(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第5184049号
(P5184049)

(45)発行日　平成25年4月17日(2013.4.17)　(24)登録日　平成25年1月25日(2013.1.25)

(51)Int.Cl.　　F I
A61B 5/055 (2006.01)　　A61B 5/05 351
G01R 33/48 (2006.01)　　A61B 5/05 311
　　G01N 24/08 520Y

請求項の数 12　(全 17 頁)

(21)出願番号　特願2007-281531 (P2007-281531)
(22)出願日　平成19年10月30日 (2007.10.30)
(65)公開番号　特開2009-106493 (P2009-106493A)
(43)公開日　平成21年5月21日 (2009.5.21)
審査請求日　平成22年10月19日 (2010.10.19)

(73)特許権者　000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目６番６号
(74)代理人　100099852
弁理士　多田　公子
(74)代理人　100099760
弁理士　宮川　佳三
(72)発明者　羽原　秀太
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
(72)発明者　尾藤　良孝
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

審査官　宮澤　浩

最終頁に続く

(54)【発明の名称】磁気共鳴検査装置及び高周波パルス波形算出方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

傾斜磁場および高周波パルスを含む磁場パルスを検査対象に照射する照射手段と、理想照射パターンを実現するための高周波パルス波形を算出し、算出された波形の高周波パルスを前記照射手段に適用する波形制御手段と、前記磁場パルスの照射により前記検査対象から発生する核磁気共鳴信号を処理し画像化する画像化手段とを備え、

前記波形制御手段は、複数の高周波パルス波形ベクトルを格納する第１の記憶手段と、前記記憶手段から高周波パルス波形ベクトルを読み出し、仮想照射パターンを算出し、前記理想照射パターンと前記仮想照射パターンについて、絶対値の差分の二乗と位相の差分の二乗との重み付け和の最小値を与える高周波パルス波形を算出する計算手段とを有することを特徴とする磁気共鳴検査装置。

【請求項２】

請求項１に記載の磁気共鳴検査装置であって、

前記第１の記憶手段は、複数の撮像シーケンスと、各撮像シーケンスに対応する高周波パルス波形とを格納することを特徴とする磁気共鳴検査装置。

【請求項３】

請求項１に記載の磁気共鳴検査装置であって、

第１の記憶手段は、前記高周波パルス波形ベクトルとして、時間サンプル数の次元の高周波パルス波形ベクトルを格納することを特徴とする磁気共鳴検査装置。

【請求項４】

請求項１に記載の磁気共鳴検査装置であって、
前記波形制御手段は、複数の理想照射パターンを格納する第２の記憶手段を備え、前記第２の記憶手段は、理想照射パターンとして、空間サンプル数の次元の照射パターンベクトルを格納することを特徴とする磁気共鳴検査装置。
【請求項５】
請求項１に記載の磁気共鳴検査装置であって、
前記波形制御手段は、理想照射パターンの形状および空間サンプル点を受け付ける入出力手段を備え、前記入出力手段が受け付けた理想照射パターンの形状および空間サンプル点から、空間サンプル数の次元のベクトルを作成することを特徴とする磁気共鳴検査装置。
【請求項６】
請求項１に記載の磁気共鳴検査装置であって、
前記計算手段は、前記高周波パルス波形の算出において、前記理想照射パターンと前記仮想照射パターンの絶対値の差分の二乗と、位相の差分の二乗と、高周波パルスの長さとの重み付け和の最小値を与える高周波パルス波形を算出することを特徴とする磁気共鳴検査装置。
【請求項７】
請求項１に記載の磁気共鳴検査装置であって、
前記照射手段は、高周波パルスを送信する高周波コイルを備え、
前記波形制御手段は、前記高周波コイルの感度マップおよび前記傾斜磁場の掃引パターンで決まる行列情報を格納する第３の記憶手段を備え、前記計算手段により、前記第３の記憶手段から読み出した行列情報と前記高周波パルス波形ベクトルを用いて、前記仮想照射パターンを算出することを特徴とする磁気共鳴検査装置。
【請求項８】
請求項１に記載の磁気共鳴検査装置であって、
前記照射手段は、複数の高周波コイルを備え、
前記波形制御手段は、複数の高周波コイル毎に前記高周波パルス波形ベクトルを算出することを特徴とする磁気共鳴検査装置。
【請求項９】
請求項１に記載の磁気共鳴検査装置であって、
前記絶対値の差分の二乗と位相の差分の二乗との重み付け和は、位相の部分の重みが絶対値部分の重みの１／１００から１／１００００程度であることを特徴とする磁気共鳴検査装置。
【請求項１０】
請求項１に記載の磁気共鳴検査装置であって、
前記磁気パルスは、高周波パルスと、当該高周波パルスと同時に印加され、三次元ｋ空間を掃引する傾斜磁場とを含み、前記照射パターンは三次元空間励起パターンであることを特徴とする磁気共鳴検査装置。
【請求項１１】
理想の照射パターンｍを与える高周波パルスのパルス波形ｘを算出する方法であって、
任意の空間サンプル数の次元の照射パターンベクトルｍ（ベクトル要素：m_1，m_2，・・・m_i，・・・）を設定するステップ、
時間サンプリング数の次元の高周波パルスベクトルの初期値を与えるステップ、
前記高周波パルスベクトルの初期値から、前記照射パターンと同じ空間サンプリング数の仮想照射パターンベクトルｆ（ｘ）（ベクトル要素：f_1，f_2，・・・f_i，・・・）を算出するステップ、
前記理想の照射パターンｍと仮想照射パターンｆ（ｘ）について、式（１）を満たす高周波パルス波形ｘを算出するステップとを有する方法。

【数１】

$$\min_{x}\{\lambda\sum_{i}\{|m_i|-|f_i(x)|\}^2+\chi\sum_{i}\{\angle m_i-\angle\{f_i(x)\}\}^2+(1-\lambda-\chi)\|x\|_2^2\} \qquad \cdots(1)$$

（式中、λ、χ、（１－λ－χ）は、各項の重みを決めるパラメータを表す。）

【請求項１２】

χが、λの１／１００から１／１００００である請求項１１記載のパルス波形算出方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は磁気共鳴検査装置（以下、ＭＲＩ装置という）に関し、特に検査対象を励起する高周波パルス波形の算出方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

ＭＲＩ装置は、マグネットが発生する均一な静磁場中に被検体を配置し、被検体に電磁場を照射し、被検体内の核スピンを励起すると共に、その後、核スピンが発生する電磁波である核磁気共鳴信号を受信し、被検体を画像化する。電磁波の照射と核磁気共鳴信号の受信は、ラジオ周波数（ＲＦ）の電磁波を送信あるいは受信するＲＦコイルによって行なわれる。

【０００３】

近年、ＭＲＩ装置の静磁場強度が３テスラ以上へと高磁場化されてきている。その結果、被写体に照射するラジオ周波数も１２８ＭＨｚ以上と高くなってきている。照射電磁波の周波数が高くなると波長が短くなり、人体の大きさと同程度になってくる。その結果人体における電磁波の伝搬において波としての性質が顕著になり、具体的にはＭＲＩ装置による取得画像にムラが生じる現象が起きている。

【０００４】

ここ数年で多くの病院に普及してきている３テスラのＭＲＩ装置を例にとってみると、これまで用いられてきた１．５テスラのＭＲＩ装置では問題とならなかった画像の輝度ムラの問題が出てきている。輝度ムラの問題は人体腹部を撮影したときに特に問題となりやすい。

【０００５】

このような超高磁場（３テスラ以上）のＭＲＩ装置における照射ＲＦ不均一による輝度ムラの問題に対して、不均一を補正するような照射パターン（励起パターンや励起プロファイルと呼ばれる場合もある）をあらかじめ設定し、撮像の際に、あらかじめ設定した照射パターンを再現することによって、問題を解決しようという試みがなされてきている。設定した照射パターンを再現する手法として、（１）「ＲＦシミング」と呼ばれる方法（例えば、非特許文献１）、および（２）「多次元ＲＦパルス」と呼ばれる方法（例えば、非特許文献２）などがある。

【０００６】

ＲＦシミングは、複数のコイルとそれぞれに与えるＲＦ波形の位相と大きさを変えることで照射パターンを再現しようとする方法である。多次元ＲＦパルス法は、傾斜磁場パターンとＲＦを同時照射して多次元選択励起する手法であり、その際に最適化したＲＦ波形を計算で求める。この方法は、照射パターンの均一度を補正する目的だけでなく、被写体のある一部分を励起したりするためにも用いられる。

【非特許文献１】Ｊｏｕｒｎａｌ ｏｆ Ｍａｇｎｅｔｉｃ Ｒｅｚｏｎａｎｃｅ Ｉｍａｇｉｎｇ １２：４６－６７ （２０００）

【非特許文献２】Ｍａｇｎｅｔｉｃ Ｒｅｓｏｎａｎｃｅ ｉｎ Ｍｅｄｉｃｉｎｅ ５４：９０８－９１７ （２００５）

【０００７】

一方、３テスラ以上の超高磁場ＭＲＩ装置においては、輝度ムラの問題以外にＲＦによるＳＡＲ（ｓｐｅｃｉｆｉｃ ａｂｓｏｒｐｔｉｏｎ ｒａｔｅ）増加の問題がある。人体に電磁波を照射するとその一部が熱として吸収されて体温が上昇する危険性がある。その吸収の度合いをＳＡＲという数値で評価している。３テスラ以上の超高磁場ＭＲＩ装置では、たとえば１．５テスラのＭＲＩ装置よりも同じ撮影条件で撮影してもＳＡＲが上昇する。そのため１．５テスラでは安全に使える撮影シークエンスであっても、３テスラでは使用することができないという問題が生じている。

【０００８】

多次元ＲＦパルスの方法では、ＲＦの照射と同時に印加される傾斜磁場が波数空間の広い範囲をカバーするような軌跡をとるので、ＲＦを照射する時間が長くなる。また、照射パターンを正確に再現させるために、電磁波が傾斜磁場によって強めあう部分と弱めあう部分を重ねあわせる必要があり、その原理上、ＳＡＲが上昇してしまうという問題点がある。

【０００９】

ＳＡＲを下げるための技術もこれまでいくつか開発されている。1つの例としてＶＥＲＳＥ法（ｖａｒｉａｂｌｅ－ｒａｔｅ ｓｅｌｅｃｔｉｖｅ ｅｘｃｉｔａｔｉｏｎ）（特許文献１）を挙げることができる。

【特許文献１】米国特許４７６０３３６号

【００１０】

ＶＥＲＳＥ法を先に述べた多次元ＲＦパルス法に適用する試みがこれまで行われてきた。しかし（１）ＲＦ波形や傾斜磁場波形の計算が複雑になる、（２）照射パルスの時間が長くなるため照射パターンの誤差が増える、などの問題がある。

【００１１】

ところで、一般に照射パターンは、各サンプリング空間要素において複素数で記述されるので、それぞれの点での値はその絶対値成分と位相成分を持つ。非特許文献３に記載された方法では、補正照射パターンの絶対値のみ考えて、位相成分を０から３６０度までの「任意」の値とする試みを行っている。この方法では、位相部分の制限が全く入らないので、最小化の際に求めるべき解が不安定となり、解法に特殊な方法が必要という大きな欠点がある。また、空間サンプリング点で大きく位相が変動する波形が生成される可能性がある。位相変動が極端に大きな場合、画像の1画素内でも位相変動が無視できないほど大きくなり、和として表される画素値が低下する可能性もある。

【非特許文献３】Ｐｒｏｃ．Ｉｎｔｌ．Ｓｏｃ．Ｍａｇ．Ｒｅｓｏｎ．Ｍｅｄ．１５，ｐ１６９３（２００７）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１２】

本発明は、設定した照射パターンを正確に再現することができ、且つＳＡＲの低減を図ることを課題とし、これにより、輝度ムラがない画像を低ＳＡＲで取得可能なＭＲＩ装置を提供することを課題とする。また本発明は、補正照射パターンを設定し、それを再現する高周波パルス（以下、ＲＦパルスという）波形を計算で求める過程において、従来の方法よりもＳＡＲが減少したＲＦパルス波形を得ることができるＲＦパルス波形算出方法を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【００１３】

本発明は、ＲＦパルス波形を最適化して適用する際に、ＲＦパルス照射の結果である照射パターンと理想照射パターンについて、それらの絶対値と位相の、それぞれの差の二乗の重み付け和を最小化するようにＲＦパルス波形を決定することにより、上記課題を解決する。より具体的には、下記式（１）を用いて最適なＲＦパルス波形を決定する。

【００１４】

【数１】

$$\min_{x}\{\lambda\sum_{i}\{|m_i|-|f_i(x)|\}^2+\chi\sum_{i}\{\angle m_i-\angle\{f_i(x)\}\}^2+(1-\lambda-\chi)\|x\|_2^2\} \qquad \cdots(1)$$

ここで、m_iおよび$f_i(x)$は、それぞれ、空間サンプリング数の次元の照射パターンベクトルm、f（ｘ）の各要素、λ、χ、（１－λ－χ）は、絶対値、位相およびＲＦ波形の大きさ(強度)の重みパラメータである。

【００１５】

すなわち本発明の磁気共鳴検査装置は、傾斜磁場および高周波パルスを含む磁場パルスを検査対象に照射する照射手段と、理想照射パターンを実現するための高周波パルス波形を算出し、算出された波形の高周波パルスを前記照射手段に適用する波形制御手段と、前記磁場パルスの照射により前記検査対象から発生する核磁気共鳴信号を処理し画像化する画像化手段とを備え、前記波形制御手段は、複数の高周波パルス波形ベクトルを格納する第１の記憶手段と、前記記憶手段から高周波パルス波形ベクトルを読み出し、仮想照射パターンを算出し、前記理想照射パターンと前記仮想照射パターンについて、絶対値の差分の二乗と位相の差分の二乗との重み付け和の最小値を与える高周波パルス波形を算出する計算手段とを有することを特徴とする。

【００１６】

本発明の磁気共鳴検査装置の好適な態様では、波形制御手段は、高周波コイルの感度マップおよび傾斜磁場の掃引パターンで決まる行列情報を格納する第３の記憶手段を備え、第３の記憶手段から読み出した行列情報と前記高周波パルス波形ベクトルを用いて、仮想照射パターンを算出する。

【発明の効果】

【００１７】

ＲＦパルス波形を計算し、そのＲＦパルスを用いて撮影するＭＲＩ装置において、照射パターンの位相の項を最小化の式に組み込むことにより、従来と比べＳＡＲが減少したＲＦ波形を得ることができる。これによりたとえばＳＡＲの増加が課題となる３テスラ以上のＭＲＩ装置においても従来よりも自由により多くの撮影方法が適用できるようになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１８】

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて説明する。

まず本発明のＭＲＩ装置の実施形態について説明する。図１（ａ）は、本発明が適用されるＭＲＩ装置の概要を示す図である。

【００１９】

このＭＲＩ装置は、被検体に対し静磁場を印加するマグネット１０１と、静磁場に所定の方向の磁場勾配を与える傾斜磁場コイル１０２と、マグネット１０１内に挿入され、被検体に対してラジオ波などの電磁波を送信するとともに電磁波を受信するＲＦコイル１０３と、ＲＦコイル１０３に接続され、ＲＦコイルから照射される電磁波を作成し送信するとともに、ＲＦコイルからの核磁気共鳴信号を検出し、信号の処理を行う送受信機１０４と、傾斜磁場コイル１０２に電流を供給する傾斜磁場電源１０９と、送受信機１０４および傾斜磁場電源１０９の駆動を制御するとともに、種々の情報処理およびオペレーターによる操作を行うデータ処理部１０５と、データ処理部１０５の処理結果を表示するためのディプレイ１０８とから構成されている。

【００２０】

傾斜磁場電源１０９と傾斜磁場コイル１０２とは傾斜磁場制御ケーブル１０７で結ばれている。また、ＲＦコイル１０３と送受信機１０４は、コイルを制御するケーブルおよび送受信ケーブル１０６で結ばれている。送受信機１０４は、図示していないが、シンセサイザー、パワーアンプ、受信ミキサー、アナログデジタルコンバータ、送受信切り替えスイッチなどから構成されている。

【００２１】

図では、電磁波の照射と受信を行なうＲＦコイルとして、単一のＲＦコイル１０３が示されているが、例えば広範囲撮像用のＲＦコイルと局所用のＲＦコイルなど、複数のＲＦコイルを用いる場合もある。

【００２２】

ＭＲＩ装置は、マグネット１０１が発生する静磁場の方向によって、水平磁場方式と垂直磁場方式とがある。水平磁場方式の場合には、一般的には、マグネット１０１は円筒状のボアを有し、図１中左右方向の静磁場を発生する。また垂直磁場方式の場合には、一対の磁石が被検体を挟んで上下に配置され、図１中上下方向の静磁場を発生する。本発明はいずれにも適用することが可能である。

【００２３】

データ処理部１０５は、予め設定されたパルスシーケンスにしたがって送受信機１０４および傾斜磁場電源１０９の駆動を制御する。この制御によって、ＲＦコイル１０３および傾斜磁場コイル１０２が、電磁波（ＲＦ）および傾斜磁場を被検体に照射し、データ処理部１０５が、その電磁波に共鳴して被検体から発せられる信号を受信し、信号処理を行い、磁気共鳴像を作成する。パルスシーケンスは、種々の撮像方法に対応して種々のパルスシーケンスがあり、あらかじめデータ処理部１０５内に格納されている。本実施の形態では、一例として、二次元ｋ空間を二次元的に掃引する傾斜磁場パターンと数ミリ秒程度のＲＦを同時照射して多次元選択励起するパルスシーケンスが採用される。

【００２４】

データ処理部１０５は、その詳細を図１（ｂ）に示すように、送受信機１０４および傾斜磁場電源１０９の駆動を制御するシーケンス制御部１０５１、ＲＦコイル１０３から被検体に照射されるＲＦ波形を算出するＲＦ波形算出部１０５２、ＲＦコイル１０３が受信した核磁気共鳴信号を用いて画像再構成する画像再構成部１０５３、オペレーターによる操作を受け付ける入出力部１０５４、シーケンス制御部１０５１、ＲＦ波形算出部１０５２及び画像再構成部１０５３の処理に必要なパラメータや入出力部１０５４を介して入力された情報を記憶する記憶部１０５５を備えている。

【００２５】

本発明のＭＲＩ装置は、撮像シーケンスが決まると、照射パターンの設定を受け付け、設定された照射パターンを実現するためのＲＦ波形を計算し、計算されたＲＦ波形と傾斜磁場パターンを採用して撮像を行なう。ＲＦ波形の算出は、ＭＲＩ装置とは独立した計算機においても行なうことが可能であるが、本実施の形態では、データ処理部１０５が行なう。

【００２６】

つぎにこのような構成のＭＲＩ装置による撮像手順を説明する。図２は、主としてデータ処理部１０５の手順を示すフローである。撮像手順の概略は、撮像のための準備段階として、撮像に用いるコイルや撮像シーケンスおよびそのパラメータを設定するステップ（ステップ２０１、２０２）、理想的な照射パターンを再現するためのＲＦ波形と傾斜磁場パターンを決定するステップ（２０３～２０９）、及び決定した傾斜磁場パターンとＲＦ波形を用いて撮像するステップ（２１０）からなる。以下、各ステップを詳述する。

【００２７】

まず撮像に用いられるコイルと、その感度マップを設定する（ステップ２０１）。感度マップは、コイル毎に予め測定したものを記憶部１０５５に格納しておいてもよいし、プリスキャンにより計測してもよい。感度マップは、感度補正やコイル毎の画像の合成計算に用いられるほか、ＲＦ波形の算出にも使用される。

【００２８】

次に入出力部１０５４を介して、撮像シーケンス、撮像部位、ＳＡＲ制限値の設定を受け付ける（ステップ２０２）。本実施の形態においては、一例として、図３に示すような傾斜磁場パターンとＲＦパルスを同時印加する励起パターンを持つ撮像シーケンスが設定される。ＳＡＲ制限値は、ＲＦ波形算出の際に、算出されたＲＦ波形によって被検体に与えられる電磁波の強度がＳＡＲ制限値内か否かを判断するための条件として用いられる。

【００２９】
次いで設定された撮像シーケンスで実現しようとする照射パターンの設定を受け付けるとともに、ＲＦ波形の算出に必要な空間サンプリング数と許容誤差を設定する（ステップ２０３）。これらはデフォルトとしてデータ処理部１０５に設定されていてもよいし、オペレーターが必要に応じて変更或いは設定するようにしてもよい。照射パターンは、オペレーターが所望の画像均一度、撮像部位を元に、所望の形状を設定する。或いは予め複数の照射パターンを記憶部１０５５に格納しておき、所望のものを選択し読み出すようにしてもよい。

【００３０】
照射パターンは、核スピンのフリップ角（絶対値）と位相で定義された複素数であり、空間座標の関数である。ここで、空間サンプリング数として、３次元空間において照射パターンを設定するｑ個の点、ｒを式（２）のように定義すると、

【数２】

$$r=[r_1,r_2,\cdots,r_q] \quad \cdots(2)$$

ｑ個の定義された空間座標ｒ$_1$からｒ$_q$に対して、照射パターンｍを式（３）のように作ることができる。つまり、ｍはｑ要素の縦ベクトルとして定義される。

【数３】

$$m=[m_1(r_1),m_2(r_2),\cdots,m_q(r_q)]^T \quad \cdots(3)$$

【００３１】
照射パターンの一例を図４に示す。図４に示す照射パターンｍは、円筒状の領域を均一に励起する照射パターンであり、その絶対値｜ｍ｜と位相∠ｍは次式で表される。

｜ｍ｜＝１（√（ｘ^2+ｙ^2）＜１のとき）または｜ｍ｜＝０（√（ｘ^2+ｙ^2）＜１のとき）

∠ｍ＝０

【００３２】
次にＲＦパルスと同時に印加される傾斜磁場パターンを設定する（ステップ２０４）。傾斜磁場パターンは、時間軸に対する傾斜磁場強度の波形であり、撮像シーケンスと撮像部位（励起領域）、および設置コイルの個数とコイルの感度マップが決まると、基本となる傾斜磁場パターンが決まる。

【００３３】
以上のステップで設定された傾斜磁場パターン（Ｇｘ、Ｇｙ、Ｇｚ）と照射パターンｍを用いて、照射パターンｍを再現するＲＦ波形ｘを算出する（ステップ２０５）。このため、まず、ＲＦ波形と傾斜磁場パターンによって励起された結果を、照射パターンｍを定義した空間座標ｒの点で評価する関数ｆ（ｘ）を算出する（ステップ２０５－１）。関数ｆ（ｘ）は、ＲＦパルス波形ｘと同時に与えられる傾斜磁場（Ｇｘ、Ｇｙ、Ｇｚ）および空間サンプリング点ｒ、およびコイルの感度マップの関数であり、点ｒにおいてＲＦパルスと傾斜磁場が与えられたとき、静磁場中の核スピンが倒れる角度（フリップ角）を計算することにより求める。核スピンが空間のある点ｒでどれくらいの角度倒れたかという情報は、点ｒで得られる画質の輝度に関係する。

【００３４】
ＲＦ波形ｘは、撮像シーケンスによって決められたものが、予め記憶部１０５５に格納されており、このＲＦ波形ｘを記憶部１０５５から読み出し、関数ｆ（ｘ）算出の初期値として用いる。

【００３５】
ＲＦ波形ｘはｐ個の時間要素に短冊状に分割され、式（４）のように書かれる。

【数４】

$$x=[x_1(t_1),\ x_2(t_2),\cdots,x_p(t_p)]^T \quad \cdots(4)$$

ｘの値もその要素はそれぞれＲＦ波の強度と位相で定義された複素数である。ＲＦ波形を照射することができるコイルが複数ある場合は、それぞれのＲＦ波形を区別することが必要であり、ｘ１、ｘ２、・・・とコイルの数だけ書くことができる。式（４）’に代表的にｘ１の場合を示す。

【数５】

$$x1=[x1_1(t_1),x1_2(t_2),\cdots,x1_p(t_p)]^T \quad \cdots(4)'$$

【００３６】

一般に磁場中での核スピンの振る舞いはブロッホ方程式（式５）に従う。式（５）を解くことにより、ｆ（ｘ）を求めることが可能である。

【数６】

$$\frac{d\vec{M}}{dt}=\gamma\vec{M}\times\vec{B}-\frac{M_x\hat{x}+M_y\hat{y}}{T_2}-\frac{(M_0-M_z)\hat{z}}{T_1}+D\nabla^2\vec{M} \quad \cdots(5)$$

式（５）は核スピンＭが磁場Ｂをうけて回転する項と縦緩和時間T1および横緩和時間T2による緩和の項、および散逸の項が含まれた微分方程式である。式（５）の磁場ＢにはＲＦパルスによる振動磁場と傾斜磁場による磁場勾配が含まれる。

【００３７】

しかし、式（５）を厳密に計算機上でシミュレーションすることは時間がかかる。そこで本実施の形態では、近似法を採用し、ｆ（ｘ）を求める。近似法としては、式（５）で右辺第1項の回転の項だけを考えて残りは無視する近似法（ＬＴＡ近似：large tip angle approximation）と、微小角近似法（Small tip angle approximation）が知られているが、このステップ２０５では、微小角近似法を適用する。微小角近似法が適応できる範囲はフリップ角がおよそ数度から数10度程度であるが、ＬＴＡ近似法よりも短い計算時間で解を求めることができるので、計算の繰り返し回数が多い場合には有利である。

【００３８】

微小角近似を使うとｆ（ｘ）は、式（６）のように、コイル感度から算出されるコイルの感度行列Ｓと、傾斜磁場パターンから算出される行列Ａと、ＲＦパルスベクトルｘの行列の掛け算で表すことができる。

【数７】

$$f(x)=SAx \quad \cdots(6)$$

【００３９】

コイルの感度行列Ｓは、コイル感度を照射パターンを設定した点ｒで求め、対角要素のみもつ行列で表したものであり、式（７）のように定義される。

【数８】

$$S=diag(s_1(r_1),s_2(r_2),\cdots,s_q(r_q)) \quad \cdots(7)$$

コイルが複数ある場合は、ＲＦ波形と同じく、コイルの数だけ感度行列を式（７）’のように定義する。

【数９】

$$S1=diag(s1_1(r_1),s1_2(r_2),\cdots,s1_q(r_q)) \quad \cdots(7)'$$

従ってコイルが複数、たとえばｎ個ある場合のｆ（ｘ）は、式（６）のＳの代わりにＳ１、Ｓ２・・・，ｘの代わりにｘ１、ｘ２・・・、を用いて式（６）’のように書かれる。

【数１０】

$$f(x)=S1Ax1+S2Ax2+\cdots+SnAxn \quad \cdots(6)'$$

【００４０】
行列Ａは、空間位置ベクトルｒとＫ空間ベクトルｋで作られるｑ行ｐ列の行列で、式（８）で表される。行列Ａは、時間サンプリング数ｐと空間サンプリング数ｐとをつなぐ役割を果たす。
【数１１】

$$A = i\gamma M_0 \exp(ikr)\Delta t \quad \cdots(8)$$

Ｋ空間ベクトルｋは、式（９）のように各時間点でのＫ空間座標を表している。各時間点でのＫ空間座標ｋ（ｔ）は式（１０）のように傾斜磁場ベクトルｇの時間積分で得られる。傾斜磁場ベクトルｇは、（Ｇｘ、Ｇｙ、Ｇｚ）の要素を持つ３次元ベクトルであり、ステップ２０４で設定した傾斜磁場パターンから算出される。
【数１２】

$$k = [k(t_1), k(t_2), \cdots, k(t_p)]^T \quad \cdots(9)$$

$$k(t) = -\gamma \int_t^T g(\tau) d\tau \quad \cdots(10)$$

【００４１】
このように、評価関数ｆ（ｘ）は、コイル感度、傾斜磁場パターン及びＲＦ波形から近似により算出することができる。こうして求めたｆ（ｘ）は、当初定義した照射パターンｍと同じように、ｑ個の要素を持つベクトルであり、式（１１）のように表すことができる。
【数１３】

$$f = [f_1, f_2, \cdots, f_q]^T \quad \cdots(11)$$

このｆ（ｘ）が、式（１２）に示すように、照射パターンｍに近くて誤差が少なければ、ＲＦ波形による励起は理想に近いプロファイルになる。
【数１４】

$$m \approx f(x) \quad \cdots(12)$$

【００４２】
ステップ２０５では、次式（１）により、繰り返し演算によって、理想的な照射パターンｍを再現させるためのＲＦ波形ｘを算出する（ステップ２０５-２）。
【数１５】

$$\min_x \{\lambda \sum_i \{|m_i| - |f_i(x)|\}^2 + \chi \sum_i \{\angle m_i - \angle\{f_i(x)\}\}^2 + (1-\lambda-\chi)\|x\|_2^2\} \quad \cdots(1)$$

式（１）中、第１項は、照射パターンｍとｆ（ｘ）の絶対値の差分の二乗、第２項は、照射パターンｍとｆ（ｘ）の位相の差分の二乗、第３項はｘの大きさ(または強度)（ノルムとも呼ばれる）であり、それぞれ（λ）、（χ）、（１－λ－χ）は各項の重みを決めるパラメータである。ノルムは、解ｘの安定性を高めるとともに、ｘが必要以上に大きな値を持たないようにするための項である。ＳＡＲとｘは、式（１３）に示すような関係があることが知られている。従って第３項の重みを相対的に大きくすることにより、ＳＡＲを低減することが可能である。
【数１６】

$$SAR \propto \|x\|_2^2 \quad (13)$$

【００４３】
式（１）におけるパラメータλおよびχの値は、撮像の目的やシークエンスごとのＳＡＲの制限などによって適宜選択することが可能である。例えば、位相の誤差をある程度無視してＳＡＲを下げたい場合、χはλの１／１００から１／１００００程度が好ましい。

χがλの１／１００以上の値であるとＳＡＲを下げる効果があまり期待できない。一方でχがλの１／１００００以下であると位相の値が空間全体で大きくずれてしまったり、計算が不安定でＲＦ波形がうまく求まらなくなったりする場合がある。

【００４４】

なお、非特許文献２に記載された最適化手法では、理想的な照射パターンｍを再現させるためのＲＦ波形ｘを計算するために、式（１４）のようにｍ－ｆ（ｘ）の大きさが最小になるようにｘを最適化している。

【数１７】

$$\min_{x}\{\| m-f(x)\|_2^2+\beta\| x\|_2^2\} \qquad \cdots (14)$$

式（１４）において、βは、ｍ－ｆ（ｘ）の項とｘの長さの項とどちらに重みを置くのかを決めるパラメータである。

【００４５】

これに対し、式（１）では、式（１４）のｍ－ｆ（ｘ）の代わりにｍとｆ（ｘ）それぞれの絶対値の項および位相の項の差分の和を最小化の式の中に入れ、ｍ－ｆ（ｘ）の絶対値と位相それぞれの要素に別の重みを置いて最小化し、位相の重みを落としている。その結果、（１-χ-λ）が相対的に大きくなり、ＳＡＲを下げることに寄与する第３項、すなわちｘの長さの項を小さくできる。位相の重みを落とすことにより、位相誤差は増えることになるが、通常のＭＲＩの撮影画像では取得データの絶対値を輝度に直して評価することが多く、位相部分を画像化して評価することはまれであり、取得データの位相情報は必要がないことも多い。従って画像への影響は与えず、ＳＡＲを低減することが可能となる。式（１）におけるλの値は、従来法の式（１４）でβが１０の時、１／（β＊β）以下の3e-3程度の値が好ましい。なお、磁化率強調画像(Susceptability weighting imaging: SWI)などの位相マップを積極的に利用する撮像では、上述したχとλとの関係を入れ替えることも可能である。

【００４６】

ステップ２０５において、式（１）を満たすＲＦ波形ｘが算出されたならば、このＲＦ波形とステップ２０４で設定された傾斜磁場パターンを用いて励起した場合の照射パターンをシミュレーションする（ステップ２０６）。この照射パターンのシミュレーションも、ステップ２０５－１におけるｆ（ｘ）の算出で説明したように、近似を用いてブロッホの方程式を解くことにより行なう。微小角近似とＬＴＡ近似のうち、ステップ２０５では多数回の計算を行なうため計算量の少ない微小角近似を採用したが、このステップ２０６では１回の計算でよいので、精度の高いＬＴＡ近似を用いるほうが良い。

【００４７】

シミュレーションにより求めた照射パターンｍ'と、ステップ２０３で設定した照射パターンｍを比較し、その誤差がステップ２０３で設定した許容範囲内かどうかを判定するとともに、照射パターンｍ'による電磁波がＳＡＲ制限値以下かどうかを判定する（ステップ２０７）。照射パターンｍ'と設定照射パターンｍの比較は、例えば、画像からオペレータが判断してもよいし、絶対値の差が許容範囲かどうかを判断するようにしてもよい。

その結果、誤差が許容範囲内であって、照射パターンｍ'による電磁波がＳＡＲ制限値以下である場合は、そのシミュレーションに用いた傾斜磁場パターンとＲＦ波形を撮像条件として設定し、その撮像条件で撮像する（ステップ２０９、２１０）。またいずれかの条件を満たさない場合は、照射パターン、許容誤差、傾斜磁場パターン等の条件を変更し（ステップ２０８）、ステップ２０３～２０７を繰り返す。この条件の変更ステップ２０８は、例えば、オペレーターが入出力部１０５４を介して条件を入力しなおすことにより実行される。

【００４８】

以上、本発明の実施の形態として、データ処理部１０５が行なうＲＦ波形の算出を中心

にＭＲＩ装置の撮像手順を説明したが、ＲＦ波形の算出は、ＭＲＩ装置とは独立した計算機においても行なうことが可能である。また本実施の形態では、多次元励起の撮像シーケンスを例に説明を行なったが、撮像シーケンスはこれに限定されず任意である。さらにＲＦ波形の算出に用いた近似法は、計算機の能力や求める精度に応じて、適宜変更することが可能である。

【００４９】

以上説明したように本発明のＲＦ波形算出方法を用いることにより、照射パターンの絶対値部分と位相部分の重みを変えることができ、その結果として絶対値画像を劣化させることなくＲＦ波形のパワーを低減することができる。それにより超高磁場ＭＲＩ装置において問題となる被験者が受け取るＲＦパワーの量を減らすことができ、被験者の安全性を向上させることができる。

【００５０】

以下、本発明によるＲＦ波形シミュレーションの実施例を説明する。

＜実施例１＞

１．前提条件の設定

感度分布の均一なコイルで直径１０センチの円柱形を励起する場合を想定し、図４に示すような直径１０センチの円柱形を理想的な照射パターンｍとして定義した。

また直径２０センチの円形内部を１０巻きの渦巻状に４００点サンプリングするかたちで、式（１）の空間サンプリングベクトルｒを作成した。円柱内部でのフリップ角は４５度とした。それに対してＲＦ波形の時間サンプリング数は１００点とした。式（９）のＫ空間ベクトルのたどる経路（傾斜磁場パターン）は、最大波数０．３／ｃｍの外側から内側へと１０巻きの渦巻き型の軌跡とした。感度行列Ｓは均一感度のコイルを前提とし、４００×４００要素の対角単位行列とした。

【００５１】

２．ＲＦ波形の計算

このような前提条件で、従来法（特許文献２に記載された式（１４）を用いたＲＦ波形算定方法）と本発明の方法（式（１）を用いたＲＦ波形算定方法）を用いてＲＦ波形を算出した。式（１）のパラメータλ、χは、３種類の異なる組み合わせで計算を行なった。

従来法を微小角近似で計算する場合、式（１４）は式（１５）のように書き換えられる。

【数１８】

$$\min_{x}\{\| m - Ax \|_2^2 + \beta \| x \|_2^2\} \qquad \cdots (15)$$

式(１５)を解く１つの方法として、式(１６)のように逆行列を使う方法を用いた。β＝１０とした。

【数１９】

$$x = (A^T A + \beta I)^{-1} A^T m \qquad \cdots (16)$$

なおこの計算ではＲＦ波形ｘは以下のように規格化してある。ＲＦ波形ｘを矩形波とした場合にその短冊状の波形の各時間要素の和ＳＵＭ（ｘ）がフリップ角（ラジアン）となるように規格化した。照射パターンｍの単位はＲＦ波形ｘと同じ単位であるラジアンである。

【００５２】

３．評価

従来法と、本発明の方式で算出したＲＦ波形ｘについて、それぞれのＳＡＲを矩形波の１８０度パルスとの比で求め、比較した。また、求めたＲＦ波形ｘからＬＴＡ近似を用いて核磁化のシミュレーションを行い、フリップ角を輝度に直して画像化し、理想的な照射パターンｍと比較した。比較する数値は理想プロファイルの絶対値とＬＴＡ近似から求められたプロファイルの絶対値との誤差（normalized root mean square error: NRMSE）を

％で示した。また、本発明では位相部分の誤差の増大とＳＡＲの低下とがトレードオフの関係であるので位相部分の誤差の大きさも画像化して従来法と比較した。

【００５３】

表１に従来法と本発明での結果を示す。

【表１】

方法およびパラメータの値	１８０度の同じ時間長さの矩形パルスと比べたSAR	照射パターンの絶対値の理想との誤差NRMSE [%]
従来法β＝１０	0.190	10.3
本発明：係数１（λ、χ）＝1e-2, 1e-5	0.155	10.5
本発明：係数２（λ、χ）＝6e-3, 1e-6	0.137	11.2
本発明：係数３（λ、χ）＝3e-3, 3e-6	0.109	13.9

【００５４】

式（８）でＳＡＲを下げる効果はλまたはχに対して（１－λ－χ）の値が、より１に近いほど大きい。表１の係数１、係数２、係数３の結果から、λの値が下がればＳＡＲの値も０．１５５，０．１３７、０．１０９と下がっていくことがわかる。照射パターンの誤差はそれに従って１０．５％、１１．２％、１３．９％と少しずつ増えている。本発明の係数２の結果では、従来法に比べて照射パターンの誤差が１０．３％から１１．２％へと約６．７％増えているものの、ＳＡＲが０．１９０から０．１３７と約２８％も下げることができた。

【００５５】

図５（ａ）、（ｂ）に、それぞれ、本発明（係数２の場合）による照射パターンの絶対値と従来法による照射パターンの絶対値を示す。図５（ａ）、（ｂ）から、それぞれ中心部分が０．７程度円柱状に励起され、周囲は０付近の値を示していることがわかる。照射パターンの誤差の計算結果から、従来法の照射パターン（ｂ）は、本発明の照射パターン（ａ）よりも約６．７％、理想的なプロファイルに近いはずであるが、画像で判断する場合にはどちらの優劣もつけがたい程度の差であることがわかる。

【００５６】

図６（ａ）、（ｂ）に、それぞれ、本発明（係数２の場合）で算出したＲＦパルス波形と、従来法で算出したＲＦパルス波形を示す。横軸が時間[ｍｓ]であり縦軸は規格化されたＲＦ波形の大きさである。図６（ａ）、（ｂ）で縦軸の範囲は同一にしてある。図６中、太線が複素数の実数部分、細線が複素数の虚数部分を示している。

【００５７】

図６（ａ）のＲＦ波形と（ｂ）のＲＦ波形を見比べると、（ａ）のほうがＲＦ波形の大きさが小さくなっていることがわかる。ＳＡＲの値はＲＦ波形の絶対値の２乗に比例する。（ａ）のＲＦ波形では、（ｂ）のＲＦ波形に比べてＳＡＲが２８％減少し、ＲＦ波形が小さくなっている。その結果ＭＲＩ検査を受ける被験者に与えるＲＦパワーの量が減少するという利点が確かめられた。

【００５８】

図７（ａ）および（ｂ）に、それぞれ本発明（係数２の場合）および従来法の照射パターンの位相成分の等高線マップを示す。等高線は０．０４ラジアンごとに引かれている。図７の点線で示した円形は、画像の中心部分の直径１０センチのフリップ角４５度に設定されている領域を示している。図７（ｂ）からわかるように、従来法では円柱内部の位相は０±０．０４ラジアンの範囲に入っている。一方、図７（ａ）では位相は０±０．２ラ

ジアン程度の山と谷が生じていることがわかるが、この範囲では、ＭＲＩ画像として絶対値画像を使用する場合問題とならない場合が多い。

【００５９】

＜実施例２＞

１．前提条件

理想的な照射パターンｍとして、図８（ａ）に示すような、直径４センチでフリップ角４５度の円柱とその隣に接する直径６センチフリップ角３０度の円柱、合計２つの円柱を励起するパターンを設定した。Ｋ空間は巻き数１０の渦巻き型の傾斜磁場で掃引することとし、Ｋの最大値は０．５／ｃｍ、時間サンプリング数は４００点、空間サンプリング数は1辺２０センチの正方形を４０ｘ４０の１６００点でサンプリングした。

【００６０】

２．ＲＦ波形計算および評価

実施例１と同様に、従来法と本発明の方法でＲＦ波形を算出し、算出したＲＦ波形からＬＴＡ近似を使って照射パターンを計算し、照射パターンの絶対値の誤差（％）、ＳＡＲの値、および照射パターンの位相を比較した。ただし、ＲＦ波形の計算において、従来法の式（７）の中のβは１０、本発明方法の式（８）の中のλは３ｅ－３（10^{-3}）、χは３ｅ－６（10^{-6}）の値とした。

【００６１】

以下に結果を示す。図８（ｂ）は本発明の方法による２つの円柱の照射パターンの絶対値を示す。直径４センチの細い円柱はフリップ角４５度に設定されているので約０．７程度の値に励起されている。直径６センチの太い円柱はフリップ角３０度であるので０．５程度の値に励起されていることがわかる。今回の実施例でのパラメータ設定では照射パターンの絶対値のエラーは従来法で９．７％、本発明の方法で９．６％と本発明の方法のほうが若干良い結果となった。

【００６２】

図９（ａ）および（ｂ）に、それぞれ本発明の方法と従来法とで計算したＲＦ波形の実数成分と虚数成分を示す。横軸は時間[ｍｓ]を示す。（ａ）と（ｂ）の縦軸のスケールは同じにしている。図９（ａ）および（ｂ）からわかるように、（ａ）に示す本発明による結果のほうがＲＦ波形の大きさが小さくなっている。同じ時間長さの矩形１８０度相当のＲＦ波形のＳＡＲの値を１とすると、従来法は０．１４１、本発明の方法は０．１１２となり、約２１％ＳＡＲが低減したことがわかる。

【００６３】

図１０（ａ）および（ｂ）に、それぞれ本発明の方法と従来法による照射パターンの位相成分を等高線で示す。等高線は０．０５ラジアンごとに引かれている。（ｂ）に示す従来法では、２つの円柱内部が０±０．０５ラジアンの範囲に入っていることがわかる。（ａ）に示す本発明の方法では、０±０．１ラジアンの範囲で位相の山と谷ができていることがわかる。本発明では絶対値画像には関係しない照射パターンの位相成分の誤差を増加させることで従来法よりもＳＡＲ低減を実現していることがわかる。

【産業上の利用可能性】

【００６４】

本発明によれば、理想的な複素成分を持つプロファイルを実現するように、ＲＦ波形を計算する最小化ルーチンにおいて、理想的なプロファイルとの位相成分の誤差と、ＲＦ波形のパワーの大きさをトレードオフの関係にすることができる方法が提供される。

この方法はＭＲＩ装置の一部として使用可能のほか、より一般的に照射ＲＦコイルと照射パターンが問題となるようなあらゆる機器、たとえば電子レンジ、携帯電話基地局、電磁界解析システム等、に応用可能である。

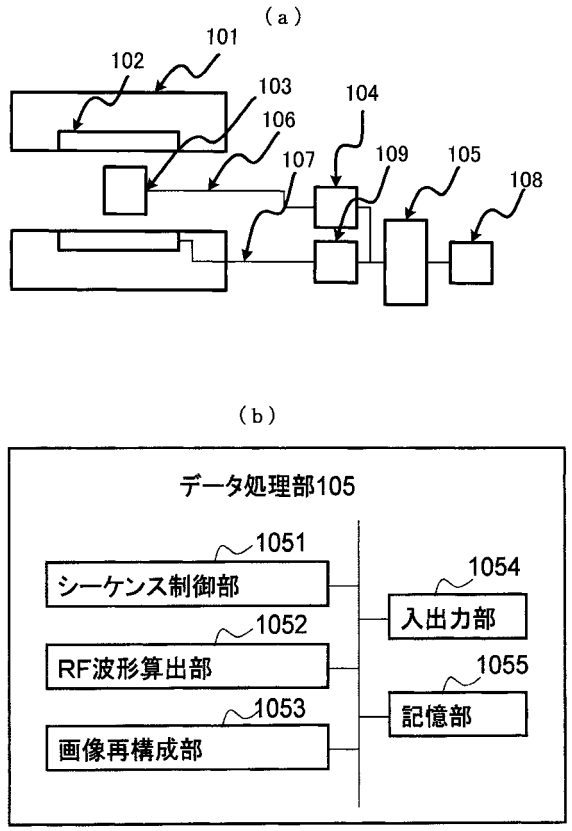
【図面の簡単な説明】

【００６５】

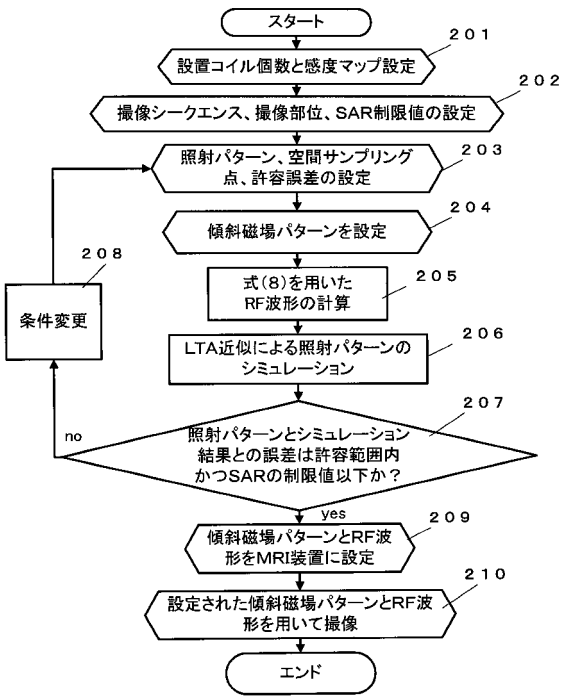
【図１】（ａ）本発明が適用されるＭＲＩ装置の一実施の形態を示す図、（ｂ）データ処理部の詳細を示すブロック図

【図２】ＭＲＩ装置の撮像手順を示すフロー図
【図３】本発明のＭＲＩ装置が採用する撮像シーケンス（一部）の一例を示す図
【図４】理想照射パターンの一例を示す図
【図５】（ａ）本発明による１つの円柱励起の絶対値プロファイルの図、（ｂ）従来法による１つの円柱励起の絶対値プロファイルの図
【図６】（ａ）本発明による１つの円柱励起の場合のＲＦ波形、（ｂ）従来法による１つの円柱励起の場合のＲＦ波形
【図７】（ａ）本発明による１つの円柱励起の位相プロファイルの等高線図、（ｂ）従来法による１つの円柱励起の位相プロファイルの等高線図
【図８】（ａ）２つの円柱励起の理想照射パターンの一例を示す図、（ｂ）本発明による２つの円柱励起の絶対値プロファイルの図
【図９】（ａ）本発明による２つの円柱励起の場合のＲＦ波形、（ｂ）従来法による２つの円柱励起の場合のＲＦ波形
【図１０】（ａ）本発明による２つの円柱励起の位相プロファイルの等高線図、（ｂ）従来法による２つの円柱励起の位相プロファイルの等高線図
【符号の説明】
【００６６】
１０１…静磁場マグネット、１０２…傾斜磁場コイル、１０３…ＲＦコイル、１０４…送受信機、１０５…データ処理部／操作部、１０８…ディスプレイ、１０９…傾斜磁場電源、１０５１…シーケンス制御部、１０５２…ＲＦ波形算出部、１０５３…画像再構成部、１０５４…入出力部、１０５５…記憶部。

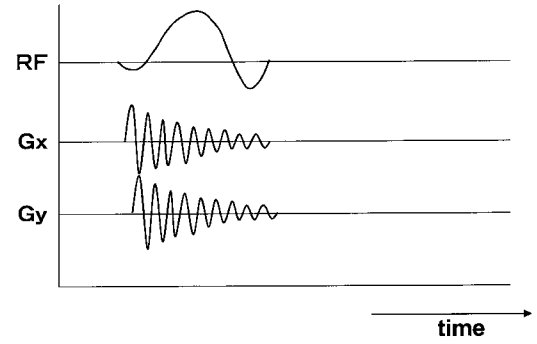
【図１】



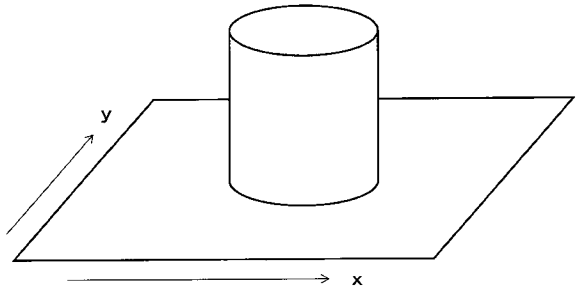
【図２】



【図３】

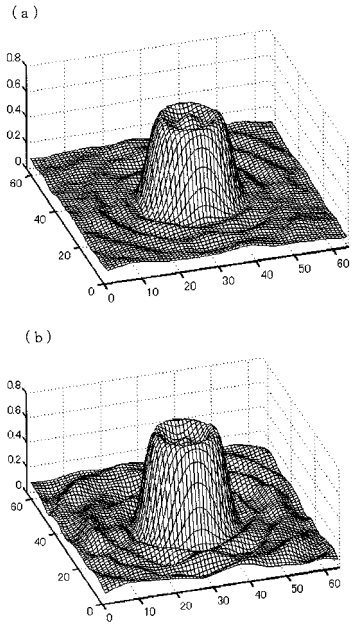


【図４】

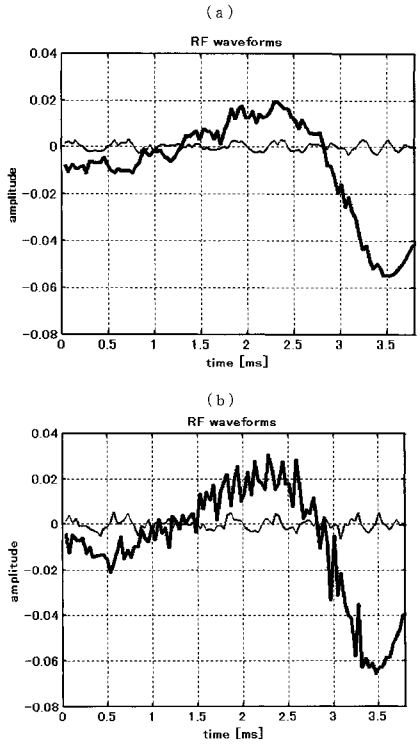


If $\sqrt{(x^2+y^2)}<r$, $|m|=1$
If $\sqrt{(x^2+y^2)}>r$, $|m|=0$
$\angle m=0°$
(rは、円筒の半径)

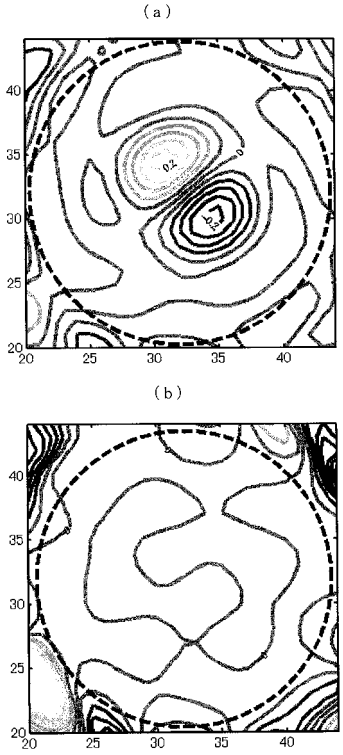
【図５】



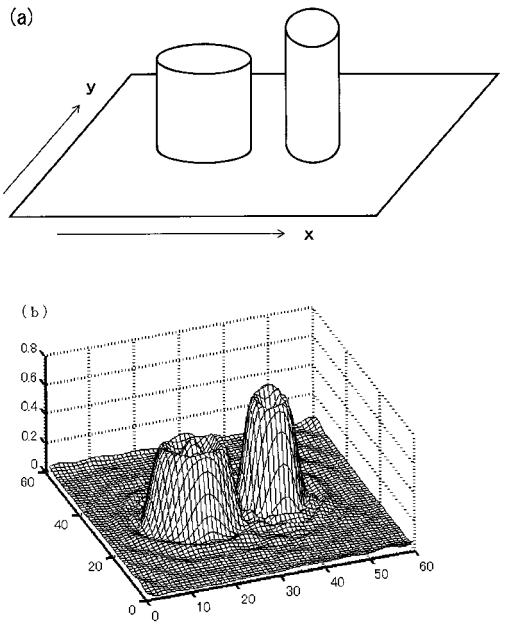
【図６】



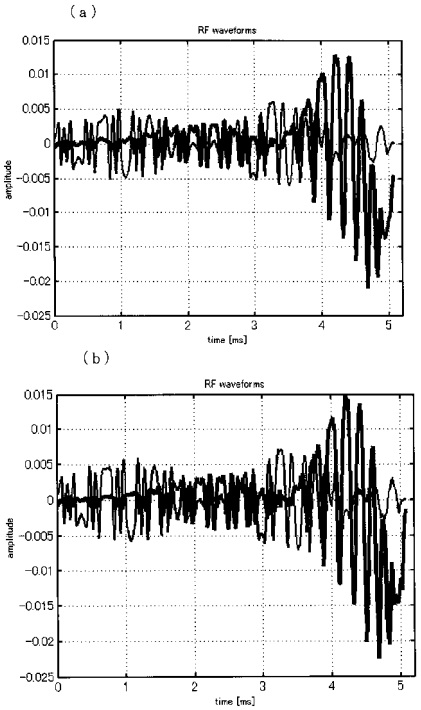
【図７】



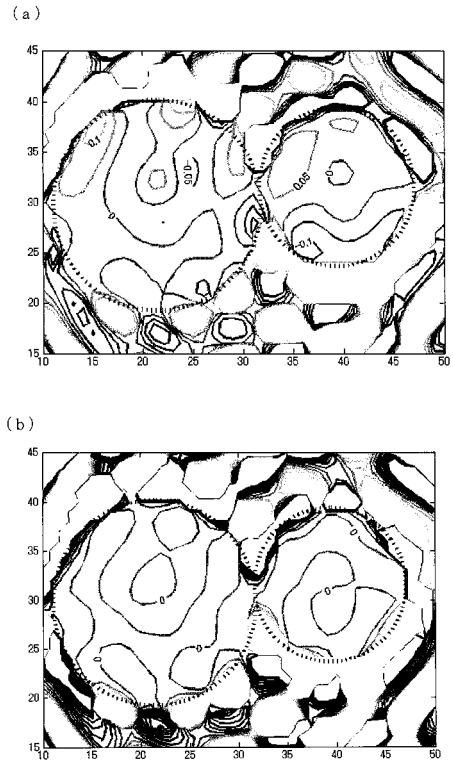
【図８】


(a)
y
x
(b)

【図９】


(a)
RF waveforms
amplitude
time [ms]
(b)
RF waveforms
amplitude
time [ms]

【図１０】


(a)
(b)

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 １－１２９８４１（ＪＰ，Ａ）
特開平 １－２１８４３５（ＪＰ，Ａ）
特表平 ６－５００９４７（ＪＰ，Ａ）
特開平 ７－３１３４８４（ＪＰ，Ａ）
特開平 ７－３１３４８５（ＪＰ，Ａ）
特開２００２－３２５７４２（ＪＰ，Ａ）
特開２００３－１９０１１４（ＪＰ，Ａ）
特開２００５－１５２６５７（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２００５／００５０９９２（ＵＳ，Ａ１）
米国特許第６８０１０３７（ＵＳ，Ｂ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ 5／０５５
Ｇ０１Ｒ ３３／４８