



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103381097 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 18

(21) 申请号 201310158078. 1

CN 101879077 A, 2010. 11. 10,

(22) 申请日 2013. 05. 02

CN 101902971 A, 2010. 12. 01,

(30) 优先权数据

CN 1814323 A, 2006. 08. 09,

13/462715 2012. 05. 02 US

CN 102802728 A, 2012. 11. 28,

CN 101234020 A, 2008. 08. 06,

(73) 专利权人 美国西门子医疗解决公司

审查员 李明泽

地址 美国宾夕法尼亚州

(72) 发明人 李志贤 范列湘 J. 霍普尔

徐道中 曾小政 C. 马尔克 C. 杜

K. M. 塞金斯 J. 库克 S. R. 巴恩斯

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

72001

代理人 王岳 刘春元

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2008/0097207 A1, 2008. 04. 24,

US 2011/0288410 A1, 2011. 11. 24,

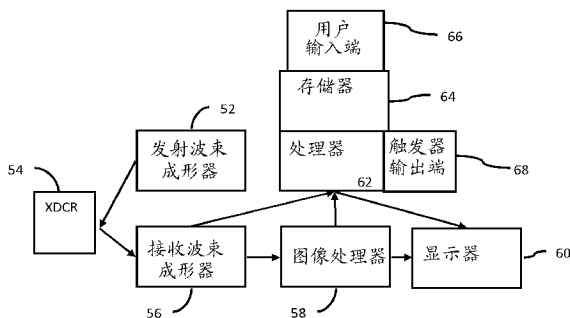
权利要求书1页 说明书17页 附图5页

(54) 发明名称

用于治疗控制或监视的超声波

(57) 摘要

本发明涉及用于治疗控制或监视的超声波。用超声波扫描仪来执行治疗控制和 / 或监视。超声波扫描仪检测(20) 温度以监视治疗, 并基于该温度来执行治疗系统的 HIFU 波束位置重新聚焦(22)。该监视使用超声波扫描仪的触发器输出端(68) 而与治疗同步。触发器输出端(68) 对应于超声波扫描仪的扫描序列。为了满足给定治疗计划, 扫描序列被自定义, 导致自定义触发序列。使用三维或多平面重构再现(32) 来表示温度以便监视反馈。可以监视(38) 未被治疗的位置处的温度。如果该温度具有非期望特性(例如, 过高), 则通过至少临时地停止(39) 来控制治疗。



1. 一种用于用超声波扫描仪进行治疗控制的系统,该系统包括:

超声波扫描仪的发射机(52),发射机(52)能操作用于在扫描序列中用超声波的波束进行扫描;

超声波扫描仪的处理器(62),处理器(62)被配置成根据治疗计划来创建用于超声波扫描仪的扫描序列并针对扫描序列的至少一部分关断发射机(52);以及

超声波扫描仪的触发器输出端(68),被配置成向治疗设备输出触发器,该输出端响应于扫描序列而触发。

2. 权利要求1的系统,还包括:

用户输入端(66),能操作用于接收治疗计划的参数,该参数包括用于治疗区域的位置的数目、每个位置处的持续时间或用于治疗区域的位置的数目和每个位置处的持续时间两者。

3. 权利要求1的系统,其中,处理器(62)被配置成创建扫描序列以调度发射基于治疗计划中的持续时间而发生。

4. 权利要求1的系统,其中,处理器(62)被配置成创建扫描序列以调度发射基于治疗计划和监视而发生,发射机(52)针对与治疗计划相关联的发射而关断且针对与监视相关联的发射而开启。

5. 权利要求1的系统,其中,扫描序列包括声学辐射力脉冲和跟踪脉冲,发射机(52)针对声学辐射力脉冲而关断且针对跟踪脉冲而开启;

其中,所述触发器是用于由治疗设备生成声学辐射力脉冲,其中来自超声波扫描仪的跟踪脉冲响应于声学辐射力脉冲而扫描组织。

6. 权利要求1的系统,其中,所述扫描序列将超声波扫描仪配置成进行扫描,除了发射机(52)被关断之外。

7. 权利要求1的系统,其中,触发器在治疗触发器与监视触发器之间交错。

8. 权利要求4的系统,其中,扫描序列指示治疗波束、声学辐射力推动波束以及监视波束的开始时间,并且其中所述治疗波束和所述声学辐射力推动波束与治疗计划相关联,以及所述监视波束与监视相关联,以及所述触发器是用于治疗波束和声学辐射力推动波束而不是用于监视波束。

9. 权利要求1的系统,其中,扫描序列包括用于由治疗设备进行的治疗波束的位置抖动的不同时段。

10. 权利要求1的系统,其中,处理器(62)被配置成响应于病人体内和治疗区域外面的温度测量而结束扫描序列和停止触发器。

11. 权利要求10的系统,其中,所述温度测量是响应于由超声波扫描仪在发射机(52)开启的情况下在扫描序列中进行的扫描。

12. 权利要求1的系统,其中,处理器(62)被配置成根据用超声波测量的温度来确定治疗设备的焦点并将所述焦点的位置发射到治疗设备。

13. 权利要求1的系统,还包括:

显示器(60),能操作用于显示病人体内的温度的三维或多平面重构图像。

14. 权利要求1的系统,其中,处理器(62)和触发器输出端(68)能与由治疗设备进行的治疗实时地操作。

用于治疗控制或监视的超声波

背景技术

[0001] 本实施例涉及热疗法。例如,高强度聚焦超声波(HIFU)在病人体内产生热量。在HIFU治疗中,HIFU治疗设备用热量来进行切除,并且成像系统监视切除的进展。成像系统显示图像,允许用户指示用于治疗的期望目标区域。为了对正确感兴趣区域给药,成像系统的坐标与HIFU治疗设备的坐标进行配准。

[0002] 在集成系统中,治疗换能器和成像换能器具有一组或固定相对位置。同一换能器可以被用于成像和治疗两者。在其他布置中,超声波成像系统图像和单独治疗系统施加治疗。然而,不存在从成像系统到治疗系统的反馈,或者尽管分离,但建立专用通信以用于集成操作。专用通信可能要求昂贵的软件变化或硬件的变化。

发明内容

[0003] 以介绍的方式,下述优选实施例包括用于用超声波扫描仪进行治疗控制 / 或监视的方法、计算机可读介质、指令以及系统。各种特征被用于使用单独的超声波扫描仪用治疗设备来进行治疗的控制或监视。(1) 超声波扫描仪检测温度以监视治疗并基于该温度来执行治疗系统的HIFU波束位置重新聚焦。(2) 该监视使用超声波扫描仪的触发器输出端来与治疗同步。该触发器输出端对应于超声波扫描仪的扫描序列。为了满足给定治疗计划,扫描序列被自定义,导致自定义触发序列。由于超声波扫描仪将不会在治疗期间进行扫描,所以发射机可以关断,即使扫描序列另外将超声波扫描仪配置成进行扫描。(3) 三维或多平面重构再现被用来表示温度以便监视反馈。用户可以控制该再现以帮助与治疗实时地监视被治疗的体积。(4) 可以监视被治疗位置和 / 或未被治疗位置处的温度。如果在被治疗区域外面温度具有非期望特性(例如过高),则通过至少暂时地停止来控制该治疗。这些特征中的任何特征被单独地或以组合方式使用。

[0004] 在第一方面,提供了用于用超声波扫描仪进行治疗控制的系统。超声波扫描仪的发射机可操作用于以扫描序列用超声波波束进行扫描。超声波扫描仪的处理器被配置成根据治疗计划而创建用于超声波扫描仪的扫描序列并针对扫描序列的至少一部分关掉发射机。超声波扫描仪的触发器输出端被配置成向治疗设备输出触发器。输出触发器可对扫描序列进行响应。

[0005] 在第二方面,提供了用于用超声波扫描仪进行治疗控制的方法。识别治疗位置。用声学温度测量来检测热疗法的焦点。该焦点基于用声学温度测量进行的检测被调整至在治疗位置处。

[0006] 在第三方面,一种非临时计算机可读存储介质具有存储在其中的数据,该数据表示可被已编程处理器执行以用于用超声波扫描仪进行治疗监视的指令。存储介质包括用于获取分布在三个维度上的位置上的组织的温度、使治疗传输与温度获取交错、接收再现操纵的用户输入并与治疗传输实时地生成向温度的二维图像的三维或多平面重构再现的指令,该再现是再现操纵的函数。

[0007] 在第四方面,一种非临时计算机可读存储介质具有存储在其中的数据,该数据表

示可被已编程处理器执行以用于用超声波扫描仪进行治疗控制的指令。存储介质包括用于向病人区域内的治疗区域发射治疗高强度聚焦超声波、获取分布在病人区域中的位置上的组织的温度(该位置中的至少某些在治疗区域外面)并基于用于在治疗区域外面的位置中的至少一个的至少一个温度来停止治疗高强度聚焦超声波的发射的指令。

[0008] 本发明由以下权利要求限定,并且不应将本节中的任何东西理解为对那些权利要求的限制。下面结合优选实施例来讨论本发明的其他方面和优点。

附图说明

[0009] 部件和图不一定按比例,而是着重于举例说明本发明的原理。此外,在图中,相同的附图标记遍及不同的视图指示相应的部分。

[0010] 图 1 是用于用超声波成像系统进行治疗控制和监视的系统的方框图;

[0011] 图 2 是用于控制和监视治疗设备的医学诊断超声波成像系统的一个实施例的方框图;

[0012] 图 3 是用于超声波扫描仪的软件模块的布置的一个实施例的方框图;

[0013] 图 4 图示出用于控制治疗设备的操作的示例性触发序列;

[0014] 图 5 是用于创建扫描序列的示例性用户接口;

[0015] 图 6 示出了与焦点区域相关联的温度的示例性图像表示;

[0016] 图 7 是用于用超声波成像系统进行治疗控制的方法的一个实施例的流程图;

[0017] 图 8 是用于用超声波成像系统进行治疗监视的方法的一个实施例的流程图;以及

[0018] 图 9 是用于用超声波成像系统进行治疗控制的方法的另一实施例的流程图。

具体实施方式

[0019] 在治疗计划和治疗过程期间,反馈系统可以提供关于治疗执行的有多好的用户实时信息。诸如西门子 SC2000 的三维(3D)成像超声波机器与诸如单独 HIFU 治疗系统的治疗模块相结合地执行治疗控制和监视。使用扫描序列创建,超声波机器使治疗(例如 HIFU)与治疗过程期间的成像或监视之间的定时同步。超声波机器向治疗模块提供关于使用声学温度测量的反馈,诸如焦点的位置、形状和/或尺寸。温度测量可以用来控制输送的功率。HIFU 焦点自动调整基于该反馈进行操作。超声波机器提供安全机制以监视在被治疗区域外面以及在治疗区域内部的温度。HIFU 波束传输在治疗区域外面的温度达到阈值时自动地停止。超声波机器可以提供用于监视治疗的实施视觉反馈,诸如温度的 3D 或多平面重构(MPR)再现。

[0020] 可以使用用以监视、调整 HIFU 波束焦点位置以及由治疗设备或治疗的超声波扫描仪进行的控制的各种方法。这些不同的方法被一起或独立地使用。在第一方法中,在超声波机器上自动地创建扫描序列。该扫描序列被用来控制用于交错治疗给予时段和监视时段的定时。在监视时段期间使用声学辐射力成像(ARFI)或类似超声波模式。扫描序列支配治疗的开始时间,诸如治疗波束。在治疗设备是 HIFU 设备的情况下,扫描序列可以支配由 HIFU 设备实现的 ARFI 推动波束的开始时间。从扫描序列导出的触发信号是由超声波机器生成的且被从超声波机器发送以用于所连接治疗设备并至所连接治疗设备。

[0021] 在第二方法中,扫描序列和结果得到的触发解决治疗位置的抖动。多个目标被存储在 HIFU 设备硬件中。超声波扫描序列还被用来控制使 HIFU 波束步进至不同抖动(小移动)位置或目标(任意距离)位置的定时。

[0022] 在第三方法中,检测 HIFU 波束或其他热治疗焦点。声学温度测量检测波束焦点位置。该焦点被用基于温度的闭环反馈自动地调整。该闭环可以被扫描序列驱动,诸如使用该序列来提供用于检测和 / 或调整的定时。

[0023] 在第四方法中,使用温度的实时活动 3D 和 MPR 再现来提供视觉 HIFU 波束聚焦和治疗反馈。用于再现操纵的图形用户接口被提供给用户。

[0024] 在第五方法中,安全特征防止目标区域外面的非预期加热。如果检测到在目标区域外面的非预期温度或温升,则诸如 HIFU 波束的治疗被自动地关断。

[0025] 图 1 示出了将超声波扫描仪用于由单独治疗设备进行的治疗的控制和 / 或监视的一个实施例。该系统实时地进行操作。触发、焦点调整、温度再现和 / 或目标区域外面的热量检测可以与治疗实时地进行操作。在治疗期间的两个操作之间的闭环循环中提供监视和 / 或控制。来自超声波扫描仪的通信(例如触发)和由该处理器进行的治疗期间发生。用于监视的扫描与治疗交错地进行操作,诸如在彼此的一秒或几秒的分数内。在病人的同一治疗会话中,发生治疗设备的监视和 / 或控制。

[0026] 该系统包括供病人 44 使用的成像系统 40 和治疗系统 42。成像系统 40 是超声波扫描仪,但可以使用其他成像系统(例如,磁共振(MR))。治疗系统 42 是 HIFU 系统、微波系统或发射治疗能量的其他源。在一个实施例中,治疗系统 42 包括换能器、用于生成将被施加于换能器的波形的发射机、用于控制治疗的电子装置(例如,处理器)以及用于通信、诸如以接收触发信息和目标信息的接口。

[0027] 成像系统 40 和治疗系统 42 是单独的系统。系统 40 和 42 的坐标是不同的。例如,单独换能器被用于治疗 and 成像。系统的外壳、电子装置或其他部件是单独的。

[0028] 系统 40、42 进行通信以允许控制。成像系统 40 的位置或坐标信息被传送至治疗系统 42。定时或触发器被从成像系统 40 传送至治疗系统 42。

[0029] 通信是通过链路 46 进行的。链路 46 是电缆。例如,USB 电缆将治疗系统 42 与成像系统 40 相连。可以使用其他类型的电缆,诸如以太网电缆。该链路是直接的(如在没有任何中间设备的情况下所示)或间接的,诸如通过网络或通过计算机。

[0030] 图 2 示出了用于治疗系统 42 的控制或监视的一个示例性超声波系统 40。图 2 的超声波系统包括发射波束成形器 52、换能器 54、接收波束成形器 56、图像处理器 58、显示器 60、处理器 62、存储器 64、用户输入端 66 以及触发器输出端 68。可以提供附加、不同或较少的部件。例如,还提供单独的检测器和扫描转换器。

[0031] 超声波系统是医学诊断超声波成像系统。成像包括二维、三维、B 模式、多普勒、色彩流量、谱多普勒、M 模式或现在已知或稍后开发的其他成像模态。超声波系统是全尺寸手推车安装系统、较小便携式系统、手持式系统或其他现在已知或稍后开发的超声波成像系统。在一个实施例中,超声波系统是具有响应于用于整体平行接收波束成形的给定发射波束而沿着多个(例如,16 个、32 个、64 个或更多)接收线路进行接收以快速地扫描体积的能力的三维成像系统。

[0032] 处理器 62 和存储器 64 是超声波系统的一部分,诸如是控制处理单元和相应的高

速缓存器、RAM、系统或其他存储器。在另一实施例中,处理器 62 和存储器 64 是单独系统的一部分。例如,处理器 62 和存储器 64 是独立于超声波系统进行操作的工作站或个人计算机。作为另一实施例,处理器 62 和存储器 64 是治疗系统 42 的一部分。

[0033] 换能器 54 包括一个或多个成像换能器。可以使用用于产生波束的任何现在已知或稍后开发的换能器、风扇或其他来自电能的声学结构。可以提供单个元件,诸如在通过透镜的移动来机械地提供焦点的情况下。可以使用一维或多维阵列中的多个元件,诸如 $N \times M$ 元件的阵列,其中 N 和 M 两者对于基于电的聚焦或导向而言都大于 1。

[0034] 该一个或多个元件是用于将电能转换成声能并将声能转换成电能的压电、微机电或其他换能器。例如,换能器 54 是电容性薄膜超声波换能器。

[0035] 换能器 54 可从病人体外操作。例如,换能器 54 是被抵靠着病人的皮肤保持的探针或其他设备。换能器 54 是手持式的、由设备定位或用皮带捆扎到病人。在其他实施例中,换能器 54 在探针、导管或其他设备内以便从病人体内操作。

[0036] 每个换能器元件连接到发射波束成形器 52 以便从发射波束成形器 52 接收电能。换能器 54 将电能转换成声束以用于采样。为了接收,元件与接收波束成形器 56 的通道相连。

[0037] 成像换能器 54 与治疗设备分离,诸如 HIFU 换能器。成像换能器 54 可以替换地以固定或灵活的关系与治疗换能器 34 相连。例如,治疗 and 成像换能器在袖带或毯子中。毯子是塑料、金属、织物或其他材料以便在有或没有波束成形器 52、56 和 / 或处理器 62 的情况下刚性地、半刚性地或柔性地保持多个换能器。铰链、其他结构或外壳将换能器互连。

[0038] 对治疗换能器或施加器和成像换能器 54 的相对位置进行测量、校准、配准或固定。使用该关系,可以使用治疗设备和成像系统的坐标空间之间的变换来使两个系统中的位置相关联。

[0039] 波束成形器 52、56、图像处理 58 以及处理器 62 是由硬件和 / 或软件配置的。同样地,可以由硬件和 / 或软件来配置治疗设备。图 3 表示在图 2 的系统中使用的软件模块。可以提供其他布置。所示的布置可以在由 Siemens Medical Solutions 的 SC2000 超声波机器上实现。

[0040] 图 3 示出了超声波机器上的不同软件模块之间的相互作用和超声波机器与治疗模块(即,治疗设备)之间的相互作用。为了成像,提供了用于前端数据获取的软件。该软件控制或配置波束成形器 52、56。提供了用于图像形成和 CINE 存储器操作的软件。此软件控制或配置图像处理 58 和 / 或存储器 64。用于 CINE 操作的模块可以是单独的。该软件控制或配置处理器 62 以用于图像分析(例如,温度估计)和再现。可以将单独或相同的设备和 / 或软件模块用于图像分析和再现。可以将软件模块用于控制数据的缓冲、存储或传输,诸如按照分析或显示的需要,自动地控制到存储器 64 的数据传输或从存储器 64 获取数据。可以使用其他配置。

[0041] 再次参考图 2,发射波束成形器 52 是超声波扫描仪的发射机。发射波束成形器 52 与成像换能器 54 相连。生成电波形,诸如用脉冲发生器或波形发生器,以便促使换能器 54 用一束超声波能量进行扫描。波形的发生器是发射机。以一定图案重复该发射是扫描序列。前端软件负责对发射波束成形器 52 和接收波束成形器 56 进行编程,包括时间控制器,以生成超声波图像扫描序列并获取用于一个或多个超声波图像的数据。

[0042] 发射波束成形器 52 是一个或多个超声波存储器、脉冲发生器、波束发生器、放大器、延迟、相位旋转器、乘法器、加法器、数模转换器、滤波器、其组合和其他现在已知或稍后开发的发射波束成形器部件。发射波束成形器 52 被配置到多个通道中以便针对发射小孔的每个元件产生发射信号。用于每个元件的发射信号相互之间被延迟和变迹以便使声能沿着一个或多个扫描线聚焦。在发射事件期间针对一个或多个元件生成不同振幅、频率、带宽、延迟、谱能量分布或其他特性的信号。

[0043] 为了成像,发射波束成形器 52 以扫描图案发射多个波束。在声波响应于生成的波而从换能器 34 发射时,形成一个或多个波束。生成发射波束序列以扫描二维或三维区域。可以使用 Sector、Vector®、线性或其他扫描格式。同一区域被扫描多次。为了流量或多普勒成像且为了应变成像,将全体的扫描用于相同的位置。在多普勒成像中,序列可以包括扫描相邻扫描行之前的沿着同一扫描行的多个波束。为了应变成像,可以使用扫描或帧交错(即,在再次扫描之前扫描整个区域)。在替换实施例中,发射波束成形器 52 生成用于更快速扫描的平面波或发散波。

[0044] 接收波束成形器 56 被配置成获取表示病人的区域的超声波数据。该超声波数据用于测量温度相关信息、获取解剖信息、检测位移和 / 或接收其他数据。温度和 / 或解剖信息至少部分地来自超声波数据。

[0045] 接收波束成形器 56 包括用于单独地处理从换能器 54 的不同元件接收到的信号的多个通道。每个通道可以包括延迟、相位旋转器、放大器、滤波器、乘法器、加法器、模数转换器、控制处理器、其组合和其他现在已知或稍后开发的接收波束成形器部件。接收波束成形器 56 还包括一个或多个加法器以便将来自不同通道的信号组合成波束成形信号。还可以提供后续滤波器。可以使用其他现在已知或稍后开发的接收波束成形器。表示来自发射事件的声学回波的电信号被传递至接收波束成形器 56 的通道。接收机波束成形器 56 输出表示被扫描区域中的一个或多个位置的同相和正交(IQ)、射频或其他数据。检测之前的通道数据或接收波束成形数据可以被处理器 62 使用。

[0046] 接收波束成形信号随后被检测并用来由图像处理器 58 生成超声波图像。图像处理器 58 是 B 模式 / M 模式检测器、多普勒 / 流量 / 组织运动估计器、谐波检测器、造影剂检测器、谱多普勒估计器、其组合或用于从接收信号生成图像的其他现在已知或稍后开发设备。图像处理器 58 可以包括扫描转换器。在扫描转换之前或之后的所检测或估计信号可以被处理器 62 使用。

[0047] 图像处理器 58 是中间图像处理器或图像成形器。IQ 数据所表示的各种超声波波束被转换成声域数据以用于成像。接收波束成形器 56 的输出端至 CINE 存储器的输入端之间的处理是在图像处理器 58 中执行的。在一个实施例中,使用各种处理管线,可以提供诸如滤波、线内插、相位调整、放大或解调。为了温度估计,可以绕过这些过程中的一个或多个(例如,全部)。例如,图像处理器 58 执行任何相干图像处理(例如,线内插或相位调整)并在没有图像处理器 58 的检测或其他操作的情况下将 IQ 数据输出到存储器 64。

[0048] IQ 数据可以在被输出到存储器 64 之前不通过、通过一个或多个缓冲器。例如,数据被缓存在用于存储检测之前的 IQ 数据的分析数据存储器中和用于存储已检测数据的已检测数据存储器中。可以将 IQ 数据存储在已检测数据存储器中,尽管尚未被检测到。可以使用其他缓存或无缓存装置。

[0049] 在一个实施例中,使 IQ 数据与声学辐射力成像(ARFI)相关联。执行多次点火以获取表示多个位置中的每个的数据全体。为了在缓冲器或存储器 64 中提供足够的存储器,可以将存储器 64 配置成预留足够的带宽。例如,CINE 存储器被配置成不提供或提供很少的用于多普勒或色彩数据和 / 或 B 模式数据的保留。

[0050] 在一个实施例中,存储器 64 是 CINE 存储器。IQ、已检测或其他超声波数据被存储在环路结构中。最新的数据帧被存储。一旦达到量、时间或其他极限,最新数据替换最老数据。数据帧是用于完整的一、二或三维扫描。数据帧是表示扫描区域的一组数据,诸如来自通过体积的扫描的数据或用于通过体积的多次扫描的全体数据以生成给定图像。

[0051] 替换地或另外,存储器 64 是具有存储在其中的数据的非临时计算机可读存储介质,该数据表示可被已编程处理器执行以用于用超声波扫描仪进行的治疗监视或控制的指令。在计算机可读存储介质或存储器上提供了用于实现本文所讨论的过程、方法和 / 或技术的指令,诸如高速缓存器、缓冲器、RAM、可移动介质、硬盘驱动器或其他计算机可读存储介质。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质。在图中示出并在本文中描述的功能、工作或任务是响应于存储在计算机可读存储介质中或上的一个或多个指令集而执行的。该功能、动作或任务独立于特定类型的指令集、存储介质、处理器或处理策略,并且可以被单独地或以组合方式操作的软件、硬件、集成电路、固件、伪代码等来执行。同样地,处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等。在一个实施例中,指令被存储在可移动介质设备上以供本地或远程系统读取。在其他实施例中,指令被存储在远程位置上以便通过计算机网络或通过电话线传输。在其他实施例中,指令被存储在给定计算机、CPU、GPU 或系统内。

[0052] 用户输入端 66 是按钮、旋钮、滑动器、触控板、鼠标、轨迹球、键盘或其他现在已知或稍后开发的输入设备。可以使用输入设备的组合。基于由处理器 62 生成并在显示器 60 上显示的图形用户接口,用户使用用户输入端 66 来选择、输入数据、控制或配置超声波扫描仪。

[0053] 用户输入端 66 是图形用户接口的一部分。在一个实施例中,用户输入端 66 接收治疗计划的参数。图 6 示出了其中用户输入用于治疗区域的许多位置的一个示例。该位置是用于治疗的空间偏移,诸如用于治疗的空间抖动。每个位置处的持续时间被输入。针对不同的位置提供了相同或不同的持续时间。可以输入监视位置的数目(例如,用于采样以在治疗期间进行成像的扫描图案)、用于监视的时间和 / 或用以执行治疗和监视的总时间。可以提供用于控制治疗和 / 或监视的附加、不同或较少输入。在替换实施例中,提供了治疗计划的传输或加载。

[0054] 处理器 62 是超声波扫描仪的一部分,但是可以是与超声波扫描仪相连的工作站、计算机或服务器的单独处理器。处理器 62 是控制处理器、波束成形处理器、通用处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、数字部件、模拟部件、硬件电路、其组合或用于处理信息的其他现在已知或稍后开发设备。处理器 62 可以是用于执行一个或多个操作的单个设备,或者可以是用于顺序或并行处理的一组设备。

[0055] 在一个实施例中,处理器 62 控制发射和接收波束成形器 52、56 或控制用于发射和接收波束成形器 52、56 的控制器。处理器 62 创建用于超声波扫描仪的扫描序列。扫描序列至少包括用于发射的定时。例如,给定视场的深度和将在对视场进行采样时使用的发射

扫描行的数目(例如,密度和 / 或格式),确定用以扫描视场的传输的序列。该序列包括发射波束之间或用于每个发射波束的时间。可以开发更复杂的扫描序列,诸如与多普勒或流量成像、M 模式成像、谱多普勒成像(CW 或 PW)、多脉冲(例如,谐波成像)或声辐射力成像相关联或与不同模态的组合相关联。可以用于不同成像模式的发射波束交错,导致开始时间和间隔的变化。在一个实施例中,创建用于 B 模式和声辐射力成像的组的序列。可以使序列的 B 模式部分与一个时段相关联,在该时段内定期地执行多次传输。序列的 ARFI 部分可以是单独部分,并且与足以使得组织和重复跟踪扫描沿着不同的线移动的振幅的推动脉冲相关联,以确定由不同位置处的推动脉冲引起的移位的定时和量。

[0056] 输出序列是自定义序列。该自定义序列被存储,诸如从多个选项中选择,或者通过处理而生成。给定成像模式的配置和用于模式的设置,创建用于特定配置的扫描序列。

[0057] 该序列被自定义成对应于治疗计划。该治疗计划定义每个位置处的持续时间、位置的数目或其他信息。例如,可以定义每个位置处期望的剂量和位置的数目。该治疗计划信息被用来计算扫描序列。治疗计划要求传输在不同的时间开始。创建扫描序列以提供传输或其他扫描操作在用于治疗期望开始时间发生。在治疗将使位置抖动的情况下,扫描序列包括用于不同位置的开始时间和每个位置处的相应持续时间。

[0058] 时间治疗点火序列是由治疗设备而不是超声波扫描仪完成的。然而,超声波机器负责控制治疗脉冲的定时。这是由超声波扫描仪上的伪成像扫描序列完成的。伪成像扫描序列包括用零发射功率的多次发射点火。在这些发射点火发生的同时,生成触发信号以使治疗点火同步。

[0059] 扫描序列是用于配置超声波扫描仪、发射波束成形器 52 和 / 或接收波束成形器 56。扫描序列是用于超声波扫描仪的操作或扫描,但是被创建成对应于用于治疗的期望序列。为了扫描序列的一部分被用于触发治疗,可以防止超声波扫描仪进行扫描,尽管另外被配置成通过越过发射机而这样做。发射机被关断,尽管有要进行扫描的配置。B 模式或其他模式的成像被用来模拟或包括扫描序列中的治疗部分。

[0060] 针对扫描序列的其他部分,允许发射机进行操作。为了治疗的监视,使用超声波扫描仪。发射机进行操作以监视治疗,诸如测量温度或弹性。例如,使用 ARFI 序列。ARFI 序列被包括在自定义序列中以用于超声波扫描仪的实际操作。在一个实施例中,超声波扫描仪执行整个序列。在其他实施例中,用来使组织移位的推动脉冲或声能或波束是由治疗设备生成的。发射机在推动脉冲内被关断,尽管推动脉冲在该序列中。针对被用来监视由推动脉冲引起的位移的声能(例如,跟踪脉冲),使用超声波扫描仪和相应的发射机。

[0061] 排序的 ARFI 部分被设计成使得可以处理结果得到的超声波数据以估计扫描体积中的温度。该 ARFI 序列类似于彩色模式的 ARFI 序列。在每个波束位置上,超声波机器多次进行发射和接收(例如,10 次)。在基线扫描之后(全体中的点火中的第一次),发射推动脉冲,诸如由治疗设备基于来自超声波扫描仪的扫描序列的触发器。在推动脉冲之后,发生用于该全体的其余事件(例如,发射和接收跟踪脉冲)。

[0062] 处理器 62 创建扫描序列以调度发射基于治疗计划和监视而发生。该扫描序列包括将与治疗计划和监视相对应地发生的发射、接收或其他事件,尽管扫描序列对于超声波扫描仪的操作而言是超声波扫描仪的一部分。该扫描序列使治疗和监视交错。序列的不同部分被用于监视且其他部分被用于治疗。监视部分可以包括用于由治疗设备实现的部分和

用于由超声波扫描仪实现的其他部分,或者用于监视的所有部分都由超声波扫描仪实现。

[0063] 图 4 示出了从超声波扫描仪发送到治疗系统的两个触发信号。两个触发信号的定时是从自定义扫描序列导出的。下触发序列是用于配置由治疗设备进行的发射的类型。发射的振幅、持续时间、频率、波形中的循环数或其他特性对于治疗对比 ARFI 推动脉冲而言可以是不同的。通过指示用于这些不同类型的定时,可以将治疗设备配置成生成期望类型的声能。在替换实施例中,仅一个类型是由治疗设备生成的,或者提供三个或更多类型。给定二进制触发,可以按顺序指定用于不同类型的触发器。

[0064] 上序列示出了与 HIFU 波束发射的定时相关联的脉冲触发器。规则间隔开的部分是用于开始治疗。暗块表示在时间上接近地发生的多个触发器,诸如与用于 ARFI 成像的多个推动脉冲相关联。用更大的时间分辨率,提供了用于监视由超声波系统进行的发射的块部分中的脉冲之间的时间。此序列表示扫描序列或扫描序列的所选部分。该序列被用作作用于治疗设备的触发器。在图 4 的示例中,ARFI 点火和治疗点火被交错。可以提供任何数目的重复,诸如直至治疗计划的执行完成、设定的时限截止或者发生温度。

[0065] 处理器 62 控制到发射机的功率或超声波扫描仪的发射机的操作。例如,打开用于到脉冲发生器的控制或驱动信号的开关以防止操作。作为另一示例,源功率被关断或从发射机断开连接。处理器 62 针对扫描序列的至少一部分直接地或间接地关掉发射机。特别地,发射机针对与治疗计划相关联的发射被关断且诊断与监视相关联的发射被开启。例如,发射机针对声学辐射力脉冲和治疗脉冲被关断,但是针对跟踪脉冲被开启。来自超声波扫描仪的跟踪脉冲响应于声学辐射力脉冲而对组织进行扫描。跟踪脉冲在推动脉冲的几毫秒内发生以便跟踪组织位移。

[0066] 触发信号用于控制外部 HIFU 设备。ARFI 跟踪脉冲是由超声波扫描仪内部的扫描序列执行的,因此未被包括或被从触发器输出端滤出。

[0067] 可以将处理器 62 配置成执行其他功能,诸如与中央处理单元或图像处理器相关联。例如,处理器 62 检测来自声学温度测量中的 IQ 或其他超声波数据的温度。用被开启的发射机获取的扫描数据被用来估计温度。测量组织膨胀、声速或组织的其他特性并将其用来确定温度。可以使用任何现在已知或稍后开发的温度测量。例如,处理器 62 对治疗区域上的热治疗效果进行建模。基于到模型的输入来估计用于治疗区域中的一个或多个位置的温度。计算机代码实现机器学习模型和 / 或热模型以估计温度或温度相关信息。该模型是矩阵、算法或其组合以基于一个或多个输入特征进行估计。在一个实施例中,处理器 62 估计温度信息,如在美国专利申请号 2011/0060221 中公开的,其公开被通过引用结合到本文中。在其他实施例中,处理器 62 在没有另外基于代码的模型的情况下使用一个或多个参数的测量来估计温度。

[0068] 可以将处理器 62 配置成响应于病人体内的温度测量而结束扫描序列并停止触发器。该序列可以在治疗区域的温度达到某个点时停止。可以施加用于治疗的最大温度。该停止可以是临时性的,诸如跳过治疗计划的一个或多个循环(例如,停止达几毫秒或者一秒或几秒),或者是非临时性的,诸如针对该会话停止。

[0069] 使用温度的量值。替换地,使用其他特性。例如,使用温度的变化或变化速率。

[0070] 在一个实施例中,处理器 62 监视治疗区域外面的位置。治疗区域包括将经受增加的温度以获得治疗效果的所有位置。治疗区域可以仅仅是与治疗的施加相关联的位置(例

如,焦点位置),或者可以包括邻近于焦点位置的位置。要治疗的病变或其他体积(有或没有边缘)是治疗区域。可以使用单个位置作为治疗区域。

[0071] 在治疗区域内部或外面的位置处测量温度。可以识别不在治疗区域中的特定位置。例如,识别期望有限的温度增加的器官。针对在治疗区域外面的一个或多个位置,估计温度作为安全特征。如果温度超过(或满足)阈值水平,则可以停止扫描序列。此温度监视可以避免治疗区域外面的不期望加热。

[0072] 在另一实施例中,处理器 62 被配置成控制治疗设备的焦点位置。例如,使用温度或组织位移测量,确定焦点的位置。治疗设备发射治疗能量(例如, HIFU)。作为结果,组织被加热或移动。超声波扫描仪测量治疗施加的效果。

[0073] 图 6 示出了与增加或更高的温度相关联的长方形区域。此区域对应于中心处的焦点位置,治疗波束是沿着长方形区域的长轴。较高温度的区域可以具有其他形状。可以通过阈值确定、区域收缩、骨骼化、最高温度确定或其他过程来检测该长方形区域。替换地,与最大效果(例如,温度的最大增加或最大温度)相关联的位置是焦点位置。可以将低通滤波用于确定该位置。

[0074] 基于用户输入,诸如 MPR 的一个或多个图像中的位置的选择,已知治疗位置或期望焦点。可以替代地使用自动检测,诸如由图像处理进行的病变检测。在图 6 中,用十字线来表示期望的焦点位置。期望的焦点位置偏离实际焦点位置。如所示,期望焦点位置不在增加温度的区域内,但是可以这样。在其他实施例中,焦点位置对准(在同一光斑处)。

[0075] 确定期望焦点位置或治疗区域与测量焦点位置之间的任何差。由于用于深度、行间距和样本密度的扫描设置从扫描已知,所以使用超声波扫描仪来确定焦点位置与治疗位置之间的差和方向。基于校准、已知关系或计算的变换,确定治疗设备的焦点变化并传送至治疗设备。该通信是通过触发的编码或单独的数据通信。

[0076] 治疗设备被控制以将焦点调整至期望位置。遍及整个治疗使用重复,可以监视并周期性地调整焦点。替换地,调整焦点一次或者根本不调整。同样地,可以在治疗过程之前执行使 HIFU 波束重新聚焦以保证 HIFU 波束焦点位置落在期望位置处的单独过程。还可以执行焦点的形状和 / 或尺寸的控制。

[0077] 可以将处理器 62 配置成用于后端处理和再现。可以使用任何图像生成。在一个实施例中,开放式发明人编程(Open Inventor Programming)模型被用于 MPR 或三维再现。在场景图表中描述了数据流和处理单元。场景图表是图表或树形结构中的节点或场景对象的集合。通过在前进通过树的同时操作节点或场景,可以再现表示体积的数据以用于三维显示。例如,提供了场景对象,其执行 ARFI 数据分析和温度估计。提供了用于再现的另一场景对象。通过遵循场景图表,创建来自温度信息的三个维度的再现以用于显示。可以使用其他再现算法。

[0078] 该再现是表面、投影或其他再现。响应于设定或用户输入观看方向或其他特性,执行再现。用户可以选择要再现的体积的子集,诸如使用夹持平面。给定观看方向,创建从观看方向看的体积的二维表示。

[0079] 在其他实施例中,再现是 MPR。用户选择或设置平面位置。表示体积的诸如温度的数据被内插或选择用于交叉平面。提供两个或更多平面,诸如按照用户选择的定中心和定向的三个正交平面。再现表示体积中的平面的多个二维图像以供用户观看。

[0080] 触发器输出端 68 是端口, 诸如 USB 连接器。触发器输出端 68 是超声波扫描仪的输出连接器。该输出端可以专用于触发, 或者是被用于输出触发的一般输出端。在替换实施例中, 触发器输出端 68 是用于触发信号的无线通信的无线发射机。

[0081] 触发器输出端 68 与用于提供触发信号的治疗设备相连, 诸如图 4 中所示的信号。触发信号是模拟的或数字的。触发信号是从扫描序列导出的。通过将超声波扫描仪配置成扫描病人, 由硬件和 / 或软件从扫描序列生成触发器。这些触发器是在触发器输出端 68 处提供的。不是单独地针对此应用用远程或单独治疗设备来重新编程或生成触发器, 使用基于扫描序列的现有触发器生成功能。在替换实施例中, 具体地为了触发由远程治疗设备的治疗而设计触发器生成软件或硬件。

[0082] 通过基于治疗计划针对超声波扫描仪对扫描序列进行自定义并在扫描序列中包括另一设备的治疗发射, 触发器包括用于治疗发射的操作的开始时间和 / 或结束时间, 尽管不是由超声波扫描仪执行的。触发器在治疗和监视触发器之间交错。该触发器可以被单独的触发辨别, 诸如配置触发器和图 4 的发射触发器序列。监视触发器是用于在 ARFI 中生成推动脉冲。该治疗设备可以用来生成推动脉冲。在替换实施例中, 触发器仅仅用于治疗, 诸如在超声波扫描仪生成推动脉冲的情况下。可以提供附加、不同或较少的触发器。

[0083] 未为用来测量的跟踪脉冲或其他发射或功率比治疗或 ARFI 推动脉冲低的发射提供触发器。用于成像的发射是由超声波扫描仪执行的。

[0084] 显示器 60 是监视器、LCD、等离子体、投影仪、打印机或其他现在已知或稍后开发的显示设备。显示器 60 被配置成显示表示病人的区域和 / 或热治疗的效果的图像。例如, 显示解剖图像。作为另一示例, 输出温度或相关信息作为值、图表或二维表示。处理器 62 和 / 或图像处理器 58 生成用于显示器 60 的显示信号。诸如 RGB 值的显示信号可以被处理器 62 使用。

[0085] 在一个实施例中, 显示器 60 显示来自表示体积的数据的再现。例如, 温度数据是从观看方向再现至二维表示(例如, 至视平面)的表面或投影。作为另一示例, 对温度数据进行内插或针对体积中的多个平面进行选择以便再现 MPR。显示表示不同平面的多个二维图像。该再现表示温度的空间分布。此温度信息可以用于调整焦点、监视治疗、检验不同位置处的期望温度(例如, 在治疗区域外面的较低温度和在治疗区域中的较高温度)或由用户进行的其他监视。可以通过接连的图像来观察治疗的进展, 诸如由于抖动而引起的不同位置处的温度增加。

[0086] 图像是实时的。随着获取扫描数据和估计温度, 生成图像。该图像从用于在图像中使用的数据的扫描的完成至图像的显示具有一秒或更少的延迟。该图像表示随着治疗发生(例如, 在几秒内)的治疗和 / 或病人的效果。在替换实施例中, 在扫描或成像会话已结束之后生成图像。

[0087] 图 7 示出了用超声波扫描仪进行治疗监视的方法的一个实施例。该方法提供了将治疗的焦点保持在治疗位置。该方法是使用图 1 或 2 的系统或不同的系统实现的。可以提供附加、不同或较少动作。例如, 动作 12 和 / 或 14 是可选的。作为另一示例, 可以包括来自图 8 和 / 或 9 的动作。在一个实施例中, 在环路中执行图 7 的动作以周期性地调整治疗的焦点位置。图 8 的动作是在图 7 的动作的周期性执行期间或之间执行的, 诸如基于图 8 的动作向用户提供图像并使用那些图像或自动化检测来使用图 7 的动作而调整焦点。图 9

的安全监视动作是周期性地执行的,诸如与图 7 的动作相同或不同时段。动作是按照所示顺序或不同顺序执行的。

[0088] 该动作是为了治疗而执行的。在用于给定病人的治疗会话中,使病人准备好治疗。声谱仪或内科医生将治疗 and 成像换能器置于病人身上。在高强度聚焦超声波(HIFU)或其他治疗开始以用于切除或其他治疗之前,确定换能器的空间关系。该空间关系可以用来在超声波成像系统与治疗系统之间变换坐标。

[0089] 在动作 12 中,显示图像。该图像表示一、二或三维区域。图像是应变、弹性成像、B 模式或其他图像。在一个实施例中,图像是来自 B 模式数据的 MPR。

[0090] 在动作 14 中,用户识别治疗位置。病变或用于治疗的其他位置是由用户选择的。该选择可以是点、线、面积或体积。例如,可以使用 MPR 的三个正交平面中的每一个上的用户接口来选择点或面积。该选择被转换成体积治疗区域。在替换实施例中,处理器使用数据处理来检测治疗区域。

[0091] 一旦识别到治疗区域,治疗可以开始。治疗区域的位置被传送至治疗设备。用于病人的治疗位置的治疗系统中的坐标是根据从基于超声波成像系统的图像选择的区域的坐标进行的变换而确定的。治疗计划被输入并传送至治疗设备,或者输入到治疗设备并传送至成像系统。治疗的剂量、角度、焦点和 / 或其他特性是针对治疗位置确立的。治疗的焦点、起点、扫描行或施加的位置是基于治疗区域和治疗计划。该治疗设备被配置成用于基于来自超声波系统的触发器的治疗。一旦经配置,治疗可以开始。

[0092] 在动作 16 中,发射治疗波形。在 HIFU 实施例中,发射高强度聚焦超声波治疗波形。高压波形被施加于治疗超声波换能器,其在声域中生成 HIFU 治疗波形。一个或多个 HIFU 脉冲被使用相控阵咧和 / 或机械焦点聚焦,并向焦点或波束位置处的组织提供高强度声能。声能被聚焦,导致具有沿着波束在一定深度处的焦点位置的三维波束剖面。该焦点可以是固定的或可操纵的。该激励可以在一个维度、诸如高度维度上未聚焦。该激励被发射到病人的组织。针对给定发射,形成单个波束。替换地,针对给定发射形成具有各自的焦点的多个波束。

[0093] 治疗超声波脉冲具有处于任何期望频率和振幅的多个循环。在一个实施例中,治疗脉冲在诸如 500 KHz—20MHz 的超声波频率下持续几分之一秒至几秒。可以提供任何峰值强度,诸如 100 或更多瓦每平方厘米、500 或更多瓦每平方厘米、1000—2000 瓦每平方厘米或约 1000 瓦每平方厘米。可以使用具有任何强度、频率和 / 或循环数的任何现在已知或以后开发的治疗波形。波形是连续或间歇性的。

[0094] 治疗超声波脉冲通过在期望的组织位置处产生热量来治疗该组织。该强度还在组织上产生应力。该脉冲以负和正的声压将组织朝向和远离换能器推动。针对足够长的治疗脉冲,在组织上创建基本上恒定的应变。应变 ϵ 是组织刚性 E 、粘度 η 以及来自 HIFU 辐射力的应力的函数。治疗脉冲期间的稳态应力与平均 HIFU 强度 I 与组织中的声速 c 的比成比例。

[0095] HIFU 波形还可以产生生物力学变化。治疗声能的热效应可以引起组织中的由于热膨胀而引起的体积、声速(c)、组织刚性(E)和 / 或流体的粘度(η)的变化。治疗声能还可以引发机械效应,诸如辐射压力、流和 / 或空化作用。生物效应可以包括约 41—45°C 的组织温度下的高烧、在 45°C 以上的温度下的蛋白质变性以及在 50°C 以上的温度下的组织坏死。

组织刚性可能甚至在 45°C 以下的温度下受到影响。在 45°C 以上的温度下,可以发生粘度和 / 或刚性的增加。在 50°C 以上的温度下,组织可以具有高刚性和 / 或高衰减。

[0096] 在动作 18 中,成像系统对病人进行扫描以检测对治疗样本的组织响应。可以使用任何类型的扫描、扫描格式或成像模式。例如,在有或没有添加造影剂的情况下使用谐波成像。作为另一示例,使用 B 模式、彩色血流模式、谱多普勒模式、M 模式或其他成像模式。可以使用磁共振的任何模式。

[0097] 从病人获取表示解剖或其他信息的数据。该数据表示病人的点、线、面积或体积。针对超声波成像,发射超声波频率下的波形,并且接收回波。声学回波被转换成电信号并被波束成形表示病人的区域内的已采样位置。可以对波束成形数据进行滤波或另外处理。可以检测波束成形数据,诸如确定强度。可以使用来自同一位置的回波信号的序列来估计速度、变化和 / 或能量。可以处理发射波形的一个或多个谐波下的回波。可以对所检测值进行滤波和 / 或扫描转换成显示格式。表示病人的超声波数据来自沿着超声波处理路径的任何点,诸如波束成形之前的通道数据、检测之前的射频或同相和正交数据、所检测数据或扫描转换数据。

[0098] 可以从所获取数据导出数据。例如,根据斑点特性、回波强度、与组织结构匹配的模板或其他处理来确定不同位置处的组织的类型。作为另一示例,将区域生长用于 B 模式数据或彩色血流数据以确定超声波数据表示血管或其他流体区域。可以确定解剖结构、诸如一系列所表示的器官的当前分布。

[0099] 扫描在治疗时施加期间或施加之后发生。例如,用以检测温度或温度变化的扫描可以在治疗波束的发射之后但在温度均衡之前发生。作为另一示例,扫描在治疗波束的发射之前和紧随其后发生以检测组织的位移或温度的变化。

[0100] 扫描是用于温度测量。通过经由扫描和检测来执行温度测量,可以确定各种位置的温度或温度变化。温度测量图像或数据被用来检测与样本相关联的视场内的温度或温升。

[0101] 可以使用任何温度相关测量。可以为多个不同的位置提供超声波测量。可以使用利用超声波的任何现在已知或以后开发的温度相关测量。例如,组织在被加热时膨胀。测量该膨胀可以指示温度。温度相关测量可以直接地或间接地指示温度。例如,与传导率或水含量有关的参数的度量(例如,组织类型的测量)可以间接地影响温度。该测量可以用于原始超声波数据,或者可以从超声波数据导出。在一个实施例中,执行组织移位、声速、反向散射强度以及接收信号的归一化相关系数中的两个或更多个,诸如全部四个。可以进行其他测量,诸如血管壁的膨胀。

[0102] 组织位移是通过确定一个、两个或三个维度上的偏移而测量的。确定与绝对差或最高相关的最小和相关联的位移。相对于诸如先前或初始扫描的参考数据集对当前扫描数据进行平移、旋转和 / 或缩放。将与最大或足够的相似性相关联的偏移确定为位移。使用 B 模式或谐波模式数据,但是可以使用其他数据。可以使用针对一个位置计算的位移来细化另一位置上的搜索或搜索区域。可以使用位移的其他度量。

[0103] 可以通过从加热开始的接收时间与加热期间的接收时间的比较来测量声速。发射脉冲。可以使用用于回波从给定位置返回的时间来确定从换能器到该位置和背部的声速。可以使用任何孔径,诸如用不同的孔径针对相同的位置单独地进行测量并求平均。在另一

实施例中,使信号相关。例如,使波束成形之后的同相和正交信号与参考信号相关。确定参考与当前信号之间的相位偏移。使用发射波形的频率(即,超声频率)来将相位差转换成时间或声速。可以使用声速的其他测量。

[0104] 反向散射强度是 B 模式或 M 模式。确定回波信号的包络的强度或能量。

[0105] 可以测量接收信号的归一化相关系数。检测之前的波束成形数据、诸如同相数据或正交数据是互相关的。在一个实施例中,获取一个或多个参考样本。在样本的发射期间或之后,获取后续样本。针对每个位置,空间窗口、诸如在深度上的三个波长定义用于相关的数据。该窗口定义长度、面积或体积。当前数据与窗口空间内的参考数据相关。对窗口中的数据执行归一化互相关。随着获取新数据,执行另一互相关。

[0106] 可以测量任何温度关联声学 and 物理参数或参数变化。其他测量包括组织弹性、应变、应变率、运动(例如,位移或彩色血流测量)或反射功率(例如,反向散射横截面)。

[0107] 在一个实施例中,根据模型而来估计温度而不是直接测量。可以使用上文所讨论的信息类型中的一个或多个作为到模型的输入。实际数据和 / 或导出信息是将与模型相组合地使用的解剖参数。除了超声波扫描,可以获取临床或其他信息以便确定温度。例如,可以从病人记录挖掘遗传信息或其他组织相关数据。可以使用对温度相关信息的确定有所贡献的任何特征。

[0108] 膨胀、收缩、水含量或其他治疗参数可以指示当前温度。无论测量的分类如何,测量被用作到模型的输入或用来计算用于输入到模型的值。该数据是针对一个或多个位置提供的,诸如提供用于二维或三维区域中的所有位置的数据。替换地,该数据一般地与整个区域相关联,诸如用于整个区域的一个剂量或能量水平。

[0109] 温度相关测量被应用于模型。测量或数据被作为原始数据输入。替换地,对值(即,测量和 / 或数据)进行处理并输入已处理值。例如,对该值进行空间和 / 或时间滤波。作为另一示例,可以根据该值来计算不同类型的值,诸如根据该值来确定方差、导数、归一化或其他函数。在另一示例中,确定当前值与参考或先前值之间的变化。可以使用一时间窗内的值的时间历史。该值被作为模型的特征输入。

[0110] 可以使用模型的输出作为输入。针对模型的初始应用,用参考温度、诸如病人的温度来替换反馈。针对模型的进一步应用,先前的输入被反馈作为输入,提供时间相关模型。由模型输出的温度相关信息被反馈作为信息的时间历史,诸如一个或多个其他时间的温度。测量或接收值(即,针对模型的每次应用输入当前值)被更新,但是也可以使用先前的值。该反馈提供先前时间处的该区域中的温度的估计空间分布或相关信息。模型的后续输出是超声波数据或其他值和建模的先前输出的函数。可以使用该值的时间历史作为输入,使得温度关联和治疗效果相关参数的时间历史和空间分布被用作模型的特征。在替换实施例中,不使用反馈。

[0111] 该模型根据输入信息输出温度或温度分布(即,不同位置和 / 或时间处的温度)。导出温度可以采取任何单位,诸如华氏或摄氏度。温度的分辨率可以处于任何水平,诸如输出如多个两度或其他度范围中的一个内的温度。替换地,输出其他温度相关信息,诸如温度、剂量或索引值的变化。

[0112] 可以使用任何模型,诸如神经网络或分段线性模型。基于理论或实验对模型进行编程或设计。在一个实施例中,模型是机器学习模型。该模型被根据用地面实况标记的一

组训练数据进行训练,诸如与实际温度相关联的训练数据。例如,针对多个病人中的每一个随时间推移而获取各种度量或接收数据。在样本治疗的发射期间,测量温度。温度是地面实况。经过一个或多个各种机器学习过程,在给定值和 / 或任何反馈的情况下训练模型以预测温度。

[0113] 可以使用用以分类的任何机器学习算法或方法。例如,提供了支持向量机(例如,2范数 SVM)、线性回归、助推网络、概率助推树、线性差别分析、相关性向量机、神经网络、其组合或其它现在已知或以后开发的机器学习。机器学习提供矩阵或其它输出。该矩阵是根据具有已知结果的训练数据的数据库的分析导出的。机器学习算法确定不同输入与结果的关系。学习可以仅选择输入特征的子集,或者可以使用所有可用的输入特征。程序员可以影响或控制要使用哪些输入特征或训练的其它性能。例如,程序员可以使可用特征局限于实时可用的测量。矩阵使输入特征与结果相关联,提供用于分类的模型。机器训练提供使用一个或多个输入变量与结果的关系,允许检验或创建不容易手动地执行的相互关系。

[0114] 模型表示温度相关信息的概率。此概率是用于温度相关信息的可能性。与不同温度相关联的概率范围被输出。替换地,输出具有最高概率的温度。在其他实施例中,在没有概率信息的情况下输出温度相关信息。

[0115] 作为机器学习的替换,可以使用手动编程模型。可以使用机器训练来确认该模型。在一个实施例中,使用热分布模型。热分布模型考虑到不同组织、流体、或结构的热传导率、密度或其它表现。热分布模型接收温度、温度相关信息、测量或其它数据。输入信息可以是稀疏的,诸如具有用于一个或多个、但少于所有位置的温度信息。热分布模型确定其它位置处的温度。热分布模型可以确定其它时间或时间和位置两者处的温度。

[0116] 在另一实施例中,热分布模型基于解剖来修正温度。例如,机器学习模型估计用于均匀组织的温度。修正该温度输出以考虑到区域中的组织差异,诸如降低热传导血管或流体区域周围的温度。

[0117] 响应于特征的输入,模型输出温度相关信息,诸如温度。温度的空间分布被用来在动作 20 中识别成像设备的坐标内的焦点区域。针对区域中的多个位置执行测量。可以使用完全或稀疏采样。随时间推移但独立于先前的测量来执行该测量。替换地或另外,可以使用测量与参考或任何先前(例如,最近)测量的变化。

[0118] 可以使用非实时测量结果,诸如基线温度。可以使用用于一区域中的温度分布的基于 MRI 的测量。可以使用实时测量,诸如与在热治疗到病人的区域的施加期间执行的超声波测量相关联。

[0119] 在动作 20 中,使用温度或其他特性来确定用于 HIFU 的波束位置或焦点区域。使用声学温度测量来检测治疗焦点。识别与足够的量值、温度变化或变化速率相关联的位置。通过应用阈值来识别其中位移、温度或温度变化相对高的位置。该阈值可以被预编程或适合于给定数据集。可以对该阈值进行归一化,诸如基于远离波束或焦点区域的大概位置间隔开的空间位置处的数据的阈值。作为另一示例,确定跨感兴趣区域的平均或其他百分比的位移或温度。可以在阈值的应用之前对温度数据进行空间过滤,或者可以不这样。

[0120] 与大于平均或其他百分比的温度相关联的位置一般地指示波束或焦点位置。可以在阈值的应用之后和在根据其余温度数据识别焦点区域之前对温度或足够温度的位置进行低通滤波。

[0121] 可以使用增加温度的最大区域的中心、区域生长、区域收缩或其他过程来找到焦点。可以在有或没有分段的情况下确定该点。该点可以是用于区域的重心,诸如增加温度的最大分段区域。在一个实施例中,该点是较高温度值的区域中的最大温度值(例如,最高回波应变值)。焦点位置是相对于体积中的周围位置的最大温度或温度变化的位置。除确定最大值或中心的位置之前的任何其他滤波之外,可以对温度进行低通滤波。

[0122] 在动作 22 中,调整治疗的焦点。此调整是除作为治疗计划序列的一部分的任何调整之外的。例如,期望焦点位置可以随时间推移而移动。动作 22 的调整是使实际焦点与当前期望焦点对准。

[0123] 确定所检测与期望焦点之间的差。该差是距离和方向,诸如二维或三维向量。该差是空间差。

[0124] 超声波成像系统确定治疗波束焦点是否足够接近于目标位置或期望焦点。用于足够接近的阈值可以是预定或自适应的。例如,足够接近可以在 5mm 内。作为另一示例,在某些器官附近足够接近可以不同于在其他器官附近足够接近。可以使用治疗区域的尺寸,诸如足够接近的治疗区域的直径的 % 内。

[0125] 超声波成像系统向治疗系统提供关于操纵波束更接近于目标位置的指导。该差指示调整。基于成像和治疗系统之间的变换,由成像系统所检测的期望和温度检测焦点之间的差被转换成用于治疗系统的差。基于此反馈来调整治疗系统的焦点。

[0126] 可以重复动作 16、18 和 20。HIFU 可以是连续的或散开的。可以使用任何治疗体系。在正在进行治疗期间或治疗的不同部分之间,可以重复动作 16 的发射、动作 18 的成像以及动作 20 的检测。在将要调整焦点的情况下,重复动作 22。

[0127] 图 8 示出了用于监视治疗的方法的一个实施例。该治疗被用户监视。用户可以实时地调整成像以观察治疗的效果。一旦治疗波束焦点调谐过程完成(参见图 7),则超声波成像系统开始交错的治疗和监视序列。可以提供附加、不同或较少动作。动作是按照所示顺序或不同顺序执行的。

[0128] 在动作 26 中,获取分布在三个维度上的位置上的组织的温度。用超声波来测量温度,诸如使用模型。获得表示不同位置处的温度的值。该位置表示体积,诸如在治疗区域周围且包括治疗区域的病人的体积。该体积可以仅仅是治疗区域。

[0129] 在动作 28 中,执行治疗发射。施加治疗。使治疗与温度的测量交错。可以使用任何交错,诸如治疗一个位置、然后监视温度、然后治疗另一位置等等。该交错可以将用于给定位置的治疗划分成不同部分,其中监视扫描在部分之间发生。

[0130] 在动作 30 中,接收用户输入。接收来自用户接口的信号,该用户接口诸如触摸屏、鼠标或轨迹球和按钮或箭头键。

[0131] 用户指示观察方向(角)、平面位置、分段、剖面或其他再现信息。该输入将控制再现。为了从不同的角度观察,控制被观察的信息,或者检查治疗的效果,由用户来控制该再现。

[0132] 在动作 32 中,生成再现。该再现是病人的体积的二维表示。可以使用表面或投影再现。针对此三维再现,可以从任何角度观察该体积。使用用户选择角度,允许用户从不同或期望方向观察。这可以允许视图聚焦在病人体内的特定器官或位置上。

[0133] 类似地,再现可以是 MPR。通过选择一个或多个剖面位置,用户控制在二维显示器

上显示的信息。

[0134] 该再现是温度的。体积内的温度被用来对图像的色彩、亮度或其他特性进行调制。例如,映射根据温度相关信息来对色彩进行调制,该温度相关信息诸如红色或红色与黄色之间的色彩的阴影对于不同的温度而言是不同的。可以替换地将温度的变化或变化速率映射到输出色彩,或者另外映射到色彩的亮度或其他方面。

[0135] 该再现是与治疗发射实时地生成的。随着获取数据,图像被再现。可以立即观察治疗的效果。

[0136] 也可以显示其他信息。例如,温度被作为覆盖在来自 B 模式数据的再现上的色彩而再现。表示用于组织中的不同解剖结构或位置的温度。覆盖图被覆盖在表示解剖结构的超声波图像上,诸如覆盖在 B 模式图像上。覆盖图被在空间上和时间上配准至解剖信息。该覆盖图指示由治疗系统引起的温度且底层解剖图像可以示出要治疗的解剖结构。

[0137] 该图像可以包括其他温度相关信息。该温度相关信息被显示为值,诸如温度或剂量。可以显示作为时间的函数或沿着线的温度的图表。

[0138] 图 9 示出了用于控制治疗的方法的一个实施例。该治疗是由超声波成像系统控制的。监视该治疗以避免组织加热至非期望水平。特别地,避免将不治疗的组织加热至治疗水平。在由用户进行的治疗和监视(参见图 8)正在进行的同时,成像系统可以自动地监视温度。可以提供附加、不同或较少动作。动作是按照所示顺序或不同顺序执行的。

[0139] 在动作 34 中,发射治疗波束。例如,施加 HIFU 治疗。该治疗是治疗区域的。治疗的焦点处于治疗区域中的一个位置或多个位置处。

[0140] 在动作 36 中,获取用于体积的温度。该体积包括治疗区域和在治疗区域外面的位置。可以包括超过治疗区域的区域的任何尺寸。例如,治疗区域是扫描体积的中心并涵盖体积的约 10-50%。可以使用治疗与非治疗区域的其他比。替换地,仅针对在治疗区域外面的位置估计温度。

[0141] 在动作 38 中,监视温度。可以监视治疗区域中的温度。例如,测量剂量。作为另一示例,可以通过监视治疗区域来避免最高温度。

[0142] 监视在治疗区域外面的温度。监视在治疗区域外面的所有位置。替换地,仅仅监视在治疗区域范围内的位置。在一个实施例中,监视与受到危险的组织相关联的位置。例如,用户输入一个或多个有限位置的选择和相应的温度极限。可以将任何标准用于选择要监视的一个或多个位置。

[0143] 由超声波成像系统来执行监视。该监视是自动化的。将阈值温度、温度变化、温度变化速率或其组合与用于位置的温度信息相比较。该阈值被设置成避免任何或特定生物效应。

[0144] 在动作 39 中,响应于监视而停止治疗发射。如果在治疗区域外面的位置处的温度达到或超过该阈值,则可以停止治疗。该停止可以是用于治疗计划的一小部分。该停止可以是用于位置,诸如使治疗移位至治疗区域中的不同位置。该停止可以是暂时的,诸如允许治疗计划的调整或允许组织的冷却。该停止可以是用于治疗会话的其余部分。

[0145] 可以使用用于一个位置的温度信息来停止治疗。任何位置超过用于该位置的阈值触发停止。替换地,用于超过相应阈值的多个位置的温度信息在停止之前发生。

[0146] 超声波成像系统获得感兴趣体积中的温度信息。如果该温度在治疗区域外面具有

非预期的温升,则停止交错治疗和监视序列。否则,交错的治疗和监视序列继续或重复。

[0147] 虽然上文已通过参考各种实施例描述了本发明,但应理解的是在不脱离本发明的范围的情况下可以进行许多变更和修改。因此意图在于前述详细描述被视为说明性而不是限制性的,并且理解的是意图定义本发明的精神和范围的是以下权利要求,包括所有等价物。

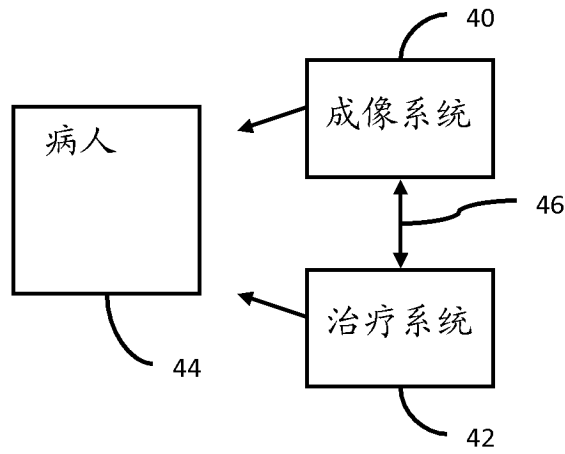


图 1

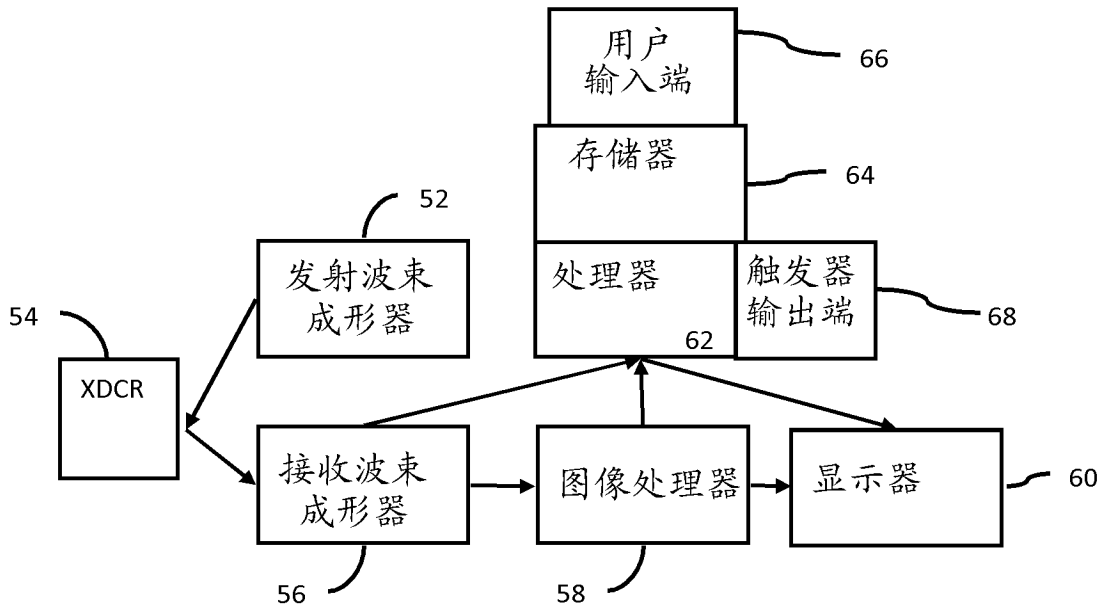


图 2

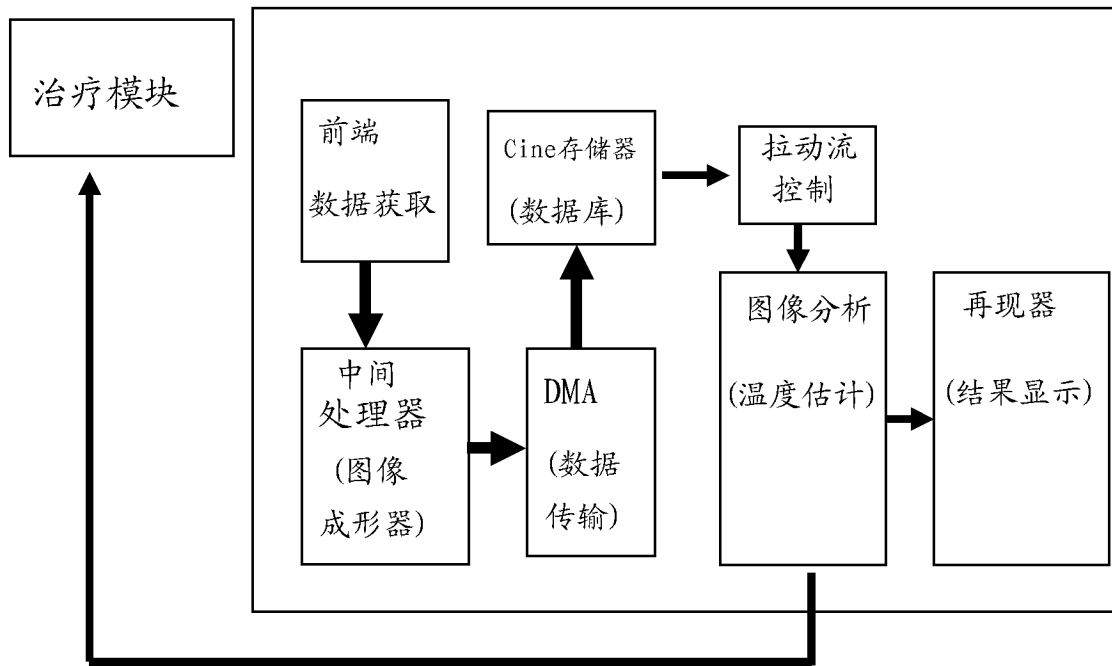


图 3

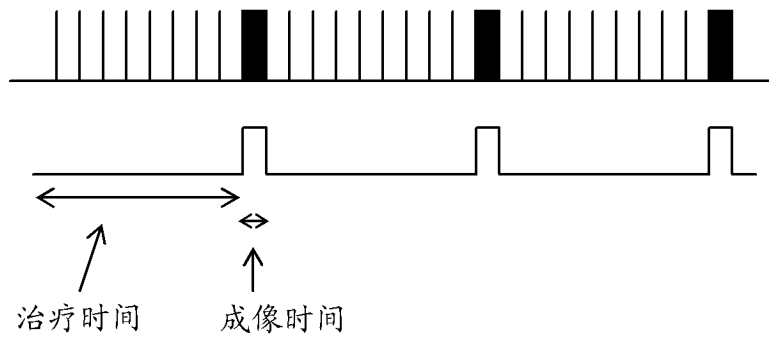


图 4

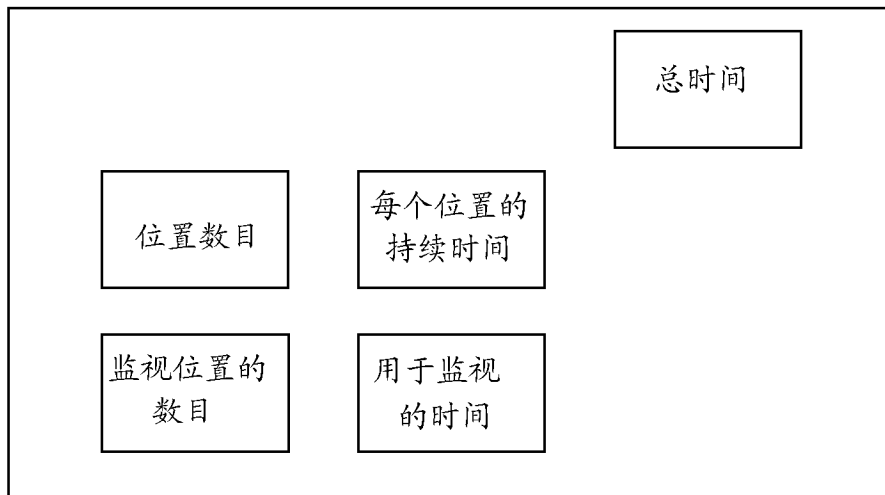


图 5

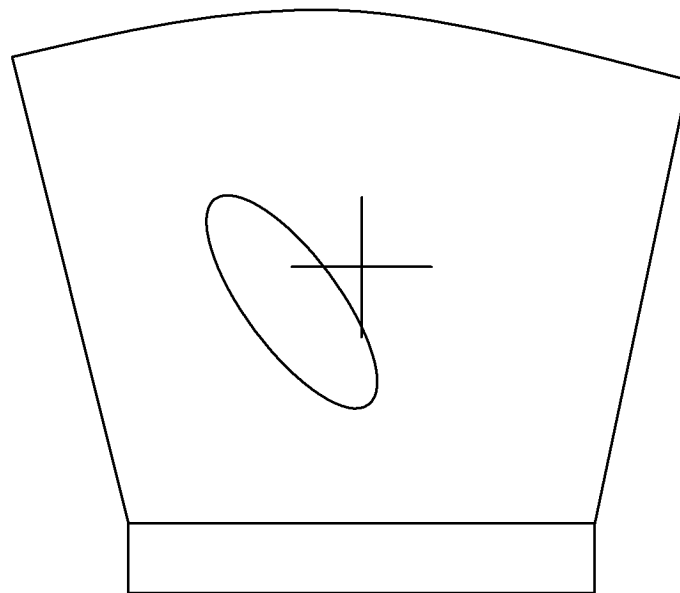


图 6

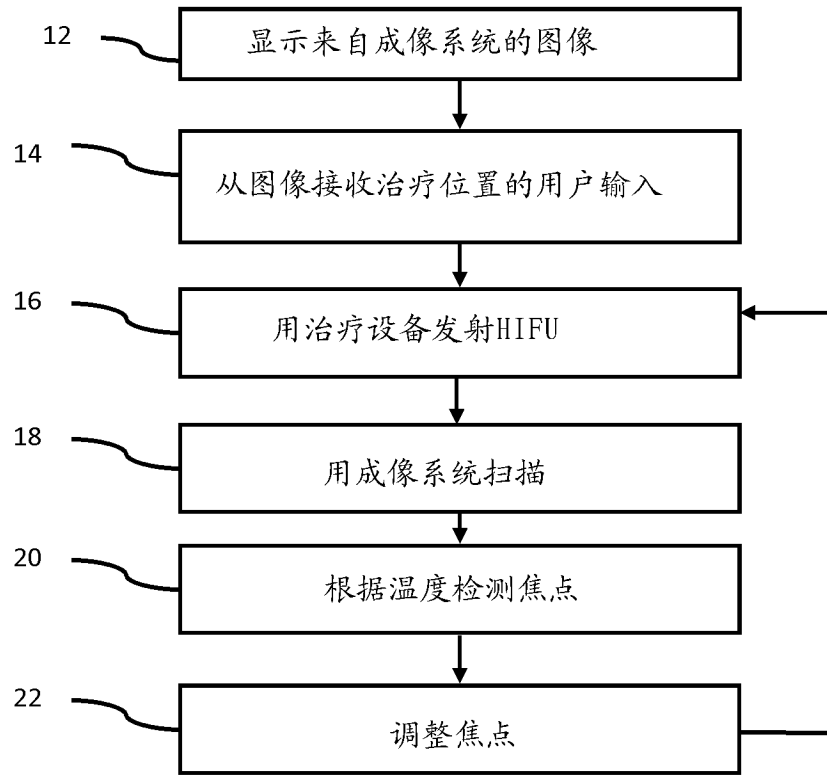


图 7

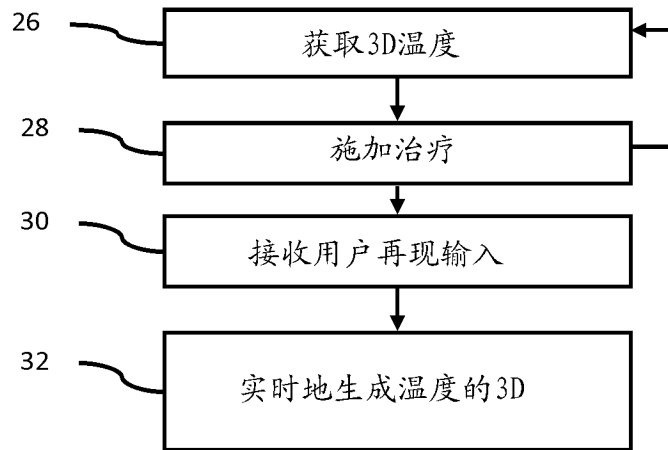


图 8

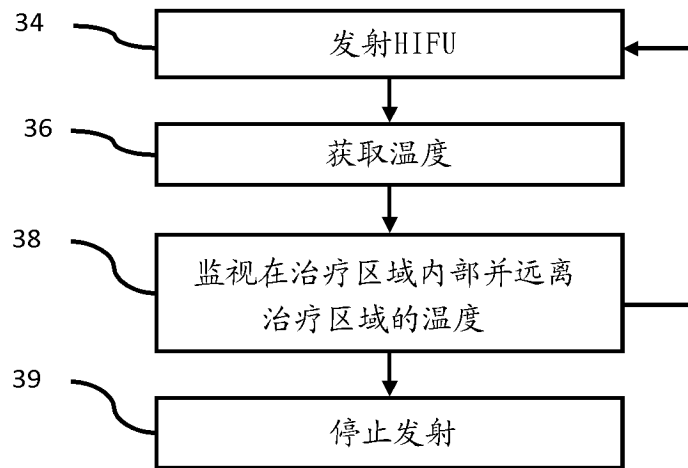


图 9

专利名称(译)	用于治疗控制或监视的超声波		
公开(公告)号	CN103381097B	公开(公告)日	2016-05-18
申请号	CN201310158078.1	申请日	2013-05-02
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	李志贤 范列湘 J 霍普尔 徐道中 曾小政 C 马尔克 C 杜 K M 塞金斯 J 库克 S R 巴恩斯		
发明人	李志贤 范列湘 J.霍普尔 徐道中 曾小政 C.马尔克 C.杜 K.M.塞金斯 J.库克 S.R.巴恩斯		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/4836 A61B8/5223 A61B2018/00791 A61B2034/101 A61B2090/378 A61N7/02 A61N2007/0052 G16H50/30 A61B5/0036		
代理人(译)	王岳 刘春元		
审查员(译)	李明泽		
优先权	13/462715 2012-05-02 US		
其他公开文献	CN103381097A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于治疗控制或监视的超声波。用超声波扫描仪来执行治疗控制和/或监视。超声波扫描仪检测 (20) 温度以监视治疗，并基于该温度来执行治疗系统的HIFU波束位置重新聚焦 (22)。该监视使用超声波扫描仪的触发器输出端 (68) 而与治疗同步。触发器输出端 (68) 对应于超声波扫描仪的扫描序列。为了满足给定治疗计划，扫描序列被自定义，导致自定义触发序列。使用三维或多平面重构再现 (32) 来表示温度以便监视反馈。可以监视 (38) 未被治疗的位置处的温度。如果该温度具有非期望特性 (例如，过高)，则通过至少临时地停止 (39) 来控制治疗。

