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\*

Mandibularramus

**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，由于解剖形态较为突出，且存在诸多薄弱区，如下颌角，髁状突等位置，在受外力下容易发生骨折，下颌骨骨折的发生率在颌面部骨折中占比较大，约为70%[1]。在下颌骨骨折中最易发生的是下颌角骨折 引用 下颌升支位于髁突及喙突下，下颌角上部，虽然骨板厚度较相对下颌体部位较薄，但不易发生骨折，有研究表明，下颌升支骨折的发生率占所有骨折的17.5%，[[下颌骨骨折统计分析\_2.pdf]]，发生率约为7%，6.1%[[下颌骨骨折统计分析\_4.pdf]]，发生率为6.6%，发生率仅占所有骨折的1.98%，**有文章推测因为有外侧有咀嚼肌的保护**[[下颌骨骨折统计分析.pdf]]，骨折发生率仅高于髁突及牙槽突骨折[2-4]。

力学是骨折发生、治疗及预后的重要因素，骨折的发生通常是受到了不同方向的力所导致的，如

骨折固定后的稳定性至关重要，如果骨折固定后在行使咬合功能时，两骨折块之间发生了位移，则骨折愈合会受到影响， 具体受到什么影响引用

下颌骨骨折的治疗对患者的预后至关重要，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 说颌间固定是什么（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（OpenReductionInternalFixation，ORIF）的手术方法[5]。[[下颌骨骨折统计分析\_3.pdf]] 添加具体什么是颌间固定 继续写关于这两个问题

在下颌升支骨折的传统方法使用颌间固定3周，因为难以暴露手术视野的问题， 引用 ，固定存在诸多问题，如口腔维护不佳，营养风险，气道受阻及无法一期愈合等问题。故目前下颌升支的治疗一般采用ORIF的方法。

交叉学科是重要的医学研究方法，通常借用其他领域优秀的研究方法来研究本学科的内容

对骨折固定后影响有多种研究方式，如使用体外模型，使用临床资料，观察预后， 引用 说谁使用了什么方法对稳定性进行了研究

有限元分析法是一种重要的力学研究方法，可通过计算机模拟仿真的方式，给物体上分配不同材料后施加载荷，来预测物体对力的反应[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。在口腔颌面外科中，此方法常用来对行坚强内固定术的骨折患者的术后稳定性进行评估，如不同种类微钛版对骨折术后稳定性的影响等[10]，此处引用文献 ，在传统的生物力学分析中，常使用解剖模型或者树脂模型来进行力学分析，引用 存在成本较高，直观性较差，破坏性较强等缺点，模型及固定在模型上的微钛版在使用万能试验机进行一次实验后，会发生变形，甚至断裂，若想完成大量实验成本较高，而此方法可以将数字化的影像资料如CBCT进行三维重建，来在计算机上模拟体外模型，有无破坏性，可重复实验，可量化分析，实验成本较低等优点，故本研究采用计算机模拟的三维有限元分析的方法进行实验。

下颌升支骨折的坚强内固定术的手术方案设计目前尚未明确，有病例报道下颌升支骨折时采用三点固定法，即使用三个两孔微钛版可达到稳定的固定效果，而有其他学者表明使用两点固定即可达到相同的效果，无需使用三点固定引用。在使用两点固定法时，两微钛板之间的距离选择尚无明确结论，故本研究采用有限元分析的方法，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，为下颌升支骨折手术方案的设计提供生物力学理论基础。

材料与方法

2.1下颌骨模型的三维重建：

研究对象？

选取一名健康成年志愿者，无错颌畸形，使用锥形束计算机断层成像（conebeamcomputerizedtomography，CBCT）扫描志愿者的颌面部，收集患者.dicom格式的影像资料。本研究获得延边大学附属医院伦理委员会批准（伦理批准号：），在拍摄CBCT前均已告知志愿者实验目的及实验内容，并签署知情同意书。

志愿者的排纳标准：

2.1.1纳入标准

1.无错颌畸形

2.未接受过正畸治疗

4.下颌磨牙区无金属修复体

5.患者知情同意并配合

2.1.2排除标准

1.存在牙体缺损

2.存在牙列缺损

3.有颞下颌关节疾病病史

4.有牙周病病史

111111下颌骨及牙列的三维重建

1.下颌骨模型的三维重建

将拍摄完成的.dicom格式CBCT影像资料导入到Mimics26.0（Materialise，比利时）软件中

（图），对模型进行初步的三维重建，在“SEGMENT”模块中使用“New Mask”命令创建一个新的蒙版（图），将二维的影像资料转化为三维模型，使用“Split Mask”命令将牙冠与下颌骨分离开，分别对无牙冠下颌骨及分离后的牙冠转化为壳体，执行“Calculate Part”命令，将两部分模型转化为.stl格式文件并存档。

2.下颌牙列模型的三维重建

使用BlueSkyBioPlan4.1.1(Blue Sky Bio,USA)软件中的“Model Master”功能导入.dicom格式的影像资料（图），选择“Segmentation”模块中的“Automatic Tooth Segmentation”功能，

执行“Select Tooth”命令自动选中牙列分割全牙列牙齿（图）。最后将完整牙齿模型以.stl格式导出。

3.牙齿与下颌骨的配准

将上述完成初步建模的下颌骨模型，下颌牙列牙冠模型，完整下颌牙列模型一起导入到3-Matic18.0（Materialise，比利时）软件中（图），使用“Align”模块中的“N points Registration”以牙冠的牙尖及轴面最高点为配准点，将完整下牙列模型与下颌骨进行配准，使牙列位于正确的解剖位置。（图）

4.建立下颌骨松质骨模型

5.模型优化处理

在3-Matic中检查模型质量，在三维重建的过程中可能会出现重叠面及缺失面等问题，使用“Fix”模块中的“Fix Wizard”功能可自动检查模型是否存在问题（图），执行“Follow advicd”可自动对模型进行修复。同时可使用“Remesh”模块中的“Adaptive”命令重画网格，使模型更加光滑，并减少尖锐的边角，具体位置可使用“Finish”中的“Local Smoothing”命令进行光滑操作，以防止分析时出现应力集中的情况。

222222建立有限元分析模型

1.建立牙周膜及松质骨模型

因为牙周膜组织厚度较薄，难以直接进行三维重建，故通常假定牙周膜厚度为0.25mm，通过布尔运算的方式进行建模（引用），将重建完成的完整牙列模型导入到Geomagic Warp 2021 (Raindrop, 美国)软件中，使用“Offset”命令将牙体均匀向外扩大0.25mm，扩大后的牙列、正常大小的牙列及下颌骨模型导入至Ansys2021R（ANSYS，美国）的SpaceClaim子模块中，通过“工具”模块中的 “Auto Skin”命令将模型转化为可进行有限元分析的实体，先执行“组合”\*\*\*\*\*\*功能将正常牙列与下颌骨通过布尔运算获得牙槽窝，将扩大后的牙列同样通过“组合”\*\*\*\*\*功能获得牙周膜。松质骨的模型重复上述流程即可获得。

2.骨折线的设置

本研究采用下颌升支骨折的1型骨折线，即从乙状切迹至下颌角区的纵形骨折线。使用“设计”模块中，“创建”模块中的“平面”功能，沿着骨折线的走向建立一个平面，并通过“组合”功能，将下颌升支分割为两个部分，完成骨折线的设置。

3.建立微钛版模型

本研究采用强生公司的四孔微钛板参数作为建模数据，长度为27mm，厚度为1mm，螺孔为2mm。沿与下颌升支水平的方向建立一个平面，并将平面转化为草图，在草图上绘制微钛板模型的草图，将草图投

333333有限元分析

1.材料参数设置

2.接触设置

3.边界条件设置

4.施加载荷

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Ansys2021R（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：

根据近年来对下颌升支骨折的研究，本研究在目前研究的基础上填补了此领域研究空白，首次使用通过计算机模拟的力学方法，对下颌升支骨折固定后，两微钛板间距对下颌升支骨折固定术术后稳定性的影响进行初步探究，阐明了两微钛板间距对骨折术后稳定性的影响。

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，约占全部下颌升支骨折分型的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]。 展开

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，Champy在其研究中阐述了下颌角骨折的理想固定路线，由于压力带在下颌骨行使咬合功能时会被压缩，所以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，根据本课题组的预实验，下颌升支1型骨折线在行使咬合功能时，乙状切迹处位移最大，故张力带位于乙状切迹处，所以第一块微型钛板放置于下颌升支上缘乙状切迹处，另一块固定在下颌升支下缘部分，接近下颌角区。

手术入路对患者的预后和面部美观至关重要，若想达到最佳固定效果，将上部微钛版固定到乙状切迹处，需要选择范围较大的手术切口，否则很难完整的暴露术区，增加手术的难度，而选择范围较大的手术切口，可能会导致面神经损伤，xl等并发症，并会严重影响术后的美观程度，如何尽可能的减小手术切口的同时，并达到稳定的固定效果是临床中的难点。 文献引用

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%。

使用Risdom入路对乙状切迹处暴露效果较差， 引用文献，详细阐述相关关系 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。

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]。

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。

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，尽量减少微钛板的间距可改变手术入路的选择。

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，本研究的实验结果表明，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，在临床一起愈合的临界值之内，可以满足一期愈合的条件。且此手术入路可设计为Risdom入路，在达到稳定的固定效果的同时可以减少并发症的发生，并达到美观的效果。

因下颌骨解剖结构存在差异，为使本研究具备普遍性，使用采用了平均长度下颌骨，施加咬合力时， 文献引用 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]有研究对两骨折块之间的相对位移与愈合的关系做了动物研究，研究表明，在一期愈合的动物中，最大相对位移为0.15，而其他未一期愈合的动物中，相对位移均超过0.15，故0.15的相对位移为一期愈合的临界值，本研究采用了此数值作为判断依据，来判断是否可以达到一期愈合，为量化两骨折块间的最大相对位移，本研究将乙状切迹骨折线处的最高点作为原点，标记在未发生位移前，骨折乙状切迹中心的两点，通过关注在施加载荷之后，这两点之间的直线距离，来判断最大相对位移的距离。

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，生物力学环境极为复杂，有限元分析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。

此研究作为下颌升支骨折固定术的前期研究，通过计算机模拟的方式从力学的角度研究两微钛板之间距离对术后稳定性的影响，并探寻一个可以达到临床一期愈合的临界值，仅作为初期实验，初步对固定方法进行分析，此结论还需要临床进一步验证，本课题组还将在后续的研究中进一步进行体外模型实验，并从临床的角度去验证此结论。

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。

\*\*参考文献

\1.Pickrell,B.B.;Serebrakian,A.T.;Maricevich,R.S.,MandibleFractures. SeminPlastSurg **2017,** 31,(2),100-107.

\2.Boole,J.R.;Holtel,M.;Amoroso,P.;Yore,M.,5196mandiblefracturesamong4381activedutyarmysoldiers,1980to1998. Laryngoscope **2001,** 111,(10),1691-6.

\3.Olson,R.A.;Fonseca,R.J.;Zeitler,D.L.;Osbon,D.B.,Fracturesofthemandible:areviewof580cases. JOralMaxillofacSurg **1982,** 40,(1),23-8.

\4.Subhashraj,K.;Nandakumar,N.;Ravindran,C.,ReviewofmaxillofacialinjuriesinChennai,India:astudyof2748cases. BrJOralMaxillofacSurg **2007,** 45,(8),637-9.

\5.Barde,D.H.;Mudhol,A.;Ali,F.M.;Madan,R.S.;Kar,S.;Ustaad,F.,Efficacyof3-DimensionalplatesoverChampysminiplatesinmandibularanteriorfractures. JIntOralHealth **2014,** 6,(1),20-6.

\6.Welch-Phillips,A.;Gibbons,D.;Ahern,D.P.;Butler,J.S.,WhatIsFiniteElementAnalysis? ClinSpineSurg **2020,** 33,(8),323-324.

\7.Friedenberg,R.,"Directanalysis"or"finiteelementanalysis"inbiology:anewcomputerapproach. CurrModBiol **1969,** 3,(2),89-94.

\8.Thresher,R.W.;Saito,G.E.,Thestressanalysisofhumanteeth. JBiomech **1973,** 6,(5),443-9.

\9.Sancar,B.;Çetiner,Y.;Dayı,E.,Evaluationofthepatternoffractureformationfromtraumatothehumanmandiblewithfiniteelementanalysis.Part2:Thecorpusandtheangleregions. DentTraumatol **2023,** 39,(5),437-447.

\10.Li,Y.;Li,H.;Lai,Q.;Xue,R.;Zhu,K.;Deng,Y.,Finiteelementanalysisof3D-printedpersonalizedtitaniumplatesformandibularanglefracture. ComputMethodsBiomechBiomedEngin **2023,** 26,(1),78-89.

\11.Coyac,B.R.;Salvi,G.;Leahy,B.;Li,Z.;Salmon,B.;Hoffmann,W.;Helms,J.A.,Anovelsystemexploitsbonedebrisforimplantosseointegration. JPeriodontol **2021,** 92,(5),716-726.

\12.Solberg,K.;Heinemann,F.;Pellikaan,P.;Keilig,L.;Stark,H.;Bourauel,C.;Hasan,I.,Finiteelementanalysisofdifferentloadingconditionsforimplant-supportedoverdenturessupportedbyconventionalorminiimplants. ComputMethodsBiomechBiomedEngin **2017,** 20,(7),770-782.

\13.Hagberg,C.,Electromyographyandbiteforcestudiesofmuscularfunctionanddysfunctioninmasticatorymuscles. SwedDentJSuppl **1986,** 37,1-64.

\14.Agarwal,P.;Mehrotra,D.,MandibularRamusFractures:AProposedClassification. CraniomaxillofacTraumaReconstr **2020,** 13,(1),9-14.

\15.Jadhav,A.;Mundada,B.;Deshmukh,R.;Bhutekar,U.;Kala,A.;Waghwani,K.;Mishra,A.,MandibularRamusFracture:AnOverviewofRareAnatomicalSubsite. PlastSurgInt **2015,** 2015,954314.

\16.Kale,T.P.;Kotrashetti,S.M.;Louis,A.;Lingaraj,J.B.;Sarvesh,B.U.,Mandibularramusfractures:ararity. JContempDentPract **2013,** 14,(1),39-42.

\17.Champy,M.;Lodde,J.P.,[Mandibularsynthesis.Placementofthesynthesisasafunctionofmandibularstress]. RevStomatolChirMaxillofac **1976,** 77,(8),971-6.

\18.Champy,M.;Wilk,A.;Schnebelen,J.M.,[TretmentofmandibularfracturesbymeansofosteosynthesiswithoutintermaxillaryimmobilizationaccordingtoF.X.Michelet'stechnic]. ZahnMundKieferheilkdZentralbl **1975,** 63,(4),339-41.

\19.Paphangkorakit,J.;Osborn,J.W.,Theeffectofpressureonamaximumincisalbiteforceinman. ArchOralBiol **1997,** 42,(1),11-7.

\20.Hinds,E.C.;Girotti,W.J.,Verticalsubcondylarosteotomy:areappraisal. OralSurgOralMedOralPathol **1967,** 24,(2),164-70.

\21.Manisali,M.;Amin,M.;Aghabeigi,B.;Newman,L.,Retromandibularapproachtothemandibularcondyle:aclinicalandcadavericstudy. IntJOralMaxillofacSurg **2003,** 32,(3),253-6.

\22.Risdon,F.,TheTreatmentofFracturesoftheJaws. CanMedAssocJ **1929,** 20,(3),260-2.

\23.Meyer,C.;Zink,S.;Wilk,A.,[ModifiedRisdonapproachforthetreatmentofsubcondylarfracturesofthemandible]. RevStomatolChirMaxillofac **2006,** 107,(6),449-54.

\24.Prabhu,R.K.;Sinha,R.;Chowdhury,S.K.;Chattopadhyay,P.K.,Evaluationoffacialnervefunctionfollowingsurgicalapproachesformaxillofacialtrauma. AnnMaxillofacSurg **2012,** 2,(1),36-40.

\25.Mehra,P.;Murad,H.,Internalfixationofmandibularanglefractures:acomparisonof2techniques. JOralMaxillofacSurg **2008,** 66,(11),2254-60.

\26.Ruiz,R.;Schlund,M.;Raoul,G.;Kyheng,M.;Fontaine,C.;Nicot,R.,MandibularsubcondylarfractureaccessibilitywithtransparotidapproachbyrhytidectomyandmodifiedRisdonapproach:Ananatomicalcomparativestudy. JCraniomaxillofacSurg **2018,** 46,(12),2256-2260.

\27.Marsell,R.;Einhorn,T.A.,Thebiologyoffracturehealing. Injury **2011,** 42,(6),551-5.

\28.Claes,L.;Augat,P.;Suger,G.;Wilke,H.J.,Influenceofsizeandstabilityoftheosteotomygaponthesuccessoffracturehealing. JOrthopRes **1997,** 15,(4),577-84.