



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108685614 A

(43)申请公布日 2018.10.23

(21)申请号 201810313315.X

A61B 5/0408(2006.01)

(22)申请日 2018.04.03

A61B 5/042(2006.01)

(30)优先权数据

15/477171 2017.04.03 US

(71)申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72)发明人 A.戈瓦里 C.T.毕克乐

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 郑浩 张金金

(51)Int.Cl.

A61B 18/12(2006.01)

A61B 18/14(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

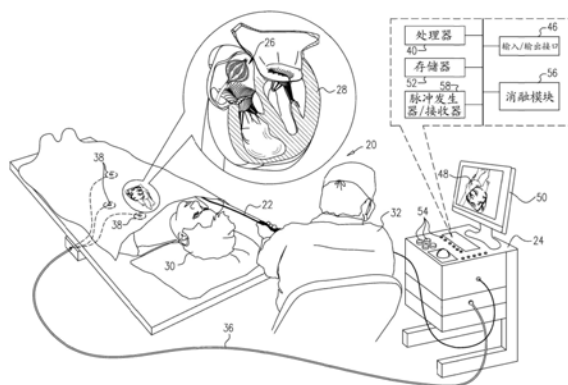
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

具有超声换能器的球囊导管

(57)摘要

本发明题为“具有超声换能器的球囊导管”。本发明的实施方案包括一种医疗设备,该医疗设备包括具有被配置用于插入到体腔中的远侧端部并且包含通过远侧端部打开的管腔的探头,以及可通过管腔部署到体腔中的可充胀球囊,该球囊具有外壁。该医疗设备还包括柔性印刷电路板,其具有附接到可充胀球囊的外壁的第一侧面以及与第一侧面相反的第二侧面;以及超声换能器,其安装在柔性印刷电路板的第一侧面上并且封装在球囊的外壁和柔性印刷电路板之间。



1. 一种医疗设备,包括:

探头,所述探头具有被配置用于插入到体腔中的远侧端部并且包含通过所述远侧端部打开的管腔;

可充胀球囊,所述可充胀球囊可通过所述管腔部署到所述体腔中,所述球囊具有外壁;

柔性印刷电路板,所述柔性印刷电路板具有附接到所述可充胀球囊的所述外壁的第一侧面以及与所述第一侧面相反的第二侧面;以及

超声换能器,所述超声换能器安装在所述柔性印刷电路板的所述第一侧面上并且封装在所述球囊的所述外壁和所述柔性印刷电路板之间。

2. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中所述超声换能器包括压电陶瓷晶体。

3. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中所述超声换能器被配置成以振幅模式操作。

4. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中所述超声换能器被配置成生成介于一兆赫和十兆赫之间的信号以确定所述超声换能器和所述体腔中的组织之间的距离。

5. 根据权利要求1所述的医疗设备,并且包括安装在所述柔性电路板的所述第二侧面上并且被配置为位置传感器的电极。

6. 根据权利要求5所述的医疗设备,并且包括被配置成基于所述超声换能器和所述体腔中的组织之间的距离以及来自所述电极的信号来生成所述体腔的标测图的处理器。

7. 根据权利要求6所述的医疗设备,其中所述体腔包括心脏的腔室。

8. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中所述超声换能器被配置成生成大于二十兆赫的信号以确定与所述柔性电路板的所述第二侧面接触的组织的厚度。

9. 一种方法,包括:

提供具有被配置用于插入到体腔中的远侧端部并且包含通过所述远侧端部打开的管腔的探头;

提供可充胀球囊,所述可充胀球囊可通过所述管腔部署到所述体腔中,所述球囊具有外壁;

将柔性印刷电路板的第一侧面附接到所述可充胀球囊的所述外壁,所述柔性电路板具有与所述第一侧面相反的第二侧面;以及

将超声换能器安装在所述柔性印刷电路板的所述第一侧面上,从而将所述超声换能器封装在所述球囊的所述外壁和所述柔性印刷电路板之间。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中所述超声换能器包括压电陶瓷晶体。

11. 根据权利要求9所述的方法,并且包括在振幅模式下操作所述超声换能器。

12. 根据权利要求9所述的方法,并且包括通过所述超声换能器生成介于一兆赫和十兆赫之间的信号,并且基于所述信号通过处理器来确定所述超声换能器和所述体腔中的组织之间的距离。

13. 根据权利要求12所述的方法,并且包括在所述柔性电路板的所述第二侧面上安装电极。

14. 根据权利要求13所述的方法,并且包括通过所述处理器基于所述超声换能器和所述体腔中的组织之间的距离以及来自所述电极的信号来生成所述体腔的标测图。

15. 根据权利要求12所述的方法,其中所述体腔包括心脏的腔室。

16. 根据权利要求9所述的方法,并且包括通过所述超声换能器生成大于二十兆赫的信

号,并且基于所述信号通过处理器来确定与所述柔性电路板的所述第二侧面接触的组织  
的厚度。

## 具有超声换能器的球囊导管

### 技术领域

[0001] 本发明通常涉及侵入式医疗探头,并且具体地涉及包括一个或多个超声换能器的球囊导管。

### 背景技术

[0002] 球囊导管包括在其远侧端部处的可充胀球囊,其可视需要充胀和放气。在操作中,球囊通常在导管被插入到患者体腔(例如心脏)中时放气,充胀以便执行必要的规程,并且在完成规程后再次放气。

[0003] 授予Houser的美国专利5,865,801描述了具有固定到其远侧端部附近的导管管材的膨胀球囊的导管,其公开内容以引用方式并入本文。导管可包括球囊的外表面上的压电超声换能器,其允许医师利用超声来定位导管并且查看围绕导管的表面。

[0004] 授予Nix等人的美国专利8,819,928描述了超声成像导管,其公开内容以引用方式并入本文。导管包括电联接到安装在导管的远侧端部上的换能器阵列,以及在靠近换能器阵列的远侧端部处的球囊的柔性电路。导管包括安装在球囊上的支架,支架携带一种或多种药物,该一种或多种药物被设计成在支架已经被插入到患者血管系统内的目标区域之后被洗脱或冲洗到患者的血液流中。

[0005] 授予Griffith等人的国际专利W0 88/09150描述了超声成像阵列和球囊导管组件,其公开内容以引用方式并入本文。该导管包括安装在预组装子组件上的微型超声晶体阵列,该微型超声晶体继而安装在小管腔导管上,该小管腔导管提供与疾病或障碍物位点的动脉壁几何形状和特征相关的尺寸和其它定量信息。球囊也安装在导管上以使得有可能使用导管用于血管成形术规程。

[0006] 授予Power等人的美国专利5,722,972描述了可以用于消融动脉粥样硬化堵塞物的准分子激光导管,其公开内容以引用方式并入本文。导管包括管状基本主体,该管状基本主体具有远侧端部和近侧端部、定位在远侧端部处的至少两个球囊构件,以及定位在球囊构件中的两个之间的超声探头。超声探头包括一系列压电晶体和可以以分阶段方式致压电晶体的至少一个多路复用器。

[0007] 授予McNicholas等人的国际专利W0 93/04727描述了可以用于治疗身体组织的球囊导管,其公开内容以引用方式并入本文。导管包括用于超声观察前列腺组织的球囊和装置。

[0008] 授予Proudian等人的美国专利4,917,097描述了被配置成对小的体腔进行成像的体内成像装置,其公开内容以引用方式并入本文。

[0009] 以引用方式并入本专利申请的文献被视为本申请的整体部分,但是如果这些并入的文献中限定的任何术语与本说明书中明确或隐含地给出的限定相冲突,则应只考虑本说明书中的限定。

[0010] 以上描述给出了本领域中相关技术的总体概述,并且不应当被解释为承认了其包含的任何信息构成对抗本专利申请的现有技术。

## 发明内容

[0011] 根据本发明的实施方案,提供医疗设备,其包括具有被配置用于插入到体腔中的远侧端部并且包含通过远侧端部打开的管腔的探头;可通过管腔部署到体腔中的可充胀球囊,该球囊具有外壁;柔性印刷电路板,其具有附接到可充胀球囊的外壁的第一侧面以及与第一侧面相反的第二侧面;以及超声换能器,其安装在柔性印刷电路板的第一侧面上并且封装在球囊的外壁和柔性印刷电路板之间。

[0012] 在一些实施方案中,超声换能器包括压电陶瓷晶体。在另外的实施方案中,超声换能器被配置成以振幅模式操作。在另一个实施方案中,超声换能器被配置成生成介于一兆赫和十兆赫之间的信号以确定超声换能器和体腔中的组织之间的距离。在补充实施方案中,超声换能器可以被配置成生成大于二十兆赫的信号以便确定与柔性电路板的第二侧面接触的组织的厚度。

[0013] 在一些实施方案中,医疗设备可包括安装在柔性电路板的第二侧面上并且被配置为位置传感器的电极。在其中医疗设备包括电极的另外的实施方案中,该医疗设备可包括被配置成基于超声换能器和体腔中的组织之间的距离和来自电极的信号来生成体腔的标测图的处理器。在另一个实施方案中,所述体腔包括心脏的腔室。

[0014] 根据本发明的实施方案,还提供方法,包括提供具有被配置用于插入到体腔中的远侧端部并且包含通过远侧端部打开的管腔的探头;提供可充胀球囊,其可通过管腔部署到体腔中,该球囊具有外壁;将柔性印刷电路板的第一侧面附接到可充胀球囊的外壁,该柔性电路板具有与第一侧面相反的第二侧面;以及将超声换能器安装在柔性印刷电路板的第一侧面上,从而将超声换能器封装在球囊的外壁和柔性印刷电路板之间。

## 附图说明

[0015] 本文参照附图,仅以举例说明的方式描述本发明,在附图中:

[0016] 图1是根据本发明的实施方案的包括具有远侧端部的球囊导管的医疗系统的示意性图解;

[0017] 图2是根据本发明的实施方案的包括附连到球囊的多个柔性印刷电路板的远侧端部的示意性图解;

[0018] 图3是根据本发明的实施方案的示出安装在给定柔性电路板上的超声换能器的示意性分解图;

[0019] 图4是根据本发明的实施方案的在球囊充胀时球囊导管的远侧端部的示意图;

[0020] 图5A和图5B是根据本发明的实施方案的由超声换能器生成的高频率信号的示意图;

[0021] 图6是根据本发明的实施方案的位于心腔内的导管的远侧端部的示意图;并且

[0022] 图7是根据本发明的实施方案的与心腔的壁接触的导管的远侧端部的示意图。

## 具体实施方式

[0023] 概述

[0024] 球囊导管可以被配置成执行侵入式规程,诸如心内消融和解剖标测。在执行心内

消融的同时,球囊导管通常可以比执行点对点消融的传统单尖端导管消融更大的组织区域。此外,球囊导管可以在单次时间消融较大的组织区域,减少规程时间和在规程期间与使用荧光镜透视检查相关的辐射的暴露。

[0025] 在解剖标测规程期间创建包括从球囊导管收集的标测点的标测图。每个标测点包括体腔内相应的坐标,并且当标测体腔,诸如心脏的腔室时,标测点可被配准到体腔的预收集的图像,从而提供体腔的实际可视化。

[0026] 在本发明的实施方案中,球囊导管包括可以用于标测体腔,并且在消融规程期间测量体腔中壁的厚度的一个或多个超声换能器。如下文所述,球囊导管包括被配置用于插入到体腔中的远侧端部并且包含通过远侧端部打开的管腔。所述球囊导管还包括可通过管腔部署到体腔中的可充胀球囊,该球囊具有外壁;以及具有附接到可充胀球囊的外壁的第一侧面和与第一侧面相反的第二侧面的柔性印刷电路板。球囊导管另外包括安装在柔性印刷电路板的第一侧面上并且封装在球囊的外壁和柔性印刷电路板之间的超声换能器。

[0027] 在插入到体腔(例如心脏)中时,超声换能器可以传输和接收高频信号,并且分析该信号以便确定超声换能器与体腔的壁之间的当前距离。当医疗专业人员操纵体腔内的远侧端部并且收集远侧端部和体腔的壁之间的距离时,可以使用该距离来生成体腔的标测图。另外,当球囊导管的远侧端部与体腔内的组织接触(例如在消融规程期间)时,可以分析高频信号以确定组织的厚度。

[0028] 在一些实施方案中,每个给定的超声换能器可包括压电陶瓷晶体,该压电陶瓷晶体通常易碎。在球囊的外壁和柔性印刷电路板之间封装超声换能器可以帮助保护和防止超声换能器在球囊导管的远侧端部与体腔中的组织接触时断裂。

#### [0029] 系统描述

[0030] 图1是根据本发明的实施方案的包括医疗探头22和控制台24的医疗系统20的示意性图解,并且图2是根据本发明的实施方案的医疗探头的远侧端部26的示意性图解。系统20可基于例如由Biosense Webster Inc. (Diamond Bar, California, U.S.A.)生产的**CARTO**<sup>®</sup>系统。在下文所述的实施方案中,医疗探头22包括用于诊断或治疗处理,诸如用于标测电势和/或用于在患者30的心脏28中执行消融规程的球囊导管。另选地,加以必要的变更,探头22可用于心脏中或其它身体器官中的其它治疗和/或诊断目的。

[0031] 在医疗规程期间,医疗专业人员32将医疗探头22插入到已经预定位在患者的内腔中的生物相容性护套(未示出)中以使得附连到医疗探头的远侧端部26的球囊34(图2)进入内腔(例如,心脏28的腔室)。球囊34通常由生物相容性材料,诸如聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)、聚氨酯、尼龙或硅树脂形成。

[0032] 控制台24通过缆线36连接到体表电极,该体表电极通常包括附连到患者30的粘合剂皮肤贴片38。控制台24包括处理器40,其基于在粘合剂皮肤贴片38和一个或多个电极42(也称为微电极42)之间测量的阻抗来确定心脏28内部的远侧端部26的位置坐标,该一个或多个电极安装在附连到球囊34的柔性电路板44上。在图2所示的配置中,远侧端部26包括附连到球囊34的多个柔性电路板44,电路板中的每个包括一对微电极42。

[0033] 处理器40通常包括通用计算机,该计算机具有合适的前端和接口电路,用于接收来自探头22的元件(例如,微电极42)的信号,并且控制控制台24的其它部件。处理器40可在软件中编程以执行本文所述的功能。例如,该软件可通过网络以电子形式被下载到控制台

24,或者其可在非临时性有形介质诸如光学、磁学或电子存储器介质上被提供。另选地,可通过专用或可编程数字硬件部件来执行处理器40的功能中的一些或全部。

[0034] 尽管图1所示的医疗系统使用基于阻抗的感测来测量远侧端部26的位置,但可使用其它位置跟踪技术(例如,使用基于磁的传感器的技术)。基于阻抗的位置跟踪技术在例如美国专利5,983,126、6,456,864和5,944,022中有所描述,所述专利的公开内容以引用方式并入本文。磁性位置跟踪技术在(例如)美国专利5,391,199、5,443,489、6,788,967、6,690,963、5,558,091、6,172,499、6,177,792中有所描述,其公开内容以引用方式并入本文。上述位置感测方法在上述CARTO™系统中实现,并且在上文引用的专利中有详细描述。

[0035] 控制台24还包括输入/输出(I/O)通信接口46,其使得控制台24能够传递来自探头22和粘合剂皮肤贴片38中的电极42的信号,或将信号传递到探头22和粘合剂皮肤贴片38中的电极42。在下文所述的实施方案中,处理器40可以使用从微电极42和粘合剂皮肤贴片38接收的信号来生成示出球囊34在患者体内的位置的标测图48。在规程期间,处理器40可以在显示器50上将标测图48呈现给医疗专业人员32,并且将表示标测图的数据存储在存储器52中。存储器52可包括任何合适的易失性存储器和/或非易失性存储器,诸如随机存取存储器或硬盘驱动器。在一些实施方案中,医疗专业人员32可以使用一个或多个输入装置54调控标测图48。

[0036] 如图2所示,远侧端部26包括安装在球囊34上的多个柔性电路板44,柔性电路板中的每个包括一对微电极42以及可以用于消融心脏28中的心脏组织的电极43(在本文中也称为消融电极43)。柔性电路板44包括绝缘基板,通常用聚酰亚胺来实现,并且电极42和43通常包括覆盖基底的金。

[0037] 控制台24还包括消融模块56和脉冲发生器/接收器电路58。控制台24被配置成监测和控制消融参数,诸如应用到消融电极的消融功率的水平和持续时间。脉冲发生器/接收器电路58可基于例如由Imaginant (Pittsford, NY, U.S.A.)生产的JSR Ultrasonics' DPR 300脉冲发生器/接收器,并且脉冲发生器/接收器电路58的功能在下文中描述。

[0038] 图3是根据本发明的实施方案的远侧端部26的一部分的示意性侧视图,示出远侧端部的部件。球囊34包括外壁60,并且柔性电路板44具有第一侧面62和与第一侧面相反的第二侧面64。每个给定的微电极42通过导体72耦接到控制台24中的电路(包括处理器40),使得处理器40能够确定给定微电极的位置,并且每个消融电极43通过导体74耦接到消融模块56。

[0039] 在本发明的实施方案中,超声换能器68安装在柔性电路板的第一侧面62上,电极42和43安装在第二侧面64上,并且第一侧面随后附接到外壁60,如箭头66所示。超声换能器68通过连接件70耦接到脉冲发生器/接收器电路58,并且可包括压电陶瓷晶体,诸如锆钛酸铅(PZT)、钛酸铅(PT)或偏铌酸铅( $PbNb_2O_6$ )。

[0040] 在操作中,医疗系统20通常以振幅模式(也称为A模式)操作。当以A模式操作时,脉冲发生器/接收器电路58将第一电信号传送到激发压电陶瓷晶体的超声换能器并且作为激发压电陶瓷晶体的结果,超声换能器68传输作为相对窄的光束行进的单向高频率信号。

[0041] 尽管远侧端部26被定位到体腔,诸如心脏28中,但高频率信号将在患者30的表面反弹(即反射)。在返回到超声换能器68时,反射信号使压电陶瓷晶体变形,从而导致压电陶瓷晶体生成传送到脉冲发生器/接收器电路58的第二电信号。处理器40然后可以测量第一

电信号和第二电信号之间的时间以便确定超声换能器68与相应表面之间的距离。如下文参考图5所述的说明书中所述,当将远侧端部插入到心脏28中时可以反射高频率信号的表面可包括第二侧面64和体腔中的组织。

[0042] 在图3所示的配置中,电极42和43安装在柔性电路板44的第二侧面64上。虽然本文所述的实施方案具有被配置为位置传感器的微电极42,但在医疗规程中配置微电极以执行其它任务被认为在本发明的实质和范围内。例如,微电极42中的一些或全部可被配置成测量心脏28的电活动。除此之外或另选地,消融电极43也可被配置为位置传感器(即除了被配置成消融组织之外或代替消融组织)。

[0043] 在一些实施方案中,柔性电路板44可包括安装在第一侧面62上的热电偶76。热电偶76可通过导电通孔78耦接到消融电极43,并且热电偶可形成为铜导体80和康铜导体82之间的接合点。导体80和82通常连接到消融模块56并且使得模块能够在消融规程期间监测消融电极43的温度。导体70,72,74,80和82可以形成为嵌入在柔性电路板44的基板中的导电线路。

[0044] 图4是根据本发明的实施方案的在球囊34充胀时远侧端部26的示意性侧视图。球囊34被附连到管状轴92,该管状轴92被配置成从医疗探头22的远侧端部处的管腔90延伸,并且球囊34被配置成通过管腔部署到体腔,诸如心脏28中。如图4所示,超声换能器68和热电偶76被封装在球囊的外壁60和柔性印刷电路板44的第一侧面62之间。

[0045] 图5A和图5B(统称为图5)是根据本发明的实施方案的由超声换能器68生成的高频率信号的示意图。脉冲发生器/接收器电路58将高频电脉冲传送到换能器68,其随后在其在A模式下操作时传输来自换能器68的脉冲超声的高频率信号。如下文所解释的,高频超声信号沿信号路径行进,并且信号分离成具有与原始信号相比相同的频率但减小的振幅的脉冲超声的多个不同信号。减小的振幅信号沿相应的相关的信号路径行进。

[0046] 在图5所示的示例中,不同的信号及它们相关联的信号路径通常被称为信号101和路径100。信号及它们的相关路径在本文中通过向识别的数字附加字母来区分,使得不同的信号101A-101D具有相关联的信号路径100A-100D。

[0047] 因此,如图5A所示,在接收到来自电路58的电脉冲时,超声换能器68传输初始高频超声信号101A,并且该信号通过柔性电路板44沿信号路径100A行进,直到其撞击由接触第二侧面64的电极43形成的接口。在接口处,即在第二侧面64处,初始信号的一部分反射为第一高频信号101B,其沿路径100B行进回到超声换能器。

[0048] 如图5B所示,信号101A的其余部分通过在侧面64处的接口传输,该其余部分作为沿路径100C行进的高频率信号101C。信号101C沿路径100C继续行进,直到其撞击心脏28中的心内膜组织102的表面,在该点处其反射为高频信号101D,该高频信号101D沿路径100D行进回到超声换能器。

[0049] 虽然为了清楚起见已在图5中分离了信号的路径,但应当理解路径实际上可基本上共线,例如在路径与换能器68和侧面64正交的情况下。尽管如此,路径在时间上是分开的。

[0050] 根据对来自换能器68的信号101A的传输时间以及在换能器处接收到信号101D的时间的了解,脉冲发生器/接收器电路58能够评估由换能器生成的超声信号的“飞越时间”,并且向处理器40提供飞越时间的值。处理器40使用飞越时间、和超声脉冲行进的介质中的

声音速度的已知值、以及板44和电极43的厚度来评估换能器68和组织102之间的距离。如本文所述,处理器可使用从不同换能器68到组织102的距离以生成包含远侧端部26的体腔的标测图。

[0051] 图6和图7是根据本发明的实施方案的心脏28的腔室中的远侧端部26的示意性细部图。在图6中,球囊34通过管腔90充胀和部署但不接触心内膜组织102,并且在图7中,球囊被压贴在心脏28中的心内膜组织102上,使得一个或多个电极43接触心内膜组织。

[0052] 如图6所示,当球囊34定位在体腔,诸如心脏28的腔室中,但不与心内膜组织102接触时,处理器40可以使用来自微电极42的位置测量以生成表示球囊34以及超声换能器68的位置的三维软件模型。当医疗专业人员32操纵心腔内的远侧端部26时,超声换能器68可以传输和接收第一高频信号(通常在1兆赫至10兆赫之间的频率,并且响应于来自脉冲发生器/接收器电路58的对应的电信号而生成),该第一高频信号使得处理器40能够确定超声换能器68与心内膜组织102之间的距离110。处理器40可以使用超声换能器68的位置(即由三维模型确定的)以及距离110来构造标测图48。

[0053] 在图7中,消融电极43与心内膜组织102接触(例如当消融电极执行消融规程时)。在该情况下,电路58被配置成将第二高频电信号(通常以大于20兆赫的频率)传送到超声换能器68,该超声换能器继而传输和接收第二高频超声信号,该第二高频超声信号使得处理器40能够确定超声换能器和心外膜组织122之间的距离120。距离120指示心脏28的壁上的各种位置处的厚度。

[0054] 在操作中,用于确定距离120的第二较高频率信号具有较高的分辨率和较短范围,第一高频信号使用该较短范围来确定距离110。另外,处理器40可以被配置成在确定距离110和距离120时使用不同的计算因子,因为高频信号通常以不同速度在不同介质中行进(即,图6中的血液和图7中的组织)

[0055] 应当理解,上述实施方案以举例的方式被引用,并且本发明不限于上文具体示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上述各种特征的组合和子组合以及它们的变型和修改,本领域的技术人员在阅读上述说明时将会想到所述变型和修改,并且所述变型和修改并未在现有技术中公开。

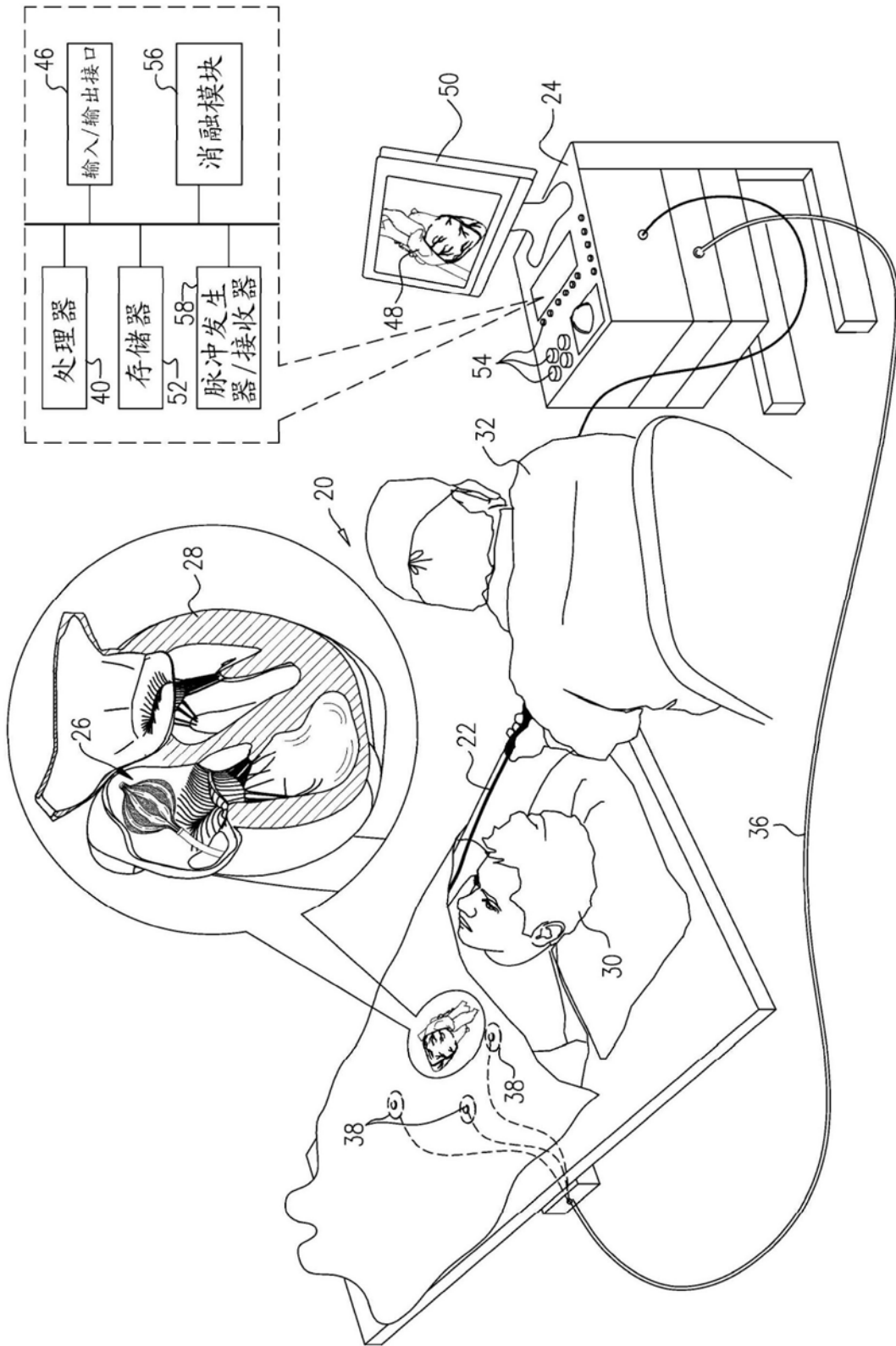


图1

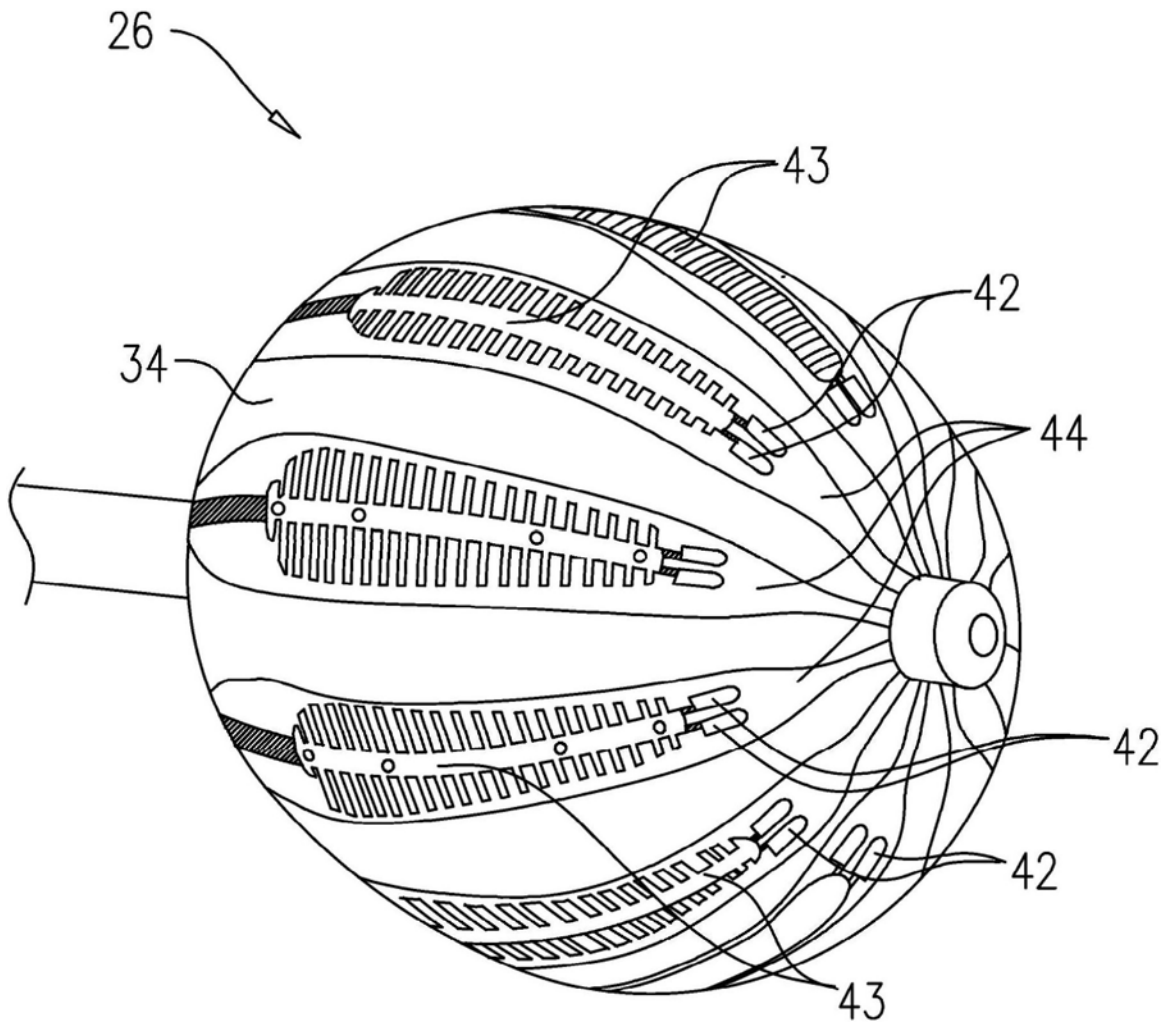


图2

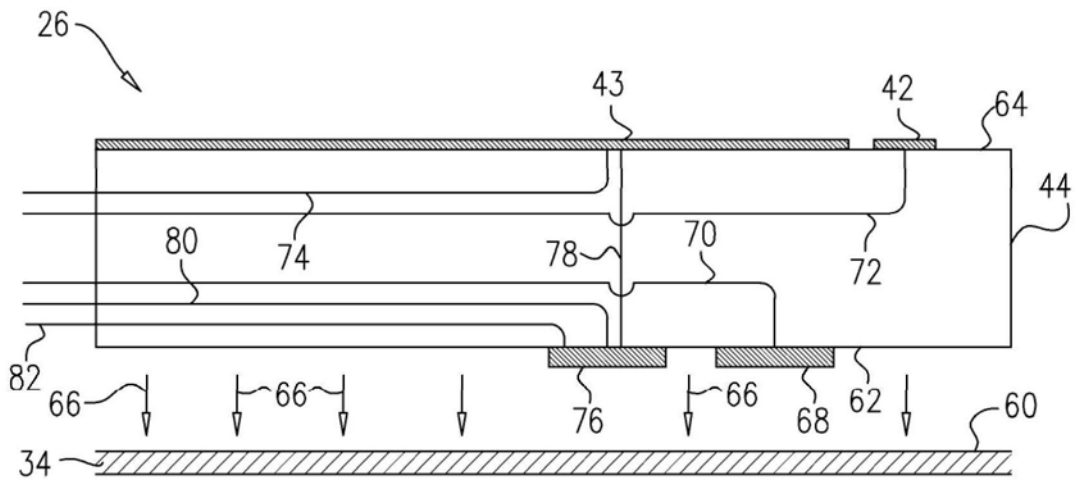


图3

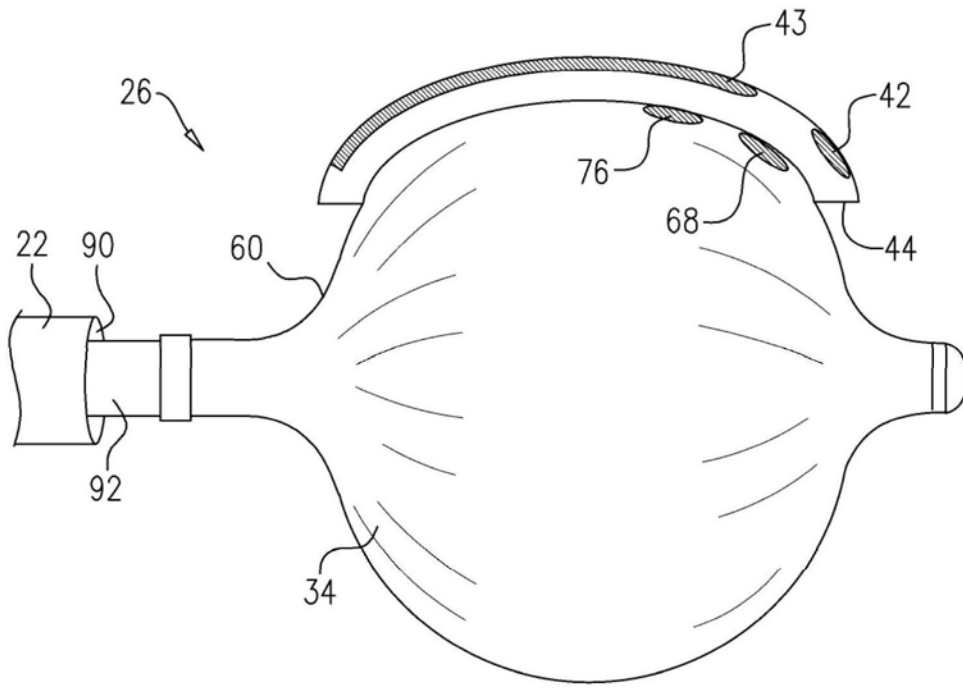


图4

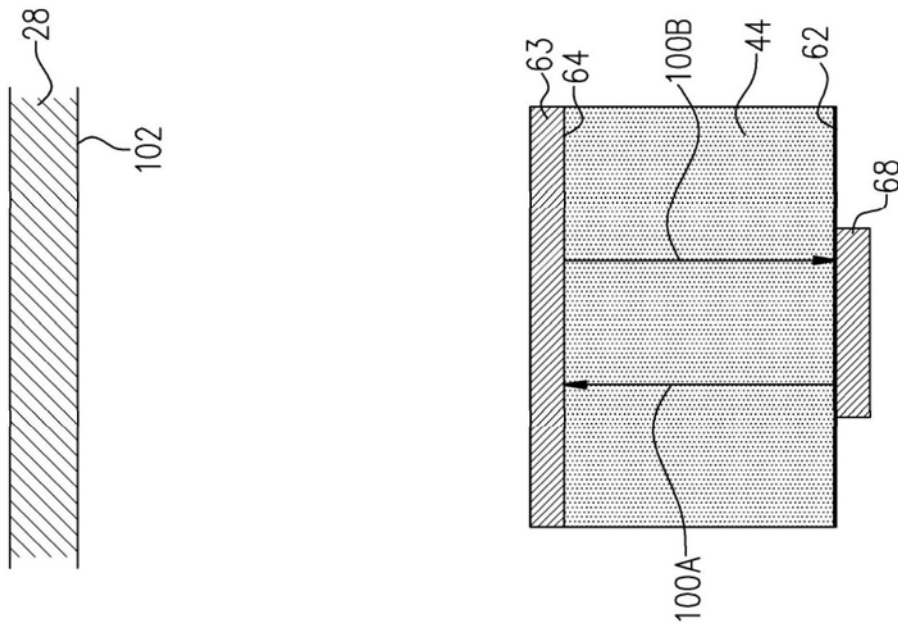


图5A

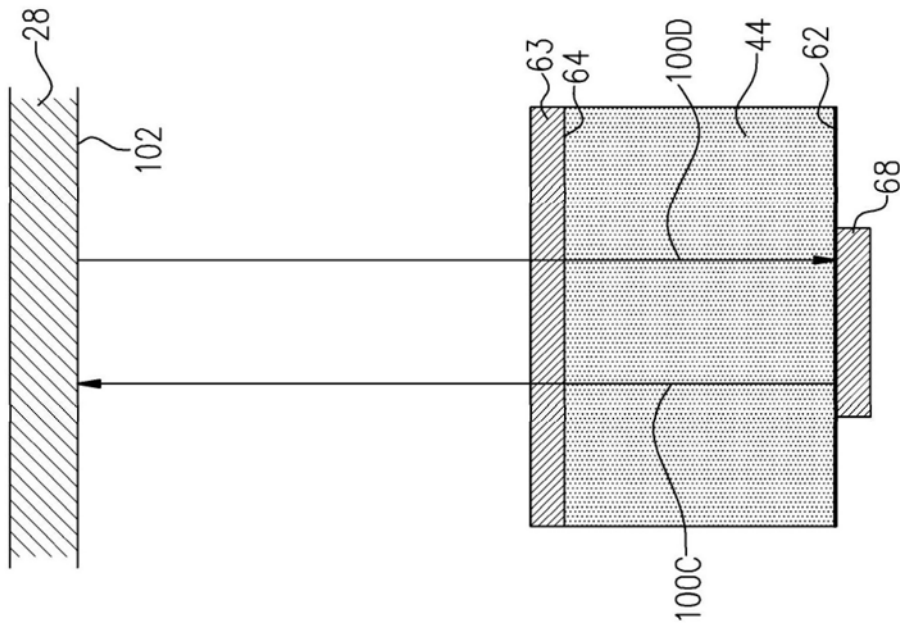


图5B

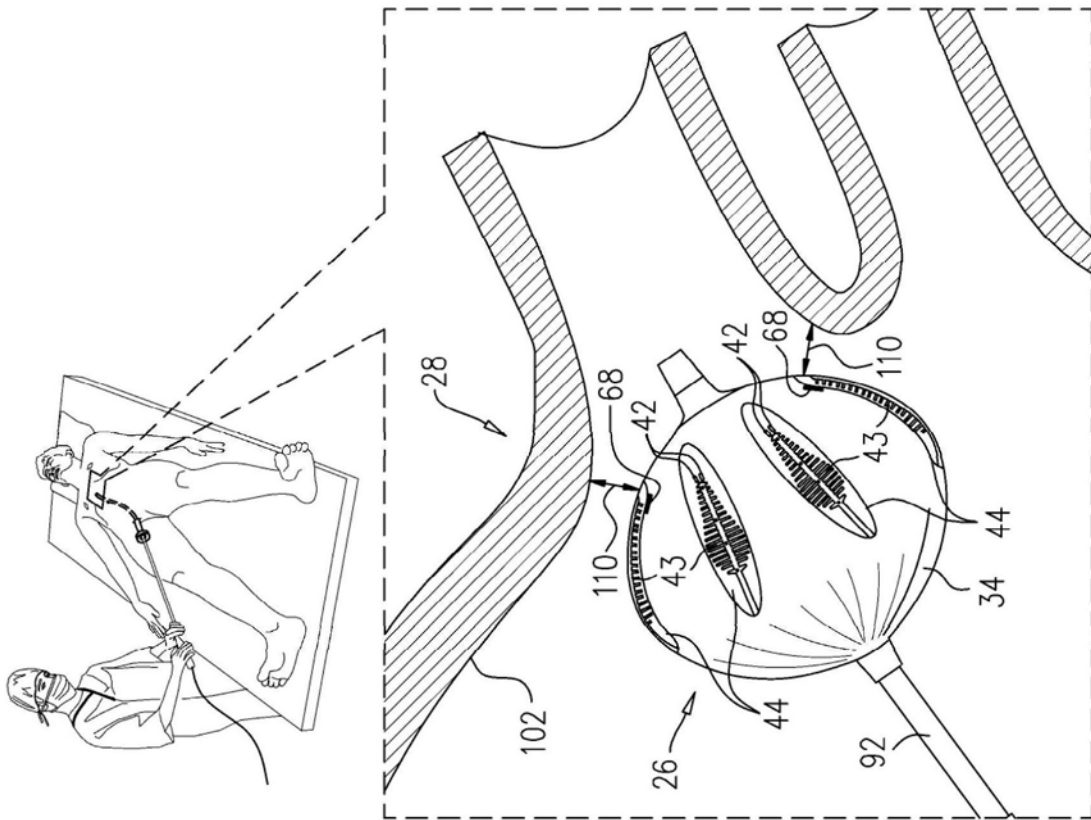


图6



专利名称(译)	具有超声换能器的球囊导管		
公开(公告)号	<a href="#">CN108685614A</a>	公开(公告)日	2018-10-23
申请号	CN201810313315.X	申请日	2018-04-03
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
[标]发明人	A 戈瓦里 C T 毕克乐		
发明人	A.戈瓦里 C.T.毕克乐		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/14 A61B8/12 A61B5/0408 A61B5/042		
CPC分类号	A61N1/05 A61B5/0422 A61B5/063 A61B5/1076 A61B5/6853 A61B5/6886 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/4254 A61B8/445 A61B18/1492 A61M2025/1075 A61N1/04 A61B18/12 A61B5/04085 A61B8/4483 A61B2018/00351 A61B2018/00595		
代理人(译)	郑浩 张金金		
优先权	15/477171 2017-04-03 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明题为“具有超声换能器的球囊导管”。本发明的实施方案包括一种医疗设备，该医疗设备包括具有被配置用于插入到体腔中的远侧端部并且包含通过远侧端部打开的管腔的探头，以及可通过管腔部署到体腔中的可充胀球囊，该球囊具有外壁。该医疗设备还包括柔性印刷电路板，其具有附接到可充胀球囊的外壁的第一侧面以及与第一侧面相反的第二侧面；以及超声换能器，其安装在柔性印刷电路板的第一侧面上并且封装在球囊的外壁和柔性印刷电路板之间。

