

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 19/00 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580010338.4

[43] 公开日 2007 年 5 月 16 日

[11] 公开号 CN 1964676A

[22] 申请日 2005.3.29

[21] 申请号 200580010338.4

[30] 优先权

[32] 2004.3.30 [33] JP [31] 099297/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/005855 2005.3.29

[87] 国际公布 WO2005/094713 日 2005.10.13

[85] 进入国家阶段日期 2006.9.29

[71] 申请人 国立大学法人浜松医科大学

地址 日本静岡県

[72] 发明人 山本清二 寺川进 高井利久
佐藤克广

[74] 专利代理机构 北京德琦知识产权代理有限公司
代理人 宋志强 麻海明

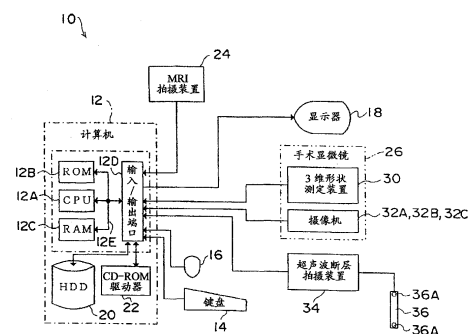
权利要求书 4 页 说明书 22 页 附图 9 页

[54] 发明名称

手术支持设备、方法及程序

[57] 摘要

本发明公开一种手术支持设备及其方法，在该装置和方法中，根据在手术前拍摄的手术部位的多个高精密断层图像，形成所述手术部位的 3 维模型，在手术中，以光学方式测定手术部位的表面，获得表示所述手术部位的表面的各点的 3 维位置的第 1 位置信息。然后，在手术中，通过超声波测定所述手术部位的非露出部分，获得表示所述手术部位的非露出部分的各点的 3 维位置的第 2 位置信息。进一步，根据所述第 1 位置信息和所述第 2 位置信息，利用所形成的 3 维模型，推测所述手术部位的各点的位移和变形。然后，根据所推测的手术部位的各点的位移和变形，补正手术前拍摄的手术部位的多个高精密断层图像，显示所补正的高精密断层图像。



1、一种手术支持设备，该手术支持设备包括：

第 1 获得机构，用于在手术中，以光学方式测定手术部位的表面，获得表示所述手术部位的表面的各点的 3 维位置的第 1 位置信息；

第 2 获得机构，用于在手术中，通过超声波测定所述手术部位的非露出部分，获得表示所述手术部位的非露出部分的各点的 3 维位置的第 2 位置信息；

补正机构，用于根据所述第 1 获得机构所获得的所述第 1 位置信息和所述第 2 获得机构所获得的所述第 2 位置信息，利用根据在手术前拍摄的手术部位的多个高精密断层图像而形成的 3 维模型，推测所述手术部位的各点的位移和变形，补正所述多个高精密断层图像；

显示控制机构，用于将所述补正机构所补正的高精密断层图像显示到显示机构中。

2、根据权利要求 1 所述的手术支持设备，其特征在于，

所述第 1 获得机构包括扫描仪和检测机构，所述扫描仪安装在手术显微镜上，用于通过激光对手术部位的表面进行扫描，所述检测机构安装在所述手术显微镜上，用于接收通过所述手术部位的表面所反射的激光，检测所述手术部位的表面中激光照射的点的 3 维位置；

所述第 1 获得机构在通过激光对所述手术部位的表面上的各点进行扫描的同时，反复地进行所述检测机构的 3 维位置的检测，获得所述第 1 位置信息。

3、根据权利要求 1 所述的手术支持设备，其特征在于，

所述第 1 获得机构进一步包括拍摄机构，所述拍摄机构安装在手术显微镜上，用于拍摄所述手术部位的表面；

所述补正机构还利用所述拍摄机构所拍摄的图像，推测所述手术部位的各点的位移和变形。

4、根据权利要求 1 所述的手术支持设备，其特征在于，

所述第 2 获得机构包括探针和变换机构，所述探针用于向所述手术部位发

送超声波，并且接收在手术部位的非露出部分的各点所反射的超声波，所述变换机构用于将通过探针所接收的超声波变换为断层图像；

所述第2获得机构根据所述探针的3维位置，求出所述变换机构所获得的超声波断层图像上的各点的3维位置，获得所述第2位置信息。

5、根据权利要求4所述的手术支持设备，其特征在于，

所述第1获得机构包括扫描仪和检测机构，所述扫描仪安装在手术显微镜上，用于通过激光对所述手术部位的表面进行扫描，所述检测机构安装在所述手术显微镜上，用于接收通过所述手术部位的表面所反射的激光，检测所述手术部位的表面中激光照射的点的3维位置；所述第1获得机构还进行所述第2获得机构的所述探针的3维位置的检测；

所述第2获得机构根据所述第1获得机构所检测的所述探针的3维位置，求出所述超声波断层图像上的各点的3维位置。

6、根据权利要求1所述的手术支持设备，其特征在于，所述高精密断层图像为通过核磁共振计算机断层拍摄法所拍摄的MRI图像。

7、根据权利要求1所述的手术支持设备，其特征在于，

所述补正机构根据所述第1获得机构所获得的所述第1位置信息和所述第2获得机构所获得的所述第2位置信息，在所述手术部位的3维模型中，对3维位置通过所述第1位置信息或所述第2位置信息已知的点所对应的部分的位置进行修正后，通过有限元法或与其类似的方法，推测所述手术部位的3维模型中未知3维位置的点所对应的部分的位移和变形，根据该推测结果，再次修正所述手术部位的3维模型，根据再修正后的所述手术部位的3维模型，进行所述多个高精密断层图像的补正。

8、根据权利要求1所述的手术支持设备，其特征在于，

在拍摄手术前的多个高精密断层图像时，在手术部位的周边设置3个以上的第1标志，并且在手术时，在手术部位的附近设置3个以上的第2标志；

所述第1获得机构还获得表示所述第1标志和第2标志的3维位置的标志位置信息；

所述补正机构根据所述第 1 获得机构所获得的标志位置信息和所述高精密断层图像上与所述第 1 标志对应的图像部的位置,进行所述高精密断层图像与所述第 1 位置信息以及所述第 2 位置信息之间的位置对应。

9、根据权利要求 1 所述的手术支持设备,其特征在于,在手术中,所述第 1 获得机构反复进行所述第 1 位置信息的获得,所述第 2 获得机构反复进行所述第 2 位置信息的获得,所述补正机构反复进行所述多个高精密断层图像的补正,所述显示机构反复进行所述高精度断层图像的显示。

10、一种手术支持方法,该手术支持方法包括:

第 1 步骤,根据在手术前拍摄的手术部位的多个高精密断层图像,形成所述手术部位的 3 维模型;

第 2 步骤,在手术中,以光学方式测定手术部位的表面,获得表示所述手术部位的表面的各点的 3 维位置的第 1 位置信息,并且在手术中,通过超声波测定所述手术部位的非露出部分,获得表示所述手术部位的非露出部分的各点的 3 维位置的第 2 位置信息;

第 3 步骤,根据在所述第 2 步骤中获得的所述第 1 位置信息和所述第 2 位置信息,利用在第 1 步骤中形成的 3 维模型,推测所述手术部位的各点的位移和变形,根据所推测的所述手术部位的各点的位移和变形,对在手术前拍摄的所述手术部位的多个高精密断层图像进行补正;

以及,第 4 步骤,将在所述第 3 步骤中补正的高精密断层图像显示到显示机构中。

11、一种手术支持程序,将连接有显示机构的计算机用作:

第 1 获得机构,在手术中,以光学方式测定手术部位的表面,获得表示所述手术部位的表面的各点的 3 维位置的第 1 位置信息;

第 2 获得机构,在手术中,通过超声波测定所述手术部位的非露出部分,获得表示所述手术部位的非露出部分的各点的 3 维位置的第 2 位置信息;

补正机构,根据所述第 1 获得机构所获得的所述第 1 位置信息和所述第 2 获得机构所获得的所述第 2 位置信息,利用根据在手术前拍摄的手术部位的多

个高精密断层图像而形成的3维模型,推测所述手术部位的各点的位移和变形,根据所推测的所述手术部位的各点的位移和变形,补正在手术前拍摄的所述手术部位的多个高精密断层图像;

显示控制机构,将所述补正机构所补正的高精密断层图像显示到显示机构中。

手术支持设备、方法及程序

技术领域

本发明涉及手术支持设备、方法及程序，特别是涉及通过补正在手术前拍摄的手术部位的多个高精密断层图像，并将其显示到显示机构中，从而支持动手术的手术支持设备和手术支持方法、以及将计算机用作所述手术支持设备的手术支持程序。

背景技术

核磁共振计算机断层拍摄法(也称为 MRI: Magnetic Resonance Imaging、NMR—CT: Nuclear Magnetic Resonance—Computed Tomography)利用位于静磁场内的活体内的旋转原子核的核磁共振现象，获得活体的断层图像，没有如 X 射线 CT 拍摄的放射线照射，不受骨的影响，具有能够获得任意方向的高精密的断层图像等的特长，用于手术、检查等医疗的各种场合(另外，在下面将根据核磁共振计算机断层拍摄法进行拍摄所获得的断层图像称为 MRI 图像)。

对于比如脑神经外科手术中的摘除对象的脑肿瘤，由于通过目视难以分辨脑肿瘤与正常部分的边界，因此在脑神经外科手术中，事先拍摄头部的 MRI 图像，并通过反复地比较实际的手术区域与头部的 MRI 图像，一边判断脑肿瘤和正常部分的边界，一边推进手术。另外，由于人的脑中具有在功能上重要的区域(功能区域: eloquent area)(比如，运动区域、感觉区域、语言区域、视觉区域、听觉区域等)，因此，事先调查各功能区域如何分布在哪个位置，并在手术中所参照的头部的 MRI 图像上，将各功能区域的分布情况作为地图而显示(也称为 functional mapping MRI)。

有关上面所述，在非专利文献 1 中，公开了光学式手术引导装置，该装

置的构成实现：在脑神经外科的手术中，通过采用红外光的位置检测，借助共同的坐标系，将在手术前拍摄的头部的 MRI 图像和手术区域的空间相互对应的同时，检测进行当前手术操作的点的位置，并将进行当前手术操作的点的位置显示于 MRI 图像上。

另外，在非专利文献 2 中，公开了引导装置，该装置的构成实现：通过超声波探针，在手术中拍摄超声波断层图像的同时，通过红外光检测超声波探针的位置，由此，将手术前拍摄的头部的 MRI 图像与在手术中拍摄的超声波断层图像相互对应，与非专利文献 1 中记载的光学式手术引导装置相同，在 MRI 图像上显示进行当前手术操作的点。

此外，在专利文献 1 中公开了下述的技术，其中，以光学式的位置检测方式，检测手术显微镜的位置和朝向，进行放大率、焦距的数据处理，并将在手术前拍摄的头部的 MRI 图像、脑血管图像等的图像信息与在手术中通过手术显微镜拍摄的实时图像对位，并重叠显示。

还有，在专利文献 2 中公开了下述的技术，其中，将在手术前拍摄的高精密的 MRI 图像（术前图像）再次构成 3 维图像，根据与预测的变形有关的变形条件，对 3 维图像进行变形，并作为变形数据而存储；在手术中拍摄 MRI 图像，将术前图像中的相关区域的 2 维图像再次构成 3 维图像，并与变形数据的类似性进行运算，选择最适合的变形数据，对来自硬性镜的被检物体的图像进行重叠显示。

非专利文献 1：Medtronic SNT、“StealthStation”、[online]、[平成 16 年 3 月 2 日检索]、因特网<URL:

<http://www.stealthstation.com/physician/neuro/library/treon.jsp>>

非专利文献 2：Medtronic SNT、“SonoNav”、[online]、[平成 16 年 3 月 2 日检索]、因特网<URL:

<http://www.stealthstation.com/physician/neuro/library/sononav.jsp>>

专利文献 1：日本专利特开 2000—333971 号公报

专利文献 2：日本专利特开 2002—102249 号公报

发明内容

但是,由于在脑神经外科的手术中,由手术中的操作导致脑变形,因此,即使参照在手术前拍摄的头部的MRI图像,仍难以高精度地判断手术中的实际的脑的状态(比如,脑肿瘤的位置、范围等)。由于上述非专利文献1、非专利文献2和专利文献1中记载的技术均不考虑由手术中的操作所引起的脑的变形,在手术前拍摄的MRI图像中添加新的信息,或将在手术前拍摄的MRI图像与实时图像进行对位并显示,因此,虽然有助于手术,但是,不一定有助于提高手术的精度。

针对上述问题,比如在专利文献2中记载的技术中,通过在手术中定期地进行MRI图像的拍摄,并定期地更新在手术中参照的MRI图像的方式解决。但是,为了实现上述技术,必须在手术室中设置MRI拍摄装置,还必须采用由非磁性材料构成的手术器材等,从而成本极高,限制也非常多,另外,还产生新的问题,即在进行MRI图像的拍摄的期间,不得不中断手术操作问题。另外,专利文献2所述的技术还具有如下缺点:当手术中的手术部位的变形与事先预测的变形条件不同时,显示图像的精度降低。

本发明考虑上述实际情况而完成,本发明的目的在于得到手术支持设备、手术支持方法和手术支持程序,能够以简单的结构,提示高精度地表示手术中的手术部位状态的图像。

本发明的第1形式中提供一种手术支持设备,该手术支持设备的构成包括:第1获得机构,用于在手术中,以光学方式测定手术部位的表面,获得表示所述手术部位的表面的各点的3维位置的第1位置信息;第2获得机构,用于在手术中,通过超声波测定所述手术部位的非露出部分,获得表示所述手术部位的非露出部分的各点的3维位置的第2位置信息;补正机构,用于根据所述第1获得机构所获得的所述第1位置信息和所述第2获得机构所获得的所述第2位置信息,利用根据在手术前拍摄的手术部位的多个高精密断层图像而形成的3维模型,推测所述手术部位的各点的位移和变形,补正所

述多个高精密断层图像；显示控制机构，用于将所述补正机构所补正的高精密断层图像显示到显示机构中。

本发明的第2形式提供一种手术支持方法，该手术支持方法包括：第1步骤，根据在手术前拍摄的手术部位的多个高精密断层图像，形成所述手术部位的3维模型；第2步骤，在手术中，以光学方式测定手术部位的表面，获得表示所述手术部位的表面的各点的3维位置的第1位置信息，并在手术中，通过超声波测定所述手术部位的非露出部分，获得表示所述手术部位的非露出部分的各点的3维位置的第2位置信息；第3步骤，根据在所述第2步骤中获得的第1位置信息和第2位置信息，利用在第1步骤中形成的3维模型，推测所述手术部位的各点的位移和变形，根据所推测的手术部位的各点的位移和变形，对在手术前拍摄的手术部位的多个高精密断层图像进行补正；第4步骤，将所述第3步骤中补正的高精密断层图像显示到显示机构中。

本发明的第3形式提供一种手术支持程序，完成：第1获得机构，在手术中，以光学方式测定手术部位的表面，获得表示所述手术部位的表面的各点的3维位置的第1位置信息；第2获得机构，在手术中，通过超声波测定所述手术部位的非露出部分，获得表示所述手术部位的非露出部分的各点的3维位置的第2位置信息；补正机构，根据所述第1获得机构所获得的所述第1位置信息和所述第2获得机构所获得的所述第2位置信息，利用根据在手术前拍摄的手术部位的多个高精密断层图像而形成的3维模型，推测所述手术部位的各点的位移和变形，根据所推测的手术部位的各点的位移和变形，补正所述多个高精密断层图像；显示控制机构，将所述补正机构补正的高精密断层图像显示到显示机构中。

按照本发明，在手术中，以光学方式测定手术部位的表面，获得表示手术部位的表面的各点的3维位置的第1位置信息，并在手术中，通过超声波测定手术部位的非露出部分，获得表示手术部位的非露出部分的各点的3维位置的位置信息，根据第1位置信息和第2位置信息，利用基于在手术前拍摄的手术部位的多个高精密断层图像而形成的手术部位的3维模型，推测手

术部位的各点的位移和变形，对多个高精密断层图像进行补正，将所补正的高精密断层图像显示到显示机构中，由此，能够获得很好的效果，即，可以以简单的构成，实现提示高精度地表示的手术中的手术部位状态的图像。

附图说明

图 1 为表示手术支持设备的基本结构的方框图；

图 2A 为安装有 3 维形状测定装置和摄像机的手术显微镜的侧视图；

图 2B 为安装有 3 维形状测定装置和摄像机的手术显微镜的底视图；

图 3A 为表示 3 维形状测定装置的内部结构的斜视图；

图 3B 为表示 3 维形状测定装置的内部结构的斜视图；

图 4A 为说明 MRI 图像的拍摄和由 MRI 图像生成 3 维脑模型的形象化的比喻图；

图 4B 为说明 MRI 图像的摄影和由 MRI 图像生成 3 维脑模型的形象化的比喻图；

图 4C 为说明 MRI 图像的摄影和由 MRI 图像生成 3 维脑模型的形象化的比喻图；

图 5 为表示通过计算机执行的手术支持设备的 MRI 图像显示处理的内容的流程图；

图 6A 为说明根据脑表面的各点和相当于脑的非露出部分的各特征点的 3 维坐标，补正 3 维脑模型的形象化的比喻图，为了容易观看由 MRI 图像生成的 3 维脑模型，以 2 维图像简化表示；

图 6B 为说明根据脑表面的各点和相当于脑的非露出部分的各特征点的 3 维坐标，补正 3 维脑模型的形象化的比喻图，并表示根据脑表面的各点和相当于脑的非露出部分的各特征点的 3 维坐标，修正对应节点的位置的三维脑模型；

图 6C 为说明根据脑表面的各点和相当于脑的非露出部分的各特征点的 3 维坐标，补正 3 维脑模型的形象化的比喻图，表示通过有限元法，对位置

未修正的节点位置进行推定运算并补正的3维脑模型,在右中括号中所表示的节点组为通过有限元法进行节点位置的推定运算的节点组。

具体实施方式

下面参照附图,具体对本发明的实施方式的一个例子进行描述。另外,在下面以用于支持摘除手术部位为脑的内部所产生的脑肿瘤的手术的情况为例,说明本发明,但是本发明并不限于此。

图1示出本实施方式的手术支持设备10。该手术支持设备10包括由个人计算机(PC)等构成的计算机12。该计算机12包括:CPU12A、ROM12B、RAM12C以及输入/输出端口12D,这些通过总线12E相互连接。另外,在输入/输出端口12D中分别连接有:键盘14和鼠标16,其用于用户输入任意的信息,或提供各种指示;显示器18,其由LCD或CRT构成,并可显示任意的信息;硬盘驱动器(HDD)20和CD-ROM驱动器22。另外,显示器18与本发明的显示机构相对应。

在计算机12的HDD20中,预先安装有用于形成后述的3维脑模型的3维模型生成程序,以及用于进行后述的MRI图像显示处理的MRI图像显示程序。

将3维模型生成程序和MRI图像显示程序安装(移入)到计算机12的方法有几种,比如,将3维模型生成程序和MRI图像显示程序,与安装程序一起记录到CD-ROM中,然后将该CD-ROM置于计算机12的CD-ROM驱动器22中,并指示CPU12A执行上述安装程序,则CPU12A从CD-ROM中依次读出3维模型生成程序和MRI图像显示程序,依次写入HDD20中,并根据需要进行各种设定,由此,进行3维模型生成程序和MRI图像显示程序的安装。

另外,在计算机12中的输入/输出端口12D中分别连接有:MRI拍摄装置24,可通过核磁共振计算机断层拍摄法,拍摄任意方向的活体的高精密的断层图像(MRI图像);3维形状测定装置30和摄像机32,它们安装在

手术显微镜 26 上；超声波断层拍摄装置 34，可拍摄活体的超声波断层图像。MRI 拍摄装置 24 为在手术前拍摄本发明的“手术部位的多个高精密断层图像”的拍摄装置，该装置设置在 MRI 拍摄室中，MRI 拍摄室的设置独立于进行手术的手术室。另外，当计算机 12 进行后述的 MRI 图像显示处理时，由于从 MRI 拍摄装置 24 获得在手术前通过 MRI 拍摄装置 24 所拍摄的 MRI 图像的数据即可，故计算机 12 也可以不与 MRI 拍摄装置 24 连接，可通过比如 CD-R 或 CD-RW、MO、ZIP、DVD-R、DVD-RW 等各种记录媒体中的任意一个，将 MRI 图像的数据从 MRI 拍摄装置 24 传送到计算机 12。

另一方面，手术显微镜 26 的结构中包括图 2 所示的显微镜部分 38，在该显微镜部分 38 上，安装有：物镜 40 和目镜 42，物镜 40 朝向显微镜部分 38 的下侧（图 2（A）的下侧），目镜 42 从显微镜部分 38 的侧面向斜上方突出地设置。另外，物镜 40 具体为由多个透镜构成的变焦透镜（可改变焦距的透镜）。另外，在物镜 40 和目镜 42 之间，设置有将射入物镜 40 的光导向目镜 42 的棱镜等光学部件，但该棱镜等光学部件没有图示。从而，通过两眼通过目镜 42 的手术人员，能够视觉辨认（立体观看）由物镜 40 和目镜 42 形成的拍摄对象的光学影像。此外，在物镜 40 和目镜 42 之间，设置有调焦机构，手术人员通过操作脚踏开关或安装在显微镜部分 38 的镜筒附近的开关，可调节拍摄对象的光学影像的焦距和变焦倍数。

手术显微镜 26 包括固定在手术室内的规定位置的基体部分，基体部分上以可旋转的方式连接有臂 44 的一端，该臂 44 由多根杆的端部之间以可旋转的方式连接而成，显微镜部分 38 以可旋转的方式连接在臂 44 的另一端（前端）（在图 2 中，仅示出臂 44 的一端）。在显微镜部分 38 的侧面，安装有操作用的持握部分 46。手术人员持握该持握部分 46 移动显微镜部分 38，从而使臂 44 的各连接部（关节）旋转，可以将显微镜部分 38 移向所需位置，或朝向所需的方向，手术人员可将所需的范围通过光学影像辨认。

另外，在显微镜部分 38 的底面安装有测定/拍摄组件 48，该测定/拍摄组件 48 由 3 维形状测定装置 30 和摄像机 32 成为一体而形成的。测定/拍摄

组件 48 的机壳呈箱形，摄像机 32 以能够对显微镜部分 38 的下方侧进行拍摄的方式安装在测定/拍摄组件 48 的机壳上。另外，在测定/拍摄组件 48 的机壳的底面，设有矩形的开口，该开口由光透射性的盖 50 关闭，3 维形状测定装置 30 安装在与测定/拍摄组件 48 的机壳内部的盖 50（开口）相对应的位置。

如图 3 所示，3 维形状测定装置 30 包括架设在一对导轨（rail）54 之间的活动基座 56。在活动基座 56 中螺合有滚珠丝杠 60，该滚珠丝杠 60 通过与导轨 54 平行地延伸设置的马达 58 而旋转，伴随滚珠丝杠 60 的旋转，活动基座 56 沿导轨 54 滑动。另外，在活动基座 56 上安装有包括激光光源的发光部分 62，在发光部分 62 的激光（送出激光）射出侧，依次设置有电流计反射镜 66 和安装在活动基座 56 上的反射镜 64，其中，电流计反射镜 66 伴随安装在马达 72 的旋转轴上的马达 72 的驱动改变朝向。从发光部分 62 射出的送出激光通过反射镜 64、电流计反射镜 66 反射，透过盖 50，向测定/拍摄组件 48 的机壳之外射出。

然后，向测定/拍摄组件 48 的机壳之外射出的送出激光通过照射对象（比如，手术部位的脑的表面）反射，形成返回激光，通过盖 50，射入反射镜 67 中。反射镜 67 以与电流计反射镜 66 相同的朝向安装在马达 72 的旋转轴上，以伴随马达 72 的驱动能够改变朝向。在反射镜 67 的返回激光射出侧，依次设置反射镜 68、透镜 69、由多个光电转换元件排成一行所构成的线形传感器 70，射入到反射镜 67 中的返回激光通过反射镜 67、68 反射，透过透镜 69，在线形传感器 70 中接收返回激光。线形传感器 70 的输出信号通过放大器、A/D 转换器，输入到 3 维形状测定装置 30 的控制器中（均未图示）。该控制器中，连接有检测活动基座 56 的位置的位置传感器、检测电流计反射镜 66（和反射镜 67）的朝向的角度传感器。

该控制器根据经过从线形传感器 70 到放大器、A/D 转换器而输入的接收光数据，判断由线形传感器 70 中的哪个光电转换元件接收激光，并根据在线形传感器 70 上的接收激光的光电转换元件的位置、由传感器所检测到

的活动基座 56 的位置以及电流计反射镜 66 的朝向,通过三角测量法检测(运算)被照射对象上的激光照射位置的 3 维坐标(具体的说,以测定/拍摄组件 48 的机壳的位置为基准而设定的 3 维坐标系(称为“机壳坐标系”)中的 3 维坐标)。另外,该控制器中分别连接有马达 72、58,控制器驱动马达 72,改变电流计反射镜 66(和反射镜 67)的朝向,由此,沿着与马达 72 的旋转轴的轴线相垂直的方向,移动被照射对象上的激光照射位置(主扫描)的同时,通过移动马达 58 移动活动基座 56,由此,沿着与导轨 54 平行的方向,移动被照射对象上的激光照射位置(副扫描)。

从而,被照射对象的表面形状(被照射对象的表面的各部位的 3 维坐标)的整个面,由 3 维形状测定装置 30 测定。当计算机 12 发出指示时,3 维形状测定装置 30 进行被照射对象的表面形状的测定,并将表示通过测定所得到的被照射对象的表面的各部位的 3 维坐标的数据(在下面将该数据称为“表面测定数据”)输出给计算机 12。在此,表面测定数据与本发明的第 1 位置信息相对应,导轨 54、活动基座 56、马达 58、滚珠丝杠 60、发光部分 62、反射镜 64、电流计反射镜 66 和马达 72 与权利要求 2 所述的扫描仪相对应,反射镜 67、68、透镜 69、线形传感器 70 和马达 72 分别与权利要求 2 所述的检测机构相对应。另外,摄像机 32 的位置和朝向已调节好,以拍摄与 3 维形状测定装置 30 的测定范围相同的范围。

此外,如图 1 所示,在超声波断层拍摄装置 34 中,连接有探针 36,探针 36 发送超声波,并接收通过任意的物体所反射的超声波。超声波断层拍摄装置 34 由探针 36 接收超声波,并将由探针 36 输入的信号变换为超声波断层图像,并输出给计算机 12。另外,为了检测探针 36 的位置和朝向,在该探针 36 的前端部和后端部贴上由光反射率高的材料构成的标志 36A。如后述,当超声波断层拍摄装置 34 进行超声波断层图像的拍摄时,由 3 维形状测定装置 30 测定贴在探针 36 上的标志 36A 的 3 维坐标。

下面对本实施方式的作用进行描述。在本实施方式中,在进行摘除脑肿瘤的手术时,首先,在 MRI 拍摄室中通过 MRI 拍摄装置 24 事先拍摄患者

(手术对象者)的头部的MRI图像。在拍摄MRI图像时,如图4B所示,根据事先对患者的头部所确定的皮肤切开线(表示切开头皮的位置的线),在患者的头部中对应于手术切开范围的周边的位置中,贴3个或更多的术前标志80,该术前标志80由在MRI图像上映现的材料构成。该术前标志80对应于权利要求8所述的第1标志,例如,可采用直径大小为5mm程度的、白色的球状的标志。另外,图4B所示的开颅范围指,在手术时切除头盖骨的范围。

另外,作为例子,如图4A所示,在患者的头部中,针对以一定间隔(比如,1mm程度)设定的多个断面,由MRI拍摄装置24拍摄每个断面的MRI图像。由此,获得高精密地显示所设定的各断面的多个MRI图像(手术部位的多个高精密断层图像)。另外,通过拍摄所获得的多个MRI图像的一部分中,还照入术前标志80。而且,对于贴在患者头部上的术前标志80,不改变贴附位置并保留,直至手术。另外,MRI拍摄装置24所拍摄的多个MRI图像与本发明的多个高精度断层图像(权利要求6所述的MRI图像)相对应。

通过上述拍摄所获得的多个MRI图像的数据,从MRI拍摄装置24输入到计算机12中,并存储到HDD20中。然后,通过计算机12形成患者的脑的3维模型(3维脑模型)。具体的说,首先,在输入的数据所表示的多个MRI图像中,选择包括3个术前标志80中的至少1个术前标志的全部MRI图像,设定以所选择的MRI图像上的3个术前标志80的位置为基准(比如,将3个术前标志80中的任意一个术前表示作为原点)的3维坐标系(以下称为MRI坐标系)。然后,从多个MRI图像中,分别抽取相当于患者的脑中的图像区域,并对于从多个MRI图像中所抽取的图像区域,设定多个位于脑的表面或内部且容易判断的MRI图像、表面测定数据、超声波断层图像上的特征点(还包括与脑沟、脑回、动脉、静脉等脑的特征部分相对应的点、相当于脑肿瘤和正常部分之间的边界的点),求出各特征点在MRI坐标系中的3维坐标,同时将各特征点在MRI坐标系中的3维坐标和各特

征点在 MRI 图像上的位置存储到 HDD20 等中。

接着,在所设定的多个特征点中,将位于脑的表面的特征点(节点)通过边连接,并将通过边所包围的部分视为平面,由此,形成表示脑的外缘的立体模型的同时,将位于脑的内部特征点(节点)也通过边连接,并将通过边所包围的部分视为平面,由此,将表示脑的外缘的立体模型分为多个立体元素。这样,如图 4C 所示,根据患者头部的多个 MRI 图像,可以形成用多个立体元素的集合表示的患者的脑的 3 维模型。然后,计算机 12 根据 MRI 坐标系中的各特征点(各节点)的 3 维坐标,调整 3 维脑模型的节点的疏密,如果在 3 维脑模型中存在节点间距大(密度低)的区域,则通过在该区域中添加节点,平均化构成 3 维脑模型各立体元素的尺寸。然后,计算机 12 将所形成的 3 维脑模型的数据存储到 HDD20 中。

在此,也可以通过与计算机 12 不同的其它计算机形成所述 3 维脑模型,并将所形成的 3 维脑模型的数据转发给计算机 12。

在上述 MRI 图像的拍摄和 3 维脑模型的形成完成之后,进行摘除脑肿瘤的手术,但是,在该手术开始时,由手术人员指示计算机 12 启动 MRI 图像显示程序,由此,在手术中,通过计算机 12 进行 MRI 图像显示处理。下面参照图 5 所示的流程图,对该 MRI 图像显示处理进行说明。

在步骤 100 中,判定患者的开颅手术是否完成,在判定为“是”之前,反复进行步骤 100。在脑肿瘤摘除手术中,首先,切开患者的头皮,使头盖骨露出,然后,在所露出的头盖骨中,切除事先所确定的开颅范围的部分,由此,进行使手术部位的脑露出的开颅手术。当开颅手术结束,并由手术人员通过键盘 14 输入表示开颅手术完成的信息时,步骤 100 的判定结果为“是”,并转到步骤 102,通过在显示器 18 中显示消息等方式,要求手术人员设置术中标志。然后,在下一步骤 104 中,判定是否完成术中标志的设置,在判定结果为“是”之前,反复进行步骤 104。

当要求设置术中标志时,作为实例如图 4B 所示,手术人员在通过开颅手术切除头盖骨的一部分所形成的骨窗附近的头盖骨上,设置 3 个或 3 个以

上的术中标志 82。在此，术中标志 82，比如与前述的术前标志 80 相同，可以采用直径为 5mm 程度大小的、白色的球状的标志。当结束术中标志 82 的设置时，手术人员移动开颅手术期间设置在不妨碍开颅手术的位置上的手术显微镜 26 的显微镜部 38，让通过开颅手术所露出的脑，进入手术显微镜 26 的物镜 40 和目镜 42 形成光学像的视野范围内的位置之后（随着该显微镜部 38 的移动，所露出的脑、术中标志 82、术前标志 80 进入 3 维形状测定装置 30 的测定范围内和摄像机 32 的拍摄范围内），通过键盘 14 输入表示术中标志 82 的设置完成的信息。

由此，步骤 104 的判定结果为“是”，在下一步骤 106 以后，进行求出坐标变换式的变换处理，其中，坐标变换式用于将机壳坐标系中的坐标值变换为 MRI 坐标系中的坐标值。即，首先，在步骤 106 中，将表示当前状态为“测定中”的消息显示到显示器 18 中，由此，中断手术操作。然后，在步骤 108 中，指示 3 维形状测定装置 30 测定表面形状的同时，指示摄像机 32 拍摄脑的表面。由此，在 3 维形状测定装置 30 中，通过改变电流计反射镜 66（和反射镜 67）的朝向的同时移动活动基座 56，反复向包括脑的表面的患者头部射出送出激光，并根据在线形传感器 70 上接收通过患者头部所反射的返回激光的位置，检测（运算）激光照射位置的 3 维坐标，由此，进行经过开颅手术的患者头部的表面形状（包括脑的表面的头部各部位的 3 维坐标）的测定。而摄像机 32 分别对脑的表面进行拍摄。上述 3 维形状测定装置 30 的表面形状的测定和摄像机 32 的拍摄在 20 秒程度的时间内完成。

在步骤 110 中，从 3 维形状测定装置 30 中获取表面测定数据，该数据是 3 维形状测定装置 30 测定经过开颅手术的患者头部的表面形状所得到的，同时从摄像机 32 中获取摄像机 32 所拍摄得到的图像数据。在步骤 112 中，从 3 维形状测定装置 30 中所获取的表面测定数据中，抽取与各术前标志 80 和各术中标志 82 对应的数据（术前标志 80 和术中标志 82，由 3 维形状测定装置 30 作为球状的物体而检测），并根据所抽取的数据，通过运算求出各术前标志 80 和各术中标志 82 的中心的 3 维坐标。

另外，由于术前标志 80 和术中标志 82，在摄像机 32 拍摄所获得的拍摄图像中以圆形的图像部存在，因此，通过将表面测定数据中所抽取的数据所表示的各术前标志 80、各术中标志 82 所对应的球状物体的中心，与存在于拍摄图像中的各术前标志 80、各术中标志 82 所对应的圆形图像部的中心重合，由此能够重合表面测定数据和拍摄图像。而且，也可以在开颅手术之前（在设置术中标志 82 之前），先求出各术前标志 80 的 3 维坐标，通过比较在步骤 112 中运算的各术前标志 80 的 3 维坐标所表示的各术前标志 80 的位置关系（术前标志 80 的间隔）和在开颅手术之前所求出的各术前标志 80 的位置关系，检查术前标志 80 的位置是否随着开颅手术变化，并根据需要，修正术前标志 80 的位置、再导出术前标志 80 和术中标志 82 的 3 维坐标。

在步骤 112 中运算的各术前标志 80 和各术中标志 82 的 3 维坐标为机壳坐标系中的坐标值，但是，由于各术前标志 80 在 MRI 坐标系中的 3 维坐标值是已知的，因此，在下一步骤 114 中，根据步骤 112 中运算的各术前标志 80 和各术中标志 82 的 3 维坐标值所表示的术前标志组和术中标志组的位置关系、以及各术前标志 80 在 MRI 坐标系中的坐标值，以术中标志 82 的位置为基准，导出将机壳坐标系中的 3 维坐标值变换为 MRI 坐标系中的 3 维坐标值的坐标变换式，并将所导出的坐标变换式存储于 HDD20 中。由此，完成变换处理。

在本实施方式中，由于将术前标志 80 设置在患者头部的头皮上，因此，术前标志 80 的位置随着手术的进行而有可能变化，但是，由于术中标志 82 设置在骨窗附近的头盖骨上，因此术中标志 82 的位置在手术过程中不变化。另外，在本实施方式中，如上所述，由于以术中标志 82 的位置为基准，导出将机壳坐标系中的 3 维坐标值变换为 MRI 坐标系中的 3 维坐标值的坐标变换式，因此，可通过采用所述坐标变换式，即使术前标志 80 的位置随着手术的进行而发生变化，也不受到影响，可以以术中标志 82 的位置为基准，能够以良好的精度将机壳坐标系中的 3 维坐标值变换为 MRI 坐标系（以当

初的术前标志 80 的位置为基准而设定的 MRI 坐标系)中的 3 维坐标值,并能够以良好的精度进行 3 维脑模型(以及 MRI 图像)和第 1 位置信息(表面测定数据)以及第 2 位置信息(非露出部分数据:具体内容在后面描述)之间的位置对应。

另外,以术中标志 82 的位置为基准,将机壳坐标系中的 3 维坐标值变换为 MRI 坐标系中的 3 维坐标值,从而,在 3 维形状测定装置 30 的后续测定和摄像机 32 的后续拍摄中,不必将设置在相对开颅手术范围(骨窗)距离较大的位置的术前标志 80 加入到 3 维形状测定装置 30 的测定范围内和摄像机 32 的拍摄范围内。由此,可以在显微镜部 38(3 维形状测定装置 30 和摄像机 32)接近于手术部位的脑的情况下,进行 3 维形状测定装置 30 的测定和摄像机 32 的拍摄,因此,还可以提高 3 维形状测定装置 30 的测定和摄像机 32 的拍摄的精度。

在下一步骤 116 中,删除显示器 18 中所显示的“测定中”的消息的同时,从 HDD20 中读取在手术前所拍摄的 MRI 图像的数据,并根据所读取的数据,在显示器 18 中显示 MRI 图像(患者脑的高精密的断层图像)。通过参照显示器 18 中所显示的上述 MRI 图像,手术人员可以在开颅手术结束后的阶段中,正确地判断摘除对象为脑肿瘤的位置等。在此,也可以设置用于显示 MRI 图像的专用的高精密的显示器,并在该高精密显示器中显示 MRI 图像。另外,在显示器 18 中不仅只显示 MRI 图像,而且也可以运算手术显微镜 26 的物镜 40 和目镜 42 形成光学影像的视野范围的中心对应于 MRI 图像上的哪个位置,并通过在 MRI 图像上的所运算得到的位置中显示比如闪烁的标志等方式,在 MRI 图像上明示手术人员所关注的部位。

另外,在如上所述的开颅手术完成之后的阶段中,并不限于显示在手术之前所拍摄的 MRI 图像(未补正的 MRI 图像)的情况,可以考虑因开颅手术所产生的脑位移、变形的可能性,即使在开颅手术完成之后的阶段,也可以显示经过后述的步骤 122~步骤 150 的处理而补正的 MRI 图像,也可以在开颅手术完成之后的阶段,可以由手术人员选择是显示未补正的 MRI 图像,

还是显示已补正的 MRI 图像。

在下一步骤 118 中,判定是否到需要更新显示器 18 中所显示的 MRI 图像的时刻。该判定可以通过判断 MRI 图像的显示开始之后(或在上次进行 MRI 图像的更新之后),是否经过一定时间的方式进行,还可以通过判断手术人员是否指示 MRI 图像的更新的方式进行。如果步骤 118 中判定结果为“否”,则转到步骤 120,判断手术是否结束。该判定可以通过判断表示手术结束的信息是否通过键盘 14 由手术人员输入的方式进行。如果该判定结果也为“否”,则返回到步骤 118,在上述任一判定结果为“是”之前,反复进行步骤 118、120。

如上所述,如果代替“测定中”的消息,在显示器 18 中显示 MRI 图像,则手术人员开始脑肿瘤摘除手术中的开颅手术之后的手术操作,在该手术操作中包括,比如通过手术工具(ヘラ)按压脑,切开或切除脑的一部分等的操作。然而,对脑进行这样的操作时,由于脑的各部分产生位移、变形,因此,实际的脑的状态(各部分的位置、形状)与显示器 18 中所显示的 MRI 图像所表示的脑的状态变为不同,即使参照显示器 18 中所显示的 MRI 图像,手术人员仍难以以良好的精度判断摘除对象的脑肿瘤的位置、范围等。由此,在 MRI 图像显示处理中,如果 MRI 图像的显示开始之后(或上次进行 MRI 图像的更新之后)经过一定时间,或由手术人员通过键盘 14 输入指示更新 MRI 图像的信息,则步骤 120 的判定结果为“是”,然后转到步骤 122,在步骤 122 之后,对显示器 18 中所显示的 MRI 图像进行补正、更新的处理。

即,首先,在步骤 122 中,将表示当前状态为“测定中”的消息显示到显示器 18 中,中断手术操作。然后,在步骤 124 中,指示 3 维形状测定装置 30 测量表面形状的同时,指示摄像机 32 拍摄脑的表面。由此,在 3 维形状测定装置 30 中,通过改变电流计反射镜 66(和反射镜 67)的朝向的同时移动活动基座 56,反复进行向包括脑的表面的患者头部射出送出激光,并根据在线形传感器 70 上接收患者的头部所反射的返回激光的位置,检测(运算)激光的照射位置的 3 维坐标的操作,从而,进行经过开颅手术的患者头

部的表面形状（头部的各部位的3维坐标）的测定。另外，摄像机32分别对脑的表面进行拍摄。上述3维形状测定装置30的表面形状的测定和摄像机32的拍摄在20秒程度的时间内完成。

另外，在脑肿瘤摘除手术等中，手术人员持握持握部46移动手术显微镜26中的显微镜部38，并通过手术显微镜26视觉辨认进行手术操作的部分，进行该手术，而由于3维形状测定装置30和摄像机32安装在该手术显微镜26上，因此，在3维形状测定装置30进行表面形状的测定，或者摄像机32进行拍摄时，不必重新调整表面形状的测定范围和拍摄范围，3维形状测定装置30可以仅仅通过测定机壳坐标系中的一定范围内的表面形状，就可以测定包括脑的表面、术中标志82的测定范围内的表面形状，同样对于摄像机32，也可以仅仅通过对一定拍摄范围进行拍摄，就可以拍摄到包括脑的表面、术中标志82的拍摄范围。

在步骤126中，从3维形状测定装置30中获取通过3维形状测定装置30的测定所得到的表面测定数据的同时，从摄像机32中获取通过摄像机32进行拍摄所得到的图像数据。在步骤128中，从3维形状测定装置30中所获取的表面测定数据中，分别抽取与各术中标志82对应的数据，并根据所抽取的数据，通过运算分别求出各术中标志82的中心的3维坐标。在步骤130中，从HDD20中读取在先步骤114中所导出的坐标变换式，并利用所读取的坐标变换式，以在步骤128中所求出的3维坐标所表示的各术中标志82的位置为基准，将表面测定数据所表示的脑表面的各点的3维坐标（机壳坐标系中的坐标值），分别变换为MRI图像系统中的3维坐标值，并将坐标变换后的表面测定数据存储到HDD20中。由此，第1位置信息（表面测定数据）和3维脑模型（以及MRI图像）之间的位置对应完成。

在步骤132中，将要求手术人员进行超声波断层图像的拍摄的消息显示到显示器18中，由此，采用超声波断层拍摄装置34拍摄脑的超声波断层图像的同时，指示3维形状测定装置30进行表面形状的测定。由此，手术人员持握探针36，将探针36的前端朝向患者的脑的状态下，指示超声波断层

拍摄装置 34 进行超声波断层图像的拍摄。

超声波断层拍摄装置 34 收到拍摄超声波断层图像的指示时，在沿着一定方向改变探针 36 的前端发送超声波的方向的同时，反复进行从探针 36 的前端发送超声波，根据由任意物体反射而由探针 36 所接收的超声波，将探针 36 所输出的电信号变换为数字数据，并存储到存储器等的操作，然后，通过重新排列存储器等中存储的数据，形成表示与上述一定方向平行的断面的脑的超声波断层图像的数据。而且，手术人员在向着与上述一定方向大致垂直的方向，每次以基本一定的距离，移动探针 36 的同时，反复进行指示超声波断层拍摄装置 34 拍摄超声波断层图像的操作。

由此，对患者的脑，可以分别拍摄以基本一定的距离间隔的多个断面所对应的多个超声波断层图像。其中，多个超声波断层图像的拍摄在 3 分钟程度的时间内完成。而且，在拍摄如上所述的各断面所对应的超声波断层图像的期间，继续由 3 维形状测定装置 30 测定表面形状，由此，可以反复地测出探针 36 的位置（贴在探针 36 上的标志 36A 的 3 维坐标）和术中标志 82 的位置。

在步骤 134 中，从超声波断层拍摄装置 34 中分别获取由超声波断层拍摄装置 34 所拍摄的多个超声波断层图像的数据的同时，从 3 维形状测定装置 30 中获取通过 3 维形状测定装置 30 的测定所得到的表面测定数据。在步骤 136 中，从 3 维形状测定装置 30 中所获取的表面形状测定数据中，分别抽取与拍摄各超声波断层图像时的探针 36 的各标志 36A 对应的数据，以及获取与各术中标志 82 对应的数据，并根据所抽取的数据，通过运算分别求出拍摄各超声波断层图像时的各标志 36A 的中心的 3 维坐标和各术中标志 82 的中心的 3 维坐标。然后，根据通过运算求出的各标志 36A 的中心的 3 维坐标，运算拍摄各超声波断层图像时的探针 36 的前端的 3 维坐标（机壳坐标系中的坐标值）和探针 36 的朝向（机壳坐标系的朝向）。

在步骤 138 中，根据从超声波断层拍摄装置 34 中所获取的多个超声波断层图像的数据，从各超声波断层图像中分别抽取位于脑的内部（通过 3 维

形状测定装置 30 无法检测到的 3 维坐标的非露出部分)且容易进行图像上的判断的特征点(还包括与脑沟、动脉、静脉等的脑的特征部分对应的点,相当于脑肿瘤和正常部分之间的边界的点)。接着,在步骤 140 中,首先,根据拍摄步骤 136 中所运算的各超声波断层图像时的探针 36 的前端的 3 维坐标和探针 36 的朝向,以及各超声波断层图像上的各特征点的位置,运算机壳坐标系中的各特征点的 3 维坐标,然后,从 HDD20 中读取在前面的步骤 114 中导出的坐标变换式,并利用所读取的坐标变换式,分别将机壳坐标系中的各特征点的 3 维坐标,以在步骤 136 中求出的 3 维坐标所表示的各术中标志 82 的位置为基准,变换为 MRI 坐标系中的 3 维坐标值,并将坐标变换后的各特征点的 3 维坐标和各特征点的超声波断层图像上的位置作为非露出部分数据,存储到 HDD20 中。由此,第 2 位置信息(非露出部分数据)和 3 维脑模型(以及 MRI 图像)之间的位置对应完成。

通过上述处理,完成用于 MRI 图像的补正的表面测定数据和非露出部分数据的获得时,在下一步骤 142 中,从 HDD20 中获取 3 维脑模型(参照图 6A)的数据。在下一步骤 144 中,首先,将从摄像机 32 获取的图像数据所表示的拍摄图像上显示的脑的特征部分(比如,脑沟、脑回、动脉、静脉等)与在 MRI 图像中显示的脑的特征部分进行对照,由此进行拍摄图像和 MRI 图像之间的对应处理(拍摄图像上所显示的脑表面的各点与 MRI 图像上的哪个部分对应的判断)。而且,在本实施方式中,由于摄像机 32 的位置和朝向已调节好,以拍摄与 3 维形状测定装置 30 的测定范围相同的范围,因此,根据拍摄图像和 MRI 图像之间的对应处理的结果,判断 MRI 坐标系中的 3 维坐标通过表面测定数据成为已知的脑表面的各点对应于 MRI 图像上的哪个部分。然后,根据形成 3 维脑模型时存储于 HDD20 中的 3 维脑模型的各节点(特征点)的 MRI 图像上的位置,在构成 3 维脑模型的各节点中,判断 MRI 坐标系中的 3 维坐标通过表面测定数据成为已知的脑表面的各点所对应的节点,进行表面测定数据和 3 维脑模型之间的对应处理。

如上所述,通过将摄像机 32 所拍摄的图像利用于进行表面测定数据和

3 维脑模型之间的对应处理中，例如，可以利用比如脑的表面的颜色变化等的、在表面测定数据上不清楚的特征，进行表面测定数据和 3 维脑模型之间的对应处理，因此，能够提高表面测定数据和 3 维脑模型之间的对应处理的精度。

并且，在步骤 144 中，同样的，通过将超声波断层图像中所显示的脑的特征部分与 MRI 图像中所显示的脑的特征部分进行对照，在超声波断层图像中判断相当于脑的内部各点对应于 MRI 图像上的哪个部分，并根据 3 维脑模型的各节点（特征点）在 MRI 图像上的位置和从超声波断层图像中所抽取的各特征点在超声波断层图像上的位置，在构成 3 维脑模型的各节点中，判断 MRI 坐标系中的 3 维坐标通过非露出部分数据成为已知的脑的内部各特征点所对应的节点。

然后，将判断出的与表面测定数据所表示的脑表面的那些各点对应的节点的 3 维坐标，转换为对应点的 3 维坐标（表面测定数据所表示的 MRI 坐标系中的 3 维坐标）的同时，将判断出的与非露出部分数据所表示的脑内部的那些各特征点相对应的节点的 3 维坐标，转换为对应特征点的 3 维坐标（非露出部分数据所表示的 MRI 坐标系中的 3 维坐标），由此，比如，如图 6B 所示，在构成 3 维脑模型的各节点中，修正与表面测定数据所表示的脑表面的那些各点，或非露出部分数据所表示的脑的内部的那些各特征点相对应的节点的位置。另外，图 6B 所示的例中，只对脑的表面或里面所对应的节点的位置进行修正，但是，脑的表面和里面之间的部分所对应的节点也可以作为位置修正的对象。

在步骤 146 中，根据在步骤 144 中作为位置修正对象的节点和修正该节点后的位置，在构成 3 维脑模型的各节点中，将步骤 144 中作为位置修正对象的节点移向步骤 144 中修正后的位置的外力施加于 3 维脑模型上，由此，采用有限元法，推定运算其它节点的位置如何位移，并根据推定运算的结果，比如，如图 6C 所示，修正在步骤 144 中作为位置修正对象的节点以外的节点的位置（3 维坐标）。由此，可以修正 3 维脑模型，使得以良好的精度表

示当前脑的状态（各部分的位移、变形）。在此，作为有限元法的替代方法，也可以采用与有限元法类似的方法（比如，以提高处理的速度等为目的，简化有限元法的方法等）。

在下一步骤 148 中，根据在步骤 144、146 中进行各节点的位置修正的 3 维脑模型、和 3 维脑模型的各节点（特征点）在 MRI 图像上的位置，对 MRI 图像进行几何变换处理，例如使得 MRI 图像的各象素的位置根据 3 维脑模型的修正所产生的各节点的位置移动而移动，由此，根据修正后的 3 维脑模型所表示的脑的各部分的位移、变形，对 MRI 图像进行补正。从而，能够获得高精密且高精度地表示当前的脑的状态的 MRI 图像。

如上所述，通过参照显示器 18 中更新显示的上述 MRI 图像，即使由于开颅手术之后的各种手术操作，导致脑的各部分发生位移、变形，手术人员仍可以正确地判断摘除对象的脑肿瘤的位置等。而且，在手术结束之前的期间（步骤 120 中的判定结果为“是”之前的期间）内反复进行（每当步骤 118 中的判定结果为“是”时）上述 MRI 图像的补正、更新显示，所以，手术人员通过参照随时更新显示的 MRI 图像，在脑肿瘤的摘除开始时、摘除中、摘除结束时等的各阶段中，在确认进行手术操作的部分和周围的脑之间的适合的解剖学的位置关系的同时，进行手术。而且，也可以确认有无残留肿瘤（瘤的去除残留部），能够完全地摘除作为摘除对象的脑肿瘤。此外，显示到显示器 18 中的 MRI 图像，也可以是事先调查的各功能区域的分布情况作为地图重叠显示的 functional mapping MRI 图像，但是，在显示该 functional mapping MRI 图像时，手术人员可以在掌握进行手术操作的部位和各功能区域的位置关系的同时，进行手术。

产业上应用可能性

如上所述，在本实施方式的手术支持设备 10 中，根据在手术中由 3 维形状测定装置 30 以光学方式测定脑的表面（同时，在手术中由摄像机 32 拍摄脑的表面）而得到的表面形状数据，和在手术中由超声波断层拍摄装置 34 通过超声波测定脑的非露出部分而得到的非露出部分数据，将事先拍摄

的 MRI 图像补正为以良好的精度表示的脑的当前状态的 MRI 图像，并在手术中显示，因此，手术人员可以识别当前脑的状态（随着手术操作等，产生位移、变形之后的脑的状态），可以实现手术精度的提高。

另外，在本实施方式的手术支持设备 10 中，由于 3 维形状测定装置 30 的表面形状的测定和摄像机 32 的拍摄在 20 秒程度的时间内完成，超声波断层拍摄装置 34 的多个超声波断层图像的拍摄在 3 分钟程度的时间内完成，因此，与手术中定期地对 MRI 图像进行拍摄的情况相比较，大幅度地缩短了手术操作的中断时间。从而，还可以避免为了在手术中显示脑的当前状态的 MRI 图像，而妨碍手术的情况。

此外，由于本实施方式的手术支持设备 10 在已有的脑神经外科的手术设备中，只增加 3 维形状测定装置 30、摄像机 32 以及安装有 3 维模型生成程序和 MRI 图像显示程序的计算机 12，就可以实现，因此，与在手术中定期地进行 MRI 图像的拍摄的情况相比较，能够以非常低的成本实现。

还有，在上面的描述中，说明了仅设置 1 台摄像机 32 的构成，但是，并不限于此，也可以设置从相互不同的方向进行拍摄的多台摄像机，并利用由各摄像机拍摄的图像，进行表面测定数据和 3 维脑模型之间的对应处理，以进一步提高表面测定数据和 3 维脑模型之间的对应处理的精度。

再有，在上面的描述中，说明了本发明用于摘除脑肿瘤的手术支持的实例，但是，并不限于此，本发明也可以用于脑肿瘤的摘除以外的脑手术。此外，手术部位也不限于脑，本发明可用于对人体的任意部位的手术支持。

另外，在上面的描述中，以 MRI 图像为实例对本发明的高精密断层图像进行了说明，但是，只要是高精密地表示手术部位的断层图像就可以，也可以采用比如通过 X 射线 CT 拍摄等其它的公知拍摄方法所拍摄的断层图像。另外，除了本发明的高精密断层图像以外，在通过参照用其它的拍摄方法（比如，正电子发射断层拍摄法（PET）、单光子发射计算机断层拍摄法（SPECT）等）拍摄的其它的断层图像的同时，进行手术时，也可以事先将其它的断层图像与本发明的高精密断层图像相对应，如前所述，根据表面测

定数据和非露出部分数据，对本发明的高精密断层图像进行补正，然后，根据补正之后的高精密断层图像，对所述其它的断层图像也进行补正，并显示。

以上所述仅为本发明的较佳实施例而已，并不用以限制本发明，凡在本发明的精神和原则之内，所作的任何修改、等同替换、改进等，均应包含在本发明的保护范围之内。

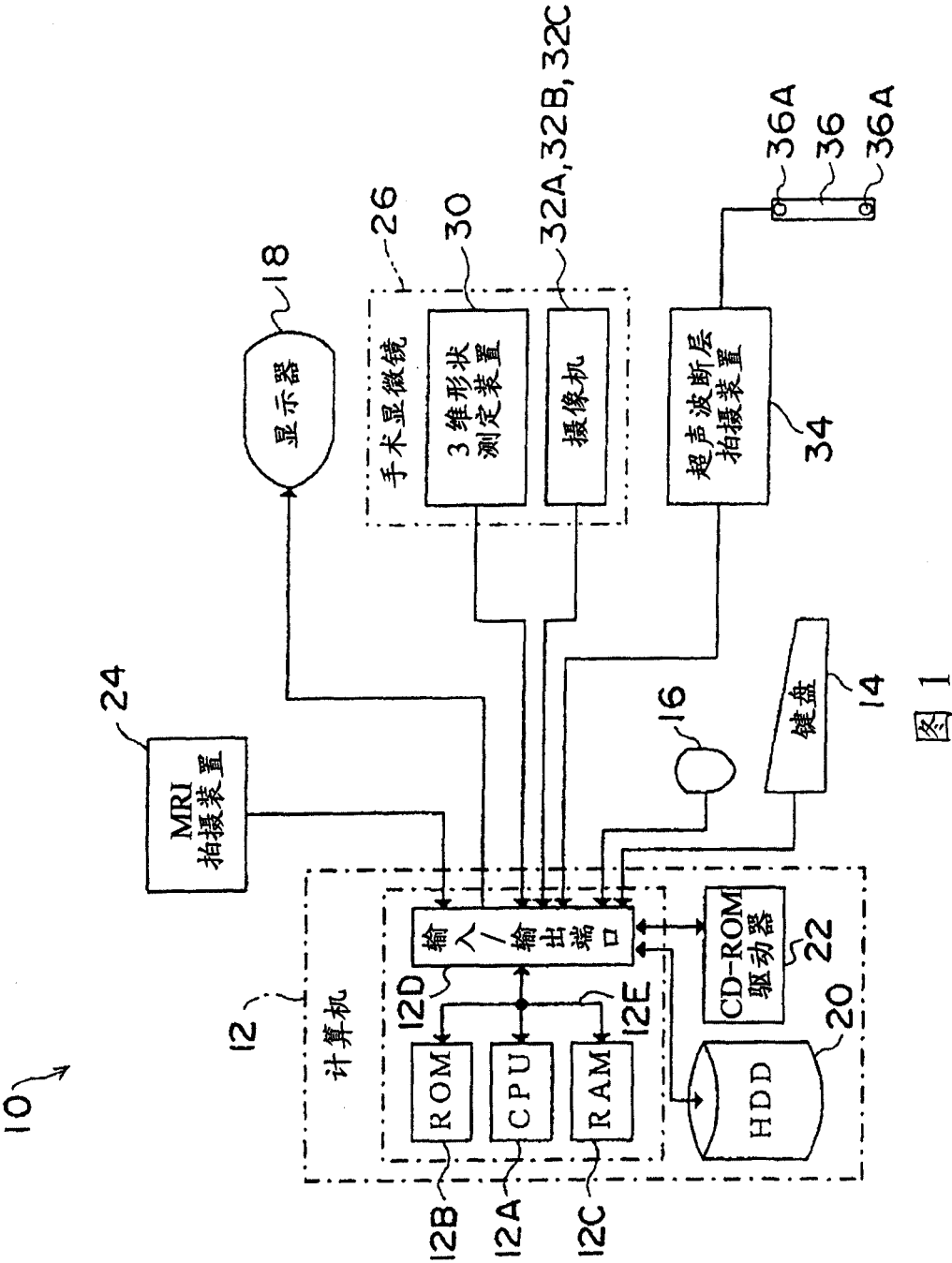


图 1

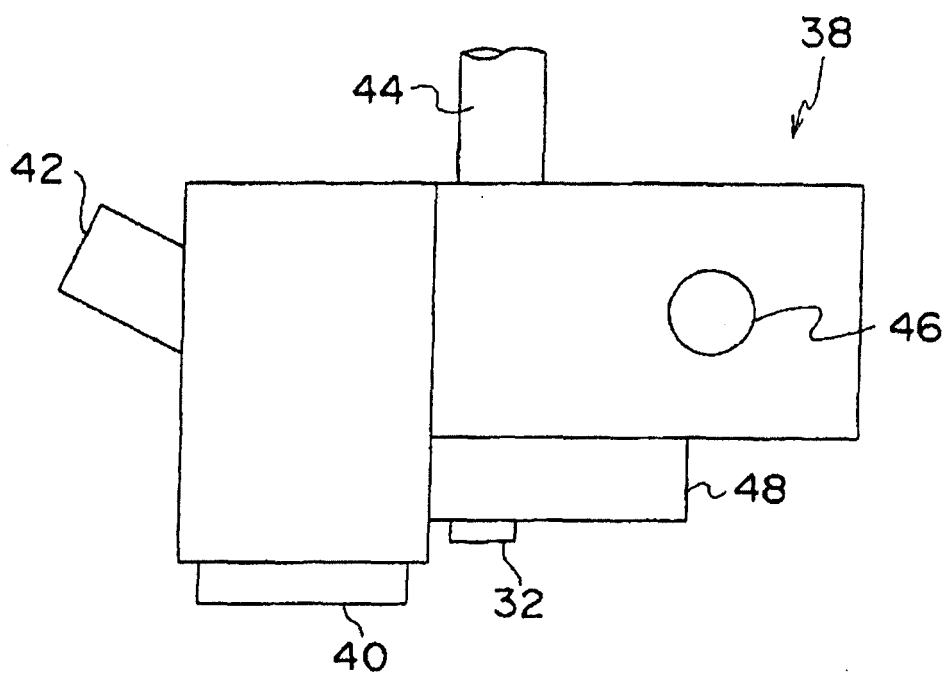


图 2A

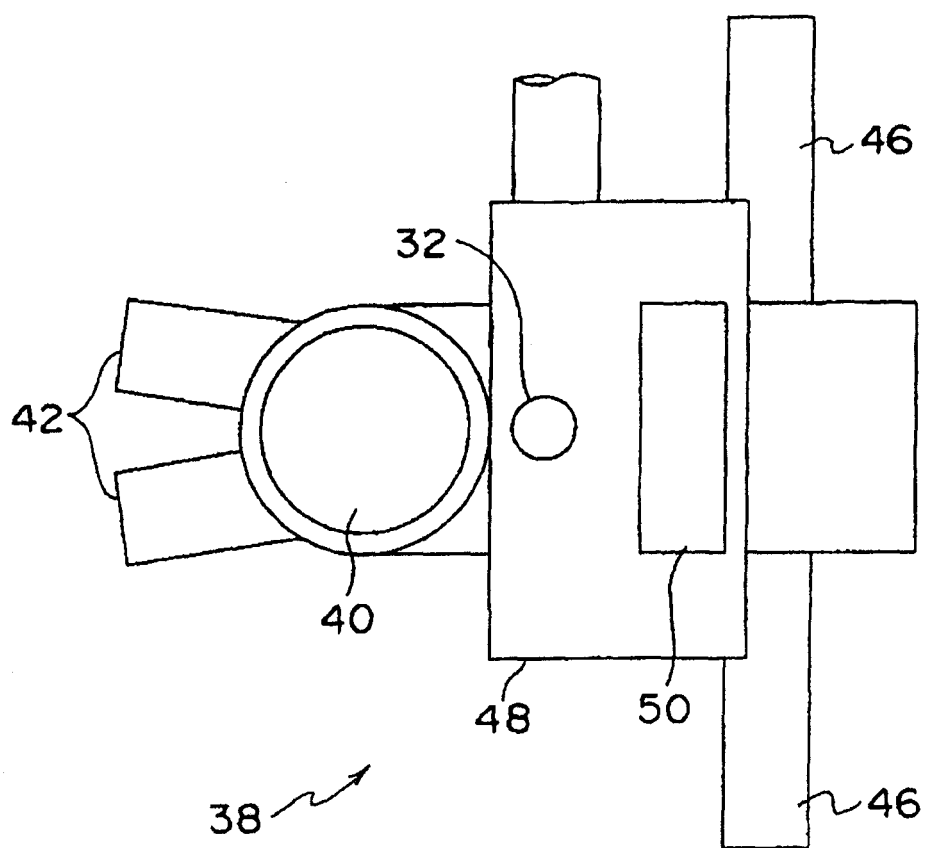


图 2B

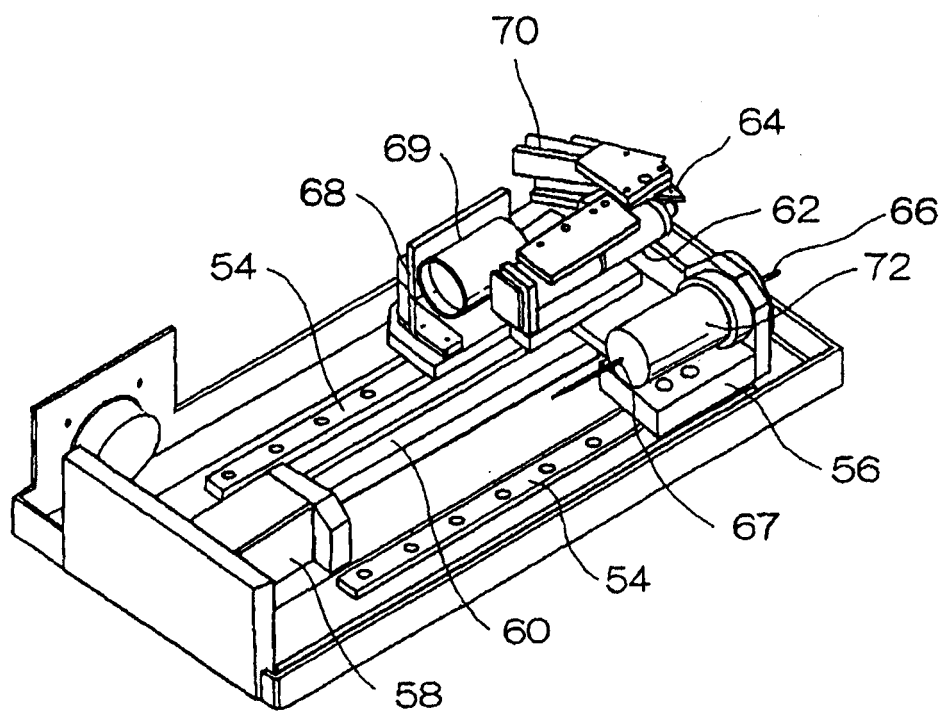


图 3A

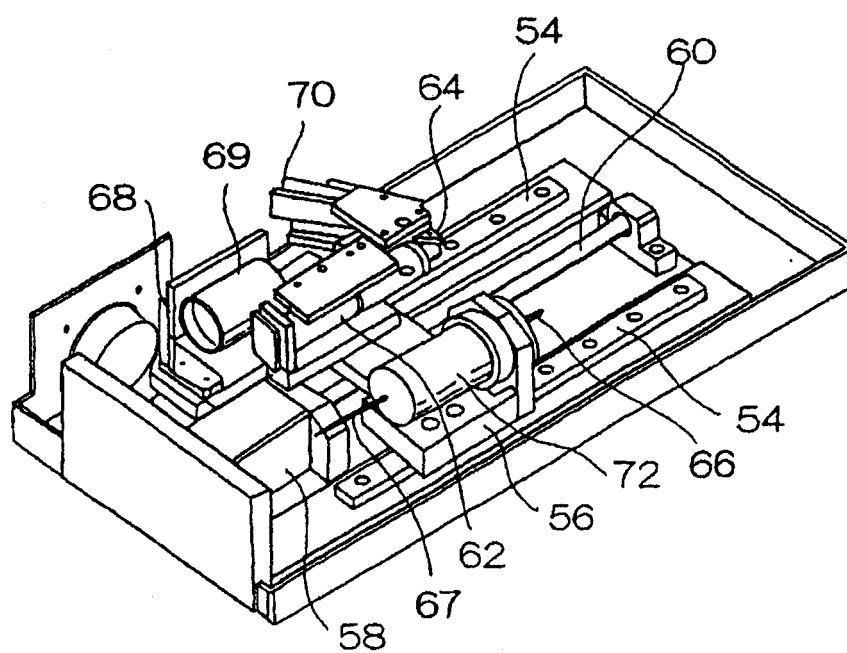


图 3B

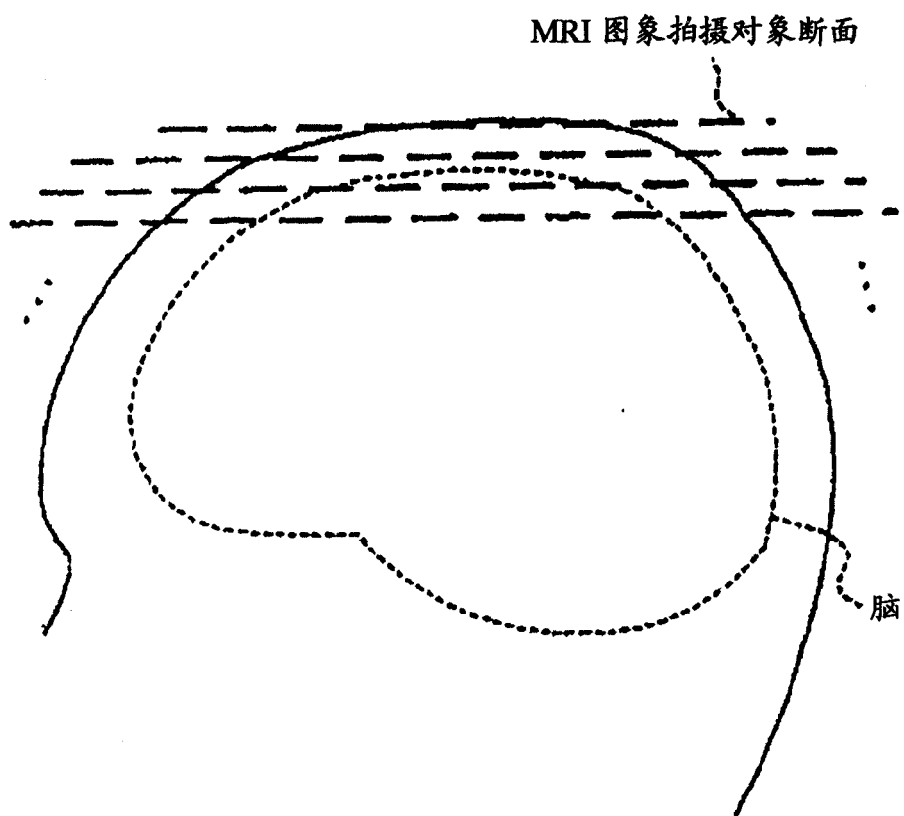


图 4A

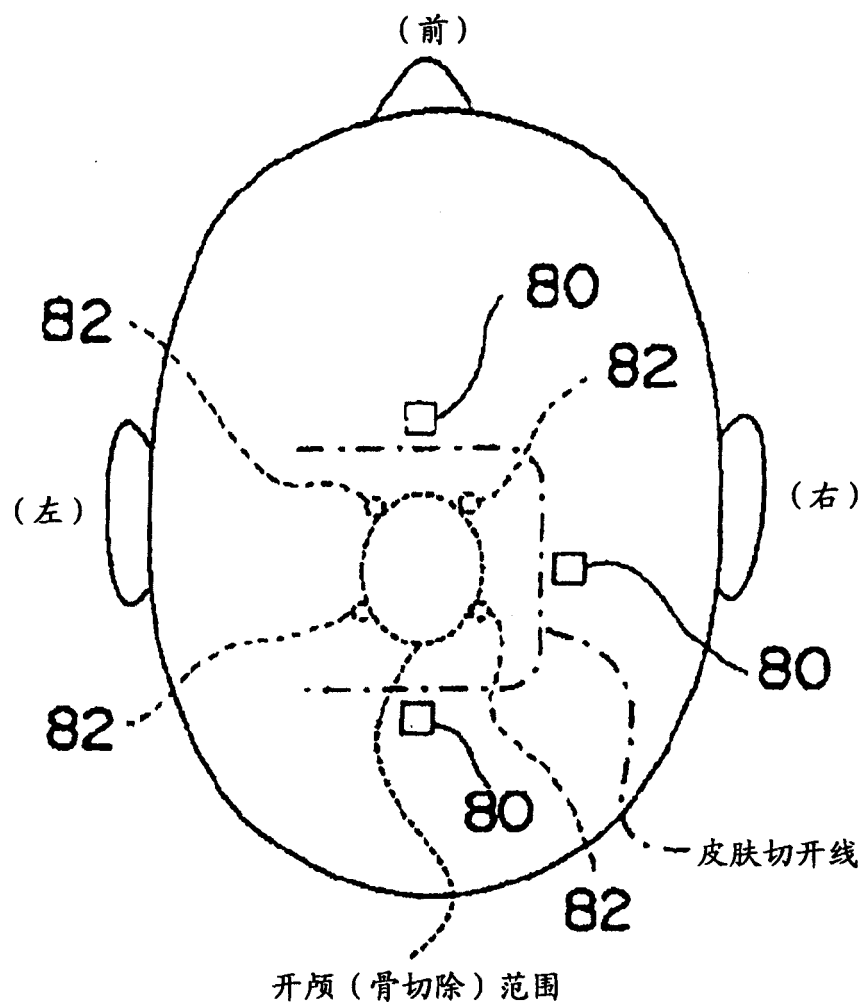


图 4B

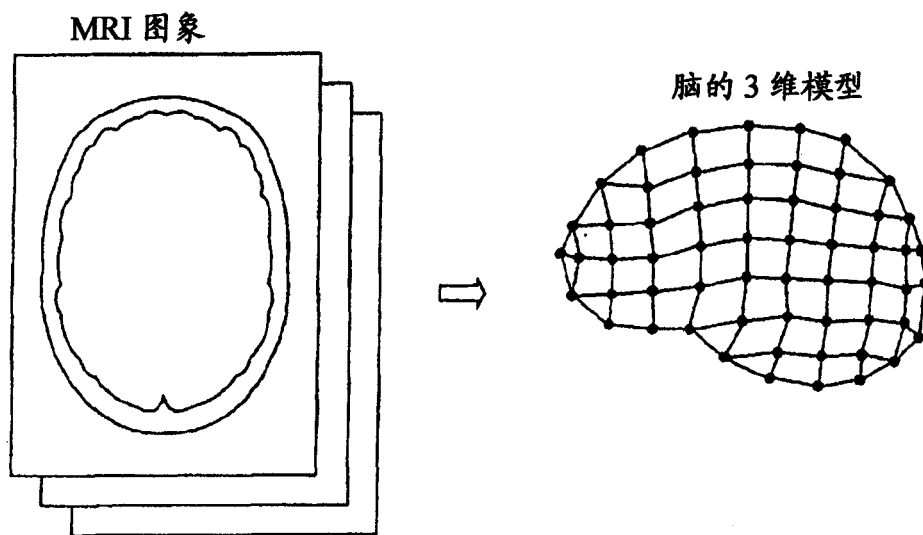


图 4C

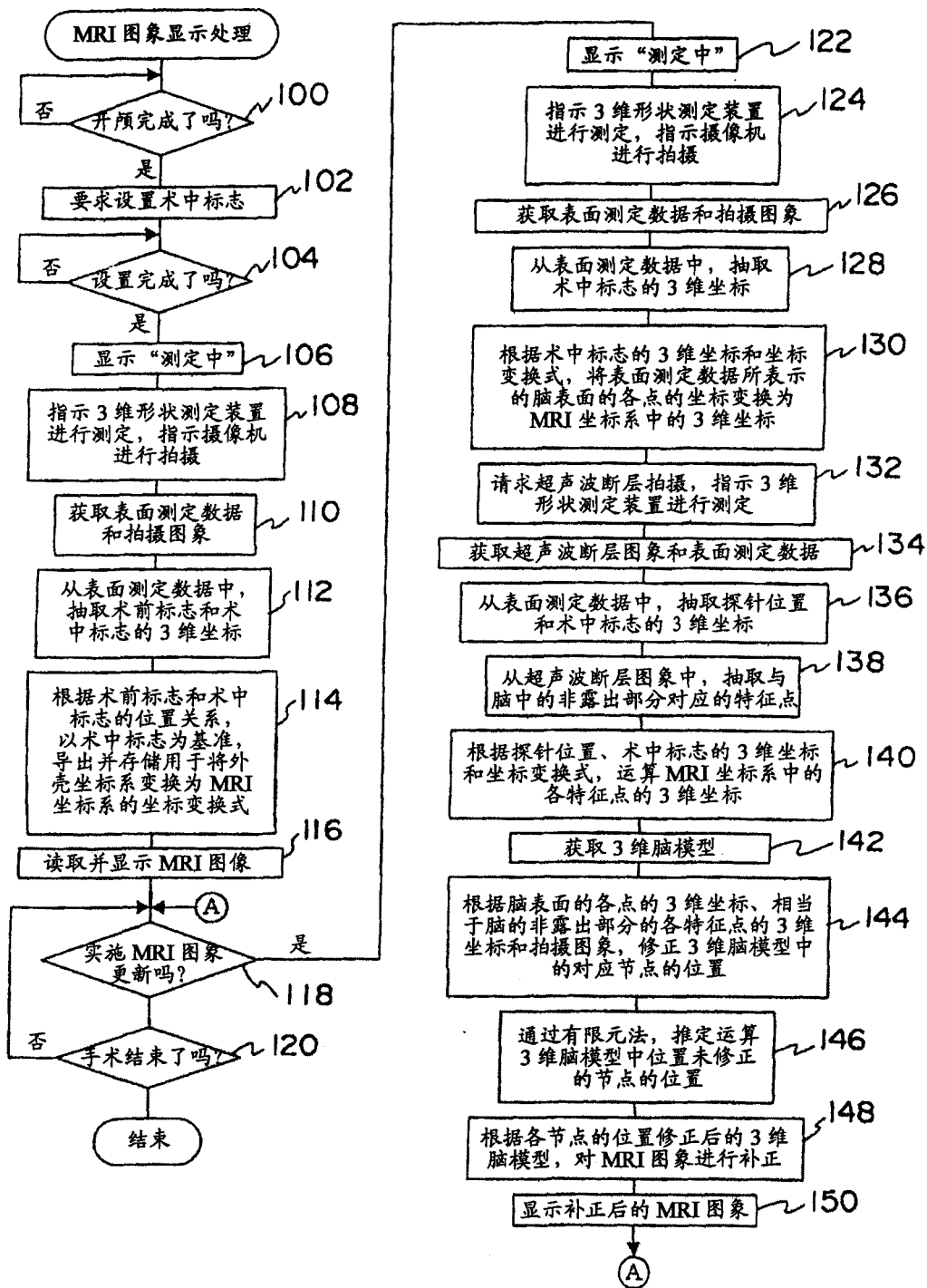


图 5

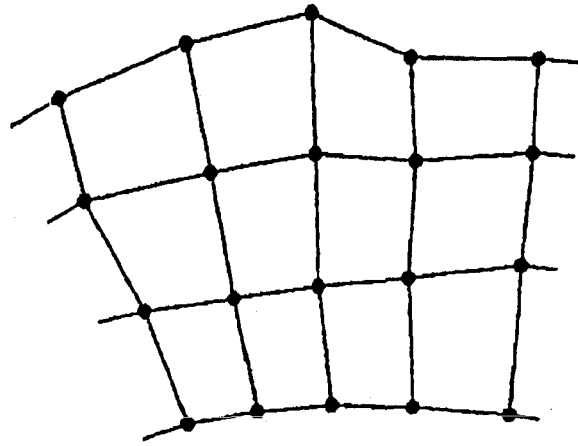


图 6A

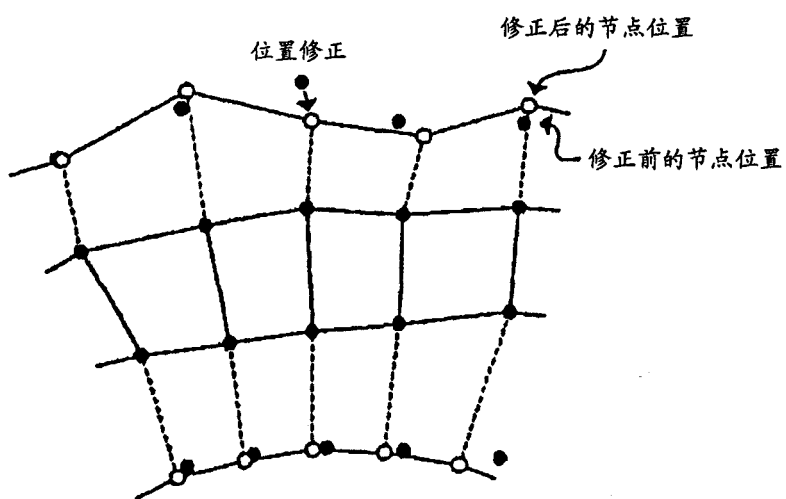


图 6B

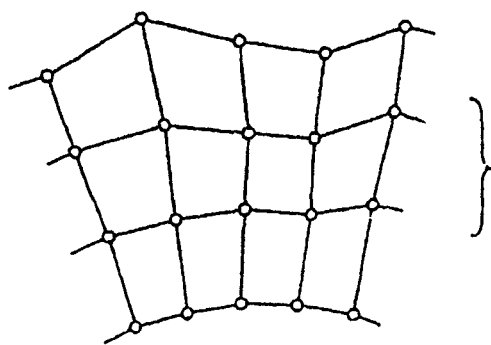


图 6C

专利名称(译)	手术支持设备、方法及程序		
公开(公告)号	CN1964676A	公开(公告)日	2007-05-16
申请号	CN200580010338.4	申请日	2005-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人浜松医科大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人浜松医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人浜松医科大学		
[标]发明人	山本清二 寺川进 高井利久 佐藤克广		
发明人	山本清二 寺川进 高井利久 佐藤克广		
IPC分类号	A61B19/00 A61B5/055 A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/4416 A61B8/0816		
代理人(译)	宋志强		
优先权	2004099297 2004-03-30 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种手术支持设备及其方法，在该装置和方法中，根据在手术前拍摄的手术部位的多个高精密断层图像，形成所述手术部位的3维模型，在手术中，以光学方式测定手术部位的表面，获得表示所述手术部位的表面的各点的3维位置的第1位置信息。然后，在手术中，通过超声波测定所述手术部位的非露出部分，获得表示所述手术部位的非露出部分的各点的3维位置的第2位置信息。进一步，根据所述第1位置信息和所述第2位置信息，利用所形成的3维模型，推测所述手术部位的各点的位移和变形。然后，根据所推测的手术部位的各点的位移和变形，补正手术前拍摄的手术部位的多个高精密断层图像，显示所补正的高精密断层图像。

