

## 柔软物体力触觉形变模型验证系统\*

陆熊,孙浩浩,万文章,陈晓丽

(南京航空航天大学自动化学院,江苏南京 211106)

**摘要:**为了验证柔性物体力-形变模型的合理性,构建了基于CC2531芯片的无线数据收发平台、力传感器测量平台和FALCON手控器位移测量平台的力-形变模型验证系统。以新鲜猪肝脏为实验对象,研究了弹性形变实验和穿刺实验的作用力与位移之间的关系;以力-形变测量数据为基础,进行了参数验证校调。仿真实验结果表明:模型中力-形变特性与实际测量值保持一致。该系统能广泛应用于柔性物体力-形变模型验证,对于促进力触觉虚拟医学仿真系统的发展具有重要意义。

**关键词:**力触觉再现;作用力测量;无线通信;柔性物体形变模型;模型验证

**中图分类号:**TN242.6 **文献标志码:**A **文章编号:**1001-2486(2018)05-060-05

## Force-deformation model validation system for flexible objects in haptic rendering

LU Xiong, SUN Haohao, WAN Wenzhang, CHEN Xiaoli

(College of Automation Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 211106, China)

**Abstract:** In order to verify the rationality of flexible object deformable model, the force-deformation model validation system was established, which consists of wireless data transceiver platform based CC2531, force sensor measuring platform, and displacement measurement platform based FALCON hand controller. The relationship between interactive force and deformation in the elastic deformation experiment and impaling experiment with the experimental object of fresh pig liver was studied. Based on the data of force and deformation, the parameters were confirmed and amended. The simulation results show that the characteristic of force and deformation is consistent with actual measurement. The proposed system can be utilized for verifying general deformable models, which will lead to more applications in haptic based medical simulation.

**Key words:** haptic rendering; force measurement; wireless communication; deformation model for flexible object; model validation

力觉和触觉是人类重要的感觉渠道,因而力触觉人机交互技术已经被广泛应用于虚拟手术仿真训练、远程空间修复<sup>[1]</sup>,体感游戏和远程教育等领域<sup>[2]</sup>。在虚拟外科手术中,引入力触觉反馈将使医生更好地完成复杂和更为精细的手术,以提高医生操作熟练度。尤其在微型复杂的手术或者综合性手术仿真训练方面<sup>[3-7]</sup>,医生能够像操作真实物体般真切感受物体的形变和力。达芬奇手术操作机器人<sup>[8]</sup>在中国复旦大学附属医院等多家医院被成功引进,其在内窥镜、肝脏、胰肠手术方面表现出优秀性能,该手术机器人系统由计算机、监视器、操作手柄及输出设备组成。天津大学岳龙旺<sup>[9]</sup>等提出了基于血管缝合的主手感受从手运动特征的虚拟力反馈代替真实力反馈的方法,主从手跟踪效果良好,但依然存在一定跟踪误差。Mohammadi等<sup>[10]</sup>提出了通过惯性和磁力传

感器测量指尖接触力,但这种方式无法直接获取物体表面的反馈力,存在测量误差。常规的虚拟手术操作训练多基于人体柔性器官,比如肝脏、大脑、胃、肾等,而人体的柔性器官在受力作用后具有反弹恢复特征,所以研究基于肝脏模型的柔性物体力触觉再现系统<sup>[11]</sup>具有巨大的实际价值。基于柔性物体的力触觉再现系统,可以很好模拟真实环境,并以实物模型作为医学仿真训练对象<sup>[12]</sup>,真实地渲染医学图像<sup>[13]</sup>。目前有一些研究使用有限元方法来验证柔性物体的力和形变关系<sup>[14]</sup>,但仿真计算依然没有实际测量数据那样准确;另一些研究使用价格昂贵的通用实验平台(如美国MTS公司的Insight静态电子拉伸试验系统)来获得力和形变的关系<sup>[15]</sup>;还有一些模拟柔软物体的力触觉模型的使用者,如医生的主观评

\* 收稿日期:2017-06-22

基金项目:国家自然科学基金资助项目(61773205,61203319,61203316);江苏省基础研究计划(自然科学基金)资助项目(BK2012383);2016年度南京航空航天大学基本科研业务费专项资助项目(NS2016032)

作者简介:陆熊(1980—),男,江苏如皋人,副教授,博士,硕士生导师, E-mail:luxiong@nuaa.edu.cn

价来验证模型的真实性和准确性<sup>[16-17]</sup>。

人机交互的真实程度取决于形变模型建立的准确程度。为了验证柔性物体形变模型的准确性,本文基于无线数据通信平台建立了柔性物体力-形变模型验证系统,采用了力学传感器直接测量柔性物体表面受力,并以新鲜猪肝脏为实验对象进行了一系列力-形变测量实验。

## 1 模型验证系统整体设计

该柔性物体作用力-形变模型验证系统主要由作用力测量模块、柔性物体形变测量模块、无线数据传输模块、中央处理模块等组成,系统结构如图1所示。

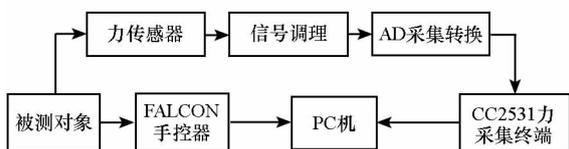


图1 作用力-形变模型验证系统结构图

Fig. 1 Diagram of force-deformation model validation system structure

### 1.1 作用力测量模块

与单维力传感器相比,多维力传感器测量的力方向多,包括力矩测量,但价格相对较高。本系统主要测量单方向交互工具与柔性物体之间的作用力,因而力测量模块采用了中航电测的004-G微型单维力传感器。该传感器为应变式压力传感器,满量程为14.7 N,当交互工具接触柔性物体时,传感器检测柔性物体表面反馈的作用力。其供电由基准电压源2.5 V提供,满量程负载输出信号为2~2.5 mV,电流约6.03 mA。

### 1.2 形变检测模块

力触觉再现设备采用NOVINT公司开发的FALCON,由基座、握柄、控制臂等组成。其工作空间为10.16 cm × 10.16 cm × 10.16 cm,位移分辨率大于400 dpi,最大反馈力为8.89 N,USB2.0接口。实验交互工具的位置通过FALCON设备进行测量。根据FALCON底层提供的驱动应用程序编程接口(Application Programming Interface, API)函数<sup>[18]</sup>反馈FALCON握柄的实时位置。因为实验目的是检测柔性物体的形变,所以不检测握柄和交互工具的绝对位置,只反馈柔性物体与交互工具产生相互作用力之后的位移,且该位移反映了柔性物体形变值的大小。

### 1.3 无线数据传输模块

该模块主要完成力传感器的数据接收、处理

和发送,主要由信号处理电路、CC2531微处理器、电源和基准电压源组成。采用AD623放大芯片将微型力传感器输出的毫伏级电压放大至0~2.5 V。通过CC2531自带的14位模数转换器(Analog to Digital Converter, ADC),将无线端接收到的电压信号转换成数字量,并发送给PC端处理。CC2531微处理器的供电电路采用TI公司的TPS73233芯片,此作为数字和模拟电源输入。ADC基准电压源采用TI公司的REF5025芯片,输出2.5 V的精准参考电压。无线天线采用了反F曲线型设计<sup>[19]</sup>,通过Balun与CC2531的射频(Radio Frequency, RF)相连接<sup>[20]</sup>。

## 2 作用力-形变测量系统标定

力学传感器测量的是交互工具与柔性物体作用力的数据,容易受周围环境和传感器结构等因素影响<sup>[21]</sup>。为了消除系统测量误差,针对传感器进行了标定实验。

### 2.1 传感器测量系统标定

为了保证作用力测量系统数据的准确性和有效性,进行了300 g的砝码负载和卸载实验,实验砝码由200 g和100 g两块组成。CC2531的模数(Analog to Digital, AD)采样频率设置在800 Hz,分辨率为14位。得到负载和卸载时的电压值变化曲线如图2所示。

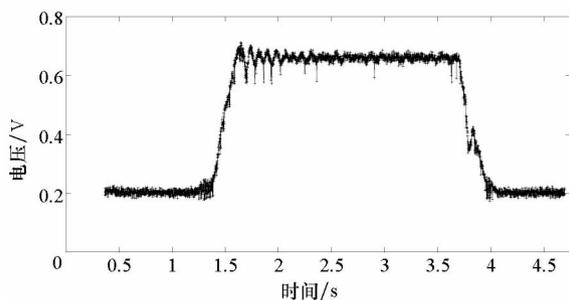


图2 负载和卸载完整过程

Fig. 2 Whole process of unloading and loading

为了得到柔性物体形变时作用力的准确数值,需要对测量系统进行标定。采用不同质量的砝码进行多次标定实验得到的电压值如表1所示。

由表1可以得到传感器输出电压和砝码的质量近似呈线性关系。空载时传感器转换电压值为0.2 V,每累加50 g的砝码,传感器转换电压值累加约0.08 V,拟合后得到近似的线性函数关系式:

$f(v) = 6.292v - 1.263, 0.203 \text{ V} < v < 0.982 \text{ V}$  (1)  
 式中,  $f$  表示作用力,  $v$  表示系统采集的电压值。  
 CC2531 的 AD 采集转换得到的是电压值, 经过  
 式(1)可以计算得到较精确的作用力数值。

表 1 标定传感器的输出电压列表

Tab. 1 Sensor calibration voltage value list

砝码质量/g	电压值/V	砝码质量/g	电压值/V
0	0.202 969	300	0.669 276
50	0.280 869	350	0.749 765
100	0.356 547	400	0.823 831
150	0.437 018	450	0.900 545
200	0.513 392	500	0.982 303
250	0.592 819		

### 2.2 不同材质碰撞实验

为了得到交互工具与柔性物体接触时更加有效的  
 时间响应数据, 帮助设置合适的作用力测量  
 带宽, 设计了钝形工具与不同材料的物体碰撞  
 实验。在碰撞之前测量到初始传感器输出为 0.2 N,  
 在挤压时传感器作用力输出值在极短时间内达到  
 最大值, 之后稳定在 2.3 N。这是由于碰撞期间  
 会经历从反弹到逐渐稳定的过程。

分别使用不同的材质进行碰撞实验, 得到作  
 用力 - 时间变化曲线如图 3 所示。

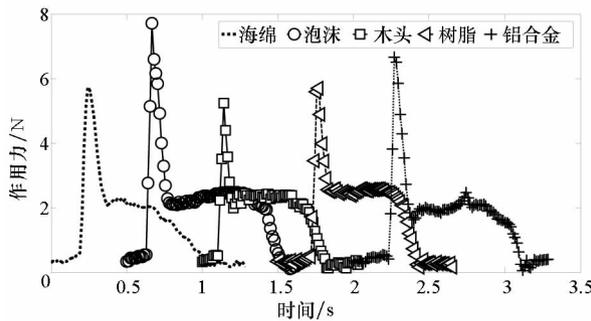


图 3 不同材料碰撞实验的作用力变化曲线

Fig. 3 Force curve of different material extrusion experiment

从图 3 可以看出, 不同刚度的材料其作用力  
 响应时间不同, 泡沫海绵等刚度小的材质在受到  
 碰撞时传感器达到峰值的时间较长。该结论对后  
 面的柔性物体实际作用力测量所需的带宽设计具  
 有指导性意义。

### 3 柔性物体的作用力 - 形变实验

采用猪肝作为柔性物体实验样本, 原因是

其生理特征以及外形等与人肝脏较相似, 实验样  
 本获取也比较便捷。基于前面的实验配置, 使  
 CC2531 力采集速率在 1 kHz, 将猪肝放置在盘  
 子中, 在松弛自然状态下进行挤压和刺穿实验, 以  
 得到作用力和真实柔性物体的形变关系。

#### 3.1 钝形工具挤压实验

将新鲜的猪肝放置在平台上, 操作  
 FALCON 手控器向下移动使交互工具接近肝脏表  
 面 2~3 cm 处, 采用匀速下降方式缓慢接触肝脏  
 表面 (在肝脏较厚处), 挤压至操作工具不能下  
 降, 停止操作, 得到挤压形变过程的数据; 随后匀  
 速升起操作工具, 得到肝脏缓慢形变恢复数据。

重复上面挤压、恢复的步骤, 采样保存数次实  
 验电压值、时间、位移量, 绘制作用力/位移关系,  
 如图 4、图 5 所示。

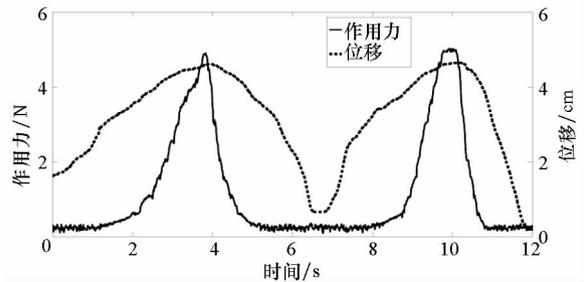


图 4 形变过程中的作用力/位移 - 时间曲线图

Fig. 4 Curve chart of force/displacement varying with time in the process of deformation

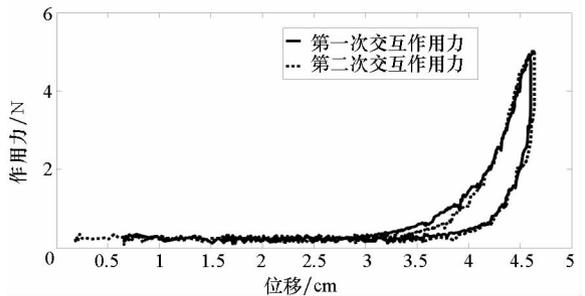


图 5 作用力 - 位移变化曲线图

Fig. 5 Curve chart of force-displacement

从图 4 可以看出, 随着交互工具位移增加, 作  
 用力逐渐增大, 肝脏表面的形变幅值达到最大, 作  
 用力的变化也趋于稳定值 (峰值); 随着操作手控  
 器使交互工具离开肝脏表面, 表面发生的形变开  
 始恢复, 作用力也逐渐减小, 最终回到了原始值。

图 5 显示了两次交互工具实验下, 向下挤压  
 时和收回时作用力的变化特点。每个曲线的左半  
 边是产生形变挤压时的作用力, 右边是形变恢  
 复时的作用力。由下降和提升的不同交互过程可  
 以看出, 恢复的作用力滞后于挤压的作用力, 这解

释了柔性物体等弹性材料的松弛现象。图5的曲线对于人体力触觉建模有着关键性指导意义,给出了柔性物体较大形变下作用力-形变的数据曲线特征。

### 3.2 针型工具刺穿实验

本实验环境配置和钝形工具挤压实验配置相同,只是操作工具改为针形物体,操作过程为先接触肝脏表面,匀速缓慢下降,肝脏表面发生形变至被刺穿,下降一段距离后再匀速拔出肝脏。

重复三次上述步骤,采集得到的作用力/位移关系如图6所示。

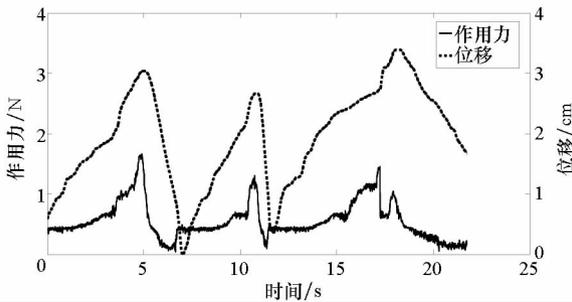


图6 穿刺时作用力/位移-时间曲线图

Fig. 6 Curve of force/displacement-time when impaled

从图6可以看出,随着针形交互工具位移的增加,肝脏表面的作用力增加,达到最大值后,继续增加交互工具位移,肝脏表面被刺穿;肝脏表面被刺穿时作用力立即变小,操作手控器控制交互工具继续下降,作用力反而增加,因此图6上出现了两个峰值。整个刺穿实验作用力均小于1.7 N,表明了不同于挤压实验,针刺时交互工具作用力接触面积小,肝脏表面发生了刺穿现象,并非挤压变形。

## 4 模型验证系统整体设计

本实验室之前的相关研究已经提出了一种基于蜂窝状多孔固体的柔性物体形变模型<sup>[22]</sup>。其原理是基于弹簧质点模型,以受力点为顶点构建六边形蜂窝模型,在垂直外力作用下,蜂窝孔穴角度随着到作用点距离的增加而变小。根据多孔固体理论逐层计算柔性物体内部的力传递关系和形变值,得到物体表面的力和形变关系。采用 VC++2005 和 CHAI3D 构建仿真模型,肝脏模型由 3D Studio Max 生成,其表面包含了 3104 个节点以及 6201 个三角形片元。基于以上仿真配置,将理论仿真数据与挤压实验获得的数据进行了一致性对比。图7为 VC 环境下按压肝脏某点的形变线框渲染图。

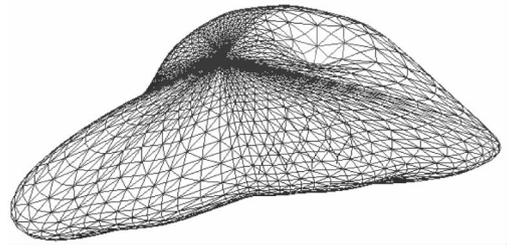


图7 VC 环境下模型形变线框渲染图

Fig. 7 Rendering of model deformation based on VC

先前的研究给出了蜂窝多孔固体模型作用力与位移的关系,如式(2)所示。

$$\begin{cases} s = \frac{f l^3 \cos^2 \theta}{12 E I} \\ I = b t^3 / 12 \end{cases} \quad (2)$$

其中,  $s$  为交互工具垂直方向的位移,  $f$  为承受的作用力,  $E$  为孔穴材料的杨氏模量,  $l$  为孔穴斜边长,  $b$  为孔穴厚度,  $t$  为孔穴宽度,  $\theta$  为孔穴斜边与水平夹角。

取式(2)中  $\cos^2 \theta$  泰勒展开的前两项,得到:

$$f = a \cdot \left( \frac{s}{1 - \theta^2} \right) \quad (3)$$

将孔穴角度与位移简化为线性关系,即  $\theta = bs$ ,使用最小二乘拟合方法,可以得到系数  $a = 0.08$ ,  $b = 0.212$ 。将得到的式(3)与挤压实验实际测量作用力与位移关系进行对比,如图8所示。

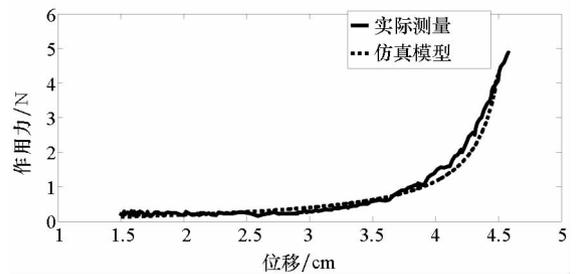


图8 实测和模型中的作用力-位移关系

Fig. 8 Force-displacement relationship in actual measurement and simulation model

通过对比图8仿真模型下和实际测量下挤压实验的作用力-位移数据可知,提出的力-形变模型验证与 VC 环境下所建立的模型基本一致,可以用来标定仿真模型的相关参数。该柔性物体形变验证系统能够有效反映真实的柔性物体形变规律。

## 5 结论

1)使用钝形工具与柔性物体进行交互实验时,作用力变化与物体形变呈非线性关系;当交互工具离开柔性物体表面时,柔性物体具有一定时

间的形变恢复滞后特点。

2) 使用针形工具与柔性物体进行交互实验时, 在柔性物体被刺穿前后, 作用力发生突变, 刺穿后迅速减小, 随着刺入深度的增加, 作用力逐渐增大。整个刺穿实验作用力大小范围较挤压实验的范围小。

3) 仿真实验结果表明, 基于蜂窝结构下的柔性物体模型与该力-形变模型测量系统的结果一致, 该模型验证系统可以反映柔性物体真实的形变规律。

## 参考文献 (References)

- [1] Sagardia M, Hertkorn K, Hulin T, et al. VR-OOS: the DLR's virtual reality simulator for telerobotic on-orbit servicing with haptic feedback [C] // Proceedings of 2015 IEEE Aerospace Conference, 2015: 1-17.
- [2] Liu A, Tendick F, Cleary K, et al. A survey of surgical simulation: applications, technology, and education [J]. Presence, 2003, 12(6): 599-614.
- [3] Dayak E, Çevik U. Endoscopic instrument tracking for surgical simulation training in a controlled environment via a camera and a planar mirror [J]. Computers in Biology and Medicine, 2015, 67(C): 161-171.
- [4] Silva E C, Taleb C, Costa N M S C. Virtual environment for competency evaluation in the management of diabetes mellitus [J]. Revista Brasileira de Educação Médica, 2015, 39(3): 470-478.
- [5] 张小瑞, 宋爱国, 孙伟, 等. 支持力/触觉反馈的虚拟肝脏手术仿真系统 [J]. 东南大学学报(自然科学版), 2009, 39(3): 490-494.  
ZHANG Xiaorui, SONG Aiguo, SUN Wei, et al. Virtual liver surgery simulation system supporting haptic feedback [J]. Journal of Southeast University (Natural Science Edition), 2009, 39(3): 490-494. (in Chinese)
- [6] Correa M, Ruiz-del-Solar J, Verschae R. A realistic virtual environment for evaluating face analysis systems under dynamic conditions [J]. Pattern Recognition, 2016, 52(C): 160-173.
- [7] 曹永刚, 张玉茹, 王党校, 等. 面向口腔临床操作的力觉交互装置控制系统设计与实现 [J]. 系统仿真学报, 2007, 19(5): 1086-1089, 1099.  
CAO Yonggang, ZHANG Yuru, WANG Dangxiao, et al. Design and implementation of control system in haptic device for dental training system [J]. Journal of System Simulation, 2007, 19(5): 1086-1089, 1099. (in Chinese)
- [8] 刘忠铭, 李佑, 龚建平. 达芬奇手术机器人肝胆外科中的应用 [J]. 腹腔镜外科杂志, 2015(7): 556-560.  
LIU Zhongming, LI You, GONG Jianping. Leonardo Da Vinci surgical robot application in liver and gallbladder surgery [J]. Journal of Laparoscopic Surgery, 2015(7): 556-560. (in Chinese)
- [9] 岳龙旺, 王树新, 曾妍文, 等. 基于多体理论的虚拟血管缝合分析 [J]. 天津大学学报: 自然科学与工程技术版, 2006, 39(1): 89-95.  
YUE Longwang, WANG Shuxin, ZENG Yanwen, et al. Analysis of virtual vessel suture based on multibody theory [J]. Journal of Tianjin University: Science and Technology, 2006, 39(1): 89-95. (in Chinese)
- [10] Mohammadi M, Baldi T L, Scheggi S, et al. Fingertip force estimation via inertial and magnetic sensors in deformable object manipulation [C] // Proceedings of IEEE Haptics Symposium, 2016.
- [11] Tarr C. Method and apparatus for generating and interfacing with rigid and deformable surfaces in a haptic virtual reality environment; US 6191796 B1 [P]. 2001-4-20.
- [12] Walker K C, Wang D. Physically-based analytical modelling of deformable haptic environments [C] // Proceedings of IEEE Haptics Symposium, 2010: 445-452.
- [13] Chan S, Blevins N H, Salisbury K. Deformable haptic rendering for volumetric medical image data [C] // Proceedings of World Haptics Conference, 2013: 73-78.
- [14] Kim S Y, Park J, Kwon D S. The real-time haptic simulation of a biomedical volumetric object with shape-retaining chain linked model [J]. IEICE-Transactions on Information and Systems, 2005, E88-D(5): 1012-1020.
- [15] Cheng Q Q, Liu P X, Lai P H, et al. An interactive meshless cutting model for nonlinear viscoelastic soft tissue in surgical simulators [J]. IEEE Access, 2017, 5: 16359-16371.
- [16] Sui Y, Pan J J, Qin H, et al. Real-time simulation of soft tissue deformation and electrocautery procedures in laparoscopic rectal cancer radical surgery [J]. The International Journal of Medical Robotics & Computer Assisted Surgery: MRCAS, 2017, 13(4): 28467005.
- [17] Korzeniowski P, Barrow A, Sodergren M H, et al. NOVISE: a virtual natural orifice transluminal endoscopic surgery simulator [J]. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 2016, 11(12): 2303-2315.
- [18] Ahmadzadegan A, Sadeghnejad S, Bahrami M, et al. A low cost virtual reality haptic system for wrist rehabilitation using falcon robot [C] // Proceedings of the International Conference on Mechanical Engineering-Isme, 2015.
- [19] Andersen A. Small size 2.4 GHz PCB antenna; SWRA117D [R]. Texas Instruments Incorporated, 2008.
- [20] A USB-enabled system-on-chip solution for 2.4 GHz IEEE 802.15.4 and ZigBee applications; SWRS086A [R]. Texas Instruments Incorporated, 2010.
- [21] Xiao J, Hu X G, Xiao J Z, et al. Multi-resolution model correction for improving the accuracy of flying laser ranging sensor [J]. Optik-International Journal for Light and Electron Optics, 2016, 127(12): 4987-4994.
- [22] 万文章, 陆熊. 基于蜂窝状多孔固体结构的柔性物体模型研究 [J]. 电子科技, 2012, 25(3): 4-7.  
WAN Wenzhang, LU Xiong. A model for simulating deformable objects based on the honeycomb structure [J]. Electronic Science and Technology, 2012, 25(3): 4-7. (in Chinese)