



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105411625 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 23

(21) 申请号 201510999444. 5

(22) 申请日 2015. 12. 28

(71) 申请人 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所

地址 215163 江苏省苏州市高新区科技城科
灵路 88 号

(72) 发明人 简小华 崔峻峤 韩志乐 李章剑

(74) 专利代理机构 北京三聚阳光知识产权代理
有限公司 11250

代理人 张杰

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61N 7/00(2006. 01)

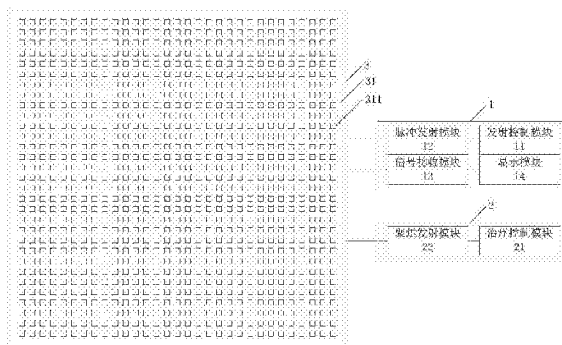
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

基于电容式微加工超声换能器面阵的诊疗一体化超声系统

(57) 摘要

本发明公开了一种基于电容式微加工超声换能器面阵的诊疗一体化超声系统,包括超声成像诊断装置、超声聚焦治疗装置和探头;所述探头包括由电容式微加工超声换能器作为阵元组成的面阵,每个所述阵元均分别与所述超声成像诊断装置和超声聚焦治疗装置连接,所述探头用于工作在成像诊断模式和/或聚焦治疗模式下。本发明的诊疗一体化超声系统集成超声成像诊断和超声聚焦治疗于一体,宽带宽、高灵敏度、小体积、低噪声、易声阻抗匹配和工作温度范围大等诸多优点。



1. 一种基于电容式微加工超声换能器面阵的诊疗一体化超声系统,其特征在于,包括超声成像诊断装置(1)、超声聚焦治疗装置(2)和探头(3);

所述探头(3)包括由电容式微加工超声换能器作为阵元组成的面阵(31),每个所述阵元均分别与所述超声成像诊断装置(1)和超声聚焦治疗装置(2)连接,所述探头(3)用于工作在成像诊断模式和/或聚焦治疗模式下。

2. 根据权利要求1所述的诊疗一体化超声系统,其特征在于,各个所述阵元具有相同或不同的中心频率、带宽、和形状结构。

3. 根据权利要求1或2所述的诊疗一体化超声系统,其特征在于,所述面阵(31)包括至少一个区域,属于一个区域的阵元具有相同的中心频率和带宽,属于不同区域的阵元具有不同的中心频率、带宽和形状结构。

4. 根据权利要求3所述的诊疗一体化超声系统,其特征在于,一部分所述区域的阵元受所述超声聚焦治疗装置(2)的控制工作在聚焦治疗模式下,一部分所述区域的阵元受所述超声成像诊断装置(1)的控制工作在成像诊断模式下。

5. 根据权利要求1-4任一项所述的诊疗一体化超声系统,其特征在于,所述成像诊断模式包括A模式、M模式、B模式、3D模式、多普勒模式和弹性模式。

6. 根据权利要求5所述的诊疗一体化超声系统,其特征在于,所述成像诊断模式为弹性模式时,探头(3)的阵元中的一部分用于发射声辐射,另一部分用于接收横向传播的弹性波。

7. 根据权利要求1-6任一项所述的诊疗一体化超声系统,其特征在于,所述聚焦治疗模式包括单点聚焦治疗模式和多点聚焦治疗模式。

8. 根据权利要求7所述的诊疗一体化超声系统,其特征在于,所述多点聚焦治疗模式中的各个焦点对应的特点包含相同或不同的焦距、能量强度和聚焦区域形状。

9. 根据权利要求1-8任一项所述的诊疗一体化超声系统,其特征在于,所述超声成像诊断装置(1)包括发射控制模块(11)、脉冲发射模块(12)、信号接收模块(13)和显示模块(14);

所述发射控制模块(11)与脉冲发射模块(12)连接,用于生成包含波束形成特点的第一信号并将其传输给所述脉冲发射模块(12);

所述脉冲发射模块(12)与所述探头(3)连接,用于根据所述第一信号控制所述探头(3)的各个阵元的激励顺序和时间延迟;

所述信号接收模块(13)与所述探头(3)连接,用于接收所述探头(3)的各个阵元根据按序接收到的反射回波超声信号所生成的电信号,并将所述电信号进行放大和滤波处理后输出给所述显示模块(14);

所述显示模块(14)用于将所述电信号转换成图像进行显示。

10. 根据权利要求1-9任一项所述的诊疗一体化超声系统,其特征在于,所述超声聚焦治疗装置(2)包括治疗控制模块(21)和聚焦发射模块(22);

所述治疗控制模块(21)与所述聚焦发射模块(22)连接,用于生成包含菲涅尔环分布特点的第二信号并将其传输给所述聚焦发射模块(22);

所述聚焦发射模块(22)与所述探头(3)连接,用于根据所述第二信号控制所述探头(3)的各个所述阵元的工作状态以获得聚焦的焦距和强度。

基于电容式微加工超声换能器面阵的诊疗一体化超声系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊疗器械领域,具体涉及一种基于电容式微加工超声换能器面阵的诊疗一体化超声系统。

背景技术

[0002] 超声以其无损无辐射、实时性好、操作便捷、价格便宜等优点,被广泛应用于临床诊断治疗、工业无损探测、厚度流速流量监测等各个领域。目前在临床诊断方面使用的超声探头,多是基于压电陶瓷(PZT)、压电单晶(如PMN-PT, PINMT等)或压电复合材料(包括1-3, 2-2压电复合等)等具有压电效应的材料。这是因为这些材料具有比其它材料高得多的压电常数和机电耦合系数,能产生很强的超声信号并进行高灵敏的探测。

[0003] 而近年来随着微机电系统MEMS工艺和大规模集成电路IC技术的发展,一种新型的超声换能器——微加工超声换能器(MUT)得到了愈来愈多地研究和发展的。MUT以其不同的驱动原理主要可以分为:压电式微加工超声换能器(pMUT)和电容式微加工超声换能器(cMUT)。其中pMUT是采用MEMS工艺溅射很薄的压电薄膜(如sol-gel PZT)或通过光刻、刻蚀等MEMS方法制作压电复合材料来制作高性能超声换能器,尤其是高频超声换能器。因此其本质上还是基于压电材料的超声换能器。而cMUT则完全不同,其实质是一种微型化的平板电容,其工作原理是基于静电力作用。cMUT制作方法主要包括Bulk Micromaching和Surface Micromaching两种,其基本思路都是首先通过在硅基或玻璃基上通过光刻、RIE等MEMS工艺形成一个个设计好的孔隙,然后通过化学气相沉积(LPVCVD)或覆置薄块等方式在孔隙上表面形成一层很薄的膜,加上设计好的连接电极及引线等完成制作。cMUT工作过程可分为发射和接收两部分:发射时,在上下两表面施加与其机械共振频率相同的交流电压,上表面的薄膜就会发生位移进而产生超声波;接收时,在上下表面施加适当的直流偏置电压后,由于薄膜受回波超声的作用产生变形,就会产生可测的电流/电压,实现对回波超声波强度的探测。可见,由于cMUT的制作工艺与CMOS等IC制作工艺兼容,因此可以将后续的驱动电路、前级放大电路及信号处理电路等整合到一起,从而有效降低电路间寄生电容影响和干扰信号的引入可能,十分有利于制作高集成度的高性能阵列换能器和探头。其次,因为cMUT探头尺寸小、材料便宜、加工精度高、十分利于规模化生产和IC集成等优点,可大大降低超声探头的生产成本。此外,cMUT探头还有宽带宽、高灵敏度、小体积、低噪声、易声阻抗匹配和工作温度范围大等诸多优点。因此,从1996年,美国斯坦福大学B.T Khuri-Yakub教授及其团队提出以薄膜沉积、牺牲层的制作方式大大改进了cMUT性能及成品率以来,近年来cMUT工艺和换能器的研制得到了迅猛的发展。cMUT的优点使得将一个换能器探头既用作成像诊断有用作聚焦治疗成为可能,但是,目前还没有一种这样的超声系统。

发明内容

[0004] 因此,本发明要解决的技术问题在于克服现有技术中的没有集超声成像诊断和超声聚焦治疗于一体的超声系统的缺陷。

[0005] 为此,本发明的一种基于电容式微加工超声换能器面阵的诊疗一体化超声系统,包括超声成像诊断装置、超声聚焦治疗装置和探头;

[0006] 所述探头包括由电容式微加工超声换能器作为阵元组成的面阵,每个所述阵元均分别与所述超声成像诊断装置和超声聚焦治疗装置连接,所述探头用于工作在成像诊断模式和/或聚焦治疗模式下。

[0007] 优选地,各个所述阵元具有相同或不同的中心频率、带宽和形状结构。

[0008] 优选地,所述面阵包括至少一个区域,属于一个区域的阵元具有相同的中心频率和带宽,属于不同区域的阵元具有不同的中心频率、带宽和形状结构。

[0009] 优选地,一部分所述区域的阵元受所述超声聚焦治疗装置的控制工作在聚焦治疗模式下,一部分所述区域的阵元受所述超声成像诊断装置的控制工作在成像诊断模式下。

[0010] 优选地,所述成像诊断模式包括A模式、M模式、B模式、3D模式、多普勒模式和弹性模式。

[0011] 优选地,所述成像诊断模式为弹性模式时,探头的阵元中的一部分用于发射声辐射,另一部分用于接收横向传播的弹性波。

[0012] 优选地,所述聚焦治疗模式包括单点聚焦治疗模式和多点聚焦治疗模式。

[0013] 优选地,所述多点聚焦治疗模式中的各个焦点包含相同或不同的焦距、能量强度和聚焦区域形状。

[0014] 优选地,所述超声成像诊断装置包括发射控制模块、脉冲发射模块、信号接收模块和显示模块;

[0015] 所述发射控制模块与脉冲发射模块连接,用于生成包含波束形成特点的第一信号并将其传输给所述脉冲发射模块;

[0016] 所述脉冲发射模块与所述探头连接,用于根据所述第一信号控制所述探头的各个阵元的激励顺序和时间延迟;

[0017] 所述信号接收模块与所述探头连接,用于接收所述探头的各个阵元根据按序接收到的反射回波超声信号所生成的电信号,并将所述电信号进行放大和滤波处理后输出给所述显示模块;

[0018] 所述显示模块用于将所述电信号转换成图像进行显示。

[0019] 优选地,所述超声聚焦治疗装置包括治疗控制模块和聚焦发射模块;

[0020] 所述治疗控制模块与所述聚焦发射模块连接,用于生成包含菲涅尔环分布特点的第二信号并将其传输给所述聚焦发射模块;

[0021] 所述聚焦发射模块与所述探头连接,用于根据所述第二信号控制所述探头的各个所述阵元的工作状态以获得聚焦的焦距和强度。

[0022] 本发明技术方案,具有如下优点:

[0023] 1. 本发明实施例提供的基于电容式微加工超声换能器面阵的诊疗一体化超声系统,通过设置由电容式微加工超声换能器作为阵元组成的面阵形成探头,利用cMUT工艺微加工、高集成的特点,能实现对大面阵探头的各个阵元独立精确控制,进而可实现超声成像诊断和超声聚焦治疗的功能,集超声成像诊断和超声聚焦治疗于一体,具有宽带宽、高灵敏度、小体积、低噪声、易声阻抗匹配和工作温度范围大等诸多优点。

[0024] 2. 本发明实施例提供的基于电容式微加工超声换能器面阵的诊疗一体化超声系

统,区别于传统的线阵、凸阵压电陶瓷/单晶超声成像系统,通过设置超声成像诊断装置可以使cMUT面阵工作于成像诊断模式,并且能够实现样式灵活多样的多模式超声成像,如A模式、M模式、B模式、3D模式、多普勒模式、弹性模式等。甚至可以在不移动探头的情况下实现对探测区域而非单一切面的实时3D成像和多普勒成像,从而可以适应多种应用环境。

[0025] 3. 本发明实施例提供的基于电容式微加工超声换能器面阵的诊疗一体化超声系统,通过设置超声聚焦治疗装置可以使cMUT面阵探头工作于聚焦治疗模式,从而可以在使用同一探头的工作下,进行高强度的超声聚焦用于治疗。且不同于以往球面或凹面聚焦的超声HIFU探头,该探头的聚焦方式和焦距是通过菲涅尔相位调制实现的,因而可以通过需要灵活设定调节,而且焦点也可以根据需要灵活设定调节,不再是唯一的,可以同时在各个区域有多个焦点,甚至各焦点的聚焦、强度也可以是不同的,从而提高了聚焦精度,也可以适应多种应用环境。

[0026] 4. 本发明实施例提供的基于电容式微加工超声换能器面阵的诊疗一体化超声系统,通过将探头的cMUT面阵中的不同部分区域的阵元设置成工作在聚焦治疗模式或超声成像模式的不同的工作模式下,从而能实现在聚焦治疗时实时成像治疗区域,观测治疗效果,实现术中调整治疗区域和超声强度,从而可以改进治疗效果。

附图说明

[0027] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式中的技术方案,下面将对具体实施方式描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施方式,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0028] 图1为本发明一种实施例的诊疗一体化超声系统的原理框图;

[0029] 图2为本发明一种实施例的cMUT面阵单点聚焦治疗工作模式示意图;

[0030] 图3为本发明一种实施例的cMUT面阵多点聚焦治疗工作模式示意图;

[0031] 图4为本发明一种实施例的cMUT面阵治疗/成像工作模式示意图。

[0032] 附图标记:1-超声成像诊断装置,2-超声聚焦治疗装置,3-探头,11-发射控制模块,12-脉冲发射模块,13-信号接收模块,14-显示模块,21-治疗控制模块,22-聚焦发射模块,31-面阵,311-cMUT阵元。

具体实施方式

[0033] 下面将结合附图对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0034] 在本发明的描述中,需要说明的是,术语“第一”、“第二”等仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0035] 除非另有明确的规定和限定,术语“安装”、“相连”、“连接”应做广义理解,例如,可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,还可以是两个元件内部的连通,可以是无线连接,也可以是有线连接。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0036] 此外,下面所描述的本发明不同实施方式中所涉及的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互结合。

[0037] 图1示出了一种基于电容式微加工超声换能器(cMUT)面阵的诊疗一体化超声系统,如图1所示,包括超声成像诊断装置1、超声聚焦治疗装置2和探头3。

[0038] 探头3包括由cMUT作为阵元组成的面阵31,每个阵元311均分别与超声成像诊断装置1和超声聚焦治疗装置2连接,探头3用于工作在成像诊断模式和/或聚焦治疗模式下。优选地,cMUT面阵31上的每一个cMUT阵元都通过微加工有专门的连线与超声成像诊断装置1和超声聚焦治疗装置2相连,超声成像诊断装置1和超声聚焦治疗装置2间通过T/R开关实现线路间的变换,进而实现系统对每个cMUT阵元的通断及工作状态的控制。优选地,探头3可集成驱动电路、前级放大电路及信号处理电路等。

[0039] 上述诊疗一体化超声系统有三种工作模式:成像诊断模式、聚焦治疗模式、综合模式,成像诊断模式可用于临床的超声成像诊断,聚焦治疗模式可用于超声HIFU治疗/超声刺激等,综合模式为同时进行成像诊断和聚焦治疗的模式。

[0040] 上述基于电容式微加工超声换能器面阵的诊疗一体化超声系统,通过设置由电容式微加工超声换能器作为阵元组成的面阵形成探头,利用cMUT工艺微加工、高集成的特点,能实现对大面阵探头的各个阵元独立精确控制,进而可实现超声成像诊断和超声聚焦治疗的功能,集超声成像诊断和超声聚焦治疗于一体。

[0041] 优选地,如图1所示,上述超声成像诊断装置1包括发射控制模块11、脉冲发射模块12、信号接收模块13和显示模块14。

[0042] 发射控制模块11与脉冲发射模块12连接,用于生成包含波束形成特点的第一信号并将其传输给脉冲发射模块12。优选地,发射控制模块11包括波束形成器、时间/相位延迟器等。

[0043] 脉冲发射模块12与探头3连接,用于根据第一信号控制探头3的各个阵元的激励顺序和时间延迟。优选地,脉冲发射模块12包括脉冲发生器等。

[0044] 信号接收模块13与探头3连接,用于接收探头3的各个阵元根据按序接收到的反射回波超声信号所生成的电信号,并将电信号进行放大、滤波、A/D转换、调制解调等处理后输出给显示模块14。优选地,信号接收模块13包括T/R开关、低噪声放大器、时间增益控制器TGC、抗混叠滤波器AAD、A/D转换器、调制解调器等。

[0045] 显示模块14用于将电信号转换成图像进行显示。

[0046] 上述超声成像诊断装置1主要是在系统工作在成像诊断模式下时工作,其工作原理为:首先由发射控制模块11,根据探测目标的深度和位置,确定cMUT阵元的波束形成方案,生成包含波束形成特点的第一信号并将其传输给脉冲发射模块12,控制脉冲发射模块12各个cMUT阵元的激励顺序和时间延迟,从而控制cMUT阵元发射的超声波在探测目标中在各点形成最佳的聚集超声波束,提高反射回波的强度与横向分辨率。在接收回波成像时,信号接收模块13根据波束形成的特点,控制T/R开关激活对应cMUT阵元,实现对反射回波超声信号按序被相应的cMUT阵元接收并生产相应的电信号,并通过后续的调制解调、TGC、滤波等信号处理最终通过显示模块14转换成图像进行显示。

[0047] 该系统具体的扫描成像方式可以是:逐点式,即先水平方向各扫描成像,然后再轴向扫描各点成像,反之亦可。或者,区域式,由于系统可以灵活控制cMUT各个阵元的工作状

态,因此可以同时多行/列进行扫描和接收,也可以多个区域(一定面积的阵元,如矩形、正方形)同时进行扫描成像。或者,在完成某一水平面/横切面之后,也可以控制探头对深度/轴向方向进行扫描,从而实现目标的3D成像。移动探头位置就可以实现对不同位置的3D成像,进而实现对目标大范围的3D成像。

[0048] 系统还可以用于实时多普勒成像。在多普勒成像时,可以控制探头一侧的cMUT阵元波束成形到探测目标位置(如血管内血流),而反射波则由探头另一侧的cMUT阵元接收,根据多普勒效应,即反射频率与发射频率 f_0 之间产生的偏移即多普勒频移 f_d : $f_d = 2vf_0 \cos \theta / C$,其中, v 为血流的运动速度, C 为超声波的速度。由此可以看出, f_d 与血流的运动速度成正比,若检出 f_d 就可求得血流的运动速度 v 。cMUT面阵探头的优势是可以根据血管的走向,动态调整波束形成的方位,以确保反射波能被另一侧的阵元探测到,而不用移动探头去适应血管位置。

[0049] 此外该系统还可以应用于弹性成像。在弹性成像时,可以控制探头一定区域的cMUT阵元作为向探测目标/组织施加声辐射力的阵元,而其旁边的阵元探测接收其横向传播的弹性波/剪切波,进而计算其传播速度,确定其弹性参数,进而弹性成像。

[0050] 从而,优选地,上述诊疗一体化超声系统的成像诊断模式可以为A模式(Amplitude mode)、M模式(Motion mode)、B模式(Brightness mode)、3D模式、多普勒模式或弹性模式等。

[0051] 上述诊疗一体化超声系统,区别于传统的线阵、凸阵压电陶瓷/单晶超声成像系统,通过设置超声成像诊断装置可以使cMUT面阵探头工作于成像诊断模式,并且能够实现样式灵活多样的多模式超声成像,如A模式、M模式、B模式、3D模式、多普勒模式、弹性模式等。甚至可以在不移动探头的情况下实现对探测区域而非单一切面的实时3D成像和多普勒成像,从而可以适应多种应用环境。

[0052] 优选地,如图1所示,上述超声聚焦治疗装置2包括治疗控制模块21和聚焦发射模块22。

[0053] 治疗控制模块21与聚焦发射模块22连接,用于生成包含菲涅尔环分布特点的第二信号并将其传输给聚焦发射模块22。

[0054] 聚焦发射模块22与探头3连接,用于根据第二信号控制探头3的各个阵元的工作状态以获得聚焦的焦距和强度。

[0055] 上述超声聚焦治疗装置2主要是在系统工作在聚焦治疗模式下时工作,其工作原理为:根据病患需治疗的部位,首先治疗控制模块21确定系统需要聚焦超声的深度(焦距),根据菲涅尔环超声聚焦的原理,控制cMUT面阵探头上特定区域工作与非工作状态的阵元呈菲涅尔环分布设定,生成包含菲涅尔环分布特点的第二信号并将其传输给聚焦发射模块22。优选地,各个菲涅尔波带环的尺寸和位置关系,可由下面公式决定:

[0056] 当为负式菲涅尔波带(中央区域的cMUT阵元工作)时:

[0057]
$$r_n = \frac{\sqrt{(2n+1)^2 \lambda^2 + 8(2n+1)\lambda F}}{4}$$
 其中, n 为环带的名称, $n=1,2,3,\dots$, F 为焦距, λ

为超声波在传播介质中的波长。

[0058] 当为正式菲涅尔波带(中央区域的cMUT阵元不工作)时:

$$[0059] \quad r_0 = \sqrt{\delta\lambda \left(F + \frac{\lambda\delta}{4}\right)}$$

$$[0060] \quad r_n = \sqrt{\frac{(2n+2+2\delta)\lambda}{2} \left(F + \frac{(n+1+2\delta)\lambda}{8}\right)}, \quad \text{其中, } n=0, 1, 2, 3, \dots, \text{修正因子 } -1 \leq \delta$$

≤ 1 。

[0061] 优选地,探头3的各个cMUT阵元可以设置成具有相同或不同的中心频率、带宽和形状结构(尺寸大小),所以相较于传统的菲涅尔环阵式聚焦换能器,面阵探头可以精确控制每个阵元的激励与工作状态,因此对同一环内的阵元其也可以根据其探测目标的各自具体距离,进行精确地相位调制或激励延时,从而获得更佳的聚焦效果。

[0062] 优选地,聚焦治疗模式包括单点聚焦治疗模式和多点聚焦治疗模式。例如,如图2所示,为cMUT面阵单点聚焦治疗工作模式示意图,图中被圆环圈中的cMUT阵元(阴影部分)为在聚焦治疗模式下接通激励电压工作的阵元,而其它非圆环内的cMUT阵元(无阴影部分)为在聚焦治疗模式下不施加激励电压即不工作的阵元。所述多点聚焦治疗模式中的各个焦点包含相同或不同的焦距、能量强度和聚焦区域大小/形状,其可以因需要而进行调节。

[0063] 优选地,面阵31包括至少一个区域,属于一个区域的阵元具有相同的中心频率和带宽,属于不同区域的阵元具有不同的中心频率、带宽和形状结构(尺寸大小),从而实现多点聚焦治疗工作模式。例如,如图3所示,为cMUT面阵多点聚焦治疗工作模式示意图,图中被圆环圈中的cMUT阵元(阴影部分)为在聚焦治疗模式下接通激励电压工作的阵元,而其它非圆环内的cMUT阵元(无阴影部分)为在聚焦治疗模式下不施加激励电压即不工作的阵元。

[0064] 由此可见,在聚焦治疗时,cMUT面阵探头的聚焦方式并非只能单点聚焦,也可以是多点聚焦。只要控制相应区域阵元呈菲涅尔环分布工作即可,而且通过控制cMUT阵元各自菲涅尔环的直径和波束形成,各个区域的焦距和强度也可以是不同的。

[0065] 上述诊疗一体化超声系统,通过设置超声聚焦治疗装置可以使cMUT面阵探头工作于聚焦治疗模式,从而可以在使用同一探头的情况下,进行高强度的超声聚焦用于治疗。且不同于以往球面或凹面聚焦的超声HIFU探头,该探头的聚焦方式和焦距是通过菲涅尔相位调制实现的,因而可以通过需要灵活设定调节,而且焦点也可以根据需要灵活设定调节,不再是唯一的,可以同时在各个区域有多个焦点,甚至各焦点的聚焦、强度也可以是不同的,从而提高了聚焦精度,也可以适应多种应用环境。

[0066] 优选地,探头的cMUT面阵中的一部分区域的阵元受超声聚焦治疗装置2的控制工作在聚焦治疗模式下,一部分区域的阵元受超声成像诊断装置1的控制工作在成像诊断模式下。例如,如图4所示,图中面阵中心被圆环圈中的cMUT阵元(阴影部分)为在聚焦治疗模式下接通激励电压工作的阵元,而其它非圆环内的cMUT阵元(非阴影部分)为在聚焦治疗模式下不施加激励电压即不工作的阵元,而在面阵上下两端的黑色cMUT阵元为与中间cMUT阵元不同中心频率的cMUT,可用于对治疗目标区域进行超声成像。

[0067] 因此,在聚焦治疗模式的同时,可以根据需要,切换系统的工作模式,通过成像模式下得到的超声图像,决定后续聚焦治疗模式的探头声强和焦点等。例如,只要切换cMUT面阵探头部分区域阵元的工作模式就可实现。如图4所示,根据波束成形控制两侧探头对治疗区域的切面或区域实时成像,进而实现同一探头边成像边治疗的功能。优选地,为了克服聚

焦治疗超声波对成像声波的影响,可以在设计制作cMUT面阵探头时,使其周边(如图4)或特定区域的阵元与用于聚焦治疗的阵元的超声中心频率不同,进而在后期通过频谱滤波等方法,可以降低治疗超声阵元对成像的影响。

[0068] 上述诊疗一体化超声系统,通过将探头的cMUT面阵中的不同部分区域的阵元设置成工作在聚焦治疗模式或超声成像模式的不同工作模式下,从而能实现在聚焦治疗时实时成像治疗区域,观测治疗效果,实现术中调整治疗区域和超声强度,从而可以改进治疗效果。这些特点使得该系统在超声成像、聚焦治疗等方面具有很大的优越性,具有广阔的科学研究和实际应用前景。

[0069] 显然,上述实施例仅仅是为清楚地说明所作的举例,而并非对实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。而由此所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明创造的保护范围之内。

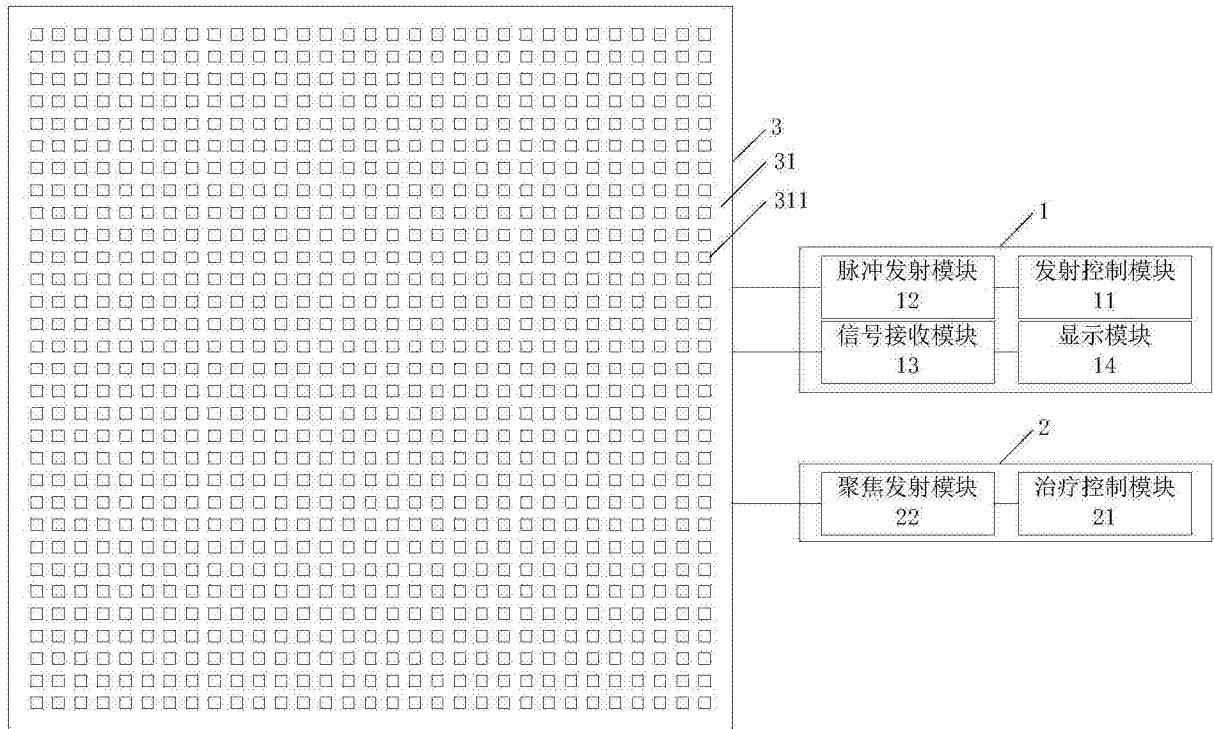


图1

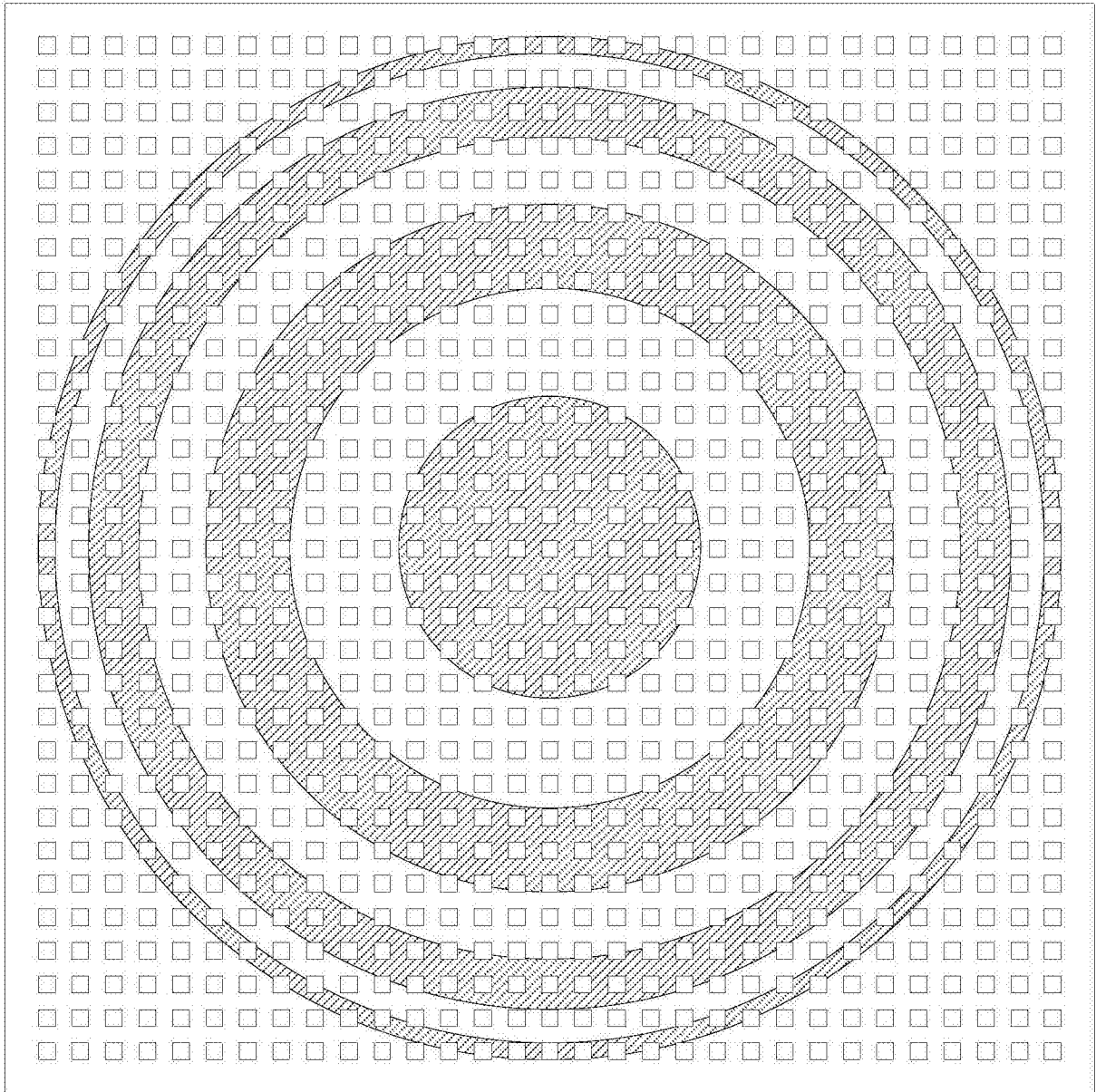


图2

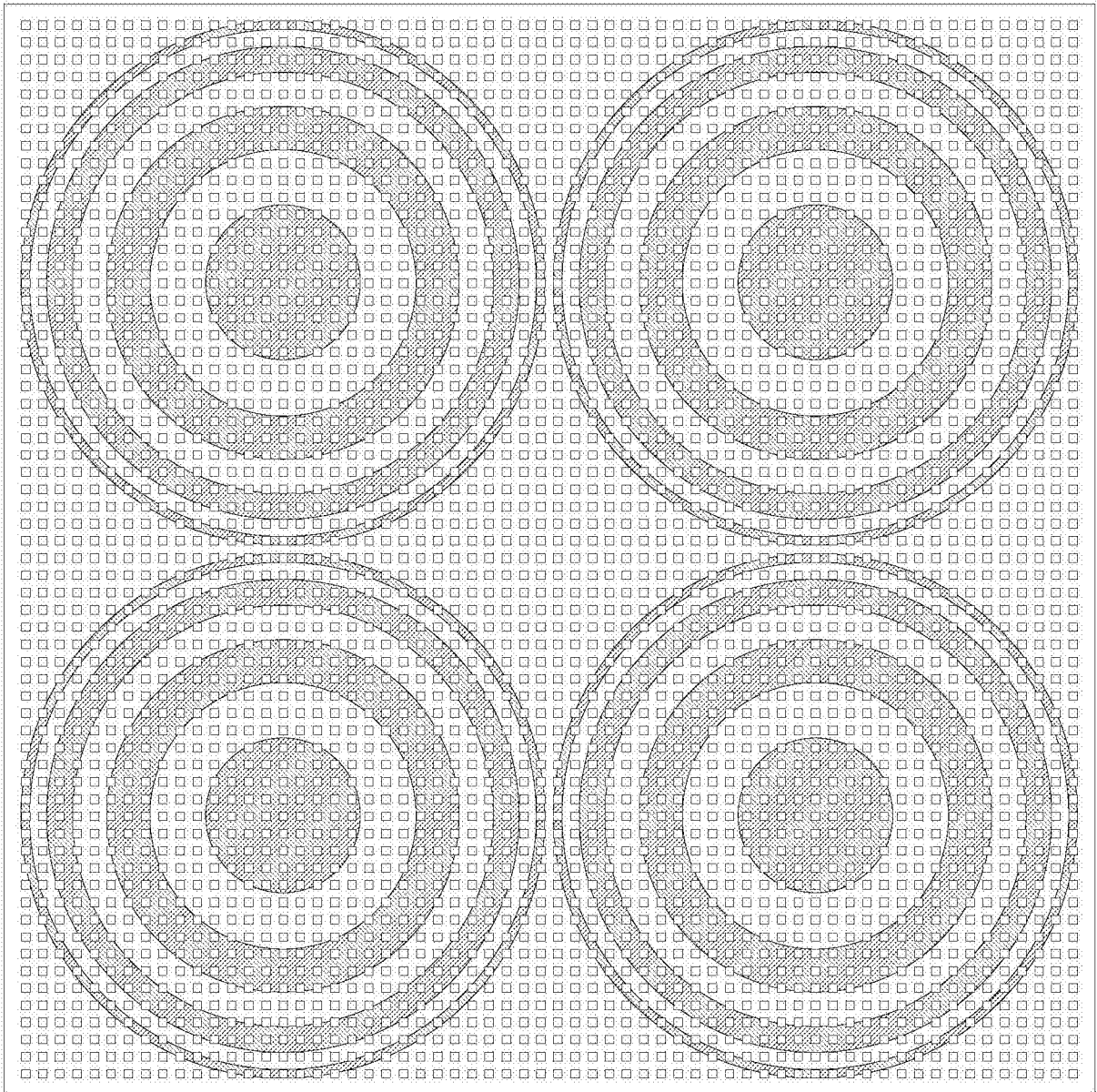


图3

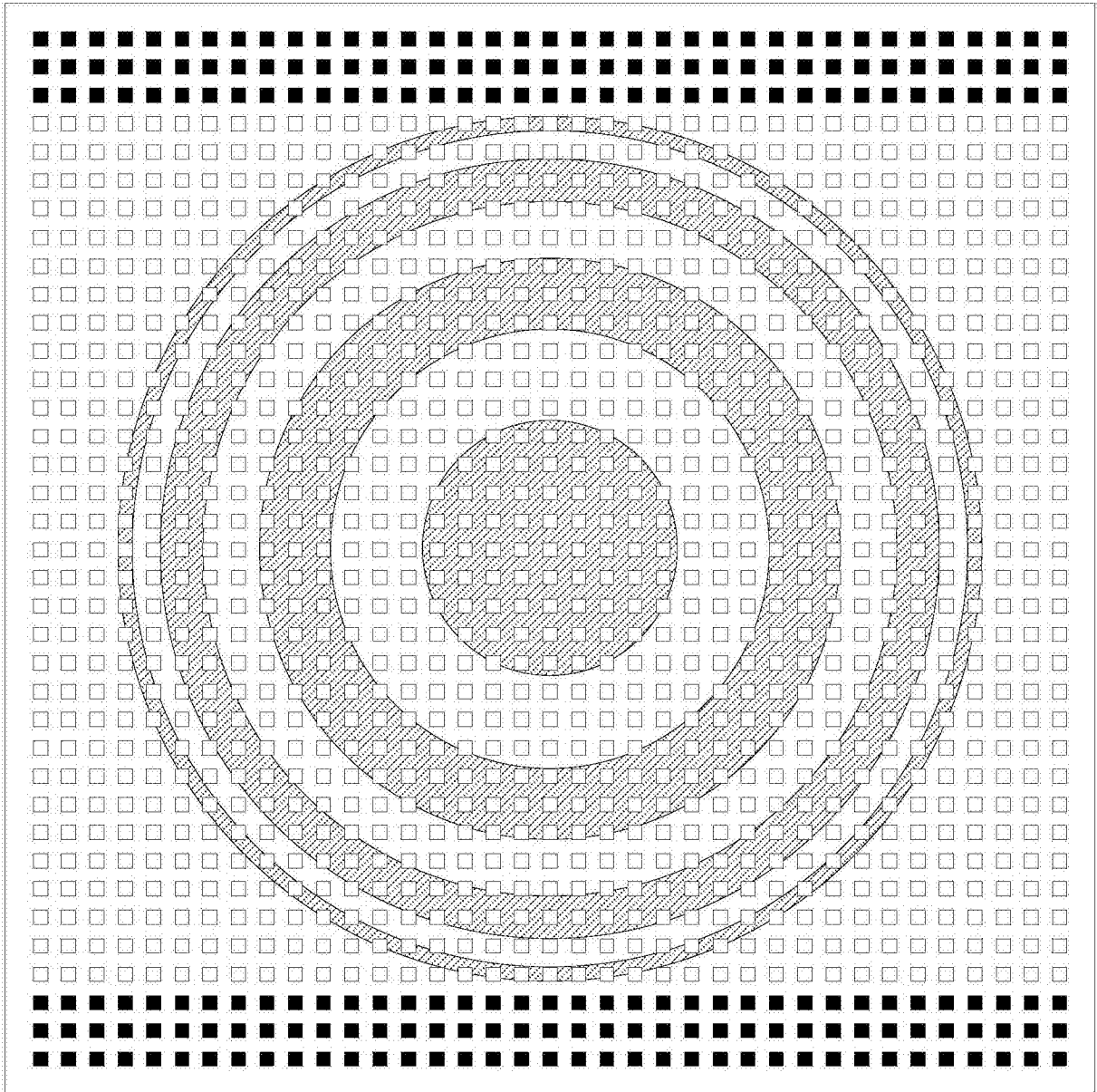


图4

专利名称(译)	基于电容式微加工超声换能器面阵的诊疗一体化超声系统		
公开(公告)号	CN105411625A	公开(公告)日	2016-03-23
申请号	CN201510999444.5	申请日	2015-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
[标]发明人	简小华 崔嵘峒 韩志乐 李章剑		
发明人	简小华 崔嵘峒 韩志乐 李章剑		
IPC分类号	A61B8/00 A61N7/00		
CPC分类号	A61B8/42 A61B8/4411 A61B8/4444 A61B8/4494 A61B8/48 A61N7/00 A61N2007/0052		
代理人(译)	张杰		
其他公开文献	CN105411625B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于电容式微加工超声换能器面阵的诊疗一体化超声系统，包括超声成像诊断装置、超声聚焦治疗装置和探头；所述探头包括由电容式微加工超声换能器作为阵元组成的面阵，每个所述阵元均分别与所述超声成像诊断装置和超声聚焦治疗装置连接，所述探头用于工作在成像诊断模式和/或聚焦治疗模式下。本发明的诊疗一体化超声系统集成超声成像诊断和超声聚焦治疗于一体，宽带宽、高灵敏度、小体积、低噪声、易声阻抗匹配和工作温度范围大等诸多优点。

