



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110772288 A

(43)申请公布日 2020.02.11

(21)申请号 201911259750.X

(22)申请日 2019.12.10

(71)申请人 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 黄继卿 李永川 王丛知
刘佳妹 刘项力 杨晔

(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 崔艳峥

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

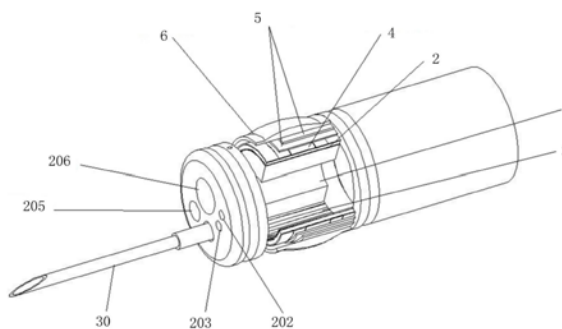
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

超声波内窥镜系统和超声换能器

(57)摘要

本发明提供了一种超声换能器,超声晶片环绕环形布置的背衬环外周面,内电极层位于超声晶片的内圈,通入电脉冲激励超声晶片的内表面,外电极层位于超声晶片的外周面,通入电脉冲激励超声晶片的外表面,内电极层的电极方向与外电极层的电极方向垂直布置,通过将内电极层和外电极层在超声晶片的激励位置变化,可对超声换能器在周向和聚焦位置进行调节,从而使得超声换能器在声场区域的成像均匀一致。本发明还提供了一种超声波内窥镜系统。



1. 一种超声换能器,其特征在于,包括环形布置的背衬环和贴附于所述背衬环外圆周上的超声晶片,所述超声晶片的内圈布置有环绕所述背衬环的外圆周上的内电极层,所述超声晶片的外圈环绕其周向贴附有外电极层;

所述内电极层的电极方向沿所述背衬环的轴向布置,所述外电极层的电极方向环绕所述背衬环的周向布置。

2. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,所述内电极层包括中心电极,和对称设置于所述中心电极两侧的多组侧电极;

所述中心电极的宽度与每个所述侧电极的宽度比例布置。

3. 根据权利要求2所述的超声换能器,其特征在于,所述中心电极的宽度为每个所述侧电极的宽度的2倍。

4. 根据权利要求3所述的超声换能器,其特征在于,所述侧电极包括分别靠近所述中心电极内侧和外侧的第一侧电极和第二侧电极;

所述内电极层包括由所述中心电极引出的中心引线,由所述第一侧电极引出的第一侧引线和由所述第二侧电极引出的第二侧引线。

5. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,所述内电极层上引出有对所述超声晶片施加激励电场的地电极引线,所述外电极层上引出有对所述超声晶片施加激励电场的正电极引线。

6. 根据权利要求4所述的超声换能器,其特征在于,所述外电极层上并行布置有多个电极阵元,每个所述电极阵元上均引出有电极引线。

7. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,所述超声晶片包括多个长度方向沿所述背衬环轴向布置的长条状超声阵元,多个所述超声阵元环绕所述背衬环的周向均匀排列;

所述超声晶片的外径不大于13mm,所述超声晶片的中心频率为3~15MHz。

8. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,所述外电极层的外周还依次堆层布置有第一匹配层、第二匹配层和声透镜。

9. 一种超声波内窥镜系统,包括内窥镜超声激励系统、光学成像系统、显示器和穿刺针系统,所述穿刺针系统包括能够插入被检体内的插入部,设置于所述插入部前端的前段硬质部、折弯部和挠管部,所述前端硬质部内设置有环阵列超声波换能器,其特征在于,所述环阵列超声波换能器内设置有如权利要求1-8中任意一项所述的超声换能器。

10. 根据权利要求9所述的超声波内窥镜系统,其特征在于,所述内窥镜超声激励系统包括分别对所述内电极层和所述外电极层进行激励的二级激励系统。

超声波内窥镜系统和超声换能器

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜技术领域,更具体地说,涉及一种超声波内窥镜系统和超声换能器。

背景技术

[0002] 超声波内窥镜 (Endoscopic Ultrasonography System, EUS) 是一种集超声波与内镜检查为一身的医疗设备。当内镜进入体腔后,在内镜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,如纵膈、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] 早期的超声波内窥镜系统主要采用机械扫描方式,利用微型电机驱动连接杆,带动内窥镜顶端的单超声换能器实现 360° 旋转,获得与轴垂直的环形断层图像;这种扫描方式的优点在于换能器设计简单,但需要高精度的机械连接与驱动,易于损坏,获得的图像也不够稳定,但由于新技术的出现较晚,现在仍然大量使用。

[0004] 21世纪,日本富士、奥林巴斯、宾得等公司先后研发出 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系统。

[0005] 360° 环形超声内镜所用换能器一般由几十个~上百个长条状阵元组成,沿径向呈柱面均匀排列成一个圆周,阵列的外径一般不超过13mm,中心频率为3~15MHz,每个阵元独立出线,可利用电脉冲分别激励,获得 360° 环形扫描图像。这种方式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。电子环扫式超声内镜适合大范围扫查,整体评估和判断等。

[0006] 现有的超声波探头只是在扫描方向的1D线性阵列排布,因而只有在阵列方向上具有较好的电子聚焦能力,但在仰角方向 (Elevation) 上不能改变孔径尺寸,也不能实现聚焦,而1.5D相控阵列就可以改善这个问题。1.5D阵列在仰角方向上不仅能改变孔径尺寸,还能在仰角方向上实现声束聚焦,而能获得比1D线阵列较好的声学图像。分辨率也会比传统的1D线阵列探头更高。

[0007] 内窥镜超声换能器由于探测部位在人体内部,其客观因素上限制了换能器的尺寸不能做大,例如超声胃镜需要从口腔插入,穿过食道进入胃腔。一般情况下换能器及整个插入部分直径不能大于13mm,在做阵列式内窥镜检查时电缆线是需要连接换能器而一起进入人体内部的,而电缆线又有一定线径、当上百根电缆线拧成一股时、其整体尺寸及引线难度将是限值内窥镜往更多阵元数、更宽维度发展的重要因素。

[0008] 在医学超声领域中1.5D平面相控阵探头已得到了某些应用,但在超声内窥镜系统应用比较少,特别是360度环阵超声内窥系统是少之又少。其主要难点在于,在有限的空间内引出数量庞大的电缆线是一件非常困难的事情。

[0009] 因此,如何提高超声换能器的成像效果,是目前本领域技术人员亟待解决的问题。

发明内容

[0010] 有鉴于此,本发明提供了一种超声换能器,以提高超声换能器的成像效果;本发明还提供了一种超声波内窥镜系统。

[0011] 为了达到上述目的,本发明提供如下技术方案:

[0012] 一种超声换能器,包括环形布置的背衬环和贴附于所述背衬环外圆周上的超声晶片,所述超声晶片的内圈布置有环绕所述背衬环的外圆周上的内电极层,所述超声晶片的外圈环绕其周向贴附有外电极层;

[0013] 所述内电极层的电极方向沿所述背衬环的轴向布置,所述外电极层的电极方向环绕所述背衬环的周向布置。

[0014] 优选地,在上述超声换能器中,所述内电极层包括中心电极,和对称设置于所述中心电极两侧的多组侧电极;

[0015] 所述中心电极的宽度与每个所述侧电极的宽度比例布置。

[0016] 优选地,在上述超声换能器中,所述中心电极的宽度为每个所述侧电极的宽度的2倍。

[0017] 优选地,在上述超声换能器中,所述侧电极包括分别靠近所述中心电极内侧和外侧的第一侧电极和第二侧电极;

[0018] 所述内电极层包括由所述中心电极引出的中心引线,由所述第一侧电极引出的第一侧引线和由所述第二侧电极引出的第二侧引线。

[0019] 优选地,在上述超声换能器中,所述内电极层上引出有对所述超声晶片施加激励电场的地电极引线,所述外电极层上引出有对所述超声晶片施加激励电场的正电极引线。

[0020] 优选地,在上述超声换能器中,所述外电极层上并行布置有多个电极阵元,每个所述电极阵元上均引出有电极引线。

[0021] 优选地,在上述超声换能器中,所述超声晶片包括多个长度方向沿所述背衬环轴向布置的长条状超声阵元,多个所述超声阵元环绕所述背衬环的周向均匀排列;

[0022] 所述超声晶片的外径不大于13mm,所述超声晶片的中心频率为3~15MHz。

[0023] 优选地,在上述超声换能器中,所述外电极层的外周还依次堆层布置有第一匹配层、第二匹配层和声透镜。

[0024] 一种超声波内窥镜系统,包括内窥镜超声激励系统、光学成像系统、显示器和穿刺针系统,所述穿刺针系统包括能够插入被检体内的插入部,设置于所述插入部前端的前段硬质部、折弯部和挠管部,所述前端硬质部内设置有环阵列超声波换能器,其特征在于,所述环阵列超声波换能器内设置有如上任意一项所述的超声换能器。

[0025] 优选地,在上述超声波内窥镜系统中,所述内窥镜超声激励系统包括分别对所述内电极层和所述外电极层进行激励的二级激励系统。

[0026] 本发明提供的超声换能器,包括环形布置的背衬环和贴附于背衬环外圆周上的超声晶片,超声晶片的内圈布置有环绕背衬环的外圆周上的内电极层,超声晶片的外圈环绕其周向贴附有外电极层;内电极层的电极方向沿背衬环的轴向布置,外电极层的电极方向环绕背衬环的周向布置。超声晶片环绕环形布置的背衬环外周面,内电极层位于超声晶片的内圈,通入电脉冲激励超声晶片的内表面,外电极层位于超声晶片的外周面,通入电脉冲激励超声晶片的外表面,内电极层的电极方向与外电极层的电极方向垂直布置,通过将内

电极层和外电极层在超声晶片的激励位置变化,可对超声换能器在周向和聚焦位置进行调节,从而使得超声换能器在声场区域的成像均匀一致。

附图说明

[0027] 为了更清楚地说明本发明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发明的一些实施例,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。

[0028] 图1为本发明提供的超声换能器的布置结构示意图;

[0029] 图2为图1中内电极层的展开结构示意图;

[0030] 图3为图2中内电极层的电极线引出结构示意图;

[0031] 图4为图1中外电极层的展开结构示意图;

[0032] 图5为本发明提供的超声波内窥镜系统的布置结构示意图;

[0033] 图6为图5中环阵列超声波换能器的端部结构示意图。

具体实施方式

[0034] 本发明公开了一种超声换能器,提高了超声换能器的成像效果;本发明还提供了一种超声波内窥镜系统。

[0035] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整的描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明的实施例,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。

[0036] 如图1所示,图1为本发明提供的超声换能器的布置结构示意图。

[0037] 本实施例提供了一种超声换能器,包括环形布置的背衬环1和贴附于背衬环1外圆周上的超声晶片2,超声晶片2的内圈布置有环绕背衬环1的外圆周上的内电极层3,超声晶片2的外圈环绕其周向贴附有外电极层4;内电极层3的电极方向沿背衬环1的轴向布置,外电极层4的电极方向环绕背衬环1的周向布置。超声晶片2环绕环形布置的背衬环1外周面,内电极层3位于超声晶片2的内圈,通入电脉冲激励超声晶片2的内表面,外电极层4位于超声晶片2的外周面,通入电脉冲激励超声晶片的外表面,内电极层3的电极方向与外电极层4的电极方向垂直布置,通过将内电极层3和外电极层4在超声晶片的激励位置变化,可对超声换能器在周向和聚焦位置进行调节,从而使得超声换能器在声场区域的成像均匀一致。

[0038] 如图2-图4所示,图2为图1中内电极层的展开结构示意图;图3为图2中内电极层的电极线引出结构示意图;图4为图1中外电极层的展开结构示意图。

[0039] 在本案一具体实施例中,内电极层3包括中心电极33,和对称设置于中心电极两侧的多组侧电极;中心电极33的宽度与每个侧电极的宽度比例布置。内电极层3的电极方向沿背衬环1的轴向布置,将其内电极层设置中心电极33和对称位于中心电极33两侧的多组侧电极,每组侧电极包括分别对称位于中心电极33宽度方向两侧的两个侧电极,通过将中心电极33的宽度与每个侧电极的宽度按比例布置,可通过不同的电脉冲对沿超声换能器轴向方向不同深度的电极进行激励,对超声换能器的成像在其轴向进行调节,实现超声在不同

深度上的聚焦。

[0040] 具体的,中心电极33的宽度为每个侧电极的宽度的2倍。适应1.5D超声波换能器径向成像要求,将中心电极33的宽度设置为侧电极的2倍,可利用同样尺寸的超声波换能器,实现1.5D替换1D的成像方案。

[0041] 在本案一具体实施例中,侧电极包括分别靠近中心电极33内侧和外侧的第一侧电极32和第二侧电极31;内电极层3包括由中心电极33引出的中心引线Y3,由第一侧电极32引出的第一侧引线Y2和由第二侧电极31引出的第二侧引线Y1。适应超声换能器在医学上的成像要求,将中心电极33的两侧对称设置第一侧电极32和第二侧电极31,第一侧电极32包括对称位于中心电极33宽度方向两个,第二侧电极31同样包括对称位于中心电极的两个,并位于第一侧电极32的外侧。

[0042] 将内电极层3的电极引线,设置中心电极33单独引出中心引线Y3,第一侧电极32的两个引出电极线后合并为一根第一侧引线Y2,第二侧电极31的两个引出电极线后合并为一根第二侧引线Y1。

[0043] 如图2和图3所示,内电极层33具有Y1、Y2和Y3三根电极引线,Y1为内电极层最外层第二侧电极31的第二侧引线,Y2为内电极层33的第一侧电极32的第一侧引线,Y3为中心电极33的中心引线,通过对Y1、Y2和Y3进行不同的电极激励,可在超声晶片在轴向上不同位置形成电场,实现对超声换能器的成像在轴向上进行深度调节。

[0044] 在本案一具体实施例中,内电极层33上引出有对超声晶片施加激励电场的地电极引线,外电极层4上引出有对超声晶片施加激励电场的正电极引线。

[0045] 在本案一具体实施例中,外电极层4上并行布置有多个电极阵元41,每个电极阵元41上均引出有电极引线。外电极层4的电极方向环绕背衬环1的周向,与内电极层3的轴向电极呈垂直布置结构,将外电极层4上设置并行布置的多个电极阵元41,每个电极阵元41上均设置电极引线,通过不同电极引线通入电脉冲,外电极层上环绕其周向不同位置的电极阵元受激励。

[0046] 通过内电极层3上产生的激励电场在背衬块1的轴向进行位置调节,外电极层4上产生的激励电场在背衬块1的周向进行位置调节,二者对超声晶片共同激励位置产生超声波,即可实现超声波成像在深度方向聚焦和周向偏转,从而获得更好的图像质量。

[0047] 在本案一具体实施例中,超声晶片2包括多个长度方向沿背衬环轴向布置的长条状超声阵元,多个超声阵元环绕所述背衬环的周向均匀排列;超声晶片的外径不大于13mm,超声晶片的中心频率为3~15MHz。

[0048] 超声晶片采用长条状超声阵元,每个超声阵元的长度应与内电极层的宽度和外电极层的宽度一致,同时,适应超声换能器在超声波内窥镜系统上进行医学应用,超声晶片的外径设置不大于13mm,超声晶片的中心频率为3~15MHz,从而可用本实施例中具有内电极层和外电极层的超声换能器,替换现有的超声换能器,实现利用现有的超声波内窥镜系统实现1.5D相控阵列替换1D阵列的成像方案。

[0049] 具体地,如图2-图4所示,内电极层3由中间电极、第一侧电极和第二侧电极组成,将内电极层的电极方向设置为Y向,其电极引出线包括内层中间引线Y3、内收的两行第一侧电极的第一侧引线Y2和最边上两行第二侧电极的第二侧引线Y1三根电极引线,将外电极层4的电极方向设置为X向,电极阵元41编号从左往右顺序为X1、X2、X3...Xn,Y向通入地电

极脉冲,X向通入正电极脉冲,X向和Y向组合为卷绕在背衬块1周向的位置阵列,超声换能器具有 $N+3$ 条电极引线,实际可编码的阵元数为 $3N$,从而在通过正电极引线和地电极引线进行阵元操控时,可在由X向和Y向组成的行列上进行寻址式激励,实现Y向近场、中场、远场的深度聚焦和X向的焦点偏转,在医学上获得更高质量、更全的图像信息,通过行列寻址的引线方式又能很好的解决多阵元阵列引线上的问题。

[0050] 在本案一具体实施例中,外电极层4的外周还依次堆层布置有第一匹配层、第二匹配层和声透镜6。适应超声波内窥镜系统的结构布置要求,可在外电极层4外圈环绕布置匹配层5和声透镜6,满足超声换能器的结构要求,当然,堆层结构可根据超声换能器的实际结构进行增减。

[0051] 如图5和图6所示,图5为本发明提供的超声波内窥镜系统的布置结构示意图;图6为图5中环阵列超声波换能器的端部结构示意图。

[0052] 基于上述实施例中提供的超声换能器,本发明还提供了一种超声波内窥镜系统,包括内窥镜超声激励系统12、光学成像系统13、显示器51和穿刺针系统52,穿刺针系统52包括能够插入被检体内的插入部23,设置于插入部23前端的前段硬质部20、折弯部21和挠管部22,前端硬质部20内设置有环阵列超声波换能器201,该环阵列超声波换能器201内设有如上述实施例中提供的超声换能器。

[0053] 前端硬质部20的端部设置喷水孔202,喷气孔203,穿刺孔204,光源205为光学摄像机206提供照明,取样时,前端硬质部20进入被检体内,穿刺针30由穿刺孔204内伸出取活检样本。

[0054] 由于该超声波内窥镜系统采用了上述实施例的超声换能器,所以该超声波内窥镜系统由超声换能器带来的有益效果请参考上述实施例。

[0055] 在本案一具体实施例中,内窥镜超声激励系统包括分别对内电极层和外电极层进行激励的二级激励系统。通过将内窥镜超声激励系统设置地电极激励系统和正电极激励系统,满足内电机层和外电极层的寻址式激励要求,满足超声波内窥镜系统的1.5D工作需求。

[0056] 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发明。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发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明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。

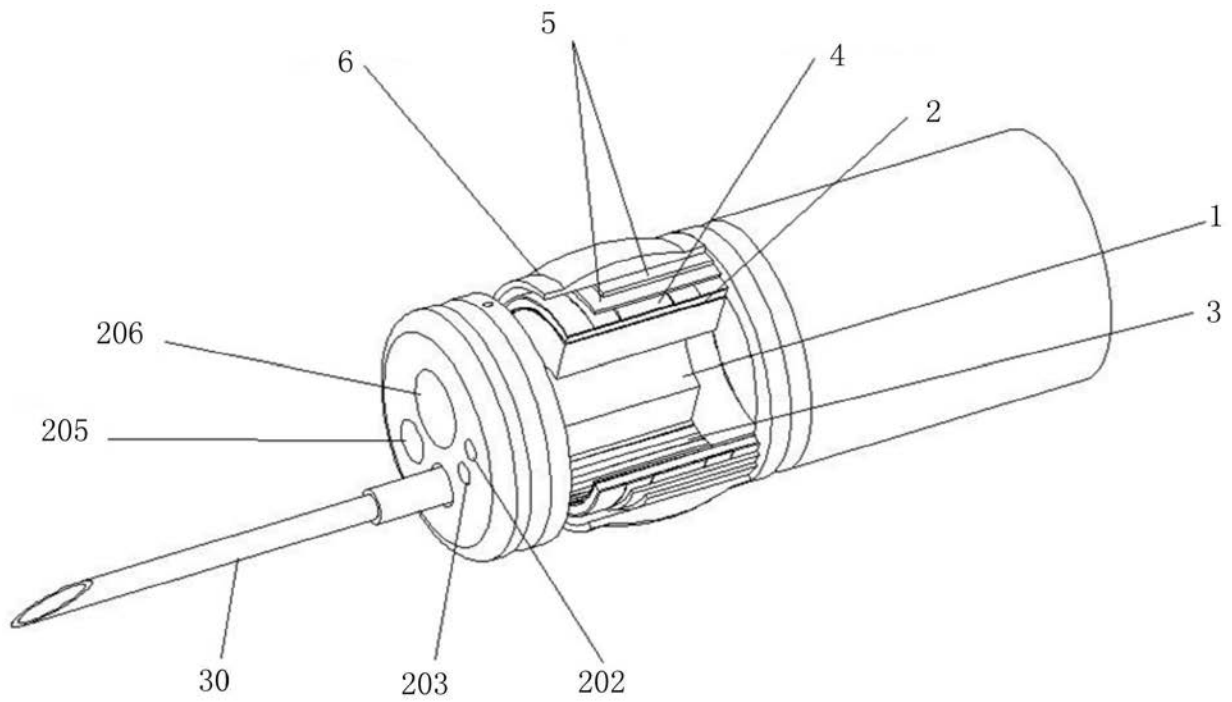


图1

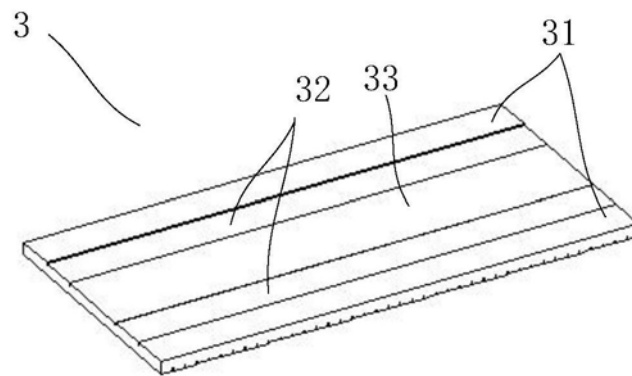


图2

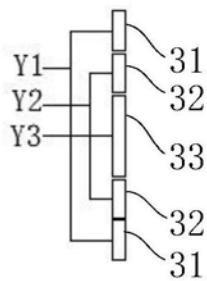


图3

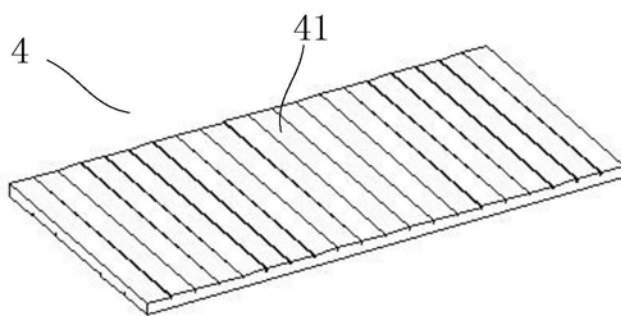


图4

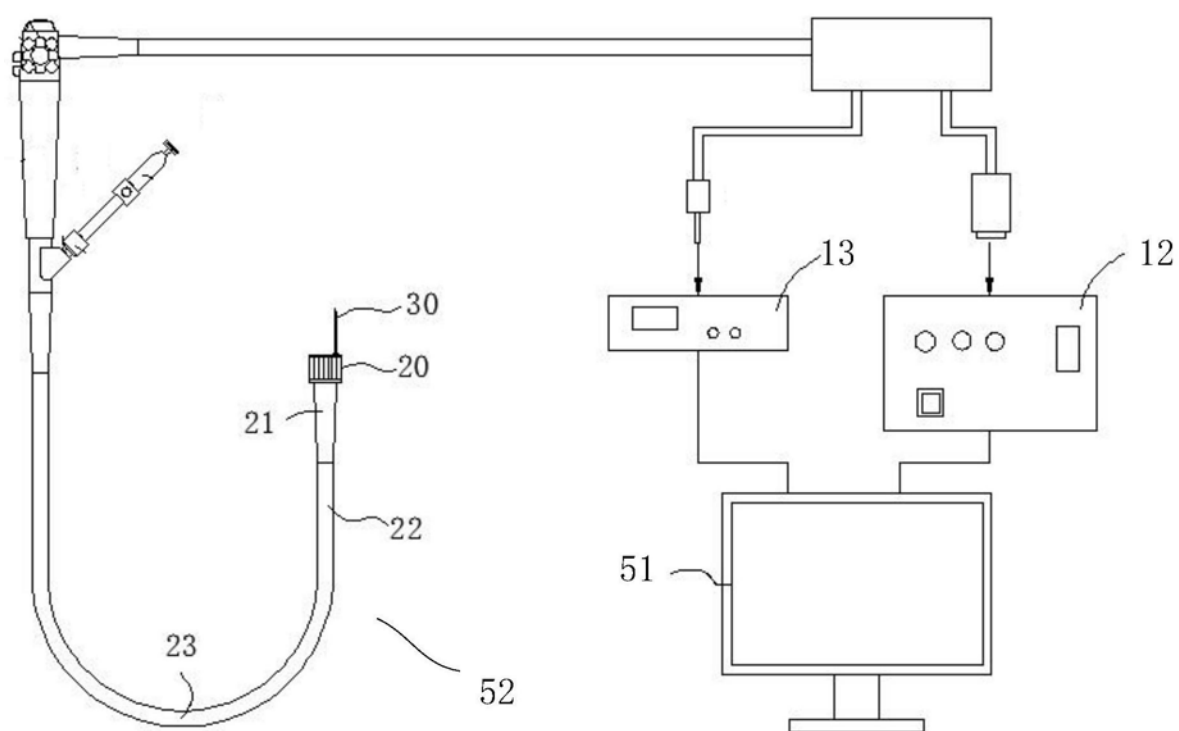


图5

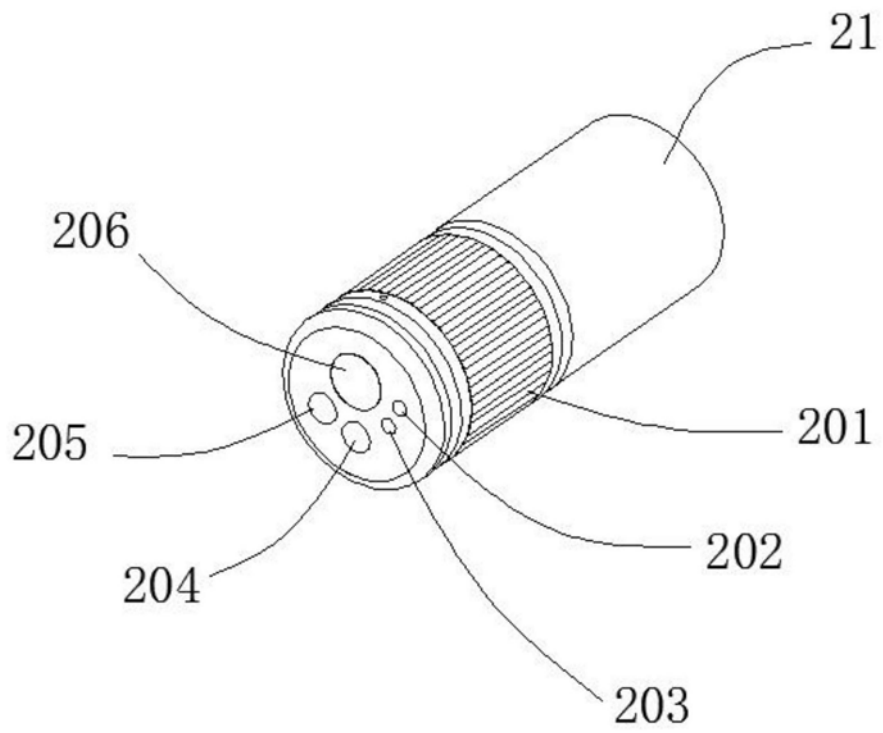


图6

专利名称(译)	超声波内窥镜系统和超声换能器		
公开(公告)号	CN110772288A	公开(公告)日	2020-02-11
申请号	CN201911259750.X	申请日	2019-12-10
[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 黄继卿 李永川 王丛知 刘佳妹 刘项力 杨晔		
发明人	马腾 黄继卿 李永川 王丛知 刘佳妹 刘项力 杨晔		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4494		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声换能器，超声晶片环绕环形布置的背衬环外周面，内电极层位于超声晶片的内圈，通入电脉冲激励超声晶片的内表面，外电极层位于超声晶片的外周面，通入电脉冲激励超声晶片的外表面，内电极层的电极方向与外电极层的电极方向垂直布置，通过将内电极层和外电极层在超声晶片的激励位置变化，可对超声换能器在周向和聚焦位置进行调节，从而使得超声换能器在声场区域的成像均匀一致。本发明还提供了一种超声波内窥镜系统。

