



Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP
Programa de Doutorado Interinstitucional Novas Fronteiras
UNESP-UFAM
Pós-Graduação em Odontologia – Implantodontia



Avaliação do comportamento mecânico de três diferentes tipos de osteossíntese em fratura de cômulo mandibular: análise por elementos finitos

GIORGE PESSOA DE JESUS

Araraquara

2013



UNESP- UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA



GIORGE PESSOA DE JESUS

Avaliação do comportamento mecânico de três tipos de osteossíntese em fratura de côndilo mandibular: análise por elementos finitos 3D

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Implantodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para título de doutor em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz
Co-orientador: Prof. Dr. Mário Francisco Real Gabrielli

Araraquara

2013

GIORGE PESSOA DE JESUS

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE TRÊS TIPOS DE
OSTEOSSÍNTESE EM FRATURA DE CÔNDILO MANDIBULAR: ANÁLISE POR
ELEMENTOS FINITOS 3D

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz

2º examinador: Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi

3º examinador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

4º examinador: Prof. Dr. Valfrido Antonio Pereira Filho

5º examinador: Profa. Dra. Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli

Araraquara, 27 de setembro de 2013.

DADOS CURRICULARES

Giorge Pessoa de Jesus

Nascimento: 03/08/1979, Parintins – Am.

Filiação: José Carlos Portilho de Jesus
Joana Pessoa de Jesus

1998/2002: Curso de Graduação em Odontologia- Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Amazonas.

2003/2005: Curso de pós-graduação em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial – Associação Brasileira de Odontologia, Fortaleza/Ce – nível especialização.

2004: Curso de Aperfeiçoamento em Implantodontia – Hospital Batista Memorial, Fortaleza/Ce.

2008/2010: Curso de pós-graduação em Ciências da Saúde – Faculdade de Medicina, Universidade Federal do Amazonas – nível mestrado.

2011/2013: Curso de pós-graduação em Odontologia – Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – nível doutorado.

2006/2013: Professor Assistente de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial - Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Amazonas.

Dedicatória

Aos meus pais, que nunca mediram esforços para me proporcionar condições de acesso à educação e por me mostrarem sempre o caminho da ética e do respeito ao próximo.

Agradecimentos,

A Deus por permitir mais uma realização profissional em minha vida;

Aos meus pais, José Carlos e Joana, amores eternos e porto-seguro;

Aos meus irmãos Giancarlo, Giane, Sandréia e Cristina, ainda que distante, estiveram sempre apoiando;

A Maria Portilho (In memorian), pelo amor dedicado;

A Lorena, meu amor, minha inspiração, pela paciência e compreensão quando estive ausente, e por estar sempre presente e por ser tão especial em minha vida;

Ao meu filho, Paulo Vitor, que todos os dias me ensina a razão de estarmos vivos nesse mundo;

A minha florzinha Alice e a outra benção de Deus que está chegando, Mateus, que eu tenha saúde para lhes ver crescer e que não lhes falte amor em suas vidas;

Ao meu orientador, Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz, pela dedicação, amizade e pelo compromisso com o ensino;

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. Mário Francisco Real Gabrielli, idealizador da pesquisa, pela confiança e pela oportunidade oferecida;

Aos professores do programa de doutorado interinstitucional UFAM/UNESP-Araraquara, que contribuíram direta ou indiretamente para concretização desta pesquisa;

A toda equipe do CTI, sempre solícitos em ajudar e por possibilitarem a realização desta pesquisa, em especial aos Engenheiros Daniel Kemmoku e Dr. Pedro Norito

Aos meus amigos pelo incentivo;

Aos professores da FAO/UFAM que acreditaram e permitiram a realização desta etapa importante na consolidação da minha carreira no magistério, em especial.

Eu chamo de bravo aquele que ultrapassou seus desejos, e não aquele que venceu seus inimigos; pois a mais dura das vitórias é a vitória sobre si mesmo.

Aristóteles (escritor e filósofo grego)

Jesus GP. Avaliação do comportamento mecânico de três tipos de osteossíntese em fratura de côndilo mandibular: análise por elementos finitos 3D [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2013.

RESUMO

O uso de duas miniplacas retas é o método mais indicado na literatura, para se prevenir complicações no tratamento de fraturas de côndilo. Diferentes estudos evidenciam que a estabilidade da osteossíntese é relacionada com as tensões mecânicas que ocorrem na região do côndilo, geradas pelos músculos da mastigação. O objetivo neste estudo foi avaliar o comportamento mecânico de três métodos de osteossíntese, por meio de um modelo mandibular de elementos finitos (MEF), comparando a distribuição de tensões e o comportamento dos materiais nas fraturas subcondilares baixas. Simulou-se uma fratura transversa subcondilar baixa, no modelo mandibular e a adaptação dos materiais de osteossíntese para a fixação da fratura. Três métodos de fixação com placas de titânio foram testados: 1) duas placas retas; 2) uma placa lambda e 3) uma placa trapezoidal. Os resultados mostraram que os métodos de osteossíntese proporcionam uma boa rigidez ao sistema de fixação, com pouco deslocamento na linha de fratura. Apesar disto, com a intensidade da força aplicada, todos os modelos estariam sujeitos a falhas, pois apresentaram valores de tensão de von Mises muito elevados. Comparando o desempenho dos três modelos de placas testados, observou-se que, a placa lambda se comportou melhor, havendo uma distribuição das tensões de von Mises sobre o material de fixação e tensão máxima principal sobre o osso mais homogênea.

Palavras-chave: análise de elementos finitos; côndilo mandibular; processos mecânicos.

Jesus GP. Evaluation of the mechanical behavior of three types of osteosynthesis in fractures of the mandibular condyle: 3D finite element analysis [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2013.

ABSTRACT

The use of two straight plates is the most indicated in literature, to prevent the subcondilar fractures complications. Different studies have highlighted that the osteosynthesis stability is related to the mechanical stresses that occur in the region of the condyle, generated by the chewing muscles. This study evaluated the biomechanical behavior of three methods of fixation, through a mandibular finite element model (FEM), comparing the stress distribution and behavior of materials in low subcondilar fractures. A transverse fracture was simulated in the mandibular model and on adapting osteosynthesis materials for fracture fixation. Three methods of fixations using titanium plates were tested: two straight plates; one lambda plate and; one trapezoidal plate. The results showed that the method of osteosynthesis provides a good stiffness on the fixation system with little displacement at the fracture line. Nevertheless, by the intensity of the applied force, all models would be subject to failure, because they presented very high stress values. Comparing the performance of the three plate's models tested, it was observed better behaviors for the lambda plate, with a more homogeneous distribution of von Mises stresses on the osteosynthesis devices and maximum principal strain over the bone.

Key words: finite elements analysis; mandibular condyle; mechanical processes.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Simulação da fratura subcondiliana baixa no modelo mandibular no formato CAD.....	39
Figura 2	Modelos de placas no formato STL; A- placa reta com 04 furos; B- placa trapezoidal com 04 furos; C- placa Lambda com 07 furos.....	41
Figura 3	Posicionamento do sistema de osteossíntese (placa/parafuso); A - 02 placas retas; B - placa trapezoidal; C - placa lambda.....	41
Figura 4	Modelo da mandíbula e de placas no formato CAD, pronto para análise de MEF.....	43
Figura 5	Modelos mandibulares evidenciando a localização e direção da força que foi aplicada no primeiro molar inferior de cada lado.....	44
Figura 6	Análise dos campos de deslocamentos sofridos na mandíbula quando aplicada cargas em dois pontos distintos; A- na oclusal do primeiro molar inferior esquerdo; B- na oclusal do primeiro molar inferior direito.....	46
Figura 7	Análise da distribuição de tensões sofrida na mandíbula quando aplicada cargas em dois pontos distintos; A- na oclusal do primeiro molar inferior esquerdo; B- na oclusal do primeiro molar inferior direito.....	47
Figura 8	Análise de deslocamento (em milímetros) dos modelos testados.....	48
Figura 9	Análise de von Mises (MPa), mostrando a distribuição de tensão sobre as placas de fixação.....	50
Figura 10	Análise de von Mises (MPa), mostrando a distribuição de tensão sobre os parafusos.....	51
Figura 11	Análise da tensão máxima principal mostrando a distribuição de tensão dos parafusos sobre o osso.....	51

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Valores das propriedades mecânicas utilizadas na simulação.....	42
Tabela 2	Varição do deslocamento dos fragmentos fraturados ao longo da linha de fratura.....	49
Tabela 3	Valores máximos de tensão observados nas placas/parafusos e na superfície óssea.....	52
Tabela 4	Comparação dos modelos de placas testados, classificando, em ordem crescente, o melhor desempenho	52

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

%	por cento
FOAr	Faculdade de Odontologia de Araraquara
mm	Milímetros
TCP	Trapezoidal Compression Plate
Mpa	MegaPascal
MEF	Método de Elementos Finitos
SP	São Paulo
FAO	Faculdade de Odontologia
UFAM	Universidade Federal do Amazonas
PubMed	Banco de dados de pesquisa bibliográfica
EMBASE	Biomedical Database
LILACS	Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde
MEDLINE	Medical Literature Analysis and Retrieval System Online
PLLA	Poli-L-Lactato
DCP	Dynamic Compression Plate
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
STL	Stereolithography
CAD	Computer Aid-Designed
EUA	Estados Unidos da América
WA	Washington
PA	Pensilvânia
N	Newtons
UNESP	Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	20
3	PROPOSIÇÃO.....	36
4	MATERIAL E MÉTODO.....	38
4.1	Modelos de Elementos Finitos.....	38
4.1.1	Construção do modelo mandibular.....	38
4.1.2	Construção dos modelos do sistema de osteossíntese.....	39
4.2	Propriedades dos materiais.....	41
4.3	Condições de contorno e condições consideradas.....	42
4.4	Análise dos resultados.....	44
5	RESULTADOS.....	46
5.1	Análise prévia da condição de carga mais crítica.....	46
5.2	Comportamento mecânico dos materiais.....	48
5.2.1	Análise de deslocamento.....	48
5.2.2	Análise da distribuição de tensão.....	49
6	DISCUSSÃO.....	54
7	CONCLUSÃO.....	60
8	REFERÊNCIAS.....	62



1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A mandíbula é uma estrutura especializada, em que músculos, articulações e dentes trabalham em um complexo sinergismo, tendo sua forma e função adaptadas ao sistema mastigatório. O comportamento biomecânico da mandíbula é importante em várias situações clínicas: ele interage com o osso e materiais de osteossíntese (Vollmer et al.³⁵, 2000). Em função deste comportamento, trabalhos tem sido desenvolvidos (Lovald et al.²¹ 2009; Meyer et al.^{23,24},2000, 2002) para entender melhor a ação mecânica resultante nas diversas regiões da mandíbula durante a demanda funcional e para definir estes conceitos detalhadamente dando subsídios para a utilização de fixação interna estável no tratamento cirúrgico das fraturas mandibulares.

A fratura de côndilo mandibular é provavelmente o trauma do complexo maxilofacial de opiniões mais controversas em relação à classificação, diagnóstico e formas de tratamento, levando a constantes discussões na literatura (Choi et al.^{5,6}, 2012; Derfoufi et al.⁸, 2011; Kyzas et al.¹⁸, 2012)

Lindahl²⁰, (1977) descreveu uma classificação para a fratura condilar, levando em consideração o nível da região anatômica acometida, podendo ser divididas em: cabeça condilar, pescoço condilar e subcondilar alta ou baixa. Por ser esta uma classificação mais simples, será adotada como referência neste estudo.

As consequências dessas fraturas sobre o crescimento e desenvolvimento do esqueleto facial podem ser graves, provocando deficiência mandibular, assimetria ou anquilose (Ellis et al.⁹, 1993). Em pacientes adultos, sabe-se que existe um maior potencial para a adaptação óssea em fraturas condilares altas e um menor potencial nas fraturas subcondilares, com deslocamento do fragmento da fossa articular, tendo uma maior tendência para complicações (Ellis et al.¹⁰, 2005). Assim, fraturas altas,

com pouca estrutura óssea para fixação, são mais frequentemente tratadas de forma não cirúrgica, enquanto fraturas baixas e deslocadas frequentemente merecem tratamento cirúrgico por meio de redução e fixação interna estável (Iizuka et al.¹⁵, 1991; Kyzas et al.¹⁸, 2012; Zachariades et al.³⁸, 2006).

Na região do côndilo mandibular, as cargas funcionais resultam em forças de compressão na borda posterior da mandíbula e forças de tração ao longo da incisura da mandíbula (Meyer et al.²³, 2000). Os métodos de osteossíntese de fraturas condilares devem estabilizar adequadamente essas duas áreas, permitindo função precoce, com o mínimo de tensão (Meyer et al.²⁴, 2002).

Falhas nos métodos de osteossíntese, como fratura da placa ou afrouxamento de parafuso utilizados nas fraturas condilares, tem sido relatadas por alguns autores (Ellis et al.⁹, 1993; Iizuka et al.¹⁵, 1991; Rallis et al.³⁰, 2003; Sugiura et al.³², 2001), levando a um aprofundamento dos conhecimentos sobre a mecânica dos materiais de fixação e de como estes se comportam na região do côndilo mandibular (Asprino et al.¹, 2006; Gealh et al.¹², 2009; Haug et al.¹⁴, 2002; Meyer et al.²⁵, 2006).

Os estudos dinâmicos possibilitaram avanços no entendimento das tensões sofridas na região condilar e nos materiais de osteossíntese, fornecendo dados importantes para a realização de outros tipos de análises, como a de elementos finitos. A análise dos elementos finitos é uma técnica pela qual um protótipo físico pode ser estudado mediante a criação de um modelo matemático preciso (Ji et al.¹⁶, 2010). Tem sido descrita como um método eficiente na avaliação do comportamento biomecânico da mandíbula (Costa et al.⁷, 2012; Vollmer et al.³⁵, 2000). Conclusões clínicas, a partir de modelos matemáticos, não são absolutas, mas podem fornecer uma descrição detalhada da distribuição e da relação de forças e tensões dentro da variabilidade natural (Fernandez et al.¹¹, 2003; Lauer et al.¹⁹, 2007).

Este trabalho tem por objetivo investigar o comportamento mecânico de três diferentes tipos de placas de titânio, em fraturas subcondilares baixas, em relação à transferência de carga e distribuição de tensões no sistema osso/osteossíntese, por meio de análise dos elementos finitos.



2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

A fratura de côndilo mandibular tem se mostrado um trauma bastante frequente, dentre as fraturas mandibulares, com estudos mostrando índices entre 30 e 40% dos casos acometidos. A região condilar tem uma participação importante nos movimentos mandibulares e por isso uma fratura nessa área pode causar problemas funcionais e estéticos severos. Daí a necessidade de uma boa redução e fixação do osso (Park et al.²⁹, 2012).

As principais complicações relatadas do tratamento cirúrgico das fraturas condilares são paralisia facial, limitação de abertura bucal ou alterações na oclusão. Atualmente tem se dado bastante atenção para complicações associadas ao material de osteossíntese utilizados no tratamento (Derfoufi et al.⁸, 2011) e com o intuito de melhorar o entendimento do comportamento desses materiais na região condilar, trabalhos experimentais utilizando esforços mecânicos foram desenvolvidos.

Meyer, Boutemi²² (1998) realizaram um estudo para determinar a intensidade das forças exercidas sobre a mandíbula, decorrente da ação dos músculos envolvidos na mastigação. Na região de primeiros molares encontraram uma intensidade média de 506N. Compararam com valores encontrados em trabalhos anteriores que variava de 457N a 660N. O valor encontrado levou em consideração a máxima intercuspidação (primeiro molar inferior). Em outro trabalho, Meyer et al.²³ (2000), desenvolveram um simulador para avaliar a capacidade de reproduzir movimentos da mastigação o mais próximo de situações fisiológicas. Ao contrário dos dispositivos existentes que reproduziam um pequeno número de exercícios dos feixes musculares, este simulador seria capaz de reproduzir todos os tipos de esforços no plano sagital e integraria 11 grupos musculares considerados pela maioria dos autores como sendo

os mais importantes na mastigação. A importância de tal simulador, além de permitir estudar o comportamento mecânico da mandíbula, melhorou significativamente a avaliação de modelos matemáticos, por meio de análise de elementos finitos.

Também buscando maior conhecimento da região condilar, Meyer et al.²⁴ (2002), em um estudo experimental, demonstraram os padrões de tensão que surgem na região do côndilo mandibular durante a mastigação. A análise das tensões foi realizada utilizando efeito fotoelástico para demonstrar a deformação que ocorre na superfície da mandíbula. Três ramos ascendentes de uma mandíbula humana dentada foram copiados com a utilização de resina fotoelástica. Usando um dispositivo de carga, estas mandíbulas foram submetidas a forças externas (tração muscular, as forças resultantes mandibulares e força de reação intra-articular) reproduzindo uma carga unilateral entre os primeiros molares. As deformações foram medidas a partir do lado de trabalho. O traço das linhas isostáticas, das margens, revelou grande variação na distribuição de tensões entre as mandíbulas, sendo atribuídas aos diferentes formatos dos ramos. Por outro lado, encontraram zonas de compressão ao longo da borda posterior do ramo e zonas de tração ao longo da borda anterior do ramo e na zona situada abaixo da incisura sigmóide. Estes resultados sugeriram que, em particular, nestas situações descritas, a mandíbula é submetida a forças sagitais que tendem a se alinhar no ângulo mandibular. Finalizaram dizendo que novos conceitos seriam necessários para definir o posicionamento das placas de osteossíntese, na região do côndilo, próximo das zonas de tração, tal como tem sido recomendado também para outras partes da mandíbula quando da aplicação de fixação interna estável.

Haug et al.¹⁴ (2002) se propuseram a avaliar o comportamento biomecânico de algumas técnicas de fixação interna rígida em fraturas do processo condilar da

mandíbula. Foram utilizadas réplicas da mandíbula (Synbone, Landquart, Suíça) em que foram simuladas fraturas subcondilares baixa. Para a análise, dividiu-se em 5 grupos: A – controle (modelo sem fratura), B – 01 placa reta de compressão dinâmica de zigomático, C – 01 placa reta bloqueada, D – 01 placa reta, E – 01 miniplaca de compressão dinâmica. Todas com 6 furos e do sistema 2,0 mm. Cada grupo foi submetido a uma carga linear, da direção lateral para medial, medial para lateral e posterior para anterior, em uma máquina de ensaios mecânicos. Foram medidos os valores da carga, o deslocamento, e a rigidez do material. Além disso, cada grupo foi submetido a uma carga de torção, sendo verificado o torque, a rotação e a rigidez. Houve diferença estatística significativa entre os grupos para as diferentes condições de cargas. Diferenças estatísticas foram observadas também entre os grupos que avaliou a rotação. Embora tenham observado diferenças entre cada um dos sistemas de fixação nas suas capacidades para resistir às cargas, nas condições testadas, a miniplaca de compressão dinâmica apresentou o comportamento mecânico mais favorável. Com base nos parâmetros testados, pode-se sugerir que nenhum dos sistemas avaliados foi ideal para o tratamento de fraturas condilares da mandíbula, mas que a miniplaca de compressão dinâmica foi a que obteve resultados mais eficazes, pois apresentou resultados mais próximos do grupo controle.

Gealh et al.¹² (2009), em um estudo semelhante ao anterior, avaliaram a resistência mecânica de 2 métodos de fixação interna estável para fraturas do côndilo mandibular, utilizando miniplacas de titânio. Quarenta réplicas de resina de poliuretano de hemimandíbulas humanas foram utilizadas. As hemimandíbulas foram seccionadas para simular uma fratura subcondilar alta e, em seguida, estabilizadas com 2 métodos de fixação com placas e parafusos do sistema 2,0 mm. Os métodos foram divididos em: 2 placas separadas (uma no bordo posterior do pescoço condilar

e outra no bordo anterior), com 4 furos e 8 parafusos; e 2 placas sobrepostas (bordo posterior do pescoço condilar) com 4 furos e 4 parafusos. Cada sistema foi submetido a testes de carga, com a aplicação de forças em direções médiolateral e anteroposterior, numa máquina de ensaios mecânicos. Os valores das cargas e deslocamentos foram medidos. O modelo experimental com duas placas separadas foi estatisticamente superior ao do modelo com duas placas sobrepostas, apenas em relação à carga anteroposterior. Apesar de também mostrar superioridade na direção de carga médiolateral, não houve diferença estatística entre os grupos.

Meyer et al.²⁵ (2006) avaliaram a qualidade da estabilidade primária alcançada no tratamento de fraturas subcondilares baixas, por meio de três diferentes dispositivos de osteossíntese. Os dispositivos testados foram: uma placa de quatro furos reta, um parafuso axial (ao longo eixo do pescoço condilar) e uma placa retangular. Para o estudo utilizaram mandíbulas humanas frescas. O teste foi feito em máquina de ensaios mecânicos, reproduzindo forças mastigatórias constantes aplicadas no primeiro molar do lado da fratura. A qualidade da osteossíntese foi avaliada por meio da mensuração da quantidade de deslocamento macroscópico e pela capacidade do dispositivo dissipar a tensão mecânica sobre o fragmento fraturado, sendo realizada uma análise de tensões fotoelásticas. Verificaram que a placa reta apresentou menor estabilidade. Justificaram este achado pela posição desfavorável da placa ao longo das linhas de compressão, sendo adaptada uma única placa na região da borda posterior do pescoço condilar. O parafuso de tração axial permitiu uma estabilidade média. Isto ocorreu devido à dificuldade do posicionamento intramedular do parafuso, e pela compressão da linha de fratura. A placa retangular permitiu boa estabilidade associada à boa distribuição das tensões. Este bom resultado foi atribuído à forma da placa, pois um dos seus braços aproximava-se das

linhas de tração. Finalizaram afirmando que o posicionamento e a forma do dispositivo de osteossíntese são de primordial importância para a estabilização da fratura condilar. Nenhum dos três dispositivos testados obteve um ótimo resultado, porém a placa retangular apresentou-se melhor. Com este estudo verificaram que havia uma necessidade de se desenvolver novas geometrias de placas.

Tominaga et al.³³ (2006) buscaram avaliar a estabilidade biomecânica de vários sistemas de fixação interna rígida em fraturas subcondilares. Dezoito mandíbulas sintéticas idênticas foram usadas. No lado esquerdo, o processo condilar foi cortado para simular uma fratura subcondilar perpendicular e no lado direito foi simulada uma fratura subcondilar oblíqua. Foram avaliados seis métodos de fixação: 1) uma placa reta com 4 furos (miniplaca mandibular 2.0; Synthes, West Chester, PA; 1 mm de espessura); 2) duas placas retas com 4 furos; 3) uma miniplaca de compressão dinâmica (DCP) com 4 furos (DCP, Synthes; 1 mm de espessura); 4) parafuso bicortical Eckelt (KLS Martin, Tuttlingen, Alemanha; 2 mm de diâmetro, 60 mm de comprimento); 5) sistema de placa/parafuso bicortical Würzburg (Leibinger, Dallas, TX; parafuso 2 mm de diâmetro, 21 mm de comprimento); e 6) duas miniplacas retas com 4 furos biodegradáveis de poli-L-lactato (PLLA) (Neofix, Gunze, Kyoto, Japão; 1 mm de espessura). Em todas as placas foram utilizados parafuso de 8 mm de comprimento para estabilizar. Uma máquina de ensaios mecânicos foi utilizada para aplicar uma carga, seguindo os vetores de forças fisiológicas que acometem o côndilo mandibular no momento da mastigação, até que o sistema falhasse, ou seja, quando houvesse a diminuição súbita da intensidade da carga. A relação da carga com o deslocamento foi gravado. A carga máxima para a falha e a rigidez foram determinadas a partir das curvas carga-deslocamento. A carga máxima para a falha foi definida como o pico da curva de carga-deslocamento, sendo a maior carga

registada imediatamente antes da diminuição súbita no nível de carga. A rigidez da fixação foi definida como a inclinação mais acentuada das curvas, o que significa a resistência ao movimento. Na fratura perpendicular, as duas placas retas apresentaram o maior grau de tolerância à carga, seguida do parafuso bicortical Eckelt e das duas placas PLLA. Em rigidez, as duas placas retas e o parafuso bicortical Eckelt também apresentaram maior nível de rigidez, enquanto as duas placas reabsorvíveis PLLA apresentou quase o mesmo nível de uma única placa DCP. Na fratura oblíqua, as duas placas retas apresentaram a maior resistência à força. Ao final, concluíram que nos testes realizados, o método que utilizou duas placas retas provou ter uma estabilidade mecânica superior em ambas às condições de fratura. O parafuso bicortical Eckelt mostrou boa estabilidade na fratura perpendicular, no entanto, foi insuficiente na fratura oblíqua.

Asprino et al.¹ (2006) compararam a resistência de 3 técnicas de fixação interna rígidas de fraturas do processo condilar da mandíbula. Foram criadas réplicas sintéticas de hemimandíbulas, feitas em poliuretano, e simuladas fraturas subcondilares para avaliar três técnicas de fixação utilizando placas e parafusos do sistema 2 mm. As técnicas aplicadas foram: uma placa de 4 furos e 4 parafusos de 6 mm; uma placa de 4 furos e 4 parafusos de 8 mm; e duas placas de 4 furos com 4 parafusos de 6 mm. Cada grupo foi submetido a uma carga linear de medial para lateral e anterior para posterior. O pico de carga e o deslocamento foram medidos. O sistema de fixação utilizando duas placas apresentou o melhor comportamento, seguido do grupo com uma placa com 4 furos e 4 parafusos de 8 mm e uma placa com 4 furos e 4 parafusos de 6mm. Os sistemas de fixação foram mais resistentes à carga antero-posterior. Nas condições testadas, concluíram que o sistema de fixação com duas placas apresentou um comportamento mecânico mais favorável. Sugeriram

que os parafusos longos bicorticais, podem aumentar a estabilidade na fixação de fraturas do processo condilar da mandíbula.

Em outro trabalho, Meyer et al.²⁶ (2007) demonstraram os diferentes passos do desenvolvimento de um novo tipo de placa de osteossíntese, uma placa trapezoidal (Modus TCP 2,0, Medartis, Basel, Suíça), projetadas para estabilizar fraturas subcondilares da mandíbula. No intuito de aplicar os princípios de osteossíntese estável na região de côndilo mandibular, posicionando a placa o mais próximo possível das linhas de tensão e compressão que ocorrem durante a função, dois novos modelos de placas foram projetadas - uma placa trapezoidal com 4 furos e outra com 9 furos. O comportamento mecânico das placas foram observados seguindo o protocolo descrito em trabalhos prévios (Meyer et al.^{23,25}, 2000, 2006) aplicando carga estática no primeiro molar direito reproduzindo uma força mastigatória máxima (Meyer et al.^{22,24}, 1998, 2002.). Foram simuladas fraturas subcondilares e estabilizadas com os novos modelos de placas. O deslocamento do fragmento condilar, no plano sagital, foi medido e as alterações das linhas de tensão, na região de côndilo, induzidas pela osteossíntese foram investigadas por meio de testes de deformação fotoelástica. Nos resultados perceberam que nenhum deslocamento condilar macroscópico foi observado quando se avaliou a qualidade da estabilidade primária. Na análise das linhas de tensão, observou-se que as placas tiveram a capacidade de transmitir as tensões fisiológicas através da linha de fratura, sem apresentar danos potencialmente prejudiciais em torno da placa. Concluíram que nestes testes experimentais, as placas TCP Modus cumpriram com os princípios da osteossíntese estável na região do côndilo e são capazes de resistir às tensões fisiológicas.

Também para verificar a estabilidade mecânica de uma placa com nova geometria, Seeman et al.³¹ (2007) avaliaram a estabilidade destes novos modelos em

fraturas do processo condilar da mandíbula. Relataram as experiências clínicas no tratamento de fraturas do processo condilar usando estes materiais e também avaliaram, por meio de cálculos de elementos finitos, o comportamento mecânico e distribuição de tensões nos mesmos. Investigaram a influência do uso destas placas com a taxa de complicação pós-operatória. Para a análise foram incluídas trinta e cinco fraturas no processo condilar em 30 pacientes (20 do sexo masculino, 10 do sexo feminino, idade: 34,3 a 11,5 anos) tratados com placas Modus (5,0 x 1,75 mm, 1,0 mm de diâmetro, Medartis, Basel, Suíça). Os períodos de tempo para acompanhamento pós-operatório foram 6 semanas e 6 meses. Clinicamente foi observado que não ocorreram fraturas de placa. Em um paciente, afrouxamento do parafuso foi observado. Dois pacientes apresentaram redução inadequada, sem prejuízo funcional. Para a avaliação da distribuição de tensões foi criado um MEF da placa, a partir das especificações do fabricante.

Observou que a nova placa condilar demonstrou rigidez mecânica suficiente para evitar fraturas do material, podendo diminuir significativamente a taxa de complicações pós-operatórias, que estejam relacionadas ao material de síntese. Compararam os resultados com outros estudos semelhantes e mostraram diferenças estatísticas significativas (placas simples: $P = 0,006$ e miniplacas de compressão dinâmica: $P = 0,055$). Finalizam afirmando que a utilização de uma única placa Modus no processo condilar apresenta resultados comparáveis quando se aplica duas miniplacas.

Haim et al.¹³ (2011) se propuseram a avaliar, em fraturas condilares, a estabilidade biomecânica da osteossíntese usando uma placa Delta e uma placa Delta TriLock, e compará-las com 2 placas de 4 furos. Foram utilizadas 120 mandíbulas suínas com fraturas subcondilares. Após redução anatômica, as fraturas foram

estabilizadas com uma placa Delta; uma placa TriLock Delta; ou duas miniplacas de 4 furos (40 por grupo). Cada grupo foi submetido a cargas lineares em quatro direções diferentes, com uma máquina de ensaios. Os valores das cargas que obtiveram no deslocamento foram medidos para as duas placas Deltas e as duas miniplacas. Não houve fratura de nenhuma placa nos testes realizados. Em quatro casos utilizando as duas miniplacas retas e em dois casos usando a placa Delta, foram registrados afrouxamento do parafuso de osteossíntese. Quando as direções lateral para medial e anterior para posterior foram aplicadas, as 2 miniplacas retas toleraram cargas maiores. De medial para lateral e de posterior para anterior, a placa Delta TriLock resistiu às cargas mais elevadas. Após análise estatística dos resultados, este estudo indicou que a biomecânica das duas placas Deltas testadas em fraturas condilares da mandíbula é semelhante a das placas retas, cumprindo os princípios de osteossíntese estável. Os três grupos foram capazes de resistir às tensões fisiológicas. A placa com travamento (Delta TriLock) tem as vantagens de uma maior estabilidade primária e menor probabilidade de afrouxamento do parafuso.

Os estudos mecânicos e biomecânicos possibilitaram um maior conhecimento da região condilar e do comportamento de alguns materiais de osteossíntese frente às cargas aplicadas, fornecendo dados para serem aplicados em outros métodos de análises das tensões, como o MEF. Costa et al.⁷ (2012) publicaram uma revisão sistemática da literatura sobre as principais metodologias utilizadas para avaliar o comportamento mecânico dos sistemas de fixação com placas de titânio em fraturas do côndilo mandibular. A revisão sistemática foi realizada nos bancos de dados eletrônicos da PubMed, EMBASE, LILACS e MEDLINE, sem restrição de data de publicação. Os critérios de inclusão foram os estudos envolvendo fratura condilar; fixação com placas de titânio; estudos mecânicos in vitro e estudos computacionais

envolvendo o método de elementos finitos (MEF). Onze artigos atenderam aos critérios de inclusão e foram selecionados, incluindo sete artigos envolvendo estudos in vitro e quatro estudos com análise mecânica usando MEF. Observaram que embora poucos artigos tenham utilizado o método dos elementos finitos, os resultados de estudos in vitro foram semelhantes aos encontrados em estudos computacionais, em relação à estabilidade quando se utiliza duas placas retas de titânio.

Vollmer et al.³⁵ (2000) realizaram um estudo para avaliar a validade do modelo de elementos finitos (MEF). Justificavam o estudo dizendo que o conhecimento do complexo comportamento biomecânico da mandíbula humana é de grande importância para o entendimento de diversas situações clínicas. Investigaram a deformação mandibular sob cargas mecânicas em um ambiente experimental e a compararam com os resultados obtidos a partir da análise de MEF. Um dispositivo especial foi desenvolvido para se aplicar várias forças numa mandíbula humana, como também foi gerado um MEF da mandíbula a partir de dados de tomografia computadorizada, da mesma mandíbula utilizada para o modelo experimental, sendo aplicadas as mesmas modalidades de forças sobre esse MEF. Os padrões de deformação da mandíbula foram calculados na análise de elementos finitos e foram combinados com os dados experimentais. Na comparação do modelo matemático com os dados experimentais, encontraram uma alta correlação entre os dois (coeficiente de correlação = 0,992). Em seguida, o MEF foi utilizado para avaliar a biomecânica mandibular em relação à transferência de carga, a distribuição das tensões e deslocamentos. Os autores concluíram que, o MEF é um método não invasivo, válido e preciso, para prever parâmetros referentes ao comportamento biomecânico complexo de mandíbulas humanas.

Wagner et al.³⁶ (2002), por meio de análise de elementos finitos, testaram 5 diferentes configurações de osteossíntese em fraturas condilares da mandíbula. A distribuição da densidade do osso, e a posição e orientação dos músculos da mastigação foram avaliados em exames de tomografia computadorizada e dissecação sequencial de mandíbulas de cadáveres. Utilizaram três condições de cargas: uma referindo-se ao contato oclusal dos dentes anteriores e as outras ao contato oclusal dos molares, bilateralmente. Foram chamadas de “forças de mordida”, sendo uma força de reação muscular. Para este estudo, aplicaram a ação dos músculos masseter, pterigoideo medial e temporal. O músculo pterigoideo lateral não foi incluído, porque a sua direção de tração atua aproximadamente paralela ao plano oclusal da mandíbula. A análise foi realizada em quatro diferentes níveis de fraturas condilares. As miniplacas retas utilizadas possuíam as seguintes medidas: A) 2,35 mm de largura x 1,00 mm de espessura e de; B) 3,6 mm x 1,54 mm. Foram distribuídas em grupos que utilizavam uma ou duas placas retas com condições de cargas específicas. Foi observado que nos casos de contatos oclusais na região de molar (particularmente no lado contralateral da fratura), os valores de tensão na mandíbula e no material de osteossíntese foram bem mais elevados. Os resultados mostraram, que nos casos utilizando miniplacas do grupo “A” não suportariam as condições de carga aplicada, assim como as do grupo “B” que utilizaram apenas uma placa, ultrapassando o limite de escoamento dos materiais. Como conclusões recomendaram o uso, sempre que possível, em fraturas subcondilares, osteossíntese com 2 placas de 3,6 mm x 1,54 mm, sendo uma no bordo posterior e outra na margem da incisura sigmóide (bordo anterior), fixadas com parafusos bicorticais.

Também utilizando o MEF, Parascandolo et al.²⁸ (2010) analisaram a estabilidade mecânica quando se aplicam duas placas retas em comparação com uma

única placa, no tratamento de fraturas do côndilo mandibular. A mandíbula foi submetida a seis vetores de forças musculares ativas durante o fechamento de boca:

- temporal anterior (TA);
- temporal posterior (TP);
- masseter superficial (MS);
- masseter profundo (MP);
- pterigóideo medial (PM) e;
- pterigóideo lateral (PL).

A mastigação foi realizada através da atividade destes músculos. Os valores destas tensões foram expressos em megapascal (MPa) obtidos a partir da literatura. No modelo, a intensidade, a direção da ação muscular e a pressão exercida na mastigação foram considerados constantes e iguais aos valores máximos. Nesse modelo mandibular foi criada uma fratura subcondilar direita e reduzida por meio da utilização de modelos virtuais de placas, sendo dois métodos diferentes de fixação. As placas utilizadas eram de titânio, correspondendo à liga Ti6Al4V, com as seguintes propriedades físicas e mecânicas: módulo de elasticidade (Young) – 113.800 MPa; coeficiente de Poisson – 0,34 MPa; ponto de fratura à tração – 950 MPa; ponto de fratura à compressão – 970 MPa; ponto de deformação – 880 MPa.

A primeira técnica consistia no posicionamento de um elemento de união (simulando placa reta de quatro furos) na borda posterior ao longo eixo da superfície externa do pescoço do côndilo. A segunda técnica consistia na utilização de dois elementos de união (simulando duas placas retas de quatro furos) sendo o primeiro posicionado como no caso anterior e o segundo paralelo e abaixo da incisura sigmóide. As mandíbulas foram submetidas às seis forças musculares, a fim de obter

o comportamento mecânico/estrutural da linha de fratura durante a mastigação. Os autores concluíram que, a utilização de duas placas proporciona uma maior estabilidade em comparação com uma única placa, reduzindo a possibilidade de deslocamento do fragmento condilar. Portanto, recomendaram que esta técnica fosse adotada sempre que possível.

Aquilina et al.² (2012) investigaram três métodos de fixação estável com placas em fraturas de côndilo mandibular. Um modelo de elementos finitos foi gerado e simulado uma fratura na região do côndilo. Foram definidas as propriedades, sendo um modelo elástico, linear, isotrópico e heterogêneo, contendo cerca de 1,2 milhões de elementos, simulando a ação da musculatura da mandíbula de um adulto. Foi considerado um modelo maior e mais complexo que outros MEF anteriores estudados. Os modelos das placas foram confeccionados seguindo as características do fabricante (Synthes, 2,0 mm, com 4 furos). Os três métodos avaliados foram:

- 1) uma placa situada ao longo eixo do pescoço condilar;
- 2) duas placas paralelas e;
- 3) duas placas sendo a placa do bordo anterior direcionando-se para a incisura sigmoide.

Os resultados mostraram que, a configuração 2 proporcionou uma maior estabilidade, com menor tensão e menor deslocamento ao longo da fratura e do material, e a configuração 1 apresentou a pior estabilidade. A configuração 3 demonstrou uma estabilidade aceitável, apesar de ser inferior que a configuração 2. Os autores concluíram que, o uso de 2 placas de titânio oferece a melhor estabilidade nas fixações de fraturas de côndilo mandibular, quando comparado com uma única

placa. Consideraram um achado surpreendente, o fato das duas placas paralelas apresentarem resultados melhores que as placas divergentes, o que vai de encontro com alguns achados na literatura.

Lauer et al.¹⁹ (2007) realizaram um estudo clínico para avaliar o uso de uma placa de titânio em forma de delta, recém-desenvolvida, instalada através de uma abordagem endoscópica com acesso transbucal em um total de 16 pacientes com 19 fraturas do colo do côndilo (3 fraturas bilaterais). O novo desenho da placa leva em consideração análises anterior, in vitro, sobre a carga, a tensão, e deformação do osso na região subcondilar, como também a análise de elementos finitos. Linhas de tração ocorrem principalmente nos bordos anterior e lateral do côndilo; linhas de compressão, no bordo posterior e medial.

Devido à flexão permanente do côndilo no sentido mediolateral, durante a função, certa rigidez da placa, uma placa mais forte, ou 2 placas são recomendadas. As duas placas são normalmente colocadas ao longo das linhas de tensão (tração e compressão). Na placa em forma de delta, a base está em direção ao ângulo da mandíbula, assim, as linhas de distribuição de tensões de tração e compressão ficam paralelas aos dois lados da placa. A placa tem 1 mm de espessura, 20 mm de comprimento e 5 mm de largura na parte superior e 12 mm de largura na base.

A análise de elementos finitos foi utilizada para avaliar a geometria da placa. Quando as forças de mastigação foram aplicadas, verificou-se maior tensão na placa na área localizada próxima as linhas de tração (bordo anterior) estando mais críticos no parafuso da base da placa. Clinicamente, não houve nenhuma fratura de placa, porém em 3 pacientes perceberam afrouxamento de parafusos. Os dados clínicos

sugeriram que a nova placa, em forma de delta, pode ser considerada como 2 placas retas, estando adequada para o tratamento de fraturas subcondilares.

Em outro estudo, Meyer et al.²⁷ (2008) avaliaram os resultados clínicos e radiológicos obtidos com um novo tipo de dispositivo de osteossíntese (Placas Modus TCP, Medartis, Basel, Suíça), especialmente projetado para a fratura subcondilar baixa e fratura subcondilar alta da mandíbula. Após as cirurgias para redução da fratura e instalação das placas, exames clínicos e de controle radiográfico foram realizadas 10 dias pós-operatório e a cada mês até completar 6 meses. No sexto mês de pós-operatório, as fraturas foram consolidadas em 79% dos casos. Deslocamento secundário da fratura ocorreu em 6,6% dos casos. Fratura da placa não foi observado e em 94% dos pacientes não houve alteração da oclusão. Concluíram que a placa TCP, foram um dispositivo de osteossíntese eficiente para estabilizar as fraturas subcondilares.



3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Investigar o comportamento mecânico de três diferentes tipos de placas de titânio, em fraturas subcondilares baixas, em relação à transferência de carga e distribuição de tensões no sistema osso/osteossíntese, por meio de análise dos elementos finitos.



4 MATERIAL E MÉTODO

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Modelos de Elementos Finitos (MEF)

A análise de elementos finitos é uma técnica pela qual um protótipo físico pode ser estudado mediante a criação de um modelo matemático preciso. Este método faz uso de um *software* para resolver um grande número de equações matemáticas as quais simulam as propriedades físicas da estrutura a ser analisada.

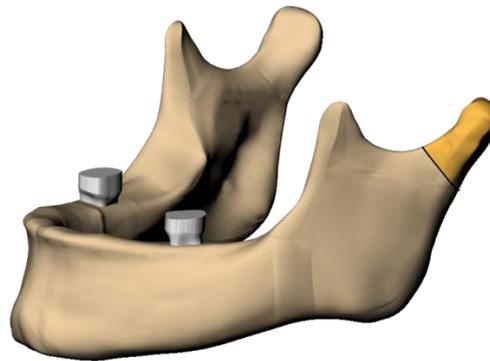
O método possui duas características essenciais: os elementos finitos e a função de interpolação. Os elementos finitos são subdivisões do modelo, pequenas o suficiente para abranger todos os detalhes de um modelo de geometria complexa e ainda tornar possível a abordagem analítica em cada um destes elementos e obter a combinação de seus efeitos. Estes elementos são interconectados por pontos de união denominados pontos nodais ou nós. As funções de interpolação permitem, uma vez determinados os deslocamentos em cada nó, interpolar deslocamentos e calcular deformações e tensões em qualquer ponto da estrutura (Zienkiewics, Taylor³⁹, 2004).

4.1.1 Construção do modelo mandibular

Um modelo tridimensional de elementos finitos (MEF), de uma mandíbula humana sem anomalias craniofaciais, foi gerado a partir de um arquivo no formato DICOM, do banco de dados do CTI (Centro de Tecnologia de Informação Renato Archer, Campinas, SP) obtidos por meio de uma tomografia computadorizada de uma mandíbula seca. Foi utilizado o software InVesalius (versão 2.1; CTI, Ministério da Ciência e Tecnologia, Campinas, SP, Brasil) no processamento da imagem, sendo criado um modelo no formato STL (*Stereolithography*).

Os modelos foram convertidos em geometria CAD (*Computer Aid-Designed*) no *software* Rhinoceros (versão 4.0, Robert McNeel & Associates, Seattle, WA, EUA), sendo exportado para fazer a análise de MEF no *software* Ansys Workbench (versão 14.0, Canonsburg, PA, EUA). Para este estudo foi simulada uma fratura transversa subcondilar baixa (Lindahl²⁰, 1977), no modelo da mandíbula do lado esquerdo (Figura 1).

Figura 1 - Simulação da fratura subcondiliana baixa no modelo mandibular no formato CAD.



4.1.2 Construção dos modelos do sistema de osteossíntese.

Três modelos de placas de titânio, comercialmente disponíveis foram cedidos pelo fabricante (Sistema Matrix, SYNTHES®, Basel, Suíça), já no formato STL e passaram pelo mesmo processamento, para análise de MEF, descrita para o modelo mandibular (Figura 2). Os parafusos virtuais foram modelados seguindo as características fornecidas pelo fabricante. Este sistema de placa/parafuso foi utilizado para simular a osteossíntese da fratura de côndilo criada no modelo mandibular. As placas apresentavam 1,0 mm de espessura e foram estabilizadas com parafusos de 6 mm (na porção da cabeça condilar) e 8 mm (na porção do ramo mandibular) de

comprimento, 2,0 mm de diâmetro, obedecendo aos princípios de osteossíntese em matéria de estabilidade funcional (Champy, Lodde ⁴, 1977). Esses posicionamentos tem por finalidade controlar as tensões funcionais de tração e compressão que ocorrem sobre o osso e sobre o material de osteossíntese (Meyer et al.²⁴, 2002).

Neste estudo, três diferentes tipos de osteossíntese foram avaliados:

1. Duas miniplacas retas, sem sistema de travamento, com 04 furos, uma posicionada no bordo posterior, ao longo eixo do pescoço condilar e a outra adaptada de forma oblíqua abaixo da incisura sigmóide, no bordo anterior do processo condilar. Cada placa receberá a fixação de 02 parafusos, em cada lado fraturado (Figura 3A).
2. Uma placa trapezoidal, com sistema de travamento, com 04 furos, que foi posicionada com a base maior centralizada no coto distal da fratura e sua extensão superior no fragmento condilar. Cada coto da fratura recebeu dois parafusos de fixação (Figura 3B).
3. Uma placa com formato de “lambda” (λ) com 07 furos, com sistema de travamento, sendo posicionada seguindo o longo eixo do pescoço condilar com uma extensão direcionando-se obliquamente abaixo da incisura sigmoide. O fragmento condilar receberá dois parafusos de fixação e 05 parafusos serão distribuídos na porção do ramo (Figura 3C).

Figura 2 - Modelos de placas no formato STL; A- placa reta com 04 furos; B- placa trapezoidal com 04 furos; C- placa Lambda com 07 furos.

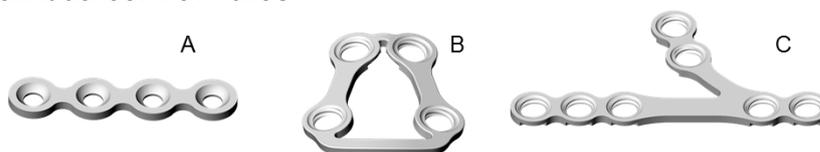
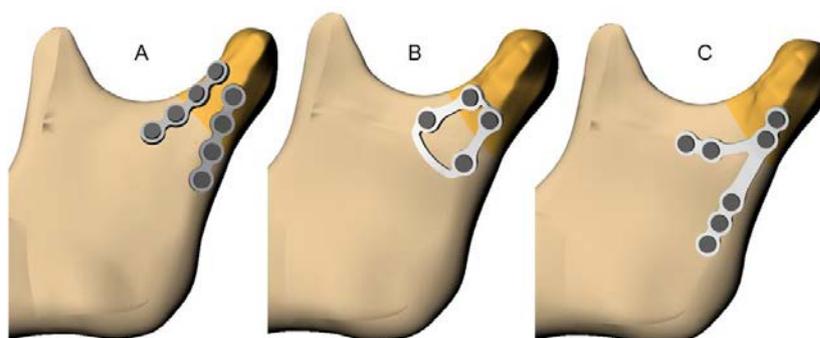


Figura 3 - Posicionamento do sistema de osteossíntese (placa/parafuso); A - 02 placas retas; B - placa trapezoidal; C - placa lambda.



4.2 Propriedades dos materiais

Para a análise de elementos finitos, os modelos foram considerados homogêneo, isotrópico e elástico linear. Homogêneo por apresentar as mesmas propriedades mecânicas em todos os seus pontos; isotrópico, pois em cada ponto, as propriedades mecânicas não mudam com a direção; e elástico linear, pois assumem a sua forma original quando as tensões atuantes são removidas. As propriedades mecânicas necessárias para esta análise são o módulo de Young (E) e coeficiente de

Poisson (ν) que de acordo com trabalhos de Fernandez et al.¹¹ (2003) e Ji et al.¹⁶ (2010), assumem os valores descritos na Tabela 1.

Tabela 1 - Valores das propriedades mecânicas utilizadas na simulação

	Módulo de Young (E)	Coefficiente de poisson (ν)
Osso cortical	13.700 MPa	0,3
Osso medular	7.930 MPa	0,3
Placa e parafuso	115.000 MPa	0,34

4.3 Condições de contorno e condições consideradas

Para este estudo, foi aplicada uma força estática simplificada, com carga de 250N, vertical, perpendicular ao plano oclusal do primeiro molar inferior, simulando o fechamento da boca, com máxima intercuspidação (Meyer et al.²², 1998). Esta força simplificada é correspondente às forças de reação de músculos da mastigação (Wagner et al.³⁶, 2002). Também foi considerado que os movimentos mandibulares estariam restritos nos côndilos para todas as direções e que a interface da fratura (segmento proximal e distal) estaria em contato, porém livre para deslizar ou separar (Figura 4). Nos casos em que a fixação apresentava sistema de travamento, os parafusos foram colados na placa.

De acordo com Wagner et al.³⁶ (2002), foi observado que quando a força é aplicada no contato oclusal do molar oposto à fratura, as tensões na mandíbula e consequentemente no material de osteossíntese mostram-se mais elevadas. Neste

sentido, para este estudo, foram realizadas duas análises prévias para identificar qual seria a condição, mais crítica na região da fratura, quando aplicada carga na oclusal dos primeiros molares inferiores (separadamente). Desta forma poderia se reduzir a quantidade de análises a serem realizadas, levando-se em consideração somente a situação mais crítica. Para tal, uma mandíbula com a fratura subcondilar foi utilizada sem a adaptação de nenhum material de osteossíntese. A região do côndilo direito e a fratura condilar do lado esquerdo foram fixadas de modo a impossibilitar a movimentação. Para cada análise, foi alterado o lado de aplicação da força (Figura 5).

Figura 4 - Modelo da mandíbula e de placas no formato CAD, pronto para análise de MEF.

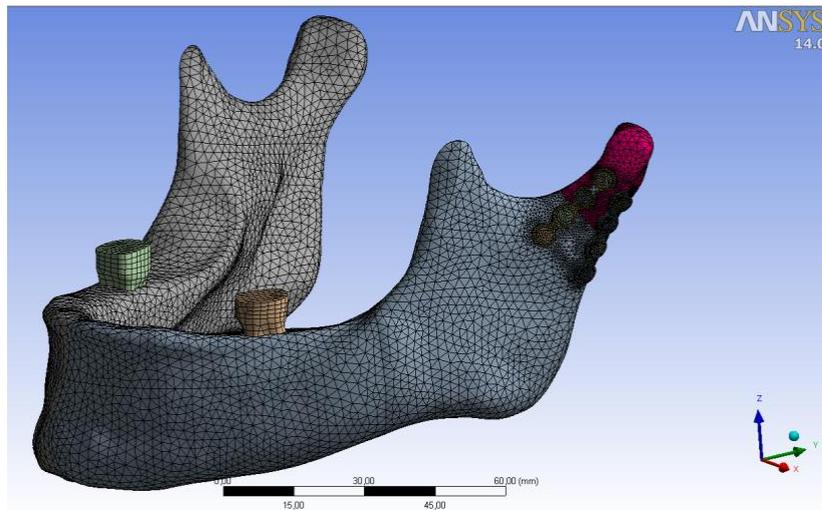
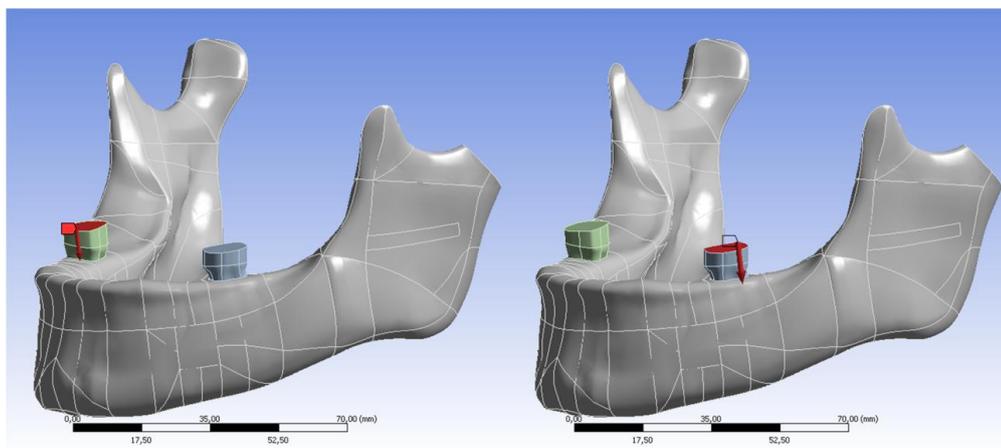


Figura 5 - Modelos mandibulares evidenciando a localização e direção da força que foi aplicada no primeiro molar inferior de cada lado.



4.4 Análise dos resultados

Os modelos foram avaliados de acordo com a tensão principal utilizando uma escala, em MPa (N/mm^2). Foram avaliados os campos de tensões sobre o sistema osso/placa, utilizando o critério mais adequado para cada material, sendo von Mises mais adequado para os parafusos e as miniplacas, enquanto que a tensão máxima principal para a análise óssea. Uma escala de cores com valores de tensão foi utilizada, variando em MPa para as placas/parafusos e outra para os ossos. Cada mapa de cores teve uma escala específica de acordo com o resultado em estudo. Após uma análise qualitativa dos resultados, os modelos testados foram comparados, verificando as tendências no comportamento do sistema osso/placa diante da distribuição das tensões e deslocamentos em milímetros.



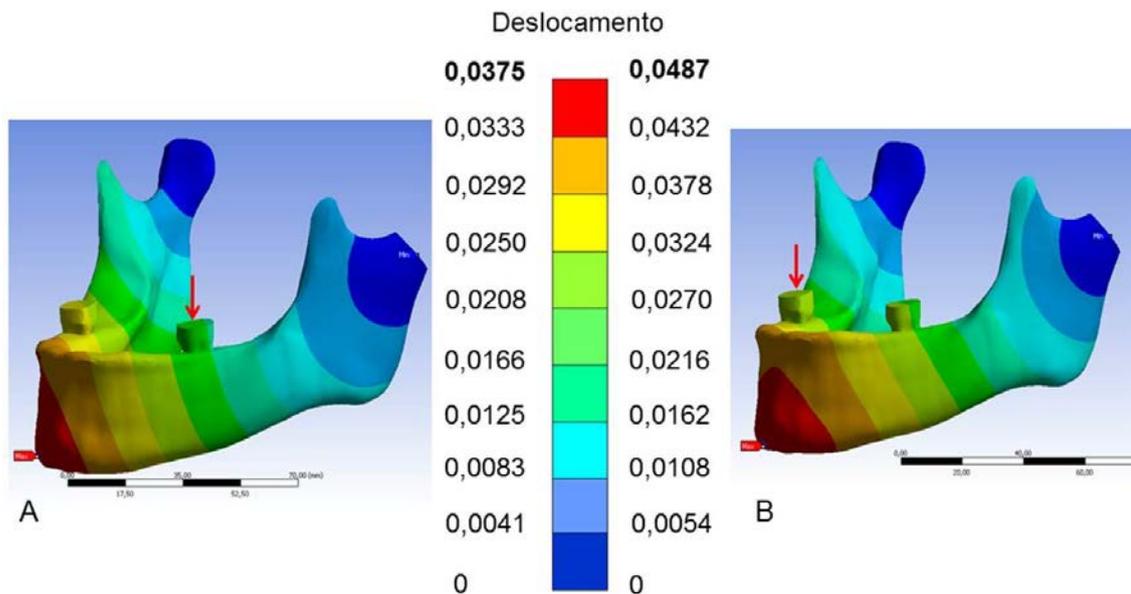
5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 Análise prévia da condição de carga mais crítica

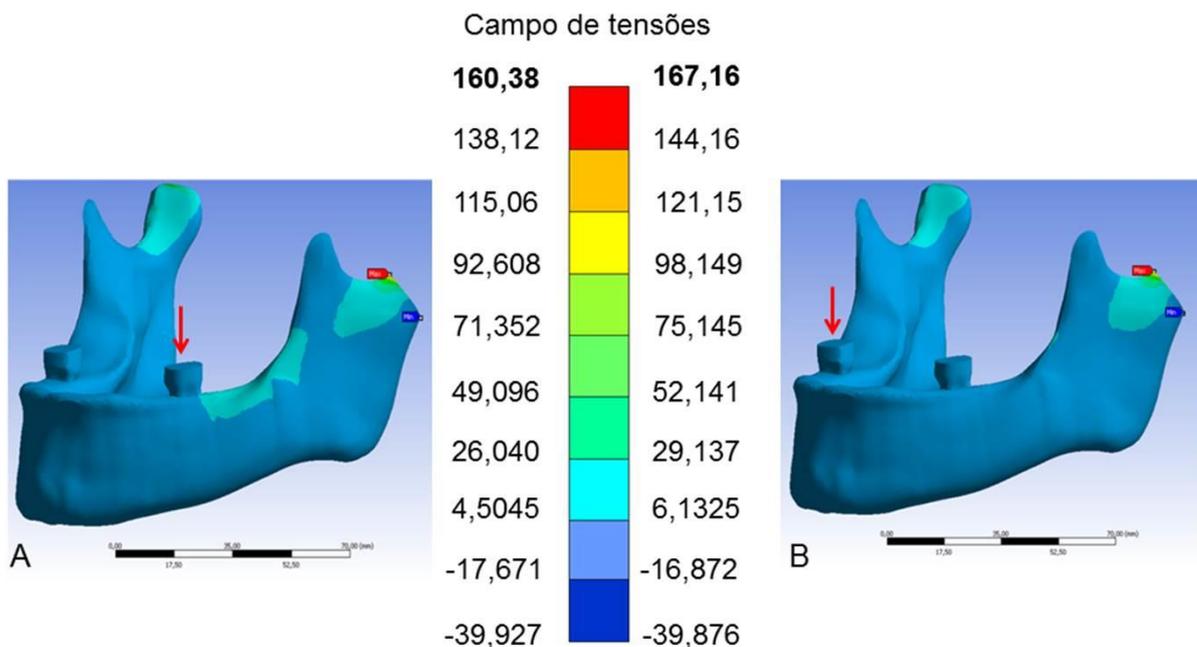
Após os testes variando a localização da força aplicada, os resultados mostraram que: na análise do campo de deslocamentos foi observado que houve maior deslocamento (0,0487mm) quando a força foi aplicada no primeiro molar inferior direito, enquanto que uma força aplicada no primeiro molar do mesmo lado da fratura provocou um deslocamento 22% menor (0,0375mm) (Figura 6).

Figura 6 - Análise dos campos de deslocamentos sofridos na mandíbula quando aplicada cargas em dois pontos distintos; A- na oclusal do primeiro molar inferior esquerdo; B- na oclusal do primeiro molar inferior direito.



Para a análise da tensão principal, os resultados mostraram a formação de um campo de tensão muito semelhante na região de fratura. A maior tensão foi de 167 MPa quando a força foi aplicada do lado direito da mandíbula. Um valor muito próximo (160 MPa) foi encontrado quando a força foi aplicada do lado esquerdo da mandíbula (Figura 7). Ainda que os valores de tensão estejam próximos na região de fratura, para as duas situações estudadas, sugerindo pouca influência na localização da força aplicada no modelo, o deslocamento é muito maior quando a força é aplicada do lado direito, o que pode ter grande influência quando os materiais de osteossíntese estiverem sendo utilizados. Portanto, neste caso, a força aplicada do lado contralateral é mais severa do que a força aplicada no mesmo lado da fratura.

Figura 7 - Análise da distribuição de tensões sofrida na mandíbula quando aplicada cargas em dois pontos distintos; A- na oclusal do primeiro molar inferior esquerdo; B- na oclusal do primeiro molar inferior direito.



5.2 Comportamento mecânico dos materiais

5.2.1 Análise de deslocamento

Apesar de qualitativamente demonstrarem muita semelhança, os resultados entre os três tipos de fixação apresentaram uma pequena diferença nos valores de deslocamento, que por se tratar de mandíbulas geometricamente idênticas, indica que o único responsável pela diferença nos resultados são os materiais de fixação, demonstrando que as duas placas retas possibilitam maior rigidez ao sistema de fixação do material ao osso (Figura 8) (Tabela 2).

Figura 8 - Análise de deslocamento (em milímetros) dos modelos testados.

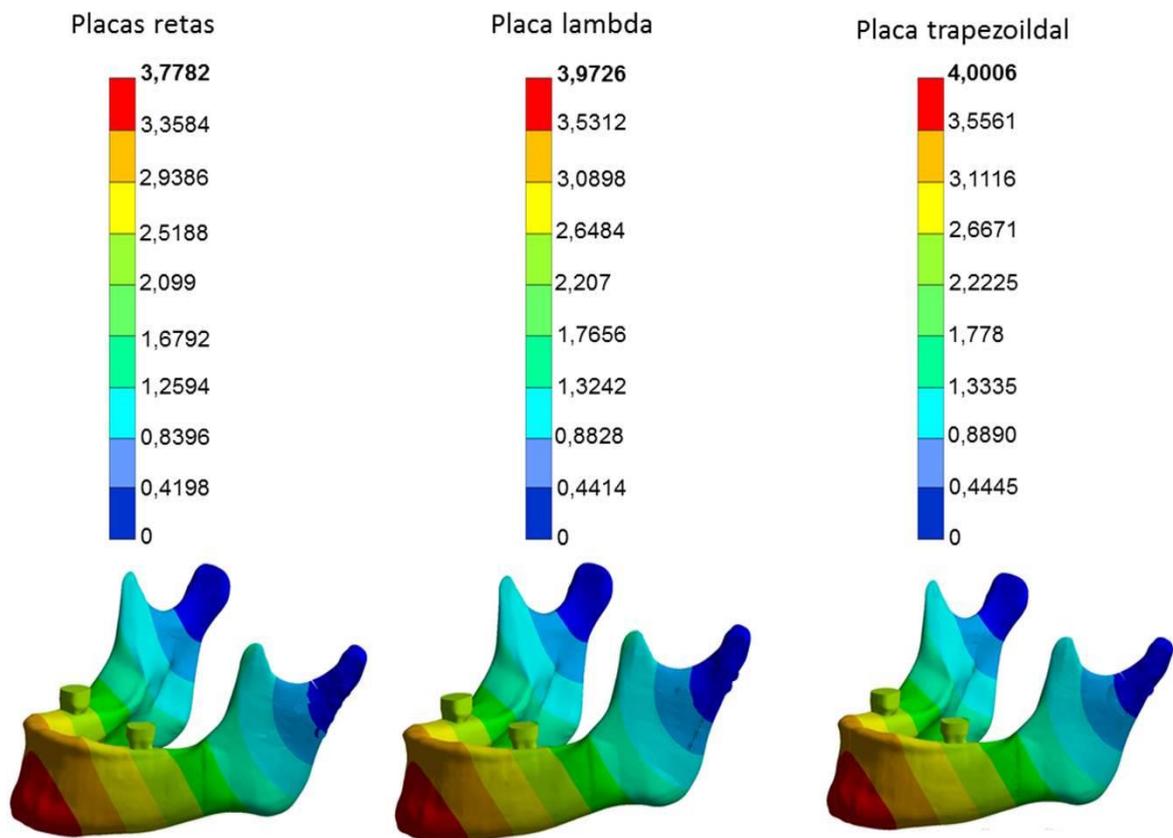


Tabela 2 - Variação do deslocamento dos fragmentos fraturados ao longo da linha de fratura

Tipo de fixação	Deslocamentos (mm)
Duas placas retas	0 – 0,42
Placa lambda	0 – 0,44
Placa trapezoidal	0 – 0,45

5.2.2 Análise da distribuição de tensão

Utilizando a análise de von Mises, verificou-se que na fixação com duas placas retas houve uma concentração de tensão na placa anterior (próxima a incisura sigmóide), com valores elevados, localizados principalmente entre os dois furos centrais e mais próximos a linha de fratura (Figura 9) Na placa posterior, observou-se um comportamento neutro sobre o material, indicando pouca tensão sobre a mesma. Já na fixação com a placa lambda, foi observada uma melhor distribuição de tensão por toda superfície do material, com valores bem mais baixos (Figura 9). Na placa trapezoidal, encontrou-se uma situação intermediária, em relação aos valores de tensão sobre o material, porém uma distribuição que lembra as placas retas, concentrando a tensão no lado da placa próximo à incisura sigmóide (Figura 9). Analisando-se os parafusos utilizados na adaptação das placas, a mesma observação pode ser feita, sendo que os parafusos mais sobrecarregados foram os posicionados na região próxima à incisura sigmóide, nos casos utilizando as placas retas e a trapezoidal, com valores bem mais elevados neste último. Uma maior tensão na região próxima a cabeça dos parafusos foi evidenciada, em todas as situações, principalmente nos parafusos que se fixavam ao fragmento condilar (Figura 10) (Tabela 3).

Na análise realizada utilizando a tensão máxima principal, para verificar a distribuição de tensão dos parafusos sobre o osso, foram verificados valores de tensão mais elevados na placa trapezoidal, seguida das placas retas e por último a placa lambda (Figura 11) (Tabela 3).

Comparando os resultados das análises de distribuição de tensão dos três sistemas, pode-se notar que a placa lambda apresentou melhor distribuição das tensões de von Mises e máxima principal, para este modelo de estudo. Apesar disto, levando em consideração o limite de escoamento do titânio (aproximadamente 900 a 1000 MPa), percebe-se com estes resultados que valores muito elevados foram encontrados tanto no material de osteossíntese quanto no osso para os três métodos de fixação avaliados, sugerindo que para esta situação estudada, todos os sistemas estariam sujeitos a falhas em algum momento de seu uso.

Figura 9 - Análise de von Mises (MPa), mostrando a distribuição de tensão sobre as placas de fixação.

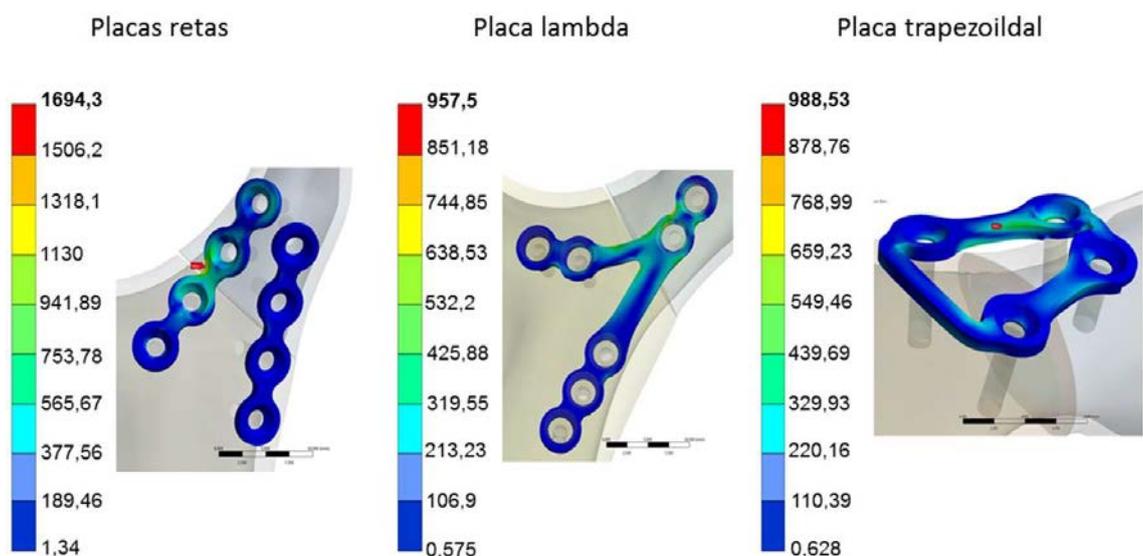


Figura 10 - Análise de von Mises (MPa), mostrando a distribuição de tensão sobre os parafusos.

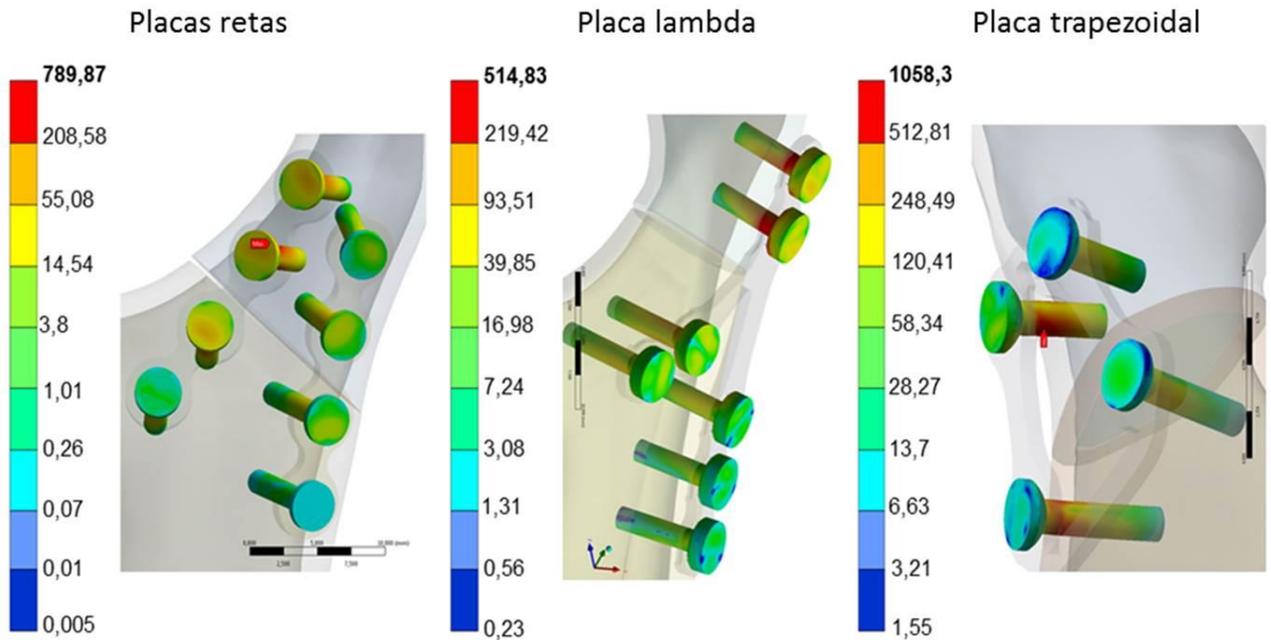


Figura 11 - Análise da tensão máxima principal mostrando a distribuição de tensão dos parafusos sobre o osso.

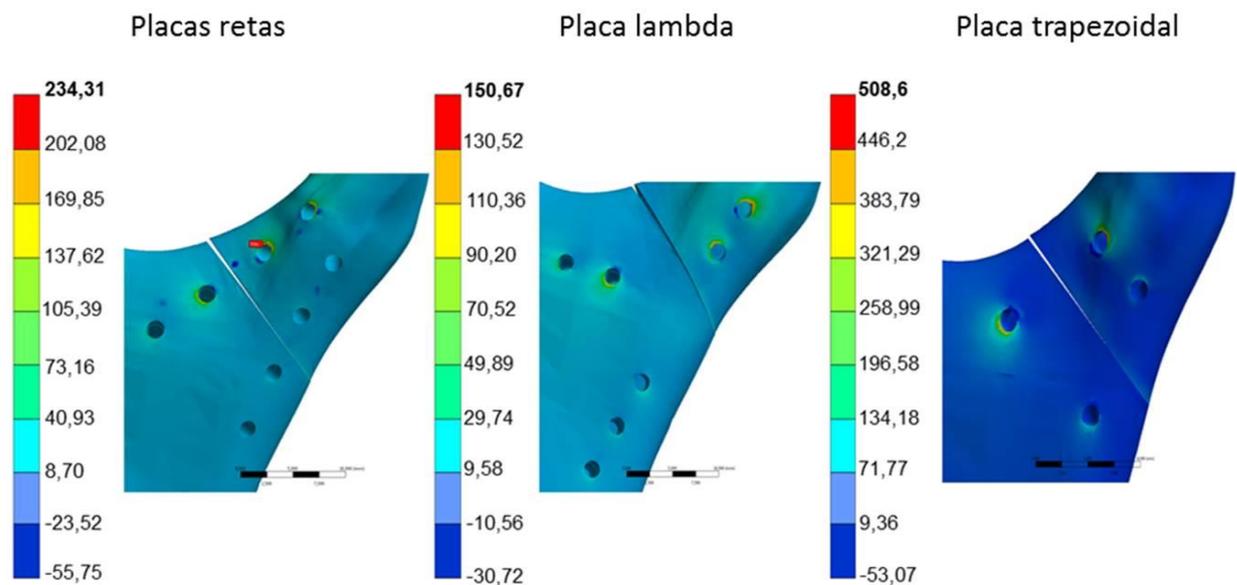


Tabela 3 - Valores máximos de tensão observados nas placas/parafusos e na superfície óssea.

Tipo de fixação	von Mises (MPa)	Máxima principal (MPa)
Duas placas retas	1694	234
Placa lambda	957	150
Placa trapezoidal	988	508
Parafusos - retas	789	-
Parafusos - lambda	514	-
Parafusos - trapezoidal	1053	-

Tabela 4 - Comparação dos modelos de placas testados, classificando, em ordem crescente, o melhor desempenho.

	Deslocamento	Tensão nas placas	Tensão nos parafusos	Tensão no osso
Duas placas	✓ 1	3	2	2
Lambda	2	✓ 1	✓ 1	✓ 1
Trapezoidal	3	2	3	3



6 DISCUSSÃO

A busca por materiais de osteossíntese que consigam estabilizar e suportar as cargas fisiológicas na região das fraturas condilares tem sido objeto constante de estudos. Ensaio mecânicos tem avaliado o comportamento dos sistemas de fixação, permitindo observar diferentes tipos de materiais, assim como, o melhor posicionamento na região da fratura (Asprino et al.¹, 2006; Gealh et al.¹², 2009; Haug et al.¹⁴, 2002; Meyer et al.²⁵, 2006). Atualmente, um método bastante empregado para avaliar a distribuição de tensões e deslocamentos das regiões fraturadas e dos dispositivos utilizados nas fixações é a análise de elementos finitos, apresentando resultados considerados confiáveis (Costa et al.⁷, 2012; Vollmer et al.³⁵, 2000). Para que este método seja preciso, deve-se ter atenção para a correta definição das propriedades dos materiais e das condições de contornos aplicadas aos MEF que serão testados (Ji et al.⁶, 2010; Wang et al.³⁷ 2010). Esta análise pode ser um instrumento de avaliação muito útil para melhorar a técnica cirúrgica e o desenvolvimento de novos biomateriais. Por meio de simulações, buscam-se soluções mais eficientes, com geometrias diferentes de materiais, no intuito de reduzir tensões na área fraturada e conseqüentemente diminuir as complicações pós-operatórias (Haim et al.¹³, 2011; Lauer et al.¹⁹, 2007; Meyer et al.²⁶, 2007; Seeman et al.³¹, 2007). Estudos de novos materiais podem representar avanços importantes para se alcançar os objetivos preconizados pela ortopedia em geral, reduzindo o volume e a quantidade de material implantado, com a máxima estabilidade possível (Kim et al.¹⁷, 2001).

Sabe-se que quanto mais complexo é o modelo, a análise de elementos finitos tende a ser mais precisa, assim como definições dos vetores de ação muscular, e

carregamentos de forças em diferentes regiões². O MEF utilizado neste trabalho foi simplificado, para facilitar a análise e a interpretação dos dados, por ser um estudo preliminar. Como nos achados de Wagner et al.³⁶ (2002), foi observado que quando a força foi aplicada no primeiro molar inferior contralateral à fratura, houve uma sobrecarga maior na região subcondilar fraturada e por esse motivo foi utilizada nessa análise.

Em casos de fraturas condilares da mandíbula, a utilização de duas placas retas para estabilizar os fragmentos fraturados é comprovadamente um bom método de fixação, suportando bem as forças mastigatórias transmitidas para essa área (Asprino et al.¹, 2006; Gealh et al.¹², 2009; Parascandolo et al.²⁸, 2012; Tominaga et al.³³, 2006). Neste estudo, foi observada uma satisfatória rigidez mecânica do sistema de fixação, utilizando duas placas retas, permitindo pouco deslocamento na linha de fratura. Por outro lado, esta rigidez do sistema naturalmente promoveu uma maior concentração de tensão, dissipada nos materiais de fixação e no osso. Como já seria esperado, a placa anterior (próxima a incisura sigmóide), por estar localizada em uma área de maior tração (Meyer et al.²⁴, 2002) obteve valores mais elevados, com regiões ultrapassando o limite de escoamento do titânio (900 a 1000 MPa) (Wagner et al.³⁶, 2002), sendo transmitidas essas tensões elevadas tanto para os parafusos, quanto nas regiões de inserção dos parafusos ao osso. A placa mais baixa (bordo posterior) demonstrou estar praticamente sob esforços de compressão, não comprometendo a estabilidade do sistema.

Modelos de placa trapezoidal foram testados anteriormente (Meyer et al.²⁶⁻²⁷, 2007 e 2008), apresentando resultados satisfatórios quando utilizadas na estabilização de fraturas condilares, resistindo bem às tensões fisiológicas. Destaca-se que a forma geométrica e a posição de adaptação do material tem influência direta

nestes resultados. No presente trabalho, os resultados apresentados revelaram uma distribuição de tensão que se assemelhava ao das duas placas retas, com maior concentração no braço anterior, porém com valores de tensão menores sobre a placa.

Quando se analisa a tensão exercida sobre os parafusos e como seria transferida essa tensão sobre a superfície óssea, os modelos estudados apresentaram alguns resultados que chamaram atenção. Somente a placa lambda e a placa trapezoidal continham o sistema de travamento. Autores mostram que este sistema apresenta vantagens por ter maior estabilidade primária e menor probabilidade de afrouxamento do parafuso (Haim et al.¹³, 2011). Todavia, comparando a placa lambda com a placa trapezoidal, notam-se valores bem mais elevados na placa trapezoidal, com valores maiores, inclusive, que o sistema sem travamento (duas placas retas). Os valores das tensões indicam que haveria uma tendência de afrouxamento ou mesmo de fratura do parafuso, principalmente nos parafusos localizado mais próximo às zonas de tração. No caso da placa trapezoidal, isso se torna ainda mais crítico, por apresentar apenas dois parafusos em cada lado, fato que pode justificar essa concentração mais elevada de tensão.

O modelo da placa lambda, também apresentou uma satisfatória rigidez mecânica do sistema, ainda que o deslocamento tenha sido um pouco maior que das placas retas. Constatou-se que a distribuição das tensões na superfície da placa foi mais homogênea, demonstrando a dissipação das tensões ao osso de forma mais eficiente. Este também é um caso em que a posição e o formato da placa podem justificar os resultados. A placa foi localizada com seu maior braço numa região, sabidamente mais acometida por forças de compressão, seguindo o longo eixo do côndilo, e o outro braço direcionando-se para região mais suscetível a forças de tração, próxima a incisura sigmóide, porém mais centralizado. Apesar disto,

demonstrou que, para as condições de carga que foi submetida também apresentou áreas de níveis muito elevados de tensão na placa e nos parafusos.

Embora os resultados dos estudos com MEF não devam ser transferidos diretamente para situações clínicas, estes dados sugerem que todos os métodos, nas condições de cargas testadas estariam suscetíveis a uma falha como a fratura da placa ou do parafuso ou mesmo o afrouxamento de parafusos do osso.

Para entender estes resultados deve-se lembrar de que a localização, a direção e a intensidade da força aplicada ao MEF foi propositalmente crítica, simulando um paciente em condições normais de mastigação e com máxima intercuspidação, fato que clinicamente não ocorre. Sabe-se que no pós-operatório cirúrgico este material receberia forças de intensidade bem menor, sendo encontrado valores da força de mastigação por volta de 100N em pacientes com 4 semanas de pós-operatório (Arbag et al.³, 2008; Haug et al.¹⁴, 2002; Vajgel et al.³⁴, 2013). Considerando-se que haja uma redução no valor de carregamento para que os modelos fiquem dentro de uma condição de linearidade, encontrariam-se valores de tensão que comparativamente seriam equivalentes. Por se tratar de um modelo de estudo linear, se fosse realizada novamente a simulação, com a metade da intensidade da força (125 N) todos os valores também diminuiriam de forma proporcional, deixando o sistema mais próximo de uma condição clínica real, sem alterar o padrão na distribuição das tensões. Nestas condições, todos os sistemas poderiam suportar as tensões fisiológicas. Outro ponto importante a ser analisado neste estudo é a restrição total dos movimentos condilares, fato que leva naturalmente uma transferência de tensões para região dos côndilos, podendo simular uma condição muito mais severa.

No estudo feito por Haug et al.¹⁴ (2002) indicaram que cerca de 31% dos vetores das forças mastigatórias são transferidas para a região da articulação temporomandibular em relação cêntrica, sendo equivalente a aproximadamente 50N, em casos de pacientes com fraturas condilares. No entanto, sabe-se que existem fatores como apertamento ou atrição dos dentes, de forma involuntária durante o sono, que podem levar a uma transferência aumentada à região do côndilo fraturado. Por tudo isso, Wagner et al.³⁶ (2002) explica que ainda que se tenha um sistema de fixação que suporte bem às forças fisiológicas, recomenda para que se controle esses fatores, para evitar complicações.

Em linhas gerais, os resultados sugerem que a placa lambda, quando submetida em condições de cargas idênticas a de duas placas retas e da trapezoidal, tem um comportamento biomecânico mais favorável, com a distribuição das tensões de forma mais equilibrada, fornecendo rigidez mecânica satisfatória ao sistema. Pensando-se na técnica cirúrgica, tende a ser uma técnica mais fácil, por utilizar apenas uma placa, necessitando de menor área para adaptação e fixação dos parafusos.

Neste sentido, outros trabalhos clínicos e experimentais poderão ser realizados, para aumentar o conhecimento do comportamento mecânico desses materiais, com a finalidade de um melhor entendimento de algumas questões, as quais o método de elementos finitos não responde de forma precisa. Estes dados experimentais serão importantes para o desenvolvimento de novas pesquisas por meio de elementos finitos, utilizando modelos mandibulares mais complexos e que busquem maior proximidade com a fisiologia dos movimentos mandibulares na região condilar.



7 CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

Considerando-se as condições experimentais empregadas, é lícito concluir que:

- Todos os métodos de fixação permitiram estabilizar de forma adequada as fraturas subcondilares baixas;
- O sistema utilizando a placa lambda permitiu melhor distribuição de tensões, de forma mais homogênea para o material de fixação e para o osso.
- Nas condições de força testada, compatível com a de uma pessoa sem fratura de côndilo mandibular, sugere-se que os três modelos de placa poderiam falhar em algum momento da utilização, pois, em algumas áreas ultrapassaram o limite de escoamento do material.



8 REFERÊNCIAS

8 REFERÊNCIAS*

1. Asprino L, Consani S, de Moraes M. A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64(3): 452- 6.
2. Aquilina P, Chamoli U, Parr WCH, Clausen PD, Wroe S. Finite element analysis of three patterns of internal fixation of fractures of the mandibular condyle. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2013; 51(4): 326-31.
3. Arbag H, Korkmaz HH, Ozturk K, Uyar Y. Comparative evaluation of different miniplates for internal fixation of mandible fractures using finite element analysis. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 66(6): 1225-32.
4. Champy M, Lodde JP: Etude des contraintes dans la mandibule fracturées chez l'homme. Mesures théoriques et vérification par jauges d'extensiométrie in situ. *Rev Stomatol Chir Maxillofac.* 1977; 78(8): 545-51.
5. Choi K, Yang J, Chung H, Cho B. Current concepts in the mandibular condyle fracture management part I: overview of condylar fracture. *Arch Plast Surg.* 2012; 39 (4): 291-300.
6. Choi K, Yang J, Chung H, Cho B. Current concepts in the mandibular condyle fracture management part II: overview of condylar fracture. *Arch Plast Surg.* 2012; 39 (4): 301- 8.
7. Costa FWG, Bezerra MF, Ribeiro TR, Pouchain EC, Sabóia VPA, Soares ECS. Biomechanical analysis of titanium plate systems in mandibular condyle fractures. A systematized literature review. *Acta Cir Bras.* 2012; 27(6): 461-9.

*De acordo com o manual FOAr/UNESP, adaptadas das normas Vancouver. Disponível no site: <http://www.foar.unesp.br/#!/biblioteca/manual>

8. Derfoufi L, Delaval C, Goudot P, Yachouh J. Complications of condylar fracture osteosynthesis. *J Craniofac Surg*. 2011; 22(4): 1448-51.
9. Ellis E, Dean J. Rigid fixation of mandibular condyle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1993; 76(1): 6-15.
10. Ellis III E, Throckmorton GS. Treatment of mandibular condylar process fractures: biological considerations. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005; 63(1):115-34.
11. Fernandez R, Gallas M, Burguera M, Viano JM. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. *J Biomech*. 2003; 36(3): 329-37.
12. Gealh WC, Costa JV, Ferreira GM, Iwaki Filho L. 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(4): 738-43.
13. Haim D, Müller A, Leonhardt H, Nowak A, Richter G, Lauer G. Biomechanical study of the delta plate and the trilock delta condyle trauma plate. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011; 69(10): 2619-25.
14. Haug RH, Peterson GP, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002; 60(1): 73-80.
15. Iizuka T, Lindqvist C, Hallikainen D, Mikkonen P, Paukku P. Severe bone resorption and osteoarthrosis after miniplate fixation of high condylar fractures. A clinical and radiologic study of thirteen patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1991; 72(4): 400-7.
16. Ji B, Wang C, Liu L, Long J, Tian W, Wang H. A biomechanical analysis of titanium miniplates used for treatment of mandibular symphyseal fractures with the finite

- element method. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 109(3): 21-7.
17. Kim YK, Nam KW. Treatment of mandible fractures using low-profile titanium miniplates: preliminary study. *Plast Reconstr Surg.* 2001; 108(1): 38-43.
18. Kyzas P; Saeed A, Tabbenor O. The treatment of mandibular condyle fractures: a meta-analysis. *J Craniomaxillofac Surg.* 2012; 40(8) 1-15.
19. Lauer G, Pradel W, Schneider M, Eckelt U. A new 3-dimensional plate for transoral endoscopic-assisted osteosynthesis of condylar neck fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 65 (5): 964-71.
20. Lindahl L. Condylar fractures of the mandible. I. Classification and relation to age, occlusion, and concomitant injuries of teeth and teeth supporting structures, and fractures of the mandibular body. *Int J Oral Surg.* 1977; 6(1): 12-21.
21. Lovald ST, Wagner JD, Baack B. Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 67(5): 973-85.
22. Meyer C, Kahn JL, Boutemi P, Wilk A. Determination of the external forces applied to the mandible during various static chewing tasks. *J Craniomaxillofac Surg.* 1998; 26(5): 331-41.
23. Meyer C, Kahn JL, Lambert A, Boutemi, Wilk A. Development of a static simulator of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg.* 2000; 28(5): 278-86.
24. Meyer C, Kahn JL, Boutemi P, Wilk A. Photoelastic analysis of bone deformation in the region of the mandibular condyle during mastication. *J Craniomaxillofac Surg.* 2002; 30(3): 160-9.
25. Meyer C, Serhir L, Boutemi P. Experimental evaluation of three osteosynthesis devices used for stabilizing condylar fractures of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg.* 2006; 34(3): 173-81.

26. Meyer C, Martin E, Kahn JL, Zink S. Development and biomechanical testing of a new osteosynthesis plate (TCP) designed to stabilize mandibular condyle fractures. *J Craniomaxillofac Surg.* 2007; 35(2): 84-90.
27. Meyer C, Zink S, Chatelain B, Wilk A. Clinical experience with osteosynthesis of subcondylar fractures. *J Craniomaxillofac Surg.* 2008; 36(5): 260-8.
28. Parascandolo S, Spinzia A, Parascandolo S, Piombino P, Califano L. Two load sharing plates fixation in mandibular condylar fractures: biomechanical basis. *J Craniomaxillofac Surg* 2010; 38(5): 385-90.
29. Park SS, Lee KC, Kim SK. Overview of mandibular condyle fracture. *Arch Plast Surg.* 2012; 39(4): 281-3.
30. Rallis G, Mourouzis C, Ainatzoglou M, Mezitis M, Zachariades N. Plate osteosynthesis of condylar fractures: a retrospective study of 45 patients. *Quintessence Int.* 2003; 34(1): 45-9.
31. Seemann R, Schicho K, Reichwein A, Eisenmenger G, Ewers R, Wagner A. Clinical evaluation of mechanically optimized plates for the treatment of condylar process fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 104 (6): 1-4.
32. Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Sugimura M. A comparative evaluation of osteosynthesis with lag screws, miniplates, or Kirschner wires for mandibular condylar process fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59(10): 1161-8.
33. Tominaga K, Habu M, Khanal A, Mimori Y, Yoshioka I, Fukuda J. Biomechanical evaluation of different types of rigid internal fixation techniques for subcondylar fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64(10):1510-6.

34. Vajgel A, Camargo IB, Willmersdorf R, Melo TM, Laureano Filho JR, Vasconcelos RJH. Comparative finite element analysis of the biomechanical stability of 2.0 fixation plates in atrophic mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013; 71(2): 335-42.
35. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg.* 2000; 28(2): 91-6.
36. Wagner A, Krach W, Schicho K, Undt G, Ploder O, Ewers R. 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 Oral Endod.* 2002; 94(6): 678-86.
37. Wang H, Ji B, Jiang W, Liu L, Zhang P, Tang W, Tian W, Fan Y. Three-dimensional finite element analysis of mechanical stress in symphyseal fractured human mandible reduced with miniplates during mastication. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 68(7): 1585-92.
38. Zachariades N, Mezitis M, Mourouzis C, Papadakis M, Spanou A. Fractures of the mandibular condyle: a review of 466 cases. Literature review, reflections on treatment and proposals. *J Craniomaxillofac Surg.* 2006; 34(7): 421-3.
39. Zienkiewics OC, Taylor RL. *El método de los elementos finites.* 5. ed. Barcelona: CIMNE; 2004. v. 1.