



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104884127 B

(45)授权公告日 2018.11.02

(21)申请号 201380053265.1

(22)申请日 2013.09.30

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104884127 A

(43)申请公布日 2015.09.02

(30)优先权数据
61/713,132 2012.10.12 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.04.10

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2013/059001 2013.09.30

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/057388 EN 2014.04.17

(73)专利权人 博放医疗有限公司
地址 加拿大多伦多
专利权人 美国卫生与社会服务部部长代表的美国政府

(72)发明人 A·I·M·帕尔塔宁

M·O·蒂兰德 M·德雷埃尔
M·科勒

(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 刘炳胜

(51)Int.Cl.
A61N 7/02(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)
A61B 5/01(2006.01)
A61B 5/055(2006.01)
A61M 37/00(2006.01)

(56)对比文件
US 2012191020 A1,2012.07.26,
US 2010030076 A1,2010.02.04,
US 5524625 A,1996.06.11,
WO 2011156624 A2,2011.12.15,

审查员 王志豪

权利要求书2页 说明书7页 附图8页

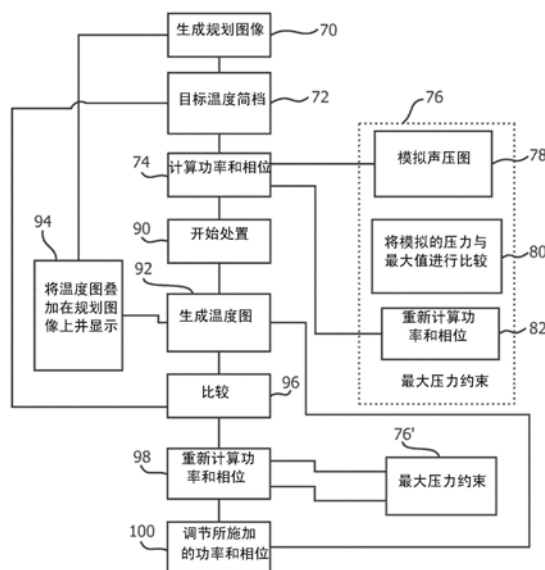
(54)发明名称

用于使用磁共振引导的聚焦超声的高温处置的多焦点声处理

(57)摘要

一种轻度高温处置装置(10)包括成像器(12),所述成像器生成靶区域的规划图像(34)和温度图(36)。超声换能器驱动器(52)的阵列个体地驱动超声换能器(50)的相控阵列的超声换能器。一个或多个处理器或单元接收目标温度简档,并且计算针对所述换能器驱动器的功率、频率和相对相位以驱动超声换能器的所述相控阵列来生成多焦点声处理图样,所述多焦点声处理图样被配置为利用所述目标温度简档来对所述靶区域进行加热,同时限制峰值声压。在处置期间,所述成像器生成一系列温度图,所述一个或多个处理器或单元将所述一系列温度图与所述目标温度简档进行比较,并且基于所述比较,调节所述换能器驱动器驱动所述超声换能器利用

的所述功率、频率和相对相位。



CN 104884127 B

1. 一种轻度高温处置装置(10),包括:
成像器(12),其生成规划图像(34);
超声换能器的相控阵列(50);
超声换能器驱动器的阵列(52),其用于个体地驱动所述相控阵列的超声换能器以在靶区域中生成多焦点声处理;
一个或多个处理器(30、32、34),其被编程为:
接收基于所述规划图像的目标温度简档,
计算针对所述超声换能器驱动器阵列的换能器驱动器中每个的功率、频率和相对相位,所述功率、频率和相对相位能够令超声换能器的所述相控阵列生成多焦点声处理图样,所述多焦点声处理图样被配置为利用所述目标温度简档对所述靶区域进行加热,并且
计算针对若干焦点的所述功率、所述频率和所述相对相位,使得所述多焦点声处理简档将所述靶区域中的声压维持在最大声压之下。
2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述一个或多个处理器还被编程为:
基于所计算的功率和相对相位来模拟声压分布图;
将所模拟的声压分布图的声压与预先选择的最大声压进行比较;并且
重新计算所述功率、相对相位、频率和/或焦点的数目,使得所模拟的声压分布的声压处于所述预先选择的最大声压之下。
3. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述一个或多个处理器还被编程为:
根据所模拟的声压分布,评价所述声处理图样。
4. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述一个或多个处理器还被编程为在所述轻度高温处置的开始之后:
生成温度图;
将所生成的温度图与所述目标温度简档进行比较;
基于所生成的温度图与所述目标温度简档之间的温度差,计算对所施加的功率、频率和相对相位的调节;并且
调节所施加的功率、频率和相位。
5. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述一个或多个处理器还被编程为:
将所述靶区域分解为声处理图样的集合。
6. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述成像装置是磁共振扫描器(12)。
7. 根据权利要求6所述的装置,其中,所述磁共振扫描器(12)包括扫描控制器(30),所述扫描控制器控制所述磁共振扫描器以利用质子共振频率偏移、T1、T2/T2*、散射、质子密度或谱学方法来施加温度测定成像序列。
8. 根据权利要求1所述的装置,还包括规划控制台(38),所述规划控制台显示所述规划图像,并且在所述规划控制台上临床医师输入所述目标温度简档。
9. 一种轻度高温处置的方法,包括:
生成规划图像,所述规划图像包含要接收所述轻度高温处置的对象的靶区域;
基于所述规划图像来创建针对所述靶区域的目标温度简档;
计算驱动超声换能器(50)的相控阵列所利用的功率、频率和相对相位以生成所述靶区域中的多焦点声处理图样,用于根据所述目标温度简档对所述靶区域进行加热;

根据所述目标温度简档对所述靶区域进行加热;以及

对所述功率、所述频率和所述相对相位进行约束,使得通过所述多焦点声处理图样在所述对象的所述靶区域中创建以及邻近所述靶区域创建的声压小于预先选择的最大声压。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中,将所述声压约束到所述最大声压之下包括:

根据所计算的功率和相对相位来模拟声压分布;

将所模拟的声压分布的声压与所述预先选择的最大声压进行比较;并且

根据需要重新计算所述功率、频率和相对相位以使所模拟的压力分布的所述声压处于所述预先选择的最大声压之下。

11. 根据权利要求9所述的方法,还包括:

将对象的部分置为与超声换能器(50)的所述相控阵列接触并且将与超声换能器的所述相控阵列接触的所述对象的至少所述部分移动到成像器的成像区域中;

生成所述成像区域中的所述对象的所述区域的温度图;

将所生成的温度图与所述目标温度简档进行比较;

基于所述比较,调节施加到超声换能器的所述相控阵列的所述功率和所述相对相位以使所生成的温度图与所述目标温度简档一致;以及

在所述轻度高温处置流程中周期性地重复所述生成、所述比较和所述调节的步骤以维持所述靶区域中的温度与所述目标温度简档一致。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中,调节所施加的功率、频率和相对相位包括对所施加的功率和相对相位进行约束,使得所述对象中的模拟的声压分布的声压保持在所述预先选择的最大声压之下。

13. 根据权利要求11和12中的任一项所述的方法,还包括:

利用温度敏感的处置剂对所述对象进行注入,所述温度敏感的处置剂的效用或局部递送是热增强的,所述目标温度简档被配置为增强所述靶区域中的治疗剂的所述效用或递送。

14. 根据权利要求9所述的方法,还包括:

约束所述功率、频率、相对相位和/或焦点的数目来控制所加热的靶区域的形状。

15. 根据权利要求11、12和14中的任一项所述的方法,其中,生成所述温度图包括应用温度测定成像序列。

用于使用磁共振引导的聚焦超声的高温处置的多焦点声处理

技术领域

[0001] 本申请涉及用于使用多焦点声处理的高温处置的装置和方法。

背景技术

[0002] 轻度高温 (HT) 是在其中将组织加热到高于体温并且低于消融温度的温度 (例如 38-45°C) 的治疗技术。这些轻度高温处置可能导致生理的 (例如灌注) 和细胞的 (例如基因表达) 改变, 其在结合化学治疗或放射治疗使用时的改善疗效。轻度高温诱发众多的改变, 其提供临床益处, 这使得其与许多化学治疗剂和放射治疗协同。除生理和细胞改变之外, 高温可以与温度响应以及不响应的药物递送系统使用来诱发毒性和改善总体效力。降低毒性的一个解决方案涉及利用温度敏感的脂质体药物递送来对肿瘤进行靶向。在正常体温 (~37°C), 温度敏感的脂质体是相对稳定的, 而在大约 38-45°C 的轻度高温温度, 温度敏感的脂质体展示 10-20 秒内的药物释放。

[0003] 存在可以将靶组织加热到轻度高温范围的许多当前可用的设备。一个范例是射频 (RF) 施加器, 其是将 RF 能量传送到身体中的调谐天线。RF 施加器由于 RF 的长波长而最佳地用于对深层的肿瘤进行加热。也使用微波施加器, 但是典型地归因于其短波长而仅用于浅表性肿瘤。也已经使用热水浴、激光和磁流体。这些遭受诸如有创的性质、有限或浅表性的加热、热斑和冷斑、不准确或空间不均匀的加热和缺乏空间时间反馈控制的缺点。局部高温还通过磁共振引导的高强度聚焦超声 (MR-HIFU) 来执行, 其中, 聚焦超声斑快速地扫描以达到高温并且 MR 被用于监测处置。聚焦斑往往在移动到下一位置之前在确切的焦斑位置处暂时将组织加热到高于目标温度的温度。此外, 单个高强度焦斑也可能更容易引起有害的机械组织损伤。

[0004] 使用高强度聚焦超声可能导致热和非热 (机械) 生物效应两者, 这两者起因于传播的超声波与组织的复杂的相互作用。高强度聚焦超声 (HIFU) 生物效应可以通过超声输出功率、频率、占空比、声处理持续时间和焦斑特性来操纵和/或控制。归因于通过组织的振动激发进行加热的超声吸收和转换的热效应导致快速的高度局域化的温度升高。HIFU 独特的机械效应包括声辐射力和声空化。辐射力可以导致局部组织位移、剪切应变和流动, 而空化效应由气泡活动来起作用——使崩溃或振荡的气泡导致局部诱发的应力和高能量释放, 这可能导致和辅助热凝固和坏死。可以在特定应用中利用机械超声效应来改善消融效率或在有或没有加入微气泡的情况下改进药物递送。

[0005] MRI 提供 HIFU 声处理期间的体内温度图。温度升高的实时评价可以在温度图中得以监测, 并且声处理的功率、持续时间、频率或轨迹 (即空间时间图样) 可以相应地被调节。

[0006] 本申请提出用于延长的时间段期间的维持轻度高温的方法, 其使用多焦点声处理方法来控制温度准确性和一致性来限制所加热的体积和降低所加热的区域中的峰值声压。本申请细化多焦点加热策略作为用于轻度高温应用的工具, 例如在临床肿瘤学中。然而, 多焦点加热策略还可以具有其他应用, 例如在 MR-HIFU 热消融中。

发明内容

[0007] 根据一个方面,提供了一种轻度高温处置装置。所述装置包括成像器,所述成像器生成靶区域的规划图像和温度图。所述装置还包括超声换能器的相控阵列。超声换能器驱动器的阵列个体地驱动所述相控阵列的所述超声换能器来生成所述靶区域中的多焦点声处理。一个或多个处理器被编程为接收目标温度简档并且计算针对所述超声换能器的所述换能器驱动器的功率、频率和相对相位,所述功率、频率和相对相位被计算为令超声换能器的所述相控阵列生成多焦点声处理图样,所述多焦点声处理图样被配置为利用所述目标温度简档来对所述靶区域进行加热。

[0008] 根据另一方面,提供了一种轻度高温处置的方法。生成包含要接收所述轻度高温处置的对象的靶区域的规划图像。针对所述靶区域创建目标温度简档。计算功率、频率和相对相位以用于驱动超声换能器的相控阵列来根据所述温度简档生成所述靶区域中的多焦点声处理图样。

[0009] 根据另一方面,提供了一种轻度高温处置装置,所述轻度高温处置装置包括成像器和扫描控制器,所述扫描控制器控制所述成像器以生成靶区域的规划图像和温度图。超声换能器驱动器的阵列个体地驱动超声换能器的相控阵列以生成靶区域中的多个同时的焦斑。规划控制台对所述规划图像进行显示并且具有输入部,临床医师通过所述输入部来输入目标温度简档和靶位置(区域或体积)。超声控制器接收所述目标温度简档并且计算用于所述换能器驱动器的功率、频率和相对相位,所述功率、频率和相对相位被计算为令超声换能器的所述相控阵列生成多焦点声处理图样来将所述靶区域加热到所述目标温度简档。

[0010] 然而,在阅读和理解了以下详细说明之后,本领域的普通技术人员将理解本发明的另外的优点。

附图说明

[0011] 本发明可以采取各种部件和各部件的布置以及各种步骤和各步骤的安排的形式。附图仅出于说明优选实施例的目的并且不应被解释对本发明的限制。

[0012] 图1是用于轻度高温处置的磁共振引导的多焦点声处理的系统的示意图;

[0013] 图2A是针对向中心的左侧偏离4mm的单个点的模拟的声压场;

[0014] 图2B是具有在8mm直径的圆上均匀相隔的16个同时的焦点的多焦点声处理的模拟;

[0015] 图2C图示了对应于图2A的单个点声处理的矢状图像平面,即在波束路径方向上;

[0016] 图2D是对应于图2B的多焦点声处理图样的矢状图像平面图像;

[0017] 图3A图示了针对图像原点坐标左侧4mm的单个焦点声处理的声压图;

[0018] 图3B图示了针对图2B的16焦点图样的声压图;

[0019] 图3C图示了针对图3A的单焦点声处理的相位图;

[0020] 图3D图示了图3B的16焦点图样的相位图;

[0021] 图4A图示了通过使用8mm声处理轨迹获得的模拟的冠状温度分布图,其中,单个点在时间上足够快速地扫描通过16个焦点以达到有效的热平均;

[0022] 图4B图示了根据图4A的声处理的矢状温度分布图;

- [0023] 图4C图示了通过使用具有16个同时的焦点的多焦点声处理图样获得的模拟的冠状温度分布图；
- [0024] 图4D图示了根据图4C的多焦点声处理图样的矢状模拟的温度分布图；
- [0025] 图5A图示了质子密度加权规划图像上的冠状肿瘤映射；
- [0026] 图5B图示了在轻度高温处置期间叠加在规划图像上的所达到的温度的冠状温度图,其示出了加热3分钟之后的典型的温度分布；
- [0027] 图5C是对应于图5A的矢状图像；
- [0028] 图5D是对应于图5B的冠状温度分布图的矢状温度图；
- [0029] 图6A图示了使用单焦点扫描方法的体内的5分钟声处理期间8mm处置单元内的平均(实线)、第10个百分位和第90个百分位(虚线)温度；
- [0030] 图6B图示了使用多焦点方法在5分钟声处理期间在8mm处置单元内的平均(实线)、和第10和第90个百分位(虚线)温度,其中,目标温度范围被指示为灰框；
- [0031] 图7图示了针对单焦点(实线)和多焦点(虚线)声处理方法两者的集中在肿瘤的8mm处置单元上的时间平均的平均温度辐射线曲线；
- [0032] 图8A图示了肿瘤内的针对单焦点扫描声处理方法的8mm处置单元的冠状平面中的时间平均的空间温度分布；
- [0033] 图8B图示了肿瘤内的使用多焦点声处理方法的8mm处置单元的冠状平面中的时间平均的空间温度分布；
- [0034] 图8C图示了对应于图8A的矢状平面中的时间平均的温度分布；
- [0035] 图8D图示了对应于图8B的矢状平面中的时间平均的空间温度分布；并且
- [0036] 图9是图示了用于多焦点声处理诱发的轻度高温的计算机处理或处置步骤的流程图。

具体实施方式

- [0037] 针对大部分轻度高温应用的最佳温度处于40-45℃范围内。低于40℃的温度典型地具有有限的效应并且大于45℃的温度可以关闭组织灌注。相比之下,在消融技术中,温度上升到能够诱发坏死的水平,典型地大于55℃,并且然后让组织冷却。待消融的靶组织的过度加热不是有害的。本轻度高温技术将靶区域中的温度维持在期望的水平处例如在40.5℃与41.0℃之间长持续时间典型地3-45分钟或更多。在该时间期间,功率、频率和轨迹被调节为获得靶体积中的最佳加热一致性,以用于(例如)均匀的组织致敏作用或药物递送。
- [0038] HIFU在组织上的效应高度取决于聚焦区域的声强度,其中,在高强度和低声强度, HIFU能量传播的不同机制起主导作用。当在低声强度操作时,声场主要是线性的,波具有谐波波形,并且声强度与压力的平方成比例。在较高声强度水平,峰值负(稀疏)压力与空化效应的开始很好地相关,并且非线性波传播导致生成高次谐波、压力波形的非对称失真以及最终陡峭的激波前沿的形成。波谱到较高频率的非线性扩展和激波的形成可以显著地增加声能的局部吸收,特别在聚焦区域中。声能的该吸收大大增加了局部加热速率。即使当高强度的聚焦点快速地扫描时,非线性声传播和机械生物效应的不可预测的性质引起不同患者人群中的临床应用的潜在的有关问题。轻度高温试图避免归因于机械和热生物效应二者的直接组织损伤。而是,轻度高温旨在仅将组织敏化以辅助治疗,诸如热激活的药物治疗。

[0039] 参考图1,磁共振引导的轻度高温处置系统10包括磁共振成像系统12和超声探头14。磁共振成像系统包括用于生成通过成像区域22的时间恒定 B_0 主磁场的主磁体20。梯度磁线圈24选择性地脉冲以生成跨主磁场的磁场梯度。全身射频(RF)线圈26被控制为诱发成像区域中的对象中的磁共振。所诱发的磁共振信号由全身RF线圈26或局部RF线圈28接收。

[0040] 磁共振扫描控制器30控制梯度和RF线圈以应用选定的磁共振质子密度成像协议和热成像协议,例如利用质子共振频率偏移(PRFS)的快速场回波-回波平面成像(FFE-EPI)序列。磁共振重建系统32在处置之前将接收到的共振信号重建为质子密度加权规划图像34并且在超声处置期间重建为一系列MR热图像图36。临床医师使用规划终端38来对轻度高温处置的空间和热性质进行规划以提供空间和热处置简档,所述空间和热处置简档被存储在处置简档存储器40中。超声控制器42计算达到所选择的空间和热简档的(以下结合图9更详细地解释的)多焦点声处理图样。

[0041] 超声探头14包括相控阵列超声换能器50,例如256元件的换能器阵列。在图示的实施例中,超声探头14被布置在患者支架44中,其被可移动地安装以将患者和超声换能器转移到磁共振成像系统12的检查区域22中。提供了包括超声换能器驱动器52的阵列的驱动电子设备,每个驱动器平行于相对应的换能器,以用于将适当的功率和频率以适当的相对相位个体地提供到每个超声换能器来递送由超声控制器42计算的多焦点声处理图样。超声换能器个体地被控制。驱动电子设备可以被用于将多焦点波束导向到接近简档的不同空间位置、不同深度和不同相对功率水平。任选地,提供机械瞄准设备54以用于机械地调节超声探头的角度和位置,因此调节患者内的多焦点的相对位置。驱动电子设备允许通过生成与次大值的低水平相关联的同时的多个焦点来创建期望的聚焦图样。在一个实施例中,声耦合56由换能器阵列承载以使患者收缩以及与学生相互作用。

[0042] 超声控制器42和驱动电子设备54控制超声换能器的阵列以对多个自由配置的图样中的任一个进行声处理。例如,图样可以包括具有来自4-32mm的圆的直径的焦点的圆形阵列。为了加热更大的体积,可以同时或备选地对圆中的两个或两个以上进行声处理。对于更复杂的图样而言,超声控制器42个体地针对阵列的换能器中的每一个计算适当的驱动电压和电势。备选地,超声控制器可以利用以下多种图样进行预编程:一维、二维和/或三维。这些图样可以根据需要进行缩放和组合以匹配待加热的体积的形状和大小。操作者可以指定靶区域,所述靶区域随后被分解为声处理图样的集合,具有确定为用于最符合靶区域的加热的形状。频率、声处理靶大小和声处理深度也是可调节的。

[0043] 超声控制器和驱动电子设备控制换能器以生成图样,所述图样包含同时被声处理的多个焦点。具有从大约4mm到大约32mm的范围的展宽的图样适合于大部分临床应用。然而,可以通过调节几何形状或通过增加换能器元件的数目和大小来增加该宽度。

[0044] 作为对比,对于热消融而言,期望达到靶区域中的快速的高度定位的温度上升以便限制周围的组织中的不期望的温度升高。具有高能量效率的定义良好的加热图样使消融体积和近场加热之间的比率最大化。陡峭的温度梯度改进病变轮廓。假如消融是完整的,则温度一致性不是必要的。因此,增加消融体积的单个高强度聚焦点的扫描对于消融而言是有益的。由高声压水平在焦点处诱发的低级空化和冲击波形成可以在进一步改进消融的加热效率中是有益的。应当避免对周围的组织的附带损伤。

[0045] 对于轻度高温而言,加热策略是非常不同的。诸如冲击波、高声压梯度和空化的机

械效应如果不全部避免,则应当至少最小化。而是,对于轻度高温而言,目标仅是升高局部组织温度,同时避免直接组织损伤。在轻度高温中,相对窄的温度范围内的加热一致性达到贯穿靶体积的类似的生物效应。然而,由于轻度高温的低温,对靠近靶的皮肤或组织的热损伤是不可能的。

[0046] 多焦点声处理图样在任何给定时间处将声压分布在大面积之上。虽然这可能降低加热效率并且导致未良好定义的处置边界,但是所分布的声压对于轻度高温而言仍然是有利的,因为例如更好地避免了时间温度峰值。驱动电子设备被用于将多焦点波束操纵和聚焦到靶体积的规定形状。

[0047] 超声控制器42将当前MR热图36与处置简档40进行比较并且控制驱动电子设备来调节递送到超声阵列的各个换能器的功率以维持实际热简档尽可能接近期望的处置简档,同时保持峰值压力低于给定阈值以避免机械损伤。磁共振系统和磁共振热图36提供反馈回路以控制温度一致性,同时限制靶区域中的峰值压力。为了使峰值压力最小化,峰值压力可以使用与非均匀介质兼容的声模拟来估计,例如同样快速的随机射线跟踪器。在一个实施例中,换能器被驱动为创建靶区域中的最小加热,并且反馈回路迭代地使实际温度上升为与目标温度简档的一致性。

[0048] MR-HIFU的多焦点轻度高温声处理降低与高瞬时压力相关联的可能的风险,同时获得靶区域中的均匀的温度分布。与单个焦斑扫描声处理技术相比较,本技术利用显著更低的声压和对加热的更好的空间控制达到靶区域内的准确并且精确的加热。声压的降低和空间控制的改进使多焦点加热作为临床肿瘤学的轻度高温应用的有利的工具。

[0049] 作为对比,施加到轻度高温二元消融反馈策略(例如快速扫描斑),要么不能够长时间维持轻度高温,不能够降低峰值声压,要么导致加热的差的准确性和/或空间时间一致性。

[0050] 图2B图示了示范性多焦点声处理图样。图2A通过比较图示了单个焦斑。更具体而言,图2A和2B是通过计算机模拟获得的声压图。从右侧的压力标度可以看出,图2B的多焦点声处理图样将较小的压力分布在宽广的区域之上;然而,图2A的单个斑创建更加局域化的区域中的高得多的压力。图2C和2D分别图示了正交于图2A和2B的声压图的维度中的声压图。在图示的实施例中,多焦点声处理导致峰值声压中的大约70%的降低。

[0051] 图3A和3B又将单个焦点的声压图的测量结果对多焦点声处理图样进行比较。图3C和3D是单焦点和多焦点声处理图样的相位图。

[0052] 图4A-4D通过计算机模拟将单焦点和多焦点声处理图样的加热特性进行比较。多焦点和单焦点扫描声处理在二元反馈控制的MR-HIFU体积轻度高温模拟中得以评价。如通过将针对多焦点声处理图样声处理的图4C和4D与针对单焦点扫描声处理的图4A和4B进行比较将看到,多焦点声处理图样导致具有较少的超过目标温度范围(在图示的范例中,40.5°C-41°C)温度过冲60的更均匀的温度分布。

[0053] 图5A-5D图示了体内研究中的处置规划和所得的加热(温度图)的范例,具体而言是使用多焦点声处理方法的大腿肌肉中的Vx2肿瘤的RABBIT模型。在规划期间,肿瘤是利用质子密度加权规划图像上的虚线来识别的。选择肿瘤和正常肌肉二者内的靶区域,记下圆1-5和6-10。参考图5B和5D,在处置期间,温度图优选地以颜色叠加在动态幅度图像上。图5B和5D示出了在加热3分钟之后的典型的温度分布。超声控制器42将这些温度图与来自处置

筒档存储器40的温度筒档进行比较并且调节施加到超声换能器阵列的能量的功率和相位以便引起和保持实际和期望的温度图彼此一致。

[0054] 图6-8示出了靶区域中的温度的平均温度曲线、辐射线筒档以及体内研究中的多焦点和单焦点扫描方法二者的温度分布图。注意,使用多焦点方法(图6B)的温度62比图6A图示的单焦点扫描方法更少地从目标温度范围64过冲。类似地,图7中的虚线示出靠近所加热区域的中心的温度比由实线图示的单焦点声处理更低并且在目标40.5-41°C温度范围内。在图8B和8D中,注意,如由图8B中的虚线圆表示的靶区域内的温度主要处于40.5°C范围以及仅41°C范围中的两个小区域66内。相比之下,利用单焦点扫描声处理的靶区域导致将靶区域的基本部分加热到41°C并且使靠近区域的中心的重要区域68到41.5°C范围。

[0055] 再次参考图1并且还参考图9,超声控制器42和磁图像重建单元32包括一个或多个处理器,所述一个或多个处理器被编程为实现图9的步骤。在步骤70,生成规划图像34。规划图像是由临床医师使用规划控制台38来分析的,并且在步骤72,包括目标温度分布或筒档的处置筒档被生成并且存储在处置筒档存储器40中。超声控制器的处理器接收目标温度分布,并且在步骤74,计算要施加到相控阵列50的各个换能器中的每一个的功率和施加功率利用的相对相位和(一个或多个)频率以便生成将达到目标温度分布的多焦点声处理。

[0056] 如以上所讨论的,在使用高声压时,目标温度也可以相对于采样间隔(动态成像帧速率)迅速地到达,例如几微妙,从而诱发温度的严重的过冲。而且,相对高的声压可以足够高使得所处置的组织可能由声压波机械地损伤。在步骤76,对计算施加最大压力约束,使得所计算的功率和相对相位将最大声压维持在临床医师选择的约束之下。利用这些约束,加热可以更慢,例如大约几十分之一秒,但是压力保持可接受地低。为了施加压力约束,在步骤78,处理器可以模拟或估计声压分布图。对于具有N个元件的相控阵列换能器而言,给定位置 $r=r_m$ 处的M个控制点,其中 $m=1,2,M$,压力可以写为:

$$[0057] \quad p(r_m) = \frac{jpck}{2\pi} \sum_{n=1}^N u_n \int_{S'_n} \frac{\exp(-jk|r_m - r'_n|)}{|r_m - r'_n|} dS'_n$$

[0058] 其中, $j = \sqrt{-1}$, p 是密度, c 是声速, k 是波数, S' 是源表面, u 是源表面的正常速度,并且 r 和 r' 分别是观察点和源点。在步骤80,将来自压力分布图的最大值与预先选择的最大压力相比较。在步骤82,要施加到每个超声换能器的功率和相位根据需要进行重新计算或调节以满足声压约束。可以迭代地施加该过程。

[0059] 在步骤90,开始处置。这可以涉及注入其活动化学治疗剂(其通过加热来增强的)或者包含药物的脂质体(其有效载荷在特定温度阈值释放)。在步骤92,磁共振扫描控制器30控制磁共振扫描器12以开始生成温度图36。在步骤94,每个温度图36任选地叠加在规划图像上并且显示给临床医师,例如在规划控制台38上。在步骤96,将所生成的温度图与目标温度分布进行比较。如果实际和目标温度分布不同,则在步骤98重新计算或调节施加到超声换能器元件的功率和相对相位。在步骤76',重新计算的功率和相对相位由最大压力约束来约束,与以上所描述的步骤76类似。在步骤100,调节施加到超声换能器元件的功率和相对相位。与施加到针对可以例如是大约30-45分钟的处置持续时间所调节的换能器元件的目标温度筒档和功率和相对相位相比较,温度图继续生成。

[0060] 施加到相控阵列50的换能器的功率和相位可以静态的,或者可以随时间而变化以

便移动多焦点声处理图样。这可以甚至在随后的温度图的采集之间中途完成。例如,如果所计算的功率和相位多焦点点的圆环,则环可以针对更均匀的温度分布进行旋转。为了覆盖更大的区域,多焦点的环或其他图样半径得以扩大和收缩。扩大和收缩可以逐步或者连续地扫描。

[0061] 计算要施加到各个声换能器的功率、相位和频率也被约束为将换能器阵列与靶区域之间的区域中的压力维持为保持在预先选择的最大值以下。例如,可以选择换能器的定相使得压力场在换能器阵列与靶区域之间的区域发生相消干涉。

[0062] 以上所描述的方法可以与换能器的机械移动或转动有利地组合以用于在多个单独的机械换能器位置或角度处加热以便创建更大的所加热区域。这对于更大的肿瘤的加热而言将是有益的。

[0063] 已经参考优选的实施例描述了本发明。他人在阅读和理解前述详细说明之后可以进行修改和变型。本发明旨在被理解为包括所有这样的修改和变型,只要其落入权利要求或其等价方案的范围之内。

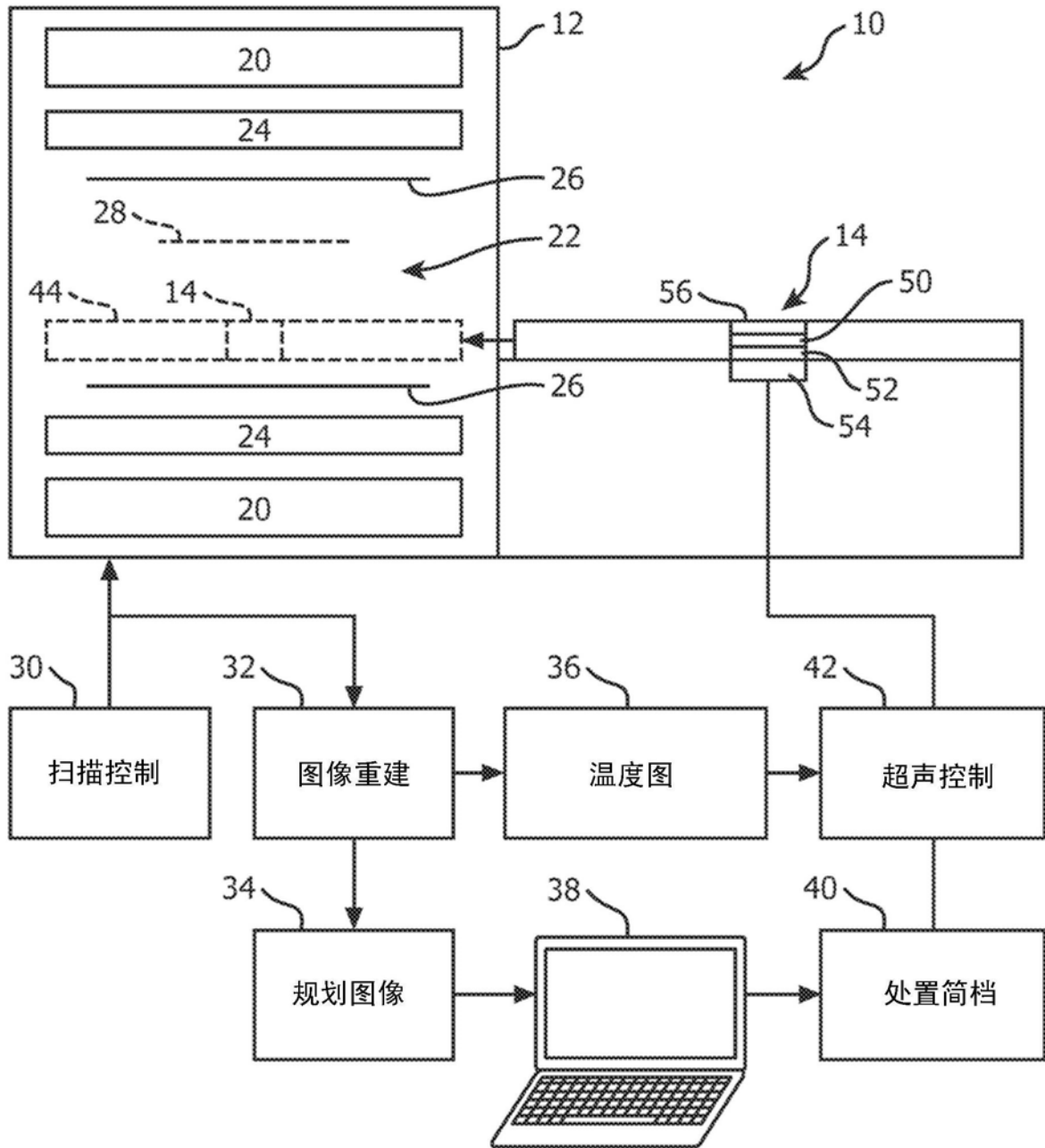


图1

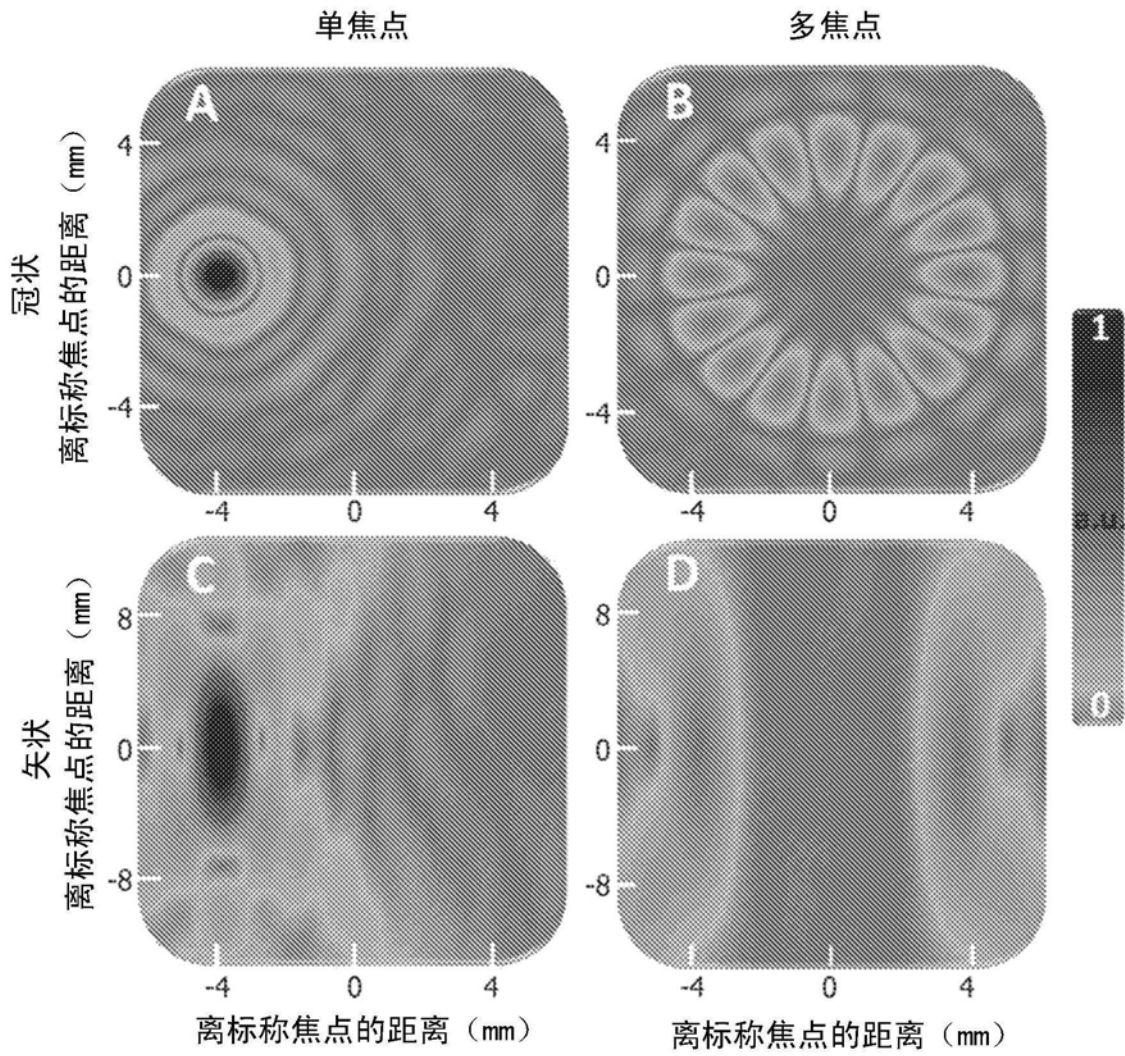


图2

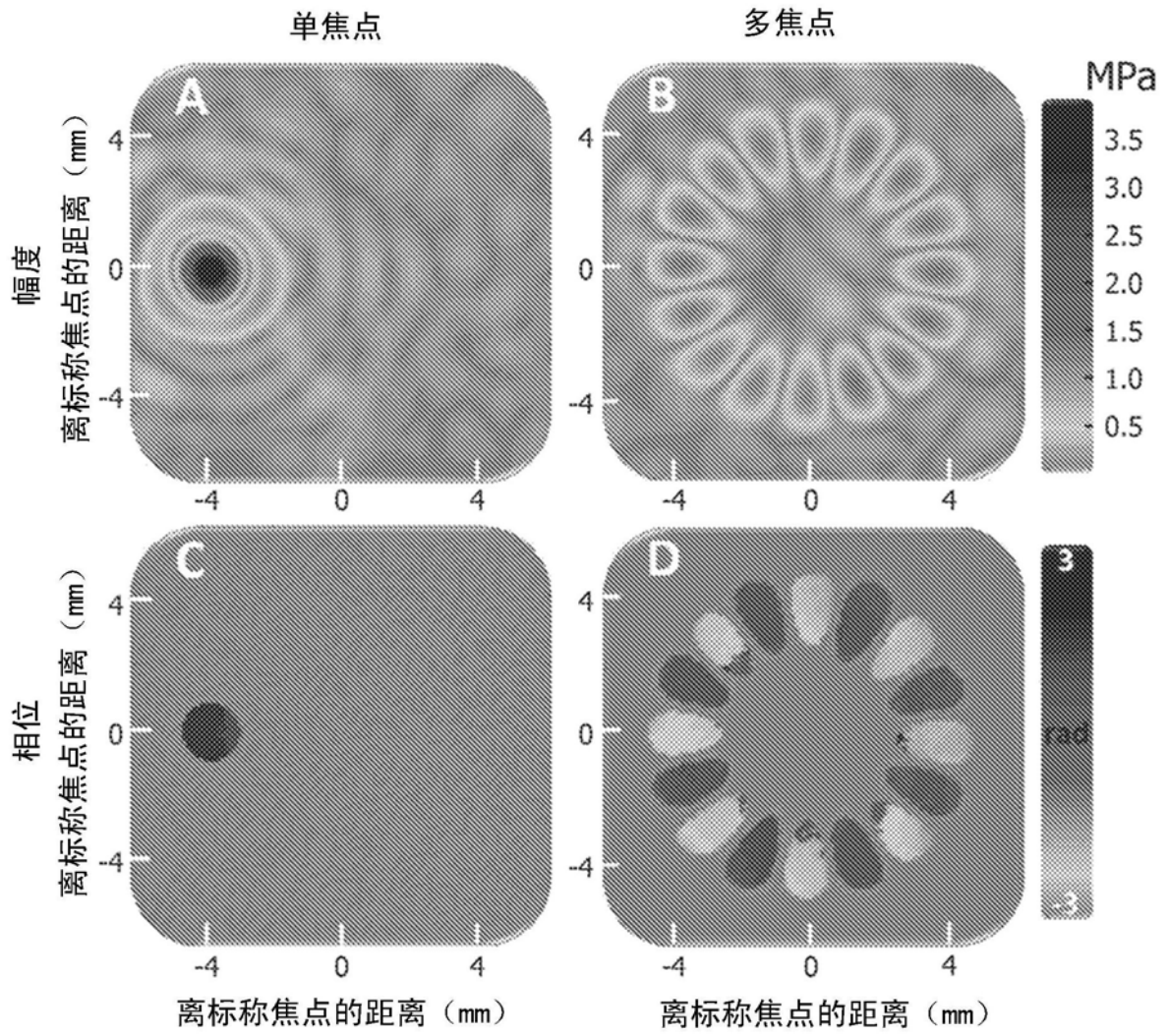


图3

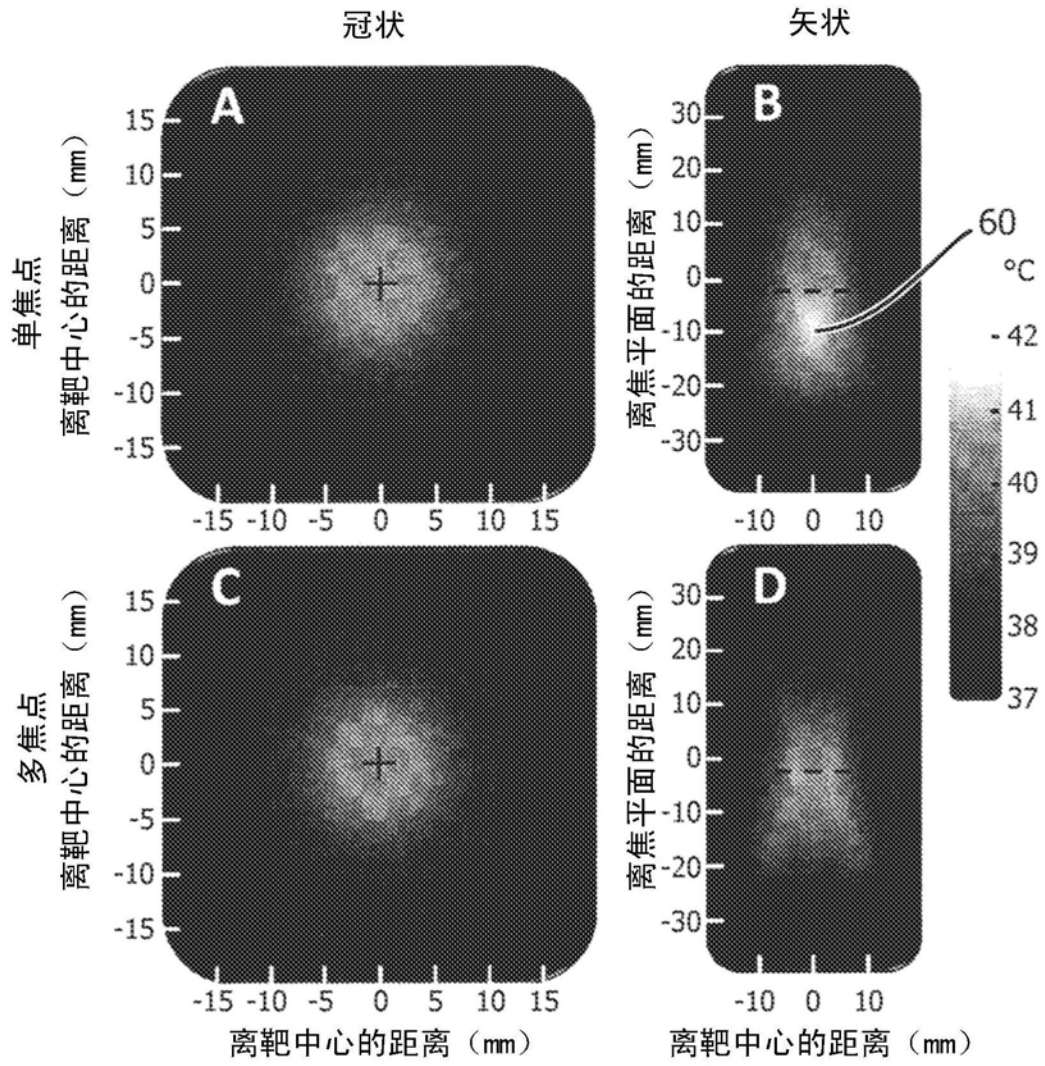


图4

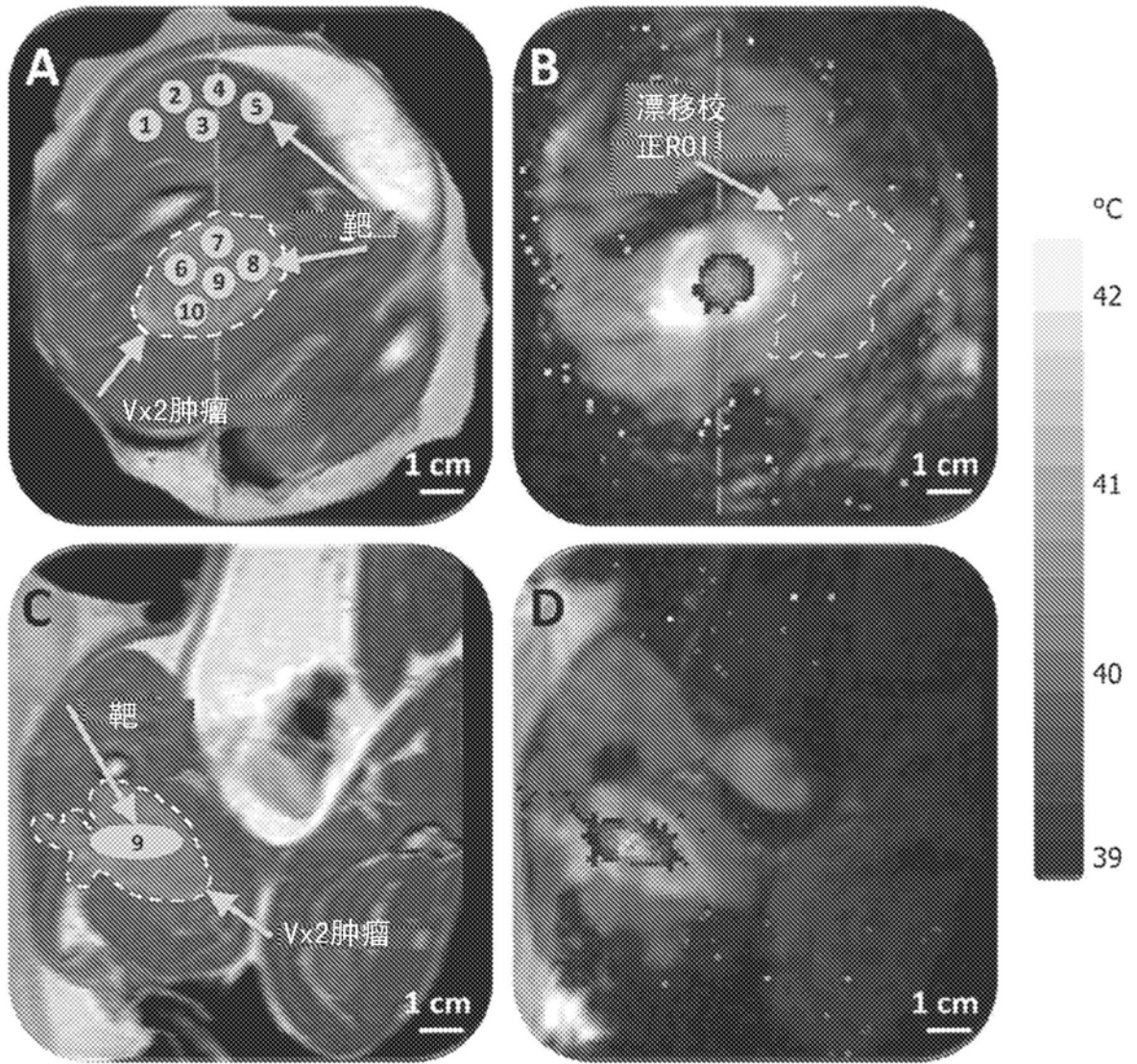


图5

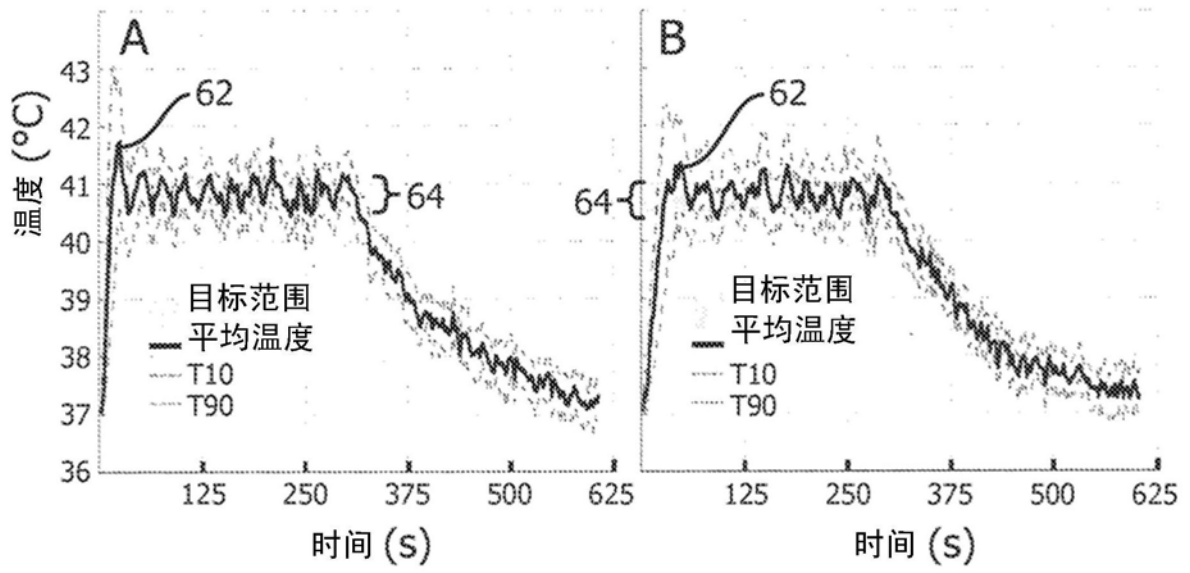


图6

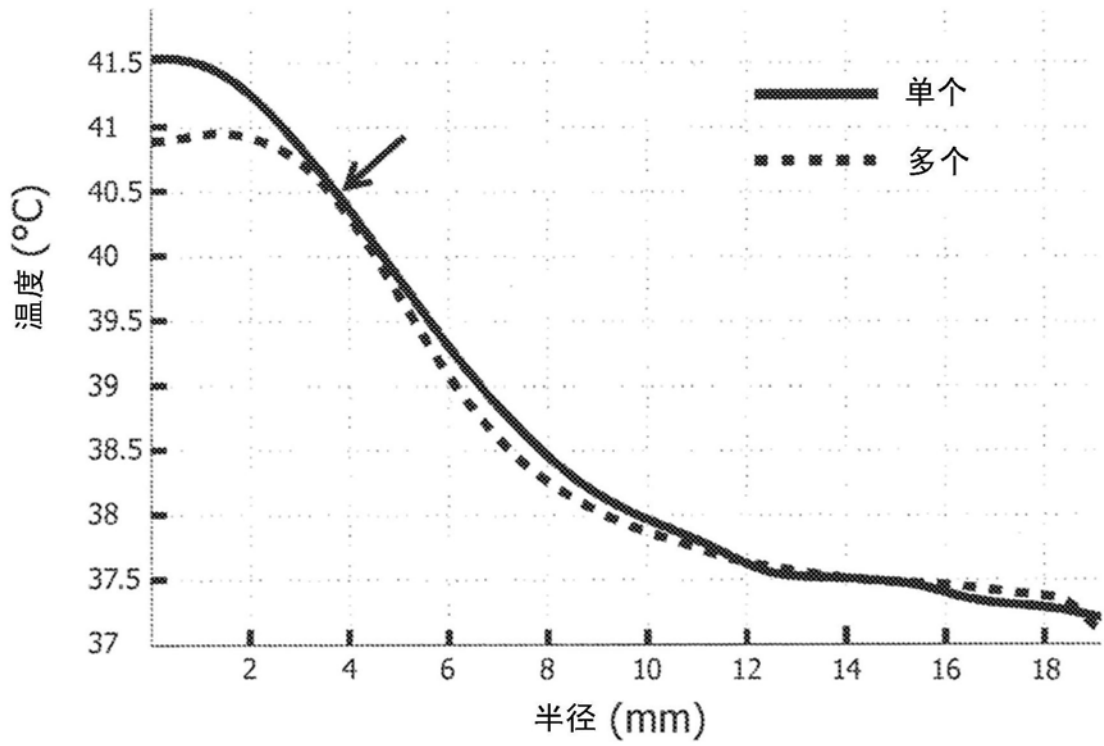


图7

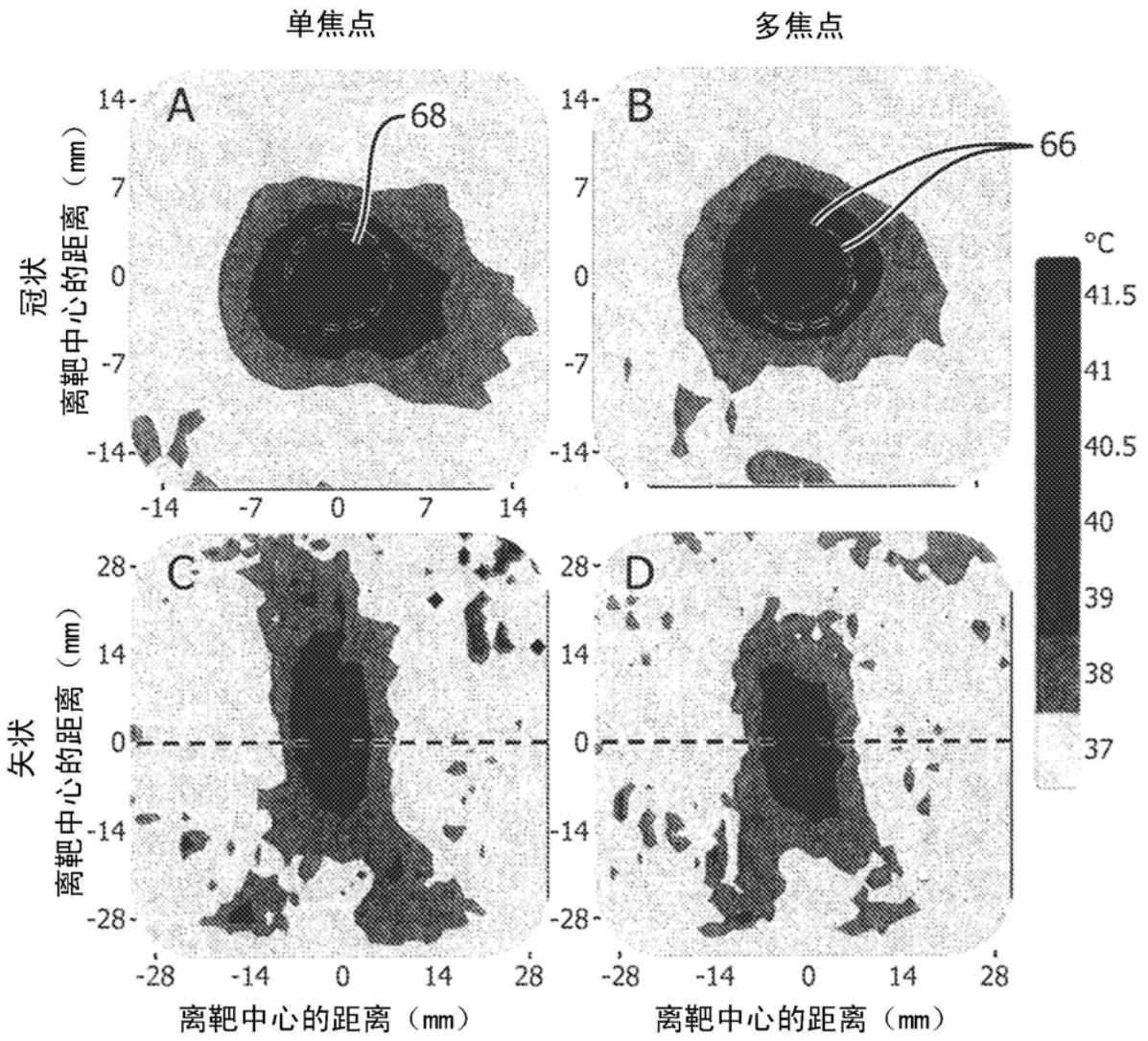


图8

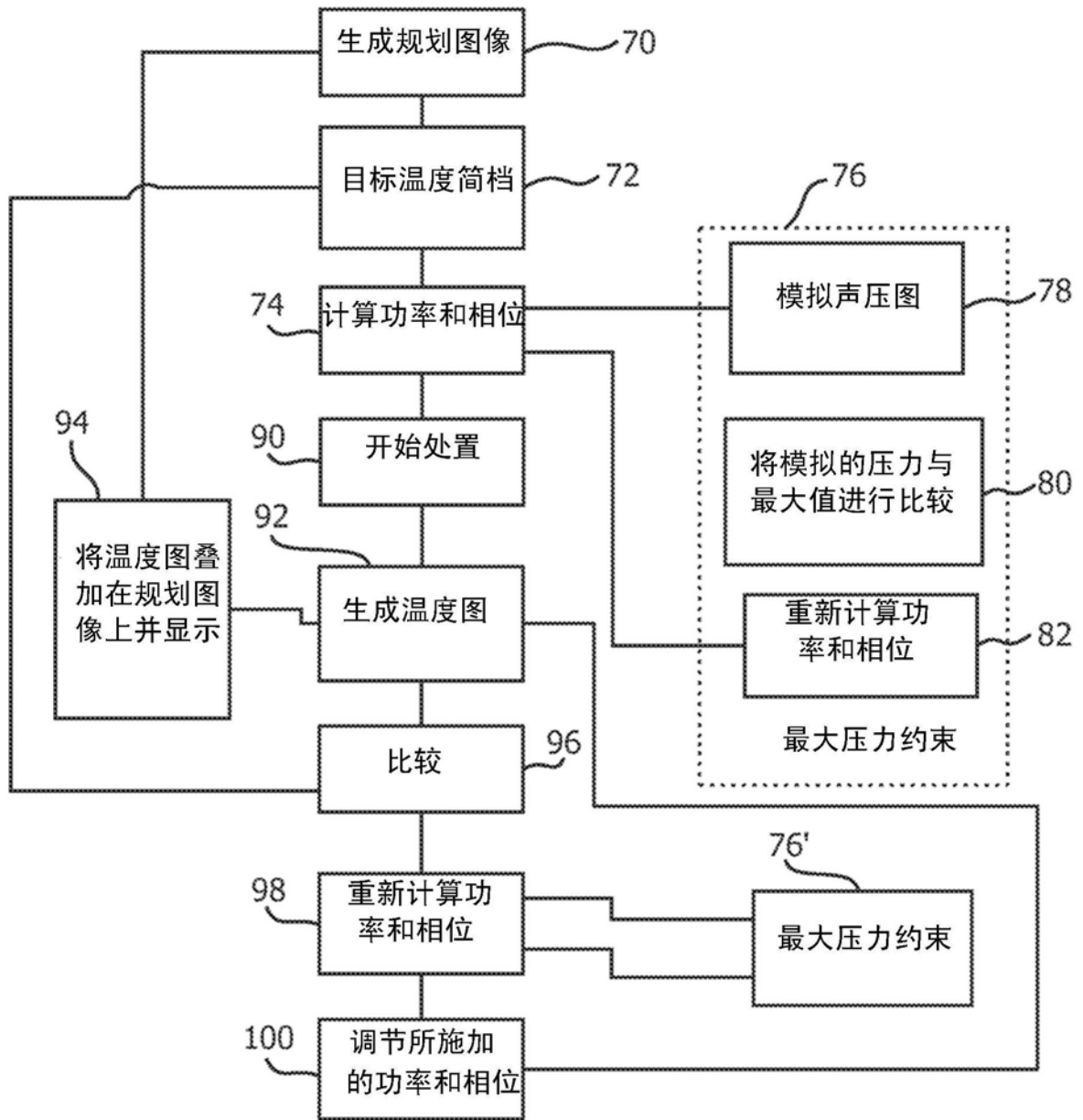


图9

专利名称(译)	用于使用磁共振引导的聚焦超声的高温处置的多焦点声处理		
公开(公告)号	CN104884127B	公开(公告)日	2018-11-02
申请号	CN201380053265.1	申请日	2013-09-30
[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		
[标]发明人	AIM帕尔塔宁 MO蒂兰德 M德雷埃尔 M科勒		
发明人	A·I·M·帕尔塔宁 M·O·蒂兰德 M·德雷埃尔 M·科勒		
IPC分类号	A61N7/02 A61B5/00 A61B5/01 A61B5/055 A61M37/00		
CPC分类号	A61B2017/00084 A61B2034/101 A61B2090/374 A61N7/02 A61N2007/027 A61B5/015 A61B5/055 A61B5/742 A61B5/4839 A61B5/7278 A61B5/7475 A61B2576/00 A61M37/0092 A61M2037/0007 A61N2007/0078		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	王志豪		
优先权	61/713132 2012-10-12 US		
其他公开文献	CN104884127A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种轻度高温处置装置(10)包括成像器(12)，所述成像器生成靶区域的规划图像(34)和温度图(36)。超声换能器驱动器(52)的阵列个体地驱动超声换能器(50)的相控阵列的超声换能器。一个或多个处理器或单元接收目标温度简档，并且计算针对所述换能器驱动器的功率、频率和相对相位以驱动超声换能器的所述相控阵列来生成多焦点声处理图样，所述多焦点声处理图样被配置为利用所述目标温度简档来对所述靶区域进行加热，同时限制峰值声压。在处置期间，所述成像器生成一系列温度图，所述一个或多个处理器或单元将所述一系列温度图与所述目标温度简档进行比较，并且基于所述比较，调节所述换能器驱动器驱动所述超声换能器利用的所述功率、频率和相对相位。

