



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 205006921 U

(45) 授权公告日 2016. 02. 03

(21) 申请号 201520678840. 3

(22) 申请日 2015. 09. 02

(73) 专利权人 上海爱声生物医疗科技有限公司

地址 201203 上海市浦东新区张江高科技园
区祖冲之路 887 弄 77-78 号楼 1 楼

(72) 发明人 袁建人 黄海涛 陈友伟

(74) 专利代理机构 上海汉声知识产权代理有限
公司 31236

代理人 胡晶

(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

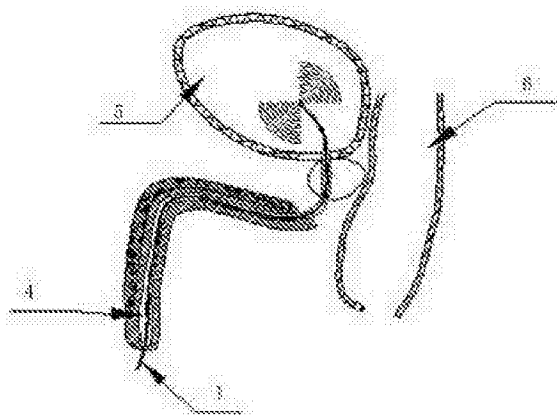
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 实用新型名称

一种经尿道的膀胱超声诊断及换能器

(57) 摘要

本实用新型公开了一种经尿道的膀胱超声诊断及换能器,该诊断仪包括:直径 0.5mm~5mm 的超声导管,其前端安装有中心频率为 5MHz~20MHz 的膀胱内超声换能器,后端连接回撤/驱动装置;回撤/驱动装置连接电子成像系统。该换能器包括:依次紧密连接的背衬层、压电层及声匹配层组成的超声换能单元。本实用新型的经尿道的膀胱超声诊断及换能器,经尿道将超声换能器送入膀胱部位,缩短了检测距离,提高了工作频率,进而提高了成像分辨率。



1. 一种经尿道的膀胱超声诊断仪,其特征在于,包括:

超声导管,所述超声导管的前端安装有膀胱内超声换能器,所述超声导管的直径为 0.5mm ~ 5mm;所述膀胱内超声换能器的中心频率为 5MHz ~ 20MHz,所述超声导管用于经尿道将所述膀胱内超声换能器送入膀胱待测部位;

回撤/驱动装置;

以及电子成像系统,其上装载有重建图像的电子部件;其中:

所述超声导管的后端与所述回撤/驱动装置相连;所述回撤/驱动装置与所述电子成像系统相连。

2. 根据权利要求 1 所述的膀胱超声诊断仪,其特征在于,所述膀胱内超声换能器为圆柱型阵列超声换能器,所述膀胱内超声换能器包括多个沿圆柱面 360 度分布的超声换能单元。

3. 根据权利要求 1 所述的膀胱超声诊断仪,其特征在于,所述膀胱内超声换能器为膀胱内超声聚焦换能器。

4. 根据权利要求 3 所述的膀胱超声诊断仪,其特征在于,所述膀胱内超声换能器包括依次紧密连接的背衬层、压电层及声匹配层;其中:

所述背衬层和/或所述压电层和/或所述声匹配层具有机械曲面,所述机械曲面的曲率半径根据预定的焦距 f 确定,聚焦因子 K 定义为焦距 f 和换能器孔径 d 的比,即: $K = f/d$,孔径 d 的尺寸可根据预定的聚焦因子 K 和焦距 f 来确定。

5. 根据权利要求 3 所述的膀胱超声诊断仪,其特征在于,所述膀胱内超声换能器包括依次紧密连接的背衬层、压电层、匹配层及声透镜;其中:

所述声透镜具有机械曲面,其曲率半径根据预定的焦距 f 确定,聚焦因子 K 定义为焦距 f 和换能器孔径 d 的比,即: $K = f/d$,孔径 d 的尺寸可根据预定的聚焦因子 K 和焦距 f 来确定。

6. 根据权利要求 5 所述的膀胱超声诊断仪,其特征在于,所述声透镜为平凸或平凹透镜。

7. 根据权利要求 3 所述的膀胱超声诊断仪,其特征在于,所述膀胱内超声聚焦换能器包括多个超声换能单元以及多个延时电路;其中:

每个所述超声换能单元连接一个所述延时电路,用以补偿声波从焦点到各超声换能单元的声程差所引起的时间差,声程差和时间差根据预定的中心距离差来确定;第 i 个超声换能单元到中心轴线的距离为 D_i ,由中心距离差 D_i 引入的声程差为:

$$\Delta R_i = f \cdot \left[\sqrt{1 + \left(\frac{D_i}{f} \right)^2} - 1 \right], \text{时间差 } T_i \text{ 为: } T_i = \frac{\Delta R_i}{c} = \frac{f}{c} \cdot \left[\sqrt{1 + \left(\frac{D_i}{f} \right)^2} - 1 \right], \text{其中: } i = 1, 2, \dots, 5, f \text{ 为}$$

焦距, c 为声速。

8. 一种膀胱内超声换能器,其特征在于,包括:超声换能单元;其包括依次紧密连接的背衬层、压电层及声匹配层;其中:

所述超声换能单元的中心频率为 5MHz ~ 20MHz;

所述超声换能单元用于将电信号转换为超声信号并发射,也用于将接收到的超声信号转换为电信号。

9. 根据权利要求 8 所述的膀胱内超声换能器,其特征在于,还包括超声聚焦单元,用于对所述超声换能单元发射的超声信号进行聚焦。

10. 根据权利要求 9 所述的膀胱内超声换能器,其特征在于,所述聚焦单元具体为在所述背衬层、所述压电层以及所述声匹配层上形成的机械曲面。

11. 根据权利要求 9 所述的膀胱内超声换能器,其特征在于,所述聚焦单元具体为具有机械曲面的声透镜,所述声透镜与所述超声换能单元的声匹配层紧密连接。

12. 根据权利要求 9 所述的膀胱内超声换能器,其特征在于,所述超声换能单元包括多个;

所述聚焦单元具体为多个延时电路,每个所述超声换能单元连接一个所述延时电路。

一种经尿道的膀胱超声诊断及换能器

技术领域

[0001] 本实用新型涉及膀胱诊断仪,特别涉及一种经尿道的膀胱超声诊断及换能器。

背景技术

[0002] 膀胱位于尿道的起始部分,为人体储尿器官,储尿量可到 300 ~ 500ml,充盈时最大径长约 10cm。尿道直径约 5mm。受限于尿道的直径,目前医院使用的膀胱超声诊断方式通常有经腹壁扫查方法、经直肠法。这些方法都要被其它较厚的人体组织阻隔。目前使用频率最高的超声检查方法是经直肠检查,如图 8 所示,超声导管将经直肠的超声探头 7 经过直肠 6 送到膀胱 5 的待测部位,从图中可看出,经直肠的超声探头 7 和膀胱 5 的待测部位之间还隔着直肠 6 以及膀胱壁,为了保证超声信号的穿透能力,其工作频率通常在 6.5MHz 左右。

[0003] 以经直肠超声检查为例,检测的轴向分辨率可以表示为: $R_a = 1/2 * c * n / f$ (其中 c 表示声速、n 表示脉冲周期、f 表示中心频率),在 6.5MHz 时约为 346um ($1/2 * 1500m * Hz / 6.5MHz * 3$)。

[0004] 经直肠超声检查的横向分辨率可以表示为: $R_l = F\# * c / f$ (其中 c 表示声速、n 表示脉冲周期、F# 表示成像距离与探头孔径的比值),在 6.5MHz 时约为 5767um ($4cm / 4mm * 1500m * Hz / 6.5MHz$)。

[0005] 现有的医疗超声检测膀胱的分辨率都比较低,可能会影响临床检测的准确性,因此,有必要提出一种提高分辨率的膀胱超声检测系统。

实用新型内容

[0006] 本实用新型针对上述现有技术中存在的问题,提出一种经尿道的膀胱超声诊断及换能器,其利用超声导管将体内超声换能器经尿道传送到膀胱待测部位,有效减小了检测距离,可以有效提高工作频率,进而提高其轴向分辨率和横向分辨率,确保临床检测的准确性。

[0007] 为解决上述技术问题,本实用新型是通过如下技术方案实现的:

[0008] 本实用新型提供一种经尿道的膀胱超声诊断仪,其包括:

[0009] 超声导管,所述超声导管的前端安装有膀胱内超声换能器;所述超声导管的直径为 0.5mm ~ 5mm;所述膀胱内超声换能器的中心频率为 5MHz ~ 20MHz,所述超声导管用于经尿道将所述膀胱内超声换能器送入膀胱待测部位;

[0010] 回撤/驱动装置;

[0011] 以及电子成像系统,其上装载有重建图像的电子部件;其中:

[0012] 所述超声导管的后端与所述回撤/驱动装置相连;所述回撤/驱动装置与所述电子成像系统相连。

[0013] 本实用新型的膀胱内超声换能器为微型传感器,可经尿道(直径一般小于 5mm)进入膀胱部位。所述回撤/驱动装置先由导丝将超声导管送至膀胱部位,然后缓慢回撤超声

导管进行超声检查,就可以在电子成像系统的显示屏上看到一系列的膀胱横断面图像和三维图像,辅助临床医生对膀胱内病变进行诊断,通过其成像图像也可以引导医生进行手术或做活体组织检查。

[0014] 本实用新型将超声换能器经尿道送入膀胱部位,缩短了检测距离,降低了膀胱成像环境的散射强度;频率越高单位距离的衰减越大,为了保证信号的强度,频率与成像距离成反比;因此检测距离缩短之后,可以提高工作频率,进而提高超声膀胱检测图像的分辨率,使临床检测更准确。

[0015] 医疗超声检测的声强度定义为单位面积上的声能量,即等于总能 W 和波束面积的比:

$$[0016] \quad I = \frac{W}{S}$$

[0017] 显然,对于给定的声功率,减小波束面积 S ,便能增加声强度 I ,从而提高成像检测的信噪比。

[0018] 对于给定的空间角 $d\Omega$,超声散射声强度是 $(b(\theta, \varphi) * S_v * dv / r^2) * (b'(\theta, \varphi) / r^2)$ 对空间的体积积分。其中 S_v 是体积散射系数。 dv 是散射体积元,定义为 $dv = \frac{1}{2} r^2 d\Omega * c\tau$,其中: r 是超声换能器到目标的距离, c 是声速, τ 是脉冲长度; $b(\theta, \varphi)$ 和 $b'(\theta, \varphi)$ 分别为发射和接收的指向角因子,其原理如图 3 所示。

[0019] 不难看出,减小指向角因子 $b(\theta, \varphi)$ 和 $b'(\theta, \varphi)$,将直接提高成像检测的分辨率。本实用新型的膀胱内超声换能器比现有的经直肠的超声换能器工作频率高,随着仪器的工作频率的提高,指向角因子 $b(\theta, \varphi)$ 和 $b'(\theta, \varphi)$ 变小,从而提高了成像检测的分辨率。

[0020] 较佳地,所述膀胱内超声换能器为圆柱型阵列超声换能器;所述膀胱内超声换能器包括多个沿圆柱面 360 度分布的超声换能单元,无需旋转。圆柱型阵列超声换能器由多个沿圆柱的圆周边沿阵列形成的多波束换能器,圆柱型换能器的中心是背衬材料和适当的电子器件,条状的各个单元按一定的声学要求分布在圆柱面上。

[0021] 较佳地,所述膀胱内超声换能器为膀胱内超声聚焦换能器,可以通过对超声换能器的自身结构进行改进使其具有聚焦功能,也可在超声换能器的前端加聚焦单元。当膀胱内超声换能器具有聚焦功能时,不仅减小了指向角因子 $b(\theta, \varphi)$ 和 $b'(\theta, \varphi)$,提高了成像检测的分辨率;同时也减小了散射体积 dv ,进一步降低了膀胱内环境的散射强度,从而提高了成像检测的信噪比(信号散射噪声比),提高了成像的清晰度,即图像的质量。

[0022] 本实用新型聚焦超声技术的实现按实现的方法可分为:(1)机械结构聚焦;(2)电子聚焦。机械结构聚焦又可以分为整体声学结构聚焦和声透镜聚焦。

[0023] 较佳地,所述膀胱内超声换能器包括依次紧密连接的背衬层、压电层及声匹配层;其中:

[0024] 所述背衬层和/或所述压电层和/或所述声匹配层具有机械曲面,其是采用整体声学结构聚焦技术来实现聚焦,所述机械曲面的曲率半径根据预定的焦距 f 确定,聚焦因子 K 定义为焦距 f 和换能器孔径 d 的比,即: $K = f/d$,孔径 d 的尺寸可根据预定的聚焦因子

K 和焦距 f 来确定。

[0025] 较佳地,所述膀胱内超声换能器包括依次紧密连接的背衬层、压电层、匹配层及声透镜;其中:

[0026] 所述声透镜具有机械曲面,其是声透镜聚焦,其曲率半径根据预定的焦距 f 确定,聚焦因子 K 定义为焦距 f 和换能器孔径 d 的比,即: $K = f/d$,孔径 d 的尺寸可根据预定的聚焦因子 K 和焦距 f 来确定。

[0027] 较佳地,所述声透镜为平凸或平凹透镜。

[0028] 较佳地,所述膀胱内超声聚焦换能器包括多个超声换能单元以及多个延时电路,其是电子聚焦;其中:

[0029] 每个所述超声换能单元连接一个所述延时电路,用以补偿声波从焦点到各超声换能单元的声程差所引起的时间差,声程差和时间差根据预定的中心距离差来确定;第 i 个超声换能单元到中心轴线的距离为 D_i ,由中心距离差 D_i 引入的声程差为:

$\Delta R_i = f \cdot \left[\sqrt{1 + \left(\frac{D_i}{f} \right)^2} - 1 \right]$, 时间差 T_i 为: $T_i = \frac{\Delta R_i}{c} = \frac{f}{c} \cdot \left[\sqrt{1 + \left(\frac{D_i}{f} \right)^2} - 1 \right]$, 其中: $i = 1, 2, \dots, 5$, f 为

焦距, c 为声速。

[0030] 本实用新型还提供一种膀胱内超声换能器,其包括:超声换能单元;其包括依次紧密连接的背衬层、压电层及声匹配层;其中:

[0031] 所述超声换能单元的中心频率为 $5\text{MHz} \sim 20\text{MHz}$;

[0032] 所述超声换能单元用于将电信号转换为超声信号并发射,也用于将接收到的超声信号转换为电信号。

[0033] 较佳地,还包括超声聚焦单元,用于对所述超声换能单元发射的超声信号进行聚焦。

[0034] 较佳地,所述聚焦单元具体为在所述背衬层、所述压电层以及所述声匹配层上形成的机械曲面。

[0035] 较佳地,所述聚焦单元具体为具有机械曲面的声透镜,所述声透镜与所述超声换能单元的声匹配层紧密连接。

[0036] 较佳地,所述超声换能单元包括多个;

[0037] 所述聚焦单元具体为多个延迟电路,每个所述超声换能单元连接一个所述延时电路。

[0038] 相较于现有技术,本实用新型具有以下优点:

[0039] (1) 本实用新型提供了一种经尿道的膀胱超声诊断及换能器,将超声换能器经尿道送入膀胱内,减小了超声换能器和膀胱的距离,可以将工作频率提高到 $5\text{MHz} \sim 20\text{MHz}$;从而提高了轴向分辨率和横向分辨率,进而有效提高超声膀胱检测图像的分辨率和临床检测的准确性;

[0040] (2) 本实用新型的经尿道的膀胱超声诊断及换能器,有效地减小了检测距离,进而降低了膀胱成像环境的散射强度,提高了成像检测的信噪比(信号散射噪声比),提高了成像的清晰度,同时提高了诊断仪的探测范围;

[0041] (3) 本实用新型的经尿道的膀胱超声换能器具有聚焦功能时,可进一步降低膀胱内环境的散射强度,进一步提高成像检测的信噪比,从而提高成像的清晰度。

[0042] 当然,实施本实用新型的任一产品并不一定需要同时达到以上所述的所有优点。

附图说明

[0043] 下面结合附图对本实用新型的实施方式作进一步说明:

[0044] 图 1 为本实用新型的实施例 1 的圆柱型阵列换能器的示意图;

[0045] 图 2 为本实用新型的实施例 1 的圆柱型阵列超声换能器的横截面图;

[0046] 图 3 为超声换能器的体积散射系数和散射声强度的原理图;

[0047] 图 4 为本实用新型的采用整体声学结构聚焦的超声换能单元的示意图;

[0048] 图 5 为本实用新型的采用声学聚焦的超声换能单元的示意图;

[0049] 图 6 为本实用新型的经尿道的膀胱超声诊断仪的示意图;

[0050] 图 7 为本实用新型的经尿道的膀胱超声诊断仪的检测示意图;

[0051] 图 8 为现有的经直肠的膀胱超声诊断仪的检测示意图。

[0052] 标号说明:1- 超声导管,2- 回撤 / 驱动装置,3- 电子成像系统,4- 尿道,5- 膀胱,6- 直肠,7- 经直肠的超声探头;

[0053] 11- 膀胱内超声换能器;

[0054] 111- 背衬层,112- 压电层,113- 声匹配层,114- 声透镜。

具体实施方式

[0055] 下面对本实用新型的实施例作详细说明,本实施例在以本实用新型技术方案为前提进行实施,给出了详细的实施方式和具体的操作过程,但本实用新型的保护范围不限于下述的实施例。

[0056] 本实用新型的膀胱内超声换能器,包括:超声换能单元,其包括依次紧密连接的背衬层、压电层及声匹配层,超声换能器的孔径为 2mm ~ 3mm;超声换能单元用于将电信号转换为超声信号并发射,也用于将接收到的超声信号转换为电信号。

[0057] 实施例 1:圆柱型阵列的膀胱内超声换能器

[0058] 如图 1 所示为本实施例的膀胱内超声聚焦换能器 11 的示意图,如图 2 所示为其横截面图,膀胱内超声聚焦换能器 11 包括多个超声换能单元,每个超声换能单元包括依次紧密连接的背衬层 111、压电层 112 及声匹配层 113,超声换能单元绕圆柱面呈 360 度排列,每个超声换能器连接一个电路,通过超声主机顺序激励每个超声换能单元,从而实现 360 度发射、接收超声信号。

[0059] 上述实施例中,压电层 112 的材料可以为压电陶瓷材料、压电厚膜材料、压电薄膜材料、压电陶瓷复合材料或压电单晶复合材料;膀胱内超声聚焦换能器可以为 PMUT 或 CMUT。

[0060] 实施例 2:圆柱型阵列的膀胱内超声聚焦换能器

[0061] 本实施例是在实施例 1 的基础上增加了聚焦功能,其是对每个超声换能单元增加聚焦单元,聚焦换能单元可以为机械结构聚焦或电子聚焦,机械结构聚焦又可以分为整体声学结构聚焦和声透镜聚焦。

[0062] 如图 4 所示为整体声学结构聚焦的超声换能单元的示意图,其中:背衬层 111、压电层 112 以及声匹配层 113 都具有机械曲面,三者的曲率半径可根据聚焦声场的要求来计

算和设定。聚焦因子 K 定义为焦距 f 和换能器孔径 d 的比,即: $K = f/d$ 。给定了聚焦因子 K 和焦距 f 后,便可计算出孔径 d 的尺寸。

[0063] 如图 5 所示为声学透镜聚焦的超声换能单元的示意图,其是在声匹配层 113 的后面设置具有机械曲面的声透镜 114,其曲率半径可根据聚焦声场的要求来计算和设定。声透镜 114 可以为平凸透镜或平凹透镜,其是根据透镜材料的声速决定。对于声速低于介质声速的透镜材料,为平凸透镜,如图 5 中虚线所示;对于声速高于介质声速的透镜材料,为平凹透镜,如图 5 中实线所示。

[0064] 电子聚焦为通过设置多个延时电路的方式,每个超声换能单元的输出端接一个延时电路,来补偿声波从焦点到各超声换能单元的声程差所引起的时间差。

[0065] 实施例 3:膀胱超声诊断仪

[0066] 如图 6 所示,为本实施例的膀胱超声诊断仪的结构示意图,其包括超声导管 1、回撤/驱动装置 2 以及电子成像系统 3,超声导管 1 的前端安装有膀胱内超声换能器,后端连接回撤/驱动装置 2,回撤/驱动装置 2 与电子成像系统 3 相连,电子成像系统 3 中装载有重建图像的电子部件,根据接收的超声信号重建膀胱横断面图像和三维图像,从而根据图像来判断膀胱病变。其中:膀胱内超声换能器为如实施例 1、2 所描述的膀胱内超声换能器,此处超声换能器的孔径为毫米数量级,在 $0.5\text{mm} \sim 5\text{mm}$ 之间,可以由超声导管经尿道进入膀胱部位。

[0067] 如图 7 所示为本实施例的经尿道的膀胱超声诊断仪的检测示意图,超声导管 1 直接将膀胱内超声换能器经尿道 4 传送到膀胱 5 的内部,减小了超声换能器与膀胱 5 的距离,从而可以提高超声换能器的工作频率,改善诊断仪成像的质量、分辨率和清晰度,提高诊断的准确性。

[0068] 本实用新型的经尿道的膀胱超声诊断仪的检测方法包括以下步骤:

[0069] S11:将中心频率为 $5\text{MHz} \sim 20\text{MHz}$ 的膀胱内超声换能器通过直径为 $0.5\text{mm} \sim 5\text{mm}$ 的超声导管经尿道送入膀胱待测部位,以减小膀胱内超声换能器的检测距离,提供工作频率;

[0070] S12:向膀胱待测部位 360 度发射、接收超声信号,以获知膀胱待测部位的横截面信息;

[0071] S13:同时回撤膀胱内超声换能器,以获知回撤路径上不同位置处的多个膀胱待测部位的横截面信息。

[0072] 步骤 S12 还可以包括:对发射的超声信号进行聚焦,以减小超声信号的指向角因子来提高成像分辨率,同时减小散射体积来降低膀胱待测部位对超声信号的散射强度,进一步提高成像分辨率,而且增加超声检测范围。

[0073] 此处公开的仅为本实用新型的优选实施例,本说明书选取并具体描述这些实施例,是为了更好地解释本实用新型的原理和实际应用,并不是对本实用新型的限定。任何本领域技术人员在说明书范围内所做的修改和变化,均应落在本实用新型所保护的范围内。

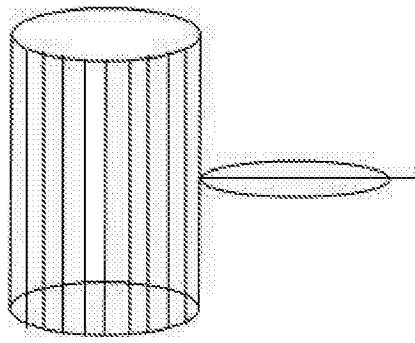


图 1

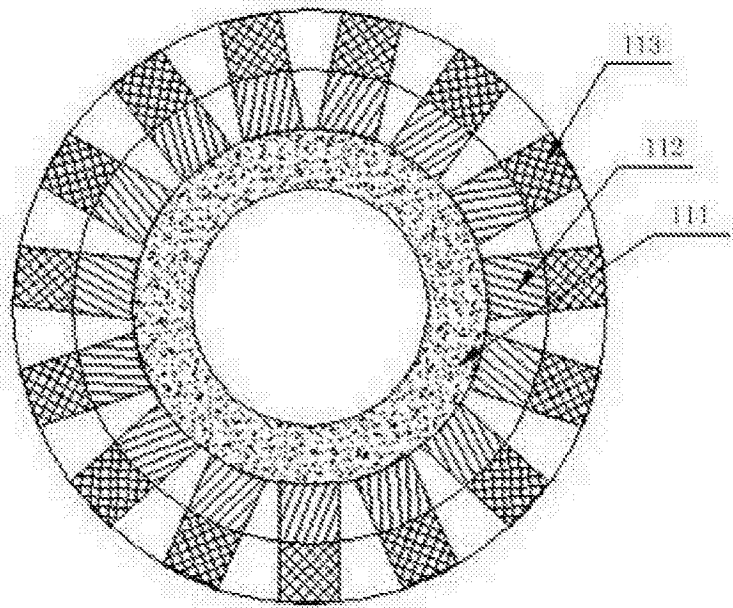


图 2

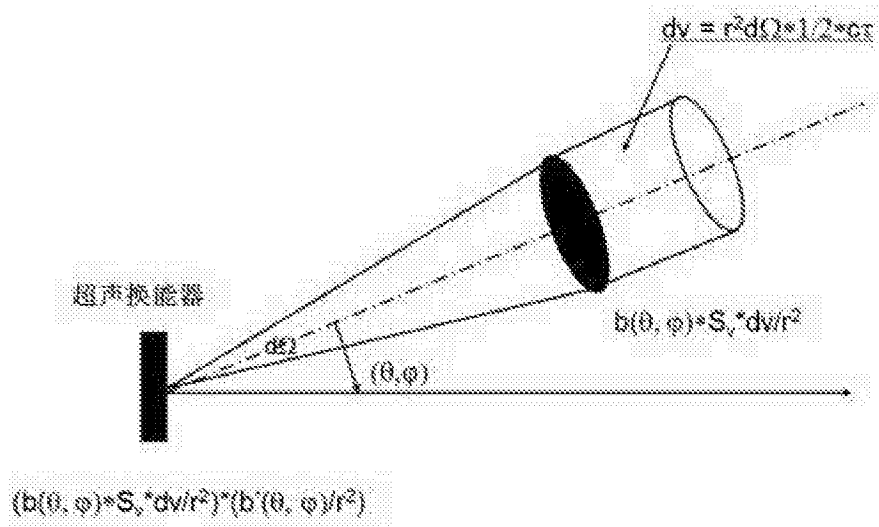


图 3

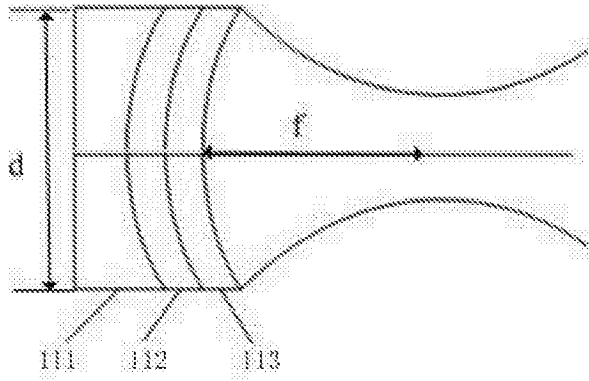


图 4

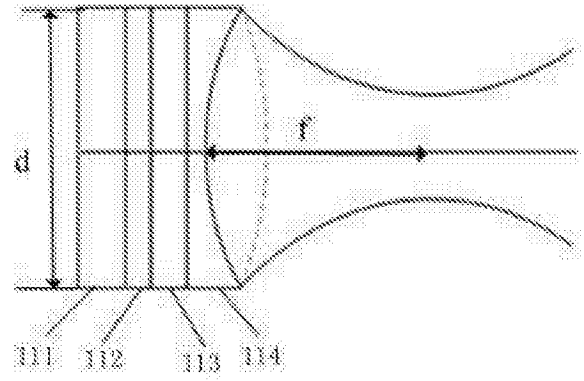


图 5

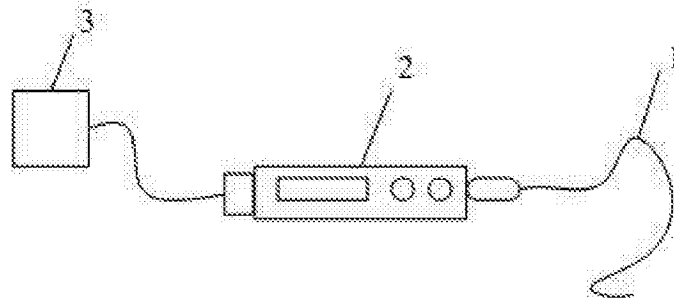


图 6

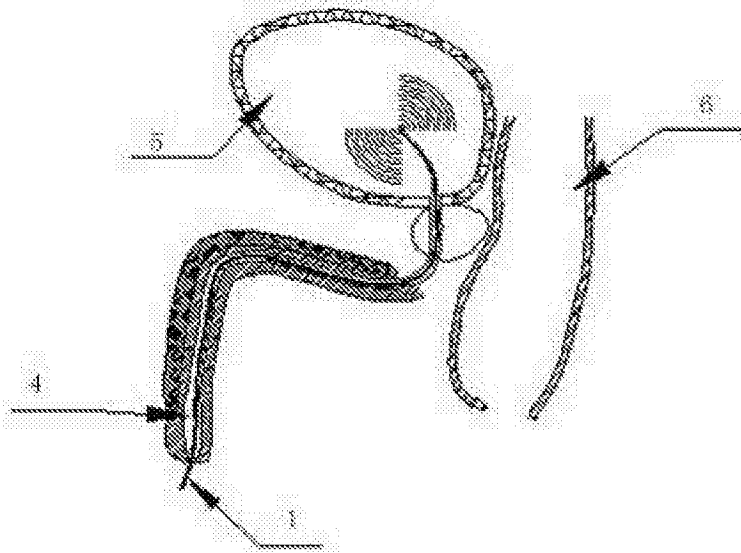


图 7

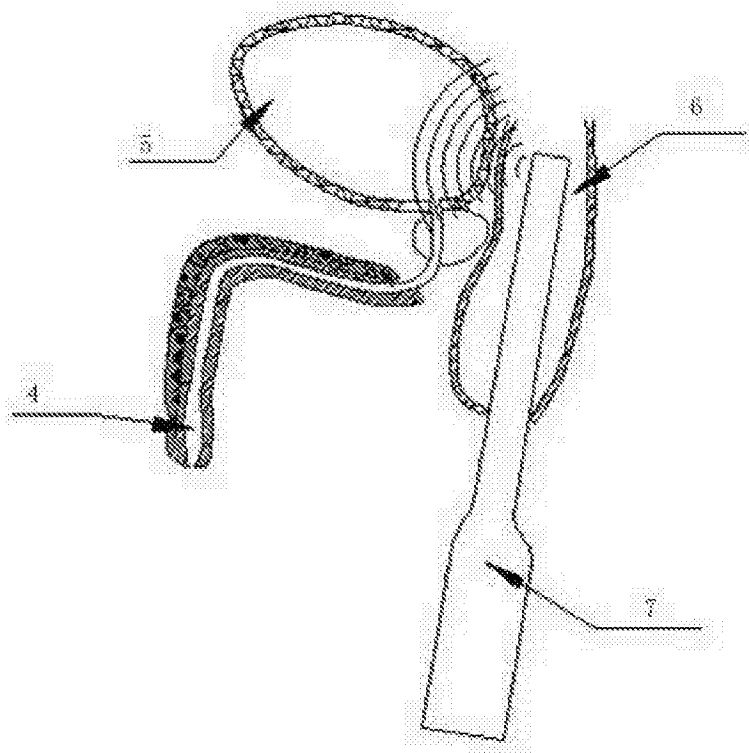


图 8

专利名称(译)	一种经尿道的膀胱超声诊断及换能器		
公开(公告)号	CN205006921U	公开(公告)日	2016-02-03
申请号	CN201520678840.3	申请日	2015-09-02
[标]申请(专利权)人(译)	上海爱声生物医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	上海爱声生物医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	上海爱声生物医疗科技有限公司		
[标]发明人	袁建人 黄海涛 陈友伟		
发明人	袁建人 黄海涛 陈友伟		
IPC分类号	A61B8/12		
代理人(译)	胡晶		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种经尿道的膀胱超声诊断及换能器，该诊断仪包括：直径0.5mm~5mm的超声导管，其前端安装有中心频率为5MHz~20MHz的膀胱内超声换能器，后端连接回撤/驱动装置；回撤/驱动装置连接电子成像系统。该换能器包括：依次紧密连接的背衬层、压电层及声匹配层组成的超声换能单元。本实用新型的经尿道的膀胱超声诊断及换能器，经尿道将超声换能器送入膀胱部位，缩短了检测距离，提高了工作频率，进而提高了成像分辨率。

