



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113316462 A

(43) 申请公布日 2021.08.27

(21) 申请号 201980089541.7

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

(22) 申请日 2019.12.06

11256

代理人 苏娟 邢锦晖

(30) 优先权数据

62/780,052 2018.12.14 US

(51) Int.Cl.

A61M 1/36 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/026 (2006.01)

2021.07.19

A61B 5/00 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2019/084001 2019.12.06

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/120320 EN 2020.06.18

(71) 申请人 迈奎特心肺有限公司

地址 德国拉施塔特

(72) 发明人 W·F·豪尔

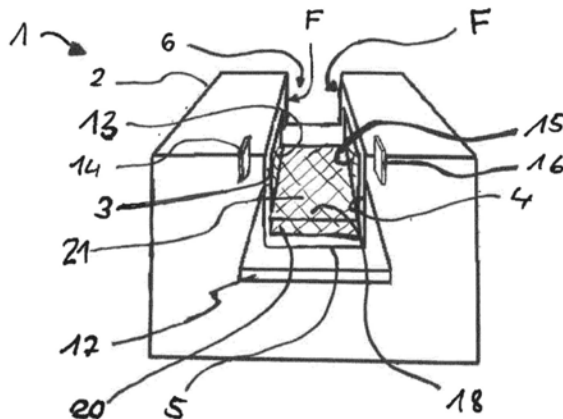
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

流体流动感测和气泡检测设备以及用于改进流体流动感测和气泡检测设备的方法

(57) 摘要

一种流体流动感测和气泡检测设备,包括:-壳体,其设置有空腔,所述空腔被配置为能够接纳管,导电流体流过所述管;-流体流动感测和气泡检测电传感器组件,其被所述壳体支撑并被配置为能够感测流过所述管的流体的流动并检测所述流体中的气泡;和-电接地的电磁干扰(EMI)屏蔽件,其布置在所述传感器组件的至少一部分和所述空腔之间,使得所述EMI屏蔽件保护所述传感器组件免受从被接纳在所述空腔中的管发出的不想要的EMI,EMI可能致使流体流动感测和气泡检测设备产生错误的气泡检测信号。



1. 一种流体流动感测和气泡检测设备,包括:
 - 壳体,其设置有空腔,所述空腔被配置为能够接纳管,导电流体流过所述管;
 - 流体流动感测和气泡检测电传感器组件,其被所述壳体支撑并被配置为能够感测流过所述管的导电流体的流动并检测所述导电流体中的气泡;和
 - 电接地的电磁干扰(EMI)屏蔽件,其布置在所述传感器组件的至少一部分和所述空腔之间,使得所述EMI屏蔽件保护所述传感器组件免受从被接纳在所述空腔中的所述管发出的EMI。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述EMI屏蔽件与所述流体流动感测和气泡检测电传感器组件分离。
3. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述EMI屏蔽件是导电层。
4. 根据权利要求3所述的设备,其中,所述导电层经由导电路径与所述壳体的电接地部分连接。
5. 根据权利要求3所述的设备,其中,所述导电层是金属箔、气相沉积的金属、或金属迹线的交叉影线图案。
6. 根据权利要求3所述的设备,其中,所述导电层覆盖有介电保护涂层。
7. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述传感器组件包括至少一对超声换能器元件,其中,每个换能器元件与所述设备的电接地件电隔离并且因此所述每个超声换能器元件是电浮动的。
8. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述传感器组件进一步包括温度传感器。
9. 根据权利要求8所述的设备,其中,所述EMI屏蔽件具有温度传感器间隙,从而允许所述温度传感器进行不受阻碍的温度测量。
10. 一种保护流体流动感测和气泡检测设备免受电磁干扰(EMI)的方法,其中,所述流体流动感测和气泡检测设备:
 - 被配置为能够接纳管,导电流体流过所述管;并且
 - 包括流体流动感测和气泡检测电传感器组件,所述流体流动感测和气泡检测电传感器组件被配置为能够感测流过被接纳在所述流体流动感测和气泡检测设备中的管的导电流体的流动并检测所述导电流体中的气泡,所述方法包括以下步骤:
 - 为所述流体流动感测和气泡检测设备适配专用EMI屏蔽件,以保护所述传感器组件免受从被接纳在所述流体流动感测和气泡检测设备中的管发出的大量EMI,所述EMI屏蔽件与所述流体流动感测和气泡检测电传感器组件分离;以及
 - 将所述EMI屏蔽件接地,以防止所述流体流动感测和气泡检测设备产生由EMI引起的错误气泡检测信号。
11. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述方法产生的结果是根据权利要求1所述的设备。
12. 一种流体流动感测和气泡检测设备,包括:
 - 壳体,在所述壳体中,第一侧壁、第二侧壁和底壁构成通道的三个壁,所述通道被配置为能够接纳管,所述管用作导电流体流动的导管;
 - 第一窗口,其位于所述第一侧壁中;
 - 第二窗口,其位于所述第二侧壁中;

- 第一超声换能器,其能够作为超声发射器和超声接收器操作,并在所述壳体中被放置在所述第一窗口的后面;

- 第二超声换能器,其能够作为超声发射器和超声接收器操作并在所述壳体中被放置在所述第二窗口的后面;

- 电路板,其与所述第一超声换能器和所述第二超声换能器电连接以及信号传输连接,其中,所述电路板被配置为能够控制所述第一超声换能器和所述第二超声换能器作为超声发射器和超声接收器,其中,所述电路板位于所述底壁下方;

- 第一导电层,其位于所述第一窗口的面向所述通道的一侧,其中,所述第一导电层被电接地;和

- 第二导电层,其位于所述第二窗口的面向所述通道的一侧,其中,所述第二导电层被电接地。

13. 根据权利要求12所述的设备,其进一步包括:

- 第三超声换能器,其能够作为超声发射器和超声接收器操作,并在所述壳体中被放置在所述第一窗口的后面;和

- 第四超声换能器,其能够作为超声发射器和超声接收器操作,并在所述壳体中被放置在所述第二窗口的后面;

其中,所述第一超声换能器位于所述第四超声换能器的斜对角,并且所述第二超声换能器位于所述第三超声换能器的斜对角;并且

其中,所述电路板与所述第三超声换能器和所述第四超声换能器电连接和信号传输连接,其中,所述电路板被配置为能够控制所述第三超声换能器和所述第四超声换能器作为超声发射器和超声接收器。

14. 根据权利要求12或13所述的设备,其进一步包括:

- 底部窗口,其位于所述底壁中。

15. 根据权利要求14所述的设备,其进一步包括:

- 第三导电层,其位于所述底部窗口的面向所述通道的一侧,其中,所述第三导电层被电接地。

16. 根据权利要求15所述的设备,其中,所述第一导电层、所述第二导电层和所述第三导电层导电连接到所述壳体的电接地部分。

17. 根据权利要求15或16所述的设备,其中,所述第一导电层是第一金属箔、第一气相沉积的金属、或金属迹线的第一交叉影线图案;其中,所述第二导电层是第二金属箔、第二气相沉积的金属、或金属迹线的第二交叉影线图案;并且其中,所述第三导电层是第三金属箔、第三气相沉积的金属、或金属迹线的第三交叉影线图案。

18. 根据权利要求15、16或17所述的设备,其中,所述第一导电层、所述第二导电层和所述第三导电层覆盖有介电保护涂层。

19. 根据权利要求12至18中任一项所述的设备,其中,所述电路板基本上是平面的并且平行于所述底壁定向。

20. 根据权利要求12至19中任一项所述的设备,其进一步包括安装在所述电路板上的红外温度传感器,其中,所述红外温度传感器的光敏侧面向所述底壁。

流体流动感测和气泡检测设备以及用于改进流体流动感测和气泡检测设备的方法

技术领域

[0001] 本公开内容涉及一种流体流动感测和气泡检测设备,该设备用于确定在管中流动的流体的流量并且检测流体中气泡的存在。本公开内容特别涉及流体流量测量和气泡检测设备,该设备用于确定流过心肺机(HLM)的体外回路内的管的血液的流量并检测血流中的气泡。

背景技术

[0002] Scheirer等人的US 8,353,839 B2公开了一种包括超声换能器阵列的超声探头,该超声探头移动以从患者体内产生扫描。为了实现这一点,探头可插入到患者的体腔中。传感器阵列位于探头的远侧端头的流体室中,并由声学窗口盖封闭。声学窗口盖在窗口内涂有薄导电层,薄导电层屏蔽换能器及其移动机构以免受EFI/RFI发射的影响。

[0003] 流体流量测量和气泡检测设备可以用于医疗程序,诸如使用体外血液回路和系统的那些医疗程序,更具体地是心肺系统和程序,心肺系统和程序涉及在心肺机(HLM)的体外回路中经由泵将血液旁路到心脏和/或从心脏进行旁路,从而代替典型的跳动心脏的泵送活动的全部或一部分。

[0004] Namery的美国专利3,974,681公开了一种用于检测在中空柔性进料管子中行进的气体或气泡的设备。更具体地,它公开了一种使用透射检测的超声气泡检测器。传感器包括具有半圆形表面的两个半部,管子可以放置在这两个半部中,这两个半部将管锁定在它们之间。超声换能器位于管子的两侧。金属声管放置在换能器和管子之间,以在管子和换能器之间传输超声信号。盘状换能器的一侧可以用导线接地。需要用于换能器的用作发射器的电路和用于换能器的用作接收器的单独电路。

[0005] 为了不仅能够如Namery参考文献中那样实现气泡检测,而且能够实现流动检测并提高准确性,最近的出版物涉及多路复用换能器,使得超声传感器元件可以互换地用作检测器和接收器。在Loderer等人的美国专利申请公开US 2018/0110913 A1中公开了这种设备的一个示例,该美国专利申请的全部内容通过引用并入本文。其中,在一个实施例中,流体流量测量电路被多路复用器选通,以由处理器操作预定时间。超声频率范围内的能量由发生器提供给作为发射器元件的超声传感器元件,而发射到用作接收器元件的另一个相对的超声传感器元件,然后反之亦然。

[0006] 在Loderer的参考文献中公开的流体流量测量和气泡检测设备代表了对旧有超声气泡检测器(诸如Namery的参考文献教导的超声气泡检测器)的明显改进。除了检测气泡,Loderer设计的设备可以还测量流体流量。此外,与Namery的参考文献相比,Loderer设计的设备中处理电路被简化。

[0007] 然而,近来对Loderer设备的测试表明,这些设备当在涉及电外科手术的外科手术程序期间使用时并不完全可靠。在这些类型的程序中,电外科手术单元产生高能射频(RF)输出,该输出耦合到导电手术刀中。外科医生在外科手术期间使用导电手术刀切割和烧灼

患者的组织。所产生的射频信号的载波频率一般为500KHz。所生成的调制波形富含高频谐波,因此RF干扰(或RFI)在当前外科手术环境内传输。迄今为止,RFI被认为与气泡检测传感器无关。实际上,这种传感器在外科手术期间远离导电手术刀并且不与患者接触。因此,RFI应该无法到达传感器。对于Namery型气泡传感器的测试和过去的经验从未显现在电外科手术期间与RFI相关的任何传感器问题。

[0008] 现在证明,在电外科手术期间,新的Loderer型传感器开始检测血流中实际上不存在的气泡。这些误报在外科手术期间是不可接受的,并且被认为是RF干扰的结果。

发明内容

[0009] 鉴于上述内容,本公开的一个目的在于提供一种流动感测和气泡检测设备,其在存在电磁干扰或EMI的情况下可靠地工作。特别是,即使采用高效的多路复用技术时,流动感测和气泡检测设备也不应该受到电外科手术期间产生的RFI的影响。

[0010] 根据本公开的一个宽泛方面,提供一种流体流动感测和气泡检测设备,其包括:壳体,其设置有空腔,所述空腔被配置为能够接纳管,流体流过所述管;流体流动感测和气泡检测电传感器组件,其被所述壳体支撑并被配置为能够感测流过所述管的流体的流动并检测所述流体中的气泡;和电接地的电磁干扰(EMI)屏蔽件,其布置在所述传感器组件的至少一部分和所述空腔之间,使得其保护所述传感器组件免受从被接纳在所述空腔中的管发出的不想要的EMI。

[0011] 通过在传感器组件的至少一部分和空腔之间提供EMI屏蔽件,源自电外科手术的RFI不会再损害感测设备的正常工作。

[0012] 事实上,本发明人出人意料地发现,由电外科手术产生的RFI通过电传导和辐射耦合到体外管中,体外管在外科手术期间运载患者的血液。由于血液是导电的,这又引起在管内流动的RF电流。附接到其中一个管的流体流动和气泡检测传感器因此可以拾取在管内流动的导电血液中携带的RF噪声。

[0013] 由于本公开的EMI屏蔽件,经由管携带到流体流动和气泡检测传感器的RF噪声不会干扰传感器的正确操作。

[0014] 本发明人已经发现,在旧的Namery型气泡传感器中,传感器的换能器的两个电极之一(该电极接地)有效地充当EMI屏蔽件。不知不觉地,在旧的Namery型气泡传感器中,换能器中的接地电极兼作EMI屏蔽件。这就是在使用旧的Namery型气泡传感器时,在电外科手术期间没有错误气泡检测的原因。

[0015] 由于设计限制,在新的Loderer型传感器中,换能器的电极均未接地。无意间,这样的影响是传感器失去其由接地电极提供的事实上的EMI屏蔽件。

[0016] 作为这项研究的结果,本发明人决定设计一种新的单独的EMI屏蔽件以消除组合式流体流动和气泡检测传感器中的错误气泡检测。

[0017] 在一个实施例中,EMI屏蔽件是与流体流动感测和气泡检测电传感器组件分离的装置。EMI屏蔽件可以是导电层。导电层可以经由导电路径与壳体的电接地部分连接。在这种情况下,导电路径可以由层本身的一部分构成,壳体的电接地部分施加在其本身的一部分上。

[0018] 导电层可以是金属箔、气相沉积的金属、或金属迹线的交叉影线图案。该层的厚度

可以为1至20微米,特别是1至10微米,并且在一个实施例中为2至3微米。在一个实施例中,导电层可由铝制成。在其他实施例中,导电层可以由铜、镍、另一种金属或另一种导电材料制成。

[0019] 在另一实施例中,该设备可以专用于生物医学用途,诸如监测血液或其他生物医学流体的流动。诸如在操作心肺机、体外膜肺氧合(ECMO)系统和/或泵辅助肺保护(PALP)系统时,流动的医学监测和/或气泡的检测可以应用于心肺旁路应用,并且它可以应用于透析应用。

[0020] 更一般地,EMI屏蔽件可以应用于导电流体的任何探头、传感器或监测器,这些导电流体来自于接受电外科手术的患者。EMI屏蔽件对于包含电子电路的任何探头、传感器或监测器都非常有用,这些电子电路对经由导电流体传输的RFI(射频干扰)的存在是敏感的并可能发生故障或表现出不想要的行为。可以受益于EMI屏蔽件的传感器、探头或监测器的类型可以包括但不限于温度、压力以及动脉和静脉血气监测。

[0021] 导电层可以覆盖有保护层。在一个实施例中,保护层是介电保护层。保护层可以由例如丙烯酸、有机硅、聚氨酯或材料的组合制成。

[0022] 在一个实施例中,传感器组件包括至少一个机电换能器元件,其中,每个换能器元件与设备的电接地件电隔离并且因此是电浮动的(electrically floating)。

[0023] 传感器组件可以进一步包括温度传感器。在这种情况下,EMI屏蔽件可以具有温度传感器间隙,从而允许温度传感器进行不受阻碍的温度测量。

[0024] 根据本公开的另一个宽泛方面,提供一种用于流体流动和气泡检测的设备,其包括壳体,在壳体中,第一侧壁、第二侧壁和底壁构成通道的三个壁,通道被配置为能够接纳管。管可以是弹性管,其被配置为能够接纳液体(诸如血液)的流动。该设备包括位于第一侧壁中的第一窗口和位于第二侧壁中的第二窗口,并且第二窗口可以与第一窗口相对。第一超声换能器和第二超声换能器分别在第一窗口和第二窗口的后面,即在壳体内部、面向窗口但被窗口遮盖。每个第一超声换能器和第二超声换能器能够作为发射器和接收器操作。窗口在窗口的面向通道的正面上完全或部分地覆盖有由导电材料制成的层。如果被部分覆盖,则未覆盖的间隙的大小优选地限于不超过干扰RF信号的四分之一波长。窗口允许超声振动通过。

[0025] 通过提供导电材料层,换能器被屏蔽以免受电磁干扰。该层可以施加到窗口上,窗口是设备的无需打开壳体就能够从外部进入的部分。在一个实施例中,导电层可以是金属(诸如铝)的气相沉积层。在另一个实施例中,导电层可以是金属箔。无论哪种形式,都可以在不拆卸或破坏壳体的情况下施加导电层。导电层甚至可以施加到可能已经在使用的现有设备。还可以在用于流体流动和气泡检测的设备的后期设计阶段考虑导电层,以允许在设计和生产的大部分步骤已经实施之后保护换能器。不需要调整生产过程以在壳体中的传感器中或传感器上加入静电保护。

[0026] 在一个实施例中,导电材料层在面向通道的一侧上覆盖有保护层。保护层可以是1至50微米,特别是5至40微米,并且在一个实施例中为10至30微米厚。

[0027] 根据本公开的另一个宽泛方面,提供一种调适用于流体流动和气泡检测的设备的方法,该方法包括以下步骤:提供设备,设备包括:壳体,在所述壳体中,第一侧壁、第二侧壁和底壁构成通道的三个壁,所述通道被配置为能够接纳管;第一窗口,其位于所述第一侧壁

中;第二窗口,其位于所述第二侧壁中;第一超声换能器,其能够作为发射器和接收器操作、在所述壳体中被放置所述第一窗口的后面;第二超声换能器,其能够作为发射器和接收器操作、在所述壳体中被放置在所述第二窗口的后面;以及在窗口的面向通道的正面上施加一层导电材料,其中,窗口的正面完全或部分地被该层导电材料覆盖。如果被部分覆盖,则未覆盖的间隙的大小优选地限于不超过干扰RF信号的四分之一波长。

[0028] 根据本公开的另一个宽泛方面,提供一种保护流体流动感测和气泡检测设备免受电磁干扰(或EMI)的方法,其中,流体流动感测和气泡检测设备被配置为能够接纳流体流过的管并且包括流体流动感测和气泡检测电传感器组件,所述流体流动感测和气泡检测电传感器组件被配置为能够感测流过被接纳在所述流体流动感测和气泡检测设备中的管的流体的流动并检测所述流体中的气泡,该方法包括以下步骤:为所述流体流动感测和气泡检测设备适配专用EMI屏蔽件,以保护所述传感器组件免受从被接纳在所述流体流动感测和气泡检测设备中的管发出的不想要的EMI,该EMI屏蔽件是与流体流动感测和气泡检测电气传感器组件分离的装置;并将EMI屏蔽件接地。

[0029] 根据本公开的另一宽泛方面,提供一种流体流动感测和气泡检测设备,其包括:壳体,在所述壳体中,第一侧壁、第二侧壁和底壁构成通道的三个壁,所述通道被配置为能够接纳管;第一窗口,其位于所述第一侧壁中;第二窗口,其位于所述第二侧壁中;第一超声换能器,其能够作为超声发射器和超声接收器操作、在所述壳体中被放置在所述第一窗口的后面;第二超声换能器,其能够作为超声发射器和超声接收器操作、在所述壳体中被放置在所述第二窗口的后面;电路板,其与所述换能器电连接以及信号传输连接,其中,所述电路板被配置为能够控制所述换能器作为超声发射器和超声接收器,其中,所述电路板位于所述底壁下方;第一导电层,其位于所述第一窗口的面向所述通道的一侧,其中,所述第一导电层被电接地;和第二导电层,其位于所述第二窗口的面向所述通道的一侧,其中,所述第二导电层被电接地。

[0030] 在一个实施例中,流体流动感测和气泡检测设备进一步包括:第三超声换能器,其能够作为超声发射器和超声接收器操作、在所述壳体中被放置在所述第一窗口的后面;和第四超声换能器,其能够作为超声发射器和超声接收器操作、在所述壳体中被放置在所述第二窗口的后面。在本实施例中,所述第一超声换能器位于所述第四超声换能器的斜对角,所述第二超声换能器位于所述第三超声换能器的斜对角,所述电路板也与所述第三超声换能器和所述第四超声换能器电连接和信号传输连接,并且所述电路板被进一步配置为能够控制所述第三超声换能器和所述第四超声换能器作为超声发射器和超声接收器。

[0031] 在一个实施例中,电路板基本上是平面的并且平行于底壁定向。

[0032] 红外(IR)温度传感器可以安装在电路板上,其中,红外温度传感器的光敏侧面向底壁。

[0033] 在一个实施例中,导电层位于电路板和底壁之间,并且邻近于电路板放置。电路板和底壁之间的导电层可以包括位于电路板和底壁之间的导电层的下侧的分隔间隔件材料,以确保它不会使电路板上的任何电活性元件短路。在一个实施例中,分隔间隔件材料是导电的并且与壳体的被电接地的部分电连接。分隔间隔件材料可以是例如铝、铜、镍、另一种金属或另一种导电材料。此外,分隔间隔件材料可以是例如被真空沉积的。

附图说明

[0034] 现在将参考附图仅通过示例的方式描述本公开,在附图中:

[0035] 图1示出了用于流体流动感测和气泡检测的设备的透视图,该设备具有壳体、其中接纳管的通道、和遮盖该通道以将管保持就位的传感器盖;

[0036] 图2示出了流体流动感测和气泡检测设备,该设备具有壳体和放置在壳体中的电路板,电路板与两个换能器电连接并适于控制这两个换能器;

[0037] 图3示出了流体流动感测和气泡检测设备,该设备具有由两个侧窗口和底部窗口组成的通道,底部窗口覆盖有部分地施加的一层导电材料;

[0038] 图4示出了流体流动和气泡检测设备,该设备具有由两个侧窗口和底部窗口组成的通道,底部窗口覆盖有部分地施加的一层导电材料,从而留下孔,红外温度传感器可以通过该孔接收红外光并可选地发射红外光;

[0039] 图5是穿过窗口的截面,窗口具有由气相沉积的金属组成的层和放置在该层上的保护涂层;

[0040] 图6是穿过窗口的截面,其中由金属箔构成的层放置在窗口上;

[0041] 图7展示了用于提供具有一层导电材料和一层保护材料的用于流体流动感测和气泡检测的设备的方法的三个步骤;并且

[0042] 图8示出了流体流动感测和气泡检测设备,该设备具有壳体和放置在壳体中的电路板,电路板与四个换能器电连接并适于控制这四个换能器,这四个换能器定位成斜对角构型。

具体实施方式

[0043] 图1示意性地描绘了用于流体流动和气泡检测的设备1,其包括壳体2,在壳体中,第一侧壁3、第二侧壁4和底壁5构成通道6的三个壁,该通道被配置为能够接纳管8,导电液体(诸如血液)可以流过该管。通道6限定空腔。第一侧壁3和第二侧壁4彼此面对,管8可放置在它们之间。在附图中,诸如壳体的一些元件是透视的,以允许观察者看到放置在其中的元件。在实践中,实际的设备是由诸如金属和塑料的固体材料制成的。壳体2可以包括铝或由铝构成。

[0044] 传感器盖7适于封盖管8。传感器盖7可以由例如金属或塑料材料(诸如聚碳酸酯(例如,莱克桑(LEXAN)))制成。在图1所示的非限制性实施例中,传感器盖7经由铰链9连接到壳体2并保持就位并用闩锁(未示出)关闭。设备1适于测量流体流动10的流量。它还被配置为能够检测流体流动中的气泡。在本实施例中,这是通过超声发射器/接收器完成的,这将结合图2至图6进行解释。

[0045] 图2示出了没有传感器盖7的壳体2。第一窗口13位于壳体2的通道6中,更具体地位于第一侧壁3中,第一窗口13具有正面F,如果如图1所描绘的将管8放入通道6中,则正面F分别面向通道6或管8。在第二侧壁4中,存在第二窗口15。第二窗口15也具有正面F,如果如图1所描绘的将管8放入通道中,则正面F面向通道6或管8。

[0046] 窗口13和15可以完全或基本上由塑料材料(诸如聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)或其他合适的丙烯酸或塑料)制成,从而允许超声波从超声换能器14和16穿过窗口13、15并进入管8中的流体流动10。虽然本公开言及单独的换能器14和16,但是在通道6的每侧可以存在换

能器阵列或多个换能器。例如,在图8所示的非限制性实施例中,存在以斜对角构型定位的四个换能器(14a、14b、16a、16b),其中两个换能器14a、14b位于第一窗口13后面,两个换能器16a、16b位于第二窗口15后面。在图8中,换能器14a位于换能器16b的斜对角,而换能器14b位于换能器16a的斜对角。在本公开中,换能器14和16可以体现为压电元件。

[0047] 超声换能器14和16可以以多路复用方式操作以感测流体流动10并检测其中的气泡。电路板17上的电子部件控制换能器14和16的操作。电路板17放置在壳体2中底部窗口18(底部窗口位于底壁5中)的下方,优选地平行于底壁5放置。

[0048] 换能器14和16以及电路板17一起形成由壳体2支撑的流体流动感测和气泡检测电传感器组件。

[0049] 以图中未示出的方式,设备1可以用于感测将例如患者的心脏和/或肺旁路的体外管中的流体流动并检测气泡。可以用产生例如大约500KHz的射频的电外科手术单元对患者进行手术。在接近超声换能器频率的重叠的较高频率处可能存在峰值。电外科手术产生的电流通过管中的血液,并且可能引起电磁干扰(或EMI)。这通过EMI屏蔽件21来防止。在图2和图8所示的非限制性实施例中,EMI屏蔽件是沉积在第一窗口13、第二窗口15和底部窗口18中的每个上的导电层21。层21可以由铝制成。

[0050] 将导电层21接地。在一个实施例中,接地可以通过使层21在壳体2的电接地的部分上延伸来实现,从而建立电接地路径20。在这种情况下,层21的路径20是层21的与底部窗口18重叠的部分,并且还在壳体2的接地部分上延伸,该接地部分是导电的并且与壳体2的其余部分连接。

[0051] 图3示出了另一非限制性实施例。在图3中,底壁5在图的底部被放大以更详细地说明它所包括的内容。底壁5包括导电层21,导电层21抵靠壳体2的一部分或以另一种合适的电气方式接地。层21本身可以是例如大约3至5微米厚。它可以是气相沉积的金属。保护介电涂层22放置在此导电层21上,优选地覆盖底壁5的导电层21的全部表面。保护涂层22可以用于保护气相沉积的金属涂层21免受例如由用于清洁设备1的试剂引起的侵蚀。保护涂层22还可以用于保护气相沉积的金属涂层21免受由机械擦洗以清洁设备1引起的侵蚀。此外,保护涂层22还可以用于保护气相沉积的金属涂层21免受在清洁设备1期间和在将管放入通道6期间的划伤。

[0052] 保护涂层22可以比气相沉积层21厚,例如,当导电层21不超过大约5微米厚时,保护涂层22可以为7至30微米厚。即使在考虑这两个层时,这仍然相对较薄,因此层21和保护涂层22不会明显影响超声波穿过侧窗口13和15到达压电换能器14和16。层21和保护涂层22可以施加到侧窗口13、15以及底部窗口18。层21可以由铝制成。涂层22可以由丙烯酸、有机硅、聚氨酯或介电材料的组合制成。

[0053] 导电层21屏蔽换能器14和16免受EMI、特别是电外科干扰(ESI)。在没有ESI屏蔽件21的情况下,ESI会干扰换能器14、16的操作,这会引发错误的气泡检测,即检测到不存在的气泡。申请人进行的各种测试已经证明了这一点。换言之,将ESI屏蔽件21应用于Loderer型传感器(即,采用成对超声换能器和多路复用电路的流动测量和气泡检测传感器)明显减轻和/或消除由于ESI引起的错误气泡检测信号。

[0054] 替代地,仍然参考图3的底部部分,示出了底部窗口5的放大视图,层21可以是金属箔。箔可以包括面向底部窗口18放置的粘合面,使得箔粘附到窗口18。

[0055] 在另一变型中,窗口13、15、18可以是层压结构。在这种情况下,EMI屏蔽件21可以作为层压体内的接地导电层嵌入在窗口13、15、18内。

[0056] 在另一变型中,导电层21位于窗口13、15、18的内侧(与通道6相对)和换能器14、16的前面,同时正确接地(例如,与壳体2的接地部分处于电连接)。

[0057] 图4示出了设备1的变型,其包括红外温度传感器23。红外传感器23放置在电路板17上。EMI屏蔽件21中的孔24位于温度传感器23上方。此孔24确保IR辐射到达温度传感器23。在没有孔或间隙24的情况下,来自管8中的流体流动10的IR辐射将被EMI屏蔽件21阻挡。如果EMI屏蔽件/导电层21是箔,则通过刺穿间隙24将要位于的位置处的箔而得到间隙24。

[0058] 孔24的直径可以是例如1至5mm,特别是1至4mm,并且在一个实施例中是2至3mm。在这些范围内,孔24足够大以使得红外温度传感器23能够正确操作,但也足够小以保持电气部件的有效EMI屏蔽。

[0059] 红外温度传感器23可以安装在电路板17上,其中红外温度传感器23的光敏侧25面向底部窗口18。如果保护涂层22允许IR光透射,则孔24可以由保护涂层22覆盖。这种允许IR光透射的保护涂层22可以由例如丙烯酸、有机硅、聚氨酯或介电材料的组合制成。

[0060] 导电层21(箔或气相沉积)可以以正交交叉影线的形状施加,这种形状包括与第二多个平行金属迹线成直角相交的第一多个平行金属迹线。替代地,导电层21可以以斜对角交叉影线的形状施加,这种形状包括与第二多个平行金属迹线斜对角相交的第一多个平行金属迹线,如图3所示。这是为了确保传感器组件(即超声换能器14、16和电路板17)的EMI屏蔽,同时允许红外光容易通过。因此,优选的是仅将交叉影线施加到窗口,红外传感器23位于该窗口的后面,该窗口即底部窗口18。EMI屏蔽件21防止EMI噪声干扰传感器组件的部件14、16、17。当导电层21以交叉影线(正交或斜对角)的形状施加时,未覆盖的间隙的大小优选地限制为不超过干扰RF信号的四分之一波长。

[0061] 图5提供了关于其中EMI屏蔽件21是气相沉积的金属的变型的更多细节。图6提供了关于其中EMI屏蔽件30是金属箔的变型的更多细节。

[0062] 图5示出了穿过根据这种变型的窗口13、15或18的一部分的截面。EMI屏蔽件21是气相沉积的金属,该金属施加在窗口的正面F上。正面F是窗口的面向通道6的一侧。例如由漆制成的保护涂层22覆盖气相沉积的金属21。气相沉积的金属21可以是沉积在壳体2和窗口13、15、18上的铝,使得气相沉积的金属21在壳体2的电接地部分20上延伸。

[0063] 图6示出了穿过根据这种变型的窗口13、15或18的一部分的截面。一层金属箔30施加在窗口13、15或18的正面F上。正面F是窗口13、15或18的面向通道6的一侧。金属箔30可以是具有粘合剂侧的铜,粘合剂侧被配置为能够粘附到壳体2和窗口13、15、18,使得金属箔30在壳体2的电接地部分20上延伸。

[0064] 在一个实施例中,导电层21可以在窗口13、15和18中的一个或多个窗口上采用不同的形式。也就是说,窗口13上的导电层21是金属箔、气相沉积的金属、或金属迹线的交叉影线图案,窗口15上的导电层21是金属箔、气相沉积的金属、或金属迹线的交叉影线图案,并且窗口18上的导电层21是金属箔、气相沉积的金属、或金属迹线的交叉影线图案。例如,在一个实施例中,窗口13和15上的导电层21是气相沉积的金属,并且窗口18上的导电层21是金属迹线的交叉影线图案。

[0065] 图7描绘了对用于流体流动和气泡检测的设备进行调适以屏蔽其免受EMI的方法

的步骤。参考前面的图。在本方法中,第一步骤26需要提供包括壳体2的设备1,在壳体中,第一侧壁3、第二侧壁4和底壁5构成通道6的三个壁。通道6被配置为能够接纳管8。壳体2还包括位于第一侧壁3中的第一窗口13、位于第二侧壁4中的第二窗口15、第一超声换能器14和第二超声换能器16,第一超声换能器14能够作为超声发射器和超声接收器操作并且壳体2中放置在第一窗口13的后面,第二超声换能器16能够作为超声发射器和超声接收器操作并且在壳体2中放置在第二窗口15的后面。在步骤27中,一层导电材料形式的EMI屏蔽件施加在窗口的面向通道6的正面上。窗口完全或部分地覆盖有该层导电材料。如果它们被部分覆盖,则未覆盖的间隙的大小优选地限于不超过干扰RF信号的四分之一波长。

[0066] 在该层是箔的实施例中,在第二步骤27中施加箔并且该方法结束。在该层是在步骤27中沉积的气相沉积材料的实施例中,第三步骤28可以包括将保护涂层施加到导电层上。

[0067] 本领域技术人员将理解,本文中未明确说明的实施例可以在权利要求的范围内实践,包括:本文针对不同实施例描述的特征可以彼此组合和/或与当前已知或未来开发的技术组合,同时仍在权利要求的范围内。本领域技术人员还将能够实践构思的各种其他实施例以从本文公开的实施例评估和/或识别兼容的患者支撑件和患者支撑件安装装置组合。尽管本文使用了特定术语,但它们仅用于一般和描述性意义,而不是出于限制的目的。因此,以上详细描述旨在被视为说明性的而非限制性的。此外,上述优点不一定是本公开的唯一优点,并且不一定预期每个实施例都能实现所描述的所有优点。

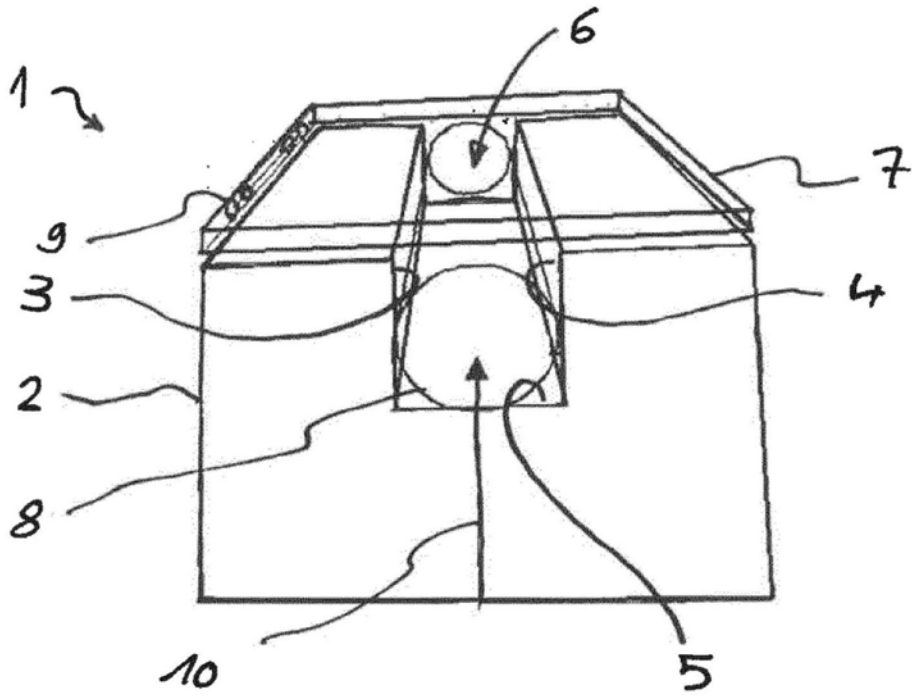


图1

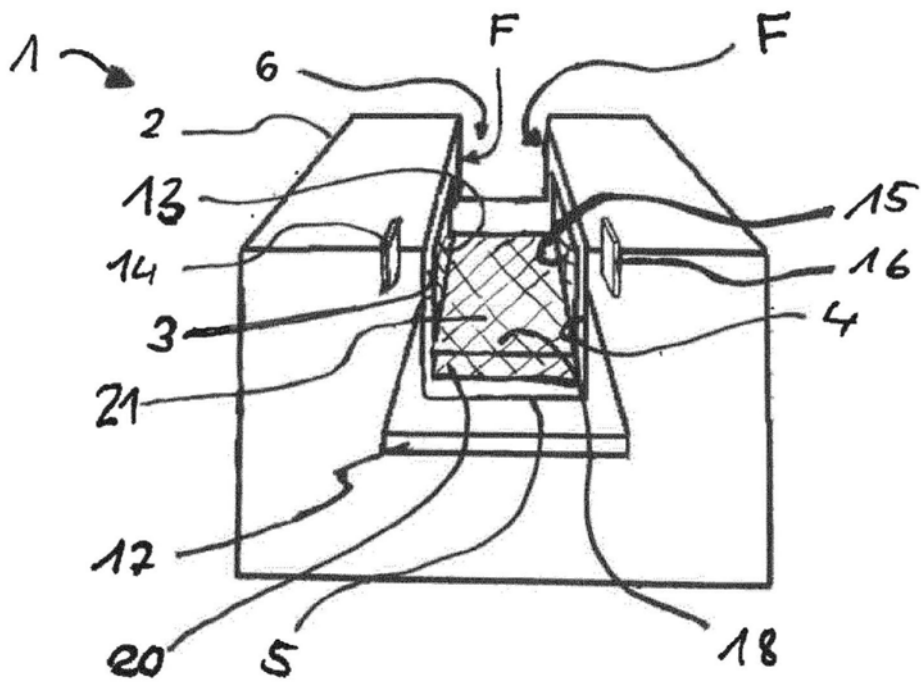


图2

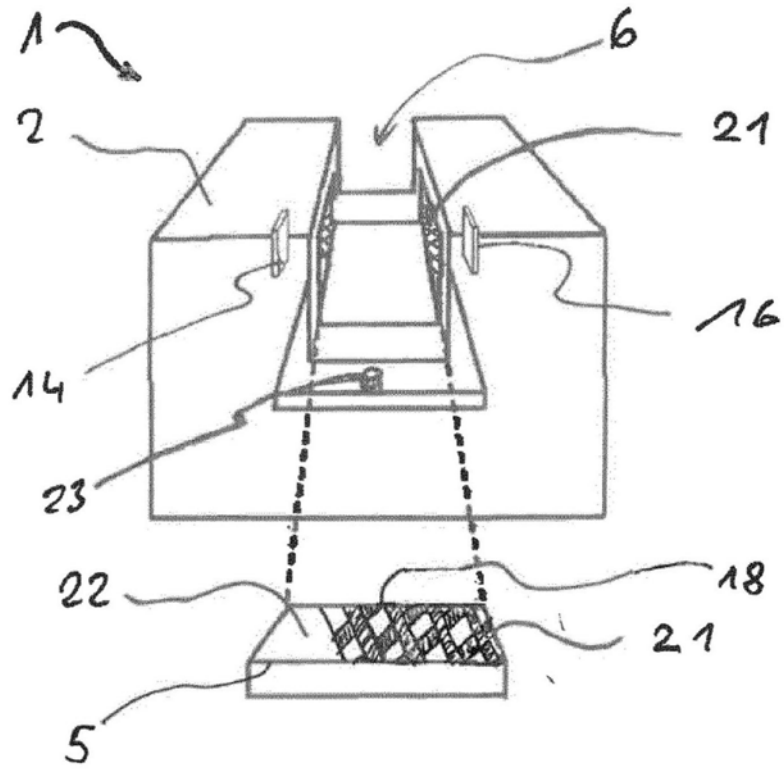


图3

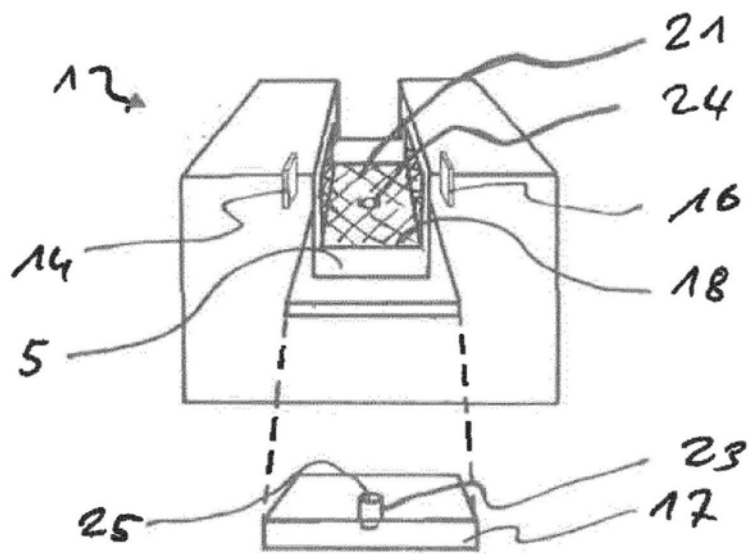


图4

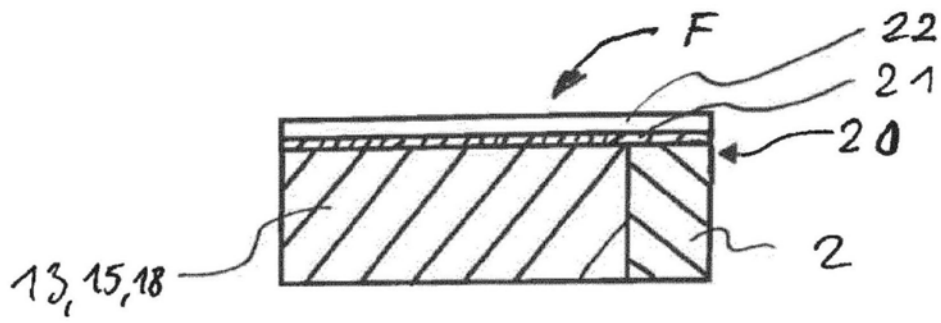


图5

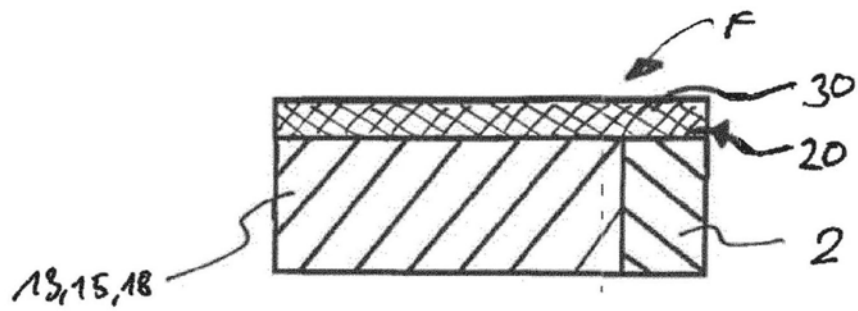


图6

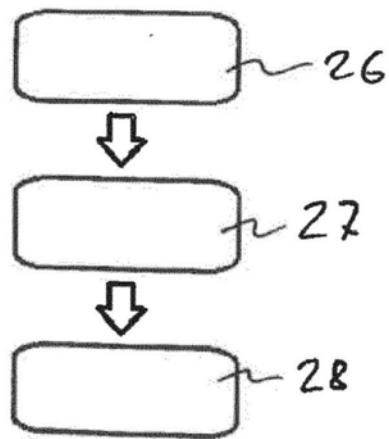


图7

