



(12)发明专利



(10)授权公告号 CN 105636541 B

(45)授权公告日 2019.07.09

(21)申请号 201480015320.2

(22)申请日 2014.03.14

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105636541 A

(43)申请公布日 2016.06.01

(30)优先权数据

61/800,155 2013.03.15 US

61/845,256 2013.07.11 US

61/900,122 2013.11.05 US

61/924,993 2014.01.08 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.11.16

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CA2014/050272 2014.03.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/139024 EN 2014.09.18

(73)专利权人 圣纳普医疗(巴巴多斯)公司

地址 巴巴多斯布里奇顿

(72)发明人 门罗·M·托马斯 盖尔·西拉

卡梅伦·皮龙 乔舒亚·里士满

穆鲁加斯·尤瓦拉吉

韦斯·雷奇斯 西蒙·亚历山大

戴维·盖洛普 威廉·劳

莎莉尔·辛格沃尔德 克利·戴尔

(74)专利代理机构 北京京万通知识产权代理有

限公司 11440

代理人 魏振华 万学堂

(51)Int.Cl.

A61B 34/10(2016.01)

A61B 5/00(2006.01)

G16H 50/20(2018.01)

G06T 7/00(2017.01)

G06T 7/30(2017.01)

A61B 5/055(2006.01)

A61B 6/03(2006.01)

A61B 8/13(2006.01)

审查员 尹尹

权利要求书3页 说明书30页 附图10页

(54)发明名称

用于微创疗法的规划、导航和模拟系统及方法

(57)摘要

本发明所公开的是用于微创疗法的规划、导航和模拟系统及方法,其中规划方法和系统使用因患者而异的术前图像。所述规划系统允许从术前图像开发多个路径,并且根据手术的所需的手术结果对所述路径打分,并且所述导航系统允许微创的基于端口的手术程序以及在脑外科手术中的特定情况中的开颅术。

1. 一种用于规划脑手术的系统,包括:

a) 存储装置,其被配置成在其中接收并存储使用至少一种成像模式采集的患者的脑部的至少一个术前图像数据集;

b) 计算机处理器和相关联的用户接口,其与所述存储装置通信,所述处理器被配置成:

从至少一个术前3D图像数据集产生包含一个或多个潜在的进入组织的脑沟进入点和要接近的所述脑部中的一个或多个目标的所述脑部的部分的3D体积的图像,并且在所述存储装置中存储所述3D体积的所述图像;

通过所述用户接口接收输入,所述输入至少包括这样一个列表:进入所述脑部的一个或多个脑沟进入点、要接近的一个或多个目标位置、要首先接近的第一目标位置、以及将由从所述一个或多个脑沟进入点到所述一个或多个目标中的第一者的一个或多个手术轨迹路径符合的手术结果标准;

在接收一个或多个脑沟进入点、所述要接近的第一目标位置和所述手术结果标准的列表时,计算从所述一个或多个脑沟进入点到所述第一目标位置的一个或多个逐点的手术轨迹路径,其中每个逐点的手术轨迹路径穿过在所述一个或多个脑沟进入点和所述第一目标位置之间的一个或多个相关联的线路点,以限定与所述手术结果标准一致的从所述一个或多个脑沟进入点到所述第一目标位置的一个或多个手术轨迹路径;

在所述存储装置中存储所述一个或多个逐点的手术轨迹路径并且可视地显示所述一个或多个逐点的手术轨迹路径;以及

将得分分配给所述一个或多个手术轨迹路径,以量化所述一个或多个手术轨迹路径符合所述手术结果标准的程度,

其中,所述计算机处理器被编程为比较所述一个或多个手术轨迹路径的所述得分与在所述一个或多个脑沟进入点和所述第一目标位置之间的最短距离的路径的得分,

并且其中,所述至少一种成像模式为磁共振成像,所述磁共振成像被配置用于弥散张量成像以提供纤维束成像信息,并且其中,至少一个手术结果标准将计算:

不截断白质脑束的一个或多个优选手术通道,或

如果不能避开所有脑束则截断尽可能少的白质脑束的一个或多个优选手术通道,或

截断由临床医生选择的所选白质脑束的一个或多个优选手术通道,

其中,所述计算机处理器被用指令编程为基于所述组织类型和其相关联的力学特性,计算并显示在所述组织被手术工具在沿着从所述一个或多个脑沟进入点到所述第一目标位置的所述一个或多个逐点的手术轨迹路径行进期间截断时组织变形的量。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述计算机处理器被编程为用于重新格式化所述3D图像数据集以确认所述3D体积中的所述一个或多个目标的所述位置并存储所述重新格式化的3D图像数据。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述计算机处理器被编程为通过在至少三个正交平面中可视化所述目标位置来重新格式化所述3D图像数据集,以确认所述一个或多个目标位置在3D空间中的位置。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述至少一种成像模式是选自包括下列的列表中的一个:超声波、磁共振成像、X射线计算机断层扫描和正电子发射断层显像。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述至少一种成像模式为两种或更多种成像模

式,并且其中,所述计算机处理器被编程为联合配准由所述两种或更多种成像模式获得的图像。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述计算机处理器被用指令编程以在所述患者的所述脑部的所述术前3D图像数据集中插入将用来接近所述一个或多个目标位置的手术工具的图像。

7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述进入点是进入所述脑沟的进入点,并且其中,所述计算机处理器被用指令编程,使得在将所述手术工具插入特定进入点之后,所述脑部的所述3D体积的所述图像响应地被平移、旋转或平移和旋转,以允许所述手术工具在该特定进入点处的可视化。

8. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述计算机处理器被用指令编程为将不同的色彩分配给所述3D体积的所述图像中具有不同结构和功能的脑组织类型,以允许可视化和识别正被所述手术工具横断的特定类型的组织,进而推断由于利用所述手术工具的组织横断而被影响的具体功能。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述脑组织类型之一是脑束,并且其中,所述计算机处理器被用指令编程以基于所述脑束在所述脑部中延伸的方向和/或它们执行的功能而将不同的色彩分配给功能上不同的脑束。

10. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述计算机处理器被用指令编程为选择性地隐藏不近靠所述手术工具的所述图像的选定部分和/或选择性地显示近靠手术工具的所述图像的那些部分。

11. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述计算机处理器被用指令编程以选择性地显示近靠每个被计算的手术路径的白质脑束并隐藏在所述脑部的所述3D图像的所有其它区域中的白质脑束。

12. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述计算机处理器被用指令编程以选择性地显示沿着每个被计算的手术路径被所述手术工具截断的白质脑束。

13. 根据权利要求12所述的系统,其中,与将由从所述一个或多个脑沟进入点到所述第一目标位置的一个或多个手术轨迹路径符合的所述手术结果标准有关的所述输入之一包括选择要截断的那些白质脑束和要避免截断的那些白质脑束。

14. 一种用于规划脑手术的系统,包括:

a) 存储装置,其被配置成在其中接收并存储使用至少一种成像模式采集的患者的脑部的至少一个术前图像数据集;

b) 计算机处理器和相关联的用户接口,其与所述存储装置通信,所述处理器被配置成:从至少一个术前3D图像数据集产生包含一个或多个潜在的进入组织的脑沟进入点和要接近的所述脑部中的一个或多个目标的所述脑部的部分的3D体积的图像,并且在所述存储装置中存储所述3D体积的所述图像;

通过所述用户接口接收输入,所述输入至少包括这样一个列表:进入所述脑部的一个或多个脑沟进入点、要接近的一个或多个目标位置、要首先接近的第一目标位置、以及将由从所述一个或多个脑沟进入点到所述一个或多个目标中的第一者的一个或多个手术轨迹路径符合的手术结果标准;

在接收一个或多个脑沟进入点、所述要接近的第一目标位置和所述手术结果标准的列

表时,计算从所述一个或多个脑沟进入点到所述第一目标位置的一个或多个逐点的手术轨迹路径,其中每个逐点的手术轨迹路径穿过在所述一个或多个脑沟进入点和所述第一目标位置之间的一个或多个相关联的线路点,以限定与所述手术结果标准一致的从所述一个或多个脑沟进入点到所述第一目标位置的一个或多个手术轨迹路径;

在所述存储装置中存储所述一个或多个逐点的手术轨迹路径并且可视地显示所述一个或多个逐点的手术轨迹路径;以及

将得分分配给所述一个或多个手术轨迹路径,以量化所述一个或多个手术轨迹路径符合所述手术结果标准的程度,

其中,所述计算机处理器被编程为比较所述一个或多个手术轨迹路径的所述得分与在所述一个或多个脑沟进入点和所述第一目标位置之间的最短距离的路径的得分,

并且其中,所述至少一种成像模式为磁共振成像,所述磁共振成像被配置用于弥散张量成像以提供纤维束成像信息,并且其中,至少一个手术结果标准将计算:

不截断白质脑束的一个或多个优选手术通道,或

如果不能避开所有脑束则截断尽可能少的白质脑束的一个或多个优选手术通道,或

截断由临床医生选择的所选白质脑束的一个或多个优选手术通道,其中,正被接近的目标为肿瘤,并且其中,所述计算机处理器被用指令编程以计算和显示在被手术工具接近和截断时所述肿瘤的变形和/或滚动的量,并且针对多个接近的轨迹计算和显示所述肿瘤的所述变形和/或滚动。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中,所述计算机处理器被用指令编程为:一旦一个或多个手术路径已被计算为符合所述手术结果标准,就可视地显示沿着所述一个或多个手术路径接近所述肿瘤并且触及所述肿瘤的所有部分以实现肿瘤切除的所述手术工具的模拟。

16. 根据权利要求15所述的系统,其中,所述计算机处理器被用指令编程以显示包括颅骨层在内的所述患者的脑部的3D图像。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述计算机处理器被用指令编程以在所述模拟期间操纵所述手术工具,使得所述手术工具的远端能触及并切除所述肿瘤的所有部分,同时所述手术工具的近端绘制其必须遵循的路径,以便确定在所述手术工具开始行进至所述肿瘤之前在开颅术程序期间将移去的颅骨材料的最少量。

用于微创疗法的规划、导航和模拟系统及方法

[0001] 相关专利申请的交叉引用

[0002] 本申请要求名称为“PLANNING, NAVIGATION AND SIMULATION SYSTEMS AND METHODS FOR MINIMALLY INVASIVE THERAPY” (用于微创疗法的规划、导航和模拟系统及方法) 且于2013年3月15日提交的美国临时专利申请No. 61/800, 155的优先权, 该申请的全部内容以引用方式并入本文中。

[0003] 本申请还要求名称为“PLANNING, NAVIGATION AND SIMULATION SYSTEMS AND METHODS FOR MINIMALLY INVASIVE THERAPY” (用于微创疗法的规划、导航和模拟系统及方法) 且于2014年1月8日提交的美国临时专利申请No. 61/924, 993的优先权, 该申请的全部内容以引用方式并入本文中。

[0004] 本申请还要求名称为“SURGICAL TRAINING AND IMAGING BRAIN PHANTOM” (脑模型的外科手术训练和成像) 且于2013年7月11日提交的美国临时专利申请No. 61/845, 256的优先权, 该申请的全部内容以引用方式并入本文中。

[0005] 本申请还要求名称为“SURGICAL TRAINING AND IMAGING BRAIN PHANTOM” (脑模型的外科手术训练和成像) 且于2013年11月5日提交的美国临时专利申请No. 61/900, 122的优先权, 该申请的全部内容以引用方式并入本文中。

技术领域

[0006] 本公开涉及用于微创疗法的规划、导航和模拟系统及方法。

背景技术

[0007] 在医学领域, 成像和图像引导趋于成为临床护理的重要部分。从疾病的诊断和监测到手术入路的规划、再到程序期间和程序完成之后的随访期间的引导, 成像和图像引导为包括外科手术和放射疗法在内的各种程序提供了有效且多方面的治疗方法。

[0008] 靶向干细胞递送、自适应化学疗法方案和放射疗法仅仅是在医学领域使用成像引导的程序的几个实例。

[0009] 诸如磁共振成像 (“MRI”) 的先进成像模式已导致在包括神经学在内的若干医学领域中改善的检测、诊断和分期速率和准确度, 在这些领域进行诸如脑癌、中风、脑内出血 (“ICH”) 的疾病和诸如帕金森氏病和阿尔茨海默病的神经退化性疾病的成像。作为一种成像模式, MRI往往能够在不使用电离辐射的情况下, 以高对比度实现在软组织中的组织的三维可视化。该模式常常通过使用每种模式可用的不同物理原理检查相同组织而与诸如超声波 (“US”)、正电子发射断层显像 (“PET”) 和计算机X射线断层扫描 (“CT”) 的其它模式结合使用。

[0010] 当结合诸如碘化造影剂的血管内剂使用时, CT常常用来可视化骨骼结构和血管。MRI也可使用诸如血管内钆基造影剂的类似造影剂进行, 该造影剂具有能够实现肿瘤的可视化和血脑屏障的分解的药物动力学性质。

[0011] 这些多模式解决方案可提供在不同组织类型、组织功能和疾病状态之间的不同程

度的对比。各成像模式可孤立地或结合地使用,以更好地区分和诊断疾病。

[0012] 例如,在神经外科中,脑肿瘤通常通过由成像引导的开放式开颅方法切除。在这些解决方案中收集的数据通常由利用诸如碘化造影剂的相关联造影剂的CT扫描以及利用诸如钆造影剂的相关联造影剂的MRI扫描组成。另外,光学成像常常以显微镜的形式使用,以区分肿瘤与健康组织的边界,该边界称为周边区。常常借助于诸如机械臂或射频或光学跟踪装置的外部硬件系统实现相对于患者和相关联的成像数据器械的跟踪。作为一个集合,这些装置常常被称为手术导航系统。

[0013] 规划和导航的多模式成像所用的此前已知的系统包括在手术室中的手术套件的成像数据的集成。技术已允许一起查看包括PET、CT、MRI、3D超声波的三维模式和诸如X射线和超声波的二维模式,以形成在手术室中使用的图像集。这些图像集可用来帮助外科医生更好地切除诸如癌的患病组织,以便指导诸如中风和ICH的血管缺陷的修复,递送针对诸如重度抑郁症或强迫性神经失调的精神病的治疗,进行诸如针对帕金森氏病、阿尔茨海默病和亨廷顿病的脑深部刺激(“DBS”)的程序,并且针对脑肿瘤的放射疗法指导放射肿瘤学家。

[0014] 这些解决方案已尝试通过以下方式将不同的成像模式集成到手术套件中:通过使用术中成像,例如通过配准和跟踪实时超声波图像;通过使用用于X射线或CT成像的“C”形臂(“C臂”),例如,通过使用用于解剖结构的特定部分(例如,头部)的专用MRI系统;以及使用可移动的MRI系统。一般来讲,这些系统未充分利用这样的能力:用手术程序本身赋予的改进的通路实现更好的成像,所采集的信息也没有用解决与疾病管理相关联的基本挑战的方式集成到程序中。

[0015] 因此,需要一种通过分析输入而实现手术规划和导航多模式成像系统和方法,由手术程序本身所致的改善的组织通路检索到所述输入。

[0016] 此外,需要以有意义的方式有效记录配准或集成图像和其它输入。另外,需要集成与外科手术工具或组织本身的物理学有关的其它有价值的数据点。因此,需要这样的多模式成像系统和方法:其通过有意义地集成在手术期间、之前和之后检索的多个数据点来实现手术规划和导航,以提供改进的手术和导航系统。还需要利用手术程序和工具特定的信息来提供改善的导航和规划的系统和方法。

[0017] 此外,常常在通过对患者高度侵入的开放式外科手术方法触及的组织(诸如脑组织)的大的部分上进行现有解决方案中的成像。还存在包括神经外科程序在内的不断增加的一类程序,其理想地将只需要微创导航和成像系统方法。例如,ICH修复、中风修复、脑深部肿瘤手术、轴内脑肿瘤手术、诸如垂体或脑干手术的鼻内手术、干细胞疗法、定向药物递送和脑深部刺激器递送是非常适合微创方法的程序的所有实例。神经外科中的许多手术方法已变得更依赖于微创方法来切除患病组织、修改血管和凝血问题和尽可能多地保持健康的神经组织。然而,诸如导航和成像解决方案的现有的术中外科手术系统往往是不足的。虽然通过鼻内入路移除组织的方法、基于进入端口的方法和电刺激装置的定位已成为重要的程序,但医学成像和导航程序还没有发展到适应这些方法的特定需求。

[0018] 因此,需要一种通过微创手段和方法实现手术规划和导航的多模式成像系统和方法。

[0019] 另外,由于基于端口的程序是相对较新的,成像到这样的程序的详细应用还未被预料到,已知装置之间的接口对组织的影响也未被整合到规划系统中。在开颅术中,已知系

统中使用的多种对比机制的复杂性会使软件系统架构难以承受。此外,与在手术期间发生的组织偏移相关联的复杂问题也未得到很好的解决。因此,需要一种用于术前和术中规划和导航的系统和方法,以实现基于微创端口的手术程序和较大的开放式开颅术。

[0020] 在现有系统中,放射学家、神经学家、外科医生或其它医疗专业人员通常基于诊断成像信息或与患者有关的临床信息来选择成像体积。该成像体积常常与进行手术的建议轨迹(例如,插入针的路径)相关联。然而,现有系统的一个缺点是:关于肿瘤位置和轨迹的该信息通常不能在手术套件中被修改或交互,这导致在手术期间出现额外的信息(例如,与预选轨迹冲突的血管或关键结构的位置)时该详细信息的有限使用。因此,需要一种提供实时手术程序规划校正的系统。

发明内容

[0021] 本发明涉及一种用于微创疗法的规划系统。在本发明中,提供了用于规划到患者身体内组织中的目标位置的通道的系统和方法。该系统由下列部分组成:存储介质,其用于存储术前成像体积、与身体的解剖部分相关联的手术结果标准;以及处理器,其与存储介质和结果标准连通,以识别和保存一个或多个手术轨迹路径并对其打分。

[0022] 在一个实施例中,该系统包括存储装置、计算机处理器,它们配合工作以接收、存储和计算输入和手术轨迹路径并且在用户接口上显示结果。

[0023] 在另一个实施例中,公开了一种计算机实现的方法,该方法用于规划到患者身体内的组织的通道位置。该方法包括以下步骤:通过计算机的用户接口接收输入;产生包含到组织的进入点的3D图像;基于手术结果标准计算并存储一个或多个手术轨迹路径;以及在用户接口上显示选定的轨迹路径。

[0024] 还公开了一种用于规划脑外科手术的规划系统。该系统包括:存储装置,其用于存储至少一个术前3D成像体积;以及计算机处理器,其接收输入(即,脑沟进入点、目标位置、手术结果标准、3D成像体积),基于手术结果标准计算得分,并且基于得分显示一个或多个轨迹路径。

[0025] 在另一个实施例中,公开了一种用于规划到患者身体内的组织的通道位置的规划系统。该系统包括存储介质、显示器、用户接口和具有多个代码段的计算机程序,该计算机程序被配置成产生3D图像、接收用户输入、计算与手术结果标准有关的一个或多个逐点轨迹路径,并且将相关的得分分配给所述一个或多个轨迹路径。

[0026] 在另一个实施例中,公开了一种用于规划到患者身体内的组织的通道位置的规划系统。该系统包括存储介质、显示器、用户接口和具有多个代码段的计算机程序,该计算机程序被配置成产生3D静态或动画图像、接收用户输入、存储术前成像体积、计算与手术结果标准有关的、相对于成像体积中的已知点的一个或多个逐点轨迹路径,将得分分配给所述一个或多个轨迹路径并且导出所述一个或多个这样的路径。

[0027] 通过参考以下详细描述和附图可实现对本发明的功能和有利方面的进一步理解。

附图说明

[0028] 本文所公开的实施例将结合附图从其以下详细描述得到更充分地理解,附图构成本申请的一部分,并且在附图中:

[0029] 图1是一个框图,显示了用于规划和评分本文所公开的手术路径的系统部件和输入。

[0030] 图2是一个框图,显示了用于沿着由图1的规划系统产生的手术路径导航的系统部件和输入。

[0031] 图3是一个框图,显示了用于术后数据分析的系统部件和输入。

[0032] 图4A和4B显示了本发明的方法和系统的实施例,其中,处理器识别了纤维束以有助于手术入路的最佳选择。

[0033] 图5是一个流程图,示出了本文所公开的规划系统和方法中涉及的处理步骤。

[0034] 图6展示了用于实现本文所公开的规划和引导方法及系统的计算机控制系统的示例性、非限制性实施。

[0035] 图7展示了本发明的方法和系统的实施例的输出,显示了使用三个正交投影的可视化患者解剖结构。在顶部一行中的两个显示窗格和底部一行中的最左侧窗格示出了彼此正交的2D投影。

[0036] 图8展示了一个图,该图相对于2D患者数据突出了对于所示姿态或取向来说预计将由手术工具相交的束(tract)。

[0037] 图9展示了与图8所示相同的患者数据的一个图,但具有对于相对于脑中的目标不同的姿态来说由手术工具相交的不同束。

[0038] 图10显示了使用选定的轨迹和手术工具的开颅范围的可视化,并且显示了用于在手术期间操纵手术工具的可用空间。

具体实施方式

[0039] 将参照下文讨论的细节描述本公开的各种实施例和方面。以下描述和附图用以说明本公开,而不应解释为限制本公开。描述众多具体细节以提供对本公开的各种实施例的透彻理解。然而,在某些例子中,未对熟知或常规的细节进行描述以便提供对本公开的实施例的简洁论述。

[0040] 如本文所用,术语“包括(comprises)”和“包含(comprising)”应被理解为包含性的和可广泛解释的,而不是排他性的。具体而言,当在说明书和权利要求书中使用时,术语“包括”和“包含”及其变型意味着包括指定的特征、步骤或部件。这些术语不应被解释为排除其它特征、步骤或部件的存在。

[0041] 如本文所用,术语“示例性的”意味着“用作例子、例证或说明”,而不应理解为比本文所公开的其它构型优选或有利的。

[0042] 如本文所用,术语“约”和“大约”意味着涵盖在值的范围的上限和下限内可能存在的变化,例如在属性、参数和尺寸上的变化。

[0043] 如本文所用,术语“患者”不限于人类患者,并且可以表示要使用本文所公开的规划和导航系统处理的任何生物体。

[0044] 如本文所用,短语“手术工具”或“手术器械”是指可沿着患者的身体内的路径导向至一部位的任何物品。手术工具的实例可包括(但不一定限于)解剖刀、切除装置、成像探针、取样探针、导管或任何其它装置,所说其它装置可以触及患者的身体内的目标位置(或有助于另一手术工具触及患者的身体内的位置),而不论诊断或治疗性质。

[0045] 如本文所用,短语“光学相干断层扫描”或“OCT”是指光学信号采集和处理方法,该方法从诸如生物组织的光学散射介质内捕获微米分辨率、三维图像。OCT是一种通常使用近红外光的干涉测量技术。相对长的波长的使用允许光穿透到散射介质内。在医学成像的背景下,OCT的优点在于,它提供具有高得多的分辨率(高于 $10\mu\text{m}$)的组织形态图像,该分辨率在目前优于诸如MRI或超声波的其它成像模式。然而,目前OCT局限于在典型生物组织中的表面下方1至2毫米的成像,而在更深的深度处,在不散射的情况下逸出的光的比例太小,以致于检测不到。图像可以“无接触地”获得或通过一个透明窗口或膜来获得,而该透明窗口或膜必须与目标组织呈瞄准线。

[0046] 如本文所用,短语“偏振敏感光学相干断层扫描(PS-OCT)”是指一种成像技术,该技术提供从诸如组织的混浊介质反射的光的偏振态的深度分辨测量。深度分辨的斯托克斯参数的测量允许确定可建模为线性延迟器的混浊介质中偏振的程度和光学轴线方向。

[0047] 如本文所用,词语“超声波”或“US”是指使用在约2至18MHz的频率范围内的声波的成像技术。用于特定医学成像程序的所选频率常常是在图像的空间分辨率和成像渗透深度之间的一个权衡。较低的频率产生较低的分辨率,但可成像到身体内的更深处,而较高频率的声波产生较高的分辨率(由于较小的波长,并且因此能够从较小的结构反射或散射)。较高频率的波也具有较大的衰减系数,并且因此更易于在组织中被吸收,从而限制声波向身体内的渗透的深度。

[0048] 如本文所用,短语“正电子发射断层显像”或“PET”是指旨在生成身体中的功能过程的三维图像的核医学成像技术。PET系统的工作原理是检测由注入体内的正电子发射的放射性核素或示踪剂发射的成对的伽马射线。然后,通过计算机分析构建体内的示踪剂浓度的三维图像。

[0049] 如本文所用,短语“计算机断层扫描”或“CT”(也称为“X射线计算机断层扫描”或“X射线CT”)是指使用计算机处理的x射线来产生扫描对象的具体区域的断层扫描图像(虚拟“切片”)的技术。被研究的对象内部的三维图像可使用数字几何处理的技术从围绕单个旋转轴线拍摄的一系列二维射线图像生成。头部/脑部的CT扫描通常用来检测出血、骨损伤、肿瘤、梗塞和钙化等。其中,低密度(暗)结构通常指示浮肿和梗塞,而高密度(亮)结构通常指示钙化和出血。肿瘤常常可由肿胀和其造成的解剖变形或由任何周围的浮肿检测。

[0050] 如本文所用,短语“磁共振成像”或“MRI”是指在放射学中用来可视化身体的内部结构的医学成像技术,并且用来研究健康和患病的解剖结构和功能这两者。MRI是神经学癌选择的研究工具,因为它对小肿瘤比CT更敏感。此外,对于包括但不限于脱髓鞘疾病的中枢神经系统的许多病症来说,由MRI提供的在大脑的灰质和白质之间的对比使其成为首选。此外,专门的MRI脉冲序列可用来提供不同类型的信息。例如,“弥散MRI”是一种MRI序列,其测量生物组织中的水分子弥散,并且在临床上可用于诊断诸如中风的病症或诸如多发性硬化症的神经病,并且尤其可用于理解和可视化脑中的白质束的方向性和连通性。弥散MRI的实例是弥散张量成像(“DTI”)和弥散加权成像(“DWI”)。另外,“功能性MRI”或“fMRI”是对血氧水平变化敏感的另一专门MRI序列,并且可用来推断增加的皮质活动的区域。通常,就fMRI而言,患者被要求执行专门的任务(例如,肌肉运动活动、认知练习),并且fMRI扫描中的高亮区域可指示在执行这样的任务时脑部的哪个区域具有增加的血流量(并且因此更加活跃)。

[0051] MRI也可作为灌注扫描被执行,其结合了造影剂(通常为钆)的使用并且观察这样的造影剂如何随时间推移移动通过组织。典型的灌注扫描技术首先获得基线3D体积,注射造影剂,然后进行反复的扫描(其中患者在扫描会话期间保持在相同的扫描位置)。

[0052] 在MRI技术(弥散MRI、fMRI、灌注MRI)的上述三个实例中,所生成的是4d数据集(即,3D体积随时间推移演变),除了静态成像数据之外,该数据集包括与水弥散(弥散MRI)、血氧(fMRI)或移动通过组织(灌注MRI)的造影剂有关的数据。

[0053] 在一些实施例中,所述系统和方法可包括使用纤维束成像(tractography)。在本文所述系统和方法中,在肿瘤和健康组织之间的区分可利用DWI传感器和相关联的处理器进行,这些传感器和处理器将水通过布朗运动穿过脑组织的弥散用作主要的组织对比机制。从弥散对比扫描采集的数据可以以预定的梯度方向采集,以便能够沿着脑中的具体方向可视化弥散。该方向信息可用来生成由各组向量限定的联系图,以生成脑中的纤维束;其中,这些纤维束对应于通过脑部在白质束外部上的水弥散并且对应于脑部中的主要神经纤维。

[0054] 可结合以上提及的不同的成像模式以提供可以仅使用一种模式获得的更深的了解和更多信息。例如,PET扫描可结合CT和/或MRI扫描进行,其中组合图像(称为“联合配准”图像)提供更好的信息,并且可包括解剖和代谢信息两者。例如,由于PET成像与诸如CT的解剖体成像结合最有用,现代化的PET扫描仪常常包括一体化的高端多排螺旋CT扫描仪(所谓的“PET/CT”)。在这些机器中,两种类型的扫描可以在相同会话中以并排的序列进行,其中患者在这两类扫描之间不改变位置,使得两组图像被更精确地联合配准,以使得利用PET成像模式观察的异常的区域可以与从CT图像观察的解剖结构更准确地关联。这在展示具有更大的解剖偏差的移动的器官或结构(这在脑外部更常见)的详细视图方面是非常有用的。

[0055] 因此,如本文所用,短语“配准(registration)”或“联合配准(co-registration)”是指将不同组的数据转化到一个坐标系中的过程,并且“图像配准”是指将不同组的成像数据转化到一个坐标系中的过程。数据可以是多个照片、来自不同传感器、时间、深度或视点的数据。在本申请中“联合配准”的过程与其中来自不同的成像模式的图像被联合配准的医学成像有关。联合配准是必要的,以便能够比较或整合从这些不同的模式获得的数据。本领域的技术人员将了解,存在许多可用的图像联合配准技术,并且这些技术中的一种或多种可以在本申请中使用。非限制性实例包括基于强度的方法,该方法通过相关测度来比较图像中的强度图样,而基于特征的方法找到诸如点、线和轮廓的图像特征之间的对应关系。图像配准算法也可根据所述算法用来将目标图像空间与参考图像空间联系起来的变换模型来分类。另一分类可在单模式方法与多模式方法之间进行。单模式方法通常以由相同扫描仪/传感器类型采集的相同模式来配准图像,而多模式配准方法用来配准由不同扫描仪/传感器类型采集的图像。在本公开中,多模式配准方法被用于头部/脑的医学成像中,因为一个对象的图像被不断地从不同扫描仪获得。实例包括脑CT/MRI图像或PET/CT图像的联合配准以用于肿瘤定位、对比度增强的CT图像对非对比度增强的CT图像的配准、以及超声波与CT的配准等。

[0056] 应当了解,本文所公开的规划和导航方法及系统适用于目前未必有的成像模式。例如,参照MRI,除了本文概述的那些之外的新的序列、方法或技术可以是进一步可用的生物医学成像信息,该信息可以通过合适的联合配准技术容易地结合到本文所公开的方法和

系统中。

[0057] 如本文所用,短语“术前成像模式”是指本文的模式和任何其它成像技术,所述成像技术具有必要的组织渗透以在开始侵入性程序之前对解剖结构成像。

[0058] 如本文所用,短语“手术结果标准”是指在这样的手术程序中经过训练的外科医生设想到的手术程序的临床目标和预期结果。通常,脑肿瘤切除手术的手术意图是移除尽可能多的肿瘤,同时使对脑的剩余部分和周围的组织结构的创伤最小化(周围的组织结构在这种情况下包括在手术程序期间直接或间接地受影响的任何组织结构)。脑部周围的组织结构的实例包括但不限于硬脑膜、脑脊液和颅骨。

[0059] 如本文所用,短语“逐点的手术轨迹路径”意指代表穿过起点(也称为进入点)、连续的多个线路点和代表目标的终点的路径的任何连续的(即,无中断的)线,其中,每个点通过其限定在3D空间中的曲线或直线连接到其相邻点;该路径是用来完成一个或多个手术结果标准的手术轨迹的表示。

[0060] 如本文所用,短语“线路点”意指形成于逐点的手术轨迹路径的起点和终点之间的点,所述路径需要利用这些点来以外科医生确定的顺序横贯通过以满足手术意图。在许多情况下,线路点是形成为沿着所需轨迹引导逐点的手术轨迹路径的点。然而,线路点也可指示在那里可以进行具体的手术动作的轨迹上的点。例如,可以沿着在脑外科手术中使用的轨迹引入一个线路点以提醒手术团队可能必须获取活检标本。备选地,线路点可用来向导航系统发送可能必须改变参数的消息。例如,可能有利的是让外部视频窥镜(自动地或在用户确认后)从在开颅术期间的宽视场切换至在硬脑膜打开期间的窄视场。

[0061] 如本文所用,短语“3D图像”是指包含多于两个维度的空间信息的图像的显示。该显示包括但不限于立体显示、具有允许旋转和深度选择的接口的动态计算机模型、透视图和全息显示。另外,本领域熟知的是,3D图像可由具有变化的深度或角度的一连串2D图像表示,因此,对“3D图像”的引用类似于对相同目标的一组不同的2D图像的引用。还可以直接从在一些模式(例如,MRI)中的3D测量形成3D图像,这样一连串2D图像不是规范的(normative)。此外,术语“体积”和“图像”在此上下文中可互换使用。

[0062] 如本文所用,短语“代码段”意指可在计算机上执行的诸如算法或程序的代码的单位。本公开的实施例可包括多个代码段。代码段被标以序数,即“第一代码段”、“第二代码段”。应当理解,序数不表示该代码必须执行或实施的具体次序,它们也不暗示程序或算法的相互依赖性。

[0063] 虽然本发明的方法和系统可用于在患者的解剖结构的任何部分上执行外科手术,但其特别可用于执行脑部手术程序,因为它有利地利用了显示脑中的神经小束和主要神经纤维束的推断位置和方向的成像信息。本文所述实施例被配置成提供这样的系统和方法:为给定的程序检测并提示到脑部的区域的手术通道,并且预测该入路将对健康的脑组织的潜在影响。这样的影响评估将允许外科医生使用定量评估对入路进行决策。

[0064] 例如,目前没有临床上可接受的手段来进行用于微创通道手术的脑移动的生物力学建模。现有系统通常不能够确定脑组织在术中的潜在移动,以建议到病灶的修改的入路;以建议将允许切除更多的患病组织的修改的手术入路,同时使更多健康组织不受影响;并且在实际切除之前评价由于组织切除导致的脑的影响和组织偏移(由于大多数现有扫描和外科模型包含在坚实的容器中,因此基质材料中的偏移通常是最小的)。另外,没有办法利

用提供合适的生物力学信息的多个成像对比数据集来进行更新术前规划所需的成像配准。在其它实施例中,用于例如借助于小的开颅术进入孔并且使用脑部的自然腔道管理脑部总位移的手段允许以这样的方式使用模拟方法:能够利用现有解决方案不可能的途径传达手术入路。

[0065] 此外,不存在可用来规划和导航通过脑沟的现有规划和训练系统。因此,需要用于规划沿着通道(例如,沿着脑沟)的轨迹的手术规划和训练系统及方法,因为用于外科模型的现有模具往往不会模仿脑部表面上存在的脊形结构。

[0066] 另外,现有的训练系统通常本质上不能将训练会话微调至具体的手术情景,因为已知训练使用包封在正方形模具中的琼脂凝胶进行,该模具带有位于底部附近的正方体的中心处的葡萄,该系统不能向外科医生提供对诸如在重力和压力下的不均匀性、取向和组织位移的约束的清楚理解。其它实施例提供了允许在模拟平台上实践整个手术程序的智能系统和方法,该系统和方法对此可能有用:对在手术程序之前提前至少一天进行模拟手术程序以识别患者的头部取向,从而在手术之前提前识别和放置合适的手术工具。这可通过使用手术模型来实现,该模型精确地模仿特定患者的脑部尺寸和在所述脑部模型中的几何上准确的位置处的肿瘤模型的位置。

[0067] 对神经成像和建立手术程序以引导装置或在避开这些神经的同时切除组织的能力需要整合导航技术、软件规划系统、术前成像和外科工具。所描述的系统和方法的实施例用于提供接口,外科医生可基于针对该患者提供的最新成像从所述接口规划微创入路。在脑中的白质束的上下文中,由于神经束表示可以在三维背景下最佳地表示的复杂数据集,该信息相对于由现有系统和方法提供的手术入路的准确表示可能是关键的,以便提供到所关注的目标的最可能的路线。相对于这些白质束和所关注的目标(常常是复杂的肿瘤几何形状)表示手术工具和手术入路尚未以这样的方式得以解决:实现对手术入路的有效轨迹规划。此外,用于进入的路径常常选择成使横贯的灰质和白质的量最小化,而未认真考虑白质所附接到的对象(灰质的皮质层(cortical bank))或者未认真考虑白或灰质的状态,即,其是否有机会恢复或是否为功能区。此外,脑中的天然进入通道的使用尚未在规划背景下被考虑。

[0068] 例如,脑部的自然褶皱(即,脑沟)提供至脑中的深部位置的理想的微创进入通路。为了有效地利用这些通道,提供一种新型软件规划系统和方法以用于处理和计算输入数据,将其呈现给用户,并且提供可量化的度量以有利于决策。

[0069] 本文所述系统和方法可用于神经外科手术领域,包括肿瘤护理、神经退化性疾病、中风、脑创伤和整形外科;然而,技术人员将知道能够将这些概念推广到其它病症或医学领域。

[0070] 下文将描述各种设备或过程以提供本文所公开的规划和导航方法和系统的实施例的实例。下文描述的实施例绝不限任何要求保护的实施例,并且任何要求保护的实施例都可涵盖不同于下文所述那些的过程或设备。要求保护的实施例不限于具有下文所述任一种设备或过程的所有特征的设备或过程或者下文所述设备或过程中多个或全部共同的特征。下文所述设备或过程可能不是任何要求保护的本发明的实施例。

[0071] 此外,阐述了许多具体细节,以便提供对本文所述实施例的透彻理解。然而,本领域的普通技术人员将理解,本文所述实施例可以在没有这些具体细节的情况下实践。在其

它情况中,熟知的方法、程序和部件未被详细描述,从而不会使本文所述实施例不清楚。

[0072] 另外,该描述不应看作限制本文所述实施例的范围。此外,在以下段落中,更详细地限定实施例的不同方面。

[0073] 在本公开中提供了一种软件和硬件系统,该系统用于提供诊断、手术规划、手术引导和后续跟踪成像信息以支持手术程序和图像引导的治疗程序。在一个实施例中,一种示例性系统由计算机处理单元、软件算法、显示单元、输入/输出装置、成像模式、装置跟踪装置组成,以有利于用来方便手术程序的医学成像信息表示。该系统专注于微创外科手术方法以管理神经外科疾病以及头部和颈部癌症;然而,其不限于这些应用。这些概念可用来解决身体各处的疾病,在这些部位,微创方法可与术前成像和/或术中成像协同。该系统在神经外科应用的背景下进行描述;然而,一般概念可被扩展到在本文中进一步描述的各种应用中。

[0074] 本公开描述了用于术前、术中和术后规划和导航以实现微创手术程序的方法和系统。所述系统和方法可用作手术规划系统和方法,或用作组合的规划和术中引导和导航系统及方法,其中,在手术程序期间收集的信息用来指导接下来的手术步骤,或测量预期的患者结果。

[0075] 在本发明的方法和系统的一个实施例中,提供了一个或多个传感器,所述传感器检测诸如术前数据输入和术中数据输入的输入,所述传感器与一个或多个处理器连通,所述一个或多个处理器接收、记录和/或处理由传感器检测的输入,以生成可能可用于手术规划、导航和分析的输出。

[0076] 图1示出了用于作为多模式手术规划工具使用的本发明的方法和系统的实施例。所述系统和方法可在术前阶段中用作手术规划工具。技术人员将了解,图1中描绘的手术规划步骤也可在术中重复以进一步精细化手术入路,使得术语手术规划和术中导航可以互换使用。

[0077] 在一些实施例中,所述系统和方法可包括数据输入,这包括但不限于MRI (6)、US、CT、其它光学成像系统、以及手术工具 (1) 和传感器的模型。可如此获得成像数据:通过比较患者的组织和器官的各种图像,包括在DWI (弥散加权成像) (4)、DTI (弥散张量成像) (3) 和其它成像造影序列和模式之间联合配准的数据。在其中本发明在术中背景下用来设置或更新手术路径的一个实施例中,数据输入可包括来自通过传感器采集的上述成像的实例,如本文进一步所公开那样。传感器可包括用于准确地且稳健地跟踪手术工具的装置 (包括光学或电磁术中跟踪部件) 和配准 (15) 术中数据集与术前数据集的其他装置。配准方法可包括例如下列中的任一者或组合:基于相似性度量 (诸如平方强度差之和) 和在一些相邻者或区域上计算的交互信息的图像强度匹配;基于图像特征的配准,例如,边缘匹配;在多个图像模式或坐标空间中限定的公共点的基于基准或解剖特征的匹配 (例如,跟踪系统的坐标空间和MR图像的坐标空间);表面匹配技术,例如表面网格匹配。

[0078] 可以手动地勾画或从图像数据自动地分段表面。类似地,可通过利用被跟踪的指针工具勾画或通过表面扫描技术 (例如,激光测距仪、结构化的光系统或立体相机) 而从实际患者确定表面。所有匹配和配准方法都可以在图像或患者体积 (例如,通过端口可视化的对象) 的子区域上进行,以专注于所关注的具体区域。配准可以在多个子区域上共同地或独立地进行,并且可以推断这些独立区域之间的插值配准。一旦图像被配准,它们就形成数据

分析模块(16)的输入。

[0079] 技术人员将了解,传感器也可包括规划、导航和建模部件、上下文接口、术中成像装置、用于利用附接的成像、跟踪技术双极抽吸、组织消融和组织切割的装置,包括外部和内部工具跟踪(光偏转、电容式、应变计)、自动引导外部成像系统、带有转台的半自动外部定位臂、内部半自动操纵器、多光束递送系统、带有自适应学习网络的数据库、成像和空间上链接的病理学系统、对应于其所用于的背景的成像装置、以及对应于其所用于的背景和环境的用户接口。

[0080] 输入和传感器也可包括键盘、触摸屏、指针或用作指向装置、鼠标或手势控制部件的工具。

[0081] 本文所述示例性系统和方法的术前数据输入可包括术前图像数据、组织和器官的生物力学模型、以及手术工具的力学模型。术中数据输入可包括来自包括MRI、CT或PET在内的各种模式的图像以及来自跟踪或导航系统的数据,包括诸如剪刀、消融装置、吸力切割器、双极装置(bi-polars)的被跟踪的手术装置、被跟踪的进入端口装置和自动引导外部成像系统。在一些实施例中,例如针对每个患者选择的特定的手术程序14和临床标准13可用作附加的输入以评估最佳手术规划。

[0082] 在一些实施例中,处理器可包括规划模块12,其分析来自13和16的输入以限定手术方法。这些方法可包括基于各种输入和基于规则的计算的开放式开颅术、DBS刺激器位置、活检部位、基于端口的或最小通道方法和基于鼻内的方法。在另外的实施例中,处理器可包括导航模块,其分析输入以在程序期间提供可视化和其它输出,例如工具跟踪和上下文信息。

[0083] 在其它实施例中,处理器可以将诸如肿瘤、神经和神经束的组织结构、诸如脑室、脑沟、皮质、白质、主要白质束的脑部结构、诸如动脉和静脉的血管以及诸如颅骨和脑干的骨骼结构进行分段,以用于规划和导航目的。

[0084] 输出可包括2D和3D合成图像,以用于引导,包括组织提取引导和用于包括DBS探针和活检探针的装置的引导。技术人员将了解,包括监视器或激光指针的输出装置也可包括在本文所述系统和方法中,以便为用户提供关于系统的过程的反馈。

[0085] 可视化输出可包括:上下文体积成像;点源成像,其涉及仅在手术程序的那一刻重要的所关注区域的成像;用于在器械插入或移除之前检查定位的成像、用于在切除之后更新组织图的成像、以及用于在限制对健康或可康复组织的损伤的同时切除最多肿瘤的成像。此外,在本文所述系统和方法中使用的成像模式之间使用通用的对比机制可以允许处理器生成在模式之间的准确配准以及在程序期间的有意义的体积成像更新。

[0086] 输出也可包括借助于特征检测、用于诸如开颅术的程序的定位、用于患者的锁定和固定的位置的用于手术入路的路径规划或校正数据。输出也可包括关于手术入路(例如,经脑沟入路以避免血管和纤维束)的选择的数据。例如,输出也可包括使白质和灰质插入损伤最小化的基于脑沟的进入路径。此外,输出可包括参数曲线或体积以限定或有利于诸如下列的数据的时间演化:所选路径、组织变形、具有时间分量的数据集的实时动画(例如,多普勒超声或fMRI)、或此类数据的任意组合。

[0087] 患者的身体的任何部分的一般规划方法

[0088] 本文所公开的是在计算机上执行的规划方法,该方法用于规划从患者的身体上的

表面位置到将接近和进行手术的身体内的目标位置的手术轨迹路径。该规划方法是非常通用的,并且可以应用于患者的身体的任何部分。该方法包括:使用至少一种成像模式采集将进行手术的患者的一部分的术前图像,该成像模式被配置用于采集3D图像数据集或体积;以及将该3D图像数据集或体积存储在存储介质中。应当理解,可以使用不止一种成像模式,特别是在将进行手术的患者解剖部分最适合某种类型或组合的成像模式的情况下。从3D图像数据集产生3D体积的图像,该数据集包含进入身体的潜在进入点以及要接近的一个或多个目标。3D体积的图像存储在存储介质中。一旦识别了所述一个或多个目标的位置,就可以在数据的2D平面估计或投影上调整和/或确认这些目标的位置,这被称为“重新格式化”。该技术通过包含图像数据的3D空间使一个或多个2D平面的表示可视化。这样的平面常常是正交的,并且常常在标准(轴向、冠状、矢状)方向上显示为“多平面重建”或“MPR”。存在其它变体,例如,“径向叠置”,其中一个或多个平面通过它们都绕其旋转的公共轴线来显示。然而,应当了解,可以使用平面的任何配置,其包含来自单个源或多个源融合的图像数据。在存在3D数据(例如,来自MRI、CT或3D超声体积)的情况下,可通过利用任何合适的标准插值方案从取样点阵插值来产生重新格式化的图像。如果所需数据在本质上是二维的(例如,X射线或2D超声),则可将该数据投影到重新格式化平面上,或者仅提供其平面交线或根据需要融合两种方法。一旦将重新格式化的平面提供给用户,用户就可以在3D空间内调整每个平面位置,并且精细化相对于每个平面表示的目标定位,直到它们被满足使得它们已经识别了3D空间中的正确位置。

[0089] 利用3D体积的图像,该方法包括:为手术设备指定进入患者的身体内的至少一个进入点的位置;以及从所述一个或多个目标位置规定要接近的具体目标位置。所述一个或多个潜在进入点的位置和目标位置的指定可以以多种方式之一进行。例如,临床医生可以通过将鼠标的光标叠加在3D绘制的脑部表面的点上并单击来选择进入点。备选地,系统可被编程以基于某个标准(例如使用脑沟路径来进入)自动地选择或建议潜在进入点。例如,在给定图像体积(例如,T1MRI图像)、包括图像的各部分的标记的该图像的分割(成白质、灰质、硬脑膜和脑沟)和目标的情况下,系统可用来对某些进入位置进行限制或建议。系统可基于例如使受影响纤维的数目、从脑沟边界到目标的距离以及受进入路径移位的白质和/或灰质的体积最小化来生成最佳脑沟进入点。这样的点可通过穷举性搜索或各种标准方法(例如,能量最小化)来找到。可通过利用额外的信息(更多分割标签、生物力学建模、流体动力学建模)来改进简单的方法以将更先进的分析应用于生成“最佳”候选点。外科医生将从这些“最佳”候选点中选择,或者可以拒绝它们并手动地选择一个。

[0090] 然后,选择将由从进入点到规定的目标位置的手术轨迹路径符合的一个或多个手术意图或手术结果标准,并且可选地可以基于该手术意图来选择在进入点的指定位置与手术意图一致的规定的目标位置之间的一个或多个线路点。

[0091] 在另一个实施例中,在使用被跟踪工具的临床医生尝试朝向脑部模型(其被制造成模拟实际的患者解剖结构)中的目标的不同入路的同时,可通过使用导航系统来跟踪和记录手术路径。然后,利用穿过在进入点和规定的目标位置之间的一个或多个线路点的所述一个或多个逐点的手术轨迹路径,来计算从指定的进入点到规定的目标位置的一个或多个逐点的手术轨迹路径,以限定从指定的进入点到选定的目标位置的手术轨迹路径。这些轨迹可由临床医生手动地规定,或者可以被自动地计算。示例性的自动计算可包括如下几

种。在给定MRI T1图像和手术进入点及在图像内规定的目标的情况下,系统规定晶格(例如,图像体素中心或为便利起见而选择的任何其它晶格)。晶格推断对于所选连接方案来说所有相邻体素之间的连接的图(即,其可允许仅6个方向的邻居(没有对角连接的情况下)或27个方向的全连接或任何其它子集)。每个连接被赋予权重(即成本),该权重基于沿着晶格点之间的直接路径整合的像素强度。现在,我们将标准路径寻找算法(例如,A*搜索算法,例如,Hart,P.E.;Nilsson,N.J.;Raphael,B.(1968).“A Formal Basis for the Heuristic Determination of Minimum Cost Paths”.IEEE Transactions on Systems Science and Cybernetics SSC4 4(2):100-107)应用于确定最佳路径。该方法的变体可包括基于脑部的标记区域、生物物理建模、流体动力学等(如果可用的话)的成本函数中的更多项。根据需要,变体也可包括路径的后处理(例如,平滑化)。也可在手术轨迹路径的自动计算之后由临床医生添加线路点。

[0092] 一旦所述一个或多个逐点的手术轨迹路径已产生,即可将其存储在存储介质中并可视地显示给临床医生。通过将鼠标叠加在所述一个或多个列出的意图上并单击进行关闭,核对确认的外科医生可从显示在计算机显示屏上的手术结果标准的列表中选择所述一个或多个手术意图。另外的实施例可包括使用触摸屏或触笔以及与视频跟踪系统连接的监视器或输送手势输入或语音输入的其它装置。这些手术结果标准对于被处理的解剖结构的不同部分来说将是不同的,例如,相比脊柱外科手术,标准的列表对于脑外科手术的情况来说可能是不同的。

[0093] 选择手术意图或将由手术轨迹路径符合的手术结果标准的步骤可包括:选择将避开(或将具有对其造成的最小损伤)的一个或多个解剖特征;或备选地,选择将由手术路径穿过的一个或多个区域,这也可以由外科医生通过将光标置于将避开或穿过的特定位置上并单击光标以存储这样的特定位置来进行。一旦进行了选择,就从3D体积图像识别所述一个或多个解剖特征的位置,并且可以根据需要计算避开或穿过所述一个或多个解剖特征的一个或多个手术路径。要避开或要对其造成最小损伤的解剖特征的典型的非限制性实例包括神经损伤、肌肉损伤、韧带损伤、肌腱损伤、血管损伤、白质脑束损伤(在脑外科手术的情况中)中的任一者或组合。

[0094] 这样的结构的识别可通过限定所关注的区域、标记映射或相对于成像体积的其它元数据而提供给系统。备选地,系统可自动地估计这样的结构并在其它分析中使用它们。这样做的一种方法将是借助于联合配准详细的脑图谱与被使用的图像体积,然后使用用作上述内容的输入的图谱标记。这样的联合配准可通过构建相对于模板临床图像(代表性样本或可能地平均化的图像)的图谱并且然后进行模板的联合配准来实现。其实例显示在“Medical Image Registration”,Derek L G Hill et al 2001Phys Med.Biol.46R1中。该信息可用作诸如此前所描述的自动化的轨迹计算算法的进一步输入和约束。

[0095] 表1汇总了对于各种类型的外科手术的该变型。虽然很显然非常希望避开许多解剖特征,但可能存在外科医生实际上的确希望接触并穿过一个解剖特征的情况。这样的实例包括脑深部刺激、多个肿瘤的切除和贯穿脑沟路径。

[0096] 受影响最小的结构

[0097]	手术的类型	神经	肌肉	韧带	肌腱	血管	白质束
	颅	X				X	X
	外科手						
	术						
	鼻	X				X	X
	内						
	脊	X		X	X	X	
	柱						
	整		X	X	X	X	
	形外科						

[0098] 表1

[0099] 该方法也包括将得分分配给所述一个或多个轨迹路径以量化所述一个或多个轨迹路径符合手术意图的程度,并且基于这些得分的比较来计算最佳手术路径。与对任何解剖身体部分的一般外科手术的手术意图有关并且在计算与备选的手术轨迹相关联的得分时将考虑的度量的一些非限制性实例列举如下:

[0100] 1.对于涉及诸如但不限于神经、血管、韧带、肌腱、器官等的结构的外科手术来说,手术路径相对于各个结构的入射角可用来确定预计将由该结构遭受的损伤的平均量,其中,较陡的入射角(较接近与结构正交)会造成较大的损伤,并且因此对应于比较平行的入射角(较接近与结构平行)差的得分,较平行的入射角会造成较小的损伤,并且因此对应于较好的得分。此外,预计被临界地相交的结构数目可用作本文所述度量的延伸。

[0101] 2.手术路径的长度也可用于对轨迹打分。例如,根据手术装置的类型、其形状和尺寸,较长的轨迹可能造成装置在较大的面积上施加力,这可能导致比路径较短时更大的总体创伤。因此,在这种情况下,较短的路径将对应于较好的得分,而较长的路径将对应于较差的得分。

[0102] 3.用于具体地改变方向的线路点的数目也可用来打分。例如,如果手术装置是刚硬的,所发生的方向变化的数目越高,方向变化角度越大,组织越多地被迫变形。组织在各种取向上相对于手术装置的这种变形可对周围组织造成额外的内部劳损和磨损,对其造成损伤。这样,较高数目的方向变化和较高的方向变化角度将对应于较低的手术路径得分。在肿瘤切除的情况中,手术路径与肿瘤边界相交的入射角也可用于打分。由于基本上切向的路径将更可能使手术装置错过肿瘤、滑离肿瘤而未恰当地切入其中或造成肿瘤相对于周围组织滚动,并且因此在周围的健康组织上造成更大应力,这样的路径应对应于较差的得分。相比之下,在手术路径在与肿瘤相交时处于正交的入射角的情况下,该路径对应于较好的得分。

[0103] 4.在其它实例中,也可考虑将被手术路径穿透的器官或结构用于路径的打分。例如,在脊柱手术中,理想地,具体的韧带可不被穿透,因为它们对于关节的有效功能是至关

重要的一—这些韧带受到的损伤越小,该特定路径的对应得分就越好。

[0104] 5.也可基于从相同背景内之前的手术得出的患者康复的统计数据对手术路径得分进行加权。例如,相比其中患者康复率为(Z2)的被使用(Y)次的备选路径,在类似的路径被使用(X)次来进行具体的手术之后,患者康复率为(Z1)。在一个示例性实施例中,“类似路径”度量将仅基于标准图谱内的目标的解剖位置(即,外科医生将描述目标的位置的地方)和基于相同图谱的进入点的对应位置来识别与要打分的建议手术路径类似的路径。基于附加的分辨力或病理学(例如,肿瘤的类型)或基于所遵循的手术路径的详细统计数据或元数据(例如,与来自图谱的解剖特征的相互作用),可以添加更多的细节。可以在评估“类似路径”中使用的其它标准将为被从给定的路径切除的肿瘤的类型、从给定的路径渗透的具体韧带、患者的年龄、肿瘤的位置、被渗透的所关注器官/区域等。因此,较短的康复时间(Z)将对应用于该特定手术路径来说的较好得分。

[0105] 6.血管到特定路径的接近度也可用来对手术路径打分,因为受影响的血管(静脉和/或动脉)越少,患者遭受的创伤就越低。因此,在路径附近的血管的数目越低,得分就越好。

[0106] 7.被穿透的组织长度也可用来对手术路径打分,因为穿透组织通常比仅仅将其挤向一旁创伤大得多。在这种情况下,需要更多地切割组织的路径将被赋予比需要较少切割的路径更差的得分。此外,被切割或穿透组织的类型也会影响得分。

[0107] 8.另一个度量将是被横贯的组织的脆弱性,因为通常高度脆弱的组织比较坚韧的组织结构更可能在操纵之下遭受损伤。在该实施例中,可以使用用于得出由所考虑的手术路径横贯的具体面积的最可能值的图谱和/或数据库,或者,该信息可从诸如来自超声或MR弹性成像的直接组织密度或弹性测量值得出。在又一个实施例中,可从组织的已知性质推断组织脆弱性,包括但不限于组织的硬度或刚度。

[0108] 这些度量将根据被插入的手术工具和正进行的手术而改变。因此,赋予备选轨迹的得分将并入手术的类型和计划在程序中使用的具体工具两者。这也为外科医生提供了评价对于某个程序来说使用不同的手术技术和工具的利弊的机会。

[0109] 该方法也可包括比较所述一个或多个逐点的手术轨迹路径的得分与在所述一个或多个目标位置和最近的进入点之间的最短距离的路径的手术意图得分。应当指出,当前进行的大多数手术当前使用对应于最短距离的从表面到目标的直线路径。因此,该方法在更突出地使用的最短距离手术轨迹路径和建议的备选路径之间进行得分比较,从而使用户注意到区别以便将来考虑。在一些情况下,直路径入路可以提供最佳得分,在这种情况下,用户也可考虑直路径入路。

[0110] 临床医生(通常为外科医生)指定的所述一个或多个潜在进入点的位置和目标位置、要接近的第一目标和手术结果标准都是可由临床医生通信至计算机的输入,并且都存储在计算机存储装置中。

[0111] 应当指出,本发明的方法和系统可被配置成高度自动化的,从而需要来自临床医生的极少输入。例如,计算机处理器可被编程为通过比较患者的解剖结构的3D体积的图像与解剖学图谱和/或正常的健康组织的存储图像的库来确定一个或多个要接近的手术目标的位置,如本文所述。计算机处理器可被编程为:选择一个或多个潜在进入点,然后计算到要接近的第一目标的一个或多个手术通道,然后基于与正被进行手术的特定解剖部分相关

联的存储的一套手术结果标准对每个通道打分。计算机接着比较得分并选择对于特定的一套手术结果标准来说具有最佳得分的通道。

[0112] 一旦确定了所述一个或多个手术路径,手术/临床医生团队可能希望运行模拟,以使得系统被编程为可视地显示沿着所述一个或多个手术路径接近目标的手术工具的模拟并且触及将由手术器械接合的目标的所有部分。

[0113] 示例性脑外科手术规划方法

[0114] 图5使用流程图示出了在规划系统中涉及的处理步骤。第一步骤涉及采集患者的术前图像(如在图5中的步骤500中所示)。图像数据系列首先被从数据库或诸如PACS服务器的服务器导入软件中。术前手术规划方法和系统使用利用MRI、CT、PET或类似模式中的至少一种或任何组合获得的术前图像(即,在开始手术程序之前获得的那些图像),这些模式具有必要的组织穿透以在侵入式程序开始之前对脑部的所需部分成像,并且这些图像通常包括用于对空间中的成像定向的基准或其它标记。

[0115] 本发明的规划方法和系统也可有利地使用多于一种成像模式。在这种情况下,来自不同模式的图像彼此联合配准以得到组合的信息。例如,在一个实施例中,MRI可以在适合采集弥散(通常DTI)数据并获得可用于生成3D脑沟表面图的MR数据两者的条件下获得。用来获得弥散图像的这些术前MR图像彼此联合配准,正如也与用来获得3D脑沟表面图的MR图像联合配准(如在图5中的步骤510中所示)一样,因为每种MR成像模式将具有其自有取向、几何标度和变形。

[0116] 如本文所讨论的,联合配准过程(510)是普遍熟知的过程,其中合适的变换被施加到图像上,以使得它们从几何角度彼此匹配,并且因此在使用各种模式获得图像中解剖区域彼此重叠。一种用来联合配准图像的常用算法是“PET-CT image registration in the chest using free-form deformations(使用自由变形的胸腔中的PET-CT图像配准)”*IEEE Transaction on Medical Imaging*, Vol:22, Issue:1, (2003)。一旦生成DTI和3D脑沟表面图,该方法涉及将DTI数据叠加到3D脑沟图数据上。使用MR数据构造3D脑沟图以生成3D表面图,进而用于表示脑表面并清楚地示出脑上部存在的脑沟褶皱或裂缝。在从采集的图像移去颅骨结构之后,从T1MR图像构造3D脑沟图。用于移去颅骨的示例性算法(也称为颅骨剥离)在“Geodesic Active Contours,”*Vincent C.et.al., International Journal of Computer Vision* 22(1), 61-79 (1997)中给出。脑沟图和DTI的这种叠加有助于检测联合配准误差,因为错误的DTI估计将表现为脑纤维束突出超过脑沟边界或突出到脑回中。这样的偏差可被量化以得到针对各种成像模式之间的联合配准的的质量的得分或度量。用于在此阶段量化配准误差的示例性算法如下:包含在白质边界中的束的长度与束的总长度的比率。理想的是,该度量应尽可能低。1减去该比率的差可作用于评估DTI估计相对于可用的脑图的质量的优度测度。

[0117] 打分的过程提供了在3D脑沟图和DTI数据之间的“适合度”的测度,如果在3D脑沟图和DTI数据之间的得分表明存在不可接受量的配准偏差,则在完成规划程序之前将需要补救措施来提高得分。该补救措施可包括使用不同的起始区域重新估计纤维束成像数据(DTI),该起始区域由用户选择或在附近自动地选择,但不与初始的种子点重叠。起始区域或点集合通常在DTI估计中用来估计共同地表示各个束的体素。

[0118] DTI估计中的常见误差源是为通过给定体素的纤维束选择错误的主方向。用于束

估计的不同起点的上述选择可以强制选择给定体素的备选主方向,并且因此避免估计延伸进入脑沟或超出脑表面的束。应当理解,DTI估计是一种优化过程,并且可以尝试许多通常可用的估计方法中的一种以得到备选束,并且可以为后续处理保留在解剖上合理的束组。DTI估计的解剖学正确性可由审核人判断或由软件算法自动进行,该算法估计上述相同的优度测度,同时利用附加的信息,例如脑部的解剖图,该图示出了在脑部的已知区域中的束的相对集中度。

[0119] 该方法可被以下事实复杂化:大肿瘤的存在可能使肿瘤区域周围的束在几何上变形。本发明的系统的一个创新性方面在于:它能够通过限制其对受肿瘤影响最小的脑部一侧的估计而使这种变形对优度测度的影响最小化。需要手术介入的肿瘤常常被限制到脑部的一侧。该信息是先验而知的,因为肿瘤的诊断会在开始手术规划之前完成。

[0120] 在使用目视确认和联合配准得分的评价审核处理结果,并且在发现偏差的情况下采取以上讨论的步骤来获得基本上没有不可接受的偏差的重叠数据之后,可以在一个或多个图像上限定具体的所关注区域,如步骤(520)中所示。通过使用计算机接口,可由临床医生在一个或多个2D图像层上限定区域,并且可以通过在这样的限定的区域之间插值来限定所关注的对应体积。备选地,可由用户选择一个具体点以得到所关注区域(ROI)的初始估计,并且可用软件算法来识别2D图像层中的区域。一种识别此类区域的常见方法被称为连通区域标记。这在以下参考文献和Computer Vision,D.Ballard and C.Brown中详细描述,该方法是图形处理中常用的。

[0121] 备选地,可用图像分割来建立这样的ROI。可以为多个2D层手动地或自动地生成这样的ROI,并且可通过在3D空间中在这样的ROI之间内插来建立所关注的体积(VOI)。同样,此处可采用诸如样条拟合的常见技术。VOI可相对于解剖学图谱被可视化,该解剖学图谱可叠加在3D绘制的MR、CT或脑沟图上。ROI和/或VOI可充当需要处理的病灶的地标或在手术程序期间必须避开的关键区域。在其中ROI或VOI表示要切除的病灶或区域的情景中,外科医生使用它们作为目标区域。体积也提供对必须切除的病灶、肿瘤或其它区域的质量的估计,这在手术期间对于临床医生来说可能是有用的。另外,术中成像可用来评估在整个手术过程中目标区域的体积的减小。在其中ROI或VOI表示要避开的区域的备选情景中,外科医生使用它们作为这样的地标:在这里,他/她必须小心操作,以便保留这些区域,同时仍然能够触及病变区域(例如,病灶、肿瘤、血块等)。

[0122] 符合所需手术结果意图的要避开的区域可被限定为“禁飞区”,以便外科医生避开,从而防止对患者的运动、感官或任何其它关键功能的潜在损伤。因此,可基于希望为该患者保留的具体功能来为患者具体地限定ROI和/或VOI。因此,ROI和VOI有助于限定手术路径,该手术路径将针对需要为患者保留的具体功能而被唯一地调整。

[0123] 与脑外科手术特定的手术意图有关并且在计算与备选的手术轨迹相关联的得分时将考虑的度量的一些非限制性实例列举如下:

[0124] 1.对于脑外科手术来说,手术路径相对于各个纤维束的入射角可用来确定预计将由该束遭受的损伤的平均量,其中,较陡的入射角(较接近与束正交)会造成较大的损伤,并且因此对应于比平行的入射角(较接近与束平行)差的得分,平行的入射角会造成较小的损伤,并且因此对应于较好的得分。其基本实施将采用在手术路径和相交纤维束的取向之间的角度的余弦的绝对值。举例来说,我们可以为平行的束分配1的得分,为垂直的束分配0的

得分,并且设定阈值得分,低于该得分的神经纤维束可能被严重地横断。这种严重地横断的束的数目可用作对所描述的度量的延伸,因为例如在这里路径的得分可被除以或减去与严重地横断的束的数目有关的函数,由此减少该路径的得分。

[0125] 2.对于脑外科手术来说,被手术轨迹严重地横断的束可被跟踪以识别由这些束连接的脑部区域。利用该信息和例如脑图谱,神经束的功能可被确定(即,假定)和用来对路径相应地打分。在这种情况下,最适合为特定患者保留的功能(由外科医生和患者确定)将被优先化并且在被横断时分配比其它神经功能差的得分。例如,对于职业吉他演奏家来说,保留上肢的运动功能可能会比其它功能优先化。这样的区域分析可由临床医生进行并且作为一系列所关注的区域或标签图像提供给系统。

[0126] 3.手术路径的长度也可用于对轨迹打分。例如,在基于端口的脑外科手术的情况中,较长的轨迹可造成装置在较大的区域上施加力,这可能导致比路径较短时对脑部更大的创伤。因此,在这种情况下,较短的路径将对应于较好的得分,而较长的路径将对应于较差的得分。

[0127] 4.用于具体地改变方向的线路点的数目也可用来打分。例如,在基于端口的脑外科手术中,给定端口是刚硬的,在路径中发生的方向变化的数目越高,并且方向变化的角度越大,脑组织就会越多地被迫变形。组织在相对于端口的各种取向上的这种变形会对受影响的周围组织(特别地,附近的神经和神经束)造成额外的劳损和磨损。这样,在沿着手术路径的端口中较高数目的方向变化和较高的方向变化的角度将对应于较低的手术路径得分。

[0128] 5.在基于端口的脑外科手术的背景下肿瘤切除的情况中,手术路径与肿瘤边界相交的入射角也可用于打分。由于实质上切向的路径将更可能造成端口错过肿瘤、未能接合(滑离)肿瘤或造成肿瘤相对于健康组织滚动,这都需要端口的更多移动和因此在周围的健康脑组织上更大的应力,该路径应将对应于较差的得分。然而,相比之下,在手术路径在与肿瘤边界相交时处于正交的入射角的情况下,该路径将导致较好的得分。

[0129] 6.也可基于从相同背景内之前的手术得出的患者康复的统计数据,对手术路径得分进行加权。例如,相比其中患者康复率为(Z2)的被使用(Y)次的备选路径,在类似的路径被使用(X)次来进行具体的手术之后,患者康复率为(Z1)。在一个示例性实施例中,“类似路径”度量将仅基于路径的进入点和目标点两者的解剖位置(如由外科医生相对于标准图谱描述的位置)对路径打分。根据图谱共享位置或附近位置的路径将因此被看作类似的。可以添加更多细节以使该度量更加有区别性。例如,可以将额外的解析度添加到位置(例如,限定在用于进入的各个脑沟中的具体位置)或病理学(例如,肿瘤类型)或所遵循的手术路径的详细的统计数据或元数据(例如,所移位的白质或灰质的百分比或与解剖特征的相互作用)。可在评估“类似路径”中使用的其它标准将是被从给定路径切除的肿瘤的类型、在受影响的区域中的脑组织的已知机械特性、患者的年龄、肿瘤的位置、受影响的区域等。因此,在该实例中,较短的康复时间(Z)将对应于对于该特定手术路径来说的较好得分。

[0130] 7.血管到特定路径的接近度也可用来对手术路径打分,因为对这些血管的较少损伤显然会减少患者遭受的创伤。因此,在路径附近的血管的数目越低,得分就越好。

[0131] 8.在基于端口的脑外科手术的情况中,被穿透的组织数量和类型也可用来对手术路径打分,因为穿透脑物质比仅仅将其挤向一旁创伤大得多。在这种情况下,穿透较多组织将比穿透较少组织得到较差得分。此外,被穿透组织的类型也会影响得分。例如,考虑

到其神经功能重要性,穿透白质会得到比灰质更差的得分,因为对于穿透脑物质对患者造成的总体健康危害来说,对灰质的损伤通常较不重要(对于多数情况来说)。因此,当使用两个不同的路径穿透相同量的灰质和白质时,穿透白质的路径将得到比穿透灰质的路径差的得分。

[0132] 9. 另一个度量将是被横贯的组织的刚性,因为较高刚性的组织比较柔性的组织结构更可能在操纵之下遭受损伤。这将需要使用图谱和/或数据库来得出由所考虑的手术路径横贯的具体面积的最可能值。

[0133] 10. 另一个度量将是包括作为路径得分一部分的脑功能。脑功能可使用功能性MRI (fMRI) 信息(BOLD对比成像)、脑磁图描记术(MEG)、拉曼光谱或电生理测量来测量。通过具有高功能水平、脑功能层级(区域重要性)的较高排名或在功能上与这样的区域有关的区域的路径都将具有较差得分。此外,通过连接这样的功能上相关的区域的白质束的路径也将具有较差得分。

[0134] 一旦限定了所关注的区域,就可以在图像中识别一个或多个目标(如在步骤530中所示)。目标对应于必须触及以切除肿瘤(或病灶)的脑内的三维位置。已经知道,为了在空间上准确地定位3D空间中的点,需要最少三个正交平面。然而,可以提供附加的视图,其中这些附加的视图包含使用不同模式获得的图像。换言之讲,附加的平面可以与上述正交平面在几何上重叠,并且提供使用与在上述三个正交平面中提出的模式互补的其它模式捕获的图像。例如,三个正交平面可以表示T1MR图像切片,而附加的视图可以提供使用CT或B0(另一种MR数据表示)获得的联合配准的图像。互补的模式有助于确认肿瘤或血块的位置和范围。提供有助于估计肿瘤位置的信息的另一种冗余手段是提供作为径向切片的数据,其中,生成虚拟切片,使得切片沿着径向地围绕用户限定的轴线定位的平面。

[0135] 在多个2D图像中可视化被进行手术的目标减小了仅使用脑部的3D绘制将目标置于3D空间中固有的风险(参见图7)。后一种方法易于出错,因为3D表面被绘制在2D显示器上。应当指出,3D全息显示器也可用来克服这种风险,因为外科医生将能够从多个视角查看3D虚拟对象以确认目标的位置。在一个实施例中,这可用作在三个正交平面中提供图像数据的备选方案。

[0136] 本发明的另一个有创造性的方面是能够可视化紧邻目标的白质束。除了与由目标区域占据或在紧邻区域内(在阈值内)的几何空间相交的束之外,通过隐藏在脑部的所有区域中的弥散束(或纤维束成像信息)来实现该功能。备选地,可以显示与由实际上插入脑内的手术工具占据的几何空间相交的束。这样的工具可以是活检针、用于微创手术的端口(例如,进入端口)、脑深部刺激针或导管等的虚拟表示。这种DTI信息的选择性显示的方法有助于控制与整个DTI图像的可视化相关联的大数据问题。它还有助于外科医生缩小其关注范围并主要看到受影响的束,而不是与整个脑部相关联的所有纤维束成像信息。紧邻目标区域或预计受工具影响的白质束的绘制的这种选择性过滤将允许外科医生在可选择的半透明度内查看束信息,以便有助于选择可以最好地满足手术意图的手术路径。此外,DTI信息的这种可选择显示可以类似地用任何其它可联合配准的模式代替或补充,包括fMRI或能够评估在肿瘤切除期间可能潜在地受影响的脑功能的其它模式。束相交可视化的图示参见图8和9。

[0137] 系统可被编程为提供柱状图分析,其中计算了将被显示的纤维的数目与阈值剪切

截止角 (shear cut-off angle) 的关系的柱状图。这提供了关于对该阈值的敏感度的信息。在一个实施例中,如果存在其中将显示的纤维的数目突升(即,在给定截止阈值中小幅变化的情况下,在显示中将存在大幅变化)的值,软件可建议在设定的截止附近的备选截止角 (cut-off angle)。

[0138] 备选地,代替二进制截止阈值,可调制显示内容,以便在相交角度增加超出设定的阈值或在最小设定阈值和最大设定阈值之间时,提供所显示纤维的渐变(例如,通过减小纤维强度或增加透明度)。

[0139] 另一个实施例可涉及距离分析,其中,所述系统和方法被配置成仅显示每个束到其与端口的交点的设定距离,而不是束的整个路径,因为远离所述交点的纤维较不可能受影响。该距离阈值可被动态地调整和操纵。每个束的显示也可由到端口交点的距离调制(例如,通过减小亮度、改变色彩、增加透明度或利用距离减小显示的束厚度)。

[0140] 备选地,显示的束可由与端口的交点到端点的距离类似地调制,因为比起沿其轨迹更远处受影响的束,在束的端点处或附近受影响的束可能较少受到影响。

[0141] 在建立手术路径的过程中的下一步骤是识别进入点,该进入点也称为接合点(如在步骤540中所示)。应当指出,该进入点是指手术端口工具进入脑部的硬脑膜的前导部分的进入点。可存在进入脑白质的手术端口的另一个进入点。上述第一进入点通过利用诸如端口工具、活检针、导管等的虚拟进入工具的叠加可视化脑沟来建立。然而,本发明的优点在于,虚拟端口工具可以通过将其表示为工具的半透明模型而以无阻碍方式在这样的入路中呈现。

[0142] 然后,可以使用目标和接合点作为导航基准来限定脑沟路径(如在步骤550中所示)。在一个实施例中,本发明的方法和系统被配置成限定分段的线性脑沟路径,该路径包括分别作为在手术路径中的两个极端的起点和终点的接合点和目标点以及在这两个极点之间的附加的空间位置。当在脑沟中观察到弯曲部时,这些附加的空间位置点可被插入以限定分段的线性路径。紧密遵循脑沟中的弯曲部的分段线性路径可以最佳地保留由手术工具接触的脑部区域,其中这样的手术工具是薄型的和/或柔性的或铰接的。因此,可预见铰接的或柔性的端口利用这样的分段线性路径来进一步减小对脑部的创伤。度量或得分可与具体的脑沟路径相关联,以指示被虚拟端口横断的脑束的范围。因此,得分可用作当使用规划的脑沟路径时预计将由端口引入的创伤的测度。换句话讲,被横断的束的数目可用来比较两个或更多个不同的路径,以识别呈现最少数目的束交点的路径。

[0143] 最后,通过对手术工具建模并评估当工具的运动受到开颅术的尺寸和位置约束时每个工具可用的运动范围,可以评价用于开颅术的备选位置和几何形状(如在步骤560中所示)。该运动范围可在图10中看到。此外,通过径向叠置图像切片可更准确地可视化开颅术位置和脑沟路径。换句话讲,整个脑部的3D重建的MR图像可用来构成共享公共轴线的虚拟2D图像切片,该公共轴线合理地接近规划的脑沟路径。这样的切片暴露了脑沟接近规划路径的程度,并且因此有助于备选脑沟路径的更好可视化。形成最终记分卡,以提供来自此前的阶段中的每一个的所有度量和用于表示所限定的脑沟路径中的每一个的适合度的度量。脑沟路径的适合度(也称为脑沟一致性百分比)是规划轨迹与所描述的脑沟路径的总长度和从路径端部到目标的欧氏距离之和的比率。然后,将该比率乘以100以将比率表达为百分比。该度量指示在线性轨迹和所选脑沟路径之间的一致性。100%表示完美匹配或线性路

径。

[0144] 然后,将建立的手术规划进行存储和/或导出到导航系统(570),该导航系统通常可接收这样的数据并且存储和/或联合配准(如有必要)这样的规划或手术路径,以供外科医生在手术程序期间导航他或她的手术工具的过程中使用。规划系统的创造性特征允许外科医生通过自动回放作为视频的手术步骤来可视化整个程序和比较备选的手术规划。这有助于外科医生可视化整个程序,并且因此用作确认步骤和外科医生的训练步骤。

[0145] 如果医疗程序要处理急迫的医疗紧急事件,并且没有时间从多种成像模式获得图像,那么本发明的方法和系统可被配置成使用单种非侵入性成像模式。在这种情况下,用于规划从脑沟到患者脑内要做手术的位置的通道的规划方法包括使用非侵入性成像模式采集要做手术的患者脑部的术前图像和联合配准术前图像。联合配准的图像用来识别患者脑部的脑沟结构以及在侵入式手术程序期间要接近和做手术的一个或多个目标和相关联的一个或多个目标位置。所述一个或多个目标位置可以在至少三个正交平面中可视地显示,以确认所述一个或多个目标在3D空间中的位置。基于进入点的位置和所述一个或多个目标位置,限定了分段的线性手术路径,其中进入点的位置和所述一个或多个目标位置中选定的一个的位置分别被指定为手术路径中的起点和终点。手术路径被选择为避免穿过脑部的选定的解剖特征。

[0146] 在完成规划阶段并且开始手术之后,一旦看到脑组织,就可以接着使用除了上述MRI、CT和PET模式之外的不可用来采集术中图像的其它成像模式来采集术中图像。这样的模式包括OCT、PS-OCT、超声等。这些模式将在下文讨论手术程序的导航部分过程中更详细地讨论。

[0147] 图2显示了本发明的方法和系统的实施例,其用作术中多模式手术规划和导航系统及方法。该系统和方法可在术前和术中阶段用作手术规划和导航工具。技术人员将了解,通过使用在成像中可见的患者基准标记或其它成像技术(其实例为本领域已知的),图1中描述的手术规划步骤和手术程序的数据输入可作为图2中描述的术中导航阶段的输入使用。

[0148] 图2的实施例为诸如外科医生的用户提供了通过使用术前数据输入和更新的术中数据输入来导航通过手术区域的统一手段。系统和方法的处理器被用分析术前数据输入和术中数据输入的指令/算法编程,以在手术过程期间更新手术规划。例如,如果新采集的图像形式的术中输入识别了此前未知的神经束或脑束,那么这些输入可以在需要时用来在手术期间更新手术规划以避免接触该神经束。技术人员将了解,术中输入可包括各种输入,包括使用各种传感器收集的本地数据。

[0149] 在一些实施例中,图2的系统和方法可借助于术中成像传感器在具体手术程序的背景下连续地提供更新的术中输入,以验证组织位置、在肿瘤切除后更新组织成像以及在手术期间更新手术装置位置。

[0150] 该系统和方法可提供图像的再格式化,例如以警示在手术期间手术工具对重要结构的可能的刺穿或者在手术期间与手术工具的碰撞。此外,本文所公开的实施例可提供针对由于针偏转、组织偏转或患者移动而可能发生的任何偏移的成像和输入更新以及算法逼近,以校正已知的成像失真。这些组合误差的量级是临床上显著的,并且通常可以超出2cm。一些最显著的误差是基于MRI的失真,例如,梯度非线性误差、磁化率偏移、涡流伪影,其在

标准MRI扫描仪(1.5T和3.0T系统)上可超出1cm。

[0151] 技术人员将了解,可实施各种术中成像技术以生成术中输入,包括因解剖结构而异的MRI装置、表面阵列MRI扫描、鼻内MRI装置、因解剖结构而异的US扫描、鼻内US扫描、因解剖结构而异的CT或PET扫描、基于端口或基于探针的光声成像,以及利用远程扫描或基于探针的扫描进行的光学成像。

[0152] 图3显示了用于术后数据分析的本发明的方法和系统的实施例。如图3所示,在本文所述方法和系统的术前和术中阶段期间捕获的输入和输出1可用于未来手术程序分析和训练的目的。在术前和术中阶段期间捕获的海量数据可用于未来手术程序和训练的目的。

[0153] 在这样的实施例中,系统可包括专用数据库2,以用于存储和检索输入、输出和处理器活动。数据库2可包括用于恢复分析、结果评估、疗法规划的数据、病理学相关性3、未来手术规划和/或训练4以及成本确认(健康结果相比经济度量)。

[0154] 技术人员将了解,由所述系统和方法捕获的输入和输出可包括关于手术工具的使用的数据、在手术程序期间利用局部成像扫描、局部拉曼光谱的组织连续记录、用于示出形态结构的组织的局部各向异性信息、用于辅助组织区分的组织的局部高光谱图像数据、用于与身体中的具体区域关联的被切除组织的空间位置、以及由病理学家或放射学家推断以用于辅助未来手术程序或训练目的的病理学信息。

[0155] 在术前和术中阶段期间积累的信息可以有效地用于针对相同患者的未来手术规划、为其他患者的术前手术规划收集临床上相关的信息和/或训练目的,如图3所示。

[0156] 由于本文所公开的系统和方法可以生成大量要捕获的数据,在一些实施例中,输入和输出数据可被通信至附加的系统部件,例如,以便由位于远程位置的用户远程审查数据。

[0157] 在另外的实施例中,例如针对每个患者选择的手术程序和临床标准可用作附加的输入度量以评估最佳手术规划。附加的度量输入可包括到所关注位置的创伤最小轨迹,例如,最小化的血管创伤、最小化的神经束创伤或优先化的神经束创伤。度量输入可包括例如对脑组织的测量或预测的创伤,包括对白质的损伤、对由白质相连的区域的损伤、对由白质相连的皮质的区域的损伤、以及对入路上的血管的损伤。

[0158] 在一些实施例中,输入度量可包括在组织和器械之间的接触的角度以及对神经和相连的纤维的创伤,其可通过来自历史数据和手术数据两者的器械对组织的截取或移位来测量。

[0159] 附加的输入度量可包括:要通过跟踪技术相对于所关注的组织跟踪的装置的位置;手术装置和端口的几何形状;器械和端口在手术期间的预计定位;用于固定患者的解剖结构的最佳实践位置,例如,用于Mayfield夹具的头带区域;以及用于诸如局部麻醉剂的施用的相关联的程序的位置。技术人员将了解,输入度量可与特定的方法、疾病或程序相关联,并且这些度量可以是用户选择的和自动生成的。

[0160] 在另外的实施例中,处理器可用来执行成像伪影或异常的校正,以表示在准确的位置的结构和目标。梯度非线性度校正、磁化率偏移校正、涡流伪影校正和像素插值误差校正可由所述方法和系统执行的过程的实例,以在采集后校正图像中的伪影并提供高质量和准确的呈现。

[0161] 在又一些实施例中,所述系统和方法可包括联合配准部件和技术以对准各种成像

模式和在一模式内变化的扫描。配准可以在由包括MRI、PET、CT、US、光学成像(例如,表面扫描和分光镜技术以及声光成像)的多种类型的传感器采集的图像上进行。

[0162] 在又一些实施例中,所述系统和方法可被配置成将传感器导向至患者体内所关注的特定区域,以在术中产生高质量的图像,该图像聚焦于所关注的具体区域,具体来说,在手术期间的适当时间的所需术野或点的区域。这样的术野成像的实施可由系统通过使用例如合适的成像比例或对比机制来实现。通过将成像聚焦于所关注的具体位置,可以将信噪比提高多倍,并且可以使用新的成像对比机制。

[0163] 在一些实施例中,所述系统和方法可基于输入度量的处理器分析而作为输出生成微创入路。例如,输入度量可被加权以生成患者或程序特定的输出。处理器可以对由外科医生提供的各种手术备选方案排序,或者可由系统使用诸如决策树和神经网络的自适应学习范例自动地生成各种手术备选方案。

[0164] 在本发明的方法和系统的一些方面中,提供了这样的系统和方法:其用于整合诸如尺寸、形状或对神经组织的影响的因手术器械和端口而异的信息与关于患者的解剖结构的数据,以使用户选择的端口入路合格。例如,包括受试者的神经小束、神经束、脑沟和脑回图案、血管、颅骨和颅底的特性的输入可用来评估手术器械或端口插入对脑部的神经结构的影响。在一些实施例中,所述系统和方法可有助于手术器械和端口规划以确定合适的开颅术、切口、头部保持器、外部成像装置和手术室中的设备的位置。这些系统和方法可导致更少侵入、更准确和更快的基于插入装置或端口的手术程序,并且改善患者结果和经济结果。

[0165] 在一些实施例中,除了诸如肿瘤位置的其它输入之外,所公开的系统和方法可包括作为输入的关于脑部的纤维、脑沟和脑回结构的数据。这些输入可能可用于确定例如手术装置插入的路径或位置。在一些实施例中,规划输出可包括通过诸如脑沟的自然腔道进入脑内的装置插入路径。在其它实施例中,除了诸如肿瘤位置的其它输入之外,可以包括诸如肿瘤数据库的输入。

[0166] 在一些实施例中,所述系统和方法可包括纤维束成像输入。在本文所述系统和方法中,在肿瘤和健康组织之间的区分可利用DWI传感器和相关联的处理器进行,这些传感器和处理器将水通过布朗运动穿过脑组织的弥散用作主要的组织对比机制。可以以预定的梯度方向采集从弥散对比扫描采集的数据,以便能够可视化在FA图中呈现的沿着脑中的具体方向的弥散,FA图提供了关于在整个图像中的弥散的大体方向性的信息。处理器可使用该方向信息来生成由各组向量限定的联系图,以生成脑中的纤维束;其中,这些束对应于通过脑部在白质束外部上的水弥散并且对应于脑部中的主要神经纤维。

[0167] 例如,所述系统和方法可包括弥散对比成像装置以生成DTI图像,并测量部分各向异性(“FA”)和组织的表观弥散系数(“ADC”)。ADC(测量弥散的量值)和FA(测量在整个图像中的弥散的大体方向性)可用来识别穿过脑部的纤维束、测量与肿瘤相关联的增加的细胞密度、测量弥散性或局部创伤性脑损伤和与神经退化性疾病相关联的白质疾病。

[0168] 通过结合ADC、FA图和DTI图像,所述系统和方法可测量穿过脑部的纤维束、测量与肿瘤相关联的增加的细胞密度、测量弥散性或局部创伤性脑损伤和与神经退化性疾病相关联的白质疾病。例如,为了进行开颅术以尽可能彻底地切除肿瘤边缘,多种MRI对比机制可用来限定肿瘤边界、限定脑中的重要结构、限定功能区并限定肿瘤切除的入路。

[0169] 图4显示了本发明的方法和系统的实施例的输出,其中,处理器已为手术入路的最佳选择识别了纤维束。在所示实施例中,输出可包括经脑沟通道的位置和可视化,该通道可以有助于避开血管和纤维束。输出可以可视化和跟踪手术入路以使白质和灰质插入损伤最小化。

[0170] 在一些实施例中,本文所公开的方法和系统可包括作为输入的纤维和组织的排序信息。

[0171] 在一些实施例中,本发明的系统和方法被配置成基于诸如可由系统获得的所有白质和灰质信息的总和的输入,识别例如通过脑沟的微创通道,这些输入可用来计算微创通路。例如,给定分割成白质、灰质、脑沟和CSF等以及在信息内规定的手术进入点和目标的MRI T1图像,系统规定图像体素中心的晶格,并形成27个相连的直接体素邻居。每个连接被赋予基于作为白质、灰质、脑沟或其它的体素标签的权重。权重被选择成反映一种组织类型相比其它组织类型的相对的影响优先级(其可由临床医生确定)。路径寻找算法(例如,如上所述A*搜索算法)可用来确定对组织的总影响最小的路径。另外的实施例可以以实际方式表示相对于所表示的组织且与所表示的组织相互作用的手术器械,并且表示组织的生物力学特性,以模拟组织变形,如每个路径尝试那样。另外的实施例可以整合附加的成像和结果信息以支持对入路的临床决策。

[0172] 所述系统和方法可以通过若干不同的实施例生成并规划微创通道,例如:1)在不使用变形模型的情况下规划;2)使用变形模型规划;或3)在变形模型的上下文中使用术中成像规划以更新信息。产生变形组织模型的一种示例性方法公开于名称为“SYSTEM AND METHOD FOR DETECTING TISSUE AND FIBER TRACK DEFORMATION”(用于检测组织和纤维束变形的系统和方法)的共同待审的PCT专利申请序列号PCT/CA2014/050243中,该申请以引用方式全文并入本文中。

[0173] 在一个实施例中,所述系统和方法可被配置成在当端口插入组织时组织不会变形的假设下工作。在该实施例中,所述系统和方法可被配置成生成具有固定的成像数据集的微创通道输出。在临床上,虽然这可能是合理的假设,但在例如端口手术期间,端口通常会沿着脑沟行进,并且脑沟会拉引或压缩下面的组织。

[0174] 为了生成和规划微创通道,所述系统和方法被配置和编程为选择所关注的目标,该目标可以表示为例如造影剂摄取信息、弥散加权图(ADC)、T2变化、或这些和附加的对比的组合的叠加。该目标可以是例如用户输入,或者可由所述系统和方法基于现有数据或图像而生成。当所述系统和方法识别了所关注的目标(例如,3D图像集上的点)时,由用户选择的进入端口的表示可以显示在诸如屏幕的系统和方法的输出或反馈部件上。

[0175] 例如,在端口手术期间,所述系统和方法可以将端口固定到位,例如在病灶的顶端处,该病灶可以围绕三维中的所述点旋转。端口的进入线和其插入轴线限定了所采用的进入脑部的入路,前提是所述系统和方法选择在单个线性轨迹上而不是在多个线性轨迹或弯曲轨迹上发生进入的通道。

[0176] 本文所公开的系统和方法可以提供用于端口或其它手术工具向脑组织内的虚拟插入和移除。当其被插入时,与顶端接触的DTI束的配准的集合和端口的外表面可由所述系统和方法通过光线跟踪或类似计算进行识别。如果纤维以90度的角度与端口接触,所述系统和方法可以预测纤维处于因接触端口导致的剪切或撕裂的最大风险中;然而,如果纤维

平行延伸,所述系统和方法可以检测到它们处于剪切或撕裂的最小风险中。在一些实施例中,所述系统和方法可以设定阈值(例如,超过60度的角度),该阈值可以提示对神经纤维的损伤。该阈值可由外科医生在实践中修改,并且在设定时可以允许推断在程序期间有风险的所有神经纤维。

[0177] 另外的实施例可以提供可视化工具以评估在被横断的纤维和插入的端口之间的不同潜在剪切角的影响。这些工具可包括将面临剪切风险的纤维的数目与剪切截止角的关系的计算柱状图的显示。这样的工具可以提供关于对此阈值的敏感度的信息。该实施例也可被配置成:如果存在其中所显示的纤维的数目突升(即,在给定截止阈值小幅变化的情况下,在显示中将存在大幅变化)的值,则建议在设定的截止角附近的备选截止角。备选地,代替二进制截止阈值,该实施例也可被配置成使得显示可被调制,以便在相交角度增加超出设定的阈值或在最小设定阈值和最大设定阈值之间时,存在所显示纤维的渐变(例如,通过减小纤维强度或增加透明度)。

[0178] 另一个实施例仅可显示每个纤维束到其与端口的交点的设定长度,而不是纤维的整个路径,因为远离交点的纤维较不大可能受端口插入的影响。该长度阈值可被动态地调整和操纵。该实施例也可被配置成使每个纤维的显示由到端口交点的距离来调制(例如,通过减小亮度、改变色彩、增加透明度或利用距离减小显示的纤维厚度)。备选地,在其它实施例中,显示的纤维可由与端口的交点到纤维端点的距离类似地调制,因为比起沿其轨迹更远处受影响的纤维,在纤维的端点附近受影响的纤维可能较少受到影响。

[0179] 为了给用户提供在绘制体积的背景内神经纤维的可视化,系统可以以黑色描绘受影响的神经纤维,使得黑线可通过例如3D绘制被投射。此外,系统可显示所绘制的DTI数据量的薄块,使得该薄块可在输出装置上沿着端口的轴线移动,以显示在沿着端口的各种深度处的受影响纤维。此外,例如,沿端口同轴地向下观察,接触端口的所有纤维都可以在所述系统和方法的输出装置上显示为绘制。

[0180] 此外,作为加强基于端口的方法的手段,所述系统和方法可以将端口表示为固定的可视化模式,使得在端口下方的脑部和组织在输出装置或显示器上可以相对于端口移动。这可提供一种直观方式,发现到所关注的点的合适的影响最小的路径。

[0181] 另外,所述系统和方法可以识别在诸如肿瘤的目标内的靶向点处的参照系。这可以为用户提供“由内向外看”的视图,该视图可以通过识别穿过所述路径到表面的开口而有利于到肿瘤的可能通道的可视化。这可以用作所述系统和方法用于识别路径的绘制用途的备选的或互补的方式。

[0182] 在一些实施例中,所述系统和方法可以将诸如端口的手术器械建模为较大或较小的直径,以便确定不同的端口尺寸是否可用于特定的程序或入路对程序中的偏差(例如,数据集的未配准、端口导航的不准确或在程序期间组织的移动)的敏感度。此外,端口目标点可由所述系统和方法偏移以确定对入路的敏感度的影响。

[0183] 在一些实施例中,除了找到相对于小束和神经束影响最小的入路之外,所述系统和方法可以趋于将脑沟识别为到脑部的优选进入路线。在这样的实施例中,组织的表面绘制可由所述系统和方法用来识别这些自然腔道。这可以将输出轨迹约束到仅在脑表面的脑沟处插入的那些轨迹。

[0184] 此外,该系统可以提供相对于入路呈现的静脉、活灰质和动脉的叠加。根据该信

息,可以更好地评估入路的影响。例如,系统可以计算可在给定点处或沿着给定轨迹与端口相交的纤维束的总体积或数目或长度。这可由所述系统和方法表达,因为总数(例如,柱状图)可被加权,以便表达预定的或用户输入的神经束和小束的层级。在一些实施例中,该计算也可由所述系统和方法相对于脑中的血管或相对于主要纤维束或诸如运动肌带(motor strip)的重要的组织库(banks of tissue)进行。在一些实施例中,可计算诸如端口的手术装置与所述库的距离和角度作为附加度量。作为一些非限制性实例,所述系统可将该处理应用到的主要纤维束可包括放射冠或视交叉。

[0185] 在一些实施例中,所述系统和方法也可使用关于纤维相对于患者框架的大体定向的输入来对纤维束加权。例如,所述系统和方法可以将不同的权重分配给可在轨迹影响的总和中计算的纤维。在一些实施例中,纤维的层级可以按色彩加权,使得分配了红色的纤维将比分配了蓝色的纤维重要,并且分配了蓝色的纤维将比分配了绿色的纤维重要。在其它实施例中,所述系统和方法可以使用绘制上的色彩来限定相对于端口的纤维取向。例如,基本上垂直于端口的纤维可被着以红色,同时在损伤公差内的白色纤维可被着以蓝色,并且在损伤公差外的纤维可被着以绿色。备选地,在一些实施例中,所述系统和方法可使用部分各向异性图以表示纤维连通性,使得归于这种表示的色彩可按比例调节以对应于纤维的权重。

[0186] 在一些实施例中,所述系统和方法可以选择微创路径,该路径趋于沿着脑沟到达所关注的病灶并使脑沟尽可能最少地变形。在这样的实施例中,所述系统和方法可以为给定的端口轨迹确定到脑沟的总距离,该距离可以例如表达为沿着端口的总距离或将端口路径与脑沟对准所需的偏转的总量。在测量脑沟入路时,所横贯的灰质或白质的总量往往是所述系统和方法的重要度量。这可由所述系统和方法从3D模型计算,并且显示为按毫米或其它单位计的测量值,或者例如显示为所横贯的灰质、白质和脑沟的比率。在一些实施例中,所述系统和方法可以将不同的权重与不同类型的组织(例如,灰质、白质和脑沟)和受影响的小束相关联。这可以从端口位置计算,但在一些实施例中可以利用附加输入测量,以考虑当端口被插入时脑沟的移位,并且脑沟遵循端口的外部轮廓。

[0187] 在一些实施例中,所述系统和方法可以在如下基础上处理输入:例如手术进入端口和导引器的引入往往会在内部移位显著量的组织,并且在其被推入脑内时移位脑沟的褶皱。对于比周围脑组织更硬的组织(例如,一些凝块/血肿、细胞肿瘤)来说,所述系统和方法可以考虑当抵靠组织推动导引器时组织的预计内部偏移。可由例如所述系统和方法利用准确模拟、使用先验的组织硬度信息、导引器和端口的几何知识、组织变形的生物力学模型(使用颅骨作为边界条件、端口作为边界条件)并使用术前成像数据来预测或测量该移位。在一些实施例中,用户可以修改用于建模的许多变量,例如肿瘤和周围组织的相对硬度,如在名称为“SYSTEM AND METHOD FOR DETECTING TISSUE AND FIBER TRACK DEFORMATION”(用于检测组织和纤维束变形的系统和方法)的共同待审的PCT专利申请序列号PCT/CA2014/050243中所公开的,该申请以引用方式全文并入本文中。

[0188] 用户或所实施的系统和方法改变这些值,允许与肿瘤如何可以在脑体积内移动有关的可视输出,其可以提供针对所采用的插入入路的良好敏感度分析。在一些实施例中,可以基于T2、弥散和对比信息预测硬度,但它也可以直接从弹性成像(例如,超声、MRI或OCT)测量。

[0189] 在一些实施例中,所述系统和方法可以基于以下概念处理输入和生成输出:与端口接触的脑沟会使周围的脑沟变形以匹配端口的表面。所述系统和方法可以使用生物力学模型对该接口建模,其中,脑沟组织将在与端口的滑移边界接口处。由于弥散纤维和附接到脑沟表面(通常终止于脑表面附近的端部处并且更平行地较低延伸)的血管往往会用脑沟跟踪,由所述系统和方法处理的另一个边界条件可以是利用脑沟移位来跟踪纤维。纤维的网络可接着用作配准点并且充当3D网络的一部分与其自身的应力和应变分布的连接。脑部全局变形可由所述系统和方法利用脑沟、血管和主要结构的连续性建模。

[0190] 当导引器被定位在患者内部(例如,患者的头部内)时,所述系统和方法可以使用实时成像信息输入更新该过程并建模。在一些实施例中,实时成像可以使用就地端口进行。例如,在端口的尖端上进行的实时超声成像可检测脑内部的组织硬度。该信息可由所述系统和方法代替事先预测的硬度使用,并可提供组织移动的估计。此外,当端口被引入患者体内时,超声波可用来识别脑沟图案。这些实际的脑沟图案可由所述系统和方法匹配到术前脑沟图案,并且可以基于此信息来生成变形后的术前模型。以这种反复的方式,该模型将由所述系统和方法根据在程序期间获得的信息更新,以提供肿瘤位置的准确表示(例如,脑内的肿瘤卷的建模)以及在端口被插入脑内时测量神经纤维上的总应力和应变的能力。这可由所述系统和方法作为总值表示,并且与纤维的层级的权重一样,纤维的实际应变可用来计算与手术入路的侵袭力相关联的值。

[0191] 在一些实施例中,本文所公开的系统和方法可用来对诸如在患者身体(例如,他们的组织)内端口的所提出的手术装置的移动更好地建模,以允许移除比在端口的末端处的开口大的肿瘤。在该实施例中,端口为触及肿瘤的所有边界而进行的扫掠可由所述系统和方法基于端口在脑表面的固定来建模。例如,当端口移动通过肿瘤的不同位置时,端口的移动可以移位纤维,并且可使用生物力学模型来测量在脑中的纤维上的应力和应变分布,如前所述。在一些实施例中,所述系统和方法可包括位于端口外部的附加的应变计以实时测量这些影响。这些值可以与脑部的规划模型关联,并且向外科医生指示它们何时不一致或何时已超出预定的公差阈值。

[0192] 另外,当端口被移动时,可以由外科医生指示的体积移除组织。本发明的系统和方法的生物力学建模部件接着将通过局部体积计算新的组织位置。可由系统进行附加的实时成像以验证新组织边界。例如,如果带有导航定位信息的实时成像是可得的,则可将这样的图像与计算的组织的估计位置相比较。这种比较可直接进行(如果在两种情况中使用类似的对比),或者在交互信息的意义上进行(如果数据不是可直接比较的)。系统可接着报告在新数据与估计的组织位置之间的一致性的质量。进一步地,在一些实施例中,所述系统和方法可包括用于在类似的背景中使用的机器人或半机器人操纵器。机器人的输入可以是应变仪度量,其直接在体内测量和/或与在手术规划模型中预测的应力和应变协同地使用。所述系统和方法测量精确的应力和应变的能力可能可用于涉及诸如TBI(外伤性脑损伤)、帕金森氏病、多发性硬化症(MS)和阿尔茨海默病的其它脑部损伤和疾病的手术介入。

[0193] 在实施例中,存在一种包括下列部分的系统:计算机或处理系统;来自各种模式(MRI、CT、PET等)的术前图像;跟踪或导航系统(可选的,在规划系统的情况中);单个或一套输入装置(键盘、触摸屏、鼠标、手势控制器等);单个或一套输出装置(监视器、激光指针等);指针或充当指向装置的工具(可选的,在规划系统的情况中);被跟踪的手术装置,例

如,剪刀、消融装置、吸力切割器、双极装置(可选的,在规划系统的情况中);被跟踪的进入端口装置和引导装置引导的(例如,自动的、半自动的或利用对准反馈手动定位的)外部成像系统(以有利于递送外部成像模式,对准以将成像递送通过进入端口装置)。系统可用作手术规划系统,即,其中术中引导和术中成像不是系统的一部分;或者用作组合的规划和术中引导系统,其中,在手术程序期间收集的信息用来引导下一个手术步骤或测量预计的患者结果。

[0194] 在一些实施例中,本发明的系统可包括手术模拟部件,例如带有触觉反馈的机器人系统。在一些实施例中,由本文所公开的系统和方法提供的模拟特征也可并入一个模型,该模型可用于具体手术程序的训练和规划以及模型的成像。美国临时专利申请序列号61/900,122和序列号61/845,256公开了如何制作用于被进行手术的患者脑部的成像和生物力学训练两者的脑部模型的实例,这两份临时专利申请全文以引用方式并入本文中。

[0195] 该模型的特征可包括:准确标测人脑的纹理,使得可以沿着脑沟进行手术端口的插入;解剖上正确的脑部结构以准确地仿真具体患者的脑部,其可通过诸如MRI的方法在手术前很久确定;对正确类型且在模型的正确位置处的肿瘤的仿真(例如,肿瘤可被先验地识别为软的和自由流动的或高度蜂窝状和致密的。可在模拟的脑的形成过程中并入该信息,以将肿瘤的放置准确地匹配到从术前成像模式推断的信息并且允许手术团队在具体患者的情况中评价具体的手术程序和入路);利用例如彩色流体对血管的存在性的仿真,以仿真头皮正下方的静脉结构;以及通过例如利用诸如浇铸材料的可模制的刚性材料对颅骨和硬脑膜的存在性的仿真。硬脑膜可通过使用聚合物片材来仿真,该聚合物片材是薄的并且具有相当大的硬度(durometer),使得合成的硬脑膜在手术打开步骤期间移位。合成颅骨的存在可允许手术团队在开颅术的模拟期间实践颅端口的打开。

[0196] 技术人员将了解,在其中使用定量方法计算端口位置的轨迹的所有方法中,可使用算法来计算用户可从中选择的一组排序的轨迹路径。诸如外科医生的用户可以基于诸如下列的不同标准来搜索这些选项:使总体小束涉入最小化、使血管涉入最小化或使神经纤维总拉伤最小化。

[0197] 此外,在一些实施例中,一旦选择了一个轨迹,所述系统和方法就可以搜索先前案例的数据库,以找到在类似的肿瘤尺寸、位置和DTI纤维束图的背景下使用的类似轨迹。与那些入路相关联的结果可由所述系统和方法比较,并且可以呈现出来用于影响轨迹选择。在一些实施例中,实际术中数据可以是被引用的(例如,体内应变测量)或术后DTI图。

[0198] 在使用中,本公开的系统和方法可以用于其中需要避开重要结构的手术程序,所述重要结构可使用术前或术中成像模式来成像。本发明的方法和系统的手术规划方面可用于微创进入程序,包括:基于端口的神经外科程序和诸如基于通道的程序的鼻内方法、鼻内程序、基于端口的程序(刚性固定直径)、肿瘤切除、中风组织切除和再灌注、ICH血管夹闭、经由脑沟的活检术、干细胞恢复、DBS系统递送、基于导管的(柔性的、较小直径)。虽然本文所述系统和方法使用基于端口的手术和手术工具作为实例,但本发明的范围不应受到在这些实例中阐述的实施例的限制,而应获得与总体描述一致的最宽泛的解释。

[0199] 本文所述系统和方法可以在诸如下列的应用中使用:脊柱手术程序、肿瘤切除、椎间盘修复、肌腱对准、疼痛控制、功能性装置植入、颈部或窦道手术、功能性手术、心肺手术、心脏功能、肺癌移除、凝块或患病组织的移除、体癌或结肠成像、息肉移除、肝脏、前列腺、肾

脏或胰腺成像。技术人员将了解,本文所述方法和系统不限于上述用途和手术程序,而是可以推广到利用成像、规划和导航的各种程序。

[0200] 至少某些本文所述系统的元件可由软件或软件与硬件的组合实施。通过软件实施的系统的元件可以用诸如面向对象的编程或脚本语言的高级程序语言编写。相应地,程序代码可以用C、C++、C#SQL或任何其它合适的编程语言编写,并可包括模块或类,如面向对象编程领域的技术人员所知道那样。至少一些通过软件实施的系统的元件可以根据需要用汇编语言、机器语言或固件编写。在任一种情况下,程序代码都可存储在存储介质或计算机可读介质上,该计算机可读介质可由通用或专用的可编程计算装置读出,该计算装置具有处理器、操作系统和相关联的硬件及软件,该硬件和软件对于实施本文所述实施例中的至少一个的功能是必要的。当由计算装置读出时,程序代码将计算装置配置为以新的具体且预定的方式操作,以便执行本文所述方法中的至少一者。

[0201] 因此,虽然已在功能完整的计算机和计算机系统的上下文中描述了一些实施例,但本领域的技术人员应了解,各种实施例能够分布为各种形式的程序产品,并且能够得到应用,而无需考虑所用的实际上影响分布的机器或计算机可读介质的特定类型。

[0202] 计算机可读存储介质可用来存储软件和数据,所述软件和数据在由数据处理系统执行时造成系统执行各种方法。可执行的软件和数据可存储在各种地方,包括例如ROM、挥发性RAM、非易失性存储器和/或高速缓存。该软件和/或数据的部分可存储在这些存储装置中的任一者中。通常,机器可读介质包括以可由机器(例如,计算机、网络装置、个人数字助理、制造工具、带有一组的一个或多个处理器的任何装置等)访问的形式提供(即,存储和/或发送)信息的任何机构。

[0203] 图6提供了计算机控制系统425的示例性的非限制性实施,其包括:一个或多个处理器430(例如,CPU/微处理器);总线402;存储器435,其可包括随机存取存储器(RAM)和/或只读存储器(ROM)、一个或多个内部存储装置440(例如,硬盘驱动器、光盘驱动器或内部闪存);电源445;一个或多个通信接口450;以及各种输入/输出装置和/或接口460,例如,用户接口,用于临床医生提供各种输入、运行模拟等。

[0204] 虽然在图6中仅示出每种部件中的一个,但计算机控制系统425可包括任意数目的每种部件。例如,计算机通常包含多个不同的数据存储介质。此外,虽然总线402描述为在所有部件之间的单个连接,但应当了解,总线402可以表示链接部件中的两个或更多个的一个或多个电路、装置或通信信道。例如,在个人计算机中,总线402常常包括主板或为主板。

[0205] 在一个实施例中,计算机控制系统425可以是或包括通用计算机或配置用于在空间中操作的任何其它硬件等效物。计算机控制系统425也可实施为一个或多个物理装置,其通过一个或多个通信信道或接口联接到处理器430。例如,计算机控制系统425可使用专用集成电路(ASIC)实施。备选地,计算机控制系统425可实施为硬件和软件的组合,其中软件从存储器或经过网络连接加载到处理器中。

[0206] 计算机可读存储介质的实例包括但不限于可记录和不可记录类型的介质,例如易失性和非易失性存储装置、只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、闪存装置、软盘和其它可移动磁盘、磁盘存储介质、光学存储介质(例如,光盘(CD)、数字多用盘(DVD)等)等。指令可具体化在数字和模拟通信链路中,以用于电学、光学、声学或其它形式的传播信号,例如载波、红外信号、数字信号等等。存储介质可以是互联网云或诸如磁盘的计算机可读存储

介质。

[0207] 计算机可读存储介质的实例包括但不限于可记录和不可记录类型的介质,例如挥发性和非易失性存储装置、只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、闪存装置、软盘和其它可移动磁盘、磁盘存储介质、光学存储介质(例如,光盘(CD)、数字多用盘(DVD)等)等。指令可具体化在数字和模拟通信链路中,以用于电学、光学、声学或其它形式的传播信号,例如载波、红外信号、数字信号等等。

[0208] 图8描绘了可由手术规划系统提供的一个视图。在该示例性实施例中,该视图包括由用户选择的脑体积800的2D切片和处于端口的具体姿态或取向的虚拟化的端口工具810,其中,端口的尖端与脑内的目标点820接触。目标可以是脑内的病变的位置。该实施例显示了一组束830,其被预计在该取向与工具相交。束被可视地显示出其是否在当前横截面的平面上或在该横截面的范围内的可配置距离内与工具相交。在基于端口的神经外科手术的情况下,该可配置的距离的实例可以是3mm。束被显示给用户,并且可包括红绿蓝的色彩(未示出),以在三个正交方向上指示束的方向性。当它们存在于远离与端口的交点的可配置距离内时,束可以显示为轮廓(即,没有色彩或不透明)。另外,对于基于端口的脑外科手术来说,该距离通常可以是3至10mm。该可配置的距离可被调整以考虑在由手术导航系统引导时外科医生可以在将他或她的手术工具相对于预期位置定位时的置信度。因此,这种可视化允许用户理解在工具周围和脑部800的当前可见的横截面(或切片)周围的空间中的DTI束交点信息。当比较图8与图9时,显而易见的是,相比在图9中可见的处于针对脑内相同目标点的相同端口的不同入路角(或姿态)的束数目,显示给用户的束的数目在图8中较少。由此,临床医生可以推断:图9中端口工具810到目标820的入路将比图8中工具810到目标820的入路与更多的束相交。

[0209] 在一个实施例中,临床医生可以使用患者专用的成像体积来帮助他或她选择进入该患者的解剖结构(例如,脑中的脑沟)以便触及肿瘤的最佳进入点。在另一个实施例中,临床医生可以将端口工具810围绕位于脑内的目标点820旋转,并且采用本发明所公开的系统和方法的实施例来使用预定的手术结果标准对备选入路打分。

[0210] 在另一个实施例中,束信息可根据本文所公开的手术结果标准与数学成本最小化过程一起使用,以自动地建议到患者的解剖结构内的目标620位置的最佳入路。

[0211] 图9显示了对于相对于用来可视化图8中的相交束的姿态不同的姿态来说,由手术工具相交的束的图示。在这种情况下,工具的姿态描绘为在患者体积的2D切片的平面外。束使用与图8中描述的相同的规则来表示。

[0212] 图10显示了使用选定的轨迹1000和手术工具810的预计开颅范围的2D横截面可视化。开颅范围是为了进入脑内而切割的颅骨的尺寸。通常,该切口的尺寸越小,脑部的降压越小,这会减小对脑部的创伤。轨迹1000描绘了沿其插入工具的路径。轨迹可以始于脑表面附近的虚拟接合点1040处,并且结束于目标820处。向外延伸的线1020示出了用于在手术期间操纵手术工具810的头皮上方的可用空间。在脑部区域1030内延伸的径向表面示出了对于给定尺寸的开颅术来说将可由手术工具触及的脑部的范围(或体积(如在3D中))。手术工具可在该空间中移动,以可视化束交点830和在手术期间将可触及的脑部区域的体积。在一个实施例中,可以选择不同的开颅尺寸以评价最佳开颅尺寸,同时评价将可由端口工具810触及以切除所关注的组织区域的脑部的面积。该操作可由人进行,或者可以使用成本最小

化算法自动化,该算法并入开颅尺寸和脑内可触及的区域的体积以作为约束。在一个实施例中,脑内可触及的区域的最小体积可以是脑内识别的肿瘤的体积。

[0213] 本领域的技术人员现在会想到和构思到其它方法,以用于可视化患者成像体积并叠加DTI信息和显示相对于3D脑沟表面图的3D绘制或其它3D图像的患者解剖结构的虚拟手术工具。

[0214] 此外,本文所述方法中的至少一些能够分布在包括计算机可读介质的计算机程序产品中,其承载计算机可用的指令,以用于由一个或多个处理器执行以进行所描述的方法的各方面。该介质可以以各种形式提供,例如但不限于一个或多个磁盘、光盘、磁带、芯片、USB密钥、外部硬盘驱动器、有线传输、卫星传输、互联网传输或下载、磁性和电子存储介质、数字和模拟信号等。计算机可用指令也可以呈各种形式,包括编译和未编译代码。

[0215] 虽然出于说明性目的结合各种实施例在此描述了申请人的教导,但不旨在将申请人的教导限于这些实施例。相反地,在不脱离所述实施例的情况下,本文中所描述和示出的申请人的教导涵盖各种备选方案、修改和等同物,所述实施例的一般范围将在所附权利要求中得到限定。

[0216] 除了在过程自身中必要或固有的范围之外,不旨在或暗示在本公开中描述的方法或过程的步骤或阶段的特定次序。在许多情况下,过程步骤的次序可以改变,而不改变所描述的方法的目的、效果或意义。

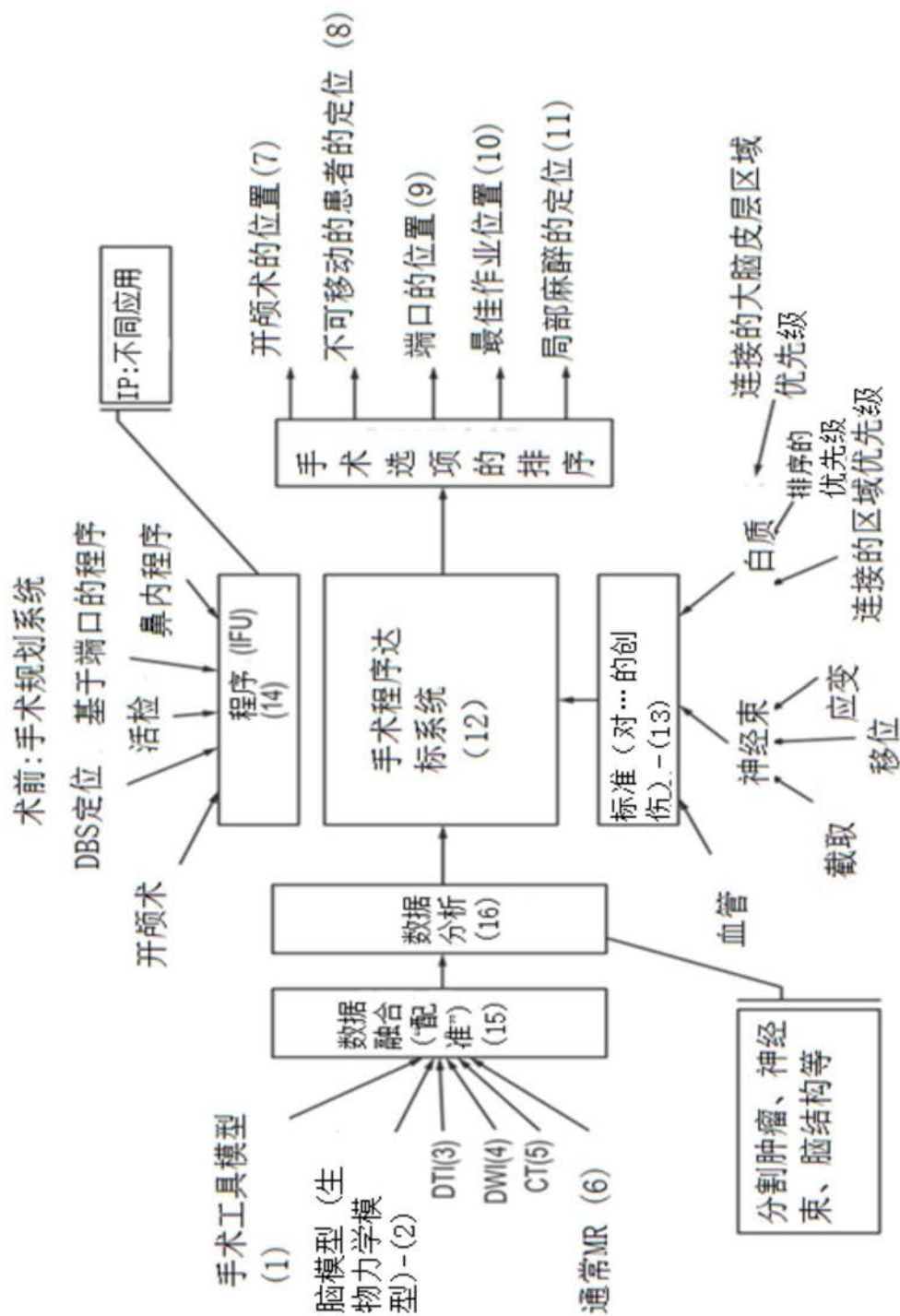


图1

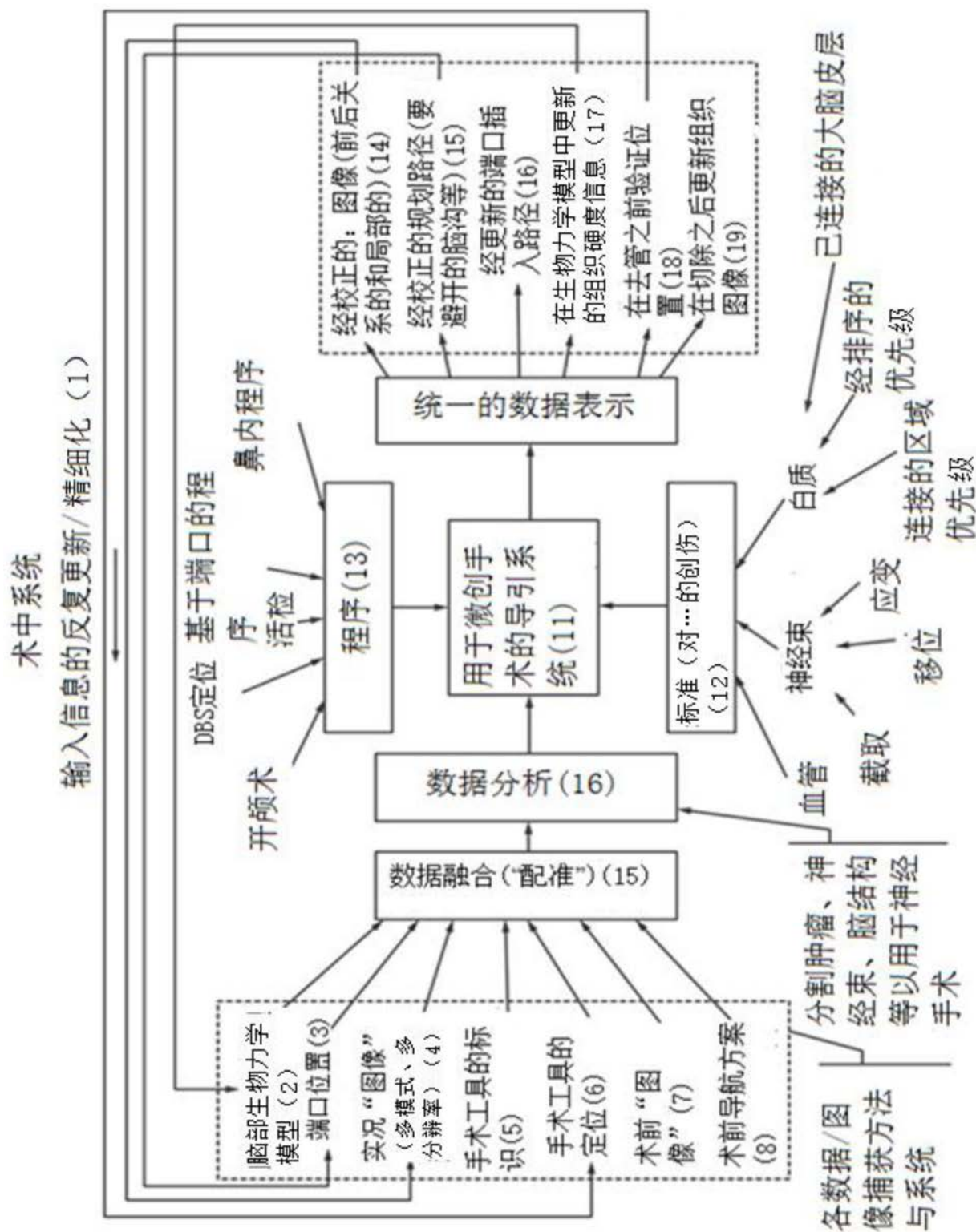


图2

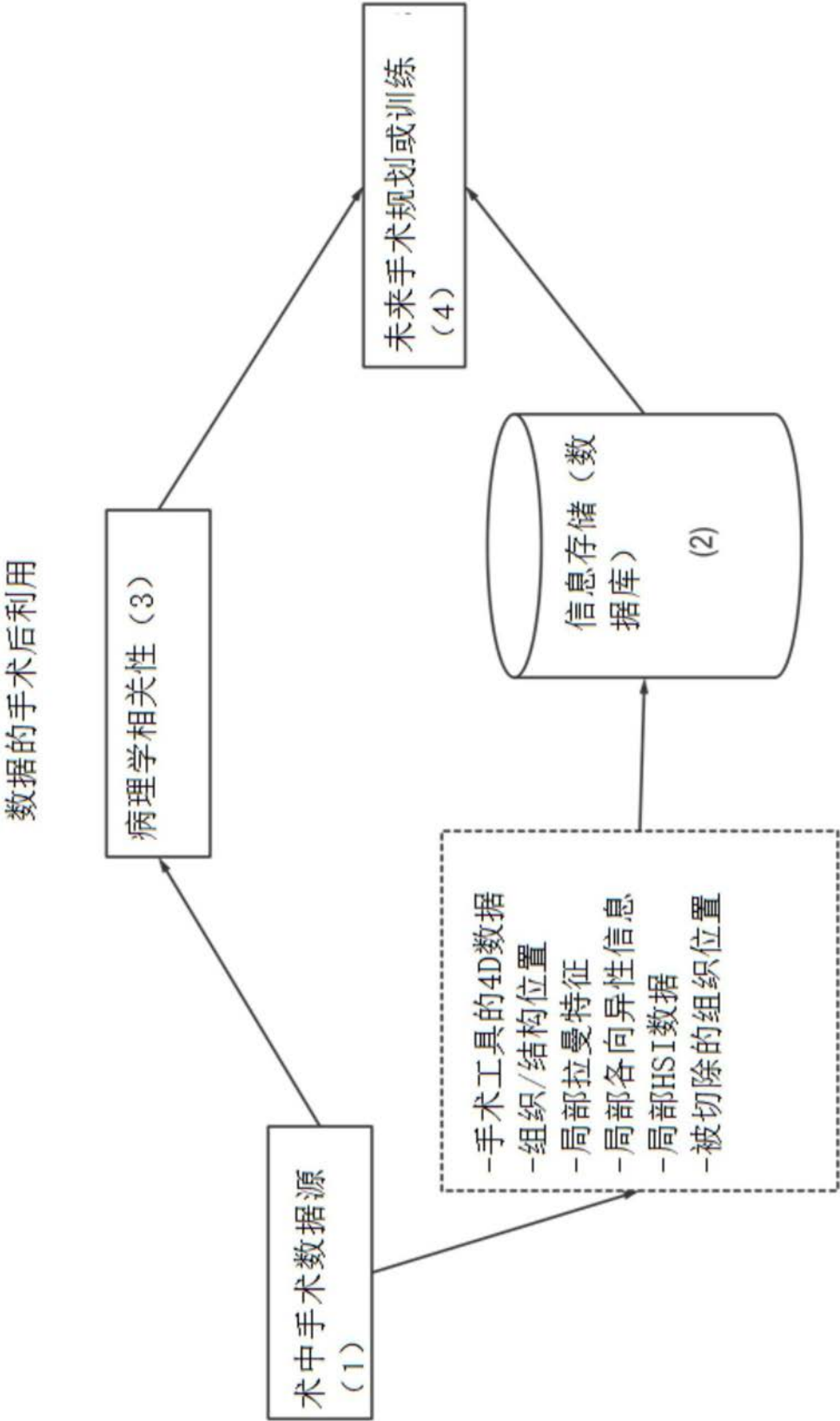


图3



图4A



图4B

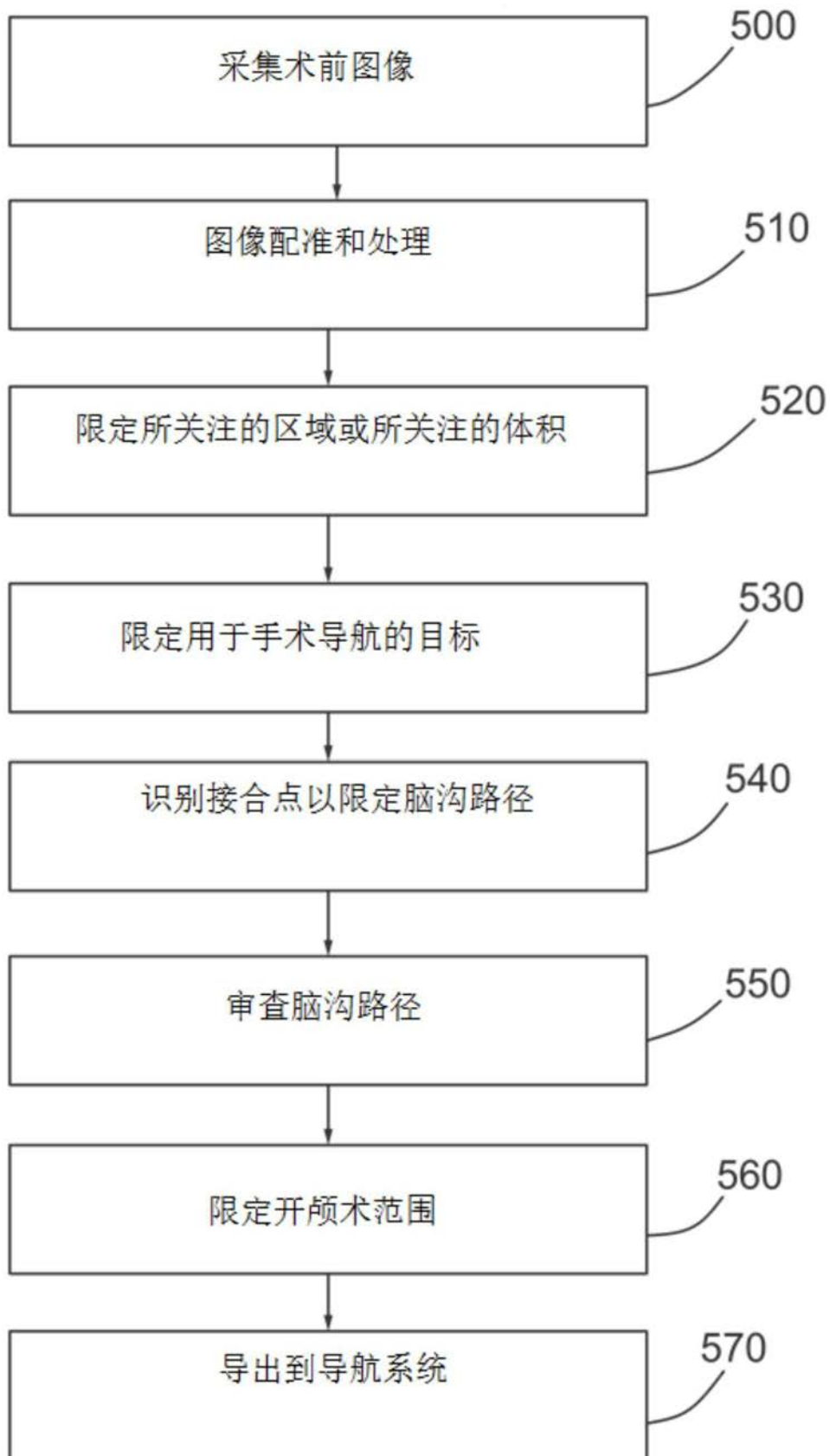


图5

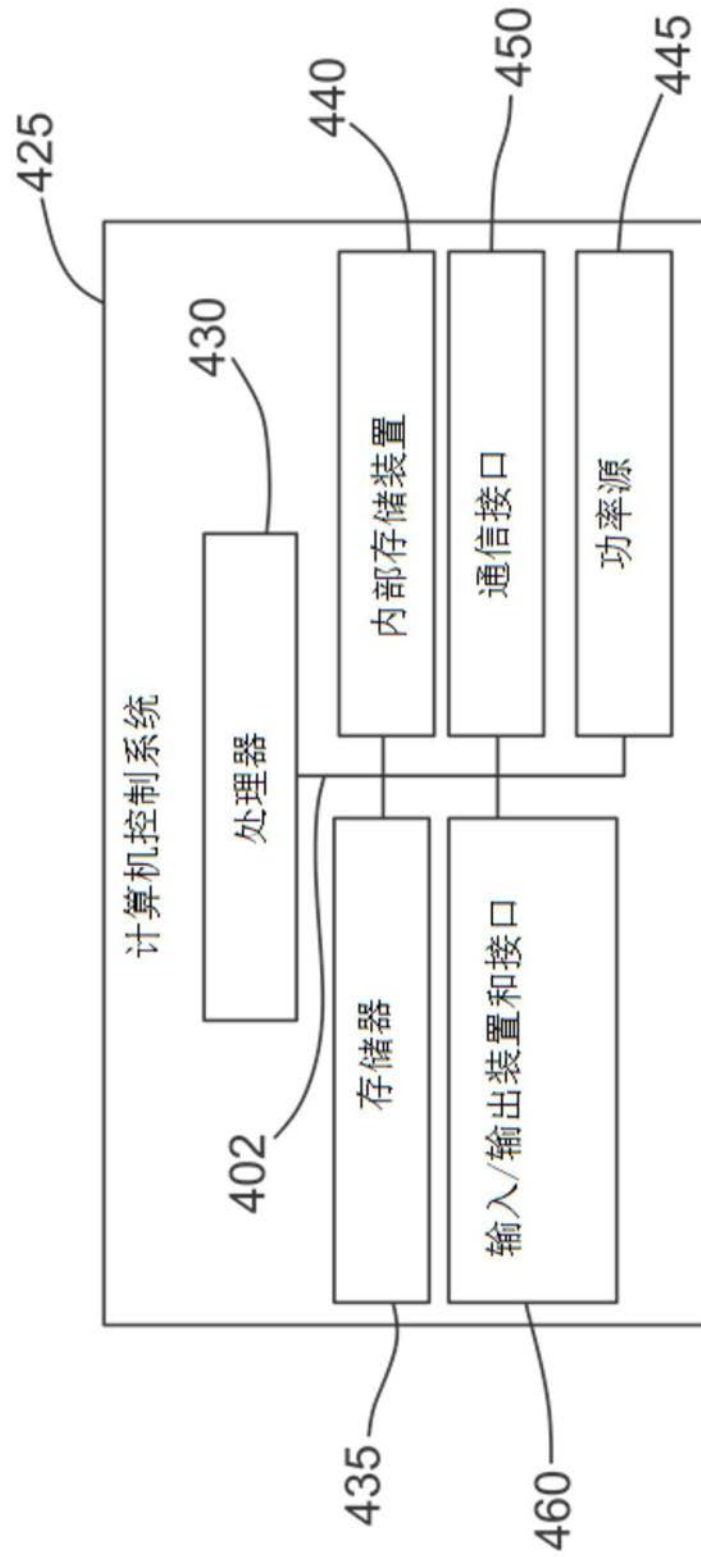


图6

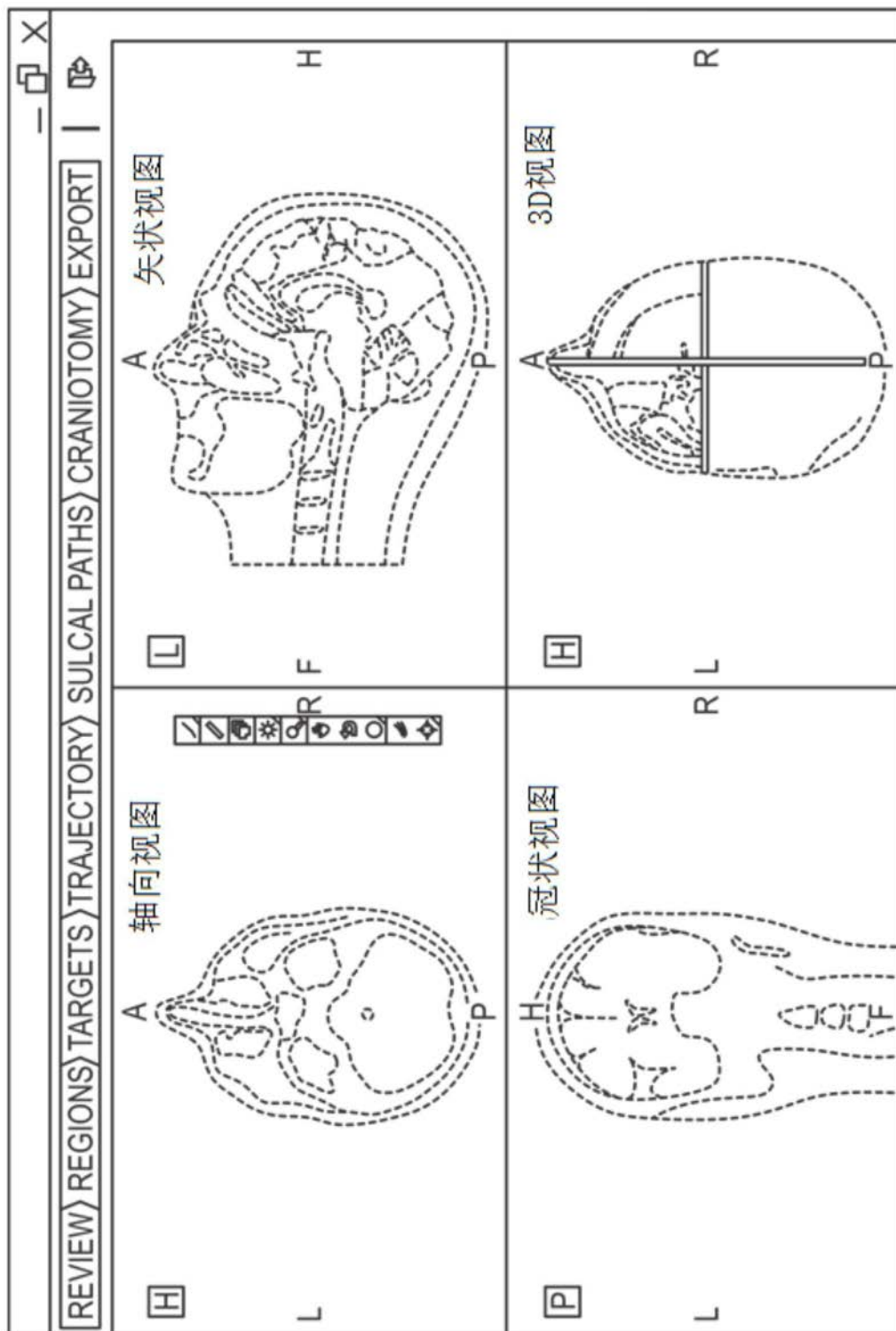


图7

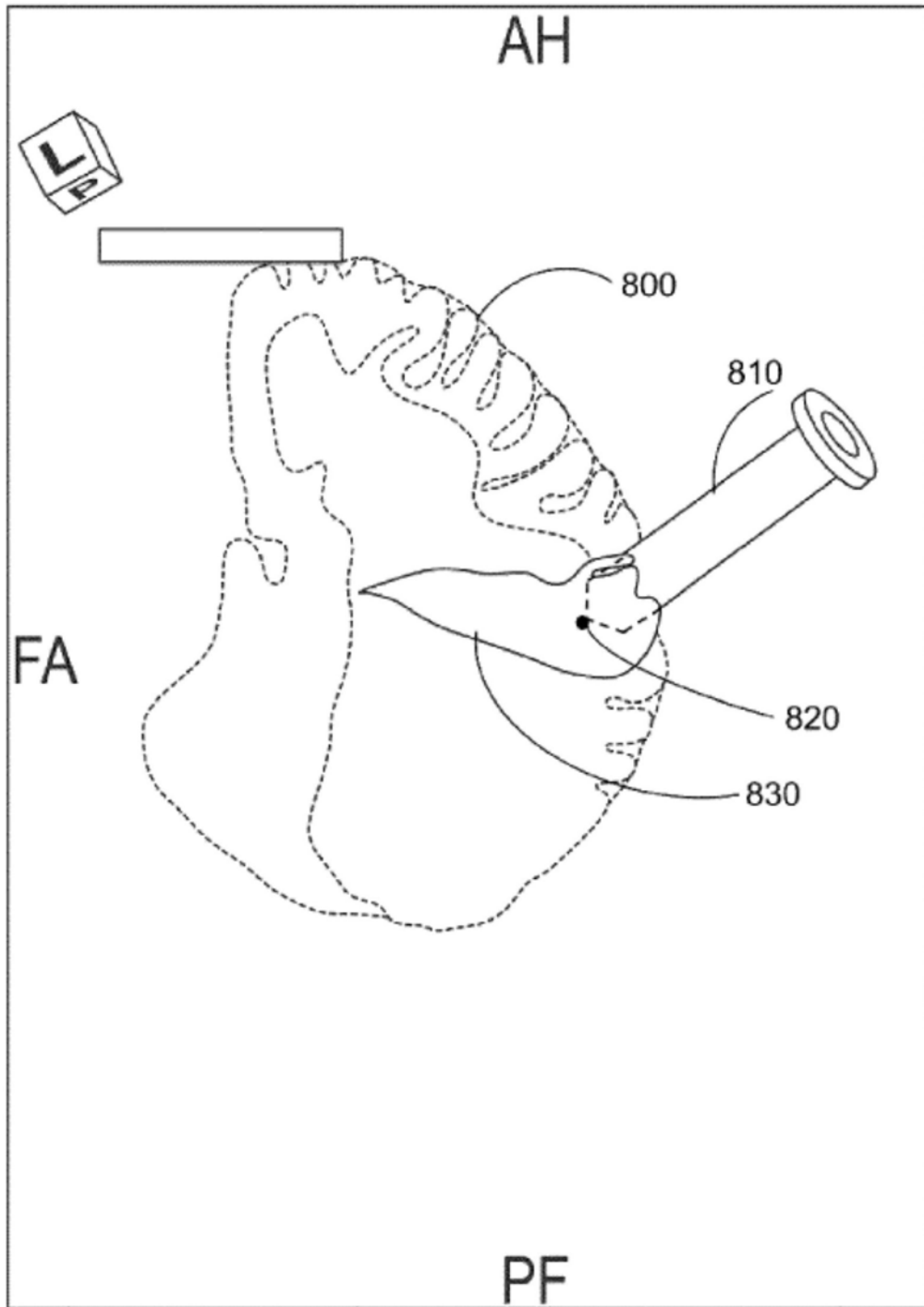


图8

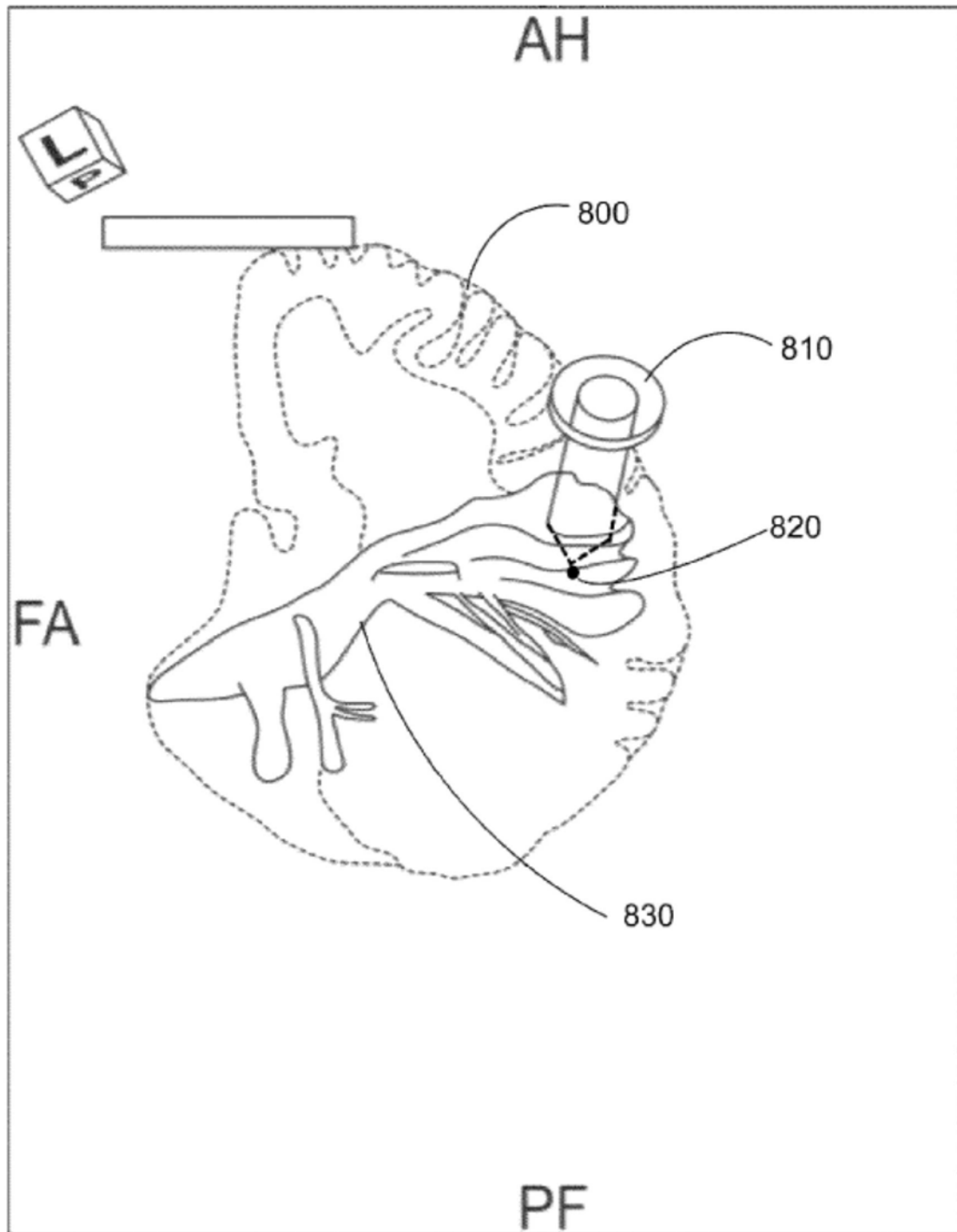


图9

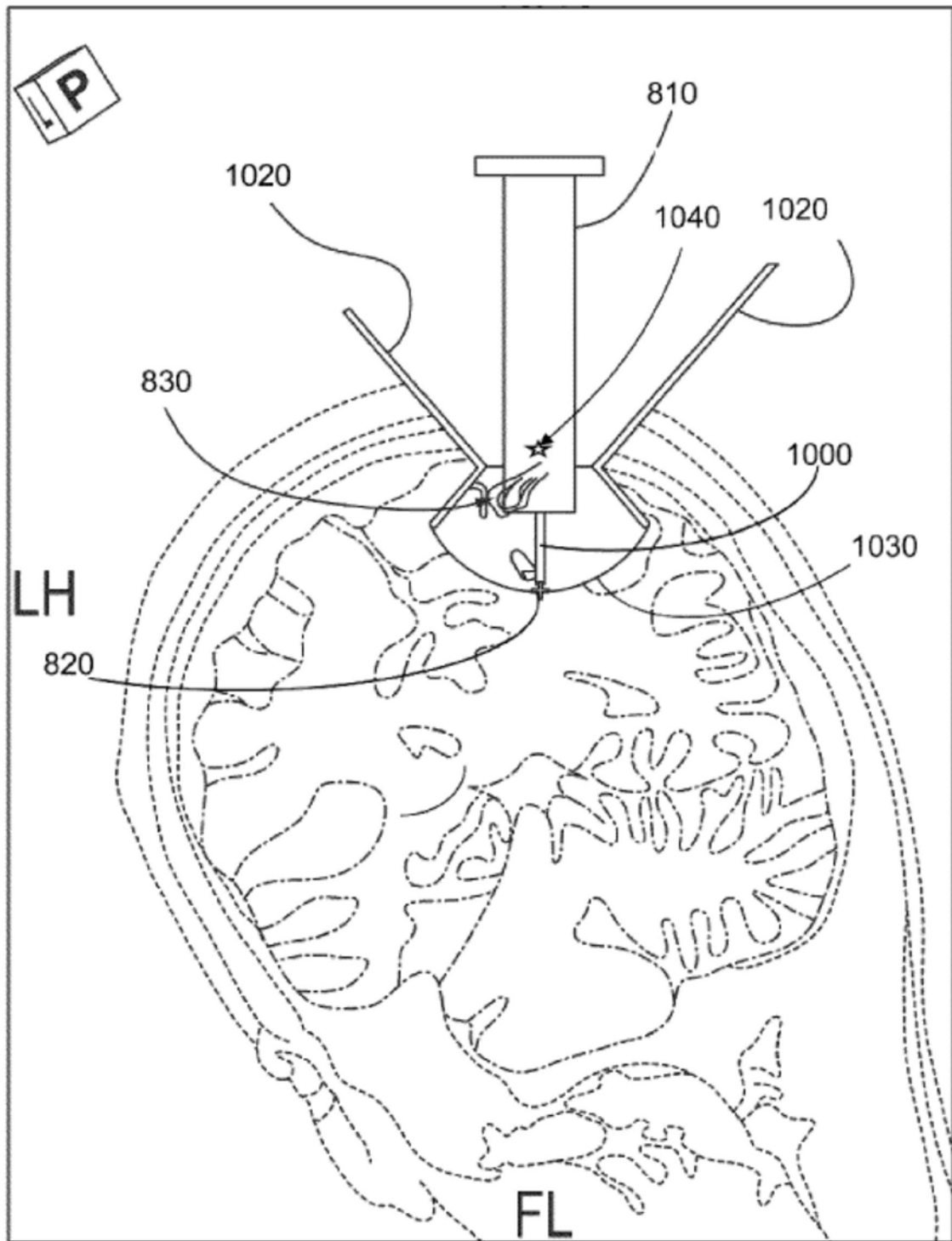


图10