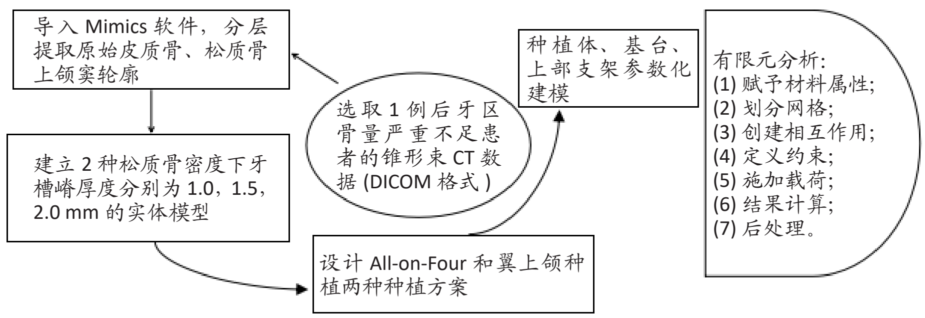
上颌不同骨质条件下 All-on-Four 和翼上颌种植的生物力学分析

朱 琳[1, 2, 3]，顾卫平[1, 2, 3]，王 璨[4]，陈 岗[1, 2, 3]

https://doi.org/10.12307/2023.035
投稿日期：2021-12-25
采用日期：2022-01-28
修回日期：2022-03-15
在线日期：2022-04-22
中图分类号：
R459.9；R319；R782.12
文章编号：
2095-4344(2023)07-00985-07
文献标识码：A

文章快速阅读：三维有限元法比较 All-on-Four 和翼上颌种植方案在不同骨质下应力分布的差异



文题释义：
三维有限元分析：本质上是一种通过微分方程的数值求解研究方法，该方法通过将研究对象连续的区域离散为由有限单元构成的组件，且组件中各单元通过节点连接，利用函数方程计算出各个单元的节点的状态，从而推算出研究对象的整体特性，获得复杂力学问题的求解。
全口固定种植修复：无牙颌患者恢复缺失牙齿的修复方法，完全由种植体提供支持与固位，不需要患者每日摘戴修复体进行清洁及维护，具有较高的舒适度，并且固位力高、修复体体积小、咀嚼效能接近天然牙列。

摘要
背景：种植固定修复已成为患者满意度更高的修复方式，All-on-Four和翼上颌种植在一定条件下均可达到种植要求，目前缺少不同骨质条件下该两种方案生物力学层面的对比分析。
目的：采用三维有限元方法比较All-on-Four和翼上颌种植方案在不同骨质下应力分布的差异，探讨适宜的种植方案。
方法：选取一名上颌骨骨量严重不足无牙颌患者的锥形束CT数据，建立3种不同皮质骨厚度(1.0，1.5，2.0 mm)及2种不同松质骨密度(高密度、低密度)的实体化模型，每种模型分别设计All-on-Four和翼上颌种植2种方案，共计12组模型。对双侧后牙区各施加200 N垂直静力，计算出种植体、皮质骨的von Mises应力值和钛支架变形量。
结果与结论：①两种种植方案下种植体及皮质骨应力最集中处均在最远端位点，钛支架变形最大处均在支架远端；②相同松质骨密度下，无论是All-on-Four还是翼上颌种植，种植体、皮质骨von Mises应力值及钛支架变形量均在皮质骨厚度1 mm时最大，随着皮质骨厚度的增加，种植体、皮质骨von Mises应力值及钛支架变形量减小；③相同种植方案下，低密度松质骨组种植体、皮质骨von Mises应力值及钛支架变形量均大于高密度松质骨组；④相同骨质条件下，翼上颌种植组种植体、皮质骨von Mises应力值及钛支架变形量均小于All-on-Four组($P < 0.05$)；⑤结果表明，皮质骨厚度和松质骨密度增加有利于减小种植体、皮质骨的应力集中和钛支架变形，从生物力学角度，翼上颌种植方案较All-on-Four更有利于种植固定修复的远期预后。
关键词：All-on-Four；翼上颌种植；三维有限元分析；上颌无牙颌；全口固定种植修复

Biomechanical analysis of All-on-Four and pterygomaxillary implants under different maxillary bone conditions

Zhu Lin[1, 2, 3], Gu Weiping[1, 2, 3], Wang Can[4], Chen Gang[1, 2, 3]
[1]Department of General Dentistry, The Affiliated Stomatological Hospital of Nanjing Medical University, Nanjing 210029, Jiangsu Province, China; [2]Jiangsu Province Key Laboratory of Oral Diseases, Nanjing 210029, Jiangsu Province, China; [3]Jiangsu Province Engineering Research Center of Stomatological Translational Medicine, Nanjing 210029, Jiangsu Province, China; [4]Hefei Stomatological Hospital, Hefei 230000, Anhui Province, China
Zhu Lin, Master candidate, Department of General Dentistry, The Affiliated Stomatological Hospital of Nanjing Medical University, Nanjing 210029, Jiangsu Province, China; Jiangsu Province Key Laboratory of Oral Diseases, Nanjing 210029, Jiangsu Province, China; Jiangsu Province Engineering Research Center of Stomatological Translational Medicine, Nanjing 210029, Jiangsu Province, China
Corresponding author: Gu Weiping, Chief physician, Master's supervisor, Department of General Dentistry, The Affiliated Stomatological Hospital of Nanjing Medical University, Nanjing 210029, Jiangsu Province, China; Jiangsu Province Key Laboratory of Oral Diseases, Nanjing 210029, Jiangsu Province, China; Jiangsu Province Engineering Research Center of Stomatological Translational Medicine, Nanjing 210029, Jiangsu Province, China

[1]南京医科大学附属口腔医院综合诊疗科，江苏省南京市 210029；[2]江苏省口腔疾病研究重点实验室，江苏省南京市 210029；[3]江苏省口腔转化医学工程研究中心，江苏省南京市 210029；[4]合肥市口腔医院，安徽省合肥市 230000
第一作者：朱琳，女，1997 年生，河南省商丘市人，汉族，南京医科大学在读硕士，主要从事口腔修复研究。
通讯作者：顾卫平，主任医师，硕士生导师，南京医科大学附属口腔医院综合诊疗科，江苏省南京市 210029；江苏省口腔疾病研究重点实验室，江苏省南京市 210029；江苏省口腔转化医学工程研究中心，江苏省南京市 210029
https://orcid.org/ 0000-0001-5456-407X(朱琳)
基金资助：江苏高校优势学科建设工程资助项目 (2018-87)，项目负责人：顾卫平；南京市卫生科技发展专项基金 (YKK20246)，项目负责人：顾卫平
引用本文：朱琳，顾卫平，王璨，陈岗 . 上颌不同骨质条件下 All-on-Four 和翼上颌种植的生物力学分析 [J]. 中国组织工程研究，2023，27(7):985-991.

Abstract

BACKGROUND: Implant fixation has become a more satisfactory repair method for patients. All-on-Four and pterygomaxillary implants can meet the implant requirements under certain conditions. At present, there is no biomechanical comparative analysis of the two schemes under different bone quality conditions.

OBJECTIVE: To explore the appropriate implant scheme, three-dimensional finite element analysis was used to compare the stress distribution of All-on-Four and pterygomaxillary implant under different bone conditions.

METHODS: The cone beam CT data of an edentulous patient with severe maxillary bone deficiency were selected, in order to set up physical models with three kinds of cortical bone thickness (1.0, 1.5, 2.0 mm) and two cancellous bone densities (high density, low density). For each model, All-on-Four and pterygomaxillary implant schemes were designed respectively. A total of 12 models were established and 200 N vertical static forces were applied to the bilateral posterior teeth to calculate the von Mises stress values of implants and cortical bone, together with the deformation of titanium framework.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The von Mises stress values of implants and cortical bone were at the most distal site and the deformation of titanium framework was at the distal end of the stent in All-on-Four and pterygomaxillary implant designs. (2) Under the same cancellous bone density, the von Mises stress values of implants and cortical bone and the deformation of titanium framework were the highest in 1 mm cortical bone, and decreased with the increase of cortical bone thickness in All-on-Four and pterygomaxillary implant designs. (3) Under the same implant design, the von Mises stress values of implant, cortical bone and the deformation of titanium framework were larger in low-density cancellous bone than those of high-density cancellous bone. (4) Under the condition of the same bone, the von Mises stress values of implant, cortical bone and titanium framework deformation in pterygomaxillary implant group were lower than those in All-on-Four group (P < 0.05). (5) The results showed that the increase of cortical bone thickness and cancellous bone density could reduce the stress concentration of implants and cortical bone and the deformation of titanium framework. From the perspective of biomechanics, the pterygomaxillary implant was more favorable for long-term prognosis than All-on-Four.

Key words: All-on-Four; pterygomaxillary implant; three-dimensional finite element analysis; maxillary edentulous jaw; implant fixed restoration

Funding: *the Advantage Discipline Construction Project in Jiangsu Universities, No. 2018-87 (to GWP); Special Foundation for Health Science Development of Nanjing, No. YKK20246 (to GWP)*

How to cite this article: *ZHU L, GU WP, WANG C, CHEN G. Biomechanical analysis of All-on-Four and pterygomaxillary implants under different maxillary bone conditions. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2023;27(7):985-991.*

0 引言 Introduction

由于上颌窦腔气化[1]、骨质条件差[2]、牙槽嵴萎缩等原因，上颌后牙骨量不足无牙颌患者的种植固定修复一直是临床医生面临的难题。上颌窦提升技术是解决此问题的方案之一，但其常需要延期种植和修复，并有窦底黏膜穿孔的风险[3-4]。为缩短缺牙期，即刻修复已成为患者更期望的一种治疗方式[5]。因此，临床上出现了许多替代方案，如穿颧种植、All-on-Four、翼上颌种植等[6-8]。

穿颧种植因手术难度大、术后创伤重，目前尚未被普及[9]。All-on-Four 通过在前牙区放置 2 枚轴向种植体，同时在后牙区放置 2 枚倾斜植体来完成种植体植入，术后行固定修复恢复至第一磨牙区。该方案可以最大限度利用患者自身骨量，避免骨移植程序，降低患者诊疗次数，提高患者满意度[10-11]。然而，长期观察发现 All-on-Four 仍存在许多不足及修复并发症[12]，其中最常见的是基台和螺丝松动、饰面材料的折裂甚至上部修复体的折断，说明此方案在生物力学领域仍需进一步研究。翼上颌种植技术通过将种植体依次穿过上颌结节、腭骨锥突及蝶骨翼板构成的骨性支柱，从而获得一定长度的皮质骨锚定，以有效避免悬臂并改善种植方案的整体力学性能[13]。但其作为一项全口种植技术，技术敏感性高，可获得的资料较为有限，且因随访时间短，高质量的临床证据尚未见报道。

种植体种植成功在很大程度上与咬合力的大小和方向、植体数量和骨质类型有关[14-16]。有临床研究指出种植失败主要发生在低密度骨质患者[17]，较差的骨质及骨量会导致种植体周围骨应力过载，影响种植体的长期稳定性，因此术前选择适合患者骨质条件并遵循生物力学原则的种植方案以维持远期预后非常重要。目前许多研究人员对 All-on-Four 远端种植体倾斜角度及悬臂长度做出了报道[18-19]。然而，对不同骨质条件下 All-on-Four 种植体周围的应力分布研究较少，且在不同骨质条件下与翼上颌种植方案的对比分析尚未见报道。此次实验拟采用三维有限元分析法研究不同骨质条件下两种种植技术方案应力分布的差异，以期为骨量不足无牙颌患者种植方案的选择提供一定的参考依据。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计　三维有限元分析，组间比较进行 t 检验。

1.2 时间及地点　实验于 2020 年 6 月至 2021 年 11 月在南京医科大学完成。

1.3 材料　选择 1 例骨量严重不足无牙颌患者的锥形束 CT 数据 (DICOM 格式)，锥形束 CT 数据由南京医科大学附属口腔医院提供，数据的获取及使用符合相关伦理要求。

软硬件设备：锥形束 CT 机，电子计算机，Mimics 20.0，Geomagic Studio 2012，Solidworks 2014，Abaqus 2020。

1.4 实验方法

1.4.1 原始上颌骨模型的建立　将选取的锥形束 CT 数据以 DICOM 格式导入 Mimics 20.0 中，分层提取皮质骨、松质骨的点云数据，并在 Geomagic Studio 2012 中将各点云数据优化处理后拟合成 NURBS 曲面，建立原始上颌皮质骨、松质骨的实体模型，并将拟合后的曲面保存为 IGES 格式。

1.4.2 不同皮质骨厚度及松质骨密度上颌骨模型的建立　将原始上颌松质骨实体模型在 Geomagic Studio 2012 软件中使用加厚功能分别获得 1.0，1.5，2.0 mm 的骨块，并导入 Solidiworks 2014 软件进行不同厚度骨块与原始皮质骨模型的切割、组合。再将组合后的骨块导入 Geomagic Studio 2012 软件中进行光滑以消除组合界面形成的台阶，获得厚度分别为1.0，1.5，2.0 mm 的上颌皮质骨骨块。参照 WANG 等[20]、YALÇıN 等[21]的方法，通过改变松质骨的弹性模量 (1 370，231 MPa) 获得 2 种不同松质骨密度 (高、低)。

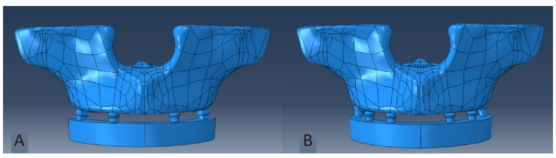
1.4.3 种植体、基台及支架模型的建立　在 Solidiworks 2014 软件中参照 NobelReplace Conical Connection 系统 4.3 mm×10 mm、4.3 mm×13 mm、4.3 mm×16 mm 的种植体及 1.5 mm

穿龈高度的直基台和 4.5 mm 穿龈高度的 30° 复合基台数据，建立种植体及基台模型，并对种植体及基台螺丝处螺纹做简化处理。支架高度及宽度设为 8 mm，弧度与上颌骨形态保持一致。All-on-Four 组咬合面恢复至双侧第一磨牙 (此时支架悬臂长度为 10 mm)，翼上颌种植组咬合面恢复至双侧第二磨牙 (此时支架悬臂长度为 0 mm)。

1.4.4　实验设计及模型装配　实验分为 All-on-Four(A) 和翼上颌种植 (Y) 两种种植方案，每个方案有 1.0，1.5，2.0 mm 3 种皮质骨厚度及 2 种松质骨密度，共计 12 个模型。两种方案下种植体、基台位点及属性见**表 1**。将各部件导入 Abaqus 2020 软件中，通过布尔运算减去各部件相交的干扰区域，共获得 12 个装配后的模型，见**图 1**。

表 1 ｜种植体与基台属性
Table 1 ｜ Features of the implant and abutment

项目	种植体位点	种植方向	种植体属性	基台属性
All-on-Four	侧切牙	垂直	4.3 mm×10 mm	直基台
	第二前磨牙	近中倾斜 30°[19]	4.3 mm×13 mm	30° 角度基台
翼上颌种植	侧切牙	垂直	4.3 mm×10 mm	直基台
	第一前磨牙	垂直	4.3 mm×10 mm	直基台
	第二磨牙	远中倾斜 35°，腭侧倾斜 15°[22-24]	4.3 mm×16 mm	30° 角度基台



图注：A 为 All-on-Four 种植方案，B 为翼上颌种植方案
图 1 ｜不同种植方案的三维有限元实体模型
Figure 1 ｜ Three-dimensional finite element solid model using different implant designs

1.4.5　网格划分及材料属性设置　在 Abaqus 软件中进行自动化网格划分，网格类型为四面体单元。手动细化研究的关键区域网格大小。种植体及其周围骨的网格大小设为 0.4 mm，不与种植体直接接触的皮质骨及松质骨网格大小设为 0.8 mm，钛支架设为 1.6 mm，见**图 2**。模型的材料特性为均匀、线弹性及各向同性。相关材料的弹性模量及泊松比，见**表 2**[20，25]。

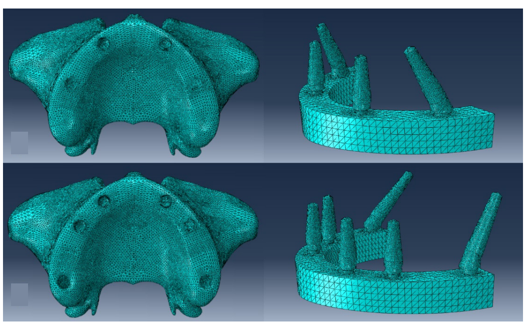
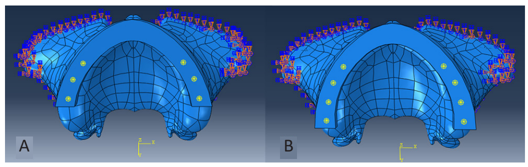


图 2 ｜不同种植方案的网格划分模型
Figure 2 ｜ Mesh division of the model using different implant designs

表 2 ｜模型中相关材料参数
Table 2 ｜ Material parameters of the model

材料		弹性模量 (MPa)	泊松比
皮质骨		13 700	0.3
松质骨	高密度	1 370	0.3
	低密度	231	0.3
钛 (种植体、支架)		110 000	0.33

1.4.6　载荷和约束条件　实验假定咀嚼力一致，为评估 2 种种植方案应力分布的差异，将 200 N 载荷按 Nelson 制定的合力分配比值垂直加载于双侧后牙位点[26-27]。All-on-Four 组载荷在第一前磨牙、第二前磨牙和第一磨牙分配，翼上颌种植组载荷第一前磨牙、第二前磨牙、第一磨牙和第二磨牙分配。密质骨 – 松质骨、种植体 – 骨界面被认为完全骨结合，在上颌骨颧弓、顶部施加固支约束，见**图 3**。



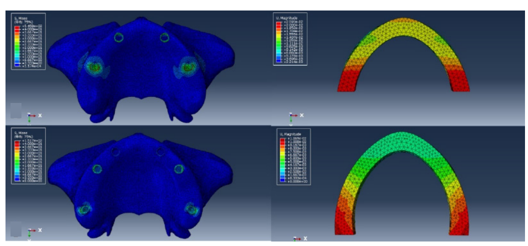
图注：A 为 All-on-Four 种植方案，B 为翼上颌种植方案
图 3 ｜不同种植方案的载荷及约束
Figure 3 ｜ Load and constraint condition using different implant designs

1.5　主要观察指标　使用有限元分析软件 Abaqus 2020 计算各个模型内种植体、皮质骨 von Mises 应力值及钛支架变形量。

1.6　统计学分析　应用 SPSS 23.0 软件对数据进行统计学分析。经 Shapiro-Wilk 正态性检验，数据符合正态分布，采用 *t* 检验比较各组计算值之间的差异，$P < 0.05$ 为差异有显著性意义。该文统计学方法已经通过南京医科大学生物统计学专家审核。

2　结果　Results

2.1　两种种植方案总体应力分布情况　All-on-Four 组及翼上颌种植组种植体、皮质骨 von Mises 应力云图及钛支架变形云图，见**图 4**，由图可知，两种种植方案下种植体及皮质骨应力最集中处均在最远端位点，钛支架变形最大处均在支架远端。两种种植方案下种植体、皮质骨 von Mises 应力值及钛支架变形量的具体数据，见**表 3**，**4**。



图注：两种种植方案下种植体及皮质骨应力最集中处均在最远端位点，钛支架变形最大处均在支架远端
图 4 ｜不同种植方案种植体、皮质骨应力分布云图及钛支架应变云图
Figure 4 ｜ Stress distribution of implant and cortical bone and the deformation of titanium framework using different implant designs

表 3 | All-on-Four 组种植体、皮质骨的 von Mises 应力值和钛支架变形量
Table 3 | **The von Mises stress of implant and cortical bone and deformation of titanium framework of the All-on-Four group**

项目	松质骨高密度		
	皮质骨厚度 1.0 mm	皮质骨厚度 1.5 mm	皮质骨厚度 2.0 mm
2 号位点种植体 von Mises 应力 (MPa)	36.21	31.81	27.05
2 号位点皮质骨 von Mises 应力 (MPa)	6.95	6.05	4.95
5 号位点种植体 von Mises 应力 (MPa)	468.55	260.20	229.10
5 号位点皮质骨 von Mises 应力 (MPa)	71.97	36.94	32.78
钛支架变形 (μm)	25.88	23.65	23.42
项目	松质骨低密度		
	皮质骨厚度 1.0 mm	皮质骨厚度 1.5 mm	皮质骨厚度 2.0 mm
2 号位点种植体 von Mises 应力 (MPa)	58.32	43.68	33.46
2 号位点皮质骨 von Mises 应力 (MPa)	15.33	10.78	8.01
5 号位点种植体 von Mises 应力 (MPa)	578.85	483.20	378.05
5 号位点皮质骨 von Mises 应力 (MPa)	126.40	74.15	53.87
钛支架变形 (μm)	56.08	44.74	40.90

表 4 | 翼上颌种植组种植体、皮质骨的 von Mises 应力值和钛支架变形量
Table 4 | **The von Mises stress of implant and cortical bone and deformation of titanium framework of the pterygomaxillary implant group**

项目	松质骨高密度		
	皮质骨厚度 1.0 mm	皮质骨厚度 1.5 mm	皮质骨厚度 2.0 mm
2 号位点种植体 von Mises 应力 (MPa)	6.86	7.62	7.53
2 号位点皮质骨 von Mises 应力 (MPa)	1.46	1.56	1.71
4 号位点种植体 von Mises 应力 (MPa)	28.29	26.31	24.55
4 号位点皮质骨 von Mises 应力 (MPa)	7.31	6.43	5.85
7 号位点种植体 von Mises 应力 (MPa)	151.15	123.40	103.75
7 号位点皮质骨 von Mises 应力 (MPa)	25.81	23.45	20.46
钛支架变形 (μm)	10.68	9.68	9.31
项目	松质骨低密度		
	皮质骨厚度 1.0 mm	皮质骨厚度 1.5 mm	皮质骨厚度 2.0 mm
2 号位点种植体 von Mises 应力 (MPa)	19.31	13.99	12.83
2 号位点皮质骨 von Mises 应力 (MPa)	10.13	7.65	7.08
4 号位点种植体 von Mises 应力 (MPa)	56.05	44.41	32.74
4 号位点皮质骨 von Mises 应力 (MPa)	24.18	17.62	14.11
7 号位点种植体 von Mises 应力 (MPa)	179.40	156.80	118.45
7 号位点皮质骨 von Mises 应力 (MPa)	39.57	32.14	26.28
钛支架变形 (μm)	16.15	13.50	12.29

2.2 相同种植方案下皮质骨厚度及松质骨密度对种植体、皮质骨 von Mises 应力及钛支架变形的影响　两种种植方案下种植体、皮质骨的 von Mises 应力值及钛支架变形量的变化趋势，见图 5–7。

All-on-Four 种植方案中，5 号位点种植体及皮质骨 von Mises 值最大；相同松质骨密度下，对比 3 种不同皮质骨厚度下的模型数据，发现随着皮质骨厚度的增加，种植体、皮质骨的 von Mises 应力值及钛支架的变形量均呈降低趋势。当皮质骨厚度从 1 mm 增加到 2 mm 时，综合两种骨密度比较，5 号位点种植体及皮质骨 von Mises 应力值分别下降了 42.04%，56.31%，钛支架变形量下降了 21.52%。高密度组 5 号位点种植体、皮质骨 von Mises 应力值及钛支架变形量分别比低密度组降低 33.90%，44.31%，48.53%。

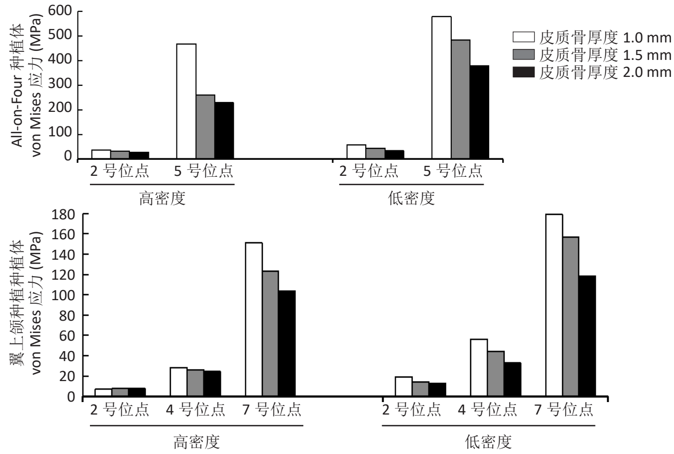


图 5 | 不同皮质骨厚度及松质骨密度下两种种植方案种植体 von Mises 等效应力值
Figure 5 | **The von Mises stress of implant with two implant designs in different cortical thickness and bone density**

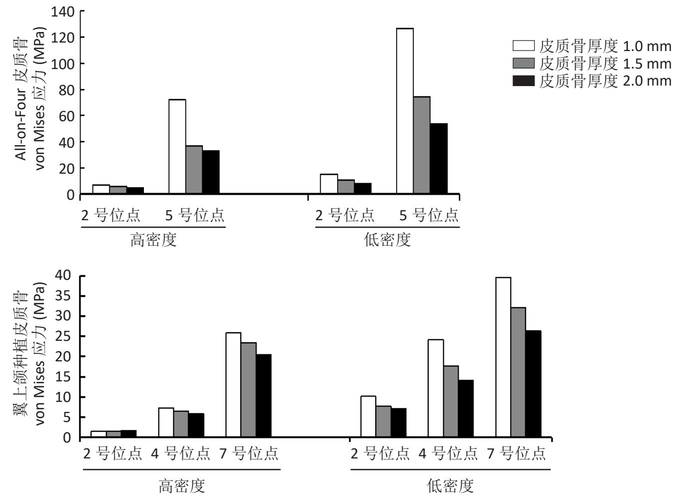


图 6 | 不同皮质骨厚度及松质骨密度下两种种植方案皮质骨 von Mises 等效应力值
Figure 6 | **The von Mises stress of cortical bone with two implant designs in different cortical thickness and bone density**

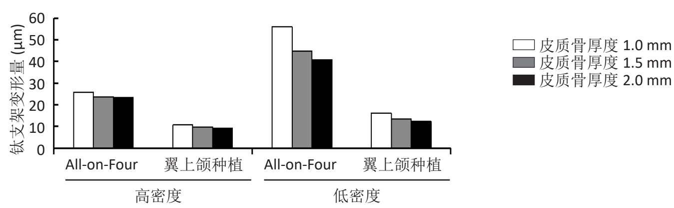


图 7 | 不同皮质骨厚度及松质骨密度下两种种植方案钛支架变形量
Figure 7 | **Deformation of titanium framework with two implant designs in different cortical thickness and bone density**

翼上颌种植方案中，7 号位点种植体及皮质骨 von Mises 值最大，相同松质骨密度下，对比 3 种不同骨厚度下的模型数据，发现随着皮质骨厚度的增加，种植体、皮质骨 von Mises 应力值及钛支架的变形量整体呈降低趋势。当皮质骨厚度从 1 mm 增加到 2 mm 时，综合两种骨密度比较，7 号位点种植体及皮质骨 von Mises 应力值分别下降了 32.78%，28.51%，钛支架变形量下降了 19.51%。高密度组 7 号位点种植体、皮质骨 von Mises 应力值及钛支架变形量分别比低密

度组降低 16.79%，28.85%，29.26%。

以上结果提示，厚层皮质骨及高密度松质骨有利于种植体及上部修复体的整体应力分散，且皮质骨厚度及松质骨密度改变对 All-on-Four 种植方案的影响相较于翼上颌种植方案更为显著。

2.3 不同种植方案的应力分布 将两组种植方案下前部位点及后部位点的种植体、皮质骨 von Mises 应力值及钛支架变形量进行比较分析，All-on-Four 组前部位点及后部位点下种植体、皮质骨的 von Mises 应力值及钛支架变形量均大于翼上颌种植组 (P < 0.05)，见**表 5**。

表 5 | 不同种植方案间种植体、皮质骨的 von Mises 应力及钛支架变形量比较

Table 5 | Comparison of von Mises stress of implant and cortical bone and deformation of titanium framework in different implant designs

项目	All-on-four 组	翼上颌种植组	t 值	P 值
von Mises 应力 (MPa)				
前部位点种植体	38.422±11.191	11.357±4.923	9.169	0.000
前部位点皮质骨	8.678±3.819	4.932±3.817	5.432	0.003
后部位点种植体	399.658±136.265	138.825±28.301	5.810	0.002
后部位点皮质骨	66.018±34.192	27.952±6.875	3.367	0.020
钛支架变形量 (μm)	35.778±13.539	11.935±2.604	5.318	0.003

3 讨论 Discussion

有限元分析法是继电阻应变片测试法、光弹法、机械法等传统生物力学分析法后的一种数值模拟方法，通过精确的建模获得可预测的力学结果，在口腔医学领域中被广泛应用 [28-29]。此次实验采用自动化划分网格及布尔运算，保持了模型间原有的几何逻辑关系，可以很好地反映原始颌骨形态。SCHULLER-GÖTZBURG 等 [30] 发现种植体有无螺纹对应力分布的影响没有显著差异，基于计算效率等考量，此次实验采用了简化螺纹的种植体模型。

皮质骨厚度以及松质骨密度是影响骨和种植体应力分布的关键因素 [31]。MIYAMOTO 等 [32] 对上颌骨皮质骨厚度进行测量及统计，发现上颌骨皮质骨平均厚度为 (1.49±0.34) mm，且萎缩上颌骨主要以 D3、D4 类为主 [2]，根据 Lekholm 和 Zarb 分类法 [33]，D3 类骨为薄层皮质骨包绕高密度骨小梁，D4 类骨为薄层皮质骨包绕低密度骨小梁。因此，此次实验结合临床设定了 1.0，1.5，2.0 mm 3 种皮质骨厚度，两种松质骨密度使研究更全面。

此次实验结果显示，两种种植方案在 1 mm 皮质骨厚度下种植体及周围皮质骨 von Mises 应力值均为最大，随着皮质骨厚度的增加，种植体、皮质骨的 von Mises 应力值均呈降低趋势。此外，将 2 种不同骨密度的模型数据进行比较，发现在两种种植方案下，骨密度增大均会使种植体及周围皮质骨 von Mises 应力值降低，这与 OKUMURA 等 [34]、SUGIURA 等 [35] 对单颗种植体的研究结果相一致。虽然以上研究对象为单颗植体，此次实验研究对象为整体式修复，但皮质骨厚度及松质骨密度增大均能改善种植体及其周围骨的应力分布，这一规律是比较明确的。种植体周围应力集中会导致边缘骨吸收，从而影响种植体的长期稳定性 [36]。BECKER 等 [37] 的研究发现，相较于厚层皮质骨种植，薄层皮质骨种植可使患者丧失至少一个种植体的概率增加 130%。HAKIM 等 [38]、KIM 等 [2] 认为，通过术前 CT 评估种植体放置部位的骨质和骨量来预测种植体的预后是可行的，当术前发现患者皮质骨厚度较薄或松质骨密度较低时，应行植骨或骨挤压术以提高种植体的远期成功率。

除对种植体和周围骨组织的 von Mises 应力进行对比研究外，实验还对钛支架变形量进行了计算和分析，发现所有模型支架变形最大处均在最远端，这也解释了为何在临床实践中上部修复体的折裂位置主要发生在靠近悬臂的末端植体或最远端悬臂处 [39-40]。结合皮质骨厚度及松质骨密度的变化，研究者发现当皮质骨厚度从 1 mm 增加到 2 mm 时，All-on-Four 组钛支架变形量下降了 21.52%，翼上颌种植组钛支架变形量下降了 19.51%。All-on-Four 种植方案下高密度松质骨组钛支架变形量比低密度组下降了 48.53%，翼上颌种植方案下高密度组钛支架变形量比低密度组下降了 29.26%。该结果表明相较于皮质骨厚度的改变，松质骨密度的改变对上部支架的变形影响更大。FISCHERD 等 [41] 临床研究指出，无牙颌上部修复体的 10 年生存率仅为 82%，在全口固定义齿修复中，使用大跨度义齿时会产生更多的并发症。种植体及上部修复体的折裂、松动等是种植修复后常见的机械并发症。从力学角度分析，上部修复体的折裂与材料受力后的疲劳变形有关。在咬合力作用下，金属支架会发生一定的变形，当变形量处于弹性形变范围内，解除受力则可以恢复到原本的形状，若受力超出弹性极限时，金属支架将会发生永久变形甚至断裂 [42-43]。频繁的维修处理不仅降低患者对医生的信任度，也会影响患者自身生活质量。因此结合此次实验，在临床上对于松质骨密度较低的患者，上部修复体牙尖形态更应低平，以避免产生过大的侧向力影响修复体的远期预后。

种植设计方案是医生和患者尤为关注的问题。All-on-Four 和翼上颌种植即刻修复术后种植体的累计成活率均处于较高水平 [44-45]。由于翼上颌种植需要术者进行一段距离的盲视操作，涉及的解剖结构更为复杂，因此手术风险也更大。当可以使用 All-on-Four 种植技术恢复患者缺失牙列时，是否有必要使用翼上颌种植体一直是很多医生及患者的疑问。此次实验结果显示，翼上颌种植设计在同种骨质条件下种植体和周围骨 von Mises 应力值及钛支架变形量均低于 All-on-Four 组 (P < 0.05)。咬合负荷引起的应力传递主要发生在种植体与周围骨接触的区域，接触面积越小发生咬合过载的可能性越大 [46]。在翼上颌种植中存在 6 颗种植体，并且翼上颌种植体穿过上颌牙槽嵴顶至腭骨锥突及蝶骨翼突获得了多层皮质骨固位，有效避免悬臂，从而使力更好地传递到骨组织。但 All-on-Four 种植方案仅有 4 颗种植体且倾斜植体仅通过牙槽嵴顶一层皮质骨，导致种植体与骨的接触面积小并存在悬臂，可能是以上结果出现的原因。一项系统性综述表明，种植体数量影响修复体的远期成功率，6 颗或更多种植体支持的修

复体预后优于6颗以下的种植体数目[47]，与此次实验结果相符合。因为上颌窦的气化及上颌骨的萎缩，All-on-Four 种植设计中悬臂的存在可能是不可避免的，这会增加种植体周围骨吸收及上部修复体机械并发症的风险。BRÅNEMARK 等[48]对采用4颗及6颗种植体修复的无牙颌患者进行10年的回顾性研究，发现两组个体种植体及修复体的存活率表现相同，并对无牙颌患者是否应尽可能多的安放种植体提出质疑。此次实验结果证实，All-on-Four 种植设计中种植体及周围骨 von Mises 应力和上部修复体变形量均比翼上颌种植方案大($P < 0.05$)。BALAJI 等[49]临床报告指出，翼上颌种植体在骨结合后可以更好地抵抗咀嚼力，与此次实验结果相互印证。

综上，在此次实验研究范围内，从生物力学角度看，厚层皮质骨及高密度松质骨更有利于种植固定修复的应力分布，建议术前对种植位点的皮质骨厚度及松质骨密度进行仔细评估。不同种植方案在相同骨质下的应力表现有所不同，结合实验结果，翼上颌种植方案较 All-on-Four 种植方案表现出更为合理的力学行为，是无牙颌患者固定种植修复更为有效的种植方案。由于实验是基于离散化的仿真模拟研究，不能完全代表临床实际情况，后期仍需结合临床对照试验及长期随访进一步验证，但仍可为临床医师面临骨量不足无牙颌患者基于生物力学原则建立以终为始、未来可期的种植方案提供一定的参考价值。

作者贡献：朱琳、王璨负责资料收集和实验设计，朱琳负责实验实施和成文，顾卫平、陈岗负责实验方法的指导及审校。

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。

出版规范：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》。文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。文章经小同行外审专家双盲外审，同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

4 参考文献 References

[1] LEUNG M, ALGHAMDI R, GUALLART I F, et al. Patient-Related Risk Factors for Maxillary Sinus Augmentation Procedures: A Systematic Literature Review. Int J Periodontics Restorative Dent. 2021;41(3): e121-e128.

[2] KIM J, LIM Y, KIM B, et al. How Do Parameters of Implant Primary Stability Correspond with CT-Evaluated Bone Quality in the Posterior Maxilla? A Correlation Analysis. Materials. 2021;14(2):270.

[3] TESTORI T, WEINSTEIN T, TASCHIERI S, et al. Risk factors in lateral window sinus elevation surgery. Periodontology 2000. 2019;81(1):91-123.

[4] RAGUCCI GM, ELNAYEF B, SUÁREZ-LÓPEZ DEL AMO F, et al. Influence of exposing dental implants into the sinus cavity on survival and complications rate: a systematic review. Int J Implant Dent. 2019; 5(1):6.

[5] DEL FABBRO M, TESTORI T, KEKOVIC V, et al. A Systematic Review of Survival Rates of Osseointegrated Implants in Fully and Partially Edentulous Patients Following Immediate Loading. J Clin Med. 2019; 8(12):2142.

[6] GUTIÉRREZ MUÑOZ D, OBRADOR ALDOVER C, ZUBIZARRETA-MACHO Á, et al. Survival Rate and Prosthetic and Sinus Complications of Zygomatic Dental Implants for the Rehabilitation of the Atrophic Edentulous Maxilla: A Systematic Review and Meta-Analysis. Biology. 2021;10(7):601.

[7] SIGNORINI L, FAUSTINI F, SAMARANI R, et al. Immediate fixed rehabilitation supported by pterygoid implants for participants with severe maxillary atrophy: 1-Year postloading results from a prospective cohort study. J Prosthet Dent. 2021;126(1):67-75.

[8] MALÓ P, DE ARAÚJO NOBRE M, LOPES A, et al. The All-on-4 concept for full-arch rehabilitation of the edentulous maxillae: A longitudinal study with 5-13 years of follow-up. Clin Implant Dent Relat Res. 2019;21(4): 538-549.

[9] STELLA JP, WARNER MR. Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomaticus dental implants: a technical note. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15(6):889-893.

[10] MALÓ P, RANGERT B, NOBRE M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res. 2005; 7 Suppl 1:S88-S94.

[11] 周磊，岳新新 .All-on-Four 技术在口腔种植领域中的应用进展 [J]. 口腔疾病防治 ,2017,25(1):1-7.

[12] KWON T, BAIN PA, LEVIN L. Systematic review of short- (5-10 years) and long-term (10 years or more) survival and success of full-arch fixed dental hybrid prostheses and supporting implants. J Dent. 2014; 42(10):1228-1241.

[13] BALSHI TJ, WOLFINGER GJ, BALSHI SF. Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14(3):398-406.

[14] ZHONG J, GUAZZATO M, CHEN J, et al. Effect of different implant configurations on biomechanical behavior of full-arch implant-supported mandibular monolithic zirconia fixed prostheses. J Mech Behav Biomed Mater. 2020;102:103490.

[15] MALÓ P, NOBRE MD, LOPES A. The rehabilitation of completely edentulous maxillae with different degrees of resorption with four or more immediately loaded implants: a 5-year retrospective study and a new classification. Eur J Oral Implantol. 2011;4(3):227-243.

[16] DI STEFANO DA, AROSIO P, PERROTTI V, et al. Correlation between Implant Geometry, Bone Density, and the Insertion Torque/Depth Integral: A Study on Bovine Ribs. Dent J (Basel). 2019;7(1):25.

[17] VAN STEENBERGHE D, JACOBS R, DESNYDER M, et al. The relative impact of local and endogenous patient-related factors on implant failure up to the abutment stage. Clin Oral Implants Res. 2002;13(6):617-622.

[18] OZAN O, KURTULMUS-YILMAZ S. Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018;33(1):64-71.

[19] LIU X, PANG F, LI Y, et al. Effects of Different Positions and Angles of Implants in Maxillary Edentulous Jaw on Surrounding Bone Stress under Dynamic Loading: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. Comput Math Methods Med. 2019;2019:8074096.

[20] WANG X, ZHANG T, YANG E, et al. Biomechanical Analysis of Grafted and Nongrafted Maxillary Sinus Augmentation in the Atrophic Posterior Maxilla with Three-Dimensional Finite Element Method. Scanning. 2020;2020:8419319.

[21] YALÇıN M, KAYA B, LACIN N, et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Effect of Endosteal Implants with Different Macro Designs on Stress Distribution in Different Bone Qualities. Int J Oral Max Impl. 2019;34(3):E43-E50.
[22] RODRÍGUEZ X, RAMBLA F, DE MARCOS LOPEZ L, et al. Anatomical study of the pterygomaxillary area for implant placement: cone beam computed tomographic scanning in 100 patients. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29(5):1049-1052.
[23] ARAUJO RZ, SANTIAGO JÚNIOR JF, CARDOSO CL, et al. Clinical outcomes of pterygoid implants: Systematic review and meta-analysis. J Craniomaxillofac Surg. 2019;47(4):651-660.
[24] IHDE S, PAKA U, JARZB S, et al. Three-Dimensional Determination of the Fusion Zone between the Distal Maxilla and the Pterygoid Plate of the Sphenoid Bone and Considerations for Implant Treatment Procedure. Appl Sci. 2021;11(1):30.
[25] 王璨 , 顾卫平 , 蒋煜彬 , 等 . 不同种植设计对下颌无牙颌应力影响的有限元分析 [J]. 中国组织工程研究 ,2022,26(4):573-578.
[26] MERICSKE-STERN R, ASSAL P, MERICSKE E, et al. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10(3):345-353.
[27] 董海东 , 汤春波 , 周储伟 , 等 .6 颗种植体支持的上颌无牙颌固定义齿应力分布研究 [J]. 实用口腔医学杂志 ,2016,32(5):659-663.
[28] LISIAK-MYSZKE M, MARCINIAK D, BIELIŃSKI M, et al. Application of Finite Element Analysis in Oral and Maxillofacial Surgery-A Literature Review. Materials (Basel, Switzerland). 2020;13(14):3063.
[29] CICCIÙ M. Bioengineering Methods of Analysis and Medical Devices: A Current Trends and State of the Art. Materials (Basel, Switzerland). 2020;13(3):797.
[30] SCHULLER-GÖTZBURG P, ENTACHER K, PETUTSCHNIGG A, et al. Sinus elevation with a cortical bone graft block: a patient-specific three-dimensional finite element study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012; 27(2):359-368.
[31] OLIVEIRA H, BRIZUELA VELASCO A, RÍOS-SANTOS J, et al. Effect of Different Implant Designs on Strain and Stress Distribution under Non-Axial Loading: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Environ Res Public Health. 2020;17(13):4738.
[32] MIYAMOTO I, TSUBOI Y, WADA E, et al. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. Bone. 2005;37(6):776-780.
[33] LEKHOLM U, ZARB GA. Patient selection and preparation. Tissue Integrated Prostheses. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc., 1985: 199-209.
[34] OKUMURA N, STEGAROIU R, KITAMURA E, et al. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthodont Res. 2010;54(3):133-142.
[35] SUGIURA T, YAMAMOTO K, HORITA S, et al. The effects of bone density and crestal cortical bone thickness on micromotion and peri-implant bone strain distribution in an immediately loaded implant: a nonlinear finite element analysis. J Periodontal Implant Sci. 2016;46(3):152-165.
[36] AYALI A, ALTAGAR M, OZAN O, et al. Biomechanical comparison of the All-on-4, M-4, and V-4 techniques in an atrophic maxilla: A 3D finite element analysis. Comput Biol Med. 2020;123:103880.
[37] BECKER W, HUJOEL PP, BECKER BE, et al. Osteoporosis and implant failure: an exploratory case-control study. J Periodontol. 2000;71(4): 625-631.
[38] HAKIM SG, GLANZ J, OFER M, et al. Correlation of cone beam CT-derived bone density parameters with primary implant stability assessed by peak insertion torque and periotest in the maxilla. J Craniomaxillofac Surg. 2019;47(3):461-467.
[39] DRAGO C, HOWELL K. Concepts for Designing and Fabricating Metal Implant Frameworks for Hybrid Implant Prostheses. J Prosthodont. 2012;21(5):413-424.
[40] 王稚英 , 李瑞飘 . 无牙颌即刻负重种植义齿风险因素的研究进展 [J]. 口腔医学研究 ,2019,35(9):821-826.
[41] FISCHER K, STENBERG T. Prospective 10-year cohort study based on a randomized, controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. part II: prosthetic outcomes and maintenance. Clin Implant Dent Relat Res. 2013;15(4):498-508.
[42] RASMUSSEN EJ. Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. J Prosthet Dent. 1987;57(2):198-204.
[43] TAYLOR TD. Prosthodontic Complications Associated with Implant Therapy. Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 1991;3(4):979-991.
[44] GHERLONE E, CAPPARÉ P, VINCI R, et al. Conventional Versus Digital Impressions for “All-on-Four” Restorations. Int J Oral Maxillofac Implants. 2016;31(2):324-330.
[45] SIGNORINI L, FAUSTINI F, SAMARANI R, et al. Immediate fixed rehabilitation supported by pterygoid implants for participants with severe maxillary atrophy: 1-Year postloading results from a prospective cohort study. J Prosthet Dent. 2021;126(1):67-75.
[46] SANTIAGO JUNIOR JF, VERRI FR, ALMEIDA DADF, et al. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2016;63:292-300.
[47] SCHNEIDER D, MARQUARDT P, ZWAHLEN M, et al. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. Clin Oral Implan Res. 2009; 20(Suppl 4):73-86.
[48] BRÅNEMARK PI, SVENSSON B, VAN STEENBERGHE D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. Clin Oral Implants Res. 1995;6(4):227-231.
[49] BALAJI VR, LAMBODHARAN R, MANIKANDAN D, et al. Pterygoid Implant for Atrophic Posterior Maxilla. J Pharm Bioallied Sci. 2017;9(Suppl 1): S261-S263.

(责任编辑：GW，ZN，ZJP)