

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6333078号
(P6333078)

(45) 発行日 平成30年5月30日 (2018. 5. 30)

(24) 登録日 平成30年5月11日 (2018. 5. 11)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 4 1

A 6 1 B 5/05 3 7 O

請求項の数 19 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2014-118669 (P2014-118669)
 (22) 出願日 平成26年6月9日 (2014. 6. 9)
 (65) 公開番号 特開2015-231417 (P2015-231417A)
 (43) 公開日 平成27年12月24日 (2015. 12. 24)
 審査請求日 平成28年9月26日 (2016. 9. 26)

(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 110000888
 特許業務法人 山王坂特許事務所
 (72) 発明者 谷口 陽
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
 式会社日立製作所内
 (72) 発明者 白猪 亨
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
 式会社日立製作所内
 (72) 発明者 越智 久晃
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
 式会社日立製作所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置および傾斜磁場波形調整方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

予め定めた撮像条件およびパルスシーケンスに従って、静磁場の中に置かれた被検体に、高周波磁場を照射するとともに傾斜磁場を印加して、前記被検体から発生するエコー信号を計測するエコー計測部と、

前記パルスシーケンスに設定された傾斜磁場の波形である初期波形を調整し、調整後波形を得る傾斜磁場波形調整部と、を備え、

前記傾斜磁場波形調整部は、

前記初期波形の周波数帯域の特定の帯域を除去し、除去後波形を生成する帯域除去部と

、
 前記除去後波形を、前記撮像条件を満たすように、前記高周波磁場照射中および前記エコー信号計測中それぞれの期間の前記除去後波形を、当該期間の前記初期波形に戻すよう整形し、前記調整後波形を得る波形整形部と、を備え、

前記エコー計測部は、前記調整後波形を前記パルスシーケンスに適用して前記エコー信号を計測すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記波形整形部は、前記高周波磁場照射中および前記エコー信号計測中それぞれの期間の前記除去後波形を、当該期間の前記傾斜磁場の各印加軸方向の初期波形の台形波に戻す

ように整形し、前記調整後波形を得ること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

予め定めた撮像条件およびパルスシーケンスに従って、静磁場の中に置かれた被検体に、高周波磁場を照射するとともに傾斜磁場を印加して、前記被検体から発生するエコー信号を計測するエコー計測部と、

前記パルスシーケンスに設定された傾斜磁場の波形である初期波形を調整し、調整後波形を得る傾斜磁場波形調整部と、を備え、

前記傾斜磁場波形調整部は、

前記初期波形の周波数帯域の特定の帯域を除去し、除去後波形を生成する帯域除去部と

10

、
前記除去後波形を、前記撮像条件を満たすように、前記高周波磁場照射中および前記エコー信号計測中それぞれの期間の前記除去後波形の平均強度が、当該期間の前記初期波形の平均強度と略等しくなるよう、前記除去後波形の強度を変更し、前記調整後波形を得る波形整形部と、を備え、

前記エコー計測部は、前記調整後波形を前記パルスシーケンスに適用して前記エコー信号を計測すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

請求項 3 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

20

前記波形整形部は、前記調整後波形によるスライスプロファイルの変化を抑制するように前記高周波磁場の波形を整形すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

請求項 1 乃至請求項 4 の何れか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記除去する帯域は、前記初期波形の周波数帯域のうち、音圧レベルが所定以上となる周波数帯域であること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

請求項 5 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

30

前記傾斜磁場は、1 以上の異なる軸方向にそれぞれ印加され、

前記帯域除去部は、前記音圧レベルの総和が所定以上となる軸方向に印加される前記傾斜磁場の前記周波数帯域を除去すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】

請求項 5 又は請求項 6 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記帯域除去部は、当該磁気共鳴イメージング装置固有の応答関数を用いて、前記初期波形の前記音圧レベルを算出すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 8】

40

請求項 7 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

所定の傾斜磁場を印加し、前記応答関数を算出する応答関数算出部をさらに備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

請求項 8 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記被検体近傍に配置され、前記発生する音を収集するマイクと、

前記マイクで収集した音からスペクトルを得る周波数解析部と、を備え、

前記応答関数算出部は、前記印加した傾斜磁場と前記スペクトルとから、前記応答関数を算出すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

50

【請求項 10】

請求項 1 乃至請求項 9 の何れか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記傾斜磁場は、1 以上の異なる軸方向にそれぞれ印加され、
前記帯域除去部は、前記傾斜磁場の印加軸毎に、異なる周波数帯域を除去すること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 11】

請求項 1 乃至請求項 10 の何れか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記エコー信号から画像を再構成する画像再構成部をさらに備え、
前記画像再構成部は、前記エコー信号受信中の前記調整後波形に従って、前記エコー信号をグリッドング後、再構成すること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項 12】

請求項 1 乃至請求項 11 の何れか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記帯域除去部は、所望の範囲の周波数帯域を抑制するバンドストップフィルタを用い、
前記特定の周波数帯域を除去すること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 13】

請求項 1 乃至請求項 12 の何れか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記帯域除去部が除去する周波数帯域は、0 から 3 k H z の帯域に含まれること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

20

【請求項 14】

請求項 1 乃至請求項 12 の何れか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記帯域除去部が除去する周波数帯域は、2 k H z 付近の帯域であること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 15】

請求項 1 乃至請求項 12 の何れか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記帯域除去部が除去する周波数帯域の半値幅は、2 k H z 前後の値であること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 16】

請求項 1 乃至請求項 15 の何れか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記傾斜磁場は、1 以上の異なる軸方向にそれぞれ印加され、
前記波形整形部は、印加される軸毎の、前記調整後波形の時間積分値が、前記初期波形の同軸方向の時間積分値と等しくなるよう、前記調整後波形の強度をさらに変更すること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

30

【請求項 17】

請求項 1 乃至請求項 16 の何れか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記パルスシーケンスは、位相補償型 G E シーケンスであること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 18】

ユーザが指定した撮像条件およびパルスシーケンスに従って、静磁場の中に置かれた被検体に、高周波磁場を照射するとともに傾斜磁場を印加して、前記被検体から発生するエコー信号を受信するエコー計測部と、

40

撮像条件およびパルスシーケンスに対応づけて、当該パルスシーケンスの静音化調整後の傾斜磁場波形を保存するデータベースと、を備え、

前記エコー計測部は、前記ユーザが指定した撮像条件およびパルスシーケンスに対応づけて前記データベースに保持されている前記静音化調整後の傾斜磁場波形を、当該パルスシーケンスに適用して前記エコー信号を計測し、

前記静音化調整後の傾斜磁場波形は、前記パルスシーケンスに設定された傾斜磁場波形である初期波形の周波数帯域のうち、音圧レベルが所定以上の帯域を除去し、前記撮像条件を満たすよう整形したものであること

50

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 19】

撮像に用いるパルスシーケンスに設定された傾斜磁場の波形である初期波形の周波数帯域の一部を除去し、除去後波形を生成する帯域除去ステップと、

前記除去後波形を、予め定めた撮像条件を満たすように、前記高周波磁場照射中および前記エコー信号計測中それぞれの期間の前記除去後波形の平均強度が、当該期間の前記初期波形の平均強度と略等しくなるよう、前記除去後波形の強度を変更して整形する波形整形ステップと、を含むこと

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置の傾斜磁場波形調整方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージング (M a g n e t i c R e s o n a n c e I m a g i n g ; M R I) 技術に関する。特に、傾斜磁場による騒音を低減する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴イメージング (M R I) 装置は、被検体を横切る任意の平面内の水素原子核に核磁気共鳴を起こさせ、発生する核磁気共鳴信号からその平面内における断層像を撮影する医用画像取得装置である。一般的には、撮影面を特定するスライス傾斜磁場を印加すると同時にその面内の磁化を励起させる励起パルスを与え、これにより励起された磁化が収束する段階で発生する核磁気共鳴信号 (エコー) を得る。また、磁化に位置情報を与えるため、励起からエコーを得るまでの間に、断層面内で互いに垂直な方向の位相エンコード傾斜磁場と周波数エンコード傾斜磁場を印加する。

20

【0003】

エコーを発生させるためのパルスと各傾斜磁場とは、予め設定されたパルスシーケンスに基づいて印加される。このパルスシーケンスは、目的に応じて種々のものが知られ、例えば、励起パルスを比較的短時間で繰り返し印加する間に傾斜磁場を印加してエコーを取得するグラディエントエコー (G E) タイプの高速撮影法がある。

【0004】

このような高速撮影法では、最大強度に近い台形波の傾斜磁場が高速にオン、オフされるため、被検体が配置されるボア内では 100 d B 以上の非常に大きな音が発生する。この音は、ボア内に置かれた被検体がヘッドホンや耳栓などを装着してもかなり不快に感じる大きさである。また、こうした音は高磁場化とともに大きくなるため、3 T (テスラ) 以上の高磁場機では対策が必要になる。

30

【0005】

対策の一つに、傾斜磁場の台形波をローパスフィルタに通して立ち上がり立ち下りの強度変化をなめらかにすることにより、静音化する手法がある (例えば、非特許文献 1 参照)。また、傾斜磁場によって発生する音は、傾斜磁場波形の周波数分布と装置固有の周波数応答関数 (f r e q u e n c y r e s p o n s e f u n c t i o n 、 F R F) との積で表される。これを利用し、ローパスフィルタを用いて、傾斜磁場の、F R F が微小な範囲以上の周波数成分を抑えることにより、静音化する手法がある (例えば、非特許文献 2 参照)。

40

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献 1】H e d e e n R A 、 E d e l s t e i n W A . " C h a r a c t e r i a t i o n a n d P r e d i c t i o n o f G r a d i e n t A c o u s t i c N o i s e i n M R I m a g e r s . " M a g n R e s o n M e d 1997 ; 37 : p 7 - 10 .

【非特許文献 2】H e n n e l F 、 G i r a r d F 、 L o e n n e k e r T .

50

" " Silent " MRI With Soft Gradient Pulses .
" Magn Reson Med 1999 ; 42 : p 6 - 10 .

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

例えば、上記特許文献2に開示の手法を頭部の撮影でよく利用されるFSE (fast spin echo) シーケンスに適用した場合、音圧レベルが6から17dB静音化されたとの報告がある。ただし、MRIでは、傾斜磁場の時間積分値や一部の区間における強度によって空間分解能や視野などの撮像条件が決定される。このため、静音化後もこの時間積分値や強度が変化しないようにしなければならず、この手法による静音化後の傾斜磁場は、印加時間が長くなる。従って、傾斜磁場パルス間に時間的な余裕のないパルスシーケンスには適用できない。

10

【0008】

例えば、上に述べたGEタイプの高速撮影法では、撮影時間の短縮と画質向上のために傾斜磁場パルスの印加時間を可能な限り短くしている場合が多い。そのため、静音化によりパルスの印加時間を延長させることは許されず、上記手法の適用は難しい。GEタイプのシーケンスの中でも、特に、各軸の傾斜磁場の時間積分をゼロにする傾斜磁場パルスが追加された位相補償型のパルスシーケンス(位相補償型GEシーケンス)では、傾斜磁場を印加していない時間がほとんどないため、波形の変更による静音化そのものが困難である。

20

【0009】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、傾斜磁場パルスの印加間隔に時間的な余裕がない高速撮影法で静音化する技術を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、音の発生源である傾斜磁場波形の音圧レベルの高い周波数帯域の成分を、バンドストップフィルタを用いて抑制することにより静音化を行う。一般に、傾斜磁場波形の帯域を抑制すると、波形が大きくひずみ、撮像条件を満たさなくなる。このため、帯域抑制後、撮像条件を満たすよう、歪んだ波形を整形する。傾斜磁場波形の音圧レベルは、装置固有の応答関数を用いて算出する。

30

【0011】

具体的には、パルスシーケンスに予め設定された傾斜磁場の波形である初期波形を調整し、調整後波形を得る傾斜磁場波形調整部、を備え、前記パルスシーケンスは、予め定めた撮像条件に従って、静磁場の中に置かれた被検体に高周波磁場を照射するとともに傾斜磁場を印加して、前記被検体から発生するエコー信号を計測する際に用いられ、前記傾斜磁場波形調整部は、前記初期波形の周波数帯域の一部を除去し、除去後波形を生成する帯域除去部と、前記除去後波形を、前記撮像条件を満たすよう整形し、前記調整後波形を得る波形整形部と、を備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を提供する。

【0012】

また、撮像に用いるパルスシーケンスに設定された傾斜磁場の波形である初期波形の周波数帯域の一部を除去し、除去後波形を生成する帯域除去ステップと、前記除去後波形を、予め定めた撮像条件を満たすよう整形する波形整形ステップと、を備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置の傾斜磁場波形調整方法を提供する。

40

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、傾斜磁場パルスの印加間隔に時間的な余裕がない高速撮影法で静音化できる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の実施形態のMRI装置の概略構成を示すブロック図である。

50

【図 2】(a) は、本発明の実施形態の計算機の機能ブロック図であり、(b) は、本発明の実施形態の変形例の計算機の機能ブロック図である。

【図 3】(a) は、本発明の実施形態の位相補償型 GE シーケンスのシーケンス図であり、(b) は、同 k 空間配置を説明するための説明図である。

【図 4】(a) ~ (c) は、本発明の実施形態の位相補償型 GE シーケンスの傾斜磁場波形を説明するための説明図である。

【図 5】本発明の実施形態の傾斜磁場波形調整処理のフローチャートである。

【図 6】(a) は、本発明の実施形態で波形調整対象とする傾斜磁場波形を、(b) および (c) は、同波形調整対象とする傾斜磁場の周波数分布を、それぞれ説明するための説明図である。

10

【図 7】(a) - (c) は、本発明の実施形態の初期波形を説明するための説明図であり、(d) - (f) は、同除去後波形を説明するための説明図である。

【図 8】(a) - (c) は、本発明の実施形態の初期波形の周波数分布を説明するための説明図であり、(d) - (f) は、同除去後波形の周波数分布を説明するための説明図である。

【図 9】本発明の実施形態の応答関数例を説明するための説明図である。

【図 10】本発明の実施形態の初期波形の各軸方向の音圧レベルを説明するための説明図である。

【図 11】本発明の実施形態バンドストップフィルタ例を説明するための説明図である。

【図 12】(a) - (c) は、本発明の実施形態のバンドストップフィルタ適用前後の周波数分布の差分を説明するための説明図である。

20

【図 13】(a) は、本発明の実施形態の波形整形処理のフローチャートであり、(b) は、本発明の変形例その 1 の波形整形処理のフローチャートである。

【図 14】(a) - (c) は、本発明の実施形態の調整後波形を説明するための説明図である。

【図 15】(a) - (c) は、本発明の実施形態の調整後波形の周波数分布を説明するための説明図である。

【図 16】(a) - (c) は、本発明の実施形態の初期波形と調整後波形との周波数分布の差分を説明するための説明図である。

【図 17】本発明の実施形態の調整後波形の各軸方向の音圧レベルを説明するための説明図である。

30

【図 18】(a) は、本発明の実施形態の初期波形の各軸方向の音圧レベルの総和、(b) は、同調整後波形の各軸方向の音圧レベルの総和、(c) は、(a) と (b) との差分、(d) は、(a) と本発明の変形例その 1 による波形整形後の調整後波形の各軸方向の音圧レベルの総和との差分、(e) は、(a) と本発明の変形例その 2 のバンドストップフィルタを用いた場合の調整後波形の各軸方向の音圧レベルの総和との差分を、それぞれ説明するための説明図である。

【図 19】(a) - (c) は、本発明の実施形態の除去後波形、(d) - (f) は、同調整後波形、(g) - (i) は、本発明の変形例その 1 の調整後波形を、それぞれ説明するための説明図である。

40

【図 20】(a) は従来のローパスフィルタを、(b) は、(a) のローパスフィルタを用いた調整後の傾斜磁場波形、(c) は、図 18 (a) と、図 20 (b) との音圧レベルの総和の差分を、それぞれ説明するための説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明を適用する実施形態の一例を説明する。本発明の実施形態を説明するための全図において、特に断らない限り、同一機能を有するものは同一符号を付し、その繰り返しの説明は省略する。

【0016】

[MRI 装置構成]

50

まず、本実施形態のMRI装置について説明する。図1は、本実施形態のMRI装置100の概略構成を示すブロック図である。MRI装置100は、静磁場を発生するマグネット101と、傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル102と、シーケンサ104と、傾斜磁場電源105と、高周波磁場発生器106と、高周波磁場を照射するとともに核磁気共鳴信号を検出する送受信コイル107と、受信器108と、計算機109と、ディスプレイ110と、記憶装置111とを備える。送受信コイル107は、図では単一のものを示しているが送信コイルと受信コイルとを別個に備えていてもよい。

【0017】

傾斜磁場コイル102は、MRI装置100の装置座標系の、x、y、z各軸方向にそれぞれ傾斜磁場を印加する、 G_x 、 G_y 、 G_z の各コイルを備える。傾斜磁場電源105からの指示に従って、それぞれのコイルから傾斜磁場が印加される。

【0018】

また、本実施形態のMRI装置100は、当該MRI装置100固有の応答関数の算出時に用いるマイク112と周波数解析装置113と、をさらに備える。マイク112は、被検体103近傍に配置され、傾斜磁場を印加することにより発生する音を収集し、電気信号に変換する。周波数解析装置113は、マイク112で収集した音からスペクトルを得る。

【0019】

被検体（例えば、生体）103は、マグネット101の発生する静磁場空間内の寝台（テーブル）に載置される。また、シーケンサ104は、傾斜磁場電源105と高周波磁場発生器106に命令を送り、それぞれ傾斜磁場および高周波磁場を発生させる。高周波磁場は、送受信コイル107を通じて被検体103に印加される。被検体103から発生した核磁気共鳴信号は送受信コイル107によって受波され、受信器108で検波が行われる。検波の基準とする核磁気共鳴周波数（検波基準周波数 f_0 ）は、シーケンサ104によりセットされる。検波された信号は、計算機109に送られ、ここで画像再構成などの信号処理が行われる。その結果は、ディスプレイ110に表示される。必要に応じて、記憶装置111に検波された信号や測定条件を記憶させることもできる。

【0020】

シーケンサ104は、計算機109からの指示に従って、予めプログラムされたタイミング、強度で各装置が動作するように制御を行う。プログラムのうち、特に、高周波磁場、傾斜磁場、信号受信のタイミングや強度を記述したものはパルスシーケンス（撮影シーケンス）と呼ばれる。本実施形態のMRI装置100では、任意のパルスシーケンスが使用可能である。

【0021】

マイク112は、周波数解析装置113を通して計算機109に接続される。傾斜磁場の印加によって発生する音がマイク112によって収集されて電気信号に変換された後、周波数解析装置113によってスペクトルに変換されて計算機109に入力される。計算機109は、印加した傾斜磁場の波形と周波数解析装置113から入力されたスペクトルから、応答関数を計算する。

【0022】

[計算機の機能ブロック]

本実施形態の計算機109は、上述のように、MRI装置100の各部を制御して、撮像を実行する。このとき、本実施形態では、傾斜磁場の印加による騒音を低減するよう、傾斜磁場波形を調整する。

【0023】

これを実現するため、本実施形態の計算機109は、図2に示すように、予め定めた撮像条件およびパルスシーケンスに従って、静磁場の中に置かれた被検体103に、高周波磁場を照射するとともに傾斜磁場を印加して、前記被検体103から発生するエコー信号を計測し、k空間に配置するエコー計測部120と、前記エコー信号から画像を再構成する画像再構成部130と、前記パルスシーケンスに設定された傾斜磁場の波形である初期

10

20

30

40

50

波形を調整し、調整後波形を得る傾斜磁場波形調整部 140 と、応答関数を取得する応答関数算出部 150 と、を備える。そして、エコー計測部 120 は、初期波形の代わりに調整後波形をパルスシーケンスに適用してエコー信号を計測する。

【0024】

これらの各機能は、記憶装置 111 に格納されたプログラムを、計算機 109 の CPU がメモリにロードして実行することにより実現される。なお、上記の各機能の全てをソフトウェアで実現する必要はなく、一部または全部を ASIC (Application Specific Integrated Circuit)、FPGA (field-programmable gate array) 回路などのハードウェアによって実現するようにしてもよい。

10

【0025】

[パルスシーケンス]

本実施形態では、エコー計測部 120 が従うパルスシーケンスとして、GE タイプの位相補償型のパルスシーケンス (位相補償型 GE シーケンス) を用いる場合を例にあげて説明する。まず、この位相補償型 GE シーケンスについて説明する。

【0026】

図 3 は、位相補償型 GE シーケンス 200 のシーケンス図である。本図において、RF、Gs、Gp、Gr はそれぞれ、高周波磁場、スライス傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場、周波数エンコード傾斜磁場を表す。

【0027】

20

位相補償型 GE シーケンス 200 では、通常の GE タイプのシーケンスに対し、各軸の傾斜磁場の時間積分値をゼロにするための傾斜磁場パルスが追加される。また、フリップ角の大きさは GrE 法よりも一般に大きく、その位相は交互に反転される。また、繰り返し時間 TR は、より短く 5 ms 前後である。

【0028】

位相補償型 GE シーケンス 200 では、まず、スライス傾斜磁場 201 の印加とともに高周波磁場 (RF) パルス 202 を照射し、対象物体内のあるスライスの磁化を励起する。次いでスライスリフェーズ傾斜磁場 203 と磁化の位相に位相エンコード方向の位置情報を付加するための位相エンコード傾斜磁場 204、ディフェーズ用周波数エンコード傾斜磁場 205 を印加した後、リードアウト方向の位置情報を付加するための周波数エンコード傾斜磁場 206 を印加しながら磁気共鳴信号 (エコー) 207 を計測する。そして、最後に各軸の傾斜磁場の時間積分値をゼロにするための傾斜磁場 208、209、210 を印加する。以下、エコー計測期間を、A/D 期間と呼ぶ。

30

【0029】

以上の手順を位相エンコード傾斜磁場 204 と 209 の強度 (位相エンコード量 kp) を変化させるとともに RF パルスの位相を 180 度ずつ変化させながら繰り返し時間 TR で繰り返し、1 枚の画像を得るのに必要なエコーを計測する。各エコー 207 は図 3 (b) に示すように k 空間上に配置され、逆フーリエ変換によって画像が再構成される。

【0030】

この位相補償型 GE シーケンス 200 によれば、T1 (縦緩和時間) を強調した画像が得られる。得られる画像は、T2 (横緩和時間) / T1 を反映したコントラストを示し、組織と血液のコントラストが良く、心臓の形態・機能診断や腹部の形態診断に広く用いられている。

40

【0031】

なお、本実施形態では、上記シーケンスの構成要素のうち、傾斜磁場群を調整し、静音化を図る。傾斜磁場群は、その機能に応じて、スライス傾斜磁場 201、位相エンコード傾斜磁場 204、周波数エンコード傾斜磁場 206 の 3 種がある。以下、スライス傾斜磁場 201 印加軸方向に印加される傾斜磁場群 (上記位相補償型 GE シーケンス 200 では、スライス傾斜磁場 201、スライスリフェーズ傾斜磁場 203、および、傾斜磁場 208) を総称してスライス傾斜磁場 s と呼ぶ。同様に、位相エンコード傾斜磁場 204 印加

50

軸方向に印加される傾斜磁場群を、位相エンコード傾斜磁場 p 、周波数エンコード傾斜磁場 206 印加軸方向に印加される傾斜磁場群を周波数エンコード傾斜磁場 f と呼ぶ。

【0032】

[傾斜磁場波形]

上記3種の傾斜磁場（スライス傾斜磁場 s 、位相エンコード傾斜磁場 p 、周波数エンコード傾斜磁場 f ； s 、 p 、 f 各軸方向の傾斜磁場とも呼ぶ。）、それぞれの、傾斜磁場波形 400 s 、400 p 、400 f を、図4(a)～図4(c)に示す。これらの図に示す傾斜磁場波形は、最初に位相補償型 GE シーケンス 200 に設定される初期波形である。

【0033】

なお、エコー計測時は、 s 、 p 、 f 各軸方向の傾斜磁場を、 x 、 y 、 z 軸の各傾斜磁場コイル (G_x 、 G_y 、 G_z) に分配することにより撮影面の角度が決まる。例えば、図3のように (s 、 p 、 f) = (z 、 y 、 x) とすればアキシャル面の画像が撮影され、(s 、 p 、 f) = (x 、 y 、 z) とするとサジタル面の画像が撮影される。

【0034】

s 、 p 、 f 各軸方向の傾斜磁場波形（初期波形）400 s 、400 p 、400 f は、各々、これらの図に示すように、4つの区間 A、B、C、D でそれぞれオン・オフする台形波により構成される。区間 A は、RF パルス 202 の照射が含まれる区間である。また、区間 C は、エコー信号計測 (A/D) 期間 207 が含まれる区間である。区間 B は、両者の間の期間であり、区間 D は、区間 C から、次の繰り返し時間の区間 A までの間の期間である。

【0035】

各区間に印加される傾斜磁場（台形波）を、それぞれ、 A_s 、 B_s 、 B_p 、 B_f 、 C_f 、 D_s 、 D_p 、 D_f と呼び、特に、初期波形の各台形波を、図4(a)～図4(c)に示すように、それぞれ、 A_{s0} 、 B_{s0} 、 B_{p0} 、 B_{f0} 、 C_{f0} 、 D_{s0} 、 D_{p0} 、 D_{f0} と呼ぶ。なお、区間 A において実際に RF が照射される期間（RF 期間と呼ぶ）は A_{s0} の強度が一定の期間だけである。また、同様に区間 C において実際にエコー信号が計測 (A/D) される期間（ A/D 期間）は C_{f0} の強度が一定の期間だけである。

【0036】

例えば、図3(a)に示す位相補償型 GE シーケンス 200 では、 A_{s0} は、スライス傾斜磁場 201、 B_{s0} は、スライスリフェーズ傾斜磁場 203、 D_{s0} は、傾斜磁場 208 である。また、 B_{p0} は、位相エンコード傾斜磁場 204、 D_{p0} は、傾斜磁場 209 である。そして、 B_{f0} は、ディフェーズ用周波数エンコード傾斜磁場 205、 C_{f0} は、周波数エンコード傾斜磁場 206、 D_{f0} は、傾斜磁場 210 である。

【0037】

[傾斜磁場波形調整]

傾斜磁場波形調整部 140 は、予めパルスシーケンス（位相補償型 GE シーケンス 200）に設定された傾斜磁場波形（初期波形）を変形し、静音化を実現する傾斜磁場波形調整処理を行う。

【0038】

位相補償型 GE シーケンス 200 では、時間の制約からローパスフィルタの適用が難しい。そこで、本実施形態では、所望の周波数帯域を抑制できるバンドストップフィルタを用い、音圧レベルの大きい周波数帯域を抑制（除去）し、音圧レベルを低下させることにより静音化する。なお、位相補償型 GE シーケンス 200 で印加される傾斜磁場により発生する音の音圧レベルは、装置固有の応答関数（FRF）を用いて算出される。

【0039】

このとき、バンドストップフィルタを適用するだけでは撮像条件を満たさない波形となる。このため、本実施形態では、バンドストップフィルタ適用後の波形（除去後波形）を、傾斜磁場の印加時間を延長せずに、撮像条件を満たすよう整形する。

【0040】

これを実現するため、本実施形態の傾斜磁場波形調整部 140 は、図2に示すように、

10

20

30

40

50

初期波形の周波数帯域の一部を除去し、除去後波形を生成する帯域除去部 1 4 1 と、前記除去後波形を、前記撮像条件を満たすよう整形し、調整後波形を得る波形整形部 1 4 2 と、を備える。

【 0 0 4 1 】

[帯域除去部]

帯域除去部 1 4 1 は、初期波形の周波数帯域のうち、音圧レベルが所定以上となる周波数帯域を除去し、除去後波形を得る。初期波形の音圧レベルは、MRI 装置 1 0 0 固有の応答関数を用いて算出する。周波数帯域の除去は、所望の周波数帯域を抑制するバンドストップフィルタ（帯域除去フィルタ）を用いて行う。

【 0 0 4 2 】

バンドストップフィルタは、ローパスフィルタやハイパスフィルタと異なり、波形を構成する周波数帯域のうち、低域、高域はそのまま通過させ、中域の特定の帯域のみを抑制可能なフィルタである。抑制する周波数帯域を限定的に設定できる。

【 0 0 4 3 】

なお、周波数帯域を抑制する（除去する）音圧レベルは、装置毎、使用するパルスシーケンス毎に予め定めておいてもよい。また、初期波形の周波数帯域の音圧レベルを算出後、その結果をユーザに提示し、ユーザが決定するよう構成してもよい。

【 0 0 4 4 】

[波形整形部]

上述のように、図 4 (a) の A、B、C、D の 4 つの区間に印加される各台形波 A s、B s、B p、B f、C f、D s、D p、D f の面積、RF パルス 2 0 2 照射中に印加される A s の強度、信号受信中 (A / D 中) に印加される C f の強度は、撮像条件によって決定される。これらの値が変化すると、所望の画像が得られないため、波形整形部 1 4 2 は、これらの条件を満たすよう、除去後波形を整形する。

【 0 0 4 5 】

本実施形態の波形整形部 1 4 2 は、RF 期間および A / D 期間それぞれの除去後波形を、当該期間の初期波形に戻すよう整形し、調整後波形を得る。具体的には、RF パルス 2 0 2 照射中の RF 期間の、s、p、f 各軸方向の、除去後波形を、初期波形の台形波（強度が一定の波形）に戻す。また、A / D 期間、s、p、f 各軸方向の除去後波形を、初期波形の台形波（強度が一定の波形）に戻す。

【 0 0 4 6 】

さらに、本実施形態の波形整形部 1 4 2 は、s、p、f 各軸方向それぞれについて、除去後波形の面積（符号あり）の合計（時間積分値）が、初期波形の面積（符号あり）の合計（時間積分値）と略等しくなるよう除去後波形の強度を変更することにより、除去後波形を整形する。これは、s、p、f 各軸方向の、傾斜磁場印加量を維持するためである。これにより初期波形の撮像条件が満たされるようになる。このとき、上記 4 つの区間全体の傾斜磁場印加時間が延長されないよう、変更する。すなわち、波形整形は、除去後波形の強度のみの調整で行う。

【 0 0 4 7 】

[応答関数取得部]

応答関数算出部 1 5 0 は、既知の傾斜磁場波形を印加し、それにより発生する音のスペクトルから、当該 MRI 装置 1 0 0 の応答関数を算出する。すなわち、既知の傾斜磁場を印加しながら測定した音から得たスペクトルを、印加した既知の傾斜磁場をフーリエ変換して得たスペクトルで除算して、応答関数を算出する。既知の傾斜磁場波形として、例えば、ホワイトノイズを用いてもよい。ホワイトノイズ状の傾斜磁場のスペクトルは一定であるため、ホワイトノイズ状の傾斜磁場を印加して測定したスペクトルがそのまま応答関数となる。

【 0 0 4 8 】

なお、上述のように、既知の傾斜磁場波形を印加して発生した音は、マイク 1 1 2 が収集して電気信号に変換し、周波数解析装置 1 1 3 によりスペクトルに変換されて、応答関

10

20

30

40

50

数算出部 150 に入力される。

【0049】

[傾斜磁場波形調整処理の流れ]

本実施形態の傾斜磁場波形調整部 140 による傾斜磁場波形調整処理の流れを説明する。図 5 は、本実施形態の傾斜磁場波形調整処理の処理フローである。なお、帯域除去処理に用いる M R I 装置 100 固有の応答関数は予め算出しておく。

【0050】

まず、帯域除去部 141 は、位相補償型 G E シーケンス 200 に予め設定されている傾斜磁場波形（初期波形）に対してフーリエ変換を施し、周波数分布に変換する（ステップ S 1101）。次に、帯域除去部 141 は、得られた周波数分布に、M R I 装置 100 固有の応答関数 310 を乗算して音圧レベルを得る（ステップ S 1102）。 10

【0051】

帯域除去部 141 は、帯域除去処理を行う（ステップ S 1103）。帯域除去部 141 は、ステップ S 1101 で得られた周波数分布に、音圧レベルが予め定めた閾値以上の周波数帯域を抑制するバンドストップフィルタを適用することにより、帯域除去処理を行う。

【0052】

帯域除去部 141 は、逆フーリエ変換により、帯域除去後の周波数分布を傾斜磁場波形に戻す（ステップ S 1104）。このとき得られた傾斜磁場波形を除去後波形と呼ぶ。

【0053】

波形整形部 142 は、撮像条件を満たすように傾斜磁場波形を整形する波形整形処理を行う（ステップ S 1105）。 20

【0054】

[傾斜磁場波形調整処理]

次に、上記帯域除去処理および波形整形処理からなる傾斜磁場波形調整処理の各ステップを、具体例を示しながら説明する。

【0055】

なお、実際の撮像時は、図 3 の位相補償型 G E シーケンス 200 に示す一連のパルス群を、繰り返し印加する。すなわち、図 4（a）～図 4（c）に示す、s、p、f 各軸方向の傾斜磁場が繰り返し印加される。 30

【0056】

以下においては、波形調整の対象とする傾斜磁場波形（初期波形）410 を、図 6（a）に示すように、図 4（a）～図 4（c）に示す初期波形 400 s、400 p、400 f を 5 回印加するものとする場合を例にあげて説明する。なお、図 6（a）において、横軸は時間 [m s]、縦軸は強度 [m T / m] を示す。

【0057】

[ステップ S 1101]

帯域除去部 141 が、図 6（a）に示す初期波形 410 を、65 k H z でサンプリングしてフーリエ変換して得た周波数分布（スペクトル）510 を、図 6（b）に示す。なお、図 6（c）は、図 6（b）の、横軸の範囲 ± 3 k H z 範囲を抽出したもの（スペクトル）510 a である。図 6（b）および図 6（c）では、横軸は周波数 [k H z]、縦軸は強度 [m T / m] を示す。 40

【0058】

これらの図から、初期波形 410 をフーリエ変換して得た周波数分布（スペクトル）510 は、1 k H z 以下に集中していることがわかる。

【0059】

なお、図 6（a）に示す初期波形 410 を、s、p、f 各軸方向に分離したもの（初期波形 410 s、410 p、410 f）を、図 7（a）～図 7（c）に、それぞれ示す。また、図 6（c）に示すスペクトル 510 を、s、p、f 各軸方向に分離したもの（スペクトル 510 s、510 p、510 f）を、図 8（a）～図 8（c）に、それぞれ示す。 50

【 0 0 6 0 】

[ステップ S 1 1 0 2]

まず、予め算出しておく応答関数について説明する。本実施形態では、 x 、 y 、 z 各軸について、上記手法で応答関数を算出する。算出された応答関数 3 1 0 の一例を図 9 に示す。本図において、3 1 0 x は、 x 方向の応答関数の、3 1 0 y は、 y 方向の応答関数の、3 1 0 z は、 z 方向の応答関数のグラフである。

【 0 0 6 1 】

本図に示すように、MRI 装置 1 0 0 固有の応答関数 3 1 0 x 、3 1 0 y 、3 1 0 z は、1 . 5 k H z 付近が最も大きく、2 0 0 H z 以下の成分が非常に小さい。従って、ローパスフィルタを用いて傾斜磁場波形のそれ以上の周波数成分を抑制すると音を小さくする

10

【 0 0 6 2 】

帯域除去部 1 4 1 は、図 9 に示す x 、 y 、 z 各軸方向の応答関数 3 1 0 x 、3 1 0 y 、3 1 0 z を、 s 、 p 、 f 各軸方向の傾斜磁場の周波数分布 5 1 0 s 、5 1 0 p 、5 1 0 f に乗算し、それぞれ、音圧レベルを得る。なお、予め撮像面が定まっている場合は、当該撮像面により定まる印加方向についてのみ、音圧レベルを算出してもよい。

【 0 0 6 3 】

図 1 0 には、全軸について算出した音圧レベルを示す。各グラフの、横軸は周波数 [k H z]、縦軸は、音圧レベル [d B (A)] である。

【 0 0 6 4 】

20

グラフ 6 1 0 s は、スライス傾斜磁場 s を x 軸 ($G x$) に印加した場合の音圧レベル (スペクトル 5 1 0 s と応答関数 3 1 0 x との積) である。

グラフ 6 1 0 p は、位相エンコード傾斜磁場 p を x 軸 ($G x$) に印加した場合の音圧レベル (スペクトル 5 1 0 p と応答関数 3 1 0 x との積) である。

グラフ 6 1 0 f は、周波数エンコード傾斜磁場 f を x 軸 ($G x$) に印加した場合の音圧レベル (スペクトル 5 1 0 f と応答関数 3 1 0 x との積) である。

グラフ 6 2 0 s は、スライス傾斜磁場 s を y 軸 ($G y$) に印加した場合の音圧レベル (スペクトル 5 1 0 s と応答関数 3 1 0 y との積) である。

グラフ 6 2 0 p は、位相エンコード傾斜磁場 p を y 軸 ($G y$) に印加した場合の音圧レベル (スペクトル 5 1 0 p と応答関数 3 1 0 y との積) である。

30

グラフ 6 2 0 f は、周波数エンコード傾斜磁場 f を y 軸 ($G y$) に印加した場合の音圧レベル (スペクトル 5 1 0 f と応答関数 3 1 0 y との積) である。

グラフ 6 3 0 s は、スライス傾斜磁場 s を z 軸 ($G z$) に印加した場合の音圧レベル (スペクトル 5 1 0 s と応答関数 3 1 0 z との積) である。

グラフ 6 3 0 p は、位相エンコード傾斜磁場 p を z 軸 ($G z$) に印加した場合の音圧レベル (スペクトル 5 1 0 p と応答関数 3 1 0 z との積) である。

グラフ 6 3 0 f は、周波数エンコード傾斜磁場 f を z 軸 ($G z$) に印加した場合の音圧レベル (スペクトル 5 1 0 f と応答関数 3 1 0 z との積) である。

【 0 0 6 5 】

図 1 0 から、 s 、 p 、 f いずれの種類の傾斜磁場を、 x 、 y 、 z いずれの軸方向に印加した場合であっても、音圧レベルが高い周波数は 0 . 5 k H z から 1 . 0 k H z 付近と、2 k H z 付近と、であることがわかる。従って、この MRI 装置 1 0 0 で、この位相補償型 G E シーケンス 2 0 0 を実行する場合、静音化にはこの周波数帯域を抑制するようなバンドパスフィルタを適用するのが効果的であると考えられる。

40

【 0 0 6 6 】

ただし、0 . 5 k H z から 1 . 0 k H z の帯域は、図 6 (c) に示すようにスペクトル 5 1 0 の大部分を占める領域である。従って、この帯域を強く抑制すると傾斜磁場波形の変化が大きくなる。そこで、2 k H z 付近を抑制し、他は抑制しないバンドストップフィルタを用いる。

【 0 0 6 7 】

50

すなわち、応答関数 3 1 0 を用いて算出した、撮像に用いるパルスシーケンスの傾斜磁場の、音圧レベルの高い周波数帯域は、0 から 3 k H z の範囲に含まれ、特に、パルスシーケンスが位相補償型 G E シーケンス 2 0 0 である場合、2 k H z 付近の帯域である。また、その半値幅は、2 k H z 前後である。従って、帯域除去部 1 4 1 は、0 から 3 k H z の帯域、特に 2 k H z 付近の帯域であって、半値幅が、2 k H z 前後のバンドストップフィルタを用い、傾斜磁場の周波数帯域を除去することが望ましい。

【 0 0 6 8 】

2 k H z 付近を抑制するバンドストップフィルタ 7 1 0 の一例を図 1 1 に示す。このバンドストップフィルタ 7 1 0 の関数は、中心 ± 2 k H z、半値幅 1 . 7 k H z の T u k e y 窓関数（最大値は 1）を 1 から引いた関数である。

10

【 0 0 6 9 】

このバンドストップフィルタ 7 1 0 を、図 8 (a) ~ 図 8 (c) に示すスペクトル 5 1 0 s、5 1 0 p、5 1 0 f に、それぞれ乗算して得た周波数分布 5 2 0 s、5 2 0 p、5 2 0 f を、図 8 (d) ~ 図 8 (f) に示す。

【 0 0 7 0 】

[ステップ S 1 1 0 4]

各周波数分布 5 2 0 s、5 2 0 p、5 2 0 f を、逆フーリエ変換して波形に戻すことにより得られた除去後波形 4 2 0 s、4 2 0 p、4 2 0 f を、それぞれ図 7 (d) ~ 図 7 (f) に示す。

【 0 0 7 1 】

20

さらに、図 1 2 (a) ~ 図 1 2 (c) に、バンドストップフィルタ 7 1 0 適用前（初期波形）のスペクトル 5 2 0 s、5 2 0 p、5 2 0 f と、適用後（除去後波形）のスペクトル 5 2 0 s、5 2 0 p、5 2 0 f の差分 5 5 0 s、5 5 0 p、5 5 0 f を、それぞれ示す。

【 0 0 7 2 】

図 7 (a) ~ 図 7 (f) から、バンドストップフィルタ 7 1 0 の適用により、各傾斜磁場は、多少の変化はあるものの、略元の形を保っていることがわかる。

【 0 0 7 3 】

また、図 8 (a) ~ 図 8 (c) に示すスペクトル 5 1 0 s、5 1 0 p、5 1 0 f と、図 8 (d) ~ 図 8 (f) に示すスペクトル 5 2 0 s、5 2 0 p、5 2 0 f との比較から、バンドストップフィルタ 7 1 0 の適用による周波数分布の変化は、2 k H z 付近の強度低下が大きいことがわかる。また、図 1 2 (a) ~ 図 1 2 (c) の差分 5 5 0 s、5 5 0 p、5 5 0 f を見ると、初期波形で音圧レベルの高い 1 . 0 k H z 付近も少なからず低下していることがわかる。

30

【 0 0 7 4 】

[ステップ S 1 1 0 5]

図 7 (d) ~ 図 7 (f) に示す除去後波形 4 2 0 s、4 2 0 p、4 2 0 f は、そのままでは撮像条件を満たさない。そこで、波形整形部 1 4 2 は、これらを、上述のように撮像条件を満たすよう、波形を整形する。

【 0 0 7 5 】

40

波形整形部 1 4 2 による波形整形処理の流れを図 1 3 (a) に示す。なお、以下において、図 4 (a) の A、B、C、D の 4 つの区間に印加される各台形波 A s 0、A p 0、A f 0、B s 0、B p 0、B f 0、C s 0、C f 0、C p 0、D s 0、D p 0、D f 0 の、除去後波形を、それぞれ、A s d、A p d、A f d、B s d、B p d、B f d、C s d、C p d、C f d、D s d、D p d、D f d と呼ぶ。

【 0 0 7 6 】

波形整形部 1 4 2 は、まず、撮像条件を満たすよう、除去後波形を整形する（ステップ S 1 2 0 1）。すなわち、R F 期間および A / D 期間の除去後波形を、同期間の初期波形に戻す。

【 0 0 7 7 】

50

具体的には、以下の３つの処理を行う。

１－１）スライス傾斜磁場パルス A_{sd} の RF 期間の強度及び形状を、同期間の初期波形 A_{s0} のそれらと等しくし、スライス傾斜磁場パルス C_{sd} の A / D 期間の強度をゼロとし、それぞれ A_{se} と C_{se} とする。

１－２）位相エンコード傾斜磁場パルス A_{pd} 、 C_{pd} の RF 期間および A / D 期間の強度をゼロとする。

１－３）周波数エンコード傾斜磁場パルス A_{fd} の RF 期間の強度をゼロとする。また、周波数エンコード傾斜磁場パルス C_{fd} の A / D 期間の強度及び形状を同期間の初期波形 C_{f0} のそれらと等しくし、 C_{fe} とする。

【 0 0 7 8 】

10

次に、波形整形部 1 4 2 は、各軸方向の除去後波形の面積（符号あり）の合計を初期波形の同軸の面積（符号あり）の合計と等しくする（ステップ S 1 2 0 2）。このとき、調整は、パルス単位で、強度の調整のみで行い、印加時間は変更しない。また、RF 期間と A / D 期間のパルス（ A_{se} と C_{fe} ）の強度は変更しない。これは、スライスプロファイルとリードアウト条件を初期波形と同じにするためである。リードアウト条件が変化するとリードアウト方向の視野や空間分解能が変化してしまうためである。

【 0 0 7 9 】

なお、位相補償型 GE シーケンス 2 0 0 は、各軸の傾斜磁場の時間積分値がゼロとなるよう設計されている。従って、ここでは、具体的には、以下の３つの処理を行う。

２－１）スライス傾斜磁場 s のパルス A_{se} 、 B_{sd} 、 D_{sd} の、時間積分値がゼロになるよう、 B_{sd} 、 D_{sd} の強度を調整し、 B_{se} 、 D_{se} とする。

20

２－２）位相エンコード傾斜磁場 p のパルス B_{pd} 、 D_{pd} の面積を、それぞれ、初期波形の B_{p0} 、 D_{p0} の面積に戻し、 B_{pe} 、 D_{pe} とする。

２－３）周波数エンコード傾斜磁場 f のパルス B_{fd} 、 C_{fe} 、 D_{fd} の、時間積分値がゼロになるよう B_{fd} と D_{fd} の強度を調整し、 B_{fe} 、 D_{fe} とする。

【 0 0 8 0 】

図 1 4 (a) ~ 図 1 4 (c) に、図 7 (d) ~ 図 7 (f) に示す除去後波形 4 2 0 s 、4 2 0 p 、4 2 0 f それぞれの、 s 、 p 、 f 各軸方向の波形整形後の傾斜磁場波形（調整後波形）4 3 0 s 、4 3 0 p 、4 3 0 f を示す。また、図 1 5 (a) ~ 図 1 5 (c) に、 s 、 p 、 f 各軸方向の調整後波形 4 3 0 s 、4 3 0 p 、4 3 0 f の周波数分布 5 3 0 s 、5 3 0 p 、5 3 0 f を示す。さらに、図 1 6 (a) ~ 図 1 6 (c) に、 s 、 p 、 f 各軸方向の、初期波形の周波数分布 5 1 0 s 、5 1 0 p 、5 1 0 f と、調整後波形の周波数分布 5 3 0 s 、5 3 0 p 、5 3 0 f との差分 5 6 0 s 、5 6 0 p 、5 6 0 f を示す。

30

【 0 0 8 1 】

図 1 6 (a) ~ 図 1 6 (c) に示す差分 5 6 0 s 、5 6 0 p 、5 6 0 f を、図 1 2 (a) ~ 図 1 2 (c) に示すフィルタ適用前後の差分 5 5 0 s 、5 5 0 p 、5 5 0 f と比較すると、強度の低下の度合いは小さくなっているものの、2 k H z 付近および 1 k H z 付近の多くの成分が依然として低下していることが確認できる。

【 0 0 8 2 】

〔 音圧レベルの変化 〕

40

最後に、本実施形態の傾斜磁場波形調整処理による、音圧レベルの変化の様子を示す。

【 0 0 8 3 】

バンドストップフィルタ 7 1 0 を適用して帯域除去を行い、その後、波形整形を行って得た、調整後波形の音圧レベルを図 1 7 に示す。各音圧レベルは、 s 、 p 、 f 各軸方向の調整後波形の周波数分布 5 3 0 s 、5 3 0 p 、5 3 0 f に、それぞれ、 x 、 y 、 z 各軸方向の応答関数 3 1 0 x 、3 1 0 y 、3 1 0 z を乗算することにより得た。以下、それぞれ、 G_x 、 G_y 、 G_z と表す。

【 0 0 8 4 】

ここでは、調整後波形の音圧レベル 6 6 0 s 、6 6 0 p 、6 6 0 f 、6 7 0 s 、6 7 0 p 、6 7 0 f 、6 8 0 s 、6 8 0 p 、6 8 0 f を、それぞれ、実線で示す。また、比較の

50

ため、バンドストップフィルタ 710 適用前、すなわち、図 10 に示す初期波形の、同軸方向の音圧レベル 610 s、610 p、610 f、620 s、620 p、620 f、630 s、630 p、630 f を、それぞれ、点線で示す。

【0085】

本実施形態の、バンドストップフィルタ 710 による帯域除去処理を含む傾斜磁場波形調整処理により、いずれの軸においても、図 16 (a) ~ 図 16 (c) と同様に、2 kHz 付近と 1 kHz 付近の音圧レベルが低下していることが確認できる。

【0086】

上記結果を数値で示す。

【0087】

図 18 (a) のテーブル 810 には、バンドストップフィルタ 710 適用前 (初期波形) の上記音圧レベル 610 s、610 p、610 f、620 s、620 p、620 f、630 s、630 p、630 f それぞれの総和 (Overall) を示す。各値の単位は [dB] である。

【0088】

また、図 18 (b) のテーブル 820 には、バンドストップフィルタ 710 を適用し、整形後の、調整後波形の上記音圧レベル 660 s、660 p、660 f、670 s、670 p、670 f、680 s、680 p、680 f それぞれの総和 (Overall) を示す。

【0089】

また、図 18 (c) のテーブル 830 には、図 18 (a) と図 18 (b) との差分を示す。

【0090】

図 18 (c) のテーブル 830 より、s、p、f 各軸の傾斜磁場を、x、y、z いずれの軸に印加する場合であっても、音圧レベルは、3 dB から 7 dB 低下したことがわかる。

【0091】

以上説明したように、本実施形態の MRI 装置は、パルスシーケンスに予め設定された傾斜磁場の波形である初期波形を調整し、調整後波形を得る傾斜磁場波形調整部 140、を備え、前記パルスシーケンスは、予め定めた撮像条件に従って、静磁場の中に置かれた被検体 103 に高周波磁場を照射するとともに傾斜磁場を印加して、前記被検体 103 から発生するエコー信号を計測する際に用いられ、前記傾斜磁場波形調整部 140 は、前記初期波形の周波数帯域の一部を除去し、除去後波形を生成する帯域除去部 141 と、前記除去後波形を、前記撮像条件を満たすよう整形し、前記調整後波形を得る波形整形部 142 と、を備える。

前記撮像条件と前記パルスシーケンスとに従って、前記エコー信号を計測するエコー計測部 120 をさらに備え、前記エコー計測部 120 は、前記調整後波形を前記パルスシーケンスに適用し、前記エコー信号を計測する。

【0092】

本実施形態によれば、傾斜磁場に対してバンドストップフィルタ 710 を適用後、波形を整形する。バンドストップフィルタ 710 は、実測結果から得た音圧レベルに応じて、音圧レベルが予め定めた閾値以上の周波数帯域を抑制するよう設計される。さらに、バンドストップフィルタ 710 により帯域抑制された後の傾斜磁場波形を、撮像条件を満たすよう整形する。

【0093】

上記処理により得られた調整後波形は、上記図 17 に示すように、初期波形に比べ、音圧レベルが低下する。また、撮像条件を満たす。さらに、波形整形が強度のみで行われるため、傾斜磁場印加時間が延長することがない。従って、本実施形態によれば、傾斜磁場の印加時間を延長させることなく、また、画質を低下させることなく、音圧レベルの低下を実現でき、静音化することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 4 】

よって、本実施形態によれば、パルスの時間間隔に余裕のない撮影シーケンスにおいても、効果的に音圧レベルを低減させることができる。

【 0 0 9 5 】

< 変形例その 1 >

なお、上記実施形態では、波形整形処理において、R F 期間および A / D 期間の傾斜磁場波形を、初期波形に戻している。しかしながら、波形整形処理は、この手法に限定されない。例えば、整形の自由度をより高め、これらの期間中の傾斜磁場波形の整形を、強度の平均値のみを等しくするよう構成してもよい。

【 0 0 9 6 】

すなわち、波形整形部 1 4 2 は、高周波磁場照射中および A / D 中それぞれの期間の、除去後波形の平均強度が、同期間の初期波形の平均強度と略等しくなるよう、除去後波形を整形し、調整後波形を得てもよい。

【 0 0 9 7 】

この場合、R F 期間の傾斜磁場強度が一定でなくなる。従って、R F パルス 2 0 2 についても、スライス厚やスライスプロファイルが、初期状態から変化しないよう、整形後のスライス傾斜磁場波形に合わせて、R F パルスの波形形状を修正する。すなわち、波形整形部 1 4 2 は、調整後波形によるスライスプロファイルの変化を抑制するように、R F パルスの波形を整形する。

【 0 0 9 8 】

また、A / D 期間の傾斜磁場強度が一定でなくなる。このため、エコー信号をサンプリングした結果が k 空間上に等間隔で配置されなくなる。そこで、この場合、グリッディングによって k 空間上の配置を等間隔にしてからフーリエ変換して、画像を再構成する。すなわち、画像再構成部 1 3 0 は、エコー信号計測中の調整後波形に従って、エコー信号をグリッディング後、画像の再構成を行う。

【 0 0 9 9 】

以下、本変形例の、波形整形手順を図 1 3 (b) に示す。波形整形対象の傾斜磁場は、図 4 (a) ~ 図 4 (c) に示す初期波形にバンドストップフィルタ 7 1 0 を適用し、帯域除去処理を行った各傾斜磁場、A s d、B s d、B p d、B f d、C f d、D s d、D p d、D f d とする。

【 0 1 0 0 】

波形整形部 1 4 2 は、撮像条件を満たすよう、除去後波形および R F 波形を整形する (ステップ S 1 3 0 1)。このとき、調整は、強度の調整のみで行い、印加時間は変更しない。

【 0 1 0 1 】

具体的には、以下の処理を行う。

3 - 1) スライス傾斜磁場パルス A s d の R F 期間の強度平均値を、同期間の初期波形 A s 0 の強度平均値と等しくし、スライス傾斜磁場パルス C s d の A / D 期間の強度をゼロとする。処理後の区間 A の波形を、A s g とする。

3 - 2) 位相エンコード傾斜磁場パルス A p d、C p d の R F 期間および A / D 期間の強度をゼロとする。

3 - 3) 周波数エンコード傾斜磁場パルス A s d の R F 期間の強度をゼロとし、周波数エンコード傾斜磁場パルス C f d の A / D 期間の強度平均値を、同期間の初期波形 C f 0 の強度平均値と等しくする。処理後の区間 C の波形を、C f g とする。

【 0 1 0 2 】

そして、波形整形部 1 4 2 は、各軸方向の除去後波形の面積 (符号あり) の合計を初期波形の同軸の面積 (符号あり) の合計と等しくする (ステップ S 1 3 0 2)。このとき、調整は、パルス毎の強度の調整のみで行い、印加時間は変更しない。

【 0 1 0 3 】

具体的には、以下の処理を行う。

10

20

30

40

50

4 - 1) スライス傾斜磁場パルス A_{sg} 、 B_{sd} 、 D_{sd} の面積 (符号あり) の和が、 A_{s0} 、 B_{s0} 、 C_{s0} の面積 (符号あり) の和と同じになるよう、 B_{sd} 、 D_{sd} の強度を調整し、 B_{sg} 、 D_{sg} とする。

4 - 2) 位相エンコード傾斜磁場パルス B_{pd} 、 D_{pd} の面積が、初期波形の B_{p0} 、 D_{p0} の面積とそれぞれ等しくなるように、 B_{pd} 、 D_{pd} の強度を調整し、 B_{pg} 、 D_{pg} とする。

4 - 3) 周波数エンコード傾斜磁場パルス B_{fd} 、 C_{fg} 、 D_{fd} の面積 (符号あり) の和が、 B_{f0} 、 C_{f0} 、 D_{f0} の面積 (符号あり) の和と等しくなるよう、 B_{fd} 、 D_{fd} の強度を調整し、 B_{fg} 、 D_{fg} とする。

【0104】

10

最後に、スライス傾斜磁場 A_{sg} の形状に合わせて、RF パルス 202 の形状を修正する (ステップ S1303)。ここでは、RF パルス 202 の形状は、上述のように、スライス厚やスライスプロファイルが、初期状態から変化しないよう修正する。

【0105】

これは、例えば、small tip angle approximation (STAA) 法によって可能である。具体的には、上記条件を満たす RF パルス b_{As3} は、傾斜磁場強度を整形する前の、すなわち、位相補償型 GE シーケンス 200 に設定された初期の RF パルス b_{As0} を元に、以下の式 (1) に従って求める。

【数1】

$$b_{As3}(t) = b_{As0}(\tau(t))f_{As3}(t)/f_{As0}(t) \quad \dots (1)$$

$$\tau(t) = \int_0^t f_{As3}(t)/f_{As0}(t) dt$$

20

ここで、 f_{As0} と f_{As3} はそれぞれ初期波形の傾斜磁場強度と、整形後の傾斜磁場強度であり、 τ は時間拡張関数である。

【0106】

図4(a)～図4(c)に示す初期波形 400s、400p、400f を、本変形例の手法で整形した調整後波形と、上記実施形態の手法で整形した調整後波形との比較を図19(a)～図19(i)に示す。

【0107】

30

これらの図において、図19(a)～図19(c)は、s、p、f 各軸方向の、波形整形前、すなわち、除去後波形 420s、420p、420f の一部である。また、図19(d)～図19(f)は、上記実施形態の手法で波形整形を行った後の、s、p、f 各軸方向の調整後波形 430s、430p、430f の一部である。そして、図19(g)～図19(i)は、本変形例の手法で波形整形を行った後の、s、p、f 各軸方向の調整後波形 440s、440p、440f である。なお、各図において、点線は、図4(a)～図4(c)初期波形 400s、400p、400f である。

【0108】

図19(d)～図19(f)の調整後波形 430s、430p、430f と、図19(g)～図19(i)の調整後波形 440s、440p、440f とを比較する。

40

【0109】

後者においては、上述のように、RF 照射中と A/D 中の傾斜磁場パルスを一定にする制約をなくしたため、区間 A のスライス傾斜磁場 (A_{sg}) と、区間 C の周波数エンコード傾斜磁場 (C_{fg}) の強度変化が一定でない点が大きく異なる。

【0110】

初期波形の音圧レベルと本変形例の手法で得た調整後波形の音圧レベルとの差分を図18(d)のテーブル 840 に示す。図18(c)のテーブル 830 に示す、上記実施形態の調整後波形との差分と比較すると、スライス傾斜磁場 s を x 軸方向 (G_x) に印加する場合と、周波数エンコード傾斜磁場 f を各軸方向に印加する場合について、音圧レベルがさらに低減することが示された。

50

【0111】

すなわち、これらの場合において、RF照射中とA/D中の傾斜磁場の強度を一定する制約をなくすことにより、2 dB以上の音圧レベル低減効果が得られることがわかる。特に、周波数エンコード傾斜磁場 f を $G \times$ 軸方向に印加する場合、8 dBもの高い低減効果が得られた。

【0112】

<変形例その2>

また、上記実施形態では、どの軸に対しても、図11に示す、同一のバンドストップフィルタ710（中心周波数2 kHz、全値幅3.4 kHz）を適用し、帯域除去処理を行う。しかし、図9に示すように、応答関数310は、軸ごとに異なる。従って、軸ごとに帯域の異なるバンドストップフィルタを用いてもよい。

10

【0113】

すなわち、帯域除去部141は、傾斜磁場の印加軸毎に、異なるバンドストップフィルタを用いて、異なる周波数帯域を除去するよう構成してもよい。

【0114】

上記のバンドストップフィルタ710とは異なる仕様のバンドストップフィルタ（中心周波数2 kHz、全値幅4.2 kHz）を用いて帯域除去処理を行った場合の調整後波形の音圧レベル（Overall）の、初期波形の音圧レベル（Overall）との差分を、図18（e）のテーブル850に示す。なお、ここでは、波形整形処理は、上記実施形態の手法を用いた。

20

【0115】

図18（e）のテーブル850と、図18（c）のテーブル830との、各音圧レベル（Overall）を比較すると、周波数エンコード傾斜磁場 f を、 $G \times$ 軸に印加する場合、バンドストップフィルタ（中心周波数2 kHz、全値幅4.2 kHz）を適用した方が、音圧レベルの低下が大きい。

【0116】

従って、周波数エンコード傾斜磁場 f を $G \times$ 方向に印加する場合は、バンドストップフィルタの中心周波数を2 kHz、全値幅を4.2 kHzとし、それ以外の場合は、バンドストップフィルタの中心周波数を2 kHz、全値幅を3.4 kHzとする。これにより、より高い音圧レベル低下効果が得られる。

30

【0117】

このように、軸ごとに適したバンドストップフィルタを用いることにより、音圧レベルをさらに低下させることが可能になる。

【0118】

<変形例その3>

上記実施形態では、全ての軸に対して、バンドストップフィルタ710を用いた、ステップS1103の帯域除去処理を行っている。しかしながら、帯域除去処理は、全ての軸に対して行う必要はない。

【0119】

音の大きさは、音圧レベルの最も高い音に左右される。よって、帯域除去処理を音圧レベルの高い軸だけに適用してもほぼ同じ効果が得られる。すなわち、帯域除去部141は、音圧レベル（Overall）が所定以上となる軸方向に印加される傾斜磁場の、所定の周波数帯域を除去してもよい。

40

【0120】

例えば、図6（a）に示す初期波形410の場合、図18（a）のテーブル810の結果から、スライス傾斜磁場 s を x 、 y 、 z 軸方向に印加する場合と、周波数エンコード傾斜磁場 f を y 、 z 軸方向に印加する場合との音圧レベル（Overall）の値が、110 dBを超える。従って、例えば、これらの場合だけ帯域除去処理を実施する。

【0121】

このように構成することで、全軸に帯域除去処理を行うより、処理が簡素化される。ま

50

た、このとき、帯域除去処理を行う軸について、上記変形例その2のように、それぞれ、異なる周波数帯域を除去するよう構成してもよい。

【0122】

<変形例その4>

傾斜磁場波形の周波数特性は、撮像条件の視野、TR、TEなどによって変化する。従って、上記実施形態では、撮像条件を変更した場合には、その都度帯域除去処理を行う必要がある。

【0123】

しかしながら、よく利用するパルスシーケンスおよび撮像条件に対して、予め上記手法で帯域除去処理および波形整形処理を行って調整後波形を作成し、当該撮像条件に対応づけて記憶装置111等に保存しておくよう構成してもよい。

10

【0124】

すなわち、MRI装置100は、図2(b)に示すように、上記手法で得た調整後波形(静音化調整後の傾斜磁場波形)を、当該波形を得る際に用いた撮像条件とパルスシーケンスとに対応づけて保存するデータベースをさらに備えてもよい。この静音化調整後の傾斜磁場波形は、前記パルスシーケンスに設定された傾斜磁場波形である初期波形の周波数帯域の一部を除去し、前記撮像条件を満たすよう整形したものである。

【0125】

この場合、傾斜磁場波形調整部140および応答関数算出部150は、備えなくてもよい。

20

【0126】

この場合、撮像時には、エコー計測部120は、ユーザが指定した撮像条件およびパルスシーケンスに対応づけて上記データベースに記憶されている調整後波形(静音化調整後の傾斜磁場波形)を、当該パルスシーケンスに適用し、エコー信号の計測を行う。

【0127】

なお、このとき、上記実施形態の手法で波形整形したものと、上記変形例の手法で波形整形したものとをそれぞれ保存し、ユーザが選択可能なように構成してもよい。

【0128】

<比較例>

ここで、比較例として、帯域除去処理に本実施形態のバンドストップフィルタ710の代わりに、従来のローパスフィルタを用いた場合の例を図20(a)~図20(c)に示す。

30

【0129】

図20(a)に、この帯域除去処理に用いたローパスフィルタ910を示す。図11に示すバンドストップフィルタ710が2kHz付近のみを抑制するのに対し、このローパスフィルタ910は、2kHz以上の高周波成分を抑制(カット)する。

【0130】

図20(b)は、このローパスフィルタ910を用いて帯域除去した波形に対し、上記変形例の波形整形を行った後の、s、p、f各軸方向の傾斜磁場波形920s、920p、920fである。ローパスフィルタを適用することにより高周波成分がカットされる。このため、図19(g)-図19(i)に示す調整後波形440s、440p、440fと比較して非常になめらかな波形となる。

40

【0131】

図20(c)は、整形前後の音圧レベル(Overall)の変化を示すテーブル930である。図18(d)のテーブル840の結果と比較すると、音圧レベルの低下は等しいか小さくなっている。例えば、周波数エンコード傾斜磁場fをGx軸方向に印加した場合は、バンドストップフィルタ710を用いた場合、-14dB変化しているのに対し、ローパスフィルタ910を用いると、変化量は-11dBであり、3dBだけ効果が小さくなった。

【0132】

50

このように、本実施形態のバンドストップフィルタを用いて帯域除去を行う方が、従来のローパスフィルタ 910 を用いた手法よりも静音化の効果がより大きいことがわかる。

【0133】

なお、上記実施形態および変形例では、パルスシーケンスとして、位相補償型 GE シーケンス 200 を用いる場合を例にあげて説明したが、これに限定されない。

【0134】

また、本発明の実施形態は、上述した各実施形態および変形例に限定されず、発明の趣旨を逸脱しない範囲において、種々の追加・変更等が可能である。

【符号の説明】

【0135】

100 : MRI 装置、101 : マグネット、102 : 傾斜磁場コイル、103 : 被検体、104 : シーケンサ、105 : 傾斜磁場電源、106 : 高周波磁場発生器、107 : 送受信コイル、108 : 受信器、109 : 計算機、110 : ディスプレイ、111 : 記憶装置、112 : マイク、113 : 周波数解析装置、120 : エコー計測部、130 : 画像再構成部、140 : 傾斜磁場波形調整部、141 : 帯域除去部、142 : 波形整形部、150 : 応答関数算出部、160 : データベース、200 : 位相補償型 GE シーケンス、201 : スライス傾斜磁場、202 : RF パルス、203 : スライスリフェーズ傾斜磁場、204 : 位相エンコード傾斜磁場、205 : ディフェーズ用周波数エンコード傾斜磁場、206 : 周波数エンコード傾斜磁場、207 : エコー信号、208 : 傾斜磁場、209 : 傾斜磁場、210 : 傾斜磁場、310 : 応答関数、310x : 応答関数、310y : 応答関数、310z : 応答関数、400s : 初期波形、400p : 初期波形、400f : 初期波形、410 : 初期波形、410s : 初期波形、410p : 初期波形、410f : 初期波形、420s : 除去後波形、420p : 除去後波形、420f : 除去後波形、430s : 調整後波形、430p : 調整後波形、430f : 調整後波形、440s : 調整後波形、440p : 調整後波形、440f : 調整後波形、510 : 初期波形の周波数分布、510a : 初期波形の周波数分布、510s : 初期波形の周波数分布、510p : 初期波形の周波数分布、510f : 初期波形の周波数分布、520s : 除去後波形の周波数分布、520p : 除去後波形の周波数分布、530f : 除去後波形の周波数分布、550s : 初期波形と除去後波形との周波数分布の差分、550p : 初期波形と除去後波形との周波数分布の差分、550f : 初期波形と除去後波形との周波数分布の差分、560s : 初期波形と調整後波形との周波数分布の差分、560p : 初期波形と調整後波形との周波数分布の差分、560f : 初期波形と調整後波形との周波数分布の差分、610s : 初期波形の音圧レベル、610p : 初期波形の音圧レベル、610f : 初期波形の音圧レベル、620s : 初期波形の音圧レベル、620p : 初期波形の音圧レベル、620f : 初期波形の音圧レベル、630s : 初期波形の音圧レベル、630p : 初期波形の音圧レベル、630f : 初期波形の音圧レベル、660s : 調整後波形の音圧レベル、660p : 調整後波形の音圧レベル、660f : 調整後波形の音圧レベル、670s : 調整後波形の音圧レベル、670p : 調整後波形の音圧レベル、670f : 調整後波形の音圧レベル、680s : 調整後波形の音圧レベル、680p : 調整後波形の音圧レベル、680f : 調整後波形の音圧レベル、710 : バンドストップフィルタ、810 : テーブル、820 : テーブル、830 : テーブル、840 : テーブル、850 : テーブル、910 : ローパスフィルタ、920s : 傾斜磁場波形、920p : 傾斜磁場波形、920f : 傾斜磁場波形、930 : テーブル

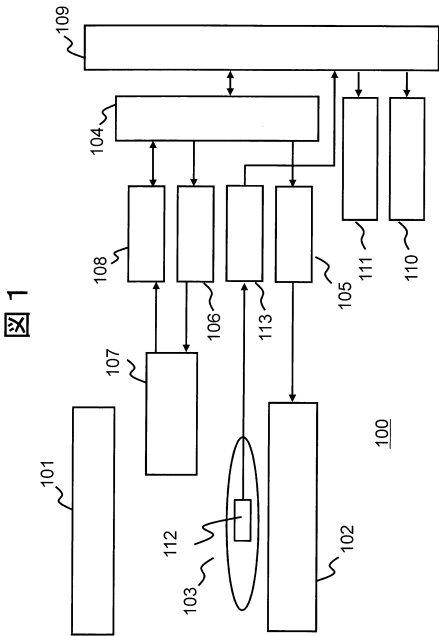
10

20

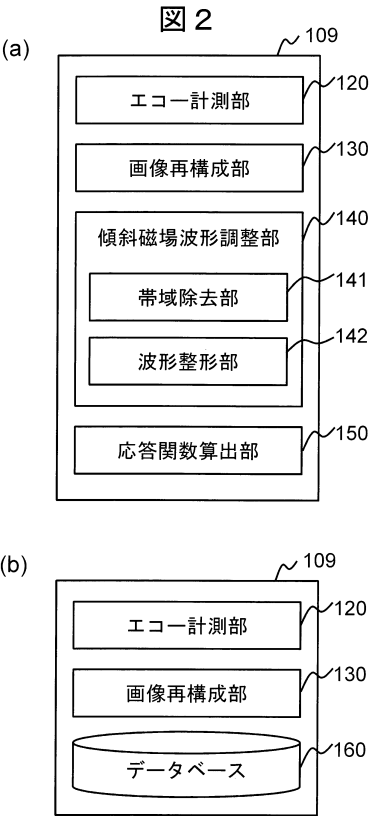
30

40

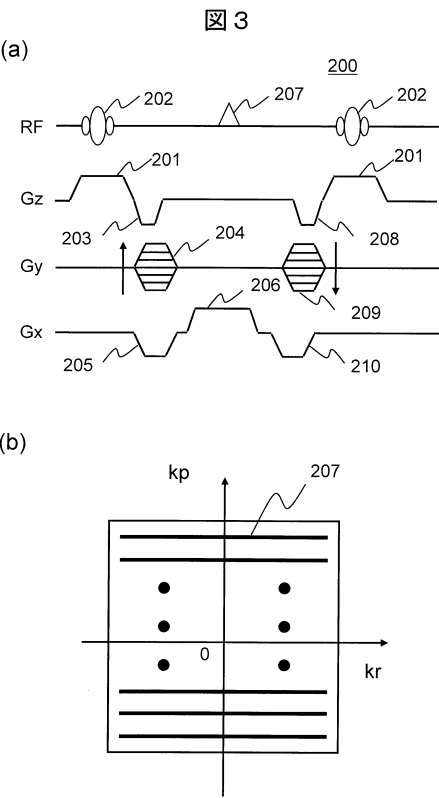
【図 1】



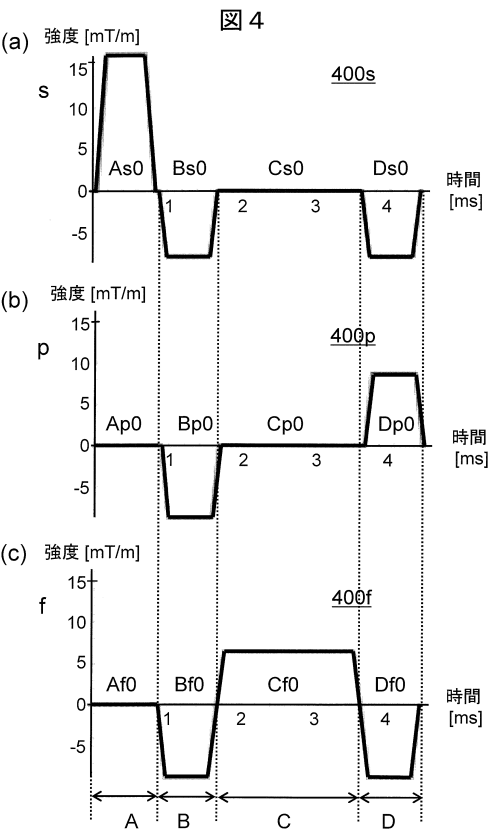
【図 2】



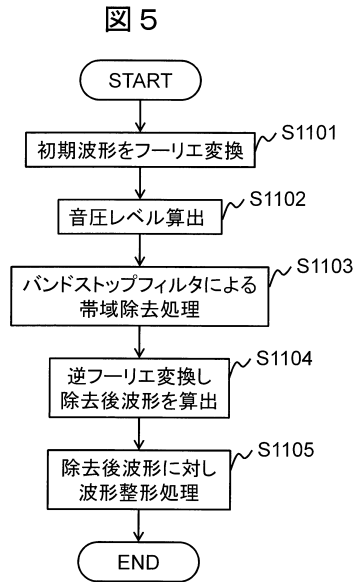
【図 3】



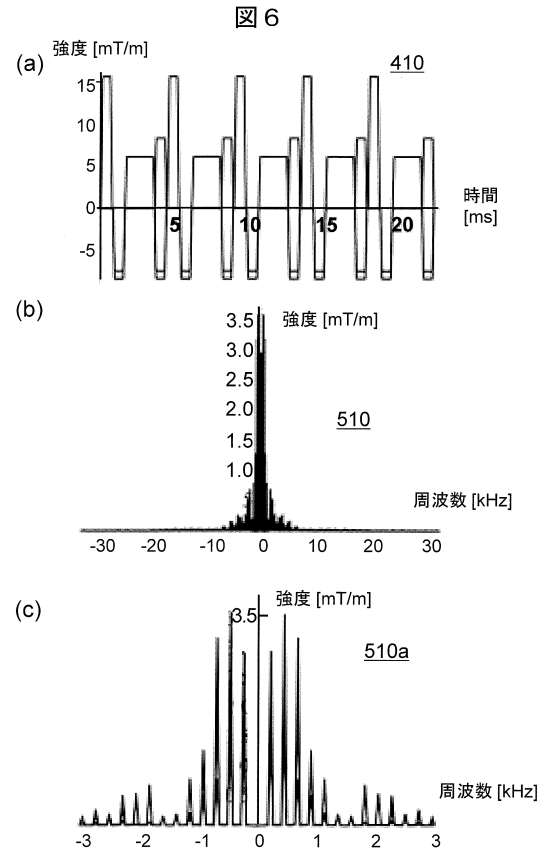
【図 4】



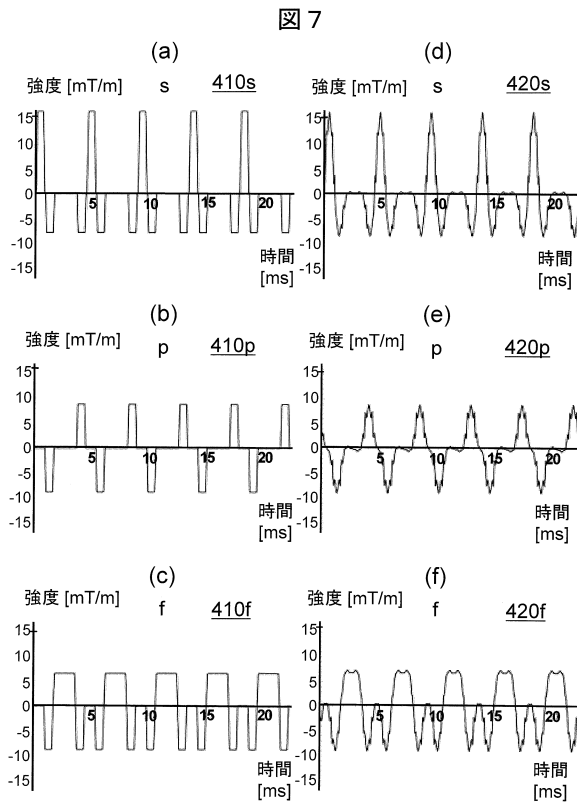
【図 5】



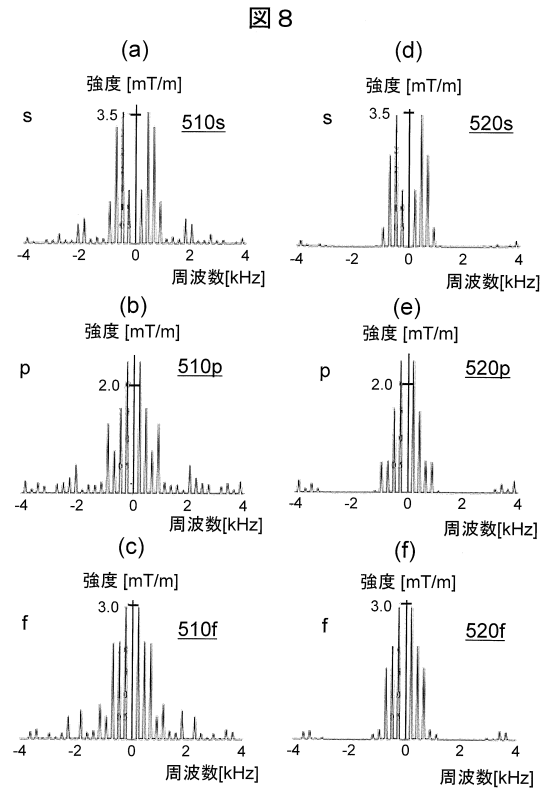
【図 6】



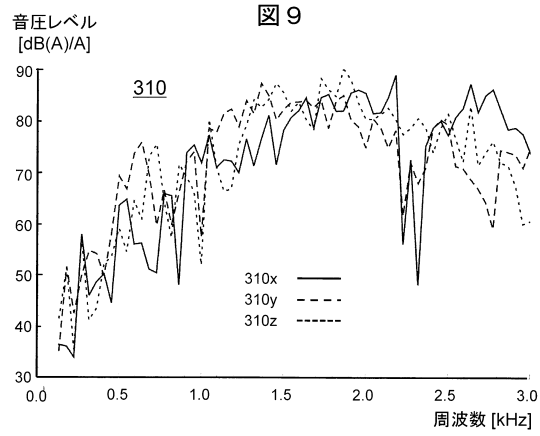
【図 7】



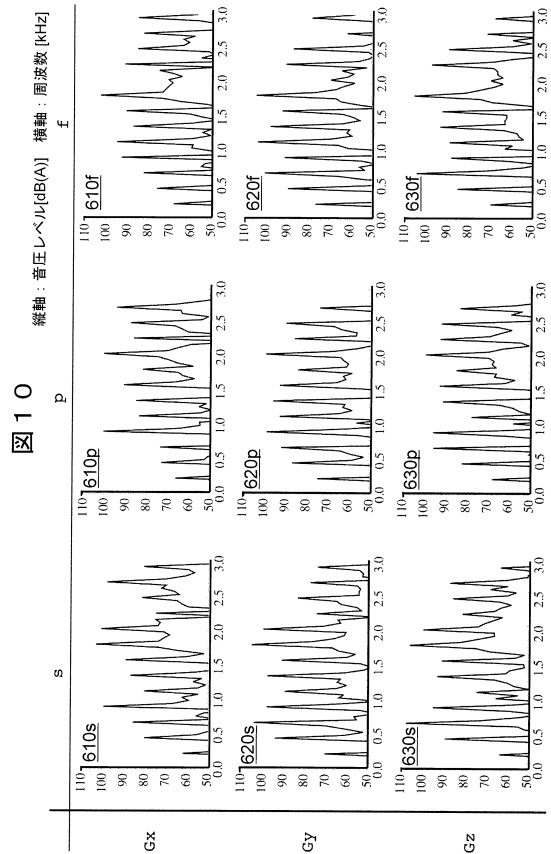
【図 8】



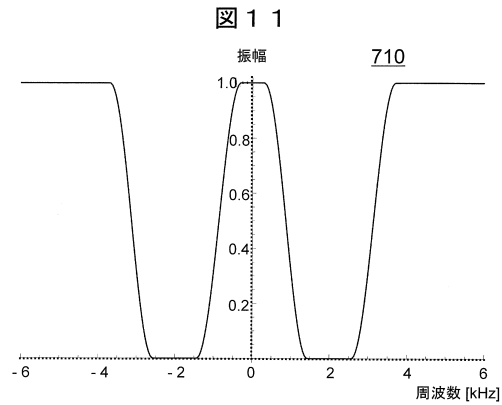
【図 9】



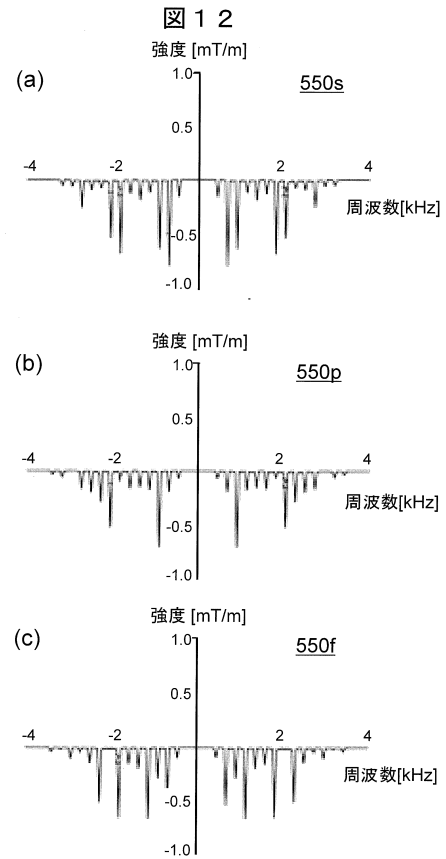
【図 10】



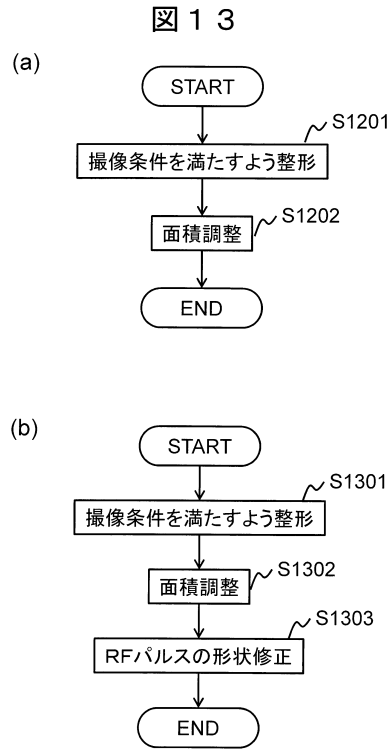
【図 11】



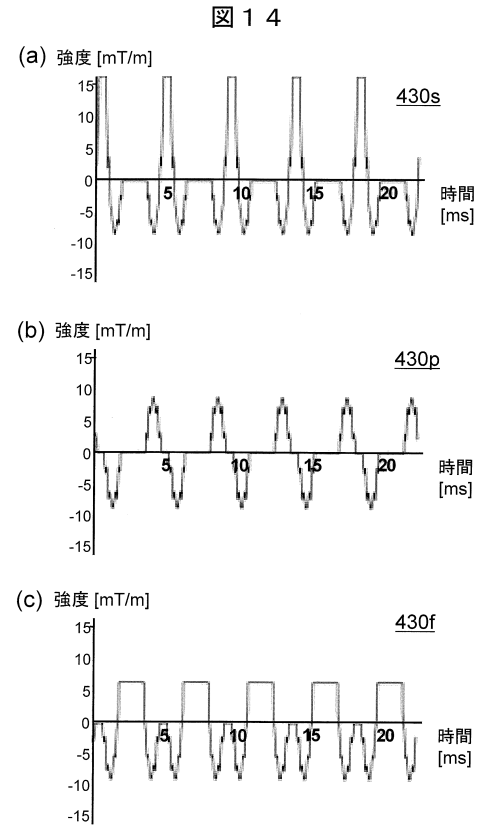
【図 12】



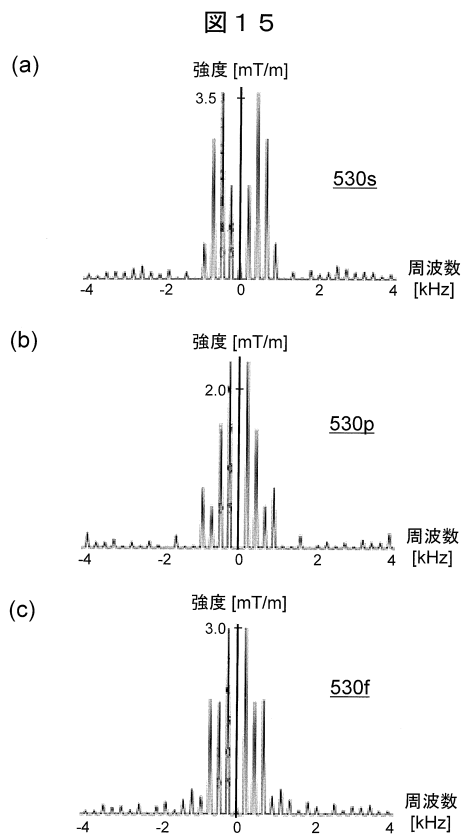
【図 13】



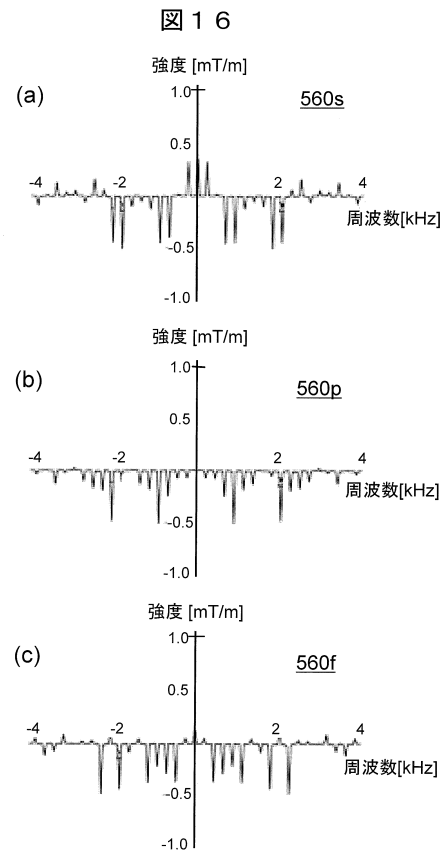
【図 14】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

審査官 島田 保

- (56)参考文献 特開平01-249042(JP,A)
特開2009-165817(JP,A)
特開平04-208134(JP,A)
特開平01-214352(JP,A)
米国特許第04680545(US,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)
Wiley Online Library