Designing, Modeling and Experimental Research of the Periodontal Probe Based on a Capacitive Structure for Force Sensing*

TANG Zhonglin[1,2*], *YANG Jianhua*[2], *LEI Hongwei*[3]

(1.*Shaanxi Polytechnic Institute, School of Aeronautical Engineering, Xianyang Shaanxi* 712000, *China*;
2.*Northwest Polytechnical University, School of Automation, Xi'an Shaanxi* 710072, *China*;
3.*Xi'an Sumao Medical Technology Co., Ltd, Xi'an Shaanxi* 710065, *China*)

Abstract: Aimed at overcoming the shortcomings of the current periodontal probes in probing force control, this paper put forward a product scheme based on a differential capacitive force sensing periodontal probe prototype, which takes advantage of the flexure effect of a cantilever. We designed the periodontal probe prototype, constructed the flexure model of the irregularly shaped probe tip, derived the equation between the probing force and the differential electric capacitance. The model and the equation are verified by simulation and experiment respectively. The results show that, firstly, the relative errors between the flexure model of the prove tip and static stress simulation are less than±4.5%; secondly, the force sensing standard deviation of the periodontal probe prototype under repeated measurements is less than 0.1% of the mean value; finally, the solutions of the equation and the experimental data have the same tendency, which was modified then by coefficients weighted by the probing force, so that a mean error of 2.49% is achieved in the full measuring range. So, the prototype has the feasibility for further product development.

Key words: sensors; periodontal probe; periodontal probing; detection of probing force; differential capacitive force sensor

EEACC: 2130; 7230; 7530 **doi**: 10.3969/j.issn.1004-1699.2021.01.003

电容式力感知牙周探针设计建模与实验研究*

唐忠林[1,2*], 杨建华[2], 雷宏伟[3]

(1.陕西工业职业技术学院航空工程学院, 陕西 咸阳 712000; 2.西北工业大学自动化学院, 陕西 西安 710072;
3.西安苏茂医疗科技有限公司, 陕西 西安 710077)

摘 要: 针对当前牙周探针在探诊力控制方面的不足, 提出一种基于悬臂梁挠曲效应的差动电容式力感知牙周探针解决方案, 设计了探针验证结构, 建立了探诊力作用下具有不规则形状的探针工作尖的挠曲模型, 导出了探诊力和差动电容之间的求解方程, 并通过仿真和实验对模型与方程进行了验证。结果表明, 所建立的探针工作尖挠曲模型与静应力仿真结果的最大相对误差不超过±4.5%, 所设计的力感知牙周探针多次重复探诊力检测实验的标准差小于均值的 0.1%, 所导出的求解方程的计算值与实验数据之间趋向一致, 以探诊力为拟合权重进行修正后全量程的平均偏差为 2.49%, 具备进一步产品开发的可行性。

关键词: 传感器; 牙周探针; 牙周探诊; 探诊力检测; 差动电容式力传感器

中图分类号: TP212.1 **文献标识码**: A **文章编号**: 1004-1699(2021)01-0015-06

牙周病是最普遍的口腔健康问题之一[1], 牙周探诊是临床公认的牙周病检测手段, 其核心工具就是牙周探针[2-3]。牙周探针的基本结构如图 1(a)所示, 由工作尖和手柄组成, 其工作尖形如一把以毫米为单位的勾形尺, 可以用来检查牙周袋深度等牙周健康状况, 如图 1(b)所示。

通常把图 1(a)所示的牙周探针称为第一代探针[4], 其操作全凭医生的经验和手感, 轻则探不到底, 重则伤害牙龈, 准确性和体验性都有所欠缺[5-6]。在第一代牙周探针的基础上增加恒力装置, 发展出了第二代牙周探针[4,7]; 进而与计算机技术相结合, 诞生了第三代牙周探针, 实现了牙周探诊

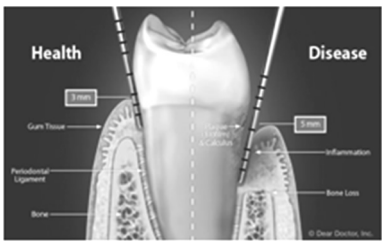
项目来源: 陕西省教育厅 2020 年服务地方专项科学研究计划项目(20JC002); 陕西工业职业技术学院 2019 年自然科学类重点项目(ZK19-02)

收稿日期: 2020-08-14 **修改日期**: 2020-10-26

结果的自动化读取、保存和呈现,典型产品为美国的佛罗里达探针[4,8]。



(a) 牙周探针的基本结构



(b) 牙周探针在牙周探诊中的应用

图 1 牙周探针的基本应用

第二代和第三代牙周探针都采用了探诊力恒定控制技术[9-10],一般把探诊力限制在 0.25 N 左右[11],减小了医生操作的主观性对探诊结果的影响,患者体验也更加友好。但是恒定探诊力也存在缺陷,比如有的患者龈下结石多,探诊阻力大,有的患者牙龈炎症重,探诊阻力小,在施加探诊力时并不能一概而论,否则会破坏探诊准确性和结果一致性[2-3,11-13]。

在临床上,探诊力被公认为是影响牙周探诊质量的最重要因素[3,11,13]。鉴于探诊力恒定控制存在的不足,能够实时检测探诊力的牙周探针开始受到研究人员的青睐,见诸报导的方法包括薄膜式压力传感器[14]、弹簧杠杆式探诊力传感器[15]、摩擦式探诊力传感器和气压式探诊力传感器[10]等。这些方法的缺点在于一是结构比较复杂,二是消毒灭菌不便,到目前为止并没有转化为可用的产品。本文研究开发电容式力感知牙周探针,利用探诊力作用下牙周探针的挠曲效应,设计差动电容式探诊力传感器,实时检测施加在探针工作尖上的探诊力,有利于医生根据患者的实际情况把探诊力控制在适当的范围内,提高牙周探诊的准确性,改善患者体验,并且结构简单,消毒灭菌方便。

1 设计建模

1.1 结构设计

虽然公认 0.25 N 是合适的探诊力度,但也有研究认为,针对患者不同的龈下阻力情况,0.15 N~0.5 N 范围内的探诊力都是可以接受的[2,7,11]。要实现探诊力的连续监测,必须采用传感器技术。根据牙周探针的使用情况和医疗器械的消毒要求,差动式平板电容传感器是一个理想的选择。根据我国医药行业标准 YY/T 1622.1—2018 对牙周探针的通用要求,结合口腔门诊常用的第一代牙周探针的工作尖尺寸规格,设计电容式力感知牙周探针的验证结构如图 2(a)所示,包括:①上下平板电极,②浮动平板电极,③探针工作尖,④上下壳体盖板,⑤上下电容隔板等,各部件按图 2 所示的相对位置进行粘接固定。其中,浮动平板电极的右端与探针工作尖刚性连接;浮动平板电极和上下平板电极之间用厚度相同的隔板隔开,构成具有对称结构的差动式电容传感器;三个平板电极的左端均设计有电气引脚。平板电极和探针工作尖的材料均采用奥氏体不锈钢,其他零部件的材料均采用符合医用标准的 ABS 工程塑料。所设计探针各零部件的关键结构尺寸和装配尺寸如图 2(b)所示。工作时,医生握持探针尾部,将探针工作尖垂直插入牙周袋进行牙周探诊,探诊力 F 沿轴线施加于探针工作尖端面,引起浮动平板电极的挠曲变形,导致浮动平板电极和上下平板电极之间的极间距沿反向改变,形成上下电容的差动变化,可以据此实现探诊力的实时检测。在此应变系统中,浮动平板电极的挠变原点位于上下隔板的夹持前端面,如图 2(b)中(x,y)坐标系的零点位置处。

1.2 建模与仿真

如图 2 所示,探针工作尖和浮动平板电极构成异形的单端悬臂梁结构。根据梁的变形理论,可以得到在探诊力 F 作用下,浮动电极的挠曲线表达式:

$$y=\frac{F'x^2}{6EI}(3B-x) \tag{1}$$

式中:(x,y)坐标系如图 2(b)所示,EI 为浮动电极的抗弯刚度,其中 E 为电极材料的弹性模量,I 为电极的截面惯性矩,对于浮动电极的矩形截面,有:

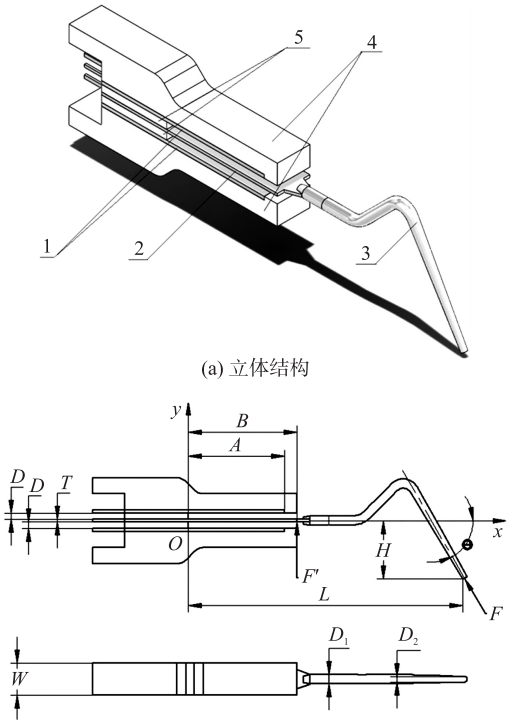
$$I=WT^3/12 \tag{2}$$

F'为将探诊力 F 折算到浮动平板电极右端面的挠曲力,方向垂直于电极平面。根据力矩平衡公式,可得 F'的计算公式为:

$$F'=K_1\frac{FL\sin\theta}{B}+K_2\frac{FH\cos\theta}{B}+K_3G \tag{3}$$

以上公式中,W、T、L、H、B、θ 的尺寸关系如图 2(b)所示;G 为浮动电极和探针工作尖的重量;K_1、K_2、K_3 为修正系数,分别用于修正探针工作尖的有限刚度、

探针工作尖的不规则形状、浮动电极和探针工作尖重力分布的不均匀对计算结果的影响。



(a) 立体结构

(b) 尺寸关系

图 2　电容式力感知牙周探针的结构设计

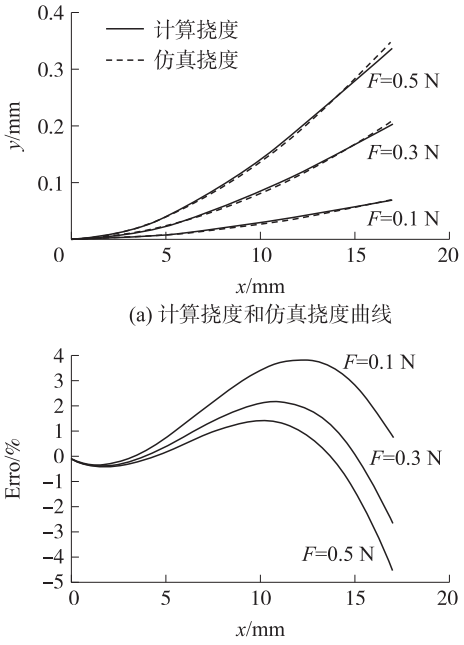
表 1　SolidWorks 静应力仿真参数

参数	值	备注
A	15 mm	上下平板电极有效长度
B	17 mm	浮动电极悬臂段长度
D	1 mm	上下平板电容间距
W	6 mm	平板电极宽度
T	0.4 mm	浮动电极平板厚度
D_1	1.4 mm	探针工作尖圆杆粗径
D_2	0.8 mm	探针工作尖圆杆细径
L	43 mm	浮动电极和探针工作尖的总有效长度
H	9 mm	探针工作尖针头距浮动电极中心的高度
θ	60°	探针工作尖倾斜角度
材料	不锈钢	探针和电极材料
材料	ABS	其他零件材料

由于探针工作尖的不规则形状和非均匀尺寸,要精确求解 K_1、K_2、K_3 的值比较困难,本文采用 SolidWorks 静应力仿真的方式对以上三个参数进行估计。对图 2(b)的结构,仿真模型的参数如表 1 所示。具体方法为:在 0.1 N~0.5 N 范围内,以 0.05 N 为步长,总共产生 9 个实验探诊力,记为 $F_{0.1}$,$F_{0.15}$,…, $F_{0.5}$;将某一实验探诊力 F_x 作用于探针工作尖端面,记录浮动平板电极右端面挠度,再在浮动平板电极右端面施加一个使其右端面挠度与之相等的挠曲力 F'_x,这样可以找出与 9 个实验探诊力对应的折算力 $F'_{0.1}$, $F'_{0.15}$,…, $F'_{0.5}$。在以上 9 对力中任取三对组成方程组,可得到 K_1、K_2、K_3 的一组解,如式(4)所示:

$$\begin{bmatrix} \dfrac{L\sin\theta}{B}F_x & \dfrac{H\cos\theta}{B}F_x & G \\ \dfrac{L\sin\theta}{B}F_y & \dfrac{H\cos\theta}{B}F_y & G \\ \dfrac{L\sin\theta}{B}F_z & \dfrac{H\cos\theta}{B}F_z & G \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} K_1 \\ K_2 \\ K_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F'_x \\ F'_y \\ F'_z \end{bmatrix} \tag{4}$$

式中:(F_x, F'_x),(F_y, F'_y),(F_z, F'_z) 为从以上 9 对力中任意抽取的三对,一共可求得 84 组 K_1、K_2、K_3 的解。本文求取了 11 组解,然后求平均,得到 K_1、K_2、K_3 的的估计值为 0.98,1.75 和 0.95。图 3 给出了根据式(1)得到的计算挠曲线和仿真挠曲线在探诊力为 0.1 N,0.3 N 和 0.5 N 时的对比图。



(a) 计算挠度和仿真挠度曲线

(b) 计算挠度相对仿真挠度的相对误差

图 3　挠曲线计算值和仿真值的对比

从图 3 可以看出,根据式(1)~式(4)计算得到的挠曲线和仿真结果具有较高的一致性,在浮动平板电极的整个悬臂段,最大相对误差不超过±4.5%,且误差曲线在平板电极的长度方向有正有负,在以积分方式计算差动电容时可以相互抵消。其中,主要误差来自于计算模型并没有考虑上下电容垫板在有限刚度情况下的挤压变形。此时,浮动平板电极和上下平板电极之间的电容 C_1 和 C_2 可分别由以下公式计算:

$$C_1 = C_{10} + \int_0^A \frac{\varepsilon W}{D-y}\mathrm{d}x \tag{5}$$

$$C_2 = C_{20} + \int_0^A \frac{\varepsilon W}{D+y}\mathrm{d}x \tag{6}$$

式中:D 为浮动平板电极和上下平板电极之间的距离,ε 为空气的介电常数。浮动平板电极和上下平

板电极之间的电容均由两部分组成:一部分来自于浮动平板电极悬臂梁的活动部分,其电容值取决于在探诊力作用下浮动电极的挠曲线,用积分式计算;另一部分来自于浮动平板电极的固定部分和电容电极引线,为探针初始固定电容,上下电容值分别用 C_{10} 和 C_{20} 表示。对于上下对称的探针电极和引线结构,$C_{10}=C_{20}$,得到在探诊力 F 作用下牙周探针的差分电容如式(7)所示,其中挠度 y 与活动电极沿长度方向的 x 坐标的关系见式(1)。

$$\Delta C=C_1-C_2=\varepsilon W\int_0^A\left(\frac{1}{D-y}-\frac{1}{D+y}\right)\mathrm{d}x \qquad (7)$$

2 实验分析

2.1 实验设置

用 ABS 板材和不锈钢板材根据图 2 制作了电容式力感知牙周探针的验证结构,如图 4 中的嵌入式小图所示。各平板电极和盖板、隔板之间用 ergo1309 结构胶粘接,粘接后在室温下用 5 kgf 力静压 4 h 后使用;探针工作尖为从上海伟荣医疗器械购买的牙周探针上切割而来,针头刻度为 3-6-9-12 mm,使用不锈钢焊锡焊接到浮动平板电极右端的卡槽,形成刚性连接;各电极尾部的电气引脚上分别焊接 20 cm 长的导线,导线芯径 1.12 mm;把开尔文夹夹在电极导线的尾部,用精密 LCR 数字电桥(同惠,TH2827C)在 20 kHz 频率下分别进行六次校准和测量,测得自由状态下探针的浮动平板电极和上下平板电极之间的初始电容平均值分别为 C_{10} = 9.184 pF 和 C_{20} = 9.307 pF,两者并不相等,制造误差主要来源于上下隔板的厚度误差和结构胶涂抹厚度误差。



图 4 牙周探针的电容式力感知实验

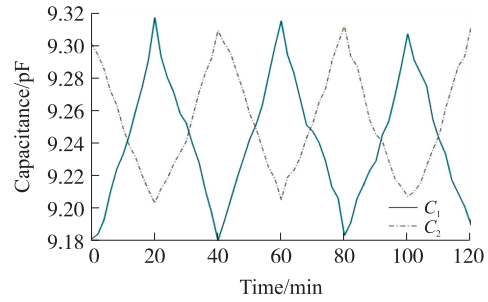
牙周探针的电容式力感知实验设置如图 4 所示。牙周探针 1 夹持到虎台钳 2 上,探针工作尖垂直向下,作用在克力计 3(伊莱科,ATG-50-1)的力臂测力点上。克力计水平固定于精密三轴移动平台 4(润佳气动,LD90-LM)的工作面。调整精密三轴移动平台工作面的高度,在探针工作尖产生模拟探诊力。在每一个测力点,用精密 LCR 数字电桥 5(同惠,TH2827C)先测量浮动平板电极和上平板电极之间的电容 C_1,再测量浮动平板电极和下平板电极之间的电容 C_2。

2.2 实验结果

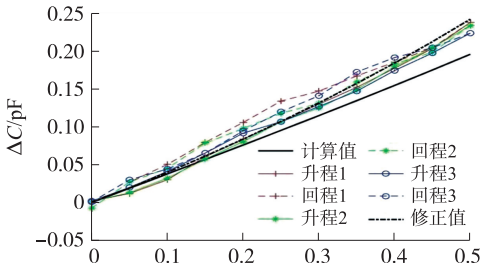
一次实验过程包括三个实验周期,每个实验周期包括探诊力的升程和回程两个阶段。在每个实验周期的升程阶段,探诊力从 0 N 上升到 0.5 N,每隔 0.05 N 进行一次测量,每两个相邻测力点的时间间隔为 2 min,两点之间的测试力平稳过渡;回程阶段探诊力从 0.5 N 下降到 0 N,测力点和测试方法与升程阶段相同。

图 5(a)给出了三个实验周期中每个测力点对应的浮动平板电极和上下平板电极之间的电容 C_1 和 C_2 的测量值。在三个实验周期,C_1 和 C_2 的变化表现出较好的重复性和一致性,在十一个测量点,C_1 的最大标准差为 0.007 8,C_2 的最大标准差为 0.005 9,均不到均值的 0.1%;在升程阶段,随着探诊力增加,浮动电极平板向上挠曲,与上平板电极之间的有效距离减小,与下平板电极之间的有效距离增大,表现为电容 C_1 单调增加,电容 C_2 单调减小;在回程阶段,随着探诊力减小,浮动电极平板向初始位置回归,C_1 好 C_2 的变化方向与升程阶段相反。

图 5(b)给出了电容式力感知牙周探针的理论模型计算值和验证结构测量值的对比情况。图中不带标记点的直线为根据式(7)计算得到的探针差分电容随探诊力的变化情况;带标记点的实线分别是牙周探针的验证结构在三个升程阶段测量得到的差分电容随探诊力的变化情况,同色且带同样标记点的虚线为对应的三个回程阶段测量得到的差分电容随探诊力的变化情况,在计算时对上下平板电容的初始误差进行了修正,修正方法为:



(a) 周期实验上下电容变化情况



(b) 探诊力与差动电容关系

图 5　探针电容与探诊力的对应关系

$$\Delta C = C_1 - C_2 + (C_{20} - C_{10}) \tag{8}$$

式中:C_1 和 C_2 分别为上平板电容和下平板电容的实测值。

从图 5(b)中的理论模型计算值可以看出,采用差动式平板电容传感器检测探诊力,在理想情况下差分电容和探诊力之间呈线性关系,设备结构简单,信号处理方便;实际测量值和模型计算值之间存在偏差,探诊力在 0.2 N 以下时,计算值和测量值吻合较好,随着探诊力增加,测量值和计算值之间的偏差增大,全量程平均偏差为 12.31%。这是由于在建立式(1)~式(7)的理论模型时,并没有考虑探头塑料附件的有限刚度。探针验证结构的浮动平板电极和上下平板电极之间用 1 mm 厚度的 ABS 塑料板和一层 ergo1309 结构胶隔开,在探诊力作用下,浮动电极对隔离层产生挤压变形,浮动电极的实际挠度大于理论挠度,表现为差分电容的测量值总体上正偏离于计算值,并且随着探诊力加大偏离程度也加大,但是计算值和测量值总体上趋向一致。不失一般性,对所设计的牙周探针验证结构,以探诊力大小为拟合权重对计算曲线进行修正,通过最小二乘法拟合,可以得到更精确的差分电容计算模型,如式(9)所示:

$$\Delta C' = (0.45F + 1.01)\Delta C \tag{9}$$

式中:F 为探诊力,ΔC 为根据式(7)得到的计算值。修正值曲线如图 5(b)中不带标记点的虚线所示,与实测值吻合良好,全量程平均偏差降为 2.49%,可以满足实际应用要求。

3　结束语

针对当前牙周探针在探诊力控制方面的不足,鉴于探诊力被公认为是影响牙周探诊质量的最重要因素,本文提出一种电容式力感知牙周探针的解决方案,利用探诊力作用下探针工作尖的挠曲效应引起的差动电容变化来实现探诊力感知。设计了电容式力感知牙周探针的验证结构,建立了探诊力作用下具有不规则形状的探针工作尖的挠曲模型,导出了探诊力和差动电容之间的求解方程,并通过仿真和实验对模型和方程进行了验证。仿真表明,所建立的探针工作尖挠曲模型与 SolidWork 静应力仿真结果具有较高的一致性,在浮动平板电极的整个悬臂段,最大相对误差不超过±4.5%;实验表明,导出的探诊力和差动电容之间的求解方程的计算结果与实际实验数据之间趋向一致但存在偏差,全量程平均偏差为 12.31%,以探诊力大小为拟合权重并通过最小二乘法对计算曲线进行修正后,全量程平均偏差降为 2.49%,可以满足实际应用要求;多次重复实验的结果一致性较好,上平板电容 C_1 的最大标准差为 0.007 8,下平板电容 C_2 的最大标准差为 0.005 9,均不到均值的 0.1%。

当前的研究工作只是电容式力感知牙周探针研发的理论和基础部分。研究结果表明,所提出的针对牙周探诊的探诊力检测的技术方案具备可行性。下一步还需要继续完成电容式力感知牙周探针的产品性开发,包括利用 CAD 技术和 3D 打印技术设计加工探针产品壳体,利用嵌入式技术开发包括无线通信和电容检测等功能在内的探针处理电路,开发与牙周探针配套的桌面或移动平台的病历管理软件等。通过产品开发,有利于为医生提供更先进的牙周探诊工具,提高牙周探诊的准确性,改善患者体验。

参考文献:

[1] 腾讯事实说,2017 年中国国民口腔健康状况调查报告[R/OL]. 2017,https://news.qq.com/cross/20170726/U8LD975P.html.

[2] Venkata Srikanth K,Ramesh Reddy B V,Darshan B M,et al. Periodontal Probes—A Review[J]. Int Journal of Clinical Dental Science,2012,3(2):23-27.

[3] 程远,陈斌,闫福华. 牙周探针及探诊技术的进展及临床应用[J]. 中国实用口腔科杂志,2018(7):392-396.

[4] Pihlstrom B L. Measurement of Attachment Level in Clinical Trials:Probing Methods[J]. J Periodontol,1992,63(12 Suppl):1072-1077.

[5] Andrade R,Espinoza M,Gomez E M,et al. Intra- and inter-Examiner Reproducibility of Manual Probing Depth[J]. Braz Oral Res,2012,26(1):57-63.

[6] Lang N P,Wetzel A C,Stich H,et al. Histologic Probe Penetration in Healthy and Inflamed Peri-Implant Tissues[J]. Clin Oral Implants Res,1994,5(4):191-201.

[7] Borsboom P C,Bosch J J,Corba N H,et al. A Simple Constantforce Pocket Probe[J]. Periodontol,1981,52(7):390-391.

[8] 梅幼敏,周艳. 对新一代 Florida 探针临床测量可重复性和舒适度的评价[J]. 北京口腔医学,2015,23(3):153-155.

[9] Osborn J B,Stoltenberg J L,Huso B A,et al. Comparison of Measurement Variability in Subjects with Moderate Periodontitis Using a Conventional and Constant Force Periodontal Probe[J]. J Periodontol,1992,63(4):283-289.

[10] Charles H Gibbs,Gainesville,FL. SINGLE USE PERIODONTAL PROB:US,US 9,326,836 B2[P]. May 3,2016.

[11] Velden U V D,Vries J H D. The Influence of Probing Force on the Reproducibility of Pocket Depth Measurements[J]. Journal of Clinical Periodontology,2010,7(5):414-120.

[12] Bulthuis H M,Barendregt D S,Timmerman M F,et al. Probe Penetration in Relation to the Connective Tissue Attachment Level:Influence of Tine Shape and Probing Force[J]. J Clin Periodontol,1998,25(5):417-423.

[13] 夏芳. 影响牙周探针测量结果的因素[J]. 国外医学口腔医学分册,2004(S1):38-40.

[14] 韩烨,侯建霞,詹雅琳,等. 一种新型精密控力牙周探针:中国,CN201910376662.1[P]. 2019-05-07.

[15] 肖玉鸿,吴文震,胡运通,等. 一种带力量控制的牙周探针:中国,CN202010298815.8[P]. 2020-04-16.



唐忠林(1977—),男,博士,工程师/讲师,检测技术与自动化装置专业。曾在中国人民解放军空军和某医疗器械集团任职,获全军科技进步三等奖一次,主持开发了若干高新医疗产品。现任陕西工业职业技术学院航空专业学术带头人。长期从事现代检测与感知技术的理论研究和工程实践;



雷宏伟(1977—),男,硕士,工程师,计算机科学与技术专业。西安苏茂医疗科技有限公司技术负责人,长期从事口腔医疗器械产品的研究与开发,主要研究方向为计算机软件开发,数字图像处理,模式识别等。



杨建华(1967—),女,博士,教授,西北工业大学检测技术与自动化装置学科博士生导师。长期从事新型传感器和集成测试技术方面的教学和科研工作。主要研究方向为新型传感器,集成测试,噪声控制技术等;