

ANA PAULA MACARINI IELPO

**COMPORTAMENTO MECÂNICO DE DIFERENTES TIPOS
DE MINIPLACAS PARA ANCORAGEM ESQUELÉTICA NO
TRATAMENTO DA MORDIDA ABERTA ANTERIOR**

ANA PAULA MACARINI IELPO

**COMPORTAMENTO MECÂNICO DE DIFERENTES TIPOS DE
MINIPLACAS PARA ANCORAGEM ESQUELÉTICA NO
TRATAMENTO DA MORDIDA ABERTA ANTERIOR**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Programa em CIÊNCIA E TECNOLOGIA APLICADA À ODONTOLOGIA.

Área: Inovação tecnológica multidisciplinar com ênfase em odontologia. Linha de pesquisa: Inovação tecnológica.

Orientadora: Prof. Dr. Rodrigo Dias Nascimento

Coorientador: Prof. Assoc, Alexandre Luiz Souto Borges

São José dos Campos

2019

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2019]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Ielpo, Ana Paula Macarini

Comportamento mecânico de diferentes tipos de miniplacas para ancoragem esquelética no tratamento da mordida aberta anterior / Ana Paula Macarini Ielpo. -

São José dos Campos : [s.n.], 2019.

57 f. : il.

Dissertação (Mestrado Profissional) - Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia Aplicada à Odontologia - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2019.

Coorientador: Alexandre Luiz Souto Borges

1. Ancoragem ortodôntica. 2. Miniplacas. 3. Mordida aberta anterior. I. Nascimento, Rodrigo Dias, orient. II. Borges, Alexandre Luiz Souto, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Rodrigo Dias Nascimento

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos -SP

Prof. Dr. João Mauricio Ferraz da Silva

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos -SP

Profa Dra. Marília Gabriela de Oliveira Lopes

Universidade do Vale do Paraíba (Univap)

Campus de São José dos Campos- SP

São José dos Campos, 12 de fevereiro de 2019.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Elaine e Elias, pelo incentivo e equilíbrio emocional.

À minha avó materna Isabel, por torcer por mim em todas as ocasiões.

Ao meu marido André pela compreensão e paciência.

À minha filha Isabela, que tão pequena já me ensina tanto sobre o amor incondicional.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus, que me deu energia e benefícios para conclusão deste trabalho.

À minha família por todo apoio na execução deste trabalho e que me apoia tanto na luta pela ascensão profissional.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Rodrigo Dias Nascimento, por estar disponível em todos os momentos que precisei de ajuda.

Ao meu coorientador, Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges, por ceder seu tempo e seu laboratório de elementos finitos para criarmos parte do modelo experimental.

Ao CTI, Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, em especial ao Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi, por ceder o laboratório e os estagiários para finalização do modelo experimental e execução dos resultados.

"Tudo é uma questão de manter a mente quieta a espinha ereta e o coração tranquilo". Walter Franco

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	7
LISTA DE TABELAS.....	8
RESUMO	10
ABSTRACT.....	11
1 INTRODUÇÃO	11
2 PROPOSIÇÃO	14
3 MATERIAL E MÉTODOS	15
3.1 Elaboração dos modelos.....	15
3.1.1 Pré-processamento	21
3.1.2 Processamento	22
3.2 Caracterização dos Modelos.....	22
4 RESULTADOS.....	25
5 DISCUSSÃO.....	48
6 CONCLUSÃO	53
REFERÊNCIAS.....	57

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Miniplacas construídas no SolidWorks.	15
Figura 2-Primeiro posicionamento da miniplaca no modelo 3D.	17
Figura 3-Realização da dobra para adaptação da placa.	17
Figura 4-Posicionamento ideal da barra transpalatina no modelo.	19
Figura 5- Direção da aplicação de força para intrusão posterior.	20
Figura 6- Malha gerada do modelo tridimensional.	21
Figura 7- Resultado do deslocamento obtido em cada tipo de miniplaca (I, Y e T) com 2N de carga.	26
Figura 8-Tensão máxima principal na miniplaca I com 2N de carga.	27
Figura 9-Tensão máxima principal na miniplaca Y com 2N de carga.	28
Figura 10-Tensão máxima principal na miniplaca T com 2N de carga.	29
Figura 11- Tensão de Von Mises para aplicação de 2N de força (I, Y e T).	31
Figura 12-Resultado do deslocamento obtido em cada tipo de miniplaca (I, Y e T) com 4N de carga.	33
Figura 13-Tensão Máxima Principal com aplicação de 4N de força (I, Y, T). ..	35
Figura 14-Tensão de Von Mises para aplicação de 4N de força (I, Y, T).	37
Figura 15-Resultado do deslocamento obtido em cada tipo de miniplaca (I, Y e T) com 6N de carga.	39
Figura 16-Tensão Máxima Principal com aplicação de 6N de força (I, Y, T). ..	41
Figura 17- Tensão de Von Mises para aplicação de 6N de força (I, Y, T).	43
Figura 18-Comparação das Placas para Deslocamento.	46
Figura 19-Comparação das Placas para Tensão Máxima Principal.	46
Figura 20-Comparação das Placas para Tensão de Von Mises.	47

LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Dimensões das miniplacas (mm)	16
Quadro 2- Propriedades dos elementos.....	19
Quadro 3- Número de elementos e número de nós obtidos no modelo tridimensional	22
Quadro 4- Quantidade de elementos e Aspecto Ratio para cada tipo de modelo	23
Quadro 5- Dados do Element Quality e quantidade de elementos gerados nos modelos.....	24

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Deslocamento dos 3 tipos de miniplaca (I, Y e T) com 2N de carga .	27
Tabela 2-Tensão máxima principal comparativa das 3 miniplacas (I, Y e T) com 2 N de carga	29
Tabela 3-Tensão de Von Mises comparativa das 3 miniplacas (I, Y e T) com 2 N de carga.....	30
Tabela 4- Deslocamento dos 3 tipos de miniplaca (I, Y e T) com 4N de carga .	32
Tabela 5-Tensão máxima principal comparativa das 3 miniplacas (I, Y e T) com 4 N de carga	34
Tabela 6 - Tensão de Von Mises comparativa das 3 miniplacas (I, Y e T) com 4 N de carga	36
Tabela 7- Deslocamento dos 3 tipos de miniplaca (I, Y e T) com 6N de carga .	38
Tabela 8- Tensão máxima principal comparativa das 3 miniplacas (I, Y e T) com 6 N de carga	40
Tabela 9 - Tensão de Von Mises comparativa das 3 miniplacas (I, Y e T) com 6 N de carga	42
Tabela 10- ANOVA para os dados obtidos.....	44
Tabela 11-Teste de Comparação de Tukey	45

Ielpo APM Comportamento mecânico de diferentes tipos de miniplacas para ancoragem esquelética no tratamento da mordida aberta anterior [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2019.

RESUMO

Situações clínicas que envolvam discrepâncias moderadas e que teriam como opção terapêutica o tratamento orto-cirúrgico, por meio da cirurgia ortognática, podem beneficiar-se da utilização da ancoragem esquelética buscando resultados satisfatórios e com menor morbidade ao paciente. O tratamento da mordida aberta anterior no paciente adulto é uma das situações em que as miniplacas podem oferecer uma ancoragem esquelética capaz de permitir o seu tratamento sem a realização da cirurgia ortognática. O objetivo deste trabalho foi verificar, por meio de análise por elementos finitos, distribuição de tensão e o comportamento de diferentes desenhos de miniplacas, por meio das tensões recebidas e deslocamento sofrido, simulando uma situação clínica de ancoragem esquelética para o tratamento de mordida aberta anterior no adulto. Em um modelo virtual foram aplicadas forças intrusivas de 2, 4 e 6N em molares superiores, tendo como ancoragem miniplacas com formatos T, Y, e I instaladas na região da crista zigomática alveolar. Verificou-se o deslocamento, tensão máxima principal e tensão de Von Mises, de acordo com o formato do dispositivo de ancoragem. As configurações das placas resultaram em diferentes intensidades de stress no osso, na placa e no deslocamento, porém essas tensões se localizaram sempre nas mesmas regiões dentro do limite fisiológico. A placa T obteve comportamento mais indesejado e a placa Y se mostrou mais próxima do ideal.

Palavras-chave: Ancoragem ortodôntica. Miniplacas. Mordida aberta anterior.

Ielpo APM. Mechanical behavior of different miniplate designs for skeletal anchorage in the previous open bite [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2019.

ABSTRACT

Clinical situations that involve moderate discrepancies and that would have as a therapeutic option the ortho-surgical treatment, through orthognathic surgery, can benefit from the use of skeletal anchorage seeking satisfactory results and lower morbidity to the patient. The treatment of anterior open bite in the adult patient is one of the situations in which the miniplates can offer a skeletal anchorage capable of allowing its treatment without performing orthognathic surgery. The objective of this work was to verify, through finite element analysis, the bone stress and the behavior of different miniplate designs, through the tensions received and displacement suffered, simulating a clinical situation of skeletal anchorage for the treatment of anterior open bite in the adult. In a virtual model, intrusive forces of 2, 4 and 6N were applied in upper molars, and miniplates with T, Y, and I formats were anchored in the region of the zygomatic abutment. The displacement, main maximum voltage and voltage of Von Mises were checked according to the shape of the anchoring device. The plaque configurations resulted in different stresses in bone, plaque and displacement, but these stresses were always located in the same regions within the physiological limit. The T plate obtained more unwanted behavior and the Y plate showed to be closer to the ideal.

Keywords: Orthodontic anchorage. Miniplates. Anterior open bite.

1 INTRODUÇÃO

A mordida aberta anterior (MAA) pode apresentar diversas etiologias e pode ser dividida em dentária ou esquelética. O diagnóstico do tipo de mordida aberta é imprescindível para uma conduta correta de tratamento (Almeida et al, 2003).

Para o tratamento correto de uma má oclusão, deve-se utilizar uma forma de ancoragem adequada e um dos maiores desafios na ortodontia é o seu controle em molares e caninos. Atualmente, dispositivos de ancoragem esquelética como mini-implantes, miniplacas e implantes osseointegrados vêm sendo muito empregados para tais situações. Desta forma, algumas discrepâncias moderadas tornam-se viáveis para serem tratadas sem cirurgia (Sakima et al., 2009; Largura et al, 2014; Farret et al., 2016).

Casos em que o paciente necessita de uma reabilitação oral após o tratamento ortodôntico, instalar implantes osseointegrados como forma de ancoragem pode ser uma boa alternativa, mas é preciso um planejamento minucioso prévio para que não seja necessário a remoção deste implante posteriormente. Por outro lado, em casos em que não há perdas dentárias, os dispositivos mais indicados são as miniplacas e os mini-implantes (Largura et al., 2014).

A ancoragem utilizando mini-implantes é difundida devido a simplicidade da cirurgia para instalação dos dispositivos, porém esta mesma facilidade não se dá no controle da mecânica dentária. Hoje, a literatura mostra que os mini-implantes, além do risco de perfurar as raízes dos dentes não possuem um índice de sucesso tão grande como as miniplacas (Sakima et al., 2009; Largura et al., 2014).

Para a instalação das miniplacas como ancoragem esquelética temporária deve-se avaliar antes a quantidade e qualidade do osso no local, pois este fator

pode estar diretamente relacionado à possíveis falhas. Os formatos T, Y e I são mais fáceis de se moldar à maxila, enquanto as miniplacas em formato L se acomodam melhor na mandíbula (Faber et al., 2008).

O tratamento com miniplacas se mostra vantajoso por não precisar de preparo no local a ser instalado, o dispositivo é parafusado no osso do paciente e o único preparo realizado é na própria miniplaca, para ajusta-la à anatomia da crista zigomática alveolar (Umemori et al., 1999).

A vantagem na utilização de miniplacas para o tratamento da MAA também pode ser observado no relato de caso clínico de uma paciente adulta com este tipo de maloclusão e que também apresentava como patologia uma desordem temporomandibular. Miniplacas foram instaladas na mandíbula e maxila da paciente por um ano e após este período o perfil retrognático apresentou grande melhora. Os autores concluíram que o tratamento ortodôntico auxiliado pela ancoragem esquelética é positivo para intrusão de molares superiores e inferiores em pacientes com MAA (Iwasa et al., 2017). Este resultado positivo também é demonstrado no trabalho de Marzouk e Kassem, 2018 no qual foi avaliada a estabilidade em longo prazo da correção da MAA em adultos tratados com a intrusão do segmento superior com miniplacas zigomáticas. Foram analisados 26 casos clínicos por quatro anos e os autores concluíram que a intrusão molar com miniplacas zigomáticas mostrou-se estável neste período.

No tratamento da mordida aberta anterior severa, uma das alternativas de tratamento é a cirurgia ortognática, porém este tratamento além de apresentar maiores riscos pode ser realizado somente após o término do crescimento. Uma alternativa à cirurgia, seria a realização da intrusão dos molares superiores por meio das miniplacas. Desta forma, é possível equilibrar as discrepâncias morfológicas presentes e melhorar a estética facial (Leung et al., 2008).

Estudos avaliaram a intrusão de molares inferiores por meio da utilização de miniplacas na cortical óssea, mais precisamente região do ápice do primeiro e segundo molar ganhando em torno de 3 a 5 mm de intrusão sem grandes alterações no plano oclusal. Utilizando uma ancoragem fixa das miniplacas, a magnitude de força pode ser melhor controlada, reduzindo a reabsorção radicular por redução nas forças realizadas (Umemori, 1999; Lee et al., 2016).

Outro estudo mostra que a intrusão dos molares altera o plano oclusal, plano mandibular, porção anterior da face e reduz o excesso dento-alveolar posterior (Largura et al., 2014). A intrusão dos molares superiores é efetiva para o fechamento de mordida aberta de até 3mm. Para má-oclusão mais discrepante deve-se corrigir usando dispositivos nos dois arcos, pois a intrusão do molar superior e inferior simultaneamente permite maior rotação da mandíbula no sentido anti-horário e consegue assim promover maiores mudanças esqueléticas (Largura et al., 2014)

O método por elemento finito é capaz de modelar as estruturas dos tecidos artificiais e naturais tornando totalmente possível a aplicabilidade de forças nas mais diversas direções. Ainda assim, por meio deste método, é possível obter informações sobre o nível de tensão originada no local escolhido provocado pela carga executada, seja ele um elemento dentário ou tecido (Lotti et al., 2006).

Por ser um estudo numérico, o método por elemento finito consegue mensurar força, tensão e deflexão das miniplacas prevendo, portanto, qualquer possibilidade de falha clínica. Além disso, permite avaliar o estresse ósseo resultante, de acordo com o formato do dispositivo de ancoragem e o número de parafusos de fixação utilizados na placa (Lee et al., 2016).

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi verificar, por meio de análise por elementos finitos, o estresse ósseo e o comportamento de diferentes desenhos de miniplacas, por meio das tensões recebidas e deslocamento sofrido, simulando uma situação clínica de ancoragem esquelética para o tratamento de mordida aberta anterior no adulto.

3 MATERIAL E MÉTODOS

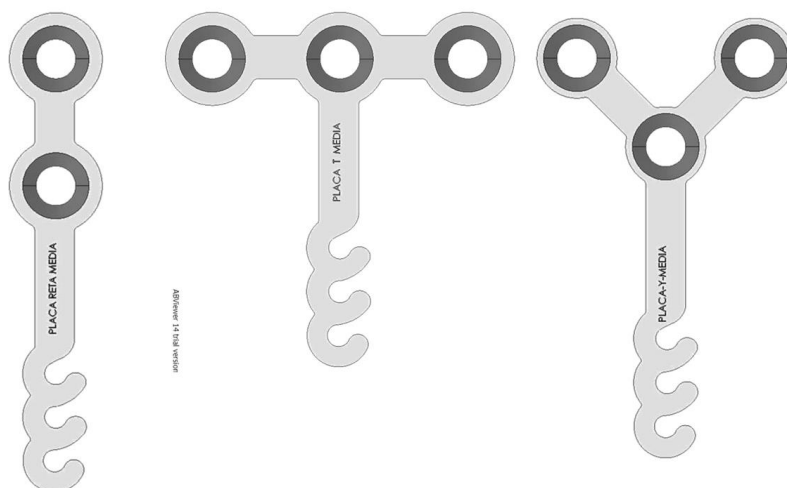
O trabalho teve como finalidade avaliar três tipos de miniplacas ortodônticas nos formatos I, Y e T, buscando mostrar qual formato causaria menor estresse ósseo e sofreria menor deformação por meio de análise de elemento finito, o que clinicamente poderia refletir em melhor desempenho na função de intrusão dos molares superiores como parte do tratamento da mordida aberta anterior em pacientes adultos.

Todo o projeto e análise do trabalho foi feito em parceria com o Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (Campinas, São Paulo).

3.1 Elaboração dos modelos

O desenho industrial das imagens em 3D das miniplacas de titânio foi confeccionado por meio do software SolidWorks (SolidWorks Corporation, Concord, MA, USA) (Figura 1).

Figura 1- Miniplacas construídas no SolidWorks



Fonte: Elaborada pelo autor.

Foram feitas medições de miniplacas em formato “T”, “Y” e “I”, com um paquímetro e especímetro digitais e, a partir destas medições, as placas 3D foram projetadas no software SolidWorks (SolidWorks Corporation, Concord, MA, USA). Após a obtenção destes dados foi confeccionado o modelo 3D da maxila no Software Rhinoceros 4.0 (SR 9.0, McNeel, América do Norte, Seattle, EUA) (Quadro 1).

Quadro 1- Dimensões das miniplacas (mm)

MINIPLACA	MEDIDAS: espessura x comprimento x largura (milímetros)
T	1,0 x 20,5 x 17,0
Y	1,0 x 25,0 x 13,4
I	1,0 x 27,0 x 4,4

Fonte: Elaborado pelo autor.

O modelo tridimensional utilizado para a simulação da análise por elementos finitos foi criado no software Rhinoceros 4.0 (SR 9.0, McNeel, América do Norte, Seattle, EUA) a partir de uma maxila com 1mm de cortical óssea já existente no banco de dados do Instituto de Ciência e Tecnologia da UNESP em São José dos Campos (dal Piva et al., 2017; Souza Batista et al., 2017). Neste programa foi posicionado cada tipo de placa na crista zigomática alveolar da maxila.

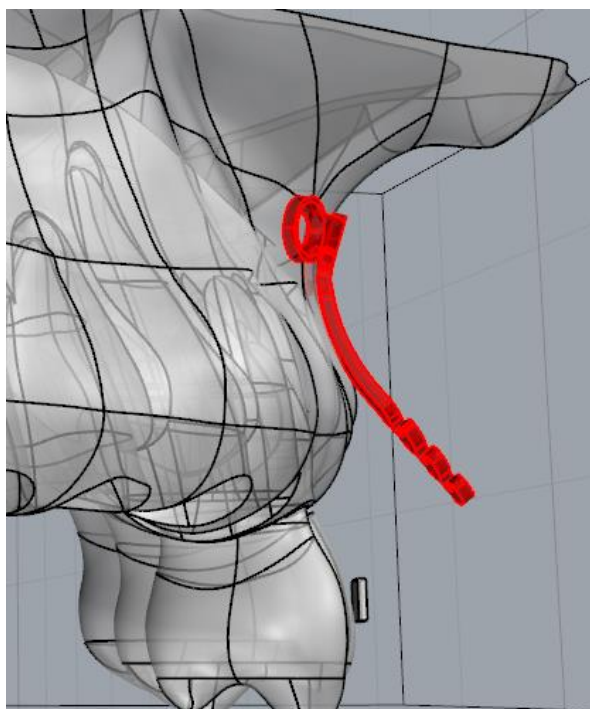
Os três tipos de placas tiveram os mesmos padrões de contato com o tecido ósseo.

Os parafusos de fixação e as placas eram de titânio comercialmente puro e foram confeccionados no modelo com contato deslizante, aproximando-se mais da realidade clínica (Conci et al., 2015).

Para que houvesse uma adaptação perfeita e redução da interface entre o

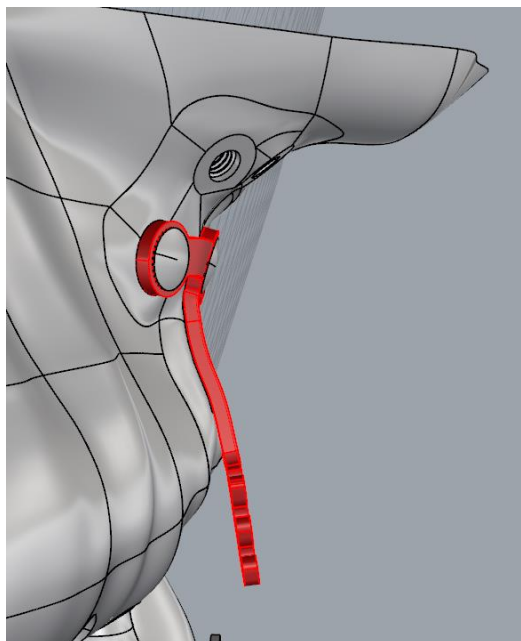
osso e a placa, as mesmas foram modeladas virtualmente. Cada miniplaca foi, inicialmente, posicionada no modelo tridimensional na região da crista zigomática alveolar para que, posteriormente, fosse realizada uma outra dobra na parte ativa da placa de tal forma que ficasse paralela ao longo eixo do dente (Figuras 2 e 3).

Figura 2-Primeiro posicionamento da miniplaca no modelo 3D



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 3-Realização da dobra para adaptação da placa



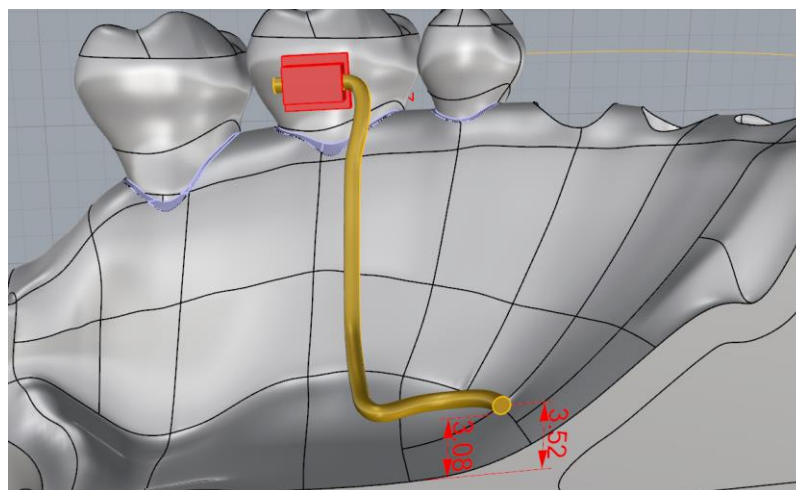
Fonte: Elaborada pelo autor.

No modelo, foi considerada uma maxila adulta, com os dentes apresentando dispositivos ortodônticos fixos convencionais do tipo Roth Light Slot 22 (Morelli, Sorocaba, SP) e bandas nos molares superiores com ganchos (Geramy, 2015). Todos os dispositivos foram ancorados pelo fio ortodôntico retangular 0,017"x0,025" Nitinol (Souza et al., 2015).

Todo o conjunto de dispositivos ortodônticos permaneceu ancorado na barra transpalatina para evitar o movimento vestibular do primeiro molar superior quando a intrusão fosse realizada.

A barra transpalatina foi construída com uma distância ideal para o espaço da mucosa e a mesma foi acoplada ao tubo acessório palatino nos primeiros molares superiores, para que a ancoragem fosse a mais absoluta possível (Figura 4).

Figura 4- Posicionamento ideal da barra transpalatina no modelo



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os elementos utilizados na simulação foram: osso cortical (Assis et al, 2014) osso esponjoso (Ramakrishaniah et al., 2015), ligamento periodontal (Ramakrishaniah et al., 2015) , dentina (Tribst et al., 2018;de Assis et al., 2014), titânio (Conci et al., 2015), aço inoxidável (Geramyet al., 2015) e nitinol (Souza et al., 2015). As propriedades dos materiais utilizados neste estudo foram informadas com base na literatura (Quadro 2).

Quadro 2- Propriedades dos elementos

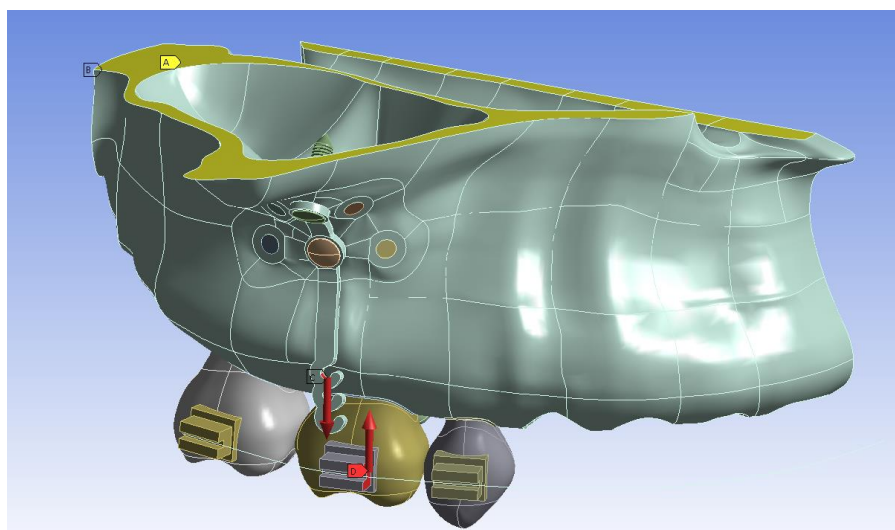
PROPRIEDADE DOS ELEMENTOS		
Material	Módulo de Young (GPa)	Poisson Coefficient
Osso Cortical	17.5	0,3
Osso Esponjoso	0.15	0.3
Ligamento Periodontal	0,069	0.45
Dentina	20	0.3
Titânio	103	0.34
Aço Inoxidável (Braquetes)	200	0.25
Nitinol	52	0.3

Fonte: Tribst et al., 2018; de Assis et al., 2014; Ramakrishaniah et al., 2015; Conci et al., 2015; Geramy et al., 2015; Souza et al., 2015.

Cada miniplaca foi posicionada na maxila virtual de forma que o gancho no qual seria aplicada a força estivesse projetado na cavidade oral a uma distância de aproximadamente 8 mm do arco ortodôntico. Distância esta fundamental para criar tensão no elástico ou mola de níquel-titânio acoplados ao gancho e também no tubo da banda dos molares, promovendo assim a intrusão posterior (Ramos et al., 2008).

A aplicação do elástico de força de intrusão foi feita no sentido do longo eixo do dente, presos sempre ao braquete e no terceiro gancho da miniplaca, correspondente a distância ideal (Figura 5).

Figura 5- Direção da aplicação de força para intrusão posterior



Fonte: Elaborada pelo autor.

Todos os materiais foram considerados isotrópicos, linearmente elásticos e homogêneos.

3.1.1 Pré-processamento

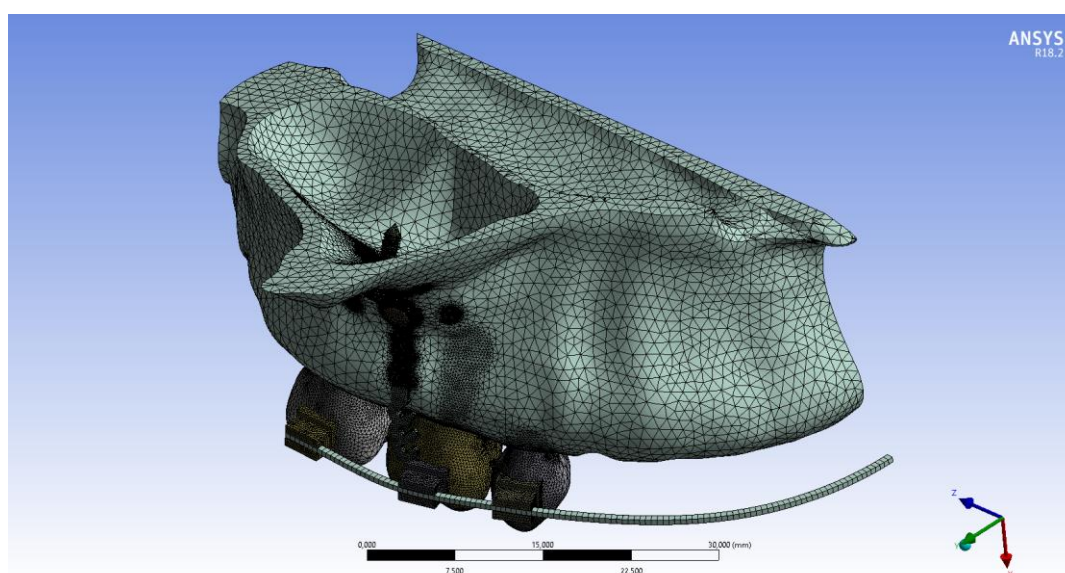
Após a confecção dos modelos tridimensionais, os mesmos foram transportados para o software de análise ANSYS (17.2 ANSYSInc, Houston, Tx) (dal Piva et al., 2017).

Nesta fase foi realizada a aplicação de forças axiais de 2, 4, e 6 N simulando a intrusão posterior e consequentemente tratamento da mordida aberta (Huang et al., 2012).

Neste momento foi possível gerar a malha de elementos finitos para as diferentes regiões e atribuir diferentes propriedades de material (Quadro 2).

Tais modelos foram construídos de maneira a simplificar uma situação real. O método por elementos finitos é capaz de fazer isto, por meio de recursos CAD (Computer Aided Manufacturing), obtendo determinado número de nós, que variou um pouco para cada análise, pois buscou-se obter uma malha com maior refinamento possível buscando melhor resultado. A Figura 6 e Quadro 3 se referem aos dados de pré-processamento.

Figura 6- Malha gerada do modelo tridimensional.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Quadro 3- Número de elementos e número de nós obtidos no modelo tridimensional

	Número de nós	Número de elementos
PLACA I	2900228	1923115
PLACA Y	2847272	1891437
PLACA T	2697198	1788073

Fonte: Elaborado pelo autor.

3.1.2 Processamento

Nesta fase o processamento de dados foi dado pelo software ANSYS (17.2 ANSYSInc, Houston, Tx) para a obtenção dos resultados.

3.2 Caracterização dos Modelos

As miniplacas ortodônticas e o tecido ósseo foram avaliados de acordo com seu comportamento biomecânico. Os resultados avaliados foram o Deslocamento Máximo das miniplacas (milímetros) e dois tipos de Tensões - ambas dadas em Mega Pascal (Mpa):

- a) Tensão de Von Mises, para os sólidos dúcteis do sistema;
- b) Tensão Máxima Principal, para o tecido ósseo.

O software ANSYS possibilitou uma análise qualitativa dos dados, por meio de uma escala de valor máximo e valor mínimo de deslocamento e tensão.

A cor vermelha na análise refere-se às áreas onde foi obtida maior tensão ou deslocamento. A cor azul, representa menores deslocamentos e tensões.

Para uma análise ainda mais fiel à representação clínica no dia-dia do cirurgião-dentista, foi de extrema importância adquirir dados sobre a credibilidade e riqueza do modelo. Tais dados foram obtidos pelo número de elementos (Quadro 3), pelo Aspecto Ratio e pelo Element Quality.

O Aspecto Ratio do modelo tridimensional, que corresponde a relação matemática de duas dimensões (valor máximo e mínimo das distâncias das células e dos nós) indica alta qualidade, pois os valores estão maiores do que zero (Quadro 4).

Quadro 4- Quantidade de elementos e Aspecto Ratio para cada tipo de modelo

	Aspecto Ratio	Quantidade de elementos
MODELO I	6,13	1924361
MODELO Y	4,26	1879988
MODELO T	4,56	1799655

Fonte: Elaborado pelo autor.

A qualidade da malha gerada para construção do modelo tridimensional apresentou-se sempre próxima ao número 1, o que indica um modelo extremamente fiel e uma alta qualidade na obtenção dos resultados (Quadro 5).

Quadro 5- Dados do Element Quality e quantidade de elementos gerados nos modelos

	Element Quality	Quantidade de elementos
MODELO I	0,662	200000
	0,759	471000
	0,855	710000
	0,952	437000
MODELO Y	0,654	186000
	0,753	454000
	0,852	711000
	0,951	448000
MODELO T	0,661	186000
	0,758	440000
	0,855	664000
	0,952	421000

Fonte: Elaborado pelo autor.

4 RESULTADOS

Foram obtidas respostas para nove simulações, três para cada tipo de miniplaca. Tais respostas correspondem a Tensão Máxima Principal (Mpa), Tensão de Von Mises (Mpa) e Deslocamento (mm), quando as placas I, Y e T foram submetidas à força de 2N, 4N e 6N.

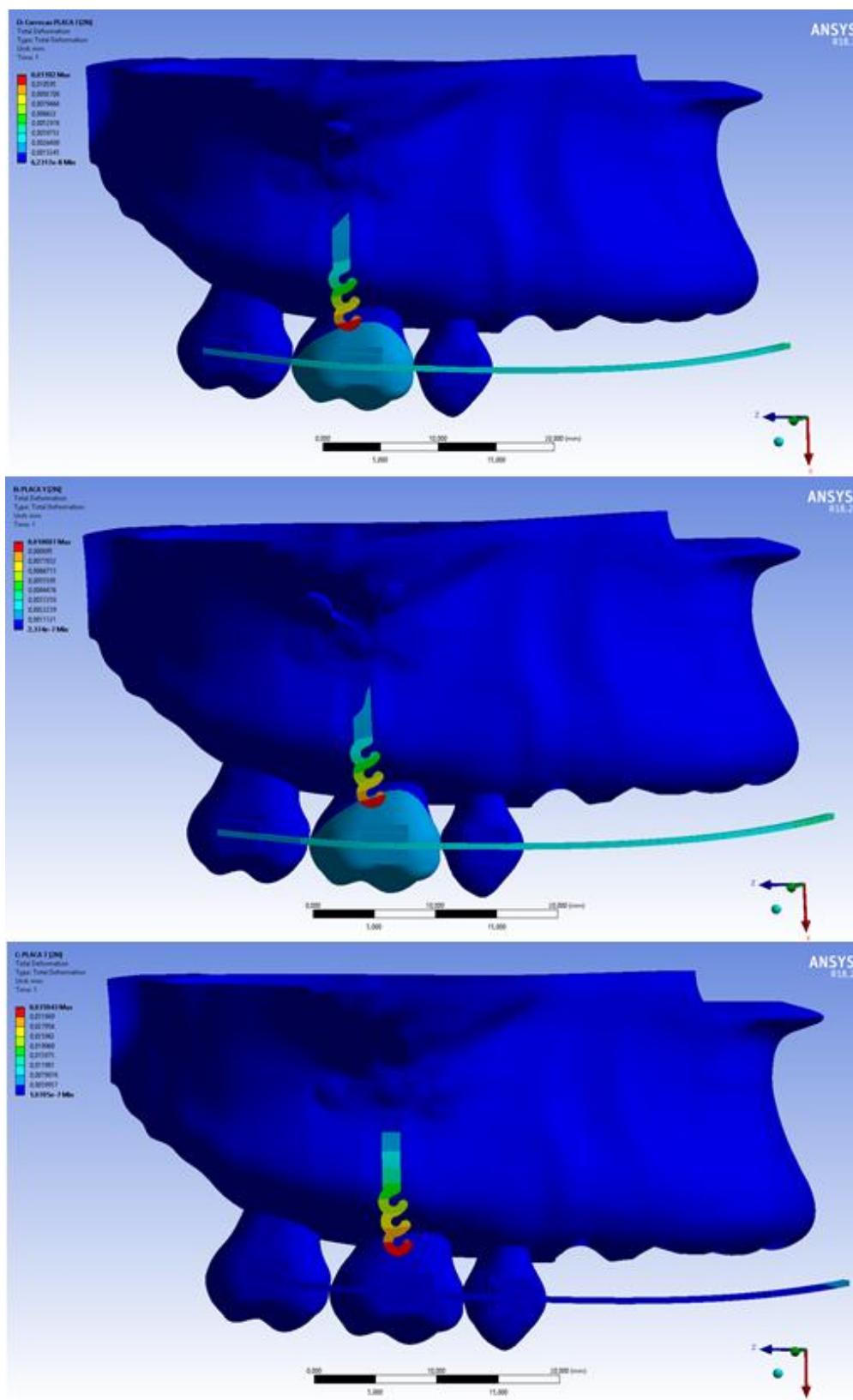
Os parafusos das miniplacas foram desenhados com contato deslizante, para permitir um resultado mais próximo da realidade clínica.

4.1 Resultados para aplicação de 2N de força

Foi realizada aplicação de carga de 2N na placa I, Y e T buscando analisar as tensões das estruturas ósseas ao redor dos parafusos de cada miniplaca, bem como as tensões na própria placa, além do deslocamento de cada miniplaca.

Primeiramente, foi analisado o deslocamento máximo das placas I, Y e T. Nesta análise, pode-se observar um maior deslocamento no ápice da placa mais distante do parafuso, representado pela área mais vermelha no local onde o elástico aplica a força sobre o dente (Figura 7 e Tabela 1).

Figura 7- Resultado do deslocamento obtido em cada tipo de miniplaca (I, Y e T) com 2N de carga



Fonte: Elaborada pelo autor.

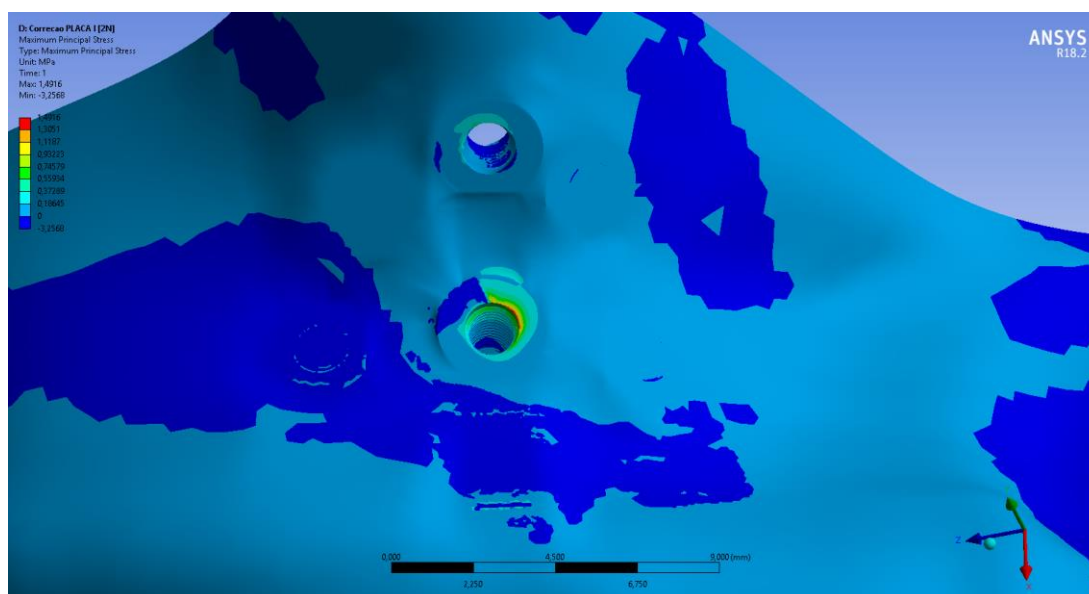
Tabela 1- Deslocamento dos 3 tipos de miniplaca (I, Y e T) com 2N de carga

	Deslocamento (mm)	Região
PLACA I	0,01192	Primeiro gancho da placa
PLACA Y	0,010007	Primeiro gancho da placa
PLACA T	0,035943	Primeiro gancho da placa

Fonte: Elaborada pelo autor.

A análise da tensão máxima principal foi obtida no tecido ósseo. Pelo fato da miniplaca realizar um movimento no sentido inferior, devido ao movimento de tração, o resultado de compressão é maior no parafuso mais inferior na placa I, como mostra a figura 8.

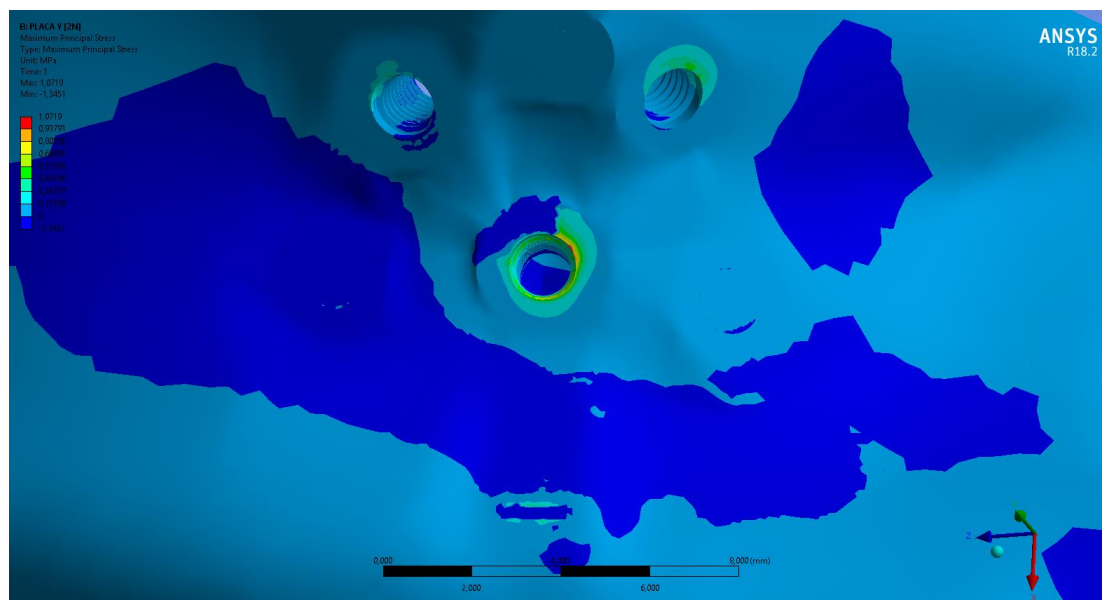
Figura 8-Tensão máxima principal na miniplaca I com 2N de carga



Fonte: Elaborada pelo autor.

No resultado para a placa Y, a compressão do osso foi maior no parafuso inferior, provavelmente devido a anatomia da crista zigomática alveolar que, nesta região, torna a placa mais sujeita a dobras e reanatomização (Figura 9).

Figura 9-Tensão máxima principal na miniplaca Y com 2N de carga



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para a miniplaca T, os resultados de tensão foram maiores no bordo do parafuso central (Figura 10).

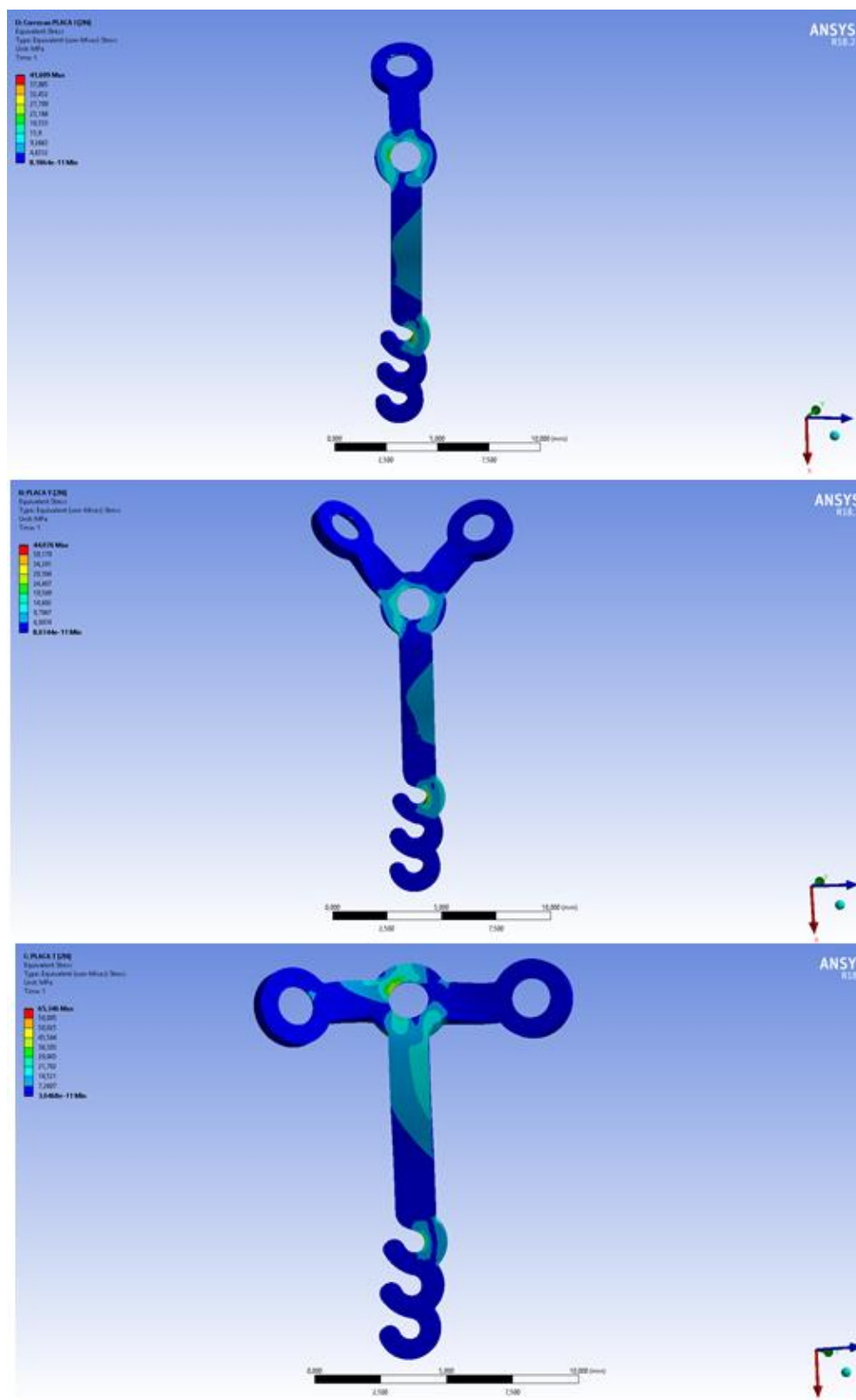
tipos de miniplaca e também há algumas áreas na região dos parafusos onde a placa sofre maior tensão (Figura 11).

Tabela 3-Tensão de Von Mises comparativa das 3 miniplacas (I, Y e T) com 2 N de carga

	Tensão Von Mises (Mpa)	Região
PLACA I	41,699	Borda do parafuso inferior e gancho mais superior
PLACA Y	44,076	Borda do parafuso inferior e gancho mais superior
PLACA T	65,346	Borda do parafuso central e gancho mais superior

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 11- Tensão de Von Mises para aplicação de 2N de força (I, Y e T)



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2 Resultados para aplicação de 4N de força

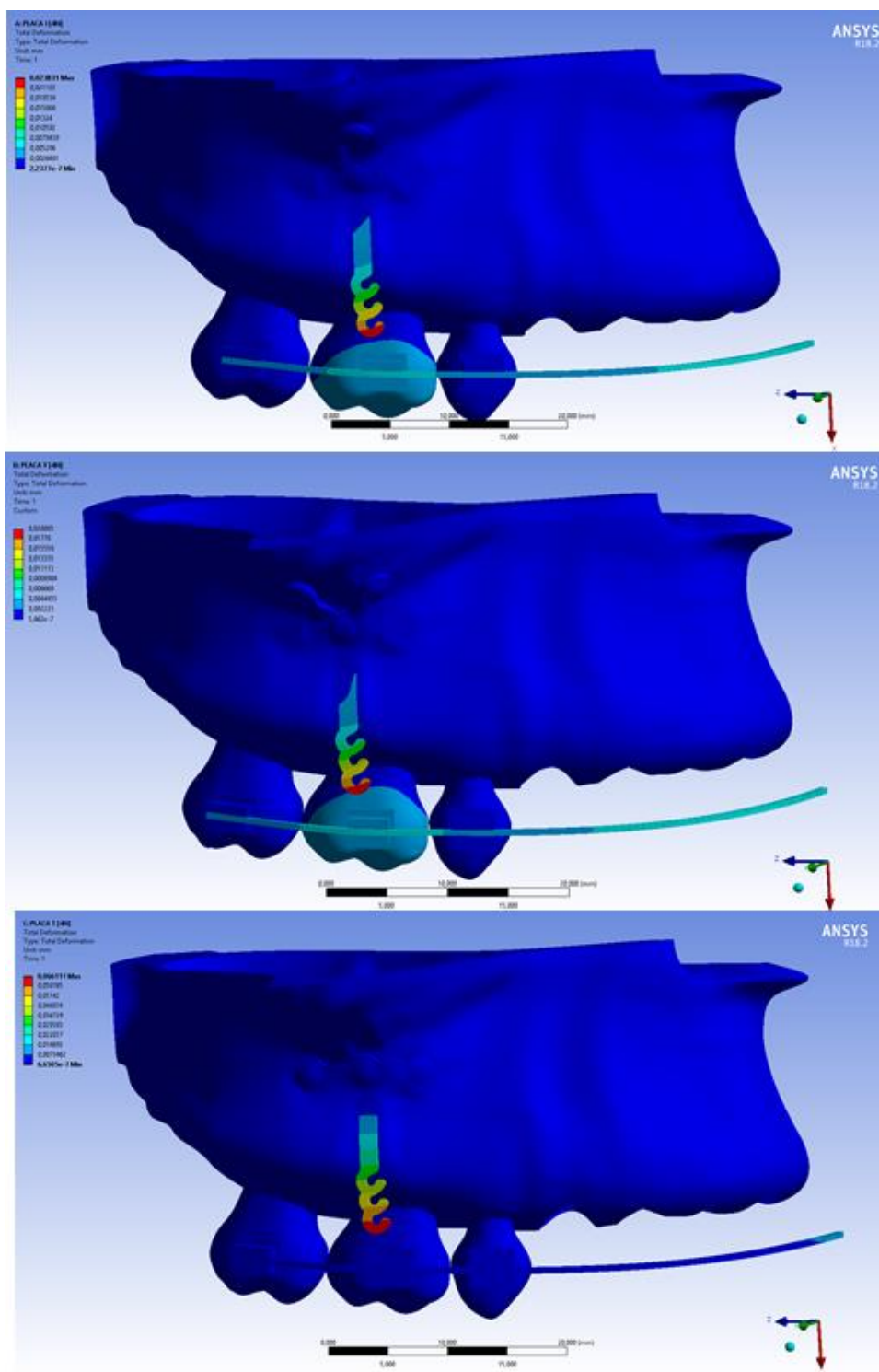
Foi realizada a aplicação de 4N de força no primeiro gancho das miniplacas com formato I, Y e T. Neste momento pode-se observar o mesmo tipo de deslocamento do teste anterior, ou seja, a área exata onde o elástico é aplicado é a área que mais se desloca, também considerada a área de menor estabilidade, por estar mais distante dos parafusos (Tabela 4 e Figura 12).

Tabela 4- Deslocamento dos 3 tipos de miniplaca (I, Y e T) com 4N de carga

	Deslocamento (mm)	Região
PLACA I	0,023831	Primeiro gancho da placa
PLACA Y	0,020003	Primeiro gancho da placa
PLACA T	0,066111	Primeiro gancho da placa

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 12- Resultado do deslocamento obtido em cada tipo de miniplaca (I, Y e T) com 4N de carga



Fonte: Elaborada pelo autor.

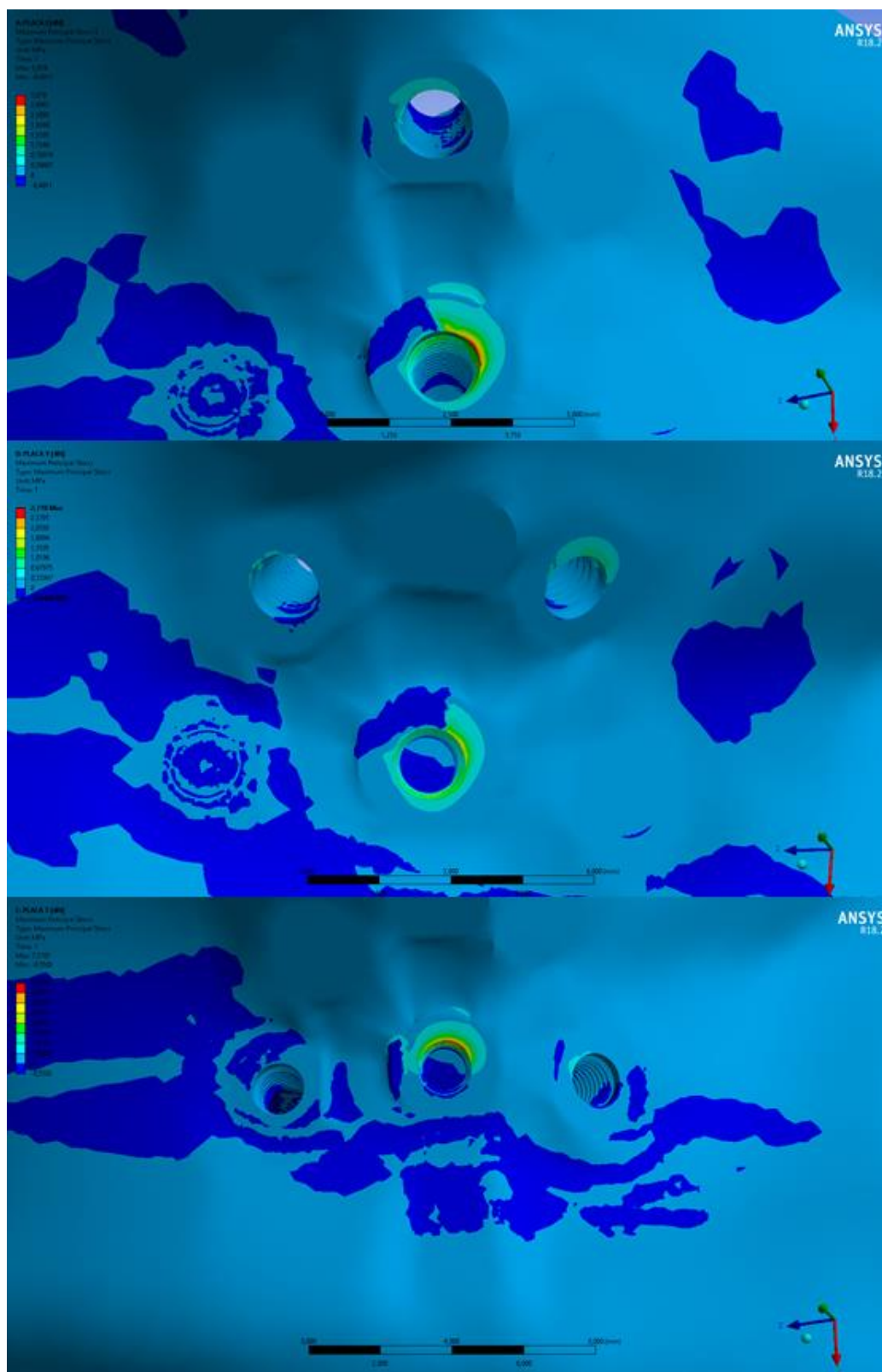
A tensão máxima principal obtida para o teste de 4N, ou seja, tensão ocasionada no tecido ósseo logo após a aplicação de uma força, foi originada em locais semelhantes ao teste de 2 N, com intensidades um pouco maiores.

Tabela 5-Tensão máxima principal comparativa das 3 miniplacas (I, Y e T) com 4 N de carga

	Tensão Máxima Principal (Mpa)	Região
PLACA I	3,079	Borda do parafuso inferior
PLACA Y	2,719	Borda do parafuso inferior
PLACA T	7,2705	Borda do parafuso central

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 13-Tensão Máxima Principal com aplicação de 4N de força (I, Y, T)



Fonte: Elaborada pelo autor.

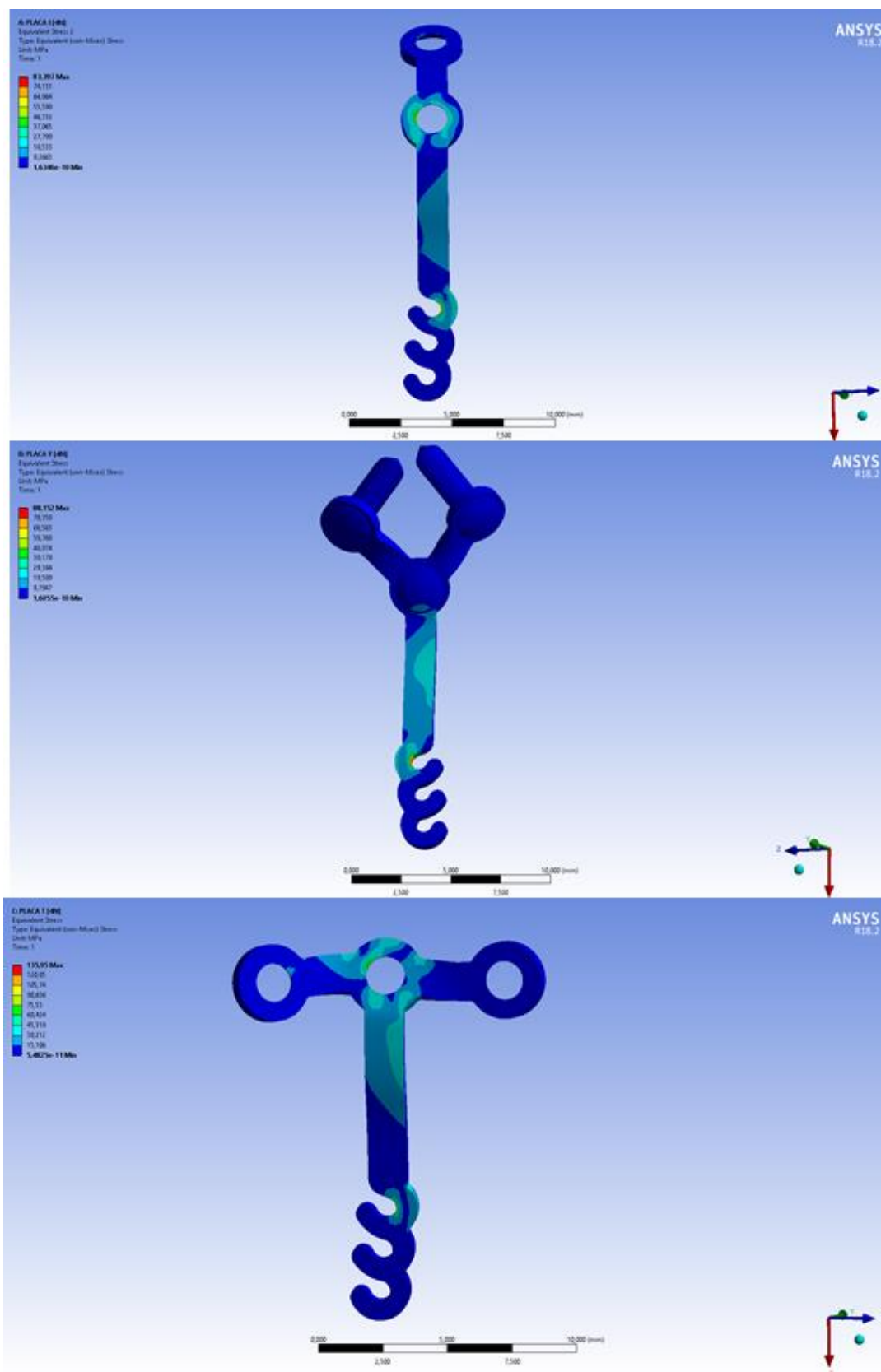
Foi realizado o último teste com aplicação de 4N de força, neste teste também foi obtido um resultado satisfatório, muito semelhante ao resultado de 2N, com um pouco mais de tensão nas miniplacas (Tabela 6 e Figura 14).

Tabela 6 - Tensão de Von Mises comparativa das 3 miniplacas (I, Y e T) com 4 N de carga

	Tensão Von Mises (Mpa)	Região
PLACA I	83,397	Borda do parafuso inferior e gancho mais superior
PLACA Y	88,152	Borda do parafuso inferior e gancho mais superior
PLACA T	135,95	Borda do parafuso central e gancho mais superior

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 14 - Tensão de Von Mises para aplicação de 4N de força (I, Y, T)



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.3 Resultados para aplicação de 6N de força

Pode-se observar que o deslocamento de cada placa, bem como as tensões sofridas nas miniplacas e no tecido ósseo são obtidas em crescimento exponencial, devidamente proporcional a aplicação de força.

Portanto, obteve-se os mesmos resultados nas mesmas regiões com intensidade 3 vezes maior do que no primeiro teste, com aplicação de 2N de força.

Tabela 7- Deslocamento dos 3 tipos de miniplaca (I, Y e T) com 6N de carga

	Deslocamento (mm)	Região
PLACA I	0,035743	Primeiro gancho da placa
PLACA Y	0,029977	Primeiro gancho da placa
PLACA T	0,099771	Primeiro gancho da placa

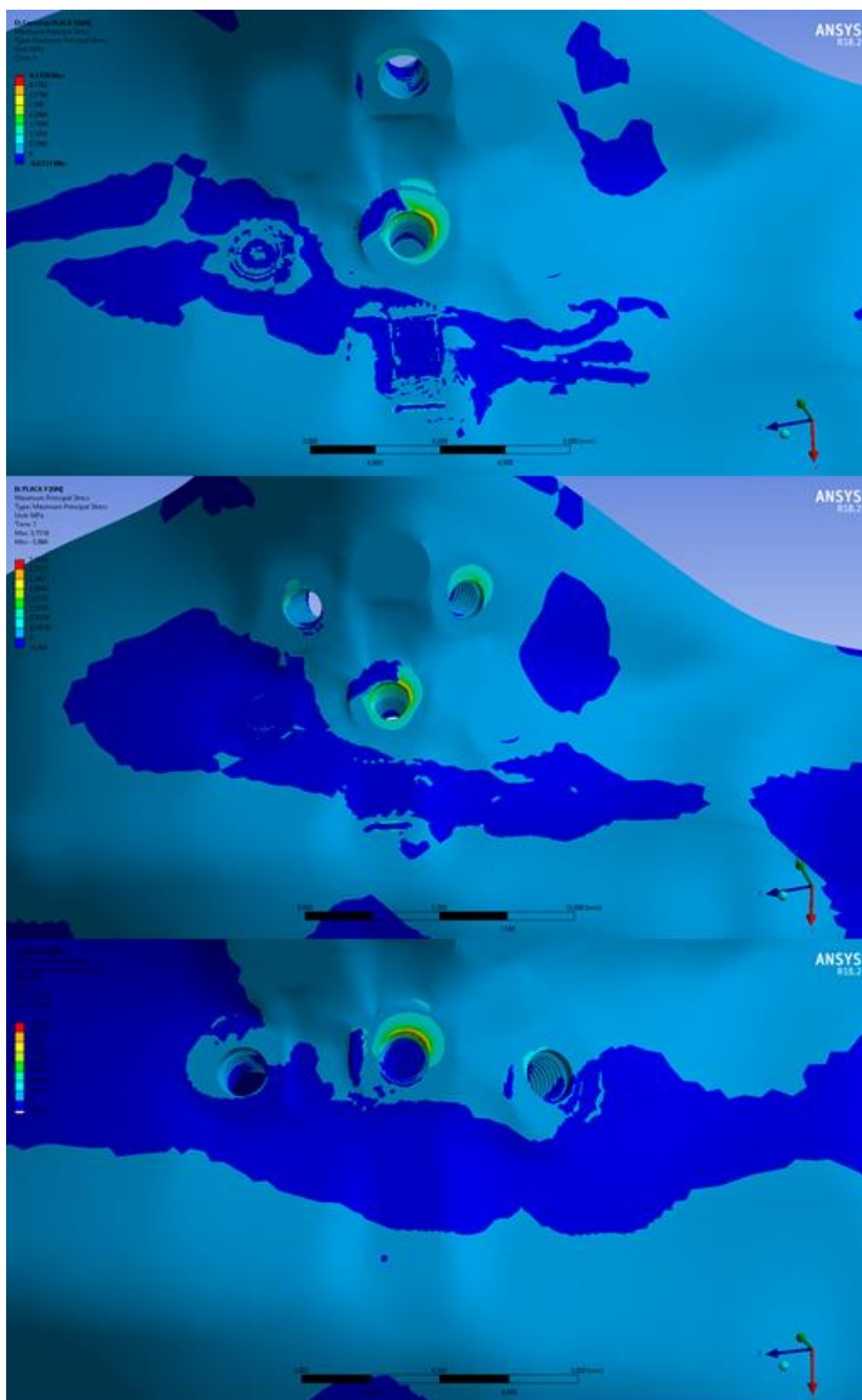
Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 8- Tensão máxima principal comparativa das 3 miniplacas (I, Y e T) com 6 N de carga

	Tensão Máxima Principal (Mpa)	Região
PLACA I	4,7728	Borda do parafuso superior
PLACA Y	3,1516	Borda do parafuso direito
PLACA T	10,489	Borda do parafuso central

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 16- Tensão Máxima Principal com aplicação de 6N de força (I, Y, T)



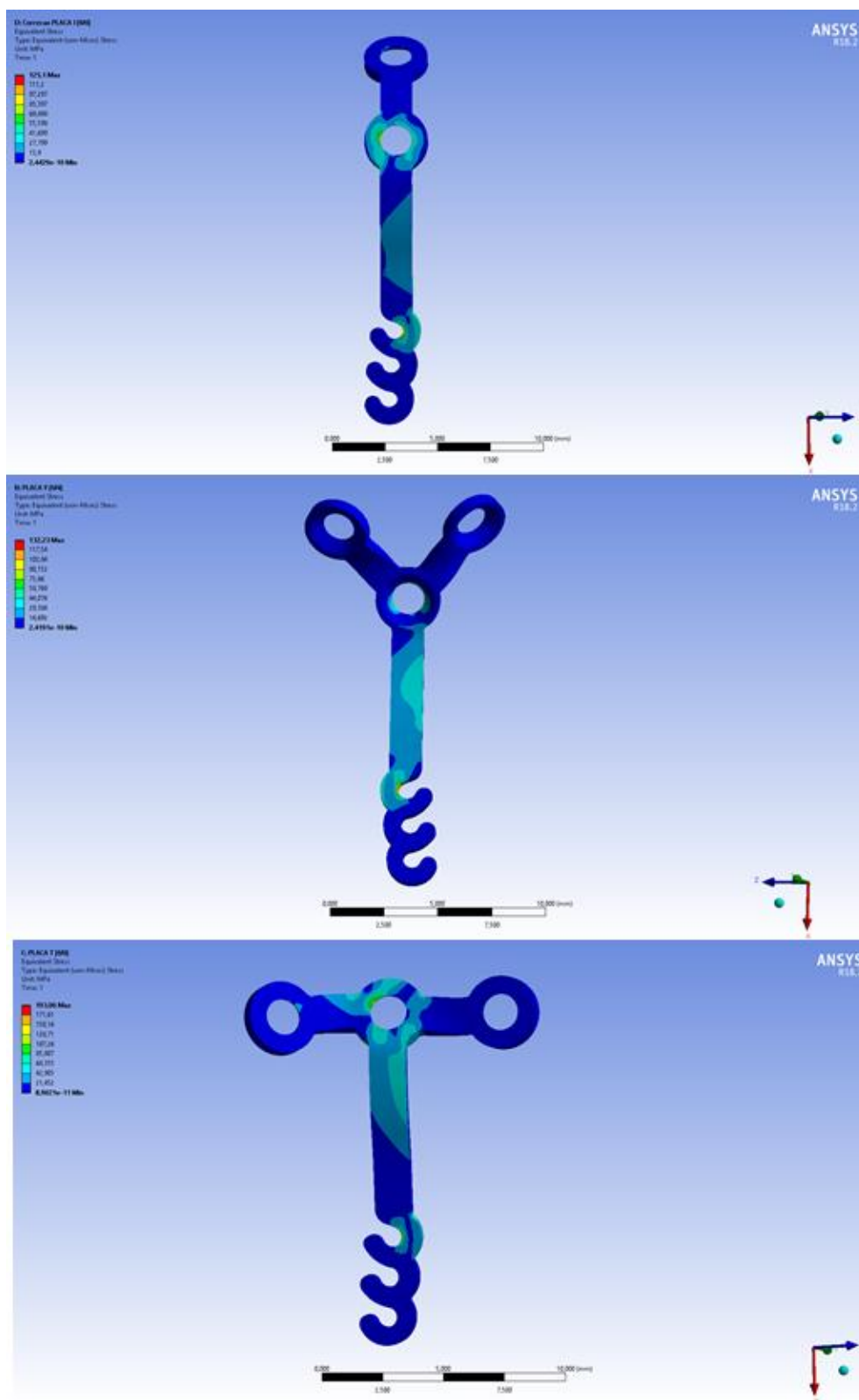
Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 9 - Tensão de Von Mises comparativa das 3 miniplacas (I, Y e T) com 6 N de carga

	Tensão Von Mises (Mpa)	Região
PLACA I	125,1	Borda do parafuso inferior e gancho mais superior
PLACA Y	132,23	Borda do parafuso inferior e gancho mais superior
PLACA T	193,06	Borda do parafuso central e gancho mais superior

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 17- Tensão de Von Mises para aplicação de 6N de força (I, Y, T)



Fonte: Elaborada pelo autor.

Portanto, podemos observar que, a placa Y obteve melhor desempenho, logo que sua aplicabilidade gera menor tensão no osso e sua anatomia permite menor deslocamento.

4.4 Análise estatística

Considerando a limitação amostral, a análise estatística foi realizada ao nível de significância de 7% com intervalo de confiança de 95%.

A estatística descritiva (média $\pm$ desvio padrão) dos dados obtidos é apresentada na Tabela 10.

Pode-se verificar, por meio do teste ANOVA feita por comparação das 3 miniplacas considerando as 3 forças que, somente o Deslocamento das miniplacas esteve dentro do nível de significância ($p < 0,07$).

Tabela 10- ANOVA para os dados obtidos

Grupos		Média	Mediana	Desvio Padrão	N	IC	P-valor
Deslocamento	PLACA I	0,023831	0,023831	0,011912	3	0,013479	0,054*
	PLACA T	0,067275	0,066111	0,031930	3	0,036131	
	PLACA Y	0,019996	0,020003	0,009985	3	0,011299	
Tensão Máxima Principal	PLACA I	3,11447	3,07900	1,64089	3	1,85680	0,105
	PLACA T	7,01190	7,27050	3,61335	3	4,08881	
	PLACA Y	2,31417	2,71900	1,09736	3	1,24176	
Tensão Von Mises	PLACA I	83,40	83,40	41,70	3	47,19	0,488
	PLACA T	131,45	135,95	63,98	3	72,39	
	PLACA Y	88,15	88,15	44,08	3	49,88	

Fonte: Elaborada pelo autor.

Assim, a partir da média dos valores obtidos em cada teste nas diferentes

forças, aplicou-se o teste de Comparação Múltipla de Tukey para determinar entre quais modelos de placa avaliados houve diferença estatística significativa (Tabela 11).

Tabela 11-Teste de Comparação de Tukey

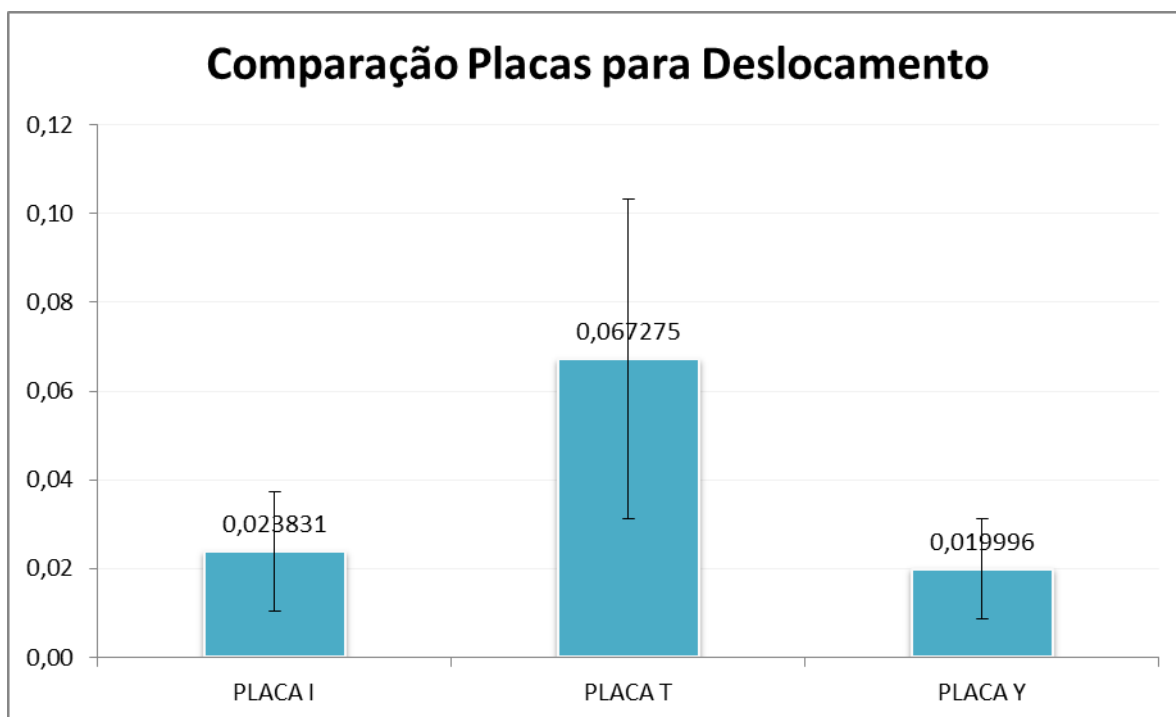
		PLACA I	PLACA T
Deslocamento	PLACA T	0,090	
	PLACA Y	0,972	0,068*
Tensão Máxima Principal	PLACA T	0,191	
	PLACA Y	0,912	0,113
Tensão Von Mises	PLACA T	0,518	
	PLACA Y	0,993	0,580

Fonte: Elaborada pelo autor.

Portanto, apenas para o deslocamento a diferença entre a Placa T (0,067275) em comparação com a Placa Y (0,019996) mostrou-se estatisticamente significativa (p -valor = 0,068).

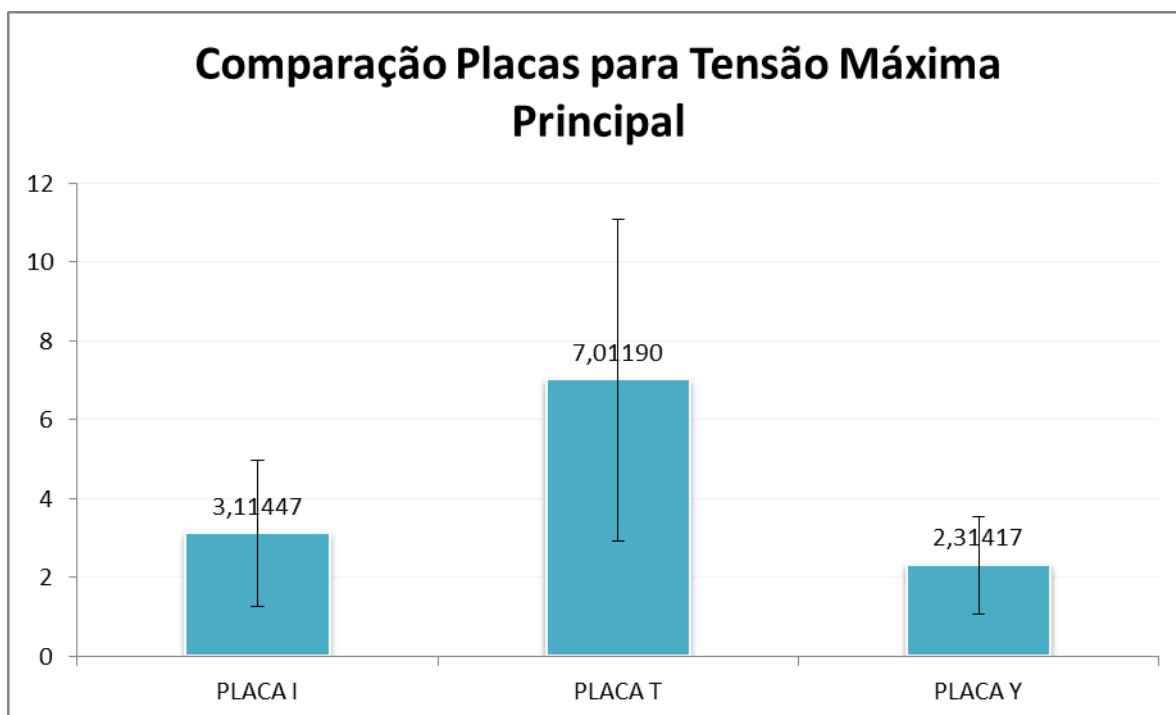
As figuras abaixo ilustram as médias obtidas com a aplicação das diferentes forças para cada teste executado.

Figura 18- Comparação das Placas para Deslocamento



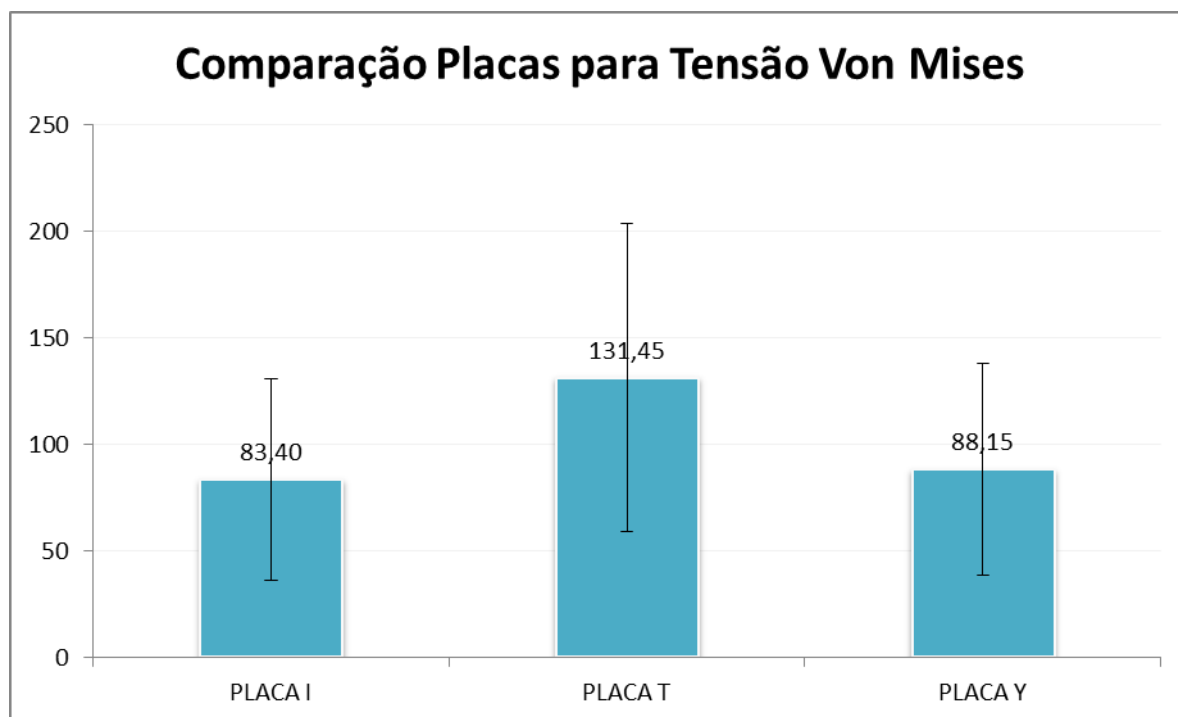
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 19- Comparação das Placas para Tensão Máxima Principal



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 20- Comparação das Placas para Tensão de Von Mises



Fonte: Elaborada pelo autor.

O desempenho da miniplaca Y só não foi melhor para a tensão gerada na própria miniplaca (Tensão de Von Mises), porém a diferença para a placa I, que obteve os menores valores, foi pequena. A placa com desempenho menos favorável em todos os testes foi a placa T.

5 DISCUSSÃO

O tratamento da mordida aberta anterior (MAA) é complexo devido à dificuldade em diagnosticar corretamente os fatores etiológicos e na determinação precisa da possível perda de dimensão vertical de cada paciente (Greenlee et al., 2011).

A MAA de origem esquelética se mostrou tratável atualmente com opções menos invasivas e com índices menores de morbidade, por meio da instalação de miniplacas para intrusão de molares superiores e inferiores. As miniplacas se mostram eficientes no processo de intrusão posterior, o que cientificamente já se mostrou muito mais estável do que a extrusão anterior, além de propiciar ganho estético e funcional mais favoráveis (Park et al., 2008).

A região de aplicação da força de intrusão nos molares superiores se mostrou estratégica para evitar oclusão de vasos sanguíneos bem como compressão excessiva do ligamento periodontal, promovendo distribuição de força mais homogênea (Araújo et al., 2006).

Marzouk e Kassem (2018) demonstraram que a utilização de miniplacas zigomáticas para intrusão de dentes superiores associadas à exodontia de pré-molares se mostrou eficiente e que as alterações nos tecidos moles após quatro anos de acompanhamento são estáveis. As miniplacas ortodônticas, independente do formato, possibilitam a intrusão dos molares de forma significativa, o que seria muito mais complexo para a ortodontia convencional, na qual o trabalho apoia-se em dispositivos como braquetes, fios e bandas (Umemori, 1999).

Os ensaios mecânicos não fornecem dados a respeito da tensão aplicada no tecido ósseo. Nestes casos, o ensaio por meio de elementos finitos é considerado ideal para nortear uma pesquisa clínica com investigações

biológicas. Portanto, para construção do modelo matemático tridimensional foi necessário fornecer dados dos elementos biológicos correspondentes a cada parte da maxila para que a aplicação, força e os resultados obtidos fossem mais próximos da realidade clínica (Kitamura et al., 2004; Tralbesi et al., 2011).

Para a construção de um modelo tridimensional mais leve, com maior facilidade na aplicação de forças intrusivas, foi fornecido ao software a propriedade da dentina como único constituinte, uma vez que as propriedades dos diferentes tecidos dentários não interferem diretamente nos resultados. Portanto, as variações de esmalte, dentina e polpa, como vistas clinicamente, não foram consideradas (Lee et al., 2009).

A utilização da metodologia por elementos finitos iniciou-se na engenharia, sendo utilizado para medir o grau de tensão e deformação que um sólido sofre quando determinadas cargas são exercidas sobre ele. Na década de 60, este recurso sofreu uma grande evolução, sendo computadorizado para realizar análises geométricas arbitrarias de materiais que iriam sofrer qualquer tipo de carga. A análise por meio dos elementos finitos é um método matemático que utiliza um meio contínuo para ser dividido em diversos elementos que mantêm as características do seu original e que são descritos por equações e modelos matemáticos para chegar ao resultado desejado. Desta forma, a Odontologia começou a utilizar a técnica nas diversas áreas, encontrando na Ortodontia uma grande aplicabilidade de seus recursos (Brito et al., 2017).

A quantidade de elementos presentes no modelo geométrico tridimensional é extremamente relevante para aumentar a aproximação dos resultados clínicos permitindo modelos mais fiéis. O modelo da hemi-maxila com a placa em formato Y por exemplo, apresentou 2.831.391 nós e 1.879.988 elementos, sendo maiores do que outros citados na literatura, como o modelo de Holberg (2005) com 50.000 nós e 30.000 elementos e o modelo tridimensional do complexo craniofacial com 105.357 nós e 371.605 elementos utilizado por

Lee et al. (2016).

A análise por elementos finitos realizada neste trabalho demonstrou que a maior quantidade de parafusos juntamente com a melhor morfologia da miniplaca é fundamental para que as forças realizadas no tecido ósseo não sejam excessivas e para que não ocasione o afrouxamento dos parafusos. A morfologia da miniplaca Y com parafusos descontínuos, gera um único plano uma vez que três pontos não colineares geram um plano. Isto, possivelmente, permite à placa maior estabilidade e melhora seu desempenho quando comparada às placas com morfologia I e T.

Este resultado corrobora com o trabalho de Albogha et al. (2018) no qual a miniplaca Y foi considerada a placa com melhor desempenho, pois apresentou menor deslocamento condilar e consequente aumento da estabilidade de fixação quando comparada aos outros quatro tipos de miniplacas.

O limite de tensão no osso cortical é em torno de 72-76 Mpa e 140-170 Mpa para compressão, o que comprova que nenhuma das miniplacas, independente dos testes realizados, foi capaz de gerar força danosa ao tecido ósseo, pois os valores obtidos foram extremamente baixos comparados aos valores limites. Em torno de 10,489 Mpa quando aplicado 6N de força. Todos os valores obtidos também foram muito menores do que o limite elástico do osso que corresponde a 60 Mpa (Papavalisiou et al., 1996).

Assim como nos resultados encontrados por Largura em 2014, as miniplacas se mostraram eficientes para suportar forças ortodônticas. A maior tensão óssea foi ocasionada na região dos parafusos e esteve dentro dos limites fisiológicos.

Outro estudo realizou três testes em blocos de ossos 3D, nos quais foram instaladas miniplacas I, Y, T e L para posterior aplicação de forças de 2, 4 e 6N. Este trabalho mostrou melhor desempenho, ou seja, menor estresse ósseo nas placas Y e T, e segundo os autores, isso ocorreu devido à maior quantidade de

parafusos nessas morfologias de placa (Huang et al., 2012). Tal resultado confronta diretamente com os resultados obtidos neste trabalho, nos quais a placa T teve o pior comportamento em todas as análises. Uma possível explicação seria o modelo tridimensional utilizado. A utilização de um modelo fiel à anatomia clínica permite simular com mais fidelidade as alterações realizadas na morfologia da placa durante o seu processo de modelagem à anatomia da crista zigomática alveolar. Tais alterações geram mudança de direção de força e no comportamento do dispositivo de ancoragem.

A tensão de Von Misses representa a localização dos pontos com maior tensão para sólidos dúcteis, nas próprias miniplacas (Lotti et al., 2006). Neste trabalho esta tensão se mostrou acentuada no parafuso mais inferior, no longo eixo de cada miniplaca e também no ponto onde foi aplicada a força do elástico de 2, 4 e 6 N. Estas áreas também foram a de maior solicitação no trabalho de Nalbantgil et al. (2012) que avaliaram a eficácia de uma miniplaca projetada para superar a distribuição de forma não homogênea presentes nas miniplacas e nos parafusos convencionais utilizadas no tratamento com ancoragem esquelética na ortodontia.

Com relação aos valores encontrados para tensão máxima principal na cortical óssea, estes foram maiores na região do parafuso mais inferior, ou seja, local mais próximo da execução de força (elo da placa mais próximo ao tubo da banda do primeiro molar superior). A distribuição de força deve ser homogênea e a adaptação da miniplaca ao tecido ósseo deve ser respeitada para que seja alcançada a estabilidade ideal da placa. Se a tábua óssea sob a miniplaca ou ao redor dos parafusos sofrer reabsorção ao longo do tempo devido a adaptação inadequada, isso poderá levar ao surgimento de uma força ativa ao redor dos parafusos, acarretando o afrouxamento destes parafusos e prejudicando, desta forma, a estabilidade da miniplaca (Veziroglue et al., 2008).

Assim, a instalação cirúrgica de miniplacas ortodônticas para o

tratamento da mordida aberta anterior pode ser uma alternativa de tratamento eficaz, segura e pouco invasiva, promovendo, além da correção da má oclusão, ganho funcional e estético.

6 CONCLUSÃO

Dentro da metodologia proposta, pode-se concluir que as tensões geradas no tecido ósseo mostraram-se dentro dos limites fisiológicos e que a placa Y obteve melhor comportamento mecânico de deslocamento e tensão máxima principal.

REFERÊNCIAS*

Almeida RR, Pedrin RRA, Almdeida MR, Ferreira FPC, Pinzan A. Dispasias vesrticais: Mordida aberta anterior- Tratamento e estabilidade. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2003;8(4): 91-119.

Albogha MH, Mori Y, Takahashi I. Three-dimensional titanium miniplates for fixation of subcondylar mandibular fractures: Comparison of five designs using patient-specific finite element analysis. J Craniomaxillofac Surg. 2018 Mar;46(3):391-397. doi: 10.1016/j.jcms.2017.12.020. Epub 2017 Dec 26.

Araújo TM, Nascimento MHA, Bezerra F, Sobral MC. Ancoragem esquelética em Ortodontia com mini-implantes. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2006 Jul/Ago;11(4):126-56.

Assis DS, Xavier TA, Noritomi PY, Gonçalves ES. Finite element analysis of bone stress after SARPE. J Oral Maxillofac Surg. 2014 Jan;72(1):167.e1-7.

Brito JVC, Garcia C, Crispim SS , Matos JDV, Figueiredo VMG. Aplicação de elementos finitos na odontologia: uma revisão de literatura. Rev Bahiana Odonto. 2017 Set;8(3):77.

Conci RA, Tomazi FH, Noritomi PY, da Silva JV, Fritscher GG, Heitz C. Comparison of Neck Screw and Conventional Fixation Techniques in Mandibular Condyle Fractures Using 3-Dimensional Finite Element Analysis. J Oral Maxillofac Surg. 2015 Jul;73(7):1321-7. doi: 10.1016/j.joms.2015.01.037. Epub 2015 Feb 11.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Souza ROAE, Borges ALS. Influence of Alveolar Bone Loss and Cement Layer Thickness on the Biomechanical Behavior of Endodontically Treated Maxillary Incisors: A 3-dimensional Finite Element Analysis. J Endod. 2017 May;43(5):791-5.

de Souza FI, Poi WR, da Silva VF, Martini AP, Melo RA, Panzarini SR, Rocha EP. Stress distribution in delayed replanted teeth splinted with different orthodontic wires: a three-dimensional finite element analysis. Dent Traumatol. 2015 Jun;31(3):190-5. doi: 10.1111/edt.12159.

Faber J, Morum TFA, Leal S, Berto PM, Carvalho CKS. Miniplacas permitem tratamento eficiente e eficaz da mordida aberta anterior. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2008; 144–57.

Farret MM, Farret MM, Farret AM. Orthodontic camouflage of skeletal Class III malocclusion with miniplate: a case report. *Dental Press J Orthod*. 2016 Jul-Aug;21(4):89-98. doi: 10.1590/2177-6709.21.4.089-098.

Geramy A, Bouserhal J, Martin D, Baghaeian P. Bone stress and strain modification in diastema closure: 3D analysis using finite element method. *Int Orthod*. 2015 Sep;13(3):274-86.

Greenlee GM, Huang GJ, Chen SS, Chen J, Koepsell T, Hujoel P. Stability of treatment for anterior open-bite malocclusion: a meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011 Feb;139(2):154-69.

Holberg C, Steinhäuser S, Geis P, Rudzki-Janson I. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *J Orofac Orthop*. 2005 Nov;66(6):434-44.

Huang YW, Chang CH, Wong TY, Liu JK. Bone stress when miniplates are used for orthodontic anchorage: finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012 Oct;142(4):466-72.

Iwasa A, Horiuchi S, Kinouchi N, Izawa T, Hiasa M, Kawai N, et al. Skeletal anchorage for intrusion of bimaxillary molars in a patient with skeletal open bite and temporomandibular disorders. *J Orthod Sci*. 2017 Oct-Dec;6(4):152-158.

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Aug;15(4):401-12

Largura LZ, Argenta MA, Sakima MT, Camargo ES, Guariza-Filho O, Tanaka OM. Bone stress and strain after use of a miniplate for molar protraction and uprighting: a 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014 Aug;146(2):198-206.

Lee H, Ting K, Nelson M, Sun N, Sung SJ. Maxillary expansion in customized finite element method models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Sep;136(3):367-74.

Lee H, Nguyen A, Hong C, Hoang P, Pham J, Ting K. Biomechanical effects of maxillary expansion on a patient with cleft palate: A finite element analysis. *AmJ Orthod Dentofacial Orthop*. 2016 Aug;150(2):313-23.

Leung MT, Lee TC, Rabie AB, Wong RW. Use of miniscrews and miniplates in orthodontics. *J Oral Maxillofac Surg*. 2008 Jul;66(7):1461-6.

Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2006;11(2):35–43.

Marzouk ES, Kassem HE. Long-term stability of soft tissue changes in anterior open bite adults treated with zygomatic miniplate-anchored maxillary posterior intrusion. *The Angle Orthodontist*. 2018;88(2): 163-70.

Nalbantgil D, Tozlu M, Ozdemir F, Oztoprak MO, Arun T. FEM analysis of a new miniplate: stress distribution on the plate, screws and the bone. *Eur J Dent*. 2012;6(1):9-15

Park YC, Lee HA, Choi NC, Kim DH. Open bite correction by intrusion of posterior teeth with miniscrews. *Angle Orthod*. 2008 Jul;78(4):699-710.

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent*. 1996 Dec;76(6):633-40.

Ramakrishaniah R, Al Kheraif AA, Elsharawy MA, Alsaleh AK, Ismail Mohamed KM, Rehman IU. A comparative finite elemental analysis of glass abutment supported and unsupported cantilever fixed partial denture. *Dent Mater*. 2015 May;31(5):514-21.

Ramos AL, Zange SE, Terada HH, Hoshina FT. Miniplacas de ancoragem no tratamento da mordida aberta anterior. *Rev Dent Press Ortodon Ortopedi Facial*. 2008;(13): 134–43.

Sakima MT, Mendonça AA, Ocanha Júnior JM, Sakima T. Sistema de Apoio Ósseo para Mecânica Ortodôntica (SAO ®) – miniplacas para ancoragem ortodôntica. Parte I: tratamento da mordida aberta. *Revista Dental Press*. 2009; 14(1): 103–16.

Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DAF, Santiago Junior JF, Lemos CAA, Pellizzer EP. Evaluation of the effect of an offset implant configuration in the posterior maxilla with external hexagon implant platform: A 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2017 Sep;118(3):363-71.

Trabelsi N, Yosibash Z, Wutte C, Augat P, Eberle S. Patient-specific finite element analysis of the human femur - a double-blinded biomechanical validation. *J Biomechanics*. 2011 Jun;44(9):1666-72.

Tribst JPM, de Oliveira Dal Piva AM, Borges ALS, Bottino MA. Influence of custom-made and stock mouthguard thickness on biomechanical response to a simulated impact. *Dent Traumatol*. 2018 Dec;34(6):429-37. doi: 10.1111/edt.12432.

Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999 Feb;115(2):166-74.

Veziroglu F, Uckan S, Ozden UA, Arman A. Stability of zygomatic plate-screw orthodontic anchorage system: a finite element analysis. *Angle Orthod*. 2008 Sep;78(5):902-7.