



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101949893 B

(45) 授权公告日 2013. 06. 05

(21) 申请号 201010503195. 3

(22) 申请日 2005. 06. 17

(62) 分案原申请数据

200580050144. 7 2005. 06. 17

(73) 专利权人 马奎特紧急护理公司

地址 瑞典索尔纳

(72) 发明人 埃里克·卡尔德柳斯

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 康建峰 陈炜

(51) Int. Cl.

G01N 29/024 (2006. 01)

G01N 29/32 (2006. 01)

G01N 29/22 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2004093948 A1, 2004. 05. 20, 全文.

EP 1464957 A2, 2004. 10. 06, 全文.

EP 1343004 A2, 2003. 09. 10, 全文.

审查员 赵晓宇

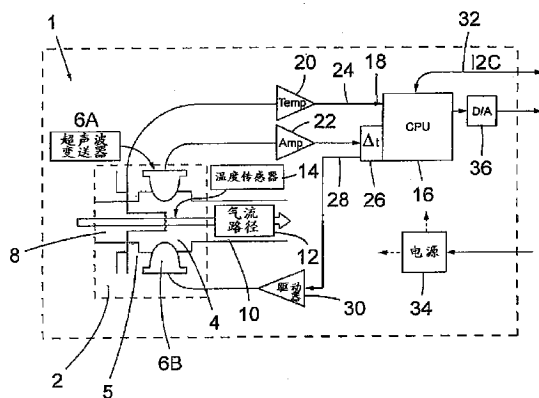
权利要求书1页 说明书13页 附图8页

(54) 发明名称

对气体中声速的压力引发的温度影响的减小

(57) 摘要

一种用于确定气体混合物中气体的比例的设备,包括:测量室,具有包含具有高热导率的材料... 超声波源和超声波检测器,被安装成使得所述超声波源能够将超声波经过所述测量室传输到所述超声波检测器;温度传感器,被安装成使得所述传感器能够感测所述测量室中的温度,其中,所述测量室具有半径r0为1-8mm的管形腔,从而导致从所述腔中的气体分子到所述管的内壁的小距离,并且其中,所述测量室被设计成使得被测量的气体与热惰性的且良好导热的物质的硬性表面紧密接触,以使得热能够从气体自由移动到周围结构。



1. 一种用于确定气体混合物中气体的比例的设备,包括:
测量室,具有包含具有高热导率的材料室的限定结构、气体入口和气体出口,其中,所述材料是金属;
超声波源和超声波检测器,被安装成使得所述超声波源能够将超声波经过所述测量室传输到所述超声波检测器;
温度传感器,被安装成使得所述传感器能够感测所述测量室中的温度,
其中,所述测量室(2)具有半径 r_0 为1-8mm的管形腔,从而导致从所述腔中的气体分子到所述管的内壁的小距离,并且其中,所述测量室被设计成使得被测量的气体与热惰性的且良好导热的物质的硬性表面紧密接触,以使得热能够从气体自由移动到周围结构。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述管形腔是圆筒形的。
3. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述测量室被成形为具有在9mm范围内的内直径和在12mm范围内的外直径的管。
4. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述室限定结构的材料是具有在 $50\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 范围内的热导率的不锈钢。
5. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述测量室被成形为圆筒管,所述圆筒管包括沿着所述圆筒管的壳套定位的、彼此相对的细长入口和出口。
6. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述测量室包括位于超声波传播区中的热缓冲材料。
7. 根据权利要求6所述的设备,其中,所述测量室包括所述超声波传播区中的热缓冲材料的法兰。
8. 根据权利要求7所述的设备,其中,所述法兰被布置成与经过所述测量室的主气流方向以及超声波传播方向平行,而所述主气流方向与所述超声波传播方向垂直。
9. 根据权利要求6所述的设备,其中,所述测量室包括所述超声波传播区中的热缓冲材料的多孔结构。
10. 根据权利要求1所述的设备,还包括利用导热材料来设计的上游气体通道部分。
11. 根据权利要求1所述的设备,还包括利用导热材料来设计的、具有相对于主气流通道的尺寸而言较小的横截面尺寸的上游气体通道部分。

对气体中声速的压力引发的温度影响的减小

[0001] 本专利申请是国际申请日为 2005 年 6 月 17 日、国家申请号为 200580050144.7 的发明名称为“对气体中声速的压力引发的温度影响的减小”的发明专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明总体上涉及气体混合物中声速的测量。更具体地,本发明涉及将超声波检测器例如应用于其中压力引发的温度影响是测量精度的主导因素的环境中的气体浓度或气体流量的测量。

背景技术

[0003] 在超声波检测的某些应用比如测量气体混合物中气体组分的浓度或比例中,气体混合物的压力变化对测量精度有大的影响。在声速和特定于气体的参数之间存在众所周知的关系,而基于此关系和声速测量值可计算气体成分的当前比例。此外,气体中声速对温度有强的依赖性,而为了正确计算气体成分,亦需要对气体进行及时和精确的温度测量。

[0004] 在医疗呼吸设备中,为了监视和控制气体混合物中气体组分的剂量或者为了监视患者的健康状况而精确确定例如患者吸入或呼出空气中的气体比例是至关重要的。但是,当患者呼吸时,呼吸设备中发生显著的压力变化,因此,根据理想气体定律,气体温度大大地变化。因此,为了精确确定气体成分的比例,通常需要执行非常精确的温度测量,并且需要时间上接近地执行温度测量和声速测量以使它们描述气体的瞬时物理状态。

[0005] 当在实践中测量温度时,温度测量结果相对于真实当前温度总是存在一定程度的延迟。该延迟取决于用于测量的温度传感器的时间常数。超声波传感器中的延迟取决于采样频率并且通常很短以致与温度测量结果相比是不显著的和可忽略的。因此,同时测量声速和温度将总是导致某种程度上错误的温度,这又造成错误计算的气体浓度。

[0006] 现有技术

[0007] 在现有技术中,存在不同的处理此测量问题的方法。下列出版物中有现有技术的例子,所述出版物通过引用结合在本申请中。

[0008] 在 Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A264(1988)219-234, North-Holland, Amsterdam 中的 G.Hallemwell 等人的技术报告 A SONAR BASED TECHNIQUE FOR THE RATIO-METRIC DETERMINATION OF BINARY GAS MIXTURES 中,有这种测量的背景理论。

[0009] US 6 202 468 公开了一种通过测量磁化率和声速来确定混合物中气体的相对比例的设备和方法。

[0010] US 4 155 246 公开了一种使用管状气柱上方的声波偏移的气体分析系统。

[0011] US 4 932 255 公开了一种使用位于气流中的衬底上方的表面声波来对气流进行测量的方法和装置。围绕基板周边的导热路径减小了热梯度。在此篇现有技术中,结合表面声波的传输设计了导热路径,以便减小由传感器产生的热梯度。

[0012] US 5 351 522 公开了一种具有 L 形测量室的基于超声波检测的气体传感器。此篇

现有技术针对使测量室中的驻声波最小化的问题。

[0013] JP 2002 257 801 公开了一种超声波气体分析传感器,其处理避免由气体流率和扩散导致的对声波的影响的问题。具有扩散孔的测量室位于具有气体入口和出口的气体通道管中。

[0014] EP 1 083 427 公开了一种借助于测量声速来确定例如呼吸气体中的氧气的气体成分的方法。由温度变化造成的问题通过将声速检测与呼吸周期中的一个或多个特定时间同步来处理。

[0015] EP 1 336 841 公开了一种借助于位于声学气量计的超声波传播区中的细长电阻性温度传感器来确定该气量计中的温度的方法。

[0016] GB 2 195 767 公开了使用超声波脉冲和第 n 个回波的检测来进行比如液体的物质的浓度测量。

[0017] US 5 060 506 公开了一种测量二元气体混合物比如治疗用氧气 / 氮气混合物中气体比率的方法和设备。该气体混合物被传送通过样品管,在样品管中,超声波以发射器 / 接收器对的谐振频率下的连续脉冲突发行进。突发之间是静止时间段,静止时间段的持续时间的长度足以确保暂态的消散从而不形成驻波。由声音通过气体样品的渡越时间造成的延迟产生被转换成模拟信号的电脉冲,然后模拟信号被温度校正。所得电压与渡越时间成比例,并因此与气体组成成比例。样品管被容纳于较大圆筒之内以增强气流并且提供热绝缘,热绝缘旨在提高温度补偿的精度。

[0018] US 4 938 066 公开了一种处理声传感器中长度膨胀的问题的方法和设备,该声传感器的超声波变送器发射声音脉冲,声音脉冲从殷钢 (invar) 杆的近表面反射以及从该殷钢杆远端处的第二表面反射。来自相应表面的反射脉冲的检测之间的时间差以及该杆的已知长度被用来计算声速。

[0019] US 6 481 288 公开了一种采用球形测量室来测量声速的方法和设备。

[0020] 发明目的

[0021] 本发明的总体目的和要解决的问题是进一步改进其中压力引发的温度影响是测量精度的主导因素的环境中的气体混合物中的基于声速检测的测量装置和方法的精度。

[0022] 尤其存在该目的和该问题的下列方面:

[0023] - 要减小压力变化对当前经受测量的气体混合物的一部分的温度的影响。

[0024] - 要提供测量装置中的超声波发射器的适当声音模式。

[0025] - 要减小测量装置中的材料的热膨胀的影响。

[0026] - 要确定气体混合物中的气体浓度。

[0027] - 要确定气流中的流率。

发明内容

[0028] 根据本发明,该问题的解决和该目的的实现是通过平衡当前经受测量的气体或气体混合物的一部分的温度变化并由此抑制气体的温度变化来完成的。换句话说,本发明通过使被测量实体(即气体混合物形式的测量对象)所造成的传感器装置中的温度梯度抵消和趋平来解决该问题。

[0029] 如背景中所述,气体温度在压力变化期间迅速变化,这例如在本发明在医疗呼吸

设备中的典型应用中、与患者的吸入或呼出换气相关地发生在管道系统中。在气体的温度变化的同时存在以下过程：通过周围物质和气体之间的热交换使气体的温度变化向着平均温度趋平或平衡。

[0030] 本发明基于发明人对以下事实的认识：趋平过程的速度可被增大到一程度，使得由气体中压力变化导致的温度梯度的影响被最小化，甚至可忽略。根据本发明，声学气体测量被由此设计成使得热交换被放大并且趋平过程的速度与对气体中温度变化的均衡的时滞的预定要求相匹配。这与现有技术形成对照，在现有技术中，例如测量速度被增大或者突然的温度变化在计算中被补偿以便处理由压力引发的温度变化导致的测量问题。在本发明中，测量室本身被定制成减小或甚至消除这些测量问题。

[0031] 根据本发明，通过使被测量气体与热惰性的和良好导热的物质的硬性表面紧密接触来放大热交换，使得热可从气体自由移动到周围结构。在本发明概念的一个实施中，本发明通过提供如下测量室来实现：该测量室被设计有适于放大当前存在于该室中的气体的一部分与室限定结构之间的热交换的结构。此方案的技术效果是：当以压力变化形式产生的快能量脉冲被引入管道和所连接设备的系统中时，测量室将充当能量脉冲的低通滤波器，且测量室中的物质将表现出在平均温度附近的小变化。由于测量室物质和气体之间的热交换被放大，所以这样的话气体亦将被低通滤波，且温度变化将很快趋平，以致在此情况下温度变化变得可忽略。

[0032] 优选地，室限定结构适于提供热交换，使得温度变化被均衡到预定时滞内的预定水平。该时滞例如被定义为室限定结构的热交换的时间常数。室限定结构例如适于根据气体浓度的预定最大误差来提供所需热交换效率。这被实施为本发明概念内的对测量装置进行定制的方法。

[0033] 温度变化趋平过程的速度实际上取决于若干参数，比如气体的热导率、从气体原子到周围物质表面的几何距离、周围物质的热惰性和热导率。已发现几何距离和热导率是关于本发明的主导参数。

[0034] 根据本发明的第一方面，温度平衡通过设计这样的测量室来实现：该测量室中腔的形状与限定腔的材料特性相关。根据此方面，关于要在本发明的特定应用中使用的流体混合物的特性，将室限定结构定制有形状、尺寸和材料的组合。优选地，此定制被设计成：关于流体混合物的特性而选择测量设备中测量室的形状、尺寸和材料的组合，使得流体混合物和测量设备之间的热交换的时滞小于或等于（ \leq ）热交换的预定最大可允许时滞。热交换的最大可允许时滞优选地根据流体混合物的发生温度变化的量值以及流体混合物中流体的所确定比例的最大可允许误差来计算。在一个实施例中，最大可允许时滞亦根据施加在来自测量装置中的超声波检测器的信号上的信号滤波器的时滞来计算。

[0035] 根据第二方面，通过将超声波变送器安装在测量室中使得变送器膨胀的影响被消除，减小了测量装置中材料膨胀的影响。

[0036] 根据第三方面，借助于放置在测量室开口的端面和变送器的有效表面之间的声学阻尼密封（dampening seal）构件，减小了起源于超声波变送器的结构声（structure borne sound）。该密封构件优选地以硅橡胶制成。

[0037] 根据本发明的第四方面，通过允许超声波在变送器表面之间回弹并且检测第 n 个回波，提高了其中超声波变送器之间距离短的小尺寸测量室中的测量的分辨率。从而超声

波脉冲行进较长距离。

[0038] 根据本发明的第五方面,设计了被传输通过测量室中的气体的超声波的模式,以便减少暂态并且导致和谐的暂稳态过程。这是通过重复发送脉冲列突发并且从 1/4 脉冲周期开始每个列来实现的。这使得施加到变送器的频率在数学意义上不等于变送器的谐振频率。

[0039] 本发明的其它方面在实施例的详细描述中解释。

[0040] 发明优点

[0041] 除了上述技术效果和优点以外,本发明还带来如下技术效果和优点。

[0042] 具有较大时间常数的简单温度传感器可在测量装置中使用,这是因为温度变化的速度通过温度平衡效应而被减小。

[0043] 本发明的测量装置是对基于碳燃烧电池(燃料电池、电化学电池)的传感器的一种更环保的替代技术方案。基于碳燃烧电池的传感器必须每年更换一次,并且产生相当大量的铅废料。

[0044] 此外,本发明实现了对不仅昂贵而且机械敏感的顺磁性传感器的一种替代方案。

[0045] 阐释和解释

[0046] 在本文中,使用术语“平衡”以及同义表达如“均衡”、“趋平”等来描述交换热能以便抑制气体的被测量部分中的温度梯度的动作。

[0047] 气体和气体混合物是用来描述被测量的气体实体的表达。医疗呼吸设备应用中的典型气体混合物是由普通空气混合物和某种其它气体如氧气或氮气组成的所谓二元气体。

[0048] 本发明涉及确定和监视气体混合物中气体组分的浓度。对此有各种可替代表达,例如气体比例、气体相对比例、气体成分等。

[0049] 在用于确定二元气体混合物(即两种气体的混合物)中气体比例的方法中,可使用下面的众所周知的关系。气体混合物中的声速可根据如下方程来描述:

$$[0050] \quad c = \sqrt{\frac{c_p^* R_M T}{c_v^* M^*}} \quad (1)$$

[0051] 其中 c = 声速 [m/s]

[0052] c_p = 等压比热 [kJ/kgK]

[0053] c_v = 等容比热 [kJ/kgK]

[0054] R_m = 气体常数 8314.5 [J/kmolK]

[0055] T = 温度 [K]

[0056] M = 分子量

[0057] 且其中气体的 c_p 、 c_v 和 M (分子量)已替换成取自物理特性气体表中的气体的混合物的对应值。替换的量 c_p^* 、 c_v^* 和 M^* 取决于气体的比例。气体之一的当前浓度可通过以本身公知的方式求解 M^* 的方程来计算。

[0058] 时间常数通常是使仪表指示产生自输入信号的最终读数的给定百分比所需的时间,即仪表的驰豫时间。在比如温度计的仪表(其对所施加信号的阶跃变化的响应呈指数特性)的情形下,时间常数等于使该仪表指示总变化的 63.2% (即当暂态误差减小到原始信号变化的 $1/e$ 时)所需的时间。亦称为滞后系数。[来源:Webster 的在线词典]。在本

发明中,时滞可例如被定义为时间常数。在本发明实施例的描述中,根据此阐释为测量室定义了时间常数 τ 。

附图说明

- [0059] 将参考附图进一步解释本发明,在附图中:
- [0060] 图 1 示出了根据本发明实施例的测量系统的示意图。
- [0061] 图 2 示出了其中测量室的声音传播区中有硬性结构法兰的本发明实施例。
- [0062] 图 3 示出了其中测量室的声音传播区中有多孔结构的本发明实施例。
- [0063] 图 4 示出了根据本发明实施例的测量装置组件的分解图。
- [0064] 图 5 示出了图 4 的实施例中的测量装置组件的横截面。
- [0065] 图 6 示出了测量室管的透视图,以及
- [0066] 图 7 示出了根据图 5 的实施例的横截面侧视图。
- [0067] 图 8 示出了具有平衡上游气体通道部分的实施例的略图。
- [0068] 图 9 示意性地示出了根据本发明一方面的变送器安装到测量室的方式;
- [0069] 图 10A-D 图示了检测超声波脉冲的第 n 个回波的方式;以及
- [0070] 图 11A-D 图示了根据本发明一方面的激励发射变送器的方式;
- [0071] 图 12 示出了由引入的压力暂态导致的温度干扰的曲线图;以及
- [0072] 图 13 示出了在用时间常数归一化的时间上绘制的相对温度干扰的减小的曲线图。

具体实施方式

[0073] 测量室

[0074] 在优选实施例中,本发明借助于用于暂时容纳要测量的气体的测量室来实现。优选地,该室被安装成使得气流通过该室并且在流动的气体上断续地进行测量采样。对测量室的功能要求是室限定物质应充当热缓冲器并且与气体分子有高效的热交换。所实现的热交换效率越高,则温度平衡过程的速度增大得越多,且本发明的效果越好。

[0075] 图 1 示意性地示出了根据本发明的测量装置 1。由室限定结构 5 限定的测量室 2 具有腔 4,腔 4 具有其中超声波从超声波发射器传播到超声波接收器的气体的空间。在图 1 的实施例中,超声波以本身公知的方式在两个相对安装的具有发射器以及接收器功能的第一和第二超声波变送器 6A、6B 之间传播。该室设有气体入口 8 和气体出口 10,气体入口 8 和气体出口 10 被设计用于使气体从气流路径 12 通过测量室 2 的腔 4。温度传感器 14 被设计用于检测该室中气体的温度。温度必须在合适的区(即声音传播通过的区)中进行测量。这可例如借助于包括被拉紧而穿过测量区的细铂线的温度传感器来实现。一个可替代方案是感测与声音测量区有已知关系的一点处的温度并计算气体中的温度。优选地,应选择具有尽可能小的时间常数的温度传感器。该示例性铂温度传感器具有小的时间常数并且是实现本发明的合适选择。然而,本发明具有如下效果:借助于高效温度交换而使温度变化趋平,使得温度变化被低通滤波并因此可使用具有较大时间常数的简单温度传感器。当前优选的实施例设有标准 NTC 型热敏电阻(NTC = 负温度系数)。

[0076] 在图 1 中还存在根据一个实施例的电子控制电路的框图。中央处理单元 CPU 16 设

有专为本发明定制的程序代码,并且经由温度信号输入端 18 和温度信号放大器 20 耦合到温度传感器 14。第一超声波变送器 6A 经由超声波接收器信号放大器 22 耦合到计时器级 26 的输入端 24。第二超声波变送器 6B 经由超声波发射器驱动信号放大器 30 耦合到计时器级 26 的输出 28。计时器级耦合到中央处理单元 16 或者借助于中央处理单元 16 来实现,并且具有如下功能:寄存和比较来自接收超声波变送器 6A 的检测器信号的到达时间、信号之间的时间差、以及用于激励发射超声波变送器 6B 的驱动信号的输出时间。数字/模拟(D/A)转换器 36 耦合到中央处理单元,以便于在显示器上输出例如测量结果或者产生警报信号。来自超声波变送器 6A、6B 的信号亦被传送通过或被施加于未示出的信号滤波器,该信号滤波器具有通常用时间常数表达的特定滞。中央处理单元 16 进一步耦合到 I²C 总线 32 以便于与其它电路部件连通。电源 34 按需要耦合到所述部件。该传感器装置由此被操作为发送超声波脉冲通过该室中的气体混合物(例如空气和氧气的混合物),并且测量该脉冲的传播时间。所测量的时间对应于处理器中的计时器值(例如数 4534)。结合所测量的气体温度,根据预编程的关系计算气体浓度,并且以例如对应于 21% -100% 氧气 O₂ 的模拟电压的形式产生输出信号。

[0077] 室 2 的腔 4 由物理室限定结构 5 限定和界定,物理室限定结构 5 以适当形状和适当材料来设计并且具有与通过该室的气流相接触的表面。

[0078] 该结构的热导率确定热交换速度,并且取决于该结构的物理尺寸、形状和材料的特性。热导率在国际单位制中以瓦每米开尔文(W·m⁻¹·K⁻¹)度量,各材料的热导率可从表中得知。对于形状和物理尺寸,热导率例如用间接方法比如对独立参数进行建模和实验测量来估算。该结构的材料应由此具有高热导率,且优选地是比如热导率为 236W·m⁻¹·K⁻¹ 的铝或热导率约为 50W·m⁻¹·K⁻¹ 的钢的金属。亦可考虑其它材料,例如添加有金属碎片(chip)的导热塑料。热缓冲材料的重量应关于其它设计参数以及该室中气体成分的重量、体积和分子密度而选择,使得热交换效率是足够的。根据本发明,应采用可用的设计参数,以使室限定结构适于提供热交换,使得气体的温度变化被均衡到预定时滞内的预定水平。在此情况下,将时滞或室限定结构的热交换的时间常数定义为对该室的热交换效率的度量是有用的。

[0079] 本发明概念包括根据本发明的对测量设备进行定制的方法。该方法在如下意义上是间接的:其根据测量结果的期望精度逼近用来定制的参数,并返回以寻找对用来定制的参数要求。

[0080] 因此,确定了气体混合物中气体的所确定比例的最大可允许误差。该可允许误差取决于应用,其在本发明在呼吸设备中的应用中例如在所确定氧气浓度(O₂浓度)的 5% 误差的范围内。估算了气体混合物的最大发生压力变化的量值。在该示例性应用中,最大发生压力变化例如在 50cmH₂O 的范围内。在患者的实际换气中,最常见的压力变化在 25-30cmH₂O 的范围内。然而,例如,当患者咳嗽时,压力变化可达到高达约 100cmH₂O 的极值。

[0081] 借助于根据气体混合物的发生压力变化的所估算量值的计算,来估算气体混合物的最大发生温度变化的量值。为了进行此估算,确定导热过程的模型,并将该模型表达为包括表示变化的压力所作的压缩功的项的方程。在一示例性实施例中,此方程表达为:

$$[0082] \quad \rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \lambda \nabla^2 T + \dot{p} \quad (2)$$

[0083] 其中 T 是温度, p 是压力, ρ 是密度, C_p 是等压比热, λ 是热导率。下列力学和热学参数值对 25°C 的空气适用:

[0084]

参数	值
ρ	1.18 [kg/m^3]
C_p	1000 [J/kgK]
λ	0.024 [W/mK]

[0085] 表 1

[0086] 在此模型例子中, 密度 ρ 接近恒定值, 这是因为研究较小压力和温度变化。现在在没有任何热传输项和引入的压力暂态 $\Delta p = 5000 [\text{Pa}] = 50\text{cmH}_2\text{O}$ 的情况下求解方程 2, 得到绘制在图 12 的曲线图中的值。这对应于无限大的测量室尺寸或热导率 $\lambda = 0$ 。在图 12 中, 将温度变化的干扰绘制为时间的函数, 其中时间值在水平轴上, 以摄氏度为单位的温度干扰值在竖直轴上。如曲线图所示, $\Delta p = 5000 [\text{Pa}] = 50\text{cmH}_2\text{O}$ 的输入压力暂态带来约 4 摄氏度的温度的非常快速下降。

[0087] 因此, 在此例子中, $50\text{cmH}_2\text{O}$ 的压力减小会造成 4 摄氏度 ($^\circ\text{C}$) 范围内的减小这一形式的温度变化。于是可根据气体混合物的发生温度变化的量值以及气体混合物中气体的所确定比例的最大可允许误差, 来计算气体混合物和测量设备之间的热交换的最大可允许时滞。在本例子中, 气体混合物和测量设备之间的热交换的被表达为时间常数的最大可允许时滞约为 0.050 秒。对于这些要求, 测量设备被定制成使得气体混合物和测量设备之间的热交换的时滞小于或等于 (\leq) 热交换的所计算最大可允许时滞。

[0088] 应用于定制的方法的基本结果, 该方法还包括如下步骤: 关于气体混合物的特性而选择测量设备中测量室的形状、尺寸和材料的组合, 使得气体混合物和测量设备之间的热交换的时滞小于或等于 (\leq) 热交换的所计算最大可允许时滞。

[0089] 在本发明实施例中, 将信号滤波器施加在来自超声波检测器的信号上并且亦在对测量设备进行定制时考虑滤波器的时滞 (优选地是时间常数) 常常是有利的。因此, 该方法的一个实施例还包括如下步骤: 根据对测量设备的响应时间的预定要求, 选择施加在来自测量设备中的超声波检测器的信号上的信号滤波器的时滞。因此, 此实施例包括: 亦根据施加在来自测量设备中的超声波检测器的信号上的信号滤波器的时滞来计算气体混合物和测量设备之间的热交换的最大可允许时滞。

[0090] 在亦考虑信号滤波器的时滞的实施例中, 计算气体混合物和测量设备之间的热交换的最大可允许时滞包括下列步骤:

[0091] 根据气体混合物的发生温度变化的量值来计算气体混合物中气体的所确定比例的发生误差的量值;

[0092] 计算由压力变化导致的最大可允许检测温度变化;

[0093] 确定由压力变化导致的气体混合物的最大发生温度变化和最大可允许检测温度变化之间的关系;

[0094] 确定气体混合物和测量设备之间的热交换的时滞和施加在来自测量设备中的超

声波检测器的信号上的信号滤波器的时滞之间的关系；

[0095] 确定所述温度关系和所述时滞关系之间的关系；并且

[0096] 根据所述温度关系和所述时滞关系之间的所述关系来计算气体混合物和测量设备之间的热交换的最大可允许时滞。

[0097] 如上所述,对时滞的优选度量是时间常数,即根据定义达到总热交换的 63.2%所需的时间。

[0098] 确定了对测量设备的热交换特性的要求后,本发明概念包括实现足够热交换效率的不同方法。

[0099] 在一个实施例中,通过关于其它设计参数而减小或最小化限定腔的物质的表面和气体分子之间的距离来实现所需热交换速度。更特定地,是围绕室腔中的气体或被室腔中的气体围绕的物质。在此实施例的一个变体中,热缓冲材料的表面面积在室腔的声音传播区中被放大。

[0100] 例如,如图 2 的实施例所示,测量室 2 可设有位于声音传播区中的热缓冲材料的法兰 38。优选地,在变送器 6A、6B 之间、平行于声音传播方向 40 而安装法兰 38,以免减小声压。类似地,通过测量室的主气流方向 42 应平行于法兰,以免干扰通过该室的流率。在图 2 中,气流方向 42 向着纸内,并因此垂直于声音传播方向 40。对设有厚度约 1 毫米 (mm) 且断续内部距离约 2 毫米 (mm) 的钢法兰的测量室进行的实验测试表明:换气机工作中的温度变化被平衡到温度相关效应可忽略的程度。不需要测量和补偿温度变化,仅需要相对缓慢地测量基本气体温度,以便获得气体浓度计算的精确结果。

[0101] 在图 3 所示的另一示例性实施例中,室 2 在其声音传播区中设有固体材料的多孔结构 44,如丝绒或海绵状结构,其例如由钢或某种其它金属或类似导热材料制成。气体流过并围绕多孔结构 44,由此实现了从气体分子到结构表面的小距离。该多孔结构应设置成使得超声波无任何显著干扰且以小的流阻行进通过该多孔结构。

[0102] 在第三示例性实施例中,室腔被成形为小直径的管,这导致了从腔中气体分子到管内壁的小距离。优选地,内部管形状为圆筒形,但亦可考虑其它横截面。在此实施例的实际实施中,一部分气流从主气流被转向测量室,以便热缓冲和测量适当的气体体积。此概念被应用于图 4-7 所示的本发明的当前优选实施例。确定了模型以便寻找管形室腔的合适参数。此模型基于研究由压力暂态所造成的温度变化导致的对测量精度的干扰的相对水平。假定相对温度干扰水平 $T(r, t)$ 根据如下方程呈指数减小:

$$[0103] \quad T(r, t) = \Delta T_0 \exp\left(-\frac{t}{\tau}\right) g\left(\frac{r}{r_0}\right) \quad (3)$$

[0104] 其中 r_0 是圆筒的内半径, r 是圆筒中的空间 (即管形室) 中的半径, $g(r/r_0)$ 是圆筒中的空间中的温度分布, τ 是时间常数。

[0105] 时间常数 τ 是

$$[0106] \quad \tau = 0.1729 \frac{\rho C_p}{\lambda} r_0^2 \quad (4)$$

[0107] 其中 ρ 是密度, C_p 是等压比热, λ 是热导率,它们具有上面的表 1 中所述的值。

[0108] 图 13 中的曲线图示出了在用时间常数归一化的时间上绘制的相对温度干扰的减小的曲线的形式这种关系的例子。在 1 个时间常数之后,干扰水平减小到了初始水平的约

36%。

[0109] 在建模计算中使用这些方程示出了不同管半径 r_0 (毫米) 和与没有根据本发明的任何温度平衡的情况下的标称水平相比由于压力变化导致的在时间常数 τ (tau) [s] 之后的相对温度干扰水平之间的关系。在下表中, 在引入的压力暂态之后分别在两个时间点 $t = 0.01$ [s] 和 $t = 0.1$ [s] 列出这些参数。例如, 该表中示出了半径为 3.0mm 的管具有时间常数 $\tau = 0.0765$, 且在 0.01 秒之后具有 0.877 的相对温度干扰水平, 在 0.1 秒之后具有 0.271 的相对温度干扰水平。

[0110]

r_0 [mm]	tau [s]	$\exp(-0.01/\tau)$	$\exp(-0.1/\tau)$
1.0	0.0085	0.308	0.0000078
1.5	0.0191	0.593	0.00536
2.0	0.0340	0.745	0.0528
2.5	0.0531	0.828	0.152
3.0	0.0765	0.877	0.271
4.0	0.136	0.929	0.479
5.0	0.213	0.954	0.625
6.0	0.306	0.968	0.721
7.0	0.417	0.976	0.787
8.0	0.544	0.982	0.832

[0111] 表 2

[0112] 可以看出, 对于 50% O_2 和 50% N_2 的气体混合物, 所确定 O_2 浓度的误差为每摄氏度温度变化约 2.5% 单位。因此, 在半径为 3.0mm 且 0.01 秒之后相对干扰水平为 0.877 的前述例子中, 所确定 O_2 浓度的误差为 $\Delta X_{O_2} = 2.5 \times 0.877 \approx 2.2\%$ 。

[0113] 在本发明在呼吸设备的 O_2 传感器中的应用中, 在定制过程中必须虑及极值高达约 100cmH₂O 的压力变化。这将以与上述计算相同的方式产生高达约 8 摄氏度的温度变化, 这又通过计算 $2.5 [O_2 \text{ 浓度的百分数单位误差} / \text{摄氏度温度变化}] \times 8 [\text{摄氏度}]$ 产生由于压力引发的温度变化导致的 O_2 高达约 20 百分数单位的误差干扰。借助于信号滤波, 此干扰可减小到约 3% 的更可容忍的水平。即, 滤波器应将误差减小到减小因子为 $3\% / 20\% = 0.15$ 的一小部分。信号滤波器被由此施加在来自超声波传感器的信号上。信号滤波器关于起源于 O_2 浓度的真实变化的信号而限制超声波传感器的速度。对于大的滤波器时间常数 τ_f , 压力引发的温度变化对 O_2 浓度的影响较小。对于此配置, 经测量 O_2 浓度的误差因此一方面受到测量室的热时间常数 τ 的影响, 另一方面受到信号滤波器时间常数 τ_f 的影响。使用具有上面简要描述的信号滤波器并且适用于确定测量室的所需尺寸的定制方法的更详细版本, 可确定信号滤波器的时间常数 τ_f 、测量室的时间常数 τ 、以及与滤波器减小最大干扰的程度的减小因子相对应的减小因子 η 之间的关系。根据此关系 (未详细示出), 在此例子中可确定对于减小因子 0.15, 测量室的时间常数 $\tau \leq 0.235 \times$ 信号滤波器的时间常数 τ_f 。实际上, 关系 $\tau \leq 0.235 \times \tau_f$ 例如作为描述干扰减小因子与时间常数比之间的函数关系即 $\eta (\tau_f / \tau)$ 的曲线图上的一点而被发现。对于时间常数为 20 秒的慢滤波器, 测量室的最大时间常数将是 $0.235 \times 20 = 4.7$ 秒。计算作为决定性定制参数的金属管的内直径

并假定气体混合物为空气,所得到的要求是最大内直径为 47 毫米。

[0114] 当执行本发明时需要考虑不同的设计因素和参数,以便根据本发明提供效率足够的热交换效果。在本发明概念的一个实施例中,借助于如下方法关于例如直径、壁厚度、重量或热导率对所选结构设计进行定制。测量可能发生在本发明的特定应用中的压力变化,其中特别注意不适宜压力的情形。执行一个或多个所选设计参数对例如时间常数和温度干扰水平所产生结果的仿真,并且确定最大温度干扰水平。温度偏差或温度干扰水平被转换成所得计算气体浓度或气体流量的误差。由此可替代地表达为偏差或干扰水平的最大可允许误差对于所得测量气体浓度水平而言是预定的,例如 O₂ 浓度的最大 3% 误差。此后,根据预定最大气体浓度误差来计算所选设计参数,例如管的直径。如果例如所需热导率是要定制的所选设计参数,则亦根据例如预定的管直径进行相应计算。此概念与上面给出的建模例子类似。

[0115] 图 4 示出了作为测量装置组件实现的本发明的实施例的主要部件的分解图,该测量装置组件包括具有图 4 中不可见的测量室的传感器壳 46、具有连接到外部布线的连接器的电路板 48、以及被设计成覆盖传感器壳 46 和电路板 48 的保护盖 50。传感器壳 46 被设计成安装在主气流管 52 上,从而覆盖主气流并经由气流管 52 中的开口 54 部分地插入主气流中。气流的一部分由此被导入传感器壳 46 的测量室中。

[0116] 图 5 示出了根据图 4 的安装在主气流管 52 上的测量装置组件的横截面。传感器壳 46 设有唇形构件 56,该唇形构件突出到主气流管 52 中并将气体引导到测量室 2。测量室 2 在空间上由圆筒管 58 限定,圆筒管 58 包括沿着圆筒的壳套 (mantle) 定位的用于气体的彼此相对的细长入口和出口 60。设计入口和出口的细长形状,以使可与气流的突然区域变化相关地发生的超声波传播模式的影响最小化。更特定地,减少或甚至避免了区域变化处的声音脉冲回弹,从而可避免由这样的声音脉冲回弹导致的对声音传播模式的破坏性干扰。在工作中,气体沿着唇形构件并经由入口和出口 60 流入和流出管腔。在图 5 中,仅一个入口和出口可见。超声波变送器 6A、6B 位于该管的每个端开口处,使得变送器的有效表面覆盖该管在每个相应端的端开口。具有阻尼密封件功能的垫圈 62 密封以防止室管 58 和变送器的有效表面之间的泄漏。O 形圈 64 密封在室管 58 和传感器壳 46 之间,且领形密封物 66 密封在传感器壳 46 和主气流管 52 之间。弹性钩环 (shackle) 片 68 在每一侧将变送器 6A、6B 固定到室管 58。从图 5 中可清楚看到,传感器壳中的大部分部件成对出现,以对称方式安装在室管 58 周围。电路板 48 放置在传感器壳 46 的顶上,最后,组件被保护盖 50 覆盖。

[0117] 图 6 和图 7 更详细示出了室管 58。室管 58 在一端设有法兰 82,当管 58 安装在传感器壳中时,法兰 82 具有位置停止功能。在管 58 的每个端都有用于容纳 O 形圈密封件 64 (参照图 5) 的凹部 84。细长入口和出口 60 如上所述沿着管 58 的壳套设置。优选地关于温度变化以及信噪比而优化室管的尺寸。此示例性实施例针对这样的呼吸设备的吸入通道而设计,该呼吸设备具有通过该吸入通道的主气流中的范围为 0-200 升 / 分钟的典型气体流率、范围为 15-50°C 的典型工作气体温度、以及范围为 0-140cmH₂O 的典型压力变化。室管的此实施例优选地具有 9mm 范围内的内直径和 12mm 范围内的外直径,从而导致了室壁主要部分的约 3mm 的材料厚度以及气体分子与内表面之间约 4.5mm 的最大距离。该材料是具有 50Wm⁻¹K⁻¹ 范围内的热导率的不锈钢。在应用于其中气流相对于测量室腔体积而言较大的

环境的本发明实施例中,优选地提供有针对根据本发明概念用于平衡温度梯度而设计的上游气体通道部分。由此消除了室中气体部分的交换速度超过室中温度平衡的速度的风险。这样的上游气体通道部分由此优选地利用横截面尺寸相对于主气流尺寸而言较小的导热材料来设计。图 8 示出了此实施例的略图,其中温度平衡通道部分 90 位于测量室腔 4 的上游并且设计成在流入气体进入测量室之前使其温度 T_0 趋平。在上面解释的图 5 的实施例中,唇形构件 56 连同周围结构一起构成这样的温度平衡通道部分。

[0118] 根据本发明的声传感器的另一方面处理测量室膨胀的问题。借助于声传感器测量声速 c 是基于测量声音脉冲行进已知距离 s 所需的时间 t , 并计算 $c = s/t$ 而进行的。因此需要对测量距离进行精确和稳定的测量。例如,在通过空气和氧气的气体混合物中的声速检测来测量气体浓度时,在 18mm 的测量距离上,测量距离的 10 微米变化导致了氧气浓度单位约 1% 的误差。测量距离的扩展可由于室的或变送器的热膨胀以及测量室中的压力变化而发生。

[0119] 热膨胀发生在室封闭结构中和超声波变送器自身中。根据本发明,用于室封闭结构的材料通过关于其它设计参数而选择具有尽可能低的线性温度膨胀系数的材料来处理。例如,具有 $22.2 (\text{m/m} \cdot \text{K} \times 10^{-6})$ 的线性热膨胀系数的铝或具有 $13.0 (\text{m/m} \cdot \text{K} \times 10^{-6})$ 的钢可用于室。

[0120] 超声波变送器包括不同材料的层,其中适应材料上的有效超声波发射表面、阻尼材料层和硅酮橡胶层,它们都安装在通常用于倚靠凹部的缘而安装变送器的法兰上。所有这些层都根据环境的或气体的温度变化、或由于超声波产生而膨胀或收缩,并由此招致测量误差。根据本发明,并如图 9 的示意图所示,此效应通过安装变送器使得相应变送器 6A/6B 的有效表面 94 覆盖管形室腔 4 的端开口来消除。由此可忽略构成变送器的材料的尺寸变化,这是因为有效表面的位置保持恒定。有效表面 94 倚靠位于室壁 97 的端横截面之间的垫圈 62 形式的薄的声学阻尼密封件。阻尼密封垫圈 62 优选地由例如约 0.7 毫米厚的硅酮橡胶制成。阻尼密封件垫圈 62 处理本发明的第四方面,即消除结构声。由于其厚度小,硅酮密封件具有可忽略的由压力以及温度导致的长度膨胀。

[0121] 此外,变送器安装有弹性装置 102,弹性装置 102 将变送器压在阻尼密封垫圈 62 上。在图 9 中,用作说明,该弹性装置固定在钩环或带 104 上,钩环或带 104 相对于室结构被刚性紧固。在图 6 所示的实施例中,钩环片 68 自身体现为弹性装置。该弹性装置应被设计有超过在测量室中产生的最大压力脉冲的弹性力,并由此消除测量距离的压力相关的膨胀和变送器的移位。

[0122] 此实施例的优点是其实现了小尺寸测量室。小尺寸简化了与气体浓度测量相联系的温度测量,这是因为小的声音传播区导致了较均匀的气体温度。这又实现了可在一点而不是整个区内测量气体温度。可如本发明实施例中所说明的那样使用此概念,或者与超声波变送器的其它配置相结合独立地使用此概念。

[0123] 处理室材料膨胀的另一方法是将测量室设计成球形,使得室封闭物的热膨胀在所有方向上相等。此实施例的一个缺点是球体是提供关于该体积的最小可能表面面积的几何形状。此实施例因此优选地设有额外的热缓冲材料,以便实现与室的气体成分的足够高效的热交换。这可例如借助于室腔内的多孔结构、法兰或较厚的室壁来实现。

[0124] 本发明的又一方面涉及如下问题:在短测量距离的情况下仍实现令人满意的超声

波测量分辨率。根据本发明,这通过允许声音脉冲在行进时间被读出之前在变送器对之间回弹来解决。由此实现了对行进了较长距离的反射信号的检测和计时。图 10A-10D 图示了本发明。图 10A 图示了作为例子的发射超声波变送器 106,其发送超声波脉冲经过例如 6 厘米的测量距离 110 到接收变送器 108。图 10B 图示了以第一发射振幅在 1 发射并以第二较低振幅(由通过气体行进期间的能量损失所导致)在 2 接收的声音脉冲。在图 10C 中,发射和接收变送器以例如 2 厘米的较短间距来定位。如箭头所示,声音脉冲被允许在变送器之间回弹或回声两次,并在行进了变送器间距三次之后被接收变送器检测。如图 10D 所示,优选地使接收器在时间段 1 中的声音脉冲发射期间受阻尼,以便抵消干扰振荡。该脉冲在时间段 2 中第一次回弹,在时间段 3 中第二次回弹,随之被接收变送器检测。通常,检测第 n 个回波,并适当考虑信号阻尼。然而,在优选实施例中,根据测量室的设计,检测第二回波。检测超声波脉冲的第 n 个回波例如第二个回波使得超声波行进较长距离,并因此提高了小尺寸测量室的测量分辨率。

[0125] 本发明的又另一方面处理如下问题:实现传感器装置的适当信号模式。根据本发明实施例,发射变送器被操作为发射重复频率为 200Hz 的超声波脉冲。这样的话,该变送器被激励以振荡和发射的脉冲实际上是例如包括 3 个脉冲的脉冲列突发,每个突发具有 2.25 个周期的持续时间,从而对应于 0.0050 秒。为了减少暂态并导致和谐的暂稳态过程,变送器激励电压被控制为仅在变送器振荡的上升时段期间具有高电压和振荡。即,当变送器输出具有正导数并因此激励电压的第一振荡具有仅 1/4 脉冲周期的长度时。这在图 11A-11D 中示出。图 11A 是示例性示波器测量的屏幕信息转储,其图示了声音脉冲如何在测量室中的变送器表面之间回弹,由接收变送器所检测。该声音受阻尼而在 2.4 毫秒之后完全消逝,新的脉冲发射可开始。在图 11B 中,上图示出检测到的超声波脉冲,下图示出到发射变送器的激励电压输入。借助于如上所述的微处理器中的计时器来测量从发射开始到例如接收器接收到第二回波的时间。图 11C 示出了图 11B 中的激励振荡的部分放大图。第一振荡仅 1/4 脉冲周期长,而随后的振荡具有 1/2 脉冲周期的长度,因此所施加的信号在数学意义上偏离变送器的谐振频率。这亦在激励振荡与发射变送器输出的关系图中示出。根据图 11D,激励电压以从 1/4 脉冲周期开始的方波振荡 112 的突发的形式输入到变送器,由此在变送器输出信号 114 的正导数部分期间具有高电压。可如本发明实施例中所说明的那样使用此概念,或者与超声波变送器的其它配置相结合独立地使用此概念。

[0126] 本发明的流量计应用

[0127] 本发明概念还可应用于借助于超声波的气体流量测量。基于超声波的流量计利用了测量区上游和下游的声速之差。上游测量值和下游测量值的平均值给出了对气体组成和气体温度的间接度量。对于施加在流量计测量区中的根据本发明的温度缓冲器,测量值仅是对流量和气体组成的度量。这可例如用于确定患者的肺的机能性余气量(FRC)。特定测量采样的时间不必与温度测量同步。

[0128] 标号

[0129]	1 测量装置	46 传感器壳
[0130]	2 测量室	48 电路板
[0131]	4 室腔	50 保护盖
[0132]	5 室限定结构	52 主气流管

- | | | |
|--------|----------------|--------------|
| [0133] | 6A、6B 超声波变送器 | 54 主气流管中的开口 |
| [0134] | 8 气体入口 | 56 唇形构件 |
| [0135] | 10 气体出口 | 58 圆筒管 |
| [0136] | 12 气流路径 | 60 入口和出口 |
| [0137] | 14 温度传感器 | 620 形圈 |
| [0138] | 16 中央处理单元 CPU | 66 领形密封物 |
| [0139] | 18 温度信号输入端 | 68 弹性钩环片 |
| [0140] | 20 温度信号放大器 | 82 法兰 |
| [0141] | 22 超声波接收器信号放大器 | 84 凹部 |
| [0142] | 24 计时器级输入端 | 90 通道部分 |
| [0143] | 26 计时器级 | 94 变送器的有效表面 |
| [0144] | 28 计时器级输出 | 102 弹性装置 |
| [0145] | 30 驱动信号放大器 | 106 发射超声波变送器 |
| [0146] | 32I2C 总线 | 108 接收超声波变送器 |
| [0147] | 34 电源 34 | 110 测量距离 |
| [0148] | 38 法兰 | 112 方波振荡 |
| [0149] | 40 声音传播方向 | 114 变送器输出信号 |
| [0150] | 42 主气流方向 | |
| [0151] | 44 多孔结构 | |

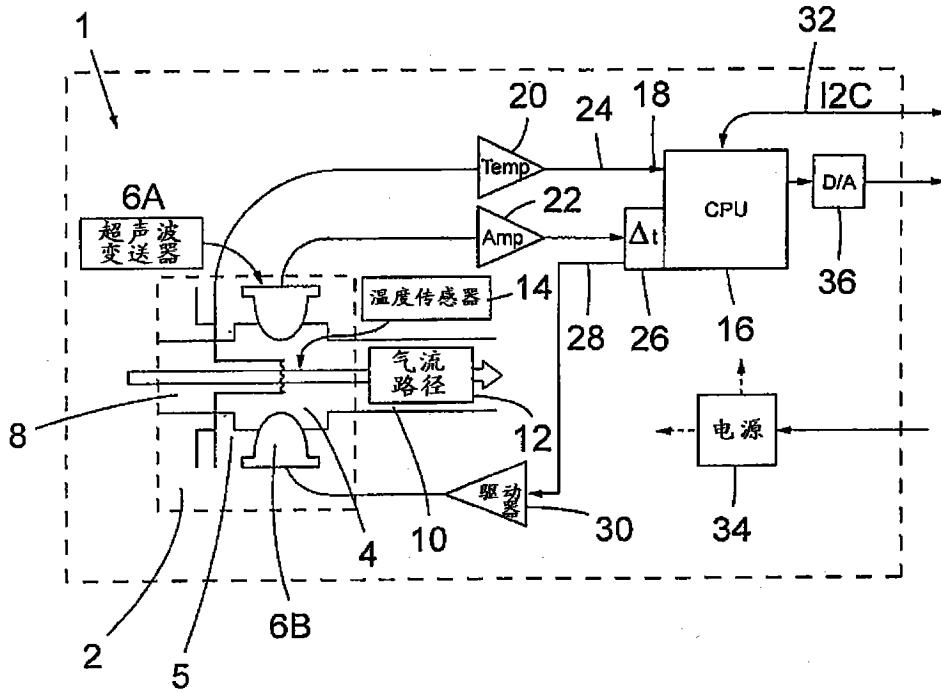


图 1

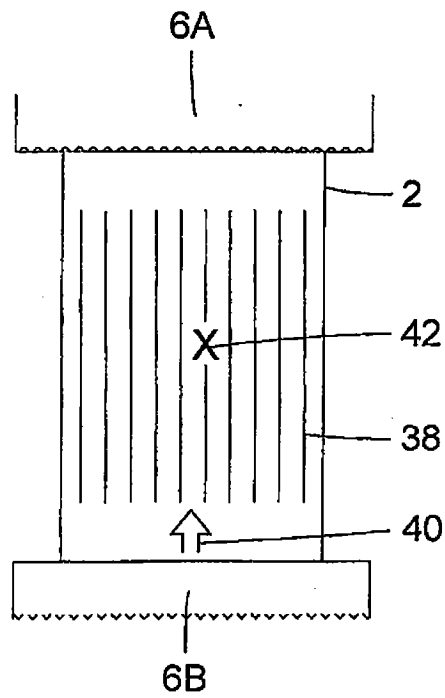


图 2

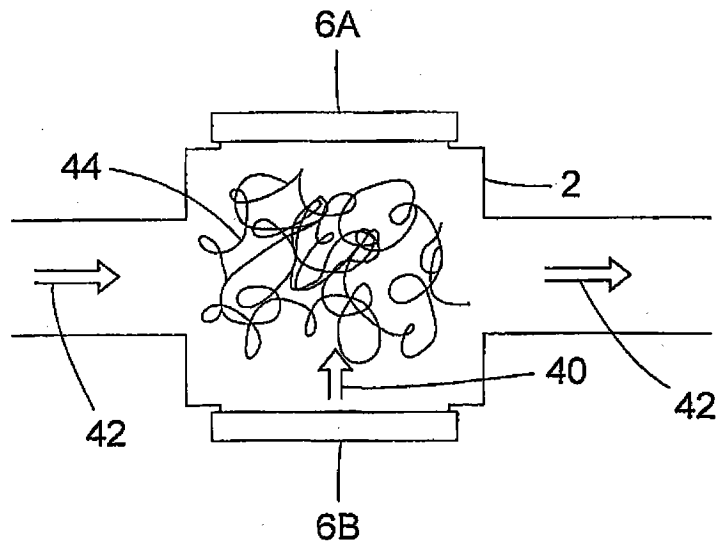


图 3

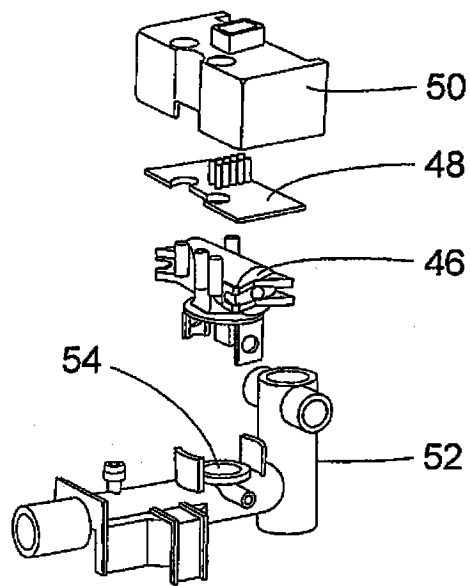


图 4

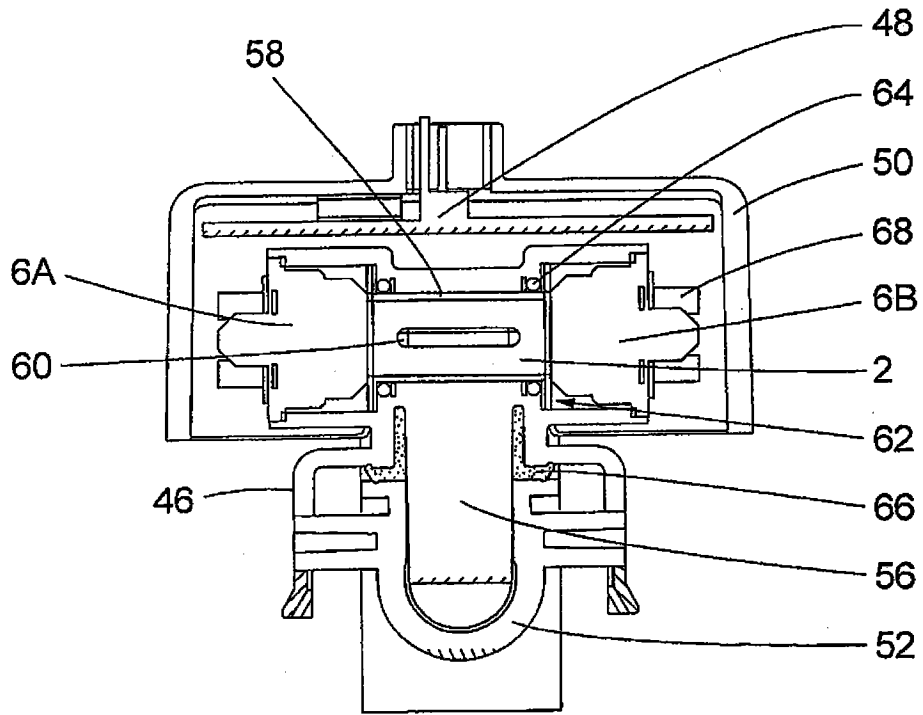


图 5

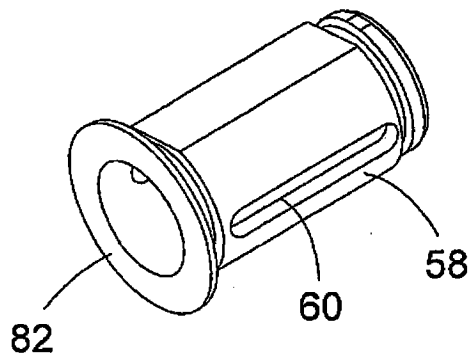


图 6

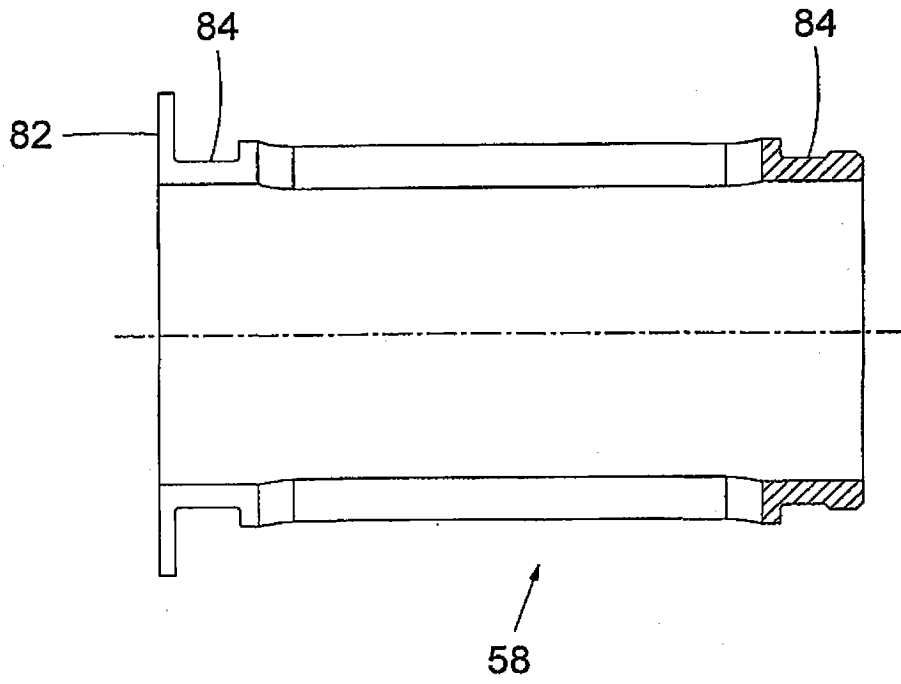


图 7

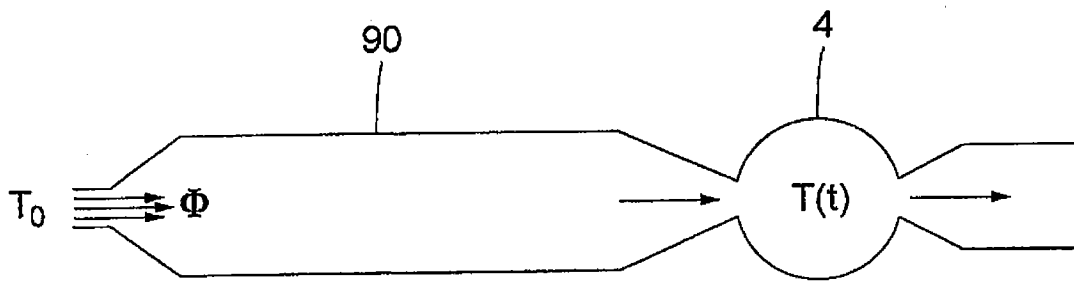


图 8

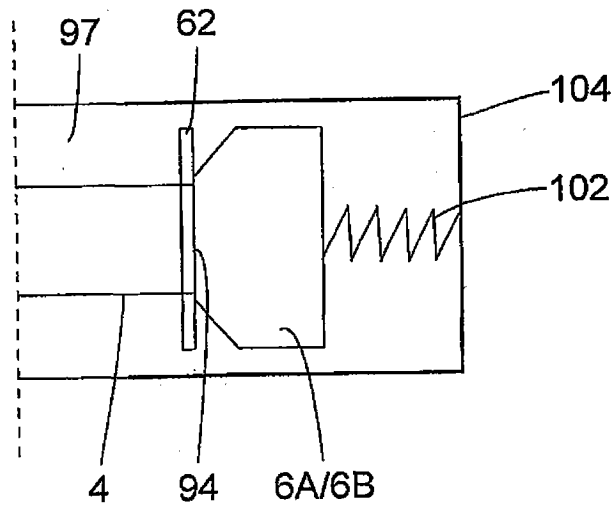


图 9

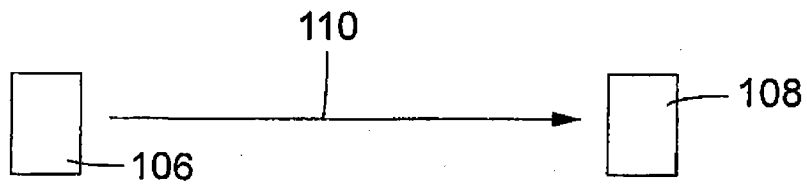


图 10A

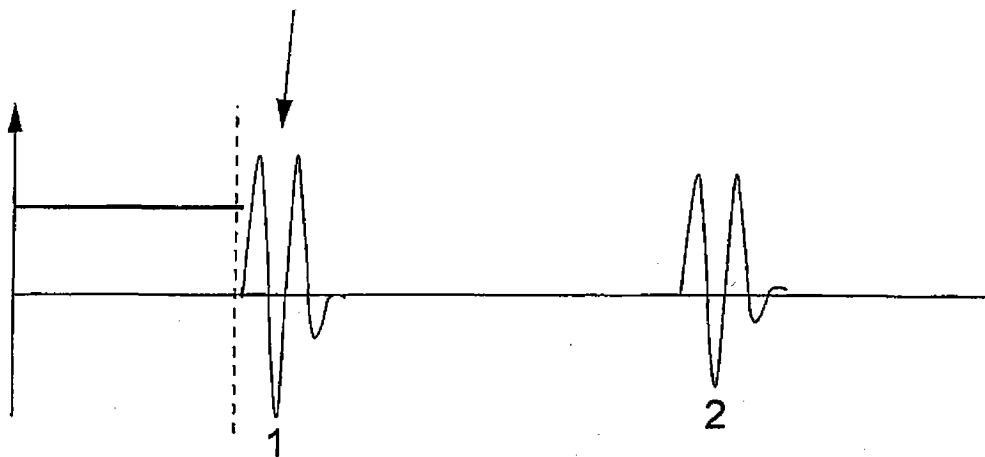


图 10B

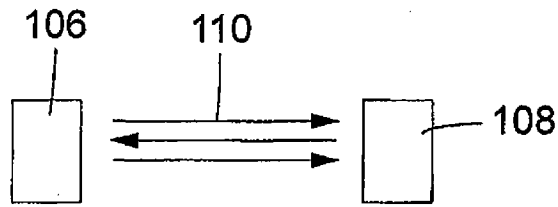


图 10C

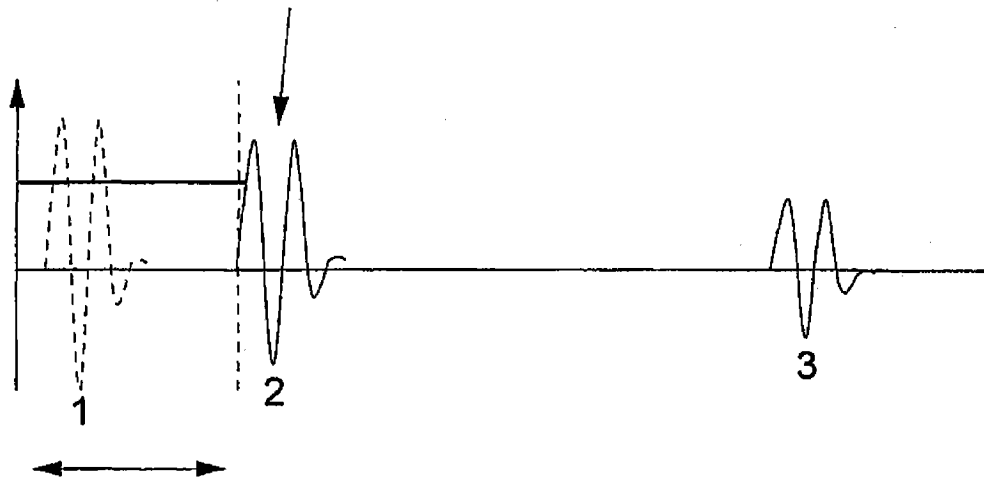


图 10D

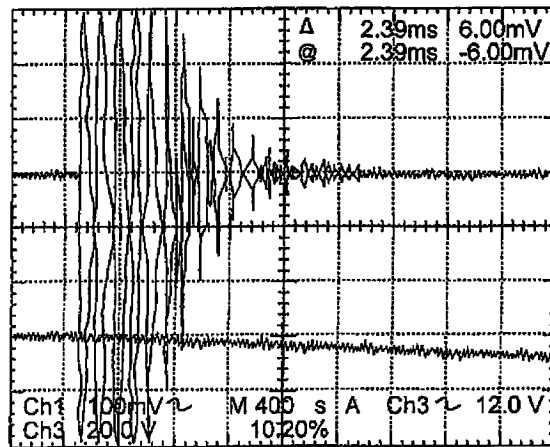


图 11A

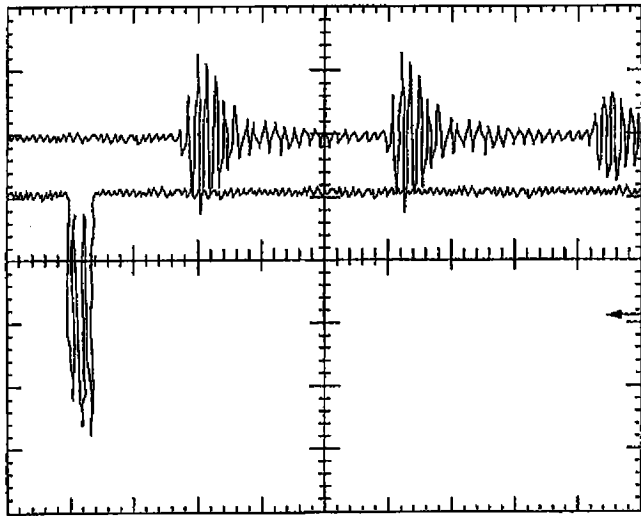


图 11B

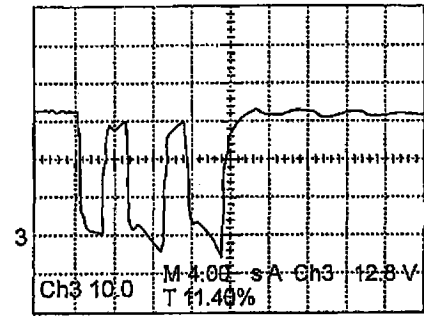


图 11C

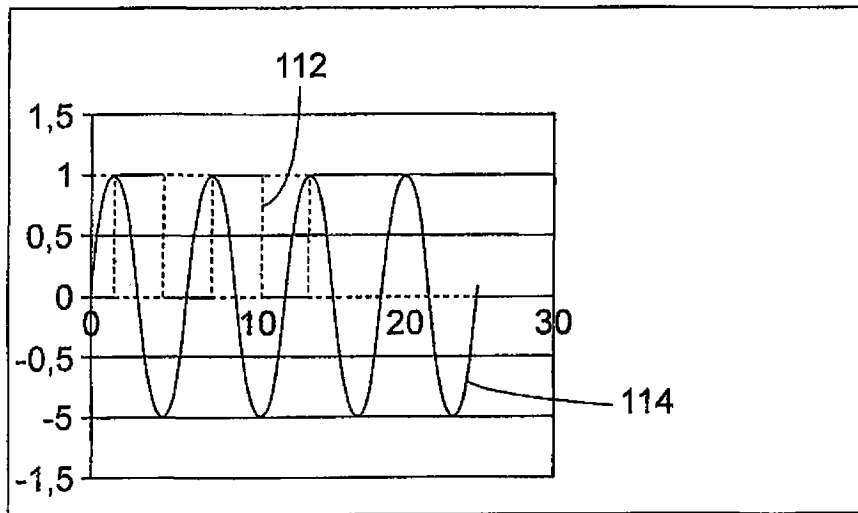


图 11D

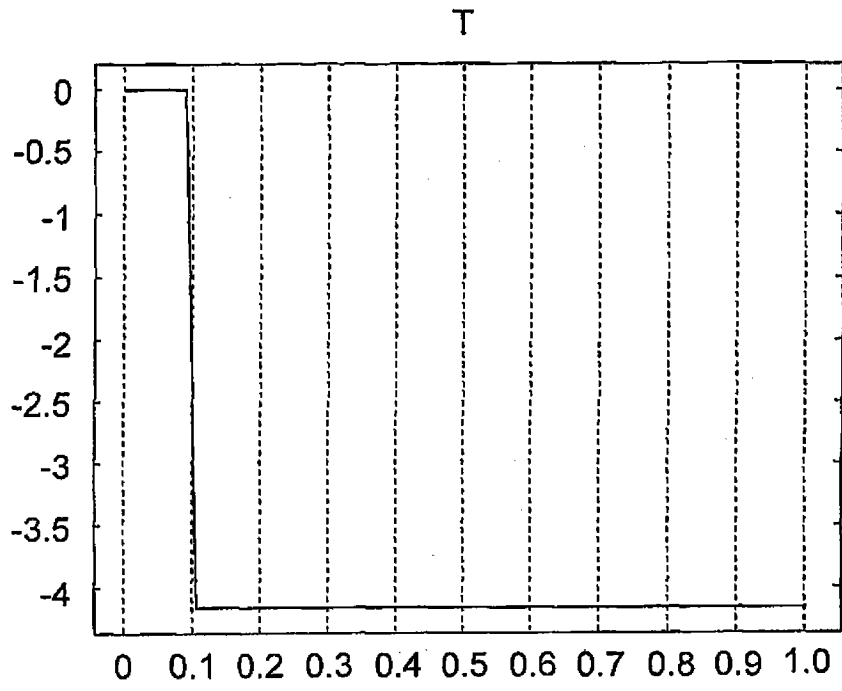


图 12

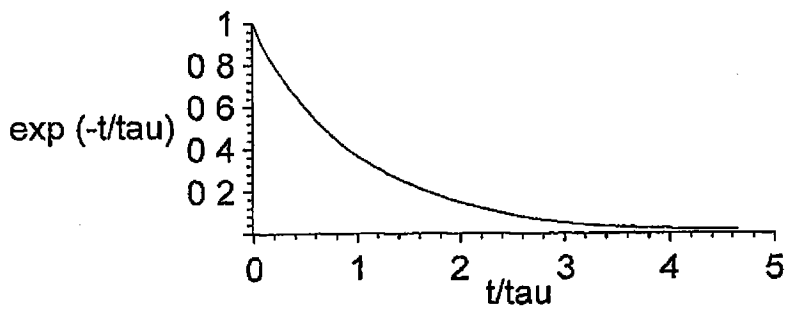


图 13