



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113544525 B

(45) 授权公告日 2024. 10. 25

(21) 申请号 201980082373.9

(22) 申请日 2019.11.20

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113544525 A

(43) 申请公布日 2021.10.22

(30) 优先权数据
2018904742 2018.12.13 AU

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.06.11

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/AU2019/051276 2019.11.20

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/118352 EN 2020.06.18

(73) 专利权人 麦格尼提卡有限公司

地址 澳大利亚昆士兰

(72) 发明人 F·刘 R·魏 F·唐

(74) 专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司 11283

专利代理师 高英英 肖冰滨

(51) Int.Cl.
G01R 33/385 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2005198812 A1, 2005.09.15
US 4733189 A, 1988.03.22
US 5550472 A, 1996.08.27
US 2017242084 A1, 2017.08.24

审查员 冉祎

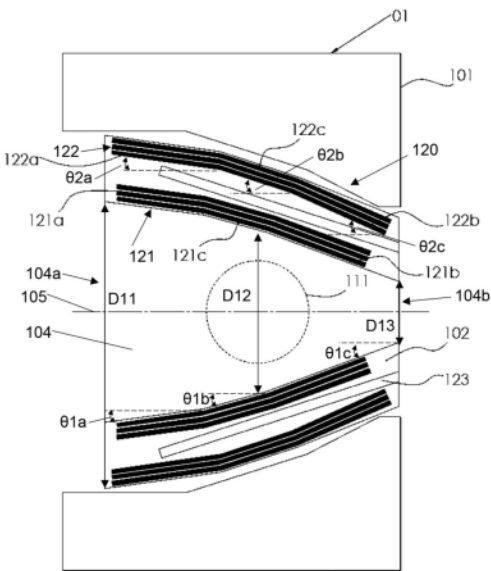
权利要求书3页 说明书10页 附图11页

(54) 发明名称

梯度线圈系统

(57) 摘要

一种适用于MRI系统的梯度线圈系统。该梯度线圈系统具有梯度体,该梯度体具有延伸通过其中的孔和围绕该孔布置的至少一个截头圆锥部分。所述孔的第一端的直径大于所述孔的第二端的直径。该梯度线圈系统还包括围绕该孔布置的梯度线圈组件,该梯度线圈组件具有与该梯度体的至少一个截头圆锥形部分基本一致的至少一个截头圆锥形部分,该梯度线圈组件在球形体积的直径(DSV)中生成用于医学成像的梯度场。



1. 一种适于在MRI系统中使用的梯度线圈系统,该梯度线圈系统包括:

梯度体,具有延伸穿过所述梯度体的孔和围绕所述孔布置的至少一个截头圆锥形部分,其中所述孔的第一端的直径大于所述孔的第二端的直径;以及

梯度线圈组件,围绕所述孔被布置,所述梯度线圈组件具有与所述梯度体的所述至少一个截头圆锥形部分基本上一致的至少一个截头圆锥形部分,所述梯度线圈组件在球形体积的直径DSV中生成用于医学成像的梯度场,以及

其中所述梯度线圈组件包括两个截头圆锥形部分以及相对于所述梯度体的纵向轴线,所述两个截头圆锥形部分中的第一个的角度在0度和10度之间,并且所述两个截头圆锥形部分中的第二个的角度在5度和30度之间。

2. 根据权利要求1所述的梯度线圈系统,其中所述梯度体包括围绕所述孔被布置的一个或多个圆柱形部分,其中所述一个或多个圆柱形部分中的至少一个邻接所述至少一个截头圆锥形部分中的一个或多个。

3. 根据权利要求2所述的梯度线圈系统,其中具有一直径的第一圆柱形部分邻接具有一直径的第二圆柱形部分,其中所述第一圆柱形部分的所述直径大于所述第二圆柱形部分的所述直径。

4. 根据权利要求1所述的梯度线圈系统,其中所述梯度体包括限定阶梯状直径孔的多个截头圆锥形部分和/或多个圆柱形部分。

5. 根据前述权利要求1所述的梯度线圈系统,其中所述梯度线圈组件包括具有至少一个基本截头圆锥形部分的初级线圈结构。

6. 根据权利要求5所述的梯度线圈系统,其中所述梯度线圈组件还包括屏蔽层结构,所述屏蔽层结构具有与所述初级线圈结构的所述至少一个截头圆锥形部分对应的至少一个基本截头圆锥形部分。

7. 根据权利要求6所述的梯度线圈系统,其中,所述初级线圈结构包括在所述DSV区域中生成三个正交线性初级梯度场的第一、第二和第三初级线圈分段,其中,所述第一初级线圈分段生成沿z轴的梯度场,所述第二初级线圈分段生成沿x轴的梯度场,并且所述第三初级线圈分段生成沿y轴的梯度场。

8. 根据权利要求7所述的梯度线圈系统,其中,所述第一初级线圈分段包括轴向线圈,所述轴向线圈生成沿着对应于所述z轴的纵轴的第一初级梯度场,并且其中,所述第二和第三初级线圈分段各自包括相对于彼此旋转90度的横向线圈,从而生成彼此正交并且与所述第一初级梯度场正交的第二和第三初级梯度场。

9. 根据权利要求7所述的梯度线圈系统,其中所述屏蔽层结构包括第一、第二和第三屏蔽线圈分段,并且其中所述屏蔽层结构的所述线圈分段中的每一者被布置成生成与由所述初级线圈结构的对应分段生成的所述梯度场相反的正交梯度场,从而主动屏蔽所述初级梯度场并且减少磁体中和所述DSV中的涡流,其中所述第一屏蔽线圈分段生成沿着所述x轴的梯度场,所述第二初级线圈分段生成沿着所述y轴的梯度场,并且所述第三初级线圈分段生成沿着所述z轴的梯度场。

10. 根据权利要求9所述的梯度线圈系统,其中所述屏蔽层结构围绕所述初级线圈结构被提供并且基本上沿着所述孔的轴向长度延伸,并且其中所述屏蔽线圈分段中的每一者的直径大于所述初级线圈分段中的任何一者的直径。

11. 根据权利要求9所述的梯度线圈系统, 其中所述屏蔽线圈分段是与所述对应的初级线圈分段的形状一致的截头圆锥形和/或圆柱形。

12. 根据权利要求9所述的梯度线圈系统, 其中所述初级线圈结构的所述第一初级线圈分段、第二初级线圈分段和第三初级线圈分段的极性与所述屏蔽层结构的相应第一初级线圈分段、第二初级线圈分段和第三初级线圈分段的极性相反。

13. 根据前述权利要求7所述的梯度线圈系统, 其中, 所述系统还包括一个或多个匀场袋和位于每个匀场袋中的匀场部分, 由此, 在使用中, 所述匀场部分被动地匀场所述DSV以实现预定场 (B_0) 均匀性水平。

14. 根据权利要求13所述的梯度线圈系统, 其中所述匀场部分包括含铁或铁磁材料。

15. 根据权利要求13所述的梯度线圈系统, 其中所述梯度线圈组件的每个初级线圈分段具有相关联的匀场袋和匀场部分, 所述匀场部分具有与所述初级线圈分段的形状一致的形状。

16. 根据权利要求13所述的梯度线圈系统, 其中所述匀场部分位于所述初级线圈结构和所述屏蔽层结构之间。

17. 根据权利要求13所述的梯度线圈系统, 其中所述匀场部分位于所述屏蔽层结构的外部。

18. 根据权利要求13中所述的梯度线圈系统, 其中所述匀场部分位于围绕所述梯度线圈组件的磁体室和所述梯度线圈组件之间。

19. 根据权利要求13中所述的梯度线圈系统, 其中该系统还包括一个或多个有源磁匀场设备。

20. 根据权利要求1所述的梯度线圈系统, 其中相对于所述梯度体的所述纵向轴线, 所述两个截头圆锥形部分中的所述第一个的所述角度是5度, 并且所述两个截头圆锥形部分中的所述第二个的所述角度是16度。

21. 根据权利要求20所述的梯度线圈系统, 其中所述两个截头圆锥形部分中的所述第二个的长度大于所述两个截头圆锥形部分中的所述第一个的长度, 以增加磁场梯度的效率和线性。

22. 根据权利要求9所述的梯度线圈系统, 其中, 所述初级线圈结构的所述第一初级线圈分段、第二初级线圈分段和第三初级线圈分段从邻近所述孔到邻近所述屏蔽层结构以如下顺序被布置: 所述第一初级线圈分段、所述第二初级线圈分段和所述第三初级线圈分段。

23. 根据权利要求22所述的梯度线圈系统, 其中所述屏蔽层结构的所述第一屏蔽线圈分段、第二屏蔽线圈分段和第三屏蔽线圈分段从邻近所述初级线圈层到邻近围绕所述梯度线圈组件的磁体以以下顺序被布置: 所述第一屏蔽线圈分段、所述第二屏蔽线圈分段和所述第三屏蔽线圈分段。

24. 根据权利要求1所述的梯度线圈系统, 其中所述孔包括与所述梯度线圈组件的所述两个截头圆锥形部分对应的两个截头圆锥形部分。

25. 根据权利要求1所述的梯度线圈系统, 其中所述梯度线圈组件包括三个阶梯状圆柱形部分, 其中每个圆柱形部分具有不同的直径, 并且其中所述孔包括与所述梯度线圈组件的所述三个阶梯状圆柱形部分相一致的三个阶梯状圆柱形部分。

26. 根据权利要求25所述的梯度线圈系统, 其中所述梯度线圈组件包括在所述圆柱形

部分中的两个之间延伸的截头圆锥形部分。

27. 根据权利要求1所述的梯度线圈系统, 其中所述梯度体还包括在所述第一端与所述第二端之间沿着所述孔的长度延伸的单个截头圆锥形部分。

28. 根据权利要求1所述的梯度线圈系统, 其中所述梯度线圈系统还包括位于所述梯度线圈组件和所述孔之间的一个或多个射频RF线圈。

29. 根据权利要求28所述的梯度线圈系统, 其中所述RF线圈是与所述孔的形状一致的截头圆锥形和/或圆柱形。

30. 根据权利要求28所述的梯度线圈系统, 其中所述RF线圈位于所述梯度体的围绕所述孔的内表面上。

31. 根据权利要求1所述的梯度线圈系统, 其中所述孔的所述第一端的直径大于500mm以允许肩部进入, 并且所述孔的所述第二端的直径为大约100mm-500mm。

32. 根据权利要求31所述的梯度线圈系统, 其中所述孔的所述第一端的直径在500mm与600mm之间, 并且所述孔的所述第二端的直径在100mm与500mm之间。

33. 根据权利要求32所述的梯度线圈系统, 其中所述孔的所述第一端的所述直径是600mm, 并且所述孔的所述第二端的所述直径是120mm。

34. 根据权利要求31所述的梯度线圈系统, 其中所述孔的所述第一端的所述直径在500mm与600mm之间, 并且所述孔的所述第二端的所述直径在150mm与300mm之间。

35. 根据权利要求34所述的梯度线圈系统, 其中所述孔的所述第一端的所述直径为560mm, 并且所述孔的所述第二端的所述直径为210mm。

36. 根据权利要求1所述的梯度线圈系统, 其中所述DSV具有300mm (x-) x 300mm (y-) x 300mm (z-) 的尺寸。

37. 根据权利要求1所述的梯度线圈系统, 其中所述梯度体位于磁体的室内。

梯度线圈系统

[0001] 本发明涉及用于磁共振成像 (MRI) 设备和装置的梯度线圈系统。特别地,本发明涉及使用匀场 (shimming) 来改善成像的截头圆锥形梯度线圈系统。

背景技术

[0002] 对现有技术的方法、装置或文档的任何引用不应被视为构成它们形成或形成公知常识的一部分的任何证据或承认。

[0003] 磁共振成像在1980年代被引入,并且已经发展为主要的医学成像模态。

[0004] 临床MRI的成功依赖于产生强且均匀的磁场。MRI机器被设计成产生要求在预定区域上基本均匀的静磁场,在本领域中被称为“直径球形成像体积”或“DSV”。在DSV上静态磁场均匀性的偏差通常要求小于百万分之20的峰峰值(或百万分之1rms)。

[0005] 自从引入第一封闭圆柱体系统以来,MRI设备已经经历了许多改进。特别地,通过提高信噪比和引入高和超高场磁体,已经在图像的质量/分辨率方面产生了改进。图像分辨率的提高又导致MRI成为越来越多的专家选择的模态,用于结构解剖和功能人体MRI成像。

[0006] 用于产生人类研究的诊断图像的典型磁共振系统的基本部件包括主磁体(通常是在DSV中产生基本均匀的静磁场(B0场)的超导磁体)、一组或多组匀场(shim)线圈、一组梯度线圈和一个或多个RF线圈。关于MRI的讨论,可以在例如Haacke等人的磁共振成像:物理原理和序列设计,John Wiley&Sons,Inc.,纽约,1999(Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design,John Wiley&Sons,Inc.,New York,1999)。还可参见Crozier等人的美国专利5,818,319、Crozier等人的美国专利6,140,900、Crozier等人的美国专利6,700,468、Dorri等人的美国专利5,396,207、Dorri等人的美国专利5,416,415、Knuttel等人的美国专利5,646,532和Laskaris等人的美国专利5,801,609,其内容全部并入本文。

[0007] 全身MRI磁体通常是长度为大约1.6-2.0米的圆柱形,具有在0.6-0.8米范围内的轴向孔。通常,磁体是对称的,使得DSV的中点位于磁体结构沿其主轴线的几何中心处。并不奇怪,许多人在被置于这样的空间中时会遭受幽闭恐怖症。而且,对象身体的被成像的部分与磁体系统的端部之间的大距离意味着医生在MRI过程期间不能容易地辅助或个人地监视对象。

[0008] 除了其对对象的影响之外,磁体的尺寸是确定MRI机器的成本以及安装这种机器的成本的主要因素。另一个重要的考虑是将系统保持在低温温度所需的氦的体积。由于其尺寸大,这种全身磁体用于产生小尺寸对象的图像是昂贵的,所述小尺寸对象例如头部、四肢和新生儿等。

[0009] 如上所述,梯度线圈是磁共振成像(MRI)扫描器中的基本系统部件,在扫描期间提供核磁共振(NMR)信号的空间编码。在诸如扩散加权成像和回波平面成像(EPI)的快速成像模态中需要强且线性的磁场梯度。通过向线圈添加更多的线匝,可以简单地实现整体梯度强度的改进,然而,这种方法导致电感和电阻的增加。

[0010] 梯度强度也可以通过使用更强的梯度放大器来提高,但是这种方法不是成本有效

的。使用较大的梯度功率/电流也可导致在人体中感应的较大电场,并引起外周神经刺激(PNS)。

[0011] 增加梯度强度的另一实用方式是通过在全身MRI系统内应用局部梯度线圈,诸如可插入的头部线圈。可插入的梯度线圈已经显示出它们的优点,例如增强梯度强度和最小化电感,表现出高的开关速度和潜在的更高的PNS极限。

[0012] 从几何学上讲,因为头部进入线圈受到肩部尺寸的限制,所以头部梯度线圈通常使用非对称配置。

[0013] 因此,需要改进的线圈系统以用于MRI系统。

[0014] 对象

[0015] 本发明的目的是提供一种梯度线圈系统,其克服或改善了上述一个或多个缺点或问题,或者其至少提供了有用的商业替代方案。

[0016] 本发明的其它优选目的将从以下描述中变得显而易见。

发明内容

[0017] 在第一方面,本发明在于一种梯度线圈系统,其具有一个或多个截头圆锥形部分、一个或多个具有不同半径的圆柱形部分、或者一个或多个截头圆锥形部分和一个或多个圆柱形部分的组合。

[0018] 在另一方面,本发明在于一种适于在MRI系统中使用的梯度线圈系统,该梯度线圈系统包括:

[0019] 梯度体,所述梯度体具有延伸穿过所述梯度体的孔和围绕所述孔布置的至少一个截头圆锥形部分,其中所述孔的第一端的直径大于所述孔的第二端的直径;以及

[0020] 梯度线圈组件,所述梯度线圈组件具有基本上与所述梯度体的所述至少一个截头圆锥形部分一致的至少一个截头圆锥形部分。

[0021] 优选地,在使用中,与系统相关联的球形体积的直径(DSV)从系统的几何中心偏移,以允许更容易地对头部和四肢两者成像。

[0022] 在一些实施例中,梯度线圈组件的截头圆锥形部分的高效率(即,高转换速率和梯度强度)提供了更高的最大扫描速度(即,快速成像)。

[0023] 在一些实施方式中,系统的梯度体包括在第一端和第二端之间沿着孔的长度延伸的一个(或单个)截头圆锥形部分。

[0024] 优选地,所述梯度体包括围绕孔布置的至少一个圆柱形部分。优选地,圆柱形部分邻接截头圆锥形部分。替代地或附加地,具有直径的第一圆柱形部分邻接具有直径的第二圆柱形部分,其中第一圆柱形部分的直径大于第二圆柱形部分的直径。优选地,多个截头圆锥形部分和/或圆柱形部分限定了阶梯状直径孔。

[0025] 在一些实施例中,梯度线圈组件包括具有至少一个基本截头圆锥形部分的初级线圈结构。

[0026] 梯度线圈组件还可包括具有至少一个基本截头圆锥形部分的屏蔽层结构。

[0027] 优选地,梯度体位于磁体的室内。

[0028] 优选地,初级线圈结构包括在DSV区域中生成三个正交线性初级梯度场的第一、第二和第三初级线圈分段。优选地,第一初级线圈分段包括产生沿着纵轴(z-轴)的第一初级

梯度场的轴向线圈。优选地,第二和第三初级线圈分段各自包括相对于彼此旋转90度的横向线圈,从而生成彼此正交并且与第一初级梯度场正交的第二和第三初级梯度场。优选地,第二初级线圈分段位于第一和第三初级线圈分段之间。

[0029] 优选地,屏蔽层结构包括第一、第二和第三屏蔽线圈分段。优选地,屏蔽层结构的每个线圈分段被布置成生成与由初级线圈结构的对应分段生成的梯度场相反的正交梯度场,从而主动屏蔽初级梯度场并且减少磁体中和DSV中的涡流。优选地,屏蔽层结构围绕初级线圈结构设置,并且基本上沿着孔的整个轴向长度延伸。优选地,每个屏蔽线圈分段的直径大于初级线圈分段中的任何一个的直径。屏蔽层结构和相关线圈用于将环境与磁线圈产生的磁场屏蔽开。

[0030] 优选地,孔的第一端的直径大于500mm以允许肩部进入。优选地,孔的第二端的直径为大约100mm-500mm。这提供了磁场梯度的增加的效率和线性,除了磁场(B_0)的较短梯度长度,同时仍然为四肢提供通路。

[0031] 优选地,屏蔽线圈远离初级线圈。优选地,屏蔽线圈是截头圆锥形的和/或圆柱形的。

[0032] 优选地,梯度线圈系统提供高效率、增加的梯度强度和用于头部成像的转换速率以及用于短梯度长度的磁场梯度的良好线性,并且适合于头部和四肢进入。

[0033] 优选地,初级线圈结构的线圈的极性与屏蔽层结构的相应线圈的极性相反(即,它们在相反方向上承载电流)。

[0034] 优选地,该系统还包括一个或多个匀场袋(pocket)。优选地,匀场袋是截头圆锥形的和/或圆柱形的。优选地,匀场部分位于每个匀场袋中。优选地,匀场部分包括含铁或铁磁材料。优选地,梯度线圈组件的每个初级线圈分段具有相关联的匀场袋和匀场部分,所述匀场部分具有与梯度线圈的形状一致的形状。优选地,该匀场部分被动地匀场该DSV以获得较佳场(B_0)均匀性水平。优选地,匀场部分位于初级线圈结构和屏蔽层结构之间。在一些实施例中,匀场部分位于屏蔽层结构的外部。优选地,匀场部分位于磁体和梯度线圈之间。

[0035] 优选地,所述系统还包括一个或多个有源磁匀场设备。

[0036] 在优选实施例中,DSV具有300mm(x-)x300mm(y-)x300mm(z-)的尺寸。优选地,梯度线圈组件包括两个截头圆锥形部分。优选地,两个截头圆锥形部分中的第一个相对于梯度体的纵轴的角度在0和10度之间,两个截头圆锥形部分中的第二个相对于梯度体的纵轴的角度在5和30度之间。

[0037] 更优选地,相对于梯度体的纵轴,两个截头圆锥形部分的第一个的角度是5度,两个截头圆锥形部分的第二个的角度是16度。

[0038] 优选地,孔的第一端的直径在500mm和600mm之间,并且孔的第二端的直径在100mm和500mm之间。更优选地,孔的第一端的直径为600mm,孔的第二端的直径为120mm。

[0039] 优选地,两个截头圆锥形部分中的第二个的长度大于两个截头圆锥形部分中的第一个的长度,以增加磁场梯度的效率和线性。优选地,初级线圈结构的线圈分段从内侧(邻近孔)到外侧(邻近屏蔽层结构)以如下顺序布置:Z初级线圈、X初级线圈和Y初级线圈。优选地,屏蔽线圈层的线圈分段从内侧(邻近初级线圈层)到外侧(邻近磁体)按以下顺序布置:X屏蔽线圈、Y屏蔽线圈和Z屏蔽线圈。优选地,孔包括与梯度线圈组件的两个截头圆锥形部分一致的两个截头圆锥形部分。

[0040] 在另一个优选实施例中,DSV具有300mm(x-) x300mm(y-) x300mm(z-)的尺寸。优选地,梯度线圈组件包括三个阶梯状圆柱形部分,其中每个圆柱形部分具有不同的直径。优选地,梯度线圈组件包括在两个圆柱形部分之间延伸的截头圆锥形部分。优选地,孔的第一端的直径在500mm和600mm之间,并且孔的第二端的直径在150mm和300mm之间。更优选地,孔的第一端的直径为560mm,孔的第二端的直径为210mm。优选地,孔包括与梯度线圈组件的三阶梯状圆柱形部分一致的三阶梯状圆柱形部分。

[0041] 优选地,梯度线圈系统还包括位于梯度线圈组件和孔之间的一个或多个射频(RF)线圈。优选地,RF线圈是与孔的形状一致的截头圆锥形和/或圆柱形。优选地,RF线圈位于梯度体的围绕孔的内表面上。

[0042] 一种适于在MRI系统中使用的梯度线圈系统,所述梯度线圈系统包括:

[0043] 梯度体,所述梯度体具有延伸穿过所述梯度体的孔和围绕所述孔布置的至少一个截头圆锥形部分,其中所述孔的第一端的直径大于所述孔的第二端的直径;以及

[0044] 梯度线圈组件,所述梯度线圈组件被布置在所述孔周围,所述梯度线圈组件具有与所述梯度体的所述至少一个截头圆锥形部分基本上一致的至少一个截头圆锥形部分,所述梯度线圈组件在球形体积的直径(DSV)中生成用于医学成像的梯度场。

[0045] 本发明的进一步特征和优点将从以下详细描述中变得明显。

附图说明

[0046] 仅通过示例的方式,将在下文中参考附图更全面地描述本发明的优选实施例,其中:

[0047] 图1示出了根据本发明第一实施例的磁体主体中的截头圆锥形梯度线圈系统的示意性横截面;

[0048] 图2示出了根据本发明第二实施例的具有截头圆锥形和圆柱形部分的阶梯状梯度线圈系统的示意性横截面;

[0049] 图3示出了根据本发明第三实施例的在磁体主体中具有截头圆锥形射频(RF)线圈的截头圆锥形梯度线圈系统的示意性横截面;

[0050] 图4示出了根据本发明第四实施例的具有圆柱形RF线圈的阶梯状梯度线圈系统的示意性横截面;

[0051] 图5示出了根据本发明第五实施例的具有两个截头圆锥形部分的截头圆锥形梯度线圈系统的示意性横截面;

[0052] 图6示出了图5所示的截头圆锥形梯度线圈系统的轴向(z)线圈初级和屏蔽图案;

[0053] 图7a和7b示出了图5的截头圆锥形梯度线圈系统的横向(x和y)线圈初级和屏蔽图案;

[0054] 图8示出了图2所示的阶梯状梯度线圈系统的一部分;

[0055] 图9示出了图8所示的阶梯状梯度线圈系统的轴向(z)线圈初级和屏蔽图案;以及

[0056] 图10示出了图8的阶梯状梯度线圈系统的横向(x和y)线圈初级和屏蔽图案。

具体实施方式

[0057] 本发明提供了一种梯度线圈系统,其具有一个或多个锥形(或截头圆锥形)部分,

并且在一些实施例中,具有一个或多个圆柱形部分。本发明便于磁共振图像的信号编码和DSV内部的静磁场均匀性的增强,并且对于人类头部、四肢和/或新生儿图像等特别有用。

[0058] 梯度线圈系统具有两个端部,其中一个端部具有大的孔径以允许肩部进入,而另一个端部具有显著更小的孔径以改进梯度效率和磁场梯度的线性度,以及缩短梯度长度。

[0059] 较小的梯度孔还允许四肢进入以用于整形外科成像。

[0060] 在一些实施例中,截头圆锥形或圆柱形无源/有源匀场被包括在梯度系统中,用于匀场(即均化)在球形体积的直径(DSV)的区域中的磁场(B_0)。

[0061] 梯度线圈系统包括梯度线圈组件,该梯度线圈组件具有带多个截头圆锥形和/或圆柱形部分的主层结构,以及取决于磁体配置可以是截头圆锥形或圆柱形的屏蔽层结构。

[0062] 主层结构包括三个线圈分段,其在DSV区域中生成三个正交的线性梯度场,其中一个被称为轴向线圈,其生成沿着纵轴(z轴)的梯度场,而另外两个被称为横向线圈,其相对于彼此旋转90度。

[0063] 屏蔽层结构还包括三个线圈段,其生成与由相关初级线圈生成的梯度场相反的三个正交梯度场,以便主动屏蔽初级梯度场并且减少磁体中和DSV

[0064] 中的涡流。

[0065] 在初级线圈中,宽孔的直径要足够大以允许肩部进入,优选地大于500mm,而窄孔的直径要设想为足够小以具有磁场梯度的高效率和线性以及较短的梯度长度(相对于纯圆柱形系统),并且仍然提供为四肢提供通路。在这方面,可以设想,窄孔的直径将在100mm和500mm之间。

[0066] 为了改善或优化屏蔽性能,屏蔽线圈尽可能远离初级线圈。结果,屏蔽线圈对于圆柱形磁体孔可以是圆柱形的。

[0067] 现在转到图1,示出了用于磁共振成像(MRI)系统的截头圆锥形梯度线圈系统01。截头圆锥形梯度线圈系统01包括截头圆锥形梯度体102,其插入到具有相关球形体积的直径(DSV)111的磁体101的腔室(即轴向开口)中。

[0068] 梯度体102限定了基本上截头圆锥形的孔104,其沿着梯度体102的长度轴向延伸。如可以看到的,孔104包括第一开口104a和第二开口104b。

[0069] 第一开口104a旨在允许患者的肩部进入以进行成像,并且因此必须相应地确定尺寸。

[0070] 如上文简要提及的,期望第一开口104a(即较大的开口)的尺寸被适当地确定以允许患者的肩部进入。因此,可以设想,第一开口104a将具有不小于500mm的直径D11,而第二开口104b(即,较小的开口)的直径D13应当足够小,以提供梯度场的高效率和梯度线性以及较短的梯度长度,并且仍然为四肢(例如,手和手臂)提供通路。

[0071] 梯度线圈组件120位于梯度体102内。梯度线圈组件120包括包括初级线圈121的三个截头圆锥形部分121a、121b、121c,以及包括屏蔽线圈122的屏蔽线圈122a、122b、122c的三个截头圆锥形部分。还存在截头圆锥形无源匀场装置123,其包括容纳一个或多个匀场部分的匀场袋。所述匀场部提供磁场的无源匀场且包括铁磁材料。

[0072] 每个初级线圈部分121a、121b或121c具有相对于磁体101的纵向轴线105的不同角度 $\theta 1a$ 、 $\theta 1b$ 、 $\theta 1c$ 以及不同的平均直径D11、D12、D13。然而,每个屏蔽线圈部分122a、122b、122c的角度 $\theta 2a$ 、 $\theta 2b$ 、 $\theta 2c$ 可以相同或不同。有利地,由初级线圈部分121a-c和屏蔽线圈部分

122a-c的不同角度提供的各种配置在DSV中产生最佳和期望的磁场,并使杂散磁场最小化。

[0073] 如关于孔104的第一开口104a所述,最里面的初级线圈部分初级线圈121a的直径被间隔足够宽以允许接患者的肩部进入。因此,如同第一开口104a,优选的是初级线圈121a具有不小于500mm的最大直径,但是可以想到的是,初级线圈121a可以是任何尺寸。

[0074] 初级线圈121和次级线圈122中的每一个分别包括三个线圈分段(z、x和y线圈),其在三个正交的z、x和y轴上生成三个正交梯度场。

[0075] 屏蔽线圈122中的电流方向与相应初级线圈121中的电流方向相反。这将在涉及进一步实施例的后面的图中更清楚地说明。

[0076] 如图所示,初级线圈121和屏蔽线圈122被充分地间隔开,以使无源匀场袋123在其间从梯度体102的窄端(邻近第二开口104b)延伸到梯度体102的宽部分(邻近第一开口104a)中。

[0077] 通过将无源匀场袋123定位在初级线圈121和屏蔽线圈122之间,匀场部分可被定位在匀场袋123中,从而将磁体DSV 111匀场到期望的场均匀性水平。

[0078] 图2中所示的梯度线圈系统02包括三阶梯状梯度体202,其被插入到具有相关球形体积的直径(DSV)211的磁体201的室(即,轴向开口)中。

[0079] 梯度体202限定沿梯度体202的长度轴向延伸的阶梯孔204。如可以看到的,孔204包括第一开口204a和第二开口204b。

[0080] 第一开口204a旨在允许患者的肩部进入以进行成像,并且因此必须相应地确定尺寸。如上文关于系统01所述,预期第一开口204a(即较大开口)的直径将不小于500mm,而第二开口204b(即较小开口)应足够小以提供梯度场的高效率和梯度线性以及较短的梯度长度,且仍对四肢(例如手和手臂)提供通路。

[0081] 位于梯度体202内的有包括初级线圈221的三个阶梯状圆柱形初级线圈部分221a、221b、221c和截头圆锥形初级线圈部分221d以及包括屏蔽线圈222的三个阶梯状圆柱形屏蔽线圈部分222a、222b、222c和截头圆锥形屏蔽线圈部分222d。

[0082] 另外,存在两个阶梯状圆柱形无源匀场设备223a和223b。每个匀场设备223a、223b基本上类似于上述具有容纳一个或多个铁磁材料匀场件的匀场袋的匀场设备123。

[0083] 如可以看到的,初级线圈部分221a和屏蔽线圈部分222a以及初级线圈部分221c和屏蔽线圈部分222c径向分离并且围绕孔204间隔开,以便为匀场设备223a、223b提供空间以使分别位于其间。如上所述,位于匀场设备223a和223b的匀场袋中的匀场件一起工作以将磁体DSV 211匀场到所需的场均匀性水平(例如,在300mm DSV中为10ppm)。

[0084] 初级线圈部分221a、221b、221c、221d的每个阶梯分别有具有不同平均直径D21、D22、D23、D24的部分。

[0085] 部分221a的直径D21应该足够大以允许患者的肩部进入,部分221c的直径D24应该足够大以允许四肢进入。

[0086] 尽管初级线圈部分221a-c的每个阶梯的直径D21-D24不同,但是每个屏蔽线圈部分222a-c的直径可以可选地不同或基本相等。

[0087] 梯度线圈220的每个部分,包括初级线圈221和屏蔽线圈222,包括称为z、x和y线圈的三个线圈分段,其在三个正交z、x和y轴上生成三个正交梯度场。

[0088] 屏蔽线圈222a-c中的电流方向与相应初级线圈221a-c中的电流方向相反。

[0089] 参考图3,存在截头圆锥形梯度线圈系统03形式的本发明的另一实施例。截头圆锥形梯度线圈系统03基本上类似于上述截头圆锥形梯度线圈系统01。然而,初级线圈部分321a平行于磁体301的纵向轴线305,这与成角度的系统01的初级线圈部分121a相反。

[0090] 截头圆锥形梯度线圈系统03包括截头圆锥形梯度体302,其插入到具有相关球形体积的直径(DSV)311的磁体301的室(即,轴向开口)中。

[0091] 梯度体302限定了基本上截头圆锥形的孔304,其沿着梯度体302的长度轴向延伸。如可以看到的,孔304包括第一开口304a和第二开口304b。

[0092] 第一开口304a旨在允许患者的肩部进入以进行成像,并且因此必须相应地确定尺寸。

[0093] 如上文简要提及的,期望第一开口304a(即较大的开口)的尺寸被适当地确定以允许患者的肩部进入。因此,可以设想,第一开口304a将具有不小于500mm的直径D31,而第二开口304b(即,较小的开口)的直径D33应当足够小,以提供梯度场的高效率和梯度线性以及较短的梯度长度,并且仍然为四肢(例如,手和手臂)提供通路。

[0094] 梯度线圈组件320位于梯度体302内。梯度线圈组件320包括包括初级线圈321的三个截头圆锥形部分321a、321b、321c以及包括屏蔽线圈322的屏蔽线圈322a、322b、322c的三个截头圆锥形部分。还存在截头圆锥形无源匀场设备323,其包括容纳一个或多个匀场部分的匀场袋。所述匀场部分提供磁场的无源匀场且包括铁磁材料。

[0095] 初级线圈部分322c、322b各自具有相对于磁体301的纵向轴线305的不同的相应角度 θ_{3a} 、 θ_{3b} ,以及不同的平均直径D31、D32、D33。然而,相应屏蔽线圈部分322c、322b的角度 θ_{3c} 、 θ_{3d} 可以相同或不同。有利地,由初级线圈部分321a-c和屏蔽线圈部分322a-c的不同角度提供的各种配置在DSV中产生最佳和期望的磁场,并且使杂散磁场最小化。

[0096] 如关于孔304的第一开口304a所述,最里面的初级线圈部分初级线圈321a的直径被间隔足够宽以允许患者的肩部进入。因此,如同第一开口304a,优选的是初级线圈321a具有不小于500mm的最大直径,但是可以想到的是,初级线圈321a可以是任何尺寸。

[0097] 初级线圈321和屏蔽线圈322中的每一个分别包括三个线圈分段(z、x和y线圈),其在三个正交的z、x和y轴上生成三个正交梯度场。

[0098] 屏蔽线圈322中的电流方向与相应初级线圈321中的电流方向相反。这将在涉及进一步实施例的后面的图中更清楚地说明。

[0099] 如图所示,初级线圈321和屏蔽线圈322充分地间隔开,以使无源匀场袋323在其间从梯度体302的窄端(邻近第二开口304b)延伸到梯度体102的宽部分(邻近第一开口304a)。

[0100] 通过将无源匀场袋323定位在初级线圈321和屏蔽线圈322之间,匀场部可以定位在匀场袋323中,从而将磁体DSV 311匀场到期望的场均匀性水平。

[0101] 此外,截头圆锥形梯度线圈系统03还包括位于延伸穿过梯度体302的孔304的内表面上的截头圆锥形射频(RF)线圈303。应该理解,RF线圈可以是体积线圈、表面线圈或两者的组合。

[0102] 这些截头圆锥形RF线圈303被配置为适于接收磁共振成像系统的射频信号的接收器。

[0103] 类似于系统01,每个初级线圈321和屏蔽线圈322分别包括三个线圈分段(z、x和y线圈),其在三个正交z、x和y轴上生成三个正交梯度场。屏蔽线圈322a-c中的电流方向与相

应初级线圈321a-c中的电流方向相反。

[0104] 图4中示出了阶梯状梯度线圈系统04形式的本发明的另一实施例。

[0105] 阶梯状梯度线圈系统04基本上类似于上述和图2所示的梯度线圈系统02。然而,阶梯状梯度线圈系统04还包括位于延伸穿过梯度体202的孔204的内表面上的截头圆锥形射频(RF)线圈203。

[0106] 这些截头圆锥形RF线圈203被配置为适于接收磁共振成像系统的射频信号的接收器。

[0107] 如在此所述的实施例,屏蔽线圈222a-c中的电流方向与相应初级线圈221a-c中的电流方向相反。

[0108] 在图5所示的特别优选的实施例中,基本上类似于梯度线圈系统01的截头圆锥形梯度线圈系统05的DSV 511具有300mm(x-)x300mm(y-)x300mm(z-)的尺寸。

[0109] 梯度线圈系统05包括两个截头圆锥形部分:形成在梯度体502中的宽部分502a和窄部分502b。

[0110] 梯度线圈组件520包括包含初级线圈521的两个截头圆锥形部分521a

[0111] 和521b,以及包含屏蔽线圈522的屏蔽线圈522a和522b的两个截头圆锥形部分。

[0112] 相对于梯度的轴向(由线505表示),宽部分502a的角度 θ_{5a} 等于5度,窄部分502b的角度 θ_{5b} 等于16度。

[0113] 最宽梯度孔504a的最大半径R51是300mm(等于600mm的直径),最窄孔504b的最小半径R52是60mm(等于120mm的直径)。

[0114] 在该特别优选的实施例中,窄部分502b的长度显著地长于宽部分502a的长度,以增加系统05的磁场的效率和线性。

[0115] 如在所示的图中可以看到的,初级线圈521和屏蔽线圈522按照从内到外的顺序布置:Z初级线圈、X初级线圈、Y初级线圈、X屏蔽线圈、Y

[0116] 屏蔽线圈,然后是Z屏蔽线圈。

[0117] 基本上类似于上述匀场设备123的匀场设备523位于初级线圈521和屏蔽线圈522之间。

[0118] 屏蔽线圈522中的电流方向(图6、7a和7b中所示)与相应初级线圈521中的电流方向相反。

[0119] 在使用中,上述实施例提供了磁场梯度的高效率和线性。此外,系统05在第一端使用5度的较小角度而在第二端使用16度的较大角度为患者肩部提供足够的通路。

[0120] 在根据图8的另一特别优选的实施例中,基本上类似于三阶梯状梯度线圈系统02并使用许多类似编号的部件的三阶梯状梯度线圈系统06具有尺寸为300mm(x-)x300mm(y-)x300mm(z-)的DSV 611。

[0121] 如上所述,梯度线圈组件220包括三个阶梯状圆柱形部分202a、202b、202c和位于圆柱形部分202b和202c之间的截头圆锥形部分202d。部分202a-d中的每一个分别具有不同的半径R21、R22、R23、R24。

[0122] 最宽梯度孔204a的半径R21是280mm(相当于560mm的直径),最窄孔204b的半径R24是105mm(相当于210mm的直径)。

[0123] 初级线圈221和屏蔽线圈222按照从内部(邻近孔204)到外部(从孔204径向向外移

动)的顺序布置:Z初级线圈、X初级线圈、Y初级线圈、X屏蔽线圈、Y屏蔽线圈,然后是Z屏蔽线圈,这可以在图中清楚地看到。

[0124] 屏蔽线圈222中的电流方向(图9和10中所示)与相应初级线圈221中的电流方向相反。

[0125] 在使用中,上述系统06在最宽梯度孔204a处为患者的肩部提供通路,并且在最窄孔204b处为患者的四肢提供通路,同时维持磁场的高效率和线性。

[0126] 在一些实施例中,由截头圆锥形孔提供的较大开口(相对于圆柱形系统)可以减小系统中所需的磁体的总长度。

[0127] 虽然本文描述的实施例包括无源磁匀场设备,但是备选实施例也可以包括有源磁匀场设备。

[0128] 本文描述的本发明的实施例旨在提供高效率、高梯度强度以及因此改进的用于头成像的转换速率、改进的用于缩短的梯度长度的线性度以及适合于头和四肢进入的系统。如将可能理解的,增加的梯度强度和高转换速率对于心脏和头部(即大脑)成像可能是特别重要的(并且通常是必需的)。

[0129] 此外,本发明的实施例具有多个具有不同角度和直径的截头圆锥形梯度线圈的部分,包括提供核磁共振(NMR)信号的有效和高速空间编码的匀场,以及用于肩部和四肢容易进入MRI系统。

[0130] 具有以不同角度定位的初级线圈部分的本发明的实施例在DSV中产生最佳磁场并使杂散磁场最小化。

[0131] 有利地,上文关于本发明的各种实施例描述的部件的截头圆锥形性质允许DSV从孔的中心移位。这与典型的圆柱形设计的DSV形成对比,典型的圆柱形设计的DSV典型地具有位于中心的DSV。在本文描述的本发明的实施例中,这允许更容易地定位患者以用于成像区内的头部成像(从大端)和四肢成像(从窄端)。

[0132] 在另一优点中,本发明的实施例的截头圆锥形设计允许使用较小的磁体,从而减少功率消耗和总成本,包括与材料和安装相关联的成本。此外,较小尺寸的扫描器需要较少的安装空间,从而使扫描器的占地面积最小化。

[0133] 当在现代医院中安装扫描器时,这可能是关键的考虑。

[0134] 在本说明书中,形容词例如第一和第二、左和右、顶部和底部等可以仅用于将一个元件或动作与另一个元件或动作区分开,而不一定要求或暗示任何实际的这种关系或顺序。在上下文允许的情况下,对整数或组件或步骤(或类似者)的参考不应被解释为限于所述整数、组件或步骤中的仅一者,而是可为所述整数、组件或步骤等中的一者或多者。

[0135] 为了描述的目的,向本领域的普通技术人员提供了本发明的各种实施例的以上详细描述。其不是穷举的,也不是要将本发明限制为单个公开的实施例。如上所述,本发明的许多替代和变化对于上述教导的本领域技术人员来说是显而易见的。因此,虽然已经具体讨论了一些替代实施例,但是本领域普通技术人员将清楚或相对容易地开发其他实施例。本发明旨在包括已经在此讨论的本发明的所有替换、修改和变化,以及落入上述发明的精神和范围内的其他实施例。

[0136] 在本说明书中,术语“包括”、“包含”、“包括”或类似术语意在表示非排他性的包括,使得包括一系列元件的方法、系统或装置不仅仅包括那些元件,而是可以包括未列出的

其他元件。

[0137] 在整个说明书和权利要求书(如果存在)中,除非上下文另有要求,术语“基本上”或“约”将被理解为不限于由术语限定的具体值或范围。

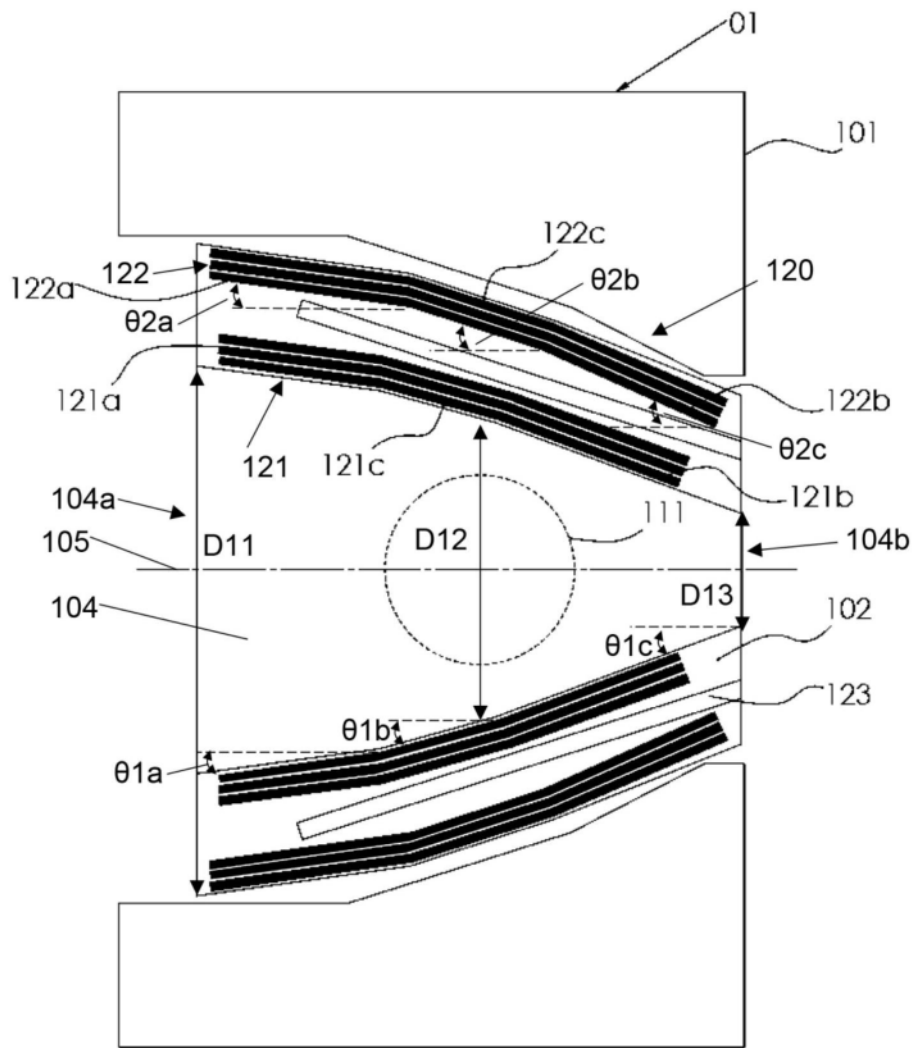


图1

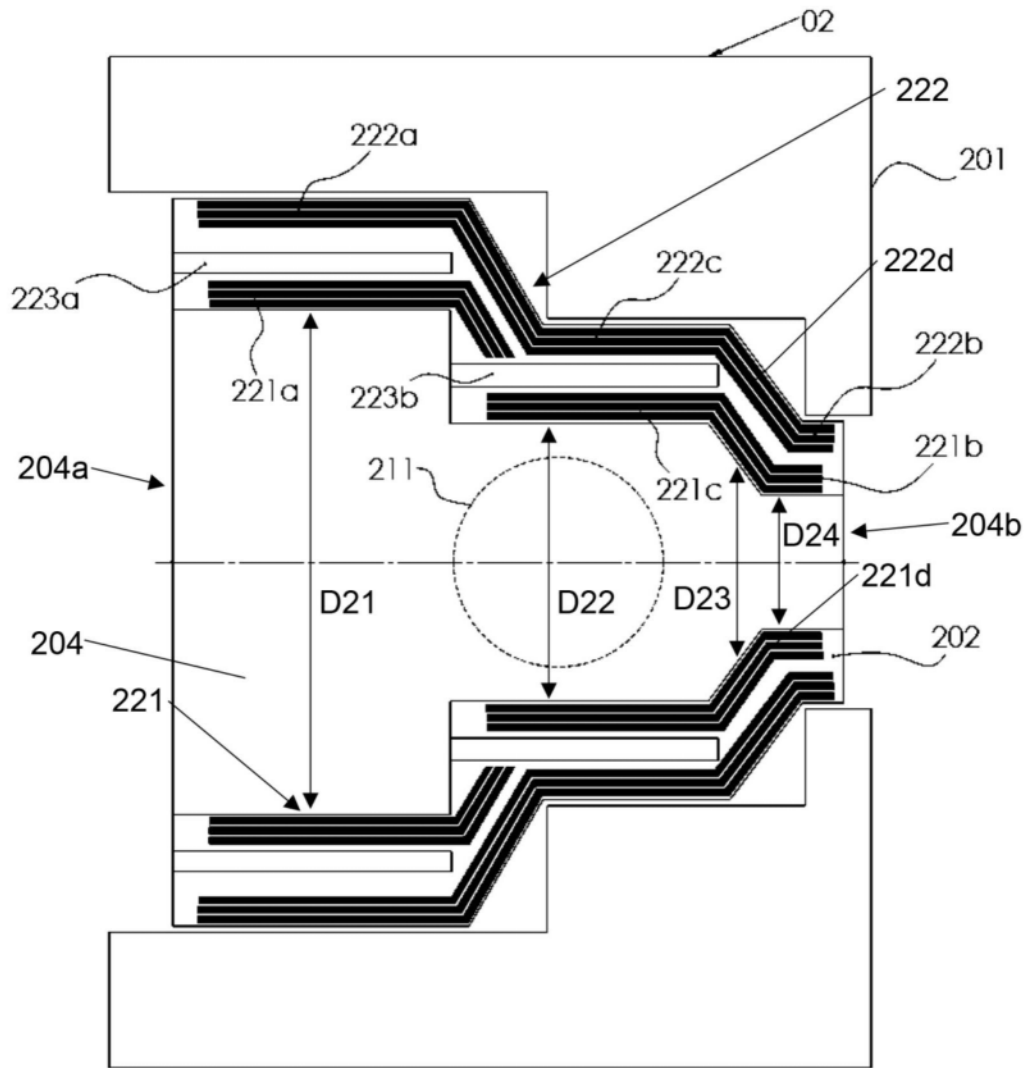


图2

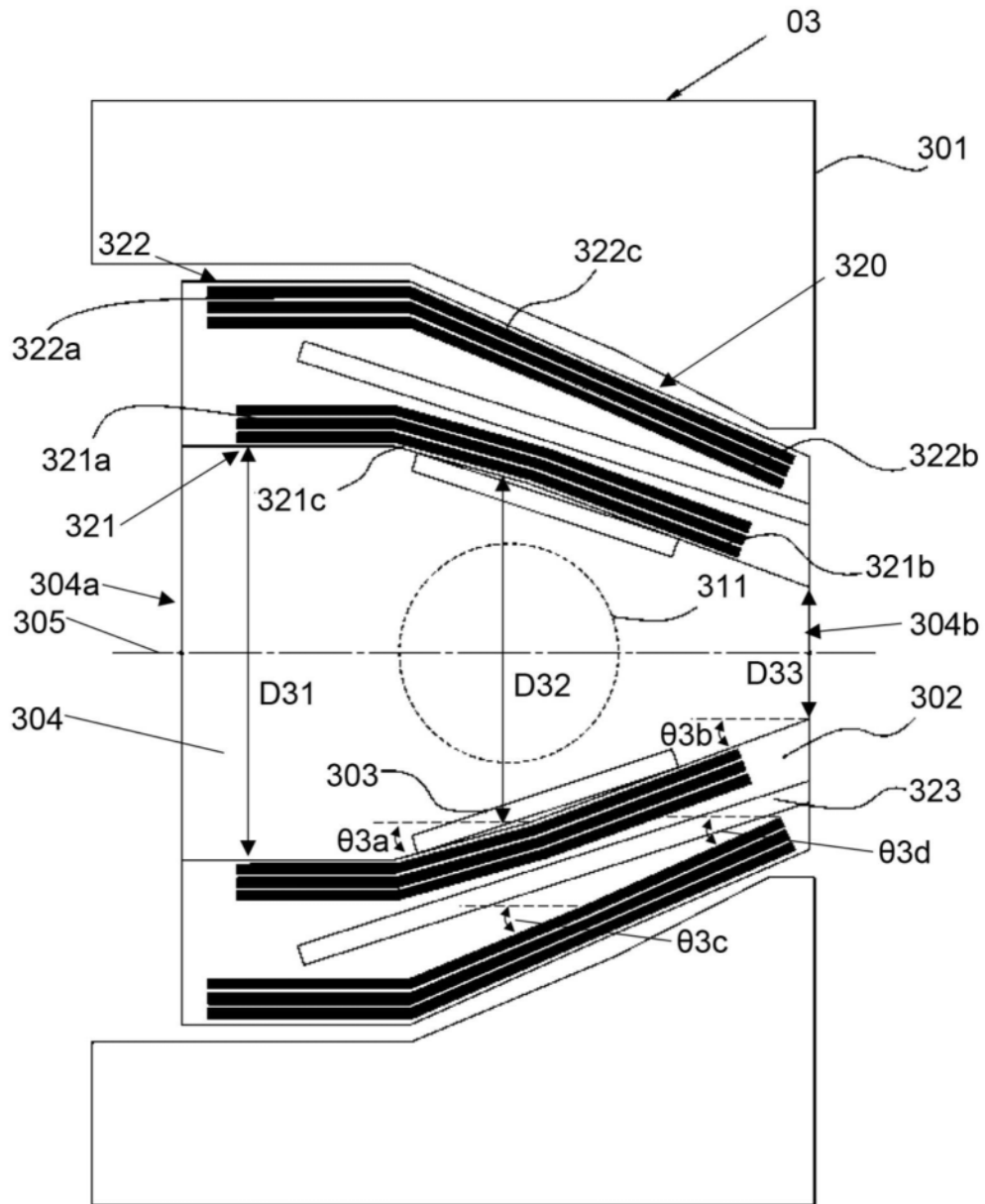


图3

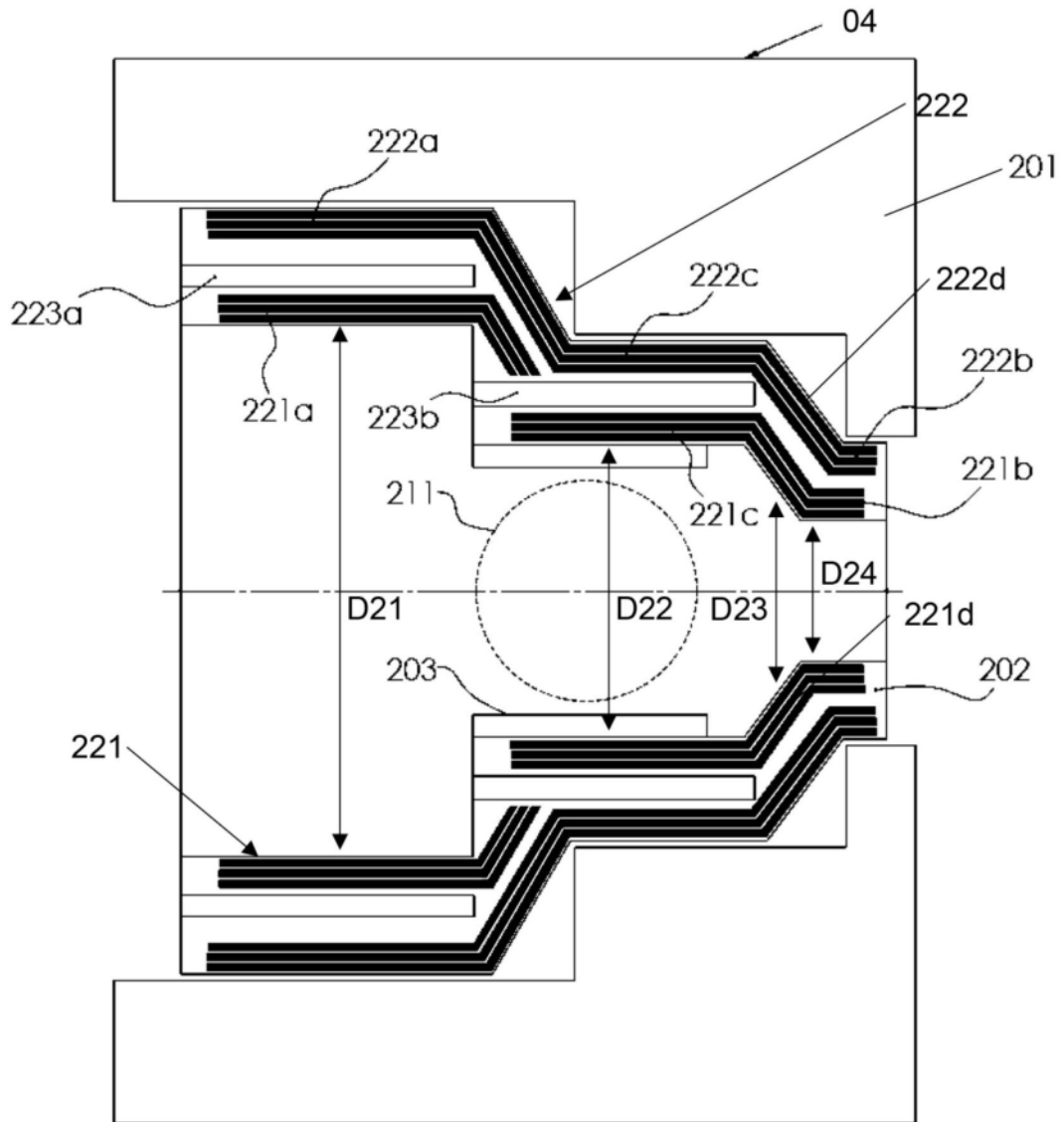


图4

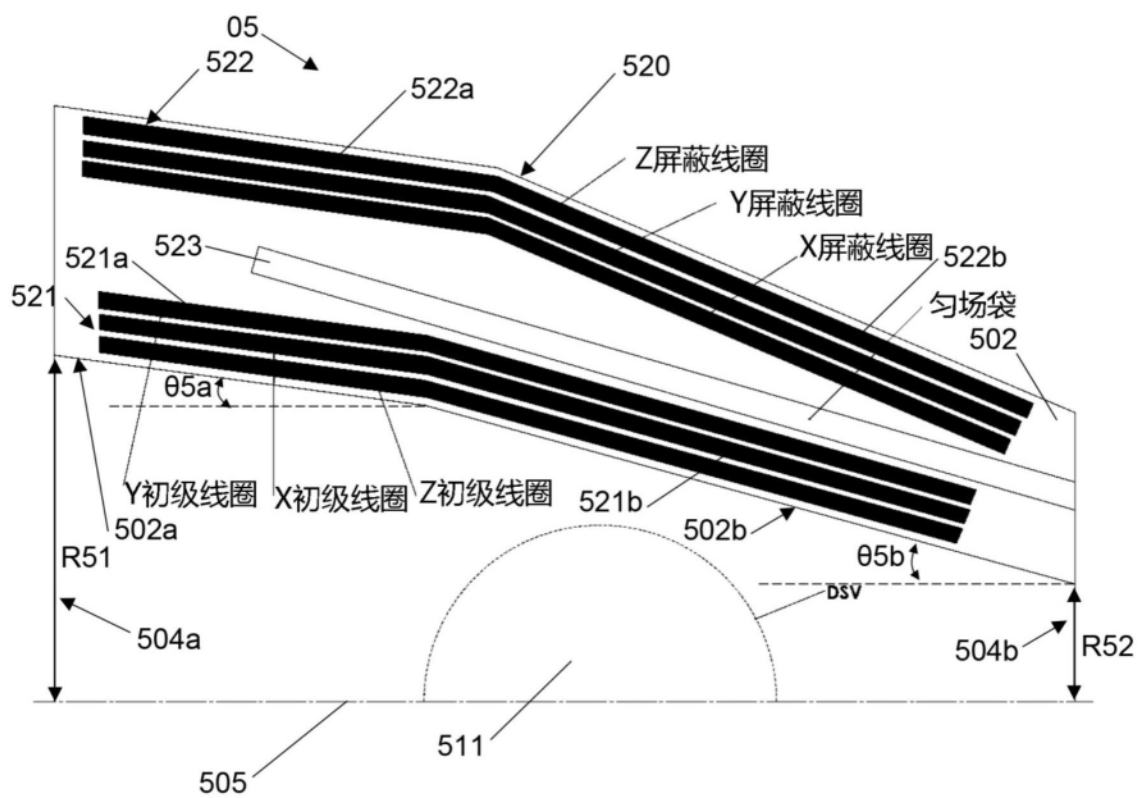


图5

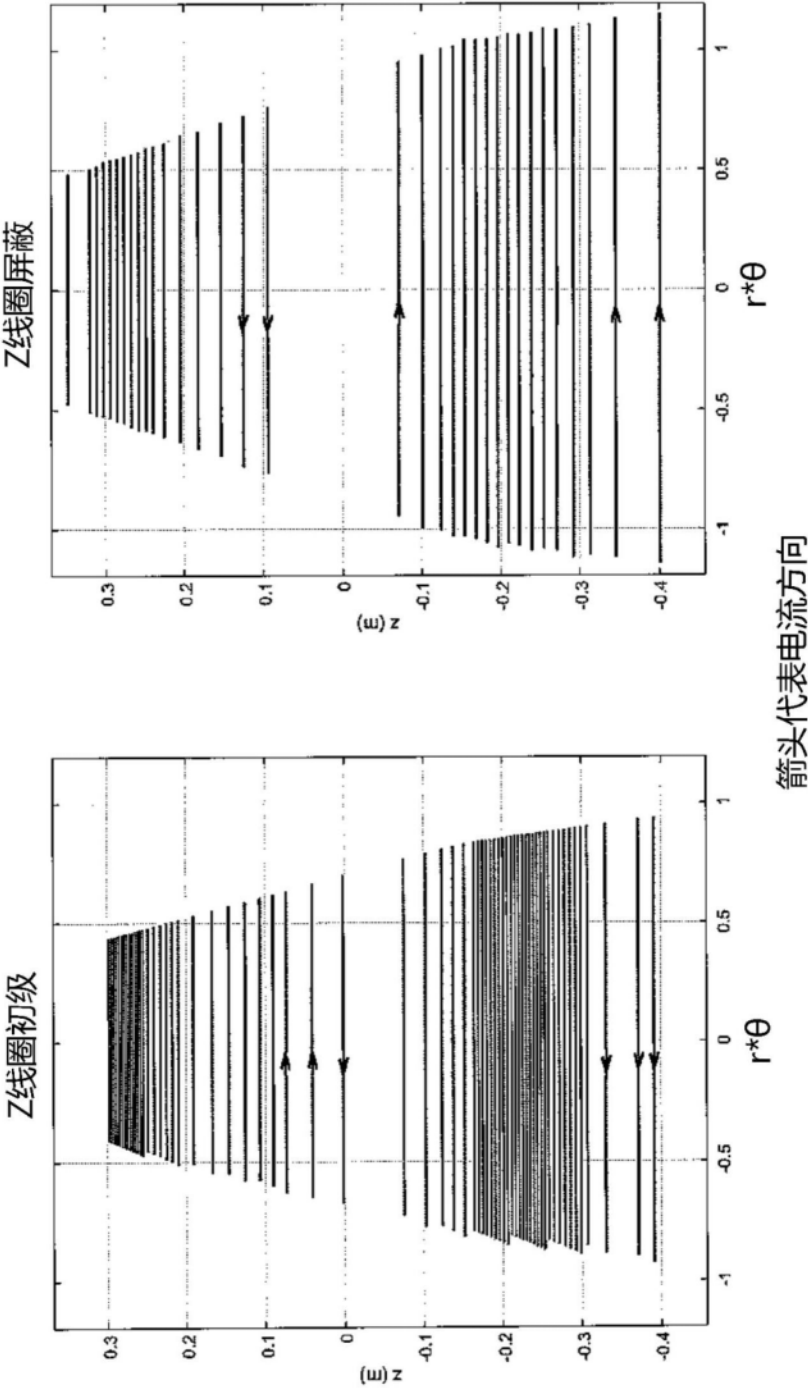


图6

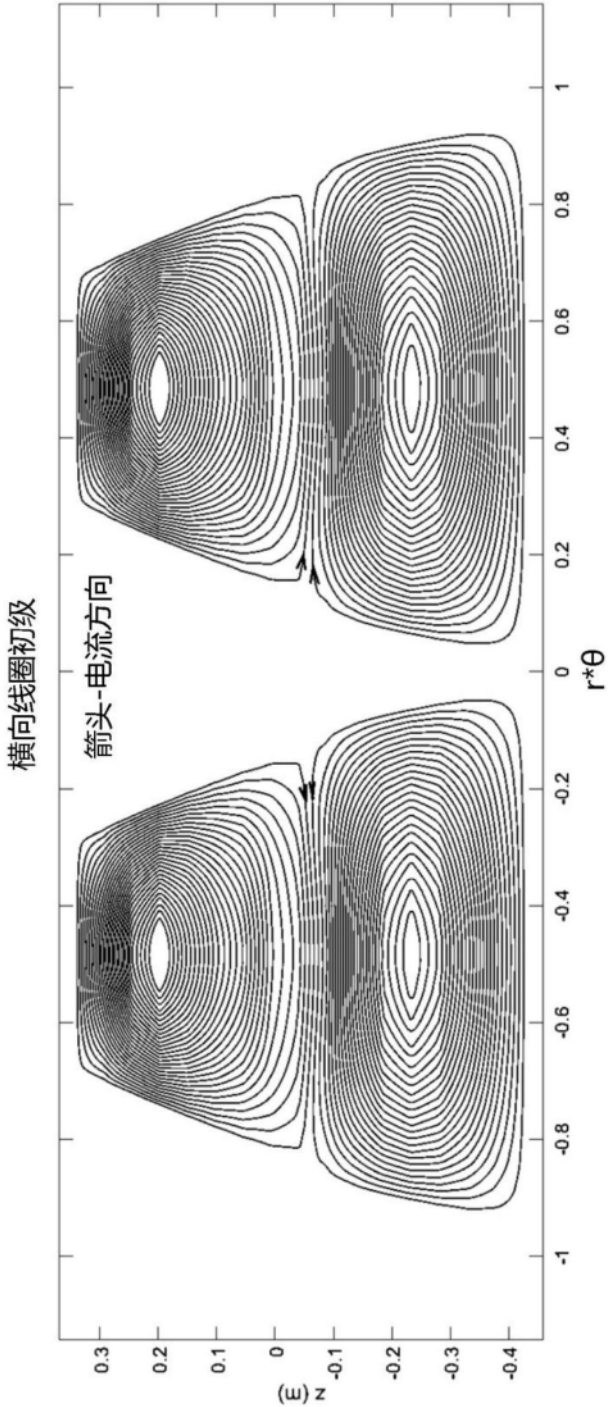


图7a

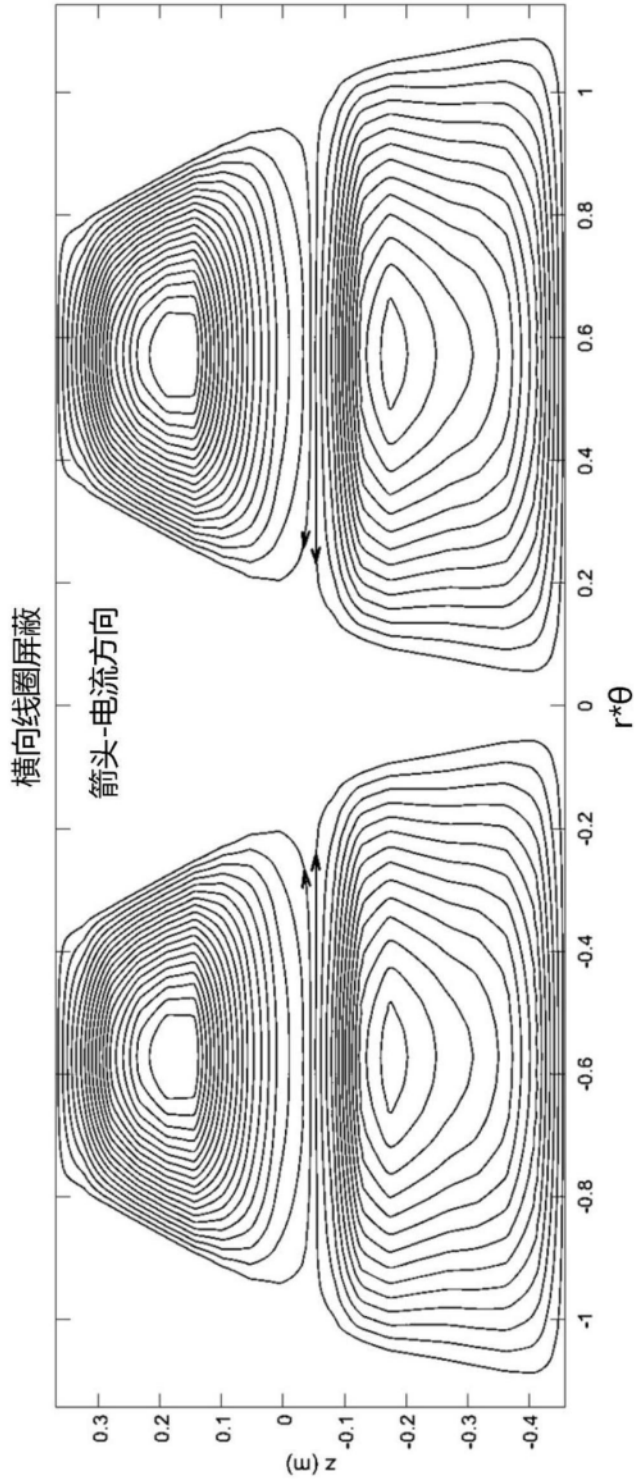


图7b

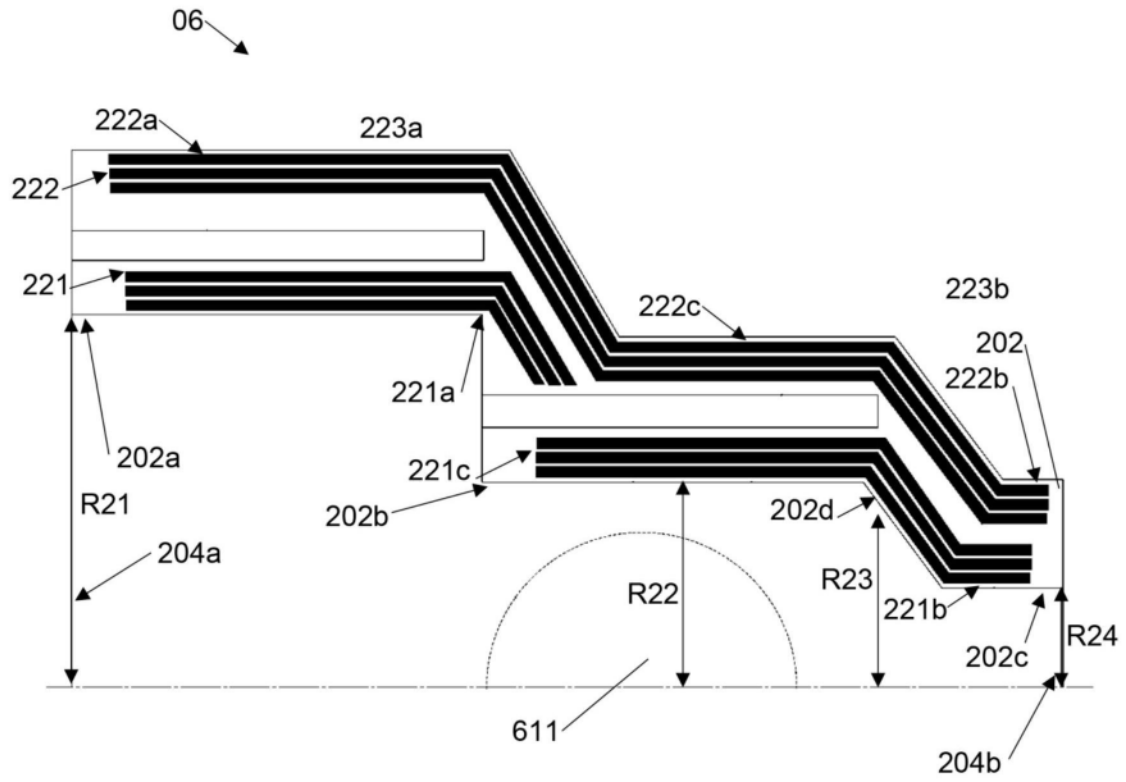


图8

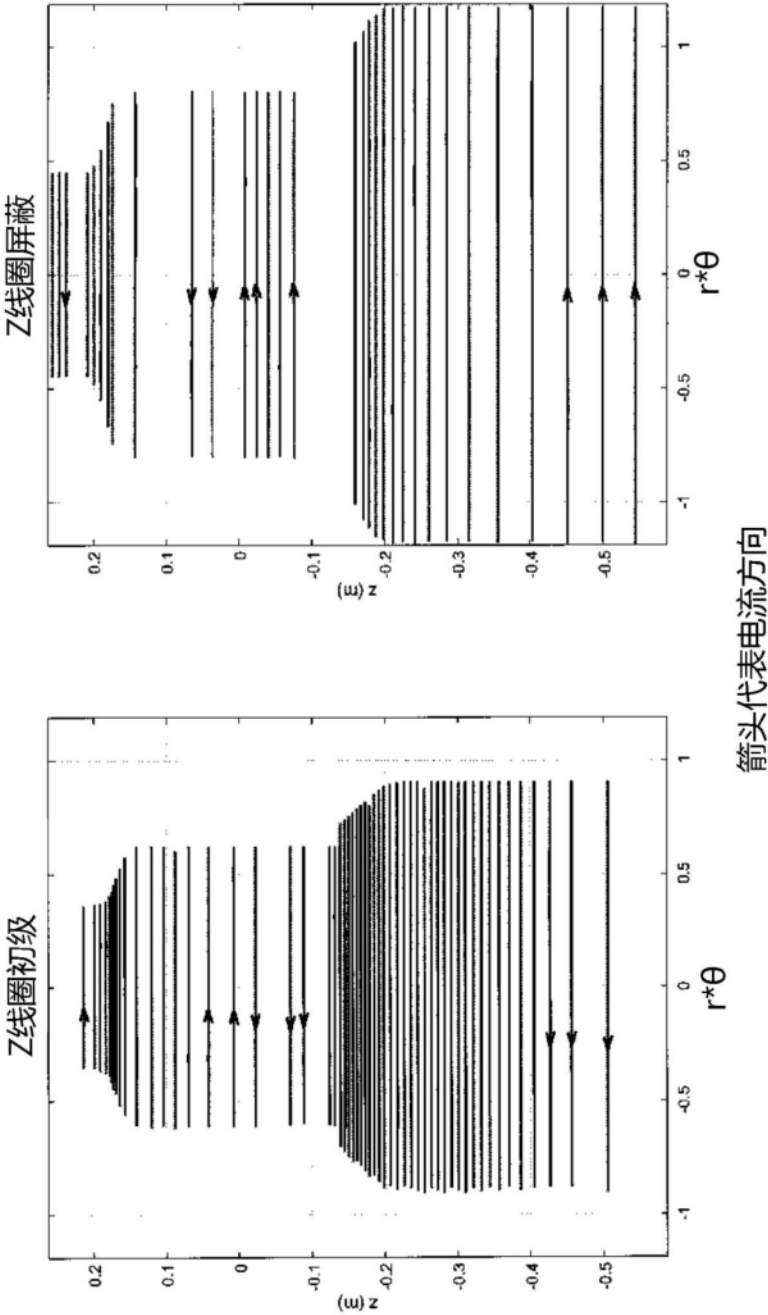


图9

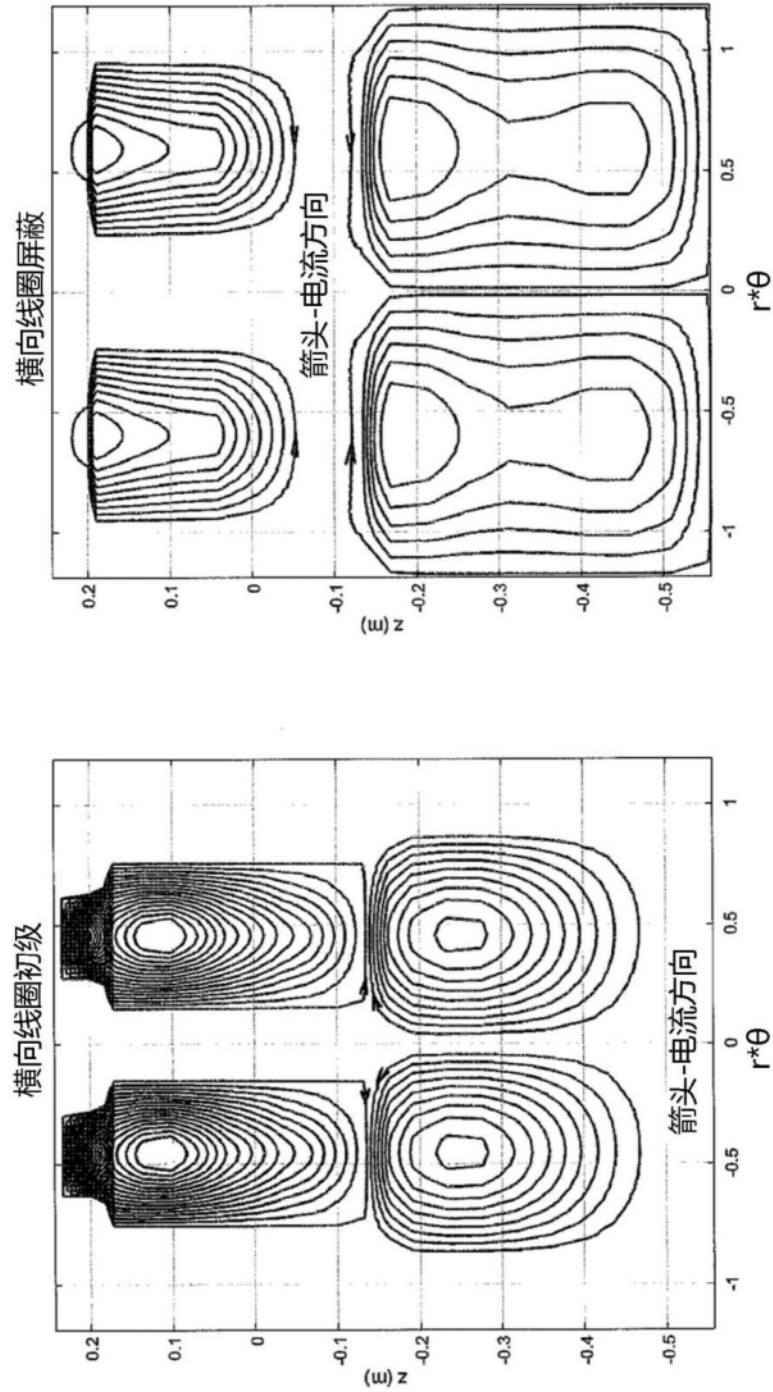


图10