

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2007年4月12日 (12.04.2007)

PCT

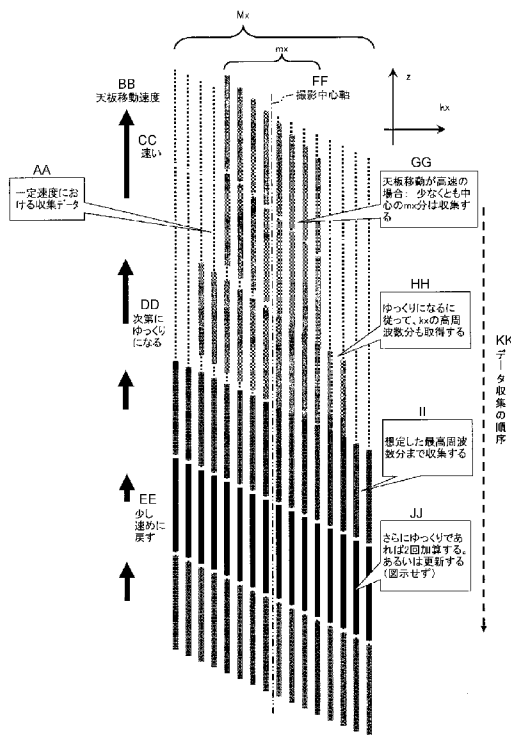
(10) 国際公開番号
WO 2007/040224 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 5/055 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2006/319785
- (22) 国際出願日: 2006年10月3日 (03.10.2006)
- (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2005-292580 2005年10月5日 (05.10.2005) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP];
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 町田 好男 (MACHIDA, Yoshio).
- (74) 代理人: 波多野 久, 外 (HATANO, Hisashi et al.); 〒1050003 東京都港区西新橋一丁目17番16号 宮田ビル2階 東京国際特許事務所 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK,

[続葉有]

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

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴血管造影方法



- AA. COLLECTED DATA AT CONSTANT VELOCITY
- BB. TOP MOVING VELOCITY
- CC. FAST
- DD. GRADUALLY SLOWER
- EE. RETURN TO SLIGHTLY EARLIER
- FF. PHOTOGRAPHIC CENTER AXIS
- GG. IN CASE TOP MOVEMENT IS HIGH COLLECT AT LEAST CENTER m_x COMPONENT
- HH. ACQUIRE HIGHER FREQUENCY COMPONENT k_x AS MOVEMENT BECOMES SLOWER
- II. COLLECT HIGHEST FREQUENCY COMPONENT IMAGINED
- JJ. ADD TWICE OR UPDATE (NOT SHOWN) IF SLOWER
- KK. ORDER OF DATA COLLECTION

(57) Abstract: A magnetic resonance imaging device comprises data collecting means for collecting 3D raw data of a specimen, 2D data cut-off means for cutting off, in parallel with the collection of the 3D raw data by the data collecting means, 2D data of "ky = 0" from the 3D raw data, 2D data rearranging means for Fourier-transforming the 2D data of "ky = 0" cut off, in a z-axis direction and rearranging the transformed data in a kx-z space, 2D image reconstructing means for subjecting the z-data arranged in a kx-direction to a one-dimensional Fourier transformation in parallel with the collection of the 3D raw data by the data collecting means, thereby to acquire a 2D image in a real space, and display control means for displaying the 2D image in a monitor in parallel with the 3D raw data collection by the data collecting means. The magnetic resonance imaging device further comprises 3D data rearranging means for Fourier-transforming the 3D raw data in the z-axis direction and rearranging the transformed data in a kx-ky-z space, and 3D image reconstructing means for subjecting the z-data arranged in the kx- and ky-directions to a two-dimensional Fourier transformation thereby to acquire a 3D image in the real space, whereby the moving velocity of a top is calculated according to the velocity change signal inputted at an input device.

(57) 要約: 磁気共鳴イメージング装置は、被検体の3D生データを収集するデータ収集手段と、そのデータ収集手段による3D生データの収集と並行して、3D生データから“ky = 0”の2Dデータを切り出す2Dデータ切出手段と、データ収集手段による3D生データの収集と並行して、切り出した“ky = 0”の2Dデータをz軸方向にフーリエ変換し、kx-zの空間にて再配置する2Dデータ再配置手段と、データ収集手段による3D生データの収集と並行して、kx方向に揃ったzデータについて1次元フーリエ変換を行ない、実空間の2D画像を取得する2D画像再構成手段と、データ収集手段による3D生データの収集と並行して、2D画像をモニタに表示させる表示制御手段とを有する。また、磁気共鳴イメージング装置は、3D生データをz軸方向にフーリエ変換し、kx-ky-zの空間にて再配置する3Dデータ再配置手段と、

kx, ky 方向に揃った z データについて 2次元フーリエ変換

[続葉有]

WO 2007/040224 A1



DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, 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, 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 (AT, BE, BG,

CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

明 細 書

磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴血管造影方法

技術分野

[0001] 本発明は、被検体を載置する天板を連続的に移動しながら撮影可能領域内の被検体の画像を得る技術に係り、特に、血流速度に追従して天板を移動させる磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴血管造影方法に関するものである。

背景技術

[0002] 医療用画像機器は、被検体についての多くの情報を画像により提供するものであり、疾病の診断、治療や手術計画等を初めとする多くの医療行為において重要な役割を果たしている。現在では、主な医療用画像機器として、超音波診断装置、X線コンピュータ断層撮影(CT:computerized tomography)装置、磁気共鳴イメージング(MRI:magnetic resonance imaging)装置及び核医学診断装置等がある。中でも磁気共鳴イメージング装置は、軟部組織において優れたコントラストをもつ画像を収集でき、医用画像診断において重要な位置を占めている。

[0003] 磁気共鳴イメージング装置では撮影の高速化が進み、3次元データの連続撮像が可能となっていた。また、天板を移動しながら撮像する技術が発展し広領域撮像が可能となっている。撮像と移動を交互に繰り返す断続的な撮像法だけでなく、近年は、X線CTのような天板連続移動撮像も可能になってきた。天板連続移動の3次元撮像は、造影剤を用いた磁気共鳴血管造影(MRA:magnetic resonance angiography)が好適なアプリケーションの一つとなっている。

[0004] 一方、磁気共鳴イメージング装置による高速撮影技術の1つにパラレルイメージング(PI:parallel imaging)法がある。PI法は、RF(radio frequency)コイルを複数の表面コイルで構成されるマルチコイルとし、各表面コイルで同時にNMR(nuclear magnetic resonance)信号を受信して画像を再構成させる撮影方法である。

[0005] PI法によれば画像の再構成に必要な位相エンコードの数を表面コイルの数の分だけ減らすことができるため撮影時間を短縮することができる。PI法は上記の3D撮像とも併用でき、そのパフォーマンスをさらに向上させることができる。

[0006] 従来の磁気共鳴イメージング装置による一連の高速大容量撮影は、取得データに対する膨大なデータ処理が必要となるため、データ取得と並行して3次元の画像を作成することが困難である。単純な3次元撮像については投影像に相当する2次元画像を生成する方法が提案されており、撮像結果のモニタとして用いられている。しかしながら、天板連続移動の3次元撮像においては、このような方法が提案されていない。

[0007] さらに、従来の磁気共鳴イメージング装置によって造影剤を用いて被検体の血管造影を行なう場合、造影剤の流速に追従した天板位置を設定することが困難であり、造影剤の流速に追従した撮影領域にある部位を撮影することが困難であった。というのも、臨床の場合においては、被検体によって、また、撮影可能領域は広範であるため同一被検体であっても部位によって造影剤の流動速度が異なるが、その流動速度に沿った天板移動がなされていなかったためである。よって、従来の磁気共鳴イメージング装置によって得られるデータは、造影剤の流速に追従しない診断に不適なものが多かった。

[0008] なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

特許文献1:米国特許第5, 631, 560号明細書

特許文献2:米国特許第5, 166, 875号明細書

特許文献3:特許第3146034号公報

特許文献4:米国特許出願公開第2006/0020198号明細書

特許文献5:米国特許第6, 912, 415号明細書

非特許文献1:M Sabati, M L Lauzon and R Frayne; "Space-time relationship in continuously moving table method for large FOV peripheral contrast-enhanced magnetic resonance angiography*"; Phys Med Biol 2003 48: page 2739-2752

非特許文献2:David G. Kruger DG, Stephen J. Riederer, Roger C. Grimm, and Phillip J. Rossman; "Continuously Moving Table Data Acquisition Method for Long FOV Contrast-Enhanced MRA and Whole-Body MRI"; Magnetic Resonance in Medicine 47: page 224-231 (2002)

非特許文献3:Yudong Zhu and Charles L. Dumoulin; "Extended Field-of-View Imag

ing With Table Translation and Frequency Sweeping”; Magnetic Resonance in Medicine 49: page 1106–1112 (2003)

非特許文献4:Stephan A. R. K.; “Parallel Imaging Continuously Moving Table MRI Using Moving RF Coils and In-place Sensitivity Calibration”; 2nd international workshop on P-MRI: 2004: page 40

非特許文献5:M. O. Zenge, H. H. Quick, F. M. Vogt, M. E. Ladd; “MR Imaging with a Continuously Rolling Table Platform and High-Precision Position Feedback”; ISMRM 2004: page 2381

非特許文献6:M. Ookawa, N. Ichinose, M. Miyazaki, I. Miyazaki, S. Sugiura; “One-Second Temporal Resolution 4D MR DSA with 3D TRICKS, Elliptical Centric View Ordering, and Parallel Imaging”; ISMRM 2003: page 324 (2003)

[0009] 発明の開示

本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、実際の造影剤の流れを観察しながら天板の移動速度を制御することができ、造影剤の流速に追従した画像データを取得できる磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴血管造影方法を提供することを目的とする。

[0010] 本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、上述した課題を解決するために請求項1に記載したように、被検体を載置する天板と、この天板を長手方向(z軸方向)に移動させる天板駆動機構と、この天板駆動機構に制御信号を与えて前記天板の移動速度を制御するコンピュータとを備え、前記天板を連続的に移動させながら前記被検体の撮影を行なう磁気共鳴イメージング装置において、前記天板駆動機構を制御して、前記天板を移動させる天板移動速度制御手段と、前記天板を移動させながら核磁気共鳴信号からなる3Dデータを収集するデータ収集手段と、前記データ収集手段による前記3Dデータの収集と並行して、前記データ収集手段で収集した3Dデータのうち一部の2Dデータを基に2D画像を取得する2D画像取得手段と、前記データ収集手段による前記3Dデータの収集と並行して、前記2D画像を表示させる表示制御手段とを有する。

[0011] 本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、上述した課題を解決するために請求

項9に記載したように、被検体を載置する天板と、この天板を移動させる天板駆動機構と、この天板駆動機構に制御信号を与えて前記天板の移動速度を制御するコンピュータとを備え、前記被検体の内部の血管に造影剤を注入して前記天板を連続的に移動させながら前記被検体の撮影を行ない、前記造影剤の時間的な移動を画像化する磁気共鳴イメージング装置において、前記天板を移動させながら、前記被検体の血流が強調された信号を含む核磁気共鳴信号からなる3Dデータを収集するデータ収集手段と、前記データ収集手段による前記3Dデータの収集と並行して、前記データ収集手段で収集した3Dデータのうち一部の2Dデータを基に2D画像を取得する2D画像取得手段と、前記データ収集手段による前記3Dデータの収集と並行して、前記2D画像を表示させる表示制御手段と、前記3Dデータを基に3D画像を取得する3D画像取得手段とを有し、前記データ収集手段による前記3Dデータの収集と並行して、入力された変速信号に従って前記移動速度を計算して、計算後の前記移動速度にて前記天板を移動させる天板移動速度制御手段と、を有する。

[0012] 本発明に係る磁気共鳴血管造影方法は、上述した課題を解決するために請求項10に記載したように、被検体の内部の血管に造影剤を注入して天板を連続的に移動させながら前記被検体の撮影を行ない、前記造影剤の時間的な移動を画像化する磁気共鳴血管造影方法において、前記天板が移動される天板移動工程と、前記天板を移動させながら、前記被検体の血流が強調された信号を含む核磁気共鳴信号からなる3Dデータが収集されるデータ収集工程と、前記3Dデータの収集に並行して、前記3Dデータのうち一部の2Dデータを基に2D画像が取得される2D画像取得工程と、前記3Dデータの収集に並行して、前記2D画像が表示される2D画像表示工程と、前記3Dデータを基に3D画像が取得される3D画像取得工程と、前記3Dデータの収集に並行して、入力された変速信号に従って前記移動速度が計算される移動速度計算工程とを有し、計算後の前記移動速度にて前記天板を移動させる。

[0013] 本発明に係る磁気共鳴血管造影方法は、上述した課題を解決するために請求項22に記載したように、被検体を載置するための天板をz軸方向に移動させる天板移動工程と、前記天板を連続的に移動させながら、前記被検体の3D領域を磁気共鳴励起すると共に前記3D領域から3Dの核磁気共鳴信号からなる3Dデータを収集する

データ収集工程と、前記3Dデータの収集に並行して、前記3Dデータのうち一部の2Dデータを取得する2Dデータ取得工程と、前記3Dデータの収集に並行して、前記2Dデータを基に画像生成処理を行なって2D画像を生成する2D画像再構成工程と、前記3Dデータの収集に並行して、前記2D画像を表示する2D画像表示工程とを有し、前記データ収集工程によって新たな3Dデータが収集される毎に、前記2Dデータ取得工程、前記2D画像再構成工程及び前記2D画像表示工程を繰り返し、前記2D画像表示工程によって前記2D画像を更新表示させる。

- [0014] 本発明に係る磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴血管造影方法によると、被検体の内部の実際の血流速度を観察しながら天板の移動速度を制御することができ、被検体毎、また、同一被検体であっても部位毎に異なる血流速度に追従した適正な画像データを取得できる。

図面の簡単な説明

- [0015] [図1]本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の実施の形態を示す概略図。
[図2]本発明に係る磁気共鳴撮像方法を示すフローチャート。
[図3]kx-ky-zのハイブリッド空間を示す図。
[図4]kx-ky-zのハイブリッド空間に対応する実空間x-y-zを示す図。
[図5]天板上に臥位にて載置された被検体(胸部)の2D画像である血管造影像を模擬した図。
[図6]天板上に臥位にて載置された被検体(腹部)の2D画像である血管造影像を模擬した図。
[図7]天板上に臥位にて載置された被検体(下肢部)の2D画像である血管造影像を模擬した図。
[図8]天板の速度変化を示す図。
[図9]被検体毎における血流速度の差異の一例を示す表。
[図10]天板の変速信号入力画面の一例を示す図。
[図11]天板の変速信号入力画面の一例を示す図。
[図12]天板の移動速度の変化に伴うデータの収集単位順を説明する図。
[図13]天板の移動速度の変化に伴うデータの収集単位順を説明する図。

[図14]本発明に係る磁気共鳴血管造影方法の変形例を示すフローチャート。

発明を実施するための最良の形態

- [0016] 本発明に係る磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴血管造影方法の実施の形態について、添付図面を参照して説明する。
- [0017] 図1は、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の実施の形態を示す概略図である。
- [0018] 図1は、被検体の内部の血管に造影剤を注入し、被検体を載置した天板を長手方向(z軸方向)に連続的に移動させながら被検体を撮影し、造影剤の時間的な移動を画像化する磁気共鳴イメージング(MRI:magnetic resonance imaging)装置10を示す。この磁気共鳴イメージング装置10は、撮影系11と制御系12とから構成される。
- [0019] 磁気共鳴イメージング装置10の撮影系11には、ガントリ(図示しない)に内に、静磁場用磁石21と、この静磁場用磁石21の内部であって静磁場用磁石21と同軸上に筒状のシムコイル22と、静磁場用磁石21の内部で筒状に形成される傾斜磁場コイルユニット23と、ラーモア周波数(共鳴周波数)の高周波(RF:radio frequency)信号を送信するRFコイル24とが設けられる。
- [0020] 一方、磁気共鳴イメージング装置10の制御系12には、静磁場電源26、傾斜磁場電源27、シムコイル電源28、送信器29、受信器30、シーケンスコントローラ(シーケンサ)31及びコンピュータ32が設けられる。
- [0021] 静磁場用磁石21は静磁場電源26と接続される。静磁場用磁石21は、静磁場電源26から供給された電流によって撮影領域(FOV:field of view)に静磁場を形成させる。
- [0022] シムコイル22はシムコイル電源28と接続され、シムコイル電源28からシムコイル22に電流を供給して、静磁場を均一化する。
- [0023] 傾斜磁場コイルユニット23は、x軸傾斜磁場コイル23x、y軸傾斜磁場コイル23y及びz軸傾斜磁場コイル23zで構成される。また、傾斜磁場コイルユニット23の内側には天板35が設けられ、その天板35上には被検体Pが臥位にて載置される。天板35は、天板駆動機構35bによって被検体Pの体軸方向に移動させられる。
- [0024] また、傾斜磁場コイルユニット23は、傾斜磁場電源27と接続される。傾斜磁場コイ

ルユニット23のx軸傾斜磁場コイル23x、y軸傾斜磁場コイル23y及びz軸傾斜磁場コイル23zはそれぞれ、傾斜磁場電源27のx軸傾斜磁場電源27x、y軸傾斜磁場電源27y及びz軸傾斜磁場電源27zと接続される。

[0025] そして、x軸傾斜磁場電源27x、y軸傾斜磁場電源27y及びz軸傾斜磁場電源27zからそれぞれx軸傾斜磁場コイル23x、y軸傾斜磁場コイル23y及びz軸傾斜磁場コイル23zに供給された電流により、撮影領域にそれぞれx軸方向の傾斜磁場、y軸方向の傾斜磁場及びz軸方向の傾斜磁場を形成する。

[0026] RFコイル24は送信器29及び受信器30と接続される。RFコイル24を、少なくともz軸方向に複数の表面コイルで構成されるマルチコイルとする。例えば、RFコイル24を、x軸方向に4エレメント、y軸方向に4エレメント及びz軸方向に10エレメントの表面コイルで構成されるマルチコイルとする。以下、各表面コイルで同時に核磁気共鳴(NMR:nuclear magnetic resonance)信号を受信して画像を再構成させる撮影方法であるパラレルイメージング(PI:parallel imaging)法を用いる場合について説明するが、この場合に限定されるものではない。RFコイル24は、送信器29からRF信号を受けて被検体Pに高周波磁場パルスを送信すると共に、被検体P内部の原子核スピンのRF信号による励起に伴って発生したNMR信号を受信して受信器30に与える。なお、RFコイル24は、ガントリに内蔵されず、天板35や被検体P近傍に設けられてもよい。

[0027] シーケンスコントローラ31は、傾斜磁場電源27、送信器29及び受信器30と接続される。シーケンスコントローラ31は、図示しないCPU(central processing unit)及びメモリを備えており、傾斜磁場電源27、送信器29及び受信器30を駆動させるために必要な制御情報、例えば傾斜磁場電源27に印加すべきパルス電流の強度や印加時間、印加タイミング等の動作制御情報を記述したシーケンス情報を記憶する。また、シーケンスコントローラ31は、記憶した所定のシーケンスに従って傾斜磁場電源27、送信器29及び受信器30を駆動させることによりx軸傾斜磁場、y軸傾斜磁場及びz軸傾斜磁場とRF信号とを発生させる。

[0028] 送信器29は、シーケンスコントローラ31から受けた制御情報に基づいてRF信号をRFコイル24に与える。一方、受信器30は、RFコイル24から受けたNMR信号に所

要の信号処理を実行すると共にA/D(analog/digital)変換することにより、受信器30からデジタル化されたNMR信号である生データ(raw data)を生成する。また、生成した生データをシーケンスコントローラ31に与える。シーケンスコントローラ31は、受信器30からの生データを受けてコンピュータ32に与える。

- [0029] コンピュータ32は、図示しないCPU、ROM(read only memory)、内部メモリとしてのRAM(random access memory)及び外部メモリとしてのHD(hard disk)等、コンピュータとしての基本的なハードウェアから構成されるものとする。また、コンピュータ32には、参照(リファレンス)用のリアルタイムな2次元(2D:2 dimensions)の血管造影像、診断用の3次元(3D:3 dimensions)の血管造影像、各種パラメータ、及び、後述する変速信号入力画面を表示するモニタ38と、ユーザによる操作が可能で、PIシーケンスの選択情報と共に動作指令を与え、また、天板35の変速信号を入力するマウス及びジョイスティック等の入力装置39が接続される。なお、コンピュータ32には、各種アプリケーションプログラムやデータを記憶したメディアから各種アプリケーションプログラムやデータを読み込むドライブを具備する場合もある。
- [0030] CPUは、コンピュータ32全体を制御する制御部であり、ROMやHDに記憶した各種制御プログラムやアプリケーションプログラムを実行してコンピュータ32の制御、通信の制御及びデータの取得及び編集等を行なう。制御プログラムとして、表示画面にグラフィックを使用し、基礎的な操作を入力装置39によって行なうことができるGUI(graphical user Interface)を利用するためのプログラムを有している。
- [0031] ROMは、主にコンピュータ32の制御プログラムであるBIOS(basic input/output system)やデータを記憶する不揮発性の記憶装置であり、RAMは、CPUのワークメモリや一時的な記憶に用いられる揮発性の記憶装置である。なお、ROMは、書き換えができないタイプのマスクROMであっても書き換えができるタイプのPROM(Programmable ROM)であってもよい。
- [0032] HDは、各種アプリケーションプログラムやデータを記憶する記憶装置である。撮影系11から収集した生データを配置するための $kx-z$ 及び $kx-xy-z$ のハイブリッド空間を形成したデータベース40は、内部メモリ又は外部記憶装置に格納される。図では代表的な例としてHDと記述した。また、以降の記述ではひとつの例としてHDに

格納されるものとして述べるものとする。なお、ハイブリッド空間とは、フーリエ空間(k空間)と実空間とを混成した空間である。

- [0033] コンピュータ32は、CPUによってプログラムが読み込まれて実行されることによってシーケンスコントローラ制御手段101、天板移動速度制御手段102、データ収集手段103、2Dデータ取得手段104、2Dデータ再配置手段105、2D画像再構成手段106、表示制御手段107、3Dデータ再配置手段108、3D画像再構成手段109、3D画像処理手段110及び3D画像記録手段111として機能する。なお、プログラムによらず、特定のハードウェア(回路)を設けてコンピュータ32を構成してもよい。
- [0034] シーケンスコントローラ制御手段101は、入力装置39又はその他の構成要素からの情報に基づいて、所要のシーケンスをシーケンスコントローラ31に与えることによって、3Dスキャンを実行させる機能を有する。
- [0035] 天板移動速度制御手段102は、後述するデータ収集手段103による3D生データの収集と並行して、入力手段39によって入力された天板35の変速信号の入力に従って天板35の移動速度を計算し、その移動速度にて天板35を移動させるように天板移動制御装置35aを介して天板駆動機構35bを制御する機能を有する。
- [0036] データ収集手段103は、3Dスキャンの実行により収集された3D生データを収集する機能を有する。
- [0037] 2Dデータ取得手段104は、データ収集手段103による3D生データの収集と並行して、データ収集手段103で収集した3D生データのうち一部の2Dデータである“ $ky = \text{一定}$ ”の ky に関する2Dデータを取得する機能を有する。より具体的には、2Dデータ取得手段104としての2Dデータ切出手段104aは、データ収集手段103による3D生データの収集と並行して、データ収集手段103で収集した3D生データから、“ $ky = \text{一定}$ ”の ky に関する2Dデータを切り出す機能を有する。なお、2Dデータ取得手段104は、データ収集手段103による3D生データの収集と並行して、データ収集手段103で収集した3D生データから、“ $ky = \text{一定}$ ”の ky に関する2Dデータを選択してもよい。
- [0038] 2Dデータ再配置手段105は、データ収集手段103による3D生データの収集と並行して、2Dデータ切出手段104aで切り出した“ $ky = 0$ ”の2Dデータを z 軸方向にフ

ーリエ変換し、 $kx-z$ のハイブリッド空間にて再配置する機能を有する。

[0039] 2D画像再構成手段106は、データ収集手段103による3D生データの収集と並行して、2Dデータ再配置手段105で kx 方向に揃った z データについて1次元フーリエ変換を行ない、実空間の2D画像(投影像)を取得する機能を有する。

[0040] 表示制御手段107は、データ収集手段103による3D生データの収集と並行して、2D画像再構成手段106で2D再構成して得られた画像データをモニタ38に与えて、モニタ38に2Dの投影像である血管造影像を表示させる機能を有する。

[0041] 3Dデータ再配置手段108は、データ収集手段103で収集した3D生データを z 軸方向にフーリエ変換し、 $kx-ky-z$ のハイブリッド空間にて再配置する機能を有する。

[0042] 3D画像再構成手段109は、3Dデータ再配置手段108で kx, ky 方向に揃った z データについて2次元フーリエ変換を行ない、実空間の3D画像を取得する機能を有する。

[0043] 3D画像処理手段110は、3D画像再構成手段109で取得した3D画像にSVR (shaded volume rendering) 処理、MaxIP (maximum intensity projection) 処理、MinIP (minimum intensity projection) 処理によって、3Dの投影像を取得する機能やMPR (multiple plane rendering) 処理等の画像処理を施す機能を有する。

[0044] 3D画像記録手段111は、3D画像処理手段110で取得した3Dの投影像をHDに記録する機能を有する。また、3Dの投影像は、表示制御手段107を介してモニタ38に表示されるように構成してもよい。

[0045] 続いて、本発明に係る磁気共鳴撮像方法について、図2に示すフローチャートを用いて説明する。

[0046] 天板35上に被検体Pが臥位にて載置されると共に、静磁場電源26から静磁場用磁石21に電流が供給されて、静磁場用磁石21内部に静磁場が形成される。また、シムコイル電源28からシムコイル22に電流が供給されて撮影領域に形成された静磁場が均一化される。

[0047] 入力装置39からシーケンスコントローラ制御手段101にPIシーケンスの選択情報と共に動作指令が与えられる。このため、シーケンスコントローラ制御手段101はPIシ

ーケンスをシーケンスコントローラ31に与える。シーケンスコントローラ31は、シーケンスコントローラ制御手段101から受けたPIシーケンスに従って傾斜磁場電源27、送信器29及び受信器30を駆動させることにより撮影領域にx軸傾斜磁場、y軸傾斜磁場及びz軸傾斜磁場を形成させるとともに、RF信号を発生させる。

[0048] この際、傾斜磁場コイルにより形成されたx軸傾斜磁場、y軸傾斜磁場及びz軸傾斜磁場は主として、位相エンコード(PE: phase encoding)用傾斜磁場、読出し(RO: readout)用傾斜磁場、スライスエンコード(SE: slice encoding)用傾斜磁場としてそれぞれ使用される。このため、被検体P内部における原子核のスピンの回転方向に規則性が現れ、SE用傾斜磁場によりz軸方向に形成されたスライスにおける二次元的な位置情報であるx座標およびy座標は、PE用傾斜磁場およびRO用傾斜磁場によりそれぞれ被検体P内部における原子核のスピンの位相変化量および周波数変化量に変換される。

[0049] そして、送信器29からPIシーケンスに応じてRFコイル24の各チャンネルを経由して各表面コイル24aにそれぞれにRF信号が与えられる。各表面コイル24aから、天板35に載置された被検体Pに向かってRF信号が送信される。さらに、被検体Pの内部においてRF信号の周波数に応じたスライスに含まれる原子核の核磁気共鳴により生じたNMR信号が、RFコイル24の各表面コイル24aにより受信されて受信器30に与えられる。

[0050] また、天板移動速度制御手段102が天板移動制御装置35aを介して天板駆動機構35bを制御することによって、被検体Pが載置された天板35がz軸方向に連続的に移動される(ステップS1)。

[0051] 受信器30は、RFコイル24の各表面コイル24aからNMR信号を受けて、前置増幅、中間周波変換、位相検波、低周波増幅及びフィルタリング等の各種信号処理を実行する。さらに受信器30は、NMR信号をA/D変換することにより、デジタルデータのNMR信号である3D生データを生成する。受信器30は、生成した3D生データをシーケンスコントローラ31に与える。

[0052] シーケンスコントローラ31は、受信器30から受けた3D生データをコンピュータ32のデータ収集手段103に与える。このデータ収集手段103では、3D生データが収集さ

れる(ステップS2)。すなわち、データ収集手段103は、天板35を連続的に移動させながら、被検体Pの3D領域を磁気共鳴励起すると共に、3D領域から3Dの核磁気共鳴信号からなる3D生データを収集する。

[0053] 次いで、2Dデータ取得手段104では、ステップS2による3D生データの収集と並行して、ステップS2で収集した3D生データのうち一部の2Dデータである“ $ky = \text{一定}$ ”の ky に関する2Dデータが取得される。より具体的には、2Dデータ取得手段104としての2Dデータ切出手段104aでは、ステップS2による3D生データの収集と並行して、ステップS2で収集した3D生データから、“ $ky = \text{一定}$ ”の ky に関する2Dデータが切り出される(ステップS3)。

[0054] 2Dデータ再配置手段105では、図3に示すように、ステップS3で切り出した“ $ky = \text{一定}$ ”の ky 、例えば“ $ky = 0$ ”に関する2Dデータが z 軸方向にフーリエ変換され、データベース40に形成された $kx - z$ ($z1 \leq z \leq z2$)のハイブリッド空間にて再配置される(ステップS4)。この結果、経時的に変化する3D生データがデータベース40としてHDに蓄積される。図3は、 $kx - ky - z$ のハイブリッド空間を示す図であり、 $z1 \leq z \leq z2$ のデータを抜き出すと通常の1画像分のデータ(投影像)となる。なお、“ $ky = \text{一定}$ ”の ky は“ $ky = 0$ ”の場合に限定されるものではない。例えば、図3に示すように、“ $ky = 1$ ”の場合であっても、“ $ky = 0$ ”の場合と同等の結果が得られる。また、図示しないが、“ $ky = 2$ ”や“ $ky = 3$ ”等の場合であっても、“ $ky = 0$ ”の場合と同等の結果が得られる。

[0055] 次いで、図4に示すように、2D画像再構成手段106では、ステップS2による3D生データの収集と並行して、ステップS4で再配置され kx 方向に揃った z データについて1次元フーリエ変換が行なわれ、 $x - y - z$ ($z1 \leq z \leq z2$)の実空間の2D画像(投影像)としての血管造影像が取得される(ステップS5)。図4は、図3に示した $kx - ky - z$ のハイブリッド空間に対応する実空間 $x - y - z$ を示す図であり、実空間における $z1 \leq z \leq z2$ 領域の投影像としての2D画像が得られる。ここでは、主要な応用である血管造影像を例として示している。

[0056] 図1に示した表示制御手段107は、ステップS2による3D生データの収集と並行して、ステップS5で取得した画像データをモニタ38に与えて、モニタ38に2Dの投影

像である血管造影像を表示させる(ステップS6)。よって、図4に示すような“ $k=0$ ”, “ $z_1 \leq z \leq z_2$ ”の投影データをスライディングしながら、リアルタイムに被検体Pへの造影剤の進入を観察できる。

- [0057] さて、ここで収集されている全データである3Dデータの処理についてステップS7～S10の流れとして述べる。実際には3Dデータ処理は、背景説明で述べたようにデータ収集と並行して行なうことは困難である。3Dデータ再配置手段108では、ステップS2で収集した3D生データが z 軸方向にフーリエ変換され、データベース40に形成された $kx-ky-z$ のハイブリッド空間にて再配置される(ステップS7)。この結果、経時的に変化する3D生データがデータベース40としてHDに蓄積される。
- [0058] 3D画像再構成手段109では、ステップS7で kx , ky 方向に揃った z データについて2次元フーリエ変換が行なわれ、 $x-y-z$ の実空間の3D画像が取得される(ステップS8)。
- [0059] 3D画像処理手段110では、ステップS8で取得した3D画像にSVR処理、MaxIP処理、MinIP処理又はMPR処理等の画像処理が施されることによって、3Dの投影像が取得される(ステップS9)。
- [0060] 3D画像記録手段111では、ステップS9で取得した3Dの投影像がHDに記録される(ステップS10)。また、3Dの投影像は、表示制御手段107を介してモニタ38に表示されてもよい。
- [0061] これらの3Dデータに対する処理は通常はデータ収集の進行よりも遅れて、あるいはデータ収集が終了してから行なうことになるのは上述のとおりである。
- [0062] 以下では、ステップS6の処理の続きに戻って詳細を述べる。ステップS6に続いて、被検体Pの撮影を続けるか否かが判断される(ステップS11)。ステップS11の判断にてYes、すなわち、撮影を続けると判断された場合、入力装置39を用いて天板移動速度制御手段102に変速信号が入力されたか否かが判断される(ステップS12)。必要に応じてユーザは入力装置39を操作して、任意のタンミングでコンピュータ32に変速信号を入力する。ステップS12の判断にてYes、すなわち、入力装置39を用いて天板移動速度制御手段102に変速信号が入力されたと判断された場合、天板移動速度制御手段102では、天板35の移動速度が計算される(ステップS13)。

- [0063] 次いで、天板移動速度制御手段102が天板移動制御装置35aを介して天板駆動機構35bを制御して、ステップS13で計算された移動速度で天板35が移動され(ステップS1)、その移動速度にて再び3D生データが収集される(ステップS2)。また、ステップS12の判断にてNo、すなわち、入力装置39を用いてコンピュータ32に変速信号が入力されていないと判断された場合、天板移動速度制御手段102が天板移動制御装置35aを介して天板駆動機構35bを制御して、変速のない移動速度で天板35が移動され(ステップS1)、再び3D生データが収集される(ステップS2)。
- [0064] 一方、ステップS11の判断にてNo、すなわち、撮影を続けないと判断された場合、動作が終了される。
- [0065] 以上のように、ステップS6にて表示された2D画像を見ながらユーザが必要に応じて変速信号を入力し、ステップS13で計算された天板35の移動速度にて撮影を繰り返して3D生データを収集することで、連続的に2Dの投影像を取得・表示することができる。また、ステップS13で計算された天板35の移動速度にて撮影を繰り返して3D生データを収集することで、適正な3Dの投影像を連続的に取得することができる。
- [0066] 図5乃至図7は、天板35上に臥位にて載置された被検体Pの2D画像である血管造影像を模擬した図である。
- [0067] 図5は、時間Tが“ $T=t1$ ”においてステップS5で取得した被検体Pの血管造影像を示す。この血管造影像では主に胸部まで造影剤が侵入しており、その場合、胸部が適正な撮影領域となる。図6は、“ $T=t1$ ”後のタイミングである“ $T=t2$ ”においてステップS5で取得した被検体Pの血管造影像を示す。この血管造影像では主に腹部まで造影剤が侵入しており、その場合、腹部が適正な撮影領域となる。また、図7は、“ $T=t2$ ”後のタイミングである“ $T=t3$ ”においてステップS5で取得した被検体Pの血管造影像を示す。この血管造影像では主に下肢部まで造影剤が侵入しており、その場合、下肢部が適正な撮影領域となる。
- [0068] また、各部位における造影剤の移動速度(血流速度)には差異がある。その血流速度は胸部の血管内で最も大きく、次いで、腹部、下肢部の順に段階的に小さくなる。よって、血流速度に追随した適正な撮影領域にて撮影を行ない、ステップS8にて適正な3D画像を取得するためには、胸部付近では撮影領域の移動を比較的高速で、

すなわち、図8に示すように、天板35を比較的高速で移動させる必要がある。腹部付近では撮影領域の移動を平均的速度で、すなわち、図8に示すように、天板35を平均的速度で移動させる必要がある。また、下肢部付近では撮影領域の移動速度を比較的低速で、すなわち、図8に示すように、天板35を比較的低速で移動させる必要がある。

[0069] 図8に示すように、ガントリ55内に進入する天板35の移動速度を比較的高速、平均的速度、比較的低速と順に変速させながらステップS2によって連続的に3D生データを収集することで、移動速度が変化する天板35によって連続的に収集された3D生データを基に、ステップS6で順次2D画像を表示すると共に、ステップS8で順次適正な3D画像を取得することができる。なお、ステップS2によって新たな3D生データが収集される毎に、ステップS2乃至S6の動作を繰り返すことで、ステップS6ではモニタ38に、2D画像を更新表示させることができる。

[0070] また、図9は、被検体P毎における血流速度の差異の一例を示す表である。

[0071] 図9は、被検体としての高齢者P1、中年者P2及び若年者P3における血流速度の差異を示し、高齢者P1、中年者P2及び若年者P3の血流速度は胸部から下肢部にかけて低下する(図5乃至図7にて説明済み)。また、若年者P3、中年者P2、高齢者P1の順に、全体的に血流速度が低下する傾向にある。

[0072] よって、図5、図6、図7及び図9で説明した通り、血流速度は、被検体毎、また、同一被検体であっても部位毎で差異が生じるので、図8に示した天板35の移動速度を画一的に定めることができず、被検体毎、また、同一被検体であっても部位毎で異なる移動速度をもつ血流に追従するように天板35の移動速度を変化させることが不可欠となる。

[0073] よって、ステップS6にてモニタ38に表示された2Dの血管造影像を見ながら、ユーザは、入力装置39を用いて天板移動速度制御手段102に対して天板35の変速信号を適宜入力する。血流速度が比較的速度い部位、例えば、図5に示した胸部付近を撮影している時は、天板35を比較的高速で移動させることで撮影領域を比較的高速で移動させる一方、血流速度が比較的速度遅い部位、例えば、図7に示した下肢部付近を撮影している時は、天板35を比較的低速で移動させることで撮影領域を比較的低

速で移動させる。例えば、ユーザは、入力装置39を用いて変速信号入力画面を操作し、天板移動速度制御手段102に対して天板35の変速信号を入力する。

[0074] 図10は、天板35の変速信号入力画面の一例を示す図である。

[0075] 図10は、ユーザが入力装置39を操作して、任意のタンミングでコンピュータ32に変速信号を入力できる、天板35の変速信号入力画面(GUI画面)を示す。この変速信号入力画面には、磁気共鳴イメージング装置10のガントリ、天板35及び被検体Pの位置関係が、また、その位置関係から形成される撮影領域がそれぞれグラフィックとして示されており、この画面にて磁気共鳴イメージング装置10の天板35の変速信号を適宜入力する。また、変速信号入力画面の右側における撮影領域のグラフィック内側には、変速信号入力画面で入力した変速信号によってステップS13で計算された天板35の移動速度でステップS5にて取得した血管造影像がリアルタイムで参照画像として表示される。

[0076] ユーザは、参照画像としての血管造影像を見ながら、血流速度に対して、撮影領域の移動が遅すぎる場合は変速信号入力画面上の「もっと速く」ボタンを、速すぎる場合は「もっとゆっくり」ボタンを押す。「もっと速く」又は「もっとゆっくり」ボタンが押されると、変速信号として天板移動速度制御手段102に入力される。変速信号入力画面上における天板35の模式図の変化速度が調整される。さらに、変速信号によって天板移動速度制御手段106では天板35の移動速度が計算される。

[0077] ここでは、図5に示す“ $T=t_1$ ”の場合を示す。ユーザは胸部の血管造影像を見ながら、血流速度に対して、変速信号入力画面上の「もっと速く」ボタンを押す。「もっと速く」ボタンが押されると、変速信号入力画面上における天板35のグラフィックの変化速度が加速されると共に、天板移動速度制御手段102では天板35の移動速度が計算される。

[0078] 図11は、天板35の変速信号入力画面の一例を示す図である。

[0079] 図11に示す変速信号入力画面は、図6の場合を示す。ユーザは腹部の血管造影像を見ながら、血流速度に対して、変速信号入力画面上の「もっとゆっくり」ボタンを押す。「もっとゆっくり」ボタンが押されると、変速信号入力画面上における天板35のグラフィックの変化速度が減速されると共に、天板移動速度制御手段102では天板3

5の移動速度が計算される。

- [0080] なお、入力装置39を用いて変速信号入力画面上の位置関係の模式図は、レーザ等を利用した位置計測装置で計測した実際の天板35の位置を基に表示されるものであってもよい。
- [0081] 図10及び図11で説明したように、ステップS13にて血流速度に追従して天板35の移動速度を適宜計算することによって、計算後の天板35の移動速度でステップS2にて収集した3D生データを基にした3D画像がHDに記録される。この3D画像は、被検体Pの部位や被検体Pによる血流速度の差異に順応しているので、診断用の3Dの血管造影像を得るに適正な3D画像である。
- [0082] なお、3D再構成画像としての血管造影像は表示制御手段107により適宜モニタ38に与えられて、モニタ38に表示されてもよい。
- [0083] 図12及び図13は、天板の移動速度の変化に伴うデータの収集単位順を説明する図である。
- [0084] 図12及び図13の $kx-z$ のハイブリッド空間では、図中上側(胸部)から下側(下肢部)に向かう時系列でデータ収集が行なわれ、図中破線は、天板が一定速度で移動する場合のデータの収集単位を示す。また、図中実線は、変速信号入力画面上で変速信号が入力され天板の移動速度が適宜変化する場合のデータの収集単位を示す。
- [0085] 図12に示す $kx-z$ のハイブリッド空間において、被検体の胸部に相当する位置(図中の上側)では血流が比較的高速であるため、被検体が載置される天板の移動速度が比較的高速となる。よって、 $kx-z$ のハイブリッド空間において被検体の胸部に相当する位置では、少なくとも撮影中心軸付近の mx 分のデータを収集する。
- [0086] 続けて、 $kx-z$ のハイブリッド空間において、被検体の胸部から腹部(図中の中央)にかけては血流速度が徐々にゆっくりとなるため、変速信号入力画面上で変速信号が適宜入力される。その変速信号によって天板の移動速度がゆっくりとなるに従って、 mx 分のデータの収集に加えて、徐々に kx の高周波分についてもデータを収集するようになる。さらに、変速信号によって天板の移動速度が所定の速度までゆっくりとなると、想定した kx の最高周波数分(Mx)までデータを収集する。

- [0087] 続けて、 $kx-z$ のハイブリッド空間において、被検体の腹部から下肢部(図中の下側)にかけては被検体の血流速度がさらにゆっくりとなるため、変速信号入力画面上で変速信号が適宜入力される。その変速信号によって天板の移動速度が所定の速度までゆっくりとなると、想定した kx の最高周波数分を2回加算する。又は、天板の移動速度が所定の速度までゆっくりとなると、想定した kx の最高周波数分を更新する(図示しない)。
- [0088] また、図13に示す $kx-z$ のハイブリッド空間において、被検体の胸部に相当する位置(図中の上側)では血流が比較的高速であるため、被検体が載置される天板の移動速度が比較的高速となる。よって、 $kx-z$ のハイブリッド空間において被検体の胸部に相当する位置では、少なくとも撮影中心軸付近の mx 分のデータを収集する。
- [0089] 続けて、 $kx-z$ のハイブリッド空間において、被検体の胸部から腹部(図中の中央)にかけては血流速度が徐々にゆっくりとなるため、変速信号入力画面上で変速信号が適宜入力される。その変速信号によって天板の移動速度がゆっくりとなるに従って、 mx 分のデータの収集に加えて、 kx の撮影中心軸付近でデータが隙間なく揃うように kx の高周波分の取得順序を変更して kx の高周波分のデータを収集する。さらに、変速信号によって天板の移動速度が所定の速度までゆっくりとなると、撮影中心軸付近を揃えるストラテジで収集する。
- [0090] 続けて、 $kx-z$ のハイブリッド空間において、被検体の腹部から下肢部(図中の下側)にかけては被検体の血流速度がさらにゆっくりとなるため、変速信号入力画面上で変速信号が適宜入力される。その変速信号によって天板の移動速度がゆっくりとなると、想定した kx の最高周波数分を2回加算する。又は、天板の移動速度が所定の速度までゆっくりとなると、想定した kx の最高周波数分を更新する(図示しない)。
- [0091] 図14は、本発明に係る磁気共鳴血管造影方法の変形例を示すフローチャートである。
- [0092] 磁気共鳴血管造影方法の変形例によると、まず、入力装置39を用いて、ユーザによってデータ収集条件の初期値がコンピュータ32に入力される(ステップS21)。データ収集条件としては、天板35の移動速度、 $kx-ky-z$ のハイブリッド空間における天板35の位置がある。

- [0093] データ収集手段103では、入力されたデータ収集条件としての天板35の移動速度及び位置で3D生データが収集される(ステップS22)。ステップS22による3D生データの収集と並行して、収集されたデータを基に必要なデータが揃ったか否かによって、被検体Pの撮影を続けるか否かが判断される(ステップS23)。
- [0094] ステップS23の判断にてYes、すなわち、被検体Pの撮影を続けると判断された場合、“ $ky = \text{一定}$ ”、例えば“ $ky = 0$ ”であるか否かが判断される(ステップS24)。
- [0095] ステップS24の判断にてYes、すなわち、“ $ky = 0$ ”と判断された場合、ステップS22による3D生データの収集と並行して、2Dデータ切出手段104aによって“ $ky = 0$ ”の2Dデータが切り出され(ステップS25)、2Dデータ再配置手段105によってz軸方向にフーリエ変換され、 $kx-z$ のハイブリッド空間にて再配置される(ステップS26)。次いで、ステップS26で kx 方向に揃ったzデータについて、あるz座標における kx が新規に揃ったか否かが判断される(ステップS27)。ステップS27の判断にてNo、すなわち、あるz座標について kx が新規に揃っていないと判断された場合、速度変更指示があればその情報が出力される(ステップS28)。
- [0096] 天板移動速度制御手段102では、ステップS22による3D生データの収集と並行して、ステップS1で入力したデータ収集条件にて既に取得済みの3D生データと変速信号とを総合して、データ収集条件、すなわち、変速後の天板35の移動速度及び次の天板35の位置が計算される(ステップS29)。次いで、ステップS1で入力したデータ収集条件が、ステップS24で算出したデータ収集条件に更新され(ステップS30)、ステップS24で算出したデータ収集条件にて再び3D生データが収集される(ステップS22)。
- [0097] 一方、ステップS27の判断にてYes、すなわち、あるz座標について kx が新規に揃ったと判断された場合、x軸方向にフーリエ変換し、2D画像がz軸方向に拡張して更新され(ステップS31)、速度変更指示があればその情報が出力される(ステップS28)。ステップS31で更新した2D画像をモニタ28に表示することで、ユーザは、変速信号を入力する。
- [0098] 一方、ステップS23の判断にてNo、すなわち、撮影を続けないと判断された場合、被検体Pの撮影を終了する。

- [0099] また、ステップS24の判断にてNo、すばわち、“ $ky=0$ ”でない場合、データ収集条件が計算される(ステップS29)。
- [0100] なお、本発明において、一般に、撮影領域はその撮影中心軸から離れる程、線形性(傾斜磁場の傾き)が悪くなり、FT処理によるMR画像はその形状が歪むので、既知の傾斜磁場線形性補正法を適用してもよい。
- [0101] 加えて、本発明における投影処理は、血管造影像を強調するため、流体部分以外の静止部からの信号を抑制する位相ねじれの手法を応用したTWIP (twisted projection)法に基づき血管の投影像を得るものであり、その中の、3D画像データの後処理の中で、いわゆる“ツイスター”による「ねじれ効果」をもたせる方法に準拠してもよい。
- [0102] さらに、k空間の撮影中心軸付近に配置するデータをその他の部分に配置するデータよりも多く収集するようにパルスシーケンスの収集単位(励起)順を設定し、スキャンするサンプリング法である3D-TRICKS法を $kx-z$ のハイブリッド空間に適用してもよく、これにより、時間分解能をさらに向上させることができる。
- [0103] 磁気共鳴イメージング装置10及び磁気共鳴血管造影方法によると、被検体の内部の実際の血流速度を観察しながら天板35の移動速度を制御することができ、被検体毎、また、同一被検体であっても部位毎に異なる血流速度に追従した適正な画像データを取得できる。

請求の範囲

- [1] 被検体を載置する天板と、この天板を長手方向(z軸方向)に移動させる天板駆動機構と、この天板駆動機構に制御信号を与えて前記天板の移動速度を制御するコンピュータとを備え、前記天板を連続的に移動させながら前記被検体の撮影を行なう磁気共鳴イメージング装置において、
- 前記天板駆動機構を制御して、前記天板を移動させる天板移動速度制御手段と、
- 前記天板を移動させながら核磁気共鳴信号からなる3Dデータを収集するデータ収集手段と、
- 前記データ収集手段による前記3Dデータの収集と並行して、前記データ収集手段で収集した3Dデータのうち一部の2Dデータを基に2D画像を取得する2D画像取得手段と、
- 前記データ収集手段による前記3Dデータの収集と並行して、前記2D画像を表示させる表示制御手段と、を有することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [2] 前記3Dデータを基に3D画像を取得する3D画像取得手段を有し、前記天板移動速度制御手段は、入力された変速信号に従って前記移動速度を計算して、計算後の前記移動速度にて前記天板を移動させることを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [3] 前記2D画像取得手段は、前記データ収集手段で収集した3Dデータのうち、“ $ky = \text{一定}$ ”の ky に関する2Dデータを取得する2Dデータ取得手段と、この2Dデータ取得手段で取得した2Dデータをz軸方向にフーリエ変換し、 $kx-z$ のハイブリッド空間にて再配置する2Dデータ再配置手段と、この2Dデータ再配置手段で kx 方向に揃った z データについて1次元フーリエ変換を行ない、実空間の2D画像を取得する2D画像再構成手段とを有することを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [4] 前記“ $ky = \text{一定}$ ”を“ $ky = 0$ ”とす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。
- [5] RFコイルを、少なくともz軸方向に複数の表面コイルで構成されるマルチコイルとし、前記複数の表面コイルで同時に前記核磁気共鳴信号を受信することを特徴とする請

求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。

- [6] 前記3D画像取得手段は、前記データ収集手段で収集した3Dデータをz軸方向にフーリエ変換し、 k_x-k_y-z のハイブリッド空間にて再配置する3Dデータ再配置手段と、この3Dデータ再配置手段で k_x, k_y 方向に揃ったzデータについて2次元フーリエ変換を行ない、実空間の3D画像を取得する3D画像再構成手段と、この3D画像取得手段で取得した3D画像に画像処理を施す3D画像処理手段とを有することを特徴とする請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [7] 前記天板移動速度制御手段に対して、前記変速信号を入力する入力装置を具備することを特徴とする請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [8] 実際の前記天板の位置を計測する位置計測装置を有することを特徴とする請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [9] 被検体を載置する天板と、この天板を移動させる天板駆動機構と、この天板駆動機構に制御信号を与えて前記天板の移動速度を制御するコンピュータとを備え、前記被検体の内部の血管に造影剤を注入して前記天板を連続的に移動させながら前記被検体の撮影を行ない、前記造影剤の時間的な移動を画像化する磁気共鳴イメージング装置において、
- 前記天板を移動させながら、前記被検体の血流が強調された信号を含む核磁気共鳴信号からなる3Dデータを収集するデータ収集手段と、
- 前記データ収集手段による前記3Dデータの収集と並行して、前記データ収集手段で収集した3Dデータのうち一部の2Dデータを基に2D画像を取得する2D画像取得手段と、
- 前記データ収集手段による前記3Dデータの収集と並行して、前記2D画像を表示させる表示制御手段と、
- 前記3Dデータを基に3D画像を取得する3D画像取得手段とを有し、
- 前記データ収集手段による前記3Dデータの収集と並行して、入力された変速信号に従って前記移動速度を計算して、計算後の前記移動速度にて前記天板を移動させる天板移動速度制御手段と、を有することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

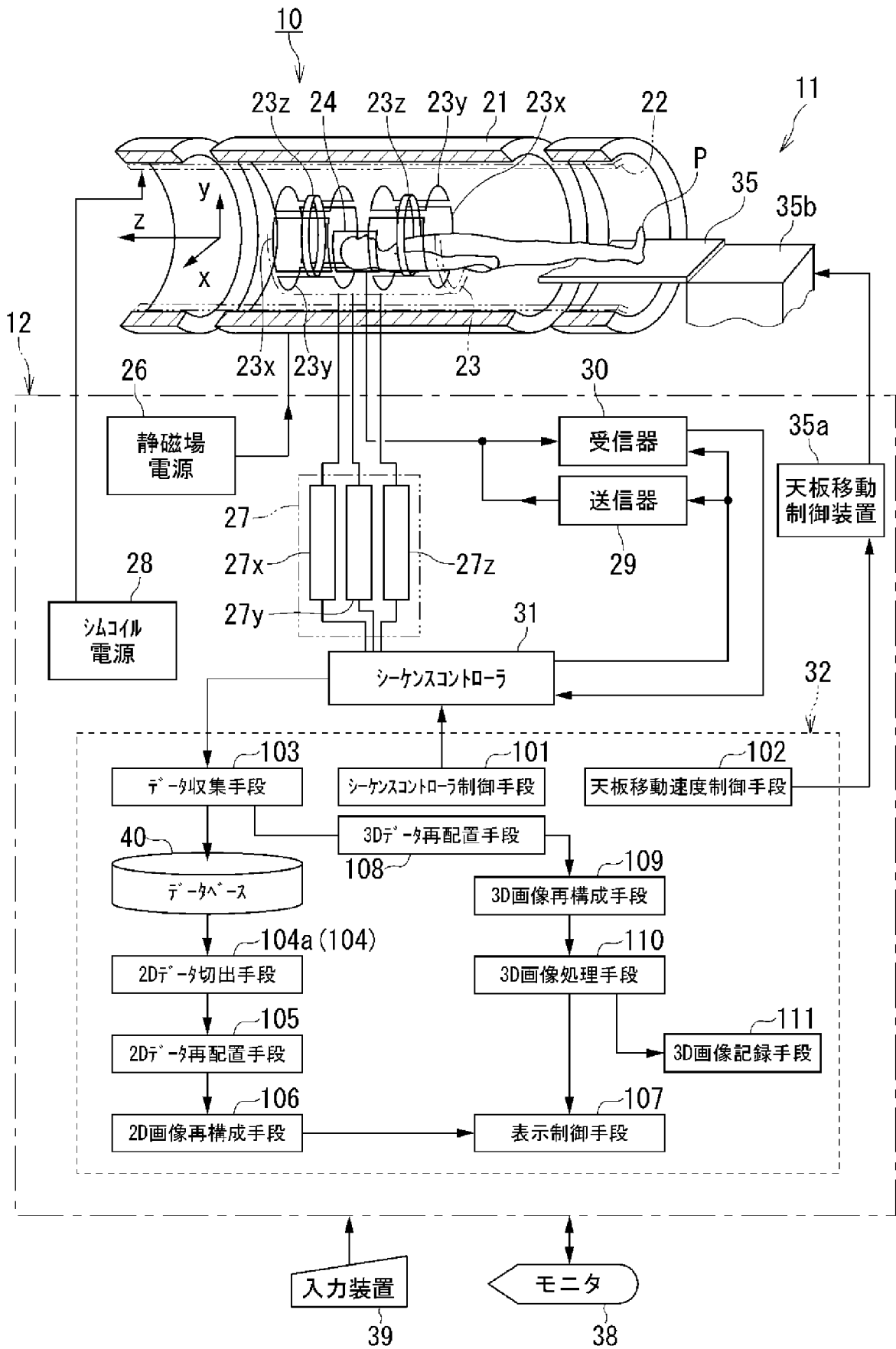
。

- [10] 被検体の内部の血管に造影剤を注入して天板を連続的に移動させながら前記被検体の撮影を行ない、前記造影剤の時間的な移動を画像化する磁気共鳴血管造影方法において、
前記天板が移動される天板移動工程と、
前記天板を移動させながら、前記被検体の血流が強調された信号を含む核磁気共鳴信号からなる3Dデータが収集されるデータ収集工程と、
前記3Dデータの収集に並行して、前記3Dデータのうち一部の2Dデータを基に2D画像が取得される2D画像取得工程と、
前記3Dデータの収集に並行して、前記2D画像が表示される2D画像表示工程と、
前記3Dデータを基に3D画像が取得される3D画像取得工程と、
前記3Dデータの収集に並行して、入力された変速信号に従って前記移動速度が計算される移動速度計算工程とを有し、計算後の前記移動速度にて前記天板を移動させることを特徴とする磁気共鳴血管造影方法。
- [11] 前記2D画像取得工程は、前記3Dデータから、“ $ky = \text{一定}$ ”の ky に関する2Dデータが切り出される2Dデータ取得工程と、この2Dデータ取得工程で取得した2Dデータが z 軸方向にフーリエ変換され、 $kx-z$ のハイブリッド空間にて再配置される2Dデータ再配置工程と、この2Dデータ再配置工程で kx 方向に揃った z データについて1次元フーリエ変換が行なわれ、実空間の2D画像が取得される2D画像再構成工程とを有することを特徴とする請求項10に記載の磁気共鳴血管造影方法。
- [12] 前記“ $ky = \text{一定}$ ”を“ $ky = 0$ ”とすることを特徴とする請求項11に記載の磁気共鳴血管造影方法。
- [13] 前記2Dデータ再配置工程で kx 方向に揃った z データについて、所定の z 座標における kx が新規に揃った場合、 x 軸方向にフーリエ変換され、前記2D画像が z 軸方向方向に拡張されることを特徴とする請求項11に記載の磁気共鳴血管造影方法。
- [14] 前記 $kx-z$ のハイブリッド空間で、その撮影中心に配置するデータをその他の部分に配置するデータよりも多く収集するようにパルスシーケンスの収集単位順を設定してスキャンするサンプリング法である3D-TRICKS法が適用されることを特徴とする請求項11に記載の磁気共鳴血管造影方法。

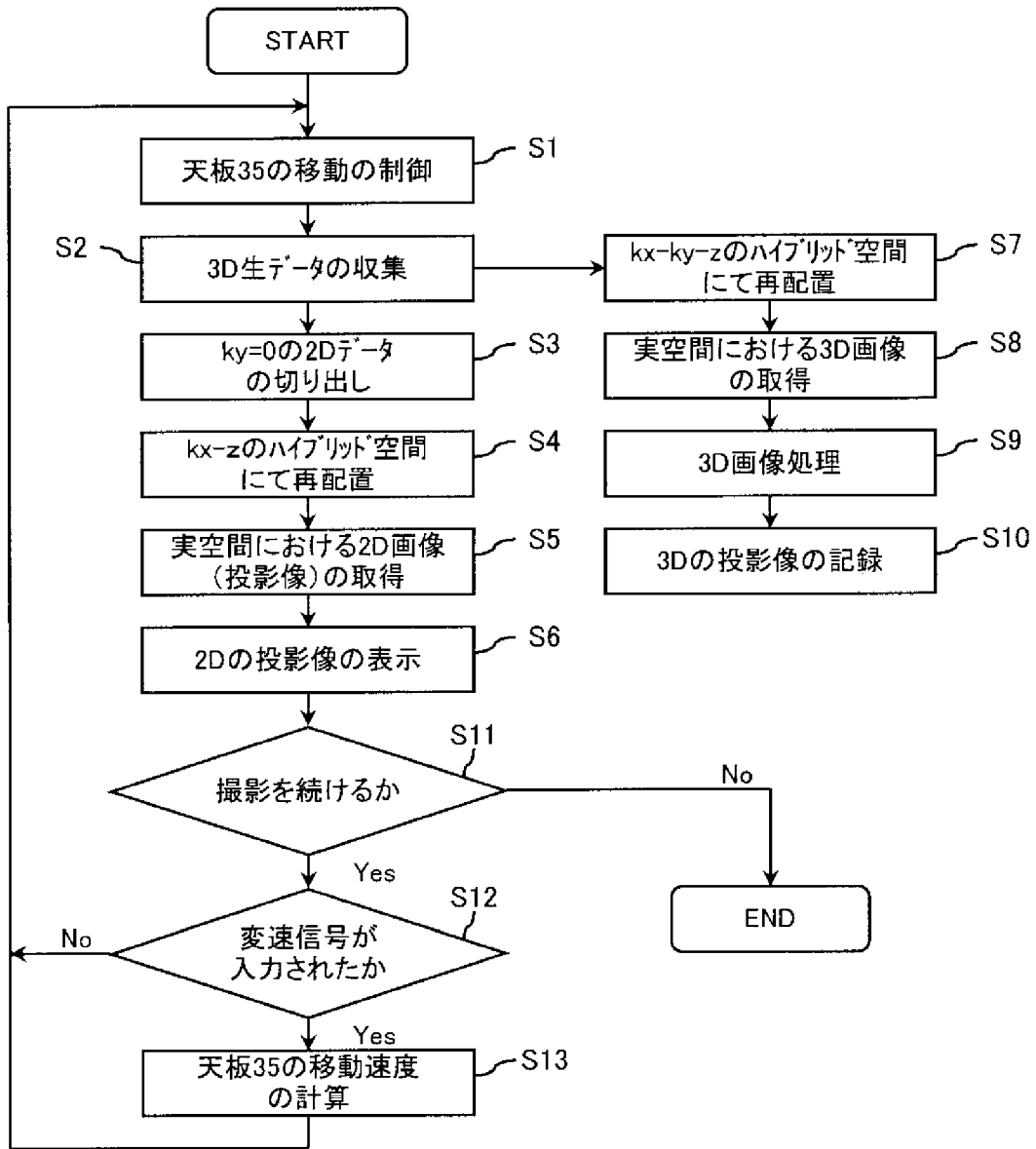
- [15] 前記3D画像取得工程は、前記3Dデータがz軸方向にフーリエ変換され、 $k_x - k_y - z$ のハイブリッド空間にて再配置される3Dデータ再配置工程と、この3Dデータ再配置工程で k_x , k_y 方向に揃ったzデータについて2次元フーリエ変換が行なわれ、実空間の3D画像が取得される3D画像再構成工程と、この3D画像取得工程で取得した3D画像に画像処理が施される3D画像処理工程とを有することを特徴とする請求項10に記載の磁気共鳴血管造影方法。
- [16] 前記3D画像処理工程は、前記3D画像再構成工程で取得した3D画像にSVR (shaded volume rendering) 処理、MaxIP (maximum intensity projection) 処理、MinIP (minimum intensity projection) 処理又はMPR (multiple plane rendering) 処理が施されることを特徴とする請求項15に記載の磁気共鳴血管造影方法。
- [17] 前記3D画像取得工程で取得した3D画像を記録する3D画像記録工程を有することを特徴とする請求項10に記載の磁気共鳴血管造影方法。
- [18] 既に取得済みの3Dデータと変速信号とを総合して、変速後の前記天板の移動速度及び次の前記天板位置が計算されることを特徴とする請求項10に記載の磁気共鳴血管造影方法。
- [19] 少なくともz軸方向に複数の表面コイルで同時に前記核磁気共鳴信号を受信して、その核磁気共鳴信号からなる3Dデータを基に、前記2D画像又は前記3D画像が再構成されることを特徴とする請求項10に記載の磁気共鳴血管造影方法。
- [20] 撮影領域の線形性を補正する傾斜磁場非線形性補正法が適用されることを特徴とする請求項10に記載の磁気共鳴血管造影方法。
- [21] 前記被検体の内部の流体部分以外の静止部からの信号を抑制する位相ねじれの手法を応用したTWIP (twisted projection) 法が適用されることを特徴とする請求項10に記載の磁気共鳴血管造影方法。
- [22] 被検体を載置するための天板をz軸方向に移動させる天板移動工程と、前記天板を連続的に移動させながら、前記被検体の3D領域を磁気共鳴励起すると共に前記3D領域から3Dの核磁気共鳴信号からなる3Dデータを収集するデータ収集工程と、前記3Dデータの収集に並行して、前記3Dデータのうち一部の2Dデータを取得する

2Dデータ取得工程と、
前記3Dデータの収集に並行して、前記2Dデータを基に画像生成処理を行なって2D画像を生成する2D画像再構成工程と、
前記3Dデータの収集に並行して、前記2D画像を表示する2D画像表示工程とを有し、
前記データ収集工程によって新たな3Dデータが収集される毎に、前記2Dデータ取得工程、前記2D画像再構成工程及び前記2D画像表示工程を繰り返し、前記2D画像表示工程によって前記2D画像を更新表示させることを特徴とする磁気共鳴血管造影方法。

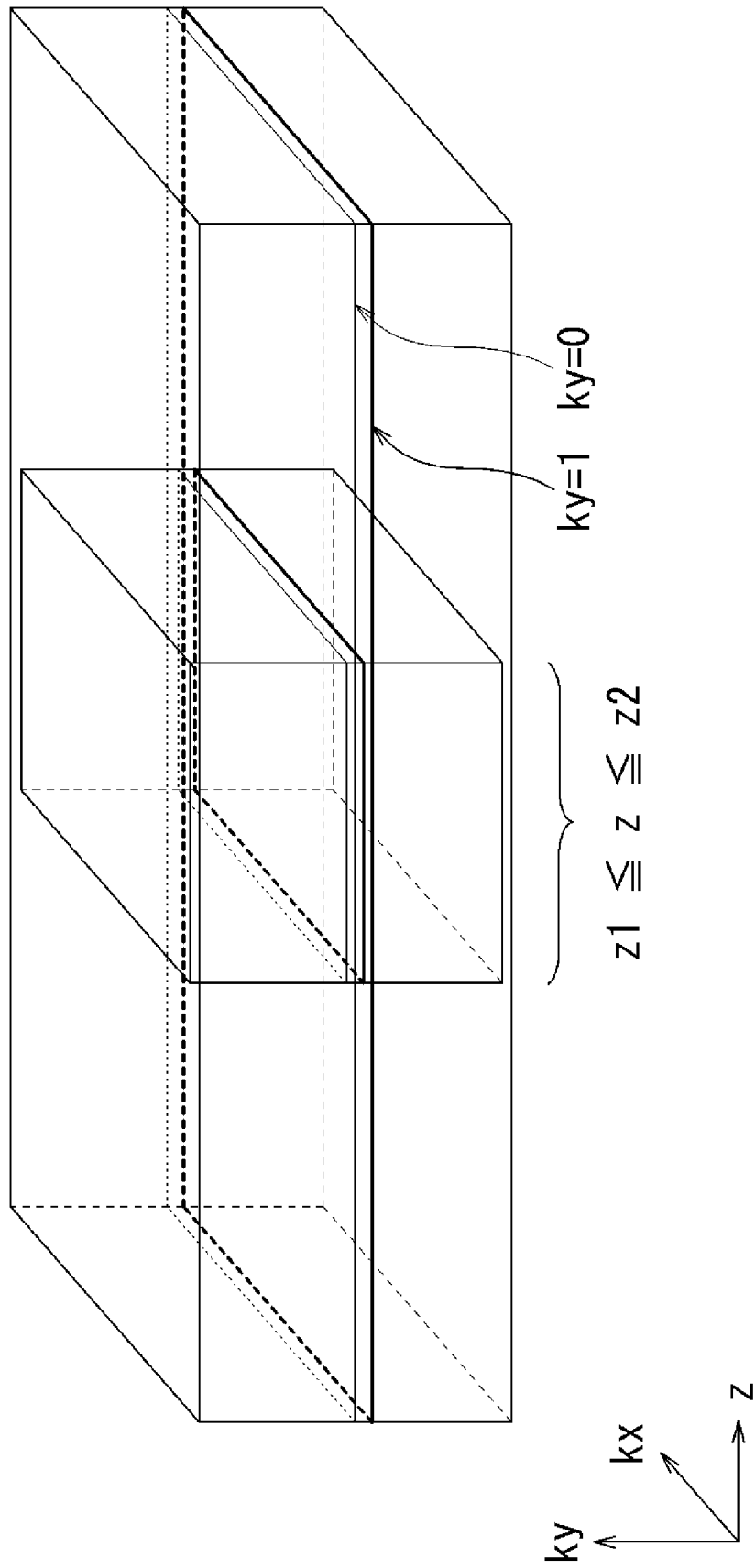
[図1]



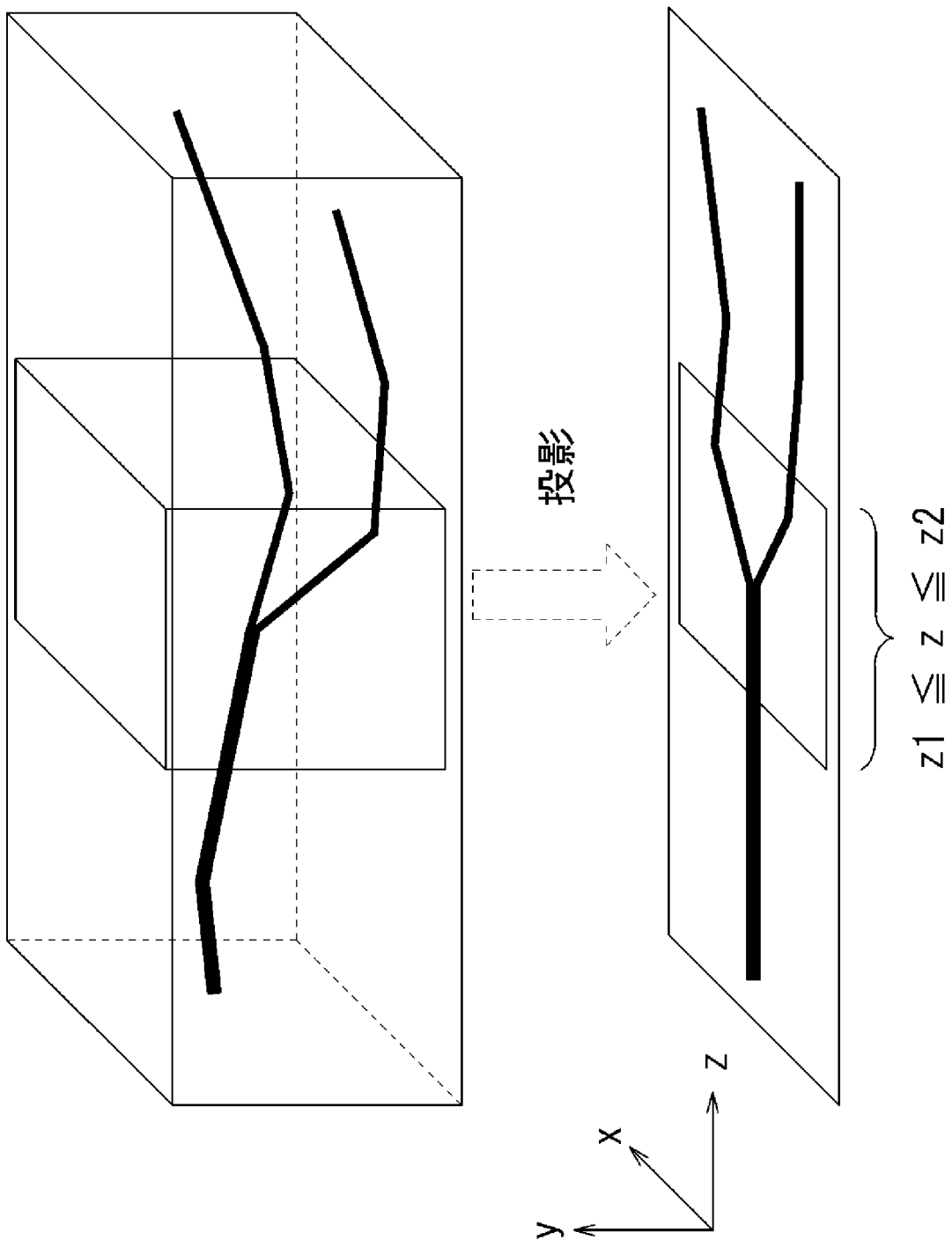
[図2]



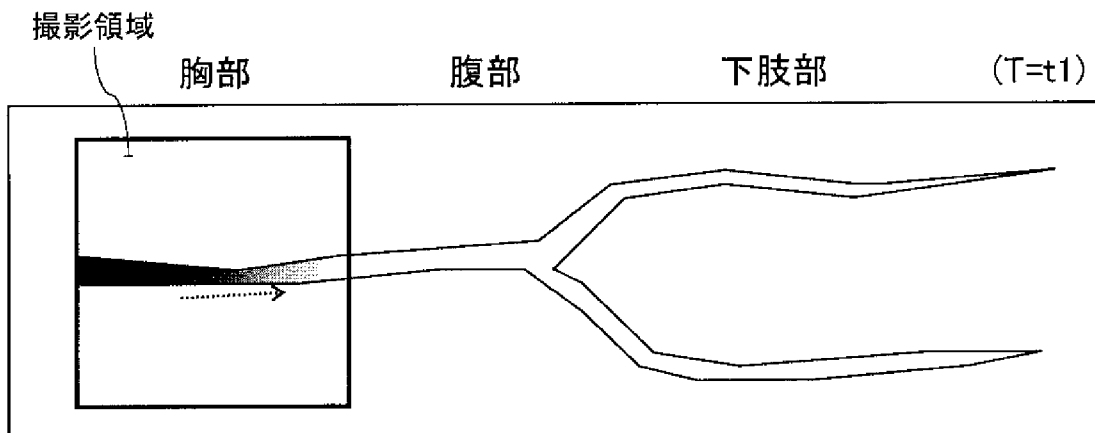
[図3]



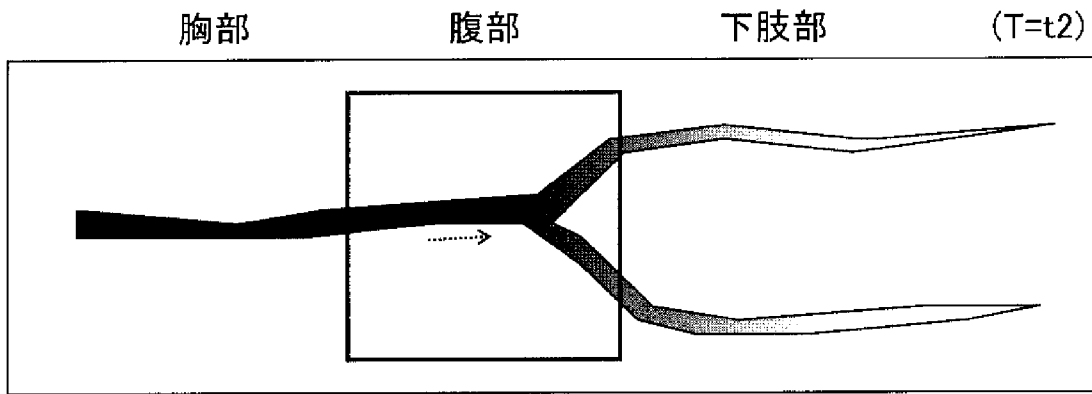
[図4]



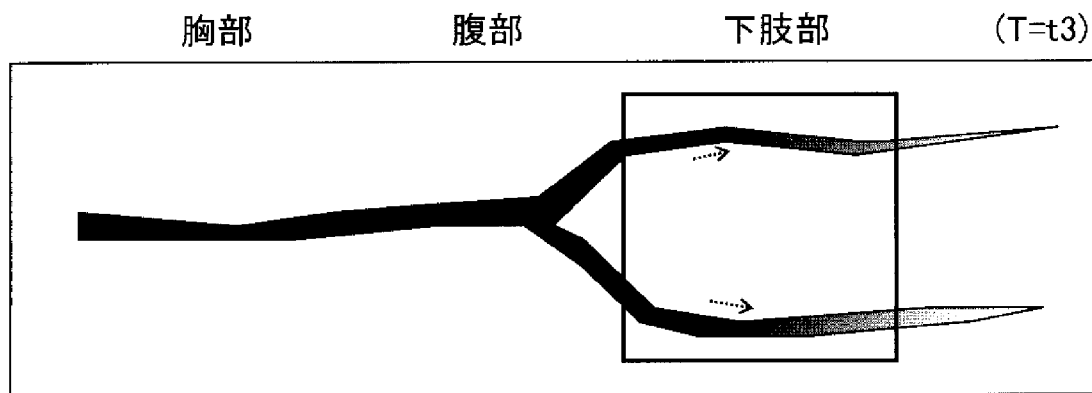
[図5]



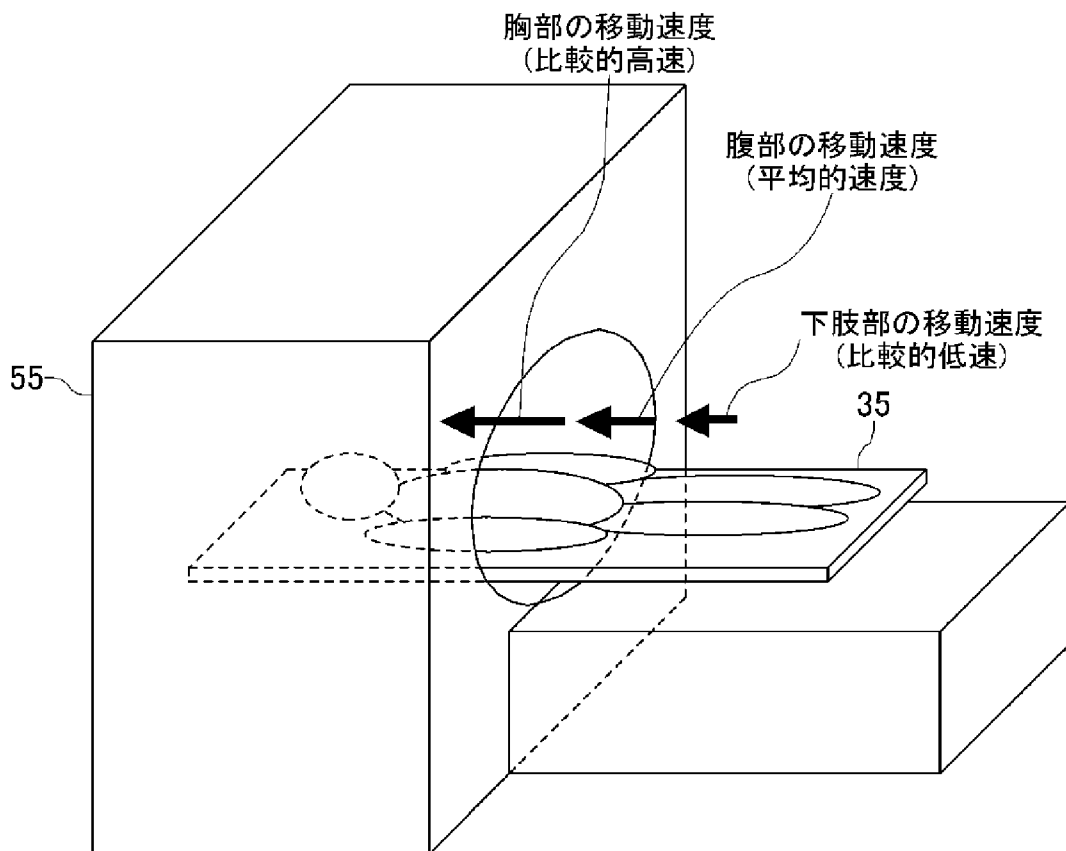
[図6]



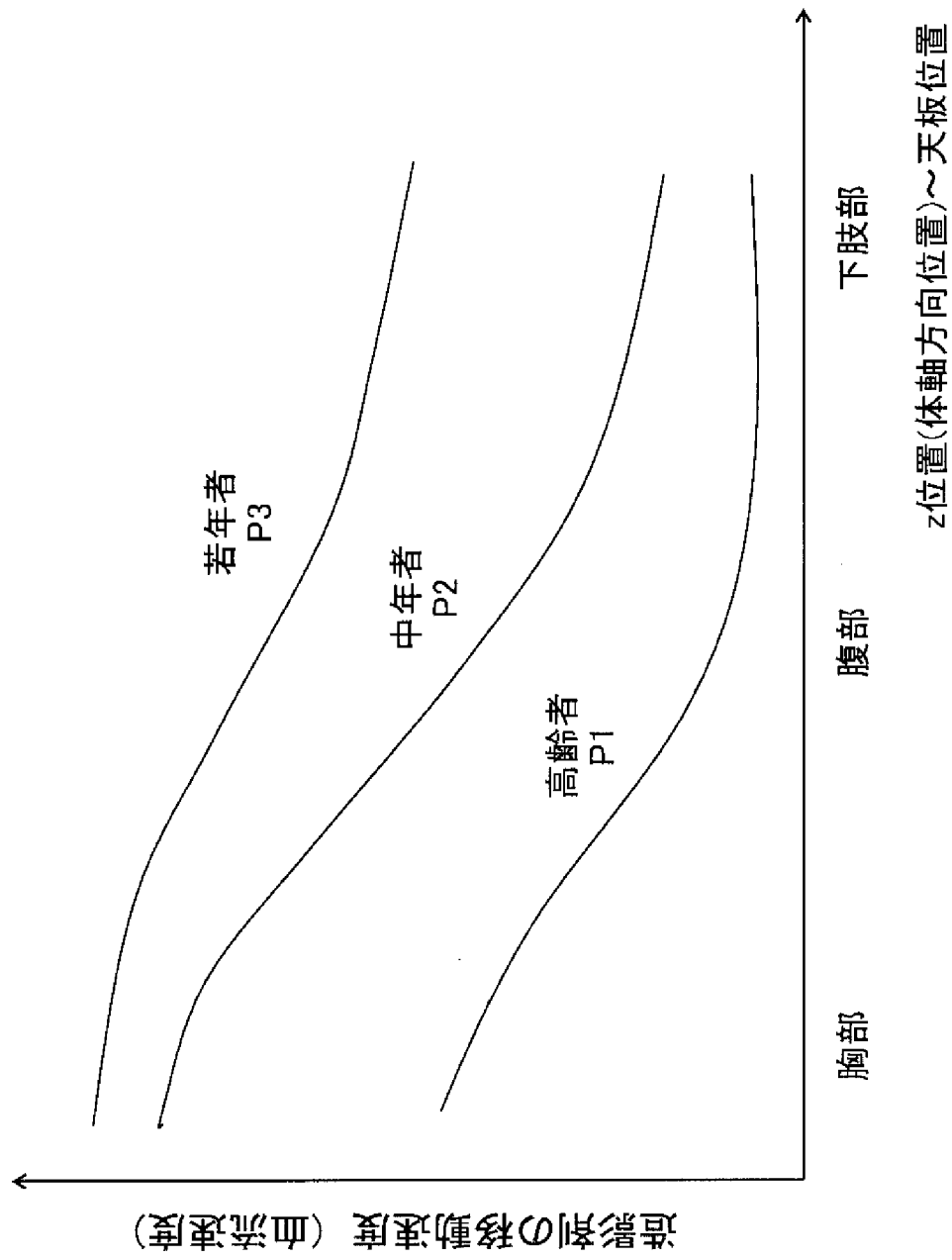
[図7]



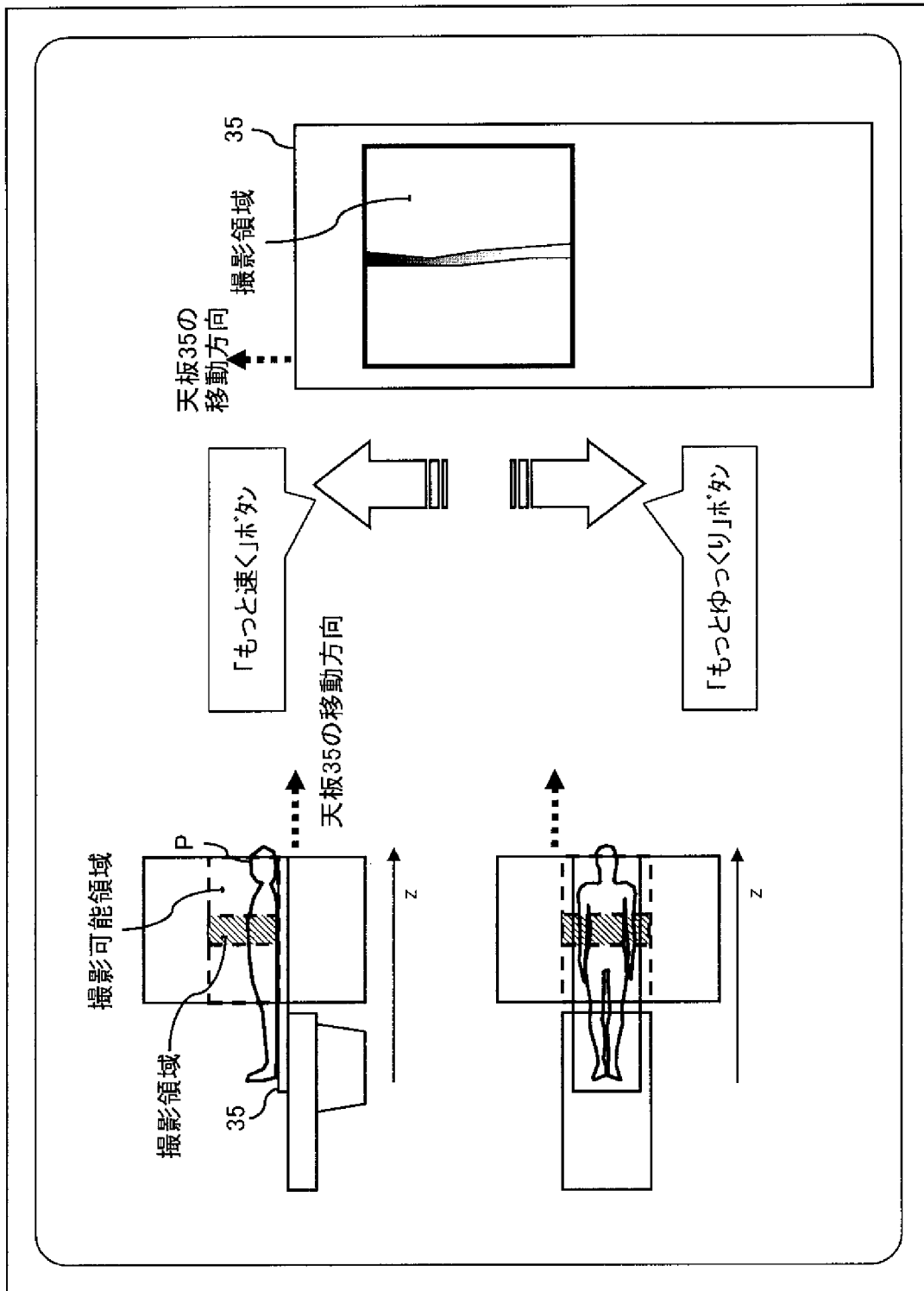
[図8]



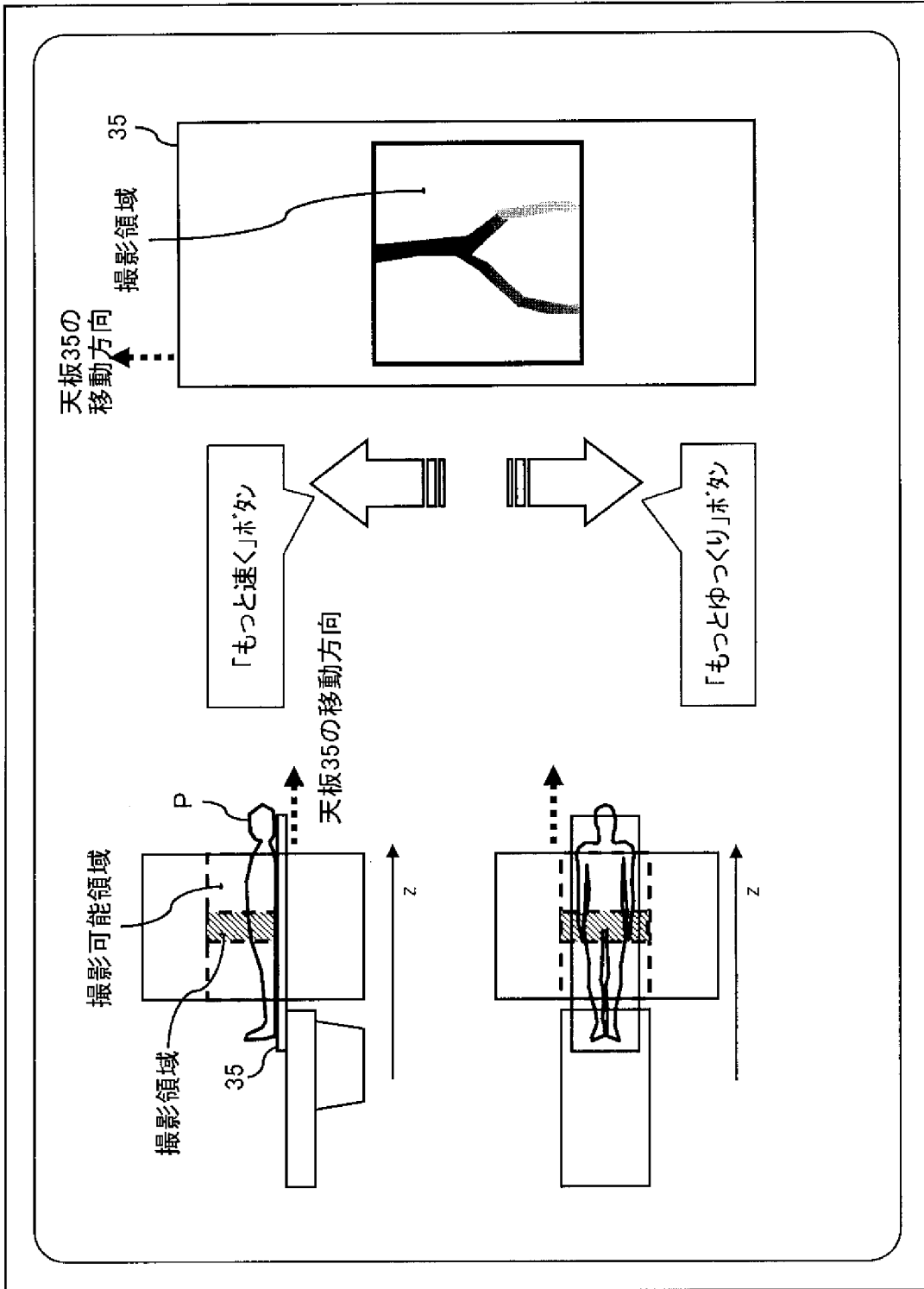
[図9]



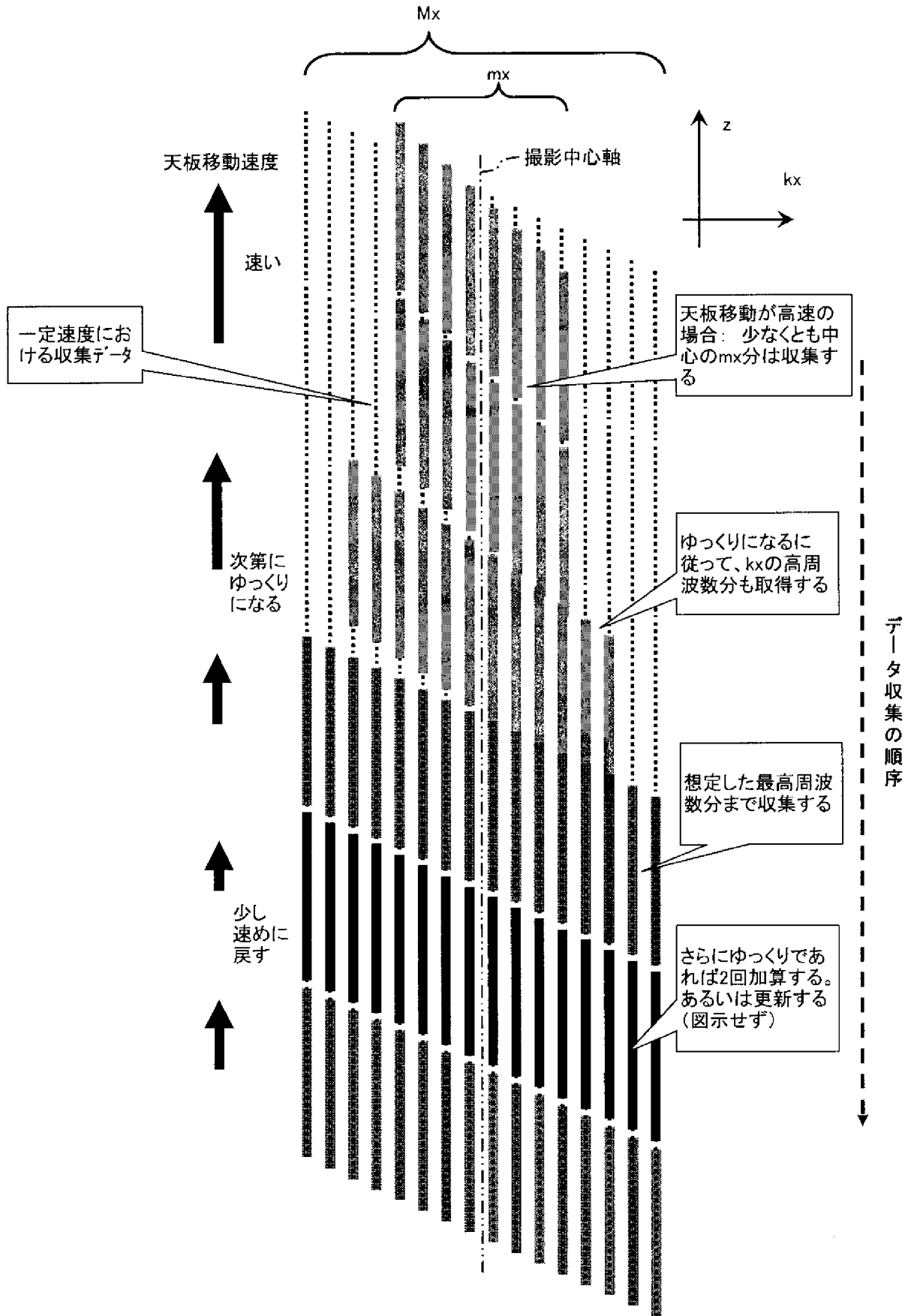
[図10]



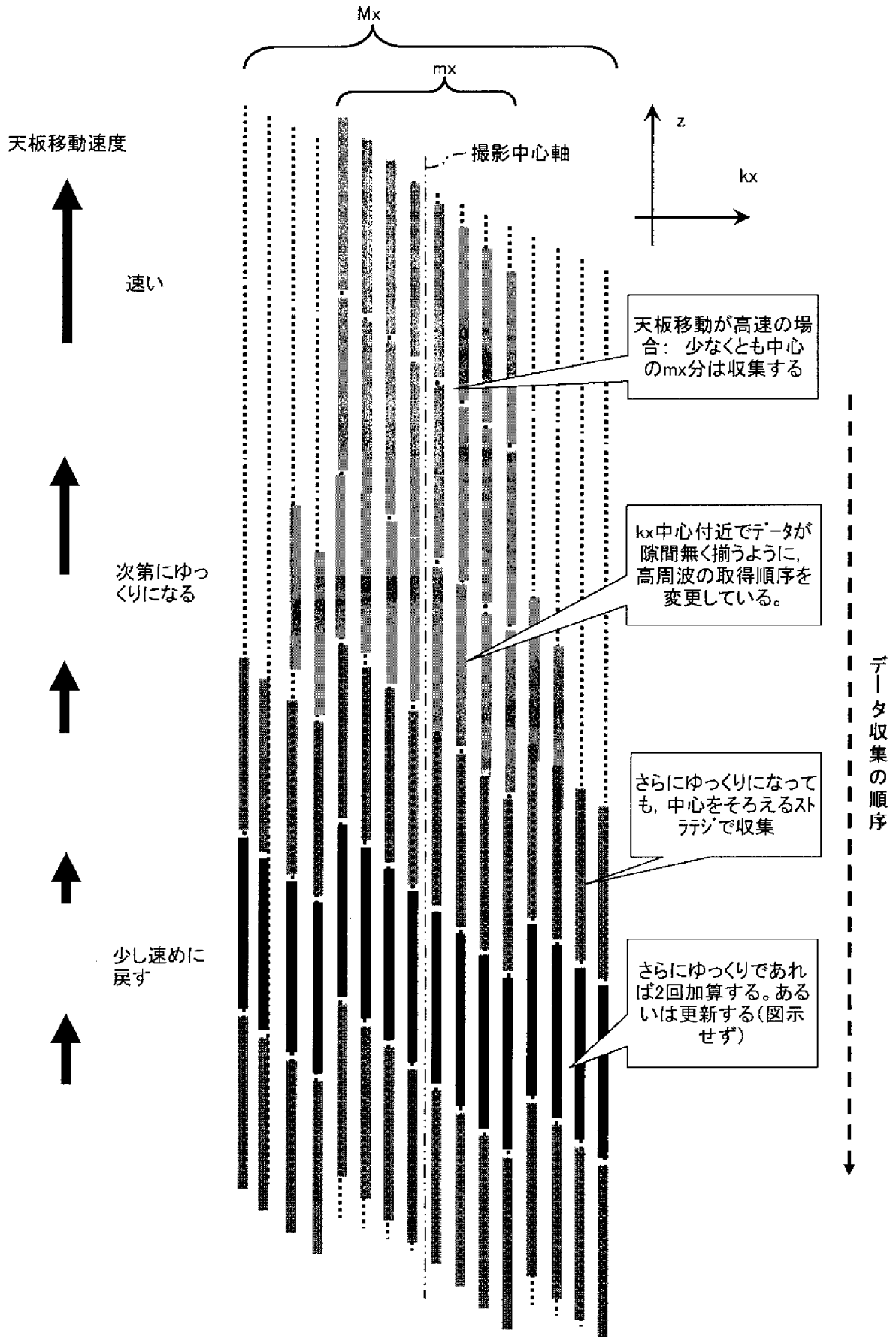
[図11]



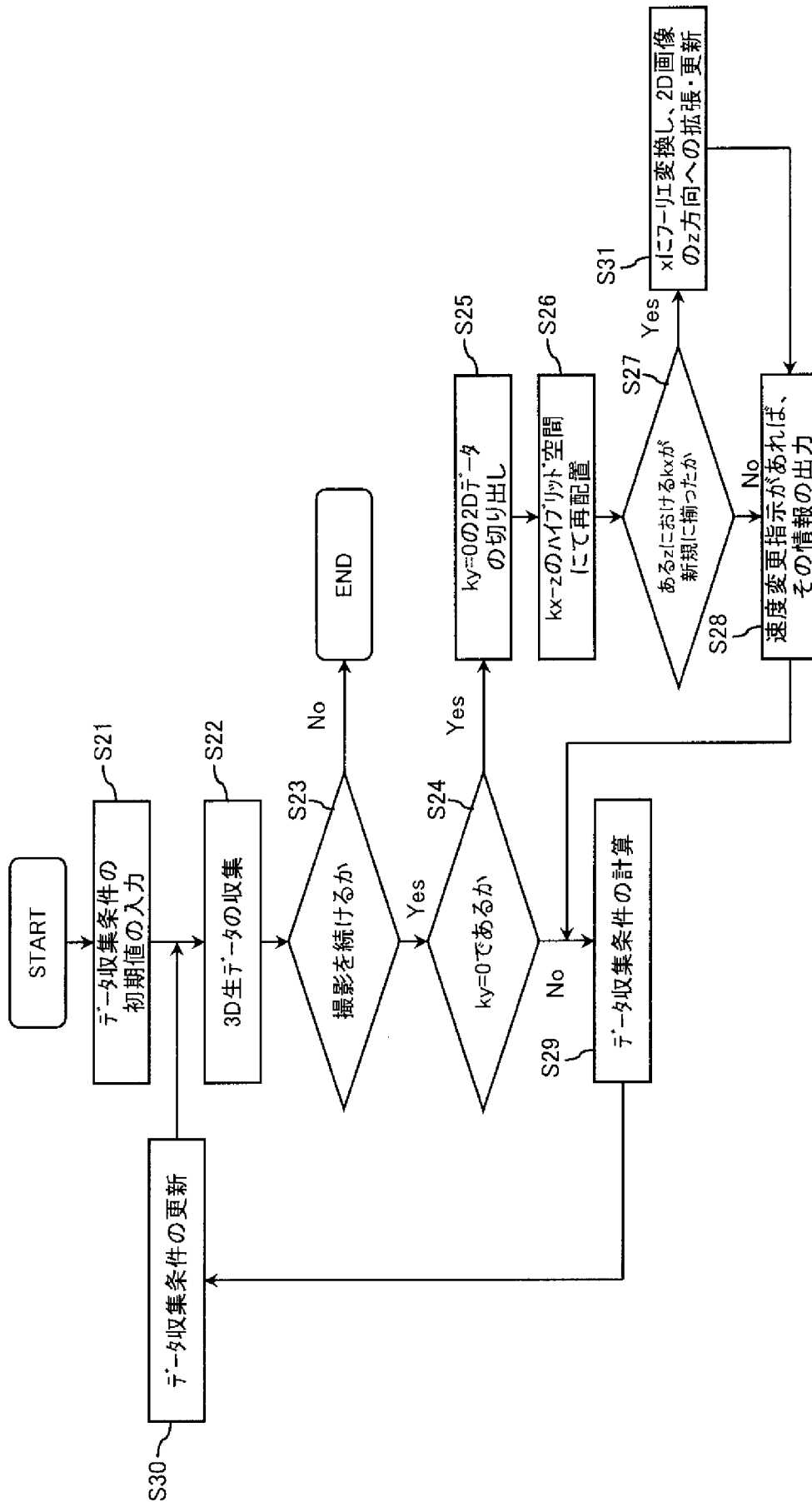
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/319785

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055(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

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	1996-2006
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2006	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2006

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	US 2002/0173715 A1 (David G. Kruger et al.), 21 November, 2002 (21.11.02), Par. Nos. [0033], [0053] to [0060] & JP 2004-527301 A, & DE 60203896 T	1-4, 6-19, 22 5, 20, 21
Y	J. Keupp et al, Continuous Moving Table SENSE Imaging, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 12, May, 2004, 324	5
Y	Jason A. Polzin et al, Correction for Gradient Field Distortions in Moving Table Imaging, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 10, May, 2002, 380	20

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search
22 December, 2006 (22.12.06)

Date of mailing of the international search report
09 January, 2007 (09.01.07)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/319785

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	Matt A. Bernstein et al, Handbook of MRI Pulse Sequences, Elsevier Academic Press, September 21, 2004, pp.357-358, ISBN 978-0-12-092861-3	21
A	M. Sabati et al, Space-time relationship in continuously moving table method for large FOV peripheral contrast-enhanced magnetic resonance angiography, Physics in Medicine & Biology, September, 2003, vol.48, no.17, pp. 2739-2752 (particularly, page 2749, 10th line from the bottom to page 2750, line 17)	1-22
A	H. H. Hu et al, Application of Variable FOV to Continuously Moving Table MRI, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 11, July, 2003, 1073	1-22
A	D. G. Kruger et al, A dual-velocity acquisition method for continuously-moving-table contrast-enhanced MRA, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 12, May, 2004, 233	1-22

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			
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			
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 1971-2006年 日本国実用新案登録公報 1996-2006年 日本国登録実用新案公報 1994-2006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)			
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 請求の範囲の番号	
X Y	US 2002/0173715 A1 (David G. Kruger et al) November 21, 2002 段落[0033], [0053]-[0060] & JP 2004-527301 A, & DE 60203896 T	1-4, 6-19, 22 5, 20, 21	
Y	J. Keupp et al, Continuous Moving Table SENSE Imaging, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 12, May, 2004, 324	5	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。	
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 22.12.2006		国際調査報告の発送日 09.01.2007	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 右高 孝幸	2Q 9808
		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 請求の範囲の番号
Y	Jason A. Polzin et al, Correction for Gradient Field Distortions in Moving Table Imaging, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 10, May, 2002, 380	20
Y	Matt A. Bernstein et al, Handbook of MRI Pulse Sequences, Elsevier Academic Press, September 21, 2004, pp.357-358, ISBN 978-0-12-092861-3	21
A	M. Sabati et al, Space-time relationship in continuously moving table method for large FOV peripheral contrast-enhanced magnetic resonance angiography, Physics in Medicine & Biology, September, 2003, vol. 48, no. 17, pp.2739-2752 (特に、p. 2749 の下から 10 行目 - p. 2750 の 17 行目参照)	1-22
A	H. H. Hu et al, Application of Variable FOV to Continuously Moving Table MRI, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 11, July, 2003, 1073	1-22
A	D. G. Kruger et al, A dual-velocity acquisition method for continuously-moving-table contrast-enhanced MRA, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 12, May, 2004, 233	1-22