口腔医学

DOI:10.13406/j.cnki.cyxb.001088

球帽与 Locator 式下无牙颌 4 种植体覆盖义齿的三维有限元分析

沈　丹,付小明,王　超,徐　凌

(重庆医科大学附属口腔医院修复科、口腔疾病与生物医学重庆市重点实验室、重庆市高校市级口腔生物医学工程重点实验室,重庆　401147)

【摘　要】目的:通过建立 4 种植体支持的下无牙颌覆盖义齿的三维有限元模型,分析不同受力方式下 Locator 与球帽 2 种连接方式对下颌骨、种植体及基台应力分布的影响。**方法**:采集下无牙颌患者的锥形束 CT(cone beam computerized tomography,CBCT)数据,应用 Mimics、Gomagic Studio、SolidWorks 软件分别建立 Locator 与球帽 2 种连接方式种植覆盖义齿的三维有限元模型,结合 ANSYS 软件分析其在不同受力方式下颌骨、种植体及基台的应力分布情况。**结果**:①不同受力方式下,2 种连接方式中种植体颈部周围及下颌骨正中舌侧下缘区皮质骨出现应力集中,而最大等效应力(von-Mises 应力)位于颌骨正中舌侧下缘皮质骨区;②种植体的 von-Mises 应力集中在种植体颈部及其与附着体基台连接部;③同种受力方式下,Locator 连接的以上应力集中区的应力均小于球帽连接。**结论**:①4 种植体覆盖义齿的最大 von-Mises 应力位于下颌骨正中舌侧下缘区皮质骨,而非种植体颈部周围皮质骨;②Locator 连接较球帽连接的种植覆盖义齿的 von-Mises 更小,更有利于牙槽骨的生理健康和种植体的长期存留。

【关键词】下无牙颌;4 种植体;覆盖义齿;球帽;Locator;三维有限元

【中图分类号】R318.01;R783.2;R783.6　　**【文献标志码】**A　　**【收稿日期】**2016-05-24

Three-dimensional finite element analysis of edentulous mandibular four-implant overdenture via ball cap and Locator connection

Shen Dan, Fu Xiaoming, Wang Chao, Xu Ling

(*Department of Prosthodontics, Stomatological Hospital of Chongqing Medical University; Chongqing Key Laboratory of Oral Diseases and Biomedical Sciences; Chongqing Municipal Key Laboratory of Oral Biomedical Engineering of Higher Education*)

【Abstract】*Objective*: To analyze the influence of two connection ways via ball cap and Locator on stress distribution of mandible, implants and abutments under different loading modes by establishing finite element models of edentulous mandibular four-implant-supported overdenture. ***Methods***: The cone beam computerized tomography (CBCT) data of edentulous mandibular patients were collected, and three-dimensional finite element models of implant-supported overdenture via ball cap and Locator connections were established respectively by Mimics, Gomagic Studio, Solid Works software, and stress distribution on the mandible, implants and abutments under different loading modes was analyzed combined with ANSYS software. ***Results***: ①Under different loading modes, stress concentration was found on cortical bone of the neck of implants and lower margin of mandible median lingual region via the two connection ways, but the max equivalent stress (von Mises stress) was located on cortical bone of lower margin of mandible median lingual region. ②Stress concentration was found on the neck of implants and the contact zone of implants and abutments. ③Stress of the above areas of stress concentration via Locator connection was lower than that of ball cap connection under the same loading mode. ***Conclusion***: ①The max von-Mises tress of four-implant-supported overdenture is located on cortical bone of lower margin of mandible median lingual region, rather than cortical bone the neck of implants. ②The von-Mises tress of overdenture by Locator connection is lower than that of ball cap connection; overdenture via Locator connection is more favorable to the physical health of alveolar bone and long-term persistence of implants.

【Key words】edentulous mandible; four implants; overdenture; ball cap; Locator; three-dimensional finite element

作者介绍:沈　丹,Email:1220938208@qq.com,研究方向:口腔种植修复。

通信作者:付小明,Email:fuxiaoming1256@sina.com。

基金项目:国家青年科学基金资助项目(编号:81400572);重庆市医学科研计划资助项目(编号:20142051);重庆市基础与前沿研究计划资助项目(编号:cs2015jcyjA10027);2016 年重庆高校创新团队建设计划资助项目;重庆市卫生局医学科研计划资助项目(编号:2013-2-071)。

优先出版:http://www.cnki.net/kcms/detail/50.1046.r.20161215.1151.042.html (2016-12-15)

传统的全口义齿修复对牙槽骨严重萎缩的患者而言，稳定性差、固位力不足，难以达到理想的修复效果，尤其是下颌牙列长期缺失的患者。口腔种植技术的发展很好地解决了牙列缺失患者全口义齿固位的难题[1-2]。如今，双种植体支持的下颌种植覆盖义齿理论被公认为是下无牙颌患者的最佳治疗方式[3]。但在实际临床应用中，双种植体支持的覆盖义齿由于数目严重受限，一旦任何一枚种植体出现不可预期的问题，都有可能导致整个覆盖义齿修复失败。基于临床的现实需求，医生及患者往往选择四种植体支持的覆盖义齿，其中一枚种植体失败，并不影响覆盖义齿的功能与长期使用。Shigemitsu 等[4]指出，4 种植体支持的下颌覆盖义齿中，种植体周围皮质骨及种植体颈部的应力明显低于双种植体支持的下颌覆盖义齿，所支持骨组织、种植体及基台上的应力减小可有效降低种植修复后期并发症的发生风险。Liu 等[5]进一步的研究发现，双种植体支持的下颌覆盖义齿因为 2 枚种植体所形成的支承线而出现明显的前后向旋转，义齿的稳定性不足，并对种植体形成长期的间歇性前后向撬动力，破坏种植体骨结合的长期稳定。这些均与 Feine 等[3]“2 枚种植体支持的下颌覆盖义齿是无牙颌患者的最佳选择”的结论不一致。因此，临床上为了保证患者的长期效果，往往会选择四种植体支持的覆盖义齿，其中包涵杆卡、切削杆、套筒冠、球帽、Locator 等多种连接方式。但由于适应证、操作便利性、成本等原因，临床最常用的连接方式主要有 Locator 与球帽连接 2 种方式。下无牙颌患者往往由于后部牙槽骨严重吸收骨量不足而无法植入种植体，鉴于以上原因，本研究选取颏孔区 4 种植体支持的分别由 Locator 和球帽 2 种方式连接的下颌覆盖义齿进行分析。而修复后远期出现的中央螺丝松动、折断以及种植体颈部骨吸收等常见的并发症，直接影响种植覆盖义齿的功能和使用，其根本原因是义齿在口内受力时种植体颈部皮质骨以及种植体与基台连接处应力集中而导致的生物力学并发症。因此，本研究从生物力学角度，应用 Mimics、Gomagic Studio、SolidWorks 以及 ANSYS 有限元分析软件分别建立下颌两侧颏孔区四种植体支持的球帽及 Locator 连接的下无牙颌种植覆盖义齿三维有限元模型，分析不同加载条件下 2 种连接方式对种植覆盖义齿的生物力学影响，以期为临床上选择附着体类型提供依据。

1 材料与方法

1.1 材料

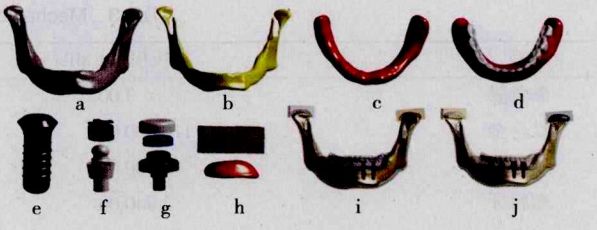
CBCT（美国、德国 卡瓦集团）、FREEDOM 500 数字扫描仪（韩国）；Mimics 软件（比利时 Materialise 公司）、Gomagic Studio（美国 Gomagic 公司）、SolidWorks（法国达索公司）、ANSYS 软件（美国 ANSYS 公司）。

1.2 样本采集

在重庆医科大学附属口腔医院上清寺院区修复科就诊的患者中选取 1 例下无牙颌健康成年男性，征得患者同意并签署知情同意书，利用 CBCT 对其进行扫描，所得影像文件以 DICOM 文件格式保存。

1.3 三维模型的建立

1.3.1 无牙颌下颌骨、松质骨、下颌全口义齿及黏骨膜三维模型的建立 将 DICOM 格式的文件导入 Mimics 软件，调整阈值（thresholding），选取完整下颌骨 CT 断层图像进行编辑，将初步建立的模型保存并导入 Gomagic Studio 软件，利用该软件对模型进行精修，最终建立的下颌骨及松质骨的三维模型如图 1 所示；用 FREEDOM 500 数字扫描仪扫描石膏模型，保存数据用以建立黏骨膜。下颌全口义齿由重庆晶义美齿加工中心制作，用 FREEDOM 500 数字扫描仪扫描义齿，将 2 个数据文件导入 Gomagic Studio 软件中进行处理、精修，最终建立的黏骨膜及下颌全口义齿的三维模型如图 1 所示。



a：下颌骨（含皮质骨和松质骨）；b：松质骨；c：黏骨膜；d：下颌义齿；e：种植体；f：球帽附着体；g：Locator 附着体；h：皮质骨块和关节盘；i：完整有限元模型 A；j：完整有限元模型 B

图 1 模型展示

Fig.1 Models representation

1.3.2 种植体及附着体三维模型的建立 本实验采用 ITI 标准种植系统，所用种植体为软组织水平，种植体直径 4.1 mm，骨内段长度 10 mm，穿龈高度 3 mm，螺纹高度 0.3 mm，螺纹间距 1.0 mm，运用 SolidWorks 软件的草图功能绘制种植体及附着体的截面几何图形，在软件的零件设计模块中进行建模。为了方便建模，本实验将种植体内部基台的螺纹面简化为圆柱面。建立的种植体及 2 种附着体的三维模型如图 1 所示。

1.3.3 2 种连接方式种植覆盖义齿有限元模型的建立 将建好的三维模型导入 SolidWorks 软件中，调整模型位置。在

下颌 33、35 及 43、45 的位置各放置 1 枚种植体，将调整好的模型保存并导入 ANSYS 软件中，建成完整的球帽连接及 Locator 连接的 4 种植体支持的下颌覆盖义齿模型，简称模型 A 和模型 B(图 1)。实验采用四面体四单元网格划分方式对模型进行网格划分，每个模型的单元数及节点数见表 1。

表 1 模型总的单元数及节点数

Tab.1 Total elements and notes of the model

模 型	单元数	节点数
模型 A	381 232	611 100
模型 B	364 996	584 016

1.4 材料的生物力学参数

本实验进行线性有限元应力分析，除皮质骨和松质骨外，假设模型中各种材料及组织均为均质、连续、各向同性的线弹性材料。下颌骨为非均质的、各向异性的非弹性材料[5-6]，其力学参数见表 2。模型 A 和模型 B 其他材料的力学参数见表3。

1.5 边界条件及加载条件

为了更真实地模拟下颌骨在运动时的状况，确保研究结果的准确性及可靠性，实验考虑了咬肌(masseter,M)、颞肌(temporalis,T)、翼内肌(medial pterygoid,MP)，翼外肌(lateral pterygoid,LP)、二腹肌(digastric,D)的前腹和颞下颌关节对下颌骨的支持固定作用。各肌肉附着位点参考相关文献[11-12](图 2)。本实验建立了关节盘模型，并在关节盘上设定了 2个皮质骨块代替关节窝(图 1)，对下颌骨进行约束。

2 个模型按以下 2 种方式进行加载：F1，右下第一磨牙颌面 120 N 垂直加载；F2，右下第一磨牙颌面 120 N 斜向加载(舌颊向倾斜 30°)，如图 2 所示。

1.6 结果参数设置及评估指标

种植体、基台、皮质骨取其等效应力，即 von-Mises 应力，反映受力时的形变破坏情况。在 ANSYS 软件中设置好各项参数后，计算机会自动计算出结果，本实验的结果图示为程序自动生成。图中彩色条码的颜色由蓝、绿、黄到红表示数值从小到大。

表 2 下颌骨的力学参数

Tab.2 Mechanical properties of mandible

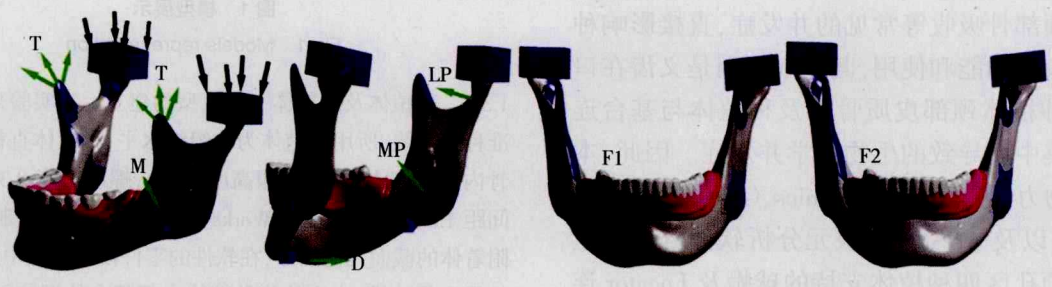
	E_x	E_y	E_z	G_{xy}	G_{xz}	G_{yz}	v_{xy}	v_{xz}	v_{yz}
皮质骨	12 500	17 900	26 600	4 500	5 300	7 100	180	310	280
松质骨	210	1 148	1 148	68	68	434	55	55	322

注：E. 杨氏模量（MPa）；G：剪切弹性模量（MPa）；v：泊松比；x、y、z 分别表示 x 轴、y 轴、z 轴

表 3 材料的力学参数

Tab.3 Mechanical properties of the materials

材料	杨氏模量（MPa）	泊松比	引自文献
黏骨膜	3.00	0.45	[7]
钛合金	110 000.00	0.35	[8~10]
基托	3 000.00	0.35	[10]
塑料牙	2 940.00	0.30	[7]
尼龙	28.30	0.30	[5]
关节盘前部	44.10	0.40	[11]
关节盘后部	0.49	0.49	[11]



黑色箭头表示皮质骨块对颞下颌关节的固定，绿色箭头表示肌肉附着位点，红色箭头表示加力方向

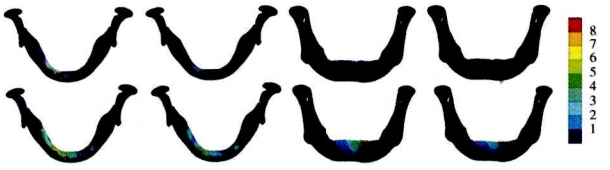
图 2 有限元模型边界条件及加载方式

Fig.2 Boundary condition and loading mode of the finite element model

2 结 果

2.1 皮质骨的应力分布

F1、F2 两种加载条件下，2 个模型中种植体颈部周围及下颌骨正中舌侧下缘区皮质骨出现应力集中，von-Mises 应力值最大的部位均位于下颌骨正中舌侧下缘区皮质骨(图3)。



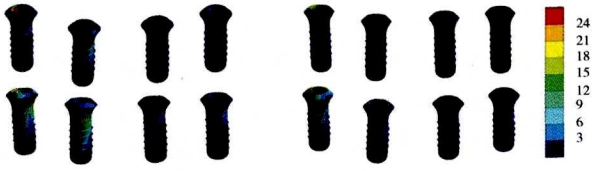
第 1 排为 F1 加载条件下的皮质骨；第 2 排为 F2 加载条件下的皮质骨；第 1、3 列为模型 A，第 2、4 列为模型 B

图 3 皮质骨的 von-Mises 应力分布

Fig.3 von-Mises stress distribution of cortical bone

2.2 种植体的应力分布

F1、F2 两种加载条件下，2 个模型中种植体上的 von-Misses 应力主要集中在种植体颈部及种植体与基台连接处(图 4)。



第 1 排为 F1 加载条件下的种植体；第 2 排为 F2 加载条件下的种植体；第 1~4 列为模型 A，第 2~8 列为模型 B

图 4 种植体的 von-Mises 应力分布

Fig.4 von-Mises stress distribution of implants

2.3 皮质骨、种植体及基台的最大 von-Mises 应力值比较

同种加载条件下，模型 B 中皮质骨、种植体及基台的最大 von-Mises 应力值(应力峰值)均小于模型 A(图 5、表 4)。

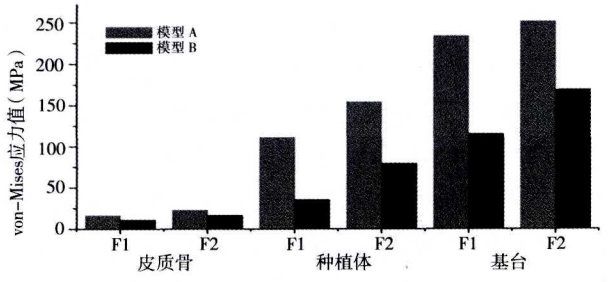


图 5 皮质骨、种植体及基台的 von-Mises 应力比较

Fig.5 Comparisons of the von-Mises stress of cortical bone, implant and abutment

表 4 皮质骨、种植体及基台的应力峰值(MPa)

Tab.4 Peak stress of cortical, implant and abutment(MPa)

	模型 A		模型 B	
	F1	F2	F1	F2
皮质骨	16.699	22.936	11.051	16.534
种植体	111.04	154.22	35.30	79.01
基台	233.76	251.43	114.82	168.57

3 讨 论

现阶段已有多种方法用于评估种植体周围及骨组织表面的应力分布，包括光弹性应力分析、骨表面的应变测试及有限元分析。与前 2 种方法相比，有限元分析具有以下优势：能精确模拟结构复杂的几何形状及模型；易于对模型进行修改；能模拟模型内部的应力状况及其他的力学性质[13-14]。因此，有限元分析广泛应用于生物力学的理论研究。

下无牙颌样本来源主要有无牙颌患者、健康成年人，本实验选取下无牙颌患者，制作的义齿经扫描后所得的义齿模型更加接近临床，从而提高了实验结果的可信度。以往的无牙颌覆盖义齿的有限元研究中，皮质骨和黏骨膜的建模方法采用偏移或抽壳的方法[10,14]，本实验松质骨模型的建立是基于患者的 CBCT 数据，黏骨膜模型的建立基于 FREDOM 扫描数据，且考虑到下颌骨的非均质及各向异性、肌肉及颞下颌关节对下颌骨的支持与固定作用，建立的有限元模型更加接近临床，使实验结果相对真实、可靠，更具有临床参考意义。

种植体与天然牙不同，由于缺乏牙周膜的缓冲作用，种植体颈部周围骨组织容易吸收，继而造成种植体的松动、脱落。本实验结果表明，种植体的 von-Misses 应力主要集中在种植体颈部及其与基台连接处，与以往“集中在种植体颈部”的研究结果略有不同[11,14]。本研究结果解释了临床上种植体颈部周围骨组织出现吸收及种植体、基台折断现象的原因，也证明了基台在牙合力的传导中起重要作用。

实验结果显示，种植体颈部周围皮质骨及下颌骨前部舌侧下缘区域皮质骨出现应力集中，且 von-Mises 应力值最大的部位位于下颌骨正中舌侧下缘区皮质骨，而不是种植体周围皮质骨，这与以往的研究结果不同[12]，可能是由于在咀嚼过程中下颌骨

前部舌侧下缘区域由于二腹肌的存在，使得此区域相当于一个支点，因此应力集中最明显，骨折的风险相对要高，该结果也印证了下颌骨正中部是下颌骨骨折的好发部位之一。皮质骨能承受的最大应力值是 140~170 MPa[15]。由表 4 可知，本实验 Ball 模型中 2 种加载条件下皮质骨的应力峰值分别为 16.699 MPa 和 22.936 MPa，Locator 模型中 2 种加载条件下皮质骨的应力峰值分别为 11.051 MPa 和 16.534 MPa，均远小于这个极限值，说明不会造成皮质骨骨折。

传递到种植体上的咬合力会随着咀嚼肌产生的肌力而变化，咀嚼肌的活动会影响咬合力的大小以及方向。尽管大部分有限元研究试图运用不同的方法模拟肌力，但是在有限元模型中肌肉的活动很难被模拟。所以，在进行有限元研究时一般习惯性地采用在牙齿或种植体上进行垂直或倾斜加载的方式[4]。鉴于此，本研究选择右下第一磨牙颌面120 N 垂直加载和右下第一磨牙颌面 120 N 斜向加载（舌颊向倾斜 30°）2 种加载方式。结果表明，同种受力方式下，Locator 连接的覆盖义齿中皮质骨、种植体及基台的最大 von-Mises 应力均小于球帽连接，这可能是由于 Locator 连接中的阳性垫片具有一定的弹性，从而起到了一定的应力缓冲作用；还可能是 Locator 附着体的直径较球帽附着体大，这样的外形设计在加载咬合力时，应力会更加分散，因此 Locator 连接的覆盖义齿中皮质骨、种植体及基台的应力值要小。该结果也证明不同连接方式对种植体、基台、种植体及其周围骨组织的应力分布存在差异，这与 Yokoyama 等的研究结果[16]一致，说明 Locator 连接的覆盖义齿比球帽连接的覆盖义齿应力分布好，在延缓种植体周皮质骨的吸收效果方面优于球帽连接，更有利于种植体周围皮质骨的保存；且与球帽连接相比，Locator 连接的覆盖义齿能降低种植体及基台折断的风险，更有利于种植体的长期存留。El-Anwar 等[17]的研究发现，双种植体支持的下颌覆盖义齿中 Locator 附着体较球帽附着体在种植体及基台上的应力小，在延长修复体使用寿命、提供义齿的长期成功率方面更具优势，与本研究结果一致。不同受力方式下，球帽附连接与 Locator 连接中皮质骨、种植体及基台的应力明显增大，说明受力方式也会影响种植体、基台及种植体周围骨组织的应力分布，垂直加载时种植体、基台等主要承受的是轴向力，剪切力比较小，轴向力通过种植体传导至周围的松质骨，应力得到释放，因此产生应力较小；而斜向加载时产生的剪切力较大，较大的剪切力通过种植体主要传导至种植体颈部皮质骨，产生的应力较大。因此，建议临床上排牙时可排成半解剖式或非解剖式以减小种植体、基台及支持组织的应力，提高种植覆盖义齿的长期成功率。

有限元分析是基于体外模型的数学研究，并不能完全模拟临床情形。研究中假设皮质骨、松质骨与种植体达到了完全的骨结合，临床上可能未必如此；为了方便建模，研究中将附着体螺纹部及种植体内部简化为圆柱状，并未能完全模拟出其复杂的结构；本研究的样本量有限，临床上各个患者骨质、骨量情况均有差异，本研究所得出的结果并不能代表所有行四种植体覆盖义齿修复的下无牙颌患者。因此，本实验结果应作为临床上选择附着体类型的参考，但对于同一患者，2 种不同连接方式的对照性研究具有现实意义，该患者 4 种植体支持的附着义齿 Locator 连接优于球帽连接，对于临床上附着体连接方式的选择具有重要的参考意义。当然，具体选择哪种连接方式还要视患者的具体情况而定。对于延缓后部牙槽骨吸收效果而言，Locator 连接是否优于球帽连接，以及对于不同骨量和（或）不同骨质的下无牙颌患者而言，Locator 连接是否优于球帽连接，还有待于进一步的研究证实。

义齿在口内受力时，种植体颈部皮质骨以及种植体与基台连接处往往由于应力集中而出现生物力学并发症，直接影响种植覆盖义齿的功能和使用，并且机械应力在也会影响骨的动态平衡。Ogawa 等[18-19]研究发现，支持组织的应力会随着种植体数目的增加而减小；Meijer 等[20]就双种植体和 4 种植体支持的下颌覆盖义齿进行了 10 年的临床随访研究，指出对于义齿固位和稳定性有要求且考虑费用问题的下无牙颌患者，建议选择双种植体支持的覆盖义齿进行修复。Liu 等[5]进一步的研究发现，双种植体支持的下颌覆盖义齿因为 2 枚种植体所形成的支承线而出现明显的前后向旋转，义齿的稳定性不足，并对种植体形成长期的间歇性前后向撬动力，破坏种植体骨结合的长期稳定。因此，对于种植体数目的选择不能一概而论，要视具体情况而定。今

后可对不同数目种植体支持的不同连接方式覆盖义齿的应力分布进行对比研究，进一步探讨种植体数目及连接方式对种植覆盖义齿应力分布的影响。

参 考 文 献

[1] Wang F, Monje A, Huang W, et al. Maxillary four implant-retained overdentures via Locator® attachment: intermediate-term results from a retrospective study[J]. Clin Implant Dent Relat Res, 2016, 18(3): 571-579.

[2] Koyuncuoglu CZ, Metin S, Saylan I, et al. Full-mouth rehabilitation of a patient with ectodermal dysplasia with dental implants[J]. J Oral Implantol, 2014, 40(6): 714-721.

[3] Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients[J]. Gerodontology, 2002, 19(1): 3-4.

[4] Shigemitsu R, Yoda N, Ogawa T, et al. Biological-data-based finite-element stress analysis of mandibular bone with implant-supported overdenture[J]. Comput Biol Med, 2014, 54: 44-52.

[5] Liu J, Pan S, Dong J, et al. Influence of implant number on the biomechanical behavior of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis[J]. J Dent, 2013, 41(3): 241-249.

[6] Liao SH, Tong RF, Dong JX. Influence of anisotropy on peri-implant stress in complete mandible model from CT[J]. Comput Med Imaging Graph, 2008, 32(1): 53-60.

[7] 巢永烈，魏 红. 全下颌改良杆卡式种植覆盖义齿受冲击载荷的三维各向异性有限元分析[J]. 华西口腔医学杂志，1997，15(3)：195-199.

[8] Behnaz E, Ramin M, Abbasi S, et al. The effect of implant angulation and splinting on stress distribution in implant body and supporting bone: a finite element analysis[J]. Eur J Dent, 2015, 9(3): 311-318.

[9] Verri FR, Santiago Júnior JF, Almeida DA, et al. Three-dimensional finite element analysis of anterior single implant-supported prostheses with different bone anchorages[J]. Scientific World Journal, 2015, 2015: 321528.

[10] Savadi RC, Goyal C. Study of biomechanics of porous coated root form implant using overdenture attachment: a 3D FEA[J]. J Indian Prosthodont Soc, 2010, 10(3): 168-175.

[11] Sarrafpour B, Swain M, Li Q, et al. Tooth eruption results from bone remodeling driven by bite forces sensed by soft tissue dental follicles: a finite element analysis[J]. PLoS One, 2013, 8(3): e58803.

[12] Barão VA, Delben JA, Lima J, et al. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible--a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis [J]. J Biomech, 2013, 46(7): 1312-1320.

[13] Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, et al. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite element study[J]. J Oral Rehabil, 1996, 23(11): 757-763.

[14] O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, et al. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading[J]. Implant Dent, 2000, 9(3): 207-218.

[15] John J, Rangarajan V, Savadi RC, et al. A finite element analysis of stress distribution in the bone, around the implant supporting a mandibular overdenture with ball/o ring and magnetic attachment[J]. J Indian Prosthodont Soc, 2012, 12(1): 37-44.

[16] Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, et al. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2005, 20(4): 578-583.

[17] El-Anwar MI, Yousief SA, Soliman TA, et al. A finite element study on stress distribution of two different attachment designs under implant supported overdenture[J]. Saudi Dent J, 2015, 27(4): 201-207.

[18] Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, et al. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses[J]. J Oral Rehabil, 2010, 37(7): 525-531.

[19] Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, et al. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study[J]. Int J Prosthod, 2010, 23(6): 566-573.

[20] Meijer HJ, Raghoebar GM, Batenburg RH, et al. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: a 10-year clinical trial[J]. Clin Oral Implants Res, 2009, 20(7): 722-728.

（责任编辑：冉明会）