



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105664378 B

(45)授权公告日 2019.06.28

(21)申请号 201610115787.5

(74)专利代理机构 北京派特恩知识产权代理有限公司 11270

(22)申请日 2010.07.15

代理人 康艳青 姚开丽

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105664378 A

(51)Int.Cl.

A61N 5/10(2006.01)

(43)申请公布日 2016.06.15

A61B 5/055(2006.01)

(30)优先权数据

G01R 33/28(2006.01)

61/225,771 2009.07.15 US

G01R 33/421(2006.01)

(62)分案原申请数据

G01R 33/48(2006.01)

201080032027.9 2010.07.15

G01R 33/42(2006.01)

(73)专利权人 优瑞技术公司

(56)对比文件

地址 美国俄亥俄州

CN 1946339 A, 2007.04.11, 说明书第12页第9行-第23页最后一行、附图1-12.

(72)发明人 S·施瓦兹曼 G·登米斯特

WO 2007/045076 A1, 2007.04.26, 说明书第7页第25行-第14页第17行、附图1-6.

J·F·登普希

JP 特开2008-212667 A, 2008.09.18, 全文.

J·L·帕特里克二世

审查员 吴琳

权利要求书4页 说明书19页 附图17页

(54)发明名称

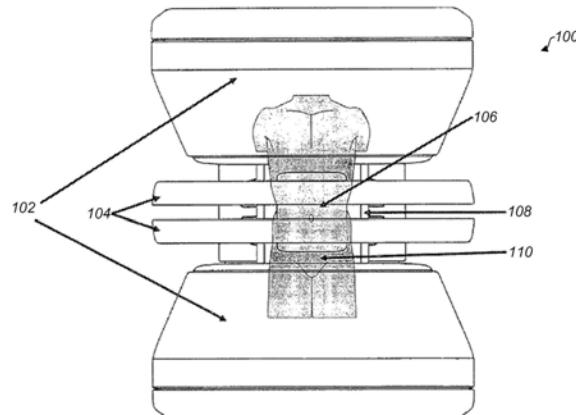
用于使直线性加速器和磁共振成像设备彼此屏蔽的方法和装置

(57)摘要

一种放射治疗系统包括与照射系统结合的磁共振成像(MRI)系统，所述放射治疗系统可以包括能够发射适合于放射治疗的相应辐射束的一个或更多个直线性加速器(直线加速器)。所述MRI系统包括分体式磁体系统，所述MRI系统包括相隔一间隙的第一主磁体和第二主磁体。机架定位在主MRI磁体之间的间隙中，并且支承照射系统的直线加速器(一个或多个)。机架是可与MRI系统无关地旋转的，并且可以以一定角度重新定位直线加速器(一个或多个)。还提供磁屏蔽和/或RF屏蔽形式的屏蔽。可以提供用于为直线加速器(一个或多个)屏蔽由MRI磁体产生的磁场的磁屏蔽。可以提供用于为MRI系统屏蔽来自直线加速器的RF辐射的RF屏蔽。

B

CN 105664378



1. 一种放射治疗系统,所述放射治疗系统包括:

磁共振成像(MRI)系统,所述磁共振成像系统包括相隔MRI磁隙的第一主MRI磁体和第二主MRI磁体,

其中所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体一起工作以生成磁场,所述磁场的至少一部分沿着第一纵轴延伸,所述第一纵轴延伸通过所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体的等中心;

机架,所述机架定位在所述MRI磁隙中,所述机架是围绕所述第一纵轴可旋转的;

直线粒子加速器,所述直线粒子加速器在离所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体的等中心一第一固定径向距离处受到所述机架支承,所述直线粒子加速器沿着第二纵轴排列,并且被构造来随所述机架旋转并且将辐射束导向所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体的等中心;以及

磁屏蔽罩,所述磁屏蔽罩在离所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体的等中心一第二固定径向距离处受到所述机架支承,

其中所述磁屏蔽罩至少包括第一磁屏蔽壳体和定位于所述第一磁屏蔽壳体内部的第二磁屏蔽壳体,所述第一磁屏蔽壳体至少部分包围所述直线粒子加速器和所述第二磁屏蔽壳体。

2. 如权利要求1所述的放射治疗系统,其中当所述直线粒子加速器围绕所述第一纵轴旋转时,所述第二纵轴延伸通过所述等中心。

3. 如权利要求1所述的放射治疗系统,其中当所述直线粒子加速器围绕所述第一纵轴旋转时,所述第二纵轴保持与所述第一纵轴正交。

4. 如权利要求1所述的放射治疗系统,其中所述第一磁屏蔽壳体由包括钢的材料形成。

5. 如权利要求1所述的放射治疗系统,其中所述第二磁屏蔽壳体与所述第一磁屏蔽壳体同轴。

6. 如权利要求1所述的放射治疗系统,其中所述第二磁屏蔽壳体沿着第三纵轴延伸,其中所述第二纵轴和所述第三纵轴共面。

7. 如权利要求6所述的放射治疗系统,还包括至少部分被第二磁屏蔽罩包围的第二直线粒子加速器。

8. 如权利要求1所述的放射治疗系统,其中所述第二磁屏蔽壳体由包括钢的材料形成。

9. 如权利要求1所述的放射治疗系统,其中所述第一磁屏蔽壳体和所述第二磁屏蔽壳体由各自的不同的钢形成。

10. 如权利要求1所述的放射治疗系统,其中由所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体生成的磁场在离所述等中心一特定位置处转向反方向,并且其中所述磁屏蔽罩从所述特定位置延伸。

11. 如权利要求1所述的放射治疗系统,其中所述磁屏蔽罩还包括线圈。

12. 如权利要求11所述的放射治疗系统,其中所述第一磁屏蔽壳体提供无源磁屏蔽,而所述线圈提供有源磁屏蔽。

13. 如权利要求1所述的放射治疗系统,其中所述机架是可与所述磁共振成像系统无关地围绕所述第一纵轴旋转的。

14. 如权利要求1所述的放射治疗系统,其中所述第一磁屏蔽壳体为圆柱形。

15. 如权利要求1所述的放射治疗系统,还包括附加磁屏蔽罩,所述附加磁屏蔽罩沿附加纵轴延伸,其中所述磁屏蔽罩和所述附加磁屏蔽罩分隔相同角度。

16. 如权利要求1所述的放射治疗系统,其中所述直线粒子加速器生成RF辐射,并且所述放射治疗系统还包括RF屏蔽罩,所述RF屏蔽罩被配置成为所述磁共振成像系统屏蔽所述RF辐射的至少一部分。

17. 如权利要求16所述的放射治疗系统,其中所述RF屏蔽罩包括RF吸收材料。

18. 如权利要求1所述的放射治疗系统,其中,所述第二磁屏蔽壳体具有比所述第一磁屏蔽壳体更高的磁导率。

19. 如权利要求1所述的放射治疗系统,其中,所述第二磁屏蔽壳体具有比所述第一磁屏蔽壳体更低的饱和通量密度。

20. 一种放射治疗系统,所述放射治疗系统包括:

磁共振成像(MRI)系统,所述磁共振成像系统包括用于产生磁场的第一主MRI磁体和第二主MRI磁体,

其中所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体相隔MRI磁隙,并且围绕第一纵轴径向延伸;

机架,所述机架定位在所述MRI磁隙中,所述机架是围绕所述第一纵轴可旋转的;

直线粒子加速器,所述直线粒子加速器在离所述第一纵轴—第一固定径向距离处受到所述机架支承,所述直线粒子加速器被构造来随所述机架旋转并且将沿着第二纵轴的辐射束导向所述第一纵轴;以及

磁屏蔽罩,所述磁屏蔽罩在离所述第一纵轴—第二固定径向距离处受到所述机架支承,

其中所述磁屏蔽罩至少包括第一磁屏蔽壳体和定位于所述第一磁屏蔽壳体内部的第二磁屏蔽壳体,所述第一磁屏蔽壳体与所述直线粒子加速器同轴地延伸并且至少部分包围所述直线粒子加速器和所述第二磁屏蔽壳体。

21. 如权利要求20所述的放射治疗系统,其中当所述直线粒子加速器围绕所述第一纵轴旋转时,所述第二纵轴延伸通过所述第一纵轴。

22. 如权利要求20所述的放射治疗系统,其中当所述直线粒子加速器围绕所述第一纵轴旋转时,所述第二纵轴保持与所述第一纵轴正交。

23. 如权利要求20所述的放射治疗系统,其中所述第一磁屏蔽壳体由包括钢的材料形成。

24. 如权利要求20所述的放射治疗系统,其中所述第二磁屏蔽壳体与所述第一磁屏蔽壳体同轴。

25. 如权利要求20所述的放射治疗系统,其中所述第二磁屏蔽壳体沿着第三纵轴延伸,其中所述第二纵轴和所述第三纵轴共面。

26. 如权利要求25所述的放射治疗系统,还包括至少部分被第二磁屏蔽罩包围的第二直线粒子加速器。

27. 如权利要求20所述的放射治疗系统,其中所述第二磁屏蔽壳体由包括钢的材料形成。

28. 如权利要求20所述的放射治疗系统,其中由所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI

磁体生成的磁场在离所述第一纵轴一特定位置处转向反方向，并且其中所述磁屏蔽罩从所述特定位置延伸。

29. 如权利要求20所述的放射治疗系统，其中所述磁屏蔽罩还包括线圈。

30. 如权利要求20所述的放射治疗系统，其中所述机架是可与所述磁共振成像系统无关地围绕所述第一纵轴旋转的。

31. 如权利要求20所述的放射治疗系统，其中所述第一磁屏蔽壳体为圆柱形。

32. 如权利要求20所述的放射治疗系统，其中所述直线粒子加速器生成RF辐射，并且所述放射治疗系统还包括RF屏蔽罩，所述RF屏蔽罩被配置成为所述磁共振成像系统屏蔽所述RF辐射的至少一部分。

33. 如权利要求32所述的放射治疗系统，其中所述RF屏蔽罩包括RF吸收材料。

34. 如权利要求20所述的放射治疗系统，其中，所述第二磁屏蔽壳体具有比所述第一磁屏蔽壳体更高的磁导率。

35. 如权利要求20所述的放射治疗系统，其中，所述第二磁屏蔽壳体具有比所述第一磁屏蔽壳体更低的饱和通量密度。

36. 一种放射治疗系统，所述放射治疗系统包括：

磁共振成像(MRI)系统，所述磁共振成像系统包括用于产生磁场的第一主MRI磁体和第二主MRI磁体，

其中所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体相隔MRI磁隙，并且围绕第一纵轴径向延伸；

直线粒子加速器，所述直线粒子加速器定位在所述MRI磁隙中离所述第一纵轴一固定径向距离处，所述直线粒子加速器被构造来围绕所述第一纵轴旋转并且将沿着第二纵轴的辐射束导向所述第一纵轴；以及

第一磁屏蔽罩，所述第一磁屏蔽罩在离所述第一纵轴一第二固定径向距离处受到机架支承，

其中所述第一磁屏蔽罩至少包括第一磁屏蔽壳体和定位于所述第一磁屏蔽壳体内部的第二磁屏蔽壳体，所述第一磁屏蔽壳体与所述第二纵轴同轴地延伸并且至少部分包围所述直线粒子加速器和所述第二磁屏蔽壳体。

37. 如权利要求36所述的放射治疗系统，其中当所述直线粒子加速器围绕所述第一纵轴旋转时，所述第二纵轴延伸通过所述第一纵轴。

38. 如权利要求36所述的放射治疗系统，其中当所述直线粒子加速器围绕所述第一纵轴旋转时，所述第二纵轴保持与所述第一纵轴正交。

39. 如权利要求36所述的放射治疗系统，其中所述第一磁屏蔽壳体由包括钢的材料形成。

40. 如权利要求36所述的放射治疗系统，其中所述第二磁屏蔽壳体与所述第一磁屏蔽壳体同轴。

41. 如权利要求36所述的放射治疗系统，其中所述第二磁屏蔽壳体沿着第三纵轴延伸，其中所述第二纵轴和所述第三纵轴共面。

42. 如权利要求41所述的放射治疗系统，还包括至少部分被第二磁屏蔽罩包围的第二直线粒子加速器。

43. 如权利要求36所述的放射治疗系统,其中第二磁屏蔽壳体由包括钢的材料形成。
44. 如权利要求36所述的放射治疗系统,其中由所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体生成的磁场在离所述第一纵轴一特定位置处转向反方向,并且其中所述第一磁屏蔽罩从所述特定位置延伸。
45. 如权利要求36所述的放射治疗系统,其中所述第一磁屏蔽罩还包括线圈。
46. 如权利要求36所述的放射治疗系统,其中所述机架是可与所述磁共振成像系统无关地围绕所述第一纵轴旋转的。
47. 如权利要求36所述的放射治疗系统,其中所述第一磁屏蔽壳体为圆柱形。
48. 如权利要求47所述的放射治疗系统,其中所述直线粒子加速器生成RF辐射并且所述放射治疗系统还包括RF屏蔽罩,所述RF屏蔽罩被配置成为所述磁共振成像系统屏蔽所述RF辐射的至少一部分。
49. 如权利要求48所述的放射治疗系统,其中所述RF屏蔽罩包括RF吸收材料。
50. 如权利要求36所述的放射治疗系统,其中,所述第二磁屏蔽壳体具有比所述第一磁屏蔽壳体更高的磁导率。
51. 如权利要求36所述的放射治疗系统,其中,所述第二磁屏蔽壳体具有比所述第一磁屏蔽壳体更低的饱和通量密度。

## 用于使直线性加速器和磁共振成像设备彼此屏蔽的方法和装置

[0001] 本申请是2010年7月15日递交的PCT国际申请PCT/US2010/042156于2012年1月16日进入中国国家阶段的中国专利申请号为201080032027.9、发明名称为“用于使直线性加速器和磁共振成像设备彼此屏蔽的方法和装置”的发明专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请: PCT国际申请PCT/US2010/042156要求2009年7月15日递交、标题为“Method and apparatus for shielding a linear accelerator and a magnetic resonance imaging device from each other(用于使直线性加速器和磁共振成像设备彼此屏蔽的方法和装置)”的美国临时申请No. 61/225,771的优先权,该美国临时申请特此通过引用被并入。

### 1. 技术领域

[0003] 本申请涉及用于结合的放射治疗和磁共振成像的系统和方法,具体地,涉及包括屏蔽来自放射治疗和磁共振成像系统的磁场和射频辐射的系统和方法。

### 2. 背景技术

[0004] 直线性粒子加速器(也称之为直线加速器)是一种用于以高速加速亚原子离子的粒子加速器。直线加速器例如由C.J.KARZMARK等人在MEDICAL ELECTRON ACCELERATORS(医学电子加速器)(McGraw-Hill, Inc., Health Professions Division 1993)中进行了描述,该文献特此通过引用被并入。医学级或医用直线加速器(又名clinac)使用调谐腔波导来加速电子,在所述调谐腔波导中,射频(RF)功率通常创建用于产生用于医疗目的的高能电子或轫致辐射X射线的驻波或行波。

[0005] 磁共振成像(MRI)或核磁共振成像(NMRI)是放射学中最常用于使身体的内部结构和机能显现的医学成像技术。MRI例如由E.MARK HAACKE等人在“MAGNETIC RESONANCE IMAGING: PHYSICAL PRINCIPLES AND SEQUENCE DESIGN(磁共振成像:物理原理和序列设计)(Wiley-Liss 1999)”中进行了描述,该文献特此通过引用被并入本文。

[0006] 所期望的是,能够在能够同时使用直线加速器执行放射治疗时利用MRI单元进行成像。然而,在直线加速器与MRI单元之间存在为了使这些技术以临床可接受的方式一起工作而应该克服的两个主要冲突。第一个问题是,MRI单元的磁场通过作用于磁场中的带电粒子上的洛伦兹力来加速直线加速器中的带电粒子,所述洛伦兹力通过方程 $F=q(v \times B)$ 来确定,其中,F是作用于带电粒子上的力,q是粒子的电荷,v是速度,B是磁场。在直线加速器中,电子“离子”通常通过加热作为阴极的热离子材料(当被加热时电子变为分离的材料)而产生,并且当正电压施加于阳极(其通常为线栅)时,电子从阴极朝向阳极移动。阳极被施以100兆赫的脉冲,以使得电子分组通过线栅并且继续被进一步加速。阴极、阳极和后面的加速组件形成所谓的电子枪,并且该枪可以通过外部磁场关闭,以使得它将不生成用于进一步加速的电子。MRI磁体通常被屏蔽,以减小磁体周围的磁场。通常,该边缘磁场在离MRI等中心几米内保持高于地球的1高斯磁场的水平。将直线加速器安置在患者附近的最佳距离

是源离放射治疗等中心大约1米。对于MRI和放射治疗等中心基本上一致的系统,这使直线加速器置于边缘场中,该边缘场可以容易地为大约0.1特斯拉(T, 1T=10,000高斯)或更大的数量级。磁场B矢量是大的,并且定向于MR系统的轴向(Z)。速度v矢量接近光速,并且标称上与B矢量成直角(Y)。作用于非常轻的电子上的力F将在偏离这些电子期望轨迹的垂直方向上加速这些电子。

[0007] 第二个问题是直线加速器的大功率RF源对MRI单元中的用于信号检测的射频发送器和接收器引起干扰。所利用的RF频率发送线圈和(尤其是)接收线圈是极其灵敏的,并且通常受患者和RF线圈结构中的热噪声限制。梯度磁场用于设置该中心频率周围的频率范围,以提供作为频率的函数的位置信息。直线加速器中的大功率RF源通常产生几兆瓦到几十兆瓦的RF辐射猝发(burst),这些RF辐射猝发在工作期间以几百赫兹被调谐到加速器的谐振腔。该大功率RF辐射通常不与MRI的工作频率共振,但是具有在MRI频率处的边带,并且可以在MRI的导电组件中感应涡流,这些涡流引起信号崩毁或者甚至损坏MRI电子器件。MRI系统通常包括限制来自外部RF源的干扰的RF屏蔽室。灵敏的MRI接收RF线圈也需要被保护以免受用于激发的RF发送场的影响。通常,利用PIN二极管和/或背对背二极管接入/断开使RF感应信号衰减的调谐的/失谐的电路元件来实现该隔离。此外,重要的是,灵敏的MRI前置放大器不利用来自任一源的RF能量进入饱和。

[0008] Green的标题为“Radiotherapy Machine Including Magnetic Resonance Imaging System(包括磁共振成像系统的放射治疗机)”的美国专利6,198,957(下称,“Green”)教导了MRI系统和水平直线加速器的结合。Green教导了DC线圈应该围绕水平直线加速器延伸,以为MRI屏蔽由直线加速器生成的磁场,并且教导了DC线圈应该在MRI周围使用,以为直线加速器屏蔽MRI的泄漏磁场。此外,Green教导了,对于使用电子束的直线加速器,在直线加速器的电子束脉冲开启(pulse on)的同时,必须使MRI的主磁体脉冲关断(pulse off)。以相似的方式,Lagendijk等人的标题为“MRI in Guided Radiotherapy Apparatus with Beam Heterogeneity Compensators(在具有射束异质性补偿器的引导性放射治疗装置中的MRI)”的PCT国际公开W02004/024235(以下,“Lagendijk”)教导了,将DC线圈集成到MRI的主磁体的设计中,以在MRI外部创建环向低磁场区域,来为直线加速器电子枪源屏蔽MRI泄漏磁场。Lagendijk还教导了这样的主磁体的设计,该设计提供直线加速器的电子枪上的有限屏蔽,并且允许沿着朝向直线加速器靶子(target)的加速路径的更高场,但是这使得射束将会进一步劣化并需要利用附加的滤波器进行修正。再次,以类似的方式,Fallone等人的标题为“Integrated External Beam Radiotherapy and MRI system(集成的外部射束放射治疗和MRI系统)”的PCT国际公开W02007/045076(下称,“Fallone”)教导了,如Green所公开的,如果直线加速器和MRI彼此固定以使得可进行垫补(shimming),则可以在MRI与直线加速器之间使用屏蔽界面。此外,Fallone教导了与直线加速器相关联的转向线圈的使用,所述转向线圈用于检测由于MRI的磁场而导致的直线加速器电子束的偏离并对这些偏离进行修正。最后,Amies等人的标题为“Combined Radiation Therapy and Magnetic Resonance Unit(结合的放射治疗和磁共振单元)”的美国申请公开2008/0208036(下称,“Amies”)教导了,直线加速器可以完全放置在MRI主磁体孔内部,并且加速电子的路径与主磁场线对齐,然而,这缩短了直线加速器与等中心(isocenter)的距离。这还限制了射束路径要准确地沿着磁体的中心轴。在水平孔磁体中,当接近磁体的任一端时,

磁场线开始偏离中心轴，并且这时，拐入径向方向。因此，射束必须准确地沿着中心轴，否则它将受到场的径向分量的影响而朝向端部。MRI还使用“脉冲梯度场”，所述“脉冲梯度场”也可以具有偏离中心轴的大量径向分量。这些参考文献的每个也都教导了在将屏蔽材料插入或连接在射束源与患者之间的情况下为直线加速器屏蔽MRI磁场。

[0009] Lagendijk(及其相关申请)和Fallone所教导的设备的原型已经证明，屏蔽导致不能安装在标准直线加速器(或医用直线加速器)室中的极大型设备，并且提出了许多技术挑战，其中，在可实现的放射治疗的质量中必须作出重大妥协，要么要求放射治疗设备进行远距离治疗，要么要求放射治疗设备通过可以使射束散射和衰减的大量材料进行治疗，这些要求损害了放射治疗的质量。另外，这些原型利用完全封闭MRI以与直线加速器和治疗室分离的RF屏蔽箱，使得患者进入成为问题。

[0010] 如将意识到的，存在对于使MRI和直线加速器彼此屏蔽的改进解决方案的需求，除了其他功能之外，所述改进解决方案减轻不得不使放射治疗射束通过大量材料或者从远距离通过的缺点。

## 发明内容

[0011] 本文所公开的是这样的方法和装置实施方案，所述方法和装置实施方案允许生产结合的直线加速器和MRI设备。还描述了在不封闭MRI的情况下屏蔽直线加速器的RF辐射的方法。本文公开的实施方案描述使直线加速器与MRI磁体的磁场隔离和使RF发送/接收线圈与直线加速器RF场隔离的屏蔽。教导了一种新方法，该方法通过利用机架和MRI孔上安装的垫片对均匀MRI磁场进行垫补和修正来在标准位置(即，离放射治疗等中心大约1米)处为直线加速器屏蔽MRI的泄漏磁场，而不将屏蔽材料放置在患者与入射射束之间，从而防止射束的劣化；机架上安装的垫片能够随直线加速器旋转。磁屏蔽可以用被放置在直线加速器周围、而不是射束路径上的铁磁屏蔽罩和局部线圈或者它们的组合来实现。MRI系统的RF屏蔽通过选择性地使用均匀RF辐射吸收材料(诸如碳纤维网)和RF辐射反射材料(诸如铜屏蔽)的组合来实现。当RF屏蔽可以被构造为平坦滤波器衰减的一部分或者可以被制成具有使射束通过的薄片或洞时，允许射束通过该RF屏蔽。吸收和衰减材料可以被分层为依次反射、衰减和/或吸收来自直线加速器的RF辐射。必要时可以为吸收材料提供冷却，以除去由正被吸收的RF辐射产生的热。

[0012] 根据本发明的一些方面，可以围绕直线加速器提供磁屏蔽罩。屏蔽罩可以包括高磁化率和磁导率层、载流线圈、永磁体或者它们的任何组合的一个或更多个壳体，以为直线加速器屏蔽MRI系统的磁场，以便使得直线加速器可正确地工作。所述壳体优选地为圆柱形，但是可以使用其他形状。

[0013] 在包括所述壳体中的多于一个的实施方案中，所述壳体优选地彼此磁隔离。

[0014] 屏蔽罩可以被这样布置，从而MRI系统的磁场不会使放射治疗射束衰减。屏蔽罩可以在直线加速器放置的优选距离处工作。屏蔽罩的内层可以具有更高的磁导率，但是在较低的通量密度饱和。屏蔽罩对MRI磁场的均匀区域的影响可以通过对置的等效屏蔽罩(dummy shield)来减小和平衡。

[0015] 屏蔽罩对MRI磁场的影响可以通过垫片来修正。例如，安装在机架上的垫片可以修正跟随直线加速器的机架角度的扰动。安装在MRI孔上的垫片和/或磁体设计可以对与直线

加速器的机架角度无关的扰动进行修正。

[0016] 根据本公开内容的进一步的方面,围绕直线加速器的RF屏蔽罩可以包括RF吸收材料和/或RF发射材料或者这二者的组合的一层或多层,以遏制RF辐射和/或为MRI屏蔽由直线加速器产生的大功率RF辐射,以便使得MRI可正确地工作。

[0017] RF屏蔽罩可以被这样布置,从而射束以均匀的衰减通过屏蔽罩。RF屏蔽罩还可以被这样布置,从而平坦滤波器为RF屏蔽罩的一部分。薄片或洞可以用于限制射束衰减。

[0018] 屏蔽可以通过将RF吸收材料应用于RF室内壁、MRI表面和用于缠绕梯度线圈的成形器(former)中的一个或更多个来改进。

[0019] 本申请的一个方面提供一种放射治疗系统,所述放射治疗系统包括:磁共振成像(MRI)系统,所述MRI系统包括相隔MRI磁隙的第一主MRI磁体和第二主MRI磁体,其中所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体一起工作以生成磁场,所述磁场的至少一部分沿着第一纵轴延伸,所述第一纵轴延伸通过所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体的等中心;机架,所述机架定位在所述MRI磁隙中,所述机架是围绕所述第一纵轴可旋转的;直线粒子加速器(直线加速器),所述直线粒子加速器在离所述第一主磁体和所述第二主磁体的等中心一第一固定径向距离处受到所述机架支承,所述直线加速器沿着第二纵轴排列,并且被构造来随所述机架旋转并且将辐射束导向所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI主磁体的等中心;以及磁屏蔽罩,所述磁屏蔽罩在离所述第一主磁体和所述第二主磁体的等中心一第二固定径向距离处受到所述机架支承,其中所述磁屏蔽罩包括至少部分包围所述直线加速器的壳体。

[0020] 在一些实施方案中,当所述直线加速器围绕所述第一纵轴旋转时,所述第二纵轴延伸通过所述等中心。

[0021] 在一些实施方案中,当所述直线加速器围绕所述第一纵轴旋转时,所述第二纵轴保持与所述第一纵轴正交。

[0022] 在一些实施方案中,所述壳体由包括钢的材料形成。

[0023] 在一些实施方案中,所述磁屏蔽罩还包括第二壳体。

[0024] 在一些实施方案中,所述第二磁屏蔽罩与所述第一磁屏蔽罩同轴。

[0025] 在一些实施方案中,所述第二磁屏蔽罩沿着第三纵轴延伸,其中所述第二纵轴和所述第三纵轴共面。

[0026] 在一些实施方案中,所述放射治疗系统还包括至少部分被所述第二磁屏蔽罩包围的第二直线加速器。

[0027] 在一些实施方案中,所述第二壳体由包括钢的材料形成。

[0028] 在一些实施方案中,所述第一壳体和所述第二壳体由各自的不同的钢形成。

[0029] 在一些实施方案中,由所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体生成的磁场在离所述等中心一特定位置处转向反方向,并且其中所述磁屏蔽罩从所述特定位置延伸。

[0030] 在一些实施方案中,所述磁屏蔽罩还包括线圈。

[0031] 在一些实施方案中,所述壳体提供无源磁屏蔽,而所述线圈提供有源磁屏蔽。

[0032] 在一些实施方案中,所述机架是可与所述MRI系统无关地围绕所述第一纵轴旋转的。

[0033] 在一些实施方案中,所述壳体为圆柱形。

[0034] 本申请的一个方面提供一种放射治疗系统,所述放射治疗系统包括:磁共振成像(MRI)系统,所述MRI系统包括用于产生磁场的第一主MRI磁体和第二主MRI磁体,其中所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体相隔MRI磁隙,并且围绕第一纵轴径向延伸;机架,所述机架定位在所述MRI磁隙中,所述机架是围绕所述第一纵轴可旋转的;直线粒子加速器(直线加速器),所述直线粒子加速器在离所述第一纵轴一第一固定径向距离处受到所述机架支承,所述直线加速器被构造来随所述机架旋转并且将沿着第二纵轴的辐射束导向所述第一纵轴;以及磁屏蔽罩,所述磁屏蔽罩在离所述第一纵轴一第二固定径向距离处受到所述机架支承,其中所述磁屏蔽罩包括与所述直线加速器同轴地延伸并且至少部分包围所述直线加速器的壳体。

[0035] 在一些实施方案中,当所述直线加速器围绕所述第一纵轴旋转时,所述第二纵轴延伸通过所述第一纵轴。

[0036] 在一些实施方案中,当所述直线加速器围绕所述第一纵轴旋转时,所述第二纵轴保持与所述第一纵轴正交。

[0037] 在一些实施方案中,所述壳体由包括钢的材料形成。

[0038] 在一些实施方案中,所述磁屏蔽罩还包括第二壳体。

[0039] 在一些实施方案中,所述第二磁屏蔽罩与所述第一磁屏蔽罩同轴。

[0040] 在一些实施方案中,所述第二磁屏蔽罩沿着第三纵轴延伸,其中所述第二纵轴和所述第三纵轴共面。

[0041] 在一些实施方案中,所述放射治疗系统还包括至少部分被所述第二磁屏蔽罩包围的第二直线加速器。

[0042] 在一些实施方案中,所述第二壳体由包括钢的材料形成。

[0043] 在一些实施方案中,由所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体生成的磁场在离所述第一纵轴一特定位置处转向反方向,并且其中所述磁屏蔽罩从所述特定位置延伸。

[0044] 在一些实施方案中,所述磁屏蔽罩还包括线圈。

[0045] 在一些实施方案中,所述机架是可与所述MRI系统无关地围绕所述第一纵轴旋转的。

[0046] 在一些实施方案中,所述壳体为圆柱形。

[0047] 本申请的一个方面提供一种放射治疗系统,所述放射治疗系统包括:磁共振成像(MRI)系统,所述MRI系统包括用于产生磁场的第一主MRI磁体和第二主MRI磁体,其中所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体相隔MRI磁隙,并且围绕第一纵轴径向延伸;直线粒子加速器(直线加速器),所述直线粒子加速器定位在所述MRI磁隙中离所述第一纵轴一固定径向距离处,所述直线加速器被构造来围绕所述第一纵轴旋转并且将沿着第二纵轴的辐射束导向所述第一纵轴;以及磁屏蔽罩,所述磁屏蔽罩在离所述第一纵轴一第二固定径向距离处受到所述机架支承,其中所述磁屏蔽罩包括与所述第二纵轴同轴地延伸并且至少部分包围所述直线加速器的壳体。

[0048] 在一些实施方案中,当所述直线加速器围绕所述第一纵轴旋转时,所述第二纵轴延伸通过所述第一纵轴。

[0049] 在一些实施方案中,当所述直线加速器围绕所述第一纵轴旋转时,所述第二纵轴保持与所述第一纵轴正交。

- [0050] 在一些实施方案中,所述壳体由包括钢的材料形成。
- [0051] 在一些实施方案中,所述磁屏蔽罩还包括第二壳体。
- [0052] 在一些实施方案中,所述第二磁屏蔽罩与所述第一磁屏蔽罩同轴。
- [0053] 在一些实施方案中,所述第二磁屏蔽罩沿着第三纵轴延伸,其中所述第二纵轴和所述第三纵轴共面。
- [0054] 在一些实施方案中,所述放射治疗系统还包括至少部分被所述第二磁屏蔽罩包围的第二直线加速器。
- [0055] 在一些实施方案中,所述第二壳体由包括钢的材料形成。
- [0056] 在一些实施方案中,由所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体生成的磁场在离所述第一纵轴一特定位置处转向反方向,并且其中所述磁屏蔽罩从所述特定位置延伸。
- [0057] 在一些实施方案中,所述磁屏蔽罩还包括线圈。
- [0058] 在一些实施方案中,所述机架是可与所述MRI系统无关地围绕所述第一纵轴旋转的。
- [0059] 在一些实施方案中,所述壳体为圆柱形。
- [0060] 本申请的一个方面提供一种放射治疗系统,所述放射治疗系统包括:磁共振成像(MRI)系统,所述MRI系统包括相隔MRI磁隙的第一主MRI磁体和第二主MRI磁体,所述第一主MRI磁体和所述第二主MRI磁体被构造来生成沿着所述MRI系统的纵轴的至少一部分的磁场;机架,所述机架定位在所述MRI磁隙中,所述机架是围绕所述纵轴可旋转的;直线粒子加速器(直线加速器),所述直线粒子加速器在离所述MRI系统的所述纵轴一固定径向距离处受到所述机架支承,所述直线加速器被构造来随所述机架旋转并且将辐射束导向所述MRI系统的所述纵轴,所述直线加速器被构造来生成RF辐射;以及屏蔽罩,所述屏蔽罩由所述机架支承,所述屏蔽罩包括至少部分包围所述直线加速器的壳体。
- [0061] 在一些实施方案中,所述屏蔽罩包括由钢、铜、铝和碳纤维的任何组合形成的一个或更多个壳体。
- [0062] 在一些实施方案中,所述壳体由第一材料形成,所述第一材料包括RF吸收材料和RF反射材料中的至少一个。
- [0063] 在一些实施方案中,所述屏蔽罩还包括由第二材料形成的第二壳体,所述第二材料包括RF吸收材料和RF反射材料中的至少一个。
- [0064] 在一些实施方案中,所述第一材料不同于所述第二材料。
- [0065] 在一些实施方案中,所述第一壳体和所述第二壳体相对于公共轴线是同心的。
- [0066] 在一些实施方案中,所述放射系统还包括用于使所述屏蔽罩冷却的冷却系统。
- [0067] 在一些实施方案中,所述壳体包括延伸通过所述壳体的至少一个狭槽。
- [0068] 在一些实施方案中,所述屏蔽罩包括用于为所述直线加速器屏蔽由所述主MRI磁体生成的磁场的至少一部分的有源磁屏蔽和无源磁屏蔽的组合。
- [0069] 在一些实施方案中,所述屏蔽罩被构造用于为所述MRI系统屏蔽所述RF辐射的至少一部分。
- [0070] 在一些实施方案中,所述壳体为圆柱形。
- [0071] 本申请的一个方面提供一种放射治疗系统,所述放射治疗系统包括:磁共振成像(MRI)系统,所述MRI系统包括相隔MRI磁隙的第一主MRI磁体和第二主MRI磁体,所述第一主

MRI磁体和所述第二主MRI磁体被构造来生成沿着所述MRI系统的纵轴的至少一部分的磁场；直线粒子加速器(直线加速器)，所述直线粒子加速器在离所述MRI系统的所述纵轴一固定径向距离处受到支承，所述直线加速器被构造来将辐射束导向所述MRI系统的所述纵轴，所述直线加速器被构造来生成RF辐射；以及RF屏蔽罩，所述RF屏蔽罩包括至少部分包围所述直线加速器的壳体。

[0072] 在一些实施方案中，所述屏蔽罩包括由钢、铜、铝和碳纤维的任何组合形成的一个或更多个壳体。

[0073] 在一些实施方案中，所述壳体由第一材料形成，所述第一材料包括RF吸收材料和RF反射材料中的至少一个。

[0074] 在一些实施方案中，所述屏蔽罩还包括由第二材料形成的第二壳体，所述第二材料包括RF吸收材料和RF反射材料中的至少一个。

[0075] 在一些实施方案中，所述第一材料不同于所述第二材料。

[0076] 在一些实施方案中，所述第一壳体和所述第二壳体相对于公共轴线是同心的。

[0077] 在一些实施方案中，所述放射系统还包括用于使所述屏蔽罩冷却的冷却系统。

[0078] 在一些实施方案中，所述壳体包括延伸通过所述壳体的至少一个狭槽。

[0079] 在一些实施方案中，所述屏蔽罩被构造用于为所述MRI系统屏蔽所述RF辐射的至少一部分。

[0080] 在一些实施方案中，所述壳体为圆柱形。

## 附图说明

[0081] 结合附图对本发明的特征、方面和实施方案进行描述，在附图中：

[0082] 图1A示出分体式磁体放射治疗系统的平面图；

[0083] 图1B示出图1A中所示的分体式磁体放射治疗系统的透视图；

[0084] 图1C示出图1A中所示的分体式磁体放射治疗系统的简化框图；

[0085] 图1D示出图1A中所示的分体式磁体放射治疗系统的另一简化框图；

[0086] 图1E示出图1A中所示的分体式磁体放射治疗系统的另一简化框图；

[0087] 图2A和图2B示出由图1A至图1D中所示的系统的MRI的主磁体产生的磁场的图表；

[0088] 图3A和图3B分别示出图1A至图1D中所示的系统的一些实施方案中所使用的磁屏蔽材料的B-H曲线和相对磁导率的图表；

[0089] 图4A示出图1A至图1D中所示的系统的一些实施方案的简化框图，该简化框图包括图1C和图1D中所示的主磁体的截面图；

[0090] 图4B至图4E示出可以与图1A至图1D中所示的系统一起使用的屏蔽的实施方案的更详细视图；

[0091] 图5A和图5B示出由根据一些实施方案的MRI的主磁体产生的屏蔽和无屏蔽Bz场的比较；

[0092] 图6A和图6B示出由根据优选实施方案的MRI的主磁体产生的屏蔽和无屏蔽Bz场的比较；

[0093] 图7A和图7B分别示出在Z=10mm和Z=20mm处的XY平面中的磁场的优选实施方案内部的Bz场映射图；

[0094] 图8示出图1A至图1D中所示的系统的一些实施方案的简化框图,该简化框图包括图1C和图1D中所示的主磁体的截面图;

[0095] 图9示出由主MRI磁体产生的、如根据一些实施方案屏蔽的Bz场;

[0096] 图10示出图1A至图1D中所示的系统的一些实施方案的简化框图;

[0097] 图11示出图1A至图1D中所示的系统的一些实施方案中可以使用的有源屏蔽罩的实施方案;以及

[0098] 图12A至图12B示出分别在图11中所示的有源线圈激活之前和之后由主MRI磁体产生的磁场的z分量。

### 具体实施方式

[0099] 图1A至图1E示出分体式磁体放射治疗系统100的各种视图。图1A和图1B分别示出分体式磁体放射治疗系统100的平面图和透视图。系统100包括集成的直线加速器107和MRI系统102,并且使得可同时从直线性加速器进行照射和从MRI 102进行成像。例如,MRI 102可以用于准确定位(pinpoint)将被照射的对象的位置,并且该信息可以用于控制直线加速器107的照射。本公开内容不必限于图中所示的和在本文中所论及的特定MRI和直线加速器系统,而是可以同样地应用于其他MRI和直线加速器系统。例如,本文公开的RF和/或磁屏蔽系统和方法可以与已知的MRI和直线加速器系统一起使用,所述已知的MRI和直线加速器系统可以与图中所示的和在以下描述的MRI和直线加速器不同。

[0100] 放射治疗系统100包括开放分体式螺线管磁共振成像(MRI)设备102、放射源104、用于安置直线加速器107以及改变放射源104的角度的机架106、患者治疗床108以及在进行成像和治疗的位置上的患者110。类似的系统在Dempsey的、标题为“System for Delivering Conformal Radiation Therapy while Simultaneously Imaging Soft Tissue(用于实现同时成像软组织的适形放射治疗的系统)”的美国专利申请公开2005/0197564(下称,“Dempsey ‘564”)中有所描述,该美国专利申请公开特此通过引用被并入。

[0101] 本公开内容的放射治疗系统100与Dempsey ‘564中所公开的放射治疗系统在许多方面都有所不同,主要差别在于,本公开内容的放射治疗系统100包括直线加速器107,而不是Dempsey ‘564中所公开的同位素放射系统。除了如本文中所述的之外,直线加速器107可以是常规设计。在一些实施方案中,直线加速器107(在图1E中最佳地示出)可以是被构造为使用调谐腔波导107a来加速电子的医学级或医用直线加速器(clinac),在调谐腔波导107a中,射频(RF)功率创建用于从电子枪107b产生高能电子的驻波或行波。可以包括可选的靶子107c,对于x射线/光子束治疗,安装靶子107c,而对于电子束治疗,移除靶子107c。X射线/光子束和电子束构成直线加速器辐射束的实施例。在一些实施方案中,系统100可以包括用于来自直线加速器107的电子束EB的、如Dempsey ‘564中所公开的预准直器107d和多叶准直器107e。如以下更详细论述的,直线加速器107,特别是波导107a,可以通过磁屏蔽和/或RF屏蔽118、120和/或122来保护。磁屏蔽和/或RF屏蔽118、120和/或122可以是优选为圆柱形的一个或更多个壳体的形式,但是可以使用其他形状。此外,如以下更详细论述的,放射治疗系统100可以包括用于冷却屏蔽118、120和/或122的冷却系统115。冷却系统115可以包括例如液体和/或空气冷却系统。

[0102] 放射治疗系统100可以包括诸如Dempsey ‘564中所述的分体式磁体系统。分体式磁

体系统包括如图1C中示为MRI设备102的一部分的一对主磁体112a和112b。MRI设备102还可以包括未示出的常规MRI组件,诸如分体式梯度线圈、一个或更多个垫补线圈(也称之为垫片)以及包括RF线圈的RF系统。由主磁体112a和112b产生的磁场强度可以改变。然而,为了便于说明,将参照主磁场强度为0.35T的实施方案对系统100进行描述,选择0.35T是为了防止患者中由作用于二次电子上的洛伦兹力引起的剂量分布的扰动。磁体112a和112b相隔例如0.28m的中心间隙114。MRI设备102可以被设计来:提供围绕磁场中心的例如50cm直径的MRI视场,并且同时以MRI设备102的分体式梯度线圈在间隙114中提供无衰减辐射束。优选地,系统100被这样构造,从而来自分体式梯度线圈的辐射束仅通过RF线圈、患者110和患者治疗床108。

[0103] 图1C和图1D示出系统100的简化框图。在图1C中,仅图示说明了MRI系统102的主磁体112a和112b;在图1D中,仅图示说明了主磁体112a和112b以及直线加速器107。图1C和图1D中所示的且在本公开内容中始终使用的坐标系是指通过MRI孔(纵向通过患者110)的纵轴作为Z轴。Z轴与中心轴面CP垂直,中心轴面CP也被称为横向或中心平面CP,至少基本上在主磁体112a与112b之间的间隙114内居中。此外,主磁体112a和112b这两者都围绕Z轴径向延伸。中心平面CP也由X轴和Y轴限定。X轴垂直于Z轴、从MRI系统102的一边到另一边延伸;Y轴垂直于Z轴、从MRI系统102的下到上延伸。

[0104] 在本实施方案的系统100中,在中心平面CP上离磁体等中心IC 1m距离(被示为点P1,是直线加速器107放射源离等中心的期望距离)处,存在 $B_z \approx 0.1\text{T}$ 的磁场。磁场在0.81m的径向距离(被示为点P2)处反向(从 $+B_z$ 到 $-B_z$ )。如下所述,离等中心1m处(为了最佳的放射治疗操作,直线加速器107放射源优选地被安置在此处)的磁场低得足以使得它在铁磁屏蔽罩或多层屏蔽罩中可以被遏制。在中心轴面CP中,由于线圈对称,所以主要存在轴向磁场 $B_z$ 。在中心平面CP中,假设Y是垂直轴和用于屏蔽直线加速器107的高磁化率(和/或线性域中的磁导率)材料(比如,无取向硅钢壳体)的轴。

[0105] 图2A中示出在中心平面CP附近由主磁体112a和112b产生的场。为了使直线加速器107正确地工作,期望的是,使加速结构的中心处的磁场比Y=1000mm附近(比如,点P1)的无屏蔽磁场小得多。图2A还示出在y≈810mm附近的零点( $B_z = 0$ ),在y≈810mm附近,如由于磁场方向反向而导致必然总是发生的那样, $B_z$ 场转向反方向。图2B示出Y=900mm附近的感兴趣区域中的相同场,但是Y轴被重新缩放。

[0106] 直线加速器107具有与图1D中的Y轴对齐的纵轴 $\rho$ 。尽管直线加速器107被示出和描述为是沿着Y轴对齐的,但是对于直线加速器107优选的是围绕Z轴是可旋转的。例如,图1A和图1B中所示的机架106可以支承直线加速器107,并且围绕Z轴(在纵轴 $\rho$ 保持在中心平面CP中的同时)、在图1D中所示的旋转方向RD上承载直线加速器107,以使得直线加速器107可以从围绕Z轴的任何旋转位置或者旋转位置一范围朝向等中心IC发射电子束EB。此外,机架106和直线加速器107可以与系统100的其他组件无关地围绕Z轴旋转。例如,机架106和直线加速器107可以与MRI 102无关地旋转。

[0107] 接下来转到图3A至图3B和图4A至图4B,现在描述用于为直线加速器107磁屏蔽MRI系统102的磁场的整体方法。虽然提供了特定实施例,但这并不排除实现相同目标的类似的方法或者在形式或材料上的变形。为了抑制在安置直线加速器107的区域中的磁场B,将由高磁化率和磁导率材料制成的磁屏蔽罩或壳体118围绕直线加速器加速结构107放置。壳体

118的形状可以是圆柱形，并且沿着直线加速器107的轴ρ与敞开的壳体118的一端或两端对齐。然而圆柱形形状只是优选的，所公开的屏蔽罩壳体可以是其他形状。壳体118的至少一端对于来自直线加速器107的电子束EB(在图1D中示出)是敞开的。磁屏蔽罩118可以具有根据壳体材料的特性而选择的厚度。磁屏蔽罩118(以及本文公开的其他磁屏蔽罩)可以由无取向硅钢(例如镍铁合金)形成，诸如可以从市场上买到的ThyssenKrupp Steel销售的商标名为530-50AP、厚度为例如大约5mm的材料。图3A和图3B中分别示出“530-50AP”材料的B-H曲线和相对磁导率。用于磁屏蔽罩118(以及本文公开的其他磁屏蔽罩)的其他材料选项包括M19钢、M45钢和Carpenter高磁导率“49”钢。

[0108] 图4A中图示说明磁体112a和112b以及磁屏蔽罩118的位置，而图4B中示出磁屏蔽罩118和直线加速器107的近摄透视图。磁屏蔽罩118的外径OD和长度L可以改变；在本实施方案中，外径OD为大约30cm，长度L为大约70cm。磁屏蔽罩118的底部边缘118A位于离等中心IC一固定距离(在本实施方案中，大约80cm)处，所述固定距离在Bz场反向位置处或附近，但这不是必要的。磁屏蔽罩118的位置和大小应该大得足以容纳直线加速器107，但是如此长或窄以至于它限制由直线加速器107发射的射束的大小。由于磁屏蔽罩118不强加于直线加速器107放射源与患者110之间，所以磁屏蔽罩118构造在与分体式主磁体112a和112b及梯度线圈装置组合时对于放射治疗应用是最佳的。这使得可生成直线加速器107的高质量和高强度的放射治疗射束。在诸如图4C中所示的一些实施方案中，磁屏蔽可以通过多个屏蔽罩壳体来提供。在图4C中，磁屏蔽通过磁屏蔽罩118和第二磁屏蔽罩120来提供，在该情况下，屏蔽罩118和120可以是同中心的钢层，这些钢层可以相隔空气或其他绝缘材料的层。

[0109] 主磁体112a和112b存在时材料(在本实施方案中为钢)的影响的模型通过边界元素法使用Maxwell方程来求解。图5A示出由主磁体112a和112b产生的Bz场与由主磁体112a和112b产生的、通过下述实施方案被屏蔽的Bz场的z分量的比较，在所述实施方案中，磁屏蔽包括外磁屏蔽罩118和内磁屏蔽罩120，在该情况下，屏蔽罩118和120相隔空气层。图5B示出由主磁体112a和112b产生的、被磁屏蔽罩118和120屏蔽的Bz场的z分量的Y=1200mm附近的感兴趣区域的图5A的近摄图。表1列出根据与图5A和图5B相关联的实施方案的磁屏蔽罩118和120的材料和尺寸。在表1中，“ID”是内径，“OD”是外径，长度是壳体长度L，“起始Y位置”是从等中心(Z轴)到屏蔽罩118和120的相应底部边缘的距离。

[0110]

530-50AP 钢的两个壳体				
层	ID[mm]	OD[mm]	长度[mm]	起始 Y 位置[mm]
内	260.0	270.0	700.0	900.0
外	280.0	300.0	700.0	900.0

表 1

[0111] 沿着单个5mm厚壳体的轴的残余磁场为大约4.5G，大约是地球磁场的10倍，并且大于对直线加速器107而言最佳的磁场。存在进一步减小该残余场的几种选择。如图4C所示，一种选择是在磁屏蔽罩118内部添加二次屏蔽元件120，以进一步减小与第一屏蔽元件磁隔离的磁场。例如，二次屏蔽元件120可以是定位于第一壳体118内部的第二壳体120，在该情况下，两个壳体沿着直线加速器107的纵轴ρ是同轴的。在这样的实施方案中，由于外壳体

118已经极大地减小了磁场,所以第二壳体120可以具有比外壳体118更高的磁导率,但是具有更低的饱和通量密度,比如,高导磁合金(mu-metal)。优选的是,使壳体118和120磁隔离,以便通过重启金属的饱和来得到最高屏蔽。

[0112] 可替换地,二次屏蔽元件120可以是安置在一次壳体118内部以抵消残余场的载流线圈。如果剩余的磁场足够低并且其值和空间方向是已知的,则可以在直线加速器的加速部分中进行小的调整。目前的直线加速器被构造为适应至少基本上为笔直的电子束;如果场使射束仅少量偏转,则可以计算预期的射束路径,并且可以改动加速板以适应射束偏转。假定边缘场的方位对称性质,则电子束的路径偏差应该在很大程度上与机架位置无关。作为另一种可替换方案,二次屏蔽元件120可以是如以下进一步描述的RF屏蔽罩120。

[0113] 系统主磁体112a和112b加上双壳体的峰间场(peak-to-peak field)不均匀度在超过45cm DSV时为623.8ppm。这种不均匀度对于MRI系统102是过大的,所以期望的是进行另外的垫补。场不均匀度主要通过几个田形调和函数来表征: $S_{1,1} \rightarrow Y$ 、 $C_{2,2} \rightarrow (X_2 - Y_2)$  和  $S_{3,1} \rightarrow Z_2 X$ 、 $S_{3,3} \rightarrow X_3$ 。表2中列出了所有重要的主要调和函数。

[0114]

带调和函数[ppm]		田形调和函数[ppm]			
n	$C_n$	n	m	$C_{n,m}$	$S_{n,m}$
1	1.625035E-03	1	1	6.6950990E-03	-2.6417408E+02
2	-9.190121E+01	2	1	-4.3762731E-03	-2.2226838E-03
3	4.274773E-03	2	2	-2.3791910E+01	-1.1871930E-03

[0115]

4	8.878808E+00	3	1	-1.1657569E-04	1.5830479E+01
5	-2.132553E-03	3	2	-1.9884826E-04	5.8882723E-04
6	-6.259163E-01	3	3	-1.0577878E-04	1.2089904E+00
7	-7.645843E-03	4	1	3.2428894E-04	-2.8578203E-05
8	3.513474E-01	4	2	8.1373300E-01	3.6183409E-05
9	-9.504502E-03	4	3	7.2001599E-05	3.3853550E-05
10	2.238179E+00	4	4	4.2607165E-02	-5.3185952E-06
11	6.139678E-03	5	1	-2.7178914E-04	-9.0437945E-01

表2 超过45cm DSV的球面调和函数

[0116] 带调和函数可以全部通过垫补来处理,并且垫片设置不随直线加速器107围绕Z轴的旋转而改变。因此,垫片可以被安置在MRI孔上。带调和函数的负数甚至可以被构建到磁体112a和112b中,以使得磁体112a、112b加上磁屏蔽罩118的组合消除这些项。由于田形调和函数将随着直线加速器方位而移动,所以它们是个大问题。田形调和函数可以利用机架106上的中心平面CP附近的、将随机架106/直线加速器107旋转而移动的无源垫片和/或被构建到梯度线圈中的、可以被电调整以匹配机架106的旋转的电阻性垫片来垫补掉(shim out)。

[0117] 根据一些实施方案,如图1A至图1D所示的系统100包括具有垂直加速轴的直线加

速器107，直线加速器107安装在机架106上，以使得直线加速器107可以围绕放射治疗和MRI 102等中心旋转。直线加速器107还优选地具有在4至6MV范围内的低能量，并且具有使它保持紧凑的驻波导向件。直线加速器107可以被构造为仅生成可以用于强度调控放射治疗或适形放射治疗的光子束。直线加速器107可以以S波段频率或X波段频率工作，但是为了高输出和稳定性，优选S波段。参照图4C，在本实施方案中，元件120可以被构造来用作RF屏蔽罩120。为了提供RF屏蔽，RF屏蔽罩壳体120可以由合适的屏蔽材料制成，所述合适的屏蔽材料例如铜箔、铝箔或碳纤维。由于诸如铜和铝的金属的表面上的涡流，这些金属趋向于反射RF辐射。碳纤维材料趋向于吸收RF能量。

[0118] 在一些实施方案中，特别是在RF屏蔽罩壳体是由导电材料形成的情况下，涡流可以通过提供延伸通过屏蔽罩壳体的一个或更多个狭槽来减小。例如，在图4C中，屏蔽罩壳体120被示为具有狭槽120A和120B。然而，狭槽的大小、数量和构造可以与图4C中所示的不同。此外，尽管屏蔽罩壳体120被示为具有狭槽，但是这样的狭槽也可以或者可以可替换地被设置在屏蔽罩壳体118中；此外，在具有多于一个屏蔽罩壳体的实施方案中，任何数量的这样的狭槽可以被设置在屏蔽罩壳体中的任何一个或更多个中。这样的狭槽在磁屏蔽罩壳体中也可以是可取的，因此，可以被包括在磁屏蔽壳体的一些实施方案中。

[0119] 尽管图4C示出两层（屏蔽罩壳体120和118），但是可替换实施方案可以包括任何数量的层。在一些实施方案中，屏蔽罩壳体的层可以由不同材料的组合或者相同材料制成。例如，在一些实施方案中，屏蔽罩壳体层可以包括由RF吸收材料和RF反射材料形成的交替层。在这样的实施方案中，可取的是在屏蔽罩壳体的层之间提供气隙。

[0120] 可根据需要通过冷却系统115（图1E）来为RF屏蔽罩120中的吸收材料提供冷却。各种已知的冷却方法可以用于冷却RF屏蔽罩120。冷却系统115可以包括例如用于使流体在形成RF屏蔽罩120的屏蔽罩壳体中的一个或更多个附近循环的流体运载（fluid-carrying）导管。此外，可以通过合并用于使空气遍布形成RF屏蔽罩120的屏蔽罩壳体的一个或更多个表面移动的系统来提供空气冷却。

[0121] 磁屏蔽罩118和RF屏蔽罩120围绕直线加速器107放置，以将从直线加速器107的电子腔107b到靶子的电子路径屏蔽到大约为地球的磁场强度大小的磁场强度。磁屏蔽罩118被布置为使得它不在放射治疗射束的路径中，例如，如图4A和图4C所示。RF屏蔽罩120也围绕直线加速器107，而不是围绕MRI 102放置，并且由吸收层和反射层这二者构成，所述吸收层和反射层用以在RF辐射将会损害MRI功能之前消散和吸收由直线加速器107产生的RF辐射，并且它们可以用作平坦滤波器的一部分。在一些实施方案中，RF屏蔽罩120可以与标准的安装在孔上的MRI RF屏蔽罩合作工作。来自直线加速器107的射束被允许通过RF屏蔽罩120（在这样的实施方案中，以及安装在孔上的MRI RF屏蔽罩），只要RF屏蔽罩（一个或多个）均匀地、最小地衰减放射治疗射束即可。应该注意的是，在一些实施方案中，在仅期望RF屏蔽的情况下，可以提供RF屏蔽罩120，而没有磁屏蔽罩118。

[0122] 如上所述，在一些实施方案中，图4C中所示的二次屏蔽元件120可以是第二磁屏蔽罩120。参照图4D，为了更进一步抑制在安置直线加速器107的区域中的B磁场，磁屏蔽罩设备122可以包括一个或更多个同中心磁屏蔽罩，所述一个或更多个同中心磁屏蔽罩可以包括磁屏蔽罩118和120以及一个或更多个附加磁屏蔽罩。磁屏蔽罩设备122可以包括由高磁化率（和磁导率）材料制成的多个磁屏蔽罩，包括屏蔽罩118和120。磁屏蔽罩设备122的屏蔽

罩可以围绕直线加速器107加速结构同中心地放置在彼此内部。可以利用诸如空气或塑料的合适介电材料来使磁屏蔽罩设备122的磁屏蔽罩彼此磁电隔离。由于材料的磁场屏蔽随深度开始饱和,所以具有多个磁屏蔽罩是有益的。引入新的磁屏蔽罩重启提供增加的屏蔽的饱和效果。此外,一些实施方案(诸如图4E中所示的实施方案)可以包括具有分体式放射治疗磁体126和128和由两个隔离壳体130和132制成的磁屏蔽罩的直线加速器107。图4A至图4E中所示的实施方案的磁屏蔽罩的厚度可以被选择为例如5mm,并且所述材料可以被选择为530-50AP钢材料。用于磁屏蔽罩118(以及本文公开的其他磁屏蔽罩)的其他材料选项包括M19钢、M45钢和ThyssenKrupp Steel销售的商标名为530-50AP的钢。在两壳体实施方案(诸如图4C中所示的两壳体实施方案)中,屏蔽壳体的外径OD和长度L可以例如分别为27cm和30cm。壳体118和120均可以被安置在离等中心IC一固定距离(在本实施方案中,大约85cm)处,等中心IC在Bz场反向位置处或附近,但这不是必要的。磁屏蔽罩的位置和大小应该大得足以容纳直线加速器107,但是不是如此长或窄以至于它限制来自直线加速器107的射束的大小,所述磁屏蔽罩包括屏蔽罩118、120、130、132和磁屏蔽罩设备122的任何附加磁屏蔽罩。

[0123] 图6A示出由主磁体112a和112b产生的Bz场与由磁体112a和112b产生的、使用包括三个同中心屏蔽罩壳体的磁屏蔽罩设备122屏蔽的Bz场的z分量的比较。图6B示出由主磁体112a和112b产生的、被磁屏蔽罩设备122屏蔽的Bz场的z分量的Y=1000mm附近的感兴趣区域的近摄图。表3列出根据与图6A和图6B相关联的实施方案的磁屏蔽罩设备122的材料和尺寸。在与图6A和图6B及表3相关联的实施方案中,磁屏蔽罩设备122包括彼此相隔空气层的三个同中心壳体。与本文公开的其他屏蔽壳体一样,屏蔽罩设备的壳体优选为圆柱形,但是也可以是其他形状的。在表3中,“ID”是内径,“OD”是外径,长度是壳体长度L,“起始Y位置”是从等中心(Z轴)到屏蔽罩设备122的层的相应底部边缘的距离。

[0124]

钢 M19 和 530-50AP 钢的两个壳体					
层	材料	ID[mm]	OD[mm]	长度[mm]	起始 Y 位置[mm]
内	“M19” 钢	244.0	254.0	700.0	900.0
中 间	“530-50AP” 钢	260.0	270.0	700.0	900.0
外	“530-50AP” 钢	280.0	300.0	700.0	900.0

表 3

[0125] 在区域 $1100\text{mm} < y < 1400\text{mm}$ 的区域中,残余B场小于1高斯。这与接近轴ρ的地球场大致相当。磁场的调和函数接近于与图4B中所示的实施方案相关联的单壳体模型。由主磁体112a和112b加上磁屏蔽罩118和120产生的、超过45cm DSV的峰间场不均匀度为623.6ppm。优选的是,在直线加速器107的电子枪107b上具有最佳屏蔽,并且较弱的屏蔽可以施加于加速结构的靶子端。该场不均匀度主要用y调和函数来表征。表4中列出球面调和函数。

[0126]

带调和函数[ppm]		田形调和函数[ppm]			
n	$C_n$	n	m	$C_{n,m}$	$S_{n,m}$
1	1.6250352E-03	1	1	6.6950990E-03	-2.6417408E+02
2	-9.1901212E+01	2	1	-4.3762731E-03	-2.2226838E-03
3	4.2747730E-03	2	2	-2.3791910E+01	-1.1871930E-03
4	8.8788081E+00	3	1	-1.1657569E-04	1.5830479E+01
5	-2.1325528E-03	3	2	-1.9884826E-04	5.8882723E-04
6	-6.2591632E-01	3	3	-1.0577878E-04	1.2089904E+00
7	-7.6458435E-03	4	1	3.2428894E-04	-2.8578203E-05
8	3.5134737E-01	4	2	8.1373300E-01	3.6183409E-05
9	-9.5045015E-03	4	3	7.2001599E-05	3.3853550E-05
10	2.2381795E+00	4	4	4.2607165E-02	-5.3185952E-06

[0127]

11	6.1396783E-03	5	1	-2.7178914E-04	-9.0437945E-01
----	---------------	---	---	----------------	----------------

表 4 两壳体解决方案：超过 45cm DSV 的球面调和函数

[0128] 将用于将该不均匀度垫补掉的方法与在单壳体模型的情况下提出的这些方法相同。图7A和图7B分别示出Z=10mm和Z=20mm处的XY平面中的内壳体内部的Bz场图。

[0129] 接下来参照图8,将对可以减小由于存在直线加速器屏蔽罩(诸如图4A和图4B中所示的屏蔽罩118)而引起的场不均匀度的另一个实施方案进行描述。图8中所示的实施方案可以与图4A和图4B中所示的实施方案类似，并且相似的组件保留相同的元件编号；这些组件的描述在此处同样适用，所以不重复该描述。在图8中所示的实施方案中，第一屏蔽罩118沿着第一纵轴ρ1延伸，并且第二屏蔽罩140(其可以可选地包括第二直线加速器107')沿着与第一磁屏蔽罩118的第一纵轴ρ1对称地相隔180°的第二纵轴ρ2延伸。轴ρ1和ρ2均在中心平面CP上。在一些实施方案中，如结合磁屏蔽罩118所述的，第二屏蔽罩140可以由磁屏蔽材料形成，所述磁屏蔽材料诸如ThyssenKrupp Steel销售的商标名为530-50AP的钢。用于磁屏蔽罩118(以及本文公开的其他磁屏蔽罩)的其他材料选项包括M19钢、M45钢和Carpenter 49钢。如果仅存在第二对称屏蔽罩140，则该解决方案可以被认为是用于一次壳体118的对称垫片。在一些实施方案中，磁屏蔽罩118和140中的一个或两个可以是诸如图4C或图4D中所示的包括两个或更多个同中心磁屏蔽罩壳体的磁屏蔽罩设备。

[0130] 图9示出在磁屏蔽罩118和磁屏蔽罩140均包括两个同中心磁屏蔽壳体的实施方案中由主磁体112a和112b产生的Bz场。在该实施方案中，由系统主磁体112a和112b加上两个双壳体屏蔽罩(118+140)产生的、超过45cm DSV的峰间场不均匀度为416.96ppm。该场不均匀度主要由Z2调和函数产生。由于Y对称性，Y调和函数全部变为可忽略的那么小。表4中列出了用于这种情况的调和函数。

[0131]

带调和函数[ppm]		田形调和函数[ppm]			
n	$C_n$	n	m	$C_{n,m}$	$S_{n,m}$
1	-1.1158532E-03	1	1	-1.3130497E-04	-1.3130497E-04
2	-1.7798728E+02	2	1	9.4937074E-05	9.4937074E-05
3	7.9200018E-03	2	2	-4.7129252E+01	-9.2290614E-03
4	1.7600141E+01	3	1	4.5203733E-06	4.5203734E-06
5	-2.2793685E-03	3	2	-4.0735120E-05	-8.2531950E-04
6	-1.3166284E+00	3	3	1.0363288E-05	-1.0363288E-05
7	-1.3414318E-02	4	1	-7.1884515E-05	-7.1884515E-05
8	4.0916507E-01	4	2	1.6230890E+00	2.4395720E-04
9	-1.8969599E-02	4	3	-5.7802678E-06	5.7802678E-06
10	2.2510390E+00	4	4	8.3827275E-02	1.3021016E-05

[0132]

11	1.0428939E-02	5	1	5.3620187E-05	5.3620187E-05
----	---------------	---	---	---------------	---------------

表 4 两壳体解决方案：超过 45cm DSV 的球面调和函数

[0133] 带调和函数现在是与图4B中所示的实施方案相关联的单壳体模型中的大小的两倍。然而，它们可以全部通过无源垫补来处理，并且垫片设置不随直线加速器107围绕Z轴的旋转而改变。带调和函数的负数甚至可以被构建到磁体112a和112b中，以使得主磁体112a和112b加上屏蔽罩壳体118和140的组合消除这些项。由于田形调和函数将随直线加速器107旋转位置而移动，所以它们是个大问题。然而，对称性消除了最恶劣的调和函数。田形调和函数可以利用直线加速器机架106上的中心平面附近的无源垫片和/或电阻性电气垫片来垫补掉。构建到旋转机架106中的无源垫片可以是处于这些磁场水平的永磁体垫片（对于更多的垫片选择，取向的磁化垫片）。可以在较小的直径处添加无源垫片，以减少垫片中所需的材料。梯度中的电阻性电气垫片将随直线加速器机架的旋转而改变。

[0134] 在更进一步的实施方案中，可以存在与磁屏蔽罩118相同或类似的N组磁屏蔽罩壳体，每个磁屏蔽罩壳体具有相应的轴 $\rho_1$ 至 $\rho_N$ 。这样的实施方案可以与图8中所示的实施方案类似的方式来布置。轴 $\rho_1$ 至 $\rho_N$ 中的每个均在中央平面CP上，并且在角度上分隔角度=360°/N。N越高，田形调和函数的净效应则可以被抵消得越多。此外，由于磁屏蔽罩趋向于充当RF屏蔽罩，所以为了提供RF屏蔽，多个壳体是有利的。

[0135] 在一些实施方案中，如图10所示，可存在由相对高的磁导率材料制成的两个平行环形盘144和146。它们可以是机架106的一部分，并且在直线加速器107的相对侧。在这种情况下，田形的球面调和函数应该是相对小的，而带调和函数应该是相对大的。放置两个环形盘144和146在某种意义上等同于主磁体112a、112b中的两个额外的线圈。最佳地，主磁体112a、112b可以被设计来容纳两个环形盘144和146。

[0136] 在没有无源屏蔽罩（诸如上述屏蔽罩118）的场减小的情况下，来自离等中心1米处的主磁体112a和112b的沿着Y轴的磁场难以被屏蔽。然而，在由铁磁材料提供磁屏蔽之后，

残余场为大约5-7高斯。例如在图4C中所示的二次屏蔽元件120为线圈120'的实施方案中，该残余场可以容易地利用线圈中的DC电流来垫补掉。图11中示出屏蔽线圈120'的示意图。线圈120'可以是具有半长L和半径R的、根据以下方法设计的圆柱形(然而可以使用除圆柱形之外的形状)。屏蔽线圈120'应该优选地生成抵消由主磁体112a和112b产生的磁场(原始坐标系中)的Bz分量的磁通量场Bx(本地坐标系中)。

[0137] 半径为R的圆柱体上的电流密度可以用以下形式来表示:

$$[0138] \vec{J}(\rho, \varphi, z) = \delta(\rho-R)\{\hat{\mathbf{e}}_\varphi f_\varphi(z)\cos(\varphi) + \hat{\mathbf{e}}_z f_z(z)\sin(\varphi)\}$$

$$[0139] \nabla \vec{J} = 0 \Rightarrow f_\varphi(z) = f_z'(z)$$

[0140] 由该电流产生的磁势可以如下来表达:

$$[0141] A_\rho(\rho, \varphi, z) = \frac{\mu R^2}{2\pi} \sin(\varphi) \int_0^\infty k dk (T_2(k, \rho, R) - T_0(k, \rho, R)) F_S(k, z)$$

$$[0142] A_\varphi(\rho, \varphi, z) = -\frac{\mu R^2}{2\pi} \cos(\varphi) \int_0^\infty k dk (T_2(k, \rho, R) + T_0(k, \rho, R)) F_S(k, z)$$

$$[0143] A_z(\rho, \varphi, z) = \frac{\mu R}{2\pi} \sin(\varphi) \int_0^\infty k dk T_1(k, \rho, R) F_C(k, z)$$

$$[0144] F_C(k, z) = \int_{L_1}^{L_2} f_z(z') \cos(k(z-z')) dz'$$

$$[0145] F_S(k, z) = \int_{L_1}^{L_2} f_z(z') \sin(k(z-z')) dz'$$

$$[0146] T_n(k, \rho, R) = \theta(\rho-R) I_n(kR) K_n(k\rho) + \theta(R-\rho) K_n(kR) I_n(k\rho), n=0, 1, 2$$

[0147] 在该方程中,  $I_n(k\rho)$ 、 $K_n(k\rho)$  是修正贝塞尔函数。磁场的横向分量可以用以下形式来表示:

[0148]

$$B_\rho(\rho, \varphi, z) = -\frac{\mu R^2}{\pi} \cos(\varphi) \int_0^\infty k^2 dk (\theta(\rho-R) I'_n(kR) K'_n(k\rho) + \theta(R-\rho) K'_n(kR) I'_n(k\rho)) F_C(k, z)$$

[0149]

$$B_\varphi(\rho, \varphi, z) = \frac{\mu R^2}{\pi \rho} \sin(\varphi) \int_0^\infty k^2 dk (\theta(\rho-R) I'_n(kR) K'_n(k\rho) + \theta(R-\rho) K'_n(kR) I'_n(k\rho)) F_C(k, z)$$

$$[0150] n=0, 1, 2$$

[0151] 线圈120'的圆柱体内部的磁通场的Bx分量为:

[0152]

$$B_x(\rho, \varphi, z) = -\frac{\mu R^2}{2\pi} \int_0^\infty k^2 dk I_0(k\rho) K'_1(kR) F_C(k, z) - \frac{\mu R^2}{2\pi} \cos(2\varphi) \int_0^\infty k^2 dk I_2(k\rho) K'_1(kR) F_C(k, z)$$

[0153] 该Bx分量(本地坐标系中)应该抵消由磁体生成的Bz'分量。这建议可以应用最小化过程(与梯度设计的最小化过程类似)来得到电流密度f\_z(z)。考虑将被最小化的函数:

$$[0154] \quad W = E + \frac{\Lambda}{2\mu} \sum_{i \in V_{Linac}} [B_X^{Coil}(r_i) - B_{Z,i}^{Magnet}]^2 + \frac{\beta}{2\mu} \sum_{i \in DSV} [B_X^{Coil}(r_i)]^2 + \frac{\mu\lambda}{2} \left\| \frac{\partial^k f_Z(z)}{\partial z^k} \right\|_2^2$$

[0155] 在以上方程中, E是线圈120'的能量, 第二项使由屏蔽线圈120'生成的场与主磁体112a、112b生成的场的偏差最小, 第三项使屏蔽线圈120'对成像区中的场不均匀度的影响最小, 最后一项被引入以限制电流密度。系数 $\Lambda$ 、 $\beta$ 和 $\lambda$ 是权重因子;  $\lambda$ 可以是使屏蔽线圈120'中的电流最小的正则化参数。

[0156] 电流密度 $f_Z(z)$ 可以按照基函数来表达。应该指出, 电流密度 $f_Z(z)$ 在屏蔽线圈120'的端部为零。

$$[0157] \quad f_Z(z) = \sum_{n=1} a_n \Phi_n^C(z, L) + \sum_{n=1} b_n \Phi_n^S(z, L)$$

$$[0158] \quad \Phi_n^C(z, L) = \cos(k_n^C z), \Phi_n^S(z, L) = \sin(k_n^S z)$$

$$[0159] \quad k_n^C = \frac{\pi(2n-1)}{2L}, k_n^S = \frac{\pi n}{L}$$

[0160] 系数 $a_n$ 可以从以下方程求得:

$$[0161] \quad \frac{\partial W}{\partial a_n} = 0, \frac{\partial W}{\partial b_n} = 0$$

[0162] 这对于系数 $a_n$ 得到线性方程的系统。能量E具有以下形式:

$$[0163] \quad E = -\frac{\mu R^2}{2} \int_0^\infty dk (kR)^2 I'_1(kR) K'_1(kR) \langle f_Z \cos(k) f_Z \rangle = \frac{\mu}{2} \sum_{n,m=1} A_n W_{n,m} A_m$$

$$[0164] \quad A_\alpha = \begin{pmatrix} a_n \\ b_m \end{pmatrix}$$

$$[0165] \quad W_{\alpha,\beta} = -R^2 \int_0^\infty dk (kR)^2 I'_1(kR) K'_1(kR) \langle \Phi_\alpha \cos(k) \Phi_\beta \rangle$$

$$[0166] \quad \Phi_\alpha = \begin{pmatrix} \Phi_n^S \\ \Phi_n^C \end{pmatrix}$$

$$[0167] \quad \langle \Phi_\alpha \cos(k) \Phi_\beta \rangle = \int_L^{L_2} \int_L^{L_2} \Phi_\alpha(z) \cos(k(z-z')) \Phi_\beta(z') dz dz'$$

[0168] 由屏蔽线圈120'生成的场具有以下形式:

$$[0169] \quad B_{X,\alpha}^{Coil}(r) = \mu \sum_\alpha A_\alpha B_{X,\alpha}^{Coil}(r)$$

[0170]

$$B_{X,\alpha}^{Coil}(r) = -\frac{R^2}{2\pi} \int_0^\infty k^2 dk I_0(k\rho) K'_1(kR) \Psi_{C,\alpha}(k, z) - \frac{R^2}{2\pi} \cos(2\phi) \int_0^\infty k^2 dk I_2(k\rho) K'_1(kR) \Psi_{C,\alpha}(k, z)$$

$$[0171] \quad \Psi_{C,\alpha}(k, z) = \int_{L_1}^{L_2} \Phi_\alpha(z') \cos(k(z-z')) dz'$$

[0172] 
$$\left\| \frac{\partial^k f_z(z)}{\partial z^k} \right\|_2^2 = L \sum_{n=1} a_n^2 (k_n^C)^{2k} + b_n^2 (k_n^S)^{2k}$$

[0173] 那么,未知的A的方程适用:

[0174] 
$$\sum_{\beta} Z_{\alpha,\beta} A_{\beta} = K_{\alpha}$$

[0175] 
$$Z_{\alpha,\beta} = W_{\alpha,\beta} + \alpha \sum_{i \in V} B_{X,\alpha}^{Coil}(r_i) B_{X,\beta}^{Coil}(r_i) + \beta \sum_{i \in DSV} B_{X,n}^{Coil}(r_i) B_{X,m}^{Coil}(r_i) + \lambda \delta_{\alpha,\beta} \frac{k_n^{2k}}{2} L$$

[0176] 
$$K_{\alpha} = \frac{\Lambda}{\mu} \sum_{i \in V} B_{X,\alpha}^{Coil}(r_i) B_Z^{Magnet}(r_i)$$

[0177] 矩阵 $Z_{\alpha,\beta}$ 是正定的,并且不具有零特征值,因此:

[0178] 
$$a_{\alpha} = \sum_{\beta} (Z^{-1})_{\alpha,\beta} K_{\beta}$$

[0179] 这定义了电流密度的求解。

[0180] 一些实施方案可以包括结合的无源屏蔽罩和有源线圈。图5b(单壳体情况)中所示的残余Bz场用作输入数据。线圈120'的半径被选择为75mm,半长L被选择为L=180mm。线圈120'的中心位于y=1051mm处。图12A示出线圈120'激活之前(即,施加电流之前)有源屏蔽线圈120'上的电流密度的z分量,而图12B示出屏蔽线圈120'激活之后的残余Bz场。

[0181] 使用以下参数 $\Lambda$ 、 $\beta$ 、 $K$ 和 $\lambda$ :  $\Lambda=1$ ,  $\beta=0$ ,  $K=1$ 和 $\lambda=0.0001$ 。因为图5B的残余场的水平已经很小(7高斯的量级),并且有源屏蔽线圈被远离成像区安置,所以考虑修正DSV内部的不均匀度的效果的参数 $\beta$ 被选择为零。

[0182] 一些实施方案可以包括完全有源线圈屏蔽系统。在这样的实施方案中,可以通过仅使用上述有源载流线圈(诸如线圈120')代替上述实施方案中的无源磁屏蔽罩来局部地实现直线加速器107的屏蔽。线圈120'可以被布置为仅抵消直线加速器107处的场,并且还可以并入有源屏蔽罩来减小对主磁场的均匀度的影响。

[0183] 局部地屏蔽直线加速器107的又一种可替换方式是使用永磁体的分布。它们可以被布置为仅抵消直线加速器107处的场,并且还可以并入有源屏蔽罩(诸如线圈120')以减小来自主磁体112a和112b的主磁场的均匀度的影响。

[0184] 所公开的实施方案的所有可能的组合也是可以的。屏蔽罩和屏蔽材料的分布、载流线圈和磁体分布的小变动也是可以的。

[0185] 应该注意的是,本文所述的磁屏蔽罩(诸如屏蔽罩118、120、122、130、132)和其他磁屏蔽罩受到来自MRI 102的主磁体112a和112b的力。因此,屏蔽罩的安装优选地被设计为抵抗这样的磁力。

[0186] 用于直线加速器107的大功率RF源和波导也可以被封入或者部分封入本文公开的磁屏蔽罩内。可延伸RF屏蔽以包含直线加速器107的一些或全部组件。

[0187] 关于用于MRI 102的RF屏蔽,适合用作直线加速器107的医用直线加速器可以在S波段频率范围内工作,以使用~3GHz的RF微波腔将电子加速到大约6MeV。尽管该频率远远高于MRI系统102的15MHz,但是它涉及频率为几百赫兹的几兆瓦的RF功率脉冲。RF功率源中的边带可以从对MRI系统102的工作引起干扰的其他材料激发/反射。如以上结合图4B所述的,元件120可以是围绕直线加速器107放置的、由RF吸收、RF反射或者这二者的组合制成的

RF屏蔽罩,该RF屏蔽罩可以有效地消除对MRI系统102的RF干扰。另外,可以由RF反射材料制成的MRI RF室可以排列在具有RF吸收材料的墙面涂料的内表面上,并且可以消除到达MRI的RF,所述RF反射材料可以使来自直线加速器107的RF弹到MRI 102中,所述RF吸收材料比如为网状或短切碳纤维、碳纤维壁纸、碳纤维板或碳纤维涂漆。机架106和围绕直线加速器107的RF源的区域可以用RF吸收体、反射体和这二者的组合覆盖,以减小周围(环境)RF场。在3GHz(微波炉为2.45GHz),RF将生成诸如水的极化分子的介电加热。因此,各种极化分子材料可以用作RF能量的RF吸收体。在分体式磁体系统中,转移封闭系统中的RF能量的一些导电表面在磁隙114中失去作用。围绕MRI孔的RF屏蔽罩可以结合上述其他屏蔽方法使用。RF屏蔽罩不显著地增加射束衰减,从而不显著地损害放射治疗的质量。导电屏蔽可以接地到磁体或者可以不接地到磁体。如果这些表面由诸如铝箔那样的铝制成,则射束衰减将甚至比使用铜更小。如果梯度线圈卷绕在成形器上,则可以用碳纤维构造成形器,以与直线加速器系统隔离。

[0188] 尽管以上已经描述了根据所公开的原理的各种实施方案,但是应该理解,提供它们仅仅是作为示例,而不是限制性的。因此,本发明(一个或多个)的广度和范围不应该受上述示例性实施方案中的任何一个的限制,而是应该仅根据本公开内容发表的权利要求及其等同形式来限定。此外,以上优点和特征在所述实施方案中提供,但是不应该限制这样发表的权利要求对于实现以上优点中的任何一个或全部的处理和结构的应用。

[0189] 另外,本文的章节标题是为了与依照37C.F.R.1.77的建议一致或者是为了提供组织提示而提供的。这些标题不应该限制或表征可以从本公开内容发表的任何权利要求中陈述的本发明(一个或多个)。具体地讲或者作为示例,虽然标题指的是“技术领域”,但是依照该标题选择的语言不应该将这样的权利要求限于描述所谓的技术领域。此外,“背景技术”中的技术的描述不被解读为承认该技术是本公开内容中的任何发明(一个或多个)的现有技术。“发明内容”也不被认为是在这样的权利要求中陈述的本发明(一个或多个)的表征。此外,本公开内容中对于“本发明”的任何单数形式的论述不应该被用于表明在本公开内容中仅存在单个新颖点。可以根据从本公开内容发表的多个权利要求的限制来阐述多个发明,并且这样的权利要求相应地限定由此保护的本发明(一个或多个)及其等同形式。在所有情况下,这样的权利要求的范围应该按照本公开内容基于它们自身的优点来考虑,而不应该受本文陈列的标题约束。

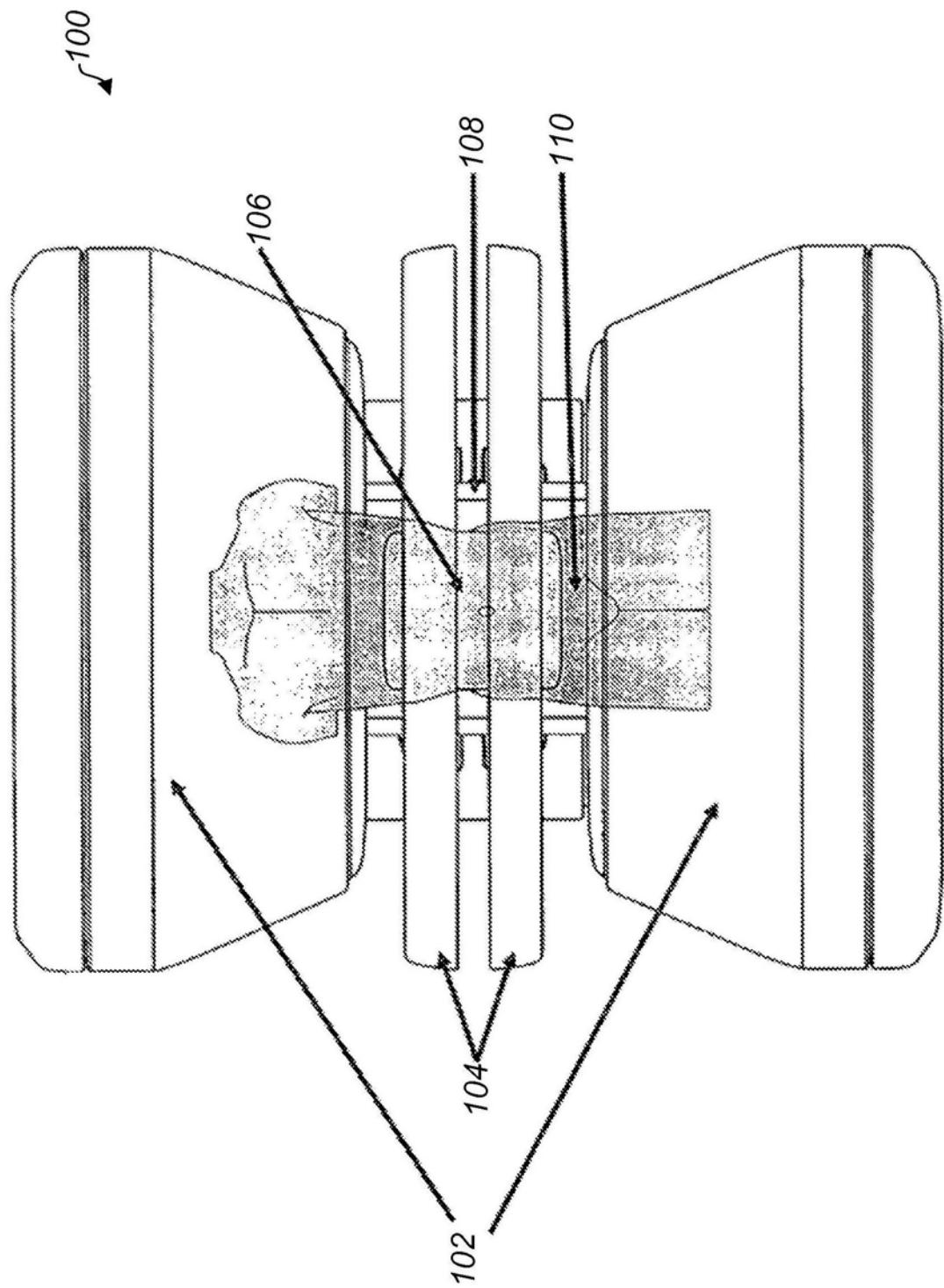


图1A

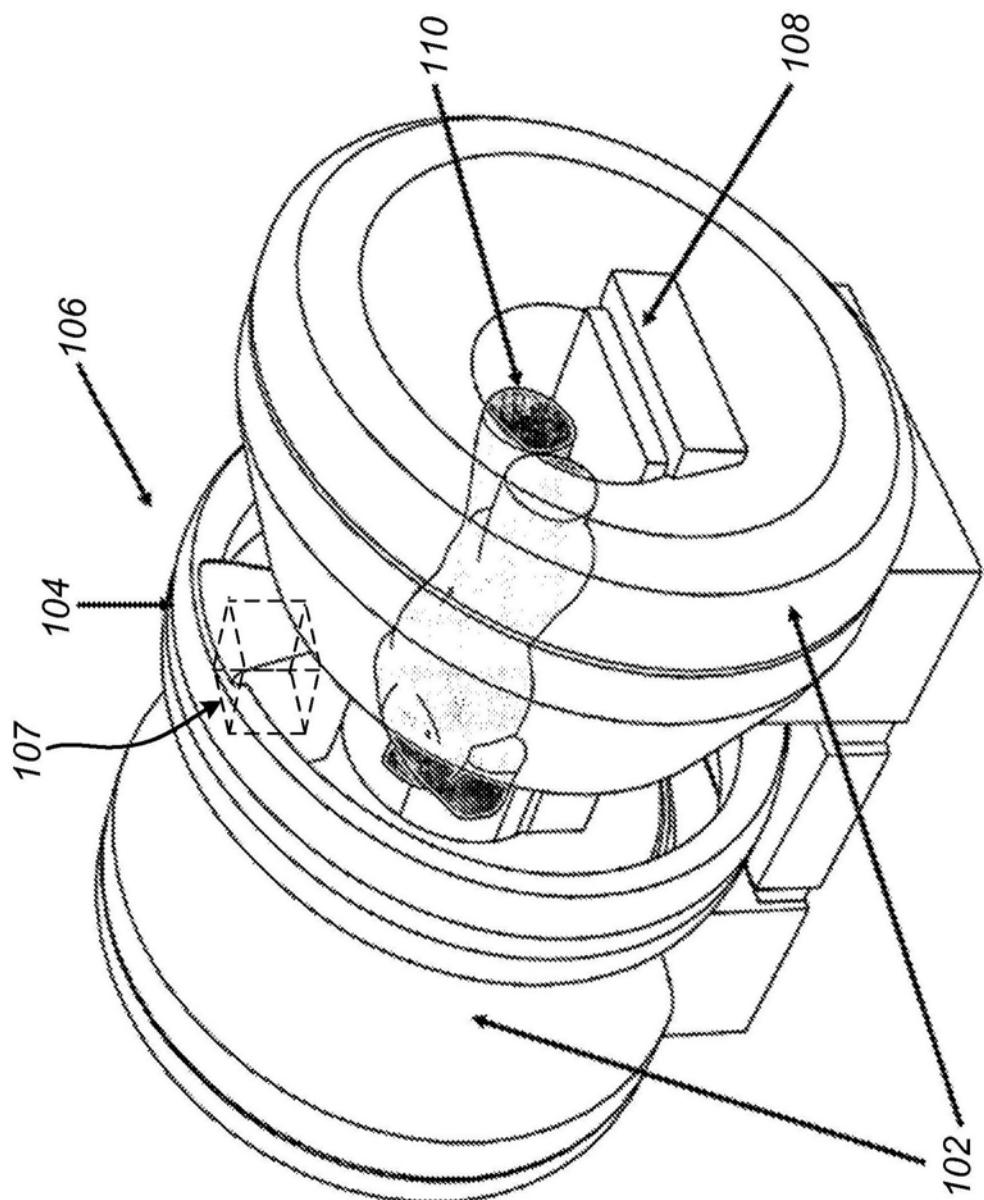


图1B

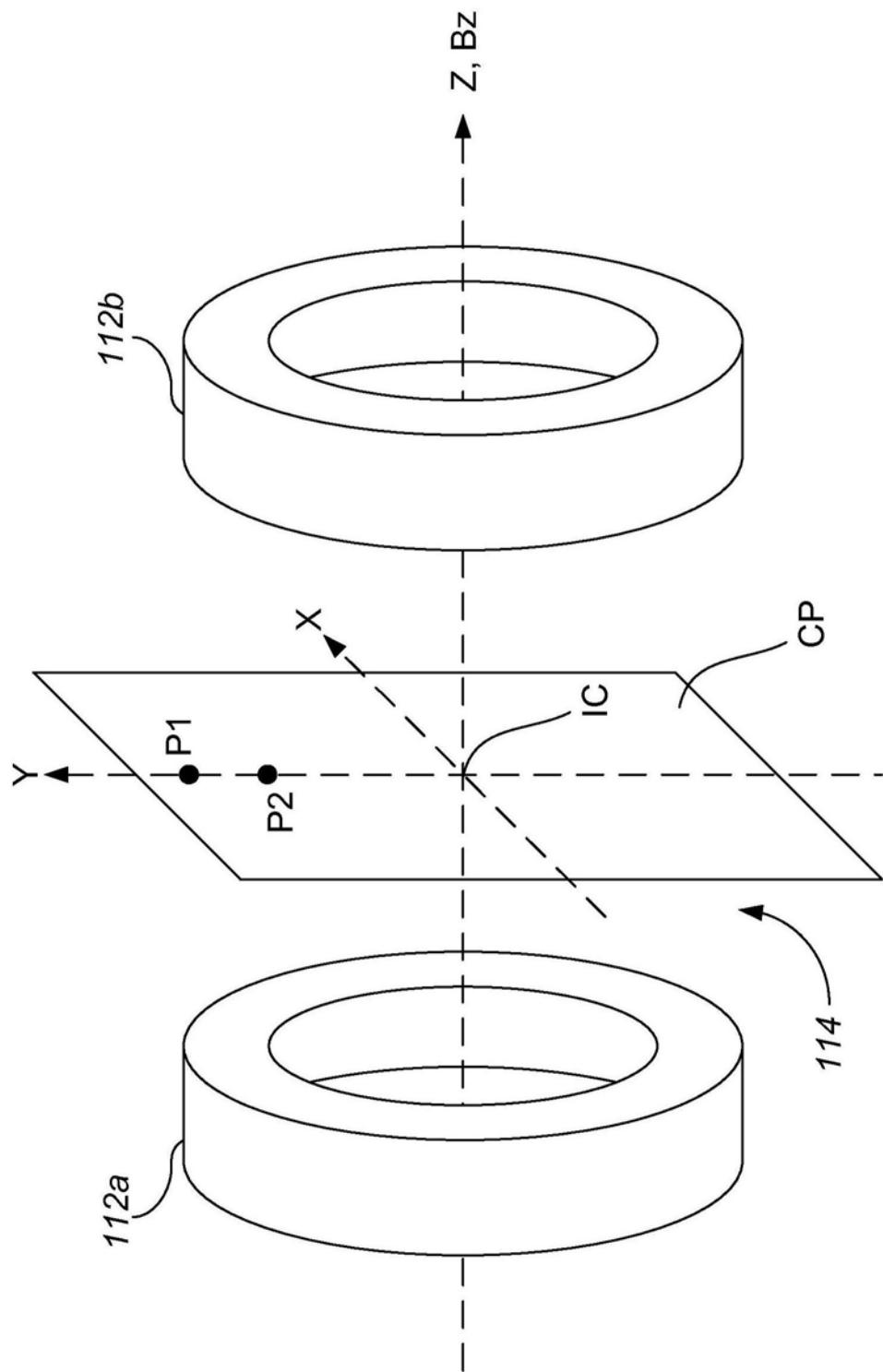


图1C

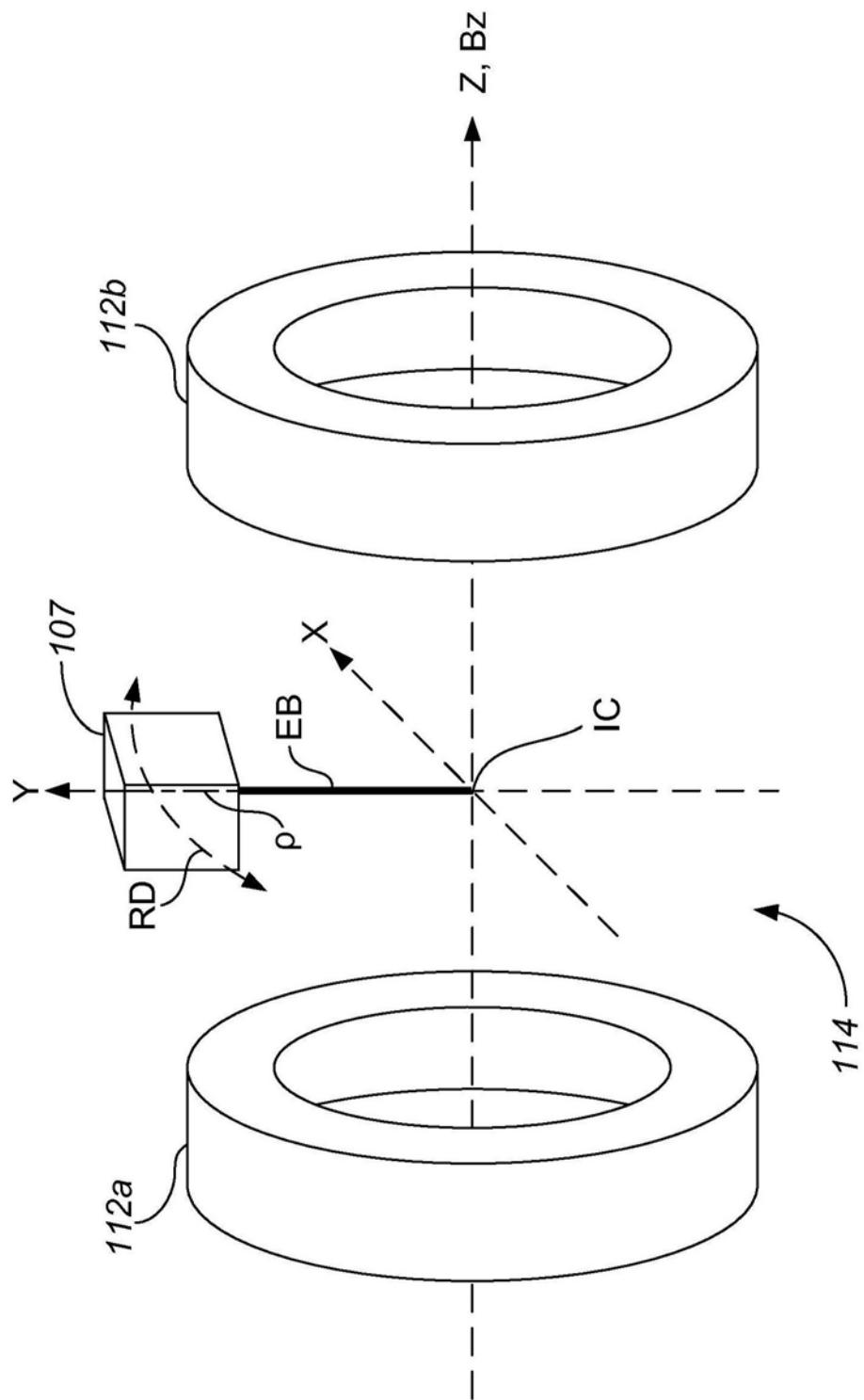


图1D

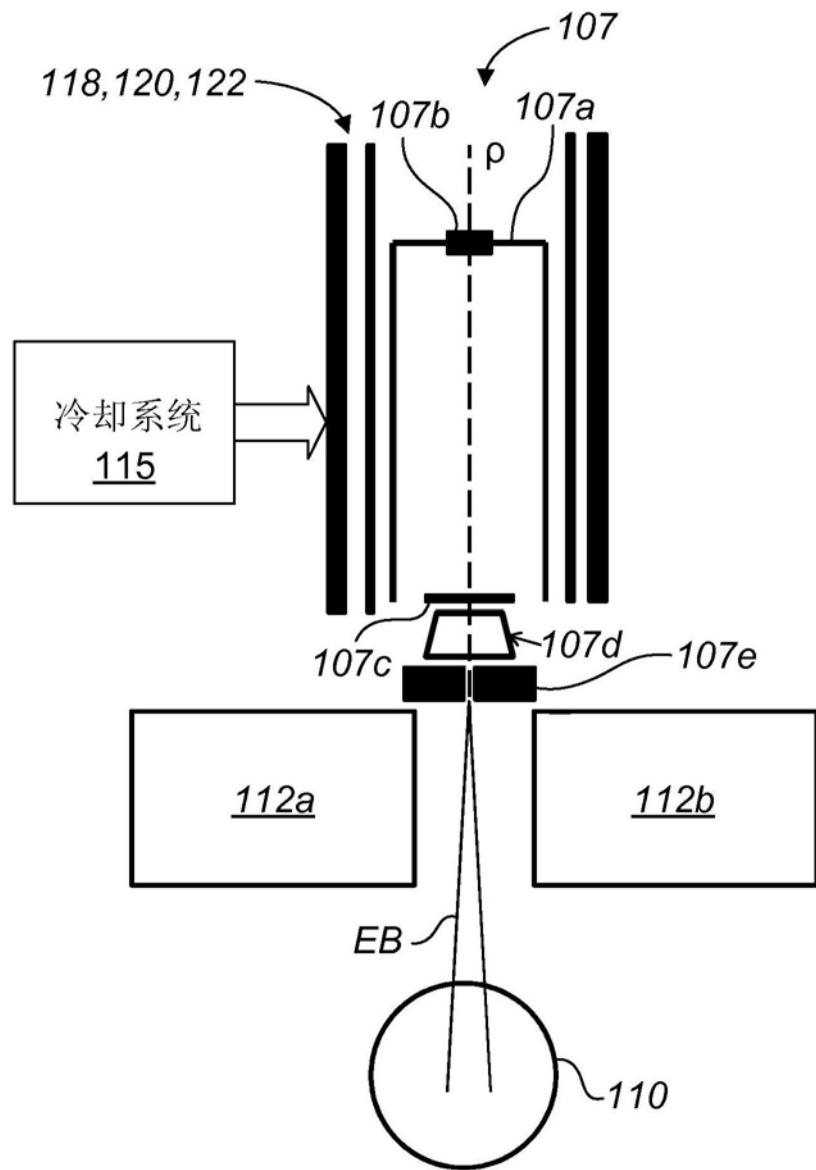


图1E

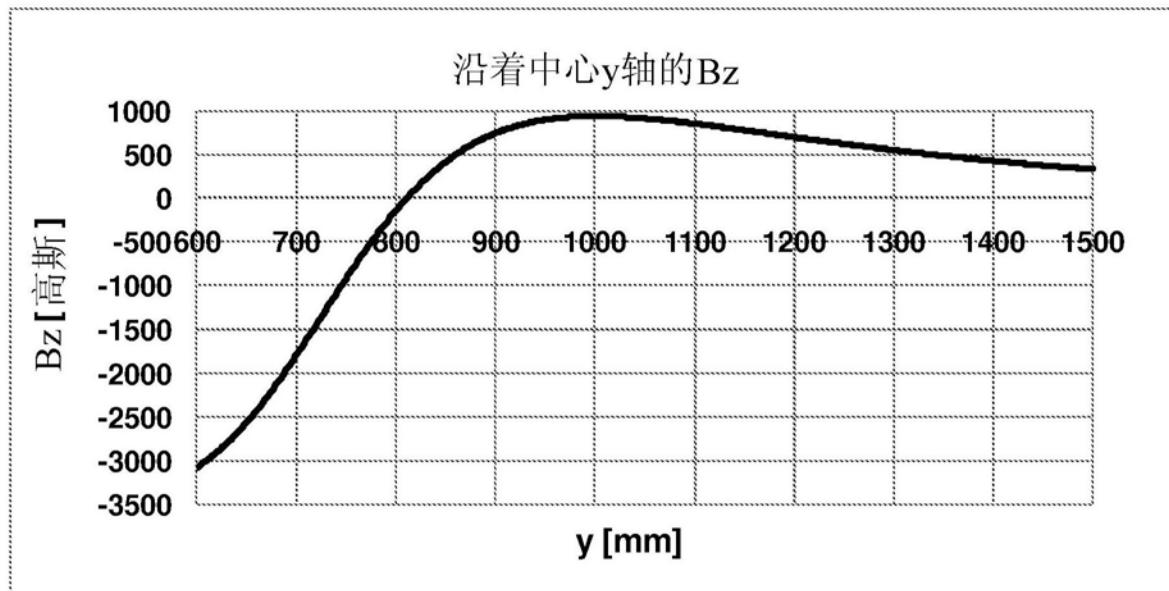


图2A

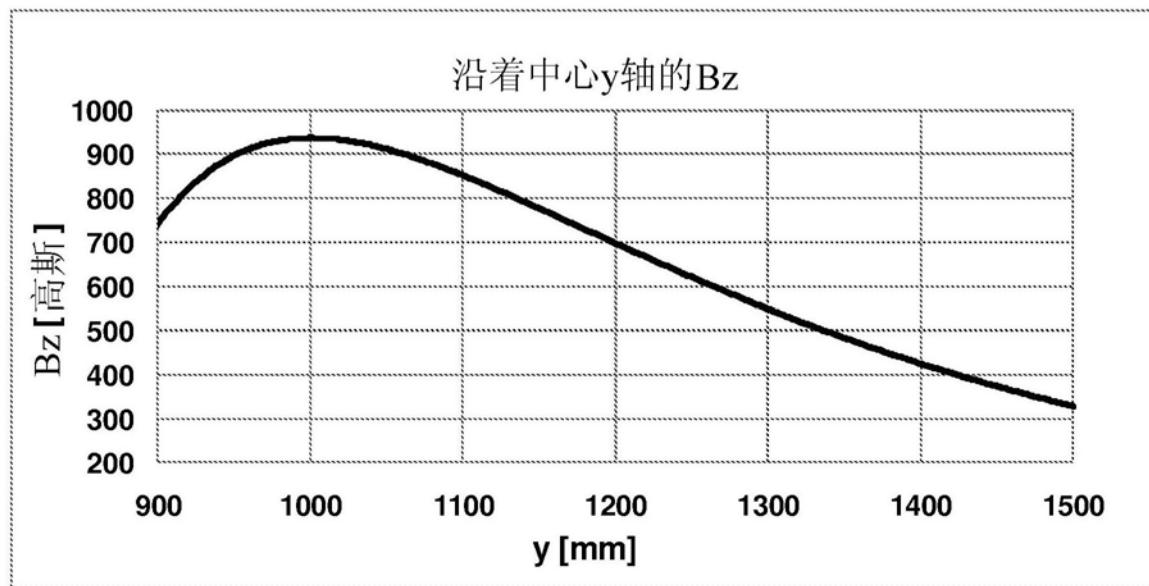


图2B

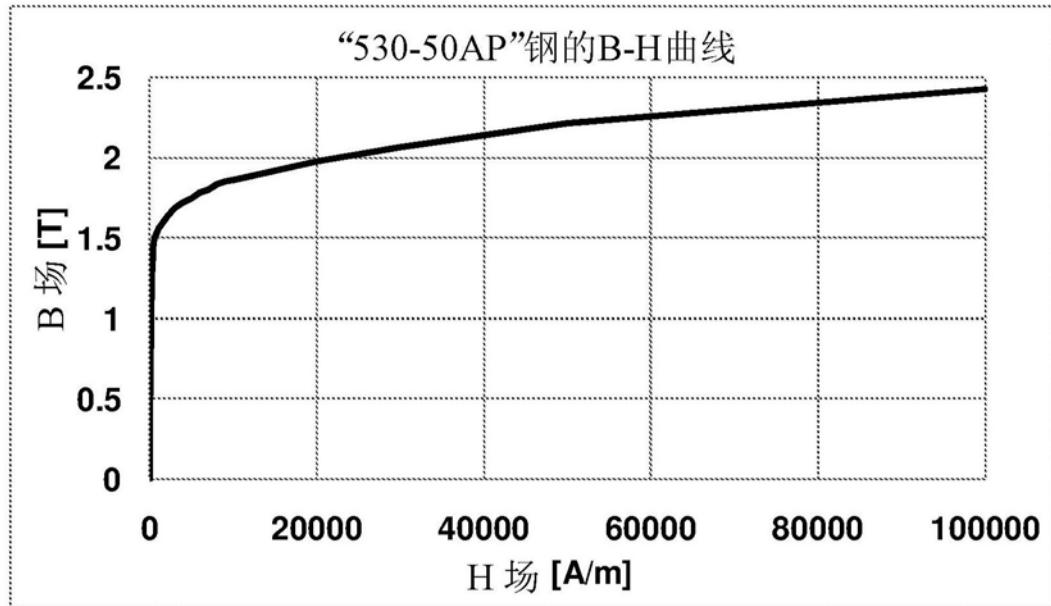


图3A

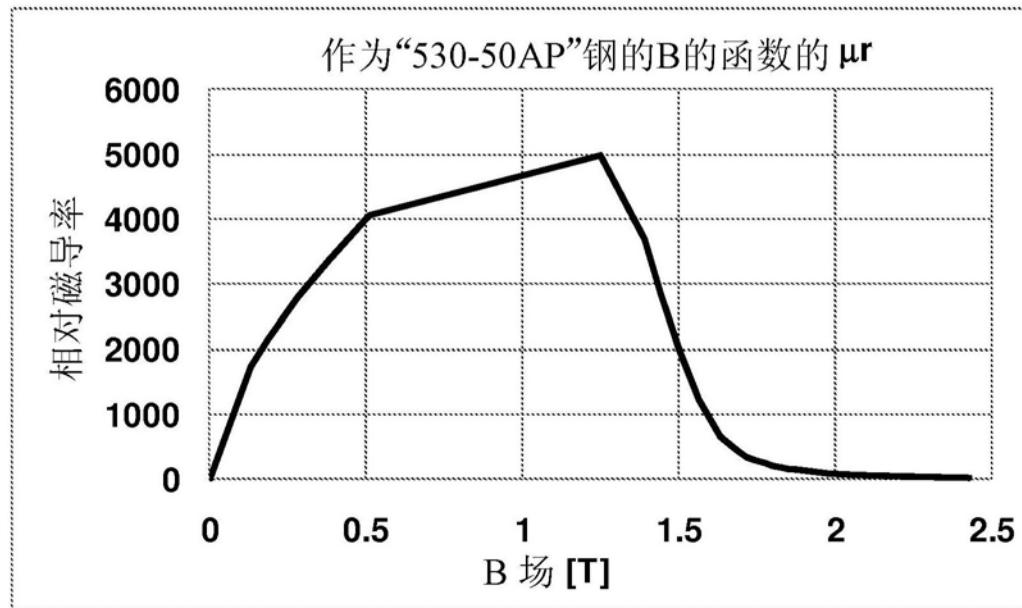


图3B

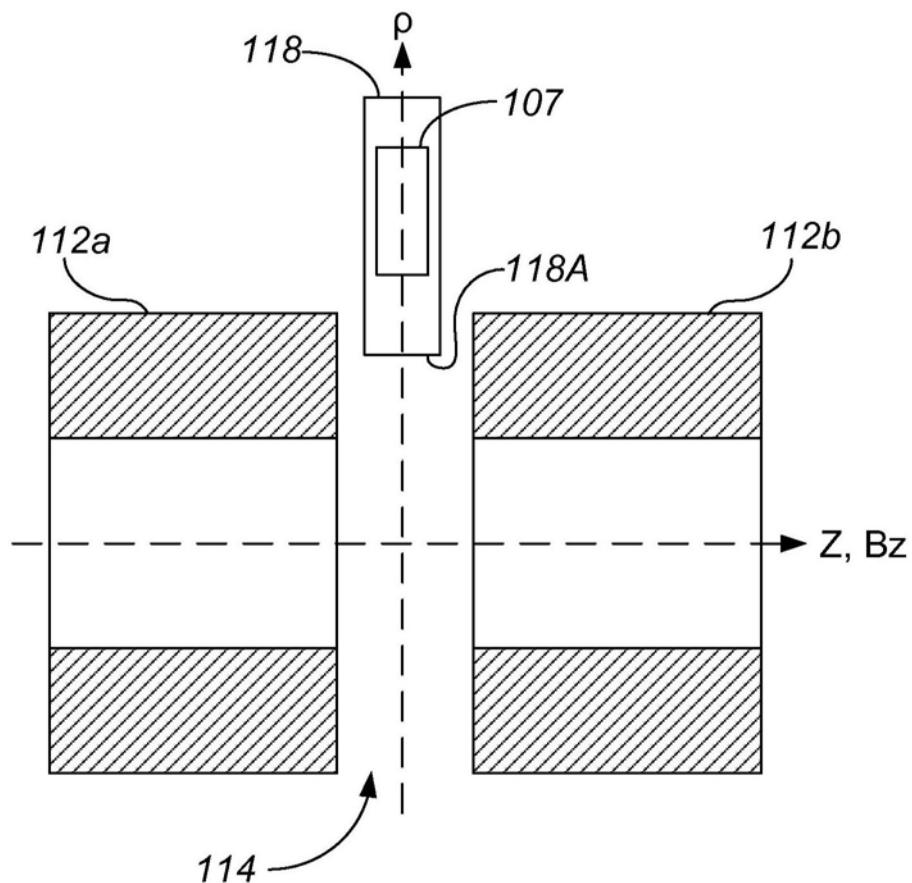


图4A

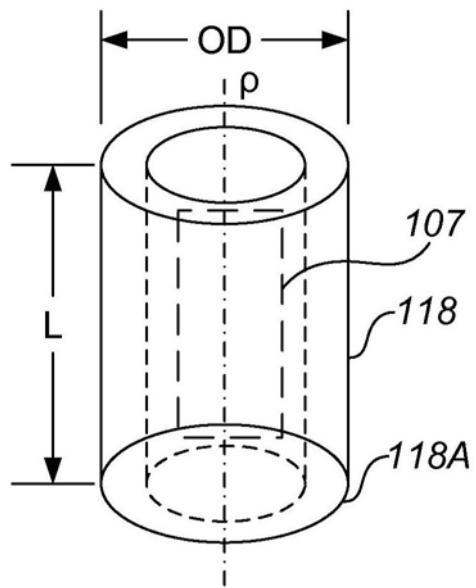


图4B

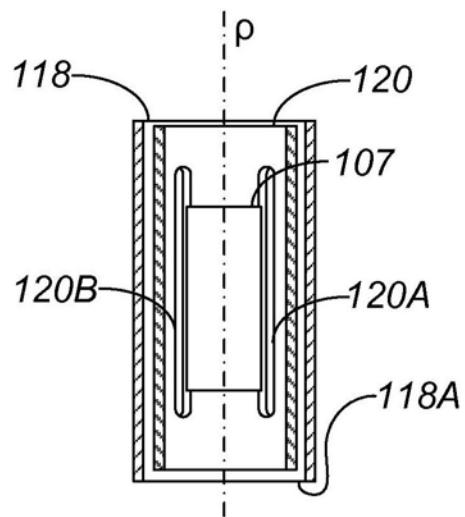


图4C

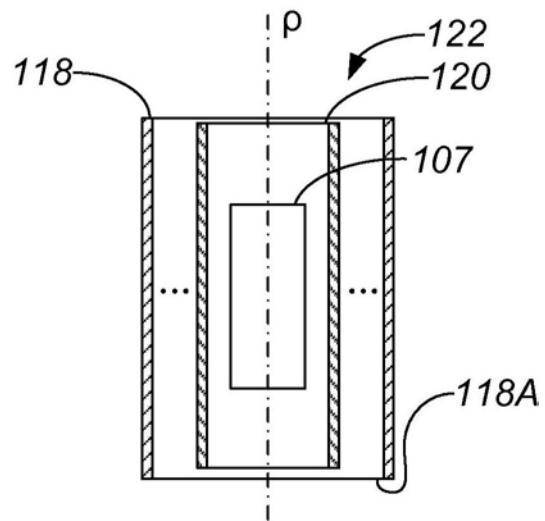


图4D

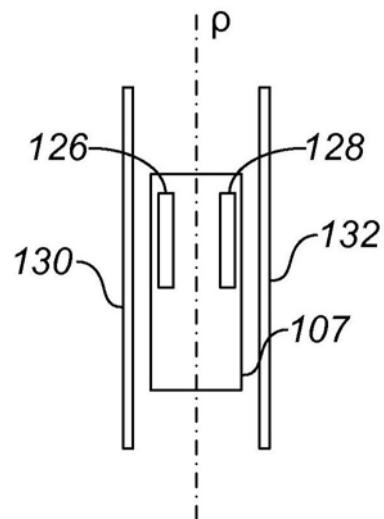


图4E

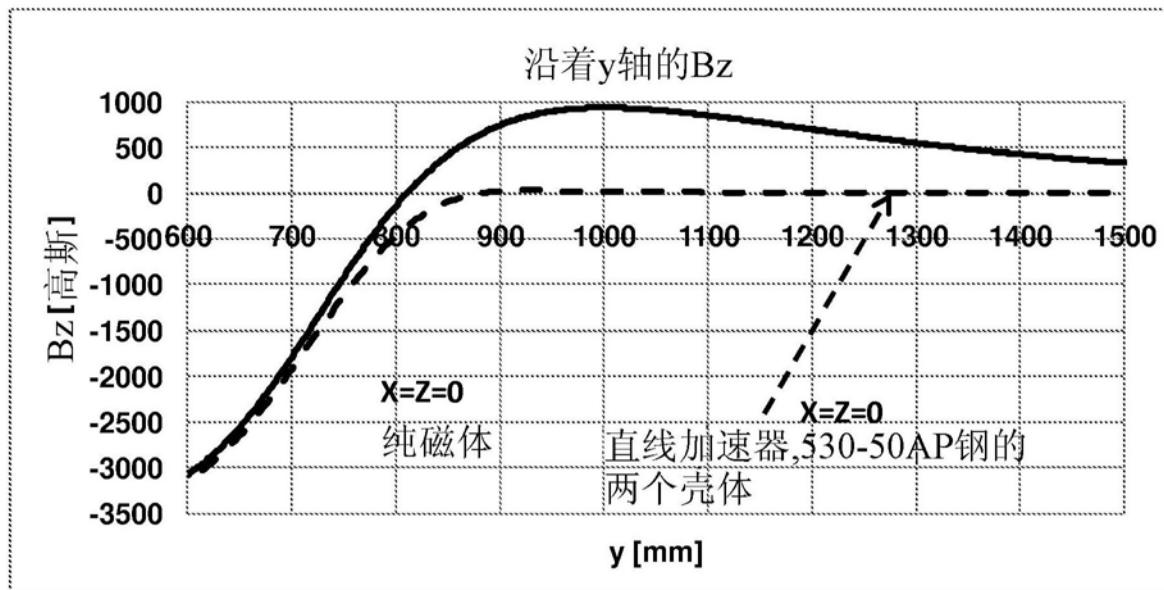


图5A

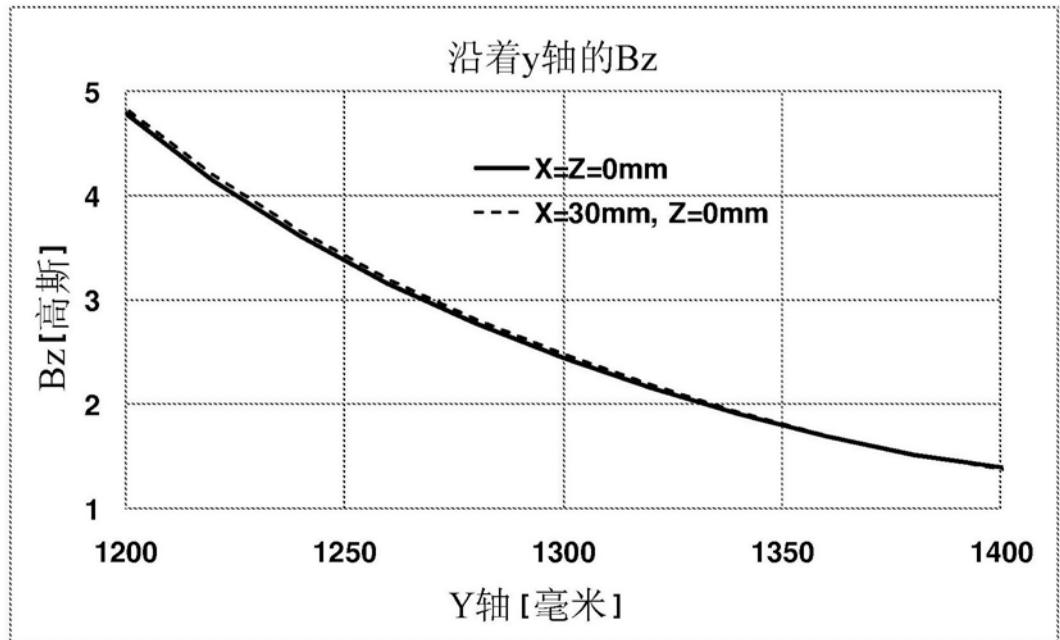


图5B

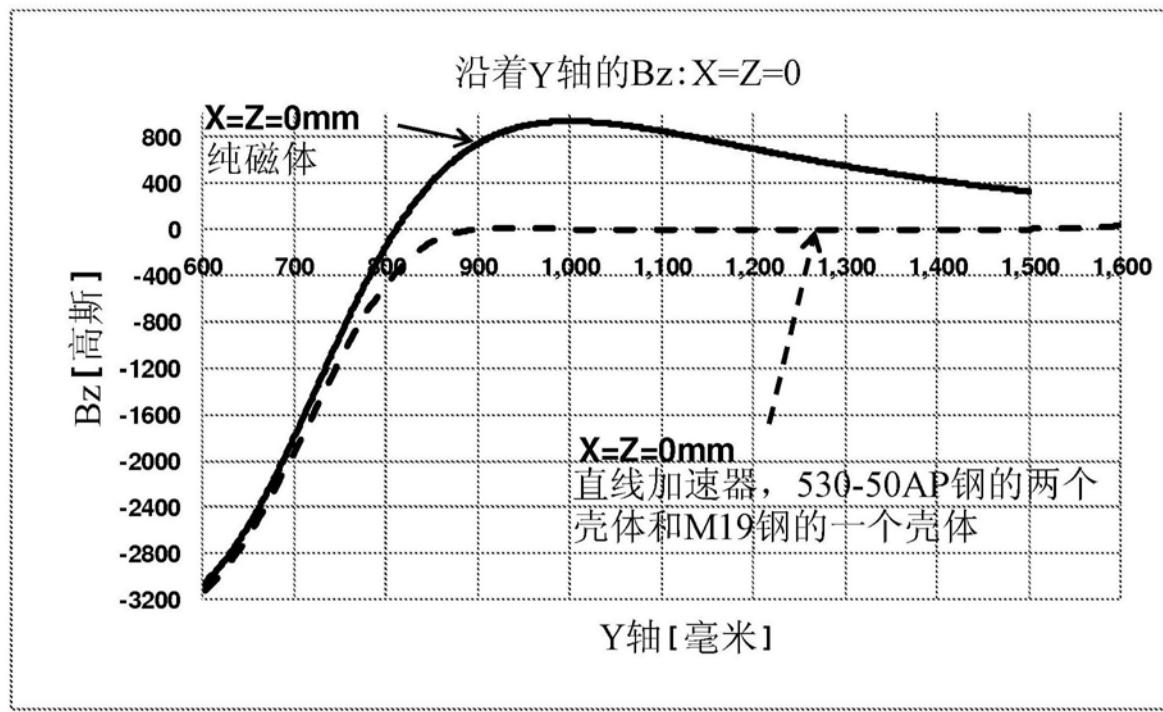


图6A

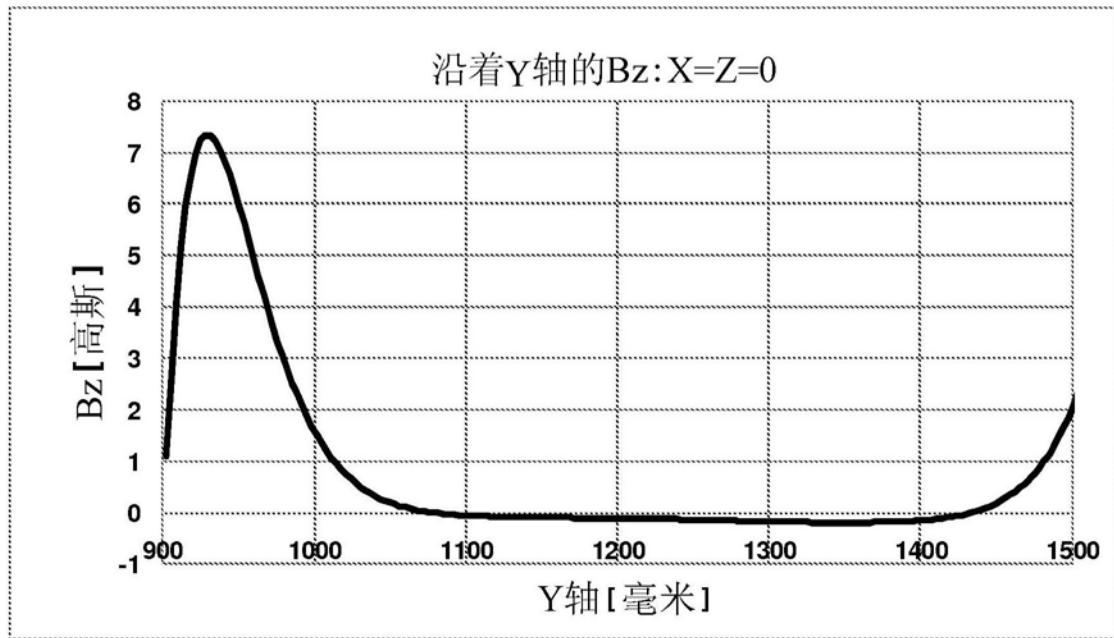


图6B

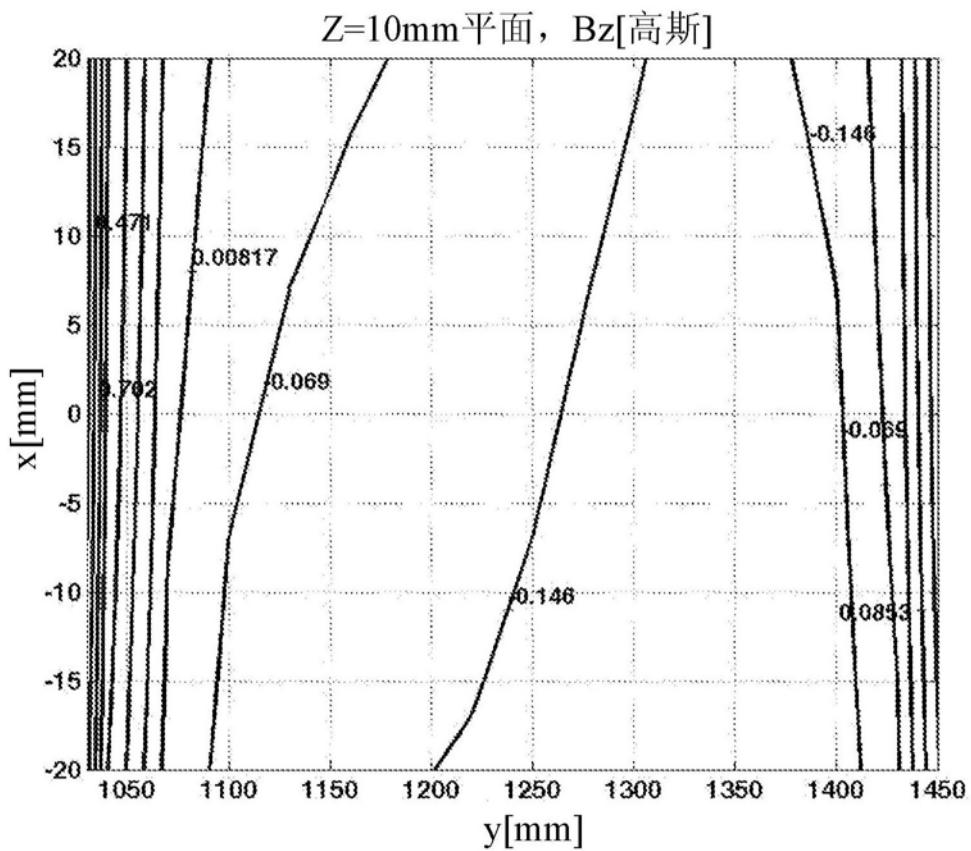


图7A

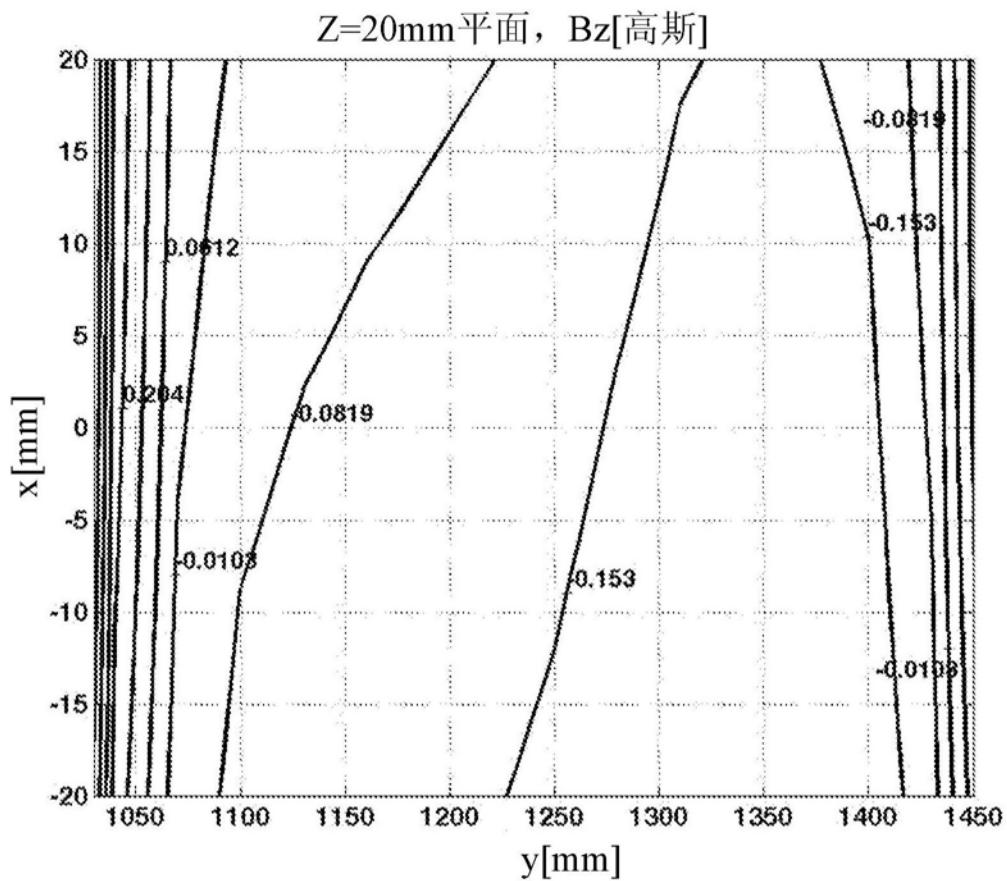


图7B

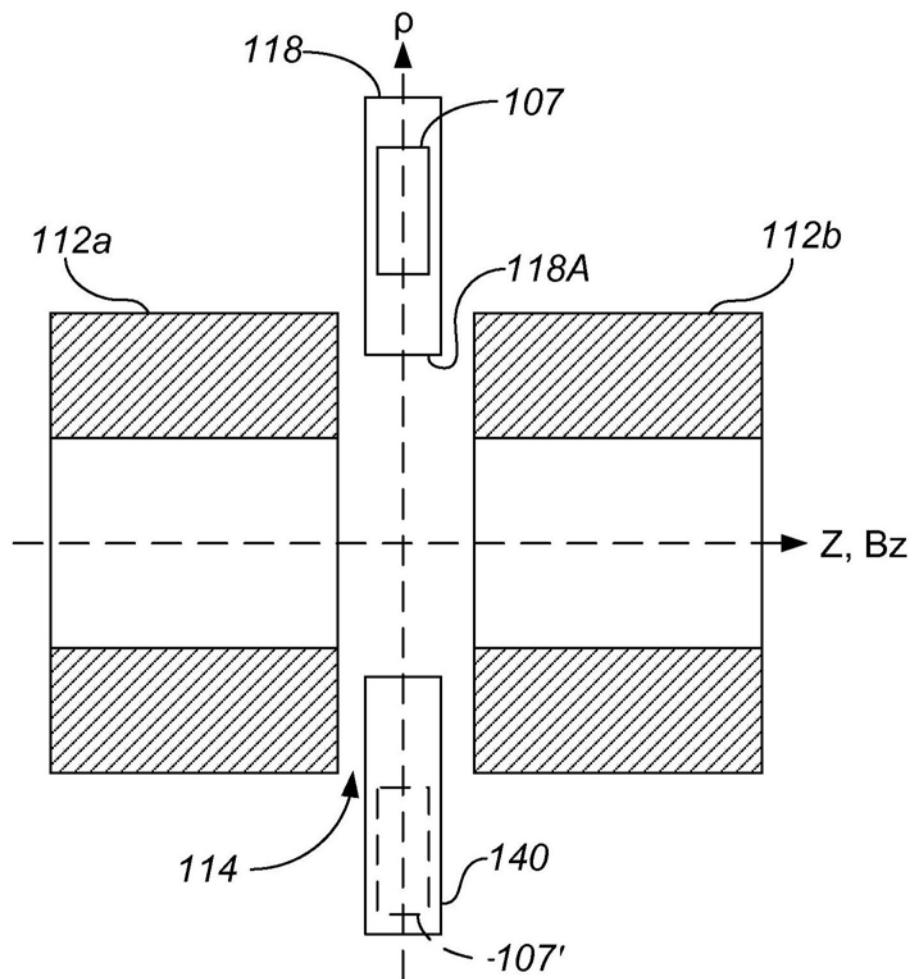


图8

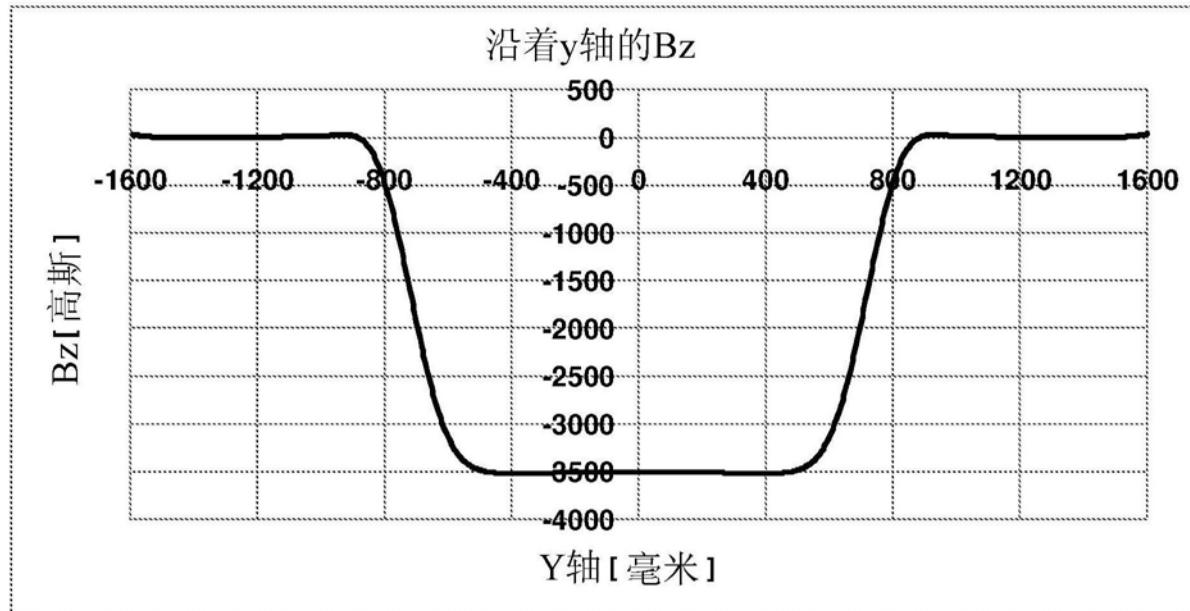


图9

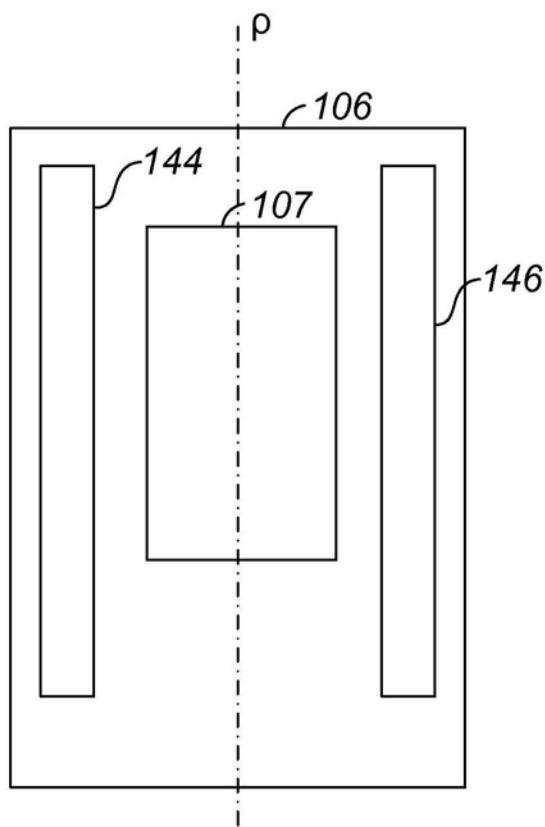


图10

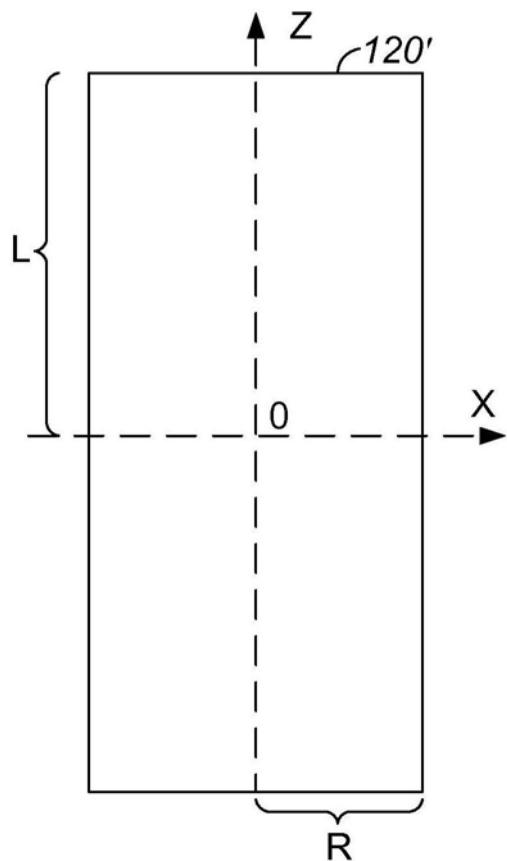


图11

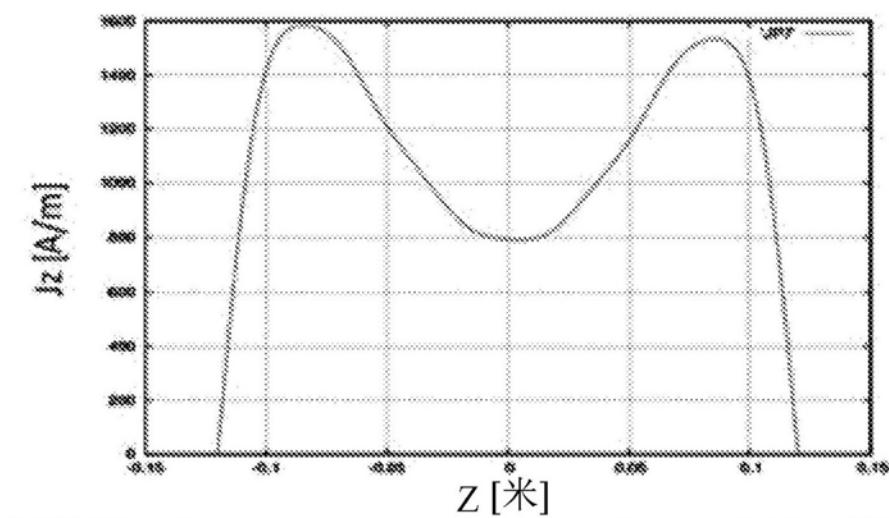


图12A

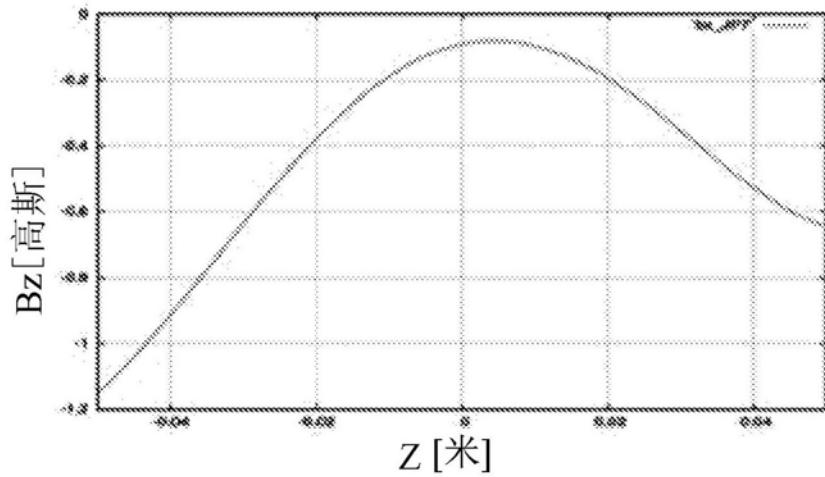


图12B