



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101879077 A

(43) 申请公布日 2010. 11. 10

(21) 申请号 201010234066. 9

(22) 申请日 2010. 04. 30

(30) 优先权数据

12/435196 2009. 05. 04 US

(71) 申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72) 发明人 L·范 K·塞金斯

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 张涛 李家麟

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

A61B 18/04 (2006. 01)

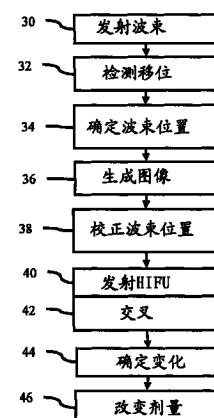
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 2 页

(54) 发明名称

医学超声成像中的高强度聚焦超声的反馈

(57) 摘要

本发明涉及医学超声成像中的高强度聚焦超声的反馈。提供高强度聚焦超声的位置反馈。使用超声成像来确定来自 HIFU 换能器的波束位置。超声成像检测由来自 HIFU 换能器的波束引起的组织移位。从所述移位获得的移位或信息可用于检测波束位置并对其进行成像。可以使用分离的换能器用于 HIFU 和成像。用户利用来自组织移位的超声成像的反馈来瞄准 HIFU 发射。



1. 一种用于提供高强度聚焦超声的反馈的方法,所述方法包括 :  
从高强度聚焦超声换能器发射激励到患者的组织中 ;  
检测由所述激励引起的组织移位 ;以及  
生成所述激励的受移位影响的波束剖面的图像。
2. 权利要求 1 的方法,其中发射激励包括发射作为高强度聚焦超声治疗波形的模拟的激励,所述模拟具有不同于治疗波形的振幅、持续时间或者振幅、持续时间二者。
3. 权利要求 2 的方法,其中所述模拟实质上避免治疗加热和空化,并且所述治疗波形提供加热或空化。
4. 权利要求 1 的方法,其中检测组织的移位包括向组织发射超声并接收来自所述发射的反射,执行多次发射超声和接收,并且从多次接收的反射中检测移位。
5. 权利要求 1 的方法,其中检测组织的移位包括检测由所述激励引起的切变波。
6. 权利要求 5 的方法,其中检测切变波包括检测切变速度或模量。
7. 权利要求 1 的方法,其中生成所述激励的波束剖面的图像包括生成示出所述激励的波束剖面在组织中的空间范围和位置的多维图像。
8. 权利要求 1 的方法进一步包括 :  
校正受非线性声传播影响的所述波束剖面。
9. 权利要求 1 的方法进一步包括 :  
用高强度聚焦超声换能器发射高强度聚焦超声治疗波形 ;以及  
将所述治疗波形与发射激励和检测的重复交叉。
10. 权利要求 1 的方法进一步包括 :  
确定由于高强度聚焦超声治疗受移位影响的组织中的变化 ;以及  
受所述变化影响地改变高强度聚焦超声治疗的剂量。
11. 权利要求 1 的方法,其中生成所述波束剖面的图像包括重建受所述移位和波束剖面模型影响的波束剖面。
12. 一种计算机可读存储介质,其中已经存储有表示指令的数据,所述指令能够由程序化处理器执行以用于提供高强度聚焦超声的反馈,所述存储介质包括用于如下操作的指令 :  
确定受组织移位影响的高强度聚焦超声治疗的波束位置 ;以及  
生成所述波束位置的图像。
13. 权利要求 12 的计算机可读存储介质,其中所述确定包括发射高强度聚焦超声治疗波形的模拟,所述模拟具有不同于所述治疗波形的振幅、持续时间或者振幅、持续时间二者,所述模拟实质上避免治疗加热和空化 ;以及用超声扫描确定所述移位、由模拟引起的移位位置。
14. 权利要求 12 的计算机可读存储介质,其中确定受组织移位影响的波束位置包括检测由对应于所述波束位置的波束引起的切变波。
15. 权利要求 12 的计算机可读存储介质,其中确定所述波束位置包括确定针对组织的不同空间位置的切变速度或模量,所述波束位置对应于比其他空间位置具有更大切变速度或模量的空间位置。
16. 权利要求 12 的计算机可读存储介质,其中生成所述波束位置的图像包括生成显示

波束剖面在组织中的空间范围的多维图像。

17. 权利要求 12 的计算机可读存储介质进一步包括指令, 所述指令用于校正受非线性声传播影响的波束位置。

18. 权利要求 12 的计算机可读存储介质进一步包括指令, 所述指令用于确定由于高强度聚焦超声治疗受移位影响的组织中的变化, 以及受所述变化影响地改变高强度聚焦超声治疗的剂量。

19. 一种用于提供高强度聚焦超声的反馈的系统, 所述系统包括:

高强度聚焦超声换能器, 其能够操作用于生成高强度聚焦超声治疗波形;

成像换能器, 其能够与高强度聚焦超声换能器移动分离, 能够操作用于接收到应于来自高强度聚焦超声换能器的发射的信号;

接收波束形成器, 其能够操作用于输出表示受接收信号影响的空间位置的数据;

处理器, 其能够操作用于估计受输出数据影响的组织移位以及生成受组织移位影响的波束剖面的图像;

显示器, 其能够操作用于显示波束剖面的图像。

20. 权利要求 19 的系统, 其中所述发射包括高强度聚焦超声治疗波形的模拟, 其中组织移位包括切变波移位, 其中所述波束剖面用于模拟, 并且其中所述图像表示波束剖面的空间范围以及在患者内的相对位置。

21. 权利要求 19 的系统, 其中能够操作所述处理器以控制高强度聚焦超声治疗波形的使用, 对所述使用的控制受从组织移位所检测到的变化的影响。

## 医学超声成像中的高强度聚焦超声的反馈

[0001] 联邦赞助研究或发展计划

[0002] 根据 DARPA 批准的 HR0011-08-3-0004 号合同, 美国政府拥有本发明的缴费凭证并且具有在限制环境下要求专利所有者在合理条件下将本发明许可给其他人的权利。

### 技术领域

[0003] 本实施例涉及超声成像。特别是, 超声成像被用作高强度聚焦超声 (HIFU) 中的反馈。

### 背景技术

[0004] HIFU 被用来治疗癌症、肿瘤、病变或其他不需要的组织结构。超声能量对组织进行充分地加热以使不需要的组织坏死。聚焦超声能量以避免损害健康组织。利用超声的治疗可避免诸如手术或射频消融术过程之类的侵入性过程。

[0005] 超声成像已经被用于引导 HIFU 治疗。该成像协助将治疗脉冲聚焦在不需要的组织上。例如, 使用相同阵列对 HIFU 进行成像和发射使得 HIFU 聚焦在预期的组织上。然而, HIFU 可使用不同于用于成像的阵列。

[0006] 已尝试在这些治疗期间监视组织的热变化和生物变化。例如, 使用超声能量来测量热膨胀系数 (例如, 通过斑点跟踪测量组织膨胀)、组织中的声速、或者刚度变化 (例如, 应变成像)。然而, 这些基于超声组织特性的诊断可能不具有足够的信噪比分辨率或可能在临幊上不可行。

### 发明内容

[0007] 以介绍的方式, 下文描述的优选实施例包括用于提供高强度聚焦超声的反馈的方法、指令和系统。使用超声成像确定来自 HIFU 换能器的波束的位置。该超声成像检测由 HIFU 换能器所发射的波束引起的组织移位。该移位或从该移位所获得的信息可以用来检测波束的位置并对其成像。对于 HIFU 和成像可以使用分离的换能器。用户利用来自超声成像的移位反馈来瞄准 HIFU 发射。可以使用多个关联的换能器或一个共同的换能器。

[0008] 在第一方面, 提供一种用于提供高强度聚焦超声的反馈的方法。从高强度超声换能器发射激励到患者的组织中。检测由激励引起的组织移位。受该移位影响地生成激励的波束剖面的图像。

[0009] 在第二方面, 计算机可读存储介质在其中已经存储有代表指令的数据, 所述指令可由程序化处理器执行以用于提供高强度聚焦超声的反馈。该存储介质包括用于如下操作的指令: 确定高强度聚焦超声治疗的受组织移位影响的波束位置并生成该波束位置的图像。

[0010] 在第三方面, 提供一种用于提供高强度聚焦超声的反馈的系统。可操作高强度聚焦超声换能器以生成高强度聚焦超声治疗波形。成像换能器可与高强度聚焦超声换能器移动分离。可操作该成像换能器以接收响应于来自高强度聚焦超声换能器的发射的信号。可

操作接收波束形成器以输出表示受接收信号影响的空间位置的数据。可操作处理器以估计受输出数据影响的组织移位以及生成受组织移位影响的波束剖面的图像。可操作显示器以显示波束剖面的图像。

[0011] 本发明由以下的权利要求限定，并且本部分中没有什么可以作为对那些权利要求的限制。本发明的其他方面和优势在下面结合优选实施例讨论，并可随后单独地或组合地被要求保护。

## 附图说明

[0012] 部件和图不一定是按比例的，而是重点在于对本发明原理的图示。此外，在图中，相同的附图标记指代所有不同视图中的相应部分。

[0013] 图 1 是用于提供高强度聚焦超声的反馈的方法的一个实施例的流程图；

[0014] 图 2 是用于提供高强度聚焦超声的反馈的系统的一个实施例的框图；

[0015] 图 3 是示出组织区域和所检测的波束剖面的医学图像。

## 具体实施方式

[0016] 从移位检测治疗波束或波束的模拟可解决相位异常和 / 或衰减。使用诸如弹性、应变或切变的移位成像可以更好地估计剂量分布。移位成像的结果可以用来校正治疗波束的分布。可以基于反馈来调整治疗换能器功率和 / 或焦点位置。可以基于反馈来调整，诸如瞄准，HIFU 换能器。

[0017] 图 1 示出用于提供高强度聚焦超声的反馈的方法。该方法由图 2 的系统或不同的系统实施。另外，可以提供不同或较少的动作。例如，在一些实施例中不提供动作 38-46。动作以描述的或显示的顺序执行，但可以以其他的顺序执行。例如，在动作 36 中生成图像之前在动作 38 中校正波束位置。作为另一示例，重复动作 32-26 与动作 40 作为动作 42 的交叉的一部分。

[0018] 在动作 30 中，从高强度聚焦超声换能器发射激励。该激励为声能。聚焦该声能得到三维波束剖面图。使用相控阵列和 / 或机械聚焦来聚焦该激励。激励可能在一个维度、诸如垂直维度中是未聚焦的。激励传输到患者的组织中。激励聚焦在诸如肿瘤的治疗位置处。然而，由于声学效应、未对准或其他因素，波束可能没有适当地重叠、覆盖乃至与用于治疗的组织位置相交。

[0019] 该激励被生成作为治疗激励。可替换地，该激励模拟治疗激励。高强度聚焦超声治疗波形被模拟。提供与治疗激励基本相同的焦点、振幅、频率或其他特性来用于模拟。使用该模拟以实质上避免疗效。例如，与治疗波形相比，振幅、持续时间或两者有所减小。“实质上”避免疗效允许泛化到诸如治疗区域的区域。由于偏差或焦点畸变，单个点可被加热到阈值水平之上，但整个治疗区域由于模拟而避免了疗效。避免疗效可以是避免加热到改变组织或产生空化的点。例如，生物效应可包括在大约 41-45°C 的组织温度下的过高热，在高于 45°C 的温度下的蛋白质变性，以及在高于 50°C 的温度下的组织坏死。组织刚度甚至可在低于 45°C 的温度下受到影响。在高于 45°C 的温度下，可能发生粘性和 / 或刚度方面的增大。在高于 50°C 的温度下，组织可具有高的刚度和 / 或高的衰减。

[0020] 在动作 32 中，检测组织的移位。激励引起组织的移位。该移位可由纵波引起。可

替换地或附加地,该移位可由切变波引起。

[0021] 用超声扫描来检测移位。检测移位的位置、大小、时间和 / 或其他特性。例如,检测与由模拟引起的移位的阈限量相关的位置。

[0022] 为了检测移位,向经历移位的组织发射超声能量并接收反射的能量。多次执行该发射和接收以确定因移位而产生的改变。可使用任意的发射和接收顺序。根据每个空间位置的差异来检测移位。例如,从所接收的数据中检测速率、变化、强度图形中的移动(例如,斑点跟踪)或其他信息作为移位。

[0023] 可以使用任何现在已知的或以后发展的移位成像。例如,发射诸如具有低于诊断超声的常规水平的强度和持续时间的诊断脉冲。例如,使用具有1-5个周期持续时间、强度小于720mW/cm<sup>2</sup>的脉冲。可以使用具有其他强度的脉冲,诸如具有小于1000mW/cm<sup>2</sup>的脉冲。超声传输聚焦在包含要治疗的组织的区域处。该传输可覆盖一条或多条扫描线。例如,使用宽的波束宽度发射脉冲以用于沿着具有平面或体积分布的两条或更多条接收扫描线来接收。可替换地,响应于发射形成单个的接收波束。可以连续地扫描区域。对于每条接收扫描线执行一次或更多次测量。

[0024] 对于每次测量或对组合的测量来说,发射两个或更多个、诸如2-10个脉冲到同一位置。可替换地,对于每次测量可发射单个脉冲。在治疗强度以及自停止以来的时间是已知的地方,可以使用单个脉冲并将该单个脉冲与预模拟或激励测量相比较以确定位置上的变化。

[0025] 在模拟治疗超声的激励停止之后,组织运动到松弛位置。接收来自多重相对低的诊断成像脉冲的回波。这些回波用来生成一个或更多个图像以识别具有由与治疗有关的激励所引起的移位的位置。

[0026] 使用B超或多普勒检测来检测回波。在使用B型数据的情况下,使来自多重脉冲的数据相关。该相关是一维、二维或三维的。例如,使用沿着扫描线远离以及朝向换能器的相关。可以使用任何当前已知或以后发展的相关,诸如绝对差的最小总和或者交叉相关、模式匹配。使组织结构和 / 或斑点相关。在使用多普勒检测的情况下,杂波滤波器传递与运动组织有关的信息。组织的速度得自多重回波。该速度被用来确定朝向或远离换能器的移位。可替换地,在不同位置处的速度之间的相对性或差异可表明应变或移位。

[0027] 移位的量代表遭受来自与HIFU有关的激励的力的区域。与特定移位有关的时间允许对衰减曲线的估计。通过测量受时间影响的移位,可以测量从激励停止起的应变衰减。可以单独测量移位或可以测量衰减的任何移位特性。

[0028] 在其他实施例中,使用应变或弹性成像。确定受时间影响的组织移位。该移位可以从诸如B型超声数据的组织数据中测量出。使用绝对差的最小总和、相关、交叉相关或其他类似的测量来确定多次扫描之间的移位。沿着一维、二维或三维来确定移位。在一个实施例中,使用在美国专利号5,107,837;5,293,870;5,178,147;6,508,768或6,558,324中公开的任何一个或多个方法或系统来生成数据或图像的弹性框架作为应变信息,其中这些美国专利的公开内容通过引用结合于此。可以使用其他测量应变的方法。可以通过确定组织速度和 / 或加速度来测量移位。

[0029] 基于一次(例如,速率)、两次(B型相关性)或多次(例如,平均移位)扫描确定应变场。应变场表现不同位置处的应变。在其他实施例中可以使用移位场或应变速率场。

可以使用其他测量来表现应变或移位,诸如速度。

[0030] 在任何尺寸的区域跨度上检测移位。在一个实施例中,在可能包括要被治疗的组织的兴趣区域、诸如用于 B 型成像的全部扫描区域的大约 1/3 到 1/2 的区域中检测移位。图 3 示出一个实施例,其中左边的图像示出用于移位成像的兴趣区域框。可以使用更大的、更小的兴趣区域或不使用兴趣区域,诸如在整个成像区域的跨度上检测移位。较窄的兴趣区域可以允许在更少地重复发射与 HIFU 有关的激励波形的情况下检测移位。根据可被形成的接收波束的数目以及采样密度,可以不使用重复,或使用一个或多个重复。可以使用全采样,诸如在每个 B 型样本位置上采样移位。可以使用相对于 B 型扫描栅格更多或更少的(例如,稀疏的)移位采样。

[0031] 在一个实施例中,除了纵波之外或替代于纵波,检测切变波。激励形成波束,该波束在空间位置处生成切变波。在波束足够强的地方生成切变波。该切变波比纵波更慢地沿着声波发射方向传播通过组织。该切变波向各种方向传播,包括垂直于所施加应力方向的方向。切变波的移位在对应激励波束的位置处更大。

[0032] 获得超声数据。至少一些超声数据响应于切变波。监视感兴趣区域以检测切变波。感兴趣区域为任意的尺寸,诸如在侧向为 6mm 并且在轴向为 10mm。通过超声监视该检测区域。例如,执行 B 型扫描以检测由切变波引起的组织移位。可以使用多普勒、彩色血流或其他的超声模式来针对切变波进行监视。

[0033] 对于任意数目的扫描线执行监视。例如,形成四条接收波束以响应每次发射。在发射激励以生成切变波之后,沿着单个扫描线重复地执行 B 型发射并沿着四条相邻的扫描线执行接收。可以使用任意次数的重复,诸如大约 120 次。一些超声数据,诸如在重复开始或结束时的一些超声数据,可能不响应于切变波。在其他的实施例中,只形成单个接收波束或形成其他数目的接收波束以响应于每次发射。

[0034] 随着切变波传播通过扫描线,B 型强度可以改变。对于所监视的扫描线,提供一系列数据,这一系列数据表现由切变波引起的组织运动的时间剖面 (time profile)。例如,来自多个空间位置(例如,沿着扫描线)的数据相关作为时间的函数。可以使用任何弹性检测。对于每个深度或空间位置,执行多个深度或空间位置(例如,具有中心深度的 64 深度的核心是针对其计算剖面的点)跨度上的相关。可以使用二维或三维空间移位。可以使用沿着不同于扫描线或波束的方向的一维移位。

[0035] 在给定时间具有最高或足够相关性的空间偏移表明移位的量。对于给定的位置在不同的时间确定移位。给定位置的瞬时剖面 (temporal profile) 表明切变波的检测。对于无噪声或单一实例的变化检查剖面。在具有或不具有瞬时低通滤波的情况下,剖面中的峰值表明切变波前的通过。选择最大移位,但可以使用平均或其他移位统计。检测在给定位置处的最大切变。可替换地,检测平均切变或其他切变。

[0036] 为了监视更大的区域,响应于进行监视的发射波束形成额外的接收波束。可替换地,生成另一切变波并且在距离切变波生成点的不同距离处提供发射波束和接收波束。在上面  $6\text{mm} \times 10\text{mm}$  的示例中,可提供 36 条接收扫描线。在每发射波束 4 条接收波束的情况下,该过程对不同的侧向间距重复 9 次。对于每个接收波束位置,提供运动信息的由超声数据表现的时间剖面。在形成瞬时剖面以提供更高的瞬时分辨率期间避免沿着不同扫描线来监视同一切变波的传输,但可以提供交叉或移动的扫描位置。

[0037] 以上的讨论是关于一个深度的。可以设置采样以提供覆盖感兴趣区域的整个轴向延伸的一个栅。在其他实施例中,对于每个接收波束在多个深度处获得样本。对于每个轴向深度以及侧向位置提供单独的时间剖面。可以使用任意数目的深度,诸如对于 5mm 使用大约 200 个深度或者对于 10mm 使用大约 400 个深度。

[0038] 获得表现感兴趣区域中的不同位置的超声数据。用扫描实时地获得或者从存储器中获得超声数据。对于每个位置,运动信息表现在不同时间的响应。可以使用其他的扫描、监视或技术以获得超声数据从而估计切变大小。

[0039] 组织可随时间变化,诸如在切变波的检测与治疗 HIFU 的实际应用交叉的地方。在治疗位置处组织的刚度可能增加。该刚度变化可改变所检测的切变大小。可以使用切变速度和 / 或模量或者切变波的其他综合表示来将组织变化的影响最小化或避免组织变化的影响。在模量以其他方式不可用或难以确定的地方可以优选切变速度。根据正被治疗的组织可以假定吸收系数(例如,0.5、0.6、0.8 或其他值)。基于压力和吸收系数可以至少部分地确定切变速度和 / 或模量。从所发射的激励并考虑衰减可知施加的压力。

[0040] 对于组织的不同空间位置检测切变速度。对于每个位置,确定受时间影响的移位。通过确定从生成切变波直到在不同位置处检测到该切变波的时间来获得切变速度。该时间和到该位置的距离决定该速度。从扫描线间距(即,用于生成切变波的发射波束位置和用于检测切变波的接收波束位置)得知该距离。从生成和检测切变波之间的相对时间得知该时间。

[0041] 可以使用其他的技术来检测剖面中的峰值。例如,应用回归。因为切变波速度是线性的,所以具有自动孤立点检测的稳健线性回归可表明切变波速度。为受时间影响的距离绘出或通过时间和距离绘出感兴趣区域内所有采样点的超声数据。对绘图或数据应用线性回归,这提供与该数据拟合的线。该线的斜率表明切变波速度。

[0042] 可以使用其他的方法。例如,使来自不同时间的数据关联以检测由切变波引起的组织中的移动。作为另一示例,从瞬时剖面提取出特征。可以使用主成分分解。执行不同瞬时剖面之间的相关。针对不同瞬时剖面与不同距离相关的滞后提供速度。可替换地,可以执行小波分析。对瞬时剖面应用小波波形以识别对应于切变波的峰值。从峰值到每个空间位置的传播时间识别出速度值。

[0043] 可以例如在线性回归中一起使用来自整个感兴趣区域的所有峰值传播时间数据。可以只使用该数据的子集,诸如使用用于特征提取或回归的一个深度的数据。对于感兴趣区域内的每个位置可以计算切变速度。可替换地,可以提供感兴趣区域内切变波速度变化的空间表达。

[0044] 在其他方法中,可以估计任何模量或切变值。组织模量值代表在位置处的硬度或刚度。例如,估计组织的切变模量。在可替换的实施例中,估计杨氏模量。在其他实施例中,估计其他的切变值,无论是定量的或是定性的。

[0045] 切变模量由  $g = \rho v_s^2$  给出,其中  $\rho$  是密度,并且  $v$  是所估计的切变速度。在一个实施例中,组织模量或切变信息,诸如切变模量,被确定受到应变或移位以及模量或切变信息的影响。例如,通过迭代地求解扩散方程来确定每个采样位置的切变模量。假设泊松比为 0.5 或使用已知的泊松比,迭代地计算不同位置处的切变模量,其中所述切变模量受在不同时间的应变场影响或者在针对不同的位置和切变模量的不同应力下。

[0046] 在动作 34 中, 使用组织的移位信息确定用于 HIFU 的波束位置。识别与足够大小的移位、切变、切变速度或切变模量有关的位置。通过应用阈值来识别移位相对高的位置。相对的是阈值或其他值, 这些其他值被预编程或适合于给定的数据集。阈值可以标准化, 诸如基于远离可能的波束位置间隔开的空间位置处的数据的阈值。作为另一示例, 确定跨越感兴趣区域的平均移位。与大于该平均值的最大移位相关的位置表明波束位置。可替换地, 应用预编程的阈值或其他阈值。在其他或额外的实施例中, 不应用阈值, 或使用噪声阈值。映射移位的范围以显示值, 使得低的或没有移位的区域处于动态范围的一端并且最高的移位处于该动态范围的另一端。可以使用线性或非线性映射。

[0047] 在应用阈值之前可以或可以不对移位数据进行空间滤波。在应用阈值之后可以对移位进行低通滤波。

[0048] 在动作 36 中, 生成受移位影响的图像数据。例如, 该图像表现激励的波束剖面。该波束剖面对应于具有充分移位的位置。该图像显示波束的位置, 包括波束的空间分布。该图像代表波束剖面在一个或多个维度中的空间范围。图 3 示出在波束的右侧的图像。较亮或较强的位置对应于较大的移位。可以对该图像进行滤波, 诸如低通滤波。

[0049] 移位数据为显示格式或者可以扫描转换为显示格式。移位数据是色阶数据或灰阶数据, 但可以是在灰阶或色阶情况下进行映射之前的数据。该信息可以线性地或非线性地映射为显示值。

[0050] 该图像表现移位信息, 诸如不同位置的切变或模量 (例如, 切变模量)。在对于感兴趣区域或视场中所有格点确定值的地方, 显示器的像素表现该区域的波束。显示栅格可以不同于扫描栅格和 / 或对于其计算移位的栅格。调制受移位影响的颜色、亮度、照明度、色调或其他特性。

[0051] 该图像可包括其他数据。例如, 包括表现相同区域内的组织、流体或造影剂的 B 型数据或其他数据。移位数据用于覆盖其他数据或者与其他数据组合。其他数据有助于用户确定波束相对于要治疗的组织的位置。

[0052] 在可替换的实施例中, 生成受移位和波束剖面模型影响的图像。移位可以有噪声。提供治疗波束的模型。可以使用经验信息或理论计算来生成该模型。产生波束剖面模型作为确定波束剖面的可能分布的逆问题。可基于波束剖面模型用公式表示空间和瞬时移位。给定所测量的移位和模型, 可以确定对该模型测量的最佳拟合或最小二乘拟合的表示。该拟合表示用于生成图像, 诸如基于该拟合确定出尺寸和形状的图形覆盖。由该图像表示的波束剖面通过将模型拟合到所测量的移位来重建。

[0053] 在动作 38 中, 校正受声传播影响的波束剖面。对于所施加应力的取决于深度的衰减校正或不校正所测量的移位。随着压力传播通过组织, 该压力衰减。由于衰减, 在离压力源 (相对于源的深度) 较远的位置处引起较小的活动或移位。调整移位以补偿衰减, 这在不同的深度处提供更多标准化的移位或应变。

[0054] 校正是线性的, 受离应力源 (例如, 换能器) 的点或区域的距离影响。可以使用非线性校正, 诸如基于组织模型或不同类型的组织。基于经验数据或基于传播模型假设线性或非线性函数。对于声力, 校正组织中受距离和频率影响的声音的衰减。在其他实施例中, 对于衰减和 / 或频率不执行校正。

[0055] 在动作 40 中, 发射高强度聚焦超声治疗波形。向高强度聚焦超声换能器施加高电

压波形,该高强度聚焦超声换能器生成声畴中的 HIFU 治疗波形。使用相控阵或机械焦点来聚焦 HIFU 脉冲,并且该 HIFU 脉冲在焦点或波束位置处向组织提供高强度声能。治疗超声脉冲具有以任意期望的频率的多个周期。在一个实施例中,治疗脉冲以超声频率 – 诸如 500KHz-20MHz- 持续几分之一秒到几秒。可以提供任何的峰值强度,诸如 100 瓦特或更多瓦特每立方厘米、500 瓦特或更多瓦特每立方厘米、1000-2000 瓦特每立方厘米、或大约 1000 瓦特每立方厘米。可以使用任何目前已知的或随后发展的具有任何强度、频率和 / 或周期数目的治疗波形。该波形是连续的或间歇的。

[0056] 治疗超声脉冲通过在预期的组织位置处生成热来治疗组织。强度也在组织上生成应力。脉冲用负的或正的声压朝向或远离换能器推动组织。对于足够长的治疗脉冲,在组织上产生基本不变的应变。该应变  $\epsilon$  受组织刚度 E、粘性  $\eta$  以及来自 HIFU 辐射力的应力影响。在治疗脉冲期间的稳态应力与如下比率成比例:所述比率是平均 HIFU 强度 I 与声音在组织中的速度 c 的比率。

[0057] HIFU 波形还生成能被检测到的生物力学变化。治疗声能的热效应可引起组织中的归因于热膨胀的体积变化、声速 (c) 变化、组织刚度 (E) 变化、和 / 或液体粘性 ( $\eta$ ) 变化。治疗声能还可导致机械效应,诸如辐射压力、流动和 / 或空化。生物效应可包括在大约 41-45°C 的组织温度下的过高热,在高于 45°C 的温度下的蛋白质变性,以及在高于 50°C 的温度下的组织坏死。组织刚度甚至可能在低于 45°C 的温度下受到影响。在高于 45°C 的温度下,可能发生粘性和 / 或刚度的增大。在高于 50°C 的温度下,组织可能具有高的刚度和 / 或高的衰减。

[0058] 在使组织接受治疗之前,从在动作 36 中生成的图像中确定 HIFU 波束的位置。用户可重新定位换能器、焦点位置,或者改变其他设置以将波束定位在要治疗的组织上同时使经受 HIFU 的健康组织最小化。在其他实施例中可以使用自动定位,诸如使用计算机辅助诊断来确定要治疗何处的组织。在根据需要定位波束之后,在动作 40 中发射 HIFU。

[0059] HIFU 可以是连续的或不规则的。可以使用任何的治疗方案。在进行治疗期间或在治疗的不同部分之间,可以执行动作 36 的成像。动作 40 的治疗波形与动作 36 的成像交叉。使用动作 30 的发射、动作 32 的检测以及动作 34 的决定来执行动作 36 的成像。当确定波束位置时,HIFU 治疗停止。可替换地,使用动作 40 的 HIFU 发射作为用于在动作 32 中检测移位的激励。HIFU 可以停止以检测移位,或者使用归因于 HIFU 波形的移位。在另一替换方案中,以一个频率或编码执行 HIFU,并且以不同的频率或编码执行激励的发射以及相应的接收,这允许在给定治疗前的组织位置信息的情况下同时运行。所述交叉允许用户或系统在正在进行的基础上定位 HIFU 波束。如果患者或换能器移动位置,则可以改变波束以治疗适合的组织。如果声音在组织中的速度由于治疗而变化,则可以改变波束以治疗适合的组织。

[0060] 在动作 44 中,确定组织中由于高强度聚焦超声治疗的变化。例如,确定移位中的变化。HIFU 可引起组织弹性减少或变硬。消融、胶原变性、凝结或其他效应可改变切变速度或其他特性。可以确定给予相同或已知但不同应力的移位的量。可以测量移位的量或大小。可以使用任何测量,诸如区域的移位变化的中值或平均值。可以测量切变、张力、弹性、模量、速度或其他组织特性的变化。

[0061] 由用户或系统确定该变化。例如,确定数量。作为另一实施例,用户基于一幅或多

幅图像检测该变化。

[0062] 该变化可用于配量的反馈控制。在动作 42 中,基于该变化可以改变或停止动作 40 中 HIFU 的应用。受该变化影响地改变高强度聚焦超声治疗的剂量。为了将对健康组织的损害最小化,在已经发生足够治疗的地方可以减小 HIFU 的强度或持续时间。组织中的变化表明治疗的充足性。为了避免无效的治疗,作为对小于期望变化的反应,在已经发生不足治疗的地方可以增大 HIFU 的强度或持续时间。

[0063] 图 2 示出用于提供高强度聚焦超声的反馈的系统 10 的一个实施例。系统 10 实施图 1 的方法或其他的方法。系统 10 包括发射波束形成器 12、换能器 14、接收波束形成器 16、图像处理器 18、显示器 20、存储器 22 和 HIFU 换能器 24。此外,可以提供不同或较少的部件。例如,提供用户输入以用于手动或辅助改变波束剖面(例如,选择频率、焦深、扫描线角度、光圈、焦点位置和 / 或切趾)。系统 10 是医学诊断超声成像系统。在可替换的实施例中,系统 10 是个人计算机、工作站、PACS 站、或在同一位置或分布在网络以用于实时或后获取成像的其他装置。

[0064] 发射波束形成器 12 是超声发射器、存储器、脉冲发生器、模拟电路、数字电路,或它们的组合。可操作发射波束形成器 12 来生成用于多个通道的波形,这些波形具有不同或相对的幅度、延迟和 / 或定相。在响应所生成的波而从换能器 14 发射声波后,形成一个或多个波束。生成一系列发射波束以扫描二维或三维区域。可以使用扇形、Vector®、线性或其他扫描格式。对同一区域进行多次扫描。对于血流或多普勒成像以及对于应变成像,使用扫描序列。在多普勒成像中,该序列可包括在扫描相邻的扫描线之前沿着同一扫描线的多个波束。对于应变成像,可以使用扫描或帧交叉(即,在再次扫描之前扫描整个区域)。在可替换的实施例中,发射波束形成器 12 生成平面波或发散波以用于更快速地扫描。

[0065] 相同的发射波束形成器 12 被示出用于与 HIFU 换能器 24 一起生成 HIFU 和 / 或模拟波形以及与成像换能器 14 一起进行移位检测。在可替换实施例中,提供不同的发射波束形成器 12 以用于对移位和治疗进行成像。例如,使用单独的治疗系统。使用换能器 14 和发射波束形成器 12 对移位成像以操作该单独的治疗系统。在另一替换方案中,使用相同的换能器 14 以用于检测移位和进行治疗二者。使用一个或多个元件以用于治疗和诊断发射二者。

[0066] 高强度聚焦超声换能器 24 生成高强度聚焦超声治疗波形。HIFU 换能器 24 是用于从电学波形生成声能的阵列。可以使用一维或多维阵列。可替换地,使用具有机械焦点的单个元件。对于阵列来说,相对延迟聚焦声能。给定的发射事件对应于由不同元件在给定延迟的基本上相同时间发射声能。该发射事件提供用于治疗组织的超声能量脉冲。可替换地,为该阵列提供机械焦点。可以使用任何目前已知的或随后发展的治疗换能器 24。

[0067] 在一个实施例中,HIFU 换能器 24 与成像换能器 14 分离。成像换能器 14 可与 HIFU 换能器 24 移动地分离。使用成像来确定治疗位置。成像换能器 14 接收响应于来自 HIFU 换能器 24 的一个或多个发射的回波信号。例如,接收响应于治疗波形的模拟的信号。可替换地或附加地,换能器 14,24 都包括空间配准系统,诸如磁性位置传感器。换能器 14,24 不连接在一起,但是可以诸如定位在同一壳体内。

[0068] 换能器 14 是压电或电容薄膜元件的 1 维、1.25 维、1.5 维、1.75 维或 2 维的阵列。换能器 14 包括多个在声能和电能之间转换的元件。生成接收信号以响应于落到换能器 14

的元件上的超声能量（回波）。这些元件与发射和接收波束形成器 12, 16 的通道连接。

[0069] 接收波束形成器 16 包括多个具有放大器、延迟、和 / 或相位旋转器、以及一个或多个加法器的通道。每个通道与一个或多个换能器元件连接。接收波束形成器 16 应用相对延迟、相位和 / 或切趾以形成响应于每次发射的一个或多个接收波束。接收波束形成器 16 输出代表使用接收信号的空间位置的数据。来自不同元件的信号的相对延迟和 / 或定相以及总和提供波束形成。在替换实施例中，接收波束形成器 16 是使用傅立叶或其他变换生成样本的处理器。

[0070] 接收波束形成器 16 可以包括滤波器，诸如用于隔离相对于发射频率带在第二谐波或其他频带处的信息的滤波器。这种信息很可能包括需要的组织、造影剂、和 / 或流体信息。在另一实施例中，接收波束形成器 16 包括存储器或缓冲器以及滤波器或加法器。结合两个或多个接收波束以隔离在诸如第二谐波频带、立方基带或其他频带的期望频带处的信息。

[0071] 接收波束形成器 16 输出代表空间位置的波束总计数据。输出关于单个位置、沿着线的位置、关于区域的位置或关于体积的位置的数据。可以提供动态聚焦。这些数据可以用于不同目的。例如，对于 B 型或组织数据执行不同于移位的扫描。可替换地，也使用 B 型数据来确定移位。

[0072] 处理器 18 是 B 型检测器、多普勒检测器、脉冲波多普勒检测器、相关处理器、傅立叶变换处理器、专用集成电路、通用处理器、控制处理器、图像处理器、现场可编程门阵列、数字信号处理器、逻辑电路、数字电路、它们的组合或其他目前已知或随后发展的用于从波束形成超声样本中检测和处理信息以用于显示的装置。

[0073] 在一个实施例中，处理器 18 包括一个或多个检测器以及单独的处理器。该单独的处理器是控制处理器、通用处理器、数字信号处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、网络、服务器、处理器组、数据路径、它们的组合或者其他目前已知或随后发展的用于确定移位并且计算组织特性的装置。例如，该单独的处理器执行图 1 所示的一个或多个动作的任意组合。

[0074] 处理器 18 估计受波束形成样本影响的组织移位。可以估计任何类型的移位。例如，处理器 18 检测切变波移位信息。在另一示例中，处理器 18 应用模量或切变速度估计。处理器 18 确定受来自接收波束形成器 16 的输出数据影响的信息。

[0075] 处理器 18 将从组织特性映射的图像或显示值输出到显示器 20。例如，对于每个位置确定最大移位、切变速度、切变模量或其他值。这些值的大小对颜色、色调、亮度、和 / 或其他显示特性进行调制。被表示为组织移位的波束剖面的图像从所调制的显示值中生成。该图像可以单独显示或者可以覆盖其他图像或与其他图像（例如，B 超图像）组合。

[0076] 图 3 示出波束剖面的图像。较亮的区域对应于较大的移位。移位值基于由 HIFU 治疗波形的模拟或治疗波形自身引起的移位。从 HIFU 换能器 24 发射该激励或实际的治疗波形，从而波束位置对应于治疗波束。该图像代表波束剖面的空间范围和 / 或在患者体内的相对位置。

[0077] 在一个实施例中，处理器 18 是控制处理器。处理器 18 控制 HIFU 治疗波形的使用。基于所检测的组织移位中的变化，处理器 18 确定是否在预定结束之前停止治疗。

[0078] 为了确定移位，可以获取并存储来自多次扫描或测量的数据。该数据存储在存储

器 22 或不同的存储器中。存储来自处理的一个或多个处理阶段的数据,诸如射频数据、通道数据、波束总和数据、检测数据、张力数据、切变数据、模量数据、切变模量数据、和 / 或所计算的值。

[0079] 处理器 18 依照存储在存储器 22 或其他存储器中的指令运行。对处理器 18 进行编程以用于提供高强度聚焦超声的反馈。存储器 22 是计算机可读存储介质。在诸如高速缓存、缓冲器、RAM、可移除介质、硬盘驱动器或其他计算机可读存储介质的计算机可读存储介质或存储器上提供用于实施在此讨论的处理、方法和 / 或技术的指令。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性或非易失性存储介质。响应一个或多个存储在计算机可读存储介质中或上的指令集执行图中所示或在此描述的功能、动作或任务。这些功能、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,并且可以由软件、硬件、集成电路、固件、微码等以单独运行方式或组合方式执行。同样地,处理策略可包括多重处理、多重任务、并行处理等等。在一个实施例中,指令存储在可移除介质装置上以便由本地或远程系统读取。在其他实施例中,指令存储在远程位置中以便通过计算机网络或通过电话线传输。在另外的其他实施例中,指令存储在给定的计算机、CPU、GPU 或系统中。

[0080] 显示器 20 是 CRT、LCD、投影仪、等离子或其他用于显示二维图像或三维表示的显示器。显示器 20 显示一幅或多幅表示 HIFU 波束剖面的图像。在图像中示出与 HIFU 相关的移位的空间分布。

[0081] 尽管已经在上面参考各种实施例描述了本发明,但应当认识到在不脱离本发明范围的情况下能够进行许多变化和修改。因此意旨将前面的详细描述看作是解释性的而非限定性的,并且应当理解下列权利要求、包括所有的等价物意旨限定本发明的精神和范围。

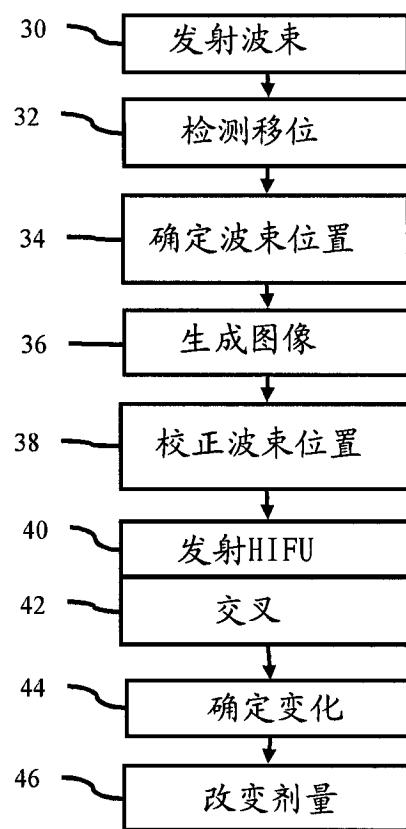


图 1

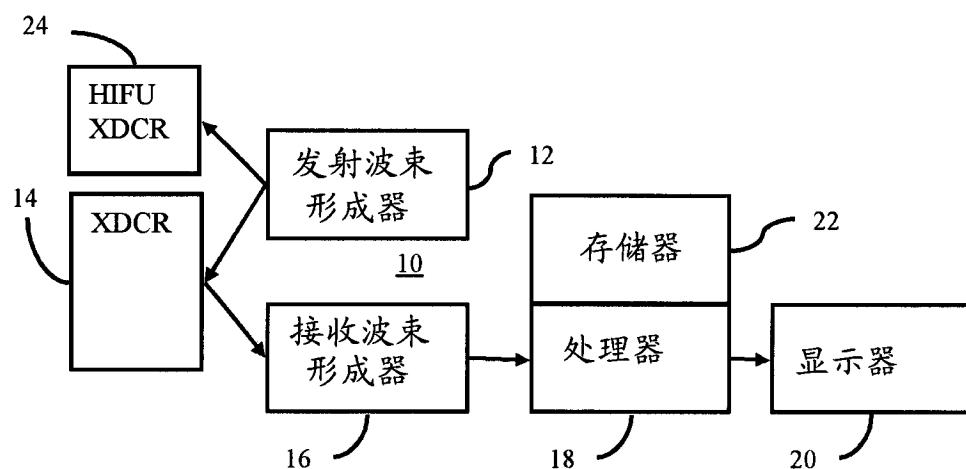


图 2

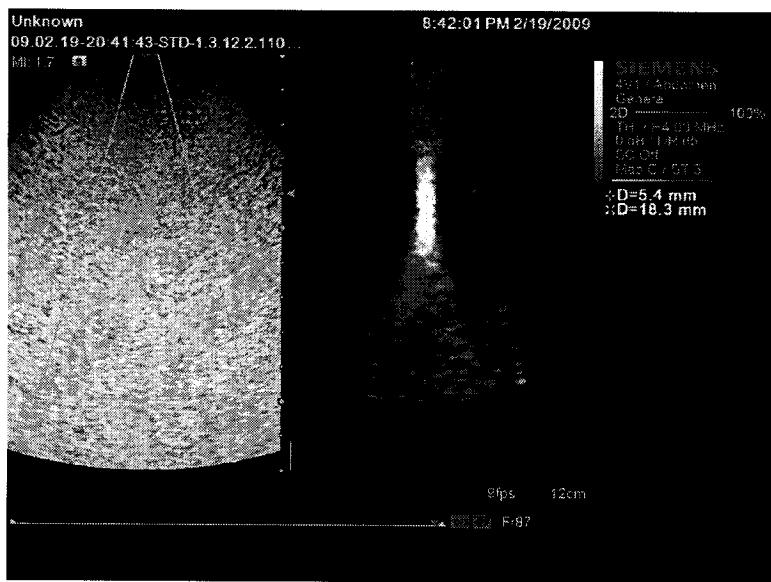


图 3

专利名称(译)	医学超声成像中的高强度聚焦超声的反馈		
公开(公告)号	<a href="#">CN101879077A</a>	公开(公告)日	2010-11-10
申请号	CN201010234066.9	申请日	2010-04-30
[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	L·范 K·塞金斯		
发明人	L·范 K·塞金斯		
IPC分类号	A61B8/08 A61B18/04		
CPC分类号	A61N7/02 G01S15/899 A61B2019/5276 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/0833 G01S7/52074 A61B2090/378 G01S7/52022		
代理人(译)	张涛 李家麟		
优先权	12/435196 2009-05-04 US		
其他公开文献	CN101879077B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

#### 摘要(译)

本发明涉及医学超声成像中的高强度聚焦超声的反馈。提供高强度聚焦超声的位置反馈。使用超声成像来确定来自HIFU换能器的波束位置。超声成像检测由来自HIFU换能器的波束引起的组织移位。从所述移位获得的移位或信息可用于检测波束位置并对其成像。可以使用分离的换能器用于HIFU和成像。用户利用来自组织移位的超声成像的反馈来瞄准HIFU发射。

