



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103959081 B

(45)授权公告日 2018.03.30

(21)申请号 201280057464.5

(22)申请日 2012.11.22

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103959081 A

(43)申请公布日 2014.07.30

(30)优先权数据
11190077.5 2011.11.22 EP
61/562,477 2011.11.22 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.05.22

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2012/056621 2012.11.22

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/076677 EN 2013.05.30

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 S·魏斯 O·利普斯 B·戴维

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 陈松涛

(51)Int.Cl.
G01R 33/28(2006.01)

(56)对比文件
WO 2011051094 A1, 2011.05.05,
CN 1404108 A, 2003.03.19,
CN 101084450 A, 2007.12.05,
EP 2067501 A2, 2009.06.10,
CN 101495881 A, 2009.07.29,

审查员 宋婉甜

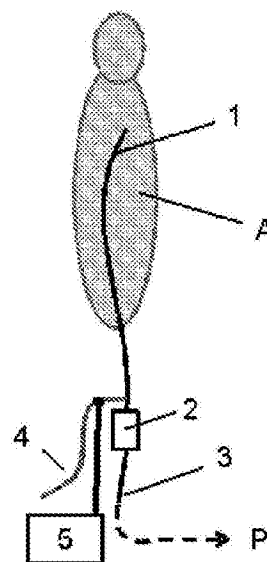
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

在MRI装置中使用的RF安全的介入式或非介入式仪器

(57)摘要

公开了一种RF安全的介入式或非介入式仪器,用于在检查对象(A)的MR成像或MR检查期间使用,所述仪器由至少一个纵向或细长的导电元件(1、3)构成或者包括所述导电元件,其特别是用于馈送电信号的导体或导线或线路的形式,或者仪器自身或者其组件或部件的不用于馈送电信号但却导电的形式,其中,所有这种元件都受到在仪器或元件暴露于在借助MR成像装置的MR成像或MR检查期间所产生的RF/MR激励场时在元件中感应的RF共模电流。通过借助阻尼元件(4、6)增大由导体(1、3)表示的振荡器的能量损耗,以防止或限制在导体(1、3)处或其周围的检查对象(A)的RF加热,从而使得仪器RF安全。



1. 一种在MR成像装置中的RF安全的仪器,所述仪器包括:受到RF共模电流的导体(1、3),和被大致设置在沿所述导体(1、3)的所述RF共模的RF电场强度出现的位置处的至少一个电性阻尼元件(4、4a、4b、6),其中,所述阻尼元件(4、4a、4b、6)被选择为对所述导体(1、3)上的所述RF共模电流或所述RF电场强度进行衰减或抑制的导线延伸(4)的形式的电阻性负载或电介质负载,

其中,当所述阻尼元件是所述导线延伸的形式的电阻性负载时,所述导线延伸的一端与所述导体(1、3)电连接而其另一端保持电开路,或者所述导线延伸与所述导体(1、3)电感耦合;

当所述阻尼元件是所述电介质负载(6)时,通过将所述阻尼元件定位在所述导体(1、3)处或所述导体(1、3)周围来将所述电介质负载与所述导体(1、3)电容耦合。

2. 根据权利要求1所述的RF安全的仪器,其中,所述阻尼元件(4、6)具有紧固装置,所述紧固装置用于以手动的方式将所述阻尼元件附接在所述导体(1、3)处或与所述导体(1、3)分离。

3. 根据权利要求1所述的RF安全的仪器,进一步包括:至少一个RF陷波电路(2),所述至少一个RF陷波电路(2)被设置在所述位置处以向所述RF共模电流提供高阻抗。

4. 根据权利要求3所述的RF安全的仪器,其中,所述阻尼元件(4、4a、4b、6)被设置在与所述位置远离并且邻近所述RF陷波电路(2)的位置处。

5. 根据权利要求3所述的RF安全的仪器,其中,所述RF陷波电路(2)是RF扼流圈、电阻器、电容器、谐振LC电路、变压器、或者针或导线的近侧端的其中之一。

6. 根据权利要求1所述的RF安全的仪器,其中,所述导体(1、3)在所述仪器与近侧的RF发射单元、MR接收单元、电源单元或者其他的远程信号接收和/或信号处理单元之间馈送电信号。

7. 根据权利要求1所述的RF安全的仪器,其中,所述导体(1)是导电的导丝、或起搏器引线、或导线编织的插管器护套、或者另一种纵向或细长的导电元件。

8. 根据权利要求1所述的RF安全的仪器,进一步包括:温度传感器(5),所述温度传感器(5)用于感测所述阻尼元件(4、4a、4b、6)的温度。

9. 根据权利要求1所述的RF安全的仪器,其是以下的形式:导管、探针、外科装置、活检针或穿刺针、指示器、植入管、导线编织的插管器护套、导电的导丝、起搏器引线、位置标记器、表面线圈或局部线圈或头部线圈。

10. 根据权利要求1所述的RF安全的仪器,所述导体(1、3)上的所述位置是与沿所述导体(1、3)的其他位置相比,增大的或最大的所述RF电场强度出现的位置或者增大的或最大的RF共模电流出现的位置。

11. 一种在MR成像装置中的RF安全的仪器,所述仪器包括:受到RF共模电流的导体(1、3),被大致设置在沿所述导体(1、3)的所述RF共模的RF电场强度出现的位置处的至少一个电性阻尼元件(4、4a、4b、6),以及至少一个RF陷波电路(2),其中,所述阻尼元件(4、4a、4b、6)被选择为对所述导体(1、3)上的所述RF共模电流或所述RF电场强度进行衰减或抑制的电阻性负载、电抗性负载和电介质负载中的至少一种,并且其中,所述至少一个RF陷波电路(2)被设置在所述位置处以向所述RF共模电流提供高阻抗。

12. 根据权利要求11所述的RF安全的仪器,其中,所述阻尼元件是电阻性负载和/或电

抗性负载(4),所述电阻性负载和/或电抗性负载与所述导体(1、3)电流连接。

13. 根据权利要求11所述的RF安全的仪器,其中,所述阻尼元件是电阻性负载和/或电抗性负载(4a、4b),所述电阻性负载和/或电抗性负载与所述导体(1、3)电感耦合。

14. 根据权利要求11所述的RF安全的仪器,其中,所述阻尼元件是电抗性负载和电介质负载中的至少一种以及电阻性负载,所述电阻性负载为导线延伸(4)的形式,所述导线延伸的一端与所述导体(1、3)电流连接,其中,所述导线延伸的另一端保持电开路。

15. 根据权利要求11所述的RF安全的仪器,其中,所述阻尼元件是电阻性负载和电抗性负载中的至少一种以及电介质负载(6),通过将所述电介质负载定位在所述导体(1、3)处或所述导体(1、3)周围来将所述电介质负载与所述导体(1、3)电容耦合。

16. 根据权利要求11所述的RF安全的仪器,其中,所述阻尼元件(4、6)具有紧固装置,所述紧固装置用于以手动的方式将所述阻尼元件附接在所述导体(1、3)处或与所述导体(1、3)分离。

17. 根据权利要求11所述的RF安全的仪器,其中,所述阻尼元件(4、4a、4b、6)被设置在与所述位置远离并且邻近所述RF陷波电路(2)的位置处。

18. 根据权利要求13所述的RF安全的仪器,其中,所述RF陷波电路(2)是RF扼流圈、电阻器、电容器、谐振LC电路、变压器、或者针或导线的近侧端的其中之一。

19. 根据权利要求11所述的RF安全的仪器,其中,所述导体(1、3)在所述仪器与近侧的RF发射单元、MR接收单元、电源单元或者其他的远程信号接收和/或信号处理单元之间馈送电信号。

20. 根据权利要求11所述的RF安全的仪器,其中,所述导体(1)是导电的导丝、或起搏器引线、或导线编织的插管器护套、或者另一种纵向或细长的导电元件。

21. 根据权利要求11所述的RF安全的仪器,进一步包括:温度传感器(5),所述温度传感器(5)用于感测所述阻尼元件(4、4a、4b、6)的温度。

22. 根据权利要求11所述的RF安全的仪器,其是以下的形式:导管、探针、外科装置、活检针或穿刺针、指示器、植入管、导线编织的插管器护套、导电的导丝、起搏器引线、位置标记器、表面线圈或局部线圈或头部线圈。

23. 根据权利要求11所述的RF安全的仪器,所述导体(1、3)上的所述位置是与沿所述导体(1、3)的其他位置相比,增大的或最大的所述RF电场强度出现的位置或者增大的或最大的RF共模电流出现的位置。

在MRI装置中使用的RF安全的介入式或非介入式仪器

技术领域

[0001] 本发明涉及在检查对象的MR成像或MR检查期间使用的RF安全的介入式或非介入式仪器,该仪器由如下元件构成或包括如下元件:至少一个纵向的或细长的导电元件,特别是以用于馈送电信号的导体或导线或线路的形式,或者仪器自身或其组件或部件不提供用于馈送电信号而导电的形式,其中,所有这种元件(“导体”)都受到在仪器或元件暴露于在借助MR成像装置的MR成像或MR检查期间所产生的RF/MR激励场时在元件中感应的RF共模电流。

[0002] 这种仪器和组件或部件分别是例如导管、探针、外科装置、活检针或穿刺针、指示器、植入管、导线编织的插管器护套、导引线或起搏器引线、或者其它侵入性或者任何非侵入性仪器如位置标记器、或者如头部线圈的表面线圈或者局部线圈。

[0003] 通常,可以将以上纵向或细长导电元件定位在仪器上或者构成为仪器的远侧部分或段,和/或可以定位仪器上在或者构成为仪器的近侧部分或段。在后一情况下,这个元件例如是RF传输线或者线缆,用于将仪器与相关RF发射单元、MR接收单元、电源单元或其他的尤其是远程信号接收和/或信号处理单元相连接。

背景技术

[0004] 在MR成像装置中,检查对象,通常是患者,在MR成像装置的检查空间内暴露于均匀的主磁场(B_0 场),以使得检查对象内的核子的磁矩趋向于在所有核子平行于 B_0 场的一定净磁化下围绕施加的 B_0 场的轴旋转(拉莫尔进动)。进动率称为拉莫尔频率,其取决于所涉及的核子的特定物理特性和所施加的 B_0 场的强度。

[0005] 通过发射RF激励场(B_1 场),其垂直于 B_0 场、借助RF发射天线或线圈产生、并与感兴趣的核子的拉莫尔频率相匹配,核子的自旋被激发并被带入相位,获得了它们的净磁化从 B_0 场的方向的偏转,由此产生相对于净磁化的纵向分量的横向分量。

[0006] 在RF激励场的终止后,净磁化的纵向和横向分量的MR弛豫进程开始,直至净磁化返回到其平衡状态。借助RF/MR接收天线或线圈来检测由弛豫进程发射的MR弛豫信号。所接收的MR信号是基于时间的幅度信号,其被傅立叶变换为基于频率的MR谱信号,经过处理以生成检查对象内所感兴趣的核子的MR图像。

[0007] 在对检查对象、尤其是其局部区域或范围进行MR检查或治疗过程中,经常使用介入式或非介入式仪器或医疗设备。以上示例性提及的这种仪器或设备用于例如MR引导的活组织检查、热切除、近距放射疗法、血管介入、电生理学及其它侵入性或者非侵入性应用。

[0008] 这种仪器带有的普遍问题是它们常常包括如上解释的一个或多个细长或纵向导电的元件或由它们构成。由于当在MR图像生成过程中使用时,介入式或非介入式仪器经常至少部分地暴露于MR成像装置的RF/MR激励场的事实,会由RF/MR激励场在这些元件中感应出RF共模电流,使得相关的邻近或周围的检查对象受到由这些电流引起的潜在的且不期望有的RF加热。

[0009] 换句话说,在以上意义上的细长或纵向导电元件应是任何可由RF/MR激励场在其

中感应出RF共模电流的任何元件,其中,这些电流导致检查对象的邻近或周围组织的潜在的且不期望有的RF加热。在下文中,所有这些元件将共同由术语“导体”来表示。

[0010] 通常,在检查对象的任何邻近或周围组织不被RF加热到不期望的程度的意义上,必须使以上仪器是RF安全的。这同样适用于仪器所包括的、或者以上仪器借助其与相关RF发射机单元、MR接收机单元、电源单元或其他信号处理或控制单元相连接的任何RF传输线路或线缆。

[0011] 为了避免或最小化这种RF加热并获得RF安全性,已经提出了多个概念,根据它们,为导体或RF传输线路提供了例如RF陷波电路、RF扼流圈、高阻抗段和/或其他电路,它们沿着相关导体或RF传输线路的长度分布,以便将其分段,并借此避免由RF/MR激励场在导体上产生RF共模电流,并避免相应的RF加热。

[0012] US 2009/0171421公开了这种MRI/RF兼容医疗介入设备,其包括具有第一或第二导体的导引系统,其中,通过提供沿其长度具有多个间隔的电路段的导引系统来获得MR安全性,这些电路段在高的频率范围具有高阻抗,在低的频率范围具有低阻抗。

发明内容

[0013] 已经揭示了与邻近或围绕沿相关导体的其他段或范围的组织的RF加热相比,尤其是位于或围绕定位在仪器的远侧部分或段的以上导体的远侧尖端或远侧端,邻近检查对象处或检查对象的周围组织的以上RF加热是最明显的,并且与沿导体的其他位置相比,导致这个RF加热的基本上是在远侧尖端的最大RF场强(尤其是如果尖端是电开路的)和得到的位于所述尖端的RF电场的相对高密度的电通量线。

[0014] 进一步,已经揭示了当由MR成像装置的RF激励场在相关导体上激发RF谐振(即谐振RF共模电流)时,这样的RF尖端加热最明显。

[0015] 还揭示了对于许多应用,相比于由其欧姆电阻和由谐振RF共模电流导致的欧姆加热所引起的沿其长度的导体加热(及相应的沿导体的长度的邻近位置或周围组织的加热),这个RF尖端加热对于介入式或非介入式仪器的RF安全性来说重要得多。

[0016] 进一步,用于提供RF安全性的以上及其他公知的解决方案常常不适于结合极细的仪器一起使用,如要引入到检查对象中的那些仪器。例如,由于其尺寸且由于在陷波器自身的潜在加热,用于抑制在导体上的谐振RF电流的陷波电路或RF扼流圈仅可以在检查对象以外安全且有效地使用。除此以外,这种陷波器的效率与其沿导体的位置和检查对象外部、附近或者部分或全部插入到检查对象中的导体的位置极为相关,因为导体或线缆上的有效RF共模波长取决于邻近或周围组织的介电特性。所有这些都引起了普遍的问题:引入到(例如为MR导管介入而提供的那些介入式仪器的)检查对象中的这种(远侧)导体自身可以变为谐振,以使得检查对象受到RF加热。

[0017] 尤其在相当长的导体仍没有任何陷波电路的情况下(特别是要引入到检查对象中的导体的那些部分),存在明显的危险:可以在那些导体上激发的谐振还起因于导体回路,它在用户运用或操作相关仪器时会偶尔出现。已经揭示了,施加在仪器近侧端的陷波电路甚至会加重这个RF安全性问题。

[0018] 最后,所有这些问题都不限于介入式仪器,而是在如上解释的任何细长导电元件、物体或结构,和在可以与MR成像技术所固有的电磁RF激励场接触的仪器的近侧部分或段的

如RF表面线圈和相连RF传输线路或线缆的非介入式仪器的情况下普遍存在。

[0019] 本发明的目的是找到这些问题的解决方案,并提供介入式或非介入式仪器,所述仪器由如下元件构成或者包括如下元件:具有RF安全性或改善的RF安全性的细长的或纵向的导电元件(“导体”),以便可靠地避免起由于由MR成像装置产生的RF/MR激励场所感应的以上RF共模电流的检查对象的邻近或周围组织的RF加热,或者将RF加热至少减小到不再有害地影响或威胁相关检查对象的程度。

[0020] 根据本发明,通过在MR成像装置的MR成像或MR检查期间使用的RF安全的介入式或非介入式仪器来解决这个课题,其中,所述仪器由导体构成或者包括该导体,当仪器或导体暴露于在MR成像或MR检查期间所产生的RF/MR激励场时,导体受到在导体中感应的RF共模电流,其中,与沿导体的其他位置相比,通过至少大致在沿导体的RF共模电流的RF电场强度出现的位置,尤其是在增大的或最大的RF电场强度、或者增大的或最大的RF共模电流出现的位置,有效地将至少一个电性阻尼元件增加到导体来实现或增大RF安全性,其中,所述阻尼元件是电阻性负载、电抗性负载和电介质负载中的至少一种,所述阻尼元件在这个位置衰减或抑制导体上的RF共模电流或RF电场强度。如果不采取措施,RF共模电流受到放置在RF共模的RF电场出现的任何位置的阻尼元件的抑制。通过将阻尼元件放置在RF共模的RF电场强度最大处或附近来实现极强的抑制。

[0021] 管理阻尼元件的数量及其选择(即,电阻性、电抗性和/或电介质负载),以及这样的—个或多个负载的尺寸确定,以便获得所期望的RF安全性,或者换言之,期望程度的感应RF共模电流对相关组织的任何加热的抑制或减小。例如可以通过增加沿导体的阻尼元件的数量,即通过在以上(一个)位置有效地增加多于一个阻尼元件,或者通过在多于一个以上位置的每一个处有效地增加一个或多个阻尼元件,来增大这个程度。可替换地或者除了这两个情况以外,可以通过按照公知的和/或以下解释的增大一个或多个阻尼元件的电性阻尼特性来增大所述程度。

[0022] 例如基于仪器的种类和例如这个仪器是介入式还是非介入式仪器来选择RF感应加热的抑制或减小的程度,因为与非介入式仪器相比,介入式仪器常常近得多地接触检查对象,并相应地需要更高程度地抑制任何RF感应加热。

[0023] 总体上,本发明基于以下认识:所述导体可以代表振荡器,所述振荡器由相关MR成像装置的RF/MR激励场激发而RF谐振,可以通过增大振荡器的能耗,或者换言之,通过损坏其品质因数来避免、抑制或限制产生的所述组织的RF加热,其借助公知的方式,或者尤其通过向振荡器有效地增加至少一个电性阻尼元件,尤其是负载或有损元件,优选地以电阻性、电抗性或电介质负载中至少一个的形式。

[0024] 术语“有效地增加”表示在阻尼元件的电流连接意义上的电连接,尤其是如果它以电阻性和/或电抗性负载形式来实现,或者表示通过无电流连接地将这个阻尼元件定位在相关导体或附近的电感或电容耦合。在此,如果例如以电介质负载形式来实现阻尼元件,则尤其可以使用电容耦合,如果例如阻尼元件包括导线,则可以使用电感耦合。

[0025] 尤其在具有对于RF共模电流是电开路的近侧端的导体的情况下可以有利地实现这个解决方案,以使得在这个近侧端(它是公知的限定位置)出现RF共模电流的最大RF场强,可以在这个最大位置将阻尼元件有效增加到导体。具有开路的近侧端的这个导体典型地不用于馈送电信号,而是例如介入式仪器的导丝或导线编织的导体护套。

[0026] 根据本发明的总体优点在于其适用于受到RF安全性问题的任何导体,如果借以获得了足够的RF安全性就作为独立解决方案,或者结合任何其他公知的解决方案,以便增大RF安全性,因为根据本发明的解决方案对于为了获得或增大RF安全性而应用的任何其他概念的功能和效率都没有损害。

[0027] 另一个优点在于本发明易于实施,因为它无需相关导体自身(要使其RF安全的)的任何修改。从属权利要求公开了根据本发明的RF安全介入式或非介入式仪器的有利实施例。

[0028] 本发明公开了阻尼元件及其与导体的耦合的优选实施例。

[0029] 更具体地,根据本发明,为了增大电阻性负载的效率,优选地将导体电气延长,以在电阻性负载位置引起明显的RF电流。电气延长可以通过负载自身来实现,尤其是以细长的电阻导线形式,其与导体的一端相连,其中,另一端电开路,和/或是电气延长导体的一个或多个额外的感应元件。

[0030] 根据本发明,为了增大电介质负载的效率,优选地将其沿导体定位于在导体上产生最大RF电场的位置。

[0031] 本发明公开了借助有效地增加到导体的至少一个RF陷波电路在引起沿导体的一个(或多个)特定期望位置引起至少一个最大RF场强,其中,优选地在这个位置增加阻尼元件。在这个连接中的术语“有效地增加”表示与以上对于阻尼元件所解释的相同。

[0032] 尤其是在没有电开路的近侧端的导体的情况下,可以有利地实现这些实施例,例如被提供用于经由更远的传输线路等往/来于以上的RF发射单元、MR接收单元、电源单元或其他尤其是远程信号接收和/或信号处理单元馈送电信号的那些导体。

[0033] 这样的RF陷波电路或RF扼流圈可以理解为向导体上的RF共模电流提供高阻抗的元件,以使得它在其沿导体的位置引起最大RF场强和/或可以在这个位置将电流耗散到阻尼元件中。取决于仪器的类型及其布线,例如可以以电阻器、电容器、谐振LC电路、变压器或简单地由相关仪器的针或导线的近侧端(例如在导线编织物的或导丝的情况下)的形式来实现RF陷波电路或RF扼流圈。

[0034] 这样的RF陷波电路的优点在于它保持如RF发射单元、MR接收单元、电源单元或其他尤其是远程信号接收和/或信号处理单元的以上近侧单元与在远侧导体的受损谐振器解耦。

[0035] 最后,根据本发明的实施例允许基本的RF安全性监控。

[0036] 会意识到,在不脱离由所附权利要求所限定的本发明的范围的情况下,本发明的特征可以彼此组合,并可以进一步与独立的安全性机制相组合。

[0037] 依据以下参考附图给出的本发明的优选及示例性的实施例的说明,本发明的进一步的细节、特征和优点会变得显而易见。

附图说明

[0038] 图1显示了根据本发明的第一示例性实施例的介入式仪器的示意性设置;

[0039] 图2显示了根据本发明的第二示例性实施例的介入式仪器的示意性设置;

[0040] 图3显示了根据本发明的第三示例性实施例的介入式仪器的示意性设置;

[0041] 图4显示了通过本发明的不同实施例以实验的方法获得的各种温度降低的曲线

图；

[0042] 图5显示了本发明的实施例的简化模型；以及

[0043] 图6显示了在与图4中的陷波器位置相关的仪器的尖端处的各种模拟E场强的曲线图，其展示了实施例极大地减弱了在仪器尖端处的E场强的谐振增强。

具体实施方式

[0044] 图1显示了根据本发明第一实施例的介入式仪器的基本设置。此外，图1示意性地显示了患者形式的检查对象A。

[0045] 介入式仪器基本上包括在仪器的远侧部分或段处的第一导电元件1(下文中的“远侧导体”)，所述第一导电元件1至少部分地引入到检查对象A中。远侧导体1包括对于RF共模电流是电开路的远侧端，和优选地经由如RF扼流圈2之类的RF陷波电路连接到在仪器的近侧部分或段处的第二导电元件3(下文中的“近侧导体”)的近侧端的近侧端，所述第二导电元件在其近侧端将介入式仪器与相关的操作单元、控制单元或电源单元P(未示出)相连接，并且例如以RF传输线或线缆的形式来实现。

[0046] 进一步，图1显示了电阻性负载和/或电抗性负载形式的电性阻尼元件，所述电性阻尼元件优选地是导线延伸4的形式，所述导线延伸4经由与其一端的电流连接而被有效地增加到远侧导体1。导线延伸4的另一端保持自由(即，对于RF共模电流为电开路)。

[0047] 通常，将这样的阻尼元件有效地增加到与沿相关导体1、3的其他位置相比，至少大致沿(远侧的或近侧的)导体1、3的增大的或最大的RF电场强度出现的位置处或者增大的或最大的RF共模电流出现的位置处。类似地，可以在多个以上首先提及的位置的每一个位置将多于一个阻尼元件有效地增加到导体1、3。此外，选择至少一个阻尼元件，以使得所述阻尼元件将在相关位置的导体1、3上的RF共模电流或RF电场强度衰减或抑制到防止检查对象的邻近或周围组织由于导体而引起和剩余的RF加热的程度，或者至少限制到可接受的程度，并借此实现或改进了RF安全性。所有这些都适用于本发明的所有的实施例。

[0048] 尽管在远侧导体1的远侧(开路)端产生最大RF场强，但沿远侧导体1(或者作为整体的仪器)的RF电场强度其他最大值的位置通常没有限定，并且取决于仪器的结构和外部线缆连接及如上解释的其他原因。由于将电阻性负载4连接到这个远侧端或尖端当然是不适合的(因为要将其引入到检查对象中)这个事实，优选地例如借助如上解释的RF陷波电路或RF扼流圈2来引起这个最大值，将其有效地增加到远侧导体1，优选地在电阻性负载4也易于与远侧导体1连接的位置，例如在远侧导体1的近侧端或在远侧导体1的区域中，即一直保留在检查对象A外部的沿远侧导体1的近侧位置。(例如在导丝的情况下，近侧端同样对于RF共模电流是电开路的，以使得RF陷波电路2不必用于在近侧端引起最大RF场强)。

[0049] 在图1中以简单的导线延伸的形式指示了电阻性负载4。选择负载4的任何其他实施例的导线延伸的长度或者尺寸确定，例如以任意的电阻性负载和/或电抗性负载的形式，以使得其损坏振荡器(它由远侧导体1来表示，现在完全由如上解释的电阻性负载4来表示)的品质因数，以在这个位置的能量损耗及借此的RF共模电流或RF场强的抑制足够高，从而如上解释地那样阻止或限制在远侧导体1的远侧尖端、尤其是检查对象的附近或周围组织的产生的RF加热至期望的程度。

[0050] 导线延伸4能够包含集总式或分布式电阻器(尤其是以例如高电阻导线段的形

式)。此外,为了增加阻尼效应,尤其是电感器形式的电抗性元件能够被连接到导线延伸4中,借此实际上加长了导线延伸4,以使得更多的RF电流会从导体1流过导线延伸4。

[0051] 借助这样的负载4,为远侧导体1上的RF共模电流提供了额外的有损路径,这又引起了RF能量的吸收,其降低了在远侧导体1的远侧端所耗散的能量。

[0052] 如上所述,以公知的方式来实现RF陷波电路2,优选地以RF扼流圈的形式或者以向导体上的RF共模电流提供高阻抗的任意元件的形式。在基于谐振LC电路的RF扼流圈中,仅针对LC电路的谐振频率的场引起局部RF场最大值。因此,优选地将这样的RF扼流圈调谐到拉莫尔频率,其与导体上的造成以上RF加热的RF谐振电流的频率一致。

[0053] 应注意,多于一个的电阻性负载和/或电抗性负载4可以在与如上解释的沿其长度的远侧导体1的相同位置处或不同位置处与远侧导体相连接。因此,可以使用多于一个RF陷波电路2,其中,负载4也可以在如下位置与远侧导体2相连接:如果不在该位置提供RF陷波电路2,就会预计有至少增大的RF电场强度。但出于效率的原因,优选地在沿远侧导体1的一个或多个适合的位置,尤其是在其近侧端的区域中,提供RF陷波电路2,并且在这样的RF陷波电路2的位置,优选地在如图1所示的RF陷波电路2的远侧,将电阻性负载和/或电抗性负载4与导体1相连接。

[0054] 最后,图1显示了与负载4相连接的、可任选的温度传感器5。由于在远侧导体1的远侧尖端或周围的RF加热与在其远侧尖端与其近侧端(即RF陷波电路2)之间流入远侧导体1和负载4中的RF共模电流相关,负载4的RF加热就与在远侧导体1的远侧尖端的RF加热相关,并指示或提供对它的测量(近侧导体3借助RF陷波电路2与远侧导体1有效地解耦)。因而,有效地与负载4连接以感测负载4的温度的温度传感器5允许进行基本RF安全性的监控。

[0055] 以上全部都相应地适用于沿近侧导体3的至少一个阻尼元件和一个或多个可能的RF陷波电路的提供和定位。

[0056] 图2显示了连同检查对象A一起的根据本发明的第二实施例的介入式仪器基本设置。

[0057] 以相同或相应的参考标记表示与图1中相同或相应的组件或元件。

[0058] 这个第二实施例与第一实施例之间的基本区别是通过电感耦合来将阻尼元件有效地增加到远侧导体1,所述电感耦合示例性地借助变压器21来实现。变压器21包括第一绕组,其串联连接到远侧导体1中,和第二绕组,其与阻尼元件4a、4b相连接。以第一导线延伸4a和第二导线延伸4b的形式来实现阻尼元件,其中,第一导线延伸4a与第二绕组的一端相连接,第二导线延伸4b与变压器21的第二绕组的另一端相连接。第一和第二导线延伸4a、4b可以具有相等或不同的长度,它们可以以相同或不同的方式来实现,例如一个导线延伸仅是电阻性负载的形式,另一个导线延伸是电阻性负载的形式或者电阻性负载和电抗性负载的形式,反之亦然。同样,如上解释地选择阻尼元件4a、4b,以便增大由远侧导体1表示的振荡器的能量损耗,并借以防止或限制以上解释的RF加热。关于可任选的RF陷波电路2,可以参考以上的解释。此外,也可以在近侧导体3中提供如上解释的电感耦合21。

[0059] 图2中没有示出可任选的温度传感器,但可以如上相对于第一实施例解释地那样与导线延伸4a、4b之一有效地连接,以便感测其温度。

[0060] 图3显示了连同检查对象A一起的根据本发明的第三实施例的介入式仪器基本设置。

[0061] 以相同的参考标记表示与图1和2中相同或相应的组件或元件。

[0062] 介入式仪器也包括要引入到检查对象A中的远侧导体1和RF传输线或线缆形式的近侧导体3,其将介入式仪器与相关操作单元、控制单元或电源单元P(未示出)相连接。在这个第三实施例与第一和第二实施例之间的基本区别是根据第三实施例,提供了至少一个有损电介质负载6形式的电性阻尼元件,以代替电阻性负载和/或电抗性负载4、4a、4b。同样将它远侧导体1的RF谐振场强增大或最大的位置有效地增加到远侧导体1。优选地,同样提供尤其是RF扼流圈2形式的RF陷波电路,以便引起这个最大值或增大(如果远侧导体1没有如上所述的电开路的近侧端),相应地,将有损电介质负载6定位在远侧导体1的近侧端的RF扼流圈2附近。除了这个区别,以上相对于第一实施例的解释都适用于本发明的第三实施例。可任选的温度传感器在图3中没有示出,但可以如上相对于第一实施例所解释地那样与电介质负载6有效地连接,以便感测其温度。

[0063] 有损电介质负载6可以是具有适合的特定电阻的任意物质,或者在其他方面满足各自仪器或医疗设备的标准。为了实现谐振RF电流到电介质负载6中的充足流动和由此的相应的电性阻尼效应,有损电介质负载6必须以足够的程度电容耦合到远侧导体1,并且必须具有适当的尺寸。

[0064] 通常,电性阻尼元件(即电阻性和/或电抗性或电介质或任何其他适合的负载4、6)和可能的RF陷波电路2(尤其是RF扼流圈形式的)例如可以集成到介入式或非介入式仪器的手持件(hand-piece)中。

[0065] 以上的解释还相应地适用于近侧导体3,以使得所述近侧导体3具有至少一个电性阻尼元件(即电阻性和/或电抗性或电介质或任何其他适合的负载4、4a、4b、6)以及至少一个可任选的RF陷波电路2。

[0066] 在导线编织的插管器护套的形式的情况下,阻尼元件4、4a、4b(如果适用的话,连同变压器21一起)、6和可任选的RF陷波电路2能够集成到护套的近侧端中(即保留在检查对象外部的端)。

[0067] 尤其是在导电的导丝(guide-wire)的情况下,优选地借助于机械紧固装置将阻尼元件4、6和可任选的RF陷波电路2附接到这个导丝的近侧端,以使得阻尼元件和可任选的RF陷波电路可以暂时由用户移除,从而移除导丝的近侧端上的相关导管。

[0068] 在具有导电拉线的导线编织的导管或者可偏转导管形式的仪器的情况下,常常不需要RF陷波电路2,因为在通常在延伸到导管手持件内部的这个导线编织层或拉线的近侧开路端产生RF电场强度的最大值。手持件被简单地构造为包括近侧端到相关的电阻性和/或电抗性或其他负载的连接,尤其是与如上解释的导线延伸形式的负载的连接。

[0069] 也可以提供根据本发明的RF安全仪器形式的主动追踪导管。如公知的那样,这个导管常常包括任意形式的一个或多个追踪线圈,其借助导管内部的任意形式的远侧导体和RF传输线或线缆形式的近侧导体连接到MR接收器。追踪线圈的目的是接收MR信号,以便定位或成像尤其是导管的尖端。在这些导体和/或RF传输线或线缆上的RF陷波电路可以是常规RF扼流圈、LC陷波电路或变压器。

[0070] 参考图4来解释对于根据本发明并包含到这个主动追踪导管中以便将追踪线圈与相关MR接收器相连接的远侧导体或近侧RF传输线或线缆的实施例的温度减小的功效。这个附图显示了作为开启公共RF/MR激励场后的时间t的函数的在主动导管的追踪线圈的测量

的温度增大 dT ,该公共RF/MR激励场在约150秒后关闭。图1示出了实验性的设置。

[0071] 图4的曲线显示了仅借助放置在任何负载4的追踪导管的手持件的远侧端的RF陷波器或扼流圈2的温度发展。相当大的温度增大显示仍出现了强谐振RF加热。当具有约1米的长度和约1k Ω 的电阻的导线延伸4形式的负载在导体1的近侧端并远离RF陷波器或扼流圈2(后者的位置不改变)与导体1相连接时,如图1中示例性所示的,得到了曲线b的温度发展。这个曲线显示了RF加热被显著地减小。

[0072] 如果将RF陷波器或扼流圈2移动约30cm到达更近侧的位置,会更大抑制RF加热。曲线显示了在没有任何负载4的情况下的这个位置的温度发展。但实际上,常常不能满意地调整RF陷波器位置以使得患者体内的加热最小。曲线d显示了如图1所示的同样将具有约1m的长度和约1k Ω 的电阻的导线延伸4在导体1的近侧端并远离扼流圈2与导体1相连接情况下的类似的低温发展。注意,对于这些测量的导线延伸4的长度和电阻是随机获得的,并非优化以便获得最佳阻尼性能。本发明的解决方案的可行性也可以由根据图5和6的仿真来证明。

[0073] 为了评估根据图6的曲线,使用了根据图5的设置。图5示意性地显示了远侧导体1和近侧导体3,它们在远侧尖端D(通常是导管等的尖端)与近侧端P之间延伸,近侧端P通常与如上解释的用于操作导管的相关操作单元相连接。在远侧与近侧导体1、3之间设置了RF陷波电路2,优选地是RF扼流圈,并有效地增加到导体。此外,如上解释地通过将导线延伸4的一端连接到在RF陷波电路2的远侧的远侧导体1的近侧端来有效地增加导线延伸4。同样,导线段4的另一端为电开路。最后,假定在距远侧导体1的远侧尖端D约30cm的距离 d_1 处设置RF电压源 U_s ,其在这个仿真中表示实际上由MRI装置发射的RF/MR激励场的激发。因此,远侧导体1连同导线延伸4一起表示如上解释的振荡器。此外,以 d_2 表示RF陷波电路2与远侧尖端D的距离,以 d_3 表示在远侧尖端D与近侧端P之间的远侧与近侧导体1、3的总长度,以 d_4 表示导线延伸4的长度。

[0074] 针对64.2MHz的谐振频率、5m的导体1、3的总长度 d_3 和具有1k Ω 电阻的1m的导线延伸4的长度 d_4 评估了图5中所示的仿真。

[0075] 图5显示了与RF陷波电路2到远侧尖端D的距离 d_2 相关的在远侧尖端D与近侧端P的RF电场E的多个发展。

[0076] 具体地,曲线a显示了在没有任何负载或导线延伸4情况下与RF陷波电路2的距离 d_2 相关的在远侧尖端D的RF电场E的发展。这个曲线显示了在RF陷波电路2的两个特定距离 d_2 处,能够观察到远侧导体1的相当大的谐振状态。

[0077] 曲线b显示了在没有任何负载或导线延伸4情况下同样对于RF陷波电路2的不同距离 d_2 的在近侧端P的RF电场E的发展。

[0078] 如图5中所示地那样将导线延伸4形式的负载与远侧导体1相连接时,得到根据曲线c的与RF陷波电路2的距离 d_2 相关的(其中负载4的位置总是跟随RF陷波电路2的位置)在远侧尖端D的RF电场E的发展。这显示了对于RF陷波电路2到远侧尖端D的任何距离 d_2 ,RF谐振都消失了。

[0079] 最后,曲线d显示了连同如图5所示的导线延伸4一起的同样对于RF陷波电路2(连同负载4一起)到远侧尖端D的不同距离 d_2 的在近侧端P的RF电场E的发展。

[0080] 实质上,曲线a与c的比较显示了导线延伸4极大地减小了在尖端D的电场,其与患

者体内的加热相关联。曲线b与d是为了完整性而给出且显示了在点D的RF电场一直为低,其证明了RF陷波电路2适当地工作。

[0081] 应注意,已经证明了导线延伸4的其他长度是有效的。借助为了实现期望的或最佳的阻尼特性的实验和测量,易于针对特定介入式或非介入式仪器来优化长度d2。

[0082] 总体上及如上所示的,根据本发明的解决方案也可以适用于以RF传输线或线缆形式的近侧导体,用于将例如将导管的手持件与相关MR接收器或另一个信号处理单元相连接,以操作导管上的追踪线圈、EGG电极或温度传感器,例如以便限制或防止在导管中的各自线缆的尖端的任何RF加热。

[0083] 此外,根据本发明的解决方案可以适用于任何非介入式仪器,如RF局部或表面线圈、头部线圈、指示器及其他如上所述的,以便获得或增强用于将非介入式仪器与相关操作单元相连接时的相关RF传输线或线缆的RF安全性,尤其阻止了放置在患者附近的导体对患者进行RF加热。

[0084] 尽管在附图和在前说明中详细示出并说明了本发明,但这种示出和说明应认为是说明性或示例性的,而非限制性的,本发明不限于所公开的实施例。在不脱离由所附权利要求书限定的本发明的范围的情况下,对前文中所述的本发明的实施例的变化是可能的。

[0085] 本领域技术人员依据对附图、公开内容和所附权利要求书的研究,在实践所要求的发明时可以理解并实现对所公开的实施例的变化。在权利要求书中,词语“包括”不排除其他要素或步骤,不定冠词“一”不排除多个。在相互不同的从属权利要求中表述的特定措施的仅有事实不表示这些措施的组合不能被加以利用。权利要求中的任何符号都不应解释为限制范围。

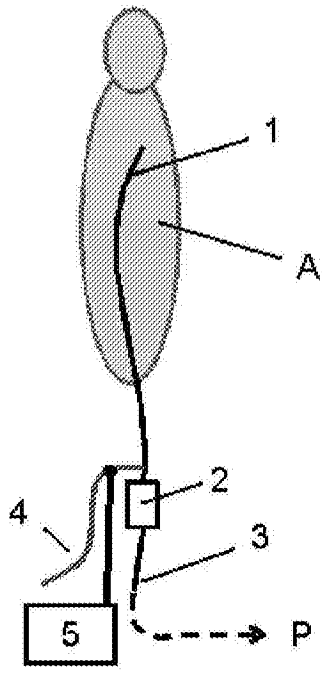


图1

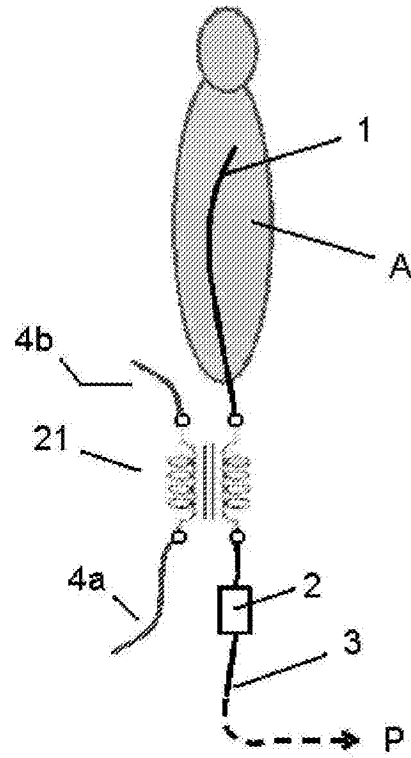


图2

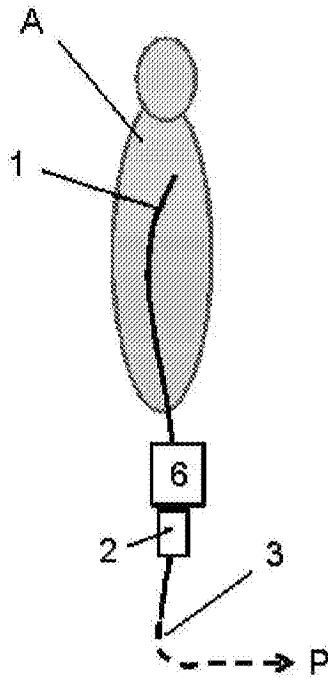


图3

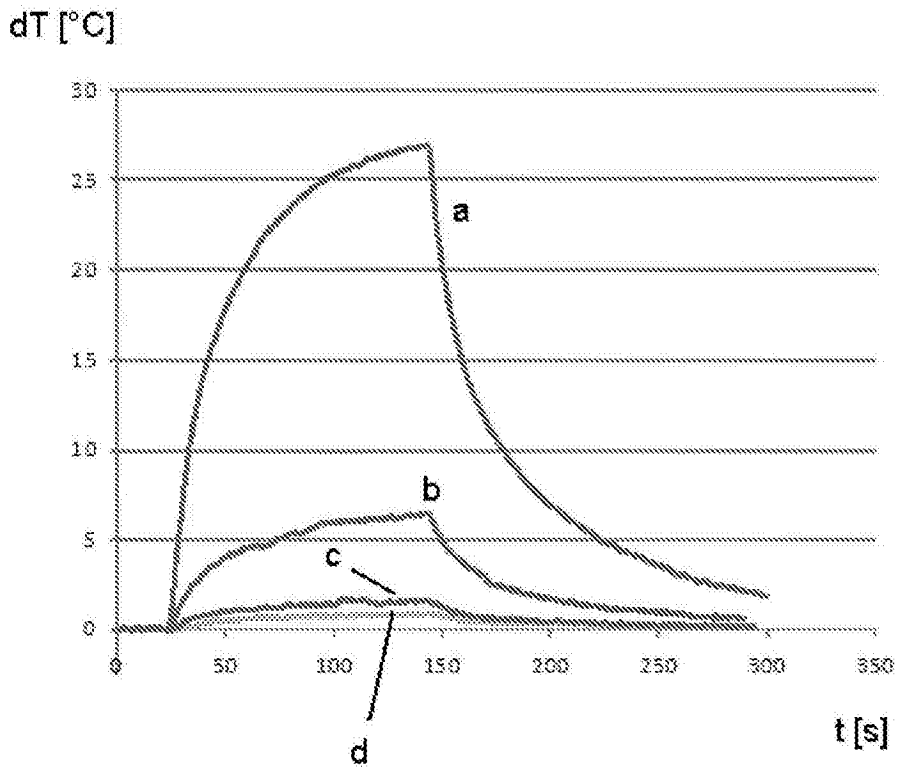


图4

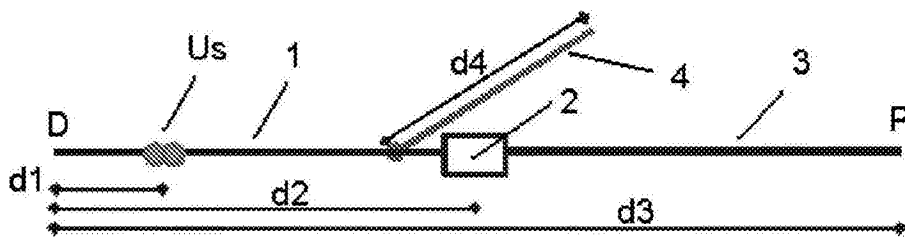


图5

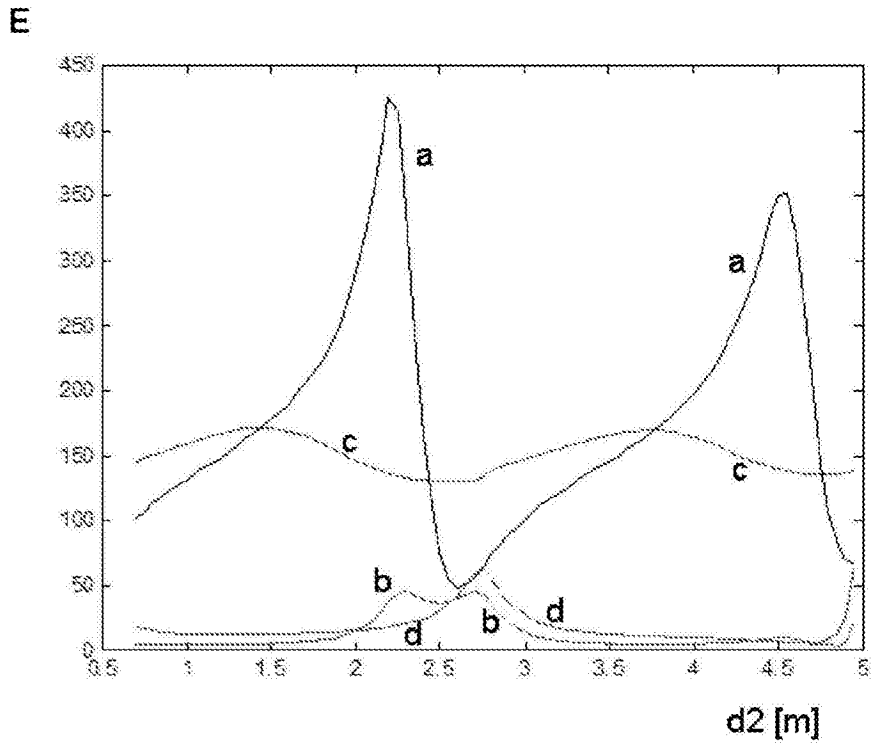


图6