



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104507386 B

(45)授权公告日 2019.04.19

(21)申请号 201280075087.8

(22)申请日 2012.10.22

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104507386 A

(43)申请公布日 2015.04.08

(30)优先权数据
61/660,278 2012.06.15 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.02.02

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2012/061341 2012.10.22

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/187924 EN 2013.12.19

(73)专利权人 通用医疗公司

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 L·L·沃尔德 C·齐默尔曼
J·斯托克曼

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公
司 31100

代理人 宋静娴

(51)Int.Cl.
A61B 5/055(2006.01)

审查员 洪虹

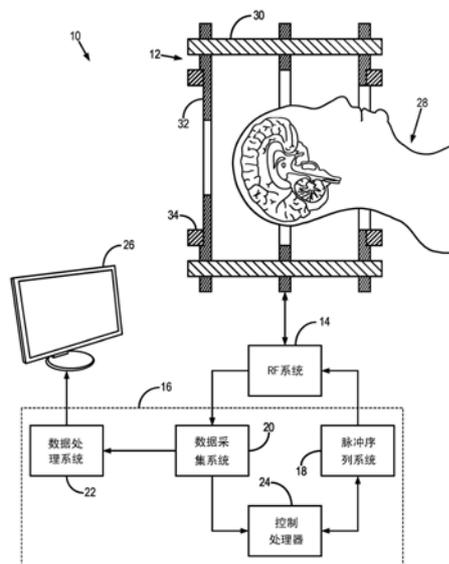
权利要求书3页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

旋转阵列的永磁体用于便携式磁共振成像
的系统和方法

(57)摘要

提供了一种使用主磁体中的静态磁场不均匀性对核自旋的空间位置进行编码的便携式磁共振成像(“MRI”)系统。还提供了低场强、低功耗、轻质、且容易携带的MRI系统的空间编码方案。一般而言,便携式MRI系统利用极化磁场中的空间不均匀性而不是使用梯度场对图像进行空间编码。由此,不均匀的静态场用于对对象的图像进行极化、读取和编码。为了提供空间编码,磁体在对象周围旋转以生成许多不同编码的量子。接着,通过求解与数据最一致的对象来重构图像。



1. 一种便携式MRI系统,包括:

磁体组件,所述磁体组件包括多个磁体和支撑件,所述支撑件被配置成使所述多个磁体保持环形排列,所述磁体组件沿着纵轴延伸以限定被配置成接收要成像的对象的区域并且生成在横切所述磁体组件的所述纵轴的平面中包括已知空间不均匀性的磁场;

旋转体,所述旋转体耦合至所述磁体组件并且被配置成使所述磁体组件围绕所述纵轴旋转通过多个不同的旋转角;

RF线圈,所述RF线圈用于生成RF能量并且接收来自置于所述磁体组件中的对象的磁共振信号;以及

控制器,所述控制器被配置成:

引导所述旋转体以使所述磁体组件旋转通过所述多个不同的旋转角;

引导所述RF线圈以生成RF能量并且接收在每一旋转角处的响应的磁共振信号从而通过在所述磁体组件处于所述多个不同的旋转角中的每一个的同时读出磁共振信号来获取成像数据;

使在通过所述磁体组件生成的所述磁场中的所述已知空间不均匀性对所述磁共振信号的相位进行空间调制以确定所述成像数据中的空间编码信息;以及

利用所述成像数据和所述空间编码信息来重构所述对象的图像。

2. 根据权利要求1所述的便携式MRI系统,其特征在于,所述支撑件被配置成当所述多个磁体是永磁体时使所述磁体保持在环形哈尔巴赫阵列排列中。

3. 根据权利要求1所述的便携式MRI系统,其特征在于,所述磁体组件进一步包括多个端环磁体,并且所述支撑件被配置成使所述多个端环磁体保持在与所述纵轴同轴的环形排列中。

4. 根据权利要求1所述的便携式MRI系统,其特征在于,所述磁体组件被配置成产生线性成分和高阶成分二者以创建包括已知空间不均匀性的所述磁场。

5. 根据权利要求1所述的便携式MRI系统,进一步包括施加到所述磁场的所述不均匀性的磁场线性梯度或偏离中的至少一个以提供所述磁体组件的中心处的空间编码。

6. 根据权利要求1所述的便携式MRI系统,其特征在于,所述RF线圈被配置成生成RF场,所述RF场的相位沿着所述磁体组件的所述纵轴线性地变化。

7. 根据权利要求1所述的便携式MRI系统,其特征在于,所述RF线圈被配置成沿着所述磁体组件的所述纵轴与由所述磁体组件进行的编码协同地进行编码。

8. 根据权利要求1所述的便携式MRI系统,其特征在于,所述磁体组件被进一步配置成生成所述磁场以沿着所述磁体组件的所述纵轴变化。

9. 根据权利要求2所述的便携式MRI系统,其特征在于,所述磁体组件进一步包括:

另外多个磁体,所述另外多个磁体中的每一个沿着所述磁体组件的所述纵轴从近端延伸到远端;

另一支撑件,所述另一支撑件被配置成使所述另外多个磁体保持在与所述纵轴同轴的环形排列中,以使所述另外多个磁体生成增大由所述多个磁体生成的所述磁场的线性磁场。

10. 根据权利要求9所述的便携式MRI系统,其特征在于,所述另一支撑件被配置成独立于所述支撑件地旋转,并且进一步包括:另一旋转体,所述另一旋转体耦合到所述另一支撑

件且被配置成使所述另外多个磁体围绕所述纵轴旋转通过多个不同的旋转角。

11. 根据权利要求1所述的便携式MRI系统,其特征在于,所述控制器被配置成控制所述旋转体和所述RF线圈以允许 π 弧度的相对相位在所述磁体组件的至少周边附近的相邻体素之间演变从而获取所述成像数据。

12. 根据权利要求1所述便携式MRI系统,其特征在于,所述控制器被配置成控制所述旋转体和所述RF线圈以控制在获取所述成像数据时的体素内去相位。

13. 根据权利要求1所述的便携式MRI系统,其特征在于,所述控制器被配置成控制RF线圈阵列并且在重构所述对象的所述图像时将与空间变化的线圈敏感性有关的信息直接地结合到所述空间编码信息中。

14. 根据权利要求1所述的便携式MRI系统,其特征在于,所述控制器被配置成控制由所述RF线圈产生的RF激励脉冲的带宽以创建一系列受约束空间区域并且在重构所述对象的所述图像时使用所述一系列受约束空间区域。

15. 根据权利要求1所述的便携式MRI系统,其特征在于,所述控制器被配置成利用纵向编码获取所述成像数据。

16. 根据权利要求15所述的便携式MRI系统,其特征在于,使用利用所述RF线圈来施加的z有关的空间相位或利用所述RF线圈来生成的具有二次相位的RF脉冲中的一个来实现所述纵向编码。

17. 根据权利要求1所述的便携式MRI系统,其特征在于,所述控制器被配置成控制所述RF线圈以防备归因于非共振自旋进动的相位和翻转角而进行控制。

18. 根据权利要求1所述的便携式MRI系统,其特征在于,所述控制器被配置成使用迭代重构过程重构所述对象的所述图像。

19. 一种采集磁共振成像数据的方法,所述方法包括:

a) 相对于旋转角,将对象排列在环形的磁体阵列内,所述环形的磁体阵列生成不均匀的磁场;

b) 向所述对象生成RF场以激励在所述对象中的自旋;

c) 响应于来自所述对象的所生成的RF场,接收磁共振信号;

d) 使所述不均匀的磁场围绕所述对象旋转到不同的旋转角以生成从所述对象接收的所述磁共振信号的相位的调制;

e) 重复步骤b)到d)多次,以接收来自具有多个不同的旋转角的所述对象的磁共振信号;以及

f) 使用所述磁共振信号的所述相位的所述调制来确定所述磁共振信号的空间编码从而从接收到的磁共振信号中重构所述对象的图像。

20. 根据权利要求19所述的方法,其特征在于,步骤d)包括使环形阵列的永磁体旋转通过所述多个不同的旋转角的离散步长或使环形阵列的永磁体不断地旋转通过所述多个不同的旋转角,以使所述不均匀的磁场旋转。

21. 根据权利要求19所述的方法,其特征在于,步骤c)包括在接收所述磁共振信号时控制体素内去相位的同时允许 π 弧度的相对相位在相邻体素之间演变以获取所述成像数据。

22. 根据权利要求19所述的方法,其特征在于,进一步包括:生成相对于所述不均匀的磁场施加的磁场偏离。

23. 根据权利要求19所述的方法,其特征在于,进一步包括:生成具有沿所述对象的纵轴线性地变化的相位的RF场。

24. 根据权利要求19所述的方法,其特征在于,进一步包括:与旋转所述不均匀的磁场协同地沿着所述对象的纵轴进行编码。

25. 根据权利要求19所述的方法,其特征在于,步骤c) 包括控制在步骤b) 中产生的RF场的带宽以创建一系列受约束空间区域并且在步骤f) 中在重构所述对象的所述图像时使用所述一系列受约束空间区域。

26. 根据权利要求19所述的方法,其特征在于,步骤b) 包括防备归因于非共振自旋进动的相位和翻转角变化而进行控制。

27. 根据权利要求19所述的方法,其特征在于,步骤f) 包括使用迭代重构过程重构所述对象的所述图像。

28. 一种便携式磁共振成像 (MRI) 系统,包括:

磁体组件,所述磁体组件包括多个磁体和支撑件,所述支撑件被配置成使所述多个磁体保持环形排列,所述磁体组件包括纵轴,具有不均匀性的静态磁场沿着所述纵轴而形成;

旋转体,所述旋转体耦合至所述磁体组件并且被配置成使所述磁体组件围绕所述纵轴旋转通过多个不同的旋转角;

RF线圈,所述RF线圈用于生成RF能量并且接收来自置于所述磁体组件中的对象的磁共振信号;以及

控制器,所述控制器被配置成:

在围绕所述纵轴移动所述静态磁场的所述不均匀性的位置时接收从沿着所述纵轴排列的对象获取的成像数据;以及

通过使用所述静态磁场在其围绕所述纵轴移动时的所述不均匀性的所述位置对所述成像数据进行空间编码来重构所述成像数据。

旋转阵列的永磁体用于便携式磁共振成像的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2012年6月15日提交的且题为“使用不均匀磁场的MRI 编码 (MRI Encoding with and Inhomogeneous Magnetic Field)”的美国临时专利申请序列号61/660,278的权益。

[0003] 关于联邦资助研究的说明

[0004] 本发明利用在美国陆军医学研究与物资司令部授予的W81XWH-11- 2-0076下的政府支持而做出。政府拥有本发明中的特定权利。

[0005] 发明背景

[0006] 本发明的领域是用于磁共振成像 (“MRI”) 的系统和方法。更具体地,本发明涉及使用不均匀的磁场用于空间编码的便携式MRI的系统和方法。

[0007] 常规MRI扫描仪使用若干不同的磁场产生图像。一种场是用于极化核磁化且其中读取自由感应衰减 (“FID”) 信号的静态的、高度一致的磁场。另一种场是发起FID的射频 (“RF”) 脉冲场。同样,一个或多个梯度场用于对FID起源的空间位置进行编码,由此对所得图像进行空间编码。梯度场在空间上改变(例如,与位置呈线性)因变于位置而调制自旋相位的梯度场。作为调制自旋相位的结果,该信号的位置被编码为所采集的信号的傅立叶变换。有时,不均匀的预极化场用于启动增强 (boost) 磁化,接着在一致的、更低强度的场中读取该预极化场。

[0008] MRI系统的尺寸和复杂性大部分源自典型临床MRI系统需要很均匀的静态磁场和很高功率的线性梯度场的事实。由此,由于高度均匀的超导或永磁体的重量和脆弱性,当前MRI系统受限于医院设置。附加的负担是需要几百安培的电流对梯度场供电。为了使MRI系统便携,需要新型MR编码方案。简单地“缩小”电流的设计还是不够。

[0009] 便携式MR系统具有在受伤地点快速地检测脑损伤的可能性。例如,出血检测对中风患者和创伤性脑损伤受害者两者是至关重要的。在中风情况下,快速区分出血和未出血事件可允许在运送到医院之前在救护车上给予诸如tPA(组织纤溶酶原激活剂)之类的凝块破裂药物,可能将该时间敏感的治疗提前高达一小时。硬膜下出血(或血肿)是创伤性脑损伤的一种形式,其中血在硬脑膜和蛛网膜(在脑膜层中)之间聚集并且有可能在粗分辨率(例如,5mm)的T1图像上可视。在现场快速地诊断出血可实质上通过留意“等和看”的方法来加速治疗。在脑手术之后,一些患者发展成必须立即治疗的出血。神经ICU中的床边MRI可允许频繁地检查这种出血的发展。

[0010] 其他公开了便携式核磁共振光谱仪;然而,甚至这些系统仍然使用需要梯度的常规编码方案。

[0011] 因此,可能期望一种不需要使用磁场梯度线圈来提供对磁共振信号的空间编码的便携式MRI系统。

发明内容

[0012] 本发明通过提供使用其自然不均匀的磁场对磁共振信号进行空间编码的便携式

磁共振成像(“MRI”)系统来克服上述缺陷。

[0013] 本发明的一个方面是提供一种便携式MRI系统,该便携式MRI系统包括磁体组件、旋转体、射频(“RF”)线圈、以及控制器。磁体组件包括多个永磁体和支撑件。多个永磁体中的每一个沿着该磁体组件的纵轴从近端延伸到远端。支撑件被配置成使该多个永磁体保持环形排列以限定被配置成接收要成像的对象的区域。支撑件还被配置成保持多个永磁体以使永磁体生成随着在横切磁体组件的纵轴的平面上的空间位置而变化的磁场。旋转体耦合至磁体组件并且被配置成使磁体组件围绕其纵轴旋转通过多个不同的旋转角。RF线圈被配置成用于生成RF能量且接收来自置于磁体组件中的对象的磁共振信号。控制器被配置成引导旋转体以使磁体组件旋转多个不同的旋转角并且引导RF线圈以生成RF能量且接收在每一旋转角处的响应磁共振信号。

[0014] 本发明的先前以及其他方面和优点将根据以下描述而显现。在该描述中,参考形成其一部分且作为说明示出本发明的优选实施例的附图。然而,这种实施例不一定表示本发明的总范围,并且因此参考本文中的用于解释本发明的范围的权利要求书。

[0015] 附图简述

[0016] 图1是根据本发明的实施例的便携式磁共振成像(“MRI”)系统的示例的框图;

[0017] 图2是形成本发明的便携式MRI系统的一部分的磁体组件的示例;

[0018] 图3是图2的磁体组件中的永磁体的示例排列的图示,其中永磁体被排列成环形哈尔巴赫(Halbach)阵列;

[0019] 图4是图2的磁体组件的平面图;

[0020] 图5是图2的磁体组件的截面图;

[0021] 图6是可形成在根据本发明的便携式MRI系统中使用的磁体组件的一部分的永磁体的示例配置,其中永磁体包括控制由磁体组件产生的磁场的一致性的端环磁体;

[0022] 图7是图7的永磁体的配置的截面图;

[0023] 图8是由图2的磁体组件生成的磁场轮廓(profile)的示例;以及

[0024] 图9是由图6的永磁体的配置生成的磁场轮廓的示例。

[0025] 本发明的详细描述

[0026] 提供了一种便携式磁共振成像(“MRI”)系统,该便携式磁共振成像(“MRI”)系统使用主磁体中的静态磁场不均匀性对核自旋的空间位置进行编码。还提供了一种用于低场强、低功耗、轻质且容易携带的MRI系统的空间编码方案。一般而言,本发明的便携式MRI系统采用极化 B_0 磁场中的空间不均匀性而非梯度场对图像进行空间编码。由此,在本发明的系统中,不均匀的静态场用于对对象的图像进行极化、读取、和编码。为了提供空间编码,磁体在对象周围旋转以生成大量不同编码的量度。接着,通过例如在最小二乘的意义上使用或不使用约束或先前知识(而非 B_0 场的空间地图)来求解与数据最一致的对象来重构图像。

[0027] 本发明的便携式MRI系统可用于在紧急情形下检测出血、脑手术后在重症监护室(“ICU”)中在患者床边监视出血、或者检测早期的出血性中风。后者的应用特别有用,因为出血性中风的早期检测可加速抗凝剂的应用,由此改善患者的临床结果。

[0028] 如在图1中看到的,本发明的便携式MRI系统10一般包括磁体组件12、射频(“RF”)系统14、以及控制器16。控制器16可包括例如脉冲序列系统18、数据采集系统20、数据处理系统22、以及控制处理器24。便携式MRI系统10还可包括显示器26,该显示器26用于查看用

便携式MRI系统10获得的对象28的图像且用于提供操作者和控制器16之间的用户界面。便携式MRI系统10不需要梯度线圈或高功率梯度放大器。由此，RF系统14和控制器16可由小信号电子设备和小RF功率放大器所构建，所有这些设备可容易适配在救护车的后部中。

[0029] 磁体组件12一般包括排列成环形哈尔巴赫阵列的多个永磁体30。永磁体30可由支撑件32保持间隔的排列，以形成环形哈尔巴赫阵列。作为示例，支撑件32可由塑料、纤维玻璃、或者另一合适的优选非磁性的材料构成。磁体组件12还可包括排列在永磁体30的末端用于减少在磁体组件12的末端的磁场的衰减的端环永磁体34。

[0030] 磁体组件12可被配置不重于八十千克，以使其相对地轻质和便携。与临床MRI系统不同，本发明的磁体组件12由永磁体构成；由此，它不需要制冷剂。在其中可使用轻质超导磁体的磁体组件12的其他配置中，可能需要制冷剂。然而，由于可放松对磁场的均匀性要求，与常规的临床MRI系统中所使用的那些超导磁体相比，可显著地减少这种超导磁体的重量。

[0031] 在图2-5中示出可形成本发明的便携式MRI系统10的一部分的磁体组件12的示例。如以上所注解的，磁体组件12包括排列成哈尔巴赫阵列的多个永磁体30。哈尔巴赫阵列排列是优选的，因为它在不需低温箱或电源的情况下创建了相对一致的磁场。在一些配置中，磁体组件12可包括轻质超导磁体。这种磁体的重量可极大地减少，因为超导磁体的磁场不需要与在常规临床MRI系统中一样均匀。由于该放松的均匀性要求，超导磁体的重量可显著地减少，以致于足以用在便携式MRI系统10的磁体组件12内。

[0032] 磁体组件12被设计成使平均磁场强度最大化，同时允许用于空间编码的磁场的小的受控的变化。仿真(诸如COMSOL仿真)可用于基于改变一个或多个参数来优化磁体组件的磁场。可在磁体设计中改变的参数的示例包括磁体30的尺寸和数量、磁体组件12的尺寸、以及用于末端场校正的较小环(诸如，端环磁体34)的添加。

[0033] 永磁体30由诸如磁性金属材料、合成磁性材料、或者稀土磁性材料之类的磁性材料构成。作为示例，永磁体30可由诸如钕铁硼(“NdFeB”)之类的稀土元素材料构成。永磁体30优选被成形为沿着磁体组件的纵轴从近端延伸到远端的杆。在该实例中，每一永磁体30将优选具有多边形截面。例如，永磁体30的截面可以是正方形、长方形、圆形、或六边形等。

[0034] 作为示例，图2-5所示的磁体组件12包括具有正方形截面的杆状永磁体30。为了形成哈尔巴赫阵列，每一永磁体30相对于其他相邻的永磁体30围绕其纵轴旋转。举例而言，磁体组件12可包括二十个永磁体30，其中每一永磁体相对于相邻的永磁体30旋转。如图3所示，该配置导致磁化的空间旋转图案，该图案进而导致在磁体组件12的中心36生成磁场以及在磁体组件12的外部相消磁场接近于零。

[0035] 在该示例中，二十个永磁体30中的每一个是十四英寸长且一英寸乘以一英寸方的放射状磁化的NdFeB N42磁体。永磁体30可放到套管(诸如纤维玻璃套管)里以约束这些永磁体。可使用压缩夹具(jig)迫使永磁体30进入这些套管，并且永磁体30可用环氧树脂胶合到位。每一套管可以准确的角度处取向，并且由支撑件32保持到位。支撑件32可由喷水切割的ABS塑料构成。支撑件32可包括两个端环和一个中间环。如上所述的，一个立方英寸的端环磁体34的附加圈可被排列在永磁体30的每一端，如图6和7所示。端环磁体34减少了在磁体组件12的末端的磁场的衰减，由此改善沿着磁体组件12的纵轴的磁场的一致性。

[0036] 现在参考图8和9，示出图2所示的便携式MRI系统10的磁体组件12的平面内磁场

轮廓的示例。该磁场横切磁体组件12的纵轴；由此，当便携式MRI系统10用于对患者的头部成像时，磁体组件12将产生磁场，该磁场具有适合于在垂直于上下方向的平面上或者在相对于横切平面形成角度的倾斜平面上进行空间编码的空间分布。图8示出沿着磁体组件12的三个不同的纵向位置处的场轮廓。这些位置包括磁体组件12的中心、以及位于磁体组件12的中心上方和下方四厘米。图9示出相同纵向位置处的相同磁体组件12的磁场轮廓；然而，图9所表示的磁场已经通过向磁体组件12 添加附加磁体（诸如，端环磁体34）来填隙（shim）。

[0037] 以此方式构成的磁体组件12的自然不均匀性大部分是二次的，并且当围绕被成像的对象旋转成不同测量取向时很适合于对磁共振信号进行空间编码。此外，磁体组件12的磁场轮廓产生3.3MHz的氢质子的中心拉莫尔频率，该中心拉莫尔频率适合于成像。当由磁体组件12所生成的磁场的均匀性充分地低于超导磁体的磁场的均匀性时，场形状允许不均匀性用于图像编码。

[0038] 磁体组件12的不均匀磁场用来极化要成像的对象并且读取磁共振信号。读取然后通过用围绕对象旋转至不同取向的磁体组件12进行多次度量来对空间位置、所读取的磁共振信号进行编码。例如，第一采集可能具有从左到右通过对象横切取向的 B_0 场。接着，可使用以十度增量旋转的磁体组件12来重复采集，直至获得三十六次不同的采集，每一次采集具有唯一的磁场取向。磁体组件12所生成的磁场中的空间不均匀性对磁共振信号相位进行空间调制，由此提供对可用于重构对象图像的信号的空间编码。在该图像重构中，使用关于每一取向的场轮廓的详述的先前知识。举例而言，给定编码矩阵的全部知识，典型地使用迭代算法来执行图像重构以求解未知图像。

[0039] 通过耦合到磁体组件12的支撑件32的旋转体的方式来实现磁体组件 12的旋转。作为示例，旋转体可包括耦合到支撑件32的门架或者磁体组件 12依靠在其上且允许磁体组件12围绕其纵轴滚动的一组辊。

[0040] 可通过使用RF接收线圈阵列来改善磁共振信号的空间定位。接着，来自RF接收线圈的信息可用于在类似于常规MRI中的平行成像的过程中检测信号。在重构期间，将空间变化的线圈敏感性直接地结合到编码矩阵中。进一步，还可通过限制所使用的RF激励脉冲的带宽来实现图像编码。在此情况下，激励限于空间区域的受约束的“洋葱壳”。可通过使用所谓的“TRASE”方法实现再进一步地改善的空间定位，在该方法中使用RF传送线圈或多个线圈来施加与z有关的空间相位。

[0041] 便携式MRI系统的挑战在于，如何在不使用经转换的梯度线圈的情况下执行空间编码。本发明提供了一种不需要梯度线圈的系统。梯度线圈的省略提供许多优点，包括：较低功耗、降低的复杂性、使用低均匀性的能力，并且因此轻质的永磁体或超导磁体、以及成像期间的静音操作。现在提供对使用本发明的便携式MRI系统10进行空间编码的进一步讨论。

[0042] 横向编码如下地实现。磁体组件12的哈尔巴赫阵列配置自然地形成非线性磁场，其在拉莫尔频率上的变化（其在FOV上变化约50-100KHz）可用于空间编码。J.Hennig等在MAGMA 2008年21(1-2):5-14“非双射曲线磁场梯度中的平行成像：概念研究(Parallel imaging in non-bijective, curvilinear magnetic field gradients:a concept study)”中描述：与Patloc编码场类似，图2所示的磁体组件12所生成的磁场的近似形状是

二阶四极球面调和的。为了利用这些变化来编码,磁体组件12以离散的步长旋转或者不断地旋转,并且在每一旋转角处采集投影。优选选择读取方向,以允许 π 弧度的相对相位在磁体组件12的周边附近的相邻体素(voxel)之间演变。允许太多相位演变将导致体素内去相位。由此,读取持续时间与可使用便携式MRI系统10实现的重构解决方案相关。为了避免混淆,在读取期间的采样速率应该被设为在成像视野中出现的最高绝对空间频率的至少两倍。

[0043] 当磁体组件12以及由此其磁场以离散的步长旋转时,所得采集类似于由G.Schultz等在《IEEE医学成像汇刊》(IEEE Trans Med Imaging)2011年30(12):2134-2145“使用多极磁性编码场的放射状成像(Radial imaging with multipolar magnetic encoding fields)”中描述的采集;由此,Schultz描述的快速直接的重构适用于从以此方式采集的k空间数据中重构图像。然而,要注意的是,Schultz描述的形式体系的差异在于,该形式体系假设完美的四极场,而本发明的便携式MRI系统10中所使用的磁体组件12可产生一些线性和高阶成分。

[0044] 使用二次场进行编码的一个缺陷是,在其中磁场在空间上是平的磁体中心没有编码能力。为了缓和该缺陷,可在磁场不均匀性中生成线性项。可通过例如在下一更高哈尔巴赫模式下将第二永磁体阵列提供给磁体组件12来生成这些线性项,这可能形成可与主磁体组件12无关地旋转的线性场。注意,如果使用第二永磁体阵列来施加传统线性梯度项,则可使用常规放射状MR编码。在该配置中,在激励之后,k空间轨迹是在等中心(isocenter)开始的放射状轨迹。180脉冲的施加使得轨迹反转,从而允许其穿过k空间的原点。接着,数据采集包括在线性梯度磁体阵列的每一个旋转位置记录一个线性投影。

[0045] 替换地,在没有线性项的情况下,磁场可偏离头部的等中心,因此“编码孔”随着磁体的旋转以圆弧移动通过头部。旋转偏离(offset)场形状将在FOV的中心移除“编码孔”。

[0046] 纵向编码如下地实现。在一个示例中,被称为传送阵列空间编码(“TRASE”)的方法可用于纵向编码。J.C.Sharp和S.B.King在《医学磁共振》(Magn Reson Med)2010年63(1):151-161“使用射频磁场相位梯度的MRI(MRI using radiofrequency magnetic field phase gradients)”、以及Q.Deng等在《国际医学磁共振学会会议录》(Proc.ISMRM)2011年1813“用于TRASE RF成像的ID RF相位梯度线圈(ID RF Phase Gradient Coil for TRASE RF Imaging)”中描述了TRASE。在TRASE方法中,RF线圈在激励期间施加给磁化的线性相位提供了沿着纵向的相位编码。例如使用螺旋鸟笼状线圈或Maxwell/Helmholtz对来产生线性相位,以在期望视野中实现必需的180度相移。该线性相位可如下地定义,

$$[0047] \quad \mathbf{B}_1 = |\mathbf{B}_1| e^{i\Phi_1(\mathbf{r})} = 2\pi\mathbf{k}_1 \cdot \mathbf{r} = \mathbf{G}_1 \cdot \mathbf{r} \quad (1)。$$

[0048] 沿着纵向的该线性相位变化在不依赖于RF脉冲形状的RF激励期间给予k空间偏移。这需要常规恒定相位线圈或者线圈阵列以用于信号接收。如果相同的线圈用于传送和接收,则不执行净相位编码。替换地,可使用一个线圈来施加180度脉冲,并且可使用第二线圈来观察聚焦在180度脉冲中间的自旋,如在正常回声列中。

[0049] 一般而言,TRASE方法与上述横切编码协同,因为在每一阵列旋转角处需要多个回声列以获得足够的SNR。经由TRASE编码,这些相同的180度脉冲可用于切割选择。

[0050] 替换的纵向编码策略是使用具有二次相位的RF脉冲来隔离来自RF感应相位调制的抛物线“顶点”的信号,如J.G.Pipe在《医学磁共振》1995年33(1):24-33“具有二次相位

轮廓的MRI中的空间编码和重构(Spatial encoding and reconstruction in MRI with quadratic phase profiles)”、以及R. Chamberlain等在《医学磁共振》2007年58(4):794-799“RASER:新的超快磁共振成像方法(RASER:a new ultrafast magnetic resonance imaging method)”中描述的。在存在磁场梯度的情况下,可在给定方向上平移(translate)抛物线顶点。自顶点起,自旋被去相位并且最小化地对所采集信号作出贡献。

[0051] 用于纵向编码的另一替换方法是使用磁体组件12的磁场沿着其纵轴的自然变化。被成像的对象可使用硬脉冲激励,并且频率等高线可在三维上区分开(disambiguated),其中附加空间编码由接收阵列中的表面线圈提供。

[0052] 大多数自旋始终(包括进行(play)RF传送脉冲时)是明显非共振的事实使本发明的便携式MRI系统10的RF激励变得复杂。为了避免在RF脉冲期间归因于非共振自旋进动的相位和翻转角,应该将RF脉冲的持续时间设置为实现充分的宽带激励。如果由于有限的可用RF功率,RF脉冲的持续时间必须更长,则可设计合成脉冲以对经过对象的所有频率产生相同的激励相位。替换方法是使用次优RF脉冲且在重构期间将所得空间变化的相位结合到编码矩阵中。

[0053] 已经提供了一种便携式MRI系统。便携式MRI系统的磁体组件实现了合理的均匀性,还提供了用于在无需梯度线圈系统的情况下实现磁共振信号的空间编码的不均匀性。便携式MRI系统可被构造成重(weigh)45-80 千克的数量级,并且无需维持磁场的功率。另外,创建这种便携式MRI系统的成本只是几千美元,以使其作为传统MRI系统的便宜得多的替代物。该便携式MRI系统的可用性具有将基础头部创伤和出血检测提供到广泛范围的应用的潜力。

[0054] 本发明已经在一个或多个优选实施例方面进行了描述,并且应当理解解除那些清楚说明以外的许多等同、替换、变化、以及修改是可能的且在本发明的范围内。

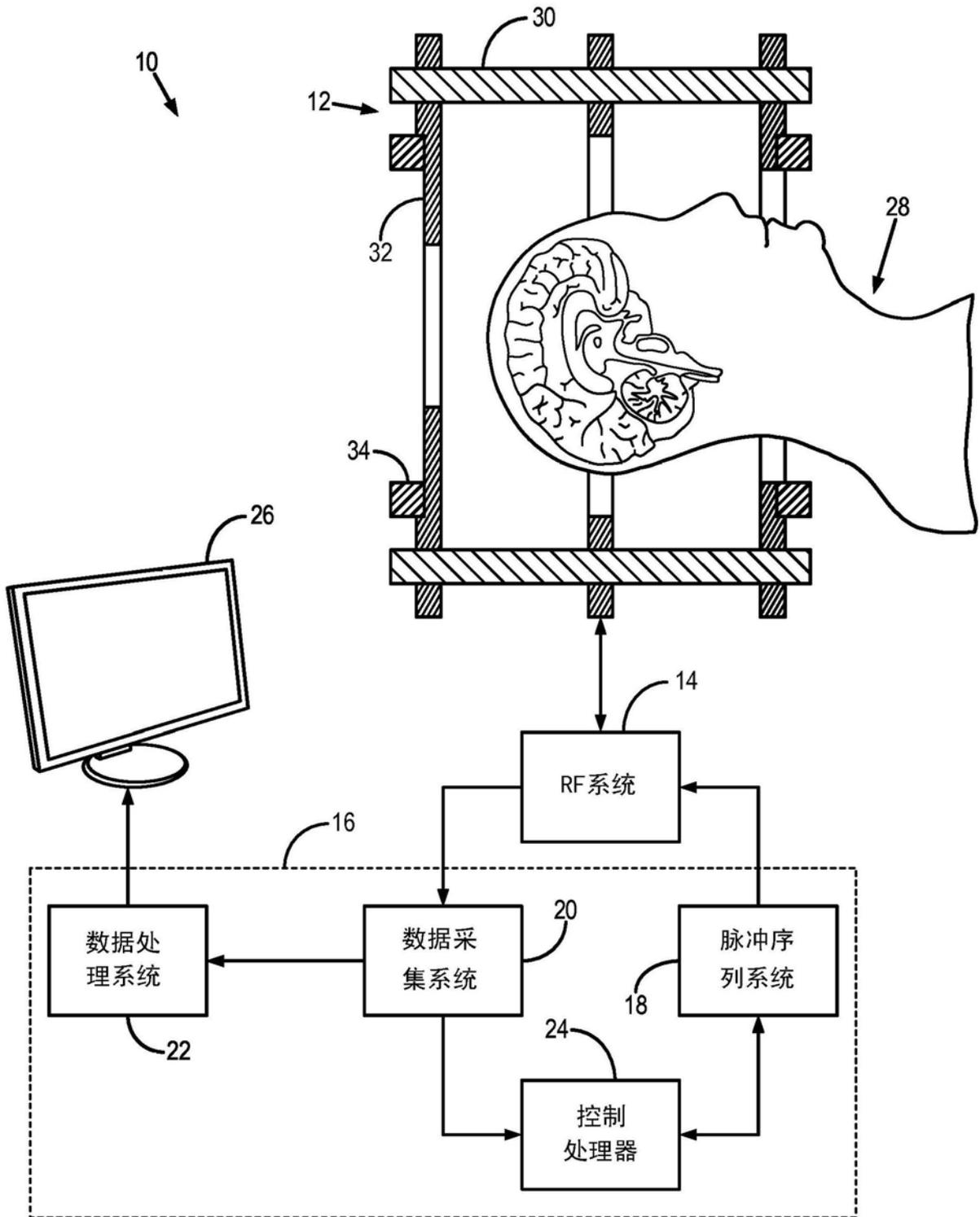


图1

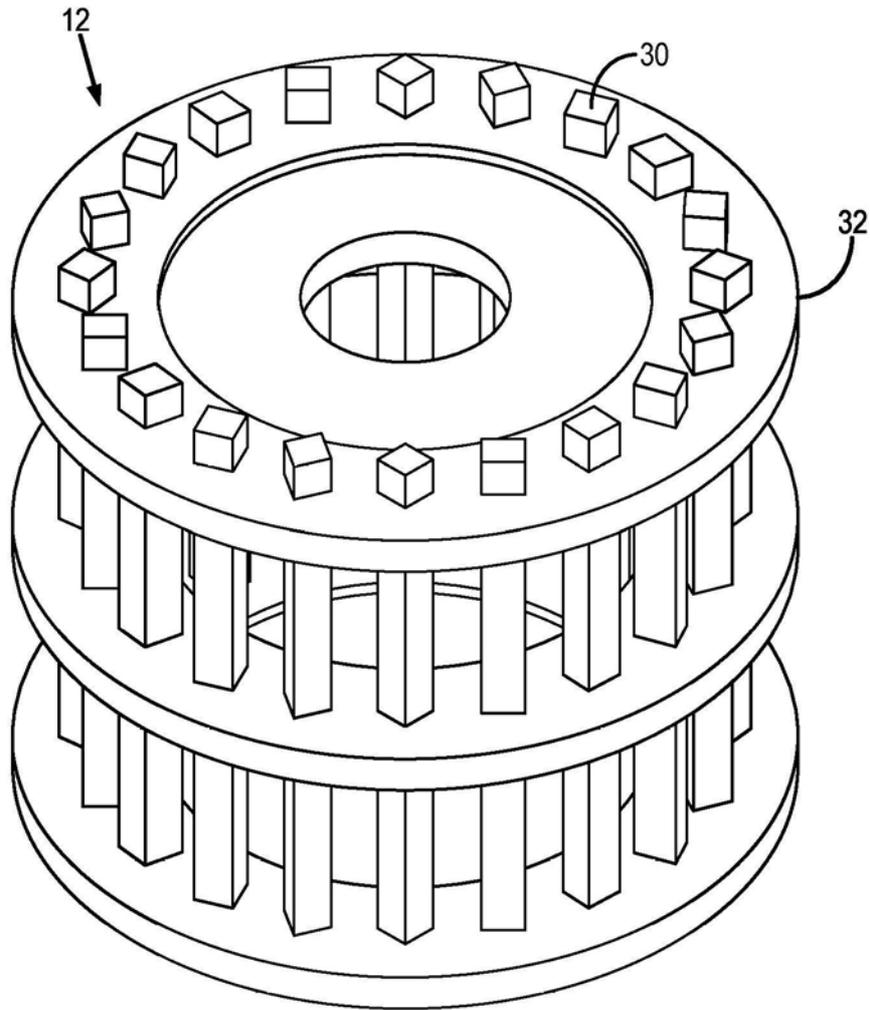


图2

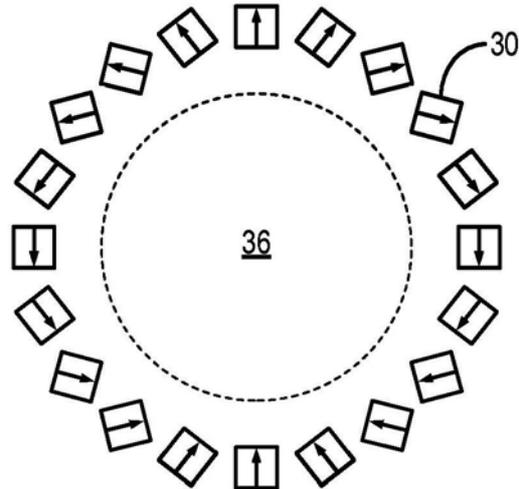


图3

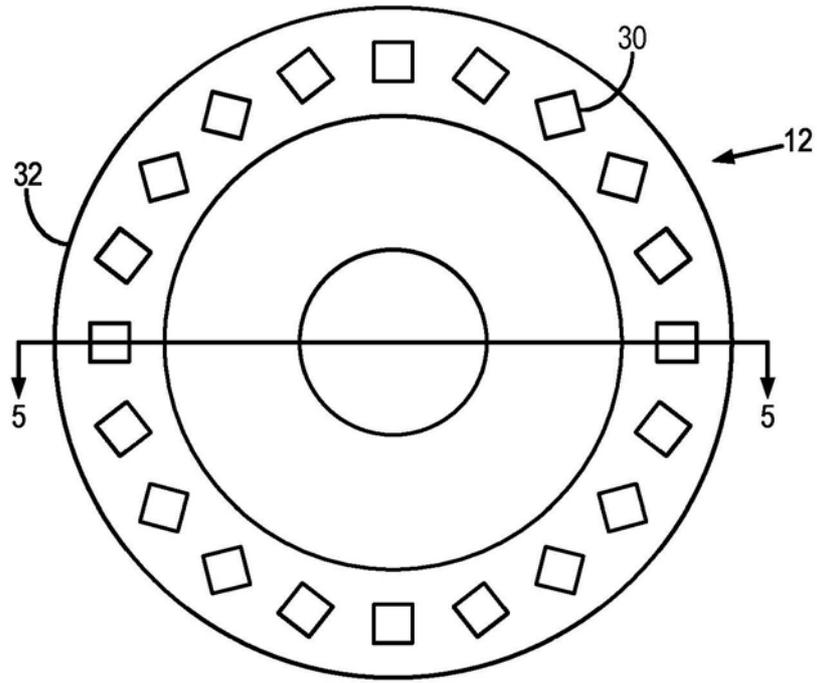


图4

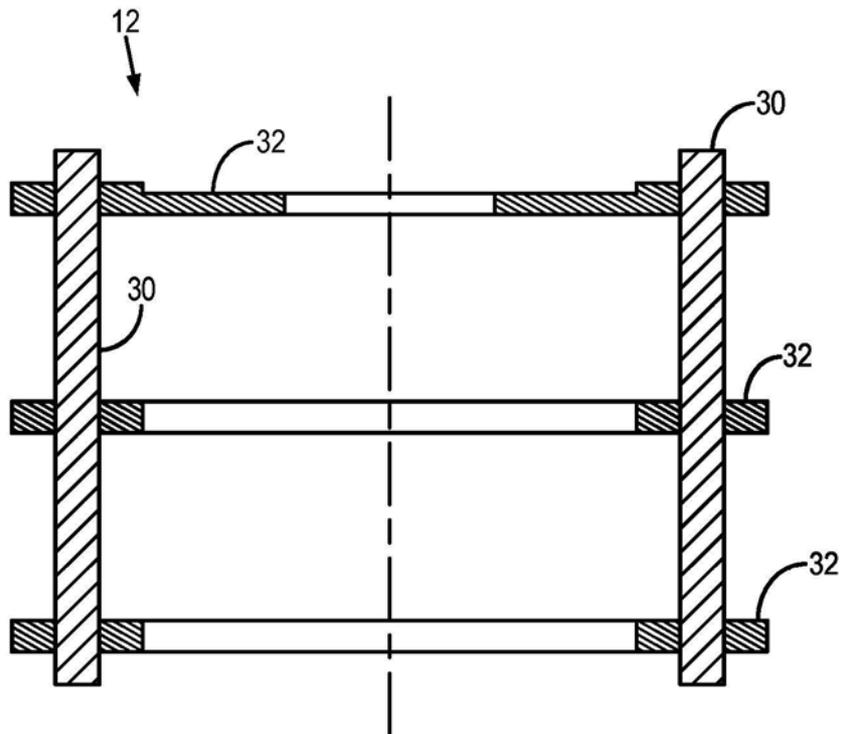


图5

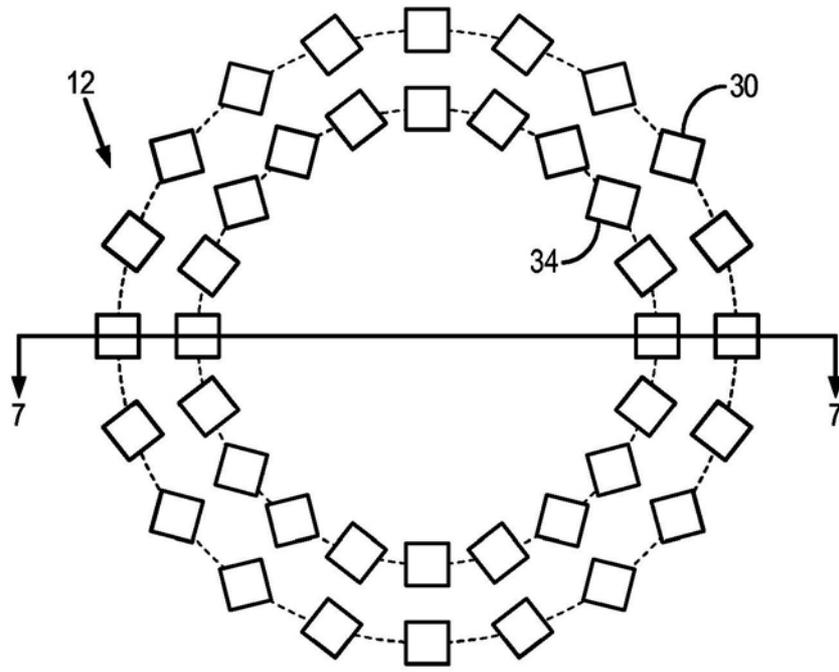


图6

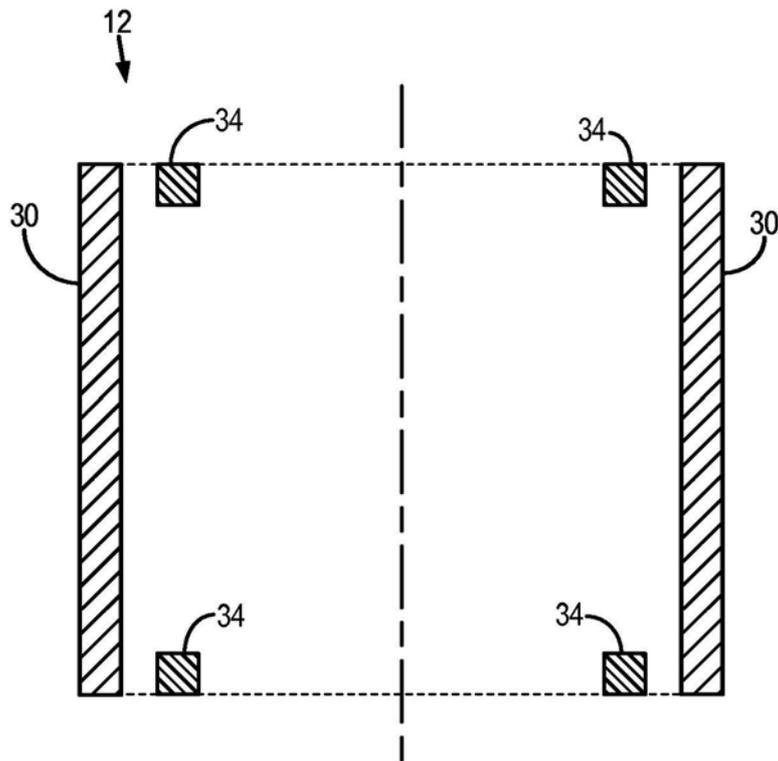


图7

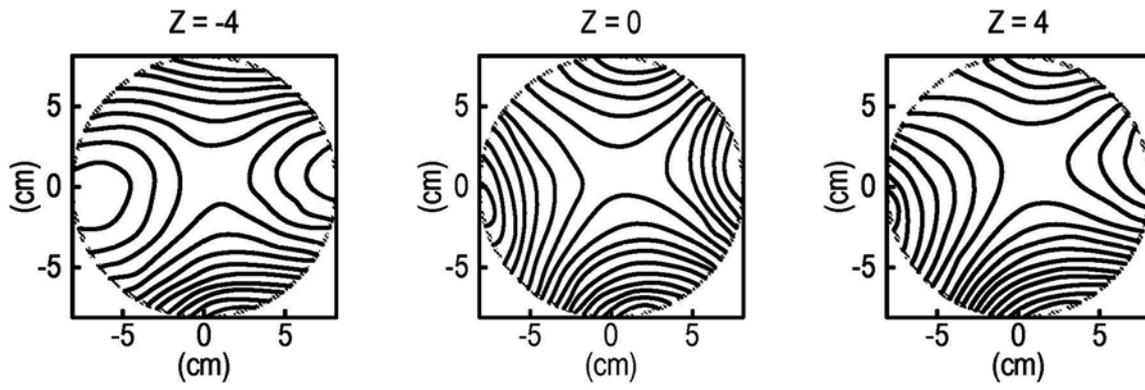


图8

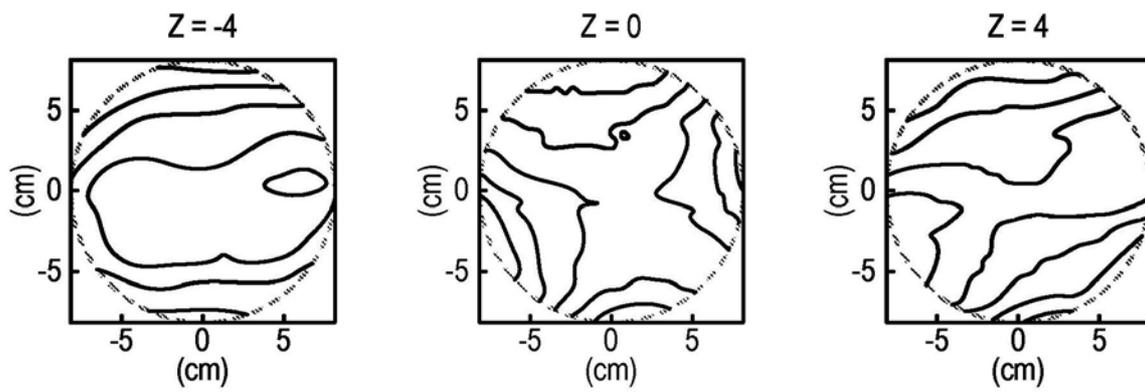


图9