



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107427696 B

(45)授权公告日 2019.08.16

(21)申请号 201680019137.9

(22)申请日 2016.03.16

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107427696 A

(43)申请公布日 2017.12.01

(30)优先权数据

15161453.4 2015.03.27 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/055616 2016.03.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/156036 EN 2016.10.06

(73)专利权人 博放医疗有限公司

地址 加拿大多伦多

(72)发明人 M·O·蒂兰德

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 蔡洪贵

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 1293926 C, 2007.01.10,

WO 2013153506 A1, 2013.10.17,

WO 2014067844 A1, 2014.05.08,

WO 2015000721 A1, 2015.01.08,

审查员 付庆庆

权利要求书3页 说明书15页 附图5页

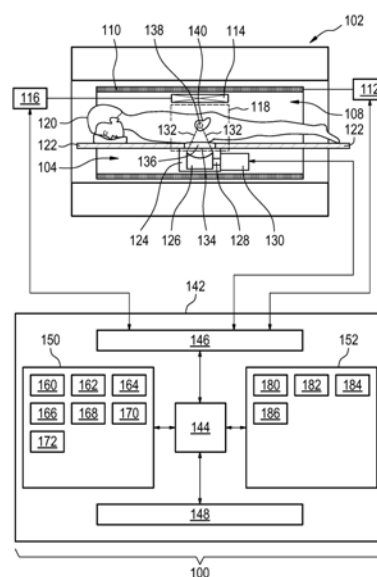
(54)发明名称

用于对一组靶体积进行声波处理的医疗器械

(57)摘要

本发明提供了一种医疗器械(100),该医疗器械包括:高强度聚焦超声系统(104)和磁共振成像系统(102)。机器可执行指令(180、182、184、186)致使控制该医疗器械的处理器(144):接收(300)声波处理命令(160),其中,声波处理命令指定位于靶区内的一组多个靶体积(202);以及接收(302)从这一组多个靶体积中选择的当前靶体积(200)的选择结果。该机器可执行指令进一步致使处理器反复地:通过利用测温术脉冲序列命令(164)控制磁共振成像系统,获取(304)热磁共振数据;利用热磁共振数据计算(306)温度图(168);通过将声波处理位置操纵到当前靶体积,控制(308)高强度聚焦超声系统来对该当前靶体积进行声波处理;在控制该高强度聚焦超声系统对该当前靶体积进行声波处理之后,从这一组多个靶体积中移除(310)该当前靶体积;通过利用温度图,针对多个靶体积中的每一个计算(312)

声波处理能量(172);利用针对多个靶体积中的每一个的声波处理能量的计算结果,从多个靶体积中选择(314)下一个靶体积,其中,对下一个靶体积进行选择包括搜索具有最小值的声波处理能量;以及将下一个靶体积设定(316)为当前靶体积。



1. 一种医疗器械(100), 包括:

包括超声换能器的高强度聚焦超声系统(104); 其中, 所述超声换能器包括用于对靶区(140)进行声波处理的多个换能器元件, 所述高强度聚焦超声系统能够操作用于通过控制供给到所述多个换能器元件中的每一个的电功率来电子地操纵声波处理位置(138);

磁共振成像系统(102), 所述磁共振成像系统用于从成像区(118)获取热磁共振成像数据(166), 其中, 所述靶区位于所述成像区内;

用于控制所述医疗器械的处理器(144);

内存(152), 所述内存包含机器可执行指令(180、182、184、186)和测温术脉冲序列命令(164), 其中, 所述测温术脉冲序列命令致使所述磁共振成像系统根据磁共振成像测温术协议获取所述热磁共振成像数据; 其中, 所述机器可执行指令的执行致使所述处理器:

接收(300)声波处理命令(160), 其中, 所述声波处理命令指定所述靶区内的一组多个靶体积(202); 和

接收(302)从所述一组多个靶体积选择的当前靶体积(200)的选择结果;

其中, 所述机器可执行指令的执行致使所述处理器反复地:

通过利用所述测温术脉冲序列命令控制所述磁共振成像系统, 获取(304)所述热磁共振数据;

利用所述热磁共振数据计算(306)温度图(168);

通过将所述声波处理位置操纵到所述当前靶体积, 控制(308)所述高强度聚焦超声系统对所述当前靶体积进行声波处理;

在控制所述高强度聚焦超声系统对所述当前靶体积进行声波处理之后, 从所述一组多个靶体积中移除(310)所述当前靶体积;

通过利用所述温度图, 针对所述多个靶体积中的每一个, 计算(312)需要被沉积于靶体积的声波处理能量(172);

基于计算出的所述声波处理能量从所述多个靶体积中选择(314)下一个靶体积, 其中, 所述下一个靶体积是将需要最少量的声波处理能量来完成所述声波处理的靶体积;

将所述下一个靶体积设定(316)为所述当前靶体积。

2. 如权利要求1所述的医疗器械, 其中, 所述机器可执行指令的执行进一步致使所述处理器反复地:

利用所述温度图和超声换能器模型, 针对所述多个靶体积中的每一个计算(400)估计近场温度图, 和

至少部分地利用针对所述多个靶体积中的每一个的所述估计近场温度图来选择所述下一个靶体积。

3. 如权利要求2所述的医疗器械, 其中, 至少部分地使用针对所述多个靶体积中的每一个的所述估计近场温度图选择所述下一个靶体积包括搜索(402)用于高温区的所述估计近场温度图, 所述高温区具有高于预定阈值的温度。

4. 如权利要求3所述的医疗器械, 其中, 至少部分地利用针对所述多个靶体积中的每一个的所述估计近场温度图选择所述下一个靶体积包括如果发现所述高温区, 就拒绝将选择的靶体积选择为所述下一个靶体积。

5. 如权利要求3所述的医疗器械, 其中, 至少部分地利用针对所述多个靶体积中的每一

个的所述估计近场温度图选择所述下一个靶体积包括修改(404)所述声波处理命令,以关掉从多个换能器元件中选择的有助于对所述高温区进行加热的换能器元件。

6.如权利要求4所述的医疗器械,其中,至少部分地利用针对所述多个靶体积中的每一个的所述估计近场温度图选择所述下一个靶体积包括修改(404)所述声波处理命令,以关掉从多个换能器元件中选择的有助于对所述高温区进行加热的换能器元件。

7.如前述权利要求中的任一项所述的医疗器械,其中,所述磁共振成像测温术协议是质子共振频率偏移磁共振协议,所述内存进一步包含校准脉冲序列命令,所述校准脉冲序列命令致使所述磁共振成像系统根据所述磁共振成像测温术协议获取相位校准的磁共振数据,所述机器可执行指令的执行进一步致使所述处理器:

在控制所述高强度聚焦超声系统对所述当前靶体积进行声波处理之前,通过利用所述校准脉冲序列命令控制所述磁共振成像系统,获取(502)所述相位校准的磁共振数据,以及

利用所述相位校准的磁共振数据计算(504)相位校准值,其中,利用所述热磁共振数据和所述相位校准值来计算所述温度图。

8.如权利要求7所述的医疗器械,其中,所述医疗器械进一步包括用于使所述超声换能器移动的致动器系统,所述声波处理命令指定用于所述一组多个靶体积中的每一个的致动器位置,所述指令的执行进一步致使所述处理器通过所述一组多个靶体积中的每一个的所述致动器位置产生(500)由可能的致动器位置构成的列表,通过针对由可能的致动器位置构成的所述列表中的每个致动器位置获取相位校准的磁共振数据来获取所述相位校准的磁共振数据,其中,通过针对由可能的致动器位置构成的所述列表中的每一个致动器位置计算相位校准值来计算所述相位校准值。

9.如权利要求8所述的医疗器械,其中,所述机器可执行指令的执行致使所述处理器利用用于由可能的致动器位置构成的所述列表中的每一个致动器位置的所述热磁共振数据针对由可能的致动器位置构成的所述列表中的每一个致动器位置计算所述温度图,控制所述高强度聚焦超声系统对当前靶进行声波处理包括控制所述致动器系统使所述超声换能器移动到所述当前靶体积的所述致动器位置。

10.一种计算机可读介质,所述计算机可读介质中储有机器可执行指令(180、182、184、186),所述机器可执行指令用于由控制医疗器械(100)的处理器(144)执行,其中,所述医疗器械包括包含超声换能器的高强度聚焦超声系统(104);所述超声换能器包括用于对靶区(140)进行声波处理的多个换能器元件,所述高强度聚焦超声系统能够操作以用于通过控制供给到所述多个换能器元件中的每一个的电功率来电子地操纵声波处理位置(138),其中,所述医疗器械进一步包括用于从成像区获取热磁共振成像数据的磁共振成像系统(102),其中,所述靶区位于所述成像区内,

其中,所述机器可执行指令的执行致使所述处理器:

接收(300)声波处理命令(160),其中,所述声波处理命令指定所述靶区内的一组多个靶体积(202);

接收(302)从所述一组多个靶体积选择的当前靶体积(200)的选择结果;

其中,所述机器可执行指令的执行致使所述处理器反复地:

通过利用测温术脉冲序列命令控制所述磁共振成像系统,获取(304)所述热磁共振数据,其中,所述测温术脉冲序列命令致使所述磁共振成像系统根据磁共振成像测温术协议

获取所述热磁共振成像数据；

利用所述热磁共振数据计算 (306) 温度图 (168)；

通过将所述声波处理位置操纵到所述当前靶体积，控制 (308) 所述高强度聚焦超声系统对所述当前靶体积进行声波处理；

在控制所述高强度聚焦超声系统对所述当前靶体积进行声波处理之后，从所述一组多个靶体积中移除 (310) 所述当前靶体积；

通过利用所述温度图，针对所述多个靶体积中的每一个计算 (312) 声波处理能量 (172)；

利用针对所述多个靶体积中的每一个的声波处理能量的计算结果，从所述多个靶体积中选择 (314) 下一个靶体积，其中，对所述下一个靶体积进行选择包括搜索具有最小值的所述声波处理能量；以及

将所述下一个靶体积设定 (316) 为所述当前靶体积。

用于对一组靶体积进行声波处理的医疗器械

技术领域

[0001] 本发明涉及高强度聚焦超声装置和方法,它特别涉及利用磁共振成像测温术对该高强度聚焦超声装置进行的控制。

背景技术

[0002] 来自聚焦超声换能器的超声波可被用于选择性地处理位于体内的区域。超声波被作为高能机械振动进行传送。这些振动在它们受到阻尼时诱发组织加热,并且它们还会导致空化(cavitation)。组织加热和空化可在临床实施中被用于破坏或加热组织。然而,利用超声来加热组织与空化相比是更易于控制的。超声波处理可被用于切除组织并且选择性地杀死癌单元的区域。已经应用这种技术来治疗子宫肌瘤,并且该技术已经降低了对于子宫切除术的需要。

[0003] 为了选择性地处理组织,聚焦超声换能器可被用于将超声波聚焦在具体的治疗或靶体积上。该换能器通常被安装在能够传送超声波的介质(例如脱气水)内。致动器随后被用于调整超声换能器的位置,并由此调整正被处理的组织区域。

[0004] 聚焦超声换能器还通常具有多个换能器元件,其中换能器元件的幅度和/或相位是可控的。特别地,单个或成组的换能器元件的相位通常受到控制,以便控制超声波的焦点位置。这能够实现对焦点位置进行快速调整,以及对不同的声波处理点或位置进行连续的声波处理。受治疗者的位于换能器和声波处理点之间的组织通常被称为近场区域。超声波穿过该近场区域行进到声波处理体积。这些中间组织同样被加热,尽管并不与该声波处理体积受热一样多。当对多个声波处理点进行声波处理时,不同声波处理点的近场区域可重叠。由于近场区域的特定部分可能重叠,因此它可能被加热多次。为了避免对该重叠的近场区域加热过度,会需要在对多个声波处理点进行声波处理之间存在延迟和/或需要降低声波处理功率。

[0005] 欧洲专利申请公开文献EP 2 676 702 A1公开了一种包括磁共振成像系统和焦点可调的高强度聚焦超声系统的医疗器械。执行指令致使处理器控制医疗器械,以便对多个声波处理点进行声波处理,同时反复地获取热磁共振成像数据。利用热磁共振成像数据来构建多个热图,并且针对每一个热图来计算加热质心。通过将每个受热质心与声波处理点进行比较,来确定空间依赖的靶修正值。该空间依赖的靶修正值随后被用于偏移该可调焦点。

[0006] PAYNE AI等人的“HIFU脉冲加热和脉冲间冷却时间的最小化(Minimisation of HIFU pulse heating and interpulse cooling times)”,国际热疗杂志(INTERNATIONAL JOURNAL OF HYPERTHERMIA),英国贝辛斯托克市(BASINGSTOKE),2010年1月1日第2期第26卷第198-208页,XP008170322,国际期刊号(ISSN):0265-6736,DOI:10.3109/02656730903436459呈现出了源自最优化技术的结果,该最优化技术通过在每个声波处理位置处遵守常规组织约束限制的同时使各个加热和脉冲间冷却时间最小化,而缩短了HIFU治疗时间。

[0007] JOSHUA COON等人的“通过选择聚焦区路径缩短浅表肿瘤的HIFU治疗时间 (HIFU treatment time reduction in superficial tumours through focal zone path selection)”,国际热疗杂志 (INTERNATIONAL JOURNAL OF HYPERTHERMIA),英国贝辛斯托克市 (BASINGSTOKE) 2011年8月1日第5期第27卷 (2011-08-01),第465-481页,XP008170207, ISSN:0265-6736,DOI:10.3109/02656736.2011.564597对下列假设进行评估,即,对高强度聚焦超声治疗的N聚焦区加热脉冲的路径进行优化可显著缩短治疗时间并确定基本生物热机理。Coon等人断定可通过在肿瘤中利用轴向温度重合来显著缩短HIFU治疗时间。

[0008] US 2015/0080705 A1提供了一种具有可机械地和电子地控制的焦点的MR-HIFU系统。靶区被分为对其顺序加热的子区。

[0009] W02014/067844A1描述了一种基于在前声波处理系统、热声模型和热性能图来确定最大能量图的MR-HIFU系统。

[0010] EP 1349612 B1描述了一种MR-HIFU系统,其包括被配置成自动地利用在前MR图像构建治疗计划的人工智能语言 (planner)。

发明内容

[0011] 本发明在独立权利要求中提供了一种医疗器械、一种操作该医疗器械的方法以及一种计算机程序产品。在从属权利要求中给出了实施例。

[0012] 如本领域技术人员将了解的那样,本发明的多个方面将具体体现为设备、方法或计算机程序产品。因此,本发明的多个方面可采用全硬件实施例、全软件实施例 (包括固件、常驻软件、微代码等) 或结合有可全部在本文中通常被称为“电路”、“模块”或“系统”的软件和硬件方面的实施例的形式。此外,本发明的多个方面可采用计算机程序产品的形式,该计算机程序产品在一个或多个计算机可读介质中被具体体现为具有具体体现在其上的计算机可执行代码。

[0013] 可使用一个或多个计算机可读介质的任何组合。计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或计算机可读存储介质。如在此所使用的“计算机可读存储介质”涵盖了任何有形存储介质,其可存储可由计算装置的处理单元执行的指令。计算机可读存储介质可被称为计算机可读非瞬态存储介质。计算机可读存储介质还被称为有形的计算机可读介质。在一些实施例中,计算机可读存储介质可能还能储存能够由计算装置的处理单元访问的数据。计算机可读存储介质的示例包括但不限于:软盘、磁性硬盘驱动器、固态硬盘、闪存、USB拇指驱动器、随机存取存储器 (RAM)、只读存储器 (ROM)、光盘、磁光盘和处理器的寄存器堆。光盘的示例包括高密度磁盘 (CD)、数字化视频光盘 (DVD) 和蓝光光盘 (BD),例如CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW、DVD-R、BD-R或BD-RE盘。该术语计算机可读存储介质还指的是多种类型的记录介质,该介质能够借助于网络或通信线路由计算机装置进行访问。例如,数据可越过调制解调器、越过因特网或越过局域网取回。具体体现在计算机可读介质上的计算机可执行代码可被利用任何使用的介质进行传送,这些介质包括但不限于无线线路、有线线路、光纤缆线、射频等或者前述事物的任何适用的组合。

[0014] 计算机可读信号介质可包括带有具体体现在其中、例如具体体现在基带中或具体体现为载波的一部分的计算机可执行代码的传播数据信号。这种传播信号可采取多种形式中的任一种,这些形式包括但不限于电磁形式、光学形式或其任何适用的组合。计算机可读

信号介质可以是任何计算机可读介质,该介质并不是计算机可读存储介质并且可传送、传播或传输用于由指令执行系统、设备或装置使用或与指令执行系统、设备或装置结合使用的程序。

[0015] ‘计算机内存’或‘内存’是计算机可读存储介质的示例。计算机内存是处理器可直接访问的任何内存。‘计算机存储器’或‘存储器’是计算机可读存储介质的另一示例。计算机存储器是任何非易失性的计算机可读存储介质。在一些实施例中,计算机存储器还可以是计算机内存,或反之亦然。

[0016] 如于此使用的‘处理器’包括电子部件,其能够用于执行程序或机器可执行指令或计算机可执行代码。对包括‘处理器’的计算装置的提及应该被解释为可能包含不止一个处理器或处理核。该处理器可例如为多核处理器。处理器可还指的是单个计算机系统内或分配在多个计算机系统上的处理器的集合。该术语计算装置还应该解释为可能涉及计算装置的集合或网,每个计算装置包括一个或多个处理器。该计算机可执行代码可被通过多个处理器加以执行,这多个处理器可处于同一计算装置内或者可甚至被分配越过多个计算装置。

[0017] 计算机可执行代码可包括机器可执行指令或程序,其可导致处理器执行本发明的一方面。本发明的多个方面的用于执行操作的计算机可执行代码可被以一种或多种编程语言的任何组合编写并且可被编译成机器可执行指令,这些编程语言包括诸如Java、Smalltalk、C++等之类的面向对象编程语言以及诸如“C”编程语言之类传统过程编程语言或类似的编程语言。在一些情况下,计算机可执行代码可呈高级语言的形式或呈预先编译的形式,或者与即时地生成机器可执行指令的翻译器结合使用。

[0018] 计算机可执行代码可完全在用户的计算机上执行,部分在用户的计算机上执行,作为独立软件程序包执行,部分在用户计算机上执行以及部分在远程计算机上执行或完全在远程计算机或服务器上执行。在后一情况中,该远程计算机可被通过包括局域网(LAN)或宽域网(WAN)的任何类型的网络连接到用户的计算机,或者可与外部计算机进行连接(例如,通过使用因特网服务供应商的因特网)。

[0019] 本发明的多个方面可被参照根据本发明的实施例的方法的流程图和/或设备(系统)的方框图以及计算机程序产品进行描述。将会明白的是,流程图、示意图和/或方框图的每个方块或一部分方块可被通过在适用时呈计算机可执行代码形式的计算机程序指令来执行。还进一步了解的是,当并不互相排斥时,可结合不同流程图、示意图和/或方框图中的方块。这些计算机程序指令可被提供给通用计算机、专用计算机或其它可编程数据处理设备的处理器,以生产机器,使得借助于计算机或其它可编程数据处理设备的处理器执行的指令产生用于执行在流程图和/或方框图的一个或多个方块中指定的功能/动作的器件。

[0020] 这些计算机程序指令还可被存储在可指示计算机、其它可编程数据处理设备或其它装置中的计算机可读介质中,以便以特定的方式运行,使得保存在计算机可读介质中的指令生产制品,这些指令包括执行在流程图和/或方框图的一个或多个方块中指定的功能/动作的指令。

[0021] 该计算机程序指令还可被加载到计算机、其它可编程数据处理设备或其它装置上,以致使在计算机、其它可编程设备或其它装置上执行一系列操作步骤,以便产生计算机执行程序,使得在计算机或其它可编程设备上执行的指令提供了用于执行在流程图和/或

方框图的一个或多个方块中指定的功能/动作的程序。

[0022] 如在本文中所使用的‘用户界面’是允许用户或操作者与计算机或计算机系统交互作用的界面。‘用户界面’还被称为‘人性化接口装置’。用户界面可提供信息或数据到操作者和/或从操作者接收信息或数据。用户界面可使来自操作者的输入能够被计算机接收到,并且可将输出从计算机提供给用户。换句话说,用户界面可允许操作者控制或操纵计算机,并且界面可允许计算机显示操作者的控制或操纵的结果。信息或数据在显示器或图形用户界面上的显示是向操作者提供信息的示例。通过键盘、鼠标、跟踪球、触垫、指点杆、图形输入板、操纵杆、游戏键盘、网络摄像机、耳机、变速杆、转向盘、踏板、有线手套、舞蹈垫、远程控制器和加速计是用户界面部件的所有示例,其使得能够从操作者接收信息或数据。

[0023] 如在本文中所使用的‘硬件接口’包括使计算机系统的处理器能够与外部计算装置和/或设备交互作用和/或控制外部计算装置和/或设备的接口。硬件接口可允许处理器发送控制信号或指令到外部计算装置和/或设备。硬件接口可还使处理器能够与外部计算装置和/或设备交换数据。硬件接口的示例包括但不限于:通用串行总线、IEEE 1394端口、并行端口、IEEE 1284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、模拟输入接口和数字输入接口。

[0024] 如于此使用的‘显示器’或‘显示装置’涵盖了适于显示图像或数据的输出装置或用户界面。显示器可输出视觉数据、听觉数据和/或触觉数据。显示器的示例包括但不限于:计算机监视器、电视屏、触屏、触觉电子显示器、盲文触屏、阴极射线管(CRT)、存储管、双稳态显示器、电子纸、向量显示器、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)、投影仪和头戴式显示器。

[0025] 医疗图像数据在本文中被定义为二维或三维数据,这些数据已经被利用医疗成像扫描仪获取。医疗成像扫描仪在本文中被定义为适用于获取关于患者的身体结构的信息并且构建成组的二维或三维医疗图像数据的设备。医疗图像数据可被用于构建对于医生诊断而言是有用的显像。该显像可被利用计算机执行。

[0026] 磁共振(MR)数据在本文中被定义为在磁共振成像扫描期间,由磁共振设备的天线通过原子自旋发射的射频信号的记录测量值。磁共振数据是医疗图像数据的示例。磁共振成像(MRI)图像在本文中被定义为被包含在磁共振成像数据内的解剖数据的重建而成的二维或三维显影。该显像可被利用计算机执行。

[0027] 磁共振数据可包括在磁共振成像扫描期间,由磁共振设备的天线通过原子自旋发射的射频信号的测量值。磁共振数据可包含不同类型的信息,这些信息可来源于它,例如它可包含可被用于磁共振测温术的信息。可被用于磁共振成像测温术协议的磁共振数据在本文中被称之为热磁共振数据。磁共振测温术通过测量热敏参数的改变而起作用。可在磁共振测温术期间进行测量的参数的示例是:质子共振频率偏移、扩散系数或T1和/或T2弛时间的变化可被用于利用磁共振来测量温度。质子共振频率偏移是随温度而变的,这是因为各个质子、氢原子所经历的磁场取决于环绕的分子结构。温度的增加降低了由于温度所导致的分子筛选,从而影响氢键。这导致了质子共振频率的温度依赖性。

[0028] 质子密度线性地取决于平衡磁化。因此,利用质子密度加权像来确定温度改变是可能的。

[0029] 张弛时间 T_1 、 T_2 和 T_2^* -星(有时写作 T_2^*)也随温度而变。 T_1 、 T_2 和 T_2^* -星加权像的重建因此可被用于构建热图或温度图。

[0030] 该温度也影响水溶液中的分子的布朗运动。因此,能够用于测量扩散系数(诸如脉冲扩散梯度自旋回波)的脉冲序列可被用于测量温度。

[0031] 利用磁共振来测量温度的最为有效的方法之一是通过测量水质子的质子共振频率(PRF)偏移。质子的共振频率是随温度而变的。当三维像素中的温度改变时,频率偏移将致使水质子的测量到的相位发生改变。因此,可确定两相图像之间的温度改变。确定温度的此方法具有下列优点,即它相对于其它方法而言是相对快的。

[0032] 如本文中所使用的‘超声窗’涵盖了可有效透过超声波或能量的窗。通常,薄膜或膜被用作超声窗。该超声窗可例如由BoPET(双轴取向聚对苯二甲酸乙二醇酯)的薄膜制成。

[0033] 在一个方面中,本发明提供了一种医疗器械,其包括包含超声换能器的高强度聚焦超声系统。该超声换能器包括用于对靶区进行声波处理的多个换能器元件。该高强度聚焦超声系统能够操作以用于通过控制供给到多个换能器元件中的每一个的电功率电子地操纵声波处理位置。该医疗器械还包括用于从成像区获取热磁共振成像数据的磁共振成像系统。该靶区位于成像区内。该医疗器械还包括用于控制该医疗器械的处理器或控制器。

[0034] 该医疗器械还包括包含机器可执行指令和测温术脉冲序列命令的内存。如本文中所使用的脉冲序列命令包括命令或可被转变为命令的数据,这些命令可被用于控制磁共振成像系统的操作以获取磁共振数据。通常,脉冲序列被表示为正时图。该测温术脉冲序列命令还可呈正时图或元数据或表示正时图的数据的形式,这些数据可被转换为用于控制磁共振成像系统的命令。该测温术脉冲序列命令致使磁共振成像系统根据磁共振成像测温术协议获取热磁共振成像数据。

[0035] 指令的执行致使处理器接收声波处理命令。声波处理命令指定了位于靶区内的一组多个靶体积。多个靶体积可被视为是由超声换能器进行声波处理的多个点。声波处理命令可以多种不同的方式接收。在一种情况下,它们从图形用户界面接收到。例如,医生或其他操作者可将声波处理命令输入到用户接口或图形用户界面中。在另一示例中,声波处理命令可被从硬盘驱动器或处理器连接于其上的其它计算机存储装置接收到。在其它示例中,声波处理命令可被从另一计算装置或计算机装置接收到。

[0036] 指令的执行进一步致使处理器接收从这一组多个靶体积中选择的当前靶体积的选择结果。在一些情况下,这可被在声波处理命令内进行指定。在其它情况中,对当前靶体积进行选择可例如响应于从用户接口接收到的数据来实施。在另一示例中,计算机模块或程序可选择当前靶体积。该当前靶体积可被视为等同于由高强度聚焦超声系统进行声波处理的第一声波处理点。

[0037] 机器可执行指令的执行进一步致使处理器通过利用测温术脉冲序列命令控制磁共振成像系统,反复地获取热磁共振数据。机器可执行指令的执行进一步致使处理器利用热磁共振数据反复地计算温度图。机器可执行指令的执行进一步致使处理器反复地控制高强度聚焦超声系统,以便通过将声波处理位置电子地操纵到当前靶体积,对当前靶体积进行声波处理。该机器可执行指令的执行进一步致使处理器反复地在控制高强度聚焦超声系统对当前靶体积进行声波处理之后,从这一组多个靶体积中移除当前靶体积。

[0038] 机器可执行指令的执行进一步致使处理器通过利用温度图,反复地针对多个靶体

积中的每一个计算声波处理能量。该声波处理能量是需要被沉积于这组多个靶体积中的其余靶体积中的每一个处的能量总量。在该步骤中,其余声波处理点中的基本上每一个均被通过它完成对于特定声波处理点进行的声波处理将会需要多少能量来进行分类。这可利用温度图以不同的方法来实现。在一些情况下,当前温度可被用于确定其余能量。在其它示例中,热剂量可能是重要的参数。在这种情况下,例如,在反复地计算温度图时,可针对多个靶体积中的每一个计算热剂量。

[0039] 机器可执行指令的执行进一步致使处理器利用针对多个靶体积中的每一个的声波处理能量的计算值从多个靶体积中选择下一个靶体积。对下一个靶体积进行选择包括搜索具有最小值的声波处理能量。

[0040] 机器可执行指令的执行进一步致使处理器反复地将下一个靶体积设定为当前靶体积。当已将下一个靶体积设定为当前靶体积时,然后处理器经历并且再次重复步骤的循环,直到已经对多个靶体积中的所有进行了声波处理为止。

[0041] 该实施例可具有下列益处,通过以该方式选择下一个声波处理点,用于对第一或随后的声波处理点进行声波处理的能量可在完成对其它声波处理点进行的声波处理方面是有帮助的。这可被用于降低需要被沉积到受治疗者体内以完成对靶区进行整个声波处理所需的能量的总量。当降低被沉积到受治疗者体内的能量的总量时,在一些示例中,这可具有降低受治疗者的近场加热量的有益效果。同样通过选择降低被沉积的热量或能量的总量的方法,这可降低进行声波处理所需的时间量。在其它示例中,它可还具有下列益处:缩短在对不同靶体积进行声波处理之间冷却受治疗者所需的时间量。

[0042] 在另一实施例中,机器可执行指令的执行进一步致使处理器利用温度图和超声换能器模块,针对多个靶体积中的每一个计算估计近场温度图。机器可执行指令的执行进一步致使处理器至少部分地利用针对多个靶体积中的每一个的估计近场温度图来选择下一个靶体积。在该示例中,代替仅经历和计算声波处理能量,利用超声换能器模块来为其余多个靶体积中的每一个的声波处理建模,使得针对每个靶体积产生估计近场温度图。

[0043] 这样做的益处可以是,预测受治疗者的近场区域将变得多热是可能的。这可随后还被用于选择哪个靶体积将成为下一个靶体积。这例如在下列方面可能是有用的,即,减少受治疗者的近场加热,使得受治疗者在近场区域中不会被烧焦或过度加热。这在缩短在继续下一个靶体积之前对受治疗者进行冷却所需的时间量方面可能是有用的。由于这同样利用最少的声波处理能量来实现,因此这在进一步降低近场的可能加热方面可能是有用的。

[0044] 在另一实施例中,至少部分地利用针对多个靶体积中的每一个的估计近场温度图来选择下一个靶体积包括搜索用于高温区的估计近场温度图,该高温区具有高于预定阈值的温度。这可能是有利的,这是因为它可能能够预测如果将特定的体积选择为下一个靶体积,受治疗者的近场区域是否将变得过热。这可被用于选择性地使特定的靶体积不能被进行选择,使得在继续进行声波处理之前,无需等待对受治疗者进行冷却。

[0045] 在另一实施例中,至少部分地利用针对多个靶体积中的每一个的估计近场温度图来选择下一个靶体积包括如果发现高温区,则拒绝将选择的靶体积选择为下一个靶体积。

[0046] 在另一实施例中,至少部分地利用针对多个靶体积中的每一个的估计近场温度图选择下一个靶体积包括修改声波处理命令,以便关掉从多个换能器元件中选择的有助于对高温区进行加热的换能器元件。在该实施例中,可有助于加热高温区的各个换能器元件可

被选择性地关掉。这可具有下列益处：它减少了高温区的加热，使得可并不选择下列靶体积，即由于该靶体积导致过度的近场加热，因此对于对下一个靶体积进行选择就必须忽略掉它。这可进一步有助于缩短在可对受治疗者进行声波处理之前所必需的延迟时间量。这可还具有可能的益处：减少了完成靶区的整个加热所需的总能量。

[0047] 在另一实施例中，该磁共振成像测温术协议是质子共振频率偏移磁共振协议。该内存进一步包含校准脉冲序列命令。该校准脉冲序列命令致使磁共振成像系统根据磁共振成像测温术协议，获取相位校准的磁共振数据。机器可执行指令的执行进一步致使处理器在控制高强度聚焦超声系统对当前靶体积进行声波处理之前，通过利用校准脉冲序列命令控制磁共振成像系统，获取相位校准的磁共振数据。机器可执行指令的执行进一步致使处理器利用相位校准的磁共振数据来计算相位校准值。利用该热磁共振数据和该位相校准值来计算温度图。

[0048] 在另一实施例中，该医疗器械进一步包括由于移动超声换能器的致动器系统。该声波处理命令针对这一组多个靶体积中的每一个指定致动器位置。指令的执行进一步导致处理器通过用于这一组多个靶体积中的每一个的致动器位置产生由可能的致动器位置构成的列表。通过获取用于由可能的致动器位置构成的列表中的每个致动器位置的相位校准的磁共振数据来获取相位校准的磁共振数据。通过针对每个致动器位置计算相位校准值而计算出的相位校准值处于由可能的致动器位置构成的列表中。如果在具有使超声换能器移动到不同位置的致动器的高强度聚焦超声系统中，该系统对B0磁场具有大影响。该实施例可具有下列益处，即通过在可能的致动器位置处执行校准，可针对这些可能位置中的每一个获取用于PRFS温度方法的精确校准。这会极大地提高在受治疗者的加热期间进行的温度测量的质量。

[0049] 在另一实施例中，机器可执行指令的执行致使处理器利用用于由可能的致动器位置构成的列表中的每个致动器位置的热磁共振数据，针对由可能的致动器位置构成的列表中的每个致动器位置计算温度图。控制高强度聚焦超声系统对当前靶进行声波处理包括控制致动器系统，以使超声换能器移动到当前靶体积的致动器位置。

[0050] 利用致动器使超声换能器移动到不同的物理位置可还被视为是操纵高强度聚焦超声系统以对当前靶体积进行声波处理的一种形式。

[0051] 在另一方面中，本发明提供了一种操作医疗器械的方法。该医疗器械包括包含超声换能器的高强度聚焦超声系统。该超声换能器包括用于对靶区进行声波处理的多个换能器元件。该高强度聚焦超声系统能够操作以用于通过控制供给到多个换能器元件中的每一个的电功率电子地操纵声波处理位置。该医疗器械还包括用于从成像区获取热磁共振成像数据的磁共振成像系统。该靶区位于成像区内。

[0052] 该方法包括接收声波处理命令。声波处理命令指定靶区内的一组多个靶体积。该方法进一步包括接收从这一组多个靶体积中选择的当前靶体积的选择结果。该方法进一步包括通过利用测温术脉冲序列命令控制磁共振成像系统来反复地获取热磁共振数据。该测温术脉冲序列命令致使磁共振成像系统根据磁共振成像测温术协议，获取热磁共振成像数据。该方法进一步包括利用热磁共振数据来反复地计算温度图。

[0053] 该方法进一步包括反复地控制高强度聚焦超声系统，以便通过将声波处理位置操纵到当前靶体积，而对当前靶体积进行声波处理。这可包括电子地操纵该声波处理位置，并

且在一些情况下,还使该超声换能器物理地移动到不同的位置。该方法进一步包括在控制高强度聚焦超声系统对该当前靶体积进行声波处理之后,从这一组多个靶体积中移除该当前靶体积。

[0054] 该方法进一步包括反复地通过利用温度图,针对多个靶体积中的每一个计算声波处理能量。该方法还包括反复地利用针对多个靶体积中的每一个的声波处理能量的计算结果,从多个靶体积中选择下一个靶体积。对下一个靶体积进行选择包括搜索具有最小值的声波处理能量。该方法还包括反复地将下一个靶体积设定为当前靶体积。

[0055] 在另一实施例中,该方法进一步包括利用温度图和超声换能器模型,针对多个靶体积中的每一个计算估计近场温度。该方法进一步包括至少部分地利用针对多个靶体积中的每一个的估计近场温度图反复地选择下一个靶体积。

[0056] 在另一实施例中,至少部分地利用针对多个靶体积中的每一个的估计近场温度图选择下一个靶体积包括搜索用于高温区的估计近场温度图,该高温区具有高于预定阈值的温度。

[0057] 在另一实施例中,至少部分地利用针对多个靶体积中的每一个的估计近场温度图选择下一个靶体积包括如果发现高温区,就拒绝将选择的靶体积选择为下一个靶体积。

[0058] 在另一实施例中,至少部分地利用针对多个靶体积中的每一个的估计近场温度图选择下一个靶体积包括修改声波处理命令,以关掉从多个换能器元件中选择的有助于对高温区进行加热的换能器元件。

[0059] 在另一实施例中,该磁共振成像测温术协议是质子共振频率偏移磁共振协议。该方法进一步包括在控制高强度聚焦超声系统对当前靶体积进行声波处理之前,通过利用校准脉冲序列命令控制磁共振成像系统,获取相位校准的磁共振数据。该校准脉冲序列命令致使磁共振成像系统根据磁共振成像测温术协议,获取相位校准的磁共振数据。该方法进一步包括根据相位校准的磁共振数据计算相位校准值。利用该热磁共振数据和该相位校准值来计算温度图。

[0060] 在另一方面中,本发明提供了一种计算机程序产品,其包括用于由控制医疗器械的处理器执行的机器可执行指令。该医疗器械包括包含超声换能器的高强度聚焦超声系统。该超声换能器包括用于对靶区进行声波处理的多个换能器元件。该高强度聚焦超声系统能够操作以用于通过控制供给到多个换能器元件中的每一个的电功率电子地操纵声波处理位置。该医疗器械进一步包括用于从成像区获取热磁共振成像数据的磁共振成像系统。该靶区位于成像区内。指令的执行致使处理器接收声波处理命令。该声波处理命令指定靶区内的一组多个靶体积。机器可执行指令的执行进一步致使处理器接收从这一组多个靶体积中选择的当前靶体积的选择结果。

[0061] 机器可执行指令的执行进一步致使处理器通过利用测温术脉冲序列命令控制磁共振成像系统,反复地获取热磁共振数据。该测温术脉冲序列命令致使磁共振成像系统根据磁共振成像测温术协议,获取热磁共振成像数据。机器可执行指令的执行进一步致使处理器反复地利用热磁共振数据计算热图。机器可执行指令的执行进一步致使处理器反复地控制高强度聚焦超声系统,通过电子地操纵声波处理位置到当前靶体积,对当前靶体积进行声波处理。

[0062] 机器可执行指令的执行进一步致使处理器反复地在控制高强度聚焦超声系统对

当前靶体积进行声波处理之后,从这一组多个靶体积中移除当前靶体积。机器可执行指令的执行进一步致使处理器通过利用温度图,反复地针对多个靶体积中的每一个计算声波处理能量。机器可执行指令的执行进一步致使处理器反复地利用针对多个靶体积中的每一个的声波处理能量的计算值从多个靶体积中选择下一个靶体积。对下一个靶体积进行选择包括搜索具有最小值的声波处理能量。机器可执行指令的执行进一步致使处理器反复地将下一个靶体积设定为当前靶体积。

[0063] 所了解的是,可结合本发明的上述实施例中的一个或多个,只要所结合的实施例并不相互排斥即可。

附图说明

[0064] 在本发明的下列优选实施例中,将仅作为示例且结合附图对优选实施例进行描述,附图中:

[0065] 图1图示了医疗器械的示例;

[0066] 图2示出了来自图1的放大图;

[0067] 图3示出了图示出一种操作图1的医疗器械的方法的流程图;

[0068] 图4示出了图示出操作图1的医疗器械的另一方法的流程图;和

[0069] 图5示出了图示出操作图1的医疗器械的另一方法的流程图。

[0070] 具体实施方法

[0071] 在这些附图中,以类似的附图标记表示的元件是等同元件或执行相同的功能。如果功能是等同的,则将无需在随后的附图中讨论前面已经讨论多的元件。

[0072] 图1示出了医疗器械100的示例。该医疗器械包括磁共振成像系统102和高强度聚焦超声系统204。该磁共振成像系统包括磁体106。图1中所示的磁体是圆柱型超导磁体。该磁体具有带有超导线圈的液氮冷却的低温恒温器。使用永磁体或常导磁体同样是可能的。不同类型的磁体的使用也是可能的,例如使用分体式圆柱形磁体和所谓的开放式磁体同样是可能的。分体式圆柱形磁体类似于标准化的圆柱形磁体,不同之处在于,该低温恒温器已经被分成两个部分以允许接近磁体的等平面(iso-plane),这种磁体可例如被与带电粒子束疗法结合使用。开放式磁体具有两个磁体分段,一个位于另一个的上方,两者之间具有足够大以接收治疗者的空间:这两个分段区域的布置结构类似于赫尔姆霍茨线圈的布置结构。开放式磁体是通用的,这是因为受治疗者较少受到限制。在圆柱形磁体的低温恒温器内,存在超导线圈的集合。在圆柱形磁体106的膛孔108内,存在成像区域118,在那里,磁场是强烈的并且足够均匀以执行磁共振成像。

[0073] 在磁体的膛孔108内,还存在磁场梯度线圈110,该磁场梯度线圈110被用于在磁共振数据的获取期间,在磁体的成像区域内空间地将磁自旋代码化。该磁场梯度线圈110被连接到磁场梯度线圈电源112。该磁场梯度线圈意在是代表性的。磁场梯度线圈通常包括单独的三组线圈,其用于在三个正交的空间方向上进行空间代码化。磁场梯度电源将电流供给到磁场梯度线圈。供给到磁场线圈的电流被作为时间的函数间隙控制,并且可以是斜坡电流或脉冲电流。

[0074] 位于膛孔108的中心的是成像区域118。邻近于该成像区域的是被连接到收发器116的射频线圈114。同样位于膛孔108内的是静卧在受治疗者支撑件122上的受治疗者120。

射频线圈114适用于操纵成像区域内的磁自旋的取向,并且适用于接收同样位于成像区域内的来自自旋的射频传送。该射频线圈114可包含多个线圈元件。该射频线圈还被称为频道(channel)或天线。该射频线圈114和射频收发器116可由单独的发送线圈与接收线圈和单独的发送器和接收器所替代。所理解的是,射频线圈114和射频收发器116是代表性的。该射频线圈114意在同样表示专用传送天线和专用接收天线。同样,该收发器可同样表示单独的发送器和接收器。

[0075] 该高强度聚焦超声系统104包括充满流体的腔室124,该腔室容置超声换能器126。该超声换能器126被通过机械定位系统128机械地定位。存在用于致动该机械定位系统的致动器130。在替代实施例中,该超声换能器可以是不带有充满流体的腔室124或机械定位系统128的手动定位的外部换能器。

[0076] 该超声换能器126还包含用于发出超声波的多个元件。未示出的电源可控制供给到超声换能器126的元件的交流电源的幅度和/或位相和/或频率。虚线132示出了来自超声换能器126的超声波的路径。超声波132首先通过充满流体的腔室124。超声波随后通过超声窗134。在通过超声窗134之后,超声波通过可选择的凝胶片136或一层超声导电凝胶,其可被用于在窗134和受治疗者120之间引导超声波。超声波132随后进入受治疗者120并且聚焦到焦点138或声波处理点。存在作为靶区的区域140。通过结合焦点138的机电定位,可对整个靶区140进行加热。该靶区140位于成像区118内。高强度聚焦超声系统104、收发器116和磁场梯度线圈电源112被全部连接到计算机系统142的硬件接口146。该硬件接口146被连接到处理器144。该处理器144同样被连接到用户接口148、计算机存储器150和计算机内存152。

[0077] 计算机存储器150被示出为包含声波处理命令160。该声波处理命令可例如被在先储存在计算机存储装置150上,可已经通过用户接口148进入,或者可能设置已经经由一些类型的网络接口被接收到。计算机存储器150还被示出为包含当前靶体积162的选择结果。当前靶体积162的选择结果是高强度聚焦超声系统104使焦点138聚焦的位置。计算机存储器150还被示出为包含测温术脉冲序列命令164。该测温术脉冲序列命令164使医疗器械100能够执行磁共振测温术。计算机存储器150还被示出为包含热磁共振成像数据166,这些数据被利用测温术脉冲序列命令164来获取。

[0078] 计算机存储器150还被示出为包含温度图168,其被利用热磁共振成像数据166重建而成。计算机存储器150还被示出为包含一组靶体积170,其被用于限定将焦点138放置于靶区140内的不同位置处的何处。计算机存储器150还被示出为包含具有计算出的声波处理能量172的图。这些能量是完成对这组靶体积170中的每个点进行声波处理所必需的能量。该计算出的声波处理能量172被至少部分地用于选择对其进行声波处理的下一个靶体积。

[0079] 计算机存储器152被示出为包含控制模块180。控制模块180包含计算机可执行代码,该代码使处理器144能够控制医疗器械100的多个部件的操作和功能。计算机存储器152被进一步示出为包含图像重建模块182。该图像重建模块182使处理器144能够利用所获取的磁共振数据重建磁共振图像。该图像重建模块182还包含命令和程序,其使处理器144能够执行多种图像处理操作。

[0080] 计算机存储器152被进一步示出为包含磁共振测温术模块184。该磁共振测温术模块184使处理器144能够分析和处理热磁共振成像数据166到温度图168中。根据所采用的准

确的磁共振测温术方法,磁共振测温术模块184可还适于执行用于磁共振测温术的不同类型的校准。计算机内存152还被示出为包含超声模型模块186,其使处理器144能够将超声换能器126和任何单独的换能器元件模块化。这例如对于通过多个换能器元件来执行超声波图像的光线跟踪可能是有用的。这对于下列情况是有用的,即确定可能关掉多个换能器元件中的那些,使得它们并不有助于对受治疗者的近场区域进行过度加热。

[0081] 图2示出了成像区118的放大图。特别地,靶区140可被更为详细地看到。可看出的是,焦点138集中在当前靶体积200上。该靶区被分成多个离散组靶体积202。在已经对位置200进行声波处理之后,随后利用温度图来确定接下来应该对其余靶体积202中的哪个进行声波处理。这例如可能需要使换能器126进行电子和/或机械操纵。位于靶体积202和换能器126之间的是受治疗者120的近场区域204。在一些示例中,换能器126的各个元件可被关掉,以防止对近场区域204进行过度加热。

[0082] 图3示出了一个流程图,其图示了操作图1和图2中所示的医疗器械100的方法的示例。首先,在步骤300中,接收到声波处理命令160。该声波处理命令指定靶区140内的一组靶体积202。接下来,在步骤302中,接收当前靶体积200的选择结果。这是将首次执行声波处理的位置。接下来,在步骤304中,通过利用测温术脉冲序列命令164控制磁共振成像系统102,获取热磁共振数据166。接下来,在步骤306中,利用热磁共振成像数据166计算温度图168。接下来,在步骤308中,对高强度聚焦超声系统进行控制,以便通过将声波处理位置138操纵到当前靶体积200,来对当前靶体积200进行声波处理。

[0083] 接下来,在步骤310中,在控制高强度聚焦超声系统104对当前靶体积200进行声波处理之后,将当前靶体积200从这组多个靶体积270中移除。在步骤312中,利用温度图168,计算用于多个靶体积202中的每一个的声波处理能量172。接下来,在步骤314中,利用针对多个靶体积202中的每一个的声波处理能量172的计算结果,从多个靶体积中选择下一个靶体积。对于下一个靶体积进行选择包括搜索具有最小值的声波处理能量。

[0084] 接下来,在步骤316中,将下一个靶体积设定为当前靶体积。318是判定框,并且问题是是否已经对所有的靶体积进行了声波处理。如果答案为是,则该方法进行到步骤320,并且图3的方法结束。如果为否,则该方法返回到步骤304。应该注意到的是,在图3中所示的步骤中,可以重新排列多个步骤并且将它们以不同的次序放置。此外,在图3中所示的方法的执行期间,可同时执行这些步骤中的若干个。例如,可连续地完成对于热磁共振数据的获取,并且当获取数据时,随着它们变得可用,而完成了多个热图和修正。还可在一些步骤的执行期间完成对当前靶体积进行的声波处理。例如,可同时执行获取热磁共振数据和对当前靶体积进行声波处理。

[0085] 图4示出了一个流程图,其示出了操作图1和图2中所示的医疗器械的另一方法。图4中所示方法类似于图3中的方法。然而,在图4中所示的方法中,该方法从步骤312进行到步骤400。在步骤400中,利用温度图168和超声换能器模块模型186,针对多个靶体积202中的每一个计算估计近场温度图。随后,至少部分地利用多个靶体积中的每一个的近场温度图来选择该靶体积。在步骤400之后,该方法进行到步骤402。在步骤402中,搜索用于高温区的估计近场温度图,该高温区具有高于预定阈值的温度。换句话说,搜索用于这些区域的近场温度图,这些区域具有高于允许或预定值的温度。然后,将该模型用于预测将对受治疗者过度加热的区域。

[0086] 该方法随后行进到步骤404,在那里,对声波处理命令进行修改以关掉超声换能器126的有助于获知高温区的换能器元件。在该步骤中,随后将已经识别出的高温区用于修改声波处理命令,并且关掉各个换能器元件,以致力于减少对于这些高温区的加热。这可能是有益的,这是因为它能够对多个靶体积进行声波处理,以便在几乎没有延迟的情况下继续进行。在步骤404之后,该方法通常返回到步骤314,并且图4的方法随后与图3的方法完全相同。

[0087] 图5示出了操作图1和图2的医疗器械的方法的流程图的另一示例。图5的方法类似于图3的方法并且具有多个增加步骤。在执行步骤302之后,该方法进行到步骤500。在步骤500中,执行超声换能器126的一系列可能的致动器位置。声波处理命令指定了用于这组多个靶体积中的每一个的致动器位置。这随后被用于获得由可能的致动器位置构成的列表。接下来,在步骤502中,通过利用校准脉冲序列命令控制磁共振成像系统,获取相位校准的磁共振数据。对于在由可能的致动器位置构成的列表中的多个位置中的每一个获取该相位校准的磁共振数据。

[0088] 最后,在步骤404中,利用那些可能的致动器位置中的每一个处的相位校准的磁共振数据,计算用于每个可能的致动器位置的相位校准值。这使温度图能够被利用在定位超声换能器126时所使用的用于每个致动器位置的不同校准值计算出。这可能导致在医疗器械100的使用期间的更为精确的温度测量值。

[0089] 可将图4和图5的步骤相结合。

[0090] 利用用于监测和控制加热的质子共振频率法的MR引导的高强度聚焦超声(HIFU)疗法通常由多个单独的声波处理组成。每个声波处理始于采集参考相位图像,在此之后,开始施加超声能量。在声波处理期间,采集相位图像并且将相位图像用于重建温度图,这些温度图随后被用于控制加热。在完成加热之后,在可开始下一次声波处理之前,需要一个冷却周期。这是由于以下事实所导致的:在聚焦超声波处理中,不可避免地对该近场(也就是说,诸如皮肤和脂膜之类的中间组织)进行加热。为了避免对近场组织过度加热,在声波处理之间需要增加冷却周期。这将使总治疗时间较长,并且降低了治疗效率。冷却周期的长度取决于声波处理中施加的能量,该能量由声波处理尺寸、持续时间和功率所限定。使冷却周期较短会提高总治疗效率。

[0091] 示例可有助于缩短冷却时间以及由此减少对非靶组织过度加热的机会,和/或提高治疗效率。

[0092] 某些示例可具有下列特征中的一个或多个:

[0093] 1. MR温度图,其能够补偿换能器位置的改变所导致的感受性假象(susceptibility artefact)。

[0094] 2. 声波处理算法,其能够利用从邻近的声波处理靶扩散的热量。

[0095] 3. 用以控制近场加热的元件断路算法。

[0096] 多个示例可能够执行来自多个声波处理位置的声波处理单元,而在声波处理之间并没有冷却周期和新的参考图像采集相位。在开始时,用户可设置例如三个声波处理单元,这三个声波处理单元彼此接近但是在其间需要存在换能器运动。对于每个单元,通过在开始声波处理之前,使换能器一次移动到一个位置而单独地采集参考图像。当已经采集到参考图像时,声波处理从一个单元开始,并且在已经对它进行处理之后,使该换能器移动到另

一位置。在移动之后,温度图需要改变所使用的参考图像,该所使用的参考图像对应于新的换能器位置。

[0097] 由于这些单元被彼此靠近地定位,因此对第二单元进行加热现在可利用从第一单元扩散的热量。这降低了加热第二单元所需的能量的大小,并且因此提高了与近场加热相关的加热效率。在已经对第二单元进行处理之后,声波处理继续到下一个单元。可随后进行处理的单元的最大数量最终将由例如组织灌注量和单元的尺寸进行限制。由于用于每个位置的声场可在产生热点的近场中重叠,因此近场加热可通过利用元件断路而得到控制。这些单元可被例如定位在同一平面上或沿同一射束轴线定位。在后一种选择中,应该使温度图片段根据换能器运动移动。

[0098] 虽然已经在附图和先前描述中详细地图示和描述了本发明,但这种图示和描述应被视为是说明性的或示例性的,而非限制性的;本发明并不限于所公开的实施例。

[0099] 通过研究附图、公开内容和所附权利要求书,对于所公开的实施例作出的其它变型可由本领域技术人员在实施所要求保护的发明时得到理解和实施。在权利要求书中,词语“包括”并不排除其它元件或步骤,并且不定冠词“一个”或“一种”并不排除复数。单个处理器或其它器件可实现在权利要求书中所详述的若干事物的功能。某些措施在相互不同的从属权利要求中加以描述的这一事实并不表示这些措施的结合不能有利地使用。计算机程序可被储存/分配在适用的介质上,该介质例如为光学存储介质或其它硬件一起供给或者作为其它硬件的一部分提供的固态介质,但是还可以其它形式进行分配,例如通过网络或其它有线或无线通信系统进行分配。权利要求中的任何附图标记均不应被解释为对范围进行限制。

[0100] 附图标记列表

[0101] 100 医疗器械

[0102] 102 磁共振成像系统

[0103] 104 高强度聚焦超声系统

[0104] 106 磁体

[0105] 108 磁体的膛孔

[0106] 110 磁场梯度线圈

[0107] 112 磁场梯度线圈电源

[0108] 114 射频线圈

[0109] 116 收发器

[0110] 118 成像区

[0111] 120 受治疗者

[0112] 122 受治疗者支撑件

[0113] 124 充满流体的腔室

[0114] 126 超声换能器

[0115] 128 机械定位系统

[0116] 130 致动器

[0117] 132 超声波的路径

[0118] 134 超声窗

- [0119] 136 凝胶片
- [0120] 138 焦点
- [0121] 140 靶区
- [0122] 142 计算机系统
- [0123] 144 处理器
- [0124] 146 硬件接口
- [0125] 148 用户接口
- [0126] 150 计算机存储器
- [0127] 152 计算机内存
- [0128] 160 声波处理命令
- [0129] 162 当前靶体积的选择结果
- [0130] 164 测温术脉冲序列命令
- [0131] 166 热磁共振数据
- [0132] 168 温度图
- [0133] 170 靶体积组
- [0134] 172 计算出的声波处理能量
- [0135] 180 控制模块
- [0136] 182 图像重建模块
- [0137] 184 MR测温术模块
- [0138] 186 超声模型模块
- [0139] 200 当前靶体积
- [0140] 202 靶体积
- [0141] 204 近场区域
- [0142] 300 接收声波处理命令,其中声波处理命令指定该靶区内的一组多个靶体积
- [0143] 302 接收从这组多个靶体积中选择的当前靶体积的选择物
- [0144] 304 通过利用测温术脉冲序列命令控制磁共振成像系统,获取热磁共振数据
- [0145] 306 利用热磁共振数据计算温度图
- [0146] 308 通过将声波处理位置电子地操纵到当前靶体积,控制高强度聚焦超声系统来对当前靶体积进行声波处理
- [0147] 310 在控制该高强度聚焦超声系统对该当前靶体积进行声波处理之后,从这组多个靶体积中移除该当前靶体积
- [0148] 312 通过利用温度图168,针对多个靶体积中的每一个计算声波处理能量
- [0149] 314 利用针对多个靶体积中的每一个的声波处理能量的计算结果,从多个靶体积中选择下一个靶体积
- [0150] 316 将下一个靶体积设定为当前靶体积
- [0151] 318 已经对多个靶体积中的所有靶体积进行过声波处理?
- [0152] 320 结束
- [0153] 400 利用温度图和超声换能器模型,针对多个靶体积中的每一个计算估计近场温度图

- [0154] 402 搜索用于高温区的估计近场温度图,该高温区具有高于预定阈值的温度
- [0155] 404 修改该声波处理命令以关掉从多个换能器元件中选择的有助于对高温区进行加热的换能器元件
- [0156] 500 通过用于这组多个靶体积中的每一个的致动器位置产生由可能的致动器位置构成的列表
- [0157] 502 通过利用校准脉冲序列命令来控制磁共振成像系统,获取用于可能的致动器位置中的每一个的相位校准的磁共振数据
- [0158] 504 针对可能的致动器位置中的每一个,根据相位校准的磁共振数据计算相位校准值

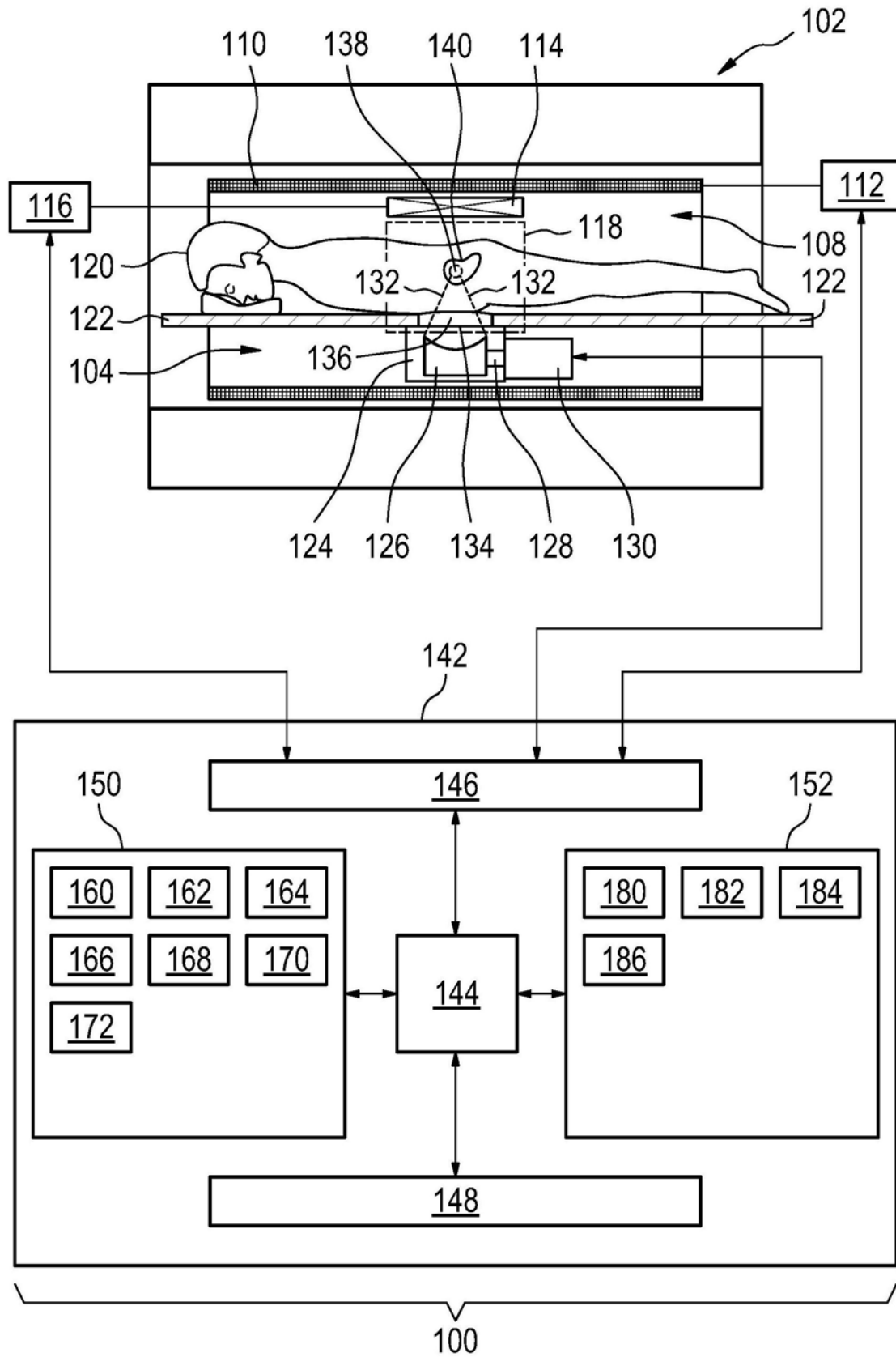


图1

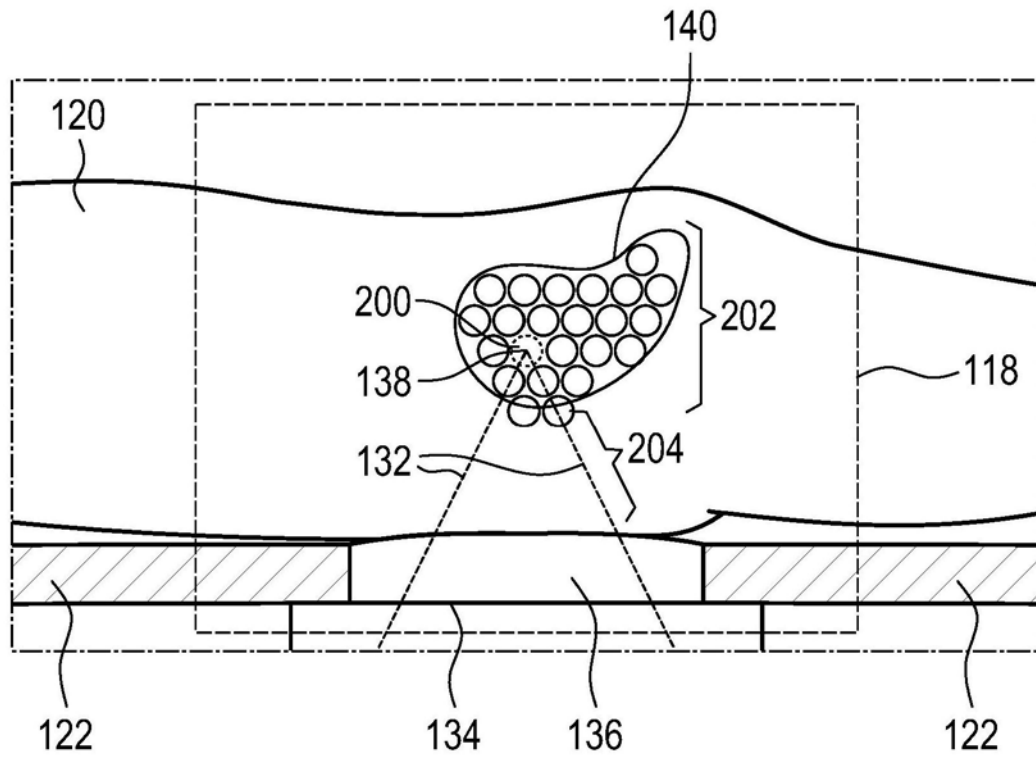


图2

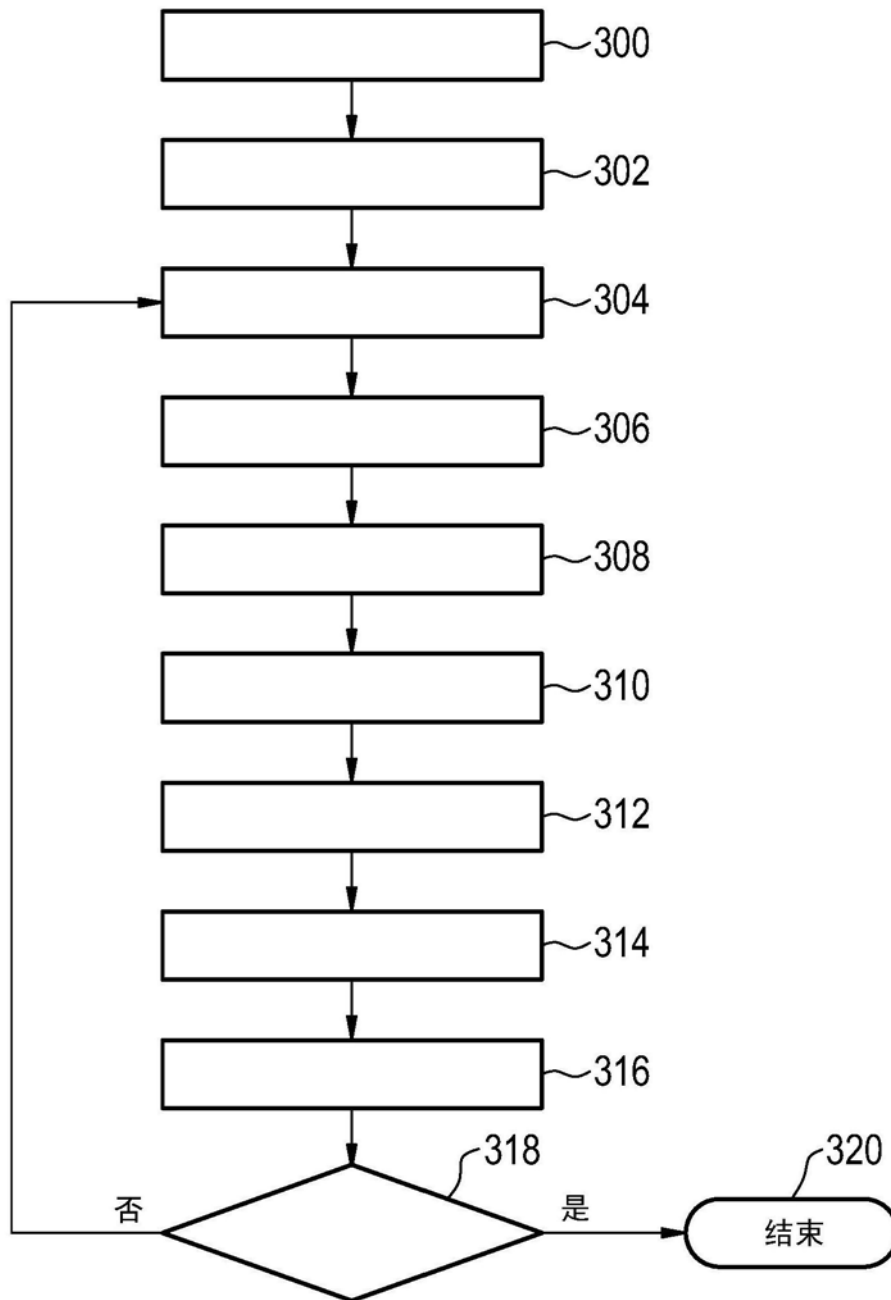


图3

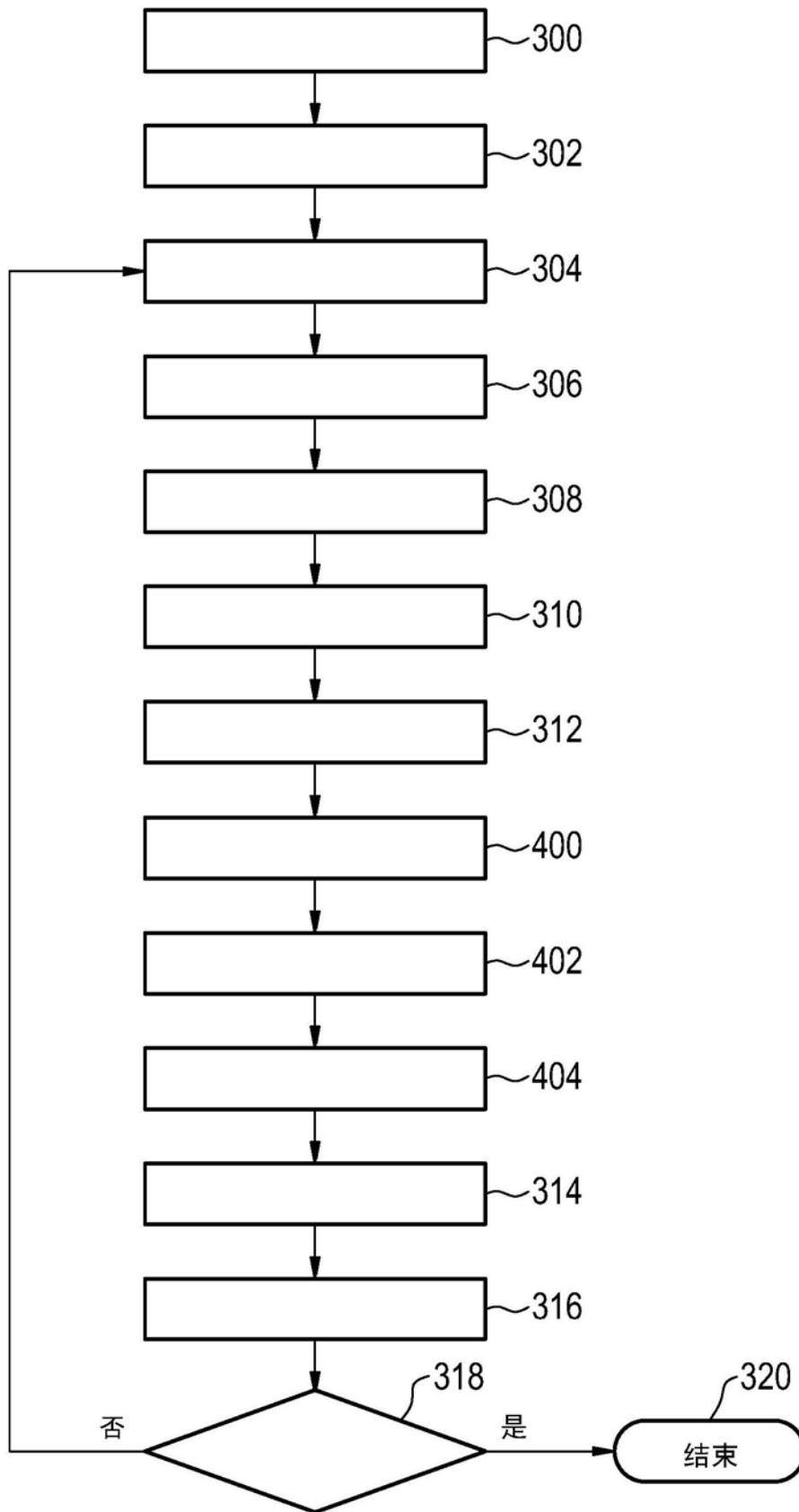


图4

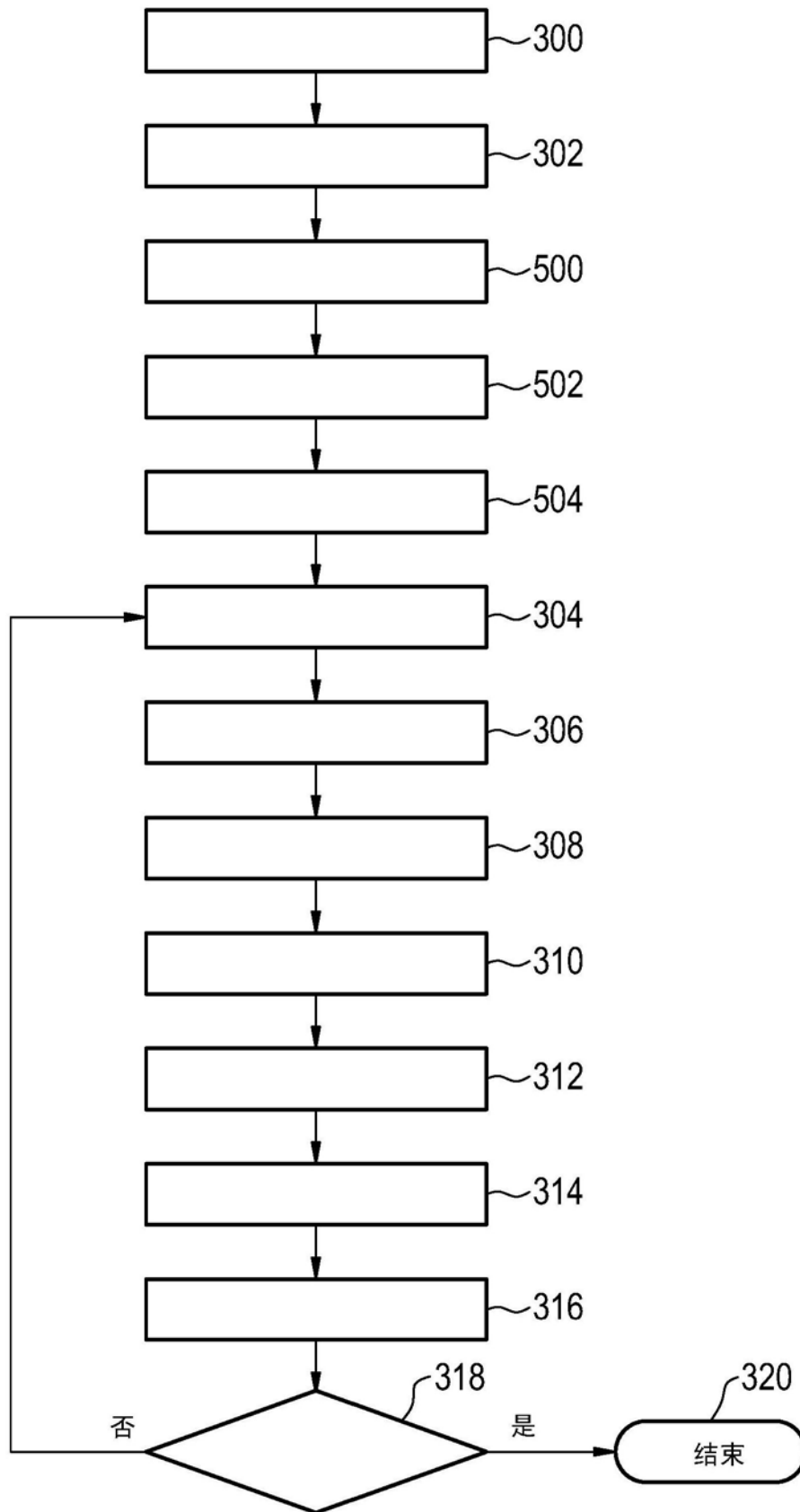


图5

专利名称(译)	用于对一组靶体积进行声波处理的医疗器械		
公开(公告)号	CN107427696B	公开(公告)日	2019-08-16
申请号	CN201680019137.9	申请日	2016-03-16
[标]发明人	MO蒂兰德		
发明人	M·O·蒂兰德		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61N7/02 A61N2007/0086 A61N2007/0095 A61B5/015 A61B5/055 A61B2017/00084 A61B2018/00791 A61B2090/374 A61B2505/05 A61B5/4836 G01R33/4804 G01R33/4814 A61B5/0036		
代理人(译)	蔡洪贵		
优先权	2015161453 2015-03-27 EP		
其他公开文献	CN107427696A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种医疗器械(100)，该医疗器械包括：高强度聚焦超声系统(104)和磁共振成像系统(102)。机器可执行指令(180、182、184、186)致使控制该医疗器械的处理器(144)：接收(300)声波处理命令(160)，其中，声波处理命令指定位于靶区内的一组多个靶体积(202)；以及接收(302)从这一组多个靶体积中选择的当前靶体积(200)的选择结果。该机器可执行指令进一步致使处理器反复地：通过利用测温术脉冲序列命令(164)控制磁共振成像系统，获取(304)热磁共振数据；利用热磁共振数据计算(306)温度图(168)；通过将声波处理位置操纵到当前靶体积，控制(308)高强度聚焦超声系统来对该当前靶体积进行声波处理；在控制该高强度聚焦超声系统对该当前靶体积进行声波处理之后，从这一组多个靶体积中移除(310)该当前靶体积；通过利用温度图，针对多个靶体积中的每一个计算(312)声波处理能量(172)；利用针对多个靶体积中的每一个的声波处理能量的计算结果，从多个靶体积中选择(314)下一个靶体积，其中，对下一个靶体积进行选择包括搜索具有最小值的声波处理能量；以及将下一个靶体积设定(316)为当前靶体积。

