



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108697402 B

(45) 授权公告日 2022. 05. 31

(21) 申请号 201780003514.4

(22) 申请日 2017.01.24

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108697402 A

(43) 申请公布日 2018.10.23

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.04.10

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2017/051426 2017.01.24

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/137759 EN 2018.08.02

(73) 专利权人 博医来股份公司
地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 斯蒂芬·阿沙兹 斯文·沃尔雷恩

(74) 专利代理机构 北京聿宏知识产权代理有限公司 11372
专利代理师 吴大建 陈伟

(51) Int.Cl.
A61B 6/12 (2006.01)
A61N 1/05 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)
G01R 33/48 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 102369529 A, 2012.03.07
US 2009287467 A1, 2009.11.19
WO 2007092316 A2, 2007.08.16
CN 103959345 A, 2014.07.30

审查员 宗欣

权利要求书3页 说明书14页 附图4页

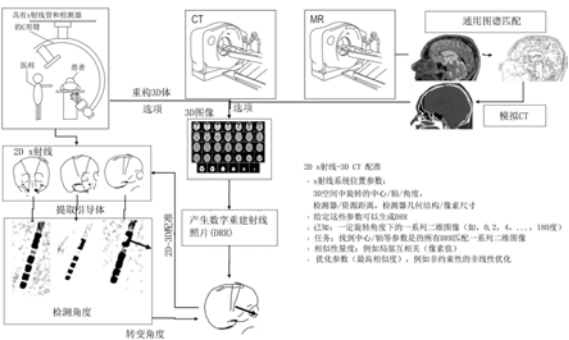
(54) 发明名称

在三维图像中确定深度脑刺激电极的旋转方位

(57) 摘要

公开了一种计算机实现的用于确定电极的方位的医学数据处理方法,电极被配置为电刺激患者的解剖结构并且包括旋转方位标记,所述方法包括在至少一个计算机的至少一个处理器上执行步骤:a)在所述至少一个处理器处获取(S1.1)描述解剖结构和电极的二维医学图像的旋转图像数据,二维医学图像是在医学成像装置相对于解剖结构旋转期间用二维医学成像装置拍摄的,旋转图像数据针对每个二维医学图像进一步描述相对于与相应二维医学图像相关联的解剖结构的成像视角;b)由所述至少一个处理器并且基于旋转图像数据来确定(S1.2)描述二维医学图像的参考系中的电极的旋转方位的旋转方位数据;c)在所述至少一个处理器处获取(S1.3)描述解剖结构的一组断层医学图像的断层图像数据;d)由所述至少一个处理器并且基于旋转图像数据和断层图像数据以及旋转方位数

据,来确定(S1.4)描述断层医学图像数据的参考系中的电极的旋转方位的电极方位数据。



1. 一种计算机实现的用于确定电极的方位的医学数据处理方法,所述电极被配置为电刺激患者的解剖结构并且包括旋转方位标记,所述方法包括在至少一个计算机的至少一个处理器上执行步骤:

a) 在所述至少一个处理器处获取描述所述解剖结构和所述电极的二维医学图像的旋转图像数据,所述二维医学图像是在医学成像装置相对于解剖结构旋转期间用二维医学成像装置拍摄的,所述旋转图像数据针对每个二维医学图像进一步描述相对于与相应二维医学图像相关联的解剖结构的成像视角;

b) 由所述至少一个处理器并且基于最佳二维医学图像及其方向标记的图像外观来确定描述二维医学图像的参考系中的电极的旋转方位的旋转方位数据,所述二维医学图像的参考系中的电极的旋转方位满足关于预定旋转方位的预定条件,此处的二维医学图像被称为所述最佳二维医学图像;

c) 在所述至少一个处理器处获取描述所述解剖结构的一组断层医学图像的断层图像数据;以及

d) 由所述至少一个处理器并且基于所述旋转图像数据和所述断层图像数据以及所述旋转方位数据,来确定描述断层医学图像的参考系中的电极的旋转方位的电极方位数据。

2. 根据前述权利要求所述的方法,包括:

由所述至少一个处理器获取描述二维医学图像的参考系中的电极的预定旋转方位的预定方位数据;

基于所述旋转方位数据和所述预定方位数据,来确定描述与二维医学图像的参考系中的电极的旋转方位相关联的二维医学图像的最佳方位数据;

由所述至少一个处理器并且基于断层图像数据来确定投影图像数据,该投影图像数据描述以与所述最佳二维医学图像相关联的成像视角从断层图像数据生成的投影断层医学图像;

由所述至少一个处理器并且基于所述投影图像数据和所述旋转图像数据来确定投影方位数据,该投影方位数据描述投影医学图像的参考系中的电极的旋转方位。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,电极方位数据由所述至少一个处理器基于所述投影方位数据和所述投影图像数据来确定。

4. 根据权利要求2或3所述的方法,其中,针对与一系列二维医学图像相关联的所有成像视角确定投影图像数据,并且所述投影图像数据针对每个成像视角描述投影断层医学图像,并且其中基于与最佳二维图像最匹配的投影断层医学图像来确定投影方位数据,该匹配由以下至少一项确定:

-比较最佳二维医学图像和投影断层医学图像的颜色值;

-运用融合算法以将所述最佳二维医学图像配准到每个投影断层医学图像中,并且从所述投影断层医学图像中选择仅与最佳融合结果相关联的投影断层医学图像,以用于确定投影方位数据。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述旋转方位数据通过以下至少一项确定:

-分割每个二维医学图像中的电极的图像外观;

-对二维医学图像的组成部分进行边缘检测;

-对二维医学图像中的电极的图像外观与描述电极的结构化数据的先前获取并预定的

电极模板数据进行比较。

6. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 每个二维医学图像与不同的成像视角相关联。

7. 根据权利要求2所述的方法, 其中, 确定投影图像数据包括: 确定定义了旋转图像数据的参考系与定义了断层图像数据的参考系之间的位置变换, 并且其中确定电极方位数据包括: 将所述变换应用于由旋转方位数据描述的旋转方位。

8. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 旋转图像数据和断层图像数据已经通过应用基于x射线的成像模态而生成, 旋转图像数据已经应用旋转射线摄影术的旋转常规x射线成像而生成, 并且断层图像数据已经应用计算机x射线断层摄影术而生成。

9. 根据权利要求2所述的方法, 其中, 旋转图像数据已经通过应用基于x射线的成像模态而生成, 并且断层图像数据已经通过应用不涉及x射线的成像模态而生成, 旋转图像数据已经通过应用旋转常规x射线成像而生成, 并且断层图像数据已经通过应用磁共振成像而生成。

10. 根据权利要求9所述的方法, 包括:

在所述至少一个处理器处获取描述解剖结构的模型的图谱数据以及关于不涉及应用x射线的成像模态中的以及基于x射线的断层摄影成像模态中的解剖结构的图像外观的信息, 其中所述基于x射线的成像模态是计算机x射线断层摄影术;

由所述至少一个处理器并且基于断层图像数据和图谱数据, 来确定描述基于x射线的断层成像模态中的解剖结构的图像外观的变换的外观数据,

其中进一步基于变换的外观数据来确定电极方位数据, 并且, 进一步基于变换的外观数据来确定投影图像数据。

11. 根据权利要求10所述的方法, 其中, 确定变换的外观数据包括: 通过确定定义了断层图像数据的参考系与定义了图谱数据的参考系之间的位置变换, 或者通过执行断层图像数据与图谱数据之间的颜色值匹配, 来匹配图谱数据和断层图像数据。

12. 根据权利要求2所述的方法, 其中, 所述投影医学图像是数字重建的射线照片。

13. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 所述电极包括至少两个彼此间隔开的定向触点, 并且其中使用二维医学图像中的至少两个定向触点之间的至少两个间隔中的每一个的至少一部分的图像外观, 来验证由旋转方位数据描述的旋转方位。

14. 一种存储有计算机程序的非暂时性计算机可读程序存储介质, 当所述计算机程序在至少一个计算机的至少一个处理器上运行时或当被加载到至少一个计算机的存储器中时, 所述计算机程序使所述至少一个计算机执行根据权利要求1至13中任一项所述的方法或者产生承载代表所述程序的信息的数字信号波。

15. 至少一个计算机, 包括至少一个处理器和存储器, 其中, 根据权利要求14所述的非暂时性计算机可读程序存储介质中存储的程序在所述至少一个处理器上运行或者被加载到所述存储器中, 或者其中所述至少一个计算机包括所述非暂时性计算机可读程序存储介质。

16. 一种用于确定电极的方位的医学系统, 电极被配置为电刺激患者的解剖结构并且包括旋转方位标记, 所述系统包括:

a) 根据权利要求15的所述至少一个计算机; 以及

b) 至少一个电子数据存储设备, 其存储有旋转图像数据或断层图像数据或者只要所述

程序使至少一个计算机执行根据权利要求10或11所述的方法的步骤时的图谱数据中的至少一个，

其中，所述至少一个计算机可操作地耦合到至少一个电子数据存储设备，以用于从至少一个数据存储设备获取旋转图像数据或断层图像数据或只要程序使至少一个计算机执行根据权利要求9或10所述的方法的步骤时的图谱数据中的至少一个。

17. 根据权利要求16所述的系统，进一步包括二维医学成像装置，其中所述二维医学成像装置可操作地耦合到至少一个计算机，以允许所述至少一个计算机从所述二维医学成像装置接收对应于旋转图像数据的至少一个电子信号。

在三维图像中确定深度脑刺激电极的旋转方位

技术领域

[0001] 本发明涉及一种计算机实现的用于确定电极方位的医学方法。电极例如被配置为电(例如,电磁地)刺激患者的解剖结构并且该电极包括旋转方位标记。本发明还涉及一种被配置为执行对应于该方法的程序的计算机和用于确定电极的方位的、包括这种计算机的医学系统。

背景技术

[0002] 定向深度脑刺激(DBS)引导体(也称为电极)允许将刺激集中到引导体(即电极)的特定角度。为了规划刺激或评估刺激效果,需要知道引导体相对于患者解剖结构的正确的定向方位。引导体配备有旋转非对称标记,该标记设计为通过术后成像来被检测和评估。很遗憾,引导体中的金属导致MRI不合格,并且CT太模糊以至于无法足够准确地识别标记。

[0003] 所有之前的方法都不允许对限定电极围绕其纵向轴线的旋转角方位的旋转角度进行自动化、可追踪和准确的测量。

[0004] 本发明被设计为提供一种用于确定三维医学图像的参考系中的电极的方位的可靠方法。

[0005] 以下公开了本发明的各方面、示例和示例性步骤及其实施方式。只要技术上适宜且可行,本发明的不同示例性特征可根据本发明进行组合。

[0006] 本发明的示例性简述

[0007] 在下文中,将给出本发明的具体特征的简短描述,其不应被理解为将本发明仅限于本部分中描述的特征或特征的组合。

[0008] 所公开的方法使用旋转x射线(例如,来自旋转血管造影术,锥形束CT,C形臂x射线)。在检测器围绕头部旋转时拍摄的一系列x射线照片中,引导体(电极)及其标记在不同角度的图像上清晰可见。这些图像允许确定标记相对于图像平面和/或图像的参考系的角度。为了将这一信息传送至3D患者系统中,借助于自动算法将2D x射线图像配准到解剖三维图像体(volume)中。通过将3D图像数据的数字重建射线照片融合到2D x射线图像上,用户可以立即验证2D和3D图像的匹配并评估计算出的方位角度的准确性。而且,能够确定在3D图像体的参考系中的引导体的旋转方位。

[0009] 本发明概述

[0010] 在本节中,例如通过参考本发明的可能实施方式来给出本发明的一般特征的描述。

[0011] 总体上,本发明通过在第一方面提供一种计算机实现的用于确定电极方位的医学方法来实现上述目标。电极例如被配置为电(例如,电磁地)刺激患者的解剖结构,并且该电极包括旋转方位标记。

[0012] 电极可以是用于深度脑刺激的定向电极(DBS电极),其包括沿着电极的纵向轴线位于离散段中的不同的且明显的触点,并且电极可以采取不完全围绕电极的周边延伸而是仅沿着围绕电极的纵向轴线的角扇形(环形段)延伸的切片形式。电极通常采用细长形,基

本上圆柱形,并且在一个示例中为刚性形状,其具有指向患者身体内部的远端和指向患者身体外部的近端。由于电极的延伸,其被限定为具有例如从其近端延伸到远端的纵向轴线。电极通常是定向DBS电极,其允许仅在相应接触的方向上选择性地刺激三维角扇区。为了实现对作为待刺激的目标区域或包括待刺激的目标区域的解剖结构的期望刺激,必须确定定向电极相对于解剖结构(目标区域)的位置的旋转角方位,以使得解剖结构(目标区域)位于由电极的至少一个定向触点的定向特性(发射特性)覆盖的扇区中。

[0013] 根据第一方面的方法涉及确定电极的角方位,例如相对于其在二维医学图像中描绘的平面的角方位,以便基于如下所述的进一步的信息来确定例如在描述解剖结构和电极的三维图像数据集的参考系中电极相对于解剖结构的旋转方位。角方位可被定义为在围绕由电极的纵向轴线的延伸限定的旋转轴线的医学二维图像中的电极(例如,方位标记的)的旋转相位,例如被定义为通过二维图像的图像平面中的电极的所描绘的平面部分相对于电极圆周上的方位标记的周向位置的旋转相位。换句话说,角方位被定义为相对于例如圆周上的方位标记的位置沿着电极的圆周的旋转角。甚至换句话说,角方位由一方面方位标记(例如,其第一部分)的预定(例如,已知的或固定的中的至少一种)位置或与该位置相交的电极的半径中的至少一个所处的、以及电极的纵向轴线所在的平面,与另一方面二维医学图像的图像平面之间的角度(例如,可以在如球坐标的三维参考系中定义的空间角度)来定义。这两个平面的方位通常彼此平行和/或两者的方位位于一个共同的平面中。为了实现根据第一方面的方法的效果,可以忽略这两个方位之间的这种空间关系的较小的三维偏差。例如从包括描述(例如,定义或表示)电极的几何结构的结构化数据的电极模板数据中预先确定(例如,已知的或固定的中的至少一种)方位标记的预定位置和电极的其余部分之间的空间关系。其中定义角方位的参考系与其中定义二维医学图像中的电极的剩余部分或图像位置中的至少一个的坐标系之间的坐标变换是预定的(例如,已知的或固定的中的至少一种)。在本公开的含义内,术语参考系涵盖并且通常等同于术语坐标系。因此,可以通过分析二维医学图像来确定二维医学图像(其中定义了定义二维医学图像的图像内容的位置)的参考系中的电极的旋转方位。

[0014] 注意,将这种电极放置在人体或动物体内并不属于所公开的方法的一部分。此外,执行所公开的方法不需要在执行所公开的方法的同时放置电极。换句话说,根据第一方面的所公开的方法是操作或控制如计算机的数据处理设备的方法中的至少一种,例如通过在该数据处理设备上运行相应的程序以使该数据处理设备执行根据第一方面的方法的步骤。

[0015] 根据第一方面的方法是例如数据处理方法。根据第一方面的方法包括在至少一台计算机(例如,至少一台计算机是深度脑刺激校准或调谐系统的一部分)的至少一个处理器上执行由该至少一个处理器执行的以下示例性步骤。

[0016] 在(例如第一)示例性步骤中,获取旋转图像数据,其描述(例如,定义或表示中的至少一种)解剖结构和电极的二维医学图像(即,描绘或示出)。具体而言,二维图像(例如每个)既描绘解剖结构又描绘电极。通常,解剖结构可以是包含至少一个神经纤维的任何解剖学身体部位,该至少一个神经纤维可以被电(电磁地)刺激(例如,解剖结构包括,例如是至少部分脑),或者该解剖结构是可以由电刺激而引起例如肌肉收缩或伸展的肌肉组织。

[0017] 通过旋转血管造影术或锥形束计算机x射线断层扫描成像(锥形束CT),已经或者正在使用二维医学成像装置或例如利用C形臂(C形臂x射线,也称为C形臂放射线摄影术)成

像的方法来采集二维医学图像。例如,在医学成像装置相对于解剖结构旋转期间已经或正在采集二维图像,即,在医学成像装置相对于解剖结构和电极的位置的不同旋转位置,已经拍摄了每一个二维图像,例如这使得医学成像装置的紧接着的后续位置与拍摄的紧接其后的二维图像按其生成顺序相关联。例如,每个二维医学图像与不同的成像视角(例如,相对于解剖结构的位置)相关联。旋转图像数据针对每个二维医学图像进一步描述相对于与相应二维医学图像相关联的解剖结构的成像视角。成像视角优选地由医学成像装置的位置来定义,该位置为当相应的二维医学图像生成时,医学成像装置相对于解剖结构以及例如相对于电极的位置。生成旋转图像数据(即,进行相关成像过程)的步骤通常不是所要求保护的方法的一部分,并且在一个示例中,该步骤在根据第一方面的方法被执行之前进行。然后通过该方法在稍后的时间点获取(读取)旋转图像数据。然而,在该方法的另一个示例中,旋转图像数据的生成可以是根据第一方面的方法的一部分。

[0018] 在又一(例如第二)示例性步骤中,确定旋转方位数据,其描述(例如定义或表示)二维医学图像的参考系(其中定义了定义旋转图像数据的图像内容的位置)中的电极的旋转方位。二维图像的参考系是例如用于生成旋转图像数据的参考系,并且可以由二维医学成像装置(如C形臂x射线设备)预先确定。例如基于如来自相应二维图像中的电极的图像描绘的旋转图像数据来确定旋转方位数据。为此,分析关于二维图像中的方位标记的图像外观的至少一个二维医学图像。在一个示例中,相应地分析所有的二维医学图像。这可以例如通过基于旋转图像数据而确定方位标记的图像外观来完成,例如通过以下至少一项:

[0019] -分割至少一个或每一个二维医学图像中的电极的图像外观;

[0020] -对至少一个或每一个二维医学图像的组成部分进行边缘检测;

[0021] -对至少一个或每一个二维医学图像中的电极的图像外观与描述电极的结构化数据(如其几何形状和至少一个定向触点和方位标记之间的空间关系中的至少一个,其中空间关系为位置和方向中的至少一个)的先前获取并预定的电极模板数据进行比较。

[0022] 然后从关于与二维医学图像的参考系中的相应二维图像相关联的成像视角的信息以及例如先前获取的电极模板数据来确定电极的旋转方位,如必要,将电极的部分的位置或方位或由电极模板数据描述的空间关系的任何重新计算考虑到二维图像的参考系中。

[0023] 在进一步的示例中,例如第二示例性步骤包括,获取描述(例如,定义或表示)二维医学图像的参考系中的电极的预定旋转方位的预定方位数据。方位标记相对于电极的位置和方向例如是预定的(例如,已知的或固定的中的至少一种),并且包括在电极模板数据中或者可以从电极模板数据导出,为此,电极模板数据可以通过根据第一个方面的方法获取。预定方位可以是例如方位标记在二维图像中具有预定(例如,已知的或固定的中的至少一种)外观的方位。例如,方位标记具有第一部分,该第一部分小于周向180°地覆盖周向表面,并沿着电极的纵向轴线具有预定(例如,已知的或固定的中的至少一种)长度(在更具体的示例中为小于总长度),针对其余圆周,在一个示例中,方位标记在沿着纵向轴线的另一位置处还具有第二部分,该第二部分至少在圆周的其余部分覆盖电极的表面。通常通过从二维医学图像中的至少一个提取方位标记的图像外观并将其与方位标记的预定的(例如,已知的或固定的中的至少一种)图像外观相比较来确定电极的方位。例如,如果第一部分在特定的成像平面中二维成像,例如在与电极的纵向轴线相交并且表示方位标记的对称镜面的平面中二维成像,则第一部分具有预定的厚度。第一部分的图像外观的厚度可以定义方位

标记和电极的预定方位。然后该方法基于旋转方位数据和预定方位数据确定最佳方位数据。

[0024] 最佳方位数据描述(例如,定义或表示)与满足关于预定旋转方位的预定条件的电极的旋转方位(在二维医学图像的图像平面中)相关联的二维医学图像。在本公开内容中,该二维医学图像也被称为最佳二维医学图像,具体而言,因为当与预定方位相比时,其与方位标记的所谓的最佳旋转方位相关联。例如,通过将二维医学图像中至少一个中(例如,在每一个二维医学图像中)的方位标记的图像外观与方位标记的预定图像外观进行比较来确定最佳二维图像,以便确定方位标记的图像外观是否满足相对于预定图像外观的预定条件,例如其在至少一个二维医学图像中的厚度是否至少在等于其预定厚度的预定(例如,已知的或固定的中的至少一种)极限内。如果确定二维医学图像中的至少一个中的方位标记的图像外观满足预定条件,则相关联的二维医学图像被确定为最佳二维医学图像。如果以这种方式分析多于一个的二维医学图像,并且如果确定二维医学图像中的另一个能够更好地满足预定条件,则该另一个二维医学图像被确定为最佳二维医学图像。

[0025] 在(例如第三)示例性步骤中,获取描述(例如,定义或表示)解剖结构的一组断层医学图像的断层图像数据。定义断层图像数据的图像内容的位置被定义在三维中(即,在三维参考系中),并且在执行根据第一方面的方法之前例如生成断层图像数据。例如,断层图像数据可以以用于规划设想的医学过程的计划图像数据集的形式存在。断层图像数据允许从包括与最优二维医学图像相关联的视角的不同视角生成解剖结构的切片图像。可以通过计算机x射线断层摄影术、医学共振成像、超声成像、正电子发射断层摄影术、医学共振扩散张量成像或从旋转图像数据重建三维图像体中的至少一个来生成断层图像数据。

[0026] 在(例如第四)示例性步骤中,确定电极方位数据,其描述在定义断层医学图像数据的参考系中的电极的旋转方位。基于旋转图像数据、断层图像数据以及旋转方位数据来确定电极方位数据。例如,将最佳二维医学图像的参考系中(其中定义了定义旋转图像数据的图像内容的位置)的电极的旋转方位变换到断层图像数据的参考系(其中定义了定义断层图像数据的图像内容的位置)中。这种变换是预定的(例如,已知的或固定的中的至少一种),并且该变换基于两个参考系之间的预定的(已知的或固定的中的至少一种)空间关系。该变换例如是线性变换且可以通过矩阵乘法来体现,并且该变换可以是例如两个参考系之间的基底变换。

[0027] 在一个示例中,该方法可以包括以下步骤:确定断层图像数据的参考系中的电极的位置和方位,以及确定解剖结构是否被电极的预定触点的方向特性所覆盖,即被用于电刺激解剖结构的电场覆盖,该电场具有例如预定的场强度以及相对于定向触点的位置和解剖结构的位置中的至少一个的空间关系。为此,还可以通过该方法获取包括描述电极的预定的(例如,已知的或固定的中的至少一种)几何结构(具体地,方位标记与期望的定向触点之间的空间关系)的结构化数据的电极模板数据,并且将该电极模板数据用作确定定向触点与解剖结构的位置之间的空间关系的基础。解剖结构的位置可以由解剖结构的几何或物理重心定义。该方法随后还可以确定由电场覆盖的解剖结构的整个体积的百分比,以及该百分比是否在用于执行解剖结构的电刺激的期望范围内。

[0028] 根据第一方面的方法例如包括确定投影图像数据的步骤。基于(例如从)断层医学图像数据来确定投影图像数据,并且投影图像数据描述(例如,定义或表示)从断层图像数

据以与最佳二维医学图像相关联的成像视角(例如相对于解剖结构,具体为解剖结构的位置)生成(例如,合成)的投影断层医学图像。换句话说,投影断层医学图像至少在与最佳二维医学图像相同的(即,至少在预定程度上相似的)外观的预定限制(例如精度限制)内描述(例如,示出或描绘)解剖结构。投影的医学图像可以是数字重建的射线照片。投影图像数据例如通过确定变换来确定,例如,定义的旋转图像数据的参考系(其中定义了定义旋转图像数据的图像内容的位置)与断层图像数据的参考系(其中定义了定义断层图像数据的图像内容的位置)之间的位置变换,然后通过将该变换应用于由旋转方位数据描述的旋转方位来确定电极方位数据。这种变换是预定的(例如,已知的或固定的中的至少一种),并且该变换基于两个参考系之间的预定的(已知的或固定的中的至少一种)空间关系。该变换例如是线性变换且可以通过矩阵乘法来体现,并且该变换例可以是例如两个参考系之间的基底变换。

[0029] 然后,该方法可以包括确定投影方位数据的步骤。投影方位数据描述(例如,定义或表示)投影医学图像的参考系中的电极的旋转方位。基于投影图像数据、旋转图像数据以及旋转方位数据,例如通过将先前确定的电极的旋转方位从二维医学图像的参考系(其中定义了定义旋转图像数据的图像内容的位置)变换到投影断层医学图像的参考系(其中定义了定义投影断层医学图像的图像内容的位置)中,来确定投影方位数据。这种变换是预定的(例如,已知的或固定的中的至少一种),并且该变换基于两个参考系之间的预定的(已知的或固定的中的至少一种)空间关系。该变换例如是线性变换且可以通过矩阵乘法来体现,并且该变换例可以是例如两个参考系之间的基底变换。因为与投影断层图像相关联的成像视角是已知的,所以可以将投影断层摄影图像中的电极的旋转方位变换成整组断层医学图像中的电极的旋转方位,使得例如结合关于电极的几何结构的已知信息,也可以确定在断层图像数据的参考系中的电极的方位以及例如电极的位置。因此,根据第一方面的方法例如基于投影方位数据和投影图像数据来确定电极方位数据。

[0030] 在一个示例中,针对与一系列二维医学图像相关联的所有的成像视角来确定投影图像数据,并且投影图像数据描述对于成像视角中的每一个的投影断层医学图像,其中基于与最佳二维图像最匹配的投影断层摄影医学图像来确定投影方位数据,该匹配例如由以下至少一个确定:

[0031] -比较最佳二维医学图像和投影断层医学图像之间的颜色值(例如,灰度值);然后,例如,可以在两个图像之间建立颜色值的相关关系,可能将相邻图像元素(如像素或体素)的空间关系和它们的相关颜色值考虑在内;

[0032] -运用融合算法(图像融合算法,例如刚性或弹性融合算法)以将最佳二维医学图像配准到投影断层医学图像中的每一个中,并且从投影断层医学图像中选择仅与最佳融合结果相关联的投影断层医学图像,用于确定投影方位数据。最佳融合结果可以通过融合算法计算的度量来定义,该度量指示数据集之间的最佳对应关系(例如,诸如图像内容的几何特征之间的对应关系,如通过比较两个方面的对应关系,即一方面是一个图像的图像内容的组成部分相对于另一个图像的位置关系,另一方面是再一个图像的图像内容的组成部分相对于又一图像的位置关系)。

[0033] 在根据第一方面的方法的示例中,已经通过应用基于x射线的成像模态生成了旋转图像数据和断层图像数据,例如已经通过应用旋转常规x射线成像,如旋转放射线摄影术

生成了旋转图像数据,并且通过应用计算机x射线断层摄影术已经生成了断层图像数据。具体而言,定义旋转图像数据的图像内容的颜色值(例如,灰度值)与定义断层图像数据的图像内容的颜色值(例如,灰度值)之间的对应关系是预定的(例如,已知的或固定的中的至少一种),并且可以用作根据第一方面的方法的输入。这种对应关系通常从特定材料(如形成例如解剖结构的生物组织)的x射线吸收的物理学中得知。

[0034] 在根据第一方面的方法的另一示例中,通过应用基于x射线的成像模态已经生成了旋转图像数据,并且通过应用不涉及应用x射线的成像模态已经生成了断层图像数据,例如,应用旋转常规x射线成像(如在前面的示例中)已经生成了旋转图像数据,并且通过应用磁共振成像或正电子发射成像(PET)或超声成像(超声波扫描术)或磁共振扩散张量成像(MR-DTI)已经生成了断层图像数据。为了使定义旋转图像数据的图像内容的颜色值(例如,灰度值)与定义断层图像数据的图像内容的颜色值(例如,灰度值)具有可比性,在一个示例中可以将分别与旋转图像数据和断层图像数据相关联的两个不同颜色值标度之间的映射输入到该方法中。这种映射可以被包括在描述解剖结构的多模式图谱的图谱数据中。

[0035] 在本示例中,该方法因此可以包括以下步骤:

[0036] 在不涉及应用x射线的成像模态中以及在基于x射线的断层摄影成像模态中(例如由定义与这两种模态中的解剖结构对应的图像组成部分的如灰度值的颜色值来定义),获取描述解剖结构的模型(例如,基于图像的模型)的图谱数据和关于解剖结构的图像外观的信息,其中基于x射线的成像模态是例如计算机x射线断层摄影术;

[0037] 基于断层图像数据和图谱数据确定描述在基于x射线的断层摄影成像模态中的解剖结构的图像外观的变换的外观数据(例如由定义与基于x射线的断层摄影成像模态中的解剖结构对应的图像组成部分的如灰度值的颜色值来定义)。

[0038] 然后可以基于变换的外观数据进一步确定电极方位数据,并且例如可以基于(例如,从)变换的外观数据进一步确定投影图像数据。

[0039] 图谱数据可以描述解剖结构的多模态图谱,其中存储了用每个不同成像模态生成的解剖学身体部位的模型以及模型的解剖学对应部分之间的变换规则。这允许将断层图像数据变换成与用于生成该断层图像数据的成像模态不同的成像模态,例如使医学图像数据与该不同的成像模态相比较。变换规则可以基于针对每个模型存储的组织类别信息,其描述相应各个成像模态中解剖学身体部位的组成部分的图像外观(例如,如多色值或灰度值的颜色值)。

[0040] 此外,可能已经从多个患者的解剖结构的医学图像生成了图谱数据。可选地,可能已经仅从生成旋转图像数据和断层图像数据的特定患者的解剖结构的至少一个医学图像生成图谱数据,即模型可以是个别患者图谱的一部分。

[0041] 图谱数据包括例如在三维坐标系(代表用于定义包含在图谱数据中的位置信息的参考系)中定义的位置信息。例如,已经从解剖结构的断层图像中生成了图谱数据。

[0042] 变换的外观数据可以通过将图谱数据与断层图像数据匹配来确定,例如通过确定变换,例如断层图像数据的参考系(其中定义了定义断层图像数据的图像内容的位置)与图谱数据的参考系(其中定义了定义图谱数据的图像内容的位置)之间的位置变换,或者通过例如执行断层图像数据与图谱数据之间的颜色值匹配。位置变换可以是预定的(例如,已知的或固定的中的至少一种)或者作为根据第一方面的方法的一部分而建立,例如通过将融

合算法(如刚性或弹性融合算法)应用于断层图像数据和图谱谱数据。

[0043] 在根据第一方面的方法的一个示例中,电极包括至少两个彼此间隔开的定向触点,并且其中使用二维医学图像中的至少两个定向触点之间的至少两个间隔中的每一个的至少一部分的图像外观来验证由旋转方位数据描述的旋转方位。

[0044] 第二方面,本发明涉及一种计算机程序,其在至少一台计算机(例如,计算机)的至少一个处理器(例如,处理器)上运行时或者当被加载到至少一台计算机的至少一个存储器(例如,存储器)时,使得至少一台计算机执行根据第一方面的上述方法。

[0045] 第三方面,本发明涉及一种存储有根据第二方面的程序的非暂时性计算机可读程序存储介质。

[0046] 第四方面,本发明涉及至少一台计算机(例如,计算机),包括至少一个处理器(例如,处理器)和至少一个存储器(例如,存储器),其中根据第二方面的程序在处理器上运行或者被加载到存储器中,或者其中至少一台计算机可操作地耦合到根据第三方面的程序存储介质以执行存储在程序存储介质上的程序。

[0047] 在第五方面,本发明涉及一种承载表示根据第二方面的程序的信息的(物理的,例如电的,例如技术上生成的)信号波,例如数字信号波。

[0048] 第六方面,本发明涉及一种用于确定电极的方位的医学系统,电极被配置为电刺激患者的解剖结构并且包括旋转方位标记,该系统包括:

[0049] a) 根据前述权利要求的至少一台计算机;以及

[0050] b) 至少一个电子数据存储设备,其存储旋转图像数据或断层图像数据或者在适用的情况下的图谱数据中的至少一个,

[0051] 其中至少一台计算机可操作地耦合到至少一个电子数据存储设备,以用于从至少一个数据存储设备获取旋转图像数据或断层图像数据或在适用的情况下的图谱数据中的至少一个。

[0052] 在一个示例中,根据第六方面的系统还包括二维医学成像装置,其中二维医学成像装置可操作地耦合到至少一台计算机,以允许至少一台计算机从二维医学成像装置接收对应于旋转图像数据的至少一个电子信号。

[0053] 一般而言,本发明不涉及或例如包含或涵盖侵入式步骤(invasive steps),该侵入式步骤表现出要利用专业医学知识来执行对身体的实质性物理干扰,并且即使在运用所需的专业护理及专业知识执行时也具有实质性健康风险。例如,本发明不包括用紫外线照射解剖学身体部分和/或患者身体的步骤,这使得其不包括人体或动物体的任何治疗步骤,例如其不包括任何治疗或手术步骤。更具体地,本发明不涉及或特别包含或涵盖任何手术或治疗活动。相反,本发明适用于读取和处理数据以及操作或控制计算机来执行使计算机执行根据第一方面的数据处理方法的程序。仅凭此原因,通过实施本发明,不需要或未暗示手术或治疗活动,尤其是手术或治疗步骤。

[0054] 为了在技术上适宜和/或可行的情况下形成新的实施例,将本发明的一个或多个实施例或方面的一个或多个特征进行组合,这在本发明的范围内。具体地,具有与另一实施例的另一特征相同或相似的功能的一个实施例的特征可与该另一特征交换,并且例如将附加功能添加到另一实施例的一个实施例的特征可以被添加到该另一实施例。

[0055] 定义

[0056] 在本节中,提供了本公开中使用的特定术语的定义,其也形成本公开的一部分。

[0057] 根据本发明的方法是例如一种计算机实现的方法。例如,根据本发明的方法的所有步骤或仅仅一些步骤(即,少于步骤总数)可以由计算机(例如,至少一台计算机)执行。计算机实现的方法的一个实施例是使用计算机来执行数据处理方法。计算机实现的方法的实施例是关于计算机操作的方法,以操作计算机来执行该方法的一个、多个或所有步骤。

[0058] 计算机例如包括至少一个处理器和例如至少一个存储器,以便例如电子地和/或光学地(在技术上)处理数据。处理器例如由作为半导体的物质或组合物制成,例如至少部分地n型和/或p型掺杂半导体,例如II-,III-,IV-,V-,VI-半导体材料中的至少一个,例如(掺杂的)硅和/或砷化镓。所描述的步骤例如由计算机执行。确定步骤或计算步骤是例如在技术方法的框架内,例如在程序的框架内确定数据的步骤。计算机是例如任何种类的数据处理设备,例如电子数据处理设备。计算机可以是通常被认为是这样的设备,例如台式电脑、笔记本电脑、上网本等,但也可以是任何可编程装置,例如移动电话或嵌入式处理器。计算机可以例如包括“子计算机”的系统(网络),其中每个子计算机本身代表计算机。术语“计算机”包括云计算,例如云服务器。术语“云计算”包括云计算系统,其例如包括至少一个云计算的系统,以及例如多个可操作地互连的云计算,如服务器农场。这样的云计算优选连接到如万维网(WWW)的广域网,并且位于所有连接到万维网的计算机云中。这样的基础设施被用于“云计算”,其描述了计算、软件、数据访问和存储服务,其不要求最终用户知道提供特定服务的计算机的物理位置和/或配置。例如,术语“云”在这方面被用作互联网(万维网)的隐喻。例如,云提供计算的基础设施即服务(IaaS)。云计算可以用作用于执行本发明的方法的操作系统和/或数据处理应用程序的虚拟主机。云计算是例如由亚马逊网络服务™提供的弹性计算云(EC2)。计算机例如包括接口以便接收或输出数据和/或执行模数变换。数据例如是代表物理性质的数据和/或从技术信号中产生的数据。技术信号例如通过(技术)检测设备(例如用于检测标记设备的设备)和/或(技术)分析设备(例如用于执行(医学)成像方法的设备)来生成,其中技术信号是例如电信号或光信号。技术信号例如表示由计算机接收或输出的数据。计算机优选可操作地耦合到显示设备,该显示设备允许将由计算机输出的信息显示给例如用户。显示设备的一个示例是可以用于导航的“护目镜”的增强现实设备(也被称为增强现实眼镜)。这种增强现实眼镜的具体示例是谷歌眼镜(Google Glass, Google Inc.的商标)。增强现实设备既可以用于通过用户交互将信息输入到计算机中,也可以用于显示计算机输出的信息。显示设备的另一个示例是标准计算机监视器,包括例如可操作地耦合到计算机的液晶显示器,用于接收来自计算机的显示控制数据,以产生用于在显示设备上显示图像信息内容的信号。这种计算机监视器的具体实施例是数字灯箱。监视器也可以是便携式设备的监视器,例如手持设备,手持设备例如是智能电话或个人数字助理或数字媒体播放器。

[0059] 在本发明的框架内,计算机程序单元可以通过硬件和/或软件(这包括固件、常驻软件、微代码等)来体现。在本发明的框架内,计算机程序单元可以采用计算机程序产品的形式,该计算机程序产品可以通过计算机可用的,例如计算机可读的数据存储介质来实现,该计算机可读的数据存储介质包括体现在该存储介质中或在指令执行系统中使用或与指令执行系统结合使用的计算机可用的(例如计算机可读的)程序指令、“代码”或“计算机程序”。这样的系统可以是计算机;计算机可以是包括用于执行根据本发明的计算机程序单元

和/或程序的装置的数据处理设备,例如数据处理设备包括执行计算机程序单元的数字处理器(中央处理单元或CPU)以及可选地包括易失性存储器(例如随机存取存储器或RAM)的数据处理设备,该易失性存储器用于存储用于执行计算机程序单元元件和/或通过执行计算机程序单元产生的数据。在本发明的框架内,计算机可用的,例如计算机可读的数据存储介质可以是任何数据存储介质,其可以包括、存储、通信、传播或传输程序以供在指令执行系统、装置或设备中使用或与指令执行系统、装置或设备结合使用。计算机可用的,例如计算机可读的数据存储介质可以例如是但不限于电子、磁性、光学、电磁、红外或半导体系统、装置或设备或例如互联网的传播介质。因为程序可以例如通过光学扫描纸张或其他合适的介质来电子地捕获,然后编译,解释或以适当的方式处理,因此计算机可用或计算机可读的数据存储介质甚至可以例如是在其上打印程序的纸张或另一合适介质。数据存储介质优选为非易失性数据存储介质。这里描述的计算机程序产品和任何软件和/或硬件形成了用于在示例实施例中执行本发明的功能的各种装置。计算机和/或数据处理设备可以例如包括指导信息设备,其包括用于输出指导信息的装置。指导信息可以例如通过视觉指示装置(例如,监视器和/或灯)视觉地输出给用户,和/或通过声学指示装置(例如,扬声器和/或数字语音输出设备)声学地输出给用户,和/或通过触觉指示装置(例如,安装在仪器中的振动元件)触觉地输出给例如用户。为了实现本文的目的,计算机是技术性计算机,其例如包括技术性的,例如有形的部件,例如机械和/或电子部件。本文中提到的任何设备都是技术性的,以及例如有形的设备。

[0060] 表述“获取数据”例如包括(在计算机实现的方法的框架内)其中数据由计算机实现的方法或程序确定的情况。确定数据例如包括测量物理量并将测量值转换成数据,例如转换成数字数据,和/或利用计算机以及例如在根据本发明的方法的框架内计算数据。“获取数据”的含义例如还包括其中数据被计算机实现的方法或程序例如从另一程序、先前的方法步骤或数据存储介质接收或读取,例如用于被计算机实现的方法或程序进一步处理的情况。待获取的数据的生成可以但不必是根据本发明的方法的一部分。因此,表述“获取数据”也可以例如意为等待接收数据和/或正在接收数据。接收到的数据可以例如通过接口来输入。表述“获取数据”还可以表示计算机实现的方法或程序执行步骤以(主动地)从数据源,例如数据存储介质(例如,ROM、RAM、数据库、硬盘驱动器等)或通过接口(例如,来自于另一台计算机或网络)接收或恢复数据。分别由所公开的方法或设备获取的数据可以从位于数据存储设备中的数据库获得,该数据存储设备可操作地连接到用于数据库和计算机之间的(例如从数据库到计算机的)数据传输的计算机。计算机获取数据以用作确定数据的步骤的输入。所确定的数据可以再次输出到相同或另一个数据库中被存储以供以后使用。数据库或用于实现所公开的方法的数据库可以位于网络数据存储设备或网络服务器(例如,云数据存储设备或云服务器)或本地数据存储设备(例如可操作地连接到执行所公开的方法的至少一台计算机的大容量存储设备)。在获取步骤之前,通过执行附加步骤,可以使数据“随时可用”。根据该附加步骤,生成数据以便其被获取。(例如通过分析装置)检测或捕获数据。可选地或附加地,根据附加步骤,例如经由接口输入数据。能够将所生成的数据输入(例如输入至计算机中)。根据附加步骤(其在获取步骤之前),还可以通过执行将数据存储于数据存储介质(例如,ROM、RAM、CD和/或硬盘驱动器)中的附加步骤来提供数据,以使得这些数据在根据本发明的方法或程序的框架内随时可用。因此,“获取数据”的步骤也可以涉及命

令设备获取和/或提供待获取的数据。特别地,获取步骤不涉及侵入式步骤,该侵入式步骤会表现出对身体的实质性物理干扰,需要用专业医学知识来执行,并且即使在使用所需的专业护理及专业知识执行时也具有实质性健康风险。具体而言,获取数据的步骤,例如确定数据,不涉及手术步骤,并且尤其不涉及使用手术或疗法来治疗人体或动物体的步骤。为了区分本方法使用的不同数据,将数据表示为(即,称为)“XY数据”等,并且根据它们描述的信息来定义,然后优选地将其称为“XY信息”等。

[0061] 在医学领域中,使用成像方法(也称为成像模态和/或医学成像模态)来生成人体的解剖结构(如软组织、骨骼、器官等)的图像数据(例如,二维或三维图像数据)。术语“医学成像方法”被理解为意指(有利地基于设备的)成像方法(例如所谓的医学成像模态和/或放射成像方法),如计算机断层摄影术(CT)和锥形束计算机断层摄影术(CBCT,例如容积CBCT)、x射线断层摄影术、磁共振断层摄影术(MRT或MRI)、常规x射线、超声波和/或超声波检查以及正电子发射断层摄影术。例如,医学成像方法由分析设备执行。医学成像方法应用的医学成像模态的实例是:x射线成像、磁共振成像、医学超声波检查或超声波、内窥镜检查、弹性成像、触觉成像、热成像、医学摄影以及核医学功能成像技术,如维基百科所述的如正电子发射断层摄影术(PET)和单光子发射计算机断层摄影术(SPECT)。这样生成的图像数据也被称为“医学成像数据”。分析设备例如用于在基于装置的成像方法中生成图像数据。成像方法例如用于医学诊断,以分析解剖体以便生成由图像数据描述的图像。成像方法也例如用于检测人体内的病理变化。然而,解剖结构中的一些变化,例如结构(组织)中的病理变化可能无法检测到,并且例如在由成像方法生成的图像中可能是不可见的。肿瘤代表了解剖结构中的变化的一个例子。如果肿瘤生长,那么可以说它代表了扩张的解剖结构。这种扩张的解剖结构可能无法检测到,例如,只有扩张解剖结构的一部分可以被检测到。当造影剂用于浸润肿瘤时,原发性/高级别的脑肿瘤例如通常在MRI扫描中可见。MRI扫描代表成像方法的示例。在这种脑肿瘤的MRI扫描的情况下,MRI图像中的信号增强(由于造影剂浸润肿瘤)被认为代表实体肿瘤块。因此,肿瘤是可检测的,并且例如在由成像方法生成的图像中可辨别。除了被称为“增强”肿瘤的这些肿瘤之外,据认为大约10%的脑肿瘤在扫描中不可辨别,并且例如对于查看由成像方法生成的图像的用户不可见。

[0062] 图像融合可以是弹性图像融合或刚性图像融合。在刚性图像融合的情况下,2D图像的像素之间和/或3D图像的体素之间的相对位置是固定的,而在弹性图像融合的情况下,允许相对位置改变。

[0063] 在本申请中,术语“图像变形”也被用作术语“弹性图像融合”的替代,但是具有相同的含义。

[0064] 弹性融合变换(例如弹性图像融合变换)例如被设计成使得实现从一个数据集(例如第一数据集,例如第一图像)到另一个数据集(例如第二数据集,例如第二图像)的无缝过渡。例如,变换被设计为使第一和第二数据集(图像)中的一个变形,这样使得相应的结构(例如,对应的图像元素)被设置在与第一和第二图像中的另一个相同的位置处。从第一和第二图像之一变换的变形图像(变换图像)例如与第一和第二图像中的另一个尽可能相似。优选地,应用(数值)优化算法以便找到导致最佳相似度的变换。相似度优选通过测量相似性来测量(在下文中也称为“相似性量度”)。优化算法的参数例如是变形场的向量。这些向量由优化算法确定,以便产生最佳的相似度。因此,最佳相似度表示优化算法的条件,例如

约束条件。向量的基部例如位于待变换的第一和第二图像之一的体素位置处,并且向量的顶点位于变换的图像中的对应体素位置处。优选提供多个这些向量,例如多于二十或一百或一千或一万等等。优选地,对变换(变形)有(其他)约束,例如为了避免病态变形(例如,通过变换将所有体素移位到相同的位置)。这些约束包括例如变换是规则的约束,例如这意味着从变形场(例如,向量场)的矩阵计算的雅可比行列式大于零,并且还包括变换的(变形的)图像不是自相交的约束,并且例如变换的(变形的)图像不包含缺陷和/或断裂。约束包括例如这样的约束,即如果规则网格与图像同时变换并且以相应的方式变换,则不允许网格在其任何位置处进行交叠。例如,迭代地解决该优化问题,例如通过优化算法,其例如是一阶优化算法,例如梯度下降算法。优化算法的其他示例包括不使用导数的优化算法,如下坡单纯形算法,或者使用高阶导数的算法,如牛顿类算法。优化算法优选地执行局部优化。如果存在多个局部最优值,则可以使用如模拟退火或遗传算法的全局算法。在线性优化问题的情况下,例如可以使用单纯形法。

[0065] 在优化算法的步骤中,体素例如在一定方向上移位一个量值,以使得相似度增加。这个量值优选地小于预定限度,例如小于图像直径的十分之一或百分之一或千分之一,并且例如大约等于或小于相邻体素之间的距离。例如由于大量的(迭代)步骤,可以实现大变形。

[0066] 所确定的弹性融合变换可以例如用于确定第一和第二数据集(第一和第二图像)之间的相似度(或相似性量度,参见上文)。为此,确定了弹性融合变换与恒等变换之间的偏差。例如可以通过确定弹性融合变换与恒等变换的行列式之间的差异来计算偏差度。偏差越高,相似性越低,因此可以使用偏差度来确定相似性量度。

[0067] 例如可以基于第一和第二数据集之间的确定的相关性来确定相似性量度。

[0068] 优选地,获取描述(例如,定义,更具体地表示和/或是)解剖学身体部位的一般三维形状的图谱数据。因此该图谱数据代表解剖学身体部位的图谱。图谱通常由多个对象的通用模型(generic model)组成,其中对象的通用模型一起形成复杂的结构。例如,图谱构成患者的身体(例如身体的一部分)的统计模型,该统计模型从集合了来自多个人体的解剖信息生成,例如从包含这些人体的图像的医用图像数据来生成。原则上,图谱数据因此表示对于多个人体的这种医学图像数据的统计分析的结果。该结果可以作为图像输出-因此图谱数据包含医学图像数据或可与其相比较。这种比较可以例如通过应用在图谱数据和医学图像数据之间进行图像融合的图像融合算法来执行。比较的结果可以是图谱数据和医学图像数据之间的相似性量度。图谱数据包括可以与例如医学图像数据中包含的位置信息匹配(例如通过应用弹性或刚性图像融合算法)的位置信息,从而例如将图谱数据与医学图像数据进行比较,以便确定医学图像数据中与由图谱数据定义的解剖结构相对应的解剖结构的位置。

[0069] 其中解剖结构用作生成图谱数据的输入的人体优选地共享如性别、年龄、种族、身体尺度(例如尺寸和/或质量)和病理状态中的至少一个的共同特征。解剖信息描述例如人体的解剖结构,并且例如从关于人体的医学图像信息中提取。例如,股骨的图谱可以包括头部、颈部、身体、大转子、小转子和下肢作为一起构成完整结构的对象。例如,大脑的图谱可以包括端脑、小脑、间脑、脑桥、中脑和髓质作为一起构成复杂结构的对象。这种图谱的一个应用是医学图像的分割,其中图谱与医学图像数据相匹配,并且将图像数据与匹配的图谱

进行比较,以便将图像数据的点(像素或体素)分配给匹配的图谱的对象,由此将图像数据分割成各个对象。

[0070] 附图描述

[0071] 在下文中,参照描述本发明的具体实施例的附图来描述本发明。然而,本发明的范围不限于在附图的上下文中公开的具体特征,其中:

[0072] 图1是示出根据第一方面的公开的方法的基本步骤的流程图;

[0073] 图2示出了具有定向标记的定向DBS电极;

[0074] 图3示出了根据第一方面的公开的方法的实施例;以及

[0075] 图4示出了从二维医学图像确定电极的旋转方位的具体方法。

[0076] 图1是示出了根据第一方面的公开的方法的基本步骤的流程图,在图1的说明性示例中,该方法开始于获取旋转图像数据的步骤S1.1。在随后的步骤S1.2中,确定旋转方位数据。然后步骤S1.3继续获取断层图像数据,接着步骤S1.4,其包括基于在前的步骤S1.1到步骤S1.3中获取和确定的数据来确定电极方位数据。

[0077] 图2示出了定向DBS电极1(也称为引导体),包括其上设置有触点2的圆柱形且细长的主体。触点2包括定向触点8,定向触点8不沿着基体的整个圆周延伸,而是设计成仅在跨度小于圆周的360°的三维扇区内发射电场。在图2的示例中,每个定向触点8都至少覆盖大约圆周的60°并且通过在定向触点8之间形成空间的狭缝7彼此分开。该空间可以是空的或者填充有非导电材料,例如制造电极1的主体的材料。狭缝7平行于电极1的主体的纵向轴线延伸并因此位于形成电极1的基本形状的圆柱体的母线上。电极1还包括方位标记3,该方位标记3包括具有第一部分5和第二部分4的标记带以及标记窗5。方位标记的旋转方位被定义为指向电极1的主体的外部的方向并垂直于第一部分5的中心的表面的向量,即,其基部(base)位于处于第一部分1的对称镜面内的点中,电极的主体的纵向轴线也位于该平面内。标记带由铂(Pt)或至少由包含铂(Pt)的材料(例如合金)制成,并且比标记窗口5更不透射线。在一个示例中,标记带也比电极1的主体更不透射线。最佳的二维医学图像是其中在二维医学图像中第一部分5的描绘(图像外观)最薄的放射线摄影术,即其由最小数量的图像元素(如像素)限定。

[0078] 如图3所示,可以通过使用C型臂x射线装置对患者体内的解剖结构进行成像来获取旋转图像数据。然后,例如通过对二维医学图像应用分割算法,从二维医学图像(2D x射线图像/射线摄像术)中提取电极1(引导体)的图像描绘。在图3左下角的框中,最右边的二维医学图像被选为最佳的二维医学图像,因为它包含了标记带的第一部分5的最薄的描绘。如框中的箭头所示,电极1(以及因此方位标记3)的旋转方位被确定为位于最右边的二维医学图像的图像平面中并指向该图像的右下方。

[0079] 又如图3所示,获取与断层图像数据或变换的外观数据对应的3D(三维)图像。可以通过CT或者从2D x射线图像重建3D图像来生成断层图像数据。可选地或附加地,可以基于已经变换为CT外观的MR断层摄影来获取3D图像,从而生成也是三维图像数据集的变换的外观数据。MR断层摄影的变换体现了断层图像数据,并通过获取多模式图谱数据并在图谱数据和MR断层摄影之间进行匹配而被变换为CT灰度值。该匹配在图3中被称为通用图谱匹配。基于组织依赖性MR灰度值标度与图谱中包含的组织依赖性CT灰度值标度之间的对应关系,通过用相应CT图像的灰度值代替MR断层摄影的灰度值(例如体素取向),从MR断层摄影术模

拟CT (计算机x射线断层摄影)。

[0080] 从3D图像中产生DRR。在一个示例中,从朝向对应于与最佳二维医学图像相关联的视角的解剖结构的角度仅产生一个DRR。在另一示例中,针对已经采集或生成二维医学图像的所有视角生成DRR。然后,选择与最佳二维医学图像最佳匹配的DRR用于进一步处理。例如通过将图像数据集彼此融合,建立2D图像的参考系与一个或多个DRR之间的变换(在图3中称为2D-3D配准)。基于该变换,可以基于相对于与生成2D x射线相关联(即,使用时)的解剖结构的成像视角的信息,在2D x射线图像的参考系中确定电极的旋转方位。然后可以通过应用2D-3D配准将旋转方位从2D x射线图像的参考系变换到一个或多个DRR的参考系中。然后,基于用于生成一个或多个DRR的成像视角的信息,如图4的上半部分所示,可以在3D图像的参考系中确定电极的旋转方位。然后,例如在3D图像的参考系中,这样确定的旋转方位例如可以与电极的预定(例如,期望的)旋转方位进行比较。如果所确定的旋转方位至少在基本上等于预定旋转方位的预定距离内,则可以根据需要开始所设想的医学过程。如果所确定的旋转方位不是至少在基本上等于预定旋转方位的预定距离内,则可以调节电极的旋转方位直到与预定旋转方位一致。

[0081] 如图4所示,方向触点8之间的狭缝7可以用于支持旋转方位的确定,例如用于验证从关于方位标记的图像外观分析二维医学图像接收到的结果。图4的右侧部分示出用于生成二维医学图像的x射线是否可能以有限的概率穿过两个狭缝7并因此在二维图像中生成相应的标记,因为制造定向触点8的材料与制造狭缝7的材料或填充它们的材料的不透射线性不同。例如,穿过两个狭缝7的x射线可以产生指示与定向触点8的图像外观相比较的半透明性的标记。从而,在图1和4的示例中,可以以大约60°的精度接收从方位标记的图像外观确定的旋转方位是否有效的附加指示。

[0082] 所公开的方法可以进一步总结如下。

[0083] 该方法使用由x射线系统在如患者头部的解剖结构周围旋转时拍摄的图像。可以使用来自任何断层扫描仪的头部的3D(体)图像。此外,使用算法将2D x射线图像配准到3D图像。另一种算法检测2D x射线图像中的引导体并且定义引导体的方位标记相对于图像平面(即相对于2D x射线图像的参考系)的角度。角度信息通过配准从2D图像空间映射回3D图像(解剖结构)空间。计算机系统能够显示混合在任何以所计算的配准为模的2D x射线图像上的3D图像的模拟投影,以允许用户快速检查配准精度。

[0084] 可以考虑的几个实施方式:

[0085] • 使用一个x射线,两个x射线或多个(旋转的)x射线。使用的图像越多,角度的确定就越鲁棒。

[0086] • 使用标准CT作为3D图像。它们被校准到Hounsfield值。数字重建摄像照片(DRR)可以从头开始计算。

[0087] • 将x射线扫描仪直接重建的CT用作3D图像。那么不需要额外的扫描。可能有必要重新校准到HU值,这可以在通用图谱的帮助下完成。

[0088] • 将手术前MRI用作3D图像。然后,需要对其进行预处理并将其变换为相应CT表示的Hounsfield值。这可以在用图谱的帮助下完成。

[0089] • 数字重建射线照片(DRR)的计算可以在图形卡上完成。

[0090] • 定向引导体在分段触点之间有狭缝,这些夹缝在x射线中在某些角度可见。这些

可以额外用于提高角度精度。

[0091] • 引导体可以通过x射线或3D图像中的算法进行分割。

[0092] • 标记方向可以通过模板匹配或机器学习找到。

[0093] • 可以从存储在一起/与x射线图像信息相关联的DICOM信息中获取2D x射线图像的照相机参数(如成像视角)。

[0094] • 如果不能从DICOM获得,则例如从2D图像中的引导体几何结构估计X射线的照相机参数。

[0095] 除了旋转方位之外,还可以例如基于对电极的至少一部分(例如方位标记)的图像外观与电极模板数据进行比较,来在x射线(制造商,型号)中检测引导体类型。

[0096] 所公开的方法旨在快速且可追踪地传输从2D图像到3D解剖结构的关于DBS引导体方位的信息。此传输很快,因为系统包含允许配准2D和3D坐标的自动算法,否则这将是需要用户手动完成的繁琐步骤(即为了匹配2D和3D图像而手动采用若干自由度,如移位/旋转/变焦/焦距)。此外,2D-3D配准使得用户可以追踪最终的角度分配。用户可以立即检查计算出的角度与2D和3D图像的关系。

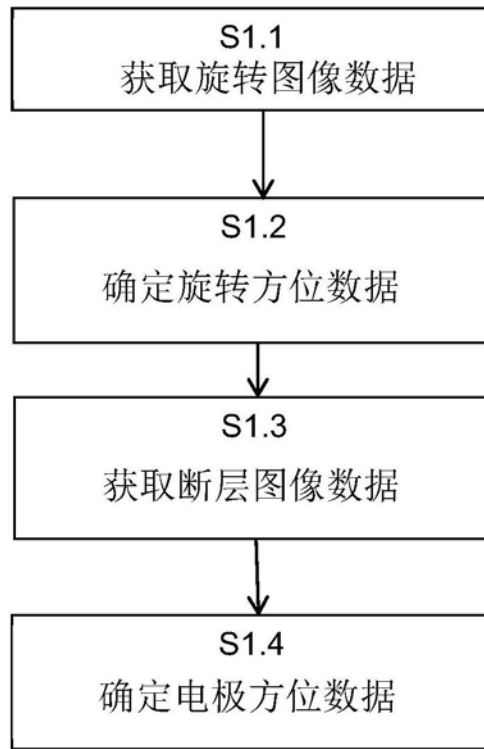


图1

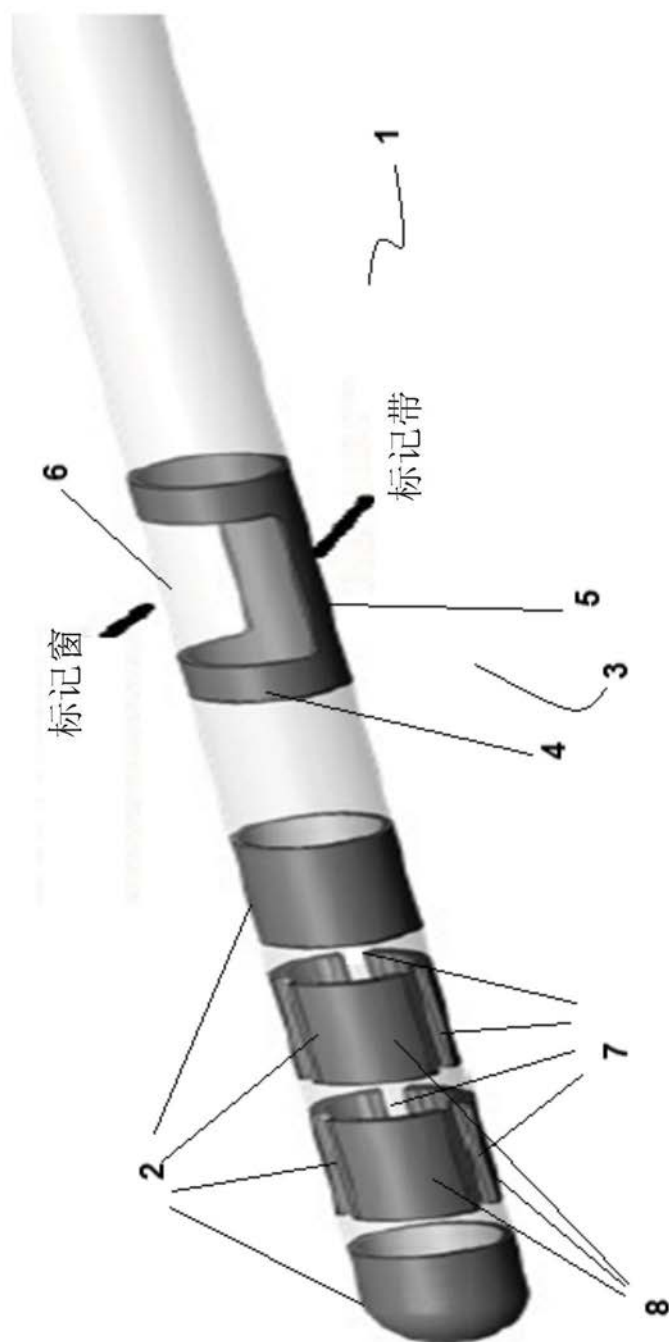


图2

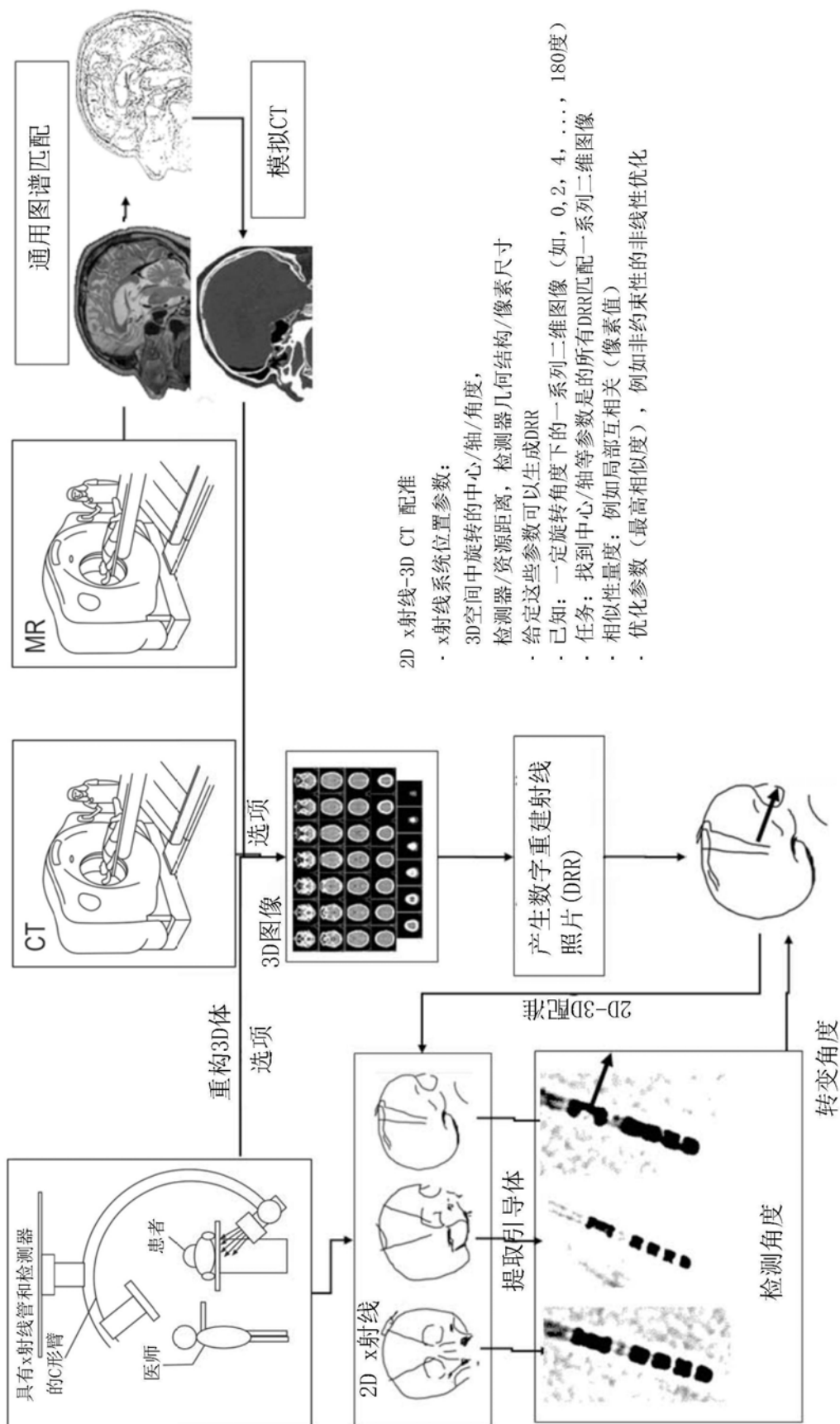


图3

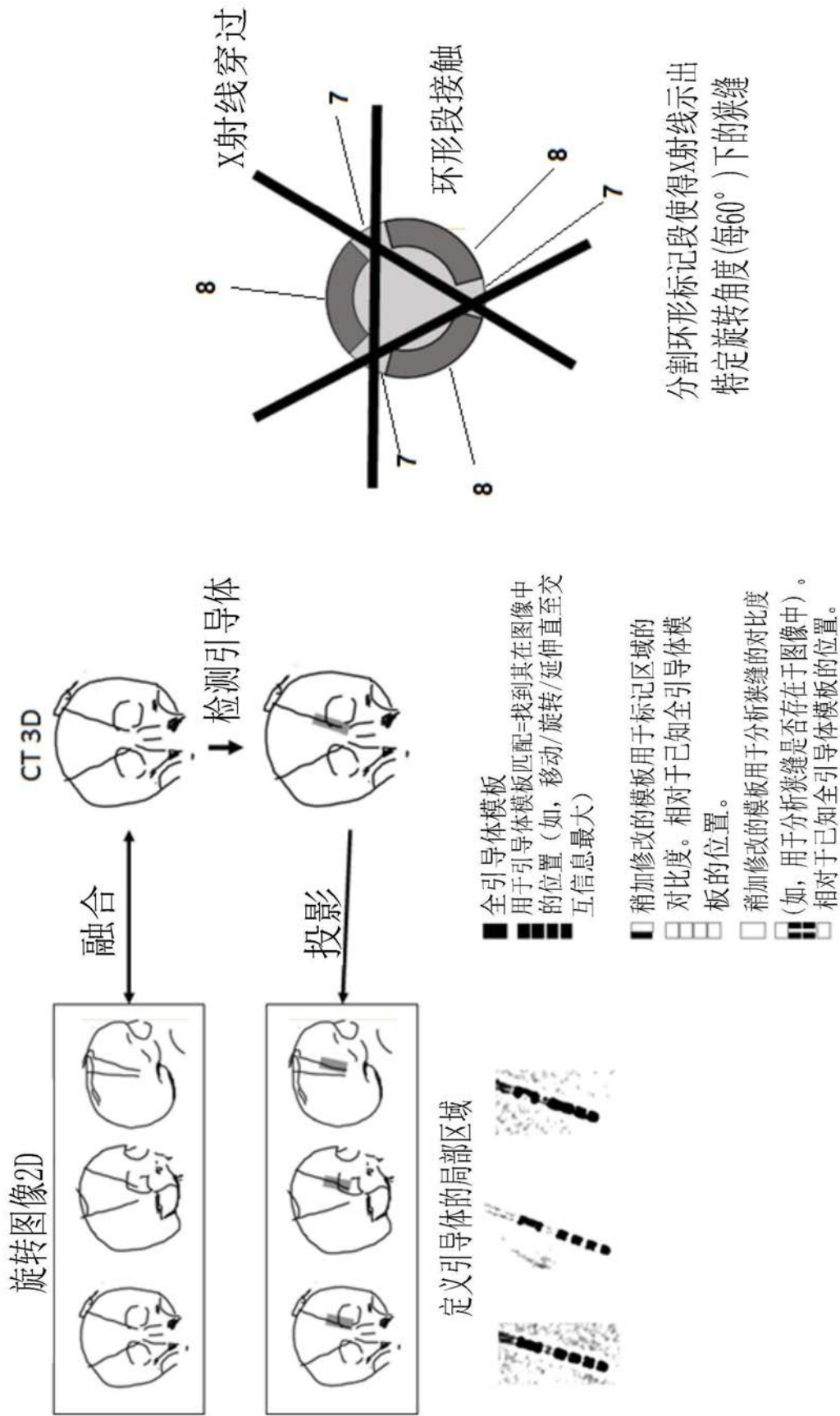


图4