

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-279209  
(P2009-279209A)

(43) 公開日 平成21年12月3日(2009.12.3)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 5/055 (2006.01)** A 6 1 B 5/05 3 9 0 4 C 0 9 6

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2008-134868 (P2008-134868)	(71) 出願人	000153498
(22) 出願日	平成20年5月23日 (2008. 5. 23)		
		(72) 発明者	仲本 秀和
			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
			株式会社日立メディコ内
		F ターム (参考)	4C096 AA18 AB36 AD08 AD14 AD15 CA05 CA16 DC19 DC32 DC33 DC36 DC37 DD13 DD16 FA01

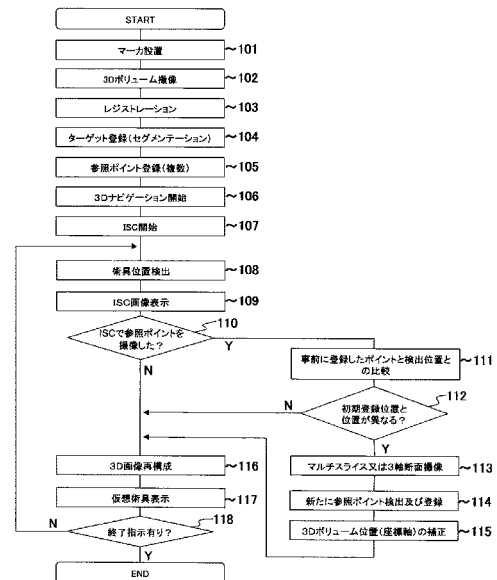
(54) 【発明の名称】 術具誘導手術支援装置

(57) 【要約】

【課題】 被検者の動きに追従して3Dナビゲーションを行う。

【解決手段】 医療画像診断装置から得られる3Dボリューム画像を用いて参照となるポイントを複数箇所登録する手段と、術具位置を含む断面像の画像から参照ポイントとなる位置を描出する手段と、3Dボリューム画像上で登録したポイント位置と術具位置を含む断面像の画像で描出したポイント位置のズレに対応して3Dボリューム座標軸を修正する手段と、座標軸が修正された3Dボリューム画像を用いて、術具位置情報から被検体の任意の断面像をアップデートしながら表示する手段と、を有する。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項1】**

医療画像診断装置と三次元位置検出装置を用いて術具の位置を検出する手段と、前記医療画像診断装置から得られる三次元ボリューム画像を用いて特定領域を描出する手段と、前記医療画像診断装置から得られる三次元ボリューム画像を用いて術具位置情報から被検体の任意の断面像をアップデートしながら表示する手段と、前記医療画像診断装置内において前記術具位置を含む断面像を撮像し表示する手段と、を備えた術具誘導手術支援装置であって、

前記医療画像診断装置から得られる三次元ボリューム画像を用いて参照となるポイントを複数箇所登録する手段と

前記術具位置を含む断面像の画像から参照ポイントとなる位置を描出する手段と、前記三次元ボリューム画像上で登録したポイント位置と前記術具位置を含む断面像の画像で描出したポイント位置のズレに対応して三次元ボリューム座標軸を修正する手段と、前記術具位置情報から被検体の任意の断面像をアップデートしながら表示する手段は、前記座標軸を修正した三次元ボリューム画像を用いて、前記術具位置情報から被検体の任意の断面像をアップデートしながら表示することを特徴とする術具誘導手術支援装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体中の水素や燐等からの核磁気共鳴(以下、「NMR」という)信号を測定し、核の密度分布や緩和時間分布等を画像化する核磁気共鳴イメージング(以下、「MRI」という)装置を用いた手術において、術具を誘導する技術に関する。

**【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の発生するNエコー信号(エコー信号)を計測し、その頭部、腹部、四肢等の形態や機能を二次元的に或いは三次元的に画像化する装置である。撮像においては、エコー信号には、傾斜磁場によって異なる位相エンコードが付与されるとともに周波数エンコードされて、時系列データとして計測される。計測されたエコー信号は、二次元又は三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。

**【0003】**

近年、術中のMRI画像を用いて穿刺針などの術具を目標部位に到達させるInterventional MRI(I-MRI)システムが登場し、いくつかの報告がなされている。具体的には、グラフィカルユーザインタフェースにMRI画像を表示して、画面上のボタンをクリックして、次に撮像する断層面を決定する方法(非特許文献1)や、三次元マウスなどを使う方法(特許文献1)などが提案されている。これらの方法では、撮像する断層面の位置や向きをマウスなどの入力手段で調整、設定しなければならず煩雑なので、MRI装置としては、より簡便に撮像する断層面の位置や向きを調整、設定できることが望ましい。

**【0004】**

その手法として、特許文献2や特許文献3などの断層面指示デバイス(ポインタなど)を用いて撮像する断層面を決定するMRI装置が提案されている(以下、ISC)。特許文献2は、断層面指示デバイスであるポインタに発光ダイオードが設けられ、操作者がポインタで指し示した位置を赤外線カメラで検出したり、関節にセンサが備えられたアームの先端部にポインタを設け、アームの関節の角度などでポインタの位置を検出し、これに基づいて、断層面を自動的に調整するものである。また、特許文献3、2個の赤外線カメラと3個の反射球を備えたポインタとを使って指し示した断層面を自動的に決定して撮像するものである。

**【0005】**

一方、術具の位置検出装置と過去に撮像したボリュームデータを用いた手術ナビゲーションシステムが知られている。この手術ナビゲーションシステムは、手術時に被検者に対してポインタなどにより指定される位置を、当該位置を含む被検者の直交3平面それぞれ

10

20

30

40

50

を断面とする断層画像上に表示することにより手術操作をナビゲーションするシステムであり、脳神経外科手術などの高精度の外科手術に適用されている。

【0006】

ここで、このような手術ナビゲーションシステムにおける被検者の断層画像は、予め、MRI装置によって撮像した三次元のデータであるポリウムデータにより生成される。一方、ポインタによる指定位置を定めるために必要とされるポインタの位置検出の方式には、機械式、光学式、磁気式、超音波式などの方式がある。

【0007】

そして、検出したポインタの位置と、ポリウムデータ中の位置との対応づけ(レジストレーション)は、例えば、被検者に複数の被検者マーカーを固定して撮像を行うことによりポリウム中に被検者マーカーを写しこんでおき、この被検者マーカーをポインタで指示した時点におけるポインタの検出位置と三次元データ中の被検者マーカー位置を対応づけることにより行われる。このような手術ナビゲーションの技術については、特許文献4、特許文献5に提案されている。同様に、上記I-MRIと三次元手術ナビゲーションシステムを組み合わせた技術については特許文献6に提案されている。

10

【0008】

上記手術ナビゲーションシステム(以下、3Dナビゲーション)は奥行き情報(三次元情報)が視覚化できることから、術具精密誘導手術には必要不可欠な機能である。

【0009】

【特許文献1】米国特許第5512827号公報

20

【特許文献2】米国特許第5365927号公報

【特許文献3】米国特許第6026315号公報

【特許文献4】特開2002-35007号公報

【特許文献5】特開2003-79637号公報

【特許文献6】特開2003-190117号公報

【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)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

30

しかし、従来の3Dナビゲーションは、過去の情報を用いていることから被検者の動きに追従できず、その都度座標を統合するためのレジストレーションを毎回行わなければならなかった。

【0011】

そこで、本発明の目的は、被検者の動きに追従して3Dナビゲーションを行うことである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記目的を達成するために、本発明の術具誘導手術支援装置は以下のように構成される。即ち、

40

医療画像診断装置から得られる3Dポリウム画像を用いて参照となるポイントを複数箇所登録する手段と、

術具位置を含む断面像の画像から参照ポイントとなる位置を描出する手段と、

3Dポリウム画像上で登録したポイント位置と術具位置を含む断面像の画像で描出したポイント位置のズレに対応して3Dポリウム座標軸を修正する手段と、

座標軸が修正された3Dポリウム画像を用いて、術具位置情報から被検体の任意の断面像をアップデートしながら表示する手段と、を有することを特徴とする。

【0013】

これにより、被検体の動きを検出し、その動きに追従して3Dナビゲーションを行うことができる。

50

## 【発明の効果】

## 【0014】

本発明の術具誘導手術支援装置によれば、被検者の動きに追従して3Dナビゲーションを行うことができる。即ち、術前に登録した参照となるポイント位置と術中に得られる参照ポイント位置とのズレ量を算出し、3Dナビゲーションの座標軸にアップデートし、レジストレーションを連続的に行うことで、3Dナビゲーションを被検者の動きに追従させることができる。その結果、被検者が動いても、手術を中断せずにかつ3Dナビゲーションの位置精度を一定に保つことができ、術者の集中力とモチベーションを持続させる効果もある。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0015】

以下、本発明のMRI装置の各実施例を添付図面に基づいて詳細に説明する。

## 【0016】

最初に、本発明に係るMRI装置の概要を、図1を用いて説明する。図1に示すMRI装置1は、例えば、垂直磁場方式0.3T永久磁石MRI装置1であり、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ー19、ベッド21、制御部23などを含んで構成されている。MRI装置1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、スループレート20mT/m/msである。更に、MRI装置1は、静磁場中の被検体24にNMR現象を生じさせるための図示しないRF送信器、被検体24からのエコー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。

## 【0017】

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、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ある。また、位置検出デバイス9は、アーム11により移動可能に上部磁石3に連結され、図1に示すように、MRI装置1に対する配置を適宜変更することができる。モニタ13、14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の断層面の画像や術具36の映像等を表示するもので、モニタ支持部15により、赤外線カメラ25同様上部磁石3に連結されている。基準ツール17は、赤外線カメラ25の座標系とMRI装置1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ー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、位置検出デバイス9から、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受信器などを制御する。また、制御部23は、パーソナルコンピューター19と接続されている。パーソナルコンピューター19では赤外線カメラ25が検出し算出したポインタ27の位置をMRI装置1で利用可能な位置データに変換し制御部23へ送信し、映像記録装置34で記録する。位置データは、撮像シーケンスの撮像断面へ反映される。新たな撮像断面で取得された画像は液晶モニターに表示される。例えば断層面指示デバイスであるポインタを穿刺針などにとりつけ、穿刺針のある位置を常に撮像断面とする様に構成した場合、モニターには針を常に含む断面が表示されることになる。

## 【0018】

次に、本発明の3Dナビゲーションの機能フローを図2に示す。術前作業として、被検者に対して呼吸道等の動きの影響が無い位置にマーカーを取り付ける(ステップ101)。被検者をMRIガントリー内に搬入後、MRI装置による3D撮像を行い(ステップ102)、レジストレーション(ステップ103)、ターゲット登録(セグメンテーション)を行う(ステップ104)。更に3Dボリューム画像を用いてマーカー位置や被検者の特定位置(高エコー信号を発する部位)を複数箇所登録(ステップ105)し、事前作業終了となる。

## 【0019】

術中は3Dナビゲーション(ステップ106)、ISCを開始し(ステップ107)、術具位置検出を開始し(ステップ108)、画像が表示される(ステップ109)。ここで、ISC画像は参照ポイン

10

20

30

40

50

トを自動的に検索しており(ステップ110)、ISC画像で描出したポイントと事前に登録したポイント位置を比較し(ステップ111)、位置が異なる場合(ステップ112)にはズレの修正を行う。具体的にはマルチスライス又は3軸断面撮像を行い(ステップ113)、新たに参照ポイントを検出し(ステップ114)、ズレ量を3Dポリウム座標軸に反映する(ステップ115)。3Dナビゲーションはこの補正を反映して画像を再構成し(ステップ116)、仮想術具を表示(ステップ117)できることから、実際のズレ量との誤差を吸収することができる。従来は被検者が動いた場合には再度レジストレーションを行っていたが、本方法を適用することにより手術を中断することなく精度良い手術ガイドをすることができる。

**【 0 0 2 0 】**

図3にISC撮像断面構成図を示す。術具36にはポイント27が装着されており、術具位置検出装置にて術具位置を検出する。検出した位置情報を用いて術具を含む撮像断面301、第一直交断面302、第二直交断面303が構成される。

10

**【 0 0 2 1 】**

図4を用いてセグメンテーション機能について説明する。3Dポリウム画像はDICOMデータとしてパーソナルコンピュータ19に保存されている。ここでセグメンテーションを3つ行うこととすると、セグメンテーション404に対してDICOMデータ401を1ポリウムデータとしてパーソナルコンピュータ19に保存する。同様に各セグメンテーション405、406に対して各DICOMデータ402、403をそれぞれパーソナルコンピュータ19に保存する。ここで、DICOMデータはMRI装置に準拠した座標を持っているので、各セグメンテーション画像410、411、412を一つの座標に統合でき、独立して表示/非表示を選択することができる。

20

**【 0 0 2 2 】**

図5に参照ポイント登録の流れを示す。最初にMRIによる撮像(501)を行い、3Dポリウムデータ(504)が得られる。この3Dポリウムデータ(504)を用いて3軸断面及びVolume Rendering表示(502)し、マーカーや体内における不動ポイントを登録する(503)。ここで用いた3Dポリウムデータ(504)はMRI座標で構成されており、この状態での座標軸の変更はないものとする。

**【 0 0 2 3 】**

図6に参照ポイント登録時のGUI表示例を示す。GUIは画像部601、各種情報部602、機能設定部650、表示画面設定部660で構成されており、3D撮像(603)により全てのスライス画像(604、605、606、607)が表示される。ここで、GUI上でポイントを選択し、登録ボタン(610)を押下することで選択部(611、612、613、614、615、616、617、618)がMRI座標として登録される。更にターゲット登録ボタン(630)を押下することでターゲット(631)も登録できる。各種情報部(602)には被検者体位及び3Dポリウム情報(620)が表示されている。また、スライス位置を分かり易くするためにSagittal断面(621)上にスライス位置(604、605、606、607)が表示され、登録したポイントの位置座標を示す場所もある(622)。Axis Changeボタン(640)を押下することで画像部601に表示されている軸断面を変化することができる。例えば、押下する毎にAxial Sagittal Coronal断面と表示が切り替わる。このとき、オリジナル撮像断面がAxial断面とした場合には、Sagittal, Coronal断面はMPR(Multi Planar Reconstruction)画像を表示することとなる。また、必要に応じて特定領域は表示/非表示を選択することができ(661)、参照ポイントも同様にON/OFFと位置修正ができる(662)。

30

40

**【 0 0 2 4 】**

図7にISC時における参照ポイントの取得方法を示す。ここでは参考例として、2断面(701、702)の情報を用いた時の例を示している。断面(i)(701)で得られた画像には参照ポイントが2箇所(703、704)描出され、断面(ii)(702)で得られた画像には参照ポイントが2箇所(705、706)描出されている。ここで、パーソナルコンピュータ19内では、術前に登録したポイント位置(611、612、615、616)と自動的に比較が行われ、ズレ量がある場合には補正処理が実施される。

**【 0 0 2 5 】**

50

図8に3Dポリウム位置(座標軸)の補正方法の流れを示す。術中ではISC撮像が行われ(801)、3Dナビゲーションは、術前に撮像されたポリウム画像(804)上に術具位置情報を表示している。ここで、ISCおよび3Dナビゲーションは術具位置情報に連動し、リアルタイムに画像が更新される。ここで、ISC画像から得られた参照ポイントとポリウム画像(804)との比較が行われ(802)、もし座標軸の補正(803)が必要な場合にはリアルタイムに補正処理が行われ、3Dナビゲーションの3Dポリウム画像に適用されて、補正済み新座標での3Dポリウムデータ(806)が得られることとなる。

【0026】

図9に座標統合アルゴリズムを示す。術前に検出したポイント位置座標(901)に対して、 $i$ 個の座標( $n_1 \sim n_i$ )が存在する。術中に検出したポイント位置座標(902)に対して、 $i$ 個の座標( $m_1 \sim m_i$ )が存在する。この座標の合わせ込み(903)を規定回数繰り返す(910)ことで、複数個の変換行列が作成され(904)、最終的に平均誤差最小の変換行列が採用される(911)。但し、変換行列作成には少なくとも3点以上の位置情報を取得する必要がある。以下、3点ポイント位置を用いた変換行列式を示す。

【0027】

術前に検出したポイント位置座標と術中に検出したポイント位置座標系の関係CMを算出するにあたって、

術前に検出したポイント位置座標  $C_p : (C_x, C_y, C_z)$

術中に検出したポイント位置座標  $M_p : (M_x, M_y, M_z)$

と定義すると、

$$\text{変換行列}[CM]: \begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{bmatrix}$$

とした時、

$$M_p = [CM]C_p: \begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_x \\ C_y \\ C_z \end{bmatrix} \quad \dots (1)$$

である。式(1)を使って[CM]を求める方法としては、 $C_p$ 、 $M_p$ を複数組取得することが考えられる。求める[CM]は未知数9個であるため、3組の $C_p$ 、 $M_p$ を得れば[CM]を求めることができる。ここで、術中に検出した3点を $M_1(M_{1x}, M_{1y}, M_{1z})$ 、 $M_2(M_{2x}, M_{2y}, M_{2z})$ 、 $M_3(M_{3x}, M_{3y}, M_{3z})$ とし、術前に検出した3点をそれぞれ $C_1(C_{1x}, C_{1y}, C_{1z})$ 、 $C_2(C_{2x}, C_{2y}, C_{2z})$ 、 $C_3(C_{3x}, C_{3y}, C_{3z})$ とする。

【0028】

これより、 $M_1$ と $C_1$ の関係は以下ようになる。

$$\begin{bmatrix} M_{1x} \\ M_{1y} \\ M_{1z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_{1x} \\ C_{1y} \\ C_{1z} \end{bmatrix} \quad \dots (2)$$

$$\left. \begin{aligned} M_{1x} &= C_{1x} \times a + C_{1y} \times b + C_{1z} \times c \\ M_{1y} &= C_{1x} \times d + C_{1y} \times e + C_{1z} \times f \\ M_{1z} &= C_{1x} \times g + C_{1y} \times h + C_{1z} \times i \end{aligned} \right\} \quad \dots (3)$$

他の2点も同様にして、

$$\left. \begin{aligned} M_{2x} &= C_{2x} \times a + C_{2y} \times b + C_{2z} \times c \\ M_{2y} &= C_{2x} \times d + C_{2y} \times e + C_{2z} \times f \\ M_{2z} &= C_{2x} \times g + C_{2y} \times h + C_{2z} \times i \end{aligned} \right\} \quad \dots (4)$$

$$\left. \begin{aligned} M3x &= C3x \times a + C3y \times b + C3z \times c \\ M3y &= C3x \times d + C3y \times e + C3z \times f \\ M3z &= C3x \times g + C3y \times h + C3z \times i \end{aligned} \right\} \dots (5)$$

(3)(4)(5)から

$$\left. \begin{aligned} M1x &= C1x \times a + C1y \times b + C1z \times c \\ M2x &= C2x \times a + C2y \times b + C2z \times c \\ M3x &= C3x \times a + C3y \times b + C3z \times c \end{aligned} \right\} \dots (6) \quad 10$$

$$\left. \begin{aligned} M1y &= C1x \times d + C1y \times e + C1z \times f \\ M2y &= C2x \times d + C2y \times e + C2z \times f \\ M3y &= C3x \times d + C3y \times e + C3z \times f \end{aligned} \right\} \dots (7)$$

$$\left. \begin{aligned} M1z &= C1x \times g + C1y \times h + C1z \times i \\ M2z &= C2x \times g + C2y \times h + C2z \times i \\ M3z &= C3x \times g + C3y \times h + C3z \times i \end{aligned} \right\} \dots (8) \quad 20$$

(6)(7)(8)を行列式にまとめると、

$$\left. \begin{aligned} \begin{bmatrix} M1x \\ M2x \\ M3x \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} C1x & C1y & C1z \\ C2x & C2y & C2z \\ C3x & C3y & C3z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} M1y \\ M2y \\ M3y \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} C1x & C1y & C1z \\ C2x & C2y & C2z \\ C3x & C3y & C3z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d \\ e \\ f \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} M1z \\ M2z \\ M3z \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} C1x & C1y & C1z \\ C2x & C2y & C2z \\ C3x & C3y & C3z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} g \\ h \\ i \end{bmatrix} \end{aligned} \right\} \dots (9) \quad 30$$

(9)の行列式から、

$$\begin{bmatrix} C1x & C1y & C1z \\ C2x & C2y & C2z \\ C3x & C3y & C3z \end{bmatrix} \quad 40$$

の逆行列を(9)式のそれぞれに左からかけることで、

$$[CM]: \begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{bmatrix} \quad 50$$

を求めることができる。

【 0 0 2 9 】

以上をまとめると、

(9)式は

$$\begin{bmatrix} M1 \\ M2 \\ M3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C1 \\ C2 \\ C3 \end{bmatrix} [CM]$$

ここで、

$$\begin{bmatrix} M1 \\ M2 \\ M3 \end{bmatrix} \text{を} [Mail] \text{とし、}$$

$$\begin{bmatrix} C1 \\ C2 \\ C3 \end{bmatrix} \text{を} [Call] \text{とすると}$$

$$[Mail] = [Call][CM] \quad \dots (10)$$

したがって、

$$[CM] = [Call]^{-1}[Mail] \quad \dots (11)$$

となりCMが求まる。

【 0 0 3 0 】

図10に臨床時のGUI表示例を示す。画面(1001)上に画面部(1002)、座標情報部(1003)、座標軸補正情報(1045)と各種ボタンにより構成されている。まず、3Dナビゲーションボタンを押下する(1004)ことで、Axial(1005)、Sagittal(1006)、Coronal(1007)断面が表示され、模擬術具(1011)が表示される。また、ISCボタン(1020)を押下することにより、ISCが起動し、MRI撮像を経て画像(1009)と術具(1023)が表示される。また、術前に取得した情報も表示されており(1021)、ボリューム情報(1022)、ISC断面情報(1024)、術具位置情報(1023)が視覚的にわかるようになっている。その他、術前に登録した情報を閲覧することもでき、ターゲット(1026)、参照ポインタ(1010)、術具位置(1011)のみを表示する場所もある(1008)。ここで、座標軸補正ボタン(1030)を押下することで、術中の参照ポインタ位置の検索が始まり、ISC画面(1009)にポインタ領域が描出された場合には、自動的にそのポイントが取得される(1025)。取得された情報はポインタ情報を示す場所(1050)に表示され、術前(1010)、術中(1025)のポインタがMRI座標軸上で表示される(1031)。仮に、術前(1010)、術中(1025)のポインタ位置がズレていたら、(式13)により回転行列が求まり、新しい座標軸が即座に求められる(1032)。座標軸補正機能(1030)をON(Auto)と設定している場合には、座標軸修正後(術中)の情報を表示する場所(1060)に新しい座標軸(1041)に相対する参照ポインタ位置が改めて表示され(1044)、ターゲット位置(1043)、術具位置(1042)も位置修正されて表示される。模擬術具(1011、1042)は必要に応じて表示/非表示を選択することもできる(1040)。

【 0 0 3 1 】

また、本発明は術者自信(手技)による治療、ロボット/マニピュレータを用いた間接的な手術の何れにも適用可能とすることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 2 】

【 図 1 】本発明に係るMRI装置の一実施例における全体基本構成の斜視図。



【図2】本発明のISC基本構成を示す模式図である。

【図3】本発明の術具誘導器具におけるISC撮像断面図を示す模式図である。

【図4】本発明のセグメンテーション領域の機能仕様を示した図である。

【図5】本発明の実施形態における術前の参照ポイント登録例を示す構成図である。

【図6】本発明の実施形態におけるGUI(術前の参照ポイント登録例)を示す構成図である。

【図7】本発明の実施形態における術中の参照ポイント取得例を示す構成図である。

【図8】本発明の実施形態における術中の参照ポイント登録例を示す構成図である。

【図9】本発明の実施形態に係る座標補正アルゴリズムを示す模式図である。

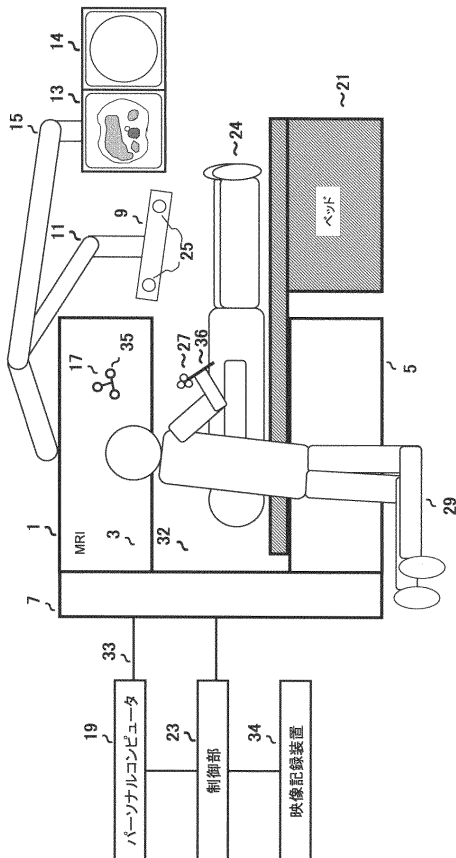
【図10】本発明の実施形態を示すGUI表示例である。

【符号の説明】

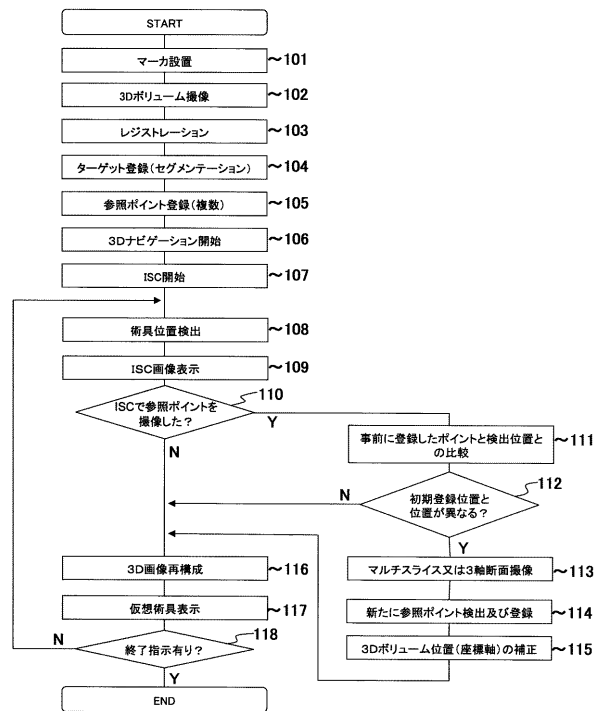
【0033】

- 1、MRI装置、3 上部磁石、5 下部磁石、7 支柱、9 位置検出デバイス、11 アーム、13 モニタ1、14 モニタ2、15 モニタ支持部、17 基準ツール、19 パーソナルコンピュータ、21 ベッド、23 制御部、24 被検体、25 赤外線カメラ、27 ポインタ、29 操作者、30 術者用モニタ、32 開口部、33 内視鏡、34 映像記録装置、35 反射球、36 術具

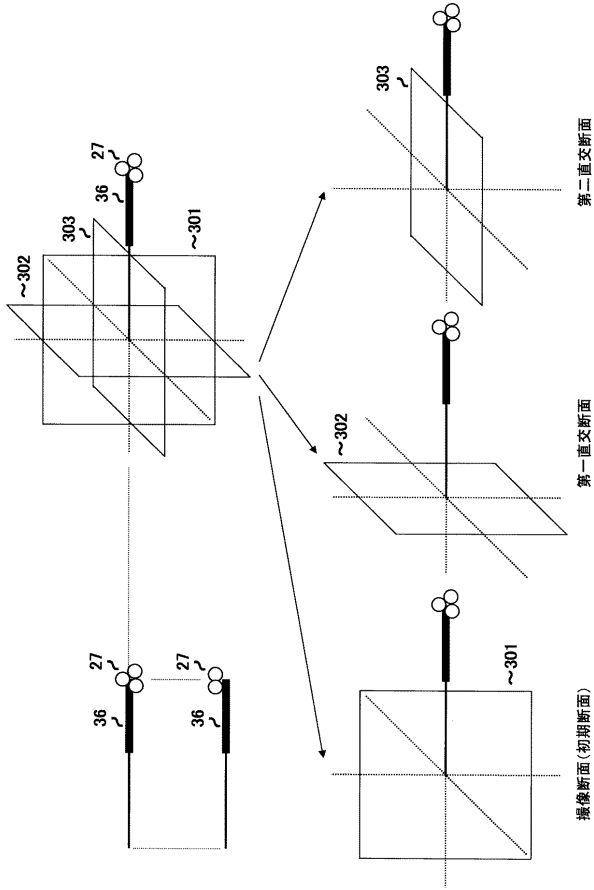
【図1】



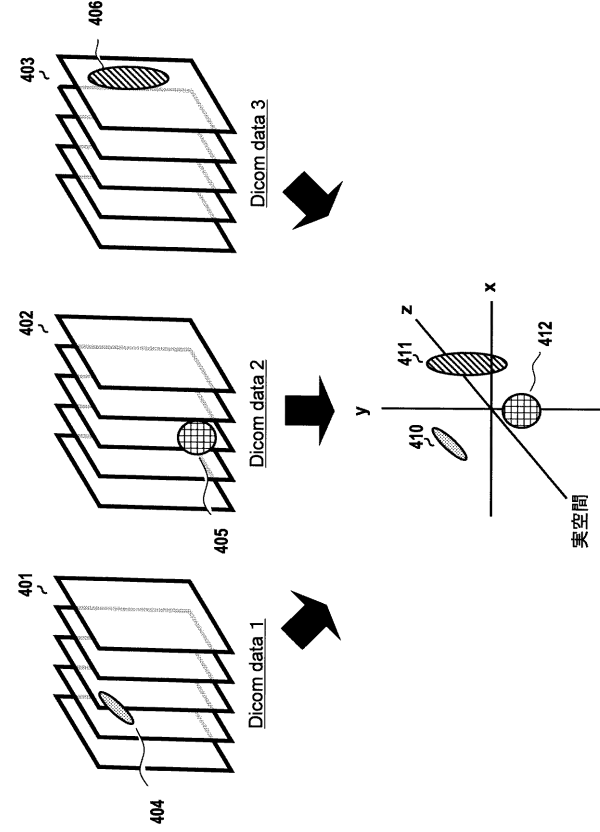
【図2】



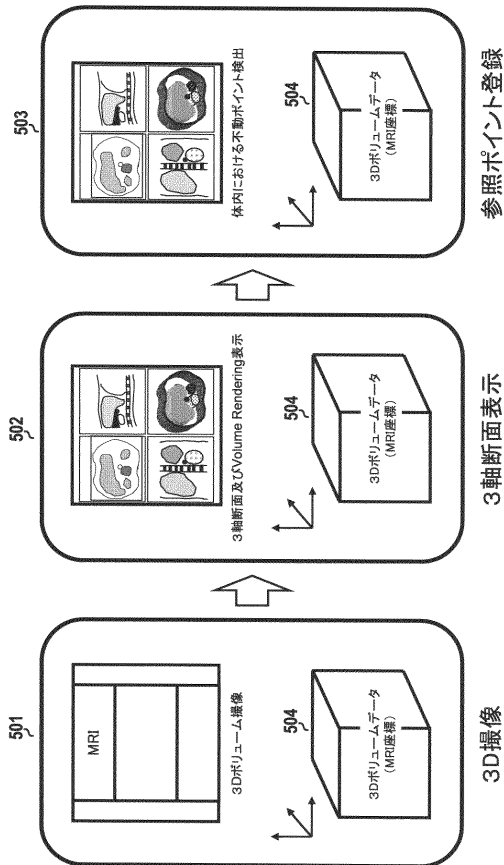
【 図 3 】



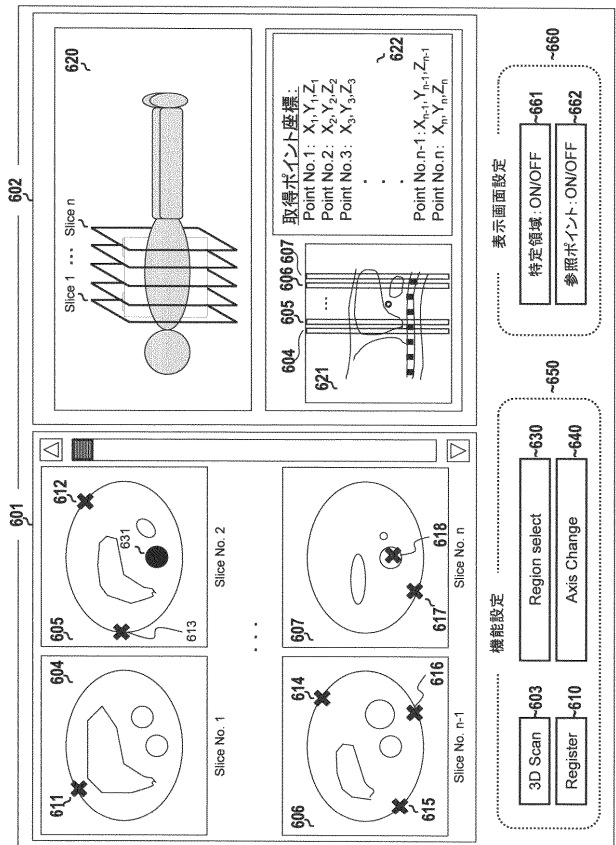
【 図 4 】



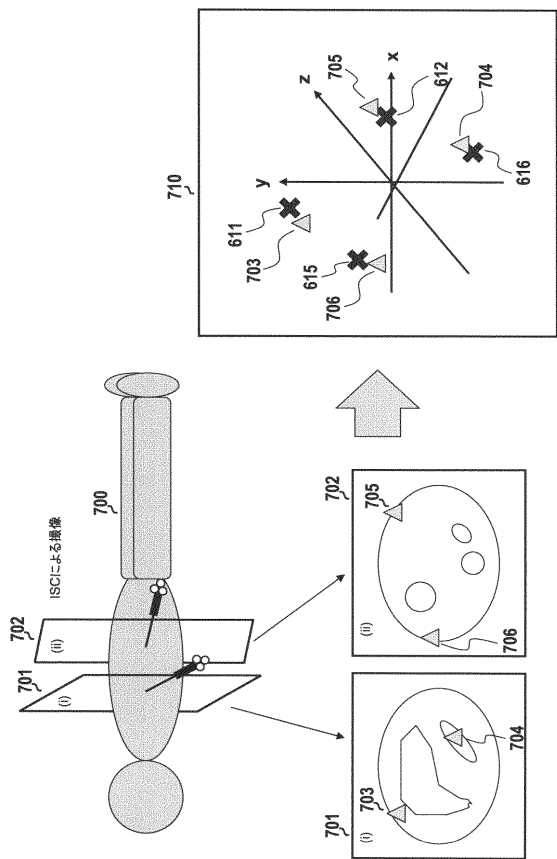
【 図 5 】



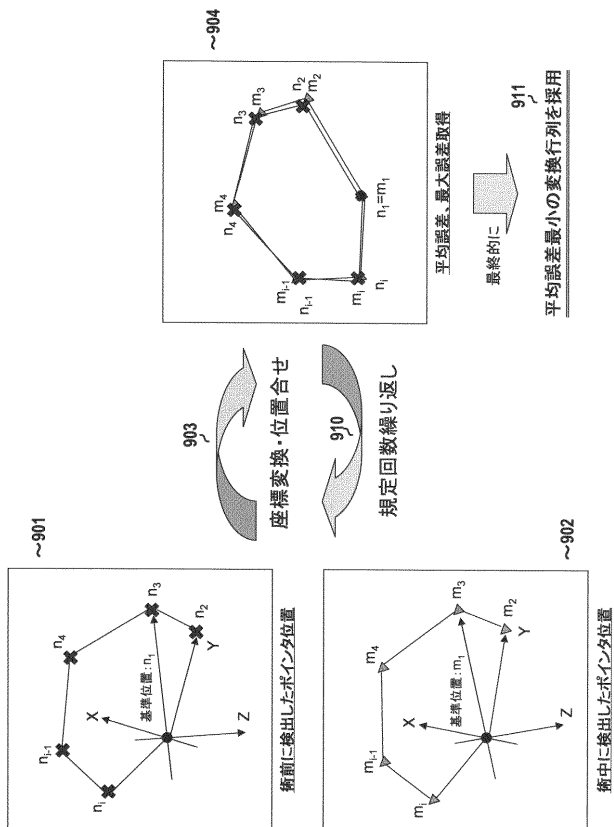
【 図 6 】



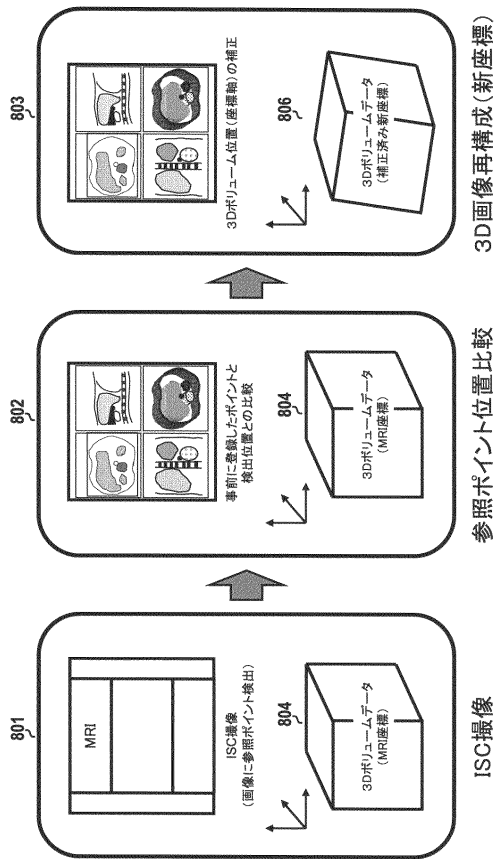
【 図 7 】



【 図 9 】



【 図 8 】



【 図 10 】

