



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102565730 B

(45) 授权公告日 2015. 01. 28

(21) 申请号 201110439977. X

(22) 申请日 2011. 12. 23

(73) 专利权人 南方医科大学

地址 510515 广东省广州市广州大道北
1838 号南方医科大学生物医学工程学
院

(72) 发明人 辛学刚 韩继钧 陈武凡

(74) 专利代理机构 北京市盈科律师事务所
11344

代理人 马丽丽

(56) 对比文件

CN 101869478 A, 2010. 10. 27, 全文.
US 5594342 A, 1997. 01. 14, 全文.
JP S6387712 A, 1988. 04. 19, 全文.
US 7362101 B2, 2008. 04. 22, 全文.
CN 101762798 A, 2010. 06. 30, 全文.
R Turner. A target field approach
to optimal coil design. 《Applied
Physics》. 1986, 第 19 卷 (第 8 期), 147-151.

审查员 刘俊杰

(51) Int. Cl.

G01R 33/34 (2006. 01)

A61B 5/055 (2006. 01)

A61B 5/01 (2006. 01)

A61N 7/02 (2006. 01)

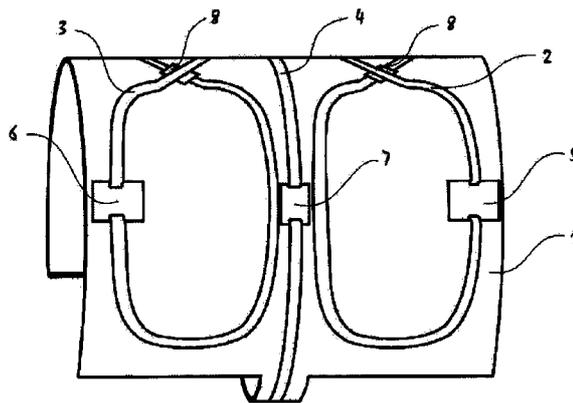
权利要求书1页 说明书6页 附图5页

(54) 发明名称

一种用于引导超声聚焦系统的射频线圈及其
设计方法

(57) 摘要

本发明提供一种用于引导超声聚焦系统的射
频线圈及其设计方法,属于磁共振成像技术领域。
该射频线圈所用的线圈支撑壳体为圆柱面;并且
圆柱面径向设有弧面缺口 α ;线圈回路排布于支
撑壳体上,包括两组 8 字形回路和一组环形补偿
回路;两组 8 字形回路沿圆柱轴向平行排布,同
一个 8 字形回路的两个环沿圆柱圆周方向排布;
环形补偿回路排布于两组 8 字形回路正中间;
8 字形回路交叉部分均设有绝缘垫;两组 8 字
形回路并联成一个通道;环形补偿线圈单独构
成一个通道,并接输出电路板将信号送出。该射
频线圈装置使低场磁共振设备与超声聚焦系统
可以配合使用,并能为医师提供足够的手术操
作空间,在热消融手术中实现对人体组织温度
进行实时无创监测。



1. 一种用于引导超声聚焦系统的射频线圈的设计方法,其特征在于包括以下步骤:

(1) 根据具体的磁场分布需求提出一目标磁场:设定靶组织表面的目标磁场是均匀的,并设定其大小为单位场强 1 亨利;设定所用线圈支撑壳体为圆柱面形;由于电流密度均分布于圆柱表面,因此在理论建模中只考虑旋转角方向和柱面长度轴方向的电流密度分量,且每一个电流密度分量仅以旋转角和柱面长度轴为自变量;

(2) 通过目标磁场求得线圈表面的电流密度:首先设定两个边界条件,1) 在柱面两端,柱面长度轴方向的电流密度分量为零,2) 在无线圈回路区域与线圈回路区域的两条交界线上,旋转角方向的电流密度分量为零;构造出电流密度的二重傅里叶级数形式为:

$$j_{\phi}(\phi', z') = \frac{1}{2} a_{m0} \sum_{m=1}^M \sin \frac{m\pi(\phi'+\alpha)}{2\alpha} + \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (a_{mn} \sin \frac{n\pi z'}{L} + b_{mn} \cos \frac{n\pi z'}{L}) \sin \frac{m\pi(\phi'+\alpha)}{2\alpha}$$

及

$$j_z(\phi', z') = \frac{1}{2} c_{0n} \sum_{n=1}^N \sin \frac{n\pi(z'+L)}{2L} + \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (c_{mn} \sin \frac{m\pi\phi'}{2\alpha} + d_{mn} \cos \frac{m\pi\phi'}{2\alpha}) \sin \frac{n\pi(z'+L)}{2L}$$

上式中, $j_{\phi}(\phi', z')$ 和 $j_z(\phi', z')$ 为圆柱表面上点 (ϕ', z') 处两个方向的电流密度分量,自变量为 ϕ' 和 z' ,柱面的长度为 $2L$,弧面缺口为 α , a_{mn} , b_{mn} , c_{mn} , d_{mn} , a_{m0} 和 c_{0n} 均为待定系数;由经典电动力学中的磁场与电流密度的关系式:

$$\vec{B} = \nabla \times \vec{A}$$

及

$$\nabla^2 \vec{A} + k^2 \vec{A} = -\mu_0 \vec{J}$$

将已设定的目标磁场以及电流密度的傅里叶级数形式代入上述关系式中,求得电流密度级数中的待定系数,从而得到电流密度的分布;

(3) 利用流函数技术将上述所求得的电流密度分布转换成连续的线圈回路排布,并对其离散化,使其能够在工程中实践;

(4) 对离散化后的线圈进行补偿优化。

2. 根据权利要求 1 所述的用于引导超声聚焦系统的射频线圈的设计方法,其特征在于:步骤 (3) 中,所述离散化为将线圈回路离散化为四个单环,并将其中每两个分别进行交叉串联构成两组 8 字形回路;步骤 (4) 中,所述补偿优化是在两个回路之间增加一路环形线圈,使其刚好补偿在离散化所造成的圆柱体中部磁场强度降低所导致均匀性变差的缺陷。

一种用于引导超声聚焦系统的射频线圈及其设计方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种磁共振成像技术,具体来说,是涉及一种在超声聚能热消融术中热消融参数精确测量的射频线圈结构。

背景技术

[0002] 超声聚能热消融技术(FUS)因具有良好的定向性,非侵入性及安全性,在临床治疗,尤其是肿瘤治疗方面备受关注。其机理是利用超声波的组织穿透性及可聚焦特性,将超声换能器发射的无数束低能超声波准确聚焦于体内靶组织,通过超声对组织的热效应使聚焦区域的组织瞬间发生凝固性坏死。因此,热消融手术的治疗效果与靶组织的温度密切相关,在治疗过程中,需要实时监测病变靶组织的温度变化,并根据温度变化对超声换能器发射的超声波进行控制和调整,最终达到治疗目的。

[0003] 在现有的人体组织温度监测技术中,磁共振温度敏感成像技术是实现无创实时监测靶组织温度的重要方法。该方法具有无创及安全等特点,与超声聚能热消融技术的非侵入性及安全性相合,也符合当前临床手术的微创趋势。

[0004] 目前,应用于临床的磁共振引导超声聚焦(MRgFUS)系统中,磁共振装置均为高场。高场磁共振的超导磁体内部空间非常狭小,而且磁体内部一般相对封闭,仅在首尾有开口,因此,当患者躺入超导磁体内时,医师没有足够的空间操作手术。此外,高场磁共振的成本相对较高,加之超声聚能治疗装置的造价也比较高,使得总体造价过高,因此这种监测治疗组合装置在实际中没有实用价值。

[0005] 相对而言,低场磁共振系统采用磁场方向垂直的永磁体,该磁体通常为U-形或C-形开放式结构,因此可在术中提供足够的操作空间。同时,低场磁共振系统的价格也比较低,便于在医疗机构中推广。

[0006] 然而,在低场磁共振系统中,由于其主磁场是垂直场,射频线圈装置在使用时,需要将线圈套住人体,但现有线圈装置的前面及背面均排布有线圈回路,无法为超声聚能设备提供治疗空间,因此需要对射频线圈装置重新设计,使其能够满足磁共振引导超声聚焦热消融手术的应用要求。

[0007] 现有的磁共振射频线圈设计方法中,逆方法是一重要的方法。在运用该方法设计线圈时,需要首先根据具体的磁场分布需求提出一目标场,并通过目标场求得线圈表面的电流密度,之后利用流函数技术来确定线圈回路排布,最后对其进行必要的离散化或简化,使其能够在工程中实践。由于逆方法本身的数值计算具有高度复杂性,因此在以往的逆方法设计射频线圈中,通常是将线圈支撑壳体假定为柱形或锥形,以方便建模,降低计算复杂性,然而,这种普通柱面或锥面的支撑壳体会使得计算所得的电流密度分布于整个壳体的表面,无法为超声聚能设备提供治疗空间。此外,在对由流函数求得的线圈回路排布进行离散化或简化之后,该回路排布所产生的磁场只能近似于目标场,因此需要对离散化后的线圈进行优化或补偿,然而,在以往的逆方法中,优化或补偿技术并未见报道。

发明内容

[0008] 针对上述问题,本发明提供一种用于引导超声聚焦系统的射频线圈及其设计方法。该射频线圈装置使低场磁共振设备与超声聚焦系统可以配合使用,并能为医师提供足够的手术操作空间,在热消融手术中实现对人体组织温度进行实时无创监测。

[0009] 本发明的第一个目的通过以下技术手段实现:一种用于引导超声聚焦系统的射频线圈,所用线圈支撑壳体为圆柱面;设有弧面缺口 α ,以便为超声聚焦设备预留空间;线圈回路排布于所述支撑壳体上,所述线圈回路包括两组8字形回路和一组环形补偿回路;所述两组8字形回路沿圆柱轴向平行排布,同一个8字形回路的两个环沿圆柱圆周方向排布;所述环形补偿回路排布于两组8字形回路正中间沿圆柱圆周方向排布;所述8字形回路交叉部分均设有绝缘垫;所述两组8字形回路在接入输出电路板时并联成一个通道;环形补偿线圈单独构成一个通道,并接入输出电路板将信号送出。

[0010] 所述弧面缺口 α 的角度大小由支撑壳体的半径及壳体所需缺口的尺寸来决定。

[0011] 本发明还可做以下改进:

[0012] 所述排布线圈为宽度10-20mm的紫铜带材料,在不影响工程实现及成像质量的前提下,可根据需求选用不同规格。

[0013] 所述射频线圈还包括设置于电路板上的去耦电路、调谐电路、匹配电路、去耦保护电路。

[0014] 所述去耦电路为电容量为20pF的高精度可变电容并联在两个通道之间,来去除之间的耦合;所述调谐电路采用LC串联谐振电路,并将多个电容并联以提高调试精度;所述匹配电路为在每个通道端口处设置50欧姆匹配电路,从而使线圈获得较高的信噪比;所述去耦保护电路为在每块电路板上设置由双向二极管及电感器构成的去耦保护电路,使接收线圈在发射线圈工作时处于失谐状态,从而避免前置放大器烧坏。

[0015] 所述线圈支撑壳体为无磁有机玻璃材料。

[0016] 所述线圈整体外部还设有一无磁绝缘材料制成的外壳,该外壳与支撑壳体扣合,共同将线圈包裹在二者形成的空间中,使患者不会接触线圈回路,保证线圈的安全性。

[0017] 所述支撑壳体与外壳均可分为两半,每一半之间设有搭扣机关相连,使线圈在使用时容易套住人体。

[0018] 所述圆柱面形线圈支撑壳体的半径为16cm,长度为34cm,圆柱面径向的弧面缺口为 120° ,并可根据实际需求对线圈尺寸进行扩展。

[0019] 本发明的第二个目的为提供一种用于引导超声聚焦系统的射频线圈的设计方法,包括以下步骤:

[0020] (1) 根据具体的磁场分布需求提出一目标磁场:由互易原理可知,射频接收线圈的性能优劣与该线圈结构作发射模式时产生的磁场均匀性有关,因此设定靶组织表面的目标磁场是均匀的,为了简化计算,并设定其大小为单位场强1亨利;设定所用线圈支撑壳体为圆柱面形;由于电流密度均分布于圆柱表面,因此在理论建模中只考虑旋转角方向和柱面长度轴方向的电流密度分量,且每一个电流密度分量仅以旋转角和柱面长度轴为自变量;

[0021] (2) 通过目标场求得线圈表面的电流密度:首先设定两个边界条件,1)在柱面两端,柱面长度轴方向的电流密度分量为零,2)在无线圈回路区域与线圈回路区域的两条交

界线上,旋转角方向的电流密度分量为零;构造出电流密度的二重傅里叶级数形式为:

$$[0022] \quad j_{\phi}(\phi', z') = \frac{1}{2} a_{m0} \sum_{m=1}^M \sin \frac{m\pi(\phi'+\alpha)}{2\alpha} + \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (a_{mn} \sin \frac{n\pi z'}{L} + b_{mn} \cos \frac{n\pi z'}{L}) \sin \frac{m\pi(\phi'+\alpha)}{2\alpha}$$

[0023] 及

$$[0024] \quad j_z(\phi', z') = \frac{1}{2} c_{0n} \sum_{n=1}^N \sin \frac{n\pi(z'+L)}{2L} + \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (c_{mn} \sin \frac{m\pi\phi'}{2\alpha} + d_{mn} \cos \frac{m\pi\phi'}{2\alpha}) \sin \frac{n\pi(z'+L)}{2L}$$

[0025] 上式中, $j_{\phi}(\phi', z')$ 和 $j_z(\phi', z')$ 为圆柱表面上点 (ϕ', z') 处两个方向的电流密度分量, 自变量为 ϕ' 和 z' , 柱面的长度为 $2L$, 弧面缺口为 α , $a_{mn}, b_{mn}, c_{mn}, d_{mn}, a_{m0}$ 和 c_{0n} 均为待定系数; 由经典电动力学中的磁场与电流密度的关系式:

$$[0026] \quad \vec{B} = \nabla \times \vec{A}$$

[0027] 及

$$[0028] \quad \nabla^2 \vec{A} + k^2 \vec{A} = -\mu_0 \vec{J}$$

[0029] 将已设定的目标磁场以及电流密度的傅里叶级数形式代入上述关系式中, 求得电流密度级数中的待定系数, 从而得到电流密度的分布;

[0030] (3) 利用流函数技术将上述所求得的电流密度分布转换成连续的线圈回路排布, 并对其进行离散化, 使其能够在工程中实践;

[0031] (4) 对离散化后的线圈进行补偿优化。应用本发明的用于引导超声聚焦系统的射频线圈的设计方法, 在低场磁共振系统中, 主磁场方向为垂直方向。

[0032] 本发明还可做以下改进:

[0033] 步骤 (3) 中, 所述离散化为将线圈回路离散化为四个单环, 并将其中每两个分别进行交叉串联构成两组 8 字形回路, 用于接收矢状面法线方向上的 FID 信号; 步骤 (4) 中, 所述补偿优化是在两个回路之间增加一路环形线圈, 使其刚好补偿在离散化所造成的圆柱体中部磁场强度降低所导致均匀性变差的缺陷, 用于接收冠状面法线方向上的 FID 信号。

[0034] 与现有技术相比, 本发明具有的有益效果为:

[0035] 1) 本发明的一种射频线圈, 应用于低场磁共振引导超声聚焦系统, 该线圈结构结合各功能电路, 使低场磁共振设备与超声聚焦系统可以配合使用, 并能为医师提供足够的手术操作空间, 在热消融手术中实现对人体组织温度进行实时无创监测。

[0036] 2) 本发明提供的射频线圈在与低场磁共振系统配套使用时, 不仅可以引导超声聚焦系统, 还可以引导其他设备, 比如微波消融射频等, 具有广泛的用途。

[0037] 3) 本发明提供的射频线圈与低场磁共振系统配合使用, 与高场磁共振系统相比, 使设备的总造价大大降低, 适于在医疗机构中广泛地推广。

[0038] 4) 本发明提供的用于引导超声聚焦系统的射频线圈的设计方法, 创造性地加入了双边界条件, 从而使得计算所得的电流密度分布于给定的支撑壳体表面, 为超声聚能设备提供治疗空间。

[0039] 5) 本发明提供的用于引导超声聚焦系统的射频线圈的设计方法, 在实施离散化步骤后, 还对其进行补偿优化, 使所设计的射频线圈性能大大提高, 具有更大的应用前景。

附图说明

[0040] 图 1 是设计方法中建模坐标示例图;

[0041] 图 2 是线圈回路排布图；

[0042] 图 3 是对线圈回路离散化后，线圈所产生的磁场强度曲线；

[0043] 图 4 是对线圈补偿优化处理后，线圈所产生的磁场强度曲线；

[0044] 图 5 是基于本发明所述方法设计的线圈立体结构正面示意图；

[0045] 图 6 是基于本发明所述方法设计的线圈立体结构后视面示意图；

[0046] 图 7 是采用实施例 2 的线圈结构低场磁共振的水模图像；

[0047] 图 8 是采用实施例 2 的线圈结构低场磁共振的人体图像。

[0048] 图中：1. 支撑壳体；2. 8 字形回路一；3. 8 字形回路二；4. 补偿回路；5. 电路板一；6. 电路板二；7. 电路板三；8. 绝缘垫；9. 环形实线；10. 环形虚线；11. 星线一；12. 星线二；13. 星线三；14. 星线四。

具体实施方式

[0049] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步地详细说明，但并不对本发明造成任何限制。

[0050] 实施例 1

[0051] 按照本发明提供一种用于引导超声聚焦系统的射频线圈的设计方法设计射频线圈，过程如下：

[0052] (1) 根据具体的磁场分布需求提出一目标磁场：由互易原理可知，射频接收线圈的性能优劣与该线圈结构作发射模式时产生的磁场均匀性有关，因此设定靶组织表面的目标磁场是均匀的，为了简化计算，并设定其大小为单位场强 1 亨利；设定所用线圈支撑壳体为圆柱面形；由于电流密度均分布于圆柱表面，因此在理论建模中只考虑旋转角方向和柱面长度轴方向的电流密度分量，且每一个电流密度分量仅以旋转角和柱面长度轴为自变量；

[0053] 如图 1 所示的建模坐标示例图。由于在临床上，需要为超声聚焦设备预留直径至少为 27cm 的圆形区域空间，而我们的圆柱面形线圈支撑壳体的半径选定为 16cm，因此，这里我们确定弧面缺口为 120° ，这样在支撑壳体所形成的缺口为 $16*2*\sin(120/2)$ ，略大于 27cm。线圈支撑壳体为圆柱面，且在圆柱面径向有 120° 弧面缺口，以便为超声聚焦设备预留空间。并将主磁场方向设定为 x 轴方向，支撑壳体的轴线方向设定为 z 轴方向。由于目前超声聚焦热消融手术获得批准的临床应用部位只限于盆腔内组织，且子宫肌瘤非常适合热消融手术，故本发明以子宫作为靶组织器官，为了简化模型，选用球体来近似建模，并设定球体表面的目标场均匀一致，均为单位场强。

[0054] (2) 通过目标场求得线圈表面的电流密度：首先设定两个边界条件，1) 在柱面两端，柱面长度轴方向的电流密度分量为零，2) 在无线圈回路区域与线圈回路区域的两条交界线上，旋转角方向的电流密度分量为零，构造出电流密度的二重傅里叶级数形式为：

$$[0055] \quad j_\phi(\phi', z') = \frac{1}{2} a_{m0} \sum_{m=1}^M \sin \frac{m\pi(\phi' + \alpha)}{2\alpha} + \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (a_{mn} \sin \frac{n\pi z'}{L} + b_{mn} \cos \frac{n\pi z'}{L}) \sin \frac{m\pi(\phi' + \alpha)}{2\alpha}$$

[0056] 及

$$[0057] \quad j_z(\phi', z') = \frac{1}{2} c_{0n} \sum_{n=1}^N \sin \frac{n\pi(z' + L)}{2L} + \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (c_{mn} \sin \frac{m\pi\phi'}{2\alpha} + d_{mn} \cos \frac{m\pi\phi'}{2\alpha}) \sin \frac{n\pi(z' + L)}{2L}$$

[0058] 上式中， $j_\phi(\phi', z')$ 和 $j_z(\phi', z')$ 为圆柱表面上点 (ϕ', z') 处两个方

向的电流密度分量,自变量为 ϕ' 和 z' ,柱面的长度为 $2L$,弧面缺口为 α , a_{mn} , b_{mn} , c_{mn} , d_{mn} , a_{m0} 和 c_{0n} 均为待定系数;由经典电动力学中的磁场与电流密度的关系式:

$$[0059] \quad \vec{B} = \nabla \times \vec{A}$$

[0060] 及

$$[0061] \quad \nabla^2 \vec{A} + k^2 \vec{A} = -\mu_0 \vec{J}$$

[0062] 将已设定的目标磁场以及电流密度的傅里叶级数形式代入上述关系式中,求得电流密度级数中的待定系数,从而得到电流密度的分布;

[0063] (3) 利用流函数技术将上述所求得的电流密度分布转换成连续的线圈回路排布,并对其进行离散化,如图 2 所示线圈回路排布图,图中的横坐标是图 1 中柱面的母线沿素线的旋转角,纵坐标即图 1 中的 z 轴坐标,因此,图 2 相当于是将图 1 中的柱面展开成一平面。图中环形实线 9 和环形虚线 10 是由流函数所得到的线圈回路排布,实际上,运用流函数所得到的线圈回路排布是连续的,图中只显示了 5 条。虚线表示其回路上的电流方向与蓝色实线上的电流方向相反。最终将由流函数所得到的线圈回路排布进行离散化为四个单环,并将其中每两个分别进行交叉串联构成两组 8 字形回路。如图中星线 (11、12、13、14) 所示。

[0064] (4) 对离散化后的线圈进行补偿优化。所述补偿优化是在两个回路之间增加一路环形线圈,使其刚好补偿在离散化所造成的圆柱体中部磁场强度降低所导致均匀性变差的缺陷。如图 3、4 所示,分别为线圈补偿优化处理前后,线圈沿 z 轴所产生的磁场强度曲线,二图中感兴趣区域 (ROI) 均为 $-7.5\text{cm} < z < 7.5\text{cm}$,目标场场强均为单位场强 1。如图 3 所示,在线圈优化处理前,线圈沿 z 轴所产生的磁场强度曲线的均匀性较差,磁场强度也不好,尤其在 $z = 0\text{cm}$ 处,磁场强度刚过 0.8。在经过线圈优化处理后,线圈沿 z 轴所产生的磁场强度曲线的均匀性明显改善,磁场强度也大大提高,如图 4 所示。

[0065] 实施例 2

[0066] 根据实施例 1 的方法设计的射频线圈立体结构如图 5 所示,包括无磁有机玻璃材料制成的支撑壳体,支撑壳体表面所排布线圈选用宽度为 15mm 的紫铜带材料。线圈回路包括两组 8 字形回路 (2、3),及环形补偿回路 4。两组 8 字形回路按照图 2 中星线 (11、12、13、14) 排布,环形补偿回路 4 排布在两组 8 字形回路正中间,即柱面正中环线上。环形补偿回路将射频线圈的底部弧面缺口分为左右两部分,在临床热消融手术中,可以根据需要将超声聚能设备放置在其中一个部分。在两组 8 字形回路交叉部分均有绝缘垫 8。两组 8 字形回路在接入输出电路板 (5、6) 时并联成一个通道,环形补偿线圈单独构成一个通道,并接入输出电路板将信号送出 7。

[0067] 在图 5 所示的射频线圈结构中还包括了常用的各种功能电路,其中有去耦电路,调谐电路,匹配电路,去耦保护电路,其均设置在电路板上。去耦电路是去除不同通道之间的耦合,在本发明中,选用电容量为 20pF 的高精度可变电容并联在两个通道之间,来去除之间的耦合。为了使每个回路都达到所需的共振频率,需要选择合适的电容来构成调谐电路,本发明采用 LC 串联谐振电路,并将多个电容并联以提高调试精度。在每个通道端口处均设置有 50 欧姆匹配电路,从而使线圈获得较高的信噪比。此外,在每块电路板上均设置由双向二极管及电感器构成的去耦保护电路,使接收线圈在发射线圈工作时处于失谐状态,从而避免前置放大器烧坏。

[0068] 实施例 3

[0069] 采用实施例 2 所设计的射频线圈进行低场磁共振的水模测试, 所得图像如图 6 所示。其中, 所使用成像设备为 0.4T 永磁开放式磁共振成像系统, 型号规格: OPER-0.4; 产品标准号: YZB/ 国 0228-2008。采用下列具体参数:

[0070]

序列	SE
TR	350ms
TE	10ms
FA	90°
扫描矩阵	256×192
层厚	10mm
FOV	360mm×360mm
扫描次数	1

[0071] 从图 6 中可以看出, 基于本发明所述的方法设计的射频线圈结构应用于低场磁共振系统中, 所扫描得到的水模图像亮度均匀, 说明利用本发明所提供的方法来设计射频线圈能够很好地完成成像功能。

[0072] 采用实施例 2 所设计的射频线圈进行低场磁共振的人体图像扫描测试, 所得图像如图 7 所示。其中, 采用下列具体参数:

[0073]

序列	GRE
TR	400ms
TE	18ms
FA	90°
扫描矩阵	256×192
层厚	10mm
FOV	360mm×360mm
扫描次数	1

[0074] 从图 7 中可以看出, 基于本发明所述的方法设计的射频线圈结构应用于低场磁共振系统中, 所扫描得到的人体图像完全满足临床要求。

[0075] 本发明的实施方式不限于此, 根据本发明的上述内容, 按照本领域的普通技术知识和惯用手段, 在不脱离本发明上述基本技术思想前提下, 均落在本发明权利保护范围之内。

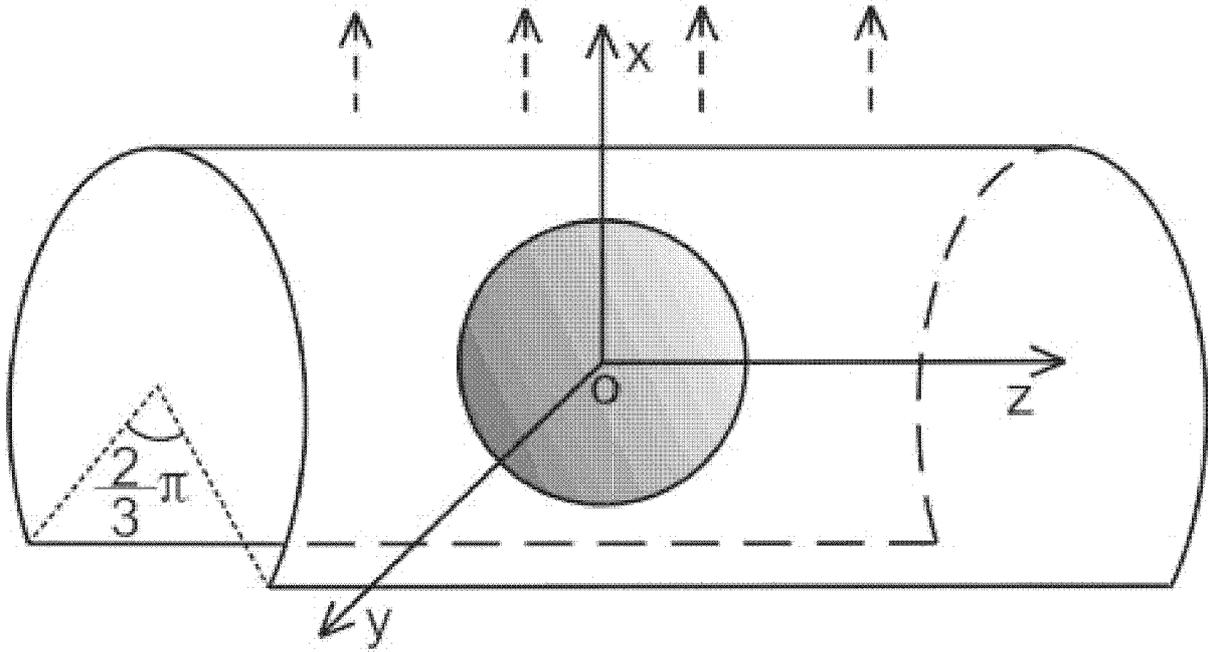


图 1

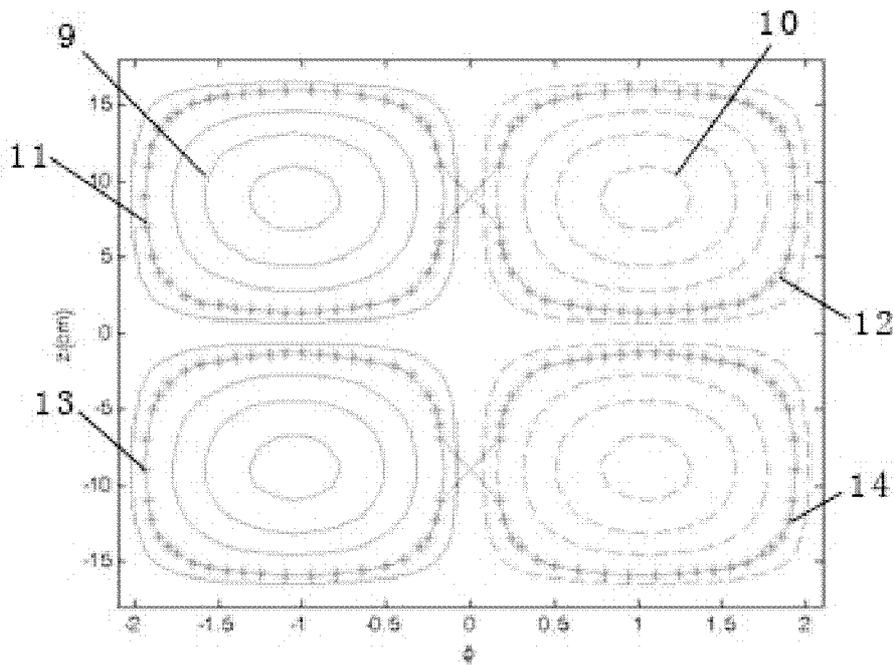


图 2

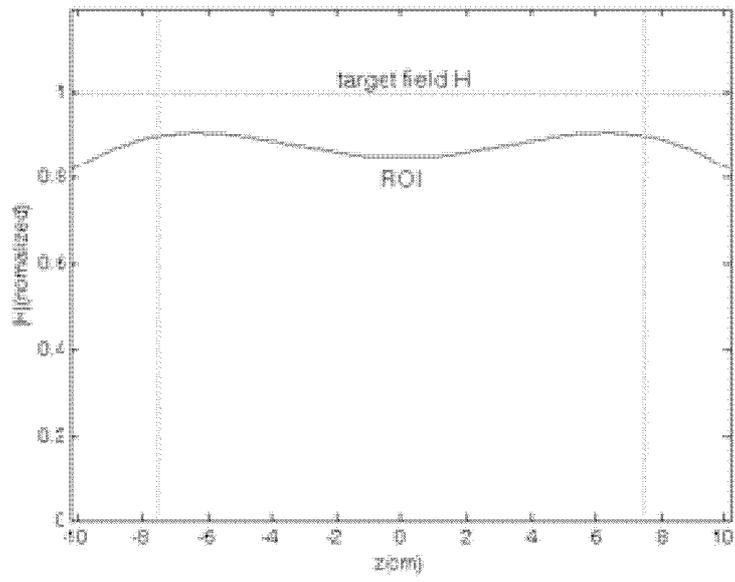


图 3

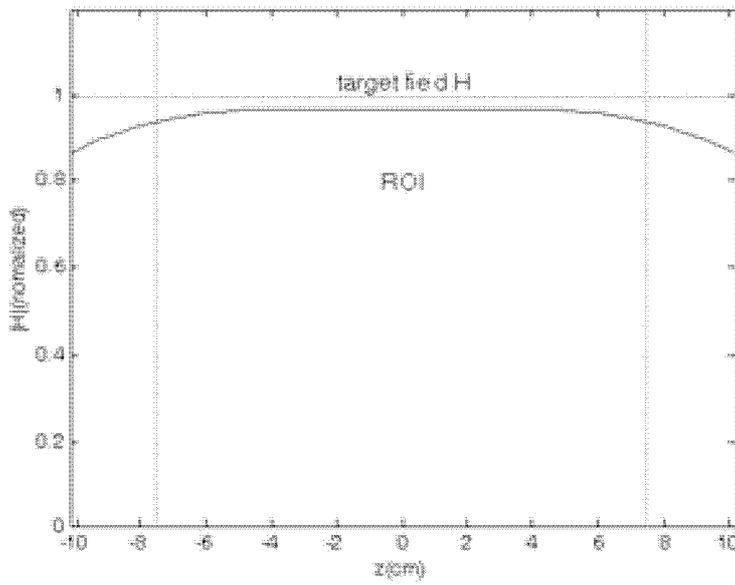


图 4

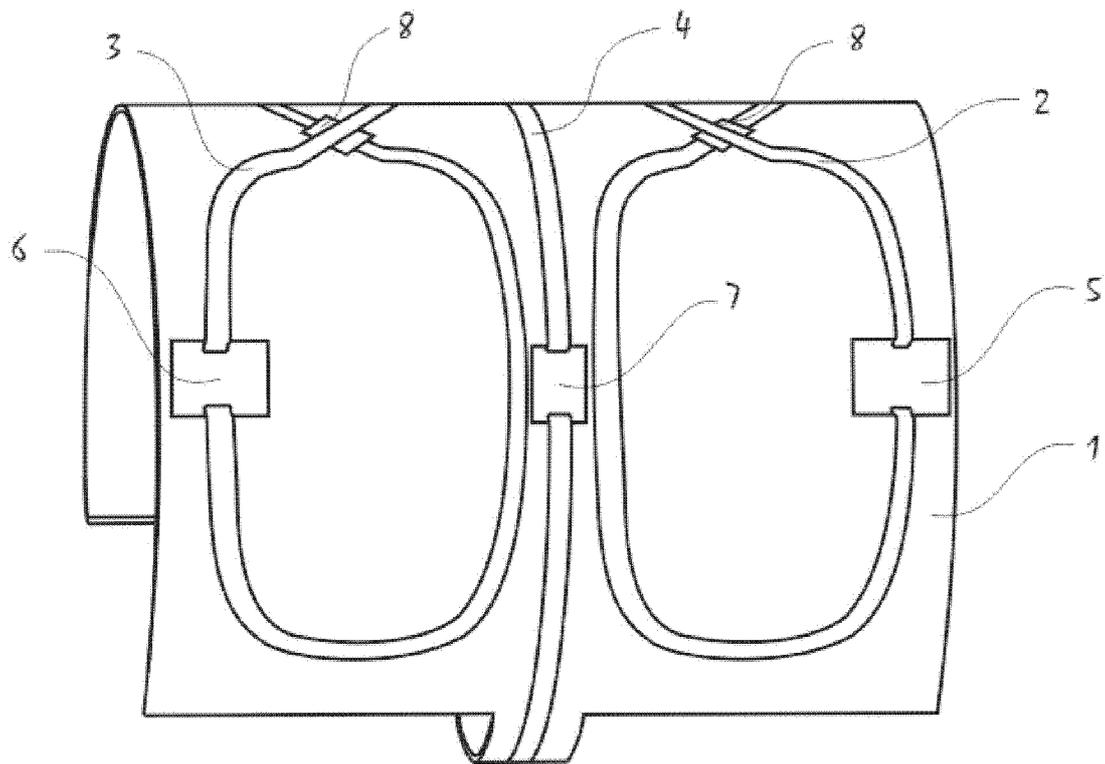


图 5

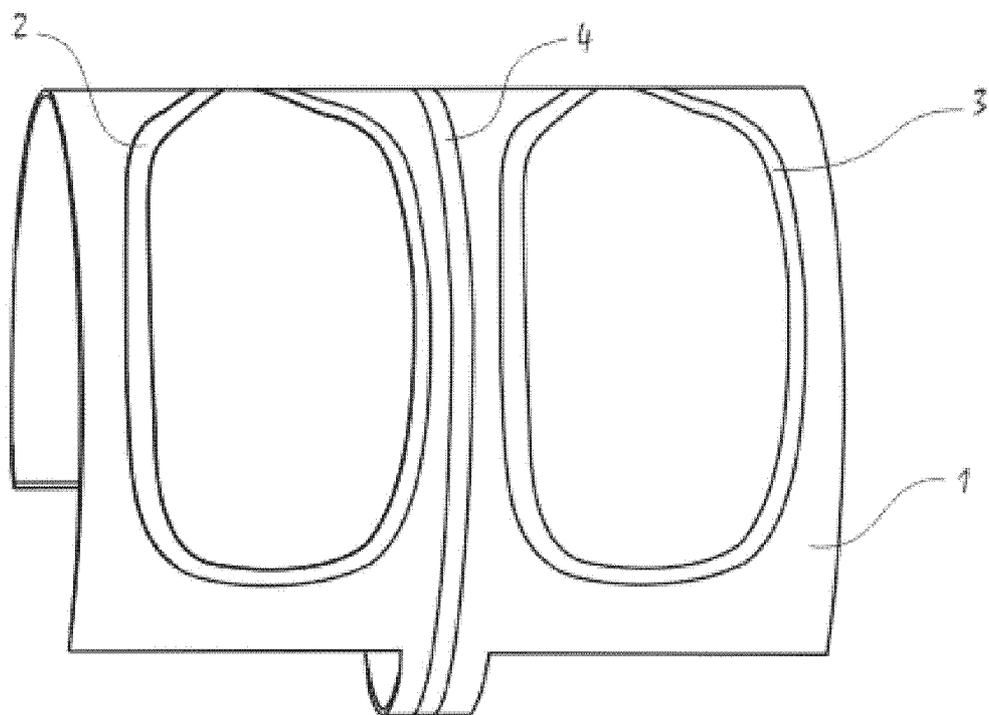


图 6

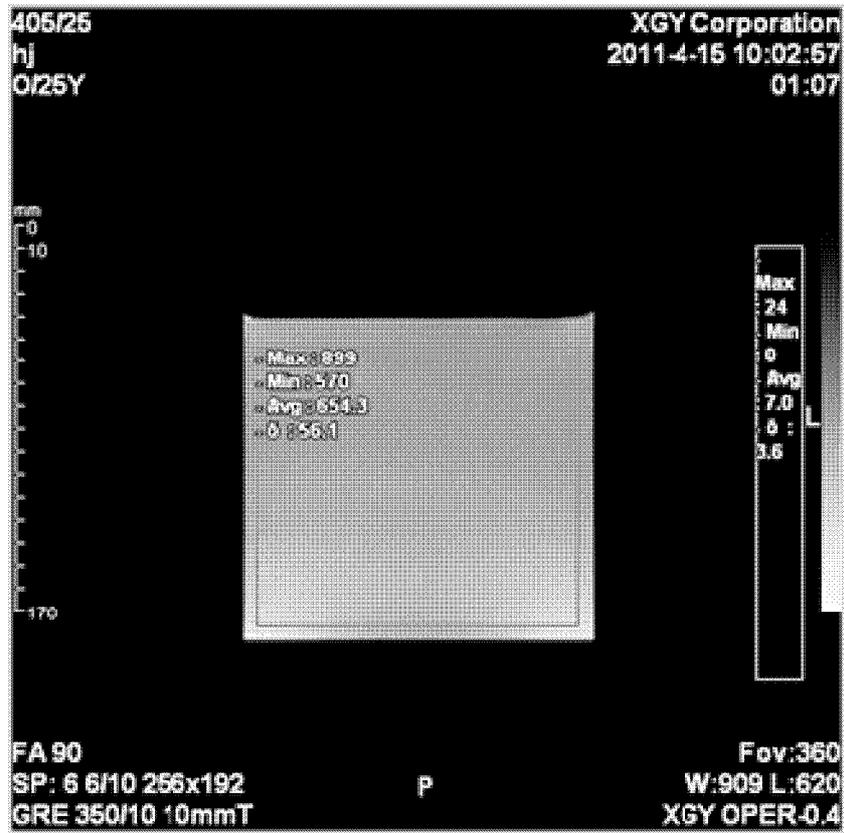


图 7



图 8