呼吸暖体假人的技术发展及其在健康建筑领域的应用与展望

刘硕^{1,2}, 刘雅琳^{1,2}, 王怡^{1,2}, 张婷³, 孙伟³, 刘荔^{1,4*}

1. 西安建筑科技大学西部绿色建筑国家重点实验室, 西安 710055;

2. 西安建筑科技大学建筑设备科学与工程学院, 西安 710055;

3. 清华大学机械工程系生物制造中心, 北京 100084;

4. 清华大学建筑学院, 北京 100084

* 联系人, E-mail: liuli_archi@tsinghua.edu.cn

2019-08-30 收稿, 2019-09-22 修回, 2019-09-24 接受, 2019-11-28 网络版发表

国家重点研发计划(2017YFC0702702)、国家自然科学基金(51778520)和国家杰出青年科学基金(51425803)资助

摘要 健康建筑核心理念是“以人为本”, 室内环境直接影响人体健康、舒适及工作效率, 而室内人员的直观感受和健康效应则是营造室内环境的关键性评价指标。本文从如何营造人体微环境气流和构建呼吸道体外模型角度着手, 对呼吸暖体假人在个体暴露领域的最新研究进展进行了综述, 介绍了暖体假人的模型结构、实现方法、功能、特征及控制, 总结了人体微环境区域的流场特性和污染暴露影响因素, 讨论了人体吸入暴露研究的现状和难点, 并展望了使用呼吸暖体假人进行人体健康效应研究的发展前景。本文旨在促进发展更合理精确的环境控制技术, 实现健康建筑。

关键词 暖体假人, 人体微环境, 吸入暴露, 呼吸道模型, 有效剂量

健康是建筑发展的重要推动力, 推动和发展健康建筑符合我国“健康中国”的战略需求(http://www.gov.cn/xinwen/2016-10-25/content_5124174.htm)。健康建筑核心理念是“以人为本”, 室内人员的直观感受和健康效应应作为关键性评价指标^[1,2]。尽管当前的室内环境营造技术能够较好地满足参数控制和能效要求, 但是各项技术和装备相对独立, 缺乏综合各项技术设备的集成平台, 同时也缺乏能够反映多环境参数对建筑使用人员健康综合影响的指标。常见的用于检测室内人员声、光、热感知和污染物暴露的各种独立仪器及测试平台如图1所示。

暖体假人, 也被称为“热感人体模型”, 是一种可模拟人体与周围环境间热湿交换的仪器设备。假人的形态结构与普通成年人相似, 通过模拟人体代谢保温, 提

供关于防护服对人体热生理反应的长期或短期影响的信息, 预测特定身体活动在危险条件下的工作时间(如热应激时间、健康风险时间和生存时间)。自20世纪40年代美国军方开发世界上第一套假人以来, 暖体假人已得到了长足的发展。如今, 暖体假人作为真人实验的替代品, 已发展成为一种新的生物物理实验方法, 被应用于评估服装在环境和职业防护方面的能力, 以及建筑物、车船、飞机等内部动态热环境对人体生理机能的影响, 评估供暖、通风和空调系统的性能, 尤其是在高危环境下对上述三者的实际性能做出评估。

截至2019年, 世界上有近百种不同功能的假人模型, 其结构从单个部分发展到百余个独立部分, 能够模拟身体姿势和运动, 包括站立、坐、仰卧、行走等, 提供发热、出汗和呼吸等功能, 发展历程可简单表述为

引用格式: 刘硕, 刘雅琳, 王怡, 等. 呼吸暖体假人的技术发展及其在健康建筑领域的应用与展望. 科学通报, 2020, 65: 274–287

Liu S, Liu Y L, Wang Y, et al. Technology development of breathing thermal manikin and its application and prospect in healthy building (in Chinese). Chin Sci Bull, 2020, 65: 274–287, doi: [10.1360/TB-2019-0462](https://doi.org/10.1360/TB-2019-0462)

图1 (网络版彩色)检测室内人员声、光、热感知和污染物暴露的各种仪器

Figure 1 (Color online) Instruments for detecting indoor sound, light, heat perception and contaminant exposure

图2. 随着现代技术的发展, 结合热调节模型, 最新型的暖体假人模型可以模拟人体对不同环境的生理反应。

1 暖体假人结构及实现方法

暖体假人的研制综合了材料科学、物理学、人体工学、自动化控制、建筑环境学等多个学科的知识内

容, 仅模拟真人产热和散热规律就需要考虑的人体生理特性包括新陈代谢产热、从体内到皮肤表面的热传递、蒸发散热、体型和尺寸、运动姿势、体表面积、皮肤黑度等。暖体假人模型作为人体形状的传感器, 可以测量假人模型整体表面或某局部表面区域各个方向的对流、辐射和传导热损失^[3-5]。

早期暖体假人仅由几个独立区段组成, 而现代的暖体假人模型由几十个或更多的区段组成。随着人体模型节段数的增加, 模拟精度有了很大提升。尽管暖体假人的材料、结构、尺寸、分段数以及调节模式各不相同, 但是其实现原则基本相似, 通常由形态结构外壳、表层皮肤、加热元件以及传感器4个主要元素构成。其中, 形态结构外壳类似于人体骨骼、肌肉以及皮下组织等结构, 一般建议使用具有真实身体尺寸和形状模型结构(全身模型和局部模型)。表层皮肤可由聚酯纤维材料、玻璃纤维材料、环氧复合材料或者其他导热材料(如铜、铝、不锈钢等)制成。由于金属材料导热性能好, 暖体假人体表温度受环境温度影响大, 会降低假人表面温度的稳定性。加热元件置于表层皮肤内或人体模型内部时, 尽可能均匀地加热假人各个部分。模型中嵌入的加热元件越多, 皮肤表面供热的稳定性就越高。传感器一般用于提供假人表面的实时温度或内部热量的反馈信息。

暖体假人可通过恒皮温(constant surface temperature, CST)、恒热流(constant heat flux, CHF)和热舒适(thermal comfort, TC)3种模式进行加热控制^[6]。由ISO (International Standardization Organization)标准^[7]对3种模式的描述可知, 3种模式操作原理不同, 假人的皮肤

图2 假人发展历程

Figure 2 The development of manikin

温度和加热功率设置不同,其适宜的热环境也不尽相同.恒温法是使用温度反馈控制调节假人皮肤表面的温度,使表皮温度维持在 34°C ,当外界温度、湿度、风速等环境条件一定时,假人会不断向外散热,为使表皮温度维持在这一数值上,就需要给假人不断补充热量使其处于热平衡状态.这种控制方式的优势在于可独立控制假人各分区的温度,且响应时间短,但由于 34°C 为人体热中性环境下的皮温,所以恒皮温模式适用于非极端环境.恒热流模式是依据人体运动负荷来设定假人整体的加热功率(热流值),因此假人的皮肤温度与环境条件密切相关.由于缺乏热调节的功能,恒热流模式下假人的皮肤温度会随着加热功率的增加而不断上升.如果材料的散热得不到保证,假人的温度就会偏离人体实际情况.热舒适模式以Fanger^[8]提出的人体热舒适方程为控制模型,假人通过热调节系统来保障皮温的恒定.因为皮温的设定是根据中性条件得到的,所以该模式一般只适用于热中性条件.由于温度的自我调节是通过迭代计算反馈的,一般响应时间较长,无法做到实时反馈.

2 暖体假人类型及特征

2.1 人体测量特征

模型的结构形状和尺寸不仅对人体羽流的发展起着重要作用,还会进一步影响热质传递特性^[9,10].根据人体测量特征,人体模型结构可分为局部模型和全身模型两大类.

常见的局部模型包括头部模型^[11~14]、上肢与手部模型^[15]、躯干模型^[13]、下肢和足部模型^[16,17].而全身模型一般可按照模拟对象具体分为婴儿模型、儿童模型、成年男性模型以及成年女性模型.其中,成年男性模型也可设计成不同的体形代表特定人群中平均标准人大小,如瑞典男性(Tore)、西方或亚洲男性(Newton)、欧洲男性(Therminator)等^[10,18,19].

由于基于解剖学准确形体几何的假人一般较为昂贵,实验和数值模拟研究中常对假人形体几何进行不同程度的简化.早在20世纪20年代,英国学者就曾使用垂直的铜圆柱模拟假人进行实验. Brohus和Nielsen^[20]采用方盒模拟站立人员对人在环境中的暴露进行研究,发现当污染源靠近地板时,两腿之间的气流会影响空气和污染物的流动,这也奠定了假人需要有腿部形状的基础.此后,在简单方盒的基础上不断有研究者对其

进行改进,使用了包括头部、躯干、大腿和小腿等部位的多种组合模型进行实验研究. Topp等人^[21]和Zukowska等人^[22]曾分别测量站立和静坐状态下不同形体周围的羽流分布及房间气流流场. Topp等人^[21]所使用的两个简化模型是在Brohus提出的数值人体模型基础上搭建的由躯干、大腿、小腿3个长方体组成的,区别在于两腿之间是否允许空气穿过. Zukowska等人^[22]也通过圆柱体钢管(没有胳膊和腿)和矩形钢管(没有胳膊和腿)简化模型探究了人体模型的几何形状对羽流形成的影响.研究发现,与具有复杂形状的人体模型相比,简化模型(圆柱体、立方体)产生了过度集中的人体体表热羽流,且羽流中心处于模型边缘,无法准确描述人体附近气流微环境,仅能模拟热负荷.由于大腿和小腿显著影响羽流中的气流速度和温度分布,因此想要较为精确地描述人体附近气流微环境,需要至少具有简单头部和四肢几何的机器人(dummy)形体.

2.2 运动系统

早期暖体假人模型的姿势都是固定的,或是保持直立、久坐,亦或是仰卧姿势,这类模型仅能描述静止条件下的人体状态. Edge等人^[23]在研究人体非定常气动尾迹时发现,人体躯干后存在一个从头部到腿部的尾迹流循环区,两腿之间所产生射流的分解作用使该区域在腿部结束;如果污染物位于下半身或腿的侧面,腿部的运动将使得污染物不断卷入循环区.这一研究结果指明,腿部的运动扰动将破坏人体的羽流特征及室内原有的流场分布.最近, Brohus等人^[24]、Choi和Edwards^[25]、Eames等人^[26]、Tang等人^[27]和Hang等人^[28]从不同角度研究了室内人员移动对封闭空间空气污染物运输的影响,结果均表明人员移动过程所引起的尾迹流会影响污染物在室内空间的输送轨迹.

因此,为了模拟人体运动状态,通过引入运动控制系统来操纵手腕或脚踝以驱动手臂或腿部的移动.瑞典假人模型^[29]和丹麦的人体模型(PT Teknik, <http://pt-teknik.dk>)采用气缸驱动,美国的Newton假人模型(Thermetrics, <http://www.thermetrics.com>)和瑞士的Sam模型^[30]由机械系统驱动.以Newton模型为例,模型本身在肩膀、肘部、臀部和膝盖处都安装有可活动关节,运动驱动系统包括电动机和快速连接杆两部分,连接杆安装在假人的手腕和脚踝处,通过连接杆的运动模拟人的行走过程,最大步行速度为每分钟55步(即 1.2 m/s).此外,还有一些可模拟特殊动态运动过程的

模型,如火焰假人,通过旋转功能与横向系统的耦合来模拟火灾环境中的消防和救援场景.旋转功能通常由减速电机来实现,旋转角度可控,旋转速度可在0.05~0.25 r/min之间调节.

2.3 功能

暖体假人所具备的功能一般取决于其研究目的和应用场景,根据应用场景进行分类可表示为图3形式.

2.3.1 出汗假人及其模拟方法

随着现代技术的发展,越来越多的暖体假人具备出汗功能,此功能在服装性能评估领域极为重要^[31,32].目前,得到广泛认可的出汗暖体假人包括Coppelius假人(芬兰)、Taro假人(日本)、Kem假人(日本)、Newton假人(美国)、Sam假人(瑞士)、Walter假人(中国香港)、Adam假人(美国)7种^[33].

暖体假人模拟出汗方式一般有以下4类:第一类,通过喷嘴将水直接送到假人模型表面(例如头部模型^[12]和Newton出汗人体模型^[34]),或者将水送到表面后通过多孔膜进行蒸发(例如Coppelius假人^[33]),或者将水送到表面后通过多孔金属出汗皮肤蒸发(例如汽车人体模型Adam^[33]).这类发汗控制方式需要在假人模型表面各部位均匀设置连接有控制器的“汗腺”,每个“腺体”可设置不同的出汗率和出汗温度,适合用来确定服装的抗蒸发能力.第二类,使用某种透湿材料“皮肤”来保持水分(例如Walter假人^[35]).此种发汗控制方法仅能

计算总蒸发阻力,无法评估蒸发能力.第三类,将预先浸湿的织物“皮肤”覆盖在干燥的暖体假人模型上,早期的Newton模型和Tore假人均采用此发汗方式.采用此种发汗控制方式时,实验的有效持续时间取决于织物皮肤的最大吸湿量、织物“皮肤”和测试套装的容量.当某些部位开始干涸时,如上臂、背部和胸部区域,由于蒸发减少,热量损失会急剧减少,影响结果准确性.第四类,向人体模型提供被加湿的空气,如德国Cybor假人^[36].该方式仅用于舒适性评估,并且不考虑蒸发阻力和绝缘计算.Lu等人^[37]曾使用第一种和第三种出汗模拟方式来确定Newton假人模型衣服的蒸发阻力,结果显示,第一种方式测定的织物蒸发阻力均低于第三种方式测定的数据,两种方式测得的蒸发阻力呈线性关系.

2.3.2 热调节人体模型

近20年间,人体体温调节模型和暖体假人模型的发展以及计算机模拟技术的不断革新,极大地促进了热调节人体模型^[38]的发展.与体温调节模型(热生理模型)结合后,暖体假人模型成为适应性人体模型,能够模拟人体对给定环境的实际热生理反应,如出汗、颤抖、血管运动等^[39].目前已有多种此类“结合”模型投入使用,主要用于环境工程、汽车工业和服装研究领域.

在使用热调节人体模型时,无需对环境条件进行复杂测量,因为暖体假人模型可以根据其空间分辨率

图3 暖体假人分类及功能框图

Figure 3 Classification and functional block diagram of thermal manikin

(假人模型的节段数量)直接测量环境条件以及服装的热效应。人体体温调节模型需要根据所设置的边界条件进行调整,边界条件可以是第一类边界条件(Dirichlet边界条件)或第二类边界条件(Neumann边界条件)。第一类边界条件假设代谢热和出汗率作为人体模型的控制参数,最终表面温度作为物理模型的反馈参数;第二类边界条件假设表面温度和出汗率作为人体模型的控制参数,热流量作为反馈参数^[38],具体见图4所示。

使用较为广泛的人体体温调节模型包括Fiala模型^[40,41]、UCB(University of California of Berkeley)模型^[42]以及Pierce模型^[43,44]等。Blood和Burke^[45]将人体受试者的测试结果与使用Fiala模型控制的26段Newton人体模型预测结果进行了比较,结果显示在所有测试环境下,Fiala模型对平均皮肤温度都有较好的预测。Foda和Sirén^[44]将Pierce模型应用于暖体假人的控制系统,并结合Nilsson的舒适区图评估热感觉,证实了Pierce模型的输出值更接近于在微凉和温暖条件下大多数人的主观评估。

2.3.3 呼吸暖体假人的应用及其控制

在对室内空气质量进行评估或者研究室内工作环境舒适性以及对室内空气流动的影响时,呼吸暖体假人发挥着不可替代的作用。从1996年Brohus第一次使用呼吸暖体假人评估室内空气质量 and 热舒适开始,已有十余种呼吸暖体假人被用于科学研究。呼吸暖体假人的外形结构与一般暖体假人相似,除了具有形态结构外壳、表层皮肤、加热元件及传感器外,还配备呼吸模拟系统,即人工肺,可由封闭气缸或结构紧凑的真空泵实现,通过活塞的往复运动或真空泵的正反转模拟呼吸过程,用于控制假人呼吸频率、肺通气量。人工肺放置于假人内部或体外取决于假人内部空间结构和人工肺的形状尺寸。人工肺的输出波形依赖于系统的控制程序,目前部分呼吸机产生呼吸方波,但研究发现,人的呼吸波形接近于正弦信号^[46]。因此,为更精确地模拟人体呼吸,在吸入暴露实验中,通常采用输出正弦信号的人工肺。呼吸暖体假人可通过口腔或者鼻子进行呼吸,在保证口腔和鼻子的几何形态与真人一致时,可较真实地模拟真人的呼出气流^[47]。

实验研究中最常见的呼吸暖体假人是丹麦Btm(breathing thermal manikin)假人和Aalborg假人^[48](图5)以及美国的Newton假人。以丹麦Btm假人为例,Btm假人是高为1.68 m、服装热阻为0.7 Clo(1 Clo=0.155 m² K/W)的坐姿女性,整体分为26个独立区段,各区段

图4 假人和热生理模型的耦合方法、边界条件类型和控制参数
Figure 4 The coupling methodologies of the manikin and thermophysiological model, type of boundary conditions and control parameters

图5 (网络版彩色)具有呼吸控制装置,可用于室内空气质量评估的呼吸暖体假人。丹麦的Btm(左)和Aalborg假人(右)
Figure 5 (Color online) Breathing thermal manikin with respiratory control device for indoor air quality assessment. Btm (left) and Aalborg (right) manikin from Denmark^[48]

可独立控制,并处于“舒适模式”,旨在保持模型表面温度等于舒适状态下人的平均皮肤温度。“人工肺”在设定流量、频率参数下,模拟吸气-呼气过程,实现假人的呼吸功能。为了模拟办公环境工作状态的呼吸过程,通常将肺通气量设定为6 L/min,呼吸频率为10次/min,整个呼吸周期包括2.5 s吸气、2.5 s呼气、1.0 s间歇。

近年来,Melikov^[6,49]对呼吸暖体假人的尺寸、形状、控制系统、呼吸模拟等参数对环境的影响进行了诸多讨论与补充。Cheong^[50]采用暖体假人和真人对照实验,对置换通风系统室内环境中人体的热舒适进行了研究,分析了室内热环境对整体和局部人体热感觉和热舒适的影响。使用呼吸暖体假人最大的局限在于

不能模拟人类对瞬态环境的主观及生理反应, 尽管呼吸暖体假人可以评价室内热环境, 但是由于人类具有个体差异, 依据假人建立的模型只能预测人的平均舒适度。

3 人体微环境流场特性和污染物暴露的影响因素

室内空气温度建议范围为20~26℃^[7,51], 比人体皮肤表面温度低7~13℃。身体与环境之间的温差作用, 导致人体在不同的室内环境下有约35%的代谢热通过对流的方式散失^[51]。在浮力驱动下, 身体加热并卷吸周围空气向上运动, 在人体周围形成热边界层或身体热羽流^[52]。热边界层内空气的温度和速度均与周围环境存在显著差异^[53], 对室内污染物和传染性病原体的运输有重要影响。此外, Lewis等人^[54]指出, 裸体男子站立状态下, 微环境中微生物的数量比周围环境高30%~400%。同时研究表明, 人体吸入的空气中约有2/3来自身体热边界层, 影响吸入空气品质。因此, 研究人体边界层行为, 对改善室内空气质量、降低交叉感染风险具有重要意义。

不同研究者采用热线风速仪^[55]、纹影成像^[53,56]、多普勒激光测速^[57]和粒子图像测速技术^[58]对人体热边界层行为进行研究, 发现房间温度为19~21℃时, 热边界层起始于脚部, 初始为层流, 在小腿部位边界层厚度为0.01~0.03 m, 速度为0.01~0.015 m/s; 沿身体向上运动的过程中速度和厚度均增加, 在胸部完全过渡为湍流, 厚度0.075 m, 速度为0.05~0.25 m/s^[52]; 在肩部和头顶边界层脱离形成循环区, 在头部上方约0.5 m位置处达到最大速度, 约0.3 m/s^[59]。在边界层发展过程中, 身体的卷吸作用引起边界层流场异于周围环境, 导致人在站立或坐姿状态时, 呼吸区的污染物浓度高于周围环境, 严重影响吸入空气品质。因此, 研究者进行了大量实验研究边界层流场特性。影响人体周围边界层的因素较多, 主要包括房间温度、姿势、服装热阻^[58]、形态^[21,60]、呼吸气流^[27,49,61]等。考虑到羽流的敏感性以及真人实验过程中存在诸多不稳定因素, 采用真人实验进行人体附近流场的研究存在困难^[62]。因此, 可模拟人体真实特征的人体模拟器成为最佳实验工具。为了使人体模拟器能够营造更加真实的人体微环境, 研究者从人体模型的形状和呼吸气流模式对人体微环境的影响两个方面进行了大量的研究。

Topp等人^[21]和Zukowska等人^[22]研究了置换通风

条件下, 简化程度不同的人体模型周围污染物浓度和人体暴露情况。距离不同形状模型较远位置(0.99 m)时, 垂直高度速度变化曲线相似。但是, 接近人体表面区域, 不同模型的实验结果存在明显差异。由于卷吸作用存在, 与真人相似的人体模型更容易携带污染物向上运动, 导致头部区域污染物浓度明显高于简化模型。同时研究发现, 方盒模型实验中层流在较低位置完全转变为湍流, 与真实人体在胸部位置完全转变为湍流不符。Taghinia等人^[63]对比了方盒模型和3D扫描人体模型周围的速度场和温度场, 发现方盒上方温度>27℃的区域明显大于头部上方, 且温度场分布更加均匀。人体不规则的几何形状导致头部后方存在较大的温度梯度。此外, 分别测量模型前后0.15 m处垂直方向速度分布, 发现采用方盒将会高估对附近速度场的预测。Yan等人^[64]以3D扫描人体模型为基准, 对面部结构简化程度不同的人体模型附近, 尤其是呼吸区流场和浓度场的影响进行对比研究。结果表明, 几何形状的简化程度直接影响模型周围流场, 且在浮力的驱动下, 这种差异对呼吸区和头顶上方的影响效应放大; 过度简化的模型(如方盒和圆柱)无法预测污染物的运输和分布情况。因此, 为了更加精确地模拟人体微环境, 尤其是呼吸区微环境, 在考虑简单四肢形状和头部结构的基础上, 需要考虑面部的简化程度对微环境场的影响。

大量研究已经获得不同呼吸活动下呼出气流速度(正常呼吸: 1 m/s, 谈话: 5 m/s, 咳嗽: 10 m/s, 打喷嚏: 20~50 m/s)的近似值^[65,66], 而头部附近热边界层内气流速度约为0.25 m/s^[52]。因此, 呼出气流的动量远大于热羽流, 严重影响呼吸区微环境的流场特性, 进而影响污染物的传播。为此, 很多学者对呼吸流动特征进行了研究。影响呼出气流特性的因素包括流速、呼气方向、口鼻开口面积、呼吸活动持续时间等^[46]。呼吸过程具有周期性、瞬时性的特点, 过程相对复杂^[67]。完整的呼吸过程通常包括吸气、呼气、间歇^[68]。早期很多文献对表征呼吸气流的重要参数, 如分钟通气量(minute volume, MV)、呼吸频率(respiratory frequency, RF)、潮气量(tidal volume, TV)等进行了定义^[46]。Olmedo等人^[69]使用呼吸暖体假人进行烟雾可视化实验, 发现通过鼻孔呼出的气体穿透距离达到0.4 m, 嘴巴呼出气体的穿透距离达到1.2 m, 显著影响热羽流层以外的区域。Özcan^[61]进行PIV(particle image velocimetry)测试, 结果表明, 通过鼻孔连续呼气向下呼出的射流可以穿过热边界层。Zhao等人^[70]的数值研究结果表明, 正常呼吸

呼出 $1\ \mu\text{m}$ 的飞沫,传播距离为 $0.6\ \text{m}$,而人体头部附近热边界层的厚度约为 $0.15\sim 0.2\ \text{m}$ ^[71],已经穿透了热边界层。

已有研究通常使用接近人体真实呼吸周期的正弦边界^[69]或类似的非稳态边界^[70]。不同的研究者^[72,73]采用了不同的呼吸曲线近似表示吸入和呼出空气流量随时间的变化,Gupta等人^[46]指出真实人体呼吸特征更加接近正弦流动。已有研究使用的呼吸暖体假人处于站立或坐姿状态时,嘴巴呼出气体的方向是水平的^[6,46,74],但是鼻子呼出气流的方向比较复杂,通常沿水平方向向下倾斜 45° ,并且与垂直方向保持 30° 的分离角^[6,49],符合Gupta等人^[46]对志愿者呼气过程中嘴部和鼻孔开口面积和扩散角的测量。他们基于受试者的测量数据建立了关于流速、流向和口鼻开口面积的模型。Xu等人^[47]从几何形状和呼吸功能的角度研究了标准假人与志愿者之间的异同,结果表明,假人在一定程度上可以模拟RF, MV和气流模式,但是由于口部形状的简化,呼出气流的扩散度低,湍流水平低,呼出污染物的速度和浓度增加。真实人体通过口部和鼻部呼出气流的纹影成像如图6所示。

从图6可以看出,呼出气流呈充满涡环的湍流状态,随着气流与周围空气混合,呼出气流宽度和长度增大,污染物的速度和浓度降低^[75]。但是,呼出气流已经完全穿透热边界层,在仅口或仅鼻子呼吸时穿透距离均大于 $0.4\ \text{m}$ 。与标准假人相比,实际人体呼吸气流存在波动,由于个体差异,在呼出方向上更为复杂。

由于个体变化和测量手段的多样化,上述实验结果存在一定差异。研究者曾尝试采用不同的呼吸暖体假人替代人体受试者,由于口鼻形状的简化,呼吸及人体热环境的模拟等缺乏统一的标准,实验结果不一致。但可以确定的是,人的呼出气流可以穿透热边界层,可

能进入附近人体的呼吸区。由于呼出气流中包含各种呼吸活动释放的飞沫^[76],这些飞沫携带数百万个细菌,是引起呼吸道传染病的主要原因^[77]。呼出气流的穿透距离较长,极易被周围人体吸入引起人际间的传播。因此,在了解人体呼吸区微环境的基础上,研究吸入暴露情况可有效控制传染病的传播。

4 人体吸入暴露的研究

已有利用呼吸暖体假人对室内人员的污染物吸入暴露的评估往往止于口鼻吸入,如Liu等人^[78]利用呼吸暖体假人研究了两个站立成人呼出飞沫和飞沫核的传播和暴露过程,采用易感者的口部吸入量作为传染风险的直接相关指标。Vianello等人^[79]利用呼吸暖体假人研究室内空气中微塑料的吸入暴露。这类研究尽管能够评估通过吸入等暴露途径进入人体的潜在剂量,但是无法准确获得在致病部位造成健康效应的有效剂量。

一直以来,有效剂量的测量不仅是污染暴露研究中的难点,亦是吸入药理学中的一大难题,其研究主要是以动物模型和人作为实验对象的活体研究。动物模型利于实现吸入暴露与组织损伤、病变或生物标志物变化等健康效应间的量化联系,对解释进入人体内的颗粒物产生的相关病理有重要意义^[80-82]。但是由于动物与人的呼吸系统在解剖学形态、肺功能特点上的差异,无法借助动物实验精确探究颗粒物在人体呼吸道内的运动情况。当以人为实验对象时,通常受试者吸入一定浓度与粒径分布的气溶胶颗粒,之后对呼出气体中气溶胶颗粒物的浓度和粒径进行检测,从而计算呼吸系统中颗粒物总的沉积量^[83],但是该方法仍然无法确定呼吸道内实际暴露部位处的有效剂量。

因此,研究者尝试基于真实人体的呼吸道形态学

图6 (网络版彩色)呼出气流纹影成像图。(a) 仅口部呼气;(b) 仅鼻子呼气^[75]

Figure 6 (Color online) Schlieren image of exhaled airflow. (a) Mouth only breathing; (b) nose only breathing^[75]

数据在体外构建呼吸道模型。然而,受人体内部结构的复杂性和技术手段的限制,这一方法经历了漫长的演变过程。1935年Findeisen^[84]结合气溶胶颗粒物运动理论和呼吸系统内相关生物学理论研究了颗粒物在人体呼吸道内的运动沉积,建立了第一个呼吸道模型,包括气管、4级支气管、末端细支气管、呼吸细支气管、肺泡管和肺泡囊6个部分。因受当时解剖学知识的限制,该模型的几何结构不够完善,对各级呼吸道的尺寸、气流速度、气管分支类型和颗粒物沉积方式都做了一系列假设,并且没有考虑口部和咽喉结构对颗粒物运动的影响,但为后来呼吸道模型的发展奠定了良好的基础。1950年Landhal^[85]在Findeisen模型的基础上增加了口腔和咽喉部位,使新模型具备了完整的上呼吸道结构,可用于上呼吸道结构对颗粒物沉降影响的研究,同时Landhal应用该模型对呼吸方式、颗粒物粒径等参数对颗粒物在人体呼吸道内的运动规律进行了进一步探索。1963年Weibel^[86]提出了著名的Weibel模型,该模型共有24级气道,包括人体气管支气管和肺泡区域的

对称和非对称结构,指定气管为第一级气道,假设每个支气管末端会产生两个分支,采用二分法可以方便快捷地构建出相对完整的呼吸道结构,并且介绍了气道形态学定量测量方法,至今被研究者们广泛采用。1994年国际放射防护委员会在系统整理了基于解剖学数据的呼吸道形态学资料后,以白人成年男性数据为基础,构建了一套半经验呼吸道内形态和颗粒物沉降分布模型——人呼吸道放射防护模型ICRP 66^[87]。该模型能够通过参数修正近似得到不同性别、种族、年龄人群的呼吸道形态,并将呼吸道模型分为胸外区域(extrathoracic, ET)、支气管区(bronchial, BB)、细支气管区(bronchiolar, bb)、肺泡间质区(alveolar interstitial, AI),并利用 a, R, p 3个参数的组合形式 $a \times R^p$ 定义各分区沉降效率的计算公式。可通过式(1)和(2)分别计算得到通过嘴巴和鼻子吸气时,颗粒物在呼吸道内4个主要分区的沉降效率。

通过鼻孔吸气时,胸外区域分为 ET_1 (鼻腔)和 ET_2 (喉、咽)两个区域:

$$\eta = 1 - \exp(-aR^p), \begin{cases} ET_1: a = 3 \times 10^{-4}, R = d^2 \dot{V}_n SF_t^3, p = 1, \\ ET_2: a = 5.5 \times 10^{-5}, R = d^2 \dot{V}_n SF_t^3, p = 1.17, \\ BB: a = 4.08 \times 10^{-6}, R = d^2 \dot{V}_n SF_t^{2.3}, p = 1.152, \\ bb: a = 0.1147, R = (0.056 + t_b^{1.5}) \times d^{t_b^{-0.25}}, p = 1.173, \\ AI: a = 0.146 \times SF_A^{0.98}, R = d^2 t_A, p = 0.6495, \end{cases} \quad (1)$$

其中, $\dot{V}_n$ 表示通过鼻孔吸入空气的体积流量, mL s^{-1} ; SF_t 表示成年男性气管直径与受试者气管直径的比率。

通过嘴巴吸气时, ET_2 表示口腔:

$$\eta = 1 - \exp(-aR^p), \begin{cases} ET_2: a = 1.1 \times 10^{-4}, R = d^2 (\dot{V}_n SF_t^3)^{0.6} (V_T SF_t^2)^{-0.2}, p = 1.4, \\ BB: a = 4.08 \times 10^{-6}, R = d^2 \dot{V}_n SF_t^{2.3}, p = 1.152, \\ bb: a = 0.1147, R = (0.056 + t_b^{1.5}) \times d^{t_b^{-0.25}}, p = 1.173, \\ AI: a = 0.146 \times SF_A^{0.98}, R = d^2 t_A, p = 0.6495, \end{cases} \quad (2)$$

其中, $\dot{V}$ 表示通过嘴巴吸入空气的体积流量, mL s^{-1} ; V_T 表示受试者潮气量, L。

ICRP 66模型的提出实现了颗粒物在呼吸道不同部位沉降的定量分析,推进了吸入有效剂量评价的研究。Finlay结合CT扫描及3D打印技术构建了人体真实鼻腔模型的几何边界,采用实验方法研究了潮式呼吸下气体动力学直径在 $0.8 \sim 5.3 \mu\text{m}$ 之间的颗粒物在上呼吸道沉降的有效剂量。2002~2016年美国太平洋西北国

家实验室(Pacific Northwest National Laboratory, PNNL)在沿用ICRP 66口鼻咽沉降模型和Weibel下呼吸道理论模型的基础上,利用真实人体CT扫描数据修正了中心呼吸道和下呼吸道前若干级的几何结构,建立了基于完整呼吸道形态的多通路颗粒物沉积模型,即MPPD (multiple-path particle dosimetry model)模型^[88]。该模型和ICRP 66模型一样,主要以单一族群的少量样本数据和Weibel简化模型作为“标准人”的呼吸道形态学基准,

在实际应用中亦发现计算得到的颗粒物沉降预测精度较低. 尽管如此, CT扫描由于数据量巨大, 精度逐年提高, 目前已开始取代传统的解剖学方法, 成为建立体外呼吸道模型的优先选择. Hvelplund等人^[89]等利用CT扫描数据获得了包含脸部、口鼻入口至胸腔容积的全吸入暴露边界, 通过3D打印建模、计算流体力学模拟等方法得到了颗粒物在呼吸道表面不同区间的沉降分布, 见表1.

尽管数值模拟可精确再现呼吸道结构形态, 但边界条件具有不确定性, 其结果很大程度上依赖于参数设定, 呼吸道模型的体外实验无法再现人体热羽流对呼吸区微环境的影响. 通过内嵌“标准”或个体呼吸道模型的呼吸暖体假人, 能够对个体吸入暴露进行定量描述, 其结构示意图如图7所示.

除动物模型之外, Dilger等人^[90]、Kasurinen等人^[91]和Marchetti等人^[92]使用体外细胞培养法, 通过对人体呼吸道上皮细胞的体外培养, 建立吸入毒理学模型, 可研究不同物化性质的颗粒物对细胞的毒性作用, 评估不同颗粒物暴露条件下的细胞活性、炎症反应和DNA的损伤程度等, 有效指出不同颗粒物的物化性质产生的细胞毒性效应以及相关的分子机制. 体外细胞培养法可有效节约成本, 短时间内获得大量的实验数据, 但是通过培养皿和多孔板培养出的简单细胞模型缺乏完整的生理功能, 没有考虑各器官组织间的相互作用, 因此准确性降低^[93]. 由于当前体外细胞培养模型的局限

性, Huh等人^[94]基于微流控技术的细胞装置, 建立体外肺芯片, 将多个器官组织信息集成在一个单独的芯片上, 形成“器官-芯片”系统^[95], 更好地模拟和控制生理微环境, 可以较快地观察到肺部疾病患者在相关暴露环境下引起的分子、细胞和组织水平的特异性反应, 对靶向治疗和生物标记物研究具有重要意义^[96]. 超越传统的二维细胞培养模型, 可观察多种器官交互作用下, 颗粒物进入呼吸道上皮细胞微环境后, 与人体内环境中各种物质的相互作用.

5 结论

暖体假人作为一种精密、复杂的设备, 可测量由于辐射换热、周围局部空气流动、环境温度变化及接触传热等引起的热效应, 可直接量化服装和个人防护设备引起的热量交换. 具有排汗功能的暖体假人, 可模拟人体表面均匀出汗, 直接测量服装的蒸发热损失. 目前暖体假人在特种服装、人工环境等工程领域尤为重要.

具有呼吸模拟功能的呼吸暖体假人, 能够同时模拟人体发热产生的体表热羽流, 以及呼吸产生的周期性呼出和吸入气流, 能够测量比污染物环境浓度更有代表性的实际吸入暴露水平, 尤其在SARS、流感等呼吸系统传染疾病在室内环境的传播机制研究中应用广泛, 为改善医院环境、飞机客舱环境和高密人群环境的通风系统提供了重要的设计依据.

表1 (网络版彩色)通过计算流体力学模拟得到的单分散颗粒物在呼吸道内不同区间的沉降分布^[89]

Table 1 (Color online) The settlement distribution of monodisperse particulate matter in different region of the respiratory tract by computational fluid dynamics simulation^[89]

区域		沉降分数(%)				
		0.1 μm	1.0 μm	2.0 μm	5.0 μm	10.0 μm
鼻腔	0.4	0.5	0.4	0.6	0.8
口腔	0.3	0.3	0.5	0.9	3.2
咽部	0.5	0.5	0.6	0.9	2.3
喉部	2.1	2.3	2.4	4.9	18.9
气管	1.5	1.5	1.5	2.7	7.7
G1-5支气管左	2.1	2.3	2.6	3.9	14.8
G1-5支气管右	3.5	3.7	4.2	6.6	20.3
	呼吸道表面总沉降	10.5	10.9	12.2	20.5	68.0
肺部容积边界左	4.1	4.0	4.3	7.5	6.6
肺部容积边界右	5.5	5.5	6.0	10.3	8.6
	模型内壁总沉降	20.1	20.4	22.5	38.3	83.2

图7 (网络版彩色)内嵌呼吸道模型的呼吸暖体假人。(a) 口-咽模型; (b) 前五级weibel模型; (c) 个体CT扫描模型

Figure 7 (Color online) Breathing thermal manikin with embedded respiratory model. (a) Mouth-throat model; (b) top five-grade of weibel model; (c) individual CT scanning model

目前, 前沿研究一方面关注通过CT扫描等技术提高假人身体体表的几何精度, 包括口鼻、呼吸道的复

杂结构, 以此提高假人附近气流分布, 更精确地测量污染物吸入至呼吸道具体部位上的有效剂量。另一方面, 体外细胞培养、器官芯片等技术在呼吸暖体假人中的集成将完善污染物从环境进入人体并产生健康效应的研究链条, 再现环境暴露-剂量-部分健康效应间的量化关系。呼吸暖体假人涉及工程学与医学中多个学科, 既对室内环境、建筑技术等学科有促进作用, 也能推进药物输送、院内感染控制等学科的进一步发展。

因此, 呼吸暖体假人可以用来代替实际室内人员, 有效测量人体的热感知和污染物吸入至呼吸道局部产生的有效剂量, 并以此对建筑室内空气温湿度、风速、污染物浓度等与舒适、健康相关的环境控制指标进行更准确的评价, 能够实现室内局部空间、局部时间的环境控制方法提供科学依据。科学发展呼吸暖体假人技术, 对营造更健康、舒适、节能的室内环境, 实现健康建筑有重要意义。

参考文献

- Wang Q Q. *Assessment Standard for Healthy Building* (in Chinese). Build Technol, 2017, (2): 22–33 [王清勤.《健康建筑评价标准》编制. 建设科技, 2017, (2): 22–33]
- Living D. *Well Building Standard V1*. New York: Delis Living LLC, 2015
- Bogerd C P, Brühwiler P A. The role of head tilt, hair and wind speed on forced convective heat loss through full-face motorcycle helmets: A thermal manikin study. *Int J Ind Ergon*, 2008, 38: 346–353
- Wang F, Gao C, Kuklane K, et al. Determination of clothing evaporative resistance on a sweating thermal manikin in an isothermal condition: Heat loss method or mass loss method? *Ann Occup Hyg*, 2011, 55: 775–783
- Holmér I. Thermal manikin history and applications. *Eur J Appl Physiol*, 2004, 92: 614–618
- Melikov A. Breathing thermal manikins for indoor environment assessment: Important characteristics and requirements. *Eur J Appl Physiol*, 2004, 92: 710–713
- EN ISO 7730. *Ergonomics of the Thermal Environment*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 2005
- Fanger P O. Thermal comfort: Analysis and applications in environmental engineering. *Appl Ergon*, 1972, 3: 181
- Lu Y, Song G, Li J. A novel approach for fit analysis of thermal protective clothing using three-dimensional body scanning. *Appl Ergon*, 2014, 45: 1439–1446
- Mah T, Song G. Investigation of the contribution of garment design to thermal protection. Part I: Characterizing air gaps using three-dimensional body scanning for women's protective clothing. *Text Res J*, 2010, 80: 1317–1329
- Brühwiler P A. Heated, perspiring manikin headform for the measurement of headgear ventilation characteristics. *Meas Sci Technol*, 2003, 14: 217
- Liu X, Holmér I. Evaluation of evaporative heat transfer characteristics of helmets. *Appl Hum Sci J Physiol Anthropol*, 2004, 16: 107–113
- Guillamón N M, Psikuta A, Rossi R M, et al. Global and local heat transfer analysis for bicycle helmets using thermal head manikins. *Int J Ind Ergon*, 2016, 53: 157–166
- Annaheim S, Wang L, Psikuta A, et al. A new method to assess the influence of textiles properties on human thermophysiology. Part I. *Int J Clothing Sci Tech*, 2015, 27: 272–282
- Chen F, Nilsson H, Holmér I. Evaluation of hand and finger heat loss with a heated hand model. *Appl Human Sci*, 1999, 18: 135–140
- Bergquist K, Holmér I. A method for dynamic measurement of the resistance to dry heat exchange by footwear. *Appl Ergon*, 1997, 28: 383–388
- Kuklane K. The use of footwear insulation values measured on a thermal foot model. *Int J Occup Saf Ergon*, 2004, 10: 79–86
- Belghazi K, Elabbassi E B, Tourneux P, et al. Assessment of whole body and regional evaporative heat loss coefficients in very premature infants using a thermal mannequin: Influence of air velocity. *Med Phys*, 2005, 32: 752–758
- Sarman I, Bolin D, Holmér I, et al. Assessment of thermal conditions in neonatal care: Use of a manikin of premature baby size. *Amer J Perinatol*,

- 1992, 9: 239–246
- 20 Brohus H, Nielsen P V. CFD models of persons evaluated by full-scale wind channel experiments. In: Proceedings of ROOMVENT'96, the Fifth International Conference on Air Distribution in Rooms. Yokohama, Japan, 1996. 137–144
- 21 Topp C, Hesselholt P, Trier M R, et al. Influence of geometry of thermal manikins on room airflow. In: Proceedings of Healthy Buildings 2003, Singapore, 2003
- 22 Zukowska D, Melikov A, Popiolek Z. Thermal plume above a simulated sitting person with different complexity of body geometry. In: Proceedings of the 10th International Conference on Air Distribution in Rooms—Roomvent. Copenhagen, 2007. 191–198
- 23 Edge B A, Paterson E G, Settles G S. Computational study of the wake and contaminant transport of a walking human. *J Fluids Eng*, 2005, 127: 967–977
- 24 Brohus H, Balling K D, Jeppesen D. Influence of movements on contaminant transport in an operating room. *Indoor Air*, 2006, 16: 356–372
- 25 Choi J I, Edwards J R. Large eddy simulation and zonal modeling of human-induced contaminant transport. *Indoor Air*, 2008, 18: 233–249
- 26 Eames I, Shoaib D, Klettner C A, et al. Movement of airborne contaminants in a hospital isolation room. *J R Soc Interface*, 2009, 6: S757–S766
- 27 Tang J W, Eames I, Li Y, et al. Door-opening motion can potentially lead to a transient breakdown in negative-pressure isolation conditions: The importance of vorticity and buoyancy airflows. *J Hosp Infect*, 2005, 61: 283–286
- 28 Hang J, Li Y, Ching W H, et al. Potential airborne transmission between two isolation cubicles through a shared anteroom. *Build Environ*, 2015, 89: 264–278
- 29 Nilsson H, Holmér I. Development of clothing measurement methods with the thermal manikin TORE. In: Nielson R, Borg C, eds. Proceedings of the Fifth Scandinavian Symposium on Protective Clothing. Elsinore, 1997. 30–35
- 30 Richards M G M, Mattle N G. A sweating agile thermal manikin (SAM) developed to test complete clothing systems under normal and extreme conditions. In: RTO HFM Symposium, Blowing Hot and Cold: Protecting Against Climatic Extremes, Dresden, 2002
- 31 Holmér I, Nilsson H. Heated manikins as a tool for evaluating clothing. *Ann Occup Hyg*, 1995, 39: 809–818
- 32 Nilsson H O. Comfort climate evaluation with thermal manikin methods and computer simulation models. *Indoor Air*, 2004, 13: 3
- 33 Nayak R. Manikins for Textile Evaluation. Cambridge: Woodhead Publishing, 2017. 25–54
- 34 Lu Y, Wang F, Peng H, et al. Effect of sweating set rate on clothing real evaporative resistance determined on a sweating thermal manikin in a so-called isothermal condition ($T_{\text{manikin}} = T_a = T_r$). *Int J Biometeorol*, 2016, 60: 481–488
- 35 Fan J. Recent developments and applications of sweating fabric and applications of sweating fabric manikin—Walter. In: 6th International Thermal Manikin and Modelling Meeting. Hong Kong, 2006. 202–209
- 36 Uedelhoven W, Kurz B. Cybor sweating concept. *Arb Och Halsa Vetensk Skr*, 2000, 4: 102–105
- 37 Lu Y, Wang F, Peng H. Effect of two sweating simulation methods on clothing evaporative resistance in a so-called isothermal condition. *Int J Biometeorol*, 2016, 60: 1041–1049
- 38 Psikuta A, Allegrini J, Koelblen B, et al. Thermal manikins controlled by human thermoregulation models for energy efficiency and thermal comfort research—A review. *Renew Sustain Energy Rev*, 2017, 78: 1315–1330
- 39 Li J. Development and application of thermoregulatory manikin: A review. *J Fiber Bioeng Infor*, 2014, 7: 583–594
- 40 Fiala D, Havenith G, Bröde P, et al. UTCI-Fiala multi-node model of human heat transfer and temperature regulation. *Int J Biometeorol*, 2012, 56: 429–441
- 41 Fiala D. Dynamic simulation of human heat transfer and thermal comfort. Doctor Dissertation, Leicester: De Montfort University, 1998
- 42 Zhang H, Arens E, Huizenga C, et al. Thermal sensation and comfort models for non-uniform and transient environments, part II: Local comfort of individual body parts. *Build Environ*, 2010, 45: 389–398
- 43 Foda E, Sirén K. A new approach using the Pierce two-node model for different body parts. *Int J Biometeorol*, 2011, 55: 519–532
- 44 Foda E, Sirén K. A thermal manikin with human thermoregulatory control: Implementation and validation. *Int J Biom*, 2012, 56: 959–971
- 45 Blood K, Burke R. Further validation of the model-controlled Newton thermal manikin against historical human studies. In: 8th International Meeting for Manikins and Modeling. Victoria, 2010. 22–26
- 46 Gupta J K, Lin C H, Chen Q. Characterizing exhaled airflow from breathing and talking. *Indoor Air*, 2010, 20: 31–39
- 47 Xu C, Nielsen P V, Gong G, et al. Measuring the exhaled breath of a manikin and human subjects. *Indoor Air*, 2015, 25: 188–197
- 48 Buus M, Winther F V, Thilageswaran M. Contaminant flow in the microenvironment between people under different ventilation conditions. *Ashrae Trans*, 2008, 114: 632
- 49 Melikov A, Kaczmarczyk J. Measurement and prediction of indoor air quality using a breathing thermal manikin. *Indoor Air*, 2007, 17: 50–59
- 50 Cheong K W D, Yu W J, Kosonen R, et al. Assessment of thermal environment using a thermal manikin in a field environment chamber served by displacement ventilation system. *Build Environ*, 2006, 41: 1661–1670
- 51 ASHRAE A S. Standard A. 55. (2013). Therm Environ Cond Hum Occup, 2013, 58: 448–456
- 52 Homma H. Examination of free convection around occupant's body caused by its metabolic heat. *ASHRAE Trans*, 1988, 94: 104–124

- 53 Xu C W. Influence of indoor air stability on human respiratory microenvironment (in Chinese). Doctor Dissertation. Changsha: Hunan University, 2011 [徐春雯. 室内空气稳定性对人体呼吸微环境的影响. 博士学位论文. 长沙: 湖南大学, 2011]
- 54 Lewis H E, Foster A R, Mullan B J, et al. Aerodynamics of the human microenvironment. *Lancet*, 1969, 293: 1273–1277
- 55 Voelker C, Maempel S, Kornadt O. Measuring the human body's microclimate using a thermal manikin. *Indoor Air*, 2014, 24: 567–579
- 56 Braeuer A. Schlieren and shadowgraph techniques. *Supercrit Fluid Sci Technol*, 2015, 7: 283–312
- 57 Melikov A K, Zhou G. Air movement at the neck of the human body. In: *Proceedings of Indoor Air'96*. Nagoya, 1996. 21–26
- 58 Licina D, Pantelic J, Melikov A, et al. Experimental investigation of the human convective boundary layer in a quiescent indoor environment. *Build Environ*, 2014, 75: 79–91
- 59 Wei J, Li Y. Airborne spread of infectious agents in the indoor environment. *Am J Infec Control*, 2016, 44: S102–S108
- 60 Zukowska D, Melikov A, Popiolek Z. Impact of geometry of a sedentary occupant simulator on the generated thermal plume: Experimental investigation. *HVAC R Res*, 2012, 18: 795–811
- 61 Özcan O, Meyer K E, Melikov A K. A visual description of the convective flow field around the head of a human. *J Vis*, 2005, 8: 23–31
- 62 Mierzwinski S. Air motion and temperature distribution above a human body in result of natural convection. A4-Serien No. 45, Royal Institute of Technology, Stockholm, Sweden, 1981
- 63 Taghinia J H, Rahman M M, Lu X. Effects of different CFD modeling approaches and simplification of shape on prediction of flow field around manikin. *Energy Build*, 2018, 170: 47–60
- 64 Yan Y, Li X, Yang L, et al. Evaluation of manikin simplification methods for CFD simulations in occupied indoor environments. *Energy Build*, 2016, 127: 611–626
- 65 Chen C, Zhao B. Some questions on dispersion of human exhaled droplets in ventilation room: Answers from numerical investigation. *Indoor Air*, 2010, 20: 95–111
- 66 Gao N P, Niu J L. Modeling particle dispersion and deposition in indoor environments. *Atmos Environ*, 2007, 41: 3862–3876
- 67 Feng L Y. Experimental investigation of the exhaled flow characteristics using PIV (in Chinese). Master Dissertation. Tianjin: Tianjin University, 2016 [冯连元. 人体呼吸流动特征的PIV实验研究. 硕士学位论文. 天津: 天津大学, 2016]
- 68 Melikov A K. Human body micro-environment: The benefits of controlling airflow interaction. *Build Environ*, 2015, 91: 70–77
- 69 Olmedo I, Nielsen P V, de Adana M R, et al. The risk of airborne cross-infection in a room with vertical low-velocity ventilation. *Indoor Air*, 2013, 23: 62–73
- 70 Zhao B, Zhang Z, Li X. Numerical study of the transport of droplets or particles generated by respiratory system indoors. *Build Environ*, 2005, 40: 1032–1039
- 71 Bogdan A, Chludzinska M. Comparative evaluation of thermal plumes formed above a thermal manikin and humans—The pilot study results. In: *Proceedings of indoor air*. Copenhagen, 2008. 147
- 72 Hayashi T, Ishizu Y, Kato S, et al. CFD analysis on characteristics of contaminated indoor air ventilation and its application in the evaluation of the effects of contaminant inhalation by a human occupant. *Build Environ*, 2002, 37: 219–230
- 73 Gao N, Niu J. CFD study on micro-environment around human body and personalized ventilation. *Build Environ*, 2004, 39: 795–805
- 74 Olmedo I, Nielsen P V, de Adana M R, et al. Distribution of exhaled contaminants and personal exposure in a room using three different air distribution strategies. *Indoor Air*, 2012, 22: 64–76
- 75 Xu C, Nielsen P V, Liu L, et al. Human exhalation characterization with the aid of schlieren imaging technique. *Build Environ*, 2017, 112: 190–199
- 76 Liu L. Expiratory droplet exposure between individuals in a ventilated room. Doctor Dissertaion. Hong Kong: University of Hong Kong, 2011
- 77 Morawska L. Droplet fate in indoor environments, or can we prevent the spread of infection? *Indoor Air*, 2006, 16: 335–347
- 78 Liu L, Li Y, Nielsen P V, et al. Short-range airborne transmission of expiratory droplets between two people. *Indoor Air*, 2017, 27: 452–462
- 79 Vianello A, Jensen R L, Liu L, et al. Simulating human exposure to indoor airborne microplastics using a breathing thermal manikin. *Sci Rep*, 2019, 9: 8670
- 80 Albuquerque-Silva I, Vecellio L, Durand M, et al. Particle deposition in a child respiratory tract model: *In vivo* regional deposition of fine and ultrafine aerosols in baboons. *PLoS One*, 2014, 9: e95456
- 81 Ou C, Li Y, Wei J, et al. Numerical modeling of particle deposition in ferret airways: A comparison with humans. *Aerosol Sci Tech*, 2017, 51: 477–487
- 82 Kabilan S, Suffield S R, Recknagle K P, et al. Computational fluid dynamics modeling of Bacillus anthracis spore deposition in rabbit and human respiratory airways. *J Aerosol Sci*, 2016, 99: 64–77
- 83 Morawska L, Hofmann W, Hitchins-Loveday J, et al. Experimental study of the deposition of combustion aerosols in the human respiratory tract. *J Aerosol Sci*, 2005, 36: 939–957
- 84 Findeisen W. Über das Absetzen kleiner, in der Luft suspendierter Teilchen in der menschlichen Lunge bei der Atmung. *Pflug Arch Ges Phys*, 1935, 236: 367–379

- 85 Landahl H D. On the removal of air-borne droplets by the human respiratory tract: I. The lung. [Bull Math Biophys](#), 1950, 12: 43–56
- 86 Weibel E R, Courmand A F, Richards D W. Morphometry of the Human Lung. Berlin: Springer, 1963
- 87 International Commission on Radiological Protection (ICRP). Human Respiratory Tract Model for Radiological Protection. New York: Pergamon Press, 1994
- 88 Asgharian B, Hofmann W, Bergmann R. Particle deposition in a multiple-path model of the human lung. [Aerosol Sci Tech](#), 2001, 34: 332–339
- 89 Hvelplund M H, Liu L, Frandsen K M, et al. Numerical investigation of the lower airway exposure to indoor particulate contaminants. [Indoor Built Environ](#), 2019, doi: 10.1177/1420326X19874856
- 90 Dilger M, Orasche J, Zimmermann R, et al. Toxicity of wood smoke particles in human A549 lung epithelial cells: The role of PAHs, soot and zinc. [Arch Toxicol](#), 2016, 90: 3029–3044
- 91 Kasurinen S, Jalava P I, Happonen M S, et al. Particulate emissions from the combustion of birch, beech, and spruce logs cause different cytotoxic responses in A549 cells. [Environ Toxicol](#), 2017, 32: 1487–1499
- 92 Marchetti S, Longhin E, Bengalli R, et al. *In vitro* lung toxicity of indoor PM₁₀ from a stove fueled with different biomasses. [Sci Total Environ](#), 2019, 649: 1422–1433
- 93 Lee D W, Ha S K, Choi I, et al. 3D gut-liver chip with a PK model for prediction of first-pass metabolism. [Biomed Microdevices](#), 2017, 19: 100
- 94 Huh D, Matthews B D, Mammoto A, et al. Reconstituting organ-level lung functions on a chip. [Science](#), 2010, 328: 1662–1668
- 95 Isoherranen N, Madabushi R, Huang S M. Emerging role of organ-on-a-chip technologies in quantitative clinical pharmacology evaluation. [Clin Transl Sci](#), 2019, 12: 113–121
- 96 Benam K H, Novak R, Nawroth J, et al. Matched-comparative modeling of normal and diseased human airway responses using a microengineered breathing lung chip. [Cell Syst](#), 2016, 3: 456–466

Summary for “呼吸暖体假人的技术发展及其在健康建筑领域的应用与展望”

Technology development of breathing thermal manikin and its application and prospect in healthy building

Shuo Liu^{1,2}, Yalin Liu^{1,2}, Yi Wang^{1,2}, Ting Zhang³, Wei Sun³ & Li Liu^{1,4*}

¹ State Key Laboratory of Green Building in Western China, Xi'an University of Architecture and Technology, Xi'an 710055, China;

² School of Building Services Science and Engineering, Xi'an University of Architecture and Technology, Xi'an 710055, China;

³ Biomanufacturing Center, Department of Mechanical Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China;

⁴ School of Architecture, Tsinghua University, Beijing 100084, China

* Corresponding author, E-mail: liuli_archi@tsinghua.edu.cn

The core concept of healthy building is “people-oriented”. Indoor environment directly affects human health, comfort level, and work efficiency. The intuitive feeling and health effects of indoor occupants should be key evaluation indicators in constructing indoor environment. However, limited by existing experimental methods, testing techniques, and ethical considerations, many experiments related to indoor human health and comfort cannot be carried out on human bodies. In addition, although existing indoor environmental monitoring techniques and equipments can meet parameter control and energy efficiency requirements, they are relatively independent, and have not been integrated on a comprehensive platform. Furthermore, indicators are needed to reflect the comprehensive influence of multiple environmental parameters on the health effects of occupants. Therefore, in order to evaluate human thermal comfort in different environments and determine the effective doses of pathogenic sites in personal exposure studies, advanced and reliable measurement tools must be developed first.

As a sophisticated and complex device, thermal manikin plays an important role in the evaluation of indoor health effects. It was originally used to measure and evaluate clothing performance parameters; with the development of control methods and manufacturing technology, many scholars have put forward sweating thermal manikin, thermal regulation manikin, and breathing thermal manikin on the basis of clothing thermal manikin.

This paper systematically reviews the progress of research in three aspects, that is, the development history of thermal manikin, the construction of human microenvironment, and the construction of *in vitro* respiratory tract model. In different development stages and application environments, the implementation method, functions, features, and control methods of thermal manikin show diversity, but its implementation principles are basically similar. That is, it consists of morphological shell, surface skin, heating element, and sensor. The manikin's structural characteristics and surface thermal plumes seriously affect the human micro-environment. Based on the latest research progress in the field of personal exposure, this paper summarizes the characteristics of flow field and the influencing factors of pollutant exposure in human micro-environment under experimental conditions with varying degrees of human model simplification. After that, it discusses the current status and difficulties of research on human inhalation exposure, and explains the significance of CT scanning, 3D printing, *in vitro* cell culture, and organ chip technology in the establishment of dose-effect relationship model, as well as their applications in the targeted therapy and biomarker research of lung diseases. On this basis, it talks about the development prospects of health effect research using a thermal manikin that has integrated 3D printing technology and breathing simulation function.

This paper systematically reviews the research progress and applications of breathing thermal manikin and various advanced lung models in the fields of building environment and human health. Starting from airflow creation in human micro-environment, *in vitro* respiratory tract model, *in vitro* cell culture, and organ chip construction, it sums up the latest research progress of thermal manikin, draws the main conclusions of this field, presents the vision of the future prospects, and points out the limitations and shortcomings in this area. This paper aims to promote the development of more reasonable and accurate environmental control techniques, achieve healthy building, and promote the progress of pathology, pharmacology, and other disciplines.

thermal manikin, human microenvironment, inhalation exposure, respiratory tract model, applied dose

doi: [10.1360/TB-2019-0462](https://doi.org/10.1360/TB-2019-0462)