



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110383347 B

(45) 授权公告日 2023. 11. 07

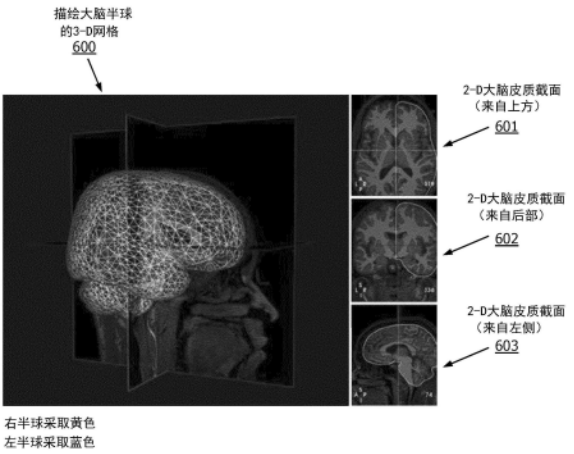
(21) 申请号 201880016163.5
(22) 申请日 2018.01.03
(65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 110383347 A
(43) 申请公布日 2019.10.25
(30) 优先权数据
 62/443061 2017.01.06 US
(85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2019.09.05
(86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/EP2018/050089 2018.01.03
(87) PCT国际申请的公布数据
 W02018/127499 EN 2018.07.12
(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
 地址 荷兰艾恩德霍芬
(72) 发明人 L·G·扎戈尔谢夫 F·文策尔
 C·迈尔 M·贝格特尔特 H·胡
 J·米勒
(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
 72002
 专利代理师 孟杰雄

(51) Int.Cl.
 G06T 19/20 (2011.01)
 G06T 7/00 (2017.01)
(56) 对比文件
 US 2015289779 A1,2015.10.15
 US 2016335765 A1,2016.11.17
 US 5320102 A,1994.06.14
 US 2010220910 A1,2010.09.02
 US 2016166192 A1,2016.06.16
 US 2008170791 A1,2008.07.17
 CN 102844790 A,2012.12.26
 WO 2005025404 A2,2005.03.24
 US 2010215239 A1,2010.08.26
 WO 2015161363 A1,2015.10.29
 US 2016292847 A1,2016.10.06
 US 2007218084 A1,2007.09.20
 Kim Jaeil et al..3D shape analysis of
the brain's third ventricle using a
midplane encoded symmetric template
model.《Computer methods and programs in
biomedicine》.2016,51-62. (续)
 审查员 程顺超

权利要求书2页 说明书11页 附图9页

(54) 发明名称
 皮质畸形识别

(57) 摘要
 一种皮质畸形识别方法包括使用包括处理器和存储器的计算机的处理器来量化地评价来自对大脑皮质的磁共振成像(MRI)扫描的数字图像数据,以产生量化的扫描数据。所述方法还包括基于量化的扫描数据自动检测皮质畸形。可以基于量化的扫描数据对大脑皮质的图像进行颜色编码,使得皮质畸形以与图像中的大脑皮质的其余部分不同的颜色示出。额外地或备选地,可以将大脑皮质的三维表示映射到量化的扫描数据,以产生包括检测到的皮质畸形的大脑皮质的映射图像。



CN 110383347 B

[接上页]

(56) 对比文件

王音 等. 超声联合MRI诊断胎儿大脑皮层发

育异常的研究.《山东大学学报(医学版)》.2013,
57-61.

1. 一种皮质畸形识别方法,包括:

对大脑皮质执行磁共振成像(MRI)扫描;

根据所述磁共振成像扫描获得数字图像数据;

量化评价所述数字图像数据以产生量化的扫描数据,所述量化的扫描数据包括在所述磁共振成像扫描期间测量的信号强度的测量结果;

基于所述量化的扫描数据来自动地检测皮质畸形;

将所述大脑皮质的三维表示映射到所述量化的扫描数据,以产生所述大脑皮质的映射图像;

对大脑皮质的所述映射图像进行颜色编码,使得所述皮质畸形在所述映射图像中以与
所述大脑皮质的其余部分不同的颜色示出;以及

输出所述大脑皮质的颜色编码的映射图像。

2. 一种皮质畸形识别方法,包括:

使用包括处理器和存储器的计算机的所述处理器来量化评价来自对大脑皮质的磁共振成像(MRI)扫描的数字图像数据,以产生量化的扫描数据,所述量化的扫描数据包括在所述磁共振成像扫描期间测量的信号强度的测量结果;

基于所述量化的扫描数据来自动地检测皮质畸形;

将所述大脑皮质的三维表示映射到所述量化的扫描数据,以产生所述大脑皮质的映射图像;以及

基于所述量化的扫描数据对所述大脑皮质的所述映射图像进行颜色编码,使得所述皮质畸形在所述映射图像中以与所述大脑皮质的其余部分不同的颜色示出。

3. 如权利要求2所述的皮质畸形识别方法,还包括:

基于所述量化的扫描数据和所述颜色编码的图像来测量所述皮质畸形,以产生所述皮质畸形的测量结果。

4. 如权利要求2所述的皮质畸形识别方法,

其中,所述颜色编码包括基于所述量化的扫描数据对所述大脑皮质的所述映射图像的不同部分进行颜色编码;

将所述大脑皮质的不同颜色编码的部分与操作室中的所述大脑皮质的解剖结构进行配准;并且

所述映射图像被颜色编码,以在视觉上描绘要通过手术移除的所述皮质畸形的部分。

5. 如权利要求2所述的皮质畸形识别方法,

其中,在操作室中经由电子显示器显示所述大脑皮质的所述颜色编码的图像,在所述操作室中通过手术移除所述皮质畸形。

6. 如权利要求2所述的皮质畸形识别方法,还包括:

根据所述皮质畸形的所述量化评价来导出指数,以区分所述皮质畸形的疾病类型。

7. 如权利要求2所述的皮质畸形识别方法,还包括:

在所述磁共振成像扫描中自动执行可变形分割以在所述大脑皮质的三维表示中分割所述大脑皮质,而没有用户交互。

8. 如权利要求7所述的皮质畸形识别方法,还包括:

基于在所述磁共振成像扫描中使用所述可变形分割所获得的所述量化的扫描数据对

所述大脑皮质的组织进行分类。

9. 如权利要求7所述的皮质畸形识别方法,还包括:

生成内皮质表面和外皮质表面的表示作为所述大脑皮质的半球的三维三角形网格,其中,所述大脑皮质的内边界和外边界被表示为所述三维三角形网格的类似三角形表面。

10. 如权利要求2所述的皮质畸形识别方法,

其中,所述量化的扫描数据包括在所述磁共振成像扫描期间测量的信号强度的测量结果,

其中,所述信号强度能表示为基于所述数字图像数据的图像中的像素值。

11. 如权利要求10所述的皮质畸形识别方法,

其中,所述量化的扫描数据包括分别地垂直于所述大脑皮质的内皮质表面并从所述大脑皮质的内皮质表面指向内侧的信号的信号强度以及垂直于所述大脑皮质的外皮质表面并且从所述大脑皮质的外皮质表面指向外侧的信号的信号强度的平均值。

12. 如权利要求2所述的皮质畸形识别方法,还包括:

将所述量化的扫描数据映射到表示所述大脑皮质的内皮质表面和外皮质表面的三角形网格。

13. 如权利要求2所述的皮质畸形识别方法,还包括:

将由不同大脑皮质的内皮质表面和外皮质表面的三角形网格定义的相同参数空间中的来自所述不同大脑皮质的三维表面进行比较,以将所述不同大脑皮质的量化的扫描数据进行相关。

皮质畸形识别

背景技术

[0001] 大脑皮质是覆盖脑中白质束的最外层组织。大脑皮质在标准磁共振成像(MRI)扫描中具有深灰色外观。大脑皮质的相对薄的组织层是大脑中的主要信息处理中心。

[0002] 诸如泰勒局灶性皮质发育不良、结构发育不良和/或细胞结构发育不良的皮质畸形是大脑皮质的异常,其作为正常皮质形成过程的中断的结果而出现。人类大脑皮质逐渐形成其基本结构,这开始于神经元的增殖和分化,其然后逐渐迁移并自身定位于大脑皮质中。正常过程期间的异常导致神经元活动的破坏,并使人类的大脑皮质易患各种临床后果,其中最常见的是癫痫发作。

[0003] 图1A图示了“正常”大脑皮质100的标准MRI扫描。图1B图示了受局灶性皮质发育不良影响的“异常”大脑皮质110的标准MRI扫描。在图1A和1B中,大脑皮质100和110被示出有深灰色外观。在图1B中,由箭头识别的“模糊”区域是受局灶性皮质发育不良影响的异常大脑皮质110的区域,即是异常皮质形成(皮质畸形)111。

附图说明

[0004] 当结合附图阅读时,可以根据以下详细描述最好地理解范例实施例。要强调的是,各种特征不一定按比例绘制。实际上,为了清楚讨论,可以任意增加或减小尺寸。只要适用且实用,相似的附图标记指代相似的元件。

[0005] 图1a是“正常”大脑皮质的标准MRI扫描的视图。

[0006] 图1b是“异常”大脑皮质的标准MRI扫描的视图。

[0007] 图2是根据本公开的代表性实施例的用于皮质畸形识别的过程的视图。

[0008] 图3是根据本公开的代表性实施例的用于皮质畸形识别的MRI系统的视图。

[0009] 图4是根据本公开的代表性实施例的用于皮质畸形识别的分割的大脑皮质的二维图像的视图。

[0010] 图5是根据本公开的代表性实施例的用于皮质畸形识别的分割的大脑皮质的三维图像和若干二维图像的视图。

[0011] 图6是根据本公开的代表性实施例的具有用于皮质畸形识别的叠加网格的分割的大脑皮质的三维图像和若干二维图像的视图。

[0012] 图7A是将三维球面映射到平面矩形的说明性映射变换的视图。

[0013] 图7B是根据本公开的代表性实施例的量化的皮质畸形的颜色编码的二维(平面)表示的视图。

[0014] 图8是根据本公开的代表性实施例的包括用于皮质畸形识别的一组指令的示范性通用计算机系统的视图。

[0015] 图9是根据本公开的代表性实施例的用于皮质畸形识别的MRI系统的另一视图。

[0016] 图10是根据本公开的代表性实施例的用于皮质畸形识别的另一过程的视图。

具体实施方式

[0017] 在以下详细描述中,出于解释而非限制的目的,阐述了公开具体细节的代表性实施例,以便提供对根据本教导的实施例的透彻理解。可以省略对已知系统、设备、材料、操作方法和制造方法的描述,以避免模糊对代表性实施例的描述。尽管如此,在本领域普通技术人员知识范围内的系统、设备、材料和方法也在本教导的范围内,并且可以根据代表性实施例使用。所定义的术语是如在本教导的技术领域中通常理解和接受的所定义的术语的技术和科学含义的补充。

[0018] 将理解,尽管本文可以使用术语第一、第二、第三等来描述各种元件或部件,但是这些元件或部件不应受这些术语的限制。这些术语仅用于区分一个元件或部件与另一个元件或部件。因此,在不脱离本发明构思的教导的情况下,下面讨论的第一元件或部件可以被称为第二元件或部件。

[0019] 本文使用的术语仅用于描述特定实施例的目的,而不旨在是限制性的。如说明书和权利要求中所使用的,单数形式的术语“一”、“一个”和“所述”旨在包括单数和复数形式两者,除非上下文另有明确规定。此外,当在本说明书中使用时,术语“包括”和/或“包含”和/或类似术语指定陈述的特征、元件和/或部件的存在,但不排除一个或更多其他特征、元件、部件和/或其组的存在或添加。如本文所使用的,术语“和/或”包括相关联的所列项目中的一个或多个的任何和全部组合。

[0020] 除非另行指示,否则当元件或部件被认为“连接到”、“耦合到”或“邻近于”另一元件或部件时,将理解所述元件或部件可以直接连接或耦合到其他元件或部件,或者可以存在中间元件或部件。也就是说,这些和类似术语涵盖可以采用一个或多个中间元件或部件来连接两个元件或部件的情况。然而,当元件或部件被认为“直接连接”到另一元件或部件时,这仅涵盖两个元件或部件彼此连接而没有任何中间或中介元件或部件的情况。

[0021] 鉴于前述内容,因此本公开通过其各个方面、实施例和/或特定特征或子部件中的一个或多个旨在呈出如下具体指出的优点中的一个或多个。出于解释而非限制的目的,阐述了公开具体细节的范例实施例,以便提供对根据本教导的实施例的透彻理解。然而,与本公开一致的脱离本文公开的具体细节的其他实施例仍在权利要求的范围内。此外,可以省略对公知装置和方法的描述,以免模糊对范例实施例的描述。这样的方法和设备在本公开的范围内。

[0022] 图2是根据本公开的代表性实施例的用于皮质畸形识别的过程的视图。在图2中,当执行手术前磁共振成像扫描时,该过程开始于S210。当然,为皮质畸形识别执行的磁共振成像扫描不必是手术前的。而是,可以在不导致手术的过程中执行磁共振成像扫描。

[0023] 磁共振成像扫描使用磁体来对准和重新对准被成像的对象(例如人)中的水分子中的氢核(质子)。施加强磁场以对准和重新对准质子“自旋”。然后,射频(RF)线圈在发射阶段中选择性地递送B1场。在接收阶段中,氢原子返回到原始位置(即,选择性递送B1场之前的位置)并发出弱的射频信号,所述射频信号可以被拾取并用于产生图像。

[0024] 在S210处,跟随有组织分类的可变形分割可以用于在术前磁共振成像扫描中分割大脑皮质。扫描可以是高分辨率扫描。图4、图5和图6示出了大脑皮质(绿色)的分割的结果。大脑皮质的分割是快速的、全自动的,并且消除了所有用户交互。在获得大脑皮质后,内皮质边界和外皮质边界可以表示为三角形网格。为了使概念可视化,图6中图示了描绘大脑半

球的三维网格,如下所述。

[0025] 在图4中,示出了二维大脑皮质截面图像400。大脑皮质的二维大脑皮质截面图像400来自分割的T-1加权体积。在图4中,皮质以绿色示出。

[0026] T-1加权体积用于磁共振成像,并说明组织的T-1弛豫时间的差异。在通过射频脉冲将来自对准的外部场(B₀)的质子(自旋)放入横向平面中之后,当质子的63%的纵向磁化被恢复时反映了T-1弛豫时间。在T-1弛豫过程期间,质子重新定向,从而导致纵向磁化的恢复。使用称为T-1的时间常数测量T-1弛豫。T-1通常以毫秒为单位报告。T-1加权成像用于主要基于T-1值来区分大脑皮质的解剖结构。具有高脂肪含量(例如白质)的组织表现为很亮并且充满水的隔室表现为暗的。T-1加权用于本文描述的磁共振成像中。

[0027] 在图5中,对于来自分割的T-1加权体积的相同的三维大脑皮质500,一起示出了四幅单独的图像。在左侧图像中,分割被示出为包括在视觉上将三维大脑皮质与三个平面,即水平平面和两个垂直平面二等分。垂直分割平面包括从头部的一侧转到另一侧的一个横向第一平面,以及从头部的前部转到后部的第二平面。第二平面视觉地被提供在患者/对象的头部的侧之间的中间或大约中间,假设患者/对象的头部基本上是对称的。左侧图像中示出的分割结果是三维大脑皮质中的八(8)个独立部分。

[0028] 在图5中,右侧的三幅二维图像501、502、503是二维轴向截面图像501、二维冠状截面图像502和二维矢状截面图像503。所有三幅二维图像501、502、503都是到左侧三维图像中所示的三个二等分平面上的投影。

[0029] 在图6中,叠加的三维网格描绘了大脑半球600。大脑皮质的内边界和外边界被表示为类似的三角形表面。在S210处的扫描期间,可以测量内边界和外边界的对应的三角形表面之间的信号强度。特别地,信号强度值被测量为垂直于网格的内或外皮质表面,并且从内或外皮质表面指向内侧/外侧。

[0030] 在图6中,右侧的三幅二维图像601、602、603是二维轴向截面图像601、二维冠状截面图像602和二维矢状截面图像603。所有三幅二维图像601、602、603是左侧三维图像中所示的三个二等分平面。如下所述,用于图6中的图像的数据来自垂直于左侧三维图像中所示的网格的内皮质表面和外皮质表面的信号的测量。

[0031] 返回图2,在S220处,基于在S210处执行的MRI扫描获得数字图像数据和数字图像。如已经描述的,数字图像数据和数字图像反映来自在S210处经历扫描的患者/对象的信号。也就是说,S210处的MRI扫描可以导致在S220处生成大脑皮质的一幅或多幅图像,其与由大脑皮质的常规MRI扫描得到的图像相似或相同。

[0032] 在S230处,测量并量化评价图像数据。分别使用沿着由网格定义的轮廓(2-D中)或三角形(3-D中)法线的对应的位置处的信号强度的像素(2-D中)或体素(3-D中)值来测量图像数据。下面进一步解释三角形法线。继而,强度值(在像素或体素处)反映来自患者/对象的对应的射频信号。例如,在灰度图像中,多达256个不同的可能强度值可以由/以8位(即一个字节)指示。在使用灰度的范例中,像素或体素可以被指定为具有零(0)值的黑色,并且像素或体素可以被指定为值为二百五十五(255)的白色。可以使用不同于256个值的强度范围。

[0033] 在S230处的图像数据中的像素或体素值反映了从例如经历包括选择性递送的B1场的磁共振扫描的氢原子发出的射频信号的信号强度。当然,射频信号的信号强度不是数

字的,并且因此通常不包含到图像数据中反映的有限数量的像素或体素值。因此,信号强度可以被划分为预先确定或在磁共振成像扫描期间动态确定的范围。范围的数量可以等于潜在像素或体素值的数量。因此,本文描述的信号或图像数据的测量反映了由用于生成图像数据和数字图像的个体像素或体素表示的不同射频信号的个体信号强度的测量结果。

[0034] S230处的量化分析比反映信号强度的像素或体素值的测量更复杂。例如,S230处的量化分析可以涉及使用针对多个像素或体素值的测量读数的过程。作为范例,当像素被布置在线性行和列的网格中时,内部像素(即,不在网格的边缘处)可以被认为是由2-D中的八(8)个其他像素紧接地围绕的中心像素。八个其他像素将是每侧(即,左侧和右侧)、上方和下方以及对角到右上、右下、左上和左下的像素。在3D中,体素被二十六(26)个其他体素紧接地围绕。通常,通过添加一个更多的空间维度,可以将2-D中的任何表示或分析扩展到3-D。

[0035] 可以沿着如由表示内皮质边界和外皮质边界的网格定义的三角形法线执行S230中的3-D中的量化分析。沿着三角形法线的给定体素位置处的平均可以通过使用紧接围绕体素或预定义局部邻域中的体素来估计。因此,这样的平均是体素值的面积平均,所述体素值包括中心值和紧接围绕邻域的值。可以在皮质表面的特定距离内沿着三角形法线对所有体素执行平均过程。备选地,平均可以是体素值的平均值,所述体素值包括居于三角形法线的体素和来自围绕中心体素的预定义的空间模板(例如, $3 \times 3 \times 3$ 立方体或球体)的体素的值。

[0036] 此外,对于相同的像素,可以随时间获取信号值。来自磁性资源图像的像素值的时间系列可以示出皮质畸形的进展。类似地,在单个磁共振成像会话中(例如,在S210期间)在不同时间拍摄的若干图像中的单个像素或体素的值的平均可以示出针对每个对应像素的实际信号值的更好表示。

[0037] 因此可以检测皮质畸形并将其测量为磁共振图像中像素的平均强度值。可以对强度值执行除平均之外的分析,只要分析区分磁共振图像中示出的正常组织和异常组织。如本文所用,词语“强度”是指信号强度或信号力度。这反映在从磁共振成像系统输出的图像中所示的灰度对比中。在图像中,由于低信号强度,黑色可以被称为“低信号”,并且由于高信号强度,白色可以被称为“高信号”。

[0038] 在从磁共振成像系统输出的灰度图像中,异常组织表现为皮质周围的模糊,如图所示。这种模糊性在图1B中示出为异常皮质形成(皮质畸形)111。在S230处,测量该模糊性并将其与磁共振图像中的其他区域区分开。如本文所述,在S230处根据皮质畸形的量化评价导出的平均或其他类型的分析结果(例如,几何差异等)还可以实现疾病类型的准确的后处理区分,以及症状与结果的相关性。

[0039] 在S240处,基于S240的评价来检测皮质畸形。也就是说,来自大脑皮质的相似区域的射频信号的强度将是相似的,而来自大脑皮质的不同区域的射频信号的强度通常将是不同的。因此,来自皮质畸形区域的射频信号的平均强度值将与来自其他区域或正常健康对象中的相同区域的射频信号的平均强度值不同。在S240处,不相似性用于区分皮质畸形与大脑皮质的其余部分。此外,不相似性可以基于从强度值或其局部平均获得的任何其他形式的分析导数。

[0040] 对于具有皮质畸形的不同患者/对象,皮质畸形的区域的像素或体素值可以是相

似的。因此,来自磁共振图像的平均像素或体素值的绝对值可以可用于在S240执行检测。备选地,对于具有皮质畸形的不同患者/对象,皮质畸形的区域和其他区域的强度值之间的差异可以是相似的。因此,对于被成像的大脑皮质的不同区域,例如平均强度值的差异可以用于在S240检测皮质畸形。

[0041] 在实施例中,在S240执行检测的备选过程利用相对于正中矢状平面的脑对称性。鉴于皮质畸形的局灶性,这是可能的。异常区域的检测可以通过基于大脑的左侧和右侧之间的强度值或强度导数来识别平均或其他导出的量化指数的偏差来实现。可以使用的另一种类型的导数的范例是基于信号强度值的泰勒级数展开。

[0042] 在S250处,可以将S230处量化评价的图像数据映射到大脑皮质的三维网格。可以使用可变形分割来获得三维网格。图6中示出了三维网格,其描绘大脑半球。如前所述,在图6中,皮质的内边界和外边界被表示为类似的三角形表面。在2010年11月17日递交的ZAGORCHEV等人的美国专利申请US 13/514731和在2013年3月14日公布的ZAGORCHEV等人的美国专利申请公开US 2013-0066189中提供了使用可变形分割来获得三维网格的范例,其中每个通过引用将其整体并入本文。

[0043] 在S250处,将量化的图像数据(即,来自S230)映射到在S210处或之后获得的大脑皮质的三维网格。也就是说,量化的图像数据的每个体素的值被映射到在S210的扫描中获得的大脑皮质的三维网格的内边界和外边界中的三角形。图6中的三维网格用作空间模板以定义沿网格三角形法线的信号强度的测量结果,因此在某种意义上,从S230处的量化评价产生的数据是将一个或多个新的(分析结果)值添加到原始成像数据。强度值是垂直于网格的内皮质表面或外皮质表面并且从网格的内皮质表面或外皮质表面指向内侧/外侧来测量的。一旦基于图像数据执行分析,将得到的分析值或计算的测量结果映射到并绘制在表示内皮质和/或外皮质的三角形网格,以准确定位畸形。

[0044] 在S260处,基于S230处的评价和/或S240处的检测对量化的图像数据进行颜色编码。颜色编码可以使用单个预定颜色来识别检测到的皮质畸形,并使用视觉上对比的颜色来识别围绕皮质畸形的区/区域。例如,检测到的皮质畸形可以以粉红色或红色示出,并且围绕区/区域可以以蓝色或灰色示出。S260处的着色通过识别具有来自S240的量化的结果的三维网格的区域来执行,所述量化的结果处于反映皮质畸形的预期范围内。例如,在256个潜在强度值的实例中,30-45的范围内的平均值可以反映皮质畸形,并且范围之外的值可以反映正常皮质形成。任何范围可以预先确定,或者可以使用识别具有从围绕区域/区的信号强度发散的信号强度的区域/区的算法来动态地识别。

[0045] 在S270处,颜色编码的图像被呈现、输出和/或显示,例如,作为手术工具。可以使用打印机或电子屏幕输出颜色编码的图像。电子屏幕甚至可以是手术导航系统的屏幕,其帮助外科医师导航患者/对象的解剖结构,或相对于手术仪器导航患者/对象的解剖结构。在手术导航系统中,可以相对于畸形在三维空间中跟踪仪器。在S299处,使用颜色编码的图像作为参考执行手术。

[0046] 与量化的图像数据匹配的三维表面可以用于比较不同患者的相同参数空间。相同的参数空间可以由内和/或外大脑皮质的三角形网格定义。此外,量化分析的不同特性可以用于描述检测到的病理学的各种性质。例如,可以使用量化分析来描述不同患者的三维表面的标准偏差、沿着法线的长度、轮廓形状和其他性质。

[0047] 在上述图2的过程中,在S260处的颜色编码之前执行S250处的映射。然而,可以在颜色编码之后执行映射。此外,可以颠倒该过程,使得代替于将二维值映射到三维网格,将三维网格映射到二维值。也就是说,在实施例,具有颜色编码的畸形的皮质表面可以在球坐标中参数化并且映射到平面矩形以便于查看。三维网格到二维表面的映射是直截了当的,并且类似于如图7A中那样将球体映射到图,但是产生二维图,例如说明图7B中的概念的范例。也就是说,图7A是用于将三维球面映射到平面矩形的说明性映射变换的视图,图7b是根据本公开的代表性实施例的量化的皮质畸形的颜色编码的二维(平面)表示的视图。

[0048] 在图2中,可以基于手术前磁共振成像扫描自动执行过程中的若干。例如,S220、S230、S240、S250、S260和S270可以使用例如计算机和根据由处理器执行的计算机软件运行的计算机算法自动执行。S220、S230、S240、S250、S260和S270处的操作可以作为组,个体地或以一个或多个但是少于所有操作的组自动执行。因此,图2中所示的过程提供皮质畸形的自动检测,皮质畸形的量化评价、以及皮质畸形的颜色编码的表示,例如经由形状的函数。

[0049] 另外,图2中的S220、S230、S240、S250和S260处的过程可以由在S210执行手术前扫描的相同磁共振成像系统执行。备选地,图2中S220、S230、S240、S250和S260处的过程可以由直接、间接连接(通过网络)到在S210处执行手术前扫描的磁共振成像系统或根本不连接到其的一个或多个不同计算机执行。可以通过修改现有的磁共振产品和成像硬件来执行本文描述的过程。此外,作为图2中所示的过程的输出的结果,可以执行额外的研究,例如通过使用描述区分的皮质畸形的皮质描述符作为病理学的成像“生物标记”。

[0050] 图3是根据本公开的代表性实施例的用于皮质畸形识别的MRI系统的视图。在图3中,磁体壳体305被指定为具有阴影图案作为磁共振成像系统300的外部结构。体线圈壳体306紧接在磁体壳体305的内部。场梯度线圈壳体310紧接在磁体壳体306的内部。射频(RF)线圈壳体307紧接在场梯度线圈壳体310的内部。控制壳体320被提供在磁体壳体305上,以容纳例如外部电路,例如收发器。

[0051] 在图3中,射频线圈325是放置于在S205处经受磁共振成像扫描的患者/对象身体上的体线圈。射频信号从磁共振成像系统300发射以激发氢原子,并且氢原子发出弱射频信号。来自氢原子的射频信号是具有在由磁共振成像系统300产生的图像中反映的强度的信号。

[0052] 在图3中,磁共振成像系统300包括的两台计算机包括重建器计算机390和主计算机380。主计算机380与磁共振成像系统300的操作者交互以控制磁共振成像系统300并收集图像。重建器计算机390是“后台”计算机,其充当数据流的网守。重建器计算机390不与操作者交互。尽管未在图3中示出,但是数据也可以离线取得,使得可以使用能够是磁共振成像系统300的制造商专有的软件在例如台式计算机上执行分析。图8示出了可以部分或全部用于实施重建器计算机390和主计算机380的通用计算机系统,以及执行本文描述的方法的部分或全部的任何其他计算机或计算设备。

[0053] 图8是根据本公开的代表性实施例的示范性通用计算机系统的视图,所述示范性通用计算机系统包括用于皮质畸形识别的一组指令。图8是一般计算机系统的说明性实施例,其上可以实施皮质畸形识别方法,并且其被示出并被指定为800。计算机系统800可以包括一组指令,其可以被执行以使计算机系统800执行本文公开的任何一种或多种方法或基于计算机的功能。计算机系统800可以作为独立设备操作,或者可以例如使用网络801连接

到其他计算机系统或外围设备。

[0054] 在联网部署中,计算机系统800可以在服务器-客户端用户网络环境中以服务器的容量或作为客户端用户计算机操作,或者作为对等(或者分布式)网络环境中的对等计算机系统操作。计算机系统800还可以实施为各种设备或并入各种设备中,例如固定计算机、移动计算机、个人计算机(PC)、膝上型计算机、平板计算机、无线智能电话、通信设备、控制系统、web工具、重建器计算机、主计算机或能够执行指定要由该机器采取的动作的一组指令(顺序或以其他方式)的任何其他机器。计算机系统800可以并入为特定设备或者在特定设备中,所述特定设备继而在包括额外的设备的集成系统中。在特定实施例,计算机系统800可以使用提供视频和/或数据通信的电子设备来实施。此外,尽管图示了单个计算机系统800,但术语“系统”还应被采取为包括个体或联合执行一组或多组指令以执行一个或多个计算机功能的系统或子系统的任何集合。

[0055] 如图8图示的,计算机系统800包括处理器810。用于计算机系统800的处理器是有形的和非瞬态的。如本文所使用的,术语“非瞬态”不应被解释为状态的永恒特性,而是被解释为将持续一段时间的状态的特性。术语“非瞬态”明确地否定了稍纵即逝的特性,例如特定载波或信号的特性或在任何时间仅在任何地方瞬态存在的其他形式。处理器是制品和/或机器部件。用于计算机系统800的处理器被配置为执行软件指令以便执行如本文的各种实施例中描述的功能。用于计算机系统800的处理器可以是通用处理器,或者可以是专用集成电路(ASIC)的一部分。用于计算机系统800的处理器还可以是微处理器、微计算机、处理器芯片、控制器、微控制器、数字信号处理器(DSP)、状态机或可编程逻辑器件。用于计算机系统800的处理器也可以是逻辑电路,包括诸如现场可编程门阵列(FPGA)的可编程门阵列(PGA),或包括离散门和/或晶体管逻辑的另一类型的电路。用于计算机系统800的处理器可以是中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)或两者。此外,本文描述的任何处理器可包括多个处理器、并行处理器或两者。多个处理器可以包括在单个设备或多个设备中,或者耦合到单个设备或多个设备。

[0056] 此外,计算机系统800包括主存储器820和静态存储器830,其可以经由总线808彼此通信。本文描述的存储器是可以存储数据和可执行指令的有形存储介质,并且在指令存储在其中的时间期间是非瞬态的。如本文所使用的,术语“非瞬态”不应被解释为状态的永恒特性,而是被解释为将持续一段时间的状态的特性。术语“非瞬态”明确地否定了稍纵即逝的特性,例如特定载波或信号的特性或在任何时间仅在任何地方瞬态存在的其他形式。本文描述的存储器是制品和/或机器部件。本文描述的存储器是计算机可读介质,计算机可以从其读取数据和可执行指令。本文描述的存储器可以是随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、闪存、电可编程只读存储器(EPROM)、电可擦可编程只读存储器(EEPROM)、寄存器、硬盘、可移动磁盘、磁带、光盘只读存储器(CD-ROM)、数字通用磁盘(DVD)、软盘、蓝光光盘或本领域已知的任何其他形式的存储介质。存储器可以是易失性的或非易失性的、安全的和/或加密的、不安全的和/或未加密的。

[0057] 如图所示,计算机系统800还可以包括视频显示单元850,例如液晶显示器(LCD)、有机发光二极管(OLED)、平板显示器、固态显示器或阴极射线管(CRT)。此外,计算机系统800可以包括输入设备860,诸如键盘/虚拟键盘或触敏输入屏幕或具有语音识别的语音输入,以及光标控制设备870,诸如鼠标或触敏输入屏幕或垫。计算机系统800还可以包括磁盘

驱动器单元880、信号生成设备890、例如扬声器或遥控器,以及网络接口设备840。

[0058] 在特定实施例中,如图8中所描绘的,磁盘驱动单元880可以包括计算机可读介质882,其中,可以嵌入一组或多组指令884,例如,软件。可以从计算机可读介质882读取指令组884。此外,指令884在由处理器执行时可以用于执行如本文所描述的方法和过程中的一个或多个。在特定实施例中,指令884可在由计算机系统800执行期间完全或至少部分地驻留在主存储器820、静态存储器830和/或处理器810内。

[0059] 在备选实施例中,可以构造专用硬件实施方式,诸如专用集成电路(ASIC)、可编程逻辑阵列和其他硬件组件,以实施本文描述的方法中的一个或多个。本文描述的一个或多个实施例可以使用两个或更多个特定互连硬件模块或设备利用可以在模块之间和通过模块通信的相关控制 and 数据信号来实施功能。因此,本公开涵盖软件、固件和硬件实施方式。本申请中的任何内容都不应被解释为仅仅利用软件而不利用诸如有形非瞬态处理器和/或存储器的硬件实施或可实施。

[0060] 根据本公开的各种实施例,可以使用执行软件程序的硬件计算机系统来实施本文描述的方法。此外,在示范性的非限制性实施例中,实施方式可以包括分布式处理、部件/对象分布式处理和并行处理。可以构造虚拟计算机系统处理以实施如本文描述的方法或功能中的一个或多个,并且本文描述的处理器可以用于支持虚拟处理环境。

[0061] 本公开预期一种计算机可读介质882,其包括指令884或响应于传播的信号而接收和执行指令884;使得连接到网络801的设备可以通过网络801传递语音、视频或数据。此外,可以经由网络接口设备840通过网络801发送或接收指令884。

[0062] 值得注意的是,在磁共振成像系统300(或下面描述的900)的紧接附近处或周围的计算机可以与典型的计算机不同,以确保其不干扰磁共振成像系统300或900的操作。例如,可以修改计算机系统800以确保其不发射磁或射频发射或发射可忽略不计的磁或射频发射。

[0063] 图9是根据本公开的代表性实施例的用于皮质畸形识别的MRI系统的另一视图。在图9中,磁共振成像系统900的俯视图示出了穿过磁共振成像系统900的核心905的工作台910。磁共振成像系统900顶部的控制壳体920可以初始生成基于来自患者/对象的接收到的射频信号的信号强度的灰度图像。

[0064] 在图9中,重建器计算机990被示出为与磁共振成像系统900的主要部分分开。然而,重建器计算机990可以是内置的、从视野隐藏,远程连接或以其他方式配置的,只要重建器计算机990可以不旨在与磁共振成像系统900的操作者交互。另一方面,主计算机980与磁共振成像系统900的操作者交互,例如通过接收用于传输序列的指令或者通过接收要成像的患者/对象的数据。

[0065] 图10是根据本公开的代表性实施例的用于皮质畸形识别的另一过程的视图。在S1010处,存在皮质畸形。在S1020处,在磁共振成像扫描期间通过来自患者/对象的射频信号返回磁共振成像信号。在S1025处,测量返回的射频信号。在S1030处,将从测量结果获得的磁共振成像信号数据变换为图像数据以产生灰度图像。在S1040处,图像数据被量化评价并用于检测皮质畸形。在S1050处,将图像数据映射到也从磁共振成像扫描获得的大脑皮质的三维网格。在S1060处,映射到三维网格的图像数据被着色。在S1099处,执行手术以移除皮质畸形。

[0066] 图10的过程示出了在皮质畸形识别中或使用皮质畸形识别发生的各种变换。例如,在S1099处移除存在于S1010处的皮质畸形。在S1030,将在S1010处返回的射频信号变换为图像数据。此外,在图像数据中检测到的皮质畸形被映射在三维网格上并且参数化并且在S1050处还映射在二维平面上,并且在S1060处着色。

[0067] 图10示出了可以使用本文描述的完整教导发生的各种变换。然而,这些教导的子集可以个体组合以仍然产生新的和有用的结果。例如,量化评价/分析和自动检测单独产生皮质畸形的有用识别。这样一来,将这样的结果应用于三维网格以及从评价/分析产生的二维图像数据的颜色编码两者均可以个体地分别考虑本文描述的概念的新的和有用的应用。

[0068] 因此,皮质畸形识别使得能够适当识别能够经由患者/对象中的皮质畸形出现的各种先天性病症。来自磁共振成像系统的信号强度的测量结果可以从产生灰度图像扩展到分析要解决的潜在异常。

[0069] 只要存在若干类型的皮质畸形并且结果是癫痫,本文描述的皮质畸形识别将帮助诊断和治疗各种癫痫引起的疾病。如本文描述的皮质畸形的准确定位和描绘将使患者/对象结果与手术切除的成功密切相关,即通过移除所有异常癫痫脑组织并留下正常的脑组织。

[0070] 作为辅助工具的颜色编码允许医学专业人员将示出皮质畸形的颜色编码的图像(物理或电子)与患者的实际解剖结构进行匹配。由于患者/对象自身的实际解剖结构不提供在视觉上识别皮质畸形的简单方法,因此可以使用本文描述的皮质畸形识别可测量地改进操作室中手术的成功。方法可以在患者的术前磁共振成像扫描中识别皮质畸形,并且所得到的颜色编码的二维图像可以在介入期间与患者的解剖结构配准以用于手术引导和最佳组织切除。此外,颜色编码可以被包括并提供在患者的报告中,作为其病症和受影响的大脑位置的直观说明。

[0071] 尽管已经参考若干示范性实施例描述了皮质畸形识别,但应理解,已经使用的词语是描述和说明的词语,而不是限制性的词语。可以在所附权利要求的范围内进行改变,如目前陈述的和如修改的,而不脱离在其方面中的皮质畸形识别的范围和精神。

[0072] 尽管已经参考特定手段、材料和实施例描述了皮质畸形识别,但是皮质畸形识别并不旨在限于所公开的细节;相反,皮质畸形识别扩展到所有功能上等价的、方法和用途,例如在所附权利要求的范围内的。

[0073] 本文描述的实施例的图示旨在提供对各种实施例的结构的一般理解。这些图示不旨在用作本文描述的本公开的元件和特征的完整描述。在阅读本公开后,许多其他实施例对于本领域技术人员而言是显而易见的。其他实施例可以被利用并从本公开中导出,使得可以在不脱离本公开的范围的情况下进行结构和逻辑替换和改变。此外,图示仅仅是代表性的,并且可能未按比例绘制。图示中的某些比例可能被夸大,而其他比例可能被最小化。因此,本公开和附图应被视为说明性的而非限制性的。

[0074] 本文仅仅出于方便通过术语“发明”个体地和/或共同地在本文中提及本公开的一个或多个实施例,而不旨在将本申请的范围自愿地限制于任何特定发明或发明构思。此外,尽管本文已说明和描述了特定实施例,但应意识到,经设计以实现相同或类似目的的任何后续布置可替代所示的特定实施例。本公开旨在覆盖各种实施例的任何和所有后续修改或变化。在查看本说明书之后,上述实施例以及本文未具体描述的其他实施例的组合对于本

领域技术人员而言将是显而易见的。

[0075] 根据本公开的方面,皮质畸形识别方法包括执行大脑的磁共振成像(MRI)扫描。所述方法包括从磁共振成像扫描获得数字图像数据。所述方法还包括量化评价数字图像数据以产生量化的扫描数据,并基于量化的扫描数据自动检测皮质畸形。量化的扫描数据被映射到大脑皮质的三维网格表示。所述方法还包括对大脑皮质的三维网格表示进行颜色编码,使得皮质畸形被识别并在网格上以与健康大脑皮质的其余部分不同的颜色示出。大脑皮质的颜色编码的映射图像例如通过打印机或通过数字电子屏输出。

[0076] 根据本公开的另一方面,皮质畸形识别方法包括使用包括处理器和存储器的计算机的处理器来量化地评价来自对大脑皮质的磁共振成像(MRI)扫描的数字图像数据以产生量化的扫描数据。所述方法还包括基于量化的扫描数据自动检测皮质畸形。基于量化的扫描数据,对大脑皮质的图像进行颜色编码,使得皮质畸形以与图像中的大脑皮质的其余部分不同的颜色示出。

[0077] 根据本公开的又一方面,所述方法还包括基于量化的扫描数据和颜色编码的图像测量皮质畸形,以产生皮质畸形的测量结果。

[0078] 根据本公开的又一方面,所述方法还包括基于量化的扫描数据和测量结果自动诊断多个先天性病症中的一个。

[0079] 根据本公开的另一方面,颜色编码包括基于量化的扫描数据对大脑皮质的图像的不同部分进行颜色编码。将大脑皮质的不同颜色编码的部分与操作室中的大脑皮质的解剖结构配准。所述图像被颜色编码以在视觉上描绘要通过手术移除的皮质畸形的部分。

[0080] 根据本公开的又一方面,诊断的先天性病症是皮质畸形。皮质畸形能够是泰勒局灶性皮质发育不良、结构发育不良和/或细胞结构发育不良之一。

[0081] 根据本公开的又一方面,在通过手术中移除皮质畸形的操作室中经由电子显示器显示大脑皮质的颜色编码的图像。

[0082] 根据本公开的另一方面,所述方法还包括根据皮质畸形的量化评价导出指数以区分皮质畸形的疾病类型。

[0083] 根据本公开的又一方面,所述方法还包括在磁共振成像扫描中自动执行可变形分割以在大脑皮质的三维表示中分割大脑皮质而没有用户交互。

[0084] 根据本公开的又一方面,所述方法还包括基于在磁共振成像扫描中使用可变形分割获得的量化的扫描数据对大脑皮质的组织进行分类。

[0085] 根据本公开的另一方面,所述方法还包括产生内皮质表面和外皮质表面的表示,作为大脑皮质的半球的三维三角形网格。大脑皮质的内边界和外边界被表示为三维三角形网格的类似三角形表面。

[0086] 根据本公开的又一方面,量化的扫描数据包括在磁共振成像扫描期间测量的信号强度的测量结果。信号强度可表示为基于数字图像数据的图像中的像素值。

[0087] 根据本公开的又一方面,量化的扫描数据包括分别垂直于大脑皮质的内皮质表面并且从大脑皮质的内皮质表面指向内侧和从大脑皮质的外皮质表面指向外侧的信号的平均值。

[0088] 根据本公开的另一方面,所述方法还包括将量化的扫描数据映射到表示大脑皮质的内皮质表面和外皮质表面的三角形网格。

[0089] 根据本公开的又一方面,所述方法还包括比较由不同大脑皮质的内皮质表面和外皮质表面的三角形网格限定的相同参数空间中的来自不同大脑皮质的三维表面,以将不同大脑皮质的量化的扫描数据进行相关。

[0090] 根据本公开的又一方面,通过识别大脑皮质的左侧和右侧之间的量化的扫描数据的偏差来检测皮质畸形。

[0091] 根据本公开的另一方面,皮质畸形识别方法包括使用包括处理器和存储器的计算机的处理器来量化地评价来自对大脑皮质的磁共振成像(MRI)扫描的数字图像数据以产生量化的扫描数据。所述方法还包括基于量化的扫描数据自动检测皮质畸形。所述方法还包括将大脑皮质的三维表示映射到量化的扫描数据,以产生包括检测到的皮质畸形的大脑皮质的映射图像。

[0092] 本公开的摘要被提供为符合37C.F.R. §1.72(b) 并且被提交有以下理解,即其不会用于解释或限制权利要求的范围或含义。此外,在前面的具体实施方式中,各种特征可以组合在一起或在单个实施例中描述,以用于简单化本公开的目的。本公开内容不应被解释为反映所要求保护的实施例需要比每个权利要求中明确记载的更多特征的意图。而是,如以下权利要求所反映的,发明主题可以涉及少于任何所公开实施例的所有特征。因此,以下权利要求被并入具体实施方式中,每个权利要求自身作为定义单独要求保护的主体。

[0093] 所公开的实施例的先前描述被提供为使本领域的技术人员能够实践本公开中所描述的概念。这样一来,以上公开的主题要被认为说明性的而非限制性的,并且权利要求旨在覆盖落入本公开的真实精神和范围内的所有这样的修改、增强和其他实施例。因此,在法律允许的最大范围内,本公开的范围要由权利要求及其等价方案的最宽泛的可允许解释来确定,并且不应受前述详细描述的限制。

俯视图

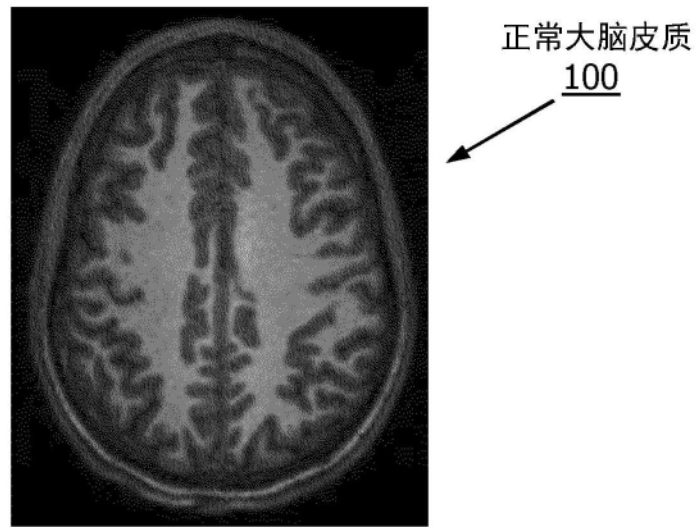


图1A

前视图

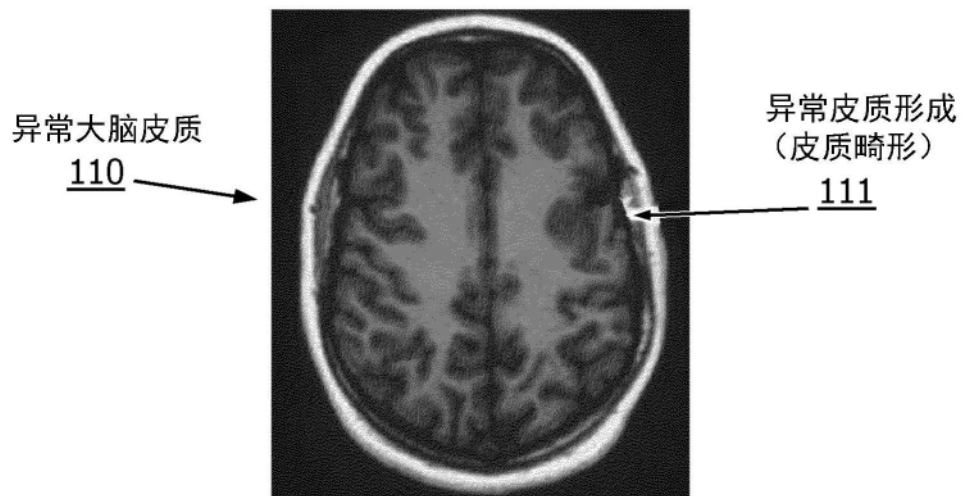


图1B

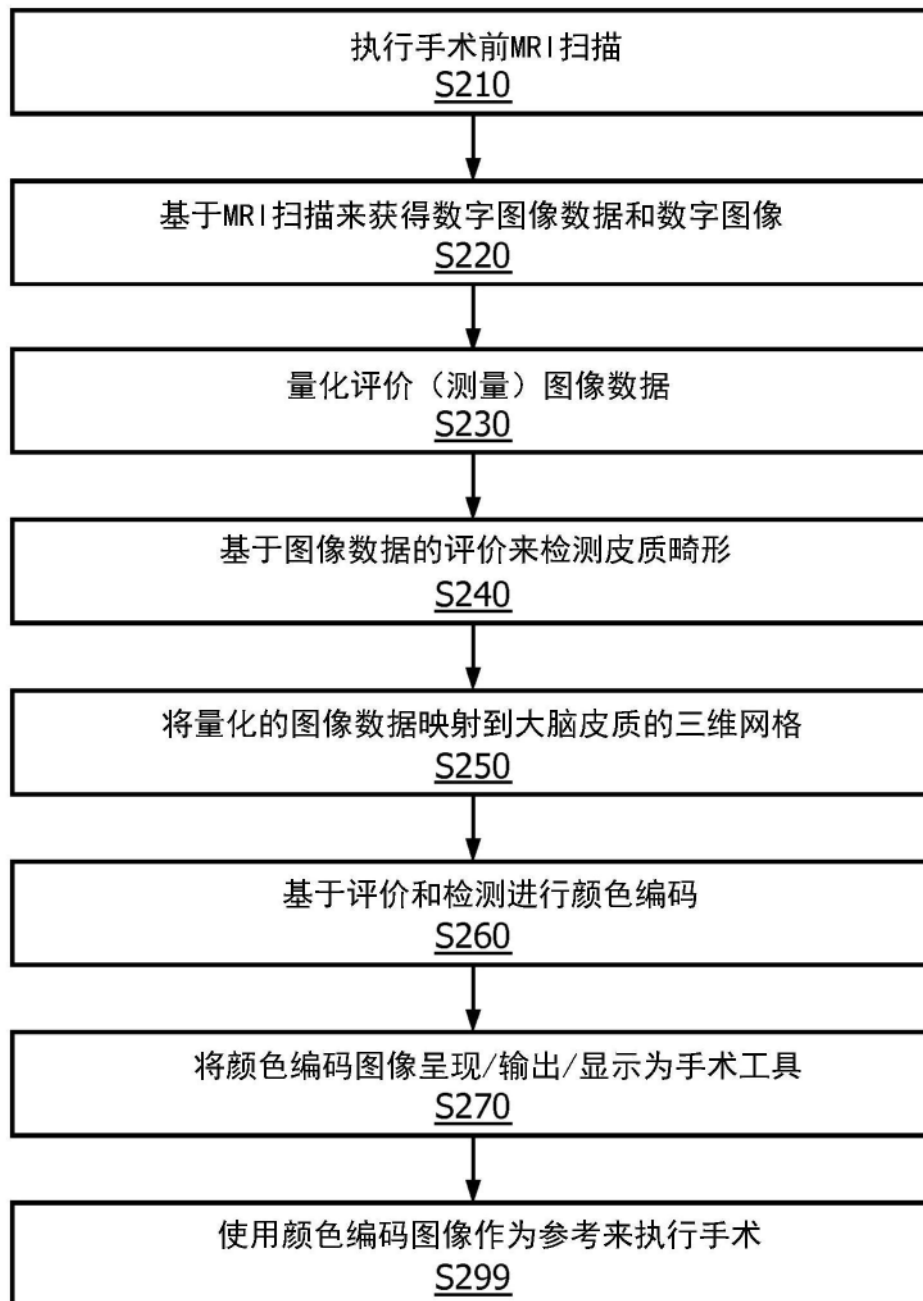
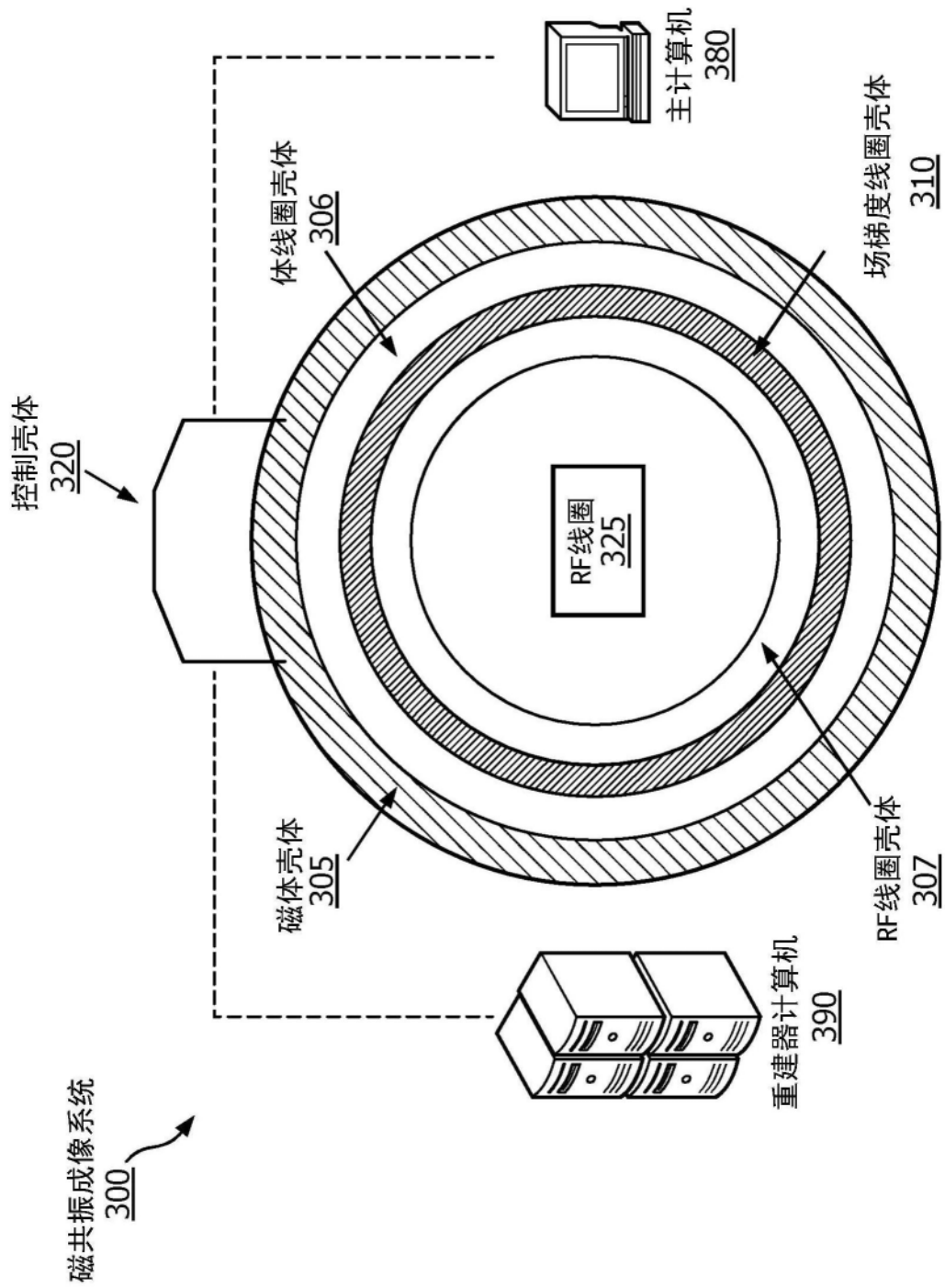


图2



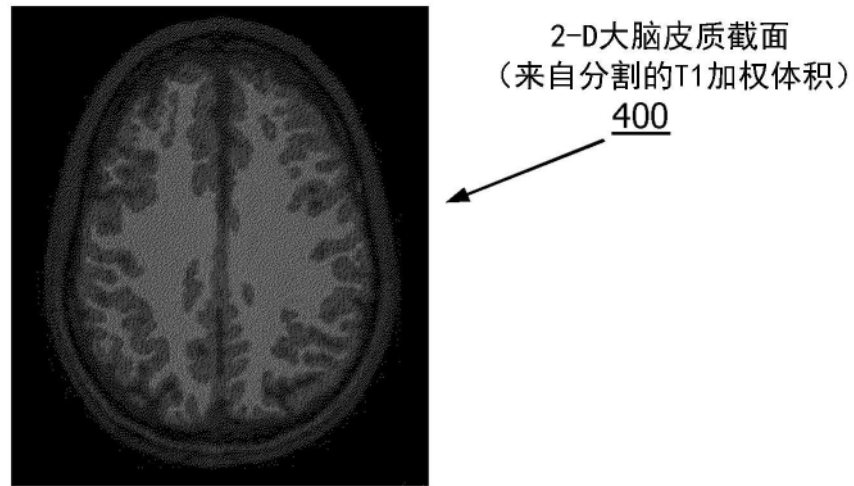


图4

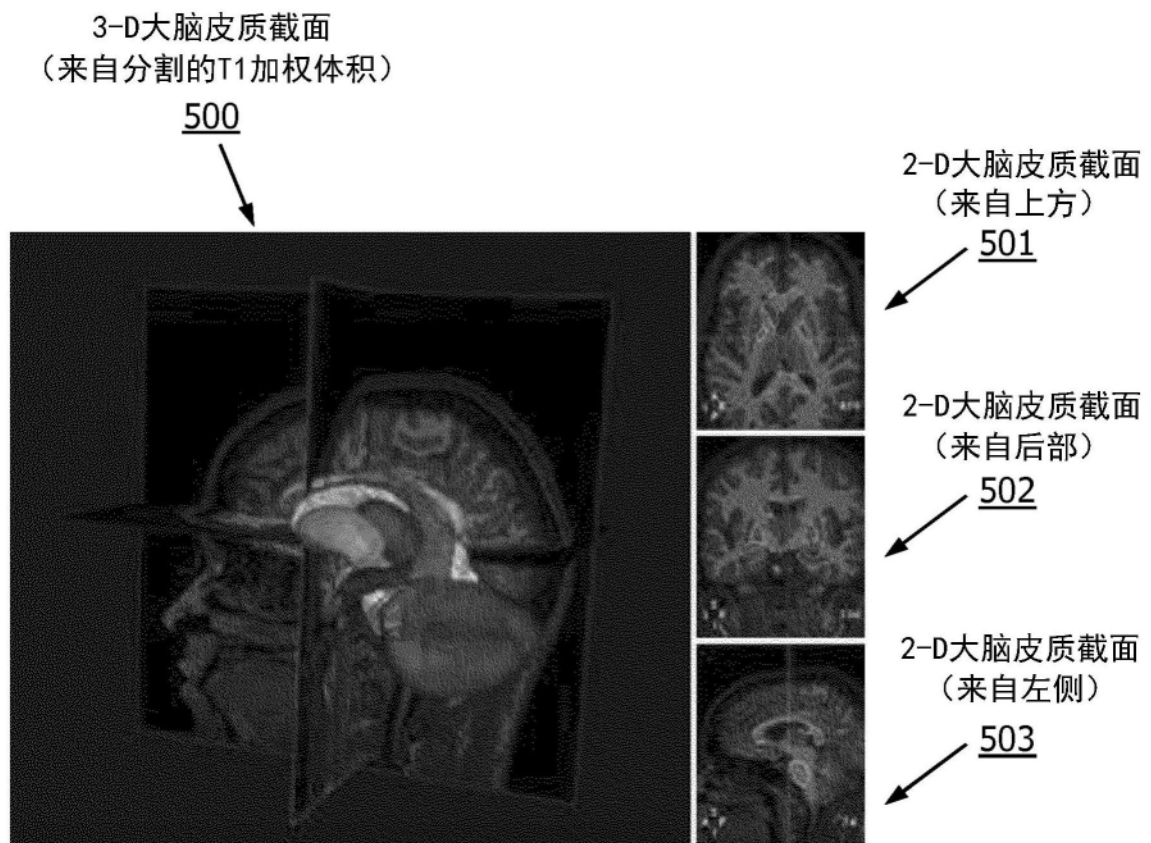


图5

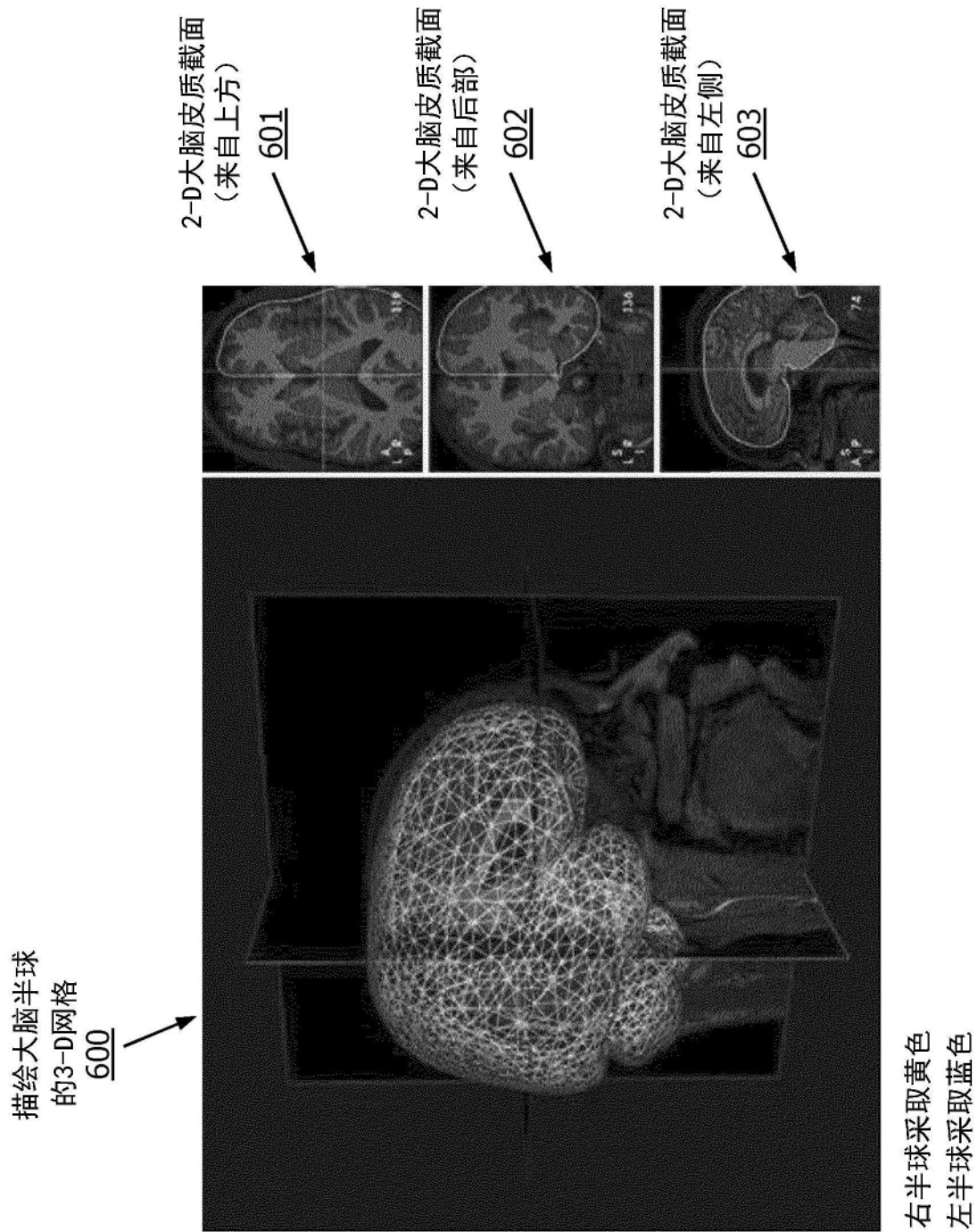


图6

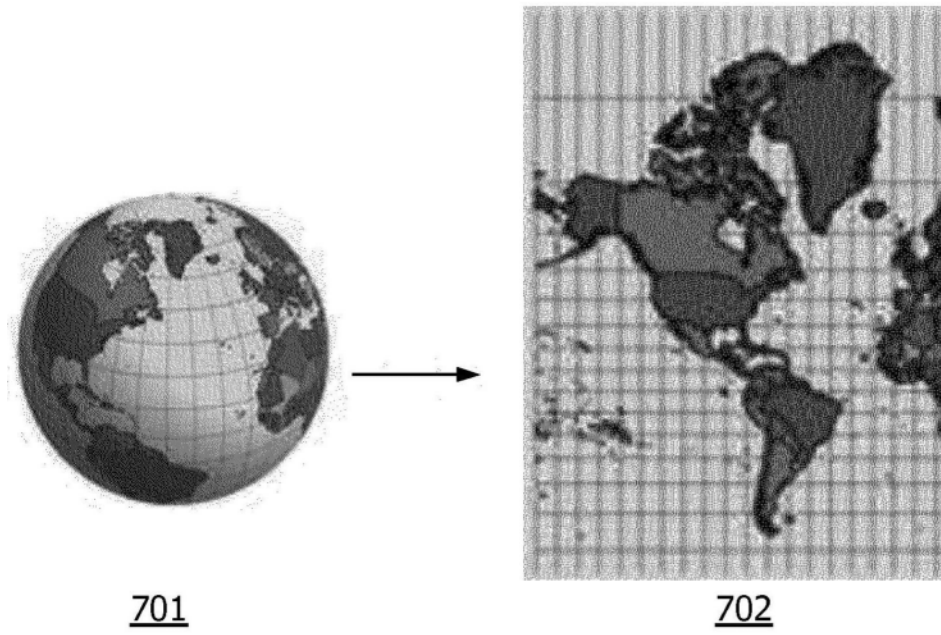


图7A

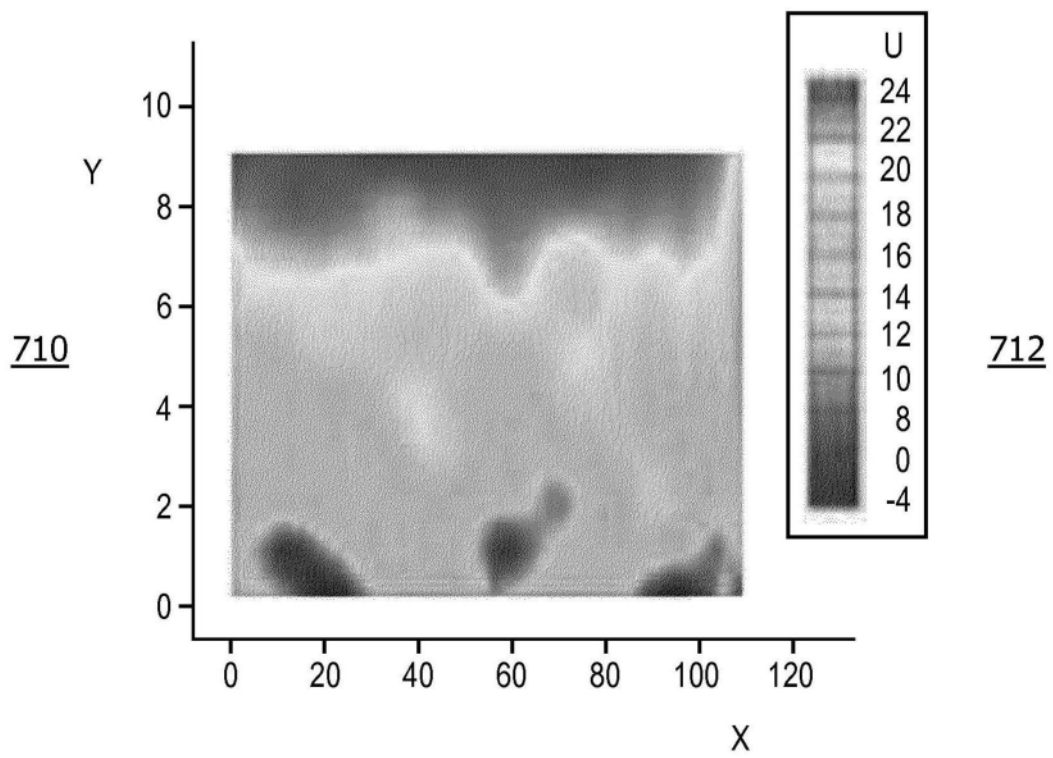


图7B

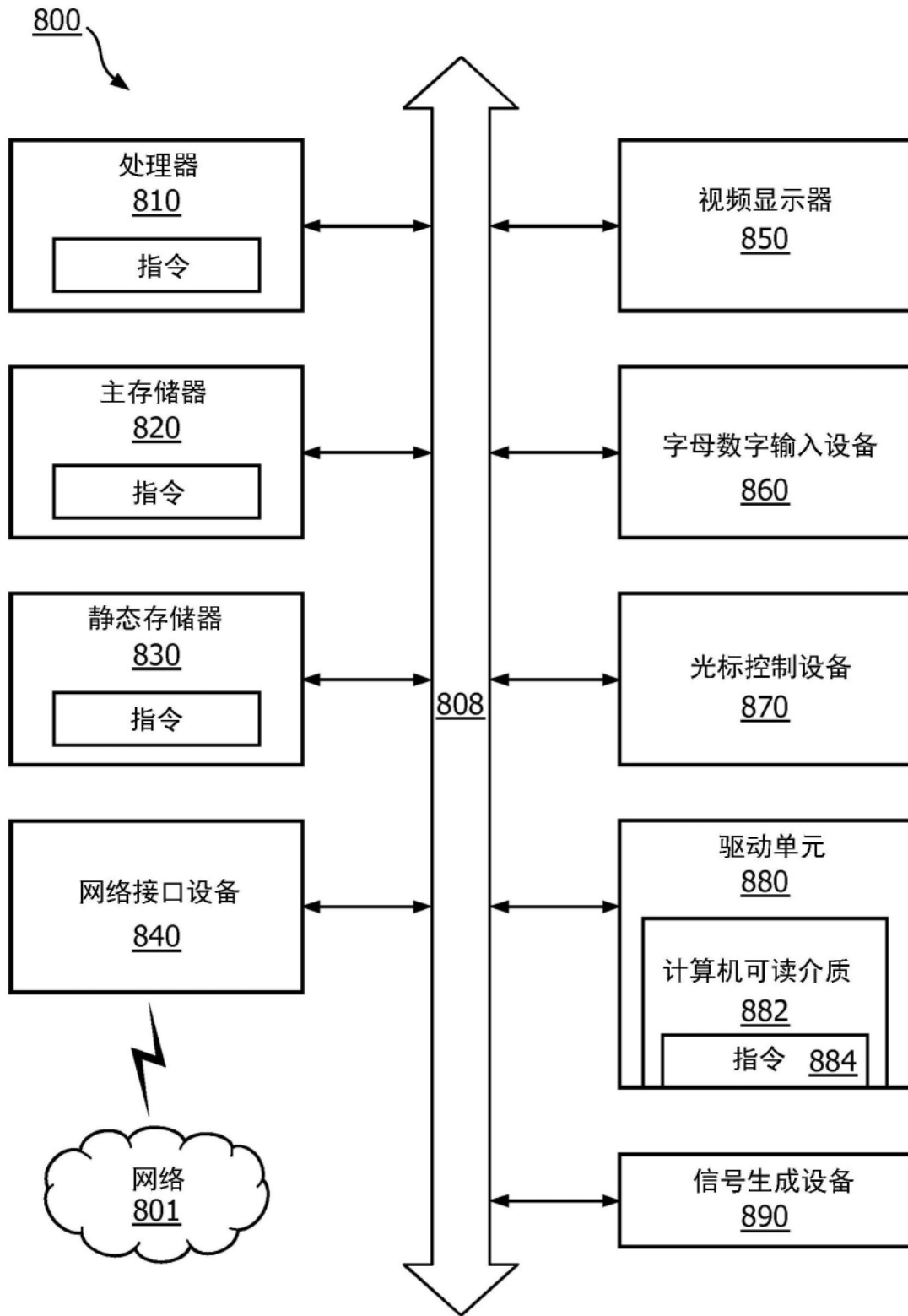


图8

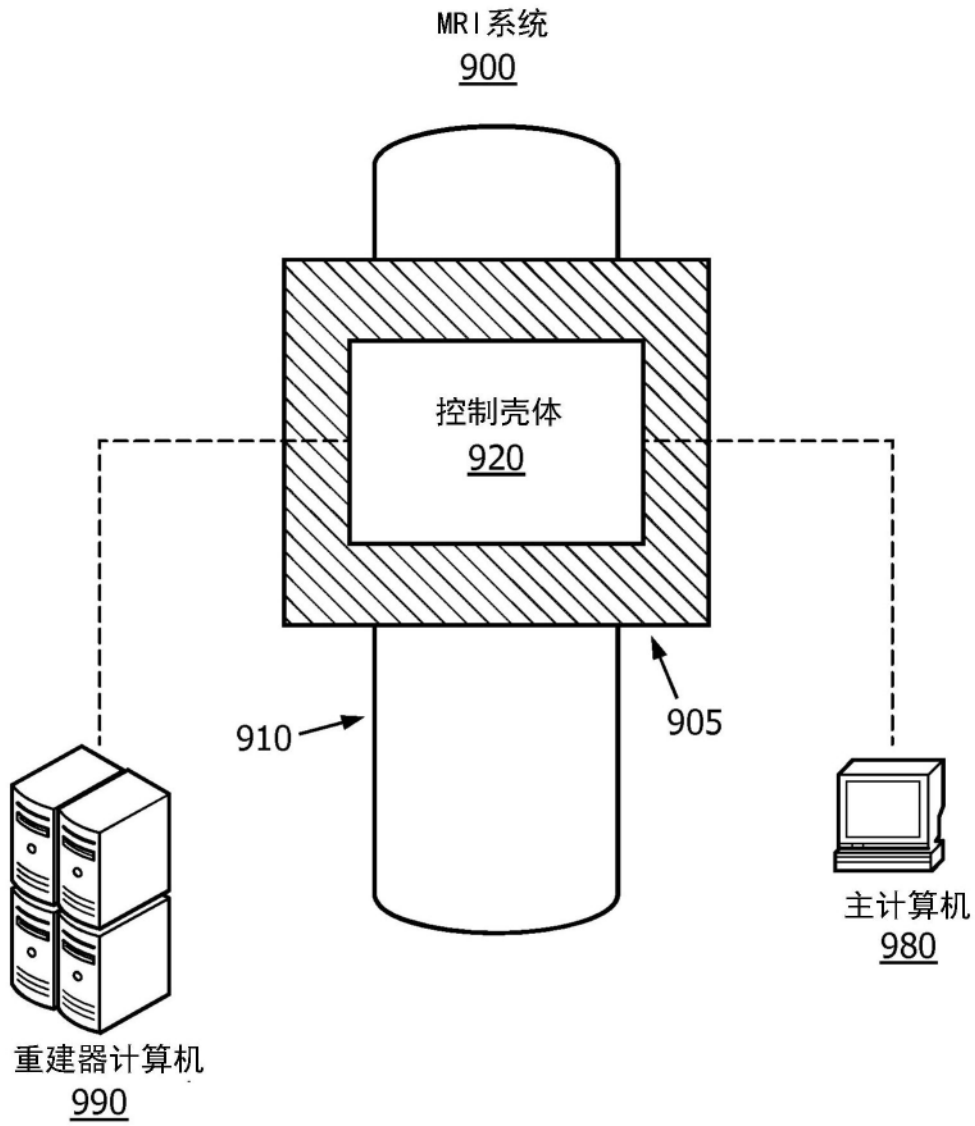


图9

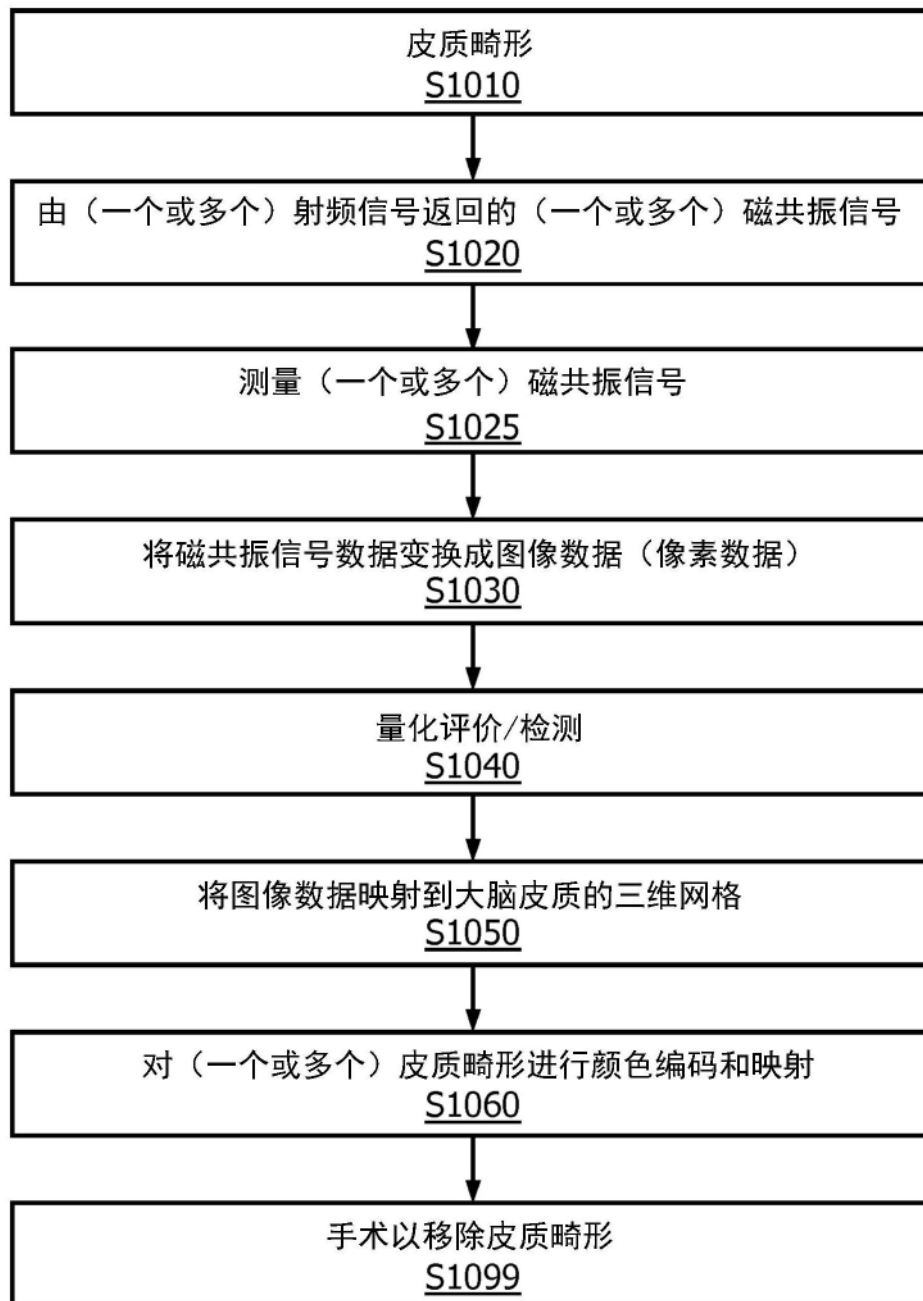


图10