

UNIVERSIDADE FEDERAL DO AMAZONAS
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIRURGIA

AVALIAÇÃO DE TÉCNICAS DE FIXAÇÃO INTERNA
ESTÁVEL EM DOIS DESENHOS DE OSTEOTOMIAS DOS
RAMOS MANDIBULARES: ANÁLISE DE ELEMENTOS
FINITOS

KALINE DE MOURA SILVA

MANAUS
2023

UNIVERSIDADE FEDERAL DO AMAZONAS
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIRURGIA

KALINE DE MOURA SILVA

AVALIAÇÃO DE TÉCNICAS DE FIXAÇÃO INTERNA
ESTÁVEL EM DOIS DESENHOS DE OSTEOTOMIAS DOS
RAMOS MANDIBULARES: ANÁLISE DE ELEMENTOS
FINITOS

Trabalho de Conclusão de Mestrado Profissional apresentado à Universidade Federal do Amazonas para Exame de Defesa como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação em Cirurgia - Mestrado Profissional em Cirurgia, na Área de Concentração Gestão em serviço de saúde de natureza cirúrgica para a obtenção do título de Mestre em Cirurgia.

Orientador (a): Prof. Dra. Andrezza Lauria de Moura

Coorientador: Prof. Dr. George Pessoa de Jesus

MANAUS

2023

Ficha Catalográfica

Ficha catalográfica elaborada automaticamente de acordo com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

S586a	<p>Silva, Kaline de Moura</p> <p>Avaliação de técnicas de fixação interna estável em dois desenhos de osteotomias dos ramos mandibulares : análise de elementos finitos / Kaline de Moura Silva . 2023 181 f.: il. color; 31 cm.</p> <p>Orientadora: Andrezza Lauria de Moura Coorientador: Giorge Pessoa de Jesus Dissertação (Mestrado Profissional em Cirurgia) - Universidade Federal do Amazonas.</p> <p>1. Cirurgia ortognatica. 2. Análise de elementos finitos. 3. Cirurgia. 4. Técnicas. I. Moura, Andrezza Lauria de. II. Universidade Federal do Amazonas III. Título</p>
-------	--

KALINE DE MOURA SILVA

AVALIAÇÃO DE TÉCNICAS DE FIXAÇÃO INTERNA ESTÁVEL EM DOIS
DESENHOS DE OSTEOTOMIAS DOS RAMOS MANDIBULARES: ANÁLISE DE
ELEMENTOS FINITOS.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Cirurgia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Cirurgia, área de concentração Gestão em Serviço de Saúde de Natureza Cirúrgica.

Aprovado em 30 de maio de 2023

BANCA EXAMINADORA

Prof.^a Dr.^a. Andrezza Lauria de Moura, Presidente
Universidade Federal do Amazonas

Prof. Dr. Bruno Bellaguarda Batista. Membro Interno
Universidade Federal do Amazonas

Prof. Dr. Jonas Byk. Membro Externo
Universidade Federal do Amazonas

A Deus e à minha família, pelo apoio incondicional e por serem meu porto seguro.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela dádiva da vida e por me permitir realizar tantos sonhos nesta existência.

Aos meus amados pais, Orlando e Maria Cléia, por todas as lições de amor, carinho, compreensão e apoio em tantos momentos difíceis durante minha caminhada. Obrigada por ensinarem que o estudo pode mudar vidas e por permanecerem ao meu lado, mesmo que distantes fisicamente. Vocês são meu alicerce e propiciaram tudo que sou hoje.

Ao meu amado esposo, por todo amor, carinho, compreensão e apoio em tantos momentos difíceis desta caminhada. Obrigada por permanecer ao meu lado, apoiar incondicionalmente e me fazer feliz diariamente.

Ao meu irmão, que por vezes, foi meu pai. Minha gratidão por ter segurado a minha mão desde o primeiro dia que saímos da casa de nossos pais para estudar. Você sempre foi uma fonte de inspiração e de conselhos sinceros.

A minha orientadora professora Andrezza Lauria, cuja admiração e respeito trago desde a faculdade. Obrigada pela orientação, dedicação, competência, apoio e todo conhecimento compartilhado. Tenho certeza que não chegaria nesse ponto sem seu apoio.

Ao meu coorientador, professor George Pessoa pela competência, profissionalismo, dedicação e todo conhecimento compartilhado.

Aos meus amáveis amigos e companheiros de jornada Maria Eduarda e Guilherme Cândido pelos trabalhos, disciplinas realizadas em conjunto, e, principalmente, pela preocupação e apoio constantes. Obrigada pelo convívio e amizade. Vocês contribuíram para que a caminhada fosse mais leve.

Por fim, a todos aqueles que contribuíram, direta ou indiretamente, para a realização desta dissertação, o meu sincero agradecimento.

RESUMO

OBJETIVOS: Avaliar e comparar, por meio da análise tridimensional de elementos finitos, duas técnicas de fixação interna estável em dois desenhos de osteotomia sagital dos ramos mandibulares, bem como confeccionar dois relatórios delineando as técnicas e a repercussão das forças oclusais no pós-operatório. **METODOLOGIA:** Foi criado modelo tridimensional em elementos finitos de uma hemimandíbula, com desenho de dois tipos de osteotomias sagitais dos ramos mandibulares com avanço ósseo (5mm), simulado por computador. Os modelos foram fixados com duas técnicas de fixação diferentes: uma miniplaca de titânio do sistema Arnett (1mm) para cirurgia ortognática e quatro parafusos monocorticais e uma técnica híbrida (placa fixada com parafusos monocorticais e parafuso bicortical). Foi aplicada uma carga vertical fixa em 200N, aplicada na região da superfície oclusal do primeiro molar inferior e de 100N no superfície incisal do incisivo central. **RESULTADOS:** Notou-se uma diferença no deslocamento do conjunto, que se desloca de forma muito mais acentuada quando não há um parafuso bicortical. Quanto a distribuição de tensões, o modelo com parafuso bicortical apresentou vantagens em relação ao modelo sem parafuso. Entretanto, percebe-se que o modelo com corte baixo apresenta menores deslocamentos, se comparado ao corte convencional. Para os componentes metálicos, o corte baixo apresenta menores valores de deformação, embora a diferença não seja tão pronunciada. **CONCLUSÃO:** A técnica híbrida, com o uso de parafusos bicorticais de 2,0 mm, se mostrou mais rígida e registrou valores de tensão mais baixos tanto no osso quanto na placa, menor deformação e deslocamentos em comparação com o uso de somente uma miniplaca de titânio do sistema Arnett (1,0mm) para cirurgia ortognática e quatro parafusos monocorticais para todos os movimentos e forças mandibulares.

Palavras-chave: Cirurgia ortognática; Análise de elementos finitos; Cirurgia.

ABSTRACT

PURPOSE: To evaluate and compare, using three-dimensional analysis of finite elements, two techniques of stable internal fixation in two drawings of sagittal osteotomy of the mandibular rami, as well as preparing two reports outlining the techniques and the repercussions of occlusal forces in the postoperative period through. **METHODS:** A three-dimensional finite element model of a hemimandible was created, with the design of two types of sagittal osteotomies of the mandibular rami with two different fixation techniques: a titanium miniplate of the Arnett system (1mm) for orthognathic surgery and four monocortical screws and a hybrid technique (plate fixed with monocortical screws and bicortical screw). A fixed vertical load of 200N was applied to the region of the occlusal surface of the lower first molar and of 100N to the incisal surface of the central incisor. **RESULTS:** There was a difference in the displacement of the set, which displaces in a much more accentuated way when there is no bicortical over the model without screw. However, it is clear that the model with short cut presents smaller displacements, when compared to the conventional cut. For metallic components, the low cut shows lower strain values, although the difference is not as pronounced. **CONCLUSION:** The hybrid technique, using 2.0 mm bicortical screws, proved to be more rigid and registered lower stress values both in the bone and in the plate, less deformation and displacements in comparison with the use of only a titanium miniplate of Arnett system (1.0mm) for orthognathic surgery and four monocortical screws for all mandibular movements and forces.

Keywords: Orthognathic surgery; Finite element analysis; Surgery.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Osteotomia Sagital descrita por Epker 1977	19
Figura 2 - Osteotomia modificada por Posnick em 2013 e 2016.).....	20
Figura 3 - Osteotomia modificada por Posnick em 2013 e 2016.....	20
Figura 4 - Osteotomia modificada por Posnick em 2013 e 2016.....	21
Figura 5 - Detalhe da malha criada, mostrando a diferença de tamanho dos elementos entre as regiões.	25
Figura 6 - A osteotomia sagital de ramo mandibular simulada de acordo com a técnica relatada por Epker e a osteotomia curta de acordo com o relato de Posnick, como avanço de 5 mm entre os segmentos proximal e distal.....	27
Figura 7 - No detalhe em laranja, região de fixação da superfície articular do côndilo, sem graus de liberdade.....	29
Figura 8 - No detalhe em vermelho escuro, região de fixação de superfície lateral do côndilo, na altura de masseter, sem graus de liberdade.	30
Figura 9 - No detalhe em laranja, região de fixação de simetria da mandíbula, com 3 graus de liberdade.	31
Figura 10: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação ao deslocamento. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical. Observa-se que no modelo com ausência de parafuso bicortical ocorre um deslocamento de 7.116 mm enquanto o com parafuso 1.041 mm.	32
Figura 11 - Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à distribuição de tensão nos ossos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical. Nota-se uma tensão máxima no valor de 372,5 MPa no modelo sem parafuso e 179,4 MPa com parafuso. Ou seja, o parafuso absorve bastante tensão.	33
Figura 12 - Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical (tensão máxima = 2,233 MPa) e, à direita, com parafuso bicortical (tensão máxima = 4,850MPa). Na imagem, tanto para compressão quanto para a tração temos regiões de concentração com maior valor. Major = mais dados de tração e P1 = mais dados de tensão principal máxima. As imagens em vermelho foram as regiões que sofreram tração (+) e as	

imagens em azul foram as regiões que sofreram compressão (-). Valores entre o limiar positivo e negativo (laranja) são pontos neutros, tudo que estiver acima está puxando e tudo abaixo está comprimindo.33

Figura 13 - Vista anterior - comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à deformação da placa e dos parafusos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,0206 MPa) e, à direita, com parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,0137 MPa). Nesse caso o parafuso não deixa a placa deformar e conseqüentemente recebe ajuda na distribuição da tensão. As imagens em vermelho apresentam maior concentração de energia. 34

Figura 14 - Vista posterior - comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à deformação da placa e dos parafusos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical.35

Figura 15 - Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à distribuição de tensão na placa e nos parafusos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,00265 MPa) e, à direita, com parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,00176 MPa). A presença do parafuso diminui a tensão na placa e conseqüentemente ocorre uma melhor distribuição da tensão. As imagens em vermelho apresentam maior concentração de energia.35

Figura 16 - Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional em relação ao deslocamento. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical. No modelo com ausência do parafuso bicortical observou-se um deslocamento de 13,07 mm enquanto com parafuso 1,403 mm.36

Figura 17 - Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação ao deslocamento. Acima, estão os modelos com corte convencional e, abaixo, os modelos com corte baixo. No modelo com ausência do parafuso bicortical observou-se um deslocamento de 13,07 mm enquanto com parafuso 1,403 mm. Observa-se que no modelo com ausência de parafuso bicortical ocorre um deslocamento de 7.116 mm enquanto o com parafuso 1.041 mm.37

Figura 18 - Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à distribuição de tensão nos ossos. Acima, estão os modelos com corte convencional - osteotomia sem o uso de parafuso bicortical

(tensão máxima = 1.158 MPa); osteotomia com o uso de parafuso bicortical (tensão máxima = 509,5 MPa). Abaixo estão os valores nos modelos com corte baixo - osteotomia sem o uso de parafuso bicortical (tensão máxima = 372,5 MPa); osteotomia com o uso de parafuso bicortical (tensão máxima = 179,4 MPa)38

Figura 19 - Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à distribuição de tensão nos ligamentos. Acima, estão os modelos com corte convencional - osteotomia sem o uso de parafuso bicortical (tensão máxima = 1,629 MPa); osteotomia com o uso de parafuso bicortical (tensão máxima = 5,862 MPa). Abaixo estão os valores nos modelos com corte baixo - osteotomia sem o uso de parafuso bicortical (tensão máxima = 2,233 MPa); osteotomia com o uso de parafuso bicortical (tensão máxima = 4,850 MPa). Na imagem, tanto para compressão quanto para a tração temos regiões de concentração com maior valor. Major = mais dados de tração e P1 = mais dados de tensão principal máxima. As imagens em vermelho foram as regiões que sofreram tração (+) e as imagens em azul foram as regiões que sofreram compressão (-). Valores entre o limiar positivo e negativo (laranja) são pontos neutros, tudo que estiver acima está puxando e tudo abaixo está comprimindo.38

Figura 20 - Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à deformação nos componentes metálicos. Acima, estão os modelos com corte convencional - modelo sem parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,0427 MPa); modelo com parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,0161 MPa). Abaixo, estão os modelos com corte baixo - modelo sem parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,0206 MPa); modelo com parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,0137 MPa). As imagens em vermelho apresentam maior concentração de energia.39

Figura 21 - Vista traseira da comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à deformação nos componentes metálicos. Acima, estão os modelos com corte convencional e, abaixo, os modelos com corte baixo.....40

Figura 22 - Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à distribuição de tensão nos componentes metálicos. Acima, estão os modelos com corte convencional - modelo sem parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,00550 MPa); modelo com parafuso bicortical (tensão von

Mises = 0,00207 MPa). Abaixo, os modelos com corte baixo - modelo sem parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,00265 MPa); modelo com parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,00176 MPa). A presença do parafuso diminui a tensão na placa e conseqüentemente ocorre uma melhor distribuição da tensão. As imagens em vermelho apresentam maior concentração de energia.41

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BMM	Bloqueio Maxilo Mandibular
OSRM	Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular
AEF	Análise de Elementos Finitos
MEF	Método dos Elementos Finitos
DICOM	Comunicação de Imagens Digitais em Medicina
CTI	Centro de Tecnologia de informações
FIR	Fixação interna rígida
FIE	Fixação Interna Estável
<i>et al.</i>	E outros
TC	Tomografia computadorizada
Pa (Pascal)	1 N por metro quadrado
Mpa	1 Mega Pascal
STL	Estereolitografia (formato de arquivo usado para representar superfícies com uma série de triângulos)
i.e	Isto é

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	15
1.1 JUSTIFICATIVA	16
2. OBJETIVOS	17
2.1 OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	17
3. REVISÃO DE LITERATURA	18
4. MATERIAIS E MÉTODOS	24
4.1 Desenvolvimento e Propriedades dos modelos de elementos finito	24
4.2 Definições dos Materiais	27
4.3 Cargos e restrições.....	28
5. RESULTADOS	32
6. DISCUSSÃO.....	42
7. CONCLUSÃO.....	46
REFERÊNCIAS	47
APÊNDICE A- RELATÓRIO 01-	52
APÊNDICE B- RELATÓRIO 02-	114

1. INTRODUÇÃO

As deformidades dentofaciais são definidas como anormalidades esqueléticas que afetam os ossos da face, principalmente, maxila e mandíbula (BORBA et al., 2016). A osteotomia sagital do ramo mandibular, inicialmente descrita por Trauner e Obwegeser, em 1957, após diversas modificações, é o procedimento padrão, na cirurgia oral e maxilofacial para o tratamento de discrepâncias maxilo-mandibulares (SATO et al., 2012a).

Antigamente, o paciente necessitava de bloqueio maxilomandibular (BMM) no pós-operatório pois a estabilização óssea era realizada por meio de fios de aço. Hoje, no entanto, a estabilidade é alcançada através do uso de placas de titânio, parafusos e a combinações de ambos, que chamamos de fixação interna estável (EDWARDS; KIELY; EPPLEY, 2001; WALL; ROSENQUIST, 2001).

A introdução de dispositivos modernos para a fixação interna reduziu substancialmente a duração do BMM e se tornou o método padrão de controle da posição dos segmentos esqueléticos contra a tração muscular, contração dos tecidos moles e deslocamento gravitacional (THARANON, 1998; VAN SICKELS; FLANARY, 1985). As miniplacas e parafusos são utilizados para estabilizar o segmento proximal e distal após a osteotomia. Conseqüentemente, obtém-se um rápido reparo ósseo, evita o BMM no pós-operatório, inicia a função mandibular e a higiene bucal no pós operatório precocemente, bem como melhora a estabilidade esquelética (SCHWIMMER et al., 1994).

O titânio é o material mais utilizado para fabricar miniplacas e parafusos devido à sua alta rigidez, resistência e biocompatibilidade. São essas propriedades que ajudam a manter com precisão a posição relativa dos segmentos ósseos (ERKMEN et al., 2005a). Por conseguinte, procedimentos de fixação estável melhoraram radicalmente as perspectivas de uma união óssea entre os fragmentos (UCKAN et al., 2001).

Ao longo dos anos, muitos autores têm se dedicado ao estudo das características mecânicas e diferenças entre as técnicas utilizadas para estabilizar as osteotomias da mandíbula. Grande parte dos estudos sobre o tema utilizaram modelos *in vitro* idealizados, onde o design específico, a geometria do modelo e o tipo de regime de carregamento escolhido, geralmente, limitam esses estudos

(CHUONG et al., 2005). Por outro lado, também é difícil entender as sutis interações mecânicas entre o osso e os dispositivos de fixação. Além disso, a generalização dos resultados para possíveis melhorias no desenho cirúrgico é tarefa difícil (ARDARY et al., 1989; BRASILEIRO et al., 2009).

A análise de elementos finitos (AEF) é um sistema analítico amplamente aplicado em engenharia e na indústria aeroespacial que também pode ser usado para resolver problemas complexos em biomecânica. Além disso, é uma poderosa ferramenta de pesquisa que pode fornecer informações precisas sobre o complexo comportamento biomecânico da mandíbula quando afetada por carga mecânica (SIGUA-RODRIGUEZ et al., 2019).

No método AEF, o modelo computacional é desenvolvido com base no princípio modular e composto de muitos elementos de tamanho finito adaptados às estruturas reais. Com base nas condições de ligação dos elementos aos nós, o deslocamento da estrutura geral em cada nó e as variáveis derivadas disso, bem como as deformações podem ser calculadas (MAURER et al., 2002). Há um interesse crescente no uso da análise de elementos finitos nos estudos da biomecânica oral e maxilofacial humana, incluindo trauma maxilofacial, implantodontia e cirurgia ortognática. O método dos elementos finitos permite a análise das propriedades biomecânicas do osso e técnicas de fixação em diversas situações e cargas (HASSAN; RING; STASSEN, 2018).

1.1 JUSTIFICATIVA

As deformidades dentofaciais são definidas como anormalidades esqueléticas que afetam os ossos da face, principalmente, maxila e mandíbula. A osteotomia sagital do ramo mandibular é o procedimento padrão, comum na cirurgia oral e maxilofacial para o tratamento dessas discrepâncias. Portanto, pesquisas envolvendo a resistência mecânica das diversas formas de fixação são de grande importância, pois elas indicam o desempenho do sistema de fixação quando submetidos as cargas mastigatórias do sistema estomatognático no período pós-operatório.

Entretanto, mais importante do que se conhecer a resistência total do sistema de fixação é conhecer o comportamento biomecânico dos materiais para posterior aplicabilidade cirúrgica. Por conta disso a AEF foi indicada para esse estudo, uma

vez que em algumas condições de tensão, o deslocamento e as tensões do osso e material de fixação podem ser calculados através do uso de softwares.

2. OBJETIVO GERAL

Avaliar e comparar, por meio da análise tridimensional de elementos finitos, duas técnicas de fixação interna estável em dois desenhos de osteotomia sagital dos ramos mandibulares e confeccionar um manual.

2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Correlacionar as características mecânicas e a distribuição de tensões da fixação com uma placa de titânio fixada com parafusos monocorticais e técnica híbrida (uma placa com quatro parafusos monocorticais e um bicortical posterior ao último dente) em dois desenhos de osteotomia sagital dos ramos mandibulares: técnica de EPKER (1977) e técnica modificada por POSNICK (2016).

- Comparar as propriedades mecânicas dos dois tipos de osteotomias mandibulares.

- Confeccionar dois relatórios delineando as técnicas e a repercussão das forças oclusais no pós-operatório através da análise de elementos finitos.

-Produzir um manual com instruções para confecção de biomodelos através da análise de elementos finitos.

- Conhecer a biomecânica dos elementos finitos.

3. REVISÃO DE LITERATURA

As deformidades dentofaciais são definidas como anormalidades esqueléticas que afetam os ossos da face, principalmente, maxila e mandíbula. O tratamento ortodôntico pode ser suficiente para gerenciar algumas discrepâncias dento-esqueléticas leves, como alinhamento, nivelamento, compensações e rotações dentárias. Porém, à medida que a magnitude e a gravidade das discrepâncias aumentam, o tratamento com ortodontia combinado a cirurgia ortognática passa a ser necessário (BORBA et al., 2016).

O primeiro relato na literatura sobre a realização de uma cirurgia ortognática foi de Simon HULLIHEN, em 1849, para a correção de uma deformidade mandibular em uma jovem decorrente de contratura tecidual em face e pescoço devido a queimadura (HULLIHEN, 1849). A paciente foi submetida a três procedimentos cirúrgicos, incluindo a correção esquelética da mandíbula, ressecção da cicatriz fibrosa e posterior correção do defeito no lábio. O procedimento foi considerado a primeira osteotomia de mandíbula realizada.

Em 1907, Blair descreveu outra técnica para osteotomia e correção de prognatismo mandibular por meio do uso da serra de Gigli de forma percutânea para a realização de uma osteotomia próxima a região subcondilar. Entretanto, tal técnica apresentava como complicações a recidiva da discrepância devido a não união dos segmentos, em resposta à tração muscular desfavorável e pouco contato entre os fragmentos (BLAIR VP, 1907).

Por conseguinte, em 1942, Schuchardt descreveu a primeira osteotomia por via intrabucal na mandíbula. Entretanto, a técnica precursora da atual osteotomia sagital do ramo mandibular, foi idealizada por Trauner e Obwegeser (1957). Trauner e Obwegeser denominaram a osteotomia como “separação vertical do ramo ascendente” e apresentaram uma evolução no desenho das osteotomias mandibulares. As mesmas permitiam a correção de três tipos de deformidades: retrognatismo, prognatismo e trespasse vertical negativo e mordida aberta, com grande contato ósseo (HULLIHEN, 1849; TRAUNER; ONWEGESER, 1957).

Dal Pont, em 1961, modificou a divisão usando uma osteotomia lateral vertical em vez de um osso posterior cortado através do corpo da mandíbula. O

ramo foi dividido até a borda posterior, com maior contato ósseo esperado após a separação e melhores condições para o reparo ósseo (G DAL-PONT, 1961).

Atualmente, a osteotomia sagital dos ramos mandibulares segue as modificações propostas por Epker (1977). O autor propôs mínimo descolamento da musculatura do masseter e mais limitada dissecação medial (Fig. 01). Essas alterações técnicas diminuíram o edema pós-operatório e as hemorragias, facilitando também o manejo do feixe neuro-vascular alveolar inferior. O mesmo conceito foi preconizado por Bell e Schendel (1977) que mostrou que o menor descolamento da cinta pterigo-massetérica reduzia a isquemia intra-óssea e a possibilidade de necrose do segmento proximal (EPKER, 1977).

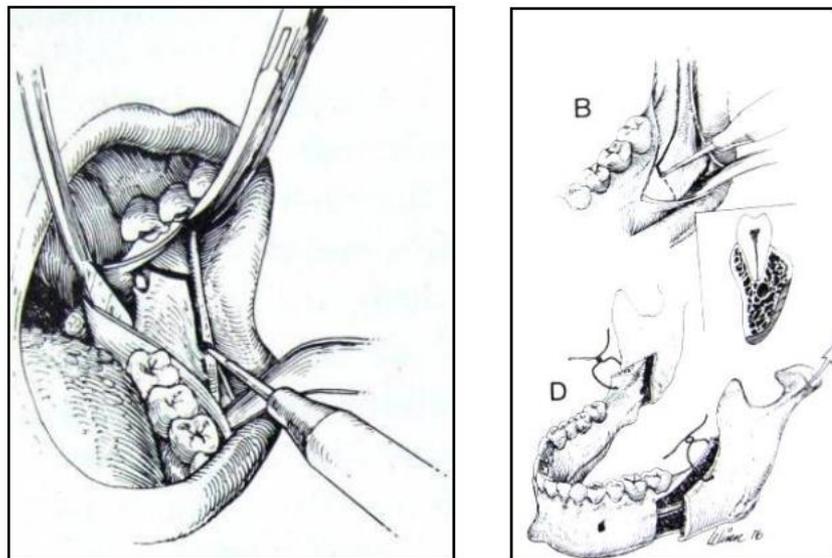


Figura 01: Osteotomia Sagital descrita por Epker 1977.

Fonte: EPKER (1977).

Em 1968, Hundsuck descreveu mais uma modificação da osteotomia sagital da mandíbula com um corte medial horizontal menor e uma extensão posterior à depressão retrolingular, após o forame mandibular, bem como relatado também por Posnick et al em 2013 e 2016. Essa osteotomia lingual mais curta permitiria uma separação dos segmentos ósseos de forma mais previsível e com menor risco de dano ao nervo alveolar inferior (HULLIHEN, 1849; POSNICK; CHOI; LIU, 2016) (Fig. 02).

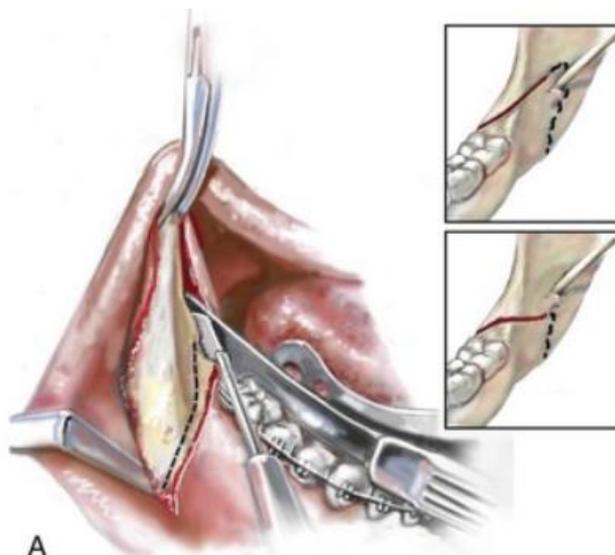
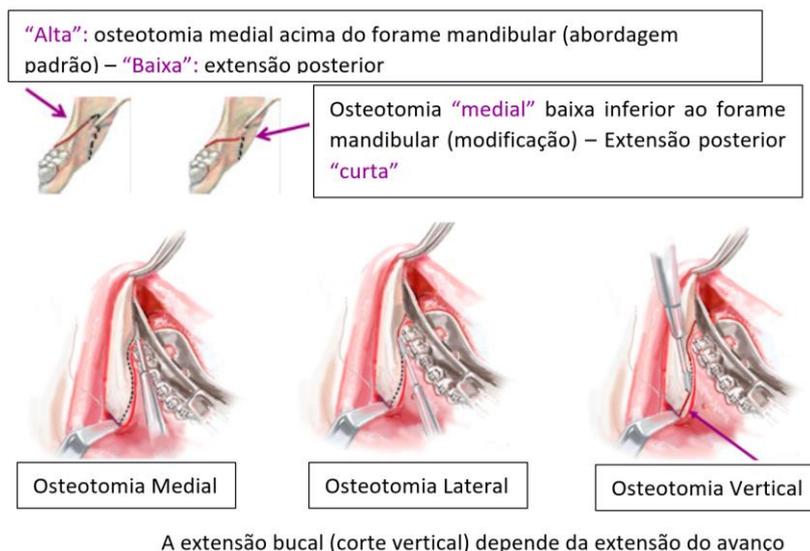


Figura 02: Osteotomia modificada por Posnick em 2016.

Fonte: POSNICK; CHOI; LIU, 2016.

Um aspecto único dessa técnica de osteotomia sagital é o fato de a osteotomia medial ser “baixa e curta”(Fig. 03). Esta é considerada uma maneira prática de limitar uma conexão indesejada entre o côndilo e o segmento distal da mandíbula durante o processo de divisão (cisão “ruim”). É tipicamente localizada abaixo do forame mandibular e, por esse *design*, resultará em limitação da lâmina lingual aderida ao segmento distal (POSNICK; CHOI; LIU, 2016).



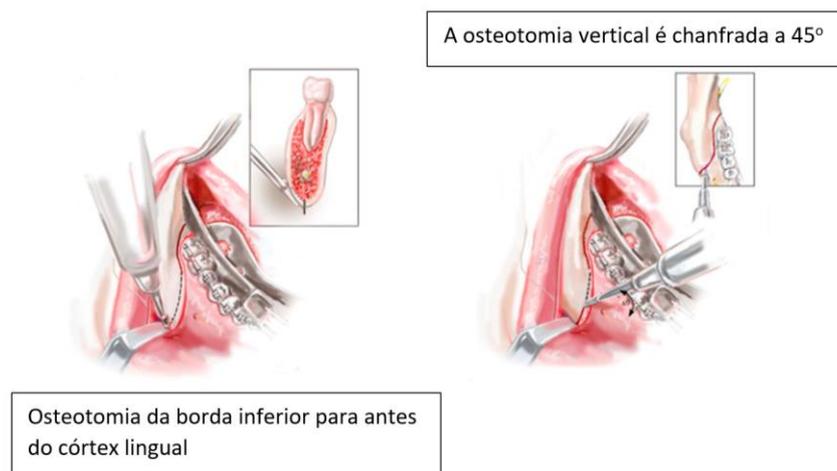
A extensão bucal (corte vertical) depende da extensão do avanço

Texto traduzido

Figura 03: Osteotomia modificada por Posnick 2016.

Fonte: POSNICK; CHOI; LIU, 2016.

A ligação entre a osteotomia lateral e vertical são arredondadas para limitar a frAGMENTAÇÃO da região bucal durante o processo de divisão. A osteotomia da borda inferior estende-se através do córtex bucal, mas não percorre todo o córtex lingual pois isso pode propagar uma divisão ruim (Fig. 3B). Uma vez que as três osteotomias corticais estejam totalmente conectadas, o ramo é “dividido” (POSNICK; CHOI; LIU, 2016).



Texto traduzido

Figura 04: Osteotomia modificada por Posnick em 2016.

Fonte: POSNICK; CHOI; LIU, 2016.

A osteotomia sagital do ramo, inicialmente descrita por Trauner e Obwegeser em 1957, é agora um procedimento padrão comum e de sucesso em cirurgia oral e maxilofacial, bem como suas subseqüentes modificações, para o tratamento de discrepâncias mandibulares (SATO et al., 2012a). Propiciando a melhor distribuição das forças, otimização do procedimento, diminuição da altura da osteotomia e diversidade de movimentos. Bem como, a preferência dos cirurgiões (BORBA et al., 2016; EPKER, 1977; POSNICK; CHOI; LIU, 2016; SATO et al., 2010).

A introdução de dispositivos modernos para fixação interna reduziu substancialmente a duração do uso de BMM e se tornou o método padrão para controlar a posição dos segmentos esqueléticos contra a tração muscular, contração de tecidos moles e deslocamento gravitacional (SATO et al., 2010). Parafusos bicorticais ou miniplacas são usadas para estabilizar o segmento proximal e distal após a osteotomia, alcançar uma rápida recuperação óssea,

evitar o BMM no pós-operatório, iniciar a função mandibular no pós-operatório precocemente, bem como a higiene bucal e melhorar a estabilidade esquelética pós-operatória (ERKMEN et al., 2005a).

O titânio tem sido o material de escolha para a confecção de placas e parafusos. Praticamente, todos os métodos de fixação interna estável é feito usando o mesmo devido a sua alta rigidez, resistência e biocompatibilidade (ERKMEN et al., 2005b). São essas propriedades que ajudam a manter com precisão a posição relativa dos dois segmentos ósseos. Procedimentos de fixação rígida melhoram radicalmente as perspectivas de uma união óssea saudável e reduzem a taxa complicações pós-operatórias como má união ou não união (ERKMEN et al., 2005a).

As questões levantadas hoje são a quão rígida deve ser a fixação e qual a melhor técnica para realizá-la. Os métodos mais utilizadas para a fixação da osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM) são os parafusos bicorticais (tanto na técnica *lag* quanto na posicional, com diferentes disposições, como o L invertido e os arranjos lineares) e as miniplacas com parafusos monocorticais (SATO et al., 2012b). Enquanto os parafusos bicorticais produzem uma estabilização bastante rígida da OSRM, as miniplacas monocorticais produzem apenas uma fixação semi-rígida e, depois de aplicadas, pequenas forças direcionadas através da osteotomia podem ainda alterar as posições relativas dos segmentos e levar a alterações oclusais (SCHWARTZ; RELLE, 1996).

Atualmente, muitos cirurgiões têm utilizado a chamada técnica híbrida, inicialmente proposta por SCHWARTZ; RELLE, 1996 visando associar as vantagens da fixação com parafusos bicorticais e das miniplacas com parafusos monocorticais. Clinicamente, uma miniplaca é aplicada na osteotomia vertical anterior usando quatro parafusos monocorticais, em seguida, um parafuso posicional bicortical é colocado posteriormente ao último dente e acima do nervo alveolar inferior, visando dar maior resistência mecânica ao sistema de fixação (SCHWARTZ; RELLE, 1996).

O uso da técnica híbrida diminui a dificuldade de movimento lingual ou rotacional do segmento proximal com deslocamento do côndilo, bem como de compressão do nervo alveolar inferior entre os segmentos proximal e distal uma vez que primeiro é feita a instalação da placa com parafusos monocorticais sem compressão entre os segmentos com a vantagem de permitir que o cirurgião

verifique a oclusão e os movimentos condilares antes da conclusão do procedimento cirúrgico. Embora os parafusos bicorticais possam ser aplicados transoralmente, alguns cirurgiões usa uma incisão transcutânea. Existe, portanto, um pequeno risco de uma cicatriz desfavorável (CHUONG et al., 2005; SCHWARTZ; RELLE, 1996).

De acordo com Anusavice (2005), a resistência de um determinado sistema de fixação é dependente das propriedades mecânicas desse material (como módulo de elasticidades, dureza e capacidade de deformação) e do comportamento mecânico dos materiais, ou seja, o modo que ele reage aos carregamentos externos que incidem sobre ele. A partir da análise do estado de tensões em alguns corpos de prova, é possível verificar qual dos mesmos apresenta melhor desempenho sob as solicitações mecânicas, bem como propor melhorias (ANUSAVICE KJ, 2005).

Pesquisas envolvendo a resistência mecânica das diversas formas de fixação são de grande importância, pois elas indicam o desempenho do sistema de fixação quando submetidos as cargas mastigatórias do sistema estomatognático no período pós-operatório. Entretanto, mais importante do que se conhecer a resistência total do sistema de fixação é se conhecer o comportamento mecânico dos materiais. Para isso, a análise de elementos finitos é baseada na criação de modelos computacionais que são representados graficamente por malhas de geometria complexas e é uma alternativa promissora para a análise das tensões, suprimindo lacunas de outras metodologias (VOLLMER et al., 2000). Entre as vantagens dessa metodologia está a possibilidade de uma avaliação tridimensional e capacidade de avaliar as tensões geradas inclusive no sistema de fixação, coisa que não é possível, por exemplo, na análise fotoelástica (ERKMEN et al., 2005b, 2005a; SATO et al., 2010).

Porém, apesar de a análise de elementos finitos ser uma ferramenta poderosa para prever matematicamente o comportamento mecânico de estruturas biológicas complexas, como ossos, esta é só um ponto dentre as muitas variáveis que influenciam na resposta de um sistema de fixação, como: desenho da osteotomia, material de fixação selecionado, posicionamento adequado do sistema, pós operatório do paciente, etc. (GRÖNING et al., 2009).

4. MATERIAL E MÉTODOS

A análise de elementos finitos baseia-se na criação de um modelo matemático que simula as condições geométricas e propriedades mecânicas dos objetos a serem testados.

Para a criação dos modelos deste trabalho, alguns passos precisaram ser seguidos, que foram os a seguir descritos: tomografia computadorizada ou escaneamento de superfície do objeto a ser estudado com a reconstrução tridimensional do mesmo; criação da malha geométrica do objeto a ser estudado com uma maior concentração de nós em regiões de interesse, introdução no modelo das informações referentes às propriedades mecânicas do objeto, condições de contorno, realização da simulação propriamente dita e interpretação dos resultados obtidos.

4.1. Desenvolvimento e propriedades do modelo de elementos finitos

Para criar o modelo de elementos finitos, foi necessário construir as estruturas geométricas de uma mandíbula humana sem anomalias, os parafusos e as miniplacas. O modelo mandibular foi confeccionado utilizando como base o protocolo de bioengenharia *Computer Aided Engineering* (Bio-CAD) descrito por DA SILVA; MARTINS; NORITOMI, 2012, padrão no Centro de Tecnologia de informações Renato Archer, Campinas, SP, Brasil (CTI). O protocolo Bio-CAD é um conjunto de procedimentos para geração de modelos editáveis aplicados em simulações computacionais que envolvam estudos com uso de imagens médicas. Tem como função simplificar e desvincular a imagem do paciente, criando um modelo que representa uma anatomia universal, servindo como representação da porção do corpo em análise (DA SILVA; MARTINS; NORITOMI, 2012). Modelada no software de *Computer Aided Engineering* (CAD) Rhinoceros 3D® e no HyperMesh® para definições de contorno, ensaio biomecânico, propriedades e carregamento.

O software HyperMesh®, como boa parte dos softwares de engenharia auxiliada por computador (CAE) atualmente, trabalha com a aplicação do método dos Elementos Finitos (MEF), o qual tem como princípio modelar de forma mais simples um problema que, física e matematicamente, seria muito complexo. O mesmo se encarrega de dividir o modelo analisado em um número finito de

pequenas geometrias, as quais servirão para modelar matematicamente o problema de forma mais simplificada. Para isso foi necessário atentar-se a dois parâmetros principais na criação da malha estrutural de elementos para o início da simulação: o formato do elemento – i.e a quantidade de nós necessários – e o tamanho deste. Quanto menores os elementos, mais fidedigna é a malha à geometria do modelo inicial. Do mesmo modo, quanto mais nós utilizados em um elemento, maior a precisão da simulação realizada – ou seja, elementos quadrangulares requerem poder computacional maior da máquina que elementos triangulares.

A primeira etapa no software de CAE foi a geração de uma malha estrutural 2D nos elementos a serem trabalhados. Esta malha estrutural é uma espécie de “colcha de retalhos”, que engloba a superfície de todos os corpos analisados, dividindo-os em pequenos “pedaços” – pequenos elementos – que representam um domínio. Cada um desses domínios contribui para que o algoritmo compreenda, por meio de simplificações, qual fenômeno físico está ocorrendo naquele caso. Nesse contexto, foram utilizados elementos triangulares e é possível perceber que a malha se encontra mais refinada, com mais elementos nas regiões mais críticas do projeto – onde estão a placa e os parafusos e nos dentes, uma vez que é onde será aplicada a carga. A malha 2D criada está representada na figura 04.

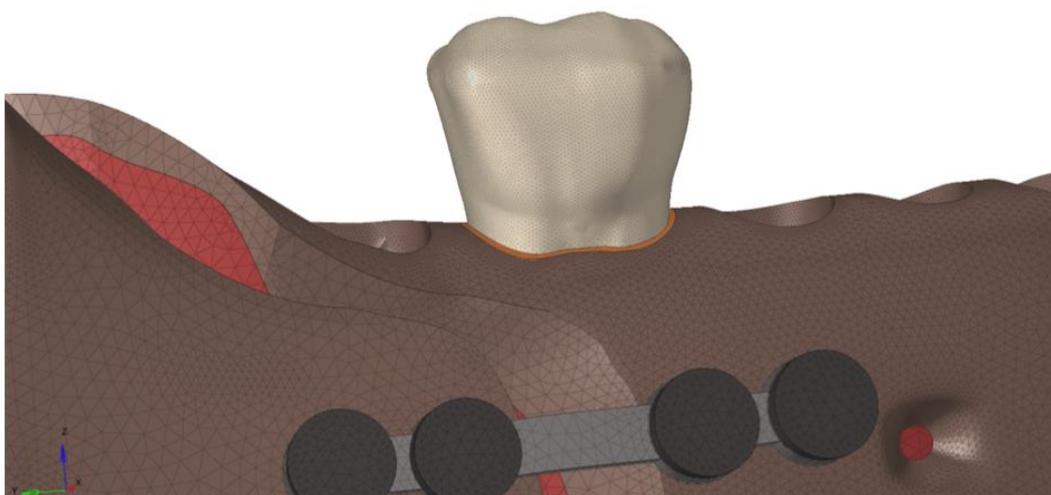


Figura 05: Detalhe da malha criada, mostrando a diferença de tamanho dos elementos entre as regiões.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

Entretanto, o software HyperMesh não realiza simulações com malhas estruturais 2D, as quais têm dimensão apenas superficial do projeto. Por essa razão, é criada uma malha tridimensional, dividindo o modelo em pequenos volumes de controle e, assim, possibilitando a análise do projeto em escala real.

Foram criados quatro modelos em malha por elementos finitos, sendo dois para osteotomia seguindo a técnica de Epker, com os dois tipos de fixações diferentes e dois modelos seguindo a osteotomia segundo Posnick com as mesmas fixações. Foram investigados a condição básica de carga, como morder com contato oclusal no local dos molares e incisivos, que são os pontos focais das forças mastigatórias.

A osteotomia sagital da mandíbula descrita por Epker e a técnica modificada por Posnick foram estabilizadas com duas técnicas de fixação interna estável (FIE) que são comumente usadas no cenário clínico. Na primeira, técnica híbrida, usou-se uma mini placa de titânio do sistema Arnett para cirurgia ortognática, grupo KLS Martin®, espessura de 1mm, 29mm de comprimento fixada com parafusos monocorticais (diâmetro de 2mm e comprimento de 5mm) juntamente com um parafuso bicortical de 2mm de diâmetro, posteriormente ao último dente e acima do nervo alveolar inferior. A segunda técnica utilizou somente uma miniplaca de titânio de travamento com quatro parafusos monocorticais (mesmas medidas das placas e parafusos do sistema Arnett).

Foi determinado que cada mini placa e parafusos estejam em perfeito contato com o osso. A estrutura óssea foi diferenciada entre cortical e trabecular, na qual a estrutura cortical tem uma espessura média de 2mm (DE JESUS et al., 2014).

A osteotomia sagital de ramo mandibular foi simulada de acordo com a técnica relatada por Epker e a osteotomia curta de acordo com o relato de Posnick, como avanço de 5 mm entre os segmentos proximal e distal, exatamente como proposto por (ERKMEN et al., 2005a; MAURER et al., 2002; SATO et al., 2012a, 2012b). Os dois fragmentos ósseos foram firmemente fixados após o corte do osso, permitindo apenas o deslocamento na direção da força mastigatória.

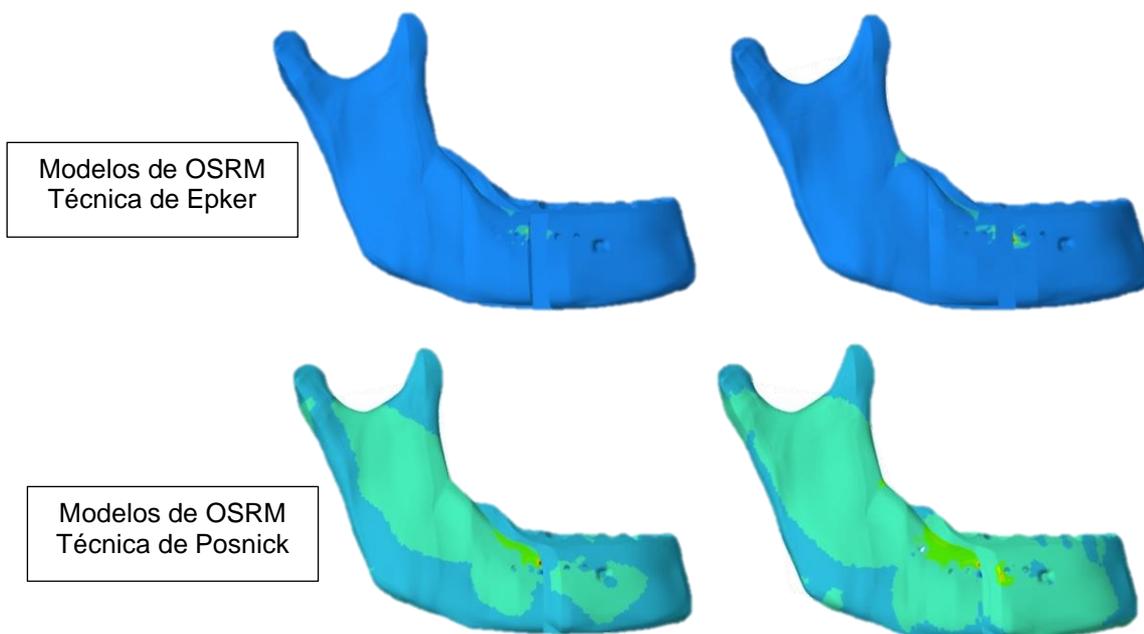


Figura 06: A osteotomia sagital de ramo mandibular simulada de acordo com a técnica relatada por Epker e a osteotomia curta de acordo com o relato de Posnick, como avanço de 5 mm entre os segmentos proximal e distal.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

4.2. Definições dos Materiais

Para isso, fez-se necessário investigar na literatura os valores de duas características mecânicas dos materiais: o módulo de elasticidade – ou módulo de Young – e o coeficiente de Poisson. Em primeiro plano, o módulo de Young está intrinsecamente relacionado à deformação elástica dos materiais, determinando se estes são mais ou menos suscetíveis a ela. De forma geral, o módulo de Young medirá a resistência do material à deformação elástica, definindo se ele é mais ou menos rígido e o coeficiente de Poisson representa a razão entre o valor de deformação transversal e o valor de deformação longitudinal.

As propriedades necessárias para essa análise são o módulo de Young (E) e o coeficiente (razão) de Poisson (ν), que, de acordo com estudos anteriores são de 13.700MPa e 0,3 para o osso cortical, 7930 Mpa e 0,3 para o osso medular, e 115.000 Mpa e 0,34 para placas e parafusos (ALBOUGHHA et al., 2015; FERNÁNDEZ et al., 2003; JI et al., 2010; SIGUA-RODRIGUEZ et al., 2019). As características dos dentes (representados pela dentina) foram incluídas de acordo com o estudo de MILEWSKI, 2006, enquanto os valores para o ligamento foram

encontrados em SINGH et al., 2015. Estes valores, por sua vez, foram adicionados ao software de simulação computacional HyperMesh® (versão 21 - Altair Engineering GmbH, Michigan, Estados Unidos) antes da definição das condições de contorno do problema.

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	13700	0.3
Osso medular	7930	0.3
Componentes metálicos (placa e parafusos)	115000	0.34
Dentina	18600	0.31
Ligamento periodontal	68.9	0.45

Quadro 1: Características mecânicas dos materiais utilizados na simulação por elementos finitos. **Fonte:** Elaboração própria a partir dos dados fornecidos por ALBOUGH et al., 2015; FERNÁNDEZ et al., 2003; JI et al., 2010; MILEWSKI, 2006; SIGUA-RODRIGUEZ et al., 2019; SINGH et al., 2015

A geometria tridimensional da mandíbula e da mini placa e parafusos foram criados pelo software Rhinoceros 3D® (versão 7.0, Robert McNeel and Associates, Seattle, Washington, Estados Unidos). Nesta parte, a mandíbula foi separada em duas partes para gerar uma hemimandíbula devido à assimetria em ambos os lados com apenas o primeiro molar para simplificar a modelagem (DE JESUS et al., 2014). É importante lembrar que os materiais listados na tabela 1 não são isotrópicos, isto é, não possuem as mesmas características mecânicas nas três direções. Portanto, é necessário afirmar que a escolha de um único valor para estas consiste em uma aproximação para o projeto.

O modelo computacional das miniplacas de titânio e dos parafusos foi desenvolvido com base em amostras físicas do material.

4.3. Cargas e Restrições

Uma ampla gama de magnitudes para forças mastigatórias tem sido relatada na literatura (ELLIS; THROCKMORTON; SINN, 1996; ERKMEN et al., 2005b). A magnitude da carga vertical nesse estudo foi fixada em 200N aplicada na região da superfície oclusal (fossa central) do primeiro molar inferior e na incisal do incisivo central inferior, com magnitude de 100N. Ambas as cargas são aplicadas verticalmente no sentido do osso, i.e, de cima para baixo (ALBOUGH

et al., 2015; SATO et al., 2012b, 2012a). A carga coincide com estudos anteriores sobre força de mordida em pacientes com deformidades dentofaciais (ELLIS; THROCKMORTON; SINN, 1996; IWASE et al., 2006; SATO et al., 2012b, 2012a). Os modelos serão avaliados de acordo com a tensão principal máxima, cuja escala de tensão mede em MPa (N / mm^2) a tensão efetiva geral em um material (SATO et al., 2012a).

A carga englobou vários elementos pois quanto menor a área de aplicação da força, maior é a tensão aplicada sobre ela. Desse modo, concentrar os 200N ou 100N em apenas um nó ou em apenas um elemento eleva consideravelmente a tensão aplicada – uma vez que a área é muito pequena –, podendo promover a propagação de trincas no dente, o que é indesejável.

As fixações no corpo caracterizam o tipo de ensaio que é realizado e, conseqüentemente, definem o padrão de resultados na simulação computacional. Ademais, o que ocorre é que não há consenso na literatura sobre qual é a forma mais adequada para a fixação do osso cortical, sobretudo da superfície articular do côndilo, comumente analisada como uma rótula. (ALBOUGHHA et al., (2015) refere a necessidade de um contato fixo, tanto na superfície articular do côndilo quanto na superfície lateral no ramo na região do masseter, isto é, estas regiões não rotacionam e não transladam em quaisquer dos eixos e, portanto, diz-se que não possuem graus de liberdade. O mesmo foi realizado no presente estudo. A região de fixação do côndilo está representada na figura 6 e a região de fixação da superfície lateral do osso está representada na figura 7.

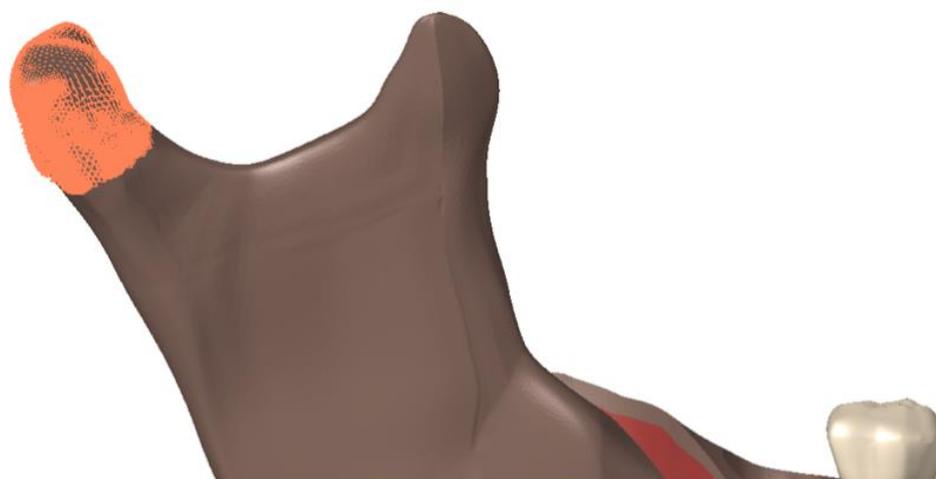


Figura 07: No detalhe em laranja, região de fixação da superfície articular do côndilo, sem graus de liberdade.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP



Figura 08: No detalhe em vermelho escuro, região de fixação em ângulo mandibular, na altura do músculo masseter, sem graus de liberdade.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

Ainda, é necessária a restrição de simetria do conjunto, representada na figura 7. Esta configuração garante à simulação que os resultados da análise realizada são os mesmos para a outra parte da mandíbula que não está representada no modelo. Nesse caso, são restritos três graus de liberdade – um de translação e dois de rotação.

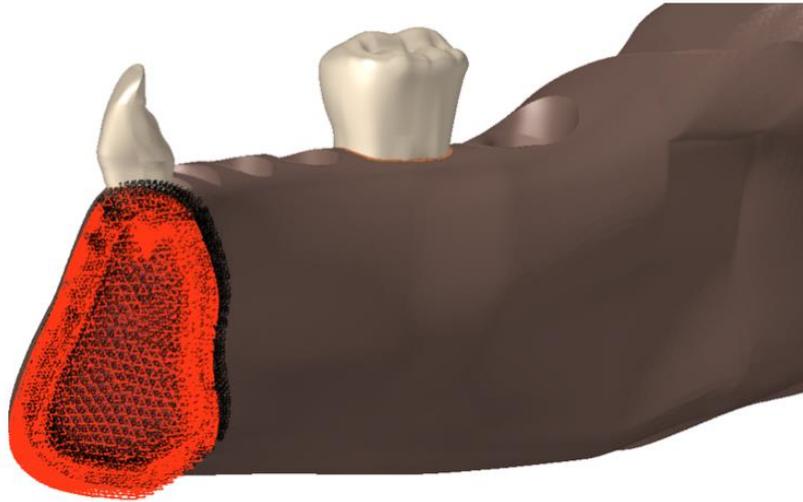


Figura 09: No detalhe em laranja, região de fixação de simetria da mandíbula, com 3 graus de liberdade.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

Vale ressaltar que as forças de carga nos modelos são estáticas. Foram realizadas análises das distribuições de estresse formado nos ossos cortical e esponjoso e também na região do material de fixação. A estabilidade do estresse em um estado tridimensional foram avaliada de acordo com a hipótese da escala de estresse de Von Mises (1913) (VAN SICKELS; FLANARY, 1985). A escala não representará a resistência ao escoamento do parafuso, mas fornece uma visualização clara das concentrações de tensão (SATO et al., 2012a, 2012b).

5. RESULTADOS

Finalizadas as análises individuais dos modelos com corte baixo, foi realizada uma comparação entre as imagens das simulações, a fim de esclarecer o real efeito que o parafuso bicortical possui no procedimento de osteotomia do ramo mandibular. As figuras exemplificam a comparação realizada ao longo das simulações, relacionando os parâmetros de deslocamento, deformação e tensão.

A figura 10 ilustra a diferença no deslocamento do conjunto, sobretudo do osso cortical. Foi comum a ambos os modelos o deslocamento insignificante do côndilo, uma vez que este osso está fixado em duas regiões: nas superfícies articular e lateral, na altura do masseter. Entretanto, há uma mudança brusca na movimentação do osso cortical, que se deslocou de forma muito mais acentuada quando não há um parafuso bicortical. Este deslocamento – 7 vezes maior que aquele previsto no modelo com parafuso bicortical – é indesejável, com tendência a fazer movimento de alavanca e colocando em risco o sucesso do procedimento quando o paciente realizar movimentos mastigatórios.

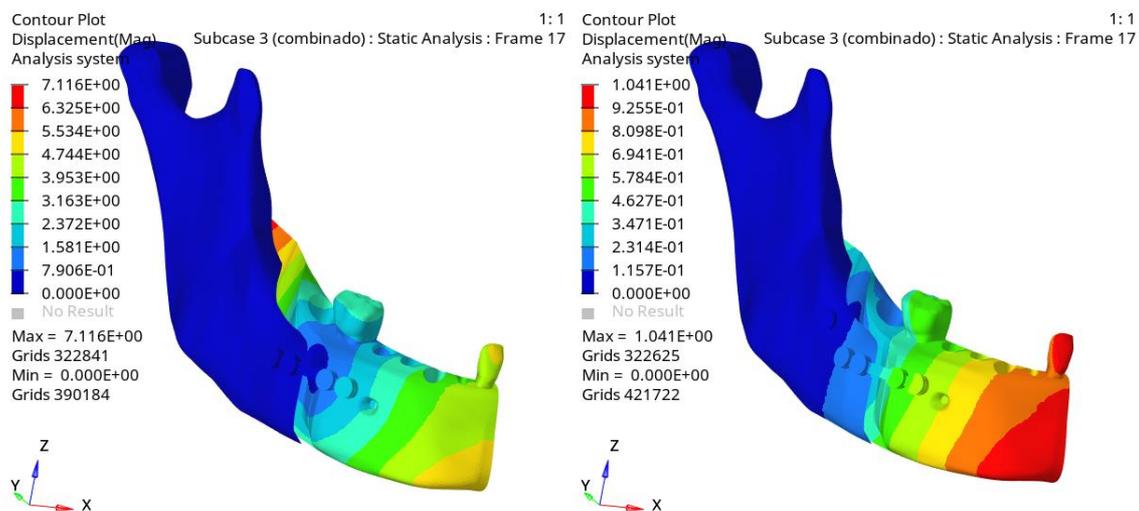


Figura 10: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação ao deslocamento. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical. Observa-se que no modelo com ausência de parafuso bicortical ocorre um deslocamento de 7.116 mm enquanto o com parafuso 1.041 mm.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

Tratando-se de distribuição de tensões, o modelo com parafuso bicortical apresentou duas vantagens em relação ao modelo sem parafuso. A primeira delas é a observação de valores de tensão mais baixos nos ossos e nos componentes metálicos, como é possível observar nas figuras 11 e 15. A segunda vantagem refere-se aos componentes metálicos, os quais apresentaram poucas áreas de tensões muito elevadas, conforme demonstrado na figura 14. Vale ressaltar que a tensão nos modelos de elementos finitos é analisada em mega pascal (MPa) que corresponde a N/mm^2 . Ou seja, $1MPa=1N/mm^2$. Porém, os materiais metálicos são avaliados em tensão von Mises - sempre positiva, uma vez que metais não falham por compressão, somente por tração - é um tipo de critério de falha.

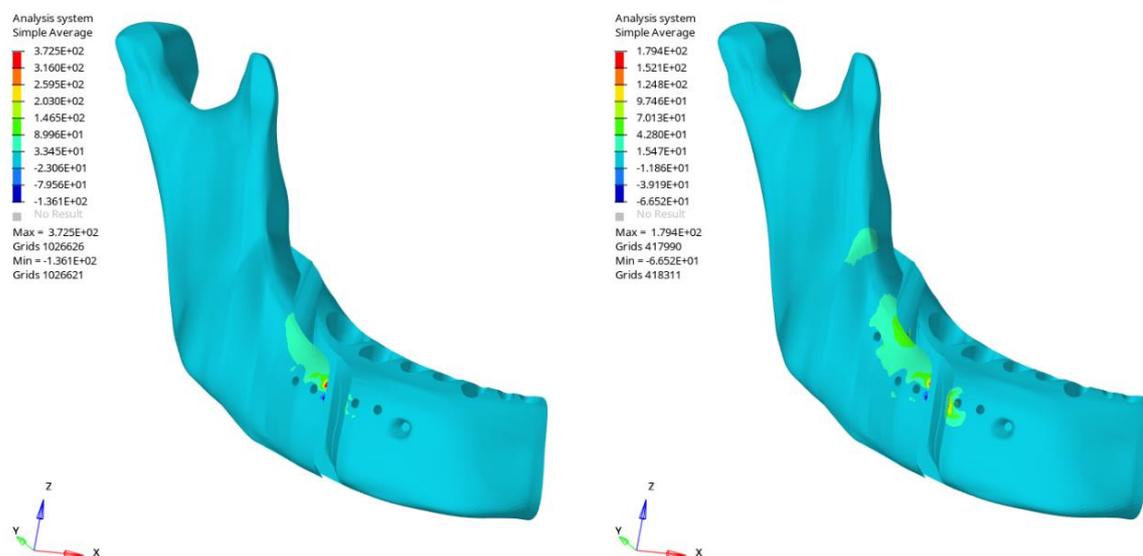


Figura 11: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à distribuição de tensão nos ossos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical. Nota-se uma tensão máxima no valor de 372,5 MPa no modelo sem parafuso e 179,4 MPa com parafuso. Ou seja, o parafuso absorve bastante tensão.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

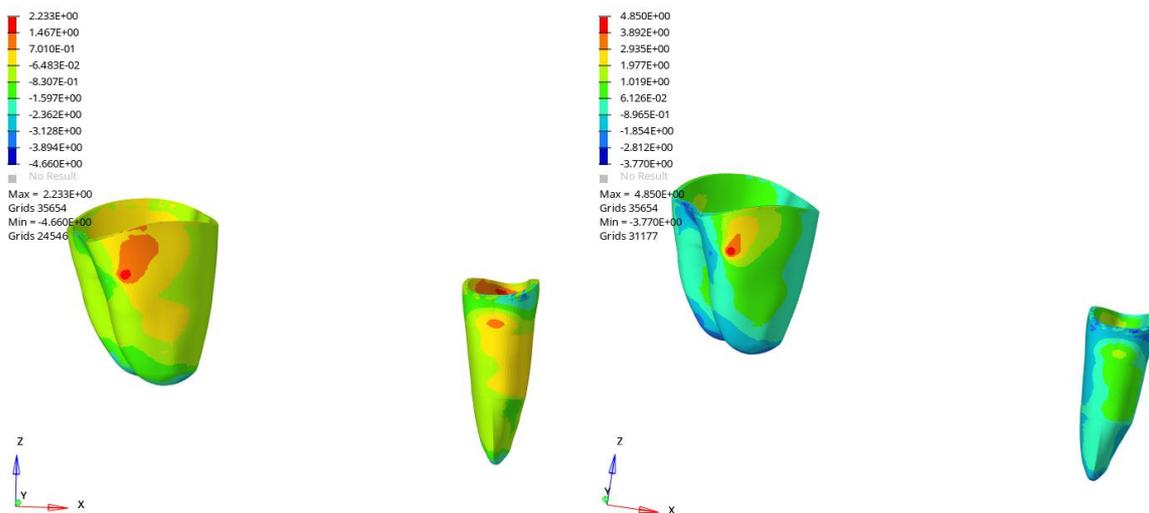


Figura 12: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical (tensão máxima = 2,233 MPa) e, à direita, com parafuso bicortical (tensão máxima = 4,850MPa). Na imagem, tanto para compressão quanto para a tração temos regiões de concentração com maior valor. Major = mais dados de tração e P1 = mais dados de tensão principal máxima. As imagens em vermelho foram as regiões que sofreram tração (+) e as imagens em azul foram as regiões que sofreram compressão (-). Valores entre o limiar positivo e negativo (laranja) são pontos neutros, tudo que estiver acima está puxando e tudo abaixo está comprimindo.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

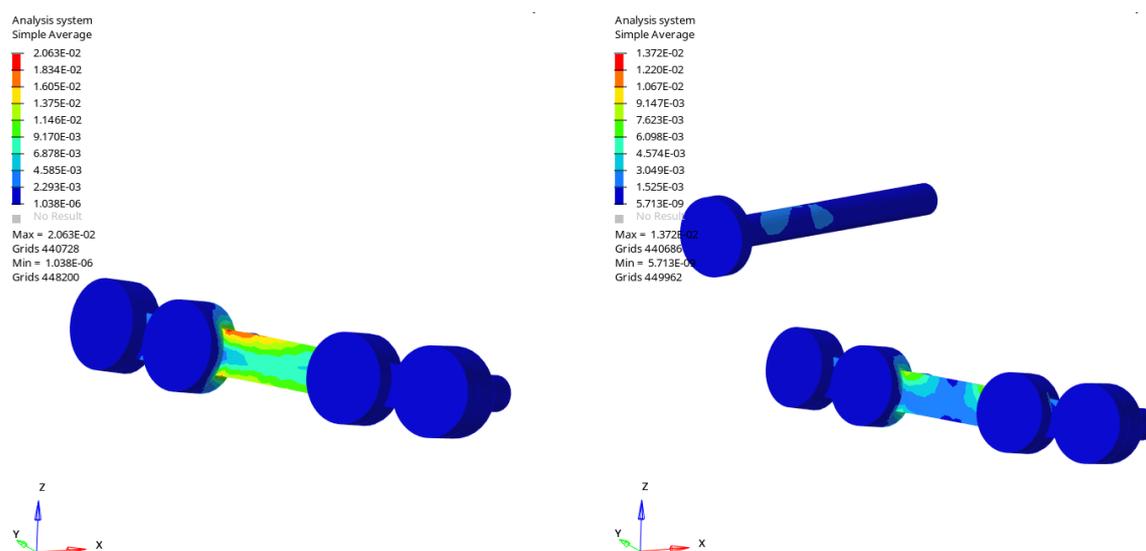


Figura 13: Vista anterior - comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à deformação da placa e dos parafusos. À esquerda, está o modelo sem parafuso

bicortical (tensão von Mises = 0,0206 MPa) e, à direita, com parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,0137 MPa). Nesse caso o parafuso não deixa a placa deformar e consequentemente recebe ajuda na distribuição da tensão. As imagens em vermelho apresentam maior concentração de energia.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

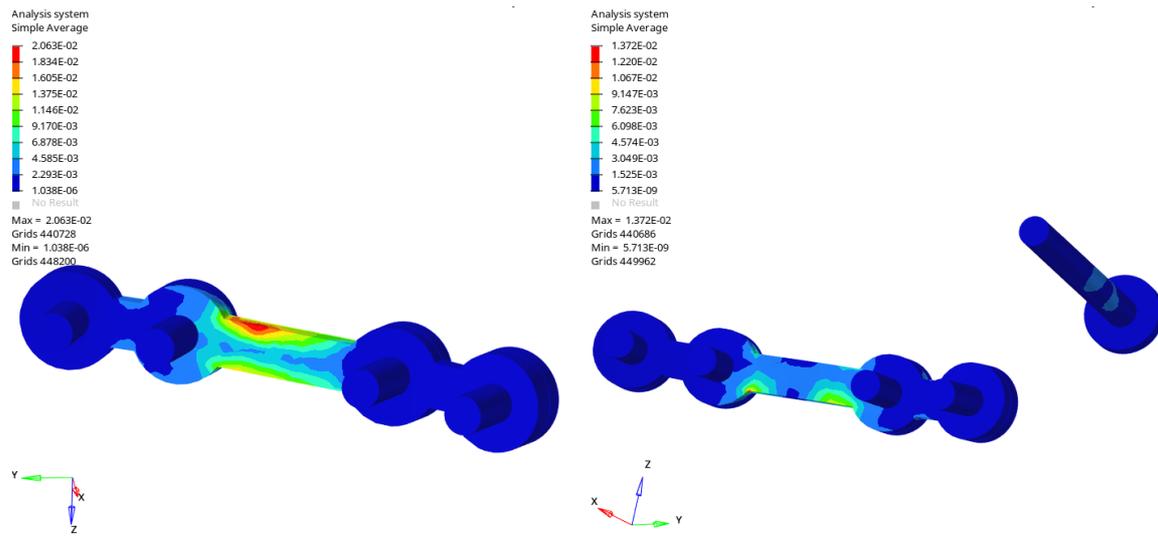


Figura 14: Vista posterior - comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à deformação da placa e dos parafusos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

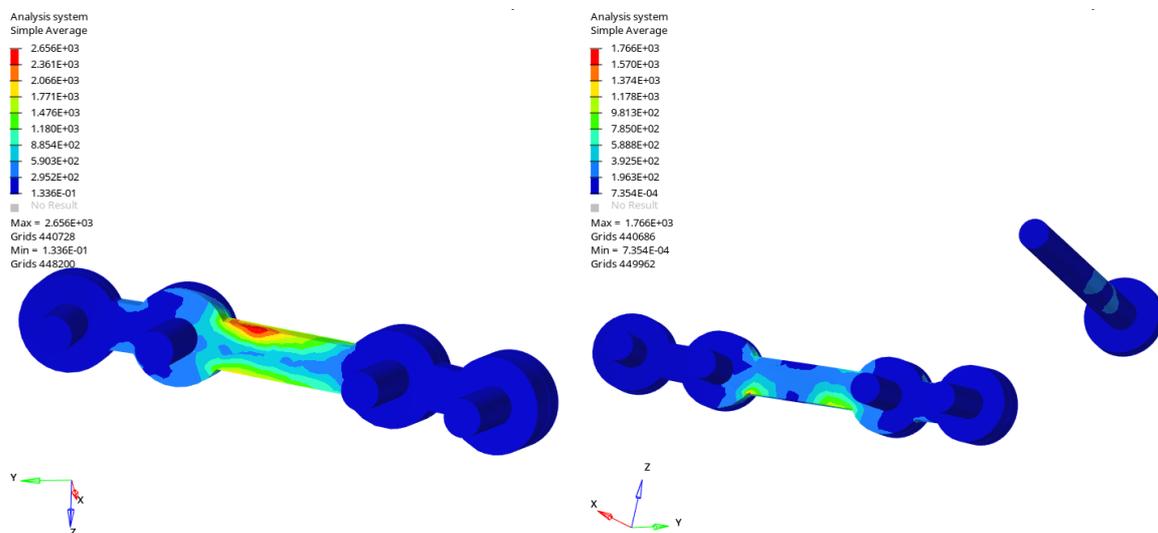


Figura 15: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à distribuição de tensão na placa e nos parafusos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical (tensão von Mises = 265,6 MPa) e, à direita, com parafuso bicortical (tensão von Mises = 176,6 MPa). A presença do parafuso diminui a tensão na placa e conseqüentemente ocorre uma melhor distribuição da tensão. As imagens em vermelho apresentam maior concentração de energia.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

Foram realizadas as mesmas análises nos modelos com osteotomia sagital da mandíbula convencional que, além da comparação entre a presença e ausência do parafuso, foi necessário traçar um paralelo com os modelos que apresentam corte baixo, a fim de observar qual dos cortes da osteotomia é mais adequado para o objetivo do cirurgião. Também foram realizadas comparações correlacionando deslocamento, deformação e tensão. No total, quatro figuras foram analisadas lado a lado.

Na figura 16, observa-se a diferença no deslocamento do conjunto, sobretudo do osso cortical, na osteotomia convencional. Assim como no corte baixo, notou-se uma mudança brusca na movimentação do osso cortical, que se desloca de forma acentuada. Entretanto, nesse caso o deslocamento foi nove vezes maior que aquele previsto no modelo com parafuso bicortical.

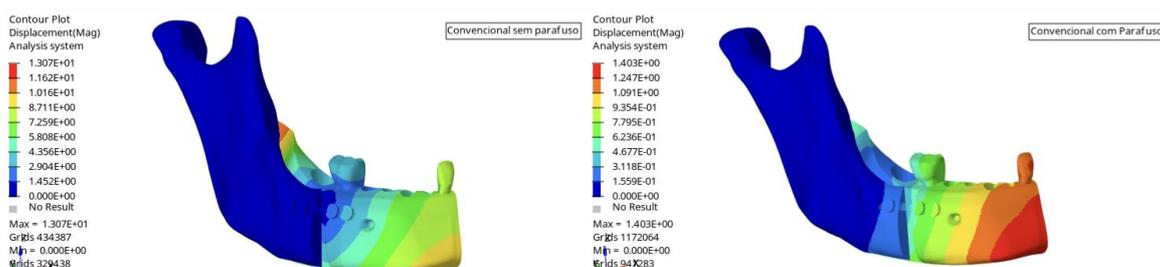


Figura 16: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional em relação ao deslocamento. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical. No modelo com ausência do parafuso bicortical observou-se um deslocamento de 13,07 mm enquanto com parafuso 1,403 mm.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

Na figura 17, fica clara a predição pela utilização do parafuso bicortical, tanto no modelo com corte baixo, quanto com corte convencional, uma vez que os valores do deslocamento decrescem substancialmente. Entretanto, percebe-se que o modelo com corte baixo apresenta menores deslocamentos, se comparado ao corte convencional.

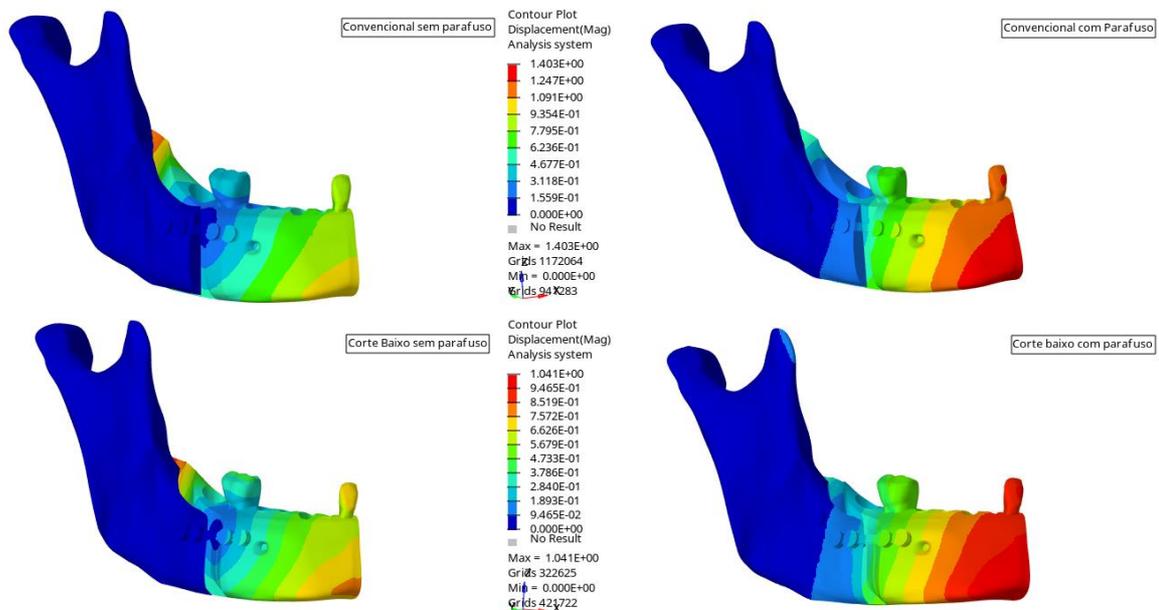


Figura 17: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação ao deslocamento. Acima, estão os modelos com corte convencional e, abaixo, os modelos com corte baixo. No modelo com ausência do parafuso bicortical observou-se um deslocamento de 13,07 mm enquanto com parafuso 1,403 mm. Observa-se que no modelo com ausência de parafuso bicortical ocorre um deslocamento de 7.116 mm enquanto o com parafuso 1.041 mm.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

Na figura 18, percebe-se que, no modelo com corte convencional, a distribuição de tensão óssea é mais uniforme ao longo do côndilo e do cortical, contudo, apresentando valores mais altos de tensão. No corte baixo, há regiões do côndilo e do cortical com maior concentração de tensão, entretanto, com valores mais baixos de tensão. O modelo com corte baixo e parafuso bicortical apresenta tensões três vezes menores que o modelo com corte convencional e parafuso bicortical.

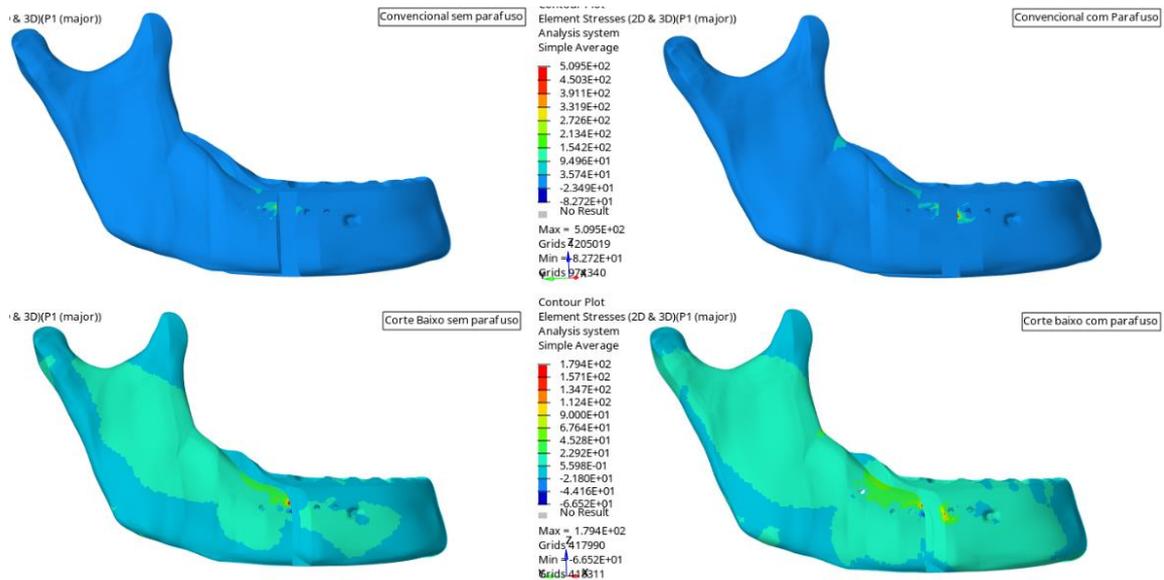


Figura 18: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à distribuição de tensão nos ossos. Acima, estão os modelos com corte convencional - osteotomia sem o uso de parafuso bicortical (tensão máxima = 1.158 MPa); osteotomia com o uso de parafuso bicortical (tensão máxima = 509,5 MPa). Abaixo estão os valores nos modelos com corte baixo - osteotomia sem o uso de parafuso bicortical (tensão máxima = 372,5 MPa); osteotomia com o uso de parafuso bicortical (tensão máxima = 179,4 MPa).

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

Pela imagem 19, percebeu-se que a influência do corte não é tão acentuada na análise dos ligamentos periodontais, havendo diferenças pontuais entre os modelos. Entretanto, o corte convencional apresenta leves vantagens, com menores deformações e menores valores de tensão.

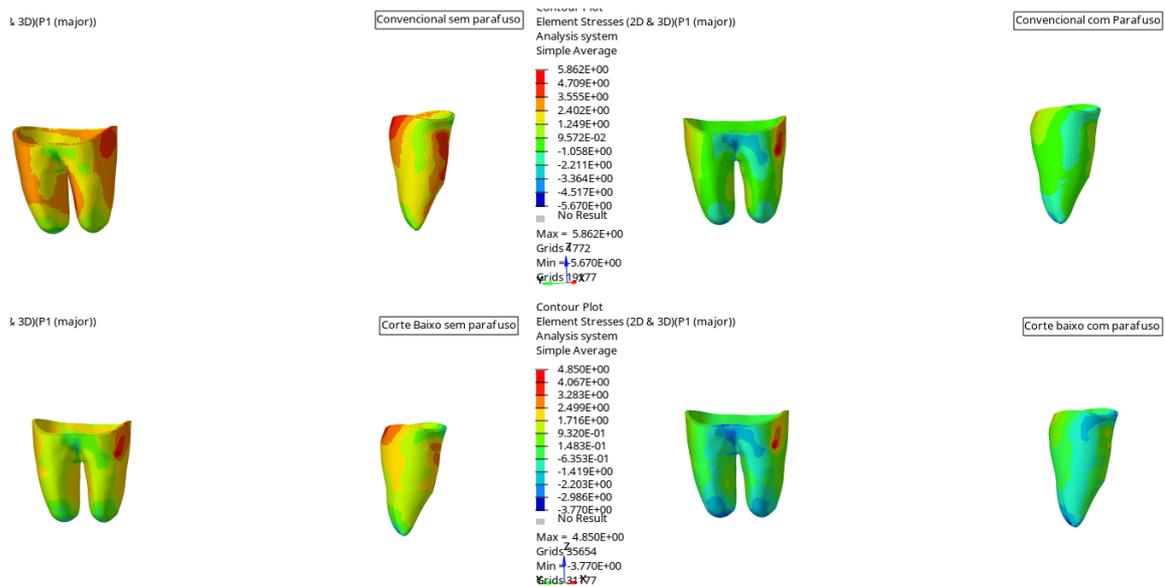


Figura 19: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à distribuição de tensão nos ligamentos. Acima, estão os modelos com corte convencional - osteotomia sem o uso de parafuso bicortical (tensão máxima = 1,629 MPa); osteotomia com o uso de parafuso bicortical (tensão máxima = 5,862 MPa). Abaixo estão os valores nos modelos com corte baixo - osteotomia sem o uso de parafuso bicortical (tensão máxima = 2,233 MPa); osteotomia com o uso de parafuso bicortical (tensão máxima = 4,850 MPa). Na imagem, tanto para compressão quanto para a tração temos regiões de concentração com maior valor. Major = mais dados de tração e P1 = mais dados de tensão principal máxima. As imagens em vermelho foram as regiões que sofreram tração (+) e as imagens em azul foram as regiões que sofreram compressão (-). Valores entre o limiar positivo e negativo (laranja) são pontos neutros, tudo que estiver acima está puxando e tudo abaixo está comprimindo.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

Para os componentes metálicos, como mostra a figura 20, o corte baixo apresenta menores valores de deformação, embora a diferença não seja tão pronunciada. O mesmo acontece com a distribuição de tensão (figura 21).

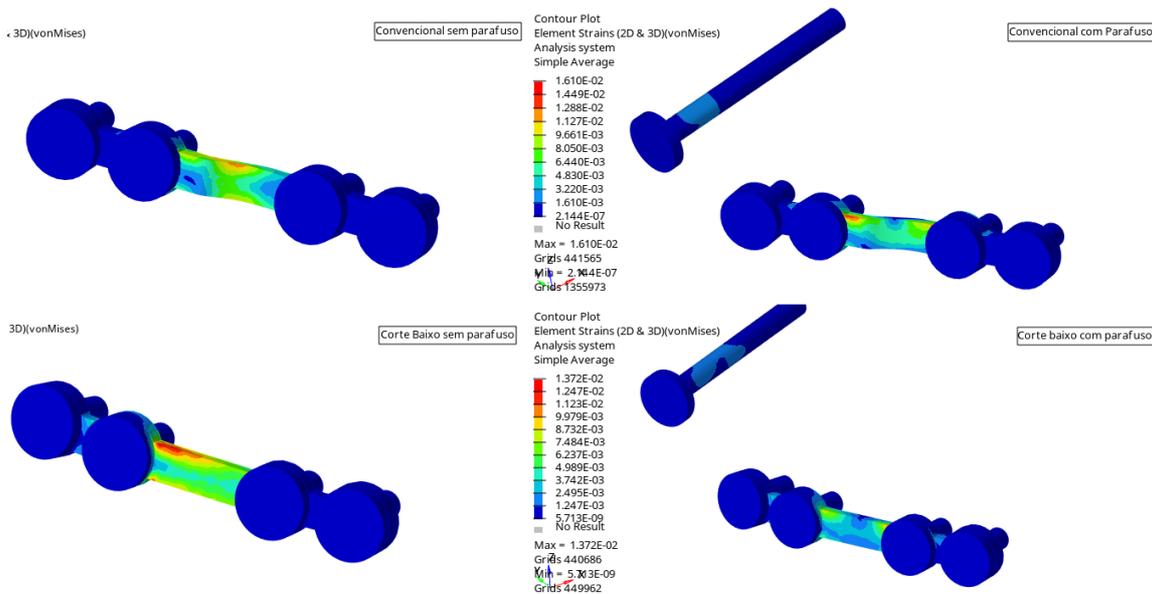


Figura 20: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à deformação nos componentes metálicos. Acima, estão os modelos com corte convencional - modelo sem parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,0427 MPa); modelo com parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,0161 MPa). Abaixo, estão os modelos com corte baixo - modelo sem parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,0206 MPa); modelo com parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,0137 MPa). As imagens em vermelho apresentam maior concentração de energia.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
 Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

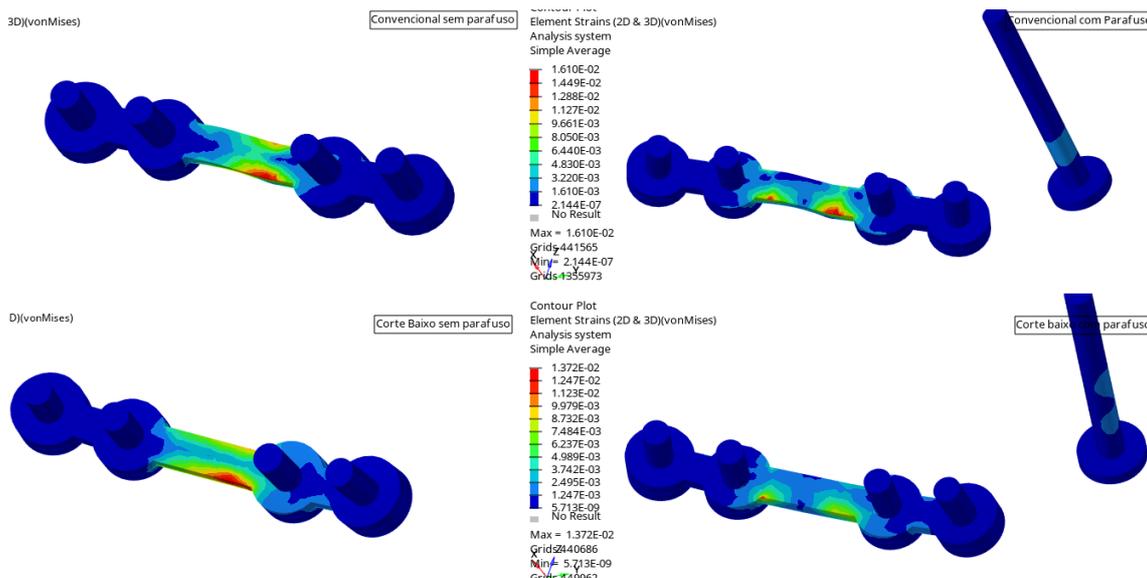


Figura 21: Vista traseira da comparação entre os modelos de osteotomia com corte

convencional e corte baixo em relação à deformação nos componentes metálicos. Acima, estão os modelos com corte convencional e, abaixo, os modelos com corte baixo.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

Tratando-se de distribuição de tensões, o modelo com parafuso bicortical apresentou duas vantagens em relação ao modelo sem parafuso. A primeira delas é a observação de valores de tensão mais baixos nos ossos e nos componentes metálicos, como é possível observar nas figuras 18 e 22. A segunda vantagem refere-se aos componentes metálicos, os quais apresentaram menos regiões de tensões muito elevadas e redução nos valores de deformação no modelo com parafuso bicortical.

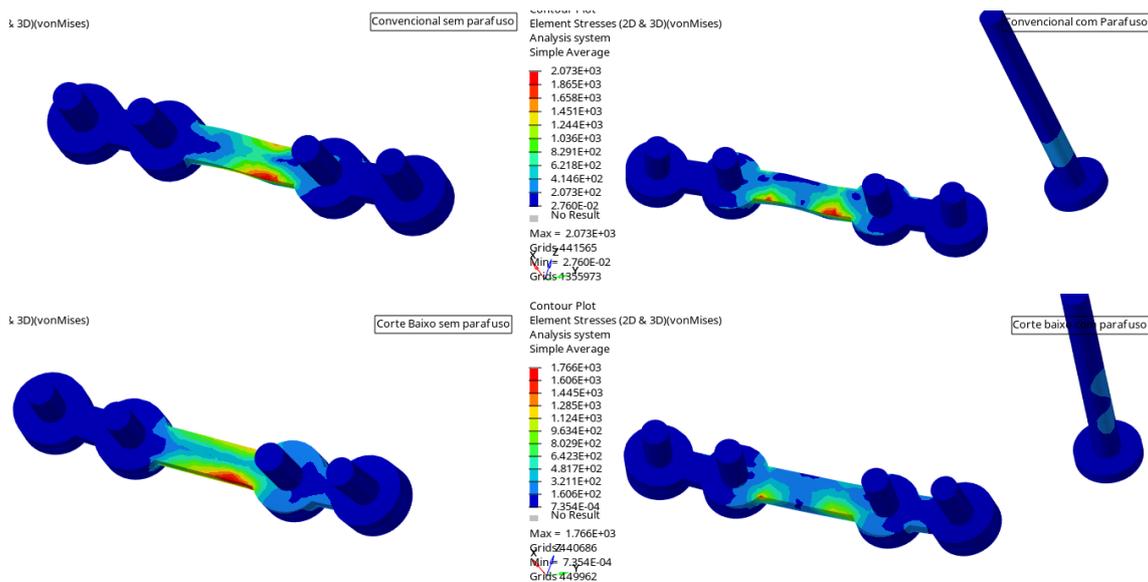


Figura 22: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à distribuição de tensão nos componentes metálicos. Acima, estão os modelos com corte convencional - modelo sem parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,00550 MPa); modelo com parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,00207 MPa). Abaixo, os modelos com corte baixo - modelo sem parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,00265 MPa); modelo com parafuso bicortical (tensão von Mises = 0,00176 MPa). A presença do parafuso diminui a tensão na placa e conseqüentemente ocorre uma melhor distribuição da tensão. As imagens em vermelho apresentam maior concentração de energia.

Fonte: Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
Centro de Tecnologias da Informação Renato Archer – Campinas/SP

6. DISCUSSÃO

Dentre as técnicas para reposicionamento ósseo em cirurgia ortognática, as osteotomias sagitais dos ramos mandibulares, bem como suas variações, são consideradas versáteis por permitirem múltiplos movimentos como avanço, recuo e rotação mandibular. A técnica de fixação aplicada nesses casos deve ser estável o suficiente para minimizar riscos e complicações pós-operatórias, mesmo em casos de pouco contato ósseo como em grandes avanços. Dentre as técnicas disponíveis, está o uso de parafusos bicorticais, que são rígidos e apresentam risco aumentado de dano ao nervo alveolar inferior e lingual (BOUWMAN et al., 1995); miniplacas, menos rígidas, mas que apresentam taxas de remoção mais altas e podem causar irritação na mucosa gengival, mesmo quando colocadas adequadamente (OCHS, 2003); e técnica híbrida, que associa as vantagens da fixação com parafusos bicorticais e miniplacas com parafusos monocorticais.

É importante salientar que a AEF se baseia na criação de um modelo matemático que simula as condições geométricas e propriedades mecânicas dos objetos a serem testados. Devido isso, a configuração dos modelos de simulação é essencial e quaisquer mudanças nos locais de força ou restrições podem afetar os resultados. Por conta disso, a comparação dos resultados com outros estudos sobre cirurgia ortognática através da AEF é difícil devido à diferença na construção do modelo, números de elementos de malha e vários protocolos de simulação. Existem estudos que utilizam a mandíbula completa enquanto outros optam pela hemi-mandíbula (ALBOUGHHA, S. et al., 2015; DE JESUS, G. P. et al., 2014; SATO, F. R. L. et al., 2012a e 2012b). A razão depende muito dos recursos do computador e, em certos casos, os modelos requerem simplificação para reduzir a demanda computacional. Entretanto, a AEF usa propriedades ósseas e foi considerada em estudos biomecânicos como simulações seguras, quando comparados aos resultados de testes mecânicos em espécimes ósseos. Ou seja, são confiáveis no cenário clínico (ALBOUGHHA 2015).

Para comparação das propriedades biomecânicas de duas técnicas de fixação (mini placa e técnica híbrida) da OSRM para avanço mandibular de 5mm, as forças foram aplicadas no primeiro molar e no incisivo central. Os resultados deste estudo corroboram com os achados de estudos AEF anteriores (ALBOUGHHA et

al., 2015; BRASILEIRO et al., 2009; SATO et al., 2012a), em que a técnica híbrida é mais rígida do que com o uso de mini placa, gerando menor movimentação cortical, menor deformação e valores de tensão mais baixos tanto no osso quanto na placa. Porém, no presente estudo, analisou-se o uso de placa de 1,0 mm, que se mostrou satisfatório no controle e manutenção do posicionamento ósseo frente às forças de tensão e deformação.

A magnitude da carga vertical nesse estudo foi fixada em 200N na região da superfície oclusal (fossa central) do primeiro molar inferior e de 100N na superfície incisal do incisivo central. Ambas as cargas foram aplicadas verticalmente no sentido do osso, i.e, de cima para baixo. As forças de mordida utilizadas no estudo foram obtidas a partir de pesquisas que investigaram as forças de mordida pós-operatória em pacientes de cirurgia ortognática (ELLIS; THROCKMORTON; SINN, 1996; HASSAN; RING; STASSEN, 2018). Este estudo não incluiu forças de mordida normais máximas pois a fixação é mais requerida durante o período de cicatrização óssea de 4 a 6 semanas. Uma vez que durante o período pós-operatório, as forças de mordida em adultos saudáveis podem cair para 30%, 50% ou menos, como resultado da proteção neuromuscular. E, gradualmente aumentam ao normal após 3 meses a 2 anos (HASSAN; RING; STASSEN, 2018).

A técnica híbrida, com o uso de parafusos bicorticais de 2.0 mm, registraram menos estresse e deslocamentos em comparação com o uso de somente uma mini placa de titânio do sistema Arnett (1mm) para cirurgia ortognática e quatro parafusos monocorticais (diâmetro de 2.0 mm e comprimento de 5mm) para todos os movimentos e forças mandibulares. Os parafusos bicorticais são mais rígidos do que as minis placas com parafusos monocorticais, provavelmente porque penetram tanto na cortical vestibular quanto na lingual dos segmentos mandibulares (ERKMEN, E. et al., 2005^a e 2005^b; UCKAN, S. et al., 2010). Este estudo não mostrou nenhuma deformação das miniplacas, e as áreas de altas tensões representadas na cor vermelha podem ser forças tensionais ou compressivas. Minimizar a manipulação das miniplacas nessas regiões de alto estresse durante o procedimento cirúrgico é recomendável para evitar complicações pós-operatórias, como fratura da placa.

A quantidade de deslocamento é uma indicação de rigidez da fixação, e os parafusos bicorticais mostraram ser a fixação mais rígida. A fixação com o uso

somente de miniplacas chegou a apresentar um deslocamento nove vezes maior que aquele previsto no modelo com parafuso bicortical (corte convencional, figura 15) o que é indesejável e coloca em risco o sucesso do procedimento quando o paciente movimentar a mandíbula. No entanto, algum grau de micro movimento no osso de fato aumenta a formação de calos durante a consolidação óssea, e isso pode ser uma vantagem da fixação estável (ARDARY, W. C. et al., 1989).

Os tipos de desenhos de osteotomia no presente estudo mostraram influenciar o padrão de distribuição das forças de deslocamento. Enquanto o modelo com corte convencional e uso de somente uma mini placa e quatro parafusos monocorticais apresentou um deslocamento de 13,07 mm, o corte baixo na mesma situação apresentou um deslocamento de 7,11 mm, ou seja, 1,8 vezes menor. A situação se torna menos acentuada na técnica híbrida, onde o deslocamento na osteotomia convencional foi de 1,40 mm e no corte baixo de 1,04 mm. Na literatura não se encontrou estudos que fizeram uma comparação entre esses dois tipos de osteotomias, uma vez que a maioria foca na repercussão do material de fixação frente as forças oclusais. Devido isso, sugerimos novos estudos sejam feitos comparando especificamente esses tipos de osteotomias.

Notou-se que, no modelo com corte convencional, a distribuição de tensão óssea é mais uniforme ao longo do côndilo e do osso cortical, mas, apresentando valores mais altos de tensão. Por outro lado, no corte baixo, a região condilar e do osso cortical apresentaram maior concentração de tensão, porém, com valores mais baixos de tensão. O modelo com corte baixo e parafuso bicortical apresentou tensões três vezes menores que o modelo com corte convencional e parafuso bicortical. Em contra partida, percebeu-se que a influência do corte não foi tão acentuada na análise dos ligamentos periodontais, havendo diferenças pontuais entre os modelos. Devido a escassez de estudos que analisam essas vertentes, sugerimos que nossos estudos sejam realizados para avaliar a repercussão das forças no ligamento periodontal e na região condilar.

No que tange as miniplacas, estas podem ser rígidas ou funcionalmente estáveis e ambas foram clinicamente comprovadas como bem-sucedidas no tratamento de fraturas mandibulares e na cirurgia ortognática (JI, B. et al., 2010; DE JESUS, G. P. et al., 2014). Em nosso estudo, observou-se um deslocamento máximo maior com o uso destas. No entanto, vale ressaltar que o movimento ósseo realizado foi de avanço mandibular e a estreita aproximação dos segmentos

ósseos nessa técnica é necessária para o aumento da estabilidade da fratura (FERNÁNDEZ, J. R. et al.,2003; SIGUA-RODRIGUEZ, E. A. et al.,2019).

Ficou clara a predição pela utilização do parafuso bicortical, tanto no modelo com corte baixo, quanto com corte convencional, uma vez que os valores do deslocamento decrescem substancialmente. Entretanto, percebeu-se que o modelo com corte baixo e fixação estável através da técnica híbrida apresentou menores deslocamentos e forças de tensão máxima no osso e no material de fixação, se comparado ao corte convencional. No entanto, o sucesso da cirurgia ortognática não depende apenas das técnicas de fixação, mas de outros fatores, incluindo a gravidade da deformidade dentofacial, planejamento cirúrgico, técnica do cirurgião e tecidos moles e duros do paciente (AL-MORAISSI; ELLIS, 2016; JOSS; VASSALLI, 2009).

7. CONCLUSÃO

A técnica híbrida, com o uso de parafusos bicorticais de 2,0 mm, se mostrou mais rígida e registrou valores de tensão mais baixos tanto no osso quanto na placa, menor deformação e deslocamentos em comparação com o uso de somente uma mini placa de titânio do sistema Arnett (1,0mm) para cirurgia ortognática e quatro parafusos monocorticais para todos os movimentos e forças mandibulares.

A fixação com o uso somente de miniplacas chegou a apresentar um deslocamento de sete (osteotomia baixo) a nove (osteotomia convencional) vezes maior que aquele previsto no modelo com parafuso bicortical. Situação indesejável e que coloca em risco o sucesso do procedimento quando o paciente movimentar a mandíbula.

Os tipos de desenhos de osteotomia mostraram influenciar o padrão de distribuição das forças de deslocamento. A osteotomia baixa apresentou um 1,8 vezes menor. A situação se tornou menos acentuada na técnica híbrida, onde a diferença no deslocamento foi mínima.

Referindo-se somente da distribuição de tensões, o modelo com parafuso bicortical apresentou duas vantagens em relação ao modelo sem parafuso: valores de tensão mais baixos nos ossos e nos componentes metálicos e os componentes metálicos apresentaram menos regiões de tensões muito elevadas.

REFERÊNCIAS

AL-MORAISSEI, E. A. M.; ELLIS, E. Stability of bicortical screw versus plate fixation after mandibular setback with the bilateral sagittal split osteotomy: A systematic review and meta-analysis. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 45, n. 1, p. 1–7, 2016.

ALBOUGHHA, S. et al. Assessment of sagittal split ramus osteotomy rigid internal fixation techniques using a finite element method. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 44, n. 7, p. 823–829, 2015.

ANUSAVICE KJ. No Title Materiais Dentários. In: ELSEVIER (Ed.). . 11. ed. São Paulo: 2005, 2005.

ARDARY, W. C. et al. Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, v. 68, n. 2, p. 125–129, 1989.

BLAIR VP. No Title Operations on the jaw bones and the face. **Dental Era**, v. 6, p. 169–185, 1907.

BORBA, A. M. et al. Mandible-first sequence in bimaxillary orthognathic surgery: A systematic review. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 45, n. 4, p. 472–475, 2016.

BOUWMAN, J. P. B. et al. Screw fixation following bilateral sagittal ramus osteotomy for mandibular advancement-complications in 700 consecutive cases. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 33, n. 4, p. 231–234, 1995.

BRASILEIRO, B. F. et al. An In Vitro Evaluation of Rigid Internal Fixation Techniques for Sagittal Split Ramus Osteotomies: Advancement Surgery. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 2009.

CHUONG, C. J. et al. Mechanical characteristics of the mandible after bilateral

sagittal split ramus osteotomy: Comparing 2 different fixation techniques. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 63, n. 1, p. 68–76, 2005.

DA SILVA, J. V. L.; MARTINS, T. A. C. P.; NORITOMI, P. Y. Scaffold informatics and biomimetic design: Three-dimensional medical reconstruction. **Methods in Molecular Biology**, v. 868, n. 2, p. 91–109, 2012.

DE JESUS, G. P. et al. Finite element evaluation of three methods of stable fixation of condyle base fractures. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 2014.

EDWARDS, R. C.; KIELY, K. D.; EPPLEY, B. L. Fixation of bimaxillary osteotomies with resorbable plates and screws: Experience in 20 consecutive cases. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 59, n. 3, p. 271–276, 2001.

ELLIS, E.; THROCKMORTON, G. S.; SINN, D. P. Bite forces before and after surgical correction of mandibular prognathism. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 1996.

EPKER, B. N. No Title Modifications of the sagittal osteotomy of the mandible. **Journal of Oral Surgery**, v. 35, p. 157–159, 1977.

ERKMEN, E. et al. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part 1: Advancement surgery posterior loading. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 2005a.

ERKMEN, E. et al. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: Setback surgery-posterior loading. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 2005b.

FERNÁNDEZ, J. R. et al. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. **Journal of Biomechanics**, v. 36, n. 3, p. 329–337, 2003.

G DAL-PONT. No Title Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. **Journal of oral surgery, anesthesia, and Hospital dental service**, v. 19, p. 42–27, 1961.

GRÖNING, F. et al. Validating a voxel-based finite element model of a human mandible using digital speckle pattern interferometry. **Journal of Biomechanics**, 2009.

HASSAN, M. K.; RING, M.; STASSEN, L. F. A. A Finite Element Analysis Study Comparing 3 Internal Fixation Techniques in Mandibular Sagittal Split Osteotomy. **International Journal of Otolaryngology and Head & Neck Surgery**, v. 07, n. 05, p. 298–311, 2018.

HULLIHEN, S. P. Case of Elongation of the under Jaw and Distortion of the Face and Neck, Caused by a Burn, Successfully Treated. **The American journal of dental science**, v. 9, n. 2, p. 157–165, 1849.

IWASE, M. et al. Bite force, occlusal contact area and masticatory efficiency before and after orthognathic surgical correction of mandibular prognathism. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 35, n. 12, p. 1102–1107, 2006.

JI, B. et al. A biomechanical analysis of titanium miniplates used for treatment of mandibular symphyseal fractures with the finite element method. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology**, v. 109, n. 3, p. e21–e27, 2010.

JOSS, C. U.; VASSALLI, I. M. Stability After Bilateral Sagittal Split Osteotomy Advancement Surgery With Rigid Internal Fixation: A Systematic Review. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 67, n. 2, p. 301–313, 2009.

MAURER, P. et al. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 2002.

MILEWSKI, G. Numerical and experimental analysis of effort of human tooth hard tissues in terms of proper occlusal loadings. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, v. 7, n. 1, p. 47–58, 2006.

OCHS, M. W. Bicortical Screw Stabilization of Sagittal Split Osteotomies. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 61, n. 12, p. 1477–1484, 2003.

POSNICK, J. C.; CHOI, E.; LIU, S. Occurrence of a 'bad' split and success of initial mandibular healing: a review of 524 sagittal ramus osteotomies in 262 patients. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 2016.

SATO, F. R. L. et al. Comparative Biomechanical and Photoelastic Evaluation of Different Fixation Techniques of Sagittal Split Ramus Osteotomy in Mandibular Advancement. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 2010.

SATO, F. R. L. et al. A comparative evaluation of the hybrid technique for fixation of the sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement by mechanical, photoelastic, and finite element analysis. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology**, 2012a.

SATO, F. R. L. et al. Comparison of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three-dimensional finite elements analysis. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 2012b.

SCHWARTZ, H. C.; RELLE, R. J. Bicortical-monocortical fixation of the sagittal mandibular osteotomy. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 54, n. 2, p. 234–235, 1996.

SCHWIMMER, A. et al. The Effect of Screw Size and Insertion Sagittal Split Osteotomy. p. 45–48, 1994.

SIGUA-RODRIGUEZ, E. A. et al. Comparative evaluation of different fixation techniques for sagittal split ramus osteotomy in 10 mm advancements. Part two: Finite element analysis. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, 2019.

SINGH, S. V. et al. Stress distribution of posts on the endodontically treated teeth with and without bone height augmentation: A three-dimensional finite element analysis. **Journal of Conservative Dentistry**, v. 18, n. 3, p. 196–199, 2015.

THARANON, W. Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 56, n. 9, p. 1055–1058, 1998.

THROCKMORTON, G. S.; BUSCHANG, P. H.; ELLIS, E. Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 1996.

TRAUNER, R.; ONWEGESER, H. Surgical Correction of Mandibular Prognathism and Retrognathism with Consideration of Genioplasty. **Plastic and Reconstructive Surgery**, 1957.

UCKAN, S. et al. Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: A study in sheep mandibles. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 39, n. 4, p. 266–268, 2001.

VAN SICKELS, J. E.; FLANARY, C. M. Stability associated with mandibular advancement treated by rigid osseous fixation. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 43, n. 5, p. 338–341, 1985.

VOLLMER, D. et al. Experimental and finite element study of a human mandible. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, 2000.

WALL, G.; ROSENQUIST, B. Radiographic stereophotogrammetric evaluation of intersegmental stability after mandibular sagittal split osteotomy and rigid fixation. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 59, n. 12, p. 1427–1435, 2001.

APENDICE

Relatório 01:

Relatório: Avaliação de técnicas de fixação interna em dois desenhos de osteotomias dos ramos mandibulares

Kaline M. Silva¹, Maria I. N. Santos², Marcelo F. Oliveira³, Leonardo M. R. Machado³, George P. de Jesus¹, Andrezza L. de Moura¹

¹Programa de Pós-Graduação em Cirurgia (PPGRACI)/Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Amazonas (UFAM)

**²Faculdade de Engenharia Mecânica
Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP)**

**³Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
CTI/MCTI Renato Archer – Campinas/SP**

1. Introdução

O presente relatório almeja a explicação detalhada das etapas de trabalho referentes à análise tridimensional pelo método dos elementos finitos em dois desenhos de osteotomia sagital dos ramos mandibulares, ambos com corte baixo. Nesse sentido, foram comparadas características mecânicas e a distribuição de tensões ao considerar a presença e a ausência de um parafuso passante pelos ossos corticais.

2. Materiais e Métodos

2.1. Construção do modelo mandibular

Para a construção dos modelos mandibulares, foi utilizado o corte baixo como referência, sendo realizado com base na posição dos dentes molares. Para os modelos com corte baixo, havia duas possibilidades: a existência e a ausência de um parafuso bicortical, além da placa e dos parafusos já existentes. Nesse ínterim, foi necessário atentar-se à distância entre a placa e o forame, a fim de que não houvesse risco de contato dos parafusos com o nervo.

Alguns desafios foram encontrados na modelagem destes modelos no software de CAD (Computer Aided Engineering) Rhinoceros 3D®, sobretudo em relação ao parafuso bicortical. A princípio, este havia sido desenhado de forma que o final do parafuso estivesse “preso” no osso cortical. Entretanto, é sabido que, em uma cirurgia real, a dificuldade de conhecimento do posicionamento do

parafuso dentro do osso é motivo para que os cirurgiões-dentistas optem por permitir que o parafuso realize um rasgo passante no osso. Dessa forma, o parafuso teve seu tamanho aumentado para poder passar por toda a extensão do osso cortical. Considerou-se, então, o parafuso bicortical com 19cm.

Ademais, a priori, havia sido desenhado um rebaixo no osso cortical, a fim de que a cabeça do parafuso bicortical estivesse intersectando o osso. Entretanto, como esta não é uma prática indicada, foi necessário excluir o rebaixo e realizar uma simplificação na geometria do osso cortical, aplainando a região de contato com a cabeça do parafuso. Desse modo, o parafuso não intersecta o osso, mas permanece rente a este.

Assim, realizadas as alterações necessárias na modelagem 3D, para evitar o trabalho físico repetitivo em uma máquina de ensaios universais, a evolução da simulação computacional permite que inúmeras situações sejam consideradas e analisadas para que o ensaio não precise ser realizado no mundo físico. Nesse ínterim, foi utilizado o software HyperMesh, em que foram definidas condições de contorno para o ensaio biomecânico, propriedades e carregamentos aos quais o conjunto seria submetido.

2.2. Análise pelo Método dos Elementos Finitos

O software HyperMesh, como boa parte dos softwares de CAE atualmente, trabalha com a aplicação do Método dos Elementos Finitos (MEF), o qual tem como princípio modelar de forma mais simples um problema que, física e matematicamente, seria muito complexo. Isto ocorre pois este método se encarrega de dividir o modelo analisado em um número finito de pequenas geometrias, as quais servirão para modelar matematicamente o problema de forma mais simplificada. Pensando nisso, faz-se mister atentar-se a dois parâmetros principais na criação da malha estrutural de elementos para o início da simulação: o formato do elemento – i.e. a quantidade de nós necessárias – e o tamanho deste. Isto é de suma importância para análise pois, quanto menores os elementos, mais fidedigna é a malha à geometria do modelo inicial. Do mesmo modo, quanto mais nós utilizados em um elemento, maior a precisão da simulação realizada – ou seja, elementos quadrangulares requerem poder computacional maior da máquina que elementos triangulares.

Nesse contexto, a primeira etapa no software de CAE é a geração de uma malha estrutural 2D nos elementos a serem trabalhados. Esta malha estrutural é uma espécie de “colcha de retalhos”, que engloba a superfície de todos os corpos analisados, dividindo-os em pequenos “pedaços” – pequenos elementos – que representam um domínio. Cada um desses domínios contribui para que o algoritmo compreenda, por meio de simplificações, qual fenômeno físico está ocorrendo naquele caso. Nesse contexto, foram utilizados elementos triangulares e é possível perceber que a malha encontra-se mais refinada, com mais elementos nas regiões mais críticas do projeto – onde estão a placa e os parafusos e nos dentes, uma vez que é onde será aplicada a carga. A malha 2D criada está representada na figura 1.

Entretanto, o software HyperMesh não realiza simulações com malhas estruturais 2D, as quais têm dimensão apenas superficial do projeto. Por essa razão, é criada uma malha tridimensional, dividindo o modelo em pequenos volumes de controle e, assim, possibilitando a análise do projeto em escala real.

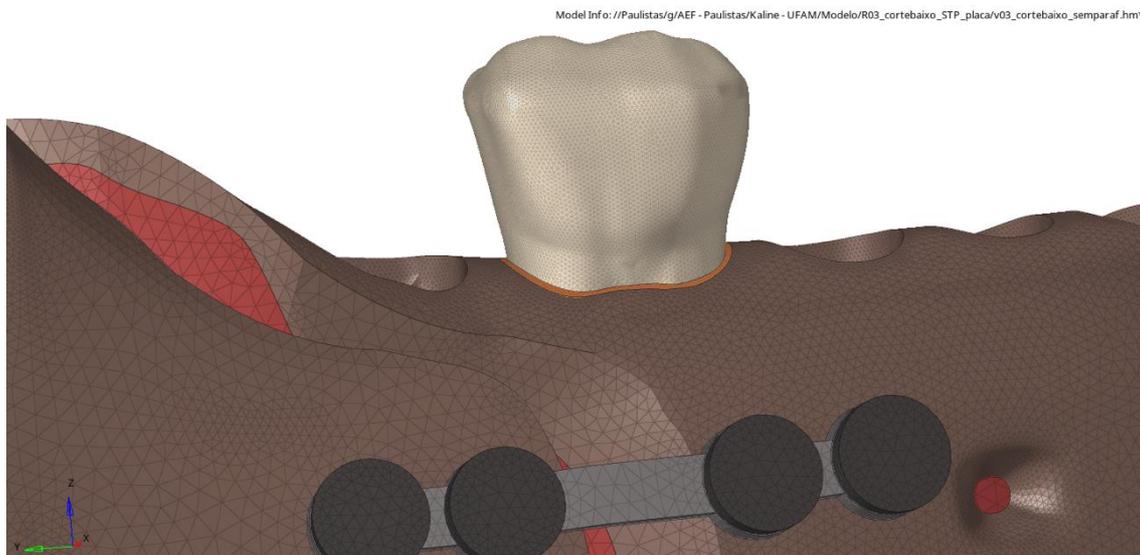


Figura 1: Detalhe da malha criada, mostrando a diferença de tamanho dos elementos entre as regiões

2.3. Definição dos materiais

A próxima etapa, portanto, é fornecer os dados dos materiais utilizados para o software, a fim de que seja possível realizar a simulação de forma mais verossímil possível. Desse modo, faz-se premente investigar na literatura os

valores de duas características mecânicas dos materiais: o módulo de elasticidade – ou módulo de Young – e o coeficiente de Poisson.

Em primeiro plano, o módulo de Young está intrinsecamente relacionado à deformação elástica dos materiais, determinando se estes são mais ou menos suscetíveis a ela. Neste caso, a deformação não é definitiva, i.e., se há a aplicação de uma carga e o material se deforma elasticamente, este poderá voltar à configuração original ou, ao menos, próximo dela. Se esta carga for maior que um determinado limite, o corpo sofre deformação plástica e, neste caso, não é possível reverter para a configuração original, podendo o corpo ser levado até a fratura. Assim, de forma geral, o módulo de Young medirá a resistência do material à deformação elástica, definindo se ele é mais ou menos rígido [Callister 2016].

Entretanto, na análise do módulo de elasticidade, apenas a elongação longitudinal – i.e. na direção da aplicação do esforço – é considerada. No entanto, o material, ao ser esticado, também apresenta uma deformação transversal – i.e. na direção perpendicular à da aplicação do esforço –, a qual se relaciona com a deformação longitudinal pelo coeficiente de Poisson. Nesse sentido, o coeficiente de Poisson representa a razão entre o valor de deformação transversal e o valor de deformação longitudinal.

É importante lembrar que os materiais listados na tabela 1 não são isotrópicos, isto é, não possuem as mesmas características mecânicas nas três direções. Portanto, é necessário afirmar que a escolha de um único valor para estas consiste em uma aproximação para o projeto.

As características do osso cortical, do osso medular e dos componentes metálicos foram retiradas do plano de trabalho entregue ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, pela mestranda Kaline de Moura Silva (UFAM). As características dos dentes (representados pela dentina) e do ligamento periodontal foram pesquisados pela equipe do CTI na literatura. Os valores para a dentina foram encontrados em Milewski, 2005, enquanto os valores para o ligamento foram encontrados em Singh e Pandit, 2015.

Estes valores, por sua vez, foram adicionados ao software de simulação computacional HyperMesh antes da definição das condições de contorno do problema.

Tabela 1: Características mecânicas dos materiais utilizados na simulação por elementos finitos

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	13700	0.3
Osso medular	7930	0.3
Componentes metálicos (placa e parafusos)	115000	0.34
Dentina	18600	0.31
Ligamento periodontal	68.9	0.45

2.4. Condições de contorno do problema

Assim que as propriedades mecânicas dos materiais trabalhados foram fornecidas ao software, agora o sistema é capaz de conduzir uma simulação mais verossímil para as condições do ensaio mecânico requerido. Aqui, serão escolhidas regiões de apoio e de fixação, assim como o tipo de contato que estas exercem – fixo ou deslizante. Além disso, são definidas as regiões de aplicação de carga, assim como o valor numérico e o sentido dela – vertical, horizontal ou inclinada. Esta é uma seção de extrema importância para a simulação computacional e deve ser analisada com muita atenção, uma vez que qualquer informação incorreta pode mudar drasticamente o resultado final.

2.4.1. Aplicação da carga

A aplicação de carga será realizada na região da superfície oclusal (fossa central) do primeiro molar inferior, com magnitude de 200N, e no ápice do incisivo central, com magnitude de 100N. Ambas as cargas são aplicadas verticalmente no sentido do osso, i.e, de cima para baixo

Dito isto, é importante compreender o porquê de a carga ser aplicada em uma região – ou seja, englobando vários elementos – e não apenas em um ponto. Esta explicação perpassa o conceito de tensão da Física Clássica: quanto menor a área de aplicação da força, maior é a tensão aplicada sobre ela. Desse modo,

concentrar os 200N ou 100N em apenas um nó ou em apenas um elemento eleva consideravelmente a tensão aplicada – uma vez que a área é muito pequena –, podendo promover a propagação de trincas no dente, o que é indesejável.

2.4.2. Fixação do osso cortical

Outra questão que requer uma atenção especial é a fixação do conjunto de análise. A fixação, neste caso, ocorre no osso cortical, mas é necessário saber quantos graus de liberdade são conferidos a esta situação – isto é, tridimensionalmente, se ele rotaciona ou translada. Esta é uma informação importante, uma vez que as fixações no corpo caracterizam o tipo de ensaio que é realizado e, conseqüentemente, definem o padrão de resultados obtido na simulação computacional.

Ademais, o que ocorre é que não há consenso na literatura sobre qual é a forma mais adequada para a fixação do osso cortical, sobretudo da superfície articular do côndilo, comumente analisada como uma rótula. Entretanto, a referência utilizada [Albougha, 2015] é de um contato fixo, tanto na superfície articular do côndilo quanto na superfície lateral no ramo da ligação do masseter, isto é, estas regiões não rotacionam e não transladam em quaisquer dos eixos e, portanto, diz-se que não possuem graus de liberdade. A região de fixação do côndilo está representada na figura 2 e a região de fixação da superfície lateral do osso está representada na figura 3.

Ainda, é necessária a restrição de simetria do conjunto, representada na figura 4. Esta configuração garante à simulação que os resultados da análise realizada são os mesmos para a outra parte da mandíbula que não está representada no modelo. Nesse caso, são restritos três graus de liberdade – um de translação e dois de rotação.



Figura 2: No detalhe em laranja, região de fixação da superfície articular do cômulo, sem graus de liberdade



Figura 3: No detalhe em vermelho-escuro, região de fixação da superfície lateral do cômulo, na altura do masseter, sem graus de liberdade



Figura 4: No detalhe em laranja, região de fixação de simetria da mandíbula, com 3 graus de liberdade

3. Resultados da simulação

Definidas as condições de contorno e as condições de fixação, é possível dar início à análise dos modelos. Neste momento, a análise será dividida em duas seções, abordando dois modelos da osteotomia com corte baixo, com e sem parafuso bicortical. Em cada um dos casos, foram exploradas situações com diferentes aplicações de carga, respeitando o exposto na seção 2.4.1.

A primeira situação consiste na aplicação de uma carga de 100N apenas no incisivo central. A segunda situação, por sua vez, consiste na aplicação de uma carga de 200N apenas na superfície do primeiro molar. Por fim, houve a aplicação de uma carga combinada, utilizando 100N no incisivo central e 200N no primeiro molar. Esta lógica será seguida durante toda esta seção, a fim de elucidar passo a passo a influência do parafuso bicortical neste tipo de corte.

Para os modelos com e sem parafuso, foram analisados tensão, deformação e deslocamento dos constituintes do projeto – i.e. ossos e componentes metálicos.

Na análise de deslocamento, faz-se mister compreender o sistema cartesiano de coordenadas que está sendo utilizado. Nas figuras apresentadas nesta seção, é apresentado o sistema OXYZ, em que o eixo Y está representado pela cor verde, o eixo X pela cor vermelha e o eixo Z, por fim, pela cor azul. Eles auxiliam na compreensão da direção em que o deslocamento está ocorrendo.

Além do sistema de coordenadas, a compreensão das cores do mapa é de suma importância para uma boa análise da simulação. No canto superior esquerdo das figuras apresentadas nesta seção, há uma escala de cores, indo do azul (mais abaixo) ao vermelho (mais acima). As regiões em azul são aquelas que apresentam menor deslocamento, enquanto as em vermelho são as que apresentam maior deslocamento.

Neste ponto, é de suma importância estabelecer quais as diferenças entre deslocamento (*displacement*) e deformação (*strain*). Entende-se por deslocamento quando um corpo sofre mudança em sua posição tomando como referência um ponto externo ao corpo. Os pontos internos ao corpo, no entanto, mantêm a distância entre si. Em contrapartida, a deformação ocorre quando as posições dos elementos no interior de um corpo sofrem alteração, i.e, ele alonga ou comprime.

Por fim, para avaliar a distribuição de tensão ao longo da geometria, é utilizado o critério de tensão de Von Mises, o qual relaciona a energia necessária para a mudança de forma do elemento estudado. Este critério, entretanto, é utilizado apenas para os componentes metálicos do conjunto (placa e parafusos). Para os componentes biológicos (ossos e ligamentos), o critério utilizado é o de tensão principal máxima, o qual evidencia a máxima tensão que o material pode suportar em um teste de tração em uma direção (uniaxial). Esta diferença de avaliação é necessária para garantir que esteja claro em que regiões, por exemplo, o osso é tracionado ou comprimido. Mais uma vez, para ambos os critérios, na escala de cores apresentada, as regiões em azul são aquelas que apresentam menor tensão, enquanto as em vermelho são as que apresentam maior tensão.

3.1. Corte baixo sem parafuso bicortical

Para o modelo de osteotomia com corte baixo e sem a presença de parafuso bicortical, é possível observar uma indesejada movimentação no osso cortical com a aplicação de carga – seja ela apenas no incisivo central, apenas no primeiro molar ou em ambos os dentes. Nos três casos, observa-se uma região de elevado deslocamento em uma das extremidades do osso cortical, representada pelas cores laranja e vermelho.

3.1.1. Análise de aplicação de força apenas no incisivo central

Para a situação de aplicação de força apenas no incisivo central no modelo de osteotomia com corte baixo sem parafuso bicortical, tem-se, pelas figuras 5 e 6, que o máximo deslocamento ocorreu nas extremidades do osso cortical – sobretudo na extremidade mais próxima aos molares –, atingindo o valor de 8.225mm. Isto pode ser observado pelo mapa de cores, em que as regiões em laranja e em vermelho são aquelas de maior deslocamento. Em contrapartida, é possível observar que a região central do cortical e o côndilo não sofrem deslocamento significativo, sendo esta configuração representada pela cor azul escuro e pelo valor de zero milímetros.

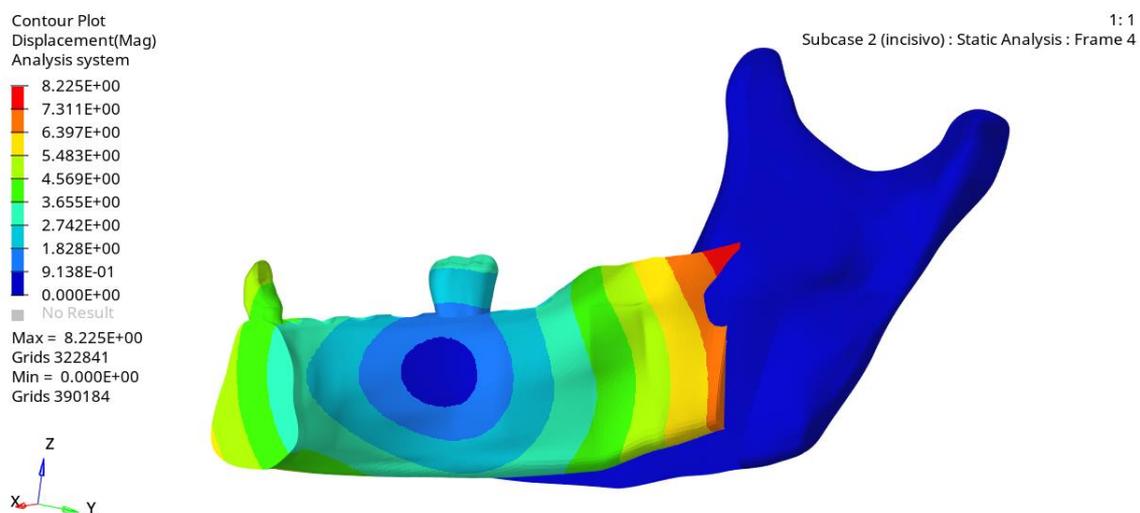


Figura 5: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista traseira do corte baixo sem parafuso bicortical com força no incisivo central

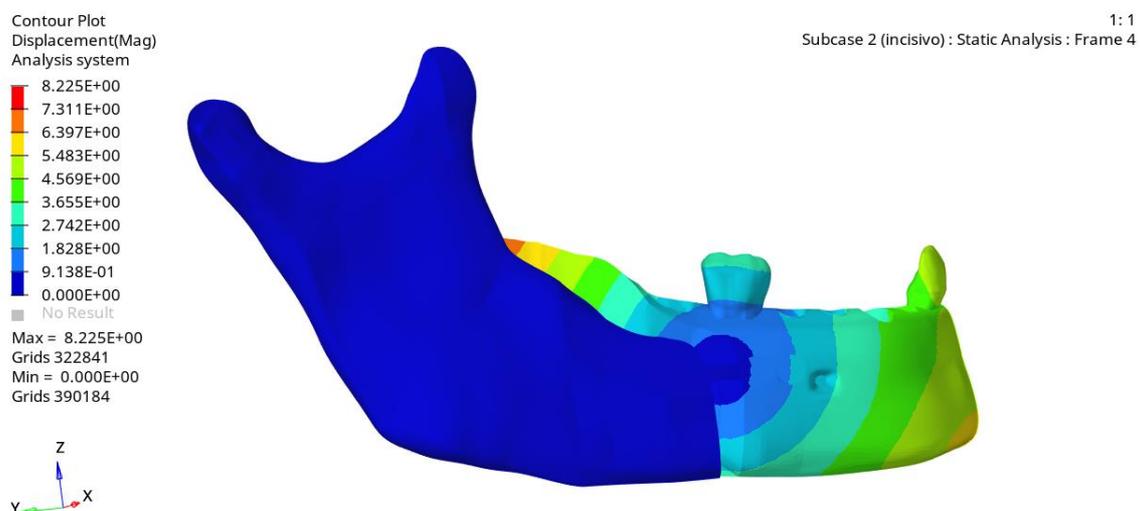


Figura 6: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista dianteira do corte baixo sem parafuso bicortical com força no incisivo central.

A figura 7 mostra a deformação sofrida pelos ossos cortical e medular quando ocorre a aplicação da carga de 100N apenas no dente incisivo central. Esta análise é realizada pelo critério de tensão principal máxima, uma vez que trata-se de estruturas biológicas. Nesse sentido, é possível observar que há deformações significativas nas regiões que estão em contato com a placa, sobretudo no côndilo. A maior deformação sofrida, apresentada em vermelho no mapa de cores, atingiu o valor de 0.0235.



Figura 7: Análise de deformação apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ossos cortical e medular com a aplicação de carga no incisivo central, observa-se um padrão semelhante ao de deformação, mostrado na figura 7. Assim, a maior concentração de tensão também será na região em contato com a placa metálica, atingindo o valor máximo de 358 MPa, como elucidado na figura 8.

Na escala apresentada, associada ao mapa de cores, é possível observar valores positivos relacionados a determinadas cores e valores negativos

relacionados a outras. Do ponto de vista físico, esta divisão é capaz de analisar se a estrutura está sujeita a tensões compressivas ou a tensões trativas. Nesse ínterim, pode-se dizer que valores positivos indicam que a região representada por aquela cor está sujeita a esforços de tração. Do mesmo modo, valores negativos indicam esforços de compressão.

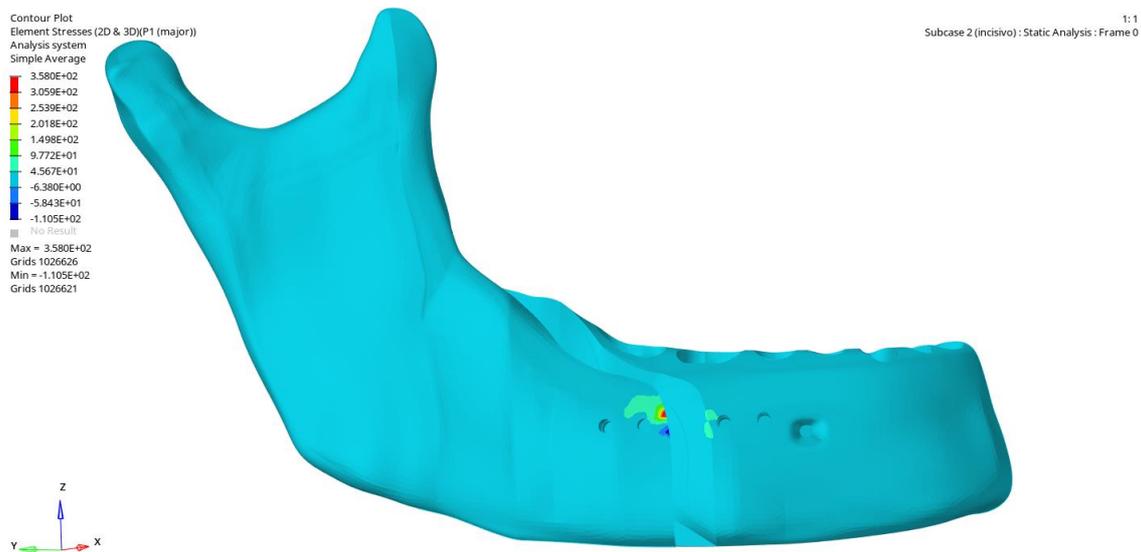


Figura 8: Análise de tensão apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

As figuras 9 e 10 mostram a deformação sofrida pelo ligamento periodontal relacionado ao incisivo central. É possível perceber que há deformação significativa na região inferior do ligamento e na borda superior, atingindo o valor máximo de 0.0326. As regiões com menor deformação, como o ligamento do primeiro molar, estão representadas pela cor azul mais escura do mapa de cores, correspondendo ao valor de 0.0000265. Mais uma vez, como esta é uma análise biológica, o critério utilizado foi o de tensão principal máxima.

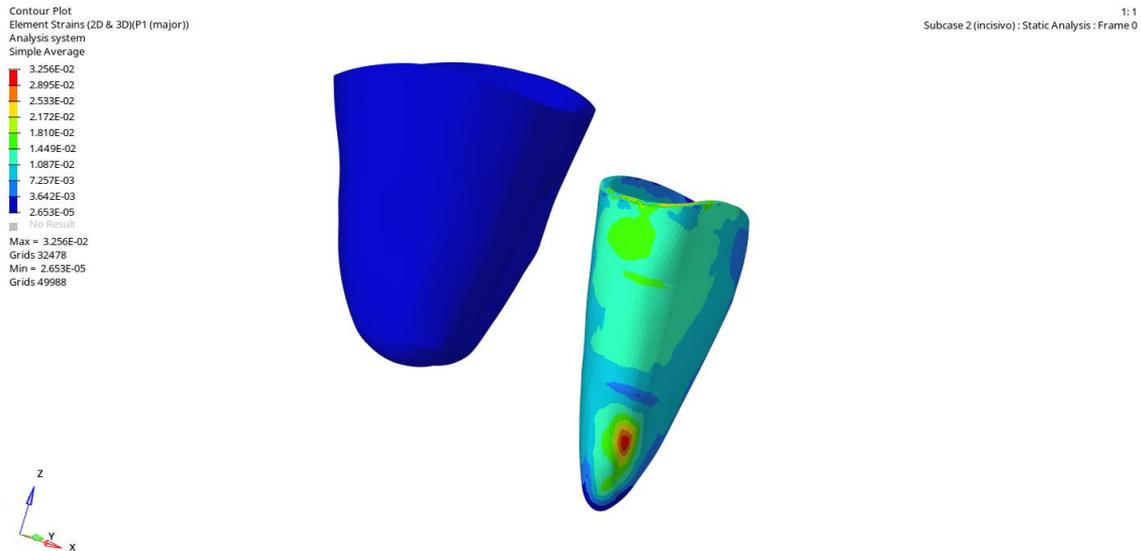


Figura 9: Análise de deformação na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

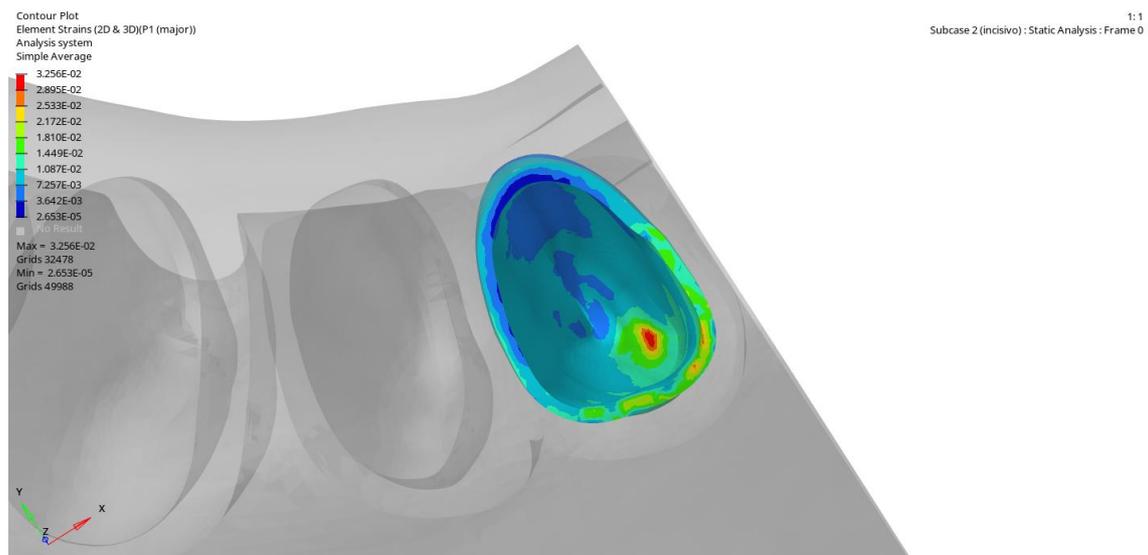


Figura 10: Vista superior de deformação na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais, as figuras 11 e 12 mostram que há tensões compressivas presentes nas regiões em que houve maior deformação, como apresentado nas figuras 9 e 10. Nelas, a tensão compressiva, predominante nesta estrutura, chegou ao valor de 4.535 MPa. Em

contrapartida, as regiões alaranjadas e avermelhadas indicam a presença de esforços de tração, atingindo o valor máximo de 1.713 MPa.

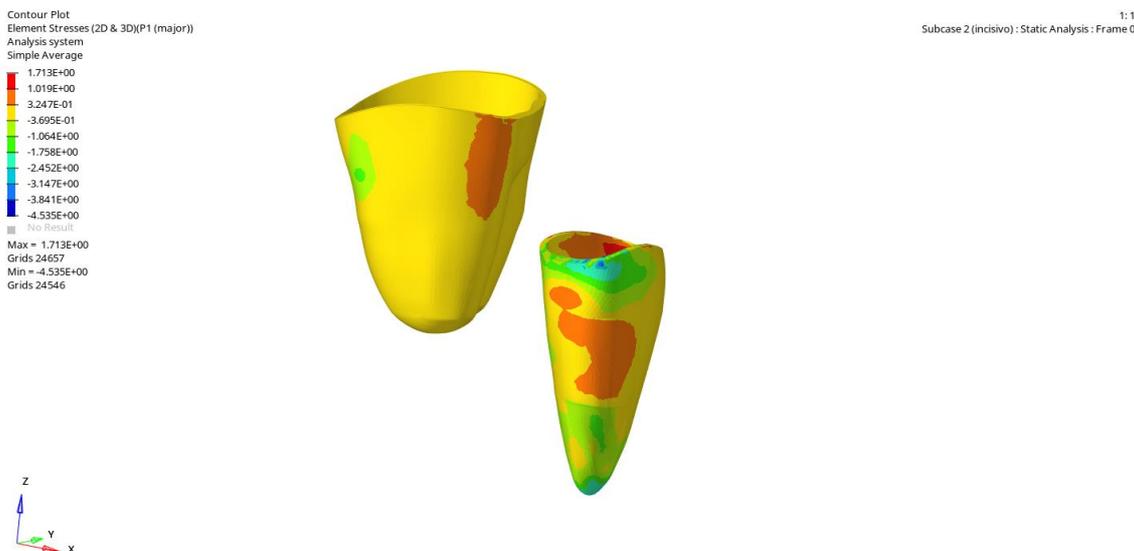


Figura 11: Análise de tensão na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

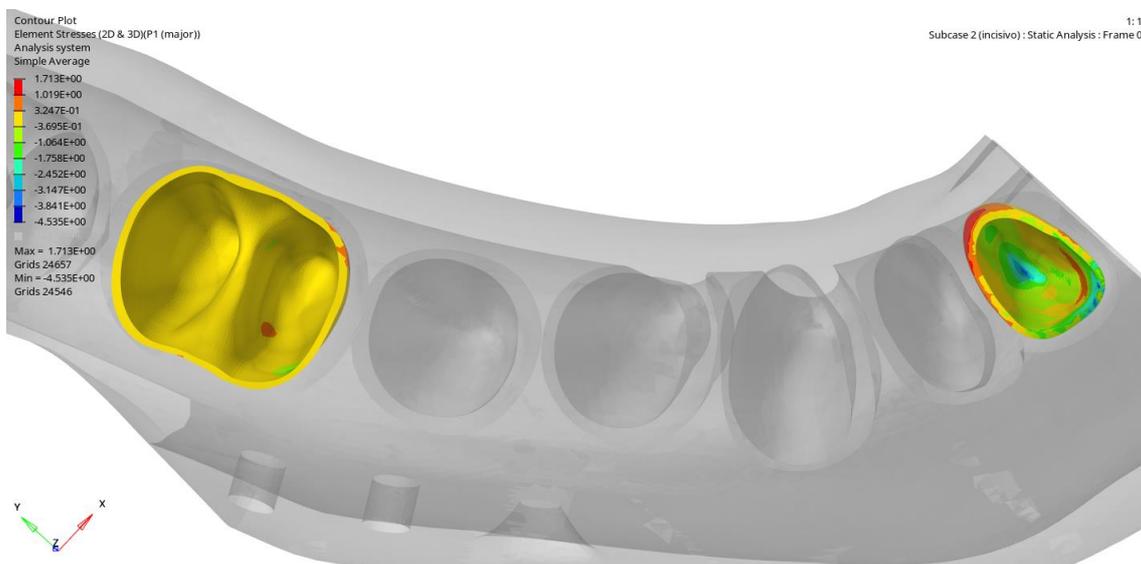


Figura 12: Vista superior de tensão na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Por fim, foi analisada a deformação sofrida pelo conjunto metálico de placas e parafusos a partir do critério de von Mises. Percebe-se, pela figura 13, que a região central da placa e os parafusos, no geral, sofrem deformações bem

pequenas, da ordem de 10^{-7} . Em contrapartida, os locais mais próximos à borda da placa apresentam deformações significativas, sobretudo entre 0.0107 e 0.0165 (tons em verde). Pontos específicos bem próximos aos parafusos podem apresentar maiores valores de deformação, chegando a 0.0241.

A distribuição de tensão para os componentes metálicos segue o mesmo padrão da análise de deformação. Pela escala apresentada na figura 14, observa-se que não há tensões compressivas presentes nessas estruturas, apenas esforços de tração. O menor valor de tensão mostrado foi de 0.0309 MPa (tom mais escuro de azul), presente na região dos parafusos. Na região central da placa, a distribuição de tensão predomina na faixa entre 344.4 MPa e 688.9 MPa. Entretanto, na placa, há mais regiões sujeitas a tensões entre 1378 MPa e 2067 MPa (tons em verde). Pontos específicos bem próximos aos parafusos podem apresentar concentrações maiores, atingindo o valor máximo de 3100 MPa.

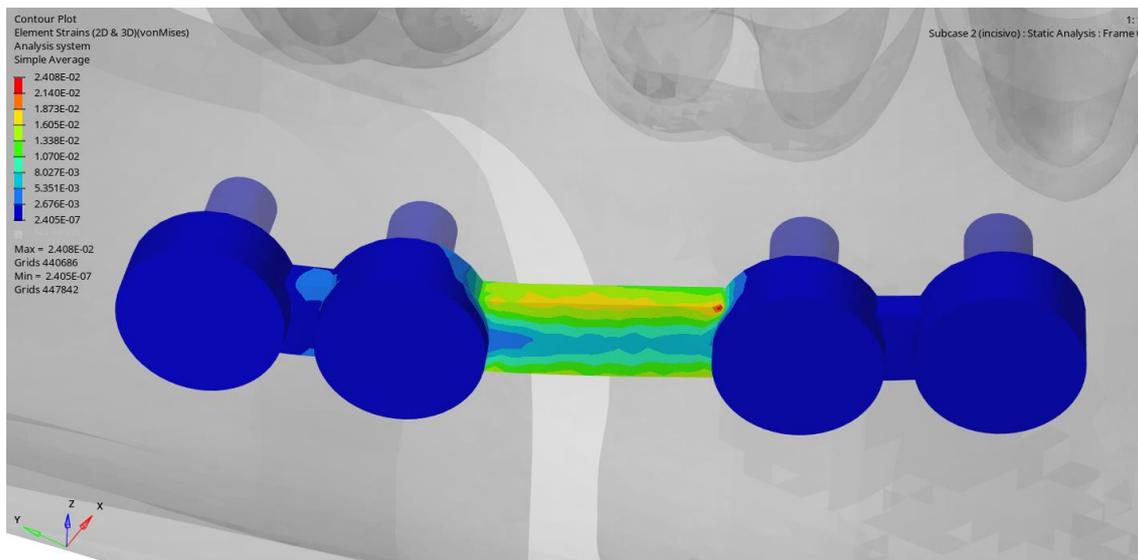


Figura 13: Análise de deformação na região da placa metálica com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de von Mises.

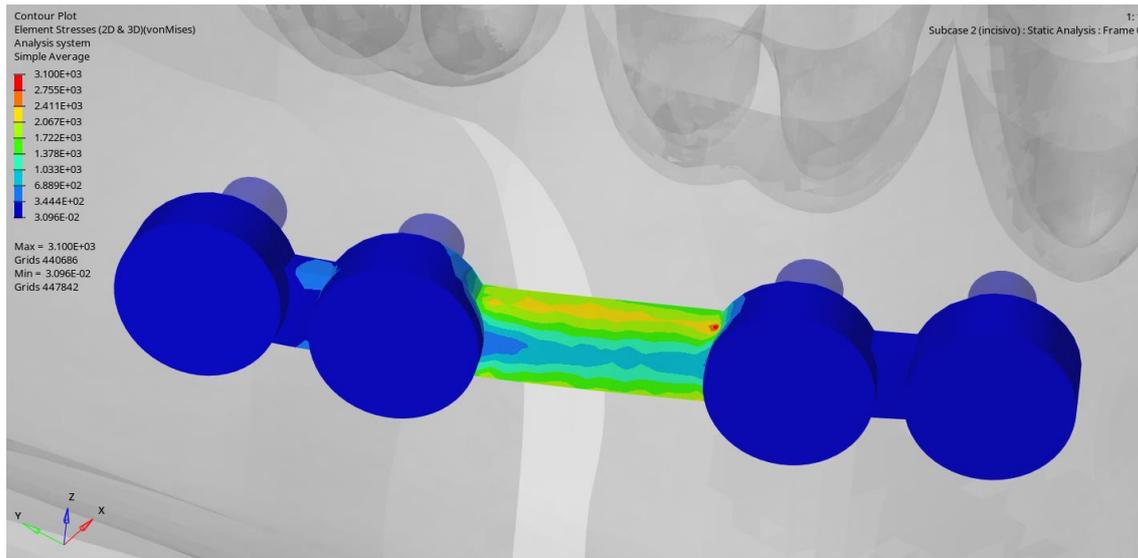


Figura 14: Análise de distribuição de tensão na região da placa metálica com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de von Mises.

Analisando apenas os parafusos, sem a influência da placa metálica, observa-se que há uma deformação expressiva nas regiões que estão em contato diretamente com a região central da placa metálica. O maior valor de deformação, como indica a figura 15, foi de 0.0114. Os parafusos mais distantes da região central da placa se deformam de forma ínfima, com um valor da ordem de 10^{-7} .

O mapa de distribuição de tensão, como esperado, é muito semelhante à análise de deformação. Assim, nas regiões de maior deformação, também ocorre a maior concentração de tensão, chegando ao valor máximo de 1469 MPa, como indicado na figura 16. Os parafusos mais distantes da região central da placa apresentam valores baixos de concentração de tensão, sendo 0.0309 MPa o mínimo.

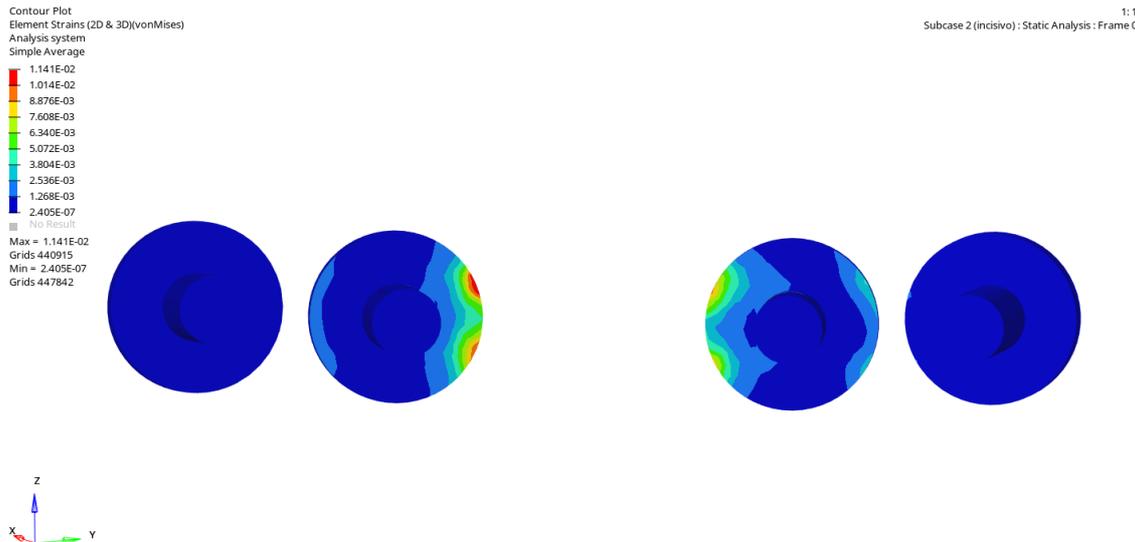


Figura 15: Análise de deformação apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de von Mises.

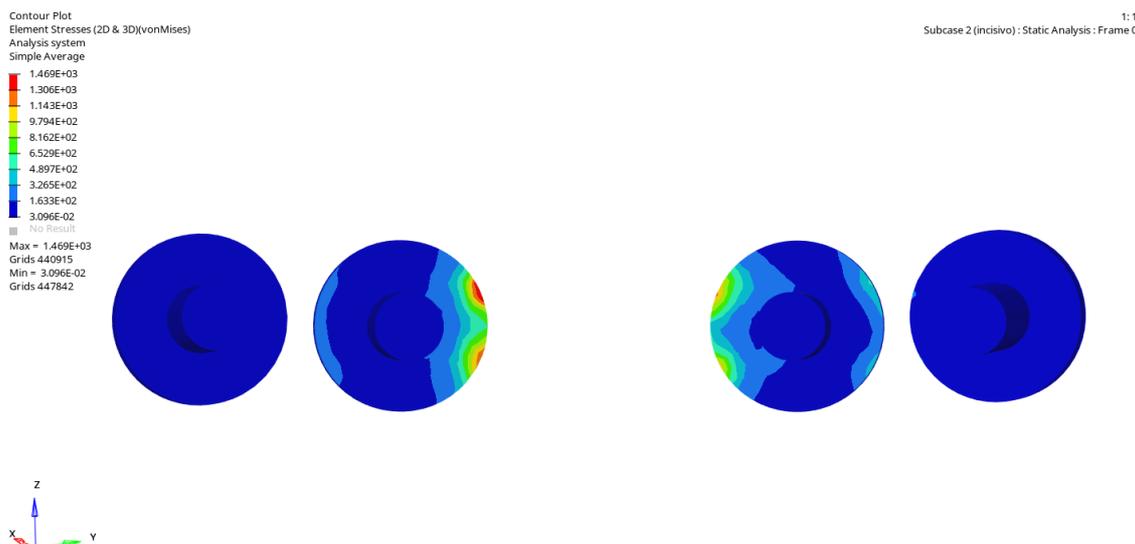


Figura 16: Análise de distribuição de tensão apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de von Mises.

3.1.2. Análise de aplicação de força apenas no primeiro molar

Para a situação de aplicação de força apenas no primeiro molar no modelo de osteotomia com corte baixo sem parafuso bicortical, tem-se, pelas figuras 17 e 18, que o máximo deslocamento ocorreu na extremidade do osso cortical mais

próxima aos molares, atingindo o valor de 1.113mm. Diferentemente da situação exemplificada na seção 3.1.1, a extremidade do osso cortical próxima aos incisivos sofre deslocamentos muito pequenos, chegando a, no máximo, 0.371mm. Mais uma vez, observa-se que o côndilo não deslocou-se significativamente, sendo representado pelo tom mais escuro de azul e pelo valor de zero milímetros.

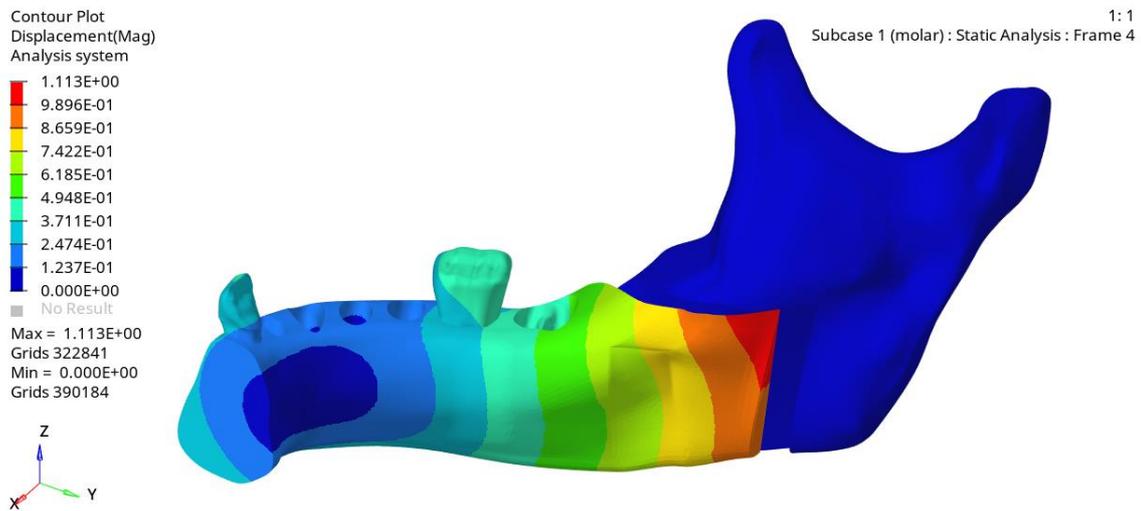


Figura 17: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista traseira do corte baixo sem parafuso bicortical com força no primeiro molar

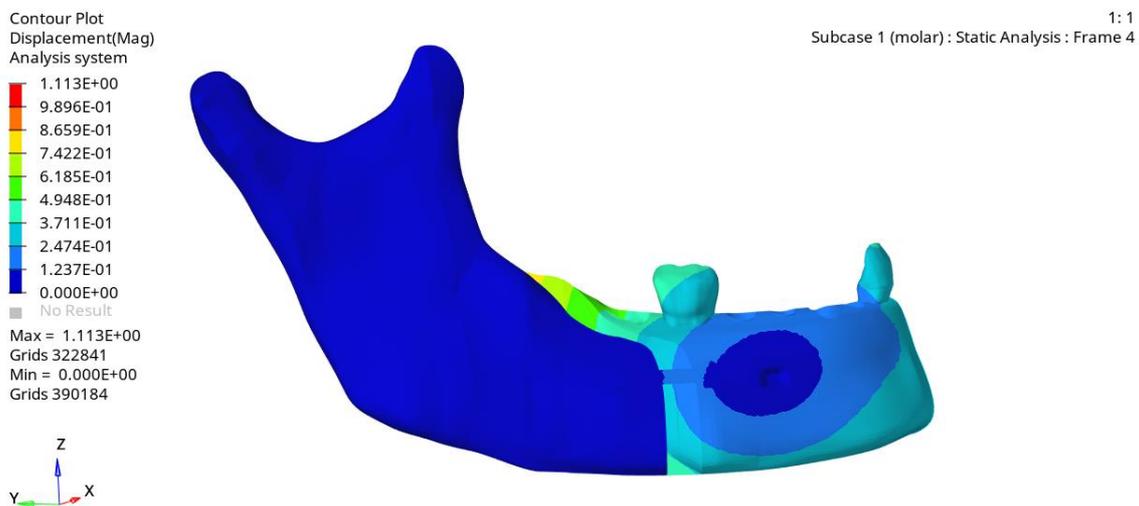


Figura 18: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista dianteira do corte baixo sem parafuso bicortical com força no primeiro molar

A figura 19 mostra a deformação sofrida pelos ossos cortical e medular quando ocorre a aplicação da carga de 200N apenas no primeiro molar, analisada sob o critério da tensão principal máxima. Nesse sentido, é possível observar que há deformações significativas nas regiões que estão em contato com a placa, sobretudo no osso cortical. A maior deformação sofrida, apresentada em vermelho no mapa de cores, atingiu o valor de 0.006304. Regiões no côndilo também apresentaram deformação expressiva, entre 0.001398 e 0.002800.

Percebe-se que, embora a carga aplicada ao primeiro molar tenha sido maior que aquela imposta ao incisivo central, o valor de deformação da estrutura óssea foi cerca de 10 vezes menor.

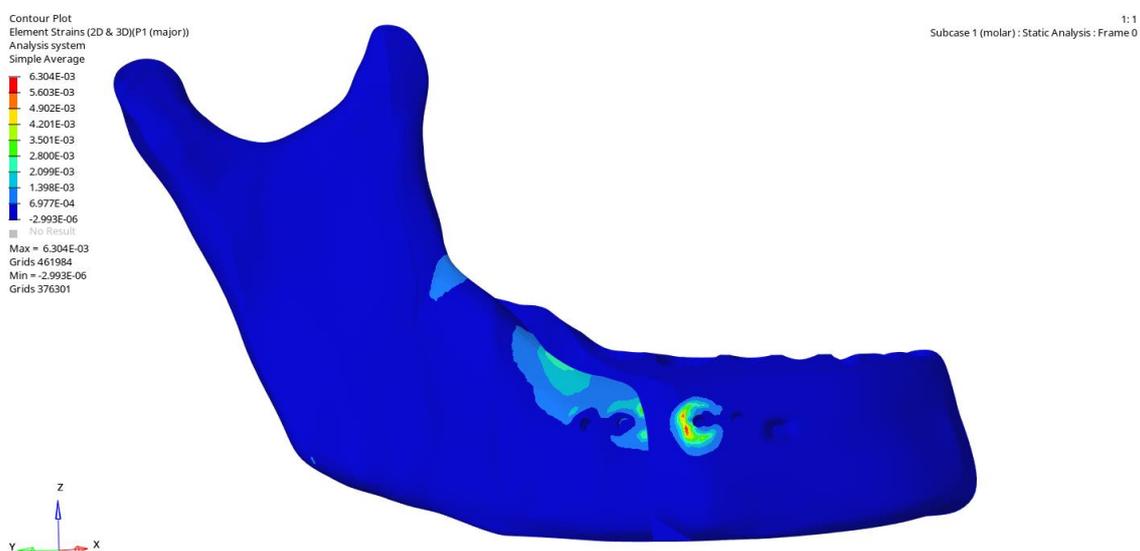


Figura 19: Análise de deformação apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ossos com a aplicação de carga no primeiro molar, observa-se que a maior concentração de tensão foi na região do cortical em contato com a placa metálica, atingindo o valor máximo de 79.82 MPa, como elucidado na figura 20, um valor cerca de 4 vezes menor que aquele apresentado na aplicação de carga no incisivo central.

Entretanto, uma diferença desta análise para a análise de deformação é a concentração de tensão no côndilo, o qual não se deforma tão expressivamente nas regiões superiores. Há esforços de tração em uma região considerável deste

osso, apresentando valores entre 14.08 MPa e 25.04 MPa. Não há expressivas regiões sob compressão.

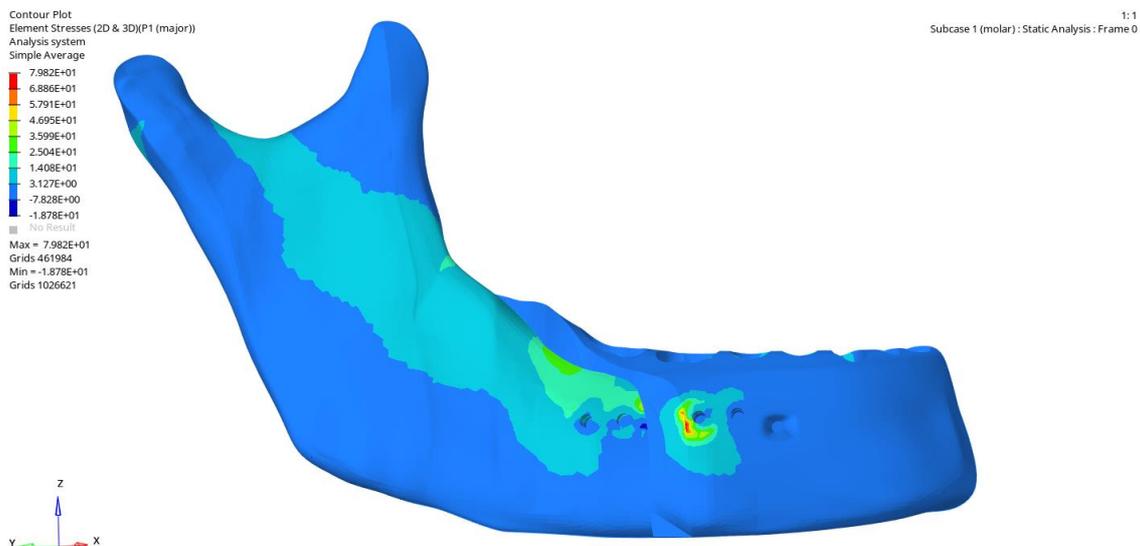


Figura 20: Análise de distribuição de tensão apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

As figuras 21 e 22 mostram a deformação sofrida pelo ligamento periodontal relacionado ao primeiro molar. É possível perceber que há deformação significativa em um pequeno local, na região superior do ligamento, atingindo o valor máximo de 0.0601. As regiões com menor deformação, como o ligamento do incisivo, estão representadas pela cor azul mais escura do mapa de cores, cujo valor mínimo é da ordem de 10^{-6} .

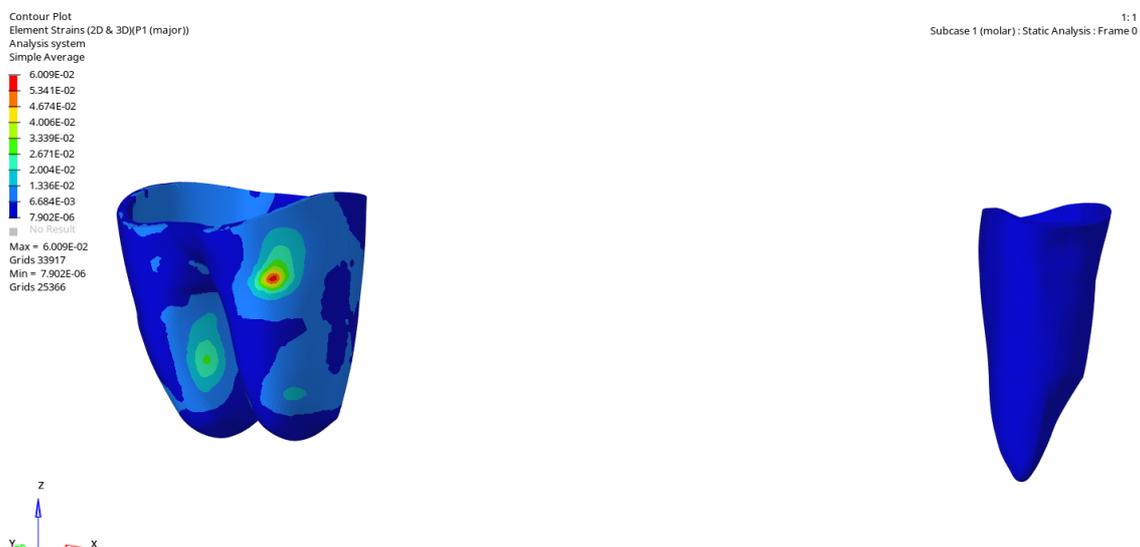


Figura 21: Análise de deformação na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

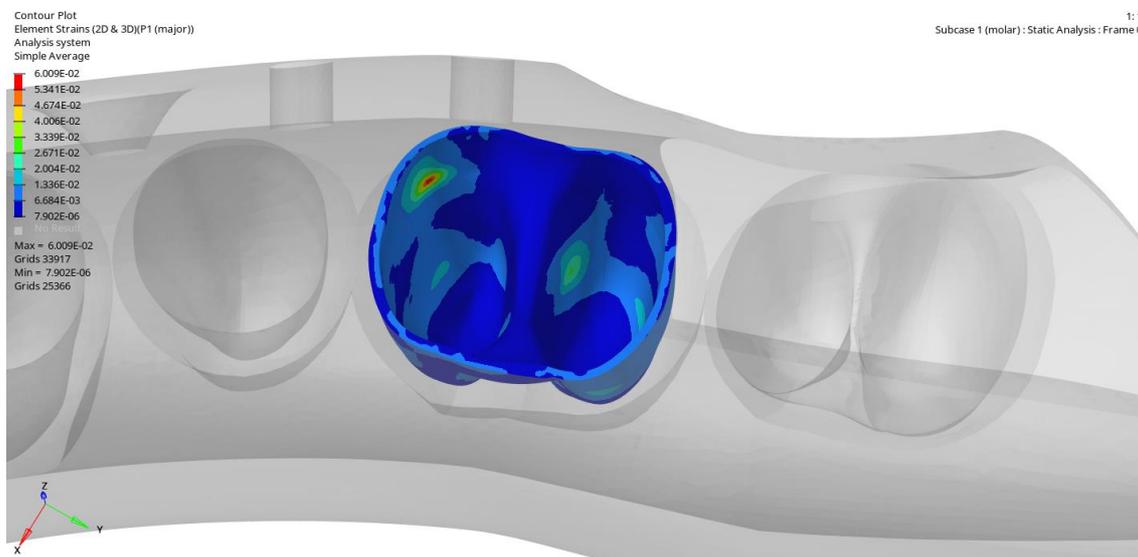


Figura 22: Vista superior de deformação na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais, as figuras 23 e 24 mostram que há tensão trativa e compressiva. Esta última está presente em maior escala, sobretudo, na região inferior do ligamento, chegando ao valor de 3.11 MPa. Ainda, as poucas regiões alaranjadas e avermelhadas indicam a presença de esforços de tração, atingindo o valor máximo de 3.309 MPa.

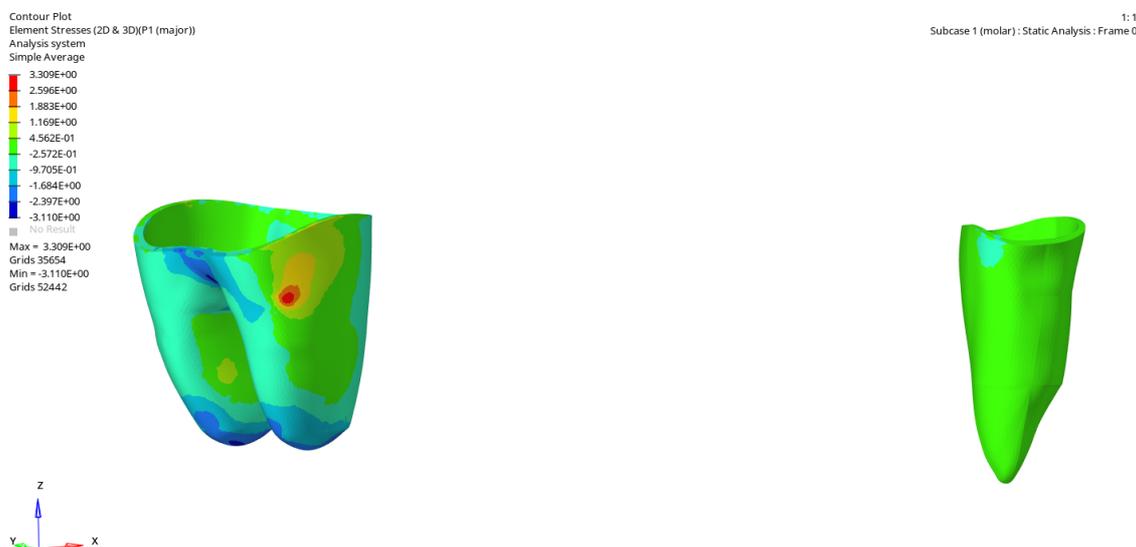


Figura 23: Análise de distribuição de tensão na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

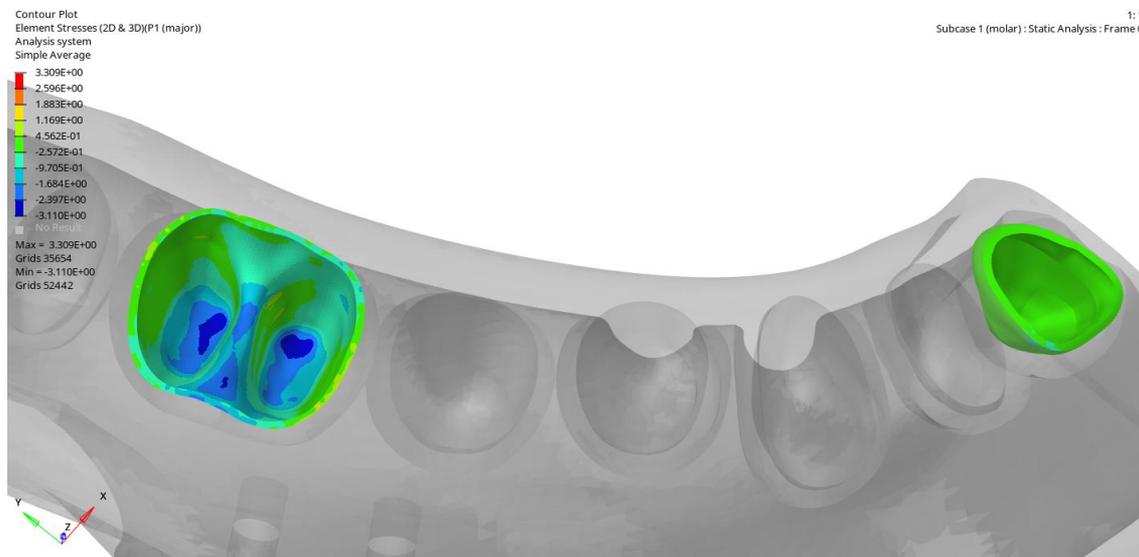


Figura 24: Vista superior de distribuição de tensão na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Por fim, foi analisada a deformação sofrida pelo conjunto metálico de placas e parafusos a partir do critério de von Mises. Percebe-se, pela figura 25, que a região central da placa e os parafusos, no geral, sofrem deformações bem pequenas, da ordem de 10^{-6} . Em contrapartida, a região mais próxima à borda da placa deforma-se mais, apresentando valores máximos de 0.0173.

A distribuição de tensão para parafusos e placas segue o mesmo padrão da análise de deformação, como elucidado na figura 26. Observa-se que não há tensão compressiva na estrutura, apenas esforços de tração, cujo valor máximo chega a 1511 MPa. O menor valor de tensão mostrado foi 0.1655 MPa (tom mais escuro de azul), presente na região dos parafusos e em uma parte significativa da placa metálica.

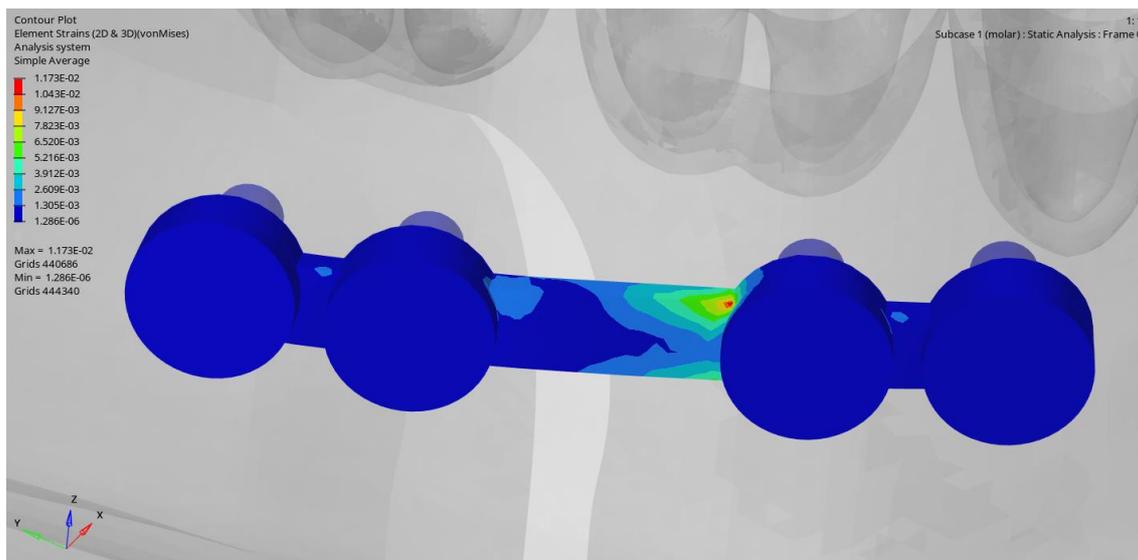


Figura 25: Análise de deformação na região da placa metálica com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de von Mises.

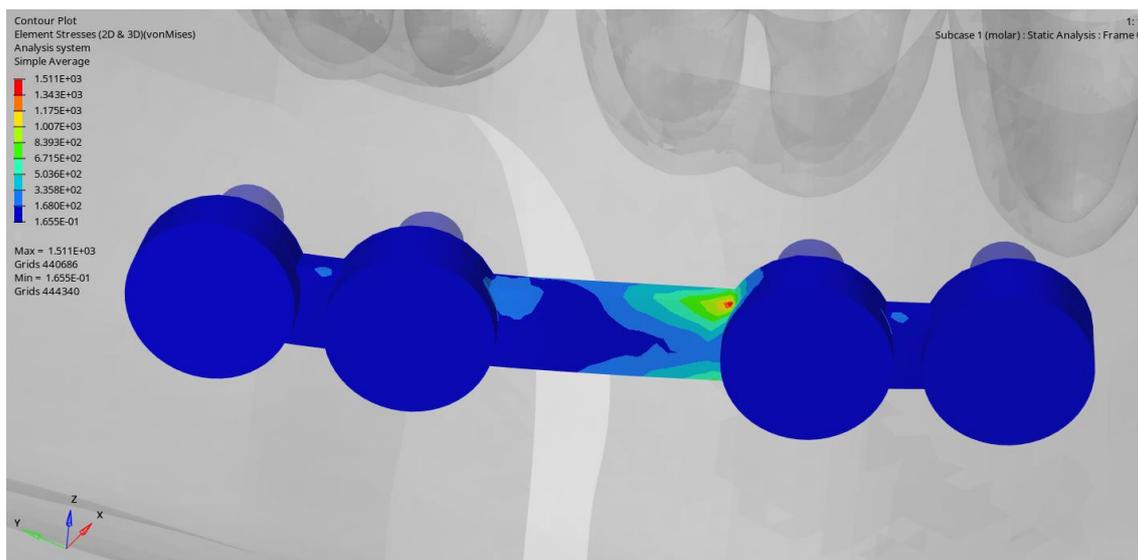


Figura 26: Análise de distribuição de tensão na região da placa metálica com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de von Mises.

Analisando apenas os parafusos, sem a influência da placa metálica, observa-se que há uma deformação expressiva nas regiões que estão em contato diretamente com a região central da placa metálica. O maior valor de deformação,

como indica a figura 27, foi de 0.0052. Os parafusos mais distantes da região central da placa se deformam pouco, com um valor da ordem de 10^{-6} .

O mapa de distribuição de tensão, como esperado, é muito semelhante à análise de deformação. Assim, nas regiões de maior deformação, também ocorre a maior concentração de tensão, chegando ao valor máximo de 669.7 MPa, como indicado na figura 28. Este valor é cerca de 2 vezes menor daquele apresentado na situação de carga apenas no incisivo central.

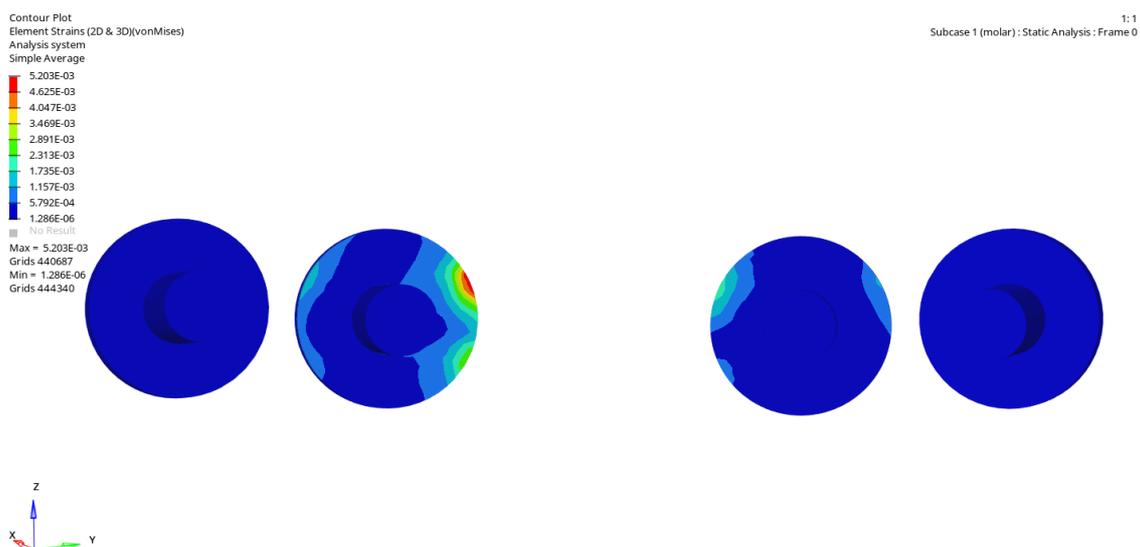


Figura 27: Análise de deformação apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de von Mises.

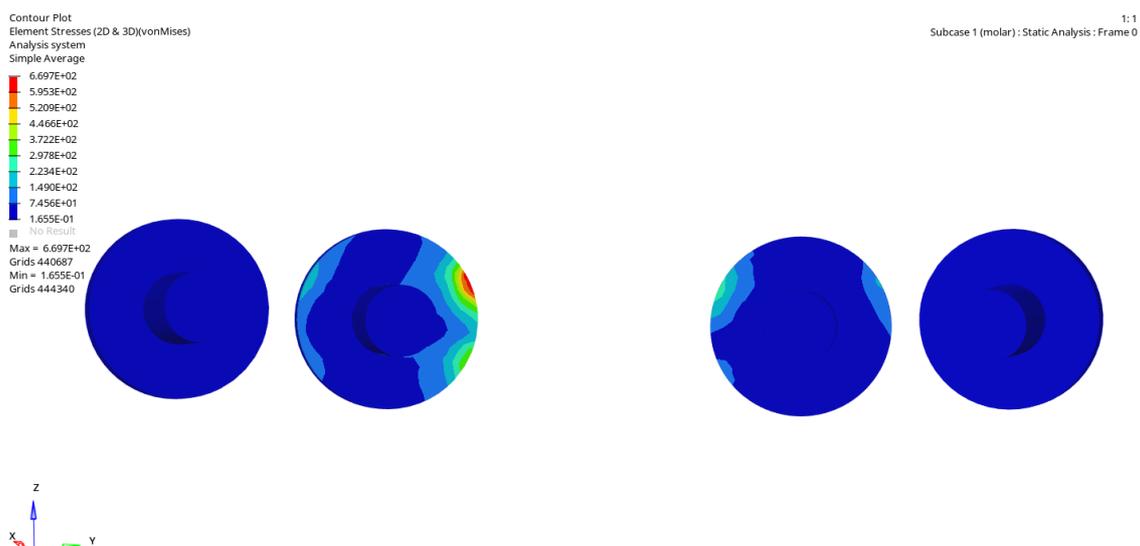


Figura 28: Análise de distribuição de tensão apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de von Mises.

3.1.3. Análise de aplicação de força combinada no primeiro molar e no incisivo central

Como última análise para o modelo de corte baixo sem parafuso bicortical, foi aplicada uma força combinada no primeiro molar (200 N) e no incisivo central (100 N). Mais uma vez, tem-se que, pelas figuras 29 e 30, o máximo deslocamento ocorreu nas extremidades do osso cortical – sobretudo na extremidade mais próxima aos molares –, atingindo o valor de 7.116mm. É possível observar que a extremidade do osso cortical próxima aos incisivos sofre deslocamentos menores, chegando a 5.534mm. O côndilo e a região central do cortical, por sua vez, não apresentam deslocamentos significativos, sendo representados pelo tom mais escuro de azul no mapa de cores e pelo valor de zero milímetros.

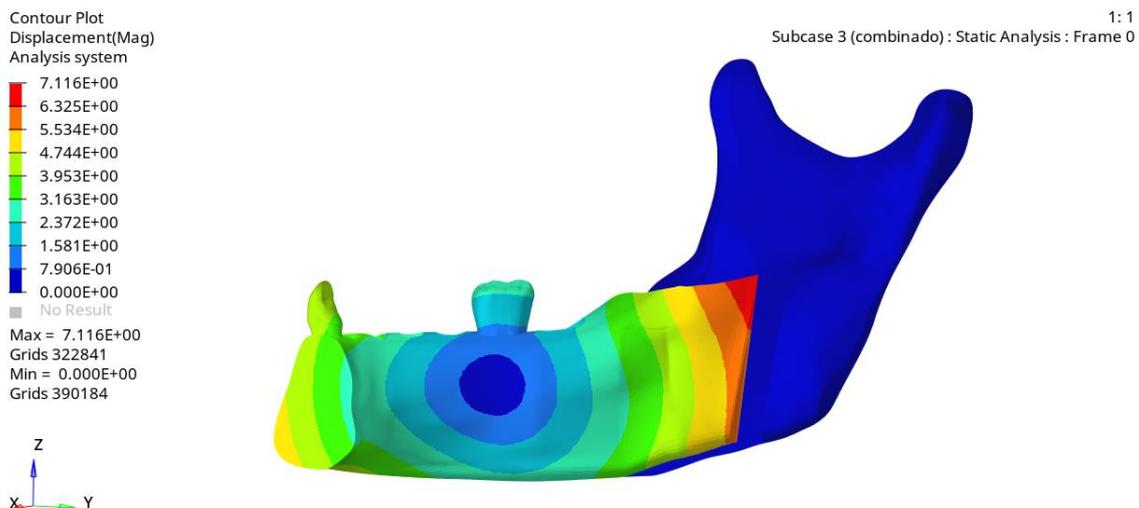


Figura 29: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista traseira do corte baixo sem parafuso bicortical com força combinada

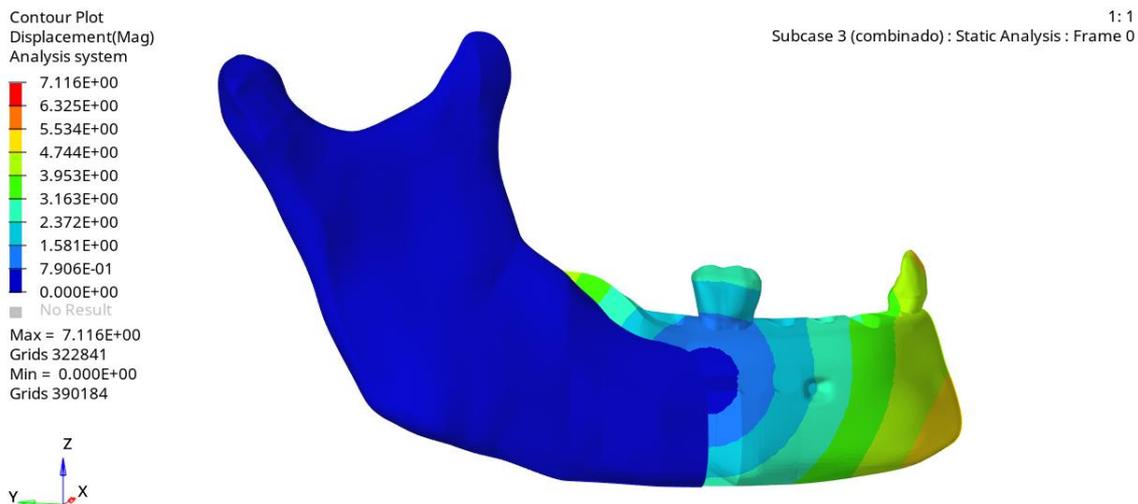


Figura 30: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista dianteira do corte baixo sem parafuso bicortical com força combinada

A figura 31 mostra a deformação sofrida pelos ossos cortical e medular quando ocorre a combinação das cargas no primeiro molar (200N) e no incisivo central (100N). A análise foi realizada pelo critério da tensão principal máxima.

Nesse sentido, é possível observar que há deformações significativas nas regiões que estão em contato com a placa, sobretudo no cômulo. A maior deformação sofrida, apresentada em vermelho no mapa de cores, atingiu o valor de 0.02518.

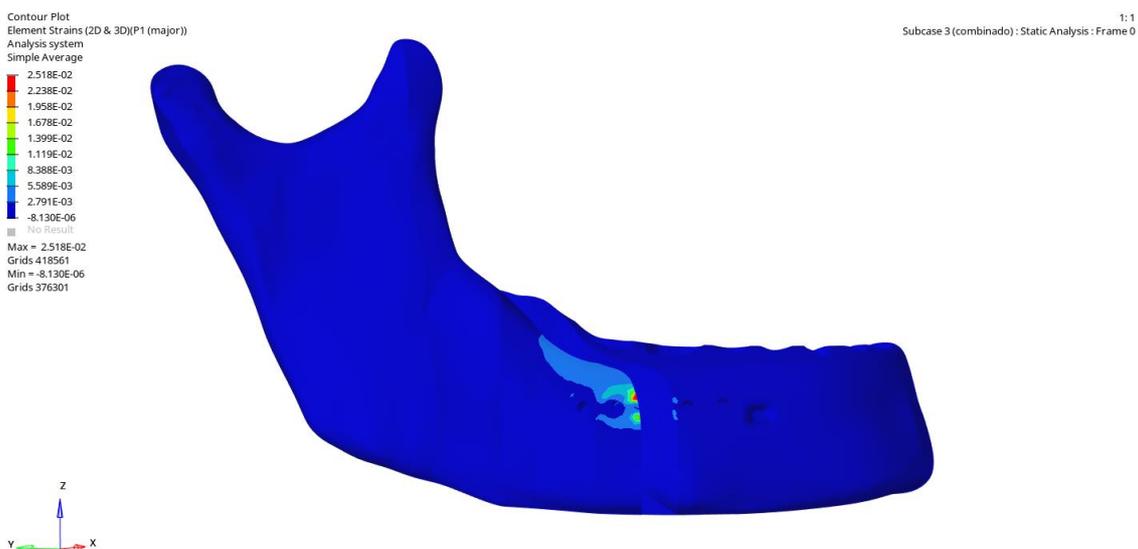


Figura 31: Análise de deformação apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo

central no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ossos com a aplicação de carga em ambos os dentes, observa-se que a maior concentração de tensão foi na região que apresentou maior deformação, i.e., o local do côndilo em contato com a placa metálica, atingindo o valor máximo de 372.5 MPa, como elucidado na figura 32. Há a predominância de esforços de tração, mas também há regiões de tensões compressivas, chegando a 136.1 MPa.

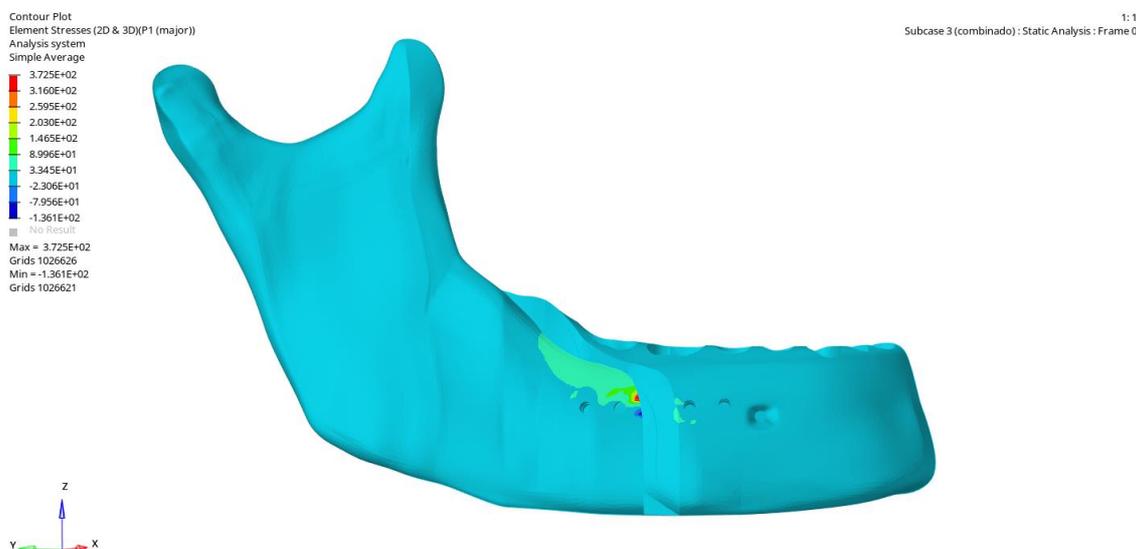


Figura 32: Análise de distribuição de tensão apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

As figuras 33 e 34 mostram a deformação sofrida pelos ligamentos periodontais relacionados ao primeiro molar e ao incisivo central. É possível perceber que há deformação significativa em regiões específicas, representadas em vermelho no mapa de cores, atingindo o valor máximo de 0.05818. A maior parte dos ligamentos sofre deformações entre 0.006504 e 0.01296.

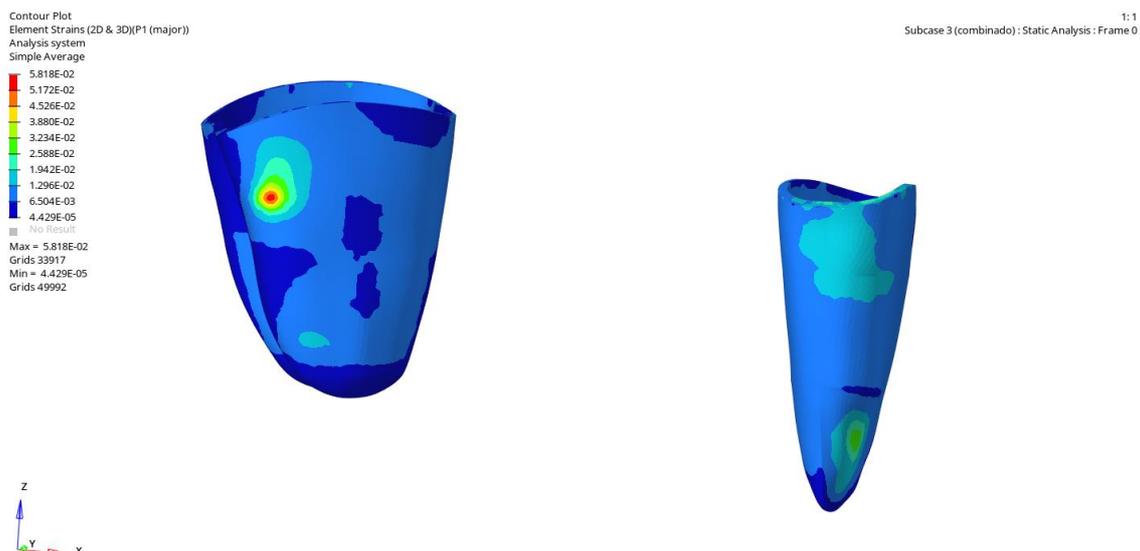


Figura 33: Análise de deformação nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

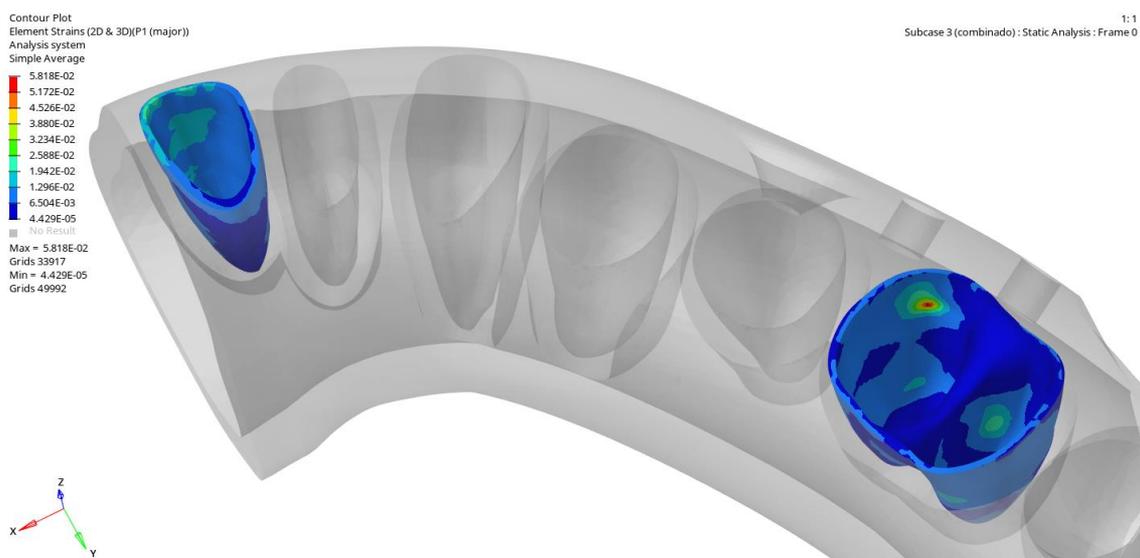


Figura 34: Vista superior na análise de deformação nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais, as figuras 35 e 36 mostram que há tensão trativa e compressiva, estando esta última presente em maior escala. A maior parte dos ligamentos apresenta esforços de compressão estimados entre 0.06483 MPa e 0.8307 MPa. As regiões alaranjadas

e avermelhadas, que demonstram os esforços de tração aplicados, atingiram o valor máximo de tensão de 2.233 MPa.

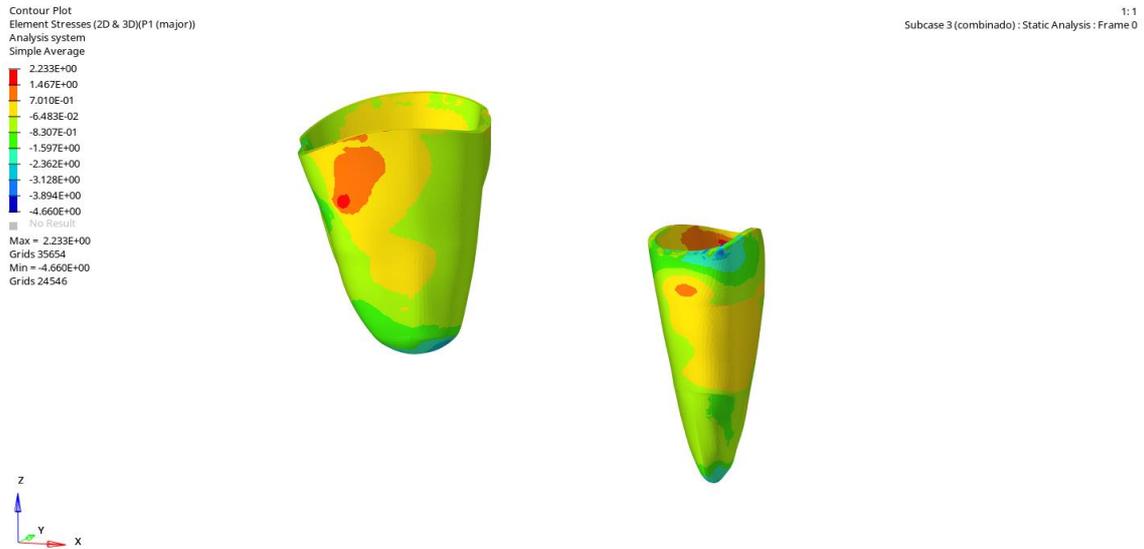


Figura 35: Análise de tensão nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

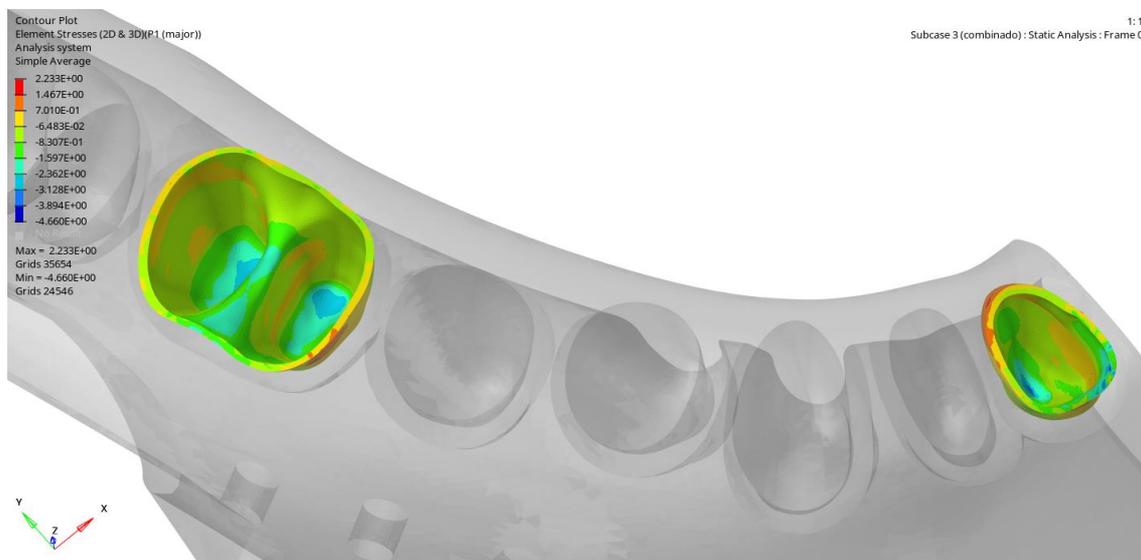


Figura 36: Vista superior da análise de tensão nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Por fim, a deformação sofrida pelo conjunto metálico de placas e parafusos, analisada pelo critério de von Mises, foi mínima na região dos parafusos, apresentando valores da ordem de 10^{-6} . Percebe-se, pela figura 37, que a região

central apresenta, preferencialmente, deformações entre 0.006878 e 0.009170 (tons em verde). Pontos mais próximos à borda da placa apresentam maiores valores de deformação, chegando a 0.02063.

A distribuição de tensão para os componentes metálicos segue o mesmo padrão da análise de deformação. Pela escala apresentada na figura 38, observa-se que não há tensões compressivas na estrutura, apenas esforços de tração. O menor valor de tração, apresentado na região dos parafusos, foi de 0.1336 MPa. Na região central da placa, a distribuição de tensão predomina na faixa de 885.4 MPa a 1180 MPa. Por fim, na região de maior deformação, a tensão máxima apresentada foi de 2656 MPa.

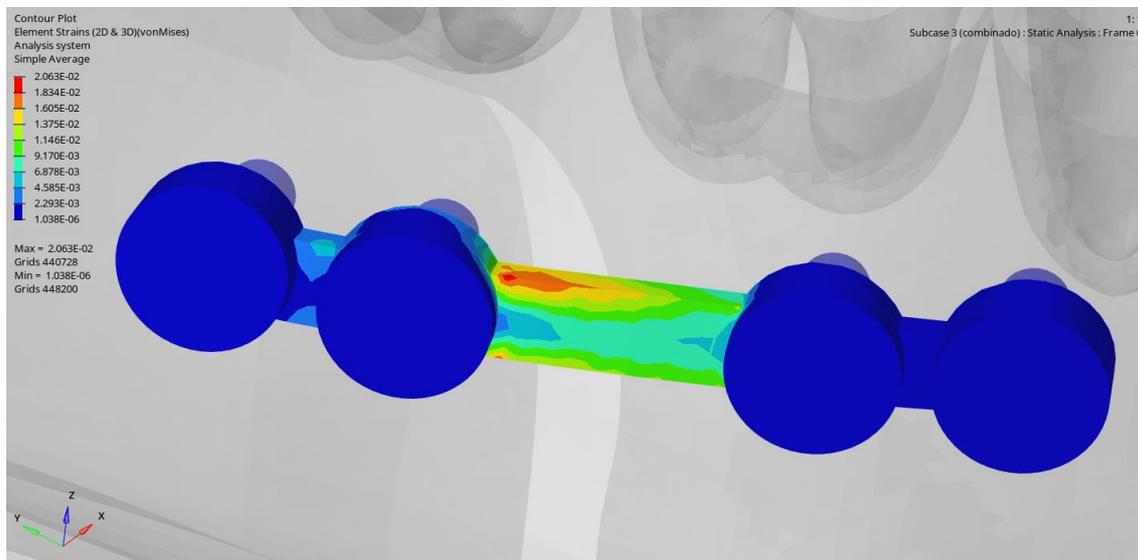


Figura 37: Análise de deformação na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de von Mises.

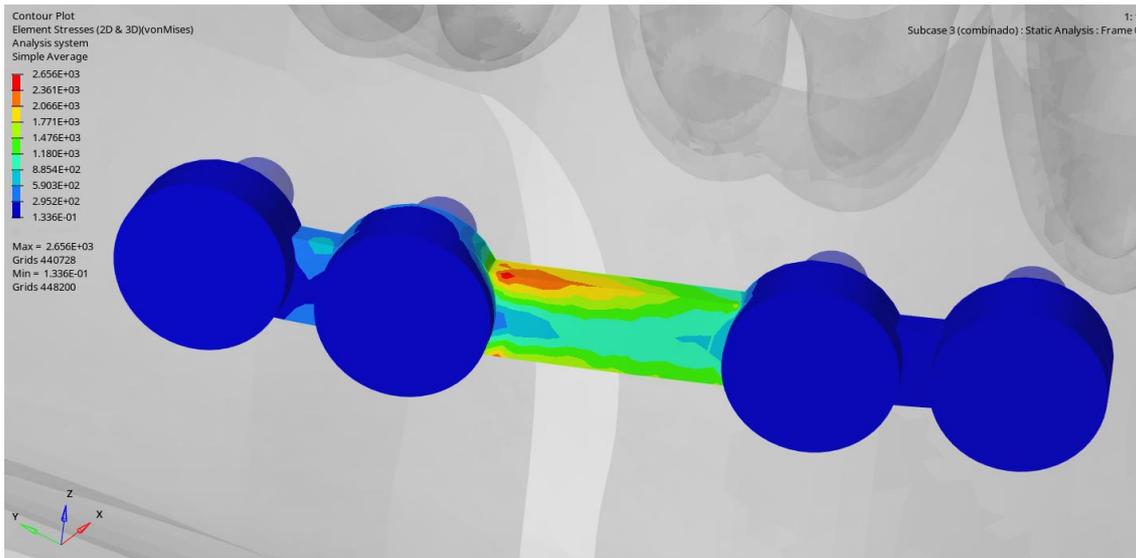


Figura 38: Análise de tensão na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de von Mises.

Analisando apenas os parafusos, sem a influência da placa metálica, observa-se que há uma deformação expressiva nas regiões que estão em contato diretamente com a região central da placa metálica. O maior valor de deformação, como indica a figura 39, foi de 0.01145. Os parafusos mais distantes da região central da placa se deformam pouco, com um valor da ordem de 10^{-6} .

O mapa de distribuição de tensão, como esperado, é muito semelhante à análise de deformação. Assim, nas regiões de maior deformação, também ocorre a maior concentração de tensão, chegando ao valor máximo de 1474 MPa, como indicado na figura 40.

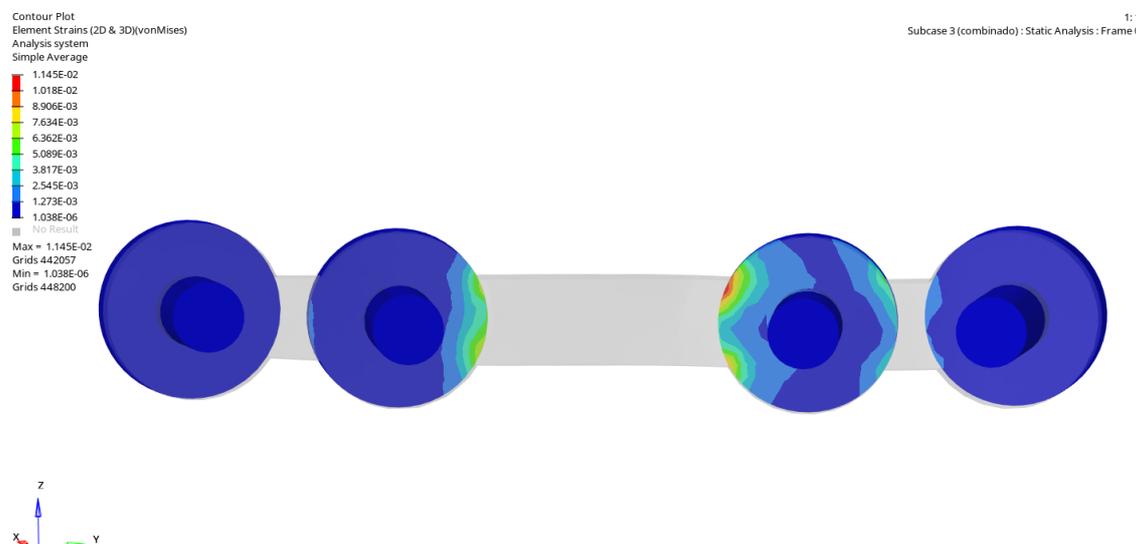


Figura 39: Análise de deformação apenas nos parafusos com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de von Mises.

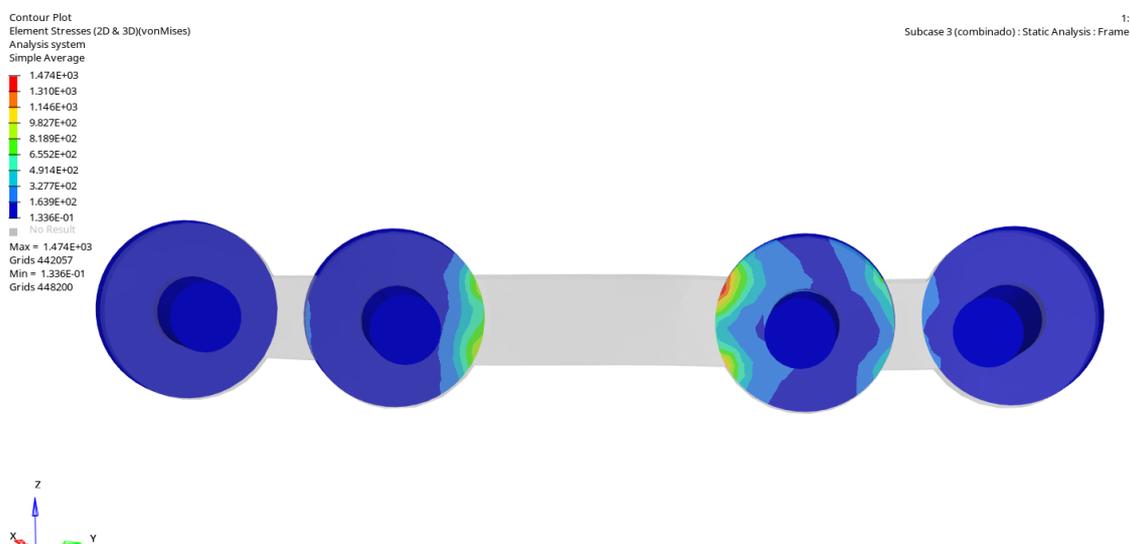


Figura 40: Análise de tensão apenas nos parafusos com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte baixo sem parafuso. Critério de von Mises.

3.2. Corte baixo com parafuso bicortical

Para o modelo de osteotomia com corte baixo e com a presença de parafuso bicortical, é possível observar uma movimentação distinta daquela explicitada na seção 3.1, no modelo sem parafuso bicortical. Assim, faz-se mister apontar que o parafuso bicortical confere uma fixação maior ao conjunto, impedindo que o osso sofra modificações muito bruscas de posição.

3.2.1. Análise de aplicação de força apenas no incisivo central

Para a situação de aplicação de força apenas no incisivo central no modelo de osteotomia com corte baixo com parafuso bicortical, tem-se, pelas figuras 41 e 42, que o máximo deslocamento ocorreu na extremidade do osso cortical mais próxima aos incisivos, atingindo o valor de 0.578mm. Na situação de carga no incisivo central no modelo sem o parafuso bicortical, este parâmetro atingiu o valor de 8.225mm, isto é, 14 vezes maior que o modelo com presença do parafuso bicortical. Na região próxima ao parafuso bicortical e no côndilo, os deslocamentos não são significativos e estão representados pelo tom mais escuro de azul e pelo valor de zero milímetros.

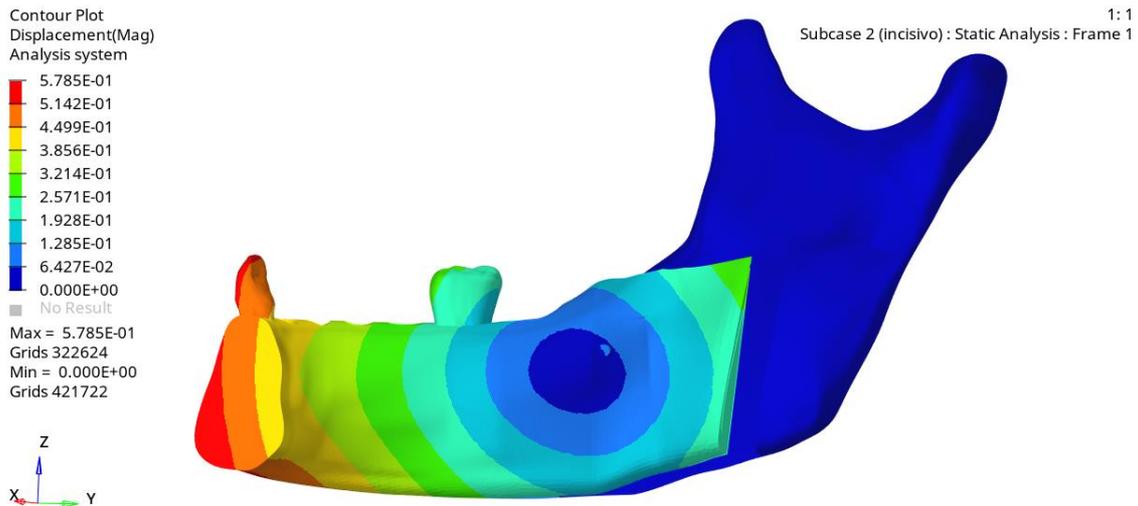


Figura 41: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista traseira do corte baixo com parafuso bicortical com força no incisivo central

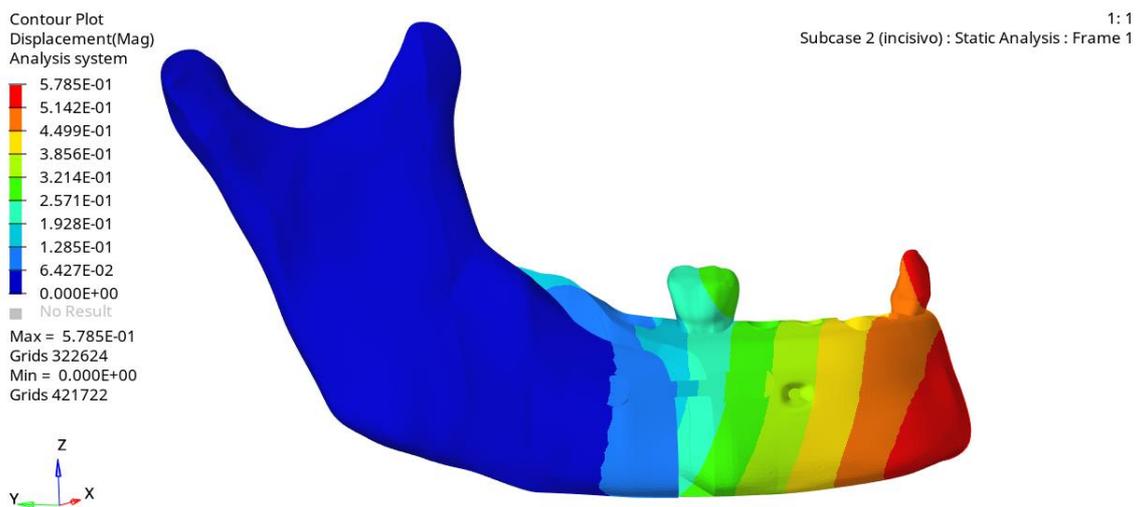


Figura 42: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista dianteira do corte baixo com parafuso bicortical com força no incisivo central

A figura 43 mostra a deformação sofrida pelos ossos cortical e medular quando ocorre a aplicação da carga de 100N apenas no dente incisivo central. Utilizando a análise pelo critério de tensão principal máxima, é possível observar que há deformações significativas nas regiões que estão em contato com a placa, sobretudo no cêndilo, e na cavidade do parafuso bicortical. A maior deformação sofrida, apresentada em vermelho no mapa de cores, atingiu o valor de 0.0131.



Figura 43: Análise de deformação apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ossos cortical e medular com a aplicação de carga no incisivo central, observa-se um padrão semelhante ao de deformação. A maior concentração de tensão trativa foi na cavidade do côndilo em contato com o parafuso bicortical, atingindo o valor máximo de 118 MPa, como elucidado na figura 44. Este valor foi três vezes menor que o apresentado pelo modelo sem o parafuso bicortical.

É possível perceber que há regiões sob esforços de compressão, representados pela cor azul, os quais chegam a 35.66 MPa na extremidade do côndilo em contato com a placa metálica.

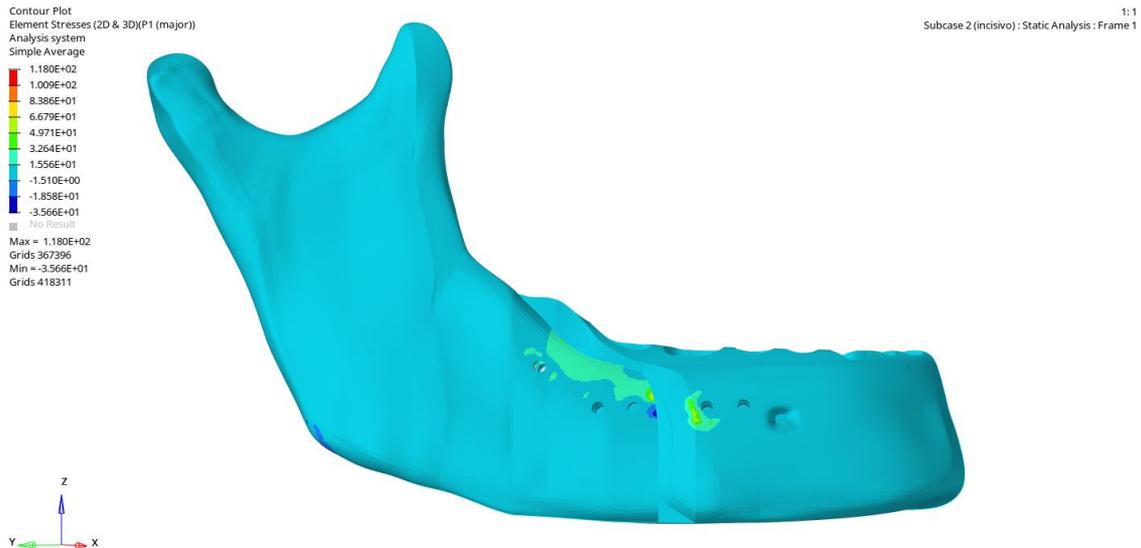


Figura 44: Análise de distribuição de tensão apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

As figuras 45 e 46 mostram a deformação sofrida pelo ligamento periodontal relacionado ao incisivo central. É possível perceber que há deformação significativa na região inferior do ligamento, atingindo o valor máximo de 0.0317. As regiões com menor deformação, como o ligamento do primeiro molar, estão representadas pela cor azul mais escura do mapa de cores, correspondendo ao valor de 0.0000324. Mais uma vez, como esta é uma análise biológica, o critério utilizado foi o de tensão principal máxima.

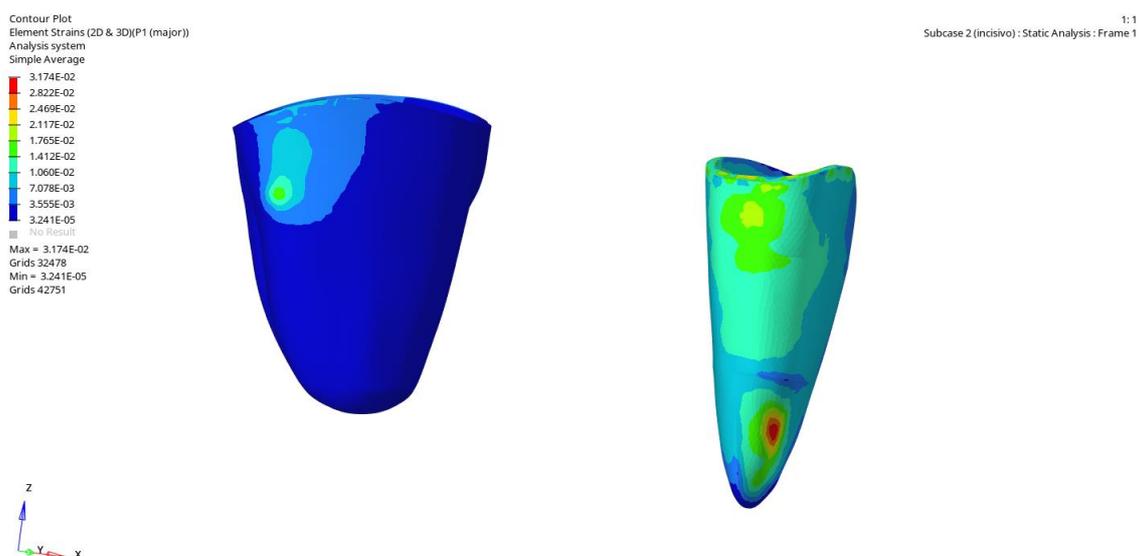


Figura 45: Análise de deformação na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

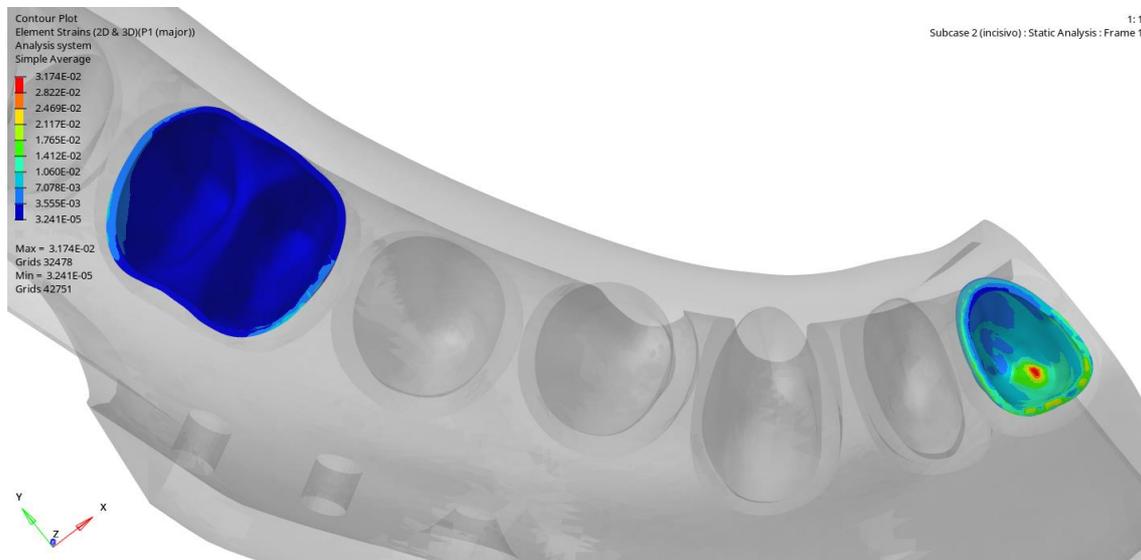


Figura 46: Vista superior da análise de deformação na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais, as figuras 47 e 48 mostram que há tensões compressivas presentes na maior parte dos ligamentos, chegando ao valor de 3.949 MPa. Isso pode ser constatado pela predominância de tons verdes nas estruturas, os quais, segundo a escala de cores, indicam esforços de compressão. Em contrapartida, as regiões alaranjadas e avermelhadas indicam a presença de esforços de tração, atingindo o valor máximo de 2.984 MPa.

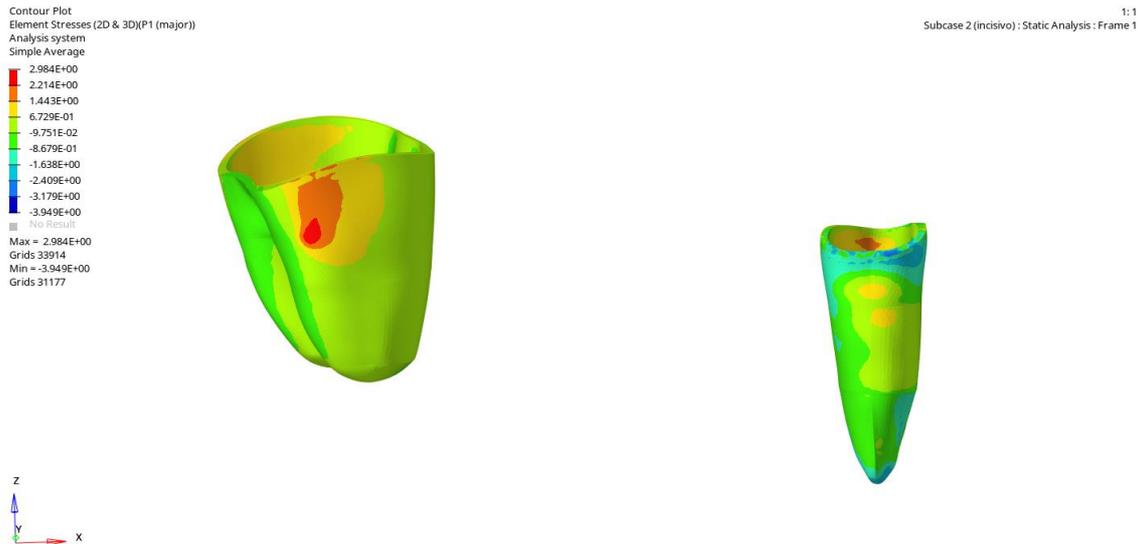


Figura 47: Análise de tensão na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

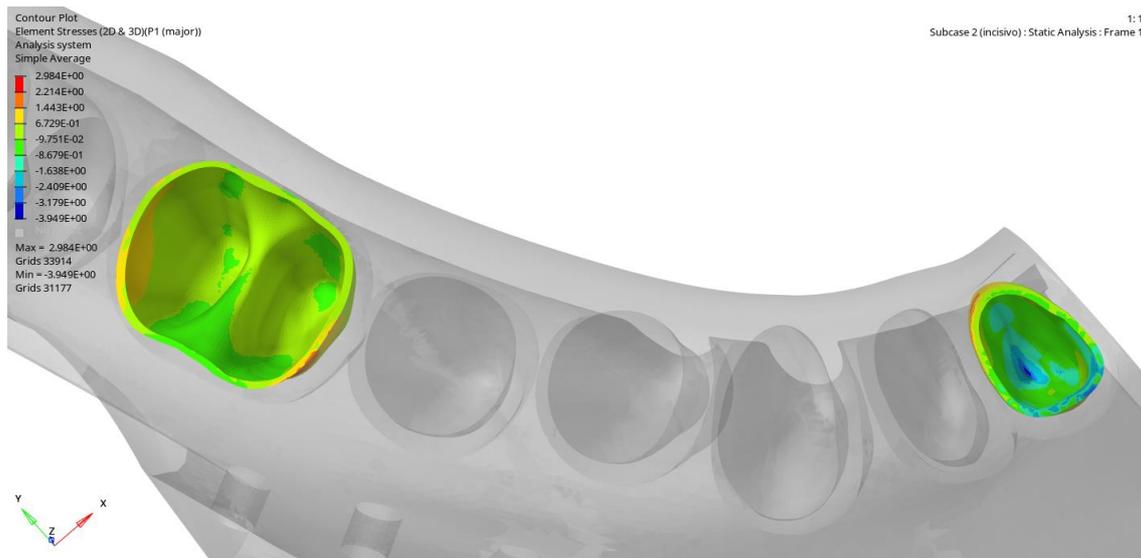


Figura 48: Vista superior da análise de tensão na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Por fim, foi analisada a deformação sofrida pelo conjunto metálico de placas e parafusos a partir do critério de von Mises. Percebe-se, pela figura 49, que a região central da placa e a cabeça dos parafusos, no geral, sofrem deformações bem pequenas, da ordem de 10^{-9} . Em contrapartida, os locais mais próximos à borda da placa apresentam deformações significativas, sobretudo

entre 0.00309 e 0.00463 (tons em verde). Pontos específicos bem próximos aos parafusos podem apresentar maiores valores de deformação, chegando a 0.00649.

No parafuso bicortical, há uma região de significativa deformação na região em contato com o cômulo (tons mais claros de azul). Entretanto, a maior parte do parafuso apresenta deformações praticamente desprezíveis, sendo as maiores da ordem de 10^{-4} .

A distribuição de tensão para os componentes metálicos segue o mesmo padrão da análise de deformação. Pela escala apresentada na figura 50, observa-se que não há tensões compressivas presentes nessas estruturas, apenas esforços de tração. O menor valor de tensão mostrado foi de 0.0005412 MPa (tom mais escuro de azul), presente na região dos parafusos. Na região central da placa, a distribuição de tensão predomina na faixa entre 99.39 MPa e 198.8 MPa. Entretanto, na placa, há mais regiões sujeitas a tensões entre 298.2 MPa e 596.4 MPa (tons em verde). Pontos específicos bem próximos aos parafusos podem apresentar concentrações maiores, atingindo o valor máximo de 894.5 MPa.

É importante frisar que o valor de 894.5 MPa é quase quatro vezes menor que o valor máximo de tensão apresentado no modelo sem o parafuso bicortical.

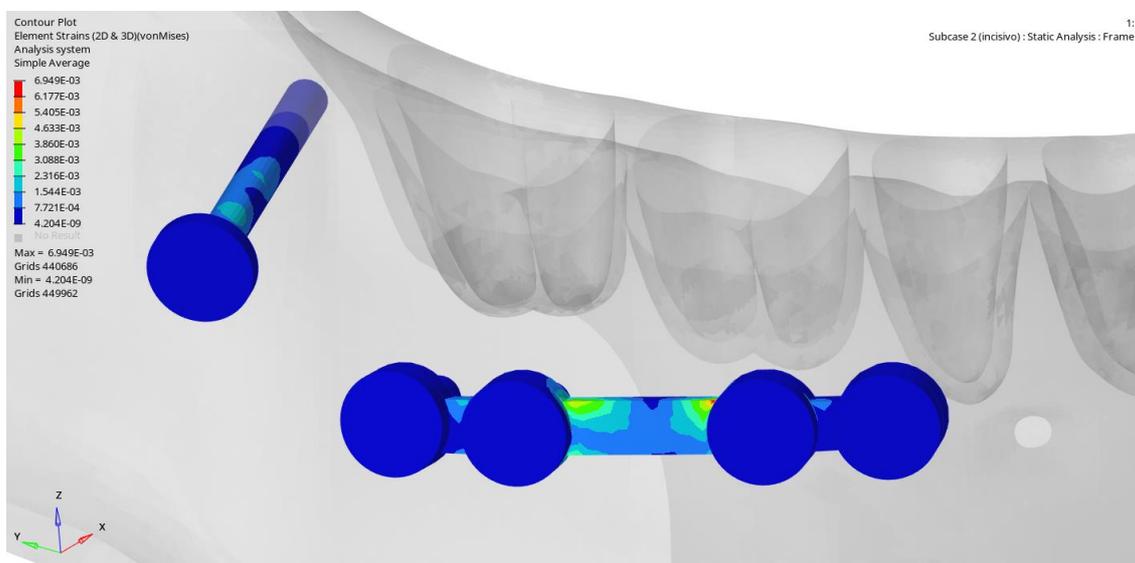


Figura 49: Análise de deformação na região da placa metálica com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

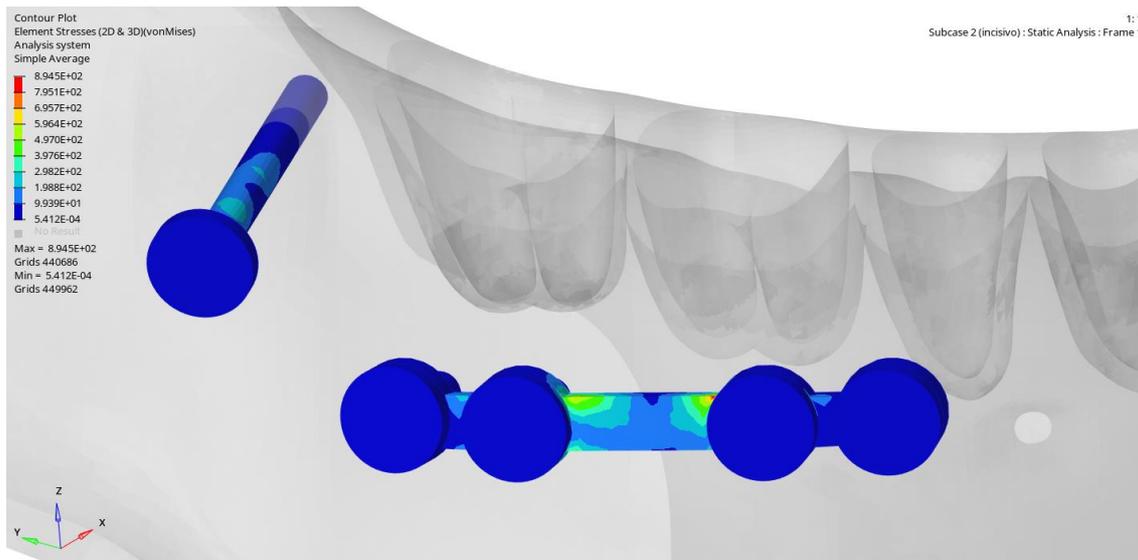


Figura 50: Análise de tensão na região da placa metálica com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

Analisando apenas os parafusos, sem a influência da placa metálica, observa-se que há uma deformação expressiva nas regiões que estão em contato diretamente com a região central da placa metálica. O maior valor de deformação, como indica a figura 51, foi de 0.00340. Os parafusos mais distantes da região central da placa se deformam de forma ínfima, com um valor da ordem de 10^{-9} . O parafuso bicortical, por sua vez, possui locais de significativa deformação, principalmente na região em contato com o côndilo, chegando a um valor de 0.00227 (tom mais claro de verde).

O mapa de distribuição de tensão, como esperado, é muito semelhante à análise de deformação. Assim, nas regiões de maior deformação, também ocorre a maior concentração de tensão, chegando ao valor máximo de 437.9 MPa, como indicado na figura 52. Os parafusos mais distantes da região central da placa apresentam valores baixos de concentração de tensão, sendo 0.0005412 MPa o mínimo. O parafuso bicortical apresenta valores de tensão entre 146 MPa e 243.3 MPa. Não há tensões compressivas.

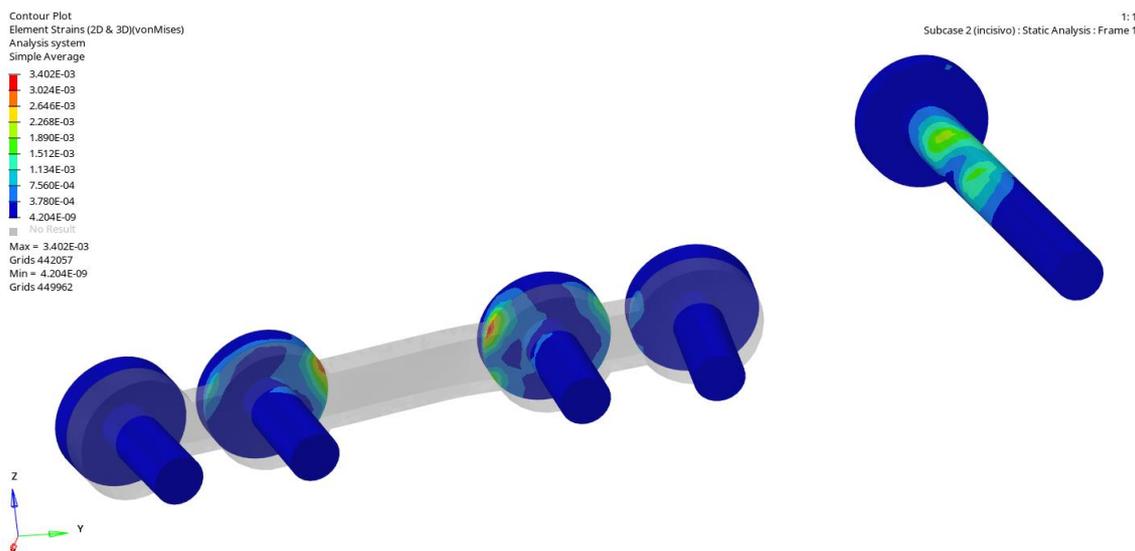


Figura 51: Análise de deformação apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

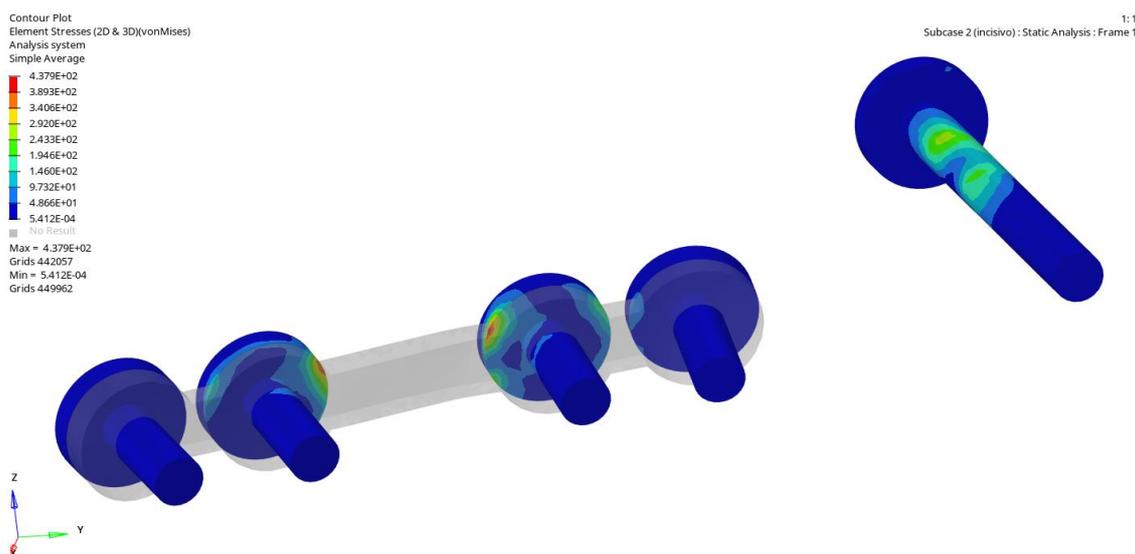


Figura 52: Análise de tensão apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

3.2.2. Análise de aplicação de força apenas no primeiro molar

Para a situação de aplicação de força apenas no primeiro molar no modelo com corte baixo e presença de parafuso bicortical, tem-se, pelas figuras 53 e 54, que o máximo deslocamento ocorreu na extremidade do osso cortical mais próxima aos incisivos, atingindo o valor de 0.463mm. Na situação de carga no primeiro molar no modelo sem o parafuso bicortical, este parâmetro atingiu o valor

de 1.113mm, isto é, quase 3 vezes maior que o modelo com presença do parafuso bicortical. Na região próxima ao parafuso bicortical e no cômulo, os deslocamentos não são significativos e estão representados pelo tom mais escuro de azul e pelo valor de zero milímetros.

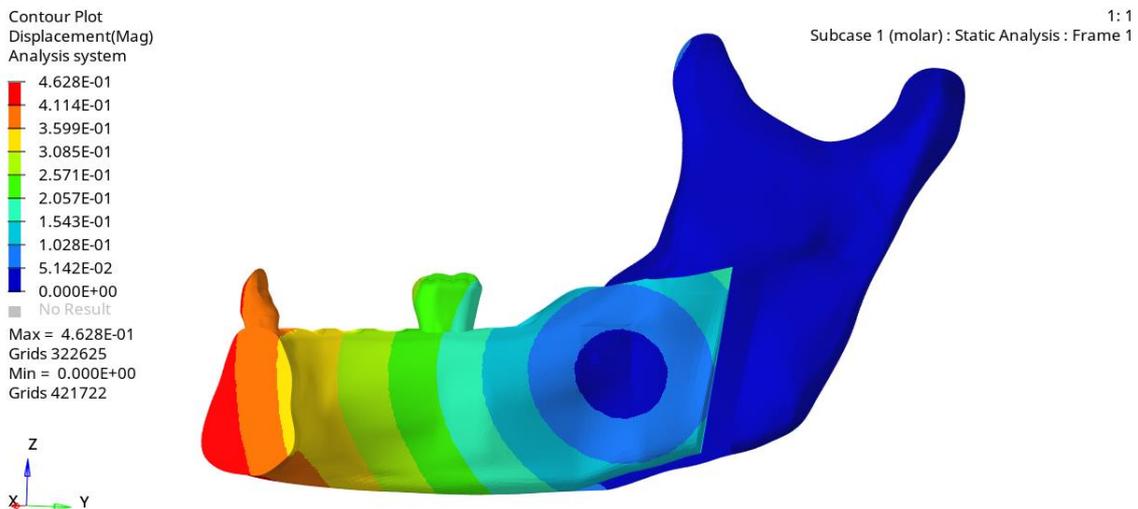


Figura 53: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista traseira do corte baixo com parafuso bicortical com força no primeiro molar

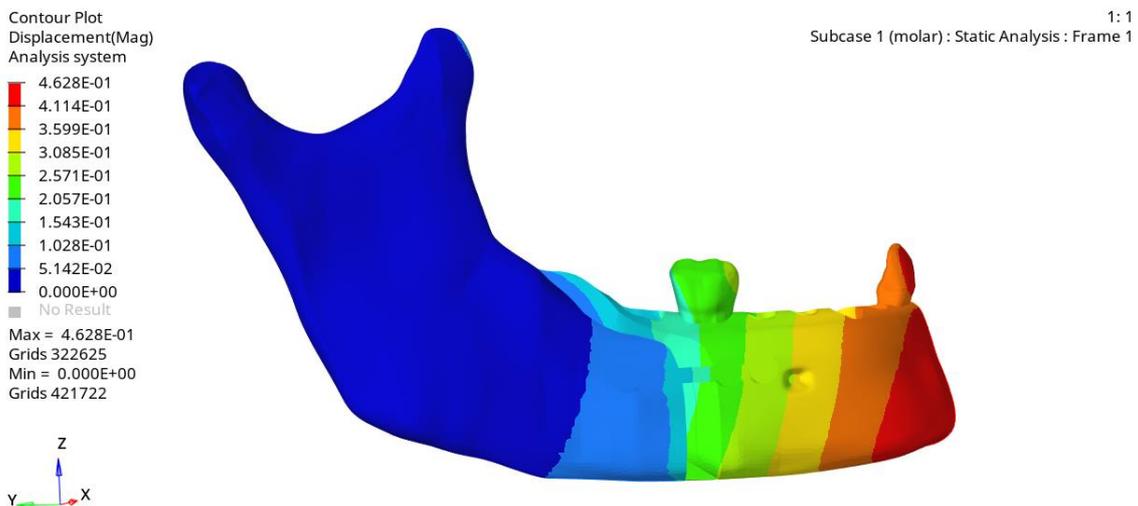


Figura 54: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista dianteira do corte baixo com parafuso bicortical com força no primeiro molar

A figura 55 mostra a deformação sofrida pelos ossos cortical e medular quando ocorre a aplicação da carga de 200N apenas no primeiro molar, analisada

sob o critério da tensão principal máxima. Nesse sentido, é possível observar que há deformações significativas nas regiões que estão em contato com a placa e na cavidade do parafuso bicortical no côndilo. A maior deformação sofrida, apresentada em vermelho no mapa de cores, atingiu o valor de 0.007352.

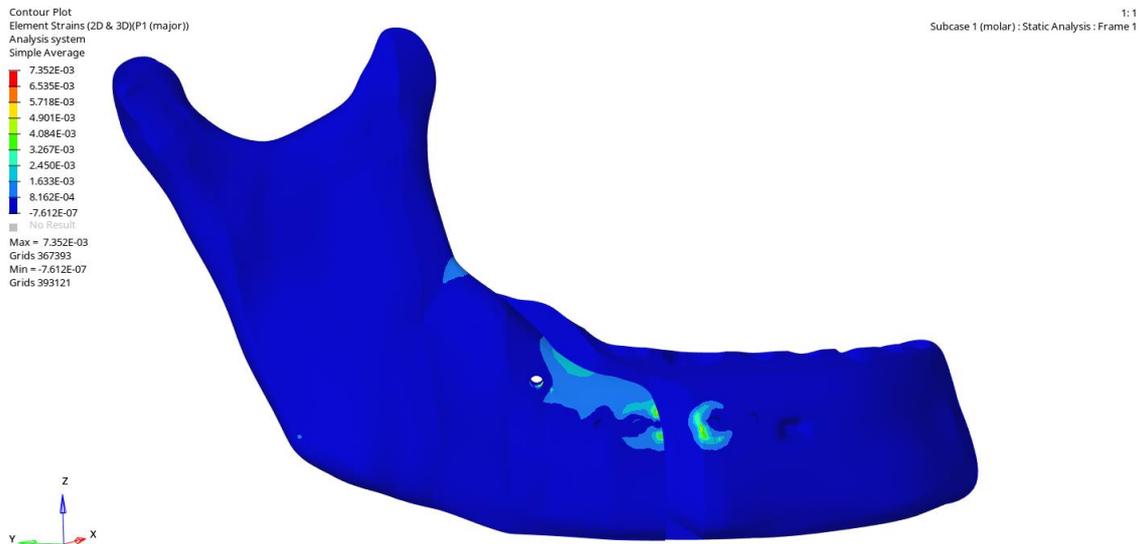


Figura 55: Análise de deformação apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ossos com a aplicação de carga no primeiro molar, observa-se que a maior concentração de tensão foi no côndilo, com inúmeros trechos de tensão trativa entre 5.77 MPa e 17.98 MPa. O valor máximo, 79.03 MPa, foi atingido na região do côndilo e do cortical que estavam em contato com a placa metálica, como elucidado na figura 56. As regiões sob compressão são pequenas e concentradas na extremidade do côndilo em contato com a placa.

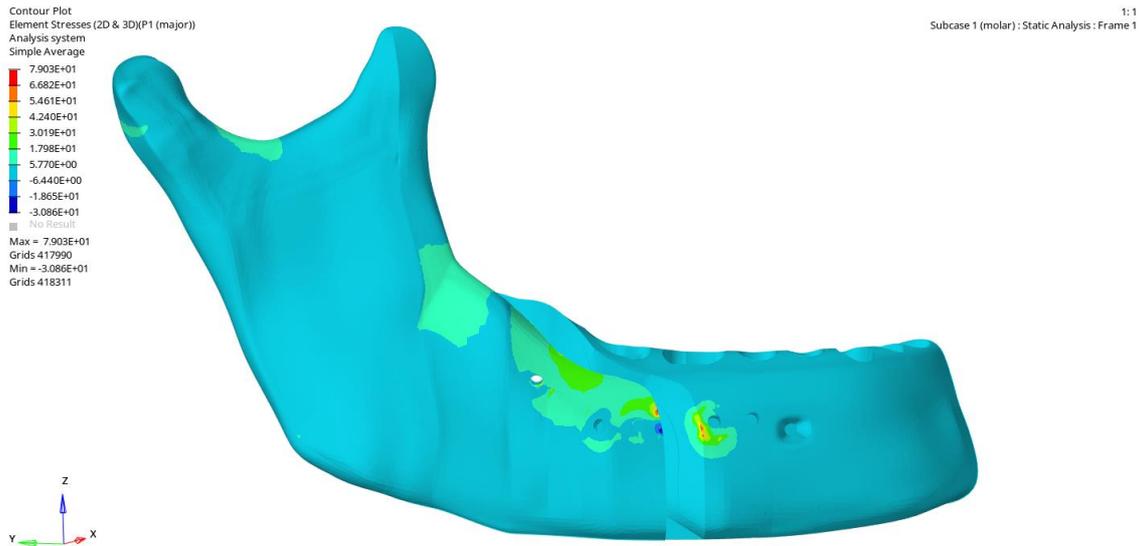


Figura 56: Análise de tensão apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

As figuras 57 e 58 mostram a deformação sofrida pelo ligamento periodontal relacionado ao primeiro molar. É possível perceber que há deformação significativa em um pequeno local, na região superior do ligamento, atingindo o valor máximo de 0.0590. As regiões com menor deformação, como o ligamento do incisivo, estão representadas pela cor azul mais escura do mapa de cores, cujo valor mínimo é da ordem de 10^{-5} .

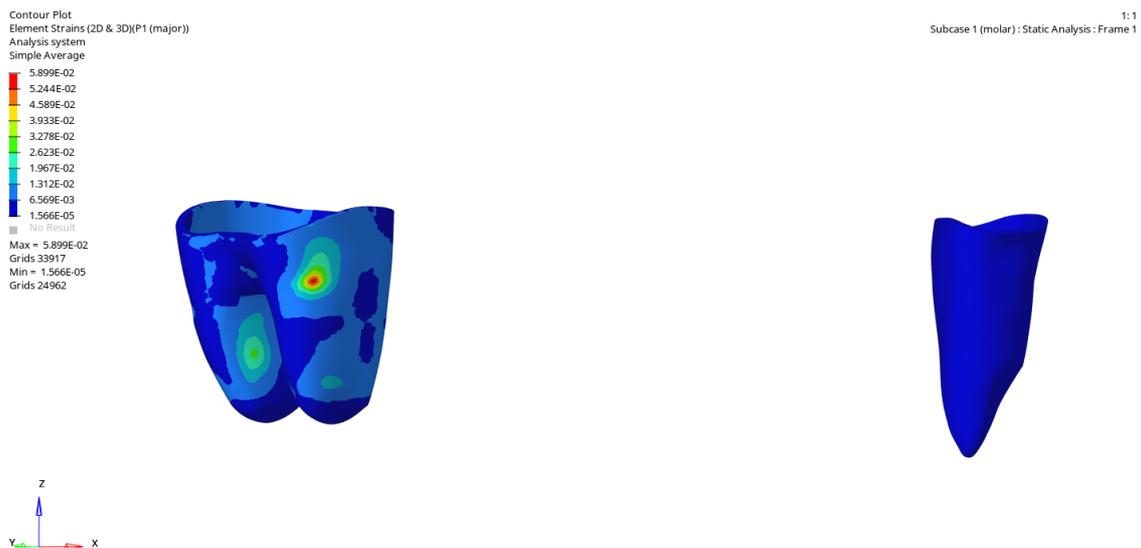


Figura 57: Análise de deformação na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

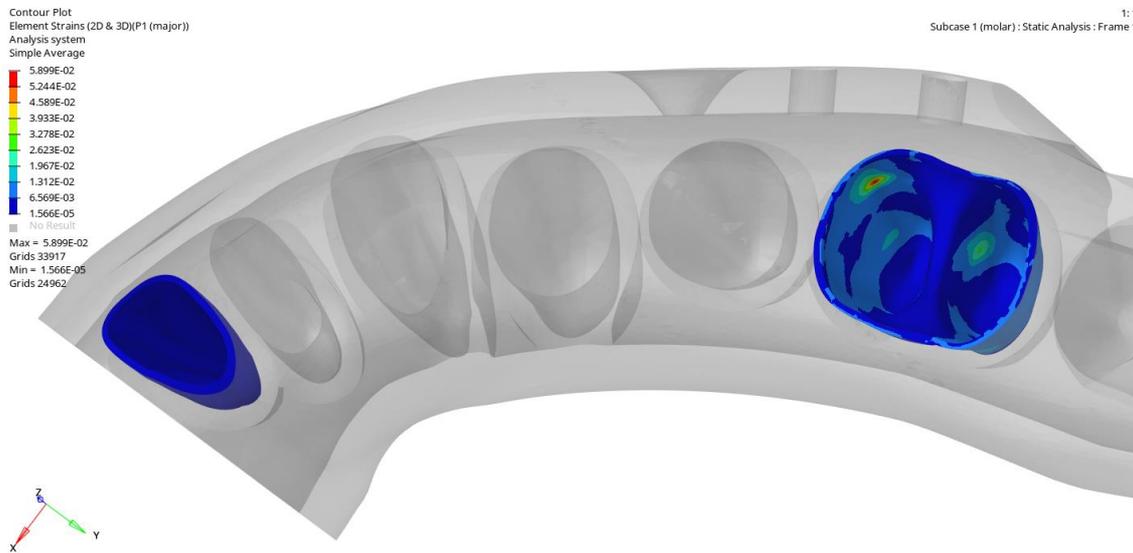


Figura 58: Vista superior da análise de deformação na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais, as figuras 59 e 60 mostram que há tensões trativas e compressivas. Esta última está presente em maior escala, sobretudo, na região inferior do ligamento, chegando ao valor de 3.235 MPa. A faixa de valores de tensão compressiva predominantes é entre 0.0455 MPa e 0.6834 MPa. Ainda, as poucas regiões alaranjadas e avermelhadas indicam a presença de esforços de tração, atingindo o valor máximo de 2.506 MPa.

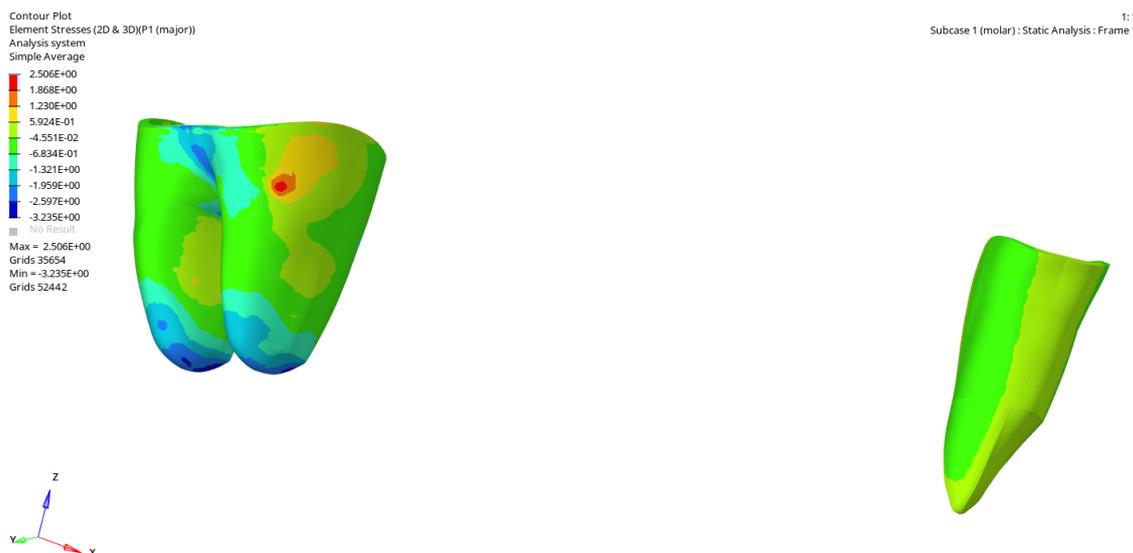


Figura 59: Análise de distribuição de tensão na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

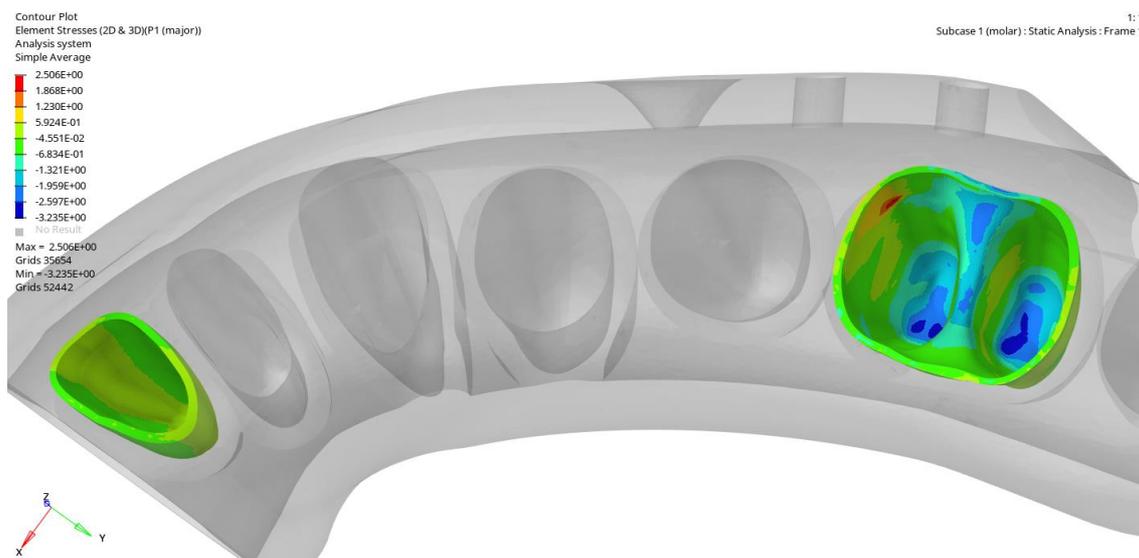


Figura 60: Vista superior da análise de tensão na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Por fim, foi analisada a deformação sofrida pelo conjunto metálico de placas e parafusos a partir do critério de von Mises. Percebe-se, pelas figuras 61 e 62, que a cabeça dos parafusos, no geral, sofre deformações bem pequenas, da ordem de 10^{-9} . Na região central da placa, predominam deformações na ordem

de 10^{-4} e 10^{-3} . Em contrapartida, a região mais próxima à borda da placa deforma-se mais, apresentando valores máximos de 0.00677.

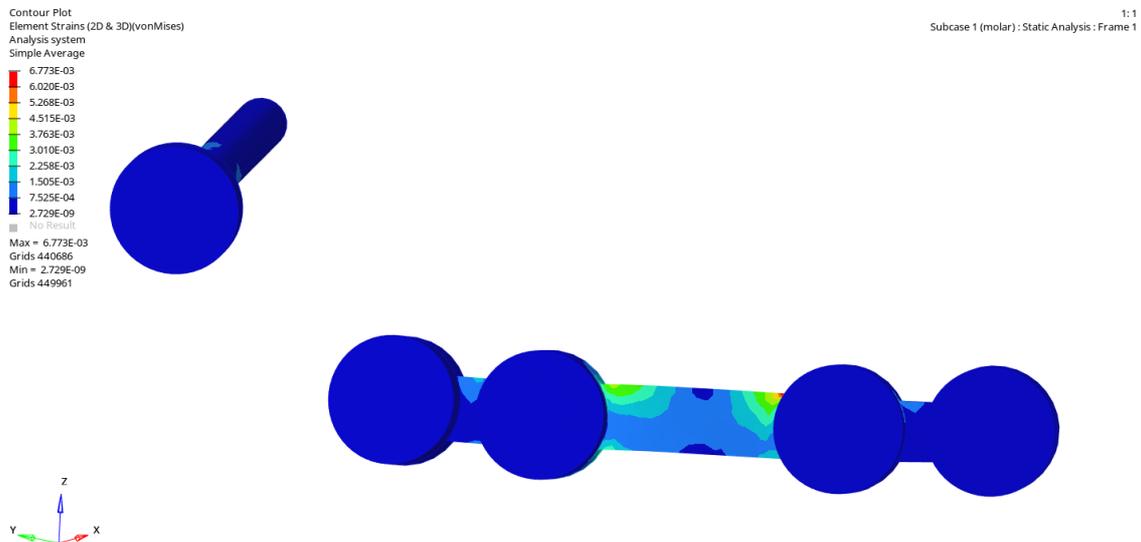


Figura 61: Análise de deformação na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

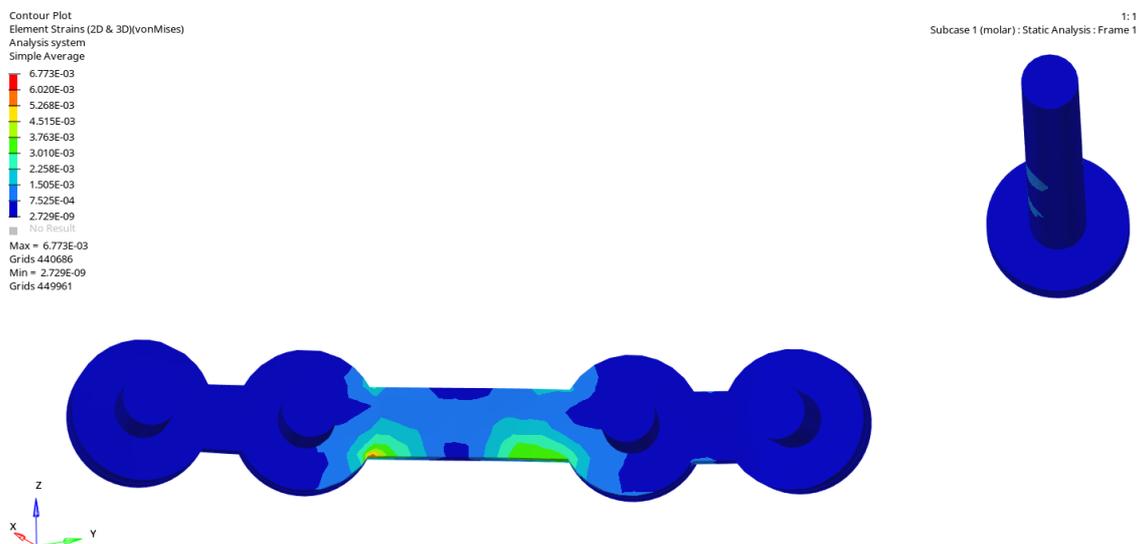


Figura 62: Análise de deformação na região inferior da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

A distribuição de tensão para parafusos e placas segue o mesmo padrão da análise de deformação, como elucidado nas figuras 63 e 64. Observa-se que não há tensão compressiva na estrutura, apenas esforços de tração, cujo valor

máximo chega a 871.8 MPa. O menor valor de tensão mostrado foi da ordem de 10^{-4} MPa (tom mais escuro de azul), presente na região dos parafusos.

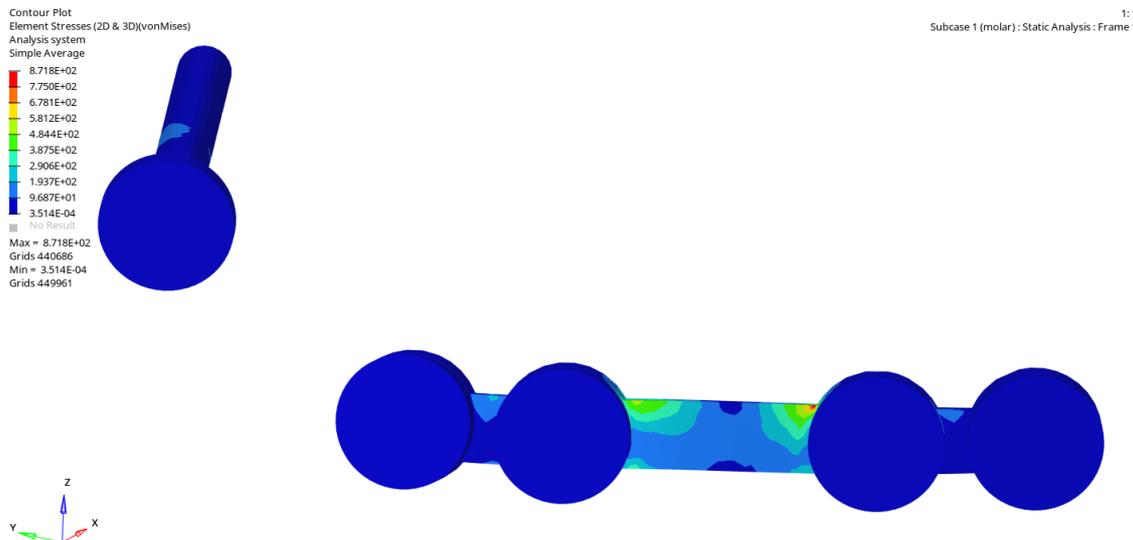


Figura 63: Análise de tensão na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

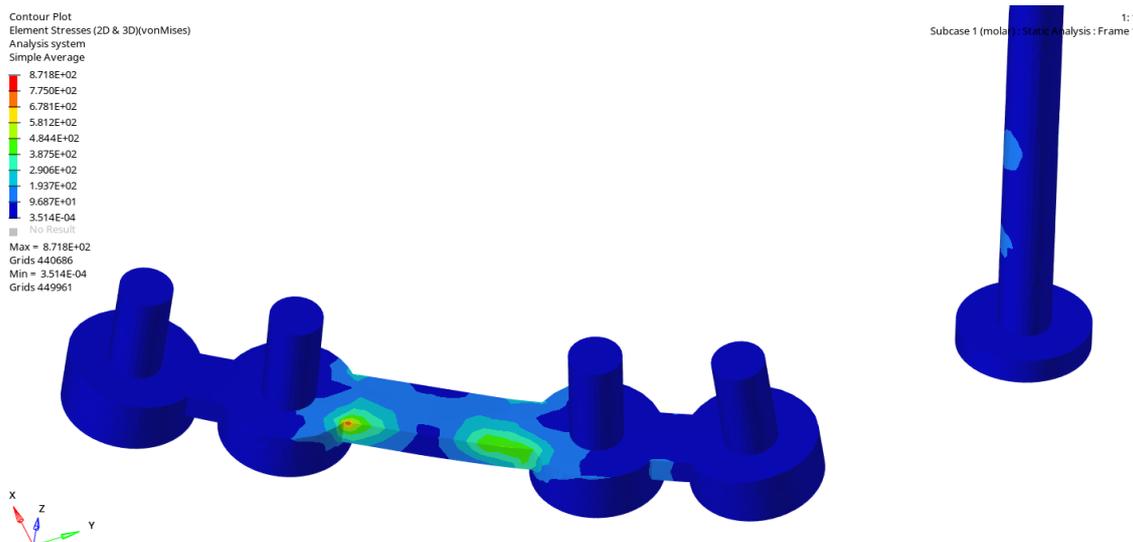


Figura 64: Vista superior na análise de tensão na região inferior da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

Analisando apenas os parafusos, sem a influência da placa metálica, observa-se que há uma deformação expressiva nas regiões que estão em contato diretamente com a região central da placa metálica. O maior valor de deformação,

como indica a figura 65, foi de 0.00299. Os parafusos mais distantes da região central da placa se deformam pouco, com um valor da ordem de 10^{-9} .

O mapa de distribuição de tensão, como esperado, é muito semelhante à análise de deformação. Assim, nas regiões de maior deformação, também ocorre a maior concentração de tensão, chegando ao valor máximo de 385.1 MPa, como indicado na figura 66.

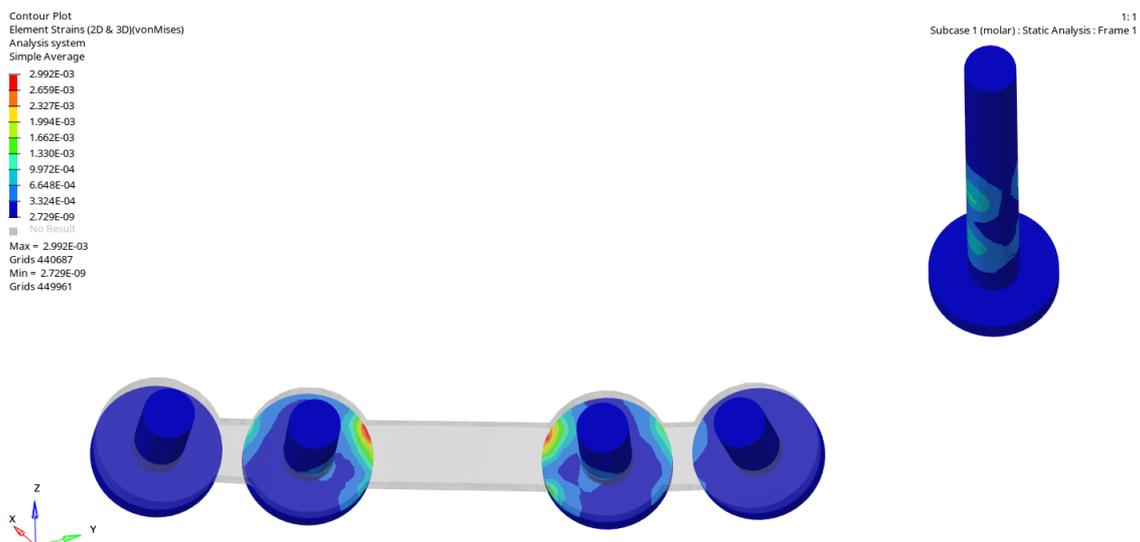


Figura 65: Análise de deformação apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

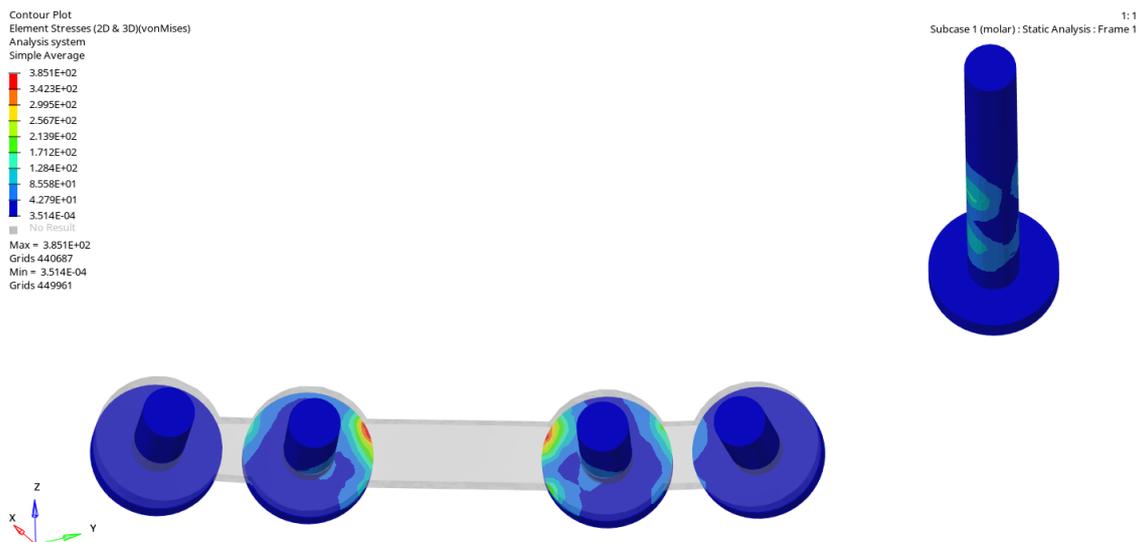


Figura 66: Análise de tensão apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

3.2.3. Análise de aplicação de força combinada no primeiro molar e no incisivo central

Como última análise para o modelo de corte baixo com parafuso bicortical, foi aplicada uma força combinada no primeiro molar (200 N) e no incisivo central (100 N). Mais uma vez, tem-se que, pelas figuras 67 e 68, o máximo deslocamento ocorreu na extremidade do osso cortical mais próxima aos incisivos, atingindo o valor de 1.041mm. Na situação de mesma carga no modelo sem o parafuso bicortical, este parâmetro atingiu o valor de 7.116mm, isto é, 7 vezes maior que o modelo com presença do parafuso bicortical. Na região próxima ao parafuso bicortical e no cêndilo, os deslocamentos não são significativos e estão representados pelo tom mais escuro de azul e pelo valor de zero milímetros.

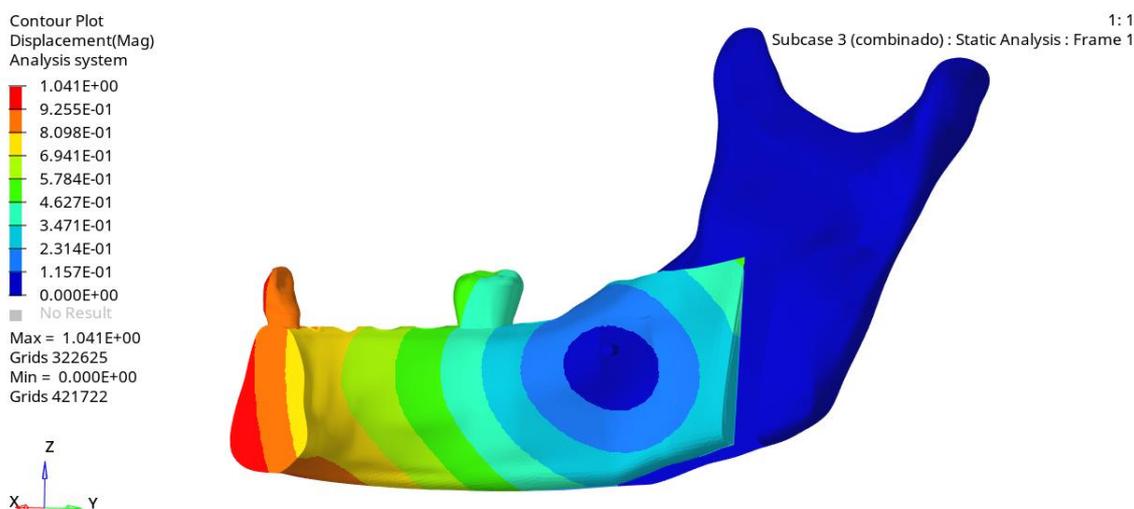


Figura 67: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista traseira do corte baixo com parafuso bicortical com força combinada

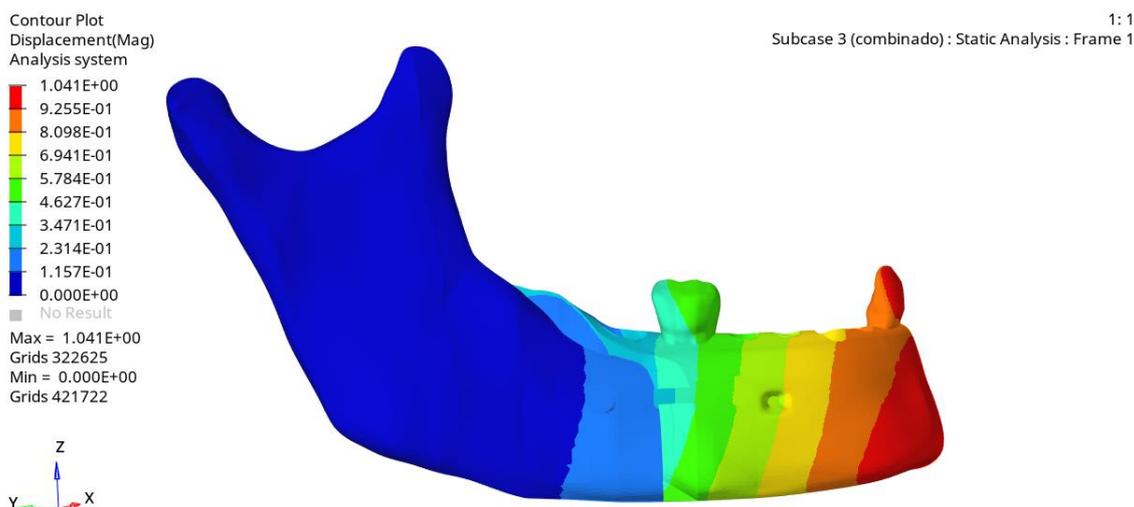


Figura 68: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista dianteira do corte baixo com parafuso bicortical com força combinada

A figura 69 mostra a deformação sofrida pelos ossos cortical e medular quando ocorre a combinação das cargas no primeiro molar (200N) e no incisivo central (100N), utilizando uma análise com base no critério da tensão principal máxima. Nesse sentido, é possível observar que há deformações significativas nas regiões que estão em contato com a placa e na cavidade do côndilo que abriga o parafuso bicortical. A maior deformação sofrida, apresentada em vermelho no mapa de cores, atingiu o valor de 0.0176.

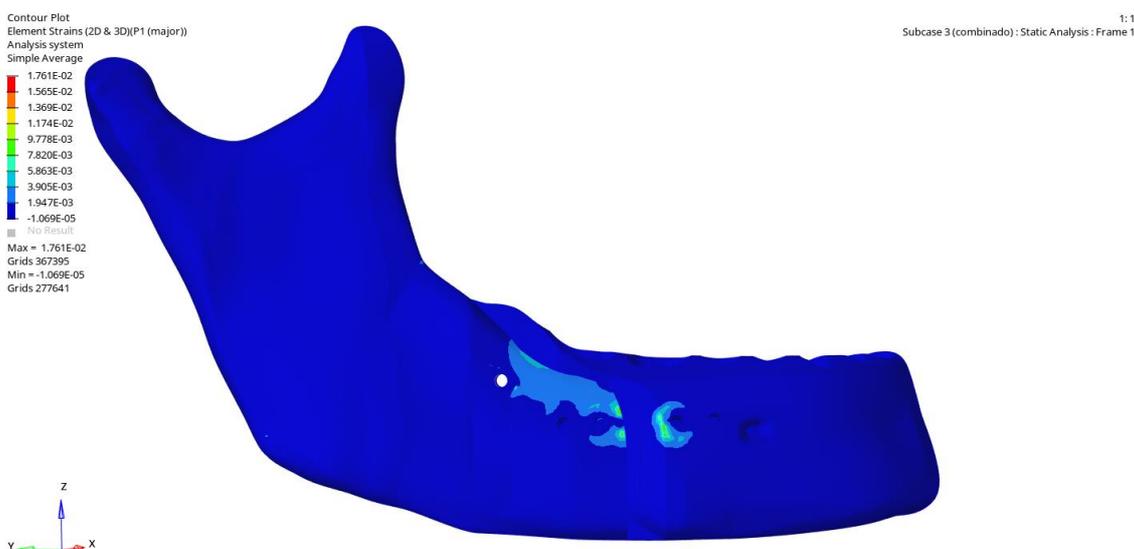


Figura 69: Análise de deformação apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ossos com a aplicação de carga em ambos os dentes, observa-se que a maior concentração de tensão foi nas regiões que apresentaram maior deformação, atingindo o valor máximo de 179.4 MPa, como elucidado na figura 70. Há a predominância de esforços de tração, mas também há regiões de tensões compressivas, chegando a 66.52 MPa na extremidade do côndilo em contato com a placa.

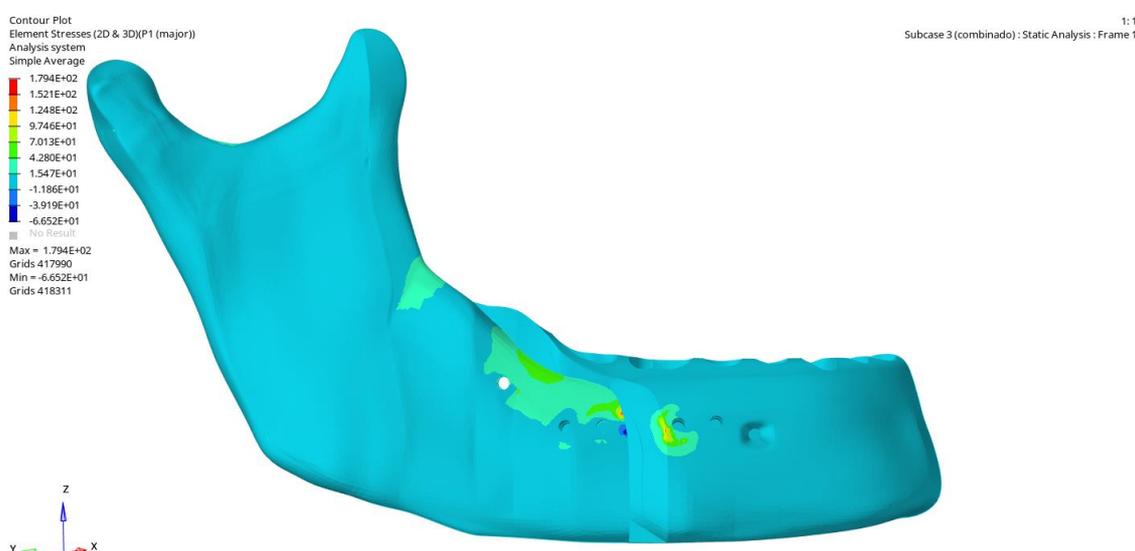


Figura 70: Análise de distribuição de tensão apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

As figuras 71 e 72 mostram a deformação sofrida pelos ligamentos periodontais relacionados ao primeiro molar e ao incisivo central. É possível perceber que há deformação significativa em regiões específicas, representadas em vermelho no mapa de cores, atingindo o valor máximo de 0.06579. A maior parte dos ligamentos sofre deformações entre 0.00738 e 0.01466.

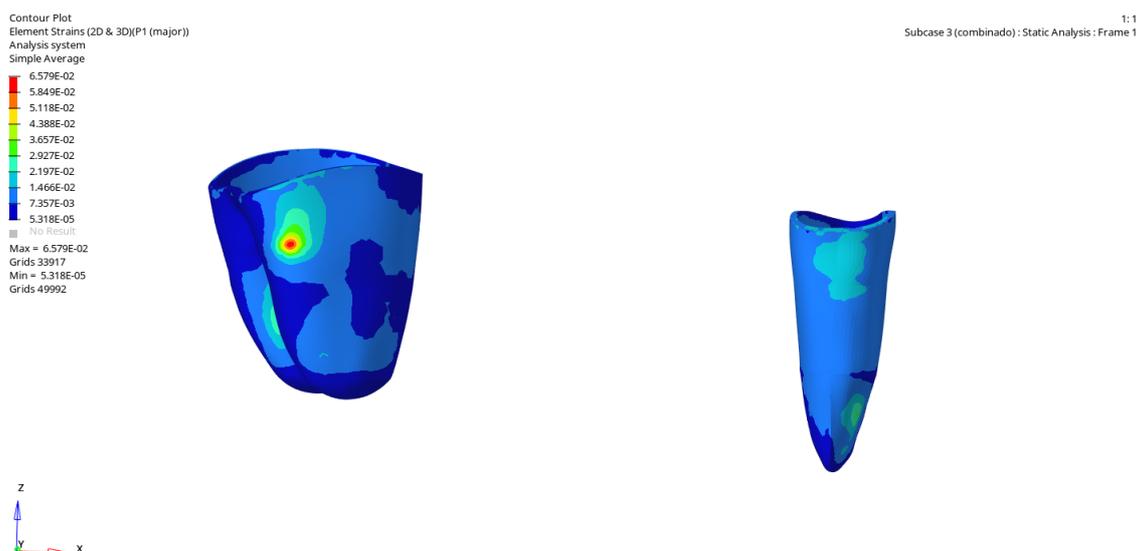


Figura 71: Análise de deformação nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

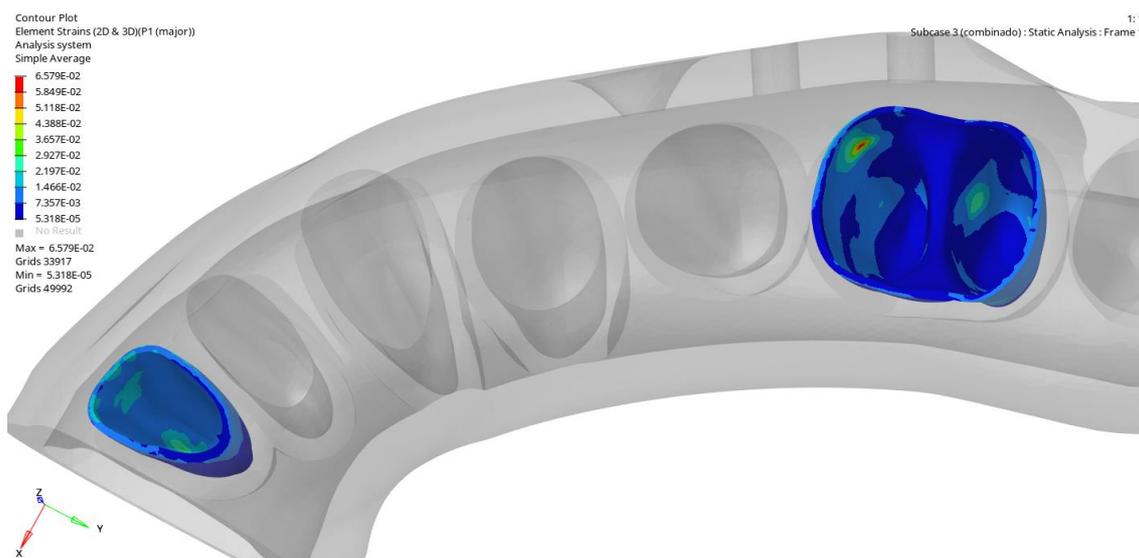


Figura 72: Vista superior na análise de deformação nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais, as figuras 73 e 74 mostram que há tensão trativa e compressiva, estando esta última presente em maior escala, sobretudo nas porções inferiores dos ligamentos, atingindo um valor de 3.77 MPa. As regiões alaranjadas e avermelhadas, que demonstram os esforços de tração aplicados, atingiram o valor máximo de tensão de 4.85 MPa.



Figura 73: Análise de tensão nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

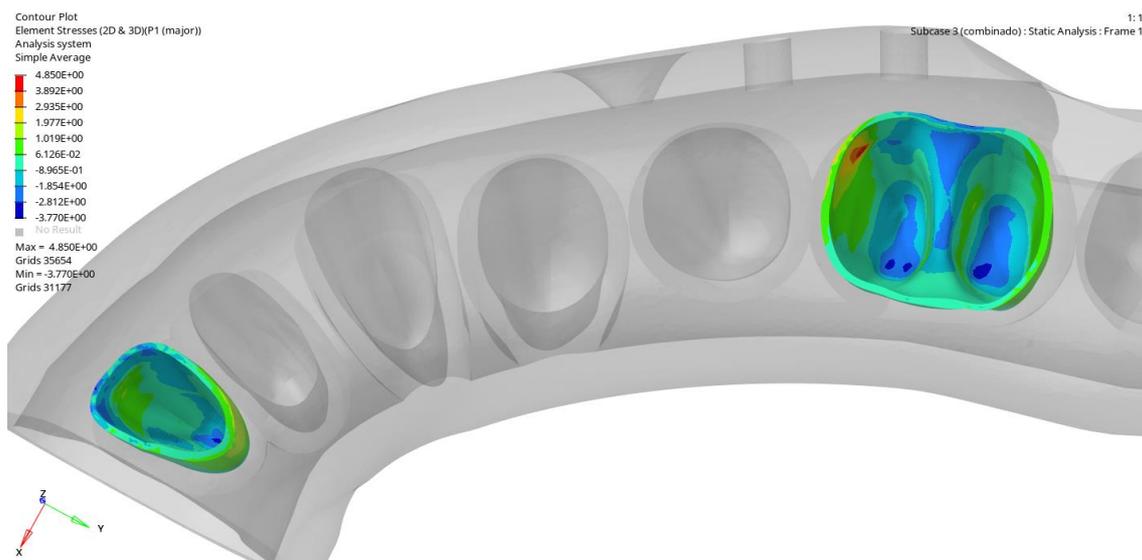


Figura 74: Vista superior da análise de tensão nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Por fim, a deformação sofrida pelo conjunto metálico de placas e parafusos, analisada pelo critério de von Mises, foi mínima na região dos parafusos, apresentando valores da ordem de 10^{-9} . Percebe-se, pelas figuras 75 e 76, que a região central apresenta, preferencialmente, deformações entre 0.001525 e

0.003049 (tons mais claros em azul). Pontos mais próximos à borda da placa apresentam maiores valores de deformação, chegando a 0.01372.

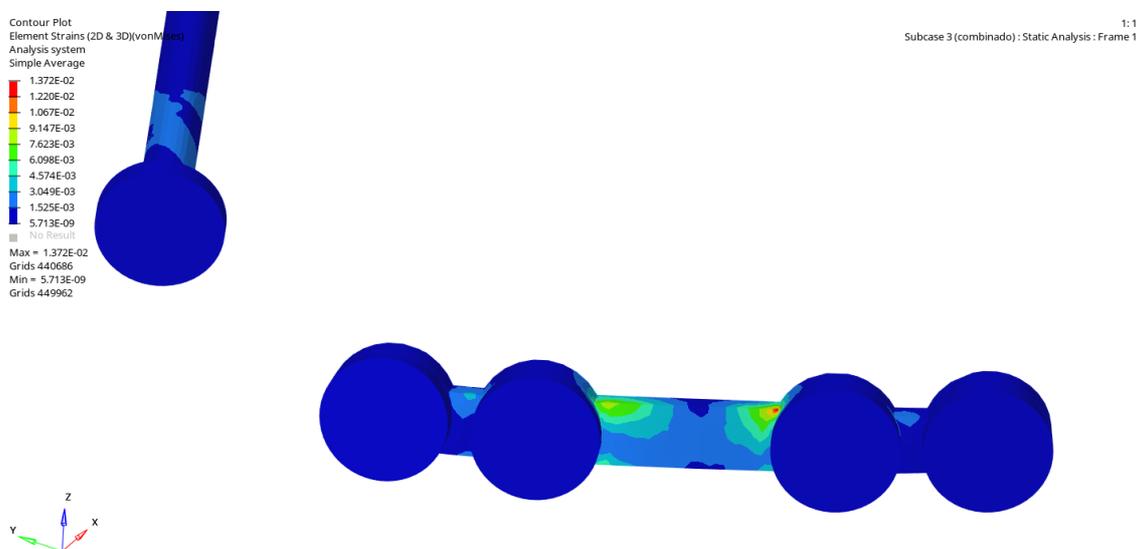


Figura 75: Análise de deformação na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

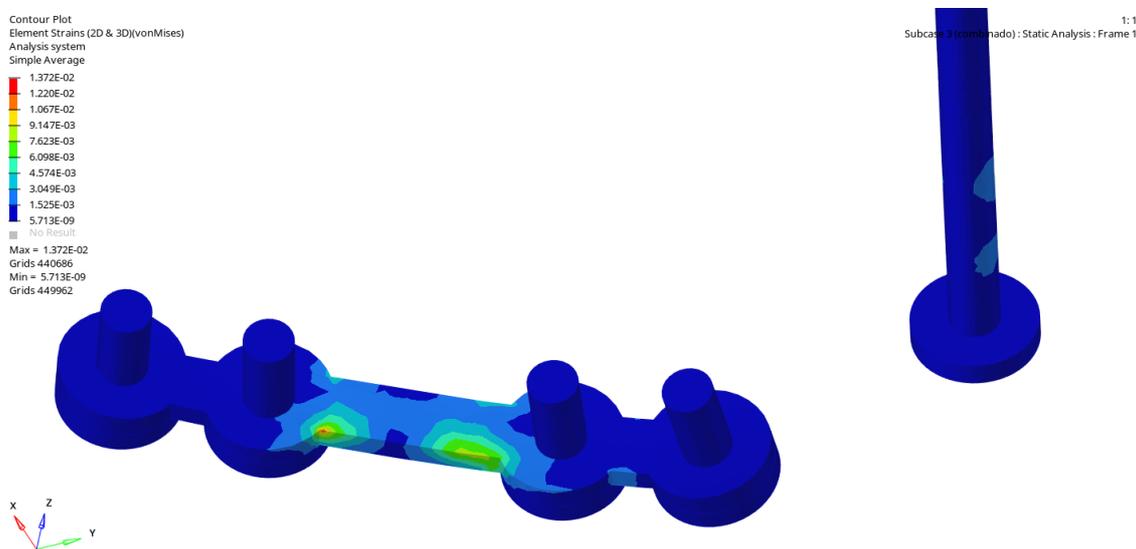


Figura 76: Vista inferior da análise de deformação na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

A distribuição de tensão para os componentes metálicos segue o mesmo padrão da análise de deformação. Pela escala apresentada nas figuras 77 e 78,

observa-se que não há tensões compressivas na estrutura, apenas esforços de tração. O menor valor de tração, apresentado na região dos parafusos, foi de 0.000735 MPa. Na região central da placa, a distribuição de tensão predomina na faixa de 196.3 MPa a 392.5 MPa. Por fim, na região de maior deformação, a tensão máxima apresentada foi de 1766 MPa.

Nesse sentido, em comparação ao modelo sem parafuso bicortical, é necessário frisar que, ao introduzir o parafuso, a região central da placa sofre esforços menos significativos. Sem o parafuso, o centro da placa suportou tensões de até 1180 MPa, ou seja, três vezes mais do que o modelo com parafuso bicortical.

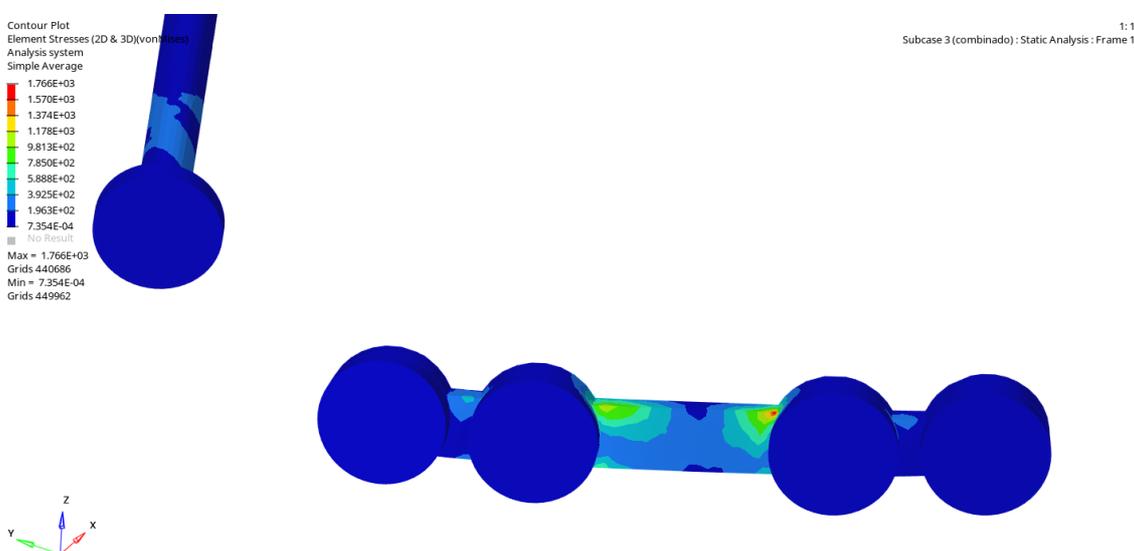


Figura 77: Análise de tensão na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

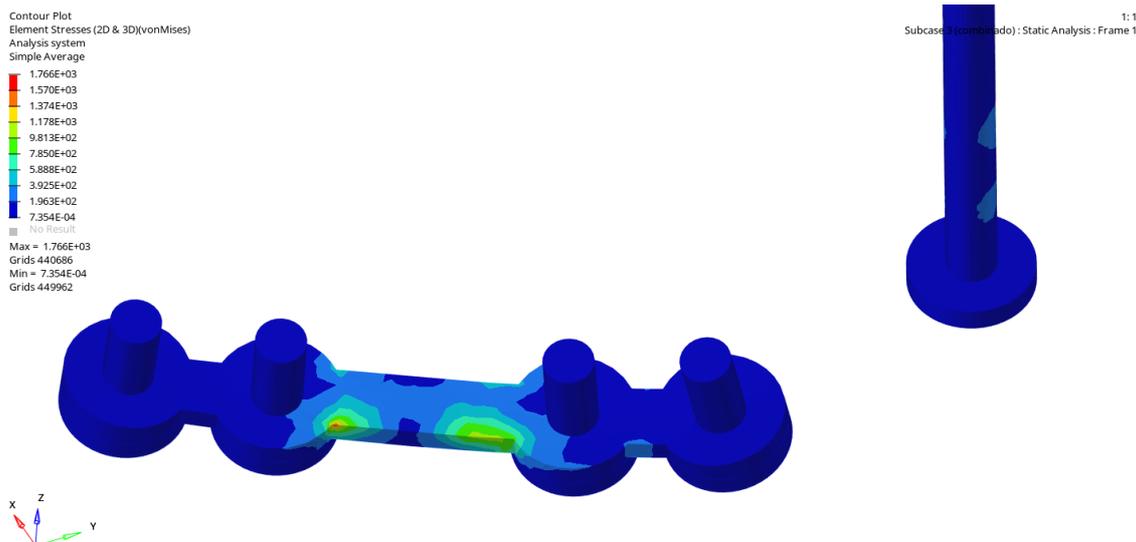


Figura 78: Vista inferior da análise de tensão na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

Analisando apenas os parafusos, sem a influência da placa metálica, observa-se que há uma deformação expressiva nas regiões que estão em contato diretamente com a região central da placa metálica. O maior valor de deformação, como indica a figura 79, foi de 0.006389. Os parafusos mais distantes da região central da placa se deformam pouco, com um valor da ordem de 10^{-9} .

O mapa de distribuição de tensão, como esperado, é muito semelhante à análise de deformação. Assim, nas regiões de maior deformação, também ocorre a maior concentração de tensão, chegando ao valor máximo de 822.5 MPa, como indicado na figura 80.

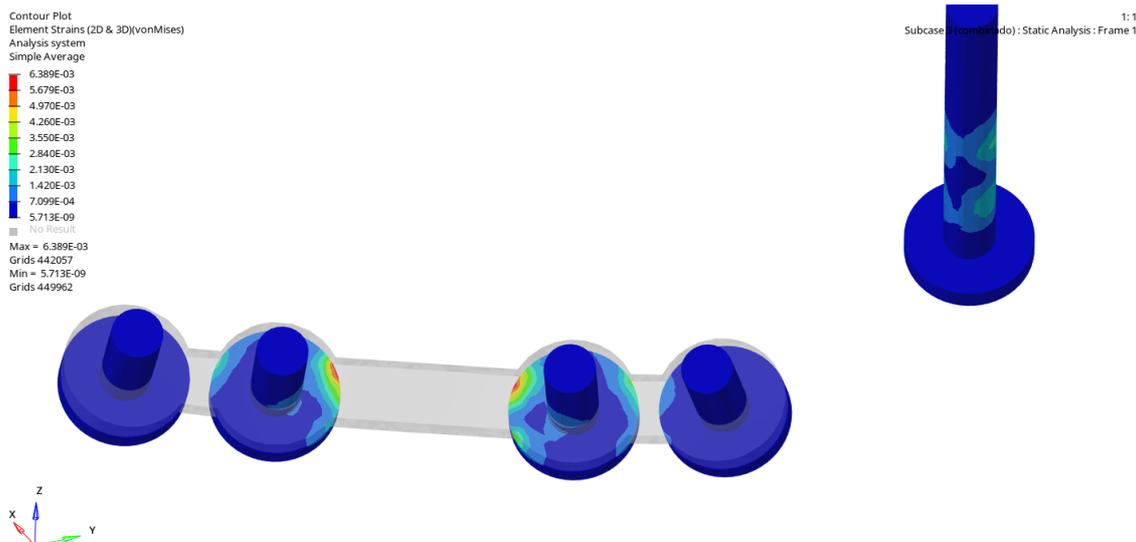


Figura 79: Análise de deformação apenas nos parafusos com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

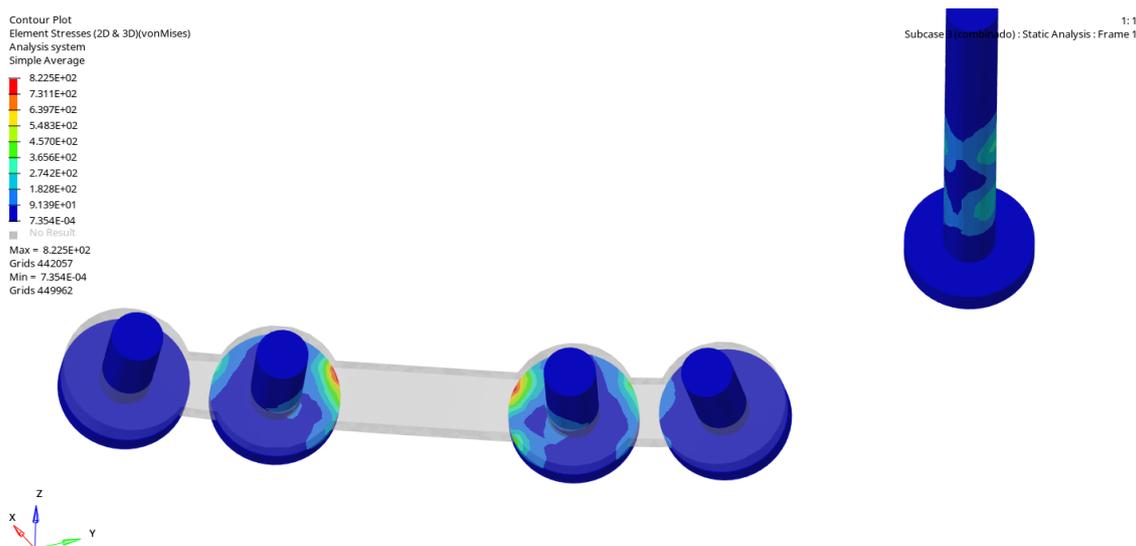


Figura 80: Análise de tensão apenas nos parafusos com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de von Mises.

4. Conclusão

Finalizadas as análises individuais dos modelos com corte baixo, é realizada uma comparação entre as imagens das simulações, a fim de esclarecer o real efeito que o parafuso bicortical possui no procedimento de osteotomia do ramo mandibular. As figuras nesta seção conclusiva exemplificam a comparação

extensivamente realizada ao longo deste relatório, relacionando os parâmetros de deslocamento, deformação e tensão.

A figura 81 ilustra a diferença no deslocamento do conjunto, sobretudo do osso cortical. É comum a ambos os modelos o deslocamento insignificante do côndilo, uma vez que este osso está fixado em duas regiões: nas superfícies articular e lateral, na altura do masseter. Entretanto, há uma mudança brusca na movimentação do osso cortical, que se desloca de forma muito mais acentuada quando não há um parafuso bicortical. Este deslocamento – 7 vezes maior que aquele previsto no modelo com parafuso bicortical – é indesejável, colocando em risco o sucesso do procedimento quando o paciente movimentar a mandíbula.

Tratando-se de distribuição de tensões, o modelo com parafuso bicortical apresentou duas vantagens em relação ao modelo sem parafuso. A primeira delas é a observação de valores de tensão mais baixos nos ossos e nos componentes metálicos, como é possível observar nas figuras 83 e 88. A segunda vantagem refere-se aos componentes metálicos, os quais apresentaram menos regiões de tensões muito elevadas, conforme demonstrado na figura 88.

Por fim, quanto às deformações, observou-se uma redução nos valores no modelo com parafuso bicortical, mas a diferença para o modelo sem parafuso não foi tão significativa quanto nos parâmetros citados acima.

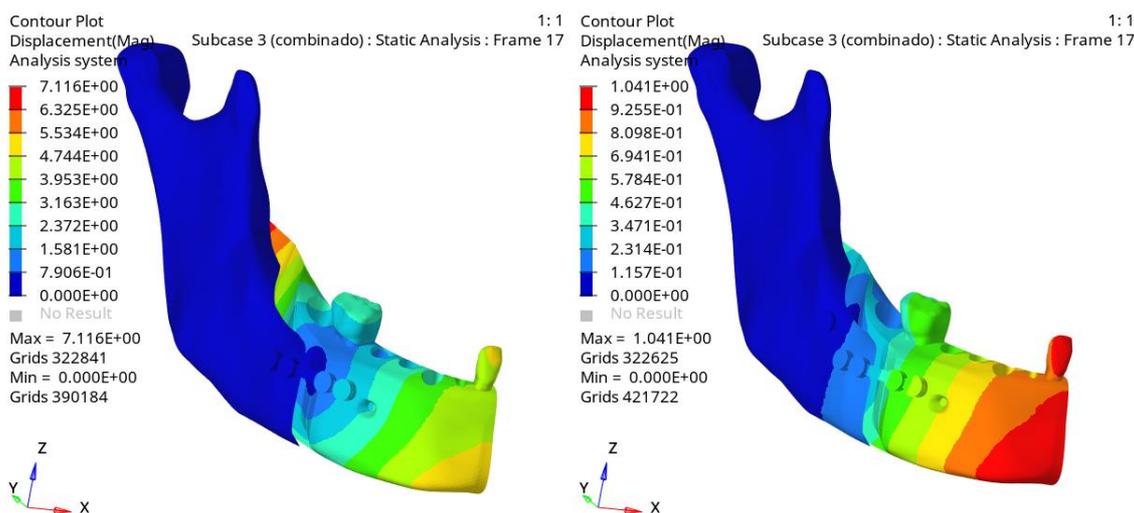


Figura 81: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação ao deslocamento. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical

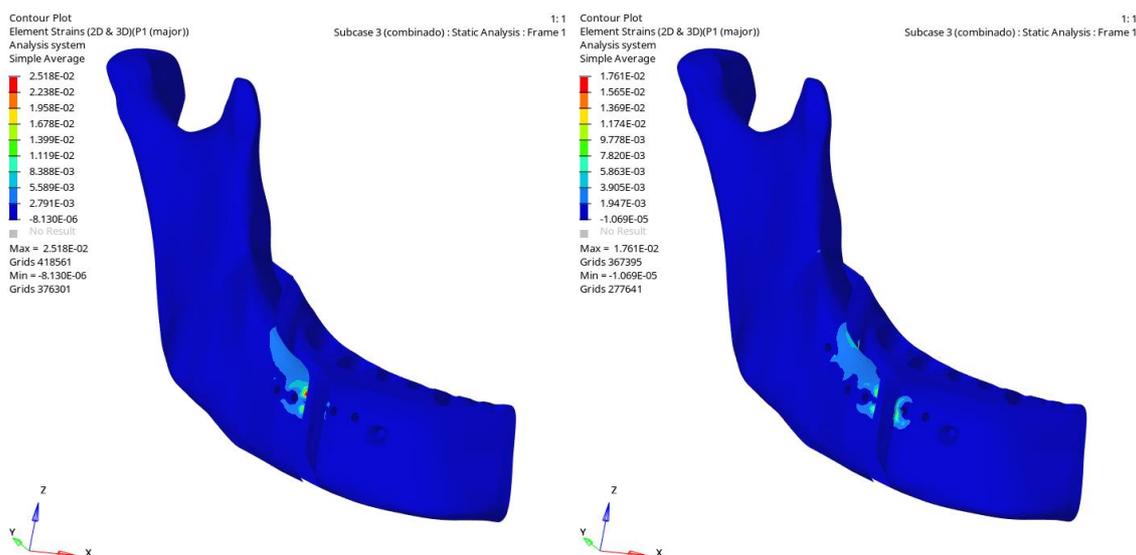


Figura 82: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à deformação dos ossos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical

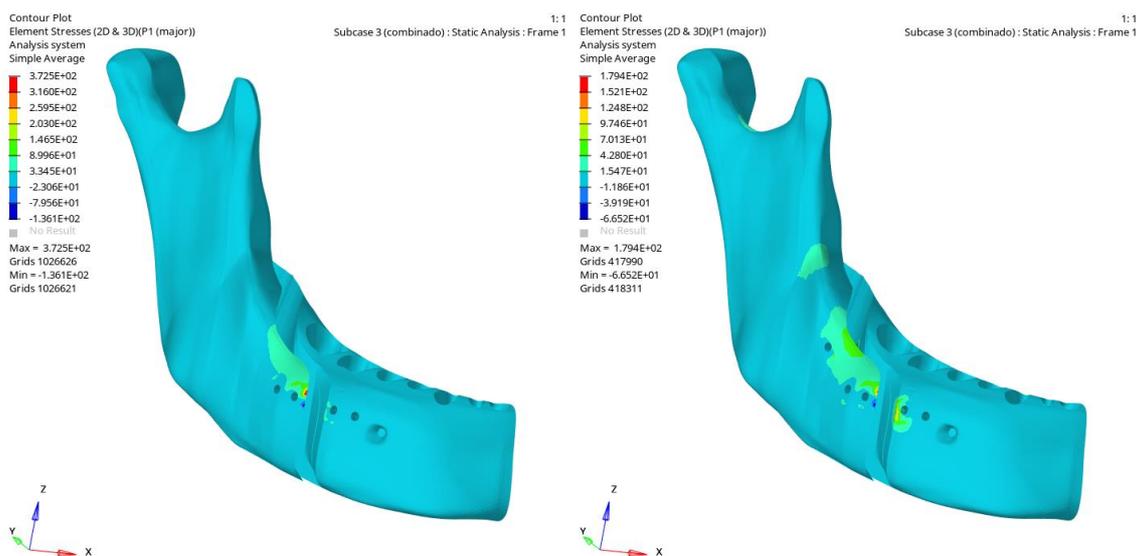


Figura 83: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à distribuição de tensão nos ossos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical

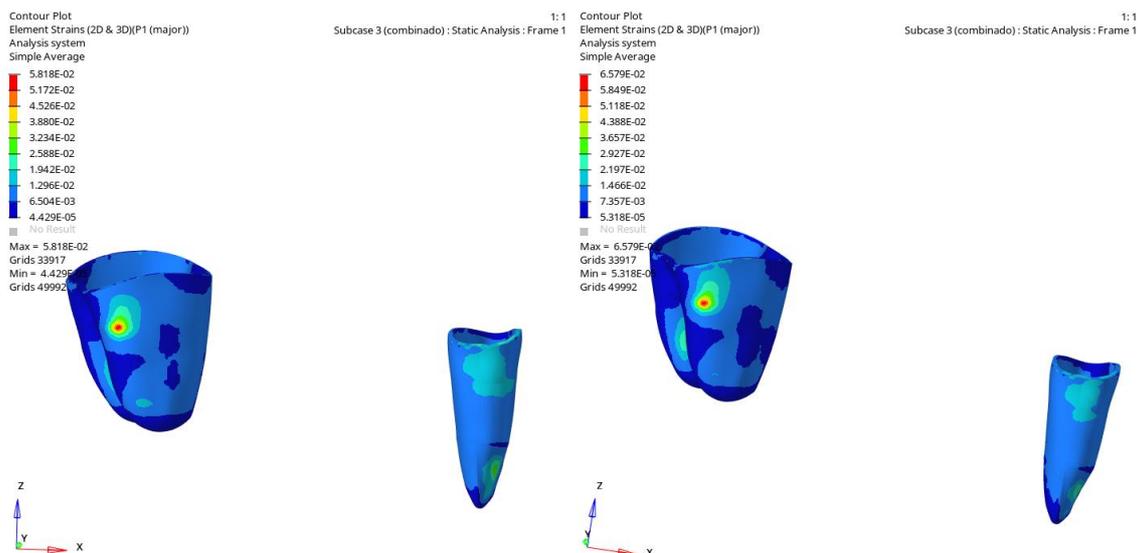


Figura 84: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à deformação dos ligamentos periodontais. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical

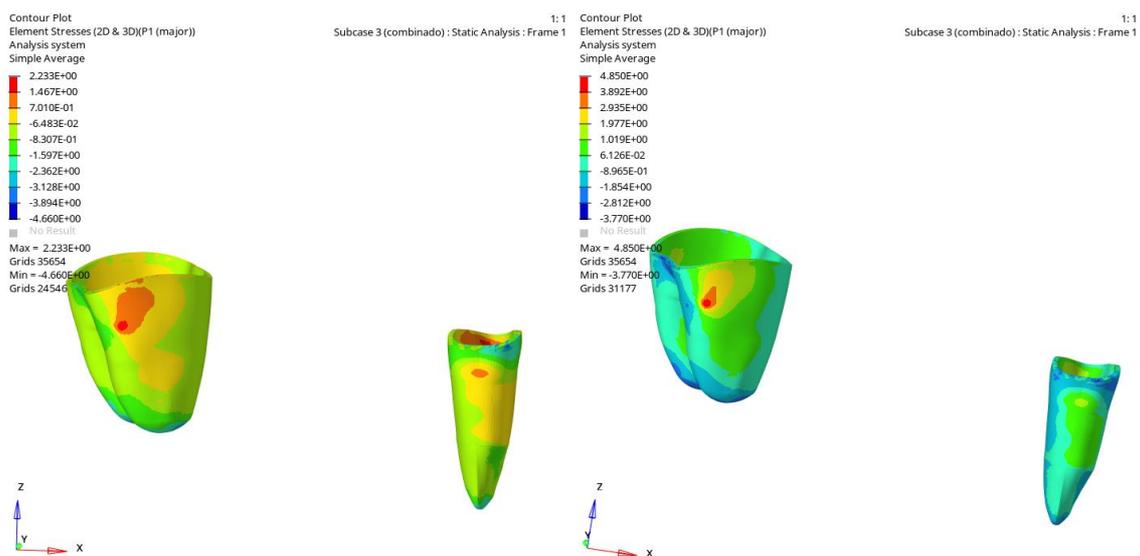


Figura 85: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical

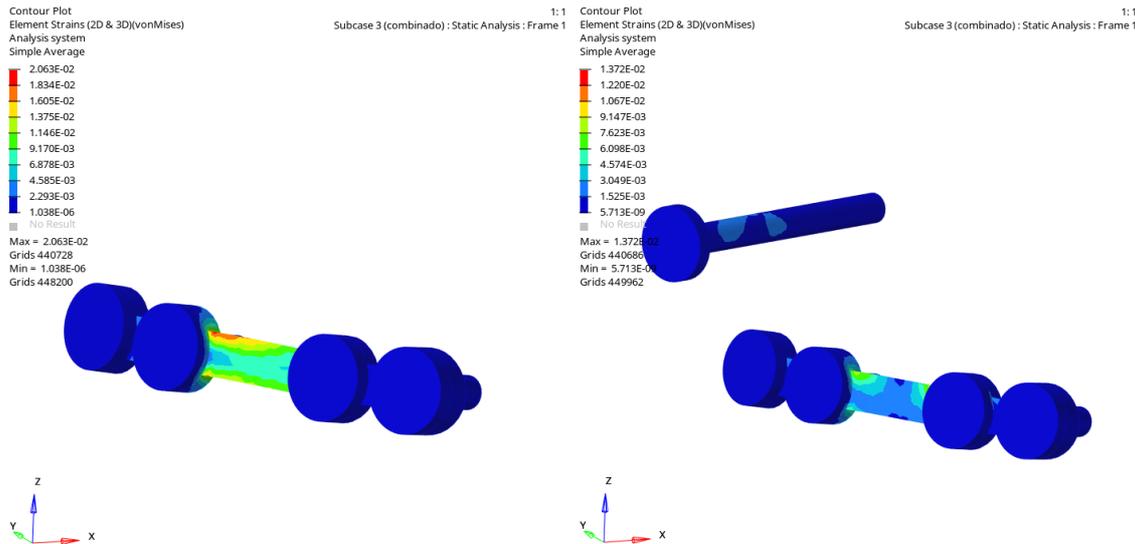


Figura 86: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à deformação da placa e dos parafusos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical

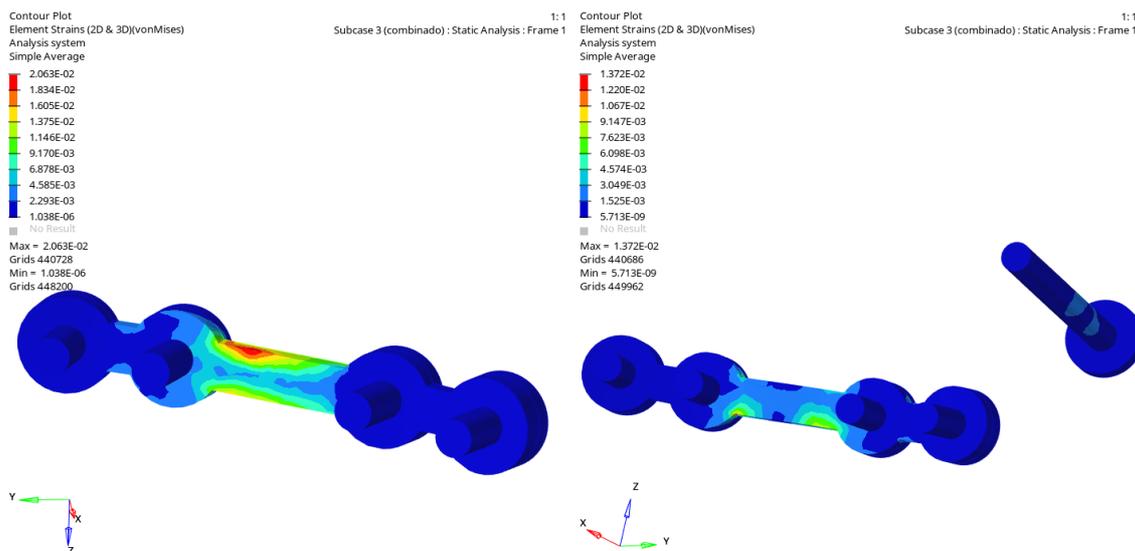


Figura 87: Vista traseira da comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à deformação da placa e dos parafusos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical

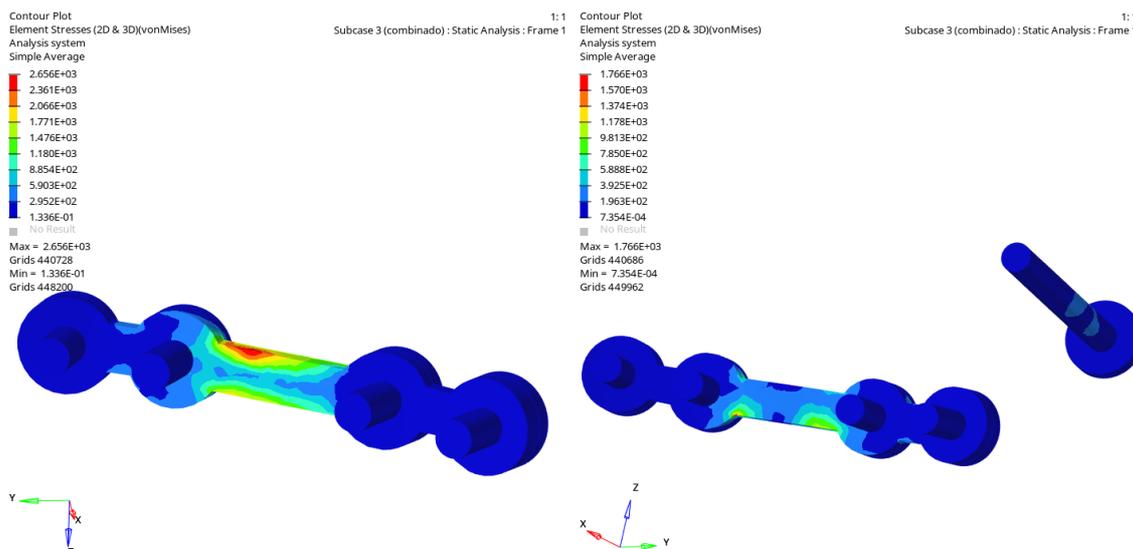


Figura 88: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo e

m relação à distribuição de tensão na placa e nos parafusos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical

5. Referências

- Albougha, S. *et al* (2015) Assessment of sagittal split ramus osteotomy rigid internal fixation techniques using a finite element method. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*.
- Milewski, G. (2005) Numerical and experimental analysis of effort of human tooth hard issues in terms of proper occlusal loadings. *Acta of bioengineering and biomechanics*. Wroclaw University of Technology, Polônia.
- Singh, S. Vijay *et al* (2015) Stress distribution of posts on the endodontically treated teeth with and without bone height augmentation: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Conservative Dentistry*, v. 18, p. 196-199.

Relatório 02:**Relatório: Avaliação de fixação interna em dois desenhos de osteotomias dos ramos mandibulares com corte convencional**

Kaline M. Silva¹, Maria I. N. Santos², Marcelo F. Oliveira³, Leonardo M. R. Machado³, George P. de Jesus¹, Andreza L. de Moura¹

¹Programa da Pós-Graduação em Cirurgia (PPGRACI)/Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Amazonas (UFAM)

**²Faculdade de Engenharia Mecânica
Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP)**

**³Núcleo de Tecnologias Tridimensionais – NT3D
CTI/MCTI Renato Archer – Campinas/SP**

O presente relatório almeja a breve explicação dos resultados do trabalho referentes à análise tridimensional pelo método dos elementos finitos em dois desenhos de osteotomia sagital dos ramos mandibulares, ambos com corte convencional. Nesse sentido, foram comparadas características mecânicas e a distribuição de tensões ao considerar a presença e a ausência de um parafuso passante pelos ossos corticais. Ao final, também são realizadas comparações com os modelos que apresentam corte baixo, com e sem parafuso bicortical.

2. Resultados da simulação**2.1. Corte convencional sem parafuso bicortical**

Para o modelo de osteotomia com corte convencional e sem a presença de parafuso bicortical, é possível observar uma indesejada movimentação no osso cortical com a aplicação de carga – seja ela apenas no incisivo central, apenas no primeiro molar ou em ambos os dentes. Nos três casos, observa-se uma região de elevado deslocamento em uma das extremidades do osso cortical, representada pelas cores laranja e vermelho.

2.1.1. Análise de aplicação de força apenas no incisivo central

Para a situação de aplicação de força apenas no incisivo central no modelo de osteotomia com corte convencional sem parafuso bicortical, tem-se, pelas figuras 1 e 2, que o máximo deslocamento ocorreu nas extremidades do osso

cortical – sobretudo na extremidade mais próxima aos molares –, atingindo o valor de 12.7 mm. Isto pode ser observado pelo mapa de cores, em que as regiões em laranja e em vermelho são aquelas de maior deslocamento. Em contrapartida, é possível observar que a região central do cortical e o côndilo não sofrem deslocamento significativo, sendo esta configuração representada pela cor azul escuro e pelo valor de zero milímetros.

1

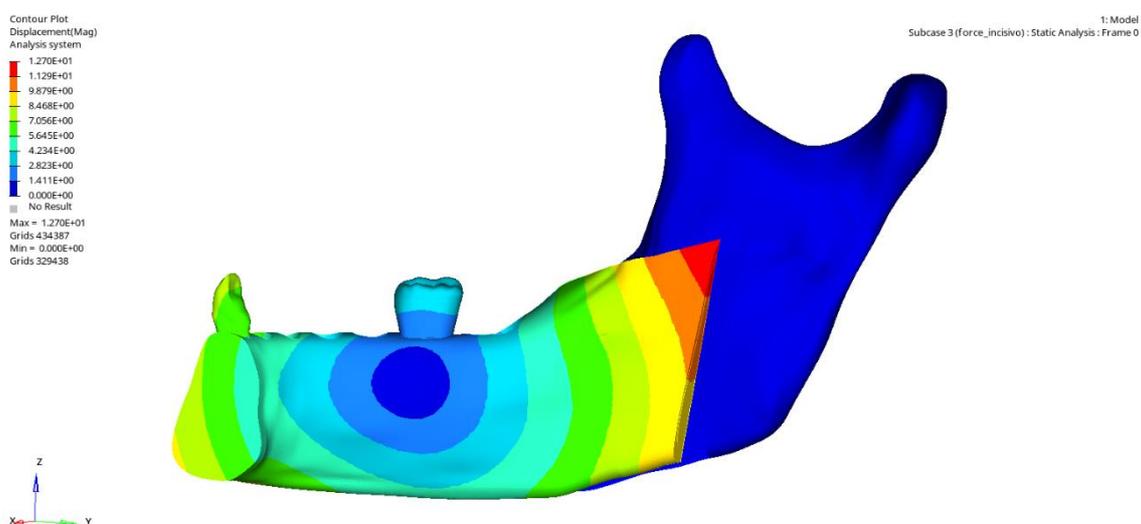


Figura 1: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista traseira do corte convencional sem parafuso bicortical com força no incisivo central.

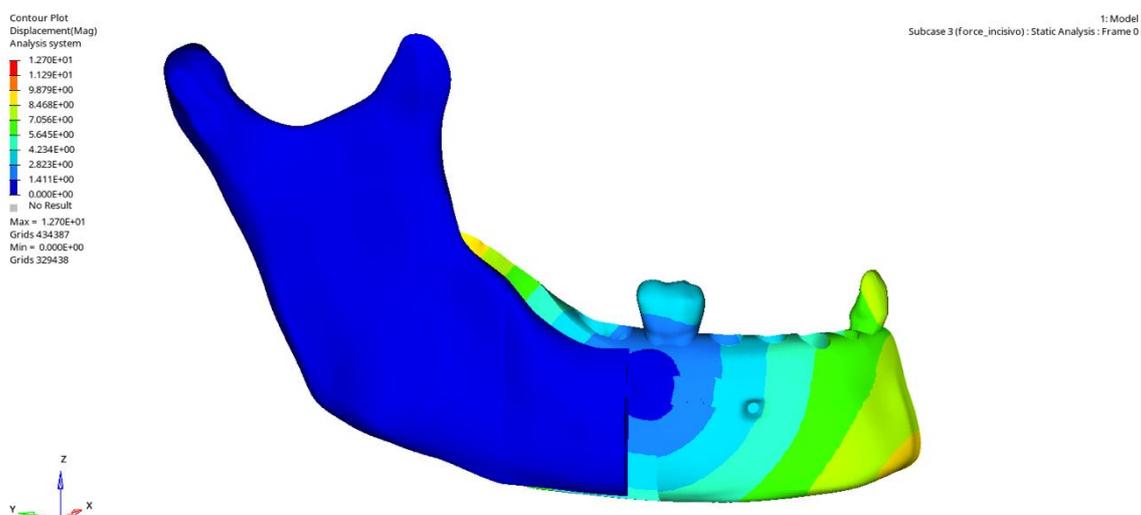


Figura 2: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista dianteira do corte convencional sem parafuso bicortical com força no incisivo central.

A figura 3 mostra a deformação sofrida pelos ossos cortical e medular quando ocorre a aplicação da carga de 100N apenas no dente incisivo central. Esta análise é realizada pelo critério de tensão principal máxima, uma vez que trata-se de estruturas biológicas. Nesse sentido, é possível observar que há deformações significativas nas regiões que estão em contato com a placa, sobretudo no côndilo. A maior deformação sofrida, apresentada em vermelho no mapa de cores, atingiu o valor de 0.0667.

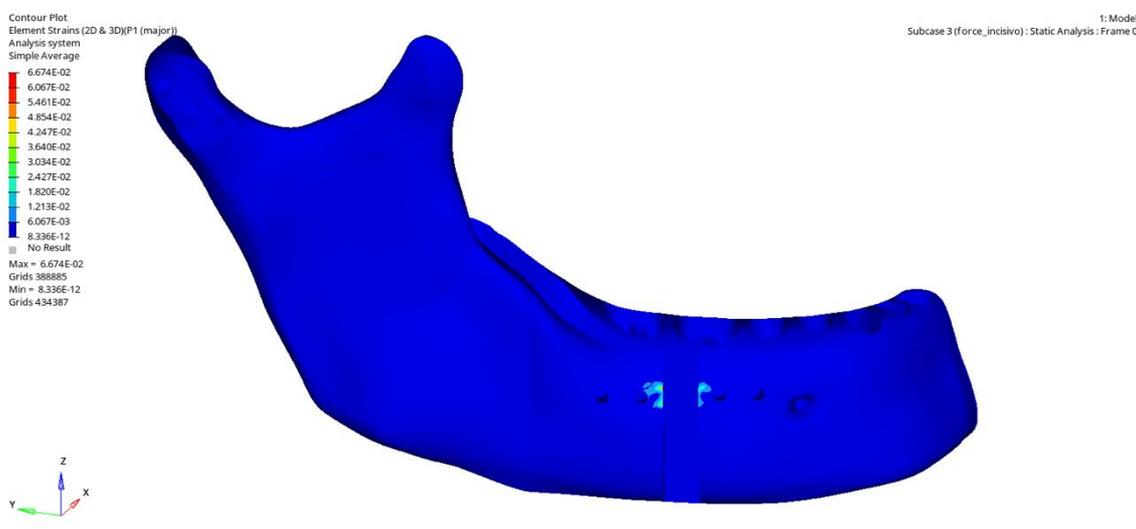


Figura 3: Análise de deformação apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ossos cortical e medular com a aplicação de carga no incisivo central, observa-se um padrão semelhante ao de deformação, mostrado na figura 3. Assim, a maior concentração de tensão também será na região em contato com a placa metálica, atingindo o valor máximo de 985 MPa, como elucidado na figura 4.

Na escala apresentada, associada ao mapa de cores, é possível observar valores positivos relacionados a determinadas cores e valores negativos

relacionados a outras. Do ponto de vista físico, esta divisão é capaz de analisar se a estrutura está sujeita a tensões compressivas ou a tensões trativas. Nesse ínterim, pode-se dizer que valores positivos indicam que a região representada por aquela cor está sujeita a esforços de tração. Do mesmo modo, valores negativos indicam esforços de compressão.

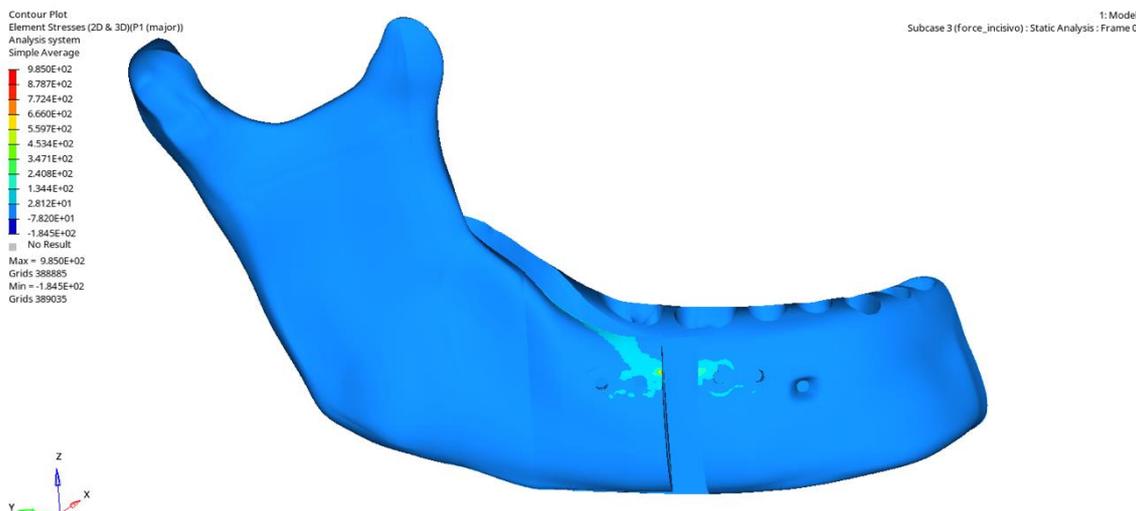


Figura 4: Análise de tensão apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

As figuras 5 e 6 mostram a deformação sofrida pelo ligamento periodontal relacionado ao incisivo central. É possível perceber que há deformação significativa na região inferior do ligamento e na borda superior, atingindo o valor máximo de 0.0350. As regiões com menor deformação, como o ligamento do primeiro molar, estão representadas pela cor azul mais escura do mapa de cores, correspondendo ao valor de 0.0000229. Mais uma vez, como esta é uma análise biológica, o critério utilizado foi o de tensão principal máxima.

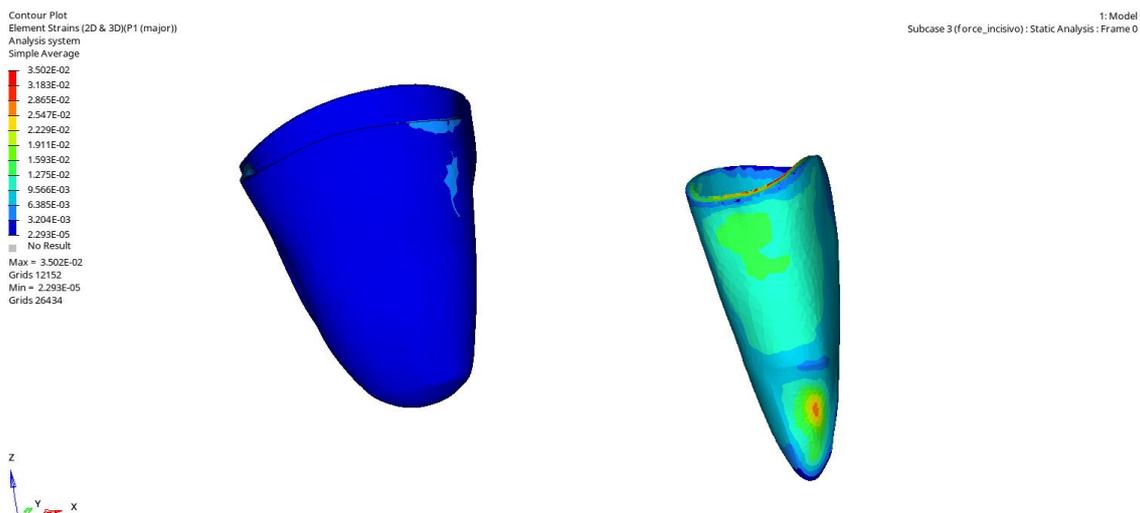


Figura 5: Análise de deformação na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

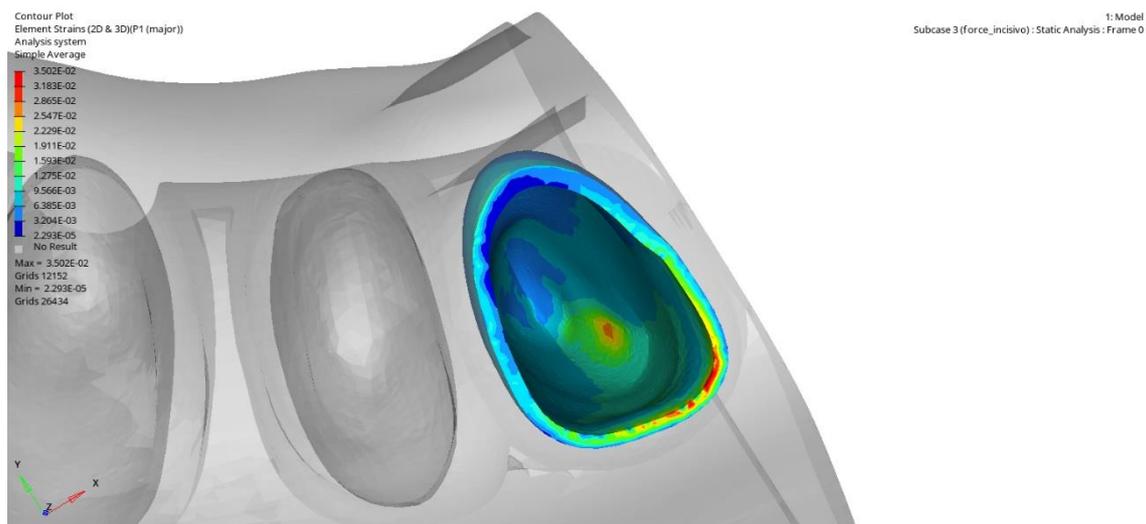


Figura 6: Vista superior de deformação na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais, as figuras 7 e 8 mostram que há tensões compressivas presentes nas regiões em que houve maior deformação, como apresentado nas figuras 5 e 6. Nelas, a tensão compressiva, predominante nesta estrutura, chegou ao valor de 4.958 MPa. Em

contrapartida, as regiões alaranjadas e avermelhadas indicam a presença de esforços de tração, atingindo o valor máximo de 1.586 MPa.

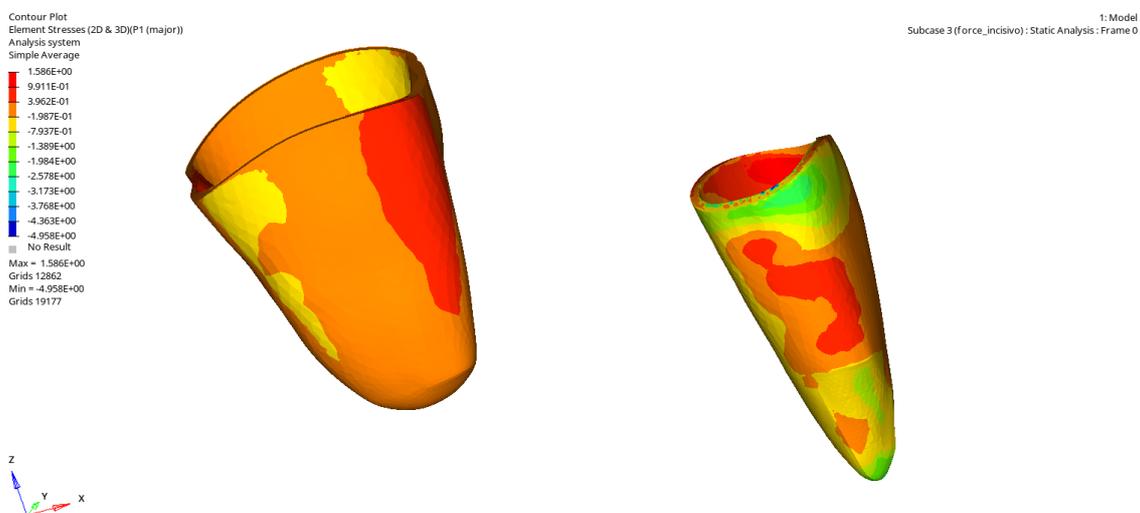


Figura 7: Análise de tensão na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

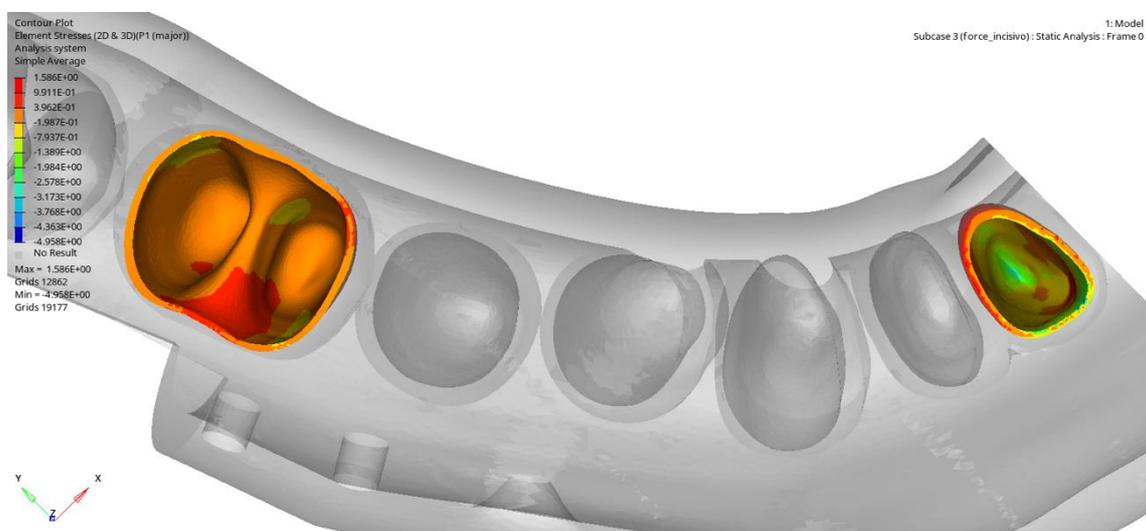


Figura 8: Vista superior de tensão na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Por fim, foi analisada a deformação sofrida pelo conjunto metálico de placas e parafusos a partir do critério de von Mises. Percebe-se, pela figura 9, que a região central da placa e os parafusos, no geral, sofrem deformações bem

pequenas, da ordem de 10^{-7} . Em contrapartida, os locais mais próximos à borda da placa apresentam deformações significativas, sobretudo entre 0.0133 e 0.0200 (tons em verde). Pontos específicos bem próximos aos parafusos podem apresentar maiores valores de deformação, chegando a 0.0367.

A distribuição de tensão para os componentes metálicos segue o mesmo padrão da análise de deformação. Pela escala apresentada na figura 10, observa-se que não há tensões compressivas presentes nessas estruturas, apenas esforços de tração. O menor valor de tensão mostrado foi de 0.270 MPa (tom mais escuro de azul), presente na região dos parafusos. Entretanto, na placa, há mais regiões sujeitas a tensões entre 1717 MPa e 2575 MPa (tons em verde). Pontos específicos bem próximos aos parafusos podem apresentar concentrações maiores, atingindo o valor máximo de 4721 MPa.

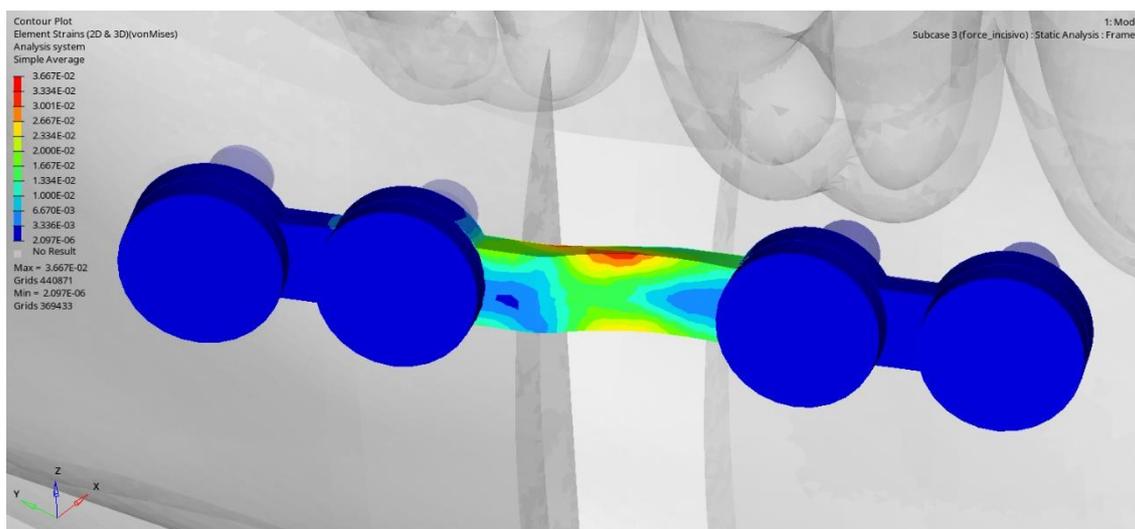


Figura 9: Análise de deformação na região da placa metálica com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de von Mises.

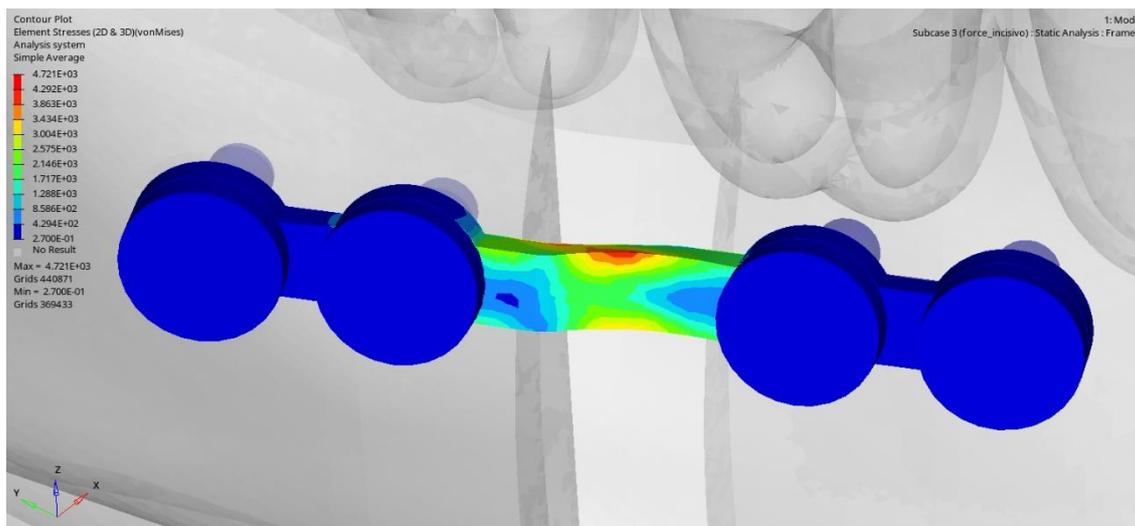


Figura 10: Análise de distribuição de tensão na região da placa metálica com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de von Mises.

Analisando apenas os parafusos, sem a influência da placa metálica, observa-se que há uma deformação expressiva nas regiões que estão em contato diretamente com a região central da placa metálica. O maior valor de deformação, como indica a figura 11, foi de 0.00718. Os parafusos mais distantes da região central da placa se deformam de forma ínfima, com um valor da ordem de 10^{-6} .

O mapa de distribuição de tensão, como esperado, é muito semelhante à análise de deformação. Assim, nas regiões de maior deformação, também ocorre a maior concentração de tensão, chegando ao valor máximo de 925.1 MPa, como indicado na figura 12. Os parafusos mais distantes da região central da placa apresentam valores baixos de concentração de tensão, sendo 0.270 MPa o mínimo.

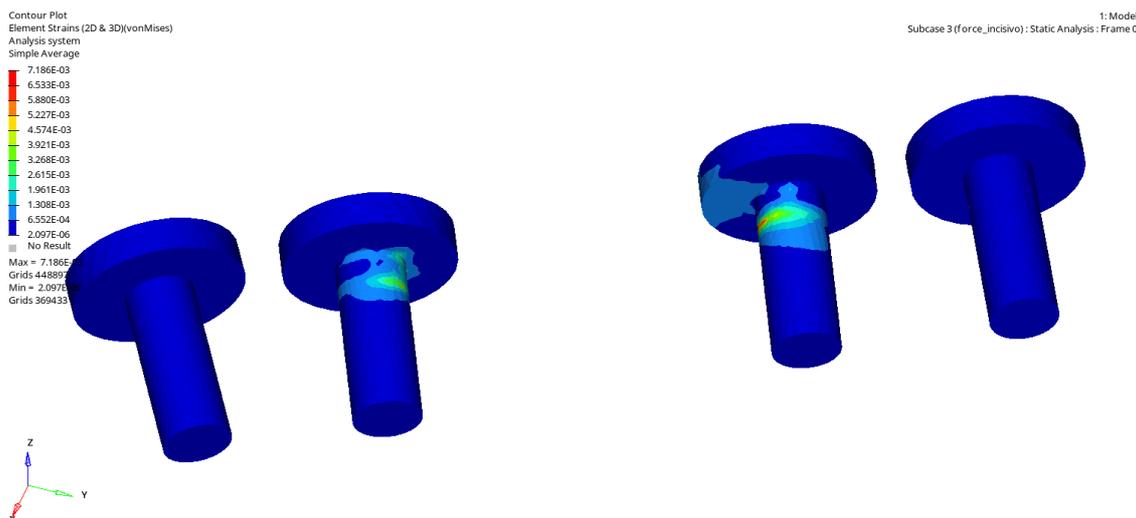


Figura 11: Análise de deformação apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de von Mises.

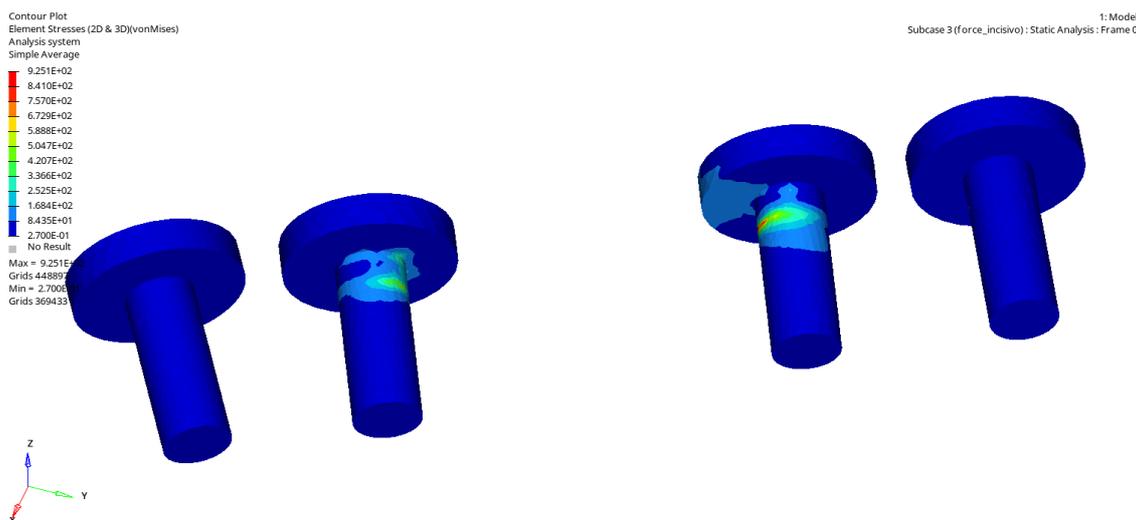


Figura 12: Análise de distribuição de tensão apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de von Mises.

2.1.2. Análise de aplicação de força apenas no primeiro molar

Para a situação de aplicação de força apenas no primeiro molar no modelo de osteotomia com corte baixo sem parafuso bicortical, tem-se, pelas figuras 13 e 14, que o máximo deslocamento ocorreu na extremidade do osso cortical mais próxima aos incisivos, atingindo o valor de 7.474mm. Observa-se que o côndilo

deslocou-se significativamente apenas em uma região específica próxima à fixação articular, apresentando deslocamentos entre 0.0679mm e 0.1369mm.

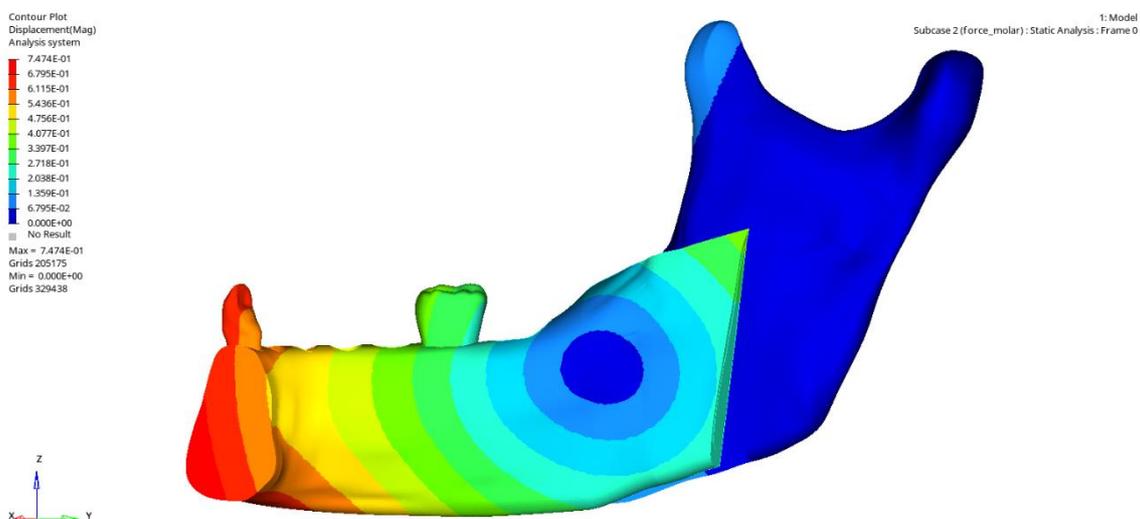


Figura 13: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista traseira do corte convencional sem parafuso bicortical com força no primeiro molar

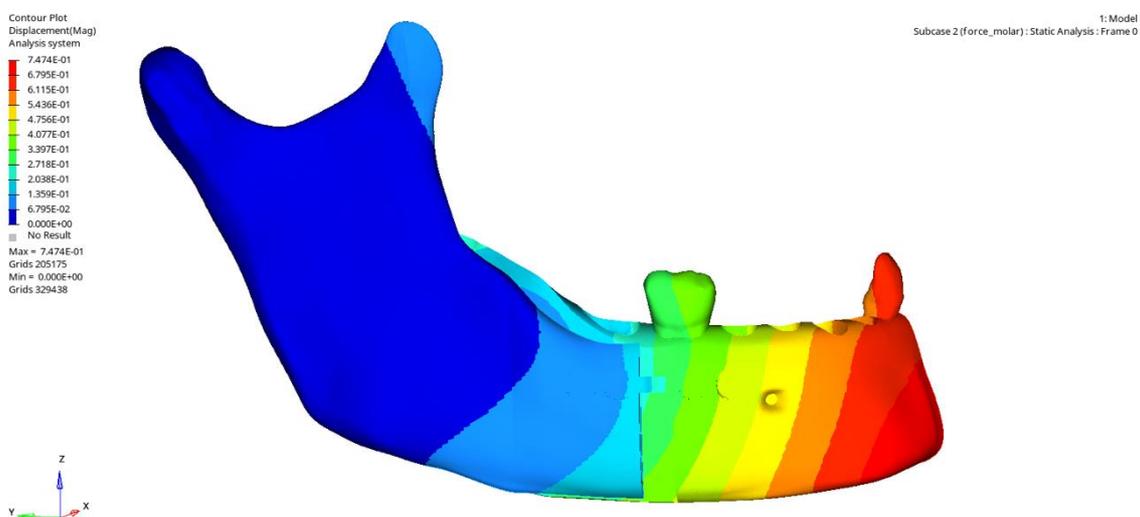


Figura 14: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista dianteira do corte convencional sem parafuso bicortical com força no primeiro molar

A figura 15 mostra a deformação sofrida pelos ossos cortical e medular quando ocorre a aplicação da carga de 200N apenas no primeiro molar, analisada sob o critério da tensão principal máxima. Nesse sentido, é possível observar que

há deformações significativas nas regiões que estão em contato com a placa, sobretudo no osso cortical. A maior deformação sofrida, apresentada em vermelho no mapa de cores, atingiu o valor de 0.0164. Regiões no cêndilo também apresentaram deformação expressiva, entre 0.00298 e 0.00597.

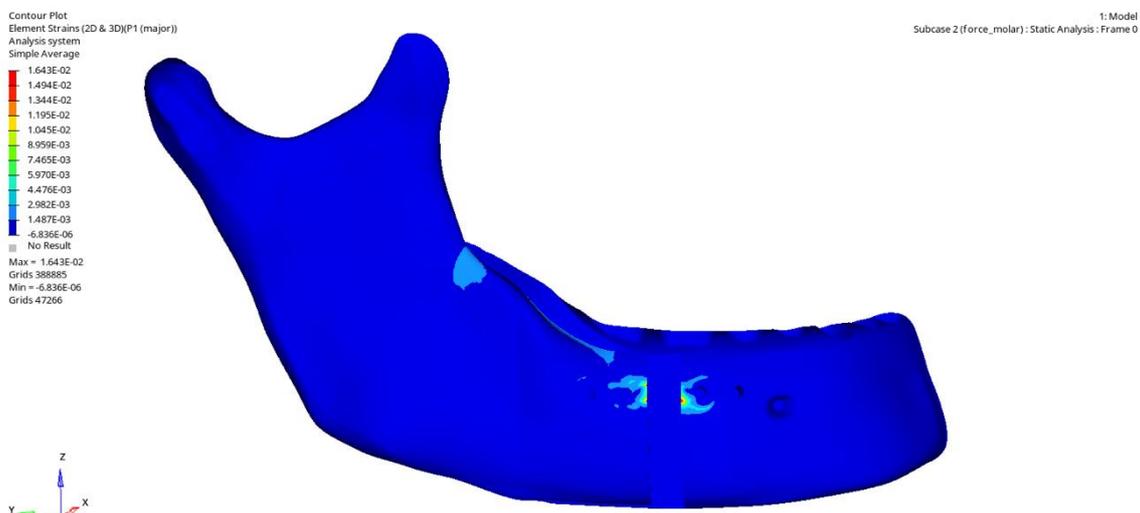


Figura 15: Análise de deformação apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ossos com a aplicação de carga no primeiro molar, observa-se que a maior concentração de tensão foi na região do cortical em contato com a placa metálica, atingindo o valor máximo de 247 MPa, como elucidado na figura 16, um valor cerca de 4 vezes menor que aquele apresentado na aplicação de carga no incisivo central.

Quanto à análise de concentração de tensão no cêndilo, há esforços de tração elevados em regiões pontuais, próximas ao contato placa-cortical, apresentando valores entre 221.8 MPa e 247 MPa. Não há expressivas regiões sob compressão.

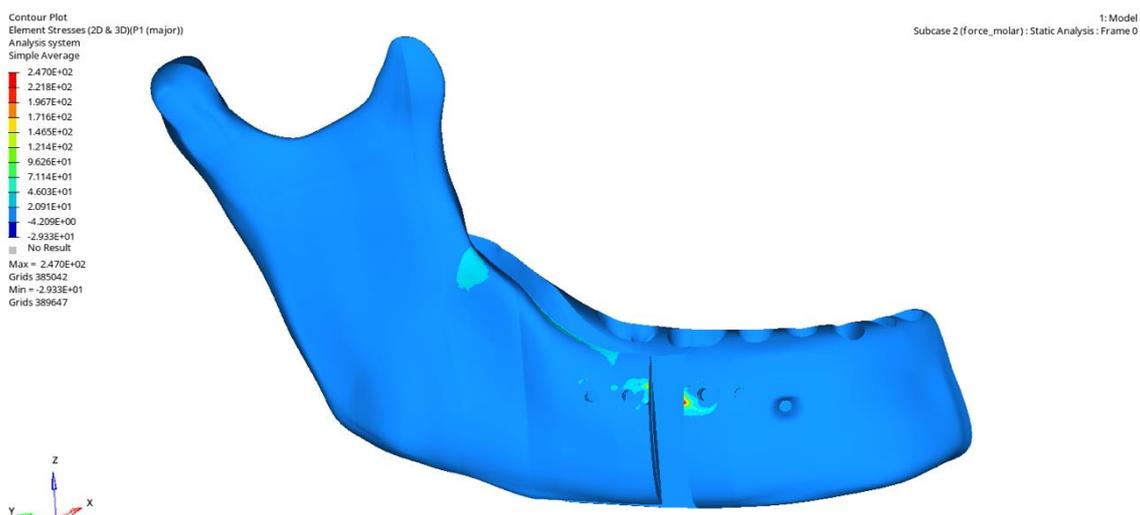


Figura 16: Análise de distribuição de tensão apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

As figuras 17 e 18 mostram a deformação sofrida pelo ligamento periodontal relacionado ao primeiro molar. É possível perceber que há deformação significativa em um pequeno local, na região superior do ligamento, atingindo o valor máximo de 0.0267. As regiões com menor deformação, como o ligamento do incisivo, estão representadas pela cor azul mais escura do mapa de cores, cujo valor mínimo é da ordem de 10^{-5} .

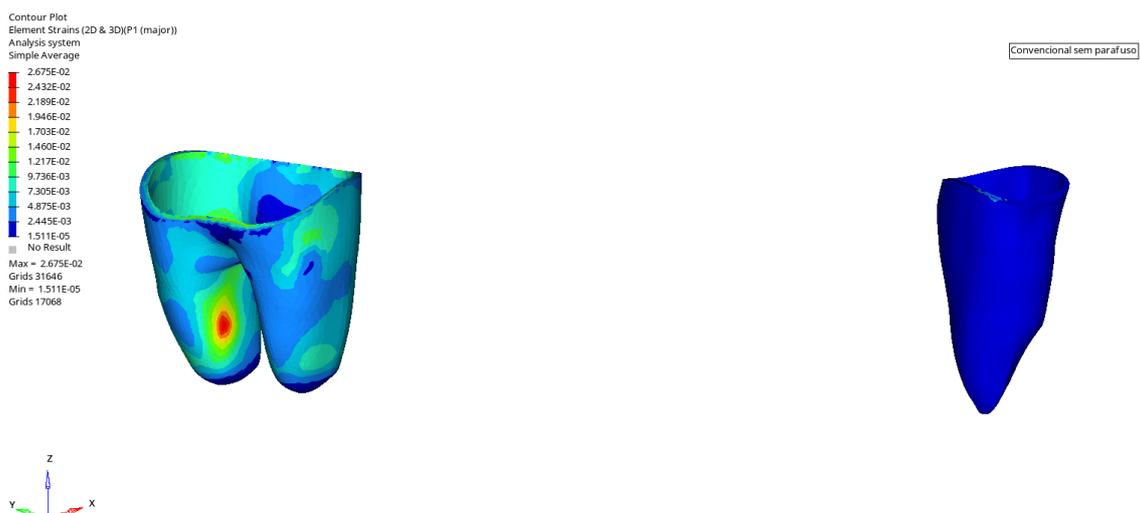


Figura 17: Análise de deformação na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

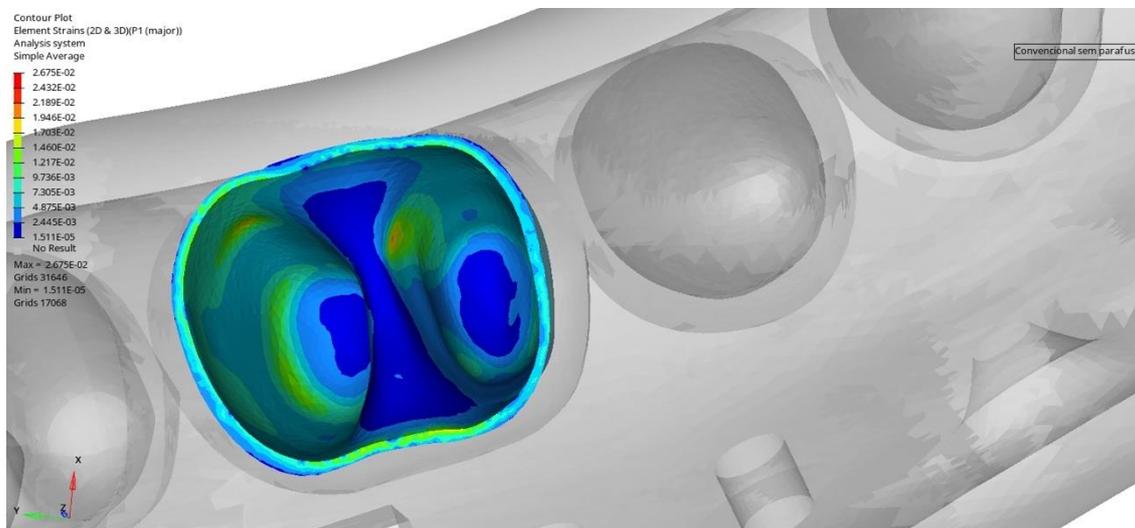


Figura 18: Vista superior de deformação na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais, as figuras 19 e 20 mostram que há tensão trativa e compressiva. Esta última está presente em maior escala, sobretudo, na região inferior do ligamento, chegando ao valor de 2.857 MPa. Ainda, as poucas regiões alaranjadas e avermelhadas indicam a presença de esforços de tração, atingindo o valor máximo de 1.226 MPa.

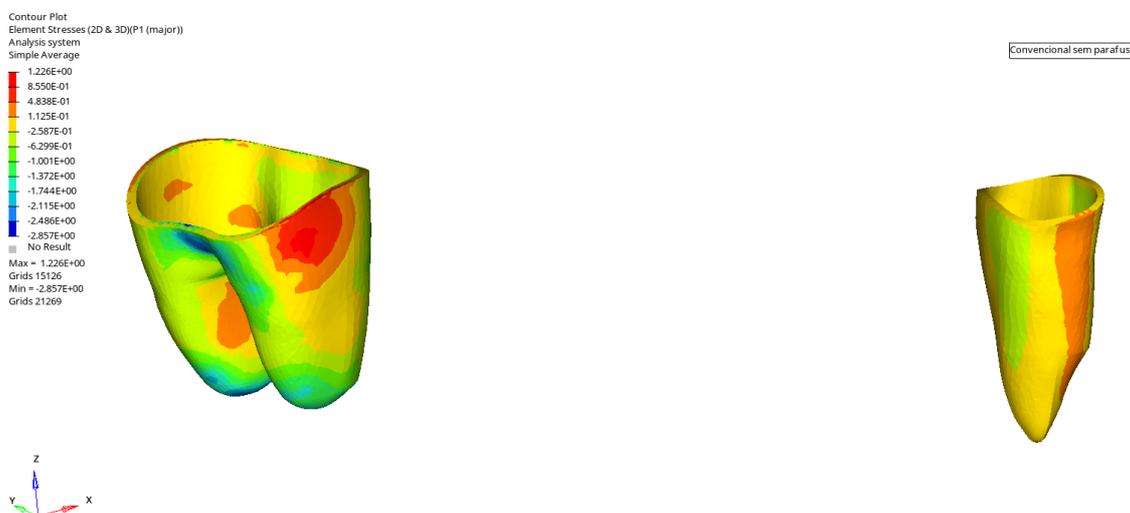


Figura 19: Análise de distribuição de tensão na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

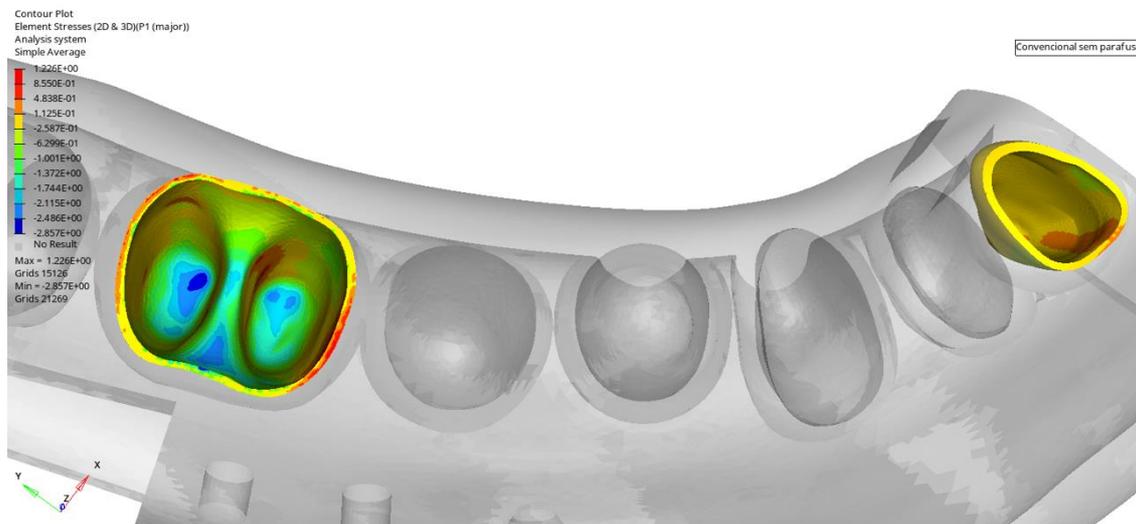


Figura 20: Vista superior de distribuição de tensão na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Por fim, foi analisada a deformação sofrida pelo conjunto metálico de placas e parafusos a partir do critério de von Mises. Percebe-se, pela figura 21, que a região central da placa e os parafusos, no geral, sofrem deformações bem pequenas, da ordem de 10^{-6} . Em contrapartida, a região mais próxima à borda da placa deforma-se mais, apresentando valores máximos de 0.007676.

A distribuição de tensão para parafusos e placas segue o mesmo padrão da análise de deformação, como elucidado na figura 22. Observa-se que não há tensão compressiva na estrutura, apenas esforços de tração, cujo valor máximo chega a 988.2 MPa. O menor valor de tensão mostrado foi 0.1977 MPa (tom mais escuro de azul), presente na região dos parafusos e em uma parte da placa metálica.

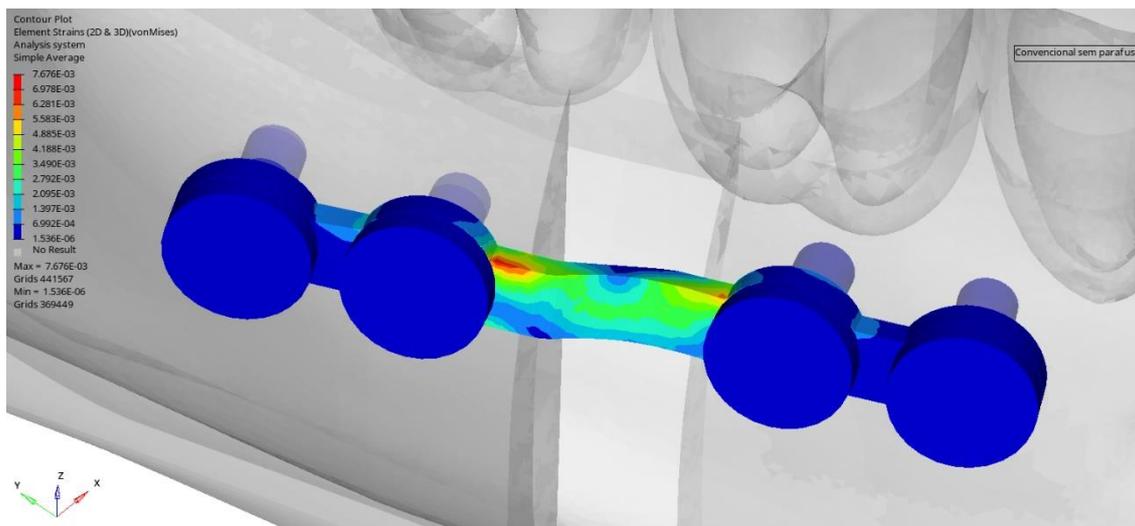


Figura 21: Análise de deformação na região da placa metálica com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de von Mises.

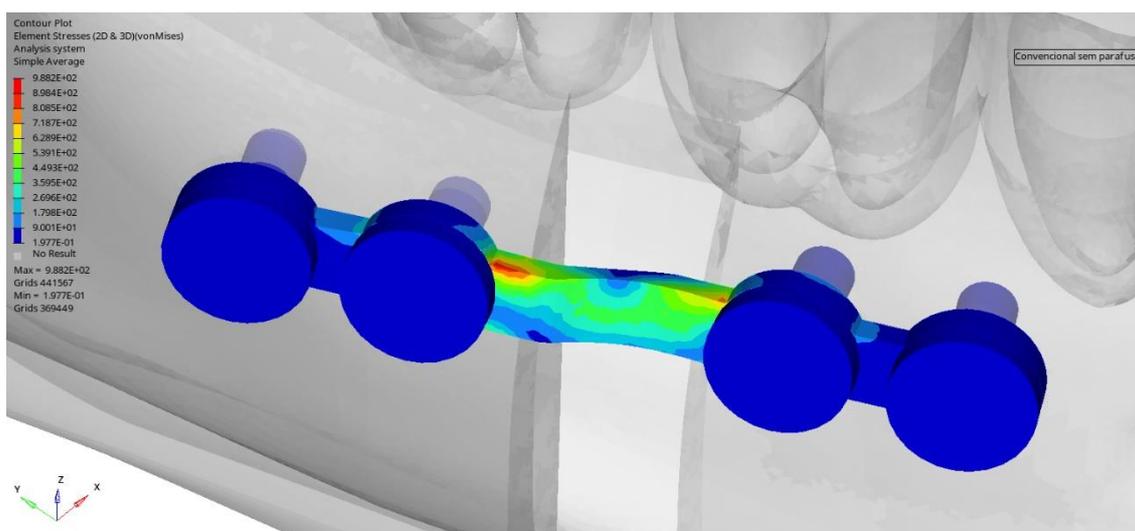


Figura 22: Análise de distribuição de tensão na região da placa metálica com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de von Mises.

Analisando apenas os parafusos, sem a influência da placa metálica, observa-se que há uma deformação expressiva nas regiões que estão em contato diretamente com a região central da placa metálica. O maior valor de deformação, como indica a figura 23, foi de 0.00237. Os parafusos mais distantes da região central da placa se deformam pouco, com um valor da ordem de 10^{-6} .

O mapa de distribuição de tensão, como esperado, é muito semelhante à análise de deformação. Assim, nas regiões de maior deformação, também ocorre a maior concentração de tensão, chegando ao valor máximo de 305.3 MPa, como indicado na figura 24.

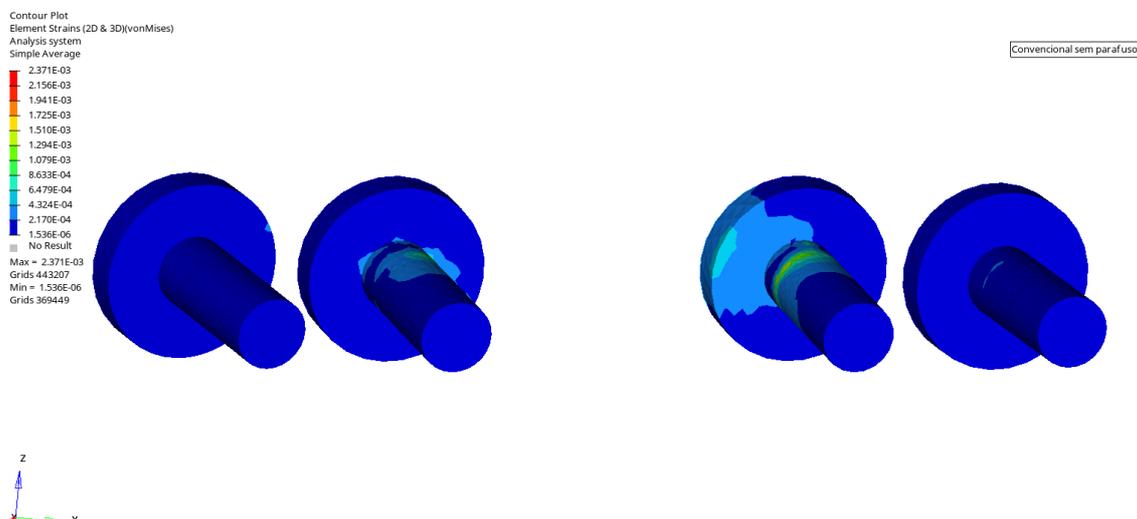


Figura 23: Análise de deformação apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de von Mises.

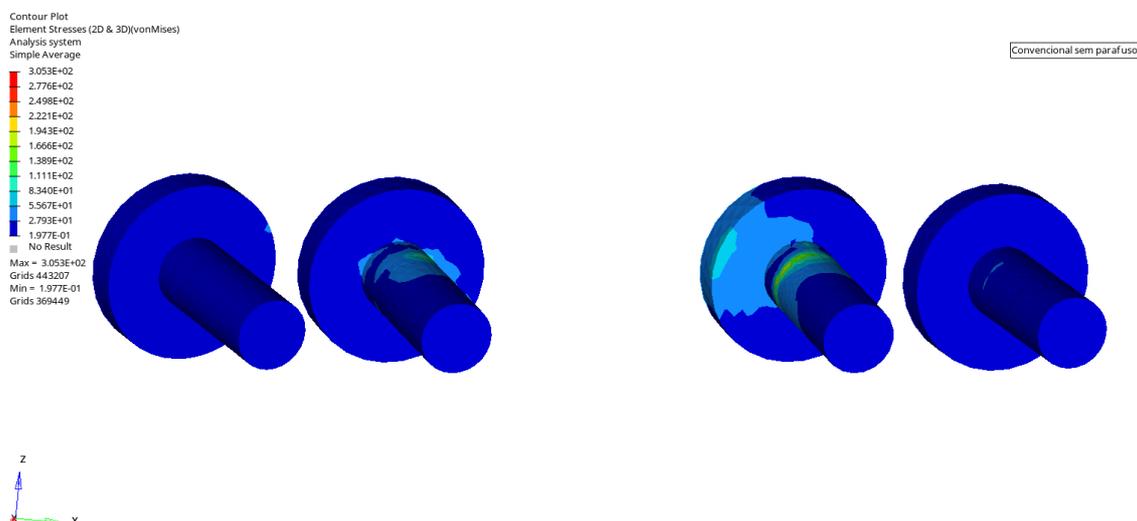


Figura 24: Análise de distribuição de tensão apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de von Mises.

2.1.3. Análise de aplicação de força combinada no primeiro molar e no incisivo central

Como última análise para o modelo de corte baixo sem parafuso bicortical, foi aplicada uma força combinada no primeiro molar (200 N) e no incisivo central (100 N). Mais uma vez, tem-se que, pelas figuras 25 e 36, o máximo deslocamento ocorreu nas extremidades do osso cortical – sobretudo na extremidade mais próxima aos molares –, atingindo o valor de 13.07mm. É possível observar que a extremidade do osso cortical próxima aos incisivos sofre deslocamentos menores, chegando a 9.503mm. O cêndilo e a região central do cortical, por sua vez, não apresentam deslocamentos significativos, sendo representados pelo tom mais escuro de azul no mapa de cores e pelo valor de zero milímetros.

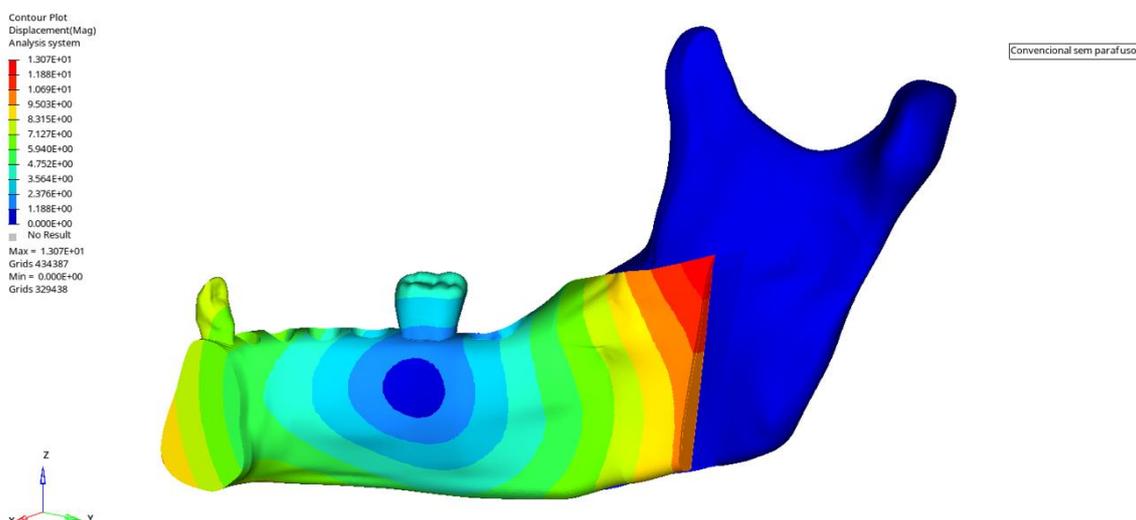


Figura 25: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista traseira do corte convencional sem parafuso bicortical com força combinada.

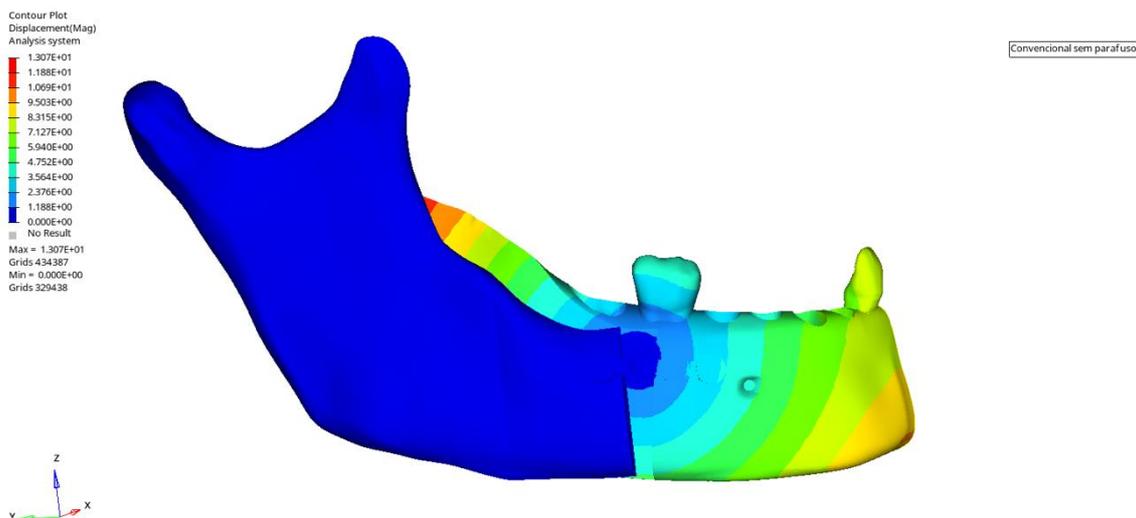


Figura 26: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista dianteira do corte convencional sem parafuso bicortical com força combinada.

A figura 27 mostra a deformação sofrida pelos ossos cortical e medular quando ocorre a combinação das cargas no primeiro molar (200N) e no incisivo central (100N). A análise foi realizada pelo critério da tensão principal máxima.

Nesse sentido, é possível observar que há deformações significativas nas regiões que estão em contato com a placa, sobretudo no côndilo. A maior deformação sofrida, apresentada em vermelho no mapa de cores, atingiu o valor de 0.0811.

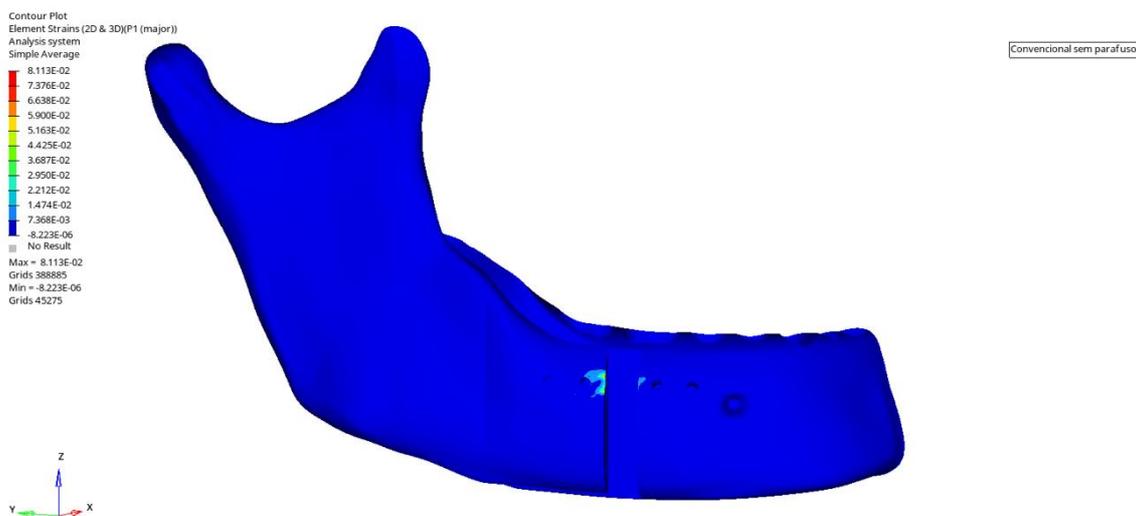


Figura 27: Análise de deformação apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ossos com a aplicação de carga em ambos os dentes, observa-se que a maior concentração de tensão foi na região que apresentou maior deformação, i.e., o local do côndilo em contato com a placa metálica, atingindo o valor máximo de 1158 MPa, como elucidado na figura 28. Há a predominância de esforços de tração, mas também há regiões de tensões compressivas, chegando a 213.3 MPa.

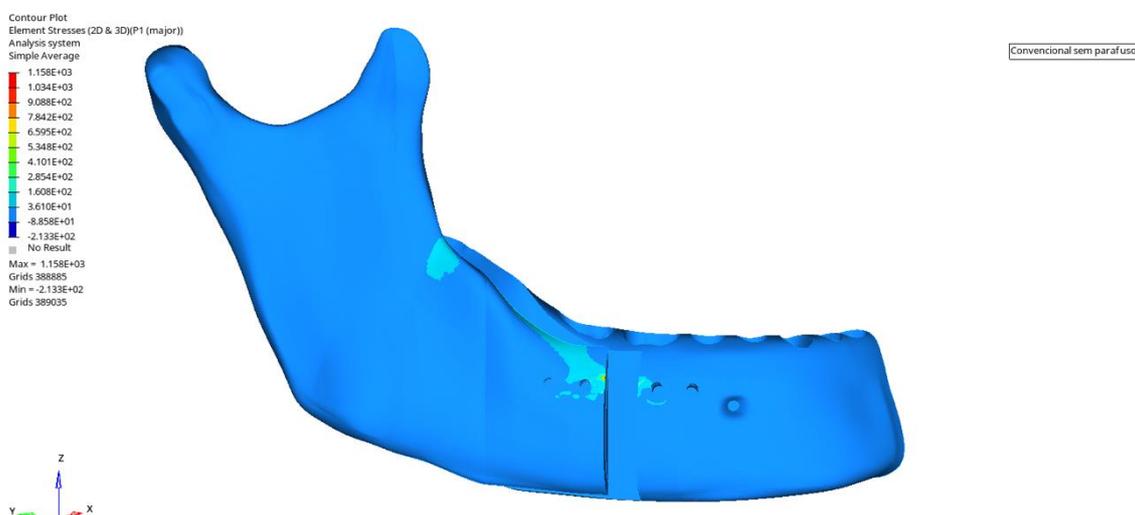


Figura 28: Análise de distribuição de tensão apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

As figuras 29 e 30 mostram a deformação sofrida pelos ligamentos periodontais relacionados ao primeiro molar e ao incisivo central. É possível perceber que há deformação significativa em regiões específicas, representadas em vermelho no mapa de cores, atingindo o valor máximo de 0.0355. A maior parte dos ligamentos sofre deformações entre 0.00338 e 0.01301.

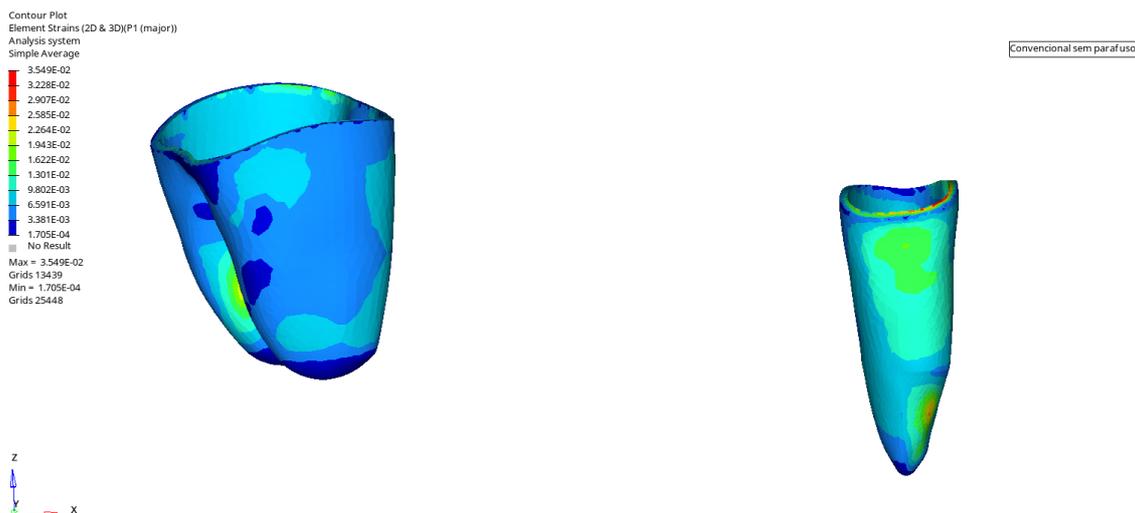


Figura 29: Análise de deformação nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

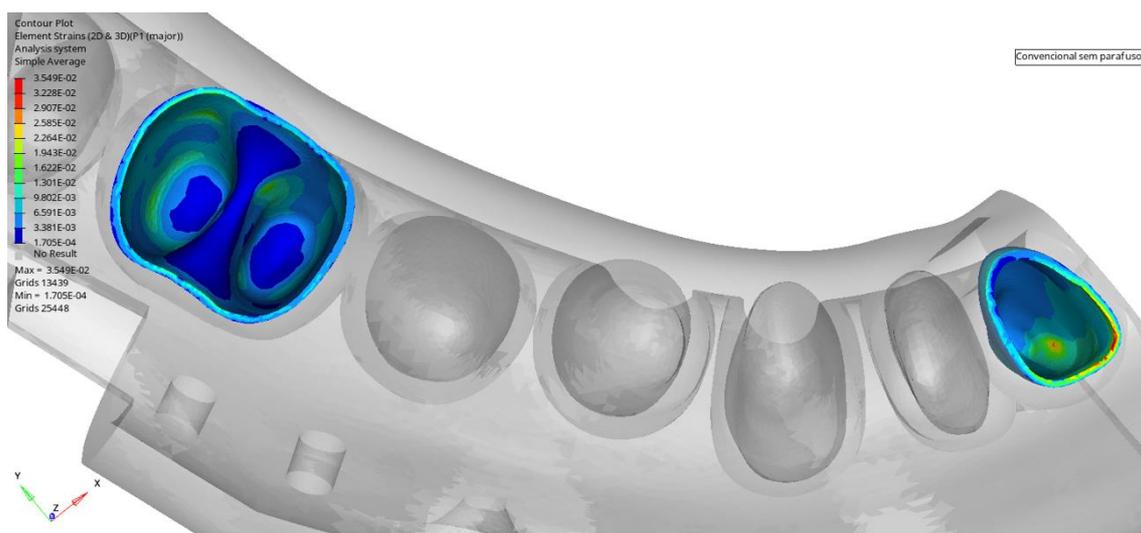


Figura 30: Vista superior na análise de deformação nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais, as figuras 31 e 32 mostram que há tensão trativa e compressiva, estando esta última presente em maior escala. A maior parte dos ligamentos apresenta esforços de compressão estimados entre 0.1417 MPa e 2.502 MPa. Os maiores esforços de compressão chegam ao valor de 4.863 MPa. As regiões alaranjadas e

avermelhadas, que demonstram os esforços de tração aplicados, atingiram o valor máximo de tensão de 1.629 MPa.

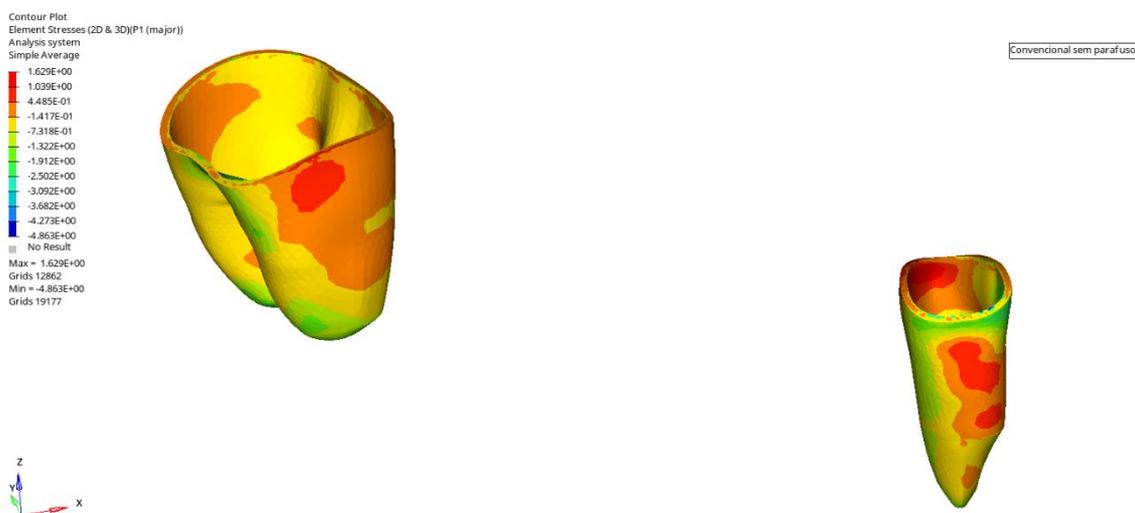


Figura 31: Análise de tensão nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

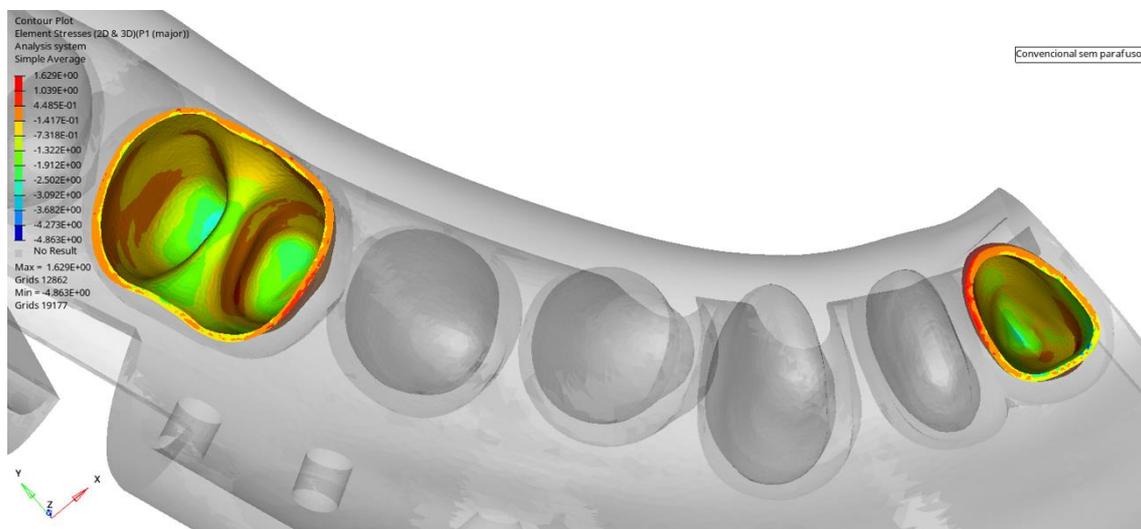


Figura 32: Vista superior da análise de tensão nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Por fim, a deformação sofrida pelo conjunto metálico de placas e parafusos, analisada pelo critério de von Mises, foi mínima na região dos parafusos, apresentando valores da ordem de 10^{-6} . Percebe-se, pela figura 33, que a região

central apresenta, preferencialmente, deformações entre 0.01554 e 0.02702 (tons em verde). Pontos mais próximos à borda da placa apresentam maiores valores de deformação, chegando a 0.04274.

A distribuição de tensão para os componentes metálicos segue o mesmo padrão da análise de deformação. Pela escala apresentada na figura 34, observa-se que não há tensões compressivas na estrutura, apenas esforços de tração. O menor valor de tração, apresentado na região dos parafusos, foi de 0.522 MPa. Na região central da placa, a distribuição de tensão predomina na faixa de 200.1 MPa a 300.1 MPa. Por fim, na região de maior deformação, a tensão máxima apresentada foi de 5502 MPa.

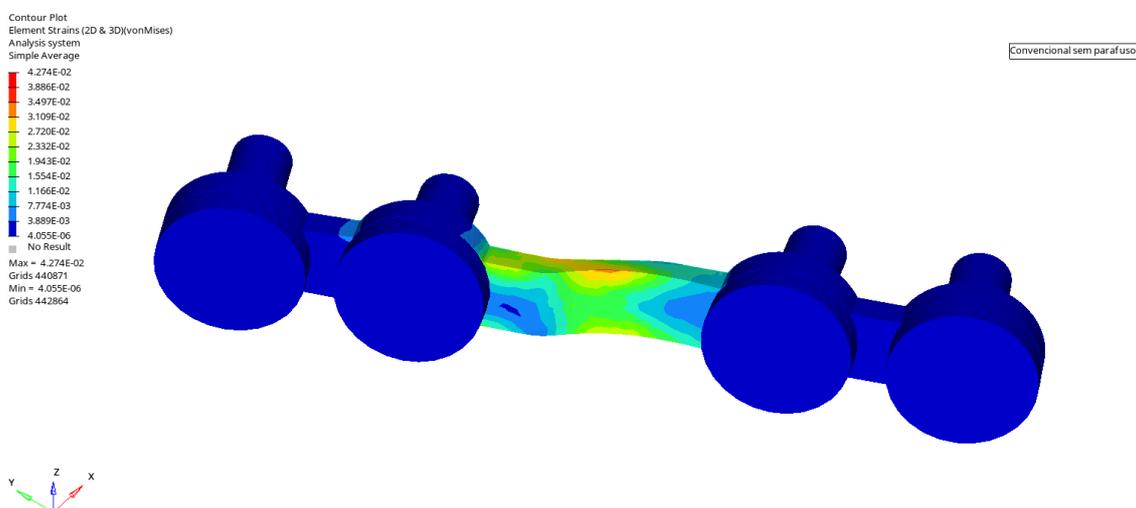


Figura 33: Análise de deformação na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de von Mises.

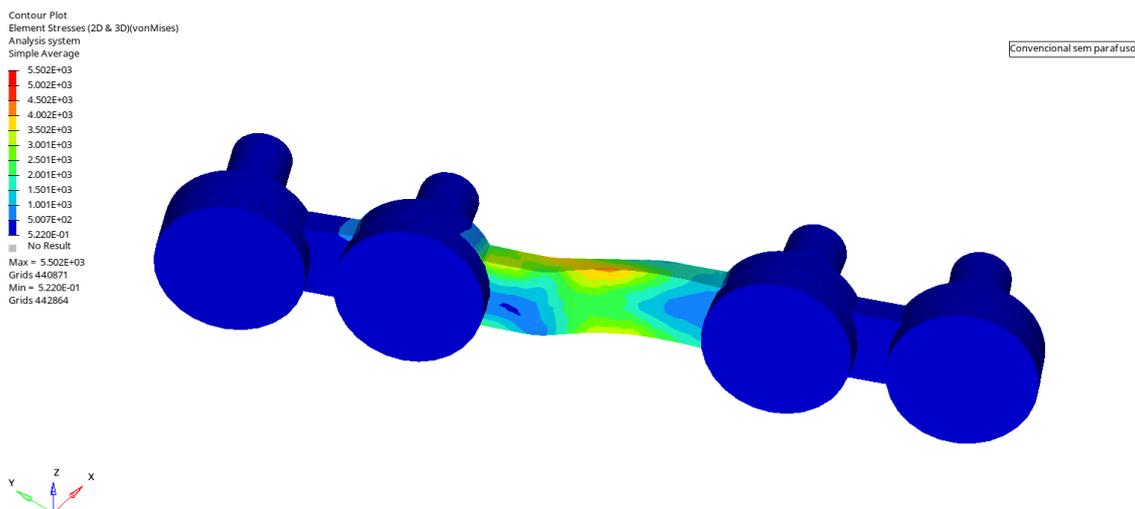


Figura 34: Análise de tensão na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de von Mises.

Analisando apenas os parafusos, sem a influência da placa metálica, observa-se que há uma deformação expressiva nas regiões que estão em contato diretamente com a região central da placa metálica. O maior valor de deformação, como indica a figura 35, foi de 0.00901. Os parafusos mais distantes da região central da placa se deformam pouco, com um valor da ordem de 10^{-6} .

O mapa de distribuição de tensão, como esperado, é muito semelhante à análise de deformação. Assim, nas regiões de maior deformação, também ocorre a maior concentração de tensão, chegando ao valor máximo de 1160 MPa, como indicado na figura 36.

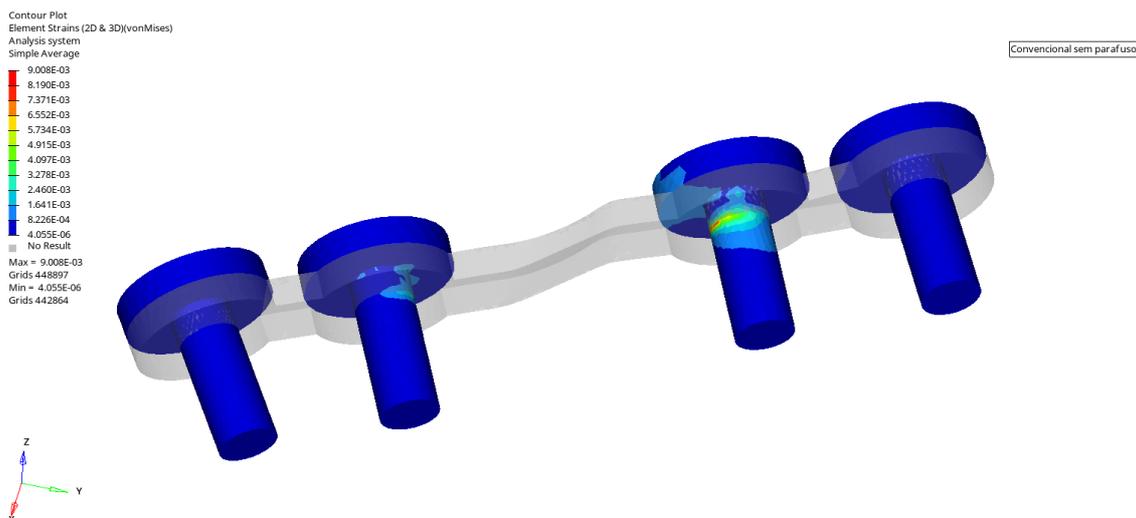


Figura 35: Análise de deformação apenas nos parafusos com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de von Mises.

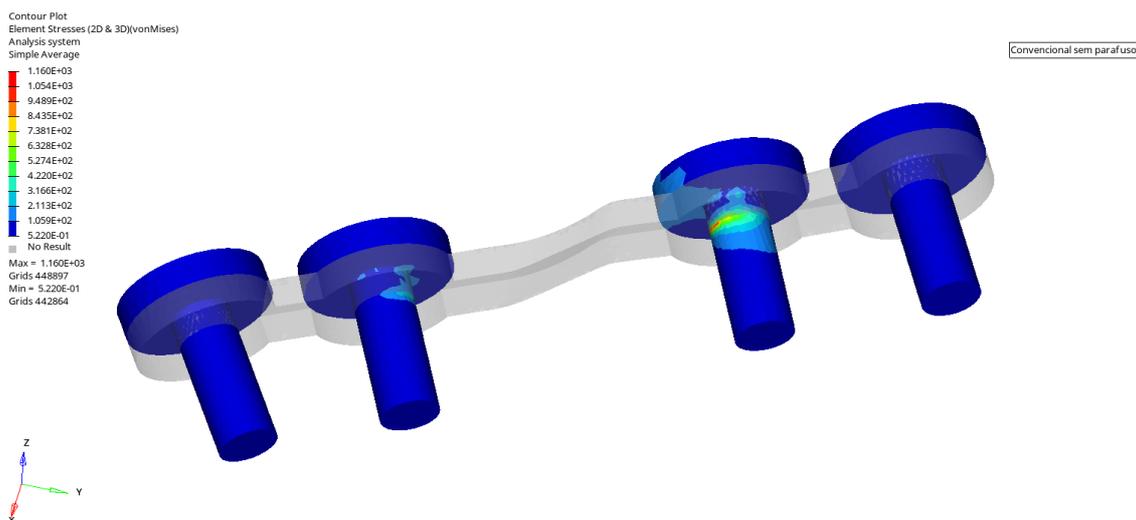


Figura 36: Análise de tensão apenas nos parafusos com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte convencional sem parafuso. Critério de von Mises.

2.2. Corte convencional com parafuso bicortical

Para o modelo de osteotomia com corte convencional e com a presença de parafuso bicortical, é possível observar uma movimentação distinta daquela explicitada na seção 2.1, no modelo sem parafuso bicortical. Assim, faz-se mister

apontar que o parafuso bicortical confere uma fixação maior ao conjunto, impedindo que o osso sofra modificações muito bruscas de posição.

2.2.1. Análise de aplicação de força apenas no incisivo central

Para a situação de aplicação de força apenas no incisivo central no modelo de osteotomia com corte convencional com parafuso bicortical, tem-se, pelas figuras 37 e 38, que o máximo deslocamento ocorreu na extremidade do osso cortical mais próxima aos incisivos, atingindo o valor de 0.765mm. Na situação de carga no incisivo central no modelo sem o parafuso bicortical, este parâmetro atingiu o valor de 12.7mm, isto é, 16 vezes maior que o modelo com presença do parafuso bicortical. Na região próxima ao parafuso bicortical e no côndilo, os deslocamentos não são significativos e estão representados pelo tom mais escuro de azul e pelo valor de zero milímetros.

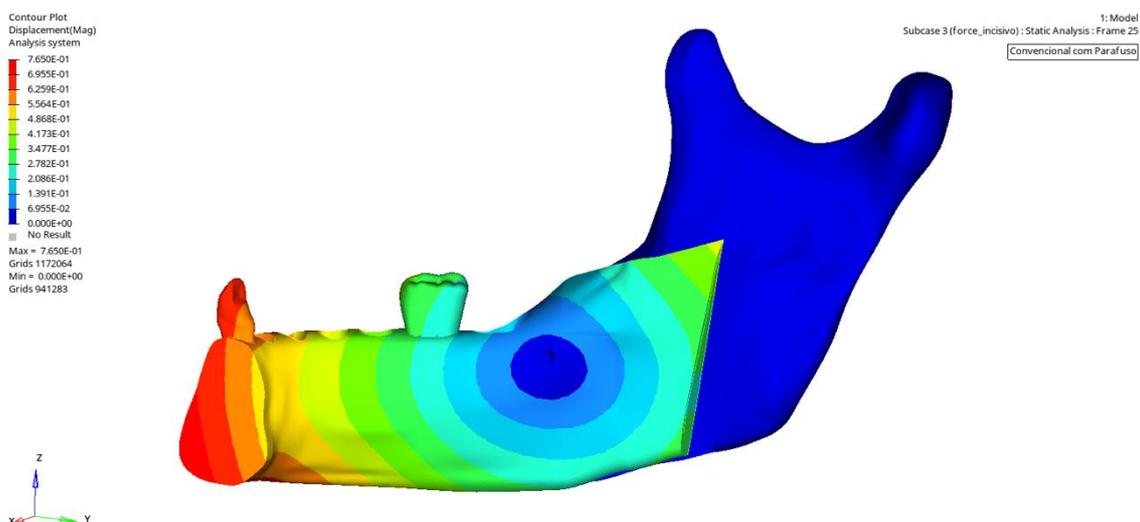


Figura 37: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista traseira do corte convencional com parafuso bicortical com força no incisivo central

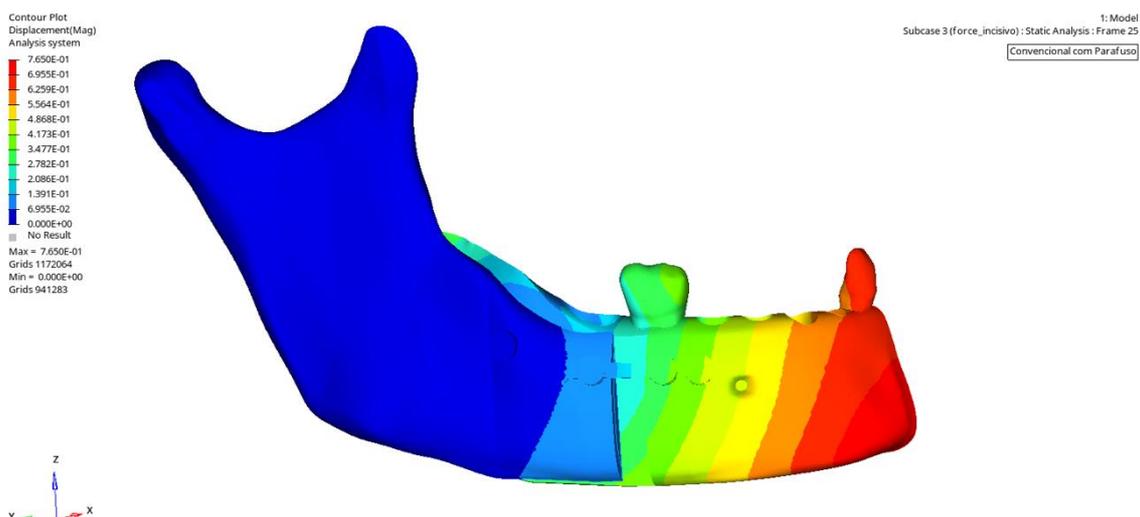


Figura 38: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista dianteira do corte convencional com parafuso bicortical com força no incisivo central.

A figura 39 mostra a deformação sofrida pelos ossos cortical e medular quando ocorre a aplicação da carga de 100N apenas no dente incisivo central. Utilizando a análise pelo critério de tensão principal máxima, é possível observar que há deformações significativas nas regiões que estão em contato com a placa, sobretudo no côndilo, e na cavidade do parafuso bicortical. A maior deformação sofrida, apresentada em vermelho no mapa de cores, atingiu o valor de 0.0206.

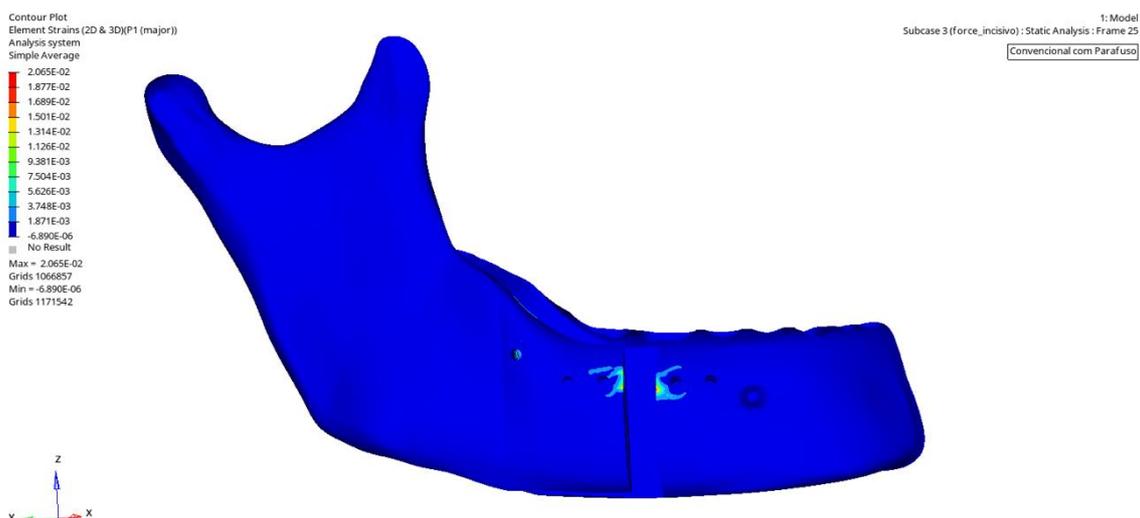


Figura 39: Análise de deformação apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ossos cortical e medular com a aplicação de carga no incisivo central, observa-se um padrão semelhante ao de deformação. A maior concentração de tensão trativa foi na cavidade do cêndilo em contato com o parafuso bicortical, atingindo o valor máximo de 269.1 MPa, como elucidado na figura 40.

É possível perceber que há regiões sob esforços de compressão, representados pela cor azul, os quais chegam a 43.23 MPa na extremidade do cêndilo em contato com a placa metálica.

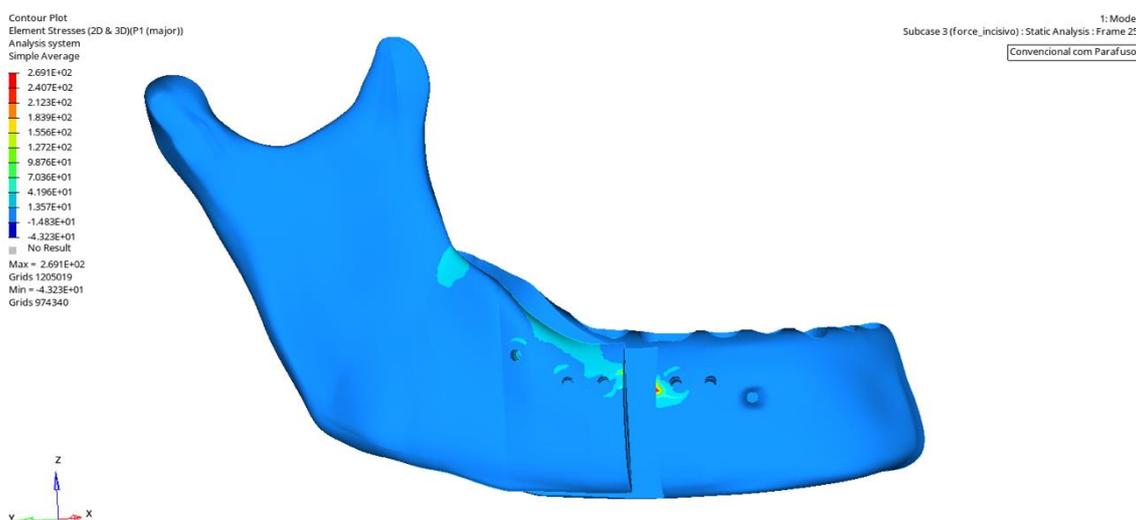


Figura 40: Análise de distribuição de tensão apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

As figuras 41 e 42 mostram a deformação sofrida pelo ligamento periodontal relacionado ao incisivo central. É possível perceber que há deformação significativa na região inferior do ligamento, atingindo o valor máximo de 0.0406. As regiões com menor deformação, como o ligamento do primeiro molar, estão representadas pela cor azul mais escura do mapa de cores, correspondendo ao valor de 0.0000882. Mais uma vez, como esta é uma análise biológica, o critério utilizado foi o de tensão principal máxima.

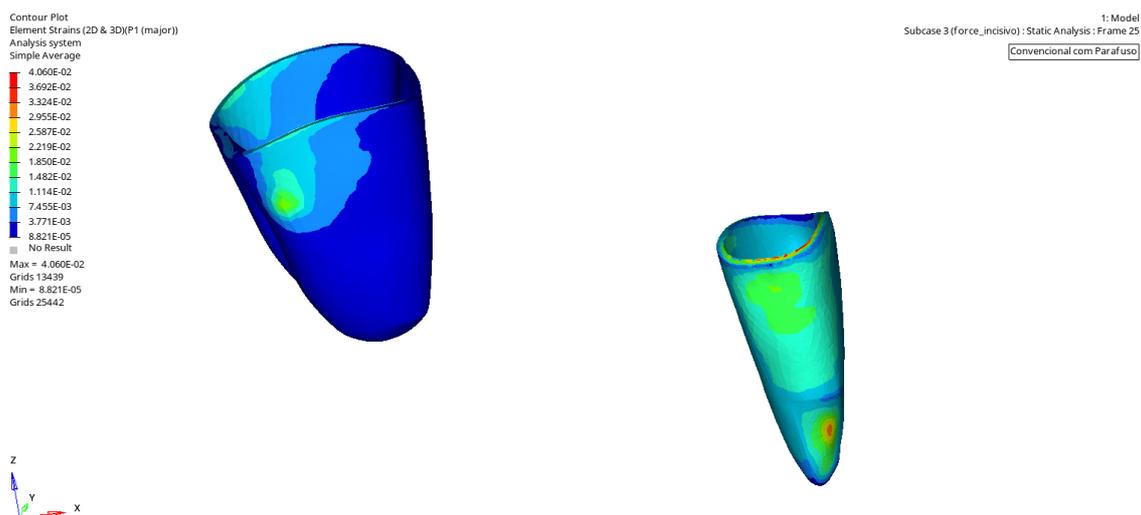


Figura 41: Análise de deformação na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

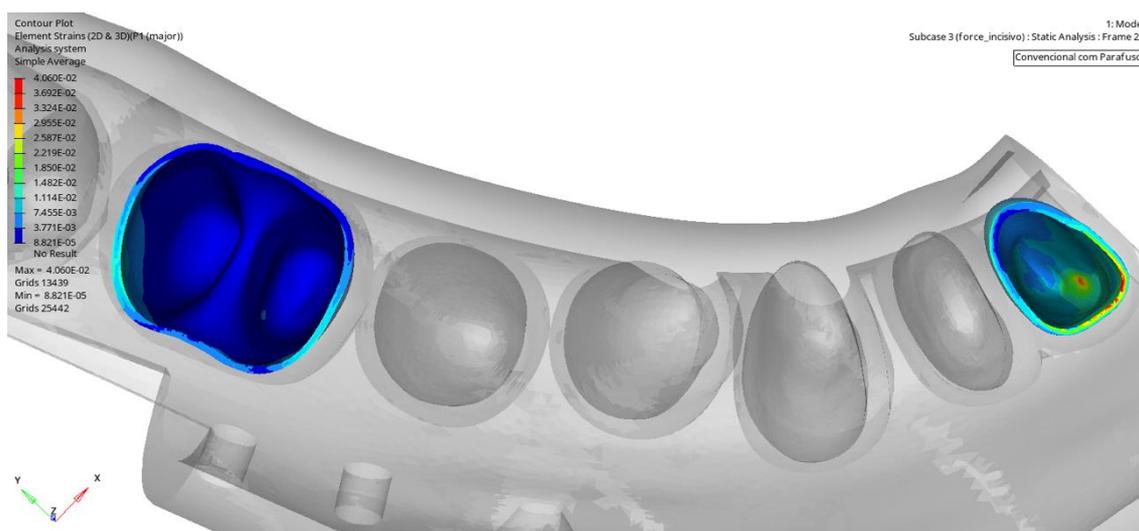


Figura 42: Vista superior da análise de deformação na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais, as figuras 43 e 44 mostram que há tensões compressivas presentes na maior parte dos ligamentos, chegando ao valor de 5.763 MPa. Isso pode ser constatado pela predominância de tons verdes nas estruturas, os quais, segundo a escala de cores, indicam esforços de compressão. Em contrapartida, as regiões alaranjadas e

avermelhadas indicam a presença de esforços de tração, atingindo o valor máximo de 3.618 MPa.

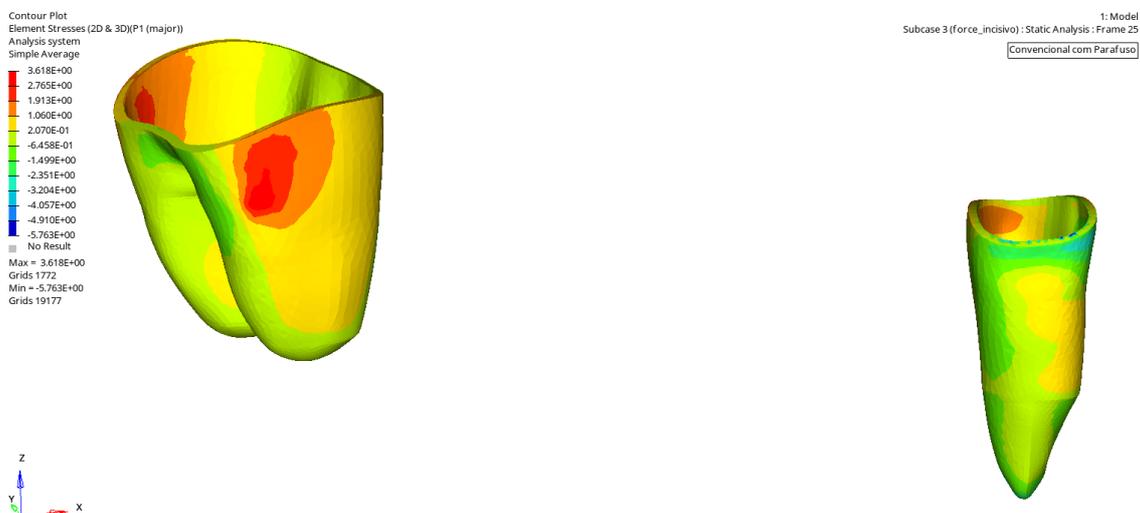


Figura 43: Análise de tensão na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

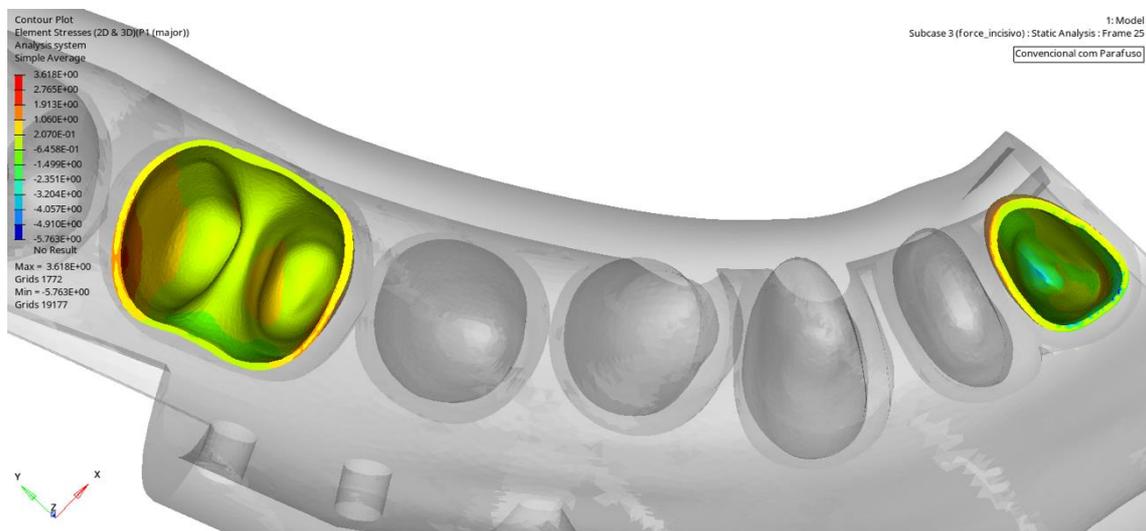


Figura 44: Vista superior da análise de tensão na região do ligamento do incisivo central com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte baixo com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Por fim, foi analisada a deformação sofrida pelo conjunto metálico de placas e parafusos a partir do critério de von Mises. Percebe-se, pela figura 45, que a

região central da placa e a cabeça dos parafusos, no geral, sofrem deformações bem pequenas, da ordem de 10^{-7} . Em contrapartida, os locais mais próximos à borda da placa apresentam deformações significativas, sobretudo entre 0.001602 e 0.003204 (tons em azul). Pontos específicos bem próximos aos parafusos podem apresentar maiores valores de deformação, chegando a 0.00881.

No parafuso bicortical, há uma região de significativa deformação na região em contato com o cômulo (tons mais claros de azul). Entretanto, a maior parte do parafuso apresenta deformações praticamente desprezíveis, sendo as maiores da ordem de 10^{-4} .

A distribuição de tensão para os componentes metálicos segue o mesmo padrão da análise de deformação. Pela escala apresentada na figura 46, observa-se que não há tensões compressivas presentes nessas estruturas, apenas esforços de tração. O menor valor de tensão mostrado foi de 0.01648 MPa (tom mais escuro de azul), presente na região dos parafusos. Na região central da placa, a distribuição de tensão predomina na faixa entre 206.2 MPa e 412.4 MPa. Pontos específicos bem próximos aos parafusos podem apresentar concentrações maiores, atingindo o valor máximo de 1134 MPa.

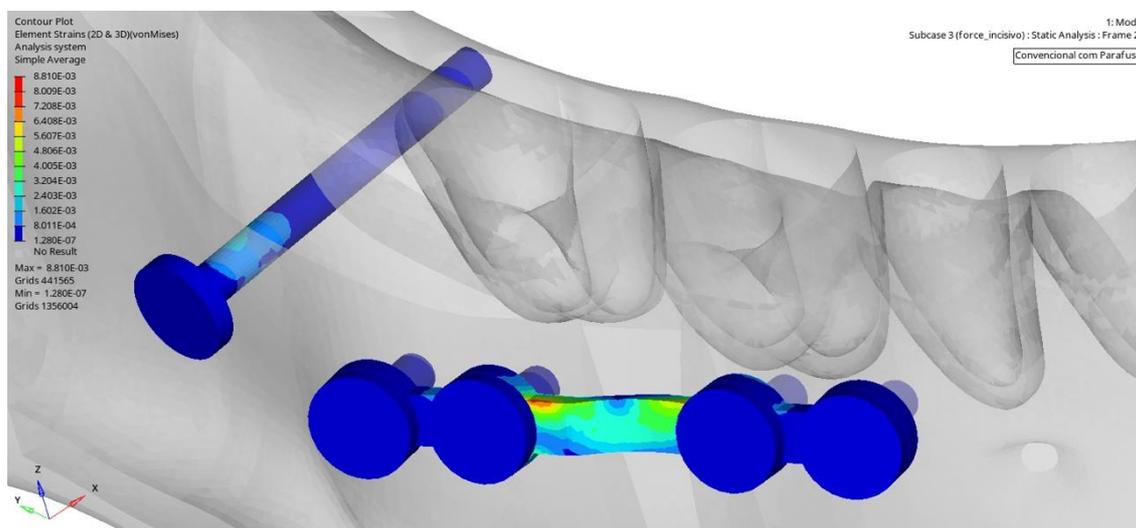


Figura 45: Análise de deformação na região da placa metálica com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

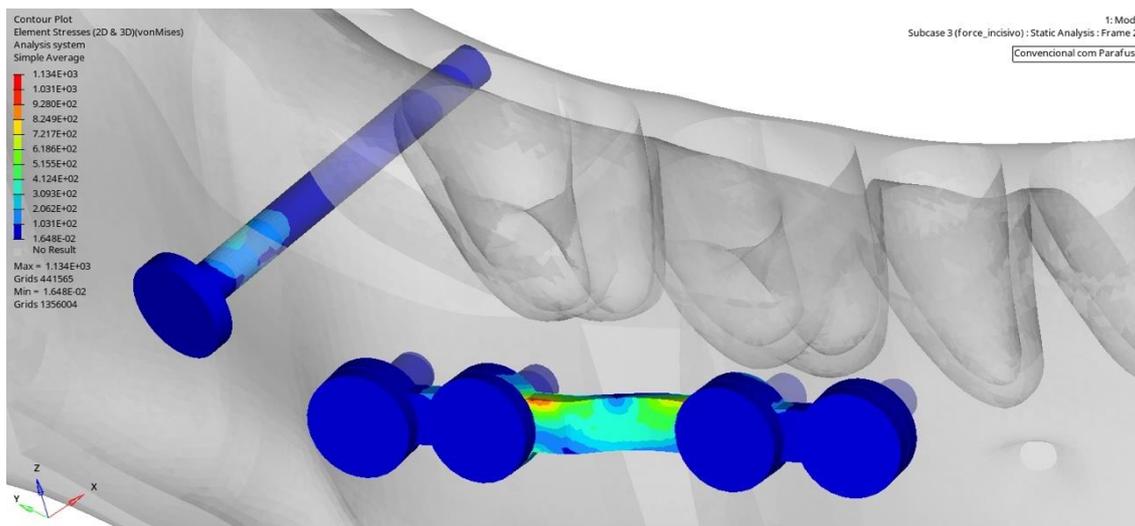


Figura 46: Análise de tensão na região da placa metálica com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

Analisando apenas os parafusos, sem a influência da placa metálica, observa-se que há uma deformação expressiva nas regiões que estão em contato diretamente com a região central da placa metálica. O maior valor de deformação, como indica a figura 47, foi de 0.00204. Os parafusos mais distantes da região central da placa se deformam de forma ínfima, com um valor da ordem de 10^{-7} . O parafuso bicortical, por sua vez, possui locais de significativa deformação, principalmente na região em contato com o côndilo, chegando ao valor máximo de 0.002044.

O mapa de distribuição de tensão, como esperado, é muito semelhante à análise de deformação. Assim, nas regiões de maior deformação, também ocorre a maior concentração de tensão, chegando ao valor máximo de 263.1 MPa, como indicado na figura 48. Os parafusos mais distantes da região central da placa apresentam valores baixos de concentração de tensão, sendo 0.01648 MPa o mínimo. O parafuso bicortical apresenta altos valores de tensão, chegando ao valor máximo. Não há tensões compressivas.

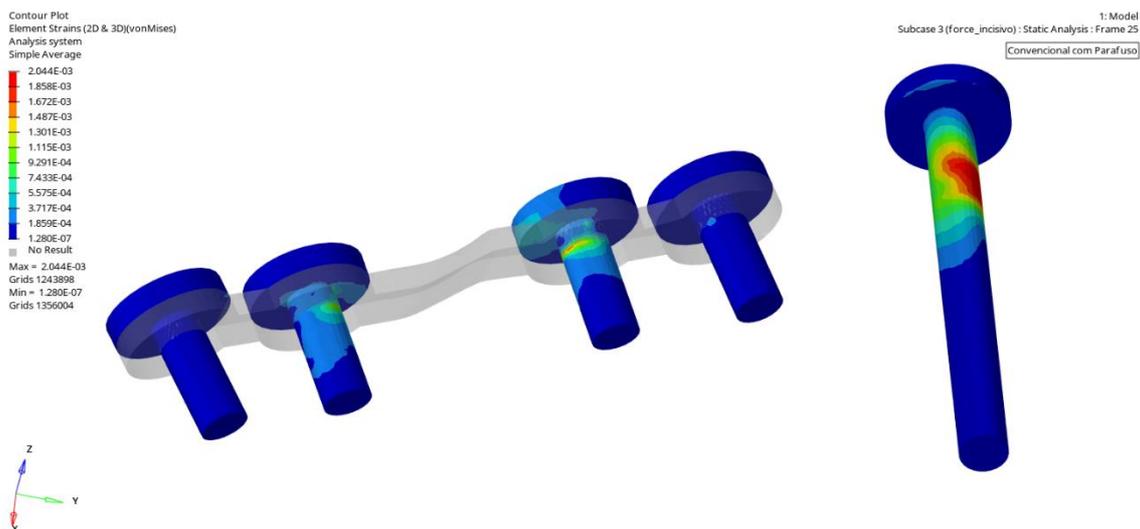


Figura 47: Análise de deformação apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

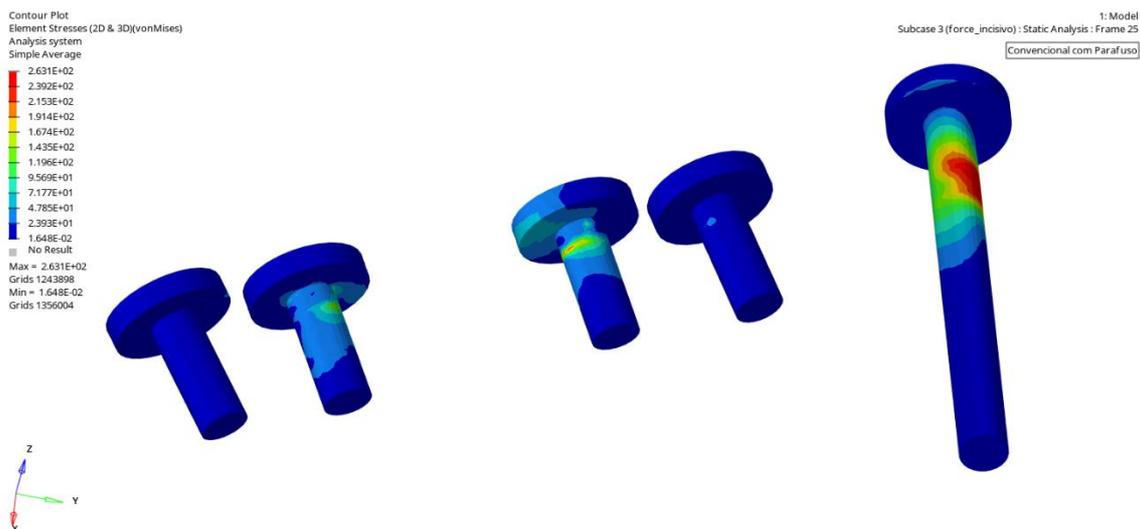


Figura 48: Análise de tensão apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no incisivo central no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

2.2.2. Análise de aplicação de força apenas no primeiro molar

Para a situação de aplicação de força apenas no primeiro molar no modelo com corte baixo e presença de parafuso bicortical, tem-se, pelas figuras 49 e 50, que o máximo deslocamento ocorreu na extremidade do osso cortical mais

próxima aos incisivos, atingindo o valor de 0.638mm. Na região próxima ao parafuso bicortical e no cêndilo, os deslocamentos não são significativos e estão representados pelo tom mais escuro de azul e pelo valor de zero milímetros.

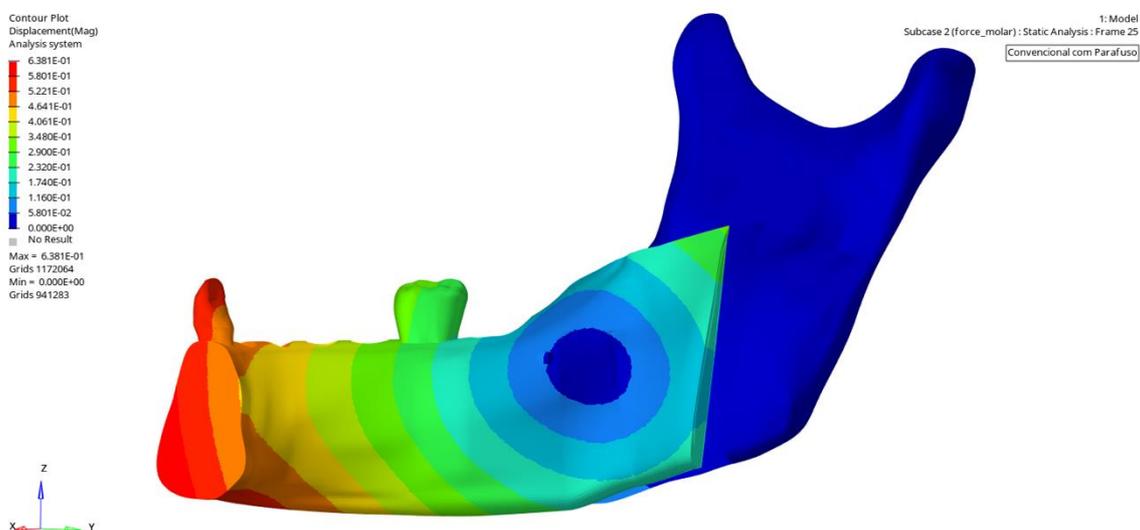


Figura 49: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista traseira do corte convencional com parafuso bicortical com força no primeiro molar.

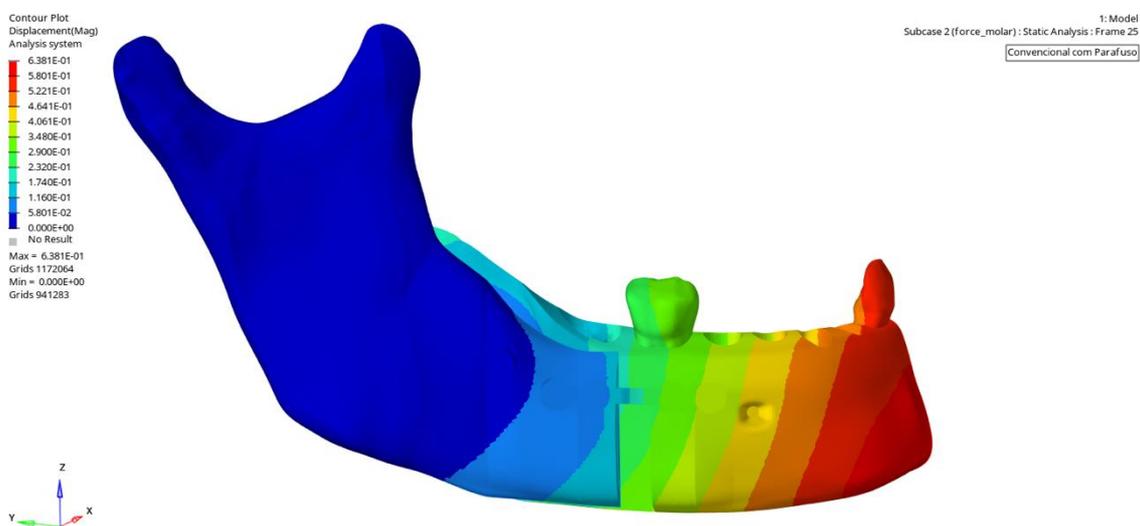


Figura 50: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista dianteira do corte convencional com parafuso bicortical com força no primeiro molar.

A figura 51 mostra a deformação sofrida pelos ossos cortical e medular quando ocorre a aplicação da carga de 200N apenas no primeiro molar, analisada sob o critério da tensão principal máxima. Nesse sentido, é possível observar que há deformações significativas nas regiões que estão em contato com a placa e na cavidade do parafuso bicortical no cômulo. A maior deformação sofrida, apresentada em vermelho no mapa de cores, atingiu o valor de 0.01498.



Figura 51: Análise de deformação apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ossos com a aplicação de carga no primeiro molar, observa-se que a maior concentração de tensão foi no cômulo, com inúmeros trechos de tensão trativa até 1.141 MPa. O valor máximo, 240.4 MPa, foi atingido na região do cômulo e do cortical que estavam em contato com a placa metálica, como elucidado na figura 52. As regiões sob compressão são pequenas e concentradas na extremidade do cômulo em contato com a placa.

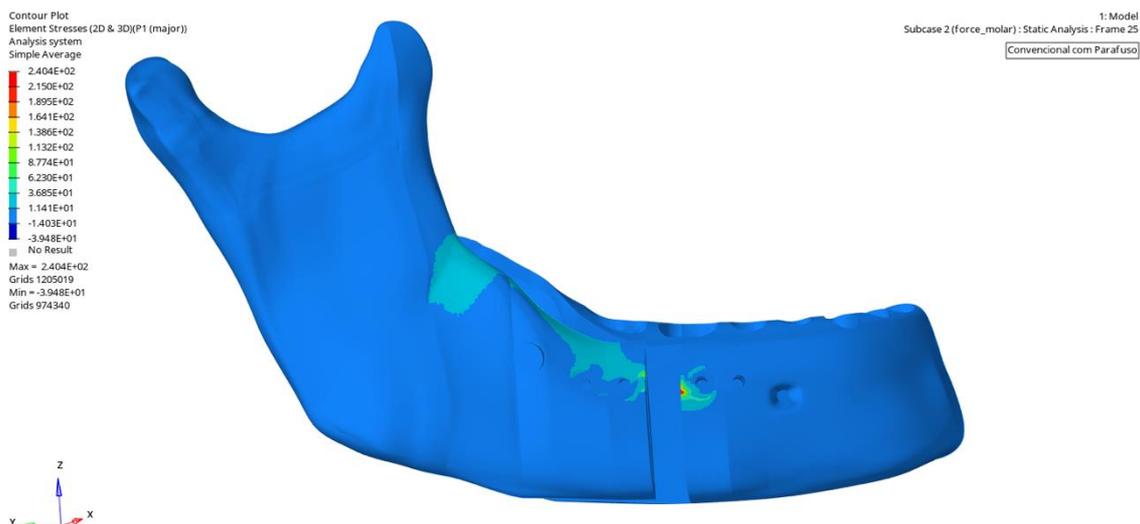


Figura 52: Análise de tensão apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

As figuras 53 e 54 mostram a deformação sofrida pelo ligamento periodontal relacionado ao primeiro molar. É possível perceber que há deformação significativa em um pequeno local, na região superior do ligamento, atingindo o valor máximo de 0.0590. As regiões com menor deformação, como o ligamento do incisivo, estão representadas pela cor azul mais escura do mapa de cores, cujo valor mínimo é da ordem de 10^{-5} .



Figura 53: Análise de deformação na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

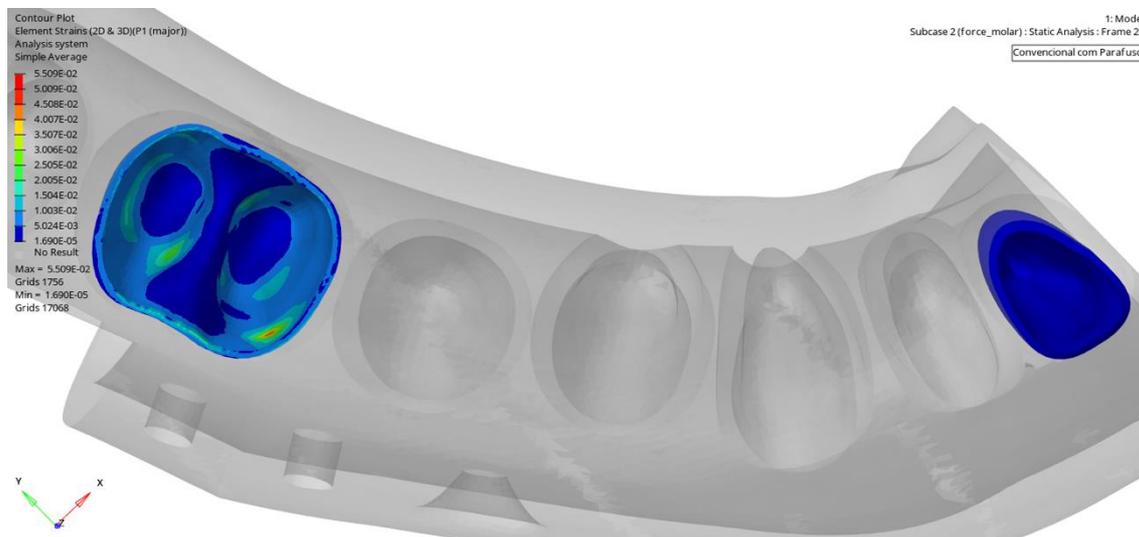


Figura 54: Vista superior da análise de deformação na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais, as figuras 55 e 56 mostram que há tensões trativa e compressivas. Esta última está presente em maior escala, sobretudo, na região inferior do ligamento, chegando ao valor de 3.225 MPa. A faixa de valores de tensão compressiva predominantes é entre 1.057 MPa e 5.151 MPa. Ainda, as poucas regiões alaranjadas e avermelhadas indicam a presença de esforços de tração, atingindo o valor máximo de 2.737 MPa.

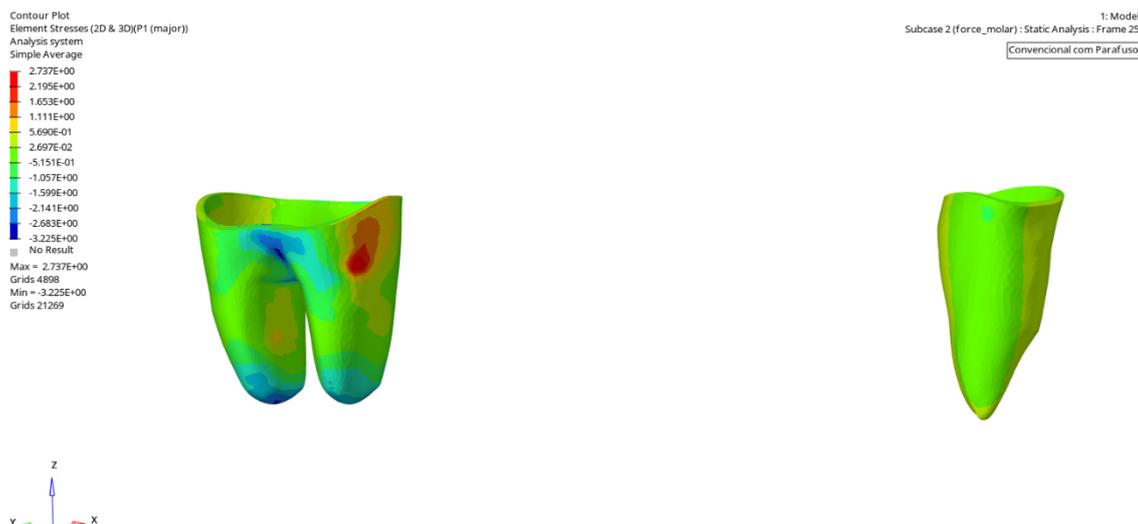


Figura 55: Análise de distribuição de tensão na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

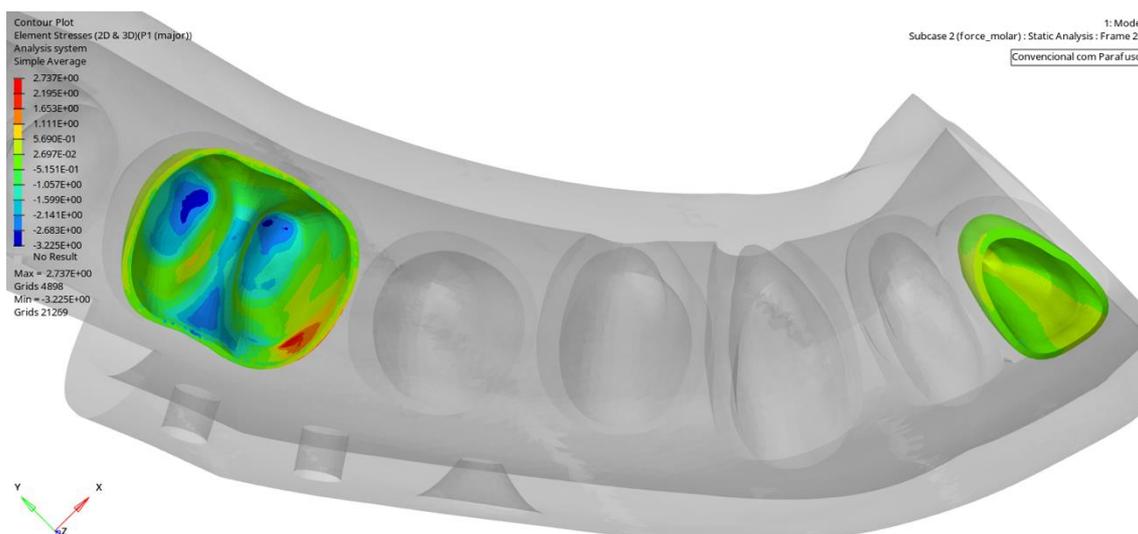


Figura 56: Vista superior da análise de tensão na região do ligamento do primeiro molar com aplicação de carga apenas neste dente no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Por fim, foi analisada a deformação sofrida pelo conjunto metálico de placas e parafusos a partir do critério de von Mises. Percebe-se, pelas figuras 57 e 58, que a cabeça dos parafusos, no geral, sofre deformações bem pequenas, da ordem de 10^{-7} . Na região central da placa, predominam deformações na ordem de

10^{-4} . Em contrapartida, a região mais próxima à borda da placa deforma-se mais, apresentando valores máximos de 0.00729.

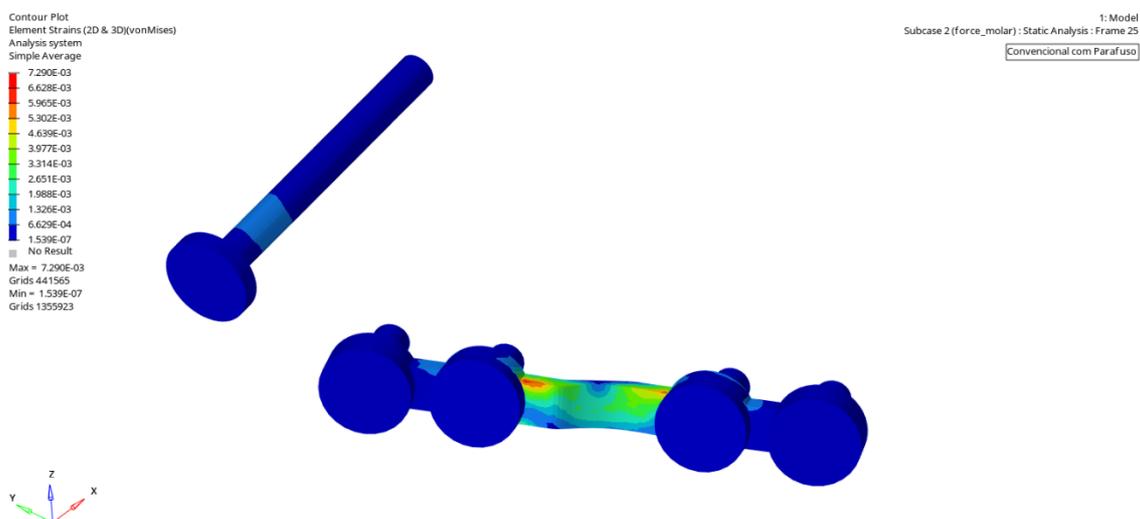


Figura 57: Análise de deformação na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

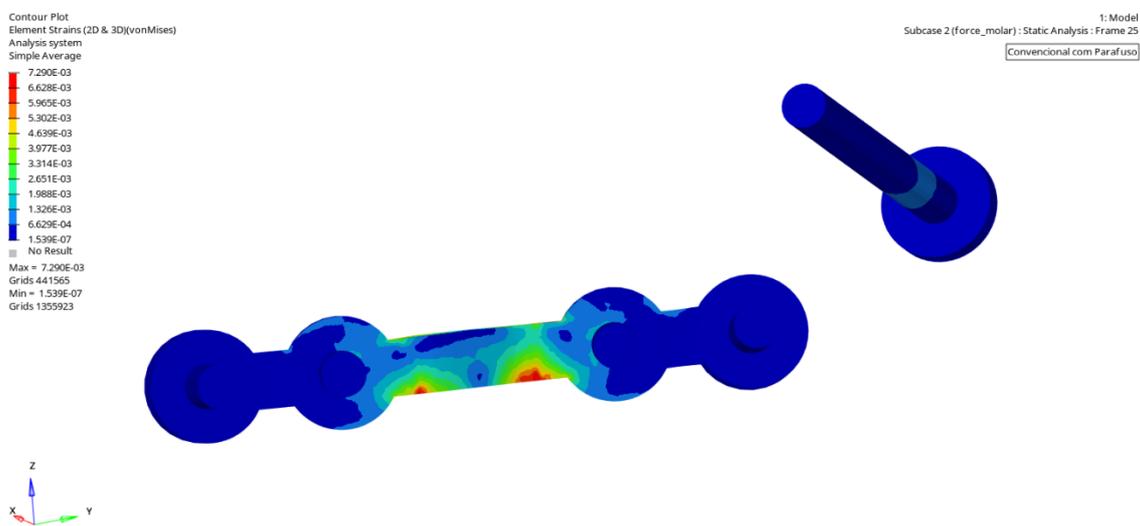


Figura 58: Análise de deformação na região inferior da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

A distribuição de tensão para parafusos e placas segue o mesmo padrão da análise de deformação, como elucidado nas figuras 59 e 60. Observa-se que

não há tensão compressiva na estrutura, apenas esforços de tração, cujo valor máximo chega a 938.5 MPa. O menor valor de tensão mostrado foi da ordem de 10^{-2} MPa (tom mais escuro de azul), presente na região dos parafusos.

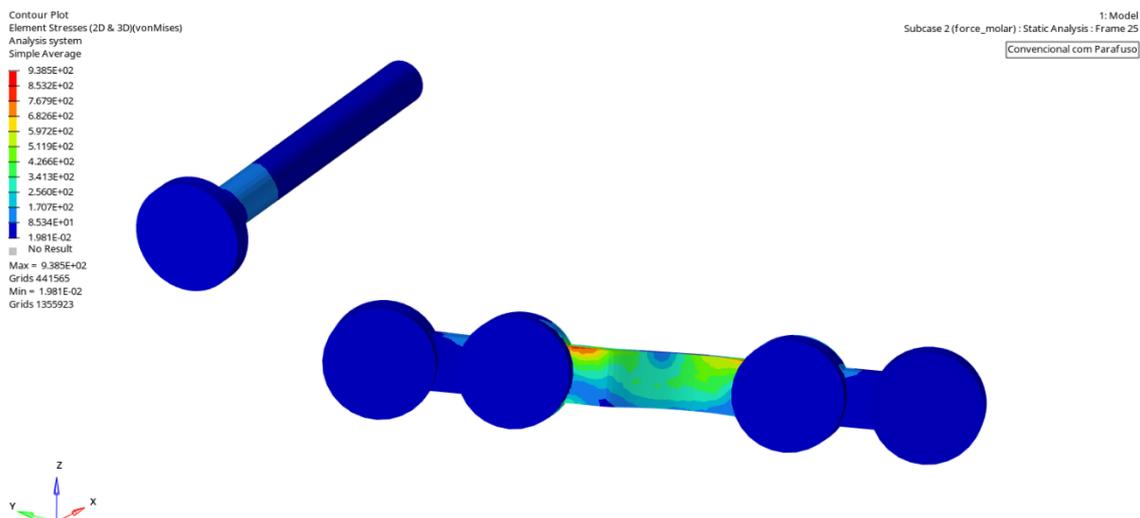


Figura 59: Análise de tensão na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

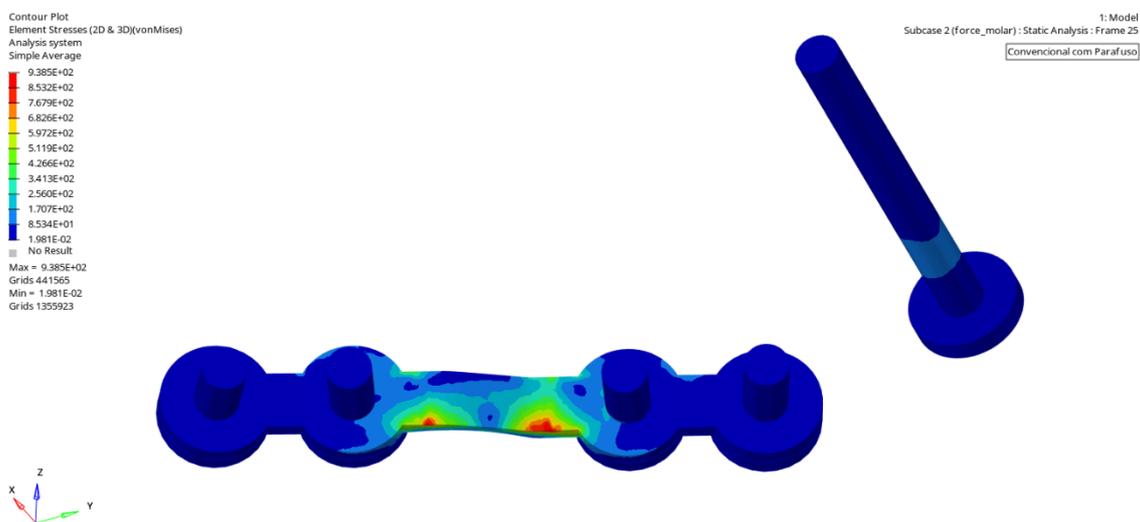


Figura 60: Vista superior na análise de tensão na região inferior da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

Analisando apenas os parafusos, sem a influência da placa metálica, observa-se que há uma deformação expressiva nas regiões que estão em contato diretamente com a região central da placa metálica. O maior valor de deformação, como indica a figura 61, foi de 0.00148. Os parafusos mais distantes da região central da placa se deformam pouco, com um valor da ordem de 10^{-7} .

O mapa de distribuição de tensão, como esperado, é muito semelhante à análise de deformação. Assim, nas regiões de maior deformação, também ocorre a maior concentração de tensão, chegando ao valor máximo de 190 MPa, como indicado na figura 62.

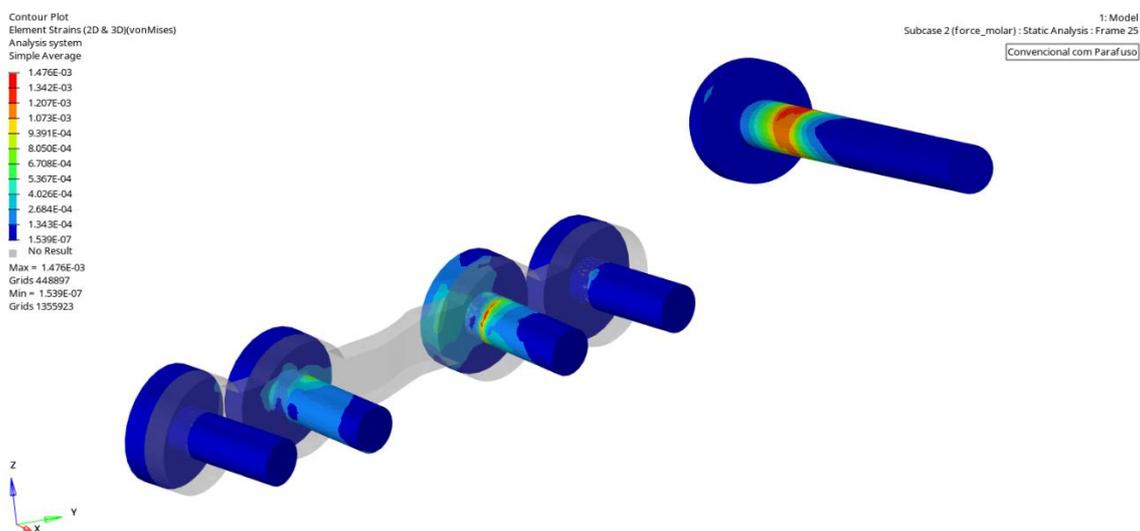


Figura 61: Análise de deformação apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

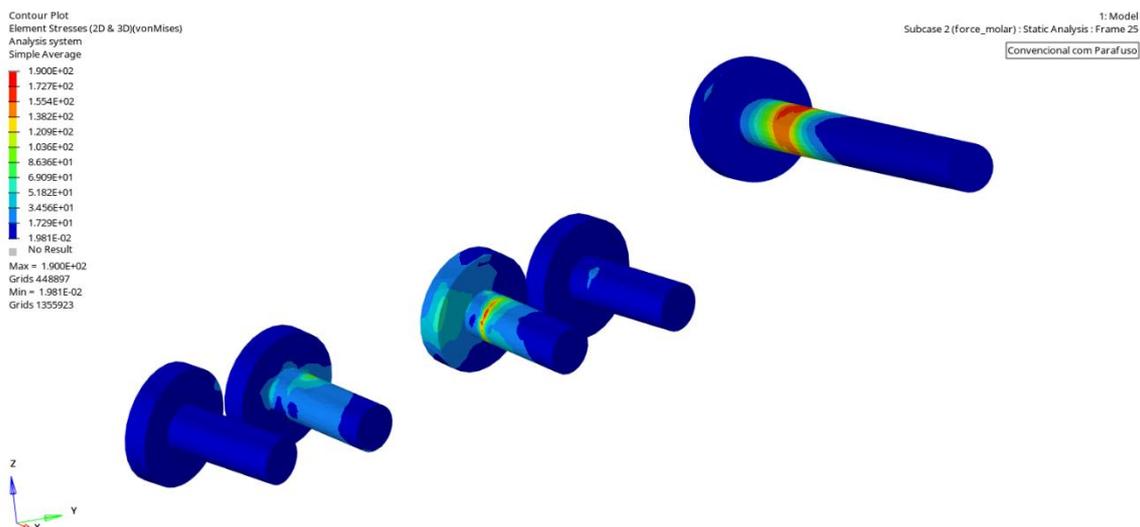


Figura 62: Análise de tensão apenas nos parafusos com aplicação de carga apenas no primeiro molar no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

3.2.3. Análise de aplicação de força combinada no primeiro molar e no incisivo central

Como última análise para o modelo de corte baixo com parafuso bicortical, foi aplicada uma força combinada no primeiro molar (200 N) e no incisivo central (100 N). Mais uma vez, tem-se que, pelas figuras 63 e 64, o máximo deslocamento ocorreu na extremidade do osso cortical mais próxima aos incisivos, atingindo o valor de 1.403mm. Na região próxima ao parafuso bicortical e no côndilo, os deslocamentos não são significativos e estão representados pelo tom mais escuro de azul e pelo valor de zero milímetros.

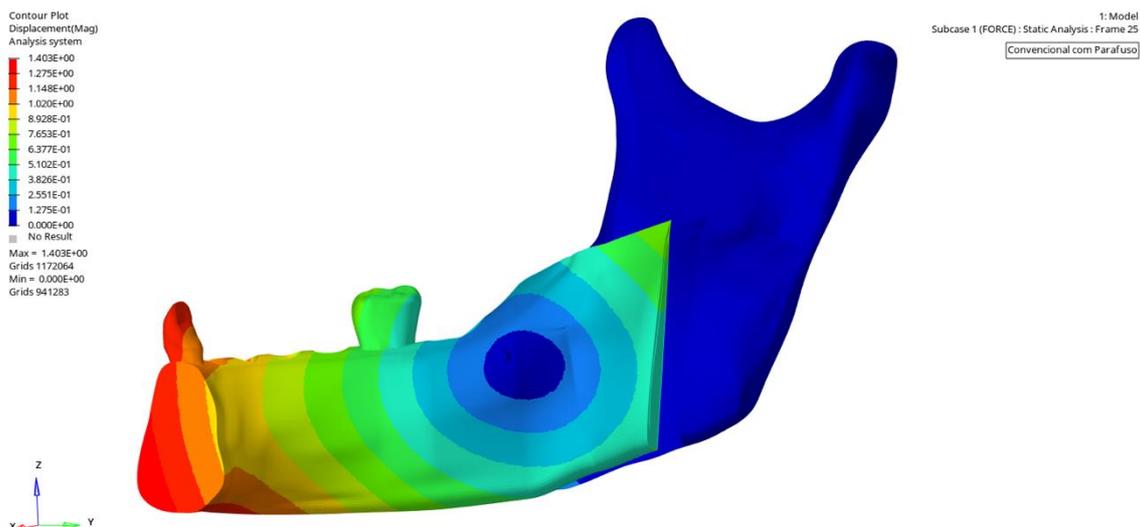


Figura 63: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista traseira do corte convencional com parafuso bicortical com força combinada.

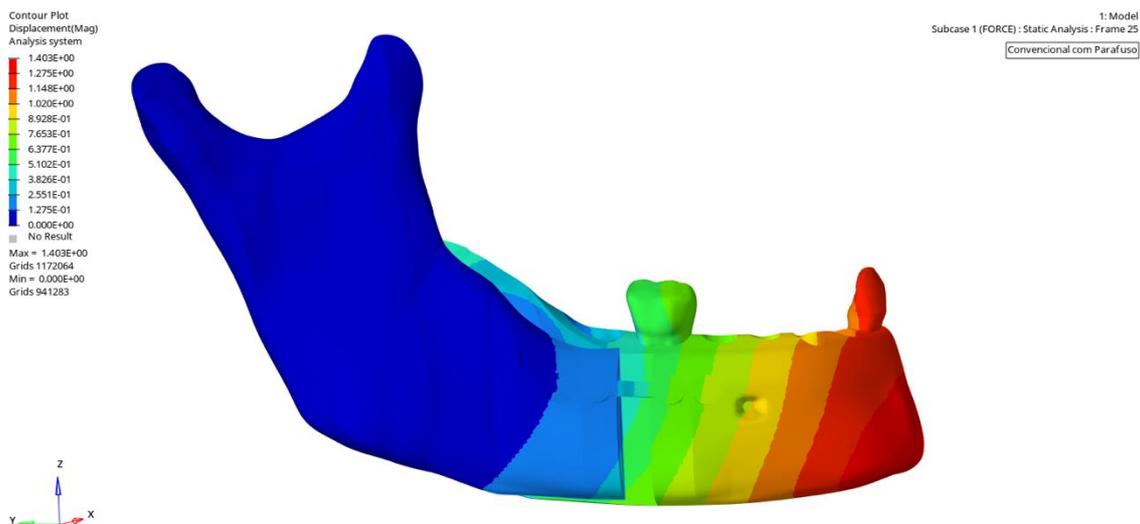


Figura 64: Análise de deslocamento do conjunto com mapa de cores no osso cortical, vista dianteira do corte convencional com parafuso bicortical com força combinada.

A figura 65 mostra a deformação sofrida pelos ossos cortical e medular quando ocorre a combinação das cargas no primeiro molar (200N) e no incisivo central (100N), utilizando uma análise com base no critério da tensão principal máxima. Nesse sentido, é possível observar que há deformações significativas nas regiões que estão em contato com a placa e na cavidade do côndilo que

abriga o parafuso bicortical. A maior deformação sofrida, apresentada em vermelho no mapa de cores, atingiu o valor de 0.03176.

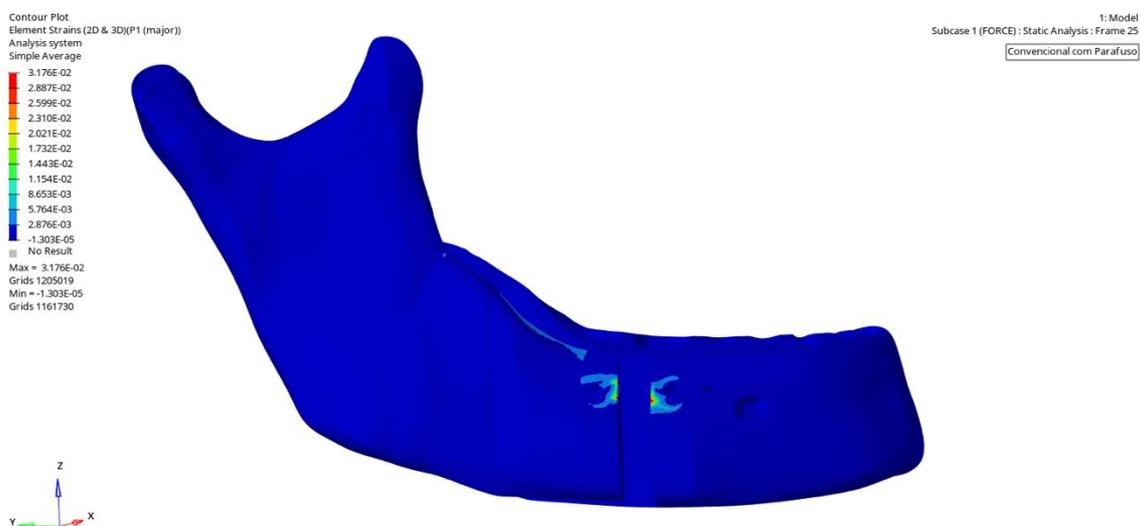


Figura 65: Análise de deformação apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ossos com a aplicação de carga em ambos os dentes, observa-se que a maior concentração de tensão foi nas regiões que apresentaram maior deformação, atingindo o valor máximo de 509.5 MPa, como elucidado na figura 66. Há a predominância de esforços de tração, mas também há regiões de tensões compressivas, chegando a 82.72 MPa na extremidade do côndilo em contato com a placa.

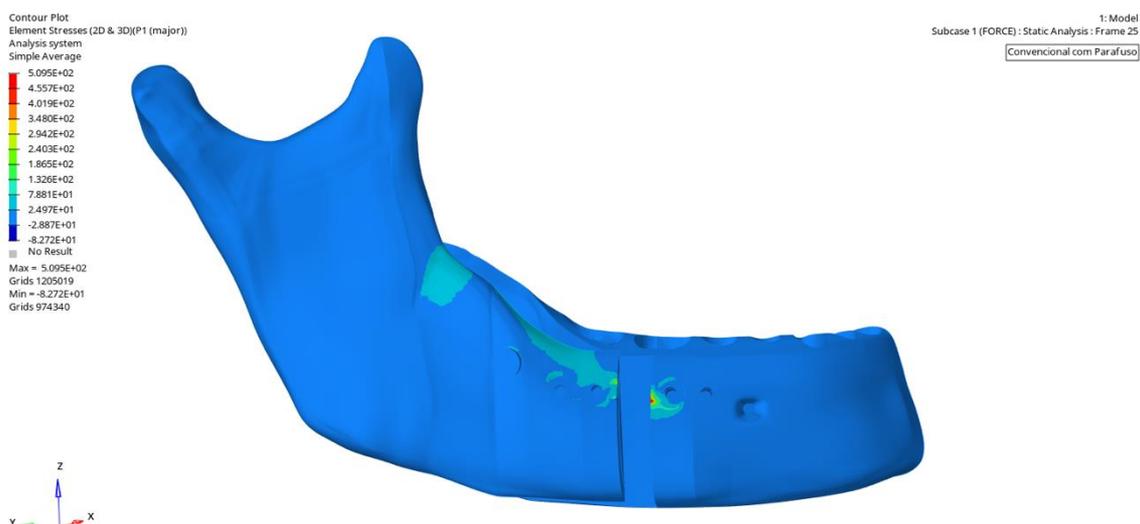


Figura 66: Análise de distribuição de tensão apenas dos ossos cortical e medular (sem dentes ou ligamentos) com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

As figuras 67 e 68 mostram a deformação sofrida pelos ligamentos periodontais relacionados ao primeiro molar e ao incisivo central. É possível perceber que há deformação significativa em regiões específicas, representadas em vermelho no mapa de cores, atingindo o valor máximo de 0.06576. A maior parte dos ligamentos sofre deformações entre 0.005998 e 0.01197.

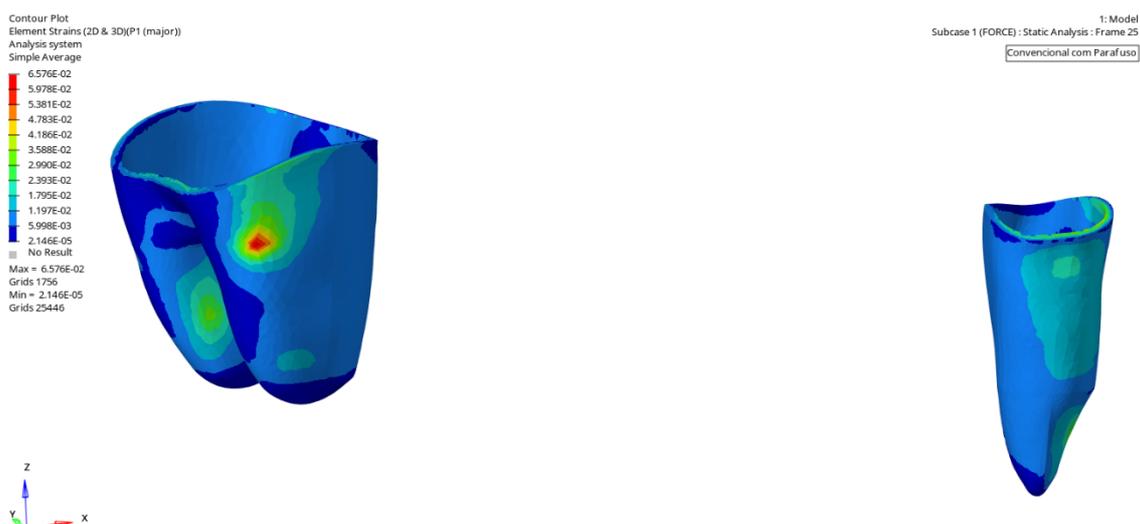


Figura 67: Análise de deformação nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

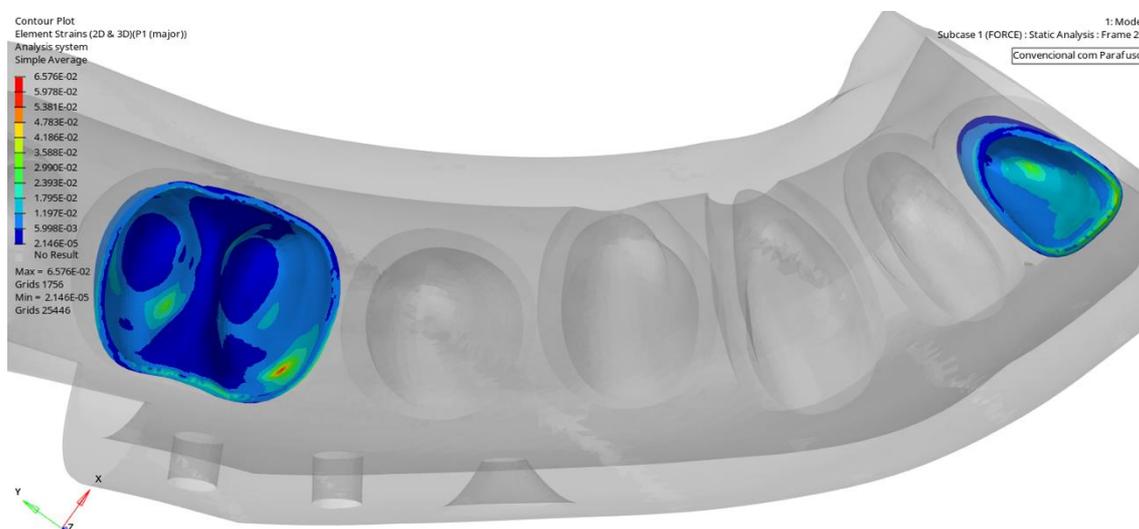


Figura 68: Vista superior na análise de deformação nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Quanto à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais, as figuras 69 e 70 mostram que há tensão trativa e compressiva, estando esta última presente em maior escala, sobretudo nas porções inferiores dos ligamentos, atingindo um valor de 5.67 MPa. As regiões alaranjadas e avermelhadas, que demonstram os esforços de tração aplicados, atingiram o valor máximo de tensão de 5.862 MPa.

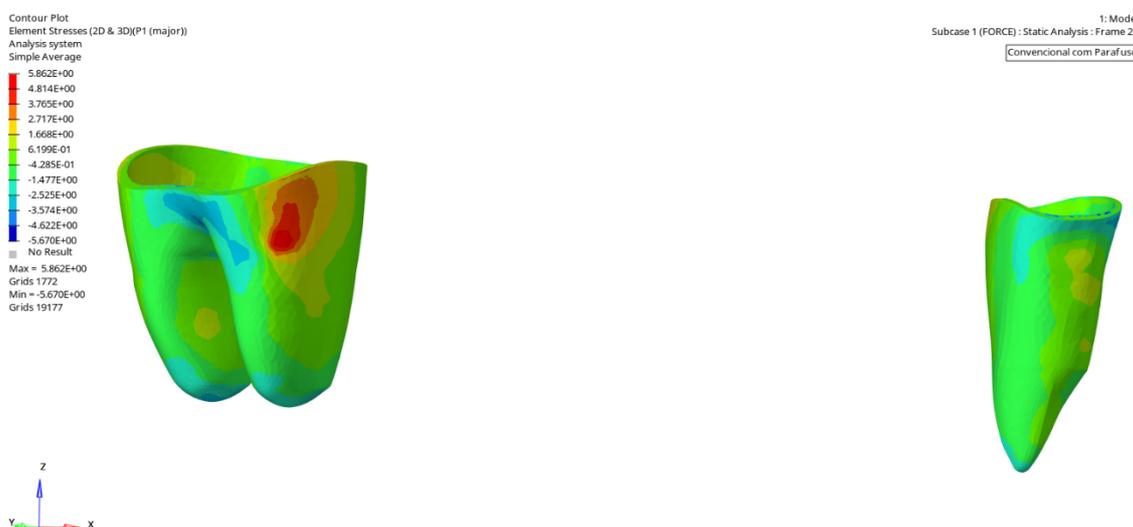


Figura 69: Análise de tensão nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

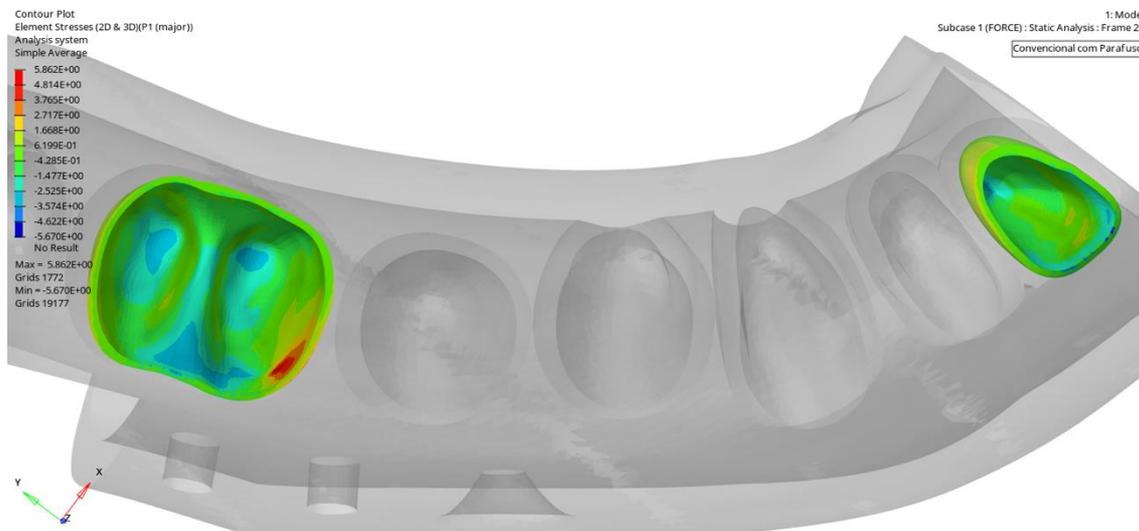


Figura 70: Vista superior da análise de tensão nos ligamentos periodontais com aplicação de carga no incisivo central e no primeiro molar no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de tensão principal máxima.

Por fim, a deformação sofrida pelo conjunto metálico de placas e parafusos, analisada pelo critério de von Mises, foi mínima na região dos parafusos, apresentando valores da ordem de 10^{-7} . Percebe-se, pelas figuras 71 e 72, que a região central apresenta, preferencialmente, deformações entre 0.002928 e 0.005855 (tons mais claros em azul). Pontos mais próximos à borda da placa apresentam maiores valores de deformação, chegando a 0.0161.

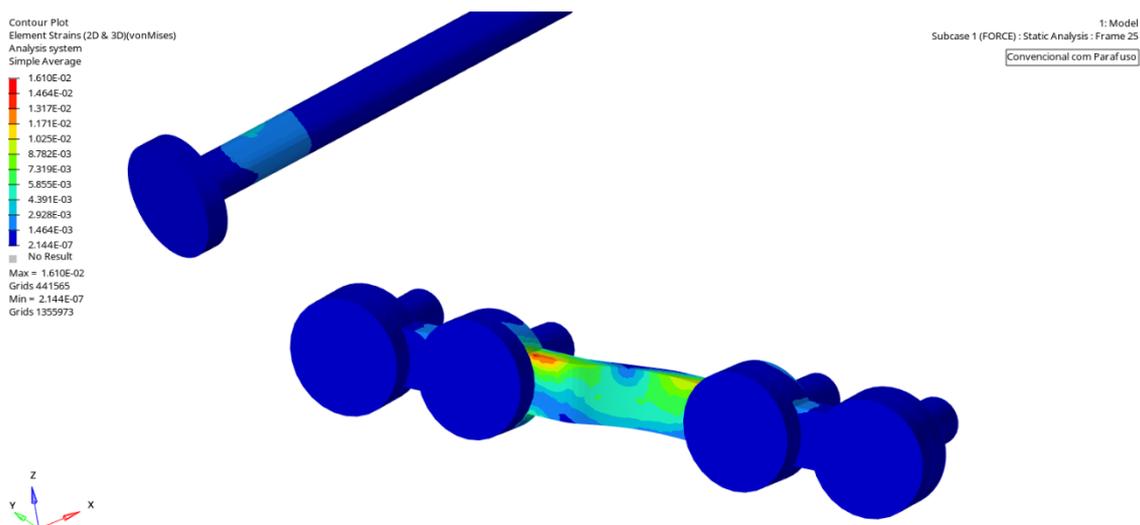


Figura 71: Análise de deformação na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

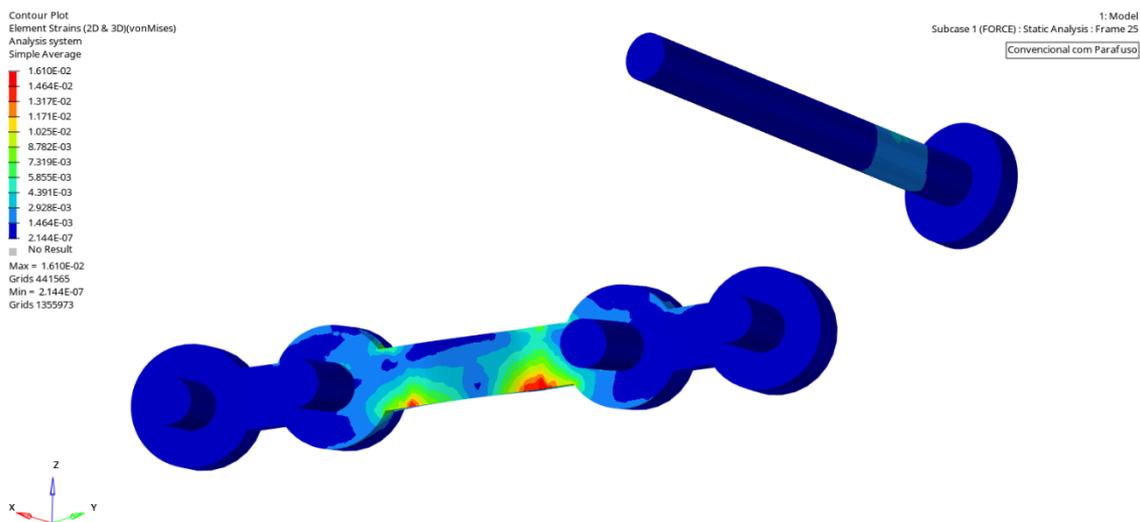


Figura 72: Vista inferior da análise de deformação na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

A distribuição de tensão para os componentes metálicos segue o mesmo padrão da análise de deformação. Pela escala apresentada nas figuras 73 e 74, observa-se que não há tensões compressivas na estrutura, apenas esforços de tração. O menor valor de tração, apresentado na região dos parafusos, foi de 0.0276 MPa. Na região central da placa, a distribuição de tensão predomina na

faixa de 376.9 MPa a 753.7 MPa. Por fim, na região de maior deformação, a tensão máxima apresentada foi de 2073 MPa.

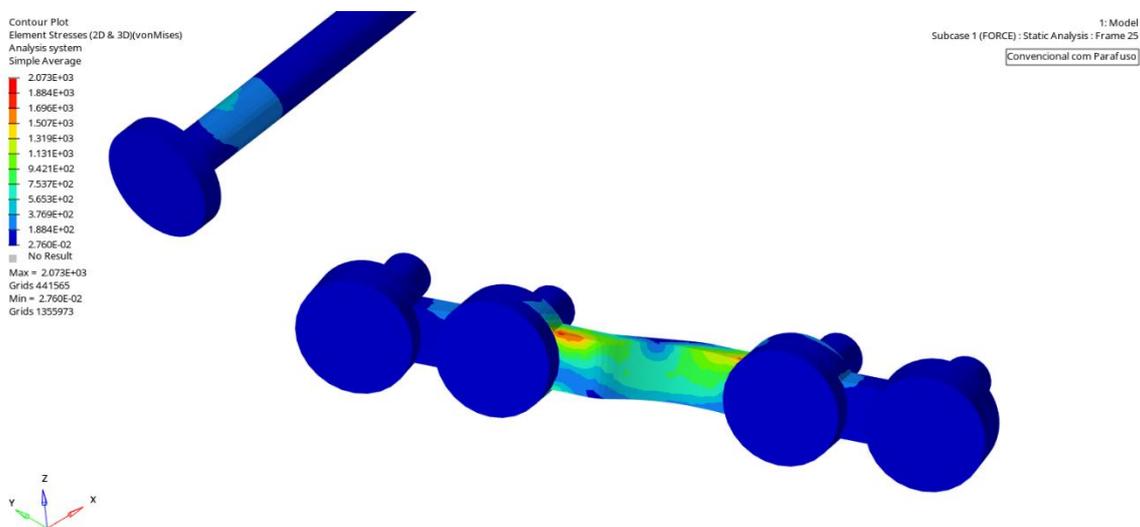


Figura 73: Análise de tensão na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

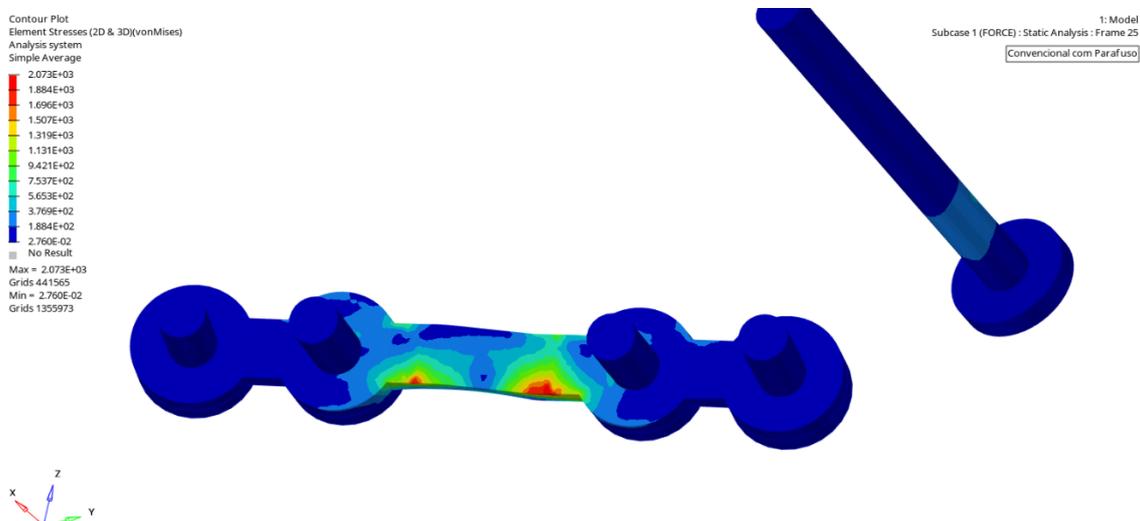


Figura 74: Vista inferior da análise de tensão na região da placa metálica com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

Analisando apenas os parafusos, sem a influência da placa metálica, observa-se que há uma deformação expressiva nas regiões que estão em contato

diretamente com a região central da placa metálica. O maior valor de deformação, como indica a figura 75, foi de 0.003218. Os parafusos mais distantes da região central da placa se deformam pouco, com um valor da ordem de 10^{-7} .

O mapa de distribuição de tensão, como esperado, é muito semelhante à análise de deformação. Assim, nas regiões de maior deformação, também ocorre a maior concentração de tensão, chegando ao valor máximo de 414.3 MPa, como indicado na figura 76.

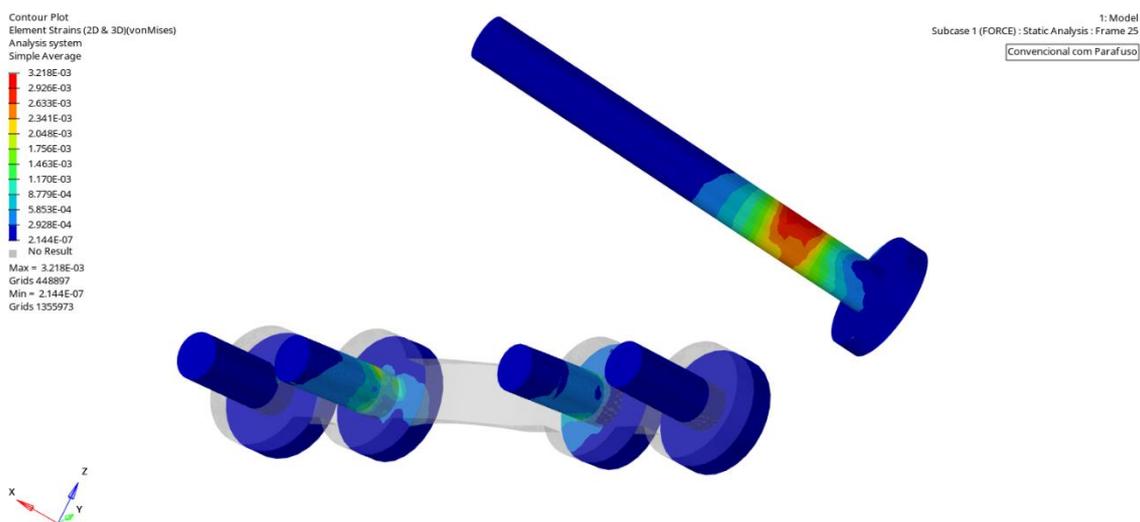


Figura 75: Análise de deformação apenas nos parafusos com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

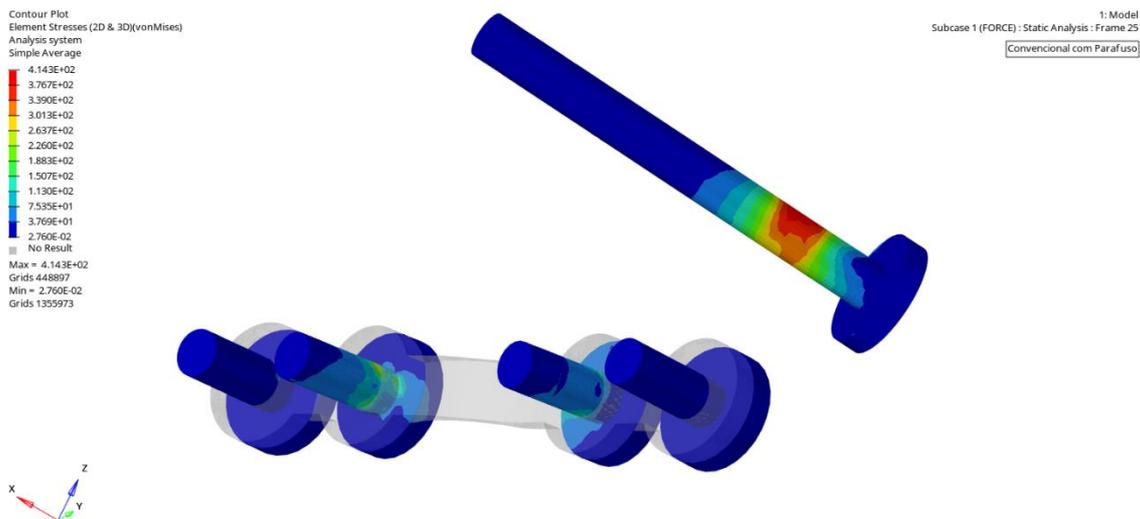


Figura 76: Análise de tensão apenas nos parafusos com aplicação de carga no primeiro molar e no incisivo central no modelo de corte convencional com parafuso. Critério de von Mises.

4. Conclusão

Finalizadas as análises individuais dos modelos com corte convencional, é realizada uma comparação entre as imagens das simulações, a fim de esclarecer o real efeito que o parafuso bicortical possui no procedimento de osteotomia do ramo mandibular. As figuras nesta seção conclusiva exemplificam a comparação extensivamente realizada ao longo deste relatório, relacionando os parâmetros de deslocamento, deformação e tensão.

Além da comparação entre a presença e ausência do parafuso, é necessário traçar um paralelo com os modelos que apresentam corte baixo, a fim de observar qual dos cortes da osteotomia é mais adequado para o objetivo do cirurgião-dentista. Nesse caso, serão quatro figuras analisadas lado a lado.

A figura 77 ilustra a diferença no deslocamento do conjunto, sobretudo do osso cortical. É comum a ambos os modelos o deslocamento insignificante do côndilo, uma vez que este osso está fixado em duas regiões: nas superfícies articular e lateral, na altura do masseter. Entretanto, há uma mudança brusca na movimentação do osso cortical, que se desloca de forma muito mais acentuada quando não há um parafuso bicortical. Este deslocamento – 9 vezes maior que aquele previsto no modelo com parafuso bicortical – é indesejável, colocando em risco o sucesso do procedimento quando o paciente movimentar a mandíbula.

Tratando-se de distribuição de tensões, o modelo com parafuso bicortical apresentou duas vantagens em relação ao modelo sem parafuso. A primeira delas é a observação de valores de tensão mais baixos nos ossos e nos componentes metálicos, como é possível observar nas figuras 83 e 91. A segunda vantagem refere-se aos componentes metálicos, os quais apresentaram menos regiões de tensões muito elevadas e redução nos valores de deformação no modelo com parafuso bicortical.

Na figura 78, fica clara a predição pela utilização do parafuso bicortical, tanto no modelo com corte baixo, quanto com corte convencional, uma vez que os valores do deslocamento decrescem substancialmente. Entretanto, percebe-se que o modelo com corte baixo apresenta menores deslocamentos, se comparado ao corte convencional. Na análise da deformação, esta afirmação se repete, como mostra a figura 80, pois o modelo com corte baixo e parafuso bicortical sofre cerca de duas vezes menos deformação que o modelo com corte convencional e parafuso bicortical.

Na figura 82, percebe-se que, no modelo com corte convencional, a distribuição de tensão é mais uniforme ao longo do côndilo e do cortical, contudo, apresentando valores mais altos de tensão. No corte baixo, há regiões do côndilo e do cortical com maior concentração de tensão, entretanto, com valores mais baixos de tensão. O modelo com corte baixo e parafuso bicortical apresenta tensões três vezes menores que o modelo com corte convencional e parafuso bicortical.

Pelas imagens 84 e 86, percebe-se que a influência do corte não é tão acentuada na análise dos ligamentos, havendo diferenças pontuais entre os modelos. Entretanto, o corte convencional apresenta leves vantagens, com menores deformações e menores valores de tensão.

Para os componentes metálicos, como mostram as figuras 88 e 90, o corte baixo apresenta menores valores de deformação, embora a diferença não seja tão pronunciada. O mesmo acontece com a distribuição de tensão (figura 92).

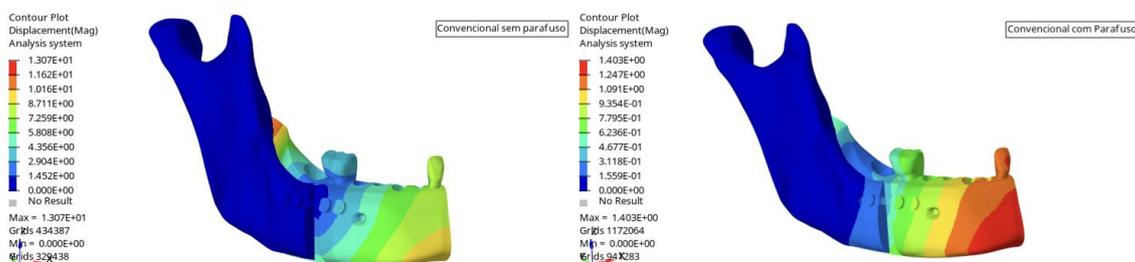


Figura 77: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional em relação ao deslocamento. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical.

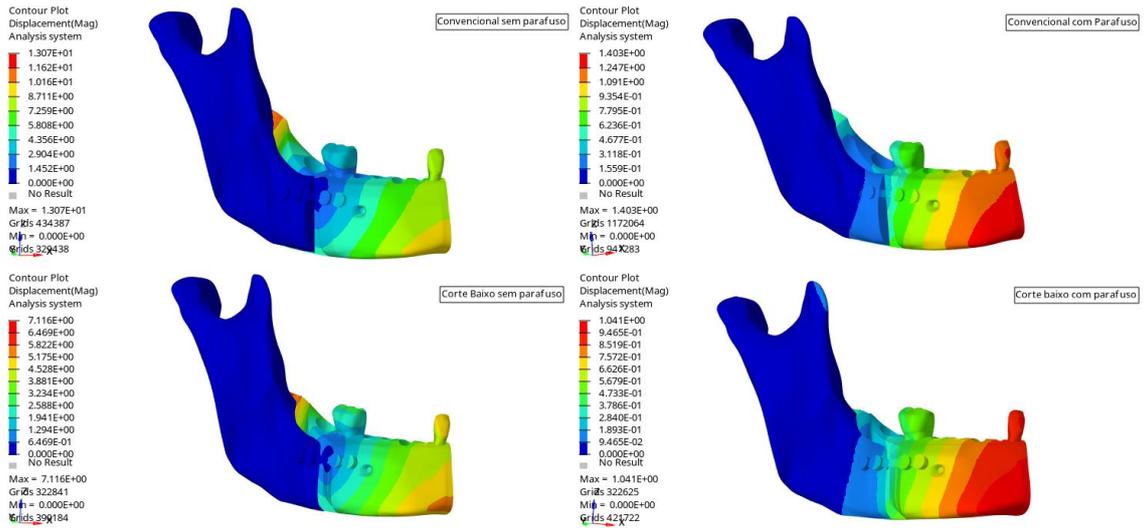


Figura 78: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação ao deslocamento. Acima, estão os modelos com corte convencional e, abaixo, os modelos com corte baixo.

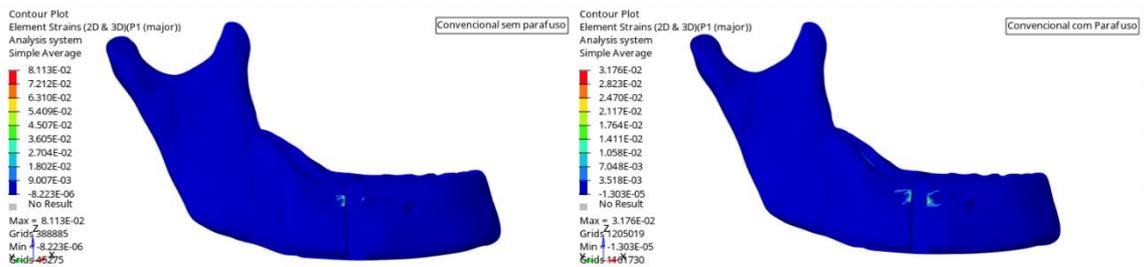


Figura 79: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à deformação dos ossos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical.

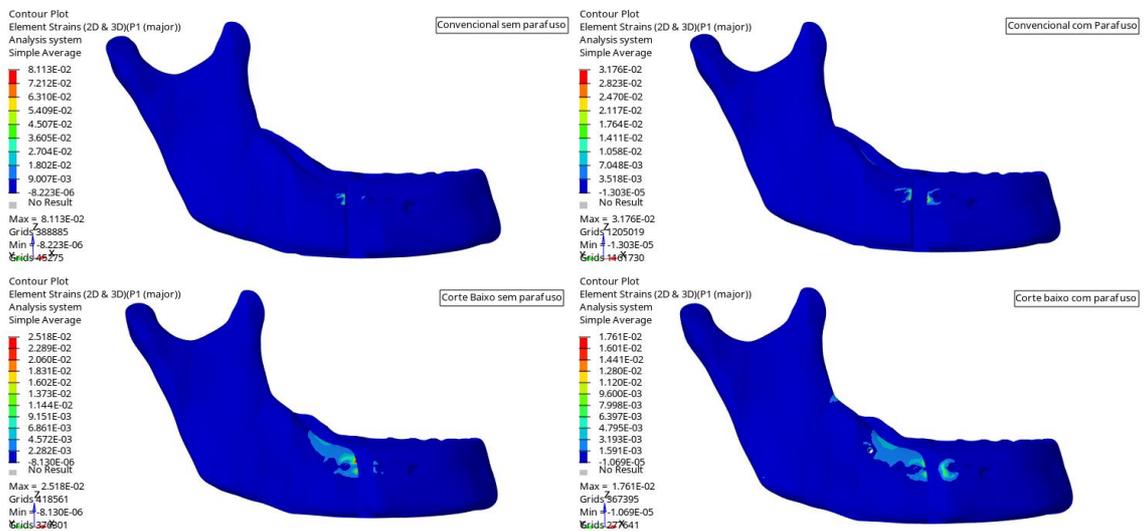


Figura 80: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à deformação óssea. Acima, estão os modelos com corte convencional e, abaixo, os modelos com corte baixo.

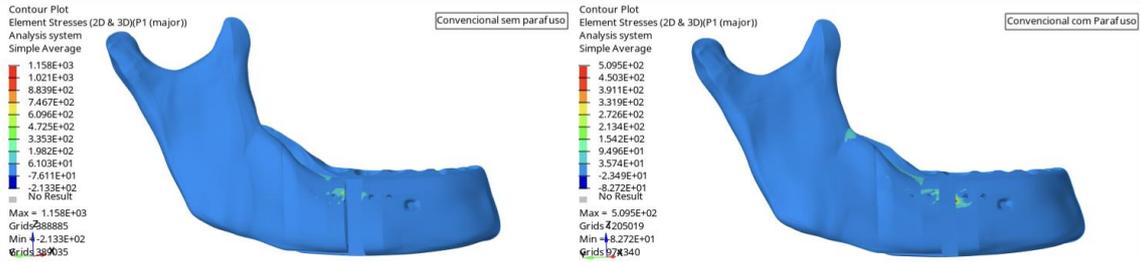


Figura 81: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à distribuição de tensão nos ossos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical.

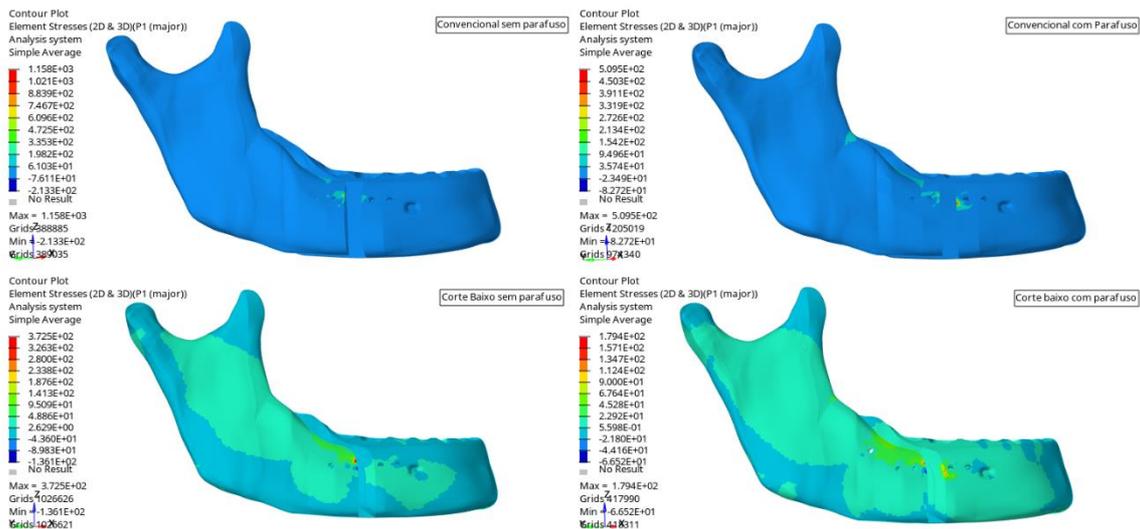


Figura 82: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à distribuição de tensão nos ossos. Acima, estão os modelos com corte convencional e, abaixo, os modelos com corte baixo.

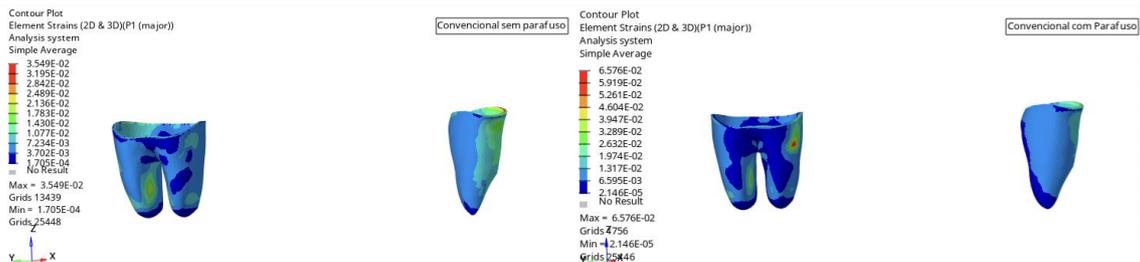


Figura 83: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à deformação dos ligamentos periodontais. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical.

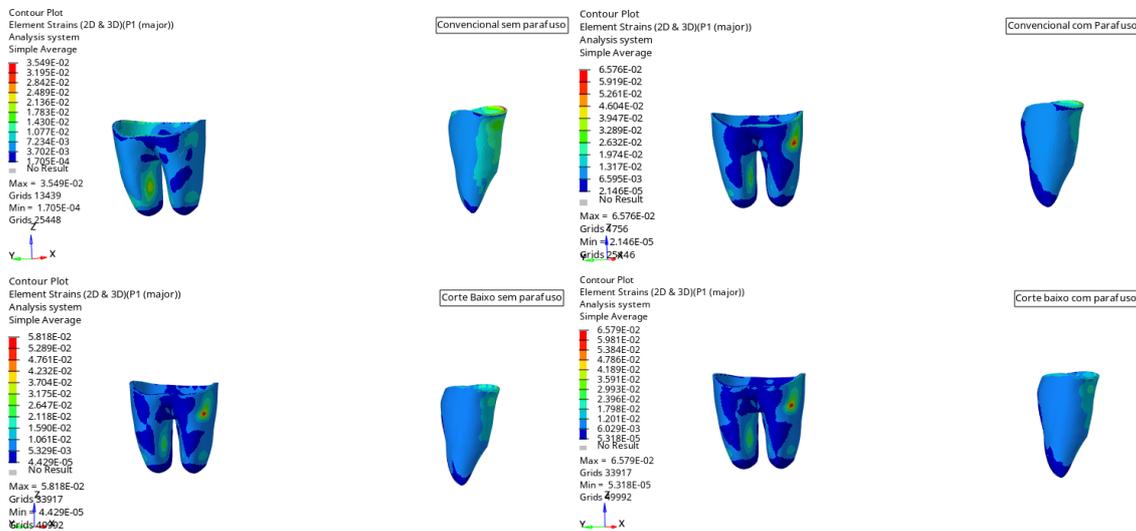


Figura 84: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à deformação nos ligamentos. Acima, estão os modelos com corte convencional e, abaixo, os modelos com corte baixo.

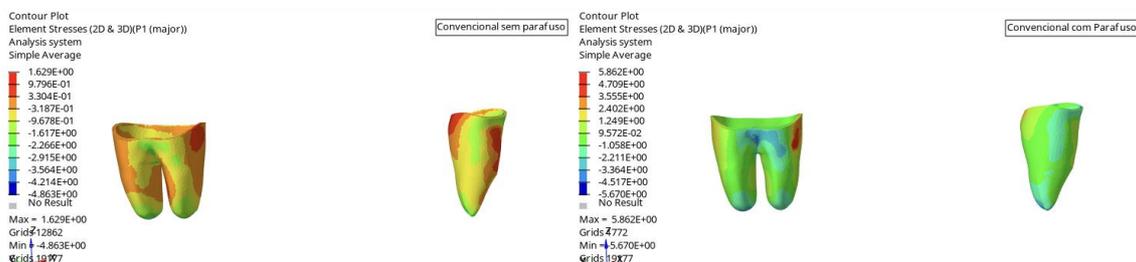


Figura 85: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à distribuição de tensão nos ligamentos periodontais. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical.

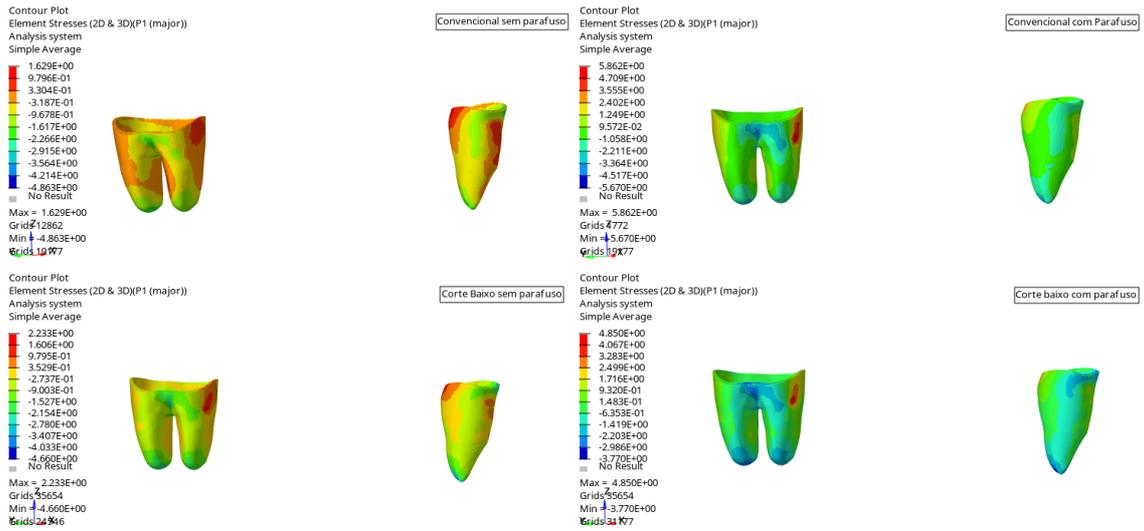


Figura 86: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à distribuição de tensão nos ligamentos. Acima, estão os modelos com corte convencional e, abaixo, os modelos com corte baixo.

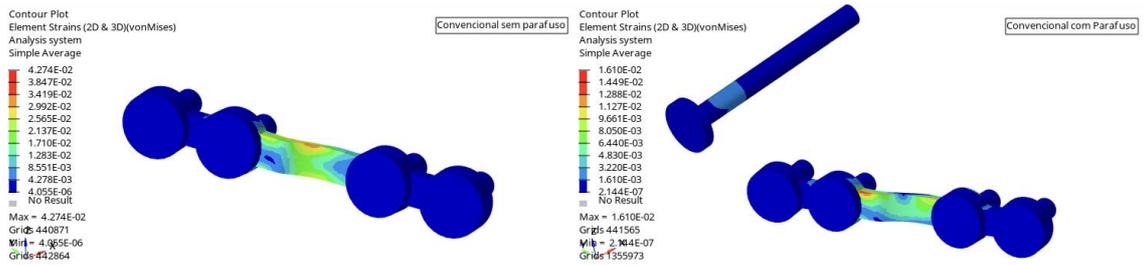


Figura 87: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à deformação da placa e dos parafusos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical.

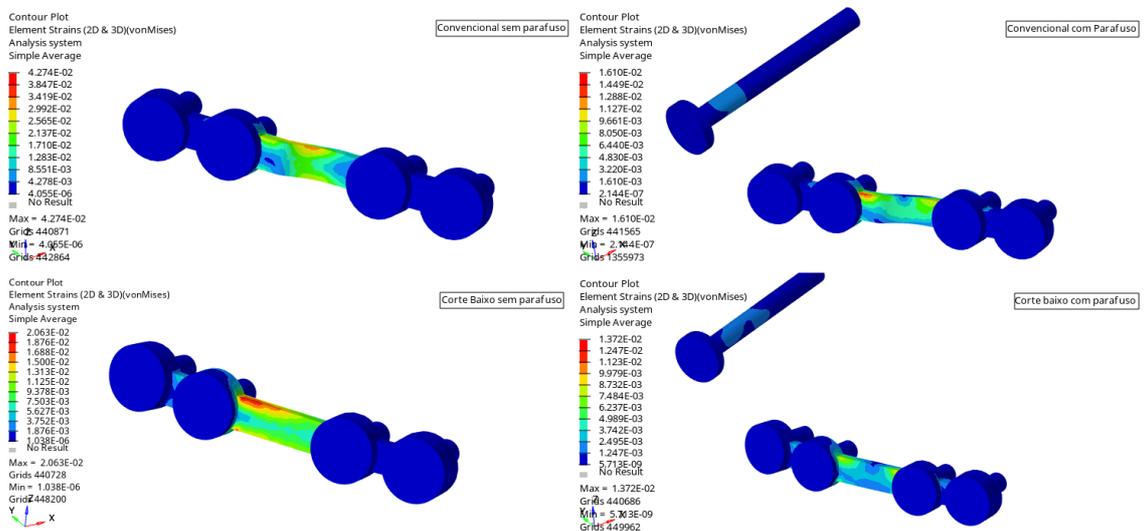


Figura 88: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à deformação nos componentes metálicos. Acima, estão os modelos com corte convencional e, abaixo, os modelos com corte baixo.

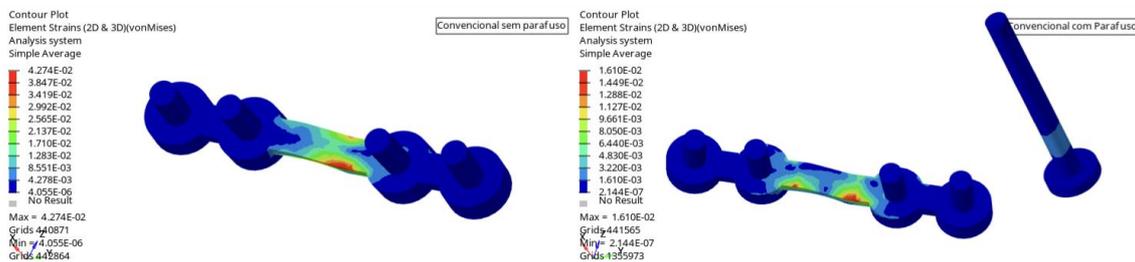


Figura 89: Vista traseira da comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à deformação da placa e dos parafusos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical.

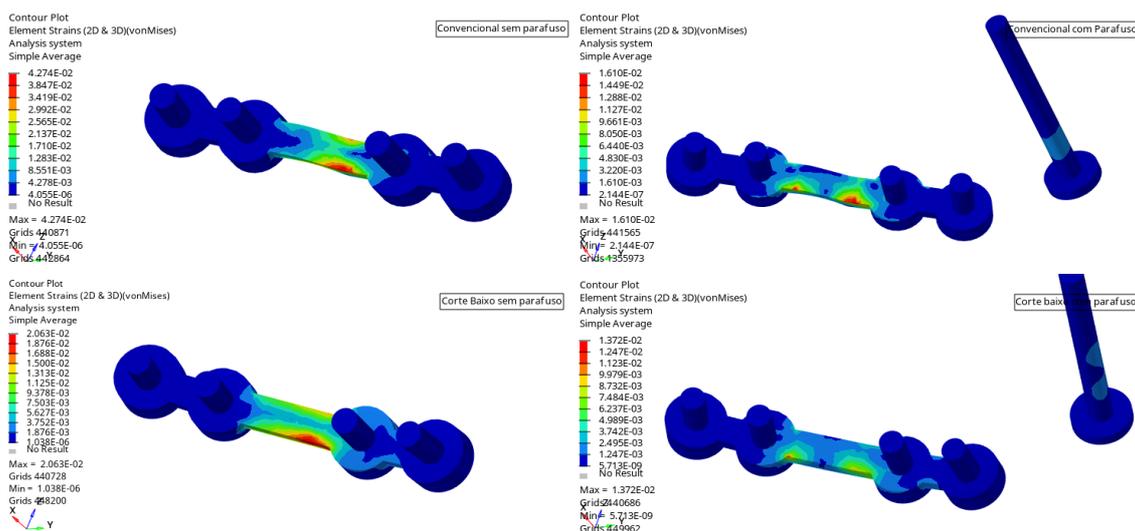


Figura 90: Vista traseira da comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à deformação nos componentes metálicos. Acima, estão os modelos com corte convencional e, abaixo, os modelos com corte baixo.

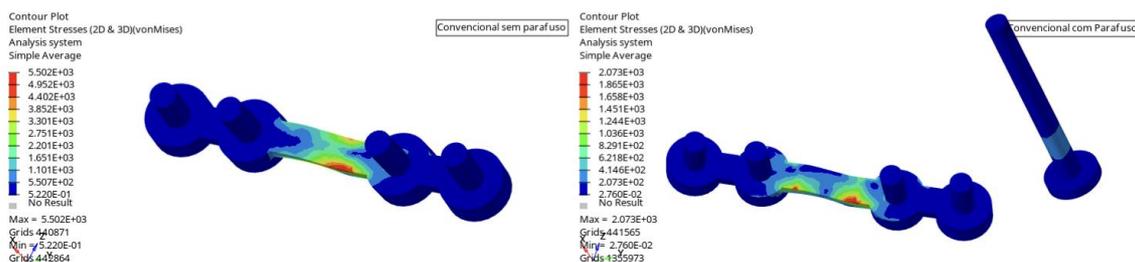


Figura 91: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte baixo em relação à distribuição de tensão na placa e nos parafusos. À esquerda, está o modelo sem parafuso bicortical e, à direita, com parafuso bicortical.

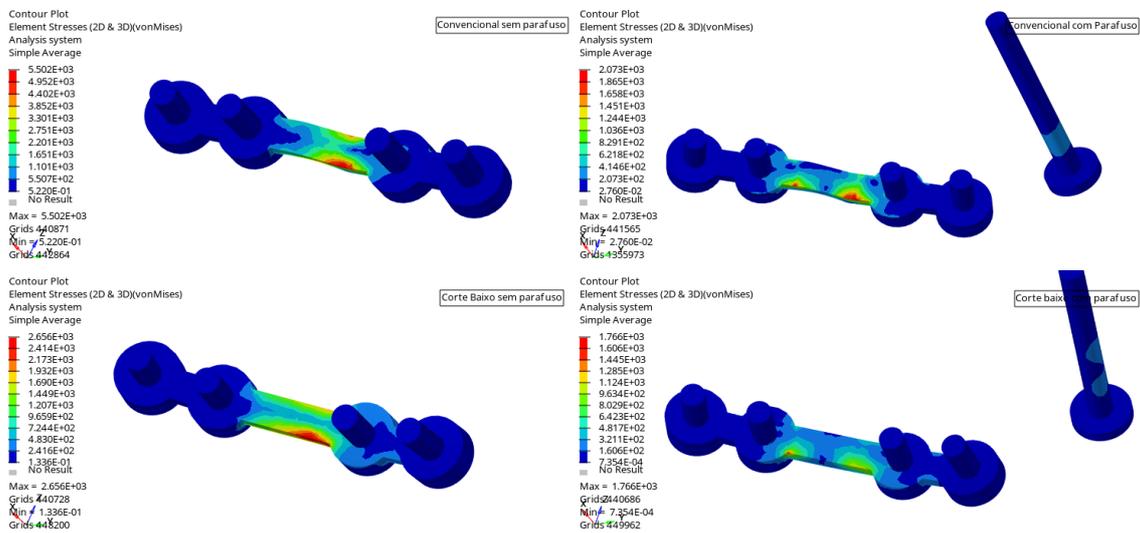


Figura 92: Comparação entre os modelos de osteotomia com corte convencional e corte baixo em relação à distribuição de tensão nos componentes metálicos. Acima, estão os modelos com corte convencional e, abaixo, os modelos com corte baixo.



UFAM

MANUAL PARA CONFEÇÃO DE
BIOMODELOS ATRAVÉS DA
ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

Kaline de Moura Silva

Orientador: Prof. Dra. Andrezza Lauria de Moura
Coorientador (a): Prof. Dr. George Pessoa de Jesus

PROJETO |

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE MESTRADO PROFISSIONAL APRESENTADO À UNIVERSIDADE FEDERAL DO AMAZONAS - MESTRADO PROFISSIONAL EM CIRURGIA, NA ÁREA DE CONCENTRAÇÃO GESTÃO EM SERVIÇO DE SAÚDE DE NATUREZA CIRÚRGICA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM CIRURGIA.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	172
2. CRIAÇÃO DO MODELO DE TRABALHO	173
2.1 Desenvolvimento e Propriedades dos modelos de elementos finito..	173
2.2 Definições dos Materiais	175
2.3 Cargos e restrições	176
3. CONCLUSÃO	178
REFERÊNCIAS	179

1. INTRODUÇÃO

As deformidades dentofaciais são definidas como anormalidades esqueléticas que afetam os ossos da face, principalmente, maxila e mandíbula (BORBA et al., 2016). A osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM), inicialmente descrita por Trauner e Obwegeser, em 1957, após diversas modificações, é o procedimento padrão, na cirurgia oral e maxilofacial para o tratamento de discrepâncias maxilo-mandibulares (SATO et al., 2012a).

Posnick et al em 2016 descreveu uma modificação da OSRM com um aspecto único de a osteotomia medial ser “baixa e curta”. Esta é considerada uma maneira prática de limitar uma conexão indesejada entre o côndilo e o segmento distal da mandíbula durante o processo de divisão (cisão “ruim”). É tipicamente localizada abaixo do forame mandibular e, por esse *design*, resultará em limitação da lâmina lingual aderida ao segmento distal (POSNICK; CHOI; LIU, 2016).

Atualmente, muitos cirurgiões têm utilizado a técnica híbrida utilizados para estabilizar o segmento proximal e distal após a osteotomia, inicialmente proposta por SCHWARTZ; RELLE, 1996 visando associar as vantagens da fixação com parafusos bicorticais e das miniplacas com parafusos monocorticais. Clinicamente, uma miniplaca é aplicada na osteotomia vertical anterior usando quatro parafusos monocorticais, em seguida, um parafuso posicional bicortical é colocado posteriormente ao último dente e acima do nervo alveolar inferior, visando dar maior resistência mecânica ao sistema de fixação (SCHWARTZ; RELLE, 1996).

Ao longo dos anos, muitos autores têm se dedicado ao estudo das características mecânicas e diferenças entre as técnicas utilizadas para estabilizar as osteotomias da mandíbula (ARDARY et al., 1989; BRASILEIRO et al., 2009). Devido isso, há um interesse crescente no uso da análise de elementos finitos (AEF) onde o modelo computacional é desenvolvido com base no princípio modular e composto de muitos elementos de tamanho finito adaptados às estruturas reais. Com base nas condições de ligação dos elementos aos nós, este método permite a análise das propriedades biomecânicas do osso e técnicas de fixação em diversas situações e cargas (HASSAN; RING; STASSEN, 2018, MAURER et al., 2002) .

2. CRIAÇÃO DE MODELO DE TRABALHO

Para a criação dos modelos, alguns passos precisaram ser seguidos, que foram os a seguir descritos: tomografia computadorizada ou escaneamento de superfície do objeto a ser estudado com a reconstrução tridimensional do mesmo; criação da malha geométrica do objeto a ser estudado com uma maior concentração de nós em regiões de interesse, introdução no modelo das informações referentes às propriedades mecânicas do objeto, condições de contorno, realização da simulação propriamente dita e interpretação dos resultados obtidos.

2.1. Desenvolvimento e propriedades do modelo de elementos finitos

Construiu-se estruturas geométricas de uma mandíbula humana sem anomalias, os parafusos e as miniplacas. A mandíbula foi confeccionada utilizando como base o protocolo de bioengenharia *Computer Aided Engineering* (Bio-CAD) descrito por DA SILVA; MARTINS; NORITOMI, 2012, padrão no Centro de Tecnologia de informações Renato Archer, Campinas, SP, Brasil (CTI). Trata-se de um conjunto de procedimentos para geração de modelos editáveis aplicados em simulações computacionais que envolvam estudos com uso de imagens médicas. Tem como função simplificar e desvincular a imagem do paciente, criando um modelo que representa uma anatomia universal, servindo como representação da porção do corpo em análise (DA SILVA; MARTINS; NORITOMI, 2012). Modelado no software de *Computer Aided Engineering* (CAD) Rhinoceros 3D® (versão 7.0, Robert McNeel and Associates, Seattle, Washington, Estados Unidos) e no HyperMesh® (versão 21 - Altair Engineering GmbH, Michigan, Estados Unidos) para definições de contorno, ensaio biomecânico, propriedades e carregamento.

A primeira etapa no software HyperMesh® foi a geração de uma malha estrutural 2D nos elementos a serem trabalhados. Para isso, foram utilizados elementos triangulares e é possível perceber que a malha se encontra mais refinada, com maior quantidade de elementos nas regiões mais críticas do projeto – onde estão a placa, os parafusos e nos dentes, uma vez que é onde será aplicada a carga. A malha 2D criada está representada na figura 01. Entretanto,

para a análise ser realizada no software HyperMesh® foi criada uma malha tridimensional, dividindo o modelo em pequenos volumes de controle e, assim, possibilitando a análise do projeto em escala real.

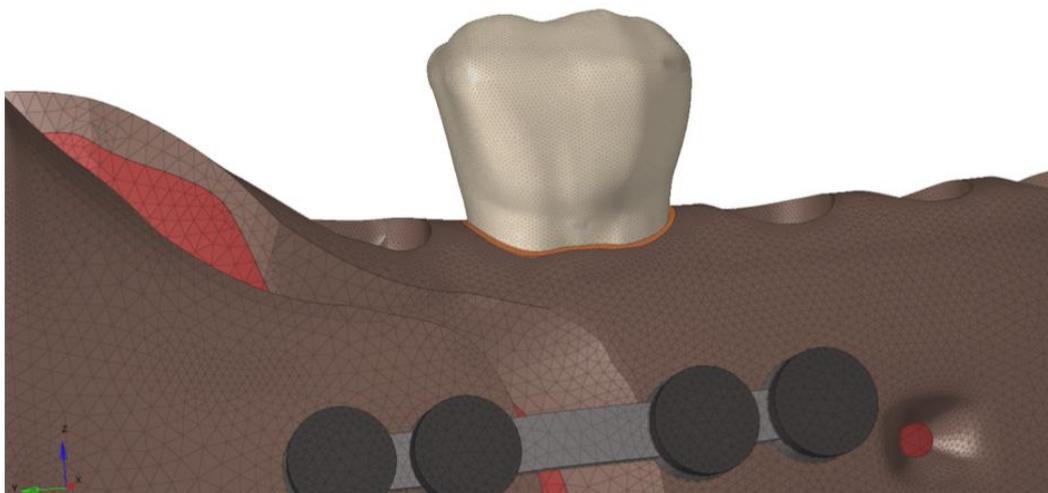


Figura 01: Detalhe da malha criada, mostrando a diferença de tamanho dos elementos entre as regiões.

A OSRM descrita por Epker e a técnica modificada por Posnick foram estabilizadas com duas técnicas de fixação interna estável (FIE) que são comumente usadas no cenário clínico. Na primeira, técnica híbrida, usou-se uma mini placa de titânio do sistema Arnett para cirurgia ortognática, grupo KLS Martin®, espessura de 1mm, 29mm de comprimento fixada com parafusos monocorticais (diâmetro de 2mm e comprimento de 5mm) juntamente com um parafuso bicortical de 2mm de diâmetro, posteriormente ao último dente e acima do nervo alveolar inferior. A segunda técnica utilizou somente uma miniplaca de titânio de travamento com quatro parafusos monocorticais (mesmas medidas das placas e parafusos do sistema Arnett).

A osteotomia foi simulada de acordo com a técnica relatada por Epker e por Posnick, como avanço de 5 mm entre os segmentos proximal e distal, exatamente como proposto por (ERKMEN et al., 2005a; MAURER et al., 2002; SATO et al., 2012a, 2012b). Os dois fragmentos ósseos foram firmemente fixados após o corte do osso, permitindo apenas o deslocamento na direção da força mastigatória. Foi determinado que cada mini placa e parafusos estejam em perfeito contato com o osso. A estrutura óssea foi diferenciada entre cortical e

trabecular, na qual a estrutura cortical tem uma espessura média de 2mm (DE JESUS et al., 2014).

2.2. Definições dos Materiais

Para isso, fez-se necessário investigar na literatura os valores de duas características mecânicas dos materiais: o módulo de elasticidade – ou módulo de Young – e o coeficiente de Poisson. De forma geral, o módulo de Young medirá a resistência do material à deformação elástica, definindo se ele é mais ou menos rígido e o coeficiente de Poisson representa a razão entre o valor de deformação transversal e o valor de deformação longitudinal.

As propriedades necessárias para essa análise são o módulo de Young (E) e o coeficiente (razão) de Poisson (ν), que, de acordo com estudos anteriores são de 13.700MPa e 0,3 para o osso cortical, 7930 Mpa e 0,3 para o osso medular, e 115.000 Mpa e 0,34 para placas e parafusos (ALBOUGHHA et al., 2015; FERNÁNDEZ et al., 2003; JI et al., 2010; SIGUA-RODRIGUEZ et al., 2019). As características dos dentes (representados pela dentina) foram incluídas de acordo com o estudo de MILEWSKI, 2006, enquanto os valores para o ligamento foram encontrados em SINGH et al., 2015. Estes valores, por sua vez, foram adicionados ao software de simulação computacional HyperMesh® antes da definição das condições de contorno do problema.

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	13700	0.3
Osso medular	7930	0.3
Componentes metálicos (placa e parafusos)	115000	0.34
Dentina	18600	0.31
Ligamento periodontal	68.9	0.45

Tabela 1: Características mecânicas dos materiais utilizados na simulação por elementos finitos.

Fonte: Elaboração própria a partir dos dados fornecidos por ALBOUGHHA et al., 2015; FERNÁNDEZ et al., 2003; JI et al., 2010; MILEWSKI, 2006; SIGUA-RODRIGUEZ et al., 2019; SINGH et al., 2015

A geometria tridimensional da mandíbula e da mini placa e parafusos foram criados pelo software Rhinoceros 3D®. Nesta parte, a mandíbula foi separada em duas partes para gerar uma hemimandíbula devido à assimetria em ambos os lados com apenas o primeiro molar para simplificar a modelagem (DE JESUS et al., 2014). É importante lembrar que os materiais listados na tabela 1 não são isotrópicos, isto é, não possuem as mesmas características mecânicas nas três direções. Portanto, é necessário afirmar que a escolha de um único valor para estas consiste em uma aproximação para o projeto.

O modelo computacional das miniplacas de titânio e dos parafusos foi desenvolvido com base em amostras físicas do material.

4.3. Cargas e Restrições

A magnitude da carga vertical nesse estudo foi fixada em 200N aplicada na região da superfície oclusal (fossa central) do primeiro molar inferior e na incisal do incisivo central inferior, com magnitude de 100N. Ambas as cargas são aplicadas verticalmente no sentido do osso, isto é, de cima para baixo (ALBOUGHHA et al., 2015; SATO et al., 2012b, 2012a). A carga coincide com estudos anteriores sobre força de mordida em pacientes com deformidades dentofaciais (ELLIS; THROCKMORTON; SINN, 1996; IWASE et al., 2006; SATO et al., 2012b, 2012a). Os modelos foram avaliados de acordo com a tensão principal máxima, cuja escala de tensão mede em MPa (N / mm^2) a tensão efetiva geral em um material (SATO et al., 2012a).

A carga englobou vários elementos pois quanto menor a área de aplicação da força, maior é a tensão aplicada sobre ela. Desse modo, concentrar os 200N ou 100N em apenas um nó ou em apenas um elemento eleva consideravelmente a tensão aplicada – uma vez que a área é muito pequena –, podendo promover a propagação de trincas no dente, o que é indesejável.

As fixações no corpo caracterizam o tipo de ensaio que é realizado e, conseqüentemente, definem o padrão de resultados na simulação computacional. Ademais, o que ocorre é que não há consenso na literatura sobre qual é a forma mais adequada para a fixação do osso cortical, sobretudo da superfície articular do côndilo, comumente analisada como uma rótula. (ALBOUGHHA et al., (2015) refere a necessidade de um contato fixo, tanto na superfície articular do côndilo

quanto na superfície lateral no ramo na região do masseter, isto é, estas regiões não rotacionam e não transladam em quaisquer dos eixos. O mesmo foi realizado no presente estudo. A região de fixação do côndilo está representada na figura 2 e a região de fixação da superfície lateral do osso está representada na figura 3.

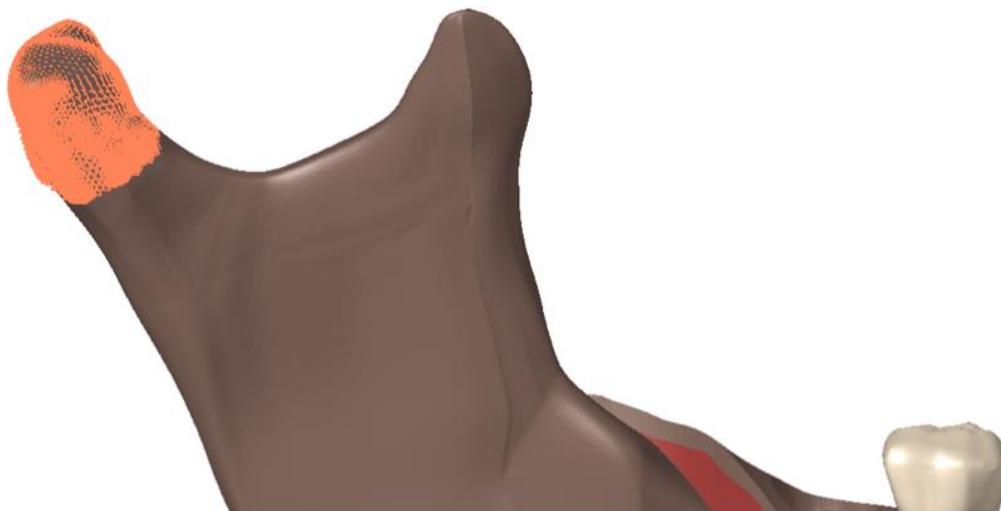


Figura 02: No detalhe em laranja, região de fixação da superfície articular do côndilo, sem graus de liberdade.



Figura 03: No detalhe em vermelho escuro, região de fixação em ângulo mandibular, na altura do músculo masseter, sem graus de liberdade.

3. CONCLUSÃO

A análise de elementos finitos (AEF) é um sistema analítico amplamente aplicado em engenharia que também pode ser usado para resolver problemas complexos em relação a biomecânica maxilofacial. Além disso, é uma poderosa ferramenta de pesquisa que pode fornecer informações precisas sobre o complexo comportamento da mandíbula quando afetada por carga mecânica frente a técnicas de fixação em diversas situações.

REFERÊNCIAS

ARDARY, W. C. et al. Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, v. 68, n. 2, p. 125–129, 1989.

BORBA, A. M. et al. Mandible-first sequence in bimaxillary orthognathic surgery: A systematic review. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 45, n. 4, p. 472–475, 2016.

BRASILEIRO, B. F. et al. An In Vitro Evaluation of Rigid Internal Fixation Techniques for Sagittal Split Ramus Osteotomies: Advancement Surgery. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 2009.

HASSAN, M. K.; RING, M.; STASSEN, L. F. A. A Finite Element Analysis Study Comparing 3 Internal Fixation Techniques in Mandibular Sagittal Split Osteotomy. **International Journal of Otolaryngology and Head & Neck Surgery**, v. 07, n. 05, p. 298–311, 2018.

HULLIHEN, S. P. Case of Elongation of the under Jaw and Distortion of the Face and Neck, Caused by a Burn, Successfully Treated. **The American journal of dental science**, v. 9, n. 2, p. 157–165, 1849.

MAURER, P. et al. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 2002.

POSNICK, J. C.; CHOI, E.; LIU, S. Occurrence of a 'bad' split and success of initial mandibular healing: a review of 524 sagittal ramus osteotomies in 262 patients. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 2016.

SATO, F. R. L. et al. A comparative evaluation of the hybrid technique for fixation of the sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement by mechanical,

photoelastic, and finite element analysis. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology**, 2012a.

SCHWARTZ, H. C.; RELLE, R. J. Bicortical-monocortical fixation of the sagittal mandibular osteotomy. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 54, n. 2, p. 234–235, 1996.

TRAUNER, R.; ONWEGESER, H. Surgical Correction of Mandibular Prognathism and Retrognathism with Consideration of Genioplasty. **Plastic and Reconstructive Surgery**, 1957.