(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第4360679号
(P4360679)
(45)発行日　平成21年11月11日(2009.11.11)　(24)登録日　平成21年8月21日(2009.8.21)

(51)Int.Cl.		F I		
A61B 19/00	(2006.01)	A61B	19/00	510
A61B 5/055	(2006.01)	A61B	5/05	390
G01R 33/28	(2006.01)	G01N	24/02	Y

請求項の数 9　(全 10 頁)

(21)出願番号　特願2004-194155(P2004-194155)
(22)出願日　平成16年6月30日(2004.6.30)
(65)公開番号　特開2005-34640(P2005-34640A)
(43)公開日　平成17年2月10日(2005.2.10)
審査請求日　平成19年6月26日(2007.6.26)
(31)優先権主張番号　特願2003-189422(P2003-189422)
(32)優先日　平成15年7月1日(2003.7.1)
(33)優先権主張国　日本国(JP)

(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
(72)発明者　谷口　拡樹
東京都千代田区内神田１丁目１番１４号　株式会社日立メディコ内
(72)発明者　伊関　洋
東京都荒川区西日暮里３－７－３３　諏訪ヴァンベール１階
審査官　川端　修

最終頁に続く

(54)【発明の名称】定位脳手術計画支援装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
被治療体の頭部を固定する手術フレームと、
前記手術フレームの中心を通る方向に該手術フレームを貫通して前記頭部と接触する複数のヘッドピンと、
前記被治療体の頭部をMRI装置で撮影して取得された画像についての画像空間上の位置を算出する画像位置算出部と、
前記画像位置算出部が算出した画像空間上の位置と、前記被治療体の頭部が配置された実空間上の位置との対応付けを行う座標変換部と、
を備えた定位脳手術計画支援装置において、
前記複数のヘッドピンの内の少なくとも２つの先端又は軸上には、MRI対応マーカーが備えられており、
前記画像位置算出部は、前記マーカーを撮影して取得された画像における該マーカーの位置に基づいて、前記画像空間上の位置を算出することを特徴とする定位脳手術計画支援装置。
【請求項２】
請求項１記載の定位脳手術計画支援装置において、
前記画像位置算出部は、前記複数のマーカーをMRI装置で撮影して取得された画像における該複数のマーカーの位置に基づいて、前記画像空間上の位置を算出する際に、該複数のマーカーを結ぶ線分上又は該線分の近傍に前記画像空間上の原点を設定することを特徴

とする定位脳手術計画支援装置。
【請求項３】
請求項１又は２記載の定位脳手術計画支援装置において、
前記座標変換部は、対角に位置する複数のマーカーを結ぶ線分の交点を前記画像空間上の原点とすることを特徴とする定位脳手術計画支援装置。
【請求項４】
請求項１記載の定位脳手術計画支援装置において、
前記手術フレームは、該手術フレームの中心を通る方向に該手術フレームの外側から内側に向けて貫通し、前記MRI対応マーカーを備えた穿刺針を有することを特徴とする定位脳手術計画支援装置。
【請求項５】
請求項１記載の定位脳手術計画支援装置において、
前記画像位置算出部は、前記画像空間上の位置を算出するための基準として、前記画像空間上における前記手術フレームの位置に基づく手術フレーム座標系を算出することを特徴とする定位脳手術計画支援装置。
【請求項６】
請求項５記載の定位脳手術計画支援装置において、
前記画像位置算出部は、前記マーカーを結ぶ直線へ引いた垂線の長さを最小にする点を前記手術フレーム座標系の原点とすることを特徴とする定位脳手術計画支援装置。
【請求項７】
請求項５記載の定位脳手術計画支援装置において、
前記画像位置算出部は、前記直線上の複数の点から算出される法線ベクトルに基づいて前記手術フレーム座標系を算出することを特徴とする定位脳手術計画支援装置。
【請求項８】
請求項５記載の定位脳手術計画支援装置において、
前記被治療体を撮影して取得された画像上に前記手術フレーム座標系を重畳して表示する表示手段と、この表示手段によって表示された画像上で前記手術フレーム座標系を設定する手段をさらに備えたことを特徴とする定位脳手術計画支援装置。
【請求項９】
請求項１記載の定位脳手術計画支援装置において、
前記手術フレームは、前記ヘッドピンが該手術フレームの中心を通ることが確認可能な位置にガイド孔を備えたことを特徴とする定位脳手術計画支援装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、MR画像を表示して被治療体の定位脳手術計画を支援する定位脳手術計画支援装置に係り、特に手術において指標となるマーカーにより位置決め精度を向上させた定位脳手術計画支援装置に関する。
【背景技術】
【０００２】
一般的に脳神経外科領域における神経膠腫摘出術では、軟部組織コントラスト能、腫瘍描出能の高いMR画像を用いたMRI誘導手術が有効である。
このMRI誘導手術とは、MR画像を用いて手術計画を立てることのできる手術計画支援装置によって、術者が実際にアプローチしている目標点を画像上で確認しながら施行する手術のことをいう。
【０００３】
具体的事例は[特許文献1]、[特許文献2]で説明されている。各文献のうち、[特許文献1]では、被検体頭部の周囲に配置され頭部固定用のボルトを介して頭部を固定すると共に導電体で形成されたU字形状の固定部と、手術用治具が取り付けられると共に導電体で形成されたフレーム部と、前記固定部と前記フレーム部の端部同士を電気的に接続するコネ

クタ部とを有して構成される。これにより、定位脳手術において、手術から撮影、撮影から手術に移行する場合、受信コイルの取り付け、取り外し及び頭部固定具への脱着が必要であり、手術の効率の低下という課題を解決している。

【０００４】

また、手術計画支援装置は、手術器具、3次元トラッキングシステム、演算部および画像表示部からなり、特に3次元トラッキングシステムには、接触型（フレーム）、非接触型（フレームレス）等、多種多様である。

【０００５】

例えば、ポラリスと呼ばれる非接触型の3次元トラッキングシステムでは、手術器具に取り付けた反射球マーカーへ赤外光を照射し、反射した赤外光の位置情報を読み取るシステムである。このシステムを用いた手術計画支援装置は、手術器具と、骨もしくは頭皮に装着したMRI対応マーカーとMR画像との位置合わせから、手術器具が指し示す脳内の形態学的位置情報を3次元的に画像上に表示するものである。

【０００６】

従って、手術計画支援装置の計測精度は、ポラリス本体の光学的な計測誤差、実空間とMR画像空間の位置あわせによる設定誤差、演算処理による計算誤差に依存してしまい、その中でも、実空間とMR画像空間の位置合わせによる設定誤差が最も大きい。これはMRI装置には傾斜磁場・静止磁場不均一性に起因する画像歪みがあるからであり、上記位置あわせで必要となるMR画像によって形成される空間上のMRI対応マーカーの位置がずれている影響があるからである。

【０００７】

【特許文献１】特開2003-126056号公報

【特許文献２】特開2003-000566号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

しかし、非接触型の3次元トラッキングシステムを用いた手術計画支援装置は常に手術器具の位置を追跡して視覚的に脳内の形態学的位置情報をリアルタイムに確認できるため、計測誤差は重大な問題となっていないことが現状である。一方、手術フレームを介して一意的に目標点にアプローチする手術計画支援装置（定位脳手術装置）では、目標点の位置ずれは解決しなければならない問題である。一般的に目標点は、患者の頭部から離れた手術フレームに装着したMRI対応マーカーからなるフレーム座標系（手術フレームに並行な座標系）によって設定されるが、極力、患者の頭部近傍の画像歪みの少ない場所にMRI対応マーカーを設置するか、もしくはMR画像空間でなんらかの処理を施し、画像歪みを少なくする必要がある。

【０００９】

本発明の目的は、MRI装置の画像歪みの少ない場所にMRI対応マーカーを設置して、そのマーカーにより脳外科手術のための正確な位置情報を術者に与える定位脳手術計画支援装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【００１０】

上記目的は、被治療体の頭部を固定する手術フレームと、前記被治療体の頭部を撮影して取得された画像についての画像空間上の位置を算出する画像位置算出部と、前記画像位置算出部が算出した画像空間上の位置と、前記被治療体の頭部が配置された実空間上の位置との対応付けを行う座標変換部と、を備えた定位脳手術計画支援装置において、前記手術フレームは、マーカーを含む部材を有し、前記画像位置算出部は、前記マーカーを撮影して取得された画像における該マーカーの位置に基づいて、前記画像空間上の位置を算出することを特徴とする定位脳手術計画支援装置によって達成される。

これによって、MRI装置の画像歪みの少ない場所にMRI対応マーカーを設置して、そのマーカーにより脳外科手術のための正確な位置情報を術者に与えることができる。

【００１１】
また、本発明の望ましい一実施形態によれば、 前記手術フレームは、前記マーカーを含む部材が該手術フレームの中心を通ることが確認可能な位置にガイド孔を備える。
これによって、手術フレームのガイド孔により、各マーカーを含む部材が手術フレームの中心を通ることが確認できる。
【００１２】
また、本発明の望ましい一実施形態によれば、画像歪みを抑制する撮影シーケンスでフレーム座標系算出用の画像を撮影し、診断に供する撮影シーケンスで被治療体診断用の画像を撮影する。
これによって、フレーム座標系算出用画像と被治療体診断用の画像の双方をそれぞれの用途に応じて必要な精度によって使い分けながら、高い精度のフレーム座標系で目標点を設定することができる。
【００１３】
また、本発明の望ましい一実施形態によれば、前記被治療体を撮影して取得された画像空間に前記手術フレーム座標系を重畳して表示する表示手段と、この表示手段によって表示された画像上で前記手術フレーム座標系を設定する手段をさらに備える。
これによって、フレーム座標系のM R画像に重畳表示されるので、診断用M R画像で生じる画像歪みに影響されずにフレーム座標系を構成できる。

【発明の効果】
【００１４】
本発明によれば、MRI装置の画像歪みの少ない場所にMRI対応マーカーを設置して、そのマーカーにより脳外科手術のための正確な位置情報が術者に与えることができる。
【発明を実施するための最良の形態】
【００１５】
以下添付図面に従って本発明に係わる画像表示装置の好ましい実施形態について詳述する。図1は本発明に係わる手術計画支援装置の構成図、図2は体軸方向から見た手術フレーム設置状況およびMRI対応の基準マーカーの形状を示す図、図3は体軸方向から見た手術フレーム設置状況およびMRI対応ヘッドピンマーカー、MRI対応穿刺針マーカーの形状を示す図、図4は手術フレーム中心点確認用のガイド孔を示す図、図5はフレーム座標系算出方法を示す図、図6はMR画像とマーカーの重畳を説明する図である。図1では、非伝導性、非磁性体である材質、例えばセラミックからなる手術フレームとヘッドピンおよび穿刺針を患者の頭部に取り付け、MRI装置と分離したRF送受信コイルであれば頭部を覆うようにそれを取り付ける。その後、水平磁場または垂直磁場のMRI装置にて画像を取得し、手術計画支援装置に画像を転送して、その画像に基づいて計画した目標点を定位脳手術装置にフィードバックさせる。または、[特許文献1]又は[特許文献2]で説明したように手術フレーム自体をRF受信コイル化した、伝導性、磁性体である材料、例えばアルミニウムからなる手術フレームと、非伝導性、非磁性体である材質のヘッドピンおよび穿刺針を頭部に取り付け、垂直磁場のMRI装置にて画像を取得し、上記と同様の手順で手術支援を行う。つまり、手術フレームは頭部固定フレームまたは定位脳手術フレームといった手術器具としての働きとRF受信コイルといった撮影器具としての働きの2通りが考えられる。
【００１６】
図2，3，4のように手術フレームは、定位脳手術フレーム、もしくは頭部固定フレームと定位脳手術フレームの複合型からなり、その横断面は矩形、円形または楕円形である。手術フレームに取り付けるMRI対応マーカーは図2のように手術フレームの中心を通る線分の対角に位置する基準マーカーが考えられる。マーカーの材質は、T1W画像、T2W画像で高輝度に撮影されるマーカーであり、マーカーの形状は、棒状または点状である。また、図3のように手術フレームの中心を通る方向に手術フレームを貫通し、頭部表面と直接に接触する複数のヘッドピンの先端または軸上に、上記のマーカーを埋め込んだヘッドピンマ

ーカーや、手術フレームの中心を通る方向に手術フレームを貫通し、頭部付近または脳内部に留置できる穿刺針の先端または軸上に、上記マーカーを埋め込んだ穿刺針マーカーが考えられる。ここで、穿刺針は実際に脳内に穿刺できる構造のものだけを指すのではなく、棒状で局所に突き通すことのできる構造の総称をいう。また、ヘッドピンや穿刺針自体は手術フレームと同様に非導電性、非磁性体である材料が好ましい。図3に示す通り、ヘッドピンマーカーや穿刺針マーカーは単体で使用する場合もあれば、組み合わせて使用する場合もある。

【００１７】

図4は、機械的にヘッドピンおよび穿刺針の先端が手術フレームの中心を指しているかを視覚的に確認できるガイド孔を示す。これは、なんらかの原因により、ヘッドピンや穿刺針が変成していないかどうかを確認する意味で重要である。なぜなら、本手術計画支援装置のフレーム座標系はMRI対応マーカーの実空間の位置が構造的に正確であることが前提となっているからである。確認方法として、例えば、ヘッドピンや穿刺針が手術フレームの中心を通過するように挿入されたときに、手術フレームのガイド孔から、手術フレームの中心を通過しているかを確認できる構造であればよい。ガイド孔の位置は、手術フレーム中心を確認できれば、手術フレームのどの位置でもよい。

【００１８】

手術計画支援装置のフレーム座標系算出方法は、手術フレームに上記マーカーを取り付け、常に手術フレームに平行な座標軸と原点を算出する（図4)。まず、手術フレームの対角にマーカーを複数点配置してMR画像を撮影する。マーカーから手術フレームの中心までの距離がわかっている場合、ガイドマーカーを結ぶ式（1）に距離dを掛け合わせた位置の平均値からフレーム座標系の原点$O(o_x,o_y,o_z)$が求められる。

【数１】

$$\text{方向ベクトル}\ \vec{e} = (l, m, n) \qquad (1)$$

【数２】

$$O(o_x,o_y,o_z)=\frac{1}{n}\sum_{k=1}^{n}\vec{e}_k \cdot d_k$$

【００１９】

また、ガイドマーカーから手術フレームの中心までの距離がわかっていない場合、フレーム座標系の中心付近の点から基準マーカーを結ぶ直線g

【数３】

$$g:\ \frac{x-a}{l}=\frac{y-b}{m}=\frac{z-c}{n}\ ,\ l^2+m^2+n^2=1$$

へ引いた垂線の長さを最小とする点をフレーム座標系の原点とする。直線上の点A(a,b,c)とし、直線PAとgのなす角のうち大きくないほうをθとする。次に点Pからgへひいた垂線の足をhとすれば、

ＰＨ＝ＰＡｓｉｎθ

また、PAの方向比はp-a：q-b：r-cより

【数４】

$$PA\cos\theta = |\,l(p-a)+m(q-b)+n(r-c)\,|$$

$$PH=\sqrt{PA^2(1-\cos^2\theta)}=\sqrt{(p-a)^2+(q-b)^2+(r-c)^2-\{l(p-a)+m(q-b)+n(r-c)\}^2}$$

となる。ここでPHが最小となる点p(p,q,r)を推定するために最小2乗法を用いる。目的評価関数Sを最小とするための条件は右辺をp,q,rで偏微分した値が0となることである。これによって、手術フレームの中心を原点とする0(o_x,o_y,o_z)が求められる。

【００２０】

【数５】

$$S=\sum\{(p-a)^2+(q-b)^2+(r-c)^2-\{l(p-a)+m(q-b)+n(r-c)\}^2\}$$

図2の基準マーカーを用いる場合、図5（a）が示す通り、原点は対角の複数の基準マーカーを結ぶ線分の交点である。上記方法はその交点を近似的な原点として算出している。また、フレーム座標系は対角の複数の基準マーカーを結ぶ線分の交点を3点以上算出し、その算出点の外積によって手術フレームに並行な面の法線ベクトルを求め、フレーム座標系の座標軸が算出される。

【００２１】

図3のヘッドピンマーカーまたは穿刺針マーカーを用いる場合、図5（b）が示す通り、原点は対角の複数のヘッドピンマーカーまたは穿刺針マーカーを結ぶ線分の交点であり、図5（a）と同様に近似的な原点である。また、フレーム座標系は上記の長さが最小となる2つの直線上の2点とフレーム座標系の原点から、外積により手術フレームに並行な面の法線ベクトルを求め、フレーム座標系のY軸を決定する。または、フレーム座標系の原点以外のヘッドピンマーカーまたは穿刺針マーカーの3点から法線ベクトルを複数算出し、法線ベクトルの平均値からフレーム座標系のY軸を決定する。患者の体軸に対するフレーム座標系の回転（Y軸に対する回転）は、手術フレームの中心に対してヘッドピンマーカーまたは穿刺針マーカーガイドがどの方向にあるかがわかっているため、回転変換よりフレーム座標系のXYZ軸を構成することができる。

【００２２】

フレーム座標系で計画した目標点の座標は実空間の座標系に変換されることによって、治療器の3次元スケールに合わせられる。方法として、フレーム座標系の原点と手術フレームの中心は一致しているため、フレーム座標系の原点を手術フレームに取り付けた治療器の3次元スケールの原点に並行移動するだけでよい。従って、定位脳手術計画支援装置によって目標点を設定し、その目標点に対して治療器（穿刺システム）で生検・吸引を行う場合、複雑な内部的処理を意識することなく、直感的かつ容易にアプローチしている位置を理解することができる。

【００２３】

以上説明した脳神経外科手術では、患者の頭部はヘッドピンを介して手術フレームに安定に固定され、MRI装置のガントリーの中心（アイソセンター）に設定される。MR画像の画像歪みはアイソセンターが最も少なく、アイソセンターから離れるに従い大きくなることが知られているが、従来のように手術フレームに設置したMRＩI対応マーカー2点により求められたフレーム座標系と比較して、本方法は画像歪みの影響を極力抑えることができる。また、手術フレームを貫通したヘッドピンおよび穿刺針に埋め込んだマーカーを用いれば、さらに画像歪みの影響を受けにくい。

【００２４】

また、図6のようにヘッドピンマーカーや穿刺針マーカーはMR画像の歪みを抑えた撮像

シーケンスにより撮影される。画像歪みを抑えたシーケンスとして、スピンエコー法を用いる。一般的に、手術中に撮影されるMR画像の撮像シーケンスとして、スピンエコー法を用いる場合もあれば、極力、短時間で多くの情報を撮影できるよう、グラジエントエコー法を用いる場合もある。手術の内容により撮像シーケンスは異なるが、グラジエントエコー法では180°パルスを用いないため、磁場の不均一に影響される。つまり、治療体診断用で撮影したMR画像上から、フレーム座標系を算出する場合、画像歪みの影響を大きく受ける可能性がある。そこで、治療体診断用に撮影するMR画像とは別に、フレーム座標系算出用にスピンエコー法で画像歪みを抑えてMR画像を撮影し、後述の方法により算出したフレーム座標系を、被治療体診断用のMR画像に重畳し、そのMR画像上で目標点を設定する。

【００２５】

また、手術中、患者の頭部はピン固定されているため、フレーム座標系用のMR画像と被治療体診断用のMR画像の時間的なモーションアーチファクトは発生せず、単純に同一のMR画像空間としてフレーム座標系と被治療体診断用MR画像の重畳が可能である。従って、被治療体診断用のMR画像に関係なく、歪みの少ないフレーム座標系を構成することができる。これは、マーカーのみを撮影して算出したフレーム座標系を、被治療体撮影用のMR画像に重畳する内部マーカー法とは異なる。上記方法では、マーカーのみを撮影した場合と人体を撮影した場合とではMR画像の歪みが異なることや、それぞれのMR画像撮影に伴う手術ベッドの移動によってフレーム座標系の位置がずれることが考えられる。本方法では、フレーム座標系算出用のマーカーを撮影する場合でも、被治療体を撮影していることや、フレーム座標系用のMR撮影と被治療体診断用のMR撮影で手術ベッドの移動がないことにより、画像歪みの問題が解消されている。

【００２６】

また、本フレーム座標系は、フレーム座標系算出用のMR画像と被治療体診断用のMR画像を別に撮影し、被治療体診断用のMR画像空間にフレーム座標系を重畳する方法を採っており、被治療体診断用のMR画像の歪みに関係なく、最小限に画像歪みを抑えたフレーム座標系を構成することができる。

【００２７】

また、ヘッドピンおよび穿刺針を一度、手術前に設定してしまえば、機構的に位置が変更されることがなく、手術操作を妨げない。さらに、ヘッドピンマーカーと穿刺針マーカーを併用することで、より精度の高い近似的な原点を算出でき、信頼性の高いフレーム座標系を構成することができる。

【図面の簡単な説明】

【００２８】

【図１】本発明に係わる手術計画支援装置の構成図。

【図２】軸方向から見た手術フレームおよびMRI対応の基準マーカー設置状況を示す図。

【図３】軸方向から見た手術フレーム設置状況およびMRI対応マーカーの形状（ヘッドピン、穿刺針マーカー）を示す図。

【図４】手術フレーム中心点確認用のガイド孔を示す図。

【図５】手術計画支援装置のフレーム座標系算出方法を示す図。

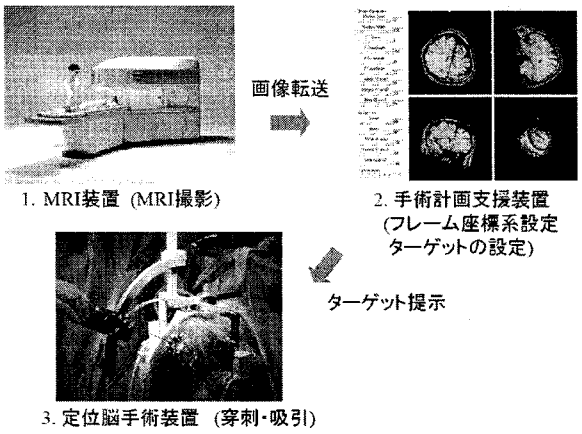
【図６】MR画像とマーカーの重畳を説明する図。

【符号の説明】

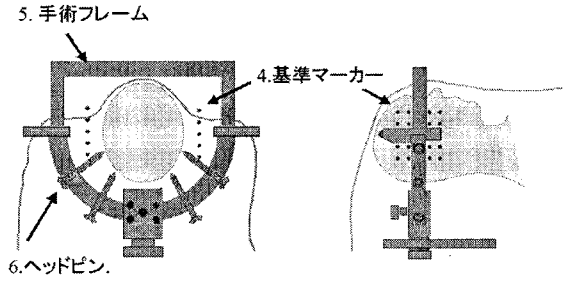
【００２９】

１…MRI装置、２…手術計画支援装置、３…定位脳手術装置、４…基準マーカー、５…手術フレーム、６…ヘッドピン、７…穿刺針、８…ヘッドピンマーカー、９…穿刺針マーカー、１０…ガイド孔、１１…原点、１２…手術フレームに並行な面、１３…フレーム座標系

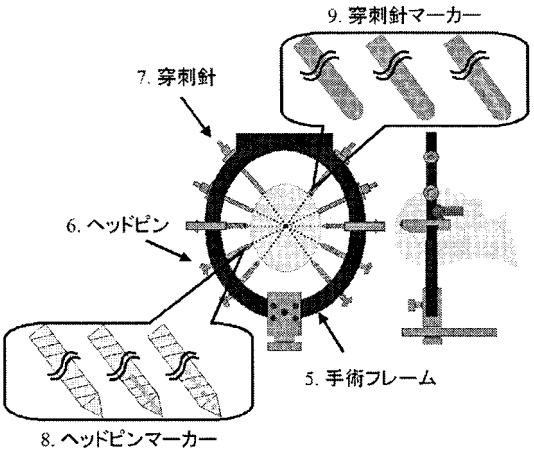
【図１】


画像転送
1. MRI装置 (MRI撮影)
2. 手術計画支援装置
(フレーム座標系設定
ターゲットの設定)
ターゲット提示
3. 定位脳手術装置 (穿刺・吸引)

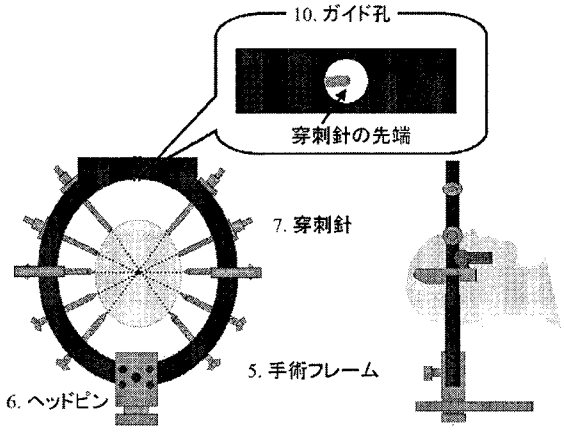
【図２】


5. 手術フレーム
4.基準マーカー
6.ヘッドピン.

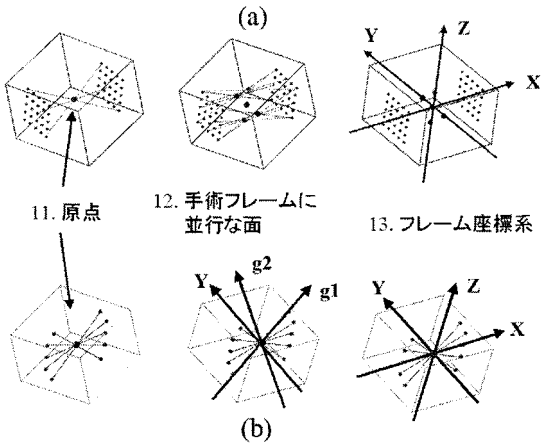
【図３】


9. 穿刺針マーカー
7. 穿刺針
6. ヘッドピン
5. 手術フレーム
8. ヘッドピンマーカー

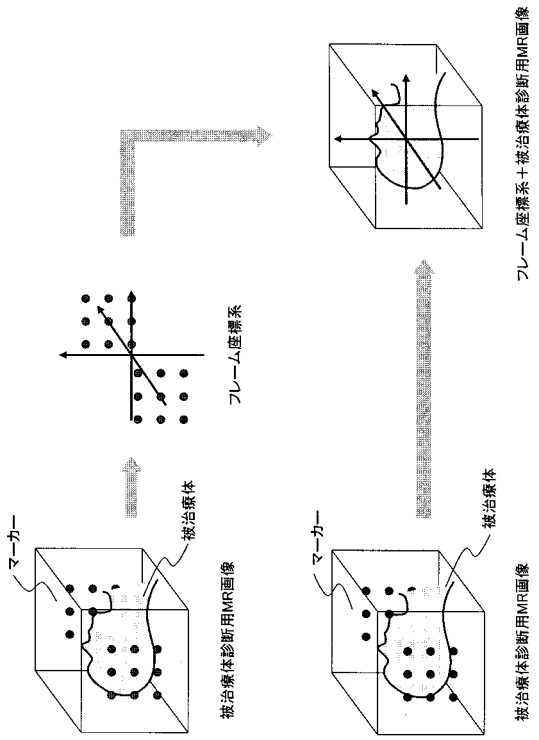
【図４】


10. ガイド孔
穿刺針の先端
7. 穿刺針
5. 手術フレーム
6. ヘッドピン

【図５】


(a)
Y
Z
X
11. 原点
12. 手術フレームに
並行な面
13. フレーム座標系
g2
Y
g1
Y
Z
X
(b)

【図６】


マーカー
被治療体
被治療体診断用MR画像
フレーム座標系
マーカー
被治療体
被治療体診断用MR画像
フレーム座標系＋被治療体診断用MR画像

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平０１－１４６５４３（ＪＰ，Ａ）
特開平０４－１７４６６０（ＪＰ，Ａ）
特開平０３－１７６０４１（ＪＰ，Ａ）
特開平０７－３１３５２５（ＪＰ，Ａ）
特開２００３－１２６０５６（ＪＰ，Ａ）
特開平１１－１３７５６８（ＪＰ，Ａ）
特開平０３－２６７０５４（ＪＰ，Ａ）
特表２００２－５２４１９１（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ １９／００
Ａ６１Ｂ ５／０５５
Ｇ０１Ｒ ３３／２８