



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109983474 A

(43)申请公布日 2019.07.05

(21)申请号 201780071307.2

乔纳森·M·罗思伯格

(22)申请日 2017.11.21

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

(30)优先权数据

公司 11227

62/425,569 2016.11.22 US

代理人 唐京桥 杨林森

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2019.05.17

G06K 9/62(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

G06T 7/00(2017.01)

PCT/US2017/062763 2017.11.21

A61B 5/00(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

A61B 5/055(2006.01)

W02018/098141 EN 2018.05.31

G01R 33/38(2006.01)

G01R 33/44(2006.01)

G01R 33/56(2006.01)

(71)申请人 海珀菲纳研究股份有限公司

地址 美国康涅狄格州

(72)发明人 格雷戈里·L·哈尔瓦特

泰勒·S·拉尔斯顿

米哈尔·索夫卡

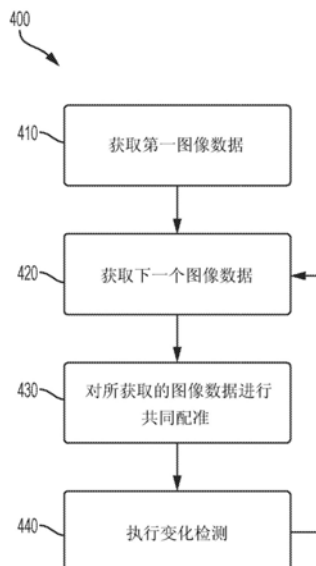
权利要求书9页 说明书37页 附图29页

(54)发明名称

用于磁共振图像中的自动检测的系统和方法

(57)摘要

一些方面包括检测患者的大脑的中线偏移程度的变化的方法。在患者保持被定位在低场磁共振成像装置内时,获取患者的大脑的第一磁共振(MR)图像数据和第二MR图像数据;将第一MR数据和第二MR数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出和第二输出;根据第一输出识别与患者的大脑的至少一个中线结构相关联的至少一个界标的至少一个初始位置;根据第二输出识别所述至少一个界标的至少一个更新位置;以及使用所述至少一个界标的至少一个初始位置和所述至少一个界标的至少一个更新位置来确定中线偏移的变化程度。



1. 一种检测被定位在低场磁共振成像 (MRI) 装置内的患者的大脑的中线偏移程度的变化的方法,所述方法包括:

在所述患者保持被定位在所述低场MRI装置内时:

获取所述患者的大脑的第一磁共振 (MR) 图像数据;

将所述第一MR数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出;

根据所述第一输出识别与所述患者的大脑的至少一个中线结构相关联的至少一个界标的至少一个初始位置;

在获取所述第一MR图像数据之后,获取所述患者的大脑的第二MR图像数据;

将所述第二MR图像数据作为输入提供给所述训练的统计分类器,以获得相应的第二输出;

根据所述第二输出识别与所述患者的大脑的所述至少一个中线结构相关联的所述至少一个界标的至少一个更新位置;以及

使用所述至少一个界标的至少一个初始位置和所述至少一个界标的至少一个更新位置来确定中线偏移的变化程度。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,根据所述第一输出识别与所述患者的大脑的至少一个中线结构相关联的至少一个界标的至少一个初始位置包括:

识别大脑镰前附着点的初始位置;

识别大脑镰后附着点的初始位置;以及

识别透明隔上测量点的初始位置。

3. 根据权利要求2所述的方法,使用所识别的所述大脑镰前附着点、所述大脑镰后附着点和所述透明隔上测量点的初始位置来确定初始的中线偏移量。

4. 根据权利要求2所述的方法,其中,根据所述第二输出识别与所述患者的大脑的所述至少一个中线结构相关联的所述至少一个界标的至少一个更新位置包括:

识别所述大脑镰前附着点的更新位置;

识别所述大脑镰后附着点的更新位置;以及

识别所述透明隔上测量点的更新位置。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中,使用所识别的所述大脑镰前附着点、所述大脑镰后附着点和所述透明隔上测量点的初始位置和更新位置来执行确定中线偏移的变化程度。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中,确定中线偏移的变化程度包括:

使用所识别的所述大脑镰前附着点、所述大脑镰后附着点和所述透明隔上测量点的初始位置来确定初始的中线偏移量;

使用所识别的所述大脑镰前附着点、所述大脑镰后附着点和所述透明隔上测量点的更新位置来确定更新的中线偏移量;以及

使用所确定的初始的中线偏移量和更新的中线偏移量来确定中线偏移的变化程度。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述训练的统计分类器包括多层神经网络。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述训练的统计分类器包括卷积神经网络。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述训练的统计分类器包括全卷积神经网络。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述训练的统计分类器包括卷积神经网络和递归神经网络。

11. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述递归神经网络包括长短期记忆神经网络。

12. 根据权利要求1所述的方法,其中,在获得所述第一MR图像数据的一小时内获得所述第二MR图像数据。

13. 根据权利要求1所述的方法,还包括:重复获取MR图像数据以获得MR图像数据的帧序列。

14. 根据权利要求1所述的方法,其中,在所述患者保持被定位在所述低场磁共振成像装置内时,在大于一小时的时间段内获取帧序列。

15. 根据权利要求13所述的方法,其中,在所述患者保持被定位在所述低场磁共振成像装置内时,在大于两小时的时间段内获取所述帧序列。

16. 根据权利要求13所述的方法,其中,在所述患者保持被定位在所述低场磁共振成像装置内时,在大于五小时的时间段内获取所述帧序列。

17. 一种被配置成检测被定位在低场磁共振成像(MRI)装置内的患者的大脑的中线偏移程度的变化的低场磁共振成像装置,所述低场MRI装置包括:

多个磁性部件,其包括:

B0磁体,其被配置成至少部分地产生B0磁场;

至少一个梯度磁体,其被配置成对磁共振数据进行空间编码;以及

至少一个射频线圈,其被配置成激励磁共振响应并检测被配置成当被操作时获取磁共振图像数据的磁性部件;以及

至少一个控制器,其被配置成:操作所述多个磁性部件,以在所述患者保持被定位在所述低场磁共振装置内时,获取所述患者的大脑的第一磁共振(MR)图像数据,并且在获取所述第一MR图像数据之后,获取所述患者的大脑的一部分的第二MR图像数据,

其中,所述至少一个控制器还被配置成执行:

将所述第一MR数据和所述第二MR数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出和第二输出;

根据所述第一输出识别与所述患者的大脑的至少一个中线结构相关联的至少一个界标的至少一个初始位置;

根据所述第二输出识别与所述患者的大脑的所述至少一个中线结构相关联的所述至少一个界标的至少一个更新位置;以及

使用所述至少一个界标的至少一个初始位置和所述至少一个界标的至少一个更新位置来确定中线偏移的变化程度。

18. 至少一种非暂态计算机可读存储介质,所述至少一种非暂态计算机可读存储介质存储处理器可执行指令,所述处理器可执行指令当由至少一个计算机硬件处理器执行时使所述至少一个计算机硬件处理器执行检测被定位在低场磁共振成像(MRI)装置内的患者的大脑的中线偏移程度的变化的方法,所述方法包括:

在所述患者保持被定位在所述低场MRI装置内时:

获取所述患者的大脑的第一磁共振(MR)图像数据;

将所述第一MR数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出;

根据所述第一输出识别与所述患者的大脑的至少一个中线结构相关联的至少一个界标的至少一个初始位置;

在获取所述第一MR图像数据之后,获取所述患者的大脑的第二MR图像数据;

将所述第二MR图像数据作为输入提供给所述训练的统计分类器,以获得相应的第二输出;

根据所述第二输出识别与所述患者的大脑的所述至少一个中线结构相关联的所述至少一个界标的至少一个更新位置;以及

使用所述至少一个界标的至少一个初始位置和所述至少一个界标的至少一个更新位置来确定中线偏移的变化程度。

19. 一种系统,包括:

至少一个计算机硬件处理器;以及

至少一种非暂态计算机可读存储介质,所述至少一种非暂态计算机可读存储介质存储处理器可执行指令,所述处理器可执行指令当由所述至少一个计算机硬件处理器执行时使所述至少一个计算机硬件处理器执行检测被定位在低场磁共振成像(MRI)装置内的患者的大脑的中线偏移程度的变化的方法,所述方法包括:

在所述患者保持被定位在所述低场MRI装置内时:

获取所述患者的大脑的第一磁共振(MR)图像数据;

将所述第一MR数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出;

根据所述第一输出识别与所述患者的大脑的至少一个中线结构相关联的至少一个界标的至少一个初始位置;

在获取所述第一MR图像数据之后,获取所述患者的大脑的第二MR图像数据;

将所述第二MR图像数据作为输入提供给所述训练的统计分类器,以获得相应的第二输出;

根据所述第二输出识别与所述患者的大脑的所述至少一个中线结构相关联的所述至少一个界标的至少一个更新位置;以及

使用所述至少一个界标的至少一个初始位置和所述至少一个界标的至少一个更新位置来确定中线偏移的变化程度。

20. 一种确定被定位在低场磁共振成像(MRI)装置内的患者的大脑中的异常的大小的变化的方法,所述方法包括:

在所述患者保持被定位在所述低场MRI装置内时:

获取患者的大脑的第一磁共振(MR)图像数据;

将所述第一MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出;

使用所述第一输出识别指示所述患者的大脑中的异常的大小的至少一个特征的至少一个初始值;

在获取所述第一MR图像数据之后,获取所述患者的大脑的第二MR图像数据;

将所述第二MR图像数据作为输入提供给所述训练的统计分类器,以获得相应的第二输出;

使用所述第二输出识别指示所述患者的大脑中的异常的大小的所述至少一个特征的至少一个更新值;

使用所述至少一个特征的至少一个初始值和所述至少一个特征的至少一个更新值来确定所述异常的大小的变化。

21. 根据权利要求20所述的方法,其中,使用所述第一输出识别指示所述患者的大脑中的异常的至少一个特征的至少一个初始值包括:

识别所述MR图像数据中的包括所述异常的区域。

22. 根据权利要求20所述的方法,其中,使用所述第一输出识别指示所述患者的大脑中的异常的至少一个特征的至少一个初始值包括:

识别指示所述异常的第一直径的一个或多个第一值。

23. 根据权利要求22所述的方法,其中,所述识别还包括:识别指示所述异常的与所述第一直径正交的第二直径的一个或多个第二值。

24. 根据权利要求20所述的方法,其中,使用所述至少一个特征的至少一个初始值和所述至少一个特征的至少一个更新值来确定所述异常的大小的变化包括:

使用所述至少一个特征的至少一个值来确定所述异常的初始大小;

使用所述至少一个特征的至少一个更新值来确定所述异常的更新大小;以及

使用所确定的所述异常的初始大小和更新大小来确定所述异常的大小的变化。

25. 根据权利要求20所述的方法,其中,所述训练的统计分类器包括多层神经网络。

26. 根据权利要求20所述的方法,其中,所述训练的统计分类器包括卷积神经网络。

27. 根据权利要求20所述的方法,其中,所述训练的统计分类器包括全卷积神经网络。

28. 根据权利要求20所述的方法,其中,在获得所述第一MR图像数据的一小时内获得所述第二MR图像数据。

29. 根据权利要求20所述的方法,还包括:重复获取MR图像数据以获得MR图像数据的帧序列。

30. 根据权利要求20所述的方法,其中,在所述患者保持被定位在所述低场磁共振成像装置内时,在大于一小时的时间段内获取帧序列。

31. 根据权利要求30所述的方法,其中,在所述患者保持被定位在所述低场磁共振成像装置内时,在大于两小时的时间段内获取所述帧序列。

32. 根据权利要求30所述的方法,其中,在所述患者保持被定位在所述低场磁共振成像装置内时,在大于五小时的时间段内获取所述帧序列。

33. 根据权利要求20所述的方法,其中,所述异常包括出血。

34. 根据权利要求20所述的方法,其中,所述异常包括出血、病变、水肿、中风核心、中风半影和/或肿胀。

35. 一种被配置成确定患者的大脑中的异常的大小的变化的低场磁共振成像(MRI)装置,所述低场MRI装置包括:

多个磁性部件,其包括:

B0磁体,其被配置成至少部分地产生B0磁场;

至少一个梯度磁体,其被配置成对磁共振数据进行空间编码;以及

至少一个射频线圈,其被配置成激励磁共振响应并检测被配置成当被操作时获取磁共振图像数据的磁性部件;以及

至少一个控制器,其被配置成:操作所述多个磁性部件,以在所述患者保持被定位在所述低场磁共振装置内时,获取所述患者的大脑的第一磁共振(MR)图像数据,并且在获取所述第一MR图像数据之后,获取所述患者的大脑的第二MR图像数据,

其中,所述至少一个控制器还被配置成执行:

将所述第一MR图像数据和所述第二MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出和第二输出;

使用所述第一输出识别指示所述患者的大脑中的异常的大小的至少一个特征的至少一个初始值;

在获取所述第一MR图像数据之后,获取所述患者的大脑的一部分的第二MR图像数据;

使用所述第二输出识别指示所述患者的大脑中的异常的大小的所述至少一个特征的至少一个更新值;

使用所述至少一个特征的至少一个初始值和所述至少一个特征的至少一个更新值来确定所述异常的大小的变化。

36.至少一种非暂态计算机可读存储介质,所述至少一种非暂态计算机可读存储介质存储处理器可执行指令,所述处理器可执行指令当由至少一个计算机硬件处理器执行时使所述至少一个计算机硬件处理器执行确定被定位在低场磁共振成像(MRI)装置内的患者的大脑中的异常的大小的变化的方法,所述方法包括:

在所述患者保持被定位在所述低场MRI装置内时:

获取所述患者的大脑的第一磁共振(MR)图像数据;

将所述第一MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出;

使用所述第一输出识别指示所述患者的大脑中的异常的大小的至少一个特征的至少一个初始值;

在获取所述第一MR图像数据之后,获取所述患者的大脑的第二MR图像数据;

将所述第二MR图像数据作为输入提供给所述训练的统计分类器,以获得相应的第二输出;

使用所述第二输出识别指示所述患者的大脑中的异常的大小的所述至少一个特征的至少一个更新值;

使用所述至少一个特征的至少一个初始值和所述至少一个特征的至少一个更新值来确定所述异常的大小的变化。

37.一种系统,包括:

至少一个计算机硬件处理器;

至少一种非暂态计算机可读存储介质,所述至少一种非暂态计算机可读存储介质存储处理器可执行指令,所述处理器可执行指令当由所述至少一个计算机硬件处理器执行时使所述至少一个计算机硬件处理器执行确定被定位在低场磁共振成像(MRI)装置内的患者的大脑中的异常的大小的变化的方法,所述方法包括:

在所述患者保持被定位在所述低场MRI装置内时:

获取所述患者的大脑的第一磁共振(MR)图像数据;

将所述第一MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出;

使用所述第一输出识别指示所述患者的大脑中的异常的大小的至少一个特征的至少一个初始值;

在获取所述第一MR图像数据之后,获取所述患者的大脑的第二MR图像数据;

将所述第二MR图像数据作为输入提供给所述训练的统计分类器,以获得相应的第二输

出;

使用所述第二输出识别指示所述患者的大脑中的异常的大小的所述至少一个特征的至少一个更新值;以及

使用所述至少一个特征的至少一个初始值和所述至少一个特征的至少一个更新值来确定所述异常的大小的变化。

38. 一种检测被定位在低场磁共振成像 (MRI) 装置内的患者的生物学主题的变化的方法,所述方法包括:

在所述患者保持被定位在所述低场MRI装置内时:

获取所述患者的一部分的第一磁共振图像数据;

在获取所述第一磁共振图像数据之后,获取所述患者的所述一部分的第二磁共振图像数据;

使所述第一磁共振图像数据和所述第二磁共振图像数据对准;以及

比较对准后的第一磁共振图像数据和第二磁共振图像数据,以检测所述患者的所述一部分的生物学主题的至少一个变化。

39. 根据权利要求38所述的方法,还包括:基于所述患者的所述一部分的生物学主题的所述至少一个变化来修改至少一个获取参数。

40. 根据权利要求39所述的方法,还包括:使用修改后的至少一个获取参数来获取所述患者的所述一部分的第三磁共振图像数据。

41. 根据权利要求40所述的方法,其中,所述至少一个获取参数被修改以改变所述第三磁共振图像数据的分辨率、信噪比和视场中至少之一。

42. 根据权利要求38所述的方法,还包括:重复获取磁共振图像数据,以获得磁共振图像数据的帧序列。

43. 根据权利要求42所述的方法,其中,在所述患者保持被定位在所述低场磁共振成像装置内时,在大于一小时的时间段内获取所述帧序列。

44. 根据权利要求42所述的方法,其中,在所述患者保持被定位在所述低场磁共振成像装置内时,在大于两小时的时间段内获取所述帧序列。

45. 根据权利要求42所述的方法,其中,在所述患者保持被定位在所述低场磁共振成像装置内时,在大于五小时的时间段内获取所述帧序列。

46. 根据权利要求42所述的方法,还包括:

使所述帧序列中的至少两个帧对准;以及

比较对准后的至少两个帧以检测所述患者的所述一部分的生物学主题的至少一个变化。

47. 根据权利要求46所述的方法,其中,所述至少一个变化用于计算所述帧序列中的所述至少两个帧之间的生物学主题的面积和/或数量的变化。

48. 根据权利要求46所述的方法,其中,所述帧序列中的第一帧对应于来自所述患者的所述一部分的第一区域的磁共振图像数据,以及所述帧序列中的第二帧对应于来自所述第一区域的子区域的磁共振图像数据。

49. 根据权利要求48所述的方法,其中,基于在何处检测到所述生物学主题的变化来选择所述子区域。

50. 根据权利要求47所述的方法,还包括:检测所述患者的所述一部分的生物学主题的变化率。

51. 根据权利要求38所述的方法,其中,比较对准后的第一磁共振图像数据和第二磁共振图像数据以检测所述患者的所述一部分的生物学主题的至少一个变化包括:

将对准后的第一磁共振图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出;以及

将对准后的第二磁共振图像数据作为输入提供给所述训练的统计分类器,以获得相应的第二输出。

52. 根据权利要求51所述的方法,其中,所述比较还包括:

使用所述第一输出和所述第二输出来确定出血的大小的变化。

53. 根据权利要求51所述的方法,其中,所述比较还包括:

使用所述第一输出和所述第二输出来确定中线偏移的变化程度。

54. 一种被配置成检测被定位在低场磁共振成像装置内的患者的生物学主题的变化率的低场磁共振成像装置,包括:

多个磁性部件,其包括:

B0磁体,其被配置成至少部分地产生B0磁场;

至少一个梯度磁体,其被配置成对磁共振数据进行空间编码;以及

至少一个射频线圈,其被配置成激励磁共振响应并检测被配置成当被操作时获取磁共振图像数据的磁性部件;以及

至少一个控制器,其被配置成:操作所述多个磁性部件,以在所述患者保持被定位在所述低场磁共振装置内时,获取所述患者的一部分的第一磁共振图像数据,并且在获取所述第一磁共振图像数据之后,获取所述患者的所述一部分的第二磁共振图像数据,所述至少一个控制器还被配置成:使所述第一磁共振图像数据和所述第二磁共振图像数据对准,并且比较对准后的第一磁共振图像数据和第二磁共振图像数据以检测所述患者的所述一部分的生物学主题的至少一个变化。

55. 根据权利要求54所述的低场磁共振成像装置,其中,所述至少一个控制器被配置成:基于所述患者的所述一部分的生物学主题的所述至少一个变化来修改至少一个获取参数。

56. 根据权利要求54所述的低场磁共振成像装置,其中,所述至少一个控制器被配置成:使用修改后的至少一个获取参数来获取所述患者的所述一部分的第三磁共振图像数据。

57. 根据权利要求56所述的低场磁共振成像装置,其中,所述至少一个获取参数被修改以改变所述第三磁共振图像数据的分辨率、信噪比和视场中至少之一。

58. 根据权利要求54所述的低场磁共振成像装置,其中,所述至少一个控制器被配置成:获取磁共振图像数据,以获得磁共振图像数据的帧序列。

59. 根据权利要求58所述的低场磁共振成像装置,其中,在所述患者保持被定位在所述低场磁共振成像装置内时,在大于一小时的时间段内获取所述帧序列。

60. 根据权利要求58所述的低场磁共振成像装置,其中,在所述患者保持被定位在所述低场磁共振成像装置内时,在大于两小时的时间段内获取所述帧序列。

61. 根据权利要求58所述的低场磁共振成像装置,其中,在所述患者保持被定位在所述低场磁共振成像装置内时,在大于五小时的时间段内获取所述帧序列。

62. 根据权利要求58所述的低场磁共振成像装置,其中,所述至少一个控制器被配置成:

使所述帧序列中的至少两个帧对准;以及

比较对准后的至少两个帧以检测所述患者的所述一部分的生物学主题的至少一个变化。

63. 根据权利要求62所述的低场磁共振成像装置,其中,所述至少一个变化用于计算所述帧序列中的所述至少两个帧之间的生物学主题的面积和/或数量的变化。

64. 根据权利要求62所述的低场磁共振成像装置,其中,所述帧序列中的第一帧对应于来自所述患者的所述一部分的第一区域的磁共振图像数据,以及所述帧序列中的第二帧对应于来自所述第一区域的子区域的磁共振图像数据。

65. 根据权利要求64所述的低场磁共振成像装置,其中,基于在何处检测到所述生物学主题的变化来选择所述子区域。

66. 根据权利要求62所述的低场磁共振成像装置,其中,所述至少一个控制器被配置成检测所述患者的所述一部分的生物学主题的变化率。

67. 至少一种非暂态计算机可读存储介质,所述至少一种非暂态计算机可读存储介质存储处理器可执行指令,所述处理器可执行指令当由至少一个计算机硬件处理器执行时使所述至少一个计算机硬件处理器执行检测被定位在低场磁共振成像(MRI)装置内的患者的生物学主题的变化的方法,所述方法包括:

在所述患者保持被定位在所述低场MRI装置内时:

获取所述患者的一部分的第一磁共振图像数据;

在获取所述第一磁共振图像数据之后,获取所述患者的所述一部分的第二磁共振图像数据;

使所述第一磁共振图像数据和所述第二磁共振图像数据对准;以及

比较对准后的第一磁共振图像数据和第二磁共振图像数据,以检测所述患者的所述一部分的生物学主题的至少一个变化。

68. 一种系统,包括:

至少一个计算机硬件处理器;以及

至少一种非暂态计算机可读存储介质,所述至少一种非暂态计算机可读存储介质存储处理器可执行指令,所述处理器可执行指令当由所述至少一个计算机硬件处理器执行时使所述至少一个计算机硬件处理器执行检测被定位在低场磁共振成像(MRI)装置内的患者的生物学主题的变化的方法,所述方法包括:

在所述患者保持被定位在所述低场MRI装置内时:

获取所述患者的一部分的第一磁共振图像数据;

在获取所述第一磁共振图像数据之后,获取所述患者的所述一部分的第二磁共振图像数据;

使所述第一磁共振图像数据和所述第二磁共振图像数据对准;以及

比较对准后的第一磁共振图像数据和第二磁共振图像数据,以检测所述患者的所述一

部分的生物学主题的至少一个变化。

用于磁共振图像中的自动检测的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请根据35U.S.C.§119(e)要求于2016年11月22日提交的题为“CHANGE DETECTION METHODS AND APPARATUS”的美国临时申请序列第62/425,569号的权益,该美国临时申请通过引用以其全部内容并入本文中。

背景技术

[0003] 磁共振成像(MRI)为许多应用提供了重要的成像模式,并广泛用于临床和研究环境中以产生人体内部的图像。MRI基于检测磁共振(MR)信号,MR信号是由原子响应于由施加的电磁场引起的状态变化而发射的电磁波。例如,核磁共振(NMR)技术涉及对在被成像的物体中的原子(例如,人体组织中的原子)的核自旋的重新排列或弛豫时从受激原子的核发射的MR信号进行检测。可以处理检测到的MR信号以产生图像,在医学应用的背景下图像使得能够研究体内的内部结构和/或生物过程以用于诊断、治疗和/或研究目的。

[0004] MRI为生物成像提供了有吸引力的成像模式,这是因为它能够产生具有相对高的分辨率和对比度的非侵入式图像,而没有其他模式的安全性问题(例如,无需将受试体暴露于电离辐射如X射线,或向体内引入放射性物质)。另外,MRI特别适合于提供软组织对比度,可以利用该软组织对比度来对其他成像模式不能令人满意地成像的主题进行成像。此外,MR技术能够捕获其他模式不能获取的关于结构和/或生物过程的信息。然而,常规的MRI技术存在以下许多缺点:对于给定的成像应用,可以包括设备的相对高的成本、有限的可用性(例如,获得临床MRI扫描仪的使用权的难度和费用)、图像获取过程的长度等。

[0005] 临床MRI的趋势是增加MRI扫描仪的场强,以改善扫描时间、图像分辨率和图像对比度中的一个或更多个,这又抬高了MRI成像的成本。绝大多数安装的MRI扫描仪使用至少1.5或3特斯拉(T)进行操作,至少1.5或3特斯拉是指扫描仪的主磁场B₀的场强。临床MRI扫描仪的粗略成本估计是每特斯拉一百万美元的量级,这甚至未考虑操作这种MRI扫描仪所涉及的大量的操作、服务和维护成本。

[0006] 另外,常规的高场MRI系统通常需要大的超导磁体和相关联的电子器件以生成在其中对受试体(例如,患者)进行成像的强的均匀静磁场(B₀)。超导磁体还需要低温设备以使导体保持在超导状态。这种系统的尺寸相当大,其中典型的MRI安装包括用于磁性部件、电子器件、热管理系统和控制台区域的多个房间,包括特殊屏蔽室以隔离MRI系统的磁性部件。MRI系统的尺寸和费用通常将其使用限制在具有足够的空间和资源来购买和维护MRI系统的机构例如医院和学术研究中心。高场MRI系统的高成本和大量空间需求导致MRI扫描仪的有限可用性。因此,经常存在以下临床情况:MRI扫描将是有益的,但由于上述限制并如下面进一步详细讨论的,MRI扫描是不切实际或不可能的。

发明内容

[0007] 一些实施方式涉及一种检测被定位在低场磁共振成像(MRI)装置内的患者的大脑的中线偏移程度的变化的方法,该方法包括:在患者保持被定位在低场MRI装置内时:获取

患者的大脑的第一磁共振 (MR) 图像数据;将第一MR数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出;根据第一输出识别与患者的大脑的至少一个中线结构相关联的至少一个界标的至少一个初始位置;在获取第一MR图像数据之后,获取患者的大脑的第二MR图像数据;将第二MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第二输出;根据第二输出识别与患者的大脑的所述至少一个中线结构相关联的所述至少一个界标的至少一个更新位置;以及使用所述至少一个界标的至少一个初始位置和所述至少一个界标的至少一个更新位置来确定中线偏移的变化程度。

[0008] 一些实施方式涉及一种被配置成检测被定位在低场磁共振成像 (MRI) 装置内的患者的大脑的中线偏移程度的变化的低场磁共振成像装置,该低场MRI装置包括:多个磁性部件,所述多个磁性部件包括:B₀磁体,其被配置成至少部分地产生B₀磁场;至少一个梯度磁体,其被配置成对磁共振数据进行空间编码;以及至少一个射频线圈,其被配置成激励磁共振响应并检测被配置成当被操作时获取磁共振图像数据的磁性部件;以及至少一个控制器,其被配置成:操作多个磁性部件,以在患者保持被定位在低场磁共振装置内时,获取患者的大脑的第一磁共振 (MR) 图像数据,并且在获取第一MR图像数据之后,获取患者的大脑的第二MR图像数据,其中,至少一个控制器还被配置成执行:将第一MR数据和第二MR数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出和第二输出;根据第一输出识别与患者的大脑的至少一个中线结构相关联的至少一个界标的至少一个初始位置;根据第二输出识别与患者的大脑的所述至少一个中线结构相关联的所述至少一个界标的至少一个更新位置;以及使用所述至少一个界标的至少一个初始位置和所述至少一个界标的至少一个更新位置来确定中线偏移的变化程度。

[0009] 一些实施方式涉及至少一种非暂态计算机可读存储介质,所述至少一种非暂态计算机可读存储介质存储处理器可执行指令,所述处理器可执行指令当由至少一个计算机硬件处理器执行时使所述至少一个计算机硬件处理器执行检测被定位在低场磁共振成像 (MRI) 装置内的患者的大脑的中线偏移程度的变化的方法。该方法包括:在患者保持被定位在低场MRI装置内时,获取患者的大脑的第一磁共振 (MR) 图像数据;将第一MR数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出;根据第一输出识别与患者的大脑的至少一个中线结构相关联的至少一个界标的至少一个初始位置;在获取第一MR图像数据之后,获取患者大脑的第二MR图像数据;将第二MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第二输出;根据第二输出识别与患者大脑的所述至少一个中线结构相关联的所述至少一个界标的至少一个更新位置;以及使用所述至少一个界标的至少一个初始位置和所述至少一个界标的至少一个更新位置来确定中线偏移的变化程度。

[0010] 一些实施方式涉及一种系统,该系统包括:至少一个计算机硬件处理器;以及至少一种非暂态计算机可读存储介质,所述至少一种非暂态计算机可读存储介质存储处理器可执行指令,所述处理器可执行指令当由至少一个计算机硬件处理器执行时使所述至少一个计算机硬件处理器执行检测被定位在低场磁共振成像 (MRI) 装置内的患者的大脑的中线偏移程度的变化的方法。该方法包括:在患者保持被定位在低场MRI装置内时,获取患者的大脑的第一磁共振 (MR) 图像数据;将第一MR数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出;根据第一输出识别与患者的大脑的至少一个中线结构相关联的至少一个界标的至少一个初始位置;在获取第一MR图像数据之后,获取患者的大脑的第二MR图像数

据;将第二MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第二输出;根据第二输出识别与患者的大脑的所述至少一个中线结构相关联的所述至少一个界标的至少一个更新位置;以及使用所述至少一个界标的至少一个初始位置和所述至少一个界标的至少一个更新位置来确定中线偏移的变化程度。

[0011] 一些实施方式涉及一种确定被定位在低场磁共振成像(MRI)装置内的患者的大脑中的异常的大小的变化的方法,该方法包括:在患者保持被定位在低场MRI装置内时:获取患者的大脑的第一磁共振(MR)图像数据;将第一MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出;使用第一输出识别指示患者的大脑中的异常的大小的至少一个特征的至少一个初始值;在获取第一MR图像数据之后,获取患者的大脑的第二MR图像数据;将第二MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第二输出;使用第二输出识别指示患者的大脑中的异常的大小的所述至少一个特征的至少一个更新值;使用所述至少一个特征的至少一个初始值和所述至少一个特征的至少一个更新值来确定异常的大小的变化。

[0012] 一些实施方式涉及一种被配置成确定患者的大脑中的异常的大小的变化的低场磁共振成像(MRI)装置,该低场MRI装置包括:多个磁性部件,所述多个磁性部件包括:B0磁体,其被配置成至少部分地产生B0磁场;至少一个梯度磁体,其被配置成对磁共振数据进行空间编码;以及至少一个射频线圈,其被配置成激励磁共振响应并检测被配置成当被操作时获取磁共振图像数据的磁性部件;以及至少一个控制器,其被配置成:操作多个磁性部件,以在患者保持被定位在低场磁共振装置内时,获取患者的大脑的第一磁共振(MR)图像数据;以及在获取第一MR图像数据之后,获取患者的大脑的第二MR图像数据,其中,至少一个控制器还被配置成执行:将第一MR图像数据和第二MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出和第二输出;使用第一输出识别指示患者的大脑中的异常的大小的至少一个特征的至少一个初始值;在获取第一MR图像数据之后,获取患者的大脑的一部分的第二MR图像数据;使用第二输出识别指示患者的大脑中的异常的大小的所述至少一个特征的至少一个更新值;使用所述至少一个特征的至少一个初始值和所述至少一个特征的至少一个更新值来确定异常的大小的变化。

[0013] 一些实施方式涉及至少一种非暂态计算机可读存储介质,所述至少一种非暂态计算机可读存储介质存储处理器可执行指令,所述处理器可执行指令当由至少一个计算机硬件处理器执行时使所述至少一个计算机硬件处理器执行确定被定位在低场磁共振成像(MRI)装置内的患者的大脑中的异常的大小的变化的方法,该方法包括:在患者保持被定位在低场MRI装置内时:获取患者的大脑的第一磁共振(MR)图像数据;将第一MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出;使用第一输出识别指示患者的大脑中的异常的大小的至少一个特征的至少一个初始值;在获取第一MR图像数据之后,获取患者的大脑的第二MR图像数据;将第二MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第二输出;使用第二输出识别指示患者的大脑中的异常的大小的所述至少一个特征的至少一个更新值;使用所述至少一个特征的至少一个初始值和所述至少一个特征的至少一个更新值来确定异常的大小的变化。

[0014] 一些实施方式涉及一种系统,该系统包括:至少一个计算机硬件处理器;至少一种非暂态计算机可读存储介质,所述至少一种非暂态计算机可读存储介质存储处理器可执行

指令,所述处理器可执行指令当由至少一个计算机硬件处理器执行时使所述至少一个计算机硬件处理器执行确定被定位在低场磁共振成像(MRI)装置内的患者的大脑中的异常的大小的变化的方法。该方法包括:在患者保持被定位在低场MRI装置内时,获取患者的大脑的第一磁共振(MR)图像数据;将第一MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第一输出;使用第一输出识别指示患者的大脑中的异常的大小的至少一个特征的至少一个初始值;在获取第一MR图像数据之后,获取患者的大脑的第二MR图像数据;将第二MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第二输出;使用第二输出识别指示患者的大脑中的异常的大小的所述至少一个特征的至少一个更新值;以及使用所述至少一个特征的至少一个初始值和所述至少一个特征的至少一个更新值来确定异常的大小的变化。

[0015] 一些实施方式涉及一种检测被定位在低场磁共振成像(MRI)装置内的患者的生物学主题的变化的方法,该方法包括:在患者保持被定位在低场MRI装置内时:获取患者的一部分的第一磁共振图像数据;在获取第一磁共振图像数据之后,获取患者的所述一部分的第二磁共振图像数据;使第一磁共振图像数据和第二磁共振图像数据对准;以及比较对准后的第一磁共振图像数据和第二磁共振图像数据,以检测患者的所述一部分的生物学主题的至少一个变化。

[0016] 一些实施方式涉及一种被配置成检测被定位在低场磁共振成像装置内的患者的生物学主题的变化低场磁共振成像装置,所述低场磁共振成像装置包括:多个磁性部件,所述多个磁性部件包括:B0磁体,其被配置成至少部分地产生B0磁场;至少一个梯度磁体,其被配置成对磁共振数据进行空间编码;以及至少一个射频线圈,其被配置成激励磁共振响应并且检测被配置成当被操作时获取磁共振图像数据的磁性部件;以及至少一个控制器,其被配置成:操作多个磁性部件,以在患者保持被定位在低场磁共振装置内时,获取患者的一部分的第一磁共振图像数据,并且在获取第一磁共振图像数据之后,获取患者的所述一部分的第二磁共振图像数据,所述至少一个控制器还被配置成:使第一磁共振图像数据和第二磁共振图像数据对准,并且比较对准后的第一磁共振图像数据和第二磁共振图像数据以检测患者的所述一部分的生物学主题的至少一个变化。

[0017] 一些实施方式涉及至少一种非暂态计算机可读存储介质,所述至少一种非暂态计算机可读存储介质存储处理器可执行指令,所述处理器可执行指令当由至少一个计算机硬件处理器执行时使所述至少一个计算机硬件处理器执行检测被定位在低场磁共振成像(MRI)装置内的患者的生物学主题的变化的方法,该方法包括:在患者保持被定位在低场MRI装置内时:获取患者的一部分的第一磁共振图像数据;在获取第一磁共振图像数据之后,获取患者的所述一部分的第二磁共振图像数据;使第一磁共振图像数据和第二磁共振图像数据对准;以及比较对准后的第一磁共振图像数据和第二磁共振图像数据,以检测患者的所述一部分的生物学主题的至少一个变化。

[0018] 一些实施方式涉及一种系统,该系统包括:至少一个计算机硬件处理器;以及至少一种非暂态计算机可读存储介质,所述至少一种非暂态计算机可读存储介质存储处理器可执行指令,所述处理器可执行指令当由至少一个计算机硬件处理器执行时使所述至少一个计算机硬件处理器执行检测被定位在低场磁共振成像(MRI)装置内的患者的生物学主题的变化的方法,该方法包括:在患者保持被定位在低场MRI装置内时:获取患者的一部分的第

一磁共振图像数据;在获取第一磁共振图像数据之后,获取患者的所述一部分的第二磁共振图像数据;使第一磁共振图像数据和第二磁共振图像数据对准;以及比较对准后的第一磁共振图像数据和第二磁共振图像数据,以检测患者的所述一部分的生物学主题的至少一个变化。

附图说明

[0019] 将参照以下附图来描述所公开的技术的各个方面和实施方式。应当理解,附图不一定按比例绘制。

[0020] 图1是根据本文描述的技术的一些实施方式的低场MRI系统的示意图。

[0021] 图2A和图2B示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的用于 B_0 磁体的双平面磁体配置。

[0022] 图2C和图2D示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的用于 B_0 磁体的双平面电磁体配置。

[0023] 图2E和图2F示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的用于 B_0 磁体的双平面永磁体配置。

[0024] 图3A和图3B示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的适用于本文描述的变化检测技术的可运输式低场MRI系统。

[0025] 图3C和图3D示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的便携式MRI系统的视图。

[0026] 图3E示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的执行头部扫描的便携式MRI系统。

[0027] 图3F示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的执行膝盖扫描的便携式MRI系统。

[0028] 图3G示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的便携式MRI系统的另一示例。

[0029] 图4示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的执行变化检测的方法。

[0030] 图5示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的基于变化检测信息修改获取参数的方法。

[0031] 图6示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的对MR图像数据进行共同配准的方法。

[0032] 图7A示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的中心线偏移测量。

[0033] 图7B示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的另一中心线偏移测量。

[0034] 图8示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的用于确定患者的中心线偏移的变化程度的方法。

[0035] 图9A至图9C示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的用于进行中心线偏移测量的卷积神经网络架构。

[0036] 图10示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的用于进行中心线偏移测量的全卷积神经网络架构。

[0037] 图11A至图11E示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的可以用于确定患者的出血的大小的测量。

[0038] 图12A至图12C示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的可以用于确定患者的出血的大小的变化的测量。

[0039] 图13示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的用于确定患者的大脑中的异常(例如,出血)的大小的变化程度的方法。

[0040] 图14示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的用于进行测量的全卷积神经网络架构,所述测量可以用于确定患者大脑中的异常(例如,出血)的大小。

[0041] 图15示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的用于进行测量的卷积神经网络架构,所述测量可以用于确定患者大脑中的异常(例如,出血)的大小。

[0042] 图16是可以在其上实现本文描述的実施方式的说明性计算机系统的图。

具体实施方式

[0043] MRI扫描仪市场由高场系统压倒性地主导,尤其对于医学或临床MRI应用而言。如上所述,医学成像的一般趋势是生产具有越来越大的场强的MRI扫描仪,其中,绝大多数临床MRI扫描仪在1.5T或3T下操作,在研究环境中使用7T和9T的更高场强。如本文中使用的,“高场”通常是指目前在临床环境中使用的MRI系统,更具体地,是指利用1.5T或以上的主磁场(即, B_0 场)操作的MRI系统,尽管在0.5T和1.5T之间操作的临床系统通常也被描述为“高场”。大约0.2T和0.5T之间的场强被描述为“中场”,并且随着高场域中的场强继续增加,在0.5T和1T之间的范围内的场强也被描述为中场。相比之下,“低场”通常是指利用小于或等于约0.2T的 B_0 场操作的MRI系统,尽管由于高场域的高端处的场强增加而具有0.2T和大约0.3T之间的 B_0 场的系统有时被描述为低场。在低场域内,利用小于0.1T的 B_0 场操作的低场MRI系统在本文中被称为“极低场”,并且利用小于10mT的 B_0 场操作的低场MRI系统在本文中被称为“超低场”。

[0044] 如上所述,常规的MRI系统需要专门的设施。MRI系统需要电磁屏蔽的房间来进行操作,并且房间的地板必须在结构上被加固。必须为高功率电子器件和扫描技术人员的控制区域提供另外的房间。还必须提供对场地的安全访问。另外,必须安装专用的三相电气接头,来为电子器件提供电力,电子器件又通过冷水供应来冷却。通常还必须提供另外的HVAC能力。这些场地需求不仅昂贵,而且显著限制了可以部署MRI系统的位置。常规的临床MRI扫描仪还需要大量的专业技能来操作和维护。这些训练有素的技术人员和服务工程师增加了操作MRI系统的大量持续的操作成本。因此,常规的MRI通常成本过高并且可访问性严重受限,从而妨碍MRI成为能够需要时随时随地提供各种临床成像解决方案的广泛可用的诊断工具。通常,患者必须在预先安排的时间和地点访问有限数量的设施之一,从而妨碍MRI被用于许多医疗应用,而对于这些医疗应用,MRI在辅助诊断、手术、患者监测等方面是独特有效的。

[0045] 如上所述,高场MRI系统需要特别改造的设施,以适应这些系统的尺寸、重量、功耗和屏蔽要求。例如,1.5T MRI系统通常重量在4吨至10吨之间,而3T MRI系统通常重量在8吨至20吨之间。另外,高场MRI系统通常需要大量沉重且昂贵的屏蔽。许多中场扫描仪甚至更重,重量在10吨至20吨之间,部分原因在于使用非常大的永磁体和/或轭。商业上可获得的低场MRI系统(例如,利用0.2T的 B_0 磁场进行操作)通常也在10吨或更大的范围内,原因在于用于产生 B_0 场的大量铁磁材料以及屏蔽方面的额外吨位。为了容纳这种重型设备,房间(通

常最小尺寸为30至50平方米)必须建造有加固地板(例如,混凝土地板),并且必须专门被屏蔽以防止电磁辐射干扰MRI系统的操作。因此,可用的临床MRI系统是固定的并且需要医院或机构内的专用空间的大量耗费,并且除了准备用于操作的空间的相当大的成本之外,还需要操作并维护系统的专业技能方面的另外的持续成本。

[0046] 另外,目前可用的MRI系统通常消耗大量功率。例如,常见的1.5T和3T MRI系统在操作期间通常消耗20kW至40kW的功率,而可用的0.5T和0.2T MRI系统通常消耗5kW至20kW,每个使用专用且专门的电源。除非另有说明,否则功耗被称为在感兴趣的时间间隔内消耗的平均功率。例如,上面提到的20kW至40kW表示常规MRI系统在图像获取过程中消耗的平均功率,该平均功率可以包括相对短时段的显著超过平均功耗的峰值功耗(例如,当梯度线圈和/或RF线圈在脉冲序列的相对短时段内脉动时)。峰值(或大)功耗的时间间隔通常通过MRI系统自身的功率存储元件(例如,电容器)来解决。因此,平均功耗是更相关的数量,这是因为它通常确定操作装置所需的电源接头的类型。如上所述,可用临床MRI系统必须具有专用电源,通常需要到电网的专用三相接头来为MRI系统的部件供电。那么需要另外的电子器件将三相电力转换成MRI系统使用的单相电力。部署常规临床MRI系统的许多物理要求产生了显著的可用性问題,并严重限制了可以利用MRI的临床应用。

[0047] 因此,在许多情况下,高场MRI渲染装置的许多要求受到限制,限制了它们在大型机构医院或专门机构中的部署,并且通常将它们的使用限制在紧密安排的预约中,要求患者在预先安排的时间访问专用设施。因此,对高场MRI的许多限制阻止MRI被充分利用为成像模式。尽管上面提到的高场MRI存在缺点,但是在较高场处SNR显著增加的吸引力继续将该行业推动到在临床和医疗MRI应用中使用的越来越高的场强,进一步增加了MRI扫描仪的成本和复杂度,并且进一步限制它们的可用性并妨碍它们用作通用和/或通常可用的成像解决方案。

[0048] 发明人开发了用于产生质量改善、便携和/或低成本低场MRI系统的技术,其可以改善MRI技术在除了医院和研究机构处的大型MRI装置之外的各种环境中的广泛可部署性。发明人已经意识到,这样的低场MRI系统的可访问性和可用性(例如,由于相对低的成本、可运输性等)使得成像应用不可用或者对于其他成像模式不可行。例如,通常可运输式低场MRI系统可以被带至患者,以便于通过获取图像序列并检测在一段时间内发生的变化来在延长的时间段内监测患者。对于高场MRI,这种监测过程是不现实的。特别地,如上所述,高场MRI装置通常位于专门机构中并且以高成本为代价要求高级调度。许多患者(例如,无意识的神经ICU患者)无法被带至可用设施,并且即使可以使高场MRI装置可用,但是在多个小时的过程中进行扩展MRI分析的成本将过度昂贵。

[0049] 此外,虽然CT扫描仪通常比高场MRI系统更加可用和可访问,但是这些系统对于检测或监测患者在延长的时段内正在经历的变化相对长的监测应用仍然不可用。此外,扩展的CT检查使患者遭受大剂量的X射线辐射,这在许多情况下(如果不是大多数情况下)可能是不可接受的。最后,CT在其区分软组织的能力方面受到限制,并且可能无法检测医生可能感兴趣的变化的类型。发明人已经认识到,低场MRI便于在当前成像模式不能这样做的情情况下执行监测任务。

[0050] 发明人已经认识到,低场MRI系统的可运输性、可访问性和可用性使得能够监测使用现有成像模式不可用的应用。例如,低场MRI系统可以用于连续和/或规则地对感兴趣的

解剖结构的一部分进行成像以检测其中发生的变化。例如,在神经重症监护病房(NICU)中,在患者被评估时或在手术期间,患者经常相当长的时间处于全身麻醉。由于需要专门的设施,因此常规的临床MRI系统不适用于这些情况和许多其他情况。另外,医生可能仅对患者有限地(例如,一天一次)使用计算机断层扫描(CT)装置。此外,即使当这样的系统可用时,对于例如无意识或以其他方式不能被运输到MRI设施的患者进行成像是方便的并且有时是不可能的。因此,常规的MRI通常不用作监测工具。

[0051] 发明人已经认识到,低场MRI可以用于通过在一段时间内获取磁共振(MR)图像数据并检测发生的变化来监测患者。例如,在获取患者大脑的图像序列时,可以将可运输式低场MRI系统带至可以被定位在系统内的患者处。可以使所获取的图像对准,并且可以检测图像之间的差异以监测发生的任何变化。可以基本上连续地(例如,在执行一次获取之后立即执行另一次获取),定期地(例如,在获取之间具有规定的暂停)或者根据给定的获取计划周期性地执行图像获取。因此,医生可以获得关于感兴趣的生理的时间信息。例如,本文描述的技术可以用于监测患者的大脑,以检测大脑的中线偏移程度的变化。作为另一示例,本文描述的技术可以用于监测患者的大脑,以检测异常(例如,大脑出血)的大小的变化。

[0052] 因此,发明人开发了用于针对与脑损伤、异常等相关的变化而监测患者大脑的低场MRI技术。例如,本文描述的低场MRI技术可以用于确定患者中线偏移程度是否存在变化。中线偏移是指由于创伤(例如,中风、出血或其他损伤)导致的大脑中线距其正常对称位置的位移量,并且对临床医生而言是脑创伤严重程度的重要指标。

[0053] 在一些实施方式中,低场MRI监测技术可以与机器学习技术组合以连续监测患者的中线位移量(如果有的话)并检测中线偏移程度随时间的变化。在这样的实施方式中,低场MRI监测使得能够获得患者大脑的图像序列,并且机器学习技术(例如,诸如卷积神经网络的深度学习技术)可以用于根据图像序列确定大脑中线的相应位置序列和/或中线距其正常位置的相应位移序列。例如,在一些实施方式中,深度学习技术可以用于识别大脑镰附着于患者颅骨内板的点的位置和透明隔中测量点的位置。这些位置又可以用于获得中线偏移测量。

[0054] 然而,应当理解,尽管在一些实施方式中通过检测大脑镰的附着点的位置来检测中线,但是存在检测中线的其他方式。例如,在一些实施方式中,可以通过分割左脑和右脑以及脑的顶部和底部(如由测量平面限定)来检测中线。

[0055] 在一些实施方式中,在患者保持被定位在低场MRI装置内时,中线偏移监测涉及:
(1) 获取患者大脑的一部分的第一磁共振(MR)图像数据;(2) 将第一MR数据作为输入提供给训练的统计分类器(例如,卷积神经网络),以获得相应的第一输出;(3) 根据第一输出识别与患者大脑的至少一个中线结构相关联的至少一个界标的至少一个初始位置;(4) 在获取第一MR图像数据之后(例如,在一小时内)获取患者大脑的所述一部分的第二MR图像数据;(5) 将第二MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第二输出;(6) 根据第二输出识别与患者大脑的所述至少一个中线结构相关联的所述至少一个界标的至少一个更新位置;以及(7) 使用所述至少一个界标的至少一个初始位置和所述至少一个界标的至少一个更新位置来确定中线偏移的变化程度。

[0056] 在一些实施方式中,与患者大脑的至少一个中线结构相关联的至少一个界标可以包括大脑镰前附着点(到患者颅骨的内板)、大脑镰后附着点、透明隔上的点。在其他实施方

式中,至少一个界标可以表示大脑的左侧和右侧和/或大脑的顶部和底部的分割结果。

[0057] 在一些实施方式中,根据训练的统计分类器的第一输出识别与患者的大脑的至少一个中线结构相关联的至少一个界标的至少一个初始位置包括:(1) 识别大脑镰的前附着点的初始位置;(2) 识别大脑镰的后附着点的初始位置;以及(3) 识别透明隔上的测量点的初始位置。根据训练的统计分类器的第二输出识别与患者大脑的所述至少一个中线结构相关联的所述至少一个界标的至少一个更新位置包括:(1) 识别大脑镰的前附着点的更新位置;(2) 识别大脑镰的后附着点的更新位置;以及(3) 识别透明隔上的测量点的更新位置。反过来,可以使用所识别的大脑镰的前附着点、大脑镰的后附着点和透明隔上的测量点的初始位置和更新位置来执行中线偏移的变化程度。

[0058] 在一些实施方式中,确定中线偏移的变化程度包括:使用所识别的大脑镰的前附着点、大脑镰的后附着点和透明隔上的测量点的初始位置来确定初始的中线偏移量;使用所识别的大脑镰的前附着点、大脑镰的后附着点和透明隔上的测量点的更新位置来确定更新的中线偏移量;以及使用所确定的初始的中线偏移量和更新的中线偏移量来确定中线偏移的变化程度。

[0059] 在一些实施方式中,训练的统计分类器可以是多层神经网络。例如,多层神经网络可以是卷积神经网络(例如,具有卷积层、池化层和全连接层的卷积神经网络)或全卷积神经网络(例如,没有全连接层的卷积神经网络)。作为另一示例,多层神经网络可以包括卷积和递归(例如,长短期记忆)神经网络。

[0060] 发明人还开发了用于确定患者的大脑中的异常(例如,出血、病变、水肿、中风核心、中风半影和/或肿胀)的大小是否存在变化的低场MRI技术。在一些实施方式中,低场MRI监测技术可以与机器学习技术组合以连续监测异常的大小并检测其大小随时间的变化。在这样的实施方式中,低场MRI监测使得能够获得患者的大脑的图像序列,并且机器学习技术(例如,诸如卷积神经网络的深度学习技术)可以用于根据图像序列确定异常的相应的大小序列。例如,发明人开发的深度学习技术可以用于分割MRI图像中的异常,识别指定2D或3D边界区域(例如,框架)的主轴的点,识别异常的最大直径以及异常的与该最大直径正交的最大正交直径,以及/或者执行任何其他处理以促进识别异常的大小。

[0061] 因此,在一些实施方式中,在患者被定位在低场MRI装置内时,异常大小监测涉及:(1) 获取患者大脑的一部分的第一磁共振(MR)图像数据;(2) 将第一MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器(例如,多层神经网络、卷积神经网络、全卷积神经网络),以获得相应的第一输出;(3) 使用第一输出识别指示患者的大脑中的异常的大小的至少一个特征的至少一个初始值;(4) 在获取第一MR图像数据之后,获取患者大脑的所述一部分的第二MR图像数据;(5) 将第二MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的第二输出;(5) 使用第二输出识别指示患者的大脑中的异常的大小的所述至少一个特征的至少一个更新值;(6) 使用所述至少一个特征的至少一个初始值和所述至少一个特征的至少一个更新值来确定异常的大小的变化。

[0062] 在一些实施方式中,指示异常的大小的至少一个特征的至少一个初始值可以包括指定围绕异常的区域的一个或多个值(例如,指定边界区域的值、指定异常的周界的值等)。在一些实施方式中,至少一个特征的至少一个初始值可以包括指定异常的一个或更多个直径的值(例如,如图11A所示,直径1102以及与直径1102正交的直径1104)。

[0063] 在一些实施方式中,确定异常的大小的变化涉及:(1)使用至少一个特征的至少一个值确定异常的初始大小;(2)使用所述至少一个特征的至少一个更新值确定异常的更新大小;(3)使用所确定的异常的初始大小和更新大小来确定异常的大小的变化。

[0064] 以下是与用于使用包括低场MRI的低场磁共振应用执行监测的方法和设备相关的各种概念以及用于使用包括低场MRI的低场磁共振应用执行监测的方法和设备的实施方式的更详细的描述。应当理解,本文中描述的各个方面可以以多种方式中的任何方式来实现。仅出于说明目的,本文提供了具体实现的示例。另外,以下实施方式中描述的各个方面可以单独使用或以任何组合使用,并且不限于本文明确描述的组合。

[0065] 图1是MRI系统100的示例性部件的框图。在图1的说明性示例中,MRI系统100包括工作站104、控制器106、脉冲序列存储库108、电力管理系统110和磁性部件120。应当理解,系统100是说明性的,并且除了图1所示的部件之外或代替图1所示的部件,MRI系统可以具有任何合适类型的一个或更多个其他部件。

[0066] 如图1所示,磁性部件120包括 B_0 磁体122、匀场线圈124、RF发送和接收线圈126以及梯度线圈128。 B_0 磁体122可以用于至少部分地生成主磁场 B_0 。 B_0 磁体122可以是能够生成主磁场(例如,约0.2T或更小的低场强)的任何合适类型的磁体,并且可以包括一个或更多个 B_0 线圈、校正线圈等。匀场线圈124可以用于对磁场起作用以改善由磁体122生成的 B_0 场的均匀性。梯度线圈128可以被布置成提供梯度场,并且例如可以被布置成在磁场中沿三个基本上正交的方向(X,Y,Z)产生梯度,以定位在何处感生了MR信号。

[0067] RF发送和接收线圈126可以包括一个或更多个发送线圈,所述一个或更多个发送线圈可以用于生成RF脉冲以感应磁场 B_1 。发送/接收线圈可以被配置成产生任何合适类型的RF脉冲,所述RF脉冲被配置成激发受试体中的MR响应并检测所得到的发射的MR信号。RF发送和接收线圈126可以包括一个或多个发送线圈以及一个或多个接收线圈。发送/接收线圈的配置随着实现而变化,并且可以包括用于发送和接收两者的单个线圈、用于发送和接收的单独的线圈、用于发送和/或接收的多个线圈或者用于实现单通道或并行MRI系统的任何组合。因此,发送/接收磁性部件通常被称为Tx/Rx或Tx/Rx线圈,以一般地指代MRI系统的发送和接收部件的各种配置。磁性部件120中的每一个可以以任何合适的方式构造。例如,在一些实施方式中,可以使用在上面并入的共同提交的申请中描述的层压技术来制造一个或更多个磁性部件120。

[0068] 电力管理系统110包括用于向低场MRI系统100的一个或更多个部件提供操作电力的电子器件。例如,电力管理系统110可以包括一个或更多个电源、梯度功率放大器、发送线圈放大器和/或提供合适的操作电力以激励和操作低场MRI系统100的部件所需的任何其他合适的电力电子器件。

[0069] 如图1所示,电力管理系统110包括电源112、放大器114、发送/接收开关116和热管理部件118。电源112包括用于向低场MRI系统100的磁性部件120提供操作电力的电子器件。例如,电源112可以包括用于向一个或更多个 B_0 线圈(例如, B_0 磁体122)提供操作电力以产生用于低场MRI系统的主磁场的电子器件。在一些实施方式中,电源112可以是单极连续波(CW)电源,然而,还可以使用任何合适的电源。发送/接收开关116可以用于选择使RF发送线圈操作还是使RF接收线圈操作。

[0070] 放大器114可以包括:一个或更多个RF接收(Rx)前置放大器,其放大由一个或更多

个RF接收线圈(例如,线圈124)检测到的MR信号;一个或更多个RF发送(Tx)放大器,其被配置成向一个或更多个RF发送线圈(例如,线圈126)提供功率;一个或更多个梯度功率放大器,其被配置成向一个或更多个梯度线圈(例如,梯度线圈128)提供功率;匀场放大器,其被配置成向一个或更多个匀场线圈(例如,匀场线圈124)提供功率。

[0071] 热管理部件118为低场MRI系统100的部件提供冷却,并且可以被配置成通过促进由低场MRI系统100的一个或更多个部件产生的热被传递离开那些部件来进行冷却。热管理部件118可以包括但不限于执行基于水或基于空气的冷却的部件,所述部件可以与产生热量的MRI部件集成或被布置在产生热量的MRI部件附近,所述产生热量的MRI部件包括但不限于B₀线圈、梯度线圈、匀场线圈和/或发送/接收线圈。热管理部件118可以包括将热量传递离开低场MRI系统100的部件的任何合适的热传递介质,该热传递介质包括但不限于空气和水。

[0072] 如图1所示,低场MRI系统100包括控制器106(也被称为控制台),该控制器106具有用于向电力管理系统110发送指令以及从电力管理系统110接收信息的控制电子器件。控制器106可以被配置成实现一个或更多个脉冲序列,所述一个或多个脉冲序列被用于确定指令,所述指令被发送至电力管理系统110以按期望序列操作磁性部件120。例如,控制器106可以被配置成:控制电力管理系统110以根据平衡稳态自由进动(bSSFP)脉冲序列、低场梯度回波脉冲序列、低场旋转回波脉冲序列、低场反转恢复脉冲序列、动脉自旋标记、扩散加权成像(DWI)和/或任何其他合适的脉冲序列操作磁性部件120。控制器106可以被实现为硬件、软件或硬件和软件的任何合适的组合,这是因为本文提供的公开内容的各个方面在这方面不受限制。

[0073] 在一些实施方式中,控制器106可以被配置成通过从脉冲序列存储库108获得关于脉冲序列的信息来实现脉冲序列,脉冲序列存储库108存储一个或更多个脉冲序列中的每个脉冲序列的信息。由脉冲序列存储库108存储的关于特定脉冲序列的信息可以是使得控制器106能够实现特定脉冲序列的任何合适的信息。例如,脉冲序列存储库108中存储的关于脉冲序列的信息可以包括:用于根据脉冲序列操作磁性部件120的一个或更多个参数(例如,用于操作RF发送和接收线圈126的参数、用于操作梯度线圈128的参数等)、用于根据脉冲序列操作电力管理系统110的一个或更多个参数、包括指令的一个或更多个程序和/或任何其他合适的信息,所述指令当由控制器106执行时使控制器106控制系统100以根据脉冲序列进行操作。存储在脉冲序列存储库108中的信息可以存储在一个或更多个非暂态存储介质上。

[0074] 如图1所示,控制器106还与被编程成处理所接收的MR数据的计算装置104进行交互。例如,计算装置104可以使用任何合适的图像重建过程来处理所接收的MR数据,以生成一个或更多个MR图像。控制器106可以向计算装置104提供关于一个或更多个脉冲序列的信息,以由计算装置处理数据。例如,控制器106可以向计算装置104提供关于一个或更多个脉冲序列的信息,并且计算装置可以至少部分地基于所提供的信息执行图像重建过程。

[0075] 计算装置104可以是处理所获取的MR数据并生成被成像的受试体的一个或更多个图像的任何电子装置。在一些实施方式中,计算装置104可以是固定的电子装置,例如台式计算机、服务器、机架式安装的计算机、或者可以被配置成处理MR数据并生成被成像的受试体的一个或更多个图像的任何其他合适的固定的电子装置。可替代地,计算装置104可

以是便携式装置,例如智能电话、个人数字助理、膝上型计算机、平板计算机、或者可以被配置成处理MR数据并生成被成像的受试体的一个或多个图像的任何其他便携式装置。在一些实施方式中,计算装置104可以包括任何合适类型的多个计算装置,这是因为这些方面在这方面不受限制。用户102可以与工作站104进行交互以控制低场MR系统100的各个方面(例如,对系统100进行编程以根据特定脉冲序列进行操作,调整系统100的一个或更多个参数等)以及/或者查看由低场MR系统100获得的图像。根据一些实施方式,计算装置104和控制器106形成单个控制器,而在其他实施方式中,计算装置104和控制器106各自包括一个或更多个控制器。应当理解,由计算装置104和控制器106执行的功能可以以任何方式通过一个或更多个控制器的任何组合来分布,这是因为这些方面不限于与任何特定实现或架构一起使用。

[0076] 图2A和图2B示出了可以在适合与本文描述的变化检测技术一起使用的低场MRI系统中使用的双平面磁性配置。图2A示意性地示出了被配置成至少部分地产生适合于低场MRI的 B_0 场的一部分的双平面磁体。双平面磁体200包括两个外线圈210a和210b以及两个内线圈212a和212b。当向线圈施加适当的电流时,在箭头所示的方向上产生磁场,以产生具有线圈之间的视场的 B_0 场, B_0 场当被设计和适当地被构造时可以适用于低场MRI。术语“线圈”在本文中用于指代任何几何形状的任何导体或导体组合,其具有至少一“匝”,该“匝”传导电流以产生磁场,从而形成电磁。

[0077] 应当理解,由于难以在高场强下获得具有足够均匀性的 B_0 场,因此图2A中所示的双平面几何形状通常不适用于高场MRI。高场MRI系统通常利用螺线管几何形状(和超导线圈)来实现高场MRI的足够均匀性的高场强。图2A所示的双平面 B_0 磁体提供了通常开放的几何形状,便于其用于患有幽闭恐怖症并且可以拒绝用常规高场螺线管线圈几何形状进行成像的患者。此外,双平面设计可以通过其开放设计而便于用于较大的患者,并且在一些情况下,可以在低场强和均匀性要求下实现通常更大的视场。此外,如下面进一步详细讨论的,通常开放设计便于接近被成像的患者,并且可以提高将患者例如无意识的、镇静的或麻醉的患者定位在视场内的能力。由于可以根据需要布置更多或更少的线圈,因此图2A中的双平面几何形状仅仅是示例性的,这是因为这些方面在这方面不受限制。

[0078] 图2B示出了使用层压技术制造 B_0 磁体或其一部分和/或制造用于低场MRI的一个或更多个其他磁性部件的混合双平面磁体。例如,在图2B所示的示例性双平面磁体200'中,层压板220a和220b代替内线圈212a和212b以产生混合磁体。层压板220a和220b可以包括任何数量的层压层,所述层压层上制造有一个或更多个 B_0 线圈、梯度线圈、校正线圈和/或匀场线圈等或其一部分,以便于产生用于低场MRI的磁场。在于2015年9月4日提交的题为“Low Field Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus”的美国专利申请第14/845,652(652申请)号中描述了使用层压技术的合适的混合磁体,该美国专利申请通过引用其全部内容并入本文中。在其他实施方式中,层压技术可以用于整体实现 B_0 磁体(例如,代替线圈210a和210b)。

[0079] 另外地或可替代地,示例性层压板220a和220b可以在其上制造有一个或更多个梯度线圈或者一个或更多个梯度线圈的一部分,以根据频率或相位对接收的MR信号的空间位置进行编码。根据一些实施方式,当在低场MRI系统中被操作时,层压板包括:至少一个导电层,其被图案化以形成一个或更多个梯度线圈;或者一个或更多个梯度线圈的一部分,其能

够产生或有助于适合于提供检测到的MR信号的空间编码的磁场。例如,层压板220a和/或层压板220b可以包括:第一梯度线圈,其被配置成在第一(X)方向上选择性地改变 B_0 场以在该方向上执行频率编码;第二梯度线圈,其被配置成在与第一方向基本上正交的第二(Y)方向上选择性地改变 B_0 场以执行相位编码;和/或第三梯度线圈,其被配置成在与第一方向和第二方向基本上正交的第三(Z)方向上选择性地改变 B_0 场以使得能够实现用于体积成像应用的切片选择。

[0080] 另外地或可替代地,示例性层压板220a和220b可以包括附加的磁性部件,例如一个或多个匀场线圈,所述附加的磁性部件被布置成:产生支撑系统的磁场,以例如增加强度以及/或者改善 B_0 场的均匀性;抵消有害的场效应,例如由梯度线圈的操作产生的那些场效应、被成像的对象的负载效应;或者以其他方式支持低场MRI系统的磁性。如下面进一步详细讨论的,图2A和图2B所示的双平面磁体可以使用常规线圈、层压技术或这两者的组合来产生,并且可以用于为适于执行变化检测技术的低场MRI系统提供磁性部件。

[0081] 发明人已经认识到,低场环境使得 B_0 磁体设计在高场域中不可行。例如,至少部分地由于较低的场强,可以消除超导材料和相应的低温冷却系统。部分由于低场强,可以在低场域中采用使用非超导材料(例如,铜)构造的 B_0 电磁体。然而,这样的电磁体在操作期间仍然可能消耗相对大量的电力。例如,操作使用铜导体的电磁体以产生0.2T或更大的磁场需要专用或专门的电源接头(例如,专用的三相电源接头)。发明人开发了可以使用市电(即,标准壁装电力)操作的MRI系统,使得MRI系统能够在具有普通电源接头例如标准壁装插座(例如,在美国为120V/20A连接装置)或普通大型电器插座(例如,220V至240V/30A)的任何位置处被供电。因此,低功率MRI系统便于携带和可用性,使得MRI系统能够在需要它的位置处被操作(例如,MRI系统可以被带至患者处,而不是将患者带至MRI系统处),在下面进一步详细讨论其示例。另外,通过标准壁装电源进行操作消除了将三相电源转换为单相电源以及使直接从电网提供的电力平滑通常所需的电子器件。相反,壁装电源可以被直接转换为DC并且被分发以向MRI系统的部件供电。

[0082] 图2C和图2D示出了使用电磁体和铁磁轭形成的 B_0 磁体。具体地, B_0 磁体2000部分地被布置成双平面几何形状的电磁体2010形成,电磁体2010包括在 B_0 磁体2000的上侧上的电磁线圈2012a和2012b以及在 B_0 磁体2000的下侧上的电磁线圈2014a和2014b。根据一些实施方式,形成电磁体2010的线圈可以由多匝铜线或铜带形成,或者适于在被操作时(例如,当电流被驱动通过导体绕组时)产生磁场的任何其他导电材料形成。虽然图2C和图2D所示的示例性电磁体包括两对线圈,但是电磁体可以使用任何数量的线圈以任何配置来形成,这是因为这些方面在这方面不受限制。形成电磁体2010的电磁线圈可以例如通过将导体2013(例如,铜带、电线、涂料等)缠绕在玻璃纤维环2017上而形成。例如,导体2013可以是合适的绝缘铜线,或者可替代地,导体2013可以是与绝缘层(例如,聚酯薄膜层)一起缠绕的铜带,以电隔离线圈的多个绕组。可以设置连接器2019以使得电源接头能够提供串联操作线圈2014a和2014b的电流。可以在电磁体的上侧上设置类似的连接器(在图2C和图2D中不可见)以操作线圈2012a和2012b。

[0083] 应当理解,电磁线圈可以由任何合适的材料形成并且以任何合适的方式被确定尺寸,以产生或有助于期望的 B_0 磁场,这是因为这些方面不限于与任何特定类型的磁场一起使用。作为可以适合于部分地形成电磁体(例如,电磁体2010)的一个非限制性示例,可以使

用具有155匝的铜带和聚酯薄膜绝缘体来构造电磁线圈以形成大约23至27英寸(例如,大约25英寸)的内径、大约30至35英寸(例如,32英寸)的外径。然而,可以使用不同的材料和/或不同的尺寸来构造具有期望特性的电磁线圈,这是因为这些方面在这方面不受限制。上线圈和下线圈可以被定位成在上侧上的下线圈与下侧上的上线圈之间提供大约10至15英寸(例如,大约12.5英寸)的距离。应当理解,尺寸将根据期望特性包括例如场强、视场等而不同。

[0084] 在图2C和图2D所示的示例性 B_0 磁体中,每个线圈对2012和2014分别由热管理部件2030a和2030b分开,以将由电磁线圈和梯度线圈(图2C和图2D中未示出)产生的热量传递离开磁体以提供对MRI装置的热管理。具体地,热管理部件2030a和2030b可以包括具有导管的冷却板,所述导管使得冷却剂能够被循环通过冷却板以将热量从磁体传递出去。冷却板2030a、2030b可以被构造成:减少或消除由操作梯度线圈引起的涡流,所述涡流可以产生破坏由 B_0 磁体2000产生的 B_0 磁场的电磁场。例如,热管理部件2030a和2030b可以与2015年9月4日提交的题为“Thermal Management Methods and Apparatus”的美国申请第14/846,042号中描述的任何热管理部件相同或相似,该美国申请通过引用以其全部内容并入本文中。根据一些实施方式,如下面进一步详细讨论的,可以消除热管理部件。

[0085] B_0 磁体2000还包括轭2020,轭2020磁耦合至电磁体以捕获磁通量,在没有轭2020的情况下,该磁通量将损失并且不会有助于上电磁线圈和下电磁线圈之间的感兴趣区域中的通量密度。具体地,轭2020形成连接电磁体的上侧和下侧上的线圈的“磁路”,以增加线圈之间的区域中的通量密度,从而增加 B_0 磁体的成像区域(也被称为视场)内的场强。成像区域或视场限定了由给定 B_0 磁体产生的 B_0 磁场适合成像的体积。更具体地,成像区域或视场对应于 B_0 磁场在期望的场强下足够均匀使得由被定位在其中的对象响应于射频激励(例如,合适的射频脉冲序列)的施加发射可检测的MR信号的区域。轭2020包括框架2022和板2024a、2024b,其可以使用任何合适的铁磁材料(例如,铁、钢等)形成。板2024a、2024b收集由电磁体2010的线圈对产生的磁通量并将其引导至框架2022,框架2022又将磁通量返回到相对的线圈对,从而对于提供给线圈的相同量的操作电流,使线圈对(例如,线圈对2012a、2012b和线圈对2014a、2014b)之间的成像区域中的通量密度增加多达两倍。因此,轭2020可以用于在功率需求没有相应增加的情况下产生更高的 B_0 场(导致更高的SNR),或者轭2020可以用于降低 B_0 磁体2000对给定 B_0 场的功率需求。

[0086] 根据一些实施方式,用于轭2020的部分(即,框架2022和/或板2024a、2024b)的材料是钢,例如,低碳钢、硅钢、钴钢等。根据一些实施方式,MRI系统的梯度线圈(图2C、图2D中未示出)被布置成相对靠近板2024a、2024b,从而在板中引起涡流。为了减轻涡流,板2024a、2024b和/或框架2022可以由硅钢构成,硅钢通常比例如低碳钢更抵抗涡流产生。应当理解,轭2020可以使用具有足够磁导率的任何铁磁材料来构造,并且各个部件(例如,框架2022和板2024a、2024b)可以由相同或不同的铁磁材料构成,这是因为增加通量密度的技术不限于与任何特定类型的材料或材料组合一起使用。此外,应当理解,轭2020可以使用不同的几何形状和布置来形成。

[0087] 应当理解,轭2020可以由任何合适的材料制成,并且可以被确定尺寸以提供期望的磁通量捕获,同时满足其他设计约束,例如重量、成本、磁特性等。作为示例,轭的框架(例如,框架2022)可以由碳含量小于0.2%的低碳钢或硅钢形成,其中长梁的长度约为38英寸,

宽度约为8英寸,而厚度(深度)约为2英寸,以及短梁的长度约为19英寸,宽度约为8英寸,而厚度(深度)约为2英寸。板(例如,板2024a和2024b)可以由碳含量小于0.2%的低碳钢或硅钢形成,并且直径约为30至35英寸(例如,大约32英寸)。然而,上面提供的尺寸和材料仅仅是可以用于捕获由电磁体产生的磁通量的轭的合适的实施方式的示例。

[0088] 作为通过使用轭2020而实现的改进的示例,在没有轭2020的情况下操作电磁体2010以产生大约20mT的 B_0 磁场消耗大约5kW,而在具有轭2020的情况下产生相同的20mT的 B_0 磁场消耗大约750W的功率。在具有轭2020的情况下操作电磁体2010,可以使用2kW的功率产生大约40mT的 B_0 磁场,并且可以使用大约3kW的功率产生大约50mT的 B_0 磁场。因此,可以通过使用轭220显著降低功率需求,从而使得能够在没有专用三相电源接头的情况下操作 B_0 磁体。例如,美国和北美大部分地区的市电电力以120V和60Hz来提供并且额定电流为15或20安培,允许分别供低于1800W和2400W操作的装置使用。许多设施还具有220至240VAC插座,额定电流为30安培,允许高达7200W操作的装置从这样的插座被供电。根据一些实施方式,如下面进一步详细讨论的,利用包括电磁体和轭的 B_0 磁体(例如, B_0 磁体2000)的低场MRI系统被配置成通过标准壁装插座被供电。根据一些实施方式,也如下面进一步详细讨论的,利用包括电磁体和轭的 B_0 磁体(例如, B_0 磁体2000)的低场MRI系统被配置成通过220至240VAC插座被供电。

[0089] 再参照图2C和图2D,如在已经移除下线圈的图2D中最佳看到的,示例性 B_0 磁体2010还包括垫片环2040a、2040b和垫片盘2042a、2042b,其被配置成增强所产生的 B_0 磁场以提高视场中(例如,在电磁体的上线圈和下线圈之间的其中 B_0 场适合于足够的MR信号产生的区域中)的均匀性。特别地,垫片环2040和垫片盘2042被确定尺寸且被布置成:至少在 B_0 磁体的视场内增加由电磁体产生的磁场的均匀性。特别地,可以选择垫片环2040a、2040b的高度、厚度和材料以及垫片盘2042a、2042b的直径、厚度和材料,以实现合适均匀性的 B_0 场。例如,垫片盘可以设置有大约5至6英寸的直径和大约0.3至0.4英寸的宽度。垫片环可以由多个圆弧区段(例如,8个圆弧区段)形成,每个圆弧区段具有大约20至22英寸的高度,并且具有大约2英寸的宽度,以形成具有大约在21至22英寸之间以及大约在23至24英寸之间的内径的环。

[0090] B_0 磁体的重量是MRI系统的总重量的重要部分,MRI系统的总重量反过来又影响MRI系统的可携带性。在主要将低碳钢和/或硅钢用于轭和匀场部件的实施方式中,与前述 B_0 磁体2000类似地确定尺寸的示例性 B_0 磁体2000可以重大约550千克。根据一些实施方式,钴钢(CoFe)可以用作轭(以及可能的垫片部件)的主要材料,可能使 B_0 磁体2000的重量减小到大约450千克。然而,CoFe通常比例如低碳钢更昂贵,从而抬高了系统的成本。因此,在一些实施方式中,可以使用CoFe形成选择部件以平衡由其使用引起的成本和重量之间的折衷。使用这样的示例性 B_0 磁体,可以例如通过以下操作来构造便携式、手推式或以其他方式可运输的MRI系统:将 B_0 磁体集成在壳体、框架或其他主体内,脚轮、轮子或其他运动装置可以附接到壳体、框架或其他主体以使得MRI系统能够被运输到期望的位置(例如,通过手动推动MRI系统以及/或者包括机动辅助)。因此,MRI系统可以被带至需要它的位置,从而增加其可用性并且用作临床仪器并提供先前不可能的MRI应用。

[0091] 采用诸如 B_0 磁体2000的 B_0 磁体的低场MRI系统的总功耗的主要贡献者是电磁体(例如,电磁体2010)。例如,在一些实施方式中,电磁体可以消耗整个MRI系统的80%或更多的

功率。为了显著降低MRI系统的功率需求,发明人开发了利用永磁体来产生以及/或者有助于 B_0 电磁场的 B_0 磁体。根据一些实施方式,用永磁体代替 B_0 电磁体作为 B_0 电磁场的主要来源。永磁体是指一旦被磁化就保持其自身持久磁场的任何物体或材料。可以被磁化以产生永磁体的材料在本文中被称为铁磁体,并且作为非限制性示例包括铁、镍、钴、钕(NdFeB)合金、钐钴(SmCo)合金、铝镍钴(AlNiCo)合金、锶铁氧体、钡铁氧体等。永磁材料(例如,通过磁化场被驱动至饱和的可磁化材料)在驱动场被移除时保持其磁场。由特定材料保持的磁化量被称为材料的剩磁。因此,一旦被磁化,永磁体就产生与其剩磁对应的磁场,从而消除了对产生磁场的电源的需要。

[0092] 图2E示出了根据一些实施方式的永久 B_0 磁体。具体地, B_0 磁体2100由永磁体2110a和2110b以及轭2120形成,永磁体2110a和2110b被布置成双平面几何形状,轭2120捕获由永磁体产生的电磁通量并将该通量传递至相对的永磁体以增加永磁体2110a和2110b之间的通量密度。永磁体2110a和2110b中的每一个由多个同心永磁体形成。具体地,如图2E中可见,永磁体2110b包括外环永磁体2114a、中环永磁体2114b、内环永磁体2114c以及中心处的永磁盘2114d。永磁体2110a可以包括与永磁体2110b相同的一组永磁体元件。

[0093] 可以根据系统的设计要求来选择使用的永磁材料。例如,根据一些实施方式,永磁体(或其一些部分)可以由NdFeB制成,NdFeB一旦被磁化就产生每单位体积材料具有相对高磁场的磁场。根据一些实施方式,SmCo材料用于形成永磁体或其一些部分。虽然NdFeB产生更高的场强(并且通常比SmCo更便宜),但是SmCo表现出较小的热漂移,因此在面对温度波动时提供更稳定的磁场。也可以使用其他类型的永磁材料,这是因为这些方面在这方面不受限制。通常,所使用的永磁材料的一种或多种类型将至少部分地取决于给定 B_0 磁体实现的场强、温度稳定性、重量、成本和/或易用性要求。

[0094] 永磁体环被确定尺寸并被布置成:在永磁体2110a和2110b之间的中心区域(视场)中产生期望强度的均匀场。在图2E所示的示例性实施方式中,每个永磁体环包括多个区段,每个区段使用多个块来形成,所述多个块沿径向方向堆叠并且围绕周边彼此相邻定位以形成相应的环。发明人已经认识到,通过改变每个永磁体的宽度(在与环相切的方向上),可以在使用更少的材料的同时实现有用空间的更少浪费。例如,可以通过以下操作来减小不产生有用磁场的堆叠之间的空间:例如根据块的径向位置来改变块的宽度,使得能够更紧密地配合以减小浪费的空间并使可以在给定空间中产生的磁场的量最大化。如下面进一步详细讨论的,块的尺寸也可以以任何期望的方式变化,以便于产生具有期望强度和均匀性的磁场。

[0095] B_0 磁体2100还包括轭2120,轭2120被配置和布置成:捕获由永磁体2110a和2110b产生的磁通量并将其引导至 B_0 磁体的相对侧,以增加永磁体2110a和2110b之间的通量密度,从而增加 B_0 磁体的视场内的场强。通过捕获磁通量并将其引导至永磁体2110a和2110b之间的区域,可以使用较少的永磁材料来实现期望的场强,从而减小 B_0 磁体的尺寸、重量和成本。可替代地,对于给定的永磁体,可以增加场强,从而在不使用增加量的永磁材料的情况下改进系统的SNR。对于示例性 B_0 磁体2100,轭2120包括框架2122以及板2124a和2124b。以类似于上面结合轭2020描述的方式,板2124a和2124b捕获由永磁体2110a和2110b产生的磁通量并将其引导至框架2122,以通过轭的磁回路被循环,以增加 B_0 磁体的视场中的通量密度。轭2120可以由任何期望的铁磁材料例如低碳钢、CoFe和/或硅钢等构成,来为

轭提供期望的磁特性。根据一些实施方式,板2124a和2124b(和/或框架2122或其一部分)可以在梯度线圈最普遍地引起涡流的区域中由硅钢等构成。

[0096] 示例性框架2122包括分别衔接至板2124a和2124b的臂2123a和2123b以及为由永磁体产生的通量提供磁回路的支撑件2125a和2125b。臂通常被设计成:减少支撑永磁体所需的材料量,同时为由永磁体产生的磁通量的回路提供足够的横截面。臂2123a在由 B_0 磁体产生的 B_0 场的磁回路内具有两个支撑件。支撑件2125a和2125b被制造成:在它们之间形成有间隙2127,提供对框架的稳定性和/或对结构的轻盈度的测量,同时为由永磁体产生的磁通量提供足够的横截面。例如,磁通量的回路所需的横截面可以在两个支撑结构之间分开,从而提供足够的回路,同时增加框架的结构完整性。应当理解,可以向结构添加另外的支撑件,这是因为该技术不限于与仅两个支撑件和任何特定数量的多个支撑结构一起使用。

[0097] 如上所述,示例性永磁体2110a和2110b包括多个永磁材料环,所述环在中心处同心地布置有永磁盘。每个环可以包括多个铁磁材料堆叠以形成相应的环,并且每个堆叠可以包括一个或更多个块,所述一个或更多个块可以具有任何数量(在一些实施方式中和/或在一些环中包括单个块)。形成每个环的块可以被确定尺寸并被布置成产生期望的磁场。发明人已经认识到,根据一些实施方式,如结合在一起形成 B_0 磁体的永磁体的示例性环进一步详细讨论的,块可以以多种方式被确定尺寸以降低成本、减轻重量以及/或者改进所产生的磁场的均匀性。

[0098] 图2F示出了根据一些实施方式的 B_0 磁体2200。 B_0 磁体2200可以与图2E中所示的 B_0 磁体2100共享设计部件。特别地, B_0 磁体2200由以双平面几何形状布置的永磁体2210a和2210b形成,其中轭2220耦接至永磁体2210a和2210b以捕获由永磁体产生的电磁通量并将该通量传递至相对的永磁体以增加永磁体2210a和2210b之间的磁通密度。永磁体2210a和2210b中的每个由多个同心永磁体形成,如永磁体2210b所示,其包括外环永磁体2214a、中环永磁体2214b、内环永磁体2214c以及中心处的永磁盘2214d。永磁体2210a可以包括与永磁体2210b相同的一组永磁元件。可以根据系统的设计要求来选择所使用的永磁材料(例如,根据期望的特性来选择NdFeB、SmCo等)。

[0099] 永磁环被确定大小并被布置成在永磁体2210a和2210b之间的中心区域(视场)中产生期望强度的均匀场。特别地,下面将进一步详细讨论,在图2F所示的示例性实施方式中,每个永磁环包括多个圆弧段,这些圆弧段被确定大小并被定位成产生期望的 B_0 磁场。以与图2E中所示的轭2120类似的方式,轭2220被配置和布置成捕获由永磁体2210a和2210b产生的磁通量并将该磁通量引导至 B_0 磁体的相对侧以增加永磁体2210a和2210b之间的磁通密度。因此,轭2220利用较少的永磁材料增加 B_0 磁体的视场内的场强,减小了 B_0 磁体的大小、重量和成本。轭2220还包括框架2222以及板2224a和2224b,其以与上面结合轭2220描述的方式类似的方式捕获并循环由永磁体2210a产生的磁通量并经由轭的磁回路增加 B_0 磁体的视场内的通量密度。轭2220的结构可以类似于上面描述的结构以提供足够的材料来容纳由永磁体产生的磁通量并提供足够的稳定性,同时使使用的材料的量最小化以例如降低 B_0 磁体的成本和重量。

[0100] 由于永久性 B_0 磁体一旦被磁化就会产生其自己的持久磁场,所以不需要电力来操作永久性 B_0 磁体以产生其磁场。因此,可以除去对MRI系统的总功耗的显著(通常是主要的)贡献者,便于可以使用市电(例如,通过标准壁装插座或普通大型家用电器插座)供电的MRI

系统的开发。如上所述,发明人已经开发了低功率、便携式低场MRI系统,其可以被部署在几乎任何环境中并且可以被带到将要经历成像过程的患者。以这种方式,急诊室、重症监护室、手术室和许多其他位置处的患者可以在MRI通常不可用的情况下受益于MRI。

[0101] 图3A至图3B示出了根据一些实施方式的适用于执行本文描述的变化检测技术的便携式或手推式低场MRI系统300。系统300可以包括磁性部件和功率部件以及可能包括其他部件(例如,热管理、控制台等),它们一起被布置在单个通常可运输和可变换的结构上。系统300可以被设计成具有至少两种配置;适于运输和存放的配置,以及适于操作的配置。图3A示出了当被固定用于运输和/或存放时的系统300,图3B示出了被变换用于操作时的系统300。系统300包括部分390A,当将系统从其运输配置变换到其操作配置时,如图3B中示出的箭头所示,部分390A可以滑动到部分390B中并从部分390B收回。部分390A可以容纳功率电子器件、控制台(其可以包括诸如触摸板显示器的接口装置)和热管理。部分390A还可以包括用于根据需要操作系统300的其他部件。部分390B包括低场MRI系统300的磁性部件,包括层压板,磁性部件以本文所讨论的任何组合集成在层压板上。当被变换成适于操作系统以执行MRI的配置时(如图3B所示),部分390A和390B的支承表面提供患者可躺在其上的表面。可以提供可滑动的床或表面384以便于将患者滑动到位,使得待成像的患者的一部分在低场MRI磁性部件的视场内。系统300提供低场MRI系统的便携式紧凑配置,其便于在MRI通常不可用的情况下(例如,在NICU中)得到MRI成像。图3A至图3B示出了利用壳体386A和386B之间的双平面磁体形成和成像区域的可转换低场MRI系统的示例。壳体386A和386B容纳可转换系统300的磁性部件。根据一些实施方式,可以使用专门的层压技术、专门的传统技术或使用两者的组合(例如,使用混合技术)来生产、制造和布置磁性部件。可转换低场MRI系统300使得该系统能够被带至患者以便于监测患者的目标解剖结构。例如,可转换低场MRI系统300可以被带至NICU中的患者,并且无意识的患者可以被放置在可滑动的床上并被定位在系统的视场内。然后可以通过在延长的时间段(例如,在一个或多个小时的过程中)获得连续的、周期性的和/或规则的MRI图像来监测患者,以使用本文描述的各种变化检测技术中的任何变化检测技术评估发生的变化。

[0102] 图3C和图3D示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的可以用于实现各种变化检测技术的另一便携式MRI系统3800的视图。便携式MRI系统3800包括部分地由上磁体3810a和下磁体3810b形成的 B_0 磁体3810,轭3820耦接至上磁体3810a和下磁体3810b以增加成像区域内的磁通密度。 B_0 磁体3810可以与梯度线圈3815一起容纳在磁体壳体3812中(例如,在2015年9月4日提交的题为“Low Field Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus(低场磁共振成像方法和设备)”的美国申请第14/845,652号中描述的梯度线圈中的任何梯度线圈,该美国申请通过引用以其全部内容并入本文中)。根据一些实施方式, B_0 磁体3810包括电磁体。根据一些实施方式, B_0 磁体3810包括永磁体(例如,在2017年6月30日提交的题为“LOW-FIELD MAGNETIC RESONANCE IMAGING METHODS AND APPARATUS(低场磁共振成像方法和设备)”的美国申请第15/640,369号中描述的永磁体中的任何永磁体,该美国申请通过引用以其全部内容并入本文中)。

[0103] 便携式MRI系统3800还包括容纳操作MRI系统所需的电子器件的基座3850。例如,基座3850可以容纳电子器件,电子器件包括但不限于:一个或多个梯度功率放大器、系统上计算机、配电单元(PDU)、一个或多个电源和/或被配置成使用市电(例如,通过到标准

壁装插座和/或大型电器插座的连接)操作MRI系统的任何其他功率部件。例如,基座3870可以容纳低功率部件例如本文描述的那些部件,使得便携式MRI系统至少部分地能够从容易获得的壁装插座被供电。因此,便携式MRI系统3800可以被带至患者并被插入附近的壁装插座中。

[0104] 便携式MRI系统3800还包括可移动滑动件3860,该可移动滑动件3860可以被打开和关闭并以各种配置被定位。滑动件3860包括可以由任何合适的导电或磁性材料制成的电磁屏蔽件3865,以形成可移动屏蔽件,以使便携式MRI系统的操作环境中的电磁噪声衰减,从而为成像区域屏蔽至少一些电磁噪声。如本文所使用的,术语电磁屏蔽是指被配置成使感兴趣的谱中的电磁场衰减并被定位或布置成屏蔽感兴趣的区域、物体和/或部件的导电或磁性材料。在MRI系统的背景下,可以使用电磁屏蔽来屏蔽MRI系统的电子部件(例如,功率部件、电缆等),屏蔽MRI系统的成像区域(例如,视场)或者屏蔽两者。

[0105] 由电磁屏蔽实现的衰减程度取决于许多因素,所述许多因素包括所使用的材料类型、材料厚度、期望或要求电磁屏蔽的频谱、电磁屏蔽中的孔径的大小和形状(例如,导电网中的空间的大小、屏蔽中的未屏蔽部分或间隙的大小等)和/或孔径相对于入射电磁场的取向。因此,电磁屏蔽通常是指用于使至少一些电磁辐射衰减并且被定位成通过使至少一些电磁辐射衰减来至少部分地屏蔽给定空间、物体或部件的任何导电或磁性屏障。

[0106] 应当理解,期望屏蔽(电磁场的衰减)的频谱可以根据被屏蔽的对象而不同。例如,某些电子部件的电磁屏蔽可以被配置成使与MRI系统的成像区域的电磁屏蔽不同的频率衰减。关于成像区域,感兴趣的谱包括干扰、影响和/或降低MRI系统激发和检测MR响应的能力的频率。通常,MRI系统的成像区域的感兴趣的谱对应于接收系统被配置成或能够检测的给定 B_0 磁场强度下的标称操作频率(即,拉莫尔频率)附近的频率。该谱在本文中被称为MRI系统的操作谱。因此,为操作谱提供屏蔽的电磁屏蔽是指被布置或被定位成使至少在MRI系统的成像区域的至少一部分的工作谱内的频率衰减的导电或磁性材料。

[0107] 在图3C和图3D中所示的便携式MRI系统3800中,可移动屏蔽件由此可被配置成以不同的布置提供屏蔽,其可以根据需要进行调节以容纳患者,提供对患者的访问,和/或根据给定的成像协议。例如,对于图3E中所示的成像过程(例如,大脑扫描),一旦患者已经被定位,就可以例如使用手柄3862关闭滑动件3960,以在除了容纳患者上身的开口之外的成像区域周围提供电磁屏蔽3965。在图3F中所示的成像过程(例如,膝盖扫描)中,滑动件3960可以被布置成在两侧具有开口以容纳患者的腿。因此,可移动屏蔽件使得屏蔽能够以适合于成像过程并且便于将患者适当地定位在成像区域内的布置被配置。

[0108] 在一些实施方式中,可以执行包括一种或更多种降噪和/或补偿技术的降噪系统,以抑制未被屏蔽3865阻挡或充分衰减的电磁噪声中的至少一些。具体地,发明人已经开发出了被配置成抑制、避免和/或抵制MRI系统所处的操作环境中的电磁噪声的降噪系统。根据一些实施方式,这些噪声抑制技术结合可移动屏蔽件起作用,以便于以滑动件可以被布置的各种屏蔽配置进行操作。例如,当如图3F所示布置滑动件3960时,增加的电磁噪声水平可能会通过开口进入成像区域。因此,噪声抑制部件将检测增加的电磁噪声水平并相应地调整噪声抑制和/或避免响应。由于本文描述的噪声抑制和/或避免技术的动态特性,降噪系统被配置成响应于变化的噪声条件,包括由于可移动屏蔽件的不同布置产生的噪声条件。因此,根据一些实施方式的降噪系统可以被配置成与可移动屏蔽件一致地操作,来以可

以利用的任何屏蔽配置包括基本上没有屏蔽的配置(例如,没有可移动屏蔽件的配置)抑制MRI系统的操作环境中的电磁噪声。

[0109] 为了确保不管滑动件被放置的布置如何可移动屏蔽件都提供屏蔽,可以布置电气垫圈以沿着可移动屏蔽件的周边提供连续屏蔽。例如,如图3D所示,电气垫圈3867a和3867b可以被设置在滑动件3860和磁体壳体之间的界面处,以保持沿着该界面提供连续屏蔽。根据一些实施方式,电气垫圈是铍弹片或铍铜弹片等(例如,铝垫圈),其在滑动件3860移动到成像区域周围的期望位置期间和之后保持屏蔽件3865与地之间的电连接。根据一些实施方式,电气垫圈3867c被设置在滑动件3860之间的界面处,如图3F所示,使得在滑动件被放在一起的布置中在滑动件之间提供连续屏蔽。因此,可移动滑动件3860可以为便携式MRI系统提供可配置的屏蔽。

[0110] 为了便于运输,提供机动部件3880以使得便携式MRI系统能够从一个位置被驱动到另一个位置,例如,使用诸如操纵杆的控件或设置在MRI系统上的或远离MRI系统的其他控制机构。如图3E和图3F所示,以这种方式,便携式MRI系统3800可以被运输到患者并且被操纵到床边以执行成像。如上所述,图3E示出了已经被运输到患者的床边以执行大脑扫描的便携式MRI系统3900。图3F示出了已经被运输到患者的床边以执行患者膝盖扫描的便携式MRI系统3900。

[0111] 可以从便携式电子装置例如笔记本、平板计算机、智能电话等操作本文描述的便携式MRI系统。例如,平板计算机3875可以用于操作便携式MRI系统,以运行期望的成像协议以及查看所得到的图像。平板计算机3875可以连接至安全云,来以数据集传输用于数据共享、远程医疗和/或深度学习的图像。2015年9月4日提交的题为“Automatic Configuration of a Low Field Magnetic Resonance Imaging System(低场磁共振成像系统的自动配置)”的美国申请第14/846158号中描述的利用网络连接的技术中的任何技术可以结合本文描述的便携式MRI系统来使用,该美国申请通过引用以其全部内容并入本文中。

[0112] 图3G示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的便携式MRI系统的另一示例。便携式MRI系统4000可以在许多方面类似于图3C至图3F中所示的便携式MRI系统。然而,滑动件4060不同地被构造,屏蔽件4065也不同地被构造,导致电磁屏蔽件更容易制造并且制造成本更低。如上所述,可以使用降噪系统来使得便携式MRI系统能够在未屏蔽的房间中操作,并且在成像区域周围对系统本身具有不同程度的屏蔽,包括对于成像区域没有或基本上没有装置级电磁屏蔽。

[0113] 应当理解的是,图3C至图3G中所示的电磁屏蔽件是示例性的并且为MRI系统提供屏蔽不限于本文描述的示例电磁屏蔽。可以使用任何合适的材料以任何合适的方式实现电磁屏蔽。例如,可以使用能够提供可移动“帘”以屏蔽成像区域的导电网、织物等形成电磁屏蔽。可以使用耦接至MRI系统的一个或更多个导电带(例如,一个或更多个导电材料条)作为固定的、可移动的或可配置的部件形成电磁屏蔽,来为成像区域屏蔽电磁干扰,下面将进一步详细描述其中的一些示例。可以通过将材料嵌入门、滑动件或壳体的任何可移动或固定部分中来提供电磁屏蔽。电磁屏蔽件可以被部署为固定部件或可移动部件,原因是这些方面在该方面不受限制。

[0114] 图4示出了根据一些实施方式的使用低场MRI监测患者以检测患者的变化的方法。在动作410中,由低场MRI装置获取被定位在低场MRI装置内的患者的解剖结构的目标部分

(例如,大脑的一部分、膝盖的一部分等)的第一MR图像数据。将患者定位在低场装置内是指相对于低场MRI装置的磁性部件放置患者,使得患者的解剖结构的一部分位于低场MRI装置的视场内,从而使得可以获取MR图像数据。术语MR图像数据在本文中用于指代通常包括但不限于图像重建前的MR数据(例如,k空间MR数据)和已经以某种方式被处理的MR数据(例如,诸如三维(3D)体积图像的图像重建后的MR数据)的MR数据。由于本文描述的配准技术和变化检测技术两者均可以在任何域(或域的组合)中被执行,所以术语MR图像数据用于指代不知道域以及/或者不知道是否已经执行图像重建(或任何其他处理)而获取的MR数据。作为示例应用,可以获取患者大脑的MR图像数据以监测大脑内的时间变化(例如,关于动脉瘤或脑内出血的变化、肿瘤或其他组织异常的变化、化学成分的变化等)。

[0115] 在动作420中,获取第一MR图像数据中包括的解剖结构的相同或基本相同部分的后续(下一个)MR图像数据。可以在获取第一MR图像数据之后立即获取下一个MR图像数据,或者可以在期望的延迟时段之后(例如,在1、2、3、4、5、10、15、20分钟等之后)获得下一个MR图像数据。因此,下一个MR图像数据在一些有限量的时间过去之后捕获解剖结构的一部分。发明人已经意识到,低场MRI便于相对快速的图像获取,使得能够以相对快速的连续方式获取MR图像数据的时间序列,从而捕获医生可能感兴趣的变化。低场MRI系统的可及性、可用性和/或相对低的成本使得能够在监测和/或以其他方式观察和评估患者所需的任何时间间隔处在延长的时间段内获取MR数据。

[0116] 与第一MR图像数据一样,下一个MR图像数据可以是任何形式的图像数据(例如,3D体积图像、2D图像、k空间MR数据等)。根据一些实施方式,使用用于获取第一MR图像数据的相同的获取参数来获得下一个MR图像数据(或所获取的任何后续的下一个MR图像数据)。例如,可以使用相同的脉冲序列、视场、SNR和分辨率来从患者的相同部分获取MR信号。以这种方式,可以比较MR图像数据以评估在被成像的解剖结构内发生的变化。例如,如下所述,MR图像数据可以用于确定患者的中线偏移程度是否存在变化。作为另一示例,如下所述,MR图像数据可以用于确定患者体内的异常(例如,出血、病变、水肿、中风核心、中风半影和/或肿胀)的大小是否存在变化。如下面将结合图5进一步详细讨论的,在其他实施方式中,可以更改一个或更多个获取参数以改变用于获取下一个MR图像数据的获取策略。

[0117] 所获取的第一个MR图像数据、下一个MR图像数据和任何后续MR图像数据被称为MR图像数据的相应“帧”。可以获取帧序列,并且可以在随时间获取的帧序列中配准各个帧。因此,帧对应于表示获取MR图像数据的特定时间的获取的MR图像数据。帧无需包括相同量的MR图像数据或者无需对应于相同的视场,但是帧通常需要足够的交叠,使得可以检测到足够的特征描述符(例如,帧之间共同的足够的主题)。

[0118] 在动作430中,第一MR图像数据和下一个MR图像数据彼此被共同配准或对准。可以使用任何合适的技术来共同配准第一MR图像数据和下一个MR图像数据、或者需要变化检测处理的任何一对获取的MR图像数据。在最简单的情况下,可以不转换或不变形MR图像数据而通过假设患者静止使得MR图像数据被对准来执行配准。然而,这种简化的技术不考虑患者的运动、由呼吸引起的变化等,这可能需要以其他方式进行补偿,以避免将由这些因素产生的观察到的图像之间的差异归因于生物学过程。用于对准MR图像数据以考虑患者的运动、呼吸等的更复杂的配准技术包括但不限于使用适于在不同时间点获取的MR图像数据的变形模型和/或相关技术。

[0119] 根据一些实施方式,共同配准的获取的MR图像数据涉及确定最佳地对准MR图像数据的变换(例如,在最小二乘法意义上)。在不同时间点获取的MR图像数据之间的变换可以包括平移、旋转、缩放或任何合适的线性或非线性变形,原因是这些方面在这方面不受限制。可以以任何期望的比例确定变换。例如,可以针对MR图像数据的多个识别的子区域(例如,包括多个体素的体积)确定变换,或者可以针对MR图像数据中的每个体素确定变换。可以以任何方式例如使用使第一MR图像数据的网格或坐标系变形为下一个MR图像数据的坐标系的变形模型或者使下一个MR图像数据的坐标系变形为第一MR图像数据的网格或坐标系的变形模型来确定变换。可以使用任何合适的配准技术,原因是这些方面在这方面不受限制。下面结合图6进一步详细地讨论根据一些实施方式的用于对在不同时间点获取的MR图像数据进行共同配准的说明性过程。

[0120] 在动作440中,在共同配准的MR图像数据中检测一个或更多个变化。例如,一旦MR图像数据已经被共同配准,就可以将MR图像数据之间的差异归因于被成像的患者解剖结构的变化(例如,解剖结构的形态变化或被成像的解剖结构的生物学或生理学的其他变化),例如动脉瘤的大小的变化、出血的增加或减少、肿瘤或其他组织异常的进展或消退、化学成分的变化、或其他感兴趣的生物学或生理学变化。可以以任何合适的方式执行变化检测。例如,一旦MR图像数据已经被共同配准,就可以使用幅度和相位信息在k空间中执行变化检测(相干变化检测),或者可以使用强度信息在图像域中执行变化检测(非相干变化检测)。一般而言,相干变化检测可能更敏感,揭示子体素水平的变化。然而,虽然非相干变化检测通常可能不太敏感,但是图像域中的变化检测对于共同配准误差可能更鲁棒。

[0121] 在一些实施方式中,可以通过从MR帧序列中的每个MR帧得到特征并将这些特征彼此进行比较来执行变化检测。例如,在一些实施方式中,图像处理技术(例如,包括本文描述的深度学习技术)可以被应用于通过对患者大脑进行成像而获得的两个或更多个MR帧的序列中的每个MR帧,以识别两个或更多个中线偏移测量值的相应序列。反过来,中线偏移测量值的序列可以用于确定被监测的患者的中线偏移程度是否存在变化。作为另一示例,在一些实施方式中,图像处理技术(例如,本文描述的深度学习技术)可以被应用于通过对患者大脑进行成像而获得的两个或更多个MR帧的序列中的每个MR帧,以识别患者大脑中的异常(例如,出血、病变、水肿、中风核心、中风半影和/或肿胀)的大小的两个或更多个测量值的相应序列。反过来,大小测量值的序列可以用于确定被监测患者的大脑中的异常的大小是否存在变化。

[0122] 在一些实施方式中,可以使用多分辨率技术来执行变化检测。例如,第一MR图像数据可以对应于基线高分辨率图像,随后获取的MR图像数据可以对应于可以与高分辨率基线图像相关联的低分辨率图像。获取低分辨率图像可以加速变化检测过程的帧速率,使得能够在更短的时间段内获取更多数据。可以使用任何合适的技术或标准来确定针对低分辨率图像获取哪些数据。可以使用例如小波、选择性k空间采样、多相滤波、基于关键帧的技术等来确定针对低分辨率图像要获取的特定数据。作为示例,在短时间间隔内对k空间进行稀疏采样(例如,k空间的时变选择性采样)产生更好的时间分辨率。

[0123] 还可以通过检测MR图像数据帧之间的变化来确定对要获取的特定数据的选择。例如,当检测到变化时,可以选择具有包括检测到的变化的位置的视场的1D或2D体积选择以用于获取,以询问表明随时间变化的解剖结构的特定部分。

[0124] 使用相干变化检测,评估所获取的MR数据的每个“帧”中的相位和幅度的差异。例如,可以减去MR图像数据的共同配准的帧以获得指示MR数据中发生的变化的差异信息。根据一些实施方式,有限脉冲响应(FIR)滤波器被应用于帧中的每个“体素”,“体素”可以用作基准。滤波还可以用于提供“前瞻滤波器”,其考虑用于执行变化检测的多个帧。例如,可以使用滑动窗口来评估当前帧、前一帧和下一帧,以分析期望数量的帧上的变化。

[0125] 发明人已经认识到,获取全部3D体积的MR数据可能花费大量时间。在一些实施方式中,变化检测用于选择性地确定要获取的特定数据(例如,k空间中的特定线),使得可以在比获取全部3D体积所需的更短的时间帧内获取用于图像重建的MR数据。例如,使用上述滑动窗口方法,可以首先获取初始3D体积。然后,在随后的时间点,不是重新获取全部3D体积,而是可以获取基于图像的正在变化的部分选择的k空间中的线的子集,并且可以利用新获取的数据更新先前的3D体积。

[0126] 在一些实施方式中,可以先验地识别感兴趣的特定特征或区域,并且可以定制获取序列以获取将强调所识别的感兴趣特征或区域的k空间的线。例如,获取序列可以集中于仅获取k空间的边缘或k空间的任何其他合适部分。在一些实施方式中,所识别的感兴趣区域可以是解剖结构的一部分。例如,为了分析术后出血,可能没有必要获取整个解剖结构的数据。相反,可以在相对短暂的时间段内多次对与监测的感兴趣的解剖结构相对应的k空间的选择部分进行采样,以使得医生能够在较短的时间尺度上密切监测感兴趣的解剖结构的变化,从而提供获取之间的高时间相关性。

[0127] 使用非相干变化检测,可以比较从所获取的MR数据重建的3D图像中的体素的强度,以评估它们随着时间发生的变化。可以以任何数量的方式传达相干地(例如,在k空间中)或非相干地(例如,在3D图像中)评估的被检测到的变化。例如,可以在显示的图像上强调MR图像数据的变化,以向医生提供随时间发生的变化的视觉指示。例如,经历变化的体素可以以颜色来呈现,颜色又可以根据发生的变化的程度被编码。以这种方式,医生可以快速看到正在经历重大变化的“热点”。可替代地或者另外地,可以通过分析发生变化的区域来执行变化检测。例如,连接分量分析可以用于定位已发生体素变化的连续区域。也就是说,可以不同地强调或显示(例如,使用颜色、阴影等)已经经历变化的连接体素的区域以指示在相应区域中正在发生的变化。可以以其他方式传达在所获取的MR图像数据中检测到的变化,原因是这些方面在这方面不受限制。

[0128] 还可以执行形状和体积分析以评估感兴趣的解剖结构的给定特征是否正在变化(例如,生长或收缩、进展或消退、或以其他方式表征特征的变化)。例如,可以使用图像处理技术将MR图像数据分割成区域并评估片段的一个或更多个属性,例如形状、体积等。一个或更多个片段属性的变化可以通过显示器或以其他方式被传达给医生。例如,可以在图像序列之间监测肿瘤的大小,以评估肿瘤的大小是增加还是减小。作为另一示例,可以随时间监测脑出血,其中要评估的重要变化是出血的体积。因此,可以对所获取的MR图像数据进行处理以分割感兴趣的特征(例如,肿瘤、流血、出血等)并计算相应特征的体积。

[0129] 应当理解,可以以其他方式分析分割的体积,以表征分割的体积的感兴趣度量。例如,2D和/或3D形状描述符可以被应用于分割的特征以表征分割的特征的任何数量的方面或属性,包括但不限于体积、表面积、对称性、“纹理”等。以这种方式,可以对在所获取的MR数据中捕获的感兴趣特征执行变化检测,以评估特征如何随时间变化。在分割的特征中检

测到的变化不仅可以用于理解特征如何及时演变,而且可以将特定特征的特性与所存储的信息进行比较,以帮助区分健康与不健康、正常与异常以及/或者评估特定情况的危险。从MR数据获得的信息也可以与现有信息一起被存储以扩大可以用于后续数据分析的信息的存储库。

[0130] 根据一些实施方式,可以使用技术来消除由规则或周期性的运动例如呼吸或心跳等引起的数据的变化。通过确定图像的哪些部分正在变化而哪些部分没有变化,可以将获取仅集中在图像的正在变化的部分上,而不获取图像的不变化的部分的数据。通过获取仅与图像的正在变化的部分相关的较小数据集,压缩了获取时间。另外,图像中的一些变化是由诸如呼吸和心跳的周期性事件引起的。在一些实施方式中,周期性事件基于其周期性被建模,以使得变化检测过程能够在确定图像的哪些部分正在变化并且应当是获取的焦点时忽略由周期事件引起的周期性运动。

[0131] 根据一些实施方式,可以通过检测MR图像数据在所获取的MR图像数据序列上的变化率来执行变化检测。如本文所使用的,变化率是指时间的任何函数形式。检测变化率可以提供关于被成像的主题的更丰富的数据,例如指示出血的严重程度、出血的大小、中线偏移的增加、病变的攻击性等。作为一个示例,当施用造影剂时,存在造影剂被身体吸收的自然且预期的方式。造影剂的吸收被检测为信号增加,该信号增加将被记录为具有特定函数形式的变化。当造影剂被冲洗和/或被代谢时信号变化的方式也将产生随时间具有函数形式的信号的可检测变化。随时间变化的函数形式可以提供关于病变或其他异常的类型、攻击性或其他特性的信息,该信息可以提供临床有用和/或关键的数据。作为另一示例,可以在中风发生后监测中风受害者,中风病变的时间过程中与预期不同的变化可以用于向人员警告异常变化,提供药物功效的测量,或提供与患者的状况有关的其他信息。通常,检测变化率可以便于对被成像的主题的更高等级的分析。

[0132] 可利用便于更快地获取MR数据的技术,从而使实现低场MRI的更快图像获取。例如,压缩感测技术、稀疏成像阵列技术和MR指纹识别是可以加速MR图像获取的技术的一些示例。另外,在一些实施方式中,多普勒技术可以用于在短时间段内分析多帧图像以估计可以用于滤除图像的未变化的部分的速度。

[0133] 在完成检测所获取的MR图像数据的变化时,可以在获取后续MR图像数据之前立即或在等待预定时间量之后重复动作420以获得另外的MR图像数据。随后获取的MR图像数据可以与先前获取的任何MR图像数据进行比较,以检测在任何期望的时间间隔内发生的变化(例如,通过重复动作430和440)。以这种方式,可以获得MR图像数据序列,并且检测和传达变化,以便于理解在被监测、观察和/或评估的患者的解剖结构的一部分中发生的时间变化。应当理解,可以针对变化来配准和分析任何获取的MR图像数据。例如,可以比较连续的MR图像数据,使得例如可以检测到相对小的时间尺度上的变化。可以将检测到的变化传达给医生,使得可以连续地、有规律地和/或定期地监测感兴趣的解剖结构。

[0134] 另外,可以存储所获取的MR图像数据,使得医生可以请求在期望的感兴趣点处执行变化检测。例如,医生可能有兴趣查看在最后一小时内发生的变化,并且可以指定在一小时前获取的MR图像数据与当前时间MR图像数据之间执行变化检测。医生可以指定时间间隔,可以指定多个感兴趣的时间,或者可以选择带时间戳的图像的缩略图以指示医生想要对哪个MR图像数据执行变化检测。因此,本文描述的技术可以用于监测正在进行的变化和/

或评估在已获取MR图像数据的任何时间间隔内发生的变化。上述变化检测技术可以用于在一段时间内实现对患者的监测、评估和观察,从而使得MRI能够以不能使用常规MRI和其他模式的方式被用作监测工具。

[0135] 在一些实施方式中,所获取的MR图像数据可以用于评估关于所存储的高场MRI扫描的变化。以这种方式,可以最初使用高场MRI扫描对患者进行成像,但是将使用低场MRI系统来执行随后的监测(使用高场MRI将是不可行的),在本文中提供低场MRI系统的示例。无论获得高场MR图像数据和低场MR图像数据的顺序如何,本文描述的变化检测技术不仅可以被应用于检测由低场MRI系统获取的MR图像数据集之间的变化,而且可以被应用于检测由高场MRI系统(例如,最初)获取的MR图像数据与由低场MRI系统(例如,随后)获取的MR图像数据之间的变化。

[0136] 图5示出了至少部分地基于关于变化检测进行的观察来改变获取策略的方法。发明人已经开发了一种多获取控制台,该多获取控制台使得能够在运行中修改获取参数以动态地更新由低场MRI系统实现的获取策略。例如,可以从控制台流送到低场MRI系统的命令,以实现获取过程的动态更新。发明人已经意识到,可以利用动态更新获取参数和/或改变获取策略的能力来实现MRI的新范例,使得MRI系统能够用于监测患者并基于对所获取的MR图像数据(例如,基于变化检测信息)的观察来调整获取策略。

[0137] 在图5所示的方法500中,动作510至540可以类似于图4所示的方法400的动作410至440,以获得关于由低场MRI系统获得的MR图像数据的变化检测信息。在动作550中,可以基于变化检测的结果来更新、改变或修改至少一个获取参数。可以改变的获取参数在任何方面都不受限制,并且可以包括视场、信噪比(SNR)、分辨率、脉冲序列类型等中的任何一个或组合。在下面将进一步详细描述可以被改变的获取参数的一些示例。

[0138] 根据一些实施方式,可以使用变化检测信息来更新获取参数,以例如增加从特定区域获得的MR数据的SNR。例如,基于共同配准的特性(例如,变换、变形模型等的特性)和/或在特定区域中观察到的变化,可能期望增加这些区域中的SNR以例如更好地评估存在的主题以改进另外的变化检测,或以其他方式获得关于被监测和/或观察的解剖结构的一部分的更多信息。类似地,可以改变获取参数以获得被监测/观察的解剖结构的一部分的特定区域的更高分辨率的MR数据。变化检测可以揭示患者已经移动或者感兴趣的主体不再最佳地位于视场中。可以利用该信息动态地改变后续图像获取的视场。

[0139] 根据一些实施方式,可以基于在从获取的MR图像数据获得的变化检测数据中观察到的内容来改变所施加的脉冲序列的类型。不同的脉冲序列可以更好地捕获特定类型的信息,并且可以利用这些差异以使得能够基于观察到的变化检测数据进行适当的探查。至少部分地由于发明人开发的系统的动态能力,可以交错、交替或以其他方式利用不同的脉冲序列来获取捕获感兴趣的信息的MR数据。例如,可以使用快速自旋回波序列来获取多个MR图像数据的帧,变化检测的结果可以表明改变成不同脉冲序列例如bSSFP序列以观察特定变化(例如,获得不同的MR数据,以允许特定区域中的更高SNR或分辨率等)的益处。以这种方式,可以通过改变被使用的脉冲序列的类型来看到使用一种类型的序列可能无法观察到的变化。

[0140] 作为另一示例,可以针对所提供的对照物(例如,T1、T2等)的类型或所捕获的信息的类型来选择脉冲序列,并且可以利用适当的脉冲序列来获得MR数据,可以在监测过程期

间动态地改变脉冲序列。脉冲序列的选择或所使用的脉冲序列的组合可以由获得的变化检测信息来指导。例如,可以使用给定的脉冲序列捕获MR数据,并且基于所获得的变化检测信息(例如,基于通过执行动作540获得的信息),可以改变脉冲序列以使用磁共振波谱法(MRS)探测区域。以这种方式,由于在MR数据中观察到的变化,可以开始探测解剖结构的被监测的部分的化学成分。

[0141] 应当理解,可以在获取期间的任何时间动态地改变获取参数。也就是说,在改变获取策略之前不需要完成全部获取。因此,可以基于部分获取和/或部分图像重建来执行更新(一个或多个)获取参数,以便于完全动态的获取策略。动态更新获取参数中的任何一个或获取参数的组合的能力使得MRI能够被用作监测和探测工具,而常规的MRI系统不能以这种方式来使用。

[0142] 由于这种应用需要较高的梯度场,一些应用例如扩散加权成像(DWI)需要大量电力。在一些实施方式中,可以通过将DWI(或其他)序列的获取与需要较少电力的获取交错来实现省电。通过允许在获取期间动态更新获取参数,可以实现获取序列的任何组合和交错以实现期望的目标(例如,低功耗、加热减少、梯度线圈上的应力减小等)。

[0143] 在一些实施方式中,可以使用本文描述的变化检测技术来研究在相对短的时间范围内呈现的生物或生理事件。例如,对于动脉自旋标记,可以最初获得完整数据集,并且随后的获取可以稀疏地采样数据。可以通过变化检测来监测血液随时间的灌注,其中图像中的变化对应于流入被成像的解剖结构的特定区域的血液。

[0144] 如上所述,在不同时间点获取的MR图像数据的共同配准使得能够通过减少患者运动对变化检测过程的影响来识别MR数据的变化。可以使用用于变形效果的模型来完成共同配准。变形网格捕获形状的变化以及分布随时间的变化,这可能由于患者的细微运动或生物形态而发生。为了在被成像的体积移动或变形时保持帧之间的配准,可以基于变形的体积的新约束来更新k空间获取策略。例如,可以基于变形的体积的新约束来更新影响视场、SNR、分辨率等的获取参数。

[0145] 图6示出了根据一些实施方式的用于对MR图像数据的帧进行共同配准的技术600。例如,配准技术600可以用于对在两个单独时间获取的一对帧进行对准。在动作610中,检测针对被共同配准的帧出现或被共同配准的帧共有的一个或多个特征描述符。特征描述符可以是MR图像中存在的可以可靠地被检测的帧之间的任何特征。特征可以包括诸如边缘、角、脊等的局部特性以及/或者可以包括诸如曲线、轮廓、形状、强度分布和/或图案等的区域特性等。可以在帧之间可靠地检测的任何特征或特性可以被用作特征描述符,原因是各方面在这方面不受限制。可以使用任何合适的技术来确定特征描述符,所述任何合适的技术包括但不限于SIFT、SURF、U-SURF、CenSurE、BRIEF、ORB以及诸如FAST、Harris、Hessian和Shi-Tomasi的角检测器技术。

[0146] 在确定了帧之间的特征描述符之后,过程进行到动作620,在动作620处,帧之间的相关联的子区域被关联。子区域之间的相关性计算可以以任何数量的维度(例如,1D、2D、3D)来执行,原因是各方面在这方面不受限制。在确定子区域之间的相关性之后,过程进行到动作630,在动作630处,基于不同帧中的子区域之间的相关性来确定帧与帧之间的弯曲或变形模型。一旦在帧之间确定模型的变形,过程就进行到动作640,在动作640处,模型变形用于在多个帧之间对数据进行共同配准。

[0147] 一旦数据被共同配准,就可以使用共同配准的数据确定变化检测度量,变化检测度量包括但不限于上面讨论的那些,例如相干变化、非相干变化、以及包括位置变化、速度、加速度或时间导数矢量的其他变化。其他度量包括分割和几何形状描述符例如表面积、体积、皱折度、球谐基础系数等,也可以基于共同配准的数据来确定度量,并且可选地,度量可以用于如上所述在运行中更新用于将来获取的获取参数。

[0148] 如上所述,发明人已经开发了使用低场MRI来监测患者以确定患者大脑的中线偏移程度是否存在变化的技术。中线偏移是指由于创伤(例如,中风、出血或其他损伤)而导致大脑的中线距其正常对称位置的位移量,对临床医生而言,中线偏移是脑创伤严重程度的重要指标。中线偏移可以被表征为大脑的经过其中线的偏移,通常在远离受影响侧(例如,受伤的一侧)的方向上。

[0149] 在一些实施方式中,中线偏移可以被测量为大脑的中线结构(例如,透明隔上点)与被指定为中线的线之间的距离。中线可以与大脑镰(falx cerebri)(也被称为大脑镰(cerebral falx))共面,大脑镰是硬脑膜的脑膜层的新月形折叠,其在人脑的大脑半球之间的纵向裂缝中垂直下降。中线可以被表示为将大脑镰前后附着点连接至颅骨内板的线。

[0150] 作为一个示例,如图7A所示,中线702是连接大脑镰前附着点706a和后附着点706b的线。在该示例中,中线偏移可以被测量为透明隔中的测量点706c与中线702之间的距离。该距离是由端点706c和706d限定并且与中线702正交的线704的长度。

[0151] 作为另一示例,如图7B所示,中线712是连接大脑镰前附着点716a和后附着点716b的线。在该示例中,中线偏移可以被测量为透明隔中的测量点716c与中线712之间的距离。该距离是由端点716c和716d限定并且与中线712正交的线714的长度。

[0152] 图8是根据本文描述的技术的一些实施方式的用于确定患者的中线偏移的变化程度的说明性过程800的流程图。在一些实施方式中,可以在患者处于低场MRI装置内时执行整个过程800,该低场MRI装置可以是本文描述的任何合适的类型,包括例如图3A至图3G中所示的低场MRI装置中的任何一个。

[0153] 过程800开始于动作802,在动作802处,低场MRI装置获取患者大脑的目标部分的初始磁共振数据。如本文所述,术语MR图像数据在本文中用于指代通常包括但不限于图像重建前的MR数据(例如,k空间MR数据)和已经以某种方式被处理的MR数据(例如,诸如三维(3D)体积图像的图像重建后的MR数据)的MR数据。在一些实施方式中,初始MR数据可以包括相应大脑切片(例如,两个、三个、四个、五个等相邻切片)的一个或更多个二维图像。当包括多个切片时,切片可以是相邻的。例如,初始MR数据可以包括两个侧脑室突出的一个或更多个相应切片的一个或更多个2D图像。

[0154] 接下来,在动作804处,将初始MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以获得相应的初始输出。在一些实施方式中,在被提供给训练的统计分类器之前,可以例如通过重采样、内插、仿射变换和/或使用任何其他合适的预处理技术对初始MR图像数据进行预处理,原因是本文描述的技术的各方面在这方面不受限制。

[0155] 在一些实施方式中,训练的统计分类器的输出可以指示初始MR数据中的与患者大脑的至少一个中线结构相关联的一个或更多个界标的一个或更多个初始位置。可以在过程800的动作806处根据训练的统计分类器的输出识别该位置或多个位置。输出可以直接或间接地指定(一个或多个)位置。在后一种情况下,可以从训练的统计分类器的输出中包括的

信息得到(一个或多个)位置。

[0156] 例如,在一些实施方式中,训练的统计分类器的输出可以指示大脑镰前附着点和大脑镰后附着点的位置以及透明隔中的测量点的位置。当初始MR数据包括相应切片的2D图像时,训练的统计分类器的输出可以指示2D图像内的界标(例如,大脑镰附着点和透明隔中的测量点)的位置。如上所述,大脑镰附着点和透明隔中的测量点的位置可以用于进行中线偏移测量。

[0157] 在一些实施方式中,训练的统计分类器可以是神经网络统计分类器。例如,训练的统计分类器可以包括卷积神经网络(例如,如图9A和图9B所示)、卷积神经网络和递归神经网络例如长短期记忆网络(例如,如图9A和图9C所示)、全卷积神经网络(例如,如图10所示)和/或任何其他合适类型的神经网络。训练的统计分类器可以用软件、硬件或使用软件和硬件的任何合适的组合来实现。在一些实施方式中,可以使用一个或多个机器学习软件库来实现训练的统计分类器,机器学习软件库包括但不限于Theano、Torch、Caffe、Keras和TensorFlow。这些库可以用于训练统计分类器(例如,神经网络)和/或使用训练的统计分类器。下面将更详细地描述训练在动作804和806处使用的训练的统计分类器的各方面。还应当理解,训练的统计分类器不限于是神经网络,并且可以是任何其他合适类型的统计分类器(例如,支持向量机、图形模型、贝叶斯分类器、决策树分类器等),原因是本文描述的技术的各方面在这方面不受限制。

[0158] 如上所述,在一些实施方式中,训练的统计分类器可以是卷积神经网络。图9A和图9B示出了这样的卷积神经网络的说明性示例。如图9A所示,输入图像(在该示例中为 256×256 图像)作为输入被提供给卷积神经网络,卷积神经网络通过交替的一系列卷积层和池化层处理输入图像。在该示例中,卷积神经网络使用两个卷积层处理输入图像以获得32个 256×256 的特征图。接下来,在应用池化层(例如,最大池化层)之后,应用两个以上卷积层以获得64个 128×128 的特征图。接下来,在应用另一个池化层(例如,最大池化层)之后,应用两个以上卷积层以获得128个 64×64 的特征图。接下来,在应用另一个池化层和另一个卷积层之后,将得到的256个 32×32 的特征图作为输入提供给图9B所示的神经网络的部分。在该部分中,在另外的卷积之后,通过至少一个全连接层处理特征图以生成预测。在一些实施方式中,预测可以指示大脑镰附着点(例如,后附着点和前附着点)的位置以及透明隔上测量点的位置。

[0159] 图9A和图9C示出了在一些实施方式中可以用作训练的统计分类器的神经网络的另一个说明性示例。图9A和图9C的神经网络具有卷积神经网络部分(上述图9A中所示)和递归神经网络部分(图9C中所示),其可以用于随着时间对作为输入被提供给神经网络的输入图像之间的时间约束进行建模。递归神经网络部分可以被实现为长短期记忆(LSTM)神经网络。这样的神经网络架构可以用于处理由低场MRI装置在执行监测任务期间获得的一系列图像。可以将由低场MRI装置获得的一系列图像提供为CNN-LSTM神经网络的输入,在CNN-LSTM神经网络内,从至少一个较早获得的图像得到的特征可以与从稍后获得的图像获得的特征组合以生成预测。

[0160] 在一些实施方式中,图9A至图9C中所示的神经网络可以使用核大小为3、步幅为1的卷积层,核大小为“2”的池化层以及方差缩放初始化器。

[0161] 在一些实施方式中,图9A至图9C中所示的神经网络可以用于每次处理单个图像

(例如,单个切片)。在其他实施方式中,图9A至图9C中所示的神经网络可以用于同时处理多个切片(例如,多个相邻切片)。以这种方式,可以使用来自单个切片或来自多个相邻切片的信息来计算关于预测点位置(例如,大脑镰附着点的位置和透明隔上测量点的位置)的特征。

[0162] 在一些实施方式中,当神经网络正在处理多个切片时,卷积可以是二维(2D)或三维(3D)卷积。在一些实施方式中,处理可以是基于切片的,使得使用来自切片及其一个或多个相邻切片的信息(仅来自切片本身或来自切片本身及其一个或多个相邻切片)来计算每个切片的特征。在其他实施方式中,处理可以是全3D处理流水线,使得使用存在于所有切片中的数据同时计算多个切片的特征。

[0163] 在一些实施方式中,不是使用具有一个或多个全连接输出层的卷积神经网络架构,而是如图9A至图9C所示,可以采用全卷积神经网络架构。在这样的架构中,输出是具有与输入相同维度的单通道输出。在该方法中,通过在点位置处引入高斯核强度分布来创建点位置(例如,大脑镰附着点)的映射,其中神经网络被训练成使用均方误差损失来回归这些分布。

[0164] 图10示出了可以在一些实施方式中使用的两种不同的全卷积神经网络架构。具有涉及处理路径(a)的处理的第二架构包括三个部分:(1)包括一系列交替的卷积层和池化层的输出压缩部分;(2)长短期记忆部分(由路径(a)指示);以及(3)包括一系列交替的卷积层和去卷积层的输入扩展部分。这种类型的架构可以用于对时间约束进行建模,图9A和图9C的神经网络架构也可以用于对时间约束进行建模。具有涉及处理路径(b)的处理的第二架构包括三个部分:(1)包括一系列交替的卷积层和池化层的输出压缩部分;(2)卷积网络部分(由路径(b)指示);以及(3)包括一系列交替的卷积层和去卷积层以及质心层的输入扩展部分。质心层计算估计作为根据每个位置处的回归位置估计计算的质心。

[0165] 在一些实施方式中,图10中所示的神经网络可以使用步幅为1、核大小为3的卷积层,核大小为“2”的池化层,步幅为2、核大小为6的去卷积层,以及方差缩放初始化器。在一些实施方式中,当多个切片正由图10中所示的神经网络之一处理时,卷积可以是二维(2D)或三维(3D)卷积。在一些实施方式中,处理可以是基于切片的,使得使用来自切片及其一个或多个相邻切片的信息来计算每个切片的特征。在其他实施方式中,处理可以是全3D处理流水线,使得使用存在于所有切片中的数据同时计算多个切片的特征。

[0166] 应当理解,图9A至图9C和图10中所示的神经网络架构是说明性的,并且这些架构的变化是可行的。例如,可以将一个或多个其他神经网络层(例如,卷积层、去卷积层、整流线性单元层、上采样层、连接层、垫层等)引入图9A至图9C和图10的任何神经网络架构作为附加的一个或多个层和/或代替所示架构的一个或多个层部分。作为另一示例,可以改变一个或多个层的维度以及/或者可以改变一个或多个卷积层、池化层和/或去卷积层的核大小。

[0167] 接下来,过程800进行到动作808,在动作808处,获取下一个MR图像数据。在获取初始MR数据之后获取下一个MR图像数据。因此,尽管在一些实施方式中,可以在执行动作808之后执行动作804和806,但是通常在动作802之后执行动作808。可以在获取初始MR图像数据之后立即获取下一个MR图像数据,或者可以在期望的延迟时段之后(例如,在1、2、3、4、5、10、15、20分钟内、在一小时内、在两小时内等)获得下一个MR图像数据。与初始MR图像数据

一样,下一个MR图像数据可以是任何形式的图像数据(例如,3D体积图像、2D图像、k空间MR数据等)。在一些实施方式中,初始MR数据和下一个MR图像数据是相同类型的数据。例如,初始MR数据和下一个MR数据中的每个可以包括一个或更多个相应(例如,相邻)大脑切片的一个或更多个二维图像。例如,初始MR数据可以包括在第一时间获得的相邻切片的多个图像,下一个MR数据可以包括在比第一时间晚的第二时间获得的相同相邻切片的多个图像。

[0168] 接下来,过程800进行到动作810,在动作810处,将下一个MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器以获得相应的下一个输出。在一些实施方式中,在被提供给训练的统计分类器之前,可以例如通过重采样、内插、仿射变换和/或使用任何其他合适的预处理技术预处理下一个MR图像数据,原因是本文描述的技术的各方面在这方面不受限制。可以与初始MR数据被预处理相同的方式预处理下一个MR图像数据。

[0169] 在一些实施方式中,训练的统计分类器的下一个输出可以指示下一个MR数据中与患者大脑的至少一个中线结构相关联的一个或更多个界标的一个或更多个更新位置。可以根据训练的统计分类器在过程800的动作812处的输出来识别该一个或多个位置。输出可以直接或间接地指定(一个或多个)位置。在后一种情况下,(一个或多个)位置可以从训练的统计分类器的输出中包括的信息得到。

[0170] 例如,在一些实施方式中,在动作812处获得的训练的统计分类器的输出可以指示大脑镰前附着点和大脑镰后附着点的更新位置以及透明隔中的测量点的更新位置。当下一个MR数据包括相应切片的2D图像时,训练的统计分类器的相应输出可以指示2D图像内的界标(例如,大脑镰附着点和透明隔中的测量点)的更新位置。如上所述,大脑镰附着点的更新位置和透明隔中的测量点的更新位置可以用于进行新的/更新的中线偏移测量。

[0171] 接下来,过程800进行到动作814,在动作814处,使用分别在动作806和812处获得的与中线结构相关联的界标的初始位置和更新位置来确定中线偏移的变化程度。例如,在一些实施方式中,大脑镰附着点的初始位置和透明隔中的测量点的初始位置可以用于确定(例如,计算)初始中线偏移量。大脑镰附着点的更新位置和透明隔中的测量点的更新位置可以用于确定更新的中线偏移量。初始中线偏移量和更新的中线偏移量可以用于确定(例如,通过评估它们的差异)患者在获取初始MR数据和下一个MR数据之间的时间段内中线偏移的变化程度。

[0172] 接下来,过程800进行到判定框816,在判定框816中,确定是否执行中线偏移的变化程度的新确定。该确定可以以任何合适的方式(例如,通过基于时间表、基于临床医生提供的手动输入等来确定是否已经执行了阈值次数的迭代)来执行,原因是本文描述的技术的各方面在这方面不受限制。当确定要执行对中线偏移的变化程度的新确定时,过程800返回到框808并且再次重复动作808至814(将新获得的MR数据与最近先前获得的MR数据进行比较)。另一方面,当确定不要执行对中线偏移的变化程度的新确定时,过程800完成。

[0173] 应当理解,过程800是说明性的并且存在变型。例如,在一些实施方式中,训练的统计分类器可以作为多任务模型被训练,使得其输出不仅可以用于识别与患者大脑的至少一个中线结构相关联的一个或更多个位置,而且也可以用于分割脑室。如本文所述,与中线进行比较的测量点位于透明隔上,因此使用侧脑室标签来训练多任务模型是有益的,原因是这样的模型将更准确地识别透明隔的位置。分割的侧脑室的对称性或不对称性可以帮助更准确地识别透明隔的位置。如果训练数据除了透明隔上测量点的标签和大脑镰附着点的标

签之外还包括侧脑室标签,则可以训练这样的模型。

[0174] 可以以任何合适的方式对训练的统计分类器进行训练。在训练的统计分类器是神经网络的实施方式中,可以使用任何合适的神经网络训练技术来训练神经网络,所述任何合适的神经网络训练技术包括但不限于梯度下降、随机梯度下降、反向传播和/或任何其他合适的迭代优化技术。在神经网络包括递归神经网络的实施方式中,训练技术可以采用随机梯度下降和随时间的反向传播。

[0175] 在一些实施方式中,可以使用包括患者的标记扫描的训练数据对训练的统计分类器进行训练。例如,可以使用包括表现出中线偏移的患者(例如,中风患者和/或癌症患者)的标记扫描的训练数据来训练分类器。扫描可以由一个或更多个临床专家手动评注。在一些实施方式中,评注可以包括大脑镰附着点的位置和透明隔上测量点的位置的指示。在一些实施方式中,评注可以包括表示中线的线(代替大脑镰位置点的位置的指示或者除了大脑镰位置点的位置的指示之外)。如果在特定扫描中没有中线偏移,则不能提供中线(线或附着点)的指示。

[0176] 发明人已经意识到测量点的位置存在固有的模糊性。具体地,可以容忍测量点沿着透明隔的轻微偏移,但是不允许测量点垂直于透明隔的偏移。因此,在一些实施方式中,可以通过沿着透明隔产生测量点的位置的附加允许位置来增加训练数据。

[0177] 如上所述,发明人还开发了用于确定患者大脑中的异常(例如,出血、病变、水肿、中风核心、中风半影、和/或肿胀)的大小是否存在变化的低场MRI技术。实际上,MRI是用于检测出现急性局部中风症状的患者的急性出血的重要且准确的模式,并且比CT扫描更准确地检测慢性脑内出血。一些研究已经确定MRI成像比CT成像更好地检测急性缺血,并且可以准确地检测急性和慢性出血。因此,MRI可以是用于准确诊断被怀疑患有急性中风的患者以及用于监测与中风相关联的异常的优选成像模式。

[0178] 因此,在一些实施方式中,低场MRI监测技术可以与机器学习技术组合,以连续监测异常的大小并检测异常的大小随时间的变化。在这样的实施方式中,低场MRI监测使得能够获得患者大脑的图像序列,并且可以使用本文描述的机器学习技术(例如,诸如卷积神经网络的深度学习技术)根据图像序列确定异常的大小的相应序列。例如,发明人开发的深度学习技术可以用于分割MRI图像中的出血(例如,识别出血的轮廓),识别指定2D或3D边界区域(例如,框)的主轴的点,识别出血的最大直径和出血的与最大直径正交的最大正交直径,和/或进行任何其他处理以促进出血的大小的识别。

[0179] 在一些实施方式中,可以针对球形或椭圆形异常使用所谓的“ABC/2”公式来识别异常的体积。值A表示异常的最大直径的长度(例如,图11A中所示的直径1102的长度),值B表示异常的与最大直径正交的最大正交直径的长度(例如,图11A中所示的直径1104的长度),值C是在垂直平面中看到的具有异常的切片的总数乘以切片厚度。然后将值A、B和C相乘,并且可以将乘积除以2以估计异常的体积。应当理解,最大直径“A”的长度和最大正交直径“B”的长度可以用于以任何其他合适的方式估计异常的大小(例如,体积),原因是本文描述的技术的各方面在这方面不受限制。

[0180] 因此,在一些实施方式中,本文描述的机器学习技术可以被应用于处理MRI图像以在MRI图像内识别异常的第一最大直径和第二最大直径。第一最大直径和第二最大直径又可以用于使用ABC/2技术或以任何其他合适的方式估计异常的大小。例如,如图11B所示,本

文描述的机器学习技术用于识别异常的第一直径1106和异常的与第一直径正交的第二直径1108。直径1106和1108的长度可以用于估计图11B中所示的异常(右脑实质内基底神经节出血)的大小。

[0181] 作为另一示例,如图11C所示,本文描述的机器学习技术用于识别血肿的第一直径1110和血肿的与第一直径正交的第二直径1112。直径1110和1112的长度可以用于估计图11C中所示的血肿(右脑顶颞叶实质内血肿)的大小。作为另一示例,如图11D所示,本文描述的机器学习技术用于识别血肿的第一直径1114和血肿的与第一直径正交的第二直径1116。直径1114和1116的长度可以用于估计图11D中所示的血肿(右脑顶颞叶实质内血肿)的大小。作为另一示例,如图11E所示,本文描述的机器学习技术用于识别出血的第一直径1118和出血的与第一直径正交的第二直径1120。直径1118和1120的长度可以用于估计图11E中所示的出血(右顶叶实质内出血,周围轻度水肿)的大小。作为另一示例,如图11F所示,本文描述的机器学习技术用于识别出血的第一直径1122和出血的与第一直径正交的第二直径1124。直径1122和1124的长度可以用于估计图11F中所示的出血(额叶出血性挫伤)的大小。

[0182] 在一些实施方式中,可以监测异常的大小的变化。可以通过识别在不同时间拍摄的一系列图像中的异常的大小来监测异常(例如,出血、病变、水肿、中风核心、中风半影和/或肿胀)的大小。例如,如图12A所示,可以基于直径1202和1204的长度来确定在第一时间获得的第一MRI图像中的出血的大小,使用本文描述的机器学习技术(例如,使用具有图14或图15中所示的架构的神经网络)来识别直径1202和1204的长度。如图12B所示,可以基于直径1206和1208的长度来确定在第二时间获得的第二MRI图像中的出血(在第一次之后至少阈值时间量内发生)的大小,也使用本文描述的机器学习技术来识别直径1206和1208的长度。如图12C所示,比较直径的长度(和/或由其得到的出血大小),使得人们能够确定出血的大小是否变化(例如,出血的大小变得更小还是变得更大?),如果确定出血的大小变化,则确定大小变化的量。

[0183] 图13是根据本文描述的技术的一些实施方式的用于确定患者大脑中的异常(例如,出血、病变、水肿、中风核心、中风半影和/或肿胀)的大小的变化程度的说明性过程1300的流程图。在一些实施方式中,可以在患者处于低场MRI装置内时执行整个过程1300,该低场MRI装置可以是本文描述的任何合适类型,包括例如图3A至图3G中所示的任何低场MRI装置。尽管为了清楚起见,关于检测出血大小的变化描述了过程1300,但是应当理解,过程1300可以被应用于检测任何合适类型的异常(例如,出血、病变、水肿、中风核心、中风半影和/或肿胀)的大小的变化,原因是本文描述的技术的各方面在这方面不受限制。类似地,图14和图15中描述的神经网络架构可以被应用于检测任何合适类型的异常的大小的变化,但它们不限于仅用于检测出血大小的变化。

[0184] 过程1300开始于动作1302,在动作1302处,低场MRI装置获取患者大脑的目标部分的初始磁共振数据。如本文所述,术语MR图像数据在本文中用于指代通常包括但不限于图像重建之前的MR数据(例如,k空间MR数据)和已经以某种方式被处理的MR数据(例如,诸如三维(3D)体积图像的图像重建后MR数据)的MR数据。在一些实施方式中,初始MR数据可以包括相应大脑切片(例如,两个、三个、四个、五个等相邻切片)的一个或更多个二维图像。当包括多个切片时,切片可以是相邻的。

[0185] 接下来,在动作1304处,将初始MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器,以

获得相应的初始输出。在一些实施方式中,在提供给训练的统计分类器之前,可以例如通过重采样、内插、仿射变换和/或使用任何其他合适的预处理技术预处理初始MR图像数据,原因是本文描述的技术的各方面在这方面不受限制。

[0186] 在一些实施方式中,训练的统计分类器的输出可以用于在动作1306处识别指示患者大脑中出血的大小的(一个或多个)特征的(一个或多个)初始值。在一些实施方式中,特征可以是出血在第一方向上的第一最大直径和出血在第二方向上的第二最大直径,第二方向与第一方向正交。这些值可以指示直径的初始长度和/或直径的初始端点(可以从中得到初始长度)。在一些实施方式中,特征可以是界定出血的周界的边界框的角,并且初始值可以是角的位置。在一些实施方式中,特征可以指定出血的边界,并且初始值可以是沿着分割的边界的一个或多个点的位置。训练的统计分类器的输出可以直接或间接地指定(一个或多个)初始值。在后一种情况下,(一个或多个)值可以从训练的统计分类器的输出中包括的信息得到。

[0187] 在一些实施方式中,在动作1306处获得的(一个或多个)特征的(一个或多个)初始值可以用于获得出血大小的初始估计。例如,当初始值可以用于确定出血的最大正交直径的初始长度时,初始长度可以用于估计出血的初始体积(例如,根据上述ABC/2方法)。作为另一示例,当初始值指定出血的边界时,边界信息可以用于估计切片中的出血的初始面积(例如,使用多边形近似或以任何其它合适的方式)。

[0188] 在一些实施方式中,训练的统计分类器可以是神经网络统计分类器。例如,训练的统计分类器可以包括全卷积神经网络(例如,如图10和图14所示)或卷积神经网络(例如,如图9A至图9C和图15所示)和/或任何其他合适类型的神经网络。训练的统计分类器可以用软件、硬件或使用软件和硬件的任何合适的组合来实现。在一些实施方式中,可以使用一个或多个机器学习软件库来实现训练的统计分类器,机器学习软件库包括但不限于Theano、Torch、Caffe、Keras和TensorFlow。这些库可以用于训练统计分类器(例如,神经网络)和/或使用训练的统计分类器。可以使用任何合适的训练技术对训练的统计分类器进行训练,所述训练技术包括上述任何神经网络训练技术(例如,梯度下降)。还应当理解,训练的统计分类器不限于是神经网络,并且可以是任何其他合适类型的统计分类器(例如,支持向量机、图形模型、贝叶斯分类器、决策树分类器等),原因是本文描述的技术的各方面在这方面不受限制。

[0189] 在一些实施方式中,训练的统计分类器可以是上面参照图9A至图9C或图10描述的神经网络中之一。这样的训练的统计分类器可以识别MRI图像数据中的点位置。例如,这样的训练的统计分类器可以用于识别出血的第一正交直径和第二正交直径的端点的位置。作为另一示例,这样的训练的统计分类器可以用于识别出血的边界框的角的位置。

[0190] 在其他实施方式中,训练的统计分类器可以是具有如图14所示的架构的全卷积神经网络。这样的训练的统计分类器可以用于识别出血的边界。训练这样的神经网络可能涉及使用大小为3且步幅为1的卷积核,使用大小为2的最大池核以及大小为6的去卷积(提高和卷积)核和大小为2的去卷积(提高和卷积)核的零填充训练图像。神经网络的输出可以识别出血的边界。

[0191] 在其他实施方式中,训练的统计分类器可以是具有如图15所示的架构的卷积神经网络。这样的训练的统计分类器可以用于通过对各个体素进行分类来识别出血的边界,该

方法对病变的位置具有更高不变性的优点。神经网络在第一层使用大小为5且步幅为1的卷积核而在后续层中使用大小为3的核。可以针对输入邻域的不同大小(如所示的25、20、15、或更大、30、35)重复该构建块。较大的邻域使用较大的初始核大小(例如,7)。特征图在最后一个特征层中被合并,并且被组合以产生单个预测。

[0192] 应当理解,图14和15中所示的神经网络架构是说明性的,并且这些架构的变化是可行的。例如,可以将一个或更多个其他神经网络层(例如,卷积层、去卷积层、整流线性单元层、上采样层、连接层、垫层等)引入图14和图15的任何神经网络架构作为附加的一个或更多个层和/或代替所示架构的一个或更多个层部分。作为另一示例,可以改变一个或更多个层的维度以及/或者可以改变一个或更多个卷积层、池化层和/或去卷积层的核大小。

[0193] 在一些实施方式中,当神经网络正在处理多个切片时,卷积可以是二维(2D)或三维(3D)卷积。在一些实施方式中,处理可以是基于切片的,使得使用来自切片及其一个或更多个相邻切片(切片本身或切片本身及其一个或更多个相邻切片)的信息计算每个切片的特征。在其他实施方式中,处理可以是完全3D处理流水线,使得使用存在于所有切片中的数据同时计算多个切片的特征。

[0194] 接下来,过程1300进行到动作1308,在动作1308处,获取下一个MR图像数据。在获取初始MR数据之后获取下一个MR图像数据。因此,尽管在一些实施方式中,可以在执行动作1308之后执行动作1304和1306,但是通常在动作1302之后执行动作1308。可以在获取初始MR图像数据之后立即获取下一个MR图像数据,或者可以在期望的延迟时段之后(例如,在1、2、3、4、5、10、15、20分钟内、在一小时内、在两小时内等)获得下一个MR图像数据。与初始MR图像数据一样,下一个MR图像数据可以是任何形式的图像数据(例如,3D体积图像、2D图像、k空间MR数据等)。在一些实施方式中,初始MR数据和下一个MR图像数据是相同类型的数据。例如,初始MR数据和下一个MR数据中的每个可以包括一个或更多个相应(例如,相邻)大脑切片的一个或更多个二维图像。例如,初始MR数据可以包括在第一时间获得的相邻切片的多个图像,下一个MR数据可以包括在比第一时间晚的第二时间获得的相同相邻切片的多个图像。

[0195] 接下来,过程1300进行到动作1310,在动作1310处,将下一个MR图像数据作为输入提供给训练的统计分类器以获得相应的下一个输出。在一些实施方式中,在被提供给训练的统计分类器之前,可以例如通过重采样、内插、仿射变换和/或使用任何其他合适的预处理技术预处理下一个MR图像数据,原因是本文描述的技术的各方面在这方面不受限制。可以以与初始MR数据被预处理的方式相同的方式预处理下一个MR图像数据。

[0196] 在一些实施方式中,训练的统计分类器的输出可以用于在动作1312处识别指示患者大脑中的出血的大小的(一个或多个)特征的(一个或多个)更新值。在一些实施方式中,特征可以是出血在第一方向上的第一最大直径和出血在第二方向上的最大直径,第二方向与第一方向正交。更新值可以指示直径的更新长度和/或直径的端点(可以从中得到长度)。在一些实施方式中,特征可以是界定出血的周界的边界框的角,并且更新值可以是角的更新位置。在一些实施方式中,特征可以指定出血的边界,并且更新值可以是沿着分割的边界的一个或更多个点的更新位置。训练的统计分类器的输出可以直接或间接地指定(一个或多个)更新值。在后一种情况下,(一个或多个)值可以从训练的统计分类器的输出中包括的信息得到。

[0197] 在一些实施方式中,在动作1306处获得的(一个或多个)特征的(一个或多个)更新值可以用于获得出血的大小的更新估计。例如,当更新值可以用于确定出血的最大正交直径的更新长度时,更新长度可以用于估计出血的体积(例如,根据上述ABC/2方法)。作为另一示例,当更新值指定出血的边界时,边界信息可以用于估计切片中的出血的更新区域。

[0198] 接下来,过程1300进行到动作1314,在动作1314处,确定出血的大小是否已经变化,如果确定出血的大小已经变化,则确定变化了多少。可以使用分别在动作1306和1312处获得的(一个或多个)初始值和(一个或多个)更新值来进行确定。例如,在一些实施方式中,在动作1306处获得的(一个或多个)初始值可以用于获得出血的大小(例如,体积、面积等)的初始估计,而在动作1312处获得的(一个或多个)更新值可以用于获得大小的更新估计。反过来,初始大小估计和更新的大小估计可以用于确定出血的大小是否变化(例如,通过评估它们的差异),如果确定出血的大小变化,则确定变化了多少。

[0199] 接下来,过程1300进行到判定框1316,在判定框1316处,确定是否继续监测出血的大小的任何变化。该确定可以以任何合适的方式(例如,通过基于时间表、基于临床医生提供的手动输入等来确定是否已经执行了阈值次数的迭代)来执行,原因是本文描述的技术的各方面在这方面不受限制。当确定要继续监测时,过程1300返回到框1308并且再次重复动作1308至1314(将新获得的MR数据与最近先前获得的MR数据进行比较)。另一方面,当确定不需要继续监测时,过程1300完成。

[0200] 图16是可以在其上实现本文描述的実施方式的说明性计算机系统的图。在图16中示出了可以结合本文提供的公开内容的任何实施方式来使用的计算机系统1600的说明性实现。例如,可以在计算机系统1600上以及/或者使用计算机系统1600实现参照图8和图13描述的过程。计算机系统1600可以包括一个或更多个处理器1610和一个或更多个制品,一个或更多个制品包括非暂态计算机可读存储介质(例如,存储器1620和一个或更多个非易失性存储介质1630)。处理器1610可以以任何合适的方式控制向存储器1620和非易失性存储装置1630写入数据以及从存储器1620和非易失性存储装置1630读取数据,原因是本文提供的公开内容的各方面在这方面不受限制。为了执行本文描述的任何功能,处理器1610可以执行存储在一个或更多个非暂态计算机可读存储介质(例如,存储器1620)中的一个或更多个处理器可执行指令,一个或更多个非暂态计算机可读存储介质可以用作存储由处理器1610执行的处理器可执行指令的非暂态计算机可读存储介质。

[0201] 由此已经描述了在本公开内容中阐述的技术的若干方面和实施方式,应当理解的是,对于本领域的技术人员而言将容易想到各种改变、修改和改进。这样的改变、修改和改进意在落入本文描述的技术的精神和范围内。例如,本领域普通技术人员将容易想到用于执行本文描述的功能和/或获得本文描述的结果和/或一个或更多个优点的各种其他手段和/或结构,并且这样的改变和/或修改中的每个被认为是在本文描述的實施方式的范围内。本领域的技术人员将认识到,或者能够使用不超出常规实验的手段来确定本文描述的具体實施方式的很多等同方案。因此,应当理解的是,前述实施方式仅作为示例而呈现,并且在所附权利要求及其等同物的范围内,创新的实施方式可以以不同于具体描述的實施方式而被实践。另外,如果本文描述的两个或更多个特征、系统、物品、材料、套件和/或方法不互相矛盾,则这样的特征、系统、物品、材料、套件和/或方法的任何组合被包括在本公开内容的范围内。

[0202] 上述实施方式可以以多种方式中的任何方式来实现。本公开内容的涉及过程或方法的执行的一个或多个方面和实施方式可以利用装置(例如,计算机、处理器或其他装置)能够执行的程序指令,以执行或控制过程或方法的执行。在这方面,可以将各种发明构思实现为编码有一个或多个程序的计算机可读存储媒介(或者多个计算机可读存储介质)(例如,计算机存储器、一个或多个软盘、压缩盘、光盘、磁带、闪速存储器、现场可编程门阵列或其他半导体器件中的电路配置、或者其他有形计算机存储介质),当所述一个或多个程序在一个或多个计算机或其他处理器上被执行时执行实现上面描述的各种实施方式中的一个或多个实施方式的方法。计算机可读媒介或介质可以是便携式的,使得存储在其上的一个或多个程序可以被加载到一个或多个不同的计算机或其他处理器上,以实现上面描述的各种方面。在一些实施方式中,计算机可读介质可以是非暂态介质。

[0203] 本文中在一般意义上使用术语“程序”或“软件”来指代可以用于对计算机或其他处理器进行编程以实现上述各个方面的任何类型的计算机代码或计算机可执行指令集。另外,应当理解的是,根据一个方面,在被执行时执行本公开内容的方法的一个或多个计算机程序不需要驻留在单个计算机或处理器上,而是可以以模块化方式分布在大量不同的计算机或处理器之间,以实现本公开内容的各个方面。

[0204] 计算机可执行指令可以由一个或多个计算机或其他装置执行的许多形式,例如程序模块。通常,程序模块包括执行特定任务或实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、组件、数据结构等。通常,在各种实施方式中,程序模块的功能可以根据需要被组合或分布。

[0205] 此外,数据结构可以以任何合适的形式被存储在计算机可读介质中。为了简化说明,可以将数据结构示出为具有通过数据结构中的位置而相关的字段。这样的关系同样可以通过为以下字段分配存储来实现,所述字段具有传达字段之间关系的、在计算机可读介质中的位置。然而,可以使用任何合适的机制来建立数据结构的字段中的信息之间的关系,包括通过使用指针、标签或建立数据元素之间的关系的其他机制。

[0206] 当以软件实现时,无论是在单个计算机中提供还是在多个计算机之间分布,软件代码都可以在任何合适的处理器或处理器集合上执行。

[0207] 此外,应当理解的是,计算机可以体现为许多形式中的任何形式,作为非限制性示例,例如机架式安装的计算机、台式计算机、膝上型计算机或平板计算机。另外,计算机可以被嵌入在通常不被认为是计算机但具有合适的处理能力的装置中,包括个人数字助理(PDA)、智能电话或任何其他合适的便携式或固定的电子装置。

[0208] 此外,计算机可以具有一个或多个输入装置和输出装置。除了其他以外,这些装置可以用于呈现用户接口。能够用于提供用户接口的输出装置的示例包括用于输出的视觉呈现的打印机或显示屏以及用于输出的听觉呈现的扬声器或其他声音生成装置。能够用于用户接口的输入装置的示例包括键盘和指示装置,例如鼠标、触摸板和数字化平板。作为另一示例,计算机可以通过语音识别或以其他可听格式接收输入信息。

[0209] 这样的计算机可以通过一个或多个网络以任何合适的形式互连,所述一个或多个网络包括局域网或广域网,例如企业网络以及智能网络(IN)或因特网。这样的网络可以基于任何合适的技术,可以根据任何合适的协议而操作,并且可以包括无线网络、有线网络或光纤网络。

[0210] 此外,如所描述的,一些方面可以体现为一个或更多个方法。作为方法的一部分而执行的动作可以以任何合适的方式排序。因此,可以构造以与示出的顺序不同的顺序来执行动作的实施方式,其可以包括同时执行一些动作,即使这些动作在说明性实施方式中被示出为顺序动作。

[0211] 本文中限定和使用的定义应当被理解为涵盖字典定义、通过引用并入的文献中的定义、和/或所定义的术语的普通含义。

[0212] 除非明确地相反指示,否则本文在说明书和权利要求书中使用的不定冠词“一个(a)”和“一个(an)”应当被理解为表示“至少一个”。

[0213] 本文在说明书和权利要求中使用的短语“和/或”应当被理解为表示如此结合的元素(即,在一些情况下结合存在而在其他情况下分离存在的元素)中的“任一个或者两者”。以“和/或”列出的多个元素应当以相同的方式来解释,即,如此结合的元素中的“一个或更多个”。不论其与具体标识的元素有关还是无关,除了由“以及/或者”子句具体标识的元素之外,还可以可选地存在其他元素。因此,作为非限制性示例,在与诸如“包括”的开放式语言结合使用时,对“A和/或B”的引用可以在一个实施方式中仅指代A(可选地包括除了B之外的元素);在另一实施方式中仅指代B(可选地包括除了A之外的元素);在又一实施方式中指代A和B两者(可选地包括其他元素)等。

[0214] 如本文在说明书和权利要求书中使用的,对于一个或更多个元素的列表,短语“至少一个”应当被理解为表示从元素列表中的任何一个或更多个元素中选择的至少一个元素,而未必包括元素列表内具体列出的每个元素中的至少一个,并且不排除元素列表中的元素的任何组合。不论该元素与具体标识的元素有关还是无关,该定义还允许除了在短语“至少一个”所涉及的元素列表中具体标识的元素之外,元素可以可选地存在。因此,作为非限制性示例,“A和B中的至少一个”(或者等同地,“A或B中的至少一个”,或者等同地,“A和/或B中的至少一个”)可以在一个实施方式中指代至少一个(可选地包括多于一个)A,而不存在B(并且可选地包括除了B之外的元素);在另一实施方式中指代至少一个(可选地包括多于一个)B,而不存在A(并且可选地包括除了A之外的元素);在又一实施方式中指代至少一个(可选地包括多于一个)A以及至少一个(可选地包括多于一个)B(并且可选地包括其他元素)等。

[0215] 此外,本文中使用的词组和术语是出于描述的目的,而不应当被视为是限制性的。本文中“包括(including)”、“包括(comprising)”或“具有”、“含有”、“涉及”及其变型的使用意味着涵盖之后列出的项目及其等同物以及另外的项目。

[0216] 在权利要求书以及上面的说明书中,所有过渡短语例如“包含”、“包括”、“载有”、“具有”、“含有”、“涉及”、“持有”、“由……构成”等应被理解为开放式的,即表示包括但不限于。只有过渡短语“由…组成”和“基本上由……组成”应分别是封闭或半封闭的过渡短语。

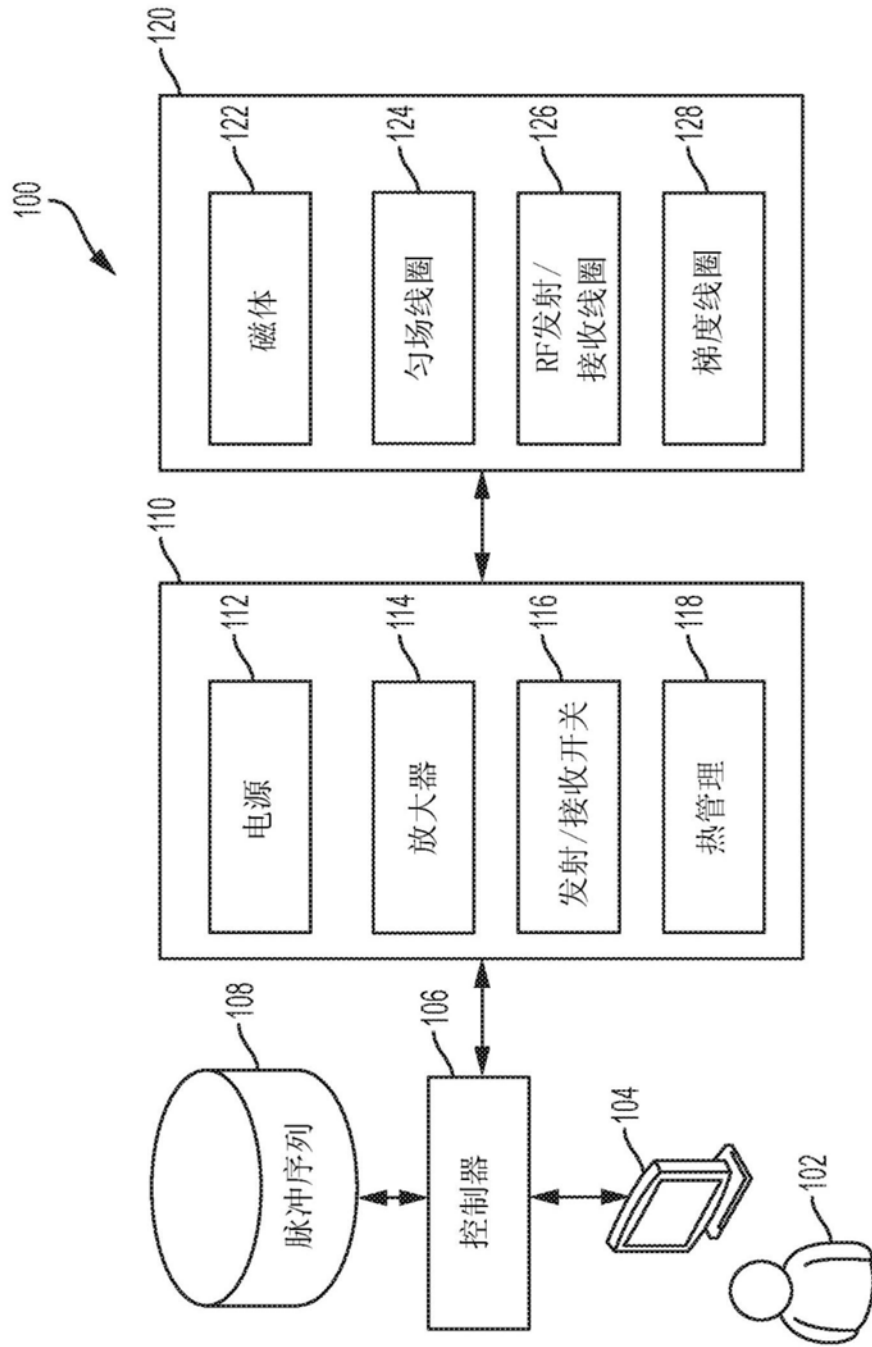


图1

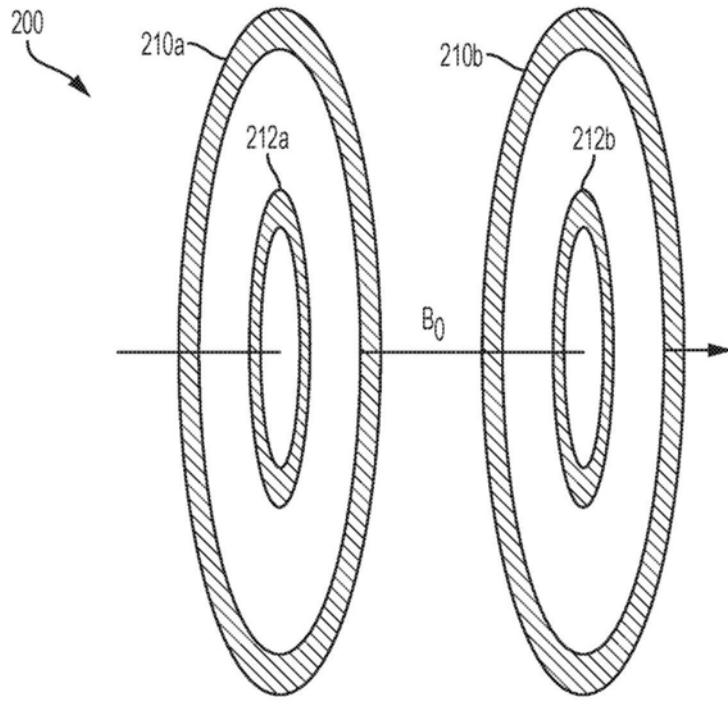


图2A

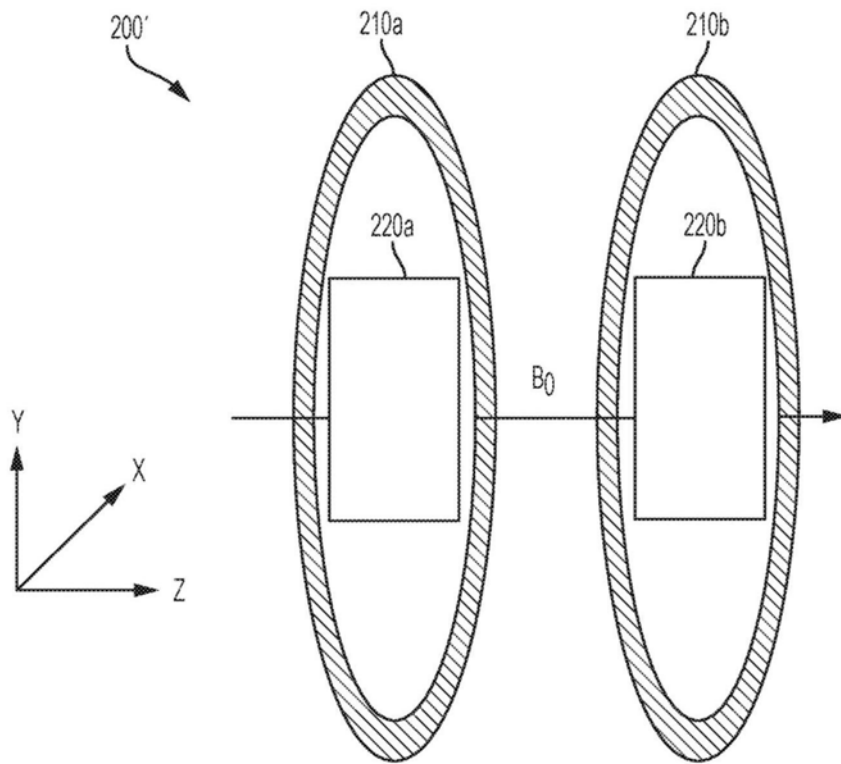


图2B

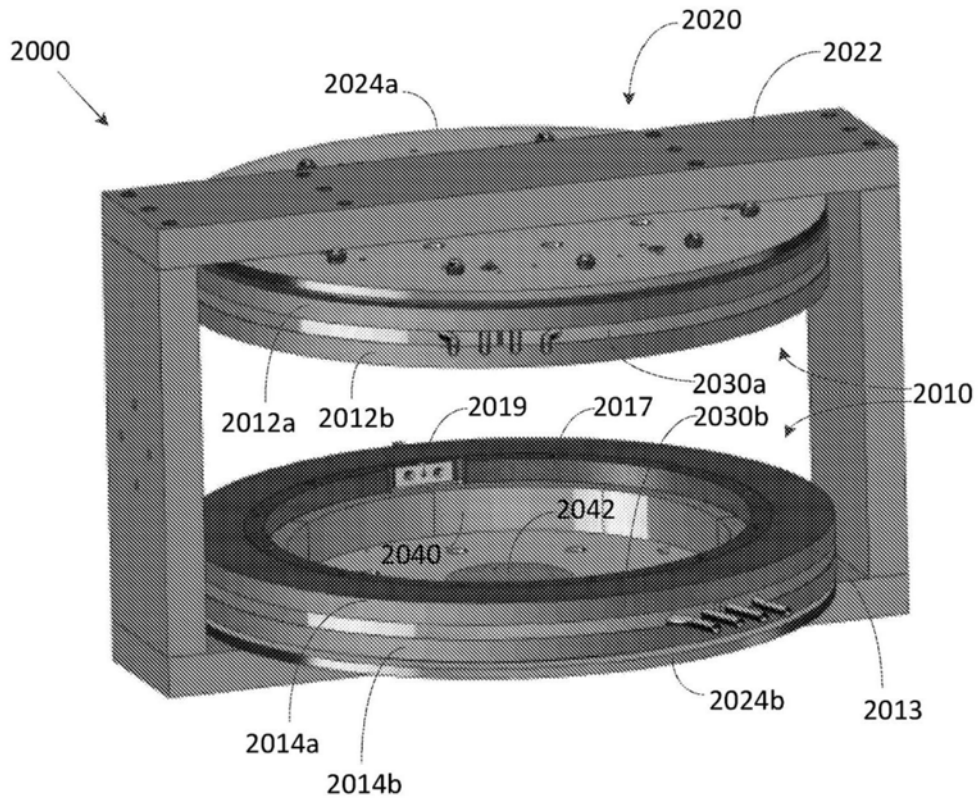


图2C

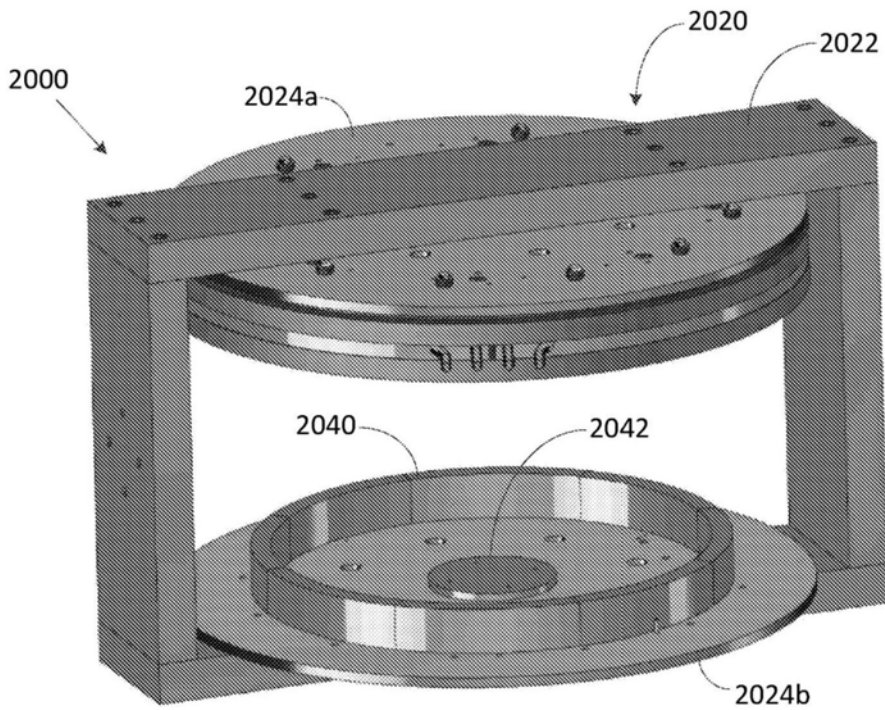


图2D

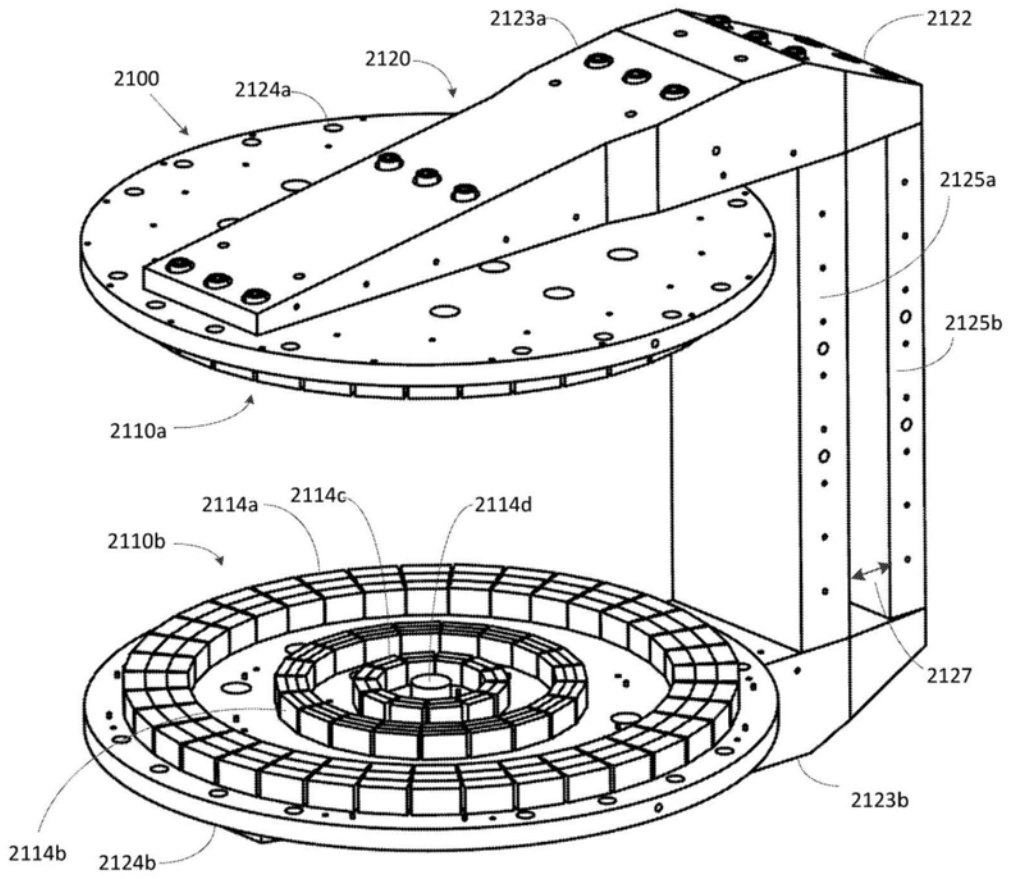


图2E

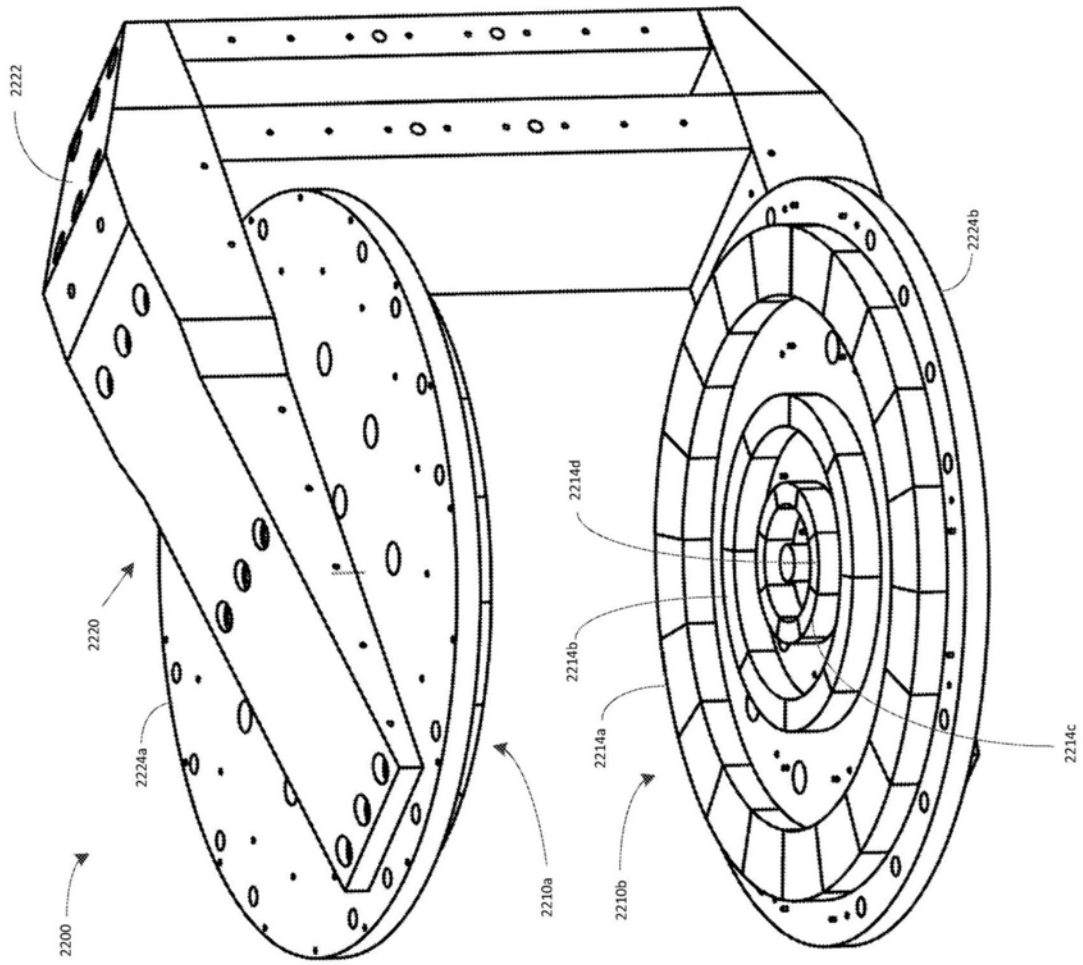


图2F

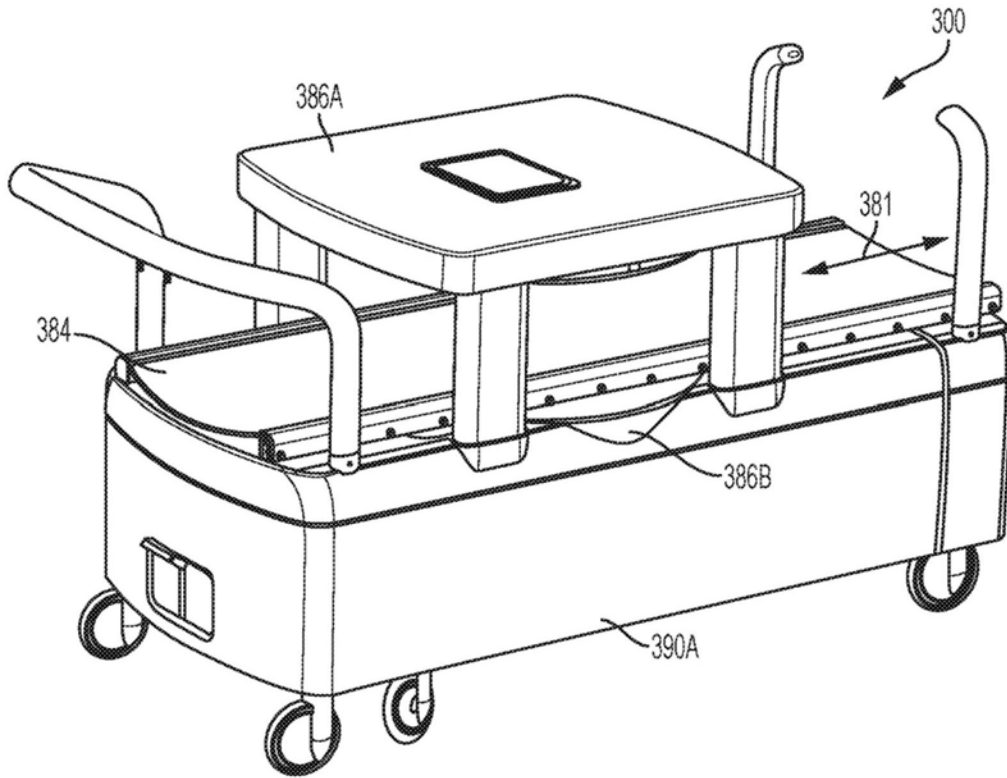


图3A

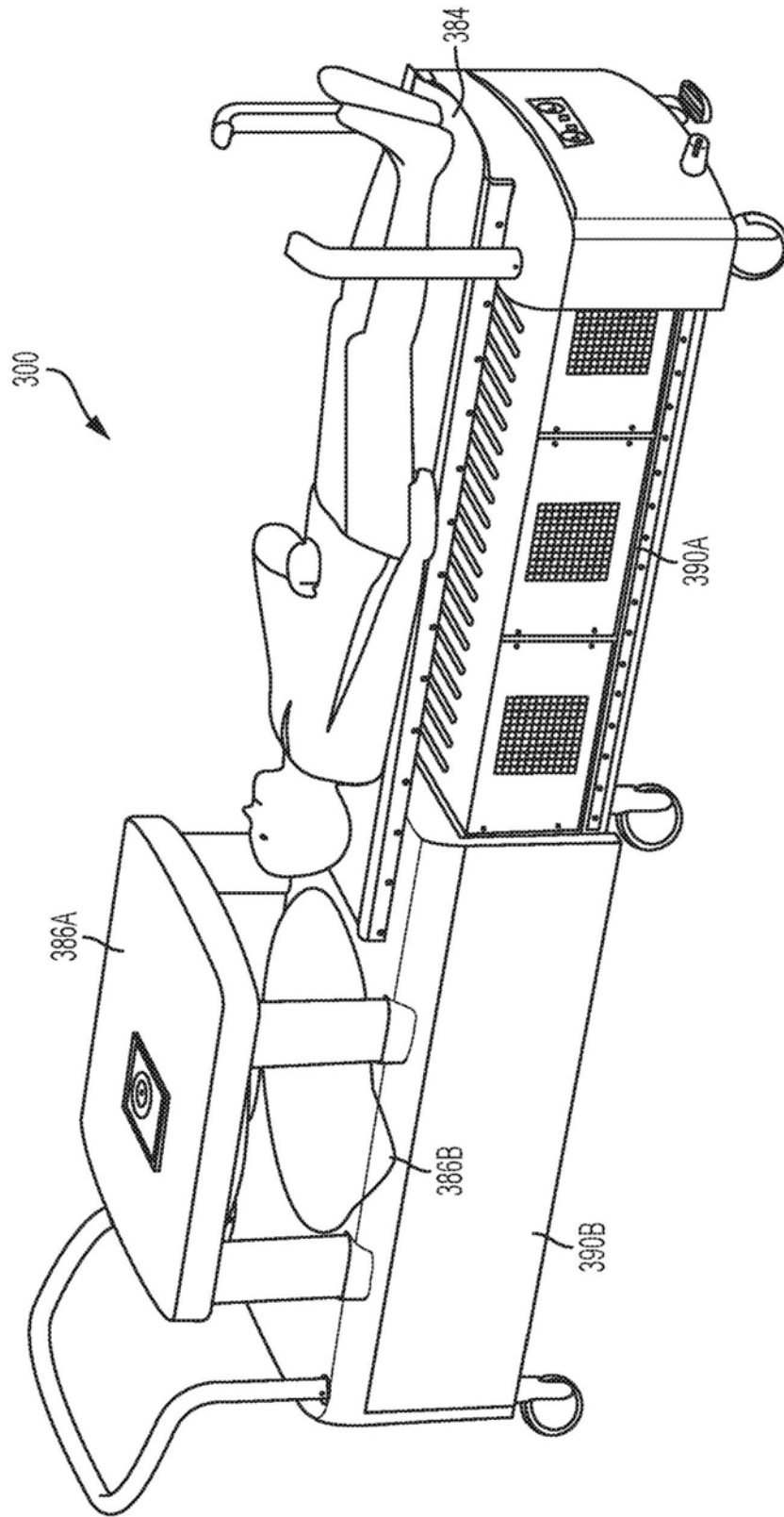


图3B

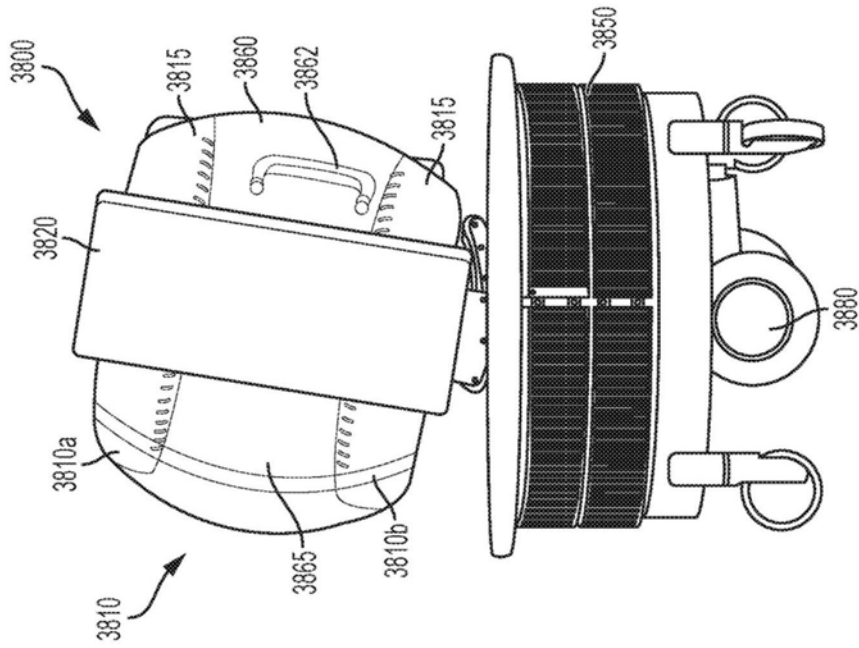


图3C

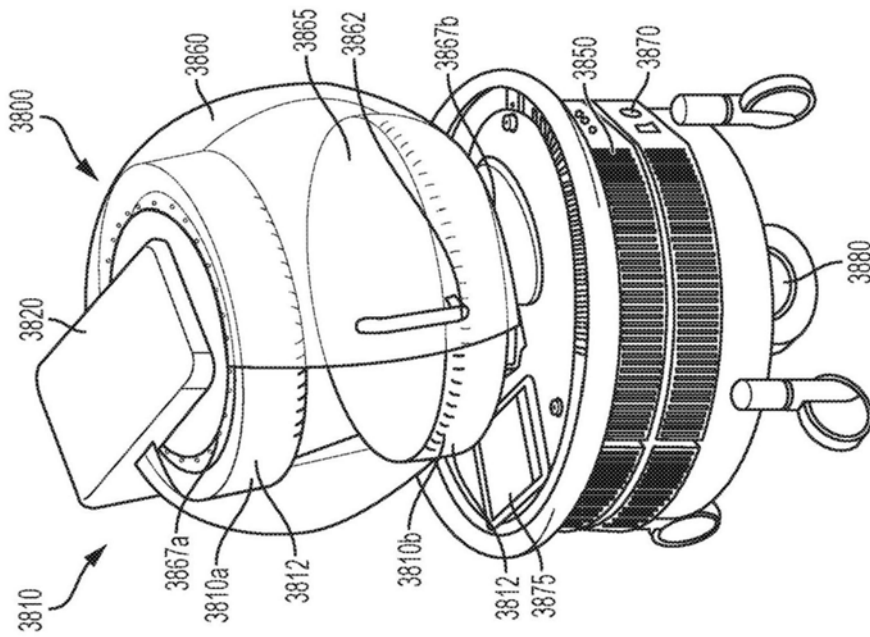


图3D

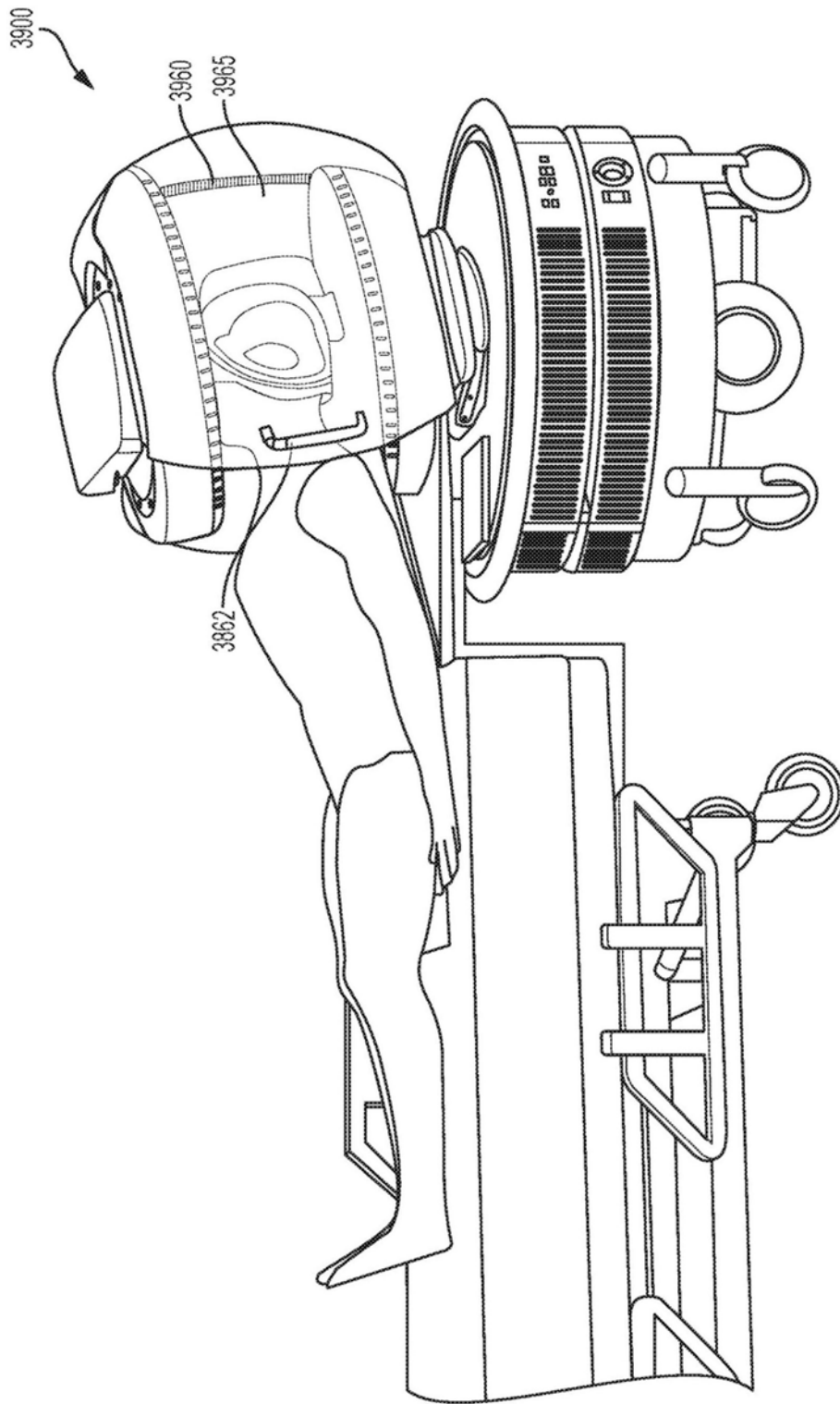


图3E

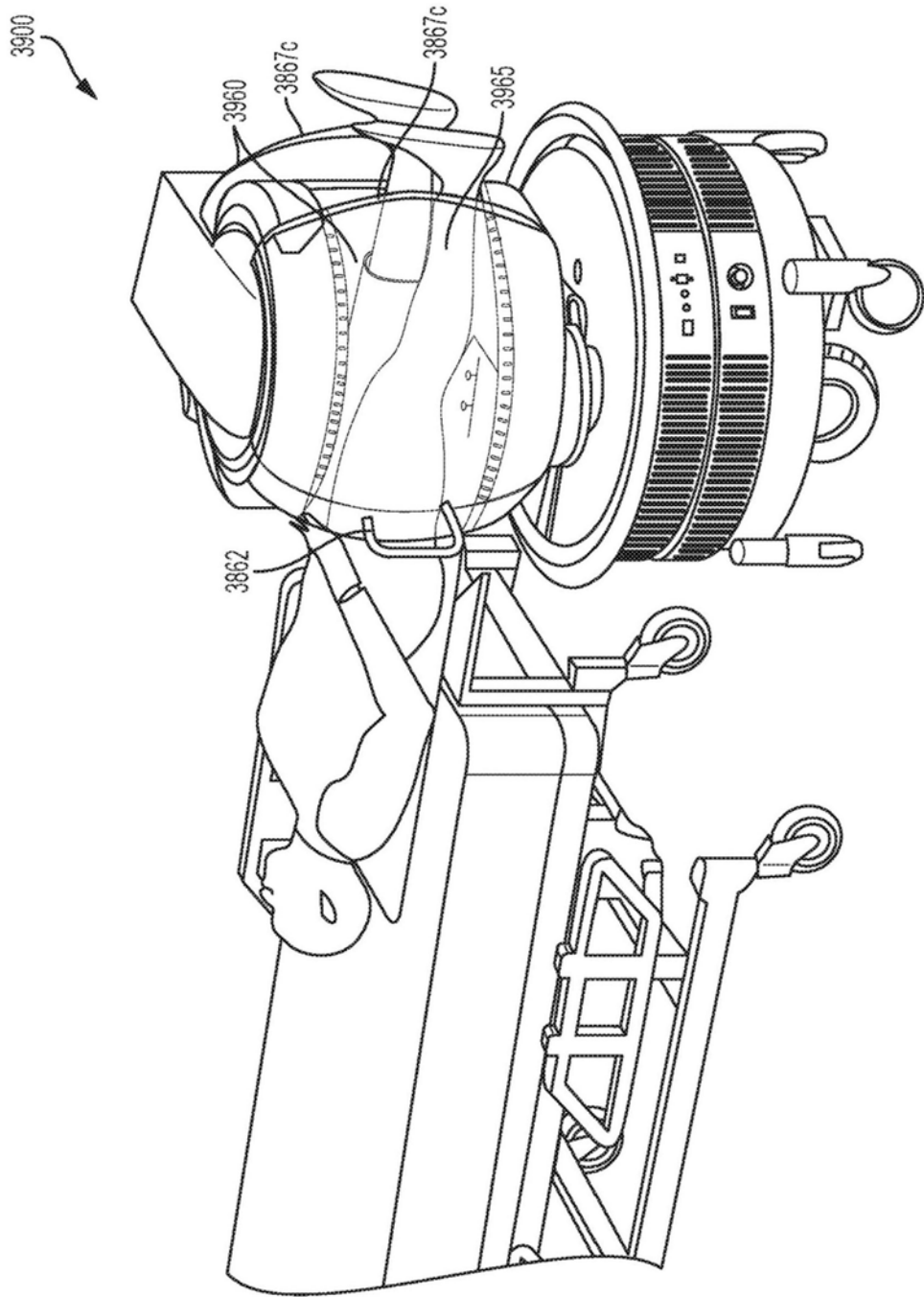


图3F

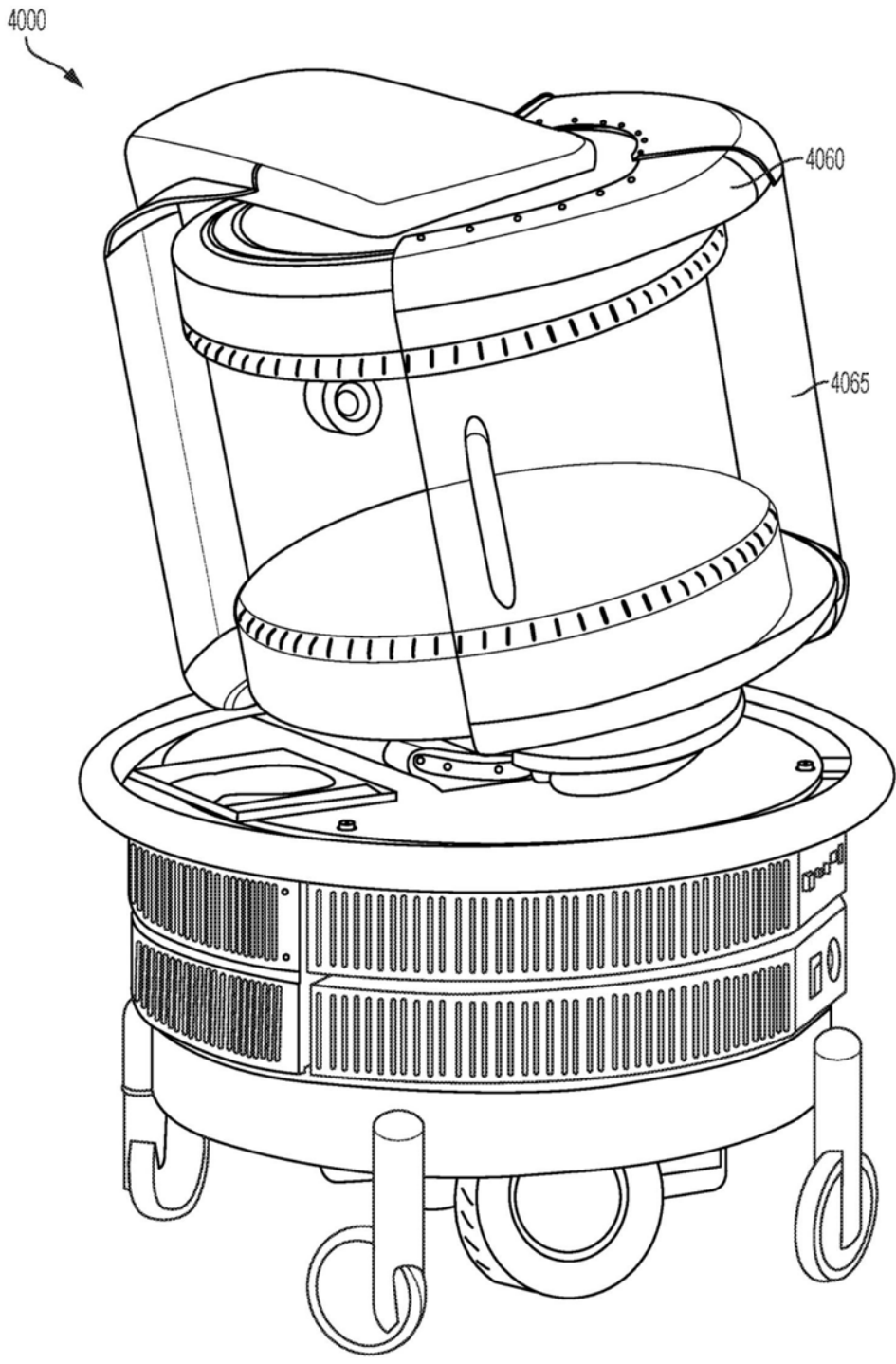


图3G

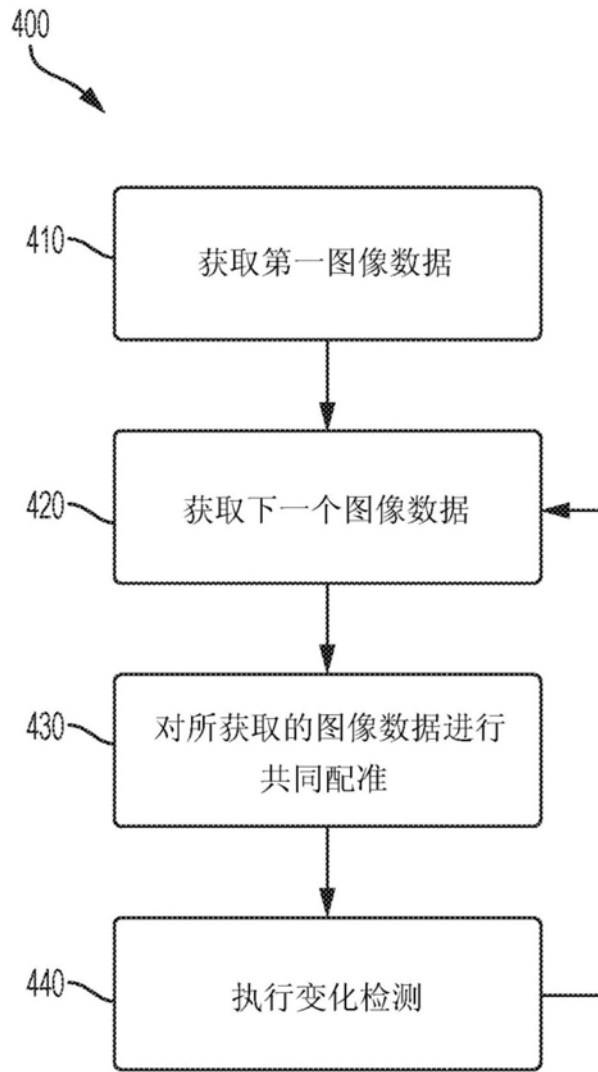


图4

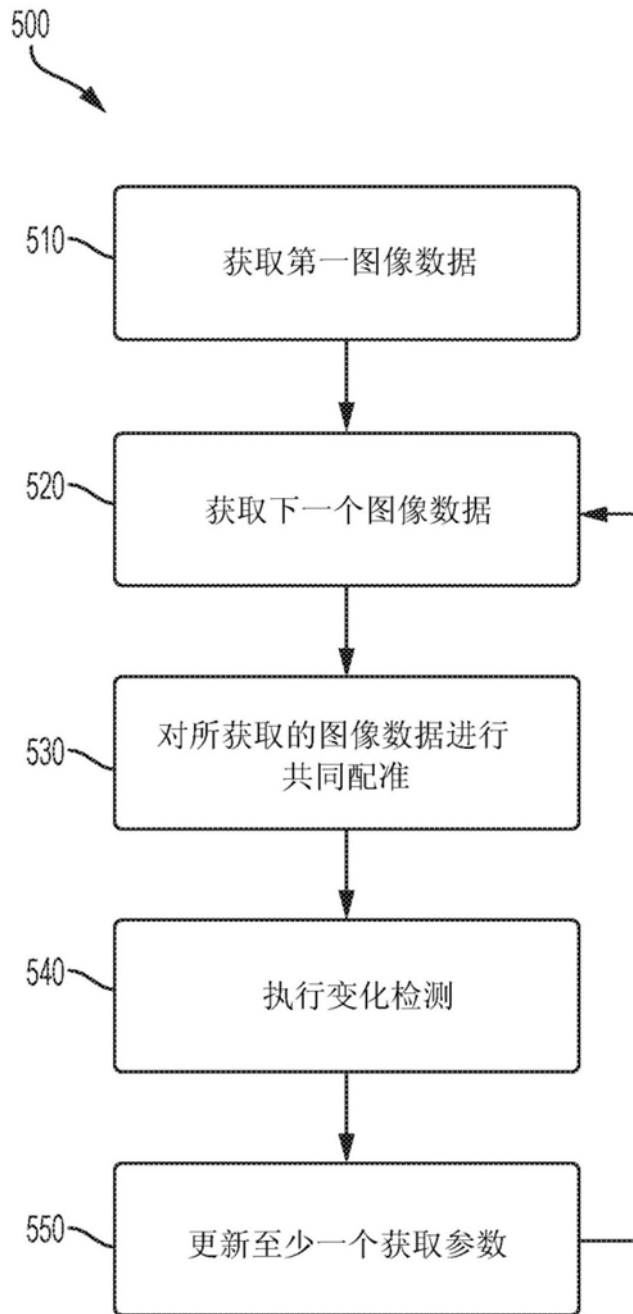


图5

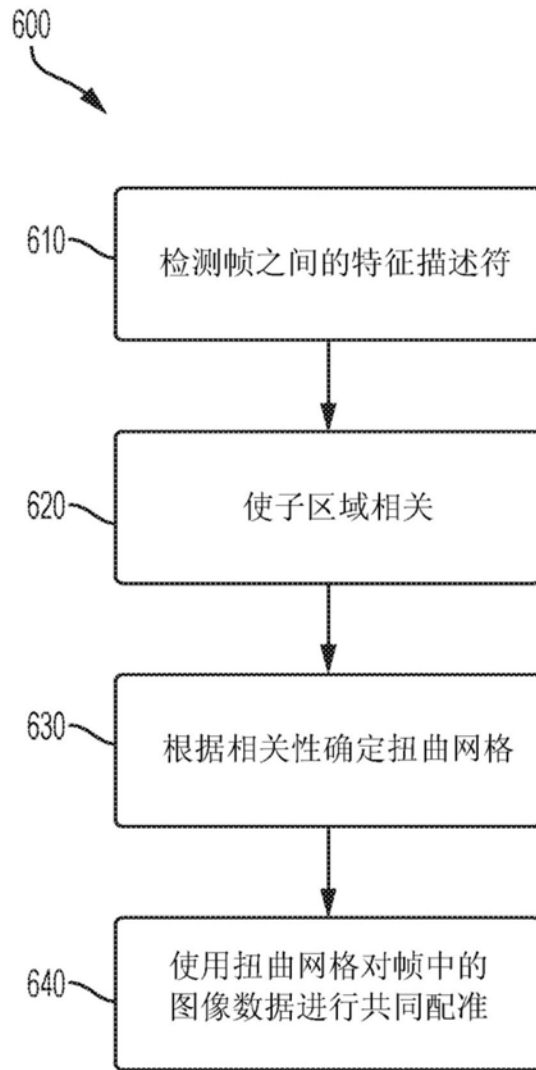


图6

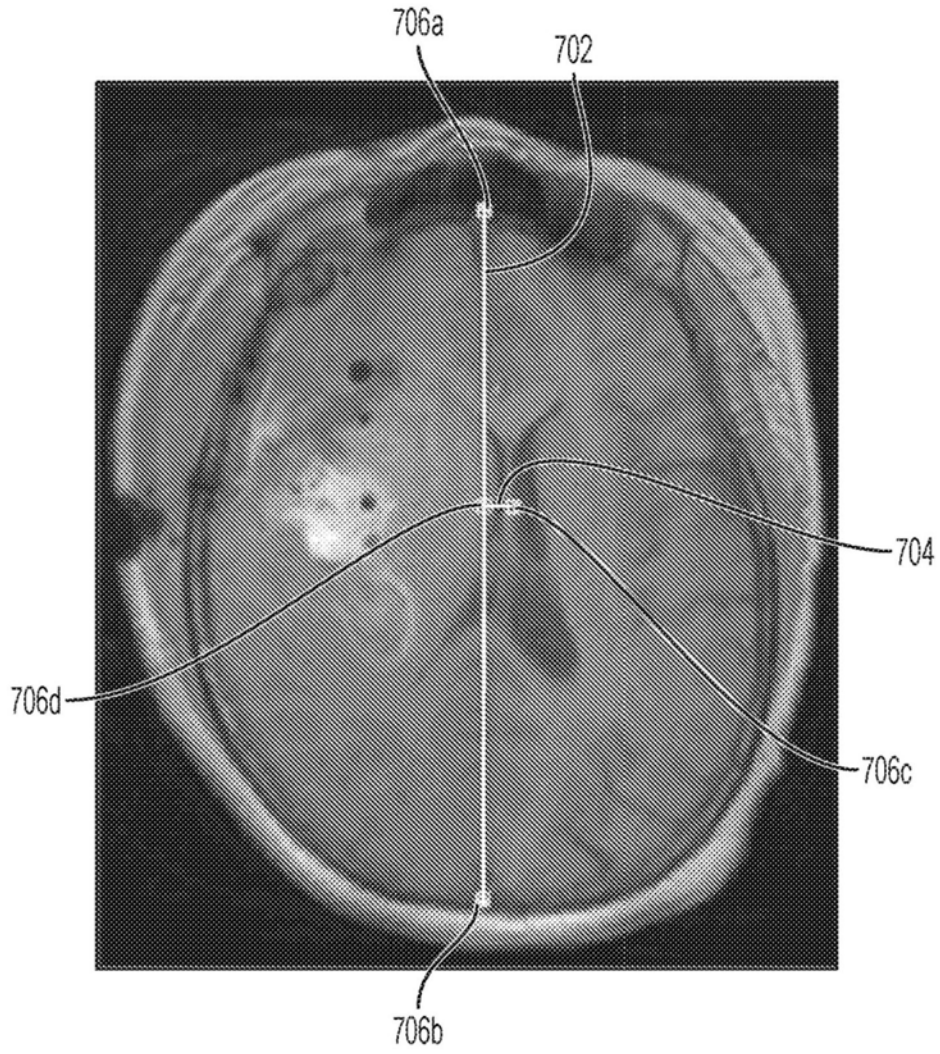


图7A

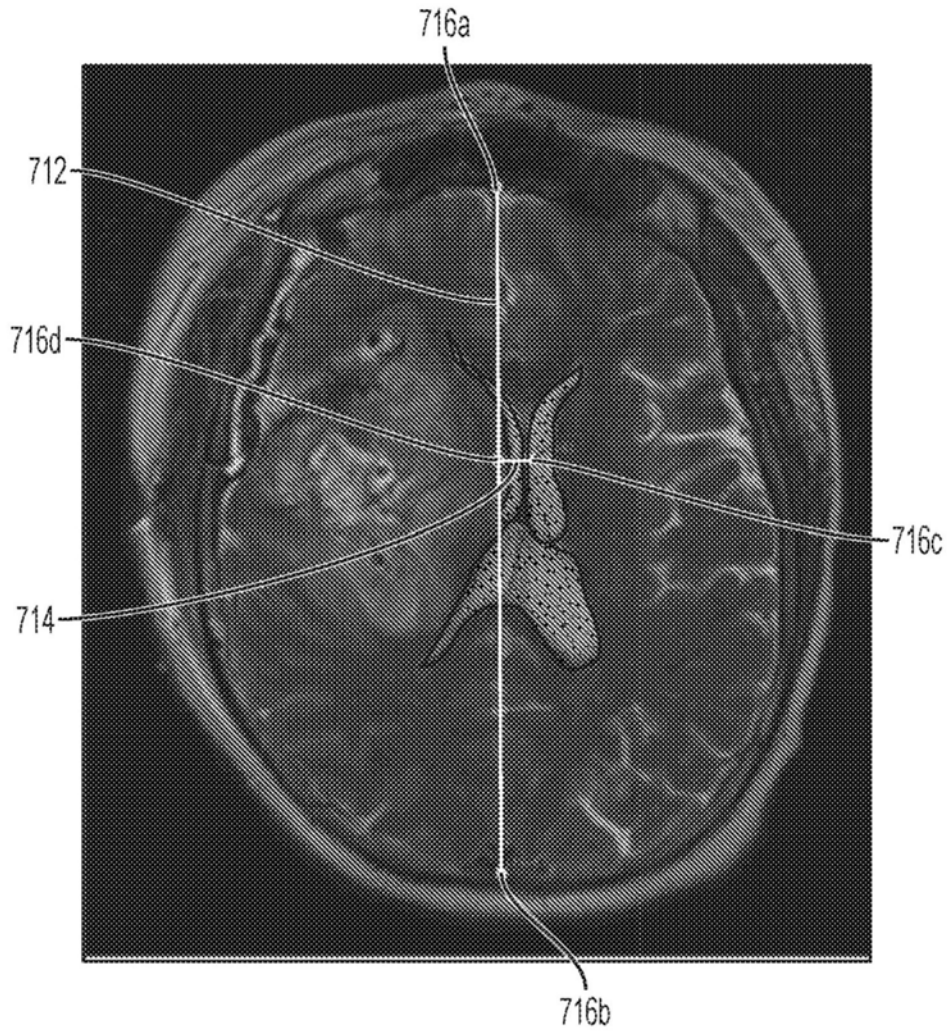


图7B

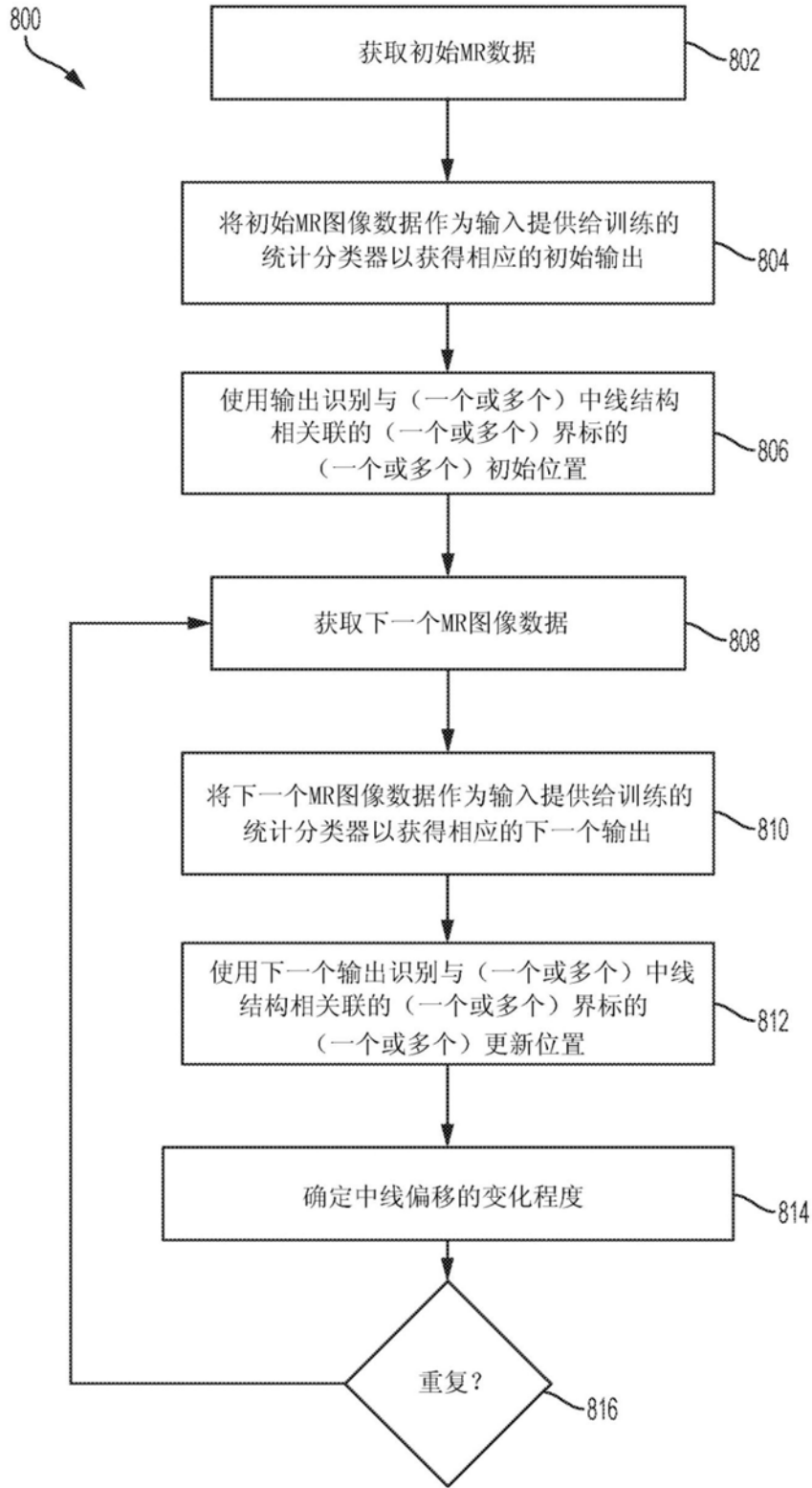


图8

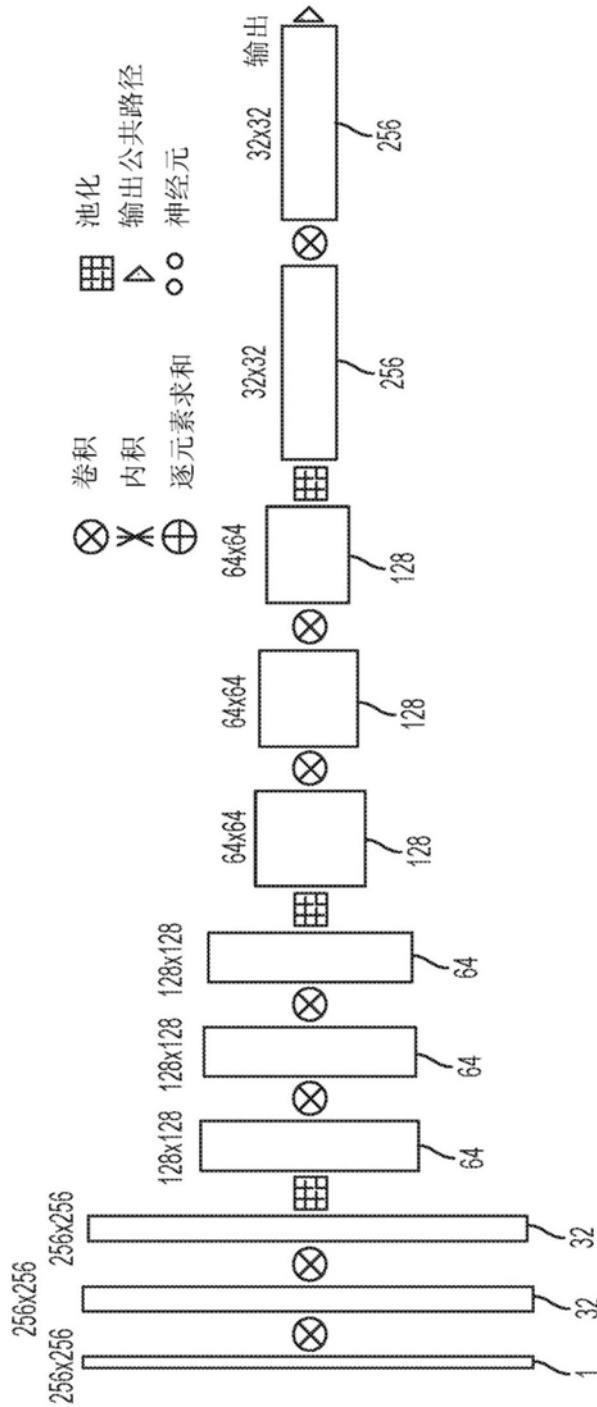


图9A

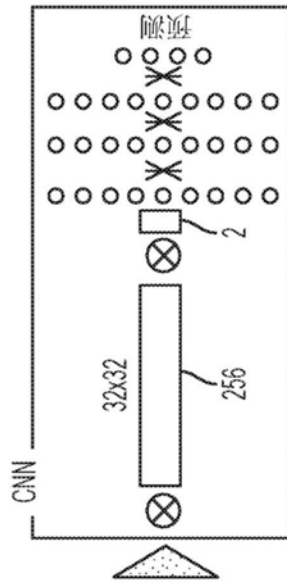


图9B

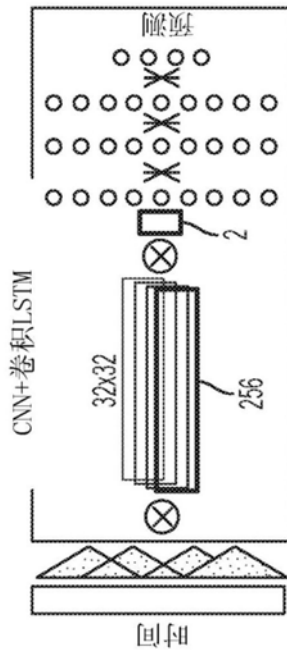


图9C

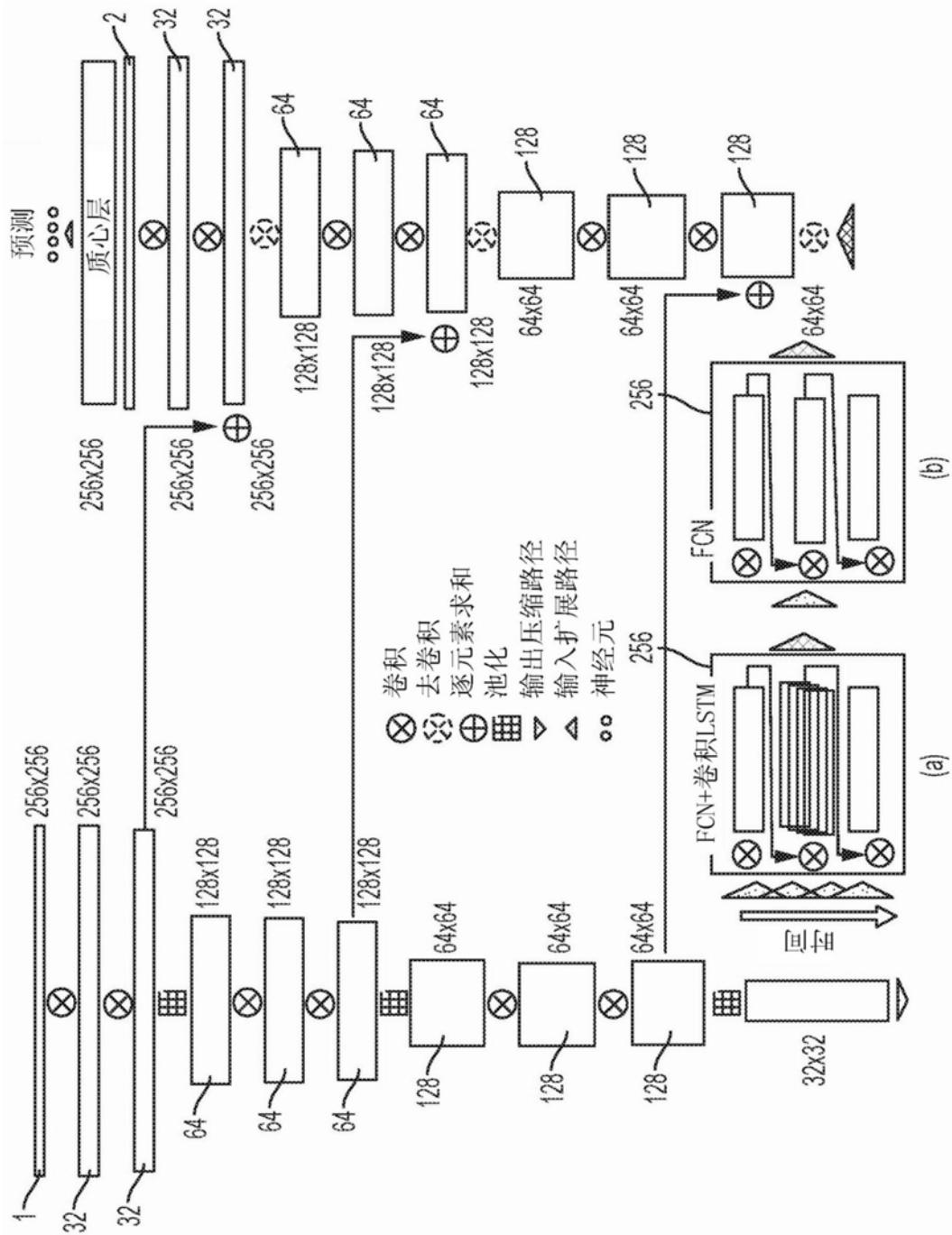


图10

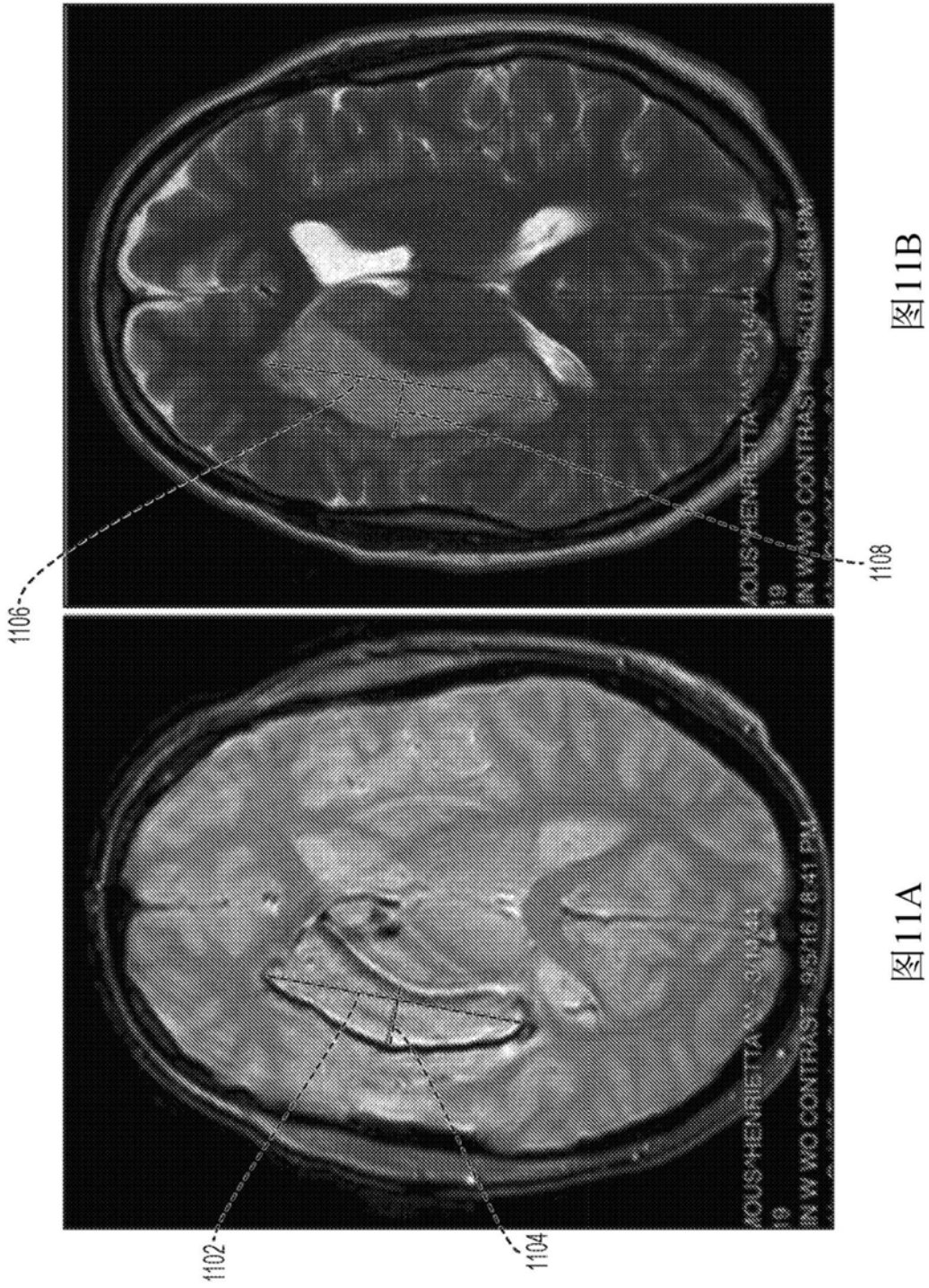


图11B

图11A

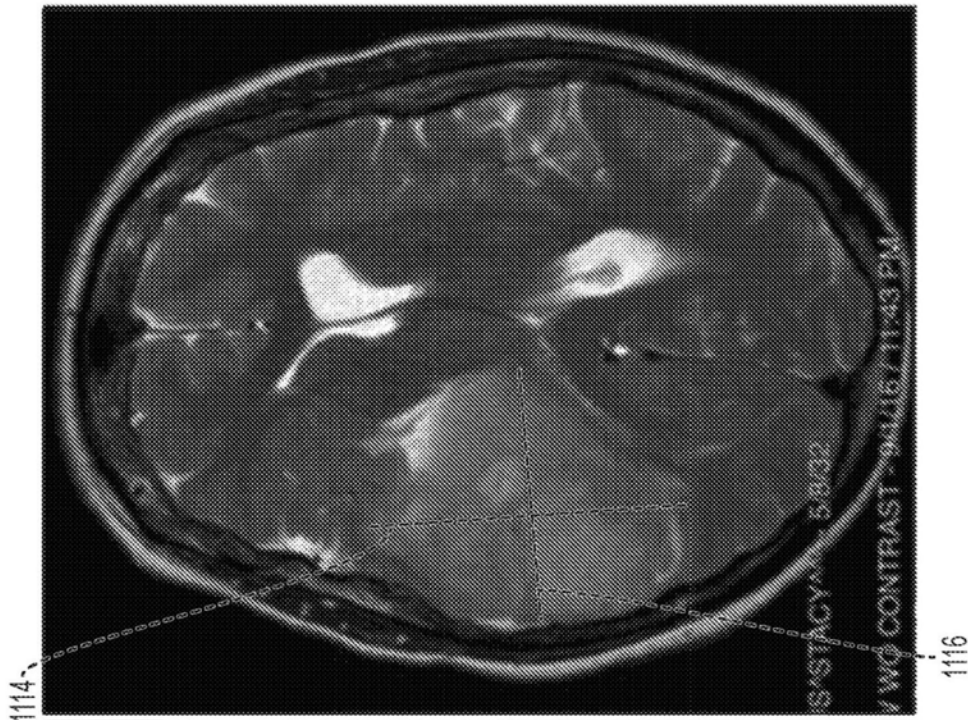


图11D

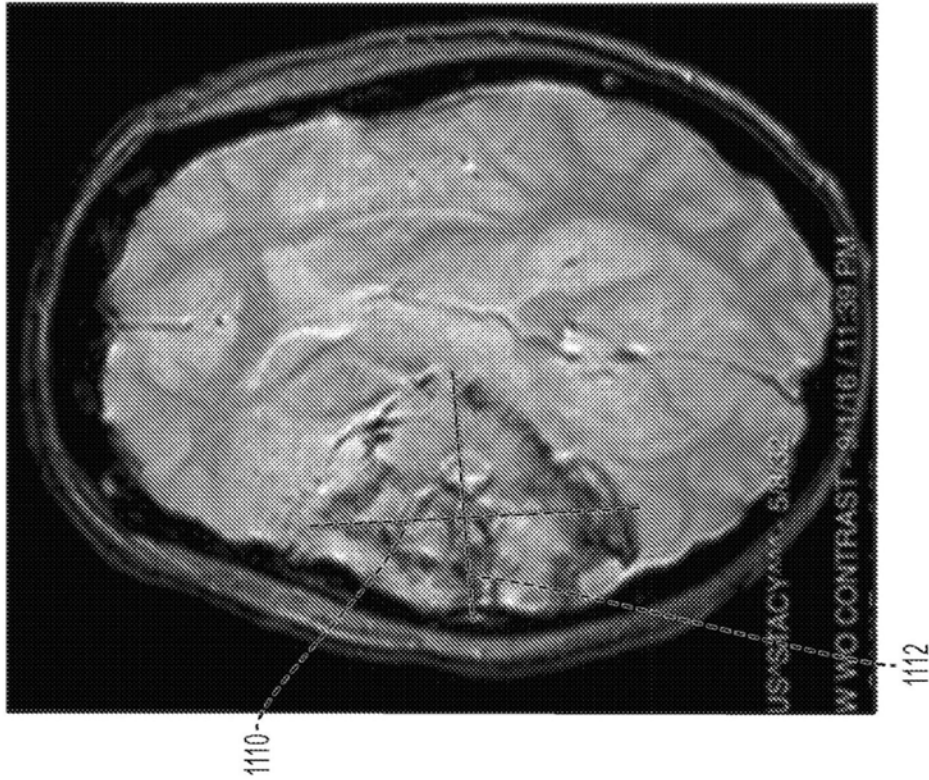


图11C

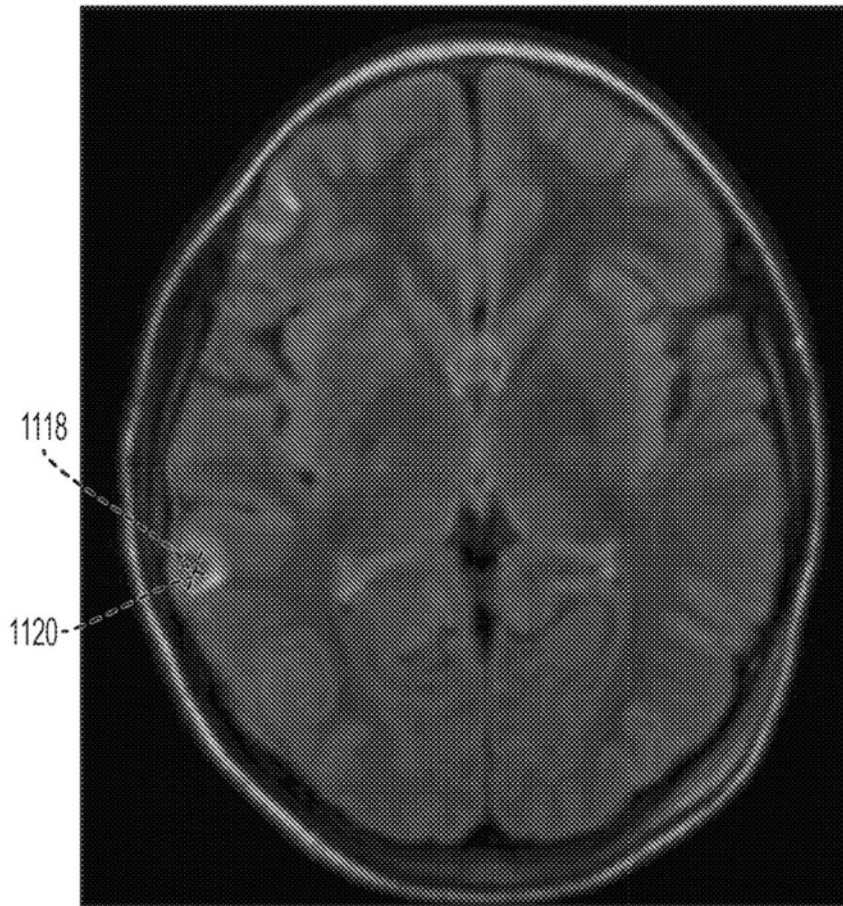


图11E

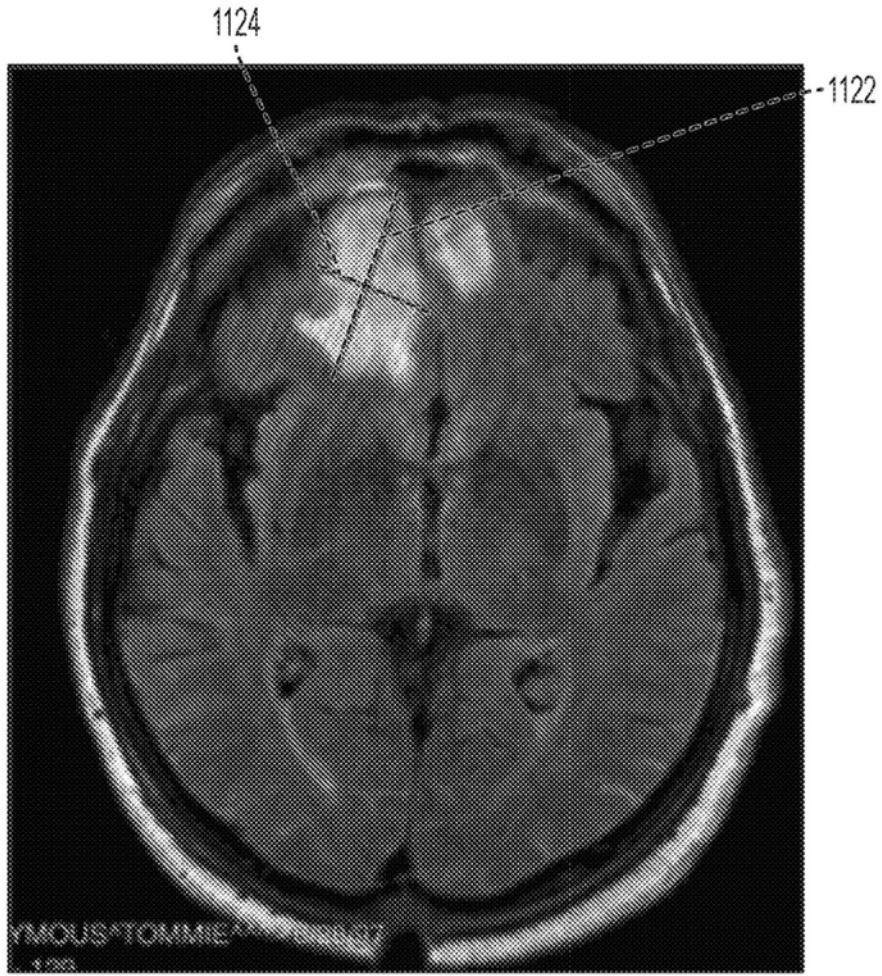


图11F

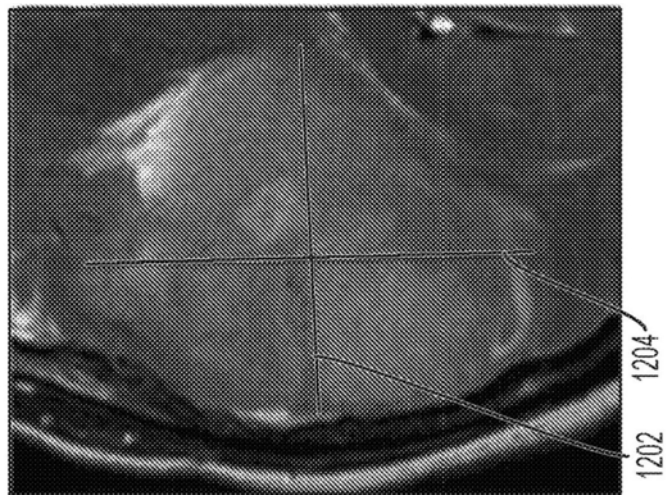


图12A

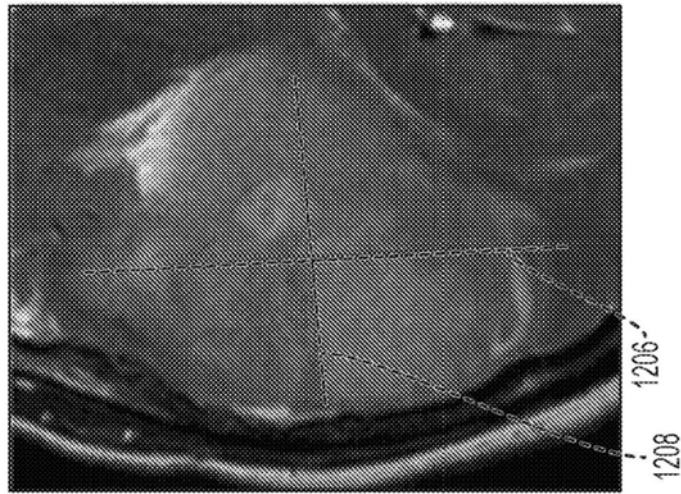


图12B

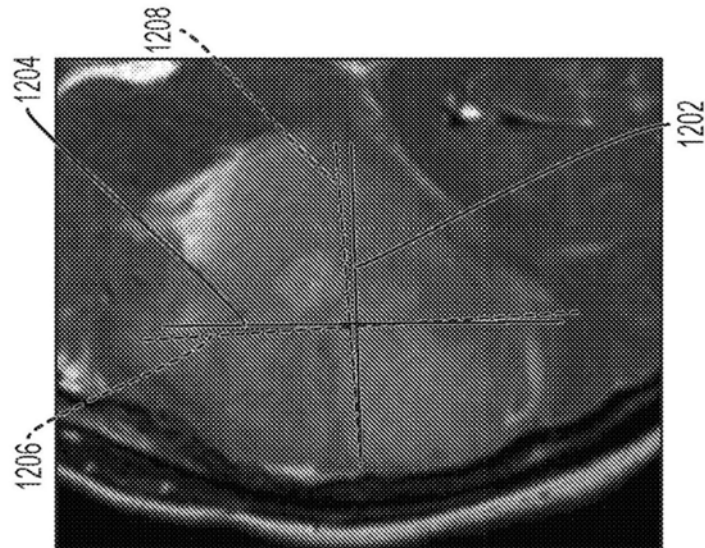


图12C

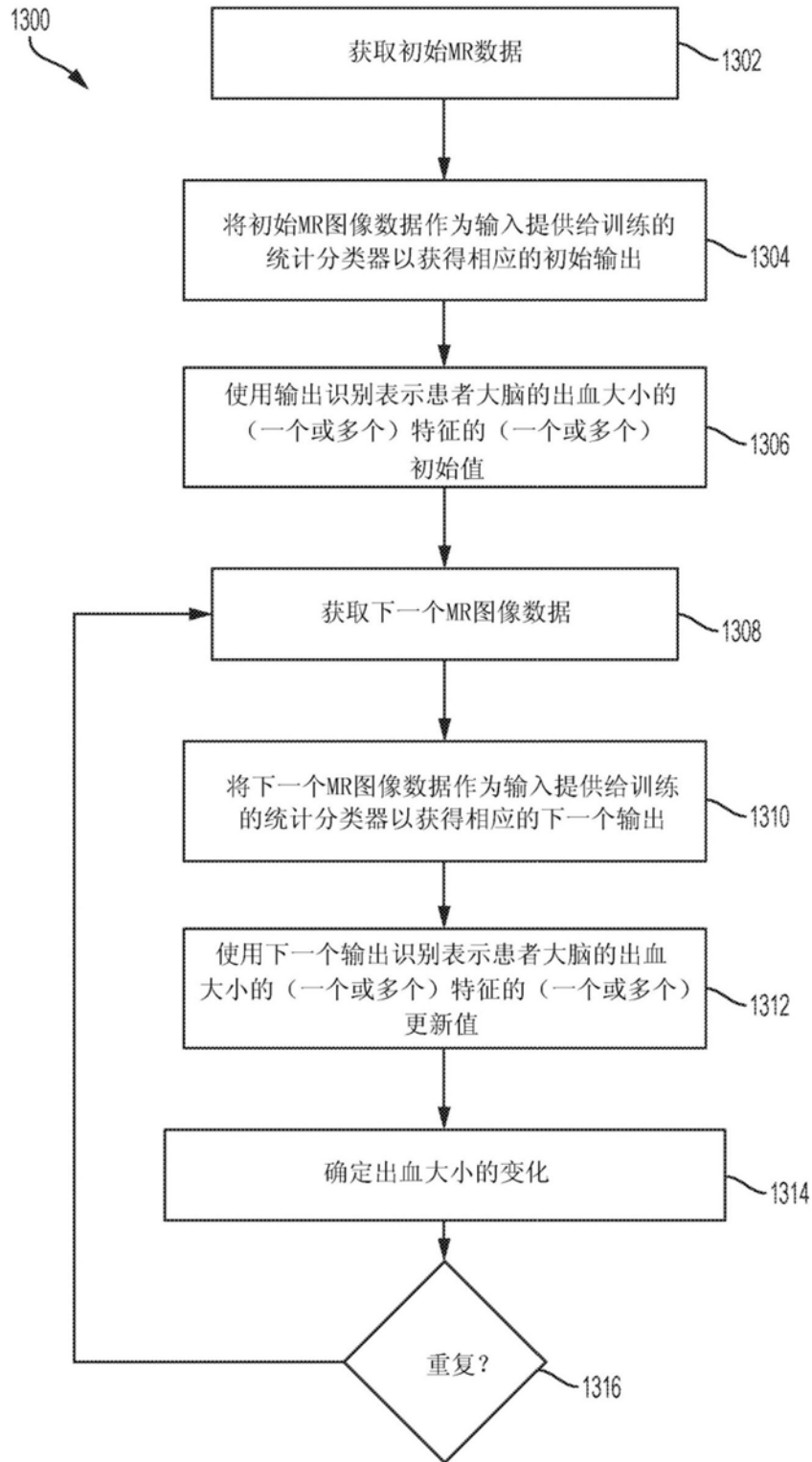


图13

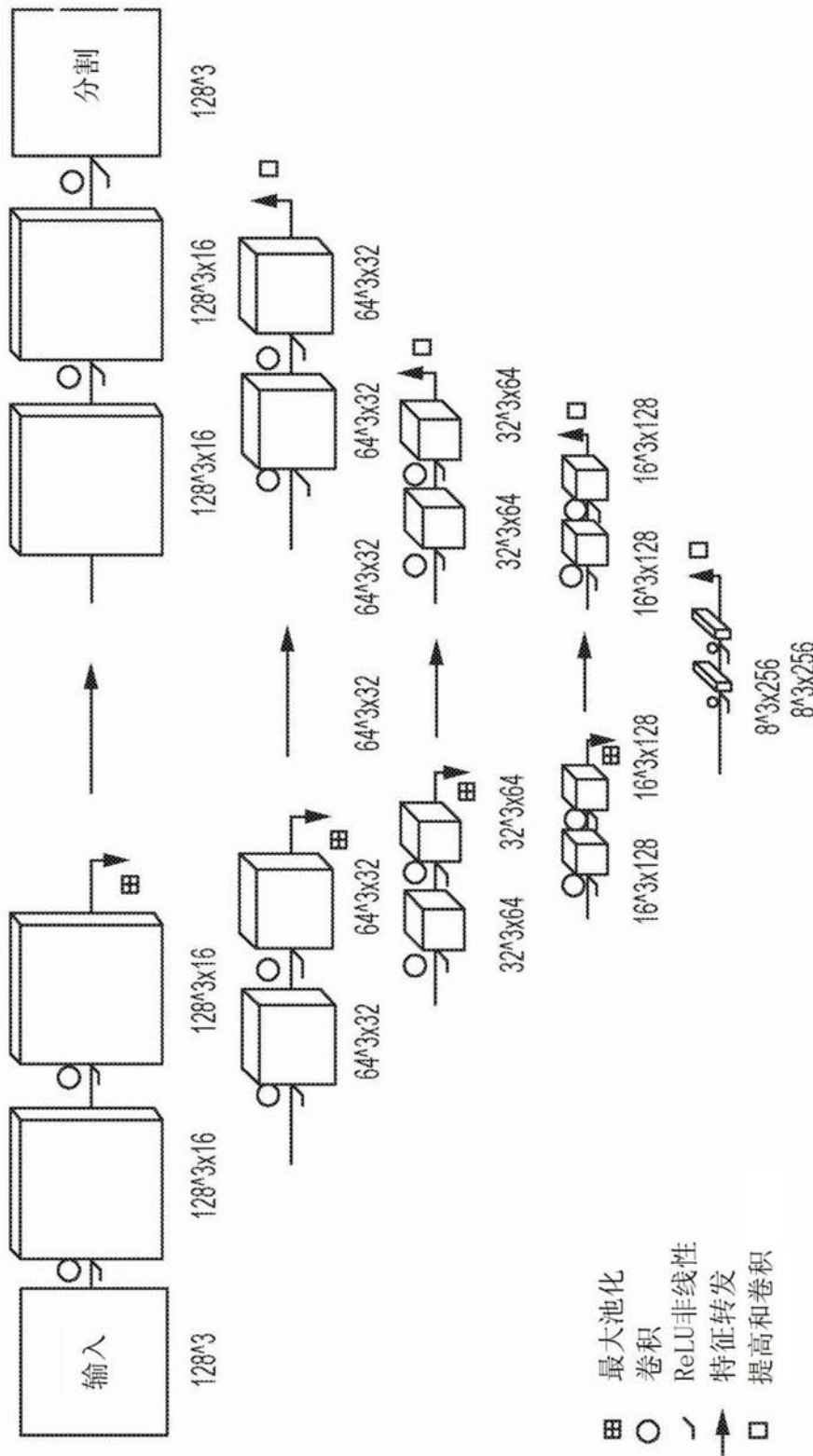


图14

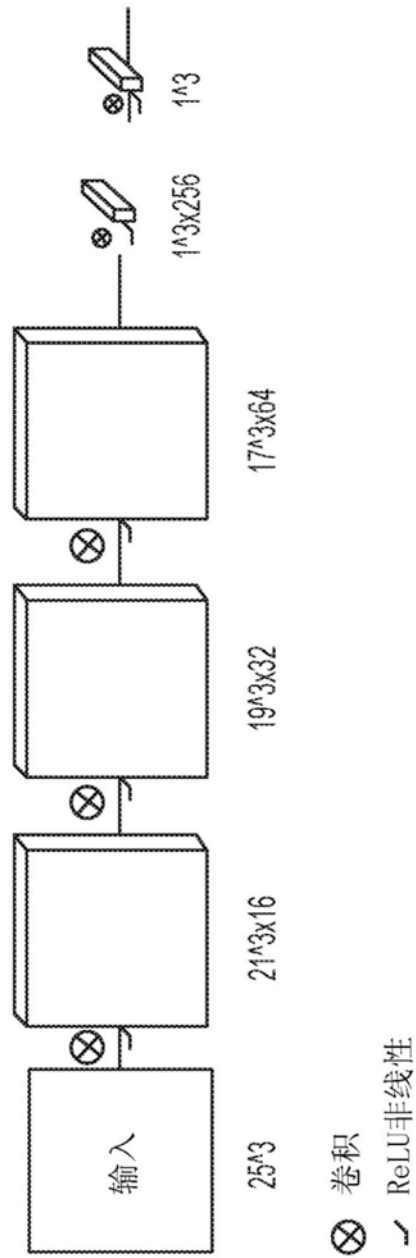


图15

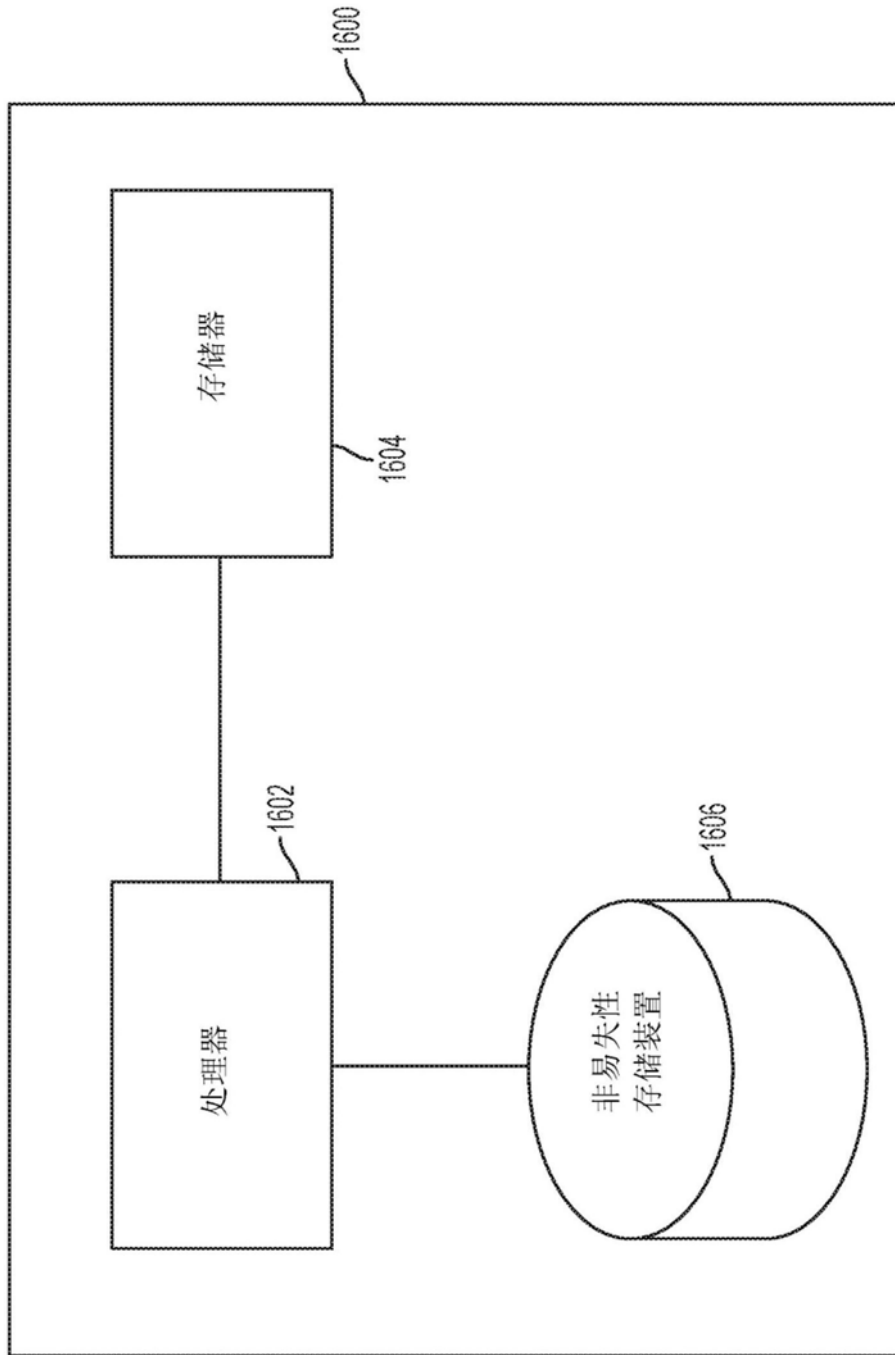


图16