

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4377645号
(P4377645)

(45) 発行日 平成21年12月2日(2009.12.2)

(24) 登録日 平成21年9月18日(2009.9.18)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01)
 A 6 1 B 5/05 3 9 0
 A 6 1 B 5/05 3 7 0

請求項の数 7 (全 13 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2003-347422 (P2003-347422) (22) 出願日 平成15年10月6日(2003.10.6) (65) 公開番号 特開2005-110865 (P2005-110865A) (43) 公開日 平成17年4月28日(2005.4.28) 審査請求日 平成18年10月6日(2006.10.6)</p>	<p>(73) 特許権者 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 (74) 代理人 100077816 弁理士 春日 譲 (72) 発明者 飯塚 千賀子 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社 日立メデ イコ内 (72) 発明者 仲本 秀和 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社 日立メデ イコ内 審査官 後藤 順也</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 イメージガイド治療用処置器具及び磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

処置器具の位置を検出し、検出した処置器具をモニタリングしながら、被検体の断層画像を撮影する磁気共鳴イメージング装置用のイメージガイド治療用処置器具において、
少なくとも3つの輝点手段を互いに離間して支持する支持部を有し、上記処置器具の位置を検出するための位置検出用部材と、

上記位置検出用部材を着脱可能に取り付ける取り付け部を2以上有し、上記処置器具に取り付けられる保持部材と、

を備えることを特徴とするイメージガイド治療用処置器具。

【請求項2】

請求項1記載のイメージガイド治療用処置器具において、上記処置器具は、腹腔鏡、内視鏡などの観察画像を取得する処置器具であることを特徴とするイメージガイド治療用処置器具。

【請求項3】

請求項1記載のイメージガイド治療用処置器具において、上記保持部材の、上記位置検出用部材が取り付けられる2つの上記取り付け部は、互に対向する位置に形成されていることを特徴とするイメージガイド治療用処置器具。

【請求項4】

請求項1記載のイメージガイド治療用処置器具において、上記位置検出用部材の支持部は、上記3つの輝点手段を互いに離間して指示する3つの延長部を有するとともに上記支

持部の中央部に孔が形成され、上記保持部材の取り付け部には、上記位置検出用部材の支持部に形成された上記孔に挿入される支柱と、上記位置検出用部材の3つの延長部のうちの1つが挿入される係止部とが形成されることを特徴とするイメージガイド治療用処置器具。

【請求項5】

被検体を収容する空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、上記空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、上記被検体に磁気共鳴を生じさせる高周波磁場を照射する照射手段と、磁気共鳴による上記被検体からのNMR信号を検出し受信する受信手段と、この受信手段で受信したNMR信号に基づいて画像を再構成し表示手段に表示させる制御手段とを有する磁気共鳴イメージング装置において、

10

上記静磁場発生手段又はその近傍に固定された基準ポイントと、
少なくとも3つの輝点手段を互いに離間して支持する支持部が形成され、所望の処置を行う処置器具の位置を検出するための位置検出用部材と、この位置検出用部材を着脱可能に取り付ける取り付け部を2以上有し上記処置器具に取り付けられる保持部材とを有するイメージガイド治療用処置器具と、

上記基準ポイントの位置及び上記イメージガイド治療用処置器具の少なくとも3つの輝点の位置を検出する検出手段と、

上記検出手段により検出された上記基準ポイントの位置及び上記少なくとも3つの輝点の位置との関係から上記処置器具の位置及び傾きを磁気共鳴イメージング装置の座標系に変換する変換手段と、

20

を備え、上記制御手段は、上記変換手段により変換された座標系により示される上記処置器具の位置及び傾きに基づいて、撮像面を設定し、上記傾斜磁場発生手段と上記照射手段とを制御して、上記処置器具の先端位置を含む撮像面の再構成像を収集することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項6】

請求項5載の磁気共鳴イメージング装置において、上記イメージガイド治療用処置器具における保持部材の、上記位置検出用部材が取り付けられる2つの上記取り付け部は、互いに対向する位置に形成されてい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5記載の磁気共鳴イメージング装置において、上記イメージガイド治療用処置器具における上記位置検出用部材の支持部は、上記3つの輝点手段を互いに離間して指示する3つの延長部を有するとともに上記支持部の中央部に孔が形成され、上記保持部材の取り付け部には、上記位置検出用部材の支持部に形成された上記孔に挿入される支柱と、上記位置検出用部材の3つの延長部のうちの1つが挿入される係止部とが形成されることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、イメージガイド治療用処置器具及び磁気共鳴イメージング装置に関し、特に、被検体に挿入される処置器具の先端位置での断層像をリアルタイムに撮像する技術に関する。

40

【背景技術】

【0002】

MRI（磁気共鳴イメージング）の撮影対象は、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、プロトンである。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和現象の空間分布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次元的に撮影する。空間分解能は、現状では、256、512等が用いられている。また、一部には、高空間分解能画像として、1024も試みられている。

【0003】

典型的なMRI装置は、被検体の周囲に静磁場を発生する磁石と、被検体が配置される

50

空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイルと、この領域に高周波磁場を発生するRFコイルと、被検体が発生するMR信号を検出するRFコイルとから構成されている。

【0004】

傾斜磁場コイルは、X、Y、Zの3方向の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生する構成となっている。RFコイルはRF送信部の信号に応じて高周波磁場を発生する構成となっている。RFコイルの信号は、信号検出部で検出され、信号処理部で信号処理され、また計算により画像信号に変換され、表示部で表示される構成となっている。傾斜磁場電源、RF送信部、信号検出部は制御部で制御され、制御のタイムチャートは一般にパルスシーケンスと呼ばれている。

【0005】

RFコイルとしては種々の形状が開発されており、撮影部位、撮影目的に応じて各種使い分けられている。このうち、表面コイルは、局所的な部位を高感度で撮影するRFコイルである。

【0006】

従来、局所コイルは、耳、顎関節、四肢の関節など、小視野で高画質が要求される部位の撮影用に用いられてきた。また、小型表面コイルを隣接して配置し、高感度と視野拡大を図ったマルチプルアレイコイル（フェイズドアレイコイルとも呼ばれる）も開発されている。これに対して、通常の頭部撮影や腹部撮影では、視野が広く感度分布が比較的均一なボリュームコイルが使われる。これには、マルチプルエレメントレゾネータやスロットドチューブレゾネータ、ソレノイドコイルが公知である。

【0007】

このように、MRIを用いた画像計測では、被検体に印加されるのは磁界のみとなるので、X線を用いた画像計測に比べて被検体にかかる負担を大きく低減できる。また、MRIを用いた画像計測では、X、Y、Zの3方向の傾斜磁場コイルから被検体にそれぞれ印加する高周波磁場を制御する、すなわちパルスシーケンスを制御することによって任意の撮影断面における断層像を撮像することができる。そのため、MRI装置は、診断用の断層像の撮像から手術時の穿刺針、生検針、冷凍治療用プローブ、腹腔鏡等の被検体内に挿入する器具のモニタリング等の様々な領域への適用がなされている。

【0008】

特に、手術時に被検体へ挿入（刺入も含む）した器具をモニタリングする、I-MRI（interventional MRIあるいはIntraoperative MRI）と称される術技では、リアルタイムで任意の撮影断面における断層像を撮像すると共に、被検体へ挿入した器具の位置を観察する技術が要望されている。

【0009】

撮影断面を任意に選択する技術では、例えば、非特許文献1に記載されるように、グラフィカルユーザーインターフェースにMRI画像を表示して、画面上のボタンをクリックして、次の撮影断面を決定する技術が開示されている。また、特許文献1には、3次元マウスを使用した技術が開示されている。

【0010】

また、位置決定デバイスを使ってMRIの撮影断面を決定する技術として、例えば、特許文献2には、位置センサの情報を使ってMRIの撮影を行なう技術が開示されており、特許文献3には、2個の赤外線カメラと3個の反射球からなるマーカトを使用して撮影断面を決定するMRI装置が開示されている。

【0011】

一方、I-MRIにはオープンタイプのMRI装置が使用されることが一般的であり、このオープンMRI装置にはダブルドーナツ型や、C型、非対称2本支柱型がある。ダブルドーナツ型のオープンMRI装置は、水平磁場を発生する2個のドーナツ型磁石を隙間を空けて並べた構造となっており、隙間の中で被検体の撮影を行う構成となっている。

【0012】

C型のオープンMRI装置と非対称2本支柱型のオープンMRI装置は、ハンバーガー

10

20

30

40

50

型の磁石で上下方向に静磁場を発生する構成となっている。最もオープン性があるのは、非対称２本支柱型のオープンMRI装置であり、被検体の左右方向と頭頂部側の３方向からのアクセスが可能である。

【 0 0 1 3 】

【特許文献１】米国特許 5 5 1 2 8 2 7 号

【 0 0 1 4 】

【特許文献２】米国特許 5 3 6 5 9 2 7 号

【特許文献３】米国特許 6 0 2 6 3 1 5 号

【非特許文献１】「Magnetic Resonance in Medicine: Real-time interactive MRI on a conventional scanner; AB. Kerr他、38巻、pp. 355 - 367 (1997)」

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 5 】

本発明者は、従来技術を検討した結果、以下の問題点を見いだした。

従来のMRI装置を用いて定位脳手術等の脳外科領域のI-MRIでは、処置器具の先端位置と治療部との位置とを正確に把握する必要があるが、非特許文献１や特許文献１に開示される技術では、術者が指定した位置の断層像が得られるのみとなり、処置器具の移動に伴い術者が断層面位置を移動させる必要があるため、術者に大きな負担となると共に、I-MRI技術の習得に時間がかかってしまうという問題があった。

【 0 0 1 6 】

20

また、特許文献２に記載される技術では、無線周波コイルからの信号は画像の中の明るいスポットとして表現されるのみとなるので、処置器具の追跡は、逐次画像を得て、明るいスポットの位置を監視し、処置器具の先端位置でも断層像を得るためには、術者はこのスポット位置に基づいて、断層像の撮像位置を指定する必要があり、術者に大きな負担となっていた。

【 0 0 1 7 】

また、特許文献３に開示される技術は、撮影断面を決定するのみであり、処置器具の先端位置の断層像を撮像するためには、前述の技術と同様にして、術者が逐次断層像の撮像位置を指定しなければならなかった。

【 0 0 1 8 】

30

本発明の目的は、処置器具の先端位置の断層像をリアルタイムで撮像することが可能なイメージガイド治療用処置器具及び磁気共鳴イメージング装置を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 9 】

上記目的を達成するため、本発明は次のように構成される。

(１) 処置器具 2 0 2 の位置を検出し、検出した処置器具 2 0 2 をモニタリングしながら、被検体 1 0 1 の断層画像を撮影する磁気共鳴イメージング装置用のイメージガイド治療用処置器具において、処置器具 2 0 2 の位置を検出するための位置検出用部材 3 0 2 と、上記処置器具 2 0 2 に位置検出用部材 3 0 2 を、固定支持する支持部 1 4 0 2 a、1 4 0 2 b を 2 箇所以上有し、上記処置器具に取り付けられる保持部材 4 0 1 と、を備える。

40

【 0 0 2 0 】

(２) 好ましくは、上記(１)において、上記処置器具 2 0 2 は、腹腔鏡、内視鏡などの観察画像を取得する処置器具である。

【 0 0 2 1 】

(３) 被検体 1 0 1 の体内に挿入される挿入部材 2 0 2 の位置を検出し、検出した挿入部材 2 0 2 をモニタリングしながら、被検体 1 0 1 の断層画像を撮影する磁気共鳴イメージング装置用のイメージガイド治療用処置器具において、３個以上の輝点手段 3 0 1 a ~ 3 0 1 c と、これら輝点手段 3 0 1 a ~ 3 0 1 c をそれぞれ離間して支持する位置検出用部材 3 0 2 と、この位置検出用部材 3 0 2 を挟持し、固定する固定位置 1 4 0 2 a、1 4 0 2 b を 2 箇所以上有し、上記挿入部材 2 0 2 に取り付けられる保持部材 4 0 1 と、を備

50

える。

【0022】

(4) 好ましくは、上記(3)において、上記保持部材401の、上記位置検出用部材302を固定する2つの固定位置1402a、1402bは、互いに対向する位置である。

【0023】

(5) 被検体101を収容する空間に静磁場を発生する静磁場発生手段102と、上記空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段103と、上記被検体101に磁気共鳴を生じさせる高周波磁場を照射する照射手段104と、磁気共鳴による上記被検体101からのNMR信号を検出し受信する受信手段105と、この受信手段105で受信したNMR信号に基づいて画像を再構成し表示手段108に表示させる再構成手段111と、上記被検体内に挿入して所望の処置を行う処置器具202の位置と方向とを検出する検出手段113とを有する磁気共鳴イメージング装置において、処置器具202の位置を検出するための位置検出用部材302と、上記処置器具202に位置検出用部材302を、固定支持する支持部1402a、1402bを2箇所以上有し、上記処置器具に取り付けられる保持部材401と、上記検出手段113により検出された位置検出用部材302の位置に基づいて、上記傾斜磁場発生手段103と上記照射手段104とを制御し、上記処置器具202の先端位置を含む撮像面の再構成像を収集する手段112と、を備え、検出した処置器具202をモニタリングしながら、被検体101の断層画像を撮影する。

10

【0024】

本発明の上記構成により、リアルタイムで検査位置あるいは治療位置の断層像を得ることができるので、診断効率を向上することができる。

20

【0025】

また、保持手段401を、輝点手段301a~301cを互いに離間して支持する位置検出用部材302の外伸部302a~302cが、保持手段401に設けた係止部1407a、1407bに係止され、保持手段401に形成した突部1404a、1404bが位置検出用部材302に形成された孔302dに挿入される。これによって、位置検出用302の保持部材401に対する位置決めができるので、検者により異なることとなる取り付け方が原因となる、位置検出用部材302に対する保持部材401の位置ずれを防止することができる。

30

【0026】

その結果として、処置器具の先端位置検出のずれを防止することができる。さらには、処置器具の先端位置検出のずれを防止することができることによって、穿刺治療を行う部位を最小限に抑えることが可能となるので、術者の負担を低減させることができると共に、被検体にかかる負担を小さくできる。

【発明の効果】

【0027】

本願において開示される発明のうち代表的なものによって得られる効果を簡単に説明すれば、下記の通りである。

【0028】

- (1) 処置器具の先端位置の断層像をリアルタイムで撮像することができる。
- (2) 術者の負担を低減することができる。
- (3) 被検体の負担を低減することができる。
- (4) 診断効率及び治療効率を向上することができる。
- (5) 支持部材に対する保持部材の位置ずれを防止することができる。
- (6) 処置器具の先端位置検出のずれを防止することができる。

40

【0029】

- (7) 様々な配置位置の検出カメラに容易に応可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

50

本発明の実施形態について、添付図面を参照して詳細に説明する。なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【0031】

図1は、本発明が適用され磁気共鳴イメージング装置の概略構成図であり、図2は一実施形態の概略構成を説明するための外観図である。図1及び図2において、101は被検体、102は静磁場発生手段、103は傾斜磁場発生手段、104は照射コイル、105は受信コイル、106は信号検出手段、107は信号処理手段、108は表示手段、109は傾斜磁場電源、110はRF送信手段、111は制御手段、112は位置演算手段、113は検出カメラ、201は基準ポインタ、202は第1の処置器具、203は術者を示す。

10

【0032】

ただし、第1の処置器具202は、穿刺針、生検針、腹腔鏡、内視鏡、カテーテル、ガイドワイヤ、冷凍治療用プローブ等のI-MRIに一般的に用いられる器具であり、被検体101に挿入して使用される器具である。

【0033】

図1から明らかなように、磁気共鳴イメージング装置は、周知の核磁気共鳴現象を利用して被検体101の再構成像として、例えば断層像や三次元像を得るためのものであり、静磁場発生手段102、傾斜磁場発生手段103、送信系、受信系、信号処理系、制御手段108及び図示しない操作卓とからなっている。

20

【0034】

静磁場発生手段102は、被検体101の周りの所定の広がりを持った空間に配置された永久磁石、常電導磁石または超電導磁石のいずれかからなり、被検体101の周囲にその体軸方向または被検体の体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させる。

【0035】

傾斜磁場発生手段103は、X、Y、Zの3軸方向に巻かれた周知の傾斜磁場コイルとこれらの各々のコイルを磁化させる傾斜磁場電源109とからなり、制御手段108からの命令に従って傾斜磁場電源109の各々のコイルを磁化させることにより、X、Y、Zの3軸方向の傾斜磁場を被検体101に印加する。

【0036】

この傾斜磁場の加え方により、被検体101を撮影して表示する断面が設定される。送信系は、図示しない周知の高周波発振器及び変調器並びに高周波増幅器等からなるRF送信手段110と照射コイル104とからなり、傾斜磁場発生手段103で設定された被検体101の撮影断面の生体組織に核磁気共鳴を励起するために、高周波発振器から出力された高周波パルスを高周波増幅器で増幅する。その後、被検体101に近接して配置された照射コイル104に高周波パルスを供給することにより、被検体101に高周波磁場を照射する。

30

【0037】

受信系は、受信コイル105と信号検出手段106とからなり、送信系の照射コイル104から照射された高周波の電磁波による被検体101の生体組織の原子核の核磁気共鳴によるエコー信号であるNMR信号を、被検体101に近接して配置された受信コイル105で受信し、信号検出手段106でデジタル信号に変換する。そして、得られたデータをパルスシーケンスによるタイミングでサンプリングされた収集データとして、信号処理手段107に出力する。

40

【0038】

信号処理手段107は、収集データに対しフーリエ変換や補正係数計算等の再構成演算を行うことにより収集データから断層像を再構成し、得られた断層像を表示手段108に出力して表示手段108の表示面上に断層像を表示させる。制御手段111は、前述した被検体101に対する磁場の印加を制御し、被検体101の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場パルスを所定のパルスシーケンスで繰り返し印

50

加する手段である。この制御手段 1 1 1 は、傾斜磁場発生手段 1 0 3、送信系及び受信系を制御して、被検体 1 0 1 の断層像のデータ収集と得られた収集データからの断層像の再構成とを制御する。

【 0 0 3 9 】

また、操作卓は、トラックボールまたはマウス、キーボード等からなり制御手段 1 1 1 で行う処理の制御情報を入力する。

【 0 0 4 0 】

また、本発明の一実施形態における磁気共鳴イメージング装置では、操作卓から第 1 の処置器具 2 0 2 の追跡指示すなわち I - M R I の開始指示が入力された場合、制御手段 1 1 1 は位置演算手段 1 1 2 を制御して、検出カメラ 1 1 3 で撮像された基準ポイント 2 0 1 の位置と第 1 の処置器具 2 0 2 が備える図示しないポイントの位置とから演算された第 1 の処置器具 2 0 2 の位置情報を取得する。ただし、第 1 の処置器具 2 0 2 の詳細構成については後述する。

10

【 0 0 4 1 】

操作卓から第 1 の処置器具 2 0 2 の追跡指示すなわち I - M R I の開始指示が入力されると、位置演算手段 1 1 2 には制御手段 1 1 1 から撮影パラメータが入力される（撮影パラメータ受信処理 1 2 0）。ただし、このときの撮影パラメータとしては、例えば、初期の撮影位置、スライス厚、スライス間隔、F O V (Field of View: 撮像視野の大きさ)、位相方向、被検体の体位等がある。次に、位置演算手段 1 1 2 は、検出カメラ 1 1 3 を制御して基準ポイント 2 0 1 と第 1 の処置器具 2 0 2 に配置されるポイント（後述する反射球 3 0 1 a ~ 3 0 1 c）とをそれぞれ検出（撮影）し（カメラの制御 1 2 1）、得られた検出データを取得する（ツール位置データ受信処理 1 2 2）。

20

【 0 0 4 2 】

この後に、位置演算手段 1 1 2 は、まず得られた基準ポイント 2 0 1 と第 1 の処置器具 2 0 2 のポイントとの位置関係を、初期設定時に生成した変換データで変換することによって、検出カメラ 1 1 3 での第 1 の処置器具 2 0 2 のポイントの検出位置を装置本体での位置データに変換する（位置データ変換処理 1 2 3）。

【 0 0 4 3 】

ただし、一実施形態では、初期設定時には、第 1 の処置器具 2 0 2 の挿入部の先端部分の位置をトラッキングするためのピボッティング処理により、第 1 の処置器具 2 0 2 のポイントと挿入部の先端位置との関係を示す変換データを生成する。

30

【 0 0 4 4 】

また、初期化ファントムとピボッティング処理を行った処置器具（ピボッティング処理用の処置器具）を用いて、装置本体の座標軸での位置を処置器具でポイントし、そのポイント位置を検出カメラ 1 1 3 で位置検出することによって、装置座標系での座標値と検出カメラ 1 1 3 で検出された座標値との関係から検出カメラ 1 1 3 で検出された座標位置を装置本体での座標位置に変換する変換データを生成する。

【 0 0 4 5 】

このようにして得られた装置本体の座標系での位置情報に変換された第 1 の処置器具 2 0 2 の位置情報は、位置演算手段 1 1 2 から制御手段 1 1 1 に出力される（撮影位置データ送信処理 1 2 4）。

40

【 0 0 4 6 】

ただし、制御手段 1 1 1 と位置演算手段 1 1 2 とをそれぞれ異なる周知の情報処理装置上で動作するプログラムにより実現する場合には、それぞれの情報処理装置が備える周知の通信インターフェースを介して情報を送受信する。

【 0 0 4 7 】

位置演算手段 1 1 2 から第 1 の処置器具 2 0 2 の挿入部の先端部の位置情報が入力された制御手段 1 1 1 は、傾斜磁場発生手段 1 0 3 及び照射コイル 1 0 4 から被検体 1 0 1 に印加する磁場、並びに受信コイル 1 0 5 で N M R 信号を受信する際の読み出し磁場を制御することによって、第 1 の処置器具 2 0 2 の挿入部の先端位置での断層像を再構成する。

50

ただし、第1の処置器具202の挿入部の先端位置に基づいて、この先端位置を含む撮影断面の制御は周知の制御である。

【0048】

また、このときの撮影断面としては、挿入部の延在方向と直交する断面以外にも、例えば挿入部の延在方向と先端位置で予め設定された角度で交差する撮影断面や、挿入部の延在方向と平行であり先端部分を拡大した撮影断面等でもよい。

【0049】

この断層像は、例えば表示手段108の表示面の中心位置を第1の処置器具202の挿入部の先端位置として表示手段108に表示する。以上に説明する第1の処置器具202の挿入部の先端位置における断層像の収集をリアルタイムで順次行うことによって、術者203はI-MRI時における第1の処置器具202の挿入部の先端位置での断層像を観察しながらの検査あるいは治療を行うことができる。

10

【0050】

図3は保持部材401の概略構成説明図であり、図4は、位置検出用部材302の概略構成説明図である。位置検出用部材302が第1の保持部材401に取り付けられ、保持部材401が処置器具202に取り付けられることにより、保持部材401、位置検出用部材302が処置器具202に取り付けられる。

【0051】

図3において、第1の保持部材401は、図3のA方向から見て、左右対称の形状を有している。中央部に板状部材1400が形成され、この板状部材1400の平面方向側面の支持部1402a、1402bが形成されている。

20

【0052】

支持部1402aは、板状部材1400の平面方向に突出する支柱1404aが形成されている。さらに支持部1402aには、板状部材1400の平面方向に突出し、板状部材1400の平面にほぼ直交する方向に互いに対向する2つの係止部1407aが形成されている。2つの係止部1407aの互いの間に凹部1405aが形成される。

【0053】

支持部1402bも、支持部1402aと同様な形状となっており、板状部材1400の平面方向に突出する支柱1404bが形成されている。そして、支持部1402bには、板状部材1400の平面方向に突出し、板状部材1400の平面にほぼ直交する方向に互いに対向する2つの係止部1407bが形成されている。2つの係止部1407bの互いの間に凹部1405bが形成される。

30

【0054】

第1の保持部材401の処置器具202への固定は、処置器具202の形状に対応した固定方法となる。例えば、ケーブルなどの突起物及び付属物がある処置器具202の場合は、その処置器具本来の機能を損なわないように対応した固定が必要となる。なお、棒状、針状の処置器具の場合はネジ式の固定でも可能である。

【0055】

次に、図4において、位置検出用部材302は、3つの延長部302a、302b、302cが形成されており、これら延長部302a～302bのそれぞれの先端部近辺に反射球301a、301b、301cが取り付けられている。また、位置検出用部材302の中央部付近には、孔302dが形成されている。この孔302dに、保持部材401の支柱1404a又は1404bが挿入される。また、延長部302cが、保持部材401の、2つの係止部1407a又は1407bの間に挿入される。そして、非磁性体のネジ等により位置検出用部材302が保持部材401に固定される。

40

【0056】

図5は、第2の保持部材302が取り付けられた第1の保持部材401が、処置器具202に取り付けられた状態の概略斜視図である。なお、処置器具202は、図示の都合上、簡略化して示してある。

【0057】

50

この図5に示した例は、位置検出用部材302が保持部材401の片側の支持部1402aに取り付けられている例であるが、位置検出用部材302を、保持部材401の片側の支持部1402bに取り付け替えることが可能である。

【0058】

支持部1402aと、これと対向する側に位置する支持部1402bとの両支持部に第2の保持部材302を付け替えることができることとしたのは、保持部材302を片側のみにしか取り付けられないとすると、反射球301a～301cを検出するためのカメラが、特定の側に配置されたものに限定されてしまう。異なる側に配置されたカメラからも検出することができれば、多様な位置にある処置器具の位置を検出し易い位置のカメラから検出できる。

10

【0059】

片側のみ第2の保持部材302を配置可能な場合は、保持部材が取り付けられた処置器具を180度回転することも考えられる。しかし、処置器具によっては突起部を有していたり、例えば、ケーブル等の付属物により処置器具の回転が困難な場合がある。

【0060】

また、例えば、内視鏡、顕微鏡等の処置器具では、生体を観察する表示画面に上下方向がある場合、処置器具を上下に回転することは困難である。

【0061】

そこで、本願発明は、位置検出用部材302を、保持部材401の片側の支持部1402aと1402bとの両位置で付け替えることが可能となるように構成したものである。

20

【0062】

図6は、支持部1402aと1402bとの両側に位置検出用部材302を取り付けた状態を示す図である。この図は、保持部材401の両側に位置検出用部材302を取り付け可能であることを明示するものであり、実際の使用状態では、保持部材401の両側に位置検出用部材302が取り付けられることは少ない。

【0063】

図7は、図6のB方向から保持部材401、位置検出用部材302、処置器具202を見た状態の図である。

【0064】

なお、上述した例においては、位置検出用部材302の保持部材401への取り付け位置を互いに対向する2つの位置(1402a、1402b)としたが、この2つの位置はかならずしも互いに対向する位置とする必要はない。

30

【0065】

また、保持部材401の3以上の位置に位置検出用部材302を取り付け可能とすることもできる。

【0066】

また、上述した例では、保持部材401と位置検出用部材302とを別部材としたが、これらを一体形状とし、図6に示すような両側に位置検出用部材302が形成されているようにすることもできる。ただし、この場合は、反射球301a～301cを保持部材302から着脱可能とし、どちらか一方側に取り付けることができるように構成する。

40

【0067】

また、処置器具、保持部材及び位置検出用部材は、MRI装置の磁場内で使用してもMR画像に影響しない、例えばプラスチックや塩化ビニール等の非磁性材料で形成する。さらには、他の部材も非磁性材料を用いることによって、断層像の画質の低下を防止できる。さらには、処置器具は当然に人体に接触した場合であっても安全な材料で形成されることはいうまでもない。

【図面の簡単な説明】

【0068】

【図1】本発明が適用される磁気共鳴イメージング装置の概略構成図である。

【図2】本発明の実施形態における磁気共鳴イメージング装置の概略構成図である。

50

【図3】本発明の実施形態の磁気共鳴イメージング装置に用いる保持部材の概略構成図である。

【図4】本発明の実施形態の磁気共鳴イメージング装置に用いる位置検出用部材の概略構成図である。

【図5】本発明の実施形態の磁気共鳴イメージング装置に用いる保持部材を処置器具に取り付けた状態の概略斜視図である。

【図6】本発明の実施形態の磁気共鳴イメージング装置に用いる保持部材を処置器具に取り付けた状態の概略斜視図である。

【図7】本発明の実施形態の磁気共鳴イメージング装置に用いる保持部材を処置器具に取り付けた状態の概略図である。

10

【符号の説明】

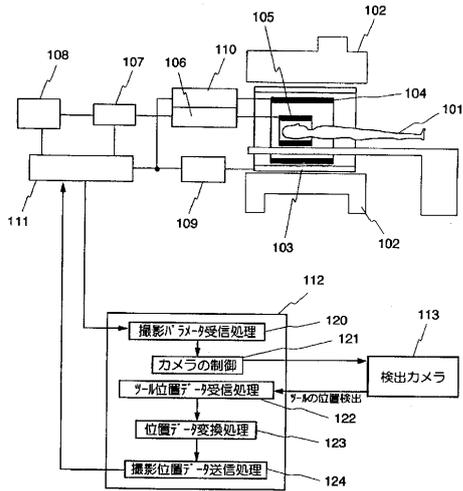
【0069】

101	被検体
102	静磁場発生手段
103	傾斜磁場発生手段
104	照射コイル
105	受信コイル
106	信号検出手段
107	信号処理手段
108	表示手段
109	傾斜磁場電源
110	R F送信手段
111	制御手段
112	位置演算手段
113	検出カメラ
201	基準ポイント
202	処置器具
203	術者
301 a ~ 301 c	第1 ~ 第3の反射球
302	位置検出用部材
401	保持部材
1400	板状部材
1402 a	支持部
1402 b	支持部
1404 a	支柱
1404 b	支柱
1407	係止部

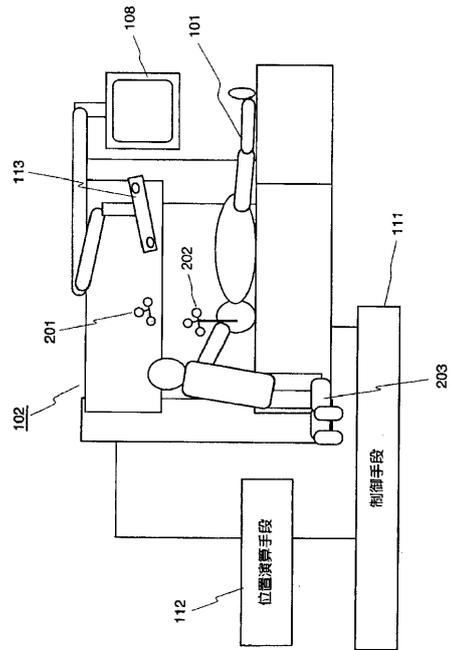
20

30

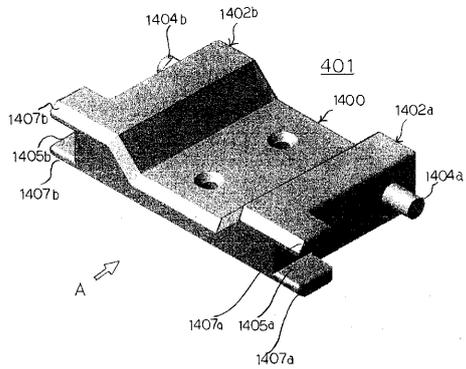
【図1】



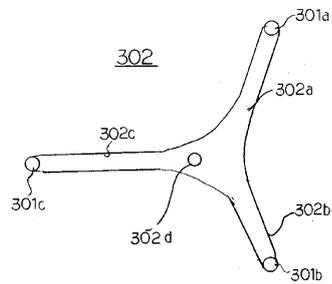
【図2】



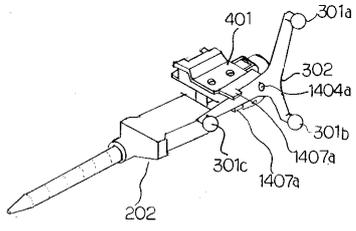
【図3】



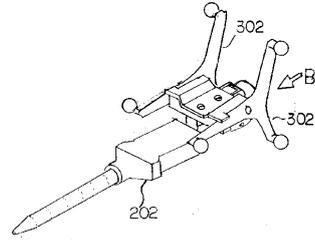
【図4】



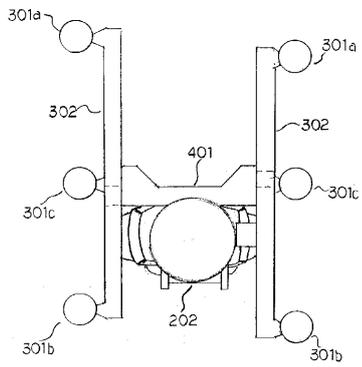
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第03/026505(WO,A1)

特開2002-102249(JP,A)

特表2007-512854(JP,A)

特開2003-190117(JP,A)

特表2003-505132(JP,A)

特表2001-238894(JP,A)

特表2001-507614(JP,A)

小澤紀彦 他,「術中オープンMRIによる術中拡散テンソルナビゲーションシステムの開発」,
日本脳神経外科学会抄録集,2003年10月1日,Vol.62nd No.CD-ROM Abstracts,p107
-p108

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 5/055

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)