

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5697925号
(P5697925)

(45) 発行日 平成27年4月8日 (2015.4.8)

(24) 登録日 平成27年2月20日 (2015.2.20)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 7 0

請求項の数 13 (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2010-190448 (P2010-190448)
 (22) 出願日 平成22年8月27日 (2010.8.27)
 (65) 公開番号 特開2012-45192 (P2012-45192A)
 (43) 公開日 平成24年3月8日 (2012.3.8)
 審査請求日 平成25年5月16日 (2013.5.16)

(73) 特許権者 300019238
 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
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・710
 ・3000

(74) 代理人 100106541

弁理士 伊藤 信和

(72) 発明者 後藤 隆男

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置、スライス位置設定方法、およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の椎間板を撮影する磁気共鳴イメージング装置であって、
 前記被検体から収集された磁気共鳴信号に基づいて、椎間板の間隔を算出する椎間板間
 隔算出手段と、

脳脊髄液の基準モデルが有する複数のランドマークの間隔を、前記椎間板の間隔に基づ
 いて調整するランドマーク間隔調整手段と、

前記ランドマークの間隔が調整された前記基準モデルを、前記被検体の脳脊髄液に合わ
 せて変形し、前記被検体の脳脊髄液に対して位置決めする基準モデル位置決め手段と、

10

前記基準モデル位置決め手段により位置決め後の複数のランドマークの各々を変位させ
 るランドマーク変位手段と、

前記複数のランドマークの各々を横切り椎間板を横切るライン上の磁気共鳴信号に関す
 るプロファイルを作成するプロファイル作成手段と、

前記プロファイルに基づいて、前記椎間板に、前記椎間板のスライス位置を位置決めす
 るための基準点を設定する基準点設定手段と、

20

前記基準点に基づいて、前記椎間板に対してスライス位置を位置決めするスライス位置決め手段と、
を有する、磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

前記椎間板間隔算出手段は、前記椎間板の間隔を、前記磁気共鳴信号に基づいて作成された周波数スペクトルに基づいて算出するものである、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

前記プロファイル作成手段において作成されるプロファイルは、前記ランドマーク変位手段における変位前後のランドマークを横切り椎間板を横切るラインであって当該ランドマーク間で互いに平行なライン上のプロファイルを含む、請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項 4】

前記プロファイル作成手段において、前記複数のランドマークの各々を横切り椎間板を横切るラインは、当該ランドマークとその隣のランドマークとを結ぶ線分、又は当該ランドマークの両隣のランドマークを結ぶ線分に垂直となるように規定されている、請求項 1 ~ 3 のうち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 5】

前記椎間板の長軸方向を検出する長軸方向検出手段を有し、

前記スライス位置決め手段は、前記基準点と前記長軸方向に基づいて、前記椎間板のスライス位置を位置決めする、請求項 1 ~ 4 のうちのいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

20

【請求項 6】

前記プロファイルは、前記磁気共鳴信号の信号強度を表す信号強度プロファイルである、請求項 1 ~ 5 のうち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 7】

前記プロファイル作成手段により作成された複数のプロファイルの各々の特徴量を算出する特徴量算出手段を有し、

前記基準モデル位置決め手段は、

前記複数のプロファイルの各々の特徴量に基づいて、前記ランドマークの位置を調整する、請求項 1 ~ 6 のうちのいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

30

【請求項 8】

前記特徴量は、信号強度の積分値である、請求項 7 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

前記基準モデル位置決め手段は、前記複数のプロファイルの各々の信号強度の積分値の加算値を用いて、前記ランドマークの位置を調整する、請求項 8 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 10】

背骨の位置を検出する背骨検出手段を有し、

40

前記基準モデル位置決め手段は、前記背骨の位置を含むサジタル面をスキャンすることにより得られたサジタル画像データを用いて、前記ランドマークの間隔が調整された前記基準モデルを、前記被検体の脳脊髄液に対して位置決めする、請求項 1 ~ 9 のうち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 11】

前記被検体のコロナル画像データに基づいて、前記周波数スペクトルを作成する、請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 12】

被検体の椎間板のスライス位置を設定するスライス位置設定方法であって、

前記被検体から収集された磁気共鳴信号に基づいて、椎間板の間隔を算出する椎間板間

50

隔算出ステップと、

脳脊髄液の基準モデルが有する複数のランドマークの間隔を、前記椎間板の間隔に基づいて調整するランドマーク間隔調整ステップと、

前記ランドマークの間隔が調整された前記基準モデルを、前記被検体の脳脊髄液に合わせて変形し、前記被検体の脳脊髄液に対して位置決めする基準モデル位置決めステップと、

前記基準モデル位置決め手段により位置決め後の複数のランドマークの各々を変位させるランドマーク変位ステップと、

10

前記複数のランドマークの各々を横切り椎間板を横切るライン上の磁気共鳴信号に関するプロファイルを作成するプロファイル作成ステップと、

前記プロファイルに基づいて、前記椎間板に、前記椎間板のスライス位置を位置決めするための基準点を設定する基準点設定ステップと、

前記基準点に基づいて、前記椎間板に対してスライス位置を位置決めするスライス位置決めステップと、

を有する、スライス位置設定方法。

20

【請求項 13】

被検体の椎間板を撮影する磁気共鳴イメージング装置のプログラムであって、

前記被検体から収集された磁気共鳴信号に基づいて、椎間板の間隔を算出する椎間板間隔算出処理と、

脳脊髄液の基準モデルが有する複数のランドマークの間隔を、前記椎間板の間隔に基づいて調整するランドマーク間隔調整処理と、

前記ランドマークの間隔が調整された前記基準モデルを、前記被検体の脳脊髄液に合わせて変形し、前記被検体の脳脊髄液に対して位置決めする基準モデル位置決め処理と、

30

前記基準モデル位置決め手段により位置決め後の複数のランドマークの各々を変位させるランドマーク変位処理と、

前記複数のランドマークの各々を横切り椎間板を横切るライン上の磁気共鳴信号に関するプロファイルを作成するプロファイル作成処理と、

前記プロファイルに基づいて、前記椎間板に、前記椎間板のスライス位置を位置決めするための基準点を設定する基準点設定処理と、

前記基準点に基づいて、前記椎間板に対してスライス位置を位置決めするスライス位置決め処理と、

40

を計算機に実行させる、プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の椎間板を撮影する磁気共鳴イメージング装置、スライス位置設定方法、およびプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、椎間板のスライス位置を自動的に決定し、椎間板の撮影を行う方法が知られ

50

ている（例えば、特許文献 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 3 】

【特許文献 1】特開平7-51248号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

スライス位置が椎間板からずれてしまうと、椎間板の医学的診断をすることが難しくなるので、椎間板のスライス位置は、できるだけ椎間板の中心付近を横切るように設定することが望まれる。しかし、椎間板の厚さは薄く、被検体によっては、椎間板が変形していることもあるので、場合によっては、スライス位置が椎間板からずれてしまうことがある。スライス位置を椎間板に一致させるには、オペレータがスライス位置を手動で設定すればよいが、これでは、オペレータの手間が増えてしまうという問題がある。したがって、オペレータにできるだけ手間をかけることなく、スライス位置の精度を高めることが望まれている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

本発明の第 1 の態様は、被検体の椎間板を撮影する磁気共鳴イメージング装置であって、

前記被検体から収集された磁気共鳴信号に基づいて、周波数スペクトルを作成する周波数スペクトル作成手段と、

前記周波数スペクトルに基づいて、椎間板の間隔を算出する椎間板間隔算出手段と、

脳脊髄液の基準モデルが有する複数のランドマークの間隔を、前記椎間板の間隔に基づいて調整するランドマーク間隔調整手段と、

前記ランドマークの間隔が調整された前記基準モデルを、前記被検体の脳脊髄液に合わせて変形し、前記被検体の脳脊髄液に対して位置決めする基準モデル位置決め手段と、

前記複数のランドマークの各々を変位させるランドマーク変位手段と、

前記複数のランドマークの各々を横切るライン上の磁気共鳴信号に関するプロファイルを作成するプロファイル作成手段と、

前記プロファイルに基づいて、前記椎間板に、前記椎間板のスライス位置を位置決めするための基準点を設定する基準点設定手段と、

前記基準点に基づいて、前記椎間板に対してスライス位置を位置決めするスライス位置決め手段と、を有する、である。

本発明の第 2 の態様は、被検体の椎間板のスライス位置を設定するスライス位置設定方法であって、

前記被検体から収集された磁気共鳴信号に基づいて、周波数スペクトルを作成する周波数スペクトル作成ステップと、

前記周波数スペクトルに基づいて、椎間板の間隔を算出する椎間板間隔算出ステップと、

脳脊髄液の基準モデルが有する複数のランドマークの間隔を、前記椎間板の間隔に基づいて調整するランドマーク間隔調整ステップと、

前記ランドマークの間隔が調整された前記基準モデルを、前記被検体の脳脊髄液に合わせて変形し、前記被検体の脳脊髄液に対して位置決めする基準モデル位置決めステップと、

前記複数のランドマークの各々を変位させるランドマーク変位ステップと、

前記複数のランドマークの各々を横切るライン上の磁気共鳴信号に関するプロファイルを作成するプロファイル作成ステップと、

前記プロファイルに基づいて、前記椎間板に、前記椎間板のスライス位置を位置決めす

10

20

30

40

50

るための基準点を設定する基準点設定ステップと、

前記基準点に基づいて、前記椎間板に対してスライス位置を位置決めするスライス位置決めステップと、
を有する、スライス位置設定方法である。

本発明の第3の態様は、被検体の椎間板を撮影する磁気共鳴イメージング装置のプログラムであって、

前記被検体から収集された磁気共鳴信号に基づいて、周波数スペクトルを作成する周波数スペクトル作成処理と、

前記周波数スペクトルに基づいて、椎間板の間隔を算出する椎間板間隔算出処理と、

脳脊髄液の基準モデルが有する複数のランドマークの間隔を、前記椎間板の間隔に基づいて調整するランドマーク間隔調整処理と、

前記ランドマークの間隔が調整された前記基準モデルを、前記被検体の脳脊髄液に合わせて変形し、前記被検体の脳脊髄液に対して位置決めする基準モデル位置決め処理と、

前記複数のランドマークの各々を変位させるランドマーク変位処理と、

前記複数のランドマークの各々を横切るライン上の磁気共鳴信号に関するプロファイルを作成するプロファイル作成処理と、

前記プロファイルに基づいて、前記椎間板に、前記椎間板のスライス位置を位置決めするための基準点を設定する基準点設定処理と、

前記基準点に基づいて、前記椎間板に対してスライス位置を位置決めするスライス位置決め処理と、

を計算機に実行させるためのプログラムである。

【発明の効果】

【0006】

脳脊髄液の基準モデルが有する複数のランドマークの間隔を、被検体の椎間板の間隔に基づいて調整しているので、被検体の椎間板の間隔に応じたスライス位置を設定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の第1の形態の磁気共鳴イメージング装置の概略図である。

【図2】MRI装置100の処理フローの一例を示す図である。

【図3】コロナルスキャンが実行されるときのスライス位置を示す図である。

【図4】オペレータ13が選択したコロナル画像ICの一例を示す図である。

【図5】コロナル画像ICをフーリエ変換することにより得られた周波数スペクトルの一例である。

【図6】背骨の位置の検出方法を説明する図である。

【図7】スキャンされるサジタル面SAを示す図である。

【図8】サジタル画像データSIの一例を示す図である。

【図9】脳脊髄液の基準モデルMCの作成手順の説明図である。

【図10】脳脊髄液の基準モデルMCのランドマーク M_1 の間隔を、椎間板の間隔SPに基づいて調整するときの様子を示す図である。

【図11】脳脊髄液の基準モデルMCを被検体12の脳脊髄液に合わせて変形し、被検体12の脳脊髄液に対して位置決めするときの説明図である。

【図12】ランドマーク M_1 を横切るライン上の信号強度プロファイルを説明する図である。

【図13】ランドマーク M_2 を横切るライン上の信号強度プロファイルを説明する図である。

【図14】ランドマーク $M_1 \sim M_x$ の各々に対して得られた信号強度プロファイルを示す概略図である。

【図15】ランドマーク M_1 の位置を変位させたときの信号強度プロファイルを示す図で

10

20

30

40

50

ある。

【図 1 6】椎間板 DK_1 に、スライス位置を位置決めするときの基準点を設定するときの説明図である。

【図 1 7】全ての椎間板 $DK_1 \sim DK_x$ に、スライス位置を位置決めするための基準点が設定されたときの様子を示す図である。

【図 1 8】各椎間板 $DK_1 \sim DK_x$ の長軸方向 $LD_1 \sim LD_x$ を示す図である。

【図 1 9】スライス位置を示す図である。

【図 2 0】サジタル画像データ SI の中におけるスライス位置 $SL_1 \sim SL_x$ を示す図である。

【図 2 1】第 2 の形態の MRI 装置 2 0 0 の概略図である。

10

【図 2 2】 MRI 装置 2 0 0 の処理フローの一例を示す図である。

【図 2 3】信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ の各々の信号強度の積分値 Int を示す図である。

【図 2 4】変位させた後の複数のランドマークを示す図である。

【図 2 5】変位後のランドマーク $M_1 \sim M_x$ (白丸) を横切る信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ を示す図である。

【図 2 6】信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ の各々の信号強度の積分値 Int を示す図である。

【図 2 7】ランドマークの位置の調整方法の説明図である。

【発明を実施するための形態】

20

【0 0 0 8】

以下、発明を実施するための形態について説明するが、本発明は、以下の形態に限定されることはない。

【0 0 0 9】

(1) 第 1 の形態

図 1 は、本発明の第 1 の形態の磁気共鳴イメージング装置の概略図である。

磁気共鳴イメージング装置 (MRI 装置 MRI : Magnetic Resonance Imaging) 1 0 0 は、磁場発生装置 2、テーブル 3、受信コイル 4 などを有している。

【0 0 1 0】

磁場発生装置 2 は、被検体 1 2 が収容されるボア 2 1 と、超伝導コイル 2 2 と、勾配コイル 2 3 と、送信コイル 2 4 とを有している。超伝導コイル 2 2 は静磁場 B_0 を印加し、勾配コイル 2 3 は、勾配磁場を印加する。また、送信コイル 2 4 は RF パルスを送信する。尚、超伝導コイル 2 2 の代わりに、永久磁石を用いてもよい。

30

【0 0 1 1】

テーブル 3 は、被検体 1 2 を支持するためのクレードル 3 1 を有している。クレードル 3 1 は、ボア 2 1 に移動できるように構成されている。クレードル 3 1 によって、被検体 1 2 はボア 2 1 に搬送される。

【0 0 1 2】

受信コイル 4 は、被検体 1 2 の胸部から腹部に渡って取り付けられており、磁気共鳴信号を受信する。

40

【0 0 1 3】

MRI 装置 1 0 0 は、更に、シーケンサ 5、送信器 6、勾配磁場電源 7、受信器 8、中央処理装置 9、入力装置 1 0、および表示装置 1 1 を有している。

【0 0 1 4】

シーケンサ 5 は、中央処理装置 9 の制御を受けて、パルスシーケンスを実行するための情報を送信器 6 および勾配磁場電源 7 に送る。具体的には、シーケンサ 5 は、中央処理装置 9 の制御を受けて、 RF パルスの情報 (中心周波数、バンド幅など) を送信器 6 に送り、勾配磁場の情報 (勾配磁場の強度など) を勾配磁場電源 7 に送る。

【0 0 1 5】

送信器 6 は、シーケンサ 5 から送られた情報に基づいて、 RF コイル 2 4 を駆動する駆

50

動信号を出力する。

【 0 0 1 6 】

勾配磁場電源 7 は、シーケンサ 5 から送られた情報に基づいて、勾配コイル 2 3 を駆動する駆動信号を出力する。

【 0 0 1 7 】

受信器 8 は、受信コイル 4 で受信された磁気共鳴信号を信号処理し、中央処理装置 9 に伝送する。

【 0 0 1 8 】

中央処理装置 9 は、シーケンサ 5 および表示装置 1 1 に必要な情報を伝送したり、受信器 8 から受け取った信号に基づいて画像を再構成するなど、MRI 装置 1 0 0 の各種の動作を実現するように、MRI 装置 1 0 0 の各部の動作を制御する。中央処理装置 9 は、例えばコンピュータ (computer) によって構成される。中央処理装置 9 は、周波数スペクトル作成手段 9 A ~ スライス位置決め手段 9 J を有している。

【 0 0 1 9 】

周波数スペクトル作成手段 9 A は、コロナル画像データ IC (図 4 参照) に関する周波数スペクトルを作成する。

【 0 0 2 0 】

背骨検出手段 9 B は、周波数スペクトル作成手段 9 A により作成された周波数スペクトル FS (図 5 参照) に基づいて、被検体 1 2 の背骨がどこに位置しているかを検出する。

【 0 0 2 1 】

椎間板間隔算出手段 9 C は、周波数スペクトル FS (図 5 参照) に基づいて、被検体 1 2 の椎間板の間隔 SP を算出する。

【 0 0 2 2 】

ランドマーク間隔調整手段 9 D は、脳脊髄液の基準モデル MC が有する複数のランドマーク $M_1 \sim M_x$ の間隔 $i, i + 1$ を、算出された椎間板の間隔 SP に基づいて調整する (図 1 0 参照)。

【 0 0 2 3 】

基準モデル位置決め手段 9 E は、ランドマークの間隔が調整された基準モデル MC を、被検体 1 2 の脳脊髄液に合わせて変形し、前記被検体 1 2 の脳脊髄液に対して位置決めする (図 1 1 参照)。

【 0 0 2 4 】

ランドマーク変位手段 9 F は、複数のランドマーク $M_1 \sim M_x$ の各々を変位させる。

プロファイル作成手段 9 G は、複数のランドマークの各々を横切るライン上の磁気共鳴信号に関するプロファイルを作成する。

【 0 0 2 5 】

基準点設定手段 9 H は、プロファイル作成手段 9 G が作成したプロファイルに基づいて、椎間板に、椎間板のスライス位置を位置決めするための基準点を設定する。

【 0 0 2 6 】

長軸方向検出手段 9 I は、椎間板の長軸方向を検出する。

スライス位置決め手段 9 J は、基準点設定手段 9 H により設定された基準点と、長軸方向検出手段 9 I により検出された椎間板の長軸方向とに基づいて、椎間板のスライス位置を位置決めする。

【 0 0 2 7 】

中央処理装置 9 は、周波数スペクトル作成手段 9 A ~ スライス位置決め手段 9 J の一例であり、所定のプログラムを実行することにより、これらの手段として機能する。

【 0 0 2 8 】

入力装置 1 0 は、オペレータ 1 3 の操作に応じて、種々の命令を中央処理装置 9 に入力する。表示装置 1 1 は種々の情報を表示する。

【 0 0 2 9 】

MRI 装置 1 0 0 は、上記のように構成されている。次に、MRI 装置 1 0 0 の処理フ

10

20

30

40

50

ローについて説明する。

【 0 0 3 0 】

図 2 は、MRI 装置 1 0 0 の処理フローの一例を示す図である。

ステップ S 1 では、複数のコロナル画像を得るためのスキャン（以下、「コロナルスキャン」と呼ぶ）が実行される。

【 0 0 3 1 】

図 3 は、コロナルスキャンが実行されるときのスライス位置を示す図である。

MRI 装置 1 0 0 は、事前に設定された条件に従って、コロナルのスライス面 $CP_1 \sim CP_n$ を自動で設定し、コロナルスキャンを実行する。コロナルスキャンを実行することにより、各スライス面 $CP_1 \sim CP_n$ におけるコロナル画像の磁気共鳴信号を収集することができる。尚、コロナルスキャンは、3D スキャンでもよいし 2D スキャンでもよい。磁気共鳴信号は、受信コイル 4（図 1 参照）で受信され、受信器 8 に送信される。受信器 8 は、受信コイル 4 から伝送された信号に対して、デジタル処理を含む所定の信号処理を行い、中央処理装置 9 に出力する。中央処理装置 9 では、受信器 8 から得られた信号に基づいて、複数のコロナル画像を再構成する。オペレータ 1 3 は、再構成された複数のコロナル画像を表示装置 1 1 に表示させ、複数のコロナル画像の中から、背骨を横切っているコロナル画像を選択する。図 4 に、オペレータ 1 3 が選択したコロナル画像 IC の一例を示す。オペレータ 1 3 がコロナル画像 IC を選択したら、ステップ S T 2 に進む。

【 0 0 3 2 】

ステップ S T 2 では、周波数スペクトル作成手段 9 A（図 1 参照）が、オペレータ 1 3 が選択したコロナル画像データ IC を、z 軸方向にフーリエ変換し、周波数スペクトルを作成する（図 5 参照）。

【 0 0 3 3 】

図 5 は、コロナル画像 IC をフーリエ変換することにより得られた周波数スペクトルの一例である。図 5（a）は、コロナル画像 IC を示す図、図 5（b）は、周波数スペクトル FS を示す図である。

【 0 0 3 4 】

周波数スペクトル FS は、3 次元のグラフで表されている。周波数スペクトル FS の横軸は、コロナル画像 IC の x 軸方向の位置であり、縦軸は周波数 f である。また、周波数スペクトル FS のグラフの紙面の垂直方向は、スペクトル強度を表している。周波数スペクトル FS を作成した後、ステップ S T 3 に進む。

【 0 0 3 5 】

ステップ S T 3 では、背骨検出手段 9 B（図 1 参照）が、ステップ S T 2 で作成した周波数スペクトル FS に基づいて、被検体 1 2 の背骨が x 軸上のどこに位置しているかを検出する。以下に、背骨の位置の検出方法について説明する（図 6 参照）。

【 0 0 3 6 】

図 6 は、背骨の位置の検出方法を説明する図である。

図 6（a）は、図 5 と同じ図であり、図 6（b）、（c）、および（d）は、それぞれ、 $x = x_1$ 、 x_2 、および x_3 の位置における周波数スペクトル FS 1、FS 2、および FS 3 を示す図である。

【 0 0 3 7 】

背骨では、椎間板が z 軸方向に並んでいるので、椎間板が z 軸方向に繰り返し現れるという周期性が見られる。したがって、背骨の位置における周波数スペクトルには、椎間板の周期性によって、スペクトル強度が大きくなるピーク Q が現れる。一方、背骨の周囲の部位では、このような周期性は見られないので、周波数スペクトルには、スペクトル強度が大きくなるピーク Q は現れにくい。したがって、x 軸方向の各位置における周波数スペクトルごとに、スペクトル強度のピーク Q を求め、ピーク Q が最大値になるときの x 軸方向の位置を検出することにより、背骨の位置を検出することができる。

【 0 0 3 8 】

例えば、図 6 には、x 軸方向の各位置における周波数スペクトルとして、 $x = x_1$ にお

10

20

30

40

50

ける周波数スペクトル FS_1 と、 $x = x_2$ における周波数スペクトル FS_2 と、 $x = x_3$ における周波数スペクトル FS_3 とが示されている。周波数スペクトル FS_1 にはピーク $Q (= Q_1)$ が現れ、周波数スペクトル FS_2 にはピーク $Q (= Q_2)$ が現れ、周波数スペクトル FS_3 にはピーク $Q (= Q_3)$ が現れている。これらのピーク Q_1 、 Q_2 、および Q_3 を比較すると、ピーク Q_2 が最も大きい。したがって、 $x = x_1$ 、 x_2 、および x_3 の中では、ピーク Q_2 の現れる位置 x_2 が、背骨の位置の可能性が最も高い。上記の説明では、 $x = x_1$ 、 x_2 、および x_3 の位置における周波数スペクトルのピーク Q のみが説明されているが、 $x = x_1$ 、 x_2 、および x_3 以外の位置における周波数スペクトルについても、ピーク Q を求めておき、求めたピーク Q の中から、ピーク Q の最大値を検出することによって、背骨の位置を検出することができる。

10

【0039】

第1の形態では、 x 軸方向の位置 x_2 における周波数スペクトル FS_2 に、最大のピーク $Q (= Q_2)$ が現れるとする。したがって、背骨検出手段 9B は、 $x = x_2$ を、背骨の x 軸上の位置として検出する（尚、周波数 $f = 0$ におけるスペクトル強度のピークは、椎間板の周期性とは無関係に現れるので、背骨を検出するときに考慮するピークからは除外されている）。椎間板の背骨の x 軸上の位置 x_2 を検出した後、ステップ ST_4 に進む。

【0040】

ステップ ST_4 では、ステップ ST_3 で検出された x 軸上の位置 x_2 を含むサジタル面のスキャン（以下、「サジタルスキャン」と呼ぶ）を実行する。

20

【0041】

図7は、スキャンされるサジタル面 SA を示す図である。

サジタル面 SA をスキャンすることにより得られた磁気共鳴信号は、受信コイル4（図1参照）で受信され、受信器8に送信される。受信器8は、受信コイル4から伝送された信号に対して、デジタル処理を含む所定の信号処理を行い、中央処理装置9に出力する。中央処理装置9では、受信器8から得られた信号に基づいて、サジタル面の画像データ（以下、「サジタル画像データ」と呼ぶ）を作成する。図8に、サジタル画像データ SI の一例を示す。サジタルスキャンが終了した後、ステップ ST_5 に進む。

【0042】

ステップ ST_5 では、椎間板間隔算出手段 9C（図1参照）が、周波数スペクトル FS （図6参照）に基づいて、被検体12の椎間板の間隔 SP を算出する。 x 軸方向の位置 x_2 における周波数スペクトル FS_2 には、椎間板が持つ周期性によって、スペクトル強度が大きくなるピーク $Q (= Q_2)$ が現れるので、このピーク Q_2 が現れるときの周波数 f_2 を用いて、椎間板の間隔 SP を算出することができる。ただし、実際の椎間板は一定の間隔で並んでいるわけではなく、多少のばらつきがあるので、椎間板の間隔 SP の値は、椎間板が一定の間隔で並んでいると見なしたときの値として、算出される。尚、 x 軸方向の位置 x_2 における周波数スペクトル FS_2 には、椎間板が持つ周期性によって、ピーク Q_2 の他に、別のピークも現れる（例えば、ピーク Q_{21} ）。したがって、ピーク Q_2 における周波数 f_2 に加えて、別のピーク Q_{21} における周波数 f_{21} も用いて、椎間板の間隔 SP を算出してもよい。第1の形態では、算出された椎間板の間隔 SP は、 $SP = SP_0$ であるとする。椎間板の間隔 $SP (= SP_0)$ を算出した後、ステップ ST_6 に進む。

30

40

【0043】

ステップ ST_6 では、ランドマーク間隔調整手段 9D（図1参照）が、脳脊髄液の基準モデルが有する複数のランドマークの間隔を、ステップ ST_5 で算出された椎間板の間隔 SP に基づいて調整する。尚、脳脊髄液の基準モデルは、被検体12を撮影する前に事前に作成されているものである。以下に、脳脊髄液の基準モデルの作成手順について説明する。

【0044】

図9は、脳脊髄液の基準モデル MC の作成手順の説明図である。

脳脊髄液の基準モデル MC は、複数の被検体 $SU_1 \sim SU_n$ の脳脊髄液のデータ DC_1

50

～ DC_n に基づいて作成されている。脳脊髄液のデータ DC_1 は、複数のランドマーク LM_i ($i = 1 \sim x$)を有している。ランドマーク LM_i は、被検体 SU_1 の脳脊髄液の特徴点を表している。ここでは、被検体 SU_1 の脳脊髄液の領域の中で、椎間板 DK_i ($i = 1 \sim x$)に隣接する位置 a_i ($i = 1 \sim x$)を、脳脊髄液の特徴点としている。したがって、ランドマーク $LM_1 \sim LM_x$ は、椎間板 $DK_1 \sim DK_x$ と同じ間隔で並んでいる。

【0045】

上記の説明では、被検体 SU_1 の脳脊髄液のデータ DC_1 について説明したが、他の被検体 $SU_2 \sim SU_n$ の脳脊髄液のデータ $DC_2 \sim DC_n$ も、被検体 SU_1 の脳脊髄液のデータ DC_1 と同様に、脳脊髄液の特徴点を表すランドマーク LM_i を有している。

【0046】

10

脳脊髄液の基準モデル MC は、複数の被検体 $SU_1 \sim SU_n$ の脳脊髄液のデータ $DC_1 \sim DC_n$ に基づいて作成されている。脳脊髄液の基準モデル MC が有するランドマークは、符号「 M_i ($i = 1 \sim x$)」で表されており、隣り合うランドマーク M_i および M_{i+1} の間隔は、符号「 $i, i+1$ 」で表されている。例えば、隣り合うランドマーク M_1 および M_2 の間隔は、「 $1, 2$ 」であり、隣り合うランドマーク M_k および M_{k+1} の間隔は、「 $k, k+1$ 」である。ランドマーク間隔調整手段9Dは、上記のようにして作成された脳脊髄液の基準モデル MC のランドマーク M_i の間隔を、ステップST5で算出された椎間板の間隔 SP に基づいて調整する(図10参照)。

【0047】

図10は、脳脊髄液の基準モデル MC のランドマーク M_i の間隔を、椎間板の間隔 SP に基づいて調整するときの様子を示す図である。

20

【0048】

図10(a)は、ランドマーク M_i の間隔を調整する前の基準モデルを表し、図10(b)は、ランドマーク M_i の間隔を調整した後の基準モデルを表す。

【0049】

第1の形態では、隣り合うランドマーク M_i および M_{i+1} の間隔 $i, i+1$ が、ステップST5において算出された椎間板の間隔 SP に一致するように、ランドマーク M_i の間隔を調整する。ステップST5では、 $SP = SP_0$ と算出されているので、 $i, i+1 = SP_0$ となるように、ランドマーク M_i の間隔が調整される。ランドマーク M_i の間隔を調整した後、ステップST7に進む。

30

【0050】

ステップST7では、基準モデル位置決め手段9Eが、ランドマーク M_i の間隔が調整された脳脊髄液の基準モデル MC を、被検体12の脳脊髄液に合わせて変形し、被検体12の脳脊髄液に対して位置決めする(図11参照)。

【0051】

図11は、脳脊髄液の基準モデル MC を被検体12の脳脊髄液に合わせて変形し、被検体12の脳脊髄液に対して位置決めするときの説明図である。

【0052】

図11(a)は、脳脊髄液の基準モデル MC を被検体12の脳脊髄液に合わせて変形する前の様子を概略的に示す図、図11(b)は、脳脊髄液の基準モデル MC を被検体12の脳脊髄液に合わせて変形し、被検体12の脳脊髄液に対して位置決めした後の様子を概略的に示す図である。

40

【0053】

基準モデル位置決め手段9Eは、ランドマーク M_i の間隔が調整された脳脊髄液の基準モデル MC を、被検体12の脳脊髄液に合わせて変形する場合、ステップST4で得られたサジタル画像データ SI を用いる。サジタル画像データ SI には、被検体12の脳脊髄液が含まれているので、サジタル画像データ SI を用いることによって、基準モデル MC を、被検体12の脳脊髄液に合わせて変形することができる。脳脊髄液の基準モデル MC を被検体12の脳脊髄液に合わせて変形する方法としては、アフィン(Affine)変換などを使用することができる。脳脊髄液の基準モデル MC を被検体12の脳脊髄液に合わせて

50

変形し、被検体 1 2 の脳脊髄液に対して位置決めした後、ステップ S T 8 に進む。

【 0 0 5 4 】

ステップ S T 8 では、プロファイル作成手段 9 G (図 1 参照) が、ランドマーク $M_1 \sim M_x$ を横切るライン上の信号強度プロファイルを作成する。以下に、信号強度プロファイルについて説明する。

【 0 0 5 5 】

図 1 2 は、ランドマーク M_1 を横切るライン上の信号強度プロファイルを説明する図である。図 1 2 には、図 1 1 (b) に示す被検体 1 2 の椎間板 $DK_1 \sim DK_x$ と、ランドマーク $M_1 \sim M_x$ との位置関係が示されている。

【 0 0 5 6 】

プロファイル作成手段 9 G は、まず、ランドマーク M_1 を横切るライン L_1 を規定する。ライン L_1 は、ランドマーク M_1 と隣のランドマーク M_2 とを結ぶ線分 LS_{12} に垂直となるように規定される。そして、プロファイル作成手段 9 G は、ライン L_1 上の信号強度プロファイル P_1 を作成する。信号強度プロファイル P_1 は、ライン L_1 の右側に示されている。椎間板 DK_1 は周囲の組織よりも信号強度が大きいので、信号強度プロファイル P_1 の中の信号強度の大きい部分は、ライン L_1 と椎間板 DK_1 との交差する部分 C_1 の信号強度を表している。交差する部分 C_1 の長さが長いほど、信号強度プロファイル P_1 の中の信号強度の大きい部分の幅 W_1 は広がり、一方、交差する部分 C_1 が長さが短いほど、幅 W_1 は狭くなる。尚、信号強度プロファイル P_1 には、脳脊髄液の信号強度は省略されている。

【 0 0 5 7 】

上記のようにして、ランドマーク M_1 を横切るライン L_1 上の信号強度プロファイル P_1 を得ることができる。次に、ランドマーク M_2 を横切るライン上の信号強度プロファイルについて説明する。

【 0 0 5 8 】

図 1 3 は、ランドマーク M_2 を横切るライン上の信号強度プロファイルを説明する図である。

【 0 0 5 9 】

プロファイル作成手段 9 G は、ランドマーク M_2 を横切るライン L_2 を規定する。ライン L_2 は、ランドマーク M_2 の両隣のランドマーク M_1 および M_3 を結ぶ線分 LS_{13} に垂直となるように規定する。そして、プロファイル作成手段 9 G は、ライン L_2 上の信号強度プロファイル P_2 を作成する。信号強度プロファイル P_2 は、ライン L_2 の右側に示されている。椎間板 DK_2 は周囲の組織よりも信号強度が大きいので、信号強度プロファイル P_2 の中の信号強度の大きい部分は、ライン L_2 と椎間板 DK_2 との交差する部分 C_2 の信号強度を表している。交差する部分 C_2 の長さが長いほど、信号強度プロファイル P_2 の中の信号強度の大きい部分の幅 W_2 は広がり、一方、交差する部分 C_2 が長さが短いほど、幅 W_2 は狭くなる。尚、信号強度プロファイル P_2 には、脳脊髄液の信号強度は省略されている。

【 0 0 6 0 】

上記のようにして、ランドマーク M_2 を横切るライン L_2 上の信号強度プロファイル P_2 を得ることができる。以下同様に、図 1 2 又は図 1 3 に示す方法に従って、他のランドマーク $M_3 \sim M_x$ を横切るライン上の信号強度プロファイルを作成する (図 1 4 参照) 。

【 0 0 6 1 】

図 1 4 は、ランドマーク $M_1 \sim M_x$ の各々に対して得られた信号強度プロファイルを示す概略図である。

【 0 0 6 2 】

ランドマーク $M_3 \sim M_{x-1}$ を横切るライン $L_3 \sim L_{x-1}$ は、ランドマーク M_2 を横切るライン L_2 と同様に、ランドマーク $M_3 \sim M_{x-1}$ の各々の両隣のランドマークを結ぶ線分に対して垂直のラインとして規定される。また、ランドマーク M_x を横切るライン L_x は、ランドマーク M_x と隣のランドマーク M_{x-1} とを結ぶ線分 $LS_{x-1, x}$ に垂

10

20

30

40

50

直となるように規定される。プロファイル作成手段 9 G は、各ライン $L_1 \sim L_x$ 上の信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ を作成する。信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ を作成した後、ステップ S T 9 に進む。

【 0 0 6 3 】

ステップ S T 9 では、ランドマーク $M_1 \sim M_x$ の各々を変位させ、変位後のランドマークを横切るライン上の信号強度プロファイルを作成する。本形態では、先ず、ランドマーク M_1 を変位させ、変位後のランドマークを横切るライン上の信号強度プロファイルを作成する（図 1 5 参照）。

【 0 0 6 4 】

図 1 5 は、ランドマーク M_1 を変位させたときの信号強度プロファイルを示す図である。

10

【 0 0 6 5 】

先ず、ランドマーク変位手段 9 F（図 1 参照）が、ランドマーク M_1 を変位させる。本形態では、ランドマーク M_1 をライン L_1 に対して垂直方向に、 x ずつ変位させる。図 1 5 には、変位後のランドマークを、符号「 M_{1a} 」、「 M_{1b} 」、「 M_{1c} 」、および「 M_{1d} 」で示してある。図 1 5 では、説明の便宜上、変位後のランドマークの個数を 4 個としてあるが、変位後のランドマークの個数は、4 個より少なくてもよいし、4 個より多くてもよい。ランドマーク M_1 を変位させた後、プロファイル作成手段 9 G は、変位後のランドマーク M_{1a} 、 M_{1b} 、 M_{1c} 、および M_{1d} の各々を横切るライン $L_{1a} \sim L_{1d}$ を規定する。そして、各ライン $L_{1a} \sim L_{1d}$ 上の信号強度プロファイル $P_{1a} \sim P_{1d}$ を作成する。したがって、ランドマーク M_1 を変位させる前の信号強度プロファイル P_1 に加えて、ランドマーク M_1 を変位させた後の信号強度プロファイル $P_{1a} \sim P_{1d}$ が得られる。信号強度プロファイルを作成した後、ステップ S T 10 に進む。

20

【 0 0 6 6 】

ステップ S T 10 では、基準点設定手段 9 H（図 1 参照）が、ランドマークを変位させる前の信号強度プロファイルをと、ランドマークを変位させた後の信号強度プロファイルとに基づいて、椎間板に、スライス位置を位置決めするための基準点を設定する。ここでは、先ず、図 1 5 に示すランドマーク M_1 を変位させる前の信号強度プロファイル P_1 と、ランドマーク M_1 を変位させた後の信号強度プロファイル $P_{1a} \sim P_{1d}$ とに基づいて、椎間板 DK_1 に、スライス位置を位置決めするときの基準点を設定する（図 1 6 参照）。

30

【 0 0 6 7 】

図 1 6 は、椎間板 DK_1 に、スライス位置を位置決めするときの基準点を設定するときの説明図である。

【 0 0 6 8 】

基準点設定手段 9 H は、椎間板 DK_1 に基準点を設定するために、先ず、信号強度プロファイル P_1 、 P_{1a} 、 P_{1b} 、 P_{1c} 、および P_{1d} の各々について、信号強度の大きい部分が現れているか否かを判断する。信号強度プロファイル P_1 、 P_{1a} 、 P_{1b} 、 P_{1c} 、および P_{1d} のうち、信号強度プロファイル P_1 、 P_{1a} 、 P_{1b} 、および P_{1c} については、椎間板 DK_1 を横切っているので、信号強度の大きい部分が現れる。しかし、信号強度プロファイル P_{1d} については、椎間板 DK_1 を横切っていないので、信号強度の大きい部分が現れない。したがって、基準点設定手段 9 H は、信号強度プロファイル P_1 、 P_{1a} 、 P_{1b} 、および P_{1c} については、信号強度の大きい部分が現れているが、信号強度プロファイル P_{1d} については、信号強度の大きい部分が現れていないと判断する。尚、信号強度プロファイル P_1 、 P_{1a} 、 P_{1b} 、 P_{1c} 、および P_{1d} の各々に、信号強度の大きい部分が現れているか否かを判断するやり方の一例としては、予め信号強度のしきい値を決めておき、信号強度プロファイル P_1 、 P_{1a} 、 P_{1b} 、 P_{1c} 、および P_{1d} の中に、しきい値よりも信号強度の大きい部分が現れているか否かによって判断するやり方が考えられる。

40

【 0 0 6 9 】

50

次に、基準点設定手段 9 H は、信号強度の大きい部分が現れている信号強度プロファイル P_1 、 P_{1a} 、 P_{1b} 、および P_{1c} について、信号強度の大きい部分の幅 W_1 、 W_{1a} 、 W_{1b} 、および W_{1c} を計算する。そして、基準点設定手段 9 H は、信号強度プロファイル P_1 、 P_{1a} 、 P_{1b} 、および P_{1c} の中から、信号強度の大きい部分の幅 W が最も広いプロファイルを特定する。ここでは、幅 W_1 、 W_{1a} 、 W_{1b} 、および W_{1c} のうち、幅 W_{1a} が最大値であったとする。したがって、基準点設定手段 9 H は、信号強度プロファイル P_{1a} を、幅 W が最も広い信号強度プロファイルとして特定する。

【0070】

基準点設定手段 9 H は、信号強度プロファイル P_{1a} を特定した後、幅 W_{1a} の中間の位置 V_{1a} を求める。信号強度プロファイル P_{1a} は、ライン L_{1a} 上のプロファイルであるので、幅 W_{1a} の中間の位置 V_{1a} を求めることにより、位置 V_{1a} がライン L_{1a} 上ではどの位置に対応しているかを特定することができる。基準点設定手段 9 H は、ライン L_{1a} 上の位置 V_{1a} に、スライス位置を位置決めするときの基準点 R_1 を設定する。尚、基準点 R_1 の位置は、必ずしも、幅 W_{1a} の中間の位置 V_{1a} である必要はなく、幅 W_{1a} の中間の位置 V_{1a} からずれた位置を、基準点 R_1 の位置としてもよい。基準点 R_1 を設定した後、ステップ S T 11 に進む。

10

【0071】

ステップ S T 11 では、全ての椎間板に、スライス位置を位置決めするための基準点が設定されたか否かを判断する。ここでは、まだ、椎間板 DK_1 の基準点 R_1 のみしか設定されていないので、ステップ S T 9 に戻る。

20

【0072】

ステップ S T 9 では、次のランドマーク M_2 を変位させ、変位後のランドマーク M_2 を横切る信号強度プロファイルを求める。そして、ステップ S T 10 に進み、椎間板 DK_1 に基準点 R_1 を設定したときと同様の方法で、椎間板 DK_2 に基準点 R_2 を設定する。基準点 R_2 を設定したら、ステップ S T 11 に進み、全ての椎間板に、スライス位置を位置決めするための基準点が設定されたか否かを判断する。以下同様に、ステップ S T 11 において、全ての椎間板に、スライス位置を位置決めするための基準点が設定されたと判断されるまで、ステップ S T 9 ~ S T 11 のループを繰り返し実行する。

【0073】

図 17 は、全ての椎間板 $DK_1 \sim DK_x$ に、スライス位置を位置決めするための基準点が設定されたときの様子を示す図である。

30

【0074】

図 17 に示すように、全ての椎間板 $DK_1 \sim DK_x$ に基準点 $R_1 \sim R_x$ が設定されたら、ステップ S T 11 において、全ての椎間板に基準点が設定されたと判断し、ステップ S T 12 に進む。

【0075】

ステップ S T 12 では、長軸方向検出手段 9 I (図 1 参照) が、椎間板 $DK_1 \sim DK_x$ の各々の長軸方向を検出する。椎間板の長軸方向は、例えば、主成分分析 (PCA) によって検出することができる。図 18 に、各椎間板 $DK_1 \sim DK_x$ の長軸方向 $LD_1 \sim LD_x$ を示す。椎間板の長軸方向を検出した後、ステップ S T 13 に進む。

40

【0076】

ステップ S T 13 では、スライス位置決め手段 9 J (図 1 参照) が、椎間板 $DK_1 \sim DK_x$ の基準点 $R_1 \sim R_x$ と、椎間板の長軸方向 $LD_1 \sim LD_x$ とに基づいて、椎間板 $DK_1 \sim DK_x$ のスライス位置を位置決めする (図 19 参照)。

【0077】

図 19 は、スライス位置を示す図である。

スライス位置決め手段 9 J は、基準点 $R_1 \sim R_x$ を通って椎間板の長軸方向 $LD_1 \sim LD_x$ に延在するラインを、各椎間板のスライス位置 $SL_1 \sim SL_x$ とする。尚、図 20 に、サジタル画像データ S I の中におけるスライス位置 $SL_1 \sim SL_x$ を示す。スライス位置 $SL_1 \sim SL_x$ を位置決めしたら、ステップ S T 14 に進み、スライス位置 $SL_1 \sim S$

50

L_x に従って、本スキャンを実行し、フローを終了する。

【0078】

本形態では、背骨の周波数スペクトルを作成し、周波数スペクトルに基づいて椎間板の間隔を算出する。そして、脳脊髄液の基準モデルMCの複数のランドマーク $M_1 \sim M_x$ の間隔を、算出した椎間板の間隔に一致させた後、基準モデルMCを被検体12の脳脊髄液に合わせて変形している。したがって、複数のランドマーク $M_1 \sim M_x$ を、椎間板 $DK_1 \sim DK_x$ の近傍に設定することができる。また、ランドマーク $M_1 \sim M_x$ を椎間板 $DK_1 \sim DK_x$ の近くで変位させて、変位前のランドマークを横切るライン上の信号強度プロファイルと、変位後のランドマークを横切るライン上の信号強度プロファイルとを作成している。したがって、得られた信号強度プロファイルに基づいて、椎間板 $DK_1 \sim DK_x$ に、スライス位置を位置決めするための基準点を設定することができる。本形態では、オペレータが特定したコロナル画像IC（図4参照）を特定した後は、ステップST2～ST13に従って、椎間板 $DK_1 \sim DK_x$ のスライス位置を自動的に位置決めすることができる。したがって、オペレータの作業負担を軽減することが可能となる。

10

【0079】

また、脳脊髄液の基準モデルMCのランドマーク $M_1 \sim M_x$ の間隔を、算出した被検体12の椎間板の間隔に一致させているので、被検体12の椎間板の間隔に応じて、最適な位置にスライス位置を位置決めすることができる。

【0080】

尚、第1の形態では、長軸方向検出手段9Iを備えている。しかし、椎間板のスライス位置を精度よく設定できるのであれば、必ずしも長軸方向検出手段9Iを備える必要はない。

20

【0081】

尚、第1の形態では、プロファイル作成手段9Gは、信号強度のプロファイルを作成している。しかし、椎間板にスライス位置を十分な精度で設定できるのであれば、信号強度のプロファイルとは別の磁気共鳴信号に関するプロファイルを作成してもよい。

【0082】

(2) 第2の形態

図21は、第2の形態のMRI装置200の概略図である。

30

第2の形態では、中央処理装置9は、特徴量算出手段9Kを備えている。特徴量算出手段9Kは、プロファイル作成手段9Gにより作成されたプロファイルの特徴量を算出する。また、基準モデル位置決め手段9Eは、特徴量算出手段9Kにより算出された特徴量に基づいて、基準モデルMCのランドマークの位置を調整する。尚、その他の構成は、第1の形態と同じであるので、説明は省略する。

【0083】

次に、上記のように構成された第2の形態のMRI装置200の動作について説明する。

【0084】

図22は、MRI装置200の処理フローの一例を示す図である。

40

ステップST1～ステップST8は、第1の形態と同様であるので、説明は省略する。ステップST8において、信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ を作成した後（図14参照）、ステップST81に進む。

【0085】

ステップST81では、特徴量算出手段9K（図21参照）が、信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ の各々の特徴量を算出する。第2の形態では、信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ の各々の信号強度の積分値Intを、特徴量として算出する（図23参照）。

【0086】

図23は、信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ の各々の信号強度の積分値Intを示す図である。

50

【 0 0 8 7 】

図 2 3 では、信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ の各々の積分値 Int は、 $Int = Int_1 \sim Int_x$ で示されている。積分値 $Int_1 \sim Int_x$ を算出した後、ステップ S T 8 2 に進む。

【 0 0 8 8 】

ステップ S T 8 2 では、ランドマーク変位手段 9 F (図 2 1 参照) が、複数のランドマーク $M_1 \sim M_x$ の間隔 $i, i + 1$ を椎間板の間隔 SP_0 に一致させたままで、複数のランドマーク $M_1 \sim M_x$ を変位させる (図 2 4 参照) 。

【 0 0 8 9 】

図 2 4 は、変位させた後の複数のランドマークを示す図である。

図 2 4 では、変位前の複数のランドマーク $M_1 \sim M_x$ を黒丸で示し、一方、変位後の複数のランドマーク $M_1 \sim M_x$ を白丸で示してある。変位後のランドマーク $M_1 \sim M_x$ (白丸) の間隔は、変位前のランドマーク $M_1 \sim M_x$ (黒丸) の間隔と同様に、「 SP_0 」に保持されている。ランドマークの変位量は、例えば、数ピクセル程度である。ランドマークを変位させた後、ステップ S T 8 3 に進む。

【 0 0 9 0 】

ステップ S T 8 3 では、ステップ S T 8 と同様の手順で、変位後のランドマーク $M_1 \sim M_x$ (白丸) を横切る信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ を求める。図 2 5 に、変位後のランドマーク $M_1 \sim M_x$ (白丸) を横切る信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ を示す。信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ を求めた後、ステップ S T 8 4 に進む。

【 0 0 9 1 】

ステップ S T 8 4 では、ステップ S T 8 1 と同様の手順で、信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ の各々の特徴量 (信号強度の積分値 Int) を算出する。図 2 6 に、信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ の各々の信号強度の積分値 $Int = Int_1 \sim Int_x$ を示す。積分値 Int を算出した後、ステップ S T 8 5 に進む。

【 0 0 9 2 】

ステップ S T 8 5 では、基準モデル位置決め手段 9 E (図 2 1 参照) が、積分値 Int (図 2 3 参照) と積分値 Int (図 2 6 参照) に基づいて、基準モデル M C の複数のランドマーク $M_1 \sim M_x$ の位置を調整する。以下に、この調整のやり方について、図 2 7 を参照しながら説明する。

【 0 0 9 3 】

図 2 7 は、ランドマークの位置の調整方法の説明図である。

基準モデル位置決め手段 9 E は、先ず、信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ の積分値 $Int_1 \sim Int_x$ の加算値 $ADD =$ と、信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ の積分値 $Int_1 \sim Int_x$ の加算値 $ADD =$ とを算出する。そして、加算値 および を比較し、加算値の方が大きい場合、基準モデル位置決め手段 9 E は、ランドマーク $M_1 \sim M_x$ を、黒丸で示された位置に調整する。一方、加算値の方が大きい場合、基準モデル位置決め手段 9 E は、ランドマーク $M_1 \sim M_x$ を、白丸で示された位置に調整する。第 2 の形態では、 $>$ であるとする。したがって、基準モデル位置決め手段 9 E は、ランドマーク $M_1 \sim M_x$ を、白丸で示された位置に調整する。ランドマーク $M_1 \sim M_x$ を、白丸で示された位置に調整した後、ステップ S T 9 に進む。

【 0 0 9 4 】

ステップ S T 9 ~ S T 1 4 は、第 1 の形態と同じ処理であるので説明は省略する。このようにして、フローが終了する。

【 0 0 9 5 】

第 2 の形態では、信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ の積分値 $Int_1 \sim Int_x$ の加算値 $ADD =$ と、信号強度プロファイル $P_1 \sim P_x$ の積分値 $Int_1 \sim Int_x$ の加算値 $ADD =$ とを算出し、ランドマーク $M_1 \sim M_x$ を、加算値 ADD が大きくなる時の位置に調整している。このようにランドマーク $M_1 \sim M_x$ の位置を調整することによって、ランドマーク $M_1 \sim M_x$ の位置を、椎間板に対して、より最適な位置に調整することが可能となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 6 】

尚、第 2 の形態では、積分値の加算値 A D D を算出しているが、加算値 A D D の代わりに積分値の平均値を算出し、積分値の平均値の比較結果に基づいて、ランドマーク $M_1 \sim M_x$ の位置を調整してもよい。

【 0 0 9 7 】

また、第 2 の形態では、変位後のランドマークの組合せとして、一通りのランドマークの組合せしか規定していない（図 2 4 ~ 図 2 7 に示す白丸参照）。しかし、変位後のランドマークの組合せとして、複数通りのランドマークの組合せを規定してもよい。この場合、各組合せに対して加算値 A D D を求め、加算値 A D D が最大となる時の位置に、ランドマーク $M_1 \sim M_x$ の位置を調整すればよい。

10

【 0 0 9 8 】

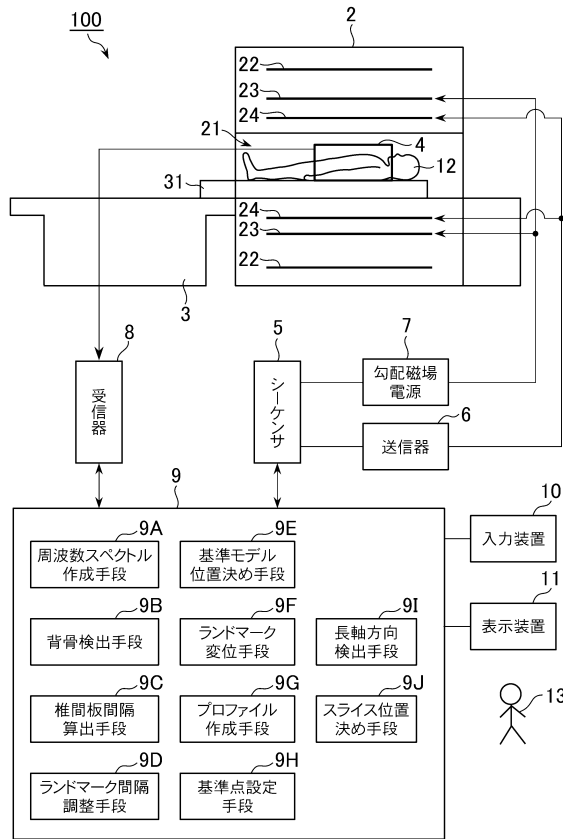
更に、第 2 の形態では、プロファイルの特徴量として、信号強度の積分値を算出しているが、椎間板にスライス位置を十分な精度で設定することができるのであれば、別の特徴量を算出してもよい。

【 符号の説明 】

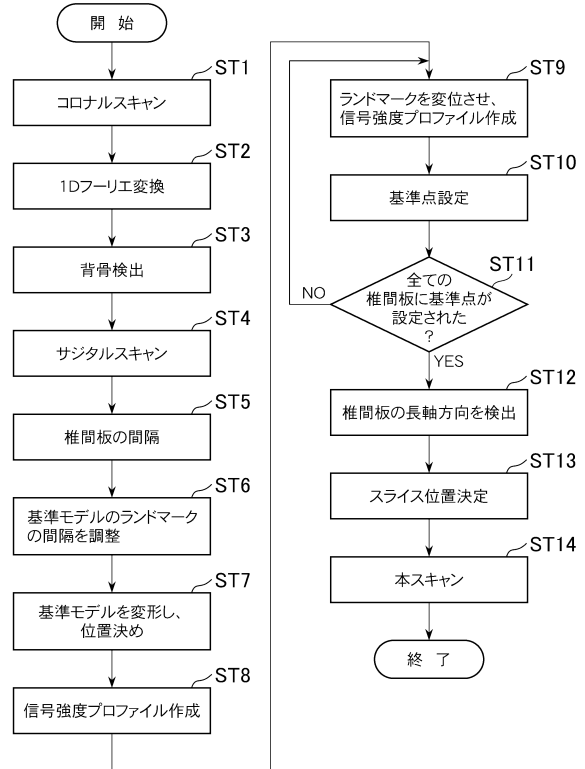
【 0 0 9 9 】

2	磁場発生装置	
3	テーブル	
4	受信コイル	
5	シーケンサ	20
6	送信器	
7	勾配磁場電源	
8	受信器	
9	中央処理装置	
10	入力装置	
11	表示装置	
12	被検体	
21	ボア	
22	超伝導コイル	
23	勾配コイル	30
24	送信コイル	
31	クレードル	
9A	周波数スペクトル作成手段	
9B	背骨検出手段	
9C	椎間板間隔算出手段	
9D	ランドマーク間隔調整手段	
9E	基準モデル位置決め手段	
9F	ランドマーク変位手段	
9G	プロファイル作成手段	
9H	基準点設定手段	40
9I	長軸方向検出手段	
9J	スライス位置決め手段	
9K	特徴量算出手段	

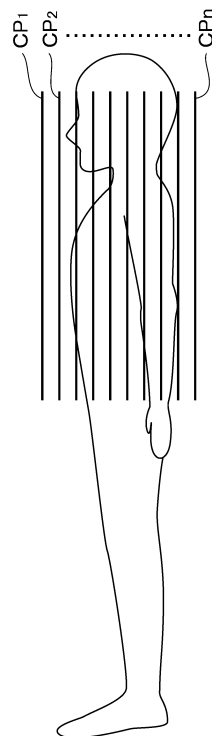
【図 1】



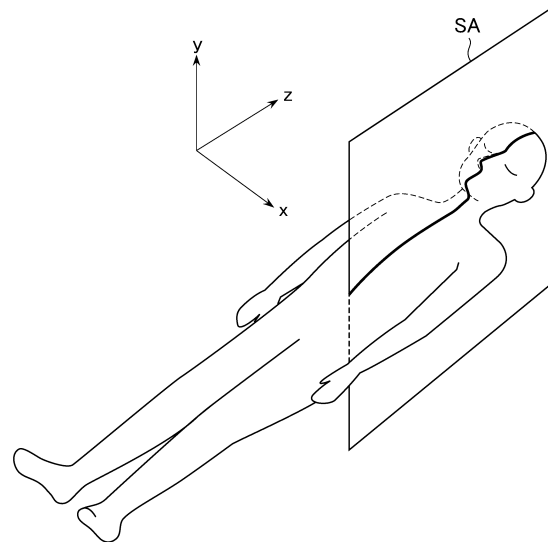
【図 2】



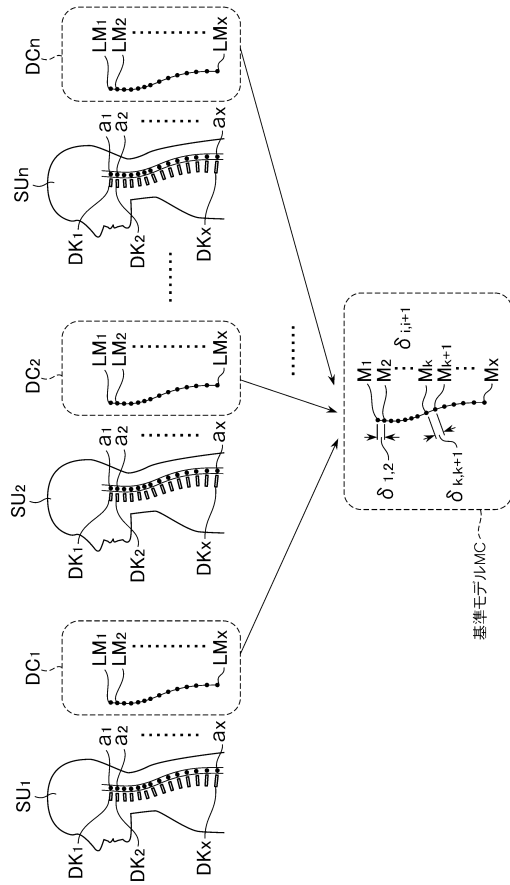
【図 3】



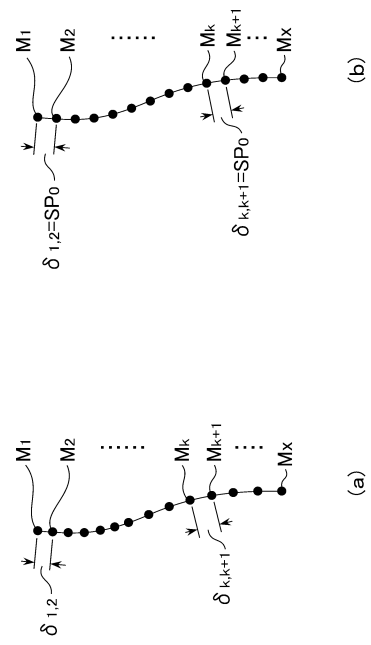
【図 7】



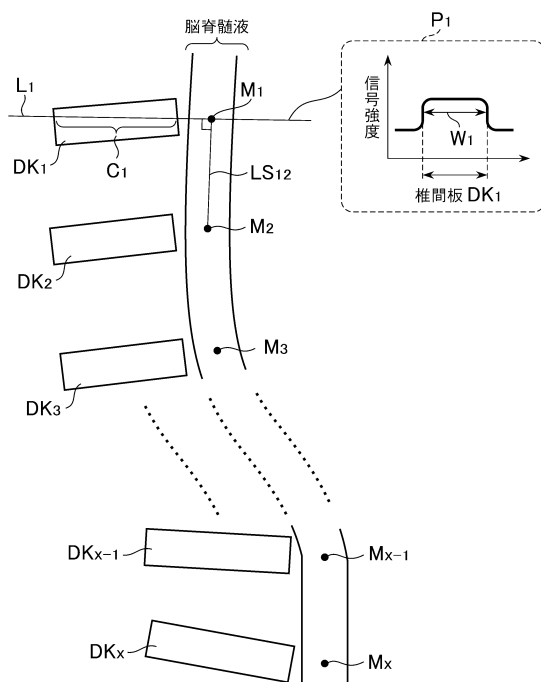
【図 9】



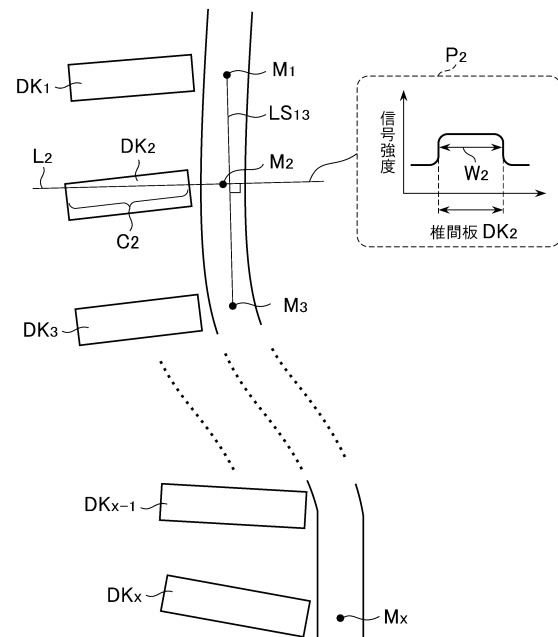
【図 10】



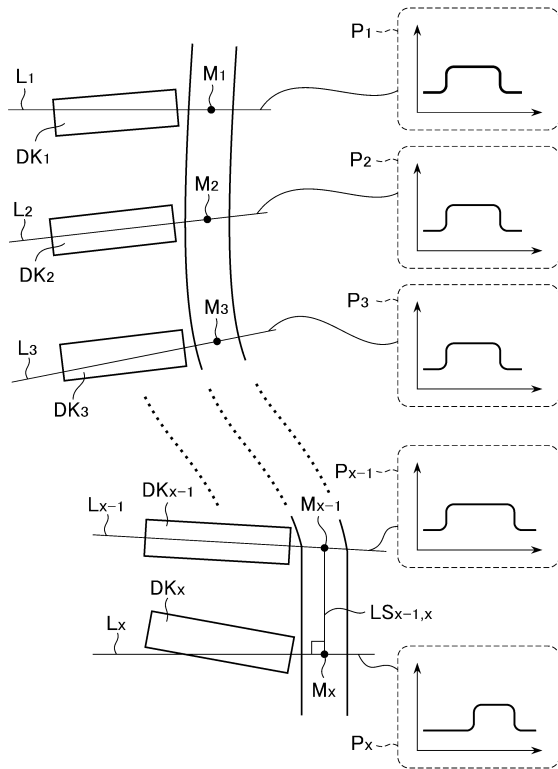
【図 12】



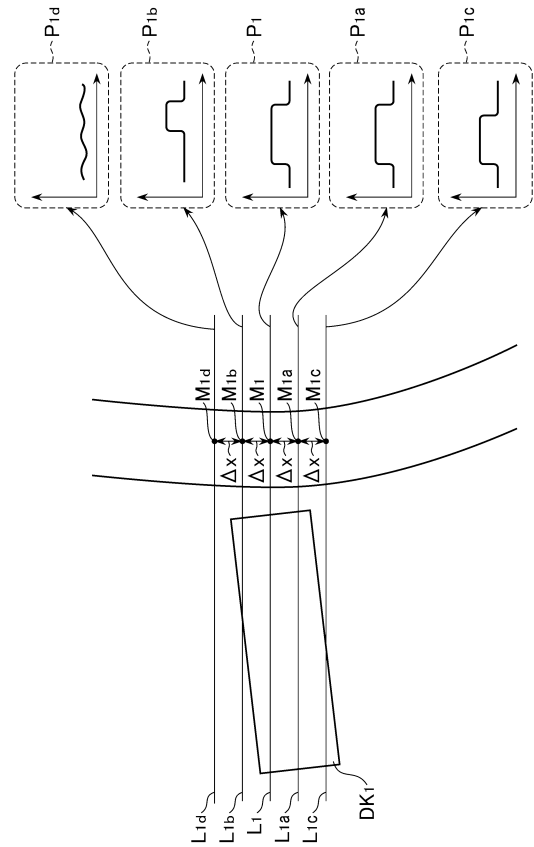
【図 13】



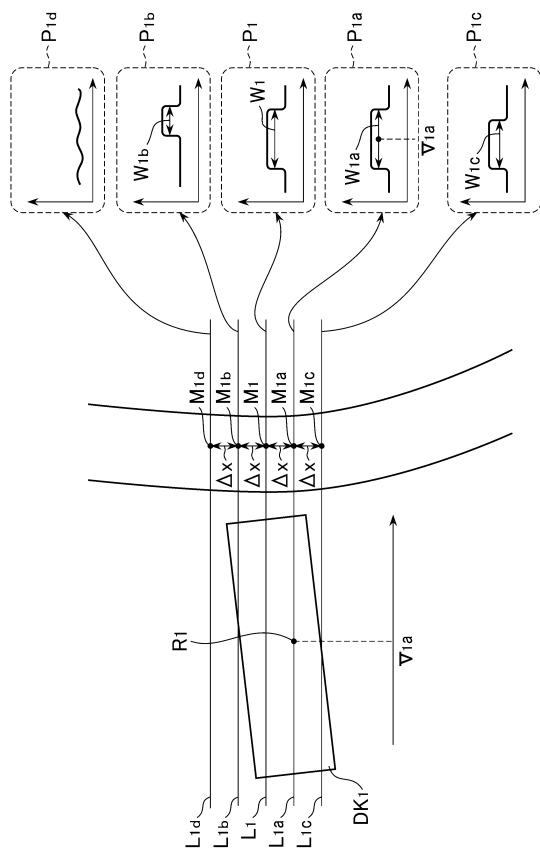
【図 14】



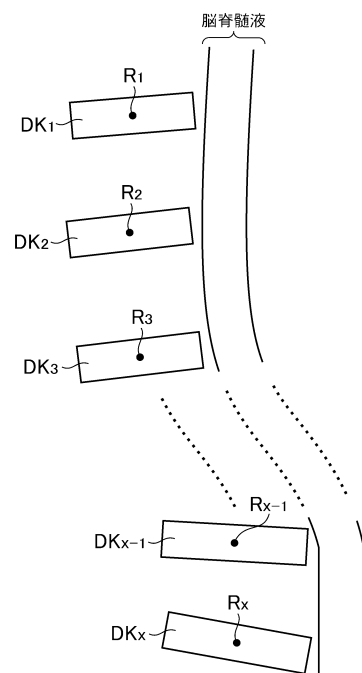
【図 15】



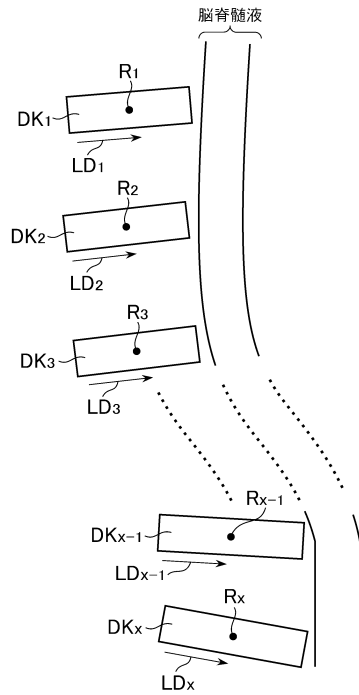
【図 16】



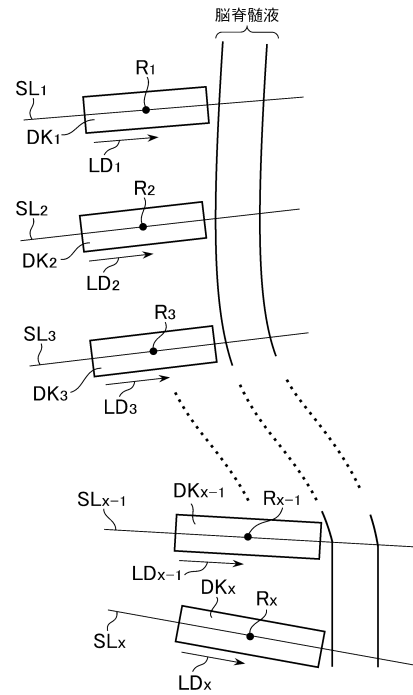
【図 17】



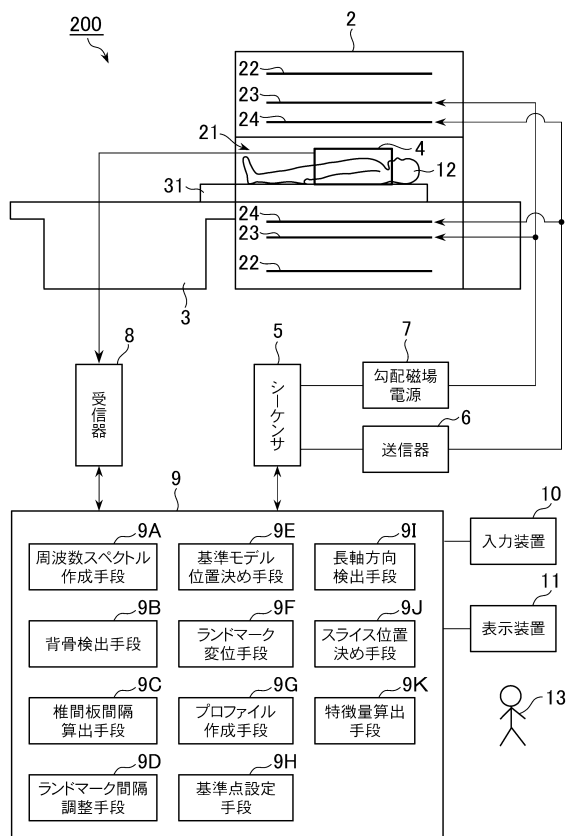
【図 18】



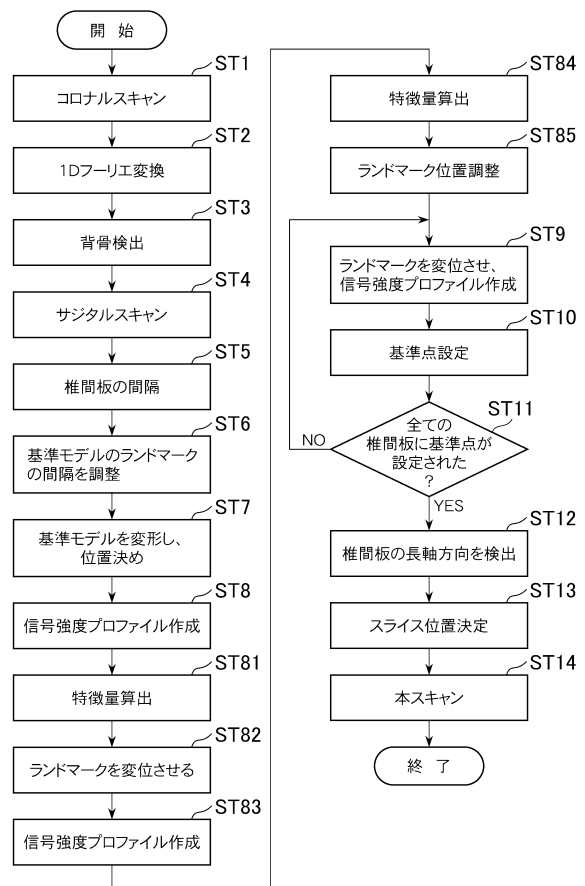
【図 19】



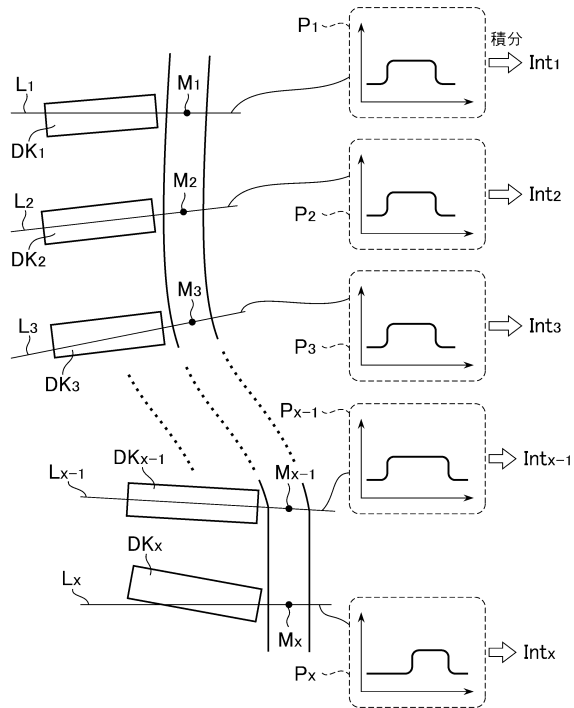
【図 21】



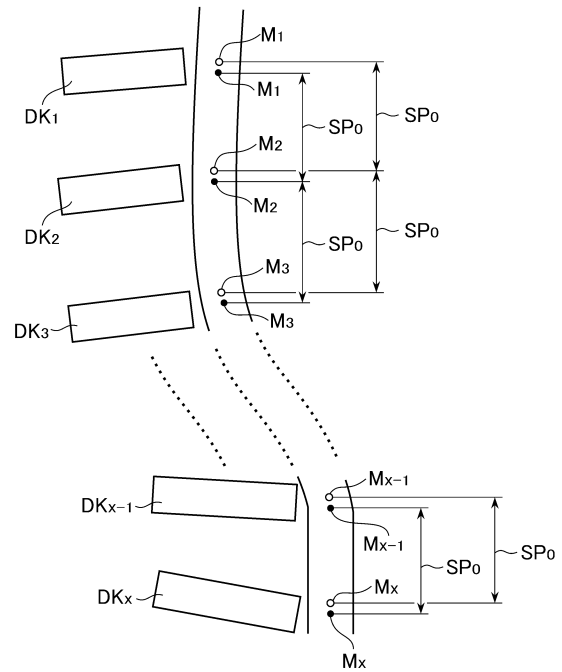
【図 22】



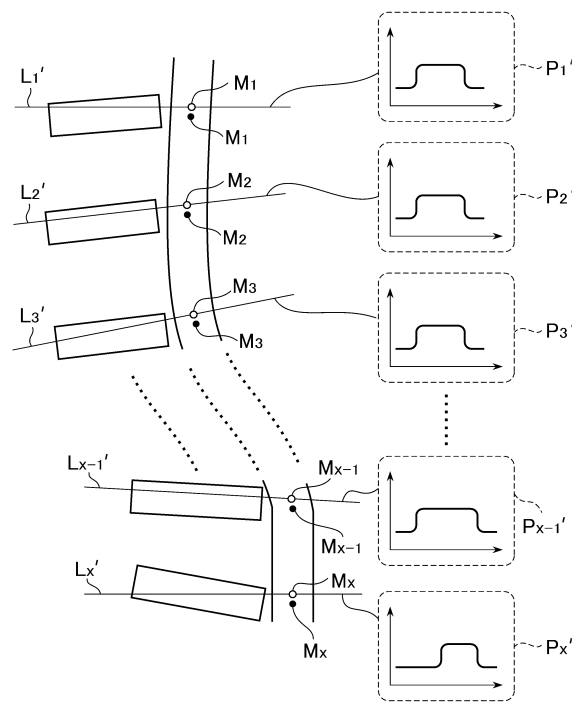
【図 2 3】



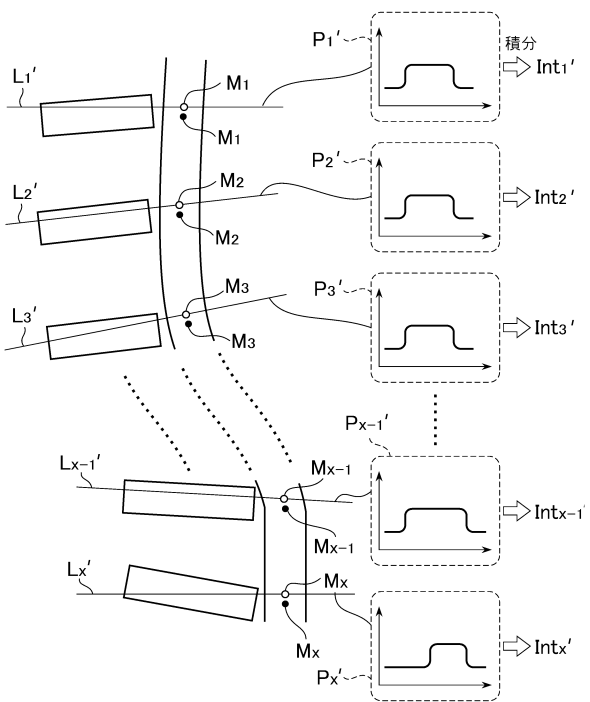
【図 2 4】



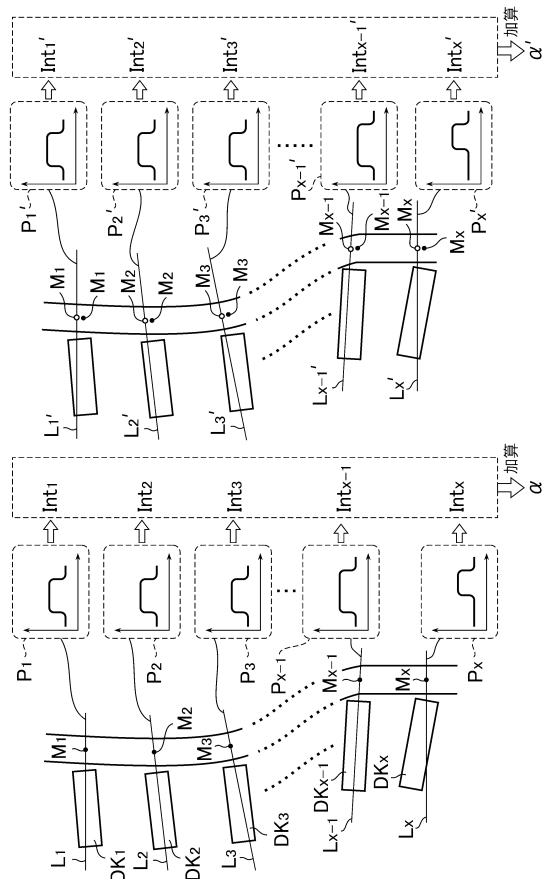
【図 2 5】



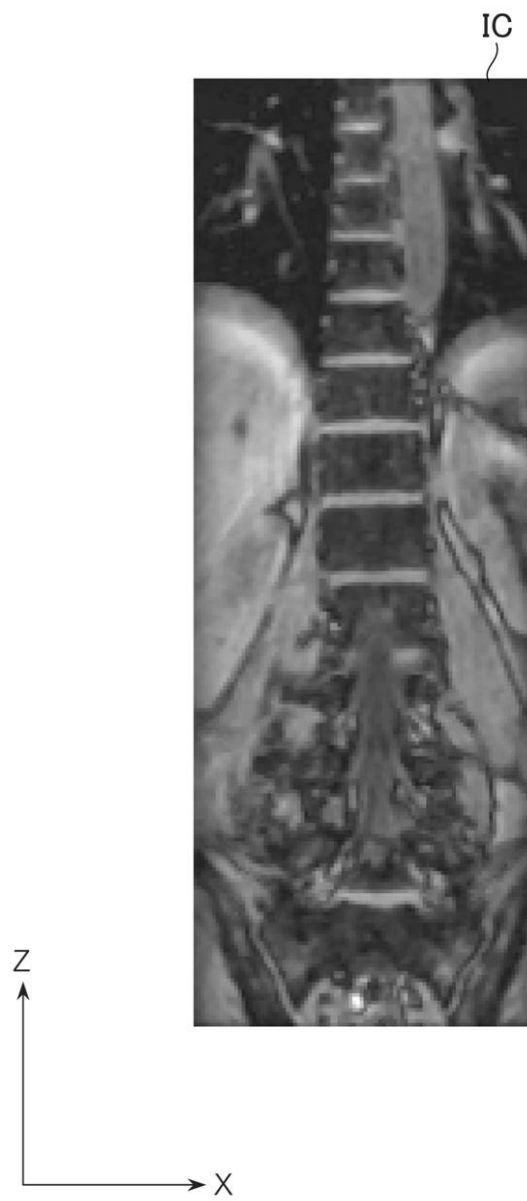
【図 2 6】



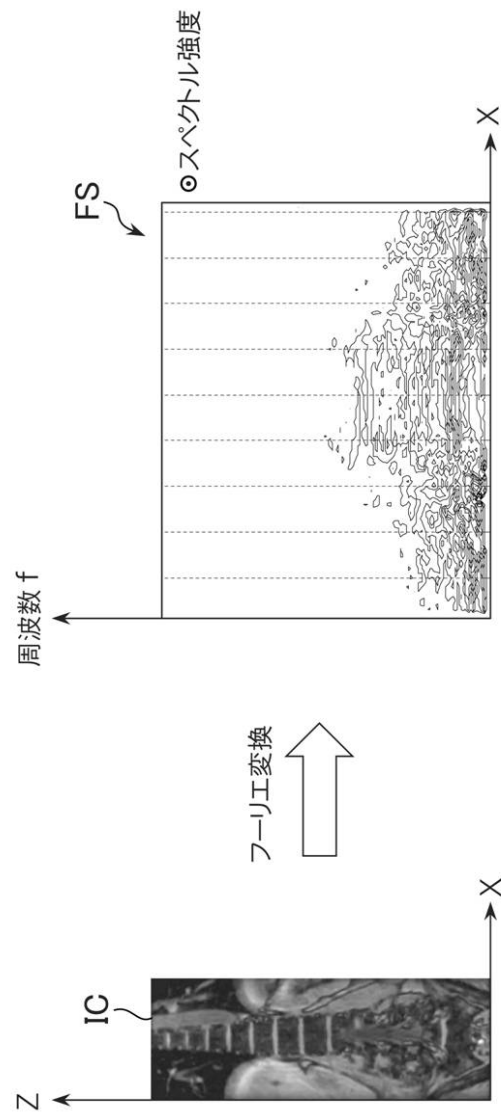
【図 27】



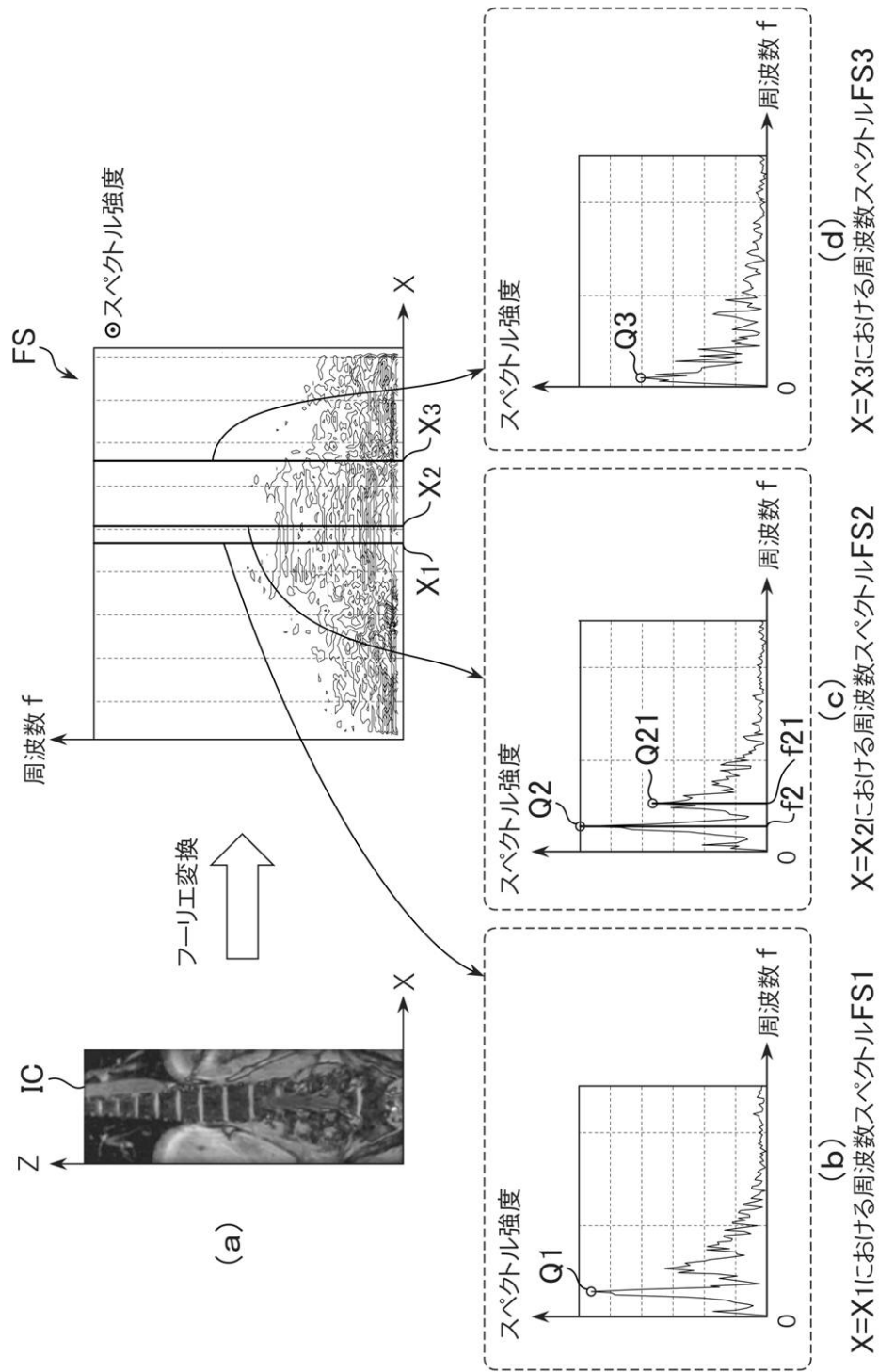
【図4】



【図 5】



【図6】



【図 8】



【図 11】



(a)



(b)

【図 20】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平03-224546(JP,A)
特開平04-035648(JP,A)
特開平06-189934(JP,A)
特開平07-051248(JP,A)
特開平08-007080(JP,A)
特開平08-289888(JP,A)
特開2003-210430(JP,A)
特開2004-298634(JP,A)
特開2006-129937(JP,A)
特開2008-132019(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055