

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

RICARDO AUGUSTO CONCI

**ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DE NOVA PROPOSTA DE
DISPOSITIVO PARA REDUÇÃO E FIXAÇÃO DAS FRATURAS DE
CÔNDILO MANDIBULAR**

Porto Alegre

2016

**ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DE NOVA PROPOSTA DE
DISPOSITIVO PARA REDUÇÃO E FIXAÇÃO DAS FRATURAS DE
CÔNDILO MANDIBULAR**

Tese apresentada como parte dos requisitos obrigatórios para a obtenção do título de Doutor, na área de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientado: Ricardo Augusto Conci

Orientador: Prof. Dr. Claiton Heitz

Porto Alegre

2016

RICARDO AUGUSTO CONCI

**ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DE NOVA PROPOSTA DE
DISPOSITIVO PARA REDUÇÃO E FIXAÇÃO DAS FRATURAS DE
CÔNDILO MANDIBULAR**

Tese apresentada como parte dos requisitos obrigatórios para a obtenção do título de Doutor, na área de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Claiton Heitz (PUC/RS) - Orientador
Prof. Dr. Guilherme Genehr Fritscher (PUC/RS)
Prof. Dr. Eleonor Álvaro Garbin Junior (UNIOESTE/PR)
Prof. Dr. Geraldo Luiz Griza (UNIOESTE/PR)
Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi (CTI/SP)
Prof. Dr. Rogério Miranda Pagnoncelli (PUC/RS) – Suplente

Porto Alegre

2016

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Deus, fonte de vida e sabedoria, por me conduzir e guiar meu caminho e por permitir que chegasse até aqui.

À minha família, em especial aos meus pais por me incentivarem e por proporcionarem uma estrutura sem a qual não seria possível ter concluído esta que é a etapa mais importante na minha vida profissional. Hoje realizo um sonho que busquei e me esforcei muito e todos os obstáculos só foram vencidos porque estiveram comigo. Dedico essa vitória a vocês. Muito obrigado. Amo vocês.

Aos meus irmãos, por sempre torcerem por mim e por me ajudarem em tudo o que preciso, meu muito obrigado. Amo vocês.

Ao meu orientador, Professor Dr. Claiton Heitz, meus mais profundos votos de respeito e agradecimento: por tudo o que fez para a minha formação profissional e por tudo o que representa para mim. A chance de ter conhecido, convivido e aprendido muito durante esse período me deixa extremamente lisonjeado. Aprendi não só sobre Cirurgia, que como poucos domina, mas também e não menos importante, como devemos nos dedicar a essa profissão. Cheguei em Porto Alegre sem conhecê-lo e sempre depositou em mim confiança para que pudesse desenvolver muitas coisas que me fizeram aprender muito. Obrigado pelas cirurgias, pelos plantões no HPS, aulas e, principalmente, pela atenção e ajuda. Tenho muitas lembranças boas em minha memória, pela forma com que trata seus pacientes, pela forma que ensina seus alunos e por ver como todos te admiram, pela dedicação e respeito ao próximo, pela ética, pela humildade e pelas oportunidades que me proporcionou. Obrigado por ter aceito o convite para participar das cirurgias do

Ceapac em Cascavel. Vou daqui tendo no senhor um espelho profissional, de caráter e de amizade. Meu eterno muito obrigado. Seja sempre muito feliz.

Ao Professor Dr. Guilherme Genehr Fritscher, agradeço pela oportunidade de convívio e ensinamentos durante esses quatro anos que passei na pós-graduação da PUC/RS. Agradeço pela confiança e pela atenção que sempre dedicou a mim, tanto nesta pesquisa, quanto nas demais atividades que pude participar e em todas as dúvidas que pude sanar. Espero que seja muito feliz, sempre, e que tenha cada vez mais êxito na docência e na vida profissional.

Ao Professor Dr. Geraldo Luiz Griza, da Residência em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial da Universidade Estadual do Oeste do Paraná, meu professor de graduação e residência, por todos os ensinamentos e pelo convívio profissional e pessoal que são de grande valia para mim. Obrigado por todas as oportunidades que tem me proporcionado e por me incentivar a buscar ser sempre uma pessoa e um profissional melhor. Agradeço ainda pelos inúmeros conselhos, os quais tento sempre colocar em prática. Muito obrigado por aceitar fazer parte da banca examinadora desta tese, o que é, para mim, motivo de muita honra.

Ao Professor Dr. Eleonor Álvaro Garbin Jr., coordenador do serviço de Residência em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial da Universidade Estadual do Oeste do Paraná, também meu professor de graduação e residência, agradeço imensamente aos ensinamentos, ao apoio e à confiança. Sua dedicação e apreço com os pacientes, sua forma de ensinar e seus conhecimentos são muito importantes para que eu tente melhorar sempre.

Muito obrigado pela atenção e pela disponibilidade em fazer parte desta comissão examinadora, motivo pelo qual me orgulho imensamente.

Também aproveito para agradecer a Pedro Yoshito Noritomi, pesquisador da divisão de tecnologias tridimensionais do CTI-Campinas, pela sua enorme contribuição para desenvolvimento desta pesquisa. Sempre foi extremamente atencioso e disposto a ajudar em tudo o que precisei nas inúmeras visitas ao CTI. Seu enorme conhecimento nos direcionou para que pudéssemos conseguir alcançar os objetivos traçados. Muito obrigado também por ter aceito ser membro da banca examinadora desta tese.

Aos professores do departamento de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial da PUC/RS, pelo aprendizado proporcionado.

Aos professores da residência em Cirurgia e Traumatologia da Universidade Estadual do Oeste do Paraná (UNIOESTE/Cascavel), pelo apoio e incentivo para que alcançasse esse objetivo. E pela compreensão quando as ausências foram necessárias para a conclusão deste Doutorado.

À minha namorada, Bruna, por todo apoio e amor durante esse período dedicado a essa meta. Muito obrigado.

Aos meus amigos, imprescindíveis para que concluísse mais esta etapa na minha formação, pela força e pela torcida.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, através do diretor, professor Dr. Alexandre Bahlis.

À professora Dra. Ana Maria Sphor, coordenadora do Programa de Pós- Graduação da PUC/RS, pelo empenho e busca por melhorias constantes e manutenção da qualidade do ensino e pesquisa desta Universidade e pela dedicação e disponibilidade que sempre demonstrou.

À CAPES, pelo fornecimento da bolsa que possibilitou a pesquisa e a conclusão deste Doutorado.

Aos colegas de Pós-Graduação de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, pela ajuda, amizade e oportunidade de convívio e aprendizado.

Ao Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer (CTI/CenPRA), do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação, pela disponibilidade e acolhida durante esta pesquisa, que nos proporcionou muito conhecimento na busca por melhorias nas técnicas de fixação das fraturas faciais.

Ao chefe da divisão de tecnologias tridimensionais do CTI/CenPRA, Jorge Vicente Lopes da Silva, pela oportunidade, por ter aceito nosso projeto e pela parceria firmada para execução deste estudo nesta renomada e reconhecida Instituição.

Ao chefe do grupo de Bioengenharia do CTI/CenPRA, Daniel Takanori Kemmoku, Taka, pela dedicação e empenho nesta pesquisa. Sua ajuda e empenho foram essenciais para que conseguíssemos resultados e gráficos com tamanha qualidade e fidedignidade, com uma gama imensa de

informações que poderão ser usados para fins científicos. Muito obrigado, Taka.

A todos os funcionários do CTI/CenPRA que se envolveram, direta ou indiretamente, neste projeto.

À Toride, pelo fornecimento dos arquivos em 3D das placas e parafusos de titânio e todas as informações necessárias e pela disponibilidade que sempre demonstraram para a execução desta pesquisa.

Aos funcionários da secretaria de Pós Graduação da Faculdade de Odontologia da PUC/RS, pela ajuda constante e pelas inúmeras dúvidas e questionamentos resolvidos no decorrer deste Doutorado.

Aos funcionários da disciplina de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da PUC/RS.

Aos funcionários do bloco cirúrgico do Hospital São Lucas da PUC/RS.

EPÍGRAFE

“Tudo o que a mente humana pode conceber e acreditar, ela pode conquistar.”

Napoleon Hill

RESUMO

A grande incidência e as controvérsias relacionadas ao diagnóstico, formas de tratamento, acessos cirúrgicos e tipos de materiais de osteossíntese, fazem com que as fraturas condilares tenham papel de destaque dentre as fraturas faciais. Pode-se realizar tratamento cirúrgico ou não-cirúrgico, dependendo de inúmeras situações e indicações clínicas. Quando escolhido o acesso cirúrgico, deve-se conseguir redução adequada das fraturas e fixação interna eficiente, respeitando as características anatômicas da região condilar, para obtenção de um resultado funcional satisfatório. Configurações de placas, isoladas ou não, com formatos e tamanhos diversos, podem ser utilizadas para a resolução cirúrgica das fraturas condilares. Visando aprimorar as vantagens e minimizar as desvantagens das técnicas de fixação, foi desenvolvido o parafuso *Neck Screw*, objetivando a estabilidade necessária para a correta fixação por meio de um sistema de compressão dinâmica, aumentando o contato entre os cotos ósseos fraturados, além de servir como aliado no momento da redução das fraturas. O presente trabalho tem como objetivo avaliar a fixação e a estabilidade das fraturas de côndilo mandibular e comparar quatro técnicas de fixação, sendo que a primeira configuração apresenta uma placa de 2.0 mm, com 4 furos, com parafusos de 6 mm de comprimento, a segunda configuração apresenta duas placas, sendo uma de 2.0 mm e outra de 1.5 mm, ambas com 4 furos, com parafusos de 6 mm de comprimento, o terceiro sistema de fixação com o parafuso *Neck Screw* e uma placa em “L” de 4 furos de 2.0 mm sobreposta, além do último grupo, onde o parafuso *Neck Screw* e a placa em “L” formam um dispositivo único, através de

junção por ponto de solda. Os resultados demonstram uma melhor estabilidade quando do uso de duas placas, no que diz respeito ao deslocamento das fraturas, deformação dos materiais de síntese e valores de tensões mínimas e máximas. Os resultados com o parafuso *Neck Screw* são satisfatórios, semelhantes aos encontrados quando da utilização de uma miniplaca, sendo, portanto, uma alternativa para redução e fixação das fraturas condilares, desde que corretamente indicado e com sequência e técnica cirúrgica adequadas.

Palavras-chave: Côndilo mandibular. Fraturas condilares. Parafuso Neck Screw

ABSTRACT

The large incidence and the controversies related to the diagnose, forms of treatment, surgical accesses and osteosynthesis material types, determine that condylar fractures have a featured place among facial fractures. It is possible to perform a surgical or non surgical treatment depending on the endless situations and clinical indications. After choosing the surgical access, one should obtain an adequate reduction of the fractures and an effective internal fixation, respecting the anatomic characteristics of the condylar region, in order to obtain a satisfying funcional result. Plates configurations, isolated or not, with different shapes and sizes, can be used for a surgical solution to the condylar fractures. Aiming an enhancement of the advantages and decreasing of the disadvantages, regarding the fixation techniques, the screw *Neck Screw* was developed, with the purpose of creating the stabilization required to achieve a correct fixation through a dynamic compression system, increasing the contact between the fractured bone stubs, as well as serving as an ally when reducing the fractures. The present paper has as objective to evaluate the fixation and the stability of the jaw condyle fractures, and compare four fixation techniques: the first configuration presents a 2.0 mm plate, with four holes in it, the second one has two plates, one of 2.0 mm and the other with 1.5 mm, both with four holes in it and screws 6.0 mm long, the third fixation system has the *Neck Screw* and a "L" shaped plate, with four holes, 2.0 mm wide, overlapped between them, and the last one has the *Neck Screw* and the "L" shaped plate forming a single device, united through a solder. The results demonstrate a better stability when using two plates, regarding the dislocation of the fractures,

synthesis materials deformation, minimal and maximal tension values. The results with the *Neck Screw* are satisfying, much as the ones found when using a mini plate, being, therefore, an alternative to the reduction and fixation of condylar fractures, if correctly indicated and with an adequate surgical sequence and technique.

Key-words: Mandibular condyle. Condylar fractures. Neck Screw.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Classificação de Lindahl.....	19
Figura 2 – Classificação de Loukota	20
Figura 3 – Classificação da AO Foundation	21
Figura 4 – Fratura subcondilar esquerda	29
Figura 5 - Dissecção subcutânea sobre a parte superior do músculo platisma e dissecção romba entre as fibras do músculo masseter	29
Figura 6 – Exposição e redução da fratura condilar	29
Figura 7 – Instalação do Neck Screw	30
Figura 8 – Instalação da placa sobre o parafuso Neck Screw	30
Figura 9 – Exames de imagens pós-operatório	31
Figura 10 – Parafuso Neck Screw	35
Figura 11 – Teste com resina fotoelástica realizada por Christopoulos	37
Figura 12 – Restrição de movimento superior do côndilo e aplicação de forças	37
Figura 13 – Configurações de fixações para fraturas de côndilo mandibular.....	38
Figura 14 – Deformação dos materiais utilizados para fixação das fraturas de côndilo	40, 41
Figura 15 e 16 – Valores de Von Mises	43, 44, 45
Figura 17 – Valores de tensão máxima principal	46, 47
Figura 18 – Valores de tensão mínima principal	47, 48

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

PUC/RS – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

UNIOESTE – Universidade Estadual do Oeste do Paraná

ATM - Articulação Têmporo Mandibular

AO - Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen – Associação para Osteossíntese

BMM – Bloqueio Maxilo-Mandibular

FEA – Finite Element Analysis - Análise por elementos finitos

3 D – Três dimensões

CTI – Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer

CenPRA – Centro de Pesquisa Renato Archer

TC – Tomografia Computadorizada

MPa – Mega Pascal

N – Newton

mm – Milímetro

mm² – Milímetro quadrado

% - Por cento

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	17
2. OBJETIVOS	32
3. JUSTIFICATIVA	33
4. METODOLOGIA	34
5. RESULTADOS.....	40
6. DISCUSSÃO	49
7. CONSIDERAÇÕES FINAIS	73
8. REFERÊNCIAS.....	75
9. ANEXOS	92

1 1. INTRODUÇÃO

2

3 Traumas maxilofaciais são comuns e podem causar alterações
4 funcionais e estéticas significativas. O principal objetivo do tratamento das
5 fraturas faciais é a restauração das estruturas e de suas funções, o que exige
6 redução adequada da fratura e fixação, para consolidação dos segmentos
7 ósseos, sem resultar em sequelas importantes, que possam alterar
8 significativamente a qualidade de vida dos pacientes^{1,2}.

9 As fraturas de mandíbula são comuns nos traumas faciais devido à sua
10 posição proeminente, o que lhe permite receber grande parte dos traumas do
11 terço inferior da face^{2,3,4}.

12 Apesar de ser o mais pesado e forte osso da face, a mandíbula está
13 propensa a fraturas por alguns motivos particulares: é um arco aberto; está
14 localizada na região inferior da face; pelo mecanismo de hiperextensão e
15 hiperflexão da cabeça em acidentes de trânsito e por atrofiar-se com a idade⁵.

16 O côndilo mandibular, em particular, é a extremidade bilateral da
17 mandíbula e, segundo a maioria dos autores, é o local de maior fragilidade do
18 terço inferior da face. O pescoço condilar é a região de menor resistência e
19 desempenha mecanismo de proteção fisiológica evitando que a descarga de
20 energia do trauma submetida à mandíbula seja transmitida diretamente à base
21 do crânio, ocasionando a intrusão do côndilo na fossa craniana média, o que
22 causaria maiores danos ao sistema nervoso central. Quando a região
23 mentoniana recebe um impacto, a força é transmitida do mento ao longo da
24 mandíbula para o côndilo, frequentemente, causando uma fratura^{4,5}.

25 Apesar de a mandíbula ser um dos locais mais atingidos por traumas
26 faciais, as fraturas do processo condilar, muitas vezes, não são diagnosticadas,
27 em especial, nas regiões do colo e da cabeça^{4,5}. As dificuldades para
28 diagnóstico e controvérsia do tratamento, além das sérias sequelas que
29 poderão advir, quando mal conduzido o tratamento, chamam a atenção quando
30 deste tipo de fratura.^{3,4,6}.

31 As fraturas de côndilo mandibular correspondem por 11% a 16% das
32 fraturas faciais e por 30% a 40% das fraturas de mandíbula^{7,8}.

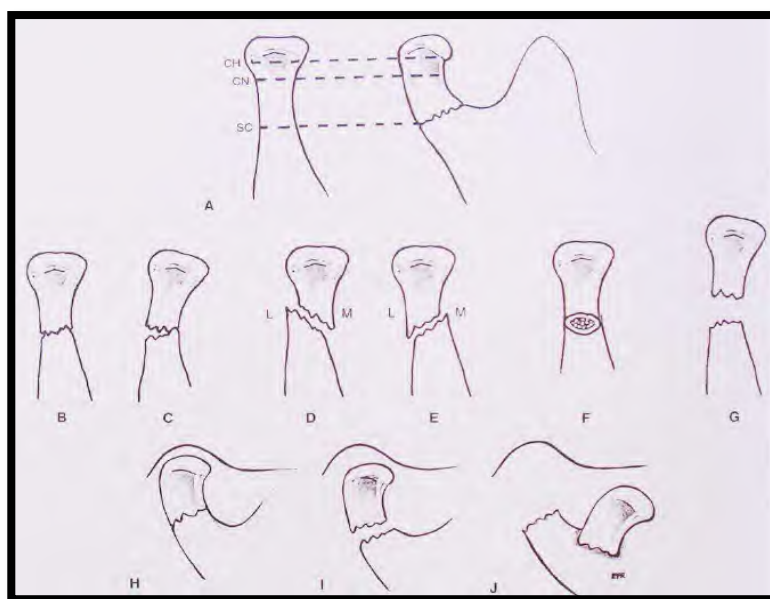
33 As complicações da fratura condilar incluem dor, movimento mandibular
34 restrito, espasmo muscular e desvio da mandíbula, má oclusão e alterações
35 patológicas na articulação temporomandibular (ATM), osteonecrose e
36 anquilose. Incluem também fratura da placa timpânica, da fossa mandibular e
37 do osso temporal, com ou sem deslocamento do segmento condilar na fossa
38 craniana média, além de lesões vasculo-nervosas, alterações do crescimento
39 facial, fístula arteriovenosa, assimetria facial com desvio do mento para o lado
40 fraturado e retroposicionamento mandibular, perda mandibular vertical^{3,4,6,8-22}.

41 Existem várias classificações das fraturas condilares, porém, os vários
42 fatores relacionados a esse tipo de trauma, dificultam uma padronização e uma
43 linguagem clara e de fácil entendimento por parte dos cirurgiões¹⁵.

44 A primeira classificação obtida para fratura de côndilo foi realizada por
45 Wassmund em 1927 e foi utilizada por muitos anos. Todavia, devido à sua
46 complexidade, fez-se necessária uma classificação baseada na localização
47 anatômica, na relação da fossa articular (cavidade glenóide) e da mandíbula
48 com o segmento condilar fraturado²³.

49 Fraturas condilares geralmente são classificadas de acordo com a
 50 localização anatômica (intracapsular e extracapsular) e com o grau de
 51 deslocamento da cabeça do côndilo³.

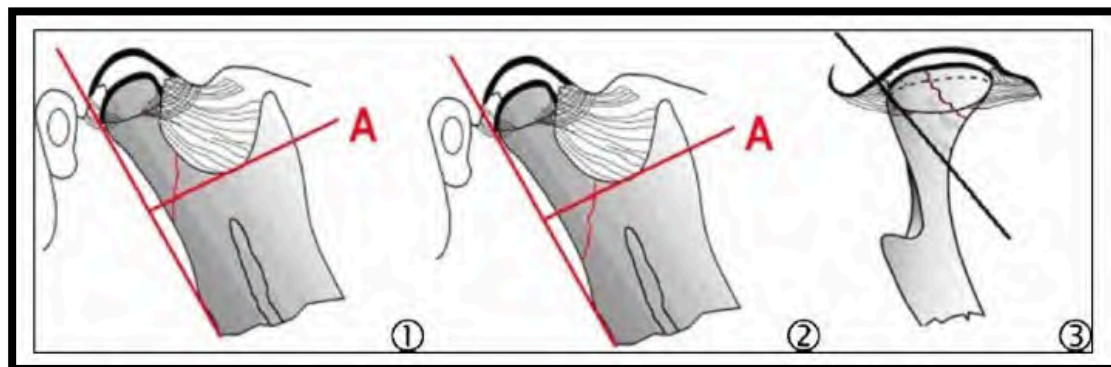
52 Em 1977, Lindahl^{24,25} publicou uma classificação baseada em um estudo
 53 prospectivo com 123 pacientes que apresentavam 138 fraturas condilares.
 54 Para isso, levou em consideração a localização anatômica dividindo-as em
 55 cabeça do côndilo, pescoço do côndilo e subcondilar. Também classificou a
 56 relação do segmento fraturado com a mandíbula (deslocada, desviada,
 57 deslocada com desvio para medial ou lateral, deslocada com desvio anterior e
 58 posterior e sem contato entre fragmentos). Além disso, classificou a relação do
 59 fragmento com a fossa articular citando as fraturas como não-deslocada,
 60 deslocada e fora da fossa articular (**Fig. 1**).



61

62 **Fig. 1** - Classificação de LINDAHL^{24,25}. **A** - Nível da fratura. **CH** - Cabeça de
 63 côndilo. **CN** - Pescoço do côndilo. **SC** - Subcondilar. **B-G** - Relação dos
 64 segmentos proximal e distal na linha de fratura. **H-J** - Relação da cabeça
 65 condilar com a fossa articular (cavidade glenóide).

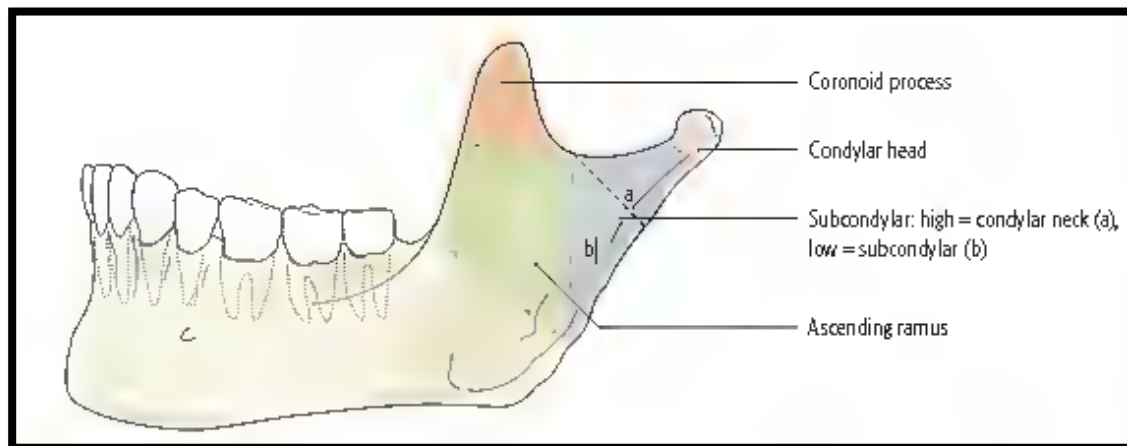
66 Posteriormente, em 2005, Loukota *et al.*²⁶, dividiram as fraturas em
 67 subcondilares alta e baixa e fraturas intra-capsulares, tendo como parâmetro o
 68 ponto mais inferior da incisura da mandíbula.



69
 70 **Fig. 2** - Classificação de LOUKOTA *et al.*²⁶ **A** – Linha tangente ao ponto mais
 71 inferior da incisura da mandíbula. **(1)** – Fratura subcondilar alta. **(2)** – Fratura
 72 subcondilar baixa. **(3)** – Fratura intra-capsular.

73

74 Atualmente, sistemas de classificação mais simples são amplamente
 75 utilizados, pois levam em consideração a região anatômica e distinguem entre
 76 fraturas da cabeça do côndilo, subcondilares e condições patológicas, tais
 77 como o deslocamento da cabeça da mandíbula. Segundo a classificação da
 78 *AO Foundation*²⁷, as linhas de fraturas da cabeça da mandíbula podem ocorrer
 79 dentro da cápsula da ATM, mas, frequentemente têm um componente extra-
 80 capsular. Algumas fraturas de cabeça do côndilo dividem a cabeça
 81 sagitalmente, onde uma parte permanece intacta com o resto do ramo.
 82 Fraturas subcondilares podem ser classificadas em altas (pescoço condilar) e
 83 baixas. Fraturas subcondilares estão localizadas na base do processo condilar
 84 ou abaixo do nível da incisura da mandíbula. Fraturas do processo coronóide
 85 são raras e podem ocorrer sem envolvimento do processo condilar (**Fig.3**).



86

87 **Fig. 3** - Classificação da AO Foundation – 2013.

88

89 O tipo de tratamento frente às fraturas do processo condilar da
 90 mandíbula é um dos tópicos mais polêmicos e controversos na área da Cirurgia
 91 e Traumatologia Bucomaxilofacial, principalmente no que diz respeito à
 92 realização de redução aberta ou fechada^{8,10,12,13,16,21,22,28-33}.

93 Segundo Zide e Kent³⁰, as indicações absolutas para a redução aberta
 94 estão presentes naquelas situações em que há limitação da função (fraturas
 95 com luxação do segmento proximal para a fossa craniana média, invasão do
 96 conjunto por um corpo estranho, deslocamento extracapsular lateral da cabeça
 97 da mandíbula, ou presença de qualquer deslocamento da fratura que produz
 98 uma obstrução mecânica, impedindo o movimento mandibular) e nos casos de
 99 incapacidade de realizar uma redução fechada (quando a fratura é deslocada
 100 de modo que não é possível manipular os dentes em uma oclusão apropriada).

101 Já as indicações relativas para a redução aberta também existem e
 102 devem ser avaliadas de acordo com o risco *versus* benefício. São indicadas em
 103 fraturas bilaterais de côndilo com fraturas cominutivas médias da face; em
 104 situações em que o bloqueio maxilomandibular (BMM) não é factível (casos de

105 convulsões mal controladas, distúrbios psiquiátricos, ou retardo mental grave,
106 pacientes com politraumatismo, principalmente nos casos de ferimento na
107 cabeça ou no peito. Além disso, é extremamente difícil realizar BMM em
108 pacientes com fraturas condilares deslocadas em que próteses não estão
109 presentes e *splints* não são viáveis por causa de atrofia mandibular severa); em
110 fraturas bilaterais em que é impossível determinar a oclusão adequada
111 (podendo levar a mandíbula a uma má-oclusão); e, finalmente, nos casos de
112 luxação em paciente adulto, para restaurar a posição e função do disco³⁰.

113 Para cada tipo de fratura condilar, as técnicas devem ser escolhidas
114 levando-se em consideração o grau de deslocamento das fraturas, o
115 comprometimento da dimensão vertical, a idade do paciente, a presença de
116 dentes, a altura da fratura, o sistema mastigatório do paciente, a adaptação
117 condilar, a perturbação da função oclusal, o desvio da mandíbula, os distúrbios
118 internos da ATM e a anquilose da articulação com a incapacidade resultante
119 para mover a mandíbula³.

120 Muitos cirurgiões parecem favorecer o tratamento fechado com ou sem
121 o bloqueio maxilomandibular, mas nos últimos anos, o tratamento aberto de
122 fraturas condilares com fixação interna rígida tornou-se mais
123 comum^{3,6,8,9,11,12,17,24,25}.

124 O tratamento não-cirúrgico pode evitar maiores injúrias, entretanto,
125 pode-se observar anquilose, necrose avascular do processo condilar, inibição
126 no crescimento mandibular e distúrbios oclusais^{6,8,27}.

127 Deve-se fazer um balanço entre o tratamento eficaz e o conforto do
128 paciente, avaliando, individualmente cada caso^{6,8,12,13,27}.

129 Fatores biológicos, como o suprimento sanguíneo e o estado nutricional
130 do paciente, e mecânicos, como a movimentação dos segmentos fraturados,
131 estão envolvidos no processo de reparo³⁴.

132 Outros fatores que determinam a qualidade deste processo são a
133 distância interfragmentária e o grau de mobilidade, que pode estar presente³⁵.

134 O reparo ósseo na mandíbula ocorre de maneira primária com formação
135 óssea direta, em aproximadamente 16 semanas, ou secundária, quando há
136 formação de tecido cartilaginoso precedendo ao tecido ósseo, em
137 aproximadamente 20 a 25 semanas³⁶.

138 Pacientes com fraturas condilares sem deslocamento ou má-oclusão,
139 necessitam de medicamentos para alívio da sintomatologia dolorosa, além de
140 dieta macia por 3 a 4 semanas associada à fisioterapia⁷.

141 Pacientes com leve desarranjo oclusal e deslocamento de leve a
142 moderado (especialmente em casos unilaterais), podem ser tratados com uma
143 redução fechada com uso de bloqueio maxilomandibular (BMM) por períodos
144 de até seis semanas, medicamentos sintomáticos e fisioterapia, o mais
145 brevemente possível^{7,8,12,13}.

146 Adultos com fraturas que promovem deslocamento condilar importante,
147 encurtamento do ramo de 5 mm ou mais e nos casos de fraturas condilares
148 bilaterais, podem ser tratados através de redução aberta e fixação. Isto poupa
149 o paciente de um período prolongado de fixação intermaxilar ou bloqueio
150 maxilomandibular (BMM). Com o reposicionamento anatômico e recuperação
151 da altura do côndilo, as chances de desenvolvimento de problemas da ATM
152 são significativamente reduzidas^{7,8,12,13}.

153 Yang *et al.*⁷, em 2012, em um estudo de 52 pacientes tratados de forma
154 conservadora, apontam algumas complicações como má-oclusão, assimetria
155 mandibular, restrição da função mastigatória, má-união ou não-união dos
156 fragmentos, deslocamento de disco, anquilose e dor no lado afetado.
157 Entretanto, no mesmo estudo, o grupo de pacientes tratados de forma cirúrgica
158 apresentou baixas taxas de complicações, o que foi atribuído à redução precisa
159 dos segmentos fraturados, que seria praticamente impossível por meio de
160 técnicas de tratamento fechado.

161 A função do músculo pterigóideo lateral tende a deslocar o côndilo numa
162 direção ântero-medial e não há nenhuma outra estrutura para contrapor a força
163 e direção deste vetor⁴. A simples manipulação do fragmento distal, incluindo a
164 distensão, não auxilia na redução apropriada do segmento proximal. A cabeça
165 da mandíbula freqüentemente permanece deslocada. A reabilitação é mais
166 rápida com o tratamento cirúrgico, possibilitando à ATM e aos músculos da
167 mastigação, terem suas funções restabelecidas precocemente^{4,7}.

168 Com o desenvolvimento de técnicas cirúrgicas melhoradas e a aceitação
169 do sistema de fixação rígida, uma redução funcional pode ser conseguida
170 facilmente^{2,3}.

171 Normalmente, quando a técnica aberta é escolhida, ocorre a utilização
172 da fixação interna rígida por meio de implantação de placas e parafuso para o
173 correto posicionamento dos fragmentos ósseos fraturados^{7,37-39}.

174 A redução aberta e fixação de fraturas de côndilo estão associadas a um
175 aumento de risco cirúrgico e do tempo transoperatório quando comparada à
176 técnicas não cirúrgicas, além de ser mais oneroso, em relação ao tratamento
177 fechado⁷.

178 O tratamento cirúrgico pode ser realizado através de acessos intra ou
179 extra-orais. A escolha depende do tipo da fratura e do sistema de fixação
180 selecionado. Sabe-se, no entanto, que as estruturas responsáveis pela
181 hesitação na escolha do acesso cirúrgico são o nervo facial, seguido da artéria
182 maxilar⁴⁰⁻⁴².

183 Os tipos de acesso mais frequentemente utilizados são o pré-auricular,
184 retromandibular e submandibular (convencionais, principalmente, mas podem
185 apresentar variações) e possuem uma relação anatômica direta com nervos,
186 veias e artérias, o que deve ser considerado^{7,20,40,41}.

187 A abordagem coronal pode fornecer acesso quando existem outras
188 indicações para usar esta incisão, como nos casos de fraturas concomitantes
189 associadas ou, em casos de trauma panfacial⁴.

190 A abordagem intra-oral e suas modificações endoscopicamente
191 assistidas podem oferecer melhor resultado estético, com menor chance de
192 comprometimentos nervoso e vascular^{7,43-45}.

193 A fixação interna estável é o método utilizado para estabilização da
194 fratura, colocado em contato direto com a estrutura óssea, permitindo sua
195 função durante o reparo ósseo. Não existe um consenso na literatura sobre os
196 termos fixação interna estável e fixação interna rígida, sendo as duas
197 modalidades de tratamento aceitáveis para as fraturas condilares^{27, 34}.

198 Os princípios básicos da fixação interna estável segundo a AO/ASIF são:
199 redução anatômica dos fragmentos ósseos; fixação estável da fratura; emprego
200 de técnica atraumática; e retorno precoce e seguro à função^{27, 34}.

201 Diferentes técnicas de osteossíntese têm sido utilizadas, objetivando
202 resultados satisfatórios. Estudos têm sido conduzidos usando análises

203 biomecânicas, computacionais ou não, com o propósito de selecionar um
204 sistema apropriado que ofereça o máximo de estabilidade com um trauma
205 mínimo durante a cirurgia^{1,2,46-49}.

206 Autores reportaram o uso de vários métodos de fixação como fios
207 intraósseos, fios de Kirschner, miniplacas e parafusos do tipo *Lag Screw*⁵⁰.

208 A precisão da redução dos segmentos fraturados e a estabilidade da
209 fixação são consideradas pré-requisitos fundamentais para restaurar a função
210 nos casos de injúrias do côndilo mandibular. A ATM sofre carga de vários
211 músculos quando do processo mastigatório, logo, os métodos de fixação
212 devem ser suficientemente resistentes para se oporem a essas forças e não
213 devem interferir na posição do côndilo após a redução. Muitos métodos têm
214 sido descritos na literatura para avaliar a eficácia dos tipos de fixação, porém,
215 ainda não há um consenso sobre a fixação ideal para as fraturas de processo
216 condilar^{2,3,51-53}.

217 Estudos biomecânicos computacionais empregam um método
218 convencional para a obtenção de protótipos virtuais, com base em uma
219 superfície de mandíbula real, que é reproduzida pelo método de elementos
220 finitos, tendo em consideração as propriedades típicas do tecido mandibular⁴⁷.

221 A fim de obter um modelo experimental utilizando elementos finitos, é
222 necessário definir inicialmente a geometria da estrutura a ser analisada^{47,48}.

223 Análise de elementos finitos (FEA) é uma técnica computacional
224 originalmente desenvolvida por engenheiros para modelar o comportamento
225 mecânico de estruturas como edifícios, aviões e peças de motor. Quando a
226 estrutura é carregada, sua resposta pode ser descrita em termos de tensões e
227 deformações dentro da estrutura. Em uma estrutura geométrica simples criada

228 a partir de materiais homogêneos sintéticos, tensão e deformação podem ser
229 previstos com precisão razoável a partir de análise de equações
230 matemáticas^{21,22,32,33,48,54-59}.

231 Nos sistemas geometricamente complexos, com estruturas não
232 homogêneas, a modelagem matemática torna-se exigente e não pode ser
233 facilmente utilizada para prever o comportamento mecânico com
234 precisão^{48,56,57}.

235 Análise de elementos finitos (FEA) é uma aproximação numérica que
236 aborda a complexidade da modelagem por derivar uma aproximação para a
237 solução, que é conseguida por meio da simplificação de uma forma complexa,
238 que tem geometria irregular, em um número de formas mais simples
239 interconectadas, ou elementos em que os campos de deslocamento e tensão
240 dentro dos elementos são aproximadas por funções simples. A precisão de
241 uma solução é função de diversas variáveis, incluindo a precisão da replicação
242 geométrica, o número e complexidade dos elementos utilizados no modelo,
243 como também das propriedades mecânicas dos materiais que são capturadas
244 no interior dos elementos e, como foram simuladas. A partir disto, modelar a
245 matriz resultante de rigidez gera uma série de equações a serem resolvidas
246 simultaneamente, com valor correspondente ao número de graus de liberdade
247 ativa dentro do modelo, tipicamente milhões para este tipo de modelo. Como
248 há um número (finito) limitado de elementos de um determinado modelo, a
249 análise é denominada de análise por elementos finitos (FEA). FEA tem sido
250 usada também para avaliar o tratamento de fraturas faciais e sua utilização na
251 avaliação de técnicas de revestimento tem sido confirmada^{48,49,54-56}.

252 Buscando aprimorar as vantagens e minimizar as desvantagens das
253 técnicas de fixação interna rígida, utiliza-se o *Neck Screw*, desenvolvido por
254 Gaziri *et al.*⁶⁰ para redução e fixação das fraturas do Complexo Zigomático-
255 Orbitário, e conciliamos a técnica do *Lag Screw* à das placas convencionais de
256 titânio, com o intuito de facilitar a correta redução dos segmentos condilares
257 fraturados, sendo ainda que o parafuso pode servir para a fixação das fraturas,
258 conforme descrito por Conci *et al.*⁶¹.

259 O parafuso *Neck Screw* consiste em um parafuso de 26 mm, com
260 diâmetro de 2 mm, sendo que a cabeça apresenta 3,15 mm. A ponta do
261 parafuso é perfurante, com passo de rosca de 1 mm. A parte central do
262 parafuso (pescoço) é lisa e, na região posterior (próximo à cabeça), apresenta
263 mais roscas.

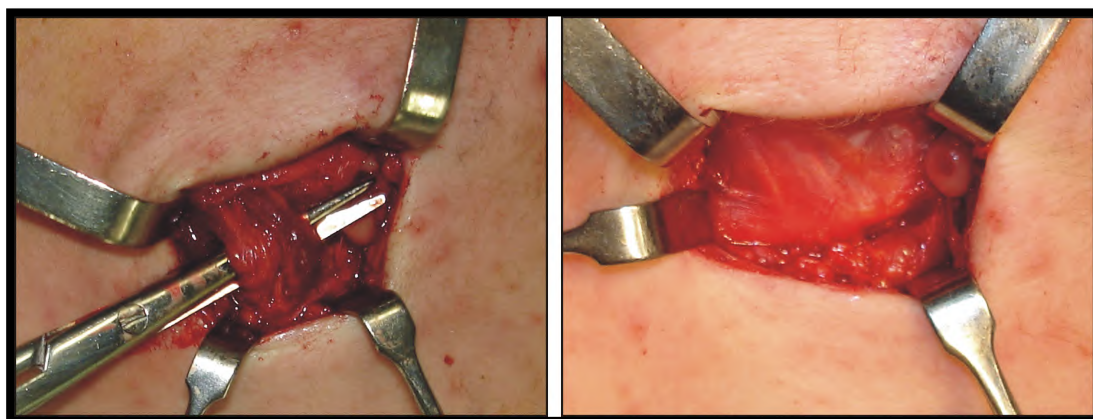
264 O parafuso *Neck Screw* está indicado para fraturas subcondilares,
265 independente do grau e do tipo de deslocamento. Após minucioso exame físico
266 e imaginológico do paciente, pode-se optar por esta técnica cirúrgica (**Fig. 4**).
267 Após incisão adequada, realizada por acesso submandibular convencional ou
268 modificado por Conci *et al.*⁴², realiza-se dissecação (**Fig. 5**) e descolamento
269 subperiosteal para visualização satisfatória da região da fratura e então, realiza-
270 se a redução (**Fig. 6**). Instala-se o parafuso *Neck Screw* intramedularmente na
271 porção proximal fraturada do côndilo mandibular e realiza-se uma canaleta na
272 porção distal para acomodação do parafuso (**Fig. 7**). Faz-se então a instalação
273 de uma placa, que pode ser reta ou, preferencialmente em “L” (pela facilidade
274 da instalação), perpendicularmente sobreposta ao parafuso, impedindo a
275 movimentação do mesmo, haja vista o formato redondo da cabeça do parafuso

276 (Fig. 8), conferindo uma estabilidade satisfatória na redução da fratura, que
277 pode ser comprovado clinicamente e através de exames de imagens (Fig. 9)⁶¹.



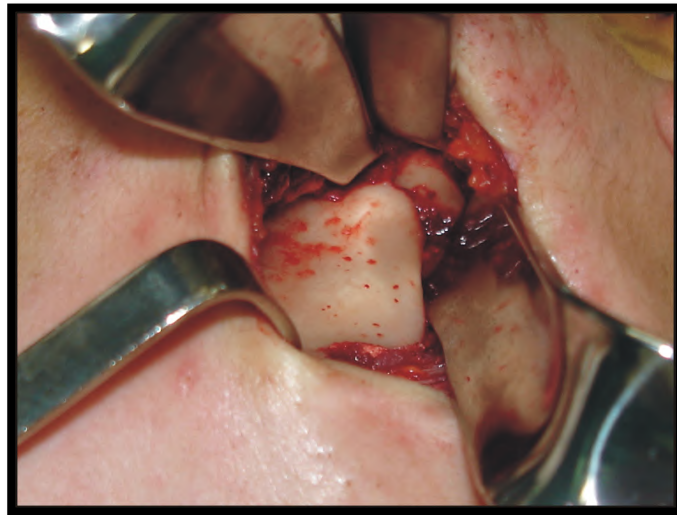
278

279 **Fig 4 – Fratura subcondilar esquerda**

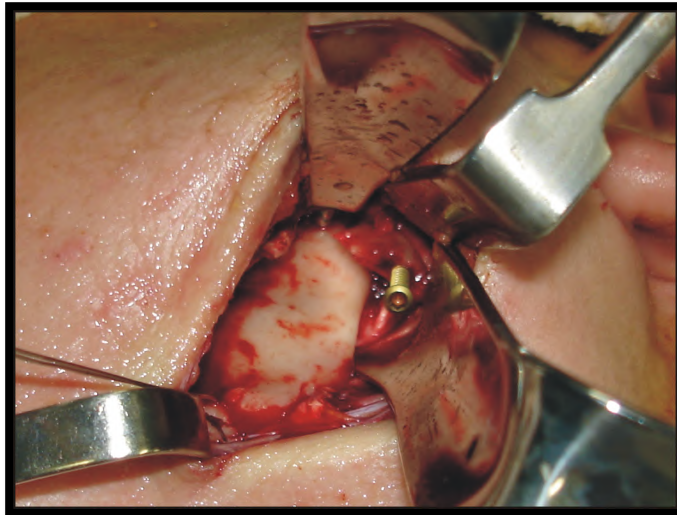


280

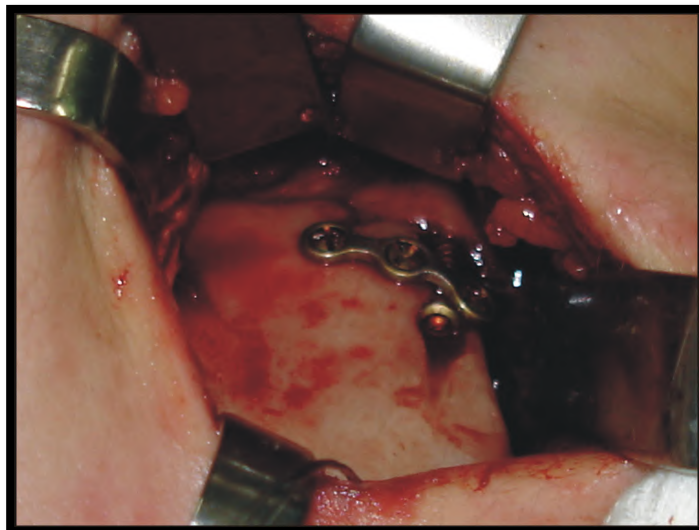
281 **Fig. 5 – Após a incisão, dissecação subcutânea sobre a parte superior do**
282 **músculo platísmo e dissecação roma entre as fibras do músculo masseter**



283

284 **Fig. 6** – Exposição e redução da fratura condilar

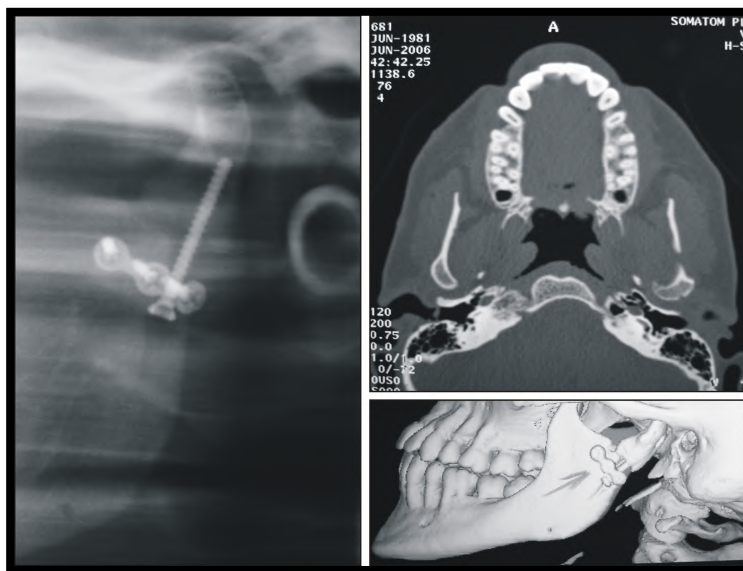
285

286 **Fig. 7** – Instalação do *Neck Screw*

287

288 **Fig. 8** – Instalação da placa sobre o parafuso *Neck Screw*

289



290

291 **Fig. 9** – Exames de imagens pós-operatório

292

293 A importância desta pesquisa encontra-se no fato de comparar, com o
294 uso de testes computacionais em 3D, com utilização de análise por elementos
295 finitos, a redução cirúrgica e a fixação através dos sistemas convencionais com
296 placas e parafusos de titânio, que geralmente são utilizadas para osteossíntese
297 das fraturas condilares e do parafuso *Neck Screw* com uma placa justaposta
298 associada, além de um novo dispositivo, que une o *Neck Screw* e a placa,
299 através de ponto de solda, buscando conhecer e entender melhor o
300 deslocamento das fraturas e o comportamento dos materiais utilizados para
301 fixação, com o intuito de buscar uma forma de tratamento eficiente, com maior
302 conforto aos pacientes e que apresente baixo custo financeiro. Além disso,
303 buscar melhorias no *Neck Screw*, haja vista o potencial e a aplicabilidade desta
304 modalidade de sistema para redução e fixação de fraturas condilares, após
305 resultados prévios em análise por elementos finitos.

306 **2. OBJETIVOS**

307

308 Comparar através de análise por elementos finitos, a fixação interna
309 rígida realizada com o sistema atual de placas e parafusos de titânio à técnica
310 do parafuso *Neck Screw*, com uma placa justaposta, descrita por Conci *et al.*⁶¹,
311 e um novo formato para fixação destas fraturas, em que o *Neck Screw* e placa,
312 anteriormente justaposta, formam um dispositivo único.

313

314

315

316

317

318

319

320

321

322

323

324

325

326

327

328

329

330 **3. JUSTIFICATIVA**

331

332 A literatura é controversa no que diz respeito ao melhor método de
333 fixação para as fraturas subcondilares, logo, o estudo vai comparar sistemas de
334 fixação, à procura daquele que possa ser considerado ideal, quando da análise
335 através de elementos finitos.

336

337

338

339

340

341

342

343

344

345

346 **4. METODOLOGIA**

347

348 **4.1 Análise por Elementos Finitos (FEA)**

349

350 O projeto foi enviado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da
351 Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul – PUCRS, conforme
352 carta em anexo.

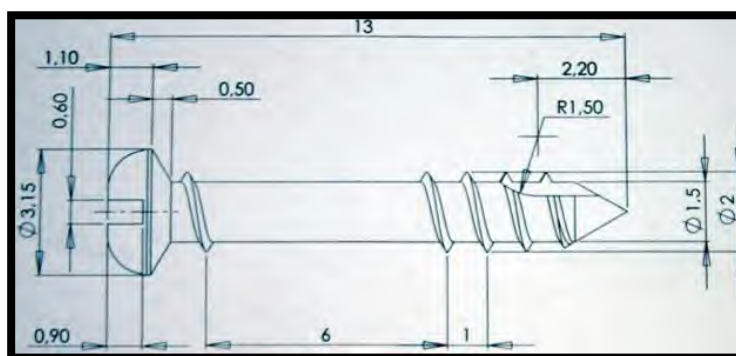
353 Convênio e parceria foram firmados entre a PUCRS e o CTI (Centro de
354 Tecnologia da Informação do CenPRA – Ministério da Ciência e Tecnologia -
355 Campinas, SP, Brasil), para desenvolvimento de pesquisa com o uso de
356 análise com Elementos Finitos, conforme carta em anexo.

357 Foram criados quatro grupos virtuais de modelos de elementos finitos,
358 para cada tipo de fixação escolhida para o estudo, sendo duas para o sistema
359 atual de placas e parafusos, um para a fixação através de parafuso *Neck*
360 *Screw* com placa justaposta e um grupo com *Neck Screw* e placa formando um
361 novo dispositivo, unido através de ponto de solda.

362 Para criar o modelo de elementos finitos, foi necessário construir as
363 estruturas geométricas da mandíbula, dos parafusos e das miniplacas. A
364 mandíbula foi construída a partir de um arquivo DICOM de mandíbula retirado
365 do banco de dados no CTI (Centro de Tecnologia da Informação do CenPRA –
366 Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação - Campinas, SP, Brasil). Os dados
367 foram obtidos anteriormente a partir de uma mandíbula submetida a uma
368 tomografia computadorizada helicoidal com um espessura de 1 mm. Os
369 modelos de computador das placas de titânio e dos parafusos foram baseados
370 em amostras físicas da Tóride (Tóride Ind. e Com. Ltda. – Mogi Mirim, São

371 Paulo, Brasil), iguais aos utilizados no trabalho de Sato⁴⁷ e de Conci⁸⁵, que
372 aplicaram a comparação dos resultados obtidos com FEA.

373 O modelo do parafuso tipo *Neck Screw* foi baseado em amostra física do
374 parafuso desenvolvido por Gaziri *et al.*⁶⁰, para as fraturas de Complexo
375 Zigomático Orbitário (**Fig.10**), aumentando o tamanho do parafuso de 13 mm
376 para 26 mm, conforme trabalho descrito por Conci *et al.*⁶¹.



377

378 **Fig. 10** – Parafuso *Neck Screw*

379

380 As geometrias tridimensionais de todas as estruturas, mandíbula,
381 miniplacas e parafusos, foi criado por *software* Rhinoceros 5.0 (McNeel-
382 América do Norte, Seattle, WA, USA).

383 As geometrias foram importadas para o *software* Ansys Workbench
384 V.16.2 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) para o pré-processamento e
385 desenvolvimento da modelagem dos elementos finitos (FEA). Todos os
386 materiais foram considerados como sendo homogêneos, isotrópicos e de
387 elasticidade linear.

388 Homogêneos devido a ausência de descontinuidades, poros ou
389 inclusões de materiais desconhecidos.

390 Isotrópicos, porque em todos os pontos, as propriedades mecânicas não
391 mudam com a direção.

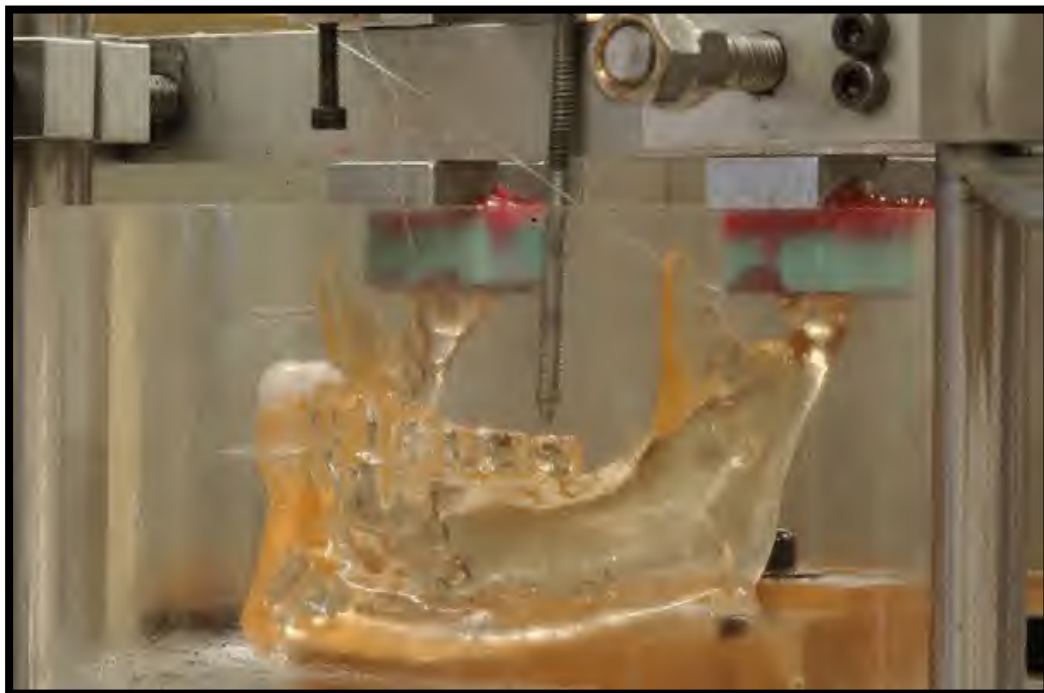
392 E, de elasticidade linear, porque eles retornam à forma original quando
393 as tensões são removidas.

394 Propriedades para osso cortical como o módulo de elasticidade de
395 Young de 18.600 MPa para o osso cortical e de 1.860 MPa para o osso
396 medular, com valores de Coeficiente de Poisson de 0,34 para osso medular e
397 cortical.

398 Propriedades para a liga de titânio foram fornecidas pelos fabricantes,
399 com um módulo de elasticidade de Young de 103.000 MPa para o titânio de
400 liga leve, e proporções de Poisson 0,34.

401 Uma fratura subcondilar foi simulada, idêntica para os quatro grupos,
402 com aplicação de forças que simulam a abertura de boca e forças simulando a
403 ação muscular, conforme trabalho de Christopoulos⁴⁹.

404 Ferramenta de apoio foi usada para restringir o movimento superior,
405 simulando a mandíbula articulada com a base do crânio. Restringiu-se os
406 côndilos mandibulares, superiormente, para que, quando das aplicações de
407 força no sentido inferior, a mandíbula não “girasse” virtualmente. Aplicou-se,
408 então, 39,059 N na região de molares e incisivos, simultaneamente, e 4,9773 N
409 em uma direção que simule a ação dos músculos pterigoideos laterais,
410 bilateralmente (**Fig. 11 e 12**).



411

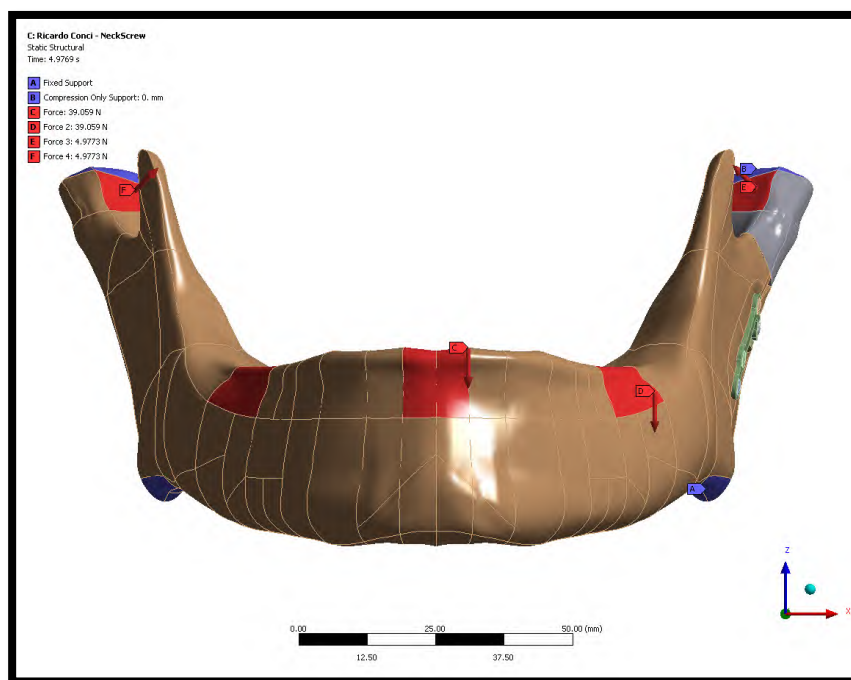
412

413

414

415

Fig. 11 – Teste com resina fotoelástica realizado no trabalho de Christopoulos, com simulação da ATM na base do crânio. Fios de *nylon* são utilizados para aplicação de forças que simulam as ações musculares



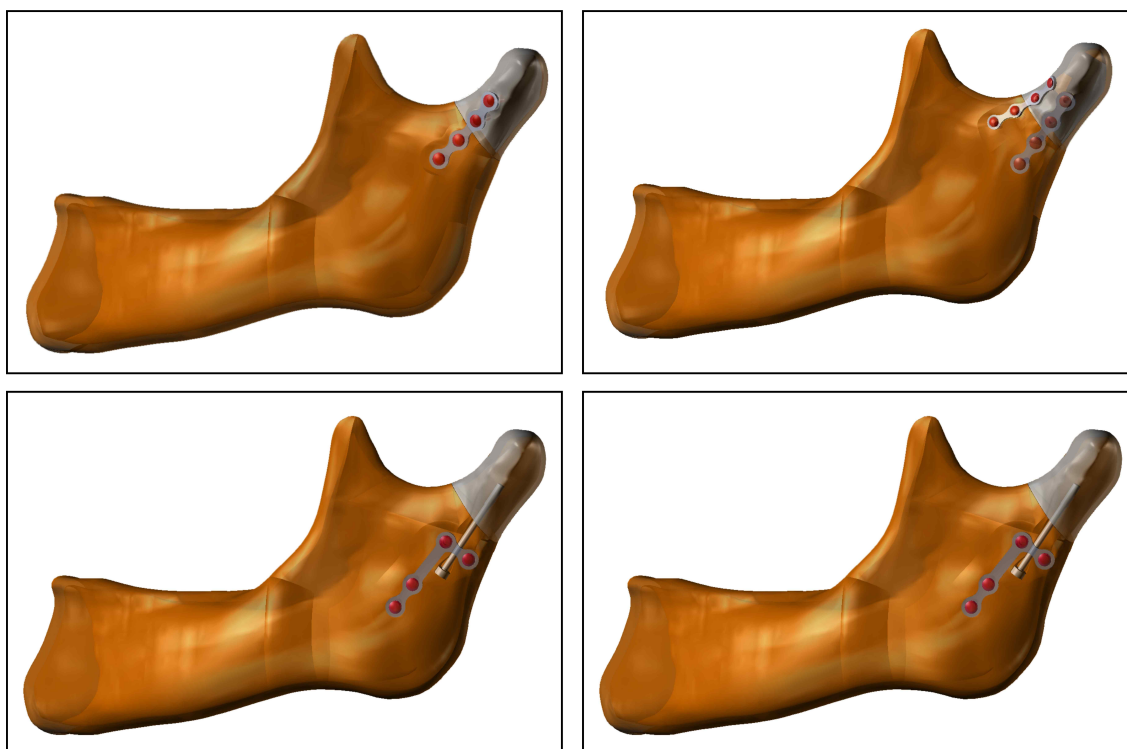
416

417

418

Fig. 12 – Restrição de movimento superior dos côndilos mandibulares e aplicação de forças, realizado de forma idêntica para os quatro grupos

419 As fraturas de côndilo mandibular foram fixadas por meio de quatro
420 técnicas de FIR, sendo que a primeira utiliza apenas uma miniplaca com 4
421 furos e 4 parafusos do sistema 2.0 mm de 6.0 mm de comprimento (G1), a
422 segunda técnica utiliza uma miniplaca de 2.0 mm associada a uma microplaca
423 de 1.5 mm, com parafusos de 6.0 mm de comprimento, dispostas obliquamente
424 (G2), a terceira técnica apresenta um parafuso tipo *Neck Screw* associado a
425 uma miniplaca em “L” 2.0 mm com 4 furos justaposta, com parafusos de 6.0
426 mm de comprimento, preconizado por Conci *et al.*⁶¹(G3), além de um grupo
427 com um novo dispositivo, formado pela união, através de ponto de solda virtual,
428 do *Neck Screw* e miniplaca em “L” com 4 furos, com parafusos de 6.0 mm de
429 comprimento (G4) (Fig. 13).



430

431 **Fig. 13** – Configuraoes de fixaao para fraturas de côndilo mandibular que
432 foram comparadas através de Análise por Elementos Finitos (G1 ao G4)

433

434 As placas e parafusos foram "virtualmente" dobrados, para se ajustar à
435 superfície e à morfologia da mandíbula, passivamente, simulando as situações
436 clínicas, seguindo protocolos detalhados por Parr *et al.*⁶².

437 Depois de resolver cada modelo, o movimento relativo entre os
438 fragmentos proximais e distais foi calculado.

439 A estabilidade de um estado de tensão tridimensional (3D) foi avaliada
440 de acordo com a hipótese de tensão principal mínima e tensão principal
441 máxima, que mede tensões de tração e compressão puras. Todos os valores
442 de tensão são dados em MPa (N/mm²) e são reproduzidos em uma escala de
443 cores, para avaliar a distribuição, quantitativamente.

444 A análise quantitativa foi realizada considerando-se a carga realizada
445 pelo modelo no deslocamento preconizado.

446

447

448

449

450

451

452

453

454

455

456

457 5. RESULTADOS

458 5.1. Deslocamento das fraturas

459

460 O valor encontrado para o deslocamento das fraturas, quando da
461 aplicação das forças, é de 0,006635 mm para o sistema com uma miniplaca
462 para fixação da fratura (G1).

463 Para o sistema com duas placas (G2), o valor é de 0,001218 mm.

464 Já para o *Neck Screw* (G3), o valor de deslocamento é de 0,011678 mm.

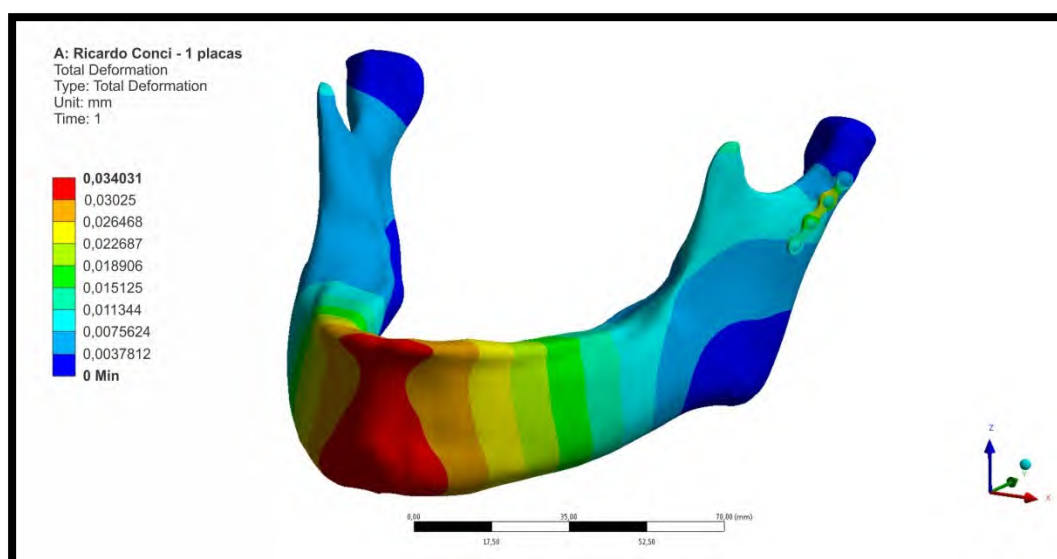
465 Para o novo dispositivo (G4), o valor é de 0,014047 mm.

466 O deslocamento da fratura apresentou valores distintos para os grupos
467 pesquisados (**Fig. 14**).

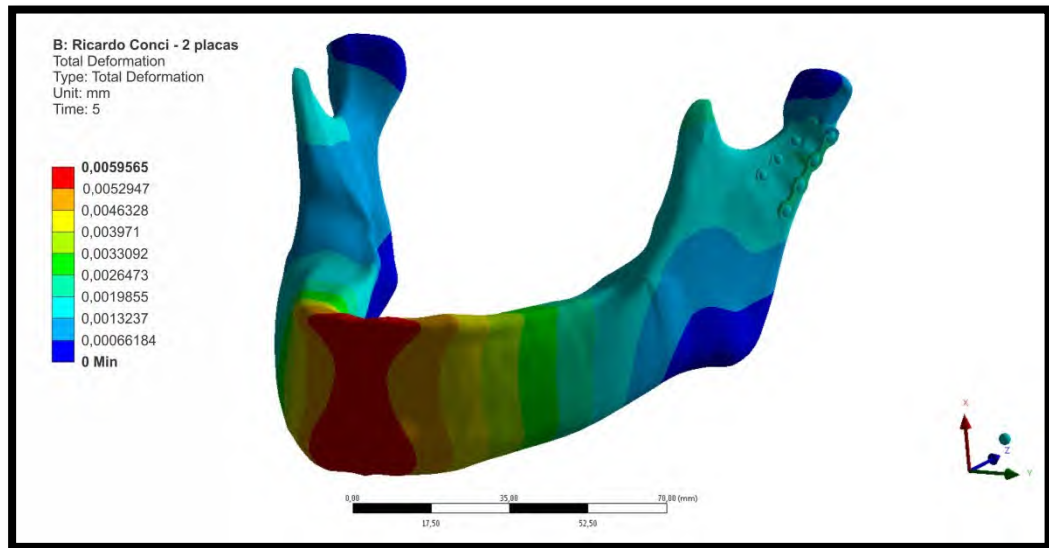
468 A configuração com duas placas associadas apresenta valores
469 significativamente menores aos demais grupos, demonstrando ser o sistema de
470 fixação mais estável.

471 Os sistemas com o *Neck Screw* convencional e unido não apresentam
472 diferenças significativas, quando comparados, isoladamente.

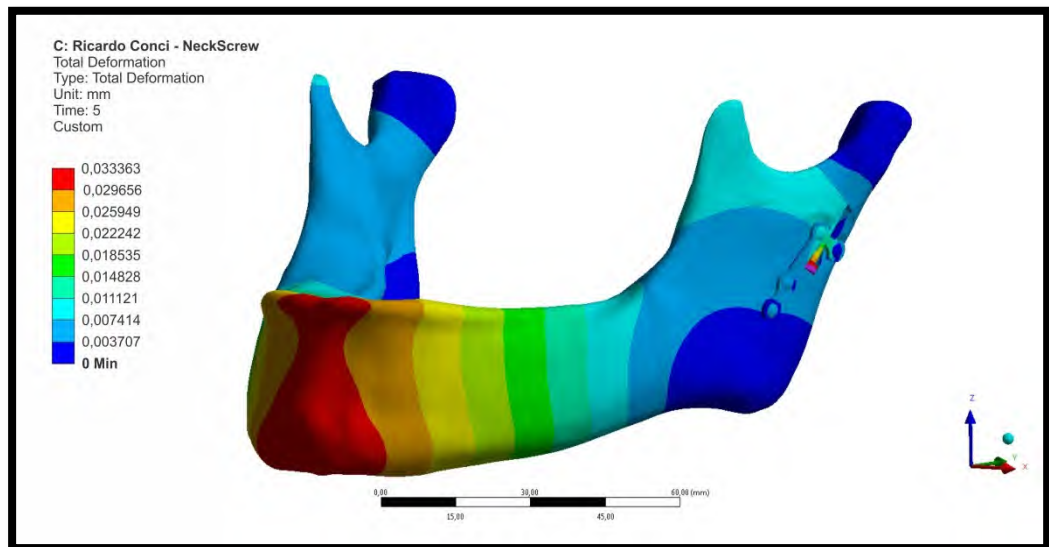
473



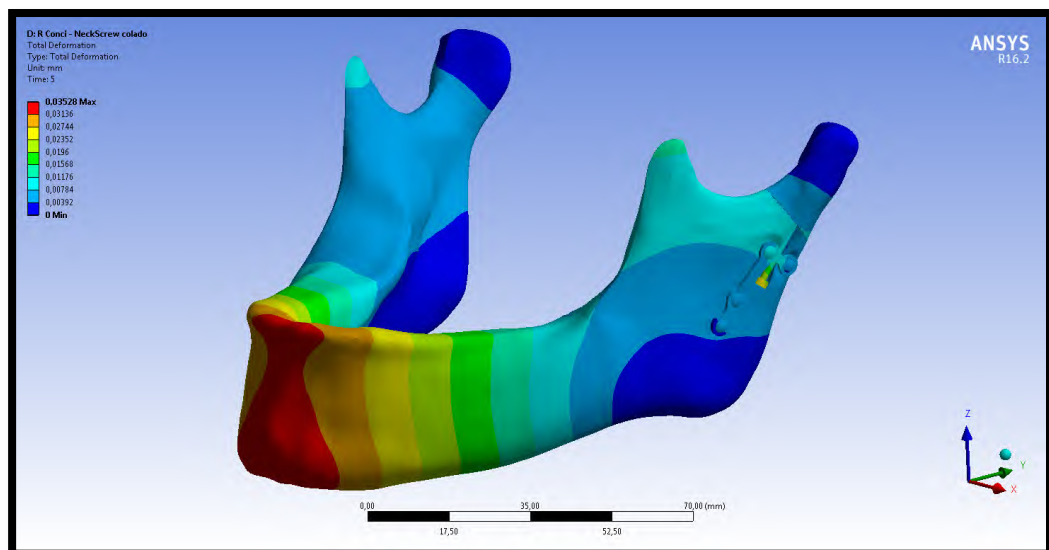
474



475



476



477

478 **Fig. 14** – Deformação dos materiais utilizados para fixação das fraturas de
 479 côndilo

480 **5.2. Valores de tensão de Von Mises**

481

482 Os valores de tensão de Von Mises são mostrados nas figuras 15 e 16.

483 Para o Grupo 1, valores maiores são encontrados na região da primeira
484 perfuração no segmento proximal.

485 No esquema com duas placas (G2), valores maiores na região da
486 primeira perfuração no segmento distal na microplaca de 1.5 mm, superior, e
487 na região da perfuração mais posterior da miniplaca de 2.0 mm.

488 Para o parafuso *Neck Screw* convencional (G3), o maior valor é
489 encontrado na interface entre o parafuso e a placa em “L” sobreposta.

490 Já para o novo sistema de fixação, em que *Neck Screw* e placa formam
491 um dispositivo (G4), o maior valor é encontrado na região do ponto de solda.

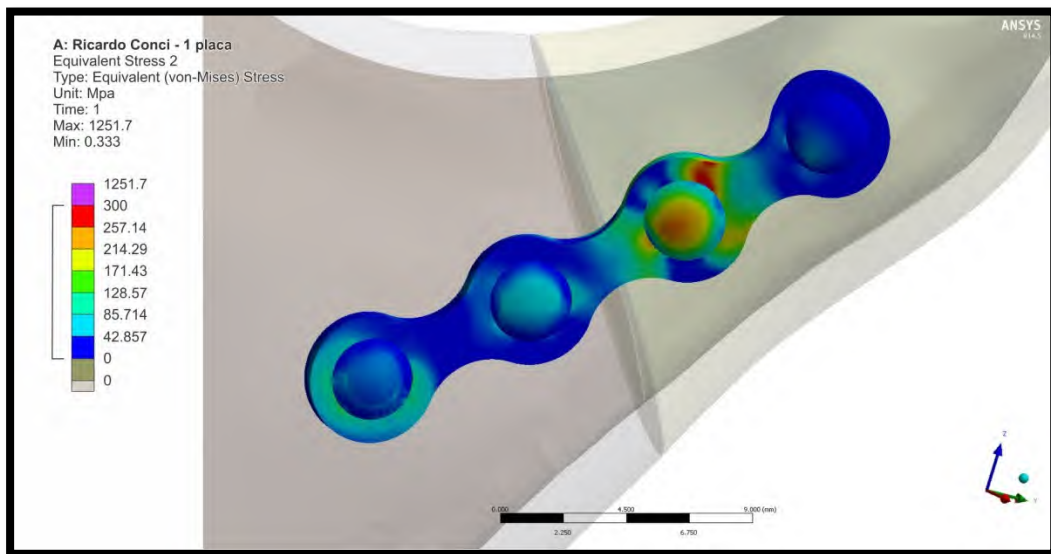
492 Uma comparação entre os dois grupos que usam o *Neck Screw*, o
493 resultado com a técnica convencional com a placa justaposta era de 170 MPa e
494 passou para 350 MPa, muito provavelmente pela área de solda ser pequena,
495 acumulando muita tensão.

496 Os resultados encontrados na configuração de duas placas é
497 significativamente menor que nos demais grupos, sendo a mais estável.

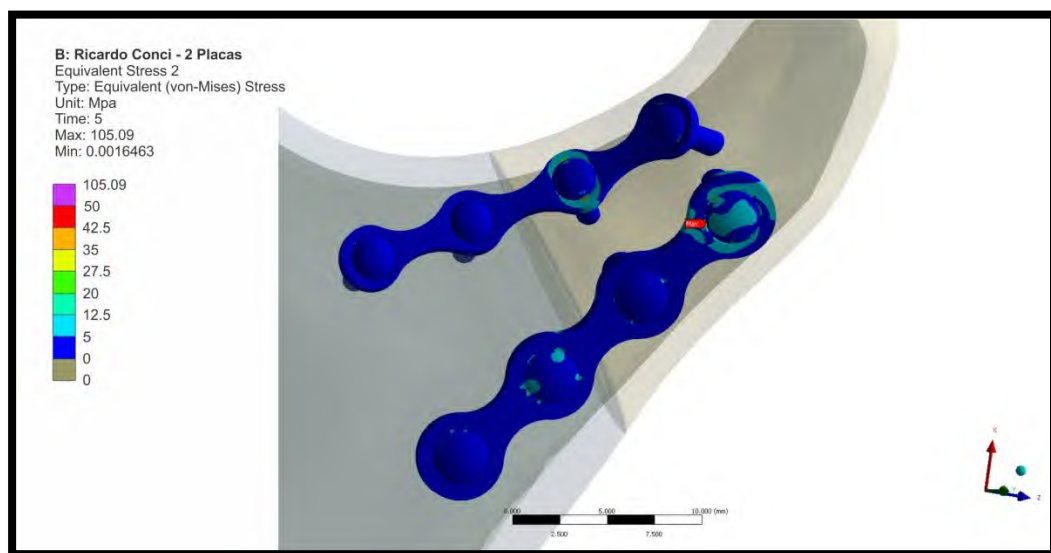
498 O *Neck Screw*, seja pela técnica convencional ou não, apresenta
499 resultados próximos daqueles que são encontrados na configuração com
500 apenas uma placa.

501 Quando os parafusos são “removidos” para avaliação, os resultados são
502 idênticos, ou seja, maior tensão nos mesmos pontos dos materiais de síntese,
503 que eram encontrados quando da presença dos parafusos.

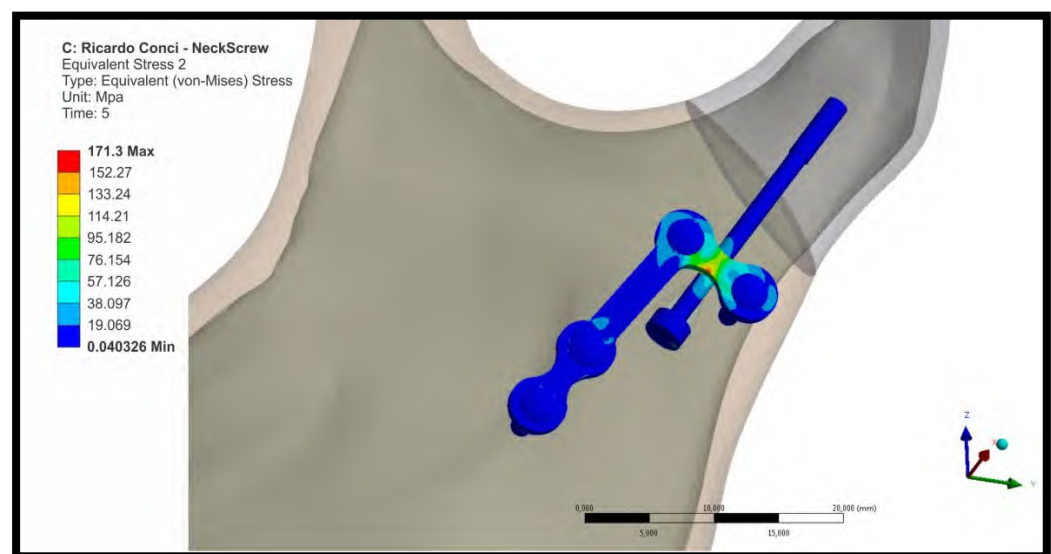
504



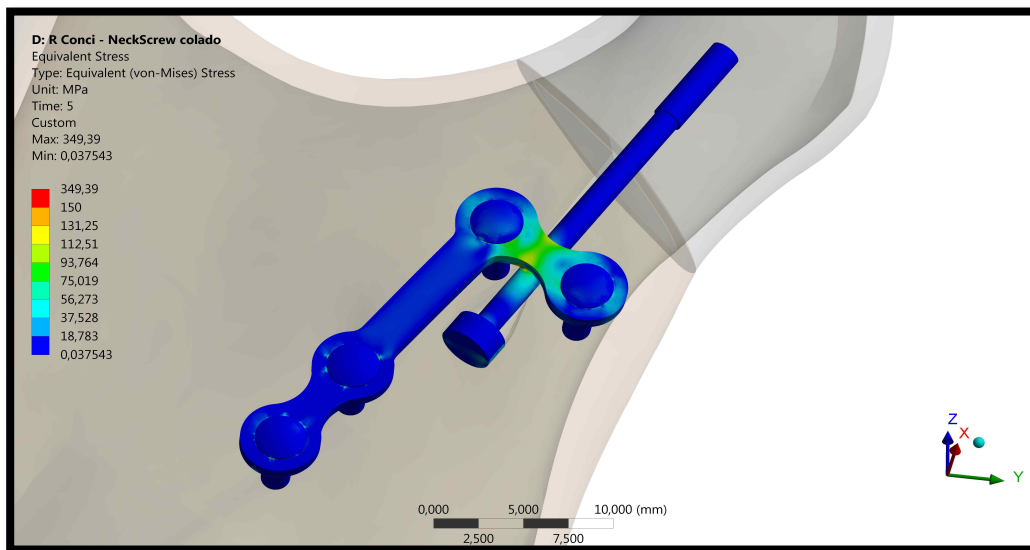
505



506



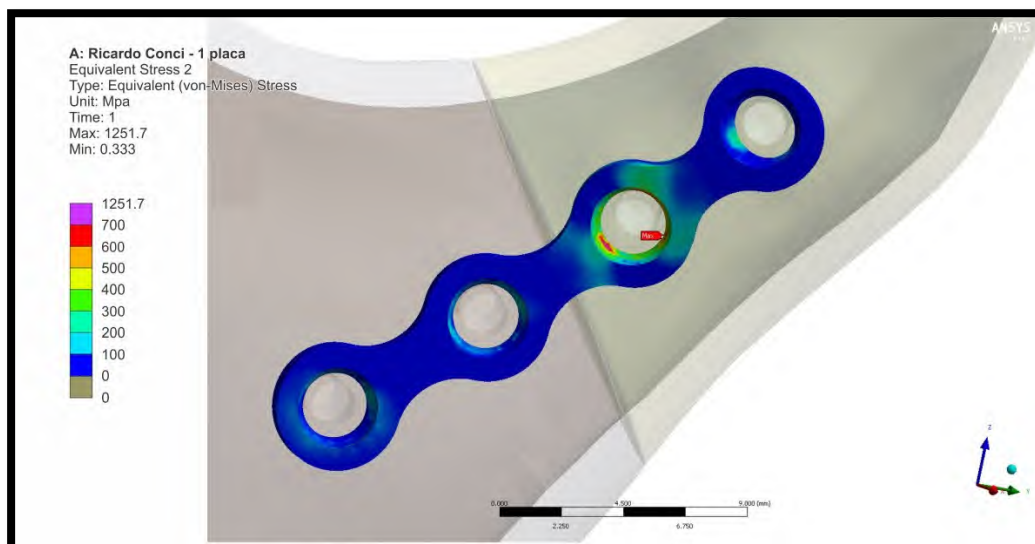
507



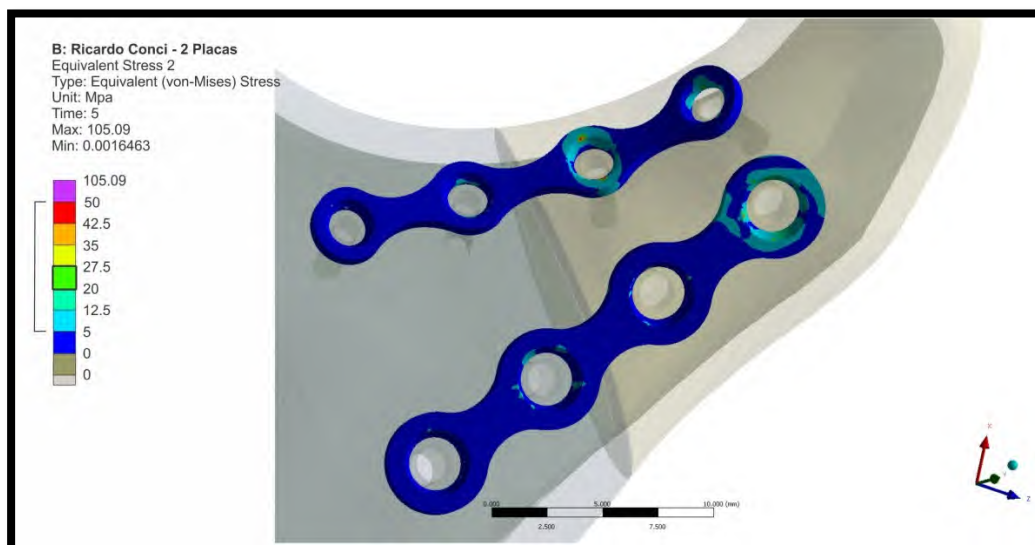
508

509

Fig 15 – Valores de Von Mises para placas e parafusos

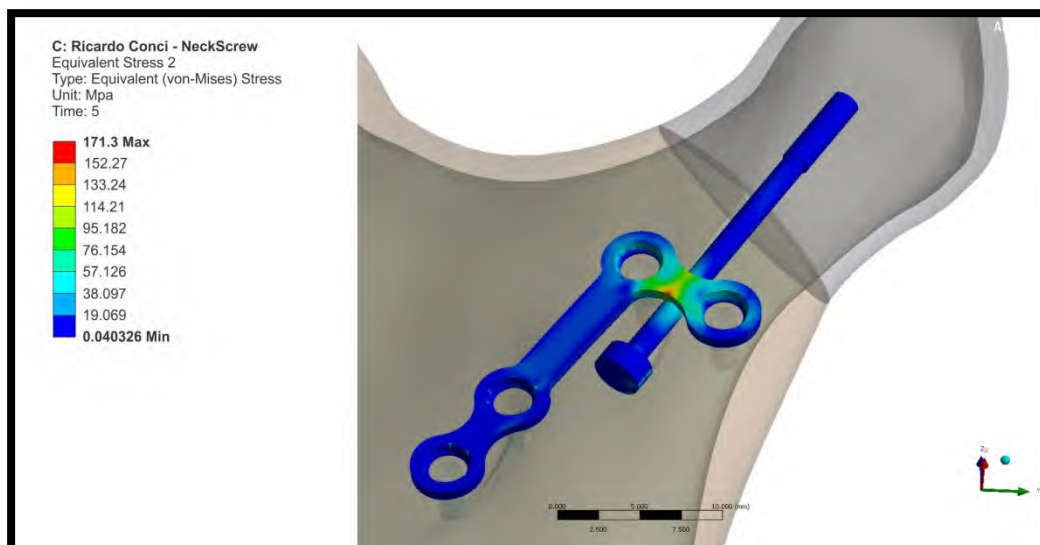


510

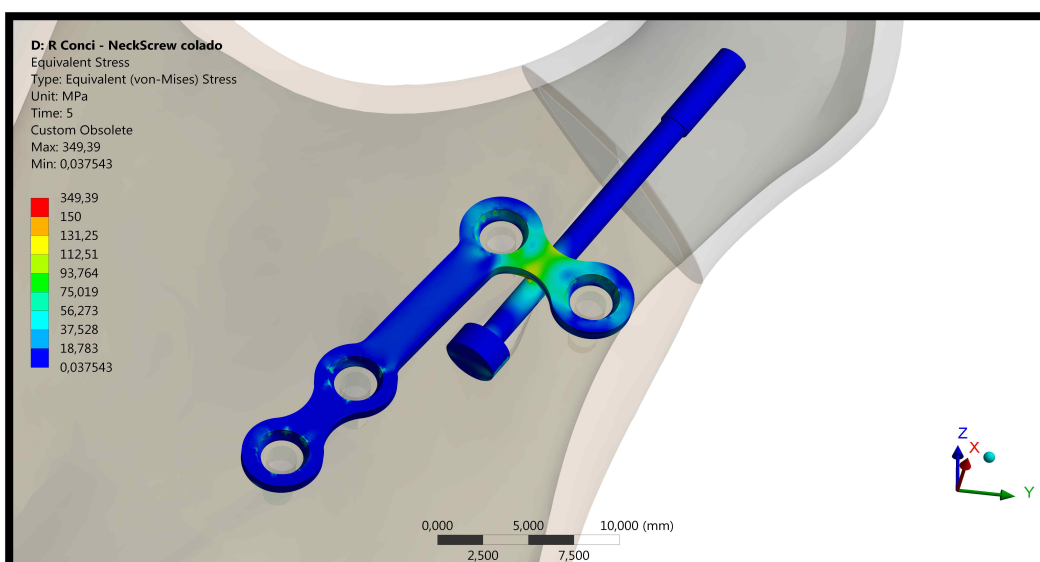


511

512



513



514

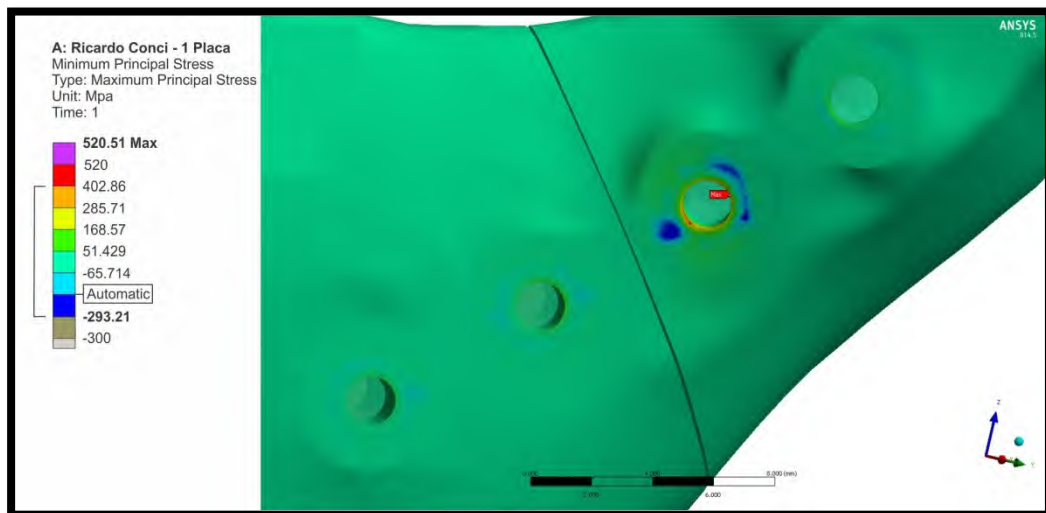
515 **Fig 16 – Valores de Von Mises somente para placas e para o Neck Screw**

516

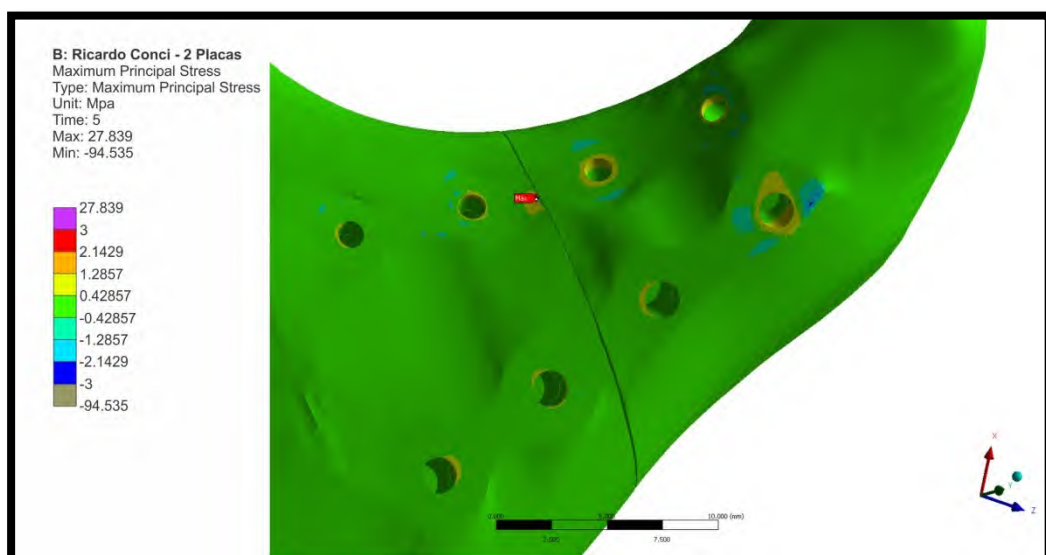
517

518

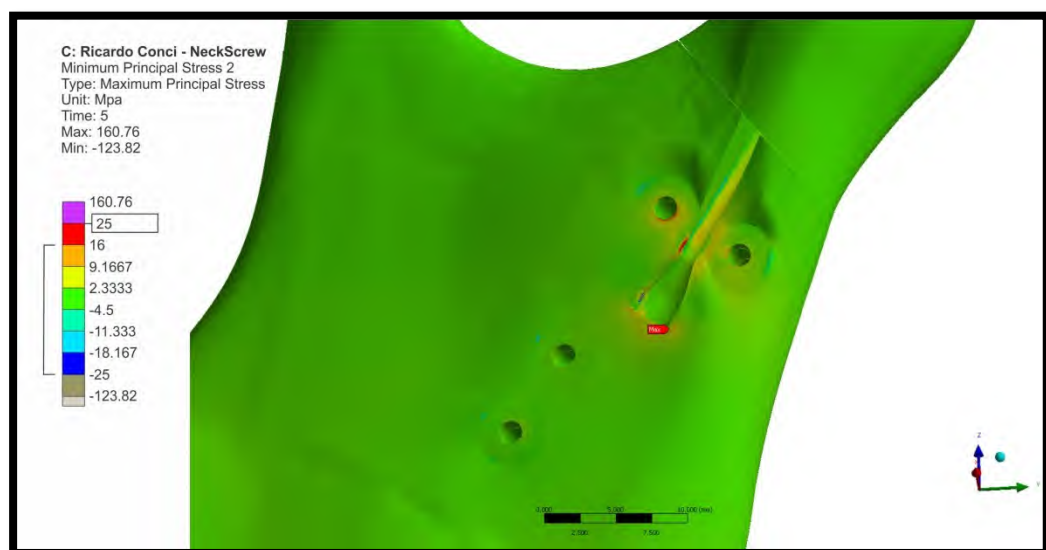
519 Os valores de tensão máxima principal também são menores na
 520 configuração com duas placas, com diferença significativa para a configuração
 521 de uma placa, do Neck Screw e do novo dispositivo (**Fig. 17**).



522

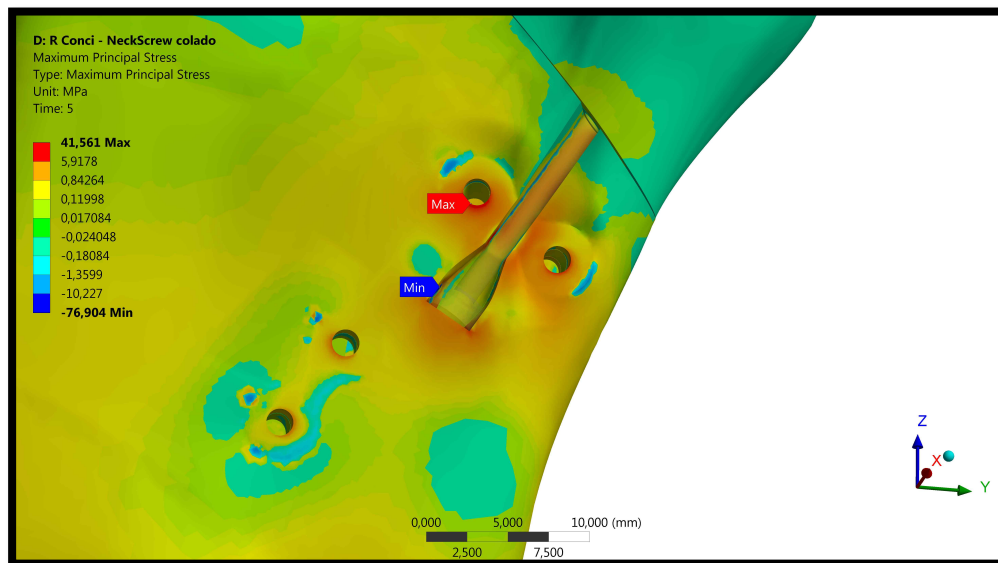


523



524

525



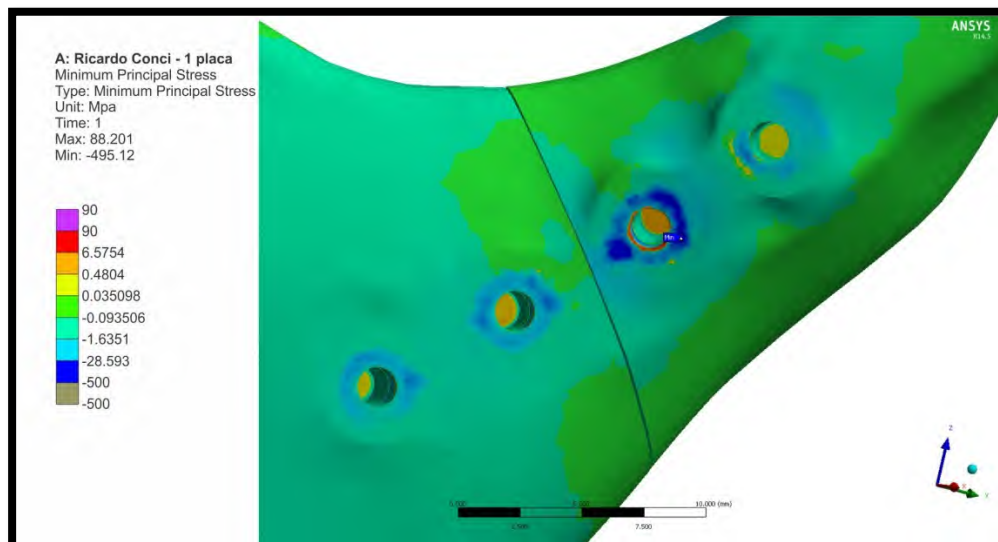
526

527 **Fig 17 – Valores de tensão máxima principal**

528

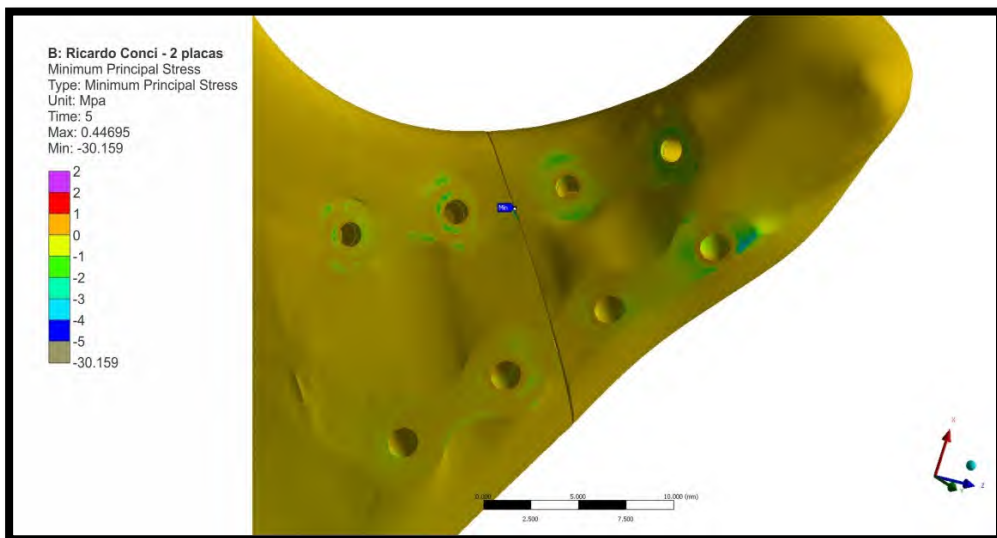
529 A variação de tensão mínima principal também é menor na configuração
 530 com duas placas, com diferença significativa para os demais grupos (**Fig 18**).

531

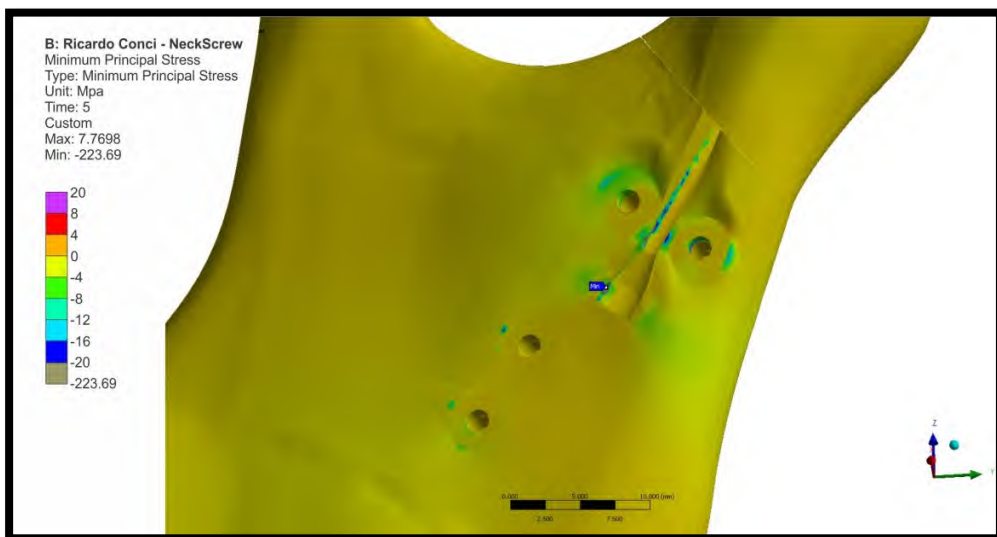


532

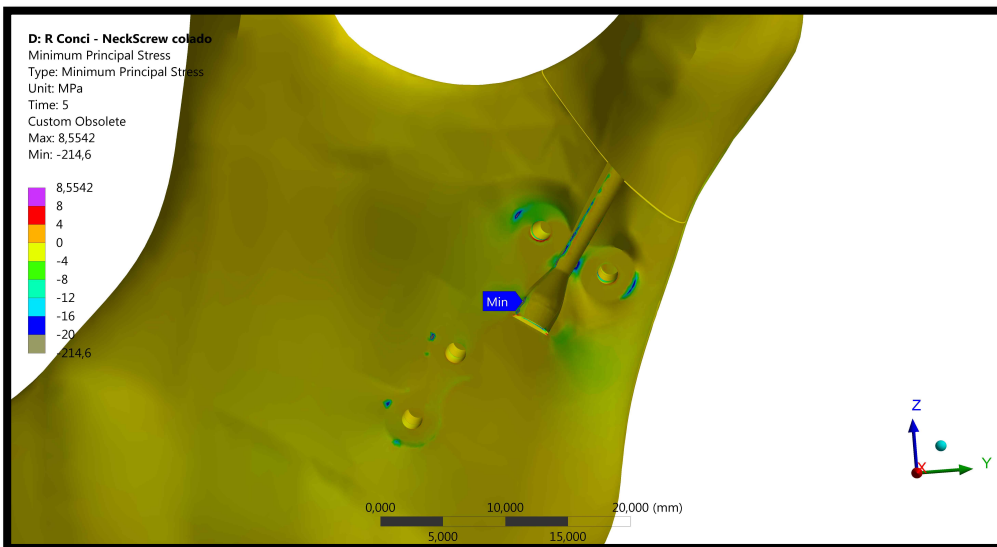
533



534



535



536

Fig 18 – Valores de tensão mínima principal

537 6. DISCUSSÃO

538

539 O côndilo mandibular é a extremidade da mandíbula e merece atenção
540 especial por apresentar peculiaridades em relação à localização, anatomia e
541 dissipação de forças quando de traumas diretos ou indiretos que podem
542 ocorrer, ocasionando fraturas, com implicações clínicas diversas, podendo
543 alterar a oclusão do paciente, com repercussão na qualidade de vida. A
544 capacidade adaptativa do côndilo mandibular também é uma característica
545 importante, com grande influência no resultado do tratamento^{8,50,63}.

546 As fraturas do côndilo mandibular, dentre as fraturas faciais, são as
547 que apresentam maior dificuldade e controvérsias quanto ao diagnóstico,
548 classificação e tratamento. A escolha do tratamento, entre cirúrgico ou não-
549 cirúrgico, está diretamente ligada ao tipo de fratura, à idade do paciente e ao
550 grau de alteração funcional em decorrência da fratura^{2,3,4,7,8,23,31,50,63}.

551 Em pacientes em crescimento, fraturas condilares podem prejudicar o
552 crescimento do esqueleto craniofacial, resultando em deficiência mandibular,
553 assimetria ou anquilose²¹.

554 Em pacientes adultos, fraturas na cabeça da mandíbula e
555 subcondilares altas têm maior potencial de adaptação funcional do côndilo,
556 sem a restauração da anatomia em comparação às fraturas de base,
557 próximas ao ramo da mandíbula²¹.

558 Portanto, fraturas altas, com pouco osso disponível para fixação, são
559 normalmente tratadas de forma não cirúrgica, enquanto fraturas baixas
560 deslocadas são frequentemente tratadas cirurgicamente com redução
561 cruenta e fixação interna estável ou rígida²¹.

562 As indicações para cada tipo de tratamento são amplamente
563 discutidas na literatura^{8,10,12,13,16,21,22,28-33}.

564 Kommers *et al.*⁶⁴, quantificaram o nível de concordância entre uma
565 amostra de cirurgiões bucomaxilofaciais em todo o mundo, sobre a
566 classificação e as decisões para o tratamento, em três tipos de fraturas de
567 côndilo mandibular unilaterais diferentes. Somente 491 dos 3044
568 participantes responderam ao questionário e, nos três tipos de fraturas,
569 houve um nível de discordância elevado. Apenas no caso de fratura
570 subcondilar com oclusão desfavorável, mais de 81% dos cirurgiões
571 concordaram que o melhor tratamento seria a redução aberta e fixação
572 interna. Segundo os autores, quando eram disponibilizadas imagens em três
573 dimensões para auxiliar no diagnóstico, a tendência pela escolha de
574 tratamento cirúrgico aumentava.

575 Ellis e Throckmorton¹⁶, em 2005, concluíram que muitas vezes as
576 fraturas de côndilo são tratadas de forma não cirúrgica por três razões:
577 primeiro, o tratamento não cirúrgico tem resultados satisfatórios na maioria
578 dos casos. Em segundo lugar, não há grande série de pacientes, com
579 relatos na literatura, que foram acompanhados de forma correta e minuciosa
580 após o tratamento cirúrgico e, em terceiro lugar, a cirurgia de fraturas de
581 côndilo é de difícil execução, haja vista os perigos inerentes às estruturas
582 anatômicas relacionadas, principalmente ao nervo Facial e à artéria
583 Maxilar^{16,65}.

584 Embora existam várias diretrizes relativas à gestão de fraturas
585 condilares da mandíbula por meio de tratamento aberto ou fechado, persiste
586 o debate sobre a melhor forma de conduzir estas fraturas, provavelmente

587 atribuído a uma potencial má interpretação da literatura de décadas
588 anteriores, falta de uniformidade da classificação dos vários componentes
589 anatômicos do côndilo mandibular, *déficit* de estudos cientificamente válidos
590 comparando tratamentos, e um potencial aumento de danos por conta de
591 abordagens abertas, em função da falta de experiência, associado ao receio
592 de alguns cirurgiões e a falta de exame crítico da literatura em questão^{8,63,66}.

593 Outros fatores que dificultam a escolha dos cirurgiões frente a essas
594 fraturas são: a posição anatômica das mesmas; a influência das fraturas e
595 das cirurgias no crescimento facial e; as suas potenciais complicações,
596 como a má-oclusão, desvio do mento, anquilose e desarranjo interno da
597 ATM^{63,66}.

598 Embora os resultados supra-mencionados apresentem inúmeras
599 vantagens do tratamento cirúrgico em relação ao fechado, deve-se salientar
600 o aumento do custo, quando do uso de fixação, relacionados ao tempo
601 cirúrgico, materiais utilizados e aos quesitos de anestesia. Também deve-se
602 ponderar a respeito das possíveis complicações, que são maiores quando
603 do acesso cirúrgico e comparar sempre risco *versus* benefício^{6,8,12,13,27}.

604 Nos casos de escolha por tratamento fechado, pode-se observar má-
605 oclusão, mordida aberta anterior, perda da dimensão vertical posterior e
606 disfunções têmporo-mandibulares^{14,15,67}.

607 As possíveis complicações quando de tratamento cirúrgico incluem
608 lesões dos nervos e vasos sanguíneos, fístulas salivares, cicatrizes
609 hipertróficas e fibroses, falha com afrouxamento e quebra de materiais de
610 síntese e infecção, síndrome de Frey e sialocele^{8,12,13,27,64}.

611 Além disso, existem complicações comuns a todos os tipos de

612 fraturas como a não-união e a má-união. A não-união caracterizada por uma
613 falha nos cotos ósseos da fratura ou quando todos os sinais de reparo
614 cessam. A não-união pode ser distrófica, atrófica, defeituosa ou necrótica. Já
615 a má-união é caracterizada quando a fratura apresenta união em uma
616 posição não anatômica. Este tipo de complicação pode ser causada por
617 carga prematura ou por redução ou fixação inadequadas. A posição
618 incorreta pode comprometer a função⁶⁸.

619 Também deve ser mencionado que os autores que publicam estudos
620 sobre o tratamento das fraturas de côndilo, geralmente têm uma grande
621 experiência para realizar os tratamentos propostos, logo, mesmo que os
622 resultados dos estudos na literatura favoreçam a fixação em relação ao
623 tratamento fechado, para muitas das variáveis de resultados, cada cirurgião
624 deve, individualmente, mensurar suas habilidades para oferecer um
625 tratamento eficaz para seu paciente, com baixa morbidade e pouca chance
626 de complicações, sendo portanto, algumas vezes o tratamento fechado, o
627 escolhido⁶³.

628 Estudos prospectivos randomizados com amostras de tamanho
629 adequado e com acompanhamentos por longos períodos comparando as
630 duas formas de tratamento são necessários para explorar ainda mais esta
631 discussão a respeito das formas de tratamento. Outras variáveis como custo
632 do tratamento e a satisfação do paciente também devem ser estudadas
633 detalhadamente para determinar as diferenças entre a redução aberta com
634 fixação e o tratamento não-cirúrgico de fraturas condilares em adultos⁶³.

635 Quando opta-se pelo tratamento não cirúrgico, há várias técnicas
636 passíveis de utilização, sendo que as mais frequentes são a Barra de Erich e

637 os parafusos para bloqueio inter-maxilar. O tratamento fechado pode ser
638 realizado por períodos que variam de 0 a 6 semanas, seguido de fisioterapia
639 agressiva^{12,13,63}.

640 Artigos relacionados à oclusão do paciente tentam embasar o uso de
641 um ou outro tipo de dispositivo, sendo a barra utilizada nos casos de
642 oclusões menos estáveis e os parafusos em oclusões sem grandes
643 comprometimentos, bem como em casos com pouco desvio de
644 mandíbula^{12,13}.

645 Bergh *et al.*¹³, em 2015, pesquisaram a qualidade de vida dos
646 pacientes submetidos a essas duas formas de tratamento e concluíram que
647 os pacientes tratados com parafusos de bloqueio têm uma manutenção da
648 qualidade de vida, com maior facilidade para alimentação, menor perda
649 social e econômica, quando comparados àqueles que fizeram uso de Barra
650 de Erich, além de uma higienização facilitada, durante o período inicial de
651 reparo ósseo de seis semanas, considerando ser esse o tempo máximo para
652 tratamento fechado desse tipo de fratura.

653 De Riu *et al.*⁶⁹, compararam pacientes com fraturas condilares
654 tratados de forma cirúrgica e não cirúrgica. Os resultados funcionais dos dois
655 grupos foram similares. Entretanto, quando da redução aberta com fixação,
656 obtiveram melhores resultados em termos de oclusão, restauração
657 anatômica após redução e recuperação precoce em relação àqueles
658 tratados por método fechado.

659 Yang *et al.*⁷, apresentaram vantagens quando do tratamento cirúrgico
660 para fraturas de côndilo.

661 Com a implementação da fixação interna rígida nos últimos 30 anos,

662 as indicações para o tratamento cirúrgico de fraturas condilares
663 aumentaram⁶³.

664 Além desses autores, inúmeros artigos, independente da metodologia
665 utilizada, seja através de revisões de literatura, estudos com análises
666 biomecânicas e casos clínicos com acompanhamento pós-operatório por
667 longos períodos, defendem a utilização de tratamento cirúrgico para redução
668 aberta e fixação interna desses tipos de fraturas^{8,16,50,63,67,68}.

669 Em 2015, Al-Moirassi e Ellis III⁶³, publicaram uma revisão sistemática
670 com metanálise sobre fraturas condilares buscando identificar diferenças
671 significativas nos resultados clínicos entre a redução aberta e fixação interna
672 rígida e tratamento fechado para as fraturas do côndilo mandibular em
673 adultos e para apoiar ou refutar a superioridade de um método sobre o outro.
674 Para esta finalidade, projetaram e executaram uma revisão sistemática com
675 meta-análise. A busca eletrônica foi abrangente, sem limites de datas ou
676 restrições de linguagem e foi realizada em maio de 2014. Os critérios de
677 inclusão foram estudos em seres humanos, randomizados ou não, ensaios
678 clínicos controlados e estudos retrospectivos controlados, comparando os
679 dois métodos de tratamento em relação à máxima abertura interincisal,
680 movimentos laterotrusivos e protrusivos, dor, má-oclusão, desvio do mento
681 na abertura bucal e os sinais e sintomas da ATM em casos de fraturas uni
682 ou bilaterais de côndilo. O resultado da meta-análise confirmou que a fixação
683 interna rígida fornece resultados clínicos funcionais superiores (objetivos e
684 subjetivos), em relação ao tratamento fechado na gestão de fraturas
685 condilares em pacientes adultos. Em geral, estes autores concluíram que,
686 quando da redução e fixação das fraturas, inúmeras vantagens podem ser

687 observadas em relação ao tratamento fechado: menor sintomatologia
688 dolorosa no pós-operatório; oclusão mais satisfatória; menor desvio de
689 mento para o lado fraturado quando da abertura bucal; maiores movimentos
690 protrusivos e de lateralidade; menor incidência de ruídos articulares no pós-
691 operatório.

692 Várias técnicas e tipos de material de síntese estão disponíveis para
693 esses procedimentos^{1,2,46-49,71}.

694 Inúmeros acessos são preconizados para essas fraturas e dependem,
695 basicamente da localização da fratura, preferência e segurança do operador,
696 idade e grau de colaboração do paciente^{7,20,40,41}.

697 Para fraturas subcondilares, o acesso pré-auricular é muito alto,
698 enquanto o submandibular é muito baixo, mas podem ser utilizados
699 dependendo da escolha do cirurgião. Já o acesso retromandibular, permite a
700 visualização completa e o alinhamento dos fragmentos fraturados. A
701 abordagem transoral, embora ofereça melhores resultados estéticos, muitas
702 vezes necessita de parafuso transbucal, através de trocater, que também
703 pode acarretar injúrias ao nervo Facial^{7,40,45,72-74}.

704 Dalla Torre *et al.*³¹, atenderam 102 pacientes através de acesso
705 retromandibular transparotídeo para redução e fixação das fraturas
706 subcondilares, com altas taxas de sucesso para todos os itens
707 acompanhados no pós-operatório.

708 O acesso submandibular modificado por Conci *et al.*⁴² é uma
709 alternativa eficaz e de fácil execução, que pode ser indicada para redução e
710 fixação das fraturas subcondilares.

711 A abordagem intra-oral não é utilizada rotineiramente para o

712 tratamento de fraturas subcondilares porque o manejo dessas fraturas
713 deslocadas pode ser dificultada pela visibilidade limitada do sítio da fratura,
714 devido à localização do processo coronóide da mandíbula. Contudo, o
715 tratamento intra-oral pode ser facilitado pelo uso de técnicas endoscópicas
716 com âmbitos angulados, que avançam rapidamente^{43,44,75,76}.

717 Técnicas transorais para a fixação interna rígida prometem eliminar
718 algumas das sequelas adversas associadas ao tratamento cirúrgico, com
719 menor chance de dano ao nervo Facial e cicatrizes, por exemplo, com uso
720 de endoscópio e sistemas de fixação angulados. Porém, após uso de
721 endoscopia por aproximadamente uma década, a técnica não foi bem aceita
722 pelos cirurgiões ao redor do mundo, haja vista o grau de dificuldade para
723 manejo dos aparatos cirúrgicos⁶³.

724 Em relação às injúrias que podem ser causadas ao nervo Facial
725 quando de acessos extra-orais para tratamento aberto das fraturas de
726 côndilo, a incidência de lesão varia de 0 a 21%, porém, é temporária na
727 maioria dos casos, com retorno à função normal do nervo em períodos de
728 até seis meses⁶³.

729 Alguns tipos de fraturas condilares podem causar preocupação em
730 relação à hemorragia trans-operatória, pela relação do pescoço condilar com
731 a artéria Maxilar⁶³.

732 Dados sobre cicatrizes inaceitáveis foram limitados, mas na maioria
733 dos estudos, a cicatriz foi descrita como imperceptível e aceitável pelos
734 pacientes⁶³.

735 Espelhos clínicos também foram utilizados para verificar redução e
736 fixação da borda posterior do côndilo mandibular, quando do uso do acesso

737 intra-oral⁴⁵.

738 Vajgel *et al.*⁴⁵, em 2015, relataram uma técnica intraoral para
739 abordagem de 32 fraturas condilares em 29 pacientes, com auxílio de chave
740 angulada para fixação das fraturas, sem auxílio de endoscopia ou espelhos.
741 Concluíram que esta abordagem traz algumas vantagens, como rapidez,
742 ausência de cicatrizes e menor risco de dano ao nervo Facial. Sugerem
743 ainda que, tanto as fraturas com deslocamento medial ou lateral podem ser
744 tratadas com esse tipo de acesso.

745 Depois de estabelecido o acesso, faz-se necessário planejar e
746 executar a redução e fixação das fraturas, levando em consideração
747 variáveis em relação à biomecânica das fraturas condilares e das cargas de
748 tensão que são dissipadas nessa região, bem como idade, tipo e grau de
749 deslocamento das fraturas, oclusão e o nível de colaboração que o paciente
750 é capaz de apresentar no pós-operatório.

751 Não é pertinente indicar redução aberta e fixação das fraturas de
752 côndilo mandibular, se a fixação utilizada não apresentar estabilidade
753 mecânica suficiente para suportar as cargas fisiológicas. As inúmeras
754 técnicas existentes foram e têm sido utilizadas na tentativa de alcançar esse
755 objetivo^{77,78}.

756 Kozakiewicz e Swiniarski²², em 2014, apontam ser a redução da
757 fratura crucial para o resultado adequado do tratamento. A estabilidade da
758 redução é diretamente ligada ao método da sua fixação. O tema
759 osteossíntese de fratura de côndilo continua sendo altamente controverso e
760 desafiador.

761 Cargas funcionais na região da cabeça da mandíbula resultam em

762 padrões de compressão ao longo da borda posterior do ramo ascendente e
763 padrões de tensão ao longo da borda anterior do ramo e na zona situada
764 abaixo da incisura da mandíbula. Osteossíntese de fraturas de côndilo
765 mandibular deve estabilizar, idealmente, as duas áreas em questão,
766 permitindo função precoce com mínima tensão^{27,34}.

767 A fixação interna estável é o método utilizado para estabilização da
768 fratura, colocado em contato direto com a estrutura óssea, permitindo sua
769 função durante o reparo ósseo³⁴.

770 Considerando os princípios de fixação funcionalmente estável de
771 Champy, a osteossíntese deve ser realizada em áreas de tensão,
772 contrapondo a tendência da abertura da linha de fratura. Isto explica a fraca
773 estabilidade primária da maioria dos esquemas que utilizam apenas uma
774 placa na borda posterior do ramo².

775 Existem diversos modelos experimentais na literatura para testes
776 mecânicos da fixação interna na mandíbula: com mandíbula de cães⁷⁹; com
777 mandíbula de cadáveres humanos^{52,53,77,78}; com mandíbulas de macacos⁸⁰;
778 com mandíbulas de carneiros⁸¹; com mandíbulas sintéticas de
779 poliuretano^{38,82}; com costelas bovinas⁸³; com madeira de carvalho
780 vermelho⁸⁴ e com análises através de elementos finitos^{55,85-87}.

781 Crofts *et al.*⁸⁸, notaram que existe amplo grau de resposta das forças
782 mecânicas quando se utiliza a mandíbula de cadáveres humanos em
783 modelos de estudo *in vitro*. De qualquer forma o funcionamento *in vivo* da
784 mandíbula possui uma variedade complexa de vetores que influenciam nos
785 testes mais extremos, não existindo assim modelo *in vitro* capaz de
786 reproduzir fielmente o funcionamento da mandíbula humana⁸⁹.

787 Ensaio biomecânico dinâmico tem conduzido a avanços na
788 compreensão da tensão que ocorre no processo condilar e para os materiais
789 de osteossíntese aplicados a essa área, fornecendo informações que podem
790 ser utilizadas em outros tipos de análise, bem como para indicações clínicas,
791 para bem estar do paciente e resolução ideal dos casos de fratura⁵¹⁻⁵³.

792 Meyer *et al.*⁵², avaliaram em um estudo fotoelástico as tensões
793 geradas na mandíbula quando aplicadas cargas na região entre os primeiros
794 molares. A função nessa área foi escolhida porque ela tem sido com
795 frequência usada em pesquisas, entretanto a força descrita é válida apenas
796 para este tipo de simulação, porque durante a mastigação a região do
797 côndilo é submetida a maior tensão. A análise fotoelástica revelou que
798 durante a função de mordida unilateral, uma força tensional surge em torno
799 da borda anterior do ramo e pescoço condilar, enquanto uma força de
800 compressão surge em torno da borda posterior do ramo.

801 Asprino *et al.*³⁸, demonstraram em um estudo fotoelástico resultados
802 que corroboram com os de Meyer *et al.*⁵², em relação à distribuição de
803 forças na região subcondilar após a aplicação de carga, com a presença de
804 força tensional de maior intensidade e direção oblíqua acompanhando a
805 incisura mandibular, e força compressiva de menor intensidade na borda
806 posterior do ramo mandibular.

807 A busca por melhores métodos de fixação das fraturas de côndilo tem
808 sido objeto de vários estudos biomecânicos que podem ser computacionais
809 ou não. Testes de carga mecânica são usados para avaliar o
810 comportamento de métodos de fixação, permitindo que o estudo de
811 osteossíntese diferente seja construído. Um dos métodos atualmente

812 utilizados para avaliar a distribuição de tensões e deslocamentos dos
813 fragmentos de fratura e materiais de osteossíntese é análise através de
814 elementos finitos, que apresenta resultados confiáveis e fiéis. A fim de
815 alcançar a precisão, atenção deve ser dada às propriedades dos materiais e
816 às restrições aplicadas aos modelos de elementos finitos preparadas para
817 testes⁵¹⁻⁵⁸.

818 Análise dos Elementos Finitos (FEA) é uma técnica pela qual um
819 sistema físico pode ser estudado por meio da criação de um modelo
820 matemático preciso. É considerado um método eficiente para a avaliação do
821 comportamento biomecânico da mandíbula e por isso tem sido utilizado
822 frequentemente em estudos para solucionar problemas relacionados ao
823 tecido ósseo de forma benéfica e fidedigna. Nesta técnica, um modelo (3D) é
824 discretizado em um número finito de elementos, resultando em uma malha
825 3D. O problema mecânico é definido pela aplicação de cargas e restrições
826 da malha e, em seguida, resolvido por meio da teoria mecânica apropriada.
827 FEA não permite inferências clínicas absolutas, mas pode oferecer uma
828 descrição detalhada da distribuição e relacionamento de forças e tensões
829 dentro das variáveis biológicas⁵¹⁻⁵⁸.

830 Este tipo de análise pode ser um instrumento muito útil na melhoria de
831 técnicas cirúrgicas e no desenvolvimento de novos materiais. Através de
832 simulações, soluções mais eficientes com novas tentativas da geometria de
833 materiais de osteossíntese são conseguidas, com o objetivo de reduzir as
834 tensões na área de fratura e complicação pós-operatória. O estudo de novos
835 materiais pode contribuir para reduzir o volume e quantidade de material
836 implantado e melhorar a estabilidade das fraturas. Quanto mais complexo for

837 o modelo, mais precisa é a análise de Elementos Finitos, bem como a
838 definição dos vetores de ação muscular e das cargas em regiões diferentes
839 utilizadas para o estudo^{21,54,57}.

840 A utilização de uma miniplaca de quatro furos instalada verticalmente
841 e paralela ao longo eixo condilar na borda posterior da mandíbula, onde a
842 espessura óssea é mais acentuada é uma das técnicas preferidas e mais
843 utilizadas, devendo-se lembrar que, em muitos casos clínicos, não há
844 espaço suficiente para a instalação de mais de uma placa^{14,15,90}. Contudo,
845 tem-se mostrado que esse sistema de osteossíntese é inadequado tanto em
846 estudos *in vitro*^{52, 53,55,77,82,91,92}, quanto em diversos estudos clínicos^{37,91,92,93},
847 pois quando essa técnica é utilizada, a placa é instalada ao longo das linhas
848 compressivas, não respeitando os princípios de osteossíntese
849 funcionalmente estáveis de Champy⁷¹, nem prevenindo deslocamentos
850 secundários.

851 De acordo com Lauer *et al.*⁷⁵ e Seemann *et al.*⁹⁴, quando se utiliza a
852 técnica de uma placa única, observa-se resultados satisfatórios em termos
853 de estabilidade, haja vista a ausência de fratura de placas em estudos
854 clínicos realizados. Provavelmente este fato ocorreu porque eles testaram
855 novas placas com formatos favoráveis.

856 Placa de compressão dinâmica fixada com parafusos bicorticais
857 também foram propostas por alguns autores^{14,15,82}. Supostamente essas
858 placas eram resistentes o bastante para suportar as cargas fisiológicas.
859 Contudo, essa técnica foi pouco aceita por causa do tamanho dos
860 fragmentos condilares e acesso cirúrgico restrito nessa região. Algumas
861 falhas foram, inclusive, relatadas com essas placas mais rígidas, pelo fato de

862 não terem sido instaladas na posição adequada^{55,91,92}.

863 Haug *et al.*⁸², demonstraram que as placas de compressão dinâmica
864 foram mais favoráveis para contrapor os movimentos látero-laterais do
865 côndilo mandibular, dentre os esquemas de apenas uma miniplaca.

866 A utilização de parafuso compressivo tipo *Lag Screw* para a fixação
867 de fraturas condilares foi introduzida em 1982 e popularizada,
868 posteriormente, por vários autores^{37,95}. Do ponto de vista mecânico, a
869 posição central do parafuso é ideal, já que situa-se ao longo da zona
870 mecanicamente neutra do sistema de forças. Além disso, a compressão na
871 linha de fratura auxilia na estabilização e conseqüentemente na
872 consolidação óssea⁹⁵. Contudo, determinar precisamente a zona neutra de
873 um sistema mecanicamente complexo não é fácil, logo, o parafuso fica
874 sujeito a tensões mecânicas prejudiciais, principalmente forças de
875 cisalhamento⁷⁷. Isso provavelmente explica o número significativo de falhas
876 de fixação e fratura de parafuso relatadas na literatura^{37,95}.

877 A técnica do parafuso Neck Screw visa utilizar as vantagens
878 preconizadas pelas técnicas de *Lag Screw*⁶¹.

879 Xin *et al.*³³, descreveram técnica de fixação de fraturas de cabeça de
880 côndilo mandibular através de dois parafusos, utilizando FEA.

881 Duas placas sobrepostas também podem falhar ou fraturar quando
882 usadas isoladamente, pois, mesmo que sejam mais robustas, não estão
883 posicionadas no local anatômico correto para apoiar e estabilizar as forças
884 fisiológicas².

885 Gealh *et al.*⁷⁰, mostraram que duas placas sobrepostas não
886 aumentam a resistência do côndilo para as cargas laterais.

887 Vários autores propuseram a utilização de duas miniplacas isoladas,
888 sendo uma instalada paralela ao eixo condilar, na borda posterior da
889 mandíbula, e a outra de forma oblíqua em relação à primeira, paralela à
890 incisura da mandíbula^{10,38,91,92}. Essa técnica parece respeitar os princípios
891 de osteossíntese funcionalmente estável, com a placa oblíqua instalada ao
892 longo das linhas de força tensional e protegendo a primeira placa, das forças
893 mecânicas tensionais. A placa vertical é responsável pela manutenção da
894 redução nos planos horizontal e frontal e fica praticamente livre de tensão
895 ^{51,52,53}. Wagner *et al.*⁵⁵ com análise de elementos finitos provaram a
896 superioridade biomecânica dessa técnica. Asprino *et al.*³⁸ corroboram com
897 essa afirmativa.

898 Asprino *et al.*³⁸, compararam a resistência de três técnicas de fixação
899 interna rígida com uso de miniplacas em fratura de côndilo mandibular.
900 Foram obtidas 80 réplicas de hemi-mandíbulas humanas em resina de
901 poliuretano, sendo 20 do grupo controle. As 60 hemi-mandíbulas restantes
902 foram submetidas a seccionamento simulando fratura subcondilar e em
903 seguida fixadas com três técnicas da aplicação de placas e parafusos do
904 sistema 2.0 mm, que deram origem a seis grupos experimentais, cada um
905 com 10 hemi-mandíbulas. As técnicas de fixação foram: uma placa de quatro
906 furos com quatro parafusos de 6 mm; uma placa de quatro furos com quatro
907 parafusos de 8 mm e; duas placas de quatro furos com quatro parafusos de
908 6 mm cada. Cada sistema foi submetido ao teste de carregamento com
909 aplicação de carga no sentido médio-lateral e ântero-posterior em máquina
910 de ensaio universal. Tanto para o valor de carga quanto de deslocamento de
911 pico, as hemi-mandíbulas fixadas com duas placas tiveram melhor

912 comportamento, seguidas de uma placa com quatro parafusos de 8 mm e
913 uma placa com quatro parafusos de 6 mm. Os sistemas de fixação aplicados
914 foram mais resistentes ao carregamento no sentido ântero-posterior e a
915 aplicação de parafusos de 8 mm aumentou a resistência da fixação
916 comparado à aplicação de parafusos de 6 mm somente no teste ântero-
917 posterior. Concluíram que, dentro das condições testadas, a utilização do
918 sistema de fixação com a utilização de duas placas traz maior resistência à
919 fixação aplicada às fraturas condilares e, que o uso de parafusos mais
920 longos aumentaria a resistência da fixação aplicada à fratura de côndilo
921 mandibular.

922 Meyer *et al.*⁵⁷, afirmam que a osteossíntese de fraturas subcondilares
923 com duas placas retas tem demonstrado ser um método adequado que
924 suporta a carga funcional transmitida. Neste estudo, a rigidez da construção
925 foi adequada, com pouco deslocamento na linha de fratura. Por outro lado, a
926 rigidez promoveu uma maior concentração de tensões dissipadas no
927 material de fixação e osso. Como esperado, os valores elevados foram
928 obtidos para a placa instalada anteriormente, que ultrapassou o limite de
929 estresse do titânio em algumas regiões, porque a placa foi posicionada na
930 área de maior tração. Estas altas tensões foram transmitidos para ambos os
931 parafusos e às regiões de inserção dos parafusos no osso. A placa de borda
932 posterior era praticamente sobre as áreas de compressão e não
933 comprometeu a estabilidade no osso e nos materiais de síntese.

934 Segundo Costa *et al.*², em um estudo realizado entre 1999 e 2010,
935 foram selecionados 11 artigos, sendo que 4 envolviam estudos com análise
936 por elementos finitos. Em todos os estudos, nos grupos em que foram

937 utilizadas duas placas isoladas, os resultados foram superiores a todos os
938 demais grupos com outros sistemas e métodos de fixação.

939 Nos estudos em que foram feitos testes comparativos entre o uso de
940 uma placa única e o uso de duas placas aposicionais na região da fratura,
941 concluiu-se que o protocolo envolvendo duas placas foi o mais apropriado,
942 indicando-a como um método de escolha^{2,31,47,48,96}.

943 Placas tridimensionais quadradas e retangulares foram preconizadas
944 em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial nos anos 90, quando foram
945 salientadas as principais vantagens dessas sobre as placas retas, como
946 maior estabilidade devido a junção dos “braços” anterior e posterior, e menor
947 descolamento de tecido mole graças ao seu tamanho reduzido⁷⁷.

948 Meyer *et al.*⁵³, levando em consideração o bom, mas ainda imperfeito
949 comportamento mecânico das placas tridimensionais retangulares para a
950 fixação de fraturas subcondilares, projetaram placas tridimensionais
951 trapezoidais. O formato trapezoidal das placas seguiram os princípios de
952 osteossíntese funcionalmente estável, sendo que elas adaptavam-se ao
953 padrão das linhas de força tensional e compressiva na região do côndilo
954 durante a função. De acordo com os autores após estudo biomecânico, as
955 placas tridimensionais trapezoidais apresentaram resistência suficiente para
956 suportar cargas fisiológicas.

957 Placas de formato trapezoidal demonstraram melhores resultados que
958 a utilização de uma única placa, ou parafusos *Lag Screw*, quando de forças
959 simulando os músculos da mastigação².

960 De Jesus *et al.*²¹, em estudo realizado com elementos finitos no CTI –
961 Campinas – SP, realizaram uma avaliação do modelo de elementos finitos,

962 sendo agrupados em três métodos diferentes para a osteossíntese de
963 fraturas subcondilares: (1) duas placas retas de quatro furos; (2) uma placa
964 *lambda* de sete furos e; (3) uma placa trapezoidal de quatro furos. Foi
965 aplicada carga no primeiro molar no lado contralateral à fratura. Buscaram
966 pesquisar placas trapezoidais e *lambda* com o objetivo de proporcionar
967 osteossíntese de fraturas subcondilares com melhores propriedades
968 biomecânicas, ocupando menos espaço e facilitando técnicas
969 endoscopicamente assistidas, bem como comparar ao modelo com duas
970 placas. Todos os modelos de placas trapezoidais foram testados
971 anteriormente, demonstrando resultados satisfatórios quando utilizado para a
972 fixação de fraturas subcondilares, resistindo bem sob carga funcional
973 fisiológica. A geometria e o posicionamento da placa têm uma influência
974 direta sobre esse bom desempenho. Para compreender esses resultados,
975 deve ser levado em conta que a localização, direção e magnitude da força
976 exercida sobre todos os componentes foi propositalmente crítica, simulando
977 a mastigação de um paciente. Todavia, sabe-se que no período pós-
978 operatório, o material recebe as forças de intensidade muito mais baixas.
979 Sob essas condições, todos os sistemas poderiam suportar as tensões
980 fisiológicas. Outra questão importante a ser abordada neste estudo é a
981 restrição total de movimentos condilares, que naturalmente leva a uma
982 transferência maior de tensões na região do côndilo, podendo simular uma
983 condição mais grave. Em geral, os resultados sugerem que a placa *lambda*
984 tem um comportamento biomecânico mais favorável, distribuindo mais
985 uniformemente a tensão e proporcionando rigidez mecânica satisfatória para
986 o sistema estudado, quando comparada à duas placas retas e à trapezoidal.

987 Segundo estes autores, a utilização de uma única placa tem a vantagem de
988 requerer uma menor área de fixação, porém com desvantagens no que diz
989 respeito ao deslocamento de fragmentos e tensões dissipadas nos materiais
990 de osteossíntese. Os resultados demonstraram que, embora os três
991 métodos sejam capazes de suportar carga funcional, a placa *lambda* exhibe
992 uma distribuição de tensões mais homogênea tanto para material de
993 osteossíntese quanto para tecido ósseo e pode ser um método melhor
994 quando a fixação através de uma única placa é a opção. Considerando as
995 condições experimentais empregadas, os autores concluíram que, em todos
996 os métodos testados, desde a rigidez adequada até a fixação das fraturas de
997 côndilo, a placa *lambda* permitiu distribuição mais homogênea de tensões
998 para o material de osteossíntese e tecido ósseo, sendo a melhor opção
999 quando da fixação interna.

1000 Asprino *et al.*³⁸, sugerem o uso de duas placas, mas quando não é
1001 possível devido ao tamanho do segmento ou dificuldade cirúrgica, uma placa
1002 reta pode ser fixada com parafusos mais longos (8mm), com melhor
1003 estabilidade quando comparada ao sistema fixado com parafusos menores.

1004 Celegati Filho *et al.*¹, descreveram técnica com placas em Y para
1005 fixação das fraturas condilares, com resultados satisfatórios e com a
1006 vantagem de ter uma maior facilidade para posicionamento.

1007 Apenas dois artigos estudaram a utilização de materiais sintéticos
1008 projetados especificamente para uso em fraturas condilares².

1009 Al-Moraissi e Ellis⁶³ defendem o uso de placas de titânio em relação
1010 aos materiais sintéticos reabsorvíveis, pelas propriedades e pela dissipação
1011 das forças de tensão.

1012 Segundo Costa *et al.*², Lauer *et al.*⁷⁵ e Parascandolo *et al.*²⁹, usaram
1013 placas reproduzidas em um modelo artificial da mandíbula humana,
1014 enquanto Wagner *et al.*⁵⁵, usaram imagens de tomografia computadorizada
1015 para criar o modelo virtual, baseado na conversão do Hounsfield, com
1016 valores de dureza elástica. Em seguida, o objeto foi traçado graficamente,
1017 utilizando um programa informatizado específico para, em seguida,
1018 discretizar a estrutura criada em pequenos elementos (finitos) em software
1019 específico, formando uma malha de duas ou três dimensões. O passo
1020 seguinte foi determinar as propriedades mecânicas e físicas de cada
1021 componente do modelo. Parascandolo *et al.*²⁹, desenvolveram um modelo
1022 virtual da mandíbula com base em física (Coeficiente de Poisson: 0.34) e
1023 mecânica (carga de tração: 950 MPa; carga de compressão: 970 MPa;
1024 tensão de escoamento: 880 MPa, Módulo de Young para titânio: 113.800
1025 MPa), diferentemente de outros autores que não especificaram o modelo.

1026 Em 2014, Aquilina *et al.*⁵⁰, estudaram 4 padrões diferentes para
1027 fixação de fraturas condilares, por meio de análise por elementos finitos,
1028 sendo 3 sistemas com placas de titânio 1.5 mm (uma placa em forma de X
1029 de 1.5 mm, uma placa retangular de 1.5 mm, e uma placa quadrada de 1.5
1030 mm) e um grupo com placa reta de 4 furos, do sistema 2.0 mm (Synthes
1031 GmbH, Zuchwil, Suíça). Os modelos completos foram heterogêneos nas
1032 propriedades do material ósseo, a malha continha cerca de 1,2 milhões de
1033 elementos e foram incorporados músculos à mandíbula. Os modelos foram
1034 executados assumindo elasticidade linear e propriedades de material
1035 isotrópicas para osso. Uma fratura condilar foi simulada, bem como a
1036 redução e fixação, com as diferentes configurações de materiais de

1037 osteosíntese, e as tensões de Von Mises foram analisadas. A placa em
1038 formato de X foi a mais estável dentre as três configurações de 1.5 mm e
1039 teve desempenho mecânico comparável a uma única placa reta de 2.0 mm
1040 de quatro furos. Este estudo não suporta o uso de padrões de placa
1041 quadrada ou retangular em redução aberta e fixação interna de fraturas de
1042 côndilo mandibular. Defendem o uso de uma placa X 1.5 mm para estabilizar
1043 fraturas condilares em casos clínicos selecionados.

1044 Em 2016, Darwich *et al.*³², analisaram 5 tipos de fixação para fraturas
1045 condilares em elementos finitos. Segundo esses autores, há evidências de
1046 que uma placa é insuficientemente estável, portanto, duas placas devem ser
1047 utilizadas sempre que possível. Além disso, corroboram com o emprego de
1048 duas placas dispostas de forma oblíqua entre si, embora alguns
1049 investigadores relatem o uso de duas placas paralelas. Recentemente,
1050 placas quadradas e trapezoidais foram introduzidas pela possibilidade de
1051 proporcionarem uma melhor estabilidade do que duas placas retas. No
1052 entanto, alguns investigadores discordam dessas afirmações. Portanto, uma
1053 investigação mais aprofundada deve examinar o desempenho mecânico e a
1054 eficácia de várias técnicas de fixação. Segundo estes autores, a placa com
1055 formato trapezoidal é a melhor e mais estável, com melhor dissipação das
1056 tensões e menor deslocamento das fraturas.

1057 Kozakiewicz e Swiniarski²², apresentaram um novo projeto de placa
1058 para fixação de fraturas condilares, com análise por elementos finitos,
1059 denominado “ACP”. Objetivaram disponibilizar um novo formato de material
1060 de síntese para fixação de fraturas subcondilares. A placa é feita de liga de
1061 titânio de espessura 1,0 mm, com reforço anterior e posterior através de

1062 alargamento para 2,5 mm e curvada anatomicamente ao longo das linhas de
1063 compressão e de tração no ramo e pescoço da cabeça da mandíbula. Três
1064 orifícios de disposição triangular estão localizados ao nível da cabeça da
1065 mandíbula, superiormente. As extensões inferiores das barras estão
1066 equipadas com três orifícios localizados em cada uma das porções
1067 inferiores. O sistema de fixação foi avaliado por análise de elementos finitos
1068 e posteriormente aplicado em pacientes afetados com fratura condilar,
1069 associada ou não às fraturas de processo coronóide da mandíbula. FEA
1070 revelou alta resistência da placa “ACP” e ser mais estável do que a fixação
1071 através de placa trapezoidal. A aplicação clínica desta placa foi considerada
1072 versátil e com aplicação em todos os tipos de fraturas subcondilares.

1073 Os métodos de simulação das forças musculares também devem ser
1074 tomados em consideração na análise crítica dos resultados biomecânicos
1075 dos estudos. Poucos artigos revisados simulam cargas na articulação
1076 quando ocorre a máxima força de mordida ou oclusão. Relatou-se que duas
1077 placas apresentaram maior resistência à deformação permanente do que os
1078 métodos de uma única placa, independentemente de ser miniplacas, placas
1079 de reconstrução ou de compressão dinâmica².

1080 Aquilina *et al.*⁵⁹, simularam ação dos músculos relacionados ao
1081 côndilo mandibular e especificaram origem e inserção muscular.

1082 Wagner *et al.*⁵⁵, testaram grupos musculares menores em
1083 comparação ao trabalho de Parascandolo *et al.*²⁹. No entanto, os primeiros
1084 autores aplicaram forças proporcionalmente maiores, especialmente o
1085 músculo temporal (42,4%). Estudos que utilizaram o método de elementos
1086 finitos também tentaram determinar osteossíntese eficaz e um protocolo

1087 estável e favorável para fraturas condilares¹.

1088 Haug *et al.*⁸², indicaram que cerca de 31% dos vetores de forças
1089 mastigatórias (aproximadamente 50 N) são transferidos para a região da
1090 ATM em relação cêntrica em pacientes com fraturas de côndilo. No entanto,
1091 sabe-se que existem fatores não intencionais, tais como atrito ou
1092 apertamento dos dentes que podem levar a um aumento da transferência
1093 para o côndilo fraturado. Por essas razões, Wagner *et al.*⁵⁵, sugerem que
1094 mesmo que se tenha um sistema de fixação que suporte forças fisiológicas,
1095 algum tipo de controle desses fatores é recomendado, na tentativa de evitar
1096 complicações.

1097 Embora poucos estudos tenham utilizado o método de elementos
1098 finitos, os resultados dos estudos *in vitro* são semelhantes em alguns
1099 aspectos, aos encontrados em estudos computacionais, em relação à
1100 utilização de duas placas de titânio estáveis nessas fraturas^{2,94}.

1101 Ensaios clínicos e a aplicação da metodologia de elementos finitos
1102 são necessários para indicar melhor a técnica mais apropriada para a
1103 osteossíntese em casos de fraturas no côndilo^{2,96,97}, portanto, objetivamos,
1104 com o nosso modelo, comparar a técnica do *Neck Screw* com técnicas já
1105 consagradas na literatura, utilizando essa ferramenta.

1106 Simulamos a ação muscular, com restrições de movimentos
1107 superiores da mandíbula, diferenciação de osso cortical e medular e nas
1108 “dobras” virtuais das placas e parafusos para que se ajustassem à superfície
1109 condilar.

1110 Os achados deste trabalho corroboram com os descritos na literatura,
1111 haja vista que os resultados obtidos com a configuração com duas placas

1112 foram superiores em termos de deslocamento dos segmentos fraturados,
1113 valores de tensão de Von Mises e nos valores de tensão principal máxima
1114 principal e tensão principal mínima.

1115 Quando da escolha pelo tratamento cirúrgico das fraturas de côndilo
1116 mandibular, o parafuso *Neck Screw* pode ser usado na redução das fraturas,
1117 antes de servir como fixação. A técnica é relativamente simples e desde que
1118 bem indicada, é uma alternativa viável para as fraturas de côndilo
1119 mandibular.

1120 Os resultados do *Neck Screw*, quando considerada a fixação e
1121 estabilidade das fraturas, são semelhantes àqueles do sistema com uma
1122 placa reta de 4 furos do sistema 2.0 mm, sendo portanto, uma alternativa
1123 para a redução e fixação das fraturas de côndilo mandibular, quando
1124 corretamente indicado e com conhecimento da técnica por parte do
1125 cirurgião.

1126 A união do *Neck Screw* e da placa em “L” através de ponto de solda,
1127 não trouxe benefícios a este sistema de fixação.

1128

1129

1130 7. CONSIDERAÇÕES FINAIS

1131

1132 - As configurações de fixação com duas placas são favoráveis, tanto no
1133 que diz respeito à estabilidade dos segmentos ósseos, quanto na menor
1134 probabilidade de deformação das placas e parafusos;

1135

1136 - O sistema com uma miniplaca de 2.0 mm apresenta boa estabilidade,
1137 desde que em zonas neutras de força, ou quando de formatos favoráveis;

1138

1139 - O parafuso *Neck Screw* apresentou resultados através de análise por
1140 elementos finitos, semelhantes aos encontrados no sistema de uma miniplaca
1141 reta de quatro furos do sistema 2.0 mm, podendo ser utilizado com segurança
1142 para fraturas subcondilares, desde que bem indicado e com respeito à técnica
1143 cirúrgica.

1144

1145 - O novo dispositivo, formado entre o parafuso *Neck Screw* e a placa,
1146 que previamente era justaposta, não diminui o deslocamento das fraturas e não
1147 melhora a distribuição de tensões, provavelmente em virtude do ponto de solda
1148 diminuir a região de contato entre o *Neck Screw* e a placa em “L”. Aumento da
1149 tensão (solda) melhora a rigidez, no entanto, não melhora a estabilidade.

1150

1151 - São necessários mais trabalhos para validar esses resultados,
1152 principalmente no que diz respeito ao *Neck Screw*, buscando melhorias no
1153 *design*, tamanho, perfuração e tipo de rosca, tanto em análises
1154 computacionais, quanto melhor entendimento do comportamento do

1155 parafuso e dos resultados clínicos a médio e longo prazo.

1156

1157

1158

1159

1160

1161

1162

1163 **8. REFERÊNCIAS**

1164

1165 1 - Celegatti Filho TS, Rodrigues DC, Lauria A, Moreira RWF, Consani S:
1166 Development plates for stable internal fixation: Study of mechanical resistance
1167 in simulated fractures of the mandibular condyle. *J Craniomaxillof Surgery*. 43:
1168 158-161, 2015.

1169

1170 2 - Costa FWG, Bezerra MF, Ribeiro TR, Pouchain EC, Sabóia VPA, Soares
1171 ECS: Biomechanical analysis of titanium plate systems in mandibular condyle
1172 fractures. A systematized literature review. *Acta Cirúrgica Brasileira*. 27: 424-
1173 429, 2012.

1174

1175 3 - Valiati R, Ibrahim D, Abreu MER, Heitz C, de Oliveira RB, Pagnoncelli RM,
1176 Silva DM: The treatment of condylar fractures: to open or not to open? A critical
1177 review of this controversy. *Int J Med Sciences*. 5 (6): 313-318, 2008.

1178

1179 4 - Manganello LC, Silva AAF: Fraturas do côndilo mandibular: classificação e
1180 tratamento. *Rev Bras Otorrinolaringol*. 68 (5): 749-55, 2002.

1181

1182 5 - Ferreira AGM, Weismann R: Acesso Intrabucal para redução de fratura
1183 subcondilar unilateral – relato de caso. *Rev Odonto Ciência*. 20(47): 83-87,
1184 jan./mar. 2005.

1185

1186 6 - Ellis III E: Method to determine when open treatment of condylar process
1187 fractures is not necessary. *J Oral Maxillofac Surg*. 67: 1685-1690, 2009.

- 1188 7 - Yang L, Patil PM: The retromandibular transparotid approach to mandibular
1189 subcondylar fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 41: 494–499, 2012.
1190
- 1191 8 - Chrcanovic BR: Surgical versus non-surgical treatment of mandibular
1192 condylar fractures: a meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 44: 158–179,
1193 2015.
1194
- 1195 9 - Gupta M, Iyer N, Das D, Nagaraj J: Analysis of different treatment protocols
1196 for fractures of condylar process of mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 70:83-91,
1197 2012.
1198
- 1199 10 - Vesnaver A: Open Reduction and internal fixation of intra-articular fractures
1200 of the mandibular condyle: Our first experiences. *J Oral Maxillofac Surg.* 66:
1201 2123-2129, 2008.
1202
- 1203 11 - Shiju M, Rastogi S, Gupta P, Kukreja S, Thomas R, Bhugra AK, Reddy MP,
1204 Choudhury R: Fractures of the mandibular condyle and open versus closed - a
1205 treatment dilemma. *J Craniomaxillof Surg.* 43: 448-451, 2015.
1206
- 1207 12 - Kommers SC, van den Bergh B, Forouzanfar T: Quality of life after open
1208 versus closed treatment for mandibular condyle fractures: A review of literature.
1209 *J Craniomaxillof Surg.* 41: e221-e225, 2013.
1210
- 1211 13 - van den Bergh B, van Otterloo JJM, van der Ploeg T, Tuinzing DB,
1212 Forouzanfar T: IMF-screws or arch bars as conservative treatment for

- 1213 mandibular condyle fractures: Quality of life aspects. *J Craniomaxillof Surg.* 43:
1214 1004-1009, 2015.
- 1215
- 1216 14 - Ellis E, Dean J. Rigid fixation of mandibular condyle fractures. *Oral Surg*
1217 *Oral Med Oral Pathol.* 76: 6–15, 1993.
- 1218
- 1219 15 - Ellis III E, Throckmorton GS, Palmieri C: Open treatment of condylar
1220 process fractures: assessment of adequacy of repositioning and maintenance of
1221 stability. *J Oral Maxillof Surg.* 58: 27-34, 2000.
- 1222
- 1223 16 - Ellis III E, Throckmorton GS: Treatment of mandibular condylar process
1224 fractures: biological considerations. *J Oral Maxillofac Surg.* 63: 115–134, 2005.
- 1225
- 1226 17 - Eckelt U, Schneider M, Erasmus F, Gerlach KL, Kuhlisch E, Loukota R,
1227 Rasse M, Schubert J, Terheyden H: Open versus closed treatment of fractures
1228 of the mandibular condylar process – a prospective randomized multi-centre
1229 study. *J Craniomaxillof Surg.* 34: 306-314, 2006.
- 1230
- 1231 18 - Ikemura K: Treatment of condylar fractures associated with other
1232 mandibular fractures. *J Oral Maxillof Surg.* 43: 810-813, 1985.
- 1233
- 1234 19 - Forouzanfar T, Lobbezoo F, Overgaauw M, de Groot A, Kommers S, van
1235 Selms M, van den Bergh B: Long-term results and complications after treatment
1236 of bilateral fractures of the mandibular condyle. *Br J Oral Maxillof Surg.* 51:
1237 634–638, 2013.

1238 20 - Barham HP, Collister P, Eusterman VD, Terella AM: The relationship of the
1239 Facial Nerve to the condylar process: A cadaveric study with implications for
1240 open reduction internal fixation. *Int J Otolaryngology*. 1-3, 2015.

1241

1242 21 - de Jesus GP, Vaz LG, Gabrielli MFR, Passeri LA, Oliveira TV, Noritomi PY,
1243 Jürgens P: Finite element evaluation of three methods of stable fixation of
1244 condyle base fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 43: 1251–1256, 2014.

1245

1246 22 - Kozakiewicz M, Swiniarski J: “A” shape plate for open rigid internal fixation
1247 of mandible condyle neck fracture. *J Craniomaxillofac Surg*. 42: 730-737, 2014.

1248

1249 23 - Rombach DM, Quin PD: Trauma to the temporomandibular joint region.
1250 In: Fonseca RJ, Ewaker RV, Norman NJ: *Oral and Maxillofacial Trauma*. 3 ed.
1251 St Louis: Elsevier, p. 523-557, 2005.

1252

1253 24 - Lindahl L: Condylar fractures of the mandible. I. Classification and relation
1254 to age, occlusion, and concomitant injuries of teeth and teeth-supporting
1255 structures, and fractures of the mandibular body. *Int J Oral Surg*. 6: 12-21,
1256 1977.

1257

1258 25 - Lindahl L, Hollender L: Condylar fractures of the mandible. II. A
1259 radiographic study of remodeling processes in the temporomandibular joint. *Int*
1260 *J Oral Surg*. 6: 153-165, 1977.

1261

- 1262 26 - Loukota RA, Eckelt U, de Bont L, Rasse M: Subclassification of fractures of
1263 the condylar process of the mandible. Br J Oral Maxillofac Surg. 43:72–73,
1264 2005.
- 1265
- 1266 27 - Ehrenfeld M, Manson PN, Prein J: AOCMF - Principles of internal fixation
1267 of the craniomaxillofacial skeleton -Trauma and Orthognathic Surgery. Thieme,
1268 2013.
- 1269
- 1270 28 - Luo S, Li B, Long X, Deng M, Cai H, Cheng Y: Surgical treatment of
1271 sagittal fracture of mandibular condyle using Long-screw osteosynthesis. J Oral
1272 Maxillofac Surg. 69: 1988-1994, 2011.
- 1273
- 1274 29 - Parascandolo S, Spinzia A, Parascandolo S, Piombino P, Califano L: Two
1275 load sharing plates fixation in mandibular condylar fractures: Biomechanical
1276 basis. J Craniomaxillof Surgery. 38: 385-390, 2010.
- 1277
- 1278 30 - Zide MF, Kent JN: Indications for open reduction of mandibular condyle
1279 fractures. J Oral Maxillofac Surg. 1: 89-98, 1983.
- 1280
- 1281 31 - Dalla Torre D, Burtscher D, Widmann G, Pichler A, Rasse M, Puelacher
1282 W: Surgical treatment of mandibular condyle fractures using the
1283 retromandibular anterior transparotid approach and a triangular-positioned
1284 double miniplate osteosynthesis technique: A clinical and radiological evaluation
1285 of 124 fractures. J Craniomaxillof Surgery. 43: 944-949, 2015.
- 1286

1287 32 - Darwich MA, Albogha MH, Abdelmajeed A, Darwich K: Assessment of the
1288 biomechanical performance of 5 plating techniques in fixation of mandibular
1289 subcondylar fracture using Finite Element Analysis. J Oral Maxillofac Surg. 1:
1290 e1-e8, 2016.

1291

1292 33 - Xin P, Jiang B, Dai J, Hu G, Wang X, Xu B, Shen SGF: Finite element
1293 analysis of type B condylar head fractures and osteosynthesis using two
1294 positional screws. J Craniomaxillof Surgery. 42: 482-488, 2014.

1295

1296 34 - Prein J, Rahn BA: Scientific and technical background. In: Prein J et al.:
1297 Manual of internal fixation of the cranio-facial skeleton. Berling: Springer-Verlag,
1298 chap. 1, p. 1-49, 1998.

1299

1300 35 - Cawood JI: Small plate osteosynthesis of mandibular fractures. Br J Oral
1301 Maxillofac Surg. 23 (2): 77-91, 1985.

1302

1303 36 - Luyk NH: Principles of management of fractures of the mandible. In:
1304 Peterson, LJ et al.: Principles of oral and maxillofacial surgery. Philadelphia: JB
1305 Lippincott, chap. 5, p. 407-434, 1992.

1306

1307 37 - Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Sugimura M: A comparative
1308 evaluation of osteosynthesis with Lag Screws, miniplates, or Kirschner wires for
1309 mandibular condylar process fractures. J Oral Maxillofac Surg. 59: 1161-1168,
1310 2001.

1311

1312 38 - Asprino L, Consani S, de Moraes M: A comparative biomechanical
1313 evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. J Oral Maxillofac
1314 Surg. 64: 452-456, 2006.

1315

1316 39 - Tominaga K, Manabu Habu M, Khanal A, Mimori Y, Yoshioka I, Fukuda J:
1317 Biomechanical evaluation of different types of rigid internal fixation techniques
1318 for subcondylar fractures. J Oral Maxillofac Surg. 64: 1510-1516, 2006.

1319

1320 40 - Kim BK, Kwon YD, Ohe JY, Choi YH, Choi BJ: Usefulness of the
1321 retromandibular transparotid approach for condylar neck and condylar base
1322 fractures. J Craniofac Surg. 23: 712-715, 2012.

1323

1324 41 - Kheradpir AR, Chien AT, Julian III RS: Transoral osteosynthesis of
1325 subcondylar fractures of the mandible using a fenestrated Levassier-Merrill
1326 retractor. J Oral Maxillofac Surg. 69: 206-211, 2011.

1327

1328 42 - Conci RA, Tomazi FHS, Kalaoun R, Fritscher GG, Heitz C: Modified
1329 submandibular access for open reduction and internal rigid fixation in condylar
1330 fractures. J Craniofac Surg. 26: 232-234, 2015.

1331

1332 43 - Kokemueller H, Konstantinovic VS, Barth EL, Goldhahn S, von See C,
1333 Tavassol F, Essig H, Gellrich NC: Endoscope-Assisted transoral reduction and
1334 internal fixation versus closed treatment of mandibular condylar process
1335 fractures - A prospective double-center study. J Oral Maxillofac Surg. 70: 384-
1336 395, 2012.

1337 44 - You HJ, Moon KC, Yoon EC, Lee BI, Park SH: Clinical and radiological
1338 outcomes of transoral endoscope-assisted treatment of mandibular condylar
1339 fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 44: 260-267, 2015.

1340

1341 45 - Vajgel A, Santos TS, Camargo IB, de Oliveira DM, Laureano Filho JR,
1342 Vasconcellos RJH, Lima Jr SM, Pereira Filho VA, Mueller AA, Juergens P:
1343 Treatment of condylar fractures with an intraoral approach using an
1344 angulated screwdriver: Results of a multicentre study. *J Craniomaxillof*
1345 *Surgery.* 43: 34-42, 2015.

1346

1347 46 - Pilling E, Eckelt U, Loukota R, Schneider K, Stadlinger B. Comparative
1348 evaluation of ten different condylar base fracture osteosynthesis techniques.
1349 *Br J Oral Maxillofac Surg.* 48(7): 527–531, 2010.

1350

1351 47 - Sato FRL, Asprino L, Noritomi PY, da Silva JVL, de Moraes M: Comparison
1352 of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three-
1353 dimensional finite elements analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 41: 934–941,
1354 2012.

1355

1356 48 - Aquilina P, Chamoli U, Parr WCH, Clausen PD, Wroe S: Finite element
1357 analysis of three patterns of internal fixation of fractures of the mandibular
1358 condyle. *Br J Oral Maxillof Surg,* 50: 112-116, 2012.

- 1359 49 - Christopoulos P, Stathopoulos P, Alexandridis C, Shetty V, Caputo A:
1360 Comparative biomechanical evaluation of mono-cortical osteosynthesis systems
1361 for condylar fractures using photoelastic stress analysis. *Br J Oral Maxillof Surg.*
1362 50: 636-641, 2012.
- 1363
- 1364 50 – Kyzas P, Saeed A, Tabbenor O: The treatment of mandibular condyle
1365 fractures: a meta-analysis. *J Craniomaxillofac Surg.* 40: 438–52, 2012.
- 1366
- 1367 51 – Meyer C, Kahn JL, Lambert A, Boutemi P, Wilk A: Development of a static
1368 simulator of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg.* 28: 278–86, 2000.
- 1369
- 1370 52 - Meyer C, Kahn JL, Boutemi P, Wilk A: Photoelastic analysis of bone
1371 deformation in the region of the mandibular condyle during mastication. *J*
1372 *Craniomaxillofac Surg.* 30: 160–9, 2002.
- 1373
- 1374 53 - Meyer C, Martin E, Kahn JL, Zink S: Development and biomechanical
1375 testing of a new osteosynthesis plate (TCP) designed to stabilize mandibular
1376 condyle fractures. *J Craniomaxillofac Surg.* 35 (2): 84-90, 2007.
- 1377
- 1378 54 - Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J: Experimental and finite
1379 element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg.* 28: 91–6, 2000.
- 1380
- 1381 55- Wagner A, Krach W, Schicho K, Undt G, Ploder O, Ewers R: A 3-
1382 dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of

- 1383 the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar
1384 process. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 94: 678-86, 2002.
1385
- 1386 56 - Bujtár P, Sándor GKB, Bojtos A, Szu'cs A, Barabás J: Finite element
1387 analysis of the human mandible at 3 different stages of life. *Oral Surg Oral Med*
1388 *Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 110: 301-309, 2010.
1389
- 1390 57 - Mesnard M, Ramos A, Ballu A, Morlier J, Cid M, Simoes JA: Biomechanical
1391 analysis comparing natural and alloplastic temporomandibular joint replacement
1392 using a finite element model. *J Oral Maxillofac Surg.* 69: 1008-1017, 2011.
1393
- 1394 58 - Aquilina P, Chamoli U, Parr WC, Clausen PD, Wroe S: Finite element
1395 analysis of three patterns of internal fixation of fractures of the mandibular
1396 condyle. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 51: 326–31, 2013.
1397
- 1398 59 - Aquilina P, Parr WCH, Chamoli U, Tech B, Phil M, Wroe S, Clausen P: A
1399 biomechanical comparison of three 1.5 mm plate and screw configurations and
1400 a single 2.0 mm plate for internal fixation of a mandibular condylar fracture.
1401 *Cranio-maxillofac Trauma Recon.* 7: 218–223, 2014.
1402
- 1403 60 - Gaziri DA, Omizollo G, Luchi GHM, de Oliveira, MG, Heitz C: Assessment
1404 for treatment of tripod fractures of the zygoma with microcompressive screws. *J*
1405 *Oral Maxillofac Surg.* 70: 378-388, 2012.
1406

1407 61 - Conci RA, Berthold, RCB, Griza, GL, Fritscher GG, Heitz C: Reduction and
1408 Fixation of Mandibular Condylar Fractures With Neck Screw. *J Craniof Surg.* 25:
1409 1432–1434, 2014.

1410

1411 62 - Parr WCH, Wroe S, Chamoli U, Richards HS, McCurry MR, Clausen PD,
1412 McHenry CR: Toward integration of geometric morphometrics and
1413 computational biomechanics: new methods for 3D virtual reconstruction and
1414 quantitative analysis of finite element models. *J Theoret Biol.* 301: 1–14, 2012.

1415

1416 63 - Al-Moraissi EA, Ellis III E: Surgical treatment of adult mandibular condylar
1417 fractures provides better outcomes than closed treatment: a systematic review
1418 and meta-analysis. *J Oral Maxillofac Surg.* 73: 482-493, 2015.

1419

1420 64 - Kommers SC, Boffano P, Forouzanfar T: Consensus or controversy? The
1421 classification and treatment decision making by 491 maxillofacial surgeons from
1422 around the world in three cases of a unilateral mandibular condyle fracture. *J*
1423 *Craniofac Surg.* 43: 1952–1960, 2015.

1424

1425 65 - Lee C, Stiebel M, Young DM: Cranial nerve VII region of the traumatized
1426 facial skeleton: Optimizing fracture repair with the endoscope. *J Trauma* 48:
1427 423, 2000.

1428

1429 66 - Shiju M, Rastogi S, Gupta P, et al: Fractures of the mandibular condyle—
1430 Open versus closed - a treatment dilemma. *J Craniofac Surg.* 43: 448,
1431 2015.

1432 67 - Baker AW, McMahon D, Moos KF: Current consensus on the management
1433 of fractures of the mandibular condyle. A method by questionnaire. Int J Oral
1434 Maxillofac Surg. 27: 258-266, 1998.

1435

1436 68 - Worsaae N, Thorn JJ: Surgical versus nonsurgical treatment of unilateral
1437 dislocated low subcondylar fractures: a clinical study of 52 cases. J Oral
1438 Maxillofac Surg. 52 (4): 353-360, 1994.

1439

1440 69 - Riu GD, Gamba U, Anghinoni M, Sesenna E: A comparison of open and
1441 closed treatment of condylar fractures: a change in philosophy. Int J Oral
1442 Maxillofac. Surg. 30: 384–389, 2001.

1443

1444 70 - Gealh WC, Costa JV, Ferreira GM, Iwaki Filho L: Comparative study of the
1445 mechanical resistance of 2 separate plates and 2 overlaid plates used in the
1446 fixation of the mandibular condyle: an in vitro study. J Oral Maxillofac Surg. 67
1447 (4): 738-43, 2009.

1448

1449 71 - Champy M, Loddé JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D: Mandibular
1450 osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. J Maxillofac
1451 Surg. 6 (1): 14-21, 1978.

1452

1453 72 - Handschel J, Rüggeberg T, Depprich R, Schwarz F, Meyer U, Kübler NR,
1454 Naujoks C: Comparison of various approaches for the treatment of fractures of
1455 the mandibular condylar process. J Craniomaxillofac Surg. 40: e-397-e-401,
1456 2012.

1457 73 - Kanno T, Sukegawa S, Tatsumi H, Nariai Y, Ishibashi H, Furuki Y, Sekine
1458 J: The retromandibular transparotid approach for reduction and rigid internal
1459 fixation using two locking miniplates in mandibular condylar neck fractures. Int J
1460 Oral Maxillofac Surg. 43: 177-184, 2014.

1461

1462 74 - Salgarelli AC, Anesi A, Bellini P, Pollastri G, Tanza D, Barberini S, Chiarini
1463 L: How to improve retromandibular transmasseteric anteroparotid approach for
1464 mandibular condylar fractures: our clinical experience. Int J Oral Maxillofac
1465 Surg. 42: 464-469, 2013.

1466

1467 75 - Lauer G, Pradel W, Schneider M, Eckelt U: A new 3-Dimensional plate for
1468 transoral endoscopic-assisted osteosynthesis of condylar neck fractures. J Oral
1469 Maxillofac Surg. 65: 964-971, 2007.

1470

1471 76 - Sandler NA, Andreasen KH, Johns FR: The use of endoscopy in the
1472 management of subcondylar fractures of the mandible: A cadaver study. Oral
1473 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 88: 529, 1999.

1474

1475 77 - Meyer C, Serhir L, Boutemi P: Experimental evaluation of three
1476 osteosynthesis devices used for stabilizing condylar fractures of the mandible. J
1477 Craniomaxillofac Surg. 34:173–81, 2006.

1478

1479 78 - Meyer C, Zink S, Chatelain B, Wilk A: Clinical experience with
1480 osteosynthesis of subcondylar fractures. J Craniomaxillofac Surg. 36: 260,
1481 2008.

1482 79 - Ikemura K, Kouno Y, Shibata H, Yamasaki K: Biomechanical study on
1483 monocortical osteosynthesis for the fracture of the mandible. *Int J Oral Surg.*
1484 513 (4): 307-312, 1984.

1485

1486 80 - Ellis III E, Reynolds S, Carlson DS: Stability of the mandible following
1487 advancement: a comparison of three postsurgical fixation techniques. *Am J*
1488 *Orthod Dentofacial Orthop.* 94 (1): 38-49, 1988.

1489

1490 81 - Wittenberg JM, Mukherjee DP, Smith BR, Kruse RN: Biomechanical
1491 evaluation of new fixation devices for mandibular angle fractures. *Int J Oral*
1492 *Maxillofac Surg.* 26 (1): 68-73, 1997.

1493

1494 82 - Haug RH, Peterson GP, Goltz M: A biomechanical evaluation of
1495 mandibular condyle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 60: 73–
1496 80, 2002.

1497

1498 83 - Armstrong JE, Lapointe HJ, Hogg NJ, Kwok AD: Preliminary investigation
1499 of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with
1500 miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg.*
1501 59 (2): 191-5, 2001.

1502

1503 84 - Haug RH, Barber JE, Punjabi AP: An in vitro comparison of the effect of
1504 number and pattern of positional screws on load resistance. *J Oral Maxillofac*
1505 *Surg.* 57 (3): 300-8, 1999.

1506

1507 85 - Conci RA, Tomazi FHS, Noritomi PY, da Silva JVL, Fritscher GG, Heitz C:
1508 Comparison of Neck Screw and Conventional Fixation Techniques in
1509 Mandibular Condyle Fractures Using 3-Dimensional Finite Element Analysis. J
1510 Oral Maxillofac Surg. 73: 1321-1327, 2015.

1511

1512 86 - Ji B, Wang C, Liu L, Long J, Tian W, Wang H: A biomechanical analysis of
1513 titanium miniplates used for treatment of mandibular symphyseal fractures with
1514 the finite element method. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.
1515 109: 21–27, 2010.

1516

1517 87 - Beer FP, Johnston ER, Dewolf JT, Mazurek DF: Mechanics of materials.
1518 6th ed. New York: McGraw-Hill; 2012. Fernandez R, Gallas M, Burguera M,
1519 Viano JM. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture
1520 reduction with screwed miniplates. J Biomech. 36: 329–37, 2003.

1521

1522 88 - Crofts C, Trowbridge A, Aung T: A comparative in vitro study of fixation of
1523 mandibular fractures with paraskeletal clamps or screw plates. J Oral Maxillofac
1524 Surg. 48: 461, 1990.

1525

1526 89 - Tucker MR: An in vitro study of the effect of bony buttressing on fixation
1527 strength of a fractured atrophic edentulous mandible model. J Oral Maxillofac
1528 Surg. 58: 62, 2000.

1529

1530 90 - Haug RH, Assael LA: Outcomes of open versus closed treatment of
1531 mandibular subcondylar fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 59 (4): 370-376,
1532 2001.

1533

1534 91 - Choi K, Yang J, Chung H, Cho B: Current concepts in the mandibular
1535 condyle fracture management part I: overview of condylar fracture. *Arch Plast*
1536 *Surg.* 39: 291–300, 2012.

1537

1538 92 - Choi K, Yang J, Chung H, Cho B: Current concepts in the mandibular
1539 condyle fracture management part II: overview of condylar fracture. *Arch Plast*
1540 *Surg.* 39: 301–308, 2012.

1541

1542 93 - Hammer B, Schier P, Prein J: Osteosynthesis of condylar neck fractures: a
1543 review of 30 patients. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 35 (4): 288–291, 1997.

1544 94 - Seemann R, Schicho K, Reichwein A, Eisenmenger G, Ewers R, Wagner
1545 A: Clinical evaluation of mechanically optimized plates for the treatment of
1546 condylar process fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*
1547 104: e1-e4, 2007.

1548

1549 95 - Silvennoinen U, Iizuka T, Pernu H, Oikarinen K: Surgical treatment of
1550 condylar process fractures using axial anchor screw fixation: a preliminary
1551 follow-up study. *J Oral Maxillofac Surg.* 53 (8): 884-93, 1995.

1552

1553 96 - Haim D, Müller A, Leonhardt H, Nowak A, Richter G, Lauer G:
1554 Biomechanical Study of the Delta Plate and the TriLock Delta Condyle Trauma
1555 Plate. J Oral Maxillofac Surg. 69: 2619-2625, 2011.

1556

1557 97 - Ramos A, Completo A, Relvas C, Mesnard M, Simões JA: Straight, semi-
1558 anatomic and anatomic TMJ implants: the influence of condylar geometry and
1559 bone fixation screws. J Craniomaxillof Surg. 39: 343-350, 2011.

1560

1561

1562

1563

1564

1565

1566

1567

1568

1569 **9. ANEXOS**1570 **9.1 – Anexo 1 - Carta de aprovação do projeto pela Comissão Científica da**
1571 **Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.**

1572

1573

1574



SIPESQ
Sistema de Pesquisas da PUCRS



1575

Código SIPESQ: 7075

Porto Alegre, 3 de março de 2016.

1576

1577

Prezado(a) Pesquisador(a),

1578

1579

1580

1581

1582

1583

A Comissão Científica da FACULDADE DE ODONTOLOGIA da PUCRS apreciou e aprovou o Projeto de Pesquisa "ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DE NOVA PROPOSTA DE DISPOSITIVO PARA REDUÇÃO E FIXAÇÃO DAS FRATURAS DE CÔNDILO MANDIBULAR" coordenado por CLAITON HEITZ. Caso este projeto necessite apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) e/ou da Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA), toda a documentação anexa deve ser idêntica à documentação enviada ao CEP/CEUA, juntamente com o Documento Unificado gerado pelo SIPESQ.

1584

1585

1586

1587

1588

Atenciosamente,

1589

1590

Comissão Científica da FACULDADE DE ODONTOLOGIA

1591

1592

1593 **9.2 – Anexo 2 – Carta de parceria firmada entre a PUC/RS e o CTI/CenPRA**
1594 **– Campinas para desenvolvimento da pesquisa.**

1595

1596



Ministério da
Ciência, Tecnologia
e Inovação

Campinas, 29 de dezembro de 2015.

Carta de Parceria

Eu, Pedro Yoshito Noritomi, pesquisador alocado na Divisão de Tecnologias Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, unidade de pesquisa do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação, SIAPE 2045243, coordenador do grupo de bioengenharia desta divisão, informo que ofereceremos apoio ao projeto de doutorado intitulado “ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DE NOVA PROPOSTA DE DISPOSITIVO PARA REDUÇÃO E FIXAÇÃO DAS FRATURAS DE CÔNDILO MANDIBULAR”, proposto pelo pesquisador Ricardo Augusto Conci, sob orientação do Professor Doutor Cláiton Heitz, do CTBMF da PUC do Rio Grande do Sul.

Sem mais para o momento, fico à disposição paa quaisquer informações.



Pedro Yoshito Noritomi
Divisão de Tecnologias Tridimensionais
Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer

1597

1598

1599

1600 **9.3 – Anexo 3 – Artigo publicado:**

1601 Artigo publicado no *Journal of Craniofacial Surgery* – Julho de 2014.

TECHNICAL STRATEGY

Reduction and Fixation of Mandibular Condylar Fractures With Neck Screw

Ricardo Augusto Conci Jr, Roger Correa de Barros Berthold Jr, Geraldo Luiz Griza, Msc, Guilherme Genehr Fritscher, PhD, and Claiton Heitz, PhD

Purpose: The purpose of the present study is to describe a surgical technique for the treatment of condylar fractures using an intramedullary screw.

Materials and Methods: The treatment of these fractures remains very controversial. At the time of the choice of the surgical treatment, a wide range of accesses and of techniques of reduction and fixation is used, depending on the type of the fracture, the experience of the surgeon, and aesthetic issues. Among the difficulties posed by this type of fracture is the correct repositioning of the fractured condylar portion for which we have developed a technique that uses a neck screw, with intramedullary insertion. Because this is a round-headed screw, it is necessary to install a plate, which may be straight or “L” shape, and is placed perpendicular and superjacent to the screw so that it does not allow the rotation of the condylar portion.

Results: Neck screw can be used, resulting in satisfactory stability, for the reduction and fixation of these fractures.

Key Words: Condylar fracture, intramedullary screw, mandibular condyle

(*J Craniofac Surg* 2014;25: 1432–1434)

Owing to the high incidence and importance of condylar fractures, various therapeutic methods have been described and may be divided into conservative (closed reduction) and surgical (open reduction) methods.^{1–7}

The conservative treatment is indicated in cases of fractures with little or no displacement, and a maxillo-mandibular blockage is necessary for up to 14 days.²

On the other hand, for a surgical treatment, the debate is even greater, especially as regards the access, difficulty in repositioning the fractured fragments, and fixation.^{2,8–11}

The treatment by means of extraoral accesses with miniplates is most widely used today and aims at restoring the original anatomy. An early fixation promotes the total restoration of the condylar function.^{8,9,12}

Among the most frequently used extraoral accesses are the submandibular, the retromandibular, and the preauricular accesses,

depending on the experience and preference of the surgeon, the height and type of fracture, and cosmetic considerations.^{8,9,12}

An intraoral access with the help of endoscopy has currently also been prescribed.^{8,12}

Different osteosynthesis techniques have been used, aiming at satisfactory results. Studies have been carried out that use biomechanical analyses—whether or not computational—with the purpose of selecting an appropriate system that will lead to maximum stability with low morbidity.^{11,13,14}

The most widely used reduction and fixation techniques of condylar fractures are those which use plates and screws, arranged in various ways.^{6,10,11,13,14}

Among the possibilities are the use of a straight 2.0-mm miniplate, two straight 2.0-mm miniplates placed in parallel, and one 2.0-mm and another 1.5-mm, the second being placed obliquely in relation to the first, trapezoidal plates (hybrid or not). In addition, a neck screw may be used, which makes the reduction of the fracture easier because installation is possible in an intramedullary way in the proximal fractured portion.^{6,10,11,13–23}

SURGICAL TECHNIQUE

The surgical technique is performed by means of a modified submandibular access, with a 0.5-cm incision under the mandibular angle, with an extension of 3 cm, to access the region of mandibular condylar fracture (Fig. 1).

A subcutaneous dissection is made upon the upper portion of the platysma muscle, extends itself broadly along the fascia parotidomasseterica, and involves the anterosuperior and inferior portions of the parotid gland and of the masseter muscle. A blunt dissection is made throughout the fibers of the masseter muscle between the superior and inferior branches of the facial nerve (Fig. 2).

Reduction occurs after the subperiosteal detachment of the region of the ascendant branch and of the condylar neck (Fig. 3).

An intramedullary neck screw is installed in the proximal fractured portion, and a groove is made in the distal portion to accommodate the screw, thus attaining a satisfactory reduction of the fracture. A plate—either straight or preferably “L” shape (because of the ease of installing it)—is then installed perpendicularly overlapping the screw, thereby preventing its movement. One must consider the round shape

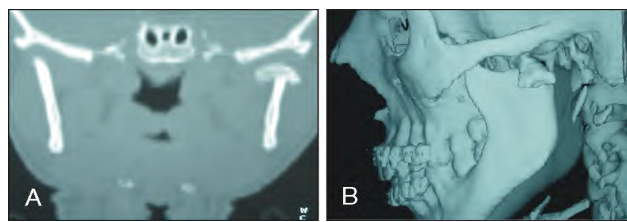


FIGURE 1. CT scan (A) and 3D reconstruction and visualization (B) for fracture of the left mandibular condyle.

From the Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil.

Received October 27, 2013.

Accepted for publication January 7, 2014.

Address correspondence and reprint requests to Ricardo Augusto Conci, Jr, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil; E-mail: ricardo_conci@hotmail.com

The authors report no conflicts of interest.

Copyright © 2014 by Mutaz B. Habal, MD

ISSN: 1049-2275

DOI: 10.1097/SCS.0000000000000752

1602

1432

The Journal of Craniofacial Surgery • Volume 25, Number 4, July 2014

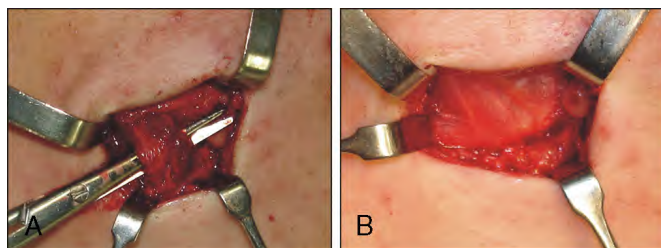


FIGURE 2. Subcutaneous dissection (A) is made upon the upper portion of the platysma muscle and blunt dissection (B) is made throughout the fibers of the masseter muscle.

of the screw head, which affords a satisfactory stability in the reduction of the fracture (Figs. 4–6).

DISCUSSION

Mandibular condylar fractures differ from other types especially because of the difficulty of making a clinical and radiographic diagnosis.^{1,5}

They have a high rate of occurrence, some 25% to 30% of mandibular fractures, with undesirable consequences for the patient, such as malocclusion and limitation of mouth opening.¹²

The precision of the reduction of fractured segments and the stability of the fixation are regarded as fundamental prerequisites to restore the function in cases of injuries of the mandibular condyle. The temporomandibular joint (TMJ) suffers the load of various muscles during the masticatory process. Thus, the methods of fixation must be sufficiently resistant to oppose these forces and should not interfere with the condylar position after the reduction. A number of methods have been described in the literature to evaluate the efficiency of types of fixation, but no consensus exists to date about the ideal fixation for fractures of the condylar process.^{5,13}

When a rotation or displacement of the fractured condylar portion occurs, there may be malocclusion, restriction of the mandibular movements, internal derangements in the TMJ, and ankylosis.¹³

Taking into account Champy's principles of a functionally stable fixation, osteosynthesis should be performed in tension areas, counteracting the tendency of opening the line of the fracture. This explains the weak primary stability of most of the schemes that use only 1 plate in the posterior border of the branch.¹³

Haug et al⁷ showed that dynamic compression plates were more favorable to counteract latero-lateral movements of the mandibular condyle, among the schemes of a single miniplate.

Asprino et al¹¹ suggest the use of 2 plates, but when this is not possible because of the size of the segment or surgical difficulty, a plate may be fixed with longer screws (8 mm).

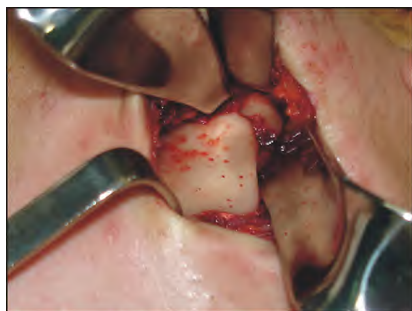


FIGURE 3. Subperiosteal detachment of the region of the ascendant branch and reduction of fractures.

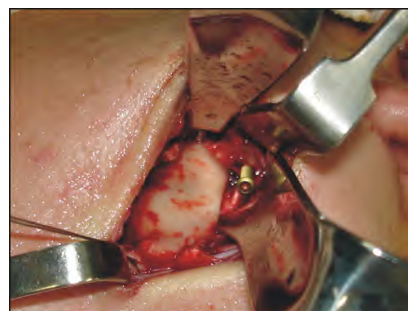


FIGURE 4. Neck screw is installed.



FIGURE 5. A plate is then installed perpendicularly overlapping the screw.

Gealh et al¹⁵ showed that 2 overlapping plates do not increase the resistance of the condyle to lateral loads.

CONCLUSIONS

Among all facial fractures, those of the condyle are the most controversial, especially concerning treatment. A wide range of techniques have been proposed both regarding the access and the reduction and fixation of the fractures.

We aimed at facilitating reduction with the technique of an intramedullary screw associated to a miniplate in view of the degree of difficulty of this stage when a surgery of the condylar fracture is required.



FIGURE 6. X-ray (A), CT (B), and 3D reconstruction (C) showing good fracture reduction and the correct position of the mandibular condyle.

REFERENCES

- Gupta M, Iyer N, Das D, et al. Analysis of different treatment protocols for fractures of condylar process of mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 2012;70:83–91
- Zide MF, Kent JN. Indications for open reduction of mandibular condyle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 1983;1:89–98
- Luo S, Li B, Long X, et al. Surgical treatment of sagittal fracture of mandibular condyle using long-screw osteosynthesis. *J Oral Maxillofac Surg* 2011;69:1988–1994
- Vesnaver A. Open reduction and internal fixation of intra-articular fractures of the mandibular condyle: our first experiences. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66:2123–2129
- Valiati R, Ibrahim D, Abreu MER, et al. The treatment of condylar fractures: to open or not to open? A critical review of this controversy. *Int J Med Sci* 2008;5:313–318
- Parascandolo S, Spinzia A, Parascandolo S, et al. Two load sharing plates fixation in mandibular condylar fractures: biomechanical basis. *J Craniomaxillofac Surg* 2010;38:385–390
- Haug RH, Assael LA. Outcomes of open versus closed treatment of mandibular subcondylar fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;59:370–376
- Kim BK, Kwon YD, Ohe JY, et al. Usefulness of the retromandibular transparotid approach for condylar neck and condylar base fractures. *J Craniofac Surg* 2012;23:712–715
- Kheradpir AR, Chien AT, Julian RS III. Transoral osteosynthesis of subcondylar fractures of the mandible using a fenestrated Levassier-Merrill retractor. *J Oral Maxillofac Surg* 2011;69:2006–2011
- Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, et al. A comparative evaluation of osteosynthesis with lag screws, miniplates, or Kirschner wires for mandibular condylar process fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;59:1161–1168
- Asprino L, Consani S, de Moraes M. A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2006;64:452–456
- Yang L, Patil PM. The retromandibular transparotid approach to mandibular subcondylar fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012;41:494–499
- Costa FWG, Bezerra MF, Ribeiro TR, et al. Biomechanical analysis of titanium plate systems in mandibular condyle fractures. A systematized literature review. *Acta Cir Bras* 2012;27:424–429
- Tominaga K, Manabu Habu M, Khanal A, et al. Biomechanical evaluation of different types of rigid internal fixation techniques for subcondylar fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2006;64:1510–1516
- Gealh WC, Costa JV, Ferreira GM, et al. Comparative study of the mechanical resistance of 2 separate plates and 2 overlaid plates used in the fixation of the mandibular condyle: an in vitro study. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:738–743
- Sato FRL, Asprino L, Noritomi PY, et al. Comparison of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three-dimensional finite elements analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012;41:934–941
- Aquilina P, Chamoli U, Parr WCH, et al. Finite element analysis of three patterns of internal fixation of fractures of the mandibular condyle. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2013;51:326–331
- Christopoulos P, Stathopoulos P, Alexandridis C, et al. Comparative biomechanical evaluation of mono-cortical osteosynthesis systems for condylar fractures using photoelastic stress analysis. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2012;50:636–641
- Lauer G, Pradel W, Schneider M, et al. A new 3-dimensional plate for transoral endoscopic-assisted osteosynthesis of condylar neck fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65:964–971
- Wagner A, Krach W, Schicho K, et al. A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002;94:678–686
- Seemann R, Schicho K, Reichwein A, et al. Clinical evaluation of mechanically optimized plates for the treatment of condylar process fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104:e1–e4
- Haim D, Müller A, Leonhardt H, et al. Biomechanical study of the Delta plate and the TriLock Delta condyle trauma plate. *J Oral Maxillofac Surg* 2011;69:2619–2625
- Ramos A, Completo A, Relvas C, et al. Straight, semi-anatomic and anatomic TMJ implants: the influence of condylar geometry and bone fixation screws. *J Craniomaxillofac Surg* 2011;39:343–350

1609 **9.4 – Anexo 4 – Artigo publicado:**

1610 Artigo publicado no *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* – Julho de 2015.

CRANIOMAXILLOFACIAL TRAUMA

Comparison of Neck Screw and Conventional Fixation Techniques in Mandibular Condyle Fractures Using 3-Dimensional Finite Element Analysis

Ricardo Augusto Conci,^{*} Flavio Henrique Silveira Tomazi,[†]
Pedro Yoshito Noritomi, PhD,[‡] Jorge Vicente Lopes da Silva, PhD,[§]
Guilherme Genebr Fritscher, PhD,^{||} and Claiton Heitz, PhD[¶]

Purpose: To compare the mechanical stress on the mandibular condyle after the reduction and fixation of mandibular condylar fractures using the neck screw and 2 other conventional techniques according to 3-dimensional finite element analysis.

Materials and Methods: A 3-dimensional finite element model of a mandible was created and graphically simulated on a computer screen. The model was fixed with 3 different techniques: a 2.0-mm plate with 4 screws, 2 plates (1 1.5-mm plate and 1 2.0-mm plate) with 4 screws, and a neck screw. Loads were applied that simulated muscular action, with restrictions of the upper movements of the mandible, differentiation of the cortical and medullary bone, and the virtual “folds” of the plates and screws so that they could adjust to the condylar surface. Afterward, the data were exported for graphic visualization of the results and quantitative analysis was performed.

Results: The 2-plate technique exhibited better stability in regard to displacement of fractures, deformity of the synthesis materials, and minimum and maximum tension values. The results with the neck screw were satisfactory and were similar to those found when a miniplate was used.

Conclusion: Although the study shows that 2 isolated plates yielded better results compared with the other groups using other fixation systems and methods, the neck screw could be an option for condylar fracture reduction.

© 2015 American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons
J Oral Maxillofac Surg 73:1321-1327, 2015

Condylar fractures represent 25 to 30% of all mandibular fractures¹ and are a major topic of discussion among surgeons.

When a surgical treatment is chosen, rigid fixation is performed using titanium plates

and screws,²⁻⁴ with different osteosynthetic techniques aimed at satisfactory results. Studies have been carried out using biomechanical analyses, computational and non-computational, for selecting an appropriate system that will

^{*}Specialist and Master of Oral and Maxillofacial Surgery, PhD Candidate in Oral and Maxillofacial Surgery, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil.

[†]Specialist and Master Candidate in Oral and Maxillofacial Surgery, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil.

[‡]Mechanical Engineer, Three-Dimensional Technologies Division, Renato Archer Center for Information Technology, Brazilian Ministry of Science and Technology, Campinas, Brazil.

[§]Chemical Engineer, Three-Dimensional Technologies Division, Renato Archer Center for Information Technology, Brazilian Ministry of Science and Technology, Campinas, Brazil.

^{||}Professor, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil.

[¶]Professor, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil.

Address correspondence and reprint requests to Mr Conci: Av Ipiranga, 6681, Partenon, Porto Alegre, RS 90619-900, Brazil; e-mail: ricardo_conci@hotmail.com

Received December 19 2014

Accepted January 29 2015

© 2015 American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons
0278-2391/15/00109-3

<http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2015.01.037>

produce maximum stability with minimum trauma during surgery.²⁻⁵

Finite element analysis (FEA) is a computational technique to model the mechanical behavior of structures and is described in terms of stress and tension. FEA has been used to evaluate the treatment of fractures, and its usefulness in evaluating coating techniques has been confirmed.^{6,7}

To maximize the advantages and minimize the disadvantages of rigid internal fixation techniques, the authors investigated the neck screw, developed by Gaziri et al⁸ for the reduction and fixation of fractures of the zygomatico-orbital complex. This was possible in condylar fractures, as described by Conci et al.⁹ The screw was fitted within the medulla in the proximal segment of the mandibular condyle, and subsequently an "L"-shaped plate was installed, juxtaposed to the screw. This technique is prescribed for subcondylar fractures, regardless of the degree and type of fracture displacement.

The importance of the present study is that, through FEA, it compares surgical reduction and fixation using a neck screw with titanium screw-and-plate systems that are conventionally used in the osteosynthesis of condylar fractures in the pursuit of an efficient form of treatment.

Materials and Methods

The mandible model was built from a mandibular data file (Digital Imaging and Communications in Medicine [DICOM]) from the databank of the Renato Archer Center for Information Technology (Campinas, SP, Brazil). Ethical approval was not required. The data were obtained from a dry mandible that had been scanned in 1-mm-thick slices using helical computerized tomography. The computer models of the titanium plates and the screws were based on physical samples from Tóride (Tóride Industry and Trade Ltda, Mogi Mirim, SP, Brazil), the same as those used in the work by Sato,¹⁰ which compared the results obtained using FEA. The neck screw model was based on a physical sample of the screw developed by Gaziri et al⁸ for fractures of the zygomatico-orbital complex by increasing the size of the screw to 26 mm.

The 3-dimensional geometry of the mandible, miniplates, and screws was created with Rhinoceros 4.0 (McNeel-North America, Seattle, WA). The geometry data were imported into Ansys Workbench 14.5 (Ansys, Inc, Canonsburg, PA) for preprocessing before FEA. All materials were regarded as homogeneous, isotropic, and of linear elasticity.

Cortical bone properties with an isotropic Young modulus were 18,600 MPa for the cortical bone,

1,860 MPa for the medullar bone, and 103,000 MPa for the light titanium alloy (Poisson ratios, 0.34).

Identical subcondylar fractures were simulated for the 3 groups, with forces simulating mouth opening and muscular action, according to the study by Christopoulos et al,⁷ that simulated the action of the upper head of the lateral pterygoid muscles that was replicated by lead weights on nylon line with 2 adjustable pulleys that were fixed on the frame.

A supporting tool was used to restrict the upper movement, simulating a mandible that is articulated with the basis of the cranium, with 39.059 N exerted simultaneously in the region of the molar and incisive teeth and 4.9773 N bilaterally in the direction that simulates the action of the lateral pterygoid muscles.

The fractures were fixed using 3 Internal Rigid Fixation techniques. The first used 1 4-hole miniplate and 4 6-mm screws of the 2.0-mm system, the second used a 2.0-mm miniplate connected to a 1.5-mm microplate with 6.0-mm screws arranged obliquely, and the third used the neck screw connected to an "L"-shaped 4-hole miniplate with 6.0-mm screws (Fig 1A-C).

Plates and screws were "virtually" folded so that they would passively adjust to the surface and morphology of the mandible to simulate clinical situations and according to the protocols detailed by Parr et al.¹¹

After each model was completed, the movement of proximal and distal fragments was calculated. The stability of a 3-dimensional stress state was assessed by main minimum and maximum tensions.

Graphic visualization of the results was exported to Ansys Workbench 14.5. Quantitative analysis was carried out, taking into account the load sustained by the model during the recommended displacement.

Results

The value found for fracture displacement when forces were exerted was 0.006635 mm for the 1-plate system. The displacement value was 0.001218 mm for the 2-plate system. The displacement value was 0.011678 mm for the neck screw system.

Deformity of the plates produced different values. The 2-plate configuration had values 6-fold smaller than the other fixation systems. The 1-plate and neck screw systems showed no statistical differences (Fig 2A-C).

Von Mises tension values are shown in Figure 3A-C. In the 1-plate scheme, higher values were found in the region of the first perforation in the proximal segment. In the 2-plate scheme, higher values were found in the region of the first perforation in the distal segment of the top 1.5-mm microplate and in the region of the more posterior perforation of the 2.0-mm miniplate. In contrast, for the neck screw system, the highest

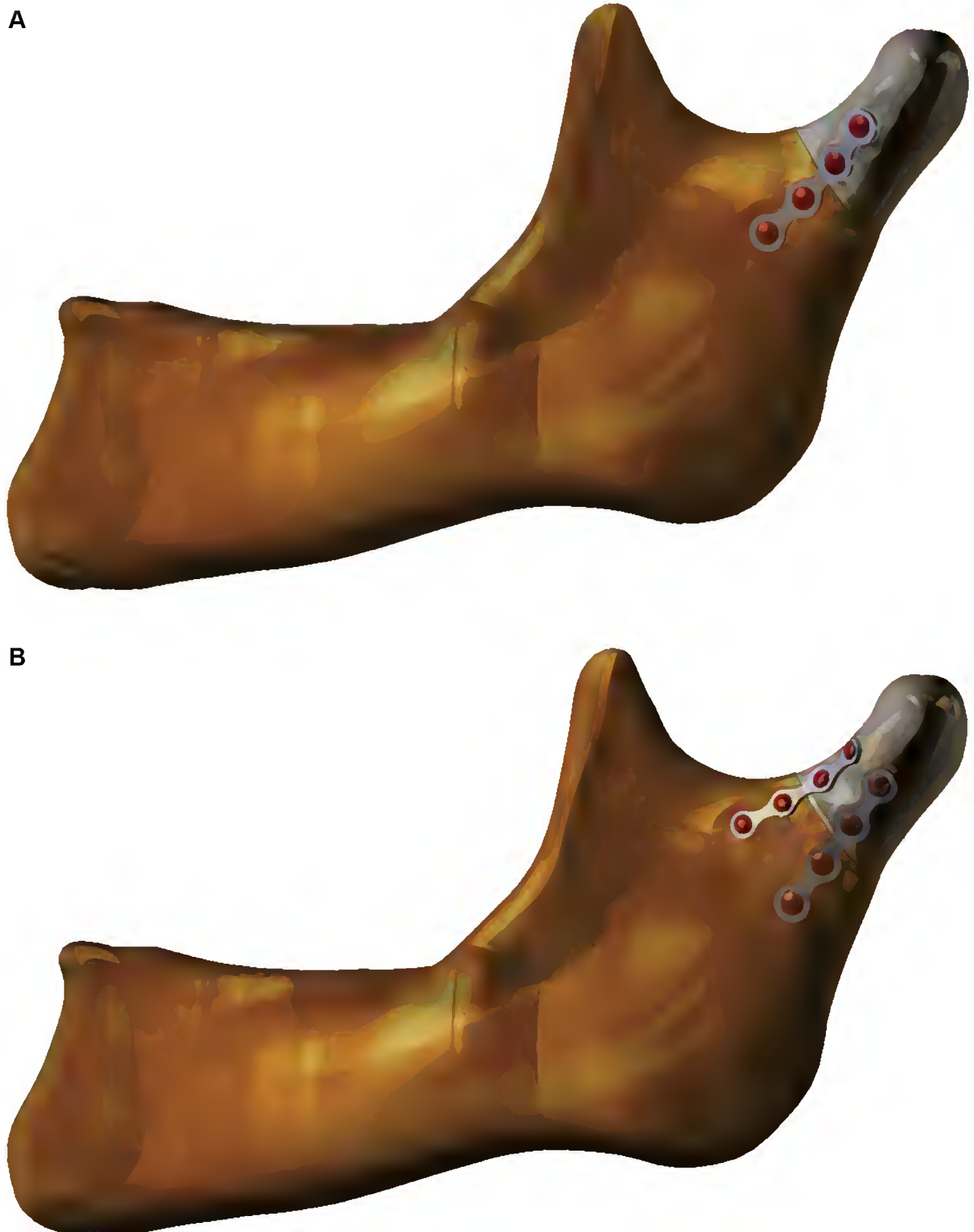


FIGURE 1. (A) One-miniplate system. (B) Two-miniplate system. (Fig 1 continued on next page.)

Conci et al. Fixation for Mandibular Condyle Fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2015.

1324

C

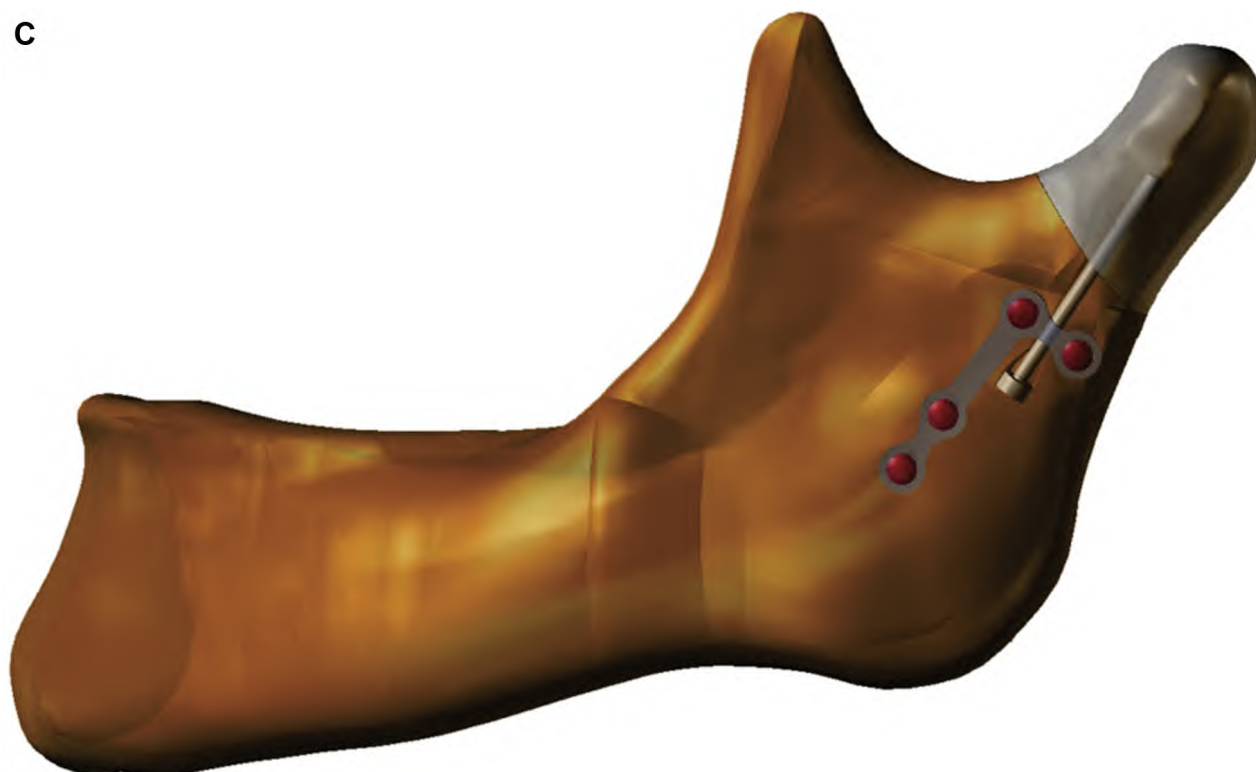


FIGURE 1 (cont'd). (C) System using neck screw and "L"-shaped plate.

Conci et al. Fixation for Mandibular Condyle Fractures. J Oral Maxillofac Surg 2015.

A

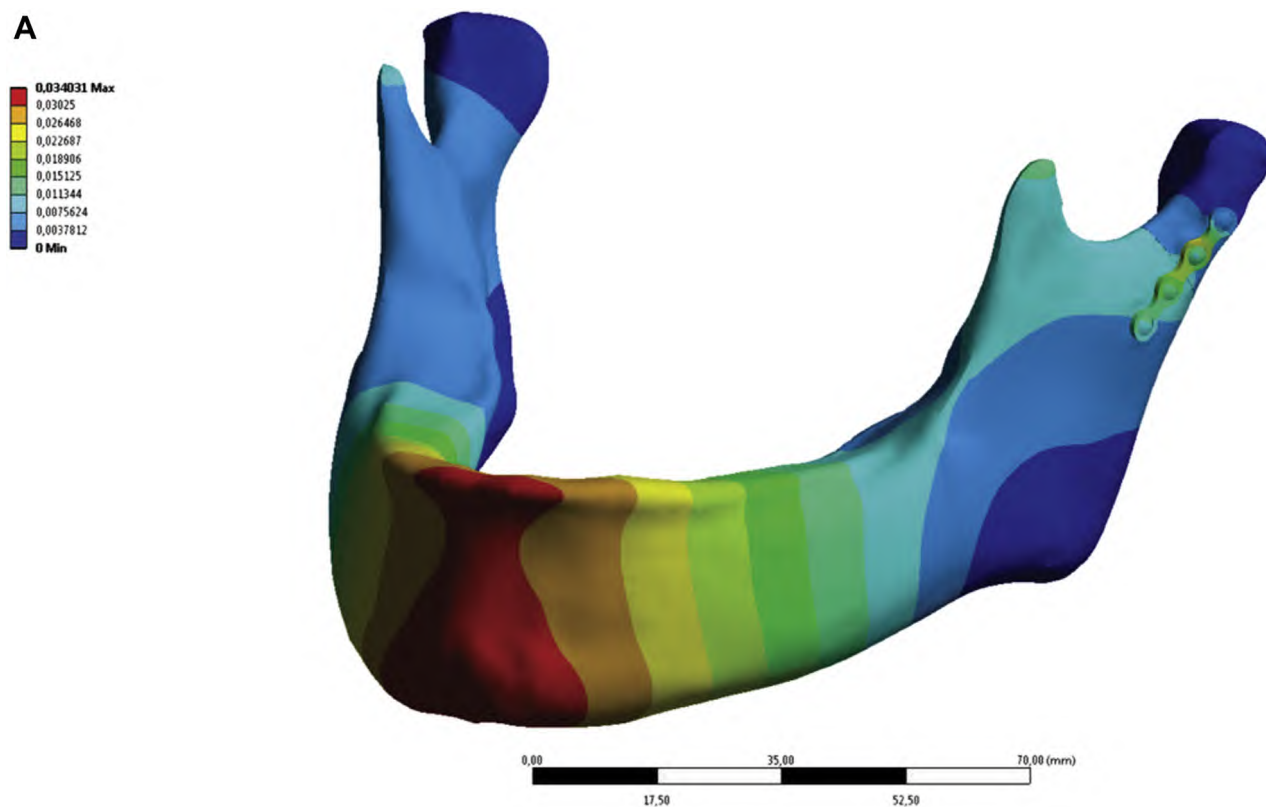
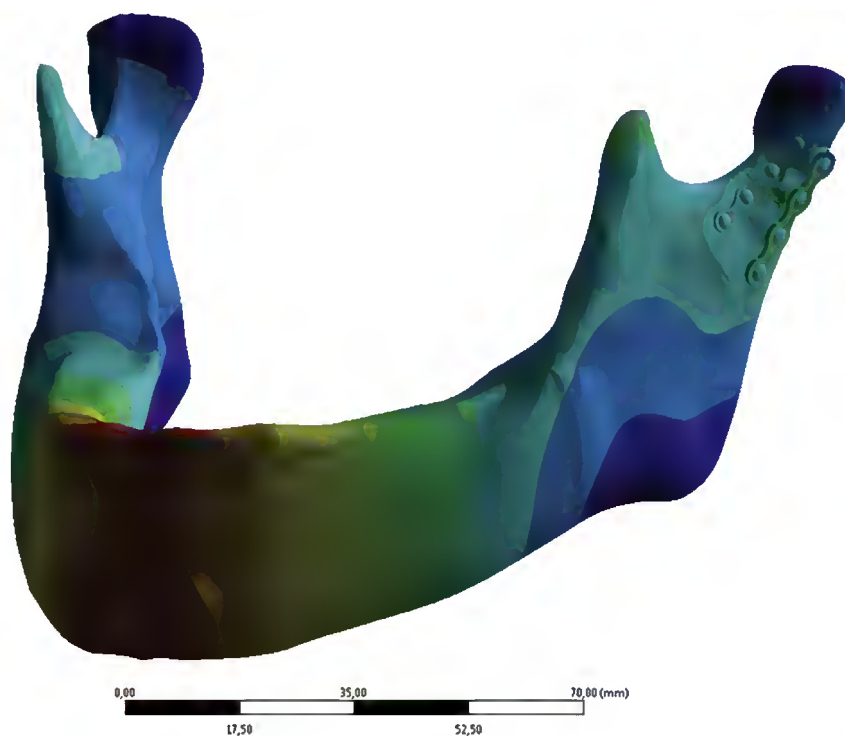
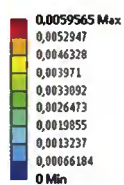


FIGURE 2. (A) Displacement values in 1-miniplate system. (Fig 2 continued on next page.)

Conci et al. Fixation for Mandibular Condyle Fractures. J Oral Maxillofac Surg 2015.

B



C

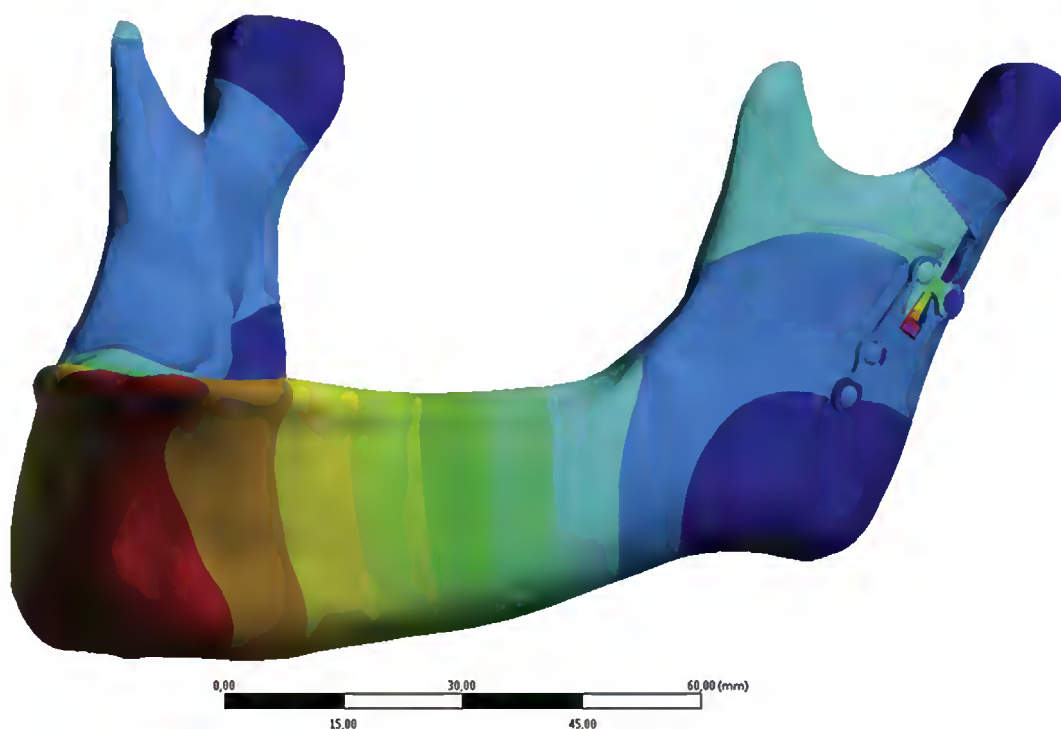
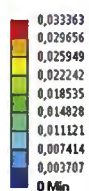


FIGURE 2 (cont'd). (B) Displacement values in 2-miniplate system. (C) Displacement values in neck screw system.

Conci et al. Fixation for Mandibular Condyle Fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2015.

value was found at the interface between the screw and the overlaid "L"-shaped plate. When the screws were removed for assessment, the results were identical, with the same outcome shown previously.

Values for main maximum tension also were smaller in the 2-plate configuration, with statistical differences for the 1-plate and neck screw configurations. The main minimum tension variation also was lower in

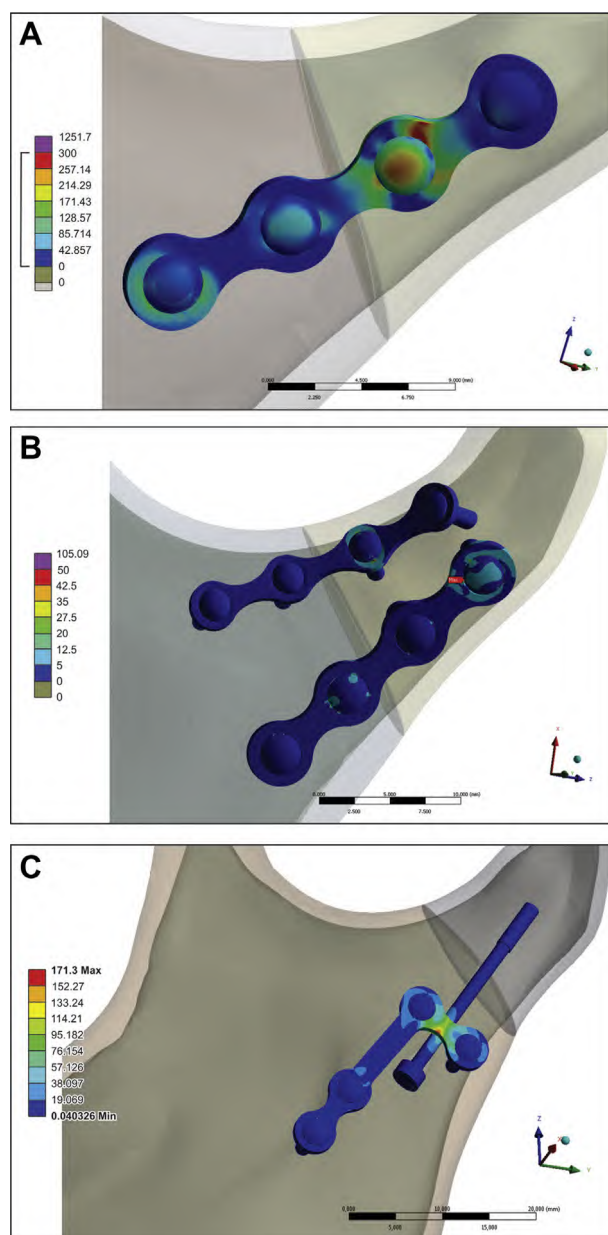


FIGURE 3. (A) Von Mises tension values for 1-miniplate system. (B) Von Mises tension values for 2-miniplate system. (C) Von Mises tension values for neck screw system.

Conci et al. Fixation for Mandibular Condyle Fractures. J Oral Maxillofac Surg 2015.

the 2-plate configuration, with statistical differences for the other groups (Figs 4A-C, 5A-C).

Discussion

Fractures of the mandibular condyle, among all facial fractures, produce the greatest difficulty in diagnosis and the greatest controversies about their treatment. Various techniques and types of synthesis material are available for these procedures.^{1,5,12-14}

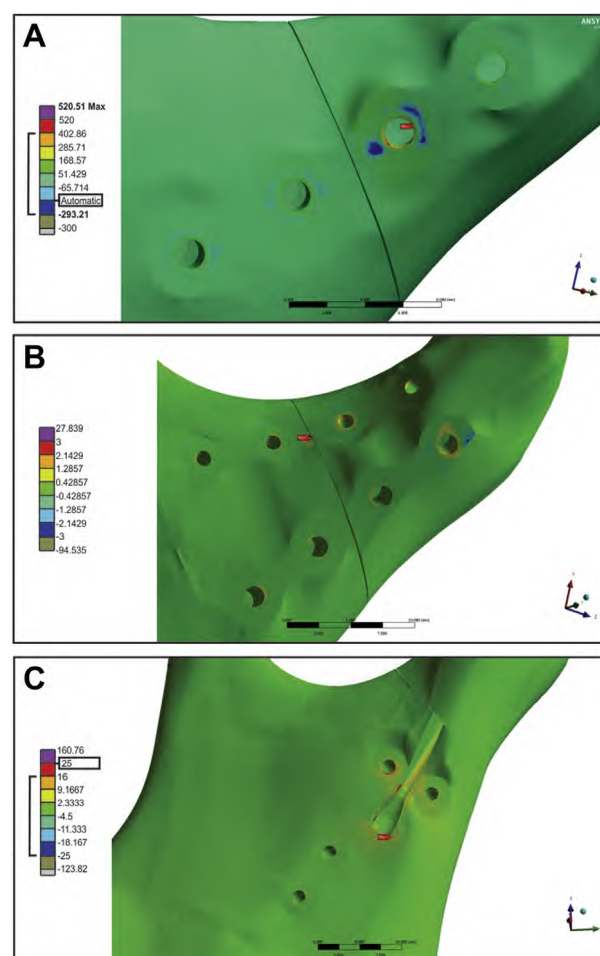


FIGURE 4. (A) Main maximum tension values for 1-miniplate system. (B) Main maximum tension values for 2-miniplate system. (C) Main maximum tension values for neck screw system.

Conci et al. Fixation for Mandibular Condyle Fractures. J Oral Maxillofac Surg 2015.

When Champy's functionally stable fixation principles are considered, osteosynthesis should be performed in tension areas.^{5,15} Methods that simulate muscular force also must be considered in the critical analysis of biomechanical results.⁵ FEA has been widely used for such investigations, and the present model was used to evaluate the neck screw technique using this tool.^{6,7}

In the neck screw technique, after reduction, an intramedullary neck screw is installed in the proximal fractured portion and a groove is made in the distal portion to accommodate the screw, thus attaining a satisfactory reduction of the fracture. An "L"-shaped plate is installed perpendicularly overlapping the screw, thereby preventing its movement, according to the study by Conci et al.⁹

In the present study, the muscular action was simulated, with restrictions of the upper movements of the mandible, differentiation of the cortical and medullary

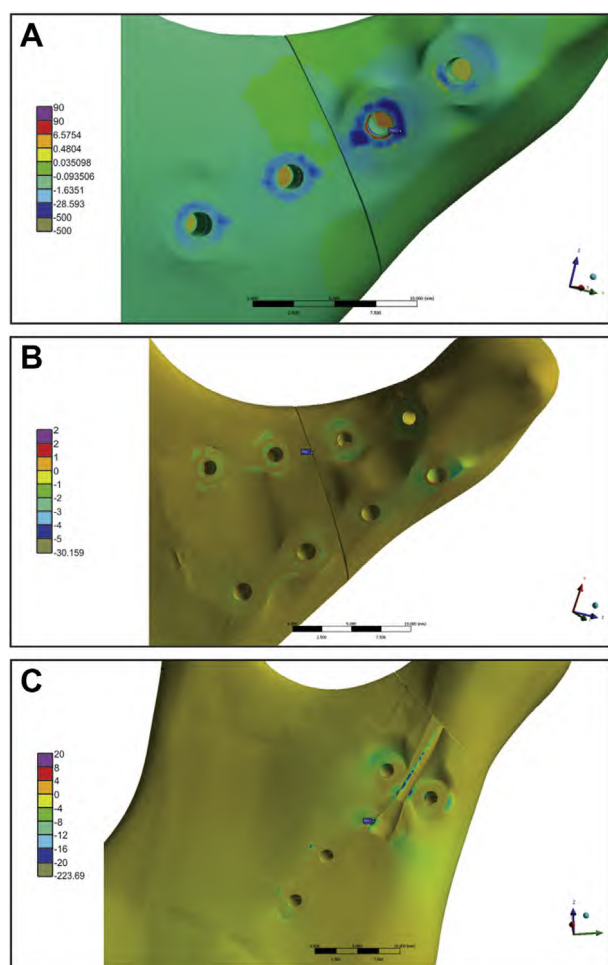


FIGURE 5. (A) Main minimum tension values for 1-miniplate system. (B) Main minimum tension values for 2-miniplate system. (C) Main minimum tension values for neck screw system.

Conci et al. Fixation for Mandibular Condyle Fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2015.

bone, and the virtual “folds” of the plates and screws so that they could adjust to the condylar surface.

The present study showed that the 2-plate system exhibited better results compared with the other groups and corroborated those described in the literature. The 2-plate configuration was superior for displacement of fractured segments, deformity of materials, and main maximum and minimum tensions. The neck screw could be used for fracture reduction rather than fixation.

Acknowledgments

The authors thank the Three-Dimensional Technologies Division of the Renato Archer Center for Information Technology Renato Archer for supporting the finite element analysis.

References

1. Yang L, Patil PM: The retromandibular transparotid approach to mandibular subcondylar fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 41:494, 2012
2. Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, et al: A comparative evaluation of osteosynthesis with lag screws, miniplates, or Kirschner wires for mandibular condylar process fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 59:1161, 2001
3. Asprino L, Consani S, de Moraes M: A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 64:452, 2006
4. Tominaga K, Habu M, Khanal A, et al: Biomechanical evaluation of different types of rigid internal fixation techniques for subcondylar fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 64:1510, 2006
5. Costa FWG, Bezerra MF, Ribeiro TR, et al: Biomechanical analysis of titanium plate systems in mandibular condyle fractures. A systematized literature review. *Acta Cir Bras* 27:424, 2012
6. Aquilina P, Chamoli U, Parr WCH, et al: Finite element analysis of three patterns of internal fixation of fractures of the mandibular condyle. *Br J Oral Maxillofac Surg* 51:326, 2013
7. Christopoulos P, Stathopoulos P, Alexandridis C, et al: Comparative biomechanical evaluation of mono-cortical osteosynthesis systems for condylar fractures using photoelastic stress analysis. *Br J Oral Maxillofac Surg* 50:636, 2012
8. Gaziri DA, Omizollo G, Luchi GHM, et al: Assessment for treatment of tripod fractures of the zygoma with microcompressive screws. *J Oral Maxillofac Surg* 70:378, 2012
9. Conci RA, Berthold RCB, Griza GG, et al: Reduction and fixation of mandibular condyle fractures with neck screw. *J Craniofac Surg* 25:1432, 2014
10. Sato FRL, Asprino L, Consani S, de Moraes M: Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramusosteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 68:160, 2010
11. Parr WCH, Wroe S, Chamoli U, et al: Toward integration of geometric morphometrics and computational biomechanics: New methods for 3D virtual reconstruction and quantitative analysis of finite element models. *J Theor Biol* 301:1, 2012
12. Valiati R, Ibrahim D, Abreu MER, et al: The treatment of condylar fractures: To open or not to open? a critical review of this controversy. *Int J Med Sci* 5:313, 2008
13. Manganello LC, Silva AAF: [Fractures of the mandibular condyle: Classification and treatment]. *Rev Bras Otorrinolaringol* 68:749, 2002 (in Portuguese).
14. Rombach DM, Quinn PD: Trauma to the temporomandibular joint region, *in* Fonseca RJ, Ewaller RV, Norman NJ (eds): *Oral and Maxillofacial Trauma* (ed 3). St Louis, MO, Elsevier, 2005, pp 523–557
15. Champy M, Lodde JP: Mandibular synthesis. Placement of the synthesis as a function of mandibular stress. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 77:971, 1976 (in French).