

# 连续波充填技术对牙周组织温度影响的 三维有限元分析

张建国<sup>1</sup> 刘隽<sup>1</sup> 岑蓉<sup>2</sup> 胡凤玲<sup>3</sup>

1. 上海应用技术大学机械工程学院, 上海 201418; 2. 香港大学牙医学院, 香港 999077;  
3. 复旦大学附属上海市第五人民医院口腔科, 上海 200240

**[摘要]** **目的** 为研究连续波技术联合高温热牙胶注射充填技术对牙周组织的表面温度影响, 探究采用 200 °C 热牙胶根管充填的安全性。**方法** 采用 CT 技术、Mimics、Geomagic、Solidworks 软件分别建立牙槽骨、牙本质、根管、牙周膜、血流的实体模型, 利用 Solidworks 装配形成包含血流的牙齿有限元模型。基于 ABAQUS 协同仿真平台对整个根管充填过程进行流固耦合分析, 得到牙周组织表面的温度。**结果** 在无血流的情况下, 在以 200 °C 进行根管充填时牙周膜外表面的温度达到 50.048 °C; 当考虑血流时, 牙周膜外表面温度为 39.570 °C。**结论** 以 200 °C 连续波根管充填时牙周膜外表面温度升高, 且不会对牙周组织造成损伤。

**[关键词]** 连续波; 注射充填; 流固耦合; 牙周组织; 有限元模型; ABAQUS 仿真

**[中图分类号]** R 781.3 **[文献标志码]** A **[doi]** 10.7518/hxkq.2021.04.011



开放科学 (资源服务)  
标识码 (OSID)

**Finite element analysis of the effects of periodontal tissue temperature by continuous wave technique** Zhang Jianguo<sup>1</sup>, Liu Jun<sup>1</sup>, Cen Rong<sup>2</sup>, Hu Fengling<sup>3</sup>. (1. School of Mechanical Engineering, Shanghai Institute of Technology, Shanghai 201418, China; 2. Faculty of Dentistry, University of Hong Kong, Hong Kong 999077, China; 3. Dept. of Stomatology, Shanghai Fifth People's Hospital, Fudan University, Shanghai 200240, China)

Supported by: The Natural Science Foundation of Shanghai (19ZR1455100); Shanghai Minhang Science and Technology Commission (2019MHZ039); Scientific Research Project of Shanghai Minhang District Health and Planning Commission (2015MW05). Correspondence: Hu Fengling, E-mail: hfl415263@163.com.

**[Abstract]** **Objective** The safety of root canal filling with 200 °C hot gutta-percha was investigated to study the effect of continuous wave technique combined with high-temperature injectable gutta-percha condensation technique on the surface temperature of periodontal tissue. **Methods** CT technique and Mimics, Geomagic, and Solidworks software were utilized to build the entity models of alveolar bone, dentin and root canal, periodontal ligament, and blood flow, respectively, which were then assembled in Solidworks into a finite element model of tooth with blood flow. By utilizing ABAQUS collaborative simulation platform, fluid-structure coupling was analyzed on the whole process of root canal filling. Consequently, the surface temperature of the periodontal tissue was obtained. **Results** In the absence of blood flow, the temperature of the periodontal ligament surface reached 50.048 °C during root canal filling with 200 °C gutta-percha. Considering blood flow, the temperature of periodontal ligament surface was 39.570 °C. **Conclusion** The temperature of the periodontal ligament surface increased when the continuous wave root canal was filled with 200 °C gutta-

percha, and the periodontal tissue was not damaged.

**[Key words]** continuous wave; filling injection; fluid-structure interaction; periodontium; finite element model; ABAQUS simulation

**[收稿日期]** 2020-09-02; **[修回日期]** 2021-05-06

**[基金项目]** 上海市自然科学基金 (19ZR1455100); 闵行区自然科学研究课题 (2019MHZ039); 上海市闵行区卫生与计划委员会科研项目 (2015MW05)

**[作者简介]** 张建国, 副教授, 博士, E-mail: sl719896175@163.com

**[通信作者]** 胡凤玲, 主治医师, 硕士, E-mail: hfl415263@163.com

连续波技术联合高温热牙胶注射充填技术是

System B+Obtura II 组合式充填技术, 又称连续波技术, 是目前临床常用的充填技术之一, 因其充填效果良好、临床操作简便, 已得到口腔工作者的普遍认可<sup>[1]</sup>。但热牙胶在充填时, 尽管牙本质的导热性差, 加热软化牙胶的热量仍会通过牙本质及牙骨质向周围组织传导, 导致牙根及牙根周围组织局部温度升高, 可能会造成牙周组织的损伤<sup>[2]</sup>。牙周膜是连接牙本质与牙槽骨的纽带, 它的温度升高必然导致与之紧邻的牙槽骨的温度升高, 从而导致骨组织损伤。当使用连续波技术联合高温热牙胶注射充填技术时, 必须保证牙周组织不受损伤。迄今为止, 已有很多种根管充填材料和充填技术。热牙胶是最常用的核心材料, 它具有良好的机械、物理性能及生物相容性, 且具备加热软化和在压力下变形的特点<sup>[3]</sup>。大多数可用于热牙胶垂直加压技术的填充装置的可设置温度通常为 150~600 °C, 推荐温度通常为 200 °C<sup>[4]</sup>, 200 °C 被认为可以避免对牙根或牙周组织造成损害, 但仍需要谨慎选择。

热塑性充填技术中牙周组织的发热和潜在的热损伤问题备受人们关注。目前普遍认为, 牙根表面的温升应控制在 10 °C 之内, 以免造成骨损伤。根据 Sweatman 等<sup>[5]</sup>研究所得, 在 200 °C 的情况下使用 System B 时, 最大温升发生在距根尖 6 mm 处。当下颌中切牙的根管内充满可注射的牙胶时, 由于牙本质壁相对较薄, 温升可超过 10 °C<sup>[6]</sup>。牙周管内的血液流动具有显著的冷却能力, 但正如 Ulusoy 等<sup>[7]</sup>所说, 由于难于模拟体外血流, 目前还鲜有有限元研究考虑到血液流动。Hohmann 等<sup>[8]</sup>通过建立空心的牙周膜模型, 施加整体压力来模拟血流, 将血流模型最大程度简化, 发现在根尖和分叉处压力较大, 可能导致牙根吸收。Dorow 等<sup>[9]</sup>将牙周膜的血管设置到三维网络中, 提供充足的血流保证循环进行, 从而研究牙周膜的材料特性。Su 等<sup>[10]</sup>利用非线性有限元分析方法, 提出了一种有限应变黏弹性材料模型, 通过导入数学模型模拟血流系统, 来研究牙周膜的功能和作用。Oskui 等<sup>[11]</sup>通过对所建模型施加 3 种不同热负荷来研究热液体对牙髓牙本质连接的温度变化, 但忽略了血流循环对温度的影响。

有限元分析已经广泛应用于压力和温度分布的分析, 是一种快速可靠的分析方法。随着强大的计算机和编程软件的出现, 非常复杂的结构可以很容易地建立三维模型, 并且可以通过精确的三维模型对实际的工作过程和条件进行仿真。其

中有限元法是一种快速、准确、可靠的体内和体外研究方法<sup>[12]</sup>, 能够为工程问题提供解决方案, 在生物力学和传热学领域被广泛的使用。面对结构复杂, 物理实验难以进行或实验费用昂贵的对象时, 有限元法通常是首要选择。但值得注意的是, 有限元的结果是在特定条件下计算得出的, 因此不能将有限元的计算值作为实际条件下的精确值。

本研究通过建立三维有限元模型, 使用偏移命令构建出血流层, 对包含血流牙模型进行流固耦合传热分析, 评估在考虑血流的情况和 200 °C 的加热条件下, 采用连续波技术联合高温牙胶热塑注射充填技术时, 牙周膜内外表面的最高温度值和最高温度值对应的位置。

## 1 材料和方法

### 1.1 标本的选择

选择牙列完整、咬合关系正常、无牙周疾患及牙槽骨吸收、无牙体缺损及明显磨耗的 1 名成年男性志愿者的下颌第一磨牙进行三维形态数据测量。

### 1.2 三维有限元模型的建立

1.2.1 牙齿模型的建立 采用 SCANCO Medical AG CT 对所选的下颌第一磨牙进行扫描, 层厚 0.02 mm, 图像的分辨率为 1 024×1 024, 共摄断层片 1 082 张, 并以 TIFF 的格式存储。将牙齿的 CT 数据成功导入 Mimics (Mimics 14.1; Materialise, 比利时) 软件后, 应用 Mimics 选取灰度值, 去除冗余数据, 3D 计算出牙齿的三维点云数据并保存为 sat 格式。将点云导入 Geomagic (Geomagic Studio 12; Raindrop Geomagic, 美国) 重建生成牙齿的三维曲面模型, 并对曲面片进行优化处理, 去除重叠三角形曲面片和多余三角形曲面片, 填充有漏洞的曲面片等, 最终建立牙本质的牙齿三维模型。将建好的牙本质模型导入 Solidworks (Solidworks 2013; Dassault Systems, 美国), 通过偏移等命令建出厚度为 0.25 mm<sup>[13]</sup>的牙周膜以及根管的三维模型, 最后将牙周膜、牙本质、根管进行装配, 形成完整的模型 (图 1)。

1.2.2 包含血流牙齿模型的建立 用直径 20 mm、高 20 mm 的圆柱体来替代牙槽骨, 并将牙周膜通过偏移命令分割为厚度 0.1 mm 和 0.15 mm 的两个模型, 与牙槽骨接触的厚度为 0.1 mm, 作为血流层, 装配形成最终的包含血流的模型 (图 2)。



图 1 装配完成后下颌第一磨牙的三维有限元模型

Fig 1 3D finite element model of mandibular first molar after assembly

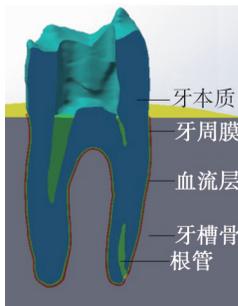


图 2 包含有血流的模型

Fig 2 Models with blood flow

流固耦合问题包括两大类<sup>[14]</sup>:第1类问题的两相域互相重叠难以明显区分,耦合效应通过描述问题的微分方程来反映;第2类问题的耦合作用仅发生在两相交接面上,需要两相交界面数据的传递进行耦合。本实验利用ABAQUS/CAE提供的协同仿真平台(Co-Simulation),对充填过程中考虑血流的情况进行分析,属于第2类流固耦合问题,流固耦合仿真的流程见图3。

### 1.3 ABAQUS根管治疗过程仿真

利用ABAQUS对根管充填的过程进行仿真。选用锥度为0.06的#25根管器械,尖端直径为0.04 mm<sup>[15]</sup>。

充填过程中有关材料的假定如下:1)在无血流的三维模型中,下颌第一磨牙由牙本质、牙周膜、牙胶组成;在有血流的模型中,下颌第一磨牙由牙本质、牙周膜、血流、牙槽骨、牙胶组成。2)假定模型被赋予均匀,且方向和线弹性相同的材料。模型中,环境温度和牙胶温度均为22℃,牙本质的初始温度为33℃,牙周膜、血流、牙槽骨的初始温度为37℃。在充填一条根管时,假定另外两条根管被22℃的牙胶充实。期间,假定医生在根管充填时没有时间间隔,环境温度为22℃。在本研究中所使用材料的热特性<sup>[16-19]</sup>详见表1。

对System B+Obtura II充填技术仿真时,其具

体充填过程如下:采用System B进行根管充填,选择200℃进行加热,持续3 s,同时将携热头插入到距离根尖5 mm处,加热过程中,携热头尖端温度为200℃;停留在距离根尖5 mm位置并停止加热,持续10 s,以防止过多的热量传播到牙周膜;然后重新以200℃的工作温度加热,持续1 s;撤离携热头,换温度为室温(22℃)的器械并冷却,持续4 s,至此完成System B的整个充填过程。随后采用Obtura II以80℃注射完成根管冠段的充填。

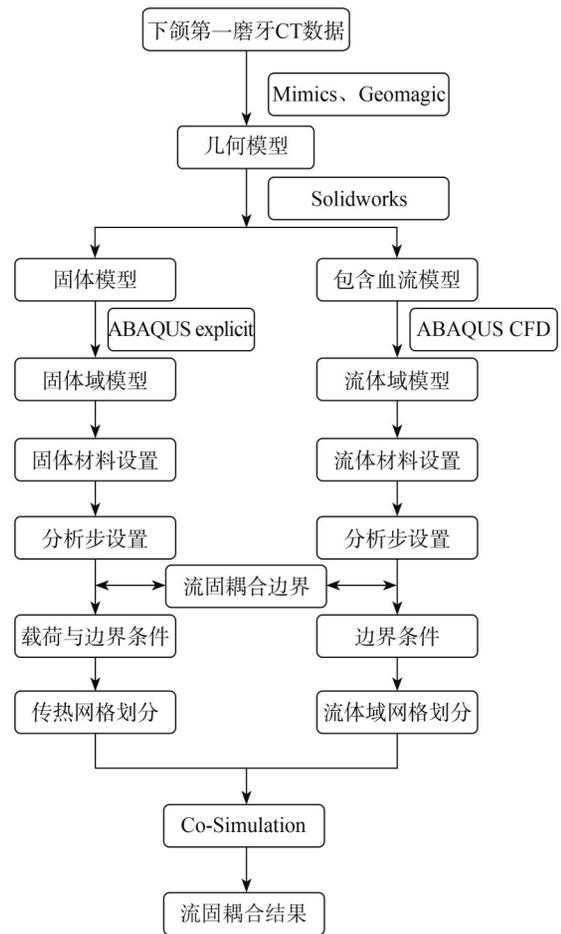


图 3 流固耦合仿真流程图

Fig 3 Flow chart of fluid-structure coupling simulation

表 1 牙齿材料热特性

Tab 1 Thermal properties of dental materials

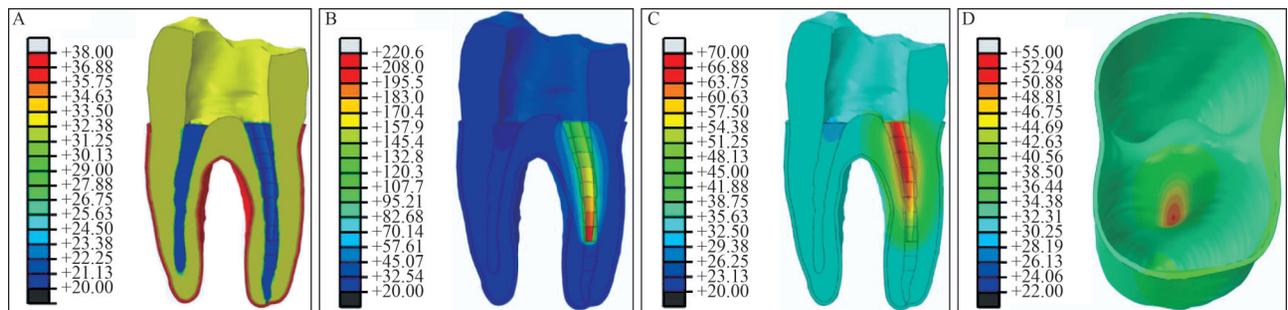
项目	密度/ ( $\times 10^{-3} \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$ )	比热容/ [ $\times 10^{-3} \text{ J}\cdot(\text{kg}\cdot\text{K})^{-1}$ ]	导热系数/ [ $\text{W}\cdot(\text{m}\cdot\text{K})^{-1}$ ]
釉质	2.80	0.58	0.93
牙本质	1.96	0.58	0.58
牙周膜	1.10	0.58	0.58
牙槽骨	1.30	0.15	0.58
牙胶	0.97	0.50	0.15
血流	1.05	0.94	0.50

## 2 结果

### 2.1 牙齿无血流传热结果分析

对图1所示的固体模型进行传热分析,根管充填时,只考虑温度对牙周膜的影响。经计算得到牙周膜周围的温度,并以调色板的形式显示出温度的分布,每种颜色代表一个温度范围。当T=0

时,牙周膜的温度为初始温度37℃,与所设置的初始温度相对应(图4A);开始加热后热量开始向牙周组织传播,图4B所示为3s时刻对应的温度云图,在这一时刻携热头插入根管距离根尖5mm的工作位置,当温度设置在200℃时,经测量携热头的尖端温度为200℃,距离根尖每下降1mm,携热头温度下降10℃;当T=3.93s时,牙周膜的外表面温度达到最高,为50.048℃(图4C、D)。



A~C: 分别为0、3、3.93 s时牙齿的温度分布云图; D: 3.93 s时牙周膜的温度分布云图。

图4 不同时刻牙齿和牙周膜的温度分布云图

Fig 4 Temperature distribution cloud of teeth and periodontal ligament at different time

### 2.2 牙齿流固耦合传热结果分析

本研究中,采用ABAQUS协同仿真平台对整个根管充填过程进行流固耦合分析,ABAQUS explicit瞬态分析模块来分析牙齿结构的固体部分(FEA),ABAQUS CFD模块来分析流体结构的传热分析。利用ABAQUS的协同仿真平台(Co-Simulation)进行流固耦合界面数据的双向交换。由于整个充填过程需要分成多步进行分析,ABAQUS流固耦合协同仿真平台不能一次完成整个充填过程,因此需要用到ABAQUS的多步顺序耦合分析模块中的初始状态导入和重启动技术,将上一步的分析结果(温度)传送到下一分析步作为该步的初始条件并重启该分析步,依次完成整个充填过程的分析。

达到最高,为39.570℃(图6C、D)。

2.2.1 血流模型 由于牙周组织内的血管不能被完全的模拟,因此将牙周膜分为厚度为0.1 mm和0.15 mm两层,其中厚度为0.1 mm的为血流层,在牙周膜与牙槽骨之间。牙周膜下端两孔定义为血流的入口,定义压力为4 000 MPa;牙周膜顶端定义为出口,压力为2 333 MPa,血流的黏度为4(图5)。

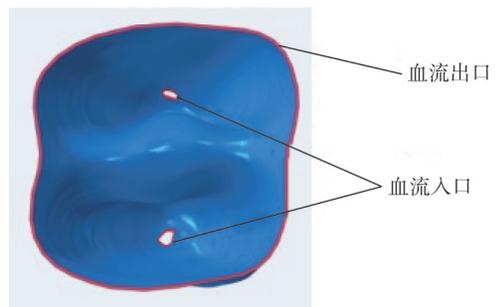


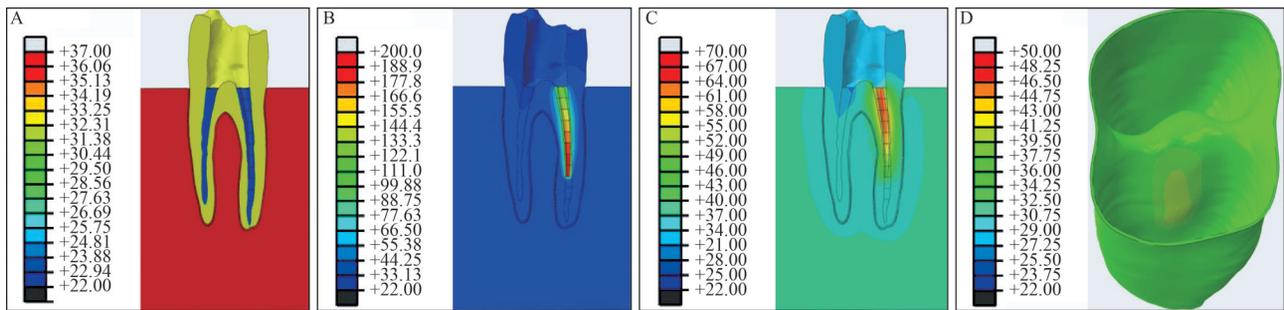
图5 流固耦合血流计算模型

Fig 5 Flow calculation model of fluid-structure coupling

2.2.2 流固耦合传热结果分析 对带血流的模型进行计算分析,加载方式与无血流模型一致,经计算得出牙周膜周围的温度。当T=0时,牙周膜初始温度37℃(图6A);T=3s时,携热头达到工作位置(图6B);当T=3.93s,牙周膜的外表面温度

## 3 讨论

自热牙胶根管充填技术被应用以来,国内有很多关于根管表面温度变化的报道,但有关牙周组织温度的变化报道却极少。目前测量物体表面温度的方法主要有两种:一种是热电偶,另一种是红外成像测定仪。多年以来,热电偶测量被广泛的使用,然而热电偶只能测量与之相接触某一点的温度,且热电偶在测量时顶端容易与被测对象分离,不能提供内部热量信息的分布。红外成像仪则是通过接收被测物体表面所发出的不同红外线来判定物体表面温度,可以测量一个面的温度变化<sup>[20]</sup>,但测量容易受到环境信号的干扰,只局限于测量物体外部温度。



A~C: 分别为0、3、3.93 s时牙齿的温度分布云图; D: 3.93 s时牙周膜的温度分布云图。

图6 流固耦合模型不同时刻牙齿和牙周膜温度分布云图

Fig 6 Temperature distribution cloud of teeth and periodontal ligament in fluid-structure coupling model at different time

为研究System B的工作温度对充填效果的影响, Silver等<sup>[21]</sup>分别使用System B进行200/250 °C和250/300 °C及接触热源垂直加压3种方式对标准化模拟根管进行加热, 通过对比在不同加热温度下主根管中热牙胶、密封剂及空隙率的占据面积, 发现在使用200/250 °C的加热方式下, 根管中各个位置尤其是接近根尖处占据率都较高, 充填效果更好。本研究结果也符合该研究结论, 在使用200 °C进行加热时, 热牙胶在根管中有更好的充填效果, 使用System B进行200 °C加热效果较好。

在本研究中, 有限元流固耦合分析展现了其在流体和固体之间的强大的分析能力, 不仅可以观察组织内部的温度, 也可以观察在充填过程中牙齿各个部分的温度变化和热量的传播过程。充填过程中热量对牙周组织的影响取决于牙本质的厚度及其热特性, 由于牙本质的热传导性较差, 会减少热量向牙周组织传递, 造成牙本质本身吸收热量, 导致牙本质损伤<sup>[22]</sup>。因此牙齿各个部分热特性的精确测量显得尤为重要。

Lipski等<sup>[6]</sup>对连续波技术充填时牙根表面温度的变化进行了研究, 发现牙根充填时会引起上、下颌中切牙牙根表面温度升高, 其中下颌中切牙牙根表面温度升高可能会造成牙周组织损伤, 在临床上要谨慎使用。Rossini等<sup>[23]</sup>通过外科钻头实验发现, 当温度达到47~70 °C时, 会导致热性骨坏死。Augustin等<sup>[24]</sup>发现, 当温度超过47 °C持续1 min或超过43 °C持续1 h时, 就可能会发生因温度或热坏死而导致不可逆转的骨组织损伤。

本实验的研究显示, 用System B+Obtura II系统进行根管充填时, 在不考虑血流因素的情况下, 牙周膜外表面温度达到50.048 °C, 已经远远超过Rossini等<sup>[23]</sup>认为可造成坏死的47 °C阈值; 在血流的影响下, 牙周膜外表面的温度为39.570 °C。温度最高的部位主要集中在根分叉区域, 通过测量

得知, 此区域与根管的距离最小, 热量在传播的过程中最先到达此区域, 造成此区域的温度最先升高。经研究得知, 在散热的过程中, 牙周膜上温度达到最高, 即在3 s加热停止后的3.93 s时达到最高温度, 接着到达第二个波峰, 在该处的操作为加热1 s, 第三个波峰为注射充填的过程, 在加热的过程中温度急剧上升, 因此临床医生在使用该系统充填过程中加热的时间不宜过长。

综上所述, 本研究分析了连续波充填技术充填时对牙周膜的温度影响, 基于ABAQUS协同仿真平台分析充填过程中热量的传递和牙周膜的温度分布。实验结果表明, 当使用200 °C进行根管充填时, 牙周膜温度最高的部位主要在根分叉区域, 同时牙周膜表面温度升高, 但不会损伤牙周组织, 因此临床医生在使用该系统加热时间不宜过长, 有关使用System B+Obtura II系统加热时间与牙周组织表面温度的变化仍值得进一步研究。

利益冲突声明: 作者声明本文无利益冲突。

#### [参考文献]

- [1] 才伟, 张晔, 贾秀, 等. 热牙胶连续波根充与冷侧压根充后根尖渗漏的研究[J]. 口腔医学研究, 2011, 27(1): 55-56.
- [2] Cai W, Zhang Y, Jia X, et al. *In vitro* comparison of microleakage between continuous-wave condensation method and cold lateral condensation method[J]. J Oral Sci Res, 2011, 27(1): 55-56.
- [3] Al-Nuaimi N, Thyab S. Elevation in surface temperature of root canals obturated with different thermoplasticized gutta-percha obturation techniques: an *in vitro* study[J]. J Baghdad Coll Dent, 2014, 26(1): 67-70.
- [4] She D, Dong JE, Zhang JH, et al. Development of black and biodegradable biochar/gutta percha composite films

- with high stretchability and barrier properties[J]. *Composites Sci Technol*, 2019, 175(3): 1-5.
- [4] Diegritz C, Gerlitzki O, Fotiadou C, et al. Temperature changes on the root surface during application of warm vertical compaction using three different obturation units [J]. *Odontology*, 2020, 108(10): 358-365.
- [5] Sweatman TL, Baumgartner JC, Sakaguchi RL. Radicular temperatures associated with thermoplasticized gutta-percha[J]. *J Endod*, 2001, 27(8): 512-515.
- [6] Lipski M. *In vitro* infrared thermographic assessment of root surface temperatures generated by high-temperature thermoplasticized injectable gutta-percha obturation technique[J]. *J Endod*, 2006, 32(5): 438-441.
- [7] Ulusoy ÖI, Yilmazoğlu MZ, Görgül G. Effect of several thermoplastic canal filling techniques on surface temperature rise on roots with simulated internal resorption cavities: an infrared thermographic analysis[J]. *Int Endod J*, 2015, 48(2): 171-176.
- [8] Hohmann A, Wolfram U, Geiger M, et al. Correspondences of hydrostatic pressure in periodontal ligament with regions of root resorption: a clinical and a finite element study of the same human teeth[J]. *Computer Methods Programs Biomed*, 2009, 93(2): 155-161.
- [9] Dorow C, Schneider J, Sander FG. Finite element simulation of *in vivo* tooth mobility in comparison with experimental results[J]. *J Mechan Med Biol*, 2003, 3(1): 79-94.
- [10] Su MZ, Chang HH, Chiang YC, et al. Modeling viscoelastic behavior of periodontal ligament with nonlinear finite element analysis[J]. *J Dent Sci*, 2013, 8(2): 121-128.
- [11] Oskui IZ, Ashtiani MN, Hashemi A, et al. Thermal analysis of the intact mandibular premolar: a finite element analysis[J]. *Int Endod J*, 2013, 46(9): 841-846.
- [12] Gupta S, Goyal P, Jain A, et al. Effect of peri-implantitis associated horizontal bone loss on stress distribution around dental implants-A 3D finite element analysis[J]. *Mater Today: Proc*, 2020, 28(3): 1503-1509.
- [13] Cheng R, Zhou XD, Liu Z, et al. Development of a finite element analysis model with curved canal and stress analysis[J]. *J Endod*, 2007, 33(6): 727-731.
- [14] 朱洪来, 白象忠. 流固耦合问题的描述方法及分类简化准则[J]. *工程力学*, 2007, 24(10): 92-99.
- Zhu HL, Bai XZ. Description method and simplified classification rule for fluid-solid interaction problems[J]. *Engin Mechanics*, 2007, 24(10): 92-99.
- [15] 王轲, 许可, 耿楠, 等. 根管预备程度对中国人牙根强度的影响[J]. *口腔医学*, 2015, 35(7): 538-541.
- Wang K, Xu K, Geng N, et al. The effect of root canal instrumentation on Chinese tooth root strength[J]. *Stomatology*, 2015, 35(7): 538-541.
- [16] Lee SY, Huang HM, Lin CY, et al. *In vivo* and *in vitro* natural frequency analysis of periodontal conditions: an innovative method[J]. *J Periodontol*, 2000, 71(4): 632-640.
- [17] Er O, Yaman SD, Hasan M. Finite element analysis of the effects of thermal obturation in maxillary canine teeth[J]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2007, 104(2): 277-286.
- [18] Miner MR, Berzins DW, Bahcall JK. A comparison of thermal properties between gutta-percha and a synthetic polymer based root canal filling material (Resilon)[J]. *J Endod*, 2006, 32(7): 683-686.
- [19] Zhou X, Chen Y, Wei X, et al. Heat transfers to periodontal tissues and gutta-percha during thermoplasticized root canal obturation in a finite element analysis model[J]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2010, 110(2): 257-263.
- [20] 宋琳, 刘萍, 章锦才, 等. Obtura II 热牙胶根管充填系统根管充填时牙根表面温度变化[J]. *北京口腔医学*, 2005, 13(3): 182-183.
- Song L, Liu P, Zhang JC, et al. Assessment of root surface temperature changes generated by the Obtura II system *in vitro*[J]. *Beijing J Stomatol*, 2005, 13(3): 182-183.
- [21] Silver GK, Love RM, Purton DG. Comparison of two vertical condensation obturation techniques: touch'n Heat modified and System B[J]. *Int Endod J*, 1999, 32(4): 287-295.
- [22] Podolak B, Nowicka A, Woźniak K, et al. Root surface temperature increases during root canal filling *in vitro* with Nd: YAG laser-softened gutta-percha[J]. *J Healthc Eng*, 2020, 2: 8828272.
- [23] Rossini M, Valentini S, Portaccio I, et al. Localization of drilling tool position through bone tissue identification during surgical drilling[J]. *Mechatronics*, 2020, 67(5): 102342.
- [24] Augustin G, Zigman T, Davila S, et al. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis[J]. *Clin Biomech*, 2012, 27(4): 313-325.