

[19]中华人民共和国国家知识产权局

[51]Int.Cl⁷

G01R 33/383

A61B 5/055

H01F 1/00

[12]发明专利说明书

[21]ZL 专利号 94113420.2

[45]授权公告日 2000年4月12日

[11]授权公告号 CN 1051375C

[22]申请日 1994.12.26 [24] 颁证日 2000.1.22

[21]申请号 94113420.2

[30]优先权

[32]1993.12.27 [33]JP [31]350289/1993

[73]专利权人 住友特殊金属株式会社

地址 日本大阪府

[72]发明人 太田公春 青木雅昭

审查员 黄颖

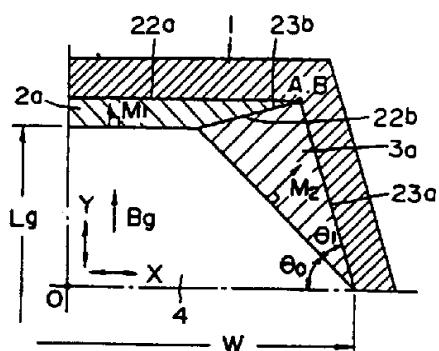
[74]专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所
代理人 刘志平

权利要求书3页 说明书18页 附图页数6页

[54]发明名称 用于磁共振成象设备中的磁场发生装置

[57]摘要

用于磁共振成象设备中的磁场发生装置包括筒形座架、一对梯形截面永磁体和多个三角形截面永磁体。梯形截面永磁体相对平行配置在座架中，其磁极面之间形成预定的间隙。三角形截面永磁体邻接梯形永磁体的两侧。在该装置中，梯形永磁体和三角永磁体的磁极面形成磁场空间，该磁场空间在垂直于纵向的方向为六角形截面。梯形永磁包括稀土系永磁体，其磁化方向与磁场空间的磁场方向相同。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

权 利 要 求 书

1. 一种供 MRI 用的磁场发生装置，该装置包括筒形座架、一对分别为梯形截面的永磁体和多个分别为三角形截面的永磁体，上述梯形截面的永磁体彼此相对并平行地配置在上述筒形座架中，在其各个磁极面之间形成预定的间隙，上述三角形截面永磁体邻接上述梯形截面永磁体的两侧，在上述装置中，上述各个梯形截面永磁体的磁极面和上述各个三角形截面永磁体的磁极面构成磁场空间，该磁场空间在垂直于纵向的方向具有六角形截面，梯形截面永磁体的与座架相接的相接面的最远端和三角形截面永磁体的与座架相接的相接面的最远端相重合，装置的特征在于，上述各个梯形截面永磁体包括稀土系永磁体，其磁化方向与磁场空间中的磁场方向一致；上述各个三角形截面永磁体包含铁氧体系永磁体，其磁化方向与对着磁场空间的对立面成 90° 角。
2. 一种如权利要求 1 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，一对分别为梯形截面的永磁体包括 Re - Fe - B 系永磁体。
3. 一种如权利要求 1 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，一对分别为梯形截面的永磁体包括稀土钴系永磁体。
4. 一种如权利要求 1 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，筒形座架包括由软磁材料例如纯铁或铁合金构成的主体。
5. 一种如权利要求 1 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，筒形座架包括硅钢片叠层。
6. 一种如权利要求 1 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，在一对梯形截面永磁体的对着磁场空间的对立面上配置

磁极片。

7. 一种如权利要求 6 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，一对各为梯形截面的永磁体的对着磁场空间的对立面包括硅钢片叠层。

8. 一种如权利要求 6 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，磁极片的对着磁场空间的对立面包括软性铁磁体，该磁极片配置在一对梯形截面永磁体的对着磁场空间的对立面上。

9. 一种如权利要求 1 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，三角形截面永磁体的对着磁场空间的对立面与垂直于磁场空间中磁场方向的方向之间的角度 (θ_0) 在 $40^\circ - 50^\circ$ 角的范围内。

10. 一种供 MRI 用的磁场发生装置，该装置包括筒形座架、一对分别为梯形截面的永磁体和多个分别为三角形截面的永磁体，上述梯形截面的永磁体彼此相对并平行地配置在上述筒形座架中，在其各个磁极面之间形成预定的间隙，上述三角形截面永磁体邻接上述梯形截面永磁体的两侧，在上述装置中，上述各个梯形截面永磁体的磁极面和各个三角形截面永磁体的磁极面构成磁场空间，该磁场空间在垂直于纵向的方向具有六角形截面，在梯形截面永磁体和三角形截面永磁体之间的相邻部分形成三角形截面的间隙部分；各个梯形截面永磁体的与座架相接的相接面的最远端位于一条直线和梯形截面永磁体的与座架相接的相接面的交点的外边，该直线从三角形截面永磁体的与座架相接面的最远端延伸，横穿三角形截面空间，该装置的特征在于，各个梯形截面永磁体包括稀土系永磁体，其磁化方向与磁场空间的磁场方向相

同；各个三角形截面永磁体包括铁氧体系永磁体，其磁化方向相对于对着磁场空间的对立面成 90° 角。

11. 一种如权利要求 10 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，一对梯形截面的永磁体包括稀土钴系永磁体。

12. 一种如权利要求 10 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，一对梯形截面的永磁体包括 Re - Fe - B 系永磁体。

13. 一种如权利要求 10 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，筒形座架包括由软磁材料例如纯铁或铁合金构成的主体。

14. 一种如权利要求 10 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，筒形座架包括硅钢片叠层。

15. 一种如权利要求 10 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，磁极片配置在一对梯形截面永磁体的对着磁场空间的每个对立面上。

16. 一种如权利要求 15 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，磁极片的对着磁场空间的对立面包括硅钢片叠层，该磁极片配置在一对梯形截面永磁体的对着磁场空间的对立面上。

17. 一种如权利要求 15 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，磁极片的对着磁场空间的对立面包括软铁磁体，该磁极片配置在一对梯形截面永磁体的对着磁场空间的对立面上。

18. 一种如权利要求 15 所述的供 MRI 用的磁场发生装置，其特征在于，三角形截面永磁体的对着磁场空间的对立面和垂直于磁场空间的磁场方向的方向之间的夹角在 40° ~ 50° 的范围内。

说 明 书

用于磁共振成象设备中的磁场发生装置

本发明涉及供医疗等用的磁共振成象设备(以下简称 MRI)中的磁场发生装置的改进,具体涉及这样一种 MRI 的磁场发生装置,这种装置由于优化作为磁场发生源的永久磁体的材料和配置而具有较大的磁效率、较小的尺寸,而且成本降低。

MRI 是一种设备,它将待诊断的病人推入形成强磁场的磁场发生装置的磁空间中,用于获得病体的层析 X 射线象。图 7 和图 8 所示的用永久磁体作磁场发生源的结构是众所周知的。

在图 7 所示的 MRI 的磁场发生装置中,一对梯形截面的永久磁体 2a、2b 在六角柱形座架 1 中彼此相对并平行配置,在磁体的磁极面之间形成预定的间隙。三角形截面的永久磁体 3a、3b、3c 和 3d 被配置于邻接梯形永久磁体 2a、2b 的两侧,使梯形永久磁体 2a、2b 的磁极面和三角形永久磁体 3a、3b、3c 和 3d 的磁极面形成磁空间 4,磁空间 4 在垂直于纵方向的方向具有六角形截面,从而在磁场空间中形成图中 Y 方向的磁场(参考日本专利公开:丙 5—267047)。

在这种结构中,为了形成在预定方向的磁场,每个梯形截面的梯形永久磁体 2a、2b 的磁化方向与磁场空间中的磁场方向一致,而每

一个三角形截面的永久磁体 3a、3b、3c 和 3d 的磁化方向与磁空间中的磁场方向成 90° 角(垂直方向)。为了减小尺寸和质量,应用了稀土型永久磁体,例如 Fe(铁)-B(硼)-Re(稀土)型永久磁体,这种磁体具有较大的最大能量积($(BH)_{max}$)。

另外,为了改进具有上述结构的 MRI 的磁场发生装置中的磁场空间 4 的磁场均匀性,已经提出了这种结构,在这种结构中,将由预定材料作的具有预定形状(未示出)的磁极片分别配置在一对梯形截面的永久磁体 2a、2b 的与磁空间 4 相对的对立面上(日本专利公开:丙 5-291026)。

在图 8 所示的 MRI 的磁场发生装置中,一对板形架 11a 彼此相对配置在许多(通常为 4 根)支柱 13 上,使其形成预定的磁场空间 12,而永久磁体 14a、14b 配置在板形架 11a、11b 的与磁场空间 12 相对的对立面上,使得在磁场空间 12 中形成图中 Y 方向的磁场。为了进一步改进磁场空间 12 中的磁场均匀性,配置了磁极片 17。

图示说明的结构示出的磁场发生装置,由于使稀土系永久磁体 15a、15b 例如 Fe-B-Re 条永久磁体和铁氧体系永久磁体 16a、16b 共轴配置而具有较大的磁效率、尺寸小,而且成本低,稀土系永久磁体具有较大的最大能量积($(BH)_{max}$)。而铁氧体系永久磁体的最大能量积($(BH)_{max}$)比稀土系永久磁体 15a、15b 小,但价格大为降低(日本实用型公告:丙 3-14011 和丙 3-14012)。

在上述结构中,稀土永久磁体 15a、15b 和铁氧体永久磁体

16a、16b 每个磁化方向均与磁场空间 12 中的磁场方向相同。

上面已经说明用永久磁体作磁场发生源的典型的磁场发生装置的结构。为了使 MRI 的磁场发生装置得到广泛应用,还要求进一步减小装置的尺寸、重量并降低成本。近来,对于图 7 所示结构的磁场发生装置,和图 8 所示结构相比,在例如减小磁漏和提高磁效率方面已得到改进。

然而对于图 7 所示结构的磁场发生装置,仅考虑了使用如上所述的具有较大最大能量积($(BH)_{max}$)的稀土系永久磁体的结构,而没有考虑配合使用廉价永久磁体例如铁氧体永久磁体的结构,如图 8 所示磁场发生装置的结构。

因为图 7 所示结构的磁场发生装置和图 8 所示结构的磁场发生装置在关于磁路的基本技术原理方面是彼此不同的,所以只对梯形截面的永久磁体 2a、2b 和三角形截面的永久磁体 3a、3b、3c、3d 中的某一种磁体用铁氧体系永久磁体代替稀土系永久磁体,并不能获得高度均匀的定向磁场,这只能使装置的尺寸增大。

本发明的目的是克服上述的问题,提供一种供 MRI 用的磁场发生装置,该装置的磁场空间由许多永久磁体的磁极面包围,截面为六角形,该装置由于有效配置由不同材料制作的具有不同最大能量积($(BH)_{max}$)的永久磁体例如稀土系永久磁体和铁氧体系永久磁体而具有磁效率高、尺寸小和成本低的优点。

本申请的发明人为达到上述目的已经进行了各种实验,结果发

现，依赖于稀土系永久磁体的磁化方向和铁氧体系磁体的相对于在 MRI 磁场发生装置中形成的磁场空间磁场方向的磁化方向，配置每种磁体的状态是不同的。本发明人基于辨明配置不同材料作的永久磁体的最佳条件而实现本发明。

本发明提供一种供 MRI 用的磁场发生装置，在该装置中，一对分别为梯形截面的永久磁体彼此相对而平行地配置在筒形座架中，在其磁极面之间形成预定的间隙，三角形截面的永久磁体分别邻接每个梯形截面的永久磁体的两侧，使得每个梯形截面永久磁体的磁面和每个三角形截面永久磁体的磁面形成在垂直于纵方向的方向为六角形截面的磁场空间，其特征在于，各为梯形截面的永久磁体由稀土系永久磁体组成，其磁化方向与磁场空间中的磁场方向一致，而分别为三角形截面的永久磁体则由铁氧体系永久磁体构成，其磁化方向相对于与磁场空间相对的对立面成 90° 角，分别为梯形截面的永久磁体与座架相接的相接面的最远点和分别为三角形截面的永久磁体与座架相接的相接面最远点相重合。

根据本发明的另一方面，提供一种供 MRI 使用的磁场发生装置，在该装置中，一对分别为梯形截面的永久磁体彼此相对并平行的配置在筒形座架中，在每个磁极面之间形成预定的间隙，分别为三角形截面的永久磁体分别与梯形截面永久磁体的两侧邻接，使得梯形截面的永久磁体的磁面和三角形截面永久磁体的磁面形成在垂直于纵方向的方向上截面为六角形的磁场空间，其特征在于，分别为梯

形截面的永久磁体由稀土系永久磁体构成，其磁化方向与磁场空间中的磁场方向一致，而分别为三角形截面的永久磁体则由铁氧体系永久磁体构成，其磁化方向相对于与磁场空间相对的对立面成 90° 角，不出超出小于 90° 角的范围，在梯形截面永久磁体和三角形截面永久磁体之间的邻接部分形成三角形截面的空间，分别为梯形截面的永久磁体与座架相接的相接面的最远端位于一条直线和梯形截面永久磁体的与座架相接的相接面的交点位置以外，该直线从三角形截面永久磁体与座架相接的相接面的最远端延伸穿过三角形截面空间。

另外，作为供 MRI 用的磁场发生装置的优化实施例，提供了一种用于 MRI 的磁场发生装置，在该装置中，在一对梯形截面永久磁体的每个对着磁场空间对立面上配置磁极片。

在本发明中，构成梯形截面永久磁体（以下也简称为梯形永久磁体）的稀土系永久磁体最好包括具有较大的最大能量积 $((BH)_{max})$ （例如大于 30MGOe（兆奥斯特），最好大于 40MGOe）的已知的各向异性稀土系永久磁体，例如稀土钴系永久磁体和 Fe—B—Re（稀土）系永久磁体。

另外，构成三角形截面永久磁体（以下也简称为三角形永久磁体）的铁氧体系永久磁体最好包含廉价的并具有相当力的最大能量积 $((BH)_{max})$ （例如大于 3MGOe，最好大于 4MGOe）的已知的各向异性铁氧体系永久磁体，例如铁酸锶磁体和铁酸钡磁体。

由上述材料分别构成的梯形截面永久磁体和三角形截面永久磁体是用许多永久磁体片叠置而形成整体，叠置时需要将每个永久磁片的各向异性的方向与下述梯形永久磁体和三角形永久磁体的磁化方向准直。

另外，分别示出了梯形永久磁体和三角形永久磁体的垂直于纵向的横截面构形。然而这两种磁体并不仅仅局限于完整的梯形和三角形构形，即使构形上有些改变，例如由于安装磁极片引起的磁极片相接部分的形状改变以及由于叠层的方式引每个磁极片形状的改变，只要整个结构包含了大致的梯形或三角形，本发明的有利效果便不会减少。

因为其内周面上配置各个永久磁体的筒形座架的最佳形状，如下述优化实施例所示，随每个永久磁体的磁化方向而改变，所以需根据永久磁体的形状来选择永久磁体相接面的形状。

形状和尺寸还希望限定在这样范围内，使得由每个永久磁体产生的磁通量在座架中不被饱和。在工业规模生产中，考虑到可加工性等因素，可行的方法是采用联结许多座架最后使它们形成整体的结构。至于材料，除利用软磁材料例如纯铁和铁合金外，利用例如硅钢片叠层材可以减少在座架中产生的涡流。

根据需要还可以将磁极片配置在一对梯形永久磁体的每个与磁场空间相对的对立面上，磁极片可以改善磁场空间中的磁场均匀性。另外，尽管梯形永久磁体包含具有很低电阻并倾向于产生滑流

的稀土系永久磁体，但是采用这样一种结构，即将具有很高电阻的材料例硅钢片叠层材或软性铁氧体至少配置在磁极片的对着磁场空间的对立面上，可以降低涡流，因而当脉冲电流加在梯度磁场线圈上时，可以防止磁路中的涡流对梯度磁场波形产生不需要的影响。

以下根据图 1 至图 6 所示的优化实施例详细说明本发明的 MRI 的磁场发生装置的操作。每一个图是说明性的视图，示出磁场发生装置 1/4 尺寸的垂直或纵向横截面图。

在本发明的 MRI 磁场发生装置中，具有较大最大能量积 $((BH)_{max})$ 的稀土系永久磁体配置在间隙长度大的部位，而具有较小能量积 $((BH)_{max})$ 的铁氧体系的永久磁体配置在间隙长度短的部位，把每个永久磁体的磁特性看作是基本的条件。

具体地讲，彼此相对平行配置并在其磁极片表面之间形成预定间隙的一对梯形永久磁体由稀土系永久磁体构成，而邻接梯形永久磁体两侧的三角形永久磁体由铁氧体系永久磁体构成。

另外，在每个结构中，由稀土系永久磁体构成的梯形永久磁体的磁化方向使其与磁场空间中的磁场方向相一致。

图 1 是减少到 1/4 尺度的纵向横截面图，示出本发明的用于 MRI 的磁场发生装置的一个实施例。

图 2 是减少到 1/4 尺度的纵向横截面图，示出本发明的用于 MRI 的磁场发生装置的另一个实施例。

图 3 是减少到 1/4 尺度的纵向横截面图，示出本发明的用于

MRI 的磁场发生装置的再一个实施例。

图 4(A)是减少到 1/4 尺度的纵向横截面图,示出本发明的用于 *MRI* 的磁场发生装置的又一个实施例,图 4(B)是减少到 1/4 尺度的说明性视图,示出三角形永久磁体的磁化方向和与磁场空间相对的对立面之间的角度关系。

图 5 是减少到 1/4 尺度的纵向横截面图,示出本发明的用于 *MRI* 的磁场发生装置的又一个实施例。

图 6 是减少到 1/4 尺度的纵向横截面图,示出本发明的用于 *MRI* 的磁场发生装置的又一个实施例。

图 7 是透视图和纵向图,示出先有技术中用于 *MRI* 的磁场发生装置。

图 8 是透视图和纵向图,示出先有技术中用于 *MRI* 的磁场发生装置。

图 9 是示意图,示出本发明的和先有技术的用于 *MRI* 的磁场发生装置之间在磁体结构中磁体体积的差别。

为了更清楚本发明的特征,在以下的叙述中,将详细说明在磁场空间的构形保持不变以满足上述结构的情况下各个永久磁体的配置,磁场空间中心部分的磁场强度可以改变。另外,磁场空间的构形被确定为:高度(间隙长度 Lg) = 650mm; 宽度(W) = 1170, 在三角形永久磁体的对着磁场空间的对立面与垂直于磁场空间中磁场方向(Y)的方向(X)之间的角度 $Q=45$ (见图 1)。

图 1 至图 3 所示的结构是这样的结构, 在这种结构中, 由铁氧体系永久磁体构成的三角形永久磁体的磁化方向相对于对着磁场空间的对立面成 90° 角(垂直方向)。图 1 示出磁场空间中心部分的磁场强度是 $0.2T$ (特斯拉)($2000G$ (高斯))的结构, 图 2 示出磁场空间中心部分的磁场强度是 $0.3T$ ($3000G$)的结构, 图 3 示出在图 2 的条件下配置磁极片的结构。

图 1 中, 1 是筒形座架, $2a$ 是由稀土系永久磁体构成的梯形永久磁体, $3a$ 是由铁氧体系永久磁体构成的三角形永久磁体, 4 是磁场空间。

如前所述, 永久磁体 $2a$ 、 $3a$ 的磁化方向 M_1 、 M_2 是这样的方向, 即由稀土系永久磁体构成的梯形永久磁体 $2a$ 的磁化方向 M_1 与磁场空间的磁场方向(图中的方向 Y, 在所示的实施例中, 每个永久磁体的磁极面被配置成使磁力线方向朝上, 如箭头 Bg 所示)一致, 由铁氧体系永久磁体构成的三角形永久磁体的磁化方向 M_2 与对着磁场空间的对立面成 90° 角(垂直方向)。

在此实施例中, 梯形永久磁体 $2a$ 与座架的相接面 $22a$ 的最远端(图中 A 点)和三角形永久磁体与座架的相接面 $23a$ 的最远端(图中 B 点)重合。梯形永久磁体 $2a$ 和三角形永久磁体 $3a$ 彼此相接, 不留缝隙。

在图 2 中, 编号 1 是筒形座架, $2a$ 是由稀土系永久磁体构成的梯形永久磁体, $3a$ 是由铁氧体系永磁体构成的三角形永久磁体, 该

实施例中，永久磁体 2a、3a 的磁化方向与图 1 所示实施例相同。

然而，因为和图 1 的结构相比，在图 2 的结构中磁场空间中心部分的磁场强度增加了，所以每种永久磁体 2a、3a 的体积增加了，而且在三角形永久磁体的与座架相接的相接面和对着磁场空间的对立面之间的角度 θ_1 也增加了。

另外，在图 2 的结构中，和图 1 的结构一样，梯形永久磁体 2a 的座架相接面 22a 的最远端（图中 A 点）与三角形永久磁体 3a 的座架相接面 23a 的最远端（图中 B 点）相重合。梯形永久磁体 2a 和三角形永久磁体 3a 的邻接面 22b 和 23b 彼此相接，不存在明显的缝隙。

为了增加磁场空间中心部分的磁场强度，与图 1 的结构相比，每种永久磁体 2a、3a 的体积增加了，在三角形永久磁体的座架相接面 23a 和对着磁场空间的对立面之间的角度 θ_1 增加了。当梯形永久磁体 2a 的座架相接面 22a 的最远端（图中 A 点）与三角形永久磁体 3a 的座架相接面 3a 的最远端（图中 B 点）重合时可以达到本发明的目的。

图 3 示出将磁极片 5a 附加在图 2 所示结构上的实施例，在该实施例中，梯形永久磁体 2a、大体三角形截面的永久磁体 3a 和筒形座架 1 三个的形状和配置基本上与图 2 所示一致。特别的是，使磁极片 5a 和大体三角形截面的永久磁体 3a 之间的每个相接面 25a、23c 平行于大体三角形永久磁体 3a 的座架相接面 23a，可以最有效地利

用配置磁极片的效果。

图 4 至图 6 示出的结构中，由铁氧体系永久磁体构成的三角形永磁体的极化方向相对于对着磁场空间的对立面所成的角度在小于 90° 的范围内，相对于磁场空间的磁场方向所成的角在小于 90° 角的范围内。图 4 所示的结构中，磁场空间的中心部分的磁场强度是 $0.2T(2000G)$ ，图 5 所示的结构中，磁场空间中心部分的磁场强度是 $0.3T(3000G)$ ，图 6 所示的结构是在与图 5 相同的条件下配置了磁极片。

图 4 中，编号 1 是筒形座架， $2a$ 是由稀土系永久磁体构成的梯形永久磁体， $3a$ 是由铁氧体系永久磁体构成的三角形永久磁体，4 是磁场空间。

如前所述，永久磁体 $2a$ 、 $3a$ 的各个磁化方向 M_1 、 M_3 是这样，即由稀土系永磁体构成的梯形永磁体 $2a$ 的磁化方向 M_1 与磁场空间的磁场方向（图中方向 Y）一致，由铁氧体系永磁体构成的三角形磁体 $3a$ 的磁化方向 M_3 相对于对着磁场空间的对立面所成的角在小于 90° 的范围内，相对于磁场空间的磁场方向所成的角在小于 90° 角的范围内。

下面参照图 4(B) 具体说明由铁氧体系永磁体构成的三角形永磁体 $3a$ 的磁化方向 M_3 ，相对于对着磁场空间的对立面小于 90° 角的范围是指图中从箭头 (c) 的方向到箭头 (d) 的方向所成角度 θ_2 的范围，而相对于磁场空间磁场方向小于 90° 角的范围是指图中在箭

头(a)的方向和箭头(b)的方向之间的夹角 θ_3 的范围。

为了达到本发明的目的,磁化方向必须在角度 θ_4 的范围内, θ_4 是图中在箭头(c)的方向和箭头(b)的方向之间的夹角,这一范围与上述的范围有部分重叠。在此实施例中,箭头(c)所示的状态与图 1—3 所示的状态相同,而箭头 B 所示的状态不包括在本发明的范围内。

在图 4—6 所示的结构中,铁氧体系永磁体的磁化方向 M_3 相对于对着磁场空间的对立面成 67.5° 角,即相对于磁场空间的磁场方向也成 675° 角(图中 $\theta_5=67.5^\circ$)。

在此实施例中,梯形永磁体 2a 和三角形永磁体 3a 的相邻面 22b 和 23b 彼此相对,其间形成三角形空间 6。另外,为了达到本发明的目的,梯形永磁体 2a 的座架相接面 22a 的最远端(图中 A 点)必须位于一个交叉位置(图中 C 点)的外边,该交叉位置是从三角形永磁体 3a 的座架相接面 23a 的最远端(图中 B 点)沿座架相接面 23a 延伸座架相接面 23a,横穿三角形截面空间 6 而与梯形永磁体 3a 的座架相接面 22a 相交的相交位置。

图 5 中示出筒形座架 1、由稀土系永磁体构成的梯形永磁体 2a 和由铁氧体系永磁体构成的三角形永磁体 3a。在该图中,永磁体 2a 和 3a 各自的磁化方向 M_1 、 M_3 与图 4 所示的结构相同。

然而,因为与图 4 所示结构相比,在图 5 的结构中,磁场空间中心部分的磁场强度增加了,所以永磁体 2a、3a 的体积分别增加了,而

且在三角形永磁体的座架相接面 23a 和对着磁场空间的对立面之间的角度(θ_1)增加了。

另外,和图 4 一样,在图 5 的结构中,梯形永磁体 2a 的座架相接面 22a 的最远端(图中 A 点)位于一条直线和梯形永磁体 2a 的座架相接面 22a 的交点(图中 C 点)的外边,该直线从三角形永磁体 3a 的座架相接面 23a 的最远端(图中 B 点)沿座架相接面 23a 延伸,横穿三角形空间 6。

另外,为了增加磁场空间中心部分的磁场强度,分别增加了永磁体 2a 和 3a 的体积,同时也增大了在三角形永磁体的座架相接面 23a 和对着磁场空间的对立面之间的角度(θ_1)。但是,只在梯形永磁体 2a 的座架相接面 22a 的最远端(图中 A 点)位于一条直线和梯形永磁体的座架相接面 22a 的交点(图中 C 点)以外时,才能达到本发明的目的,该直线从三角形永磁体 3a 的座架相接面 23a 的最远端(图中 B 点)沿座架相接面 23a 延伸,横穿空间 6。

图 6 示出一种结构,在这种结构中,于图 5 的结上增设了磁极片 5a,并且梯形永磁体 2a、大体三角形截面的永磁体 3a 和筒形座架 1 三者的形状和配置基本上与图 5 所示相同。特别是,使极片 5a 和大体三角形截面的永磁体 3a 之间相接面 25a、23c 平行于大体三角形截面的永磁体 3a 的座架相接面 23a,并使磁极片 5a 的对着大体的三角形空间 6 的对立面 25b 平行于对着大体三角形空间的座架 1 的对立面 21a,可以最有效地利用配置磁极件的效果。即可以配置

磁极片而不干扰磁场中的磁场分布。

在图 4—6 中已经说明三角形永久磁体的铁氧体系部分的磁化方向 M_3 相对于磁场空间的磁场方向为 67.5° 角的情况。当角度更减小时，梯形永磁体 $2a$ 的座架相接面 $22a$ 的最远端(图中 A 点)便向内移动，三角形永磁体 $3a$ 的座架相接面 $23a$ 的最远点(图中 B 点)便在沿座架相接面 $23a$ 延伸的方向移动，结果，在梯形永磁体 $2a$ 的座架相接面 $22a$ 上的位置(图中 C 点)和 A 点靠近。在磁化方向 M_3 与磁场空间的磁场方向成 45° 角时(即与对着磁场空间的对立面成 90° 角)，A 点和 C 点(B 点)彼此对准而不形成三角形空间 6。

另外，当三角形永磁体的磁化方向 M_3 向磁场空间的磁场强度方向压缩时，即相对于与磁场空间相对的对立面超过 90° 角时，可以确信，此时不能得到要求的 MRI 磁场发生装置，因为不能得到均匀的磁场。

当三角形永久磁体的磁化方向 M_3 与磁场空间的磁场方向(图中 Y 方向)成 90° 角时，A 点移向很外侧(基本上为无限远)，可以确信此时不能得到要求 MRI 磁场发生装置。

对于图 1—6 所示的各个结构，已经说明设定角度(θ_0)的事例，角度(θ_0)是三角形永磁体对着磁场空间的对立面和垂直于磁场空间的磁场强方向(Y 方向)的方向(X 方向)之间的夹角，但是根据要求的磁场空间尺寸，此角度也可以调整。根据本发明人的实验可以确认，角度(θ_0)最好设定在 $40^\circ \sim 50^\circ$ 的范围内。另外在如此确定的结构

中还可以确认，在三角形铁氧体系永磁体的磁化方向与对着磁场空间的对立面成 90° 角(图 1—3 所示的结构)的情况下，可以获得磁效率最高的、价格低的 MRI 磁场发生装置。

如上所述，本发明通过将安装在 MRI 磁场发生装置上的稀土系永磁体和铁氧体系永磁体的磁化方向设置在预定的范围内(相对于磁场空间中的磁场方向)和在预定的条件下配置各种永磁体而提供这样的供 MRI 用的磁场发生装置，即 MRI 磁效率高、磁场发生装置的尺寸减少并且可以降低成本。

对于图 1—6 所示的本发明 MRI 磁场发生装置的一个实施例和图 7 所示先有技术的 MRI 磁场发生装置，使它们的磁场空间的形状完全相同，并在各个磁场空间中心部分的半径为 200mm 的球形空间中设定磁场均匀度为 50ppm，然后比较所用的永磁体的质量，这样便可以更加明了本发明的效果，表中永磁体的质量为在纵方向(Z 方向)每 1m 长度的永磁体质量。

如前所述，磁场空间的构形是高度(间隙长度) 650mm，宽度(W) 1170mm，角度(θ_0) 45° ，角度(θ_0) 是三角形永磁体的对着磁场空间的对立面与 X 方向之间的夹角，X 方向垂直于磁场空间的磁场方向。

另外，所用的稀土系永磁体是 Fe-B-Fe 系永磁体，它的最大能量积($(BH)_{max}$) 为 41.6MGOe，而所用的铁氧体系永磁体是铁酸锶系永磁体，其最大能量积($(BH)_{max}$) 为 4MGOe。

从表 1 可以看出，在本发明的供 MRI 用的磁场发生装置中，稀土系永磁体的用量减少，尤其是可以确认，三角形永磁体的磁化方向相对于磁场空间的磁场方向所成的角度在小于 90° 角的范围内；还可以确认，当使角度更减小并相对于对着磁场空间的对立面设置在 90° 角附近时，效果明显增加。

表 1

| | | 永磁体质量 (t/m³) | |
|-------|------------|-------------------|-----------------------|
| | | 磁场强度 0.2 T | 磁场强度 0.3 T |
| | 是否有 磁极片 | 永磁体 | 永磁体 |
| 本发明 1 | 没有 | 稀土型永磁体和铁氧体永磁 体 | 1.52(0.656) 对应于图 1 |
| | 有 | 同 上 | — 对应于图 2 |
| 本发明 2 | 没有 | 稀土型永磁体和铁氧体永磁 体 | 1.43(0.786) 对应于图 4 |
| | 有 | 同 上 | — 对应于图 5 |
| 比较例子 | 没有 | 稀土型永磁体和铁氧体永磁 体 | (0.91) 对应于图 7 |
| | 有 | 同上 | — 对应于图 6 |
| 比较例子 | 没有 | 铁氧体永磁体 | 3.72 5.03 |

注：括弧中的数字表示永磁体总质量中的稀土永磁体质量

表 1 示出本发明和先有技术(比较例子)之间永磁体的质量差别。图 9 示意示出在磁场空间的磁场强度被设定为 0.3T 的情况下永磁体体积的差别,该磁场空间的尺寸与上述磁场空间相同。

即本发明的图 2 所示的永磁体的构成用实线表示(32a 是稀土系永磁体,33a 是铁氧体永磁体),先有技术的仅用稀土系永磁体的对于图 7 的永磁体的构成用虚线表示(32b 是稀土系永磁体,33b 是稀土系永磁体),仅用铁氧体永磁体的先有技术的永磁体的构成用点画线表示(32c 是铁氧体系永磁体,33c 是铁氧体系永磁体)。

从图 9 可以看到,本发明的永磁体构成与先有技术的永磁体(图中阴影部分)比较没有增加尺寸。

按照本发明,从优化实施例可以看出,与只用稀土系永磁体作磁场发生源的先有技术的用于 MRI 的磁场发生装置相比较,配置铁氧体系永磁体是可行的,并不显著增加磁场发生装置的尺寸,而且整个永磁体中可以减少稀土系永磁体的用量,因此可以减少整个 MRI 磁场发生装置的成本。

即本发明提供了一种供 MRI 用的磁场发生装置,该装置具有较高的磁效率、尺寸减小,并且成本降低,在该装置中,由许多永磁体的对立面包围的六角形截面的磁场空间由有效配置的永久磁体构成,这些永久磁体包括不同的材料,例如具有不同最大能量积($(BH)_{max}$)的稀土系永磁体和铁氧体系永磁体。

说 明 书 附 图

图 1

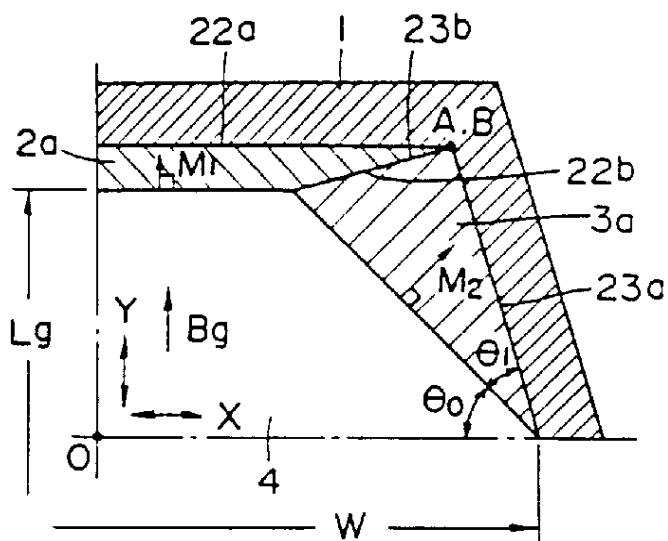


图 2

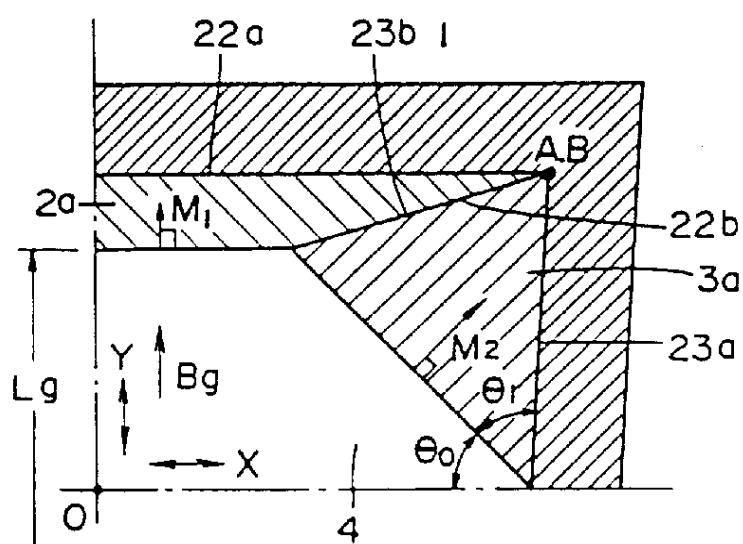


图 3

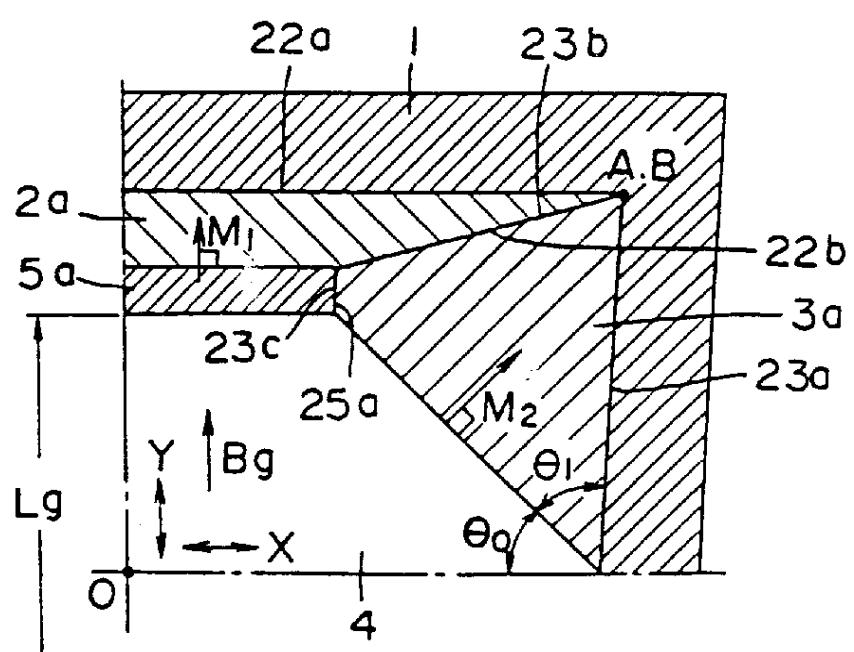
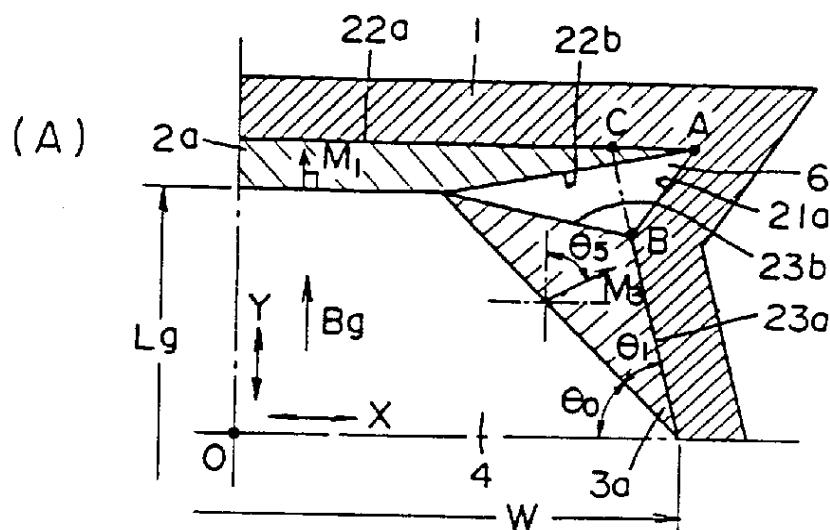


图 4



(B)

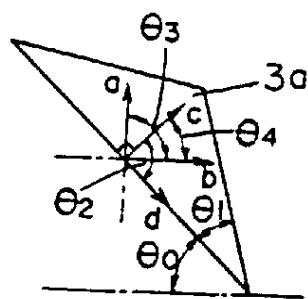


图 5

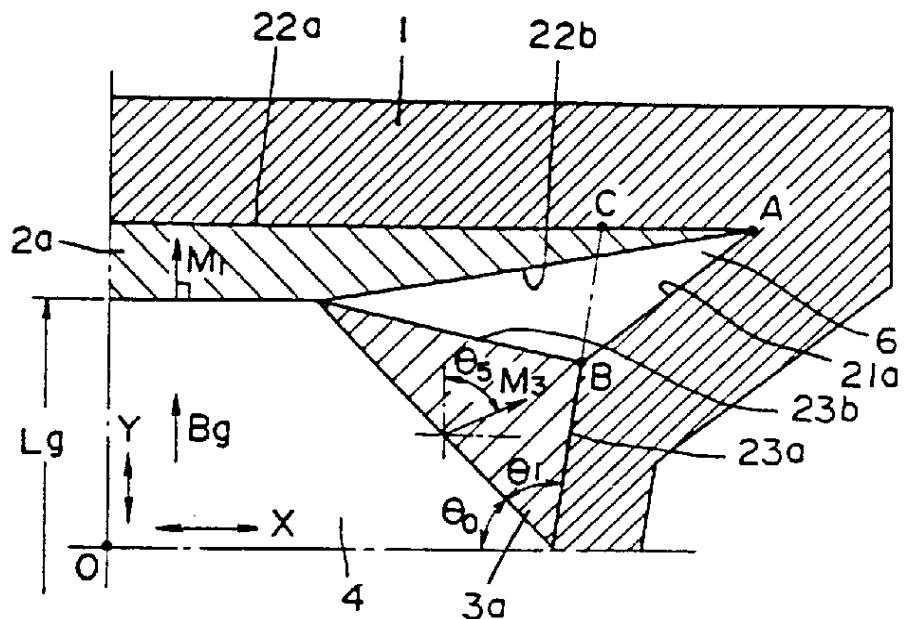


图 6

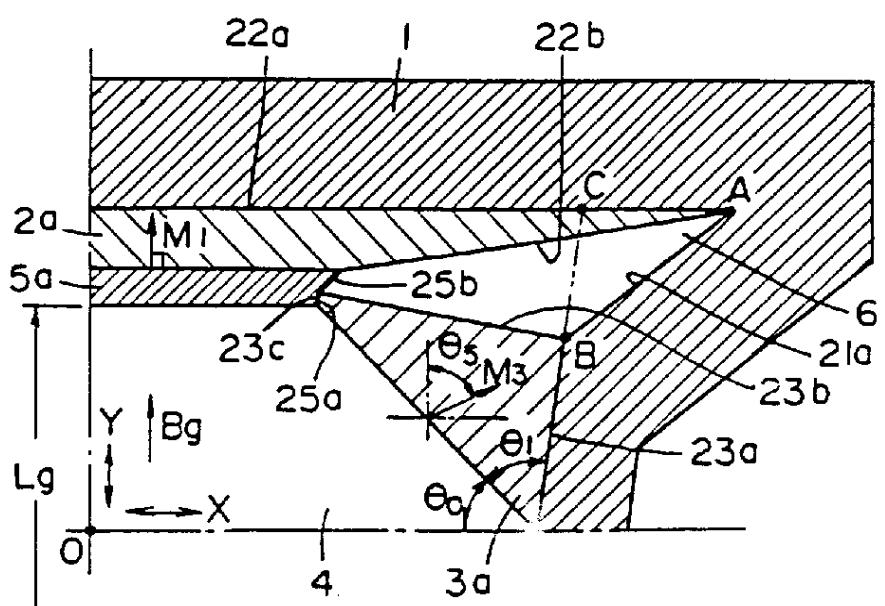


图 7

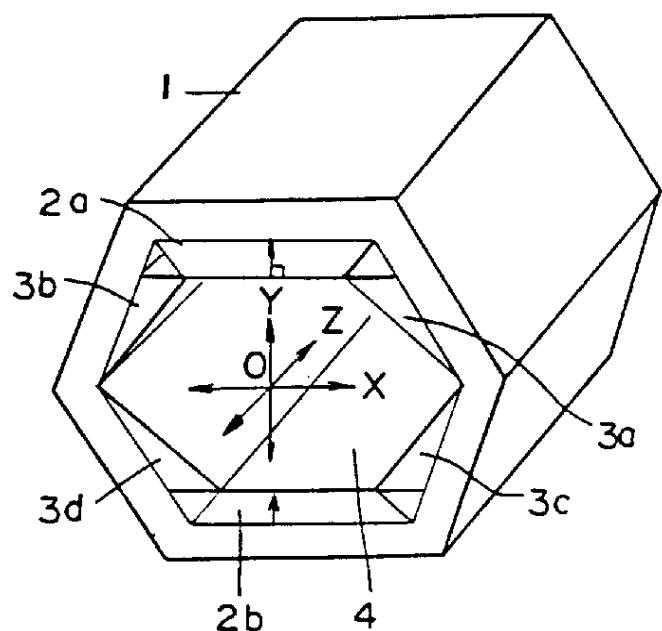


图 8

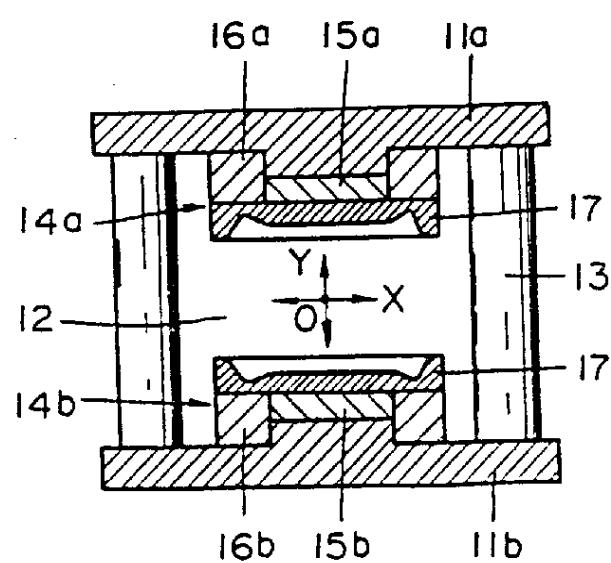


图 9

