

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4047553号
(P4047553)

(45) 発行日 平成20年2月13日(2008.2.13)

(24) 登録日 平成19年11月30日(2007.11.30)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

G O 1 R 33/32 (2006.01)

G O 1 R 33/48 (2006.01)

G O 1 R 33/3415 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 0

A 6 1 B 5/05 3 1 1

A 6 1 B 5/05 3 5 5

G O 1 N 24/02 5 2 O Y

G O 1 N 24/08 5 1 O Y

請求項の数 6 (全 13 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-122213 (P2001-122213)
 (22) 出願日 平成13年4月20日(2001.4.20)
 (65) 公開番号 特開2002-315731 (P2002-315731A)
 (43) 公開日 平成14年10月29日(2002.10.29)
 審査請求日 平成17年4月13日(2005.4.13)

(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 瀧澤 将宏
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 高橋 哲彦
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内

審査官 伊藤 幸仙

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】

複数のRF受信コイルを備えて被検体からの核磁気共鳴信号を受信する受信手段と、
 前記受信手段を用いてk空間のエンコードステップを間引いて前記核磁気共鳴信号を計測して、前記RF受信コイル毎のk空間データを取得する計測制御手段と、
 前記RF受信コイル毎の感度画像を用いて該RF受信コイル毎の感度分布データを取得する感度分布演算と、前記RF受信コイル毎のk空間データと感度分布データとを用いてパラレルイメージング法に基づく演算を適用して前記被検体の画像を再構成する画像再構成演算と、を行う演算手段と、

を備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記感度分布演算は、前記複数のRF受信コイルの内の少なくとも2つの感度画像を合成して略均一感度画像を取得し、該略均一感度画像を用いて、前記複数のRF受信コイルの内の少なくとも2つのRF受信コイルの感度分布データを取得し、所定の閾値を用いて前記略均一感度画像における低信号強度領域と高信号強度領域とを分けるマスクを作成し、該マスクを用いて前記感度分布データの変換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】

前記感度分布演算は、前記マスクを用いた感度分布データの変換において、マスクされるデータを所定の値に変換することを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

10

20

【請求項 3】

前記画像再構成演算は、前記略均一感度画像における前記所定の閾値より大きい高信号強度領域のみに前記パラレルイメージング法に基づく演算を適用することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

前記画像再構成演算は、行列を用いて前記パラレルイメージング法に基づく演算を行い、

前記行列のマトリクスサイズは、前記高信号強度領域のみが反映されるように調整されていることを特徴とする請求項 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

前記感度分布演算は、前記閾値として、前記低信号強度領域が被検体画像の背景領域となるような値を用いることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

前記計測制御手段は、前記各コイルの感度画像用エコー信号の計測を行い、

前記演算手段は、前記コイル毎の感度画像用エコー信号を用いて、該コイル毎の感度画像を取得することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体中の水素や燐等からの核磁気共鳴（以下、「NMR」という）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撮影（MRI）装置に関し、心臓等の高速撮影が要求される領域において、特に複数のRF受信コイルを用い、各RF受信コイルにて位相エンコードを間引いて取得した信号をRF受信コイルの感度分布を用いて行列演算により展開する撮影方法（以下、パラレルイメージング法）において、アーチファクトの無い画像を得ることを可能としたMRI装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

MRIでは、位相エンコード量を変えながらシーケンスを繰り返し実行し、1枚の画像再構成に必要なエコー信号を取得する。そのため、画像の取得時間は繰り返し回数が大きく影響する。高速撮影を行う場合、一般的には、1回の繰り返し内に複数のエコー信号を発生させるマルチエコータイプのシーケンスを用いたり、繰り返しの時間間隔を数～数十msにまで短縮したシーケンスを用いる。しかし、マルチエコータイプのシーケンスでは、画像のコントラストが低下したり、画像歪みの原因となることがある。これは、画像のコントラストに寄与するエコー時間がマルチエコータイプのシーケンスでは各エコー信号で異なるため、コントラストの低下を招く。また、エコー時間が異なるため、各エコー信号間での位相変化が異なると、画像歪みとなって画像に現れる。

【0003】

また、心臓領域（冠状動脈撮影など）を撮影する場合、より高速に画像を取得する必要があり、パラレルイメージング法と呼ばれる高速撮影方法も提案されている。パラレルイメージング法は、マルチプルRF受信コイルを用いて、位相エンコードを等間隔に間引いたシーケンスを実行し、繰り返し回数を低減して撮影時間を短縮する。通常、位相エンコードを等間隔に間引いて計測を行うと、画像には折り返しが発生するが、各RF受信コイルの感度分布をもとに行列演算を行うことで画像を展開し、折り返しを除去する。一般的にパラレルイメージング法では、撮影に用いたRF受信コイルの数分だけ撮影時間を短縮できる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

パラレルイメージング法では、マルチエコータイプのシーケンスを用いなくとも、撮影時間を短縮することができるため、コントラストの低下や画像歪みの影響を減らすことがで

10

20

30

40

50

きる。しかしながら、マルチプルRF受信コイルの配置や感度分布の形状により結果の画像が大きく変化する。特に、背景等の低信号領域を含んだまま行列演算を行うと、ノイズの影響で折り返しの展開時に誤差が大きくなり、画像中に輝点のアーチファクトが発生することがある。また、各RF受信コイルの感度分布を精度良く算出するために、比較的感度分布の均一な全身用ボディコイルで計測した画像を用いて感度分布を算出するのが望ましいが、装置によっては全身用のボディコイルが無かったり、受信チャンネル数が少ないために同時に画像を取得できない問題がある。

【0005】

そこで、本発明の目的は、行列演算時の計算誤差を抑え、輝点アーチファクトの発生を無くし、また全身用ボディコイルの無い装置、或いはチャンネル数の少ない装置でもパラレルイメージングを可能とすることにある。あるいは、全身用ボディコイルを有する装置でも、装置構成及び信号処理フローを簡潔にすることにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明は、複数のRF受信コイルを備えて被検体からの核磁気共鳴信号を受信する受信手段と、前記受信手段を用いてk空間のエンコードステップを間引いて前記核磁気共鳴信号を計測して、前記RF受信コイル毎のk空間データを取得する計測制御手段と、前記RF受信コイル毎の感度画像を用いて該RF受信コイル毎の感度分布データを取得する感度分布演算と、前記RF受信コイル毎のk空間データと感度分布データとを用いてパラレルイメージング法に基づく演算を適用して前記被検体の画像を再構成する画像再構成演算と、を行う演算手段と、を備えた核磁気共鳴イメージング装置において、前記感度分布演算は、前記複数のRF受信コイルの内の少なくとも2つの感度画像を合成して略均一感度画像を取得し、該略均一感度画像を用いて、前記複数のRF受信コイルの内の少なくとも1つのRF受信コイルの感度分布データを取得することを特徴とする。

【0007】

また、少なくとも2個のRF受信コイルを備え、前記RF受信コイルで受信する核磁気共鳴信号の計測を計測空間のエンコードステップを間引くよう計測して各RF受信コイル毎に感度画像及び形態画像を取得し、前記RF受信コイルの感度画像に基づく感度分布から各形態画像の折り返し除去の演算を行なうと共に前記各形態画像を結合して1枚の形態画像を得る制御手段を有する核磁気共鳴イメージング装置において、前記制御手段は、各RF受信コイルで取得した感度画像を結合した全体感度画像を作成し、前記全体感度画像を用いて各RF受信コイルの感度分布を算出し、前記全体感度画像を用いて画像の非画像領域と画像領域を分けるマスクを作成し、前記マスクに基づいて演算を行なうものである。

【0008】

さらに、計測領域全体を受信する第1のRF受信コイルと、前記計測領域を少なくとも2つ以上分割した領域を受信する複数の第2のRF受信コイルを備え、前記各第2のRF受信コイルで受信する核磁気共鳴信号の計測を計測空間のエンコードステップを間引くよう計測して前記第2のRF受信コイル毎に感度画像及び形態画像を取得し、前記第1のRF受信コイルによる感度画像及び前記第2のRF受信コイルによる感度画像から求めた感度分布から前記形態画像の折り返し除去の演算を行なうと共に前記各形態画像を結合して1枚の形態画像を得る制御手段を有する核磁気共鳴イメージング装置において、前記制御手段は、前記受信感度分布において非画像領域と画像領域を分けたマスクを作成し、前記マスクを用いて演算を行なうものである。

【0009】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の核磁気共鳴イメージング装置について、図面を参照して詳述する。図4は典型的な核磁気共鳴イメージング装置の構成である。被検体401の周囲に静磁場を発生する磁石402と、該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がある。

10

20

30

40

50

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。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。

【0010】

現在MRIの撮影対象は、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、プロトンである。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和現象の空間分布を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を2次元もしくは3次的に撮影する。

10

【0011】

RFコイル405の例として、複数の受信コイルを用いた「マルチプルRFコイル」もしくは「フェーズドアレイコイル」と呼ばれる技術が用いられている。マルチプルRFコイルとは、相対的に高感度な小型RF受信コイルを複数個並べて、各コイルで取得した信号を合成することにより、RF受信コイルの高い感度を保ったまま視野を拡大し、高感度化を図る受信専用RFコイルである。水平磁場頭部用マルチプルRFコイルとしては、Array Head Coil for Improved Functional MRI(Christoph Leussler), 1996 ISMRM abstract p.249がある。また、水平磁場頭部用QDマルチプルRFコイルとしては、Helmet and Cylindrical Shaped CP Array Coils for Brain Imaging: A Comparison of Signal-to-Noise Characteristics(H. A. Stark, E.M. Haacke), 1996 ISMRM abstract p.1412がある。水平磁場腹部用QDマルチプルRFコイルとしては、Four Channel Wrap-Around Coil with Inductive Decoupler for 1.5T Body Imaging(T. Takahashi et.al), 1995 ISMRM abstract p.1418がある。

20

【0012】

マルチプルRFコイルの信号検出部の一部を図3に示す。図3では、4個のRF受信コイル405が、それぞれプリアンプ302に接続されて一つのマルチプルコイル301を構成する。信号検出部406は、4個のAD変換・直交検波回路303が並列してなり、前記各プリアンプの出力が接続されている。信号処理部407は、各信号をフーリエ変換、バックプロジェクション法、ウェーブレット変換などにより、それぞれのRF受信コイル405で検出したMRI画像を求め、これらの画像信号を合成する演算304からなる。

30

【0013】

次に、撮影方法を説明する。図6は一般的なグラディエントエコーシーケンスである。601は高周波パルス、602はスライス選択傾斜磁場パルス、603は位相エンコード傾斜磁場パルス、604は読み出し傾斜磁場パルス、605はサンプリングウィンド、606はエコー信号、607は繰り返し時間（高周波パルス601の照射間隔）である。MRIでは、各繰り返し時間607毎に位相エンコード傾斜磁場パルス603の量を変え、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606を検出する。この操作を位相エンコードの数だけ繰り返し、画像取得時間608で1枚の画像再構成に必要なエコー信号を取得する。位相エンコードの数は通常1枚の画像あたり64、128、256、512等の値が選ばれる。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。

40

【0014】

マルチプルRF受信コイルを用いた高速撮影であるパラレルイメージング法の場合、位相エンコードステップ間隔を一定の割合で間引いて撮影の繰り返し回数を減らす。この間引き率を一般的に倍速数と呼ぶ。例えば、位相エンコードステップを2倍に間引く場合、倍速数は2である。以下、パラレルイメージング法の原理を、図2を用いて説明する。通常撮影の場合、図2(a)に示すように各位相エンコード量で取得した信号202nを配置し画像1枚分のデータ201を形成し、これをフーリエ変換することで図2(c)示すような画像を得る。次に、パラレルイメージング法において、例えば位相エンコードステップ間隔を2倍にし、

50

データを間引いた場合、図2(b)に示すように、1ラインおきにデータ204mを計測し、205mの位置に相当するデータは計測しない。このとき、計測したデータ204mの量は通常撮影と比べ半分になるので、マトリクスを半分にして画像を作成するが、図2(d)のような折り返しの発生した画像が得られる。図2においては、y方向を位相エンコード方向としており、この折り返しは、位相エンコード方向の画像が折り返して発生する。つまり、図2(c)に示すような画像207内の被検体206の、上側領域2071内の被検体画像2061と下側領域2072内の被検体画像2062が重なり、図2(d)に示すような折り返しの有る画像208となる。このようにして発生した信号折り返しは、SENSEと呼ばれる信号処理法で除去する (SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI (Klaas P. Pruessmann et.al), Magnetic Resonance in Medicine 42: 952-962 (1999) 参照)。

10

【 0 0 1 5 】

以下、折り返し除去について説明する。x,y方向の画像マトリクスをそれぞれX,Yとした場合、画像内の座標(x,y) (x:1 x X, y:1 y Y)における画素値を $s_i(x,y)$ とする(ここで、iはコイル番号であり、 $2 \leq i \leq N$ である)。図2(d)の場合では、位相エンコードステップを2倍に間引いているので、間引き後の画像の位相エンコード方向のマトリクスは、 $Y' = Y/2$ となる。図2(d)の画像の座標を(x,y') (1 y' Y')としたとき、その画素値 $s'(x,y')$ 208は、元画像207の2領域2071、2072が重なって、

【 0 0 1 6 】

【数 1】

20

$$s'_i(x, y') = \frac{s_i(x, y') + s_i(x, y' + Y')}{a} \quad (1)$$

となる。ここでaは定数を表す。次に、RF受信コイルの感度分布と画像について述べる。i番目のRF受信コイルの2次元的な感度分布を、 $c_i(x,y)$ とすると、受信した信号 $s_i(x,y)$ は、受信コイルの感度分布 $c_i(x,y)$ と被検体のプロトン密度分布 $p(x,y)$ との積、

【 0 0 1 7 】

【数 2】

$$s_i(x, y) = c_i(x, y) \times p(x, y) \quad (2)$$

30

で表される。(2)式を用いると、(1)式は、

【 0 0 1 8 】

【数 3】

$$\begin{aligned} s'_i(x, y') &= \frac{c_i(x, y') \times p(x, y')}{a} + \frac{c_i(x, y' + Y') \times p(x, y' + Y')}{a} \\ &= \frac{1}{a} \sum_{j=1}^2 c_i(x, y' + (j-1) \times Y') \times p(x, y' + (j-1) \times Y') \end{aligned} \quad (3)$$

40

【 0 0 1 9 】

【数 4】

$$\begin{aligned}
S_i &= s'_i(x, y') \\
C_{ij} &= c_i(x, y' + (j-1) \times Y') \\
P_j &= p(x, y' + (j-1) \times Y')
\end{aligned} \tag{4}$$

とおくと、(3)式は、

【 0 0 2 0 】
【 数 5 】

10

$$S_i = \frac{1}{a} \sum_{j=1}^2 C_{ij} \times P_j \tag{5}$$

となる。これは、N行2列の行列として表すことができ、

【 0 0 2 1 】
【 数 6 】

$$\begin{pmatrix} S_1 \\ S_2 \\ \vdots \\ S_N \end{pmatrix} = \frac{1}{a} \begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} \\ C_{21} & C_{22} \\ \vdots & \vdots \\ C_{N1} & C_{N2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} P_1 \\ P_2 \end{pmatrix} \tag{6}$$

20

となる。これより、コイルの感度分布 C_{ij} が分かれば、逆行列を計算することで、被検体のプロトン密度分布 P_j が分かる。

【 0 0 2 2 】

同様に、N個のコイルを用いて、M倍速で撮影を行った場合は、 $Y' = Y/M$ 、 $1 \leq y' \leq Y'$ として

30

【 0 0 2 3 】

【 数 7 】

$$\begin{pmatrix} S_1 \\ S_2 \\ \vdots \\ S_N \end{pmatrix} = \frac{1}{b} \begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} & \cdots & C_{1M} \\ C_{21} & C_{22} & \cdots & C_{2M} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ C_{N1} & C_{N2} & \cdots & C_{NM} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} P_1 \\ P_2 \\ \vdots \\ P_M \end{pmatrix} \tag{7}$$

40

となる。ここでbは定数を表す。逆行列演算によって折り返しを除去する事から、パラレルイメージング法のコイル数と倍速数との関係は、数学的に $N = M$ である。

【 0 0 2 4 】

通常、パラレルイメージング法では、各RF受信コイルの感度分布 C_{ij} を前計測等で予め計測するなどして取得する。しかしながら、感度分布 C_{ij} を直接算出する事は難しく、一般的には比較的感度分布の均一な全身用ボディコイルの画像を用いて、各RF受信コイルで取得した画像をそれぞれ除算し、近似的なコイルの感度分布を求めて行列演算を行う。

【 0 0 2 5 】

図7に一般的なパラレルイメージング法の処理を示す。図では1つの全身用ボディコイルと

50

、3つのマルチプルRF受信コイルの構成である。まず、全身用ボディコイルで取得した感度画像701と、各RF受信コイルで取得した感度画像7021～7023を用いて、感度分布算出処理7041～7043を行い、各RF受信コイルの感度分布7051～7053を得る。感度分布算出処理704としては、全身用ボディコイルの画像を $s_c(x,y)$ として、例えば、

【 0 0 2 6 】

【 数 8 】

$$c_i(x, y) = \frac{s_i(x, y)}{s_c(x, y)} \quad (8)$$

10

がある。このようにして算出した感度分布7051～7053と、各RF受信コイルで取得した折り返しの有る本計測画像7031～7033を用いて、行列作成処理706により行列を作成後、逆行列演算処理707によって折り返しを除去した画像708を得る。

次に、本発明の第1の実施形態を図1、図5により説明する。従来の一般的なパラレルイメージング法では、背景等の低信号領域に関しては何ら考慮されていないものであるが、本実施形態では低信号領域を考慮した構成となっている。つまり、全身用ボディコイルの画像を用いて、マスク作成のステップ101により、マスク102を作成し、マスクの処理を行うステップ103により精度を向上した処理後のマスク104を作成し、マスクを用いた行列作成処理105を行うよう構成した。ここで、マスク処理について説明する。図5では3倍速の場合であり、画像501は通常画像(図5(b))の3領域5041、5042、5043が重なった結果である(ここで、 $Y' = Y/3$ 、 $1 \leq y' \leq Y'$ である)。図5(a)中に、2箇所の注目点A(x_A, y'_A) 502、B(x_B, y'_B) 503を設ける。このとき、A、B点の画素値は、それぞれ、図の5021～5023、5031～5033の領域が重なっていることから、

20

【 0 0 2 7 】

【 数 9 】

$$s'_i(x_A, y'_A) = \frac{s_i(x_A, y'_A)}{d} + \frac{s_i(x_A, y'_A + Y')}{d} + \frac{s_i(x_A, y'_A + 2 \times Y')}{d} \quad (9)$$

$$s'_i(x_B, y'_B) = \frac{s_i(x_B, y'_B)}{d} + \frac{s_i(x_B, y'_B + Y')}{d} + \frac{s_i(x_B, y'_B + 2 \times Y')}{d}$$

30

となる。ここでdは定数を表す。しかし、5021は、被検体の無い背景部分の信号であり、これを用いて行列演算を行うと、逆行列演算時に行列が発散して、結果画像に輝点のアーチファクトを生じる場合があった。そこで、このような背景の影響を無くすため、図5(c)に示すようなマスク $m(x,y)$ 102を用いる。図1中のマスク作成処理101としては、全身用ボディコイルの感度画像701に対して、例えば閾値を設けて図5(c)に示すような画素値が閾値以下の画素を背景領域506、画素値が閾値以上の画素を被検体領域505とする。また、閾値設定方法として、例えば画像内の最大画素値の1/10程度を閾値としたり、図5(d)に示すような画像内の画素値ヒストグラム507を作成し、ノイズの分布を求めて閾値508を設定する事もできる。次に、マスク作成101により、例えば被検体領域505の値を1に、背景領域506の値を0にしたマスク102を得る。そして、得られたマスク102に対して、さらにマスクの精度を向上させるため、マスクの処理103を行なう。そして、マスク処理103によって得られた処理後のマスク104を用いて行列作成処理105を行なう。これにより背景領域を除いて行列演算できるため、輝点アーチファクトの発生をなくすることができる。

40

【 0 0 2 8 】

ここで、マスク処理103としては、例えば被検体内部に構造が存在する場合はその領域の信号をそのまま使用するためマスク領域を内挿により埋めたり、本来計算に入れない領域

50

に誤って取られた孤立点を除去する処理等を行なう。

また、マスクを用いた行列作成処理105では、行列の要素に背景領域を含まないように、各要素を0にする判別処理を行なう。例えば、

【 0 0 2 9 】

【 数 1 0 】

$$c_i(x, y' + (j-1) \times Y') = 0 \quad \text{if} \quad m(x, y' + (j-1) \times Y') = 0 \quad (10)$$

で表される。また、背景領域を0とした場合、画像が不自然となるような場合は、行列の要素を所定の定数にして処理してもよい。例えば

【 0 0 3 0 】

【 数 1 1 】

$$c_i(x, y' + (j-1) \times Y') = \text{Const.} \quad \text{if} \quad m(x, y' + (j-1) \times Y') = 0 \quad (11)$$

で表される。ここで、Const.は任意の定数を示す。

さらに、行列作成処理105内で(10)式に示すような各要素を0にする判別処理を用いることは、感度分布とマスクとの積、

【 0 0 3 1 】

【 数 1 2 】

$$c_i(x, y) \times m(x, y) \quad (12)$$

とすることであり、判別処理を無くし処理を簡略化できる。

(10)式のように行列要素の一部を"0"とすることは、行列のマトリクスサイズを縮小することと等価である。すなわち、「各画素毎に折り返しの状況を調べ、必要十分な行列サイズを決定し、必要十分な演算を行う」ことになる。この結果、従来と比べ、不要なノイズの混入が無くなり、画質が向上する。又、演算時間が短縮するメリットも有る。

【 0 0 3 2 】

なお、行列作成処理105では処理後のマスク104を用いて演算したが、マスク102を用いて演算することもできる。これにより処理フローを簡略化することができる。また、マスク102は背景領域と被検体領域に分けて説明したが、背景領域とは被検体領域外の背景のみならず被検体領域中に存在する低信号領域（例えば、空隙等）も含む。

【 0 0 3 3 】

次に、本発明の第2の実施形態を図8を用いて説明する。この場合では、全身用ボディコイルの画像がない場合である。この場合、各RF受信コイルの感度分布を算出するために必要な全身用ボディコイルの画像は、信号結合処理801により作成する。801の具体的な処理として、例えば、各RF受信コイルで取得した画像 $s_i(x, y)$ と、 $s_i(x, y)$ にローパスフィルタを施した画像を $w_i(x, y)$ とすると、合成後の擬似的なボディコイル画像 $s'_c(x, y)$ は、

【 0 0 3 4 】

【 数 1 3 】

$$s'_c(x, y) = \frac{\sum_{i=1}^N s_i(x, y) \cdot w_i^*(x, y)}{\sqrt{\sum_{i=1}^N |w_i(x, y)|^2}} \quad (13)$$

10

20

30

40

50

で求まる（ここで、*は複素共役、||は絶対値を表す）。しかし、マルチプルRF受信コイルの有感度領域は通常のコイルと比較して狭いので、この様に合成した擬似的なボディコイルの画像には、シェーディングの影響が大きい場合がある。そこで、合成した擬似的なボディコイルの画像に感度補正処理802を施し、シェーディングの無い擬似画像803を作成して、パラレルイメージング法の処理を行う。なお、感度補正処理802としては、例えば、画像からシェーディングを算出し補正する方法（特開平7-222724号公報）を用いる。

【0035】

このように、全身用ボディコイルの信号を合成することで、例えば全身用ボディコイルが無い、或いは取り付け不可能な装置や、使用可能なコイルのチャンネル数が少ない装置でも、パラレルイメージング法が可能となる。また、全身用ボディコイルを有する装置においても、マルチプルRF受信コイルの信号のみの処理となるため、装置構成やソフトウェア構成、データフローが簡略化できる点である。例えば、ハンバーガー型オープンMRIでは、照射コイルの感度が比較的低いため、照射コイルでの受信ができない場合がある。又、物理的に受信できても、パラレルイメージング法のためだけに受信用部品を付けると、MRI装置のコストアップになる。しかし、本実施例を適用すると、このようなデメリットを克服できる。感度分布の演算は、マルチスライス撮影や三次元撮影にも適用できる。マルチスライスではスライス毎に(13)式を計算する。三次元撮影でも、スライス毎に(13)式を計算する。

【0036】

本発明は、以上の実施例で開示された内容にとどまらず、本発明の趣旨を踏まえた上で各種形態を取り得る。本実施例では、3つのマルチプルRF受信コイルを用いたパラレルイメージング法の例を示したが、RF受信コイルの数Nは2以上の任意数を使用可能である。また、倍速数M=2,3の例を示したが、倍速数はM Nの範囲内で選択可能である。さらに、本発明ではグラディエントエコーシーケンスについて記載したが、パラレルイメージング法では、シーケンスの形状には依存しない。例えば、SEシーケンス、FSEシーケンス、EPIシーケンス、スパイラルシーケンス、SSFPシーケンスなどに適用できる。また、三次元計測に本発明を適用する場合は、位相エンコード方向だけでなく、スライスエンコード方向にデータを間引いて高速化することもできる。或いは、位相エンコード方向、スライス方向を組み合わせでデータを間引き、高速化することもできる。更に、本アルゴリズムを適用して心臓イメージングを行うと、輝点アーチファクトの無い画像が高時間分解能で取得できる。

【0037】

【発明の効果】

本発明は以上のように構成されたので、パラレルイメージング法で輝点アーチファクトを無くす事ができる。また、全身用ボディコイルが無い装置でもパラレルイメージング法が可能となる。さらに、全身用ボディコイルを有する装置においても、マルチプルRF受信コイルの信号のみでパラレルイメージング法が可能となるため、使用チャンネル数を低減でき、装置構成や処理・データフローを簡略化できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態における信号処理を説明する図。

【図2】パラレルイメージング法の画像の折り返しを説明する図。

【図3】本発明が適用されるRFコイルの受信部を示す図。

【図4】本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示す図。

【図5】本発明における画像の折り返しを説明する図。

【図6】一般的なグラディエントエコーのシーケンスを説明する図。

【図7】従来のパラレルイメージング法の処理を説明する図。

【図8】本発明の第2の実施形態における信号処理を説明する図。

【符号の説明】

601 高周波パルス、602 スライス選択傾斜磁場、603 位相エンコード傾斜磁場パルス、604 読み出し傾斜磁場パルス、605 データサンプルウィンド、606 エコー信号、607

10

20

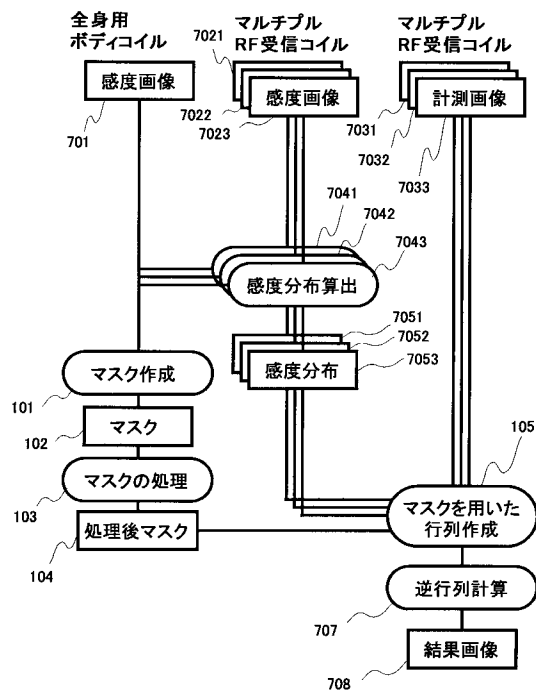
30

40

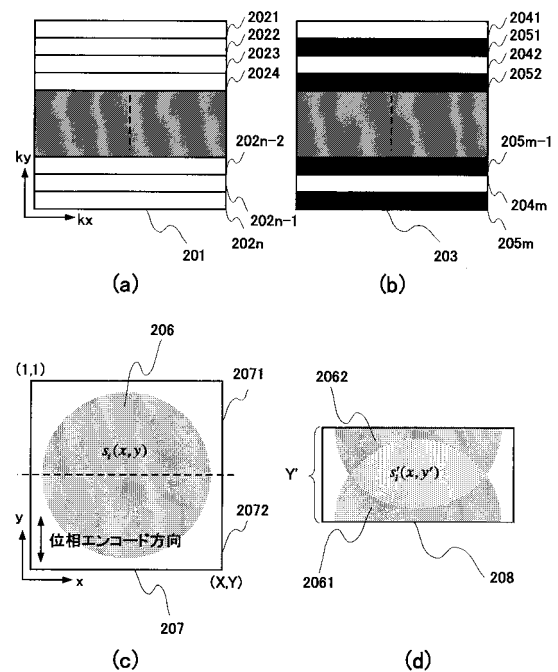
50

繰り返し時間間隔、608 画像取得時間、401 被検体、402 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

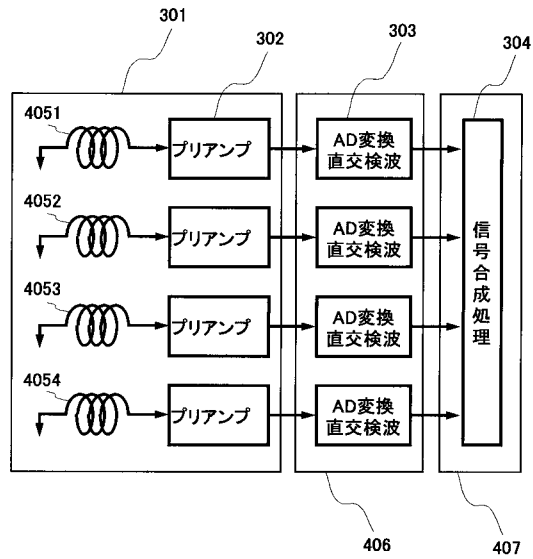
【 図 1 】



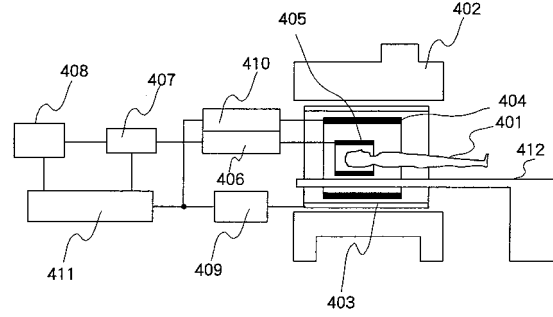
【圖 2】



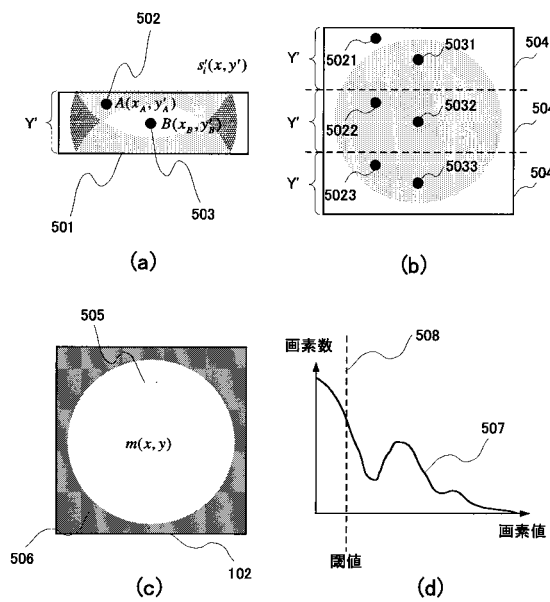
【図 3】



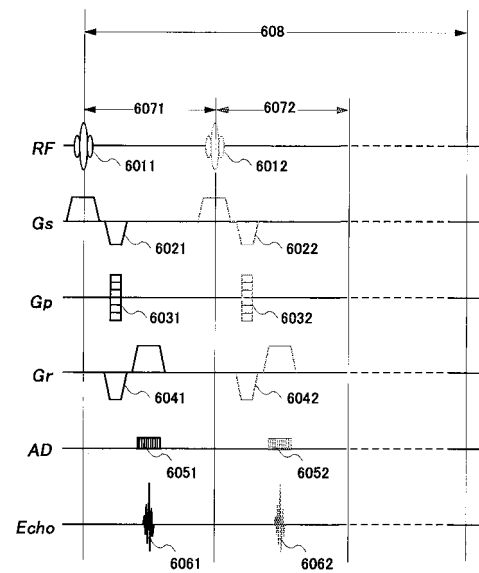
【図 4】



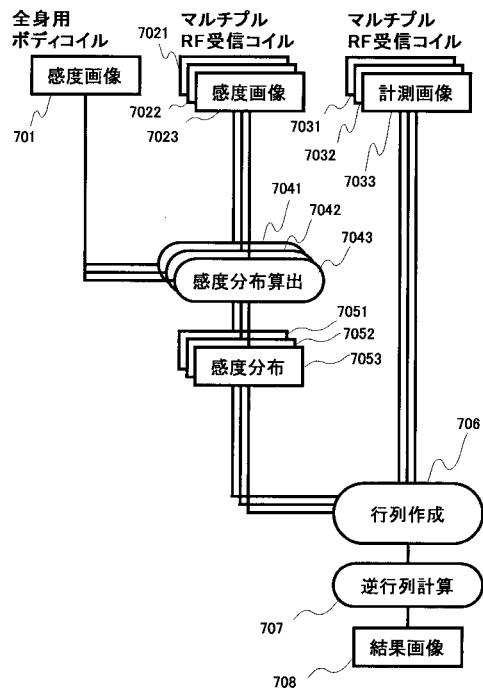
【図 5】



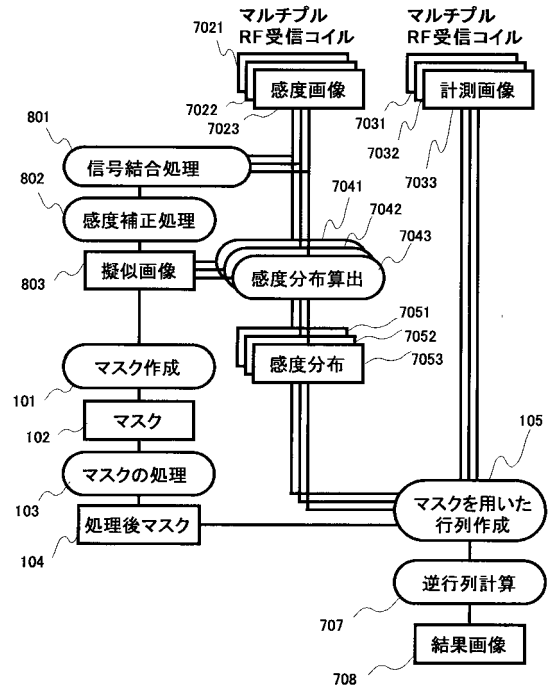
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 1 N 24/04 5 2 0 C

(56)参考文献 国際公開第 9 9 / 0 5 4 7 4 6 (W O , A 1)
特開平 0 4 - 1 8 0 7 3 5 (J P , A)
国際公開第 0 2 / 0 5 6 7 6 7 (W O , A 1)
CAUTEREN M V , Step up MRI '99 1 高速撮像法の光と影 各種高速撮像法の現実的利用法とその
限界 3. SENSEとSMASH 複数の受信コイルを用いた新しい高速撮像法 , INNERVISION , 日本 , 株式
会社医療科学社 , 1 9 9 9 年 8 月 2 5 日 , 第 1 4 巻 , 第 9 号 , 通巻 1 5 9 号 , P.20-23

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 5/055
G01R 33/20-33/64
JMEDPlus(JDream2)
JST7580(JDream2)
JSTPlus(JDream2)