

(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
2015年7月30日(30.07.2015)



(10) 国際公開番号
WO 2015/111493 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) *G01R 33/48* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/050902
- (22) 国際出願日: 2015年1月15日(15.01.2015)
- (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 2014-012796 2014年1月27日(27.01.2014) 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1番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 倉谷 厚志(KURATANI, Atsushi); 〒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, 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, 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, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロパ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ユーロパ (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).

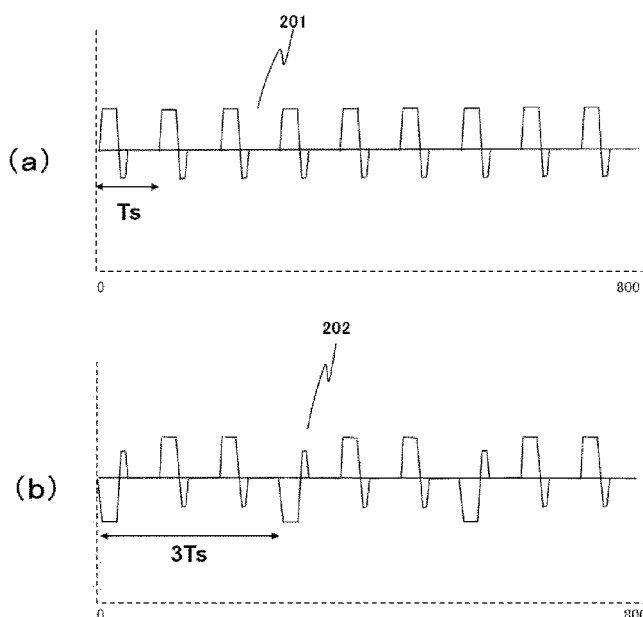
添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE AND METHOD FOR REDUCING NOISE

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置及び騒音低減方法

[図2A]



低周波側に移行させる騒音抑制制御を行う。

(57) Abstract: Provided is a magnetic resonance imaging (MRI) device which is capable of converting high frequency noise during measurements into low frequency noise. The device comprises gradient magnetic field devices (9, 10) which apply a pulsed gradient magnetic field to a subject placed in a static magnetic field, and a measurement control unit (4) which drives the gradient magnetic field devices with gradient magnetic field pulses and measures magnetic resonance imaging data. The measurement control unit alters the waveform of the gradient magnetic field pulses during repetition of the gradient magnetic field pulses of a regular period, and performs noise reduction control for converting the frequency of the noise generated by the gradient magnetic field devices to a lower frequency.

(57) 要約: 計測中の高周波の騒音を低周波化することができるMRI装置を提供するために、静磁場中に置かれた被検体にパルス状の傾斜磁場を印加する傾斜磁場装置(9,10)と、傾斜磁場装置を傾斜磁場パルスにより駆動して磁気共鳴画像データを計測する計測制御部4を備えた磁気共鳴イメージング装置であって、計測制御部は、一定周期の傾斜磁場パルスの繰返し中に傾斜磁場パルスの波形を変えて、傾斜磁場装置が発生する騒音の周波数を

明 細 書

発明の名称：磁気共鳴イメージング装置及び騒音低減方法

技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴イメージング装置に係り、具体的には、静磁場中に置かれた被検体にパルス状の傾斜磁場を印加する傾斜磁場装置が発生する騒音を緩和する技術に関する。

背景技術

[0002] 磁気共鳴イメージング装置(以下、MRI装置と称する。)は、傾斜磁場コイルを備えた傾斜磁場装置を用いて、静磁場中に置かれた被検体にパルス状の局所的な傾斜磁場を印加してMR画像を取得する。傾斜磁場を発生させる際、傾斜磁場コイルに電磁気力が発生し、これが傾斜磁場コイルを備えた傾斜磁場装置に機械的歪みを生じさせて、傾斜磁場装置から騒音が発生する。特に、傾斜磁場コイルに流通する傾斜磁場パルスの電流の繰り返し時間(周期)が極めて短い場合、高い周波数の音になる。この音は、撮像の際に被検体に大きな精神的負担を与えるため、騒音低減はMRI装置において重要な課題である。

[0003] 例えば、特許文献1には、パルスシーケンスに従った傾斜磁場コイルの駆動により電磁気力が発生し、傾斜磁場コイルが機械的歪み(振動)を生じて騒音が発生するという問題への対応がなされている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：米国特許第6567685号明細書

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかし、特許文献1では、傾斜磁場パルスの繰り返し間隔(周期)が短い場合において、傾斜磁場が短時間で立ち上がり立ち下りが繰り返すので高周波の騒音になり、被検体が大きな不快感をもつ騒音を抑制することについては、十分に配慮されていない。

[0006] 本発明が解決しようとする課題は、上記事情を鑑みて、計測中の高周波の騒音を低周波化することができる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

[0007] 上記の課題を解決するため、本発明は、静磁場中に置かれた被検体にパルス状の傾斜磁場を印加する傾斜磁場装置と、前記傾斜磁場装置を傾斜磁場パルスにより駆動して磁気共鳴画像データを計測する計測制御部を備えた磁気共鳴イメージング装置であって、前記計測制御部は、一定周期の前記傾斜磁場パルスの繰返し中に前記傾斜磁場パルスの波形を変えて、前記傾斜磁場装置が発生する騒音の周波数を低周波側に移行させて騒音抑制制御を行うことを特徴とする。

[0008] すなわち、本発明は、一定周期の傾斜磁場パルスの繰返し中に傾斜磁場パルスの波形を変えると、波形が変わった傾斜磁場パルスに連なる複数の傾斜磁場パルスの印加間隔(周期)を長周期化できるという知見に基づくものである。一般に、人は周波数が高いほど不快に感ずるから、騒音の周波数を低周波側に移すことにより、被検体である人の不快感を軽減することができる。

発明の効果

[0009] 本発明によれば、計測中の高周波の騒音を低周波に落とすことができる。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]本発明に係るMRI装置の一実施形態の全体構成を示すブロック図

[図2A](a)は従来の傾斜磁場パルス、(b)は実施例1の傾斜磁場パルスのそれぞれ時間変化を示す図

[図2B](a)は図2A(a)の従来の傾斜磁場パルスをフーリエ変換した周波数分布図、(b)は図2A(b)の実施例1の傾斜磁場パルスをフーリエ変換した周波数分布図

[図3A](a)は従来の傾斜磁場パルス、(b)は実施例2の傾斜磁場パルスのそれぞれ時間変化を示す図

[図3B](a)は図3A(a)の従来の傾斜磁場パルスをフーリエ変換した周波数分布を示す図、(b)は図3A(b)の実施例2の傾斜磁場パルスをフーリエ変換した周波

数分布図

[図4A](a)は従来の傾斜磁場パルス、(b)は実施例3の傾斜磁場パルスのそれぞれ時間変化を示す図

[図4B](a)は図4A(a)の従来の傾斜磁場パルスをフーリエ変換した周波数分布図、(b)は図4A(b)の実施例3の傾斜磁場パルスをフーリエ変換した周波数分布図

[図5A](a)は従来の傾斜磁場パルス、(b)は実施例4の傾斜磁場パルスのそれぞれ時間変化を示す図

[図5B](a)は図5A(a)の従来の傾斜磁場パルスをフーリエ変換した周波数分布図、(b)は図5A(b)の実施例4の傾斜磁場パルスをフーリエ変換した周波数分布図

[図6]傾斜磁場装置の騒音の周波数特性と、傾斜磁場パルスの周期を変化させた時の騒音レベルと周波数の関係を示した図

[図7]MRI装置の騒音抑制制御の各実施例における静音化パラメータ等を示す操作画面の一例を示す図

[図8]傾斜磁場パルスの極性反転時の同スライス位置の励起周波数の算出方法を説明する図

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を実施形態及び実施例に基づいて説明する。

[0012] 図1を参照して、本発明のMRI装置の一実施形態について説明する。なお、発明の実施形態を説明する全ての図において、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を省略する。図1に示すように、本実施形態のMRI装置は、核磁気共鳴(NMR)現象を利用して被検体の断層画像を撮像するものである。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、計測制御部4と、演算処理部(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均一な静磁場を発生させる。また、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。そして、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とから成る。これらの傾斜磁場コイル9と傾斜磁場電源10によって、傾斜磁場装置が構成される。傾斜磁場電源10は、X, Y, Z軸のそれぞれの傾斜磁場コイル9に対応して設けられ、後述の計測制御部4から出力される傾斜磁場パルスに従って、それぞれの傾斜磁場電源10が駆動される。これにより、X, Y, Zの3軸方向に傾斜磁場 G_x , G_y , G_z が印加される。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選択の傾斜磁場パルス(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の傾斜磁場パルス(G_p)と周波数エンコードの傾斜磁場パルス(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] 計測制御部4は、励起周波数の高周波磁場パルス(以下、「RFパルス」という。)と傾斜磁場パルスを、設定され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ある。計測制御部4は、演算処理部8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に送るようになっている。

[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あり、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とから構成される。

[0017] 高周波発振器11から出力された高周波パルスを計測制御部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。

- [0018] 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、計測制御部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。
- [0019] 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とを有して形成される。受信系6からのデータが演算処理部8に入力されると、演算処理部8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。
- [0020] 操作部25は、MRI装置の各種制御情報や信号処理系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等から成る。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。
- [0021] 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。
- [0022] 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、又は機能を2次元もしくは3次元的に撮像する。

[0023] 以下、計測制御部4が実行する本発明の特徴部である騒音抑制制御を実施例に分けて説明する。基本的に、傾斜磁場装置が発生する騒音の周波数を低周波側に移す騒音抑制制御を行うために、一定周期の傾斜磁場パルスの繰返し中に傾斜磁場パルスの波形を変える具体的な方法として、次に説明する各実施例の方法、あるいはそれらの各実施例を適宜組み合わせた方法を適用することができる。

実施例 1

[0024] 本実施例1は、一定周期の傾斜磁場パルスの繰返し中に、少なくとも一つの傾斜磁場パルスの極性を反転して、設定繰返し数の傾斜磁場パルス列の波形を変える例である。図2A(a)にグラジエントエコー系に用いられる一定周期で印加されているスライス選択の傾斜磁場パルス201を示す。図2A(b)に本実施例のスライス選択の傾斜磁場パルス202を示す。本実施例の傾斜磁場パルス202は、同図に示すように、一定周期で印加されている傾斜磁場パルスの繰返し数の3回に1回、極性を反転して波形を変えたパルス列パターンである。

[0025] 図2B(a)のグラフ203は、図2A(a)の傾斜磁場パルス201をフーリエ変換した周波数分布図であり、符号204は騒音の基音となる周波数、符号205は基音の倍音となる周波数である。図2B(b)のグラフ206は、図2A(b)の傾斜磁場パルス202をフーリエ変換した周波数分布図であり、横軸は周波数を示し、縦軸は騒音の強度に相関する値である。また、同図中の符号207は騒音の基音となる周波数であり、符号208は基音の倍音となる周波数である。

[0026] それらのグラフからわかるように、一定周期で印加されていた傾斜磁場パルス202の設定された設定繰返し数 n (ただし、 n は自然数であり、図示例では $n=3$ である。)のうち、設定数 m (ただし、 m は自然数であり、 $m < n/2$ である。図示例では $m=1$ である。)の傾斜磁場パルス202の極性を反転している。言い換えれば、設定繰返し数 n の傾斜磁場パルス202からなるパルス列の先頭の傾斜磁場パルスの極性を、他の傾斜磁場パルスに対して反転する。これにより、長周期の間隔で傾斜磁場パルスが印加されるようになり、図2B(b)のフーリエ変換した周波数分布図にも示されているように、基音の周波数が低周波側に

移っている。このことは、傾斜磁場装置から発せられる騒音が高周波から低周波へ移行することを意味する。

[0027] 例えば、図2A(a)の傾斜磁場パルス201の繰返し間隔(周期)が T_s のとき、基音が $1/T_s$ (Hz)の周波数の音が発生している。これに対し、図2A(b)のように傾斜磁場パルス202を3回に1回反転すると、基音が $1/3T_s$ (Hz)の周波数の音に変わる。この時、音のエネルギーが各周波数に分散され、基音と倍音を含めた各周波数の音のレベルは下がる。

[0028] ここで、スライス選択の傾斜磁場パルスを反転する際は、スライス位置が反転前と比べて変わらないようにするため、RFパルスの励起周波数を算出して変更する。具体的には、図8に示すように、傾斜磁場パルスを反転させて同じスライス位置を励起するために、その位置の静磁場強度 B_0 と傾斜磁場強度(正転時 $G+$ 、反転時 $G-$)とラーモア周波数 γ から求まる励起周波数(正転時 $\omega+$ 、反転時 $\omega-$)のRFパルスを照射する。

[0029] なお、図2A、Bの例では、 $n=3$ 、 $m=1$ の例を示し、設定繰返し数3の傾斜磁場パルスの先頭の傾斜磁場パルスの極性を反転させたパルス列を、必要なスライス枚数に応じて繰返す例を示した。しかし、極性を反転する傾斜磁場パルスは先頭に限られるものではなく、任意の位置、任意の設定数 m の傾斜磁場パルスの極性を反転し、フーリエ変換して周波数低減効果を確認して採用する。

[0030] 例えば、基音の周波数($1/T_s$)を $1/n$ 倍するときは、 n 回の繰返しに関して、 m 回以下の反転を行うことも可能である。また、騒音抑制制御を行わなくても、騒音の基音が人には影響のない20Hz以下の周波数の場合は、騒音抑制制御を行わないようにすることも可能である。

[0031] 本実施例1は、一定周期の傾斜磁場パルスの繰返し中に、少なくとも一つの傾斜磁場パルスの極性を反転して、傾斜磁場パルスの波形を変えている。これにより、本実施例によれば、極性が反転された傾斜磁場パルスに連なる複数の傾斜磁場パルスの印加間隔(周期)を長周期化できる。つまり、一定周期 T_s の傾斜磁場パルスの設定繰返し数 n の繰返し中に、例えば設定数 m の傾斜磁場

パルスの極性を反転することにより、一定周期 T_s の傾斜磁場パルスで繰り返し駆動される傾斜磁場装置は、 n 倍の周期 nT_s のパルス列により駆動されることになる。その結果、傾斜磁場装置の騒音の基音の周波数が $1/nT_s$ になり低周波数化することができる。一般に、人は周波数が高いほど不快に感ずるから、騒音の周波数を低周波側に移すことにより、被検体である人の不快感を軽減することができる。

[0032] また、本実施例1の騒音抑制制御には、種々の補助機能を付加することができる。例えば、図7に示すユーザインターフェイス(UI)701を、図1の操作部25或いはディスプレイ20の画面上に表示することができる。図7のUI701は、騒音抑制制御フラグ702、抑制前の騒音周波数703、抑制後の騒音周波数704、 $1/nT_s$ (Hz)のパラメータ n 705である。また、符号706は、騒音抑制制御のタイプを表示しており、具体的には騒音抑制制御の実施例のタイプを表示する。ユーザは、UI701を用いて、騒音抑制制御フラグ702をオン/オフして騒音抑制制御を行うか否か選択できる。

[0033] 抑制前及び抑制後の騒音周波数703、704を表示させること、あるいはそれらの周波数をユーザによって選択できるようにしてもよい。その際、スライス選択の傾斜磁場パルスの周期 T_s から算出される $1/T_s$ (Hz)を表示し、パラメータである設定繰返し数 n 705を選択することで任意の周期及び周波数($1/nT_s$)を選択できるようにしてもよい。

[0034] また、スライス毎の傾斜磁場方向を揃える制限を入れる場合は、設定繰返し数 n のスライス選択の場合、 n はスライス枚数に相当するから、 $1/T_s$ 、 $1/2T_s$ 、 $\dots$ 、 $1/(n-1)T_s$ 、 $1/nT_s$ (Hz)に制限して選ぶことができ、その際 n に対して割り切れる数で制限することが望ましい。また、騒音抑制制御のタイプ706は、騒音抑制制御に係る各実施例の組み合わせを選択することもできる。

[0035] 本実施例1は、異なるスライス間の反転に限らず、スピンエコー系の 90° RFパルスと 180° RFパルス間の同スライス間や、ファーストスピンエコー系の 180° RFパルス間の同スライス間に適用することができる。

[0036] 本実施例1の傾斜磁場の極性反転による騒音抑制制御は、スライス選択の傾

斜磁場パルスに限らず、周波数エンコードの傾斜磁場パルス、位相エンコードの傾斜磁場パルスの騒音抑制に対しても適用することができる。この場合、計測される磁気共鳴画像データのk空間の配置も同時に反転させればよい。また、RFパルスにより選択励起されたプロトンの横磁化を位相分散させるために印加するクラッシャーパルスの騒音抑制に適用することができる。

実施例 2

[0037] 本実施例2は、一定周期の傾斜磁場パルスの繰返し中に、少なくとも一つの傾斜磁場パルスの印加時間(パルス幅)を増大して、設定繰返し数の傾斜磁場パルス列の波形を変える例である。図3A(a)にエコープラナーイメージング等に用いられる一定周期で印加されている周波数エンコードの傾斜磁場パルス301を示す。図3A(b)に本実施例の周波数エンコードの傾斜磁場パルス302を示す。

[0038] 本実施例の傾斜磁場パルス302は、同図に示すように、一定周期 T_s で印加されている周波数エンコードの傾斜磁場パルス302の上下反転を繰返し数「1」として数えると、設定繰返し数 n (図示例では、 $n=4$)中に、設定数 m (図示例では、 $m=1$)の斜磁場パルスの印加時間(パルス幅)を増大したパルス列としている。図3B(a)のグラフ303は、傾斜磁場パルス301をフーリエ変換したものであり、符号304は基音となる周波数、符号305は倍音となる周波数である。図3B(b)のグラフ306は、図3A(b)の傾斜磁場パルス302をフーリエ変換したものであり、横軸は周波数を示し、縦軸は騒音の強度に相関する値である。

[0039] また、符号307は基音となる周波数、符号308は倍音となる周波数である。

[0040] 一定周期で印加されていた傾斜磁場パルスの印加時間(パルス幅)を増大することによって、長周期の間隔で傾斜磁場が印加されるようになり、発せられる音も高周波から低周波へ移行する。すなわち、図3A(a)の傾斜磁場の上下反転の間隔(周期)が T_s であるとする、基音が $1/T_s$ (Hz)の周波数の音が発生されていたものが、設定繰返し数 n (図示例では、 $n=4$)に設定数 m 図示例では、 $m=1$)の傾斜磁場パルスの印加時間が増大するので、その増加分の時間を T_a とすると、基音が $1/(4T_s + T_a)$ (Hz)の周波数の音に変わる。この時、音のエネ

ルギーが各周波数に分散され、基音と倍音を含めた各周波数の音のレベルは下がる。

[0041] 本実施例2は、一定周期の傾斜磁場パルスの繰返し中に、少なくとも一つの傾斜磁場パルスの印加時間(パルス幅)を増大することにより、傾斜磁場パルスの波形を変えている。これにより、本実施例2によれば、パルス幅が増大された傾斜磁場パルスに連なる複数の傾斜磁場パルスの印加間隔(周期)を長周期化できる。

[0042] つまり、一定周期で印加されていた複数の傾斜磁場パルス列の印加時間を増大することによって、一定周期 T_s の傾斜磁場パルスで繰返し駆動される傾斜磁場装置は、周期 $(nT_s + T_a)$ のパルス列により駆動されることになる。その結果、傾斜磁場装置の騒音の基音の周波数が $1/(nT_s + T_a)$ になり低周波数化することができ、発せられる音も高周波から低周波へ移行するから、実施例1と同様に、被検体である人の不快感を軽減することができる。

[0043] なお、本実施例2のように、周波数エンコードの傾斜磁場パルスの印加時間(パルス幅)を変更する際は、画像コントラストを保つためにエコー取得時間 T_E は変えないようにすることは言うまでもない。

[0044] また、実施例1と同様に、図7に示すユーザインターフェイス(UI)701などの種々の補助機能を付加することができる。また、実施例1と同様、傾斜磁場の印加時間を変化させる対象は、周波数エンコードの傾斜磁場パルスに限らず、スライス選択傾斜磁場パルスであっても、位相エンコードパルスであっても良い。また、RFパルスにより選択励起されたプロトンの横磁化を位相分散させるために印加するクラッシャーパルスであっても良い。さらに、実施例1と組み合わせて実施しても良く、各計測に用いるパルス形状によって組み合わせを決めておくことができる。

実施例 3

[0045] 実施例3は一定周期の傾斜磁場パルスの繰返し中に、少なくとも一つの傾斜磁場パルスの印加タイミングを時間軸方向に移動して、設定繰返し数の傾斜磁場パルス列の波形を変える例である。言い換えれば、傾斜磁場パルスの印

加間隔を変えて、傾斜磁場パルスのパルス列の波形を変えている。これにより、本実施例3によれば、長周期の間隔で傾斜磁場が印加されるようになり、発せられる音も高周波から低周波へ移行することになる。

[0046] つまり、図4A(a)に一定周期で印加されているスライス選択の傾斜磁場パルス401を示す。図4A(b)に、本実施例の一定周期で印加されているスライス選択の傾斜磁場パルスの印加間隔を、設定繰返し数2のパルス列において、設定数1の傾斜磁場パルスの印加間隔を変化させて、波形を変えたパルス列パターンを有する傾斜磁場パルス402を示す。また、図4B(a)のグラフ403は、図4A(a)の傾斜磁場パルス401をフーリエ変換した周波数分布図であり、符号404は騒音の基音となる周波数であり、符号405は基音の倍音となる周波数である。図4B(b)のグラフ406は、図4A(b)の傾斜磁場パルス402をフーリエ変換した周波数分布図であり、横軸は周波数を示し、縦軸は騒音の強度に相関する値である。また、同図中の符号407は騒音の基音となる周波数であり、符号408は基音の倍音となる周波数である。

[0047] 図4A(a)の傾斜磁場パルス401の間隔(周期)を T_s とすると、基音が $1/T_s$ (Hz)の周波数の音が発生される。これに対し、図4A(b)の傾斜磁場パルス402のように波形を変えて、設定繰返し数 n (図示例では、 $n=2$)に設定数 m (図示例では、 $m=1$)の傾斜磁場パルスの印加間隔を変える。つまり、設定繰返し数2の傾斜磁場パルス列の1回目と2回目の傾斜磁場パルスの印加間隔を短くしている。

[0048] 言い換えれば、2回目の傾斜磁場パルスの印加タイミングを1回目の傾斜磁場パルスの方向に移動して、1回目の傾斜磁場パルスとの間隔を短くしている。これにより、図4A(b)に示す設定繰返し数 n の傾斜磁場パルス列の周期は nT_s になり、その結果、図4B(b)に示すように、傾斜磁場装置から発生される音は、基音が $1/(2T_s)$ (Hz)の周波数に変わる。これにより、実施例1、2と同様に、被検体である人の不快感を軽減することができる。この時、音のエネルギーが各周波数に分散され、基音と倍音を含めた各周波数の音のレベルは下がる。

[0049] また、実施例1と同様に、図7に示すユーザインターフェイス(UI)701などの種々の補助機能を付加することができる。また、実施例1と同様、傾斜磁場の印加時間を変化させる対象は、スライス選択の傾斜磁場パルスに限らず、周波数エンコード傾斜磁場パルスであっても、位相エンコードパルスであってもk空間の配置が正しく行われればよい。また、RFパルスにより選択励起されたプロトンの横磁化を位相分散させるために印加するクラッシャーパルスであってもよい。さらに、その他の実施例と組み合わせて実施してもよい。

実施例 4

[0050] 本発明の実施例4を説明する。本実施例4は、一定周期の傾斜磁場パルスの繰返し中に、傾斜磁場パルスの強度を変えて、設定繰返し数の傾斜磁場パルス列の波形を変える例である。図5A(a)に、一定周期で印加されているスライス選択の傾斜磁場パルス501を示す。図5A(b)は、図5A(a)に示した傾斜磁場パルス501のクラッシャーパルスの印加強度を設定繰返し数 n (図示例では、 $n=4$)である。図5A(b)は、設定数 m (図示例では、 $m=4$)のクラッシャーパルスの強度を変化させて、一定周期で印加されている傾斜磁場パルス502を示す。

[0051] 図5B(a)のグラフ503は、図5A(a)に示した傾斜磁場パルス501をフーリエ変換した周波数分布図であり、符号504は基音となる周波数であり、符号505は倍音となる周波数である。図5B(b)のグラフ506は、図5A(b)の傾斜磁場パルス502をフーリエ変換した周波数分布図であり、横軸は周波数を示し、縦軸は騒音の強度に相関する値である。また、符号507は基音となる周波数であり、符号508は倍音となる周波数である。この時、音のエネルギーが各周波数に分散され、基音と倍音を含めた各周波数の音のレベルは下がる。

[0052] 本実施例4によれば、一定周期かつ一定強度で印加されていた繰返し数 $n=4$ の傾斜磁場パルスの設定数 $m=4$ の傾斜磁場パルスのクラッシャーパルスの印加強度を変えることにより、長周期の間隔で傾斜磁場パルスが印加されるようになり、発せられる音も高周波から低周波へ移行する。例えば、図5A(a)の傾斜磁場パルスの間隔(周期)を T_s とすると、基音が $1/T_s$ (Hz)の周波数の音が発生されていたものが、傾斜磁場パルスのクラッシャーパルスの印加強度

を漸次変えることにより、図5B(b)に示すように、基音が $1/(4T_s)$ (Hz)の周波数の音に変わる。これにより、実施例1〜3と同様に、被検体である人の不快感を軽減することができる。この時、音のエネルギーが各周波数に分散され、基音と倍音を含めた各周波数の音のレベルは下がる。

- [0053] また、実施例1と同様に、図7に示すユーザインターフェイス(UI)701などの種々の補助機能を付加することができる。また、実施例1と同様、傾斜磁場パルスの強度変化させる対象は、クラッシャーパルスに限らず、スライス選択の傾斜磁場パルスであっても、スライスプロファイルが同じであればよい。また、位相エンコードパルスであってもk空間の配置を変更後で変わらなければよい。また、実施例1や実施例2や実施例3と組み合わせて実施してもよい。

実施例 5

- [0054] 図6を参照して、本発明の実施例5を説明する。本実施例では、予め傾斜磁場パルスにより発生される傾斜磁場装置の騒音の周波数特性を用意しておくことで、より効果的に周波数を変更することで騒音抑制を行う例である。
- [0055] 図6(a)において、横軸は周波数を示し、縦軸は傾斜磁場装置の傾斜磁場パルス強度ごとの騒音レベル[dBA]を示し、符号601は傾斜磁場装置の騒音レベルの周波数特性である。同図(b)は、傾斜磁場パルスの周期が T_s の時の基音 $1/T_s$ の周波数の音のレベルのグラフであり、傾斜磁場装置が周波数特性601を持っているときの騒音レベルを示している。同図(c)は、傾斜磁場パルスの周期が $2T_s$ の時の基音 $1/2T_s$ の周波数の音のレベルを示すグラフであり、傾斜磁場装置の周波数特性601に対応する騒音レベルを示している。同図(d)は傾斜磁場パルスの周期が $3T_s$ の時の基音 $1/3T_s$ の周波数の音のレベルを示すグラフであり、傾斜磁場装置の周波数特性601に対応する騒音レベルを示している。
- [0056] 同図(a)の傾斜磁場装置の周波数特性に対応させて、同図(b)〜(d)の騒音抑制の周波数に対する騒音レベルをあらかじめ予測しておく。図6の例では、騒音レベルが最も小さくなるのは(d)であることから、騒音抑制制御で $1/3T_s$ になる設定繰返し数 n と、波形を変える設定数 m を自動的に選択して、変更するようにすることができる。また、騒音抑制効果、例えば変更前後の騒音[dBA]

をユーザに知らせるようにすることができる。

[0057] 以上説明したように、本発明によれば、実施例1～4の騒音抑制制御を単独又は適宜組み合わせで適用することにより、傾斜磁場装置の騒音の基音の周波数を低周波数化することができる。さらに、実施例5を組み合わせれば、適切に騒音抑制制御を行うことができる。その際、計測制御部4は、上記実施例1～5に記載の騒音抑制制御の組み合わせをユーザに選ばせてもよい。

[0058] さらに、計測制御部4は、傾斜磁場パルスの一定周期 T_s が所定の設定周期よりも短い場合に、傾斜磁場パルスの波形を変えるようにしてもよい。また、計測制御部4は、上記実施例1～5を含むいずれかの騒音抑制制御を行っていることをユーザに知らせるようにしてもよい。

[0059] なお、傾斜磁場パルスの波形を変えた場合、これに伴って高周波磁場パルス(RFパルス)の照射周波数と照射位相を制御することは当然に要求されることは言うまでもない。

[0060] なお、本発明は上述した実施例1～4又はこれらの組み合わせに限定されるものではなく、本発明の主旨の範囲で変形又は変更された形態で実施することが可能であることは、当業者にあっては明白なことであり、そのような変形又は変更された形態が本願の特許請求の範囲に属することは当然のことである。

[0061] すなわち、本発明は、一定周期 T_s の傾斜磁場パルスの設定繰返し数を n (ただし、 n は自然数)とし、設定繰返し数 n の傾斜磁場パルス列のパルス列パターンを変えて、パルス列パターンを長周期化する。長周期化された設定繰返し数 n の傾斜磁場パルス列により傾斜磁場装置を繰り返し駆動することにより、傾斜磁場装置から発生される騒音の基音の周波数を低周波化することを本旨とする。つまり、低周波化されたパルス列パターンを単位として、傾斜磁場装置を繰り返し駆動することを特徴とする。

[0062] さらに付言すると、パルス列パターンが変わると、一定周期 T_s の傾斜磁場パルスで繰り返し駆動される傾斜磁場装置は、パルス列パターン単位の繰返し周期 nT_s により駆動されることになる。繰返し周期 nT_s のパルス列パターン

をフーリエ変換すると、傾斜磁場装置の騒音の周波数が $1/nTs$ になり低周波数化されることになる。

符号の説明

[0063] 1 被検体、2 静磁場発生系、3 傾斜磁場発生系、4 計測制御部、5 送信系、6 受信系、7 信号処理系、8 演算処理部、9 傾斜磁場コイル、10 傾斜磁場電源、11 高周波発振器、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

請求の範囲

- [請求項1] 静磁場中に置かれた被検体にパルス状の傾斜磁場を印加する傾斜磁場装置と、前記傾斜磁場装置を傾斜磁場パルスにより駆動して磁気共鳴画像データを計測する計測制御部を備えた磁気共鳴イメージング装置であって、
- 前記計測制御部は、一定周期の前記傾斜磁場パルスの繰返し中に少なくとも一つの前記傾斜磁場パルスの波形を変えて、前記傾斜磁場装置が発生する騒音の周波数を低周波側に移行させる騒音抑制制御を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項2] 前記計測制御部は、一定周期の前記傾斜磁場パルスの設定繰返し数毎に、前記傾斜磁場パルスの波形を変えて騒音抑制制御を行う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] 前記計測制御部は、一定周期の前記傾斜磁場パルスの繰返し中に、少なくとも一つの前記傾斜磁場パルスの極性を反転させて前記騒音抑制制御を行う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4] 前記計測制御部は、一定周期の前記傾斜磁場パルスの繰返し中に、少なくとも一つの前記傾斜磁場パルスの印加時間を増大して前記騒音抑制制御を行う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5] 前記計測制御部は、一定周期の前記傾斜磁場パルスの繰返し中に、少なくとも一つの前記傾斜磁場パルスの印加タイミングを時間軸方向に移動して前記騒音抑制制御を行う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6] 前記計測制御部は、一定周期の前記傾斜磁場パルスの繰返し中に、前記傾斜磁場パルスの強度を変えて前記騒音抑制制御を行う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] 前記計測制御部は、前記傾斜磁場パルスに付加するクラッシャーパ

ルスの強度を漸次変えて前記騒音抑制制御を行う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] 前記計測制御部は、SSFP系、GRE系、FSE系、EPI系のパルスシーケンスにより前記磁気共鳴画像データを計測す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9] 前記計測制御部は、前記傾斜磁場パルスの前記一定周期が、設定周期よりも短い場合に、前記傾斜磁場パルスの波形を変え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10] 前記計測制御部は、前記騒音抑制制御を行っていることをユーザに知らせ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11] 前記計測制御部は、前記騒音抑制制御による騒音周波数をユーザに選ばせ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12] 前記計測制御部は、
一定周期の前記傾斜磁場パルスの設定繰返し数ごとに、前記傾斜磁場パルスの波形を変えること、
一定周期の前記傾斜磁場パルスの繰返し中に、少なくとも一つの前記傾斜磁場パルスの極性を反転させること、
一定周期の前記傾斜磁場パルスの繰返し中に、少なくとも一つの前記傾斜磁場パルスの印加時間を増大すること、
一定周期の前記傾斜磁場パルスの繰返し中に、少なくとも一つの前記傾斜磁場パルスの印加タイミングを時間軸方向に移動すること、
の内の2つ以上の組み合わせを騒音抑制制御として行う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13] 前記計測制御部は、前記騒音抑制制御の組み合わせをユーザに選ばせることを特徴とする請求項12記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項14] 前記計測制御部は、前記傾斜磁場装置の騒音の特性に基づいて、騒

音の基音が最も小さくなる前記傾斜磁場パルスの繰返しの設定繰返し数を選択することを特徴とする請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置。

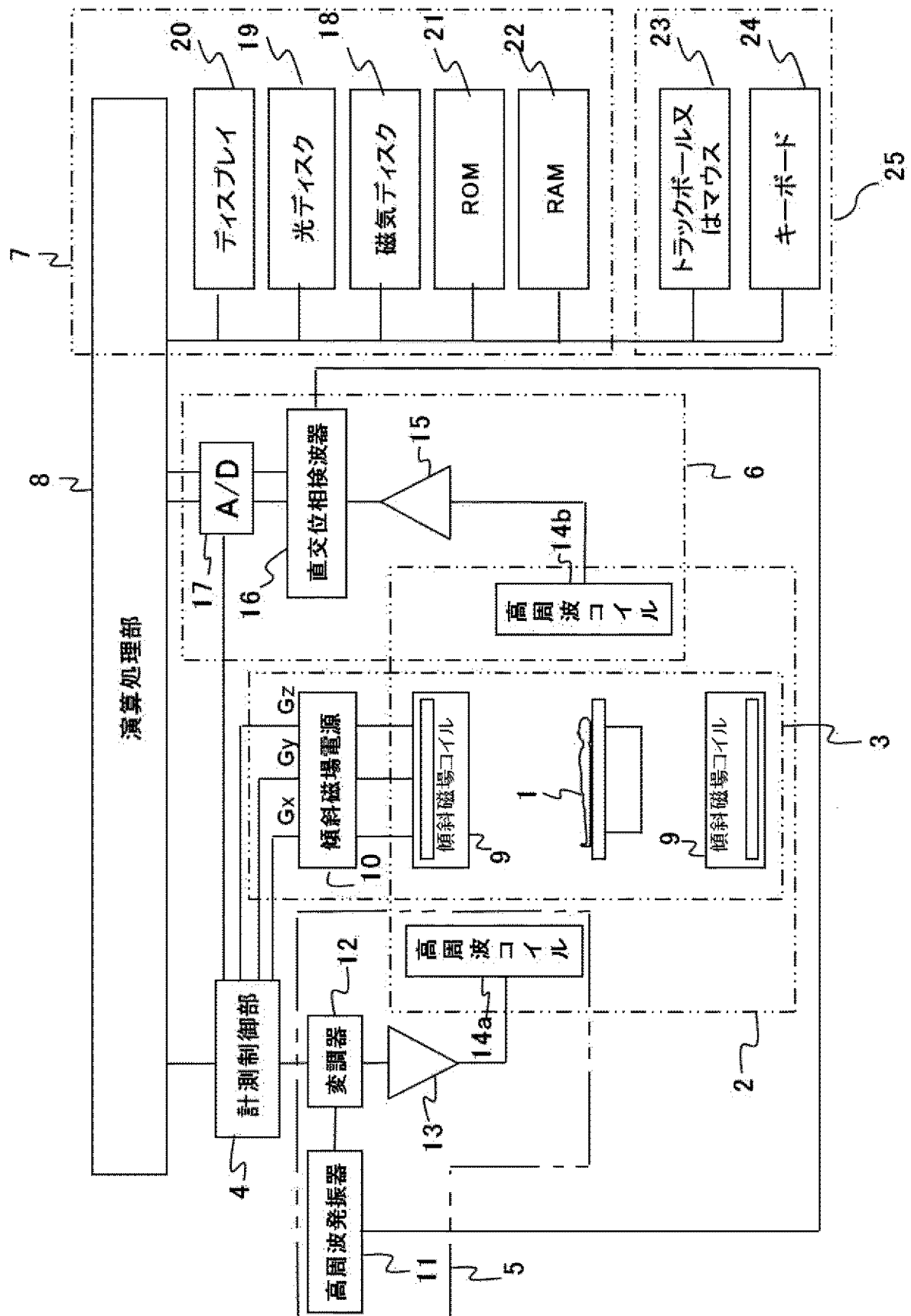
[請求項15] 静磁場中に置かれた被検体にパルス状の傾斜磁場を印加する傾斜磁場装置と、前記傾斜磁場装置を傾斜磁場パルスにより駆動して磁気共鳴画像データを計測する計測制御部を備えた磁気共鳴イメージング装置における騒音低減方法であって、

一定周期の前記傾斜磁場パルスの繰返し中に少なくとも一つの前記傾斜磁場パルスの波形を変えて、前記傾斜磁場装置が発生する騒音の周波数を低周波側に移行させるステップと、

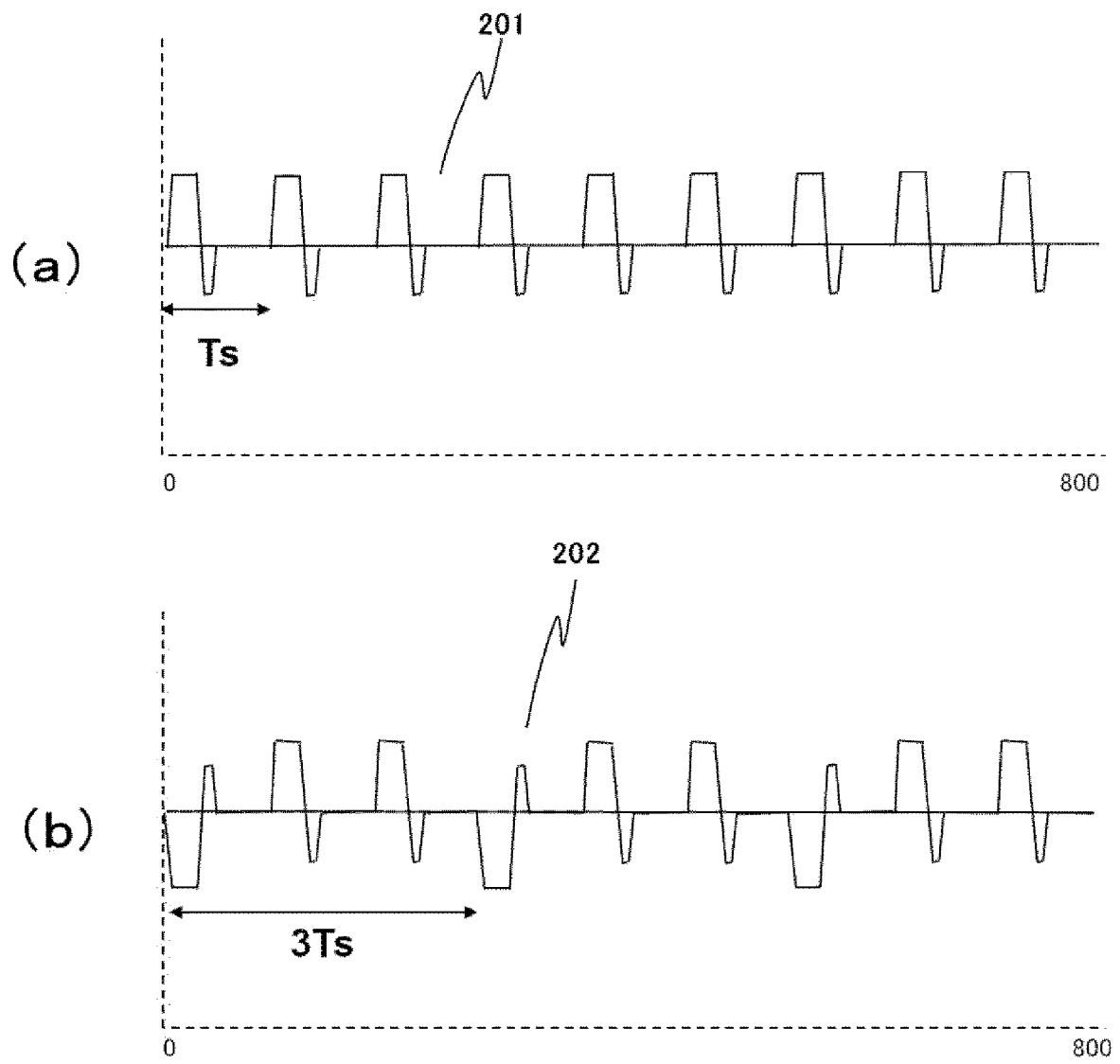
前記波形を変えられた傾斜磁場パルスを用いて前記被検体から磁気共鳴画像データを計測するステップと、

を有することを特徴とする騒音低減方法。

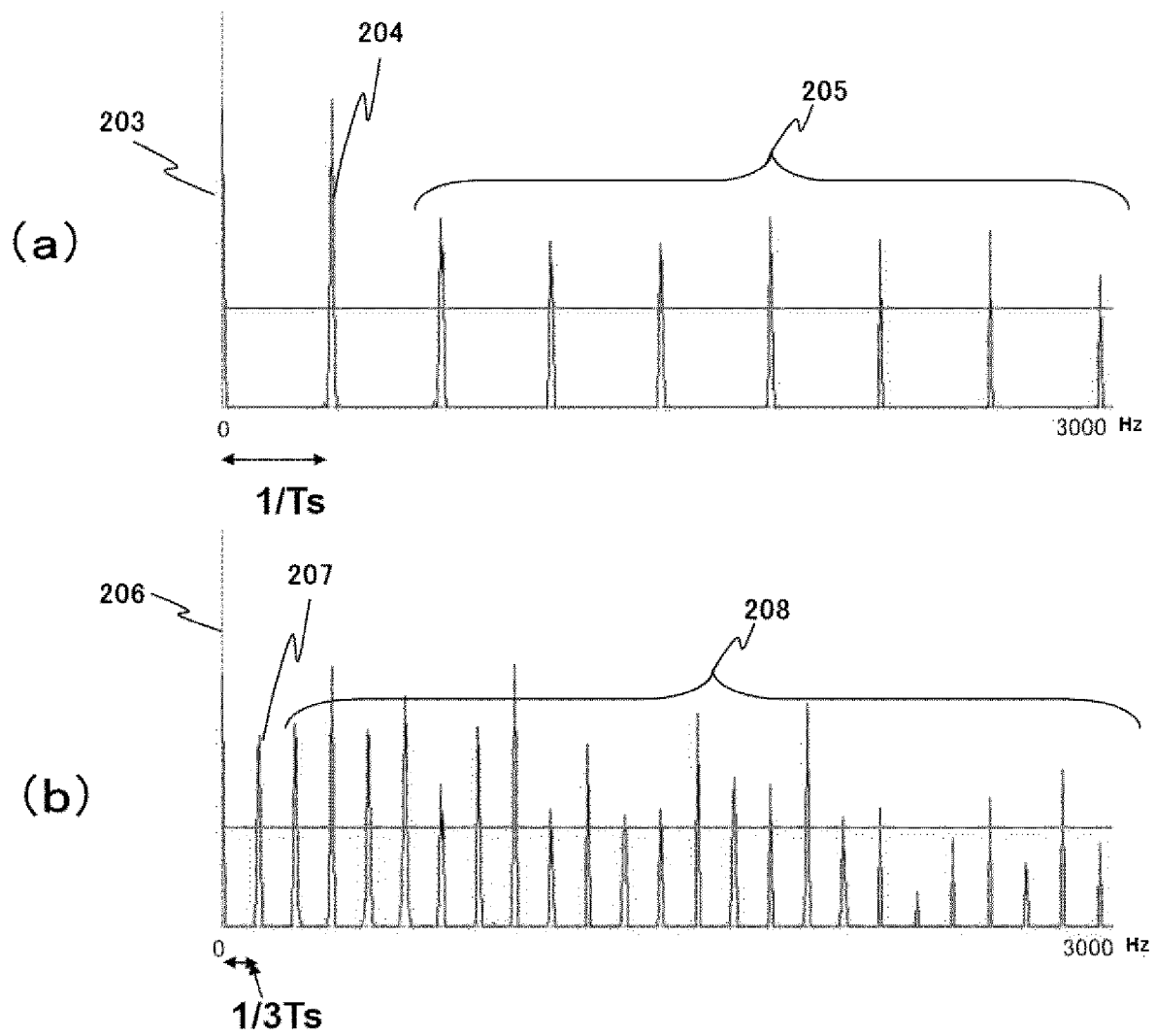
[図1]



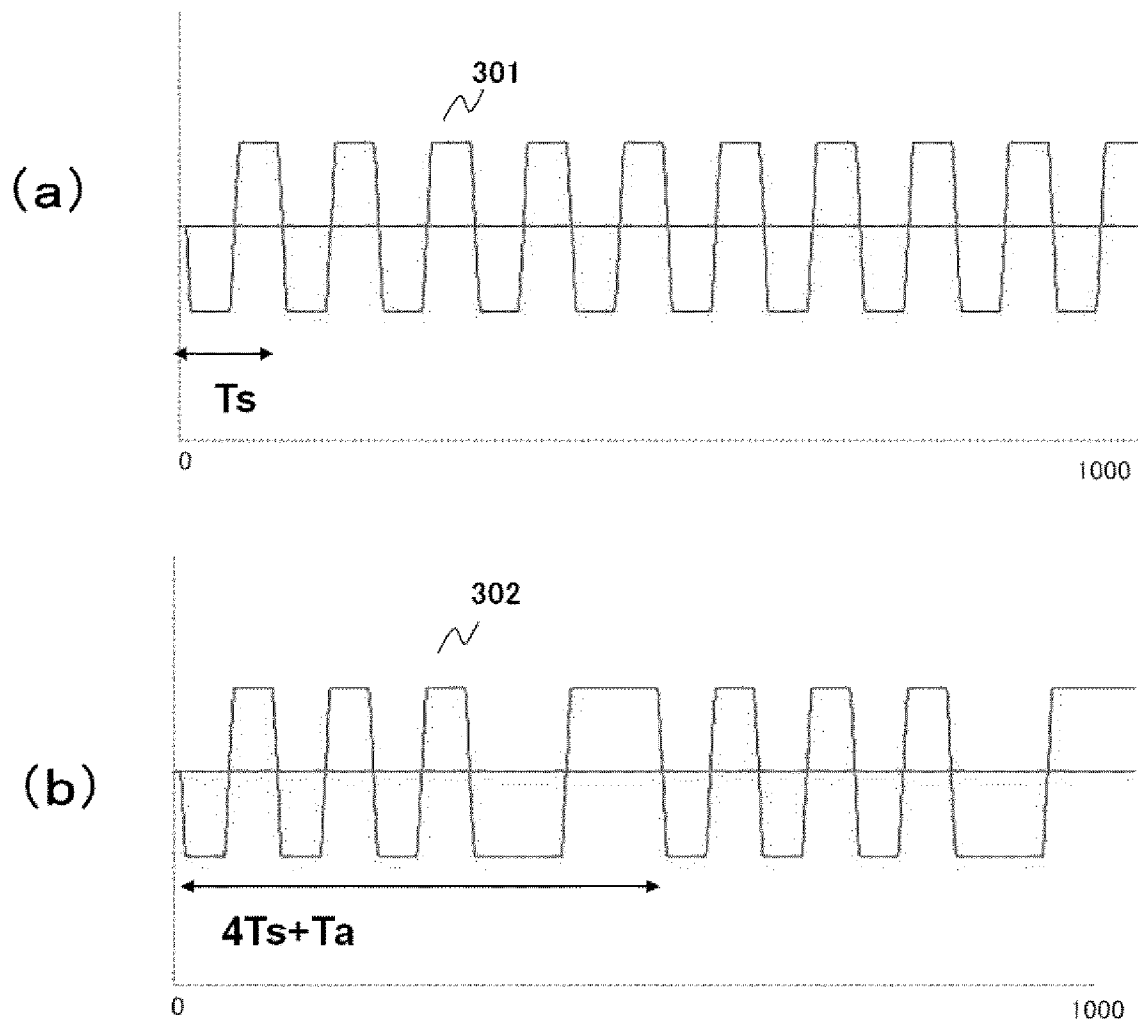
[図2A]



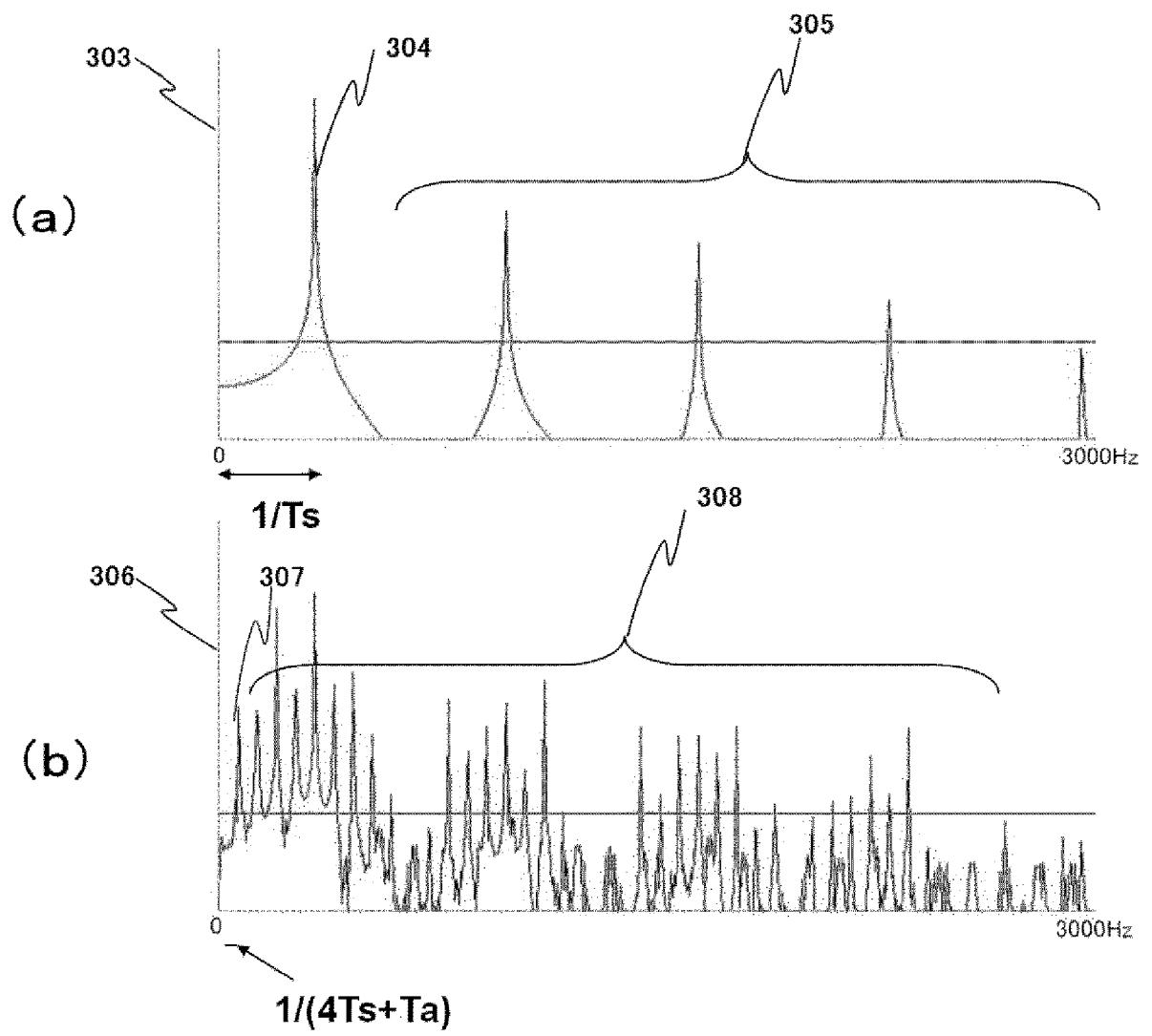
[図2B]



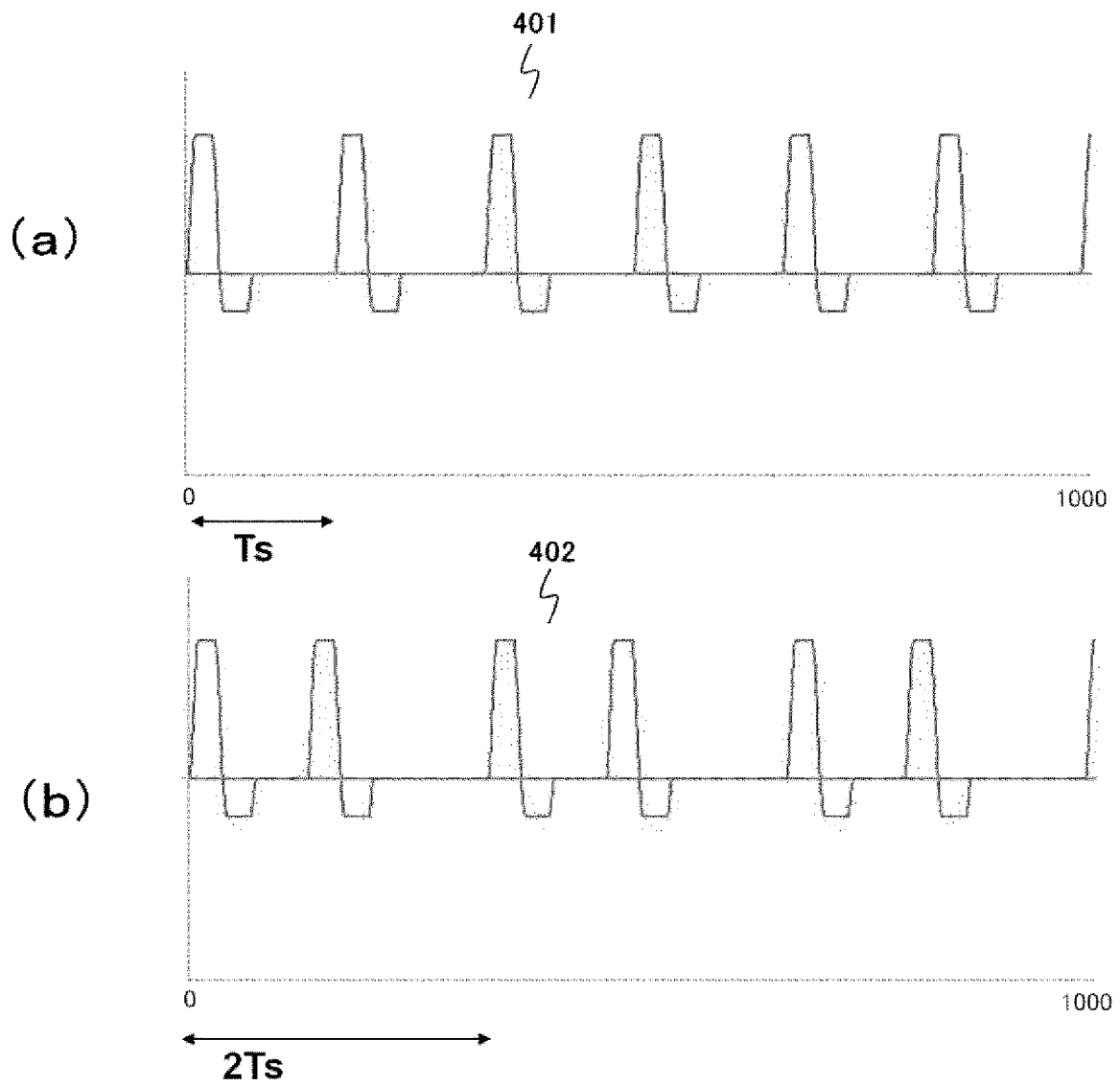
[図3A]



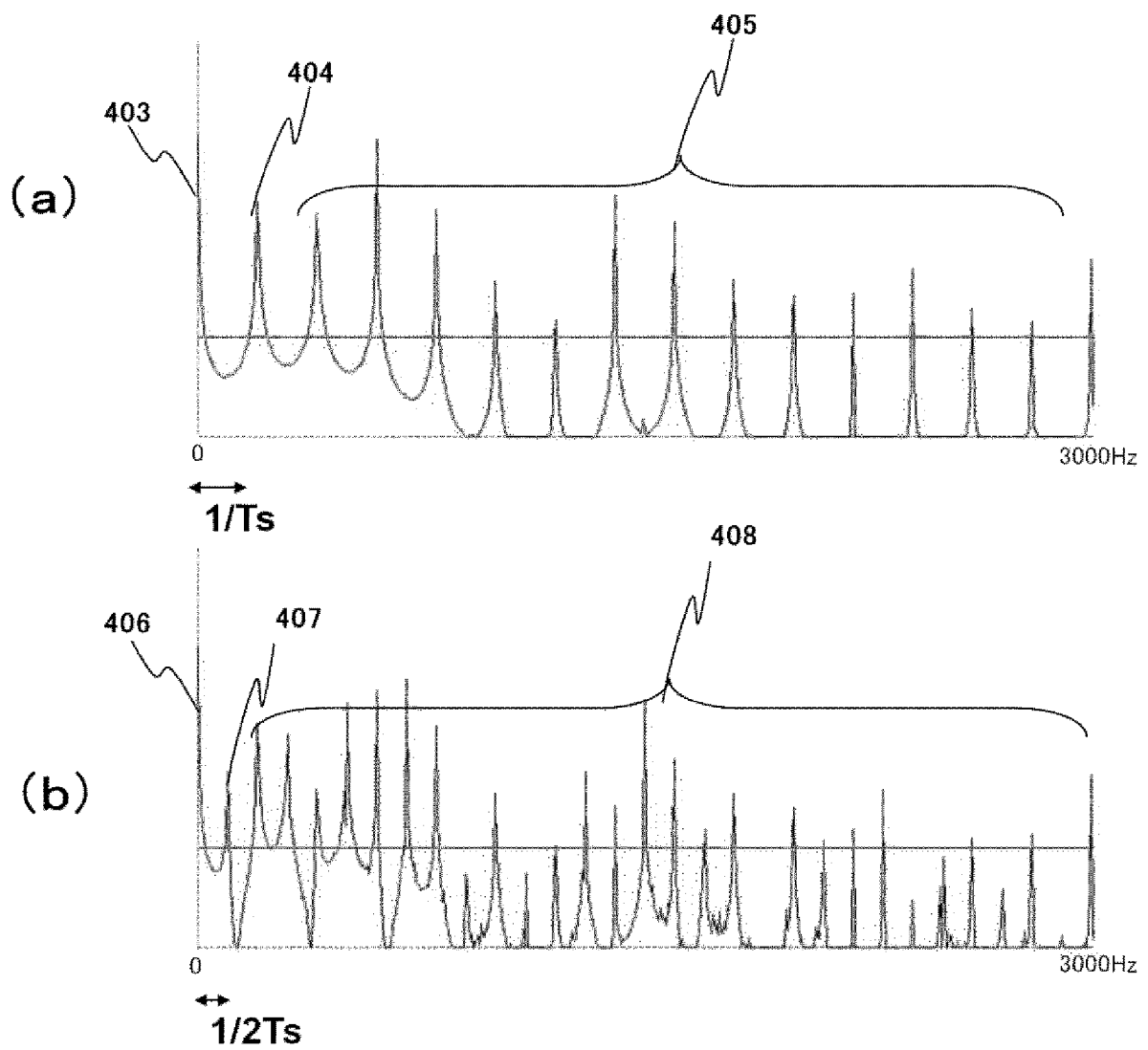
[図3B]



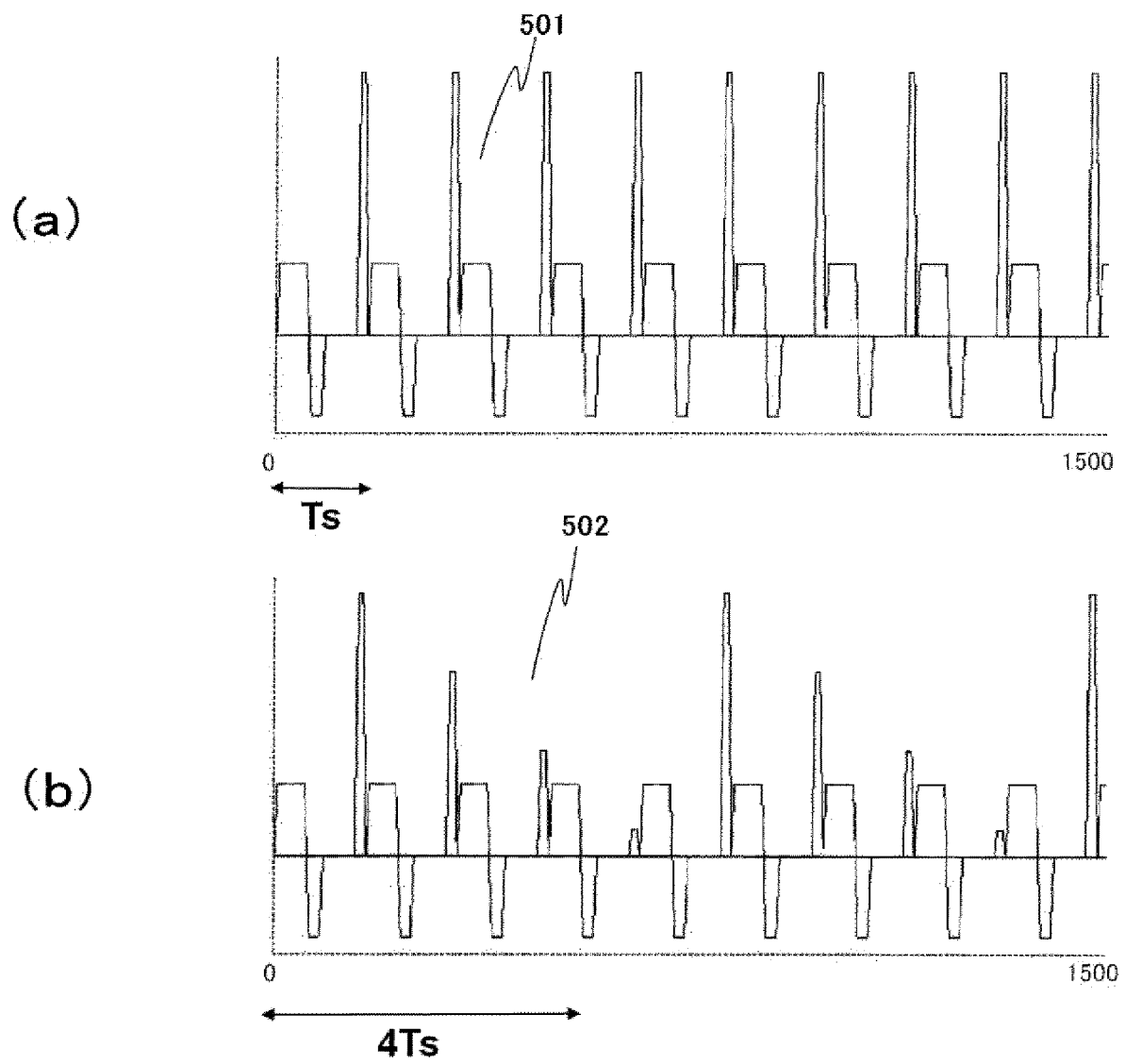
[図4A]



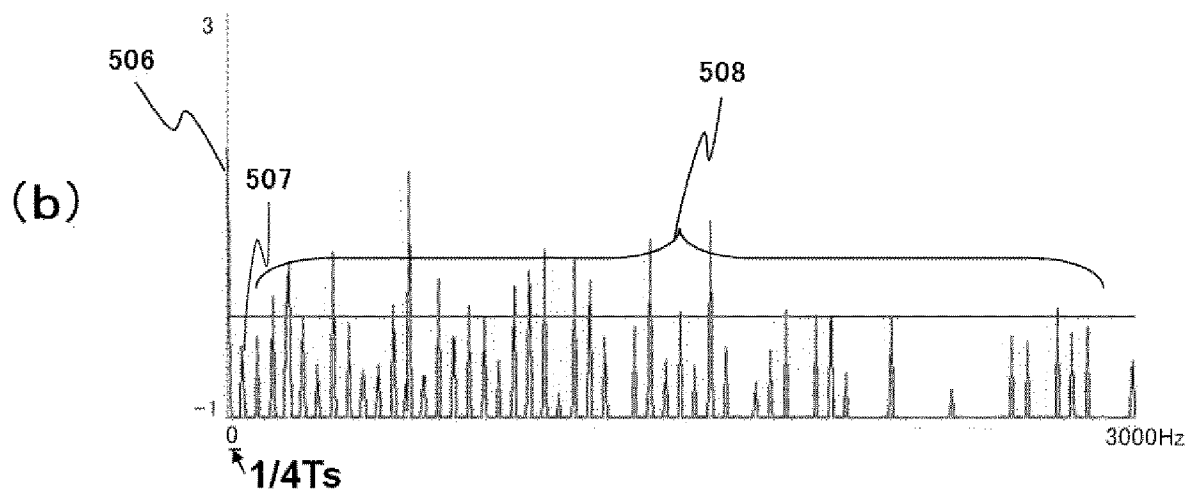
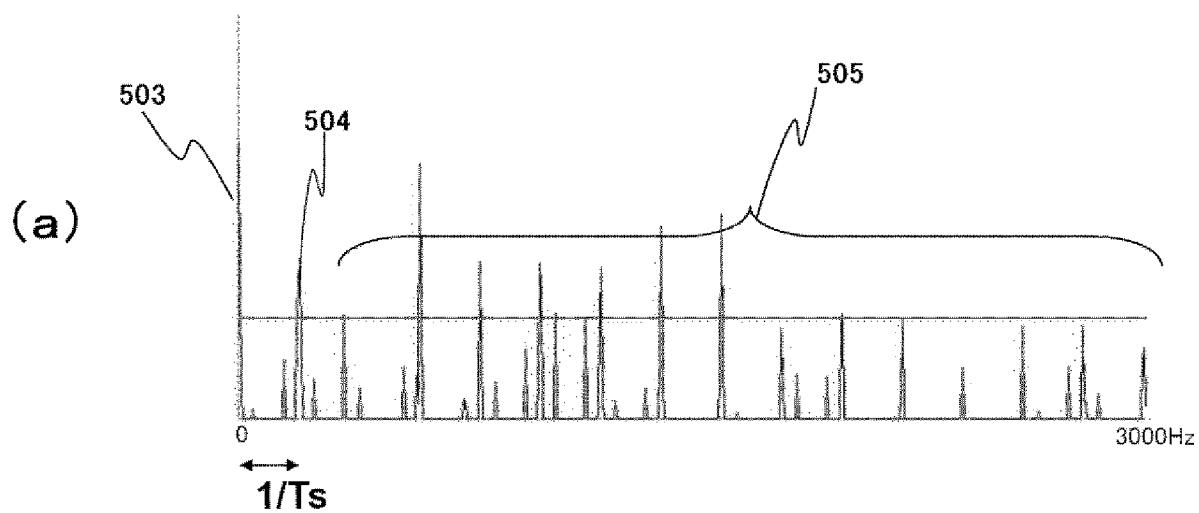
[図4B]



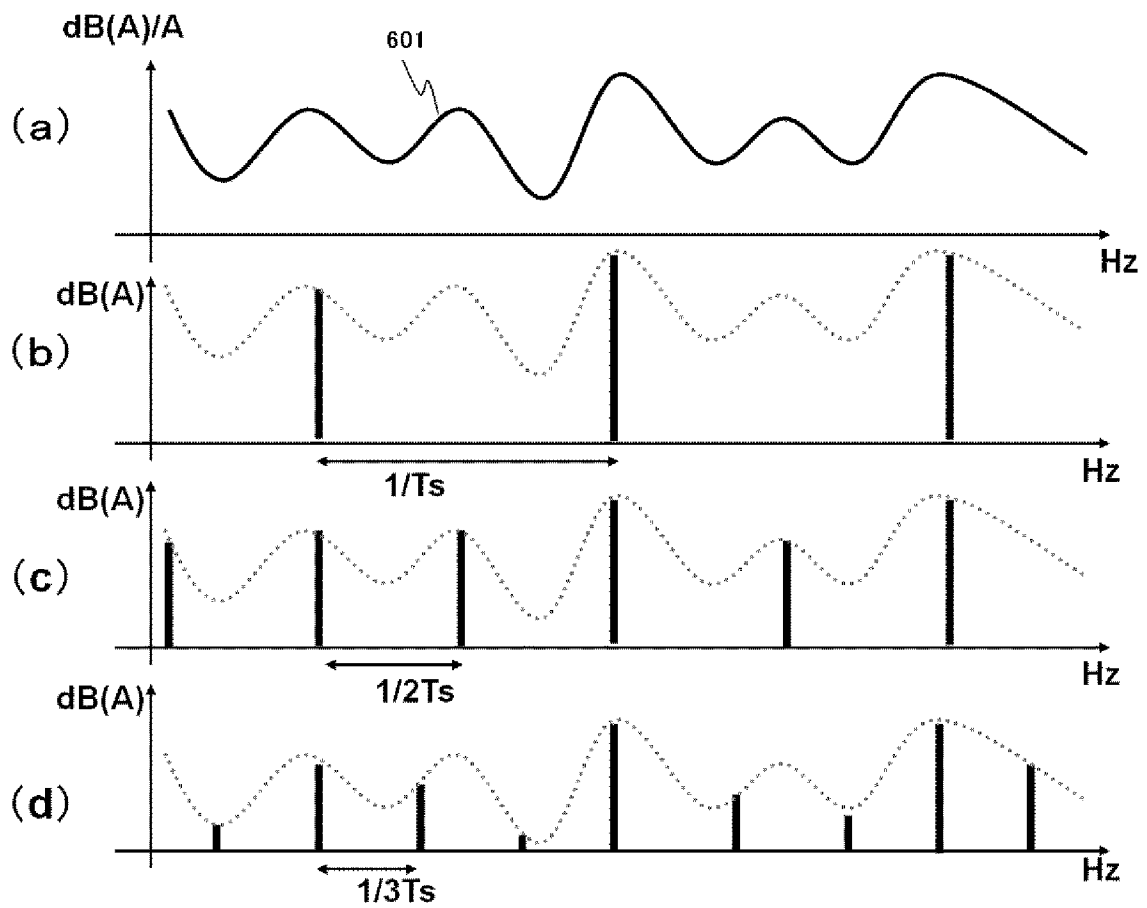
[図5A]



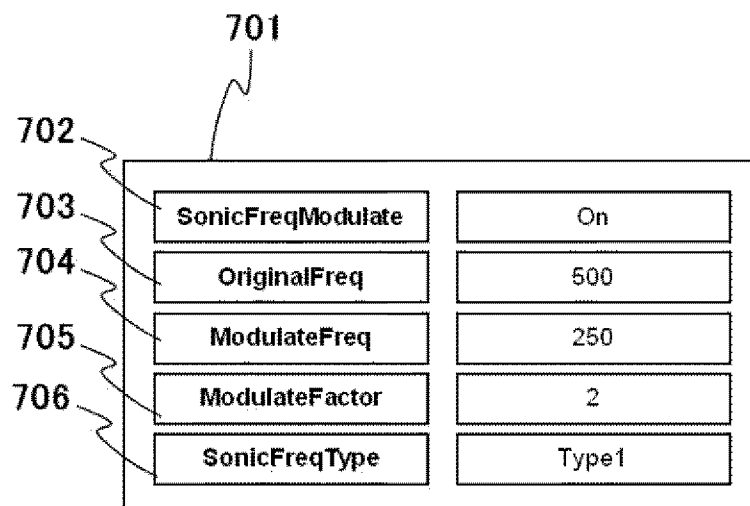
[図5B]



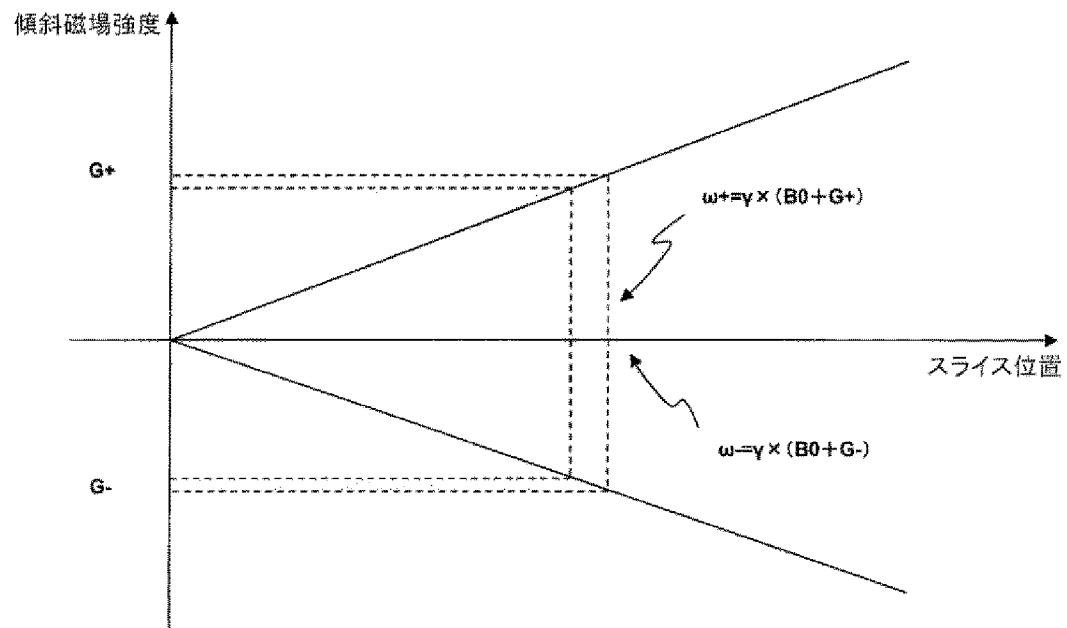
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/050902

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055(2006.01) i, G01R33/48(2006.01) i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/055, G01R33/00-33/64

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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

Thomson Innovation, (gradient ADJ coil) AND (acoustic ADJ noise)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, A	WO 2014/189929 A1 (GENERAL ELECTRIC CO.), 27 November 2014 (27.11.2014), paragraphs [0029] to [0031]; fig. 4 & US 2014/0347048 A1	1-15
P, A	US 2014/0347050 A1 (GENERAL ELECTRIC CO.), 27 November 2014 (27.11.2014), paragraphs [0036] to [0046]; fig. 4 to 7 & WO 2014/189925 A1	1-15
A	JP 4360912 B2 (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 11 November 2009 (11.11.2009), paragraphs [0031] to [0044]; fig. 2 to 5 & US 2004/0245987 A1 & EP 1454156 A1 & WO 2003/046597 A1 & CN 1589410 A	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
16 March 2015 (16.03.15)

Date of mailing of the international search report
31 March 2015 (31.03.15)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/050902

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2013/165571 A1 (THE GENERAL HOSPITAL CORP.), 07 November 2013 (07.11.2013), paragraph [0045]; fig. 3 (Family: none)	1-15
A	JP 2011-530371 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 22 December 2011 (22.12.2011), paragraph [0021] & US 2011/0142250 A1 & EP 2313794 A1 & WO 2010/018534 A1 & CN 102119339 A	1-15

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/055(2006.01)i, G01R33/48(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/055, G01R33/00-33/64

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	1971-2015年
日本国実用新案登録公報	1996-2015年
日本国登録実用新案公報	1994-2015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）

Thomson Innovation, (gradient ADJ coil) AND (acoustic ADJ noise)

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
P, A	WO 2014/189929 A1 (GENERAL ELECTRIC COMPANY) 2014.11.27, paragraphs[0029]-[0031], Fig. 4 & US 2014/0347048 A1	1-15
P, A	US 2014/0347050 A1 (GENERAL ELECTRIC COMPANY) 2014.11.27, paragraphs[0036]-[0046], Figs. 4-7 & WO 2014/189925 A1	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

16.03.2015

国際調査報告の発送日

31.03.2015

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）

安田 明央

2Q

9309

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 4360912 B2 (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. 11. 11, 段落【0031】－【0044】，第2-5図 & US 2004/0245987 A1 & EP 1454156 A1 & WO 2003/046597 A1 & CN 1589410 A	1－15
A	WO 2013/165571 A1 (THE GENERAL HOSPITAL CORPORATION) 2013. 11. 07, paragraph[0045], Fig. 3 (ファミリーなし)	1－15
A	JP 2011-530371 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) 2011. 12. 22, 段落【0021】 & US 2011/0142250 A1 & EP 2313794 A1 & WO 2010/018534 A1 & CN 102119339 A	1－15