



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210903098 U

(45)授权公告日 2020.07.03

(21)申请号 201921192918.5

(22)申请日 2019.07.26

(73)专利权人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学城学院大道1068号

(72)发明人 马腾 李永川 黄继卿 王丛知

(74)专利代理机构 深圳智趣知识产权代理事务所(普通合伙) 44486

代理人 崔艳峰

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

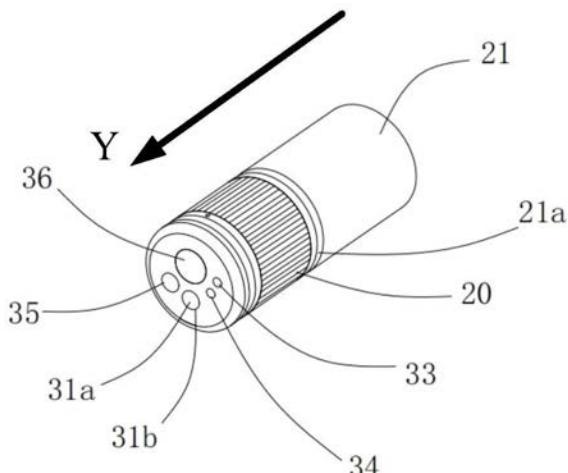
权利要求书2页 说明书8页 附图10页

(54)实用新型名称

一种超声波内窥镜探头及超声波内窥镜系统

(57)摘要

本申请公开了一种超声波内窥镜探头及超声波内窥镜系统,其中,所述超声波内窥镜探头包括多个呈环阵列排布的多个超声波换能器,这些超声波换能器构成了以M行×N列方式排布的换能器阵列,即所述换能器阵列的每一列均由至少两个超声波换能器构成,这样的换能器阵列使得所述超声波内窥镜探头不仅可以在阵列排布方向上具有较好的聚焦能力,而且在每一列阵元的延伸方向上也可以通过改变孔径尺寸实现声聚焦,使得所述超声波内窥镜探头在近、中、远场都能够获得均匀一致的声学图像,相较于现有技术中的超声波内窥镜探头,大大提高了所述超声波内窥镜探头的探测范围。



1. 一种超声波内窥镜探头,其特征在于,包括:

硬质部;

位于所述硬质部外表面、呈环阵阵列排列的多个超声波换能器,多个所述超声波换能器作为阵元构成以M行×N列方式排布的换能器阵列,其中M和N均为大于1的正整数;

所述换能器阵列用于在接收到工作信号后,根据所述工作信号控制所述换能器阵列中的部分或全部阵元工作,以使所述超声波内窥镜探头具有与所述工作信号对应的聚焦深度。

2. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜探头,其特征在于,所述硬质部的形状为圆柱状;

所述换能器阵列中阵元的延伸方向为预设方向;

所述预设方向为所述硬质部的径向方向。

3. 根据权利要求2所述的超声波内窥镜探头,其特征在于,M=3,且所述换能器阵列中每一列阵元的第一行阵元与第三行阵元电连接作为第一连接端;

所述换能器阵列中每一列阵元的第二行阵元作为第二连接端;

所述第一连接端和所述第二连接端通过第一开关连接,所述第一开关的闭合状态由所述工作信号控制。

4. 根据权利要求3所述的超声波内窥镜探头,其特征在于,所述第一行阵元和所述第三行阵元在所述预设方向上的长度相同,且等于所述第二行阵元在预设方向上的长度的一半。

5. 根据权利要求2所述的超声波内窥镜探头,其特征在于,M=5,且所述换能器阵列中每一列阵元的第一行阵元与第五行阵元电连接作为第一连接端;

所述换能器阵列中每一列阵元的第二行阵元与第四行阵元电连接,作为第二连接端;

所述换能器阵列中每一列阵元的第三行阵元作为第三连接端。

6. 根据权利要求5所述的超声波内窥镜探头,其特征在于,所述换能器阵列中每一列阵元的第一行阵元和第五行阵元在预设方向上的长度之和与所述第二行阵元和第四行阵元在预设方向上的长度之和相等,且等于第三行阵元在预设方向上的长度的一半。

7. 根据权利要求2所述的超声波内窥镜探头,其特征在于,M>5,且所述换能器阵列中的每个阵元均作为连接端接收所述工作信号。

8. 根据权利要求7所述的超声波内窥镜探头,其特征在于,所述换能器阵列中每个阵元在所述预设方向上的长度均相同。

9. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜探头,其特征在于,所述换能器阵列包括:呈环阵阵列排布的多个正电极;

位于所述正电极外侧表面的多个超声晶片,所述超声晶片与所述正电极一一对应;

位于所述超声晶片背离所述正电极一侧的公共电极层。

10. 根据权利要求9所述的超声波内窥镜探头,其特征在于,所述换能器阵列还包括:

位于多个所述正电极背离所述超声晶片一侧的声背衬;

位于所述公共电极层背离所述超声晶片一侧的第一匹配层和第二匹配层;

位于所述第二匹配层背离所述超声晶片一侧的声透镜。

11. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜探头,其特征在于,还包括:

包裹所述换能器阵列外侧的声耦合胶囊；

所述声耦合胶囊中设置有耦合液。

12. 一种超声波内窥镜系统,其特征在于,包括:如权利要求1-11任一项所述的超声波内窥镜探头。

## 一种超声波内窥镜探头及超声波内窥镜系统

### 技术领域

[0001] 本申请涉及超声波内窥镜技术领域,更具体地说,涉及一种超声波内窥镜探头及超声波内窥镜系统。

### 背景技术

[0002] 超声波内窥镜 (Endoscopic Ultrasonography System, EUS) 是一种集成超声波与内镜检查为一体的医疗设备。当超声波内窥镜的插入部进入体腔后,在插入部顶端的超声波内窥镜探头的直视下对内脏器官壁或邻近脏器进行断层扫描,获得内脏器官壁黏膜以下各层次和周围邻近脏器的超声图像,如纵隔、胰腺、胆管及淋巴结等,它在胃肠道肿瘤的分期及判断肠壁起源肿瘤的性质方面具有极大的优势。

[0003] 早起的超声波内窥镜系统主要采用机械扫描的方式,利用微型电机驱动连接杆,带动超声波内窥镜顶端的单超声换能器实现360°旋转,从而获得与轴垂直的环形断层超声图像;这种扫描方式需要高精度的机械连接与驱动设备,且易于损坏,获得的超声图像也不够稳定。

[0004] 为了解决基于机械扫描方式获得超声图像的超声波内窥镜系统的上述缺点,研究人员研发出360°电子环形扫描超声探头,结合采用全数字化图像处理技术的彩色多普勒超声诊断设备,实现了新型全数字化超声内窥镜成像的目的。这种超声波内窥镜系统不需要使用直流电机驱动,避免了机械环扫超声波内窥镜的缺点,适合大范围扫查,整体评估和判断等临床应用。

[0005] 但在实际的应用过程中发现,这种360°电子环形扫描超声探头仅能在阵列排布方向上获得较好的聚焦能力,所能探测的范围较小。

### 实用新型内容

[0006] 为解决上述技术问题,本申请提供了一种超声波内窥镜探头及超声波内窥镜系统,以解决现有技术中的超声波内窥镜探头仅能在阵元阵列排布方向上获得较好的聚焦能力,所能探测的范围较小的问题。

[0007] 为实现上述技术目的,本申请实施例提供了如下技术方案:

[0008] 一种超声波内窥镜探头,包括:

[0009] 硬质部;

[0010] 位于所述硬质部外表面、呈环阵阵列排列的多个超声波换能器,多个所述超声波换能器作为阵元构成以M行×N列方式排布的换能器阵列,其中M和N均为大于1的正整数;

[0011] 所述换能器阵列用于在接收到工作信号后,根据所述工作信号控制所述换能器阵列中的部分或全部阵元工作,以使所述超声波内窥镜探头具有与所述工作信号对应的聚焦深度。

[0012] 可选的,所述硬质部的形状为圆柱状;

[0013] 所述换能器阵列中阵元的延伸方向为预设方向;

- [0014] 所述预设方向为所述硬质部的径向方向。
- [0015] 可选的,  $M=3$ , 且所述换能器阵列中每一列阵元的第一行阵元与第三行阵元电连接作为第一连接端;
- [0016] 所述换能器阵列中每一列阵元的第二行阵元作为第二连接端;
- [0017] 所述第一连接端和所述第二连接端通过第一开关连接, 所述第一开关的闭合状态由所述工作信号控制。
- [0018] 可选的, 所述第一行阵元和所述第三行阵元在所述预设方向上的长度相同, 且等于所述第二行阵元在预设方向上的长度的一半。
- [0019] 可选的,  $M=5$ , 且所述换能器阵列中每一列阵元的第一行阵元与第五行阵元电连接作为第一连接端;
- [0020] 所述换能器阵列中每一列阵元的第二行阵元与第四行阵元电连接, 作为第二连接端;
- [0021] 所述换能器阵列中每一列阵元的第三行阵元作为第三连接端。
- [0022] 可选的, 所述换能器阵列中每一列阵元的第一行阵元和第五行阵元在预设方向上的长度之和与所述第二行阵元和第四行阵元在预设方向上的长度之和相等, 且等于第三行阵元在预设方向上的长度的一半。
- [0023] 可选的,  $M>5$ , 且所述换能器阵列中的每个阵元均作为连接端接收所述工作信号。
- [0024] 可选的, 所述换能器阵列中每个阵元在所述预设方向上的长度均相同。
- [0025] 可选的, 所述换能器阵列包括: 呈环阵阵列排布的多个正电极;
- [0026] 位于所述正电极外侧表面的多个超声晶片, 所述超声晶片与所述正电极一一对应;
- [0027] 位于所述超声晶片背离所述正电极一侧的公共电极层。
- [0028] 可选的, 所述换能器阵列还包括:
- [0029] 位于多个所述正电极背离所述超声晶片一侧的声背衬;
- [0030] 位于所述公共电极层背离所述超声晶片一侧的第一匹配层和第二匹配层;
- [0031] 位于所述第二匹配层背离所述超声晶片一侧的声透镜。
- [0032] 可选的, 还包括:
- [0033] 包裹所述换能器阵列外侧的声耦合胶囊;
- [0034] 所述声耦合胶囊中设置有耦合液。
- [0035] 一种超声波内窥镜系统, 包括: 如上述任一项所述的超声波内窥镜探头。
- [0036] 从上述技术方案可以看出, 本申请实施例提供了一种超声波内窥镜探头及超声波内窥镜系统, 其中, 所述超声波内窥镜探头包括多个呈环阵阵列排布的多个超声波换能器, 这些超声波换能器构成了以  $M$  行  $\times N$  列方式排布的换能器阵列, 即所述换能器阵列的每一列均由至少两个超声波换能器构成, 这样的换能器阵列使得所述超声波内窥镜探头不仅可以在阵列排布方向上具有较好的聚焦能力, 而且在每一列阵元的延伸方向上也可以通过改变孔径尺寸实现声聚焦, 使得所述超声波内窥镜探头在近、中、远场都能够获得均匀一致的声学图像, 相较于现有技术中的超声波内窥镜探头, 大大提高了所述超声波内窥镜探头的探测范围。

## 附图说明

[0037] 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的实施例,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,还可以根据提供的附图获得其他的附图。

- [0038] 图1为现有技术中的超声波内窥镜探头中超声波换能器的排布方式示意图;
- [0039] 图2为超声回波的360度径向图像的示意图;
- [0040] 图3为本申请的一个实施例提供的一种超声波内窥镜探头的概略立体图;
- [0041] 图4为本申请的一个实施例提供的一种换能器阵列中阵元的排布方式示意图;
- [0042] 图5为本申请的另一个实施例提供的一种换能器阵列中阵元的排布方式示意图;
- [0043] 图6为本申请的又一个实施例提供的一种换能器阵列中阵元的排布方式示意图;
- [0044] 图7为本申请的再一个实施例提供的一种换能器阵列中阵元的排布方式示意图;
- [0045] 图8为图4中每一列阵元的电连接关系示意图;
- [0046] 图9为图5中每一列阵元的电连接关系示意图;
- [0047] 图10为图6中每一列阵元的电连接关系示意图;
- [0048] 图11为图7中每一列阵元的电连接关系示意图;
- [0049] 图12为本申请的一个实施例提供的一种超声波内窥镜探头的内部结构解剖示意图;
- [0050] 图13为本申请的一个实施例提供的一种超声波内窥镜探头的结构示意图;
- [0051] 图14为本申请的一个实施例提供的一种超声波内窥镜系统的结构示意图;
- [0052] 图15为本申请的一个实施例提供的穿刺针的构造示意图;
- [0053] 图16为本申请的一个实施例提供的穿刺针装配示意图。

## 具体实施方式

[0054] 正如背景技术中所述,现有技术中的360°电子环形扫描超声探头仅能在阵列排布方向上获得较好的聚焦能力,具体参考图1,图1为现有技术中的360°电子环形扫描超声探头中由超声波换能器构成的阵列的排布示意图,在图1中几十个到上百个长条状超声波换能器作为阵元Z1构成了该超声探头的换能器阵列,这些阵元Z1沿径向呈柱面均匀地排列成一个圆周,这些阵元Z1可利用电脉冲激励,以获得如图2所示的360°环形扫描图像。这种360°电子环形扫描超声探头不需要使用直流电机驱动,避免了机械环扫超声内镜的缺点,适合大范围扫查,以提供超声图像供临床诊断的整体评估和判断。

[0055] 但这种360°电子环形扫描超声探头仅能在阵列排布方向(即附图1中X轴方向)去的较高的电子聚焦能力,无法通过在高度方向(即附图1中Y轴方向,也为所述超声波换能器的延伸方向)调整超声波换能器的孔径实现声聚焦。使得该360°电子环形扫描超声探头的探测范围较小。

[0056] 有鉴于此,本申请实施例提供了一种超声波内窥镜探头及超声波内窥镜系统,其中,所述超声波内窥镜探头包括多个呈环阵阵列排布的多个超声波换能器,这些超声波换能器构成了以M行×N列方式排布的换能器阵列,即所述换能器阵列的每一列均由至少两个超声波换能器构成,这样的换能器阵列使得所述超声波内窥镜探头不仅可以在阵列排布方

向上具有较好的聚焦能力,而且在每一列阵元的延伸方向上也可以通过改变孔径尺寸实现声聚焦,使得所述超声波内窥镜探头在近、中、远场都能够获得均匀一致的声学图像,相较于现有技术中的超声波内窥镜探头,大大提高了所述超声波内窥镜探头的探测范围。

[0057] 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,都属于本申请保护的范围。

[0058] 本申请实施例提供了一种超声波内窥镜探头,如图3所示,所述超声波内窥镜探头包括:

[0059] 硬质部21a;

[0060] 位于所述硬质部21a外表面、呈环阵阵列排列的多个超声波换能器20,多个所述超声波换能器20作为阵元构成以M行×N列方式排布的换能器阵列,其中M和N均为大于1的正整数;

[0061] 所述换能器阵列用于在接收到工作信号后,根据所述工作信号控制所述换能器阵列中的部分或全部阵元工作,以使所述超声波内窥镜探头具有与所述工作信号对应的聚焦深度。

[0062] 图3中除了示出所述硬质部21a以及换能器阵列中的阵元,还示出了与所述超声波内窥镜探头连接的弯曲部21、设置于所述超声波内窥镜探头顶端的摄像头36、光源35、喷气孔34、喷水孔33、顶端开口31b和处置器具通道31a;所述处置器具通道中用于设置超声波内窥镜系统的穿刺针的针管。

[0063] 在本实施例中,所述超声波内窥镜探头包括多个呈环阵阵列排布的多个超声波换能器20,这些超声波换能器20构成了以M行×N列方式排布的换能器阵列,即所述换能器阵列的每一列均由至少两个超声波换能器20构成,这样的换能器阵列使得所述超声波内窥镜探头不仅可以在阵列排布方向上具有较好的聚焦能力,而且在每一列阵元的延伸方向上也可以通过改变孔径尺寸实现声聚焦,使得所述超声波内窥镜探头在近、中、远场都能够获得均匀一致的声学图像,相较于现有技术中的超声波内窥镜探头,大大提高了所述超声波内窥镜探头的探测范围。

[0064] 可选的,仍然参考图3,所述硬质部21a的形状为圆柱状;

[0065] 所述换能器阵列中阵元的延伸方向为预设方向;

[0066] 所述预设方向为所述硬质部21a的径向方向。

[0067] 可选的,所述换能器阵列的具体排列示意图参考图4-7,图4和图7分别示出了具有不同行数的换能器阵列阵元的方案。在图4-图7中,以超声波换能器20的延伸方向(即超声波换能器20的长边方向)为Y轴延伸方向建立右手坐标系,则坐标系Y轴延伸方向即为所述预设方向,也可称为所述超声波内窥镜探头的高度方向,X轴延伸方向为所述换能器阵列中阵元“行”的延伸方向。即M行表示沿Y轴方向延伸的每一列中阵元的数量,而N列表示沿X轴方向延伸的每一行中阵元的数量。

[0068] 具体地,参考图4和图8,图8示出了图4中每一列阵元的电连接方式,在本实施例中,M=3,且所述换能器阵列中每一列阵元的第一行阵元与第三行阵元电连接作为第一连接端;

[0069] 所述换能器阵列中每一列阵元的第二行阵元作为第二连接端,优选的,所述第二行阵元在所述预设方向上的长度等于所述第一行阵元在所述预设方向上的长度与所述第三行阵元在所述预设方向上的长度的和;

[0070] 所述第一连接端和所述第二连接端通过第一开关K1连接,所述第一开关K1的闭合状态由所述工作信号控制。

[0071] 在本实施例中,每一列阵元中处于中央的阵元两侧的阵元对称连接;优选的,所述第一行阵元和所述第三行阵元在所述预设方向上的长度相同,且等于所述第二行阵元在预设方向上的长度的一半,这样使得第一行阵元和第三行阵元电连接后的阻抗与第二行阵元的阻抗基本一致,便于所述换能器阵列中阵元的阻抗匹配;当然地,在本申请的其他实施例中,所述第一行阵元和第三行阵元在预设方向上的长度也可以不同,所述第二行阵元在预设方向上的长度也可以不为所述第一行阵元或第二行阵元在预设方向上的长度的两倍,本申请对此并不做限定。

[0072] 另外,在本实施例中,可以通过控制所述换能器阵列中每一列阵元中处于不同位置的阵元的工作状态,实现所述超声波内窥镜探头的声聚焦深度的改变。具体地,当第一开关断开时,仅通过所述第二连接端为每一列阵元中第二行阵元提供工作信号,此时所述超声波内窥镜探头每一列阵元中工作阵元的长度较小,使得所述超声波内窥镜探头的声聚焦深度较小;当所述第一开关闭合时,通过所述第一连接端和第二连接端同时为每一列阵元中的所有阵元均提供工作信号,此时所述超声波内窥镜探头每一列阵元中工作阵元的长度较大,使得所述超声波内窥镜探头的声聚焦深度较大。

[0073] 在本实施例中,所述第一连接端和第二连接端既可以作为接收端接收信号,也可以作为发射端发射信号。

[0074] 可选的,参考图5和图9,图9示出了图5中每一列阵元的电连接方式,在本实施例中,M=5,且所述换能器阵列中每一列阵元的第一行阵元与第五行阵元电连接作为第一连接端1;

[0075] 所述换能器阵列中每一列阵元的第二行阵元与第四行阵元电连接,作为第二连接端2;

[0076] 所述换能器阵列中每一列阵元的第三行阵元作为第三连接端3;优选的,所述换能器阵列中每一列阵元的第一行阵元和第五行阵元在预设方向上的长度之和与所述第二行阵元和第四行阵元在预设方向上的长度之和相等,且等于第三行阵元在预设方向上的长度的一半。

[0077] 与图4所示的换能器阵列类似的,在图5所示的换能器阵列中,每一列阵元中处于中央的阵元两侧的阵元对称连接,且换能器阵列中每一列阵元的第三行阵元在所述预设方向上的长度等于第一行阵元、第二行阵元、第四行阵元和第五行阵元在所述预设方向上的长度的两倍,这样使得两侧对称连接的阵元的阻抗与第三行阵元的阻抗基本一致,便于所述换能器阵列中阵元的阻抗匹配。当然地,在本申请的其他实施例中,所述第一行阵元、第二行阵元、第四行阵元和第五行阵元在预设方向上的长度也可以不同,所述第三行阵元在预设方向上的长度也可以不为所述第一行阵元、第二行阵元、第四行阵元和第五行阵元在预设方向上的长度的两倍,本申请对此并不做限定。

[0078] 同样的,在本实施例中,可以通过控制所述换能器阵列中每一列阵元中处于不同

位置的阵元的延迟时间,实现所述超声波内窥镜探头的声聚焦深度的改变。具体地,每一列中第一行阵元和第五行阵元的延迟时间相同并且第二行阵元和第四行阵元的延迟时间相同;在实际应用过程中,当需要一个较高的聚焦深度时,可以控制每一列阵元中所有阵元均处于工作状态,进行声束的激发和工作信号的接收;当需要降低一些聚焦深度时,可以控制每一列阵元中第一行阵元和第五行阵元停止工作或第二行阵元和第四行阵元停止工作;当需要再次降低一些聚焦深度时,可以控制每一列阵元中第一行阵元、第二行阵元、第四行阵元和第五行阵元均停止工作。

[0079] 同样的,在本实施例中,所述第一连接端、第二连接端和第三连接端既可以作为接收端接收信号,也可以作为发射端发射信号。

[0080] 需要说明的是,在本实施例中,所述超声波换能器20探头激发的声束能够在XOZ平面内聚焦。

[0081] 可选的,参考图6、图7、图10和图11,图10示出了图6中每一列阵元的电连接方式,图11示出了图7中每一列阵元的电连接方式;在本实施例中,M>5,且所述换能器阵列中的每个阵元均作为连接端接收所述工作信号;

[0082] 优选的,所述换能器阵列中每个阵元在所述预设方向上的长度均相同。当然地,在本申请的其他实施例中,所述换能器阵列中每个阵元在所述预设方向上的长度也可以不同,本申请对此并不做限定。

[0083] 在本实施例中,所述换能器阵列中所有阵元都是单独连接的,即所有阵元通道都是独立的,可以通过控制所述换能器阵列中不同阵元的激发和接收状态,实现超声波内窥镜探头的声聚焦深度的改变以及声聚焦方向的偏转。

[0084] 图7中每一列阵元的数量相较于图6所示的换能器阵列中每一列阵元的数量更多,图6和图7所示的换能器阵列的声束不仅能在XOZ平面内聚焦,还能够实现在Y方向上的声束偏转。

[0085] 同样的,本实施例中的连接端既可以作为接收端接收信号,也可以作为发射端发射信号。

[0086] 需要说明的是,图4-7示出了几种可行的换能器阵列中阵元的排布方式,在本申请的其他实施例中,M的取值还可以为2、4等其他值,本申请对此并不做限定,具体视实际情况而定。

[0087] 在上述实施例的基础上,本申请的一个实施例提供了一种换能器阵列的具体结构构成,如图12所示,所述换能器阵列包括:呈环阵列排布的多个正电极201;

[0088] 位于所述正电极201外侧表面的多个超声晶片202,所述超声晶片202与所述正电极201一一对应;

[0089] 位于所述超声晶片202背离所述正电极201一侧的公共电极层203。

[0090] 所述超声晶片202可以压电陶瓷、陶瓷复合材料、单晶材料、单晶复合材料、CMUT当中的任意一种。

[0091] 可选的,仍然参考图12,所述换能器阵列还包括:

[0092] 位于多个所述正电极201背离所述超声晶片202一侧的声背衬204;

[0093] 位于所述公共电极层203背离所述超声晶片202一侧的第一匹配层205和第二匹配层206;

- [0094] 位于所述第二匹配层206背离所述超声晶片202一侧的声透镜(附图12中未示出)。
- [0095] 除此之外,图12中还示出了填充于多个所述超声晶片之间的环氧树脂208,以及与多个所述超声波换能器20电连接的电路板207。
- [0096] 所述多个正电极、多个超声晶片和所述公共电极层为所述换能器阵列的主要功能结构,多个所述正电极和多个所述超声晶片共用一层所述公共电极层,构成了多个阵列排布的超声换能器。
- [0097] 所述声背衬一方面对超声探头背向发射的声能起衰减作用,另一方面对整个探头起支撑作用,有利于所述超声晶片激发出的短信号形式的声束向外传输,有利于提高所述超声波内窥镜探头的分辨率;
- [0098] 所述第一匹配层和第二匹配层有利于改善所述超声波换能器20与被测人体的阻抗匹配程度;
- [0099] 所述声透镜用于提升所述超声晶片激发出的声束的聚焦程度,从而提高所述超声波内窥镜探头的信噪比。
- [0100] 可选的,在本申请的另一个实施例中,如图13所示,所述超声波内窥镜探头还包括:
- [0101] 包裹所述换能器阵列外侧的声耦合胶囊90;
- [0102] 所述声耦合胶囊90中设置有耦合液。
- [0103] 所述声耦合胶囊90的制备材料一般为声衰减较小,且具有生物兼容性的硅橡胶或类似材料,要求具有一定的弹性,能够承受一定的压力。
- [0104] 所述耦合液可以为去离子水等于人体阻抗相近的液体。所述声耦合胶囊有利于进一步改善所述超声波内窥镜探头与被测人体的阻抗匹配,有利于激发出的声束的向外传播。
- [0105] 下面对本申请实施例提供的超声波内窥镜系统进行描述,下文描述的与超声波内窥镜探头相关的部分可与上文相互对应参照。
- [0106] 相应的,如图14-16所示,所述超声波内窥镜系统包括显示装置5、超声波观测装置4和插入部24;
- [0107] 所述插入部24的顶端用于设置所述超声波内窥镜探头;
- [0108] 所述超声波内窥镜探头为如上述任一实施例所述超声波内窥镜探头。
- [0109] 此外,所述超声波内窥镜系统还包括:设置于插入部24的基端上的操作部22、自该操作部22的侧部延伸的通用线缆13,在该通用线缆13的中途部分分支的光源用线缆16;
- [0110] 在超声波内窥镜探头的电缆14的基端部设置有超声波连接器14a。该超声波连接器14a能够相对于超声波观测装置4进行安装、拆卸。在光源用线缆16的基端部设有内窥镜连接器16a,该内窥镜连接器16a能够相对于光源装置6和视频处理器装置进行安装和拆卸。
- [0111] 在操作部22的顶端侧设有处理器具贯穿口27a。处理器具贯穿口27a分别与设置在插入部24内的处理器具通道31a(结合参考图3)相连通。处理器具贯穿孔27a具有管接头,在该管接头上连结有固定环30,该固定环30设置在穿刺针3等的手柄部31上。固定环30能够相对于管接口进行安装、拆卸。而且,穿刺针3的针管80经由处理器具贯穿孔27a贯穿处理器具通道31a(结合参考图3、图14和图15)。插入部24自其顶端侧按顺序连续设有顶端硬质部21a、弯曲部21、挠管部23。例如通过操作弯曲操作旋钮28a、28b而能动地向上下左右方向弯

曲。挠管部23具有挠性。

[0112] 处置器具通道31a在顶端硬质部21a的顶端面21d上分别具有顶端开口31b。处置器具通道31a以顶端开口31b附近的中心轴,能够供进行穿刺等处理的处理器具插入。

[0113] 综上所述,本申请实施例提供了一种超声波内窥镜探头及超声波内窥镜系统,其中,所述超声波内窥镜探头包括多个呈环阵阵列排布的多个超声波换能器,这些超声波换能器构成了以M行×N列方式排布的换能器阵列,即所述换能器阵列的每一列均由至少两个超声波换能器构成,这样的换能器阵列使得所述超声波内窥镜探头不仅可以在阵列排布方向上具有较好的聚焦能力,而且在每一列阵元的延伸方向上也可以通过改变孔径尺寸实现声聚焦,使得所述超声波内窥镜探头在近、中、远场都能够获得均匀一致的声学图像,相较于现有技术中的超声波内窥镜探头,大大提高了所述超声波内窥镜探头的探测范围。

[0114] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。

[0115] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本申请。对这些实施例的多种修改对本领域的专业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。

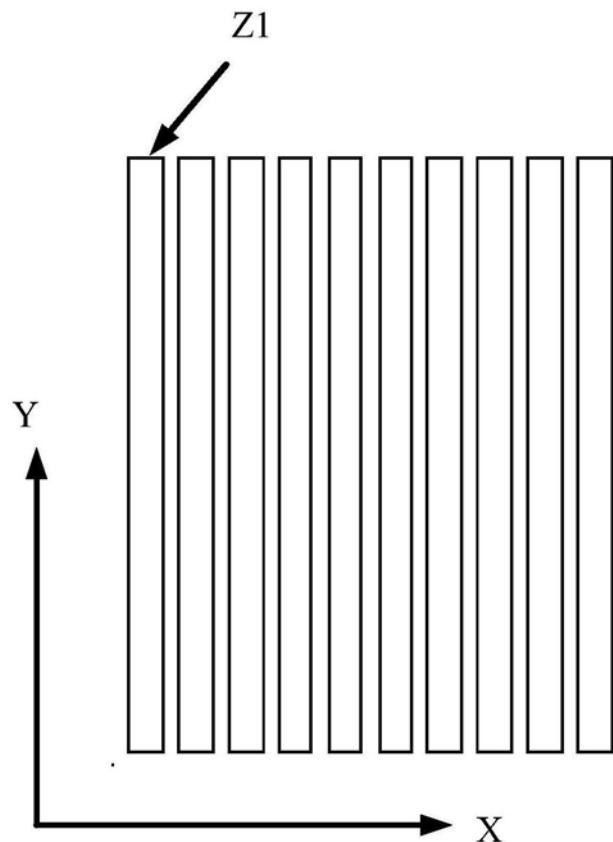


图1

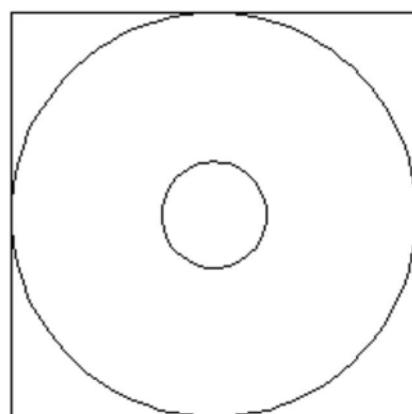


图2

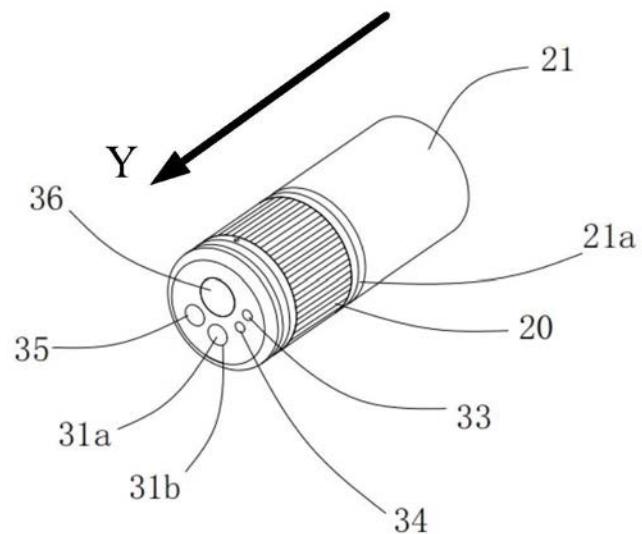


图3

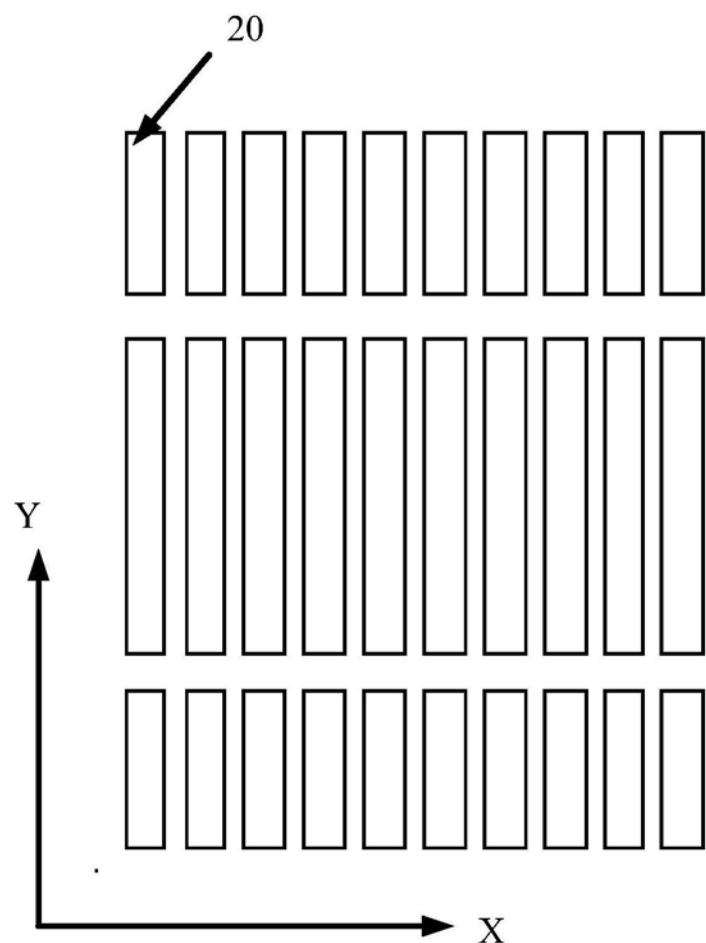


图4

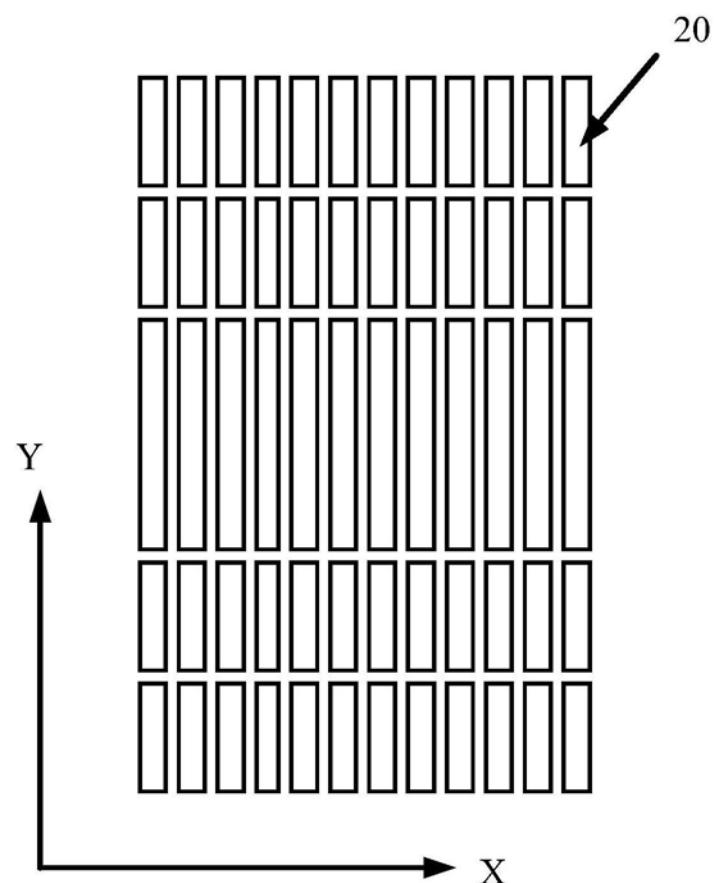


图5

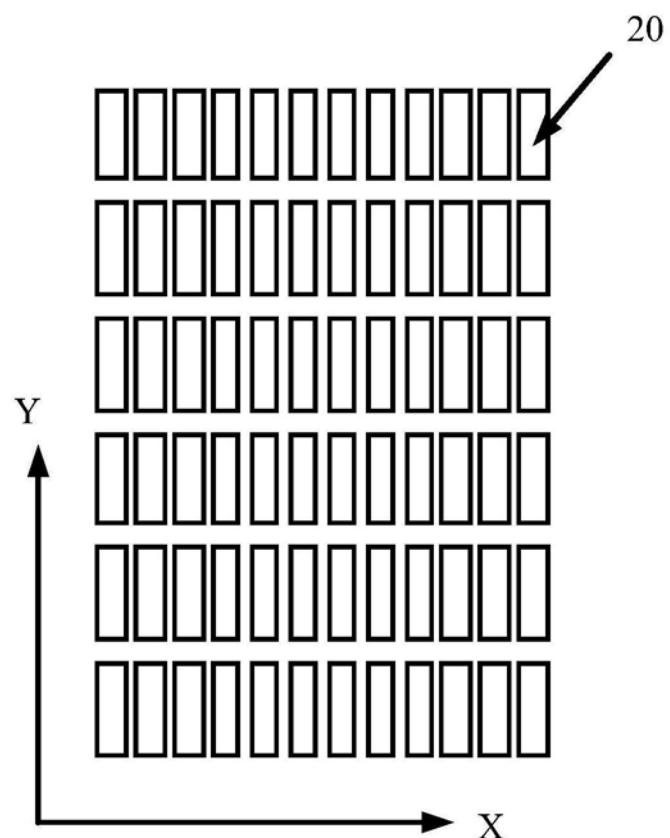


图6

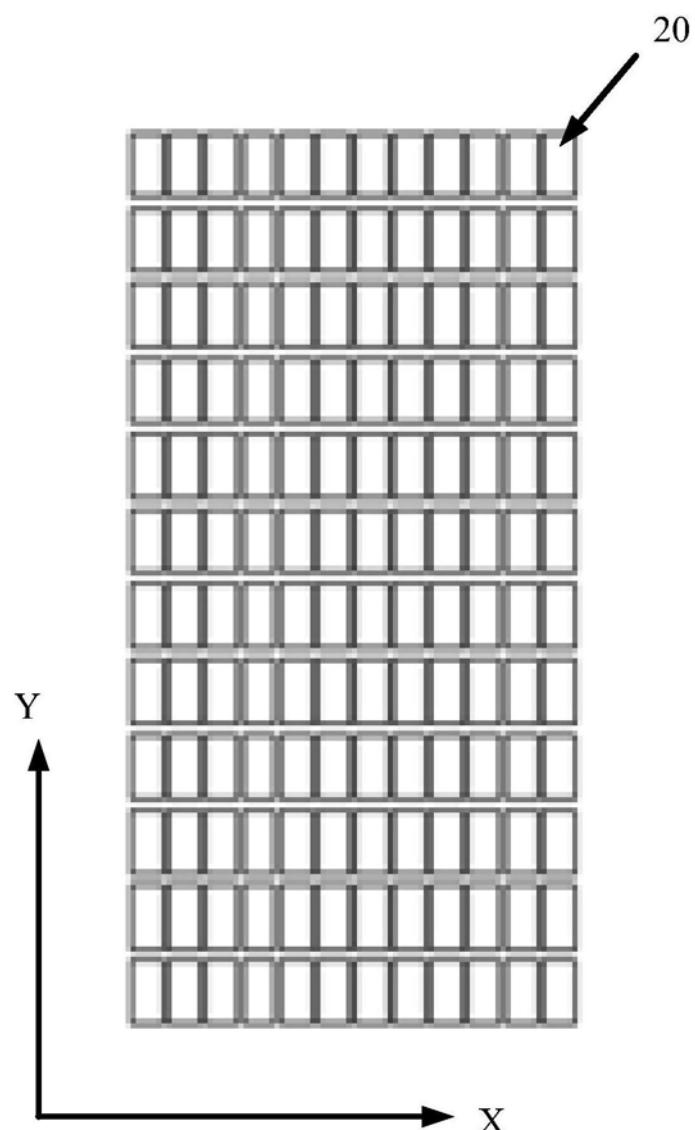


图7

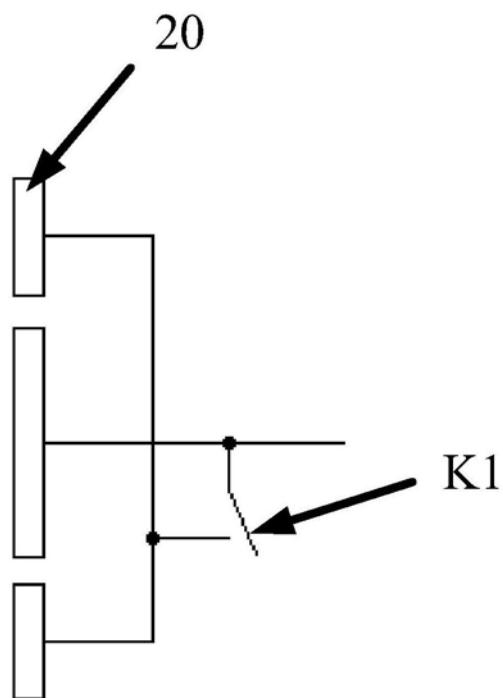


图8

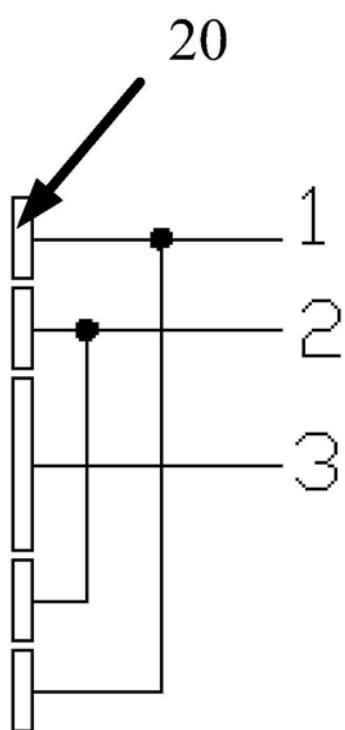


图9

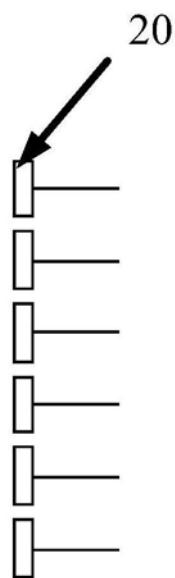


图10



图11

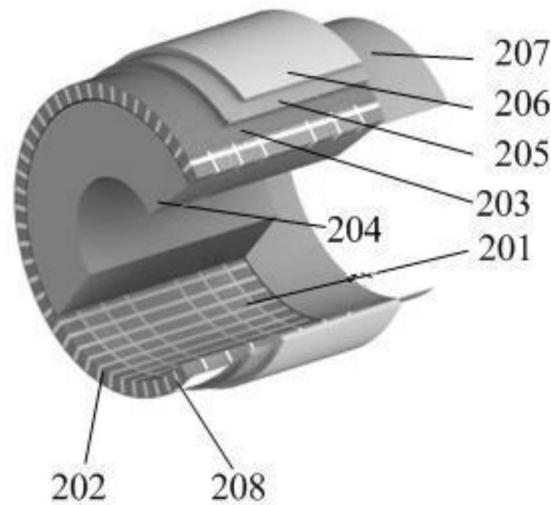


图12

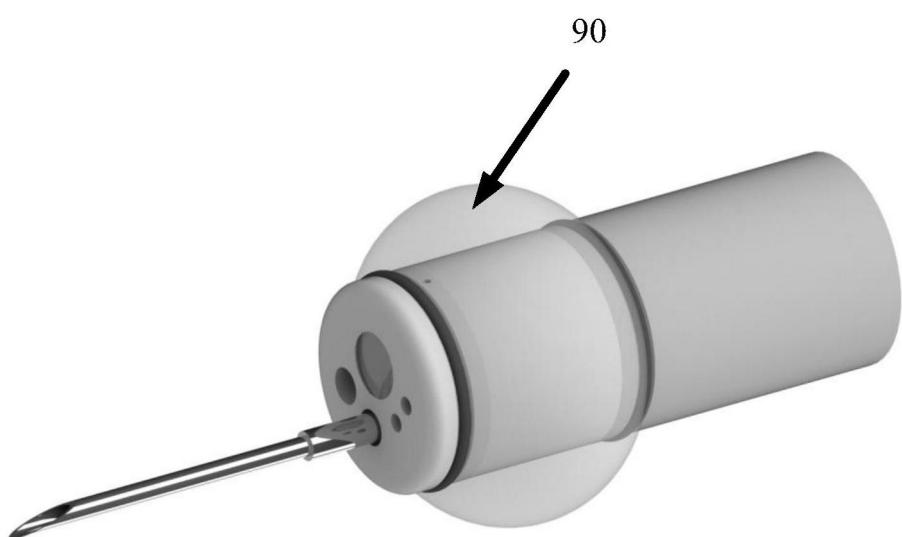


图13

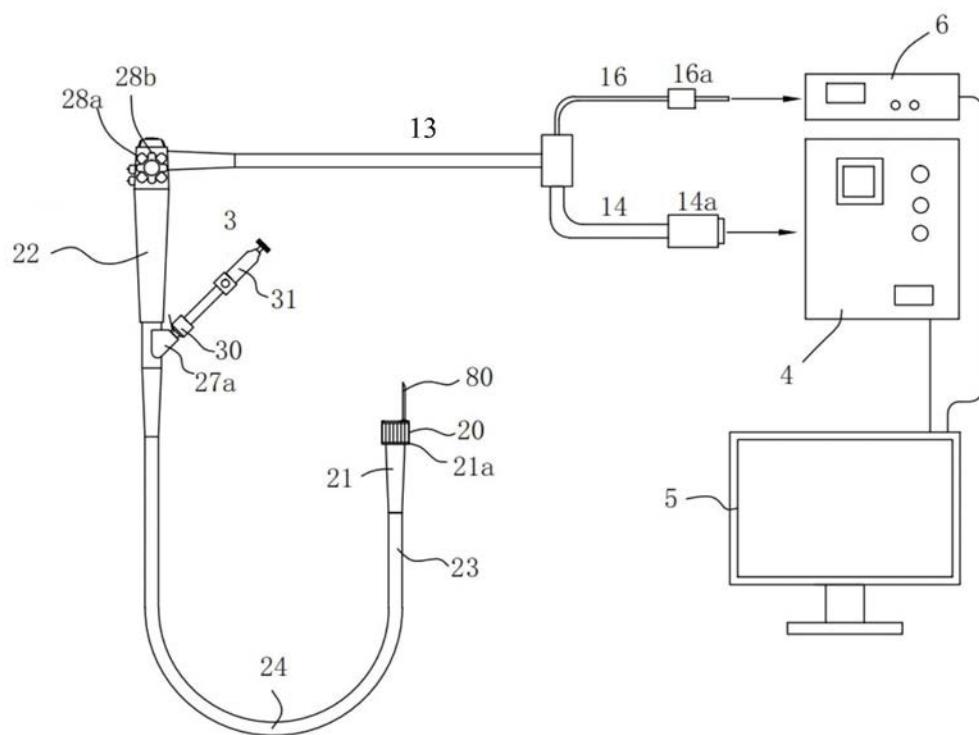


图14

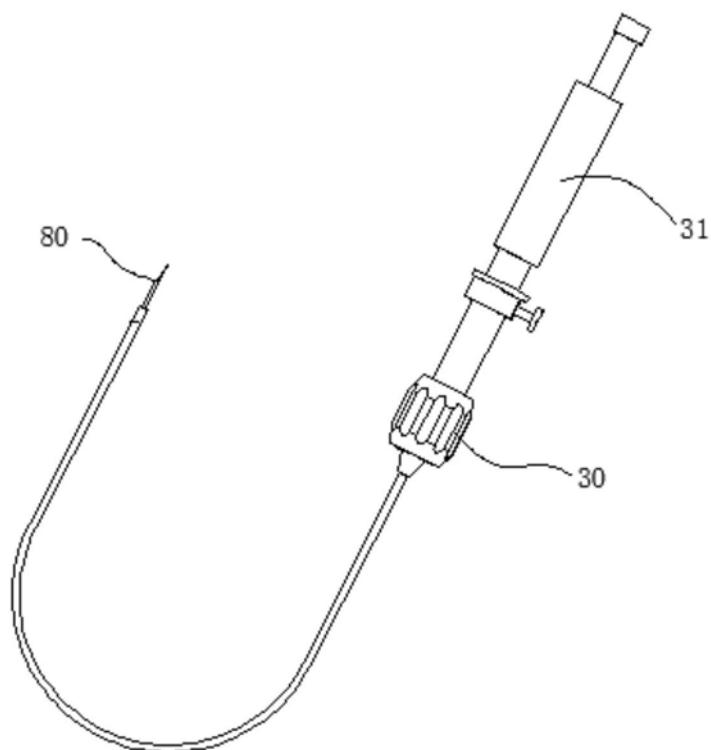


图15

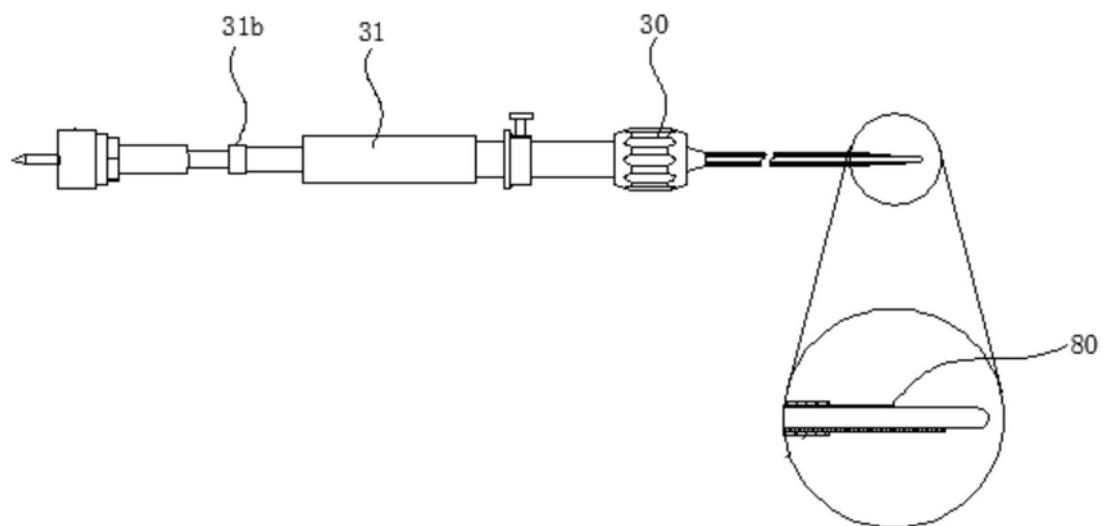


图16

专利名称(译)	一种超声波内窥镜探头及超声波内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN210903098U</a>	公开(公告)日	2020-07-03
申请号	CN201921192918.5	申请日	2019-07-26
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	马腾 李永川 黄继卿 王丛知		
发明人	马腾 李永川 黄继卿 王丛知		
IPC分类号	A61B8/12		
外部链接	<a href="#">SIP0</a>		

### 摘要(译)

本申请公开了一种超声波内窥镜探头及超声波内窥镜系统，其中，所述超声波内窥镜探头包括多个呈环阵列排布的多个超声波换能器，这些超声波换能器构成了以M行×N列方式排布的换能器阵列，即所述换能器阵列的每一列均由至少两个超声波换能器构成，这样的换能器阵列使得所述超声波内窥镜探头不仅可以在阵列排布方向上具有较好的聚焦能力，而且在每一列阵元的延伸方向上也可以通过改变孔径尺寸实现声聚焦，使得所述超声波内窥镜探头在近、中、远场都能够获得均匀一致的声学图像，相较于现有技术中的超声波内窥镜探头，大大提高了所述超声波内窥镜探头的探测范围。

