(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5127308号
(P5127308)
(45)発行日　平成25年1月23日(2013.1.23)　(24)登録日　平成24年11月9日(2012.11.9)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 5/055 (2006.01)　A61B 5/05 380
A61B 5/05 370

請求項の数 7　(全 12 頁)

(21)出願番号　特願2007-150760 (P2007-150760)
(22)出願日　平成19年6月6日 (2007.6.6)
(65)公開番号　特開2008-301958 (P2008-301958A)
(43)公開日　平成20年12月18日 (2008.12.18)
審査請求日　平成22年5月27日 (2010.5.27)

(73)特許権者　000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区外神田四丁目１４番１号
(72)発明者　後藤　智宏
東京都千代田区外神田四丁目１４番１号　株式会社日立メディコ内
(72)発明者　板垣　博幸
東京都千代田区外神田四丁目１４番１号　株式会社日立メディコ内
(72)発明者　高橋　哲彦
東京都千代田区外神田四丁目１４番１号　株式会社日立メディコ内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】磁気共鳴イメージング装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
被検体の撮影断面を設定するための位置決め画像を表示する表示手段と、
上記位置決め画像上に計測視野を設定する手段と、
上記位置決め画像上に設定された計測視野に基づいて、本撮影画像に発生する折り返しアーチファクトを推定して、上記表示手段に該推定した折返しアーチファクトを表示させる制御手段と、
を備える磁気共鳴イメージング装置であって、
上記制御手段は、２枚以上の位置決め画像に対してオブリークする本撮影スライスにおける折り返しアーチファクトが発生する位置を推定し、上記表示手段に該推定した折返しアーチファクトを表示させ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】
被検体の撮影断面を設定するための位置決め画像を表示する表示手段と、
上記位置決め画像上に計測視野を設定する手段と、
上記位置決め画像上に設定された計測視野に基づいて、本撮影画像に発生する折り返しアーチファクトを推定して、上記表示手段に該推定した折返しアーチファクトを表示させる制御手段と、
を備える磁気共鳴イメージング装置であって、
上記制御手段は、上記位置決め画像の指定領域から折り返しアーチファクトを外すために必要最低限の計測視野の値を上記表示手段に表示させ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】
請求項１又は２記載の磁気共鳴イメージング装置において、
上記制御手段は、位相エンコード方向を変えた場合に発生する折り返しアーチファクトを推定して、上記表示手段に該推定した折返しアーチファクトを表示させ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１乃至３のいずれか一項記載の磁気共鳴イメージング装置において、
上記計測視野は、設定変更可能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５】
請求項１乃至４のいずれか一項記載の磁気共鳴イメージング装置において、
上記制御手段は、推定した折り返しアーチファクトの発生源にプリサチレーションパルスを印加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６】
請求項１乃至５のいずれか一項記載の磁気共鳴イメージング装置において、
上記制御手段は、上記位置決め画像の指定領域に折り返しアーチファクトが重ならない計測視野を設定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１又は２記載の磁気共鳴イメージング装置において、
上記制御手段は、パラレルイメージングの設定された倍速数に基づいて、本撮影画像に発生する折り返しアーチファクトを推定して、上記表示手段に該推定した折返しアーチファクトを表示させることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、被検体中の水素や燐等からの核磁気共鳴信号を測定し、核の密度分布や緩和時間分布等を映像化する核磁気共鳴イメージング装置に関する。
【背景技術】
【０００２】
磁気共鳴イメージング装置（ＭＲＩ装置）では、撮影対象がＦＯＶより大きい場合やＦＯＶ外の近傍に被検体の一部があると、折り返しアーチファクトが画像内に発生する。折り返しアーチファクトは、撮影対象部位によらず、ＦＯＶ、位相エンコード方向といった撮影条件に依存して発生する。
【０００３】
例えば、被検体胸部の画像で、心臓を中心に撮影した場合、左肩部分はＦＯＶ内にあり、右肩部分がＦＯＶ外にあるとき、右肩部分が左肩の上に折り返って表示されることがある。このように、折り返しアーチファクトが特に発生しやすいケースとして、ダブルオブリークを多用する心臓撮影がある。
【０００４】
ＭＲＩ装置による心臓検査では、心機能解析、バイアビリティ検査、冠動脈撮影等が行われており、それぞれの検査目的に最適な、短軸像、長軸像、四腔像、さらには、複雑に走行する冠動脈に沿った断面など様々なオブリーク断面が設定される。更に、同じ短軸像の場合でも、被検者の体型によってＳＡＧ断面であったり、ＣＯＲ断面であったりと非常に個人差も大きく、一意的に撮影断面を決定することが出来ない。
【０００５】
そのため、折り返しが出来るだけ発生しない状態、もしくは、発生しても診断に問題とならない位相エンコード方向などを考慮した撮影スライスの設定が、検査毎に必要となる。特に、冠動脈撮影は、数センチのボリュームがある３Ｄ撮影で行うため、撮影時間が短くても数分に及び、撮影終了後に折り返しアーチファクトが発生していることが判明すると、撮り直しに非常に時間を要する。

【０００６】
特許文献1には、撮像時間を延長すること無く、位相エンコード方向への折り返しアーチファクトが抑制された良好な画像を得るための技術が記載されている。
【０００７】
つまり、特許文献1に記載の技術は、位相エンコード方向のステップ幅とステップ数を可変可能とし、位相エンコード方向についての計測視野を可変設定できるようにして、核スピンの位相識別可能範囲を広くしている。これにより、折り返しアーチファクトの発生を抑制している。
【０００８】
【特許文献１】特許第２８０５４０５号公報
【発明の開示】
【発明が解決しようとする課題】
【０００９】
しかしながら、上記特許文献１に記載の技術にあっても、完全に折り返しアーチファクトの発生を除去できるというわけではない。特に、複雑なオブリーク断面を多用する心臓撮影などでは、折り返しアーチファクトが画像内に発生する可能性が未解決のまま残されている。
【００１０】
撮影終了後に折り返しアーチファクトの発生が判明した場合、再撮影に時間を要するため、検査時間の延長につながることとなる。
【００１１】
本発明の目的は、折り返しアーチファクトの発生により撮影終了後に撮り直しをしなければならないという事態を回避可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することである。
【課題を解決するための手段】
【００１２】
上記課題を解決する為に、本発明は、次のように構成される。
【００１３】
本発明の磁気共鳴イメージング装置は、被検体の撮影断面を表示する表示手段と、被検体の撮影断面の位置決め画像を上記表示手段に表示させ、上記位置決め画像のうちの設定された計測視野に基づいて、本撮影画像に発生する折り返しアーチファクトを推定して、上記表示手段に該推定した折返しアーチファクトを表示させる制御手段と備える。
【発明の効果】
【００１４】
本発明によれば、本撮影前に折り返しアーチファクトの発生位置が推定され、表示されるため、操作者は本撮影前に診断に使えない画像となることを推定することができる。そのため、撮り直しが生じることを事前に回避することができ、不要な診断時間の延長が回避可能となる。
【発明を実施するための最良の形態】
【００１５】
以下、本発明の実施形態について、添付図面を参照して説明する。
【００１６】
図1は、本発明が適用される典型的なＭＲＩ装置の概略構成図である。図１において、ＭＲＩ装置は、被検体４０１の周囲に静磁場を発生する磁石４０２と、被検体４０１が配置された空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル４０３と、この領域に高周波磁場を発生するＲＦコイル４０４と、被検体４０１が発生するＭＲ信号を検出するＲＦプローブ４０５とを備えている。
【００１７】
傾斜磁場コイル４０３は、Ｘ、Ｙ、Ｚの３方向の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源４０９からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生する。ＲＦコイル４０４はＲＦ送信部４１０の信号に応じて高周波磁場を発生する。ＲＦプローブ４０５の信号は、信号検

出部４０６で検出され、信号処理部４０７で信号処理され、また計算により画像信号に変換される。画像は表示部４０８で表示される。

【００１８】

傾斜磁場電源４０９、ＲＦ送信部４１０、信号検出部４０６は制御部４１１で制御され、制御のタイムチャートは一般にパルスシーケンスと呼ばれている。ベッド４１２は被検体が横たわるためのものである。

【００１９】

次に、撮影方法を説明する。傾斜磁場により異なる位相エンコードを与え、それぞれの位相エンコードで得られるエコー信号を検出する。位相エンコードの数は通常１枚の画像あたり１２８、２５６、５１２等の値が選ばれる。

【００２０】

各エコー信号は、通常１２８、２５６、５１２、１０２４個のサンプリングデータからなる時系列信号として得られる。これらのデータを２次元フーリエ変換して１枚のＭＲ画像を作成する。

【００２１】

なお、図示していないが、ＭＲＩ装置には、シーケンスの変更、追加や、表示部４０８への表示指示等を行なうキーボードやマウスが備えられている。

【００２２】

次に、本発明の第１の実施形態について説明する。図２は、被検体の心臓部分を中心に撮影したＡｘ（アキシャル面）の位置決め像２０１（図２の（Ａ））の上で、本撮影の断面（計測視野（ＦＯＶ））２０２を設定する説明図である。なお、位置決め像を広いＦＯＶで取得した後、本撮影のときはＦＯＶを狭めて空間分解能を上げることは一般的に行われる手法である。

【００２３】

ここで、表示部４０８等に表示される位置決め像２０１の上で、上述したマウス等により、ＦＯＶ２０２を設定した段階で、本撮影結果の推定画像２１０（図２の（Ｂ））を制御部４１１が推定し、表示させる。推定画像２１０は位置決め像２０１の一部を切り出し表示したものであり、本撮影を実行した際に現われる折り返しアーチファクト２０３（位置決め画像２０１における腕の部分）を重ねて表示する。

【００２４】

また、結果画像を推定する際の位相エンコード方向は切り替えて表示、もしくは、同時に別方向の推定画像表示が可能であり、推定画像２１０（図２の（Ｂ））、２２０（図２の（Ｃ））のように異なる位相エンコード方向（Ｒ－Ｌ方向、Ａ－Ｐ方向）で比較し、いずれの方向が適しているかを検討可能である。なお、図２の（Ａ）、（Ｂ）、（Ｃ）は、一画面に表示してもよいし、それぞれ別画面に表示することもできる。

【００２５】

ここで、折り返しの発生位置を推定して表示する方法を図３に示す。図３において、位置決め像３０１の上で、撮影のスライス位置３０２を設定したとする。図３に示した例では、位相エンコード方向がＲ－Ｌ方向であるため、スライス位置３０２の外にある腕の部分３１０、３１１が折り返しアーチファクトとなる。

【００２６】

本発明の第１の実施形態における動作フローチャートを図９に示す。図９において、動作が開始されると（ステップ１００１）、初めに位置決め像を撮影し（ステップ１００２）、ＵＩ上に表示する（ステップ１００３、図２の２０１に相当する）。そして、表示された位置決め像の上に、本撮影のスライス位置を重ねて表示して（ステップ１００４、図２の２０２に相当する）、撮影位置の調整を行う（ステップ１００５）。

【００２７】

撮影位置の調整後、折り返しアートファクト発生位置を推定した画像を表示する（ステップ１００６、図２の２１０に相当する）。この画像を確認し（ステップ１００７）、問題なければ本撮影を実行し（ステップ１００８）、ステップ１００７で、再度スライス位

置調整が必要であれば、ステップ１００５に戻って調整を繰り返す。

【００２８】

ここで、ステップ１００６において、折り返し発生位置を推定する方法について図３を用いて説明する。位相エンコード傾斜磁場による位相回転量（Ｒ）は次式（１）に示すように位置（ｙ）に比例し、スライス位置３０２の領域内（位相エンコード方向のＦＯＶ）で２πだけ回転する（図３の符号３２２）。

【００２９】

Ｒ（ｙ）＝（２π／ＦＯＶ）× ｙ　　－－－（１）

位相回転量（Ｒ）が２πだけ回転するため、スライス位置３０２の外の領域に存在する腕３１０、３１１は、それぞれ符号３２０、３２１に相当する位相回転量となる。

【００３０】

符号３２０、３２１は、符号３２２における部分３３０、３３１にそれぞれ等価であるため、結果として腕３１０が符号３４０の位置に、腕３１１が符号３４１の位置にそれぞれ折り返しとなって現われる。

【００３１】

以上のように、位置決め像の上における位置（ｙ）が分かれば、折り返しアーチファクト発生位置の推定は可能である。

【００３２】

以上のように、設定したＦＯＶに対して、本撮影前に折り返しアーチファクト発生位置を推定し、画像表示することにより、アーチファクトが発生しないようなＦＯＶの設定や、アーチファクトが発生しても実際の診断に必要な部分にアーチファクトが重ならないようなＦＯＶの設定が可能となる。

【００３３】

したがって、本発明の第１の実施形態によれば、折り返しアーチファクトの発生により撮影終了後に撮り直しをしなければならないという事態を防止して、不要な撮像時間の延長を回避可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。

【００３４】

ここで、上述した第１の実施形態は、位置決め画像と本撮影のスライス面が同一面内であった場合の例であるが、オブリークしている場合も本発明は適用可能である。

【００３５】

本発明の第２の実施形態は、オブリーク面に対して、発生する折り返しアーチファクトを推定して画像表示する。図４は、本発明の第２の実施形態の説明図である。図４において、オブリークしたスライス面５０２の場合、折り返しとなって本撮影スライスに入り込むのは、５０３の領域となる。そこで、折り返しアーチファクト確認用画像５２０上に５０３の領域が折り返しアーチファクトとなって出現する領域５３０を表示する。

【００３６】

折り返しアーチファクト確認用画像５２０は、スライス位置５０２に依存して、このスライス位置５０２が、２Ｄシングルスライスなら同様に２Ｄシングルスライスで、３Ｄスラブなら３Ｄスラブといったように合わせることも可能である。

【００３７】

また、折り返しアーチファクト確認用画像５０２がマルチスライスや３Ｄスラブの場合には中心の１スライスのみを表示することも可能である。

【００３８】

上述した本発明の第１の実施形態と異なる点は、折り返しとなる領域の画像そのものが無いため、領域５３０に該当する領域の色を変える等を行ない、オペレータ（ユーザー）に示す点である。この第２の実施形態においては、本撮影スライス上に位置決め像も同時に表示する。

【００３９】

図４に示した例では、位置決め像は３スライス（５１０、５１１、５１２）であり、これらの位置が折り返しアーチファクト確認用画像５２０上に表示される。更に、折り返し

アーチファクトが重なると診断に支障を来たす部分を、図５に示すように、ＵＩ上でマーキングすることも可能である。

【００４０】

例えば、心臓部分を点線６０１で囲むと、折り返しアーチファクト確認用画像５２０に示された位置決め像ライン（５１０、５１１、５１２）上の同位置にも該当位置が表示される。図４、図５に示す例は、Ａｘの位置決め像３スライスの例を示したが、位置決め像を増やしてより正確に折り返しアーチファクト発生位置と撮影対象部位の関係を確認することも可能である。

【００４１】

仮に、Ａｘ、ＣＯＲ、ＳＡＧの直交３断面をそれぞれ５スライス、計１５スライス撮影したとしても、ＳＳＦＰ系のシーケンスのように１スライスあたり１ｓｅｃ程度の高速シーケンスを用いれば位置決め像の取得時間は１５ｓｅｃ程度と短時間である。更に、空間分解能を落として心臓全域をカバーするような位置決め像を撮影し、同画像上で本撮影スライスを決めることも可能である。

【００４２】

例えば、心臓を中心とする３０ｃｍの領域をスライス厚８ｍｍで撮影すると、３８スライスが必要であるが、マトリックスサイズ＝６４×６４、ＴＲ＝４ｍｓのシーケンスであれば、１スライスあたりの撮影時間は２５６ｍｓで、３８スライス撮影しても約１０ｓｅｃである。

【００４３】

このような位置決め像取得の場合、任意方向への切り出しが可能であるため、折り返しアーチファクト確認用画像は図４、図５に示す画像５４０のようになり、折り返しアーチファクト発生領域５４１と撮影対象部位（心臓など）の関係がより明確になる。

【００４４】

図５に示した、折り返しアーチファクトが掛かると診断に支障をきたす領域６０１も、他の部分と区別可能なように濃淡レベルや色彩を変化させた領域６０２のように明確に示される。このような仕組みにより、撮影前に折り返しアーチファクト発生位置、および、撮影対象部位に折り返しアーチファクトが掛かっていないか否かが確認可能である。

【００４５】

以上のように、本発明の第２の実施形態によれば、設定したＦＯＶにおけるオブリーク面に対しても、発生する折り返しアーチファクトを推定して画像表示することができるため、アーチファクトの発生により撮影終了後に撮り直しをしなければならないという事態を防止して、不要な撮像時間の延長を回避可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。

【００４６】

心臓撮影では、撮影時間を短縮するために、位相エンコード方向のＦＯＶを必要最小限に狭める矩形視野をしばしば用いる。矩形視野を用いると、更に折り返しアーチファクトの発生領域が広くなる。図６に示すように、位置決め像７０１の中の本撮影スライス７０２を矩形視野にした場合、領域７１０、７１１が折り返しアーチファクトとなり得る。

【００４７】

このような場合、撮影対象領域７０３のごく近傍まで折り返しが入ってくることや、一部折り返しが７０３に掛かる可能性もある。折り返し領域が７０３に掛からないように設定しても、わずかな体動などで位相エンコード方向に流れアーチファクトが生じ、撮影対象領域に画質劣化が生じる。

【００４８】

本発明の第３の実施形態は、位相エンコード方向のＦＯＶを必要最小限に狭める矩形視野を用いる場合には、折り返しアーチファクトとなり得る領域が推定されたら、同領域にプリサチレーションパルスを自動で印加する例である。

【００４９】

図６に示した領域７１０、７１１にプリサチレーションパルスを印加することで、同領

域の信号はほとんど抑制されるので、仮に撮影対象領域７０３に折り返しアーチファクトが一部掛かったとしても、画質劣化は最小限となる。加えて、心臓撮影ではパラレルイメージングを用いる場合が多いが、元々ＦＯＶ内に折り返しがある状態でパラレルイメージングを行なうと、折り返し部分においてパラレル再構成時に展開不良を引き起こす場合がある。このような画像不良を防ぐ目的でも、第３の実施形態のように予め折り返しとなる部分の信号を抑制することは有効である。

【００５０】

以上のように、本発明の第３の実施形態によれば、ＦＯＶを必要最小限に狭める矩形視野を用いる場合であっても、本撮影前に折り返しアーチファクトが発生する領域を推定して表示し、その領域にプリサチレーションパルスを印加するように構成したので、アーチファクトの発生により撮影終了後に撮り直しをしなければならないという事態を防止して、不要な撮像時間の延長を回避可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。

【００５１】

なお、この第３の実施形態は、オブリークしている場合、していない場合の両方に適用可能である。

【００５２】

さらに、上述した第３の実施形態は、折り返し領域が発生する領域に自動的にプリサチレーションパルスを印加するように構成したが、プリサチレーションパルスを印加するか否かを操作者等が選択可能なように選択ボタンを表示部に表示させ、その選択に従うように構成することもできる。

【００５３】

ところで、矩形視野を用いる場合に限らず、ＦＯＶを小さく設定し過ぎたために、図７に示すように、診断対象領域８０３に折り返しアーチファクトが大きく掛かる場合がありうる。図７に示す折り返しアーチファクト確認用画像においても、診断対象領域８０３に折り返しアーチファクト発生領域８１０、８１１が掛かっていることが分かる。

【００５４】

このような場合、どこまでＦＯＶを広げれば折り返しアーチファクトの発生による診断対象領域への影響を抑制可能かの提示を行なう例が本発明の第４の実施形態である。

【００５５】

図７に示すように、ＦＯＶ８２１から診断領域８２２を引いた値がＦＯＶ８２１外の領域８２０と８２３の和より小さい場合、必ず折り返しアーチファクトが診断対象領域８０３に掛かることになる。

【００５６】

そのとき、“８２１”－“８２２”≧“８２０”＋“８２３”を満たす最小のＦＯＶ８２１の値をＵＩ上に表示する。例えば、図７に示すように、最小ＦＯＶ表示領域８４０に表示するか、または、スライス８０２上で自動的にＦＯＶを変更する（図７の符号８３０は変更後の状態を示す）。加えて、診断対象領域８０３がＦＯＶの中心になるように調整することも可能である。その場合、折り返しアーチファクト確認用画像は図８の９０３に示すようになる。

【００５７】

以上のように、本発明の第４の実施形態によれば、本撮影前に折り返しアーチファクトが発生する領域を推定して表示し、どこまでＦＯＶを広げれば折り返しアーチファクトの発生による診断対象領域への影響を抑制可能か否かを表示するように構成したので、アーチファクトの発生により撮影終了後に撮り直しをしなければならないという事態を防止して、不要な撮像時間の延長を回避可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。

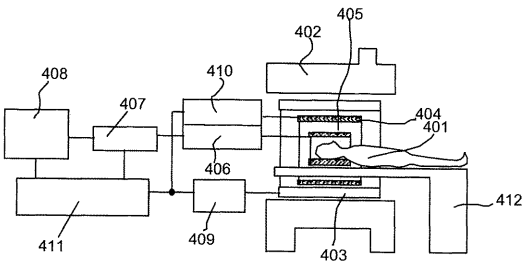
【００５８】

次に、本発明の第５の実施形態について説明する。本発明の第５の実施形態は、パラレルイメージングによる折り返しが発生する可能性がある領域を示す例である。

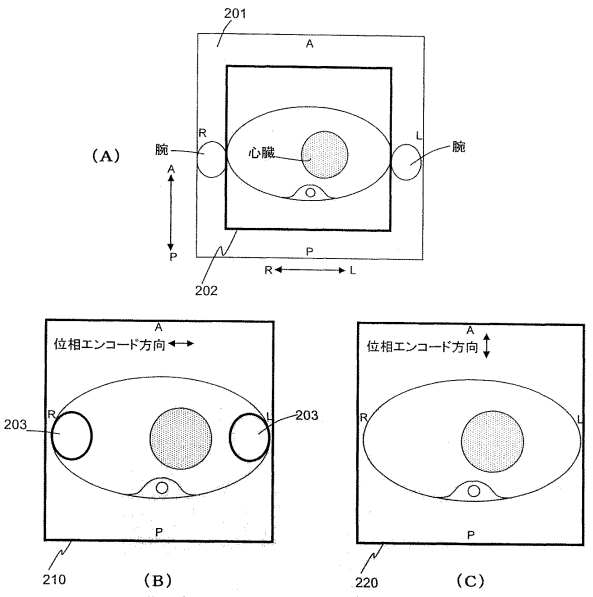
【００５９】
通常、パラレルイメージングでは、位相エンコードを間引いてデータ取得を行なっているために、折り返しのある状態で再構成された画像を、コイルの感度マップにより折り返しの無い画像に展開している。この場合、感度マップの取得状態と撮影時の状態とが異なると、展開時に折り返しが残った画像となる可能性がある。
【００６０】
このような画像不良（折り返しの残留）が発生する位置は、計測時にどれだけデータを間引いたか、すなわち、パラレルイメージングの倍速数に依存して、推定することが可能である。
【００６１】
このため、本発明の第５の実施形態においては、パラレルイメージングの倍速数に応じて、折り返しが発生する可能性のある領域を表示する。例えば、図１０の（Ａ）に示すように、パラレルイメージングの倍率が１．５倍の場合、折り返しが発生する可能性のある領域は、２５％領域１１０２、１１０３となる。また、図１０の（Ｂ）に示すように、パラレルイメージングの倍率が１．７５倍の場合、折り返しが発生する可能性のある領域は、３７．５％領域１１０４、１１０５となる。
【００６２】
図１０の（Ａ）の場合は、診断対象領域に折り返しアーチファクトは重畳していないが、図１０の（Ｂ）の場合は、診断対象領域に折り返しアーチファクトが一部重畳している。
【００６３】
このように、パラレルイメージングの倍速数に応じて、折り返しが発生する領域を推定して画像表示することにより、折り返しアーチファクトが診断対象領域に重ならない倍速数や、一部重なっても、支障が無い場合の倍速数を選択することができる。
【００６４】
本発明の第５の実施形態によれば、パラレルイメージングを用いる場合、本撮影前に、パラレルイメージングの倍速数に応じて、折り返しアーチファクトが発生する領域を推定して表示するように構成したので、パラレルイメージングの倍速数を適切に選択でき、アーチファクトの発生により撮影終了後に撮り直しをしなければならないという事態を防止して、不要な撮像時間の延長を回避可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。
【図面の簡単な説明】
【００６５】
【図１】本発明が適用される典型的なＭＲＩ装置の概略構成図である。
【図２】本発明の第１の実施形態における画像表示説明図である。
【図３】本発明における折り返しアーチファクト発生位置の推定表示を説明する図である。
【図４】本発明の第２の実施形態における画像表示説明図である。
【図５】本発明の第２の実施形態における画像表示説明図である。
【図６】本発明の第２の実施形態を説明する図である。
【図７】本発明の第４の実施形態を説明する図である。
【図８】本発明の第４の実施形態を説明する図である。
【図９】本発明の第１の実施形態における動作フローチャートである。
【図１０】本発明の第５の実施形態を説明する図である。
【符号の説明】
【００６６】
２０１、３０１、５１２、７０１、８０１・・・位置決め画像、２０３・・・折り返しアーチファクト、２１０、２２０・・・本撮影結果の推定画像、４０１・・・被検体、４０２・・・静磁場磁石、４０３・・・傾斜磁場コイル、４０４・・・ＲＦコイル、４０５・・・ＲＦプローブ、４０６・・・信号検出部、４０７・・・信号処理部、４０８・・・

表示部、４０９・・・傾斜磁場電源、４１０・・・ＲＦ送信部、４１１・・・制御部、４１２・・・ベッド

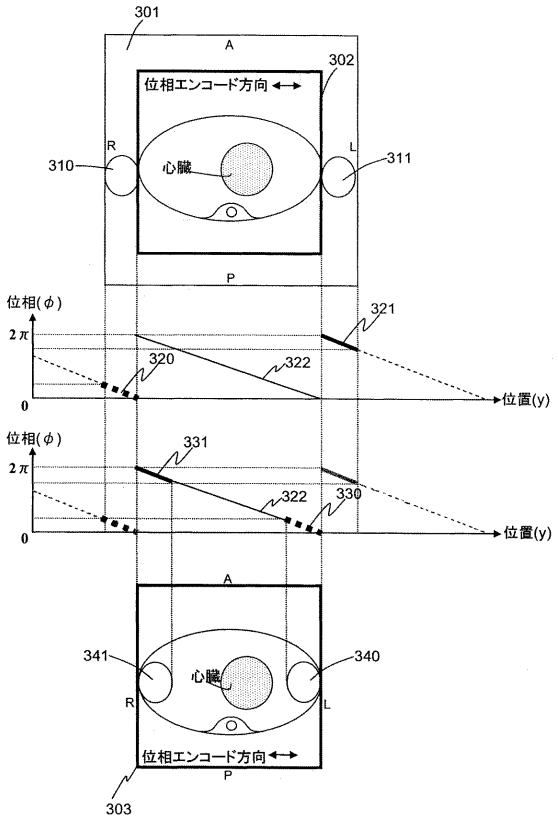
【図１】



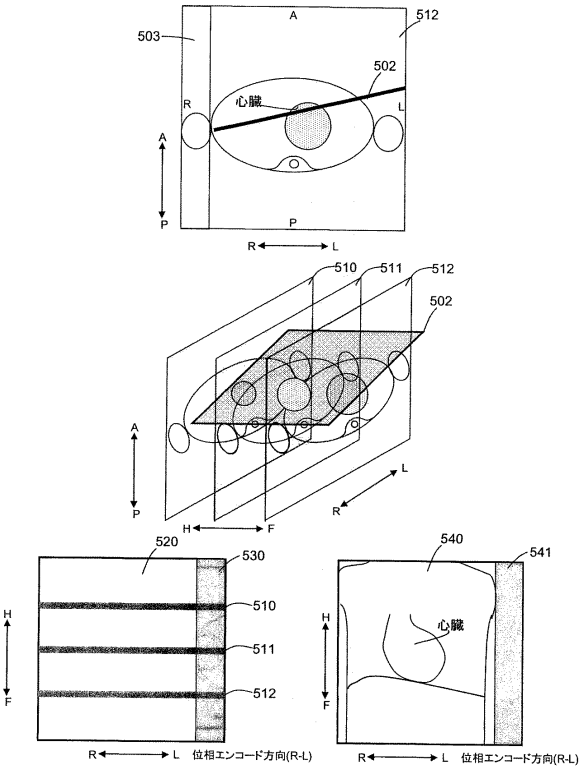
【図２】



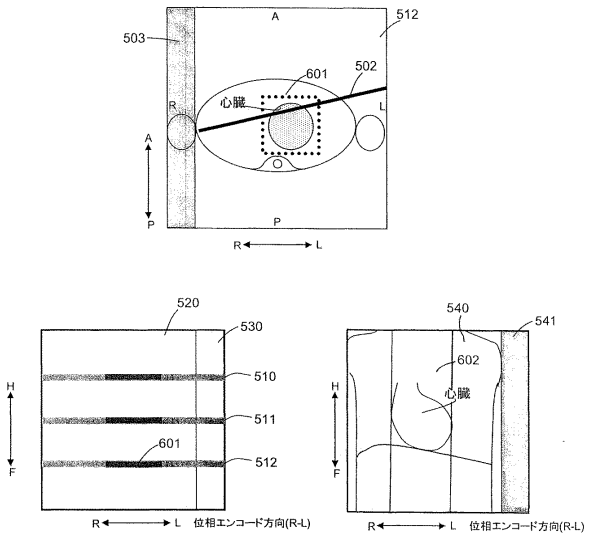
【図３】


301
A
302
位相エンコード方向
R
L
310
311
心臓
P
位相(φ)
2π
0
321
320
322
位置(y)
331
330
341
340
303

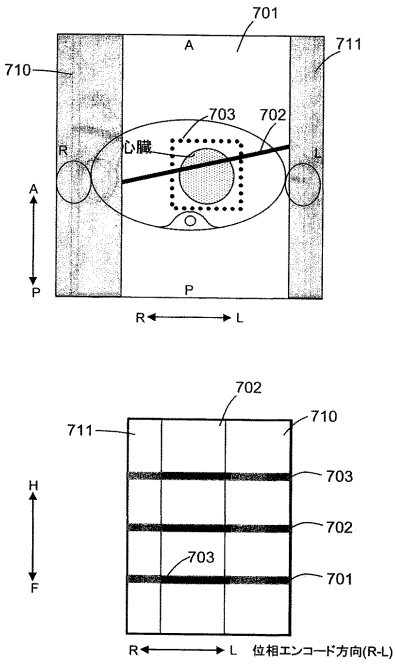
【図４】


503
512
502
心臓
A
P
R
L
510
511
H
F
520
530
540
541
位相エンコード方向(R-L)

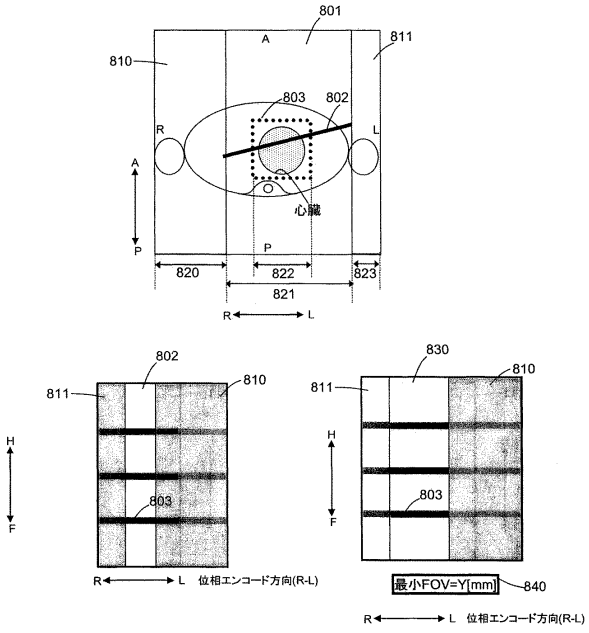
【図５】


503
512
601
502
心臓
A
P
R
L
520
530
510
511
512
540
541
602
位相エンコード方向(R-L)

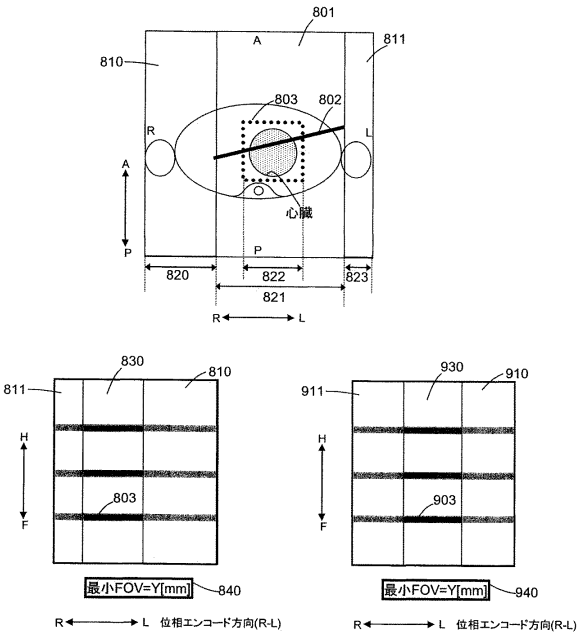
【図６】


701
710
711
A
703
702
心臓
R
L
P
711
710
702
703
701
H
F
位相エンコード方向(R-L)

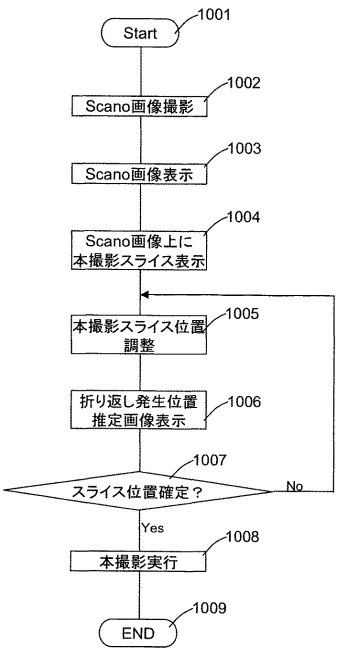
【図７】


801
811
810
A
803
802
R
L
心臓
P
820
822
823
821
802
830
H
F
803
最小FOV=Y[mm]
840
位相エンコード方向(R-L)

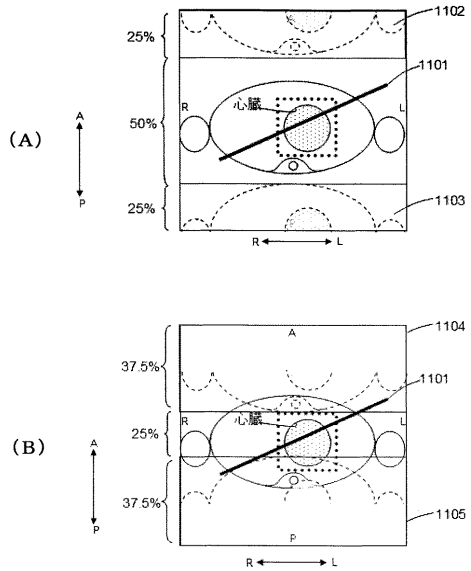
【図８】


801
811
810
803
802
心臓
820
822
823
821
830
930
910
911
903
940

【図９】


Start
1001
Scano画像撮影
1002
Scano画像表示
1003
Scano画像上に
本撮影スライス表示
1004
本撮影スライス位置
調整
1005
折り返し発生位置
推定画像表示
1006
スライス位置確定？
1007
No
Yes
本撮影実行
1008
END
1009

【図１０】


(A)
25%
50%
25%
1102
1101
1103
心臓
(B)
37.5%
25%
37.5%
1104
1101
1105

フロントページの続き

審査官　島田　保

(56)参考文献　特開２００７－３１９３４８（ＪＰ，Ａ）
特開平０３－２０７３４３（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－２６９１１３（ＪＰ，Ａ）
特開２００３－２２５２２５（ＪＰ，Ａ）
特開２００３－２３０５４９（ＪＰ，Ａ）
特許第２８０５４０５（ＪＰ，Ｂ２）
特開２００４－３２９６１３（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　５／０５５
ＪＳＴＰｌｕｓ／ＪＭＥＤＰｌｕｓ／ＪＳＴ７５８０（ＪＤｒｅａｍＩＩ）