

光纤布拉格光栅人体测温的关键问题研究

李鸿强¹ 于晓刚¹ 苗长云¹ 李恩邦^{2,3} 习江涛² 王 瑞⁴ 张 诚¹ 张美玲⁴ 刘丽妍⁴

(¹ 天津工业大学信息与通信工程学院, 天津 300160; ² 澳大利亚新南威尔士大学电气与通信系, 澳大利亚 新南威尔士 2052)
³ 天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072; ⁴ 天津工业大学纺织学院, 天津 300160)

摘要 利用分布式光纤布拉格光栅(FBG)传感器进行人体温度的检测,研制了智能服装样衣,重点从人体生理学基础理论、人体热平衡及空气热传递理论等方面研究智能服装在穿着过程中的热传递机理,对热传递过程进行分析和研究,从理论上建立起人体皮肤-空气-服装(传感器)三者之间的热传递数学模型,为智能服装中分布式 FBG 传感器人体温度测量提供理论依据,并提出了智能服装中 Houdas 改进模型用以确定分布式 FBG 传感器测量点,最后阐述了智能服装用光纤植入服装的方法。在实验研究中,智能服装样衣中分布式 FBG 传感器所测人体温度与温度场模拟数据对照差异无统计学意义,据此可以得出分布式 FBG 传感器所测温度可以作为临床医学人体腋下温度使用。

关键词 传感器; 智能服装; 光纤布拉格光栅; 数学模型; 光纤

中图分类号 TN253 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS2002901.0208

Research of Intelligent Clothing for Body Temperature Monitoring Based on Distributed Optical Fiber Bragg Grating Sensors

Li Hongqiang¹ Yu Xiaogang¹ Miao Changyun¹ Li Enbang^{2,3} Xi Jiangtao²
Wang Rui⁴ Zhang Cheng¹ Zhang Meiling⁴ Liu Liyan⁴

¹ School of Information and Communication Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300160, China
² School of Electrical Engineering and Telecommunications, University of New South Wales,
Sydney, New South Wales 2052, Australia
³ College of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China
⁴ School of Textile, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300160, China

Abstract Optical Fiber Bragg Grating (FBG) sensors have received increasing attention in the fields of aeronautic and civil engineering for their superior ability of explosion proof, immunity to electromagnetic interference and high accuracy, especially fitting for measurement applications in harsh environment. A novel integration of FBG sensors into clothing is becoming an increasingly important segment in electronic textile research. A functioning prototype of such an intelligent biomedical clothing is introduced. It aims at the integration of optical fibers based sensors into functional textiles for extending the capabilities of wearable solutions for body temperature monitoring. According to the laws of human body physiology and heat transmission in fabric, the mechanism of heat transmission between body and clothed FBG sensors was studied and the calculating formula reflecting the heat transfer process between body and clothed FBG sensors was presented. Some details and overview regarding our ongoing efforts for achieving the goals are provided. The experimental results are in good agreement with those obtained by temperature-field simulation. This should favor their use for clinical axillary temperature monitoring.

Key words sensors; intelligent clothing; fiber Bragg gratings; mathematical model; fiber

收稿日期: 2008-09-23; 收到修改稿日期: 2008-10-15

基金项目: 国家自然科学基金(60844002)和天津市自然科学基金重点(07JCZDJC06300)资助课题。

作者简介: 李鸿强(1975-),男,博士,副教授,主要从事光纤传感和光电检测等方面的研究。

1 引言

光纤光栅是一种新型的光无源器件,它通过在光纤轴向上建立周期性的折射率分布来改变或控制光在该区域的传播行为和方式。其中具有纳米级折射率分布周期的光纤光栅称为光纤布拉格光栅(FBG)。光纤光栅因制作简单、稳定性好、体积小、抗电磁干扰、使用灵活、易于同光纤集成及可构成网络等诸多优点,近年来被广泛应用于光传感领域。

经过近十几年的研究,光纤光栅的传感机理已基本探明,用于测量各种物理量的多种结构光纤光栅传感器已被制作出来。目前,光纤光栅传感器可以检测的物理量包括温度、应变、应力、位移、压强、扭角、扭应力、加速度、电流、电压、磁场、频率及浓度等^[1~3]。

光纤布拉格光栅体积小重量轻,与纱线兼容并易于织入织物内部,因此是构成智能服装最有潜力的传感元件材料。

智能服装是电子信息学科、材料学科、纺织学科及其它相关学科结合与交叉的产物。它是指对环境条件或因素有感知并能做出响应的服装,即不仅能够感知人体外部环境或内部状态的变化,而且通过反馈机制,能实时地对这种变化做出反应,具有携带方便、实时监测等特点。感知、反馈和反应是智能服装的三大要素。

发热是许多疾病的早期症状,此类疾病一般可以分为两大类:一是非感染性发热,如免疫性疾病、肿瘤和代谢性疾病等,其中肿瘤疾病是人类的第一号杀手;二是感染性发热,如最近几年引起全球恐慌的 H5N1 高致病性禽流感 and SARS 疾病。因此人体温度测量在疾病早期发现、及时诊断与治疗上具有重要意义。

本文研究目的是以温度智能服装为切入点,对温度智能服装中关键问题进行研究,重点研究智能服装中分布式光纤光栅人体温度检测的理论和方法,建立人体温度测量的数学模型;解决光纤光栅传感元件植入服装技术的方法。它能够实现对人体温度进行实时检测、处理、存储和输出。它具有测量准确、携带方便、成本低、实时监测等优点,能够为医护人员提供病人等被测者的体温连续变化情况,并结合其它生理参数的相关性分析,及时发现感染性和肿瘤等疾病,如 SARS 和目前危害全球的禽流感。它还能够实现医护人员与患者的非接触监控,既安全又准确,使患者得到及时治疗,对于保证人体健康尤其是语言表达功能不全的老年人和儿童的健康等方面具有重要意义和应用价值。

2 分布式 FBG 传感器人体温度测量的数学模型

人体是一个发热体,由新陈代谢产生热量,其中一部分通过血液循环带到皮肤表面,然后经小气候与服装向外界环境散发。当外界温度低于体温时,则在皮肤与环境之间存在温度梯度,从而使热量经小气候与服装传递到服装表面,然后以传导、对流和辐射的形式散失到环境中去。文中所研究智能服装中嵌入的 FBG 传感器由于与人体皮肤不可能是紧贴的,所以在测温时传感器与人体皮肤之间实际构成如图 1 所示的人体、空气层和服装之间的热传递物理模型。

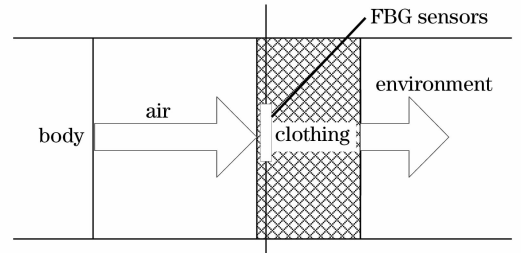


图 1 人体、空气层和服装之间的热传递物理模型
Fig. 1 Heat transmission model between body and clothed FBG sensors

在服装的实际穿着过程中,由于人体的不断运动,使得人体、空气层和服装之间的热传递过程处于一个动态变化过程之中。衣下空气层内的空气不能完全静止,在织物之间由于存在温度差而产生导热现象的同时,也必然会由于空气分子的运动而产生自然对流现象。为此在智能服装的设计上,我们考虑将服装设计成紧身内衣类型,这样衣下空气层所处的空间非常狭小,无法形成对流运动,研究时只用考虑单纯的导热现象即可。

因为人体、空气层和服装之间的温度场是随时间而发生变化的,所以三者之间的热传递过程是一个动态过程,即它们之间的传热过程是非稳态传热。临床医学上测量腋下温度作为人体体温,方法是擦干腋下汗液,将水银温度计汞端置于腋窝深处,屈臂过胸 5 min。这个所需要的时间我们可以看作是人体皮肤和水银温度计之间热平衡的一个建立。在这种热平衡建立后在一段时间内(例如 3 min 之内),我们可以把这时的热传递过程近似看成稳态传热,可以用稳态热分析的方法进行分析研究。

在微小气候区中分隔出一段长为 l , 半径为 r , 厚度为 dr 的筒状空气微元体,其当量导热系数为 λ , 比热容为 c , 密度为 ρ , 其中 λ, c, ρ 都是温度 T 的函数,而温度 T 又是时间 τ 和半径 r 的函数,即

$\lambda(r, \tau)$ 、 $c(r, \tau)$ 、 $\rho(r, \tau)$ ^[4]。筒状微元体如图 2 所示。

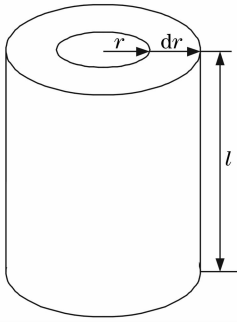


图 2 筒状微元体

Fig. 2 Tube-shaped micro-cell

对于微元体,按照能量守恒定律,在任一时间间隔 $d\tau$ 内流入微元体内的热量加上微元体自身产生的热量等于流出微元体的热量加上微元体内能的增量,由于智能服装内热传递仅仅是热量的传递过程,在微元体内并没有内热源,所以热平衡方程可写做

$$q_{in} = q_{out} + q_d, \quad (1)$$

根据傅里叶定律^[2-3]:

$$q_{in} = -\lambda 2\pi r l \frac{\partial t}{\partial r} d\tau, \quad (2)$$

$$q_{out} = -\lambda 2\pi r \frac{\partial t}{\partial r} - 2\pi \lambda \frac{\partial t}{\partial r} dr - 2\pi \lambda r \frac{\partial^2 t}{\partial r^2} dr - \frac{\partial}{\partial r}[\lambda(r, \tau)] 2\pi r \frac{\partial t}{\partial r} dr, \quad (3)$$

$$q_d = 2\pi r l c(r, \tau) \rho(r, \tau) \frac{\partial t}{\partial \tau} d\tau, \quad (4)$$

将(2)式~(4)式代入(1)式,进一步可得到人体、空气层和服装三者之间热传递的数学模型:

$$\frac{\partial}{\partial r}[\lambda(r, \tau)] r \frac{\partial t}{\partial r} + \lambda(r, \tau) \frac{\partial t}{\partial r} + \lambda(r, \tau) r \frac{\partial^2 t}{\partial r^2} = c(r, \tau) \rho(r, \tau) \frac{\partial t}{\partial \tau}, \quad (5)$$

用有限分析方法将微小气候空气层分解为有限数目的网格单元,将温度场各微分方程变换为节点方程,通过数值计算可以求得各网格单元节点的温度^[5~8]。

3 Houdas 改进模型

体表(皮肤)温度是人体生理学中的一个重要参数。在人与环境进行能量交换时,皮肤是一个界面。平均皮肤温度是计算人体能量损失、分析人体体温调节等生理活动的一个重要参数。国外有不少学者对皮肤温度的分布及其总体平均值(简称体表平均温度)的计算方法进行了广泛的研究^[9~11]。几乎在所有的报告中,体表平均温度的研究均采用加权平

均法,只是对皮肤的分区(一般按解剖学分区)有差别,即在测温取样点的位置和数量以及相应的加权系数有所不同。国内在这方面的研究报告为数极少,更缺乏系统的数据。

解剖学中通常将人体分成头、臂、前身、后身和腿等 5 个解剖学部分,分别取面颊、臂腕、前腰、后腰和腿腕为五个局部皮区的特征温度测量点。为了避免衣着对皮温的影响,事前由实验确定最小暴露面积。为了确定人的平均皮肤温度, Ramanathan (1964)提出了一个四点模型,即可通过测试人体胸部、上臂、大腿以及小腿的皮肤温度,按照权系数 0.3、0.3、0.2 和 0.2 进行加权平均。现在体表平均温度的计算通常采用 Houdas 的加权平均模型,头、臂、前身、后身和腿五个皮区的权系数分别为 0.07、0.19、0.175、0.175 和 0.39。

由于智能服装中 FBG 传感器也需要通过测得相应的皮肤温度来推算出人体温度,所以原有五个皮区的 Houdas 模型不再适合,需要进一步研究智能服装中的最优皮肤分区数,改进 Houdas 模型。这对于确定分布式 FBG 传感器的数量具有重要的理论意义。实验中确定左腋窝、右腋窝、左前胸、右前胸、左后胸、右后胸六个皮区,各区的权系数分别为 0.08、0.08、0.175、0.175、0.245 和 0.245。这种 Houdas 改进模型确定的六个皮区更方便于所研究智能服装中的人体温度的测定,如图 3 所示。

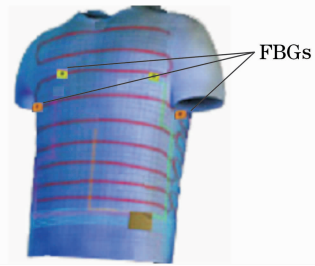


图 3 Houdas 改进模型确定的皮区测量点

Fig. 3 Skin measurement points set by Houdas improved model

4 FBG 植入服装关键技术

考虑智能服装的测量性质并结合现有的针织设备,服装效果设计为贴身穿的针织背心,采用涤棉纱线在针织无缝内衣机上进行织造。

光纤可以作为织造纤维参与编织,根据所选光纤具体的抗弯性能,确定编织组织。为了减少其弯曲程度,实验中确定以浮线的形式衬入织物。

根据无缝内衣机的特点,下机后的织物基本成

型,只需要简单的剪裁,即去掉领口及袖口多余的废布,并分别将领口及袖口锁边缝合即可。为了保证光纤的连续性,同时考虑测量点的位置,光纤的起始横列低于腋下位置,终止横列可以根据需要放在背心底边处或腰边,并且贯穿整个服装的前片及后片。光纤织入织物的总长度同样可根据实际需要进行调整。

普通光纤由于强度性能、抗疲劳性能低,直接使用这些光纤织入服装将不能满足长期高可靠性的要求。考虑到在编织和穿着过程中光纤将承受一定强度的拉力,所以在紧套光纤外用芳纶纱编织成芳纶管保护层并作为承力元件,使得在使用过程中紧套光纤部分将不承受直接负荷。其次,为保持紧套光纤结构稳定性,选择将紧套光纤和芳纶管保护层外包聚酯带作为绝缘层。光纤外套结构如图 4 所示。

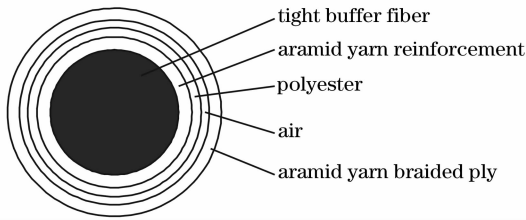


图 4 光纤外套结构

Fig. 4 Structure of fiber outer

5 实验研究

将建好的模型应用有限元分析软件 ANSYS 进行网格划分,选择棉织物为例,对棉织物内微小气候空间内温度分布进行了模拟运算,表 1 是稳态情况下,温度场数值模拟结果与 FBG 所测温度的相关分析结果,Pearson 相关系数为 0.990, $P=0.000$,两者之间呈强正线性相关。

表 1 FBG 所测温度与温度场模拟数据的相关分析结果

Table 1 Correlation analysis of temperature measured by FBGs and the temperature-field simulation

		Temperature measured by FBGs	Temperature simulated by the temperature field
Temperature measured by FBGs	Pearson correlation	1	.990(**)
	Sig. (2-tailed)		.000
	N	240	240
Temperature simulated by the temperature field	Pearson correlation	.990(**)	1
	Sig. (2-tailed)	.000	
	N	240	240

** Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

6 结 论

利用分布式 FBG 传感器进行了人体温度的检测,研制了智能服装样衣,重点从人体生理学基础理论、人体热平衡及空气热传递理论等方面研究智能服装在穿着过程中的热传递机理,从理论上建立起人体皮肤-空气-服装(传感器)三者之间的热传递数学模型,为智能服装中分布式 FBG 传感器人体温度测量提供了理论依据,并提出了智能服装中 Houdas 改进模型用以确定分布式 FBG 测量点,最后阐述了智能服装用光纤光栅植入服装的方法。在实验研究中,智能服装样衣中分布式 FBG 传感器所测人体温度与温度场模拟数据对照差异无统计学意义,据此我们得出分布式 FBG 传感器所测温度可以作为临床医学人体腋下温度使用。

在此基础上,可以进一步研究生命智能服装,能够记录和输出人体呼吸、心跳、体温、血压等更多生理信号,提供实时生理信息。同时随着人口老龄化的加剧,人们保健意识的增强等社会趋势将使得单纯的医院诊治模式逐渐转变到医院、社区、家庭与个人相结合的模式。因此可实现对人体非介入式、无创、连续监护的穿戴式(便携式)生物医疗仪器将成为新型医疗模式下的重要监护诊断设备,而其自身具有生理信号检测与处理、信号特征提取、数据传输等基本功能模块。生命智能服装能够用于心脏病和高血压病人实时监测,及时发现病情,早日治疗或自救,避免死亡。另外,智能服装能够记录运动员、士兵、航天员等的生理参数,用于对人体生理及健康状况的研究。因此,生命智能服装在医疗、体育、军事、航空航天等领域具有广泛的应用前景。

参 考 文 献

- Xie Kongli, Rao Yunjiang, Ran Zengling. Distributed optical fiber sensing system based on Rayleigh scattering light φ -OTDR using single-mode fiber laser with high power and narrow[M]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(3): 569~572
- 谢孔利,饶云江,冉曾令. 基于大功率超窄线宽单模光纤激光器的 φ -光时域反射计光纤分布式传感系统[J]. *光学学报*, 2008, **28**(3): 569~572
- Xu Junjiao, Li Jie, Rong Huabei *et al.*. Analysis and measurement on refractive index sensing of few mode fiber Bragg gratings[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(3): 565~568
- 徐俊娇,李杰,戎华北等. 少模光纤布拉格光栅折射率传感的分析与测量[J]. *光学学报*, 2008, **28**(3): 565~568
- Wang Yanhua, Liu Yan, Tan Zhongwei *et al.*. Modified rouard method for fiber Bragg grating Fabry-Pérot cavity[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(5): 840~845
- 王燕花,刘艳,谭中伟等. 用于光纤布拉格光栅法布里-珀罗腔的改进的 Rouard 算法[J]. *光学学报*, 2008, **28**(5): 840~845
- Liu Liying. *Mathematical Simulation of the Human Body Model of Heat and Water Vapor Transmission and Model of Thermal Feeling*

- [D]. Shanghai: Donghua University, 2002. 15~37
- 刘丽英. 人体微气候热湿传递数值模拟及着装人体热舒适感觉模型的建立[D]. 上海: 东华大学, 2002. 15~37
- 5 S. V. Numerical Heat Transfer and Fluid Flow[M]. Beijing: Science Press, 1984. 31~42
- S. V. 帕坦卡. 传热与流体流动的数值计算[M]. 北京: 科学出版社, 1984. 31~42
- 6 Yang Shiming, Tao Wenlun. Heat Transfer [M]. Beijing: Higher Education Press, 1998. 11~16
- 杨世铭, 陶文轮. 传热学[M]. 北京: 高等教育出版社, 1998. 11~16
- 7 Zhang Fengchen. Finite Difference Numerical Methods for Heat Transfer[M]. Zhang Fenglu trans., Beijing: Metallurgical Industry Press, 1982. 32~35
- D. R. 克罗夫特. 传热的有限差分方程计算[M]. 张风禄译, 北京: 冶金工业出版社, 1982. 32~35
- 8 Ge Xinshi, Wang Yifang. The Basic Principle of Heat Transfer[M]. Hefei: Anhui Education Press, 1985. 45~53
- 葛新石, 王义方. 传热的基本原理[M]. 合肥: 安徽教育出版社, 1985. 45~53
- 9 Houdas Y, Ring E F. Human Body Temperature: It's Measurement and Regulation[M]. New York: Plenum Press, 1982. 81~103
- 10 Bjante W Olesen. How Many Sites Are Necessary to Estimate a Mean Skin Temperature[M]. New York: Raven Press, 1984. 33~37
- 11 Atsumi K. Medical Thermograph[M]. Tokyo: University of Tokyo Press, 1973. 87~96