

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
CURSO DE ODONTOLOGIA

DIEGO JOSÉ STRINGHINI

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA AO DESLOCAMENTO E DO ESTRESSE DE
DIFERENTES MÉTODOS DE FIXAÇÃO INTERNA ESTÁVEL UTILIZADOS EM
OSTEOTOMIA SAGITAL DOS RAMOS MANDIBULARES: ANÁLISE ATRAVÉS
DE ELEMENTOS FINITOS**

CURITIBA

2014

DIEGO JOSÉ STRINGHINI

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA AO DESLOCAMENTO E DO ESTRESSE DE
DIFERENTES MÉTODOS DE FIXAÇÃO INTERNA ESTÁVEL UTILIZADOS EM
OSTEOTOMIA SAGITAL DOS RAMOS MANDIBULARES: ANÁLISE ATRAVÉS
DE ELEMENTOS FINITOS**

Monografia apresentada a Residência em
Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais,
Setor de Ciências da Saúde, Universidade
Federal do Paraná, como requisito parcial a
conclusão do curso.

Orientadora: Profa. Dra. Rafaela Scariot de Moraes

CURITIBA

2014

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, João e Eliane, pelo apoio e sacrifícios para que eu realizasse meus estudos e concretizasse os meus sonhos.

A minha irmã Dayane, pela paciência e conselhos nas horas mais difíceis.

Aos meus sogros, Adenir e Fatima, e a minha cunhada Francyne, pelo apoio e compreensão nos momentos de dificuldades.

A minha esposa Dayane e meu filho Noah pela fonte imensurável de inspiração e devoção.

AGRADECIMENTOS

A Universidade Federal do Paraná, que me acolheu durante esses três anos de curso, e proporcionou a concretização de um sonho.

A minha orientadora Profa. Dra. Rafaela Scariot de Moraes pela paciência e compreensão durante a realização deste trabalho. Pelos ensinamentos tanto na parte prática quanto acadêmica. Pela sua dedicação a residência mesmo com as dificuldades inerentes a sua carreira acadêmica e profissional.

Ao Prof. Dr. Nelson Luis Barbosa Rebellato, pela dedicação sem precedentes a Universidade Federal do Paraná e ao curso de Residência em CTBMF. Sem isso todo esse sonho não seria possível. Pelas reuniões providenciais e pelos inúmeros conselhos profissionais.

Ao Prof. Dr. Delson João da Costa, pelo convívio e paciência durante os seminários e cirurgias. Pela sua dedicação a residência, sempre disposto a ir ao hospital operar mesmo quando fora da sua escala.

Ao Prof. Dr. Leandro Eduardo Klüppel, pelos inúmeros conhecimentos transmitidos tanto durante os procedimentos aparentemente simples, quanto aos mais complexos. Pelos momentos de descontração durante as cirurgias. Pela sua dedicação a residência, tendo que conciliar suas atividades na Universidade Estadual de Ponta Grossa com as da Residência.

Ao Prof. Ms. Ricardo Pasquini, pelos ensinamentos na área da implantodontia, servindo como referência para todos os residentes como profissional de excelência nesta área.

Ao Prof. Dr. Paulo Roberto Müller, pela oportunidade de visualização da importância não somente do domínio da técnica, como também do manejo dos pacientes.

Aos meus colegas de residência: Bruno, Wanderley, Guilherme, Leonardo, Aline, Fabiano, Fábio, Cícero, Fernando, Fernando Ogg, Felipe e Marcelo, os quais contribuíram cada um ao seu modo durante esses 3 anos de convivência. Tenho certeza que fiz muitas amizades nesse período.

Ao Cirurgião-Dentista Ricardo Sommerfeld pelo trabalho desenvolvido neste projeto, pelo excelente trabalho no desenvolvimento das simulações.

Aos funcionários da UFPR e do HT, pelo convívio em um ambiente de trabalho amigável e agradável durante o curso.

Aos alunos da graduação que tanto nos ajudaram durante a realização das cirurgias na Universidade.

RESUMO

Introdução: O propósito deste estudo é avaliar por meio de análise com elementos finitos o estresse mecânico (tensão) e a resistência ao deslocamento sobre o material de fixação com a utilização de 9 diferentes formas de fixação com sistemas de placas e parafusos após OSRM. Além disso, o trabalho também visa comparar o sistema de fixação convencional com o sistema do tipo *locking*. **Materiais e Métodos:** Para este estudo um modelo tridimensional de uma hemimandíbula foi obtido a partir de uma imagem tomográfica e a mesma foi espelhada, afim de obter uma mandíbula simétrica. Todas as irregularidades desta imagem foram removidas. Na sequência uma OSRM foi simulada e um avanço de 5 mm do segmento distal foi realizado. A partir deste modelo, nove diferentes tipos de FIE foram avaliados: a- uma placa reta convencional de 4 furos e 4 parafusos monocorticais, b – uma placa reta do tipo *locking* de 4 furos e 4 parafusos *locking* monocorticais, c- uma placa reta de 4 furos convencional, 4 parafusos monocorticais e um parafuso bicortical, d- uma placa reta *locking* de 4 furos, 4 parafusos *locking* e um parafuso bicortical, e- uma placa reta de 6 furos e 6 parafusos monocorticais, f- uma placa reta de 6 furos *locking* e 6 parafusos *locking*, g- duas placas retas convencionais e 8 parafusos monocorticais, h- duas placas retas do tipo *locking* e 8 parafusos *locking* monocorticais, i- três parafusos bicorticais dispostos em L invertido. As forças foram aplicadas nas inserções dos músculos da mastigação e um anteparo foi colocado sobre a oclusal dos dentes, deixando a cabeça da mandíbula como eixo de rotação. Os valores dos intervalos do stress sobre as placas e parafusos foram verificados em cada método de fixação. A resistência ao deslocamento foi verificada através da comparação da posição prévia nos pontos com maior e menor deslocamento, uma vez que somente o segmento proximal se movimentou pelo fato do segmento distal estar seguro pelo anteparo na superfície oclusal dos dentes. Este deslocamento entre os segmentos osteotomizados foi verificado através de intervalos milimétricos. **Resultados:** Dentre os nove sistemas de fixação avaliados, os parafusos bicorticais dispostos em L invertido obtiveram uma maior estabilidade e as duas placas convencionais obtiveram o menor stress mecânico. Já na comparação dos sistemas, as tensões foram mais bem distribuídas através das placas *locking*. Os parafusos do tipo *locking* apresentaram maior concentração de tensões. A estabilidade foi maior

nas placas *locking* quando comparados as placas convencionais. **Conclusões:** Os parafusos bicorticais em L invertido obtiveram uma maior resistência ao deslocamento a placa reta convencional com parafuso bicortical apresentou a menor concentração de tensão. As placas do sistema *locking* apresentaram uma maior resistência ao deslocamento e uma maior concentração de tensão, quando comparadas as placas convencionais. A adição de um parafuso bicortical às placas retas de quatro furos aumentou a estabilidade.

Palavras-Chave: Análise de elementos finitos, osteotomia sagital do ramo mandibular, cirurgia ortognática.

ABSTRACT

Introduction: The purpose of this study is to evaluate by finite element analysis with the mechanical stress on the material and dislodgement resistance of fixation with the use of 9 different forms of osteosynthesis after BSSO. Additionally, compare the fixation using conventional miniplate and screws with the locking system. **Material and Methods:** For this study, a three-dimensional model of a hemimandible was obtained from a tomographic image. In order to obtain a symmetrical three-dimensional model, the hemimandible was spread. All irregularities of this image were removed, one BSSO was simulated and an advancement of 5 mm of the distal segment was performed. From this model, nine different types of SIF were evaluated: group A, one 4-hole conventional straight miniplate; group B, one 4-hole locking straight miniplate; group C, one 4-hole conventional miniplate and one bicortical screw; group D, one 4 hole locking miniplate and 1 bicortical screw; group E, one 6-hole conventional straight miniplate; group F, one 6-hole locking miniplate; group G; two 4-hole conventional straight miniplates; group H, two 4-hole locking straight miniplates; and group I, 3 bicortical screws in an inverted-L pattern. The forces were applied at the insertions of the muscles of mastication and screen was placed on the occlusal tooth, remaining the mandibular heads as the axis of rotation. The values of the ranges of stress on the plates and screws were checked at each fixation method. The dislodgment resistance was checked at the proximal segment once the distal segment was stable because the screen at the occlusal tooth, it was measured the region with the lower displacement and the region with the higher displacement. The offset between the osteotomized segments was verified by millimeter intervals. **Results:** Of the 9 different fixation methods the L inverted bicortical screws was the one with the great stability and the 2 conventional miniplates was the one with less concentration of stress. The results showed that strains are better distributed through the locking miniplate and the locking screws presented higher stress concentration when compared with the conventional ones. The offset values for the locking models were lower when compared to the conventional miniplates. **Conclusion:** Bicortical screws in L inverted configuration presented the greatest stability and conventional miniplate with the addition of a bicortical screw the lowest stress concentration. Locking miniplates system obtained better stability and a higher stress concentration,

when compared with the conventional ones. The addition of a bicortical screw increases the stability of the fixations with 4 holes miniplates.

Key words: Finite element analysis, bilateral sagittal split osteotomy, orthognatic surgery.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	11
2. OBJETIVOS.....	17
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	18
4 STABILITY AND STRESS FINITE ELEMENT ANALYSIS OF NINE DIFERENT TYPES OF RIGID INTERNAL FIXATION FOR BILATERAL SAGITTAL SPLIT OSTEOTOMY.....	22
5-CONCLUSÕES.....	38
6 REFERÊNCIAS.....	39
7 ANEXOS.....	42

1. INTRODUÇÃO

A osteotomia sagital bilateral dos ramos mandibulares (OSRM), descrita por Trauner e Obwegeser(1957), e modificada por DalPont(1961) é atualmente reconhecida como um procedimento padrão para tratamento de certas discrepâncias mandibulares. A estabilização óssea progrediu da osteossíntese com fios de aço em conjunto com o bloqueio maxilomandibular (BMM) para o uso da fixação interna rígida através de placas e parafusos de titânio. Fernandez e colaboradores, Stoelinga e Borstlap, Cox e colaboradores, todos em 2003, relataram que os problemas relacionados com o BMM são bem reconhecidos e incluem o comprometimento do espaço aéreo superior, problemas nutricionais e a perda de peso relacionada, o desgaste da articulação temporomandibular ou anquilose e a falta de colaboração dos pacientes. Segundo Tyler Cox e colaboradores, em 2003, o procedimento padrão para estabilização da OSRM dentro da cirurgia bucomaxilofacial e cirurgia ortognática é a fixação interna estável (FIE). Diferentes métodos de FIE têm sido usados para permitir a rápida mobilidade e retorno a função após OSRM. Contudo algumas desvantagens relacionadas aos métodos de fixação devem ser lembrados como: o deslocamento da cabeça da mandíbula na fossa, lesões nervosas irreversíveis relacionadas a compressão causada pelos parafusos ou miniplacas, dificuldade em casos de uma reintervenção e alterações oclusais (Van Sickels *et al.*, 1985).

O principal objetivo da FIE é obter uma neoformação óssea sem interferências mecânicas a fim de prevenir qualquer recidiva (Tyler Cox *et al.*, 2003). Devido aos movimentos dos segmentos osteotomizados, diferentes métodos de fixação utilizando placas e parafusos estão sendo utilizados em inúmeros estudos, muitas vezes com resultados contraditórios (Van Sickels *et al.*, 1985; Watzke *et al.*, 1990).

A maioria dos procedimentos atuais utilizam titânio como material para a fixação, devido a sua propriedade de rigidez, resistência e biocompatibilidade (Erkmen *et al.*, 2005). Essas propriedades proporcionam a estabilização dos segmentos osteotomizados com a mínima movimentação dos mesmos,

consequentemente os procedimentos de fixação com este tipo de material melhoraram radicalmente os resultados da união óssea e diminuíram as taxas de má união e não união (Watzke *et al.*, 1990).

A FIE utiliza miniplacas de titânio e vários tipos de parafusos. Inúmeras variações na utilização de placas e parafusos podem ser obtidas dependendo das preferências do cirurgião, podendo ser utilizados somente parafusos bicorticais, placas com parafusos monocorticais ou então a técnica híbrida, quando são utilizados placas e parafusos bicorticais (Peterson *et al.*, 2005).

As fixações através de parafusos bicorticais podem ser realizadas por via intrabucal ou extrabucal. Quando realizada por via intrabucal são instalados três parafusos bicorticais de forma linear próximos a borda superior do segmento proximal, com uma angulação de aproximadamente 60 graus. Já quando realizada por via extrabucal, através de trocar, os três parafusos bicorticais são instalados perpendicularmente e dispostos em uma configuração semelhante a um L invertido. (Peterson *et al.*, 2005)

Nas fixações utilizando placas e parafusos podem ser utilizados placas de 1.5mm, 2.0mm, e 2.3mm tanto convencionais quanto as do sistema *locking*. Inúmeras variações podem ser realizadas usando uma placa de 4 furos, uma placa de 6 furos, duas placas de 4 furos, duas placas de 6 furos, uma placa em duplo y e outras combinações.

Os sistemas de miniplacas do tipo *locking* são aquelas em que a cabeça do parafuso trava através de roscas na própria placa. Com isso, elas tendem a minimizar o deslocamento dos segmentos osteotomizados, já que com estas placas ocorre uma diminuição do tracionamento dos segmentos ósseos. Esse sistema evita uma compressão excessiva da placa e parafusos contra a cortical óssea, a qual pode levar a uma reabsorção óssea (Ribeiro-junior *et al.*, 2010). Estudos *in vitro* e análises clínicas têm demonstrado que os sistemas de placas *locking* 2.0mm apresentam maior resistência do que as placas convencionais (Ribeiro-junior *et al.*, 2010; Gutwald *et al.*, 1999; Ellis e Grabam, 2002; Castilho *et al.*, 2004). A utilização deste tipo de fixação tem sido extensivamente documentado em cirurgias para o tratamento de fraturas faciais (Ellis e

Grabam, 2002; Castilho *et al.*, 2004) contudo dentro da cirurgia ortognática tem sido pouco explorada.

Alguns estudos utilizam modelos biomecânicos para realização de simulações *in vitro* (Ozden *et al.*, 2006; Murphy *et al.*, 1997; Van Sickels *et al.*, 2005; Anucul *et al.*, 1992; Ribeiro-junior *et al.*, 2010). Outros estudos utilizam análises tridimensionais através de elementos finitos (Maurer *et al.*, 2002; Fernandez *et al.*, 2003; Erkmen *et al.*, 2005). O método de elementos finitos (MEF) é uma forma de análise matemática, que se fundamenta na divisão de um domínio em pequenas áreas, chamado de elementos finitos. A essa divisão dá-se o nome de “malha”. A malha é composta por arestas (faces) e nós (pontos de intersecção das arestas). Portanto, ao buscar uma função que obedeça às condições para todo o domínio, agora essas funções devem ser estabelecidas em cada elemento (arestas e nós). Assim é montado um funcional em cada elemento, cuja soma, produz o funcional do domínio completo sobre toda a malha (Argenta *et al.*, 2010). No geral, o MEF possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas, tornando-se possível a aplicação de forças em qualquer ponto e/ou direção. Dessa forma, conseguem-se dados sobre o deslocamento e o grau de tensão inicial (Lotti *et al.*, 2006).

Para se obter um modelo, utiliza-se uma tomografia computadorizada, que é capaz de reconstituir tridimensionalmente as propriedades e geometria dos tecidos ósseos com precisão. Contudo existe a possibilidade de presença de artefatos e/ou falhas, as quais podem alterar a estrutura. Por isso são utilizados programas para redução de impurezas, tornando assim a estrutura o mais próxima da original (Argenta *et al.*, 2010).

A maior dificuldade em estudos envolvendo testes biomecânicos é como simular adequadamente a ação dos músculos da mastigação. A grande maioria dos estudos, tanto os *in vitro* quanto os através de elementos finitos, relatam que a técnica de fixação através de 3 parafusos bicorticais dispostos em L invertido é a que proporciona maior estabilidade. Contudo, há ainda espaço para discussão sobre qual é a técnica mais efetiva e que causa menos complicações, principalmente quando grandes avanços são necessários ou em

casos de assimetria mandibular, tendo em vista a evolução dos materiais utilizados com este propósito.

Ribeiro-junior e colaboradores, em 2010, avaliaram a estabilidade de nove diferentes tipos de métodos para fixação de osteotomias sagitais bilaterais, através de simulações biomecânicas *in vitro*, comparando os métodos de fixação convencionais com os métodos de fixação através de placas *locking*. Neste estudo ele avaliou: a- uma placa reta convencional de 4 furos e 4 parafusos monocorticais, b – uma placa reta do tipo *locking* de 4 furos e 4 parafusos *locking* monocorticais, c- uma placa reta de 4 furos convencional, 4 parafusos monocorticais e um parafuso bicortical, d- uma placa reta *locking* de 4 furos, 4 parafusos *locking* e um parafuso bicortical, e- uma placa reta de 6 furos e 6 parafusos monocorticais, f- uma placa reta de 6 furos *locking* e 6 parafusos *locking*, g- duas placas retas convencionais e 8 parafusos monocorticais, h- duas placas retas do tipo *locking* e 8 parafusos *locking* monocorticais, i- três parafusos bicorticais dispostos em I invertido. Os autores verificaram a superioridade da estabilidade entre os grupos que utilizaram 2 miniplacas (grupos G e H), 1 miniplaca e um parafuso bicortical (grupos C e D) e somente parafusos bicorticais (grupo I) em comparação com os grupos que utilizaram somente uma miniplaca com dois parafusos por segmento (grupos A e B) e 3 parafusos por segmento (grupos E e F). Não foram verificadas diferenças estatisticamente significantes entre os sistemas convencionais e do tipo *locking*. A adição de um parafuso bicortical na região retromolar aumentou a resistência ao deslocamento horizontal e vertical. Este estudo serviu como base para o desenvolvimento deste trabalho, buscando verificar as diferentes propriedades dos mesmos métodos através da análise por elementos finitos.

Oguz e colaboradores, em 2009, avaliaram o stress biomecânico após fixação da OSRM com placas e parafusos convencionais e do sistema *locking*, através de elementos finitos. Neste estudo foi utilizado um modelo tridimensional de metade de uma mandíbula, com a simulação de um avanço de 5mm através de modelo computacional. A partir deste modelo dois tipos de fixação foram simuladas: fixação com placa e parafusos convencionais de 2.0 mm e fixação com placas e parafusos *locking*. A cabeça da mandíbula e a incisal dos incisivos permaneceram fixadas, sendo então aplicada uma força de

200N na região de ângulo mandibular. Os autores obtiveram valores de stress maior na cortical do segmento distal com o sistema de fixação *locking*. No entanto, na cortical do segmento proximal o stress foi maior utilizando o sistema de fixação convencional. Na região medular de ambos os segmentos, o stress foi maior com a utilização do sistema convencional. Os autores chegaram à conclusão de que o sistema de placas e parafusos *locking* dispersa as forças através das placas e dos parafusos e reduz a quantidade de força transferida para cada unidade do sistema.

Sato e colaboradores, em 2012, verificaram as características mecânicas e a distribuição do stress em técnicas de fixação híbridas da OSRM, através de avaliação *in vitro*, fotoelástica e elementos finitos. Foram avaliados 3 tipos de fixação: três parafusos bicorticais em L invertido, uma placa reta de 4 furos e um parafuso bicortical, uma placa reta de 4 furos. No teste biomecânico, 10 réplicas de poliuretano de uma hemimandíbula humana de cada tipo de fixação foram submetidas a um teste de carga linear. Para avaliação fotoelástica, 3 réplicas de uma hemimandíbula em resina fotoelástica foram submetidas a análise fotoelástica. Na análise de elemento finitos, 3 modelos computacionais foram submetidos a avaliação de deslocamento e os resultados do maior stress foram analisados. Os resultados deste estudo demonstraram que a fixação através de três parafusos bicorticais apresentaram maior resistência mecânica e padrão de distribuição do stress quando comparados com a técnica híbrida, por outro lado, esta apresentou melhores resultados quando comparada a técnica com miniplaca e parafusos monocorticais. Além disso, mostraram que a técnica híbrida melhora a resistência e a distribuição do stress, mantendo as vantagens da técnica de fixação com miniplacas e parafusos monocorticais.

Bohluti e colaboradores, em 2010, avaliaram a tolerância ao stress dos parafusos usados em 9 diferentes tipos de fixação para OSRM para determinar qual configuração leva a uma menor força sobre a cortical óssea nos pontos de fixação. Foi utilizado um modelo tridimensional de uma mandíbula humana. A OSRM foi realizada virtualmente neste modelo. Foram simulados 9 diferentes métodos de fixação: um único parafuso bicortical, 2 parafusos bicorticais lineares na horizontal, 2 parafusos bicorticais lineares na vertical, 3 parafusos

bicorticais em L, 3 parafusos bicorticais em L invertido, miniplaca com dois parafusos, miniplaca com 4 parafusos, 2 miniplacas com 4 parafusos e placa quadrada com 4 parafusos. Forças de 75N, 135N e 600N foram aplicadas verticalmente sobre os dentes posteriores de cada modelo. A distribuição do stress sobre os parafusos na cortical vestibular foi medida através de elementos finitos. Neste modelo todas as fixações suportaram forças compreendidas entre 75N e 135N. Contudo, os modelos com um único parafuso bicortical e com placa de dois furos mostraram, através da distribuição do stress, que não toleram forças de 600N aplicadas verticalmente na posterior. Os resultados deste estudo indicam que parafusos bicorticais em L invertido são mais estáveis. Contudo, a maioria dos métodos de fixação avaliados possuem estabilidade adequada para aplicações clínicas.

Há muitos estudos na literatura verificando a utilização das placas do tipo *locking* para tratamento de fraturas da região maxilofacial, e muitos estudos verificando diferentes métodos de fixação da OSBRM através de placas e parafusos convencionais. Contudo, ainda há poucos estudos avaliando a utilização de miniplacas e parafusos do sistema *locking* nas cirurgias ortognáticas. Parece ainda não haver um consenso na literatura quanto a superioridade, ou não, das placas *locking* quando comparadas com as convencionais. Ainda não está claro se há realmente superioridade das miniplacas e parafusos do tipo *locking* quando comparadas com as convencionais.

2. OBJETIVOS

- Verificar a resistência ao deslocamento e o estresse em diferentes métodos de fixação utilizados na osteotomia sagital dos ramos mandibulares.
- Comparar a resistência ao deslocamento e o padrão e o estresse entre os sistemas de fixação convencional e *locking*.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Construção do modelo tridimensional

Para realizar a simulação através dos métodos de elementos finitos foi obtido um sólido tridimensional a partir de imagens tomográficas de uma mandíbula, fornecida pelo site www.osirix-viewer.com/datasets. Visando obter uma simetria sólida na simulação, a imagem da hemimandíbula foi espelhada. Os arquivos contendo as imagens tridimensionais das placas e parafusos de titânio foram fornecidas pela empresa *NEORTHO Ltda, Curitiba, Brazil*. Foram utilizadas as seguintes imagens: placa reta de 4 furos convencional de 2.0mm, placa reta de 4 furos *locking* de 2.0mm, placa reta de 6 furos convencional, placa reta de 6 furos *locking*, parafuso 2.0mm convencional de 6mm, parafuso 2.0mm *locking* de 6mm e parafuso convencional de 15mm.

Após a obtenção do modelo tridimensional, os arquivos foram reduzidos a estrutura de milhares de triângulos, e exportados para o programa *Solidworks 2012 (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA)*, com a finalidade de remover interferências entre os triângulos citados acima e tornar o mesmo compatível com a leitura do arquivo no programa *Ansys Workbench 14.0 (NASDAQ: ANSS)* utilizado na simulação.

3.2 Simulação de movimento com diferentes métodos de fixação

Duas osteotomias sagitais bilaterais dos ramos mandibulares foram simuladas no programa e um avanço de 5mm foi realizado no segmento distal. O modelo obtido a partir desta simulação apresentava 2500662 nós e 1489170 elementos.(Fig.1) A partir deste novo modelo osteotomizado 9 diferentes tipos de fixações foram simuladas: A- uma placa reta convencional de 4 furos com 4 parafusos monocorticais de 6mm; B- uma placa reta *locking* de 4 furos e 4 parafusos monocorticais *locking* de 6mm; C- uma placa reta convencional de 4 furos; 4 parafusos monocorticais de 6mm e um parafusos bicortical de 15mm; D- uma placa reta de 4 furos *locking*; 4 parafusos *locking* de 6mm e um

parafuso bicortical de 15mm; E- uma placa reta de 6 furos e 6 parafusos monocorticais de 6mm; F- uma placa reta de 6 furos *locking* e 6 parafusos *locking* monocorticais; G- duas placas retas convencionais de 4 furos e 8 parafusos monocorticais de 6mm; H- duas placas retas *locking* de 4 furos e 8 parafusos monocorticais *locking* de 6mm e I- 3 parafusos bicorticais de 15mm em L invertido.

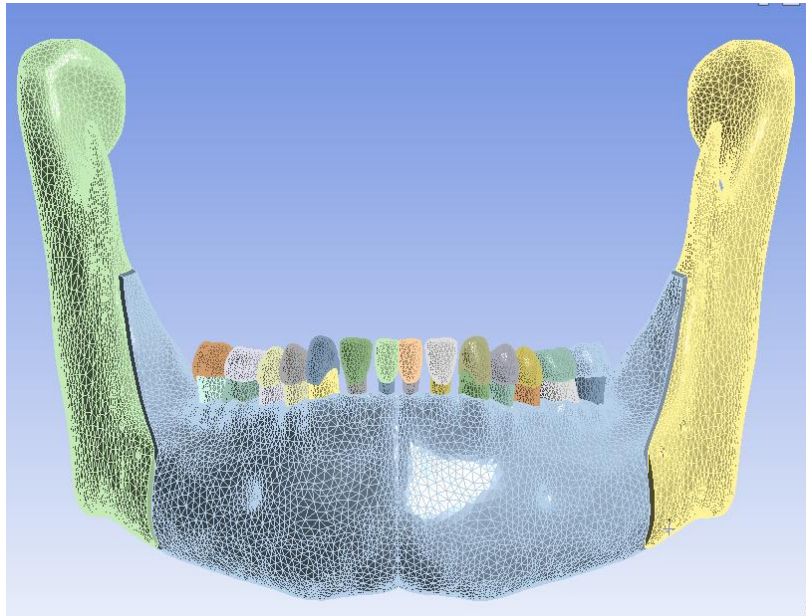


Fig1. Sólido utilizado na simulação, com a osteotomia sagital bilateral dos ramos mandibulares e o avanço de 5mm, mostrando todos os elementos.

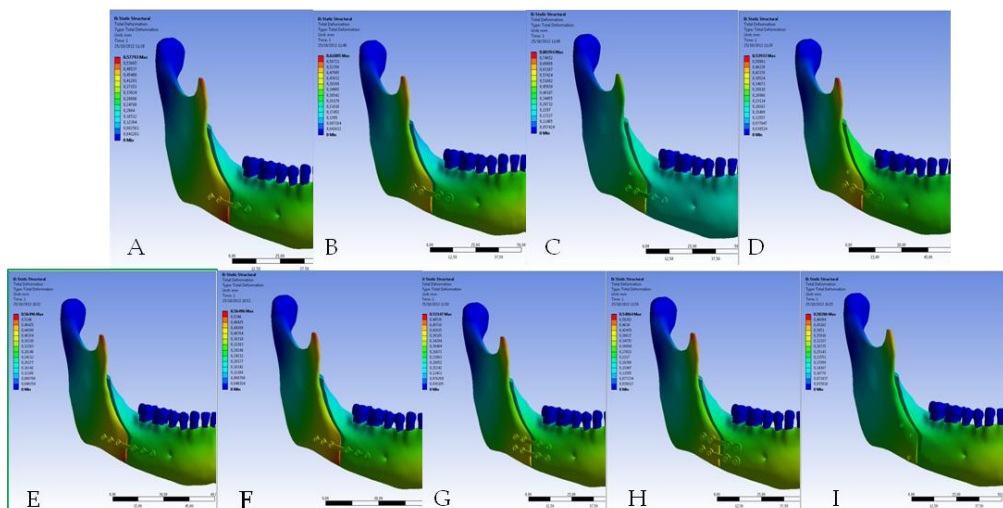


Fig 2. Simulação do deslocamento nos 9 diferentes métodos de fixação.

3.3 Aplicação de força

As estruturas foram divididas em: esmalte, dentina, polpa, ligamento periodontal, osso trabecular e osso cortical, sendo consideradas com um comportamento isotrópico, homogêneo e linear elástico. Foram aplicadas forças na região de inserção dos músculos temporal (margem lateral do processo coronóide da mandíbula) de 235N, pterigóide medial (tuberosidade pterigóidea) de 145N e masseter (face lateral do ramo da mandíbula) de 151N, envolvidos no levantamento da mandíbula no ato mastigatório. Estas forças foram aplicadas segundo o estudo de Choi e colaboradores no ano de 2005. O anteparo foi aplicado nos contatos oclusais de todos os dentes, reproduzindo melhor as forças mastigatórias (Fig. 3).

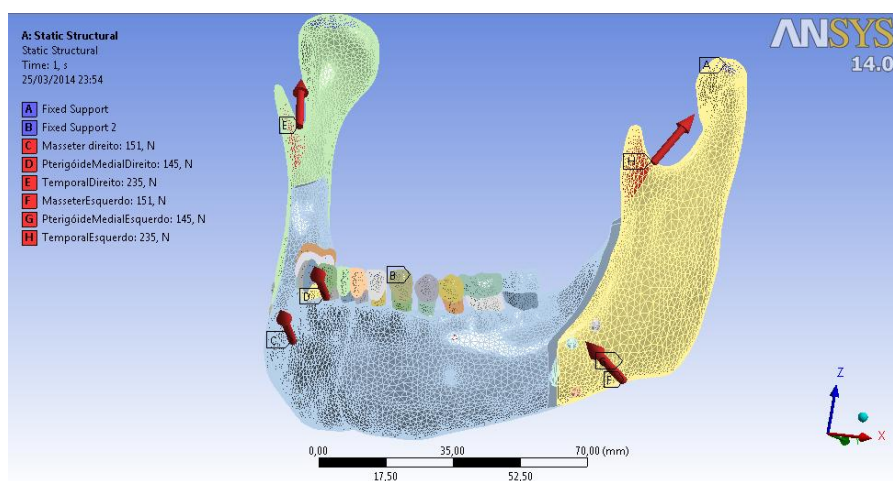


Fig 3. Simulação com a aplicação das forças referentes aos músculos da mastigação.

3.4 Mensuração da resistência ao deslocamento e do stress mecânico

Posteriormente a esta simulação foram avaliados, após cada tipo de fixação, o stress sofrido na placa em mega pascal e o deslocamento entre os segmentos mandibulares em milímetros. Foram determinados valores mínimo e máximo de stress e estabilidade. A resistência ao deslocamento foi verificada através da comparação da posição prévia nos pontos com maior e menor deslocamento, uma vez que somente o segmento proximal se movimentou pelo fato do segmento distal estar seguro pelo anteparo na superfície oclusal dos dentes. Portanto quanto maior o valor máximo e maior o valor mínimo, maior o

deslocamento e menor a estabilidade. Quanto maior o valor de deslocamento menor a estabilidade. Para a avaliação dos parafusos foi verificado somente o stress sobre o próprio parafuso, utilizando também valores máximos e mínimos.

4- DISLODGE MENT RESISTANCE AND STRESS FINITE ELEMENT ANALYSIS OF NINE DIFERENT TYPES OF RIGID INTERNAL FIXATION FOR BILATERAL SAFITAL SPLIT OSTEOTOMY

ABSTRACT

Purpose: The aim of this study was verify the stress and dislodgment resistance trough finite element analysis of nine different types of rigid internal fixation. **Material and Methods:** A 3d solid finite element model of a hemi mandible was obtained through a computed tomography. A bilateral sagittal split osteotomy was simulated and the distal segment was advanced 5mm forward. After the adjustment and superimposing of the segments 9 different types of osteosynthesis with 2.0 miniplates and screws was simulated: group A, one 4-hole conventional straight miniplate; group B, one 4-hole locking straight miniplate; group C, one 4-hole conventional miniplate and one bicortical screw; group D, one 4 hole locking miniplate and 1 bicortical screw; group E, one 6-hole conventional straight miniplate; group F, one 6-hole locking miniplate; group G; two 4-hole conventional straight miniplates; group H, two 4-hole locking straight miniplates; and group I, 3 bicortical screws in an inverted-L pattern. In each model forces simulating the traction of masticatory muscles was applied in the insertion regions, and a bulkhead was used at the occlusal tooth. It was checked at each fixation method the ranges values of the stress in the plates and screws. The dislodgment resistance was checked at the proximal segment once the distal segment was stable because the screen at the oclusal tooth, it was measured the region with the lower displacement and the region with the higher displacement The offset between the osteotomized segments was verified by millimeter intervals. **Results:** Inverted L bicortical screws were the model that have had the lower dislodgment, and the model with lower tension was the one with two conventional plates. The results suggest that the tension was better distributed in the locking miniplates, but the locking screws presented higher concentration of tension. **Conclusion:** Bicortical screws in L inverted configuration presented the greatest stability and the two conventional miniplates the lowest stress concentration. Locking miniplates system obtained

better stability and a higher stress concentration, when compared with the conventional ones.

INTRODUCTION

The bilateral sagittal split osteotomy of the rami (BSSO) described according Trauner & Obwegeser, and modified by Dal-Pont is recognized as a standard procedure for treatment of certain mandibular discrepancies. The bone stabilization progressed from osteosynthesis with steel wire together with the maxillomandibular intermaxillary block (MMI) to the use of rigid internal fixation with titanium miniplates and screws. The problems with MMI are well recognized and include the involvement of the upper airspace, nutritional problems and related weight loss, temporomandibular joint wear and ankylosis or lack of cooperation from the patients.^{1,2,3} The stable internal fixation is the standard procedure used to stabilize the BSSO in the oral and maxillofacial surgery.³ Different methods of internal fixation has been used to allow quick mobility and the return to function after BSSO. However some disadvantages related to methods of rigid fixation should be remembered as the displacement of the condyle, irreversible nerve injuries related to compression caused by screws or miniplates, difficulty in cases of a reintervention and occlusal changes.⁴

Most current procedures use titanium as a material for fixing due to its property of stiffness, strength and biocompatibility.⁸ These properties provide stabilization of the osteotomized segment with minimal movement. Consequently the fixation procedures with this type of material radically improved outcomes and decreased bone union rates bad marriage and not marriage.⁷

The stable internal fixation uses titanium miniplates and various types of screws. Numerous variations on the use of plates and screws may be obtained depending on the preference of the surgeon, only bicortical screws, miniplates

with monocortical screws and the hybrid technique, when miniplates and bicortical screws are used associated with bicortical screws.⁹

In order to obtain the appropriate anchorage it could be used miniplates and screws of 1.5mm, 2.0mm and 2.3mm, both of conventional or locking system. Numerous variations can be made, it can be used 4 holes or 6 holes miniplates, two miniplates of 4 holes or 6 holes, one dual y miniplate and other combinations.

The locking miniplates systems are those in which the screw head set itself into the miniplate. Thus, they tend to minimize the movement of the osteotomized segments, since with this miniplates occurs a decrease of the traction into the bone segments. This system prevents excessive compression of the miniplate and screw against the cortical bone, which can lead to bone resorption.¹⁴ In vitro studies and clinical tests have shown that the 2.0 mm miniplate locking systems have greater strength than conventional ones.^{14,18,19,20} The use of this type of fixation has been extensively documented in surgeries to treat facial fractures, but little has been explored in orthognathic surgery.^{18,19}

Some studies use biomechanical models for simulations in vitro, other studies use the analysis through three-dimensional finite element to compare different types of fixation.^{10,11,12,13,14} The major difficulty in studies involving biomechanical testing is how to properly simulate the action of the muscles of mastication. The vast majority of studies, both in vitro and by the finite element, reported that the fixation technique using 3 bicortical screws arranged in inverted L is the one that provides greater stability. However, there is still room for discussion about which technique is more effective and causes fewer complications, especially when major advances are needed or in cases of mandibular asymmetry, given the evolution of the materials used for this purpose.

The propose of this study was to verify the stress and dislodgment trough finite element analysis of nine different types of rigid internal fixation, and compare the stability and stress of the conventional miniplate and screws with the locking system.

MATERIAL AND METODS

For the simulation through finite element analysis, it was obtained a tridimensional solid from computed tomography images of a mandible, provided by the site www.osirix-viewer.com/datasets. Files containing the tridimensional images of titanium miniplates and screws was provided by the NEORTHO enterprises. In this study the following images was used: 4 holes conventional 2.0mm miniplate ,4 holes locking 2.0mm miniplate, 6 holes conventional 2.0 miniplate, 6 holes locking 2.0 miniplate, 2.0mm conventional screw of 6mm long, 2.0mm locking screw of 6mm long, and 2.0mm conventional screw of 15mm long.

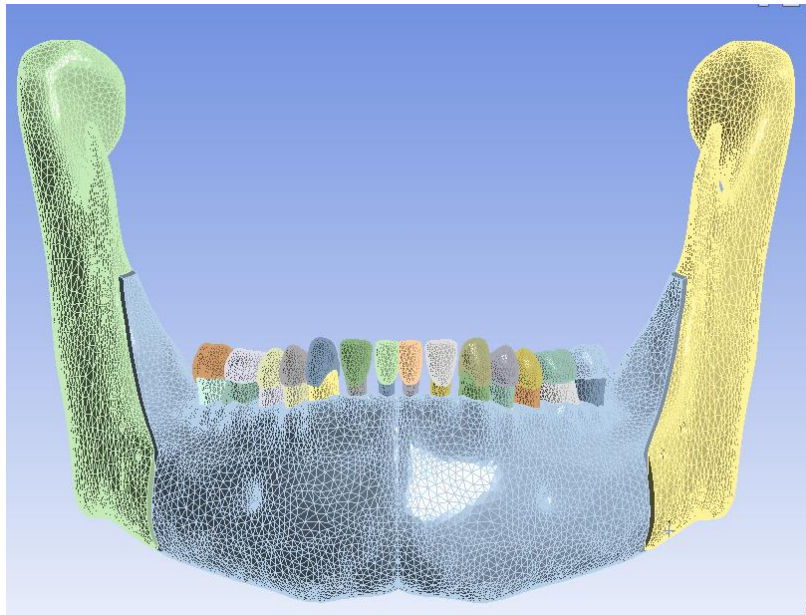


Fig1. Solid used in the simulation, showing the bilateral sagittal split osteotomy with 5 mm of advancement, with all elements.

After obtaining the three-dimensional model, the files was reduced into thousands of triangles, and exported to *Solidworks 2012* (*Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA*) program, in order to remove the interference between the triangles aforementioned and make it compatible with the read at the *Ansys Workbench 14.0* (*NASDAQ:ANSS*) program which was used in this simulation (Fig 1).

A sagittal bilateral split osteotomy was simulated in the program a 5mm forward advancement was realized at the distal segment. As from this new osteotomized model nine different types of fixations was simulated. In group A, 2 conventional 2.0mm diameter 6mm long monocortical screws were installed in each bone segment using a conventional miniplate with space (Fig. 2A). In group B, 2 locking 2.0mm diameter 6mm long monocortical screws were installed in each bone segment using a locking miniplate with space (Fig. 2B). In group C, 2 conventional 2.0mm diameter 6mm long monocortical screws were installed in each bone segment using a conventional miniplate with space and 1 conventional 2.0mm diameter and 15mm long screw reaching both bone cortices at 3 mm from distal of the second molar below the superior alveolar border (Fig. 2C). In group D, 2 locking 2.0mm diameter 6mm long monocortical screws were installed in each bone segment using a locking miniplate with space and 1 conventional 2.0mm diameter 15mm long screw reaching both bone cortices at 3mm from distal of the second molar below superior alveolar border (Fig. 2D). In group E, 3 conventional 2.0mm diameter 6mm long monocortical screws were installed in each bone segment using a conventional miniplate with space (Fig. 2E). In group F, 3 locking 2.0mm diameter 6mm long monocortical screws were installed in each bone segment using a locking miniplate with space (Fig. 2F). In group G, 2 4-hole conventional miniplates with space with 2 conventional 2.0mm diameter 6mm long monocortical screws per plate were installed in each bone segment. One miniplate was installed close to the superior border of the bone segment and the other above the basal line (Fig. 2G). In group H, two 4- hole locking miniplates with space with 2 locking 2.0mm diameter 6 mm long monocortical screws per plate were used in each bone segment. One miniplate was installed close to the superior border of the bone segment and the other above the basal line (Fig. 2H). In group I, 3 bicortical screws were installed in an inverted-L position (Fig. 1L).

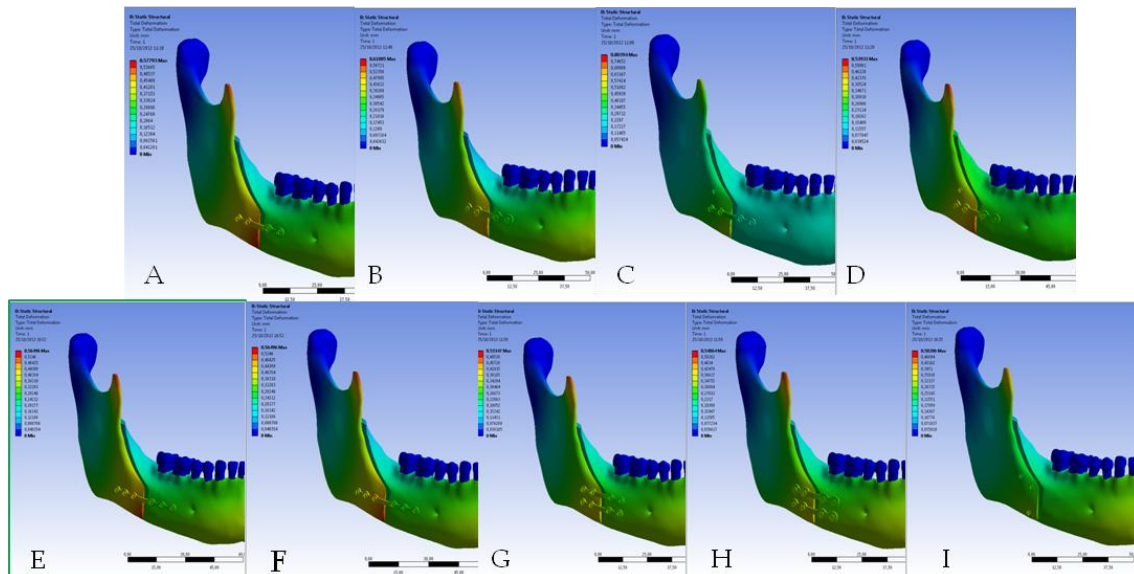


Fig. 2. Simulation of dislodgment of the 9 different fixation methods.

The structures were divided into: enamel, dentin pulp, periodontal ligament, trabecular bone and cortical bone, being considered with a homogeneous, isotropic and linear elastic behavior. Were applied forces in the region of the insertion of the temporal muscle (lateral margin of the coronoid process of the mandible) of 235N, medial pterygoid muscle (pterygoid tuberosity) of 145N and the masseter muscle (lateral side of the mandible) of 151N, which are involved in the lifting of the mandible during the masticatory act. The bulkhead was applied on the occlusal surfaces of the teeth.¹⁵(Fig. 3)

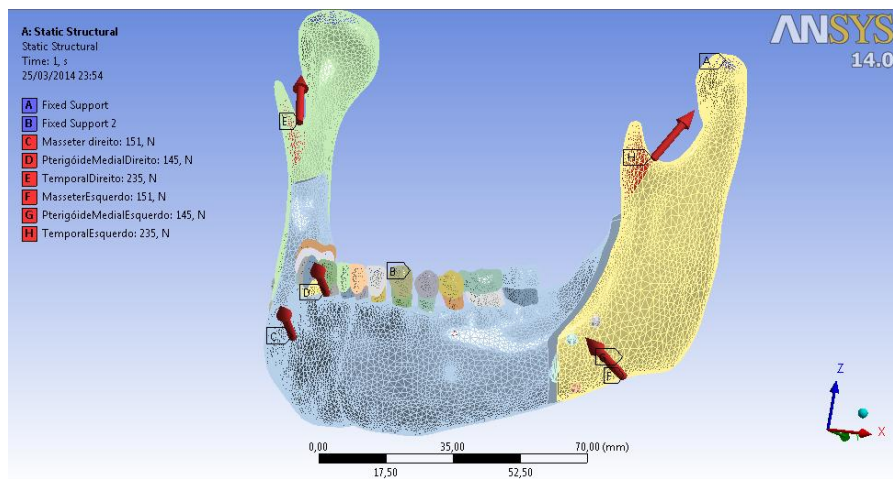


Fig. 3. Simulation of forces promoted by the masticatory muscles.

After this simulation the stress of the plates were evaluated in mega pascal and the displacement resistance was verified in millimeters. The dislodgment

resistance was checked at the proximal segment once the distal segment was stable because the screen at the occlusal tooth, it was measured the region with the lower displacement and the region with the higher displacement. So longer as higher was the values, the greater was the stress and displacement of the miniplates. The screws were avaliated in separately, and it was just evaluated the stress once to verify the displacement to many vectors will be present. At the stress simulations the green colors demonstrate a less stress and the red colors are related with higher stress values.

RESULTS

All the different types of models with different configurations of fixation was submitted to the same intensity of forces, being each one evaluated separately regarding to the displacement between the bone segments and the stress in the miniplates and screws. At the stress simulations the green colors demonstrate a less stress and the red colors are related with higher stress values, nevertheless it couldn't be compared the colors between the simulations because each one has a different interval of values. The stress results, even in the miniplates and screws, could be visualized at the table 1.

Type Of Fixation	Miniplate Tension (Mpa)	Displacement (mm)	Screws Tension (Mpa)
A 4 H Conv. Miniplate	17,395	0,53 - 0,49	22,352
B 4 HLock. Miniplate	34,208	0,52 - 0,43	360,25
C C. Mini. + Bscrew	13,381	0,38 - 0,50	79,679
D L. Mini. + Bscrew	27,481	0,34 - 0,45	132,33
E 6 HConv. Miniplate	37,783	0,56 - 0,52	59,961
F 6 H Lock. Miniplate	40,214	0,55 - 0,51	74, 048
G 2 4 H Conv. Minip.	19,09	0,30- 0,34	113,2
H 2 4 H lock. Minip.	20, 643	0,30 - 0,34	96,21
I 3 Bicortical Screws	22, 562	0,21 - 0,28	238,06

Table 1. Table containing the values of miniplate tension, bone segments displacement and screw tension of each fixation method.A- 4 holes conventional miniplate, B- 4 holes locking miniplate, C- 4 holes conventional miniplate + bicortical screw, D- 4 holes locking miniplate + bicortical screw, E- 6 holes conventional miniplate, F- 6 holes locking miniplate, G- Two 4 holes miniplates, H- Two 4 holes locking miniplates, I- 3 bicortical screws in L inverted pattern.

As it was expected the L inverted screws were the configuration that demonstrate the lower displacement, however did not have the lower stress in the screws. Besides, two conventional miniplates was the simulation with the lower stress in the screws.

Comparing the fixation methods that use the conventional miniplates with the locking miniplates we obtained the following results:

A- Conventional miniplate with 4 holes x B- Locking miniplate with 4 holes

The Locking 4 holes miniplate demonstrated higher tension (Fig 4) when compared with the conventional miniplate and a higher displacement resistance values of the bone segments (Fig 5). A similar tension values were verified at the locking and conventional screws (Fig 6).

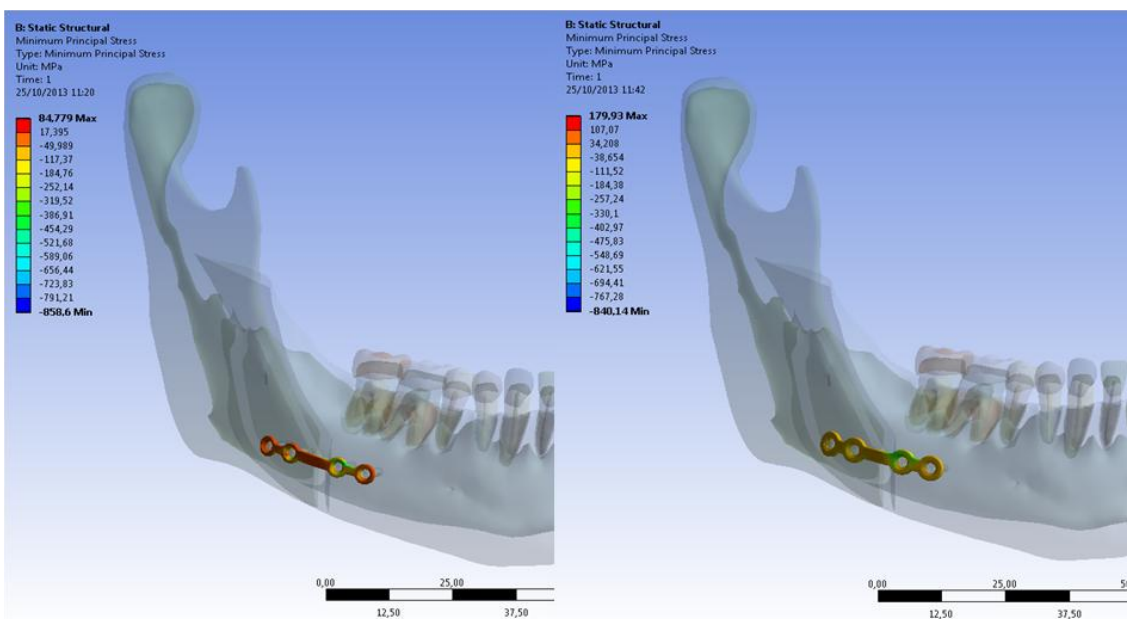


Fig 4. First picture showing the tension in the conventional miniplate. Second picture showing the tension in the locking miniplate. The red regions demonstrate higher stress values, but it can't be compared between the two simulations because the different intervals of stress used to establish the colors.

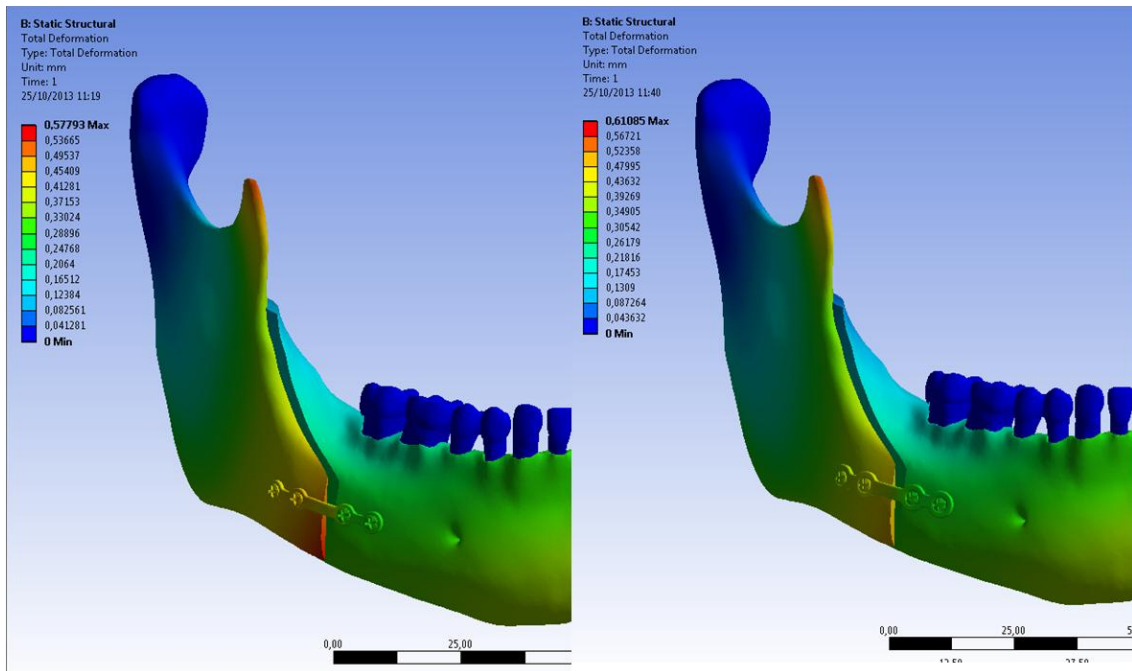


Fig 5. First picture showing the displacement of the conventional 4 holes miniplate(0,53 to 0,49mm) Second picture showing the displacement of locking 4 holes miniplate(0,52 to 0,43mm).

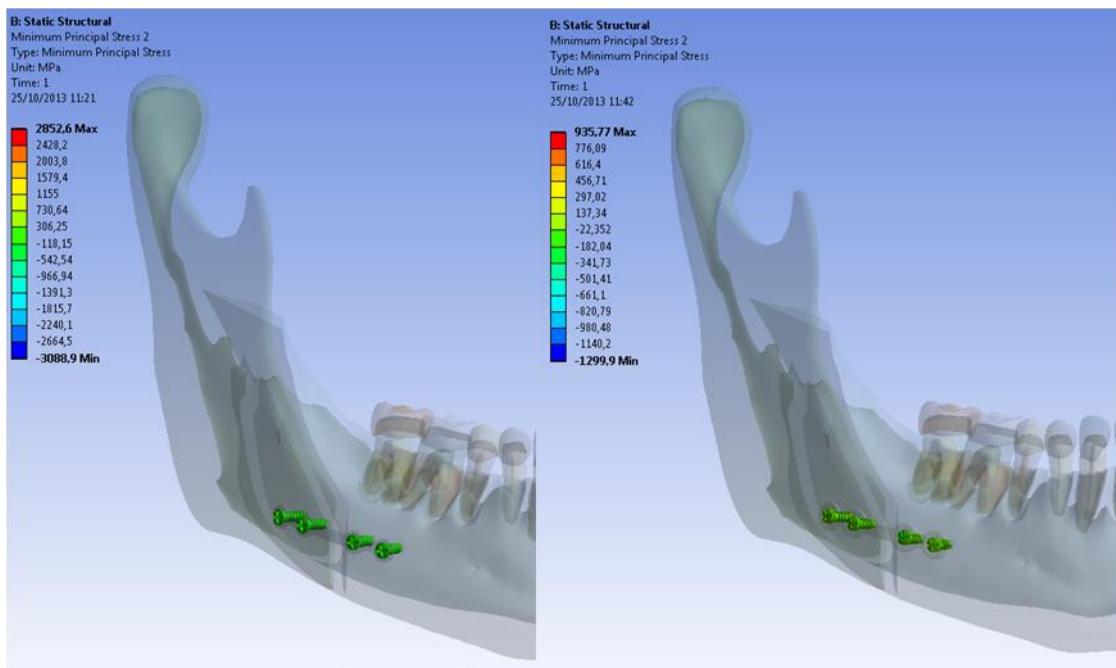


Fig 6. First picture showing the tension in the conventional screws of 4 hole conventional miniplate (22,352). Second picture showing the tension in the locking screws of the 4 hole locking miniplate (22,532).

C-Conventional 4 holes miniplate + bicortical screw x Locking 4 holes miniplate + bicortical screw

The locking 4 holes miniplate + bicortical screw demonstrated higher tension at the plate than the conventional one. And the bone displacement resistance was higher with the locking 4 hole miniplate. The tension at the screws in this specific simulation was higher at the locking screws.

E- Conventional miniplates with 6 holes x F- Locking miniplates with 6 holes

The tension in the 6 holes locking miniplates were higher than at the conventional miniplates. The displacement resistance was slightly lower at the conventional miniplate. The tension at the locking screw were higher than at the conventional ones.

G – Two conventional 4 holes miniplates x Two locking 4 holes miniplates

The tension supported by the two locking miniplates are higher than the tension supported by the two conventional miniplates, the displacement resistance of the two models are similar and the tension in the screws conventional screws are little higher than the conventional ones.

DISCUSSION

Osteosynthesis is one of the subject most discussed and investigated in the literature. The bone segments need to be fixated in order to reach the rigidity and stability to accelerate the healing period, and permit the rapidly recovery of the patient.¹² If these fixation methods are not well performed they can cause serious complications to the treatment. Accordingly, the interest in investigating which is the most adequate osteosynthesis method with the lower morbidity is increasing.¹⁰

In order to increase the stability and improve surgical outcomes, many modifications of the fixation systems were introduced in the past years. For the fixation of bilateral sagittal split osteotomy it can be used lag screws, bicortical position screws, conventional miniplates, resorbable plates, locking plate and screws and the possible combinations of them.

The biomechanical functions of rigid fixation systems clinically depend on the interaction between all three components, which are plate, screws, and

bone. A conventional bone-plate-screws system requires precise adaptation of the plate to the underlying bone. Without this intimate contact, the tightening of the screws draw the bone segment towards the plate and result in alterations in the position of the segments and the occlusal relation ship.¹¹⁻¹⁴ Actually, with the introduction of the locking plate/screw system, disadvantages of conventional miniplates, such as screw loosening, need of precise adaptation of the plate to the bone, stability problems, and alteration in occlusion, are eliminated or decreased.¹¹⁻¹⁴

Evaluated properties of locking and conventional titanium systems was evaluated and it was concluded that locking plates are more stable in angle fractures.^{16,17} The first clinical study using locking miniplate/screw was done using data from 80 fractures in 59 patients.¹¹ It was found that this system was simple and provided sound fixation in all cases. However, the failure strength of 2.0-mm locking versus 2.0-mm conventional mandibular miniplates was compared in a laboratory model and no differences was found between the 2 techniques.¹⁸ They realized that the failure have more relation with the bone quality and surgical technique rather than the fixation system.

There are feel studies in the literature that verify the stability and advantages of using locking miniplates/screws in the fixation of bilateral sagittal split osteotomy, and there are some studies that use in vitro biomechanical evaluations. An in vitro study was done to access the biomechanical stability of 9 different osteosynthesis methods after sagittal split ramus osteotomy by simulating the masticatory forces and using a 3-point biomechanical test method. With forty-five polyurethane hemimandible they tested 9 different methods of fixation of bilateral sagittal split osteotomy using different 2.0-mm miniplate/screws systems. They used an Instron machine (Norwood, MA) until a 3-mm displacement occurred between segments vertically or horizontally. These tests showed a statically significant difference between the groups that used 2 miniplates, 1 miniplate and 1 bicortical screw, and only bicortical screws compared with groups that used only 1 miniplate with 2 screws per segment and 3 screws per segment. They concluded that the placement of 2.0mm-diameter bicortical screws in the retromolar region, associated or not with conventional and locking miniplates with monocortical screws, promoted a

better stabilization of bone segments. Locking miniplates presented a better performance in bone fixation in all groups. In this finite element study the addition of a bicortical screws with the miniplates also increase the stability, and similar with the study in vitro the locking miniplates seems to have better distribution of the tensions and increased stability when compared with the conventional system.

Stress over the bone and fixation systems after sagittal split ramus osteotomy fixed with standard titanium or locking plate/screws was also evaluated using finite element analysis, in another study. A 3 dimension finite element mandible model consisted of 153.320 elements and 35.570 nodes was created, and 5mm advancement was simulated on computer model. They fixed the model either with 2.0mm titanium conventional miniplate/screw or 2.0mm titanium locking miniplate/screw system, and they use 200N bite force. The values of von Misses stress in the cortical layer of the distal segment using the locking plate was higher. However, in the cortical layer of the proximal segment the stress were higher at the conventional plate system. In the spongiosa layers of both segments, stress were higher with the conventional plate system. They conclude that the locking miniplate/screw system spreads the lode over the plate and screws and diminishes the amount of force transferred each unit.

In these study it was used a more reliable 3 dimension finite element model of a mandible with 2.500.662 nodes and 1.489.170 elements, which is a model of high quality when compared with another studies. The model have more structures including, tooth, periodontal ligament, cement, enamel and dentin. It was used forces similar to the forces of the masticatory muscles, totally different of the majority of studies related to this subject that uses a single force. The association of a very realistic three dimension model and the forces of the masticatory muscles leads to a more reliable simulation. We verified 9 different fixation methods similar to in vitro study of Ribeiro-junior et al., 2010. It was used the interval of the higher a lower values of the stress in the miniplate/screws and the displacement between the bone segments.

It can be clearly verified in these study that the stress values into the miniplates are higher when locking miniplates are used because the tension

was distributed through the miniplate and are less transferred to the bone segments. In all methods of fixation the displacement values were lower when locking miniplate/screw are used, just when two miniplates are used that the values are similar. Related to the tension verified in the screws, we can make the relation that the higher is the screw tension the lower is the displacement of the bone segments. Appears that the addition of bicortical screws in the methods of fixation with one miniplate increase the displacement resistance of the bone segments. It seems that the use of locking miniplate/screw offer better stabilization with less compression in to the bone segments.

References

- 1- Fernandez JR, Gallas M, Burguera M, Viano JM. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. *J Biomech* 36:329, 2003.
- 2- Stoelinga PJ, Borstlap WA. The fixation of sagittal split osteotomies with miniplates: the versatility of a technique. *J Oral Maxillofac Surg* 61:1471, 2003.
- 3- Tyler Cox MS, kohn MV, Impelluso T. Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 61:481, 2003.
- 4- Van Sickels JE, Flanary CM. Stability associated with mandibular advancement treated by rigid osseous fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 43: 338, 1985.
- 5- Trauner R, Obwegeser H I. The surgical correction of mandibularprognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. Part I. *OralSurg* 10:677, 1957.
- 6- Wall G, Rosenquist B. Radiographic stereophotogrammetric evaluation of intersegmental stability after mandibular sagittal split osteotomy and rigid fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 59:1427, 2001.

7- Watzke IM, Turvey TA, Phillips C, Proffit WR. Stability of mandibular advancement after sagittal osteotomy with screw or wire fixation: a comparative study. *Oral Maxillofac Surg* 48:108, 1990.

8- Erkmen E, Sims,ek B, Yu"cel E, kurt a. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis Part 1: advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac. Surg* 34:551, 2005.

9- Peterson GP, Haug RH, Van sickels J. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 63:1317, 2005.

10- Ozden B, Alkan A, Arici S, Erdem E. In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg* 35:837, 2006.

11- Murphy MT, Haug RH, Barber JE. An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 55:489, 1997.

12- Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg* 63:1620, 2005.

13- Anucul B, Waite PD, Lemons JE. In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. *J Oral Maxillofac Surg* 50:1295, 1992.

14- Ribeiro-junior PD, Magro-filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems for sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 68:724, 2010.

15- Choi AH, Ben-Nissan B, Conway RC. Three-dimensional modeling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Australian Dental Journal* 50: 42, 2005.

15- Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 40:76, 2002.

16- Gutwald R, Büscher P, Schramm A. Biomechanical stability of an internal mini-fixation-system in maxillofacial osteosynthesis. *Med Biol Eng Comp* 37:280, 1999. (suppl 2)

17- Ellis E, Grabam J. Use of a 2.0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. *J Oral Maxillo Surg* 60:642, 2002.

18- Castilho SMV, Gutiérrez S, Cañadas C, et al. Contributions of the 2.0 unilock system to mandibular osteosynthesis. *Rev Esp Cirug Oral Maxillofac* 26:287, 2004.

19- Sato FRL, Asprino I, Consani S, Noritomi PY, Moraes M. A comparative evaluation for the hybrid technique for fixation of the sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement by mechanical, photoelastic, and finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 114:60, 2012.

20- Bohluli B, Motamedi MHK, Bohluli P, Sarkarat F, Moharamnejad N, Tabrizi MHS. Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method. *J Oral Maxillofac Surg* 68:2765, 2010.

21- HENRIQUE M. C. A. *Fundamento do Método dos Elementos Finitos*, 2011. E-book Disponível em: www.scribd.com/doc/.../ACE-08-01-FEM-Fundamentos-FEM. Acesso em: 08/04/2013.

22- Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ETE, Júnior JL. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. R Dental Press Ortodon Ortop Facial 11:35, 2006.

23- Argenta MA, Nuriol TM, E hecke MB. Metodologia para obtenção de parâmetros físicos e geométricos do osso trabecular função de imagens de micro tomografia. Mecânica computacional 19:6363, 2010.

6. CONCLUSÕES

- Dentre os nove diferentes tipos de fixação os três parafusos em L invertido apresentaram melhor estabilidade e as duas placas retas convencionais e menor valor de tensão.

- O sistema *locking* quando utilizado para fixação de osteotomias sagitais bilaterais suporta tensões maiores quando comparado ao sistema convencional.

- Do ponto de vista da resistência ao deslocamento as placas do tipo *locking* sofreram um menor deslocamento quando comparadas as placas convencionais.

- A adição de um parafuso bicortical às placas retas aumentou a resistência ao deslocamento.

REFERÊNCIAS

ANUCUL, B.; WAITE, P.D.; LEMONS, J.E. In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. *J Oral Maxillofac Surg.* v.50, p.1295-1299, 1992.

ARGENTA, M.A.; BURIOL, T.M.; E HECKE, M.B. Metodologia para obtenção de parâmetros físicos e geométricos do osso trabecular função de imagens de micro tomografia. *Mecânica computacional.* v.19, p.6363-6381, 2010.

BOHLULI, B.; MOTAMEDI M.H.K; BOHLULI, P.; SARKARAT, F.; MOHARAMNEJAD, N.; TABRIZI, M.H.S. Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method. *J Oral Maxillofac Surg.* v.68, p.2765-2769, 2010.

CASTILHO, S.M.V.; GUTIÉRREZ, S.; CAÑADAS, C.; ET AL. Contributions of the 2.0 unilock system to mandibular osteosynthesis. *Rev Esp Cirug Oral Maxillofac.* v.26, p.287-296, 2004.

CHOI AH, BEN-NISSAN B, CONWAY RC. Three-dimensional modeling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Australian Dental Journal.* v.50, p.42-48, 2005.

ELLIS E.; GRABAM J. Use of a 2.0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. *J Oral Maxillo Surg* v.60, p.642-645, 2002.

ERKMEN, E.; S,IMS, EK B.; YU"CEL E.; KURT A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis Part 1: advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac. Surg.* v.34, p.551-558, 2005.

FERNANDEZ, J.R.; GALLAS, M.; BURGUERA, M.; VIANO, J.M. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. *J Biomech.* v.36, p. 329-337, 2003.

GUTWALD, R.; BÜSCHER, P.; SCHRAMM, A. Biomechanical stability of an internal mini-fixation-system in maxillofacial osteosynthesis. *Med Biol Eng Comp.* v.37, p.280-281,1999. (suppl 2)

HENRIQUE M. C. A. Fundamento do Método dos Elementos Finitos, 2011. E-book Disponível em: www.scribd.com/doc/.../ACE-08-01-FEM-Fundamentos-FEM. Acesso em: 08/04/2013.

LOTTI R. S., MACHADO A. W., MAZZIEIRO E. T. E, JÚNIOR J. L., Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* v.11, p.35-43, 2006.

MAURER, P.; HOLWEG, S.; KNOLL, W.D.; SCHUBERT, J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg.* v.40, p. 76-83, 2002.

MURPHY, M.T.; HAUG, R.H.; BARBER, J.E. An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* v.55, p.489-494, 1997.

OZDEN, B.; ALKAN, A.; ARICI, S.; ERDEM, E. In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg.* v.41, p. 837-841, 2006.

PETERSON, G.P.; HAUG, R.H.; VAN SICKELS J. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* v.63, p.1317-1324, 2005.

RIBEIRO-JUNIOR, P.D.; MAGRO-FILHO, O.; SHASTRI KA, PAPAGEORGE, M.B. In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems for sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* v.68, p.724-730, 2010

STOELINGA, P.J.; BORSTLAP, W.A. The fixation of sagittal split osteotomies with miniplates: the versatility of a technique. *J Oral Maxillofac Surg.* v.61, p. 1471-1476, 2003.

SATO, F.R.L.; ASPRINO, L.; CONSANI, S.; NORITOMI, P.Y.; MORAES, M. A comparative evaluation for the hybrid technique for fixation of the sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement by mechanical, photoelastic, and finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* v.114, s.5, p.60-68, 2012.

TYLER COX, M.S.; KOHN, M.W.; IMPELLUSO T. Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* v.61, p. 481-487, 2003.

TRAUNER, R.; OBWEGESER, H. L. The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. Part I. *Oral Surg.* v.10, p. 677, 1957.

VAN SICKELS, J.E.; FLANARY, C.M. Stability associated with mandibular advancement treated by rigid osseous fixation. *J Oral Maxillofac Surg.* v.43, p. 338-341, 1985.

VAN SICKELS, J.E.; PETERSON G.P.; HOLMS S.; HAUG R.H. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg.* v.63, p.1620-1625, 2005.

WALL G.; ROSENQUIST B. Radiographic stereophotogrammetric evaluation of intersegmental stability after mandibular sagittal split osteotomy and rigid fixation. *J Oral Maxillofac Surg.* v.59, p.1427-1435, 2001.

WATZKE, I.M.; TURVEY, T.A.; PHILLIPS, C.; PROFFIT, W.R. Stability of mandibular advancement after sagittal osteotomy with screw or wire fixation: a comparative study. *Oral Maxillofac Surg.* v.48, p.108-121, 1990 (discussion 122–123).

ANEXOS

ACORDO DE CONFIDENCIALIDADE

Instrumento Particular de Acordo de Confidencialidade, doravante denominado simplesmente "Acordo", que fazem, de um lado,

NEOORTHO PRODUTOS ORTOPÉDICOS S.A., com sede na cidade de Curitiba, Estado do Paraná, na Rua Ângelo Domingos Durigan, n.º 607, Bairro Cascatinha, inscrita no CNPJ/MF sob o n.º 08.365.527/0001-21, neste ato representada nos termos de seu Estatuto Social, doravante denominada "Reveladora";

E, de outro lado

Diego José Stringhini, brasileiro, inscrito no CPF/MF sob o n.º 05469950980,, com endereço na Rua Poeta Francisco Ferreira Leite n 40 apto 109 neste ato, doravante denominado "Receptor".

CONSIDERANDO que as Partes pretendem estabelecer atividades que envolverão a usinagem dos produtos da Reveladora, onde o Receptor terá acesso inclusive aos desenhos e projetos de propriedade da Reveladora, e para tanto necessitam da divulgação de Informações Confidenciais, relevantes aos negócios da Reveladora, relativas aos produtos e imagens constantes no Anexo I.

CONSIDERANDO que o Receptor terá acesso às informações, em caráter estritamente confidencial sobre as "Informações Confidenciais" da Reveladora, visando viabilizar as simulações e ensaios mecânicos que se façam necessários.

As Partes têm entre si, justo e acordado, o presente Acordo de Confidencialidade e Sigilo de Informações que se regerá pelas seguintes cláusulas e condições:

1. OBJETO

- 1.1 O objeto do presente Acordo é o estabelecimento de condições a serem observadas pelas Partes relativas à: (i) fornecimento de Informações Confidenciais, (ii) obrigação de manter em sigilo todas e quaisquer informações obtidas em decorrência das discussões relacionadas às suas atividades e à negociação que possa haver entre as partes.
- 1.2 O Receptor reconhece que referidas Informações Confidenciais são internas e sigilosas da Reveladora e que referido acesso de outra forma não ocorreria senão em virtude do estabelecido no presente instrumento.
- 1.3 O termo "Informações confidenciais" significará quaisquer informações, verbais, escritas ou outras, (i) das quais se tome conhecimento, que sejam descobertas durante a execução dos serviços ou sejam decorrentes dessa execução, ou (ii) fornecidas ou divulgadas pela Reveladora ao Receptor segundo este Acordo ou em relação a ele (independentemente de essas informações serem ou não expressamente indicadas como confidenciais, e incluindo, mas não se limitando aos dados econômicos, comerciais, jurídicos, de engenharia, contratuais, imagens, "know-how", segredos industriais, informações técnicas e todos os documentos, cópias e derivados contendo




tais Informações Confidenciais, além de quaisquer informações reunidas durante a execução do Acordo relativas aos negócios ou atividades da Reveladora, com relação específica à propriedade intelectual e know-how).

1.4 As Informações Confidenciais poderão ser fornecidas através dos seguintes meios, mas não se limitando a estes: E-mail, Fax, CD-Rom, DVD, disquetes, folders, desenhos, projetos, modelos em CAD 3D, dados, especificações, relatórios, procedimentos, corpos de prova, compilações, programas de computador, patentes, produtos existentes ou futuros e outros materiais quaisquer que tenham sido obtidos ou conhecidos antes ou depois da vigência deste Instrumento.

1.5 Para os fins deste Contrato, o termo "Informação Confidencial" não inclui:

- (a) Informações que, por ocasião de sua divulgação, já sejam ou venham posteriormente a ser de domínio público (por via diversa que não em consequência de uma quebra de sigilo por parte do Receptor);
- (b) Informações que sejam de conhecimento do Receptor, ou já estivessem a sua disposição, antes da divulgação dessas mesmas informações pela Reveladora;
- (c) Informações divulgadas à Receptor por terceiros após a divulgação pela Reveladora, se tal divulgação por terceiros não constituir violação de obrigação desses mesmos terceiros perante a Reveladora, nem for consequência de quebra de sigilo por parte do Receptor; e
- (d) Informações cuja divulgação seja exigida por lei, por ordem de um tribunal ou órgão administrativo de jurisdição competente, ressalvando-se que o Receptor deverá informar imediatamente a Reveladora por escrito a respeito dessa ordem, de modo que o Receptor possa buscar uma ordem judicial com caráter de proteção ou tomar outra medida adequada.

2. VIGÊNCIA

2.1 As Obrigações de sigilo e confidencialidade oriundas desse instrumento, bem como referentes à utilização indevida das imagens ora licenciadas, permanecerão vigentes por 15 (quinze) anos a partir da assinatura deste instrumento, independentemente do término deste ou qualquer acordo correlato.

2.2 O término deste ou de qualquer outro Acordo não desobriga as Partes quanto às obrigações de confidencialidade aqui estipuladas em relação às Informações Confidenciais, antes ou após a celebração deste acordo.

2.3 No término da vigência deste Acordo, fica o Receptor obrigado, pelo prazo máximo e improrrogável de 10 (dez) dias após a formalização da rescisão ou término, a devolver à parte Reveladora todos os arquivos com todas as Informações Confidenciais, bem como as imagens cedidas em virtude deste acordo e demais correlatos.

3. OBRIGAÇÕES DO RECEPTOR



3.1 O Receptor obriga-se a:

- (a) Não revelar as Informações Confidenciais a qualquer pessoa ou entidade, que não aquelas relacionadas à negociação, sem o prévio consentimento, por escrito, da Parte Reveladora;
- (b) Utilizar as Informações Confidenciais exclusivamente para a estabelecido no item 1 das Considerações constantes do preâmbulo;
- (c) Não utilizar e nem permitir que outros utilizem quaisquer Informações Confidenciais, para qualquer outro propósito, que não aquele para o qual foram reveladas;
- (d) Não adulterar, alterar, reprojetar, transmitir as Informações Confidenciais sem prévia autorização, por escrito, da Parte Reveladora;
- (e) Manter em sigilo as Informações Confidenciais;
- (f) Restringir a revelação das Informações Confidenciais somente para aqueles empregados, prepostos que necessitem conhecer tais Informações Confidenciais para o propósito estabelecido neste instrumento;
- (g) Dar ciência a seus empregados, prepostos, sem se limitar a estes e ainda, a quaisquer terceiros que tiverem conhecimento das Informações Confidenciais das obrigações assumidas no presente Acordo;
- (h) Não publicar, transmitir, divulgar, revelar, ceder ou negociar a qualquer título ou sob qualquer forma, no território brasileiro ou no exterior, para qualquer pessoa, física ou jurídica ou entes personalizados, salvo se devidamente autorizado pela Parte Reveladora das Informações Confidenciais, ou de qualquer outra forma fazer uso das Informações Confidenciais para outra finalidade não autorizada expressamente no presente Acordo, cumprindo-lhe adotar cautelas e precauções adequadas no sentido de impedir o seu uso indevido por qualquer pessoa que, por qualquer razão, tenha tido acesso a elas;
- (i) Não alterar, sob qualquer forma ou pretexto, as características do projeto da Reveladora.

4. PROPRIEDADE DA INFORMAÇÃO CONFIDENCIAL

- 4.1 O Receptor entende e concorda que todas as Informações Confidenciais divulgadas pela Reveladora continuarão a pertencer, exclusivamente, a esta.

5. PROPRIEDADE INTELECTUAL E KNOW-HOW

- 5.1 Salvo se expressamente contemplado neste Contrato, nenhuma das partes adquirirá nenhum direito, titularidade ou participação na propriedade intelectual ou know-how da outra. Nenhuma disposição deste Contrato deverá ser interpretada como



concedendo ao Receptor qualquer licença ou direito expresso ou tácito em relação a qualquer propriedade intelectual, marca ou know-how da Reveladora.

5.2 A Reveladora será a proprietária exclusiva de quaisquer resultados obtidos dos serviços. A titularidade legal dos resultados é e será imediatamente cedida e transferida totalmente à Reveladora no momento da criação, sem ônus, independentemente de os serviços terem sido concluídos. O Receptor deverá ceder e transferir todos os métodos e formas de utilização e exploração, inclusive toda e qualquer nova tecnologia, não havendo limitação de tempo ou território, e a Reveladora poderá, a seu critério, alterar, modificar, aditar, adicionar, excluir e de outro modo modificar, incluindo, entre outros, todos e quaisquer cortes, edições, recomposições e outras alterações, adições e exclusões dos resultados, bem como ceder, transferir e licenciar os resultados. O Receptor deverá tomar todas as medidas e assinar todos os documentos que vierem a ser solicitados pela Reveladora relativos aos itens estabelecidos acima.

5.3 O Receptor compromete-se a providenciar que todos os prepostos, empregados e prestadores de serviço ou outros terceiros envolvidos na execução dos serviços assinem e entreguem, a qualquer momento, mediante solicitação e sem custo adicional para a Reveladora, todos os documentos, formulários e autorizações que vierem a ser exigidos pelas autoridades de registro competentes de todos os países em questão referentes à solicitação e registro, pela Reveladora, da propriedade intelectual que fizer parte dos resultados simulações e ensaios mecânicos.

5.4 Ao Receptor não assistirá o direito de utilizar os resultados em seus negócios futuros sem que a Reveladora tenha concedido ao Receptor uma licença expressa para tanto.

6. SIGILO

6.1 O Receptor, por si e por seus sócios, empregados e prestadores de serviço ou outros terceiros envolvidos na execução dos serviços, obriga-se a manter os critérios de sigilo e confidencialidade quando utilizar-se de dados e informações pertinentes ao presente Acordo, e/ou, ainda, aqueles pertencentes à Reveladora, e obtidos por meio deste Acordo, bem como com relação àqueles decorrentes dos Serviços prestados na forma deste Acordo, obrigando-se a estender tal vinculação obrigacional de sigilo a todos aqueles que, ainda que indiretamente, mantenham qualquer tipo de conhecimento das informações referentes ao presente Acordo.

7. DAS PENALIDADES

7.1 A quebra de qualquer condição estabelecida neste instrumento, devidamente comprovada, possibilitará a imediata rescisão de qualquer contrato, pedido ou relação comercial, firmado entre as Partes, sem qualquer ônus para a Reveladora. Neste caso, o Receptor, estará sujeito, por ação ou omissão, ao pagamento ou recomposição de todas as perdas e danos sofridas pela Reveladora, inclusive as de ordem moral ou concorrencial, bem como as de responsabilidades civil e criminal respectivas.

8. DISPOSIÇÕES GERAIS



- 8.1 O disposto no presente instrumento não obrigará, ou de qualquer outro modo, comprometerá as Partes, direta ou indiretamente, a estabelecer qualquer relação de negócio, concluir uma transação ou celebrar qualquer outro tipo de acordo entre si.
- 8.2 Nenhuma das Partes cederá, transferirá ou sub-rogará este Acordo a terceiros, no todo ou em parte, sem a aprovação por escrito da parte contrária.
- 8.3 Este Acordo obrigará as Partes e seus sucessores, qualquer que seja a forma de sucessão, em todos os direitos e obrigações assumidas por força deste acordo.
- 8.4 As obrigações deste Acordo se estendem aos funcionários, representantes, prepostos e outorgados do Receptor.
- 8.5 Este Acordo representa o total entendimento entre as Partes em relação à matéria aqui tratada, devendo prevalecer sobre quaisquer outros entendimentos anteriores sobre a mesma matéria, sejam estes verbais ou escritos.

9. DO FORO

9.1 As Partes elegem o foro da Comarca de Curitiba/PR para dirimir quaisquer dúvidas ou controvérsias oriundas deste instrumento com renúncia a quaisquer outros, por mais privilegiados que sejam.

E, por estarem justas e acordadas, as Partes assinam este Acordo em 2 (duas) vias, de igual teor e forma, para um só efeito, na presença das duas testemunhas abaixo assinadas.

Curitiba, 10 de maio de 2013.

NEOORTHO PRODUTOS ORTOPÉDICOS S.A.
Reveladora

Diego José Stringhini
DIEGO JOSÉ STRINGHINI
Receptor

Testemunhas:

Fernando Sieck
Nome: **FERNANDO SIECK**
CPF: **054.412.213-41**

Boris Cavaborde
Nome: **BORIS CAVABORDE**
CPF: **608.548.399-68**

Reconheço por verdadeira a(s) firma(s) de Diego José Stringhini

Em test. [assinatura] dou fé. [assinatura] da verdade.

Curitiba, 10 MAIO 2013

RENATA CRISTINA LACERDA
 MARLISE VENANCIO FERREIRA
 JOÃO PAULO NERONI
 ELIZANGELA ALVES COSTA
 EDUARDO GERÔNIMO DOS SANTOS DE MORAES

SELO FUNARPEN
TABELIONATO DE NOTAS
ERG44703

ANEXOS

Normas da Revista: Journal Of Oral Maxillofacial Surgery

Notice to Contributors

The *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery (JOMS)* publishes articles reflecting a wide range of ideas, results, and techniques, provided they are original, contribute new information, and meet the journal's standards of scientific thought, rational procedure, and literary presentation.

The *JOMS* uses EES, an online, electronic submission system. The Web site, <http://ees.elsevier.com/joms>, guides authors through the submission process. Authors must specify the article type (full length article, case report, etc.) and select from a set of classifications provided online.

Case reports. Routine case reports add little to our knowledge, but may be published if the report: 1) contains new information; for example, new disease process, diagnostic technique or maneuver, treatment, or operative approach; or 2) contains information that needs to be reinforced periodically; or 3) includes a comprehensive review on a topic requiring an updated review; or 4) is of an extremely unusual case.

Submissions to Perspective Section: Perspective articles represent succinct opinion pieces, survey results and other shorter contributions that address various topics of relevance to oral-maxillofacial surgeons. These topics may include, for example, public policy, patient safety, education, health care or surgical trends, government actions, and commentaries on other subjects. Articles in this section are limited to no more than 1400 words, no more than 3 figures or tables, and no more than 5 references. Articles accepted for publication do not necessarily represent the views of the AAOMS or the editorial staff.

Correspondence. Authors may send queries concerning the submission process, manuscript status, or journal procedures to the Editorial Office at joms@aaoms.org. All correspondence, including the Editor's decision and request for revisions, will be via e-mail.

Letters to the Editor may be directed to the Editor-in-Chief:

Dr James R. Hupp, Professor of Oral-Maxillofacial Surgery East Carolina University School of Dental Medicine and must be submitted via the EES system to be considered (⇒ <http://ees.elsevier.com/joms>).

Letters to the Editor should be in reference to a specific article or editorial that has been published by the JOMS on which you would like to comment; letters must be under 500 words (body of the letter, not including the references). One figure may accompany the letter if it is essential to understanding the subject. Please limit the number of references to fewer than 5.

Letters must be submitted within 8 weeks of the article's print publication or for online-only articles, within 8 weeks of the date they first appeared online.

Original articles are considered and accepted for publication on the condition that they have not been published in another journal or are not currently submitted or accepted for publication elsewhere. The Editor reserves the right to edit manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency.

Contributors to the *JOMS* must refer to the **Consort statement on clinical research design:** www.consort-statement.org and are expected to comply with its recommendations when reporting on a randomized clinical trial. When reporting observational studies, e.g. cohort or case-series, case-control, or cross-sectional studies the editors recommend that authors refer to the STROBE guidelines (⇒ <http://www.strobe-statement.org/>).

The *JOMS* requires compliance with the **World Medical Association Declaration of Helsinki** on medical research protocols and ethics. The *JOMS* requires **institutional review board** (IRB) approval of the study protocol of **all** prospective studies; retrospective studies and chart reviews may be granted exemption by an IRB by the author's institution or must be approved in accord with local IRB standards. The *JOMS* requires that a statement of such approval or exemption be provided in the Methods section of manuscripts.

The Journal of Oral and Maxillofacial Surgery strongly encourages all interventional clinical trials be registered in a public trials registry that is in conformity with the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE). It is valuable to researchers hoping to eventually publish the results of their clinical trial to register their project at its inception since many major publications now require such registration in order for articles based on the investigation to be considered for acceptance. The Journal of Oral and Maxillofacial Surgery is considering implementing such a requirement. Registering a trial is easy, is free of charge, and helps improve scientific transparency among researchers, as well as for readers evaluating the results of clinical trials in peer-reviewed publications.

Trials can be registered in <http://www.clinicaltrials.gov/> or in one of the registries meeting the ICMJE criteria that can be found listed at <http://www.who.int/ictrp/network/primary/en/index.html>

For example:

- 1) "This study was approved by the ____ Hospital IRB and all participants signed an informed consent agreement"; or
- 2) "This study followed the Declaration of Helsinki on medical protocol and ethics and the regional Ethical Review Board of ____ approved the study"; or
- 3) "Due to the retrospective nature of this study, it was granted an exemption in writing by the University of ____ IRB."

For authors in private practice, commercial or independent IRBs exist whose services should be sought; private practice does not exempt one from the responsibility to seek ethical approval of study protocols prospectively.

For studies featuring animal subjects, the *JOMS* requires confirmation that the research was approved by the appropriate animal care and use committee(s), and this information must be stated in the Methods section of the manuscript.

Declaration of Helsinki: <http://www.wma.net/en/30publications/10policies/b3/index.html>

Preparation of manuscripts. Submission of an article is the author's assurance that the article has not been accepted or published and is not under consideration by another publication.

Correct preparation of the manuscript by the author will expedite the reviewing and publication procedures. Authors who are not fluent in American English are strongly advised to seek help in the preparation of their manuscripts, in order to enhance the review process, improve the chance of acceptance, and greatly reduce the time until publication if the article is accepted.

Articles, including all tables, must be formatted in a recent version of Microsoft Word; the manuscript and references must be double-spaced. The use of appropriate subheadings throughout the body of the text (Abstract, Introduction, Methods, Results, and Discussion sections) is required. For ideas and suggestions to aid preparation of clinical research papers, consider this reference: Dodson TB. A guide for preparing a patient-oriented research manuscript. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 104:307, 2007.

Abstracts are required for full-length and review articles. Abstracts should be submitted in the following format and must be limited to 250 words:

Purpose: One sentence background (if necessary) and one sentence purpose stated as a declarative sentence or as a research question:

The investigators hypothesized [insert hypothesis statement].

Given the audience, commonly a background sentence is not necessary as it will be evident from the study purpose or research questions.

Methods: This can be as short as 5 or 6 declarative sentences:

The investigators implemented a [insert type of study design]. The sample was composed of [describe eligible sample]. The predictor variable was... The outcome variable was... Other study variables were... Descriptive and bivariate statistics were computed and the *P*value was set at .05.

Results: This section can be as short as 2 sentences: The sample was composed of [insert sample size and a few representative descriptive statistics such as age and sex and any key differences between the study groups]. There was a statistically significant association between [insert the predictor and outcome variables and report the key statistics with *P* values and appropriate confidence intervals] after adjusting for [list other variables].

Conclusion: Example:

The results of this study suggest [insert key conclusion(s)]. Future studies will focus on [insert future research plans as indicated].

Two examples of abstracts follow:

Abstract Example 1--(Hypothesis driven patient-oriented research)-

After Dentoalveolar Surgery, Most Patients Are Satisfied With Telephone Follow-Up

Srinivas M. Susarla, DMD, MD, MPH, Rachel Black, Thomas B. Dodson, DMD, MPH

Purpose

To estimate patient satisfaction with telephone follow-up and compare the frequencies of postoperative complications between patients undergoing telephone and those undergoing clinical follow-up after ambulatory office-based dentoalveolar procedures.

Materials and Methods

Using a retrospective study design, the investigators enrolled a cohort of subjects who had had at least 1 tooth extracted during a 2-year period. The primary study variable was subject self-report of satisfaction with the telephone follow-up. For additional analyses, the predictor variable was follow-up type grouped as telephone versus clinical. The outcome variable was postoperative complications. To measure the relationships between the follow-up type and postoperative complications,

bivariate and multiple logistic regression statistics were computed. $P < .05$ was considered significant.

Results

The sample was composed of 364 subjects, of whom 155 (42.6%) had received telephone follow-up. The sample's mean age was 28.6 ± 11.7 years, included 220 females (60.4%), and had had an average of 3.4 ± 2.1 teeth removed. The self-reported patient satisfaction rate with telephone follow-up was 95.9%. The overall complication frequency was 19.2%, with telephone follow-up subjects having a lower complication frequency (12.9%) than the clinical follow-up subjects (23.4%) ($P < .01$). After adjusting for differences between the 2 samples, no significant difference was found in the complication frequencies according to the method of follow-up ($P = .7$).

Conclusion

Patient satisfaction with telephone follow-up was high. The subjects scheduled for telephone follow-up had a complication rate that was similar to that of the clinical follow-up subjects.

Abstract Example 2--(Literature Review)

Do Perioperative Antibiotics Decrease Implant Failure?

Basel Sharaf, DDS, MD, Maher Jandali-Rifai, DMD, Srinivas M. Susarla, DMD, MD, MPH, Thomas B. Dodson, DMD, MPH

Purpose

To execute an evidence-based review answering the following question: "Among patients receiving dental implants, do those who receive perioperative antibiotic therapy, compared with those who do not, have a decreased likelihood of implant failure?"

Materials and Methods

We performed a literature review. The primary predictor variable was an antibiotic regimen, which was grouped into 3 categories: a single preoperative dose, a single preoperative dose and multiday postoperative therapy, and no antibiotic therapy. The primary and secondary outcome variables were implant failure and postoperative infection, respectively.

Results

Eight studies meeting the inclusion criteria were reviewed. Two studies assessed the effect of a single preoperative antibiotic dose and reported a reduction in implant failure by 1.3% to 2% compared with no antibiotics use. Two studies compared the effect of pre- and postoperative antibiotics and no antibiotic use and found a 4.2% decrease to 1.1% increase in the failure rates when antibiotics were used. Four studies considered the effect of different antibiotic regimens. Only 2 studies found a statistically significant reduction in implant failure (2.5% to 5.4%) when a single preoperative antibiotic dose was used in conjunction with multiday treatment, compared with postoperative multiday treatment only.

Conclusion

A single dose of preoperative antibiotic therapy may slightly decrease the failure rate of dental implants. However, the current data do not support the routine use of postoperative antibiotics, which can be tailored by the clinician to the patient's specific needs.

A **Title Page** must be included with each article that lists the title; the authors' names, degrees and affiliations, and complete mailing address and telephone number, fax number and e-mail address for the corresponding author. Titles of articles should be descriptive and concise.

Authors listed on the title page must have made substantive intellectual contributions to the manuscript and be prepared to accept responsibility for the manuscript. No more than 4 authors may be listed for case reports, brief communications or technical reports; and no more than 6 authors may be listed for full-length or review articles. If a greater number of authors are listed, a detailed description of each author's substantive contribution must be provided in the article's cover letter. Generally,

editing a manuscript or permitting access to patients or their records will not be considered substantive intellectual contributions to qualify as a co-author.

References. (type with double spacing). References must be cited in numerical order in the text. Bibliographies and reading lists may not be submitted. For journal references, give the author's name, article title, journal name as abbreviated in Index Medicus, volume, pagination, and year, for example:

Susarla SM, Abramson ZR, Dodson TB: Cephalometric measurement of upper airway length correlates with the presence and severity of obstructive sleep apnea. *J Oral Maxillofac Surg* 68:2846, 2010

For books, give the author's name, book title, location and name of publisher, and year of publication (exact page numbers are required for direct quotations), for example:

Abrahams OH, Boon JM, Sprat JD: *McMinn's Clinical Atlas of Human Anatomy*. Philadelphia, PA, Mosby, 2008, pp12, 16, 29

Figures/Illustrations. Color art and color photography submissions are strongly encouraged. Figures must be submitted electronically as separate files (not embedded in the manuscript file).

Use arrows or other indicators to point out key findings in images or photomicrographs.

Images must be high-resolution digital illustrations (EPS or TIFF files): line artwork = minimum of 1,000 dpi; halftone artwork (photographic/continuous tone) = minimum of 300 dpi; combination artwork (line/tone) = minimum of 500 dpi; recommended dimensional size is a minimum of 5 x 7 inches. PowerPoint or other presentation software are not of sufficient quality for publication.

Authors may contact Elsevier for more information or should download a copy of the Specifications for Supplying Digital Artwork from <http://www.elsevier.com/artwork>. This provides detailed information on file formats, artwork guidelines, and color.

Figures must be numbered and cited in the text in order. **All patient-identifying information must be removed or masked.** Signed **patient releases** must accompany manuscripts in which there are photos of identifiable patients (unless eyes are masked to prevent identification). Release forms can be downloaded from the Web site during the submission process.

Legends. All figures require a legend. For photomicrographs, magnification and stain must be specified. Please use arrows or some other indicator to point out the key findings in the figures. A list of figure legends must appear after the References and Tables, in Microsoft Word.

Tables. Each table in the manuscript should stand alone and be interpreted without referencing the text of the manuscript. As such, tables must be logically organized and supplement the article. Where possible, consider summarizing the information as text in the manuscript rather than using a table. Tables should include descriptive titles. Tables must be numbered consecutively and cited in the text in order. Title and footnotes must be on the same page with the table. Use of footnotes is encouraged to explain abbreviations and symbols used in the table. Do not draw vertical rules in tables. Tables must follow the references in the manuscript document and be in Microsoft Word.

Video and Computer Graphics. Authors are encouraged to submit videos and computer-generated graphics; eg, a slide presentation with or without animation and sound. Authors who wish to supply such material should notify the editors in the Cover Letter and in the Author Comments of the online submission. Although the publisher will not edit any video or computer graphic, editors and reviewers may suggest changes. All patient-identifying information must be removed or masked.

The maximum length of a video or computer graphic is 8 minutes. Longer submissions may be divided into smaller clips, each of which should be identified at the beginning of the section (eg Video Clip 1, graphic 10). A concise legend for each videoclip or computer graphic presentation must be included with the manuscript. Videos are to be submitted in MEGG-1 or MPEG-2 (*.mpg) or QuickTime (*.mov) format. More detailed instruction can be found at <http://www.elsevier.com/artwork>.

AudioSlides The journal encourages authors to create an AudioSlides presentation with their published article. AudioSlides are brief, webinar-style presentations that are shown next to the online article on ScienceDirect. This gives authors the opportunity to summarize their research in their own words and to help readers understand what the paper is about. More information and examples are available at <http://www.elsevier.com/audioslides>. Authors of this journal will automatically receive an invitation e-mail to create an AudioSlides presentation after acceptance of their paper.

Acknowledgments. Only persons who have made significant contributions to an article may be acknowledged.

Permissions and Waivers. These must accompany the manuscript when it is submitted. The Cover Letter must inform the Editor about relevant consultancies, stock ownership or other equity interests, or patent licensing arrangements. All information will remain confidential during review and will not influence the editorial decision; the Editor will discuss with the authors how best to disclose the relevant information.

The following statements MUST be included in the Cover Letter:

"In consideration of the *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* taking action in reviewing and editing my (our) submission, the author(s) undersigned hereby transfer(s), assign(s), or otherwise convey(s) all copyright ownership to the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons in the event that such work is published in the JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY. The undersigned author(s) understands that if the manuscript is accepted, the Editors reserve the right to determine whether it will be published in the print edition or solely in the Internet edition of the Journal. Articles accepted for publication are subject to editorial revision." Permission of original author and publisher must be obtained for direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that is not your own. (Up to 100 words of prose material usually may be quoted without obtaining permission, provided the material quoted is not the essence of the complete work.) **Authors are responsible for applying for permission for both print and**

electronic rights for all borrowed materials and are responsible for paying any fees related to the applications of these permissions.

Financial Interests. As specified in the [AAOMS disclosure statement](#) regarding duality of interest, any commercial associations that might create a conflict of interest in connection with a submitted manuscript must be disclosed. All sources of external funds supporting the work and all corporate affiliations of the authors must be indicated in a footnote, if the manuscript is accepted.

AAOMS Disclosure Statement Regarding Dual Commitment. The *JOMS* requires that a completed [AAOMS disclosure statement](#) signed by ALL authors be submitted with the article.

Checklist for authors:

_Cover letter (including copyright statements, disclosures).

_Title page (including authors' information).

_Manuscript (including abstract, article, references, tables and figures legends---all in Microsoft Word format).

_Statement of IRB in the Methods and Materials section.

_Figures (individually submitted as separate files).

_Figures (individually submitted as separate files).

_Patient release forms for photographs. *Updated January 2012*