



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109416908 A

(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201780042248.6

(22)申请日 2017.06.20

(30)优先权数据

62/359922 2016.07.08 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.01.07

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2017/000904 2017.06.20

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/007868 EN 2018.01.11

(71)申请人 医视特有限公司

地址 以色列卡梅尔

(72)发明人 约阿夫·利维

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

代理人 王勇 李科

(51)Int.Cl.

G10K 11/00(2006.01)

B06B 1/06(2006.01)

G10K 11/32(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 17/00(2006.01)

B06B 1/02(2006.01)

G10K 11/35(2006.01)

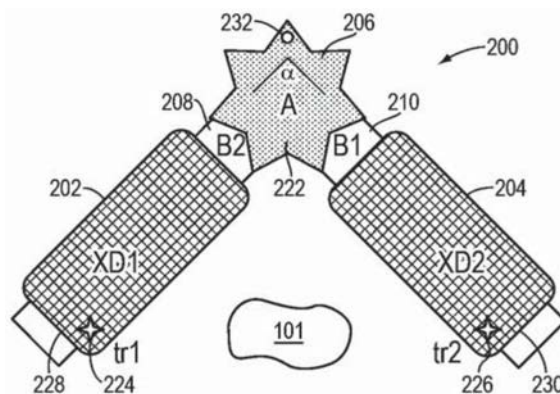
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

用于确保在多个超声换能器阵列之间的相干性的系统和方法

(57)摘要

用于维持由多个换能器阵列发射的超声波的相干性的系统包括:多个固位臂,每个固位臂用于接纳换能器阵列之一;用于接纳臂并以相对于彼此的固定的角关系机械地保持臂的连接框架;以及处理器,其被配置成:确定换能器阵列相对于彼此和连接框架的相对位置;确定连接框架相对于感兴趣解剖区的位置;确定在每个换能器阵列中的换能器元件相对于感兴趣解剖区的空间布置;以及调节在换能器阵列中的换能器元件的发射配置以在维持其间的相干性的同时实现关于感兴趣解剖区的期望聚焦特性。



1. 一种用于维持从经由连接框架连接的多个超声换能器阵列发射的波的相干性的方法,每个换能器阵列包括多个换能器元件,所述方法包括:

(a) 确定所述多个换能器阵列相对于彼此和所述连接框架的相对位置;

(b) 确定所述连接框架相对于感兴趣解剖区的位置;

(c) 基于步骤(a)和(b)来确定在每个换能器阵列中的所述换能器元件相对于所述感兴趣解剖区的空间布置;以及

(d) 基于在步骤(c)中的所述确定来调节在所述多个换能器阵列中的所述换能器元件的发射配置以在维持其间的相干性的同时实现关于所述感兴趣解剖区的期望聚焦特性。

2. 如权利要求1所述的方法,还包括确定在每个换能器阵列中的所述换能器元件的空间参数。

3. 如权利要求2所述的方法,其中所述空间参数包括所述换能器元件的位置或方向中的至少一个。

4. 如权利要求1所述的方法,其中步骤(a)还包括将位置跟踪器附接到所述多个超声换能器阵列中的每个以及确定所述位置跟踪器相对于彼此和所述连接框架的相对位置。

5. 如权利要求4所述的方法,还包括将辅助位置跟踪器附接到所述连接框架。

6. 如权利要求4所述的方法,其中步骤(a)还包括从多个被允许的方向角确定在所述多个换能器阵列中的两个换能器阵列之间的方向角。

7. 如权利要求1所述的方法,其中步骤(b)确定所述连接框架相对于所述感兴趣解剖区的三维位置,以及步骤(c)确定在每个换能器阵列中的所述换能器元件相对于所述感兴趣解剖区的三维空间布置。

8. 如权利要求1所述的方法,其中使用MR图像来确定步骤(a)。

9. 如权利要求1所述的方法,其中使用MR图像来确定步骤(b)。

10. 如权利要求1所述的方法,其中所述感兴趣解剖区包括用于治疗的目标区。

11. 如权利要求1所述的方法,其中所述发射配置包括与所述换能器元件中的每个相关联的振幅、频率或相位中的至少一个。

12. 一种用于在程序期间维持超声波的相干性的系统,所述系统包括:

(a) 多个换能器阵列,每个换能器阵列包括多个换能器元件;

(b) 多个固位臂,每个固位臂用于接纳所述换能器阵列之一;

(c) 连接框架,其用于接纳所述臂并以相对于彼此的固定的已知角关系机械地保持所述臂;以及

(d) 处理器,其被配置成:

(i) 确定所述多个换能器阵列相对于彼此和所述连接框架的相对位置;

(ii) 确定所述连接框架相对于感兴趣解剖区的位置;

(iii) 基于所述换能器阵列的相对位置和所述连接框架相对于所述感兴趣解剖区的位置来确定在每个换能器阵列中的所述换能器元件相对于所述感兴趣解剖区的空间布置;以及

(iv) 基于在每个换能器阵列中的所述换能器元件相对于所述感兴趣解剖区的所确定的空间布置来调节在所述多个换能器阵列中的所述换能器元件的发射配置以在维持其间的相干性的同时实现关于所述感兴趣解剖区的期望聚焦特性。

13. 如权利要求12所述的系统,其中所述处理器还被配置成确定在每个换能器阵列中的所述换能器元件的空间参数。

14. 如权利要求13所述的系统,其中所述空间参数包括所述换能器元件的位置或方向中的至少一个。

15. 如权利要求12所述的系统,还包括多个位置跟踪器以及用于跟踪所述位置跟踪器的跟踪系统,每个位置跟踪器与所述换能器阵列之一成固定关系。

16. 如权利要求15所述的系统,其中所述处理器被配置成确定所述位置跟踪器相对于彼此和所述连接框架的相对位置。

17. 如权利要求16所述的系统,其中所述处理器被配置成从多个被允许的方向角确定在所述多个换能器阵列中的两个换能器阵列之间的方向角。

18. 如权利要求15所述的系统,其中所述位置跟踪器包括MRI跟踪器,以及所述跟踪系统包括MR设备。

19. 如权利要求12所述的系统,还包括MR设备,其中使用MR图像来确定所述多个换能器阵列相对于彼此和所述连接框架的相对位置。

20. 如权利要求12所述的系统,还包括MR设备,其中使用MR图像来确定所述连接框架相对于所述感兴趣解剖区的位置。

21. 如权利要求12所述的系统,其中所述感兴趣解剖区包括用于治疗的目标区。

22. 如权利要求12所述的系统,其中所述发射配置包括与所述换能器元件中的每个相关联的振幅、频率或相位中的至少一个。

23. 如权利要求12所述的系统,其中所述换能器阵列能够沿着所述固位臂的长度移动,且还包括用于将所述换能器阵列机械地保持在沿着其的选定位置处的装置。

24. 如权利要求23所述的系统,其中所述换能器阵列能够只以离散的增量沿着所述固位臂的长度移动。

25. 如权利要求23所述的系统,其中所述换能器阵列能够沿着所述固位臂的长度持续地移动。

26. 如权利要求12所述的系统,其中所述连接框架被配置成提供用于所述固位臂的一系列离散的、在角度上移位的安装位置。

27. 如权利要求12所述的系统,其中所述连接框架被配置成提供用于所述固位臂的连续的、在角度上移位的安装位置。

## 用于确保在多个超声换能器阵列之间的相干性的系统和方法

### [0001] 相关申请

[0002] 本申请要求2016年7月8日提交的美国临时专利申请No. 62/359,922的权益和优先权,该临时专利申请的全部内容通过引用包含于此。

### 技术领域

[0003] 本发明通常涉及牵涉多个超声换能器的系统和方法。特别地,各种实施方式的目的在于维持在多个超声换能器之间的相干性。

### 背景技术

[0004] 聚焦超声(即,具有大于大约20千赫兹的频率的声波)可用于对在患者体内的内部身体组织进行成像或有疗效地进行治疗。例如,声波可用于消融肿瘤,消除了对患者经历侵入性手术的需要。在肿瘤消融期间,压电陶瓷换能器放置在患者外部,但极接近待消融的组织(即,目标)。换能器将电子驱动信号转换成机械振动,导致声波的发射。换能器可被成形为使得波聚集在聚焦区中。可替换地或另外地,换能器可由多个单独地驱动的换能器元件形成,换能器元件的相位可以各自独立于彼此被控制。这样的“相控阵”换能器便于通过调节在换能器之间的相对相位来将聚焦区引导到不同的位置。磁共振成像(MRI)可用于使患者和目标可见,并由此引导超声束。

[0005] 超声治疗的有效性取决于聚焦的特性(例如聚焦位置的准确度和/或聚焦区的锐度和形状)。在具有期望特性的焦点被创建之后,在治疗期间维持它很重要。这又取决于在生成焦点的超声波之间的持续相干性。为了其目的,如果两个波具有基本上相同的频率且在它们的相位之间的差异基本上是恒定的,则这两个波被认为是相干的。

[0006] 常规地,提出了用于确保在从单个换能器阵列的各种元件发射的超声波之间的相干性的方法。例如,可使用例如在实验室中的声发射作为制造过程的部分来测量换能器元件相对于彼此和相对于换能器主体的几何位置。在治疗期间,(例如使用MRI跟踪器)确定换能器主体的位置;这样,可从换能器主体的位置导出每个换能器元件的位置。可通过维持换能器元件相对于彼此的相对位置和/或方向来实现超声波之间的相干性。

[0007] 在一些情况下,超声治疗可实现多于一个换能器阵列从两个不同的声窗提供高超声功率和/或足够的强度。然而,上面所述的常规方法可应用于仅维持在由换能器阵列内的换能器元件发射的超声波之间的相干性;它不能确保在从不同的换能器阵列发射的波之间的相干性。

[0008] 因此,需要一种确保在治疗期间从不同换能器阵列的元件发射的超声波之间的相干性的方法。

### 发明内容

[0009] 本发明的各种实施方式提供用于通过维持在每个换能器阵列中的换能器元件的恒定相对空间布置(例如位置和/或方向)来确保在从不同换能器阵列的元件发射的超声波

之间的相干性的系统和方法。这可以通过限制换能器阵列的可能的几何位置来实现。在各种实施方式中,两个或更多个换能器阵列固定到具有预定约束的连接结构。例如,连接结构可包括具有用于定位换能器阵列的有限数量的选项的外部框架。位置跟踪器(例如MRI跟踪器)可放置在换能器阵列上以便于确定它们相对于彼此和相对于在患者身体内的感兴趣解剖区的相对位置。该信息和连接结构的预定约束可以一起准确地识别感兴趣解剖区的位置和换能器阵列中的换能器元件在三维空间中的位置。基于感兴趣解剖区和换能器元件的所识别的位置,与每个换能器元件相关联的超声发射配置(例如振幅、频率和/或相位)可接着被计算以确保由在两个或更多个换能器阵列中的换能器元件发射的超声波在感兴趣解剖区处是相干的。

[0010] 因此,在一个方面中,本发明涉及用于维持从经由连接框架连接的多个超声换能器阵列发射的波的相干性的方法,每个换能器阵列具有多个换能器元件。在各种实施方式中,该方法包括:(a) 确定换能器阵列相对于彼此和连接框架的相对位置;(b) 确定连接框架相对于感兴趣解剖区的位置;(c) 基于步骤(a)和(b)来确定在每个换能器阵列中的换能器元件相对于感兴趣解剖区的空间布置;以及(d) 基于在步骤(c)中的确定来调节在多个换能器阵列中的换能器元件的发射配置(例如振幅、频率和/或相位)以在维持其间的相干性的同时实现关于感兴趣解剖区的期望聚焦特性。在一个实现中,该方法还包括确定在每个换能器阵列中的换能器元件的空间参数(例如位置和/或方向)。此外,可使用MR图像来确定步骤(a)和/或步骤(b)。在一些实施方式中,感兴趣解剖区包括用于治疗的目标区。

[0011] 步骤(a)可包括将位置跟踪器附接到每个超声换能器阵列以及确定位置跟踪器相对于彼此和连接框架的相对位置。在一个实施方式中,该方法还包括将辅助位置跟踪器附接到连接框架。步骤(a)可包括从多个被允许的方向角确定在两个换能器阵列之间的方向角。此外,步骤(b)可确定连接框架相对于感兴趣解剖区的三维位置,以及步骤(c)可确定在每个换能器阵列中的换能器元件相对于感兴趣解剖区的三维空间布置。

[0012] 在另一方面中,本发明涉及用于在程序期间维持超声波的相干性的系统。在各种实施方式中,系统包括(a) 多个换能器阵列;(b) 多个固位臂,每个固位臂用于接纳换能器阵列之一;(c) 用于接纳臂并以相对于彼此的固定的已知角关系机械地保持臂的连接框架;以及(d) 处理器,其被配置成:(i) 确定换能器阵列相对于彼此和连接框架的相对位置;(ii) 确定连接框架相对于感兴趣解剖区的位置;(iii) 基于换能器阵列的相对位置和连接框架相对于感兴趣解剖区的位置来确定在每个换能器阵列中的换能器元件相对于感兴趣解剖区的空间布置;以及(iv) 基于在每个换能器阵列中的换能器元件相对于感兴趣解剖区的所确定的空间布置来调节在换能器阵列中的换能器元件的发射配置(例如振幅、频率和/或相位)以在维持其间的相干性的同时实现关于感兴趣解剖区的期望聚焦特性。在一个实现中,处理器还被配置成确定在每个换能器阵列中的换能器元件的空间参数(例如位置和/或方向)。

[0013] 系统可包括多个位置跟踪器(例如MRI跟踪器)以及用于跟踪位置跟踪器的跟踪系统(例如MR设备),每个位置跟踪器与换能器阵列之一处于固定关系。处理器还可被配置成确定位置跟踪器相对于彼此和连接框架的相对位置。此外,处理器可被配置成从多个被允许的方向角确定在换能器阵列中的两个之间的方向角。在一些实施方式中,系统还包括MR设备。可接着使用MR图像来确定换能器阵列相对于彼此和连接框架的相对位置和/或连接

框架相对于感兴趣解剖区的位置。在一个实现中,感兴趣解剖区包括用于治疗的目标区。

[0014] 此外,换能器阵列可以沿着固位臂的长度移动;系统还可包括用于将换能器阵列机械地保持在沿着其的选定位置处的装置。例如,换能器阵列可以只以离散的增量沿着固位臂的长度移动。可替换地,换能器阵列可沿着固位臂的长度持续地移动。在一个实施方式中,连接框架被配置成提供用于固位臂的一系列离散的、在角度上移位的安装位置。在另一实施方式中,连接框架被配置成提供用于固位臂的连续的、在角度上移位的安装位置。

[0015] 如在本文使用的,术语“基本上”意指 $\pm 10\%$ ,且在一些实施方式中是 $\pm 5\%$ 。此外,术语“元件”意指在阵列中的单独换能器或单个换能器的独立可驱动的部分。在整个这个说明书中对“一个示例”、“示例”、“一个实施方式”或“实施方式”的引用意指结合该示例所述的特定特征、结构或特性被包括在当前技术的至少一个示例中。因此,短语“在一个示例中”、“在示例中”、“一个实施方式”或“实施方式”在整个这个说明书中的不同地方的出现并不一定都指同一示例。此外,在本技术的一个或多个示例中,特定的特征、结构、例程、步骤或特性可以以任何适当方式组合。在本文提供的标题仅为了方便,且并不意欲限制或解释所主张的技术的范围或含义。

### 附图说明

[0016] 在附图中,相似的附图标记通常在全部不同的视图中指相同部件。此外,附图不一定按比例,而是通常强调说明本发明的原理。在下面的描述中,参考以下附图描述了本发明的各种实施方式,其中:

[0017] 图1示出根据本发明的一些实施方式的示例性超声换能器阵列;

[0018] 图2A和2B示出根据本发明的各种实施方式的实现安装到连接框架的多个换能器阵列的示例性超声系统;

[0019] 图3示出根据本发明的各种实施方式的实现MRI设备的示例性跟踪器-跟踪系统;以及

[0020] 图4是示出根据本发明的各种实施方式的用于确保在从多个换能器阵列发射的超声波之间的相干性的方法的流程图。

### 具体实施方式

[0021] 图1示出用于生成聚焦声束并将聚焦声束输送到患者体内的感兴趣解剖区101的示例性超声系统100。在各种实施方式中,系统100包括换能器元件104的相控阵102、驱动相控阵102的波束形成器106、与波束形成器106通信的控制器108和向波束形成器106提供输入电子信号的频率发生器110。

[0022] 阵列102可具有适合于放置在患者身体的表面上的弯曲(例如球形或抛物线)形状,或可包括一个或多个平面或成形区段。它的尺寸可在毫米和数十厘米之间改变。阵列102的换能器元件104可以是压电陶瓷元件,且可安装在硅酮橡胶或适合于抑制在元件104之间的机械耦合的任何其它材料中。也可使用压电复合材料或通常能够将电能转换成声能的任何材料。为了确保到换能器元件104的最大功率传输,元件104可被配置用于在 $50\ \Omega$ 处的电共振,匹配输入连接器阻抗。

[0023] 换能器元件104是单独地可控制的,即,它们各自能够以独立于其它换能器的振幅

和/相位的振幅和/或相位发射超声波。在各种实施方式中,换能器阵列102耦合到波束形成器106,其驱动单独的换能器元件104,使得它们共同地产生聚焦超声束或场。对于n个换能器元件,波束形成器106可包含n个驱动电路,每个驱动电路包括放大器118和相位延迟电路120或由放大器118和相位延迟电路120组成;每个驱动电路驱动换能器元件104之一。波束形成器106从频率发生器110接收一般在从0.1MHz到10MHz的范围内的射频(RF)输入信号,频率发生器110可以例如是从Stanford Research Systems可得到的Model DS345发生器。输入信号可以为波束形成器106的n个放大器118和延迟电路120分成n个通道。在一些实施方式中,频率发生器110与波束形成器106集成在一起。射频发生器110和波束形成器106被配置成以同一频率但以不同的相位和/或不同的振幅驱动换能器阵列102的单独换能器元件104。

[0024] 由波束形成器106施加的放大或衰减因子 $a_1$ - $a_n$ 和相移 $\alpha_1$ - $\alpha_n$ 用来将超声能传输并聚焦到感兴趣解剖区101上,并考虑在位于换能器元件104和感兴趣解剖区101之间的组织中引起的波形畸变。使用控制器108来计算放大因子和相移,控制器108可通过软件、硬件、固件、硬连线或其任何组合来提供必要的计算功能。例如,控制器108可利用使用软件以常规方式且在没有过度实验的情况下编程的通用或专用数字数据处理器,以便确定在感兴趣解剖区101处得到期望焦点或任何其它期望空间场图案所必需的相移和放大因子。

[0025] 在一些实施方式中,超声应用可实现多于一个换能器阵列,以例如从两个不同的声窗提供高超声功率和/或足够的强度。图2A示出根据各种实施方式的实现多个换能器阵列202、204的系统200。换能器阵列202、204可以用如上所述的方式由相同或不同的波束形成器106单独地驱动和/或由相同或不同的控制器108单独地控制。在各种实施方式中,换能器阵列202、204安装到连接框架206的一对固位臂208、210,连接框架206将它们维持在对彼此的固定关系中。例如,臂208、210可具有相对于彼此的离散的多个预定位置选项,且换能器阵列202、204可以只沿着臂208、210的长度移动。臂208、210可被配置成使用任何适当的装置接合换能器阵列202、204。例如,参考图2B,臂208、210中的每个可包括具有与换能器阵列202、204的几何形状互补的几何形状、用于接合到其的保持架212。在一个实施方式中,保持架212(以及因而换能器阵列202、204)可以只以离散增量(例如每10cm)沿着臂的长度(例如x方向)移动。这可通过利用锁定机构216(例如可释放抓爪)来实现。例如,臂208、210中的每个可包括沿着其长度的多个槽218。每个保持架212可包括用于与在臂208、210中的一个或多个槽218接合的一个或多个弹簧加载按钮220;由弹簧施加的弹力然后可防止按钮220从槽218脱离。然而,应理解,锁定机构216的所描绘的配置和/或换能器阵列202、204到固位臂208、210的接合的配置仅为了说明,且本发明不限于这样的配置;本领域中的普通技术人员将理解,任何变形是可能的且在本发明的范围内。例如,保持架212可包括用于接合槽218的可滑动的T形构件。此外,保持架212可被由控制器108可编程的致动机构(例如泵)操作;换能器阵列202、204沿着臂208、210的移动可接着在超声程序期间被自动调节和计算。

[0026] 在固位臂208、210中的两个连续槽218之间的距离定义了换能器阵列202、204可沿着其长度移动的最小增量;该距离越短,换能器阵列202、204可被放置于的沿着臂208、210的位置就越多。在一个实施方式中,槽208足够接近彼此(例如每1cm),换能器阵列202、204于是可几乎放置在沿着臂208、210的任何地方。

[0027] 再次参考图2A,在各种实施方式中,臂208、210使用任何适当的装置(例如如上所

述的接合装置)耦合到连接框架206的连接器222。连接器222提供臂208、210的一系列离散的、在角度上移位的安装位置,在这些位置之间有角度 $\alpha$ 。离散位置的数量比它们的固定和期望地相等的角位移对本发明的操作更不重要。例如,角度 $\alpha$ 可以只改变预定的离散增量(例如 $10^\circ$ )。可替换地,根据需要,离散角度增量可以足够小(例如 $1^\circ$ )以允许在臂208、210之间的从 $0^\circ$ 到几乎 $360^\circ$ 的几乎连续的角度位移选项。再次,可使用容易可得到的或可在没有过度的实验的情况下实现的任何适当的装置(例如,如上所述的锁定机构和/或致动机构)来实现离散或连续的角度位移。

[0028] 在各种实施方式中,一对位置跟踪器224、226分别附接到换能器阵列202、204,有相对于其的固定位置和/或方向。位置跟踪器224、226可放置在容易便于检测和相对于彼此和感兴趣解剖区101定位的位置上。在一个实施方式中,位置跟踪器224、226分别放置在换能器阵列202、204的外边缘228、230上;该配置最大化在跟踪器224、226之间的欧几里德距离且因而使求解在两个臂208、210之间的角度 $\alpha$ 最大程度地容易,如下所解释的。然而应理解,位置跟踪器224、226可附接到换能器阵列202、204或框架臂208、210的任何部分,只要在两个换能器阵列102、104之间的角度 $\alpha$ 可被求解。还应理解,较大数量的位置跟踪器可增加在确定换能器阵列202、204的位置和方向时的准确度(即,分辨率)。在一个实现中,使用三个位置跟踪器224、226、232,每个位置跟踪器附接到换能器阵列、框架臂和/或连接器222;这可有利的提供连接框架(和/或换能器阵列)相对于感兴趣解剖区101的三维位置信息。

[0029] 在一个实施方式中,位置跟踪器224、226是可通过MR成像而被跟踪的MRI跟踪器。图3示出示例性MRI设备302。设备302可包括圆柱形电磁铁304,其生成在电磁铁304的孔306内的必要的静磁场。在医疗程序期间,患者被置于在可移动的支撑桌308上的孔306内。感兴趣解剖区101可位于成像区312内,其中电磁铁304生成基本上均匀的场。也可在孔306内并围绕患者提供一组圆柱形磁场梯度线圈313。梯度线圈313在预定的时间且在三个相互正交的方向上生成预定幅度的磁场梯度。使用场梯度,不同的空间位置可与不同的进动频率相关联,从而将它的空间分辨率给予MR图像。围绕成像区312的RF发射器线圈314将RF脉冲发射到成像区312内以使患者的组织发射磁共振(MR)响应信号。原始MR响应信号由RF线圈314感测并被传递到MR控制器316,其然后计算可被显示给用户的MR图像。可替换地,可使用单独的MR发射器和接收器线圈。

[0030] MRI控制器316可控制脉冲序列,即,磁场梯度以及RF激发脉冲和响应检测周期的相对定时和强度。MR响应信号使用常规图像处理系统被放大、调整和数字化成原始数据,并通过本领域中的普通技术人员已知的方法进一步转换成图像数据的阵列。基于图像数据来识别感兴趣解剖区101的位置以及跟踪器224、226的位置。图像处理系统可以是MRI控制器216的部分,或可以是与MRI控制器216通信的单独装置(例如包含图像处理软件的通用计算机)。

[0031] 在各种实施方式中,感兴趣解剖区101和跟踪器224、226的所识别的位置的信息与框架臂208、210的所有被允许的移动(其是离散的,并且可基于例如如上所述的默认设置或先前的测量来被提前知道)一起可用于准确地确定换能器阵列202、204的每个换能器元件相对于感兴趣解剖区101的位置和/或方向,如下面进一步描述的。这种方法可以比对每个换能器元件单独地执行位置测量提供元件的位置的更准确和有效的确定。

[0032] 图4是示出用于经由连接框架206和位置跟踪器224、226的使用来确定在每个换能

器阵列内的换能器元件相对于不同的换能器阵列和感兴趣解剖区的相对空间布置(例如位置和/或方向)的示例性方法400的流程图。在第一步骤402中,表征在每个换能器阵列202、204中的换能器元件104的空间参数(例如方向和位置)使用任何适当的方法来得到,或可以是提前已知的。例如,每个换能器元件104可朝着位于焦点或其它位置处的传感器(未示出)发射脉冲;可基于飞行时间来确定在每个换能器元件和传感器之间的距离。可基于传感器的该所确定的距离和位置确定在任何期望坐标系(例如房间的坐标系)中在每个换能器阵列内的每个换能器元件的实际位置和/或方向。可替换地,可基于换能器阵列的默认设计和/或在超声波处理期间获取的MRI图像来确定换能器元件的方向和位置。例如,因为通常基于换能器阵列所附接到的患者身体的表面来设计换能器阵列202、204的形状以及换能器元件104的方向和位置,所以可从默认设计中获得每个元件104的空间参数。在一些实施方式中,换能器元件104在制造、使用和修理期间和/或作为元件104由热变形的结果而从它们的期望设计的方向和/或位置移动和/或移位。各种已知的方法可应用于确定移动和/或移位以用于校正;在美国专利No. 7,535,794中描述了一种适当的方法,该美国专利的全部公开通过引用包含于此。

[0033] 在第二步骤404中,可使用任何适当的方法来确定跟踪器224、226相对于彼此和/或感兴趣解剖区101的相对位置。例如,跟踪器224、226可以是MRI跟踪器,且MRI测量可被执行以确定跟踪器224、226在连接框架206上和/或相对于在解剖区101中的解剖物体(其可由MR系统成像)的位置。基于所确定的跟踪器位置和连接框架106的连接器222上可得到的被允许的角度值,可以用几何学确定(例如在第三步骤406中)在位置跟踪器224、226被放置于的两个臂208、210之间的角度 $\alpha$ ;也就是说,因为可能的角度(和可能还有沿着臂的换能器位置)的数量被约束,使用跟踪器位置来完全确定解。可替换地,在一些实施方式中,另外的位置跟踪器232附接到连接两个臂208、210的连接器222。再次,可使用任何适当的方法(例如MRI成像)来识别三个跟踪器224、226、232的位置,如关于步骤404所述的;三个跟踪器的使用允许可用的臂角度和沿着臂的换能器位置的数量增加而不使解变得无法确定。

[0034] 在第四步骤408中,可基于在步骤402中得到的换能器元件104的空间布置和在步骤406中确定的角度 $\alpha$ 根据(所确定的)角度 $\alpha$ 来导出在换能器阵列202、204之一中的换能器元件104相对于在换能器阵列202、204的另一个中的换能器元件104和相对于连接框架106的相对空间布置(例如方向和位置)。在第五步骤410中,可基于在步骤404中确定的跟踪器224、226相对于感兴趣解剖区101的位置来确定感兴趣解剖区101对换能器阵列202、204所附接到的连接框架106的相对位置。在第六步骤412中,在步骤408中得到的换能器元件的空间参数和在步骤410中确定的连接框架206的位置一起用于确定换能器元件相对于感兴趣解剖区101的空间布置。基于换能器元件相对于感兴趣解剖区101的所确定的空间布置,可接着计算与每个换能器元件相关联的发射配置(例如振幅、频率和/或相位)以确保由换能器阵列202、204的元件104发射的超声波在治疗期间在感兴趣解剖区101处是相干的(在第七步骤414中)。因此,本发明的各种实施方式使用简单的配置——具有预定约束的位置跟踪器224、226和连接框架206——来有利地允许多个换能器阵列在超声系统中实现以用于在感兴趣解剖区101处提供高超声功率和/或足够的强度,同时确保在从其发射的超声波之间的相干性。

[0035] 在治疗期间,由于移动、感兴趣解剖区101的尺寸的变化和/或其它变化,换能器元

件的位置和/或方向可能需要调节,以便实现在期望位置处的期望聚焦质量。为了确保在调节期间从多个换能器阵列发射的超声波的相干性,可基于使用方法400得到的换能器元件相对于彼此和相对于感兴趣解剖区101的空间布置来协作地调节换能器阵列。例如,简单的调节可涉及改变连接框206相对于感兴趣解剖区101的方向和/或位置,同时维持在其上附接的换能器元件的相对位置和方向不变。可替换地,涉及换能器阵列202、204沿着在连接框架206中的固位臂208、210的长度的移动和/或在换能器元件202、204之间的角度 $\alpha$ 的变化的更复杂的调节可被实现以确保焦点在期望位置处(即,在感兴趣解剖区处)以令人满意的质量生成。可根据上面所述的方法来确定在调节之后换能器元件相对于不同的换能器阵列和感兴趣解剖区101的相对空间布置。因此,本发明有利地提供确保从多个换能器阵列发射的超声波的相干性的方法。

[0036] 通常,可在用硬件、软件或两者的组合实现的一个或多个模块中构造用于下列操作的功能:确定在多个换能器阵列中的换能器元件相对于感兴趣解剖区的相对空间布置(例如方向和/或位置),包括确定在每个换能器阵列内的换能器元件的空间布置(例如方向和/或位置),分析使用成像器获取的感兴趣解剖区和位置跟踪器的成像数据,确定感兴趣解剖区相对于位置跟踪器的相对位置,确定在位置跟踪器被放置于的连接框架的两个臂之间的角度 $\alpha$ ,计算在换能器阵列之一中的换能器元件相对于在换能器阵列的另一个中的换能器元件和相对于连接框架的相对空间布置,确定感兴趣解剖区对连接框架的相对位置,确定换能器元件相对于感兴趣解剖区的空间布置,以及计算与换能器阵列的每个换能器元件相关联的发射配置(例如振幅、频率和/或相位),以便确保在从其发射的超声波之间的相干性,如上所述,而不管是集成在MRI设备和/或超声系统的控制器内还是由单独的外部控制器或一个或多个其它计算实体提供。对于功能被提供为一个或多个软件程序的实施方式,可以用多种高级语言,例如FORTRAN、PASCAL、JAVA、C、C++、C#、BASIC、各种脚本语言和/或HTML中的任一种来写程序。此外,可以用指向存在于目标计算机(例如控制器)上的微处理器的汇编语言实现软件;例如,可以用Intel 80x86汇编语言(如果它配置成在IBM PC或PC克隆上运行)实现软件。软件可体现在制造物品上,制造物品包括但不限于软盘、闪存盘、硬盘、光盘、磁带、PROM、EPROM、EEPROM、现场可编程门阵列或CD-ROM。可使用例如一个或多个FPGA、CPLD或ASIC处理器来实现使用硬件电路的实施方式。

[0037] 此外,在本文使用的术语“控制器”广泛地包括用于执行如上所述的任何功能的所有必要的硬件部件和/或软件模块;控制器可包括多个硬件部件和/或软件模块,且功能可在不同的部件和/或模块之间扩展。

[0038] 上面描述了本发明的某些实施方式。然而明确地提到,本发明不限于那些实施方式;而是,对本文明确描述的内容的添加和修改也被包括在本发明的范围内。例如,除了MRI以外的成像方法可用于跟踪位置跟踪器和感兴趣解剖区。

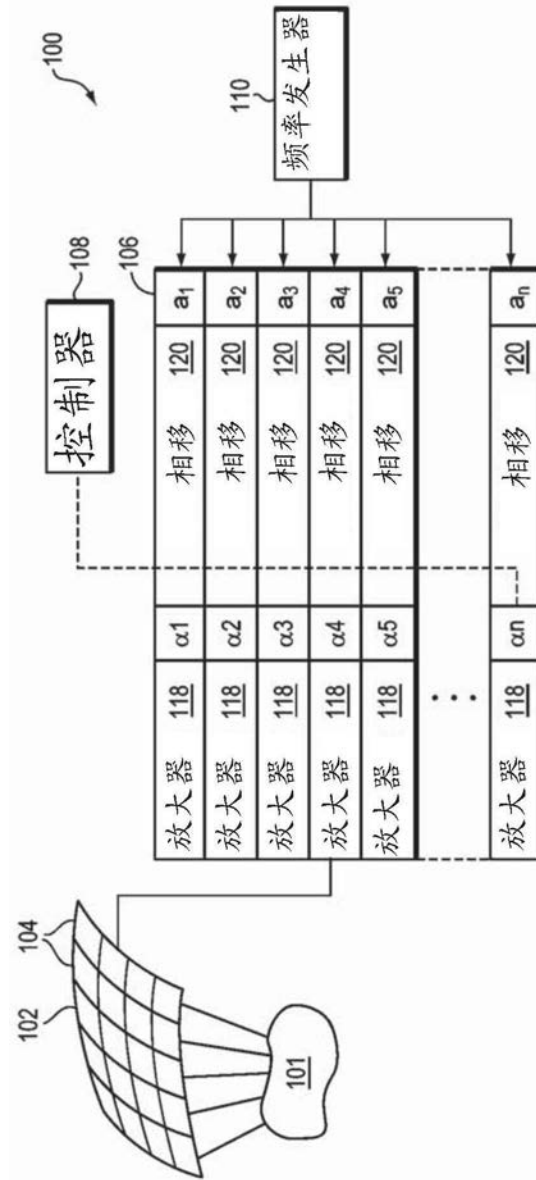


图1

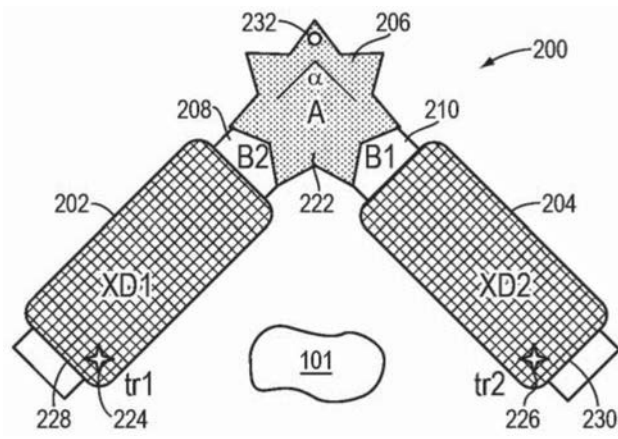


图2A

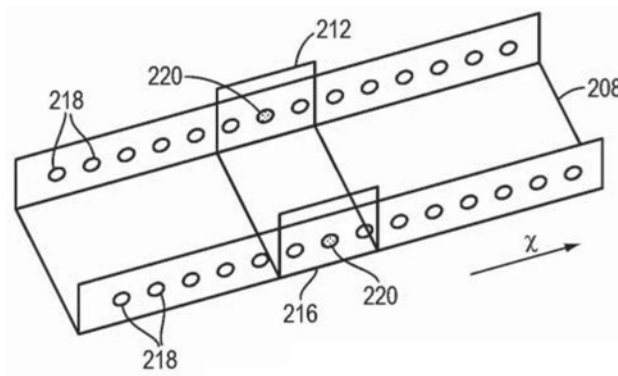


图2B

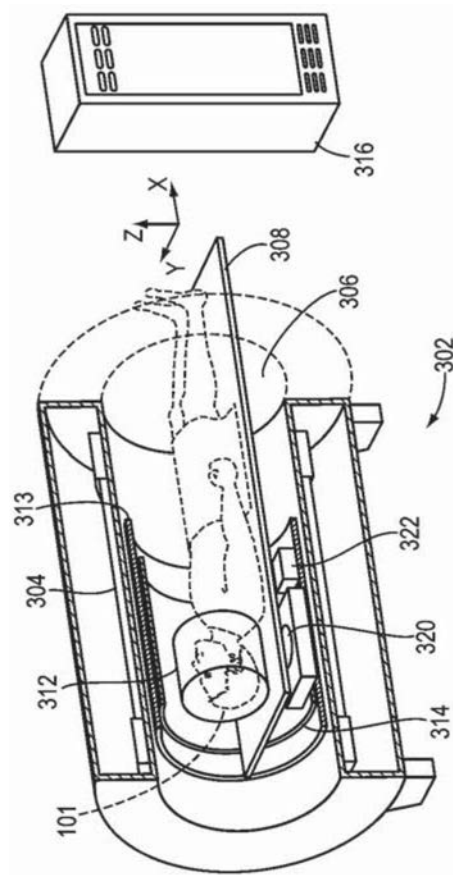


图3

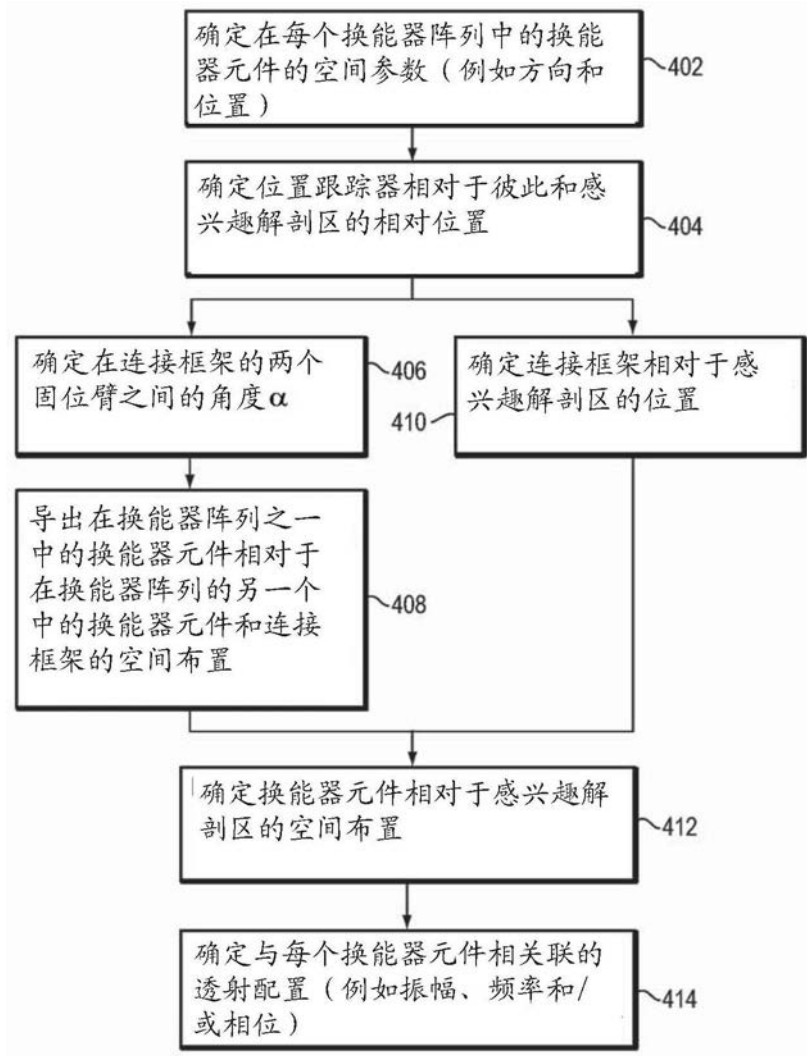


图4

专利名称(译)	用于确保在多个超声换能器阵列之间的相干性的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109416908A</a>	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201780042248.6	申请日	2017-06-20
[标]发明人	约阿夫·利维		
发明人	约阿夫·利维		
IPC分类号	G10K11/00 B06B1/06 G10K11/32 A61B8/00 A61B17/00 B06B1/02 G10K11/35		
CPC分类号	A61B8/00 B06B1/0238 B06B1/0607 B06B2201/76 G10K11/004 G10K11/32 G10K11/352 G10K2210/1161 A61B5/0036 A61B5/055 A61B8/4263 A61N7/00 A61N2007/0078		
代理人(译)	王勇 李科		
优先权	62/359922 2016-07-08 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

用于维持由多个换能器阵列发射的超声波的相干性的系统包括：多个固定臂，每个固定臂用于接纳换能器阵列之一；用于接纳臂并以相对于彼此的固定的角关系机械地保持臂的连接框架；以及处理器，其被配置成：确定换能器阵列相对于彼此和连接框架的相对位置；确定连接框架相对于感兴趣解剖区的位置；确定在每个换能器阵列中的换能器元件相对于感兴趣解剖区的空间布置；以及调节在换能器阵列中的换能器元件的发射配置以在维持其间的相干性的同时实现关于感兴趣解剖区的期望聚焦特性。

