

(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



(10) 国際公開番号

WO 2012/043311 A1

(43) 国際公開日
2012年4月5日(05.04.2012)

PCT

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/54 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/071410
- (22) 国際出願日: 2011年9月21日(21.09.2011)
- (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 2010-215335 2010年9月27日(27.09.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 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14番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 河村 美由紀 (KAWAMURA, Miyuki) [JP/JP]; 〒1010021 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 Tokyo (JP). 瀧澤 将宏 (TAK-IZAWA, Masahiro) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代

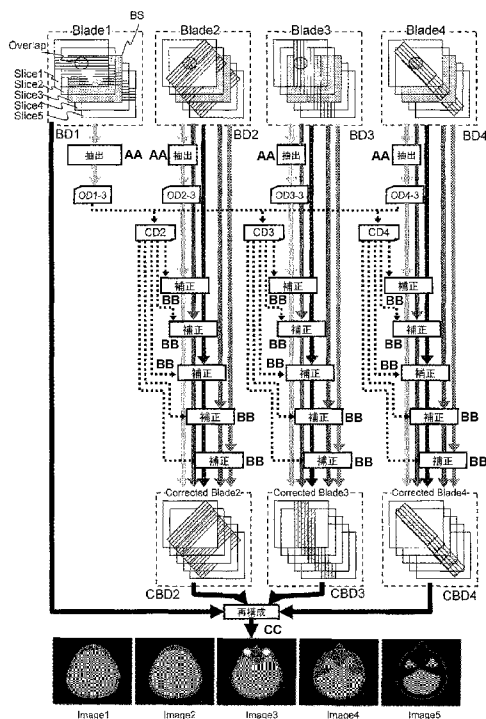
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE AND MAGNETIC RESONANCE IMAGING METHOD

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング方法

[図9]



(57) Abstract: In order to obtain a stable body movement correction at a high speed in multi-slice imaging by a non-Cartesian sampling method in which an overlap portion occurs in a k-space obtained by a magnetic resonance imaging device, the rotation and translation of a subject are detected for each specific region (blade in the case of a hybrid-radial method) by use of the most characteristic slice in an imaging region and are used for a body movement correction for the specific regions in all slices. A slice used for the correction may also be determined using the result of a mathematical analysis such as a correlation analysis or other analyses. Alternatively, data collection and correction processing may be performed in parallel with each other.

(57) 要約: 磁気共鳴イメージング装置によるk空間に重複部が発生する非直交系サンプリング法によるマルチスライス撮像において、安定した体動補正を高速に実現する。そのために、撮像領域内で最も特徴が現れるスライスを用いて特定領域(ハイブリッドラディアル法の場合ブレード)毎の被検体の回転および平行移動を検出し、全スライスにおいて、当該特定領域の体動補正に用いる。補正に用いるスライスは、相関等の数学的な解析結果を用いて決定してもよい。また、データ収集と補正処理とは並行して行ってもよい。

AA EXTRACTION
BB CORRECTION
CC RECONSTRUCTION

WO 2012/043311 A1

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG). 添付公開書類:

— 國際調查報告 (條約第 21 條(3))

明 細 書

発明の名称：

磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング方法

技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴イメージング(以下、「MRI」という)装置に関し、特に、非直交サンプリング法における体動補正技術に関する。

背景技術

[0002] MRI装置は、被検体、特に人体の組織を構成する原子核スピンの発生するNMR信号を計測し、その頭部、腹部、四肢等の形態や機能を2次元的に或いは3次元的に画像化(撮像)する装置である。撮像においては、NMR信号には、傾斜磁場によって異なる位相エンコードが付与されるとともに周波数エンコードされて、時系列データとして計測される。計測されたNMR信号は、2次元又は3次元フーリエ変換されることにより画像に再構成される。

[0003] NMR信号を計測中に被検体が動くと、再構成された画像に体動アーチファクトが生じる場合がある。この体動アーチファクトの発生を抑える有効な方法として非直交系サンプリング法が知られている。非直交系サンプリング法には、例えば、計測空間の略一点(一般的には原点)を回転中心として回転角を変えながら放射状にサンプリングを行い、一枚の画像再構成に必要なエコー信号を得るラディアル法(例えば、非特許文献1参照。)、ラディアル法に位相エンコードを組み合わせたもので、計測空間をサンプリング方向の異なる複数のブレード(Blade)に分割してサンプリングし、ブレード内で位相エンコードを行うハイブリッドラディアル法(例えば、非特許文献2、非特許文献3参照。)がある。

[0004] 特に、ハイブリッドラディアル法は、高速スピンエコー(FSE)法で1回の繰り返し時間(TR)に得た複数のk-trajectory(k空間の軌跡;ブレード)をTR毎に回転させながら、k空間を埋めていく手法である。ハイブリッドラディアル法では、各ブレードは必ずk空間の中心を埋める。この重複部分を用いて被検体

の回転や、平行移動を検出し、体動を補正する技術がある(例えば、非特許文献3参照。)。

[0005] しかしながら、非特許文献3に記載の技術では、体動検出に用いるk空間の重複部分から生成する補正用画像は、通常、診断用に用いる診断用画像の空間分解能よりも低い。このため、補正用画像に構造などの特徴点が検出されない場合がある。特に、頭頂部など断面がほぼ円形となるスライス位置では、実際には動いていない場合でも、被検体の体動を誤検出し、不正な補正用画像が生成される場合がある。

[0006] マルチスライス撮影において、不正な補正用画像が生成されたスライス(以後、不正スライスと呼ぶ。)を除去し、他のスライスの補正パラメータから、除去した不正スライスの補正パラメータを再計算する技術がある(例えば、特許文献1参照。)。

先行技術文献

非特許文献

[0007] 非特許文献1 : Magnetic Resonance in Medicine 28:275-289 (1992). Projection Reconstruction Techniques for Reduction of Motion Effects in MRI . G. H. Glover, J. M. Pauly.

非特許文献2 : Magnetic Resonance in Medicine 42:963-969 (1999). Motion Correction With PROPELLER MRI: Application to Head Motion and Free- Breathing Cardiac Imaging. James G. Pipe.

非特許文献3 : Magnetic Resonance in Medicine 47:42-52 (2002). Multishot Diffusion-Weighted FSE Using PROPELLER MRI. James G. Pipe, et. Al.

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] 特許文献1に開示の技術は、操作者が結果画像から主観的に不正スライスを決定して除去するため、必ずしも精度良く不正スライスが決定されない。また、本来不正スライスとして除去すべきスライスが残っていると、当該スラ

イスも補正パラメータの再計算に用いられるため、誤った値が残り、補正精度が向上しない可能性も残る。さらに、結果画像を一旦作成する必要があるため、通常通り補正処理を一通り行う必要があり、処理が煩雑であるとともに、処理時間がかかる。

[0009] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、 k 空間に重複部が発生する非直交系サンプリング法によるマルチスライス撮像において、安定した体動補正を高速に実現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、撮像領域内で最も特徴が現れるスライスを用いて特定領域(ハイブリッドラディアル法の場合、ブレード)毎の被検体の体動(回転および平行移動)を検出し、全スライスにおいて、当該特定領域の体動補正に用いる。補正に用いるスライスは、相関等の数学的な解析結果を用いて決定してもよい。また、データ収集と補正処理とは並行して行ってもよい。

[0011] 具体的には、静磁場中に配置された被検体の複数のスライスからそれぞれ計測した磁気共鳴信号に基づいて、該被検体の各スライスの画像を得る磁気共鳴イメージング装置であって、 k 空間の原点と該原点の近傍を含む特定領域を該原点の周りに回転させて、各特定領域に対応する磁気共鳴信号を特定領域データとして収集するデータ収集部と、特定領域データを補正して補正後特定領域データを生成するデータ補正部と、補正後特定領域データから画像を再構成する画像再構成部と、を備え、データ補正部は、複数のスライスの中の1のスライスを基準スライスとし、複数の特定領域の中の基準とする基準特定領域の計測と、該基準特定領域以外の他の特定領域の計測との間に発生した被検体の体動を、基準スライスにおいて検出し、検出した体動が画像に及ぼす影響を除去するように、全スライスにおいて、他の特定領域の特定領域データを補正し、各スライスにおいて、基準特定領域の特定領域データと他の特定領域の補正後の特定領域データとを補正後特定領域データとす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、静磁場中に配置された被検体の複数のスライスからそれぞれ計測し

た磁気共鳴信号に基づいて、該被検体の各スライスの画像を得る磁気共鳴イメージング方法であって、 k 空間の原点と該原点の近傍を含む特定領域を該原点の周りに回転させて、各特定領域に対応する磁気共鳴信号を特定領域データとして収集するデータ収集ステップと、特定領域データを補正して補正後データを生成するデータ補正ステップと、補正後データから画像を再構成する画像再構成ステップと、を備え、データ補正ステップは、基準とする基準スライスにおいて、複数の特定領域の中の基準とする基準特定領域の計測と、該基準特定領域以外の他の特定領域の計測との間に発生した被検体の体動量を補正情報として算出する補正情報算出ステップと、算出した他の特定領域毎の補正情報を用い、全スライスについて、該他の特定領域のデータを補正する補正ステップと、を備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング方法を提供する。

発明の効果

[0013] 本発明によれば、 k 空間に重複部が発生する非直交系サンプリング法によるマルチスライス撮像において、安定な体動補正が可能なMRI装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

- [0014] [図1]第一の実施形態のMRI装置のブロック図
[図2]第一の実施形態の制御処理系の機能ブロック図
[図3]ハイブリッドラディアル法のパルスシーケンス図
[図4]対称F0Vにおけるハイブリッドラディアル法での k 空間を説明するための説明図
[図5](a)は、ハイブリッドラディアル法により収集したエコー信号のオーバーラップ部のデータから再構成した画像を、(b)は全ブレードデータから再構成した画像を説明するための説明図
[図6]非対称F0Vにおけるハイブリッドラディアル法での k 空間を説明するための説明図
[図7]従来の補正処理の流れを説明するための説明図

[図8]体動補正の詳細を説明するための説明図

[図9]第一の実施形態の補正処理の流れを説明するための図

[図10]第一の実施形態の基準スライス設定画面を説明するための説明図

[図11](a)は、第一の実施形態の撮像処理のフローチャートであり、(b)は、第一の実施形態のデータ補正処理のフローチャートであり、(c)は、第一の実施形態の補正情報取得処理のフローチャート

[図12]第二の実施形態の制御処理系の機能ブロック図

[図13](a)～(d)は、第二の実施形態の基準スライス決定処理を説明するための説明図

[図14]第二の実施形態の撮像処理のフローチャート

[図15]従来の並列処理の流れを説明するための説明図

[図16]第三の実施形態の並列処理の流れを説明するための説明図

[図17]第三の実施形態の0D作成処理のフローチャート

[図18]第三の実施形態の0D作成処理の他の例のフローチャート

[図19]第三の実施形態の並列処理の他の流れを説明するための説明図

[図20]ハイブリッドラディアル法により3次元領域のエコー信号を収集する様子を説明するための説明図

発明を実施するための形態

[0015] <<第一の実施形態>>

以下、本発明を適用する第一の実施形態について説明する。以下、本発明の実施形態を説明するための全図において、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] 最初に、本実施形態のMRI装置の一例の全体概要を説明する。図1は、本実施形態のMRI装置10の全体構成を示すブロック図である。本実施形態のMRI装置10は、NMR現象を利用して被検体11の断層画像を得るもので、図1に示すように、静磁場発生系20と、傾斜磁場発生系30と、送信系50と、受信系60と、制御処理系70と、シーケンサ40と、とを備える。

[0017] 静磁場発生系20は、垂直磁場方式であれば、被検体11の周りの空間にその

体軸と直交する方向に、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もので、被検体11の周りに配置される永久磁石方式、常電導方式あるいは超電導方式の静磁場発生源を備える。

[0018] 傾斜磁場発生系30は、MRI装置10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31と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源32とを備え、後述のシーケンサ40からの命令に従ってそれぞれの傾斜磁場コイル31の傾斜磁場電源32を駆動することにより、X、Y、Zの3軸方向に傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を印加する。

[0019] 送信系50は、被検体11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11に高周波磁場パルス(以下、「RFパルス」と呼ぶ。)を照射するもので、高周波発振器(シンセサイザ)52と変調器53と高周波増幅器54と送信側の高周波コイル(送信コイル)51とを備える。高周波発振器52はRFパルスを生成し、シーケンサ40からの指令によるタイミングで出力する。変調器53は、出力されたRFパルスを振幅変調し、高周波増幅器54は、この振幅変調されたRFパルスを増幅し、被検体11に近接して配置された送信コイル51に供給する。送信コイル51は供給されたRFパルスを被検体11に照射する。

[0020] 受信系60は、被検体11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核磁気共鳴信号(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)61と信号増幅器62と直交位相検波器63と、AD変換器64とを備える。受信コイル61は、被検体11に近接して配置され、送信コイル51から照射された電磁波によって誘起された被検体11の応答のNMR信号を検出する。検出されたNMR信号は、信号増幅器62で増幅された後、シーケンサ40からの指令によるタイミングで直交位相検波器63により直交する二系統の信号に分割され、それぞれがAD変換器64でデジタル量に変換されて、制御処理系70に送られる。

[0021] シーケンサ40は、RFパルスと傾斜磁場パルスとを所定のパルスシーケンスに従って繰り返し印加する。なお、パルスシーケンスは、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で、予め制御処理系70に保持される。シーケンサ40は、制御処理系70からの指示に従って動作し、被検体11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30、および受信系60に送信する。

[0022] 制御処理系70は、MRI装置10全体の制御、各種データ処理、処理結果の表示及び保存等を行うもので、CPU71と記憶装置72と表示装置73と入力装置74とを備える。記憶装置72は、ハードディスクと、光ディスク、磁気ディスクなどの外部記憶装置とにより構成される。表示装置73は、CRT、液晶などのディスプレイ装置である。入力装置74は、MRI装置10の各種制御情報や制御処理系70で行う処理の制御情報の入力のインタフェースであり、例えば、トラックボールまたはマウスとキーボードとを備える。入力装置74は、表示装置73に近接して配置される。操作者は、表示装置73を見ながら入力装置74を通してインタラクティブにMRI装置10の各種処理に必要な指示、データを入力する。

[0023] CPU71は、操作者が入力した指示に従って、記憶装置72に予め保持されるプログラムを実行することにより、MRI装置10の動作の制御、各種のデータ処理等の制御処理系70の各処理を実現する。例えば、受信系60からのデータが制御処理系70に入力されると、CPU71は、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11の断層像を表示装置73に表示するとともに、記憶装置72に記憶する。

[0024] 送信コイル51と傾斜磁場コイル31とは、被検体11が挿入される静磁場発生系20の静磁場空間内に、垂直磁場方式であれば被検体11に対向して、水平磁場方式であれば被検体11を取り囲むようにして設置される。また、受信コイル61は、被検体11に対向して、或いは取り囲むように設置される。

[0025] 現在、MRI装置の撮影対象核種で、臨床で普及しているものは、被検体11の主たる構成物質である水素原子核(プロトン)である。MRI装置10では、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、四肢等の形態または機能を、二次元もしくは三次元的に撮影する。

- [0026] 前述のように、体動アーチファクトの発生を抑えるサンプリング法として、非直交系(Non-Cartesian)サンプリング法があり、非直交系(Non-Cartesian)サンプリング法には、例えば、ラディアルサンプリング法、ハイブリッドラディアル法、スパイラル法がある。
- [0027] 中でも、ハイブリッドラディアル法は、ラディアル法に位相エンコードを組み合わせたものである。具体的には、 k 空間において複数の平行軌跡を有して成るブレード(特定領域)を k 空間の原点の回りに回転させて、つまり各ブレードを k 空間において異なる角度にして、各ブレードに対応するエコー信号をブレードデータ(特定領域データ)として計測する。各ブレード内では、1つの回転角に対して、通常計測(直交系サンプリング法による計測)の場合と同様に、位相エンコードパルスが付加して複数のエコー信号を取得し、これを回転角度毎(つまりブレード毎)に繰り返して1枚の画像再構成に必要な全てのエコー信号を取得する。ハイブリッドラディアル法では、 k 空間の低空間周波数領域を重複して計測するため、この重複部分を利用して体動による信号の変動を抽出でき、体動補正が可能となる。
- [0028] また、スパイラル法は、 k 空間の略一点(一般的には原点)を回転中心として回転角及び回転半径を変えながら渦巻き状にサンプリングを行い、一枚の画像再構成に必要なエコー信号を得る技術である。スパイラル法は、 k 空間を埋める際に無駄な時間が少なく、効率よくデータ収集できることから、高速撮影法として応用されている。さらに、エコー信号の読み出し時に用いる傾斜磁場パルス波形が台形波ではなく、正弦波と余弦波の組み合わせであり、傾斜磁場システムに対して効率が良いことに加え、傾斜磁場を印加した際の騒音が少ない特徴がある。このスパイラル法も、 k 空間の低空間周波数領域を重複して計測することができるため、体動による信号の変動を抽出でき、体動補正が可能となる。
- [0029] 本実施形態では、これらの非直交系サンプリング手法でサンプリングし、 k 空間の低空間周波数領域の、重複して計測されて得たデータを用い、体動による変動量を抽出し、体動補正を行う。従って、ハイブリッドラディアル法

とスパイラル法ともに適用可能であるが、以下、本実施形態では、ハイブリッドラディアル法を用いる場合を例にあげて説明する。

[0030] 図2に本実施形態の制御処理系70の機能ブロック図を示す。本図に示すように、本実施形態の制御処理系70は、ハイブリッドラディアル法によるマルチスライス撮像を行い、上記体動補正を実行し、画像を再構成する。このため、本実施形態の制御処理系70は、エコー信号収集し、k空間に配置するデータ収集部110と、k空間に配置されたデータに対し、体動補正を行うデータ補正部120と、補正後のデータから画像を再構成する画像再構成部130と、を備える。これらの各機能は、前述のように、CPU71が記憶装置72に予め保持されるプログラムを実行することにより実現する。

[0031] データ収集部110は、上述のように、複数のスライスについて、それぞれ、ハイブリッドラディアル法によりk空間をサンプリングし、エコー信号を収集する(マルチスライス撮像)。本実施形態では、収集したエコー信号を、ブレード毎およびスライス毎に用意されたk空間に配置する。以下、k空間のブレード領域に配置されたエコー信号を、ブレードデータと呼ぶ。

[0032] ここで、本実施形態のデータ収集部110がブレードデータ収集時に実行するSE系のハイブリッドラディアル法のパルスシーケンス200の例を図3に示す。本図において、RF、Gs、Gp、Gf、AD、Echoはそれぞれ、RFパルス、スライス傾斜磁場、第一の読み出し傾斜磁場、第二の読み出し傾斜磁場、AD変換、エコー信号の軸を表す。

[0033] まず、撮影面内のスピンの高周波磁場を与える励起RFパルス201とともに、スライス選択傾斜磁場パルス211を印加する。スライス選択傾斜磁場パルス211の印加直後に、スライス選択傾斜磁場パルス211により拡散したスピンの位相を戻すためのスライスリフェーズパルス212とエコー信号を生成させるために予めスピンの位相を分散させる読み出しディフェーズ傾斜磁場パルス231を印加する。その後、スピンをスライス面内で反転するための反転RFパルス203を繰り返し印加する。そして、反転RFパルス203の印加毎に、スライスを選択するスライス選択傾斜磁場パルス213、第一の読み出し傾斜磁場パルス223、

および、第二の読み出し傾斜磁場パルス233を印加し、サンプリングウィンド243のタイミングで、エコー信号253を収集する。

[0034] ここでは、1回の励起RFパルス201毎に5個のエコー信号253群を収集する例を示す(反転RFパルス203が5回印加される。)。このとき、1回の励起RFパルス201毎に収集されるエコー信号253群で充填されるk空間領域がブレードである。第一の読み出し傾斜磁場パルス221と第二の読み出し傾斜磁場パルス232とは、ブレード内の読み出し方向と位相エンコード方向とをそれぞれ Kx' および Ky' とすると、エコー信号253が、 $-Ky'$ から Ky' に向かって収集されるよう制御される。

[0035] また、各ブレードをk空間の異なる回転角で計測するため、時間間隔261毎に、読み出しディフェーズ傾斜磁場パルス231、読み出し傾斜磁場パルス223および233の振幅を変えながらこのシーケンスを繰り返し実行し、必要な全てのエコー信号253群を収集する。

[0036] このハイブリッドラディアル法で収集したエコー信号をk空間に配置した様子を図4に示す。本図には、k空間の座標軸(k_x-k_y)に対する計測軌跡の角度が互いに異なる12のブレード(Blade)310に分割してk空間を計測する場合を例示する。隣接するブレード310間の中心角は、 $\Delta\alpha(=\pi/12)$ 320とする。また、各ブレード310内では、位相エンコード量が異なる5つのエコー信号253が取得される例である。

[0037] 本図に示すように、ハイブリッドラディアル法でサンプリングすると、各ブレード310のサンプリング領域が重複する重複(オーバーラップ)部(Overlap between Blades)330が発生する。このオーバーラップ部330は、k空間の低空間周波数領域であるため、画像コントラストや信号強度を決定する低空間分解能の画像を作成することが可能である。ここで、図5(a)に、オーバーラップ部330のデータから再構成した画像を、図5(b)にブレード310の全データから再構成した画像を示す。

[0038] なお、k空間を分割して計測するブレード数を K 、1ブレード内のエコートレイン数を L (即ち、オーバーラップ部330の直径)、有効マトリクスを M とすると、

K、L、Mの関係は式(1)で示される。

[0039] [数1]

$$LK = M \frac{\pi}{2} \quad (1)$$

また、図4は撮像視野(FOV)が対称である場合のk空間のデータ配置を模式的に示すものであり、FOVが非対称の場合には、図6に示すデータ配置となる。

[0040] 本実施形態のデータ補正部120は、上記オーバーラップ部を用いて、各ブレードの補正情報を算出し、ブレードデータを補正する。算出する補正情報は、基準とするブレードの計測時からの被検体の体動量である。体動量は、各ブレードの上記オーバーラップ部330の(グリidding処理後の)データは、体動がなければ同じk空間座標値となることを利用して検出する。

[0041] 本実施形態のデータ補正部120による補正処理の詳細な説明に先立ち、一般的なハイブリッドラディアル法によるマルチスライス撮像時の、体動補正を説明する。図7は、一般的な体動を補正する補正処理の手順を説明するための図である。ここでは、例として、スライス数5、ブレード数4の場合を示す。また、各ブレード内のエコー信号数は5とする。なお、ここでは、説明を簡単にするため、各ブレードデータはブレード内の全エコー信号253が揃った時点で予めグリidding処理を行うものとする。ただし、体動補正中にグリidding処理を行っても良い。

[0042] なお、各スライスおよびブレードは、それぞれ、ブレードおよびスライスを一意に特定する、1から始まる連番のスライス番号およびブレード番号が付与される。そして、スライス番号がkのスライスをスライスk、ブレード番号がnのブレードをブレードnと呼ぶ。すなわち、5つのスライスを、それぞれ、スライス1(Slice1)、スライス2(Slice2)、スライス3(Slice3)、スライス4(Slice4)、スライス5(Slice5)、4つのブレードを、それぞれ、ブレード1(Blade1)、ブレード2(Blade2)、ブレード3(Blade3)、ブレード4(Blade4)と呼ぶ。

[0043] また、補正の基準とするブレード(基準ブレード)を、ブレード1とする。まず、ブレード1において、スライス毎に、ブレードデータ(Blade Data;BD

)1から他ブレードとの重複領域(オーバーラップ部 ; Overlap)のブレードデータ(オーバーラップデータ)を抽出し、参照データとする。スライス毎の参照データを、それぞれ、OD1-1、OD1-2、OD1-3、OD1-4、OD1-5と呼ぶ。

[0044] 続いて、ブレード2において、ブレード1と同様に、スライス毎に、ブレードデータ(BD2)からオーバーラップデータを抽出し、対象データとする。スライス毎の対象データを、それぞれ、OD2-1、OD2-2、OD2-3、OD2-4、OD2-5と呼ぶ。

[0045] そして、スライス毎に、参照データと対象データとから被検体の体動量(回転量および平行移動量)を検出する。そして、当該スライスのブレードデータを、検出した体動量を用いて体動が画像に及ぼす影響を除去するよう補正し、補正後のブレードデータ(Corrected Blade Data ; CBD)2を得る。なお、補正情報の算出および補正方法の詳細は、後述する。

[0046] ブレード3、ブレード4においても同様に、スライス毎にブレードデータ(BD3、BD4)からオーバーラップデータを抽出し、対象データ(OD3-1、OD3-2、OD3-3、OD3-4、OD3-5、OD4-1、OD4-2、OD4-3、OD4-4、OD4-5)とする。

[0047] そして、スライス毎に、参照データと対象データとから体動量を検出し、当該スライスのブレードデータを補正し、補正後のブレードデータ(CBD3、CBD4)を得る。

[0048] ブレード1のスライス毎のブレードデータ(BD1)と、得られた他のブレードのスライス毎の補正後のブレードデータ(CBD2、CBD3、CBD4)とを、スライス毎に合成し、合成後のブレードデータに対し、スライス毎にフーリエ変換等の再構成処理を行い、各スライスの再構成画像(Image1、Image2、Image3、Image4、Image5)を得る。

[0049] 次に、図8を用いて一般的なハイブリッドラディアル法の1スライスにおける体動補正の詳細を説明する。ここでも、図7同様、ブレード数は4、各ブレード内のエコー信号数は5、基準ブレードは、ブレード1とする。

[0050] 体動補正は、一般に、基準ブレードの計測と、他のブレードの計測との間に発生した被検体の動き(体動)のうち、回転と平行移動とについて行う。ブ

レード毎に、回転による回転量と、平行移動による平行移動量とをそれぞれ検出し、これらを除去するように補正を行う。

[0051] まず、取得したエコー信号をk空間に配置し、グリidding処理を行う。そして、各ブレードについて、グリidding処理後のブレードデータ(BD)の重複部分のデータ(オーバーラップデータ)を抽出する。ここで、ブレード1のオーバーラップデータを参照データ(OD1)とし、他のブレードのオーバーラップデータを対象データ(OD2、OD3、OD4)とする。

[0052] まず、回転補正を行う。回転補正では、まず、回転量を検出する。ここでは、画像空間における回転がそのままk空間の絶対値の回転となることを利用して、参照データ(OD1)を基準とした各対象データ(OD2、OD3、OD4)の回転角を算出する。そして、算出した回転角を各ブレードの回転量とし、この回転量を打ち消すよう、ブレードデータ(BD)を補正する。

[0053] 次に、平行移動補正を行う。平行移動補正では、まず、平行移動量を検出する。平行移動量は、オーバーラップデータの位相差として検出できる。従って、参照データ(OD1)と対象データ(OD2、OD3、OD4)との位相差をそれぞれ算出し、平行移動量とする。そして、求めた位相差(平行移動量)を打ち消すよう、回転補正後のブレードデータを補正し、補正後のブレードデータ(CBD)を得る。

[0054] 以上のようにして、基準とするブレード1以外のブレードの、体動補正が終了すると、ブレード1のブレードデータ(BD)と、ブレード2~4の補正後のブレードデータ(CBD)とを合成(信号合成)し、ブレードデータを作成する。このブレードデータをフーリエ変換(F F T)し、再構成画像を得る。

[0055] なお、回転量は、参照データと対象データとをフーリエ変換して作成した低空間分解能の画像で相関処理を行い、検出してもよい。また、平行移動量も、同様に、参照データと対象データとをフーリエ変換して作成した低空間分解能の画像を用いて算出してもよい。

すなわち、画像間のピクセルのずれを相関処理により算出し、算出したピクセルのずれを元に、k空間での位相差を計算し、上記平行移動量とする。本実

施形態では、いずれの方法を採用してもよい。

- [0056] 次に、本実施形態のデータ補正部120による体動を補正する補正処理の手順を説明する。本実施形態のデータ補正部120は、予め定めた基準ブレードの基準スライスと、他のブレードの基準スライスとの間で、ブレード毎に上記体動量(回転移動量および平行移動量)を補正情報として検出する。そして、この補正情報をブレード毎の全スライスに適用し、補正を行う。
- [0057] 図9は、本実施形態のデータ補正部120による補正処理と画像再構成部130による画像再構成処理の流れを説明するための図である。ここでは、図7同様、例として、スライス数5、ブレード数4、各ブレード内のエコー信号数5の場合を示す。また、各ブレードデータはブレード内の全エコー信号が揃った時点で予めグリidding処理を行うものとする。ただし、体動補正中にグリidding処理を行っても良い。また、図7同様、それぞれのスライスおよびブレードには番号が付与される。また、補正の基準とするブレード(基準ブレード)を、ブレード1(Blade1)とする。
- [0058] また、基準とするスライス(基準スライス ; Benchmark Slice ; BS)をスライス3(Slice3)とする。この基準スライス(BS)は、回転や平行移動を検出しやすいよう、特徴的な信号(例えば、頭部撮像の場合は眼球など)を含むスライスが望ましい。基準スライス(BS)は、例えば、入力装置74を介して操作者により予め設定される。
- [0059] 基準ブレードであるブレード1において、基準スライスであるスライス3のブレードデータ(BD1-3)からオーバーラップデータ(Overlap)を抽出し、参照データ(OD1-3)とする。
- [0060] 続いて、ブレード2において、ブレード1と同様に、基準スライス(スライス3)のブレードデータ(BD2-3)からオーバーラップデータを抽出し、対象データ(OD2-3)とする。
- [0061] 次に、参照データ(OD1-3)と、対象データ(OD2-3)とを用いて、ブレード2の体動量(回転量および平行移動量)を算出する。算出した体動量をブレード2の補正情報2(Correction Data 2 ; CD2)として保持する。

- [0062] そして、補正情報2(CD2)を用い、ブレード2の全スライスのブレードデータ(BD2)をスライス毎に補正し、ブレード2の補正後のブレードデータ(Corrected Blade2 ; CBD2)を得る。なお、各ブレードデータの補正は、上述の図8で説明した手法を用いて行う。
- [0063] ブレード3およびブレード4についても同様に、基準スライスのブレードデータ(BD3-3、BD4-3)からオーバーラップデータを抽出し、それぞれ、対象データ(OD3-3、OD4-3)とする。そして、参照データ(OD1-3)と対象データ(OD3-3、OD4-3)とを用い、それぞれ補正情報3(CD3)および補正情報4(CD4)を算出する。この補正情報3(CD3)および補正情報4(CD4)を用い、ブレード3およびブレード4の全スライスのブレードデータ(BD3、BD4)をスライス毎にそれぞれ補正する。そして、ブレード3およびブレード4それぞれの補正後のブレードデータ(Corrected Blade3(CBD3)、Corrected Blade4(CBD4))を得る。
- [0064] そして、画像再構成部130は、スライス毎に基準ブレードのブレードデータ(BD1)と補正されたブレードデータ(CBD2、CBD3、CBD4)とを合成し、スライス毎に再構成処理を行い、再構成画像(Image1、Image2、Image3、Image4、Image5)を得る。
- [0065] 本実施形態では、補正処理に用いる基準スライスは、操作者が設定する。設定は、表示装置73に表示される位置決め画像上で入力装置74を用いて行う。ここで、位置決め画像を用いて構成される、本実施形態の基準スライス設定画面400について説明する。
- [0066] 図10は、本実施形態の基準スライス設定画面400を説明するための説明図である。
本図に示すように、本実施形態の基準スライス設定画面400は、位置決め画像とマルチスライス撮像の各スライス位置を表示する画像表示部410と、基準スライスのスライス番号を入力する番号入力部420とを備える。
- [0067] 番号入力部420には、スライス番号の入力を受け付ける受付部421と、受付部421に入力されたスライスを基準スライスとする操作者の決定の意思を受け付ける決定ボタン422とを備える。なお、決定ボタン422は、独立して備えな

くてもよい。例えば、撮像開始の指示を受け付ける撮像開始ボタンが兼用されるよう構成してもよい。

[0068] 画像表示部410には、3方向の位置決め画像(アキシャル像、 coronal像、 サジタル像)411と、スライス番号とともにスライス位置412と、が表示される。スライス位置412は、番号入力部420で入力された番号のスライスを識別可能に表示する。

[0069] 操作者は、受付部421にスライス番号を入力し、画像表示部410に表示されたスライスを視認し、基準スライスを決定する。もしくは、画像表示部410に表示されたスライスを選択することで、受付部421に表示するスライス番号が更新され、基準スライスを決定する。データ補正部120は、決定ボタン422が押下された時点で受付部421に入力されている番号のスライスを基準スライスとして受け付ける。

[0070] 次に、本実施形態の撮像処理の流れを説明する。図11(a)は、本実施形態の撮像処理の流れを説明するための処理フローである。ここでは、ブレード数を K 、スライス数を N とする。 K と N とは1以上の整数である。

[0071] 撮像開始の指示を受け付けると、データ収集部110は、予め保持するパルスシーケンスに従って、データ収集処理を行う(ステップS1101)。ここでは、データ収集部110は、ブレード数 K 、スライス数 N 分のエコー信号を収集し、スライス毎、ブレード毎に、それぞれ、 k 空間にブレードデータとして配置する。

[0072] 次に、データ補正部120は、基準ブレード以外のブレードのブレードデータに対し、データ補正処理を行い、補正後のブレードデータを得る(ステップS1102)。データ補正処理の詳細は後述する。

[0073] そして、画像再構成部130は、画像再構成処理を行う(ステップS1103)。ここでは、基準ブレードのブレードデータと、他のブレードの補正後のブレードデータとを、スライス毎に合成し、合成後のデータからスライス毎に画像を再構成する。

[0074] ここで、上記ステップS1102の、データ補正部120によるデータ補正処理の詳細を説明する。図11(b)は、本実施形態のデータ補正処理の処理フローであ

る。k、nは、それぞれ、ブレード番号のカウンタ、スライス番号のカウンタである。また、基準スライスのスライス番号をbsとする。

- [0075] データ補正部120は、まず、基準ブレード(本実施形態では、ブレード1)において、基準スライスbsの参照データを作成する。具体的には、処理対象のブレードのブレード番号kを1とする(ステップS1201)。そして、基準スライスbsのオーバーラップデータを抽出し、参照データ(OD1-bs)を作成する(ステップS1202)。参照データOD1-bsは、制御処理系70の記憶装置72に保持する。
- [0076] 以後、データ補正部120は、基準ブレード以外のブレードについて、ブレード毎に補正情報を取得し、ブレードデータを補正し、補正後のブレードデータを生成する。
- [0077] 具体的には、まず、処理対象のブレードのブレード番号kを2とする(ステップS1203)そして、全ブレードの処理を終えたか判別する(ステップS1204)。
- [0078] 未処理のブレードがある場合、データ補正部120は、ブレードkの補正情報kを取得する補正情報取得処理を行う(ステップS1205)。補正情報取得処理の詳細は後述する。
- [0079] 補正情報kを取得すると、データ補正部120は、ブレードkの全スライスのブレードデータを補正情報kで補正する。ここでは、スライス番号nを1とし(ステップS1206)、全スライスの処理を終えるまで(ステップS1207)、補正情報kを用いて体動補正(ステップS1208)を繰り返す(ステップS1209)。なお、体動補正では、補正後のブレードデータを生成し、スライス毎に保持する。
- [0080] そして、データ補正部120は、ブレードkの全スライスの体動補正を終えると(ステップS1207)、次のブレード番号のブレードについて(ステップS1210)、ステップS1204からステップS1209の処理を行う。そして、ブレード毎のステップS1204からステップS1209の処理を、全ブレードの処理を終えるまで繰り返す(ステップS1204)。
- [0081] 以上の手順で、本実施形態のデータ補正部120は、基準ブレード以外のブレードの、補正後のブレードデータを得る。
- [0082] ここで、ステップS1205の、データ補正部120による補正情報取得処理の流

れを説明する。図11(c)は、本実施形態の補正情報取得処理の処理フローである。

[0083] まず、処理対象のブレード(ここでは、ブレードk)の、基準スライス(スライスbs)を選択する(ステップS1301)。そして、スライスbsのブレードデータ(BDk-bs)からオーバーラップデータを抽出し、対象データ(ODk-bs)とする(ステップS1302)。

[0084] 次に、上記データ補正処理のステップS1203で得た参照データ(OD1-bs)と対象データ(ODk-bs)とから、上記図8で説明した手法で、回転量および平行移動量を検出し、補正情報(CDk)とする(ステップS1303)。

[0085] 以上説明したように、本実施形態によれば、基準スライスの補正情報を用いて他のスライスも補正する。従って、スライス毎に補正情報を算出し体動補正を行う場合に比べ、高速に処理を行うことができる。

[0086] 例えば、スライス数がN、ブレード数がKの場合、図7に示す一般的な手法では、オーバーラップデータを抽出して参照データまたは対象データを生成する処理が $N \times K$ 回、補正情報の算出が $(N \times (K-1))$ 回必要である。しかし、本実施形態では、それぞれ、K回、 $(K-1)$ 回でよい。すなわち、本実施形態によれば、これらの処理を、それぞれ、 $K \times (N-1)$ 回、 $(N-1) \times (K-1)$ 回削減できる。また、オーバーラップデータをフーリエ変換して補正情報を算出する手法を用いる場合、さらに、フーリエ変換の回数も同様に削減することができる。

[0087] また、本実施形態では、基準スライスとして、回転や平行移動が検出しやすい特徴的な信号を含むスライスを選択するため、体動補正に用いる体動量を高精度に検出できる。従って、高精度に検出した体動量を用いて、他のスライスも補正するため、全体として高精度な体動補正を行うことができる。特に、撮像対象が頭部のように剛体の場合、被検体の体動(回転、平行移動)は、どのスライスでも、ほとんど変わらない。従って本実施形態は、撮像対象がこのような部位の場合、有効である。

[0088] 従って、本実施形態によれば、高精度な体動補正を高速に行うことができる。すなわち、本実施形態によれば、撮像断面内の構造によらず、安定した

体動補正を高速に行うことができる。

[0089] <<第二の実施形態>>

次に、本発明を適用する第二の実施形態について説明する。本実施形態は、基本的に第一の実施形態と同様であるが、基準スライスを自動的に決定する。以下、本実施形態について、第一の実施形態と異なる構成に主眼をおいて説明する。

[0090] 本実施形態のMRI装置10は、第一の実施形態と同様である。図12に本実施形態の制御処理系70の機能ブロック図を示す。本図に示すように、本実施形態の制御処理系70は、第一の実施形態の構成に加え、基準スライス決定部140を備える。

[0091] 基準スライス決定部140は、複数のスライスの中から、基準スライスを決める。上述のように、基準スライスは、回転や平行移動が検出しやすい、特徴的な信号を含むスライスが望ましい。そこで、本実施形態では、基準スライス決定部140は、基準ブレードの各スライスを回転させた画像と比較し、相関の最も低いスライスを基準スライスとする。以下、本実施形態の基準スライス決定部140の基準スライス決定処理の詳細を説明する。

[0092] 図13は、本実施形態の基準スライス決定部140による基準スライス決定処理の詳細を説明するための図である。ここでは、一例として、スライス数Nを5とする。なお、基準スライス決定処理は、予め定めた基準ブレードのブレードデータを用いて行う。

[0093] まず、基準ブレードの各スライス(Slice1~5)のブレードデータから重複部分(オーバーラップデータ)を抽出する。そして、抽出した各オーバーラップデータをフーリエ変換し、それぞれ参照画像(Reference Image ; RI)を再構成する。図13(a)は、再構成した各参照画像(RI1~5)である。

[0094] 次に、各参照画像(RI1~5)に対し、予め定めた処理を施し、それぞれ適用画像(Applied Imge ; AI)を作成する。図13(b)には、時計回りに5度回転させる処理を施して得た適用画像(AI1~5)を例示する。予め定めた処理はこれに限られず、参照画像と比較することにより、各スライスの特徴点の有無が判

別できるような適用画像を得る処理であればよい。

[0095] 次に、同スライスの参照画像と適用画像との相関(Correlation)を、スライス毎に求める。相関は、例えば、二つの画像データ間の類似性を求める正規化相関法などを用いて算出する。図13(c)は、相関処理後の各スライスの画像(CI1~5)である。なお、相関処理結果は、図13(d)に示すように、各対応する参照画像(RI)と適用画像(AI)との相関値のグラフで示してもよい。

[0096] 基準スライス決定部140は、参照画像(RI)と適用画像(AI)との間で類似性が低い、すなわち、相関値が最も低いスライスを、基準スライス(Benchmark Slice)と決定する。被検体11が剛体的に動いた場合、各スライスで同じ回転および平行移動が検出されるはずである。この動きに対して相関処理の感度が高いスライスは、これらの体動の影響を感度良く表すスライスといえる。そこで、本実施形態では、補正を安定させるため、相関処理の感度が高いスライス、すなわち、相関値の変動幅が最も大きく、相関値が最も低くなるスライスを基準スライスとして選択し、決定する。

[0097] 本実施形態の撮像処理の流れを説明する。図14は、本実施形態の撮像処理のデータ補正処理を説明するための処理フローである。

[0098] まず、第一の実施形態同様、データ収集部110は、データ収集処理を行い(ステップS1401)、ブレード毎、スライス毎のブレードデータ(BD)を取得する。

[0099] 次に、基準スライス決定部140は、基準ブレードの各スライスのブレードデータを用い、上記手法で基準スライスを決定する基準スライス決定処理を行う(ステップS1402)。

[0100] そして、データ補正部120は、ステップS1402で決定した基準スライスを用い、基準ブレード以外のブレードのブレードデータ(BD)に対し、データ補正処理を行い、補正後のブレードデータ(CBD)を得る(ステップS1403)。そして、画像再構成部130は、画像再構成処理を行う(ステップS1404)。

なお、本実施形態のデータ補正処理および補正情報取得処理は、第一の実施形態と同様である。

[0101] 以上説明したように、本実施形態によれば、基準スライスとして最良のスライスが自動的に選択される。その基準スライスを用いて、体動量を算出して補正を行うため、補正の精度が向上する。従って、本実施形態によれば、さらに補正が安定する。

[0102] なお、本実施形態では、基準スライス決定部140は、体動の影響を感度良く表すスライスを、適用画像との相関により決定しているが、基準スライスの決定手法はこれに限られない。例えば、参照画像そのものの、画素値の分布をそれぞれ計算し、画素値の分散が最も大きいスライスを基準スライスと決定してもよい。

[0103] <<第三の実施形態>>

次に、本発明を適用する第三の実施形態について説明する。上記各実施形態では、予め、全スライスの全ブレードのブレードデータを収集し(データ収集処理)、その後、体動補正を行い(データ補正処理)、補正後のブレードデータを合成して画像を再構成している。本実施形態では、データ収集処理とデータ補正処理とを並列で実行する。以下、本実施形態について、上記各実施形態と異なる構成に主眼をおいて説明する。

[0104] 本実施形態のMRI装置10の構成は、基本的に第一の実施形態と同様である。また、本実施形態の制御処理系70の機能構成も同様である。ただし、本実施形態では、制御処理系70のCPU71は、データ収集部110によるデータ収集処理とデータ補正部120による補正処理とを並行して行うよう制御する。

[0105] 本実施形態の各処理のタイミングの説明に先立ち、比較のため、図15を用い、従来のハイブリッドラディアル法によるマルチスライス撮像時の、データ収集と補正処理とを並列で行う場合の各処理のタイミングを説明する。ここでは、ブレード数をK、スライス数をNとする。1つのブレードにおいて、各スライスのデータ収集が終了する毎に、補正処理が順次開始される。基準とするブレードは、ブレード1とする。

[0106] まず、データ収集処理として、ブレード1から順に、各スライスについてスライス1から順にエコー信号が計測される。このとき、ブレードkの1つのスラ

イスnの全エコー信号の計測を終える毎に、各エコー信号は、ブレードデータ(BDk-n)としてk空間に配置される。

[0107] ブレード1のデータ収集処理時は、各ブレードデータ(BD1-n)がk空間に配置される毎に、オーバーラップデータが抽出され参照データ(OD1-n)が生成される(参照データ作成処理501)。

[0108] 他のブレードのデータ収集処理時は、各ブレードデータ(BDk-n)がk空間に配置される毎に、オーバーラップデータが抽出され対象データ(ODk-n)が生成され(対象データ作成処理502)、同一スライスの参照データ(OD1-n)を用いて各スライスの体動量が検出され、ブレードデータ(BDk-n)が補正された補正後のブレードデータ(CBDk-n)が生成される(体動量検出補正処理503)。

[0109] 全ブレードの全スライスの体動量検出補正処理を終えると、基準ブレードのブレードデータ(BD)と他のブレードの補正後のブレードデータ(CBD)とを合成し、画像が再構成される。

[0110] 以上の手順で行われる、従来の並列処理において係る時間は以下のとおりである。ここでは、1つのブレードの1スライスの全エコー信号計測にかかる平均時間を T_{acq} 、1つの参照データまたは対象データを作成する処理(OD作成処理と呼ぶ。)に要する平均時間を T_{od} 、参照データと対象データとから体動量を算出し、ブレードデータを補正する体動量検出補正処理に要する平均時間を T_{or} とする。

[0111] ブレード数Kとオーバーラップ部の直径Lと有効マトリクスMとの関係は上記式(1)で示される。1ブレード、1スライス内のデータ点数(L×M)は、オーバーラップ部内のデータ点数($\pi L^2/4$)よりも多いため、以下の式(2)が成り立つ。

[0112] [数2]

$$T_{od} < T_{acq} \quad (2)$$

従って、計測開始から補正処理終了までにかかる時間(TotalTime)は、以下の式(3)で表される。ここでは、1つのブレードの1スライスの全エコー信号計測にかかる平均時間 T_{acq} と、OD作成処理および補正処理にかかる時間の合計($T_{od} + T_{or}$)との大小により、異なる。

[0113] [数3]

$$TotalTime = \begin{cases} T_{acq} \times N \times K + T_{od} + T_{cor} & ((T_{od} + T_{cor}) < T_{acq}) \\ T_{acq} \times (N + 1) + (T_{od} + T_{cor}) \times N \times (K - 1) & ((T_{od} + T_{cor}) > T_{acq}) \end{cases} \quad (3)$$

次に、本実施形態のハイブリッドラディアル法によるマルチスライス撮像時の、データ収集処理、データ補正処理、および、画像再構成処理の各処理のタイミングを、図16を用いて説明する。ここでも、図15同様、ブレード数をK、スライス数をNとする。また、ここでは、第一の実施形態同様、基準スライス(bs番目のスライス)は、予め決定されているものとする。

[0114] まず、データ収集部110は、ブレード1からブレードKまで、それぞれスライス1からスライスNまで、順に計測を行い、得られたエコー信号を、ブレードデータ(BDk-n)として、それぞれのブレードのそれぞれのスライスのk空間に配置する(データ収集処理)。

[0115] 上記データ収集部110が、上記データ収集処理を行う間、データ補正部120は、ブレード1のスライスbsのブレードデータ(BD1-bs)が、当該k空間に配置されると、オーバーラップデータを抽出して参照データ(OD1-bs)を作成する(参照データ作成処理511)。

[0116] また、上記データ収集部110が、上記データ収集処理を行う間、データ補正部120は、ブレードk(kは2以上K以下の整数)のスライスbsのブレードデータ(BDk-bs)が、当該k空間に配置されると、オーバーラップデータを抽出して対象データ(ODk-bs)を作成する(対象データ作成処理512)。そして、参照データ(OD1-bs)と対象データ(ODk-bs)とから補正情報(CDk)を作成する(補正情報作成処理513)。

[0117] データ補正部120は、補正情報(CDk)が作成されると、ブレードkのデータ収集処理を終えたスライスについて、データ収集処理が行われた順に、ブレードデータ(BDk-n)を補正情報(CDk)により補正し、補正後のブレードデータ(CBDk-n)を生成する(補正処理514)。

[0118] データ補正部120がブレードKのスライスNまで上記補正処理を終えると、画像再構成部130は、スライス毎に、ブレード1のブレードデータ(BD1-n)と、他

のブレードの補正後のブレードデータ(CBDk-n)とを合成し、スライス毎の画像を再構成する(再構成処理)。

[0119] 以上の手順で行われる、本実施形態の処理にかかる時間は、以下のとおりである。補正情報を算出する補正情報算出処理に要する平均時間を T_{cd} 、補正情報を用いて各ブレードデータを補正する補正処理に要する平均時間を T_{app} とすると、 T_{cd} 、 T_{app} と T_{cor} の間には、以下の関係式(4)が成り立つ。

[0120] [数4]

$$T_{cd} + T_{app} = T_{cor} \quad (4)$$

また、1ブレードを補正するのにかかる平均時間を T_c とすると、 T_c は、 T_{cd} と T_{app} と T_{cor} を用いて以下の式(5)で表される。

[0121] [数5]

$$T_c = T_{cd} + T_{cor} + T_{app} \times (N - 1) \quad (5)$$

従って、計測開始から補正処理終了までにかかる時間は、以下の式(6)で表される。

[0122] [数6]

$$TotalTime = \begin{cases} T_{acq} \times \{N \times (K - 1) + bs\} + T_c & (T_c < T_{acq} \times N) \\ T_{acq} \times (N + bs) + T_c \times (K - 1) & (T_c > T_{acq} \times N) \end{cases} \quad (6)$$

次に、本実施形態の、エコー信号を収集しながら参照データまたは対象データを作成する処理(OD作成処理)の流れを説明する。図17は、本実施形態のOD作成処理の流れを説明するための処理フローである。本例では、エコー信号をスライス毎に収集する。ここでは、スライス数をN、各スライスで取得するエコー信号数をIとする。また、基準スライスのスライス番号をbsとする。

[0123] 撮影開始の指示を受け付けると、データ収集部110は、予め保持するパルスシーケンスに従って、スライス1から順に、1スライス分ずつエコー信号を取得して、それぞれk空間に配置する。データ補正部120は、1スライス分のエコー信号がk空間に配置される毎に、当該スライスが基準スライスであるか否かを判別し、基準スライスであれば、参照データまたは対照データ(OD)を作成

する。

[0124] 具体的には、まず、データ収集部110は、スライス番号カウンタ n に1を代入し(ステップS1501)、 n が N 以下であるかを判別する(ステップS1502)。そして、エコー番号カウンタ i に1を代入し(ステップS1503)、 i が l 以下であるかを判別する(ステップS1504)。 l より大きい場合、処理を終了する。

[0125] 一方、 l 以下であれば、データ収集部110は、 i 番目のエコー信号を収集し(ステップS1505)、 k 空間に配置する(ステップS1506)。そして、 i を1インクリメントし(ステップS1507)、ステップS1504へ移行する。

[0126] データ収集部110がスライス n の全エコー信号を、当該スライスの k 空間に配置し終わると(ステップS1504)、データ補正部120は、 n が bs であるか否かを判別する(ステップS1508)。 n が bs であれば、データ補正部120は、 OD を作成する(ステップS1509)。そして、 n を1インクリメントし(ステップS1510)、ステップS1502へもどる。一方、ステップS1508で n が bs でなければ、ステップS1510へ移行する。

[0127] データ収集部110およびデータ補正部120は、ステップS1502からステップS1510の処理を全スライスについて繰り返す。

[0128] 図18は、本実施形態の OD 作成処理の他の流れを説明するための処理フローである。

ここでは、位相エンコード量毎に全スライスのエコー信号を収集する。図17同様、スライス数を N 、各スライスで取得するエコー信号数を l とする。また、基準スライスのスライス番号を bs とする。

この場合は、基準スライスの全エコー信号が収集されたタイミングで OD を作成する。

[0129] データ収集部110は、エコー番号カウンタ i を1とし(ステップS1601)、 i が l より小さいか(i と l が等しいか否か)を判別する(ステップS1602)。

[0130] データ収集部110は、 i が l 以下の場合、スライス番号カウンタ n を1とし(ステップS1603)、 n が N 以下であるかを判別する(ステップS1604)。 n が N 以下の場合、第 n スライスの i 番目のエコー信号を収集し(ステップS1605)、 k 空間に配

置する(ステップS1606)。

[0131] ここで、データ収集部110は、収集しているエコー信号が、当該スライスにおいて最後のものであるか判別する。すなわち、 i が1に等しいか否かを判別する(ステップS1607)。最後のものであれば、データ収集部110は、今度は、そのスライスが基準スライスであるか否かを判別する。すなわち、 n が bs に等しいか否かを判別する(ステップS1608)。

[0132] データ収集部110が基準スライスの最後のエコー信号を取得したと判別した場合、データ補正部は、ODを作成する(ステップS1609)。それ以外の場合は、データ収集部は、次のスライスに移り(ステップS1610)、ステップS1604からステップS1610の処理を全エコー信号の収集を終えるまで繰り返す(ステップS1611)。

以上説明したように、本実施形態によれば、データ収集と平行して体動補正を行うことができるため、処理を高速化できる。

[0133] なお、本実施形態では、第一の実施形態同様、基準スライスが予め定められている場合を例にあげて説明しているが、第二の実施形態のように、自動的に基準スライスを決める手法も適用可能である。ここで、その場合の、各処理のタイミングを図19を用いて説明する。図16同様、ブレード数を K 、スライス数を N とする。

[0134] まず、データ収集部110は、ブレード1からブレード K まで、それぞれスライス1からスライス N まで、順に計測を行い、得られたエコー信号を、ブレードデータ(BD_{k-n})として、それぞれのブレードのそれぞれのスライスの k 空間に配置する(データ収集処理)。

[0135] 上記データ収集部110が、上記データ収集処理を行う間、基準スライス決定部140は、ブレード1の各スライスについて、ブレードデータ(BD_{1-n})を得る毎に、オーバーラップデータを抽出して参照画像(RI)を再構成する参照画像生成処理521と当該参照画像から適用画像(AI)を生成する適用画像生成処理522を行う。

[0136] ブレード1の全スライスの参照画像と適用画像との生成を終えると、基準ス

ライス決定部140は、各スライスの参照画像と適用画像との相関から、基準スライスを決定する相関処理523を行う(基準スライス決定処理)。なお、各スライスの参照画像と適用画像とを得る毎に、両者の相関を算出し、相関処理523では、選択のみ行うよう構成してもよい。

- [0137] 基準スライス決定部140が基準スライス bs を決定すると、データ補正部120は、ブレード1の基準スライス bs のブレードデータから参照データ($OD1-bs$)を作成する参照データ作成処理524を行う。
- [0138] その後、データ補正部120は、ブレード k のスライス bs のブレードデータ($BDk-bs$)が、当該 k 空間に配置されると、対象データ($ODk-bs$)を作成する対象データ作成処理525を行い、参照データ($OD1-bs$)と対象データ($ODk-bs$)とから補正情報(CDk)を作成する補正情報作成処理526を行う。
- [0139] データ補正部120は、補正情報(CDk)が作成されると、ブレード k のデータ収集処理を終えたスライスについて、データ収集処理が行われた順に、ブレードデータ($BDk-n$)を補正情報(CDk)を用いて補正し、補正後のブレードデータ($CBDk-n$)を生成する補正処理527を行う。
- [0140] データ補正部120がブレード K のスライス N まで上記補正処理を終えると、画像再構成部130は、スライス毎に、ブレード1のブレードデータ($BD1-n$)と、他のブレードの補正後のブレードデータ($CBDk-n$)とを合成し、スライス毎の画像を再構成する(再構成処理)。
- [0141] 以上のように、基準スライスを自動的に決定し、補正情報を算出することにより、補正の精度を向上させることができる。また、データ収集処理と補正処理とを並列で行うことにより、処理の高速化を図ることができる。
- [0142] なお、上記各実施形態では、2次元ハイブリッドラディアル法でマルチスライス撮像を行い、3次元領域のデータを収集する場合を例にあげて説明したが、撮像はこれに限られない。例えば、図20に示すように、3次元ハイブリッドラディアル法により3次元領域のデータを収集してもよい。
- [0143] 図20では、 kz は、スライスエンコード方向であり、 kx 、 ky は、 kz に直交する面内の直交する2方向である。3次元ハイブリッドラディアル法では、 $kx-ky$

面内での2次元ハイブリッドラディアル法によるサンプリングを、kz方向のスライスエンコード数分行う。

- [0144] この場合、上記各実施形態の体動補正を適用するため、収集したデータに対し、まず、スライスエンコード方向(kz方向)にフーリエ変換処理を行い、マルチスライスのブレードデータを得る。このフーリエ変換後のデータ(マルチスライスブレードデータ)に対し、上記各実施形態の体動補正処理を適用する。これにより、3次元ハイブリッドラディアル法でエコー信号を収集した場合であっても、上記各実施形態と同様の効果を得ることができる。
- [0145] また、上記各実施形態では、基準ブレードをブレード1としているが、基準ブレードはこれに限られない。操作者が任意に選択可能である。基準ブレードの選択も、上記スライス選択画面400を用いて行うよう構成してもよい。
- [0146] また、上記各実施形態では、k空間のサンプリング法としてハイブリッドラディアル法を用いる場合を例にあげて説明しているが、サンプリング法はこれに限られない。k空間の所望の領域が、重複してサンプリングされればよい。従って、上述のようにスパイラル法であってもよい。スパイラル法の場合は、上記ハイブリッドラディアル法のブレードの代わりにインターリーブ毎にオーバーラップ領域のデータを用い、上記処理を行う。
- [0147] また、上記各実施形態では、データ補正部120を制御処理系70が備えるものとして説明しているが、これに限られない。MRI装置10とデータの送受信が可能な外部の情報処理装置が備えていてもよい。また、第二、第三の実施形態の基準スライス決定部140についても同様である。
- [0148] また、回転量および平行移動量からなる補正情報の算出も、上記手法に限られない。例えば、基準ブレードの基準スライスのオーバーラップデータを再構成し、再構成画像から回転および平行移動を検出するためのテンプレートをそれぞれ作成する。それぞれ、被検体の予想される移動範囲において、予め定めた変化量($\Delta\theta$ 、(Δx 、 Δy))ずつ変化させたものを作成する。そして、これらのテンプレートと、他のブレードの基準スライスのオーバーラップデータから再構成した画像とのマッチングを行い、相関が最大となるテンプレ

ートで特定される回転量、平行移動量をそれぞれ適用する回転量、平行移動量とする。

[0149] 以上の本発明の各実施形態の説明から明らかとなる本発明の特徴を纏めると以下ようになる。即ち、

本発明のMRI装置は、静磁場中に配置された被検体の複数のスライスからそれぞれ計測した磁気共鳴信号に基づいて、該被検体の各スライスの画像を得るものであって、

k空間の原点と該原点の近傍を含む特定領域を該原点の周りに回転させて、各特定領域に対応する磁気共鳴信号を特定領域データとして収集するデータ収集部と、特定領域データを補正して補正後特定領域データを生成するデータ補正部と、補正後特定領域データから画像を再構成する画像再構成部と、を備え、データ補正部は、複数のスライスの中の1のスライスを基準スライスとし、複数の前記特定領域の中の基準とする基準特定領域の計測と、該基準特定領域以外の他の特定領域の計測との間に発生した前記被検体の体動を、基準スライスにおいて検出し、検出した体動が画像に及ぼす影響を除去するように、全スライスにおいて、前記他の特定領域の特定領域データを補正し、各スライスにおいて、基準特定領域の特定領域データと他の特定領域の補正後の特定領域データとを補正後特定領域データとすることを特徴とする。

[0150] 好ましくは、前記データ補正部は、体動を、基準スライスにおいて、基準特定領域と他の特定領域との重複する領域のデータを用いて算出する。

[0151] また、好ましくは、データ補正部は、基準スライスを決定する基準スライス決定部を備え、基準スライス決定部は、全スライスの中で所定の特徴量が最大または最小のスライスを基準スライスと決定する。

[0152] また、好ましくは、基準スライス決定部は、全スライスの中で、基準特定領域と他の特定領域との重複する領域のデータから再構成した画像と予め定めた手法で作成したテスト画像との相関が最も小さいスライスを、基準スライスと決定する。

また、好ましくは、基準スライス決定部は、全スライスの中で、基準特定領

域と他の特定領域との重複する領域のデータから再構成した画像の画素値分布の分散が最も大きいスライス、基準スライスと決定する。

- [0153] また、好ましくは、データ補正部は、データ収集部が前記特定領域データを収集する毎に、該特定領域データを補正する。
- [0154] また、好ましくは、各スライスの画像は、3次元ボリュームデータを、スライス方向にフーリエ変換して得たものである。
- [0155] また、好ましくは、操作者による基準スライスの指示を受け付ける受付部をさらに備え、データ補正部は、受付部で受け付けたスライスを基準スライスとし、補正を行う。
- [0156] また、好ましくは、受付部は、位置決め画像上に前記複数のスライスの位置を表示した画像表示領域と、スライスを指定する指定領域と、を備え、指定領域で指定したスライスが、前記画像表示領域で識別可能に表示される。
- [0157] また、好ましくは、各特定領域は、原点を通る計測軌跡に平行な複数の軌跡を有してなる。
- [0158] また、本発明の磁気共鳴イメージング方法は、静磁場中に配置された被検体の複数のスライスからそれぞれ計測した磁気共鳴信号に基づいて、該被検体の各スライスの画像を得るものであって、 k 空間の原点と該原点の近傍を含む特定領域を該原点の周りに回転させて、各特定領域に対応する磁気共鳴信号を特定領域データとして収集するデータ収集ステップと、特定領域データを補正して補正後データを生成するデータ補正ステップと、補正後データから画像を再構成する画像再構成ステップと、を備え、データ補正ステップは、基準とする基準スライスにおいて、複数の前記特定領域の中の基準とする基準特定領域の計測と、該基準特定領域以外の他の特定領域の計測との間に発生した被検体の体動量を補正情報として算出する補正情報算出ステップと、算出した他の特定領域毎の補正情報を用い、全スライスについて、該他の特定領域のデータを補正する補正ステップと、を備えることを特徴とする。
- [0159] 好ましくは、補正情報算出ステップは、各特定領域において前記基準スライスの計測を終える毎に実行される。

[0160] また、好ましくは、補正ステップは、補正情報算出ステップが、各特定領域の前記補正情報を算出する毎に実行される。

符号の説明

[0161] 10 MRI装置、11 被検体、20 静磁場発生系、30 傾斜磁場発生系、31 傾斜磁場コイル、32 傾斜磁場電源、40 シーケンサ、50 送信系、51 送信コイル、52 シンセサイザ、53 変調器、54 高周波増幅器、60 受信系、61 受信コイル、62 信号増幅器、63 直交位相検波器、64 AD変換器、70 制御処理系、71 CPU、72 記憶装置、73 表示装置、74 入力装置、110 データ収集部、120 データ補正部、130 画像再構成部、140 基準スライス決定部、200 パルスシーケンス、201 励起RFパルス、203 反転RFパルス、211 スライス選択傾斜磁場パルス、212 スライスリフェーズパルス、213 スライス選択傾斜磁場パルス、223 第一の読み出し傾斜磁場パルス、231 読み出しディフェーズ傾斜磁場パルス、233 第二の読み出し傾斜磁場パルス、243 サンプリングウインド、253 エコー信号、261 時間間隔、310 ブレード、320 中心角、330 オーラップ部、400 基準スライス設定画面、410 画像表示部、411 位置決め画像、412 スライス位置、420 番号入力部、421 受付部、422 決定ボタン、501 参照データ作成処理、502 対象データ作成処理、503 体動量検出補正処理、511 参照データ作成処理、512 対象データ作成処理、513 補正情報作成処理、514 補正処理、521 参照画像生成処理、522 適用画像生成処理、523 相関処理、524 参照データ作成処理、525 対象データ作成処理、526 補正情報作成処理、527 補正処理

請求の範囲

[請求項1]

静磁場中に配置された被検体の複数のスライスからそれぞれ計測した磁気共鳴信号に基づいて、該被検体の各スライスの画像を得る磁気共鳴イメージング装置であって、

k空間の原点と該原点の近傍を含む特定領域を該原点の周りに回転させて、各特定領域に対応する磁気共鳴信号を特定領域データとして収集するデータ収集部と、

前記特定領域データを補正して補正後特定領域データを生成するデータ補正部と、

前記補正後特定領域データから画像を再構成する画像再構成部と、を備えた磁気共鳴イメージング装置であって、

前記データ補正部は、

前記複数のスライスの中の1のスライスを基準スライスとし、

複数の前記特定領域の中の基準とする基準特定領域の計測と、該基準特定領域以外の他の特定領域の計測との間に発生した前記被検体の体動を、前記基準スライスにおいて検出し、

検出した体動が画像に及ぼす影響を除去するように、全スライスにおいて、前記他の特定領域の特定領域データを補正し、

各スライスにおいて、前記基準特定領域の特定領域データと前記他の特定領域の補正後の特定領域データとを前記補正後特定領域データとすること

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、

前記データ補正部は、

前記体動を、前記基準スライスにおいて、前記基準特定領域と他の特定領域との重複する領域のデータを用いて算出すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項3]

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記データ補正部は、前記基準スライスを決定する基準スライス決定部を備え、

前記基準スライス決定部は、全スライスの中で所定の特徴量が最大または最小のスライスを基準スライスと決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4]

請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記基準スライス決定部は、全スライスの中で、前記基準特定領域と他の特定領域との重複する領域のデータから再構成した画像と予め定めた手法で作成したテスト画像との相関が最も小さいスライスを、前記基準スライスと決定すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項5]

請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記基準スライス決定部は、全スライスの中で、前記基準特定領域と他の特定領域との重複する領域のデータから再構成した画像の画素値分布の分散が最も大きいスライスを、前記基準スライスと決定すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項6]

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記データ補正部は、前記データ収集部が前記特定領域データを収集する毎に、該特定領域データを補正すること

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記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記各スライスの画像は、3次元ボリュームデータを、スライス方向にフーリエ変換して得たものであること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項8]

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

操作者による前記基準スライスの指示を受け付ける受付部をさらに備え、

前記データ補正部は、前記受付部で受け付けたスライスを前記基準スライスとし、前記補正を行うこと

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、

前記受付部は、

位置決め画像上に前記複数のスライスの位置を表示した画像表示領域と、

スライスを指定する指定領域と、を備え、

前記指定領域で指定したスライスが、前記画像表示領域で識別可能に表示されること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項10]

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記各特定領域は、前記原点を通る計測軌跡に平行な複数の軌跡を有してなること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項11]

静磁場中に配置された被検体の複数のスライスからそれぞれ計測した磁気共鳴信号に基づいて、該被検体の各スライスの画像を得る磁気共鳴イメージング方法であって、

k空間の原点と該原点の近傍を含む特定領域を該原点の周りに回転させて、各特定領域に対応する磁気共鳴信号を特定領域データとして収集するデータ収集ステップと、

前記特定領域データを補正して補正後データを生成するデータ補正ステップと、

前記補正後データから画像を再構成する画像再構成ステップと、を備え、

前記データ補正ステップは、

基準とする基準スライスにおいて、複数の前記特定領域の中の基準とする基準特定領域の計測と、該基準特定領域以外の他の特定領域の

計測との間に発生した前記被検体の体動量を補正情報として算出する補正情報算出ステップと、

前記算出した他の特定領域毎の補正情報を用い、全スライスについて、該他の特定領域のデータを補正する補正ステップと、を備えること

を特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

[請求項12]

請求項11記載の磁気共鳴イメージング方法であって、

前記補正情報算出ステップは、各特定領域において前記基準スライスの計測を終える毎に実行されること

を特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

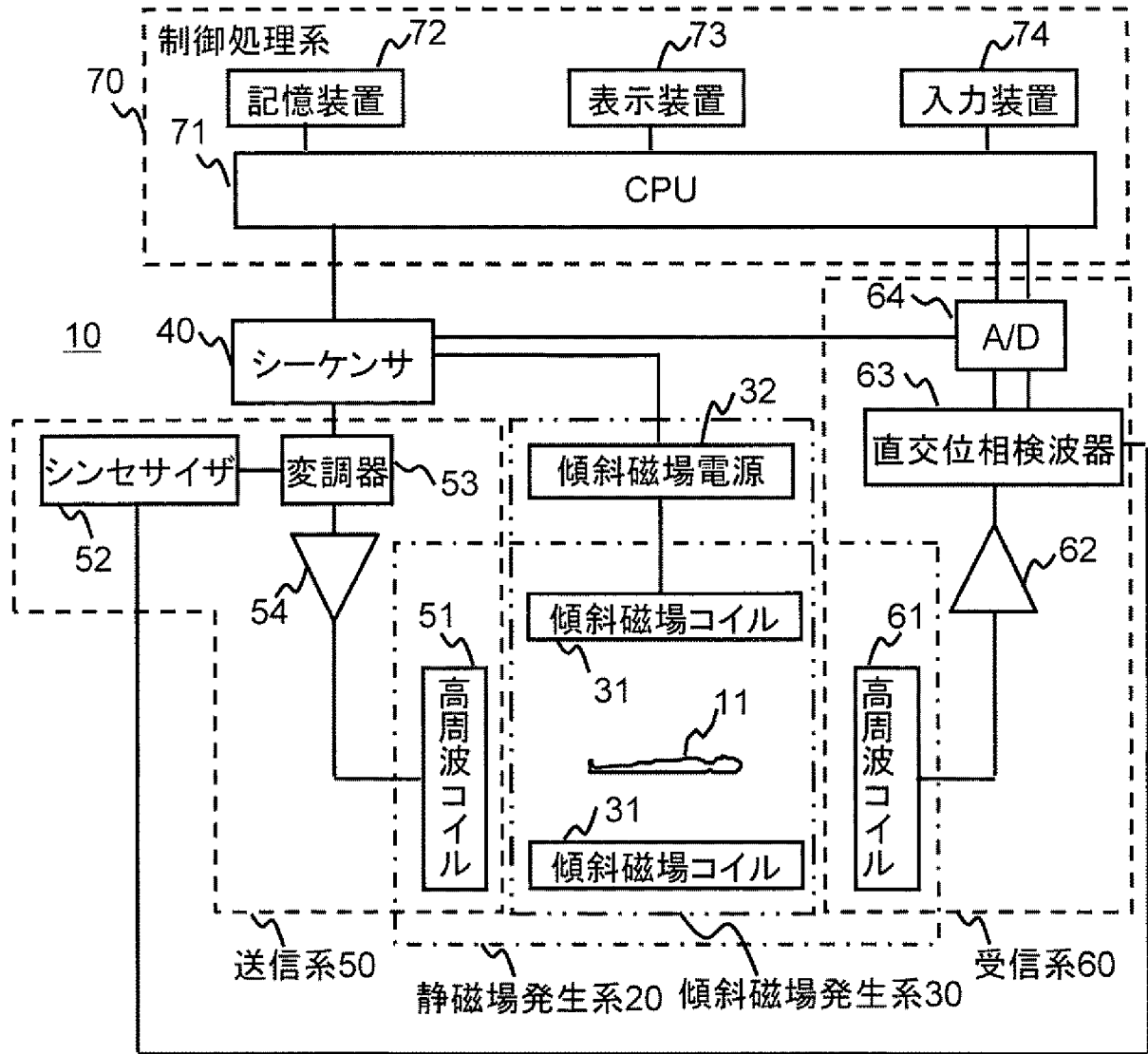
[請求項13]

請求項12記載の磁気共鳴イメージング方法であって、

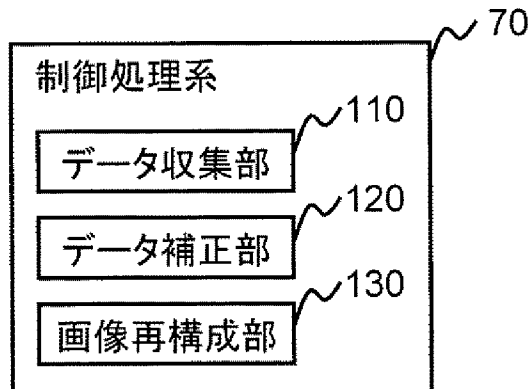
前記補正ステップは、前記補正情報算出ステップが、前記各特定領域の前記補正情報を算出する毎に実行されること

を特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

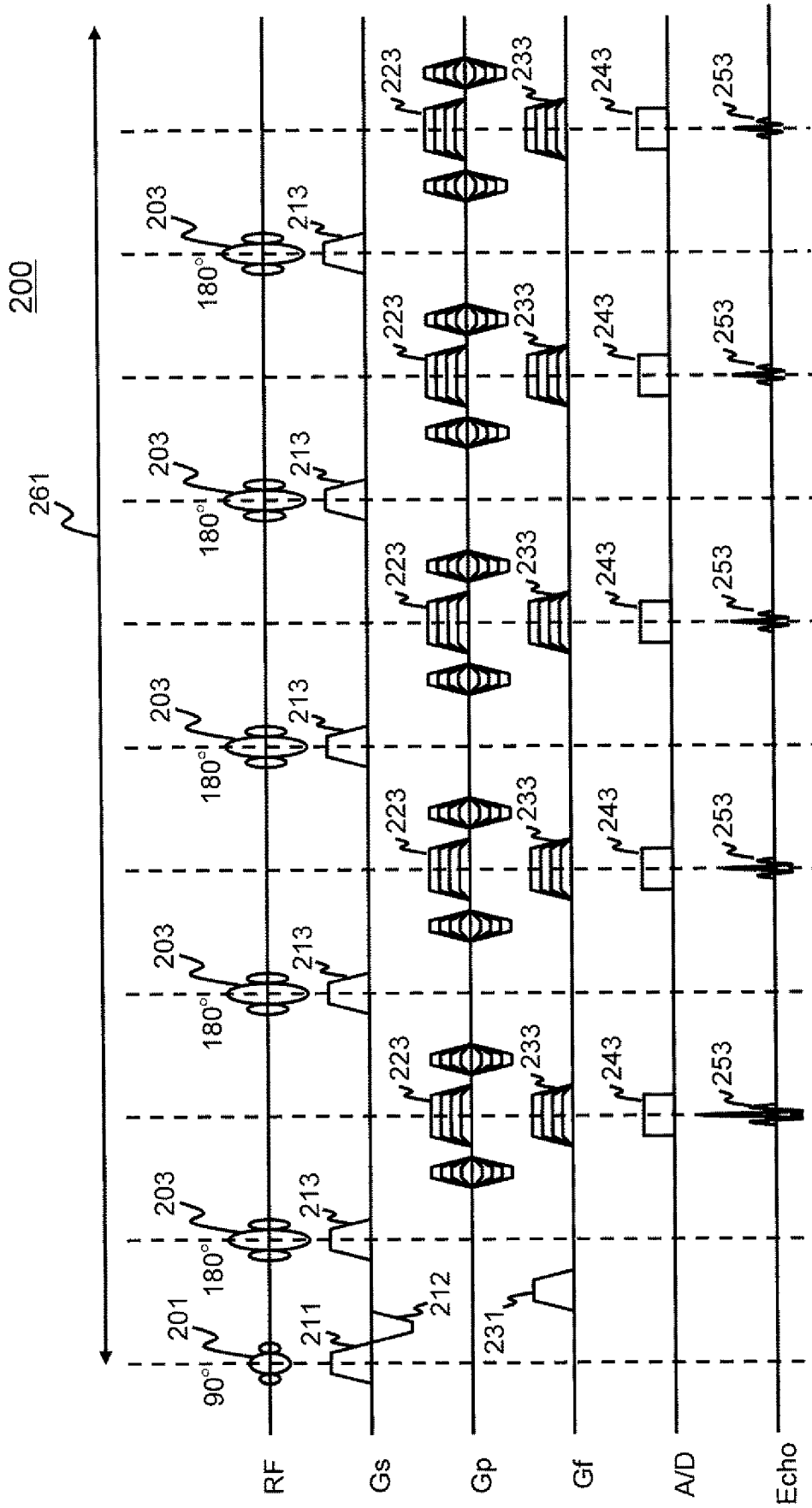
[図1]



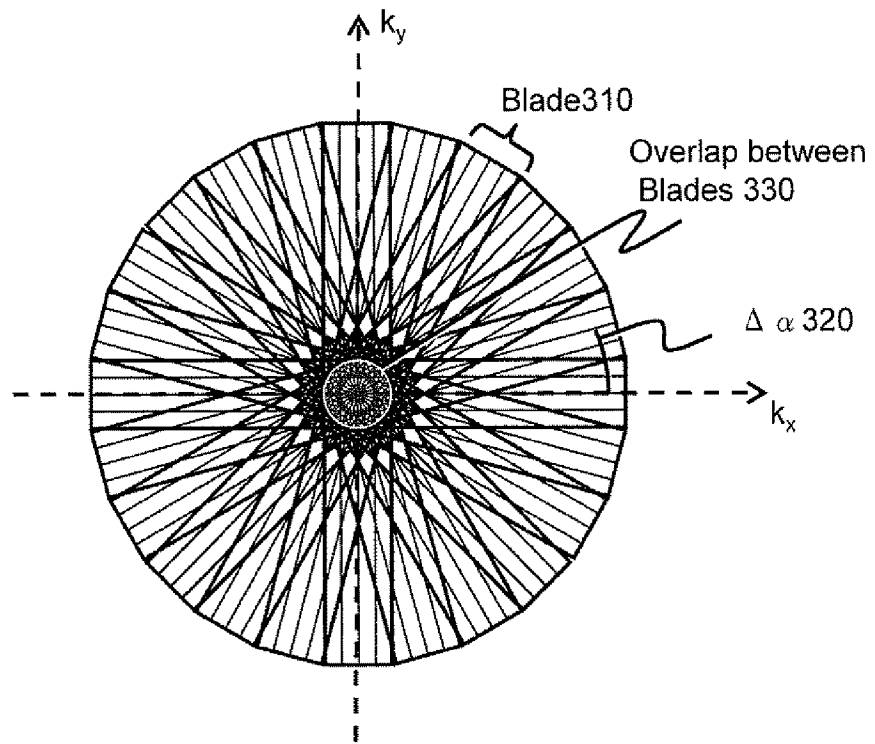
[図2]



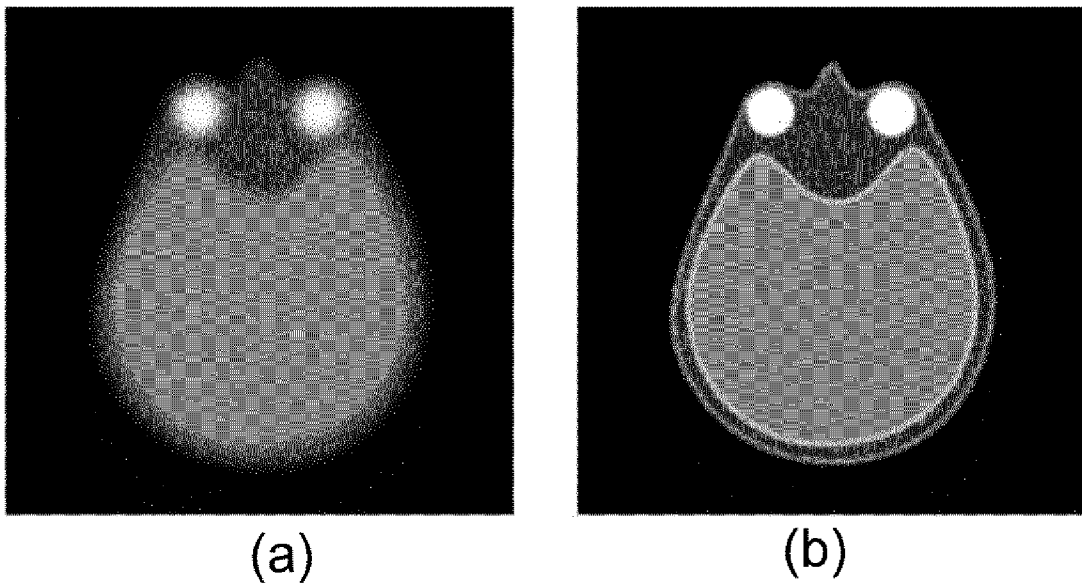
[図3]



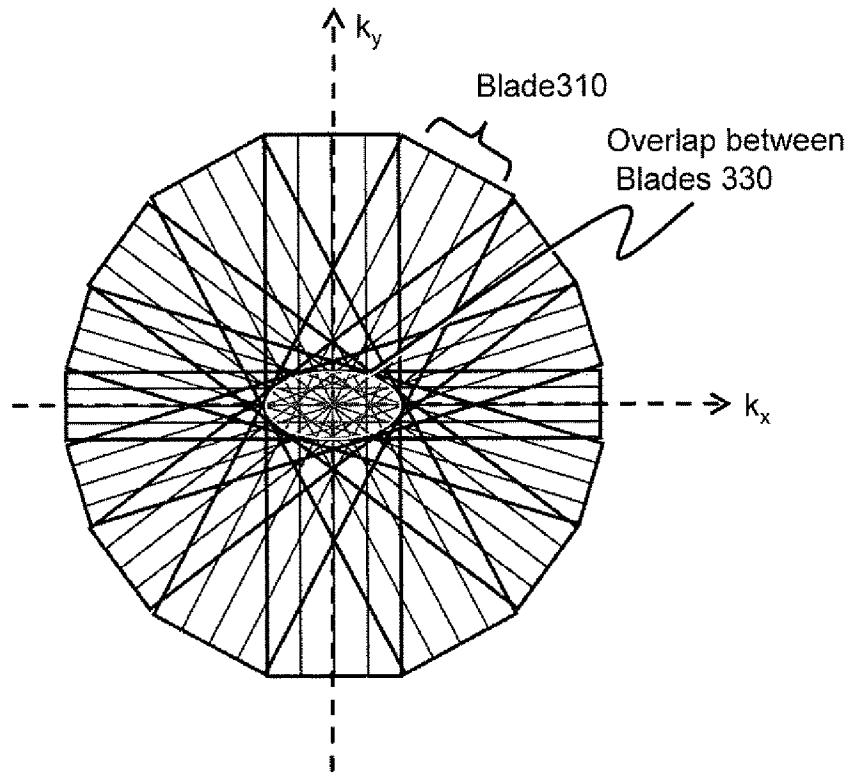
[図4]



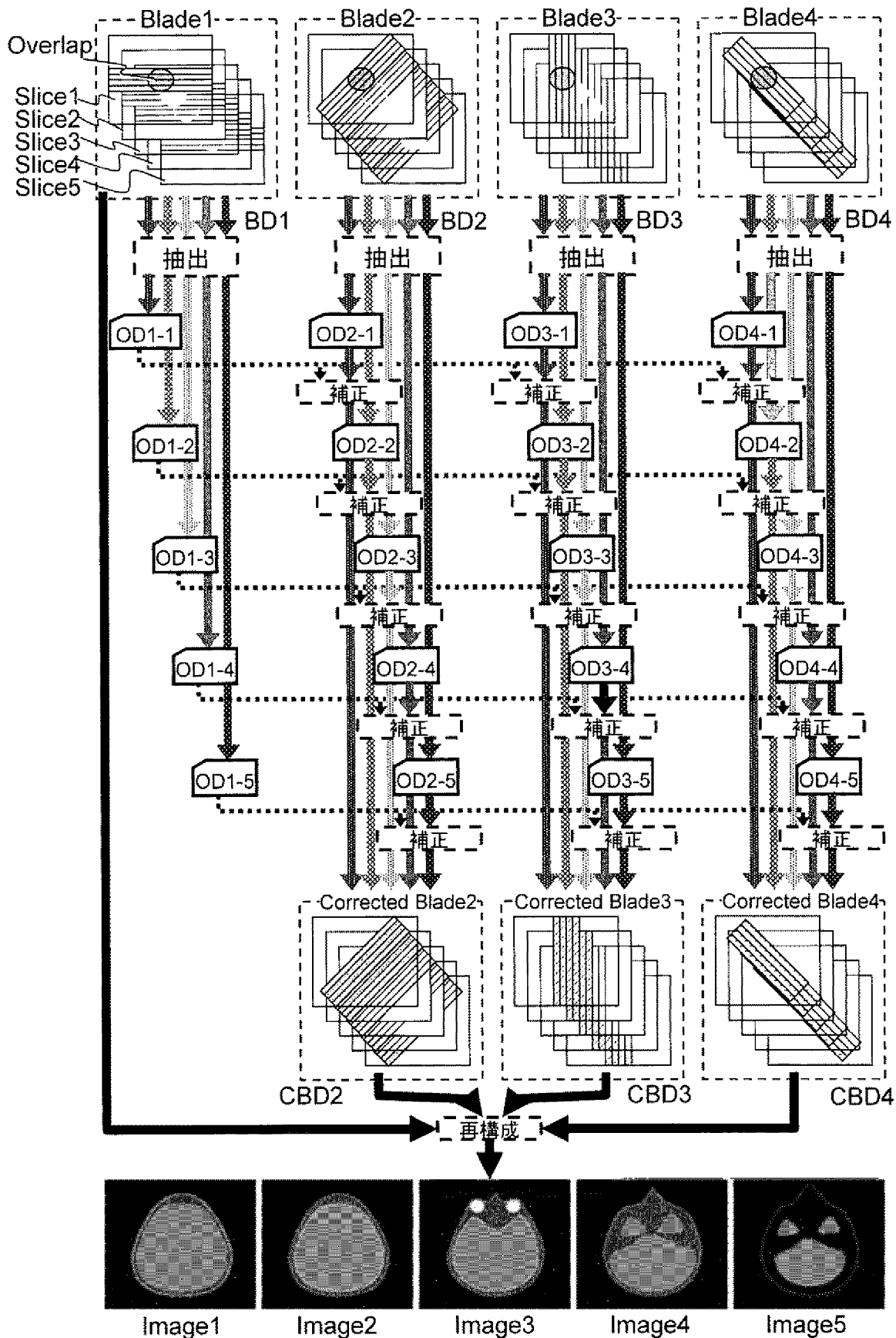
[図5]



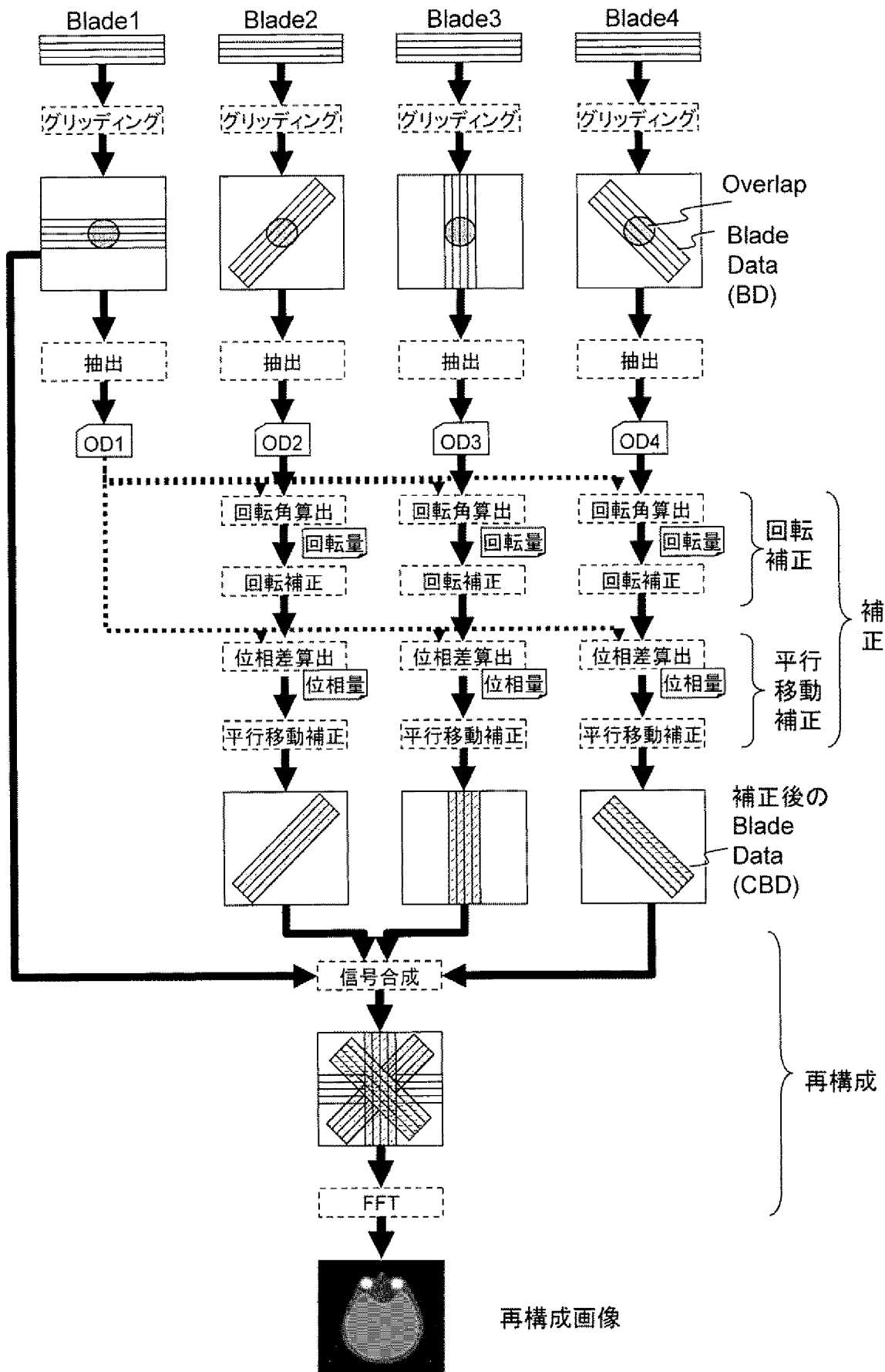
[図6]



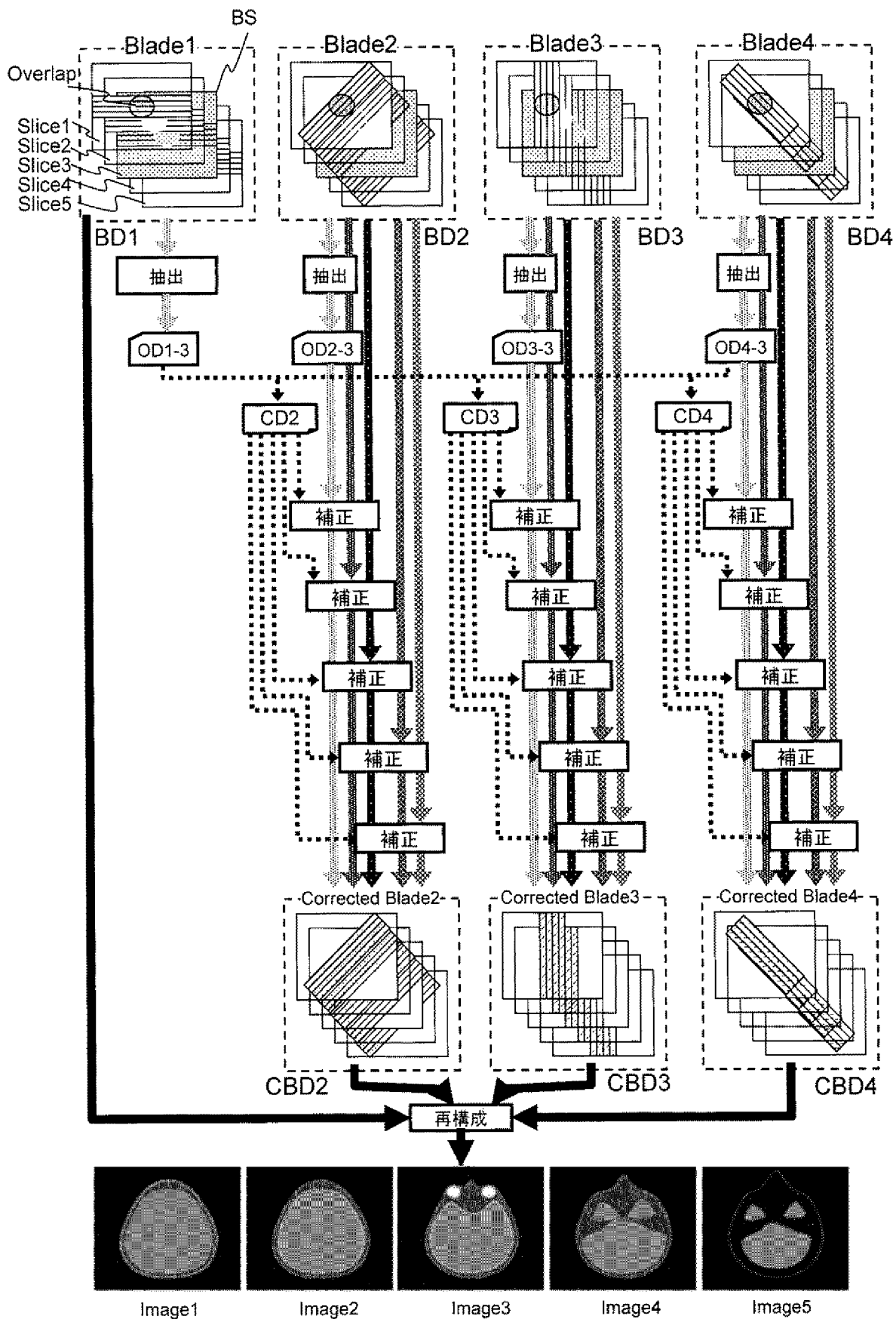
[圖7]



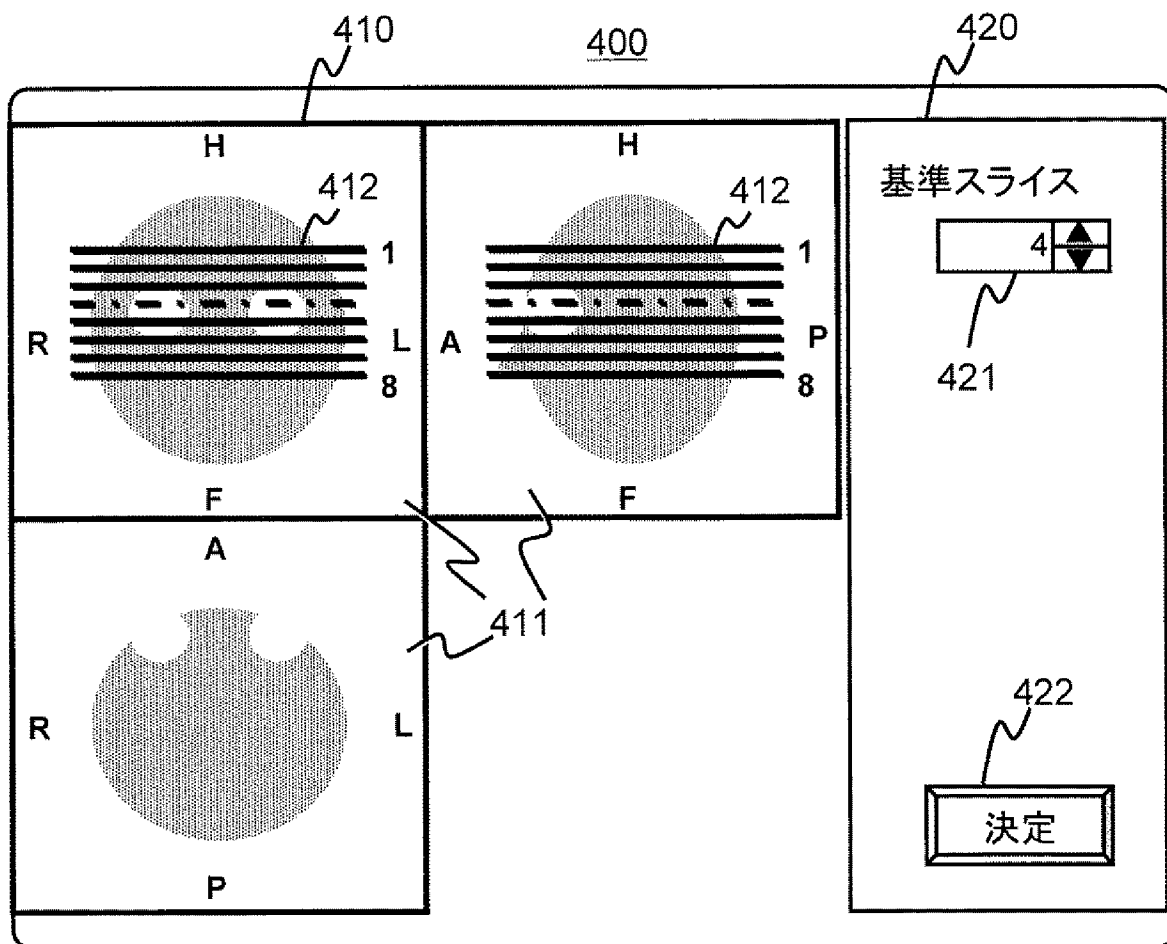
[図8]



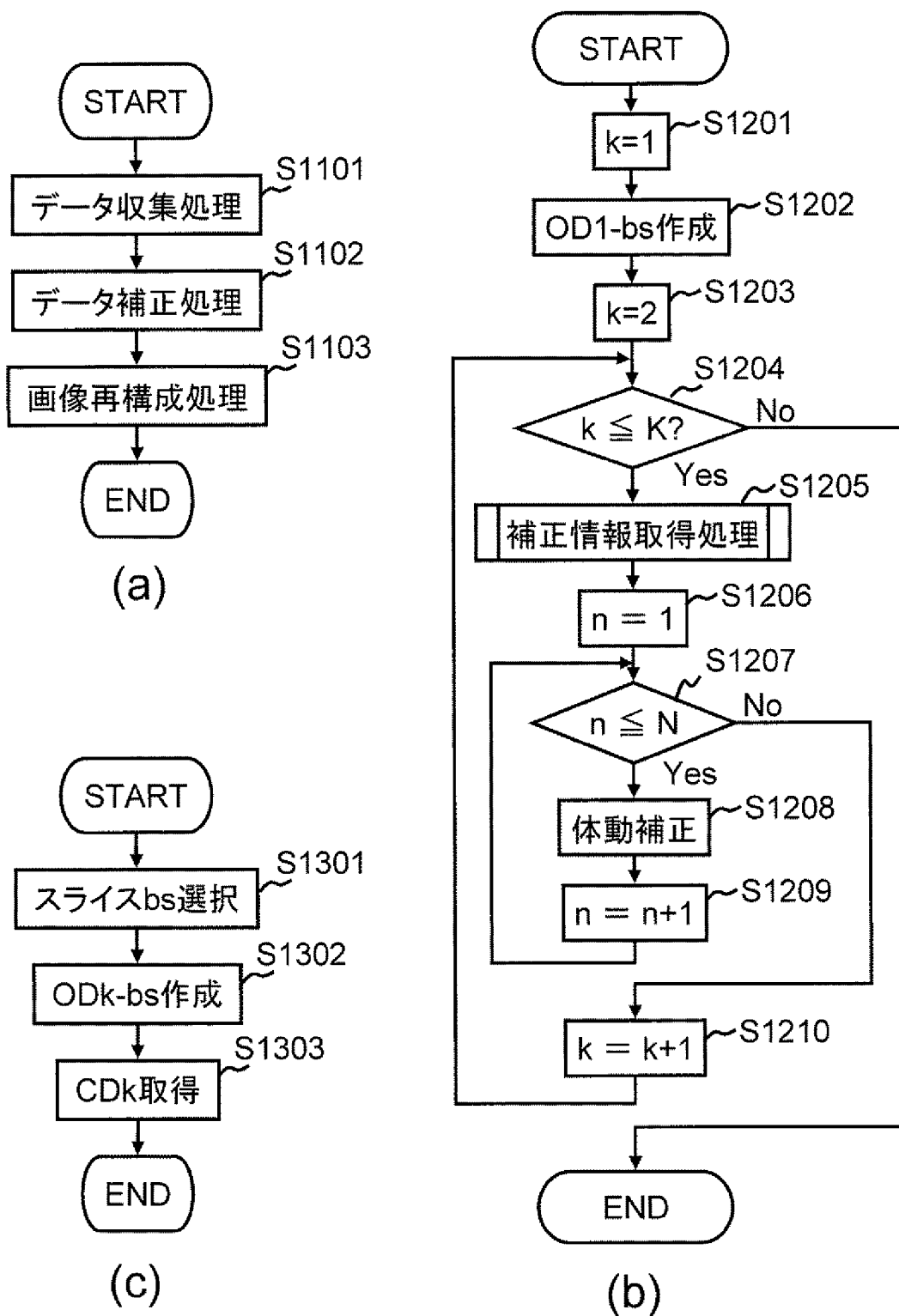
[図9]



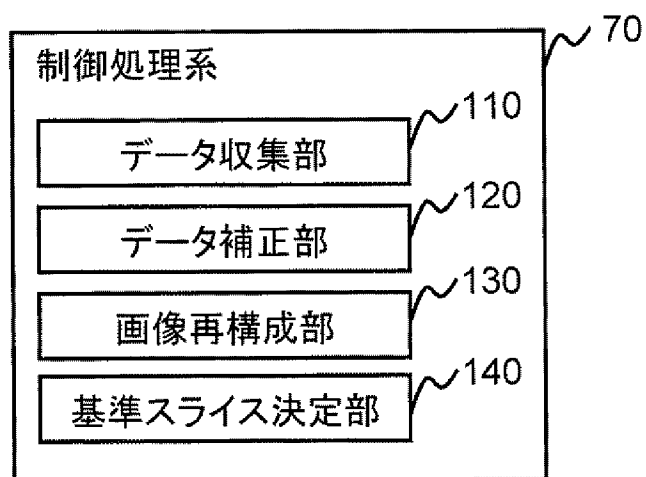
[図10]



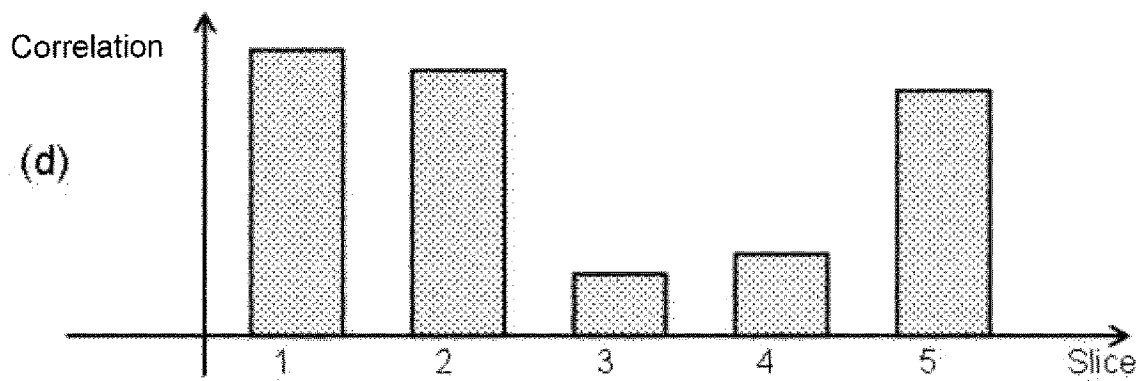
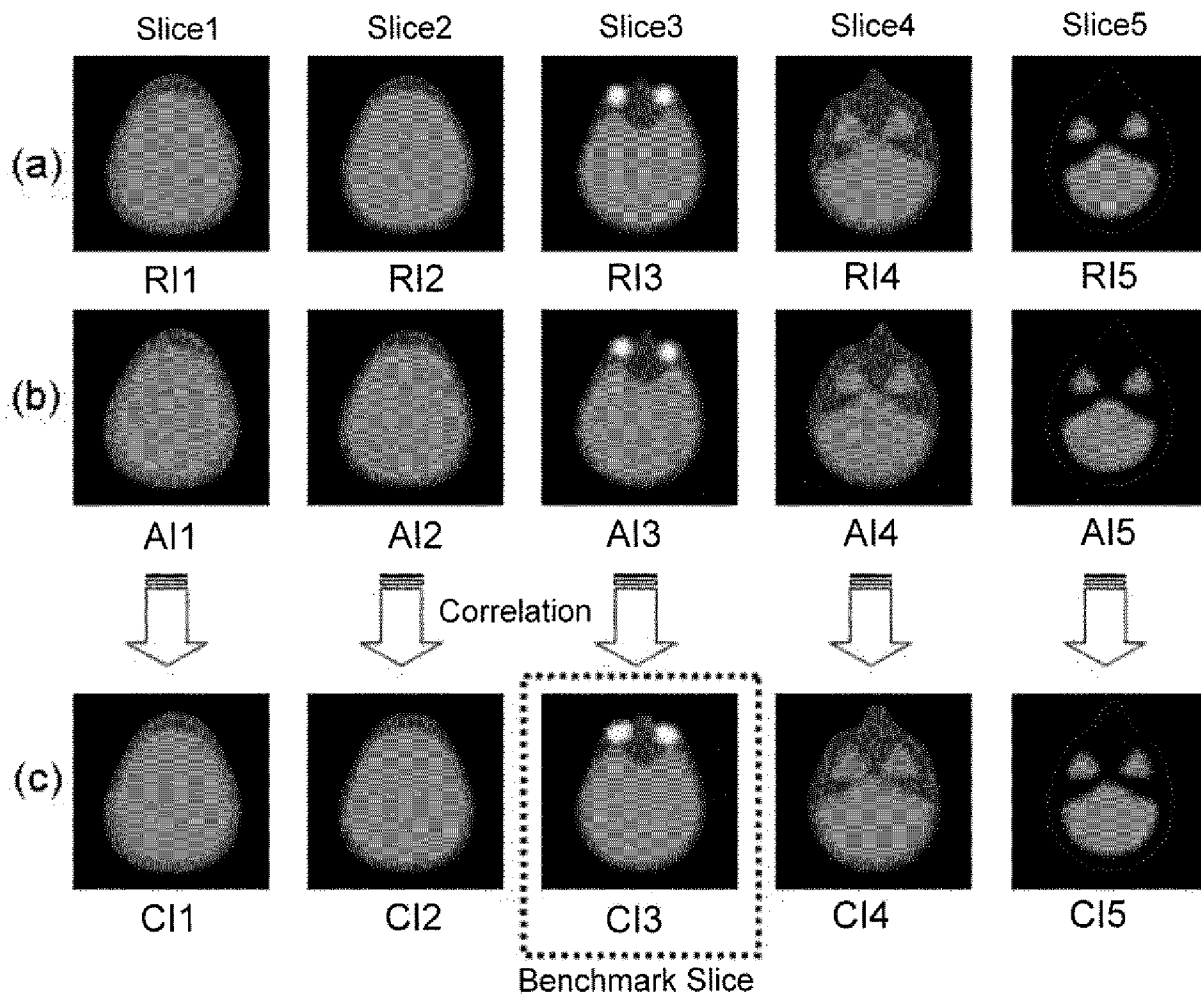
[図11]



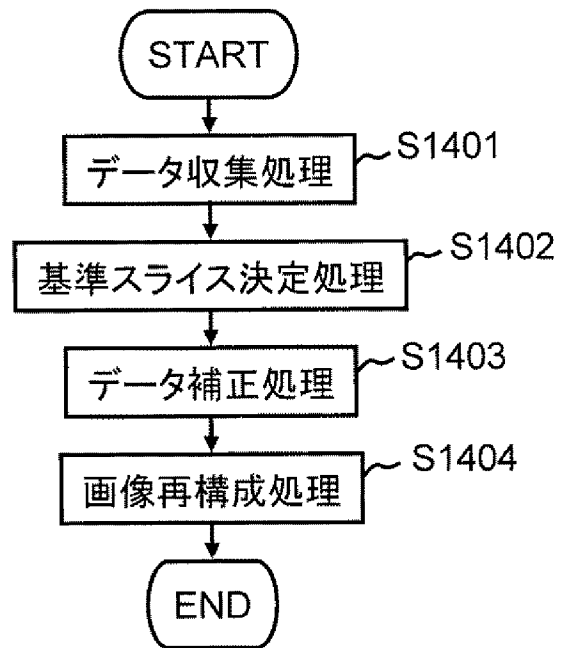
[図12]



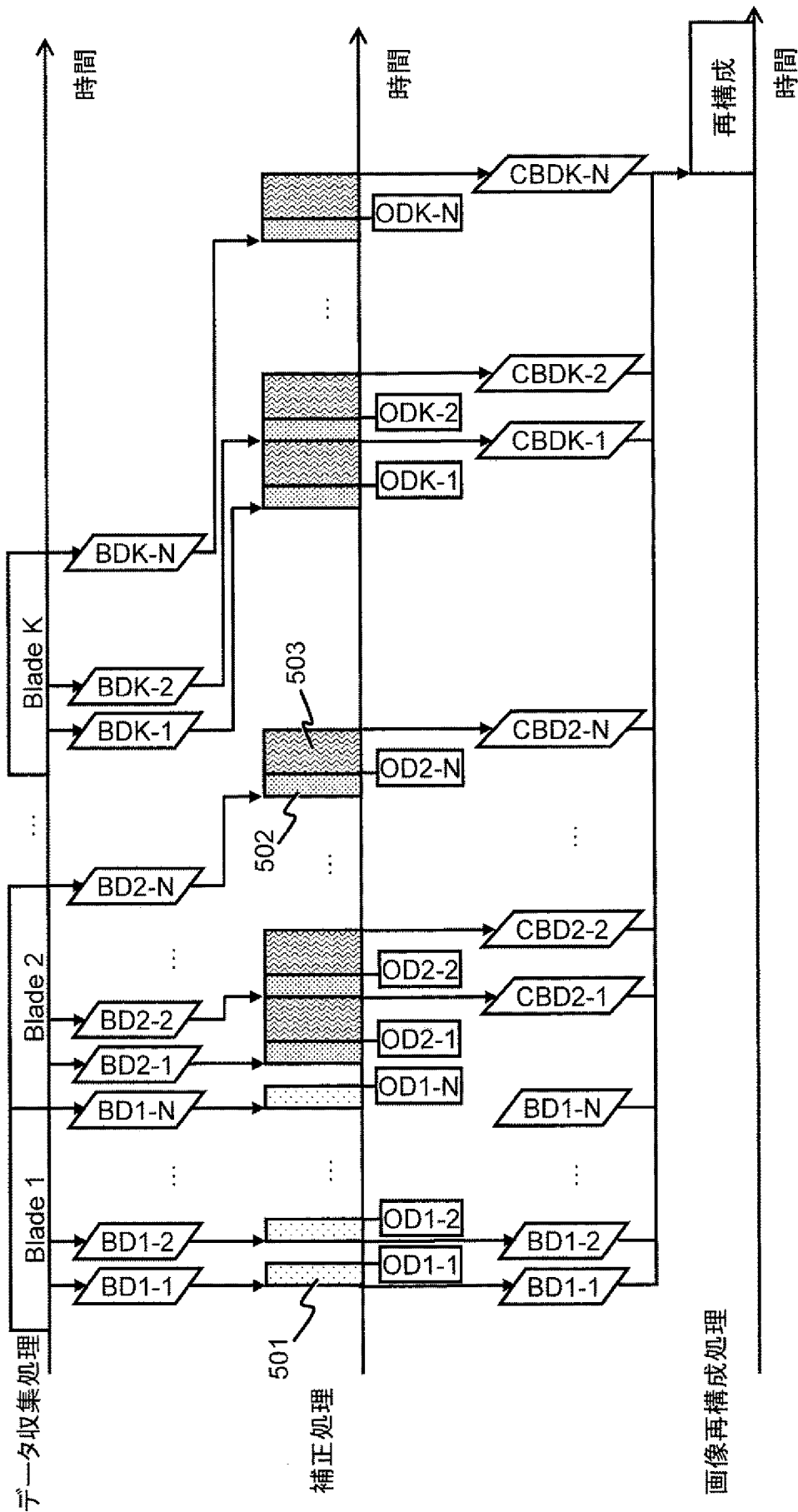
[図13]



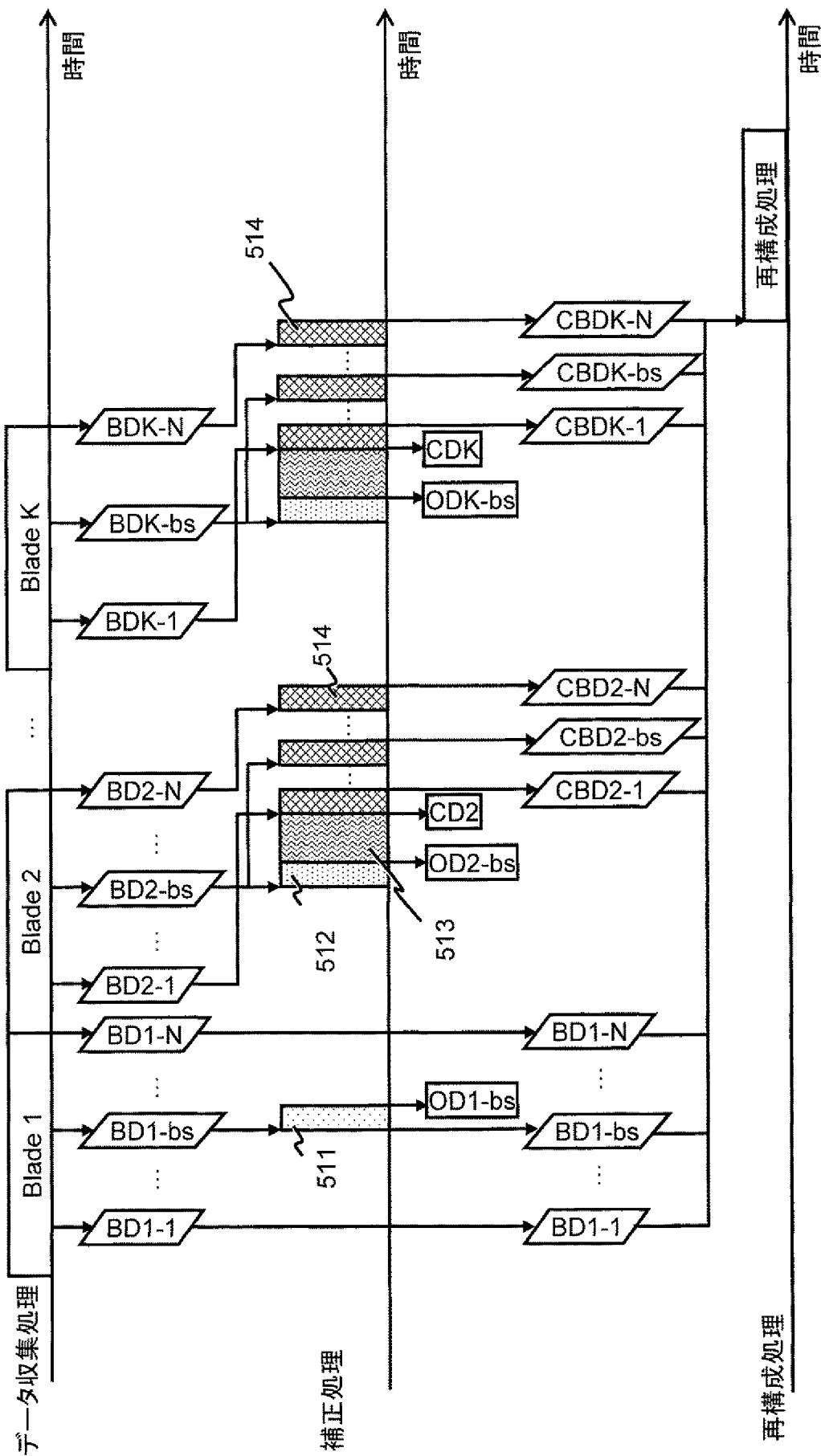
[図14]



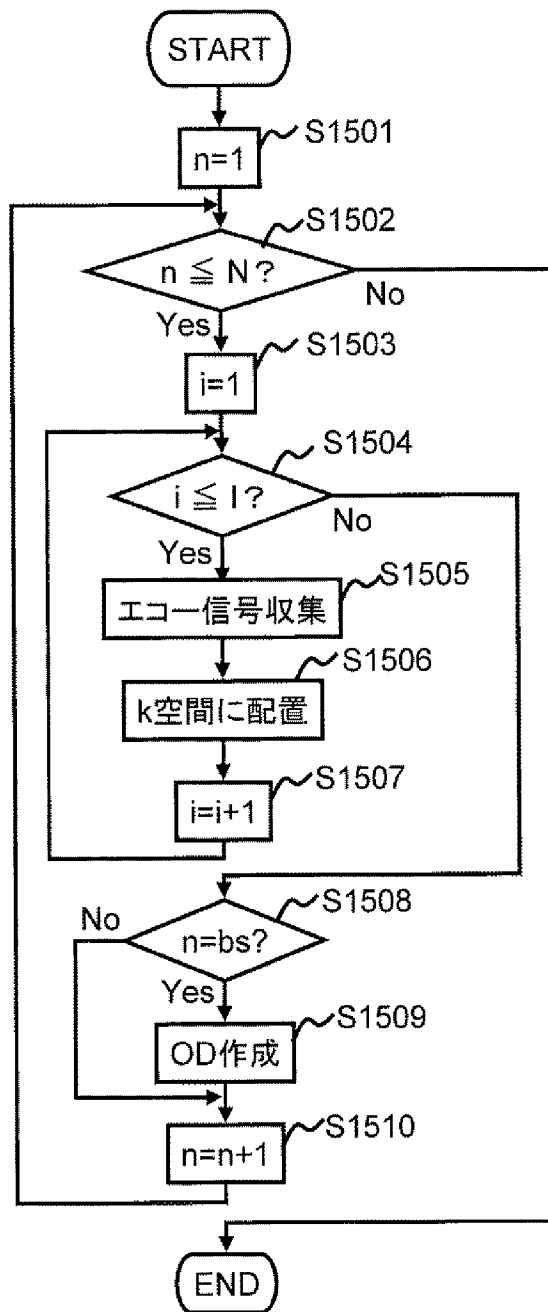
[図15]



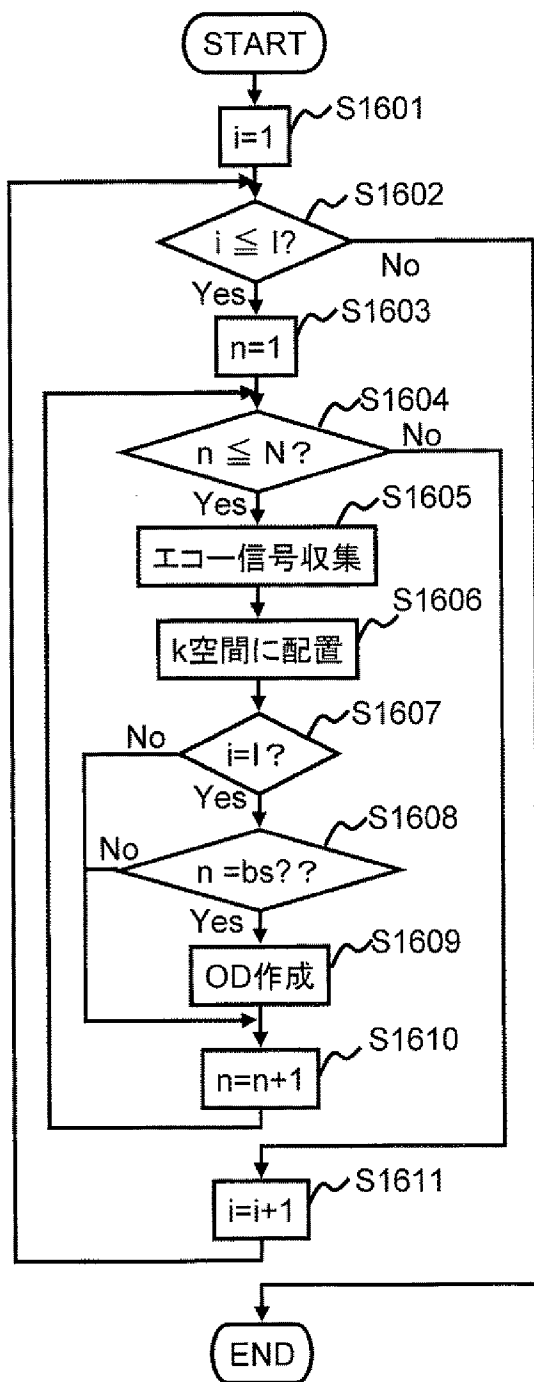
[図16]



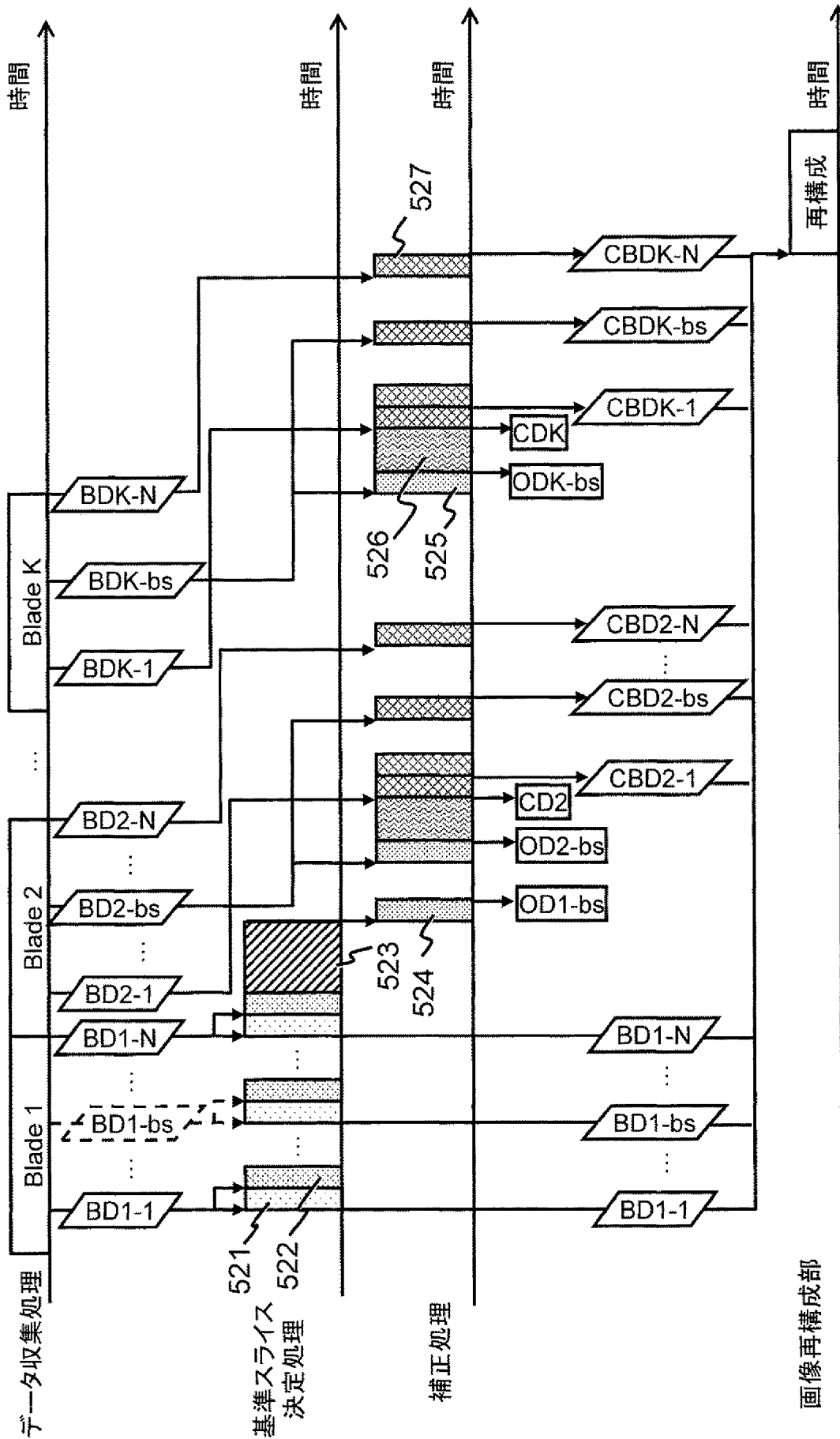
[図17]



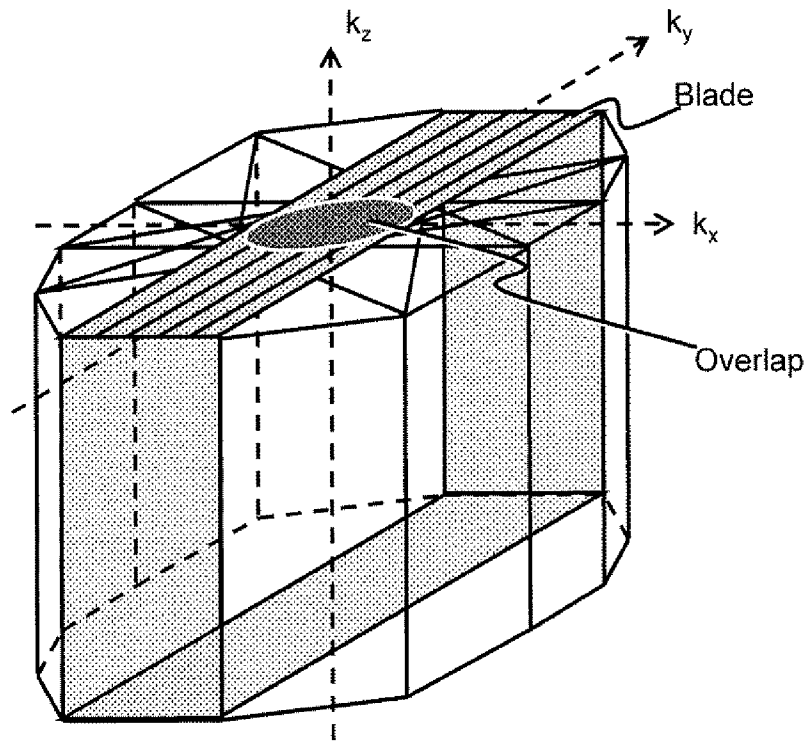
[図18]



[図19]



[図20]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/071410

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055(2006.01) i, G01R33/54(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, G01R33/54

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	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

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

Wiley InterScience

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-524622 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 22 July 2010 (22.07.2010), paragraphs [0024] to [0026]; fig. 2, 3 & EP 2145199 A & WO 2008/132659 A2 & CN 101669038 A	1-13
A	WO 2009/093517 A1 (Hitachi Medical Corp.), 30 July 2009 (30.07.2009), paragraphs [0080], [0081] (Family: none)	1-13
A	JP 2008-178592 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 07 August 2008 (07.08.2008), paragraph [0076] & US 2008/0180098 A1 & CN 101229062 A	1-13

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
10 November, 2011 (10.11.11)

Date of mailing of the international search report
22 November, 2011 (22.11.11)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/071410

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 2006/077715 A1 (Hitachi Medical Corp.), 27 July 2006 (27.07.2006), paragraph [0054] (Family: none)	1-13
A	WO 2005/023108 A1 (Hitachi Medical Corp.), 17 March 2005 (17.03.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-13
A	James G.Pipe, "Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction (PROPELLER) MRI; Application to Motion Correction", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 1999.05.24, P242	1-13

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B5/055(2006.01)i, G01R33/54(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 (IPC))
 Int.Cl. A61B5/055, G01R33/54

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 1971-2011年
 日本国実用新案登録公報 1996-2011年
 日本国登録実用新案公報 1994-2011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)
 Wiley InterScience

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
A	JP 2010-524622 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) 2010.07.22, 段落 0024-0026, 第2,3図 & EP 2145199 A & WO 2008/132659 A2 & CN 101669038 A	1-13
A	WO 2009/093517 A1 (株式会社日立メディコ) 2009.07.30, 段落 0080, 0081 (ファミリーなし)	1-13

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。

<p>* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な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</p>	<p>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</p>
--	---

国際調査を完了した日 10.11.2011	国際調査報告の発送日 22.11.2011
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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) 島田 保 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 2008-178592 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2008.08.07, 段落 0076 & US 2008/0180098 A1 & CN 101229062 A	1-13
A	WO 2006/077715 A1 (株式会社日立メディコ) 2006.07.27, 段落 0054 (ファミリーなし)	1-13
A	WO 2005/023108 A1 (株式会社日立メディコ) 2005.03.17, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-13
A	James G. Pipe, "Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction (PROPELLER) MRI; Application to Motion Correction", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 1999.05.24, P242	1-13