



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105072983 A

(43) 申请公布日 2015. 11. 18

(21) 申请号 201480009441. 6

地址 荷兰艾恩德霍芬

(22) 申请日 2014. 02. 19

(72) 发明人 E · T · 韦海莱

(30) 优先权数据

13156374. 4 2013. 02. 22 EP

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 08. 19

代理人 李光颖 王英

(51) Int. Cl.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2014/053198 2014. 02. 19

A61B 5/01(2006. 01)

A61B 5/055(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

G01R 33/48(2006. 01)

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/128147 EN 2014. 08. 28

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

权利要求书2页 说明书8页 附图3页

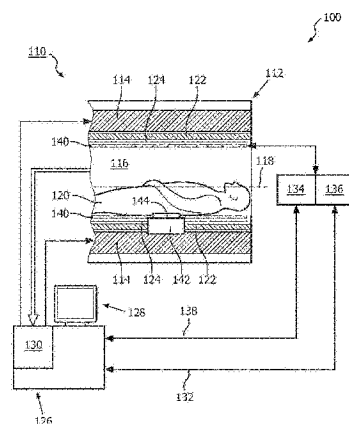
(54) 发明名称

其他处置。

用于诊断成像的热疗

(57) 摘要

本发明提供了一种诊断成像系统 (100), 包括: 磁共振 (MR) 成像系统 (110), 其用于提供被定位在检查空间 (116) 中的感兴趣对象 (120) 的至少部分的图像表示; 热疗设备 (111), 其用于局部地加热在所述感兴趣对象 (120) 的所述部分之内的靶区; 以及控制单元 (126), 其用于控制所述 MR 成像系统 (110) 和所述热疗设备 (111), 其中, 所述诊断成像系统 (100) 适于通过使在所述靶区的不同温度时获得的图像表示相关来提供所述感兴趣对象 (120) 的所述部分的诊断图像表示, 其中, 所述诊断图像表示包括关于所述感兴趣对象 (120) 的代谢的温度依赖的变化的信息。本发明还提供了一种处置系统, 所述处置系统包括: 以上的诊断成像系统 (100); 处置模块 (146), 其用于将处置施加到所述感兴趣对象 (120), 以用于杀死在所述靶区之内的细胞; 以及控制模块 (126), 其用于控制所述处置模块 (146), 以用于基于由所述诊断成像系统 (100) 获得的诊断图像表示来施加所述处置。因此, 能够对所述感兴趣对象的代谢的变化进行评估, 以将处置引导到这样的区域: 在所述区域中, 细胞尚未被如期望地杀死。通过对所述第一温度与所述第二温度之间的以上测量结果的差异进行比较, 能够评估所述处置的有效性, 并且能够基于所述代谢变化来调整



1. 一种处置系统,尤其是肿瘤学处置系统,包括:

- 诊断成像系统 (100),其中,所述诊断成像系统包括:

- 磁共振 (MR) 成像系统 (110),其用于提供被定位在检查空间 (116) 中的感兴趣对象 (120) 的至少部分的图像表示,

- 热疗设备 (111),其用于局部地加热在所述感兴趣对象 (120) 的所述部分之内的靶区,以及

- 控制单元 (126),其用于控制所述 MR 成像系统 (110) 和所述热疗设备 (111),

其中,所述诊断成像适于通过使在所述靶区的不同温度时获得的图像表示相关来提供所述感兴趣对象 (120) 的所述部分的诊断图像表示,其中,所述诊断图像表示包括关于所述感兴趣对象 (120) 的代谢的温度依赖的变化的信息,

其中,所述处置系统还包括:

- 处置模块 (146),其用于将处置施加到所述感兴趣对象 (120),以用于杀死在所述靶区之内的细胞,其中,所述处置模块是高功率线性加速器或化疗 / 药物释放模块,以及

- 控制模块 (126),其用于控制所述处置模块 (146),以用于基于由所述诊断成像系统 (100) 获得的诊断图像表示来施加所述处置。

2. 根据权利要求 1 所述的处置系统 (100),其中,所述控制单元 (126) 适于执行对所述热疗设备 (111) 和所述 MR 成像系统 (110) 的脉冲操作,以在所述热疗设备 (111) 不活动时提供所述感兴趣对象 (120) 的所述部分的图像表示。

3. 根据权利要求 1 所述的处置系统 (100),其中,所述热疗设备 (111) 是超声和 / 或射频辐照设备。

4. 根据权利要求 1 所述的处置系统 (100),包括用于将造影剂施加到所述感兴趣对象 (120) 的施加模块。

5. 根据权利要求 1 所述的处置系统 (100),其中,所述诊断成像系统 (100) 适于提供所述感兴趣对象 (120) 的所述部分的诊断图像表示,所述诊断图像表示包括所述感兴趣对象 (120) 的所述部分的缺氧信息。

6. 根据权利要求 1 所述的处置系统,其中,所述控制模块 (126) 还适于控制所述热疗设备 (111) 以用于局部地加热在所述感兴趣对象 (120) 的所述部分之内的所述靶区,并且控制所述处置模块 (146) 以用于施加所述处置。

7. 一种用于提供感兴趣对象 (120) 的部分的诊断图像表示的方法,包括以下步骤:

提供被定位在检查空间 (116) 中的感兴趣对象 (120) 的至少部分的图像表示,其中,所述感兴趣对象 (120) 的所述部分的靶区具有第一温度,

局部地加热所述靶区,

提供被定位在检查空间 (116) 中的所述感兴趣对象 (120) 的所述部分的其他图像表示,其中,所述靶区具有第二温度,

使所述靶区在具有所述第一温度的情况下所获得的图像表示与所述靶区在具有所述第二温度的情况下所获得的图像表示相关,并且

利用经相关的图像表示来提供所述感兴趣对象 (120) 的所述部分的诊断图像表示,其中,所述诊断图像表示包括关于所述感兴趣对象 (120) 的代谢的温度依赖的变化的信息,

借助于高功率线性加速器或化疗 / 药物释放模块来施加处置剂量,以用于杀死在所述

感兴趣对象 (120) 的所述靶区之内的细胞,

根据前述权利要求 11 或 12 中的任一项所述的方法,提供感兴趣对象 (120) 的覆盖所述靶区的部分的诊断图像表示,并且

基于所述诊断图像表示,借助于高功率线性加速器或化疗 / 药物释放模块来施加其他处置剂量,以用于杀死在所述感兴趣对象 (120) 的所述靶区之内的细胞。

8. 根据权利要求 7 所述的方法,其中,利用经相关的图像表示来提供所述感兴趣对象 (120) 的所述部分的诊断图像表示的步骤包括识别在所述感兴趣对象 (120) 的所述部分之内的缺氧区域。

10. 一种用于升级磁共振 (MR) 成像系统 (110) 的软件包,其中,所述软件包包含用于根据方法权利要求 7-8 中的任一项来控制所述 MR 成像系统 (110) 的指令。

用于诊断成像的热疗

技术领域

[0001] 本发明涉及诊断成像的领域，具体涉及磁共振成像，以及用于杀死在感兴趣对象之内的细胞的处置。

背景技术

[0002] 如磁共振成像 (MRI) 的诊断成像正变为治疗领域中的更重要的问题。具体而言，如在 WO 02/082995 A1 中所述，诊断成像在癌症处置的领域中用于规划对感兴趣对象的感兴趣区域中的癌组织的有效处置。如其中所述，磁共振 (MR) 装置用于规划使用线性加速器 (linac) 的处置方案。切片宽度选择和深度选择的特征用于更好地查明医学恶性肿瘤在感兴趣对象（例如人类或动物的生物）之内的位置。转换算法将线性加速器输入转译成对恶性肿瘤进行成像的磁共振序列的成像区域。沿着每个经规划的处置轨迹，辐射和 MR 投影图像被重叠以清楚地勾画恶性肿瘤的轮廓，以用于射束瞄准和准直调节。这实现了对处置的可靠规划。

[0003] 尽管如此，处置的效力在辐照处置期间是未知的。这也适用于所有种类的处置，尤其是在感兴趣对象之内的细胞被杀死的癌症处置。类似地，归因于化疗的细胞死亡或归因于加热的组织坏死是难以测量的。当前的依赖于血氧水平的 MR 成像和 MR 波谱分析对患者移动和来自归因于治疗的信号变化的误差是敏感的。

[0004] US 528411 描述了一种用于监测在加热区之内的温度的热疗 /MRI 探头。

[0005] US 5722411 描述了一种能够用于热处置的超声装置。US 5722411 提及了一种方法，在所述方法中执行了用于处置效果核查的成像。

发明内容

[0006] 本发明的目标是提供用于经改进的诊断成像并用于为了杀死在感兴趣对象的靶区之内的细胞的经改进的处置的单元和方法。

[0007] 在本发明的一个方面中，所述目标是通过一种诊断成像系统来实现的，所述诊断成像系统包括：磁共振成像系统，其用于提供被定位在检查空间中的感兴趣对象的至少部分的图像表示；热疗设备，其用于局部地加热在所述感兴趣对象的所述部分之内的靶区；以及控制单元，其用于控制所述 MR 成像系统和所述热疗设备，其中，所述诊断成像系统适于通过使在所述靶区的不同温度时获得的图像表示相关来提供所述感兴趣对象的所述部分的诊断图像表示，其中，所述诊断图像表示包括关于所述感兴趣对象的代谢的温度依赖的变化的信息。

[0008] 在本发明的其他方面中，所述目标是通过一种处置系统，尤其是肿瘤学处置系统来实现的，所述肿瘤学处置系统包括：如上所述的诊断成像系统；处置模块，其用于将处置施加到所述感兴趣对象，以用于杀死在所述靶区之内的细胞；以及控制模块，其用于控制所述处置模块，以用于基于由所述诊断成像系统获得的诊断图像表示来施加所述处置。

[0009] 在本发明的其他方面中，所述目标是通过一种用于提供感兴趣对象的部分的诊断

图像表示的方法来实现的,所述方法包括以下步骤:提供被定位在检查空间中的感兴趣对象的至少部分的图像表示,其中,所述感兴趣对象的所述部分的靶区具有第一温度;局部地加热所述靶区;提供被定位在检查空间中的所述感兴趣对象的所述部分的其他图像表示,其中,所述靶区具有第二温度;使所述靶区在具有所述第一温度的情况下所获得的图像表示与所述靶区在具有所述第二温度的情况下所获得的图像表示相关;并且利用经相关的图像表示来提供所述感兴趣对象的所述部分的诊断图像表示,其中,所述诊断图像表示包括关于所述感兴趣对象的代谢的温度依赖的变化的信息。

[0010] 在本发明的其他方面中,所述目标是通过一种用于对感兴趣对象的处置,尤其是用于对感兴趣对象的肿瘤学处置的方法来实现的,所述方法包括以下步骤:施加处置剂量,以用于杀死在所述感兴趣对象的所述靶区之内的细胞;根据以上方法提供感兴趣对象的覆盖所述靶区的部分的诊断图像表示;并且基于所述诊断图像表示来施加其他处置剂量,以用于杀死在所述感兴趣对象的所述靶区之内的细胞。

[0011] 在本发明的又一其他方面中,所述目标是通过一种用于升级磁共振 (MR) 成像系统的软件包来实现的,其中,所述软件包包含有用于根据以上方法来控制所述 MR 成像系统的指令。

[0012] 因此,能够使用所述 MR 成像系统来对所述感兴趣对象(例如人类或动物的生物)的代谢的变化进行评估。该信息能够用于将处置引导到这样的区域:在所述区域中,细胞尚未被如所期望地杀死。能够基于氧合作用来识别这样的代谢变化,例如通过血氧水平依赖的 (BOLD) 图像表示,所述血氧水平依赖的 (BOLD) 图像表示能够通过磁共振 (MR) 扫描来进行评估。识别代谢变化的另一种可能是 MR 波谱分析,所述 MR 波谱分析使得能够对代谢活动的量进行检测。灌注和 / 或漫射成像也能够用于检测在所述感兴趣对象中的组织之内的改变的流量。通过对所述第一温度与所述第二温度之间的以上测量结果的差异进行比较,能够评估所述处置的有效性,并且能够基于所述代谢变化来调整其他处置。能够将细胞已经被杀死的区域从其他处置中排除以加快所述处置的速度并且减少针对感兴趣对象的应力和曝光。一般地,所述感兴趣对象的温度不是所述诊断图像表示的部分。

[0013] 因此,处置剂量能够关于强度和 / 或位置而被调整。具体而言,所述控制模块能够控制用于施加所述处置的所述处置模块来在经调整的位置处施加具有经调整的强度的处置剂量。

[0014] 所述第一图像表示和所述第二图像表示通常被提供在近时间背景中,例如在利用所述处置系统的处置期间。优选地在达到期望的温度或加热已经在预定义的时间内被执行时提供所述图像表示。

[0015] 所述热疗设备能够是用于局部地加热所述靶区的任何种类的设备。优选地,所述热疗设备适于将热引导到所述靶区以避免对在所述靶区外面的区域的加热。所述热疗设备能够被一体地提供在所述 MRI 系统之内。优选地,所述热疗设备被布置为在被定位在所述检查空间之内时加热所述感兴趣对象的所述靶区。还优选地,所述热疗设备被定位在所述检查空间中或所述检查空间处。尽管如此,也能够单独地提供所述热疗设备,并且所述感兴趣对象被移动到所述 MRI 系统的所述检查空间中,以用于提供所述感兴趣对象的图像表示,并且所述感兴趣对象被移动到不同的位置以用于利用所述热疗设备来施加热。优选地,提供接触凝胶垫以促进热从基于超声的热疗设备到所述靶区的传输。在其他实施例中,所

述热疗设备是能在所述检查空间之内移动的设备。

[0016] 能够以任何适合的形式来提供包括所述诊断图像表示的所述图像表示,例如提供为可见图像。尽管如此,不要求将所述图像表示提供为图像,所述图像表示能够被提供为从成像系统在生成图像之前实现的任何种类的数据。例如,能够基于在执行对所述感兴趣对象的所述部分的 MR 扫描时接收到的数据来生成所述诊断图像表示。也能够以任何形式来提供所述诊断图像表示。例如,能够以适合于所述控制模块自动控制所述处置模块的任何形式来提供所述诊断图像表示。所述诊断图像表示优选地被提供为指示所述代谢变化的可见图像。所述图像表示还能够包括两种或更多种表示,例如,使得所述诊断成像系统和 / 或所述处置系统的操作者能够验证所述代谢活动和 / 或所述代谢变化的可见图像,以及例如被直接传递到所述控制模块的表示。

[0017] 用于控制所述 MRI 系统和所述热疗设备的所述控制单元能够是单独的控制单元,或者是适于额外地控制所述热疗设备的所述 MRI 系统的控制单元。

[0018] 在所述处置系统中,所述处置模块能够是适合于实现对细胞的破坏的任何种类的设备。所述处置模块能够被一体地提供在所述 MRI 系统之内。优选地,所述处置模块被布置为在被定位在所述检查空间之内时杀死在所述感兴趣对象的所述靶区之内的细胞。还优选地,所述处置模块被定位在所述检查空间中或所述检查空间处。尽管如此,也能够单独地提供所述处置模块,并且所述感兴趣对象被移动到所述 MRI 系统的所述检查空间中,以用于提供所述感兴趣对象的图像表示,并且所述感兴趣对象被移动到不同的位置以用于利用所述处置模块来施加处置。在其他实施例中,所述处置模块是能在所述检查空间之内移动的设备。

[0019] 用于控制所述处置模块和所述诊断成像系统的所述控制模块能够是单独的控制模块,或者是适于额外地控制所述处置模块的所述诊断成像系统的控制单元。此外,所述控制模块能够是适于额外地控制所述处置模块和所述热疗设备的所述 MRI 系统的控制单元。

[0020] 所述第一温度一般指的是在不加热所述靶区的情况下的温度,并且所述第二温度指的是在所述靶区已经被加热之后的温度。一个温度,通常是所述第一温度,指的是正常体温。能够在利用所述热疗设备通过正常热传导和灌注来加热所述靶区之后获得较低的温度,典型地为体温。尽管如此,还能够通过首先将所述靶区加热到所述第二温度并且然后将所述靶区冷却到所述第一温度来执行所述方法,以用于提供其他图像表示。所述冷却能够包括主动冷却或者仅仅是正常的热传导和灌注。

[0021] 施加处置剂量以用于杀死在所述靶区之内的细胞的步骤指的是任何种类的适合的处置。所述处置模块能够直接或间接地实现对细胞的破坏。

[0022] 能够以任何适合的顺序来执行以上方法的所述方法步骤,并且所述方法步骤不限于以上列出的顺序。在用于处置的方法中,提供诊断图像表示和施加其他处置剂量的步骤能够被重复执行,以在具有对所述处置的成功的连续验证和对所述诊断图像表示的连续调整的情况下提供处置。

[0023] 所述靶区指的是在所述感兴趣对象之内的 3 维区,在所述靶区中,要被杀死的细胞被定位。典型地,所述靶区是包含癌细胞的区。

[0024] 根据所述诊断成像系统的优选实施例,所述控制单元适于执行对所述热疗设备和所述 MR 成像系统的脉冲操作,以在所述热疗设备不活动时提供所述感兴趣对象的所述部

分的图像表示。能够通过对所述热疗设备和所述 MR 成像系统的有效调制来减小相关误差。因此,对所述 MR 成像系统的操作不受对所述热疗设备的操作的限制。

[0025] 根据所述诊断成像系统的优选实施例,所述热疗设备是超声和 / 或射频 (RF) 辐照设备。辐照能够用于直接有效地加热在所述感兴趣对象之内的所述靶区。能够减少在所述靶区外面的对所述感兴趣对象的加热。

[0026] 根据优选实施例,所述热疗设备是热源,能够使所述热源与所述感兴趣对象接触。

[0027] 根据优选实施例,所述诊断成像系统包括用于将造影剂施加到所述感兴趣对象的施加模块。所述造影剂能够用于关于所述感兴趣对象的代谢的变化来改进所述诊断图像表示。造影剂能够是对热休克蛋白、氧浓度、辐射损害或其他敏感的。

[0028] 根据优选实施例,所述诊断成像系统适于提供所述感兴趣对象的所述部分的诊断图像表示,所述诊断图像表示包括所述感兴趣对象的所述部分的缺氧信息。癌细胞频繁地示出减少的局部缺氧。通过将所述靶区的第一温度信号与第二温度信号之间的差异进行比较,能够估计缺氧的量,并且能够根据归因于热应力的暂时改变的响应来估计对细胞的处置损害的量。甚至在所述处置开始之前缺氧信息能够被反馈到剂量计算以增加在缺氧体积上的剂量。损害估计能够用于优化剂量的量以使对健康组织的损害最小化,同时确保在辐照或单个部分期间所述靶区上的处置的效力。例如,在血氧水平依赖的 (BOLD) 图像表示的情况下,缺氧组织并不示出与正常组织相似的归因于不同温度的变化。

[0029] 根据所述处置系统的优选实施例,所述控制模块还适于控制所述热疗设备以用于局部地加热在所述感兴趣对象的所述部分之内的所述靶区,并且控制所述处置模块以用于施加所述处置。除了改进所述处置的位置和剂量之外,热疗还能够用于加强所述处置的结果,即,能够通过热疗来提高改进所述处置的效力。这部分地是归因于增大的代谢、改变的血流量、以及减少的常常在癌组织中出现的局部缺氧。归因于局部施加的热,所述靶区外面的细胞不经受增大的破坏。

[0030] 根据所述处置系统的优选实施例,所述处置模块包括用于将辐照施加到所述感兴趣对象的所述靶区的高功率线性加速器。所述线性加速器 (linac) 能够用于以关于位置和强度 (即,剂量) 的高准确度来辐照所述靶区。

[0031] 根据所述处置系统的优选实施例,所述处置模块包括用于将超声施加到所述感兴趣对象的所述靶区的高强度聚焦超声设备。所述高强度聚焦超声 (HIFU) 设备能够用于以关于位置和强度 (即,剂量) 的高准确度来辐照所述靶区。优选地,所述 HIFU 设备在被控制为以低强度加热所述靶区时能够被用作热疗设备,使得能够省略单独的热疗设备。

[0032] 根据所述处置系统的优选实施例,所述处置模块包括用于将药物释放到所述感兴趣对象中的化疗 / 药物释放模块。所述药物能够杀死细胞,或者在使用如来自以上的处置系统的其他处置系统时改进对细胞的破坏。所述释放模块优选地被提供为在所述靶区中或靠近所述靶区释放所述药物。

[0033] 根据优选实施例,用于提供诊断图像表示的所述方法包括将造影剂施加到所述感兴趣对象。所述造影剂能够用于关于所述感兴趣对象的代谢的变化来改进所述诊断图像表示。造影剂能够是对热休克蛋白、氧浓度、辐射损害或其他敏感的。

[0034] 根据用于提供诊断图像表示的所述方法的优选实施例,利用经相关的图像表示来提供所述感兴趣对象的所述部分的诊断图像表示的步骤包括识别在所述感兴趣对象的所

述部分之内的缺氧区域。癌细胞频繁地示出减少的局部缺氧。通过将所述靶区的第一温度信号与第二温度信号之间的差异进行比较,能够估计缺氧的量,并且能够根据归因于热应力的暂时改变的响应来估计对细胞的处置损害的量。甚至在所述处置开始之前缺氧信息能够被反馈到剂量计算以增加在缺氧体积上的剂量。损害估计能够用于优化剂量的量以使对健康组织的损害最小化,同时确保在辐照或单个部分期间所述靶区上的处置的效力。例如,在血氧水平依赖的(BOLD)图像表示的情况下,缺氧组织并不示出与正常组织相似的归因于不同温度的变化。

[0035] 根据用于对感兴趣对象的处置的所述方法的优选实施例,施加处置剂量以用于杀死在所述感兴趣对象的所述靶区之内的细胞的步骤包括局部地加热所述靶区。除了改进所述处置的位置和剂量之外,热疗能够用于加强所述处置的结果,即,能够通过热疗来改进所述处置的效力。这部分地是归因于增大的代谢、改变的血流量、以及减少的常常在癌组织中出现的局部缺氧。归因于局部施加的热,所述靶区外面的细胞不经受增大的破坏。

附图说明

[0036] 参考下文所述的实施例,本发明的这些方面和其他方面将是明显的并且得到阐明。这样的实施例不必表示本发明的完整范围,并且然而,因此对权利要求和本文做出参考以用于解读本发明的范围。

[0037] 在附图中:

[0038] 图1是根据本发明的诊断成像系统的第一实施例的示意性图示,

[0039] 图2是根据本发明的诊断成像系统的第二实施例的示意性图示,并且

[0040] 图3是指示对处置系统的不同部件的激活的计时图。

[0041] 附图标记列表

[0042] 100 诊断成像系统

[0043] 110 磁共振(MR)成像系统

[0044] 111 热疗设备

[0045] 112 磁共振(MR)扫描器

[0046] 114 主磁体

[0047] 116 RF检查空间

[0048] 118 中心轴

[0049] 120 感兴趣对象

[0050] 122 磁梯度线圈系统

[0051] 124 RF屏蔽

[0052] 126 MR成像系统控制单元

[0053] 128 监测单元

[0054] 130 MR图像重建单元

[0055] 132 控制线

[0056] 134 RF发射器单元

[0057] 136 RF切换单元

[0058] 138 控制线

- [0059] 140 射频 (RF) 天线设备
- [0060] 142 换能器盒
- [0061] 144 接触垫
- [0062] 146 处置模块、线性加速器
- [0063] 148 台面

具体实施方式

[0064] 图 1 示出了诊断成像系统 100 的实施例的示意性图示,所述诊断成像系统 100 包括磁共振 (MR) 成像系统 110 和热疗设备 111。

[0065] MR 成像系统 110 包括 MR 扫描器 112,并且包括被提供用于生成静态磁场的主磁体 114。主磁体 114 具有中心腔,所述中心腔是为被定位在内部的感兴趣对象 120 (通常为患者) 提供围绕中心轴 118 的检查空间 116。在该实施例中,主磁体 114 的中心腔以及因此静态磁场具有根据中心轴 118 的水平取向。在备选实施例中,主磁体 114 取向能够是不同的。另外,MR 成像系统 110 包括被提供用于生成重叠到静态磁场的梯度磁场的磁梯度线圈系统 122。如在该技术中已知的,磁梯度线圈系统 122 被同轴地布置在主磁体 114 的腔之内,

[0066] 另外,MR 成像系统 110 包括被设计为具有管状体的全身线圈的射频 (RF) 天线设备 140。RF 天线设备 140 被提供用于在 RF 发射阶段期间将 RF 磁场施加到检查空间 116 以激励感兴趣对象 120 的核。RF 天线设备 140 还被提供为在 RF 接收阶段期间接收来自所激励的核的 MR 信号。在 MR 成像系统 110 的操作的状态中,RF 发射阶段和 RF 接收阶段以相继的方式发生。RF 天线设备 140 被同轴地布置在主磁体 114 的腔之内。如在该技术中已知的,柱形金属 RF 屏蔽 124 被同轴地布置在磁梯度线圈系统 122 与 RF 天线设备 140 之间。

[0067] 此外,如通常在该技术中已知的,MR 成像系统 110 包括被提供用于根据采集到的 MR 信号来重建 MR 图像的 MR 图像重建单元 130、以及具有被提供为控制 MR 扫描器 112 的功能的监测单元 128 的 MR 成像系统控制单元 126。控制线 132 被安装在 MR 成像系统控制单元 126 与 RF 发射器单元 134 之间,所述 RF 发射器单元 134 被提供为在 RF 发射阶段期间将 MR 射频的 RF 功率经由 RF 切换单元 136 馈送到 RF 天线设备 140。RF 切换单元 136 继而也由 MR 成像系统控制单元 126 控制,并且另一控制线 138 被安装在 MR 成像系统控制单元 126 与 RF 切换单元 136 之间以为该目的服务。在 RF 接收阶段期间,RF 切换单元 136 将 MR 信号在前置放大之后从 RF 天线设备 140 引导到 MR 图像重建单元 130。

[0068] 热疗设备 111 是超声辐照设备,所述超声辐照设备是用于将超声施加到感兴趣对象的靶区的高强度聚焦超声 (HIFU) 设备,所述高强度聚焦超声 (HIFU) 设备被控制为以低强度来加热靶区。热疗设备 111 包括换能器盒 142,所述换能器盒 142 包括如图 1 所示的与被与 MR 成像系统 110 一体地定位以加热被定位在检查空间 116 中的感兴趣对象 120 的换能器头。所述换能器头是能移动的以将超声辐照施加到感兴趣对象 120 的期望的靶区。接触垫 144 被提供为改进超声辐照从换能器盒 142 到靶区中的发射。

[0069] 医学处置系统包括以上的诊断成像系统 100 和用于将处置施加到感兴趣对象以杀死在靶区之内的细胞的处置模块 146。图 3 中被指示出的处置模块 146 是用于将辐照施加到感兴趣对象的靶区的高功率线性加速器 (linac)。

[0070] 用于控制 MRI 系统 110 的控制单元 126 执行对 MRI 系统 110、热疗系统 111 以及处

置模块 146 的组合控制。

[0071] 现在将参考图 3 来描述医学处置系统的操作。

[0072] 在时间 t_1 时的初始步骤 S0 中,由 MRI 系统 110 来提供感兴趣对象 120 的覆盖靶区的部分的图像表示。感兴趣对象 120 具有正常的体温,也被称为第一温度。图像表示是血氧水平依赖的 (BOLD) 图像表示。

[0073] 在时间 t_2 时的后继的步骤中,热疗设备 111 由控制单元 126 激活以将靶区局部地加热到体温以上的第二温度。当达到第二温度时,热疗设备 111 被去激活并且由 MRI 系统 110 提供感兴趣对象的的部分的其他图像表示。所述其他图像表示也是 BOLD 图像表示。

[0074] 在步骤 S2 中,由控制单元 126 使在第一温度时和在第二温度时获得的图像表示相关,以提供感兴趣对象的的部分的诊断图像表示。所述诊断图像表示包括关于感兴趣对象 120 的代谢的温度依赖的变化的信息。在该实施例中,诊断成像系统 100 适于提供包括缺氧信息的诊断图像表示。缺氧的量被估计,并且对细胞的处置损害的量被估计。

[0075] 此外,控制单元 126 计算在 S0 之前被施加的初始剂量的剂量校正,以将处置引导到这样的区域:在所述区域中,细胞尚未被如期望地杀死。基于诊断图像表示(即,基于在 t_1 时和在 t_2 时提供的表示)来计算剂量校正。因此,缺氧信息被反馈到剂量计算,以增加在缺氧体积上的剂量。基于损害估计,剂量的量和位置被优化以使对健康组织的损害最小化,同时确保在辐照期间所述靶区上的处置的效力。所述剂量指的是由处置模块施加的处置的位置和强度。在该实施例中,所述剂量指的是线性加速器 146 的靶区和线性加速器 146 的强度。

[0076] 在步骤 S3 中,由线性加速器 146 根据以上计算出的剂量将处置施加到靶区。此外, MRI 系统 110 被操作为提供治疗图像。

[0077] 后继的步骤 S4 和 S5 实质上分别与步骤 S0 和 S1 相同,并且在时间 t_3 时和在时间 t_4 时提供图像表示。因此,在 t_3 时提供在第一温度时的图像表示。因此,靶区通过正常热传导和灌注而冷却到比第二温度更低的第一温度。在备选实施例中,施加主动冷却以支持靶区的冷却。

[0078] 在步骤 S6 中,如关于 S2 所描述的,由控制单元 126 使在时间 t_1 、 t_2 、 t_3 和 t_4 时的在第一温度时和在第二温度时获取的图像表示相关,以提供感兴趣对象 120 的部分的诊断图像表示。利用针对第一温度和第二温度的多个图像表示的相关性来监测处置的过程。再一次地,基于诊断图像表示,控制单元 126 计算对 S3 的先前剂量的剂量校正。

[0079] 在备选实施例中,控制模块还适于控制热疗设备 111 以用于局部地加热在感兴趣对象 120 的部分之内的靶区,并且控制处置模块 146 以用于施加处置。因此,处置是在热疗条件下被施加的。

[0080] 图 2 示出了根据第二实施例的诊断成像系统 100 的实施例的示意性图示。根据第二实施例的诊断成像系统 100 与根据第一实施例的诊断成像系统 100 大部分相同,因此将仅描述差异。用于提供诊断图像表示和用于处置的方法也如以上所描述地被应用。

[0081] 根据第二实施例的诊断成像系统 100 仅仅在对换能器盒 142 的定位中与第一实施例不同,所述换能器盒 142 被定位在检查空间 116 的外面。因此,为了将加热施加到靶区,感兴趣对象 120 在能移动的台面 148 上被移出检查空间 116。在加热靶区之后,感兴趣对象 120 被返回到检查空间 116 中。

[0082] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求书中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了某些措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

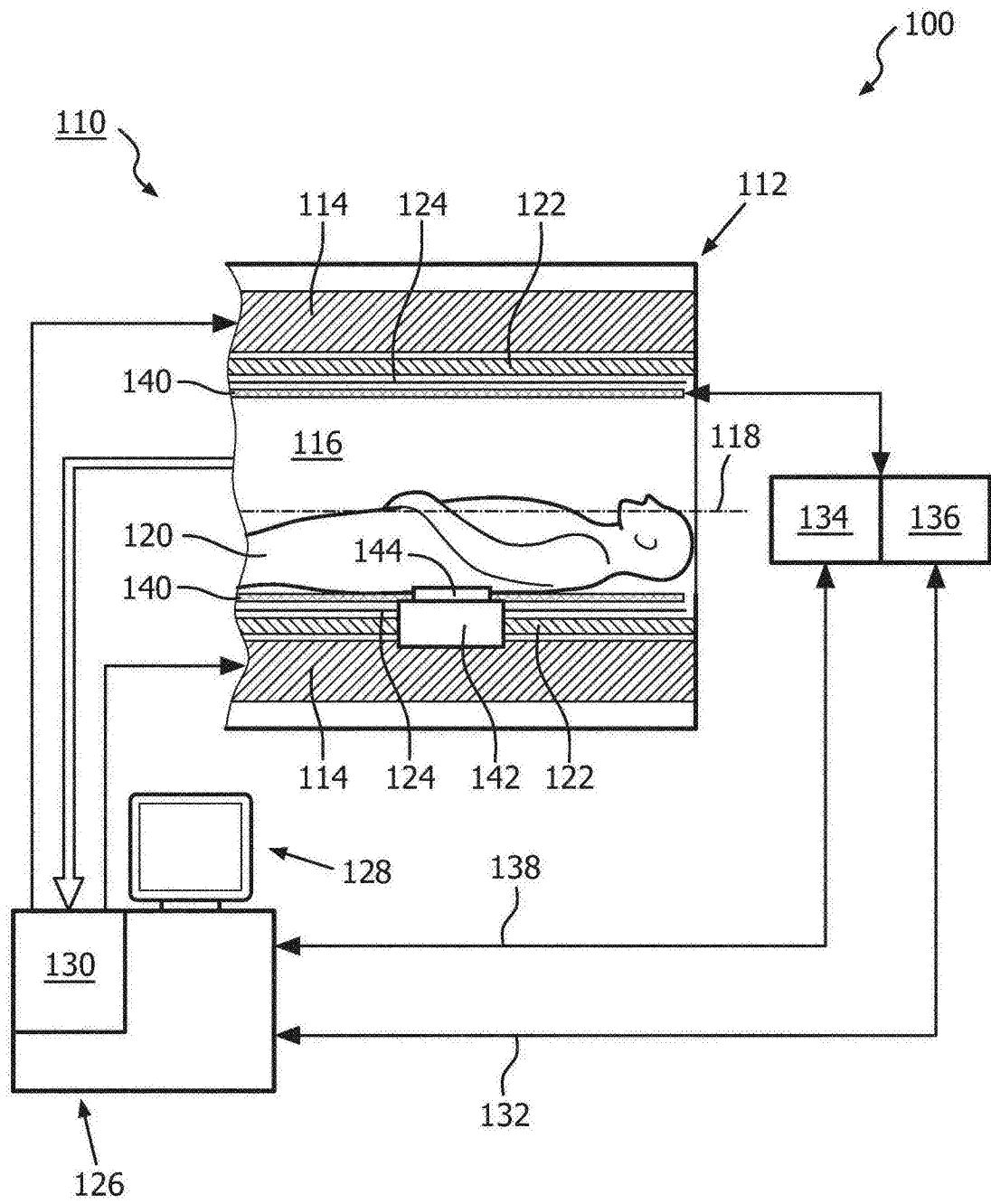


图 1

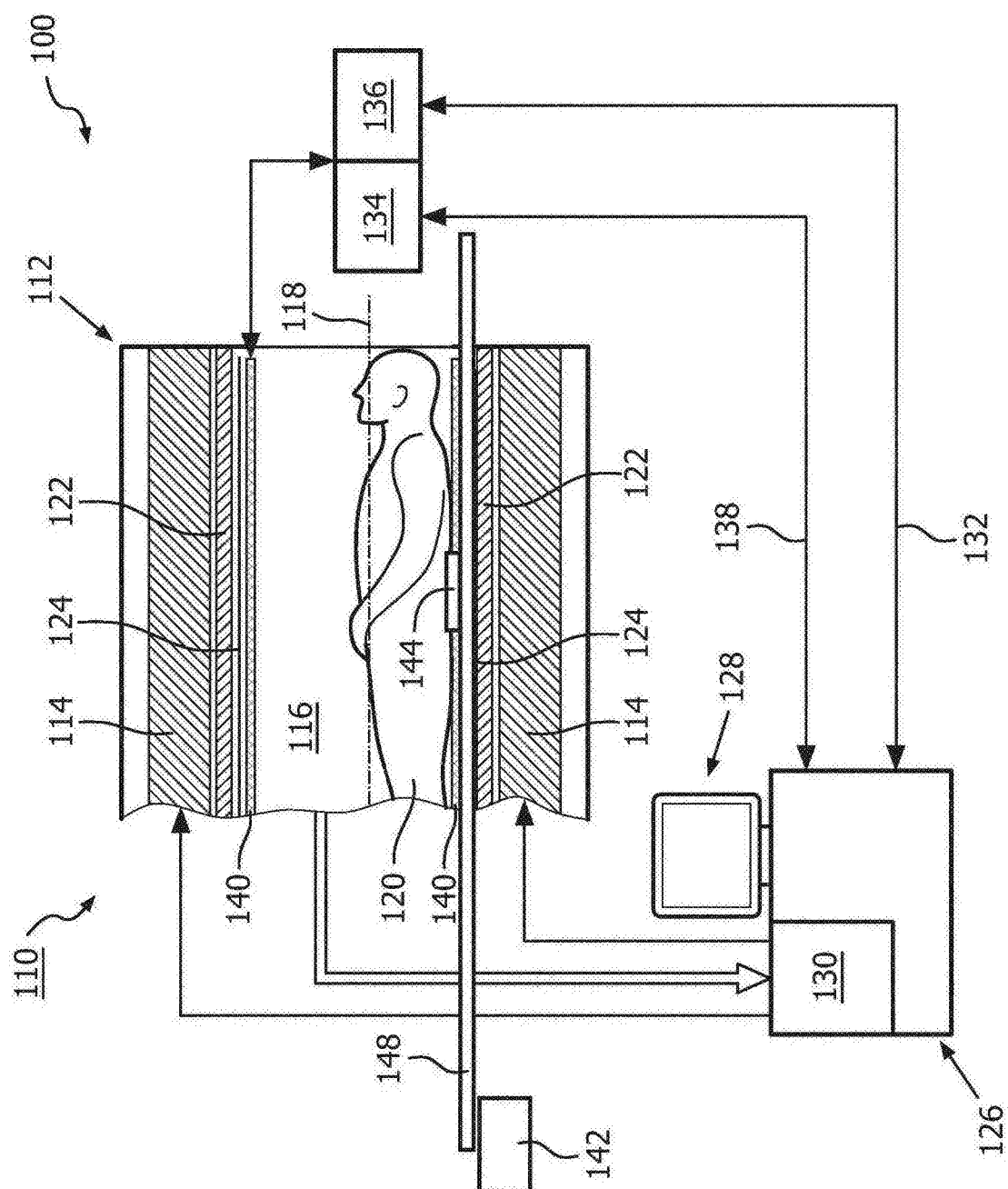


图 2

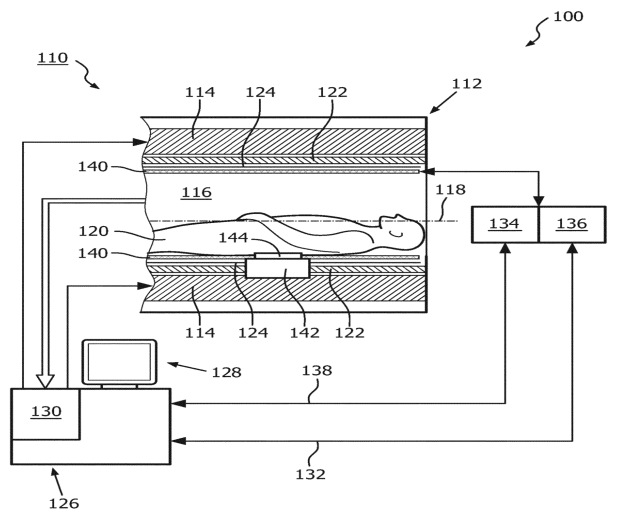


图 3

专利名称(译)	用于诊断成像的热疗		
公开(公告)号	CN105072983A	公开(公告)日	2015-11-18
申请号	CN201480009441.6	申请日	2014-02-19
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	ET韦海莱		
发明人	E·T·韦海莱		
IPC分类号	A61B5/01 A61B5/055 A61B5/00 G01R33/48		
CPC分类号	A61B5/015 A61B5/055 A61B18/14 A61B2018/00738 A61B2018/00791 A61B2019/5236 A61N5/1039 A61N7/02 A61N2005/1055 A61N2007/0082 G01R33/4814 A61B5/4836 A61B2090/374 A61N1/403 A61B5/0036 A61B5/743 G06T7/0012 G06T2207/10096 G06T2207/30004 G06T2207/30196		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2013156374 2013-02-22 EP		
其他公开文献	CN105072983B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种诊断成像系统(100)，包括：磁共振(MR)成像系统(110)，其用于提供被定位在检查空间(116)中的感兴趣对象(120)的至少部分的图像表示；热疗设备(111)，其用于局部地加热在所述感兴趣对象(120)的所述部分之内的靶区；以及控制单元(126)，其用于控制所述MR成像系统(110)和所述热疗设备(111)，其中，所述诊断成像系统(100)适于通过使在所述靶区的不同温度时获得的图像表示相关来提供所述感兴趣对象(120)的所述部分的诊断图像表示，其中，所述诊断图像表示包括关于所述感兴趣对象(120)的代谢的温度依赖的变化的信息。本发明还提供了一种处置系统，所述处置系统包括：以上的诊断成像系统(100)；处置模块(146)，其用于将处置施加到所述感兴趣对象(120)，以用于杀死在所述靶区之内的细胞；以及控制模块(126)，其用于控制所述处置模块(146)，以用于基于由所述诊断成像系统(100)获得的诊断图像表示来施加所述处置。因此，能够对所述感兴趣对象的代谢的变化进行评估，以将处置引导到这样的区域：在所述区域中，细胞尚未被如期望地杀死。通过对所述第一温度与所述第二温度之间的以上测量结果的差异进行比较，能够评估所述处置的有效性，并且能够基于所述代谢变化来调整其他处置。



能够评估所述处置的有效性，并且能够基于所述代谢变化