

文章编号: 1004-7220(2023)05-0899-06

牙齿无损探伤有限元分析

张翠平, 许小婷

(河南中医药大学第二附属医院(河南省中医院)口腔科, 郑州 450001)

摘要: **目的** 采用有限元无损检测方法, 研究不同牙齿缺陷下的检出效果, 并为临床应用提供理论支撑。 **方法** 基于连续介质超声传播方法, 在 COMSOL 软件中使用 dG-FEM 模型, 模拟超声波传输和反射形态, 通过改变模型内部牙齿缺陷类型和声波检测角度, 监测声波的反射强度, 并通过检出突变声波的时间和强度研究牙齿内部缺陷的检出效果。 **结果** 使用超声无损检测方法可在 16 μs 检出牙齿内部缺陷, 对于不同牙齿内部缺陷类型, 矩形缺陷时检测效果最佳; 采用不同位置检测时, 超声声波正对缺陷检测时, 返回声波强度最大。 **结论** 对牙齿内部的缺陷, 可采用超声无损检测方法, 快速检测缺陷类型, 通过变换检测角度可增加缺陷检出效果, 并为实际应用提供理论参考。

关键词: 牙齿缺陷; 超声波; 无损探伤; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.05.008

Finite Element Analysis on Non-destructive Testing of Dental Defects

ZHANG Cuiping, XU Xiaoting

(Department of Stomatology, the Second Affiliated Hospital of Henan University of Traditional Chinese Medicine (Henan Province Hospital of Traditional Chinese Medicine), Zhengzhou 450001, China)

Abstract: **Objective** To study the detection effect of different dental defects by using the finite element non-destructive testing method, and provide some theoretical support for clinic practice. **Methods** Based on continuous medium ultrasonic propagation method, the dG-FEM model was used in COMSOL software to simulate ultrasonic transmission and reflection patterns. The ultrasonic reflection intensity was monitored by changing dental defect types and ultrasonic detection angles inside the model. The time and intensity of detecting mutated ultrasonic waves were used to study the detection effect of dental defects. **Results** Dental defects could be detected within 16 μs by ultrasonic non-destructive method. For different types of dental defects, the best detection effect could be observed in rectangle-shaped defects. For different detection positions, when the ultrasound source and the defect were aligned in the main direction, the ultrasonic reflection intensity was the highest. **Conclusions** For defects of the tooth, the ultrasonic non-destructive testing method can be used for fast detection of defect types. The effect of defect detection can be increased by changing the detection angles, which provides theoretical references for its practical application.

Key words: dental defects; ultrasonic wave; non-destructive testing; finite element analysis

收稿日期: 2023-04-06; 修回日期: 2023-05-12

基金项目: 河南省中医药科学研究专项课题(2021JDZX2057)

通信作者: 张翠平, 主治医师, E-mail: cuiping92@qq.com

由于龋齿和意外事故,牙齿会发生破损、松动和脱落等现象,亦可能出现隐裂等缺陷情况,严重影响美观,甚至影响生活。牙齿的质量将直接影响固位性能和咀嚼效果,并进一步影响舒适性能,以及患者生活质量^[1-2]。因此,牙齿的整体质量对牙齿内部缺陷的检测效果和检测质量至关重要。

现有方法以修复和种植为主,而缺陷的检查方法包括一般临床检查和特殊临床检查^[3]。其中,一般临床检查包括常规法、咬合测试法、染色剂测试、光透照法、X线和CT影像法。特殊临床检查包括冠外树脂夹板法、直接树脂夹板法、定量荧光和光学相干断层扫描法。然而上所述方法在牙齿缺陷检测时具有一定的局限性,例如常规检查和定量荧光准确性差,射线检查存在缺陷检查不便捷等特点。

因此,考虑到牙齿缺陷的测量准确性和可重复性,可将超声波无损检测方法应用到牙齿缺陷检测中。无损检测的最大特点就是在不损坏试验对象材质、结构的前提下进行缺陷检测。超声及其辅助无损检测已在核能、风电、增材应用、机器人、复合材料等国家重点领域和行业得到广泛应用。此外,将超声用于牙齿内部轮廓的理论检测亦有研究,超声也可进行牙齿结构的构建^[4-7]。然而,将超声无损检测用于牙齿内部缺陷的有限元分析还鲜有报道。

有限元方法(finite element method, FEM)是一种非常强大的数值分析技术,可以用于各种复杂的工程和科学问题的模拟和分析,通过细分模型,将大的连续体分解成更小的离散单元,从而获得更准确的结果。由于具有适用性广、精度高、灵活性高和可视化性强等诸多优点,FEM在牙齿相关建模和分析方面也有应用^[8-9]。

COMSOL软件 Multiphysics 是一款通用的工程模拟软件平台,其核心产品可单独运行,也可与任意组合的附加模组结合使用,以模拟结构力学、声学、流体、热传、化工、医药等各领域的产品设计和过程^[10]。COMSOL软件拥有友好的操作界面。在模型开发器窗口,从定义全局变量到最终生成报告结果,所有操作步都显示在模型树中,对不同物理场求解具有界面普适性和易操作性。该软件亦提供其他接口,如 AutoCAD、Excel、MATLAB 和其他求

解软件,显著增大集成性能和提高通用性能。

COMSOL 软件中进行有限元分析的主要步骤包括空间维度选取、物理界面选取、研究类型确定、前处理、求解器求解和后处理等程序。前处理主要包括选择几何模型构建、材料参数择取与输入、网格确定与划分。求解器求解部分主要包括边界条件设置、求解迭代设定、求解器择取及计算求解。有限元分析的后处理可输出目标变量的计算结果,如压力云场、速度云场等其他数值模拟解,并进行下一步计算和优化。

1 材料与方法

1.1 模型建立

当波从一种介质传播到另一种具有不同折射率的介质时,会发生折射现象,其入射角与折射角之间的关系,用斯涅耳定律(Snell's Law)来描述:

$$\frac{\sin\alpha}{c_{p1}} = \frac{\sin\beta}{c_{p2}} = \frac{\sin\gamma}{c_s}$$

式中: α 为压力声波入射角; β 为剪切声波折射角; γ 为压力声波折射角(见图1); c_p, c_s 分别为压力声波和剪切声波在均匀介质中传递速度。随着入射角 α 的不断增大,压力声波折射角 γ 最先达到 90° ,不会继续在牙齿内部继续传播。随着入射角 α 进一步增大,剪切声波折射角 β 随之达到 90° ;此时,将没有折射声波在牙齿中传播。这两次的入射角为第1临界和第2临界入射角。为便于减小压力声波反射带来的影响和提高裂纹缺陷检测效果,可将入射角范围控制在第1临界和第2临界入射角之间。

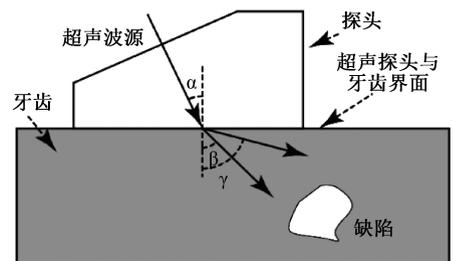


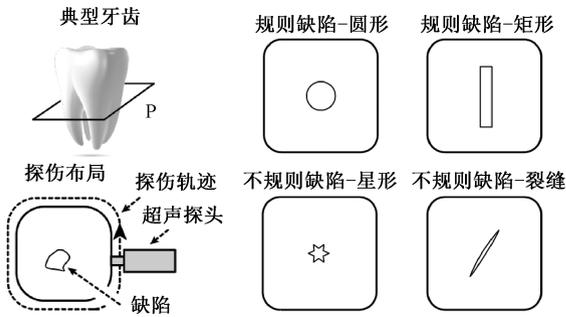
图1 牙齿缺陷超声探伤声波传递路径

Fig. 1 Propagation of ultrasonic non-destructive testing wave of dental defects

建立各向同性、均匀介质的超声波发送端子和牙齿,超声波发送端子和牙齿尺寸可按照实际尺寸

进行比例放大和缩小,牙齿的中间存在一处缺陷[见图 2(a)].将超声波发送端子贴到牙齿表面上,并向牙齿内部侧向发送超声波信号。

由于牙齿材料的各向同性和参照牙齿缺陷形状^[11],简化仿真中建立 2D 缺陷模型[见图 2(b)],裂纹尺寸为牙齿整体尺寸的 1/5~1/40,其位置在牙齿中间任意位置。为方便比较,将不同牙齿中的缺陷构建在相同位置。由于超声测量牙齿内缺陷可沿牙齿圆周方向多角度进行,故缺陷位置不影响缺陷探测结果。



(a) 缺陷牙齿与超声测头位置 (b) 不同缺陷类型

图 2 牙齿缺陷无损检测示意图

Fig. 2 Schematic for non-destructive testing of dental defects

- (a) Setup of defective tooth and ultrasound probe,
(b) Different dental defects

1.2 材料选取

钛金属及其化合物具有较优的机械性能、物化热稳定性和美观等其他特点,其常被用于口型修复和种植^[12-14]、牙齿 3D 打印^[15-16]等方面。为便于计算和模拟,本文数值计算选取钛金属为牙齿基体材料;超声波源材料选用亚克力材料,其主要物理参数如表 1 所示。

表 1 仿真参数^[17-18]

Tab. 1 Parameters of the simulation^[17-18]

参数	数值
超声源频率, f_0 /MHz	1.0
超声源周期, T_0 /μs	1.0
亚克力中剪切波速/(mm·s ⁻¹)	~1
亚克力中压力波速/(mm·s ⁻¹)	~2.08
亚克力密度/(kg·m ⁻³)	~1 200
亚克力弹性模量/GPa	~3.3
亚克力泊松比	0.35
钛密度/(kg·m ⁻³)	~6 520
钛弹性模量/GPa	~88
钛泊松比	0.35

1.3 声源设置

声波信号的理想类型可分为正弦波、三角波、矩形波等多种波型。为减小声波带来二次衍生影响,采用能量较为集中的波型干扰较低,余波能量小。本文采用高斯线声源,发送能量为沿线源平均分布,超声波源所发超声波时间分布函数为:

$$V = \exp\left(-\frac{t - 2T_0}{T_0/2}\right)^2 \cdot \sin\left(2\pi \frac{t}{T_0}\right)$$

式中: T_0 为超声波源周期。

1.4 网格划分

网格划分将直接影响计算精度和效率。为满足声波在超声波源和牙齿内部波传递计算精度要求,所划分网格尺寸与声波在介质中传递速度和声源频率有关,网格类型选择三角形类型,网格最大尺寸为:

$$S_m = \frac{C_s}{k \cdot f_0}$$

式中: S_m 为网格最大尺寸; C_s 为剪切声波在牙齿材料中传播速度; f_0 为剪切声波频率; k 为划分网格大小系数,根据缺陷形状和尺寸可取 1.5~5。构建不同缺陷模型之后进行网格划分,缺陷周围进行网格细化。

1.5 计算求解

一般来说,在有限元模型求解时,在保证求解精度的情况下,一般时间步长的计算公式为:

$$\Delta t = \frac{T_0}{20}$$

式中: T_0 为需要计算的超声波的周期。选取较大步长就无法满足精度要求,计算效果或偏离实际结果。选取较小的步长将会增大算力,降低计算效率。本文选取超声波周期的 1/20,如果超声波频率增加,则可降低计算步长,以期满足计算准确性并采用时域显性弹性波进行计算,以及采用 dG-FEM 模型求解^[19]。

根据实际牙齿尺寸,本文设定牙齿模型长 4 cm,宽 2 cm。计算时间为当声波遇到牙齿内部缺陷并达到超声波测量位置为止(见图 3)。

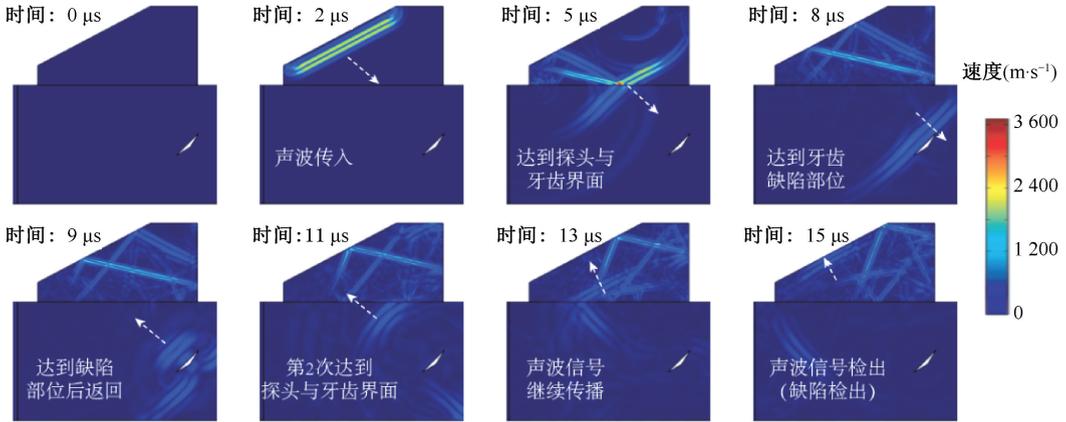


图3 牙齿缺陷检测声波传递路径

Fig. 3 Propagation of wave before and after testing dental defects

2 结果

2.1 不同缺陷对象之间的结果与对比

由超声探测矩形缺陷时波型变化曲线可见, $0 \sim 2 \mu\text{s}$ 内为高斯波源信号压力波形, $3 \sim 13 \mu\text{s}$ 内为超声波在超声探头和牙齿内部传递, 并有部分波动信号。此波动信号为超声波信号达到超声探头和牙齿界面反射信号, 信号强度较弱。 $14 \sim 16 \mu\text{s}$ 内为信号检出波型, 声

波压力较界面反射信号强度较强, 由于材料阻尼存在, 声波强度沿着传递过程减弱 [见图 4 (a)]。

为定量比较检出信号的强度大小, 将检出的信号最大压强与超声信号源最大压强比值作为参照比较。结果显示, 矩形缺陷检出信号强度为 16%, 圆形缺陷检出强度是矩形缺陷检出强度的 1/4。裂纹的检出缺陷信号最强, 为 22%, 星形缺陷的检出信号最弱 (见图 4)。

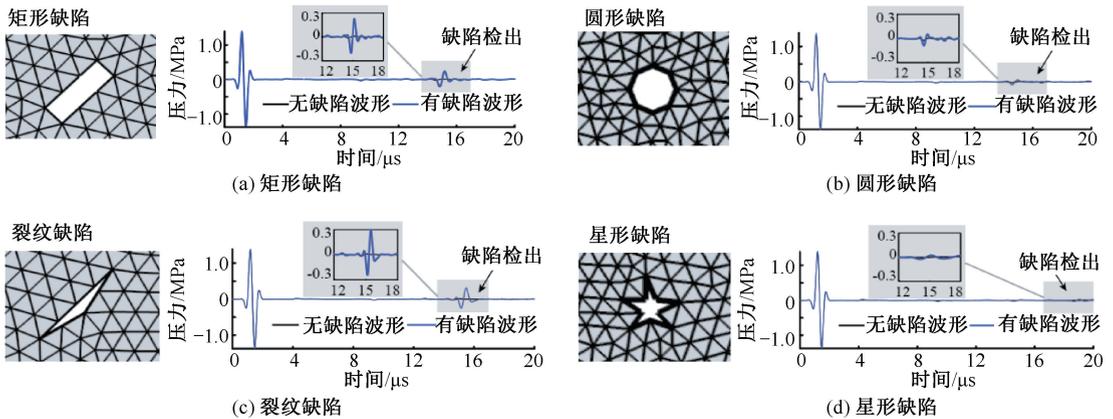


图4 不同缺陷超声检测波型

Fig. 4 Wave patterns of ultrasonic detection for different dental defects (a) Rectangular defect, (b) Circular defect, (c) Crackle defect, (d) Starlike defect

2.2 不同测量角度之间的结果与对比

为验证不同缺陷的检出方向和检出信号之间的关系, 或验证不同检出角度与检出信号的关系, 可设置矩形缺陷的不同位置 (检验角度)。结果表明, 当矩形缺陷的最大方向与超声源信号垂直时,

检出信号强度最高。当矩形缺陷的短边方向与超声源信号方向垂直时, 即检测角度为 0° 时, 检测信号次之, 为 3.3%。当矩形缺陷短边和长边均不与超声源信号垂直时, 检出信号强度最弱, 仅为 2% ~ 3% (见图 5)。

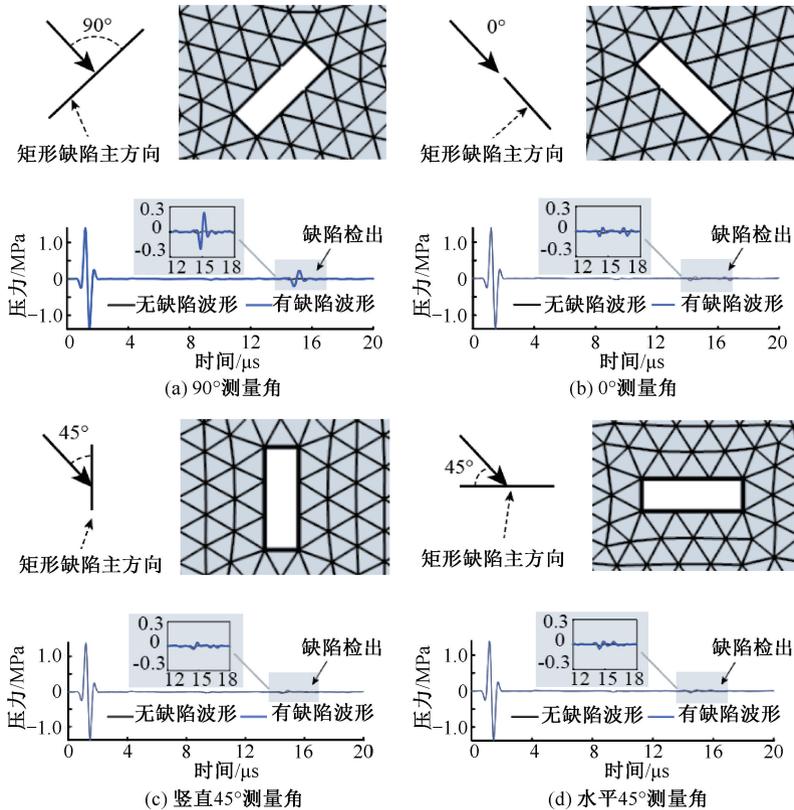


图5 不同超声波测量角度下矩形缺陷检出波形

Fig. 5 Wave pattern of ultrasonic detection for rectangular dental defect at different angles (a) Angle of 90°, (b) Angle of 0°, (c) Vertical angle of 45°, (d) Horizontal angle of 45°

3 讨论

对牙齿内部不同类型缺陷进行的无损检测结果分析表明, 检出信号的强度受诸多因素的影响, 包括缺陷的整体类型、裂纹边数、尺寸, 以及缺陷的取向。当缺陷呈现多裂纹、小尺寸、多边数、发散状态且与发射信号方向平行时, 检测出的信号最弱。相反, 当缺陷呈现少裂纹、大尺寸、少边数、且与发射信号方向相对时, 检测出的信号较强。

首先, 当超声源信号发射位置相同时, 检出信号的强度与缺陷类型相关。矩形缺陷的检测信号相对于圆形缺陷更强, 但相对于裂纹缺陷则较弱。造成这一差异的原因是在相同尺寸缺陷下且最大尺寸所在方向和超声源信号方向相对, 裂纹缺陷较弱。矩形缺陷具有较大的正对长度, 从而产生了更多的返回信号, 进而增强了检出信号强度。因此, 其检出效果也最优。其次, 检测信号较强的是矩形和圆形缺陷, 而星形缺陷的检出信号最弱。并且, 本文发现, 所

有牙齿内部缺陷的检测信号均可在 16 μs 内检测完成, 这极大提高了牙齿内部缺陷的检测效率。

此外, 在相同超声源信号强度下, 检出信号的强度与缺陷方向相关。当缺陷方向与超声源信号方向垂直时, 检出信号最强。当缺陷方向发生改变或偏转超声源信号位置时, 由于缺陷的最大尺寸在超声源信号垂直方向上的投影长度渐次变短, 检出信号强度因此随之减弱。当超声源信号发射方向与缺陷的最大尺寸所在方向平行时, 检出信号强度达到最弱状态。因为缺陷所在位置未发生移动, 与不同类型的缺陷检出效率相似, 不同角度下的缺陷检测亦均可在 16 μs 内完成。通过调整超声源检测角度和根据返回信号的强度变化, 可以确定牙齿内部缺陷的主要方向和其取向程度。进一步地, 通过结合患者的咀嚼习惯和牙齿相对位置等辅助信息, 并对比不同时期的相同位置的检出信号强度变化, 可以判断裂纹是否继续扩展、扩展速率和扩展的方向, 为后续的牙齿处理提供理论支持。

因此,超声无损检测方法可用于判断牙齿内部是否存在缺陷,以及缺陷类型、尺寸和位置。由于采用超声信号作为发射源,使用超声无损检测方法可在毫秒级别内快速检出缺陷信号。通过结合临床对病患的持续观测,超声无损检测方法可用于评估缺陷的扩展状况。同时,在临床观测中,需要根据不同类型缺陷的特点选择合适的超声源信号强度,并调整检测角度辅助观察,以期提高牙齿内部缺陷的检测效率和准确程度。

4 结论

本文针对牙齿缺陷不同特征类型,以 COMSOL 软件为仿真工具,采用 dG-FEM 本构模型,通过分析缺陷检出波型和强度,可得出结论如下:

(1) 在 COMSOL 软件建立超声无损检测模型中,采用时域显性弹性波检测牙齿缺陷可提高瞬态波传递在线弹性介质中的准确性;

(2) 牙齿中缺陷形状对超声波检测缺陷结果影响显著,其中正向矩形或裂纹缺陷检测效果较优、背向矩形次之、圆形和星形结果最不明显;

(3) 采用多位置超声检测牙齿缺陷的方法可提高缺陷检测准确性,沿牙齿周向检测信号呈周期变化,且存在全域缺陷检测信号最大值和最小值。

综上所述,基于 COMSOL 软件的牙齿无损探伤具有无痛、高精度、经济高效且安全性较高等特点,无损探伤能够在不破坏牙齿结构的情况下,准确地检测出牙齿中的病变、裂纹或其他异常情况。相对于传统的诊断技术,无损探伤技术通常更经济实惠,免除冗余的材料需求。同时,超声无损检测可减少诊断中使用的射线剂量,从而减少患者的辐射暴露,进而提高病患牙齿诊疗效率和服务质量,也为后续牙齿缺陷超声无损检测的临床应用提供理论支撑。

参考文献:

[1] 邢福文,陈龙,贺小宁,等. 牙齿外伤后种植牙修复时机对患者修复效果、疼痛度及牙周指标影响[J]. 临床和实验医学杂志, 2021, 20(24): 2671-2674.

[2] 黄文博,杜申钊,曾静,等. 四种口腔修复材料在锥形束 CT 与螺旋 CT 口腔全冠图像中的伪影对比研究[J]. 口腔医学研究, 2021, 37(12): 1094-1098.

[3] 董翔,徐欣. 牙隐裂临床研究进展[J]. 国际口腔医学杂志, 2021, 48(6): 668-674.

[4] 徐海云,梅松,袁玲,等. 激光超声纵波用于磨牙内部轮廓无损检测的理论研究[J]. 南京大学学报(自然科学), 2017, 53(1): 92-100.

[5] 杜娟. 基于高频超声的人牙釉质三维重建[D]. 广州: 华南理工大学, 2016.

[6] TODA S, FUJITA T, ARAKAWA H, *et al.* An ultrasonic nondestructive technique for evaluating layer thickness in human teeth [J]. *Sens Actuators A Phys*, 2005, 125(1): 1-9.

[7] QI J, LI Z. Non-destructive testing of human teeth using microwaves: A state-of-the-art review [J]. *J Electr Eng*, 2023, 74(1): 40-47.

[8] 李文龙,毕绍洋,郭子源,等. 附件磨损对牙齿移动影响的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2022, 37(2): 274-279.

LI WL, BI SY, GUO ZY, *et al.* Effects of attachment wear on tooth movement: A finite element analysis [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(2): 274-279.

[9] 吴晓雪,刘海波,罗晨,等. 下牙列整体远移时不同牵引钩对牙齿移动影响的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2022, 37(4): 663-668.

WU XX, LIU HB, LUO C, *et al.* The influence of different traction hooks on tooth movement during distalization of the lower dentition: A finite element analysis [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(4): 663-668.

[10] 周海宇,李元超,王成焘. 关节软骨胶原纤维增强特性[J]. 医用生物力学, 2013, 28(4): 460-465.

ZHOU HY, LI YC, WANG CT. Reinforcement property of collagen fibril in articular cartilage [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(4): 460-465.

[11] 林冰,邵翌鑫,王博,等. 牙科氧化锆材料半透明性对比研究[J]. 口腔颌面修复学杂志, 2021, 22(3): 206-211.

[12] 洪琴,白培康,王建宏,等. 加入氧化铝、氧化锆对齿科用钴铬合金耐腐蚀性能的影响[J]. 热加工工艺, 2022, 51(6): 36-38.

[13] 贺勇,余琼. 氧化锆陶瓷用作齿科修复材料的现状及发展趋势[J]. 兵器材料科学与工程, 2022, 45(4): 183-188.

[14] 张娟,李东健. 3D 打印技术对牙齿缺失修复患者牙齿咀嚼功能、美观度及牙周健康状况的影响[J]. 医学信息, 2022, 35(5): 74-79.

[15] 刘学军,杨大为,樊肇,等. 3D 打印技术对口腔种植牙精度及患者满意度影响的研究[J]. 临床口腔医学杂志, 2021, 37(10): 622-625.

[16] LIDE DR. *CRC Handbook of chemistry and physics* [M]. USA: Taylor & Francis, 2007.

[17] SAMSONOV GV. *Handbook of the Physicochemical properties of the elements* [M]. USA: Springer, 2012.

[18] SCHUURMANS TJ, NIXDORF DR, IDIYATULLIN DS, *et al.* Accuracy and reliability of root crack and fracture detection in teeth using magnetic resonance imaging [J]. *J Endod*, 2019, 45(6): 750-755. e2.

[19] GROTE MJ, SCHNEEBELI A, SCHÖTZAU D. Discontinuous galerkin finite element method for the wave equation [J]. *SIAM J Numer Anal*, 2006, 44(6): 2408-2431.