

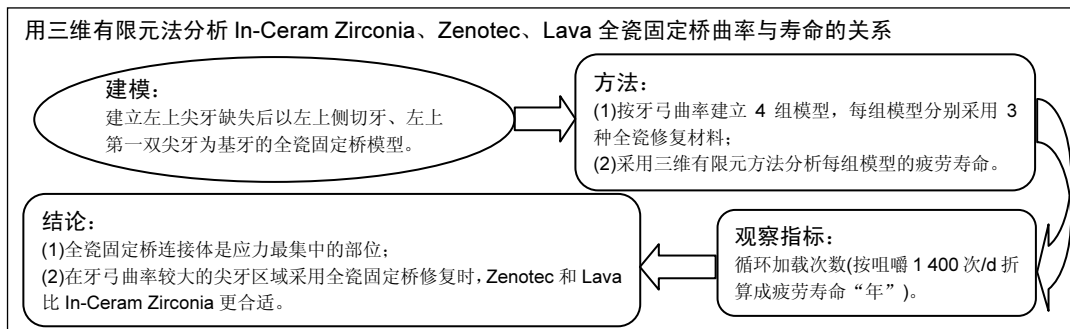
全瓷材料及牙弓曲率对固定桥疲劳寿命影响的有限元分析

陆晓丰¹, 凌 厉¹, 董 宁² (¹南京医科大学附属无锡市精神卫生中心口腔科, 江苏省无锡市 214000; ²无锡瑟维思通自动化设备有限公司, 江苏省无锡市 214000)

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.0778

ORCID: 0000-0002-0837-9006(陆晓丰)

文章快速阅读:



陆晓丰, 男, 1979 年生, 江苏省无锡市人, 汉族, 2011 年南京医科大学毕业, 硕士, 副主任医师, 主要从事口腔医学修复方向的研究。

通讯作者: 陆晓丰, 南京医科大学附属无锡市精神卫生中心口腔科, 江苏省无锡市 214000

中图分类号:R318

文献标识码:A

稿件接受: 2018-01-13



文题释义:

固定桥应力应变影响因素: 固定桥应力应变受多种因素的影响, 既受基牙情况(包括固定形式及基牙支持力等)的影响, 也受载荷条件(包括载荷大小、角度、位置等)的影响, 还受固定桥本身(包括固定桥类型、桥体的长宽高、连接体的形式、材料的力学性能、牙弓曲率等)的影响。

全瓷材料疲劳失效: 全瓷固定桥修复体在口腔行使咀嚼功能时, 其构件在远低于材料屈服极限强度的交变应力反复作用下, 经过一定的循环次数后, 全瓷材料的许用应力随时间而下降, 在应力集中部位裂纹萌生、扩展, 并最终导致修复体断裂。实验中氧化锆材料 Zenotec 和 Lava 表现出良好的生物力学性能, 取得了符合临床要求的疲劳寿命预期。

摘要

背景: 采用循环疲劳有限元方法研究修复体的疲劳寿命更符合口腔实际情况。

目的: 研究不同牙弓曲率下不同全瓷材料固定桥的疲劳寿命。

方法: 将全瓷固定桥数字模型按照牙弓曲率建立 4 组模型(0°设为 I 组, 30°设为 II 组, 60°设为 III 组, 90°设为 IV 组), 每组模型分别采用 In-Ceram Zirconia、Zenotec、Lava 全瓷材料进行固定桥疲劳寿命分析。

结果与结论: 全瓷固定桥连接体是应力最集中的部位, 也是应力极值部位、疲劳寿命最短的部位及最容易发生材料破损的部位。随着牙弓曲率的增加, In-Ceram Zirconia 全瓷材料组疲劳寿命从 4.6 年下降到 1.7 年, Zenotec、Lava 全瓷材料组均能保持 19.6 年的疲劳寿命; 固定桥连接体是疲劳寿命最短的部位。结果表明, 尖牙前后区域采用 In-Ceram Zirconia 全瓷固定桥修复体的预期疲劳寿命较短, 可能不是合适的修复材料; Zenotec 和 Lava 全瓷材料在不同曲率下都能满足临床使用的预期寿命。

关键词:

全瓷材料; 牙弓曲率; 疲劳寿命; 生物材料; 口腔材料; S-N 曲线; 有限元

主题词:

牙弓; 牙瓷料; 疲劳; 有限元分析; 组织工程

基金资助:

无锡市医院管理中心面上项目(YGZXM1552)

Influence of arch curvature and all-ceramic materials on fatigue life of fixed bridges: a finite element analysis

Lu Xiao-feng¹, Ling Li¹, Dong Ning² (¹Department of Stomatology, Wuxi Mental Health Center affiliated to Nanjing Medical University, Wuxi 214000, Jiangsu Province, China; ²Wuxi Automation Equipment Services Co., Ltd., Wuxi 214000, Jiangsu Province, China)

Abstract

BACKGROUND: The cyclic fatigue finite element method is more useful to study the fatigue life of the prosthesis in accordance with the actual situation of the oral cavity.

OBJECTIVE: To study the all-ceramic fixed bridge fatigue life with different arch curvatures and materials.

METHODS: According to the arch curvature, four sets of models (group I, 0°; group II, 30°; group III, 60°; group IV, 90°) were set up on the basis of a digital model of all-ceramic fixed bridge. Fatigue life of each model was analyzed with different materials (In-Ceram Zirconia, Zenotec, LAVA).

RESULTS AND CONCLUSION: The stress was mostly concentrated at the join of the all-ceramic fixed bridge. It

Lu Xiao-feng, Master, Associate chief physician, Department of Stomatology, Wuxi Mental Health Center affiliated to Nanjing Medical University, Wuxi 214000, Jiangsu Province, China

Corresponding author:

Lu Xiao-feng, Department of Stomatology, Wuxi Mental Health Center affiliated to Nanjing Medical University, Wuxi 214000, Jiangsu Province, China

was also the most part of the stress extremum, the shortest part of fatigue life and the most easily damaged part of the material. With the increase of arch curvature, the fatigue life of Group In-Ceram Zirconia dropped from 4.6 to 1.7 years, while both Group Zenotec and Group LAVA had the fatigue life of 19.6 years. The part of minimum life was the join of the fixed bridge. These findings indicate that the expected fatigue life of In-Ceram Zirconia all-ceramic fixed bridge restoration is relatively short, which may be an inappropriate repair material in anterior and posterior positions of canine teeth. All-ceramic materials, Zenotec and Lava, can meet the clinical life expectancy under different curvatures.

Subject headings: Dental Arch; Dental Porcelain; Fatigue; Finite Element Analysis; Tissue Engineering

Funding: the General Project of Wuxi Hospital Management Center, No. YGZX1552

0 引言 Introduction

全瓷固定桥由于良好的生物相容性、优异的美学特性等优点易为医患双方接受,已被广泛应用于口腔修复领域。全瓷材料作为一种脆性材料在口腔内行使咀嚼功能,不仅要求有良好的抗弯曲强度,也要具备优异的抗疲劳属性。三维有限元法作为研究复杂构造内部材料应力及应变情况的力学方法,用来研究口腔领域生物力学的技术是成熟且可靠的。实验旨在通过三维有限元法探讨牙弓曲率对全瓷材料对全瓷固定桥疲劳寿命的影响,为口腔临床全瓷固定桥材料的选择及其优化设计提供生物力学方面的理论依据。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 三维有限元分析实验。

1.2 时间及地点 实验于2016年7月至2017年6月在南京医科大学附属无锡市精神卫生中心口腔科完成。

1.3 材料

数字模型: 实验采用的模型为课题实验研究中建立的数字模型优化所得,该模型是以左上尖牙缺失后左上侧切牙、左上第一双尖牙为基牙的单层全瓷固定桥模型。

实验软硬件: 台式电脑(CPU: Core i5-7500; 内存: DDR4 2400 MHz, 8 G; 显卡: Nvidia GeForce GTX 1050); SolidWorks2014软件(DassaultSystemes公司, 法国)。

1.4 方法

1.4.1 数字研究模型的建立 实验的数字模型是通过使用Micro-CT对离体牙进行断层扫描后经逆向工程软件重建的、以左上侧切牙及左上第一双尖牙为基牙的单层全瓷固定桥数字模型,模型包括了全瓷桥、牙釉质、牙本质、牙髓、牙周膜、牙槽骨等部件。全瓷桥参数如下:固位体边缘线为基牙牙釉质颈缘边线、颈部90°肩台厚度1 mm、轴面厚度1.5 mm、咬殆面厚度2 mm的全瓷冠^[1];桥体为尖牙牙颈部弧形切断后形成的单结构全瓷桥体;连接体截面大小为3 mm×2 mm^[2]。牙槽骨实体是由下底为12 mm、上底为17 mm、高为15 mm的等边梯形的截面在釉牙骨质界根方2 mm处沿着固定桥近远中辅助轴线的连线为线条曲线扫描而来,其长度为30 mm;牙周膜实体是在基牙牙根根面偏移0.25 mm形成的,高度同牙槽骨下底平面。

固定桥材料分别采用In-Ceram Zirconia(VITA, 简称ICZ)、Zenotec(WIELAND, 简称ZN)、Lava(3M, 简称LV)3种全瓷材料进行研究。由于牙弓曲率大小不一,实验以侧

切牙及第一双尖牙近远中向辅助线的交角(图1, 如图所示为30°交角)为变量设计4大组实验模型,分别为0°(I组, 直线型)、30°(II组)、60°(III组)、90°(IV组、垂直型)。固定桥内3个单元建立各自的辅助坐标系,确保在牙弓曲率不同的情况下都能按照牙齿三维空间参数排列^[3]。

实验精简了牙龈组织^[3]、黏结剂层^[4]。

1.4.2 疲劳寿命分析 模型各部件材料均假设为连续、均质、各向同性的线弹性材料;各部件为固定接触,周围牙槽骨为刚性边界;侧切牙、尖牙受力方向为与牙齿长轴成45°角,受力位置为牙体舌侧切1/3与中1/3交界处宽度为1 mm、至边缘嵴的狭长区域,面加载100, 175 N^[1];第一双尖牙受力方向为与牙齿长轴平行、垂直于殆面,位置为中央窝直径4 mm的圆形区域,面加载200 N^[1]。

采用SolidWorks软件的Simulation模块计算不同牙弓曲率下各全瓷材料的疲劳寿命,3种全瓷材料的应力-寿命曲线(S-N曲线)详见参考文献^[5-6]。研究条件设置如下:恒定振幅事件交互作用为随意交互作用;计算交替应力手段为对应应力(Von Mises);平均应力纠正为Goodman。各固定桥的破损百分比事件是在给定的5 110 000次循环加载(10年疲劳寿命。下文按咀嚼次数1 400次/d折算成疲劳寿命“年”^[6])的条件下所得出的结果。

模型各材料具体力学参数见表1^[7-9]。

1.5 主要观察指标 各组全瓷固定桥数字模型的疲劳寿命分析。

2 结果 Results

固定桥连接体是应力最集中的部位也是应力极值部位(图2A),是疲劳寿命最短的部位(图2B),是最容易发生材料破损的部位(图2C)。随着固定桥牙弓曲率的增加,In-Ceram Zirconia全瓷材料组固定桥疲劳寿命从4.6年下降到1.7年;而Zenotec全瓷材料、Lava全瓷材料组固定桥则始终都能都能保持19.6年的疲劳寿命(图3, 4)。各类别组具体情况见表2, 3。

3 讨论 Discussion

研究结构疲劳寿命的方法主要有实验法和科学疲劳寿命分析法^[10]。实验法作为最传统的方法,在构件复杂、材料昂贵、类别繁多的情况下所需的时间、人力、物力是巨大的,由于构件的不一致性、载荷的复杂性使得实验结果不具有通用性,目前主要应用在研究标准件材料的疲劳性

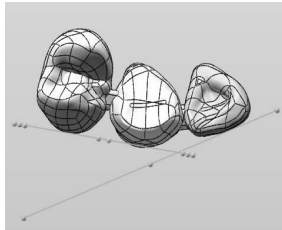


图1 侧切牙及第一双尖牙的近远中向辅助线交角
Figure 1 The lateral incisor and first premolar mesiodistal auxiliary line angle

表2 各组全瓷固定桥数字模型生命周期 (次)
Table 2 The life cycle in groups

| 材料 | I组 | II组 | III组 | IV组 |
|------------------------|------------|------------|------------|------------|
| In-Ceram Zirconia 全瓷材料 | 2 358 000 | 1 608 000 | 1 334 000 | 882 600 |
| Zenotec 全瓷材料 | 10 010 000 | 10 010 000 | 10 010 000 | 10 010 000 |
| Lava 全瓷材料 | 10 010 000 | 10 010 000 | 10 010 000 | 10 010 000 |

表注: 按牙弓曲率分组, I, II, III, IV组: 侧切牙及第一双尖牙近远中向辅助线的交角分别为 0°, 30°, 60°, 90°。

表1 模型材料的力学参数

Table 1 The mechanical parameters of model materials

| 材料 | 弹性模量(MPa) | 泊松比 |
|-----------------------------|-----------|------|
| In-Ceram Zirconia(VITA)全瓷材料 | 242 000 | 0.26 |
| Zenotec(WIELAND)全瓷材料 | 210 000 | 0.34 |
| Lava(3M)全瓷材料 | 196 000 | 0.34 |
| 牙釉质 | 84 100 | 0.33 |
| 牙本质 | 18 600 | 0.31 |
| 牙髓 | 2 | 0.45 |
| 牙周膜 | 69 | 0.45 |
| 牙槽骨 | 13 700 | 0.30 |

表3 各组全瓷固定桥数字模型损坏百分比 (%)
Table 3 The percentage of damages in groups

| 材料 | I组 | II组 | III组 | IV组 |
|------------------------|--------|--------|--------|--------|
| In-Ceram Zirconia 全瓷材料 | 216.70 | 317.70 | 383.00 | 579.00 |
| Zenotec 全瓷材料 | 51.15 | 51.15 | 51.15 | 51.15 |
| Lava 全瓷材料 | 51.15 | 51.15 | 51.15 | 51.15 |

表注: 按牙弓曲率分组, I, II, III, IV组, 侧切牙及第一双尖牙近远中向辅助线的交角分别为 0°, 30°, 60°, 90°。

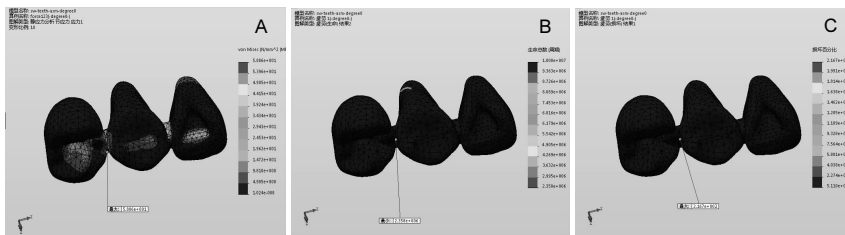


图2 In-Ceram Zirconia 全瓷固定桥数字模型的等效应力、生命周期与破损百分比

Figure 2 Equivalent stress, life cycle and damage percentage of the digital model of all-ceramic fixed bridge with In-Ceram Zirconia

图注: 侧切牙及第一双尖牙近远中向辅助线的交角为 0°。图中 A-C 分别为等效应力、生命周期与破损百分比; 由图可见, 固定桥连接体是应力最集中的部位也是应力极值部位, 是疲劳寿命最短的部位, 是最容易发生材料破损的部位。

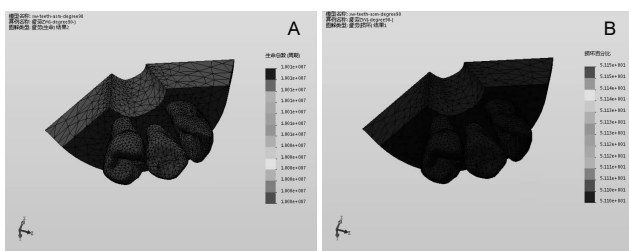


图3 Zenotec 全瓷材料固定桥数字模型的生命周期与破损百分比

Figure 3 Life cycle and damage percentage of the digital model of all-ceramic fixed bridge with Zenotec

图注: 牙弓曲率, 侧切牙及第一双尖牙近远中向辅助线的交角为 90°。图中 A 为生命周期, B 为破损百分比。

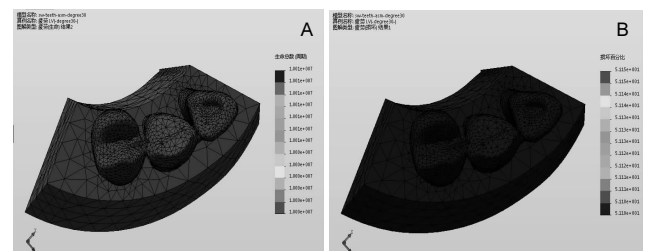


图4 Lava 全瓷材料固定桥数字模型的生命周期与破损百分比

Figure 4 Life cycle and damage percentage of the digital model of all-ceramic fixed bridge with LAVA

图注: 牙弓曲率, 侧切牙及第一双尖牙近远中向辅助线的交角为 30°。图中 A 为生命周期, B 为破损百分比。

能及曲线上^[11-12]。而随着计算机技术及有限元分析的发展, 科学疲劳寿命分析法得到了广泛应用, 给复杂工程分析尤其是生物力学计算问题提供了有效的解决途径^[13-14]。目前研究口腔修复体疲劳失效问题的有限元方法主要有静态疲劳、动态疲劳、循环疲劳等方法^[15]。口腔行使咀嚼功能时, 对修复体施加大小和方向随时间作周期性变化的载荷, 故采用循环疲劳的有限元方法研究修复体的疲劳寿命更符合口腔实际情况^[16]。口腔修复体在整个使用期限之内要承受 10^6 - 10^7 次咀嚼力, 其疲劳寿命研究属高周疲劳问题^[17]。

作为一种脆性材料, 陶瓷材料使用时的实际强度远低于其理论强度, 在承受远低于其挠曲强度情况下, 随着循环疲劳的次数增加, 其许用强度也明显下降, 主要原因是存在循环疲劳失效情况^[18]。循环疲劳失效是指疲劳损伤发生在受交变应力作用的构件时, 构件在远低于材料屈服极限交变应力的反复作用下, 经过一定的循环次数以后, 材料在循环交变应力作用下其许用应力随时间而下降, 在应力集中部位萌生裂纹, 裂纹在一定条件下扩展, 最终突然断裂, 这一失效过程称为疲劳破坏^[18]。在进行材料结构疲

劳分析的时候，S-N曲线是必须要用到的重要参数。S-N曲线是以材料标准试件疲劳强度为纵坐标，以疲劳寿命的对数值lg N为横坐标，表示一定循环特征下标准试件的疲劳强度与疲劳寿命之间关系的曲线，也称应力-寿命曲线，该曲线是通过三点或四点弯曲实验及循环疲劳实验获得样本的弯曲强度并采用最小二乘法线性回归拟合来的^[5-6]。

口腔牙弓形态主要有方圆形、卵圆形和尖圆形3种基本形态，曲率变化集中在尖牙区域^[19]，考虑到个体差异性 & 错颌畸形带来的特殊情况^[20]，此次实验中包括了I组(直线型)和IV组(垂直型)2种极限特殊牙弓情况作为研究的边界条件。In-Ceram Zirconia、Zenotec、Lava这3种材料作为临床上常见的修复后牙冠桥的全瓷材料，其可靠性能在临床使用中已得到了证实^[21-23]。但有别于后牙平直的牙弓形态和相对一致的受力形式，尖牙前后区域牙弓存在的较大曲率及受力形式的差异性，是否会影响这3种全瓷材料的力学表现及疲劳寿命是此次实验的研究重点。

此次实验结果显示，在牙弓曲率变化较为明显的尖牙前后区域采用In-Ceram Zirconia全瓷固定桥修复体其预期的疲劳寿命较短，可能不是合适的修复材料；而Zenotec和Lava全瓷材料在不同曲率情况下都能满足临床使用的预期寿命，这对于临床修复材料选择具有实际的指导意义。牙科陶瓷材料性能老化问题是多因素协同作用的结果^[24]，这也是口腔材料学研究的热点问题。疲劳损伤积累理论认为：当零件所受应力高于疲劳极限时，每一次载荷循环都对零件造成一定量的损伤，并且这种损伤是可以积累的；当损伤积累到临界值时，零件将发生疲劳破坏。实验中，In-Ceram Zirconia全瓷材料组虽然有高达620 MPa的挠曲强度^[8]，但在接受了50万次(约1年生存时间)循环载荷后其最大许用应力迅速下降至50 MPa左右^[5]。此次实验结果显示随着牙弓曲率的增加，In-Ceram Zirconia全瓷材料组固定桥桥体内位于连接体处的最大等效应力也逐渐增加，I至IV组的等效应力极值分别为58.86，71.89，79.88，87.69 MPa，且4个不同曲率组的等效应力极值都高于材料疲劳强度；而随着等效应力极值的增加，其固定桥疲劳寿命从4.6年下降到1.7年，导致该材料疲劳寿命不尽理想。Zenotec全瓷材料、Lava全瓷材料组在不同牙弓曲率情况下都能保持19.6年的疲劳寿命，两组全瓷固定桥等效应力极值虽然随着牙弓曲率增加而增加，但从其S-N曲线可以看出10年循环载荷后最大许用应力分别高达500，800 MPa^[6]，远高于固定桥的等效应力极值，从力学性能角度预测的疲劳寿命完全能满足临床使用要求。有学者研究3单位氧化锆桥使用5年后的临床成功率高达100%^[25]，另有学者在长达9年的回顾性研究中指出氧化锆修复体支架的断裂率只有2.7%^[26]，这都提示了氧化锆全瓷材料作为多单位固定修复材料的可靠性，也与此次实验结果相佐证。此次实验结果提示，如果全瓷材料的疲劳强度远高于其等效应力极值，理论上修复体可取得长期寿命；如果疲劳强

度接近或低于等效应力极值，随着牙弓曲率的增加，全瓷固定桥的最大等效应力增加，材料疲劳寿命下降。应力变化范围是影响全瓷材料疲劳寿命的主要因素，循环应力越高，全瓷材料疲劳寿命越短；反之则反。

In-Ceram Zirconia含有31%ZrO₂和69%AL₂O₃的渗透陶瓷，是Vita公司In-ceram系列中挠曲强度最大的全瓷材料。有学者研究了该材料制做的后牙三单位全瓷固定桥的临床效果，2年后修复体支架的断裂率为7%^[27]，10年后修复体总的成功率超过90%^[8]，这表明该材料在选择合适适应证的情况下运用于后牙固定桥是可靠的。然而该材料在此次实验中疲劳寿命表现不尽人意，此结果可能是横跨前后牙区的曲率全瓷固定桥与单纯前牙或后牙固定桥模型相比存在受力角度的差异性导致的。后牙固定桥承受垂直载荷时，载荷实质表现为压力而不是拉力，垂直向压力由于基牙的存在容易传导至牙槽骨，双侧固位体受力方向一致性 & 桥梁式结构的对称性，使得后牙固定桥表现出均衡的受力状态及较低的应力水平^[28]。此次实验的固定桥模型中，尖牙(桥体)和侧切牙受力时，斜向载荷在殆平面上的分力相对于第一双尖牙近远中方向上更多表现为一种拉力，牙弓曲率越大，这种相对拉力越大，具体体现在固定桥内部应力的极值也明显增加^[29-30]，高于材料的许用应力，故显示较低的疲劳寿命预期。此外，从全瓷固定桥生命周期云图可以看出，最早失效的部位位于桥体连接体，与此处应力相对集中有关。陶瓷材料断裂概率以最薄弱环节理论为基础，等效应力极值处的单元体就是破损百分比最大值处的单元体，此处最早发生疲劳破坏，导致预测的In-Ceram Zirconia全瓷材料组疲劳寿命不能满足临床需求。有学者研究表明，不同材料的固定桥桥体连接处是应力集中区域，最容易发生支架断裂现象^[31-32]，对此有不同的学者就固定桥连接体的设计进行了优化，有研究显示，连接体不同的横截面积、不同的形状设计都能影响连接体应力情况^[33]；也有学者认为增加连接体的龈外展隙曲率半径能增强连接体强度^[34]，设计具有圆弧过度面的连接体能降低局部应力^[35]。此次实验中，桥体连接体是由3 mm×2 mm的截面在邻面接触区直接投影至双侧牙面形成的，并未考虑上述优化设计，这可能是造成局部应力过大导致材料疲劳寿命过低的原因，如能优化连接体设计，降低局部应力，应可提高修复体整体的疲劳寿命预期。此外，实验中是模拟固定桥3单位同时受力的极限情况下分析其疲劳寿命，而在日常咀嚼中使用最大殆力同时行使切割、撕裂、研磨食物的可能性极低，怎样更加贴合实际情况进行理论研究也是值得大家商榷和思考的。

除了材料本身的力学属性和修复体构建的设计外，全瓷修复体预期寿命影响因素众多。实验所采用的S-N曲线是由标准件实验所得，然而不同的修复体由于形状不同、加工精度和工艺不尽相同，其S-N曲线也自然不同，与实际临床情况可能存在一定的偏差。此外，牙合力的大小、

咀嚼不同食物时接触面积大小变化、口腔温度变化也可能影响修复体的性能。只有多维度的考虑这些因素,才能让修复体的疲劳寿命更接近临床实际使用寿命,这也有待以后进一步的深化研究。

作者贡献: 陆晓丰、凌厉负责实验设计,陆晓丰、董宁负责实验实施,凌厉负责实验评估,陆晓丰负责资料收集,陆晓丰负责成文,凌厉负责审核。

经费支持: 该文章接受了“无锡市医院管理中心面上项目(YGZXM1552)”基金资助。所有作者声明,经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

利益冲突: 所有作者共同认可文章无相关利益冲突。

伦理问题: 牙齿供者对实验知情同意。

文章查重: 文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审: 文章经国内小同行外审专家双盲外审,符合本刊发稿宗旨。

作者声明: 第一作者对研究和撰写的论文中出现的不端行为承担责任。论文中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁,可接受核查。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章,根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享3.0”条款,在合理引用的情况下,允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展,同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献,并为之建立索引,用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

- [1] 赵敏民.口腔修复学[M].6版.人民卫生出版社, 2007:87-89,159-164.
- [2] Larsson C,Holm L,Lövgren N,et al.Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study.J Oral Rehabil. 2007;34(9):702-709.
- [3] 皮昕.口腔解剖生理学[M].6版.人民卫生出版社, 2007:66-68,292-294.
- [4] Lin CL,Chang YH,Liu PR.Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration:A finite element study.J Dent. 2008; 36(3):194-203.
- [5] Studart AR,Filser F,Kocher P,et al. Cyclic fatigue in water of veneer framework composites for all-ceramic dental bridges.Dent Mater.2007;23(2):177-185.
- [6] Studart AR,Filser F,Kocher P,et al. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges.Dent Mater.2007;23(1):106-114.
- [7] Benazzi S,Nguyen HN,Kullmer O,et al.Exploring the biomechanics of taurodontism.J Anat.2015;226(2):180-188.
- [8] Guazzato M,Albakry M,Swain MV,et al.Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia.Int J Prosthodont. 2002; 15(4):339-346.
- [9] Dehoff PH,Anusavice KJ,Götzen N.Viscoelastic finite element analysis of an all-ceramic fixed partial denture.J Biomech. 2006; 39(1):40-48.
- [10] 王勤琴,赵克,张新平.全瓷冠桥修复体应力分布和疲劳及断裂失效分析的有限元方法[J].国际口腔医学杂志, 2008,35(3):341-343.
- [11] 吴玮琦,程锦婷,张骏,等.牙科陶瓷的动疲劳性能研究及循环疲劳寿命数值计算[J].中华口腔医学研究杂志:电子版, 2011,5(1):22-25.
- [12] 赵海丹,胡宇平,张春宝,等.牙科氧化锆陶瓷材料循环疲劳性能的实验研究[J].牙体牙髓牙周病学杂志,2013,23(5):344-348.
- [13] Phanphet S, Dechjarern S, Jomjanyong S. Above-knee prosthesis design based on fatigue life using finite element method and design of experiment. Med Eng Phys.2017;43:86-91.
- [14] 张艺浩,李红霞,高月华,等.血流作用下冠脉支架的疲劳寿命优化[J].医用生物力学,2012,27(5):521-526.
- [15] 黄觉辉,赵克,张新平.全瓷冠桥疲劳行为的有限元分析研究进展[J].国际口腔医学杂志,2008, 36(3):347-350.
- [16] 辛海涛,郭伟国,李玉龙,等.前牙全瓷冠的循环疲劳特性及寿命分析[J].中华口腔医学杂志,2009, 44(2):101-104.
- [17] Stona D,Jr BL,Mota E G,et al.Fracture resistance of computer-aided design and computer-aided manufacturing ceramic crowns cemented on solid abutments. Am Dent Assoc. 2015;146(7):501-507.
- [18] 高建明.材料力学性能[M].武汉:武汉理工大学出版社, 2004:46-48,106-121.
- [19] Braun S,Hnat WP,Fender DE,et al.The form of the human dental arch. Angle Orthod.1998;68(1):29-36.
- [20] 马淑芳,曹军.成人下前牙拥挤病人牙弓形态特征研究[J].牙体牙髓牙周病学杂志,2010,20(1):27-31.
- [21] Chaar MS,Passia N,Kern M.Ten-year clinical outcome of three-unit posterior FDPs made from a glass-infiltrated zirconia reinforced alumina ceramic (In-Ceram Zirconia).J Dent.2015;43(5):512-517.
- [22] Wang YG,Xing YX,Sun YC,et al.Preliminary evaluation of clinical effect of computer aided design and computer aided manufacture zirconia crown.Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.2013;48(6):355-358.
- [23] Burke FJT,Crisp RJ,Cowan AJ,et al.Five-year clinical evaluation of zirconia-based bridges in patients in UK general dental practices.J Dent.2013;41(11):992-999.
- [24] 张东姣,陈新民.全瓷修复材料的老化性研究[J].生物医学工程学杂志, 2011,28(5):1048-1051.
- [25] Molin MK,Karlsson SL.Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs.Int J Prosthodont. 2008;21(3): 223-227.
- [26] Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, et al. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: an up to 9-year retrospective study. J Dent. 2013;41(12):1164-1174.
- [27] Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, et al. Clinical performance of a lithium disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. Int J Prosthodont. 2004;17(4):469-475.
- [28] Nomoto S, Matsunaga S, Sato T, et al. Basic Finite Element Analysis of Para-periodontal Ligament in All-ceramic Zirconia Fixed Partial Denture. Bull Tokyo Dent Coll. 2015;56(4):215-222.
- [29] Modi R, Kohli S, Rajeshwari K, et al. A three-dimension finite element analysis to evaluate the stress distribution in tooth supported 5-unit intermediate abutment prosthesis with rigid and nonrigid connector. Eur J Dent. 2015;9(2):255-261.
- [30] Kou W, Qiao J, Chen L, et al. Numerical simulation of the fracture process in ceramic FPD frameworks caused by oblique loading. J Mech Behav Biomed Mater. 2015;50:206-214.
- [31] Wimmer T, Erdelt KJ, Raith S, et al. Effects of differing thickness and mechanical properties of cement on the stress levels and distributions in a three-unit zirconia fixed prosthesis by FEA. J Prosthodont. 2014; 23(5):358-366.
- [32] Zheng Z, Lin J, Shinya A, et al. Finite element analysis to compare stress distribution of gold alloy, lithium-disilicate reinforced glass ceramic and zirconia based fixed partial denture. J Investig Clin Dent. 2012;3(4): 291-297.
- [33] Murase T, Nomoto S, Sato T, et al. Effect of connector design on fracture resistance in all-ceramic fixed partial dentures for mandibular incisor region. Bull Tokyo Dent Coll. 2014;55(3):149-155.
- [34] Bahat Z, Mahmood DJ, Vult von Steyern P. Fracture strength of three-unit fixed partial denture cores (Y-TZP) with different connector dimension and design. Swed Dent J. 2009;33(3):149-159.
- [35] 李晓萌,高平,王永先,等.计算机辅助设计与制造固定桥连接体受力的三维有限元分析[J].中国组织工程研究, 2010,14(9):1559-1562.