

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4494742号
(P4494742)

(45) 発行日 平成22年6月30日(2010.6.30)

(24) 登録日 平成22年4月16日(2010.4.16)

(51) Int.Cl.	F I	
A 6 1 B 17/34 (2006.01)	A 6 1 B 17/34	
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05	3 9 0
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00	5 0 2
G O 1 R 33/28 (2006.01)	G O 1 N 24/02	Y

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2003-321120 (P2003-321120)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成15年9月12日(2003.9.12)		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
(65) 公開番号	特開2005-87253 (P2005-87253A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(43) 公開日	平成17年4月7日(2005.4.7)	(74) 代理人	100094053
審査請求日	平成18年9月5日(2006.9.5)		弁理士 佐藤 隆久
		(72) 発明者	ハスナイン・アクター・ハック
			東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴撮影システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

静磁場中に配置された被検体の被検部位への回転磁場および勾配磁場の印加によって前記被検部位から発生するNMR信号に基づいて前記被検部位の画像データを生成して画像を表示する磁気共鳴撮影システムであって、

前記被検体に対する所望の位置に配置され、前記被検体に穿刺される穿刺針が一方向に通過する通過穴を備え当該通過穴に挿入された前記穿刺針の支持のためのベースとなるベース部材と、前記通過穴に挿入された前記穿刺針の移動距離を計測する計測手段とを有する穿刺針ホルダと、

前記被検体に対する前記穿刺針ホルダの位置を検出し、検出した位置情報を出力する位置検出手段と、

前記NMR信号に基づいて前記画像データを生成する撮影制御手段とを有し、

前記撮影制御手段は、前記被検体に向けて前記穿刺針が前記ベース部材の通過穴を通過する直線を含む断面の画像データ及び前記直線と垂直に交わる断面の画像データを生成するとともに、前記位置検出手段からの前記位置情報と、前記計測手段からの前記移動距離の情報とに基づいて、前記被検体における前記穿刺針の先端部を含む部位の画像の前記画像データを生成する

磁気共鳴撮影システム。

【請求項2】

前記穿刺針ホルダは非磁性体からなる

10

20

請求項 1 に記載の磁気共鳴撮影システム。

【請求項 3】

前記計測手段は電気式リニア・エンコーダである

請求項 1 または請求項 2 に記載の磁気共鳴撮影システム。

【請求項 4】

前記電気式リニア・エンコーダは、

前記穿刺針に設けられ、当該穿刺針の進行方向に交差して連なるストライプ状のリフレクタと、

前記リフレクタに検出光を発する発光素子と、

前記リフレクタからの前記検出光の反射光を受光する受光素子とを有する

10

請求項 3 に記載の磁気共鳴撮影システム。

【請求項 5】

前記計測手段は機械式リニア・エンコーダである

請求項 1 または請求項 2 に記載の磁気共鳴撮影システム。

【請求項 6】

前記機械式リニア・エンコーダは、

前記通過穴中の前記穿刺針に接触し、当該穿刺針の直進運動を所定の軸まわりの回転運動に変換する変換手段と、

前記変換手段に連結され、当該変換手段の前記軸まわりの回転運動に基づいて前記穿刺針の移動距離に応じた出力値を出力する回転計と

20

を有する請求項 5 に記載の磁気共鳴撮影システム。

【請求項 7】

前記変換手段は、長手方向の中途部がより太い前記穿刺針の当該中途部に接触する大きさを有する

請求項 6 に記載の磁気共鳴撮影システム。

【請求項 8】

前記位置検出手段は、

前記ベース部材に設けられ、当該ベース部材の位置を検出するための位置検出光を発する発光位置報知手段と、

前記ベース部材とは離れた領域に設置され、前記発光位置報知手段からの前記位置検出光を受光する受光手段とを有する

30

請求項 1 ～ 7 のいずれかに記載の磁気共鳴撮影システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、患者（被検体）の被検部位の組織片の採取等の作業に用いる穿刺針を保持するための穿刺針ホルダ、および、この穿刺針ホルダを用いて穿刺しながら磁気共鳴画像を生成するための磁気共鳴撮影システムに関する。

【背景技術】

【0002】

40

たとえば、被検体を手術する場合や、被検体に穿刺針を刺し込む穿刺作業において、MR（Magnetic Resonance）イメージング装置（以下、MR撮影装置という。）を用いて被検部位を磁気共鳴撮影しながら作業を行なうことがある。このように被検体に何らかの処置を施しながら被検部位をスキャンして撮影することは、インターベンショナル（interventional）な撮影と呼ばれている。

【0003】

たとえば、特許文献 1 には、インターベンショナルな撮影において穿刺針を容易に支持するための穿刺針支持具が開示されている。

特許文献 1 に記載の穿刺針支持具においては、MR撮影に用いるRFコイル本体に穿刺針支持具を係合させて一体化し、RFコイルの位置決めと穿刺針の位置決めの連携を良くしてい

50

る。

【0004】

そして、インターベンショナルな撮影に関しては、たとえば、穿刺針の進路を含み互いに直交する2つのスキャン面と、これら2つのスキャン面に直交するスキャン面との3つのスキャン面によって穿刺針の位置を特定していた。

【特許文献1】特開2001-104279号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

穿刺針の進路を含むスキャン面の位置に関しては、穿刺針の進路を特定する試みが従来から行なわれており、また、一度決まった進路はほとんど変わらないため、特定が容易である。

しかしながら、穿刺針の長手方向に直交する方向において穿刺針の先端を含むスキャン面の位置は、穿刺針の先端位置が変化することもあり、特定が困難であった。

そのため、穿刺針に直交する方向において穿刺針の先端部を精度良く含むスキャン面を容易に得られるような改善が望まれていた。

【0006】

本発明の目的は、インターベンショナルな撮影において、穿刺針に直交するスキャン面の位置精度を向上させて、穿刺針の先端に位置するスキャン面を容易に得ることを可能にする穿刺針ホルダを提供することにある。

また、本発明の他の目的は、このような穿刺針ホルダと磁気共鳴撮影装置とを用いて、穿刺針に直交するスキャン面の位置精度を向上させて、穿刺針の先端に位置するスキャン面を容易に得ることを可能にする磁気共鳴撮影システムを提供することにもある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明に係る穿刺針ホルダは、穿刺針が一方向に通過する通過穴を備え、当該通過穴に挿入された前記穿刺針の支持のためのベースとなるベース部材と、前記通過穴に挿入された前記穿刺針の移動距離を計測する計測手段とを有する穿刺針ホルダである。

【0008】

また、本発明に係る磁気共鳴撮影システムは、静磁場中に配置された被検体の被検部位への回転磁場および勾配磁場の印加によって前記被検部位から発生するNMR信号に基づいて前記被検部位の画像データを生成する磁気共鳴撮影システムであって、前記被検体に対する所望の位置に配置され、前記被検体に穿刺される穿刺針が一方向に通過する通過穴を備え当該通過穴に挿入された前記穿刺針の支持のためのベースとなるベース部材と、前記通過穴に挿入された前記穿刺針の移動距離を計測する計測手段とを有する穿刺針ホルダと、前記被検体に対する前記穿刺針ホルダの位置を検出し、検出した位置情報を出力する位置検出手段と、前記NMR信号に基づいて前記画像データを生成する撮影制御手段とを有し、前記撮影制御手段は、前記位置検出手段からの前記位置情報と、前記計測手段からの前記移動距離の情報とに基づいて、前記被検体における前記穿刺針の先端部を含む部位の画像の前記画像データを生成する。

【0009】

本発明においては、磁気共鳴撮影に際し、穿刺針ホルダのベース部材が被検体に対する所望の位置に配置される。位置検出手段が、被検体に対するこの穿刺針ホルダの位置を検出してその位置情報を出力する。

また、穿刺針がベース部材の通過穴に挿入され、通過穴を一方向に通過して被検体に穿刺される。穿刺針ホルダの計測手段が、通過穴に沿った穿刺針の移動距離を計測する。

撮影制御手段は、位置検出手段から穿刺針ホルダの位置情報を、計測手段から穿刺針の移動距離の情報をそれぞれ受け取り、これらの情報に基づいて被検体における穿刺針の先端部を含む部位の画像の画像データを生成する。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、穿刺針の長手方向に直交する面の位置精度を向上させて、穿刺針の先端に位置するスキャン面を容易に得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、本発明の実施の形態について、添付図面を参照しながら述べる。

図1は、本発明の一実施の形態に係るMR (Magnetic Resonance) 撮影システムの構成を概略的に示す概略構成図である。

【0012】

図1に示すMR撮影システム100は、MR撮影装置100Aと、穿刺針ホルダ50とを有する。 10

MR撮影装置100Aはさらに、マグネット部140と、本体部110と、コンソール部280とを有する。

【0013】

マグネット部140は、テーブル120と、このテーブル120上に載置されるクレードル9と、互いに対向して1つのペアを構成している2つのリング状のマグネット5, 5とを有している。

【0014】

また、本体部110は、RFコイル駆動部12と、勾配コイル駆動部13と、データ収集部14と、算出部15とを有している。 20

【0015】

リング状のマグネット5, 5は、それぞれのリングの中心軸が同軸になるように、また、所定の距離を隔てて対向配置される。このように配置されるマグネット5, 5は、たとえば、テーブル120に取り付けられてテーブル120と一体になる。

【0016】

マグネット5, 5は、図示はしないがそれぞれ個別のマグネットケースに收容されている。各マグネットケースの間の空間が、医者やオペレータが作業をするための作業空間SPとなる。

【0017】

図1に示すように、リング状のマグネット5, 5の中心軸方向をz軸方向とする。また、z軸方向に直交する2つの方向をそれぞれx軸方向、およびy軸方向とする。 30

マグネット5, 5は、z軸方向に沿う静磁場を形成する。したがって、作業空間SPにも静磁場が形成される。

【0018】

被検体1は、クレードル9に載せられて、テーブル120に対して移動され、静磁場が形成されている作業空間SP内に被検部位が位置するように位置付けられる。

【0019】

また、マグネット5, 5を收容しているマグネットケース内には、図示しない勾配磁場コイルも收容されている。

勾配磁場コイルは、マグネット5, 5と同様に互いに対向してペアを形成する複数のコイルを有する。勾配磁場コイルは、後述するRFコイルが検出する核磁気共鳴信号に3次元の位置情報を持たせるために3系統存在する。したがって、3つの勾配磁場コイルのペアが存在する。 40

【0020】

勾配磁場コイルに勾配コイル駆動部13が接続され、勾配コイル駆動部13は、上記3系統の勾配磁場コイルに勾配磁場励起信号をそれぞれ送信する。勾配磁場励起信号をそれぞれ受け取った3系統の勾配磁場コイルは、マグネット5, 5が形成する静磁界の強度にx, y, zの3方向の勾配を付ける勾配磁場をそれぞれ発生させる。

【0021】

RF (Radio Frequency) コイルには、送信用RFコイルと受信RFコイルとがある。送信 50

用RFコイルは被検体1の被検部位にRF帯の電磁波を送信して励起磁場を印加する。この励起磁場は、被検部位の原子のスピン回転軸を傾けて原子を回転させるため、回転磁場とも呼ばれる。

送信用RFコイルによる励起磁場の印加を停止した際には、被検部位のスピンに起因して、共鳴周波数を有する核磁気共鳴(Nuclear Magnetic Resonance: NMR)信号が被検部位から再放射される。受信RFコイルは、被検部位からのこのNMR信号を検出する。

【0022】

本実施の形態においては、送信用RFコイルと受信RFコイルとを兼用するRFコイルCLを用いる。

送受信兼用のRFコイルCLには、被検体1の頭部や腹部や肩等の被検部位に応じた専用のものが存在する。以下では、腹部用のRFコイルCLを例に挙げて述べる。

【0023】

RFコイルCLはフレキシブルであり、被検体1の外形に応じてある程度変形し、被検体1にフィットさせることができる。

また、RFコイルCLには開口部が設けられており、この開口部から被検体1にアクセスすることが可能である。

【0024】

RFコイルCLにはRFコイル駆動部12とデータ収集部14とが接続される。

RFコイル駆動部12がRFコイルCLに励起磁場を励起させる信号を与える。これにより、RFコイルCLから所定の共鳴周波数のRF信号が送信されて被検部位に励起磁場、即ち回転磁場が印加され、被検部位の原子のスピンが励起される。

データ収集部14は、RFコイルCLが検出したNMR信号を取り込み、それを磁気共鳴画像生成のためのデータとして収集する。データ収集部14は、収集した磁気共鳴画像生成のためのデータを、後述するコンソール部280の撮影制御部17に送信する。

【0025】

穿刺針ホルダ50は、RFコイルCLの開口部を介して、被検体1に対する所定の位置に配置される。穿刺針ホルダ50は、被検体1に穿刺する穿刺針を支持するための装置である。穿刺は、たとえば、被検体1の対象となる部位の組織片を採取する等の作業のために行なわれる。

穿刺針ホルダ50の詳細な構成については後述するが、穿刺針ホルダ50は、赤外線LED(Light Emitting Diode)等の発光素子によりその位置を報知することが可能になっている。本発明における発光位置報知手段の一実施態様が、赤外線LEDに相当する。

【0026】

たとえば、マグネット5, 5をそれぞれ収容しているマグネットケース間の上部には、穿刺針ホルダ50の赤外線LEDが発する赤外線を検出するディテクタ(detector)3が設置される。

本発明における受光手段の一実施態様が、ディテクタ3である。

ディテクタ3は、たとえば、赤外線を検出可能なフォトダイオード等の受光素子を平面的に並べることによって形成される。

本発明における穿刺針ホルダ50の位置検出手段の一実施態様が、赤外線LEDとディテクタ3とを含んで構成される。

詳細には後述するが、穿刺針ホルダ50の赤外線LEDが発する位置検出光としての赤外線をディテクタ3が検出する協働作業により、被検体1に対する穿刺針ホルダ50の位置を特定することができる。

【0027】

また、穿刺針ホルダ50には後述するようにリニア・エンコーダが設けられている。本発明における計測手段の一実施態様がこのリニア・エンコーダに相当する。

このリニア・エンコーダによって、穿刺針の進行方向に沿った移動距離を計測することが可能になっている。

【0028】

10

20

30

40

50

本体部 110 の算出部 15 は、ディテクタ 3 と穿刺針ホルダ 50 のリニア・エンコーダとにそれぞれ接続されている。

算出部 15 は、ディテクタ 3 によって特定された穿刺針ホルダ 50 の位置と、リニア・エンコーダから得られる穿刺針の移動距離に関する情報とに基づいて、穿刺針および穿刺針の先端に関する位置情報を算出する。

算出部 15 は、算出した位置情報を、コンソール部 280 の撮影制御部 17 に向けて送信する。

【0029】

コンソール部 280 は、図 1 に示すように、撮影制御部 17 の他に、たとえば、記憶部 18 と、操作部 19 と、表示部 20 とを有する。

本発明における撮影制御手段の一実施態様が、撮影制御部 17 である。

記憶部 18 と操作部 19 と表示部 20 とがそれぞれ撮影制御部 17 に接続される。また、本体部 110 の RF コイル駆動部 12 と勾配コイル駆動部 13 とデータ収集部 14 と算出部 15 とも、各々撮影制御部 17 に接続される。

【0030】

操作部 19 は、たとえば、キーボードやマウス等の入力デバイスにより実現される。操作部 19 を介して、コンソール部 280 を操作するオペレータからの指令信号が撮影制御部 17 に入力される。

【0031】

撮影制御部 17 は、たとえば、CPU (Central Processing Unit) 等の演算のためのハードウェアと、このハードウェアの駆動のためのプログラム等のソフトウェアとによって実現される。

上記のプログラムは、たとえば、RAM (Random Access Memory) やハードディスクドライブによって実現される記憶部 18 に記憶されている。

撮影制御部 17 は、操作部 19 を介して入力されたオペレータからの指令信号を受けて、所望の核磁気共鳴信号が得られるように RF コイル駆動部 12、勾配コイル駆動部 13、およびデータ収集部 14 を制御する。

【0032】

また、撮影制御部 17 は、データ収集部 14 から送信された核磁気共鳴信号のデータに対して、操作部 19 を介したオペレータからの指令に基づいて演算処理や画像処理等の所定の処理を施して磁気共鳴画像を生成する処理も実行する。撮影制御部 17 によって生成された画像は、記憶部 18 に記憶させておくことができる。

【0033】

記憶部 18 に記憶されていた画像は、オペレータからの要求に応じて、撮影制御部 17 によって適宜表示部 20 に表示される。

表示部 20 は、たとえば、液晶表示パネルや CRT (Cathode-Ray Tube) 等のモニタによって実現される。

また、表示部 20 には、MRI 装置 1 を操作するための操作画面も表示される。

【0034】

以上のような構成により、MR 撮影システム 100 を用いて磁気共鳴画像を入手することができる。

以下、穿刺針ホルダ 50 の構造について詳細に述べる。

図 2 は、穿刺針ホルダ 50 と、この穿刺針ホルダ 50 を介して被検体 1 に穿刺される穿刺針 70 と、生成される画像の関係とを表わす斜視図である。

また、図 3 は、被検体 1 の体表 1T 上に配置した穿刺針ホルダ 50 に穿刺針 70 を挿入して被検体 1 に穿刺を行なう状態を表わした図である。

図 2 における穿刺針ホルダ 50 は、内部構造を示すために部分切断斜視図として描いている。また、図 3 において、被検体 1 および被検部位 1P と穿刺針ホルダ 50 のベース部材 50B およびアタッチメント 55 と穿刺針 70 とは、側面から模式的に表わしている。

ただし、図 2 および図 3 は例示のための図であり、図中の各部の寸法およびその縮尺は

10

20

30

40

50

実際の通りとは限らない。

【 0 0 3 5 】

穿刺針ホルダ 5 0 と穿刺針 7 0 とは、マグネット 5 , 5 によって形成される静磁場の均一性を損なわないように、たとえば、プラスチック樹脂や非磁性金属等の非磁性体材料を用いて全て構成することが好ましい。

【 0 0 3 6 】

穿刺針ホルダ 5 0 は、ベース部材 5 0 B と、上述した赤外線 LED 5 1 と、アタッチメント 5 5 とを有する。

【 0 0 3 7 】

図 2 に示すように、ベース部材 5 0 B は中心部から枝部が 3 方向に伸びており、全体として Y 字形をしている。 10

各枝部にそれぞれ 1 個ずつ、計 3 個の赤外線 LED 5 1 が、ベース部材 5 0 B に設けられている。各赤外線 LED 5 1 は、ベース部材 5 0 B のうち、被検体 1 の体表 1 T 側に向けられる側とは反対側に、赤外線を外部に発光可能に取り付けられる。

各赤外線 LED 5 1 は、配線 5 3 を介して撮影制御部 1 7 に接続される。配線 5 3 を介して、各赤外線 LED 5 1 へ電力が供給され、また発光のオン・オフが制御される。

【 0 0 3 8 】

ベース部材 5 0 B のうち、3 個の赤外線 LED 5 1 によって形成される三角形の重心の位置に、穿刺針 7 0 が挿入されて通過する通過穴 5 7 が設けられる。

ベース部材 5 0 B に対するアタッチメント 5 5 の位置を規定するために、通過穴 5 7 は小径部 5 7 A と大径部 5 7 B とを有する。 20

小径部 5 7 A と大径部 5 7 B とは互いに連通しており、小径部 5 7 A はベース部材 5 0 B の体表 1 T に向けられる側に、大径部 5 7 B はそれとは反対側にそれぞれ形成される。

本実施の形態においては、アタッチメント 5 5 の向きを規定するための平面部を大径部 5 7 B に設けている。

【 0 0 3 9 】

また、ベース部材 5 0 B には、LED 等の発光素子 6 1 と、フォトダイオード等の受光素子 6 2 が設けられる。

発光素子 6 1 は、通過穴 5 7 側へ向けて検出光を発するように、たとえば、ベース部材 5 0 B の内部に取り付けられる。ベース部材 5 0 B は、発光素子 6 1 からの検出光が通過穴 5 7 へ到達可能なように、検出光の進行方向側が通過穴 5 7 に向けてひらけているようにしておく。 30

発光素子 6 1 が発する検出光は、後述する穿刺針 7 0 のリフレクタ (reflector) によって反射可能であれば、可視光でも可視光以外の光であってもよい。

【 0 0 4 0 】

受光素子 6 2 は、発光素子 6 1 から発せられた検出光が穿刺針 7 0 のリフレクタによって反射された反射光を受光する。

受光素子 6 2 は、受光した反射光の強度に応じた大きさの信号を出力する。

【 0 0 4 1 】

発光素子 6 1 と受光素子 6 2 とにはそれぞれ配線 6 3 が接続されている。配線 6 3 を介して、発光素子 6 1 および受光素子 6 2 への電力供給が制御される。 40

また、受光素子 6 2 が出力する信号は、配線 6 3 を介して算出部 1 5 へ送信される。

【 0 0 4 2 】

アタッチメント 5 5 は、ベース部材 5 0 B の通過穴 5 7 に挿入されて、通過穴 5 7 への穿刺針 7 0 の挿入を補助するための部材である。

アタッチメント 5 5 は、穿刺パイプ部 5 5 A と、装着部 5 5 B と、鏝部 5 5 D とを有する。穿刺パイプ部 5 5 A と装着部 5 5 B と鏝部 5 5 D とは、それぞれ内側が中空になっておりこれらの中空部が互いに連通するように一体となっている。

アタッチメント 5 5 の内側の中空部に、穿刺針 7 0 を挿入することが可能である。

【 0 0 4 3 】

穿刺パイプ部 5 5 Aは、被検体 1 に突き刺され、穿刺針 7 0 を穿刺する際の導入路となる部分である。

穿刺パイプ部 5 5 Aは、通過穴 5 7 の小径部 5 7 Aの内周に嵌合する外形形状を有する。

【 0 0 4 4 】

装着部 5 5 Bは、ベース部材 5 0 Bへアタッチメント 5 5 を確実に装着し、また、ベース部材 5 0 Bに対するアタッチメント 5 5 の位置および向きを規定するための部分である。

装着部 5 5 Bは、通過穴 5 7 の大径部 5 7 Bの平面部に対応する切欠部 5 5 Cを有し、大径部 5 7 Bの内周に嵌合する外形形状をしている。

装着部 5 5 Bを大径部 5 7 Bに装着したときに発光素子 6 1 からの検出光が大径部 5 7 Bまで到達し、また、大径部 5 7 Bからの反射光が受光素子 6 2 に到達可能なように、切欠部 5 5 Cの部分においては、その外部と内部の中空部とが連通可能になっている。

10

【 0 0 4 5 】

鏝部 5 5 Dは、ベース部材 5 0 Bへアタッチメント 5 5 を装着したときに、装着状態を容易に維持できるように保持するための保持部としての機能を果たす。

【 0 0 4 6 】

アタッチメント 5 5 は、体表 1 Tに向けられる側とは反対側から、穿刺パイプ部 5 5 Aを通過穴 5 7 の小径部 5 7 Aに、装着部 5 5 Bを大径部 5 7 Bにそれぞれ嵌合させてベース部材 5 0 Bに装着される。

【 0 0 4 7 】

穿刺針 7 0 は、図 2 に示すように、被検体 1 に実際に突き刺す針部 7 1 と、医者等のオペレータが把持するための把持部 7 5 とを有する。

20

針部 7 1 と把持部 7 5 とは、一体となっている。

【 0 0 4 8 】

針部 7 1 には、その長手方向の中途部に、所定区間にわたってリフレクタ (reflector) 8 0 が設けられている。

リフレクタ 8 0 は、光の反射率の高い部分と低い部分とを交互に、針部 7 1 の長手方向に交差するストライプ状に配置して構成されている。

このようなリフレクタ 8 0 は、たとえば、メッキや、表面加工や、異種材料を配列して形成すること等の方法によって形成する。

【 0 0 4 9 】

30

前記のリニア・エンコーダの一実施態様が、リフレクタ 8 0 を有する穿刺針 7 0 と発光素子 6 1 と受光素子 6 2 とを含んで構成される。

この構成のリニア・エンコーダによる穿刺針 7 0 の移動距離の計測動作については後ほど詳述するが、リフレクタ 8 0 により反射され反射光となった発光素子 6 1 からの検出光を受光素子 6 2 が受光することにより発生するパルス信号をカウントすることによって、穿刺針 7 0 の移動距離が計測される。このため、リフレクタ 8 0 のストライプの幅およびピッチに依存して、移動距離の計測の分解能が決まる。

移動距離の分解能が、たとえば、1 mm程度となるようにリフレクタ 8 0 を形成することが、実用上好ましい。

このように、本実施の形態に係るリニア・エンコーダは、発光素子 6 1 と受光素子 6 2 とを用いて非接触で穿刺針 7 0 の移動距離を計測する電気式のリニア・エンコーダとなっている。

40

【 0 0 5 0 】

針部 7 1 において、先端 7 3 からリフレクタ 8 0 までの部分はリフレクタ 8 0 が設けられておらず、パルス信号のカウントには用いられない。この部分を、針部 7 1 の非カウント部 7 1 Aとする。

非カウント部 7 1 Aの長さを m として表わす。

【 0 0 5 1 】

撮影制御部 1 7 は、被検体 1 に穿刺された針部 7 1 に関連して、3つの磁気共鳴画像 (断層像) が得られるように本体部 1 1 0 を制御して被検体 1 をスキャンする。

50

3つの断層像を得るための3つのスキャン面のうちの2つは、針部71が通過する点Ctを含み穿刺針70の進行方向に沿って、互いに90°直交して存在する。したがって、この2つのスキャン面を、図2に示すようにイン・プレーン(in-plane)0およびイン・プレーン90と呼ぶ。

たとえば、穿刺針70の進行方向をy軸方向に沿った方向とした場合に、yz平面に平行な面をイン・プレーン0、xy平面に平行な面をイン・プレーン90とする。

【0052】

イン・プレーン0とイン・プレーン90との両方に直交する直交面180が、残りの1つのスキャン面である。

針部71の位置を正確に知るために、この直交面180は、針部71の移動とともに移動して針部71の先端73の位置P73またはその可能な限り近傍を含んでいることが、10
穿刺しながらのインターベンショナルな撮影においては好ましい。

以下、穿刺針70を用いたインターベンショナルな撮影において、針部71を含むイン・プレーン0、イン・プレーン90、および直交面180に関する断層像を得るための手順について、図3を参照しながら述べる。

【0053】

穿刺を行なうインターベンショナルな撮影において、穿刺針ホルダ50は、図3には図示していないRFコイルCLの開口部を介して、被検体1に対する所定の位置に配置される。穿刺針ホルダ50は、赤外線LED51からの赤外線が発せられる面を被検体1とは反対側20
に向けて配置される。

穿刺針ホルダ50の3個の赤外線LED51からは、それぞれ位置検出光としての赤外線が発せられる。

マグネット5, 5をそれぞれ収容するマグネットケース間の上部等の、穿刺針ホルダ50のベース部材50Bとは離れた領域に配置されているディテクタ3は、赤外線LED51からの赤外線を検出する。これにより、被検体1に対する3個の赤外線LED51の位置が分かる。ディテクタ3は、入手した赤外線LED51の位置情報を、算出部15に送信する。

【0054】

算出部15は、ディテクタ3からの位置情報に基づいて、3個の赤外線LED51によって形成される三角形の重心の位置を計算して算出する。ベース部材50Bにおいては、赤外線LED51によって形成される三角形の重心に通過穴57が形成されているため、これ30
により被検体1に対する通過穴57の位置が分かる。

算出部15は、算出した重心の位置の情報を撮影制御部17に送信する。撮影制御部17は、算出部15によって得られた重心の位置を、図2に示すイン・プレーン0およびイン・プレーン90の基準となる点Ctとする。

【0055】

前述のように、ベース部材50Bの通過穴57にアタッチメント55が装着される。このとき、穿刺パイプ部55Aが通過穴57の小径部57Aに挿入され、切欠部55Cを大径部57Bの平面部に対応させて装着部55Bが大径部57Bに挿入されることによって、ベース部材50Bに対するアタッチメント55の位置および向きが一意に決まる。

【0056】

被検体1に対して位置決めされたベース部材50Bにアタッチメント55が装着されることにより、穿刺パイプ部55Aが被検体1に穿刺される。

【0057】

被検体1に対して位置決めされたベース部材50Bに装着されたアタッチメント55の内側の中空部に、穿刺針70の針部71が挿入される。これにより、アタッチメント55を介して、ベース部材50Bの通過穴57に針部71が挿入される。たとえば、オペレータが手により穿刺針70を押し込むことにより、通過穴57に沿って針部71が図3中の矢印Dr1の向きに一方方向に移動し、被検体1に穿刺される。

【0058】

発光素子61および受光素子62が設置されている位置まで針部71が移動した状態か 50

ら、穿刺針 70 の移動距離が計測され始める。針部 71 のリフレクタ 80 は光の反射率が高い部分と低い部分が交互にストライプ状に配置されて構成されているため、受光素子 62 は、リフレクタ 80 の移動に伴って強い反射光と弱い反射光とを交互に受光することになる。これにより、受光素子 62 からは、強い反射光を受けたときには値が大きく、弱い反射光を受けたときには値が小さいパルス状の信号が出力されることになる。このパルス信号は、配線 63 を介して算出部 15 に送信される。

受光素子 62 から出力されるパルス信号のパルスの数と穿刺針 70 の移動距離との間には対応関係がある。算出部 15 は、受け取ったパルス信号のパルスの数をカウントして、発光素子 61 および受光素子 62 が設置されている計測開始位置 PS からの穿刺針 70 の移動距離を算出する。

【 0059 】

以上のようにして穿刺針 70 の移動距離を計測する場合には、ベース部材 50B に装着された状態における穿刺パイプ部 55A の先端から、計測開始位置 PS までの長さを、針部 71 の非カウント部 71A の長さと同じ長さ m とすることが好ましい。これにより、計測によって得られた距離の大きさが、そのまま穿刺パイプ部 55A の先端から針部 71 の先端 73 までの長さ v となる。

この長さ v は、穿刺針 70 の移動に応じて大きさが変化する可変な長さである。

【 0060 】

一方、穿刺パイプ部 55A のうち被検体 1 に穿刺される部分の長さ f は、ベース部材 50B とアタッチメント 55 との形状に依存して決まるほぼ不変な長さであり、長さ f は予め入手しておくことができる。

【 0061 】

以上により、被検体 1 の体表 1T から被検体 1 に穿刺されている針部 71 の先端 73 までの長さ d は、 $d = f + v$ として得ることができる。

撮影制御部 17 は、たとえば、記憶部 18 に記憶されている長さ f と算出部 15 から入手した長さ v とを用いて長さ d を計算して入手する。

以上により、撮影制御部 17 は、被検体 1 に対する針部 71 の先端 73 の位置を入手することができる。

【 0062 】

撮影制御部 17 は、ディテクタ 3 を介して入手した、通過穴 57 に関する点 C_t の位置に基づいてイン・プレーン 0 とイン・プレーン 90 とを設定する。たとえば、点 C_t を含み、 yz 平面と xy 平面とにそれぞれ平行なスキャン面を、それぞれイン・プレーン 0、イン・プレーン 90 とする。

イン・プレーン 0 とイン・プレーン 90 とに関する断層像には、針部 71 の像が含まれる。針部 71 の像に基づいてイン・プレーン 0 とイン・プレーン 90 とを設定するようにしてもよい。

図 3 には、一例として、以上のようにして設定されるイン・プレーン 0 が示されている。便宜上、イン・プレーン 0 に y, z 軸を描き込んでいる。

【 0063 】

また、撮影制御部 17 は、算出した長さ d の値に基づいて、体表 1T から長さ d の位置にあり、 xz 平面に平行なスキャン面を直交面 180 として設定し、直交面 180 に関する断層像を生成する。生成した断層像の一例を、図 3 において断層像 $Im1$ として示している。ここでも、便宜上、 x, z 軸を断層像 $Im1$ に描き込んでいる。

たとえば、 xz 平面に平行な断面が円形の被検部位 1P を対象として撮像した場合には、断層像 $Im1$ に示すように、断面円形の被検部位 1P の像と、その中の針部 71 の先端 73 の像を得ることができる。

【 0064 】

比較のために、体表 1T からの長さ d よりも短い位置にある xz 平面に平行な断層像を、断層像 $Im2$ として示す。断層像 $Im2$ にも、 x, z 軸が便宜上描きこまれている。

断層像 $Im2$ には、断層像 $Im1$ とは断面積が異なる被検部位 1P の像と、針部 71 の断面

10

20

30

40

50

の像とが含まれる。

【 0 0 6 5 】

撮影制御部 17 により、穿刺針 70 の移動に伴って、先端 73 の位置に対応する直交面 180 における断層像を自動的に連続的に生成させるようにすることも可能である。

この場合には、断層像 Im2 と断層像 Im1 とに示すように被検部位 1P の断面積は異なるが、常に先端 73 の像が含まれる断層像が得られることになる。

【 0 0 6 6 】

以上のように、本実施の形態によれば、穿刺針ホルダ 50 にリニア・エンコーダを設けている。これにより、穿刺針 70 の移動距離を計測して、穿刺針 70 の先端 73 またはその可能な限り近傍の位置を検出することができ、先端 73 の検出精度を向上させることができる。たとえば、図 3 に示す断層像 Im1 と断層像 Im2 とにおいて、先端 73 の像の大きさと針部 71 の像の大きさととは正確には異なっているはずであるが、実際には大きさの見分けはつきにくい。このため、従来は単に直交面 180 に関する断層像だけからではその断層像が先端 73 に位置している断層像か否かを判断することは困難であった。それに対し、本実施の形態によれば、先端 73 に可能な限り位置する直交面 180 の断層像を容易に得ることができる。

リニア・エンコーダを用いることにより、先端 73 の位置をリアルタイムで入手することができ、穿刺針 70 の動きに応じて直交面 180 における断層像を自動的に、またほぼリアルタイムで入手することができる。このため、穿刺がより容易になる。先端 73 の位置を自動的にリアルタイムに入手することができることから、たとえば、ロボットを用いて穿刺針 70 を目的の位置まで自動的に穿刺することも可能になる。

本実施の形態においては、光を利用して非接触で穿刺針 70 の移動距離を計測する電気式のリニア・エンコーダを用いている。このため、穿刺において穿刺針ホルダ 50 から穿刺針 70 に及ぶ外力等の外乱の影響を抑制することができる。これは、上記の穿刺の自動化においては特に有利である。

また、インターベンショナルな撮影においては、目標位置を決定するため、また穿刺による被検部位の影響を調べるために、穿刺針 70 の先端 73 の近傍における断層像から被検部位の温度分布を求めることがある。このような場合に、本実施の形態においては先端 73 の位置を可能な限り正確に検出することができるため、直交面 180 においてより正確な温度分布を求めることができる。したがって、より正確な穿刺が可能になる。その結果、目標位置を誤ることを防止して、被検部位の組織を不要に傷付けることを防止することができる。

【 0 0 6 7 】

なお、受光素子 62 が 1 個の場合には、穿刺針 70 が図 3 に示す矢印 Dr1, Dr2 のいずれの向きに移動しているかを判断することは困難である。穿刺針 70 の移動の向きを判断するためには、たとえば、2 個の受光素子 62, 62 を、穿刺針 70 の進行方向に沿って並べて設置する。このとき、各受光素子 62, 62 から出力されるパルス信号が、1/4 パルス (90°) ずれるように受光素子 62, 62 間の間隔を設定する。一方の受光素子 62 からのパルス信号の他方の受光素子 62 からのパルス信号に対する進みまたは遅れの関係性を調べることによって、穿刺針 70 の移動の向きを判別することができる。このパルス信号の進みまたは遅れの判定は、たとえば、撮影制御部 17 が実行する。

【 0 0 6 8 】

〔変形形態〕

これまで、非接触の電気式リニア・エンコーダを用いて穿刺針 70 の移動距離を計測する場合について述べてきた。以下では、本発明の実施の形態の変形形態として、機械式のエンコーダを用いる場合について述べる。

【 0 0 6 9 】

図 4 は、本変形形態に係る機械式リニア・エンコーダの要部の構造の一例を示す斜視図である。

本変形形態は、機械式リニア・エンコーダを用いる点以外は、MR撮影システムの構造と

10

20

30

40

50

イン・プレーン 0、イン・プレーン 90、および直交面 180 の設定の方法とは、上記実施の形態とほぼ同じであるため、詳細な記載は省略する。

【0070】

図 4 に示すように、本変形形態に係る機械式リニア・エンコーダ 500 は、ギヤ付ローラ 900 と、回転計 950 とを有する。

本発明における変換手段の一実施態様がギヤ付ローラ 900 に相当する。

また、ギヤ付ローラ 900 は、ローラ 910 と、ギヤ 920 とを有する。

【0071】

ローラ 910 とギヤ 920 とは、回転軸 920A まわりに同心円状に回転する形状をしており、一体となっている。

回転計 950 は、ギヤ 920 に噛合するギヤ 960 を介してギヤ付ローラ 900 に連結される。回転計 950 には、市販の回転計を用いることができる。

以上のような機械式リニア・エンコーダ 500 が、ベース部材 50B の内部に設置される。

【0072】

機械式リニア・エンコーダ 500 は、回転軸 920A の軸方向が、図 4 に示すような穿刺針 700 の移動方向 Dr に直交するように配置される。そして、ローラ 910 が穿刺針 700 に接触する。

ローラ 910 に接触した穿刺針 700 が矢印 Dr 方向に沿って移動した場合に、ギヤ付ローラ 900 は、矢印 Dr 方向に沿った穿刺針 700 の直線運動を、回転軸 920A 回りの矢印 Rr に示す回転運動に変換する。

ギヤ付ローラ 900 が回転することにより、ギヤ 960 が回転する。回転計 950 は、このギヤ 960 の回転数を計測する。この回転数は、穿刺針 700 の移動距離に応じた値となっている。

【0073】

回転計 950 は、計測した回転数の情報を算出部 15 に送信する。算出部 15 は、送信された回転数の情報に基づいて、ギヤ 920 とギヤ 960 のギヤ比等の情報を用いて穿刺針 700 の移動距離を算出する。

以上により、機械式リニア・エンコーダ 500 を用いて、穿刺針 700 の移動距離を求めることができる。

このとき、図 4 に示す穿刺針 700 のように、上述の穿刺針 70 のリフレクタ 80 に相当する中途部がより太くなっている穿刺針を用いることが好ましい。この穿刺針 700 を用いることにより、非カウント部 71A においてはローラ 910 に接触しない。言い換えれば、ギヤ付ローラ 900 のローラ 910 の大きさは、穿刺針 700 の太くなっている大径部 800 に接触する大きさとなっている。これにより、穿刺針 70 と同様に非カウント部 71A においては移動距離が計測されず、大径部 800 の部分まで穿刺針 700 が穿刺されたときに大径部 800 がローラ 910 に接触して計測が可能になる。その結果、穿刺針 70 の場合と同様に、回転計 950 の計測値を用いて、穿刺パイプ部 55A から出た穿刺針 700 の長さ v を直接的に得ることができる。

【0074】

本変形形態の場合にも、前述の実施の形態の場合とほぼ同様の効果を得ることができる。それに加えて、回転計 950 を用いていることから、穿刺針 700 の移動の向きを容易に判別することができる。また、たとえば、穿刺針ホルダ 50 の通過穴 57 に被検体 1 の血液等の付着物が付着したとしても、穿刺針 700 とローラ 910 とが機械的に接触しているため計測が可能であり、信頼性が高いといえる。

【0075】

なお、上記実施の形態およびその変形形態に限らず、本発明は適宜変更可能である。たとえば、本発明に係る穿刺針ホルダ 50 は、上記実施の形態において述べたような作業空間 SP を有するオープンな MR 撮影装置に限らず、インターベンショナルな撮影が可能ならぬ MR 撮影装置に用いることができる。また、MR 撮影装置に限らず、X線 CT (Computed To

10

20

30

40

50

mography) 装置等の撮影装置を用いた、穿刺針の移動方向に直交するスキャン面の断層像を生成するインターベンショナルな撮影に穿刺針ホルダ50を用いることが可能である。

【産業上の利用可能性】

【0076】

本発明は、特に、穿刺しながら被検体の断層撮影を行なうインターベンショナルな撮影の分野において好適に利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0077】

【図1】本発明の一実施の形態に係るMR撮影システムの構成を概略的に示す概略構成図である。

10

【図2】本発明の一実施の形態に係る穿刺針ホルダと、この穿刺針ホルダを介して被検体に穿刺される穿刺針と、生成される画像の関係とを表わす斜視図である。

【図3】被検体の体表上に配置した穿刺針ホルダに穿刺針を挿入して被検体に穿刺を行なう状態を表わした図である。

【図4】本発明の実施の形態の変形形態に係る機械式リニア・エンコーダの要部の構造の一例を示す斜視図である。

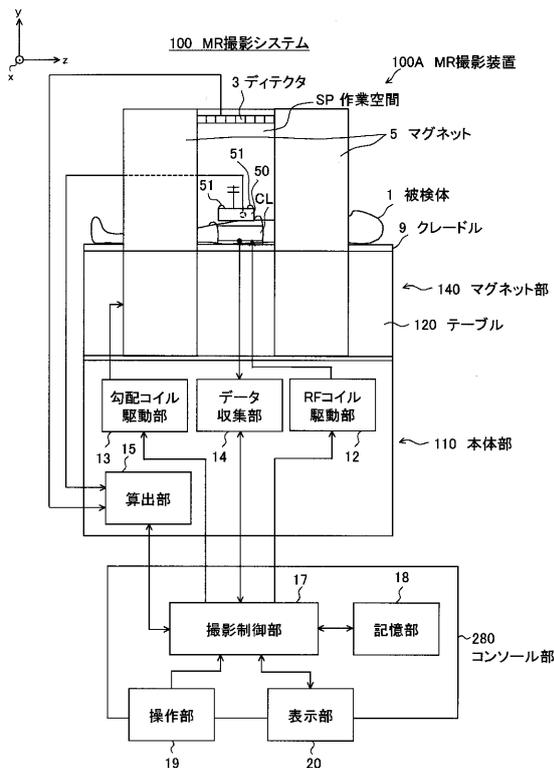
【符号の説明】

【0078】

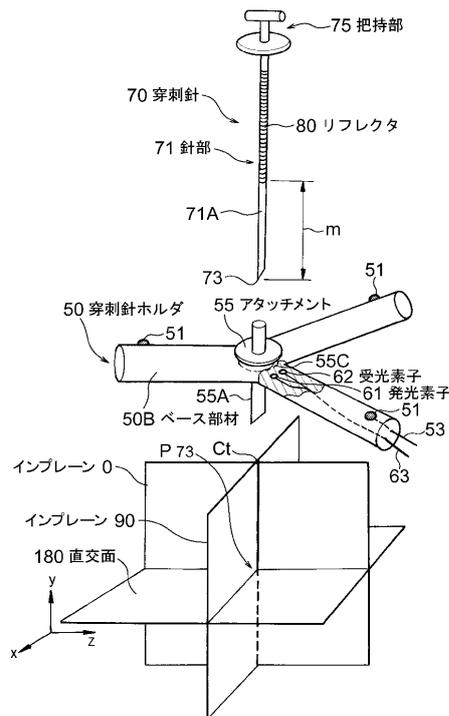
1...被検体、3...ディテクタ、15...算出部、17...撮影制御部、50...穿刺針ホルダ、50B...ベース部材、51...赤外線LED、61...発光素子、62...受光素子、70,700...穿刺針、71...針部、80...リフレクタ、100...MR撮影システム、100A...MR撮影装置、CL...RFコイル

20

【図1】



【図2】



フロントページの続き

(72)発明者 塚元 鉄二

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

審査官 武山 敦史

(56)参考文献 特表2004-511284(JP,A)

特開2003-199834(JP,A)

特開2003-088509(JP,A)

特開2002-034969(JP,A)

特開2001-104279(JP,A)

特開平10-213455(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/34

A61B 5/055

A61B 19/00