



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101152646 B

(45) 授权公告日 2012. 07. 04

(21) 申请号 200610159552. 2

(22) 申请日 2006. 09. 27

(73) 专利权人 香港理工大学

地址 中国香港九龙红磡

(72) 发明人 郑永平

(74) 专利代理机构 隆天国际知识产权代理有限公司

公司 72003

代理人 陈晨

(56) 对比文件

CN 1810213 A, 2006. 08. 02, 全文.

WO 94/13411 A1, 1994. 06. 23, 全文.

CN 1569276 A, 2005. 01. 26, 全文.

US 5680863 A, 1997. 10. 28, 说明书第 3-10 栏, 图 1-19.

CN 1575210 A, 2005. 02. 02, 全文.

审查员 许利波

(51) Int. Cl.

B06B 1/00 (2006. 01)

B06B 1/02 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

A61B 17/225 (2006. 01)

A61N 7/00 (2006. 01)

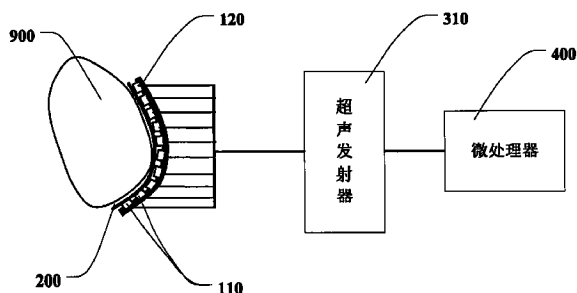
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 4 页

(54) 发明名称

柔性超声换能器阵列及其应用装置

(57) 摘要

一种柔性超声换能器阵列, 包括有数量不少于 2 的超声换能器单元和柔性层介质, 该超声换能器单元以阵列形式安置于该柔性层介质中或表面; 一种超声装置, 包括有数量不少于 2 的超声换能器单元、超声发射器 / 超声发射接收器、超声耦合介质、微处理器、及柔性层介质, 该超声换能器单元以阵列形式安置于该柔性层介质中或表面而构成柔性超声换能器阵列; 对于上述超声换能器阵列及超声装置, 还包括有形状扫描仪 / 形状传感器, 用于测量所述柔性超声换能器阵列的表面形状信息, 以帮助超声波束的聚焦和定向。本发明技术方案, 因其中柔性超声换能器阵列能够贴合各种具有不同表面形状的身体部位, 从而能够获得现有技术无法达到的超声治疗 / 超声成像效果。



1. 一种柔性超声换能器阵列,包括有数量不少于2的超声换能器单元;其特征在于:该柔性超声换能器阵列还包括有柔性层介质,所述超声换能器单元以阵列形式安置于该柔性层介质中或表面,且所述柔性层介质形状可变从而贴合于超声治疗/超声成像对象的表面。

2. 如权利要求1所述的柔性超声换能器阵列,其特征在于,所述柔性层介质为热塑性塑料,或为记忆合金,或为硅胶。

3. 如权利要求1所述的柔性超声换能器阵列,其特征在于,所述柔性层介质由支撑装置支撑,或安置在该支撑装置中;所述支撑装置为肢体/义肢承托座,或为矫形器材,或为医用支架。

4. 如权利要求1所述的柔性超声换能器阵列,其特征在于,该柔性超声换能器阵列还包括有形状扫描仪;

该形状扫描仪,用于在该柔性超声换能器阵列使用之前或之中测量其表面形状,获得该柔性超声换能器阵列的表面形状信息;

并且,该表面形状信息,用于控制该柔性超声换能器阵列中各超声换能器单元的激励电信号的输入和/或超声脉冲回波信号的采集。

5. 如权利要求4所述的柔性超声换能器阵列,其特征在于,所述形状扫描仪是光学形状成像仪。

6. 如权利要求1所述的柔性超声换能器阵列,其特征在于,该柔性超声换能器阵列还包括有数量不少于1的形状传感器;

该形状传感器,用于在该柔性超声换能器阵列使用过程中实时监测其表面形状,获得该柔性超声换能器阵列的表面形状信息;

并且,该表面形状信息,用于控制该柔性超声换能器阵列中各超声换能器单元的激励电信号的输入和/或超声脉冲回波信号的采集。

7. 如权利要求6所述的柔性超声换能器阵列,其特征在于,所述形状传感器为电传感器,或为光传感器,或为超声传感器。

8. 如权利要求6所述的柔性超声换能器阵列,其特征在于,所述形状传感器安置于所述柔性超声换能器阵列中,或表面,或上方。

9. 一种超声装置,包括有数量不少于2的超声换能器单元,超声发射器,超声耦合介质,及微处理器;

所述超声换能器单元,通过所述超声耦合介质与探测对象相连,用于将激励电信号转换成超声波;

所述超声发射器,分别与所述超声换能器单元及所述微处理器相连,用于产生具有超声频率的激励电信号,并将该激励电信号输入所述超声换能器单元;

所述微处理器,与所述超声发射器相连,用于控制参数;

所述参数包括有,超声波的频率、强度、占空比、发射时间,以及所述各个超声换能器单元激励电信号的输入延迟;

其特征在于,该装置还包括有柔性层介质,所述超声换能器单元以阵列形式安置于该柔性层介质中或表面,构成柔性超声换能器阵列,且所述柔性层介质形状可变从而贴合于超声治疗/超声成像对象的表面。

10. 一种超声装置,包括有数量不少于 2 的超声换能器单元,超声耦合介质,超声发射接收器,微处理器,及图像存储显示器;

所述超声换能器单元,通过所述超声耦合介质与探测对象相连,用于将激励电信号与超声波互相转换;

所述超声发射接收器,分别与所述超声换能器单元及所述微处理器相连,用于产生具有超声频率的激励电信号后将该激励电信号输入所述超声换能器单元,并接收由所述超声换能器单元反馈的超声脉冲回波信号后将该超声回波信号输入所述微处理器;

所述微处理器,分别与所述超声发射接收器及所述图像存储显示器相连,用于控制参数并对所述超声脉冲回波信号进行数据采集与处理;

所述图像存储显示器,与所述微处理器相连,用于显示所述参数以及超声信号和图像;

所述参数包括有,所述超声波的频率、强度、脉冲宽度、发射间隔,以及所述各个超声换能器单元激励电信号的输入延迟;

其特征在于,该装置还包括有柔性层介质,所述超声换能器单元以阵列形式安置于该柔性层介质中或表面,构成柔性超声换能器阵列,且所述柔性层介质形状可变从而贴合于超声治疗/超声成像对象的表面。

11. 如权利要求 9 或 10 所述的超声装置,其特征在于,该装置还包括有形状扫描仪;

该形状扫描仪,用于在所述超声换能器单元开始工作之前或之中扫描所述柔性超声换能器阵列,获得该柔性超声换能器阵列的表面形状信息,并将其发送至所述微处理器;

该微处理器根据该表面形状信息,计算该柔性超声换能器阵列中各超声换能器单元的延迟时间,并将其发送至所述超声发射器/超声发射接收器;

该超声发射器/超声发射接收器根据上述延迟时间,控制所述各超声换能器单元激励电信号的输入或/和超声脉冲回波信号的采集。

12. 如权利要求 11 所述的超声装置,其特征在于,所述形状扫描仪为光学形状成像仪。

13. 如权利要求 9 或 10 所述的超声装置,其特征在于,该装置还包括有数量不少于 1 的形状传感器;

该形状传感器,用于在该装置使用过程中实时监测所述柔性超声换能器阵列的表面形状,获得该柔性超声换能器阵列的表面形状信息,并将其发送至所述微处理器;

该微处理器根据该表面形状信息,计算该柔性超声换能器阵列中各超声换能器单元的延迟时间,并将其发送至所述超声发射器/超声发射接收器;

该超声发射器/超声发射接收器根据上述延迟时间,控制所述各超声换能器单元激励电信号的输入或/和超声脉冲回波信号的采集。

14. 如权利要求 13 所述的超声装置,其特征在于,所述形状传感器为电传感器,或为光传感器,或为超声传感器。

15. 如权利要求 13 所述的超声装置,其特征在于,所述形状传感器安置于所述柔性超声换能器阵列中,或表面,或上方。

柔性超声换能器阵列及其应用装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声换能器,尤其涉及超声换能器阵列;更具体地说,本发明涉及形状可变的柔性超声换能器阵列,以及该柔性超声换能器阵列在超声治疗与超声成像等医学领域的应用装置。

背景技术

[0002] 传统超声换能器阵列一般具有两种形状,或为平直形状,或为弯曲形状;并且其形状总是固定不变,其中各组成换能器之间的相对位置和方向也总是固定不变。当具有弯曲形状的身体部位需要超声成像或超声治疗时,为了获得良好接触,就必须把传统超声换能器阵列紧压至该身体部位的组织表面。即使如此,经常还是无法获得良好接触。例如,当对肢体骨折进行超声治疗时,传统超声换能器阵列就不能很好地贴合肢体表面。

[0003] 此外,在大多情况下,应用传统超声换能器进行超声成像或超声治疗时,不能接受身体部位的几何形态变化。例如,在应用传统超声换能器对身体部位进行无形变的三维(3D)立体形状成像过程中,就不允许该身体部位出现任何几何形态变化,以避免因该几何形态变化导致的超声成像效果不佳。

发明内容

[0004] 针对上述传统超声换能器阵列的应用效果不佳及应用场合受限的现有技术状态,本发明目的在于,提供一种柔性超声换能器阵列,其形状可变从而能够很好地贴合具有不同表面形状的身体部位。

[0005] 本发明另一目的在于,提供应用该柔性超声换能器阵列的超声装置,因其中柔性超声换能器阵列能够很好地贴合身体部位,从而能够获得现有技术无法达到的良好效果。

[0006] 为了实现上述发明目的,本发明采取的技术方案是:提供一种柔性超声换能器阵列,包括有数量不少于2的超声换能器单元和柔性层介质;所述柔性层介质形状可变,从而能够贴合于超声治疗/超声成像对象的表面;而所述超声换能器单元以阵列形式安置于该柔性层介质中或表面,从而所述阵列形状可随所述柔性层介质的形状变化而变化。其中:所述阵列形式可为一维阵列形式,也可为二维阵列形式;所述柔性层介质可为热塑性塑料或记忆合金等条件柔性层介质,该条件柔性层介质在其相应的柔性条件下(比如,温度高于某一特定值)时形状可变;也可为硅胶等完全柔性层介质,该完全柔性层介质的形状一直可变;所述柔性超声换能器阵列可由支撑装置支撑,也可安置于该支撑装置中;该支撑装置或为肢体/义肢承托座(socket),或为矫形器材,或为医用支架(shell)、甚或为坐垫等各种其他用于支撑的装置。

[0007] 进一步改进上述柔性超声换能器阵列的方法之一是,增加形状扫描仪;该形状扫描仪用于在该柔性超声换能器阵列使用之前或之中测量其表面形状,获得该柔性超声换能器阵列的表面形状信息;而该表面形状信息,则可用于控制该柔性超声换能器阵列中各超声换能器单元的激励电信号的输入和/或超声脉冲回波信号的采集,以帮助超声波束的聚

焦和定向。其中,所述形状扫描仪是光学形状成像仪。

[0008] 进一步改进上述柔性超声换能器阵列的方法之二是,增加形状传感器;该形状传感器用于在该柔性超声换能器阵列使用过程中实时监测其表面形状,获得该柔性超声换能器阵列的表面形状信息;而该表面形状信息,同样可用于控制该柔性超声换能器阵列中各超声换能器单元的激励电信号的输入和/或超声脉冲回波信号的采集,以帮助超声波束的聚焦和定向。其中:所述形状传感器的数量不少于1,其具体取值视精度需求和所采用传感器的设备精度而定;所述形状传感器为电传感器,或为光传感器,或为超声传感器,或为任何一种现有公知的传感器;所述形状传感器可安置于所述柔性超声换能器阵列之中,也可安置于所述柔性超声换能器阵列的表面,还可安置于所述柔性超声换能器阵列的上方。

[0009] 为了实现上述另一发明目的,本发明采取的技术方案之一是:提供一种超声装置,该超声装置包括有数量不少于2的超声换能器单元,超声发射器,超声耦合介质,及微处理器;其中:所述超声换能器单元,通过所述超声耦合介质与探测对象相连,用于将激励电信号转换成超声波;所述超声发射器,分别与所述超声换能器单元及所述微处理器相连,用于产生具有超声频率的激励电信号,并将该激励电信号输入所述超声换能器单元;所述微处理器,与所述超声发射器相连,用于控制参数;而所述参数包括有,超声波的频率、强度、占空比、发射时间,以及所述各个超声换能器单元激励电信号的输入延迟;此外,该超声装置还包括有柔性层介质,所述超声换能器单元以阵列形式安置于该柔性层介质中或表面,构成柔性超声换能器阵列。

[0010] 为了实现上述另一发明目的,本发明采取的技术方案之二是:提供另一种超声装置,该超声装置包括有数量不少于2的超声换能器单元,超声耦合介质,超声发射接收器,微处理器,及图像存储显示器;其中,所述超声换能器单元,通过所述超声耦合介质与探测对象相连,用于将激励电信号与超声波互相转换;所述超声发射接收器,分别与所述超声换能器单元及所述微处理器相连,用于产生具有超声频率的激励电信号后将该激励电信号输入所述超声换能器单元,并接收由所述超声换能器单元反馈的超声脉冲回波信号后将该超声回波信号输入所述微处理器;所述微处理器,分别与所述超声发射接收器及所述图像存储显示器相连,用于控制参数并对所述超声脉冲回波信号进行数据采集与处理;所述图像存储显示器,与所述微处理器相连,用于显示所述参数以及超声信号和图像;而所述参数包括有,所述超声波的频率、强度、脉冲宽度、发射间隔,以及所述各个超声换能器单元激励电信号的输入延迟;与前述本发明提供的一种超声装置相同,该另一种超声装置也还包括有柔性层介质,所述超声换能器单元以阵列形式安置于该柔性层介质中或表面,构成柔性超声换能器阵列。

[0011] 这样,上述本发明提供的一种超声装置可用于超声治疗,且因其中柔性超声换能器阵列能够贴合各种具有不同形状表面的身体部位,从而获得良好的超声治疗效果;而上述本发明提供的另一种超声装置可用于超声成像,也可同时用于超声成像和超声治疗,且因其中柔性超声换能器阵列能够贴合各种具有不同形状表面的身体部位,从而获得良好的超声成像/超声治疗效果。

[0012] 同前述本发明提供的柔性超声换能器阵列,对于上述两种本发明提供的超声装置,其改进方法之一是增加形状扫描仪;该形状扫描仪,用于在所述超声换能器单元开始工作之前或之中扫描所述柔性超声换能器阵列,获得该柔性超声换能器阵列的表面形状信

息,并将其发送至所述微处理器;该微处理器根据该表面形状信息,计算该柔性超声换能器阵列中各超声换能器单元的延迟时间,并将其发送至所述超声发射器/超声发射接收器;该超声发射器/超声发射接收器根据上述延迟时间,控制所述各超声换能器单元激励电信号的输入和/或超声脉冲回波信号的采集,以帮助超声波束的聚焦和定向。

[0013] 同前述本发明提供的柔性超声换能器阵列,对于上述两种本发明提供的超声装置,其改进方法之二是增加形状传感器;该形状传感器,用于在该装置使用过程中实时监测所述柔性超声换能器阵列的表面形状,获得该柔性超声换能器阵列的表面形状信息,并将其发送至所述微处理器;该微处理器根据该表面形状信息,计算该柔性超声换能器阵列中各超声换能器单元的延迟时间,并将其发送至所述超声发射器/超声发射接收器;该超声发射器/超声发射接收器根据上述延迟时间,控制各超声换能器单元的激励电信号的输入和/或超声脉冲回波信号的采集,以帮助超声波束的聚焦和定向。

[0014] 其中:所述形状传感器的数量不少于1,其具体取值视精度需求和所采用传感器的设备精度而定;所述形状传感器为电传感器,或为光传感器,或为超声传感器,或为任何一种现有公知的传感器;并且,所述形状传感器可安置于所述柔性超声换能器阵列之中,也可安置于所述柔性超声换能器阵列的表面,还可安置于所述柔性超声换能器阵列的上方。

[0015] 本发明优点在于:本发明提供的柔性超声换能器阵列,其表面形状可随其中柔性层介质形状的改变而改变,从而能够贴合各种具有不同表面形状的部位,进而使得应用该柔性超声换能器阵列的超声装置能够获得现有技术无法达到的超声治疗/成像效果。

[0016] 本发明另一优点在于:通过预先测得或实时监测柔性超声换能器阵列的表面形状,并根据该表面形状信息调节其中各超声换能器单元激励电信号的输入延迟和/或超声脉冲回波信号的采集延迟,从而使得本发明提供的超声装置能够更有针对性地进行超声波束的聚焦和定向,进而更进一步提高超声治疗/成像效果。

[0017] 本发明再一优点在于:通过采用如硅胶之类的完全柔性层介质,使得本发明提供的柔性超声换能器阵列在使用期间一直保持柔性,从而使得该柔性超声换能器阵列能够贴合于需要超声治疗/成像的身体部位,并在使用过程中适应该身体部位的几何形态变化作出相应的形状改变。

附图说明

[0018] 图1-A:本发明柔性超声换能器阵列的一维阵列形式

[0019] 图1-B:本发明柔性超声换能器阵列的二维阵列形式

[0020] 图2:本发明超声装置第一实施例的结构示意图

[0021] 图3:本发明超声装置第二实施例的结构示意图

[0022] 图4:本发明超声装置第三实施例的结构示意图

[0023] 图5:本发明超声装置第四实施例的结构示意图

[0024] 图6-A:本发明安置形状传感器的实施方式之一的示意图

[0025] 图6-B:本发明安置形状传感器的实施方式之二的示意图

[0026] 图6-C:本发明安置形状传感器的实施方式之三的示意图

[0027] 图6-D:本发明安置形状传感器的实施方式之四的示意图

具体实施方式

[0028] 如上所述,本发明提供一种柔性超声换能器阵列,其由数量不少于 2 的超声换能器单元以阵列形式安置于柔性层介质之中或表面组成;其中,所述阵列形式可为如图 1-A 所示的一维阵列形式,也可如图 1-B 所示的二维阵列形式。总之,所述超声换能器单元 (110) 的数量及阵列形式,可根据实际需要随意选择;而该柔性超声换能器阵列因其能够贴合具有不同表面形状的超声治疗 / 超声成像对象,从而获得现有技术无法达到的良好超声治疗 / 成像效果;并且,还可通过增加形状扫描仪或形状传感器,用于在该柔性超声换能器阵列工作之前或之中监测其表面形状信息,并根据该表面形状信息调节所述各超声换能器单元的激励电信号的输入延迟和 / 或超声脉冲回波信号的采集延迟,从而能够更有针对性地进行超声聚焦和波束定向,进而更进一步提高超声治疗 / 成像效果。

[0029] 对于上述柔性超声换能器阵列,所述柔性层介质可为如热塑性塑料、记忆合金之类的条件柔性层介质;这些条件柔性层介质平时是刚性的,但在相应的柔性条件(比如,温度高于某特定值)下时该条件柔性层介质将变得柔性以至其形状可变,并在脱离柔性条件一段时间后重新回复刚性。这样,在柔性条件下将所述柔性超声换能器阵列安放于需要超声治疗 / 成像的身体部位表面,使得该柔性超声换能器阵列的形状随其中柔性层介质形状的改变而改变;经过一段时间后,该柔性层介质将重新变硬,而这时该柔性超声换能器阵列的形状已完全贴合该身体部位的表面形状。并且,将使用过的柔性超声换能器阵列再次置于相应的柔性条件下时,该柔性超声换能器阵列中的柔性层介质将回复柔性,从而使得该柔性超声换能器阵列可再次贴合具有另一种不同表面形状的身体部位。

[0030] 对于上述柔性超声换能器阵列,所述柔性层介质还可为如硅胶和其他公知的可变形材料之类的完全柔性层介质;这些完全柔性层介质一直保持柔性,也就是说,该完全柔性层介质的形状持续可变。这样使得,安置于完全柔性层介质之中或之表面的柔性超声换能器阵列,能够在使用过程中贴合各种具有不同表面形状的身体部位,并且还能适应身体部位出现的任何几何形态变化作出相应的形状改变。

[0031] 此外,上述柔性超声换能器阵列可由支撑装置支撑,也可安置于该支撑装置中;该支撑装置或为肢体 / 义肢承托座(socket),或为矫形器材,或为医用支架(shell)、甚或为坐垫等各种其他用于支撑的装置。

[0032] 从上所述可知,只需对现有的、在医学领域广泛使用的超声仪器作相应的改进后,本发明提供的柔性超声换能器阵列就能与这些超声仪器共同工作,用于对身体部位的超声治疗 / 成像。

[0033] 比如,如图 2 所示:对于现有公知包括有超声换能器单元 (110)、超声耦合介质 (200)、超声发射器 (310)、和微处理器 (400) 的超声仪器,将其中的超声换能器单元 (110) 以阵列形式安置于柔性层介质 (120) 表面以构成本发明提供的柔性超声换能器阵列,从而使得该超声仪器被改进为本发明超声装置第一实施例。并且,应用图 2 所示超声装置对身体部位 (900) 进行超声治疗时,因其中柔性超声换能器阵列能够贴合各种具有不同表面形状的身体部位,从而获得现有技术无法达到的超声治疗效果。

[0034] 同样,如图 3 所示:对于现有公知包括有超声换能器单元 (110)、超声耦合介质 (200)、超声发射接收器 (320)、微处理器 (400)、和图像存储显示器 (500) 的超声仪器,同样将其中的超声换能器单元 (110) 以阵列形式安置于柔性层介质 (120) 表面以构成本发明提

供的柔性超声换能器阵列；从而使得该超声仪器被改进为本发明超声装置第二实施例。并且，应用图 3 所示超声装置对身体部位 (900) 进行超声成像时，因其中柔性超声换能器阵列能够贴合各种具有不同表面形状的身体部位，从而获得现有技术无法达到的超声成像效果。

[0035] 需要说明的是：1、图 2 及图 3 仅示出了超声换能器单元 (110) 安置于柔性层介质 (120) 表面这一种实施方式，但实际上还可采用另一种实施方式，即将超声换能器单元 (110) 安置于柔性层介质 (120) 之中，并且这两种实施方式可达到同样的超声治疗 / 成像效果；2、图 2 所示用于超声治疗的超声装置与图 3 所示用于超声成像的超声装置，可分别独立自成系统，也可相互组合成一个系统。

[0036] 将现有公知超声仪器中形状固定的传统超声换能器阵列，如上所述改进为本发明提供的柔性超声换能器阵列之后，还可继续更进一步的改进。比如：如图 4 所示，在图 2 所示本发明超声装置第一实施例基础上增加一个形状扫描仪 (610)，构成本发明超声装置第三实施例；或者，如图 5 所示，在图 3 所示本发明超声装置第二实施例基础之上增加一个形状扫描仪 (610)，构成本发明超声装置第四实施例。其中，形状扫描仪 (610) 与微处理器 (400) 相连，用于预先 / 使用中测得超声装置中柔性超声换能器阵列的表面形状，使得该超声装置能够根据该表面形状信息调节超声换能器单元 (110) 激励电信号的输入延迟和 / 或超声脉冲回波信号的采集延迟，进而使得该超声装置能够更有针对性地进行超声波束的聚焦和定向，以至更进一步提高超声治疗 / 成像效果。

[0037] 采用形状扫描仪预先测得柔性超声换能器阵列的表面形状，用于超声聚焦和波束定向，其处理过程可简要描述为：

[0038] 首先，在超声换能器单元 (110) 开始工作之前 / 使用过程中，形状扫描仪 (610) 扫描由该超声换能器单元 (110) 及柔性层介质 (120) 组成的柔性超声换能器阵列，获得该柔性超声换能器阵列的表面形状信息，并将该表面形状信息发送至微处理器 (400)；

[0039] 随后，微处理器 (400) 根据该表面形状信息，计算各超声换能器单元 (110) 的激励电信号的输入延迟和 / 或超声脉冲回波信号的采集延迟，并将该计算结果发送至超声发射器 (310) / 超声发射接收器 (320)；

[0040] 最后，超声发射器 (310) / 超声发射接收器 (320) 根据上述计算结果，控制各超声换能器单元 (110) 激励电信号的输入和 / 或超声脉冲回波信号的采集，用于超声波束的聚焦和定向。

[0041] 此外，本发明还提供了另一种实施方式，同样可以达到上述超声装置能够更有针对性地进行超声聚焦和波束定向的改进效果；该另一种实施方式就是：通过增加形状传感器实时监测超声装置中柔性超声换能器阵列的表面形状，使得该超声装置能够根据该表面形状信息调节超声换能器单元激励电信号的延迟时间，进而使得该超声装置能够更有针对性地进行超声波束的聚焦和定向。

[0042] 该采用形状传感器的改进方法，与上述采用形状扫描仪的改进方法，两者原理相同且处理过程也类似；故此处不再赘述两者的相同点，只强调采用形状传感器的特殊之处：

[0043] (1) 形状传感器可采用任何一种现有公知的传感器，或为电传感器，或为光传感器，或为超声传感器；并且，形状传感器的数量不少于 1，其具体数值可视精度需求及所采

用的传感器的设备精度而定。

[0044] (2) 参照图 6-A、图 6-B、图 6-C、及图 6-D 可以看出：形状传感器 (620) 可安置于超声装置中柔性超声换能器阵列 (100) 的上表面 (图 6-A)，也可安置于柔性超声换能器阵列 (100) 之中 (图 6-B)，还可安置于柔性超声换能器阵列 (100) 的下表面 (图 6-C)，以及还可安置于柔性超声换能器阵列 (100) 的上方 (图 6-D)；其中，所述柔性超声换能器阵列 (100) 由超声换能器单元和柔性层介质组成。

[0045] (3) 形状传感器可用于实时监测柔性超声换能器阵列的表面形状，这与形状扫描仪用于预先 / 使用中一次性测得不同；并由此使得增加有形状传感器的、包括有采用完全柔性层介质的柔性超声换能器阵列的超声装置，在其使用过程中，可根据实时监测所得表面形状信息，实时调节各超声换能器单元激励电信号的延迟时间；进而使得该超声装置能够贴合具有不同表面形状的身体部位，并适应该身体部位的几何形态变化而作出相应的形状改变，而不影响超声治疗 / 成像效果。在对具有不同表面形状的身体部位进行全面超声扫描时，同时采用形状传感器和完全柔性层介质的优势尤其明显。

[0046] 需要声明的是，上述发明内容及具体实施方式意在证明本发明所提供技术方案的实际应用，不应解释为对本发明保护范围的限定。本领域技术人员在本发明的精神和原理内，当可作各种修改、等同替换、或改进。本发明的保护范围以所附权利要求书为准。

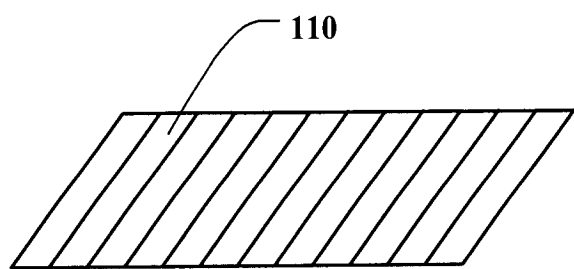


图 1-A

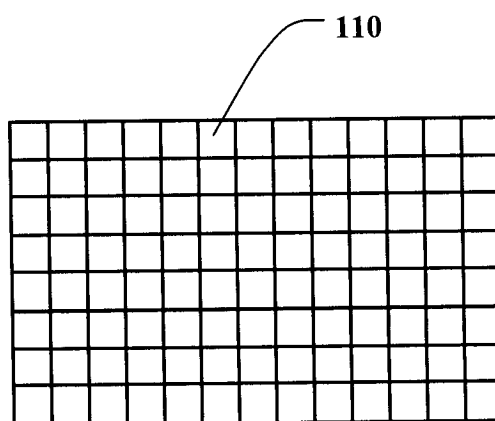


图 1-B

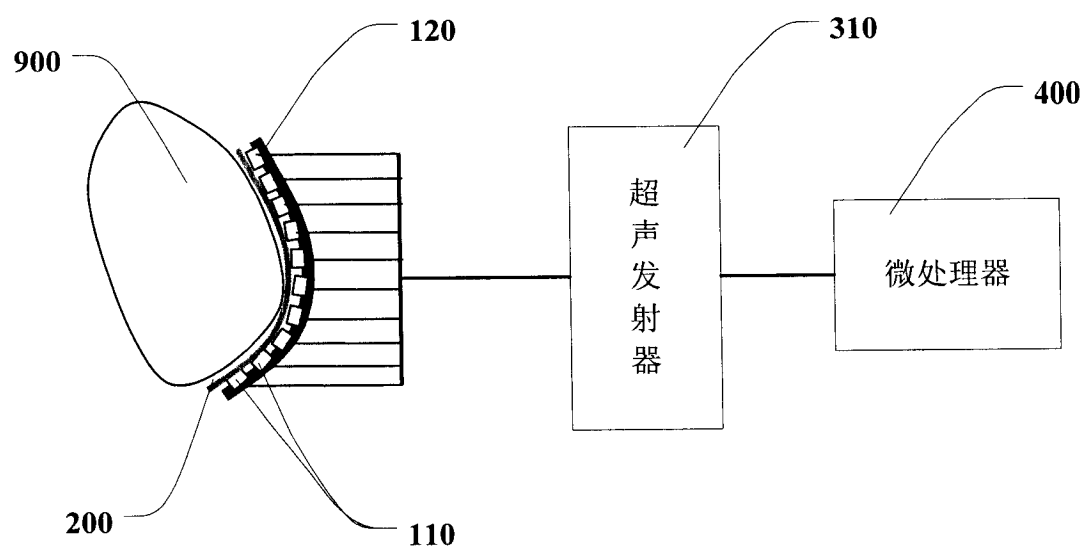


图 2

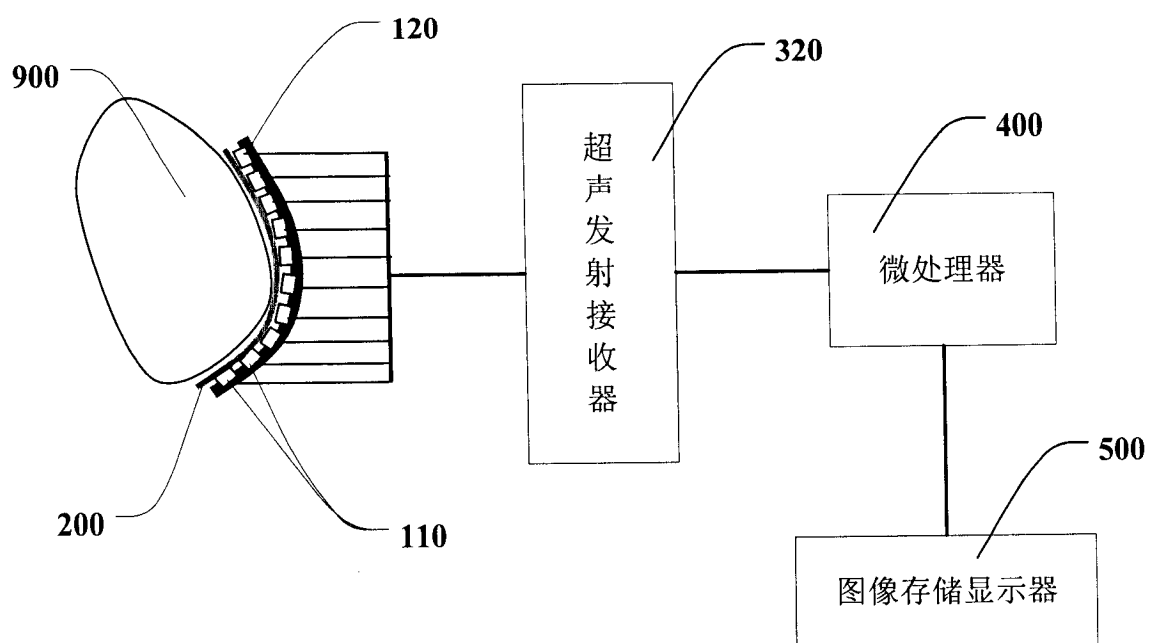


图 3

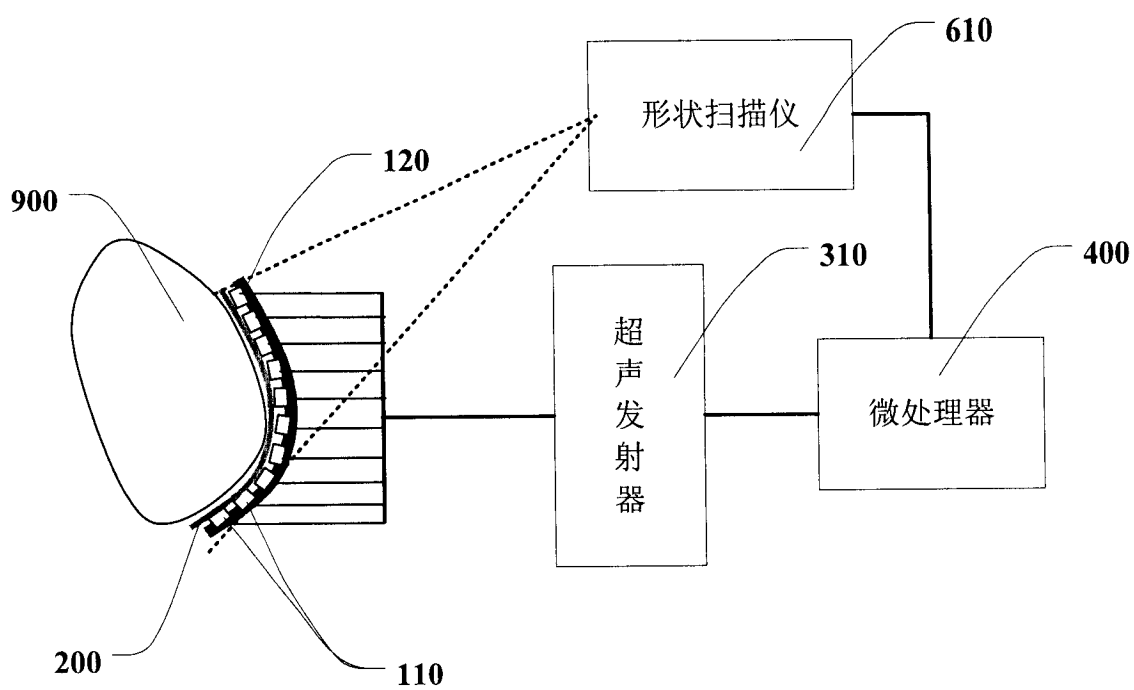


图 4

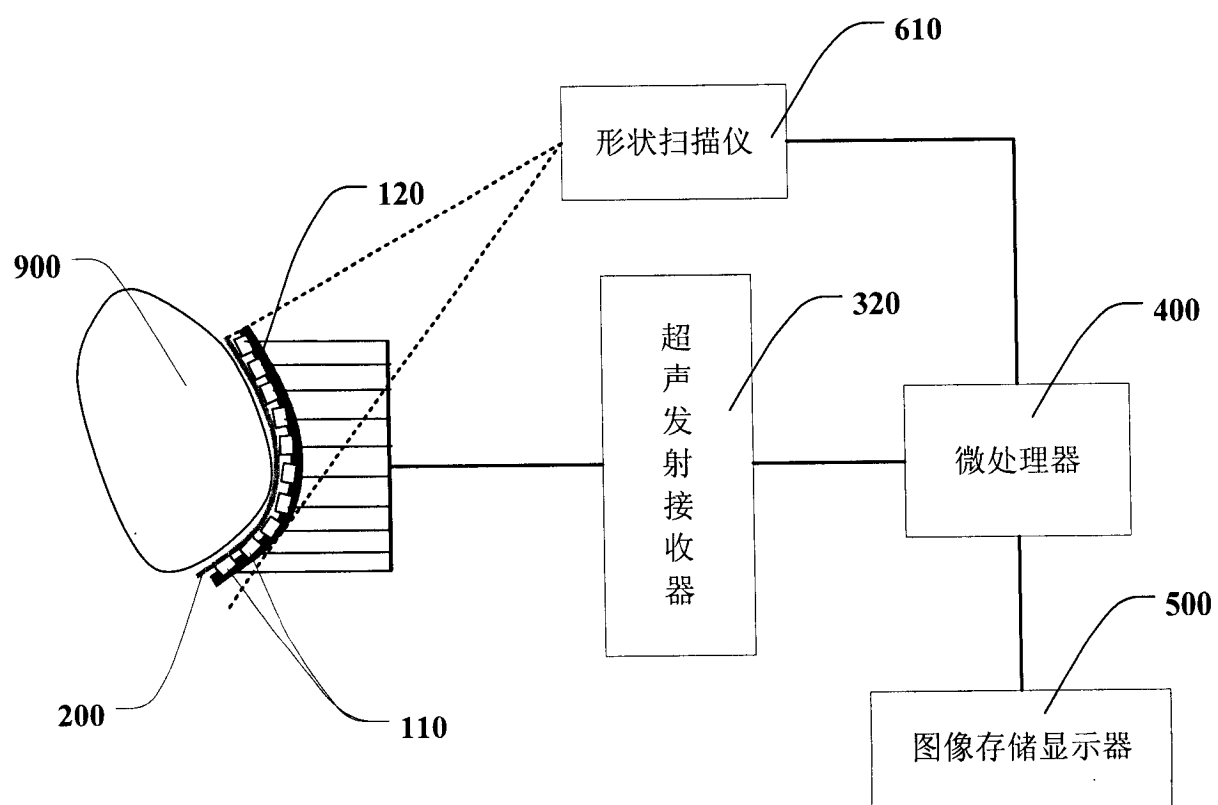


图 5

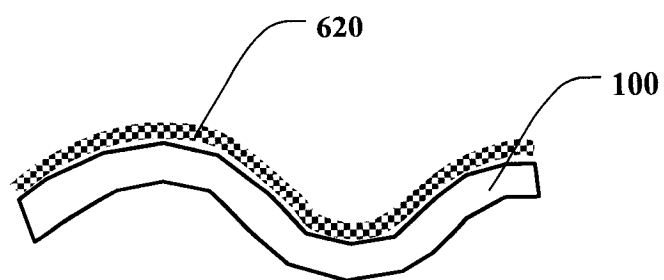


图 6-A

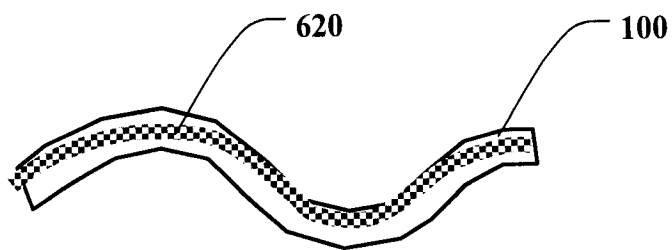


图 6-B

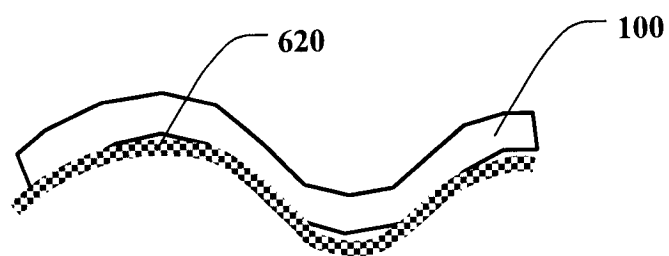


图 6-C

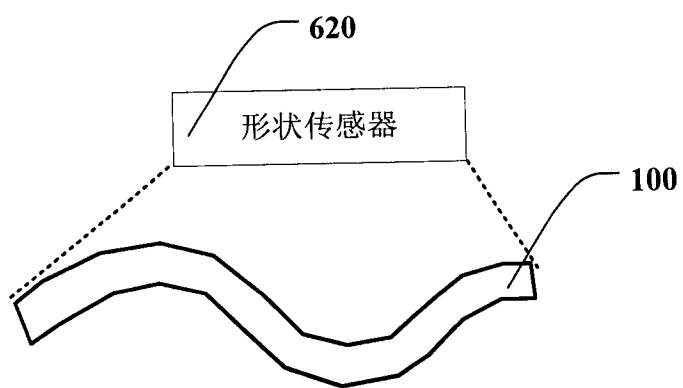


图 6-D

专利名称(译)	柔性超声换能器阵列及其应用装置		
公开(公告)号	CN101152646B	公开(公告)日	2012-07-04
申请号	CN200610159552.2	申请日	2006-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	香港理工大学		
申请(专利权)人(译)	香港理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	香港理工大学		
[标]发明人	郑永平		
发明人	郑永平		
IPC分类号	B06B1/00 B06B1/02 A61B8/00 A61B17/225 A61N7/00		
代理人(译)	陈晨		
审查员(译)	许利波		
其他公开文献	CN101152646A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种柔性超声换能器阵列，包括有数量不少于2的超声换能器单元和柔性层介质，该超声换能器单元以阵列形式安置于该柔性层介质中或表面；
一种超声装置，包括有数量不少于2的超声换能器单元、超声发射器/超声发射接收器、超声耦合介质、微处理器、及柔性层介质，该超声换能器单元以阵列形式安置于该柔性层介质中或表面而构成柔性超声换能器阵列；对于上述超声换能器阵列及超声装置，还包括有形状扫描仪/形状传感器，用于测量所述柔性超声换能器阵列的表面形状信息，以帮助超声波束的聚焦和定向。本发明技术方案，因其中柔性超声换能器阵列能够贴合各种具有不同表面形状的身体部位，从而能够获得现有技术无法达到的超声治疗/超声成像效果。

