

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)公開番号
特開2022-55893
(P2022-55893A)

(43)公開日 令和4年4月8日(2022.4.8)

(51)国際特許分類
A 6 1 B 5/055(2006.01)

F I
A 6 1 B 5/055 3 7 0

テーマコード(参考)
4 C 0 9 6

審査請求		未請求	請求項の数	12	O L	(全22頁)
(21)出願番号	特願2020-163586(P2020-163586)	(71)出願人	320011683			
(22)出願日	令和2年9月29日(2020.9.29)		富士フイルムヘルスケア株式会社			
			千葉県柏市新十番二 2 番地 1			
		(74)代理人	110000888			
			特許業務法人 山王坂特許事務所			
		(72)発明者	濱田 康太			
			東京都千代田区丸の内一丁目 6 番 6 号			
			株式会社日立製作所内			
		(72)発明者	花田 光			
			東京都千代田区丸の内一丁目 6 番 6 号			
			株式会社日立製作所内			
		(72)発明者	堀尾 秀之			
			東京都千代田区丸の内一丁目 6 番 6 号			
			株式会社日立製作所内			
		F ターム(参考)	4C096 AB38 AD06 AD12 AD18			
			最終頁に続く			

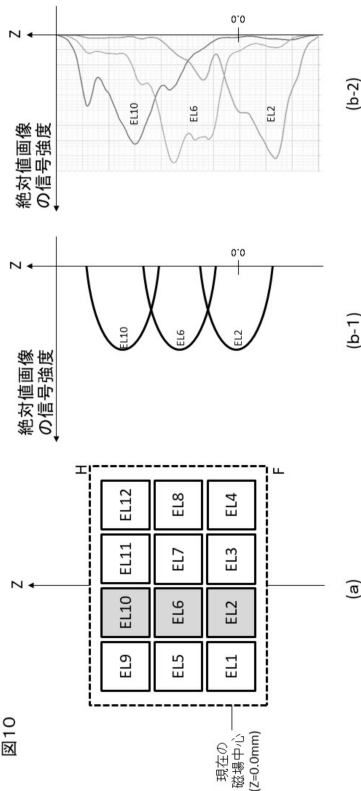
(54)【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置、被検体位置合わせ装置、および、被検体位置合わせ方法

(57)【要約】

【課題】追加のハードウェアを用いずに、被検体の撮像対象部位を撮像空間に自動的に位置合わせすることができ

【解決手段】被検体の撮像対象部位に配置された状態の受信コイルが受信した核磁気共鳴信号を受け取って、受信コイルの位置を算出する。受信コイルの位置を磁気共鳴イメージング装置の撮像空間に一致させるように被検体を搭載した寝台を移動させる。これにより、被検体の撮像対象部位を磁気共鳴イメージング装置の撮像空間に位置合わせする。

【選択図】図 1 0



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像空間に静磁場を発生させる静磁場発生部と、被検体から放出される核磁気共鳴信号を受信する受信コイルと、前記被検体を搭載し前記撮像空間まで移動させる寝台と、前記寝台の移動を制御して、前記被検体の撮像対象部位を前記撮像空間に位置合わせして配置する被検体位置合わせ部とを有し、

前記被検体位置合わせ部は、前記被検体の撮像対象部位に配置された状態の前記受信コイルが受信した前記核磁気共鳴信号を用いて前記受信コイルの位置を求め、前記受信コイルの位置を前記撮像空間に一致させるように前記寝台を移動させることにより、前記撮像対象部位を前記撮像空間に位置合わせすることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記撮像空間に配置された被検体へ高周波磁場を照射する送信コイルと、前記静磁場へ重畳させて傾斜磁場を印加する傾斜磁場発生部とをさらに有し、

前記被検体位置合わせ部は、

所定のパルスシーケンスにしたがって、前記撮像空間の前記被検体に高周波磁場を照射し、前記被検体から放出される前記核磁気共鳴信号を所定の方向に前記傾斜磁場を印加しながら前記受信コイルにより受信させ、

受信した前記核磁気共鳴信号をフーリエ変換して絶対値画像を再構成し、

前記絶対値画像の信号強度のプロファイルを前記所定の方向について求め、

20

前記プロファイルに基づいて、前記受信コイルの位置を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 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記受信コイルは、複数のエレメントが少なくとも前記所定の方向に配列された構成であり、

前記被検体位置合わせ部は、前記受信コイルの位置として、前記複数のエレメントのうちの特定のエレメントの位置を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 4】

請求項 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記被検体位置合わせ部は、前記エレメントごとの前記核磁気共鳴信号から前記エレメントごとに前記絶対値画像を再構成し、前記エレメントごとの前記信号強度のプロファイルを算出し、

30

前記エレメントごとの前記信号強度のプロファイルが前記所定の方向において交差する位置から前記特定のエレメントの位置を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 5】

請求項 4 に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記特定のエレメントの前記プロファイルと、前記所定の方向について前記特定のエレメントと両隣のエレメントのそれぞれの前記プロファイルとが交差する 2 つの位置の間の点を前記特定のエレメントの位置とし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 6】

40

請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記受信コイルのエレメントの数は、前記所定の方向について一つであり、

前記被検体位置合わせ部は、前記エレメントの前記プロファイルの前記所定の方向についての重心を算出し、前記重心の位置を前記エレメントの位置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 7】

請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記被検体位置合わせ部は、前記所定の方向に対して交差する方向についても、前記プロファイルを算出し、前記所定の方向に交差する方向についても、前記受信コイルの位置を算出し、前記受信コイルの位置を前記撮像空間に一致させることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

50

【請求項 8】

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記被検体位置合わせ部は、前記受信コイルの位置を求める前に、前記被検体の身長および / または操作者が入力した撮像対象部位を用いて、前記撮像対象部位を前記撮像空間まで移動させることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記被検体位置合わせ部は、前記寝台を連続的に前記撮像空間に向かって移動させながら、前記パルスシーケンスを実行させることにより前記受信コイルの位置を算出することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項 10】

請求項 9 に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記被検体位置合わせ部は、前記パルスシーケンスを実行している間および / または前記受信コイルの位置を算出している間の前記寝台の移動量を差し引いて、前記受信コイルの位置を前記撮像空間に一致させるための前記寝台の移動量を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 11】

磁気共鳴イメージング装置の寝台の移動を制御して、被検体の撮像対象部位を磁気共鳴イメージング装置の撮像空間に位置合わせして配置する被検体位置合わせ装置であって、前記被検体の撮像対象部位に配置された状態の前記受信コイルが受信した前記核磁気共鳴信号を用いて前記受信コイルの位置を求め、前記受信コイルの位置を前記撮像空間に一致させるように前記寝台を移動させることにより、前記撮像対象部位を前記撮像空間に位置合わせすることを特徴とする被検体位置合わせ装置。

20

【請求項 12】

被検体の撮像対象部位に配置された状態の受信コイルが受信した核磁気共鳴信号を受け取って、前記受信コイルの位置を算出し、前記受信コイルの位置を磁気共鳴イメージング装置の撮像空間に一致させるように前記被検体を搭載した寝台を移動させることにより、前記撮像対象部位を前記撮像空間に位置合わせすることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置の被検体位置合わせ方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

30

【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、特に被検者セッティング時の操作者のワークフロー向上技術に関する。

【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が発生する 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 次元的に画像化する装置である。撮影においては、MRI 装置の静磁場磁石が発生する均一な静磁場空間に被検体が配置され、送信コイルから高周波磁場パルスが照射され、傾斜磁場コイルから傾斜磁場パルスが印加される。高周波磁場パルスを照射された被検体組織の原子核は、NMR 信号を発生し、傾斜磁場パルスは、NMR 信号に位相エンコードと周波数エンコードを付与する。NMR 信号は、受信コイルによっ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。

40

【0003】

MRI 装置の撮像空間は、所定精度以上の均一な静磁場空間を形成可能であり、かつ、所定の傾斜磁場パルスを印加可能な領域であり、予め設計により決まっている。そのため、操作者は、撮像空間内に被検者の撮像対象部位を配置する必要がある。

【0004】

従来、操作者が被検者を撮像空間にセッティングする手順は以下の通りである。まず、被検者を MRI に備え付けられている寝台に横たわせ、撮像対象部位近傍が静磁場の中心

50

に配置されるように、寝台を移動させる操作を操作者が行う。つぎに、操作者は、MRI装置に備え付けられているレーザーを被検者に照射して、レーザーの照射部位を目視で確認しながら、寝台の移動操作をさらに行うことにより、撮像対象部位が静磁場の中心に配置されるように微調整を行う。

【0005】

しかしながら、目視で行う寝台の位置合わせ作業は、操作者の負担になる。また、同じ被検者に対して経過観察のために複数回にわたって検査を行う場合、検査のたびに被検者のセッティング位置が微妙に異なるという問題も生じる。また、付随的な問題としては、位置調整に使用されるレーザーが被検者の目に入るリスクがある。また、レーザーを用いて位置合わせする際に、寝台を細かく何度も移動させる必要があり、被検者が不快に感じる可能性がある。そのため、近年、撮像の効率化・撮像の再現性の向上についての要望が高まりつつある。その一つは、被検者のセッティングの自動化である。

10

【0006】

特許文献1では、被検者の身長等に応じて、寝台を配置すべき位置を算出し、算出した位置まで寝台を移動させる位置合わせ方法を提案している。具体的には、まず、操作者により選択された検査情報（年齢、性別、撮像対象部位）を基に、撮像対象部位を撮像空間に配置するための寝台位置を学習データから大まかに算出する。次に、センサーを使用して被検者の身長と体重を測定し、測定結果を用いて、寝台位置の補正量を算出する。上記フローで決定した寝台位置に寝台を移動させる。

【先行技術文献】

20

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】米国特許出願公開第2017/0311842号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

特許文献1には、被検者の身長や体重に基づいて撮像対象部位をMRI装置の撮像空間に配置するための寝台の移動量を算出する技術が開示されているが、被検者に取り付けられた受信コイルと撮像空間との位置関係に関しては考慮されていない。

【0009】

30

すなわち、受信コイルは、その感度領域が実際の撮像対象部位を含むように操作者によって撮像対象部位に近接配置されるため、実際の撮像対象部位は、受信コイルが取り付けられた領域である。例えば身体の前部（Anterior）側に使用する受信コイルであるボディコイルは、寝台の天板上の空間で、身体の所望の位置に搭載することが可能であり、操作者は、撮像対象部位の上にボディコイルを搭載する。

【0010】

そのため、実際の撮像対象部位が、被検者の身長や体重に基づいて算出される撮像対象部位とは、ずれることがあり得るため、受信コイルの中心を静磁場中心（撮像空間の中心）に配置することが望ましい。しかしながら、従来の技術では、受信コイルの位置は考慮されていないため、受信コイルの感度領域の一部が、撮像空間から外れ、その部分の画像を生成することができないことがあり得る。

40

【0011】

また、特許文献1の技術では、被検者の身長や体重を測定するセンサーを用いるため、MRI装置に予めセンサーを備えておく必要があり、コストが増加する。

【0012】

そこで本発明の目的は、追加のハードウェアを用いずに、被検体の撮像対象部位を撮像空間に自動的に位置合わせすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記目的を達成するために、本発明の磁気共鳴イメージング装置は、撮像空間に静磁場を

50

発生させる静磁場発生部と、被検体から放出される核磁気共鳴信号を受信する受信コイルと、被検体を搭載し撮像空間まで移動させる寝台と、寝台の移動を制御して、被検体の撮像対象部位を撮像空間に位置合わせして配置する被検体位置合わせ部とを有する。被検体位置合わせ部は、被検体の撮像対象部位に配置された状態の受信コイルが受信した核磁気共鳴信号を用いて受信コイルの位置を求め、受信コイルの位置を撮像空間に一致させるように寝台を移動させることにより、撮像対象部位を撮像空間に位置合わせする。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、被検体の撮像対象部位に配置された状態の受信コイルが受信した核磁気共鳴信号を用いて受信コイルの位置を求め、受信コイルの位置を撮像空間に一致させることにより、追加のハードウェアを用いずに、被検体の撮像対象部位を撮像空間に自動的に位置合わせすることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の実施形態のMRI装置の全体構成を説明するための図

【図2】実施形態1の被検体位置合わせ部81の処理を示すフローチャート

【図3】実施形態1の被検体位置合わせ部81の処理の変形例を示すフローチャート

【図4】実施形態1、2、3、4における撮像対象部位の選択用の画面および推奨受信コイルの表示画面を示す画面例

【図5】実施形態1における人体の基準位置から対象検査部位までの距離を示す説明図

20

【図6】実施形態1におけるアレイ状の受信コイルの(a)エレメントの配置を示す説明図、(b)エレメントの相対位置を示す表

【図7】実施形態1において予め定めておいた性別と年齢と身長との関係を示す表

【図8】実施形態1において、予め定めておいた基準位置(頸椎屈曲部)から対象検査部位までの距離を身長別に示す一覧表

【図9】(a)実施形態1、2、3、4における被検体位置合わせに用いるパルスシーケンス、(b)取得したNMR信号の処理を示すフロー図

【図10】(a)実施形態1におけるアレイ状の受信コイルのエレメントの配置を示す説明図、(b-1)図(a)の受信コイルを用いて一様なファントムのNMR信号からエレメントごとに得た絶対値画像の信号強度のプロファイルを示すグラフ、(b-2)図(a)の受信コイルを用いて被検体のNMR信号からエレメントごとに得た絶対値画像の信号強度のプロファイルを示すグラフ

30

【図11】(a)実施形態1におけるアレイ状の受信コイルのエレメントの配置と、中心のエレメントを示す説明図、(b)図(a)の受信コイルを用いて得た絶対値画像の信号強度のプロファイルから、エレメントの境界位置を求めた説明図

【図12】実施形態2の被検体位置合わせ部81の処理を示すフローチャート

【図13】実施形態2における一つのエレメントからなる受信コイルの構成と、受信コイルを用いて一様なファントムのNMR信号から得た絶対値画像の信号強度のプロファイルを示す説明図

【図14】実施形態2における一つのエレメントからなる受信コイルと、静磁場中心と、絶対値画像の信号強度のプロファイルの重心を示す説明図

40

【図15】実施形態3の被検体位置合わせ部81の処理を示すフローチャート

【図16】実施形態3におけるアレイ状の受信コイルの構成と、受信コイルを用いて一様なファントムのNMR信号から得た絶対値画像の信号強度のX軸方向のプロファイルを示す説明図

【図17】実施形態3におけるアレイ状の受信コイルのエレメントの配置と、中心のエレメントと、得た絶対値画像の信号強度のプロファイルから求めたエレメントの境界位置を示す説明図

【図18】実施形態4の被検体位置合わせ部81の処理を示すフローチャート

【図19】実施形態4における寝台の移動と、実補正移動量を示す説明図

50

【発明を実施するための形態】**【0016】**

以下、添付図面に従って本発明のMRI装置の実施形態について詳説する。なお、以下の説明において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【0017】

最初に、本実施形態に係るMRI装置の一例の全体概要を図1に基づいて説明する。図1は、本実施形態に係るMRI装置の全体構成を示すブロック図である。

【0018】

MRI装置は、NMR現象を利用して被検体の断層画像を得るものであり、図1に示すように、静磁場発生系2と、傾斜磁場発生系3と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、シーケンサ4と、中央処理装置(CPU)8とを備えて構成される。 10

【0019】

静磁場発生系2は、被検体1の周りに永久磁石方式、常電導方式あるいは超電導方式の静磁場発生源を配置した構成である。静磁場発生源は、垂直磁場方式の場合、被検体1の周りの空間にその体軸と直交する方向に、水平磁場方式の場合、体軸方向に、均一な静磁場を発生させる。

【0020】

傾斜磁場発生系3は、MRI装置の座標系(静止座標系)であるX、Y、Zの3軸方向に傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を印加する傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とを備えて構成される。傾斜磁場電源10は、後述のシーケンサ4からの命令に従って、X、Y、Z方向の傾斜磁場コイルに選択的に駆動電流を供給することにより、傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z のうちの1以上を印加する。例えば、撮影時には、スライス面(撮影断面)に直交する方向にスライス方向傾斜磁場パルス(G_s)を印加して被検体1に対するスライス面を設定し、そのスライス面に直交して且つ互いに直交する残りの2つの方向に位相エンコード方向の傾斜磁場パルス(G_p)と周波数エンコード方向の傾斜磁場パルス(G_f)をそれぞれ印加して、エコー信号にそれぞれの方向における位置情報をエンコードすることができる。 20

【0021】

送信系5は、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル(送信コイル)14aとを備えて構成され、被検体1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1に高周波磁場パルス(以下、「RFパルス」という)を照射する。具体的には、高周波発振器11から出力されたRFパルスを、シーケンサ4からの指令によるタイミングで変調器12により振幅変調し、この振幅変調されたRFパルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給することにより、RFパルスが被検体1に照射される。これにより、被検体1の組織の原子核スピンの核磁気共鳴が生じ、エコー信号(NMR信号)が放出される。 30

【0022】

受信系6は、受信側の高周波コイル(受信コイル)14bと信号増幅器15と直交位相検波器16とA/D変換器17とを備えて構成され、被検体1の放出するエコー信号(NMR信号)を検出する。具体的には、受信コイル14bは、被検体1に近接して配置され、被検体1が放出するエコー信号を受信して電気信号に変換する。信号増幅器15は、エコー信号を増幅し、直交位相検波器16は、シーケンサ4からの指令によるタイミングで、エコー信号を直交する二系統の信号に分割する。二系統の信号は、それぞれがA/D変換器17でデジタル量に変換されて、信号処理系7に送られる。 40

【0023】

信号処理系7は、光ディスク19、磁気ディスク18、ROM21およびRAM22等の記憶装置と、CRT等からなるディスプレイ20とを有する。CPU8は、信号処理系7の一部を構成し、予め光ディスク19等に格納されたプログラムを読み込んで実行するこ 50

とにより、被検体 1 を撮像空間 40 に自動位置合わせを行う被検体位置合わせ部 81 と、画像再構成を行う画像再構成部 82 と、各種データ処理を行うデータ処理部（不図示）等の機能を実現する。

【0024】

具体的には、被検体位置合わせ部 81 は、寝台 30 に搭載された被検体 1 の撮像対象部位を撮像空間 40 の中心（静磁場中心）に自動的に位置合わせする。

【0025】

画像再構成部 82 は、受信系 6 からのデータが CPU 8 に入力されると、CPU 8 が信号処理、画像再構成等の処理を実行し、その結果である被検体 1 の断層画像をディスプレイ 20 に表示すると共に、外部記憶装置の磁気ディスク 18 等に記録する。

10

【0026】

シーケンサ 4 は、送信系 6 および傾斜磁場発生系 3 にそれぞれ所定のタイミングで RF パルスと傾斜磁場パルスを照射および印加させ、所定のタイミングで受信系 6 に被検体 1 からのエコー信号を検出させるパルスシーケンスを実行させる制御手段である。シーケンサ 4 は、CPU 8 の制御で動作し、各部にパルスシーケンスを実行させる命令を送ることにより、被検体 1 の断層画像の再構成のために必要なデータ（エコー信号）を収集させる。

【0027】

操作部 25 は、MRI 装置の各種制御情報や上記信号処理系 7 で行う処理の制御情報を入力するもので、トラックボール又はマウス 23、及び、キーボード 24 を含む。この操作部 25 は、ディスプレイ 20 に近接して配置され、操作者がディスプレイ 20 を見ながら操作部 25 を通してインタラクティブに MRI 装置の各種処理を制御できるように構成されている。

20

【0028】

MRI 装置の撮像対象核種は、臨床で普及しているものとしては、被検体の主たる構成物質である水素原子核（プロトン）である。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和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 2 次元もしくは 3 次元的に撮像する。

【0029】

なお、上述の受信コイル 14b は、操作者によって、被検体 1 の撮像対象部位に対向するように、或いは、取り囲むように設置される。

30

【0030】

以下、被検体位置合わせ部 81 が、寝台 30 に搭載された被検体 1 の撮像対象部位を撮像空間 40 の中心（静磁場中心）に自動的に位置合わせする処理について、実施形態 1～4 により説明する。

【0031】

<<実施形態 1>>

次に、本発明の実施形態 1 の被検体位置合わせ部 81 の処理について図 2 のフローを用いて説明する。

【0032】

（ステップ 101）

40

操作部 25 を通して、操作者は、被検者情報の入力を実行し、被検者位置合わせ部 81 は、入力された被検者情報を受け付ける。被検者情報としては、「撮像対象部位」「体位」「性別」「年齢」は入力必須項目とする。図 4 に選択可能な種々の撮像対象部位が表示された表示画面例を示す。操作者は、図 4 の表示画面において、撮像対象部位を選択することにより、撮像対象部位を入力することができる。図 4 の表示画面には、選択された撮像対象部位に応じて、推奨する受信コイル 14b の種類が表示される構成としてもよい。

【0033】

（ステップ 102）

操作者は、被検体 1 の人体基準位置（例えば頸部屈曲部）が図 5 のように、寝台 30 の所定の位置（寝台 30 に設けた目印である矢印の位置）に一致するように寝台 30 に搭載す

50

る。

【 0 0 3 4 】

さらに、操作者は、被検体 1 の撮像対象部位に、受信コイル 1 4 b を設置する。また、受信コイル 1 4 b のケーブルを寝台 3 0 に設けられたコネクタに接続することにより、信号増幅器 1 5 と接続する。ここでは、一例として、図 6 (a) に示すように、被検体 1 の H F (Head Foot) 方向 (体軸方向) に複数個のコイルが配列されたアレイコイルを受信コイル 1 4 b として用いる。図 6 の受信コイル 1 4 b は、被検体 1 の幅方向にも複数個のコイルが配列されている。

【 0 0 3 5 】

その後、操作者が寝台移動開始ボタンを押下すると、被検体位置合わせ部 8 1 は、それを受け付け、ステップ 1 0 3 に進む。 10

【 0 0 3 6 】

(ステップ 1 0 3 、 1 0 4)

ステップ 1 0 3 において、被検体位置合わせ部 8 1 は、ステップ 1 0 1 で被検者情報の「身長」が未入力であるかどうか判定し、未入力の場合は、ステップ 1 0 4 に進み、ステップ 1 0 1 で入力された「性別」、「年齢」の情報に基づいて、性別と年齢と身長との関係を示すテーブルを参照して、身長を推定する。性別と年齢と身長との関係を示すテーブルは、例えば図 7 に示すように、年齢別身長統計データに基づいて予め作成し、ROM 2 1 等に格納したおいたものである。

【 0 0 3 7 】

なお、年齢別・人種別の身長データを用いて、ステップ 1 0 4 の身長推定の精度を向上させることも可能である。 20

【 0 0 3 8 】

ステップ 1 0 3 において、被検体位置合わせ部 8 1 は、ステップ 1 0 1 で被検者情報の「身長」が入力済みである場合には、そのままステップ 1 0 5 に進む。

【 0 0 3 9 】

(ステップ 1 0 5)

ステップ 1 0 5 において、被検体位置合わせ部 8 1 は、撮像対象部位と身長から、撮像対象部位を静磁場中心に配置するための寝台移動量を算出する。

【 0 0 4 0 】

まず、被検体位置合わせ部 8 1 は、ステップ 1 0 1 で受け付けた撮像対象部位と身長に基づき、図 8 に示すような予め定められたテーブルを参照する等して、頸部屈曲部から撮像部位までの距離を求める。図 8 のテーブルは、身長別統計データ等を基に、図 5 に示すように頸部屈曲部から各撮像部位までの距離を身長ごとに予め定め、テーブルにしたものであり、ROM 2 1 等に格納されている。 30

【 0 0 4 1 】

静磁場中心を原点とした場合、寝台上の撮像対象部位の位置 (目的寝台位置) は式 (1) のように表現できる。

【 0 0 4 2 】

【 数 1 】

$$TargetTablePosition = DefaultTablePosition + ShiftPosition \quad \cdots(1)$$

【 0 0 4 3 】

ただし、TargetTablePosition は目的寝台位置、DefaultTablePosition は、頸椎屈曲部の寝台位置、Shift Position は、頸椎屈曲部から入力された撮像対象部位までの距離、を表す。

【 0 0 4 4 】

被検体位置合わせ部 8 1 は、求めた頸部屈曲部から撮像部位までの距離と、現在の頸椎屈曲部の寝台位置と、式 (1) を用いて、撮像対象部位の位置 (目的寝台位置) を算出する 40 50

。これにより、撮像対象部位の位置（目的寝台位置）を静磁場中心（原点）まで移動させるための寝台移動量を算出することができる。

【 0 0 4 5 】

その後、被検体位置合わせ部 8 1 は、算出した寝台移動量分だけ寝台 3 0 を移動させ、撮像対象部位を静磁場中心に配置する。

【 0 0 4 6 】

（ステップ 1 0 6 ）

R F パルスの照射可能条件を満たしたこと（例えば、M R I 装置が配置されたシールドルームの扉が閉じられて一定時間待機後）を C P U 8 （被検体位置合わせ部 8 1 ）が認識すると、C P U 8 （被検体位置合わせ部 8 1 ）は、シーケンサ 4 を起動し、シーケンサ 4 の制御により、予め定めた受信コイル 1 4 b の位置合わせ用のパルスシーケンスを実行する。

10

【 0 0 4 7 】

パルスシーケンスおよびパルスシーケンスにより N M R 信号受信後の一連の処理の流れを図 9 （ a ）, （ b ）に示す。

【 0 0 4 8 】

この位置合わせ用のパルスシーケンスは、図 9 （ a ）に示すように、被検体 1 の H F 方向（体軸方向）を含むスライス（サジタルまたはコロナル面）を選択してそのスピンを励起し、放出される N M R 信号を、H F 方向を読み出し方向として受信コイル 1 4 b により受信するシーケンスである。

20

【 0 0 4 9 】

具体的には、H F 方向（体軸方向）を含むスライスを選択するスライス選択傾斜磁場パルス 8 0 3 , 8 0 4 を印加しながら R F パルス 8 0 1 , 8 0 2 を照射してスピンを励起し、H F 方向に周波数エンコード傾斜磁場パルス 8 0 5 を印加しながら、エコー信号 8 0 6 を受信コイル 1 4 b であるアレイコイルの個々のエレメントによりそれぞれ受信する（リードアウト方向は H F 方向）。

【 0 0 5 0 】

受信系 6 は、受信コイル 1 4 b を構成する個々のエレメントによりそれぞれ受信された N M R 信号をそれぞれ信号処理系 7 に送信する。

【 0 0 5 1 】

信号処理系 7 の被検体位置合わせ部 8 1 は、図 9 （ b ）に示すように、個々のアレイコイルが受信した N M R 信号（k 空間の信号）をそれぞれ実信号と虚信号に分け、それぞれフーリエ変換を施して、実信号画像と虚信号画像を生成し、両画像を足し合わせることににより絶対値（強度）画像を、アレイコイルのエレメントごとに生成する。

30

【 0 0 5 2 】

（ステップ 1 0 7 ）

被検体位置合わせ部 8 1 は、「撮像対象部位」から静磁場中心に配置すべき受信コイル 1 4 b のエレメントを特定する。例えば、図 6 （ a ）の受信コイルの例では、H F 方向の中心エレメント E L 5 ~ E L 8 のいずれかを、静磁場中心に配置すべきエレメントであるとする。なお、図 6 （ a ）の受信コイルの例では、被検体の左右方向にもエレメントが並んでいるため、H F 方向（体軸）に最も近い中心エレメント E L 6 または E L 7 を H F 方向について静磁場中心に配置すべきエレメントであるとするのが望ましい。ここでは、図 1 0 （ a ）に示すように、E L 6 を H F 方向（体軸）について静磁場中心に配置する。

40

【 0 0 5 3 】

なお、受信コイルの H F 方向の中心エレメントを定義するために、図 6 （ b ）に示すような受信コイルごとに受信コイルの中心位置から各エレメントの相対位置情報を予め定義し、R O M 2 1 等に格納しておく。

（ステップ 1 0 8 ）

ステップ 1 0 8 において、被検体位置合わせ部 8 1 は、ステップ 1 0 6 で得た受信コイル 1 4 b のエレメントごと絶対値（強度）画像の信号強度データから、H F 方向の中心エレ

50

メント E L 5 ~ E L 8 (ここでは、E L 6) の中心位置を算出する。

【 0 0 5 4 】

具体的には、図 1 0 (b - 1)、(b - 2) に示すような Z 軸 (H F) 方向に並ぶエレメント列 (E L 2、E L 6、E L 1 0) についてエレメントごとの絶対値 (強度) 画像の信号強度プロファイルを作成し、このプロファイルからエレメント E L 6 の H F 方向の中心位置を算出する。

【 0 0 5 5 】

このとき、人体のように一様の形状および同一組成ではない被検体 1 の場合、図 1 0 (b - 1) に示すような理想的な信号強度プロファイルにはならず、図 1 0 (b - 2) に示すような信号強度プロファイルが得られる。そのため、信号強度プロファイルのピーク位置からエレメント E L 6 の中心位置を算出することは困難である。そこで、本実施形態では、作成したエレメントごとの絶対値画像の信号強度プロファイルを基に、H F 方向に隣接したエレメント (E L 2 と E L 6 と E L 1 0) の信号を比較し、エレメント間で信号強度プロファイルの値が等しくなる (すなわちプロファイルが交差する) H F 方向 (Z 方向) の位置 Z 1 , Z 2 を図 1 1 (a)、(b) のように求める。これにより、エレメント間の境界位置 (位置 Z 1 , Z 2) を検出することができる。

10

【 0 0 5 6 】

なお、Z 軸方向は静磁場と同方向、かつ寝台の長手方向である。

【 0 0 5 7 】

図 1 1 (a) のエレメント配置を例とすると、信号強度プロファイルの値が等しくなる位置 Z は、式 (2) のように表現できる。

20

【 0 0 5 8 】

【 数 2 】

$$EL2\ Signal(i) = EL6\ Signal(i), EL6\ Signal(j) = EL10\ Signal(j) \quad \cdots (2)$$

ただし、 $i \neq j$

【 0 0 5 9 】

エレメント E L 6 の中心位置 Correction Position は、エレメント間の境界位置 (位置 Z 1 , Z 2) を用いて、式 (3) により算出できる。

30

【 0 0 6 0 】

【 数 3 】

$$CorrectionPosition = (Z_2 + Z_1) / 2 \quad \cdots (3)$$

Z 1 , Z 2 : 境界となった Z 方向の 2 点の座標位置を示す。

【 0 0 6 1 】

式 (3) により得られるエレメント E L 6 の中心位置は、境界位置である 2 点 (位置 Z 1 , Z 2) の座標位置の中心値であり、静磁場中心 (Z = 0 . 0) からの距離を表すので、被検体位置合わせ部 8 1 は、この値を寝台移動量として寝台 3 0 を移動させることにより、受信コイル 1 4 b のエレメント E L 6 の中心を Z 軸方向について静磁場中心に配置することができる。

40

【 0 0 6 2 】

このように、操作者が撮像対象部位に取り付けた受信コイル 1 4 b を H F 方向について静磁場中心に配置することができるため、受信コイル 1 4 b および撮像対象部位を撮像空間 4 0 内に自動で配置できる。よって、撮像対象部位の全体を撮像することができる。

【 0 0 6 3 】

また、本実施形態では、追加的なセンサーを用いることなく、入力された被検者情報を基に人体の基準位置から対象撮像部位までの距離を求め、大凡の寝台移動位置の確定と寝台移動を行う。その後、H F 方向にリードアウトを設定し、スライス選択傾斜磁場、周波数

50

エンコード傾斜磁場を印加して取得したNMR信号から、Z軸(HF)方向のエLEMENT別の絶対値画像の信号強度プロファイルを得る。ELEMENT間の境界を検出し、境界位置からELEMENTの中心位置を求めることができる。ELEMENTの中心位置を静磁場中心からの距離として取り扱い、算出された中心値を寝台移動量として寝台を移動させ、所望のELEMENTを静磁場中心へ配置することが可能である。

【0064】

なお、被検体位置合わせ部81は、より高精度に所望のELEMENTが静磁場中心に配置されるように、図3に示すように、上述のステップ101～108により所望の受信コイル14bのELEMENTの中心が静磁場中心に配置されるよう寝台30を移動させた後に、ステップ109を実行してもよい。ステップ109では、被検体位置合わせ部81は、所望の受信コイル14bのELEMENTの位置が静磁場中心から所定の範囲(例えば、1.5cm未満の範囲)に配置されているかどうかを判定し、受信コイル14bのELEMENTの位置が静磁場中心から所定の範囲内に配置されていれば、被検体の自動位置合わせを完了とし、所定の範囲内に配置されていない場合は、ステップ106に戻って、被検体の自動位置合わせを再実施する。

10

【0065】

なお、実施形態1においては、頸部屈曲部を人体の基準位置とし、寝台に頸部屈曲部の目安位置を示す目印を備えた寝台を用いて説明したが、他の部位を人体の基準位置とすることももちろん可能である。

【0066】

20

実施形態1のMRI装置の効果としては、以下を挙げることができる。

1. テーブル位置のセッティング作業によるユーザー(装置の操作者)の負担を低減することができる。
2. 従来技術のようにレーザーを用いないため、レーザーが目に入るというリスクを回避できる。
3. 従来技術においてレーザー位置合わせ時の寝台移動による被検者に与えていた不快感を低減することができる。
4. 所望の受信コイルの感度領域を自動で静磁場中心に移動させることができる。
5. 付加的なハードウェアが不要であるため、製造原価を抑制することができる。

【0067】

30

<<実施形態2>>

次に、本発明の実施形態2の被検体位置合わせ部81の処理について図12のフローを用いて説明する。

【0068】

実施形態2では、受信コイル14bのELEMENT数が1つの場合について説明する。以下、実施形態1と異なる処理のみを説明し、同じ処理の説明は省略する。

(ステップ201～205)

実施形態1のステップ101～105と同一であるため、説明を省略する。

【0069】

(ステップ206)

40

RFパルスの照射可能条件を満たしたこと(例えば、シールドルームの扉が閉じられて一定時間待機後)をCPU8(被検体位置合わせ部81)が認識すると、CPU8(被検体位置合わせ部81)は、シーケンサ4を起動し、シーケンサ4の制御により、予め定めた受信コイル14bの位置合わせ用のパルスシーケンスを実行する。

【0070】

このパルスシーケンスは、実施形態1の図9(a)のパルスシーケンスと同様であるが、シーケンサ4は、スライス選択傾斜磁場803、804は印加せず、周波数エンコード傾斜磁場805を印加しながらエコー信号806を受信コイル14bの一つのELEMENTにより受信する(リードアウト方向はHF方向)。

【0071】

50

エコー信号の受信後の処理は、実施形態 1 のステップ 106 と同様であり、受信コイル 14b を構成する一つのエレメントについての絶対値画像を生成する。

【0072】

(ステップ 207)

「被検体位置合わせ部 81 は、「撮像対象部位」から静磁場中心に配置するエレメントを特定する。例えば、図 4 に示すように撮像部位に応じて推奨受信コイルを操作者に提示し、提示した推奨受信コイルのエレメントが静磁場中心に配置されるよう設定する。

【0073】

(ステップ 208)

被検体位置合わせ部 81 は、ステップ 206 で生成した受信コイル 14b の一つのエレメントの絶対値画像から、Z 軸 (HF) 方向についての絶対値画像の信号強度プロファイルを図 13 のように作成する (ここでの Z 軸方向は静磁場と同方向、かつ寝台の長手方向である)。

【0074】

つぎに、被検体位置合わせ部 81 は、作成したエレメントの信号強度プロファイルに基づいて、Z 方向の重心 Z_G を図 14 のように算出する。図 13 および図 14 のエレメント配置を例とすると、重心 Z_G は、式 (4) により算出することができる。

【0075】

【数 4】

$$Z_G = \sum (S_i \times Z_i) / \sum S_i \quad \cdots (4)$$

20

【0076】

静磁場中心位置を $Z = 0.0$ とした場合、重心 Z_G の座標位置は、静磁場中心からの距離を表すので、被検体位置合わせ部 81 は、算出された重心 Z_G の座標を寝台移動量として、寝台 30 を移動させることにより、エレメントの重心 Z_G を静磁場中心へ配置することができる。

【0077】

実施形態 2 により、エレメントが一つだけの受信コイル 14b であっても、エレメントの重心を自動で静磁場中心に配置することができる。

30

【0078】

<< 実施形態 3 >>

次に、実施形態 3 の被検体位置合わせ部 81 の処理について図 15 のフローを用いて説明する。

【0079】

実施形態 3 の処理は、実施形態 1 と同様の処理であるが、寝台 30 を X 方向 (短手方向 = 被検体の RL (体幅) 方向) に移動させる点が異なっている。以下、実施形態 1 と異なる処理のみ説明し、同じ処理の説明は省略する。

【0080】

また、寝台 30 を X 方向に移動可能な構造の MRI 装置は、一般的に垂直磁場の MRI 装置に限定される。

40

【0081】

(ステップ 301 ~ 305)

実施形態 1 のステップ 101 ~ 105 と同一であるため、説明を省略する。

【0082】

(ステップ 306)

RF パルスの照射可能条件を満たしたこと (例えば、シールドルームの扉が閉じられて一定時間待機後) を CPU 8 (被検体位置合わせ部 81) が認識すると、CPU 8 (被検体位置合わせ部 81) は、シーケンサ 4 を起動し、シーケンサ 4 の制御により、予め定めた受信コイル 14b の位置合わせ用のパルスシーケンスを実行する。このパルスシーケンス

50

は、実施形態 1 の図 9 (a) のパルスシーケンスと同様であるが、スライスは、被検体 1 の R L 方向に沿って設定され、リードアウト方向も R L 方向である点の実施形態 1 とは異なる。すなわち、被検体 1 の R L 方向に沿ったスライスを選択するスライス選択傾斜磁場 8 0 3 , 8 0 4 を印加しながら、R F パルス 8 0 1 , 8 0 2 を照射し、周波数エンコード傾斜磁場 8 0 5 を印加しながら、エコー信号 8 0 6 を受信コイル 1 4 b により受信する (リードアウト方向は R L 方向) 。

【 0 0 8 3 】

エコー信号の受信後の処理は、実施形態 1 のステップ 1 0 6 と同様であり、受信コイル 1 4 b を構成する複数のエレメントについてそれぞれ絶対値画像を生成する。

【 0 0 8 4 】

10

(ステップ 3 0 7)

被検体位置合わせ部 8 1 は、「撮像部位」から静磁場中心に配置すべきエレメントを特定する。例えば、図 4 に示すように撮像部位に応じて推奨受信コイルを操作者に提示し、提示した推奨受信コイルの R L 方向の中心エレメント E L 6 (または E L 7) が静磁場中心に配置されるよう設定する。

【 0 0 8 5 】

(ステップ 3 0 8)

被検体位置合わせ部 8 1 は、ステップ 3 0 6 で生成した受信コイル 1 4 b の複数のエレメントの絶対値画像から、X 軸 (R L) 方向についての絶対値画像の信号強度プロファイルを図 1 6 のように X 軸 (R L) 方向に並んだ複数のエレメント E L 5 ~ E L 8 について作成する (ここでの X 軸方向は静磁場と垂直方向、かつ寝台の短手方向である) 。

20

【 0 0 8 6 】

作成したエレメント E L 5 ~ E L 8 ごとの信号強度プロファイルを基に、R L 方向に隣接したエレメント E L 5 ~ E L 8 の信号強度を比較し、エレメント間で信号値が等しくなる X 方向の位置を求め、エレメント間の境界 X 1 、X 2 を検出する。

【 0 0 8 7 】

図 1 7 のエレメント配置を例にすると、エレメント間で信号値が等しくなる X 方向の位置は、式 (5) により求めることができる。

【 0 0 8 8 】

【 数 5 】

30

$$EL5\ Signal(i) = EL6\ Signal(i), EL6\ Signal(j) = EL7\ Signal(j) \quad \cdots (5)$$

ただし、 $i \neq j$

【 0 0 8 9 】

エレメント E L 6 の中心位置 Correction Position は、エレメント間の境界位置 (位置 X 1 , X 2) を用いて、式 (6) により算出できる。

【 0 0 9 0 】

【 数 6 】

$$Correction\ Positoin = (X_2 + X_1) / 2 \quad \cdots (6)$$

40

X 1 , X 2 : 境界となった X 方向の 2 点の座標位置を示す。

【 0 0 9 1 】

式 (6) により得られるエレメント E L 6 の中心位置は、境界位置である 2 点 (位置 X 1 , X 2) の座標位置の中心値であり、静磁場中心 (X = 0 . 0) からの距離を表すので、被検体位置合わせ部 8 1 は、この値を寝台移動量として寝台 3 0 を移動させることにより、図 1 7 のように、受信コイル 1 4 b の中心のエレメント E L 6 を X 軸方向について静磁場中心に配置することができる。

【 0 0 9 2 】

50

上述した実施形態 3 は、X (R L) 方向について、受信コイル 1 4 b の中心のエレメントを静磁場中心に配置する処理であるので、実施形態 1、2 の Z (H F) 方向について、受信コイル 1 4 b の中心のエレメントを静磁場中心に配置する処理と組み合わせることにより、受信コイル 1 4 の X (R L) 方向と Z (H F) 方向の中心を静磁場中心と一致させることができる。

【 0 0 9 3 】

例えば、実施形態 1、2 の処理を行って、Z 方向の寝台移動量の算出および Z 方向への寝台移動を実行後に、実施形態 3 による X 方向の寝台移動量の算出および X 方向への寝台移動実行を行うことにより、被検体の撮像対象部位に設置された受信コイルの中心を、静磁場中心に位置合わせする寝台制御が可能である。

10

【 0 0 9 4 】

なお、X 方向への寝台移動後に Z 方向への寝台移動を実行する順序でも寝台制御を行うことももちろん可能である。

【 0 0 9 5 】

さらにコロナル面で励起することで Z 方向、X 方向の寝台移動量を同時に算出することができ、Z 方向、X 方向の寝台移動を同時に制御するような効率的な移動も可能である。

【 0 0 9 6 】

また、実施形態 1、2、3 に共通するが、撮像部位や体位に応じて励起するスライス断面、スライス厚を最適化してもよい。例えば、四肢などの末端の撮像部位においては、対象物が撮像空間 4 0 内に含まれない場合も発生し得るため、スライス選択傾斜磁場を印加せず全励起して N M R 信号を取得してもよい。

20

【 0 0 9 7 】

< < 実施形態 4 > >

次に、実施形態 4 について図 1 8、図 1 9 を用いて説明する。実施形態 1、実施形態 2 及び実施形態 3 は、それぞれステップ 1 0 1 ~ 1 0 5、ステップ 2 0 1 ~ 2 0 5、ステップ 3 0 1 ~ 3 0 5 において、撮像対象部位と身長に基づいて、予め定めたテーブル等を参照して予め定めた寝台移動量 (プリセット量) により、寝台を移動させる処理を行う構成であったが、実施形態 4 では、これらの処理を行わない。実施形態 4 では、寝台 3 0 を一定速度で H F 方向に移動させ、一定間隔で N M R 信号を取得して、所望の受信コイルエレメントを静磁場中心へと移動させる。以下、図 1 8 のフローを用いて具体的に説明する。

30

【 0 0 9 8 】

(ステップ 4 0 1)

操作部 2 5 を通して、操作者は、被検者情報の入力を実行し、被検者位置合わせ部 8 1 は、入力された被検者情報を受け付ける。被検者情報としては、「撮像部位」は入力必須項目とする。図 4 に選択可能な種々の撮像対象部位が表示された表示画面例を示す。

【 0 0 9 9 】

(ステップ 4 0 2)

被検体位置合わせ部 8 1 は、「撮像対象部位」から静磁場中心に配置すべき受信コイル 1 4 b のエレメントを特定する。例えば、図 6 (a) の受信コイルの例では、H F 方向の中心エレメント E L 5 ~ E L 8 のいずれか (例えば E L 6) を、静磁場中心に配置すべきエレメントであるとする。

40

【 0 1 0 0 】

(ステップ 4 0 3)

操作者は、被検体 1 を寝台に横たわせ、被検体 1 の撮像対象部位に、受信コイル 1 4 b を設置する。また、受信コイル 1 4 b のケーブルを寝台 3 0 に設けられたコネクタに接続することにより、信号増幅器 1 5 と接続する。

【 0 1 0 1 】

操作者が寝台移動開始ボタンを押下すると、被検体位置合わせ部 8 1 は、シーケンサ 4 を起動し、シーケンサ 4 の制御により、寝台 3 0 を M R I 装置内へ向かって移動開始させる。移動速度は、一定速度 (例えば、 $v [\text{mm} / \text{s}]$ と置く) し、連続的に移動させる (図

50

19 参照)。

【0102】

(ステップ404)

被検体位置合わせ部81は、寝台30が一定速度で移動している最中に、実施形態1のステップ106と同様に、パルスシーケンスを実行し、受信コイル14bは、全てのエレメントによりNMR信号(エコー信号)を受信する。被検体位置合わせ部81は、受信コイル14bのエレメントごとに、絶対値画像を生成し、図10(b-2)のような絶対値画像の信号強度プロファイルを生成する。

【0103】

(ステップ405、406)

被検体位置合わせ部81は、実施形態1のステップ108の前半を実行し、信号強度プロファイルの境界値 Z_1 、 Z_2 から受信コイル14bのエレメントの位置を検出する(ステップ405)。ステップ405において、受信コイル14bのエレメントの位置を検出可能であったか判定し、検出可能であった場合には、ステップ407に進む。エレメント位置の検出可否の判断は、例えばエレメント位置の算出に用いる境界値 Z_1 、 Z_2 となった2点の座標の信号強度を、予め定めた閾値と比較し、閾値を超えていた場合に、検出可能と判断することができる。

【0104】

検出不能であった場合は、被検体位置合わせ部81は、ステップ404に戻り再びパルスシーケンスを実行する。

【0105】

(ステップ407)

被検体位置合わせ部81は、寝台30の移動を停止させ、ステップ405において検出した受信コイル14bのエレメントEL6の位置から、静磁場中心までの距離を算出する。このとき、ステップ404でパルスシーケンスを実行している間も、実行後も連続的に寝台が移動していたことを考慮して、現時点のエレメントの位置から、静磁場中心までの距離を算出する。具体的には、図9(a)のパルスシーケンスにおいてRFパルス801の照射タイミングを例えば時刻0[s]とし、受信コイル14bがNMR信号を受信して、被検体位置合わせ部81がエレメント位置の解析を実行するまでの経過時刻を t [s]と置くと、経過時間 t [s]の間に寝台30が $v t$ [mm]移動している(図19参照)。ステップ405で検出されたエレメントの位置(境界値 Z_1 、 Z_2 の中心値)は、時刻0[s]における位置であるので、経過時間 t [s]の間の寝台移動量 $v t$ [mm]を考慮して、受信コイル14bのエレメントEL6を静磁場中心に一致させるための寝台移動量(実補正移動量)Correction Positionは、式(7)により算出できる(図19)。

【0106】

【数7】

$$CorrectionPosition = (Z_2 + Z_1) / 2 - vt \quad \cdots(7)$$

【0107】

被検体位置合わせ部81は、式(7)により得られた寝台移動量(実補正移動量)Correction Positionだけ寝台30を移動させることにより、受信コイル14bのエレメントEL6の中心をZ軸方向について静磁場中心に配置することができる。

【0108】

このように、操作者が撮像対象部位に取り付けた受信コイル14bをHF方向について静磁場中心に配置することができるため、受信コイル14bおよび撮像対象部位を撮像空間40内に自動で配置できる。よって、撮像対象部位の全体を撮像することができる。

【0109】

また、本実施形態4では、実施形態1等のステップ101~105の処理により、予め定めたテーブル等を参照して予め定めた寝台移動量(プリセット量)により、寝台を移動さ

10

20

30

40

50

せる処理を行わない構成であるため、予めテーブル等を用意する必要がなく、操作者は身長を入力する必要がないという利点がある。

【 0 1 1 0 】

また、パルスシーケンスを実行している最中も、寝台 30 を静磁場中心へ向かって移動させ続けているため、ステップ 407 において寝台を移動させる量が少なく、素早く被検体を静磁場中心に配置できる。

【 0 1 1 1 】

以上、本発明の実施形態を述べたが、本発明は実施形態の構成や処理に限定されるものではない。

【符号の説明】

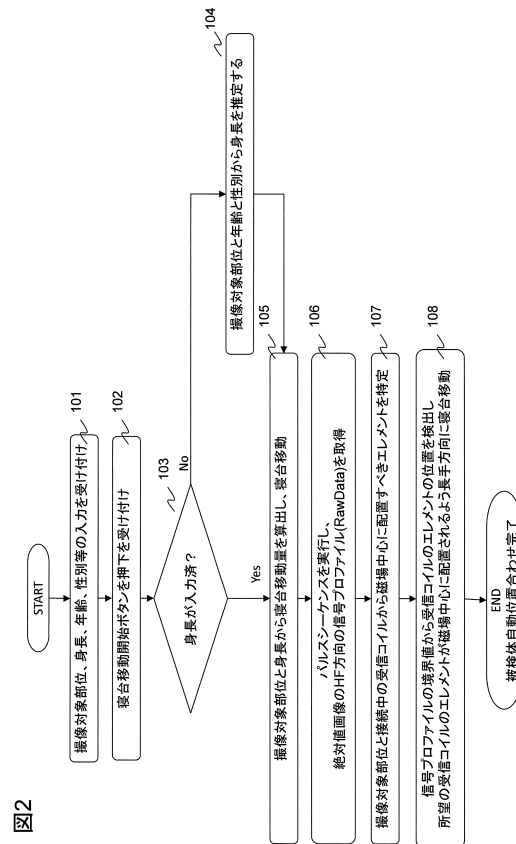
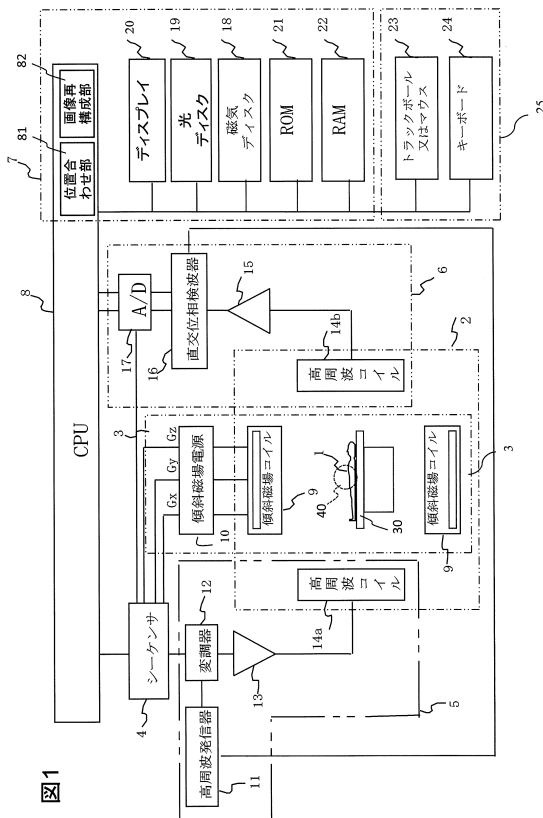
【 0 1 1 2 】

1 : 被検体、2 : 静磁場発生系、3 : 傾斜磁場発生系、4 : シーケンサ、5 : 送信系、6 : 受信系、7 : 信号処理系、8 : 中央処理装置 (CPU)、9 : 傾斜磁場コイル、10 : 傾斜磁場電源、11 : 高周波発信器、12 : 変調器、13 : 高周波増幅器、14a : 高周波コイル (送信コイル)、14b : 高周波コイル (受信コイル)、15 : 信号増幅器、16 : 直交位相検波器、17 : A/D変換器、18 : 磁気ディスク、19 : 光ディスク、20 : ディスプレイ、21 : ROM、22 : RAM、23 : トラックボール又はマウス、24 : キーボード、81 : 位置合わせ部、82 : 画像再構成部

【圖面】

【 図 1 】

【 圖 2 】



10

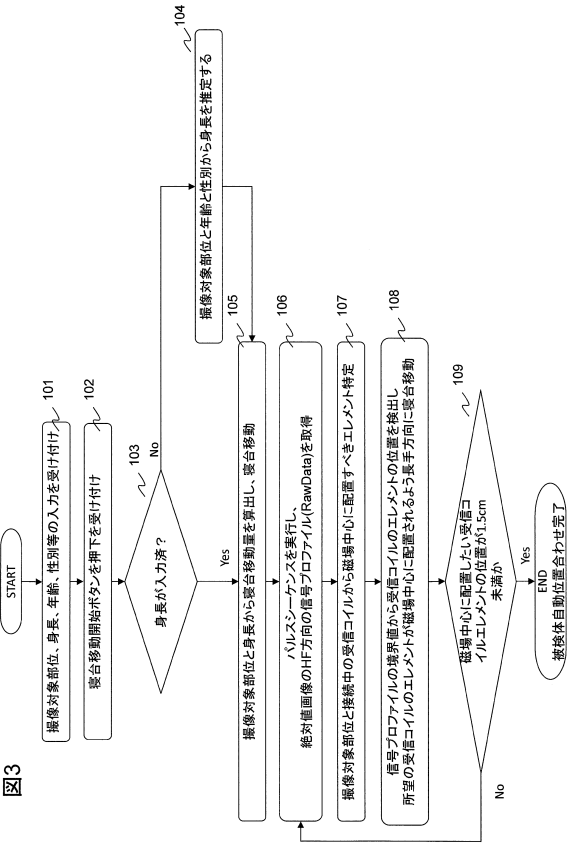
20

30

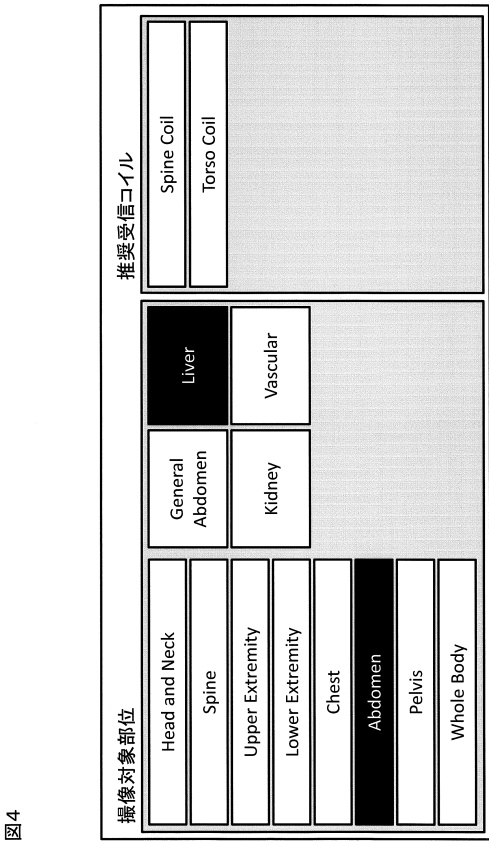
40

50

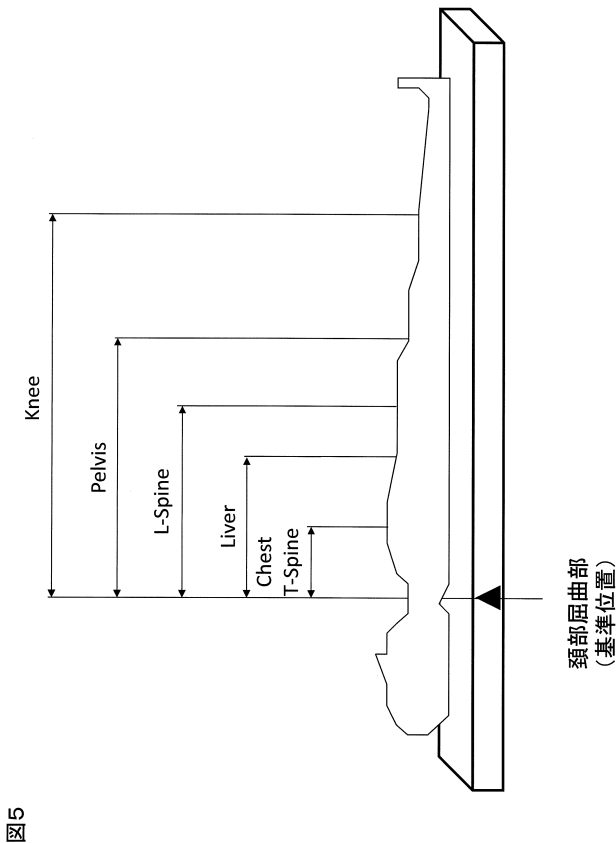
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】

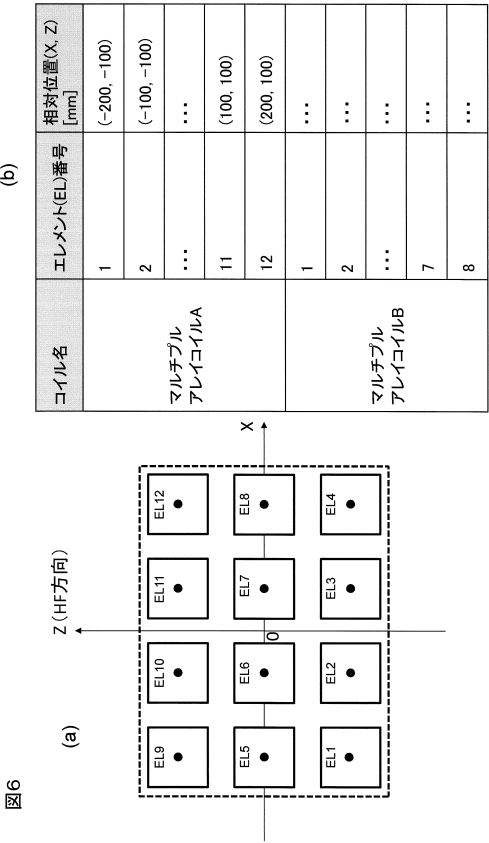


図 5

図 6

10

20

30

40

50

【 図 7 】

性別 (M:Male/F:Female)	年齢	統計身長 [cm]
M	2以下	86.4522
	3	95.27359
	...	...
	19	176.6179
	20以上	176.8492
F	2以下	84.97566
	3	94.21336
	...	...
	19	163.259
	20以上	163.3383

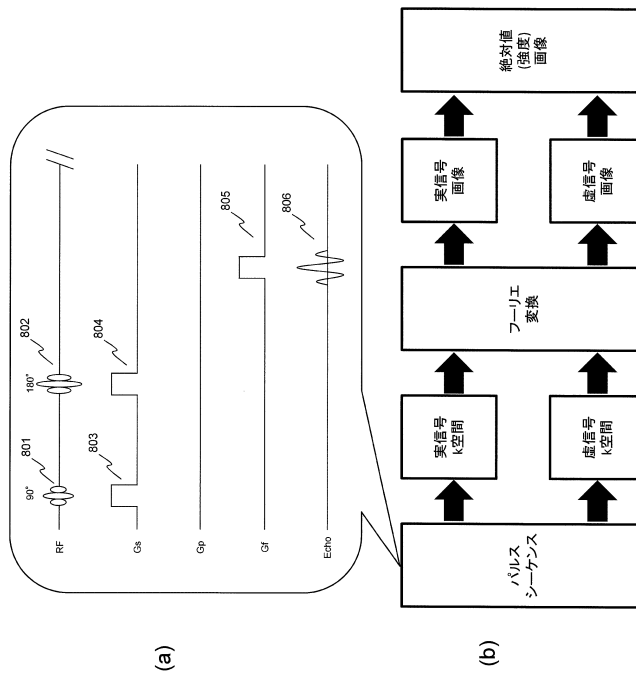
【 図 8 】

図8

撮像部位	身長				
	190cm		175cm		160cm
Brain	0	...	0	...	0
Neck	0	...	0	...	0
C-Spine	0	...	0	...	0
Chest	21	...	17	...	16
T-Spine					
Liver	31	...	28	...	26
L-Spine	46	...	42	...	39
Pelvis	56	...	51	...	46
Knee	101	...	92	...	84

図7

【 図 9 】



【 図 1 0 】

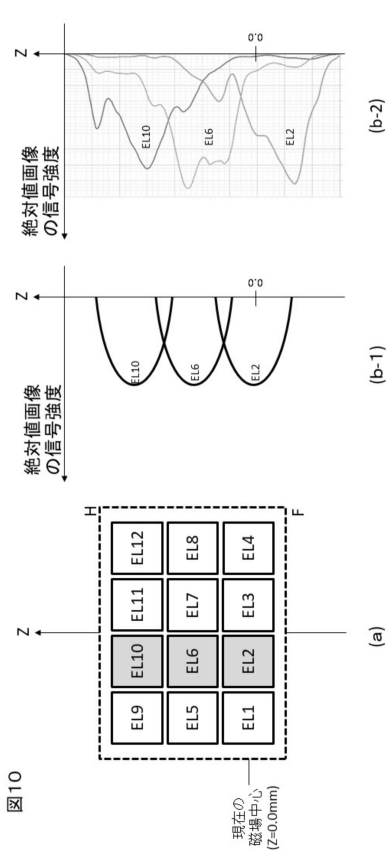


図10

図9

10

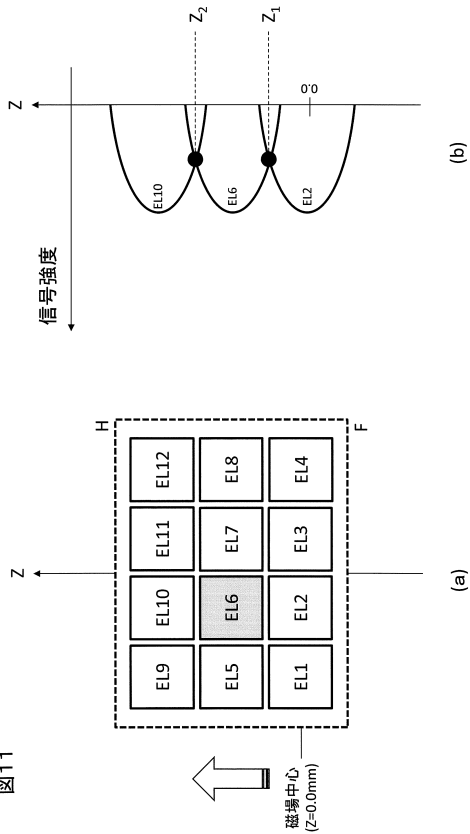
20

30

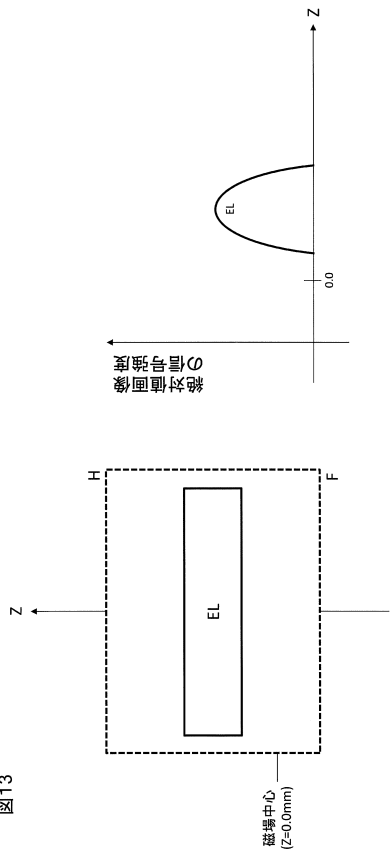
40

50

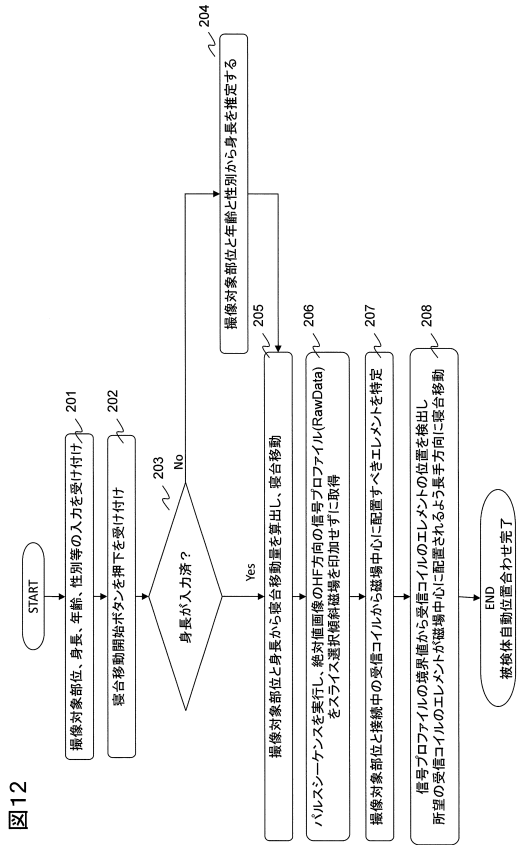
【図 1 1】



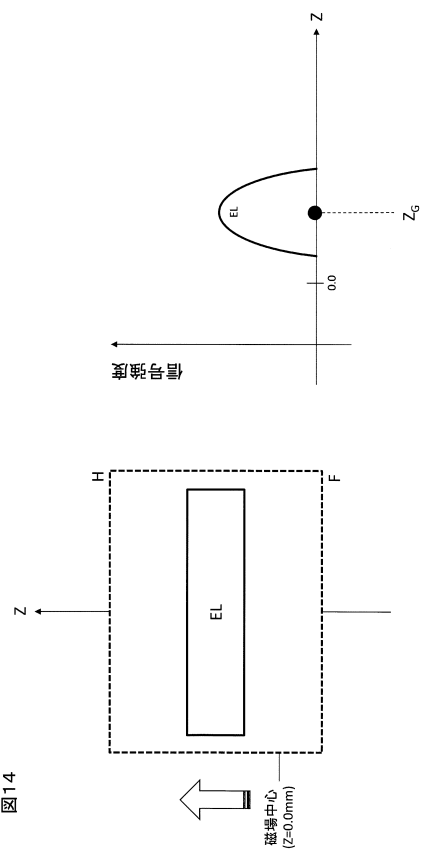
【図 1 3】



【図 1 2】



【図 1 4】



10

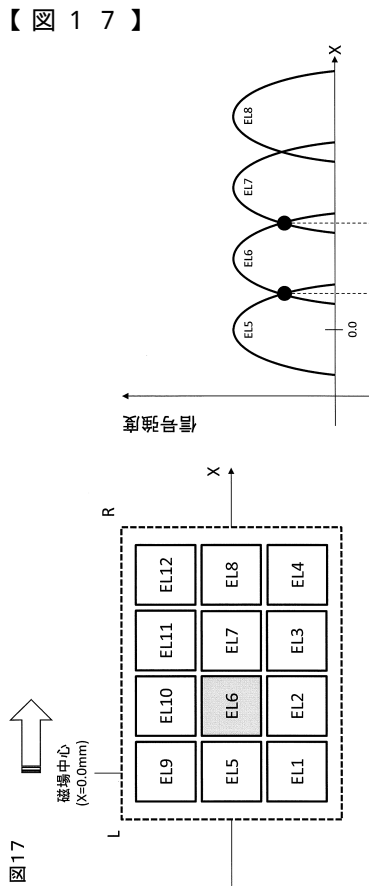
20

30

40

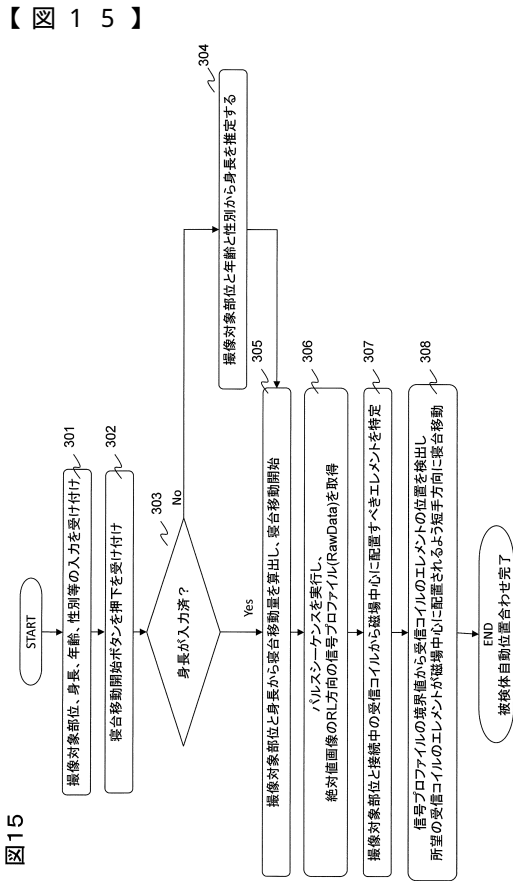
50

図17



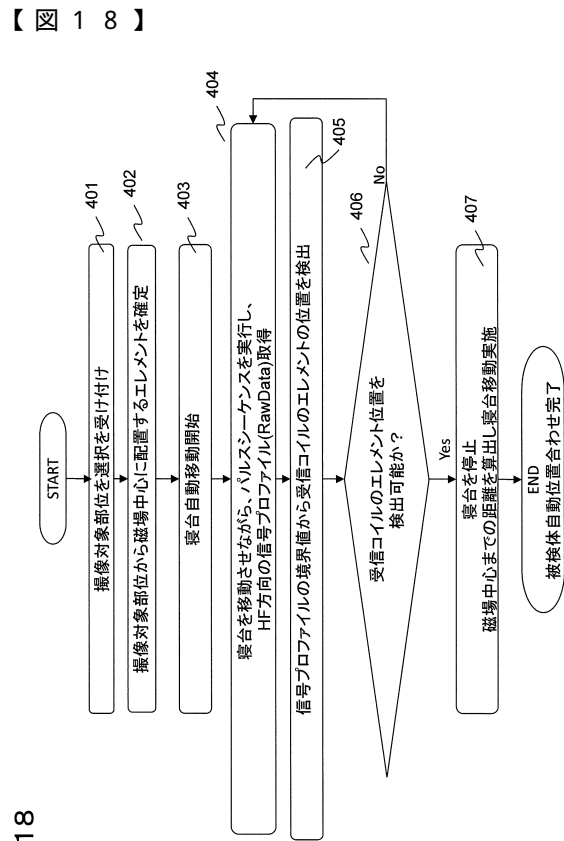
【図17】

図15



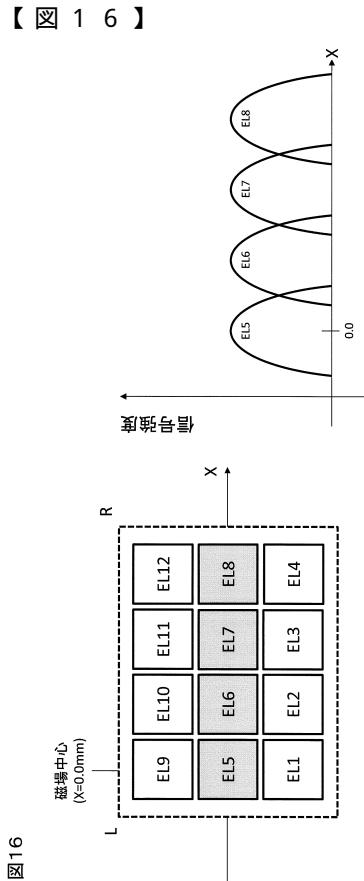
【図15】

図18



【図18】

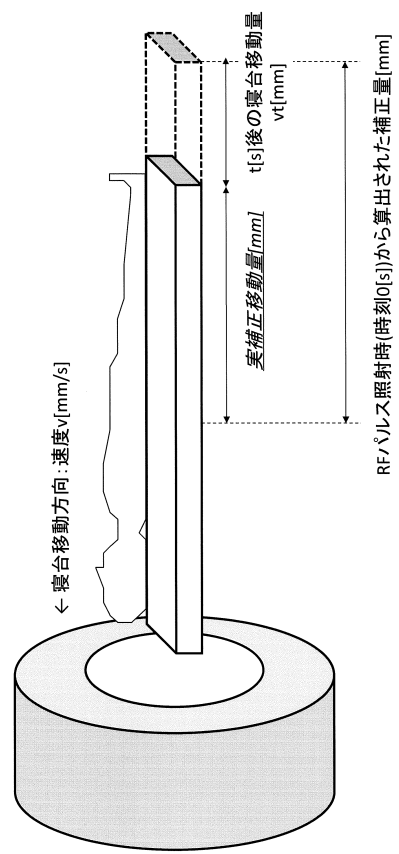
図16



【図16】

【図 19】

図19



10

20

30

40

50

フロントページの続き

F ターム (参考)

BA05 BB32 CC06 EB06