

用于电子皮肤的界面应力传感器的研究

吕晓洲^{1,2,3}, 卢文科¹

(1. 东华大学信息科学与技术学院, 上海 201620; 2. 西安电子科技大学机电工程学院, 陕西西安 710071;
3. 华盛顿大学电子工程系, 美国西雅图 108995)

摘要: 截肢表面和假肢接口之间的应力分布以及人体足底应力分布对医学研究有着极为重要的意义. 为了测量截肢和足底界面应力, 本文提出了用平板电容和 PDMS 超弹塑性材料制作用于电子皮肤的界面应力传感器的方法. 对该传感器的测量范围、器件大小、材料选择、机械部分设计、电极耦合和器件制作等问题提出了解决方法. 最后, 制作出了能够测量 0~220kPa 正压力和 0~70kPa 剪切力的用于电子皮肤的界面应力传感器. 从实验得到传感器在不同正压力和剪切力下输出电容的实验数据, 利用实验数据给出了传感器对正压力和剪切力的响应函数和响应曲线.

关键词: 平板电容; 界面应力传感器; 电子皮肤

中图分类号: TP302.7

文献标识码: A

文章编号: 0372-2112 (2013) 02-0340-06

电子学报 URL: <http://www.ejournal.org.cn>

DOI: 10.3969/j.issn.0372-2112.2013.02.021

Interfacial Stress Sensor for Artificial Skin Application

LÜ Xiao-zhou^{1,2,3}, LU Wen-ke¹

(1. College of Information Science and Technology, Donghua University, Shanghai 201620, China;

2. School of Mechano-Electronic Engineering, Xidian University, Xi'an, Shaanxi 710071, China;

3. Department of Electrical Engineering, University of Washington, Seattle, 108995, USA)

Abstract: The interfacial stress distribution between residual limb and prosthetic socket is very important for medical research. To measure the interfacial stress distribution, this paper presents an interfacial stress sensor for artificial skin application based on plate capacitance and PDMS hyper elastic material. It solves the problems of determining measurement range, sensor size, materials selection, mechanical design, electrode coupling and fabrication. The sensor is capable of measuring 0~220kPa compressive pressure and 0~70kPa shear stress simultaneously. An experiment is conducted to obtain the response data of the sensor to compressive pressure and shear stress. The transfer function and fitting curve of the sensor to compressive pressure and shear stress are giving according to the experiment data.

Key words: plate capacitance; interfacial stress sensor; artificial skin

1 引言

据世界卫生组织测算, 全球残疾人约占总人口的 5%. 另据全国残疾人抽样调查显示, 我国约有 6000 万残疾人, 其中截肢者约有 89 万人, 占残疾人总数的 1.48%, 最新的统计显示这一数字每年不断增加. 这些截肢者绝大部分依靠假肢行走^[1,2], 对于截肢者而言, 假肢的好坏直接影响到他们的生活. 在不牺牲移动性的前提下, 获得良好的舒适性成为众多医生和科研者追求的目标^[3]. 为了帮助患者改善舒适性, 获得截肢表面和假肢接口之间表面应力的分布对于一个假肢接口系统

而言, 显得尤为重要. 此外, 足底应力分布不仅被医学上认为是研究某些疾病的重要参考数据, 而且被制鞋设计师和运动员研究广泛使用, 因此, 准确便捷地测量足底应力同样显得尤为重要.

截肢表面和假肢接口之间的界面应力包括与界面垂直的正压力 (Compressive Pressure) 和与界面相切的剪切力 (Shear Stress)^[4,5]. 已经有许多文献报道了能够测量截肢表面和假肢接口之间的表面应力分布的器件, 这些器件包括电阻应变测量计 (Resistive Strain Gauges)^[6]、压电电阻计 (Piezoelectric Resistors)^[7]、光线电缆 (Ber-optic Cables) 及波导器件 (Waveguides)^[8]、充气腔器件 (Gas-

lled Cavities)^[9],多晶硅压力传感器^[10],和基于电容的方法(Capacitance-Based Methods)^[11,12]。然而,这些器件都只能测量正压力,确不能同时测量剪切力。

有些报道尝试建立数学模型根据正压力来预测剪切力,但是最新的报道发现这些数学模型都不准确。而且,基于这些技术的器件很难用于测量足底应力分布。因为基于这些器件的传感器不但本身增加应力,而且体积太大,很难方便地应用于鞋底狭小的空间。此外,这些器件不仅容易受到干扰,而且很难标定。

为了克服这些器件的缺点,必须开发新型的能够同时测量正压力和剪切力的微型传感器器件。本文利用平板电容和 PDMS 超弹塑性材料设计出了能够同时测量正压力和剪切力的界面应力传感器。首先分析了应用目的和条件,确定了传感器的测量范围和器件大小,选定材料并设计出机械部分,根据平板电容原理进行电极耦合,详细论述了传感器制作过程,并设计出了传感器及电子皮肤雏形。从实验得到传感器在加载正压力和剪切力时输出电容之间的实验数据,用该实验数据和最小二乘法建立了传感器在加载正压力和剪切力时的传递函数,并且给出了传递函数的曲线图。

2 传感器基本结构及设计流程

2.1 电子皮肤界面应力传感器的基本结构

平板电容的电容大小与电极的面积成正比,与电极间的距离成反比。当改变电极之间的面积或者距离时,会引起输出电容发生改变。基于平板电容的传感器正是利用改变平板电极间的面积或距离,引起输出电容的改变来测定被测对象发生的变化。电子皮肤界面应力传感器采用电容传感器。

电子皮肤界面应力传感器采用传统的三层结构设计:表层,中间层和底层,如图 1 所示。在表层耦合驱动电极,底层耦合感应电极,中间层采用超弹塑性材料。当传感器表层加载压力时,中间层的弹塑性材料发生应变,从而引起驱动电极和感应电极之间的距离和重合面积发生变化,根据输出电容的变化,达到检测加载的应力大小的目的。

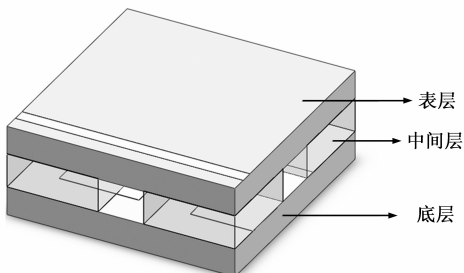


图1 传感器基本结构

2.2 设计流程

传感器设计过程包括应用目的分析、机械单元设计、材料选择、电极耦合、样本制造与测试和测量电路的设计(如图 2 所示)。

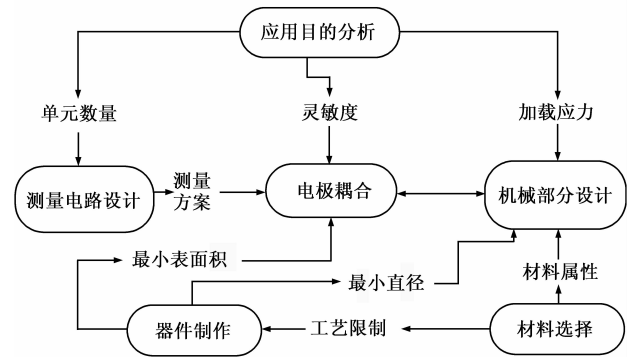


图2 传感器设计流程

3 传感器设计的关键问题及其解决方法

对该传感器的测量范围、器件大小、材料选择、机械部分设计、电极耦合和器件制作等问题提出了解决的方法。

3.1 确定测量范围

传感器将用于测量截肢表面和假肢表面之间的应力分布和足底应力分布两种界面应力。因此,必须先确定传感器的测量范围。

当传感器用于足底界面应力测量时,被测者整个身体重量将会压在传感器上,根据 Ogden 等人的研究^[13],全球将有近 95% 的男性体重不超过 102kg。传感器受到的最大应力约为 1.3 倍的体重,约为 1300N。Armstrong 等人^[14]、Cavanagh 等人^[15]和 Yavuz 等人^[16]利用测压平台研究认为,假肢和足底界面的最大剪切力为 97.8kPa。

Sanders 等人设计了一个 1.52mm 的悬臂梁结构的传导器和一个直径 6.36mm 的应力测量器,详细研究了假肢中截肢表面和假肢之间的界面应力分布,并且报道了大量关于截肢和假肢之间界面应力的数据^[17~21],根据他的研究,假肢表面最大静压力为 342kPa。

Lord 等人^[22]研究发现,假肢界面应力和足底应力的测量值会随着器件的大小而变化,变化范围为 40%。也就是说,这些文献报道的测量数据,会由于测量器件过大而引起测量数据最大有 40% 的偏差。这个测量结果说明,大部分测量数据由于测量器件的测量单元过大而存在测量误差。此外,不同的测量方法同样会引起测量结果上的偏差^[15]。

基于以上的分析,在本例中,采用 342kPa 作为正压力最大值,采用 97.8kPa 作为最大剪切力值,若考虑到 40% 的测量偏差,传感器受到的最大正压力约为

205kPa,最大剪切力约为 59kPa.考虑到器件的测量裕量,本例中将传感器的测量范围确定为为 0~220kPa 正压力和 0~70kPa 剪切力.

3.2 器件大小

传感器将形成阵列被整合于假肢中,因此传感器的直径要足够小以便使得电子皮肤有足够的分辨率能够捕捉界面应力的分布情况.但器件越小,受力时产生的应变会越小,传感器的灵敏度会越低.综合考虑传感器的应用目的和器件的设计限制条件,本例中传感器的大小将设计成 10mm×10mm.

3.3 材料选择

为了便于电极耦合,顶层和底层将采用印刷电路板(Printed Circuit Board).中间层主要用于分割顶层和底层电极,同时当传感器受力时,为传感器提供压缩位移,所以一般采用超弹塑性材料.在本例中,选用的超弹塑性材料必须满足以下设计要求:(1)耐压:能够承受最大 220kPa 正压力和 70kPa 剪切力而不会产生永久变形或者破坏;(2)重复性好:能够多次承受传感器检测范围内要求的正压力和剪切力而不会产生永久变形;(3)易铸造:能够很容易地精确铸造造成要求的形状.

有多种高分子聚合物(Polymers)材料满足这样的设计要求,比如 PDMS^[23],PEDOT^[24],PEDOT:PSS^[25]和 SU-8^[26].由于 PDMS 材料不仅可以软刻蚀(Soft Lithography),而且其理化特性使其具有铸造高保真(Fabrication Delity)的优点^[27,28].所以,本例选用 PDMS 作为中间层超弹塑性材料.

3.4 机械部分设计

根据上文分析,顶层和底层采用了 10mm×10mm 大小的 PCB 板制成.中间层采用了 PDMS 超弹塑性材料.中间层的超弹塑性材料的形状可以采用正方体或圆柱体,数量可以有单个或者多个.在本例中,采用了 4 个 PDMS 正方体分隔柱(pillars)形状,分别位于传感器四角.采用这种安排,主要基于以下考虑:(1)传感器加载压力时,相对于单个材料,4 个 PDMS 分隔柱可以提供更多的压缩位移,从而提高传感器的灵敏度;(2)易于改变大小和高度以达到最佳设计要求;(3)四角分别制作一块 PDMS 分隔柱,加载的应力更易于均匀分布于整个传感器.

为了确定 4 块分隔柱的具体大小和高度,利用 COMSOL 软件建立了传感器的有限元(Finite Element Analysis)模型,如图 3 所示.将传感器模型底层固定,在表层加载压力.

由于平板电容传感器的两个电极的距离越近,输出电容越大,抗干扰能力越强.但是若两个电极距离过近,PDMS 分隔柱高度就很小,受力时不能提供足够的

压缩位移,从而影响传感器的灵敏度.为了选择 PDMS 分隔柱最佳的高度和宽度,建立了传感器分隔柱不同高度和不同宽度下的有限元模型,并测试了不同高度和宽度下承受的最大压力,如图 4 所示.由图可见,当传感器承受最大压力为 220kPa 时,分隔柱最佳高度为 1mm,最佳宽度为 4mm.所以单个分隔柱最终的尺寸为 4mm×4mm×1mm.

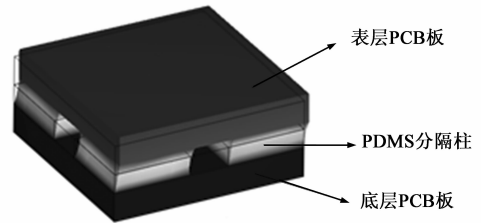


图3 传感器机械部分COMSOL有限元模型

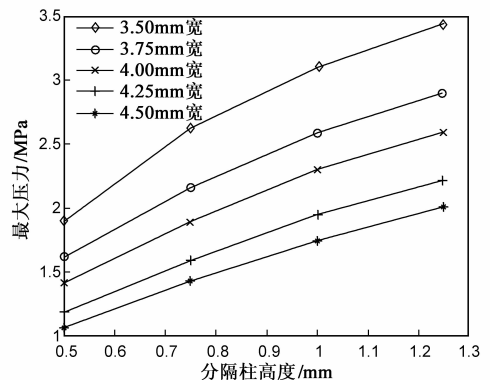


图4 传感器分隔柱不同高度和不同宽度下承受最大压力

3.5 电极耦合

传感器的电极将耦合到顶层和底层 PCB 中,具体尺寸如图 5 所示.顶层耦合 7mm×7mm 驱动电极,底层分别耦合 X, Y, Z 三个方向的感应电极.底层 PCB 中心耦合大小为 4mm×4mm 的 Z 向感应电极,侧边分别耦合大小为 6.5mm×3mm 的 X 向感应电极和 Y 向感应电极.

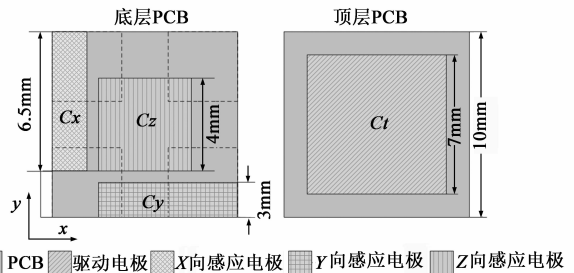


图5 电极耦合尺寸图

若将传感器底层固定,表层加载静压力,Z 向感应电极和驱动电极之间的距离发生变化,根据 Z 向输出电容的变化可检测静压力.若表层加载剪切力,X 向或 Y 向的感应电极与驱动电极之间的重合面积发生变化,引起 X 向或 Y 向输出电容发生变化,根据输出电容的

变化可检测加载的剪切力大小.耦合电极后传感器结构图如图 6 所示.

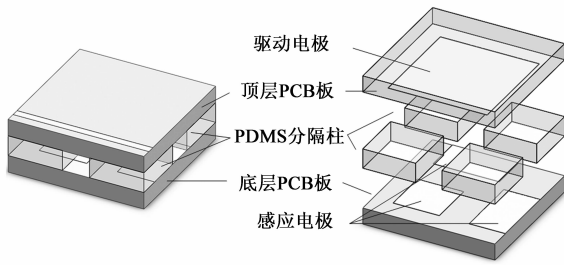


图6 耦合电极后传感器结构图

3.6 器件制作

传感器采用失蜡法(Lost-wax process)制作,如图 7 所示,制作过程包括表面制备、底漆的制备、模具的制备、固化、去除多余 PDMS 材料、融化蜡核和制作电子皮肤.制作的传感器器件如图 8 所示,制作的电子皮肤雏形如图 9 所示.

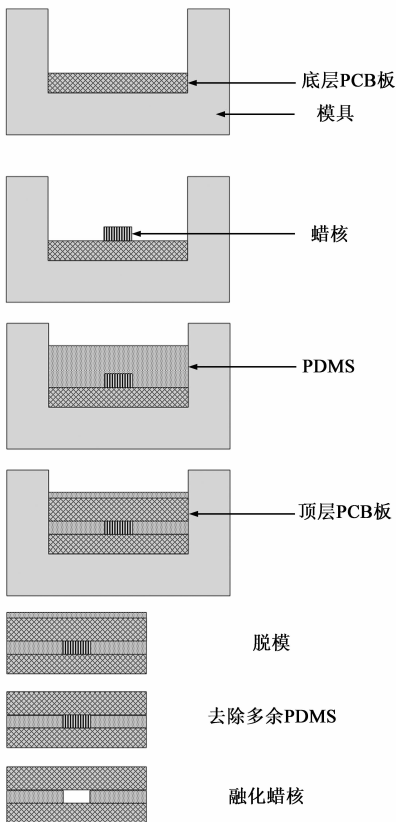


图7 传感器器件制作过程

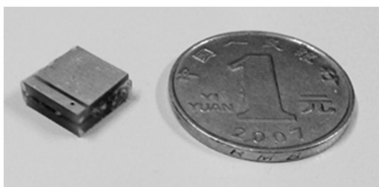


图8 传感器器件实物图

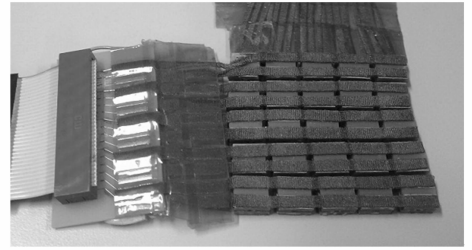


图9 电子皮肤雏形

4 实验

实验采用 ATI 自动化公司生产的 Nano17 六维加载单元,使用加拿大 Bio Momentum 公司生产的 Mach-1 机械测试系统完成.实验原理如图 10 所示.输出电容由一个整合转换电路模块测量,该模块分辨率为 4pF 并且会自动对接收到的 100 个实验数据进行平均以消除由于白平衡引起的误差.

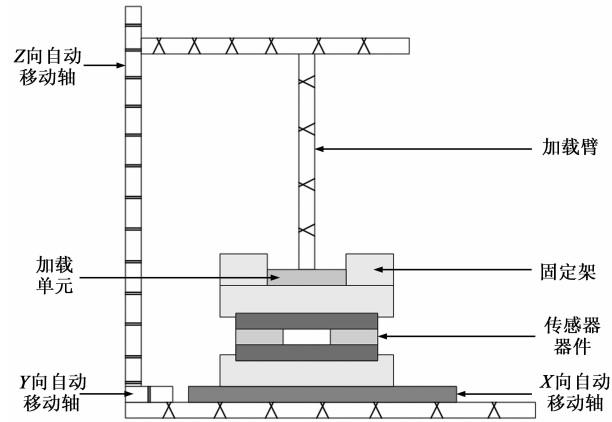


图10 实验原理示意图

首先将传感器镶嵌于一个坚硬的表面,在传感器表面加载静压力,为了测量器件的极限响应,这里加载的静压力范围为 0 ~ 320kPa.在测量过程中,记录传感器在不同静压力 F_z 下 Z 向输出电容 C_z ,实验数据如表 1 所示.

表 1 传感器在不同正压力下 Z 向输出电容

F_z (kPa)	31.96	46.53	99.13	135.77	182.92	241.30	311.78
C_z (pF)	31.96	46.53	102.22	137.00	184.72	242.78	308.89

为了产生一个剪切力,我们采用了先向传感器表面加载一个垂直的正压力,同时向传感器表面加载一个平行的剪切力.加载的正压力范围为 0 ~ 320kPa,加载的平行的剪切力为 0 ~ 70kPa.我们记录了在不同的平行剪切力和不同的正压力下传感器输出电容的值,实验数据散点图如图 11 所示.

5 传感器对静压力和剪切力的响应

由于 PDMS 分隔柱是超弹性材料,其应力应变模型是非线性函数.随着静压力的逐渐增加,PDMS 分隔柱

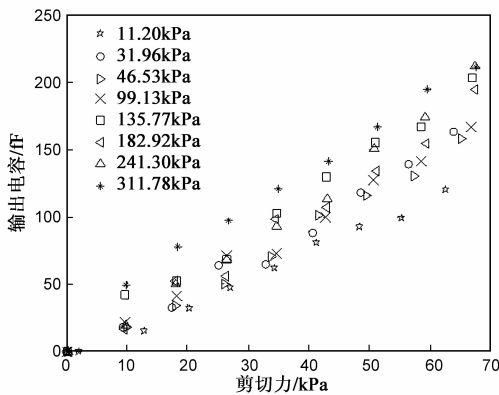


图11 传感器在不同剪切力下实验数据散点图

的压缩位移逐渐减小,根据实验结果,选用指数函数来拟合.设传感器加载的正压力为 F_z , Z 向输出电容为 C_z ,则传感器对静压力的响应函数为

$$C_z = 1.443 F_z^{1.1291} \quad (1)$$

响应曲线如图 12 所示.

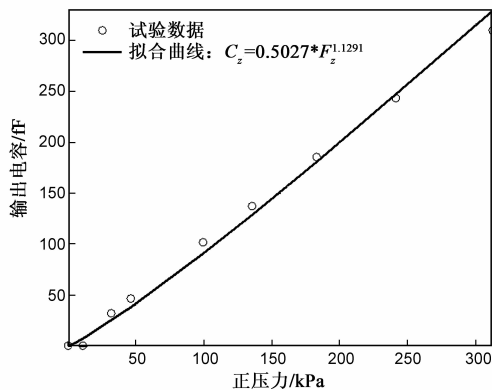


图12 传感器在不同正压力下输出电容的响应曲线

当向传感器加载剪切力的时候,输出电容不仅随着正压力的变化而变化,而且随着剪切力的变化而变化,传感器对剪切力的响应函数为多元线性函数.设传感器加载的 X 向剪切力为 F_x , X 向输出电容为 C_x ,则传感器对 X 向剪切力的响应函数为

$$C_x = -7.653 + 1.9544 F_x + 0.0858 F_z + 0.0053 F_x^2 + 0.0028 F_x F_z - 0.001 F_z^2 \quad (2)$$

响应曲面如图 13 所示.

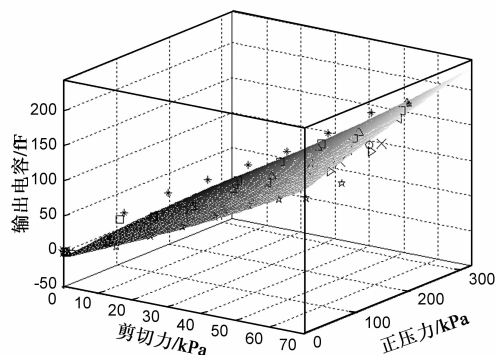


图13 传感器在不同剪切力下输出电容的响应曲面

图 12 和图 13 可见,传感器能够同时检测 0 ~ 220kPa 静压力和 0 ~ 70kPa 剪切力,能够达到设计要求.

6 结论

本文基于平板电容设计了一种能够同时检测正压力和剪切力的界面应力传感器.解决了该传感器的测量范围、器件大小、材料选择、机械部分设计、电极耦合和器件制作等问题,也制作出了能够测量 0 ~ 220kPa 静压力和 0 ~ 70kPa 剪切力的电子皮肤的界面应力传感器,同时给出了传感器对静压力和剪切力的响应函数和响应曲线.从实验结果表明:该电子皮肤的界面应力传感器能够正确测量正压力和剪切力.

参考文献

- [1] 刘志泉.我国肢体残疾人概况[J].中国康复医学杂志, 2003, 18(8): 493 - 494.
- [2] S Lin, P Tung, N E Huang. Data analysis using a combination of independent component analysis and empirical mode decomposition[J]. Physical Review E, 2009, 79(6): 066705.
- [3] G K Klute, C F Kallfelz, J M Czerniecki. Mechanical properties of prosthetic limbs: Adapting to the patient[J]. Journal of Rehabilitation Research & Development, 2001, 38(8): 299 - 307.
- [4] J E Sanders, C H Daly. Measurement of stresses in three orthogonal directions at the residual limb-prosthetic socket interface[J]. IEEE Trans. On Rehabilitation Engineering, 1993, 1(2): 79 - 85.
- [5] J E Sanders, S B Mitchell, Y-N Wang, K Wu. An explant model for the investigation of skin adaptation to mechanical stress [J]. IEEE Trans Biomed Eng. 2002, 49(12): 1626 - 1631.
- [6] J Engel, J Chen, C Liu. Development of polyimide exible tactile sensor skin[J]. Journal of Micromechanics and Microengineering, 2003, 13(3): 359 - 362.
- [7] C Domenici, D De Rossi, A Bacci, S Bennati. Shear stress detection in an elastic layer by a piezoelectric polymer tactile sensor[J]. IEEE Transactions on, Electrical Insulation, 1989, 24(6): 1077 - 1081.
- [8] S C Fawcett, R F Keltie. A dual-channel ber optic displacement probe for structural power ow measurements[J]. Sensors and Actuators, 1989, 19(4): 311 - 325.
- [9] Y Mo, Y Okawa, M Tajima, T Nakai, N Yoshiike, K Natukawa. Micro-machined gas sensor array based on metal lm micro-heater [J]. Sen-sors and Actuators B: Chemical, 2001, 79(2 - 3): 175 - 181.
- [10] 姚素英,曲宏伟,张维新,等.多晶硅双岛压力传感器应力分布的模拟计算[J].电子学报, 1999, 27(11): 68 - 70. Yao S Y, Qu H W, Zhang W X, Mao G R, Li Y S. The computer simulation for the strain distribution of the twin isles polysilicon pressure sensor[J]. Acta Electronica Sinica, 1999,

- 27(11):68 – 70. (in Chinese)
- [11] M J Schoning, M Thust, M Muller-Veggian, P Kordos, H Luth. A novel silicon-based sensor array with capacitive eis structures[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 1998, 47(1 – 3):225 – 230.
- [12] 张国华. 电容式压力传感器电路的温度补偿[J]. 电子学报, 1996, 24(5):10 – 12.
Zhang G H. Temperature compensation of a capacitive pressure transducer[J]. Acta Electronica Sinica, 1996, 24(5):10 – 12. (in Chinese)
- [13] C L Ogden, C D Fryar, M D Carroll, K M Flegal. Mean body weight, height, and body mass index, united states 1960 – 2002 [J]. Advance Data, 2004(347):1 – 17.
- [14] D G Armstrong, E J Peters, K A Athanasiou, L A Lavery. Is there a critical level of plantar foot pressure to identify patients at risk for neuropathic foot ulceration[J]. The Journal of Foot and Ankle Surgery, 1998, 37(4):303 – 307.
- [15] G M C Peter R Cavanagh, Jan S Ulbrecht. New developments in the biomechanics of the diabetic foot [J]. Diabetes Metabolism Research and Reviews, 2000, 16(S1):2000.
- [16] M Yavuz, G Botek, B L Davis. Plantar shear stress distributions; Comparing actual and predicted frictional forces at the foot ground interface[J]. Journal of Biomechanics, 2007, 40(13):3045 – 049.
- [17] J Sanders. Interface mechanics in external prosthetics; review of interface stress measurement techniques [J]. Medical and Biological Engineering and Computing, 1995, (33):509 – 516.
- [18] J Sanders, S Mitchell, Y-N Wang, K Wu. An explant model for the investigation of skin adaptation to mechanical stress [J]. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 2002, 49(12):1626 – 1631.
- [19] J Sanders, C Daly. Measurement of stresses in three orthogonal directions at the residual limb-prosthetic socket interface[J]. Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 1993, 1(2):79 – 85.
- [20] J Sanders, S Zachariah, A Baker, J Greve, C Clinton. Effects of changes in cadence, prosthetic componentry, and time on interface pressures and shear stresses of three trans-tibial amputees[J]. Clinical Biomechanics, 2000, 15(9):684 – 694.
- [21] J Sanders, D Lam, A J Dralle, R Okumura. Interface pressures and shear stresses at thirteen socket sites on two persons with transtibial amputation[J]. Journal of Rehabilitation Research and Development, 1997, 34(1):19 – 43.
- [22] Marilyn, Lord. Spatial resolution in plantar pressure measurement[J]. Medical Engineering & Physics, 1997, 19(2):140 – 144.
- [23] G C Lisensky, D J Campbell, K J Beckman. Replication and compression of bulk and surface structures with polydimethylsiloxane elastomer[J]. Journal of Chemical Education, 1999, 75(4):537 – 541.
- [24] J S Choi, K Y Cho, J-H Yim. Micro-patterning of vapor-phase polymerized poly(3,4-ethylenedioxythiophene) (pedot) using ink-jet printing soft lithography[J]. European Polymer Journal, 2010, 46(3):389 – 396.
- [25] F Zhang, T Nyberg, O Ingangs. Conducting polymer nanowires and nanodots made with soft lithography[J]. Nano Letters, 2002, 2(12):1373 – 1377.
- [26] J Greener, W Li, J Ren, D Voicu, V Pakhareenko, T Tang, E Ku-macheva. Rapid, cost-efficient fabrication of micro uidic reactors in thermoplastic polymers by combining photolithography and hot embossing [J]. Lab Chip, 2010, (10):522 – 524.
- [27] B D Gates, G M Whitesides. Replication of vertical features smaller than 2 nm by soft lithography [J]. Journal of the American Chemical Society, 2003, 125(49):986 – 987.
- [28] F Hua, Y Sun, A Gaur, M A Meitl, L Bilhaut, L Rotkina, J Wang, P Geil, M Shim, J A Rogers, A Shim. Polymer imprint lithography with molecular-scale resolution[J]. Nano Letters, 2004, 4(12):2467 – 2471.

作者简介



吕晓洲 男, 1982 年生于陕西省, 东华大学信息科学与技术学院博士生. 主要研究方向为传感器、声表面波器件、医药电子等.

E-mail: lxz@uw.edu



卢文科(通讯作者) 男, 1962 年生于陕西省, 东华大学信息科学与技术学院教授, 博士生导师. 主要研究方向为声表面波器件、小波变换等.

E-mail: wenkelu@126.com