



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102576059 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 11

(21) 申请号 201080036894. X

A61B 5/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2010. 08. 17

A61N 1/372 (2006. 01)

(30) 优先权数据

61/235, 386 2009. 08. 20 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 02. 20

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2010/045699 2010. 08. 17

(87) PCT申请的公布数据

W02011/022356 EN 2011. 02. 24

(71) 申请人 MED-EL 电气医疗器械有限公司

地址 奥地利因斯布鲁克

(72) 发明人 马丁·西默林 约瑟夫·保珈特纳尔

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 戚传江 穆德骏

(51) Int. Cl.

G01R 33/28 (2006. 01)

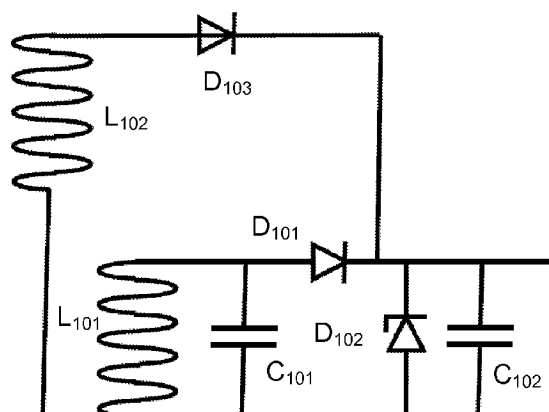
权利要求书 2 页 说明书 3 页 附图 2 页

(54) 发明名称

MRI 安全植入电子装置

(57) 摘要

描述了一种用于可植入电子系统的电源布置。MRI 电源布置与可植入电源电路协作以在磁共振成像 (MRI) 过程中为植入电路提供高输出阻抗。



1. 一种用于可植入电子系统的电源布置,包括:

与可植入电源电路协作并在磁共振成像 (MRI) 过程中为植入电路提供高输出阻抗的 MRI 电源布置。

2. 根据权利要求 1 所述的电源布置,其中所述 MRI 电源布置包括耦合至所述可植入电源电路的可植入 MRI 电源电路,所述可植入 MRI 电源电路用于在 MRI 过程中为所述植入电路提供电源电压。

3. 根据权利要求 1 所述的电源布置,其中所述 MRI 电源布置包括耦合至所述可植入电源电路的外部 MRI 电源电路,所述外部 MRI 电源电路用于在 MRI 过程中为所述植入电路提供电源电压。

4. 根据权利要求 3 所述的电源布置,其中所述外部 MRI 电源电路是电池供电的。

5. 根据权利要求 3 所述的电源布置,其中所述外部 MRI 电源电路是由 MRI 过程中产生的 RF 脉冲供电的。

6. 根据权利要求 3 所述的电源布置,还包括:

外部保持磁铁,所述外部保持磁铁与相应的植入磁铁协作以相对于所述可植入电源电路建立所述外部 MRI 电源电路的校正位置。

7. 根据权利要求 6 所述的电源布置,其中所述外部保持磁铁是可拆卸的。

8. 根据权利要求 1 所述的电源布置,其中所述植入电路用于耳蜗植入系统。

9. 一种为可植入电子系统提供电能的方法,该方法包括:

使 MRI 电源布置与可植入电源电路协作以在磁共振成像 (MRI) 过程中为植入电路提供高输出阻抗。

10. 根据权利要求 9 所述的方法,其中所述 MRI 电源布置包括耦合至所述可植入电源电路的可植入 MRI 电源电路,所述可植入 MRI 电源电路用于在 MRI 过程中为所述植入电路提供电源电压。

11. 根据权利要求 9 所述的方法,其中所述 MRI 电源布置包括耦合至所述可植入电源电路的外部 MRI 电源电路,所述外部 MRI 电源电路用于在 MRI 过程中为所述植入电路提供电源电压。

12. 根据权利要求 11 所述的方法,其中所述外部 MRI 电源电路被布置为由电池供电。

13. 根据权利要求 11 所述的方法,其中所述外部 MRI 电源电路被布置为由 MRI 过程中产生的 RF 脉冲供电。

14. 根据权利要求 11 所述的方法,还包括:

使外部保持磁铁与相应的植入磁铁协作以相对于所述可植入电源电路建立所述外部 MRI 电源电路的校正位置。

15. 根据权利要求 14 所述的方法,其中所述外部保持磁铁是可拆卸的。

16. 根据权利要求 9 所述的方法,其中所述植入电路用于耳蜗植入系统。

17. 一种用于可植入系统的电源布置,包括:

用于使 MRI 电源布置与可植入电源电路协作以在磁共振成像 (MRI) 过程中为植入电路提供高输出阻抗的装置。

18. 根据权利要求 17 所述的电源布置,其中所述 MRI 电源布置包括耦合至所述可植入电源电路的可植入 MRI 电源电路,所述可植入 MRI 电源电路用于在 MRI 过程中为所述植入

电路提供电源电压。

19. 根据权利要求 17 所述的电源布置,其中所述 MRI 电源布置包括耦合至所述可植入电源电路的外部 MRI 电源电路,所述外部 MRI 电源电路用于在 MRI 过程中为所述植入电路提供电源电压。

20. 根据权利要求 19 所述的电源布置,其中所述外部 MRI 电源电路被布置为由电池供电的。

21. 根据权利要求 19 所述的电源布置,其中所述外部 MRI 电源电路被布置为由 MRI 过程中产生的 RF 脉冲供电。

22. 根据权利要求 19 所述的电源布置,还包括:

用于使外部保持磁铁与相应的植入磁铁协作以相对于所述可植入电源电路建立所述外部 MRI 电源电路的校正位置的装置。

23. 根据权利要求 22 所述的电源布置,其中所述外部保持磁铁是可拆卸的。

24. 根据权利要求 17 所述的电源布置,其中所述植入电路用于耳蜗植入系统。

MRI 安全植入电子装置

[0001] 本申请要求 2009 年 8 月 20 日提交的美国临时专利申请 61/235,386 的优先权,在此并入其全部内容作为参考。

技术领域

[0002] 本发明涉及可植入医疗装置,具体地,涉及提高这些装置与磁共振成像 (MRI) 一起使用时的安全性。

背景技术

[0003] 广泛应用的磁共振成像 (MRI) 技术对于具有诸如耳蜗植入系统的可植入电子装置的患者,可能对患者和 / 或植入装置两者造成各种风险。例如,在具有细长电极的植入装置中,与感应 RF 脉冲和转换梯度场的相互作用会导致在电极触点处产生 MRI 感应加热,这对于诸如心脏起搏器、脊髓刺激器以及深脑刺激器中的较长的植入电极来说特别危险。对于耳蜗植入装置来说,这些潜在危险可能较低,因为其电极相对短。MRI 感应电流还可导致目标神经组织的无意识刺激。在最好的情况下,这仅会使患者略微不适 (例如具有耳蜗植入装置的患者会在 MRI 过程中产生无意识听觉)。在最坏的情况下,这种无意识刺激可能会产生潜在危险 (例如对具有深脑刺激器的患者而言)。MRI 感应效应的强度取决于多种因素,诸如电极长度、电极触点尺寸、MRI 设备以及 MRI 的使用顺序。电极电路的阻抗、电感和电容以及刺激器外壳也对这些效应的强度产生重要影响。

[0004] 电极电路中的阻抗是电极阻抗、布线阻抗以及通常由 CMOS 开关和晶体管构成的电子输出电路的阻抗之和。这些半导体的阻抗在植入装置没有电源时相对不确定,诸如当外部电源部件在执行 MRI 之前因安全原因而被移除时。没有电源,这些半导体通常起到二极管的作用,从而整流由电极电路拾取的信号,诸如在 MRI 过程中的 RF 信号脉冲。这些寄生信号 (1.5 特的回旋频率 (larmor frequency), MR 扫描器是 63.9MHz) 仅由二极管的电容限制,而该电容通常约为 10pF 的数量级。

[0005] 当前,与 MRI 有关的电极和细长植入结构的加热可通过禁止对具有这些植入装置的患者使用 MRI 来避免。这可以是完全禁止 MRI 或仅允许使用低场 MRI 和 / 或低 SAR 值的部分限制。替代地或另外地,电极线圈可用于提高与 MRI 有关的安全性。

发明内容

[0006] 本发明的实施例涉及用于诸如耳蜗植入系统的可植入电子系统的电源布置。MRI 电源布置与可植入电源电路协作,从而在磁共振成像 (MRI) 过程中为植入电路提供高输出阻抗。

[0007] 在另外的特定实施例中, MRI 电源布置可包括耦合至可植入电源电路的可植入 MRI 电源电路,其用于在 MRI 过程中将电源电压提供给植入电路。

[0008] 在其他特定实施例中, MRI 电源布置可包括耦合至可植入电源电路的外部 MRI 电源电路,其用于在 MRI 过程中将电源电压提供给植入电路。外部 MRI 电源电路可以是电池

供电或由 MRI 过程中产生的 RF 脉冲供电。还可具有可拆卸外部保持磁铁,用于与相应的植入磁铁协作,从而相对于可植入电源电路建立外部 MRI 电源电路的校正位置。

附图说明

[0009] 图 1 示出根据一个实施例的可植入 MRI 电源电路的部件,其耦合至可植入电源电路,用于在 MRI 过程中将电源电压提供给植入电路。

[0010] 图 2 示出由 MRI 过程中产生的 RF 脉冲供电的外部 MRI 电源电路的一个实施例。

[0011] 图 3 示出由电池供电的外部 MRI 电源电路的一个实施例。

[0012] 图 4 示出具有可拆卸的磁铁和头带的外部 MRI 电源的一个实施例。

具体实施方式

[0013] 本发明的实施例涉及用于诸如耳蜗植入系统的可植入电子系统的电源布置。MRI 电源布置与可植入电源电路协作以在磁共振成像 (MRI) 过程中为植入电路提供高输出阻抗。更具体地,利用在 MRI 过程中存在的时不变磁场产生用于植入电子电路的足够的电源,以便半导体输出在 MRI 过程中处于良好设定的高阻抗状态。这致使可植入系统在 RF 感应电极加热和电流方面具有改善的 MRI 安全性。

[0014] 许多有源可植入医疗装置 (AIMD) 是部分或全部可植入的,且它们包括通过皮肤传递信号的可植入线圈,其将电能提供至一个或多个植入电子电路(且其通常还包括与本讨论无关的数据部件)。

[0015] 图 1 示出一种方法,其基于耦合至主植入电源电路的可植入 MRI 电源布置,该主植入电源电路在 MRI 过程中不需要外部线圈来将电能提供给植入装置。一般来说,外部产生的 RF 电信号由植入接收线圈 L_{101} 接收,其与并联的电容 C_{101} 构成谐振电路。肖特基二极管 D_{101} 整流 L_{101}/C_{101} 谐振电路中存在的 RF 信号以放大主植入电源电压,该主植入电源电压由输出电容 C_{102} 滤波。齐纳二极管 D_{102} 提供过压保护。为该主电源电路加入一种新的可植入 MRI 电源电路,其中 MRI 的电感 L_{102} 具有宽带电感耦合特性,以从 MR 扫描器场的宽范围内感测 RF 脉冲。MRI 整流二极管 D_{103} 放大接收的脉冲以在 MRI 过程中产生植入电源电压,该植入电源电压足够高以使植入电路的半导体输出在 MRI 过程中进入良好限定的高阻抗状态。

[0016] 虽然基于可植入 MRI 电源电路的实施例对于新的植入系统是有用的,但当前仍然有许多已经使用的已有植入系统,其中并未置入这种保护电路。对于上述已有系统来说,可使用外部 MRI 电源。图 2 示出在 MRI 过程中使用的外部 MRI 电源电路的一个实施例,该外部 MRI 电源电路放置在植入电路之上的皮肤上且将 RF 脉冲的能量转换成通过皮肤传递的信号,且该信号适于在植入装置中产生足够高的电源电压。由 MRI 过程中产生的 RF 脉冲供电的布置如下: MRI 电感 L_{201} 从 MRI 扫描器场感测 RF 脉冲,且 MRI 二极管 D_{201} 整流该脉冲以产生用于从外部发射器电路通过皮肤感应传输至植入接收器线圈的外部电信号。齐纳二极管 D_{202} 提供过压保护。该 MRI 信号由植入电路放大以在 MRI 过程中产生植入电源电压,该电源电压足够高以使植入电路的半导体输出在 MRI 过程中进入良好限定的高阻抗状态。

[0017] 图 3 示出在 MRI 过程中使用的另一外部 MRI 电源电路的实施例,其是电池供电的并包括放置在植入电路之上的皮肤上的外部线圈。外部电池供电的线圈产生通过皮肤传递的信号,且该信号适于在植入装置中产生足够高的电源电压,以使植入电路的半导体输出

在 MRI 过程中进入良好限定的高阻抗状态。

[0018] 图 4 示出在 MRI 过程中使用的如图 2 或图 3 中的外部 MRI 发射线圈 401 的一个实施例,其还包括可拆卸外部保持磁铁 402 以及头带 403。在 MRI 进行之前,这种附接有可拆卸外部保持磁铁 402 的外部发射线圈 401 将放置在植入接收线圈之上,从而与相应的植入磁铁协作以相对于可植入电源电路建立外部 MRI 发射线圈 401 的校正位置。头带 403 随后围绕头部附接以在校正位置上固定外部 MRI 发射线圈 401,此后,可以卸下可拆卸外部保持磁铁 402,且可以执行 MRI。

[0019] 用于 MRI 电源电压而感应地传递至植入装置的 MRI 电能信号可以任意若干不同方式产生。例如,特定实施例可以基于频率转换器(例如分频器或倍频器)的使用。替代地或另外地,外部宽带接收器可用于将 MRI RF 信号转换成 DC 电压(例如通过整流和低通滤波),该 DC 电压可用于驱动在感应链路的频率下运行的振荡器。

[0020] 虽然已经公开的本发明的各种示例性实施例,但对于本领域技术人员来说显而易见的是在不脱离本发明的真正范围的情况下可对本发明进行各种改变和修改,从而实现本发明的某些优点。

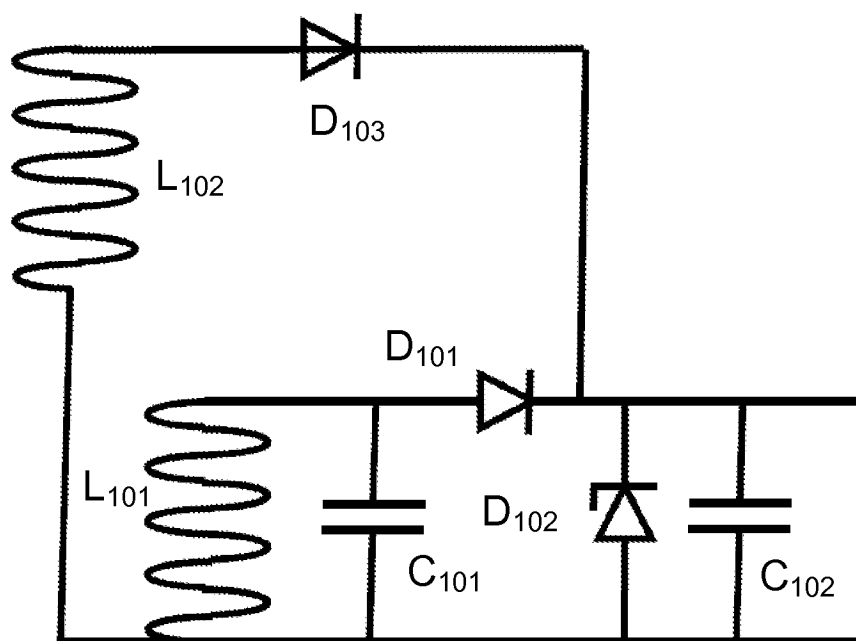


图 1

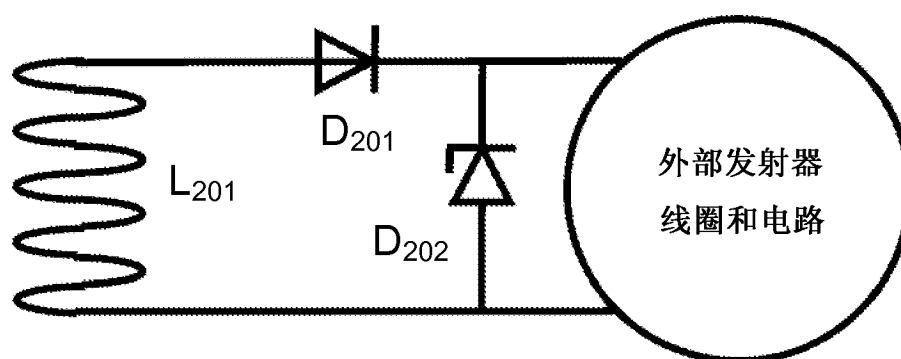


图 2

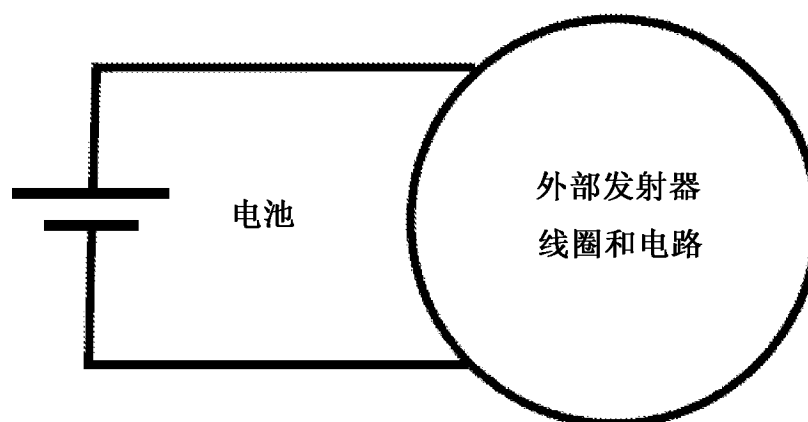


图 3

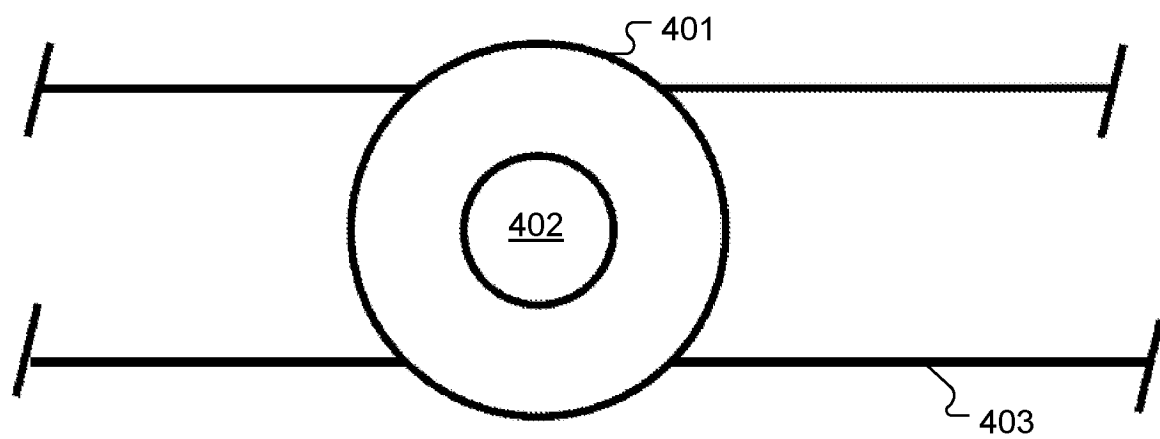


图 4

专利名称(译)	MRI安全植入电子装置		
公开(公告)号	CN102576059A	公开(公告)日	2012-07-11
申请号	CN201080036894.X	申请日	2010-08-17
[标]申请(专利权)人(译)	MED-EL 电气医疗器械有限公司		
申请(专利权)人(译)	MED-EL 电气医疗器械有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	MED-EL 电气医疗器械有限公司		
[标]发明人	马丁西默林 约瑟夫保珈特纳尔		
发明人	马丁·西默林 约瑟夫·保珈特纳尔		
IPC分类号	G01R33/28 A61B5/00 A61N1/372		
CPC分类号	A61N1/3718 G01R33/285 G01R33/288 H04R2225/67 H04R2225/49 H02J7/025 A61N1/378 A61B5/0031 A61N1/086 H02J7/00034 A61N1/0541 A61N1/3787 H02J50/12 H02J50/90		
优先权	61/235386 2009-08-20 US		
其他公开文献	CN102576059B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

描述了一种用于可植入电子系统的电源布置。MRI电源布置与可植入电源电路协作以在磁共振成像(MRI)过程中为植入电路提供高输出阻抗。

