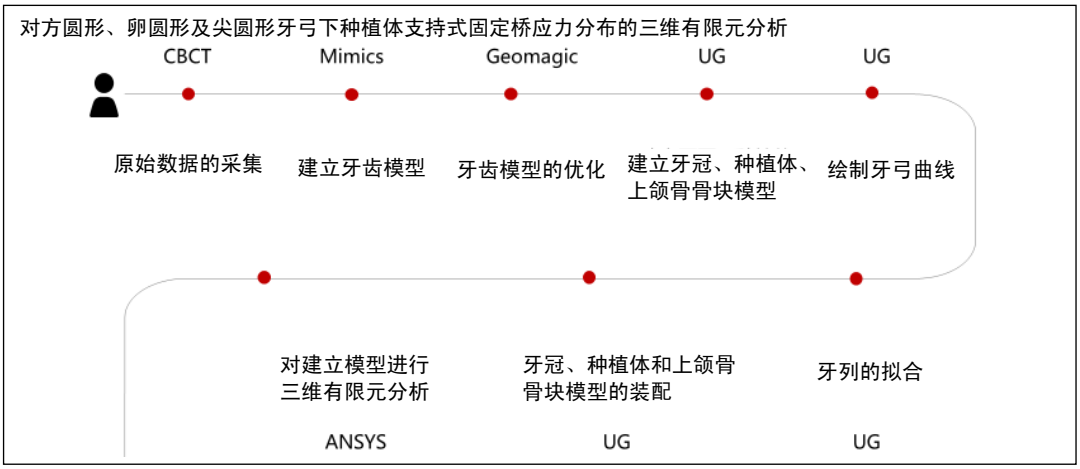
·研究原著·

种植义齿修复不同牙弓形态上前牙缺失的三维有限元分析

王仲达，王屹博，丁　超，史久慧(哈尔滨医科大学附属第一医院群力院区，黑龙江省哈尔滨市　150001)
DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.0982
ORCID: 0000-0001-5073-3542(王仲达)

文章快速阅读：



文题释义：

种植体支持式固定桥：是由 2 颗以上种植体支持的固定桥；与传统修复方法(局部固定义齿，局部可摘义齿)相比，种植体支持式固定桥不但咀嚼效率更高，更加美观，而且压力性骨吸收较少，应力分布更加合理，对多颗牙缺失的病例能获得良好的修复效果。

牙弓形态计算机辅助设计：是利用计算机对牙弓形态进行的模拟；与临床观察法和测量法相比，牙弓形态计算机辅助设计避免了主观因素可能造成的偏差，提高了牙弓曲线绘制的精确度；通过计算机辅助设计进行牙列的拟合也在最大程度上还原了真实的牙弓形态。

王仲达，男，1992 年生，山西省运城市人，汉族，哈尔滨医科大学在读硕士，主要从事口腔种植学研究。

通讯作者：史久慧，主任医师，哈尔滨医科大学附属第一医院群力院区口腔科，黑龙江省哈尔滨市 150001

中图分类号:R318
文献标识码:A
稿件接受：2018-05-01

摘要

背景：牙弓形态的不同主要体现于前牙排列的差异，其对种植体周围应力分布有一定影响。目前对种植体支持式固定桥的三维有限元分析多在同一牙弓下进行，对不同形态牙弓下种植体支持式固定桥的生物力学研究较少。

目的：利用三维有限元法，对方圆形、卵圆形及尖圆形 3 种牙弓形态种植体支持式固定桥进行生物力学分析。

方法：依据人体颌骨锥形束 CT 资料，分别建立方圆形、卵圆形及尖圆形牙弓种植体支持式固定桥及其周围骨组织的三维有限元模型。沿牙冠长轴倾斜 45°由舌侧向唇侧加载 300 N(中切牙、侧切牙及尖牙牙冠各 100 N)的力，分析种植体周围皮质骨、松质骨的 Von-Mises 应力分布及种植体−基台复合体位移值。

结果与结论：尖圆形牙弓种植体周围皮质骨、松质骨的 Von-Mises 应力峰值较其余两组大，其种植体−基台复合体的最大位移较其余两组大；方圆形牙弓种植体周围皮质骨、松质骨的 Von-Mises 应力峰值最小，其种植体−基台复合体的最大位移较其余两组小；卵圆形牙弓结果介于二者之间。结果表明，方圆形牙弓种植体支持式固定桥表现出比尖圆形、卵圆形牙弓种植体支持式固定桥更低的应力值与更为理想的应力分布。

关键词：

三维有限元；三维重建；牙弓形态；种植体支持式固定桥；生物力学；Von-Mises 应力峰值；Von-Mises 应力分布；生物材料

主题词：

牙种植体；牙弓；义齿，局部，固定；生物力学；组织工程

Three-dimensional finite element analysis of implant denture for anterior tooth missing with different arch shapes

Wang Zhong-da, Wang Yi-bo, Ding Chao, Shi Jiu-hui (Qunli Campus, the First Affiliated Hospital of Harbin Medical University, Harbin 150001, Heilongjiang Province, China)

Wang Zhong-da, Master candidate, Qunli Campus, the First Affiliated Hospital of Harbin Medical University, Harbin 150001, Heilongjiang Province, China

Corresponding author: Shi Jiu-hui, Chief physician, Qunli Campus, the First Affiliated Hospital of Harbin Medical University, Harbin 150001, Heilongjiang Province, China

Abstract

BACKGROUND: The difference of dental arch shape mainly refers to different anterior tooth arrangement, and the shape of dental arch has a certain influence on the peri-implant stress distribution. Current three-dimensional finite element analysis for implant-supported denture mainly focuses on the same dental arch shape, and little is reported on the biomechanical difference of different dental arch shapes.

OBJECTIVE: To compare the biomechanical behaviors of implant-supported fixed partial denture with square, oval and tapered arch shapes using the method of three-dimensional finite element analysis.
METHODS: Based on the Cone-beam CT data of the human jaw, three kinds of models of implant-supported fixed partial denture and the surrounding bone were established. The force of 300 N (100 N of incisor, lateral incisor or canine crown) was applied to the fixed bridges at an angle of 45° alone the long axis of the tooth from labial side to lingual side to evaluate the Von-Mises stress distribution of cortical bone and cancellous bone and the displacement of implant-abutment complex.
RESULTS AND CONCLUSION: The Max EQV stress in the cortical bone and cancellous bone around the implant in the three models were ranked as tapered model > oval model > square model, and the Max displacement of the implant-abutment complex in the three models were ranked as tapered model > oval model > square model. Overall findings indicate that the square arch shape shows lower stress and better stress distribution than the other two arch shapes.
Subject headings: Dental Implants; Dental Arch; Denture, Partial, Fixed; Biomechanics; Tissue Engineering

0 引言 Introduction

种植体与天然牙的生物力学行为有一定差异，由于缺少牙周膜感受器等结构，其对咬合力的反应较迟钝。如果义齿设计不合理，易对种植体及其周围骨质造成过大负载，导致种植体折断或骨质的吸收。因此，对种植义齿进行科学合理的设计是避免其修复失败的一个重要因素[1]。

当上颌3颗前牙连续缺失时，种植义齿需要由多颗种植体联合支持，当植入的种植体数目与缺牙数相等时，每颗种植体上分担的咬合力相对较小，但临床上由于患者自身因素及解剖因素的限制，往往难以植入理想数目的种植体，因此临床医生设计了种植体支持式固定桥(Implant-supported fixed partial denture，IFPD)这种修复方式。Dogu等[2]在对比套筒冠义齿与种植体支持式固定桥修复效果时，发现种植体支持式固定桥不仅更加美观，而且可更好地恢复咀嚼功能，有更少的压力性骨吸收，具有更为理想的应力分布。可见，与传统修复方式相比，种植义齿具有舒适美观、不损伤邻牙、咀嚼效率高等独特的优势。种植体支持式固定桥能很好地对缺牙区进行修复，是临床中修复上前牙连续缺失时更为理想的一种修复方案。

国外Sagat等[3]在研究牙弓形态和种植体位置对上颌无牙颌固定全冠修复体应力分布的影响时，发现对于不同形态牙弓，使模型获得最理想的应力分布时，其种植体分布存在显著差异。国内袁豪等[4]在研究All-on-four修复上颌牙列缺失时，发现牙弓形态对种植体周围应力分布有显著影响。因此，牙弓形态对种植体应力分布的影响是一个不可忽视的因素。对于种植体支持式固定桥这种修复方式，缺牙区的牙弓形态需要通过桥体来恢复，而牙弓形态的不同主要体现在前牙排列的差异。如果义齿排列不合理，势必会影响修复体的应力分布，对种植体的稳定性造成不利影响。

目前种植体支持式固定桥的三维有限元分析多在同一形态牙弓中进行，对不同形态牙弓种植体支持式固定桥的生物力学研究较少。当采用种植体支持式固定桥修复不同牙弓形态上前牙连续缺失时，其生物力学差异尚需进一步研究。

实验采用三维有限元分析法研究种植义齿修复上前牙连续缺失时，方圆形、卵圆形和尖圆形3种不同牙弓形态对种植体周围骨质应力分布的影响，为临床种植修复设计的合理性提供生物力学依据，以便医生及早针对不利因素做出预防性规避措施。由于实验仅从生物力学分布合理性这一角度进行了探讨，因此所得出的结论有待于通过动物实验与临床的进一步观察来验证[5]。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 三维有限元分析。

1.2 时间及地点 实验于2017年3至9月在哈尔滨工业大学计算机学院完成。

1.3 材料 德国Kavo 3D Exam 锥形束CBCT机；惠普计算机，i5处理器，8 G内存，1 TB硬盘，Windows7操作系统；Mimics 17.0(Materialise公司)；Geomagic Studio 12.0 (Geomagic公司)；Unigraphics NX 8.5(Siemens PLM Software公司)；Ansysworkbench 16.1(ANSYS公司)。

实验样本：来源于1名牙弓形态正常的男性青年志愿者，牙槽骨形态丰满，牙周组织健康，无异常咬合关系，无牙列缺损和牙体缺失，牙齿磨耗均匀，无肿瘤及囊肿[6]。受试者对实验知情同意。

1.4 实验方法

1.4.1 原始数据的采集 采用德国卡瓦Kavo 3D Exam锥形束CT机，沿受试者颌骨扫描一周。扫描电压为120 kV，电流为15.44 mA，扫描层厚0.25 mm，数字矩阵640×640，窗位640，窗宽1 200。通过扫描共得到528张断层图像，以标准DICOM格式导出，保存备用。

1.4.2 牙冠三维模型的建立 将DICOM文件导入MIMICS 17.0医学图像处理软件中，利用“灰度值筛选”功能提取组织和去除部分伪影，牙齿和骨头的灰度值为2 224−4 095。为了增强图像和区别各部分组织，利用Region Growing(区域增长)功能将二维蒙版增强。然后用Crop mask(蒙版框选)功能将各个牙齿和上颌骨区分开。最后利用Edit mask(蒙版编辑)工具中的Erase功能，手动逐层将每个蒙版中多余的组织及伪影擦除，并利用Draw模式将内部空腔填实[7]。

将编辑好的二维蒙版进行三维重建，利用Calculate 3d (三维重建功能)生成三维模型。为了得到更好的模型质量，避免缝线存在对后续有限元分析的影响，利用Remesh功能将模型适当进行光顺，光顺因子0.1，迭代次数100次，最终建立了中切牙、侧切牙及尖牙的三维模型。将最终的三维模型数据以.stl格式导出[8]，保存备用。

由于.stl格式是二进制带矢量的方向的空间小三角面格式，在三维空间中分布会有尖角、三角面的缺失或者小孔等缺陷，需要对其进行修复。借鉴工业构建未知尺寸零

图 1　Mimics 建立的牙齿模型
Figure 1　Dental models established by Mimics

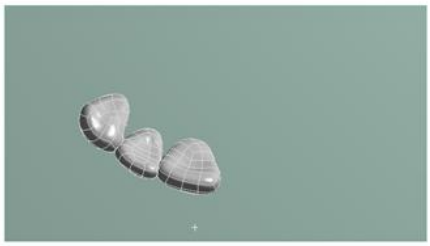


图 2　牙冠模型
Figure 2　Dental crown models

图注：图中 A 为方圆形牙弓种植体支持固定桥三维有限元模型；B 为卵圆形牙弓种植体支持固定桥三维有限元模型；C 为尖圆形牙弓种植体支持固定桥三维有限元模型。

图 3　不同牙弓种植体支持固定桥三维有限元模型
Figure 3　The three-dimensional finite element models of implant-supported fixed bridges with different dental arch shapes

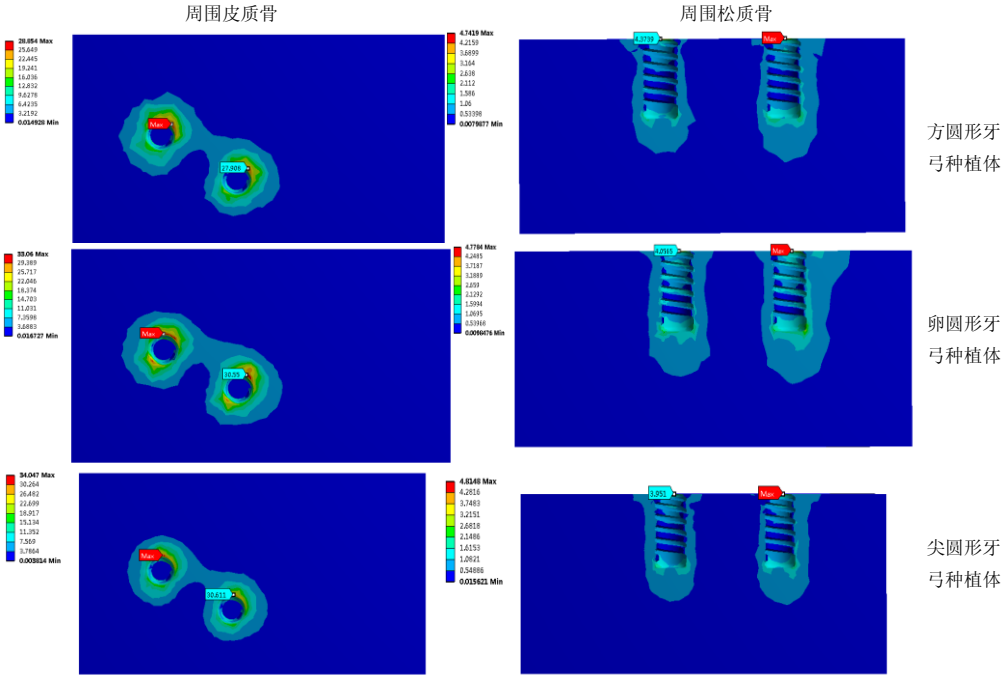


图 4　不同形态牙弓种植体周围皮质骨与松质骨的应力分布
Figure 4　Stress distribution of cortical bone and cancellous bone around different dental arch implants
图注：在应力加载下，3 形态牙弓种植体周围皮质骨的应力峰值均远大于松质骨应力峰值；尖圆形牙弓种植体周围皮质骨、松质骨的 Von-Mises 应力峰值较其余两组大；方圆形牙弓种植体支持式固定桥在皮质骨、松质骨的 Von-Mises 应力峰值较其余两组小；3 形态牙工种植体模型中，尖牙位点种植体周围皮质骨 Von-Mises 应力峰值及高应力分布范围均大于中切牙位点，且尖圆形牙弓二者数值相差最大。

表 1　不同形态牙弓的 β 函数参数 W、D、e 均值
Table 1　The mean values of W, D, e of different arch forms

上颌	方圆组均值	卵圆组均值	尖圆组均值
W	58.429	59.064	61.92
D	44.668	43.245	44.39
e	0.454	0.576	0.68

表注：W 为第二恒磨牙的宽度；D 为第二恒磨牙的深度；e 是通过尖牙的位置而求解出来的。

表 2　不同牙弓种植体支持固定桥模型的单元数和节点数
Table 2　Units and nodes of implant-supported fixed bridges with different dental arch shapes

模型	单元数	节点数
方圆形牙弓种植体支持固定桥模型	123 506	181 572
卵圆形牙弓种植体支持固定桥模型	124 556	182 823
尖圆形牙弓种植体支持固定桥模型	124 012	182 080

表 4　不同形态牙弓种植体周围组织的 Von-Mises 应力峰值和种植体−基台复合体最大位移值
Table 4　The peak value of Von-Mises stress and the maximum displacement of implant-abutment complex in different dental arch shapes

模型	皮质骨(MPa)		松质骨(MPa)		种植体−基台复合体位移(mm)	
	中切牙位点种植体	尖牙位点种植体	中切牙位点种植体	尖牙位点种植体	中切牙位点种植体	尖牙位点种植体
方圆形	27.908	28.854	4.373 9	4.741 9	0.018 679	0.020 612
卵圆形	30.550	33.060	4.056 5	4.770 0	0.019 878	0.020 701
尖圆形	30.611	34.047	3.951 0	4.814 8	0.020 144	0.020 908

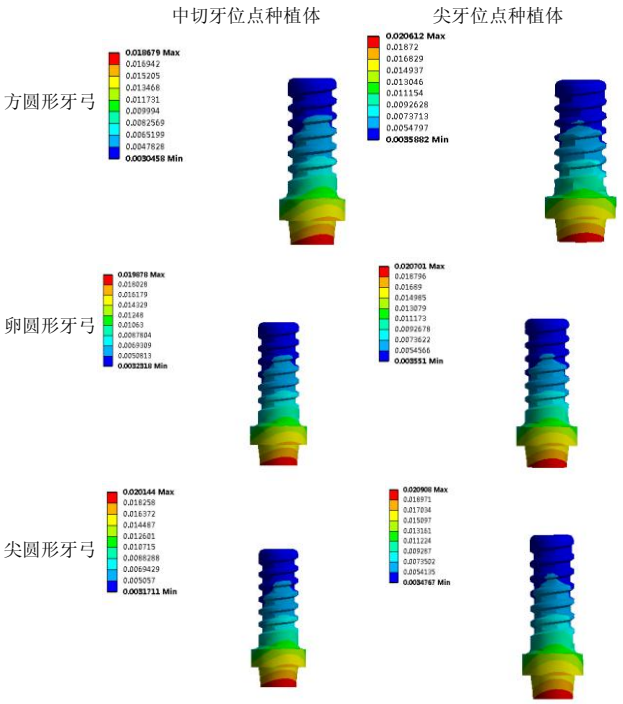


图 5　不同形态牙弓中切牙位点与尖牙位点种植体位移

Figure 5　Location of central incisor and canine site in different dental arch shapes

图注：在应力加载下，尖圆形牙弓中切牙位点与尖牙位点种植体-基台复合体的最大位移较其余两组大；方圆形牙弓中切牙位点与尖牙位点种植体-基台复合体的最大位移较其余两组小。

件的方法，采用逆向处理来对牙齿模型进行实体化，得到三维实体模型。首先将Mimics导出的.stl格式的模型，导入Geomagic Studio 12.0中。然后通过编辑轮廓曲线、构造曲面片、构造格栅和拟合实体功能，最后得到实体模型[9]，如**图1**所示。

再将在 Geomagic Studio 12.0中生成的文件导入到Unigraphics NX 8.5。在Unigraphics NX 8.5 软件中，通过“拆分体”命令切除牙根，得到中切牙、侧切牙及尖牙的牙冠，如**图2**所示。

1.4.3　种植体-基台复合体及骨块三维模型的建立　结合正常人体上颌骨的尺寸，利用Unigraphics NX 8.5绘图软件设计一个9 mm(颊舌向)×25.6 mm(近远中)×23.4 mm(高度)的长方体颌骨块[10]，内部为松质骨块，上下表面为2 mm的皮质骨[11]。

在Unigraphics NX 8.5软件中进行，参考Straumann美学种植体，建立圆柱状种植体，长度10 mm，直径4.1 mm，表面螺纹间距1.25 mm，穿龈高度1.8 mm。模型上部基台简化为为锥度6°、高2 mm的圆柱体。

1.4.4　牙弓曲线的绘制和牙列的拟合　根据牙弓曲线方程β函数：$Y=D[1-(\frac{2X}{W})^2]^e$进行拟合曲线，在骨块表面建立尖圆形、卵圆形和方圆形牙弓曲线。公式中，W值为第二恒磨牙的宽度，即第二恒磨牙远中颊尖点的距离；D值为第二恒磨牙的深度，即切牙接触点到两侧第二恒磨牙远中颊尖点连线的距离；e值是通过尖牙的位置而求解出来的，使曲线到两侧尖牙牙尖点距离最短且相等[12]。

表 3　材料力学性质

Table 3　Mechanical properties of materials

材料	弹性模量(MPa)	泊松比
正常皮质骨	13 000	0.30
正常松质骨	1 370	0.30
钛	102 000	0.35
瓷	68 900	0.28

确定方圆形、卵圆形及尖圆形牙弓的W、D、e均值，参数引自文献[13]，见**表1**。

通过移动和旋转相关命令，使牙冠两侧边缘点(图中绿色的点)投影到曲线所在的平面上，使得投影点与曲线重合，完成排牙[14]。分别得到方圆形、卵圆形和尖圆形的上颌前牙牙列。

1.4.5　模型的装配　将得到的上颌骨骨块、种植体-基台复合体和上颌前牙牙列模型导入Unigraphics NX 8.5软件中，然后利用移动、旋转命令调整三者位置关系，最后利用布尔运算将三者进行组合，完成模型的建立，所得模型数据以.x_t格式保存，再将其导入Ansysworkbench 16.1软件中进行三维有限元分析。

1.4.6　种植体支持式固定桥及其周围组织三维有限元模型建立　在Ansysworkbench中进行网格划分，采用三维高阶20节点solid186单元进行四面体网格划分，使得各个组织网格相对均匀，单元大小适中。各模型节点数和单元数见**表2**。实验共建立三维有限元模型3个。

1.4.7　约束　模型采用线弹性材料，各向均质，各材料的力学参数均选自有关文献[15]，相关参数见**表3**。材料受力变形设置为小变形[16-17]；种植体与上颌骨、种植体与牙冠之间均设定为固定接触。边界约束条件为上颌骨上表面固定约束。

1.4.8　加载　模拟正常咬合情况，于牙冠舌侧切1/3与中1/3交界处，施加与牙冠长轴成45°夹角的唇向300 N(中切牙、侧切牙及尖牙各100 N)的力，加载方式为静态面加载[18]。

1.4.9　应力的计算分析　利用Ansysworkbench 16.1对3种牙弓形态有限元模型的生物力学进行计算。选择Von Mises应力值来衡量模型的应力情况，并结合应力分布图和应力数值分析周围骨质的应力分布情况；选择种植体-基台位移值来衡量模型的稳定性。

1.5　主要观察指标　种植体周围皮质骨、松质骨Von-Mises应力峰值及分布区域；种植体-基台复合体的最大位移值。

2　结果　Results

成功绘制了尖圆形、卵圆形和方圆形牙弓曲线，并建立了种植体支持式固定桥及其支持组织的三维有限元模型(**图3**)。获得3种弓形下，种植体周围皮质骨应力分布图和松质骨应力分布图(**图4**)及种植体-基台复合体的位移分布图(**图5**)，数值见**表4**。

3组模型在应力加载下，皮质骨的应力峰值均远大于松质骨应力峰值。尖圆形牙弓种植体周围皮质骨、松质骨的

Von-Mises应力峰值较其余两组大，其种植体−基台复合体的最大位移较其余两组大；方圆形牙弓种植体支持式固定桥在皮质骨、松质骨的Von-Mises应力峰值较其余两组小，其种植体−基台复合体的最大位移较其余两组小。3组模型中，尖牙位点种植体周围皮质骨Von-Mises应力峰值及高应力分布范围均大于中切牙位点，且尖圆形牙弓二者数值相差最大。

3 讨论 Discussion

三维有限元法在医学领域已成为力学分析的一个常用方法，其分析结果的正确与否与所建立的三维有限元模型准确性密切相关。三维有限元的建模方法如下：磨片、切片法[19]：属破坏性方法，出错率高，且建模过程繁复。三维测量法能比较准确地反映模型表面的特点，但无法反映出模型的内部特征[20]。CT 图像处理法是用图像处理软件对获取的二维影像进行轮廓提取，再将获取的数据输入三维有限元软件完成建模[21-22]。由于CT图片上的格式需要人工转换才能被计算机所识别，不仅需要花费大量的人力物力，而且人为因素不可避免地会对所建模型的精确度产生影响[23]。与以上所有建模方法相比，DICOM数据直接建模法最大的优势是所建模型准确度高。因为DICOM是医学图像的国际通用格式，Mimics能够直接读取并依此建立模型，且可进行任意模块化分割，因此所建立的模型具有良好的几何相似性，为后续进行的模型力学分析提供了牢靠的保障。雷永华等[24]也认为将CT技术与Mimics软件相结合进行三维有限元模型的建立，是一种快速简便且行之有效的方法。此次实验通过DICOM 数据直接建模法进行三维有限元模型的建立，确保了所建模型的精度。

除了建模方法，还有2个影响三维有限元模型准确性的因素：一是模型的几何相似性，二是模型的力学相似性[25]。其中，影响几何相似性的一个重要因素是锥形束CT的扫描厚度。此次实验所采集的原始数据每层间隔距离为0.25 mm，扫描厚度设置合理，确保所建模型具有较高的几何相似性。模型的力学相似性主要与材料的属性参数密切相关。种植体、牙冠、颌骨都属于各向异性的非均质的材料[26]，已有研究证实，当利用三维有限元法进行小变形、静力分析时，可将各材料假设为连续、均质、各向同性的线弹性材料[27]。此次实验中所涉及到的材料属性均来自参考文献，确保了所建模型具有较高的力学相似性。

此次实验采用三维高阶20节点solid186单元进行四面体网格划分，有文献研究表明应用四面体建立的模型精确性较高[28]，模型的精确度与网格划分是否合理存在紧密关系。此次实验中网格化分合理，单元数量设置合理，不仅减小了建模时间和计算量，也能够确保所建立有限元模型的精确性。种植体周围皮质骨和松质骨的应力分布情况与种植体−基台复合体的位移分布情况，用不同的颜色加以表示，能够非常直观地体现实验结果。

早期临床医生对牙弓形态的评价主要依靠个人的理念及肉眼观察，其评估结果带有较强的的主观色彩，缺乏客观、恒定的标准。随着计算机技术在口腔医学领域应用的逐渐普及，使得人们用数学方法来描述牙弓的几何形态成为可能。

牙弓曲线的获取最早是根据Bonwill-Hawley氏原理绘制的个性弓形图，后来各式各样的几何曲线(抛物线、椭圆线、悬链线等)与数学函数(the Fourier Series、多曲余弦函数)被用来模拟牙弓形态，但以上数学模型对牙弓形态的描述均存在一定的误差[29]。Stanley等[30]用β函数拟合的牙弓曲线，认为由其得到的结果最接近人牙弓形态。近年来关于β函数模拟牙弓形态的报道也越来越多。

β函数不仅可以较好地拟合正常殆弓形，还可以区分方圆形、卵圆形和尖圆形3种牙弓[31]。要用β函数实现对牙弓形态的准确描述，首先需合理地选择参数。既要保证参数数目的合理性，避免因参数过多造成的计算及实际操作困难过大，也要保证参数选择的合理性，确保参数可全面并客观地反映整体牙弓形态[32]。数学模型能否成功应用，关键问题之一是能否准确估计其中的参数。Stanley等经过不断的探索与研究，将复杂的β函数原始方程做了简化。简化后的β函数具有公式简单、3个参数直观意义明确等优点，只要参数计算正确，就可以很好地对牙弓曲线进行拟合[33]。β函数的一般形式可以简化为：$Y=D[1-(\frac{2X}{W})^2]^e$，这是一条左右对称的曲线。其中：$D$值为第二恒磨牙的宽度，$W$值为第二恒磨牙的深度，e值可通过尖牙的位置求解出来，其具体求解方法是：在W、D确定后，将$(X_2-X_1)/2$，$(Y_1+Y_2)/2$的坐标代入公式中而求出e值。

有研究通过对中国人方圆性、卵圆形和尖圆形3种牙弓形态的β函数参数的ANOVA统计学分析，得出了这3种牙弓的W、D、e均值。此次实验依据其给出的参数进行3种牙弓曲线的绘制，确保了由此建立的牙弓模型具有一定代表性及统计学意义。

3种牙弓模型在唇向应力加载下，Von-Mises应力峰值均集中于种植体颈部周围的皮质骨。因为皮质骨弹性模量更大，弹性模量不同的两种成分组成的系统在载荷作用下，高弹性模量的成分应力传导更迅速有效，种植体承受的应力会迅速传导到皮质骨，但传递给松质骨的应力极少，所以种植体周围皮质骨的应力峰值远大于松质骨。这与实际临床中观察到的骨吸收大多出现在种植体周围颈部皮质骨，而其余部分骨质吸收较少的情况是相符的[34-35]。

相比之下，方圆形牙弓种植体周围皮质骨、松质骨的Von-Mises应力峰值最低，且其种植体−基台复合体的位移高值较其余两组小。而尖圆形牙弓种植体周围皮质骨、松质骨的Von-Mises应力峰值较其余两组大，且其种植体−基台复合体的位移高值较其余两组大。3种牙弓中，尖牙位点种植体的应力峰值均大于中切牙位点种植体，可能与尖牙位于牙弓转折处，易受到较大应力有关。尖圆形牙弓尖牙位点种植体周围皮质骨Von-Mises应力峰值远大于中切牙位点，而方圆形和卵圆形牙弓尖牙位点与中切牙位点种植体的应力峰值接近，可见这两种牙弓更利于应力的传导和分散。

方圆形牙弓的上颌四颗切牙唇侧连线略直，牙列从尖牙的远中才开始弯曲向后；尖圆形牙弓自上颌侧切牙起就明显向后弯曲，使得前牙段向前突出非常明显；卵圆形牙弓自上

颌侧切牙的远中开始向后弯曲，其形态介于方圆形和尖圆形之间[36]。分析可能是由于方圆形牙弓前牙区的牙弓弧度较其他两组小，从而使种植体周围的应力分布更趋合理。

因此，当采用种植体支持式固定桥修复上颌前牙连续缺失时，应避免尖圆形牙弓形态，并尽量减小固定桥的弧度，从而获得较为理想的生物力学效果。当需要对尖圆形牙弓上颌前牙进行种植固定桥修复时，应在受植区尤其是尖牙区应用更大直径的种植体来对抗增加的唇向殆力。

结论：方圆形牙弓种植体支持式固定桥表现出比尖圆形、卵圆形牙弓种植体支持式固定桥更低的应力值和更为理想的应力分布。

作者贡献：第一作者负责实验设计，第一作者负责实施及成文，第二作者及通讯作者对文章进行评估。

经费支持：该文章没有接受任何经费支持。

利益冲突：文章的全部作者声明，在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

机构伦理问题：临床试验研究的实施符合《赫尔辛基宣言》和医院对人体研究的相关伦理要求。文章的撰写与编辑修改后文章遵守了《观察性临床研究报告指南》(STROBE 指南)。参与实验的志愿者及其家属为自愿参加，在充分了解实验方案的前提下签署“知情同意书”。

写作指南：该研究遵守国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。

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。

生物统计学声明：该文统计学方法已经哈尔滨工业大学计算机学院统计学专家审核。

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4.0”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] Romeo E,Lops D,Margutti E,et al.Implant - supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven - year prospective study.Clin Oral Implants Res. 2003;14(3):303-311.

[2] Dede DÖ,Cenk Durmuşlar M,Şahın O,et al.Telescopic Overdenture and Implant Supported Fixed Partial Denture: A Pragmatic Treatment Approach.Case Rep Dent. 2015;2015:392397.

[3] Sagat G,Yalcin S,Gultekin BA,et al.Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla.Implant Dent.2010;19(6):498-508.

[4] 袁豪,周延民.上颌All-on-4修复种植体在不同牙弓形态中应力分布的三维有限元分析[J].吉林大学学报,2014,40(6):1182-1186.

[5] 王野,胡娇.三维有限元分析方法在口腔种植专科领域的研究现状及展望[J].中国口腔种植学杂志,2012,17(4):189-192.

[6] Lai HC,Zhang ZY,Zhuang LF,et al.Early loading of ITI implants supporting maxillary fixed full - arch prostheses.Clin Oral Implants Res. 2008; 19(11):1129-1134.

[7] 王巧玲.整合牙颌模型三维重构及其应用研究[D]. 石家庄: 河北科技大学, 2016.

[8] 朱学儒,李英.基于CBCT高效建立个性化上颌骨三维有限元模型的初步研究[D]. 太原: 山西医科大学.2016.

[9] 韩景芸.基于逆向工程的标准牙冠模型的建立[J].北京工业大学学报, 2003, 29(2):141-143.

[10] Tada S,Stegaroiu R,Kitamura E,et al.Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis.Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18(3):357-368.

[11] 康非吾,卢军,潘可风.种植区骨皮质厚度对种植体骨界面应力分布的影响[J].同济大学学报,2006,27(1):31-33.

[12] Mina M.Mathematical beta function formulation for maxillary arch form prediction in normal occlusion population. Odontology.2017,105(2): 229-236.

[13] 张海萍,许天民,林久详.β函数拟合正常合牙弓形态的研究[J].口腔正畸学, 2005,12(1):19-23.

[14] 李康军,李占利.虚拟牙齿矫正系统中的排牙算法研究与实现[D]. 西安: 西安科技大学,2010.

[15] Kitamura E,Stegaroiu R,Nomura S,et al.Influence of marginal bone resorption on stress around an implant–a three dimensional finite element analysis.J Oral Rehabil. 2005;32(4):279-286.

[16] Pratheep KV,Abraham A,Annapoorni H,et al.Comparative evaluation of stresses in tooth implant connected fixed partial denture by varying the implant design and position: a 3D finite element study.Indian J Dent Res.2013;24(4):439-445.

[17] Gao J,Xu W,Ding Z.3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices.Comput Methods Programs Biomed. 2006;82(2):97-105.

[18] 万林子.天然上颌中切牙与种植体应力规律的三维有限元分析[J].中国组织工程研究,2015,19(16):2545-2550.

[19] Tanaka E,Rodrigo DP,Miyawaki Y,et al.Stress distribution in the temporomandibular joint affected by anterior disc displacement: a three-dimensional analytic approach with the finite-element method.J Oral Rehabil.2000;27(9):754-759.

[20] 朱学儒,李英.上颌骨三维有限元建模方法的研究进展[J].全科口腔医学杂志, 2015,9(2):26-28.

[21] Magne P,Oganesyan T.CT scan- based finite element analysis of premolar cuspal deflection following operative procedures.Int J Periodont Rest.2009;29(4):361-369.

[22] Tajima K,Chen KK,Takahashi N.Three- dimensional finite element modeling from CT images of tooth and its validation.Dent Mater J.2009; 28(2):219-226.

[23] 孔亮,胡开进,于掣.Matlab软件辅助建立全牙列下颌骨三维有限元模型[J]. 口腔颌面外科杂志,2004, 14(1):17-19.

[24] 雷永华,周雄文,剪新春.单侧完全性唇腭裂上和骨三维有限元模型的建立[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009,13(17):3213-3216.

[25] Baggi L,Cappelloni I,Maceri F,et al.Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation.Simul Model Pract Theory. 2008;16(8): 971-987.

[26] Cochran DL.The scientific basis for clinical experiences with straumann implants including ITI dental implant system:A consensus report.Clin Oral Implant Res.2000;11(1):33-58.

[27] Hojjatie B,Anusavice KS.Three dimensional finite element analyses of glass ceramic dental crowns.J biomechanics. 1990;23(11):1157-1166.

[28] Heckmann SM,Schrott A,Graef F,et al.Mandibular Two implant telescopic overdentures. Clin Oral Implants Res. 2004;15(5):560-569.

[29] 杨安,刘菁.基于三维视觉测量的上颌牙弓形态分类要素分析[J].口腔医学研究,2014,30(2):155-158.

[30] Stanley B,William P,Dana E,et al.The form of the human dental arch. Angle Orthod.1998;68:29-36.

[31] 王增波.虚拟牙齿矫正过程中的牙弓绘制方法研究[J].贵州大学学报, 2011, 28(6):62-65.

[32] 胡玮,段银钟,林珠.个性化正畸牙弓形态计算机辅助设计软件的应用[J].实用口腔医学杂志,2000,16(3):211-213。

[33] 孟静,丁勇.基于贝塔函数探究牙弓曲线的主要决定因素[J].南京医科大学学报,2011,31(2):219-222.

[34] Eskitascioglu G,Usumez A,Sevimay M.The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study.J Prosthet Dent. 2004;91(2):144-150.

[35] Malhotra AO,Padmanabhan TV,Mohamed K.Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation.Aust Dent J.2012;57(4):440-445.

[36] 皮昕.口腔解剖生理学[M].北京:人民卫生出版,2012:75.