

# 基于动态湿度传感的穿戴式呼吸功能检测系统： 肺功能测量原理与实验对照\*

卢昌盛<sup>1) #</sup> 蒋泽荣<sup>2) #</sup> 王晓<sup>1)</sup> 李轲轶<sup>3)</sup> 林桂阳<sup>4)</sup> 杨瑛琦<sup>1)</sup>  
林益华<sup>5)</sup> 郑冠英<sup>4)</sup> 谢宝松<sup>4)</sup> 刘向阳<sup>1) †</sup>

1) (厦门大学海洋与地球学院, 近海海洋环境科学国家重点实验室, 水声通信与海洋信息技术教育部重点实验室, 厦门 361102)

2) (厦门柯迪森科技有限公司, 厦门 361015)

3) (厦门大学医学院, 厦门 361102)

4) (福建省立医院呼吸与危重症医学科, 福建医科大学省立临床医学院, 福州 350001)

5) (厦门大学附属第一医院呼吸与危重症医学科, 厦门 361003)

(2023年11月11日收到; 2023年12月27日收到修改稿)

传统的肺功能检测仪是基于测量呼气期和吸气期间的气流和压力变化来评估受测者的呼吸功能。这些技术主要基于机械式压差传感器或涡轮传感器, 通过测量受测者口腔吹气和吸气的能力来评估其肺功能。其所测得的肺功能参数包括峰值呼气流量 (peak expiratory flow, PEF) 和用力肺活量 (forced vital capacity, FVC) 等。本文报道了基于动态湿度传感技术发展而来的穿戴式呼吸功能检测系统 (穿戴式呼吸波谱仪)。基于湿度传感器的特点, 对呼吸检测原理与设备的定量设计与模拟潮气实验进行了全面的探索。根据达西定律, 通过穿戴式呼吸波谱仪的气体流量与其内外压差成正比关系, 该系统符合压差式传感原理。以此为基础, 根据其结构特点, 建立 PEF 和 FVC 与传感器电信号变化的定量关系。实验结果验证了波谱仪内相对湿度的最大变化率与 PEF 呈线性正相关的关系。波谱仪的模拟潮气实验结果表明, 测试范围为 180—840 L/min 条件下, PEF 的示值误差小于 10%, 相邻测试误差小于 5%, 频率响应测试误差小于 12%, 符合呼气峰值流量计行业标准的要求。此外, 将传统便携式肺功能检测仪作为对照, 进行不同 PEF (300—720 L/min) 和 FVC (3—6 L) 条件下的模拟潮气实验。结果表明, 波谱仪所测 PEF 和 FVC 的平均示值误差分别约为 0.35% 和 0.23%, 均远远小于便携式肺功能检测仪, 充分验证了该系统对肺功能实时评估的准确性和可靠性。更重要的是, 在模拟自由呼吸条件 (PEF 为 12—24 L/min, FVC 为 0.5—0.7 L) 下, 波谱仪的电信号变化与自由呼吸体积仍呈线性关系。因此, 穿戴式呼吸波谱仪可对人体自然、微弱的鼻呼吸, 进行自由、动态、定量的长期监测。所测量人们的自由呼吸波谱在人体肺功能实时监测以及呼吸系统疾病远程监测方面, 具有巨大的应用潜力。

**关键词:** 柔性传感, 呼吸功能检测, 呼吸波谱

**PACS:** 87.19.Wx, 87.61.Bj, 92.60.jk, 07.07.Df

**DOI:** 10.7498/aps.73.20231787

## 1 引言

呼吸系统疾病是一类影响人们正常呼吸功能的疾病, 包括新冠肺炎、慢性阻塞性肺病 (chronic

obstructive pulmonary disease, COPD)、支气管哮喘、肺癌等<sup>[1-4]</sup>。呼吸系统疾病的严重性不容小觑, 除了在世界范围内大流行的对人类健康产生巨大冲击的新冠肺炎, 其他的呼吸系统疾病, 同样也给人类带来了严重的影响, 造成一系列社会经济

\* 国家自然科学基金 (批准号: 12074322) 资助的课题。

# 同等贡献作者。

† 通信作者。E-mail: liuxy@xmu.edu.cn

负担. 如中国有超过 1 亿的慢阻肺病人, 其死亡率占慢性病的第三位<sup>[5]</sup>. 在中国, 肺癌的患病率与死亡率, 占所有癌症的首位, 每年以 120 万的速度在增加<sup>[6,7]</sup>.

肺功能测试在呼吸疾病的预防、诊断和治疗过程中起着至关重要的作用<sup>[8-10]</sup>. 这种测试可以通过测量患者的呼气量、肺活量、通气功能等来评估肺功能的健康状况. 通过这些测试结果, 医生可以判断患者是否存在呼吸问题, 并确定病情的严重程度和进一步诊疗方案. 同时, 肺功能测试还可以监测治疗效果并评估疾病的发展情况.

传统的肺功能检测多使用机械式压差传感器或涡轮传感器<sup>[9,11]</sup>. 机械式压差传感器是一种基于气压差的机械传感器, 通过测量气道内的流体压差来评估肺功能. 这种传感器的主要优点是结构简单、响应速度快、测量准确度合适. 然而, 现有机械压差传感器, 需要较强的吹气压来启动, 并且需要定期进行校准和维护. 涡轮传感器则是一种基于气体流量的传感器, 其通过测量气道中气体流动的速度来评估肺功能. 这种传感器的主要优点是结构简单、易于使用, 并且对患者的舒适度影响较小. 然而, 涡轮传感器的测量精度可能受到气体湍流等因素的影响, 且在低流量范围内的测量准确度可能较低. 此外, 目前传统的肺功能检测仪还存在一些不足: 首先, 其灵敏低, 无法检测微弱鼻子的呼吸活动. 其次, 其无法连续检测. 更重要的是, 传统的肺功能检测仪测试的结果准确性受测试者配合程度以及操作准确性的影响. 此外, 用力呼气这种常规检测模式无法应用于严重呼吸道疾病如 COPD 等的诊断, 因其检测可能会造成患者肺泡破裂, 引发气胸.

近年来, 随着多种传感器得到广泛的开发与应用<sup>[12-22]</sup>, 可穿戴数字医疗设备在人体健康监测中的运用日益增加<sup>[23-27]</sup>. 结合云通讯技术, 可穿戴呼吸数字医疗设备可以实时监测人体的呼吸状态并对其进行评估, 从而提供更全面、准确的肺功能数据. 此外, 可穿戴数字医疗设备可以将传感器与移动设备相结合, 实现对患者肺功能的远程监测和记录. 值得注意的是, 人体呼出的气体具有显著特点, 包括呼气温度接近 37 °C、接近饱和水蒸气的水含量以及较高的二氧化碳浓度等<sup>[28,29]</sup>. 为此, 本研究针对人体呼出的气体的温度接近 37 °C 和接近饱和水蒸气的水含量特点, 基于蚕丝-碳纳米管介观

功能材料的柔性湿度传感器和电容式的柔性湿度传感器<sup>[30,31]</sup>, 开发出对人体呼吸进行实时传感的可穿戴呼吸数字医疗设备. 该湿度传感器具有高灵敏度和快速响应/恢复速度, 能对呼吸潮气引起的周围动态湿度变化快速反应<sup>[30,31]</sup>. 本文进一步发展出了基于动态湿度传感的可穿戴式呼吸波谱仪, 用于实时监测人体呼吸功能. 该仪器不仅能够实现传统呼吸功能检测仪的功能, 还能定量、实时分析人体连续、自由的呼吸过程, 特别是自然的鼻呼吸状态. 可穿戴式呼吸波谱仪的应用可使得肺功能的评估变得自由、快速和无感知. 具体而言, 将湿度传感器嵌入可穿戴式呼吸波谱仪中, 以实时测量被测者的呼吸过程. 该传感器能够准确地捕捉到可穿戴式呼吸波谱仪内部由人体呼吸引起的腔体内的湿度变化, 并将其转化为电信号, 传输到数字医疗设备或平台中, 进行处理和分析. 需要指出的是, 可穿戴式呼吸波谱仪的结构设计将直接影响到电信号变化与人体呼吸的定量关系. 特别地, 高灵敏的动态湿度传感器与可穿戴的可穿戴式呼吸波谱仪和基于无线通讯的云技术的结合, 将使得可穿戴式呼吸波谱仪系统能够实现对正常呼吸的即时测量、分析与预警.

这里, 将平静状态下人体自由、自然的鼻呼吸定义为自由呼吸 (natural respiration). 需要指出的是, 自由呼吸量 (natural respiration volume, NRV) 与医学术语潮气量 (tidal volume) 主要的不同之处在于, 自由呼吸量 NRV 指的是鼻呼吸气体体积. 而“潮气量”是嘴呼吸的气体体积. 医学术语“潮气量”中的“潮” (tidal) 指代海洋潮汐的涨落, 表明呼吸为具有规律的上升和下降的模式. 本文所述的通过可穿戴式呼吸波谱仪检测的自然鼻呼吸“潮气” (respiratory moisture) 也是规律性的变换潮汐模式.

本文将着重对包含湿度传感的可穿戴式呼吸波谱仪在人体肺功能评估中的应用进行理论分析, 并通过模拟潮气测试以建立基于可穿戴式呼吸波谱仪的用力呼气测试肺功能参数计算方法. 更重要的是, 通过可穿戴式呼吸波谱仪可对人体的连续、自由呼吸进行定量评估.

从测量常规肺功能角度出发, 本文首先由压差式肺功能检测仪的原理引出了可穿戴式呼吸波谱仪对人体呼吸功能的测试原理, 并对其肺功能测试相关参数的定量计算进行了理论分析; 其次, 通过呼吸波模拟器对该设备进行了模拟潮气定量测试与分

析. 整个标定与测试, 以行标《YY/T 1438-2016》<sup>[32]</sup> (后文简称为: 行标) 为准, 进行模拟定量测试, 并结合理论分析建立了基于该设备的用力呼气测试肺功能参数的计算方法, 并将结果与市售肺功能测试产品所测结果进行了对比; 最后, 对该设备的人体自由呼吸图谱进行了定量分析, 并将其结果与常规肺功能结果进行了比较, 以说明穿戴式呼吸波谱仪是一种对肺功能自由、快捷、无感的有效评估手段, 具有潜在的应用价值.

## 2 测量原理与模型

### 2.1 测试参数

常规肺功能检测仪测定通常包括一系列参数, 其中一些常见且重要的用力呼气测试参数包括峰值呼气流量 (peak expiratory flow, PEF)、用力肺活量 (forced vital capacity, FVC)<sup>[33-36]</sup>. PEF 是指通过最大的努力进行呼气后的最大流速, 而 FVC 是指在最大的努力下在最大吸气后进行的一次完全呼气. 按照肺功能检测得出的呼气流量-容积曲线和呼气容积-时间曲线 (如图 1 所示). 呼气流量-容积曲线横轴为呼气 (或吸气) 容积, 纵轴为呼气 (或吸气) 流量. 呼气过程气流速度曲线在横轴上方, 如图 1(a) 中的红色曲线所示, 其最大值为 PEF, 与横坐标相交点的长度范围为 FVC. PEF 可以帮助评估气道梗阻程度和治疗效果. FVC 可以反映肺功能的变化, 可以用来评估肺容积和流量的异常情况. 如图 1(b) 所示, 呼气容积-时间曲线的横轴为时间, 纵轴为呼气 (或吸气) 容积. 通常, 在一次

用力呼气测试中, 曲线呈现出明显的特征. 呼气阶段通常呈现为一个斜下降的曲线, 初期呈现出较大的斜率, 随着时间的增加, 呼气流量逐渐减小. 在肺功能测试中, 患者通常被要求用力吹气或深吸气, 并通过可移动的嘴罩或呼吸管与肺功能监测仪连接, 如图 2(a) 中 (i) 图所示. 与之对应的, 常用肺功能检测仪如机械式压差式传感或涡轮传感的肺功能检测仪在结构上都具有输入和输出的管道. 相应的传感器通常在管道中安装, 用于测量气体的流速或流量. 而这种管式测量结构容易导致设备大型化、流动阻力扩大化以及测试结果差异化等结果. 涡轮传感器具有旋转的涡轮叶片, 压差传感器则具有测量压差的敏感元件.

### 2.2 测试原理

以压差式传感的肺功能检测仪的测量原理为例, 其利用在一定阻力的流通管道中气流的压力的变化与体积流速的依从关系测定流量. 因此, 压差式肺功能检测仪中的管道对气体流动的阻力为其定量测定的关键参数. 具体来说, 设某一瞬间的流体的体积流量为  $Q$ , 流体在阻力为  $R$  的流通管道中的压力降  $\Delta P$  满足 (1) 式:

$$Q = \frac{\Delta P}{R}. \quad (1)$$

也就是说, 使流体通过已知阻力或阻力曲线的流通管道即可实现其流体流量与其在管道压力降的换算. 实际测量中, 肺功能监测仪中的压差式传感器将压力降转换成一定的电信号, 经上述换算处理后以数值或曲线图形显示结果.

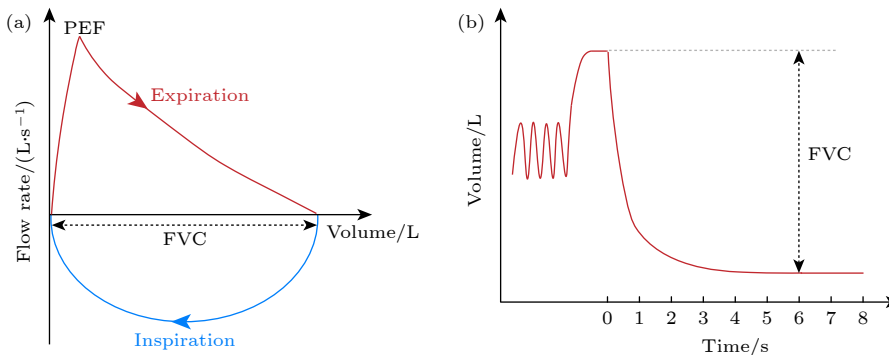


图 1 用力呼气测试获取肺功能参数的曲线示意图 (a) 呼气流量-容积曲线, 用于描述个体在呼气 (或吸气) 过程中的气流速度与容积变化之间的关系; (b) 呼气容积-时间曲线, 通过测量个体在一段时间内的呼气 (或吸气) 流量和相应的容积来获得

Fig. 1. Schematic diagram of the curve of pulmonary function parameters obtained by forced exhalation test: (a) The expiratory flow-volume curve is used to describe the relationship between the airflow velocity and volume changes of an individual during exhalation (or inhalation); (b) the expiratory volume-time curve is used to measure the individual's time during a period of time. The expiratory or inspiratory flow rate and corresponding volume within the time period are obtained.

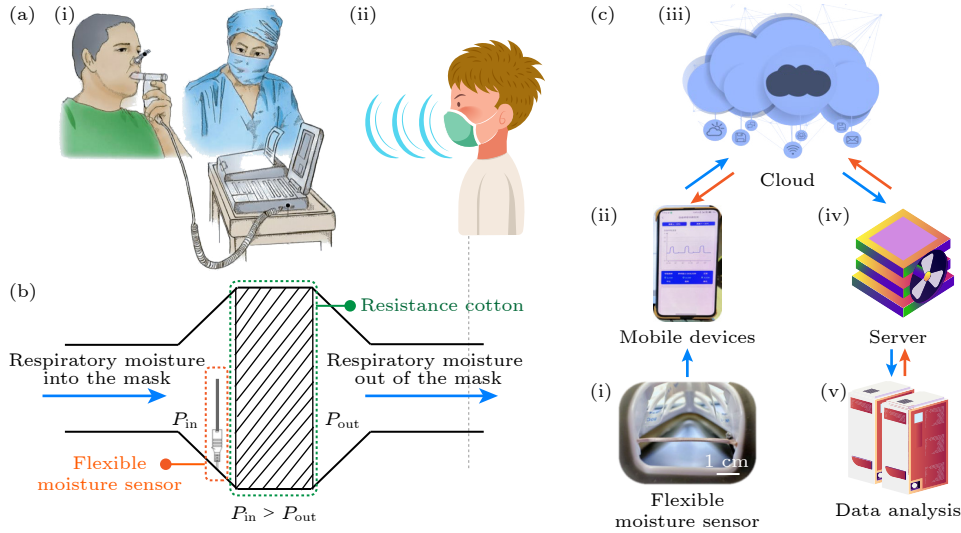


图 2 穿戴式呼吸波谱仪的呼吸功能检测与测定原理及其全系统的示意图 (a) 肺功能检测过程, 其中 (i) 传统肺功能检测仪只能采取从嘴用力呼出气的形式, 同时需要专业医护人员在场指导; (ii) 基于动态湿度传感技术的穿戴式呼吸波谱仪可以对嘴呼吸和鼻呼吸进行定量检测和监测, 保证受测者正常呼吸的同时, 设备也方便穿戴. (b) 穿戴式呼吸波谱仪定量测定人体呼吸原理示意图. 以呼气过程为例, 呼气过程人体呼吸潮气进入穿戴式呼吸波谱仪, 穿戴式呼吸波谱仪内潮气含量与气体压力均增大. 在此压差下, 穿戴式呼吸波谱仪内潮气通过阻力棉离开其内部. 此过程符合达西定律, 即潮气的体积流速与穿戴式呼吸波谱仪内外水蒸气的分压差成正比; (c) 基于动态湿度传感技术的穿戴式呼吸波谱仪系统, 其中 (i) 动态湿度传感器, 将人体呼吸过程的潮气变化定量的转化为电信号; (ii) 移动端应用软件, 建立与穿戴式呼吸波谱仪的实时连接; (iii) 云平台, 通过手机将数据实时发送至云端后台; (iv) 服务器与 (v) 数据处理与分析, 对原始电信号进行定量分析、计算以及储存

Fig. 2. Respiratory function detection and measurement principle of the wearable respiratory spectrometer and the schematic diagram of the entire system. (a) Pulmonary function testing process: (i) Traditional pulmonary function testing instruments can only take the form of exhaling forcefully from the mouth, and require professional medical staff to be present for guidance; (ii) a wearable respiratory spectrometer based on dynamic sensing technology can mouth breathing and nasal breathing are quantitatively detected and monitored to ensure that the subject breathes normally while the device is also easy to wear. (b) Schematic diagram of the principle of quantitative measurement of human respiration by a wearable respiratory spectrometer. Take the exhalation process as an example. During the exhalation process, human respiratory moisture enters the wearable respiratory spectrometer, and the moisture content and gas pressure in the wearable respiratory spectrometer increase. Under this pressure difference, the moisture in the wearable respiratory spectrometer leaves its interior through the resistance cotton. This process complies with the Darcy's law, that is, the volumetric flow rate of moisture is directly proportional to the partial pressure difference of water vapor inside and outside the wearable respiratory spectrometer. (c) The wearable respiratory spectrometer system based on dynamic humidity sensing technology includes. (i) Dynamic humidity sensor: Quantitatively converts the moisture changes during human breathing into electrical signals. (ii) Mobile application software: Established and worn real-time connection of respiratory spectrometer. (iii) Cloud platform: Send data to the cloud backend in real time through mobile phone. (iv) Server and (v) data analysis: Perform quantitative analysis, calculation and storage of original electrical signals.

实际上, 穿戴式呼吸波谱仪对肺功能相关参数的定量测定同样符合上述压差式传感的肺功能检测仪的原理. 根据物理原理, 流体流速与压差或压力降可通过流体力学关系进行定量计算. 达西定律 (Darcy's law) 适用于稳定渗流条件下, 流体以层流通过均匀多孔介质时流速与压力降关系的计算<sup>[37,38]</sup>. 流体在单位时间内通过多孔介质的流量与路径长度成反比, 与流通面积和压差成正比. 类似地, 穿戴式呼吸波谱仪的阻力棉对于潮气的阻力可类比于多孔介质对水阻力. 因此, 如图 2(b) 所示, 人体呼出的潮气体积流速  $q$  与此压力差成正比, 呼气体积  $V$  为体积流速在时间上的积分:

$$q = k_R S (P_{in} - P_{out}), \quad (2)$$

$$V = \int q dt, \quad (3)$$

其中  $k_R$  表示阻力棉对于潮气的阻力系数;  $S$  表示潮气的流通面积;  $P_{in}$  和  $P_{out}$  分别为穿戴式呼吸波谱仪内、外侧的气体压力.

实际上, (2) 式和 (1) 式所描述的物理规律是相同的, 即流体流量与流体流过区域的压力降成正比. 实际上, (1) 式为压差式传感器的经验公式, 而 (2) 式可以作为某一实际应用条件下, 如雨水渗流量和本文所述的穿戴式呼吸波谱仪流量的具体表现.

需要说明的是, (2) 式所描述的过程为穿戴式呼吸波谱仪内部与外部的 airflow 交换过程, 而穿戴式呼吸波谱仪内部本身存在人体呼吸气体的混合. 由于人体呼吸为动态过程, 其体积流速在呼气过程中存在最大值即 PEF, 无法通过 (2) 式求取. 因此, 需要建立新的关系对呼气流量特别是峰值呼气流量进行测定. 如图 1(a), 通常呼气流量快速达到峰值, 穿戴式呼吸波谱仪内部空间可认为相对封闭. 则由理想气体状态方程和穿戴式呼吸波谱仪内部质量守恒方程, 可得呼出潮气流量  $q$  计算式:

$$d\eta_{in}/dt = k_1 + k_2q, \quad (4)$$

式中,  $\eta_{in}$  为穿戴式呼吸波谱仪内部的相对湿度;  $k_1$  和  $k_2$  均为常数.

我们注意到, 对潮气的传感器, 主要可分为电阻式与电容式<sup>[31]</sup>. 可将潮气中水蒸气的分压或相对湿度与电阻  $R$  或电容  $C$  的关系写为

$$R = a_1 + b_1\eta_{in}, \quad (5)$$

$$C = a_2 + b_2\eta_{in}^{c_1}, \quad (6)$$

式中,  $a_1$ ,  $b_1$ ,  $a_2$ ,  $b_2$  和  $c_1$  均为常数.

进一步地, 联立 (3) 式、(4) 式、(6) 式可得呼气体积  $V$  计算公式:

$$V = \varepsilon_0 \Delta C \Delta t, \quad (7)$$

式中,  $\varepsilon_0$  为常数, 其大小与阻力棉对气流的阻力和穿戴式呼吸波谱仪通气面积有关;  $\Delta t$  为电信号变化过程所经历的时间.

综上所述, 通过佩戴穿戴式呼吸波谱仪, 即可对呼吸流速和呼吸量进行定量计算.

### 2.3 穿戴式呼吸波谱仪模型

如图 2(a) 中 (ii) 图所示, 本文所述穿戴式呼吸波谱仪的外形类似 KN95 口罩. 需要注意的是, 为实现以上对肺功能的定量测量, 该设备还必须具有以下特点.

1) 恒定的内部腔体容积: 这是定量测量呼吸量相关参数的前提. 为此, 穿戴式呼吸波谱仪的腔体应为尺寸固定的硬壳, 以保使用穿戴式呼吸波谱仪体积恒定不变, 从而确立体积流速与压力的定量关系.

2) 固定通气面积: 由 (2) 式达西定律, 体积流速与流通面积成正比, 穿戴式呼吸波谱仪通气孔面积  $A$ , 必须固定, 以保证定量关系.

3) 固定气流阻力的阻力棉: 由 (2) 式达西定律, 体积流速与阻力系数成正比. 阻力棉是提供一固定阻力系数的薄膜, 实现潮气流量控制, 从而实现测量的准确性. 阻力棉的阻力应保持稳定, 以确保测量结果的一致性. 此外, 按照呼吸功能检测行标<sup>[39]</sup>, 阻力棉的气流阻力应小于  $0.35 \text{ kPa}/(\text{L}\cdot\text{s}^{-1})$ . 此外, 由于穿戴式呼吸功能检测仪中的阻力棉, 在必要时, 也往往兼有过滤病毒的作用. 作为长期佩带需要, 给定的通气口尺寸, 也是平衡佩戴阻力与过滤效果的需要. 对于国标要求的 KN95 口罩, 其颗粒物过滤效率 (particle filtration efficiency, PFE)  $\geq 95\%$ <sup>[40]</sup>.

4) 良好的密封性: 穿戴式呼吸波谱仪的密封性, 也是保证以上 1)–3) 要点的核心. 因此, 应采用柔软、具有较好弹性的材料如硅胶等, 以确保穿戴式呼吸波谱仪与面部紧密贴合, 防止外界空气和潮气的渗入.

5) 高灵敏的动态湿度传感器: 动态湿度传感器通过测定穿戴式呼吸波谱仪内外压力差的方式对人体呼吸过程进行传感. 其利用一定的潮气量通过传感器时所引起的电阻或电容的定量变化对潮气的含量进行测定.

由于穿戴式呼吸波谱仪内部容积一定, 其内部潮气含量由人体呼吸体积流速  $q$  决定, 即保证 (4) 式成立. 而穿戴式呼吸波谱仪主体通气面积即  $S$  固定, 当阻力棉所提供的阻力即  $k_R$ ,  $\varepsilon_0$  一定时, 其内、外气体的压力差即  $(p_{in} - p_{out})$  与流速  $q$  成正比关系. 也就是说, 在外界大气环境一定的情况下, 可以通过基于动态湿度传感器的穿戴式呼吸波谱仪对人体呼吸体积  $V$  进行定量计算, 即 (7) 式. 这种传感器与所设计结构的结合, 一方面避免了传统的管式结构的缺点, 使得测量装置更加紧凑、便携; 另一方面其本身具有更小的阻力, 能够通过人体的自由呼吸对肺功能进行评估, 结合云通讯可以同时、实时的评估和监测.

### 2.4 穿戴式呼吸波谱仪全系统

如图 2(c) 所示, 基于动态湿度传感技术的穿戴式呼吸波谱仪系统包括以下组成部分: 动态湿度传感器、移动端应用软件、云平台、服务器和数据处理与分析. 与手机无线连接的穿戴式呼吸波谱仪可在交互界面实现对人体呼吸的实时监测, 通过手机将信号传输至云平台后, 可使用内置的算法和机

机器学习模型对信号进行实时分析和处理. 这些算法可以识别异常呼吸状态, 并及时发出警报, 以便用户及时采取行动或寻求医疗帮助. 此外, 还可以根据呼吸信号的形态进行深度呼吸分析, 了解呼吸的深度和呼气流速等指标. 实际上, 通过在云平台上储存呼吸数据, 将其提供给医生、研究人员或健康管理平台, 可用于评估呼吸状况的长期变化、制定个性化的治疗方案或进行流行病学研究.

### 3 实验和测试系统

本章的实验与测试主要基于肺功能检测的行业标准<sup>[32]</sup>, 并根据第 2 章的原理进行设计.

#### 3.1 湿度传感器电容值和环境相对湿度的关系测试

为测定传感器与湿度的定量关系, 我们通过恒温恒湿试验箱 (DECCA-80 L, 德卡精密量仪有限公司) 控制实验条件. 恒温恒湿箱腔体内实际温度、湿度采用工业级温湿度计 (TH22 R-EX, 妙观科技有限公司) 进行实际测量, 并作为环境温度和相对湿度值.

恒温恒湿箱腔体内实际温、湿度采用工业级温湿度计进行实际测量, 并作为环境温度和相对湿度

值. 采用稳态测试, 即设置某一相对湿度后, 等待至少 5 min, 并确认工业级温湿度计读数相对稳定后, 记录穿戴式呼吸波谱仪电信号值和工业级温湿度计所测温度和相对湿度值. 设置恒温恒湿箱温度 25 °C, 相对湿度分别为 35%, 50%, 55%, 65%, 75%, 80%, 85%, 90%, 95%, 98% 和 99.8%.

#### 3.2 呼吸波模拟器与呼吸定量测试

需要指出, 即使在恒定外部条件下, 人体的呼吸过程也是动态变化的. 为准确模拟人体的呼吸过程, 本研究采取呼吸波模拟器来定量模拟人体呼吸, 所采用的呼吸波模拟器型号: Flow and Volume Waveform Generator (with BTPS simulator), PWG-33BT, Piston medical.

测试方法如图 3(a) 所示, 将穿戴式呼吸波谱仪佩戴在人体头部模型上 (头部模型的外表面不透气), 以不漏气为准. 将呼吸波模拟器的连接器穿过头部模型, 连接器末端插上通用的咬嘴. 咬嘴伸入到穿戴式呼吸波谱仪内部, 与湿度传感器平齐, 距离约 2 cm. 模拟潮气的由加湿器加热加湿, 输入呼吸波模拟器的模拟潮气温度约 37 °C, 相对湿度 95% 以上. 如图 3(b) 所示, 模拟潮气依次通过加湿器、呼吸波模拟器、连接器和咬嘴, 输送至穿戴式呼吸波谱仪内.

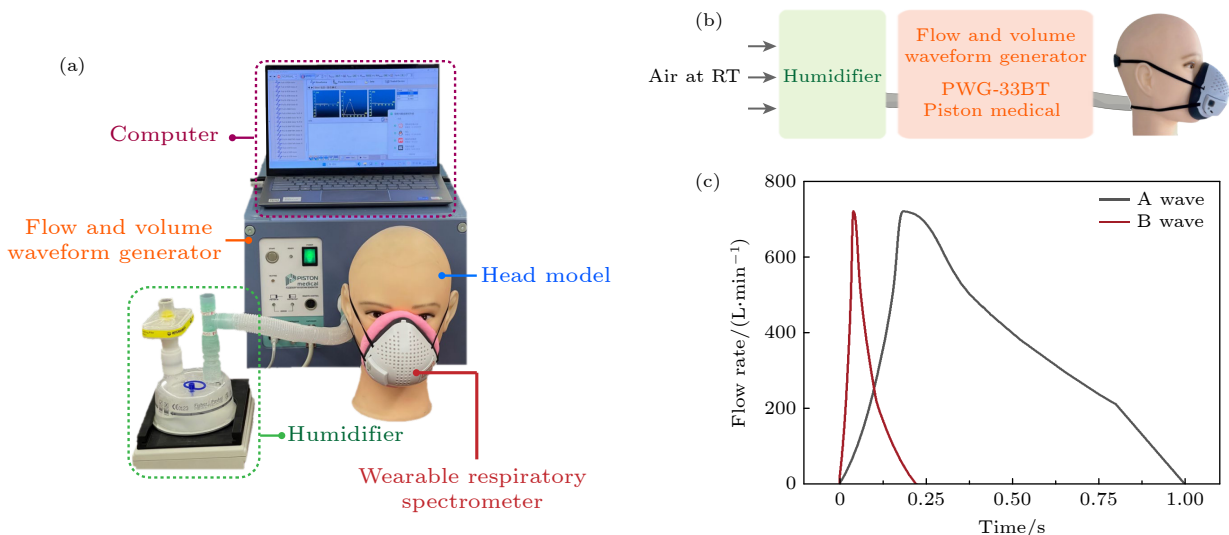


图 3 呼吸波模拟器测试 (a)呼吸波模拟器测试系统照片; (b) 测试过程中, 模拟潮气的流路示意图; (c) 呼吸波模拟器所输出的波形为行标<sup>[32]</sup>所规定的 A 波形和 B 波形, 模拟潮气体积流速随时间的变化关系

Fig. 3. Flow and volume waveform generator testing: (a) Photo of the flow and volume waveform generator test system; (b) schematic diagram of the flow path of simulated moisture during the testing process; (c) the waveform output by the flow and volume waveform generator is the A waveform and B waveform specified in the industry standard “YY/T 1438-2016”<sup>[32]</sup> to simulate the change of flow rate of respiratory moisture with time.

### 3.3 穿戴式呼吸波谱仪对模拟潮气的电信号响应的测试

如前所述, 人体的呼出气接近 37 °C, 相对湿度接近 100%. 要对人体呼吸过程进行监测, 动态湿度传感器需要对高湿度变化过程有高灵敏度与快速反应的特点. 因此, 需要首先测定该传感器对潮气的电信号响应程度.

电信号响应测试所采用的呼吸波模拟器的波形为正弦波型. 改变正弦波的气体体积 FVC 和峰值流速 PEF, 记录穿戴式呼吸波谱仪内湿度传感器电容值变化. 正弦波型包含呼气、吸气两个连续过程, 其体积流速  $q_{\text{sin}}(t)$  在一个呼吸周期  $T$  内与时间  $t$  成正弦关系:

$$q_{\text{sin}}(t) = \text{PEF} \cdot \sin(2\pi t/T). \quad (8)$$

设置 FVC 为 3—10 L (步进 1 L), PEF 分别为 400, 450 和 500 L/min 的模拟潮气. 此时, 由于波形限制为正弦波, 单次呼出、吸入所需时间也被确定.

### 3.4 电信号变化与模拟潮气 PEF 关系及其误差的行标测试

PEF 是行标<sup>[32]</sup>严格要求的肺功能测试结果之一. 因此, 采取行标测试波形和要求<sup>[32]</sup>对穿戴式呼吸波谱仪的电信号变化与模拟潮气的峰值呼气流量 PEF 的关系进行测试, 并且按要求对 PEF 的测试误差 (示值误差、相邻测试误差和频率响应误差) 进行了计算.

设置呼吸波模拟器输出的波形为行标<sup>[32]</sup>规定的 A 波形 (A 波形如图 3(b) 所示), FVC 为 5.6 L, PEF 分别为 180, 360, 540, 600, 720 和 840 L/min, 记录穿戴式呼吸波谱仪内湿度传感器电容值变化并计算穿戴式呼吸波谱仪内相对湿度的最大变化率, 即  $\text{Max}(d\eta/dt)$ . 同一条件下的 5 次平行测试计算平均值作为该条件的  $\text{Max}(d\eta/dt)$ .

1) 示值误差: 在以上测试条件下, 记录穿戴式呼吸波谱仪电容值变化并计算穿戴式呼吸波谱仪内相对湿度的最大变化率. 同一条件下通过测得的  $\text{Max}(d\eta/dt)$ -PEF 工作曲线 (图 5) 可计算得到当次测试的  $\text{PEF}_{\text{test}}$ . 将其与实际值  $\text{PEF}_{\text{real}}$  计算相对偏差即得到当次测试的示值误差:

$$|(\text{PEF}_{\text{test}} - \text{PEF}_{\text{real}})/\text{PEF}_{\text{real}}| \times 100\%. \quad (9)$$

同一条件测试 5 次, 各次测试值直接计算示值误差. 行标<sup>[32]</sup>要求, 示值误差为 10 L/min (0.17 L/s)

或者读数的 10%, 两者取较大值.

2) 相邻测试误差: 在以上测试条件下, 记录穿戴式呼吸波谱仪电容值变化并计算穿戴式呼吸波谱仪内相对湿度的最大变化率. 同一条件下通过测得的  $\text{Max}(d\eta/dt)$ -PEF 工作曲线 (图 5) 可计算得到当次测试的  $\text{PEF}_{\text{test}}$ . 计算该条件每次测试结果  $\text{PEF}_{\text{test}}$  与该条件下多次测试的平均值  $\text{PEF}_{\text{ave}}$  的相对偏差:

$$|(\text{PEF}_{\text{test}} - \text{PEF}_{\text{ave}})/\text{PEF}_{\text{ave}}| \times 100\%. \quad (10)$$

相邻测试误差的测试中, 每个条件测试 5 次, 每次测试值与平均读数计算平均误差. 行标<sup>[32]</sup>要求, 任何呼气峰值流量的读数变化不超过 10 L/min (0.17 L/s) 或者平均读数的 5%, 两者取较大值.

3) 频率响应误差: 设置呼吸波模拟器输出的波形为行标<sup>[32]</sup>规定的 B 波形 (B 波形见图 3(b)), 呼出潮气量为 5.6 L, 改变 PEF 分别为 180, 360, 540 L/min. 其余与 A 波形测试 PEF 的方法相同, 记录穿戴式呼吸波谱仪电容值变化并计算穿戴式呼吸波谱仪内相对湿度的最大变化率  $\text{Max}(d\eta/dt)$ , 通过 (4) 式可计算得到 B 波形测试的  $\text{PEF}_B$ , 将其与同一条件下以 A 波形测得的  $\text{PEF}_A$  进行相对偏差计算, 得到该条件下的频率响应误差:

$$|(\text{PEF}_A - \text{PEF}_B)/\text{PEF}_A| \times 100\%. \quad (11)$$

频率响应的测试中, A, B 波形改变的三种 PEF 均进行 5 次测试, 取 5 次测试的平均值进行计算. 行标<sup>[32]</sup>要求, 频率响应误差不超过 15 L/min (0.25 L/s) 或者 12%, 两者取较大值.

### 3.5 电信号变化与模拟潮气 FVC 关系的行标测试

作为评估肺功能的重要参数之一, FVC 能够对评估肺容积和流量的异常情况具有重要意义. 因此, 借鉴该行标的测试方法<sup>[32]</sup>, 进行了穿戴式呼吸波谱仪的电信号变化与模拟潮气 FVC 的关系的测试.

设置呼吸波模拟器输出的波形为行标<sup>[32]</sup>所规定的 A 波形. 考虑用力呼气测试, 健康成年人 FVC 范围通常是 2.5—4 L, PEF 范围通常是 400—600 L/min<sup>[41-43]</sup>. 因此, 呼吸波模拟器输出的 FVC 分别设置为 3—6 L (步进 1 L), PEF 分别为 150, 200, 300, 450, 600 L/min. 每个条件进行 5 次测试, 记录或计算五次测试结果并取平均值. 通过记

录湿度传感器的电信号变化量  $\Delta C$  及其所经历的时间  $\Delta t$ , 计算其乘积后对呼出潮气量作图.

### 3.6 与市售肺功能检测仪的实验对照

由于行标 [32] 对相关参数的要求仅是肺功能测试设备的最基本的条件, 需要进一步说明穿戴式呼吸波谱仪的实用性和测试准确性. 为了与穿戴式呼吸波谱仪的便捷测量对标, 采用市售的便携式肺功能检测仪 (肺活量计 B1, 广州红象医疗科技有限公司) 进行了呼吸波模拟器的输出测试.

设置呼吸波模拟器输出的波形为行标 [32] 所规定的 A 波形, FVC 分别设置为 3—6 L (步进 1 L), PEF 分别为 300, 450, 600, 720 L/min. 分别将穿戴式呼吸波谱仪和市售便携式肺功能检测仪通过头模接入呼吸波模拟器的输出口进行测试, 每个条件进行 3 次测试, 记录或计算 3 次测试结果并取平均值. 该便携式肺功能检测仪测试完即可显示 PEF, FVC 数值, 作为对比. 记录湿度传感器的电信号变化, 结合 (4) 式和 (7) 式的计算方法计算得到采用穿戴式呼吸波谱仪得到的以上用力呼气肺功能测试的结果.

### 3.7 穿戴式呼吸波谱仪对自由呼吸体积 NRV 的模拟潮气定量测试

穿戴式呼吸波谱仪中高灵敏度的湿度传感器

将赋予其对于微小鼻呼吸信号进行定量检测的能力. 因此, 进一步地, 在自由呼吸条件下进行了穿戴式呼吸波谱仪的电信号变化与 NRV 的定量关系的测试.

一般来说, 健康成年人潮气量通常为 0.5—0.7 L, 相应体积流量范围为 12—24 L/min [44]. 设置呼吸波模拟器输出的波形为行标 [32] 规定的 A 波形, 呼出潮气量分别设置为 0.4—0.7 L (步进 0.1 L), PEF 分别为 12, 18, 24 L/min. 通过记录湿度传感器的电信号变化量  $\Delta C$  及其所经历的时间  $\Delta t$ , 计算其乘积后对呼出潮气量作图.

## 4 结果与讨论

### 4.1 潮气流速和体积与电信号变化的关系

由于电容式湿度传感器具有优异的可清洗性、耐久性、稳定性以及较高的灵敏度 [31], 可以将其用于检测人体呼吸过程中潮气压力的变化. 图 4(a) 为电容式湿度传感器在不同相对湿度环境下的电容值. 结果表明, 即使在环境相对湿度高于 80% 的情况下, 该传感器具有相当高的电容响应值, 且随着相对湿度的进一步增大, 曲线斜率增大, 说明其检测灵敏度也同步增加. 需要说明的是, 由于人体呼吸道的调节, 呼吸潮气的相对湿度近乎 100%, 因此对高湿度环境的高灵敏检测是呼吸湿度传感

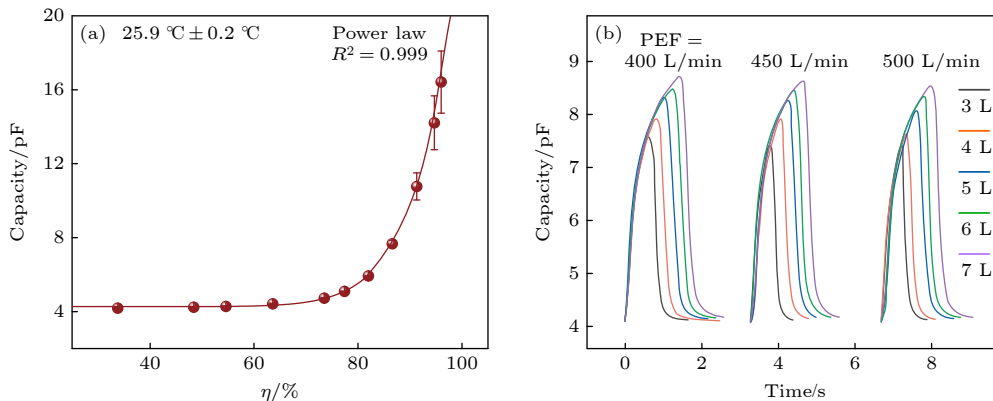


图 4 基于电容型湿度传感器的穿戴式呼吸波谱仪用于呼吸定量监测 (a) 湿度传感器电容和环境相对湿度的关系. 实验结果表明, 湿度传感器电信号强度即电容值随着湿度的增加而增加, 符合 (6) 式幂函数关系; (b) 使用呼吸波模拟器研究穿戴式呼吸波谱仪内湿度传感器电容值与潮气的峰值流速 PEF 和呼气体积 FVC 的关系. 实验结果表明, 电信号变化强度随呼气体积的增大而增大. 不同 PEF 下, 同一 FVC 电信号变化强度基本相同

Fig. 4. Wearable respiratory spectrometer based on the capacitive flexible moisture sensor is used for quantitative respiratory monitoring: (a) The relationship between the capacitance of the flexible moisture sensor and the relative humidity of the environment. Experimental results show that the electrical signal strength of the flexible moisture sensor, that is, the capacitance value, increases with the increase in humidity, consistent with the power function relationship of Eq. (6); (b) use a flow and volume waveform generator to study the capacitance value of the flexible moisture sensor in a wearable respiratory spectrometer relationship to PEF and FVC. Experimental results show that the intensity of changes in electrical signals increases with the increase in FVC. Under different PEF, the intensity of changes in the electrical signal for the same expiration volume is basically the same.

器的必然需求. 此外, 由于湿度传感器电信号强度与环境相对湿度之间存在确定的幂函数关系, 即(6)式, 可通过获取传感器电信号强度对流通在穿戴式呼吸波谱仪内部的呼吸潮气的流量进行实时监测. 图4(a)中本文所采用的电容式湿度传感器, (6)式中的参数为:  $a_2 = 4.268$ ,  $b_2 = 3.430 \times 10^{-24}$ ,  $c_1 = 12.382$  ( $R^2 = 0.9995$ ).

根据肺功能峰值流量计行标<sup>[32]</sup>, 需要测量用力呼气测试中的峰值流量 PEF. 此外, 虽然 FVC (用力肺活量) 不是该行标<sup>[32]</sup>要求的测量指标, 但它们在用力呼气测试中也是评估肺功能的重要参数. 为进一步建立以上参数与穿戴式呼吸波谱仪内湿度传感器电容响应的定量关系, 使用呼吸波模拟器产生不同呼气量 (即用力肺活量 FVC) 和不同峰值呼气流量 (即 PEF) 的正弦波型潮气, 并将其输送至含有湿度传感器的穿戴式呼吸波谱仪内, 记录传感器的电容信号变化情况. 呼气过程高湿度潮气进入穿戴式呼吸波谱仪内, 其内部相对湿度会相应增加, 湿度传感器的电信号强度会随着呼气量的增大而增大, 如图4(b)所示. 反之, 吸气过程传感器的电信号强度将降低. 同理, 最大呼吸流速一定时, 呼气体积越大, 电信号变化幅度越大. 值得注意的是, 在不同的呼气流速下, 同等呼气体积所引起的电信号变化幅度基本差异不大. 然而, 同等呼气体积下, 更高的呼气流速将导致更短的测试周期与更快的内部腔体湿度变化. 这也侧面表明, 呼气流速与穿戴式呼吸波谱仪内相对湿度的一阶导数正相关的推论, 即(4)式. 更重要的是, 在人体所能达到的呼气流速范围内, 这种电容式的湿度传感器都能够通过监测穿戴式呼吸波谱仪内的潮气含量来准确检测呼吸的变化.

#### 4.2 通过穿戴式呼吸波谱仪对常规肺功能参数 PEF 进行测量

进一步地, 通过标准方法建立穿戴式呼吸波谱仪电信号变化与峰值呼气流量 PEF 的关系. 参考行标<sup>[32]</sup>测试方法, 使用呼吸波模拟器输出了所定义特定波形在相同呼气体积下不同 PEF 的模拟潮气进行测试. 通过传感器电容与相对湿度的对应关系计算得到了穿戴式呼吸波谱仪内相对湿度的最大变化率, 即一阶导数的最大值  $\text{Max}(d\eta/dt)$ . 如图5所示, 测试结果表明穿戴式呼吸波谱仪内相对湿度的最大变化率  $\text{Max}(d\eta/dt)$  与实际 PEF 呈线性正相关, 与(4)式相符. 也就是说, 可以通过

测量穿戴式呼吸波谱仪腔体内部相对湿度最大变化率  $\text{Max}(d\eta/dt)$ , 即可对人体呼吸的体积流量进行测定:

$$\text{PEF} = m + n \cdot \text{Max}(d\eta/dt), \quad (12)$$

其中  $m, n$  均为常数,  $m = 0.237$ ,  $n = 6.717$ .

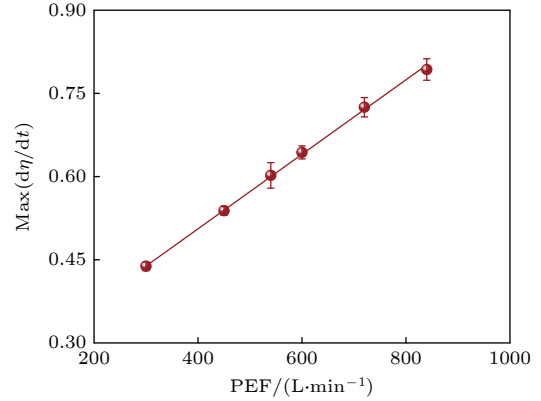


图5 穿戴式呼吸波谱仪内相对湿度最大变化率与潮气的体积流速的定量关系. 结果表明, 穿戴式呼吸波谱仪内相对湿度最大变化率与峰值呼气流量 PEF 呈线性相关 ( $R^2 = 0.9993$ )

Fig. 5. Quantitative relationship between the maximum change rate of relative humidity  $\text{Max}(d\eta/dt)$  in the wearable respiratory spectrometer and PEF. The results show that  $\text{Max}(d\eta/dt)$  is linearly related to PEF ( $R^2 = 0.9993$ ).

以图5为 PEF 测定的工作曲线, 分别进行示值误差、相邻测试误差和频率响应误差的测试. 示值误差为测试得到的  $\text{PEF}_{\text{test}}$  与实际设置  $\text{PEF}_{\text{real}}$  的相对偏差, 其测试结果列于表1. 测试结果表明,  $\text{PEF}_{\text{test}}$  与  $\text{PEF}_{\text{real}}$  的误差均在 10% 以内, 符合行标<sup>[32]</sup>关于示值误差的要求. 相邻测试误差为当次测试结果  $\text{PEF}_{\text{test}}$  与该条件下多次测试的平均值  $\text{PEF}_{\text{ave}}$  的偏差. 表1中的相邻测试误差结果表明, 多次测试  $\text{Max}(d\eta/dt)$  后通过(12)式关系计算得到该误差均在 5% 以内. 在频率响应误差的测试中, A 和 B 两种波形在不同时刻达到相同的 PEF. 表1中的频率响应测试结果表明, 两种波形所引起的  $\text{Max}(d\eta/dt)$  是基本一致的, 经计算得到的 PEF 也符合行标<sup>[32]</sup>小于 12% 的要求. 频率响应测试结果表明  $\text{Max}(d\eta/dt)$  仅与 PEF 本身的大小有关, 而与 PEF 出现的时刻无关.

#### 4.3 通过穿戴式呼吸波谱仪对常规肺功能参数 FVC 进行测量

使用呼吸波模拟器进一步定量地对呼气体积

表 1 示值误差、相邻测试误差和频率响应误差测试结果\*  
Table 1. Indication error, adjacent test error and frequency response error test results\*.

实际峰值流量 PEF <sub>real</sub> /(L·min <sup>-1</sup> )	A波形第n次测试值 PEF <sub>test</sub> /(L·min <sup>-1</sup> )	n+1次测试值 PEF <sub>n+1</sub> /(L·min <sup>-1</sup> )	B波形测试值 PEF <sub>B</sub> /(L·min <sup>-1</sup> )	示值误差 <10%	相邻测试 误差<5%	频率响应测试 误差<12%
180	180.9	177.8	182.5	0.4%	0.9%	1.8%
360	359.8	355.9	360.4	0.6%	0.5%	0.7%
540	544.7	557.4	539.8	2.0%	1.2%	2.0%
600	591.6	621.5	—	1.1%	2.5%	—
720	713.5	746.7	—	1.4%	2.3%	—
840	834.7	830.9	—	0.9%	0.2%	—

\*表1中示值误差、相邻误差和频率响应误差的测试仪展示一次测试结果作为示例,实际上5次平行测试结果均符合误差要求.

FVC 与穿戴式呼吸波谱仪内湿度传感器电信号变化的关系进行了研究. 通过记录湿度传感器的电信号变化量  $\Delta C$  及其所经历的时间  $\Delta t$ , 计算其乘积后对 FVC 作图, 结果如图 6 所示. 结果表明 FVC 与电信号变化和呼气时间的乘积成正比, 与 (7) 式相符. 该线性关系的斜率大小与阻力棉对呼吸潮气的阻力和穿戴式呼吸波谱仪通气面积有关. 此外, 总体上, 在相同 FVC 情况下, PEF 越高,  $\Delta C$  与  $\Delta t$  的乘积即湿度传感器的电信号随时间变化曲线下的面积将越小, 而这也与图 4(b) 所显示的规律相符. 因此, 确定 PEF 后, 可根据其值的大小, 采用插值法确定  $\Delta C$  与  $\Delta t$  的乘积与 FVC 的一次方程参数, 进一步对体积进行测定.

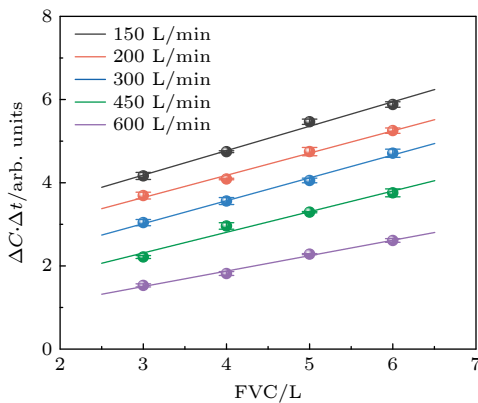


图 6 穿戴式呼吸波谱仪传感电信号变化与潮气的体积 (FVC) 的定量关系. 结果表明, 潮气体积与电信号变化和呼气时间的乘积成正比, 因此可根据传感器电信号变化确定呼吸量

Fig. 6. Quantitative relationship between the changes in electrical signals sensed by the wearable respiratory spectrometer and FVC. The results show that FVC is proportional to the product of the electrical signal change and the expiration time, so the respiratory volume can be determined based on the sensor electrical signal change.

#### 4.4 穿戴式呼吸波谱仪的测量准确性评估

如上所述, 穿戴式呼吸波谱仪可对常规的肺功能参数 PEF 和 FVC 进行定量测试, 并且满足行标<sup>[32]</sup>要求. 为进一步评估其测量的准确程度, 采用了市售便携式肺功能检测仪与穿戴式呼吸波谱仪的测试结果进行对比. 如图 7 所示, 穿戴式呼吸波谱仪所测量的结果都完全落在标准线 (实线) 上. 其 PEF 的平均示值误差约 0.35%, FVC 约为 0.23%. 而作为对照的市售便携式肺功能检测仪, 其测量结果 (虚线) 与标准线 (实线) 呈现出更大的偏差, PEF 和 FVC 的平均示值误差分别约为 6.5% 和 14.8%. 以上测试结果表明, 在所采取测试条件下, 与市面上肺功能检测仪相比, 穿戴式呼吸波谱仪具有更加优异的准确度. 然而, 如前所述, 传统的肺功能检测仪存在使用时间和空间上的限制, 且只能对嘴呼气进行肺功能评估. 而由于穿戴式呼吸波谱仪具有可穿戴的特点, 其可以随时随地进行自我肺功能评估. 更重要的是, 穿戴式呼吸波谱仪可以感应到微小的鼻呼吸信号, 这也为其通过自由呼吸过程对肺功能进行评估提供了可行性.

#### 4.5 穿戴式呼吸波谱仪对自由呼吸功能的测定

与传统肺功能检测仪不同, 穿戴式呼吸波谱仪可采用连续、自由呼吸方式来测试肺功能, 可以不采取用力呼吸来测定肺功能. 这种测试方式具有以下优势: 首先, 它的操作简单, 能够连续进行呼吸测量; 其次, 可以避免呼吸系统疾病患者因用力呼吸而引发气泡破裂导致气胸等问题的发生.

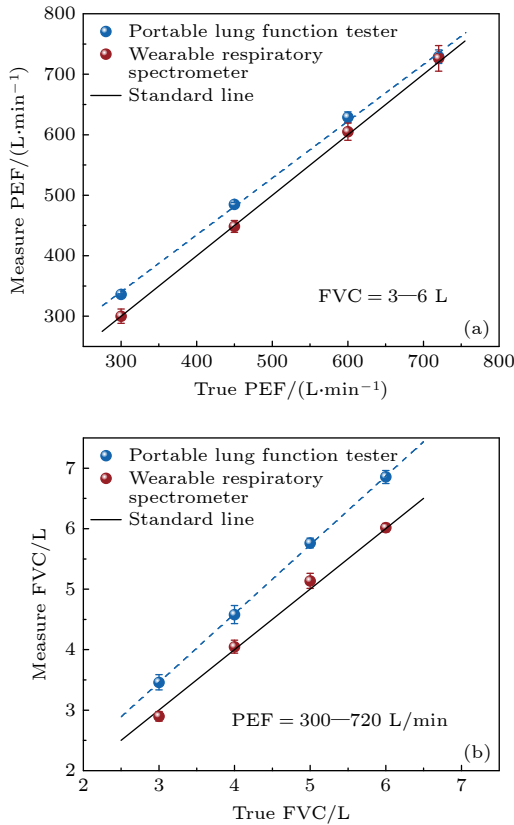


图 7 穿戴式呼吸波谱仪与市售肺功能检测仪(肺活量计 B1, 广州红象医疗科技有限公司)的用力呼气测试结果 (a) PEF 和 (b) FVC 的对比. 结果表明, 在所采取测试条件下, 穿戴式呼吸波谱仪具有与市面上肺功能检测仪相当的, 甚至更加优异的准确度

Fig. 7. Comparison of forced expiration test results: (a) PEF and (b) FVC between a wearable respiratory spectrometer and a commercial pulmonary function tester (Vitality Meter B1, Guangzhou Hongxiang Medical Technology Co., Ltd). The results show that under the test conditions adopted, the wearable respiratory spectrometer has an accuracy comparable to or even better than that of lung function testers on the market.

通过自由呼吸, 可以获取一系列关键的呼吸状态指标, 包括呼吸周期  $T_R$ 、呼吸频率  $f_R$ 、呼吸幅度  $A_R$ 、吸呼比  $R$  以及自由呼吸量 NRV 等. 本节将讨论通过穿戴式呼吸波谱仪对 NRV 的分析与测定, 并将该测定结果与用力呼吸测试的参数 FVC 进行对比, 以期获得有意义的结论.

#### 4.5.1 自由呼吸的定量分析与 NRV 的测定

人体自由呼吸过程通过呼与吸的潮气产生纵波. 通过穿戴式呼吸波谱仪 (图 2(a) 中 (ii) 图), 可以将该纵波转化为横波电信号 (图 8(a)), 从而得到呼吸波的图谱. 换言之, 呼吸图谱是指通过传感器采集到的呼吸信号的波谱. 对自由呼吸过程的监

测可通过自由呼吸图谱及其定量分析完成. 在呼吸图谱中, 横坐标为时间, 纵坐标为电信号的幅值大小. 通过对自由呼吸图谱进行定量分析, 可以获得自由呼吸的呼吸周期  $T_R$ 、呼吸频率  $f_R$ 、呼吸幅度  $A_R$ 、吸呼比  $R$  等至关重要的呼吸状态的基本指标. 如图 8(a) 所示, 具体来说, 吸气时间  $t_{ins}$  和呼气时间  $t_{exp}$  的比例为吸呼比  $R$ , 两者相加得到自由呼吸周期  $T_R$ . 自由呼吸频率  $f_R$  可以表示为周期  $T_R$  的倒数. 一个呼吸周期  $T_R$  内, 呼吸图谱的最高点与最低点之间的差异可定义为呼吸幅度  $A_R$ , 数值上等于电信号的变化量  $\Delta C$ . 这里, 可使用自由呼吸图谱的  $\Delta C$  与  $\Delta t$  的乘积来估算呼吸波曲线的呼气阶段与曲线的最低点之间形成的区域的面积  $S_{exp}$ . 由 (7) 式可知, 可认为  $S_{exp}$  的数值正比于单次呼吸时呼出的气量.

类比 4.3 节中的定量分析可得到  $S_{exp}$  与 NRV 的关系, 从而达到通过自由呼吸对肺功能进行实时监测的目的. 考虑人体自由呼吸过程, 降低模拟潮气的体积和流速, 采用呼吸波模拟器以 4.3 节中相同的测试方法对穿戴式呼吸波谱仪传感信号变化与潮气体积的定量关系进行测试. 如图 8(b) 所示, 测试结果表明, 呼吸图谱呼气段与曲线最低点所围成的面积  $S_{exp}$  与自由呼吸的呼出气体量 NRV 成线性关系. 该线性关系的斜率大小与阻力棉对自由呼吸潮气的阻力和穿戴式呼吸波谱仪通气面积有关. 穿戴式呼吸波谱仪可对微弱鼻呼吸的定量测定, 是归因于湿度传感器具有较高的灵敏度, 且贴近面部, 可以获取更准确的信号变化. 然而, 常规的肺功能检测仪在直接测试自由呼吸方面存在盲区. 常规的肺功能检测仪在设计之初就应用于测量嘴呼气的肺功能指标, 无法直接对鼻呼吸进行测试. 此外, 常规检测仪器的传感器灵敏度也限制了其对更微弱鼻呼吸量的准确测定. 因此, 可以通过自由呼吸图谱对自由呼吸状态下的呼气量进行定量测定.

前文已提及, 人们的自由呼吸是一波动. 原则上, 波上能够传递呼吸过程的能量, 同时呼吸波在产生和传播过程, 能携带肺部与呼吸道的各种结构及变化的信息 (例如肺部或呼吸道的病变信息). 因此, 呼吸波的特征参数对今后与肺部疾病相关的波谱分析至关重要. 除了上述提到的频率和幅度之外, 对呼吸波的波长进行评估也是非常重要的. 通过呼吸频率和自由呼吸潮气的流速, 我们能够估算

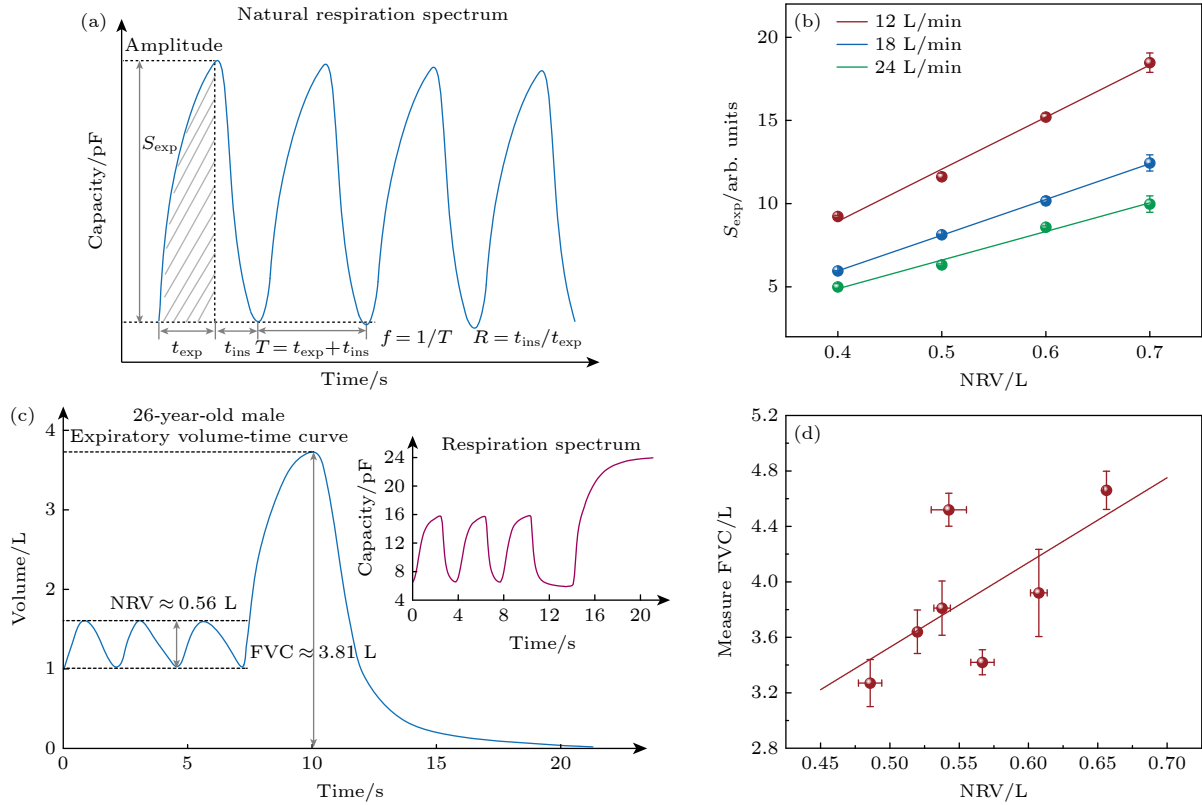


图 8 穿戴式呼吸波谱仪通过自由呼吸对肺功能进行监测 (a) 通过穿戴式呼吸波谱仪获得的自由呼吸图谱及其相关物理量的定量定义. 吸气时间  $t_{ins}$  和呼气时间  $t_{exp}$  之比为吸呼比  $R$ , 两者之和为一个自由呼吸周期  $T_R$ . 自由呼吸周期  $T_R$  内, 呼吸波的波峰和波谷的差值定义为呼吸幅度, 其值在数值上等于电信号变化量  $\Delta C$ , 自由呼吸频率  $f_R$  为呼吸周期  $T_R$  的倒数. 呼吸波曲线呼气段与曲线最低点所围成的面积定义为  $S_{exp}$ , 其值可用  $\Delta C$  与  $\Delta t$  的乘积估计; (b) 模拟自由呼吸情况下,  $S_{exp}$  与 NRV 成线性关系; (c) 通过穿戴式呼吸波谱仪获得的自由呼吸过程和用力呼气过程的呼吸量与时间的变化曲线 (右上插入图为呼吸图谱, 即电信号随时间的变化曲线); (d) 穿戴式呼吸波谱仪获得的健康志愿者的 NRV 与 FVC 的关系, 结果表明 NRV 与 FVC 基本成正相关, 可作为肺功能评估的重要指标

Fig. 8. Wearable respiratory spectrometer monitors lung function through natural respiration: (a) Quantitative definition of the natural respiration spectrum obtained by the wearable respiratory spectrometer and its related physical quantities. The ratio of the inhalation time  $t_{ins}$  and the expiration time  $t_{exp}$  is the inhalation-to-exhalation ratio ( $R$ ), and the sum of the two is a natural respiration cycle time ( $T_R$ ). During the natural respiration period  $T_R$ , the difference between the peak and the trough of the respiratory wave is defined as the respiratory amplitude, and its value is numerically equal to the electrical signal change amount  $\Delta C$ . The natural respiration frequency ( $f_R$ ) is the reciprocal of  $T_R$ . The area enclosed by the expiratory segment of the respiratory wave curve and the lowest point of the curve is defined as  $S_{exp}$ , and its value can be estimated by the product of  $\Delta C$  and  $\Delta t$ ; (b) under simulated natural respiration,  $S_{exp}$  has a linear relationship with NRV; (c) the expiratory volume-time curve of the natural respiration process and the forced exhalation process obtained through the wearable respiratory spectrometer (inserted is the respiratory spectrum, that is, the change curve of the electrical signal with time); (d) the relationship between the natural respiration volume (NRV) and FVC measured by the wearable respiratory spectrometer of healthy volunteers. The results show that NRV and FVC are basically positively correlated and can be used as an important indicator for lung function assessment.

呼吸波的波长  $\lambda$ :

$$\lambda = v/f_R, \quad (13)$$

其中  $f_R$  为呼吸频率,  $v$  为湿度传感器所测定自由呼吸潮气的流速. 考虑健康成年人自由呼吸体积流量范围为 12—24 L/min<sup>[44]</sup>, 呼吸频率  $f_R$  为 0.2—0.33 次/s<sup>[45,46]</sup>. 穿戴式呼吸波谱仪内侧通气面积约为 4000 mm<sup>2</sup>, 可知自由呼吸流速  $v$  的范围为 0.05—0.1 mm/s, 则由 (13) 式所计算得到的自由呼吸波

波长  $\lambda$  为 0.15—0.6 mm. 值得指出的是, 较小的呼吸波波长有助于通过呼吸波所传递的信息来检测肺部微小病变. 较小的波长意味着呼吸波能更好地反映呼吸系统的微小结构和功能变化, 从而提供更敏感的肺部疾病检测和评估手段.

#### 4.5.2 自由呼吸量和用力肺活量的相关性的临床表现

为研究自由呼吸与常规呼吸功能检测结果

的相关性,对7名成年志愿者(男性4名,女性3名,年龄23至28岁)进行基于穿戴式呼吸波谱仪的NRV测试和FVC测试.以一名男性志愿者测试结果为例,在穿戴呼吸波谱仪状态下,首先进行一段时间连续、自由呼吸,然后深吸气并尽可能呼出肺部所有气体.记录此过程的电信号变化(图8(c)中的插图),可分别计算自由呼吸过程的 $S_{\text{exp}}$ (图8(a)、图8(b))用力呼吸过程的 $\Delta C$ 与 $\Delta t$ 及其乘积(图6)随时间的变化情况,从而定量转化成呼气容积-时间曲线,如图8(c)所示.也就是说,基于4.3和4.5.1节中的定量关系,可对受测者的呼吸图谱进行定量转换,得到NRV和FVC的定量测试结果.

为直接观察NRV和FVC的相关性,以上述测试7位志愿者的NRV和FVC结果分别为横轴和纵轴进行作图.如图8(d)所示,可观察到NRV与FVC基本呈现正相关的关系.这说明,FVC较大的个体,NRV也较大,表明NRV和FVC在肺功能评估中具有相似性与可比性.因此,通过穿戴式呼吸波谱仪对肺功能进行方便、实时的定量监测,而不仅局限于用力呼吸测试的方式.

我们注意到,图8(d)中的点的离散性比图8(b)中呼吸波模拟器测量的结果要大.这是因为在测量传统肺功能参数如FVC时,个体吹气的方式存在差异,从而导致较大的测试误差.相比之下,个体的自由呼吸量没有太大的差异,这些差异也可以通过测试误差来观察到.在图8(d)测试结果中,FVC测量产生的误差比NRV的误差要大.

NRV反映了正常的、自然鼻呼吸状态下的人体呼吸功能,在临床上可能作为肺功能一个重要指标,具有重要意义.尤其是对于不能很好应用用力肺活量测试的人群,NRV的测量能够提供一个简便、连续,又不伤及自身的安全的肺功能评估方式.

## 5 结论

综上所述,依据物理定律,穿戴式呼吸波谱仪对呼吸过程的传感符合压差式传感的原理.呼气流量与腔体内部湿度变化的一阶导数成正比,而呼气体积与传感电信号在时域上的积分有关.以此为基础可合理设计穿戴式呼吸波谱仪结构,结合其中的动态湿度传感器对人体呼吸过程进行定量检测.通过呼吸波模拟器进行模拟潮气测试和结果分析,首

先建立了基于穿戴式呼吸波谱仪的用力呼气测试PEF的测定方法.误差测试结果表明,PEF的示值误差小于10%,相邻测试误差小于5%,频率响应测试误差小于12%.进一步地,通过模拟潮气测试建立了穿戴式呼吸波谱仪测定呼气体积FVC的定量关系.此外,进行了穿戴式呼吸波谱仪与市面产品的模拟潮气测试对比.波谱仪所测PEF和FVC的平均示值误差分别约为0.35%和0.23%,均远远小于便携式肺功能检测仪,说明了穿戴式呼吸波谱仪用于用力呼气测试的准确性和可靠性.

更重要的是,在模拟自由呼吸条件下,波谱仪的电信号变化与自由呼吸体积仍呈线性关系.因此,其还可对更微弱的自然鼻呼吸进行定量检测,从而可以通过人体自由呼吸对肺功能进行实时的监测和评估.而这将为严重呼吸道疾病或慢性呼吸道疾病患者提供方便可行的评估手段.结合移动设备和云技术可将其进一步扩展至家庭以及远程监护等领域.

总的来说,本文对基于湿度传感器的穿戴式呼吸波谱仪在人体肺功能评估中的应用进行了理论分析和模拟测试,分析并验证了穿戴式呼吸波谱仪对呼气流量与呼气体积的定量检测方法,特别说明了其对自由呼吸过程评估的可行性,为穿戴式呼吸波谱仪在肺功能实时评估与监测提供了理论和实验基础.

## 参考文献

- [1] Guillamet R V, Ursu O, Iwamoto G, Moseley P L, Oprea T 2018 *Health Inform. J.* **24** 394
- [2] Kostikas K, Gogali A, Hillas G 2023 *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* **208** 502
- [3] Pelkonen M 2008 *Curr. Opin. Pulm. Med.* **14** 105
- [4] Trivedi D 2020 *Prim. Health Care Res.* **21** e41
- [5] Yin P, Wang L J, Liu S W, Liu Y N, Liu J M, You J L, Zeng X Y, Zhou M G 2015 *Chin. J. Prev. Med.* **49** 364 (in Chinese) [殷鹏,王黎君,刘世炜,刘韞宁,刘江美,由金玲,曾新颖,周脉耕 2015 *中华预防医学杂志* **49** 364]
- [6] Chronic Obstructive Pulmonary Disease Group of Chinese Thoracic Society Chronic, Obstructive Pulmonary Disease Committee of Chinese Association of Chest Physician 2020 *Chin. J. Tuberc. Respir. Dis.* **43** 421 (in Chinese) [中华医学会呼吸病学分会慢性阻塞性肺疾病学组,中国医师协会呼吸医师分会慢性阻塞性肺疾病工作委员会 2020 *中华结核和呼吸杂志* **43** 421]
- [7] Sode B F, Dahl M, Nordestgaard B G 2011 *Eur. Heart J.* **32** 2365
- [8] Hassoun P M 2021 *New Engl. J. Med.* **385** 2361
- [9] Stanojevic S, Kaminsky D A, Miller M R, Thompson B, Aliverti A, Barjaktarevic I, Cooper B G, Culver B, Derom E,

- Hall G L, Hallstrand T S, Leuppi J D, MacIntyre N, McCormack M, Rosenfeld M, Swenson E R 2022 *Eur. Respir. J.* **60** 2101499
- [10] Reese J T, Blau H, Casiraghi E, Bergquist T, Loomba J J, Callahan T J, Laraway B, Antonescu C, Coleman B, Gargano M, Wilkins K J, Cappelletti L, Fontana T, Ammar N, Antony B, Murali T M, Cauffield J H, Karlebach G, McMurry J A, Williams A, Moffitt R, Banerjee J, Solomonides A E, Davis H, Kostka K, Valentini G, Sahner D, Chute C G, Madlock-Brown C, Haendel M A, Robinson P N, Consortium N C, Consortium R 2023 *Ebiomedicine* **87** 104413
- [11] Cao Y, Wang J, Jian F, Xiao T, Song W, Yisimayi A, Huang W, Li Q, Wang P, An R, Wang Y, Niu X, Yang S, Liang H, Sun H, Li T, Yu Y, Cui Q, Liu S, Yang X, Du S, Zhang Z, Hao X, Shao F, Jin R, Wang X, Xiao J, Wang Y, Xie X S 2022 *Nature* **602** 657
- [12] Zhang Y, Aniruddha P, Hou C, Lu D, Qiu W, Kong L, Wu R, Ma L, Yu R, Yu W, Liu X Y 2022 *Chem. Eng. J.* **428** 132362
- [13] Zhang Y, Chen C, Qiu Y, Ma L, Qiu W, Yu R, Yu W, Liu X Y 2021 *Adv. Funct. Mater.* **31** 2100150
- [14] Wu R, Ma L, Liu X Y 2022 *Adv. Sci.* **9** e2103981
- [15] Shi C, Hu F, Wu R, Xu Z, Shao G, Yu R, Liu X Y 2021 *Adv. Mater.* **33** e2005910.
- [16] He F, You X, Gong H, Yang Y, Bai T, Wang W, Guo W, Liu X, Ye M 2020 *ACS Appl. Mater. Interfaces* **12** 6442
- [17] Huang J, Xu Z, Qiu W, Chen F, Meng Z, Hou C, Guo W, Liu X Y 2020 *Adv. Funct. Mater.* **30** 1910547
- [18] Ma L, Patil A, Wu R, Zhang Y, Meng Z, Zhang W, Kong L, Liu X Y, Wang J 2021 *Nanotechnology* **32** 19lt01
- [19] Tu H, Yu R, Lin Z, Zhang L, Lin N, Yu W D, Liu X Y 2016 *Adv. Funct. Mater.* **26** 9032
- [20] Zhu S, Zeng W, Meng Z, Luo W, Ma L, Li Y, Lin C, Huang Q, Lin Y, Liu X Y 2019 *Adv. Mater.* **31** 1900870
- [21] Lin N, Liu X Y 2015 *Chem. Soc. Rev.* **44** 7881
- [22] Jiao C L, Shao G W, Chen Y Y, Liu X Y 2023 *Chin. Phys. B* **32** 038103
- [23] Meng F B, Sana B, Li Y G, Liu Y J, Lim S, Chen X D 2014 *Small* **10** 277
- [24] Moin A, Zhou A, Rahimi A, Menon A, Benatti S, Alexandrov G, Tamakloe S, Ting J, Yamamoto N, Khan Y, Burghardt F, Benini L, Arias A C, Rabaey J M 2021 *Nat. Electron.* **4** 54
- [25] Zhang W, Liu X, Lin Y, Ma L, Kong L, Min G, Wu R, Mengane S K, Yang L, Patil A B, Liu X Y 2022 *Chin. Phys. B* **31** 028201
- [26] Hu F, Li W, Zou M, Li Y, Chen F, Lin N, Guo W, Liu X Y 2020 *ACS Nano* **15** 9559
- [27] Diao Y Y, Liu X Y, Toh G W, Shi L, Zi J 2013 *Adv. Funct. Mater.* **23** 5373
- [28] Moser B, Bodrogi F, Eibl G, Lechner M, Rieder J, Lirk P 2005 *Respir. Physiol. Neurobiol.* **145** 295
- [29] Smolinska A, Baranska A, Dallinga J W, Mensink R P, Baumgartner S, van de Heijning B J, Mvan Schooten F J 2019 *Sci. Rep.* **9** 554
- [30] Ma L, Liu Q, Wu R, Meng Z, Patil A, Yu R, Yang Y, Zhu S, Fan X, Hou C, Li Y, Qiu W, Huang L, Wang J, Lin N, Wan Y, Hu J, Liu X Y 2020 *Small* **16** 2000203
- [31] Ma L, Wu R, Patil A, Zhu S, Meng Z, Meng H, Hou C, Zhang Y, Liu Q, Yu R, Wang J, Lin N, Liu X Y 2019 *Adv. Funct. Mater.* **29** 1904549
- [32] YY/T 1438-2016 Anaesthetic and Respiratory Equipment—Peak Expiratory Flow Meters for the Assessment of Pulmonary Function in Spontaneously Breathing Humans (Beijing: Standards Press of China) (in Chinese) [YY/T 1438-2016 麻醉和呼吸设备评价 自主呼吸者肺功能的呼气峰值流量 (北京: 中国标准出版社)]
- [33] Hayashi T, Sano Y, Shigematsu H, Sugimoto R, Sakao N, Sakaue T 2019 *J. Thorac. Oncol.* **14** S601
- [34] Ikonen T, Harjula A L J, Kinnula V L, Savola J, Sovijarvi A 1995 *J. Heart Lung Transpl.* **14** 244
- [35] Nolan K M, Dornnelly S M, Hughes D T, Struinin L 1992 *Respir. Med.* **86** 525
- [36] Donahue J F 2016 *COPD* **3** 512
- [37] Zhang X, Zhang X, Taira H, Liu H 2019 *J. Power Sources* **412** 391
- [38] Gao X, Li T, Meng N, Gao H, Li X, Gao R, Wang Z, Wang J 2023 *Renewable Energy* **206** 428
- [39] Siegel A C, Phillips S T, Dickey M D, Lu N, Suo Z, Whitesides G M 2010 *Adv. Funct. Mater.* **20** 28
- [40] Wang W, Chen T, Li Z, Tan Q, Meng Z, Qiu H, Liu X, Zheng J 2022 *Am. J Infect. Control* **50** 516
- [41] Ma L, Pan C, Teng Y, Shangguan Z 2013 *Earth Surf. Processes Landforms* **38** 1523
- [42] Rengasamy S, Shaffer R, Williams B, Smit S 2017 *J. Occup. Environ. Hyg.* **14** 92
- [43] Pan J, Harb C, Leng W, Marr L C 2021 *Aerosol Sci. Technol.* **55** 718
- [44] Jia X Y, Wang X R, Jiang Y Y, An M Z, Pei D Q, Li Z P, Zhou Q H 2023 *Minerva Anesthesiol.* **89** 762
- [45] Li T, Divatia S, McKittrick J, Moss J, Hijnen N M, Becker L B 2019 *Open access Emergency Med.* **11** 103
- [46] Lovett P B, Buchwald J M, Stürmann K, Bijur P 2005 *Ann. Emergency Med.* **45** 68

# Wearable respiratory function detection system based on dynamic humidity sensing: Principle and experimental comparison of lung function detection\*

Lu Chang-Sheng<sup>1) #</sup> Jiang Ze-Rong<sup>2) #</sup> Wang Xiao<sup>1)</sup> Li Ke-Yi<sup>3)</sup>  
 Lin Gui-Yang<sup>4)</sup> Yang Ying-Qi<sup>1)</sup> Lin Yi-Hua<sup>5)</sup> Zheng Guan-Ying<sup>4)</sup>  
 Xie Bao-Song<sup>4)</sup> Liu Xiang-Yang<sup>1) †</sup>

1) (*State Key Laboratory of Marine Environmental Science (MEL), Key Laboratory of Underwater Acoustic Communication and Marine Information Technology of the Ministry of Education, College of Ocean and Earth Sciences, Xiamen University, Xiamen 361102, China*)

2) (*Xiamen Kerdison Science & Technology Co., Ltd, Xiamen 361015, China*)

3) (*School of Medicine, Xiamen University, Xiamen 361102, China*)

4) (*Department of Pulmonary and Critical Care Medicine, Shengli Clinical Medical College of Fujian Medical University, Fujian Provincial Hospital, Fuzhou 350001, China*)

5) (*Department of Pulmonary and Critical Care Medicine, the First Affiliated Hospital of Xiamen University, Xiamen 361003, China*)

( Received 11 November 2023; revised manuscript received 27 December 2023 )

## Abstract

Traditional lung function detectors are based on measuring the changes in airflow and pressure during expiration and inspiration to evaluate the respiratory function of the subject. These techniques are mainly based on mechanical differential pressure sensors or turbine sensors which evaluate the lung function of the subject by measuring the ability of the subject to blow and inhale and determine their lung function parameters, including peak expiratory flow (PEF) and forced vital capacity (FVC). In this study, we present a wearable respiratory function testing system called the wearable respiratory spectrometer, which is developed based on dynamic humidity sensing technology. By exploring the principles and quantitative design of respiratory detection and conducting simulations of humidity sensors, we investigate the comprehensive characteristics of the system. According to Darcy's law, the gas flow measured by the wearable respiratory spectrometer is directly proportional to the pressure difference inside and outside the device, showing that the system follows the differential pressure sensing principle. According to this basis and combining the structural characteristics of the system, we establish a quantitative relationship among PEF, FVC, and the changes in sensor electrical signals.

The experimental results validate a linear positive correlation between the maximum rate of relative humidity change inside the spectrometer and PEF. Additionally, the results of simulated moisture volume experiments of the spectrometer show that in the measurement range from 180 to 840 L/min, the indication error of PEF is less than 10%, the adjacent test error is less than 5%, and the frequency response test error is less than 12%, which meet the industry standards for peak expiratory flow meters. Moreover, we compare the spectrometer with traditional portable lung function testing devices in simulated moisture volume experiments at different PEFs (300 to 720 L/min) and FVCs (3 to 6 L). The results demonstrate that the average indication error of measured PEF and FVC by the spectrometer are about 0.35% and 0.23%, respectively, both are much lower than those of the portable lung function testing devices, thus fully verifying the accuracy and

\* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 12074322).

# These authors contributed equally.

† Corresponding author. E-mail: liuxy@xmu.edu.cn

reliability of this system for real-time lung function assessment. Importantly, under simulated free-breathing conditions (PEF from 12 to 24 L/min, FVC from 0.5 to 0.7 L), the changes in the electrical signals of the spectrometer maintain a linear relationship with the moisture volume. Therefore, the wearable respiratory spectrometer can provide the long-term, free, dynamic, and quantitative monitoring of natural and weak nasal breathing. The measured respiratory spectra of subjects have great potential in real-time monitoring of lung function and remote monitoring of respiratory system diseases.

**Keywords:** flexible sensing, respiratory function detection, respiratory spectrum

**PACS:** 87.19.Wx, 87.61.Bj, 92.60.jk, 07.07.Df

**DOI:** [10.7498/aps.73.20231787](https://doi.org/10.7498/aps.73.20231787)



## 基于动态湿度传感的穿戴式呼吸功能检测系统：肺功能测量原理与实验对照

卢昌盛 蒋泽荣 王晓 李轲轶 林桂阳 杨瑛琦 林益华 郑冠英 谢宝松 刘向阳

### Wearable respiratory function detection system based on dynamic humidity sensing: Principle and experimental comparison of lung function detection

Lu Chang-Sheng Jiang Ze-Rong Wang Xiao Li Ke-Yi Lin Gui-Yang Yang Ying-Qi Lin Yi-Hua  
Zheng Guan-Ying Xie Bao-Song Liu Xiang-Yang

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 73, 038701 (2024) DOI: 10.7498/aps.73.20231787

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.73.20231787>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

#### 您可能感兴趣的其他文章

##### Articles you may be interested in

多模光纤中基于压缩传感的光谱探测

Spectrum detection based on compressive sensing inside multimode fibers

物理学报. 2020, 69(13): 134204 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20200014>

柔性压力传感器的原理及应用

Sensing mechanisms and applications of flexible pressure sensors

物理学报. 2020, 69(17): 178102 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20200987>

柔性压阻式压力传感器的研究进展

Advances in flexible piezoresistive pressure sensor

物理学报. 2021, 70(10): 100703 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20210023>

基于纳米发电机的触觉传感在柔性可穿戴电子设备中的研究与应用

Research and application of flexible wearable electronics based on nanogenerator in touch sensor

物理学报. 2021, 70(10): 100705 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20202157>

超材料赋能先进太赫兹生物化学传感检测技术的研究进展

Research progress of metamaterials powered advanced terahertz biochemical sensing detection techniques

物理学报. 2021, 70(24): 247802 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20211752>

基于银纳米线电极-rGO敏感材料的柔性NO<sub>2</sub>气体传感器

Flexible nitrogen dioxide gas sensor based on reduced graphene oxide sensing material using silver nanowire electrode

物理学报. 2020, 69(5): 058101 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20191390>