

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2003年4月3日 (03.04.2003)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 03/026505 A1

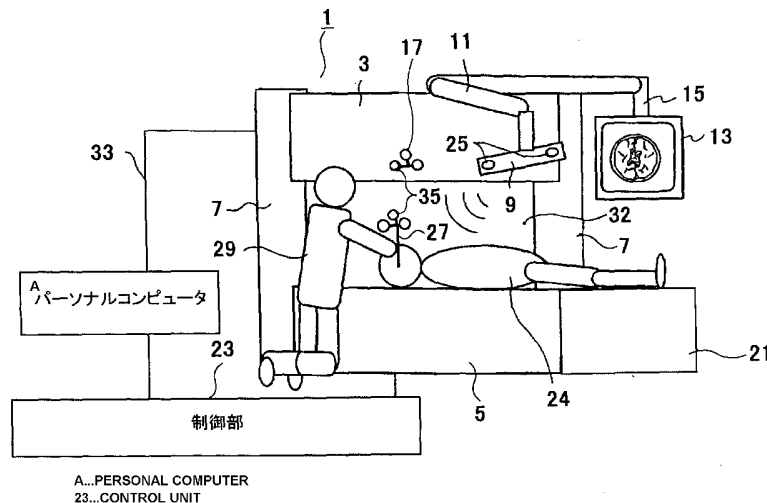
- (51) 国際特許分類7: A61B 5/055, G01R 33/48, A61G 17/34
- (21) 国際出願番号: PCT/JP02/09618
- (22) 国際出願日: 2002年9月19日 (19.09.2002)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
 - 特願2001-285331 2001年9月19日 (19.09.2001) JP
 - 特願2001-285949 2001年9月19日 (19.09.2001) JP
 - 特願2002-96291 2002年3月29日 (29.03.2002) JP

- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 飯塚 千賀子 (HIZUKA, Chikako) [JP/JP]; 〒302-0110 茨城県 守谷市 百合ヶ丘 2 丁目 2 6 9 1-1 1 Ibaraki (JP). 永尾 尚子 (NAGAO, Hisako) [JP/JP]; 〒277-0831 千葉県 柏市 根戸 1 0 3-1 0-1 0 7 Chiba (JP). 高橋 哲彦 (TAKAHASHI, Tetsuhiko) [JP/JP]; 〒340-0011 埼玉県 草加市 栄町 3-4-2 4-9 1 0 Saitama (JP). 黒目 明 (KUROME, Akira) [JP/JP]; 〒277-0803 千葉県 柏市 小青田 1 7-4-5 1 0 Chiba (JP). 長岡 孝行 (NAGAOKA, Takayuki) [JP/JP]; 〒285-0845 千葉県 佐倉市 西志津 8-1 6-1 1-1 0 1 Chiba (JP). 石塚 孝 (ISHIZUKA, Takashi) [JP/JP]; 〒300-1511 茨城県 北相馬郡 藤代町 桐木 8 5 8-2 Ibaraki (JP). 小村 和美 (KOMURA, Kazumi) [JP/JP]; 〒270-2241 千葉県 松戸市 松戸新田 5 3 1-7 Chiba (JP). 原田 潤太 (HARADA, Junta) [JP/JP]; 〒150-0001 東京都 渋谷区 神宮前 3-1-1 2-2 0 1 Tokyo (JP). 田嶋 美智子 (TAJIMA, Michiko) [JP/JP]; 〒270-1154 千葉県 我孫子市 白山 2-1 9-2-6 0 1 Chiba (JP).

[続葉有]

(54) Title: TREATMENT TOOL AND MAGNETIC RESONANCE IMAGER

(54) 発明の名称: 処置器具および磁気共鳴イメージング装置



(57) Abstract: A reference position marker having at least three reflectors is fastened to an upper magnet of an MRI apparatus forming a uniform magnetic field between the upper magnet and a lower magnet paired with the upper magnet both being supported by a pole. A position sensor having a light-emitting device and a sensing camera is provided to the upper magnet swingably by an arm mechanism and vertically movably. The doctor holding a pointer having at least three reflectors like the reference position marker indicates the portion of a subject to be imaged by means of the pointer. Using the position sensor, the positions of the reference position marker and the pointer are determined. The position sensor outputs information on the position of the cross section to be imaged to a control unit of the MRI apparatus. Thus, the cross section indicated by the doctor using the pointer is automatically imaged and displayed on a monitor. While observing the image displayed on the monitor, the doctor can operate the pointer. A holding member for fixing an insertion member to be inserted into the affected part of the body of the subject being examined or treated is detachably attached to the pointer.

[続葉有]



WO 03/026505 A1



(81) 指定国 (国内): CN, JP, US.

添付公開書類:
— 国際調査報告書

(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR).

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

(57) 要約:

上下一対の磁石を支柱で支持し磁石間に均一磁場を形成するMRI装置の上部磁石へ少なくとも3個の反射体を有する基準位置マーカが固定され、また上部磁石へ発光素子と検出カメラを有したポジションセンサがアーム機構によって旋回動及び上下動可能に設けられる。医師は前記基準位置マーカと同様に少なくとも3個の反射体を有するポインタを手を持って、被検体の撮影部位をポインタによって指示する。前記ポジションセンサは基準位置マーカとポインタの位置を検出し、MRI装置の制御部へ撮影断面位置に関する情報を出力する。これにより、医師がポインタによって指示した断面が自動的に撮像されモニタへ表示される。医師はモニタへ表示された画像を観察しながらポインタを操作できる。ポインタには患者の病変部を検査または治療する体内への挿入部材を所定の位置に固定するための保持部材が着脱可能に取り付けられている。

明 細 書

処置器具および磁気共鳴イメージング装置

5 技術分野

本発明は核磁気共鳴現象を用いて被検体を撮像する技術に関し、特に被検体へ穿刺された又は挿入された器具と患部との位置関係をモニタリングする技術に関するものである。

10 背景技術

核磁気共鳴(NMR)現象を利用して人体の断層画像を得る MRI 装置は広く医療機関で使用されている。この MRI 装置は、被検体を構成する主要物質プロトンの体内における密度分布や、被検体内における核スピンの緩和時間の空間分布を画像化するものである。

15 従来においては、MRI 装置は、被検体内の臓器の形態画像や機能画像を取得するために、また血流画像を取得するために主として用いられていた。

しかし最近になって、画像観察下で被検体の治療を行うインターベンショナル・ラジオロジー(Interventional Radiology : IVR) が進歩するに従って、被検者へ放射線被曝を伴わない MRI 装置を IVR へ適用することが有用であると認識されるに至っている。

20

IVR へ MRI 装置を適用した技術はインターベンショナル MRI (Interventional MRI) 又はイントラオペラティブ MRI (Intraoperative MRI) と称される(以下、これらを I-MRI と記す。)。I-MRI は手術又は治療のために被検体へ挿入された穿刺針、生検針、冷凍治療用プローブ更には腹腔鏡等の被検体内へ挿入された器具の病変部に対する位置をモニタリングするために用いられる。そして、I-MRI においては、被検体内へ挿入されつつある前記器具をそれらの器具の体内での時間と共に変化する位置をほぼリアルタイムで画像中に描出することが要求される。

25

従来のトンネル型磁石を用いた MRI 装置による撮影のとき、患者は閉鎖された空間内に位置するので検査部位へ医師がアクセス出来ず、そのような MRI 装置は

I-MRI には不向きであったが、オープン型磁石を用いた MRI 装置は、医師が被検者の検査部位へ容易にアクセスできるので、I-MRI の研究開発は EPI 法パルスシーケンスやフルオロスコピーパルスシーケンスの開発と相俟って進歩が著しい。

5 ところで、高速に撮影断面を撮影できても、撮影する断面を従来のように、先ず 2 面以上のスカウトビューを撮影し、それらのスカウトビューから設定する方法では、被検体へ挿入しつつある穿刺針や生検針等の先端をリアルタイムで画像により追跡確認することは困難である。そこで、スカウトビューを撮影することなく撮影断面を任意に設定する技術が要望されていた。

10 任意の撮影断面が設定でき、かつその設定された断面の画像がリアルタイムで観察できるようになると、穿刺針等の先端を病変部へ正確に案内することができるので I-MRI が格段に容易に行われ得るようになり、検査時間の短縮がもたらされるとともに、画像観察下の治療が容易になり被検者の負担を減らすことができるからである。

15 MRI 装置で前記穿刺針等の器具を追跡する技術として、「Real-time interactive MRI on a conventional scanner ; Baker 他、Magnetic Resonance in Medicine : 38 巻、pp. 355 - 367 (1997) 」(文献 1 と記す。)や、米国特許 5,512,827 号、米国特許 5,365,927 号、米国特許 6,026,315 号がある。

20 また、光学的トラッキング技術を用いて穿刺断面を撮影する技術として、「Nerve Root Infiltration of the First Sacral Root With MRI Guidance ; Rist Ojata 他、Journal of Magnetic Resonance Imaging 12 : pp. 556-561 (2000) 」(文献 2 と記す。)がある。この文献 2 には、C 型磁石を用いた MRI 装置のポールピースへ基準位置マーカを設けるとともに、穿刺針のホルダーへトラッキング部材を設け、両者をカメラで撮影する旨の開示が成されているが、それ以上の構成は定かではない。

25 本発明の第 1 の目的は、文献 2 に記載された技術をさらに実用に適した構成にすることにある。

本発明の第 2 の目的は、その信頼性を向上することにある。

本発明の第 3 の目的は、スカウトビューを用いることなく被検体の撮影断面を任意に設定することができる技術を提供することにある。

本発明の第4の目的は、前記穿刺針等の先端位置の断層像をほぼリアルタイムで撮像することができる技術を提供することにある。

本発明の第5の目的は、処置器具に沿ったスライス面の撮像位置決めをMRI装置へ自動設定することができる技術を提供することにある。

5 本発明の第6の目的は、オープンMRIの利用分野を更に拡大することにある。

発明の開示

本発明は、上記課題を解決するために、一对の磁石を均一磁場から成る計測空間を間に挟んで支持して成るMRI装置用ガントリーと、ガントリー一部またはその近傍に固定して設けられた少なくとも3個の発光体又は反射体からなる基準位置マーカと、少なくとも3つの発光体または反射体を保持し、前記計測空間内またはその近傍において任意にその位置を可変設定し得る撮影断面設定器と、前記基準位置マーカと前記撮影断面設定器との発光体または反射体の位置を検出する光学センサと、前記光学センサからの検出信号に基づいて前記撮影断面設定器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して出力する座標変換手段と、該座標変換手段から出力された信号を用いて撮影断面を設定して撮影シーケンスを実行する手段とを備えて磁気共鳴イメージング装置を構成したことを特徴としている。

前記ガントリーは、一对の磁石が上下方向に配置され1本又は2本の支柱によって支持された垂直磁場方式であり、前記基準位置マーカは上部磁石に取り付けられていることが望ましい。

そして、前記一对の磁石は前記計測空間を挟んだ2本の支柱によって支持され、前記基準位置マーカは前記2本の支柱によって区分された領域の前方及び後方の2箇所それぞれに設けられるか、または1個の基準位置マーカを前方と後方の2箇所に設けた固定具へ着脱自在に取り付けるようにしても良い。

また、前記光学センサは、前記ガントリーの上部磁石に設けられた支点から延び、磁石の周囲を旋回する旋回機構と、上下方向に移動する上下移動機構とを含むアーム式移動機構によって支持されていることが望ましい。

前記ガントリーは、一对の磁石が水平方向に配置された水平磁場方式であり、

前記基準位置マーカは一对の磁石のいずれか一方の磁石に取り付けられても良い。前記光学センサは赤外線を発光する発光素子と、この発光素子から発せられ前記基準位置マーカ及び撮影断面設定器に設けられた反射体によって反射された赤外線を検出する2個の赤外線カメラから成るポジションセンサを用いることができる。

前記撮影断面設定器には、同一平面上に配置された3個の発光素子または反射体と、前記平面から所定距離離れた位置に配置された1個の発光素子または反射体を有するものとして良い。

また、前記撮影断面設定器は、前記計測空間内において前記被検体の四肢の動作を制限する器具に、さらには、前記被検体の体内へ挿入され、病変部の治療または検査を行う器具と組み合わせられても良い。

そして、本発明は上記第2の目的を達成するために、3個以上の発光体または反射体と、前記発光体または反射体をそれぞれ離間して支持する支持部材と、被検体へ挿入される部材の外形を挟み付けるように保持する第1の保持部材と、前記第1の保持部材へ圧力を付与して保持する第2の保持部材とを備えてI-MRI用処置器具を構成したことを特徴としている。

そして、前記第1の保持部材は挿入部材を貫通させる貫通孔を有した円筒体であり、一端にテーパが形成されるとともにそのテーパ部を越えて他端側へ伸びるスリットが形成され、前記第2の保持部材は前記第1の保持部材を収容する孔であって、その先端にテーパ部が形成された孔を有する本体と、前記収容された第1の保持部材に圧力を付与する締め付け用部材とから成り、前記支持部材と前記第2の保持部材とは着脱可能である。

また、前記第1の保持部材と第2の保持部材は、前記棒状部材を少なくとも3個の発光体または反射体が形成する面と平行な面内で前記挿入部材を保持することを特徴としている。

前記第2の保持部材の上面には柱状突起が形成され、前記支持部材に形成された挿入孔に前記柱状突起が嵌合して一体に形成され、前記柱状突起は支持部材へねじ込んだねじによって固定される。前記第2の保持部材の上面には、2個の柱状突起が形成され、それに対応して前記支持部材に2個の挿入孔が形成されても

良い。

前記支持部材は前記発光体または反射体を離間して支持する複数のアームを有し、前記第 2 の保持手段は前記外伸部の少なくとも一つを係止する係止部を備えても良く、その係止部は前記アームの一つを挟み込む一対の突起であっても良い。

5 さらに、前記一対の突起の一つに前記アームを他方のアームへ押し付けて位置決めするためのねじが設けられても良い。

図面の簡単な説明

10 図 1 は、本発明の第 1 の実施形態の MRI 装置の概略構成を説明するための図である。図 2 は、図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置の正面図である。図 3 は、図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置の平面図である。図 4 は、初期化の手順を示すフローチャートである。図 5 は、本発明の第 2 の実施形態の MRI 装置の概略構成を説明するための図である。図 6 は、本発明の第 3 の実施形態の MRI 装置の概略構成を説明するための図である。図 7 は、本発明の第 1 の実施形態の処置器具
15 の外観を示す斜視図である。図 8 は、図 7 に示す保持部材の構成部品を示す図である。図 9 は、実施の形態 1 の保持部材のインナーの概略構成を説明するための図である。図 10 は、実施の形態 1 の保持部材のノブの作製手順を説明するための図である。図 11 は、実施の形態 1 の保持部材のアウターの作製手順を説明するための図である。図 12 は、実施の形態 1 の保持部材のクランプの作製手順を説明
20 するための図である。図 13 は、実施の形態 1 のファントムの概略構成を説明するための図である。図 14 は、実施の形態 2 の処置器具の保持部材の概略構成を説明するための図である。図 15 は、実施の形態 2 のノブの概略構成を説明するための図である。図 16 は、実施の形態 3 の処置器具の概略構成を説明するための図である。図 17 は、実施の形態 4 の処置器具の概略構成を説明するための図である。図
25 18 は、実施の形態 4 の保持部材の詳細構成を説明するための図である。図 19 は、実施の形態 4 の保持部材の詳細構成を説明するための図である。図 20 は、実施の形態 4 の処置器具の概略構成を説明するための上面図である。図 21 は、実施の形態 4 の保持部材を用いた場合における計測画像への影響を説明するための図である。図 22 は、実施の形態 4 の保持部材の効果を説明するための図である。図 23

は、実施の形態 5 の処置器具の概略構成を説明するための図である。図 24 は、実施の形態 5 の処置器具の概略構成を説明するための上面図である。図 25 は、実施の形態 6 の処置器具の概略構成を説明するための図である。図 26 は、実施の形態 6 の処置器具の概略構成を説明するための上面図である。図 27 は、実施の形態 7 の処置器具の概略構成を説明するための図である。図 28 は、実施の形態 8 の処置器具の概略構成を説明するための図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の実施形態の磁気共鳴イメージング装置について、図 1～図 6 を参照して説明する。

図 1 は本発明の第 1 の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の全体構成を示す模式図、図 2 は図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置の正面図、図 3 は図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置の上面図である。

本実施形態の MRI 装置は、例えば、垂直磁場方式 0.3T 永久磁石式 MRI 装置であり、図 1 に示すように、垂直な静磁場を発生させる上部磁石 3 と下部磁石 5、これら磁石を連結するとともに上部磁石 3 を支持する支柱 7、位置検出デバイス 9、アーム 11、モニタ 13、モニタ支持部 15、基準ツール 17、パーソナルコンピュータ 19、ベッド 21、制御部 23 などを含んで構成されている。これらの構成要素のうち、上部磁石 3 と下部磁石 5 と支柱 7 とから成る静磁場発生用磁石と、この静磁場発生用磁石へ組み込まれた RF 送信コイル、傾斜磁場コイル（これらは図示省略されている。）との組立体をガントリー 1 と称する。MRI 装置の図示しない傾斜磁場発生部は、傾斜磁場をパルス的に発生させ、最大傾磁場強度 15mT/m で、スルーレート 20mT/m/ms である。更に、本実施形態の MRI 装置は、静磁場中の被検体 24 に核磁気共鳴を生じさせるための図示しない RF 送信器、被検体 24 からの核磁気共鳴信号を受信する図示しない RF 受信器を備え、これらは 12.8MHz の共振型コイルである。

位置検出デバイス 9 は、2 台の赤外線カメラ 25 と、赤外線を発光する図示しない発光ダイオードを含んで構成され、撮影断面を指示する断層面指示デバイスであるポインタ 27 の位置及び姿勢を検出するもので、米国の NDI (Northern Digital

Inc.) 社から型式名称「POLARIS」と称して販売されているポジションセンサーを使用することができる。この位置検出デバイス 9 は、アーム機構 11 により磁石の全周囲方向への移動及び上下方向への移動が可能に上部磁石 3 に連結され、図 2 に示すように、MRI 装置に対する配置を適宜変更することができる。

5 モニタ 13 は、図 1 に示すように、操作者 29 が把持するポインタ 27 により指示された被検体 24 の断層面の画像を表示するもので、赤外線カメラ 25 を指示するアーム機構 11 と同様な機構を有したモニタ支持部 15 により上部磁石 3 に連結され、支持されている。これによって、患者の治療部位に応じて位置を変える医師が観察しやすい場所へモニタ 13 を位置決めすることができる。

10 基準ツール 17 は、赤外線カメラ 25 の座標系と MRI 装置の座標系をリンクさせるもので、3 つの反射球 35 を備え、上部磁石 3 の側面に設けられている。パーソナルコンピュータ 19 には、赤外線カメラ 25 が検出し算出したポインタ 27 の位置が、位置データとして、例えば、RS232C ケーブル 33 を介して送信される。制御部 23 は、ワークステーションで構成され、図示しない RF 送信器、RF 受信器など
15 を制御する。また、制御部 23 は、パーソナルコンピュータ 19 と接続されている。

ここで、本発明の特徴部である MR 画像の撮影断面を決定するための基準ツール 17、ポインタ 27 及び位置検出デバイス 9 について説明する。本発明の MRI 装置は、位置検出デバイス 9 における 2 台の赤外線カメラ 25 で、基準ツール 17 及びポインタ 27 を検出し、ポインタ 27 の 6 次元の動き、つまり、位置と方向をリアルタイムで認識し、ポインタ 27 により指示された被検体 24 の断層面を撮影して断層
20 像をモニタ 13 へ表示するものである。

ポインタ 27 は、図 1 に示すように、約直径 10mm の 3 つの反射球 35 が設けられている。このポインタ 27 を操作者 29 が把持して、被検体 24 を指示して断層面を決定する。一方、2 台の赤外線カメラ 25 と図示しない発光ダイオードとで構成される位置検出デバイス 9 は、発光ダイオードから赤外線を発光し、この発光された
25 赤外線が基準ツール 17 及びポインタ 27 の反射球 35 により反射され、この反射された赤外線を 2 台の赤外線カメラ 25 が検出する。

また、本実施形態の MRI 装置は、図 3 に示すように、赤外線カメラ 25 が MRI 装置 1 の静磁場発生領域の中心から 1m~1.5m 離れた距離に、アーム 11 で吊り下

げられており自在に向きや位置を変えられるようになっている。図3の検出領域33が、赤外線カメラ25から、基準ツール17aとポインタ27の双方を安定的に検出できる範囲である。安定な検出範囲は、MRI装置1の上部磁石3を中心として円弧状の領域である。その半径は、本実施形態の場合、170cm～293cmの範囲が適当である。また、カメラの高さは、95cm～107cm程度が適当である。この範囲で、赤外線カメラ25が移動するように、上部磁石3の上部から下されたアーム11は、赤外線カメラ25を支持している。つまり、赤外線カメラ25は、静磁場発生領域の中心から安定的に基準ツール17及びポインタ27を検出できる距離を保ちつつ任意に移動できる構成となっている。

10 また、支柱7は、上部磁石3の両側に設けられている。これらの支柱によって、医師が被検体へアクセスするために位置できる領域が2分割される。以下、本説明ではベッド21が配置された領域側を前方または正面、その反対側を後方または背面と称する。ベッド21は、2本の支柱7を結ぶ直線に対してほぼ直角に配置され、天板が長手方向に摺動して磁石内の計測空間へ被検体又は患者を搬送できる

15 ようになっている。

基準ツール17は、上部磁石3の側面の周囲における正面と背面にそれぞれ第1の基準ツール17a、第2の基準ツール17bが固定して設けられている。これらの基準ツールにもポインタ27と同様に、それぞれ3個の反射球35が配置されており、具体的には先に述べたポインタと同じ部品を使用することができる。基準ツールが正面と背面の2箇所に設けられている理由は、医師が検査又は手術を部位に応じてガントリー1の正面側で行う場合と背面側で行う場合とがあるためである。基準ツールをガントリー1の正面と背面との2箇所に設けるとコストが上昇して問題となる場合には、ガントリー1の基準ツールを設けたい位置へ基準ツールの反射球支持部材を固定するための固定部材、例えば後に図15で説明する固定

20 ピン1101や、図17で説明する固定ピン1404と突起1407を設け、医師が治療を行う位置に応じて、1個の基準ツールをそれらのいずれかの位置へ固定するよう

25 にしても良い。

ポインタ27は、医師が手のひらに持って操作するので、上部磁石3の中心近傍の下方に位置することになる。なお、図3において、モニタ13、被検体24、操作

者 29 などは省略されている。

次に、このように構成された MRI 装置を用いて、被検体 24 の MR 画像を撮影する方法について説明する。被検体 24 をポインタ 27 で指示して撮影する断層面決定する以外は、一般的な MRI 装置の断層面の撮影技術を使うことができる。

5 5 先ず、ポインタ 27 の位置を MRI 装置の座標で認識するため、MRI 装置の座標系と赤外線カメラ 25 の座標系とをリンクさせる必要があり、そのために初期化が行われる。この初期化の手順を図 4 に示すフローチャートを用いて説明する。

10 初期化は、赤外線カメラ 25 を固定して基準ツール 17 を検出するステップ S1、赤外線カメラ 25 の座標系における基準ツール 17 の座標を算出するステップ S2、初期化ファントムにより MRI 装置の座標系を設定するステップ S3、赤外線カメラ 25 の座標系と MRI 装置の座標系との傾きを算出するステップ S4、赤外線カメラ 25 の座標系と MRI 装置の座標系との傾きと赤外線カメラ 25 の座標系における基準ツール 17 の座標とから MRI 装置の座標系における基準ツール 17 の座標を算出するステップ S4、初期値として保存するステップ 5 などの手順を含んでいる。

15 具体的には、ステップ S1 で、赤外線カメラ 25 を一箇所固定して、赤外線カメラ 25 により基準ツール 17 を撮影して、基準ツール 17 を検出する。ステップ S2 で、予め設定された赤外線カメラ 25 の座標系で、基準ツール 17 の座標を算出する。ステップ S3 で、初期化ファントムを用いて MRI 装置の座標系を設定する。初期化ファントムとは、MRI 装置で撮影して位置が解析できるようにしたファントムである。この初期化ファントムを MRI 装置に設置して、初期化ファントムのある点を示すことにより指した位置が MRI 装置の座標系の中のどの位置かが解析できる。つまり、初期化ファントムが MRI 装置の座標系となる。このとき、ポインタ 27 を初期化用のポインタ 27 として使用する。例えば、ポインタ 27 を MRI 装置の座標系で $(x, y, z) = (40, 0, 0)$ という座標に置く。このときの座標を赤外線カメラ 25 で検出する。これを 3 箇所で行う。

25 ステップ S4 で、MRI 装置の座標系と赤外線カメラ 25 の座標系との傾きを計算で求める。ステップ S5 で、赤外線カメラ 25 の座標系と MRI 装置の座標系との傾きと、赤外線カメラ 25 で検出された赤外線カメラ 25 の座標系における基準ツール 17 の座標から、基準ツール 17 の座標系と MRI 装置の座標系の回転がわかる。

このとき、基準ツール 17 は、MRI 装置に固定されているので、基準ツール 17 と MRI 装置の回転は一定となる。ステップ S6 で、この回転を初期データとして保存して、初期化が終了する。

5 ここで、赤外線カメラ 25 の位置や向きが変わると、赤外線カメラ 25 で検出される基準ツール 17 の座標が変化するが、MRI 装置の座標系への変換のマトリックスは一定なので、赤外線カメラ 25 が移動しても常に MRI 装置の座標系での位置が検出できる。このようにして、基準ツール 17 を介して MRI 装置の座標系と赤外線カメラ 25 の座標系とをリンクさせることにより、赤外線カメラ 25 の移動に耐えることができる。

10 ここで、基準ツール 17 は、3 つの反射球 35 を有する 1 つの剛体として検出される。このとき、3 つの反射球 35 の位置関係は予めインプットされているので、剛体としての原点と座標系があり、この座標系が赤外線カメラ 25 の座標系に対してどのように傾いているかといった情報により、MRI 装置と赤外線カメラ 25 の座標系をリンクすることができる。つまり、赤外線カメラ 25 は、基準ツール 17 を検出することにより MRI 装置に対して、自分がどこにいるのか認識できる。ポインタ 27 の位置を認識するため、赤外線カメラ 25 は、基準ツール 17 とポインタ 27 とを両方検出していなければならない。このように、本実施形態では、2 台の赤外線カメラ 25 で、撮影断面を示すポインタ 27 と基準ツール 17 を同時に検出する。

20 初期化が終了した MRI 装置で頭部を撮影する場合、患者である被検体 24 は、図 1 に示すように、ベッド 21 に乗せられ、オープン型のガントリー 1 の開口部 32 に頭部を挿入される。ポインタ 27 は、術者である操作者 29 が手に持ち固定されている。撮影の開始は、制御部 23 から入力され、撮影開始の入力が成されると、パーソナルコンピュータ 19 がポインタ 27 の位置計測を開始する。計測されたポインタ 27 の位置情報はパーソナルコンピュータ 19 へ取り込まれ撮影断面の位置情報へ、そして傾斜磁場コイルの印加情報へ変換され、制御部 23 へ計測タイミング毎に順次送られる。この傾斜磁場印加情報によって順次撮影が行われ、取得された画像はモニタ 13 へ順次表示される。操作者 29 は、モニタ 13 へ表示された画像を観察しながら、検査部位を最もよく表すようにポインタ 27 の位置を変えながら検査または治療をおこなう。操作者がポインタ 27 の位置を変えると、ポイン

タ 27 と基準ツール 17 は、赤外線カメラ 25 で常にその位置が計算される。このとき、データ更新レートは、2~20 セット/s 程度が良い。ポインタ 27 の位置データは、パーソナルコンピュータ 19 に、例えば RS232C ケーブル 33 を介して送られる。位置データは、MRI フルオロスコピシーケンスの撮影断面へ、例えば 0.5s
5 以内に反映される。撮影シーケンスは、TRSG シーケンスや、SG シーケンス、マルチショット EPI などのフルオロスコピ用シーケンスである。これらのシーケンスでは、0.5s~4s 毎に画像が更新できる。これによりポインタ 27 で指示された新たな撮影断面で取得された画像は液晶モニタ 13 に表示される

光学式のポインタ 27 及び位置検出デバイス 9 の最大の難点は、手術時に術者や
10 手術機器によって光路が遮断されることである。しかし、本実施形態の MRI 装置によれば、赤外線カメラ 25 を任意に動かすことができるので、操作者 29 や被検体 24、モニタ 13 の位置に応じて赤外線カメラ 25 を移動でき、容易にポインタ 27 を検出できる。また、どのようなポインタ 27 や位置検出デバイス 9 を用いるかにより、MRI 装置の使い勝手は大きく左右されるが、本実施形態のように、コード
15 レスのポインタ 27 と移動可能な赤外線カメラ 25 を用いれば、オープン性がある非対称 2 本支柱型の MRI 装置のオープン性を損ねることなく、ポインタ 27 で任意の位置を容易に指示して所望の断層像を得ることができる。

図 3 では、赤外線カメラ 25 の配置について、ベッド 21 が配置されているガン
トリー 1 の前方のみを検討したが、本実施形態の MRI 装置は、非対称 2 本柱の構
20 成であるためガントリー 1 の後方から被検体 24 にアクセスすることができる。これに対応して、赤外線カメラ 25 をアーム機構 11 によってガントリーの背面へ巡回移動して、ポインタ 27 を検出することもできる。このときは、第 2 の基準ツール 17b により、赤外線カメラ 25 は自分の位置を認識することができる。このように、予め複数の基準ツール 17a、17b を備え、各基準ツール 17a、17b について初
25 期設定を行っておくことで、赤外線カメラ 25 の移動範囲を広げることができる。基準ツール 17 に設けられた 3 個の反射球 35 の相対位置を基準ツール 17a、17b 毎に変更しておくこと、赤外線カメラ 25 を任意に動かし検出する基準ツール 17 が変わっても、赤外線カメラ 25 がどの基準ツール 17 を検出しているのかを自動的に識別できる。したがって、予め複数の基準ツール 17 の位置をそれぞれ記憶させ

ておくことにより、検出している基準ツール 17 の位置を自動的にパーソナルコンピュータ 19 内のメモリーから読み出し、MRI 装置の座標系における撮影断面データを自動的に（内部処理で）求めることができる。

5 図 5 に、本発明の MRI 装置における第 2 の実施形態を示す。図 5 に示す第 2 の実施形態と第 1 の実施形態との違いは、ポインタ 27 が、MRI 装置で撮影される被検体 24 の四肢、この場合、足を不随意的に動かすための固定器具 37 に設置されていることにある。なお、本実施形態では、第 1 の実施形態と同一のものには同じ符号を付して説明を省略し、第 1 の実施形態と相違する構成及び特徴部などについて説明する。

10 このような固定器具 37 は、関節の疾患を診断する場合のものとして知られている。しかし、撮影を行いながら四肢を動かし、動態の解析を行う場合は、操作者 29 が撮影したい位置をポインタ 27 で指し示す方法で行うと、動きに合わせて同じ断面の断層像が得られるようにポインタ 27 を追従させ、MRI 画像の撮影断面を更新するか、あるいは、四肢の動きを同じ撮影面内で行うように四肢の動きを制約するなどの方法をとらなければならない。しかし、本
15 発明の MRI 装置においてポインタ 27 を固定器具 37 に取り付けることにより、常に固定器具 37 の動きにポインタ 27 の位置、姿勢、回転が追従して、四肢が動いても、同じ断層面を撮影することができる。これにより、四肢の関節の診断におけるスループットを向上することができる。

20 図 6 に、本発明の MRI 装置における第 3 の実施形態を示す。図 6 に示す第 3 の実施形態と第 2 の実施形態との相違点は、ポインタ 27 を被検体 24 の足にバンド等で直接装着した点にある。本実施形態によれば、自由自在に動く足の特定断面を制約なしに撮影することができる。

25 本実施形態のポインタ 27 は、上記第 1～第 3 の実施形態のポインタ 27 に代わり、患部を加熱して治療する加熱用デバイス、または患部を冷却して治療する冷却用デバイスと一体に構成することができる。また、ポインタ 27 を各デバイスに固定して用いることもできる。要は、加熱もしくは冷却する部位が常に撮影断面に含まれるように MRI 画像の撮影断面を設定できれば良い。

治療部位は、通常直径 2～3cm の球状、または、楕円球状なので、ポインタ 27

を加熱冷却治療器具の先端近くに固定すれば、加熱・冷却治療領域を常に含むよう撮影断面を決定できる。この場合、加熱治療には、レーザファイバーを使った照射装置、または、マイクロ波を使った加熱装置、収束超音波を使った加熱装置などが適当である。また、冷却治療には、He ガスを使った局所冷却装置などが適当である。

5 また、本実施形態のポインタ 27 及び位置検出デバイス 9 は、いわゆる、パッシブ型であるが、アクティブ型を用いることもできる。ただし、アクティブ型は発光のための電力供給機構を必要とするので、特にポインタへアクティブ型を用いるときは、磁場への影響を考慮することが求められる。なお、パッシブ型とは、
10 発光ダイオードが位置検出デバイス 9 側についており、ポインタ 27 に設けられた 3 つの反射球 35 の反射光をカメラで検出するものである。一方、アクティブ型は、例えば赤外線発光ダイオードなどの発光体を少なくとも 3 つポインタに設け、これらを 2 個のカメラで検出するものである。本発明の MRI 装置は、パッシブ型とアクティブ型、どちらを用いることもできるが、要は、ポインタ 27 の 6 次元の動き、つまり、位置及び方向を認識するため、反射体または発光体が 3 個、これらの光を検出する光学センサが 2 台あれば良い。なお、本実施形態では、基準ツール 17、ポインタ 27 に設けた反射球 35 を 3 個で説明したが、4 個以上設けるようにしてもよい。位置の検出には、最低 3 個の反射体または発光体からの情報が必要となるため、4 個以上設けることにより、光学センサの位置や角度、反射体または発光体の位置や角度により、反射体または発光体が重なったり、隠れたりしても、最低 3 個は検出できるため、より精度が向上する。

15 また、本実施形態では、操作者 29 がポインタ 27 を把持して断層面を指示していたが、ポインタ 27 は、非磁性の支持部材やスウィングアームで支持しても良い。

25 また、本実施形態においては、オープン型の MRI 装置として、垂直磁場を発生する非対称 2 本支柱型で、ベッドに横たわった被検体 24 の左右方向と頭頂部側の 3 方向からのアクセスが可能な装置を例に採って説明したが、MRI 装置はこれに限らず、水平磁場を発生するダブルドーナツ型磁石や、上下の磁石を 1 本の支柱で支持し垂直磁場を発生するタイプの磁石を用いた MRI 装置を用いることもできる。

また、本発明のMRI装置のRFコイルは、撮影部位、撮影目的に応じて各種使い分けることができる。例えば、局所的な部位を高感度で撮影する表面コイルを用いることができ、耳、顎間接、四肢の間接など、小視野で高画質が要求される部位の撮影用に局所コイルを用いることもできる。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）を用いても良い。通常の頭部撮影や腹部撮影には、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が、マルチプルエレメントレゾネータやスロツテドチューブレゾネータ、ソレノイドコイルなどを用いることができる。また、本実施形態のMRI装置1は、パーソナルコンピュータ19の送信用のケーブルに、RS232Cケーブル33を用いたが、MR画像へのノイズ混入を防ぐには、光ファイバーケーブルが好ましい。

以上述べた本発明のMRI装置によれば、医師等はスカウトビューを撮影することなしに被検体の撮影断面を迅速に、かつ容易に設定して撮影を実行することができる。

次に、上記I-MRI装置と組み合わせられ、患者の体内の病変部を治療または検査するためのポインタ付き処置器具の実施形態を説明する。

図7は処置器具の実施形態1の概略構成を示す図である。図7において、301a～301dは第1～第4の反射球（輝点手段）、302aは反射球301a～301cを所定位置において支持する第1の支持部材、302bは第1の支持部材302bに固定され第4の反射球を支持する第2の支持部材、303は保持部材、304は挿入部材（挿入部）、305は支柱孔を示す。

図7に示すように、実施形態1の処置器具202は、赤外線を反射する第1～第4の反射球301a～301dを有する構成となっている。それらの第1～第3の反射球301a～301cは、第1の支持部材302aの中心部からそれぞれ120°の間隔で外側に向かって伸びる外伸部材（アーム）の端部の上面側に配置されている。このように、反射球を4個設けた理由は、前にも述べたように、反射球が3個の場合には赤外線カメラで3個の反射球を撮影したときに撮影方向によっては2つの反射球が重なり合って、検出情報が不足する事態が生ずるので、それを防ぐためである。第1の支持部材302aの上面側（第1～第3の反射球301a～301cが配置される面

側)には、第1の支持部材302aの中心位置からその面と直行する上方向に伸びる第2の支持部材302bが配置されている。そして、この第2の支持部材302bの先端部分に第4の反射球301dが配置されている。このように、実施形態1の処置器具202では、4個の反射球301a~301dと第1の支持部材302aと第2の支持部材302bとによりポインタが形成される。以上の様に構成されたポインタは、Traxtal Technologies社から「3/4 SPHERE, PASSIVE TRACKING FRAME」という型式名称で販売されているものである。

また、実施形態1の処置器具202では、第1の支持部材302aの下面側(第1~第4の反射球301a~301dが配置される側とは反対の側)には、保持部材303が配置されている。この実施形態1では、後述するように保持部材303には支柱(第1の支柱)が形成されており、この支柱が第1の支持部材302aに形成された支柱孔(第1の支柱孔)305に嵌合することにより、第1の支持部材302aと保持部材303とが取り外し可能となっている。また、保持部材303には、例えば穿刺針、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挿入部材304をその外周方向から保持する狭持機構を有しており、この狭持機構を調整することにより挿入部材304の保持位置を、挿入部材304の長手方向に移動させることが可能である。すなわち、ポインタに対する挿入部材304の先端位置を可変設定することが可能である。

次に、図8に第1の実施形態における保持部材の概略構成を説明するための図を、図9に第1の実施形態における保持部材のインナーの概略構成を説明するための図を、図10に第1の実施形態における保持部材のノブの製作手順を説明するための図を、図11に第1の実施形態における保持部材のアウターの製作手順を説明するための図を、図12に第1の実施形態における保持部材のクランプの製作手順を説明するための図を示し、以下、図8~図12に基いて第1の実施形態における保持部材303の構成を説明する。ただし、図9(a)はインナーの上面図、図9(b)はインナーの正面図、図9(c)は図9(b)のA-A線での断面図、図9(d)はインナーの左側面図、図9(e)はインナーの右側面図である。また、保持部材303の材質は、塩化ビニール等の非磁性材料が用いられている。さらには、保持部材303の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が防止

されている。

図8～図12において、401はアウター、402はインナー、403はノブ、404はクランプ、405はシャフト、406はレバー、407はピン、408は第1の支柱、409は第2の支柱、410はシャフト孔、411は第2の支柱孔、412はピン孔、501はテーパー部、502は貫通孔、601は円筒体、602は雌ねじ部、603はテーパー孔、604は角柱体、605は結合部材、701はリング、702は円筒体を示す。

図8に示すように、第1の実施形態の保持部材303は、アウター401とインナー402とノブ403とにより挿入部材304を狭持する機構(狭持機構)が形成され、クランプ404とシャフト405とレバー406とピン407とが前記狭持機構を第1の支持部材302aに固定する固定機構を形成している。

図9(a)、(b)、(d)に示すように、インナー402は工作機械等で用いられるコレットチャックのチャック部に当たるもので、外形は円柱体形状を成している、図面の左側から右側に向かってテーパー部501が形成されると共に、少なくともこのテーパー部501を含み更に右側の部分までがインナー402の中心軸に対して4つに分割されるようにスリットが形成されている。そして、インナー402の図面右端部分は横断面が矩形に形成されている。また、図9(c)～(e)に示すように、インナー402には中心軸に沿って貫通孔502が形成されている。この貫通孔502に挿入部材304が挿入される。この貫通孔502の直径が異なる複数種類のインナー402を用意しておくことにより、太さのことなる挿入部材304に対応することができる。

また図10(h)に示すノブ403の正面図及び図10(i)に示すノブ403の縦断面図に示すように、第1の実施形態におけるノブ403は、円筒体601と角柱体604と結合部材605とから成り、結合部材605によって円筒体601の外周面に角柱体604が配置される。図10(a)、(b)に示すように、円筒体601の内部には、雌ねじ部602とテーパー孔603が同軸上に形成されている。雌ねじ部602は円筒体601の図面左側から右側に向かって円筒体601の長さの半分程度まで形成され、その右側にはテーパー孔603が雌ねじ側の径が右端よりも大きく形成されている。なお、雌ねじ部602の内径はインナー402のテーパー部501の最も大きい外径よりも大きく形成されている。また、テーパー孔603のテーパー及び径はインナー

402 のテーパー部 501 に合わせて加工されている。

図 10 (c) , (e) に示すように、結合部材 605 の中心部分には、角柱体 604 の太さに対応した角柱孔が形成されると共に、結合部材 605 の上面側は平坦に形成されており、対向面側は円筒体 601 の外周面に沿った凹面形状となっている。従って、円筒体 601 の外周面に結合部材 605 を接着し、この結合部材 605 の角柱孔に角柱体 604 を挿入し接着することによって、円筒体 601 の外周面から角柱体 604 が突出したノブ 403 を形成できる。なお、結合部材 605 は円筒体 601 へ角柱体 604 を固定するためのものであり、不要な場合には省略しても良く、さらに言えば円筒体 601、角柱体 604 の外形を溶接又はロー付けや鋳造、鍛造によって一体構造としても良い。特に、処置器具を異なる患者に使用する場合には、滅菌消毒を必要とするので、なるべく部材数を減らすとともに、滅菌消毒に耐える固着法を採用することが望ましい。

次に、図 11 によってアウター401 を説明する。アウター401 はインナー402 をノブ 403 へ押し付けるためのもので、コレットチャックの締付け具に当たるものである、アウター401 はリング体 701 と円筒体 702 とから成る。リング体 701 は円筒体 702 の外形よりも径が大きく形成され、アウター401 を回転させやすくしている。円筒体 702 の外周の径が大きい部分にはノブ 403 に形成された雌ねじに合わせて雄ねじ 704 が形成されている。また、円筒体 702 は軸心に沿って、角穴 705 と円柱状の穴 706 が形成されている。角穴 705 はインナー402 の矩形部に嵌合され、円柱状の孔 706 はインナー402 の中央部の軸部分に嵌合される。なお、アウター401 は棒状の部材へ旋盤加工を施し一体成形しても良い。

従って、図 11 に示すように、第 1 の実施形態の狭持機構では、ノブ 403 とアウター401 との内部にインナー402 を配置することによって、アウター401 を回転するとインナー402 が押し込まれ、インナー402 のテーパー部がノブ 403 のテーパー孔部分によって締め付けられ、インナー402 の分割部分が締まり、貫通孔 502 に通された挿入部材 304 が固定される。また、アウター401 を緩めることにより、挿入部材 304 への締付けが解除され、挿入部材 304 の移動が可能となる。後述するように、複数種の処置器具を被検体へ挿入する場合には、被検体へ挿入された挿入部材からポインタ部分のみを取り外すことが可能である。従って、同一のポ

インタで複数の挿入部材 304 の挿入を順次行うことができる。

次にポインタと挟持機構との結合部を成すクランプについて説明する。図 12 (a)、(b) はクランプ 404 の側面図及び正面図である。側面図に示すようにクランプ 404 には、一方の側面から他方の側面に貫通するシャフト孔 410 が形成され、また正面視において、クランプ 404 には円形の第 1 の支柱孔 801 と角形の第 2 の支柱孔 411 とが形成されている。角形の第 2 の支柱孔 411 はシャフト孔 410 が形成された側の側面から第 2 支柱孔 411 を通り第 1 の支柱孔の手前にまで至るスリットによって 2 分割されている。ここで、第 1 の支柱孔 801 に、図 12 (c) 示す一端側の外径が第 1 の支柱孔 801 の内径に嵌合するように形成された第 1 の支柱を挿入し接着することによって、図 12 (f) に示すように、クランプ 408 の上面側から第 1 の支柱が突出した固定機構が形成される。そして、第 2 の支柱孔 411 にはノブ 403 の第 2 の支柱 409 が挿入され、シャフト孔 410 にはシャフト 405 が差し込まれる。このシャフト 405 の一端にはピン 407 とレバー 406 とから成る締付機構が設けられ、これによって挟持機構の着脱を行う。

以上の構成によって、第 1 の実施形態においては、第 1 の支持部材 302a が形成する面と平行に挿入部材 304 が保持されるので、処置器具 202 の占める空間の大きさを低減することができる。その結果、一度に使用することが可能な処置器具 202 あるいは挿入部材 303 の数を増やすことが可能となる。その結果、診断や治療に要する時間を低減することができるので、被検体 101 や術者 203 の負担を低減することができる。

図 13 は第 1 の実施形態に好適なファントムの概略構成を説明するための図である。このファントムは、第 1 の実施形態における磁気共鳴イメージング装置の図示しないファントム設置部にファントムを固定するための台座部 901 と、処置器具 202 を種々の向きに設定するための複数の差込孔 903 を有する調整部 902 とから構成されている。

このファントムでは、台座部 901 を予め設定された位置に設置した場合に各差込孔 903 の装置本体の座標系での位置が登録された構成となっているので、術者 203 が計測を行う前に、ファントムとピボット処理を行った処置器具（ピボット処理用の処置器具）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 113 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 113 で検出された座標値との関係から検出カメラ 113 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ことが可能となる。

5 図 14 は磁気共鳴イメージング装置に用いる処置器具の第 2 の実施形態における保持部材の概略構成を説明するための図である。図 14 において、1001 はアウター、1002 はインナー、1003 はノブである。ただし、以下の説明では、第 1 の実施形態における保持部材と構造が異なるアウター 1001 とノブ 1003 について説明する。

10 第 2 の実施形態における保持部材では、ノブ 1003 は直接にポイントを形成する第 1 の支持部材 302a の支柱孔 305 に取り付けられる。すなわち、図 15 (a) 及び図 15 (a) 中の A-A 線での断面図である図 15 (b) に示すように、ノブ 1003 の本体部分を形成する際に第 1 の支柱 1101 を一体に形成すると共に、第 1 の支柱 1101 の外周面に凹部 1102 が形成される。そして、前述の第 1 の実施形態におけるノブ
15 403 と同様にその内部に、雌ねじ部 1103 とテーパ孔 1104 を加工する。

一方、アウター 1001 は角材を用いて外形を一体で形成し、アウター 401 と同様に外周には雄ねじを、そして内部にはインナーの収容スペースを加工する。

この構成によって、第 2 の実施形態の保持部材は、図 14 に示すように、ノブ 1003 とアウター 1001 との内部にインナー 1002 を挿入し、アウター 1001 とノブ
20 1003 をねじによって締め付けるとインナー 1001 のテーパ部がノブ 1003 のテーパ孔に押し込まれるので、インナー 1001 の分割部分が締めまり、インナー 1001 の図示しない貫通孔に通される挿入部材が固定される。

第 1 の支柱 1101 の外周面に形成された凹部 1102 は、支持部材 302a に支柱孔 305 に向けて加工された止めねじ孔と位置が合うようになっており、ポイントに
25 保持部材を取り付けた後に止めねじによって締め付けることで、保持部材の抜け防止及び回転による位置ずれ防止計っている。その結果、処置器具の位置精度が向上する。

図 16 は本発明の第 3 の実施形態における磁気共鳴イメージング装置に用いる処置器具の概略構成を説明するための図である。図 16 において、1201 は保持部材

を示す。ただし、この実施形態の処置器具 202 は、保持部材 1201 が異なるのみで他の構成は第 1 の実施形態の処置器具 202 と同様となるので、以下の説明では保持部材 1201 についてのみ説明する。

この第 3 の実施形態の保持部材 1201 は、挿入部材 304 を狭持する 2 枚の狭持板 1201a, 1201b と、これらの狭持板の一端側を閉じる弾性部材 1201c とから構成されている。狭持板 1201a と 1201b には挿入部材を所定長さにならって挟むのに好適な形状、例えば凹凸が形成され、さらに図示を省略されているが 2 枚の板が開閉するように組み合わせられている。そしてそれらの 2 枚の板の間に弾性体 1201c、例えば板ばね、コイルスプリング、ゴム等が配置され、狭持板 1201a, 1201b の間に挿入部材 304 が保持されるようになっている。ただし、この実施形態において、狭持板や弾性部材も非磁性体の材質を用いる。この構成によって、狭持板の開閉のみで挿入部材 304 の脱着ができるので、診断効率をさらに向上することができる。

図 17 は本発明の第 4 の実施形態における磁気共鳴イメージング装置に用いる処置器具 1401 の概略構成を説明するための斜視図、図 18 (a) は保持部材の側面図、図 18 (b) は図 18 (a) 中の A-A 線の断面図、図 19 (a) は保持部材の上面図、図 19 (b) は図 19 (a) 中の B-B 線の断面図である。

なお、本実施形態における処置器具は、保持部材 1401 の構造が異なるのみで他の構成は第 1 の実施形態の処置器具 202 と同様となるので、以下の説明では保持部材 1401 についてのみ説明する。また、前述する第 1 乃至第 3 の実施形態の処置器具と同様に、本実施形態の処置器具（特に、保持部材）においても、MRI 装置の磁場内で使用しても MR 画像に影響しないように、例えばプラスチックや塩化ビニール等の非磁性材料や非磁性の金属 18-8 ステンレス、銅、アルミニウム等で形成する。

図 17 及び図 18 に示すように、第 4 の実施形態の保持部材 1401 は、第 2 の実施形態の保持部材と同様に、ノブ 1403 を第 1 の支持部材 302a に取り付ける構成となっている。

すなわち、図 19 (b) に示すように、ノブ 1403 の本体部分を形成する際に、第 1 の支柱 1404 が一体に形成されると共に、第 1 の支柱 1404 の外周面に凹部 1405

21

が形成される構成となっている。一方、ポインタ側の支柱孔 305 には、図示しない止めねじ用のねじが加工されている。これは第 2 の実施形態と同様である。

また、保持部材 1401 は、図 17 及び図 18 (a) に示すように、第 2 の実施形態の保持部材と同様の形状をなすノブ 1403 の上面側（第 1 の支柱 1404 が形成される側）が挿入部材 304 の挿入方向とは反対の側に延在された延長部 1406 と、この
5 延長部 1406 の端部の両側に上面方向に突出した一对の係止部 1407 と、延長部 1406 の撓みを防止するための補強部 1408 とが一体に形成された構成となっている。

そして、図 18 (a) に示すように、ノブ 1403 の上面と延長部 1406 の上面とが
10 平坦となるように形成されており、それらの上面が図 7 に示す第 1 の支持部材 302a へ共に接する構成となる。また、延長部 1406 はその下面側と挿入部材 304 とが接触しないように適度の隙間を持つように形成される。

さらには、第 1 の支柱 1404 を第 1 の支持部材 302a に挿入したときに、延長部 1406 が第 1 の支持部材 302a のアーム部分に達する長さを有すると共に、一对の
15 係止部 1407 が第 1 の支持部材 302a のアーム部に嵌め合わされるようになっている。このときの嵌め合わせ状態を示したのが図 20 である。この図 20 から明らかのように、この係止部 1407 で第 1 の支持部材 302a のアーム部を両側から挟むようにして保持するので、例えば第 1 の支持部材 302a の側面部分から支柱孔 305 に貫通するネジ止め機構のみで第 1 の支柱 1404 を支持する場合の効果に加えて、
20 以下に示す効果を得ることができる。

第 1 の効果としては、第 1 の支柱 1404 及び一对の係止部 1407 の 3 点で第 1 の支持部材 302a に対する保持部材 1401 の位置決めができるので、検者により異なることとなるネジ止め機能の締め付け強さが原因となる、第 1 の支持部材 302a に対する保持部材 1401（処置器具 202 に対する支持部材 302）の位置ずれを防止
25 することができる。

第 2 の効果として、第 1 の支持部材 302a に対する保持部材 1401（処置器具 202 に対する支持部材 302）の位置ずれを防止することができるので、処置器具 202（挿入部材 304）の先端位置のずれを防止することができる。

図 21 は第 4 の実施形態の保持部材を用いた場合における計測画像への影響を説

明する図である。図 21 (a) は第 1 の支持部材に対する保持部材のずれの原因となる挿入部材 304 の回転移動量 (角度 a で示す) を説明する図、図 21 (b) ~ (d) は各回転移動量での第 1 の支持部材 302a と平行となる断層面 (TRS) と、この TRS に直交する断層面 (COR) とにおける挿入部材の先端部分での計測画像である。ただし、図 21 (b) ~ (d) は回転移動量 a が 0 (ゼロ)、 $2\sim 3^\circ$ 、約 5° の場合に、TRS 及び COR の計測画像に共に挿入部材 304 の先端が映像される位置での TRS 及び COR の計測画像である。

図 21 (b) から明らかなように、回転移動量 a が 0 (ゼロ) の場合には、TRS 及び COR の計測画像共に挿入部材 304 の先端が映像される。

10 これに対して、図 21 (c) に示すように、回転移動量 a が $2\sim 3^\circ$ の場合には TRS の計測画像には挿入部材 304 の先端が映像される。これに対して、COR の計測画像には挿入部材 304 の先端位置が映像されず、見かけ上の挿入部材 304 の先端位置が実際の挿入量よりも少なく、すなわち挿入部材 304 の先端位置が実際の位置よりも手前に映像されてしまう。

15 同様に、図 21 (d) に示すように、回転移動量 a が 5° の場合には TRS の計測画像には挿入部材 304 の先端が映像される。これに対して、COR の計測画像には挿入部材 304 の先端位置が映像されず、見かけ上の挿入部材 304 の先端位置が実際の挿入量よりもさらに少なく、すなわち挿入部材 304 の先端位置が実際の位置よりもさらに手前に映像されてしまう。

20 図 22 は本発明の第 4 の実施形態における保持部材の効果を説明するための図である。図 22 (a) は第 2 の実施形態の保持部材と第 4 の実施形態の保持部材による取り付け位置の再現性を計測した図で、COR の計測画像を用いて取り付け位置の再現性を計測した結果である。また、図 22 (b) , (c) は直径が異なるプローブを挿入部材 304 として用いた場合の、第 2 の実施形態の保持部材と第 4 の実施形態の保持部材での TRS 及び COR の計測画像を用いたずれ量の計測結果を示した図である。ただし、これらの図において、A~E は第 2 の実施形態の同一形状に製作された複数の保持部材を、そして F は第 4 の実施形態の保持部材を用いた場合

25 である。

図 22 (a) に示すように、第 2 の実施形態の保持部材を用いたとき、A は 3 回の

取り付けの中で、最初の1回目のみが中央スライスに針先が映像されたのみであり、他の2回は針先の位置が中央からずれてしまった。また、Bは3回の取り付けの中で、最初の1回目のみが針先の位置が中央からずれてしまい、他の2回は中央スライスと隣接するスライスの両方に撮像される程度にずれてしまった。さらには、C, D, Eの3個は3回の取り付けの全てで針先の位置が中央からずれてしまった。

これに対して、第4の実施形態の保持部材（土手付きと記す）では、3回の取り付けの全てで中央スライスのみ針先が映像され、ずれは生じなかった。

また、図22(b)に示す $\text{thickness}=\text{interval}=10, 8, 6, 4\text{mm}$ での撮像から推定した針先のずれ量からも明らかなように、TRSの計測画像に対しては、第2の実施形態の保持部材も第4の実施形態の保持部材1401も、検査や治療等に十分適用可能なずれ量であった。一方、CORの計測画像に対する針先のずれ、すなわち図21(a)に示す角度a方向のずれに対しては、図22(c)から明らかなように、図22(a)に示す比較的再現性がよかったAの保持部材は、直径が3.4mm、2.4mmの挿入部材304を用いた時のずれ量が4~5mmと比較的大きくなってしまった。また、Bの保持部材においても、直径が3.4mm、1.3mmの挿入部材304を用いた時のずれ量が2mm程度であった。

これに対して、第4の実施形態の保持部材2401を用いた場合には、直径が3.4mm、2.4mm、1.3mmの全ての挿入部材304でのずれ量がほぼ0mmとなり、明らかに第1の支持部材302aに対する挿入部材の取り付け時のずれを防止できる。

図23は本発明の第5の実施形態における磁気共鳴イメージング装置に用いる処置器具の概略構成を説明する図である。本実施形態においてもポインタ部は第1の実施形態と同じであるので、保持部材のみを説明する。また、本実施形態の保持部材は第4の実施形態に似た部分が多いので、それと異なる部分のみ説明する。

図23に示すように、この実施形態の保持部材は、第4の実施形態の保持部材における一対の係止部1407と同様に、2つの係止部2001が対向するように形成されている。そして一対の係止部2001の間隔が第1の支持部材302aの幅と同じか、あるいはその幅よりも若干広い間隔に形成され、係止部の一方には貫通したねじ孔2002が形成されている。このねじ孔2002に係止ねじ2003をねじ込んで、第1

の支持部材 302a の一側面に圧力をあたえてそれを固定する構成となっている。このときの取り付け状態を示したのが図 24 である。このように、実施の形態 5 の保持部材では、第 1 の支柱 1404 での支持に加えて、係止ねじ 2003 の先端部分と他方の係止部 2001 との 2 点を加えた 3 点で、第 1 の支持部材 302a を支持する。

5 その結果、前述する第 4 の実施形態と同様の効果を得ることが可能である。

図 25 は本発明の第 6 の実施形態における磁気共鳴イメージング装置に用いる処置器具の概略構成を説明するための図である。本実施形態においてもポイント部は第 1 の実施形態と同じであるので、保持部材のみを説明する。図 25 に示すように、本実施形態の保持部材には、第 1 の延長部 2202a 及び第 2 の延長部 2202b が
10 形成され、それらの延長部には、それぞれ第 1 の係止部 2203a、は第 2 の係止部 2203b が形成されている。

この保持部材とポイント部とを組み合わせるとき、図 26 に示すように、第 1 の支持部 302a を形成する 3 つのアームの 2 つが係止部 2203a、2203b に接触して位置決めされる。なお、第 1 及び第 2 の係止部 2203a、2203b の形成位置は、図示
15 の位置に限定されることはなく、2 つのアームの各 1 箇所にあたる位置に設ければ良い。

以上の構成によっても、前述の第 4 の実施形態と同様の効果を得ることができ
る。

図 27 は本発明の第 7 の実施形態における磁気共鳴イメージング装置に用いる処
20 置器具の概略構成を説明するための図である。本実施形態は保持部材に U 字状の係止部 2401 を設けたもので、係止部 2401 の突起 2401a を形成して、それによってポイント部のアームを固定する。

この構成でも、前述の第 4 の実施形態と同様の効果を得ることが可能となる。

図 28 は本発明の第 8 の実施形態における磁気共鳴イメージング装置に用いる処
25 置器の概略構成を説明するための図である。本実施形態は保持部材へ第 2 の支柱 2501 を受け設け、第 1 の支柱 1404 と第 2 の支柱 2501 とで保持部材をポイントへ位置決めする。そのために、第 1 の支持部材 302a に第 2 の支柱 2501 が挿入される挿入孔を形成することが必要となる。

前述した第 4 乃至第 7 の実施形態の保持部材では、第 1 の支持部材 302a を 3

点で支持する構成であったが、実施の形態8の保持部材では、2点で第1の支持部材302aを支持する構成となる。その結果、保持部材の構造が簡素となるので、前述する実施の形態4の保持部1401と同様の効果を得ることができると共に、保持部材を一体で形成する際の加工が容易にできるという効果が得られる。

5 なお、本実施形態では、第2の支柱2501を保持部材の側に形成することとしたが、第1の支持部材302aの側に第2の支柱2501を形成し、保持部材の側に挿入孔を形成しても良いことはいうまでもない。

10 以上、本発明を、前記実施形態に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記実施形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。

 以上に開示された本発明によって得られる代表的な効果を簡単に記述すれば、下記の通りである。

- (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。
- 15 (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のずれを防止することができる。

請 求 の 範 囲

1. 一対の磁石を均一磁場から成る計測空間を間に挟んで支持して成る MRI 装置
5 用ガントリーと、ガントリー部またはその近傍に固定して設けられた少なくとも
も 3 個の発光体又は反射体からなる基準位置マーカと、少なくとも 3 つの発光
体または反射体を保持し、前記計測空間内またはその近傍において任意にその
位置を可変設定し得る撮影断面設定器と、前記基準位置マーカと前記撮影断面
10 設定器との発光体または反射体の位置を検出する光学センサと、前記光学セン
サからの検出信号に基づいて前記撮影断面設定器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して出力する座標変換手段と、該座標変換手段
から出力された信号を用いて撮影断面を設定して撮影シーケンスを実行する手
段とを備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
2. 前記ガントリーは、一対の磁石が上下方向に配置され 1 本または 2 本の支柱
15 によって支持された垂直磁場方式であり、前記基準位置マーカは上部磁石に取り
付けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装
置。
3. 前記一対の磁石は前記計測空間を挟んだ 2 本の支柱によって支持され、前記
基準位置マーカは前記 2 本の支柱によって区分された領域の前方及び後方の 2
20 箇所それぞれ設けられていることを特徴とする請求項 2 に記載の磁気共鳴イ
メージング装置。
4. 前記一対の磁石は前記計測空間を挟んだ 2 本の支柱によって支持され、前記
2 本の支柱によって区分された領域の前方及び後方に設けられた固定具へ 1 個
の基準位置マーカが着脱可能に取り付けられることを特徴とする請求項 2 に記
載の磁気共鳴イメージング装置。
- 25 5. 前記光学センサは、前記ガントリーの上部磁石に設けられた支点から延び、
磁石の周囲を旋回する旋回機構と、上下方向に移動する上下移動機構とを含む
アーム式移動機構によって支持されていることを特徴とする請求項 1 に記載の
磁気共鳴イメージング装置。
6. 前記ガントリーは、一対の磁石が水平方向に配置された水平磁場方式であり、

前記基準位置マーカは一对の磁石のいずれか一方の磁石に取り付けられていることを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。

7. 前記光学センサは赤外線を発光する発光素子と、この発光素子から発せられた赤外線を検出する2個の赤外線カメラから成ることを特徴とする請求項1または5に記載の磁気共鳴イメージング装置。
8. 前記撮影断面設定器には、同一平面上に配置された3個の発光素子または反射体と、前記平面から所定距離離れた位置に配置された1個の発光素子または反射体を有することを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。
9. 前記撮影断面設定器は、前記計測空間内において前記被検体の四肢の動作を制限する器具に設けられることを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。
10. 前記撮影断面設定器は、前記被検体の体内へ挿入され、病変部の治療または検査を行う器具と組み合わせられることを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。
11. 3個以上の発光体または反射体と、前記発光体または反射体をそれぞれ離間して支持する支持部材と、被検体へ挿入される部材の外形を挟み付けるように保持する第1の保持部材と、前記第1の保持部材へ圧力を付与して保持する第2の保持部材とを備えたことを特徴とするI-MRI用処置器具。
12. 前記第1の保持部材は挿入部材を貫通させる貫通孔を有した円筒体であり、一端にテーパが形成されるとともにそのテーパ部を越えて他端側へ伸びるスリットが形成され、前記第2の保持部材は前記第1の保持部材を収容する孔であって、その先端にテーパ部が形成された孔を有する本体と、前記収容された第1の保持部材に圧力を付与する締め付け用部材とから成ることを特徴とする請求項11に記載のI-MRI用処置器具。
13. 前記支持部材と前記第2の保持部材とは着脱可能である請求項11に記載のI-MRI用処置器具。
14. 前記第1の保持部材と第2の保持部材は、前記棒状部材を少なくとも3個の発光体または反射体が形成する面と平行な面内で前記挿入部材を保持すること

を特徴とする請求項 11 に記載の処置器具。

15. 前記第 2 の保持部材の上面には柱状突起が形成され、前記支持部材に形成された挿入孔に前記柱状突起が嵌合して一体に形成され、前記柱状突起を支持部材へねじ込んだねじによって固定することを特徴とする請求項 13 に記載の I-MRI 用処置器具。
- 5
16. 前記第 2 の保持部材の上面には、2 個の柱状突起が形成され、それに対応して前記支持部材に 2 個の挿入孔が形成されていることを特徴とする請求項 15 に記載の I-MRI 用処置器具。
17. 前記支持部材は前記発光体または反射体を離間して支持する複数のアームを有し、前記第 2 の保持手段は前記外伸部の少なくとも一つに係止する係止部を備えたことを特徴とする請求項 11 に記載の I-MRI 用処置器具。
- 10
18. 前記第 2 の保持手段は前記アームの一つを挟み込む一对の突起を有することを特徴とする請求項 17 に記載の I-MRI 用処置器具。
19. 前記一对の突起の一つに前記アームを他方のアームへ押し付けて位置決めするためのねじが設けられていることを特徴とする請求項 18 に記載の I-MRI 用処置器具。
- 15

図1

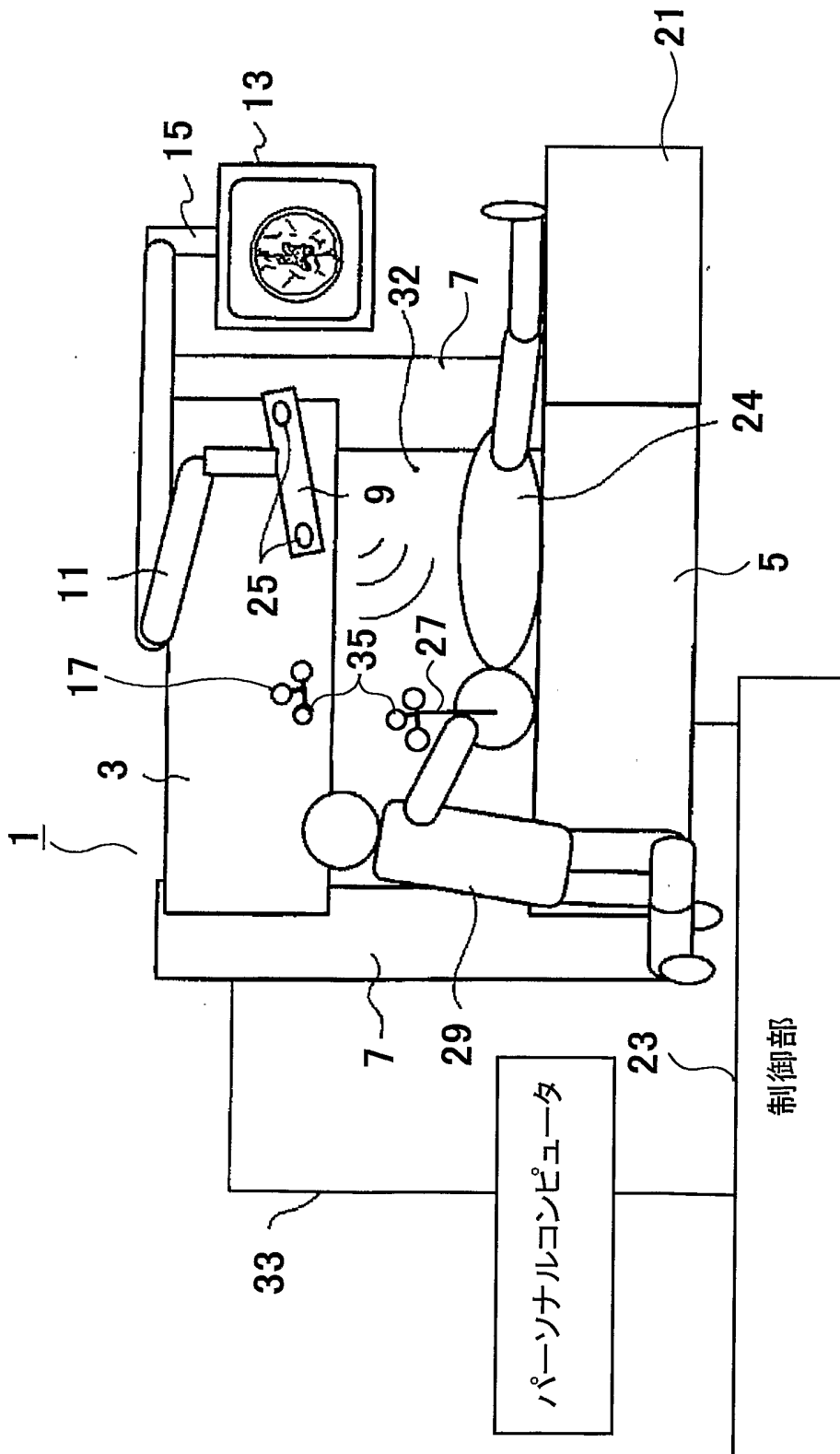


図2

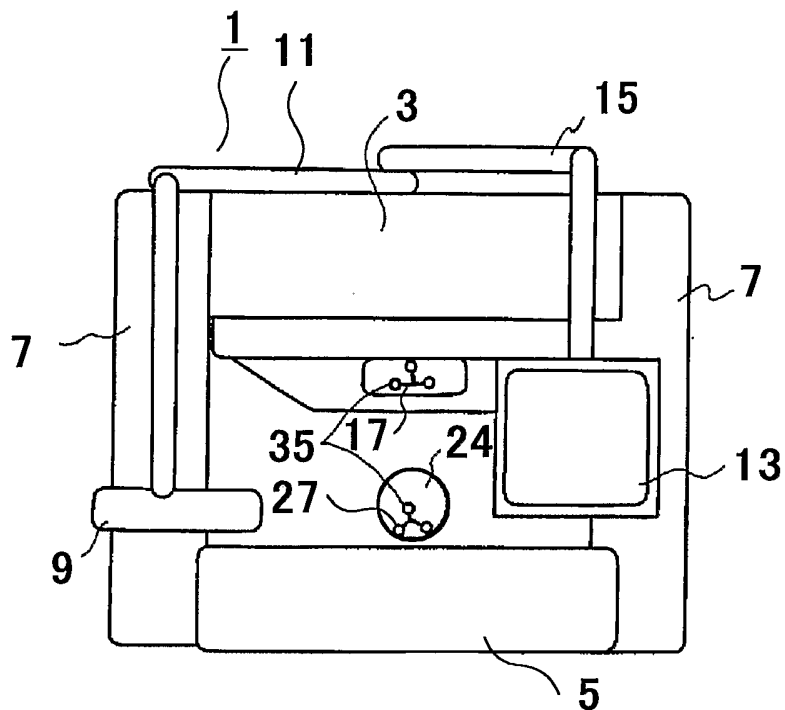


図5

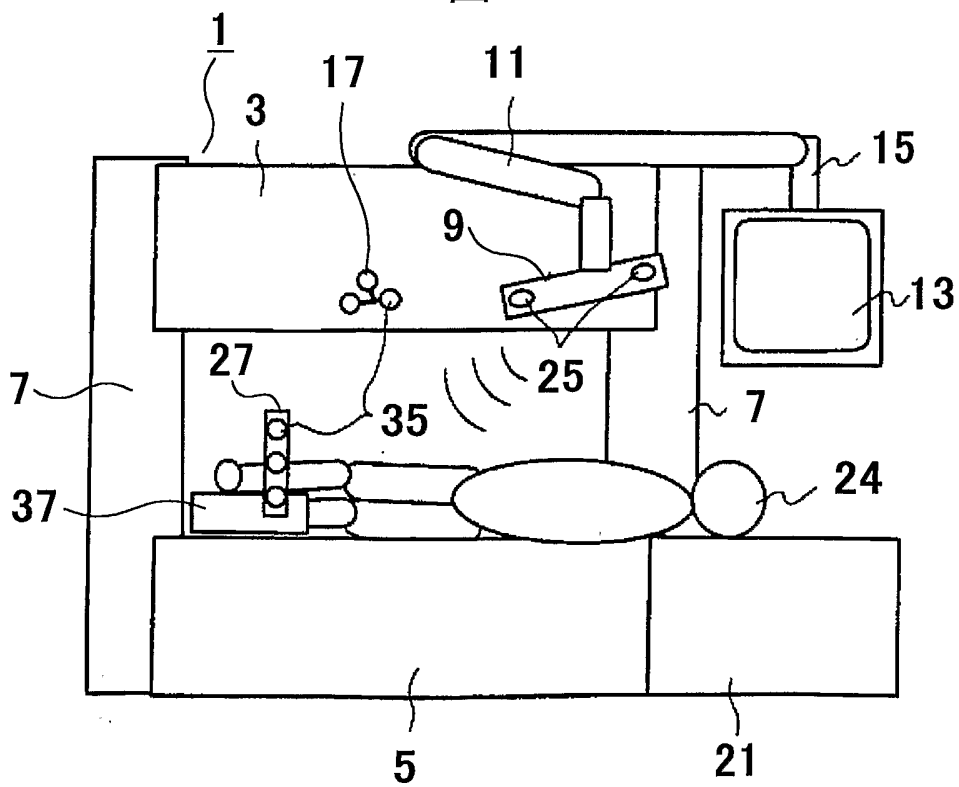
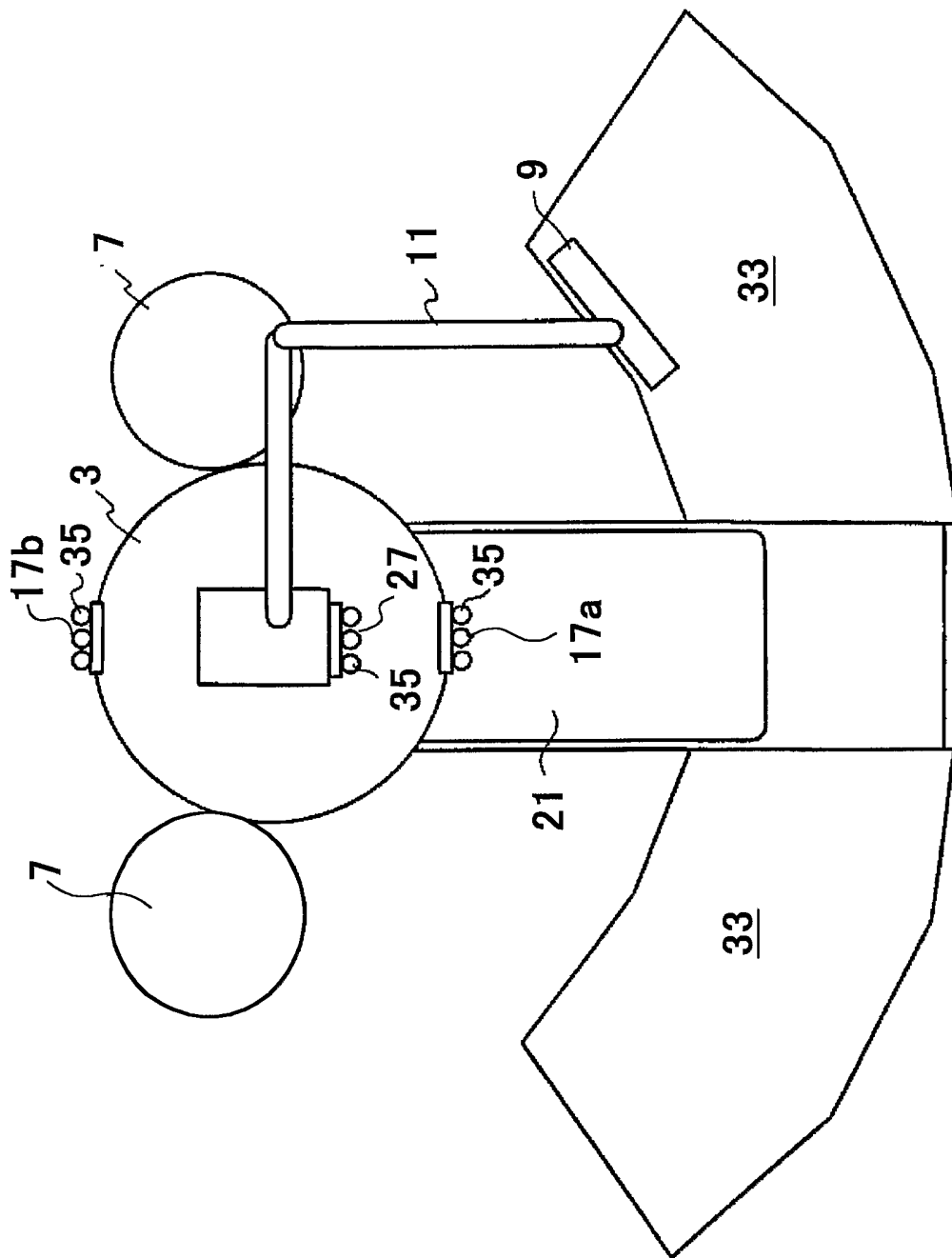


図3



4/20

図4

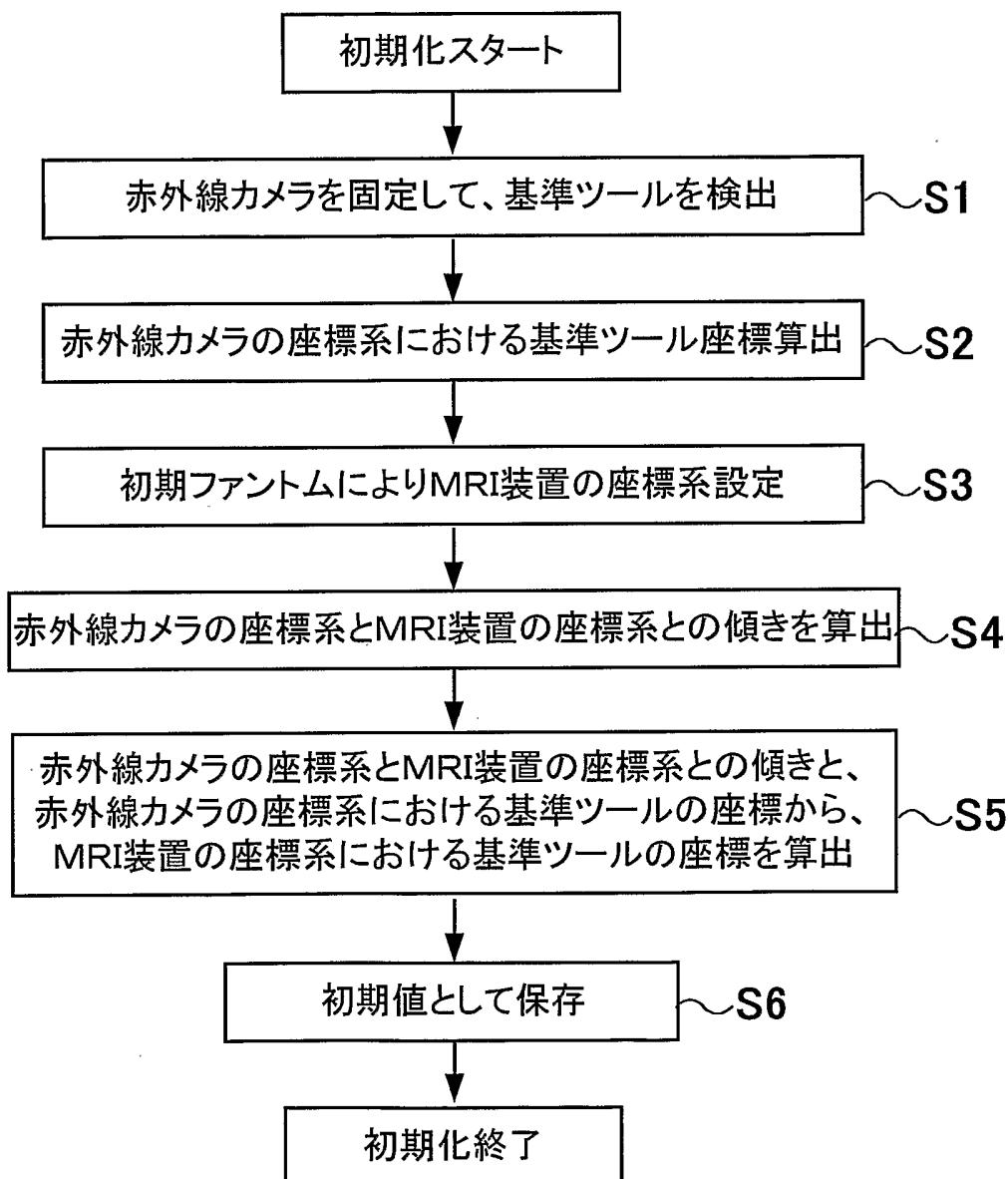
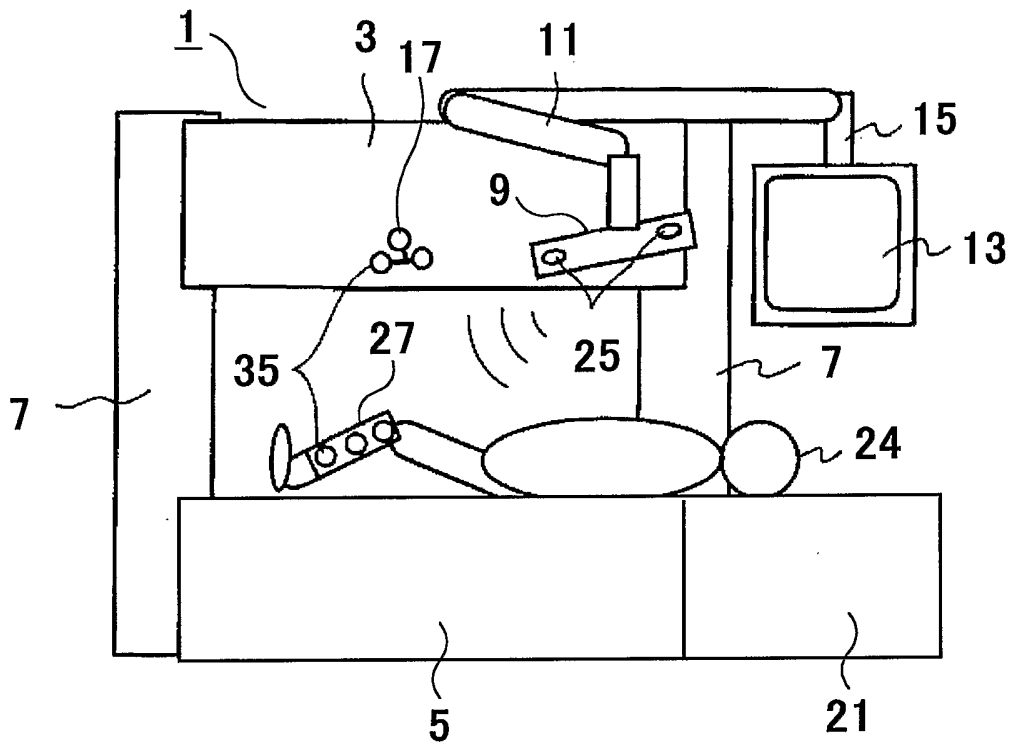


図6



6/20

図7

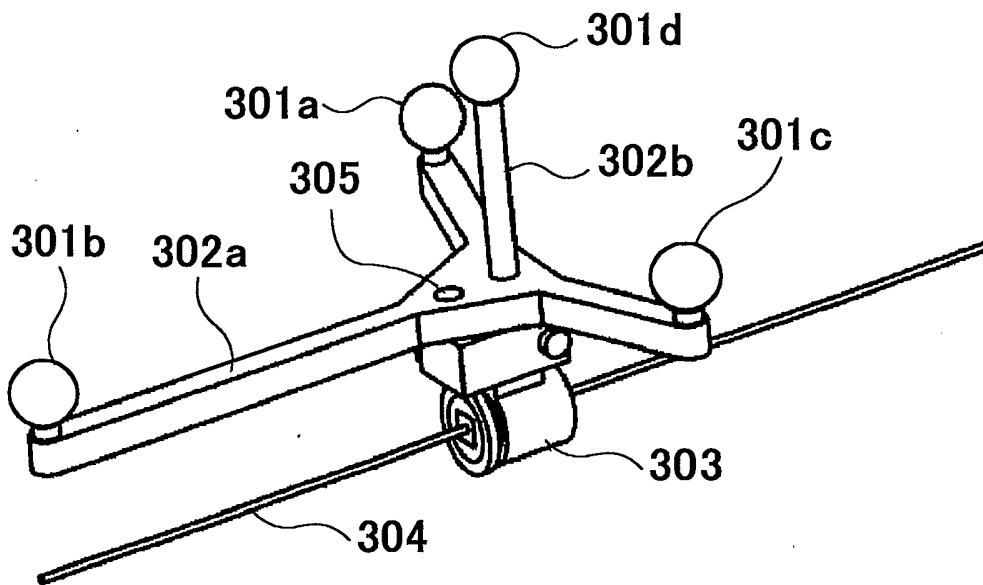


図8

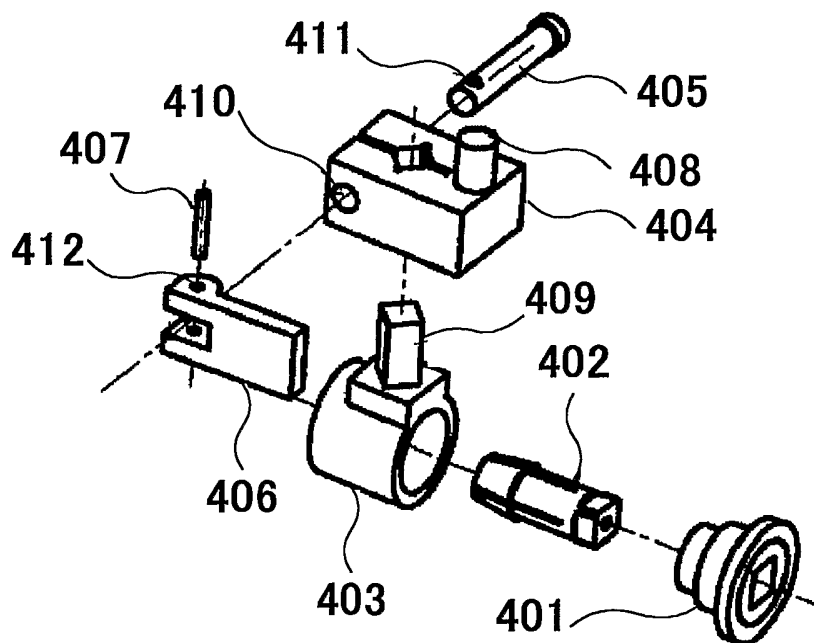


図9a

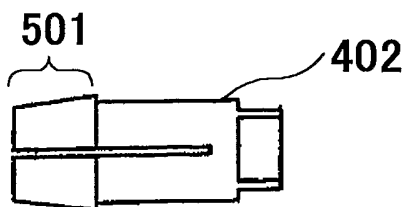


図9d



402

図9b

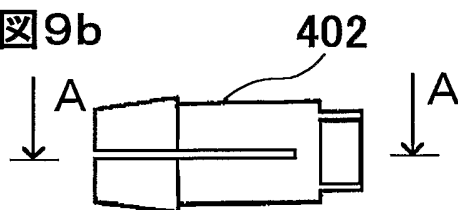
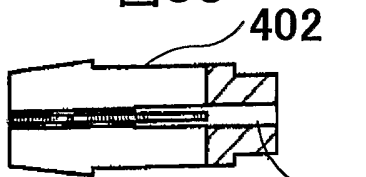


図9e

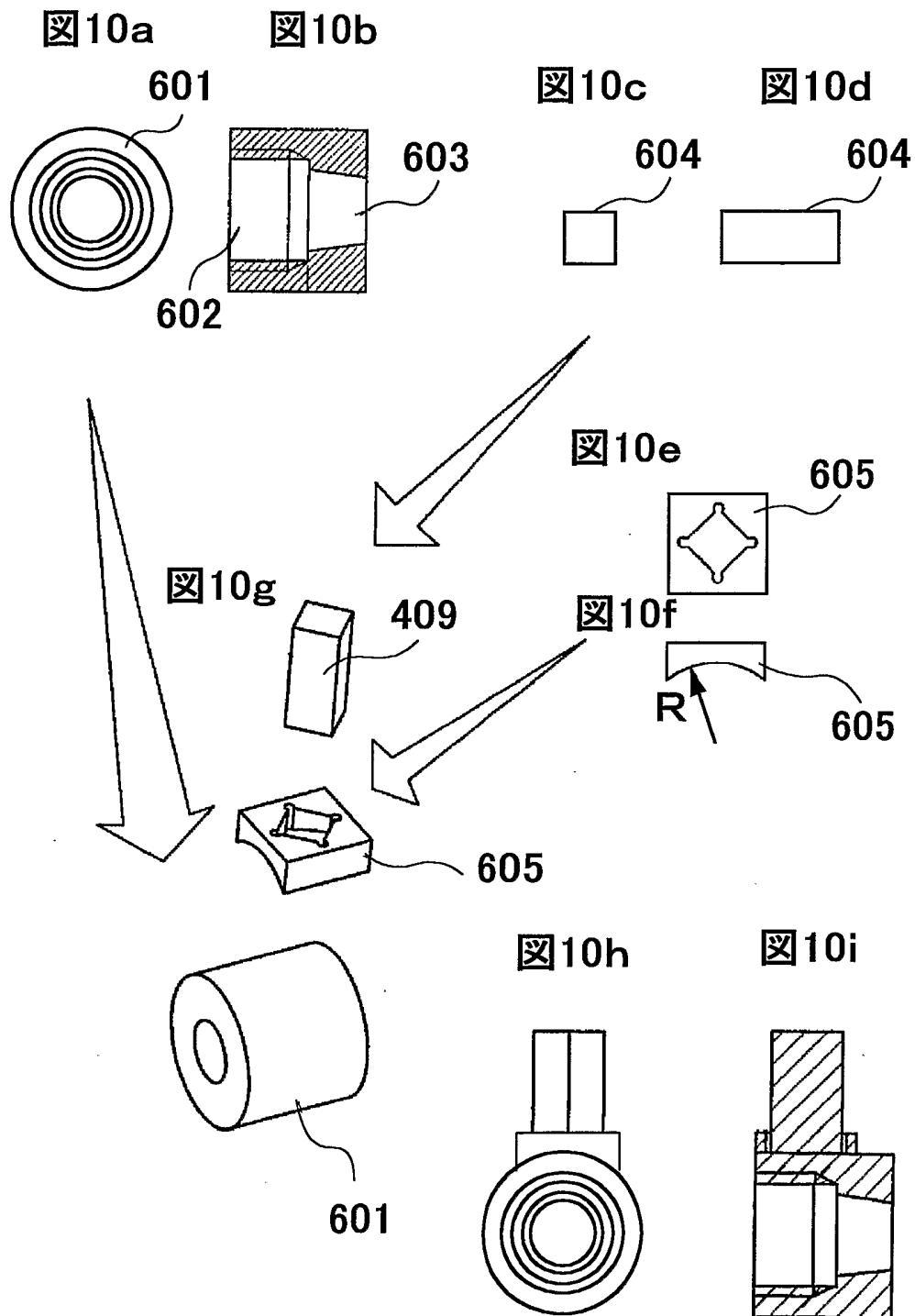


402

図9c



502



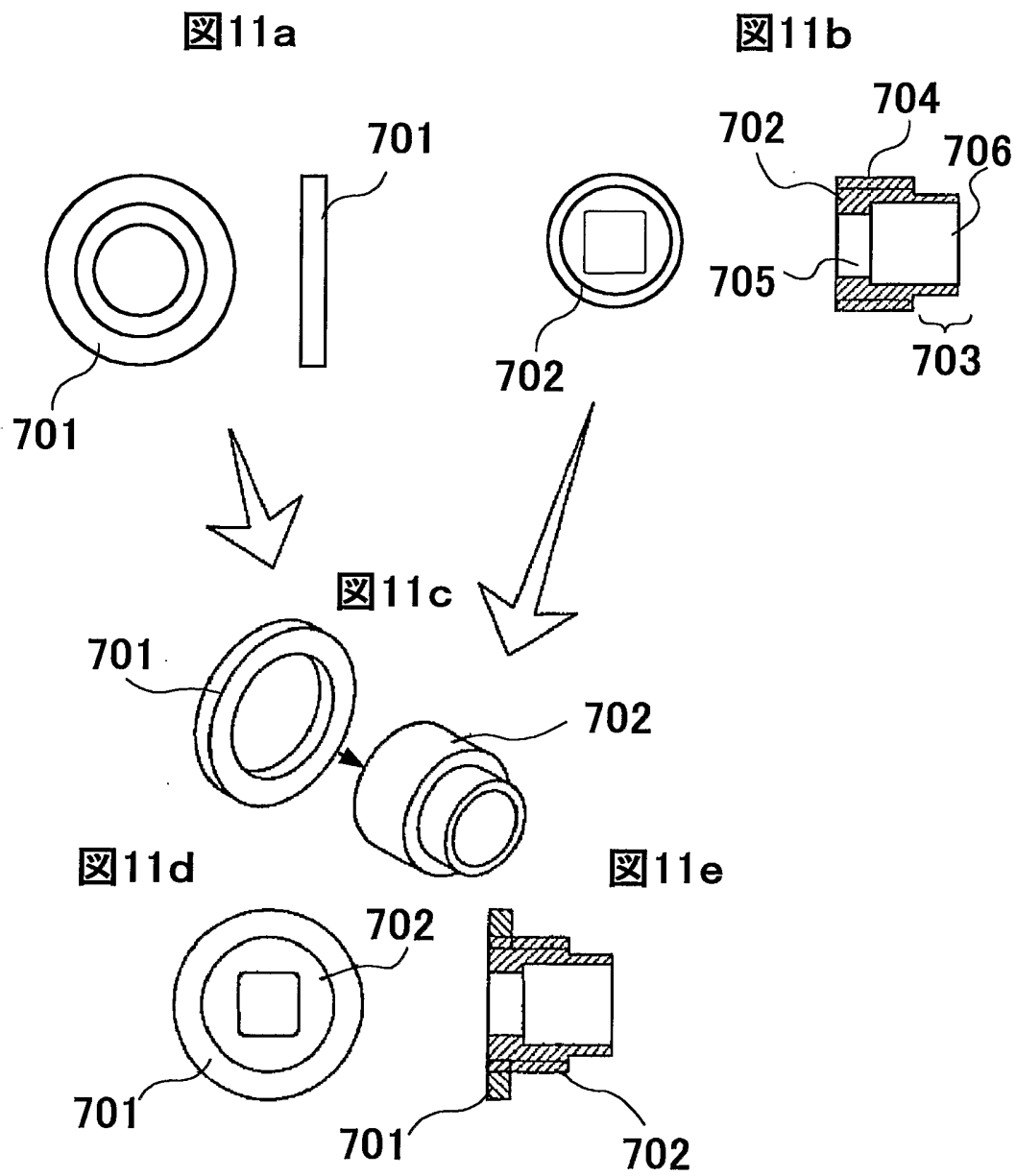


图12a

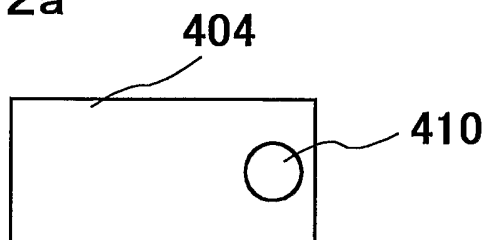


图12b

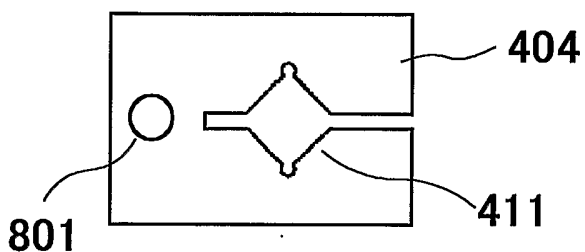


图12c

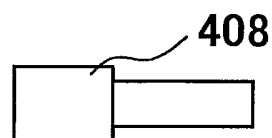


图12d

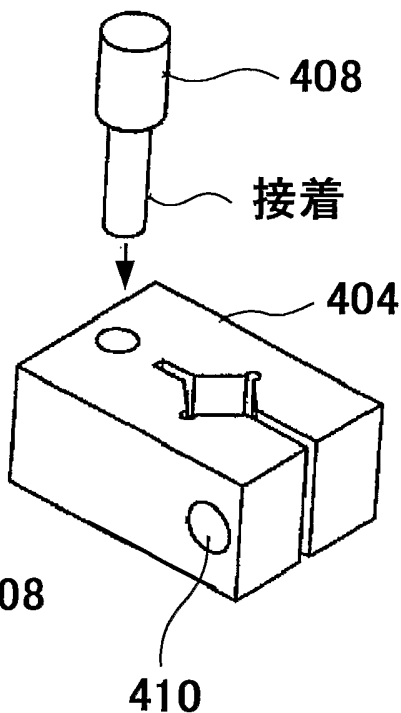


图12e

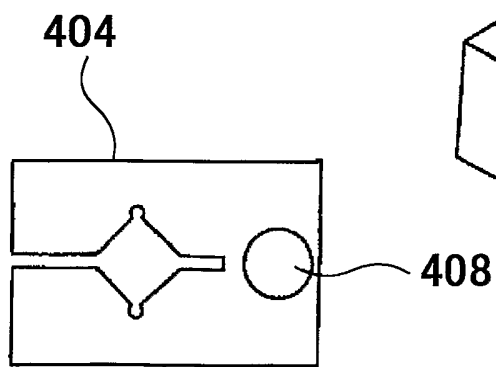


图12f

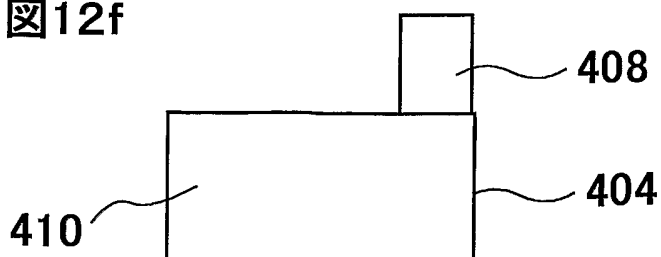


图 13

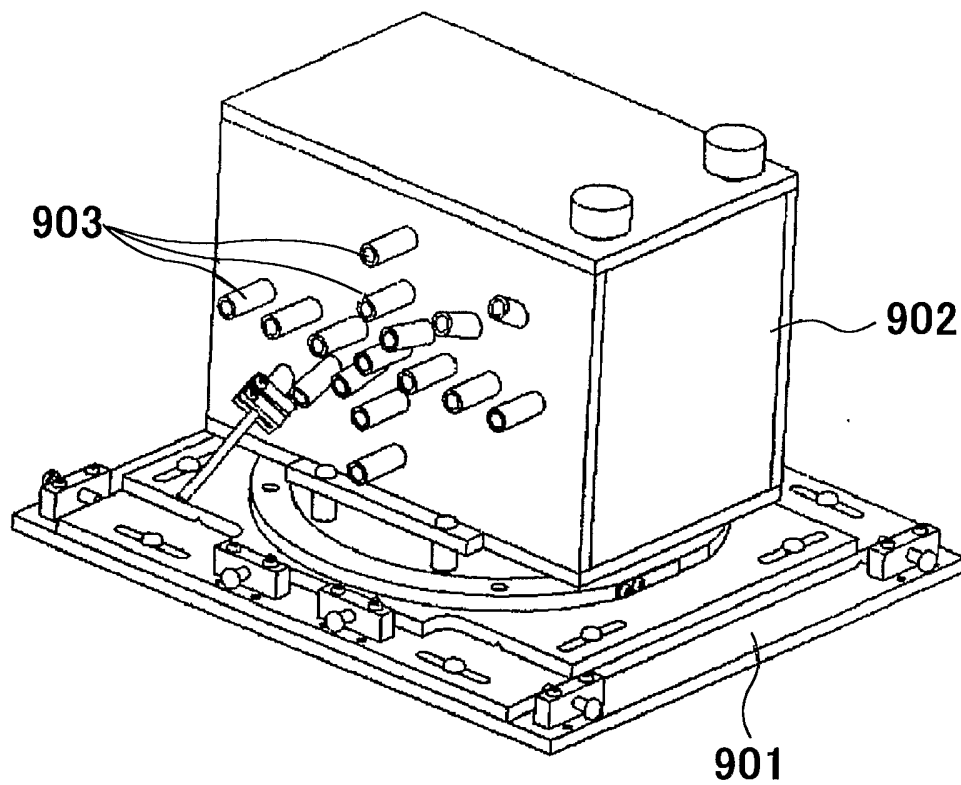


图 14

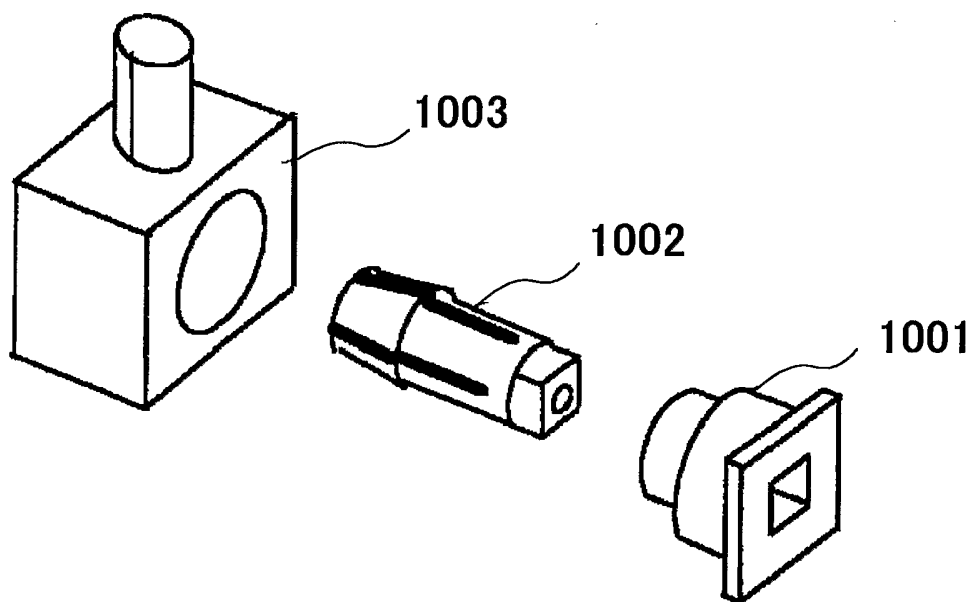


図15a

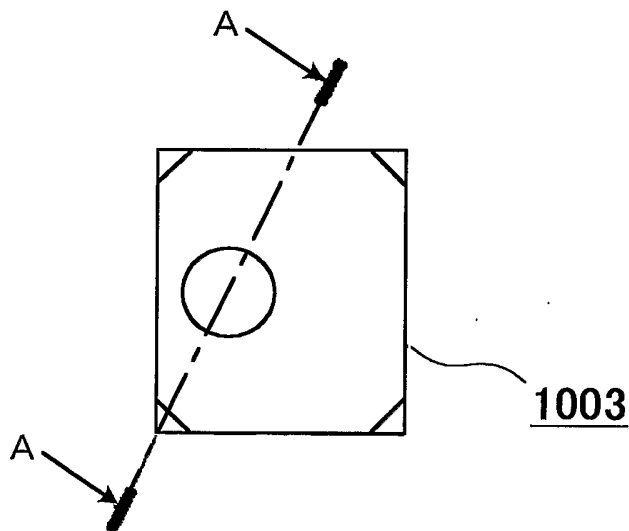


図15b

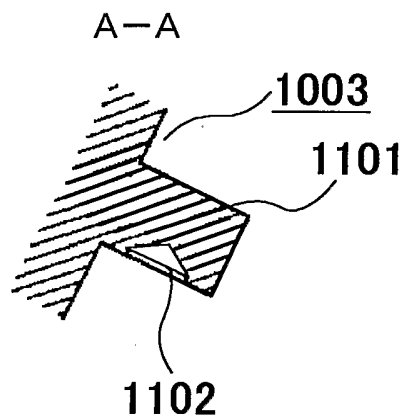


図15c

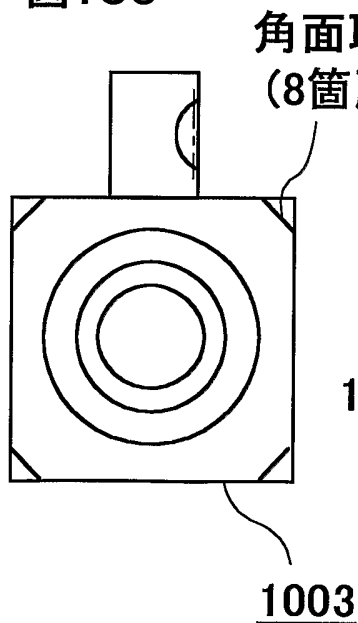


図15d

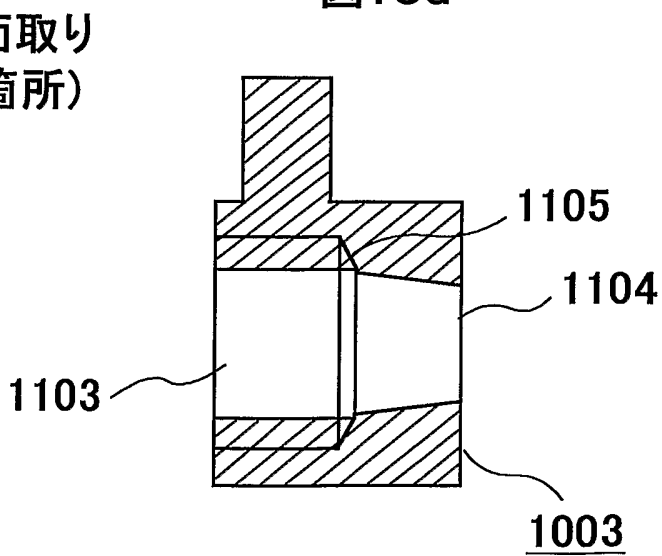


図16

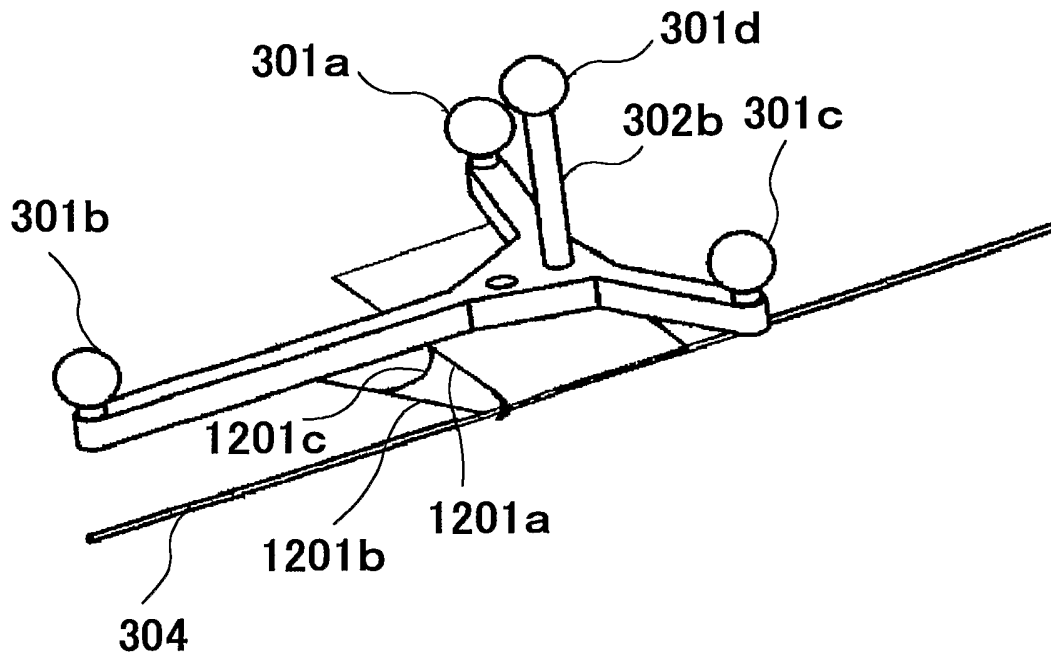


図17

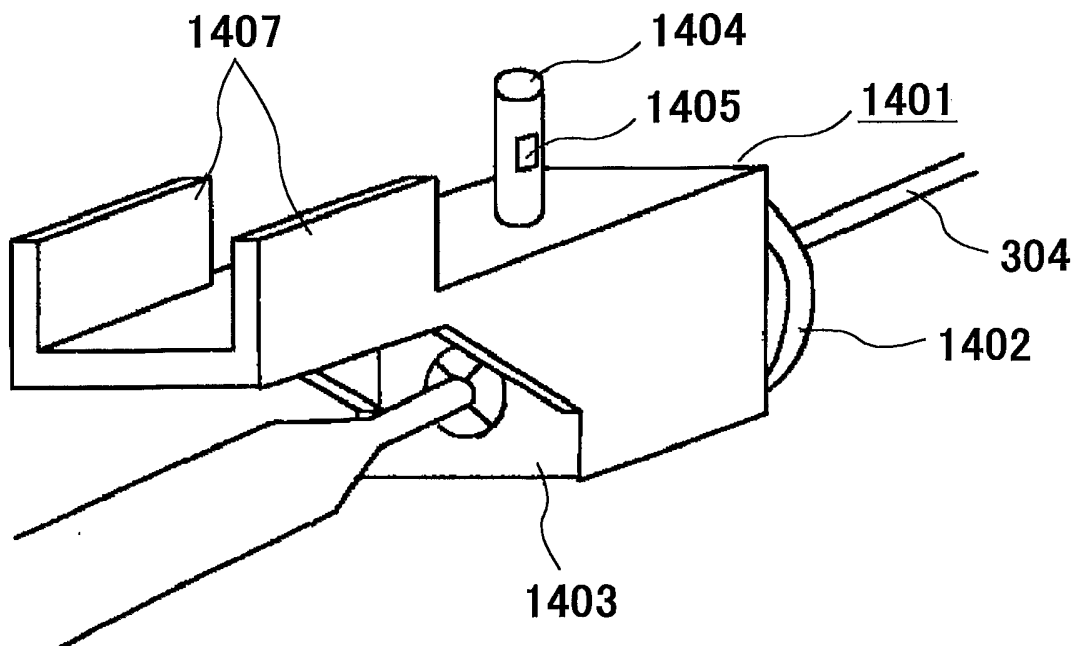


図18a

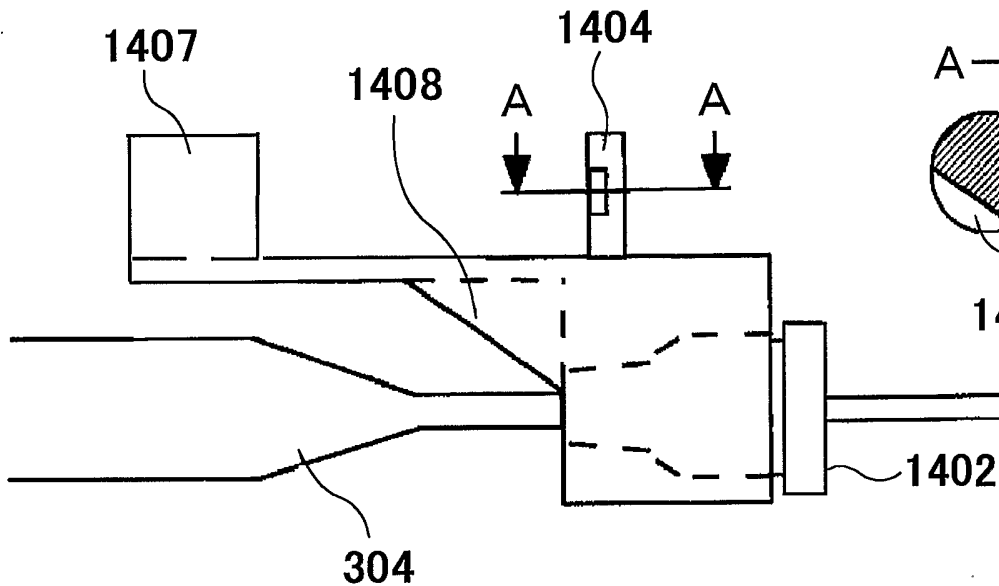


図18b

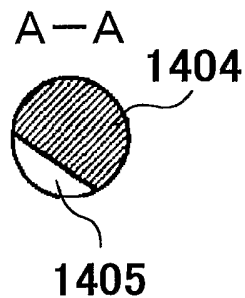


図19a

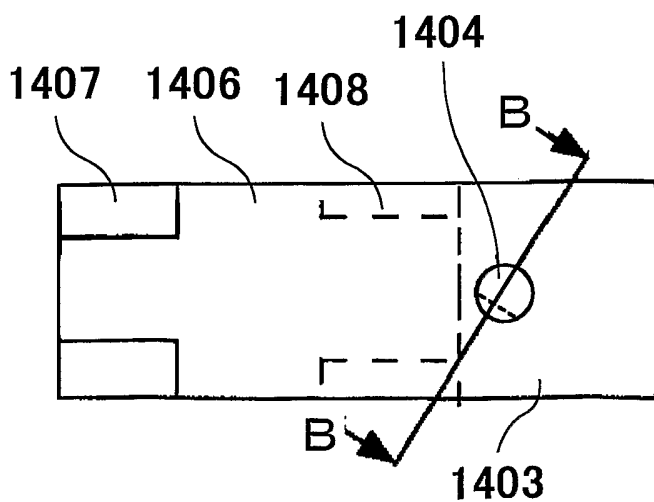


図19b

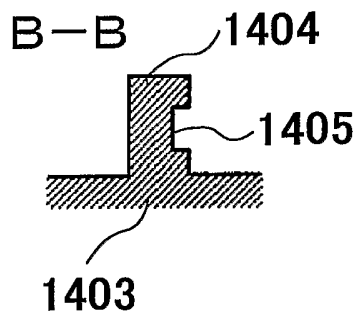


図20

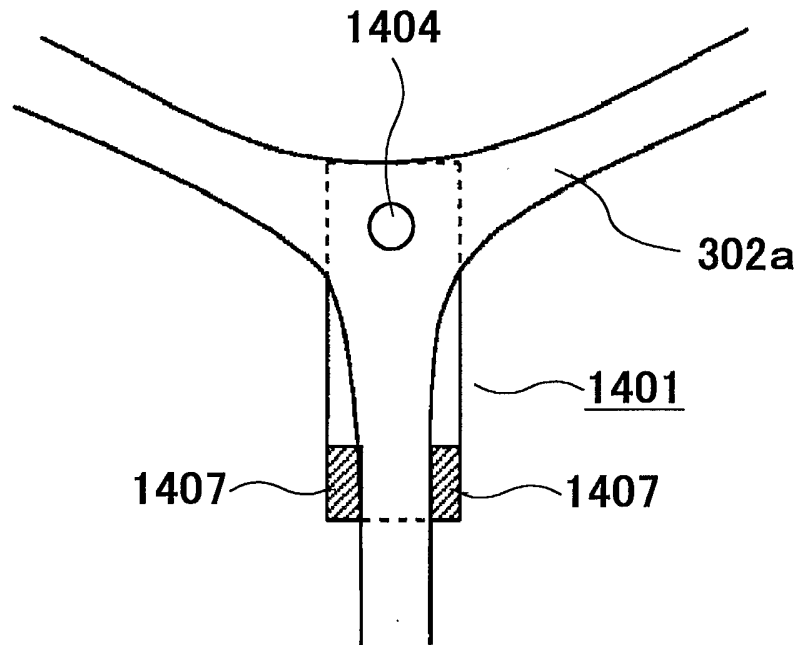


図21a

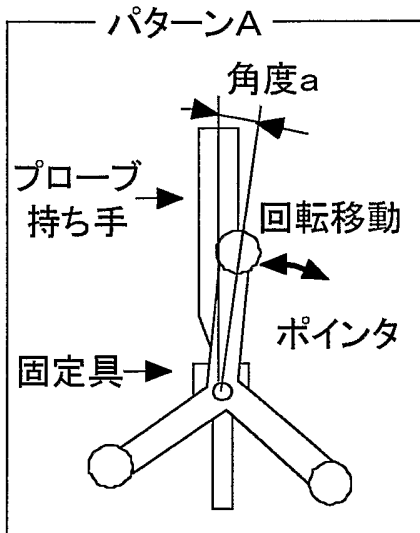


図21b

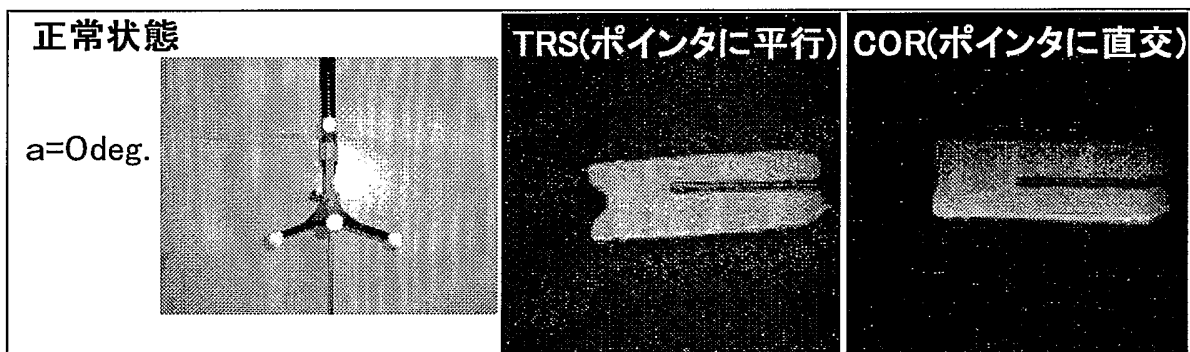


図21c

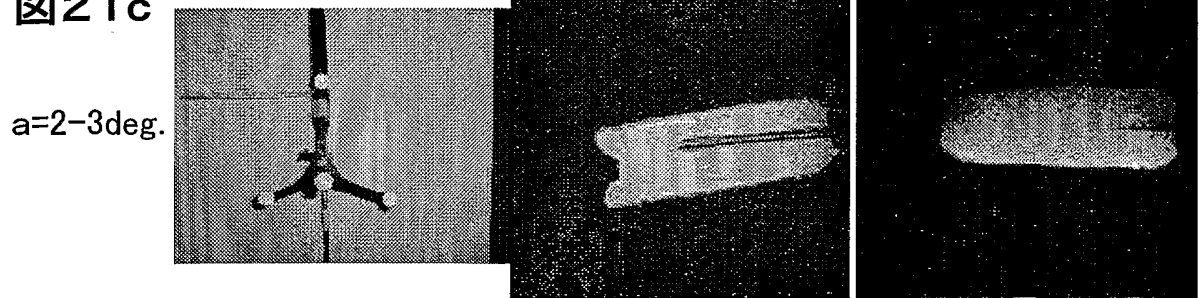


図21d

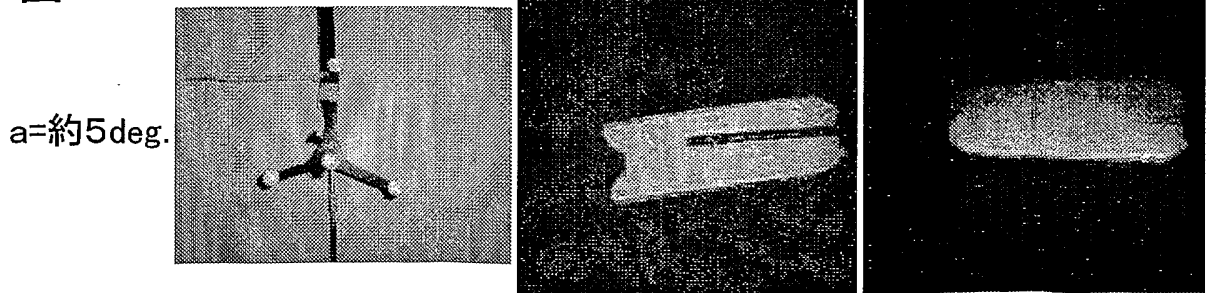


図22a

φ3.4mmプローブ、thickness=interval=10mm

A	○	×	×
B	×	△	△
C	×	×	×
D	×	×	×
E	×	×	×
F	○	○	○

- ; 中央スライスに針先撮像
 - △ ; 中央スライスに針先撮像されているが隣接スライスにも撮像されている
 - ×
- × ; 針先の位置は中央からずれている

図22b

thickness=interval=10, 8, 6, 4mm で撮影し、針先の撮影断面からずれ量を推測

例) thickness=4mmの時中央と右の断面に同じように撮像されている場合 ; 右2mm

TRS	φ3.4mm	φ2.4mm	φ1.3mm	φ1.0mm
A	右2mm	右2mm	右2mm	
B	≒0	右2-3mm	≒0	
F	≒0	左2mm	左2mm	左3mm

図22c

COR	φ3.4mm	φ2.4mm	φ1.3mm	φ1.0mm
A	右4mm	右5mm以上	右2mm	
B	右2mm	≒0	右2mm	
F	≒0	≒0	≒0	左3-4mm

図23

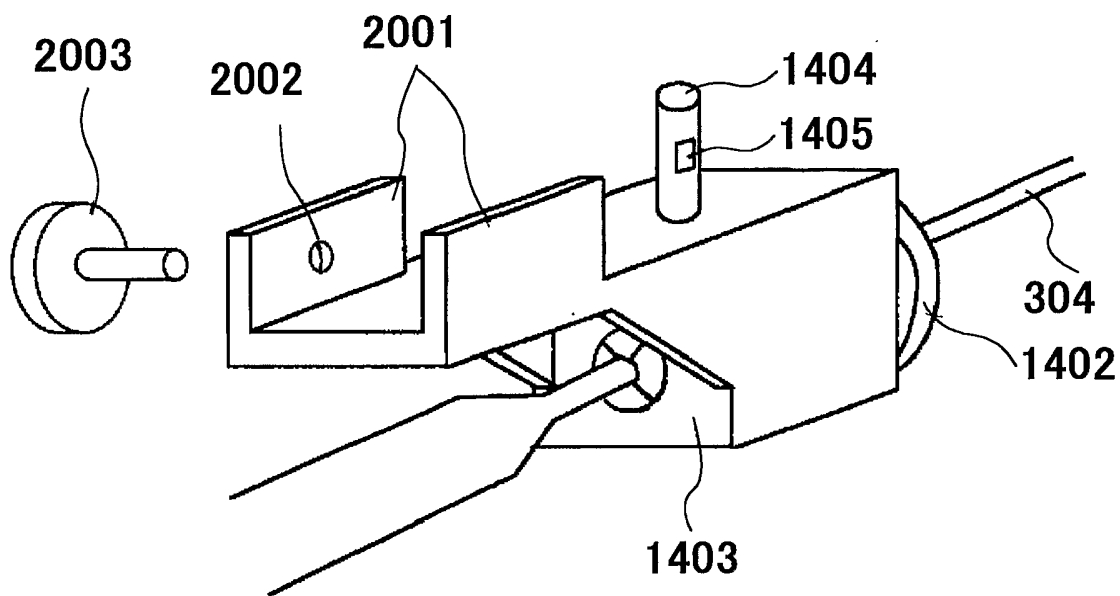


図24

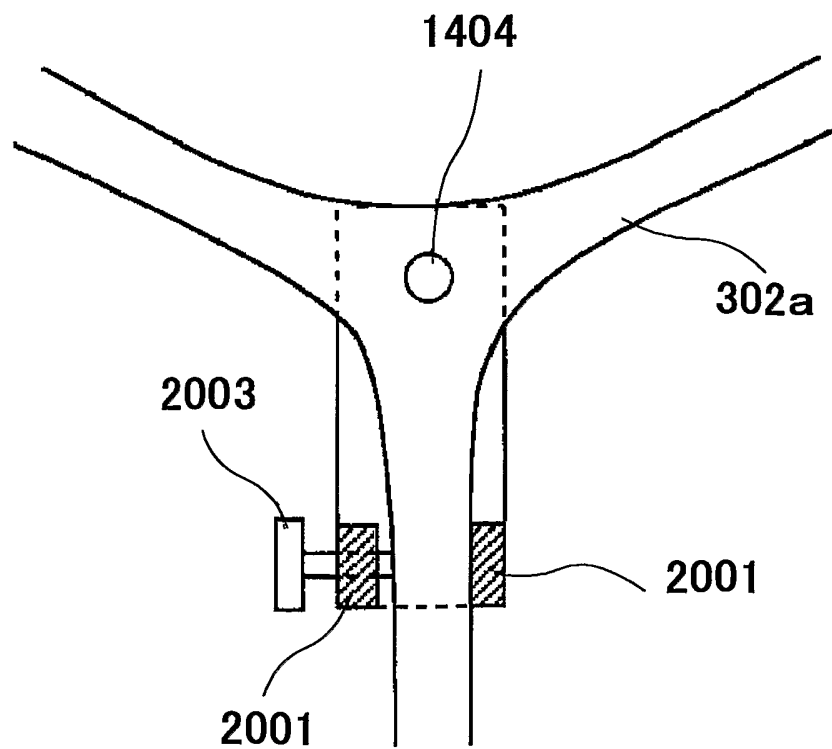


图25

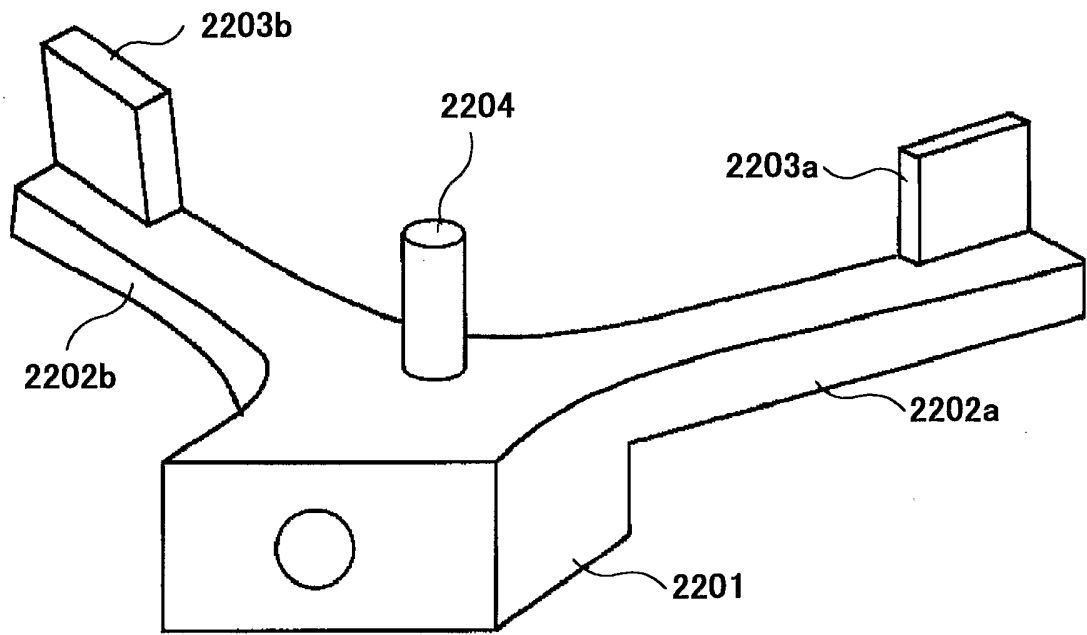
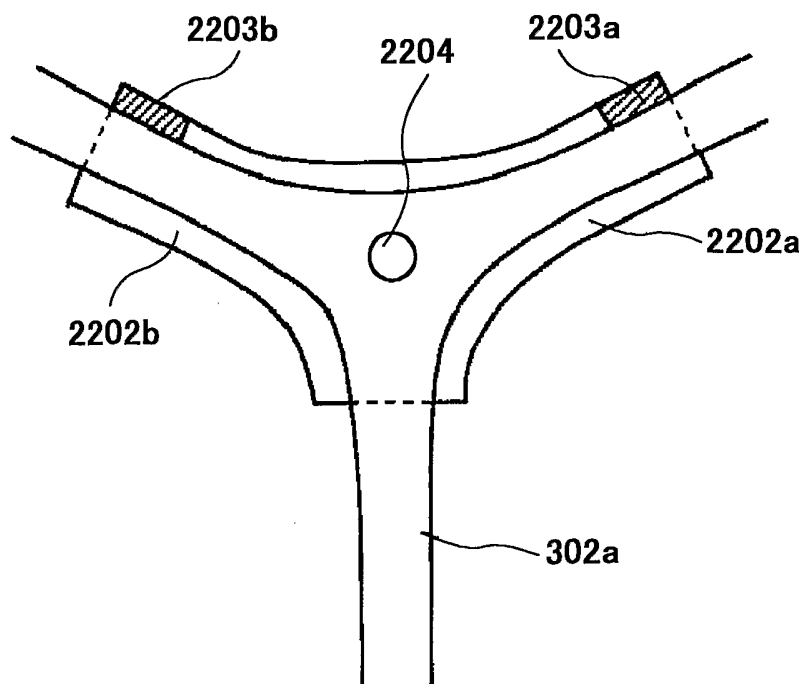


图26



20/20

図27

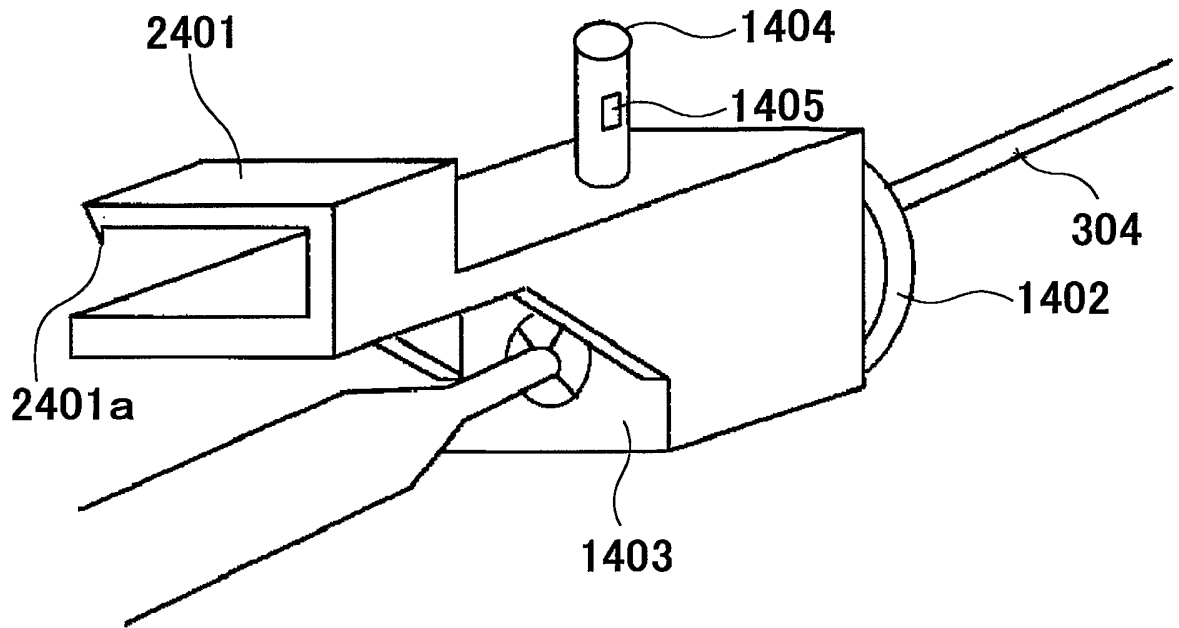
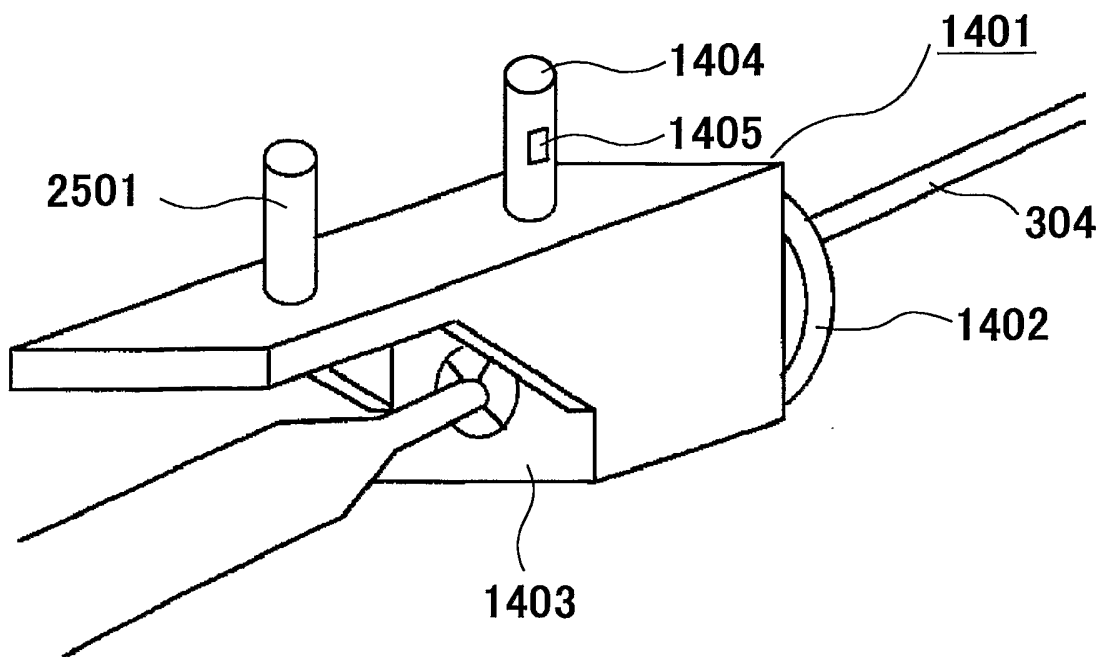


図28



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP02/09618

<p>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl⁷ A61B5/055, G01R33/48, A61B17/34</p> <p>According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC</p>																										
<p>B. FIELDS SEARCHED</p> <p>Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl⁷ A61B5/055, G01R33/20</p> <p>Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched</p> <table border="0"> <tr> <td>Jitsuyo Shinan Koho</td> <td>1922-1996</td> <td>Toroku Jitsuyo Shinan Koho</td> <td>1994-2002</td> </tr> <tr> <td>Kokai Jitsuyo Shinan Koho</td> <td>1971-2002</td> <td>Jitsuyo Shinan Toroku Koho</td> <td>1996-2002</td> </tr> </table> <p>Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)</p>			Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2002	Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2002	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2002																
Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2002																							
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2002	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2002																							
<p>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>JP 9-84746 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 31 March, 1997 (31.03.97), Column 4, line 16 to column 5, line 38; column 7, lines 25 to 38 (Family: none)</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 5617857 A (Martin D. Chander), 08 April, 1997 (08.04.97), Full text; Figs. 1 to 5 (Family: none)</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 8-509144 A (Pixsys, Inc.), 01 October, 1996 (01.10.96), Full text; Figs. 1 to 8 & WO 94/23647 A1</td> <td>1-10</td> </tr> </tbody> </table> <p><input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.</p> <table border="0"> <tr> <td>* Special categories of cited documents:</td> <td>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</td> </tr> <tr> <td>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</td> <td>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</td> </tr> <tr> <td>"E" earlier document but published on or after the international filing date</td> <td>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</td> </tr> <tr> <td>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</td> <td>"&" document member of the same patent family</td> </tr> <tr> <td>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</td> <td></td> </tr> <tr> <td>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</td> <td></td> </tr> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	JP 9-84746 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 31 March, 1997 (31.03.97), Column 4, line 16 to column 5, line 38; column 7, lines 25 to 38 (Family: none)	1-10	A	US 5617857 A (Martin D. Chander), 08 April, 1997 (08.04.97), Full text; Figs. 1 to 5 (Family: none)	1-10	A	JP 8-509144 A (Pixsys, Inc.), 01 October, 1996 (01.10.96), Full text; Figs. 1 to 8 & WO 94/23647 A1	1-10	* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention	"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family	"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																								
A	JP 9-84746 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 31 March, 1997 (31.03.97), Column 4, line 16 to column 5, line 38; column 7, lines 25 to 38 (Family: none)	1-10																								
A	US 5617857 A (Martin D. Chander), 08 April, 1997 (08.04.97), Full text; Figs. 1 to 5 (Family: none)	1-10																								
A	JP 8-509144 A (Pixsys, Inc.), 01 October, 1996 (01.10.96), Full text; Figs. 1 to 8 & WO 94/23647 A1	1-10																								
* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention																									
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone																									
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art																									
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family																									
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means																										
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed																										
<p>Date of the actual completion of the international search 24 December, 2002 (24.12.02)</p>		<p>Date of mailing of the international search report 14 January, 2003 (14.01.03)</p>																								
<p>Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office</p>		<p>Authorized officer</p>																								
<p>Facsimile No.</p>		<p>Telephone No.</p>																								

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/09618

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2001-17408 A (General Electric Co.), 23 January, 2001 (23.01.01), Full text; Figs. 1 to 5 & EP 1061376 A2	1-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/09618

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

- 1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

- 2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

- 3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

Claims 1-10 are directed to a magnetic resonance imager, while claims 11-19 are directed to an I-MRI treating tool. Therefore there is no "technical relation" among the inventions of claims 1-10 and the inventions of claims 11-19 "involving the same or corresponding special technical feature".

- 1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
- 2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
- 3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

- 4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-10

- Remark on Protest**
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
 - No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B5/055, G01R33/48, A61B17/34

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B5/055, G01R33/20

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2002年
 日本国登録実用新案公報 1994-2002年
 日本国実用新案登録公報 1996-2002年

国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 9-84746 A (オリンパス光学工業株式会社) 1997.03.31 第4欄第16行目-第5欄第38行目、第7欄第25-38行目 (ファミリーなし)	1-10
A	US 5617857 A (Martin D. Chander) 1997.04.08 全文、図1-5 (ファミリーなし)	1-10

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

- 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
- 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
- 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
- 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
- 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

- 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
- 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
- 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
- 「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

24.12.02

国際調査報告の発送日

14.01.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
 郵便番号100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)
 右高 孝幸



2W 9808

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 8-509144 A (ビクシス, インコーポレイテッド) 1996. 10. 01 全文、図1-8 & WO 94/23647 A1	1-10
A	JP 2001-17408 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー) 2001. 01. 23 全文、図1-5 & EP 1061376 A2	1-10

第I欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第II欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1-10は磁気共鳴イメージング装置に関する発明であり、請求の範囲11-19はI-MRI用処置器具に関する発明である。よって、請求の範囲1-10に記載された発明と請求の範囲11-19に記載された発明には、PCT規則13.2でいう「同一の又は対応する特別な技術的特徴を含む技術的な関係」がない。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲1-10

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。