

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102415906 A

(43) 申请公布日 2012. 04. 18

(21) 申请号 201110262393. X

(22) 申请日 2011. 09. 06

(71) 申请人 深圳市开立科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区玉泉路毅
哲大厦 4 楼

(72) 发明人 高文龙 张丽萍 陈雄

(74) 专利代理机构 深圳市深佳知识产权代理事

务所(普通合伙) 44285

代理人 彭愿洁 李文红

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

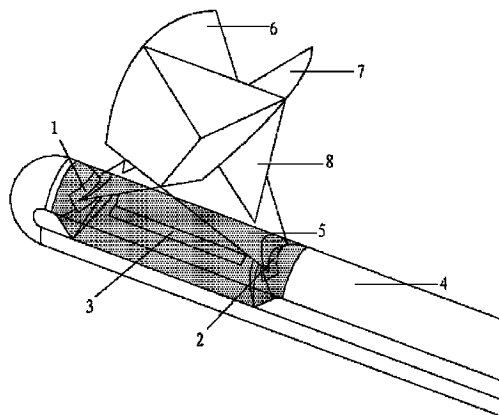
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 2 页

(54) 发明名称

三平面超声探头

(57) 摘要

本申请公开了一种三平面超声探头,外壳、第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列,其中:外壳为柱状,并且在外壳上设置有凹槽,第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列位于凹槽;凹槽内填充有仿生材料,并且仿生材料的形状分别与各自所在的凹槽的形状相同,使得填充仿生材料后的外壳的外周平滑过渡。该超声探头的三个扫描平面可以相交,医生可以根据以焦点为中心的坐标平面进行三维立体分析,以实现可以更加快速准确地确定病灶的具体位置。并且该三平面超声探头中三个超声探头均位于仿生材料下方,不会与人体腔内组织直接接触,进而在扫描时减少近场盲区和旁瓣伪像。



1. 一种三平面超声探头,其特征在于,包括:外壳、第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列,其中:

所述外壳为柱状,并且在所述外壳上设置有凹槽,所述第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列位于所述凹槽;

所述凹槽内填充有仿生材料,并且所述仿生材料的形状与所述凹槽的形状相同,使得填充所述仿生材料后的所述外壳的外周平滑过渡。

2. 根据权利要求1所述的探头,其特征在于,所述第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列均位于同一个凹槽内;

所述第一超声成像换能器阵列和第二超声成像换能器阵列的扫描平面相交;

所述第三超声成像换能器阵列位于所述第一超声成像换能器阵列和第二超声成像换能器阵列之间,并且第三超声成像换能器阵列的扫描平面分别与第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列的扫描平面相交。

3. 根据权利要求2所述的探头,其特征在于,第三超声成像换能器阵列的扫描平面与所述外壳的轴线相平行;

所述第一超声成像换能器阵列和第二超声成像换能器阵列的扫描平面相交,并且第一超声成像换能器阵列和第二超声成像换能器阵列的扫描平面分别与所述外壳的轴线之间的夹角在0度-90度。

4. 根据权利要求3所述的探头,其特征在于,所述第一超声成像换能器阵列和第二超声成像换能器阵列的扫描平面相互垂直。

5. 根据权利要求3所述的探头,其特征在于,所述第三超声成像换能器阵列的扫描平面分别与第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列的扫描平面相垂直。

6. 根据权利要求3、4或5任意一项所述的装置,其特征在于,所述第一超声成像换能器阵列和第二超声成像换能器阵列为凸阵超声成像换能器阵列;

所述第三超声成像换能器阵列为凸阵超声成像换能器阵列或线阵超声成像换能器阵列。

7. 根据权利要求1所述的探头,其特征在于,所述凹槽的个数为3个,并且所述第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列分别位于三个不同的凹槽内,并且所述第一超声成像换能器阵列位于所述外壳的头端,第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列分别位于所述外壳远端的侧壁上。

8. 根据权利要求7所述的探头,其特征在于,所述第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列的扫描平面与所述外壳的轴线相垂直或平行,并且所述第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列的扫描平面中至少有一个与所述外壳的轴线垂直。

9. 根据权利要求8所述的探头,其特征在于,所述第一超声成像换能器阵列和第二超声成像换能器阵列的扫描平面与所述外壳的轴线相平行,并且第三超声成像换能器阵列的扫描平面与所述外壳的轴线相垂直。

10. 根据权利要求9所述的探头,其特征在于,所述第一超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列为凸阵超声成像换能器阵列,所述第二超声成像换能器阵列为线阵超声成像换能器阵列。

三平面超声探头

技术领域

[0001] 本申请涉及医疗设备技术领域,特别是涉及一种三平面超声探头。

背景技术

[0002] 在使用超声探头对患者进行腔内检查时,为了使得检查结果更为直观,双平面腔内探头已广为使用。例如,双平面经直肠探头的前端有一个一定曲率半径的凸阵换能器作横切面扫查,在其一侧有一只线阵换能器,作纵切扫查。

[0003] 现有的双平面腔内探头可以为凸阵和线阵组合,也可以为凸阵和凸阵的组合,这种两个阵列组合的方式,可以扩大扫查范围,在进行腔内检查时可以从两个切面观察病灶,有利于对病灶进行定位。

[0004] 通过对现有技术的研究,发明人发现:现有的双平面超声诊断探头,虽然可以在腔内可同时进行两个平面成像,但由于两个扫描平面彼此相互分离,并且在时间和空间上不具有连续性,不能直观评价病灶状况,在对病灶进行定位时准确度较差。另外,现有的凸凸相交双平面探头,在扫描时直接与腔内组织接触,会有近场盲区和旁瓣伪像,而且在移动探头时,探头壳体的不平整结构会造成表面接触不良,给病人带来痛苦。

发明内容

[0005] 有鉴于此,本申请实施例提供一种三平面超声探头,该超声探头的三个扫描平面可以相交,医生可以根据以焦点为中心的坐标平面进行三维立体分析,以实现可以更加快速准确地确定病灶的具体位置。

[0006] 为了实现上述目的,本申请实施例提供的技术方案如下:

[0007] 一种三平面超声探头,包括:外壳、第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列,其中:

[0008] 所述外壳为柱状,并且在所述外壳上设置有凹槽,所述第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列位于所述凹槽;

[0009] 所述凹槽内填充有仿生材料,并且所述仿生材料的形状分别与各自所在的凹槽的形状相同,使得填充所述仿生材料后的所述外壳的外周平滑过渡。

[0010] 优选地,所述第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列均位于同一个凹槽内;

[0011] 所述第一超声成像换能器阵列和第二超声成像换能器阵列的扫描平面相交;

[0012] 所述第三超声成像换能器阵列位于所述第一超声成像换能器阵列和第二超声成像换能器阵列之间,并且第三超声成像换能器阵列的扫描平面分别与第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列的扫描平面相交。

[0013] 优选地,第三超声成像换能器阵列的扫描平面与所述外壳的轴线相平行;

[0014] 所述第一超声成像换能器阵列和第二超声成像换能器阵列的扫描平面相交,并且第一超声成像换能器阵列和第二超声成像换能器阵列的扫描平面分别与所述外壳的轴线

之间的夹角在 $0-90^{\circ}$ 。

[0015] 优选地,所述第一超声成像换能器阵列和第二超声成像换能器阵列的扫描平面相互垂直。

[0016] 优选地,所述第三超声成像换能器阵列的扫描平面分别与第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列的扫描平面相垂直。

[0017] 优选地,所述第一超声成像换能器阵列和第二超声成像换能器阵列为凸阵超声成像换能器阵列;

[0018] 所述第三超声成像换能器阵列为凸阵超声成像换能器阵列或线阵超声成像换能器阵列。

[0019] 优选地,所述凹槽的个数为 3 个,并且所述第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列分别位于三个不同的凹槽内,并且所述第一超声成像换能器阵列位于所述外壳的头端,第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列分别位于所述外壳远端的侧壁上。

[0020] 优选地,所述第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列的扫描平面与所述外壳的轴线相垂直或平行,并且所述第一超声成像换能器阵列、第二超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列的扫描平面中至少有一个与所述外壳的轴线垂直。

[0021] 优选地,所述第一超声成像换能器阵列和第二超声成像换能器阵列的扫描平面与所述外壳的轴线相平行,并且第三超声成像换能器阵列的扫描平面与所述外壳的轴线相垂直。

[0022] 优选地,所述第一超声成像换能器阵列和第三超声成像换能器阵列为凸阵超声成像换能器阵列,所述第二超声成像换能器阵列为线阵超声成像换能器阵列。

[0023] 由以上技术方案可见,本申请实施例提供的该三平面超声探头,包括外壳和设置在外壳上的三个超声成像换能器阵列,该超声探头上的三个超声成像换能器阵列的扫描平面可以相互结合,与现有的双平面扫描平面相比多了一个参考平面,更加有利于对组织器官靶标的三维空间进行定位,可以更加快速准确地确定病灶的具体位置,使得诊断更加精确。

[0024] 另外,三个超声成像换能器阵列位于外壳上的凹槽内,在凹槽内填充有仿生材料,并且填充后仿生材料的外壳的外周平滑过渡,这样在扫描时可以使得三个超声成像换能器阵列均不会与人体腔内组织直接接触,而与人体腔内组织之间存在有一定距离,进而减少近场盲区和旁瓣伪像。

附图说明

[0025] 为了更清楚地说明本申请实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本申请中记载的一些实施例,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。

[0026] 图 1 为本申请实施例提供的三平面超声探头的一种结构示意图;

[0027] 图 2 为本申请实施例提供的三平面超声探头的另一种结构示意图;

[0028] 图 3 为本申请实施例提供的三平面超声探头的第三种结构示意图。

具体实施方式

[0029] 为了使本技术领域的人员更好地理解本申请中的技术方案,下面将结合本申请实施例中的附图,对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本申请一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例,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,都应当属于本申请保护的范围。

[0030] 一个实施例:

[0031] 图 1 为本申请实施例提供的三平面超声探头的一种结构示意图。

[0032] 如图 1 所示,该三平面超声探头包括:外壳 4、第一超声成像换能器阵列 1、第二超声成像换能器阵列 2 和第三超声成像换能器阵列 3,其中:第一超声成像换能器阵列 1、第二超声成像换能器阵列 2 和第三超声成像换能器阵列 3 固定在外壳 4 上。

[0033] 外壳 4 作为超声成像换能器的载体,将超声成像换能器送入到人体内部,外壳 4 的形状为柱状,其横截面的形状可以为圆形,也可以为椭圆形,在本申请实施例中,外壳 4 的横截面形状选择为圆形。为了避免超声成像换能器阵列固定在外壳 4 上形成的突出部分在人体腔室内移动对患者造成的痛苦,在外壳 4 上设置有凹槽,并且第一超声成像换能器阵列 1、第二超声成像换能器阵列 2 和第三超声成像换能器阵列 3 均固定在外壳 4 上的凹槽内。

[0034] 另外,在外壳 4 上的凹槽内还可以填充有仿生材料,仿生材料具有与人体组织相似的声波传播特性。如图 1 所示,阴影部分为填充的仿生材料,使得填充仿生材料后,外壳 4 的外周平滑过渡,即填充仿生材料后外壳 4 的外形仍为圆柱状,并无凸出部分或凹陷部分。如图 1 所示,在本申请实施例中,在外壳 4 侧壁上设置有一个凹槽 5,并且三个超声成像换能器阵列均位于该凹槽 5 内,并且在凹槽 5 内填充有仿生材料,即三个超声成像换能器阵列位于仿生材料内,这样就使得三个超声成像换能器阵列在人体内扫描时,不会与人体腔内组织直接接触,而与人体腔内组织之间存在有一定距离,进而减少近场盲区和旁瓣伪像,使得贴近仿生材料的组织成像更清晰,对病灶的诊断价值更高。

[0035] 三个超声成像换能器阵列的扫面平面与外壳 4 的轴线之间的夹角可以为任意角度,即三个超声成像换能器阵列在外壳 4 上可以任意放置。三个超声成像换能器阵列的扫描平面可以相互结合,与现有的双平面扫描平面相比多了一个参考平面,更加有利于对组织器官靶标的三维空间进行定位,可以更加快速准确地确定病灶的具体位置,使得诊断更加精确。

[0036] 外壳 4 上的凹槽的个数可以为一个也可以为多个,在本申请实施例中,如图 1 所示,外壳 4 上的凹槽的个数为一个,并且外壳 4 上的凹槽由三个切槽组成,三个超声成像换能器阵列分别固定在一个铝块上,然后在通过灌注的方式分别固定在三个切槽内,铝块作为超声成像换能器阵列的散热基体和支撑基体。另外,第三超声成像换能器阵列 3 位于第一超声成像换能器阵列 1 和第二超声成像换能器阵列 2 之间,并且第三超声成像换能器阵列 3 位于凹槽 5 的底部,而第一超声成像换能器阵列 1 和第二超声成像换能器阵列 2 则位于凹槽 5 两端的侧壁上。

[0037] 另外,如图 1 所示,第一超声成像换能器阵列 1 的扫描平面为 7,第二超声成像换能器阵列 2 的扫描平面为 6、第三超声成像换能器阵列 3 的扫描平面为 8,并且第三超声成像换能器阵列 3 的扫描平面为 8 与外壳 4 的轴线相平行,而第一超声成像换能器阵列 1 的扫描平面 7 和第二超声成像换能器阵列 2 的扫描平面 6 相交,并且分别与外壳 4 的轴线之间存在一定的夹角,并且夹角的大小在 0° - 90° 。在本申请实施例中,第一超声成像换能器阵列 1 的扫描平面 7 和第二超声成像换能器阵列 2 的扫描平面 6 相交,在扫描时,医生可以根据以交点为中心的坐标平面,对组织器官进行三维立体分析,可以更加快速准确地确定病灶的具体位置。

[0038] 此外,第一超声成像换能器 1 的扫描平面 7 可以与第二超声成像换能器阵列 2 的扫描平面 6 相垂直,并且第三超声成像换能器阵列 3 的扫描平面为 8 也可以分别与第一超声成像换能器 1 的扫描平面 7、第二超声成像换能器阵列 2 的扫描平面 6 相垂直。

[0039] 由于凸阵超声成像换能器阵列的工作频率相对线阵低,穿透深度大,线阵超声成像换能器阵列的工作频率高,分辨率高,所以在本申请实施例中,如图 1 所示,在本申请实施例中,第一超声成像换能器阵列 1、第三超声成像换能器阵列 3 和第二超声成像换能器阵列 2 采用凸阵-线阵-凸阵的组合方式,这种组合方式使得凸阵超声成像换能器和线阵超声成像换能器的优势相互补,使得扫描效果达到最好。在本申请其它实施例中,如图 2 所示,第一超声成像换能器阵列 1、第三超声成像换能器阵列 3 和第二超声成像换能器阵列 2 还可以采用全凸阵的组合方式。另外,根据该超声探头诊察的部位不同,三个超声成像换能器的外形尺寸及曲率半径根据实际需要而定,可以相同,也可以不同。

[0040] 另一个实施例:

[0041] 图 3 为本申请实施例提供的三平面超声探头的第三种结构示意图。

[0042] 如图 3 所示,在本申请实施例中,在外壳 4 上设置的凹槽的个数为三个,其中在外壳 4 的头端设置有一个凹槽,而在外壳 4 的侧壁上设置有两个凹槽,并且第一超声成像换能器阵列 1 位于外壳 4 的头端的切槽内,第二超声成像换能器阵列 2 和第三超声成像换能器阵列 3 分别位于外壳 4 远端侧壁上的切槽内。

[0043] 如图 3 所示,第一超声成像换能器阵列 1 的扫描平面为 12,第三超声成像换能器阵列 3 的扫描平面为 13、第二超声成像换能器阵列 2 的扫描平面为 14。三个超声成像换能器阵列的扫描平面与外壳 4 的轴线相垂直或平行,并且三个超声成像换能器阵列的扫描平面中至少有一个与外壳 4 的轴线垂直。在本申请实施例中,如图 3 所示,第一超声成像换能器阵列 1 的扫描平面 12、第二超声成像换能器阵列 2 的扫描平面 14 与外壳 4 的轴线相平行,而第三超声成像换能器阵列 3 的扫描平面为 13 的扫描平面与外壳 4 的轴线垂直。并且如图 3 所示,在本申请实施例中,第一超声成像换能器阵列 1 和第三超声成像换能器阵列 3 为凸阵超声成像换能器阵列,第二超声成像换能器阵列 2 为线阵超声成像换能器阵列。另外,在本申请实施例中,超声成像换能器阵列选择为一维阵列换能器阵列,其扫描得到的一个二维的平面图像。

[0044] 本申请实施例提供的该三平面超声探头,包括外壳和设置在外壳上的三个超声成像换能器阵列,该超声探头上的三个超声成像换能器阵列的扫描平面可以相互结合,与现有的双平面扫描平面相比多了一个参考平面,更加有利于对组织器官靶标的三维空间进行定位,可以更加快速准确地确定病灶的具体位置,使得诊断更加精确。

[0045] 另外,三个超声成像换能器阵列位于外壳上的凹槽内,在凹槽内填充有仿生材料,并且填充后仿生材料的外壳的外周平滑过渡,这样在扫描时可以使得三个超声成像换能器阵列均不会与人体腔内组织直接接触,而与人体腔内组织之间存在有一定距离,进而减少近场盲区和旁瓣伪像。

[0046] 以上所述仅是本申请的优选实施方式,使本领域技术人员能够理解或实现本申请。对这些实施例的多种修改对本领域的技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本申请的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本申请将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

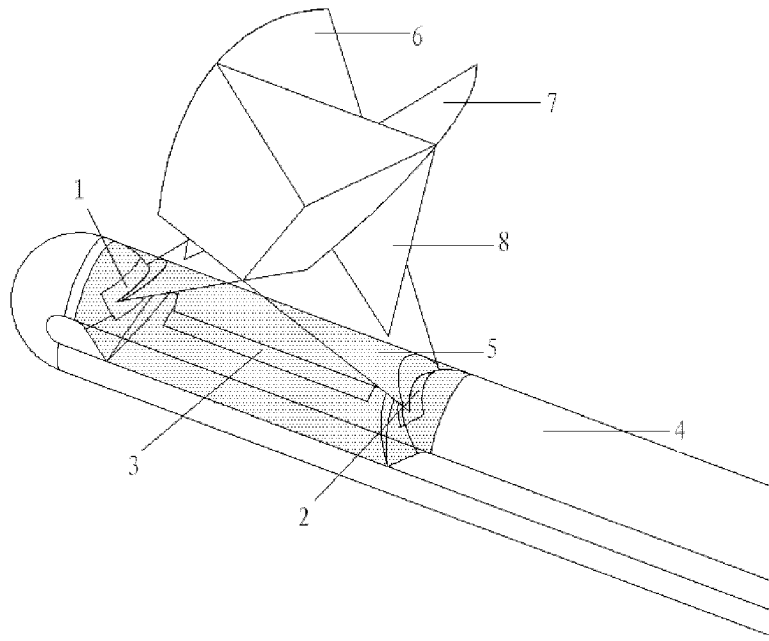


图 1

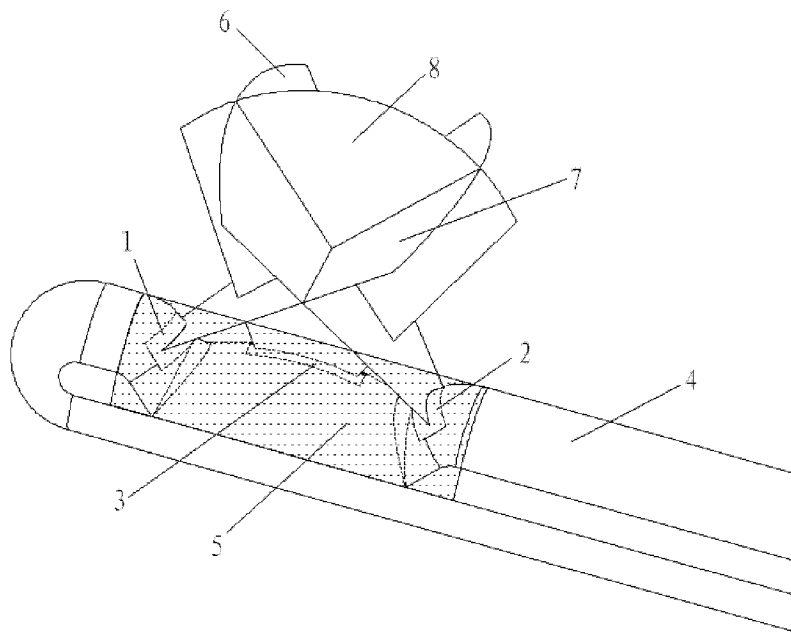


图 2

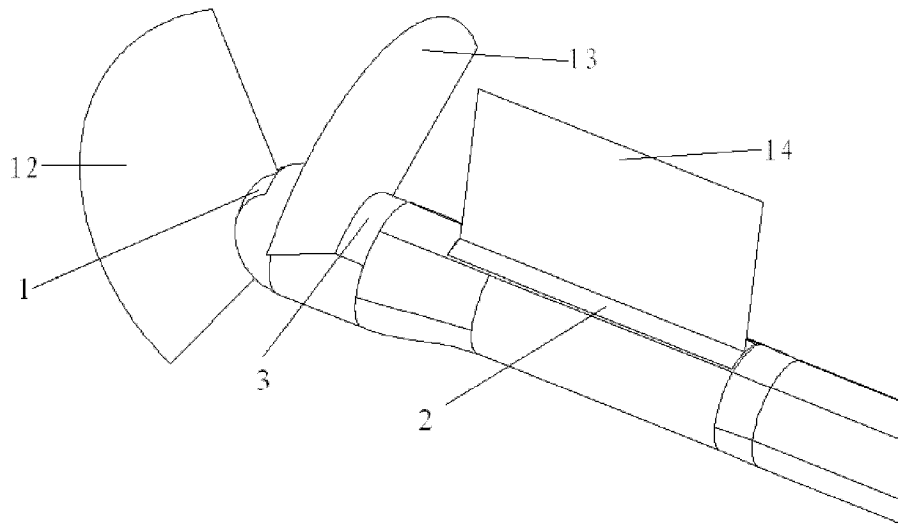


图 3