**微钛板间距对下颌升支骨折固定术稳定性影响的有限元分析**

**目的**：采用有限元分析方法研究使用双微钛板对下颌升支骨折固定时，不同微钛板间距设计在术后行使咬合功能时的骨折块相对位移情况，为临床设计两微钛板之间距离提供理论依据。

**方法**：分别建立下颌骨，牙齿，牙周膜，微钛板（强生，厚度1mm）有限元模型。于下颌升支上设置由乙状切迹至下颌角的骨折线，即下颌升支Ⅰ型骨折线。实验通过设计两微钛板的间距分为22组，2mm间距为初始距离，以1毫米为间距增加值，逐步增加两微钛板之间距离至23mm。两骨折块之间设置为摩擦接触，固定双侧髁突，并于双侧第一磨牙施加230N的咬合力，计算在此载荷下两骨折块之间的相对位移情况。

**结果**：通过求解并计算得出以下结果，随着微钛板间距的增加，相对位移值逐渐减少，由间距2mm时的相对位移0.46751mm减小至间距23mm时的相对位移0.105789mm。在间距20mm时的相对位移为0.147448mm，降低至临床骨折一期愈合的相对位移临界值0.15mm之下。

**结论**：在下颌升支骨折使用双微钛板固定术后，行使咬合功能时，骨折固定后的稳定性随两微钛板的间距增加而增加，在间距为20mm时可以达到骨折一期愈合的标准。

**关键词**：下颌骨骨折；坚强内固定；微钛板；固定方法；有限元分析

介绍

下颌骨骨折的损伤机制与其解剖特点密切相关，由于下颌骨是颌面部唯一可活动的骨，且解剖形态较为突出，存在诸多薄弱区，在收外力下容易发生骨折，其发生率在颌面部骨折中占比较大，约为70%[1]。下颌升支位于髁突及喙突下，下颌角上部，骨板厚度较相对下颌体部位较薄，但由于其特殊的的解剖位置而不易发生骨折，骨折发生率仅高于髁突及牙槽突骨折[2-4]。骨折治疗的主要目的是解剖复位及恢复正常咬合，过去常使用非侵入性的保守治疗方法，如颌间固定（maxillomandibularfixation,MMF），而较少使用侵入性治疗方法。但目前的研究表明及指南建议使用切开复位内固定（Open Reduction Internal Fixation，ORIF）的手术方法[5]。

有限元分析法是一种重要的力学研究方法，可通过计算机模拟的方式，在给物体上分配不同材料后施加载荷，来预测物体对力学的反应[6]。1960年，Friedenberg[7]首次将有限元法引入到医学领域。1973年，有限元法被Thresher等[8]首次应用到口腔医学的生物力学研究中。并在口腔医学的各个领域得到了广泛的发展。此方法可以将数字化的影像资料建模，并模拟不同的受力状况，具有无破坏性，实验可重复，结果可量化分析等优点。

在口腔颌面外科学领域，有限元法多被应用于如骨折的发生的力学机制[9]、骨折固定后的稳定性分析[10]等方面的生物力学的研究中。

目前在口腔颌面外科领域，已有大量对骨折固定后稳定性的力学研究，但下颌升支骨折部在双微钛板固定时的间距选择尚存在争议，本研究将通过有限元分析的方法，从生物力学的角度阐明不同微钛板间距对术后稳定性的影响，并探寻术后直接愈合的微钛板间距临界值，为临床手术方案的设计提供理论依据

材料与方法

1.1 下颌骨模型的三维重建：

选取一名健康成年志愿者，使用锥形束计算机断层成像（cone beam computerized tomography，CBCT）扫描志愿者的颌面部。本研究已通过扫延边大学附属医院伦理审核，并在实验前签署了知情同意书，扫描结果储存为DICOM格式。将获得的CBCT影像资料导入医学三维重建软件Mimics 26.0（Materialise，美国）中。通过蒙版指令对CBCT图像进行三维重建，分别重建下颌骨及下颌牙列，并保存为.stl格式。在3-Matic 18.0（Materialise，美国）中对重建后的模型做重画网格，局部光滑等优化处理，并检查是否有重叠面，缺失面等问题。使用“Uniform Offset”命令建立上颌骨的松质骨模型，及建立牙周膜所需的均匀放大后的牙列。

1.2 建立有限元模型

将上述.stl格式的三维模型导入到有限元分析软件Ansys 2021R（ANSYS，美国）的SpaceClaim子模块中，AutoSkin功能可以将三维模型的壳体转化为实体。牙周膜设置为0.25mm厚的均质牙周膜。皮质骨、松质骨、牙槽窝、牙周膜的有限元模型均通过组合功能实现。设置一条Ⅰ类下颌升支骨折线，并在骨折线两端采用微钛板进行固定，本研究使用强生公司四孔微钛板，双微钛板之间设置初始间距2mm，以1mm为步长，逐渐增加两微钛板之间的间距，直至23mm(图1)。

1.3 有限元分析

设定模型各部分的材料参数、网格大小、边界条件并建立参考坐标系，最后施加载荷求解等定向位移。材料属性的赋予参考既往研究所使用的参数[11, 12]（表1），为线性弹性各向同性均质材料。将下颌骨髁突做固定约束，牙、牙周膜及下颌骨之间设置为固定接触，两骨折块间设置为摩擦接触，摩擦参数为0.3，设置垂直于下颌骨及垂直于骨折线的两组坐标系，作为施加载荷及求解相对位移的坐标系，在双侧下颌第一磨牙施加290N的咬合力[13]（图2），并评估两骨折块之间的相对位移。

结果

在两微钛板间距逐渐增加时，相对位移逐渐减少，在间距为20cm时，相对位移为0.105789mm可以达到一期愈合的效果（表）。

讨论：

Agarwal[14] 将下颌升支骨折分为5个分型，Ⅰ型Ⅱ型为垂直型骨折，Ⅰ型起自乙状切迹至下颌角区，Ⅱ型为起自喙突至下颌角区；Ⅲ型为水平型骨折，起自下颌升支前缘至下颌升支后缘；Ⅳ型为斜型骨折，由下颌升支后缘延伸至下颌骨下缘；Ⅴ型骨折为粉碎性骨折。其中Ⅰ型骨折最为常见，约占全部骨折分型的48.5%，故本研究设置为最常见的Ⅰ型骨折线[15, 16]，ORIF是颌面部骨折常用的治疗方式，有可以对骨折进行功能性及解剖性复位；患者可以早期行使功能，便于早期维护口腔卫生等优点。故在临床工作中，选择使用ORIF手术方法的占比较大[14]。

Champy[17, 18]首次提出了下颌角处张力带的概念，即在行使咬合功能时，骨折线上部因为咬合力的原因，会产生较大位移，为张力带，而下部会产生压缩作用，产生位移较小，为压力带，在其研究中阐述了下颌角骨折的理想固定路线，即固定张力带便可达到理想的固定效果。下颌升支骨折不同于下颌角骨折，Ⅰ类下颌升支骨折骨折线线较长，由上至下贯穿整个下颌升支，由文献指出[14]下颌升支骨折需采用两点固定法进行固定，才能达到稳定的固定效果。故本研究设置双微钛板对骨折进行固定。

不同牙位的行使咬合功能时，所产生的咬合力不同，如前牙区的咬合力范围为100~370N，后牙区咬合力范围为50-400N[19]。上述研究中所获取的咬合力均为最大咬合力，而患者术后因为疼痛，肿胀而造成开口受限，且会嘱患者进流食，无法发挥出正常情况下的最大咬合力，故本研究选取的咬合力为轻咬合力，即咀嚼口香糖时的力，约为290N[13]

本研究的结果表明，随着微钛板间距的增加，两骨块之间的相对位移逐渐减小，术后稳定性越好，在行使咬合功能时，前部骨折块发生了向前向下的旋转，位移最大位置发生在乙状切迹处（图），即张力带，与champy的研究结果一致[17, 18]，当上部微钛板距离乙状切迹较近时，很大程度上减少了此处的位移，达到了稳定骨折块的效果。

下颌升支骨折的治疗中，可以选择多种手术入路，如下颌下入路(Risdon入路)，下颌后经咬肌入路及下颌后经腮腺入路[14]。Hinds[20]在1967年首次提出了下颌后经腮腺入路，此后报道了不同改良型入路方法，经咬肌，经后腮腺等多种方法。下颌后入路设计在手术时暴露骨面前需要剥离腮腺鞘，解剖腮腺，并分离保护面神经，因为术中需要对上述重要解剖结构进行牵拉及分离，所以术后并发症的发生率相对较高。有研究报道下颌后入路的术后面神经损伤率高达38%-40%，并有1%的病例会出现永久性面神经损伤的情况[21]。Risdon[22]首次描述了Risdon入路，后被Meyer[23]改良。此入路方式切口更加隐蔽，且不容易出现神经损伤的症状。Prabhu[24]发现使用Risdon入路方法时，仅有16.6%的病例出现了神经损伤的症状，Mehra[25]同样选择Risdon入路设计治疗下颌骨骨折，术后发生神经损伤的病例为23%。

由此可见，Risdon入路的术后并发症发生率更低。Mehra [26]对比了下颌后入路与Risdon入路的暴露范围，统计学结果有显著差异，Risdon入路对乙状切迹位及髁突基底部暴露效果不佳，难以获得足够的暴露范围。

在临床中，术者希望尽量减小患者的切口，以达到美观及减少术后并发症的目的，两微钛板之间的距离过大会导致手术入路的选择发生改变，在能达到最佳术后愈合标准的前提下，减少微钛板的间距可能改变手术入路的选择。

。

骨折的愈合直接影响术后的长期治疗效果，临床上骨折的愈合方式通常分为两种，即直接愈合与间接愈合，直接愈合发生在骨折端紧密接触且固定稳定的情况下。骨折愈合过程通过直接重塑板层骨和哈弗斯系统进行，无需形成骨痂。接触愈合过程迅速，通常在几周到几个月内完成。而间接愈合间隙愈合发生在骨折端之间存在间隙的情况下。骨折愈合过程先形成软骨骨痂和骨膜骨痂，然后进行血管生成、矿化、吸收和重塑，最终形成板层骨。间隙愈合过程缓慢，通常需要几个月到几年的时间才能完成[27]。有研究表明[28]，在骨折相对位移在0.15mm以内的时候，可以达到直接愈合的效果，在此实验中，骨折间隙被设定为1mm，并测量行使功能时，骨折的相对位移量，而本研究中采用了骨折间隙紧密接触的设置，因为在临床中使用ORIF时，骨面暴露的范围较大，医生会在直视的情况下对骨折进行复位，对骨折间隙的控制较好。相对位移即是在受到咬合力时，两骨折块之间的动度，本研究采用设定乙状切迹为原点坐标系的方式（图），在受到咬合力后，原点会发生位移，通过计算两点在空间中的距离（图），来测算两骨折块的相对位移。

实验结果表明，在两微钛板之间的间距为20mm时，两骨折断端之间的相对位移为0.105789mm，即可达到直接愈合的目的。临床中可以根据此距离尽量减小手术切口，如使用Risdom入路，来降低并发症的发生。

本研究存在一定的局限性，在真实的情况下，颌面部还存在肌肉，韧带，腮腺和皮肤等软组织，对术后骨折块的位移产生一定的限制作用，而有限元分析在生万物力学研究中难以完全模拟真实情况，本研究使用了极大值的思想，即设置一个偏大的咬合力，在偏大的咬合力并且未模拟软组织的情况下得出的理论值，在真实情况下相对位移数值会偏小，即在有限元分析中得出的双微钛板间距20mm时相对位移为0.105789mm，在临床实际情况下相对位移数值会更小，此理论值可以满足临床应用条件。

结论

本研究使用有限元分析的方法，研究双微钛板间距对下颌升支术后稳定性的影响，双微钛板间距增加时可以加强骨折术后的稳定性，在间距为20mm时，可以达到一期愈合的临界值，为临床提供理论依据。

1. Pickrell, B. B.; Serebrakian, A. T.; Maricevich, R. S., Mandible Fractures. *Semin Plast Surg* **2017,** 31, (2), 100-107.

2. Boole, J. R.; Holtel, M.; Amoroso, P.; Yore, M., 5196 mandible fractures among 4381 active duty army soldiers, 1980 to 1998. *Laryngoscope* **2001,** 111, (10), 1691-6.

3. Olson, R. A.; Fonseca, R. J.; Zeitler, D. L.; Osbon, D. B., Fractures of the mandible: a review of 580 cases. *J Oral Maxillofac Surg* **1982,** 40, (1), 23-8.

4. Subhashraj, K.; Nandakumar, N.; Ravindran, C., Review of maxillofacial injuries in Chennai, India: a study of 2748 cases. *Br J Oral Maxillofac Surg* **2007,** 45, (8), 637-9.

5. Barde, D. H.; Mudhol, A.; Ali, F. M.; Madan, R. S.; Kar, S.; Ustaad, F., Efficacy of 3-Dimensional plates over Champys miniplates in mandibular anterior fractures. *J Int Oral Health* **2014,** 6, (1), 20-6.

6. Welch-Phillips, A.; Gibbons, D.; Ahern, D. P.; Butler, J. S., What Is Finite Element Analysis? *Clin Spine Surg* **2020,** 33, (8), 323-324.

7. Friedenberg, R., "Direct analysis" or "finite element analysis" in biology: a new computer approach. *Curr Mod Biol* **1969,** 3, (2), 89-94.

8. Thresher, R. W.; Saito, G. E., The stress analysis of human teeth. *J Biomech* **1973,** 6, (5), 443-9.

9. Sancar, B.; Çetiner, Y.; Dayı, E., Evaluation of the pattern of fracture formation from trauma to the human mandible with finite element analysis. Part 2: The corpus and the angle regions. *Dent Traumatol* **2023,** 39, (5), 437-447.

10. Li, Y.; Li, H.; Lai, Q.; Xue, R.; Zhu, K.; Deng, Y., Finite element analysis of 3D-printed personalized titanium plates for mandibular angle fracture. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* **2023,** 26, (1), 78-89.

11. Coyac, B. R.; Salvi, G.; Leahy, B.; Li, Z.; Salmon, B.; Hoffmann, W.; Helms, J. A., A novel system exploits bone debris for implant osseointegration. *J Periodontol* **2021,** 92, (5), 716-726.

12. Solberg, K.; Heinemann, F.; Pellikaan, P.; Keilig, L.; Stark, H.; Bourauel, C.; Hasan, I., Finite element analysis of different loading conditions for implant-supported overdentures supported by conventional or mini implants. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* **2017,** 20, (7), 770-782.

13. Hagberg, C., Electromyography and bite force studies of muscular function and dysfunction in masticatory muscles. *Swed Dent J Suppl* **1986,** 37, 1-64.

14. Agarwal, P.; Mehrotra, D., Mandibular Ramus Fractures: A Proposed Classification. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr* **2020,** 13, (1), 9-14.

15. Jadhav, A.; Mundada, B.; Deshmukh, R.; Bhutekar, U.; Kala, A.; Waghwani, K.; Mishra, A., Mandibular Ramus Fracture: An Overview of Rare Anatomical Subsite. *Plast Surg Int* **2015,** 2015, 954314.

16. Kale, T. P.; Kotrashetti, S. M.; Louis, A.; Lingaraj, J. B.; Sarvesh, B. U., Mandibular ramus fractures: a rarity. *J Contemp Dent Pract* **2013,** 14, (1), 39-42.

17. Champy, M.; Lodde, J. P., [Mandibular synthesis. Placement of the synthesis as a function of mandibular stress]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* **1976,** 77, (8), 971-6.

18. Champy, M.; Wilk, A.; Schnebelen, J. M., [Tretment of mandibular fractures by means of osteosynthesis without intermaxillary immobilization according to F.X. Michelet's technic]. *Zahn Mund Kieferheilkd Zentralbl* **1975,** 63, (4), 339-41.

19. Paphangkorakit, J.; Osborn, J. W., The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol* **1997,** 42, (1), 11-7.

20. Hinds, E. C.; Girotti, W. J., Vertical subcondylar osteotomy: a reappraisal. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **1967,** 24, (2), 164-70.

21. Manisali, M.; Amin, M.; Aghabeigi, B.; Newman, L., Retromandibular approach to the mandibular condyle: a clinical and cadaveric study. *Int J Oral Maxillofac Surg* **2003,** 32, (3), 253-6.

22. Risdon, F., The Treatment of Fractures of the Jaws. *Can Med Assoc J* **1929,** 20, (3), 260-2.

23. Meyer, C.; Zink, S.; Wilk, A., [Modified Risdon approach for the treatment of subcondylar fractures of the mandible]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* **2006,** 107, (6), 449-54.

24. Prabhu, R. K.; Sinha, R.; Chowdhury, S. K.; Chattopadhyay, P. K., Evaluation of facial nerve function following surgical approaches for maxillofacial trauma. *Ann Maxillofac Surg* **2012,** 2, (1), 36-40.

25. Mehra, P.; Murad, H., Internal fixation of mandibular angle fractures: a comparison of 2 techniques. *J Oral Maxillofac Surg* **2008,** 66, (11), 2254-60.

26. Ruiz, R.; Schlund, M.; Raoul, G.; Kyheng, M.; Fontaine, C.; Nicot, R., Mandibular subcondylar fracture accessibility with transparotid approach by rhytidectomy and modified Risdon approach: An anatomical comparative study. *J Craniomaxillofac Surg* **2018,** 46, (12), 2256-2260.

27. Marsell, R.; Einhorn, T. A., The biology of fracture healing. *Injury* **2011,** 42, (6), 551-5.

28. Claes, L.; Augat, P.; Suger, G.; Wilke, H. J., Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res* **1997,** 15, (4), 577-84.