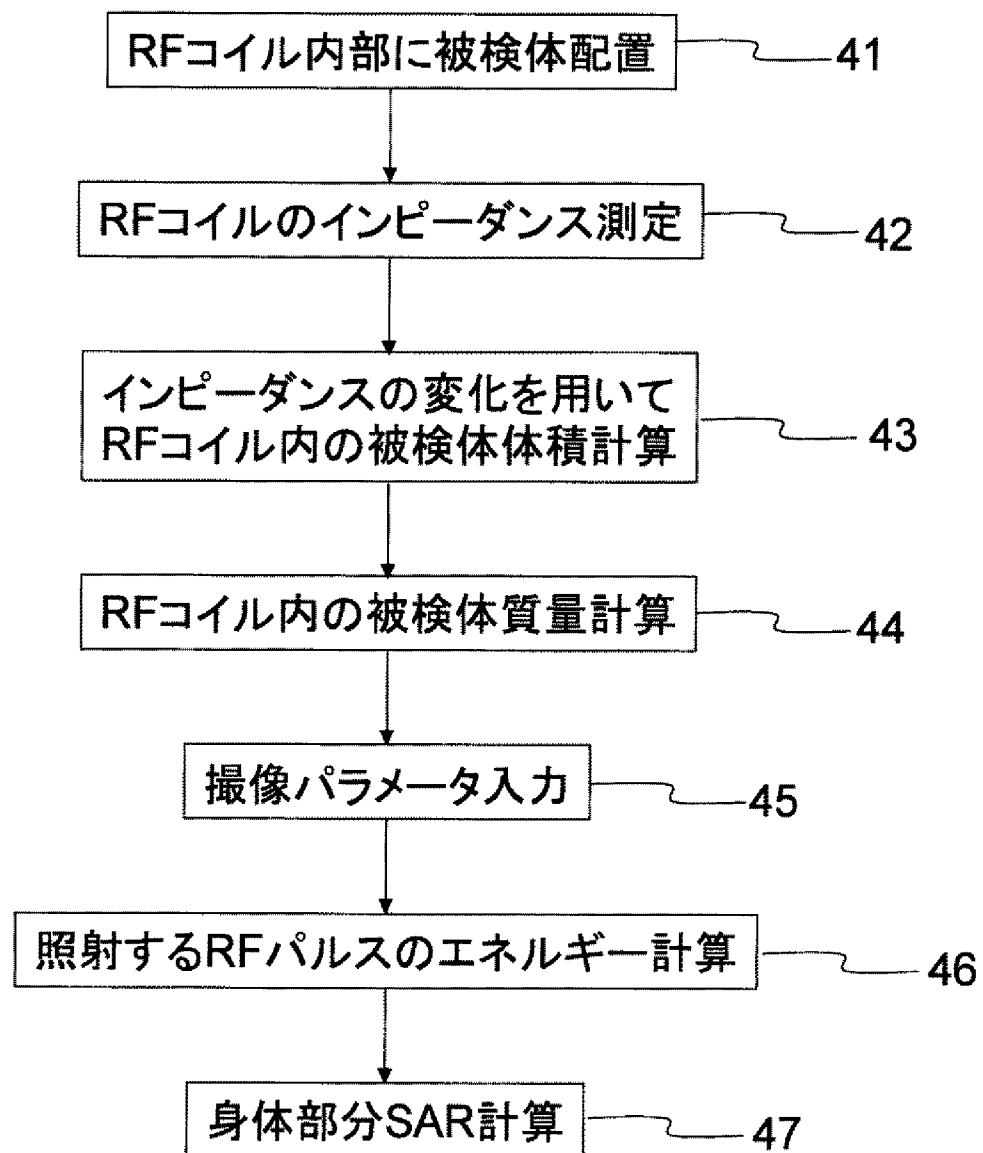
[図2]



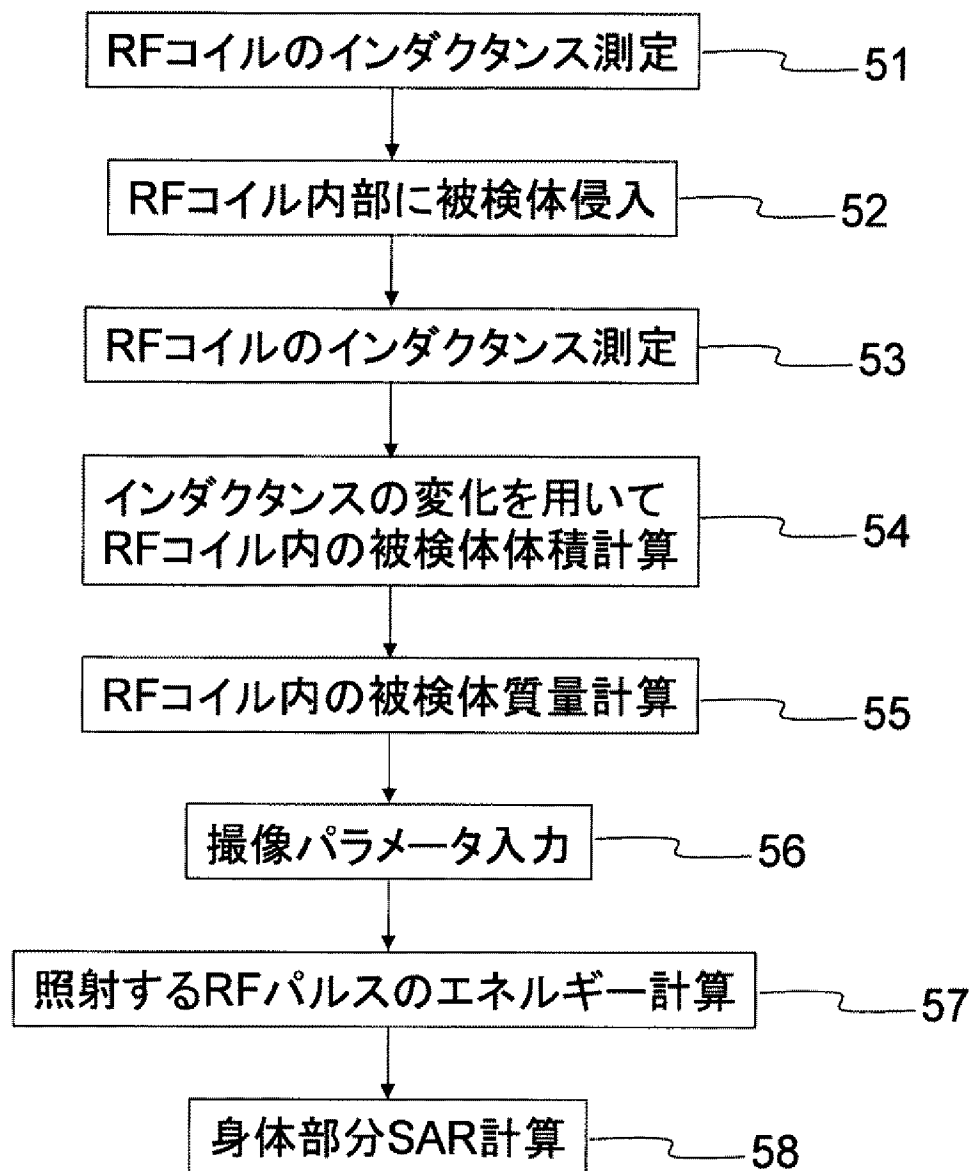
[図3]



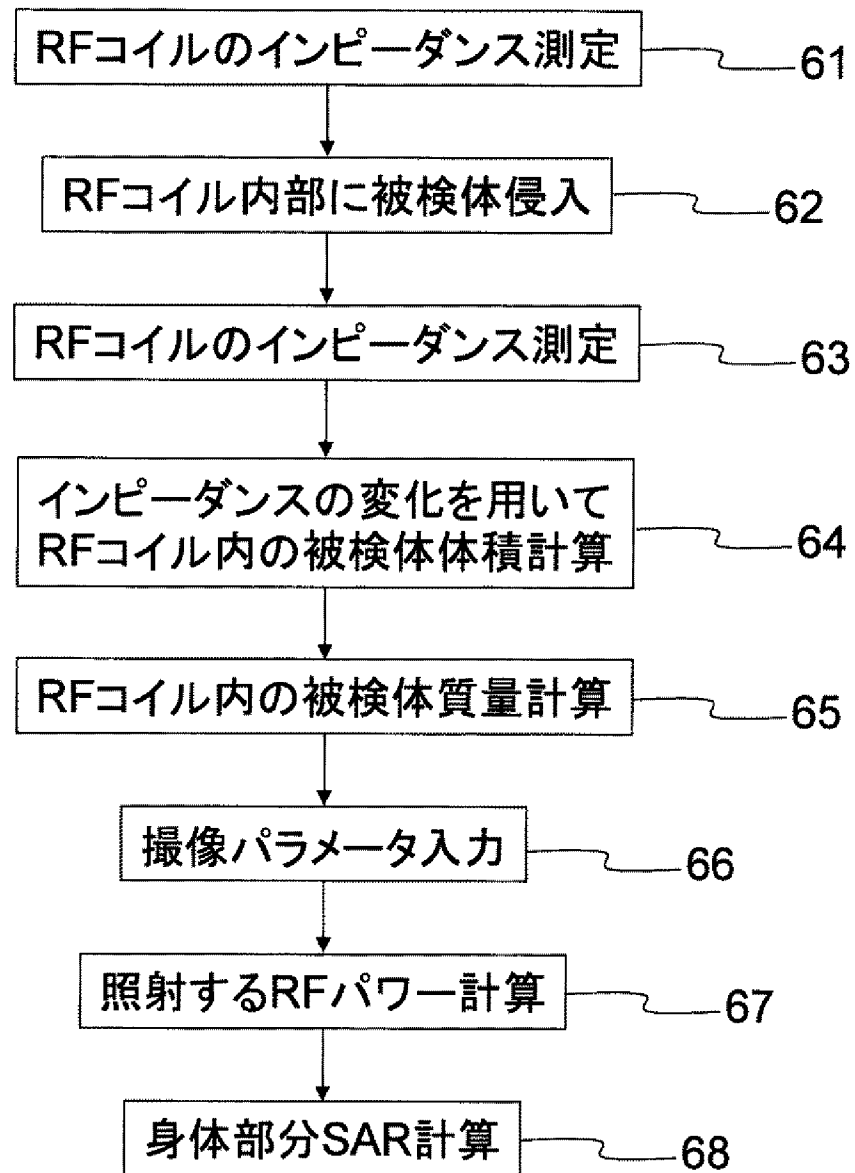
[図4]



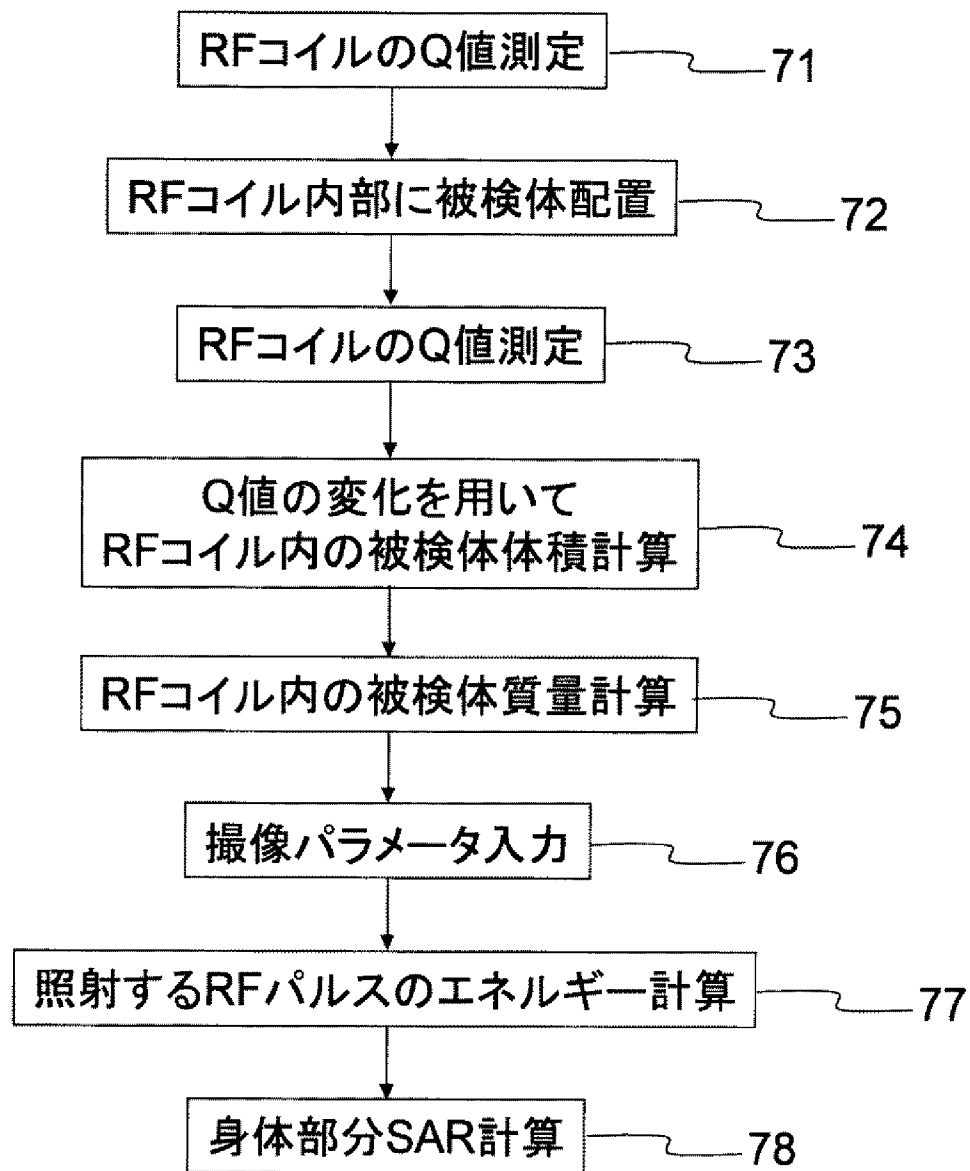
[図5]



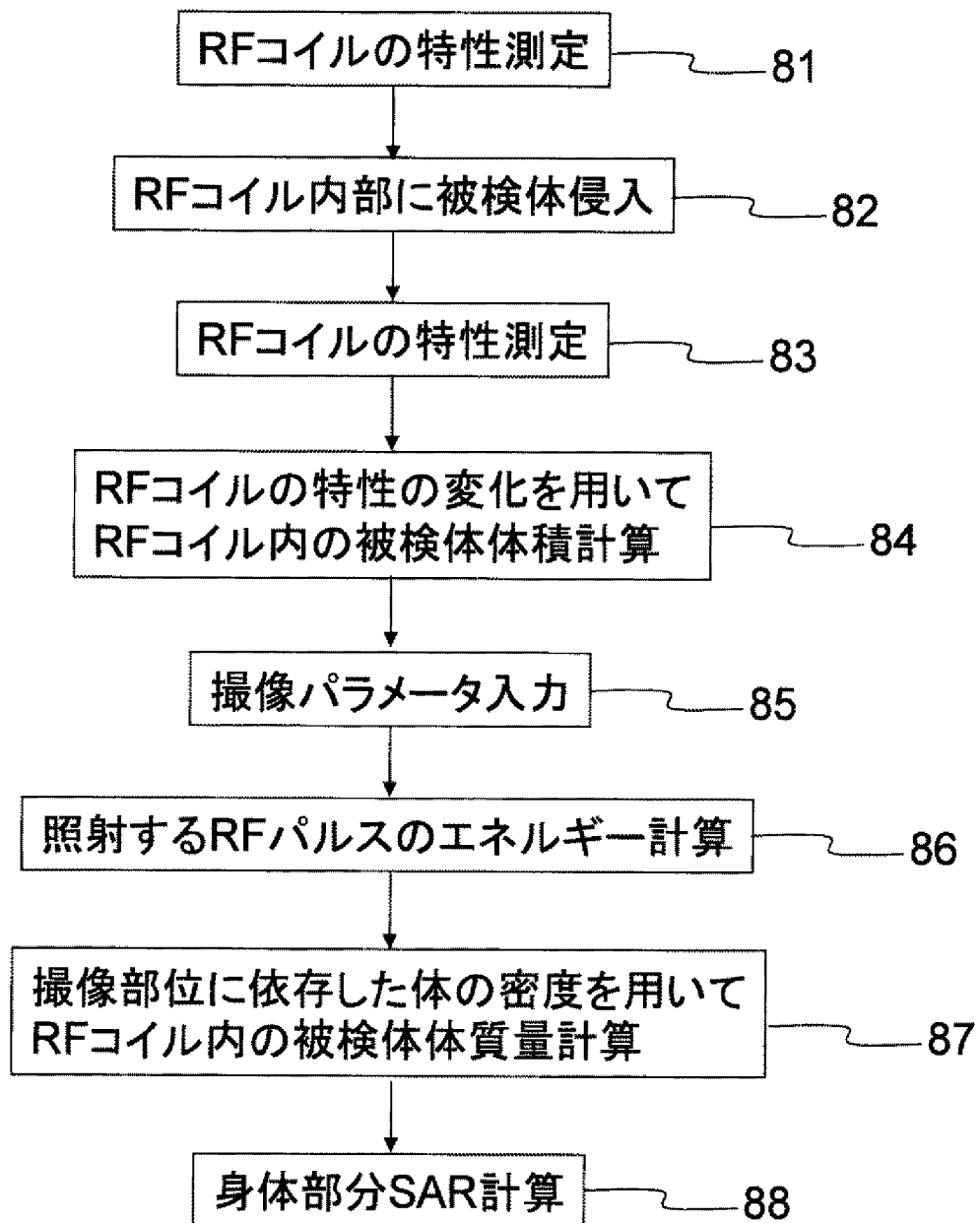
[図6]



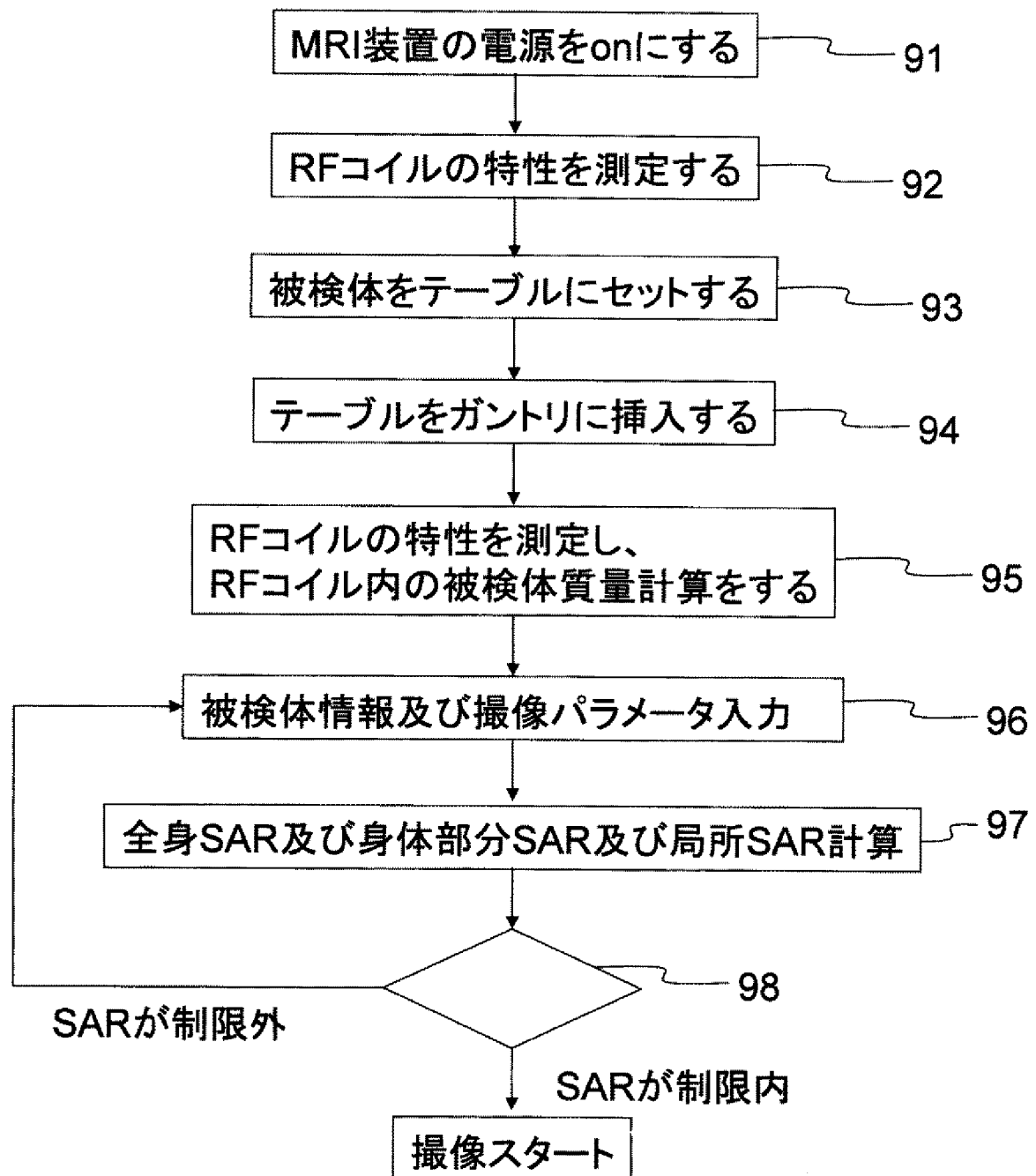
[図7]



[図8]



[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/067539

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	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-95278 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 13 April 2006 (13.04.2006), entire text; all drawings & US 2006/0047198 A1 & EP 1629773 A1	1-8
A	JP 11-253416 A (Toshiba Corp.), 21 September 1999 (21.09.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-8



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

22 October, 2009 (22.10.09)

Date of mailing of the international search report

17 November, 2009 (17.11.09)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） 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（I P C）） 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 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 0 9 年 日本国実用新案登録公報 1 9 9 6 - 2 0 0 9 年 日本国登録実用新案公報 1 9 9 4 - 2 0 0 9 年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示		関連する 請求項の番号
A	JP 2006-95278 A（株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社）2006. 04. 13, 全文、全図 & US 2006/0047198 A1 & EP 1629773 A1		1-8
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）		1-8
☐ 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 2 . 1 0 . 2 0 0 9		国際調査報告の発送日 1 7 . 1 1 . 2 0 0 9	
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） 伊藤 幸仙 電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2	2 Q 9 6 0 4