



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103997975 B

(45)授权公告日 2016.12.28

(21)申请号 201280062861.1

(22)申请日 2012.12.12

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103997975 A

(43)申请公布日 2014.08.20

(30)优先权数据
11195121.6 2011.12.22 EP
61/579,127 2011.12.22 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.06.19

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2012/057204 2012.12.12

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/093716 EN 2013.06.27

(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 I·A·J·科斯基拉 C·穆热诺
M·T·海基宁

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
代理人 刘瑜 王英

(51)Int.Cl.
A61B 17/22(2006.01)
A61N 7/02(2006.01)

(56)对比文件
CN 101334381 A, 2008.12.31,
CN 1669672 A, 2005.09.21,
US 2011306881 A1, 2011.12.15,
US 2006058671 A1, 2006.03.16,
US 2010222676 A1, 2010.09.02,
审查员 周青青

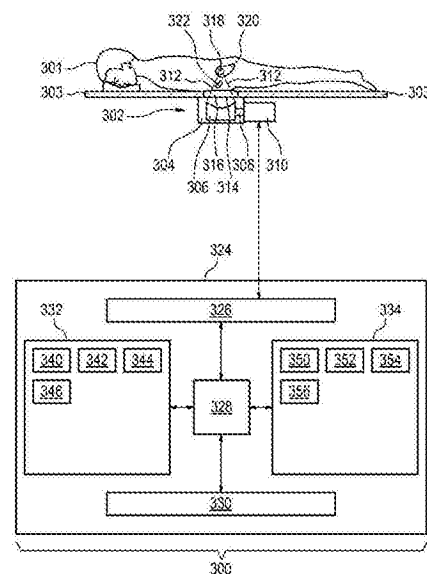
权利要求书2页 说明书16页 附图9页

(54)发明名称

使用多个换能器元件生成的超声压力的非相干和计算超声强度估计

(57)摘要

本发明提供了一种医疗仪器(300、500、600),包括高强度聚焦超声系统(302),所述高强度聚焦超声系统包括具有多个换能器元件(400、402、404、406、408)的超声换能器(306)。所述医疗仪器还包括存储器(334),所述存储器含有机可执行指令(350、352、354、520、522、524),所述指令使得处理器接收(100、200)指定对象(301)内的保护区(322)的处置计划(340),并使用所述处置计划来计算(102、208)一组换能器控制参数(342)。所述一组换能器控制参数指定给予所述多个换能器元件的电功率的开关。所述保护区中的超声强度估计(900)低于预定阈值。所述超声强度估计使用所述多个换能器元件中的每个生成的超声压力的非相干和被计算。



1. 一种医疗仪器(300、500、600),包括:

-高强度聚焦超声系统(302),其包括超声换能器(306);其中,所述超声换能器包括多个换能器元件(400、402、404、406、408),其中,所述高强度聚焦超声系统能用于开启和关闭给予所述多个换能器元件中的每个的电功率的供应;

-处理器(328),其用于控制所述医疗仪器;

-存储器(334),其含有机可执行指令(350、352、354、520、522、524);其中,所述指令的执行令所述处理器:

-接收(100、200)指定对象(301)内的保护区(322)的处置计划(340);

-使用所述处置计划来计算(102、208)一组换能器控制参数(342),使得所述保护区中的超声强度估计(900)低于预定阈值,其中,所述一组换能器控制参数指定给予所述多个换能器元件中的每个的电功率的开关,其中,所述超声强度估计使用所述多个换能器元件中的每个生成的超声压力的非相干和被计算。

2. 根据权利要求1所述的医疗仪器,其中,所述多个换能器元件中的每个生成的超声压力的所述非相干和被乘以相干因数(516、1000),以计算所述超声强度估计。

3. 根据权利要求2所述的医疗仪器,其中,所述相干因数是空间相关的。

4. 根据权利要求3所述的医疗仪器,其中,所述医疗仪器还包括用于采集成像区(504)内的医疗图像数据(510)的医疗成像系统(502、602),其中,所述指令的执行还令所述处理器采集(202)所述医疗图像数据,其中,所述保护区处于所述成像区内,并且其中,所述一组换能器控制参数至少部分地使用所述医疗图像数据被计算。

5. 根据权利要求4所述的医疗仪器,其中,所述指令的执行还令所述处理器:

-使用所述医疗图像数据计算(204)图像分割(514),其中,所述图像分割识别所述对象内的组织类型;并且

-至少部分地使用所述图像分割来计算(206)所述相干因数。

6. 根据权利要求4或5所述的医疗仪器,其中,所述医疗成像系统是下述中的任何一种:计算机断层摄影系统、磁共振成像系统(602)以及诊断超声系统。

7. 根据权利要求3到5中任一项所述的医疗仪器,其中,所述相干因数至少部分地使用所述多个换能器元件中的每个生成的超声压力的相干和(800)被计算。

8. 根据权利要求7所述的医疗仪器,其中,所述超声换能器具有电子可调整的焦点,以将超声能量聚焦到目标区中,其中,所述高强度聚焦超声系统能用于通过控制给予所述多个换能器元件中的每个的电功率的相位来控制所述电子可调整的焦点,其中,所述目标区是路径,其中,所述指令的执行还令所述处理器:

-计算一组时间相关的控制相位,其中,所述时间相关的控制相位指定根据时间的提供给所述多个换能器元件中的每个的电功率的相位,使得所述电子可调整的焦点遵从所述路径;并且

-至少部分地使用所述一组时间相关的控制相位来计算所述相干和。

9. 根据权利要求1-5中任一项所述的医疗仪器,其中,所述一组换能器控制参数还包括下述中的任何一个:提供给所述多个换能器元件中的每个的电功率的相位、提供给所述多个换能器元件中的每个的电功率的幅度、提供给所述多个换能器元件中的每个的电功率的功率水平、提供给所述多个换能器元件中的每个的电功率的交变频率、提供给所述多个换

能器元件中的每个的电功率的持续时间、超声处理轨迹以及其组合。

10. 根据权利要求1-5中任一项所述的医疗仪器,其中,所述一组换能器元件参数通过模拟所述多个换能器元件的开启和关闭被计算。

11. 根据权利要求8所述的医疗仪器,其中,所述一组时间相关的控制相位通过解组合优化问题被计算。

12. 根据权利要求1-5中任一项所述的医疗仪器,其中,所述指令的执行还令所述处理器至少将所述保护区建模为多个区域,并且其中,一组换能器元件状态使用针对所述多个区域的线性规划问题被解出。

13. 根据权利要求1-5中任一项所述的医疗仪器,其中,所述保护区包括多个断开的体积。

14. 一种用于控制医疗仪器(300、500、600)的装置,其中,所述医疗仪器包括高强度聚焦超声系统(302),所述高强度聚焦超声系统包括超声换能器(306),其中,所述超声换能器包括多个换能器元件(400、402、404、406、408),其中,所述高强度聚焦超声系统能用于开启和关闭给予所述多个换能器元件中的每个的电功率的供应,所述装置包括:

- 用于接收(100、200)指定对象(301)内的保护区(322)的处置计划(240)的单元;

- 用于使用所述处置计划计算(102、208)一组换能器控制参数(342)使得所述保护区中的超声强度估计(900)低于预定阈值的单元,其中,一组换能器元件状态指定给予所述多个换能器元件中的每个的电功率的开关,其中,所述超声强度估计使用所述多个换能器元件中的每个生成的超声压力的非相干和被计算。

15. 一种操作包括高强度聚焦超声系统(302)的医疗仪器(300、500、600)的方法,其中,所述高强度聚焦超声系统包括超声换能器(306),其中,所述超声换能器包括多个换能器元件(400、402、404、406、408),其中,所述高强度聚焦超声系统能用于开启和关闭给予所述多个换能器元件中的每个的电功率的供应,其中,所述方法包括以下步骤:

- 接收(100、200)指定对象(301)内的保护区(322)的处置计划(340);

- 使用所述处置计划计算(102、208)一组换能器控制参数(342),使得所述保护区中的超声强度估计(900)低于预定阈值,其中,一组换能器元件状态指定给予所述多个换能器元件中的每个的电功率的开关,其中,所述超声强度估计使用所述多个换能器元件中的每个生成的超声压力的非相干和被计算。

使用多个换能器元件生成的超声压力的非相干和计算超声强度估计

技术领域

[0001] 本发明涉及高强度聚焦超声,具体而言涉及利用多个换能器元件生成的超声压力的非相干和估计超声强度。

背景技术

[0002] 超声正在快速演变为具体治疗介入的期望方案。具体而言,高强度聚焦超声的使用当前正在被用作针对子宫肌瘤的热治疗介入的方案,并且已经针对在肝、脑和前列腺的处置中的可能使用被研究。用于组织消融的超声治疗通过利用高强度超声对感兴趣组织进行超声处理而工作,所述高强度超声被吸收并被转化为热量,从而提高了组织温度。随着温度升高,可能发生组织的凝结坏死,从而导致即刻的细胞死亡。治疗中采用的换能器能够处于身体的外部或者通过例如血管、尿道、直肠等被插入到身体中。

[0003] 在高强度聚焦超声中,换能器元件的阵列被用于形成超声换能器。向换能器元件提供交流电功率使得换能器元件生成超声波。来自换能器元件中的每个的超声波相长或相消地相加。通过控制提供给换能器元件中的每个的交流电功率的相位,可以控制超声功率所聚焦到的焦点或目标体积。

[0004] 超声还能够沿从个体换能器元件到焦点的超声路径相长或相消地相加。其能够导致无意被加热或被超声处理的热点或区域。因此,存在敏感解剖区域能够在超声处理期间无意被损伤的风险。

[0005] 美国专利US 7699780 B2描述了一种从换能器元件向目标组织输送超声能量使得目标中的能量强度处于或者高于规定的处置水平的方法。此外,处于超声能量路径内的所要保护的组织区域中的能量强度处于或低于规定的安全水平。此外,美国专利US 7699780公开了向目标组织递送超声能量,同时要保护的组织处的能量强度低于预定安全水平。该换能器元件的操作标准是通过射线模型的方式确定的。

发明内容

[0006] 本发明在独立权利要求中提供了一种医疗仪器、一种计算机程序产品和一种操作医疗仪器的方法。在从属权利要求中给出了实施例。

[0007] 准确地预测沿通往焦点的超声路径的无意加热区的确切位置可能是困难的。一个难点在于相位相长和相消地相加。这可能使得估计的计算具有高计算强度。另一个难点在于预测的准确度受到所使用的模型的准确度的限制。在活有机体内,存在不同的组织类型,并且模型中的误差可能在预测无意加热区所处位置中导致误差。

[0008] 本发明的实施例可以通过使用来自个体超声换能器元件的超声压力的非相干和来估计保护区中的超声加热,来解决这些和其他问题。这可以具有计算更快的优点。能够计算每一个换能器元件建立的超声压力场。通过个体压力的平方和估计每个位置处的总压力。另一个优点在于使用非相干和在预测无意加热区的可能位置时可以是有效的。在非相

干和中,忽略了压力的相长和相消加和。结果是非相干和可以用于识别可能存在无意加热的区域。这可以降低由不准确的模型造成误差的可能性。这种误差可能性的降低可以比使用压力的相干和来预测无意加热区的位置的系统更安全。

[0009] 文中使用的“计算机可读存储介质”包含任何可以存储可由计算设备的处理器执行的指令的有形存储介质。可以将计算机可读存储介质称为计算机可读非暂态存储介质。也可以将计算机可读存储介质称为有形计算机可读介质。在一些实施例中,计算机可读存储介质还能够存储能够由计算设备的处理器访问的数据。计算机可读存储介质的范例包括但不限于:软盘、穿孔带、穿孔卡片、磁硬盘驱动器、固态硬盘、闪速存储设备、USB拇指驱动器、随机存取存储设备(RAM)、只读存储设备(ROM)、光盘、磁光盘以及处理器的寄存器文件。光盘的范例包括压缩盘(CD)和数字通用盘(DVD),例如CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW或DVD-R盘。术语计算机可读存储介质还指计算机设备能够经由网络或通信链路访问的各种类型的记录介质。例如,可以在调制解调器、因特网或局域网上检索数据。对计算机可读存储介质的引用应当被解读为可能是多个计算机可读存储介质。可以在不同位置存储一个或多个程序的各种可执行部分。计算机可读存储介质例如可以是同一计算机系统之内的多个计算机可读存储介质。计算机可读存储介质也可以是分布于多个计算机系统或计算设备之间的计算机可读存储介质。

[0010] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是任何可由处理器直接访问的存储器。计算机存储器的范例包括但不限于:RAM存储器、寄存器和寄存器文件。对“计算机存储器”或“存储器”的引用应当被解读为可能是多个存储器。存储器例如可以是同一计算机系统之内的多个存储器。存储器也可以是分布于多个计算机系统或计算设备之间的多个存储器。

[0011] “计算机存储设备”或“存储设备”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储设备是任何非易失计算机可读存储介质。计算机存储设备的范例包括但不限于:硬盘驱动器、USB拇指驱动器、软盘驱动器、智能卡、DVD、CD-ROM以及固态硬盘驱动器。在一些实施例中,计算机存储设备还可以是计算机存储器,反之亦然。对“计算机存储设备”或“存储设备”的引用应当被解读为可能是多个存储设备。存储设备例如可以是同一计算机系统或计算设备之内的多个存储设备。存储设备也可以是分布于多个计算机系统或计算设备之间的多个存储设备。

[0012] 文中使用的“处理器”包含能够执行程序或机器可执行指令的电子部件。包括“处理器”的计算设备的引用应被解读为能够包含超过一个处理器或处理核。例如,处理器可以是多核处理器。处理器还可以指处于单个计算机系统内的或者分布于多个计算机系统当中的处理器的集合。术语计算设备还应被解读为能够指每者均包括一个或多个处理器的计算设备的集合或网络。许多程序具有其由多个处理器执行的指令,这些处理器可以处于相同计算设备内,甚至可以跨多个计算设备分布。

[0013] 文中使用的“用户接口”是允许用户或操作者与计算机或计算机系统交互的接口。也可以将“用户接口”称为“人类接口设备”。用户接口可以向操作者提供信息或数据,和/或从操作者接收信息或数据。用户接口可以使计算机能够接收来自操作者的输入,并且可以将来自计算机的输出提供给用户。换言之,用户接口可以允许操作者控制或操纵计算机,并且接口可以允许计算机指示操作者的控制或操纵的效果。数据或信息在显示器或图形用户

接口上的显示是向操作者提供信息的范例。通过键盘、鼠标、跟踪球、触摸板、指示杆、图形输入板、操纵杆、游戏键盘、网络摄像机、耳机、变速杆、方向盘、踏板、有线手套、跳舞板、遥控器、一个或多个开关、一个或多个按钮以及加速度计的数据接收均为能够从操作者接收信息或数据的用户接口部件的范例。

[0014] 文中使用的“硬件接口”包含能够使计算机系统的处理器与外部计算设备和/或装置交互和/或控制外部计算设备和/或装置的接口。硬件接口可以允许处理器向外部计算设备和/或装置发送控制信号或指令。硬件接口还可以使处理器与外部计算设备和/或装置交换数据。硬件接口的范例包括但不限于：通用串行总线、IEEE1394端口、并行端口、IEEE1284端口、串行端口、RS-232端口、IEEE-488端口、蓝牙连接、无线局域网连接、TCP/IP连接、以太网连接、控制电压接口、MIDI接口、模拟输入接口以及数字输入接口。

[0015] 文中使用的“显示器”或“显示设备”包含适于显示图像或数据的输出设备或用户接口。显示器可以输出可视、音频和/或触觉数据。显示器的范例包括但不限于：计算机监视器、电视屏幕、触摸屏、触觉电子显示器、盲文屏幕、阴极射线管(CRT)、存储管、双稳态显示器、电子纸、矢量显示器、平板显示器、真空荧光显示器(VF)、发光二极管(LED)显示器、电致发光显示器(ELD)、等离子体显示板(PDP)、液晶显示器(LCD)、有机发光二极管显示器(OLED)、投影仪和头盔显示器。

[0016] 文中将医疗图像数据定义为使用医疗成像扫描器采集的二维或三维数据。文中将医疗成像扫描器定义为适于采集有关患者的身体结构的信息并构建二维或三维医疗图像数据集的装置。能够使用医疗图像数据构建用于供医生进行诊断的可视化。能够使用计算机执行这种可视化。

[0017] 文中将磁共振(MR)数据定义为在磁共振成像扫描期间由磁共振装置的天线记录的原子自旋发射的射频信号的测量结果。文中将磁共振成像(MRI)图像定义为对磁共振成像数据内包含的解剖结构数据重建的二维或三维可视化。能够使用计算机执行这种可视化。

[0018] 文中使用的“超声窗口”包含能够发射超声波或能量的窗口。通常将薄膜或膜片用作超声窗口。例如，超声窗口可以由BoPET(双轴取向聚对苯二甲酸乙二醇酯)薄膜制成。

[0019] 在一个方面中，本发明提供了一种包括高强度聚焦超声系统的医疗仪器，所述高强度聚焦超声系统包括超声换能器。所述超声换能器包括多个换能器元件。所述高强度聚焦超声系统能用于开启和关闭给予所述多个换能器元件中的每个的电功率的供应。所述医疗仪器还包括用于控制所述医疗仪器的处理器。所述医疗仪器还包括含有机可执行指令的存储器。所述指令的执行令所述处理器接收指定对象内的保护区的处置计划。所述指令的执行还令所述处理器使用所述处置计划计算一组换能器控制参数，使得所述保护区中的超声强度估计低于预定阈值。

[0020] 所述一组换能器控制参数指定给予所述多个换能器元件中的每个的电功率的开关。也就是说，可以使用所述一组换能器控制参数开启和关闭个体换能器或换能器组。可以在这一步骤中计算超声强度估计。所述超声强度估计使用所述多个换能器元件中的每个生成的超声压力的非相干和被计算。这一实施例可以是有利的，因为非相干和的使用使得超声强度估计的计算更加容易，计算强度也更低。这使得所述一组换能器控制参数的计算更加可行。

[0021] 如文中使用的,所述多个换能器元件中的每个生成的超声压力的非相干和包含计算所述多个换能器元件中的每个生成的超声压力,并对其求平方,之后将值加到一起。将这一和标示为非相干和,因为没有考虑相位。其优点在于产生了对能够在保护区内生成的最大超声强度的良好估计。但是,其计算强度要比计算考虑相干和或相位的值低得多。而且,对于对象的内部解剖结构或者内部解剖结构的超声属性的了解也可能不充分。使用非相干和消除了热点将由超声生成且被不正确地计算为低超声强度点的可能性。使用非相干和可以产生在临床环境中能够被合理依赖的对超声强度的估计。

[0022] 提供给所述多个换能器元件的电功率可以是交流电功率,或者其可以是脉冲电功率。所述换能器元件通常使用对控制电压或电流做出响应的压电致动器或其他致动器。

[0023] 在另一实施例中,所述多个换能器元件可以被单独关闭,或者可以以换能器元件组被关闭。

[0024] 在另一实施例中,所述处置计划能够指定对象的几何结构和内部结构。例如,所述处置计划可以包括与高强度聚焦超声系统配准的医疗图像数据。在其他实施例中,所述处置计划可以含有医生构建的计划,并且所述处置计划可能是使用未配准的医疗图像数据构建的。所述处置计划还可以包括可以用于使医疗图像数据与所述处置计划配准的解剖标志。

[0025] 在另一实施例中,所述指令的执行还令所述处理器至少部分地使用所述一组换能器控制参数对目标区进行超声处理。例如,可以将所述一组换能器控制参数与所述处置计划结合使用,以生成一组高强度聚焦超声系统控制,所述一组高强度聚焦超声系统控制可以用于控制所述高强度聚焦超声系统,以对对象的目标区进行超声处理。

[0026] 在一些实施例中,所述目标区可以是路径。文中使用的路径可以由所述高强度聚焦超声系统顺次进行超声处理的一组个体超声处理位置。对象的目标或路径以及保护区的位置可以是时间相关的。出于该原因,所述一组换能器控制参数因此也可以是时间相关的。

[0027] 在另一实施例中,所述多个换能器元件中的每个生成的超声压力的非相干和乘以相干因数以计算超声强度估计。所述相干因数是用于补偿所述非相干和忽略了所述多个换能器元件中的每个生成的超声的个体相位的这一事实的因数。所述相干因数的使用可以是有利的,因为其允许引入安全裕量。等价实施例将是降低预定阈值,使得阈值更低,以考虑同样的安全考虑因素。

[0028] 在另一实施例中,所述相干因数是空间相关的。这可以是有利的,因为非相干和与基于多个换能器元件的相位的相干和中的热点之间的差异是朝着焦点增大的,并且可能根据对象内的空间位置而不同。

[0029] 在另一实施例中,可以针对具体的换能器预先确定或预先计算所述相干因数。例如,对于具体的换能器而言,可以从计算的相干和来计算空间相关的相干因数,也就是说,计算可以使用相位被预先完成并被用于生成相干因数。

[0030] 在另一实施例中,针对不同类型的组织确定所述相干因数。例如,脂肪、肌肉和其他组织的影响可以被考虑,并可以被预定或计算。

[0031] 在另一实施例中,所述相干因数可以取决于所要进行超声处理的轨迹。例如,所述超声换能器可以具有电子可调整的焦点,并且可以通过单独控制给予所述多个换能器元件

中的每个的电功率的相位而调整所述焦点。对于具体的轨迹而言,可以预先计算所述相干因数。在一些实施例中,甚至可以将其包含到处置计划中。

[0032] 在另一实施例中,所述医疗仪器还包括用于采集成像区内的医疗图像数据的医疗成像系统。所述指令的执行还另所述处理器采集所述医疗图像数据。所述保护区处于所述成像区内。所述一组换能器控制参数至少部分地使用所述医疗图像数据被计算。这一实施例可以是有利的,因为在计算要开启和关闭多个换能器元件中的哪些元件时可以考虑对象的实际组织类型或内部结构。例如,在一些实施例中,这可以是有利的,因为能够使所述医疗图像数据与所述处置计划配准,并且可以识别保护区的位置。这可以实现换能器元件的正确开启和关闭。在其他实施例中,这可以使相干因数能够被更加准确地计算。

[0033] 在另一实施例中,所述指令的执行还令所述处理器使用所述医疗图像数据计算图像分割。所述图像分割识别对象内的组织类型。所述指令的执行还令所述处理器至少部分地使用所述图像分割计算所述相干因数。这可以是有利的,因为在不同的组织类型内,超声可以按照不同的速度传播。这可以使相干因数能够被更加准确地计算。

[0034] 在一些实施例中,图像分割的计算和/或指定所述一组换能器控制参数中的哪些可以例如使用从用户接收的输入被修改。这可以是经由用户接口接收的,或者可以使从不同的计算机程序接收的。

[0035] 在另一实施例中,所述医疗成像系统是计算机断层摄影系统。

[0036] 在另一实施例中,所述医疗成像系统是磁共振成像系统。

[0037] 在另一实施例中,所述医疗成像系统是诊断超声系统。

[0038] 在另一实施例中,所述相干因数至少部分地使用所述多个换能器元件中的每个生成的超声压力的相干和被计算。在这一实施例中,针对每个位置或体素或单元将考虑了相位的压力相加,之后求平方,从而得到强度。其优点在于,所计算的相干因数考虑了来自多个换能器元件中的每个的超声的个体分量的相位。这可以具有得到更加准确的相干因数的可能性。

[0039] 在另一实施例中,所述超声换能器具有电子可调整的焦点。所述高强度聚焦超声系统能用于通过控制给予所述多个换能器元件中的每个的电功率的相位,来控制所述电子可调整的焦点。所述目标区是路径。所述电子可调整的焦点用于将超声能量聚焦到目标区上。文中使用的路径是顺次被超声处理的超声处理位置组或集合。所述指令的执行还令所述处理器计算一组时间相关的控制相位。所述时间相关的控制相位指定根据时间的施加到所述多个换能器元件中的每个的电功率的相位,使得所述电子可调整的焦点遵循所述路径。换言之,根据时间使超声聚焦到沿所述路径的不同位置处。

[0040] 所述指令的执行还令所述处理器至少部分地使用所述一组时间相关的控制相位来计算相干和。这可以是有利的,因为如果超声换能器的焦点遵循具体的轨迹,那么所述多个换能器元件的相对相位可能不会取所有可能的值。这可以使相干因数,尤其是空间相关的相干因数被更加准确地计算。

[0041] 在另一实施例中,所述一组换能器控制参数还包括下述中的任何一个:提供给所述多个换能器元件中的每个的电功率的相位、提供给所述多个换能器元件中的每个的电功率的幅度、提供给所述多个换能器元件中的每个的电功率的功率水平、提供给所述多个换能器元件中的每个的电功率的交变频率、提供所述多个换能器元件中的每个的电功率的持

续时间、超声处理轨迹以及其组合。在一些实施例中,可以独立或者成组控制这些参数中的一个或多个。一些参数可以被独立地控制,并且一些参数可以成组地被控制。所述高强度聚焦超声系统可以用于控制这些额外参数中的每个。此外,所述换能器控制参数中的一些或全部可以是时间相关的。也就是说,所述换能器控制参数的值可以根据时间而变化。

[0042] 在另一实施例中,通过模拟开启和关闭多个换能器元件的组合而计算所述一组换能器元件参数。可以尝试激活的或停用的换能器元件的各种组合,以查看哪种组合可以用于最有效率地加热目标区此外还对保护区进行保护。例如,能够使用迭代算法选择要关闭的通道。一旦完成对应的模拟来决定是否应当关闭额外的元件和/或来上载相干因数,就可以基于非相干和来选择要关闭的一个或几个元件。

[0043] 在另一实施例中,通过解组合优化问题来计算所述一组相位。

[0044] 在另一实施例中,所述指令的执行还令所述处理器至少将所述保护区建模为多个区域。使用针对所述多个区域的线性规划问题解出一组换能器元件状态。实质上,可以将保护区划分为个体单元或体素,并且可以针对该个体单元或体素计算或估计诸如相干因数的不同参数的各个值。线性规划的使用可以是有益的,因为其允许非常迅速地解出非相干和。其甚至可以实现对保护区中的声强度估计的实时计算,例如,当存在对象的解剖结构的外部或内部运动时。

[0045] 在另一实施例中,能够使用被已知为线性规划的一般数学公式来处理激活的换能器元件的选择。将敏感区域划分成充分小的子区域。估计并存储在单位功率的驱动下每个换能器元件在每个敏感子区域上引起的声强度暴露。能够将每个子区域上的估计的总强度暴露表达为线性方程,其中,元件功率是未知的,并且单位功率的暴露表现为系数。在要求每个子区域上的强度暴露保持低于对应的安全限制的情况下,我们获得了线性不等式组。

[0046] 在另一实施例中,个体换能器元件的输出功率保持在零和特定最大值之间的界限内。

[0047] 在另一实施例中,总输出功率被固定,我们具有良好定义的线性规划。有很多众所周知的用于解线性规划的算法。也能够将个体换能器元件功率处理为离散变量:所述元件或者被关闭,或者具有固定输出功率。在这种情况下,上述公式将产生组合优化问题。

[0048] 文中使用的“相干和”包括将具有具体相位的(或者作为复数的)所有压力相加,以获得总压力场,之后求这一总压力场的平方模数,从而得到强度压力(真正取得的值)。

[0049] 然而,能够改变施加到每个换能器元件上的相位,尤其用于以电子的方式移动焦点。因此,通过使来自每个元件的压力的模数(而不是使压力作为具有相位的复数)相加来计算最大强度相干和,并取这一和的平方。其对应于在使焦点沿所有的方向移动(或者针对所有的通道使用所有可能的相位)时可获得的最大强度分布。这一最大强度相干中的最大值最终能够用于评估相干和与非相干和之间的差异。其提供的优点在于考虑了所有可能的焦点操纵。

[0050] 或者,通过仅处理在使焦点沿预定轨迹(例如,在Philips MR-HIFU Sonalleve系统上实施的典型体积超声处理)移动时取得的最大强度分布,我们能够考虑最大强度相干和。

[0051] 在另一实施例中,所述保护区包括多个断开的体积。这可以是有利的,因为可能存在对象的不只一个器官或区域应当受到保护,以免受意外或无意的超声处理。这可以具有

减少对对象的内部损伤的益处。

[0052] 在另一方面中,本发明提供了一种包括机器可执行指令的计算机程序产品,所述指令由控制医疗仪器的处理器执行。所述医疗仪器包括高强度聚焦超声系统,所述高强度聚焦超声系统包括超声换能器。所述超声换能器包括多个换能器元件。所述高强度聚焦超声系统能用于开启和关闭给予所述多个换能器元件中的每个的电功率的供应。所述指令的执行令所述处理器接收指定对象内的保护区的处置计划。所述指令的执行还令所述处理器使用所述处置计划计算一组换能器控制参数。一组换能器元件状态指定给予所述多个换能器元件中的每个的电功率的开关。可以在这一步骤中计算超声强度估计。所述保护区中的超声强度估计低于预定阈值。所述超声强度估计使用所述多个换能器元件中的每个生成的超声压力的非相干和被计算。其优点已经在前文进行了讨论。

[0053] 在另一方面中,本发明提供了一种操作包括高强度聚焦超声系统的医疗仪器的方法,所述高强度聚焦超声系统包括超声换能器。所述超声换能器包括多个换能器元件。所述高强度聚焦超声系统能用于开启和关闭给予所述多个换能器元件中的每个的电功率的供应。所述方法包括接收指定对象内的保护区的处置计划的步骤。所述方法还包括使用所述处置计划计算一组换能器控制参数的步骤。一组换能器元件状态指定给予所述多个换能器元件中的每个的电功率的开关。所述保护区中的超声强度估计低于预定阈值。所述超声强度估计使用所述多个换能器元件中的每个生成的超声压力的非相干和被计算。其优点已经在前文进行了讨论。

附图说明

[0054] 在下文中将仅通过举例,并参考附图描述本发明的优选实施例,在附图中:

[0055] 图1示出了图示根据本发明的实施例的方法的流程图;

[0056] 图2示出了图示根据本发明的另一实施例的方法的流程图;

[0057] 图3图示了根据本发明的实施例的医疗仪器;

[0058] 图4示出了详细图,其示出了超声换能器和对象;

[0059] 图5图示了根据本发明的另一实施例的医疗仪器;

[0060] 图6图示了根据本发明的另一实施例的医疗仪器;

[0061] 图7示出了来自水箱中的单个换能器元件的模拟对数声强度;

[0062] 图8示出了来自水箱中的多个换能器元件的模拟对数声强度;

[0063] 图9示出了对于与图8所示的相同的计算而言来自个体换能器元件的元件功率的非相干和;并且

[0064] 图10示出了来自图8和图9的对数声强度和非相干功率和的比值。

[0065] 附图标记列表

[0066] 300 医疗仪器

[0067] 301 对象

[0068] 302 高强度聚焦超声系统

[0069] 303 对象支撑物

[0070] 304 填充了流体的腔

[0071] 306 超声换能器

[0072]	308	机构
[0073]	310	机械致动器/电源
[0074]	312	超声路径
[0075]	314	超声窗口
[0076]	316	凝胶衬垫
[0077]	318	超声处理点
[0078]	320	目标区
[0079]	322	保护区
[0080]	324	计算机
[0081]	326	硬件接口
[0082]	328	处理器
[0083]	330	用户接口
[0084]	332	计算机存储设备
[0085]	334	计算机存储器
[0086]	340	处置计划
[0087]	342	换能器控制参数
[0088]	344	超声处理控制命令
[0089]	346	预定阈值
[0090]	350	控制模块
[0091]	352	换能器控制参数生成模块
[0092]	354	超声处理控制命令生成模块
[0093]	356	超声建模模块
[0094]	400	换能器元件一
[0095]	402	换能器元件二
[0096]	404	换能器元件三
[0097]	406	换能器元件四
[0098]	408	换能器元件五
[0099]	410	来自换能器元件一的超声
[0100]	412	来自换能器元件二的超声
[0101]	414	来自换能器元件三的超声
[0102]	416	来自换能器元件四的超声
[0103]	418	来自换能器元件五的超声
[0104]	500	医疗仪器
[0105]	502	医疗成像系统
[0106]	504	成像区
[0107]	510	医疗图像数据
[0108]	512	医疗图像
[0109]	514	图像分割
[0110]	516	相干因数

[0111]	520	图像重建模块
[0112]	522	图像分割模块
[0113]	524	相干因数计算模块
[0114]	600	医疗仪器
[0115]	602	磁共振成像系统
[0116]	604	磁体
[0117]	606	磁体的膛
[0118]	610	磁场梯度线圈
[0119]	612	磁场梯度线圈电源
[0120]	614	射频线圈
[0121]	616	收发器
[0122]	620	脉冲序列
[0123]	700	对数声强度
[0124]	702	x方向[m]
[0125]	704	y方向[m]
[0126]	706	换能器的位置
[0127]	708	强度变化[dB]
[0128]	800	对数声强度
[0129]	808	强度变化[dB]
[0130]	900	对数非相干功率和
[0131]	908	强度变化[dB]
[0132]	1000	强度与非相干功率和的对数比
[0133]	1008	强度变化[dB]

具体实施方式

[0134] 这些附图中的编号类似的元件是等价元件或执行相同功能。如果功能等价,先前论述过的元件未必会在后面的图中加以论述。

[0135] 图1示出了图示根据本发明的实施例的方法的流程图。在步骤100中接收处置计划。所述处置计划指定对象内的保护区。最后,在步骤102中,使用所述处置计划计算一组换能器控制参数。所述一组换能器控制参数指定给予所述多个换能器元件中的每个的电功率的开关。可以在这一步骤中计算超声强度估计。所述保护区中的超声强度估计低于预定阈值。所述超声强度估计使用所述多个换能器元件中的每个生成的超声压力的非相干和被计算。

[0136] 图2示出了图示根据本发明的另一实施例的流程图。在步骤200中,接收指定对象内的保护区的处置计划。接下来,在步骤202中,使用医疗成像系统采集医疗图像数据。接下来,在步骤204中,对所述医疗图像数据进行分割,以识别所述对象内的不同组织类型或区域。接下来,在步骤206中,使用经分割的医疗图像和换能器的模型计算相干因数。最后,在步骤208中,使用所述处置计划和所述相干因数计算一组换能器控制参数。具体而言,这一实施例中的相干因数可以是空间相关的。

[0137] 图3图示了根据本发明的实施例的医疗仪器300。除了所述部件之外,图4所示的实施例包括温度处置系统,所述温度处置系统是用于对对象301进行超声处理的高强度聚焦超声系统302。将所述高强度聚焦超声系统安装到对象支撑物303的下面。对象301安置于对象支撑物303上。所述高强度聚焦超声系统包括填充了流体的腔304。在填充了流体的腔304之内是超声换能器306。尽管在该图中未示出,但是超声换能器306可以包括多个超声换能器元件,所述多个超声换能器元件的每个能够生成个体超声射束。这可以用于通过控制提供给所述超声换能器元件中的每个的交流电的相位和/或幅度而以电子方式操纵超声处理点318的位置。

[0138] 将超声换能器306连接至机构308,机构308允许通过机械方式对超声换能器306重新定位。将机构308连接至适于对机构308致动的机械致动器310。机械致动器310还表示用于向超声换能器306提供电功率的电源。在一些实施例中,所述电源可以控制给予个体超声换能器元件的电功率的相位和/或幅度。超声换能器306生成被示为遵循路径的超声312。超声312通过填充了流体的腔308,并且通过超声窗口314。在这一实施例中,之后超声穿过凝胶垫316。凝胶垫未必存在于所有的实施例中,但是在这—实施例中,在对象支撑物303中存在用于容纳凝胶垫316的凹陷。凝胶垫316有助于在换能器306和对象301之间耦合超声功率。在穿过凝胶垫316之后,超声312穿过对象301,并聚焦到超声处理点318上。超声处理点被理解为是超声所聚焦的有限体积或局部化体积。超声处理点318被聚焦到目标区320之内。

[0139] 能够将超声处理点318看作处于目标区320内。目标区320可以是以相继的时间间隔接受超声处理的超声处理点的集合。在超声处理点318和超声换能器306之间是保护区。其为对象301的期望被保护从而免受超声的超声处理或损害的部分。

[0140] 高强度聚焦超声系统302被示为连接至计算机324的硬件接口326。将硬件接口326连接至处理器328。硬件接口326使处理器328能够发送和接收数据以及命令,以控制医疗仪器300的操作和功能。还将处理器328连接至用户接口330、计算机存储设备332和计算机存储器334。

[0141] 计算机存储设备332被示为含有处置计划340。计算机存储设备332还被示为含有一组换能器控制参数342。换能器控制参数342至少含有在对目标区320进行超声处理期间开启和关闭所述多个换能器元件中的哪些换能器元件的详细说明。根据超声处理点,开启和关闭哪些换能器的详细说明可以是不同的。还将计算机存储设备332示为含有超声处理控制命令344。超声处理控制命令344是使得高强度聚焦超声系统302对目标区320进行声处理的命令。

[0142] 计算机存储器334被示为含有控制模块350。控制模块350含有计算机可执行代码,所述计算机可执行代码使处理器328能够控制医疗仪器300的操作和功能。计算机存储器334还被示为含有换能器控制参数生成模块352。换能器控制参数生成模块352含有计算机可执行指令,所述计算机可执行指令使处理器328能够至少使用处置计划340计算换能器控制参数。在其他实施例中,还可以使用医疗图像数据和/或相关因素计算换能器控制参数。

[0143] 计算机存储设备332还被示为含有保护区322内允许的最大超声强度的预定阈值346。在一些实施例中,预定阈值346是空间相关的。

[0144] 计算机存储器334还被示为含有超声处理控制命令生成模块354。超声处理控制命

令生成模块354包括计算机可执行指令,所述计算机可执行指令使处理器328能够至少使用换能器控制参数342以及可能的处置计划340计算超声处理控制命令344。

[0145] 计算机存储器还可以含有超声建模模块356。超声建模模块含有用于对超声换能器306建模的计算机可执行指令。控制参数生成模块352和/或超声处理控制命令生成模块354可以使用所述超声建模模块。在一些实施例中,超声建模模块356可以对诸如换能器306的几何结构、每个换能器元件的位置、换能器元件的形状(即,圆形元件的直径)、以及换能器的焦距、以及工作频率的事项进行建模。

[0146] 在一些实施例中,可以采用超声建模模块对将超声能量聚焦到目标区中的电子可调整的焦点以及调整焦点所需的控制参数进行建模。例如,在一些实施例中,可以使用所述模块计算一组时间相关的控制相位,使得电子可调整的焦点遵循路径。之后,这可以用于至少部分地使用所述一组时间相关的控制相位计算相干和。

[0147] 在一些实施例中,可以使用超声建模模块356、控制参数生成模块352和/或超声处理控制命令生成模块354确定额外参数,例如:提供给多个换能器元件中的每个的电功率的相位、提供给多个换能器元件中的每个的电功率的幅度、提供给多个换能器元件中的每个的电功率的功率水平、提供给多个换能器元件中的每个的电功率的交变频率、提供给多个换能器元件中的每个的电功率的持续时间和/或超声换能器的焦点的超声处理轨迹。

[0148] 图4示出了更详细的图,其示出了超声换能器306和对象301。在该图中,将超声换能器306示为具有五个超声换能器元件400、402、404、406、408。示出了第一换能器元件400,示出了第二换能器元件402,示出了第三换能器元件404,示出了第四换能器元件406,并且示出了第五换能器元件408。应注意,该图是高度理想化的,并且正常情况下在超声换能器306的表面上可以出现几百个换能器元件。

[0149] 与换能器元件400、402、404、406、408邻接的矩形410、412、414、416、418被理想化为表示来自换能器元件400、402、404、406、408中的每个的超声能量。这些矩形的目的在于说明具体的换能器元件400、402、404、406、408生成一定体积的超声可以传播到哪里。矩形410是来自换能器元件一400的超声。矩形412是来自换能器元件二402的超声。矩形414表示来自换能器元件三404的超声。矩形416表示来自换能器元件四406的超声。矩形418表示来自换能器元件五408的超声。检查该图能够看出,矩形410和416与保护区322发生接触。在这一理想化的情况下,可以关闭提供给换能器元件一(400)和换能器元件四406的电功率,以降低对保护区322加热的可能性。

[0150] 图5示出了根据本发明的另一实施例的医疗仪器500。图5所示的实施例与图3所示的实施例类似,只是在这一实施例中增加了医疗成像系统502。所述医疗成像系统可以表示各种医疗成像系统。所述医疗成像系统可以是但不限于:计算机断层摄影系统、磁共振成像系统和诊断超声系统。在这一理想化的医疗成像系统502中,存在可以采集医疗图像数据510的成像区504。计算机存储设备332示出了使用医疗成像系统502采集的医疗图像数据510。计算机存储设备332还被示为含有从医疗图像数据510重建的医疗图像512。计算机存储设备332还被示为含有从医疗图像512计算的图像分割514。图像分割514可以用于识别对象301内的不同组织类型,并还用于使处置计划340与对象301的解剖结构配准。计算机存储设备332还示出了使用图像分割514计算的相干因数516。

[0151] 计算机存储器334还被示为含有图像重建模块520。图像重建模块520含有计算机

可执行指令,所述计算机可执行指令使处理器328能够从医疗图像数据510重建医疗图像512。计算机存储器334还被示为含有图像分割模块522,图像分割模块522包括使处理器328能够从医疗图像512建立图像分割514的计算机可执行代码。计算机存储器334还被示为还含有相干因数计算模块524。相干因数计算模块524可以用于从图像分割514建立空间相关的相干因数516。

[0152] 图6示出了根据本发明的另一实施例的医疗仪器600。图6所示的医疗仪器600与图3所示的医疗仪器300类似。医疗仪器600包括磁共振成像系统602。磁共振成像系统包括磁体604。磁体604是圆柱形超导磁体,该磁体具有穿过其中心的腔606。所述磁体具有液氮冷却的低温保持器,所述低温保持器具有超导线圈。也可能使用永磁体或常导磁体。也可能使用不同类型的磁体,例如,也能够使用分裂圆柱形磁体和所谓的开放磁体两者。分裂圆柱形磁体与标准圆柱形磁体类似,只是低温保持器被分裂成了两个部分,从而允许访问磁体的等平面,这样的磁体可以例如与带电粒子束治疗结合使用。开放磁体可以具有两个磁体部分,一个处于另一个之上,其间具有大到足够容纳对象的空间:两个部分区域的布置与亥姆霍兹线圈的布置类似。开放磁体是普遍使用的,因为其对对象造成的限制更少。在圆柱形磁体的低温保持器内有超导线圈的集合。在圆柱形磁体的腔606内存在成像区504,在那里磁场足够强且均匀,以执行磁共振成像。

[0153] 在磁体的腔606内,还有一组磁场梯度线圈610,其用于采集磁共振数据,以对磁体604的成像区504内的磁自旋进行空间编码。将所述磁场梯度线圈连接至磁场梯度线圈电源612。磁场梯度线圈610旨在为代表性的。磁场梯度线圈通常含有三个独立的线圈组,以沿三个正交的空间方向进行空间编码。磁场梯度电源612向磁场梯度线圈610提供电流。提供给磁场线圈的电流根据时间被控制,并且可以是斜坡的或脉冲的。

[0154] 与成像区504相邻的是射频线圈614,射频线圈614用于对成像区504内的磁自旋的取向进行操控,并用于接收来自也在成像区内的自旋的无线电发射。所述射频线圈可以含有多个线圈元件。还可以将所述射频线圈称为信道或天线。将射频线圈614连接至射频收发器616。可以由单独的发射和接收线圈以及单独的发射器和接收器替代射频线圈614和射频收发器616。应当理解,射频线圈614和射频收发器616是代表性的。射频线圈614还旨在表示专用发射天线和专用接收天线。类似地,收发器616还可以表示单独的发射器和接收器。

[0155] 计算机存储设备332被示为额外含有脉冲序列620。本文使用的脉冲序列包含一组指令,所述一组指令使处理器328能够控制磁共振成像系统402,以采集医疗图像数据510,医疗图像数据510在这一实施例中为磁共振数据。

[0156] 在高强度聚焦超声(HIFU)处置中,聚焦超声束用于选择性地加热患者体内的组织。在处置期间,如果小心避免对位于射束路径上的敏感器官(例如,疤痕、肠道或骨骼)的不期望加热,则这是有利的。已经表明,能够通过选择性地关闭换能器元件而降低不期望的超声暴露。本发明描述了用于在不损害患者的安全的情况下以严格控制的方式选择激活的元件的算法。根据本发明,识别并标记敏感区域,并使安全水平与每个敏感区域相关联。基于来自换能器元件的估计强度的非相干以及最大相干和来估计每个敏感区域上的照射暴露。元件被关闭直到在所有的敏感区域上估计的超声暴露低于安全水平为止。

[0157] 如上文所述,在HIFU处置中使用聚焦超声束选择性地加热患者体内的组织。使用聚焦超声换能器生成射束。射束的形状类似于锥形,其中,换能器形成了锥形的基底。所

述射束朝向焦点会聚,焦点形成了锥形的顶点。在焦点处,在换能器处生成的压力波相干加和,从而产生了声强度非常高的强烈斑。因为吸收与强度成比例,因而将发生高度局部化的加热。为了可操纵性,可以将换能器表面划分成独立的换能器元件。能够通过以电子方式调整换能器元件的相位而使焦点的位置发生移动。

[0158] 而且,位于射束路径上的组织也受到加热。然而,入射超声射束分布在大面积的皮肤上。此外,在远离焦点的位置,来自个体换能器元件的射束是非相干的。因此,在正常情况下,不期望的加热保持受限,而且是临床无害的。但是,特定解剖区域,例如,疤痕、肠道和骨骼对于超声高度敏感。可以注意避免使这些区域暴露于超声。当前,这一点是通过处置规划软件人工完成的。从MRI图像识别敏感区域,并通过以这种方式人工定位换能器,即使得显现为锥形的超声射束不会击中敏感区域。在子宫肌瘤处置中,这能够显著限制可达的处置体积。在一些潜在的未来应用中,例如,在肝癌处置中,这一方案由于肋骨的存在而极受限制。

[0159] 通过选择性地关闭换能器元件而局部抑制声强度近来受到了很多关注。在基于“几何”方案的算法中,从焦点来看,认为换能器表面的一部分处于敏感区域的阴影内。关闭处于所述阴影中的换能器元件。在基于“衍射”方案的算法当中,将焦点处理为源。对声场从焦点朝向换能器的传播进行建模。能够将敏感区域用作空间掩模,其去除声场的一部分。使用抵达换能器的波场来选择激活的换能器元件和激活的元件的相位。

[0160] 尽管指定的敏感区域(通常的,肋骨)被映射到激活的元件的配置中,并且能够预期敏感区域上的声暴露的降低,但是不能对降低进行定量。暴露能够在以后被估计,但是其未在元件选择中被利用。

[0161] 在本发明的实施例中,针对每个敏感区域指定定量安全限制。所述定量限制能够基于用户的定性分类和规划的超声处理。该算法估计每个区域上的暴露,并尝试找到遵守安全限制的激活的元件的配置。如果没有发现这样的解决方案,那么认为该超声处理不可行。

[0162] 所提出的算法也可以具有其他优点。例如,超声射束受组织性质和声路径上的材料的影响。具体而言,材料界面处的折射以及组织中的声衰减对于声强度的幅度和空间分布是重要的。在几何方案中难以包含这样的因素。能够使所提出的算法利用经分割的患者模型和适当的模拟引擎,如果这些可用的话。

[0163] 当前的方案在不考虑来自个体元件的射束的情况下对总声场进行建模。因此,未对近场中的声场进行适当描述。在极端情况下,甚至旁瓣都可能对患者的安全造成后果。对于处置而言这样的极端可能是不可能的,但是出于患者安全的原因,识别它们是重要的。对于所提出的算法而言,对近场结构的适当描述是固有的。

[0164] 也能够通过利用全波模拟的、优选与全分割患者模型相关联的算法,来解决文中提到的所有主题。然而,这样的算法指定的计算(和其他)需求可能过高,从而使该方案对于临床应用而言不可行。本发明的实施例的计算需求可以是适度的并且是可调整的。

[0165] 在另一实施例中,来自位于射束路径上的机械结构的反射被最小化和/或被减少。例如,在一些情况下,可能必须以这样的方式放置换能器,即使得机械支撑结构部分与声窗口交叠。在击中这样的结构后,声射束的一部分可能被反射。在不走运的情况下,反射射束可能变得聚焦到换能器表面上,对换能器加热,并且有可能破坏元件。抑制入射到这样的结

构上的声强度降低了这种风险。

[0166] 本发明的实施例可以是用于选择关闭哪些换能器元件和开启哪些换能器元件的算法。临床上,与现有技术相比的关键改进在于,所述算法本质上是定量的:安全限制能够被指定,并在敏感区域上被实施。从技术的角度来看,使得本发明变为可能的发现是一种计算声强度的上限估计的新方法。

[0167] 可以通过检查图7到图10来理解所述方法的实施例。在文中感兴趣的背景下,来自超声换能器的射束包括个体换能器元件发射的射束。

[0168] 图7示出了来自水箱中的单个换能器元件的对数声强度。示出了轴平面。图像700示出了对数声强度。x轴被标为702,其以米为单位。y轴被标为704,其同样以米为单位。点706是单个换能器元件的位置。强度变化在标尺708上被示出,并由以分贝为单位的变化强度进行测量。强度以瓦特每平方厘米为单位被相对测量。图7示出了在轴平面内模拟的来自单个换能器元件的声强度。为了说明的简化性,将水箱考虑为介质。

[0169] 图8示出了同样处于轴平面上的来自水箱中的多个换能器元件的对数声强度。图像800示出了轴平面内的对数声强度,并且标尺808示出了以分贝为单位的强度变化。所述强度变化是相对的,其以瓦特每平方厘米为单位。图8示出了在相同的条件下来自包括256个换能器元件的换能器的模拟强度。所述换能器的焦点处于水箱中的120mm的深度处。在焦点处,与单个元件相比,来自个体元件的射束相干加和,从而导致了256倍的压力增大,以及声强度的 $256^2=65536$ 倍的增大(48dB)。

[0170] 通过关闭换能器元件,寻求保护位于换能器和焦点之间的敏感器官。能够观察到在这一区域中,超声场的空间结构是非常复杂的。这是由于元件之间的类似随机的干扰。施加电偏转进一步改变了所述场的结构。典型的超声处理包括几打不同的电偏转。因此,通过穷举搜索估计扩展的3D体积上的峰值强度将变成非常繁重的任务。

[0171] 幸运的是,对于安全考虑而言,不必了解详细结构:了解热点的局部水平就足够了。能够预见到其为平滑得多的定量。作为终极的最坏情况估计,能够假设元件总是相干的,并使单个元件压力场的幅度相加。在大多数情况下,这一方案极大地过高估计了强度水平。

[0172] 作为相反的情况,能够假定元件是非相干的,并对单个元件强度相加。这一方案低估了热点。然而,实际检查显示出,所述方案实际上工作得相当良好。在图9中示出了水箱范例的非相干和,并且图10示出了强度除以非相干和的比值。除了焦点区域以外,所述比值保持低于8左右。因此,能够通过将个体元件强度相加,并乘以常系数(在这一情况下例如为10)而获得对强度的上限估计。

[0173] 图9示出了对于与图8所示的相同的计算而言来自个体换能器元件的元件功率的非相干和。图像900示出了对数非相干功率和900,在标尺908上以分贝为单位示出了强度变化。所述功率是按照瓦特每平方厘米被计算的。在与图8和图9的比较中,能够看出图9中的热区总体上包含图8所示的热区。这显示出,对数非相干功率和900(尤其是在乘以相干因数时)可以如何用于近似对数声强度800。

[0174] 图10示出了对数声强度与非相干功率和900的比值。图像1000示出了这一比值,并且将标尺示为1008。实质上图10能够用于计算相干因数,或者可以用于说明非相干功率和900替代声强度800的使用。在图8、9和10所示的范例中,相干因数的恒定值8将足以使非相

干和能够被安全地用于计算保护区中的超声强度估计。

[0175] 对于涉及患者的分割模型并且有可能涉及更加困难的换能器的更复杂的几何结构而言,能够使所述方案稍微细化。能够基于经分割的解剖数据来评估单个元件强度图。能够通过非相干和与最大相干和进行加权而获得强度估计。所述加权能够具有空间相关性。

[0176] 作为处置规划的一部分,能够识别并分割出敏感区域。一个简单的方案是用户在处置规划控制台上基于规划MRI图像将它们人工标出。或者,能够使用自动或半自动分割。也能够能够在疗程之前对敏感区域进行分割,并且特定种类的图像配准能够用于在处置开始时更新经分割的模型。

[0177] 能够对敏感区域指定安全水平。例如,用户能够基于组织类型对敏感区域分类,或者能够将区域分类成很少的安全类别。软件能够相应地确定安全限制。最有可能地,安全水平应依赖于超声处理的长度以及所讨论的组织/器官。

[0178] 可以将经分割的敏感区域划分成充分小的部分体积。如果正确地实施所述算法,那么使用过粗的划分将导致所述算法关闭多于所需的元件。在每个敏感子体积上能够提供器件以形成来自每个元件的声强度的上限估计。在缺少更好的了解的情况下,简单的方案是将传播路径处理为均匀介质。如果经分割的患者模型可用,那么在估计中使用所述模型将是有益的。存储元件特异性的估计。

[0179] 可以定义相干因数。简单的方案是使用换能器特异性的常数。在上面的范例中,例如,能够使值10作为裕量。对于一些换能器而言,定义依赖相对于换能器的位置的值可以是有利的。

[0180] 在实施例中,找到了在所有敏感区域上遵守安全水平的激活的元件的配置。易于设计出实现这一目标的替代策略。例如,能够应用下述试探算法。

[0181] 在一开始,可以假定所有的元件都是激活的。在元件当中指定并划分功率水平。遍历所有的敏感区域,并形成针对声暴露的上限估计。所述估计被计算为元件强度的非相干和,并乘以相干因数。如果估计的强度超过了敏感区域中任何的安全水平,那么关闭元件。例如,能够拾取发生了安全水平的最高违反的子体积,并关闭在该处给出最高贡献的元件。相应地提高其余激活的元件的功率。对该过程进行迭代,直到估计的强度低于所有敏感区域上的安全标准,或者直到将超声处理识别为不可行的。

[0182] 在另一实施例中,定义两个相干因数:一个用于非相干和,另一个用于最大相干和,并由这些形成强度估计。所述因数中的任一者或者两者能够具有空间相关性。

[0183] 出于避免来自机械结构的反射的目的,关闭元件的决定还能够基于射束和所述结构之间的角度。

[0184] 在另一实施例中,能够使用定义的一组规则来核查新激活的元件的配置的可行性。例如,能够要求至少有特定数量的激活的元件。

[0185] 尽管已经在附图和前面的描述中详细说明并描述了本发明,但这样的说明和描述被认为是说明性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0186] 通过研究附图、说明书和权利要求书,本领域技术人员在实施请求保护的本发明时能够理解和实现所公开实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,量词“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以完成权利要求中记载

的若干项目的功能。在互不相同的从属权利要求中记载特定措施并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以存储和/或分布在适当的介质上,所述介质例如是与其他硬件一起供应或作为其他硬件一部分供应的光学存储介质或固态介质,但计算机程序也可以以其他形式分布,例如经由因特网或其他有线或无线的远程通信系统。权利要求中的任何附图标记不得被解释为对范围的限制。

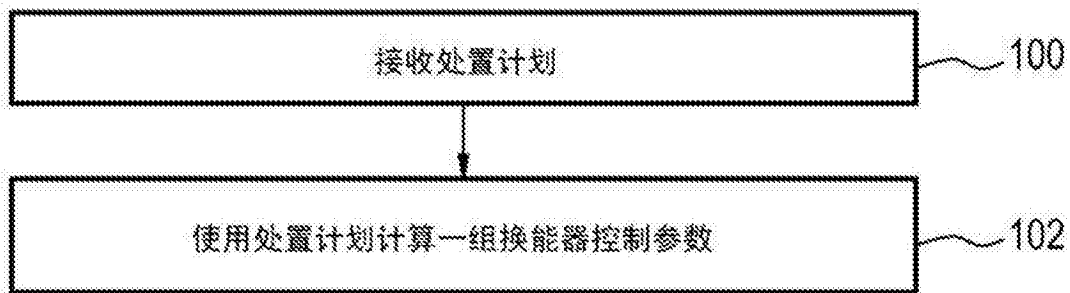


图1

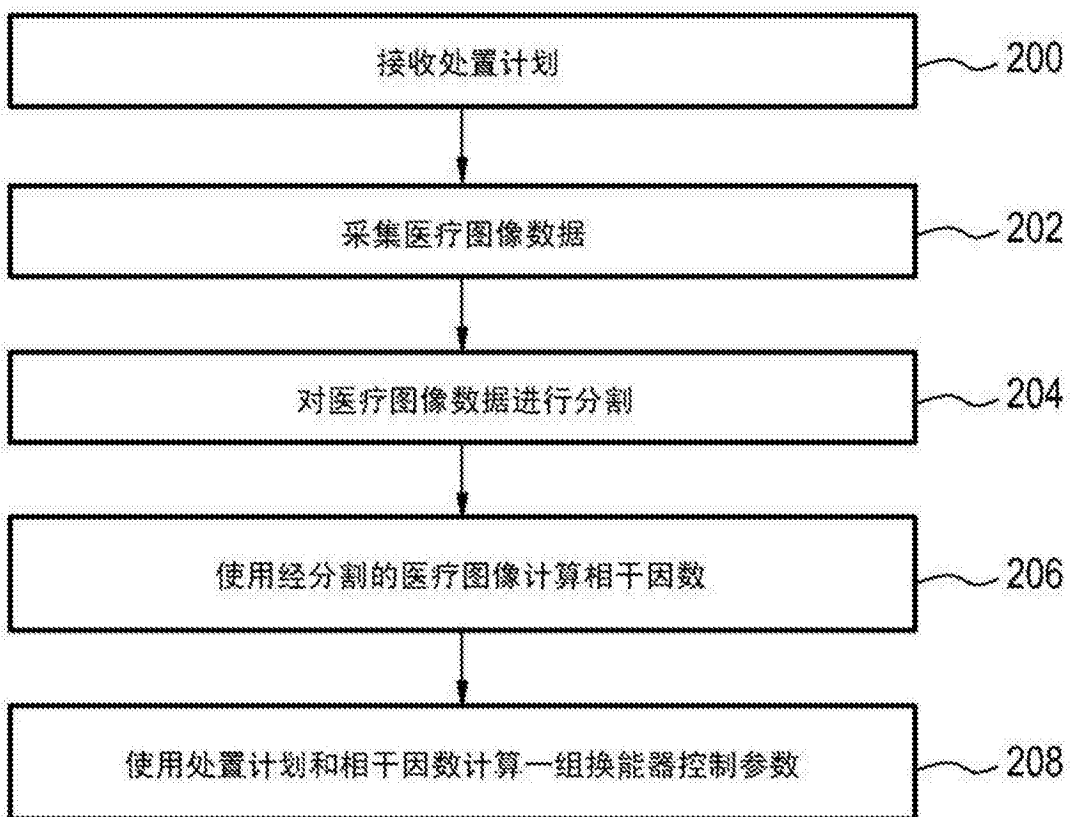


图2

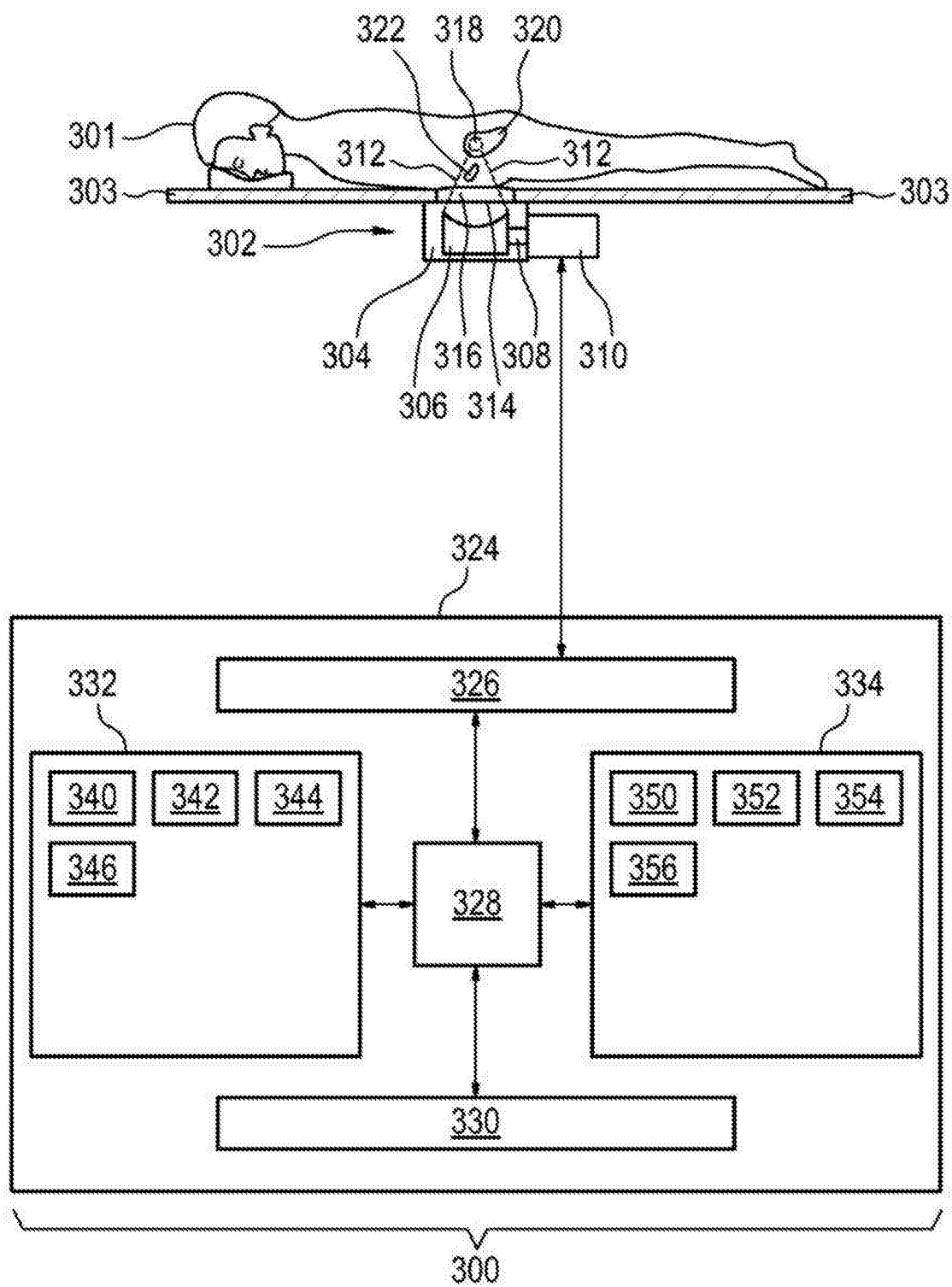


图3

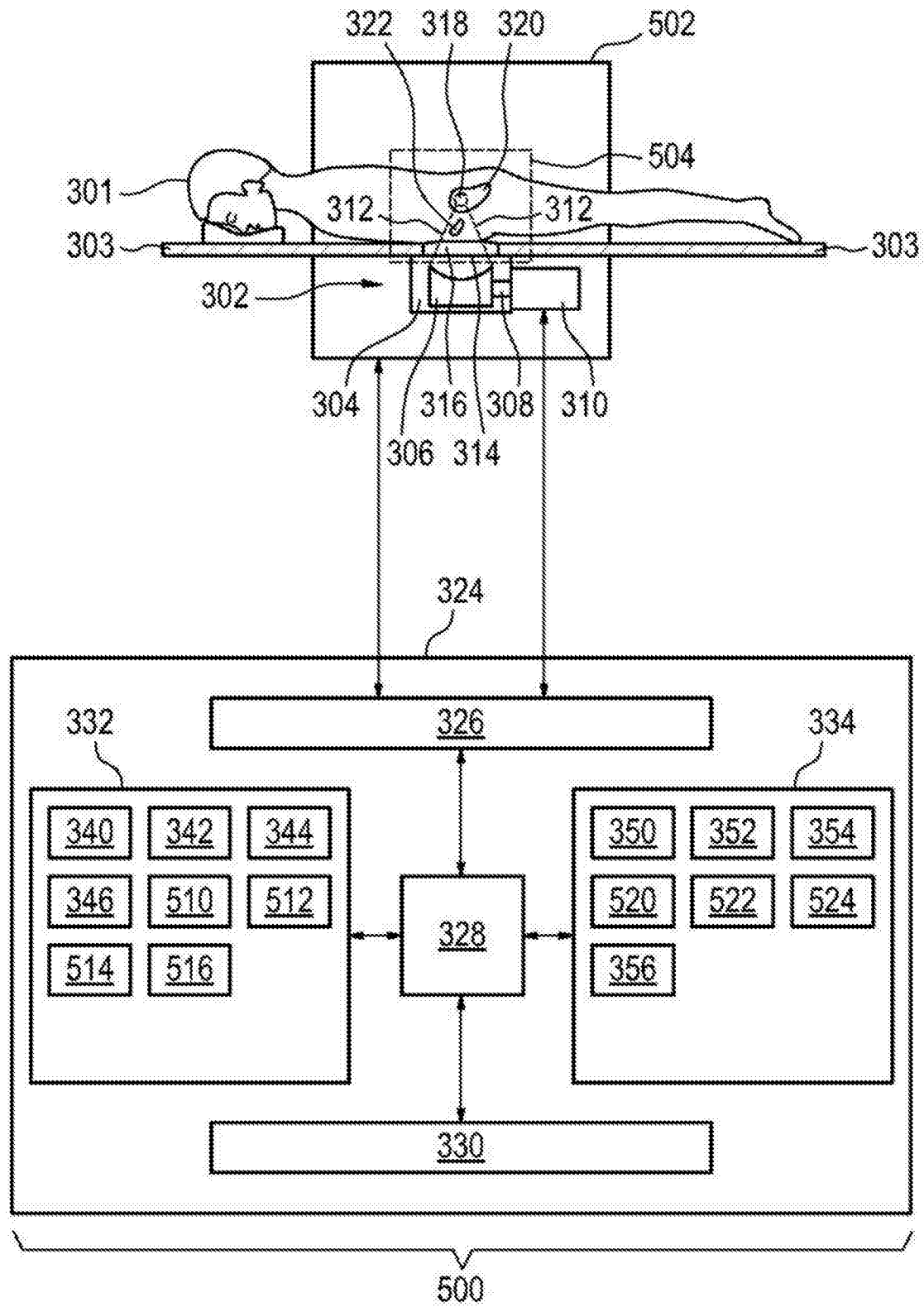


图5

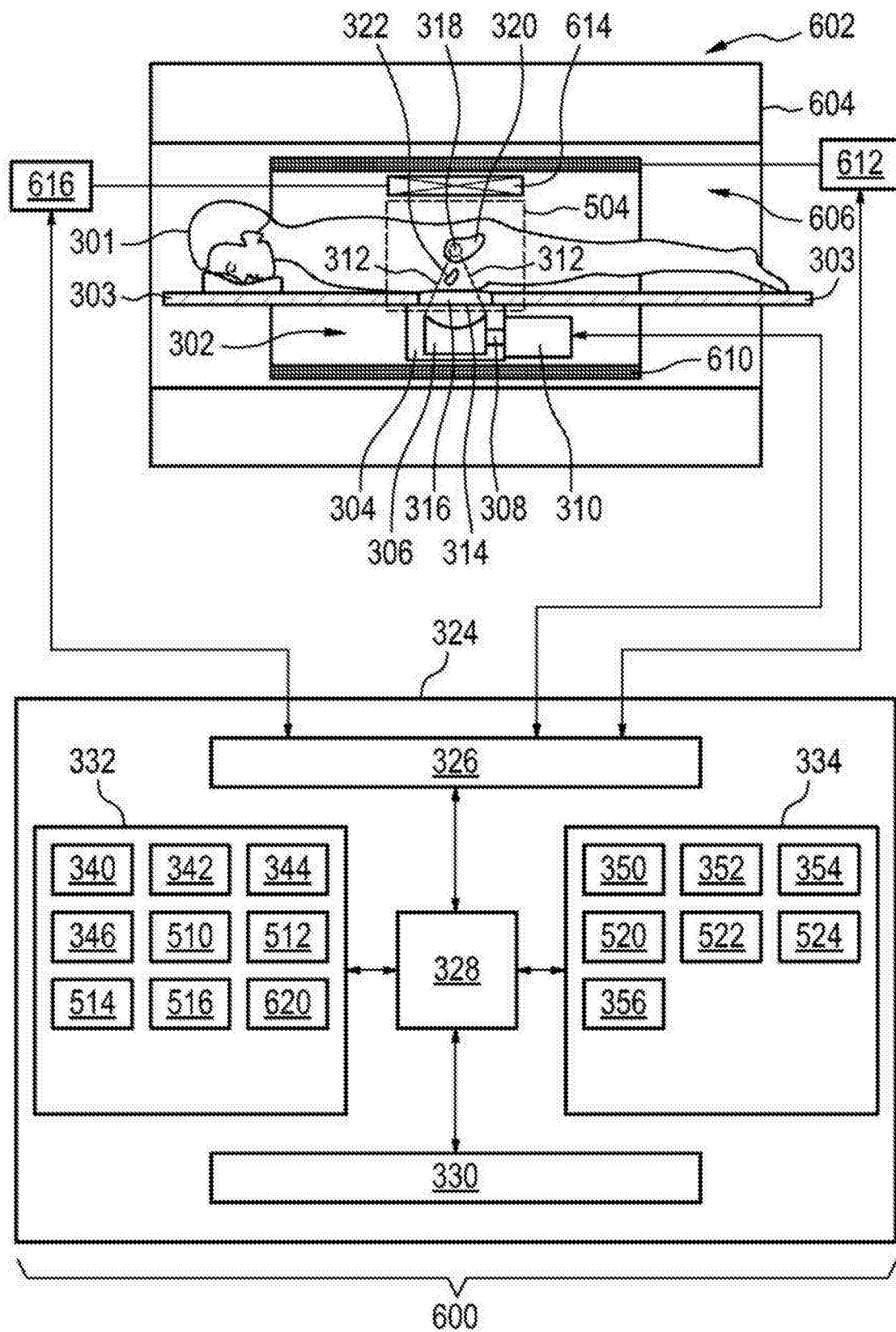


图6

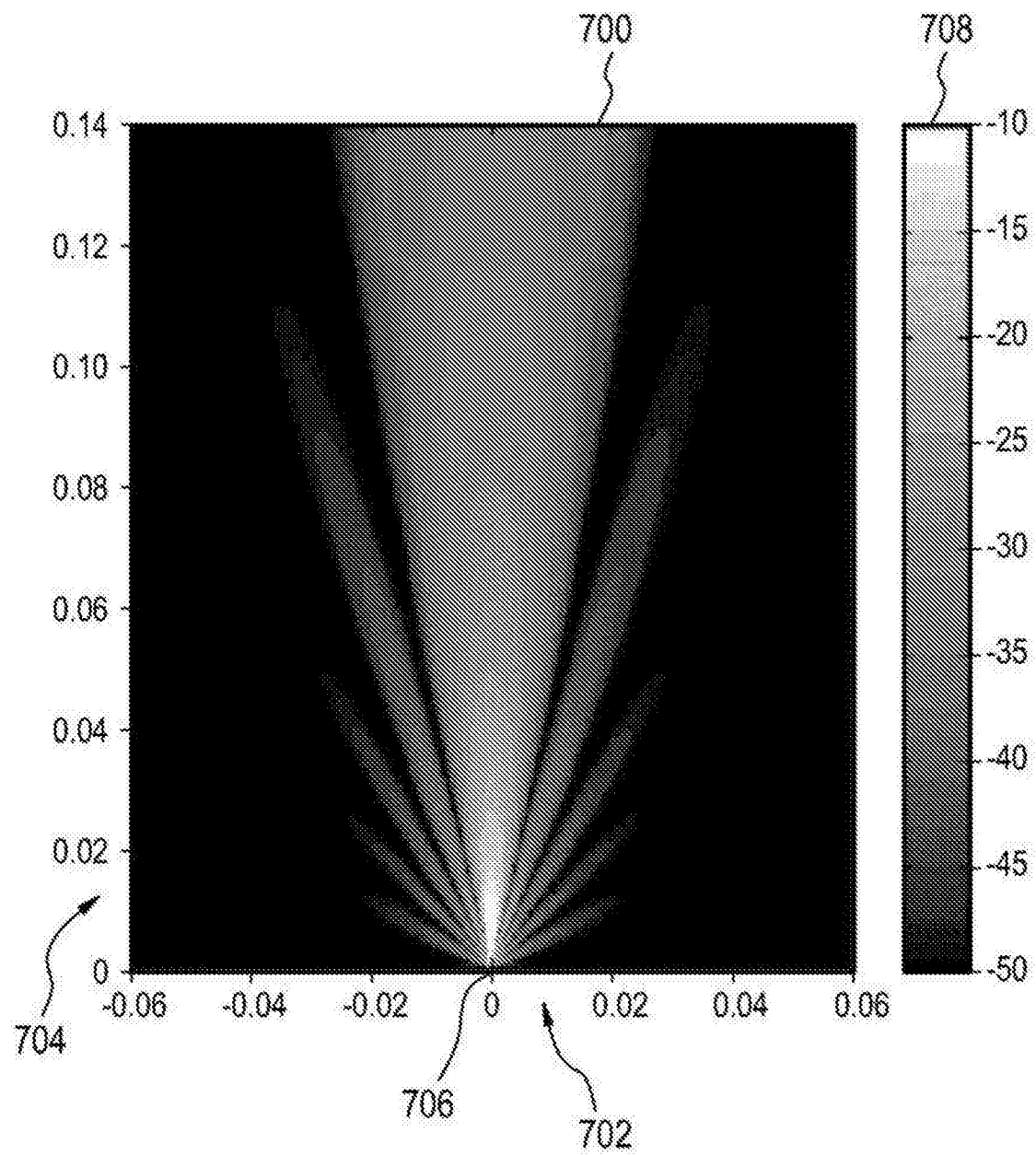


图7

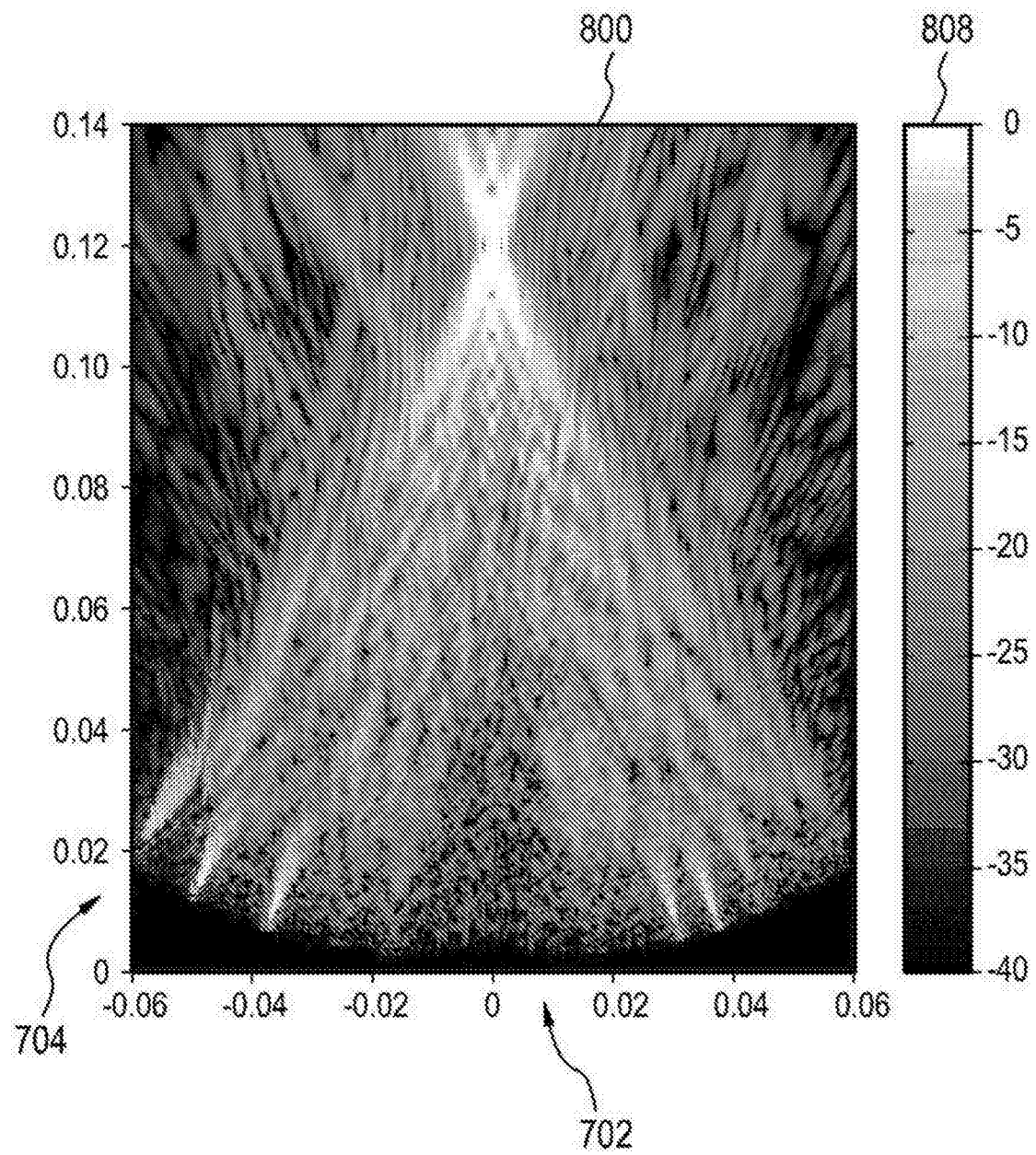


图8

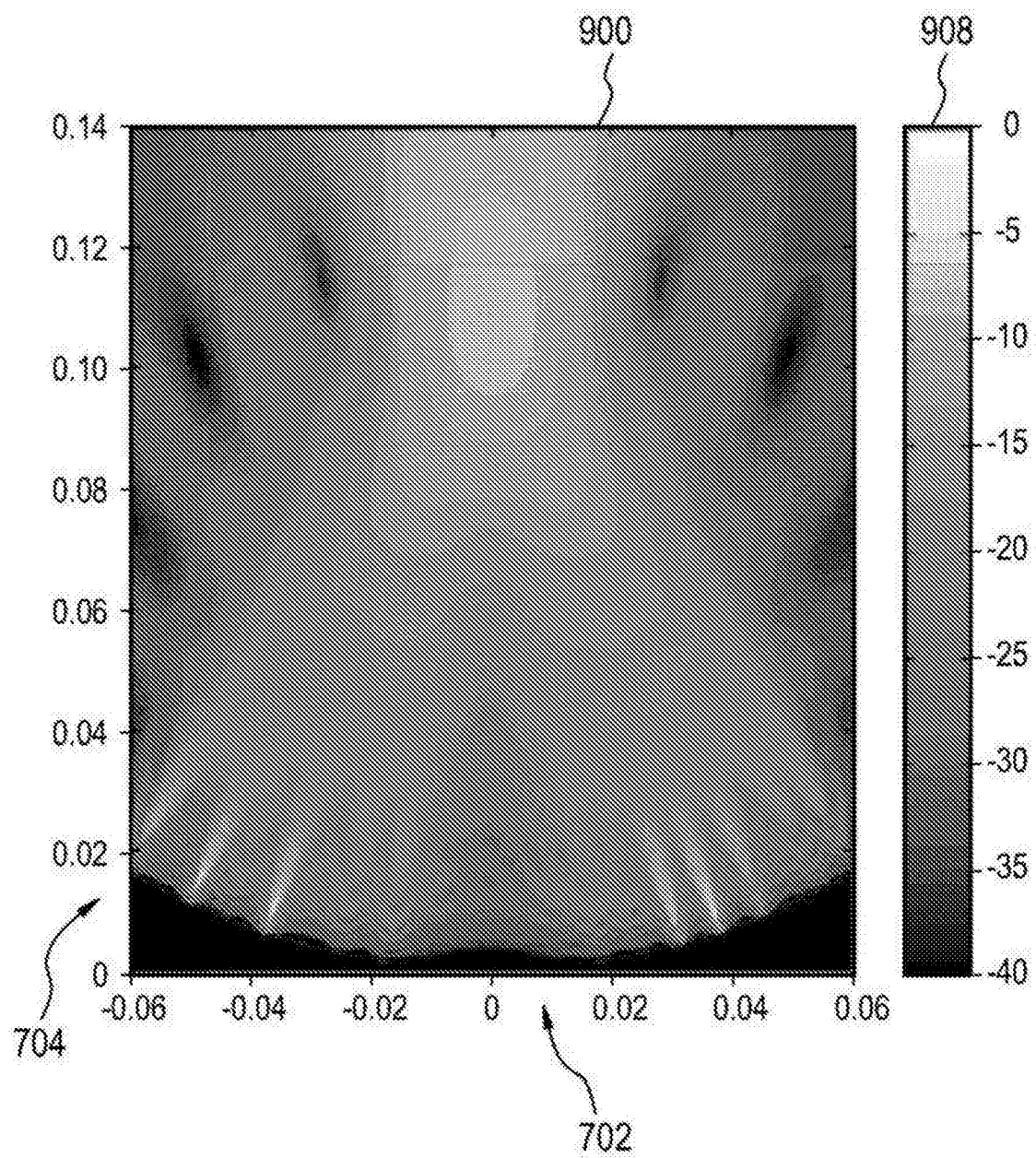


图9

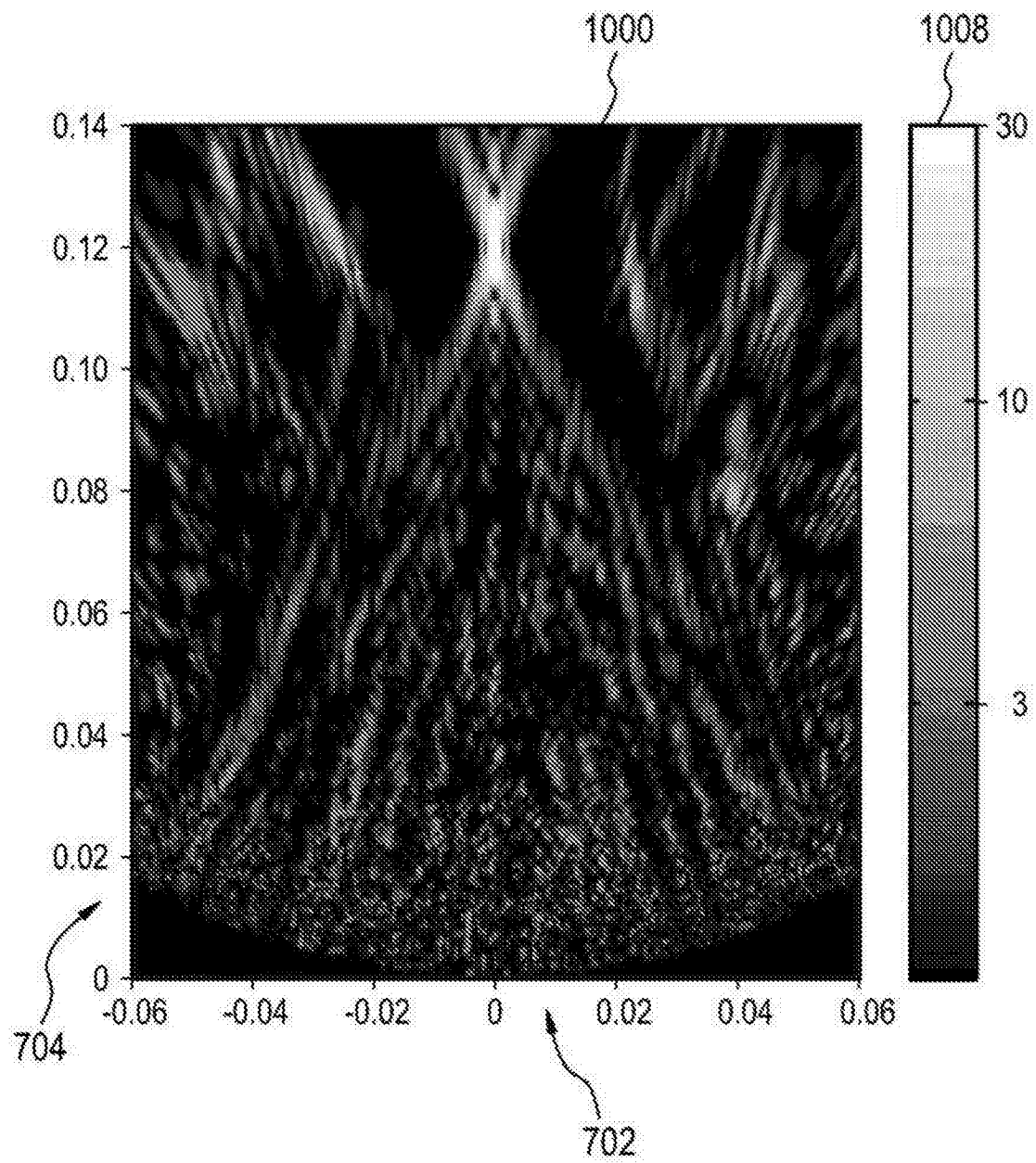


图10