



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 212698848 U

(45) 授权公告日 2021.03.16

(21) 申请号 202020659737.5

(22) 申请日 2020.04.26

(73) 专利权人 杨铭轲

地址 510000 广东省广州市越秀区寺右新
马路126号2107房

(72) 发明人 杨铭轲 肖毅峰

(74) 专利代理机构 深圳市明日今典知识产权代
理事务所(普通合伙) 44343

代理人 王杰辉 陈晓霞

(51) Int. Cl.

A61B 5/0215 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(ESM) 同样的发明创造已同日申请发明专利

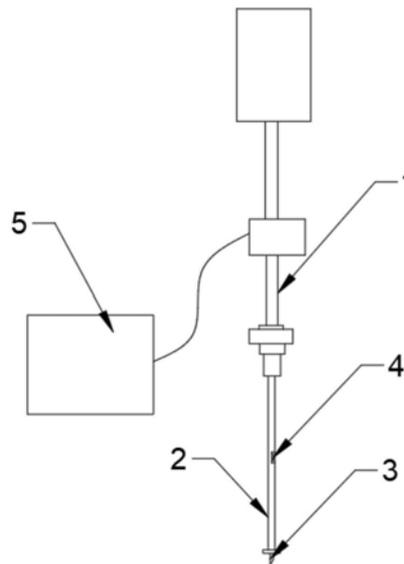
权利要求书1页 说明书5页 附图1页

(54) 实用新型名称

一种有创血压测量装置

(57) 摘要

本申请提供了一种有创血压测量装置,包括压力传感器和测压管路,测量装置使用时,测压管路内充满流动的液体;而压力传感器设置在测压管路内的预设位。其中,预设位为管路内液流流动造成的负压总是抵消径向压强的位置。本申请的血压测量装置的管路中,如果入口处压强提升,会导致管路内的液体流动速度提高,进而使得管壁负压上升,这种上升的负压也会与径向压强相互抵消,即预设位处压强总是让两种压强抵消,始终等于测量管路的出口端的压强。因此,压力传感器设置在预设位,所测量得到的压强等同于血管中的压强,准确度极高。同时,还可以根据需要大幅度减小针管的直径,从而避免对患者造成较大的穿刺创口,减轻患者的痛苦,降低并发症的几率。



1. 一种有创血压测量装置,其特征在于,包括压力传感器和测压管路;
所述血压测量装置使用时,所述测压管路内充满流动的液体;
所述压力传感器设置在所述测压管路内的预设位,其中,所述预设位为所测压管路内负压抵消径向压强的位置,所述负压为所述液体在所述测压管路内流动时对管壁内表面产生的压强,所述径向压强为所述液体在所述测压管路内流动产生的静压。
2. 根据权利要求1所述的有创血压测量装置,其特征在于,所述测压管路包括灌注管、微流控细管和针管;
所述灌注管、所述微流控细管和所述针管依次连接;
所述压力传感器设置在所述微流控细管内的所述预设位。
3. 根据权利要求2所述的有创血压测量装置,其特征在于,所述微流控细管的横截面积小于 0.05mm^2 。
4. 根据权利要求2所述的有创血压测量装置,其特征在于,所述针管的针头规格不大于25G。
5. 根据权利要求2所述的有创血压测量装置,其特征在于,所述微流控细管一端设有标准液流输入接口,另一端设有标准液流输出接口;
所述微流控细管通过所述标准液流输入接口与所述灌注管连接;
所述微流控细管通过所述标准液流输出接口与所述针管连接。
6. 根据权利要求1所述的有创血压测量装置,其特征在于,所述压力传感器包括4个应变电阻,各所述应变电阻以所述预设位所在的管道截面为对称面,两两对称设置。
7. 根据权利要求1所述的有创血压测量装置,其特征在于,所述血压测量装置包括处理器,所述处理器与所述压力传感器连接;
所述处理器用于接收和处理所述压力传感器反馈的压力信号。
8. 根据权利要求7所述的有创血压测量装置,其特征在于,所述血压测量装置还包括报警装置,所述报警装置与所述处理器连接;
所述报警装置用于在所述压力传感器监测的血压值大于阈值时,输出报警信息。
9. 根据权利要求7所述的有创血压测量装置,其特征在于,所述血压测量装置还包括显示装置,所述显示装置与所述处理器连接;
所述显示装置用于显示所述压力传感器所监测到的血压值和/或波形图。
10. 根据权利要求7所述的有创血压测量装置,其特征在于,所述血压测量装置还包括通信装置,所述通信装置与所述处理器连接;
所述通信装置用于将所述处理器处理所述压力信号后的结果发送到预设终端。

一种有创血压测量装置

技术领域

[0001] 本申请涉及医疗器械技术领域,特别涉及一种有创血压测量装置。

背景技术

[0002] 血压是临床上用于检测人体生命体征的重要参数之一。血压测量可分为无创和有创两种方式。有创血压测量适用于手术患者、重症监护患者和新生儿等需要进行血压监测的预期应用,具有响应时间快、结果准确、抗干扰强和应用范围宽的特点。有创血压测量又称为直接血压测量,是通过与患者的测量部位建立直接的通道,借助于液体连通将血压传递到外部的压力传感器上获得压力信号,从而计算出相关的参数值,主要包含收缩压、舒张压、平均压和脉率等,其可以提供连续、可靠、准确的血压数据。

[0003] 现有的有创血压测量装置为了保证测量的准确度,需要使用较高压的灌注,在灌注末端安装压力传感器,同时将大直径的灌注针插入肢体的动脉血管。由于灌注针的直径较大,不仅提高了医护人员在穿刺过程中的操作难度,同时,会给患者带来较大的穿刺创口,给患者带来较大的痛楚,并且使得患者感染并发症的几率较高。

实用新型内容

[0004] 本申请的主要目的为提供一种有创血压测量装置,旨在解决现有的有创血压测量装置在测量过程中会给患者带来较大穿刺创口的弊端。

[0005] 为实现上述目的,本申请提供了一种有创血压测量装置,包括压力传感器和测压管路;

[0006] 所述血压测量装置使用时,所述测压管路内充满流动的液体;

[0007] 所述压力传感器设置在所述测压管路内的预设位,其中,所述预设位为所测压管路内负压抵消径向压强的位置,所述负压为所述液体在所述测压管路内流动时对管壁内表面产生的压强,所述径向压强为所述液体在所述测压管路内流动产生的静压。

[0008] 进一步的,所述测压管路包括灌注管、微流控细管和针管;

[0009] 所述灌注管、所述微流控细管和所述针管依次连接;

[0010] 所述压力传感器设置在所述微流控细管内的所述预设位。

[0011] 进一步的,所述微流控细管的横截面面积小于 0.05mm^2 。

[0012] 进一步的,所述针管的针头规格不大于25G。

[0013] 进一步的,所述微流控细管一端设有标准液流输入接口,另一端设有标准液流输出接口;

[0014] 所述微流控细管通过所述标准液流输入接口与所述灌注管连接;

[0015] 所述微流控细管通过所述标准液流输出接口与所述针管连接。

[0016] 进一步的,所述压力传感器包括4个应变电阻,各所述应变电阻以所述预设位所在的管道截面为对称面,两两对称设置。

[0017] 进一步的,所述血压测量装置包括处理器,所述处理器与所述压力传感器连接;

- [0018] 所述处理器用于接收和处理所述压力传感器反馈的压力信号。
- [0019] 进一步的,所述血压测量装置还包括报警装置,所述报警装置与所述处理器连接;
- [0020] 所述报警装置用于在所述压力传感器监测的血压值大于阈值时,输出报警信息。
- [0021] 进一步的,所述血压测量装置还包括显示装置,所述显示装置与所述处理器连接;
- [0022] 所述显示装置用于显示所述压力传感器所监测到的血压值和/或波形图。
- [0023] 进一步的,所述血压测量装置还包括通信装置,所述通信装置与所述处理器连接;
- [0024] 所述通信装置用于将所述处理器处理所述压力信号后的结果发送到预设终端。
- [0025] 本申请中提供的一种有创血压测量装置,包括压力传感器和测压管路,血压测量装置使用时,测压管路内充满流动的液体;而压力传感器设置在测压管路内的预设位。其中,预设位为压管路内液流流动产生的负压总是抵消径向压强的位置,负压为液体在测压管路内流动时对管壁内表面产生的压强,径向压强为液体在测压管路内流动产生的静压。本申请的血压测量装置的管路中,如果液流入口处压强提升,会导致管路内的液体流动速度提高,进而使得管壁负压上升,但上升的负压也会与径向压强相互抵消,从而使得预设位处的压强始终等于测量管路的出口端的压强。因此,压力传感器设置在预设位,所测量得到的压力等同于血管中的压力,准确度极高。同时,还可以根据需要减小针管的直径,从而避免对患者造成较大的穿刺创口,减轻患者测量过程中的痛苦,以及降低并发症的感染几率。

附图说明

- [0026] 图1是本申请一实施例中有创血压监测装置的整体结构图。
- [0027] 本申请目的的实现、功能特点及优点将结合实施例,参照附图做进一步说明。

具体实施方式

- [0028] 为了使本申请的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本申请进行进一步详细说明。应当理解,此处描述的具体实施例仅仅用以解释本申请,并不用于限定本申请。
- [0029] 参照图1,本申请一实施例中提供了一种有创血压测量装置,包括压力传感器4和测压管路;
- [0030] 所述血压测量装置使用时,所述测压管路内充满流动的液体;
- [0031] 所述压力传感器4设置在所述测压管路内的预设位,其中,所述预设位为所测压管路内负压抵消径向压强的位置,所述负压为所述液体在所述测压管路内流动时对管壁内表面产生的压强,所述径向压强为所述液体在所述测压管路内流动产生的静压。
- [0032] 本实施例中,有创血压测量装置整体结构与现有的有创血压测量装置结构类似,具体区别在于,本实施例的血压测量装置包括压力传感器4和测压管路。具体地,血压测量装置在使用时,测压管路内充满流动的液体,而压力传感器4设置在测压管路内的预设位。其中,预设位为测压管路内负压抵消径向压强的位置,负压是指液体在测压管路内流动时,液体对管壁内表面所产生的压强;而径向压强则是液体在测压管路内流动产生的静压。本实施例中预设位的计算方法为: $C \times P_s = P_v$,其中,C为预设位到管道出口的距离占管道全长的比例, P_s 为测压管路入口处的静压, P_v 为测压管路内液流流速所产生的负压。而 $P_s = \rho K V^2 + n$, $P_v = 1/2 \rho V^2$,其中, ρ 为液体密度,V为液流的流速,K和n的数值与管道的设计参数相关,

具体与管道的孔径、长度、管道内壁的摩擦系数和弯曲情况等相关，K常数与管道的阻抗系数正相关，n是K的修饰常数，在拟合时n常数可以被忽略。根据上述公式进行相应的变形，得

到 $C \times (\rho K V^2 + n) = 1/2\rho V^2$ ，由此可以计算得到 $C = \frac{1}{2K} \times \left(1 - \frac{n}{\rho V^2 + n} \right)$ ，从而确定管道上的预设

位。其中，传感器所安装位置的管道为固定形态，不会在使用过程中发生弯曲等形态变化，从而保证预设位的固定性。

[0033] 现有的有创血压测量，为了保证测量的准确性，需要使用很大直径的灌注针管3通过穿刺置于患者的血管内，并且压力传感器4尽量靠近针管3设置，以便真实反映血管内的血压。如果针管3的直径减小，针管3内的液流阻抗就会变大，从而使得压力传感器4反映的压力远离患者的真实血压，测量准确度大幅度下降。而本实施例的有创血压测量装置，压力传感器4是设置在测压管路内的预设位，该位点上的负压会与径向压强抵消。即便测压管路的出口端（即针管3）的直径减小，会导致管路内的液体流动速度提高，流速改变进而逆向改变管道内壁由于流速而产生的负压，该负压会与上游压强改变影响的径向压强相互抵消，从而使得预设位处的压强始终等于测量管路的出口端的压强。因此，本实施的血压测量装置可以根据需要选择任何尺寸的针管3，不需要为了测量的准确度妥协使用大直径的针管3对患者进行穿刺测量。即，本实施例的血压测量装置，为了减轻患者血压测量时的痛苦以及降低并发症的感染几率，同时在保证测量准确的前提下，可以选择小直径的针管3对用户进行穿刺测量。

[0034] 进一步的，所述测压管路包括灌注管1、微流控细管2和针管3，所述灌注管1、所述微流控细管2和所述针管3依次连接；

[0035] 所述压力传感器4设置在所述微流控细管2内的所述预设位。

[0036] 优选的，所述微流控细管2的横截面面积小于 0.05mm^2 。

[0037] 优选的，所述针管3的针头规格不大于25G。

[0038] 优选的，所述微流控细管2一端设有标准液流输入接口，另一端设有标准液流输出接口；

[0039] 所述微流控细管2通过所述标准液流输入接口与所述灌注管1连接；

[0040] 所述微流控细管2通过所述标准液流输出接口与所述针管3连接。

[0041] 本实施例中，测压管路包括灌注管1、微流控细管2和针管3，灌注管1、微流控细管2和针管3依次连接，其中，压力传感器4安装在微流控细管2内的预设位处。具体地，灌注管1为常规尺寸的管道，一端通过三通开关、冲洗装置等常规结构与灌注瓶连接，另一端与微流控细管2连接。灌注瓶挂设在高处，外部加压，从而使得灌注瓶内的液体通过灌注管1、微流控细管2到达针管3。微流控细管2一端设置有标准液流输入接口，另一端设有标准液流输出接口。微流控细管2的一端通过标准液流输入接口与灌注管1连接，另一端通过标准液流输出接口与针管3连接。微流控管道具有超细管道设计，能够在测压管路中获得小流量下的高流速。优选的，微流控细管2的横截面面积小于 0.05mm^2 ，针管3的针头规格小于或等于25G。小尺寸规格的微流控细管2和针管3，能够使得医护人员使用血压测量装置对患者进行穿刺测量时，不会造成较大的穿刺创口，有效减轻患者的痛苦和降低创口处并发症的感染几率。

[0042] 进一步的，所述压力传感器4包括4个应变电阻，各所述应变电阻以所述预设位所在的管道截面为对称面，两两对称设置。

[0043] 本实施例中,压力传感器4为文氏电桥结构,包括4个应变电阻。其中,各应变电阻以预设位所在的管道截面为对称面,两两对称设置,对称分布在预设位的上游、下游位置。各应变电阻对称分布在预设位的上下游位置,一方面是由于微流控细管2的管径太小,压力传感器4无法集中设置在预设位的某一点。另一方面,压力传感器4的4个应变电阻在预设位的上下游对称设置,分布均匀,能够更加准确的监测管道内的压强。

[0044] 进一步的,所述血压测量装置包括处理器,所述处理器与所述压力传感器4连接;

[0045] 所述处理器用于接收和处理所述压力传感器4反馈的压力信号。

[0046] 优选的,所述血压测量装置还包括报警装置,所述报警装置与所述处理器连接;

[0047] 所述报警装置用于在所述压力传感器4监测的血压值大于阈值时,输出报警信息。

[0048] 优选的,所述血压测量装置还包括显示装置,所述显示装置与所述处理器连接;

[0049] 所述显示装置用于显示所述压力传感器4所监测到的血压值和/或波形图。

[0050] 优选的,所述血压测量装置还包括通信装置,所述通信装置与所述处理器连接;通信装置用于将所述处理器处理所述压力信号后的结果发送到预设终端。

[0051] 本实施例中,血压测量装置还包括监控装置5,监控装置5包括处理器、报警装置、显示装置和通信装置,其中,处理器与压力传感器4连接,用于接收压力传感器4所反馈的压力信号,并对压力信号进行相应的处理,比如将压力传感器4当前测得的压力值与阈值进行比对,并根据比对结果输出对应的控制指令。报警装置与处理器连接,在处理器识别到压力传感检测的血压值大于阈值时,处理器控制报警装置输出报警信息。其中,报警装置可以为报警灯,在患者的血压值大于阈值时,不断闪烁以输出报警信息,对患者的看护人员起到警示作用。血压测量装置的显示装置(比如显示屏)与处理器连接,处理器在接收到压力传感器4所反馈的压力信号后,将压力信号转化为对应的血压值,通过显示装置进行展示;或者,处理器将压力信号按照反馈时间进行顺序排列,然后以波形图的形式在显示装置上进行展示,以便看护人员能够清楚明了的了解患者的血压变化情况。为了实现远程监控的目的,血压测量装置还设置有通信装置,通信装置与处理器连接,能够接收处理器所传输的信息。并且,通信装置通过蓝牙、wifi等无线信号与预设终端连接,可以将处理器处理压力信号后的结果通过无线信号发送到预设终端。比如医护人员使用血压测量装置对患者进行血压监控,处理器将压力传感器4反馈的压力信号转化为对应的血压值后,通过通信装置将血压值发送到护士台的接收终端,以便护士台的医护人员能够实现远程监控。由于医院的患者数量较多,医护人员可以通过远程监控的方式实现集中看护,一定程度上缓解医护人员人力不足的情况。

[0052] 本实施例提供的一种有创血压测量装置,包括压力传感器4和测压管路,测压管路内充满流动的液体;而压力传感器4设置在测压管路内的预设位。其中,预设位为压管路内负压抵消径向压强的位置,负压为液体在测压管路内流动时对管壁内表面产生的压强,径向压强为液体在测压管路内流动产生的静压。本申请的血压测量装置中,如果测压管路的出口端(即针管3)的直径减小,会导致管路内的液体流动速度提高,进而使得管壁负压上升,但上升的负压也会与径向压强相互抵消,从而使得预设位处的压强始终等于测量管路的出口端的压强。因此,压力传感器4设置在预设位,所测量得到的压力等同于血管中的压力,准确度极高。同时,还可以根据需要减小针管3的直径,从而避免对患者造成较大的穿刺创口,减轻患者测量过程中的痛苦,以及降低并发症的感染几率。

[0053] 需要说明的是,在本文中,术语“包括”、“包含”或者其任何其它变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、装置、物品或者方法不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其它要素,或者是还包括为这种过程、装置、物品或者方法所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括该要素的过程、装置、物品或者方法中还存在另外的相同要素。

[0054] 以上所述仅为本申请的优选实施例,并非因此限制本申请的专利范围,凡是利用本申请说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其它相关的技术领域,均同理包括在本申请的专利保护范围内。

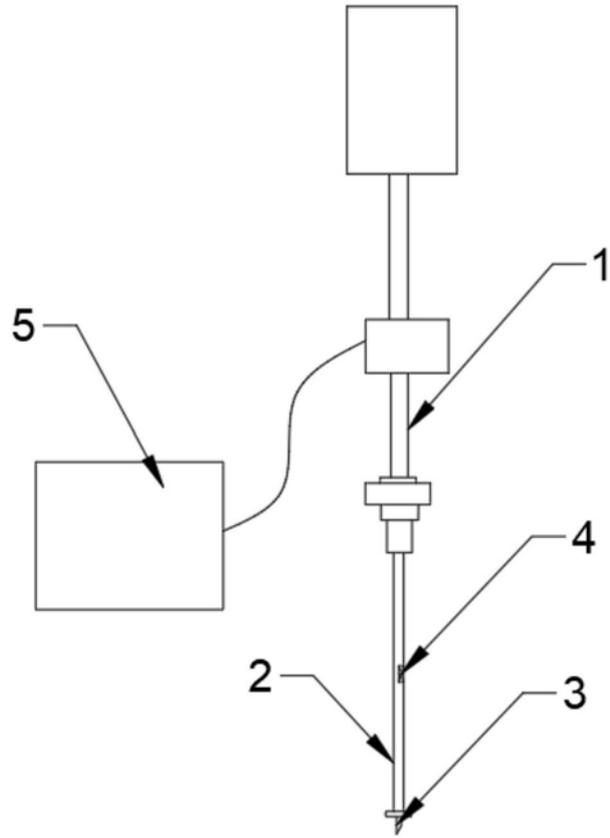


图1