

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

GUSTAVO SINDICI SEBASTIÃO

**ANÁLISE ESTRUTURAL E DE FADIGA EM COROAS MONOLÍTICAS DE
DISSILICATO DE LÍTIO VIA MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

PONTA GROSSA

2025

GUSTAVO SINDICI SEBASTIÃO

**ANÁLISE ESTRUTURAL E DE FADIGA EM COROAS MONOLÍTICAS DE
DISSILICATO DE LÍTIO VIA MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

**Structural and Fatigue Analysis of Monolithic Lithium Disilicate Crowns Using
the Finite Element Method**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação
apresentado como requisito para obtenção do
título de Bacharel em Engenharia Mecânica, da
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
(UTFPR).

Orientador: Prof. Dr. Denilson José Marcolino de
Aguiar

Coorientador: Prof. Dr. Bruno Agostinho
Hernandez

PONTA GROSSA

2025



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Esta licença permite compartilhamento, remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, mesmo para fins comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es).

Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

GUSTAVO SINDICI SEBASTIÃO

**ANÁLISE ESTRUTURAL E DE FADIGA EM COROAS MONOLÍTICAS DE
DISSILICATO DE LÍTIO VIA MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação
apresentado como requisito para obtenção do
título de Bacharel em Engenharia Mecânica, da
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
(UTFPR).

Data de aprovação: 12/ dezembro / 2025

Denilson José Marcolino de Aguiar

Doutor

Universidade Tecnológica Federal do Paraná Campus Ponta Grossa, UTFPR-PG

Roberto Mauro Felix Squarcio

Doutor

Universidade Tecnológica Federal do Paraná Campus Ponta Grossa, UTFPR-PG

Sandra Mara Kaminski Tramontin

Mestre

Universidade Tecnológica Federal do Paraná Campus Ponta Grossa, UTFPR-PG

PONTA GROSSA

2025

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer aos meus pais, Wagner e Maura, que sempre me apoiaram em todos os dias da minha vida. Sou profundamente grato pela educação, pelo incentivo e por todos os sacrifícios que fizeram por mim. Sonho em um dia poder ser pelo menos 1% dos pais incríveis que vocês são.

Agradeço também ao meu irmão Matheus, pela parceria, por todas as risadas, cafés tomados junto a uma história mal contada, por todo apoio que você sempre me deu.

À minha namorada Janaina, por apoiar meus sonhos, por todos esses anos de estudo do meu lado, celebrar nossas conquistas e estar ao meu lado em todos os momentos. Obrigado por tudo.

Às minhas avós Maria e Olga, e à minha tia Silvana, que fizeram e fazem parte da minha vida, sempre oferecendo carinho, orações, força e presença.

Ao grupo ÉCK GAMING, tanto aos amigos que carrego desde os primeiros anos da minha vida quanto aos mais novos que encontrei pelo caminho. Obrigado por todas as risadas que tornaram períodos difíceis muito mais leves e divertidos.

Agradeço imensamente aos meus professores e orientadores, Bruno e Denílson, por todo o apoio desde o início deste projeto, por me abrirem as portas para a iniciação científica e, com ela, possibilitou muitas outras oportunidades na minha carreira. Serei eternamente grato.

Por fim agradeço o apoio da fundação araucária com o financiamento da bolsa auxílio ciclos 2023-2024 e 2024-2025, vinculada ao programa institucional de iniciação científica ações afirmativas (PIBIC /PIBIC - AF).

RESUMO

As restaurações dentárias com coroas monolíticas em dissilicato de lítio são amplamente utilizadas na odontologia, mas ainda existem dúvidas sobre como diferentes métodos de preparo influenciam seu desempenho mecânico, principalmente sobre fadiga. Neste trabalho, foram avaliados o comportamento a fadiga dois tipos principais de preparo: o anatômico (ANAT), no qual a cúspide mantém sua curvatura natural, e o não anatômico (NANAT), em que a cúspide é preparada de forma plana. O objetivo foi analisar a resistência à fadiga dessas coroas a partir de modelos reais recriados em modelos computacionais de elementos finitos. A partir disso, buscou-se validar as simulações e, assim, calcular a vida em fadiga utilizando os critérios de Goodman, Soderberg e Gerber. Os espécimes foram escaneadas por Micro-CT, recriadas via método dos elementos finitos e submetidas a ensaios de compressão, aplicando um carregamento de 0 a 500N para validação. Em seguida, os modelos foram simulados numericamente, permitindo comparar com o ensaio para a validação, calcular tensões principais e estimar a vida em fadiga pelos critérios pretendidos. A validação apresentou erro de 7,7% para o modelo ANAT e de 10,6% para o modelo NANAT, confirmando a validação dos modelos. Para os cálculos de fadiga, a coroa apresentou, no modelo ANAT, fatores de segurança de 1,75 para os critérios de Goodman e Soderberg e de 2,08 para Gerber, e para a resina composta fatores acima de 20,27. Já para o modelo NANAT, a coroa apresentou fatores de segurança 1,93 e 2,28 para os mesmos critérios, respectivamente, e na resina composta fatores acima de 22,75. Esses resultados indicam que, em ambos os tipos de preparo, os componentes apresentam vida infinita a fadiga. Conclui-se que ambos os métodos de preparo são eficazes em termos de resistência mecânica, sem comprometer a durabilidade da coroa em função da fadiga.

Palavras-chave: Método dos Elementos Finitos; Fadiga; Tensões; Coroas monolíticas.

ABSTRACT

The use of monolithic lithium disilicate dental crowns is widespread in dentistry, but uncertainties remain regarding how different preparation methods influence their mechanical performance, particularly in terms of fatigue. In this study, the fatigue behavior of two main types of crown preparation was evaluated: the anatomical (ANAT) preparation, in which the cusp maintains its natural curvature, and the non-anatomical (NANAT) preparation, in which the cusp is flattened. The objective was to analyze the fatigue resistance of these crowns using real specimens reconstructed as finite element computational models. The simulations were validated and subsequently used to calculate fatigue life according to the Goodman, Soderberg, and Gerber criteria. The specimens were scanned using Micro-CT, reconstructed via the finite element method, and subjected to compression tests applying loads from 0 to 500N for validation. The models were then numerically simulated, allowing comparison with the experimental tests, calculation of principal stresses, and estimation of fatigue life according to the selected criteria. The validation showed an error of 7.7% for the ANAT model and 10.6% for the NANAT model, confirming the reliability of the simulation. For the fatigue calculations, the ANAT crown model presented safety factors of 1.75 for the Goodman and Soderberg criteria and 2.08 for Gerber, while the composite resin showed factors above 20.27. For the NANAT model, the crown presented safety factors of 1.93 and 2.28 for the same respective criteria, and the composite resin exhibited factors above 22.75. These results indicate that, for both preparation methods, the components exhibit infinite fatigue life. It is concluded that both preparation techniques are mechanically effective and do not compromise crown durability with respect to fatigue.

Keywords: Finite Element Method; Fatigue; Stresses; Monolithic Crowns.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 – Tensão alternada e tensão média	24
Figura 2.2 – Força da mordida versus número de ciclos.....	26
Figura 3.1 – Tomografia do modelo ANAT	28
Figura 3.2 – Tomografia do modelo NANAT	28
Figura 3.3 – Ensaio para validação	30
Figura 3.4 – Localização da haste de compressão da amostra na coroa	30
Figura 4.1 – Máscaras do modelo numérico.	38
Figura 4.2 – Modelo numérico, vista isométrica.	39
Figura 4.3 – Modelo em elementos finitos, vista isométrica.	40
Gráfico 4.1 - Resultados do ensaio de compressão ANAT	40
Gráfico 4.2 – Resultados do ensaio de compressão NANAT	41
Gráfico 4.3 – Resultados do ensaio de compressão corrigido ANAT	42
Gráfico 4.4 – Resultados do ensaio de compressão corrigido NANAT	42
Gráfico 4.5 – Resultados do ensaio de compressão com a curva média ANAT	43
Gráfico 4.6 – Resultados do ensaio de compressão com a curva média ANAT	43
Figura 4.4 – Modelo completo com a haste de compressão da amostra em elementos finitos.....	44
Gráfico 4.7 – Resultados da curva média e da simulação – ANAT	44
Gráfico 4.8 – Resultados da curva média e da simulação – NANAT	45
Figura 4.5 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão mínima, vista superior ANAT.	46
Figura 4.6 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão mínima, vista inferior ANAT.	46
Figura 4.7 – Tensão média principal para coroa com a tensão mínima, vista superior ANAT.	47
Figura 4.8 – Tensão média principal para coroa com a tensão mínima, vista inferior ANAT.	47
Figura 4.9 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão mínima, vista superior ANAT.	47

Figura 4.10 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão mínima, vista inferior ANAT.	48
Figura 4.11 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão máxima, vista superior ANAT.	48
Figura 4.12 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão máxima, vista inferior ANAT.	49
Figura 4.13 – Tensão média principal para coroa com a tensão máxima, vista superior ANAT.	49
Figura 4.14 – Tensão média principal para coroa com a tensão máxima, vista inferior ANAT.	50
Figura 4.15 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão máxima, vista superior ANAT.	50
Figura 4.16 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão máxima, vista inferior ANAT.	50
Figura 4.17 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão mínima, vista superior NANAT.	51
Figura 4.18 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão mínima, vista inferior NANAT.	51
Figura 4.19 – Tensão média principal para coroa com a tensão mínima, vista superior NANAT.	52
Figura 4.20 – Tensão média principal para coroa com a tensão mínima, vista inferior NANAT.	52
Figura 4.21 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão mínima, vista superior NANAT.	53
Figura 4.22 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão mínima, vista inferior NANAT.	53
Figura 4.23 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão máxima, vista superior NANAT.	54
Figura 4.24 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão máxima, vista inferior NANAT.	54
Figura 4.25 – Tensão média principal para coroa com a tensão máxima, vista superior NANAT.	55
Figura 4.26 – Tensão média principal para coroa com a tensão máxima, vista inferior NANAT.	55

Figura 4.27 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão máxima, vista superior NANAT.	56
Figura 4.28 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão máxima, vista inferior NANAT.	56
Figura 4.29 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista superior ANAT.	57
Figura 4.30 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista inferior ANAT.	57
Figura 4.31 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão mínima, vista superior ANAT.	58
Figura 4.32 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão mínima, vista inferior ANAT.	58
Figura 4.33 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista superior ANAT.	59
Figura 4.34 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista inferior ANAT.	59
Figura 4.35 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista superior ANAT.	60
Figura 4.36 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista inferior ANAT.	60
Figura 4.37 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão máxima, vista superior ANAT.....	60
Figura 4.38 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão máxima, vista inferior ANAT.....	61
Figura 4.39 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista superior ANAT.....	61
Figura 4.40 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista inferior ANAT.....	62
Figura 4.41 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista superior NANAT	62
Figura 4.42 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista inferior NANAT	63
Figura 4.43 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão mínima, vista superior NANAT	63

Figura 4.44 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão mínima, vista inferior NANAT	64
Figura 4.45 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista superior NANAT	64
Figura 4.46 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista inferior NANAT	65
Figura 4.47 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista superior NANAT	65
Figura 4.48 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista inferior NANAT	66
Figura 4.49 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão máxima, vista superior NANAT	66
Figura 4.50 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão máxima, vista inferior NANAT	67
Figura 4.51 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista superior NANAT	67
Figura 4.52 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista inferior NANAT	68

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Parâmetros para o fator de modificação superficial	35
Tabela 3.2 – Tabela de confiabilidade	36
Tabela 4.1 – Quantidade de elementos e de nós de cada componente	39
Tabela 4.2 – Resultado das tensões principais ANAT.	68
Tabela 4.3 – Resultado das tensões principais NANAT.	69
Tabela 4.4 – Tensões alternadas ANAT.	72
Tabela 4.5 – Tensões médias ANAT.	72
Tabela 4.6 – Tensões alternadas NANAT.	73
Tabela 4.7 – Tensões médias NANAT.	73
Tabela 4.8 – Resultados fatores de segurança à fadiga.	76

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Objetivo geral	16
1.2	Objetivos específicos	16
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
2.1	Principais tipos de restaurações cerâmicas	17
2.2	Restaurações metalocerâmicas	17
2.3	Restaurações monolíticas	19
2.4	O emprego do dissilicato de lítio como material para restaurações monolíticas	19
2.5	O método dos elementos finitos	20
2.6	Fadiga	23
2.7	Fadiga em próteses dentárias	25
3	METODOLOGIA	277
3.1	Preparo e escaneamento	277
3.2	Modelo numérico	29
3.3	Ensaio experimental	29
3.4	Simulação do ensaio	31
3.5	Método dos mínimos quadrados	31
3.6	Simulação via método dos elementos finitos	31
3.7	Critérios de falha	32
3.7.1	Fator de modificação de condição superfície <i>ka</i>	34
3.7.2	Fator de modificação de tamanho <i>kb</i>	35
3.7.3	Fator de modificação de carga <i>kc</i>	35
3.7.4	Fator de modificação de temperatura <i>kd</i>	36
3.7.5	Fator de confiabilidade <i>ke</i>	36
3.7.6	Fator de modificação por fatores diversos <i>kf</i>	36
3.7.7	Fator de modificação por sensibilidade ao entalhe	37

4	RESULTADOS	37
4.1	Preparo das amostras e escaneamento	37
4.2	Criação dos modelos numéricos	38
4.3	Criação do modelo em elementos finitos	39
4.4	Ensaio experimental	40
4.5	Simulação via método dos elementos finitos	45
4.5.1	Resultados da simulação da coroa para o modelo ANAT	46
4.5.2	Resultados da simulação da coroa para o modelo NANAT	51
4.5.3	Resultados das simulações para a resina composta ANAT	56
4.5.4	Resultados das simulações para a resina composta NANAT.....	62
4.5.5	Comparações dos resultados	68
4.6	Resistência a fadiga do componente	69
4.6.1	Propriedades dos materiais	69
4.6.2	Fator de modificação de condição de superfície <i>ka</i>	70
4.6.3	Fator de tamanho <i>kb</i>	70
4.6.4	Fator de modificação de carga <i>kc</i>	70
4.6.5	Fator de modificação de temperatura <i>kd</i>	71
4.6.6	Fator de modificação de confiabilidade <i>ke</i>	71
4.6.7	Fator de modificação por fatores diversos <i>kf</i>	71
4.6.8	Limite de resistência à fadiga <i>Se</i>	71
4.7	Tensões alternadas e médias	72
4.8	Critérios de falha	73
4.8.1	Critério de Soderberg	73
4.8.2	Critério de Goodman	74
4.8.3	Critério de Gerber	75
4.8.4	Comparação dos fatores de segurança à fadiga	76
5	CONCLUSÃO	776
	REFERÊNCIAS	787

1 INTRODUÇÃO

Modificações na estrutura dentária original devido à remoção de cáries, formação de cavidades, fraturas ou desgaste excessivo podem levar à diminuição da resistência mecânica e da estabilidade dos dentes. Com o intuito de restaurar a forma e a função dos elementos danificados, coroas protéticas são amplamente utilizadas, podendo ser confeccionadas em metal, cerâmica, resina composta ou uma associação destes. No último caso, atribui-se ao material de maior resistência a função estrutural e ao material com propriedades estéticas a função de revestimento (LIMA, 2016; YOON et al., 2019). Com as inovações nos últimos anos na área de restaurações odontológicas, as cerâmicas passaram a constituir umas das principais opções de material restaurador devido às suas propriedades favoráveis, tais como resistência à compressão, condutibilidade térmica, semelhança aos tecidos dentais, integridade marginal¹, estabilidade de cor, biomimetismo², entre outras (PASCHOAL AMOROSO et al., 2012).

Recentemente, devido ao aprimoramento das propriedades das principais cerâmicas utilizadas no meio das restaurações e com a introdução das tecnologias CAD/CAM (Computer-Aided Design / Computer-Aided Machining), iniciou-se uma tendência para a utilização de coroas manufaturadas a partir de um único material, nomeadas coroas monolíticas, em referência a sua construção dar-se a partir de um só bloco de cerâmica bruta, como um monólito, dispensando uma camada de revestimento e aumentando a resistência mecânica geral da restauração (LIMA, 2016; ROCCA et al., 2016). Independentemente do tipo de cerâmica, estudos clínicos apontam uma taxa de sobrevivência, no período de cinco anos, de aproximadamente 90% (ARCHANGELO et al., 2019).

Isto posto, a resistência à fratura e à fadiga são um dos principais aspectos de falha a serem analisados quando o intuito é garantir o sucesso do procedimento utilizando estruturas de cerâmica. A fratura clínica é afetada por diversos fatores como a geometria do preparo, propriedades mecânicas, espessura da restauração, agente de cimentação, dano oclusal devido aos carregamentos impostos pelos

¹ A integridade marginal é a capacidade de uma restauração se manter bem adaptada às margens do dente, sem deixar espaços ou falhas entre o material restaurador e a estrutura dental.

² É uma abordagem que busca imitar a natureza para restaurar dentes, usando materiais e técnicas que reproduzem a aparência, função e resistência dos tecidos dentários originais.

movimentos mastigatórios cíclicos e possíveis defeitos internos da cerâmica utilizada (YOON et al., 2019).

Nota-se que a elevada quantidade e complexidade de fatores que podem comprometer o êxito de uma restauração cerâmica tornam difícil o estudo e tomada de decisões relacionadas a esses procedimentos. Por causa disso, ao longo dos anos, o Método dos Elementos Finitos (MEF) vem se mostrando ser extremamente eficiente na determinação de tensões e deformações de geometrias complexas, passando a ser largamente utilizado na indústria para análise de estruturas sob os mais diversos tipos de carregamentos, sendo também incorporado ao meio científico, passando a se tornar uma importante ferramenta de pesquisa (ALPÍZAR; CASTILLO; CHINÈ, 2020; MACKERLE, 2005).

A indústria de próteses cerâmicas tem buscado cada vez mais o desenvolvimento de produtos mais seguros, menos invasivos e a utilização de métodos de produção mais econômicos e sustentáveis. Sabe-se que, embora os ensaios experimentais consigam simular adequadamente as condições às quais as restaurações serão submetidas, tais ensaios não proporcionam uma análise mais ampla e detalhada do comportamento das tensões no interior desses corpos, além de serem processos custosos, repetitivos e que necessitam de uma ampla gama de amostras a fim de se obter confiabilidade estatística.

Dessa forma, a análise por métodos numéricos, como o Método dos Elementos Finitos (MEF), surge como uma alternativa para esse tipo de ensaio, pois é possível analisar, de forma mais detalhada, o comportamento e distribuição de tensões no objeto de estudo. Além disso, o MEF não gera resíduos, visto que os ensaios laboratoriais (ou experimentais) são destrutivos e não podem ser repetidos para uma mesma amostra. Por fim, estudos envolvendo alterações geométricas podem ser feitos de forma relativamente simples com o auxílio de ferramentas computacionais como *softwares* de desenho CAD, economizando tempo e custos em relação ao ensaio laboratorial, onde um novo conjunto de amostras deve ser produzido a fim de averiguar cada parâmetro alterado.

Sendo assim, este trabalho visa criar modelos numéricos em Elementos Finitos para análise de coroas monolíticas de dissilicato de lítio com diferentes preparos de base. A partir desses, será possível variar parâmetros construtivos dessas restaurações cerâmicas, visando beneficiar a otimização dessas estruturas e encontrar configurações mais confiáveis que possam ser produzidas e

disponibilizadas para uso, contribuindo assim para o desenvolvimento dessa área, reduzindo custos e resíduos em relação aos ensaios laboratoriais e garantindo a longevidade dessas restaurações, o bem-estar e saúde de seus usuários por meio de um método bastante inovador que, embora já consagrado na indústria mecânica, ainda apresenta bastante potencial de exploração nas áreas científica e tecnológica de restaurações cerâmicas.

1.1 Objetivo geral

Este trabalho tem por objetivo geral a avaliação do comportamento estrutural e de fadiga de restaurações cerâmicas constituídas por coroas monolíticas de dissilicato de lítio com diferentes métodos de preparo, utilizando um modelo numérico em elementos finitos, validado por testes experimentais.

1.2 Objetivos específicos

Para alcançar o objetivo geral do projeto, será necessário, concluir uma série de objetivos menores, tais como.

- Construir o modelo destas próteses em elementos finitos.
- Validar esse modelo em elementos finitos por testes experimentais.
- Analisar o comportamento de tensão e de fadiga de próteses dentárias com diferentes preparações.
- Avaliar o melhor método de preparação para próteses dentárias para vida em fadiga e sob tensões.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A revisão bibliográfica apresenta uma introdução sobre os principais temas abordados nesse trabalho, baseando-se na bibliografia existente a respeito dos assuntos. São eles: principais tipos de restaurações cerâmicas, o emprego do dissilicato de lítio como material para restaurações cerâmicas, o Método dos Elementos Finitos e o Método dos Elementos Finitos na análise estrutural e de fadiga de restaurações cerâmicas.

2.1 Principais tipos de restaurações cerâmicas

Há mais de 50 anos disseminou-se o uso de restaurações multicamadas, as quais eram compostas tanto pela cerâmica como por uma liga metálica com função estrutural (GUARDA *et al.* 2013). Embora o sucesso deste tipo de restauração tenha sido expressivo, ainda pesava muito sua função estética, já que não se assemelhava aos dentes naturais, gerando uma demanda por opções que abrangessem tanto a funcionalidade estrutural como estética. A partir disso surgiram as restaurações totalmente cerâmicas, com sistemas metal-free, onde a liga metálica também era substituída por cerâmica (HOOSHMAND *et al.* 2012).

As cerâmicas odontológicas são materiais com características e propriedades excelentes e que se equiparam com as dos dentes naturais. Todavia, tais cerâmicas são sensíveis aos esforços mastigatórios devido à natureza frágil do material, advinda da facilidade de formação de microfissuras em sua superfície, o que aumenta a chance de ocorrências de fraturas, principalmente sob carregamentos oclusais, aqueles aplicados na porção superior da coroa no sentido de compressão desta (GUARDA *et al.* 2013). Os principais tipos de restaurações totalmente cerâmicas serão abordados nos tópicos a seguir.

2.2 Restaurações metalocerâmicas

A característica fundamental deste tipo de restauração reside no fato de ser composta por dois materiais, um voltado para suprir as funções estruturais, e garantir a confiabilidade e robustez do conjunto, e outro voltado para suprir a demanda estética, em função de sua similaridade com os dentes humanos (YOON *et al.* 2019).

Inicialmente, este tipo de arranjo era composto por uma liga metálica e uma cerâmica feldspática¹, funcionando como cobertura. Por muito tempo, essa combinação recebeu o título de padrão-ouro no meio odontológico, graças aos inúmeros casos de sucesso em sua utilização (GOMES *et al.* 2008). Pesquisas apontaram um índice anual de falha para este tipo de combinação de 1%, acompanhado de uma taxa de sobrevivência de 94% em 5 anos (JUNIOR *et al.*

¹ Porcelana odontológica à base de feldspato, quartzo e caulim, reconhecida pela estética e aspecto natural. É indicada principalmente para restaurações em dentes anteriores, como facetas e coroas, porém apresenta resistência mecânica inferior quando comparada a materiais como dissilicato de lítio ou zircônia, devendo ser utilizada em regiões submetidas a menor carga mastigatória.

2018; SAILER *et al.* 2015). Apesar dos grandes benefícios que acompanham essa composição, ela possui a desvantagem de ser limitada esteticamente. Daí o fato de, nos últimos anos, ser preterida em relação às demais opções disponíveis no mercado (SMIELAK; KLIMEK. 2015).

Portanto, a fim de acompanhar as novas tendências, sobretudo relacionadas à aparência externa das restaurações, novos estudos e arranjos cerâmicos surgiram com o intuito de substituir a composição metal-cerâmica (RAPTIS; MICHALAKIS; HIRAYAMA. 2006). Para tal, foi necessária a melhora das propriedades mecânicas das cerâmicas até então utilizadas, principalmente a feldspática, o que foi obtido com o aumento da fase cristalina através da incorporação de novos elementos químicos. Estes elementos atuam impedindo a rápida propagação de trincas quando o material é exposto a tensões de tração. Os materiais cerâmicos, devido a existência de poros e defeitos extremamente pequenos e presentes em praticamente toda extensão do material, são extremamente frágeis sob carregamento de tração, o que leva à formação de concentradores de tensão, que, conseqüentemente, ampliam consideravelmente a magnitude das tensões e favorecem a formação de microtrincas, sem que haja mecanismos para desviar ou impedir sua propagação (ANUSAVICE; KAKAR; FERREE, 2007; CALLISTER JR. 2021; RITZBERGER *et al.* 2010). Assim, com a adição desses elementos, foram originadas as cerâmicas reforçadas, amplamente utilizadas como componente estrutural nas restaurações metalocerâmicas.

Apesar dos grandes avanços alcançados pelas composições formadas unicamente por cerâmicas, estas ainda apresentavam uma taxa de insucesso considerável, sobretudo devido a quatro fatores. O primeiro deles reside no fato da cerâmica de superfície, com função estética, ser mais propensa à falha devido sua menor resistência, mesmo quando submetida a menores cargas (ZHAO *et al.* 2012). O segundo fator deve-se à tentativa de melhorar o padrão estético da restauração, valendo-se da redução da espessura da cerâmica de função estrutural e conseqüente diminuição de sua resistência (SILVA *et al.* 2012). O terceiro motivo é referente à dificuldade em executar a montagem da cerâmica de cobertura sobre a estrutural, podendo resultar em falhas na interface entre ambas como formação de bolhas e regiões sem contato aparente (SILVA *et al.* 2017). A quarta e última causa mais comum de insucesso deve-se às tensões residuais advindas de diferenças nas dilatações e contrações térmicas entre os materiais do arranjo que, por possuírem

diferentes propriedades térmicas, deformam-se de maneira desigual (BELLI; PETSCHLT; LOHBAUER, 2013).

2.3 Restaurações monolíticas

Os recentes avanços em engenharia dos materiais, com o desenvolvimento de novas cerâmicas que aliam propriedades estéticas e estruturais, possibilitou o surgimento das restaurações monolíticas, caracterizadas por apresentarem um único tipo de cerâmica em sua composição (SILVA *et al.* 2017). Aqui, não é necessária uma camada externa com função estética, sendo esta característica já incorporada pelo material selecionado, o que permite reduzir tempo e complexidade na fabricação destas estruturas.

Além de eliminar os principais modos de falha presentes nas próteses metalocerâmicas, devido a composição ser baseada em um único material, eliminando inúmeros pontos críticos e concentradores de tensão presentes em outros arranjos (JOHANSSON *et al.*, 2014), as estruturas monolíticas também possuem uma elevada resistência mecânica como um todo, principalmente quanto ao lascamento e à fratura, sendo capazes de suportar cargas oclusais ainda mais altas. Consequentemente, isto leva a uma menor ocorrência de rupturas catastróficas.

Os materiais mais comuns para este tipo de estrutura são as cerâmicas vítreas, sobretudo aquelas reforçadas com leucita e dissilicato de lítio, as cerâmicas híbridas, compostas por silicato de lítio reforçado com zircônia, ou as cristalinas, destacando-se a alumina ou zircônia (SILVA *et al.* 2017).

2.4 O emprego do dissilicato de lítio como material para restaurações monolíticas.

No contexto das cerâmicas empregadas em restaurações odontológicas, a feldspática se tornou uma das mais populares devido suas propriedades estéticas, com grande capacidade de mimetização dos dentes humanos.

Porém, seus baixos níveis de resistência mecânica impediam sua utilização como componente estrutural, ficando restrita apenas às funções de recobrimento estético (GOMES *et al.* 2008). Tendo como objetivo acabar com o problema da baixa resistência, foram desenvolvidas as cerâmicas reforçadas via adição de novos

elementos, como o dissilicato de lítio, alumina, leucita, zircônia, entre outros (JUNIOR *et al.* 2018).

A cerâmica com reforço de dissilicato de lítio, como por exemplo a da IPS Empress 2® - (Ivoclar Vivadent, Suíça) dentre as demais opções, apresenta propriedades favoráveis à sua utilização como coroa monolítica, apresentando uma alta resistência mecânica, que pode variar de 300 a 400 MPa. O material em questão passou por um aperfeiçoamento em sua estrutura, passando a se chamar IPS e.max (Ivoclar Vivadent, Suíça). Além da melhora na sua resistência nominal, devido a diminuição dos cristais conformados em sua composição, o que dificulta a formação e propagação de trincas (CALLISTER JR. 2021), o material aprimorado também possui boa aparência estética, que imita bem o esmalte dos dentes (KANG; CHANG; SON, 2013; WENDLER *et al.* 2017).

Em 2015, um estudo em larga escala envolvendo restaurações multicamadas e monolíticas de dissilicato de lítio IPS e.max avaliou a taxa de sobrevivência de 15802 restaurações monolíticas e 5538 restaurações multicamadas durante um período de 45 meses (SULAIMAN; DELGADO; DONOVAN, 2015). O estudo resultou em uma taxa de sobrevivência de 99,09% para as coroas monolíticas e de 98,17% para as coroas multicamadas. Embora a taxa de fratura da segunda tenha sido praticamente o dobro da primeira, ambas se mantiveram em níveis baixos, mostrando que o material, independente da configuração, responde bem à aplicação odontológica.

Outro estudo avaliou a resistência à fadiga de 19 coroas monolíticas de dissilicato de lítio IPS e.max (Ivoclar Vivadent, Suíça), projetadas e manufaturadas pelo sistema CAD/CAM. Os espécimes utilizados no estudo foram submetidos a carregamentos que simulam o movimento mastigatório e, ao final dos ensaios, nenhuma coroa falhou. Assim, com base nos dados encontrados, concluiu-se que a aplicação do sistema CAD/CAM em coroas monolíticas de dissilicato de lítio resulta em estruturas suficientemente resistentes à fadiga (GUESS *et al.*, 2010).

2.5 O Método dos Elementos Finitos

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é geralmente aplicado quando as soluções analíticas para o modelo do objeto em estudo são inviáveis, geralmente devido à complexidade de sua geometria, relações de contato, e propriedades

mecânicas. Quando isso ocorre, pode-se recorrer a modelos matemáticos aproximados que proporcionem um melhor conhecimento sobre o problema e que melhor represente a física envolvida no comportamento do objeto: Dentre os utilizados com esse propósito destaca-se o MEF, método numérico capaz de analisar estruturas complexas e de difícil experimentação. As aplicações para o método são inúmeras, abrangendo análises estáticas e dinâmicas, lineares e não lineares; vibrações; térmicas; acústicas; eletrostáticas e magnéticas, entre outras (BUDYNAS; NISBETT, 2016).

Sucintamente, o MEF consiste na divisão da estrutura em um número finito de partes (elementos). Assim, valendo-se de funções polinomiais aplicadas em operações matriciais, o comportamento elástico de cada elemento pode ser descrito com base nas propriedades geométricas e de material a ele associadas. Os nós (usualmente localizados nos vértices) de um elemento são a base de seu funcionamento pois, a partir deles, o elemento consegue ligar-se aos elementos vizinhos e dar a característica de continuidade ao modelo. Também são nos nós em que as propriedades elásticas do elemento, as condições de contorno e as forças (internas ou externas) são atribuídas.

Dessa forma, quando todos os elementos estiverem definidos na forma matricial, com vinculações e propriedades já impostas, é montada uma matriz global do sistema a partir das relações dos elementos via o compartilhamento de seus nós. Então, as cargas e condições externas são aplicadas e, por meio das já citadas operações matriciais, os deslocamentos de cada nó é obtido. Em seguida, esse deslocamento é utilizado para determinar as tensões e deformações resultantes sobre a estrutura (BUDYNAS; NISBETT, 2016).

(Assunção *et al*, 2009) destacam que o MEF tem sido utilizado na odontologia para diversas análises, como distribuição de tensões e deformações em próteses dentárias, oferecendo vantagens na exploração de diferentes condições e geometrias.

Uma simulação via MEF por se tratar de um modelo computacional numérico, se faz necessário à sua validação para que permita comparar estes resultados numéricos com o que seria encontrado experimentalmente com as mesmas condições. Essa validação pode ser realizada por algumas ferramentas, como por exemplo extensômetros, ensaios mecânicos, DIC convergência de resultados, entre outros.

O Método dos Elementos Finitos na análise estrutural e de fadiga de restaurações cerâmicas. Todo o tipo de estrutura submetida a carregamentos cíclicos está sujeito a falhas por fadiga. Tais falhas caracterizam-se por serem repentinas, totais e com um nível de tensões abaixo da resistência nominal do material, distinguindo-se dos demais modos de falha pelo grande número de vezes em que as tensões alternam ou mudam de valor (BUDYNAS; NISBETT, 2016).

As restaurações cerâmicas devem ser projetadas para se manterem em função por um longo período, a fim de não se tornarem um problema recorrente na vida de seus usuários. Para garantir que esse requisito seja cumprido, exaustivos testes e análises devem ser realizados antes da introdução de um novo produto ou material na área. Assim, tornou-se comum a prática de ensaios físicos-destrutivos e a construção de modelos computacionais a fim de avaliar o comportamento dessas estruturas antes de sua aplicação.

É comum na análise de restaurações cerâmicas a prática de procedimentos experimentais aliados à construção de modelos numéricos que possam avaliar variáveis ou comportamentos mais complexos. (HEINTZE *et al.* 2018) elaboraram procedimentos para o ensaio de fadiga de próteses parciais de cerâmica feitas de zircônica e de dissilicato de lítio a fim de comparar o desempenho de cada material. Os pesquisadores também criaram um modelo tridimensional em elementos finitos a fim de verificar a possibilidade de redução da área de conexão.

Para geração de malha os autores utilizaram elementos tetraédricos de segunda ordem. O estudo mostrou que próteses parciais fixas de 3 elementos de zircônica são mais resistentes à fadiga que aquelas feitas de dissilicato de lítio. Outra conclusão importante foi que a redução da área de conexão implica em considerável redução da vida em fadiga. Dessa forma, adequar o tamanho da zona de conexão nesse tipo de restauração é de fundamental importância para garantir a longevidade dessas estruturas. Por fim, o modelo criado em elementos finitos mostrou-se uma ferramenta eficaz na predição das máximas forças a serem aplicadas para que ocorra a falha em diferentes configurações com diferentes áreas de conexão, sendo o método numérico uma boa alternativa para avaliar a estabilidade nessas estruturas (HEINTZE *et al.* 2018).

Dal Piva *et al.* (2021) realizaram um estudo a fim de verificar o efeito de técnicas como a de Mínimo Preparo Dentário sobre o comportamento mecânico e confiabilidade de coroas monolíticas. Com o intuito de verificar a distribuição de

tensões nas coroas, foi elaborado um modelo tridimensional em elementos finitos. Para geração da malha, foi estabelecido um critério de convergência de 10%. Posteriormente, foi realizada uma análise estrutural estática, considerando uma conexão ideal entre as partes.

Para avaliação de tensão, utilizou-se o método de Máxima Tensão. Os resultados mostram que a utilização do MEF permitiu comparar o efeito de concentração de tensão em diferentes configurações, com resultados compatíveis àqueles obtidos experimentalmente Dal Piva *et al.* (2021).

Ao aplicar o método dos elementos finitos às próteses dentárias, é comumente utilizada a microtomografia computadorizada (Micro-CT) para representar fielmente a geometria e os componentes da prótese, devido ao fato de se tratar de um espécime biológico. Com as imagens obtidas pela tomografia, são utilizados *softwares* como o *Simpleware Scan IP* (v2022, Synopsys Inc, EUA) para processar as diversas imagens geradas e convertê-las em uma geometria tridimensional computadorizada. No próprio *software*, é possível realizar o tratamento das imagens, criar a malha e, por fim, transformar o modelo em um espécime numérico para a análise por elementos finitos.

2.6 Fadiga

O fenômeno da fadiga em materiais é caracterizado pelo esforço cíclico e repetitivo de tensões menores que as tensões de escoamento do material principal (BUDYNAS *et al.* 2011), o que é o caso principal de falhas em próteses dentárias onde o esforço principal realizado pela mordida possui uma tensão menor que a de escoamento do material, variável e repetitivo.

O cálculo e estudo da fadiga pode ser realizada observando diversos métodos, sendo alguns deles o método fadiga-vida, tensão-vida, deformação-vida, mecânica de fratura linear elástica. O método tensão-vida é interessante para avaliar o comportamento de próteses dentárias, por tratar de espécimes que sofrem a influência de forças repetitivas e variáveis de intensidades específicas tendo seus ciclos contados até a sua falha (BUDYNAS *et al.* 2011),

Por se tratar de tensões variáveis, observa-se que durante o ciclo as tensões que atingem um valor máximo e mínimo, logo pode-se obter seus valores médios, onde, segundo (BUDYNAS *et al.* 2011), pode-se calcular o limite de fadiga do

material, que representa sua resistência à vida infinita à fadiga. Esse limite corresponde à capacidade do material de suportar um número infinito de ciclos de carga sem falha por fadiga.

Para a resolução dos critérios de fadiga é necessário definir essas tensões de forma equivalente, ou seja, definir os valores de tensões máximas e mínimas, para suas formas de tensões alternadas (σ_a) e tensões médias (σ_m), como visto na figura 2.1 e são representadas pelas equações 2.1 e 2.2.

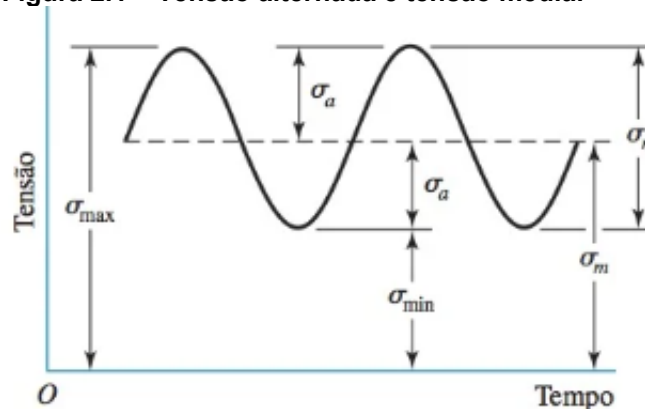
$$\sigma_a = \left| \frac{\sigma_{m\acute{a}x} - \sigma_{m\acute{i}n}}{2} \right| \quad (2.1)$$

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{m\acute{a}x} + \sigma_{m\acute{i}n}}{2} \quad (2.2)$$

Onde:

- $\sigma_{m\acute{a}x}$ representa a tensão Máxima do carregamento cíclico.
- $\sigma_{m\acute{i}n}$ representa a tensão Mínima do carregamento cíclico.
-

Figura 2.1 – Tensão alternada e tensão média.



Fonte: Budynas (2011)

O cálculo do fator de segurança à fadiga, pode ser realizado por diversos critérios, entre eles os de Soderberg, Goodman modificada e Gerber, vistos nas equações 2.4, 2.5 e 2.6, respectivamente, para determinar se o espécime terá vida infinita ou não. Todos esses critérios consideram as tensões alternadas, as tensões médias e as propriedades do material, como o limite de escoamento e o próprio limite de fadiga, esse que é encontrado pela equação 2.6 e nela tem diversos fatores que são, fator de modificação de condição de superfície (k_a), fator de modificação de tamanho (k_b), fator de modificação de carga (k_c), fator de modificação de temperatura (k_d), fator de confiabilidade (k_e), fator de modificação por efeitos

variados (k_f), Limite de Resistência à Fadiga do Material obtido para um corpo de prova (S'_e).

$$S_e = k_a k_b k_c k_d k_e k_f S'_e \quad (2.3)$$

$$\text{Critério de Soderberg: } \frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_y} = \frac{1}{n} \quad (2.4)$$

$$\text{Critério de Goodman: } \frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ult}} = \frac{1}{n} \quad (2.5)$$

$$\text{Critério de Gerber: } \frac{n\sigma_a}{S_e} + \left(\frac{n\sigma_m}{S_{ult}}\right)^2 = 1 \quad (2.6)$$

Onde:

- S_e Representa o Limite de Resistência à Fadiga no local crítico de uma peça de máquina na geometria e na condição de uso.
- S_y Representa a tensão de escoamento do material.
- S_{ult} Representa a Resistência última a tração.

Pela literatura existem critérios conservadores e outros com maior tolerância, para determinar sua vida em fadiga, como por exemplo dentro dos critérios clássicos, o critério de Soderberg é a mais conservadora e a de Gerber é conhecida por ser possuir maior tolerância.

Caso o espécime não possua vida infinita à fadiga, é possível estimar a quantidade de ciclos que ele resistira até apresentar falha por fadiga, utilizando a equação de tensão - Número de ciclos. (NORTON. 2012).

2.7 Fadiga em Próteses dentárias

Frequentemente, a fadiga é apontada como a principal causa de falha em próteses dentárias (MORGAN *et al.* 1993), podendo resultar tanto em uma falha catastrófica da prótese quanto no surgimento de microtrincas. Estas últimas são motivo de grande preocupação para os dentistas devido à possibilidade de proliferação de bactérias (SHEMTOV-YOKA; RITTEL, 2016).

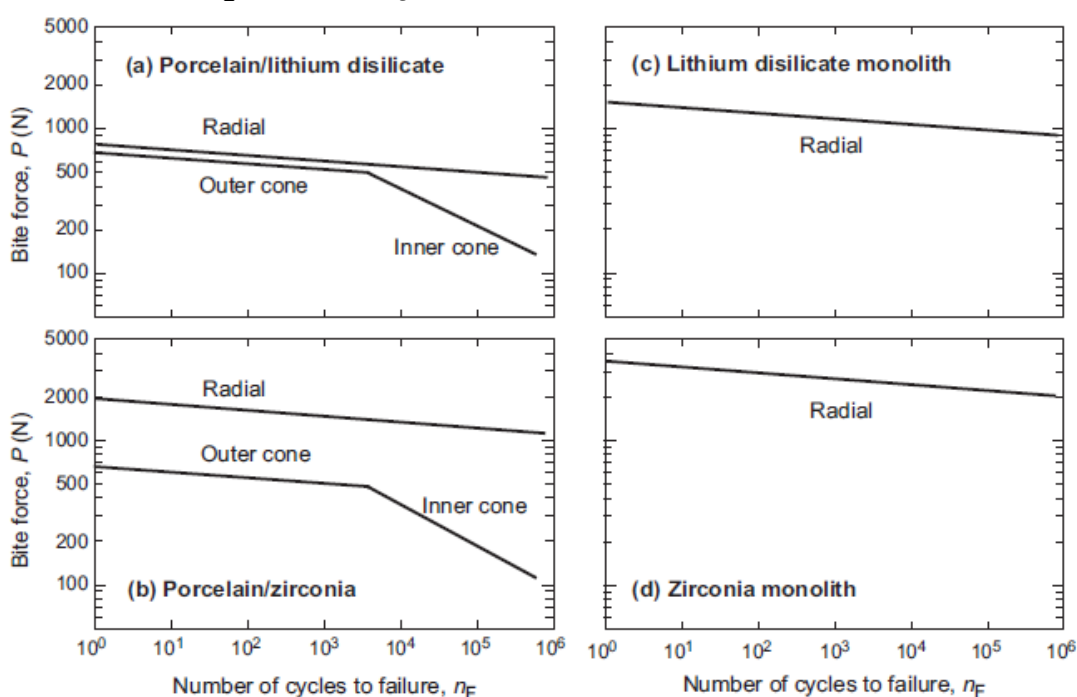
Embora a fadiga seja a principal causa de falha, é importante destacar que isso não exclui a possibilidade de falha catastrófica devido a altas tensões aplicadas às próteses. Essas tensões tendem a se concentrar em regiões específicas,

seguindo o caminho onde a solitação mecânica é mais intensa (ZHANG *et al.* 2013).

Caso a falha por excesso de tensões não ocorra imediatamente, o dano pode se acumular ao longo do tempo. De acordo com algumas literaturas, esse processo é avaliado por meio da chamada “taxa de sobrevivência”, que nada mais é do que a vida em fadiga, ou seja, a quantidade de ciclos que a prótese resiste antes da falha (ZHANG *et al.* 2013).

Atualmente, existem estudos que relaciona o comportamento de fadiga de próteses dentárias em um ensaio de força de mordida pelo número de ciclos de coroas monolíticas feitas de diversos materiais, como zircônia monolítica, porcelana sobre zircônia, dissilicato de lítio monolítico e porcelana sobre dissilicato de lítio (ZHANG *et al.* 2013), como observa-se na figura 2.2.

Figura 2.2 – Força da mordida versus número de ciclos



Fonte: Zhang (2013)

No entanto, como a fadiga é diretamente influenciada pela geometria do componente, pelas forças aplicadas e pelo material da prótese ser variável que muda dependendo do processo de fabricação, torna-se necessária a realização de um estudo específico sobre a prótese de dissilicato de lítio que será utilizada.

3 METODOLOGIA

Neste tópico é abordado os métodos utilizados para alcançar os objetivos do projeto, por se tratar de um estudo com base em um modelo numérico via MEF, é descrito os procedimentos como a construção das amostras, criação do modelo em elementos finitos, validação desse modelo, simulações via MEF e por fim as equações analíticas dos critérios clássicos de fadiga.

3.1 Preparo e escaneamento

O preparo das amostras a serem analisadas foi realizado nas instalações da Faculdade de Odontologia de Bauru (FOB), Universidade de São Paulo (USP), campus de Bauru – SP. A etapa foi conduzida juntamente com a doutoranda e colaboradora do projeto, Me. Bárbara Margarido Brondino, como parte de sua tese para obtenção do título de doutorado.

A partir de um manequim que imita a distribuição e formato dos dentes em uma boca humana saudável, foram replicados em gesso o arco superior e inferior desse manequim. Esses arcos foram escaneados a fim de se obter o formato, dimensões e nuances das coroas para que possa ser efetuada sua manufatura via sistema CAD/CAM. Com a aquisição das geometrias e formatos, foram usinadas e polidas duas coroas em dissilicato de lítio (IPS emax – Ivoclar Vivadent): uma com formato anatômico (ANAT) e outra no formato não anatômico (NANAT).

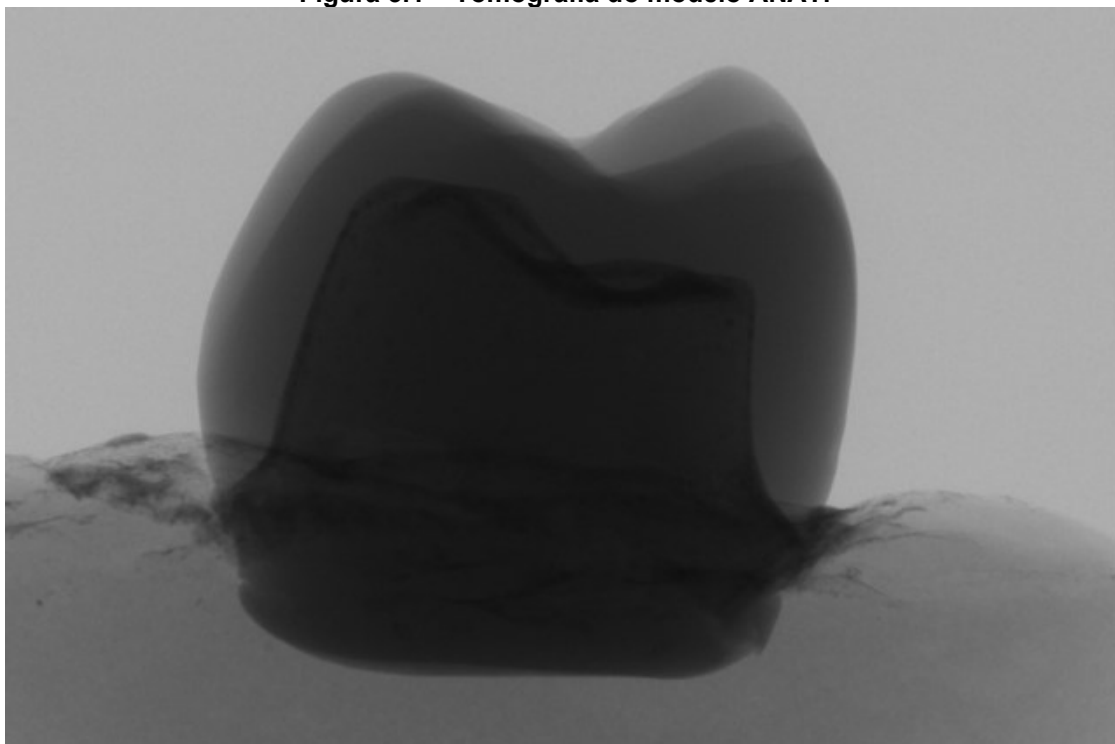
- ANAT80 (Grupo anatômico 80 μ m): será realizado um preparo para coroa total em um 1º Molar Inferior esquerdo de manequim (Prodens, Brasil), a partir da técnica da silhueta (redução vestibular, lingual e proximal de 1,4mm e oclusal de 2,1mm, mantendo-se o formato das cúspides); para a confecção da coroa monolítica, será mantido um espaçamento para cimento de 80 μ m.

- NANAT80 (Grupo não-anatômico 80 μ m): será realizado um preparo para coroa total em um 1º Molar Inferior esquerdo de manequim (Prodens), com redução vestibular, lingual e proximal de 1,4mm e oclusal de 2,1mm, sem manter o formato das cúspides.

Após a fabricação das próteses elas foram escaneadas na faculdade de odontologia da Universidade Estadual Paulista campus Araçatuba via microtomografia computadorizada (micro-CT), como observa-se nas figuras 3.1 e

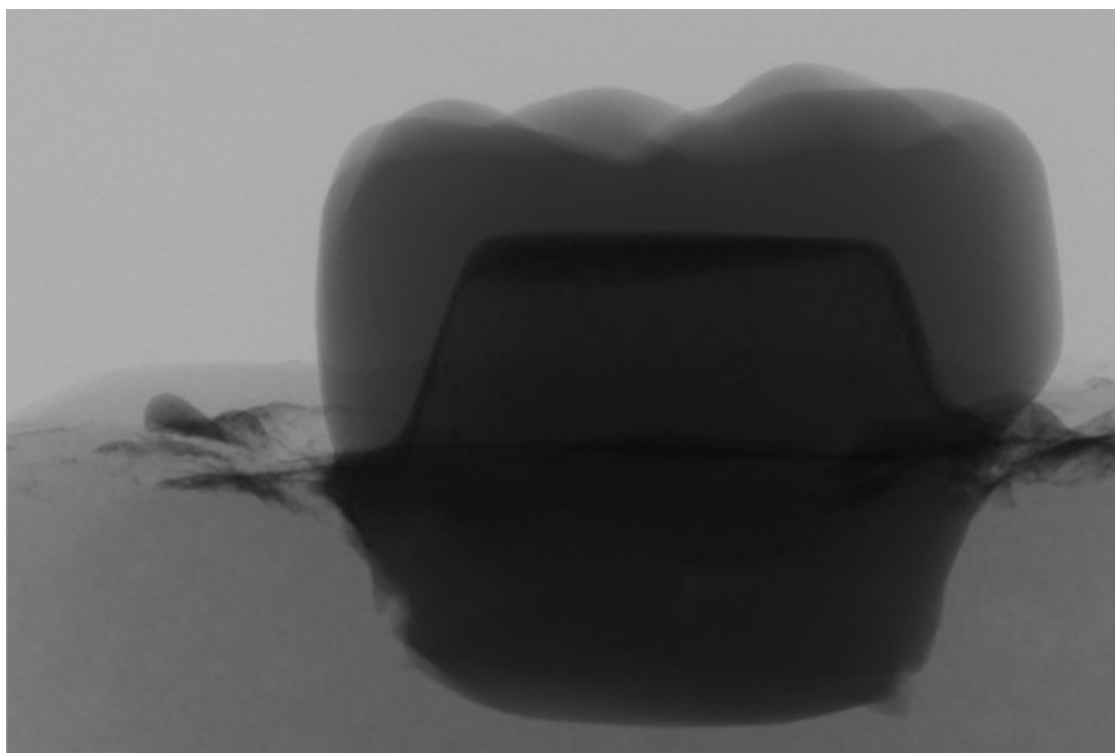
3.2, sendo o modelo escaneado ANAT e NANAT respectivamente e estas foram exportadas para ser criado posteriormente o modelo numérico.

Figura 3.1 – Tomografia do modelo ANAT.



Fonte: Brondino (2024).

Figura 3.2 – Tomografia do modelo NANAT



Fonte: Brondino (2024).

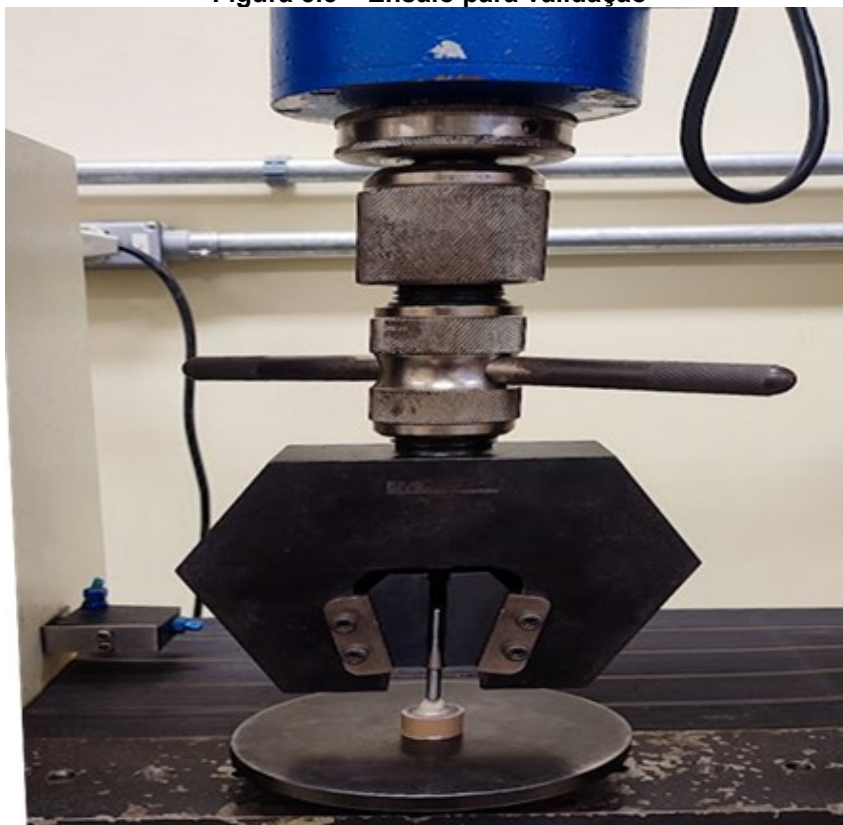
3.2 Modelo numérico

Com as imagens do micro-CT foi utilizado o *software Simpleware Scan IP* (v2022, Synopsys Inc, EUA) para transformar essas imagens em modelos 3D computadorizados. Uma vez importados no *Simpleware* foram criadas e otimizadas máscaras utilizando as ferramentas do próprio *software* como para identificar e individualizar cada componente das próteses. Posteriormente foram criados os contatos entre cada componente e a malha em elementos finitos utilizando os parâmetros *FE grid* com tipos de elementos *Mixed hexahedra/tetrahedra* pelo próprio *software Simpleware* e exportado para ser utilizado no *software Ansys* (v22.R2, Ansys Inc, EUA).

3.3 Ensaio experimental

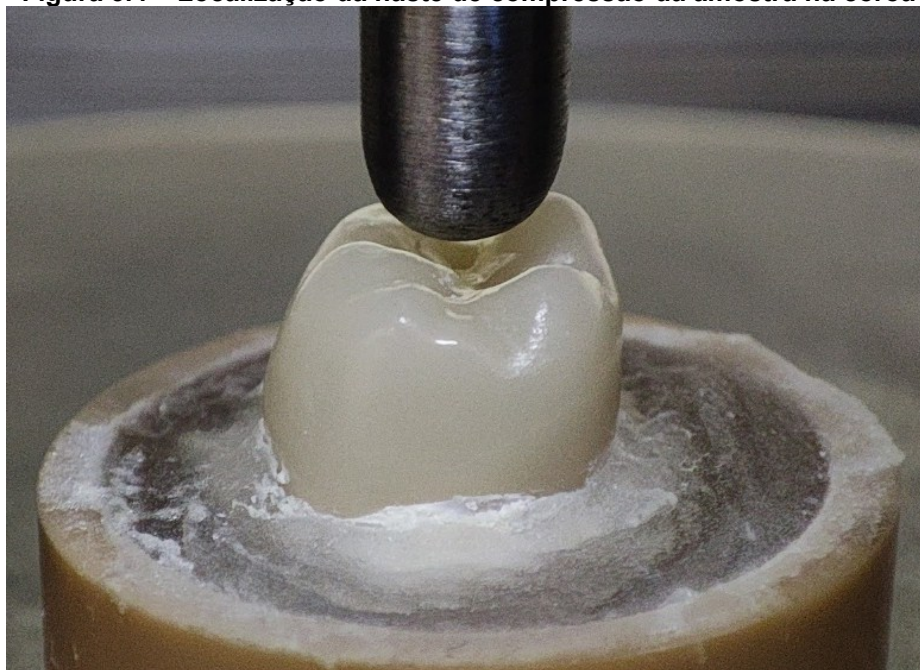
Para a validação dos modelos numéricos foi realizada por meio de um ensaio de compressão das próteses. Ensaio este que foi realizado no laboratório de ensaios destrutivos e não destrutivos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) campus Ponta Grossa - PR. Para isso os dois tipos de próteses foram testados e foram realizados 10 repetições para cada modelo. Durante o ensaio foi posicionado um indentador de 6 mm de diâmetro e altura de 1 mm ao centro da prótese ao qual é aplicado uma força que varia de 0N até 500N, visto nas Figuras 3.3 e 3.4 e foi coletado respectivamente para cada variação de força seu deslocamento.

Figura 3.3 – Ensaio para validação



Fonte: Autor (2024)

Figura 3.4 – Localização da haste de compressão da amostra na coroa



Fonte: Autor (2024)

Com os resultados de cada repetição e de cada modelo foi utilizado o *software Excel* (2019, Microsoft, EUA), para tratar e plotar esses dados. Como se tratava de várias repetições de um mesmo modelo, utilizou-se o método dos mínimos quadrados, descrito por Taylor (1997), para criar a curva média dos dez

resultados obtidos, para que seja comparado com a curva média aproximada dos resultados experimentais com o resultado numérico da simulação.

3.4 Simulação do ensaio

Para validar nossos modelos, é replicado, por meio do método dos elementos finitos, as mesmas condições do ensaio experimental. Foi necessário criar uma geometria adicional representando a haste de compressão da amostra utilizando o *software Ansys DesignModeler* (v22.R2, Ansys Inc, EUA) e aplicar os modelos de elementos finitos às próteses previamente obtidas.

No *Ansys Transient Structural* (v22.R2, Ansys Inc, EUA), aplica-se uma força crescente de 0 N a 500 N, conforme o ensaio experimental. Em seguida, é coletado os resultados do deslocamento da haste de compressão da amostra em relação à força aplicada e os compara-se com os resultados do ensaio experimental. Essa comparação permitiu calcular o erro relativo de cada modelo em elementos finitos em relação ao modelo real.

3.5 Método dos mínimos quadrados

Após a realização dos ensaios, foi aplicado um tratamento estatístico utilizando o método dos mínimos quadrados, conforme descrito por Taylor (1997). Dos dez ensaios realizados, os dados foram utilizados para obter uma curva média, que servirá como referência para calcular a diferença entre o modelo analítico e o real.

3.6 Simulação via método dos elementos finitos

Uma vez finalizados os modelos numéricos em elementos finitos para cada espécime, utiliza-se o *software Ansys Workbench* (v22.R2, Ansys Inc, EUA) para a análise. Esse *software* foi empregado para determinar os valores das tensões principais como as tensões máximas, médias e mínimas para cada espécime e para cada componente da prótese, incluindo a coroa e a resina composta.

Como condição de contorno inicial, a base da resina acrílica e a base do PVC foi fixada como *fixed support*. Além disso, foi criada uma geometria idêntica a haste de compressão da amostra, também em elementos finitos. Para viabilizar a simulação, foi necessário definir os contatos entre cada componente.

Em seguida, aplicou-se um deslocamento vertical na haste cilíndrica, até que este entrasse em contato com a coroa, gerando uma força resultante que variava de 0N a 350N.

Com os resultados obtidos na simulação, é possível calcular a vida em fadiga das próteses para cada modelo e cada componente, além de identificar as regiões de concentração de tensões.

3.7 Critérios de falha

Com a simulação realizada possa calcular a fadiga pelos métodos descritos anteriormente pelas equações 2.4, 2.5 e 2.6, sendo esses os critérios de Soderberg, Goodman, e Gerber respectivamente para obter a vida em fadiga para esses critérios, dentro dessas equações contém o σ_a como a tensão alternada principal é encontrada pela equação 3.1 e dentro dessa equação contém os valores de σ_{1a} , σ_{2a} e σ_{3a} , que representam a tensão máxima principal alternada, média principal alternada e mínima principal alternada encontradas pelas equações 3.2, 3.3 e 3.4 respectivamente e se tem os valores de σ_m que representam os valores das tensões médias, que podem ser obtidas por meio das equações 3.5, juntamente com os valores de σ_{1m} , σ_{2m} , σ_{3m} , encontradas nas equações 3.6, 3.6 e 3.8 que representam os valores de tensão máxima principal média, média principal média e mínima principal média (SHIGLEY, 2005) .

Equação da tensão principal alternada:

$$\sigma_a = \sqrt{\sigma_{1a}^2 + \sigma_{2a}^2 + \sigma_{3a}^2 - \sigma_{1a} \cdot \sigma_{2a} - \sigma_{1a} \cdot \sigma_{3a} - \sigma_{2a} \cdot \sigma_{3a}} \quad (3.1)$$

Onde:

- σ_a : Representa a tensão principal alternada.
- σ_{1a} : Tensão principal máxima alternada.
- σ_{2a} : Tensão principal intermediária alternada.
- σ_{3a} : Tensão principal mínima alternada.

Equação da tensão principal Máxima alternada:

$$\sigma_{1a} = \left| \frac{\sigma_{1max} - \sigma_{1min}}{2} \right| \quad (3.2)$$

Equação da tensão principal intermediária alternada:

$$\sigma_{2a} = \left| \frac{\sigma_{2max} - \sigma_{2min}}{2} \right| \quad (3.3)$$

Equação da tensão principal mínima alternada:

$$\sigma_{3a} = \left| \frac{\sigma_{3max} - \sigma_{3min}}{2} \right| \quad (3.4)$$

Equação da tensão principal média:

$$\sigma_m = \sqrt{\sigma_{1m}^2 + \sigma_{2m}^2 + \sigma_{3m}^2 - \sigma_{1m} \cdot \sigma_{2m} - \sigma_{1m} \cdot \sigma_{3m} - \sigma_{2m} \cdot \sigma_{3m}} \quad (3.5)$$

Equação da tensão média, máxima principal:

$$\sigma_{1m} = \left| \frac{\sigma_{1max} + \sigma_{1min}}{2} \right| \quad (3.6)$$

Equação da tensão média, média principal:

$$\sigma_{2m} = \left| \frac{\sigma_{2max} + \sigma_{2min}}{2} \right| \quad (3.7)$$

Equação da tensão média, mínima principal:

$$\sigma_{3m} = \left| \frac{\sigma_{3max} + \sigma_{3min}}{2} \right| \quad (3.8)$$

Onde:

- σ_{1max} : Representa a tensão principal máxima média com a tensão máxima do ciclo.
- σ_{1min} : Representa a tensão principal máxima média com a tensão mínima do ciclo.
- σ_{2max} : Representa a tensão média principal com a tensão máxima do ciclo.
- σ_{2min} : Representa a tensão principal intermediária média com a tensão mínima do ciclo.
- σ_{3max} : Representa a tensão principal mínima média com a tensão máxima do ciclo.

- σ_{3min} : Representa a tensão principal mínima média com a tensão mínima do ciclo.

Para a resolução das equações 2.4, 2.5 e 2.6 é necessário obter outros valores como o S_e , que se trata do Limite de resistência à fadiga no local crítico de uma peça de máquina na geometria e na condição de uso, que é encontrado pela equação 2.3.

Onde:

- k_a : Representa o fator de modificação de condição de superfície.
- k_b : Representa o fator de modificação de tamanho.
- k_c : Representa o fator de modificação de carga.
- k_d : Representa o fator de modificação de temperatura.
- k_e : Representa o fator de confiabilidade.
- k_f : Representa o fator de modificação por efeitos variados.
- S'_e : Representa a resistência à fadiga do material.

3.7.1 Fator de modificação de condição de superfície k_a

Durante a produção e fabricação dos materiais a qualidade do seu acabamento superficial é de extrema importância, tanto para questões como estética e funcional, quanto para o cálculo do Limite da fadiga, podendo influenciar diretamente na formação e aumento de trincas.

O fator k_a leva em consideração que uma peça com melhor acabamento possui menores chances de ter surgimento de trincas (SHIGLEY, 2005), portanto é levado em consideração para o cálculo do Limite da fadiga o processo de acabamento e a rugosidade, o qual observa-se pela equação 3.9 e é obtido os seus parâmetros na tabela 3.1.

$$k_a = \alpha S_{ult}^{\beta} \quad (3.9)$$

Onde:

- α e β são fatores de modificação superficial, encontradas na tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Parâmetros para o fator de modificação superficial (adaptado de SHIGLEY, 2005).

Acabamento superficial	α	β
Retificado	1,58	- 0,085
Usinado ou laminado a frio	4,51	- 0,265
Laminado a quente	57,7	- 0,718
Forjado	272	- 0,995

Fonte: Autor (2025)

3.7.2 Fator de modificação de tamanho k_b

A influência do tamanho do componente é outro grande ponto de preocupação da engenharia sobre o comportamento da fadiga, pois quanto maior a dimensão de uma peça menor é a resistência à fadiga, sendo propriedades inversamente proporcionais, sendo observadas uma vez que as regiões mais externas das peças acabam sendo submetidas por maiores tensões. Por conta disso, quando é aumentando o tamanho de uma peça, é aumentado a sua área e conseqüentemente tem o seu volume superficial aumentado proporcionalmente o local de maiores tensões e a probabilidade de formação de trincas. Para obter o fator k_b utiliza-se a equação 3.10.

$$k_b = \begin{cases} 1 & \text{para } d < 2,79 \text{ mm} \\ 1,24 \cdot d^{-0,107} & \text{para } 2,79 \leq d \leq 51 \text{ mm} \\ 1,24 \cdot d^{-0,157} & \text{para } 51 < d \leq 254 \text{ mm} \end{cases} \quad (3.10)$$

Onde:

- d : Diâmetro média da seção crítica.

3.7.3 Fator de modificação de carga k_c

O fator k_c leva em consideração o modo com que a carga afeta o componente, uma vez que a diferença de aplicação de carga, influência a geração e propagação da trinca, assim é obtido o fator k_c pela equação 3.11.

$$k_c = \begin{cases} 1 & \text{flexão} \\ 0,85 & \text{axial} \\ 0,59 & \text{torcional} \end{cases} \quad (3.11)$$

3.7.4 Fator de modificação de temperatura k_d

A temperatura é um fator de extrema importância e cuidado em projetos, pela sua capacidade de alterar e influenciar o comportamento de corpos, isso não é diferente com o comportamento a fadiga. A temperatura acaba influenciando diretamente a propagação e a geração de trincas, portanto, essa preocupação é caracterizada e considerada durante o equacionamento da resistência de um corpo a fadiga.

Porém é considerado que a partir dos 70°C a temperatura do meio onde está imerso o corpo começa a ter sua resistência à fadiga significativamente afetada e abaixo disso pode-se ter esse fator desconsiderado, utilizando-se um valor igual a 1 para esse fator.

3.7.5 Fator de confiabilidade k_e

O fator k_e determina o nível de confiabilidade do componente, isso é, a probabilidade de que o componente não venha a falhar por fadiga, os valores para esse fator, são encontradas na tabela 3.2, com base nos textos de (SHIGLEY, 2005).

Tabela 3.2 – Tabela de confiabilidade (adaptado de SHIGLEY, 2005)

Confiabilidade %	Fator de confiabilidade k_e
50	1
90	0,897
95	0,868
99	0,814
99,9	0,753
99,99	0,702
99,999	0,659
99,9999	0,620

Fonte: Autor (2025)

3.7.6 Fator de modificação por fatores diversos k_f

Outros fatores que possam afetar o comportamento e a resistência à fadiga de um componente, utiliza-se esse fator k_f para agregar durante o equacionamento na redução do limite de resistência à fadiga do material. Dentre esses outros efeitos vale-se destacar fatores de corrosão, endurecimento por deformação, tratamentos térmicos etc.

3.7.7 Fator de modificação por sensibilidade ao entalhe

Alguns autores também incluem em seus estudos sobre os fatores de modificação a resistência à fadiga de um corpo um fator extra de influência, o fator de modificação por sensibilidade ao entalhe, uma vez que, todo e qualquer tipo de entalhe em um corpo pode atuar como um ponto concentrador de tensão e nessa região possuem facilidade no surgimento de trincas, aos quais, diminuem a resistência à fadiga desse corpo.

Já outros autores consideram esse fator durante a determinação das tensões resultantes na estrutura.

Para o desenvolvimento deste trabalho, será considerado o segundo método, considerando o efeito da sensibilidade ao entalhe com o resultado das tensões. Uma vez que esse trabalho será desenvolvido com o apoio de ferramentas numéricas como o método dos elementos finitos, os resultados das simulações contarão com as considerações desse efeito, não sendo necessário a repetição durante a determinação da resistência à fadiga do material.

4 RESULTADOS

Uma vez realizadas todas as etapas do projeto, foram obtidos os seguintes resultados para cada uma delas.

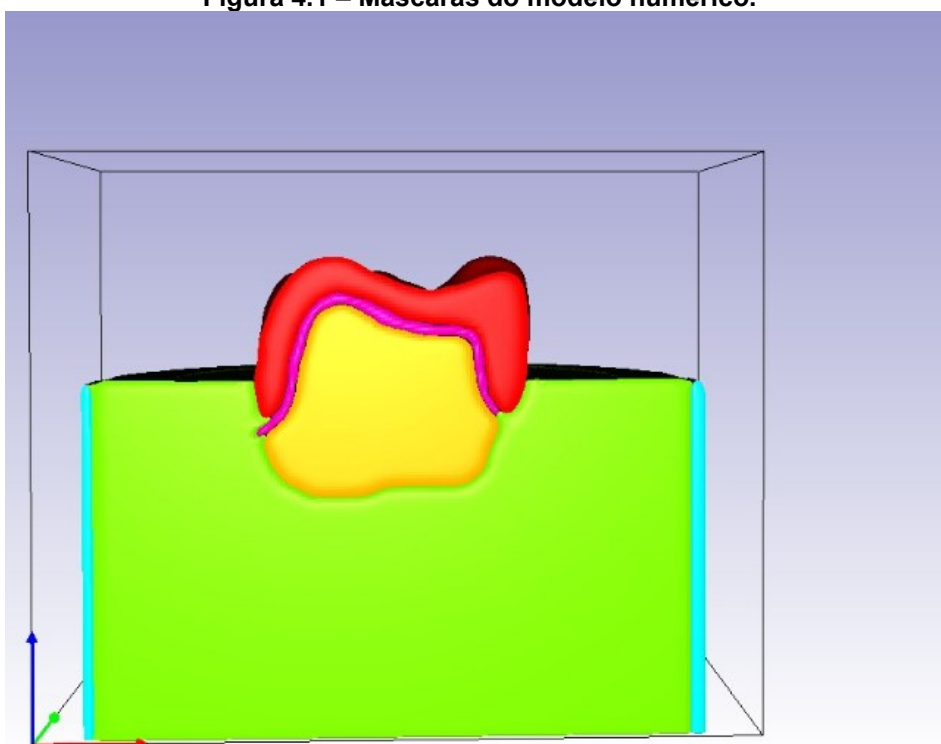
4.1 Preparo das amostras e escaneamento

O preparo das amostras foi concluído com sucesso e os 2 espécimes foram escaneados utilizando o Micro-CT, gerando um total de 386 para cada um dos dois modelos, no formato (DICOM), padrão para imagens médicas, contendo informações detalhadas sobre a imagem como distâncias entre as camadas, as quais serão importantes para a recriação desses modelos computacionalmente.

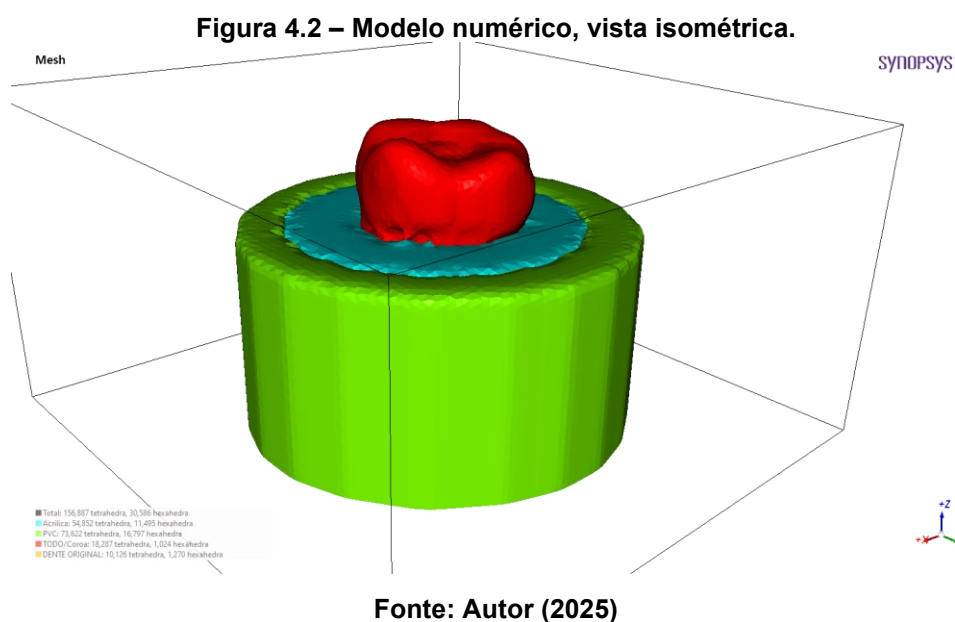
4.2 Criação dos modelos numéricos

O modelo numérico foi finalizado onde foram criadas para cada componente da prótese utilizando o método de criação de máscaras, para individualizar cada uma dessas componentes, onde observa-se na figura (4.1), a criação dessas máscaras, visto nas cores vermelha, rosa, amarela, verde e azul os componentes da coroa monolítica, cimento dentário, resina composta, resina acrílica e PVC respectivamente, as vistas dos modelos completos podem ser observadas na figura 4.2.

Figura 4.1 – Máscaras do modelo numérico.



Fonte: Autor (2025)



4.3 Criação do modelo em elementos finitos

Com os modelos recriados numericamente, foi criado a malha desses modelos para assim transformá-los em modelos em elementos finitos.

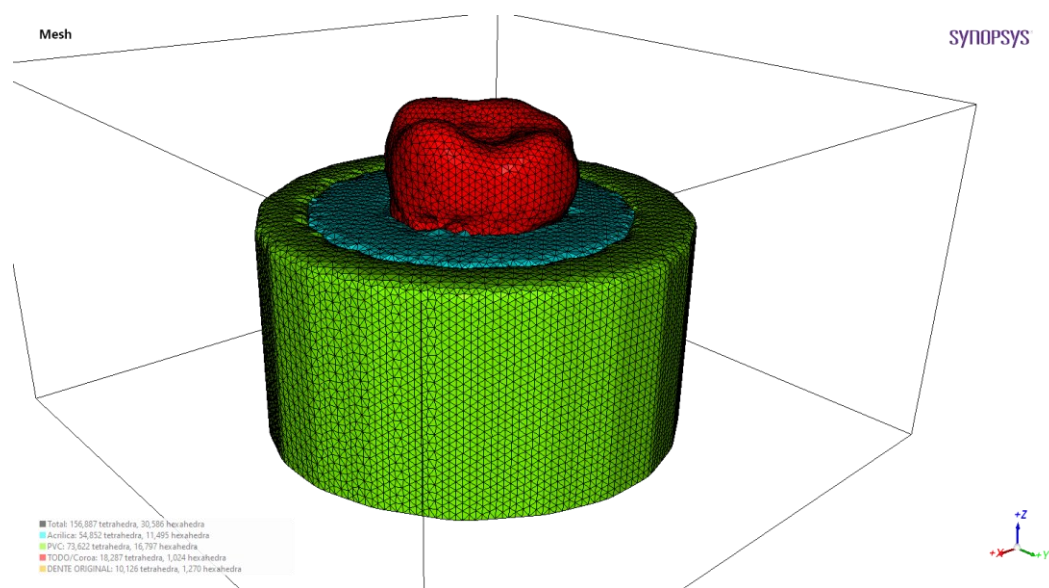
Foi obtido uma malha com números de nós e elementos para cada componente descrita na tabela 4.1 e observa-se a construção desse modelo em EF na figura 4.3.

Tabela 4.1 – Quantidade de elementos e de nós de cada componente.

Componente	ANAT	NANAT
Coroa	27.558 elementos	44.714 elementos
	7.411 nós	12.045 nós
Resina composta	11.304 elementos	17.506 elementos
	3.796 nós	5.873 nós
Resina acrílica	66.406 elementos	103.985 elementos
	24.794 nós	38.418 nós
PVC	90.419 elementos	130.170 elementos
	36.008 nós	53.423 nós
Haste de compressão da amostra	1.274 elementos	1.274 elementos
	608 nós	608 nós
TOTAL	196.961 elementos	296.834 elementos
	72.617 nós	110.367 nós

Fonte: Autor (2025)

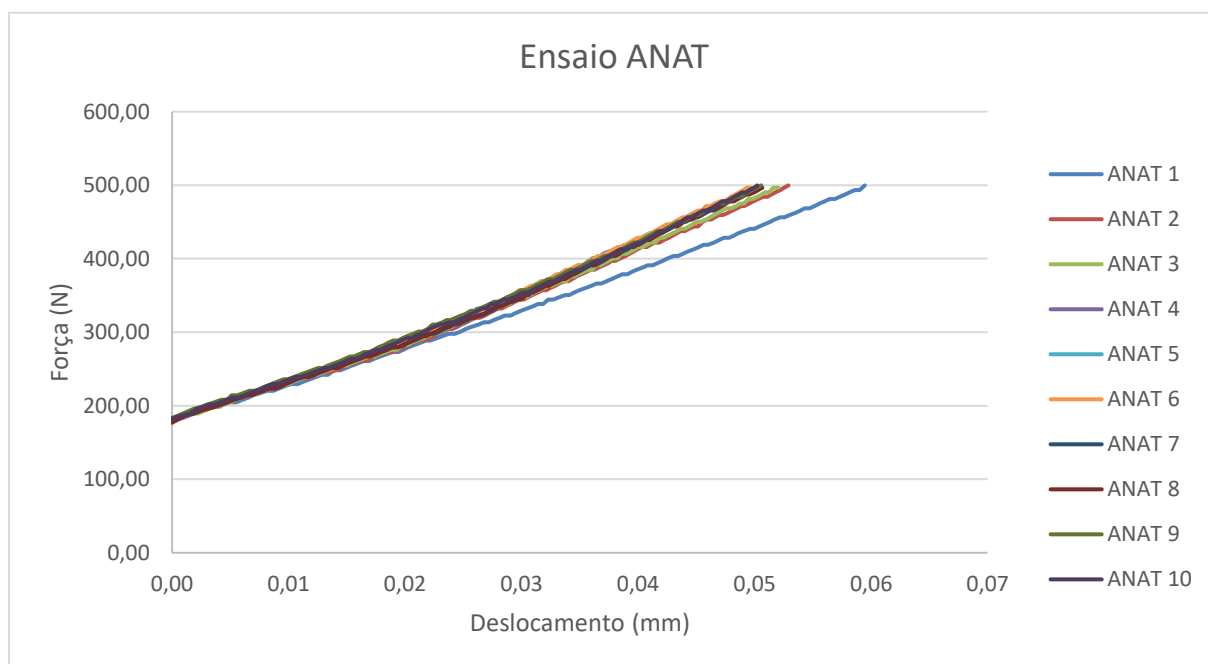
Figura 4.3 – Modelo em elementos finitos, vista isométrica.



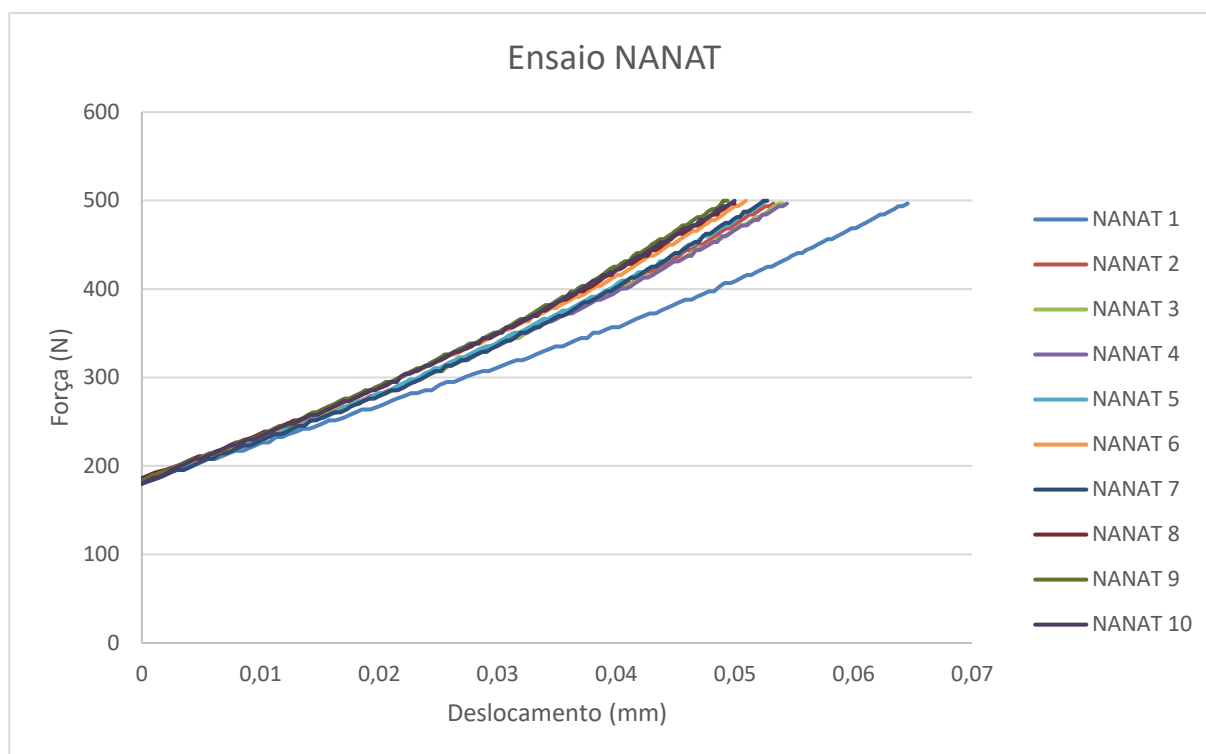
4.4 Ensaio experimental

Como resultado dos ensaios de compressão realizados para a validação, para cada modelo foram obtidas 10 curvas, uma para cada repetição, como é possível observar para os gráficos 4.1 e 4.2, aos quais representam os resultados do ensaio para o ANAT e NANAT respectivamente.

Gráfico 4.1 – Resultados do ensaio de compressão ANAT



Fonte: Autor (2025)

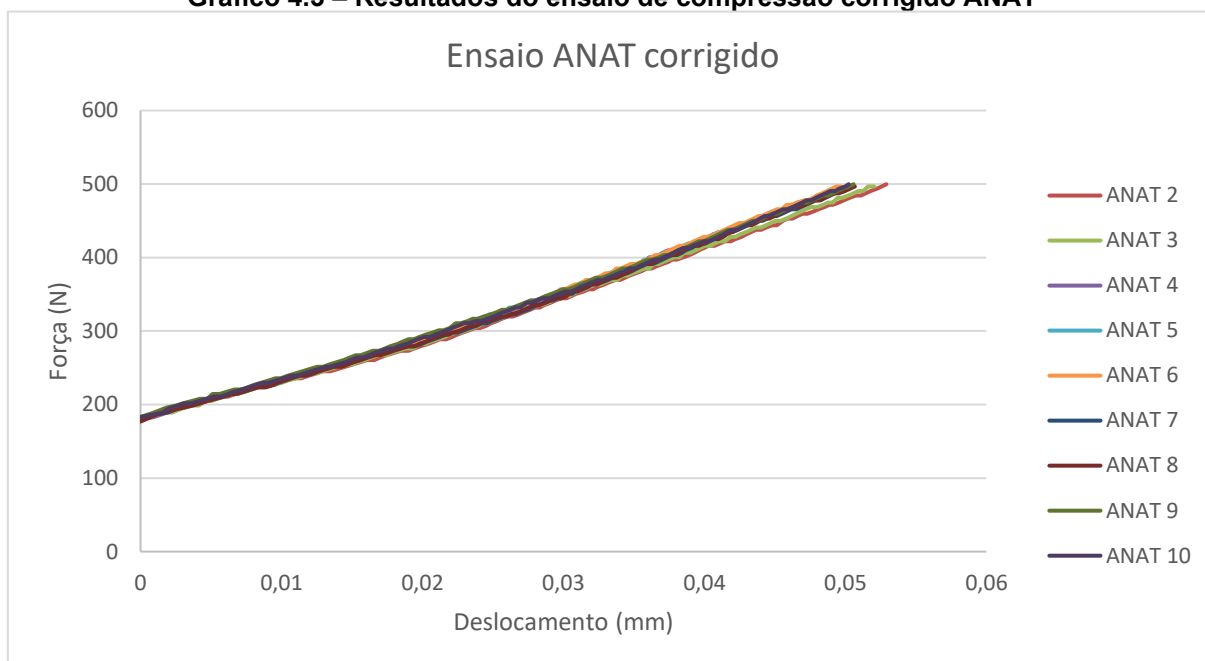
Gráfico 4.2 – Resultados do ensaio de compressão NANAT

Fonte: Autor (2025)

Como observa-se para os 2 ensaios, o resultado da primeira repetição diverge das outras, isso se deve ao fato da metodologia utilizada no ensaio, onde não foi utilizado nenhum tipo de fixação na base dos espécimes, apenas a própria força do equipamento na coroa para fixá-la.

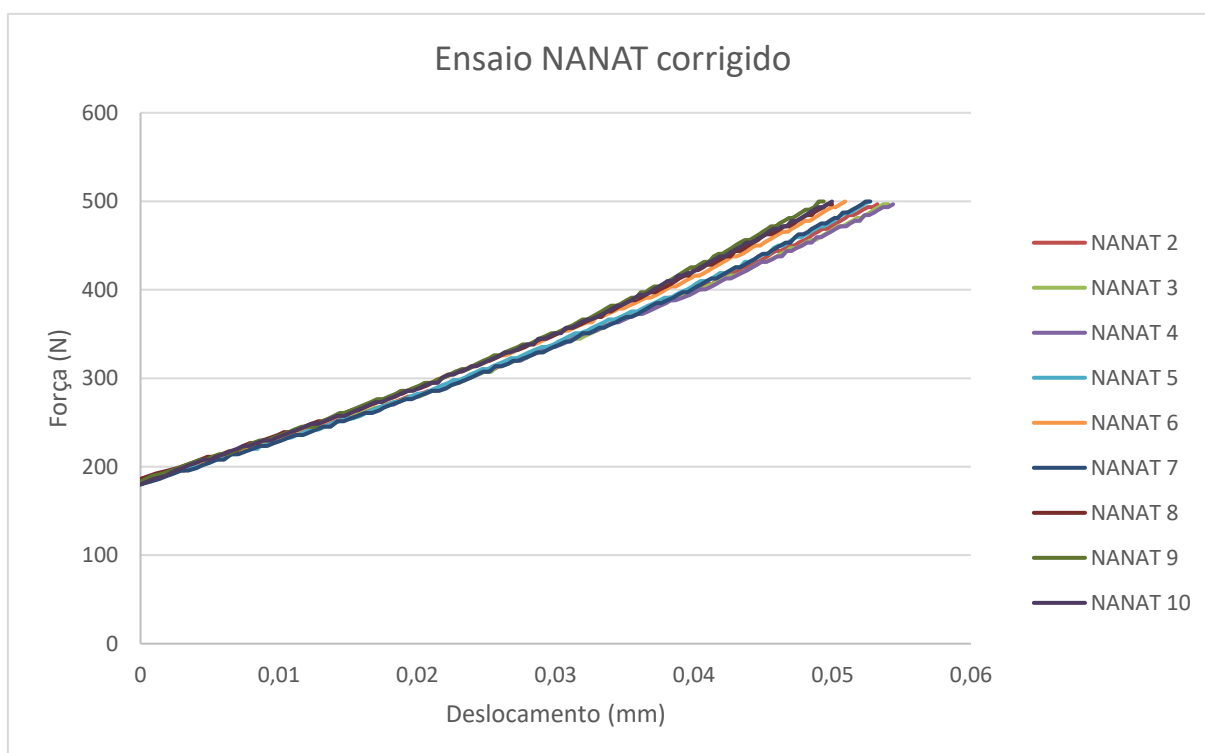
Portanto para a primeira repetição, houve um deslocamento inicial maior, carregando um erro no experimento conhecido e não pertinente ao estudo. Devido a esse fator, segue a validação desconsiderando o primeiro experimento, tornado possível obter uma curva média dos experimentos apenas com os erros experimentais. Como observa-se os novos gráficos obtidos nos gráficos 4.3 e 4.4.

Gráfico 4.3 – Resultados do ensaio de compressão corrigido ANAT



Fonte: Autor (2025)

Gráfico 4.4 – Resultados do ensaio de compressão corrigido NANAT

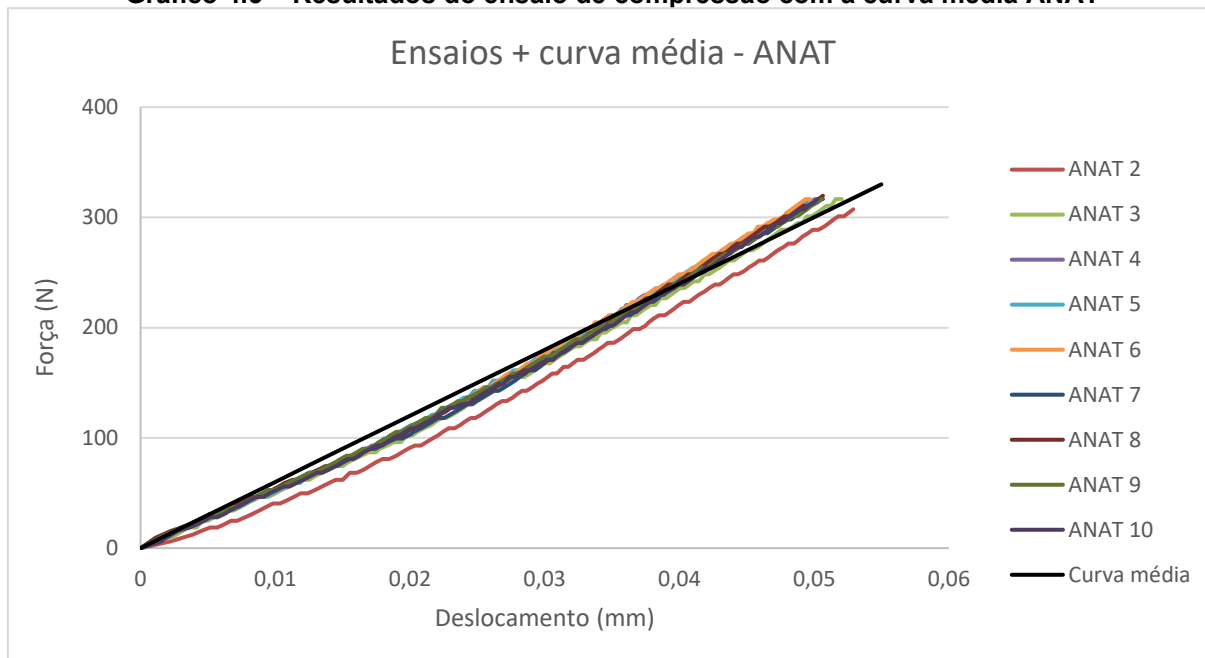


Fonte: Autor (2025)

Com esses resultados dos ensaios obtidos tornou-se possível obter a curva média utilizado o método dos quadrados mínimos para cada modelo e compará-los com o seu modelo experimental os quais resultaram nos gráficos 4.5 e 4.6 que

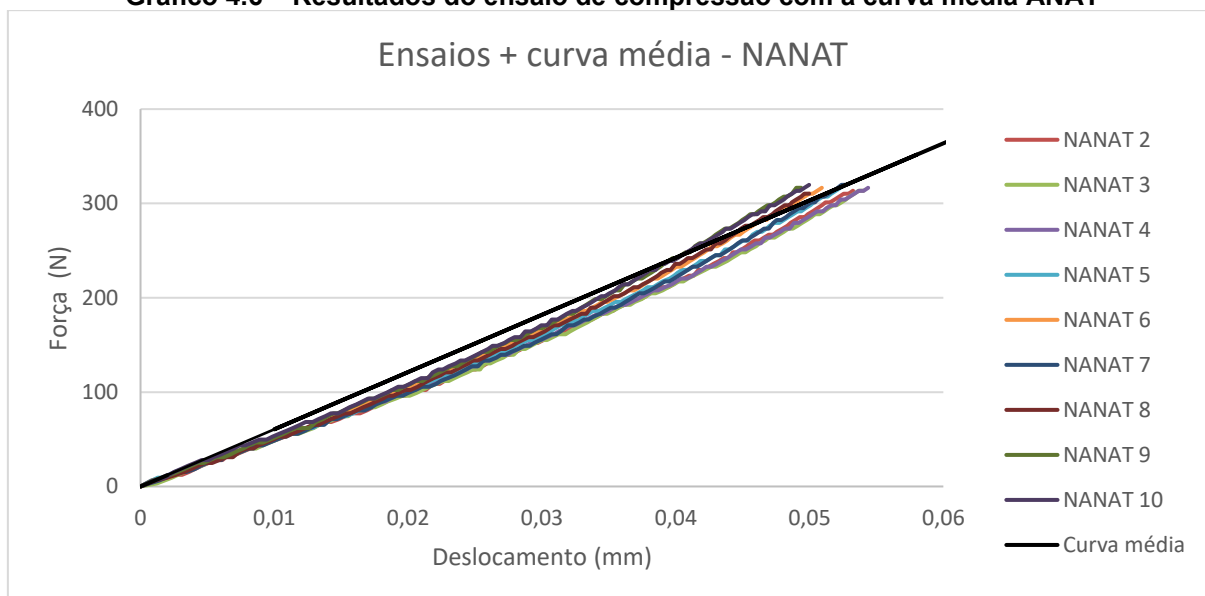
compara a curva média com os resultados dos ensaios para o modelo ANAT e NANAT respectivamente.

Gráfico 4.5 – Resultados do ensaio de compressão com a curva média ANAT



Fonte: Autor (2025)

Gráfico 4.6 – Resultados do ensaio de compressão com a curva média NANAT

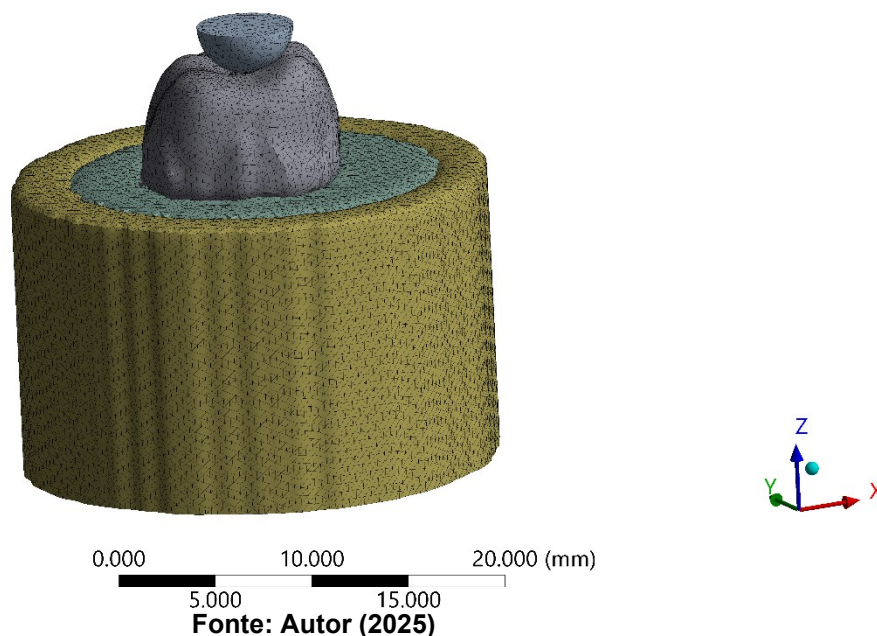


Fonte: Autor (2025)

Finalizado o cálculo da curva média utilizando o método dos quadrados mínimos, foi replicado as mesmas condições do ensaio de compressão, porém, agora simulando via MEF, para essa etapa foi necessário criar a haste de

compressão da amostra e criar a sua malha via EF, o resultado da criação do modelo completo e a malha pode-se observar na imagem 4.4.

Figura 4.4 – Modelo completo com a haste de compressão da amostra em elementos finitos.



Com o modelo criado e com as condições replicadas por simulação via MEF, obtém-se mais uma curva, agora dos resultados experimentais, essa, que foi compara com a curva média para cada modelo, como se pode ver nos gráficos 4.7 e 4.8.

Gráfico 4.7 – Resultados da curva média e da simulação - ANAT

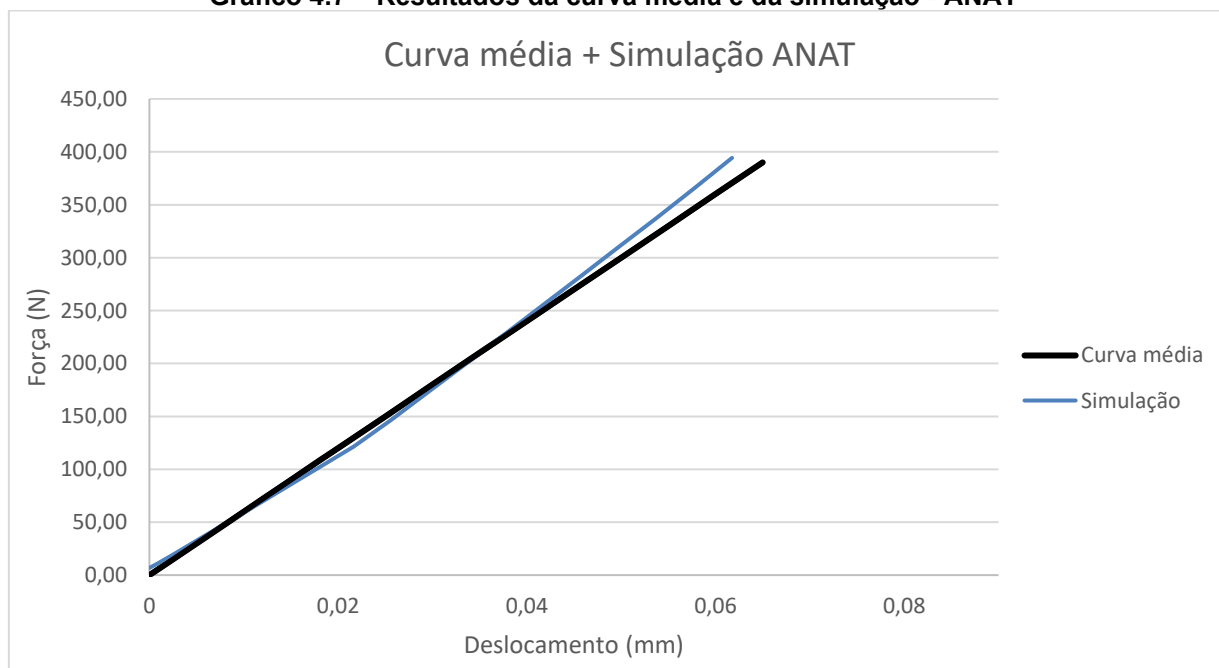
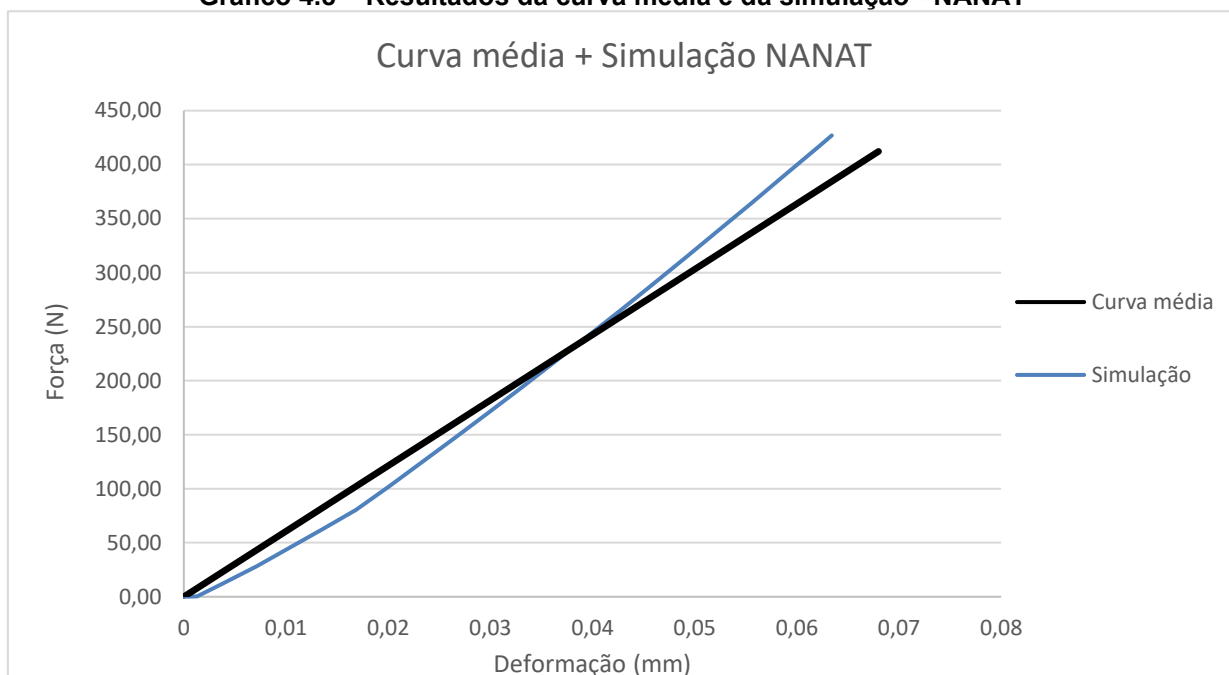


Gráfico 4.8 – Resultados da curva média e da simulação - NANAT

Fonte: Autor (2025)

Como resultado da validação obtém-se valores de rigidez para o modelo ANAT experimental média de 5975,35 e para a simulação igual a 6473,04. O que resulta em um erro relativo de 7,7%.

Agora para o modelo NANAT obtém-se um valor de rigidez média igual a 6062,35 para o experimental e para a simulação igual a 6704,51, resultando em um erro relativo de 10,6%.

O modelo ANAT apresentou erro relativo inferior a 10%, enquanto o modelo NANAT apresentou erro relativo próximo a esse limite. Em estudos de engenharia que empregam métodos numéricos, erros relativos de até 10% são considerados aceitáveis e compatíveis com a complexidade do fenômeno analisado. Ressalta-se que, em trabalhos futuros, a precisão dos resultados poderá ser aprimorada por meio do refinamento da malha, do ajuste dos parâmetros do modelo, da melhoria das condições de contorno adotadas e do aumento da precisão dos equipamentos, como, por exemplo, o ensaio de compressão e o Micro-CT. Portanto, a partir desses resultados, é possível afirmar que ambos os modelos numéricos foram adequadamente validados, permitindo a utilização destes resultados.

4.5 Simulação via método dos elementos finitos

Com os modelos criados e validados, realiza-se as simulações utilizando o método dos elementos finitos, buscando obter numericamente os resultados das tensões principais dos dois modelos, tanto para a tensão máxima de 350N quanto para a tensão mínima de 0N.

4.5.1 Resultados da simulação da coroa para o modelo ANAT

Observa-se da figura 4.5 a figura 4.10 os resultados das simulações para a coroa do modelo ANAT com a tensão mínima de 0N.

Figura 4.5 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão mínima, vista superior ANAT.

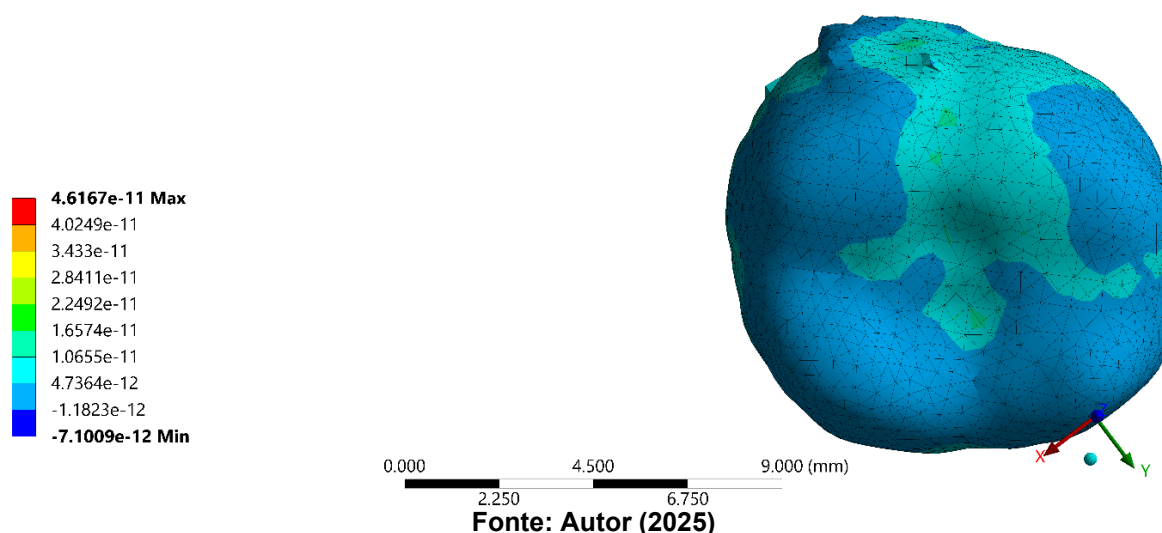


Figura 4.6 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão mínima, vista inferior ANAT.

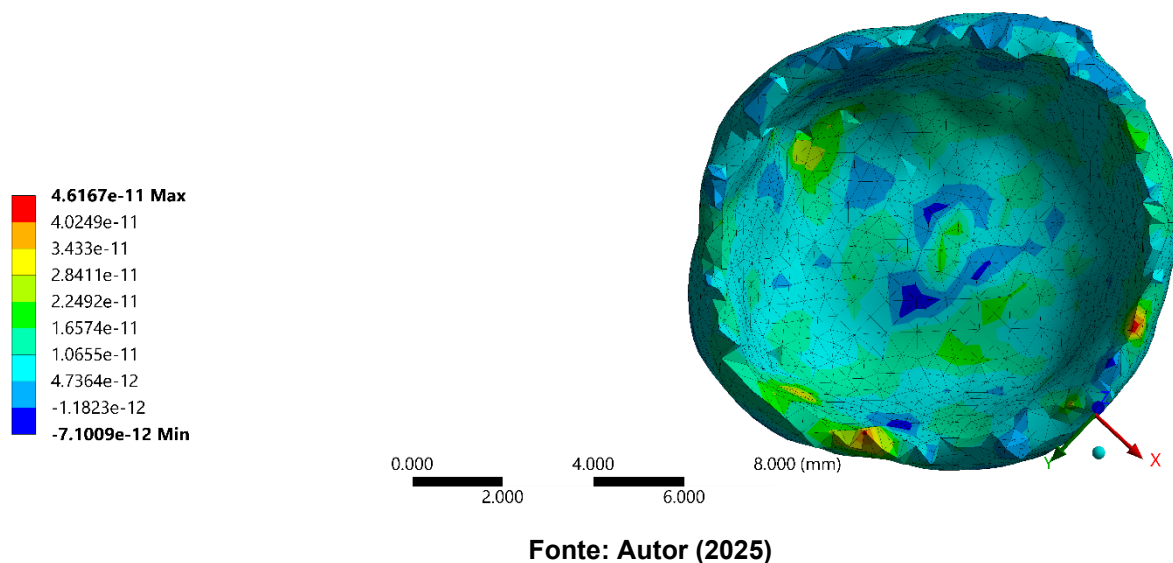


Figura 4.7 – Tensão média principal para coroa com a tensão mínima, vista superior ANAT.

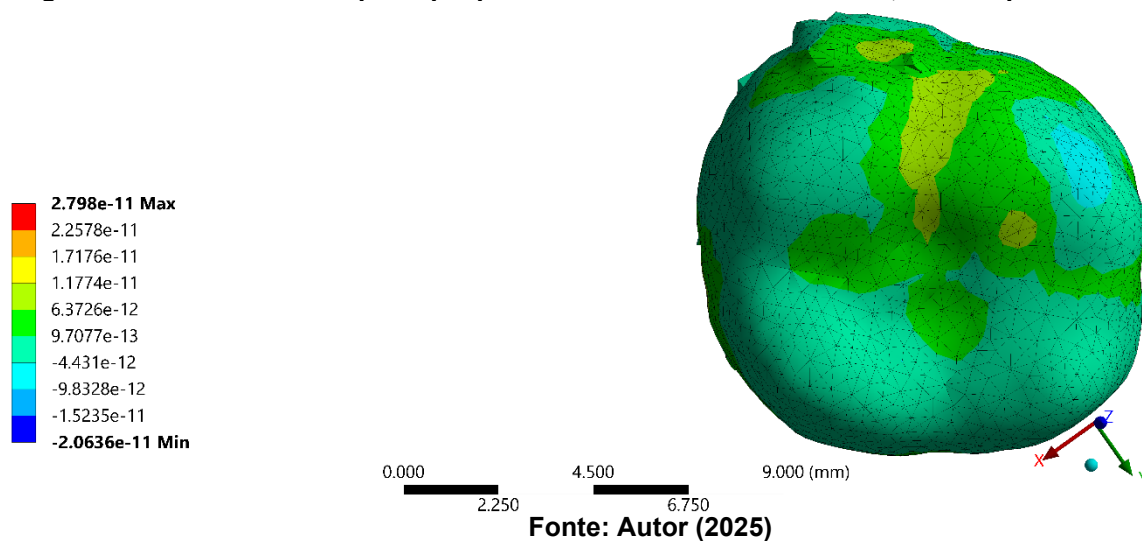


Figura 4.8 – Tensão média principal para coroa com a tensão mínima, vista inferior ANAT.

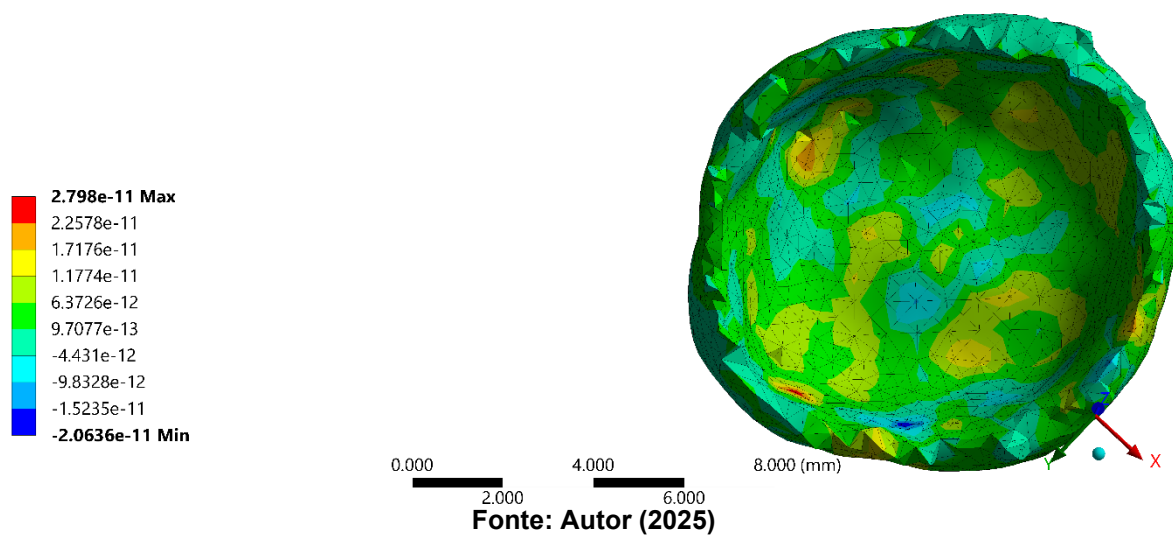


Figura 4.9 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão mínima, vista superior ANAT.

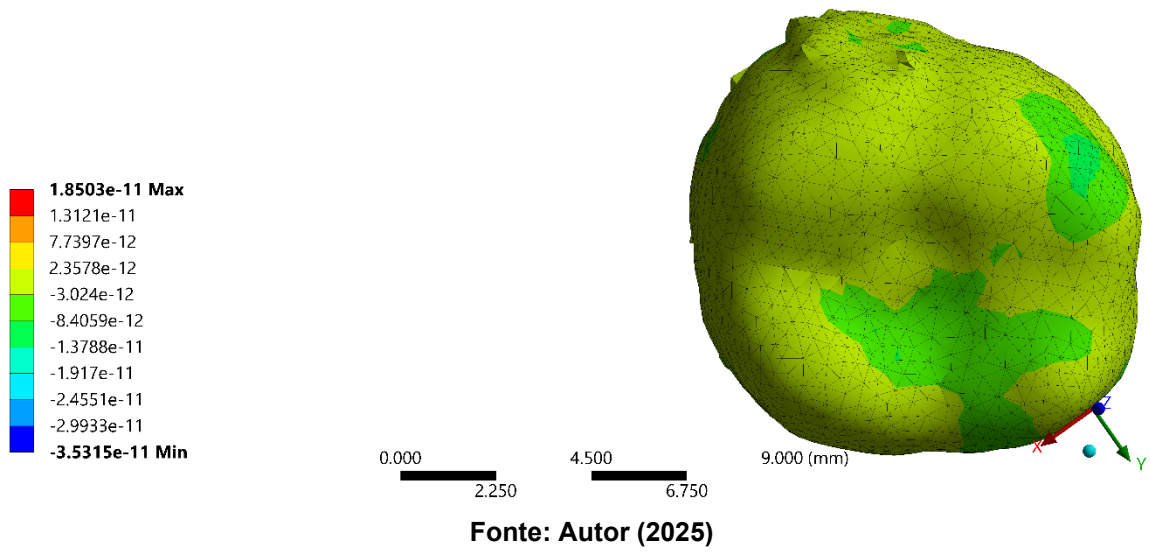
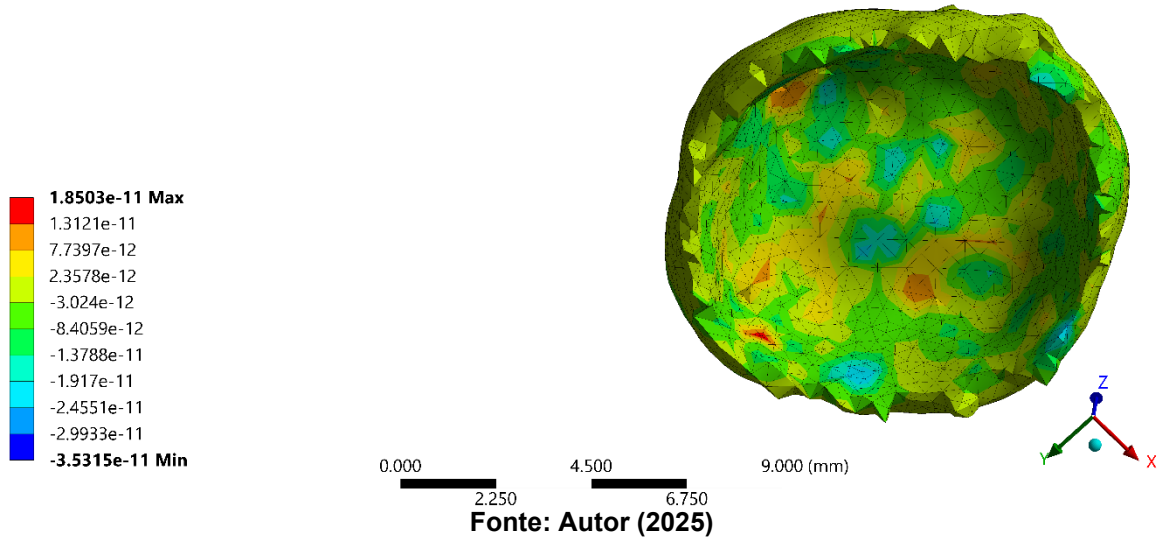


Figura 4.10 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão mínima, vista inferior ANAT.



Para os resultados da simulação da coroa ANAT com a tensão máxima de 350N visto da figura 4.11 a 4.16.

Figura 4.11 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão máxima, vista superior ANAT.

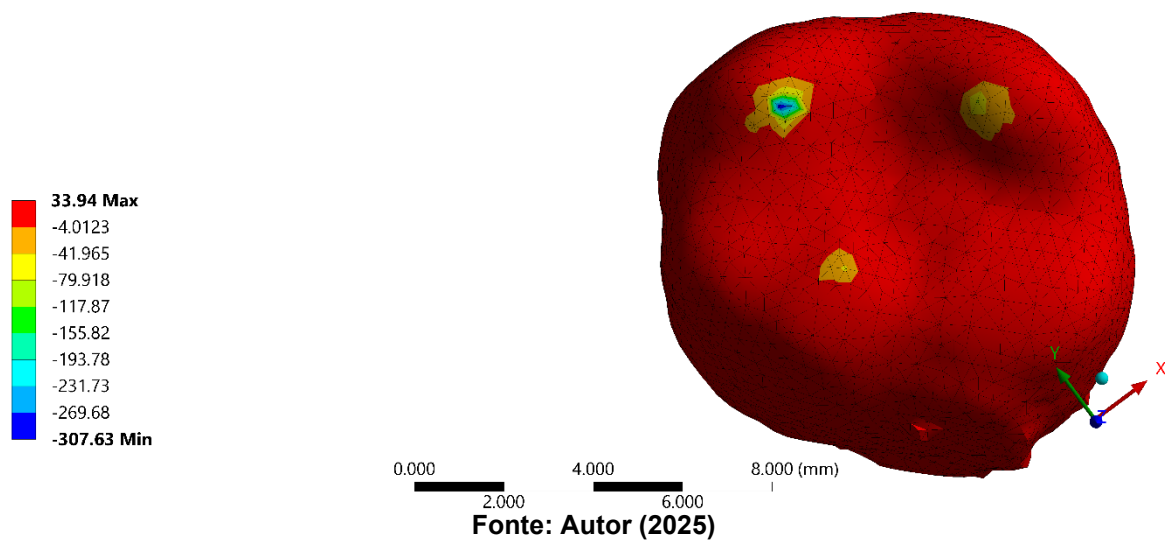


Figura 4.12 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão máxima, vista inferior ANAT.

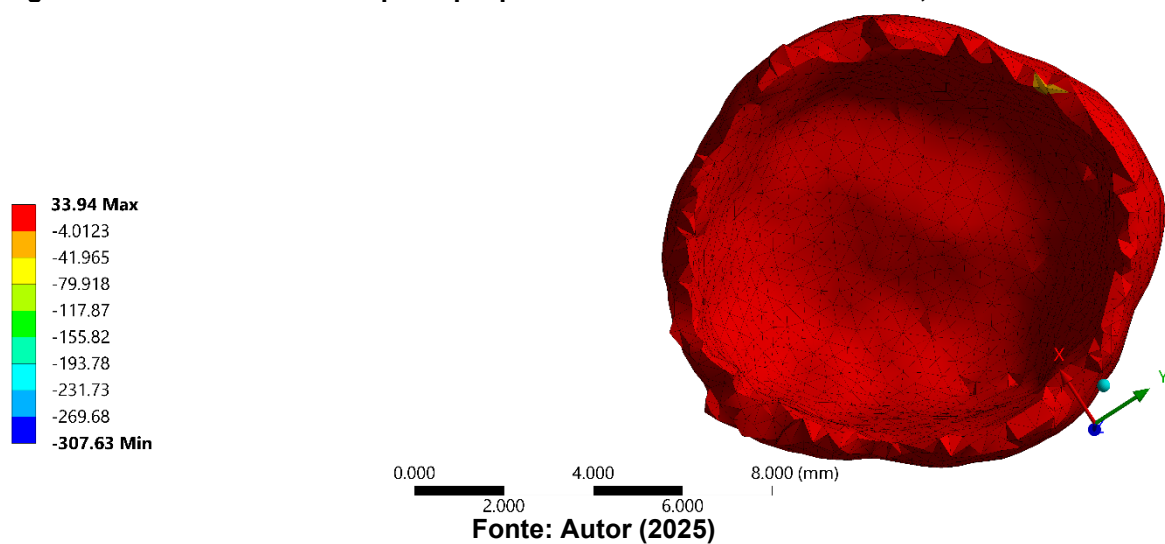


Figura 4.13 – Tensão média principal para coroa com a tensão máxima, vista superior ANAT.

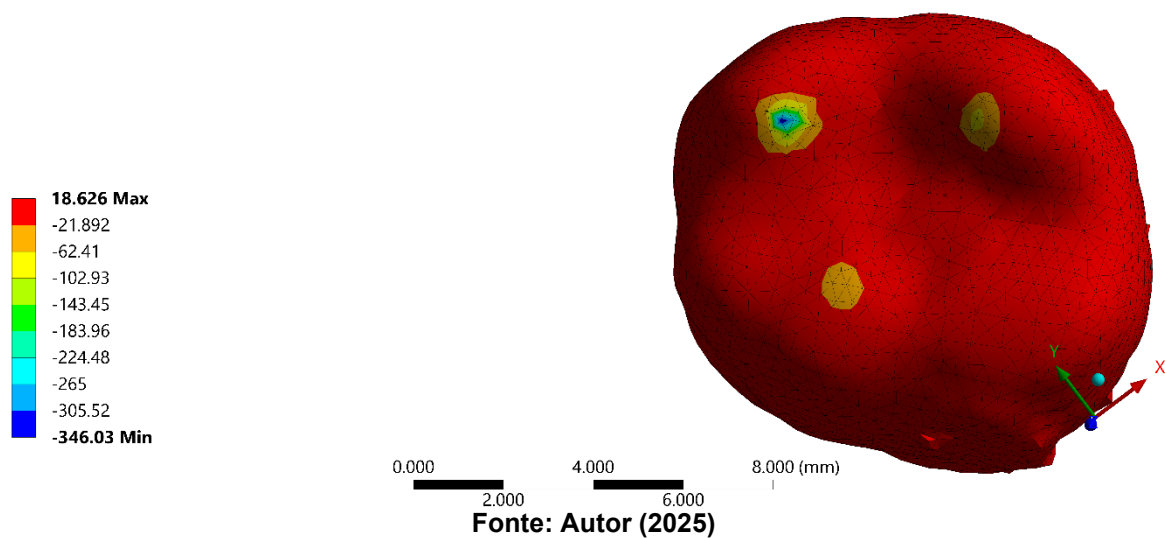


Figura 4.14 – Tensão média principal para coroa com a tensão máxima, vista inferior ANAT.

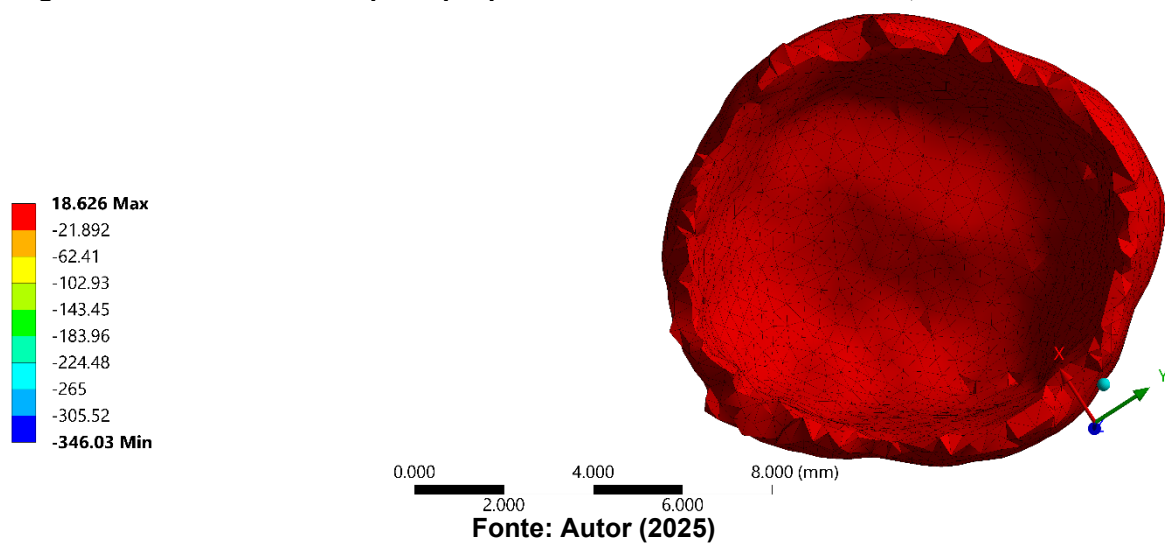


Figura 4.15 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão máxima, vista superior ANAT.

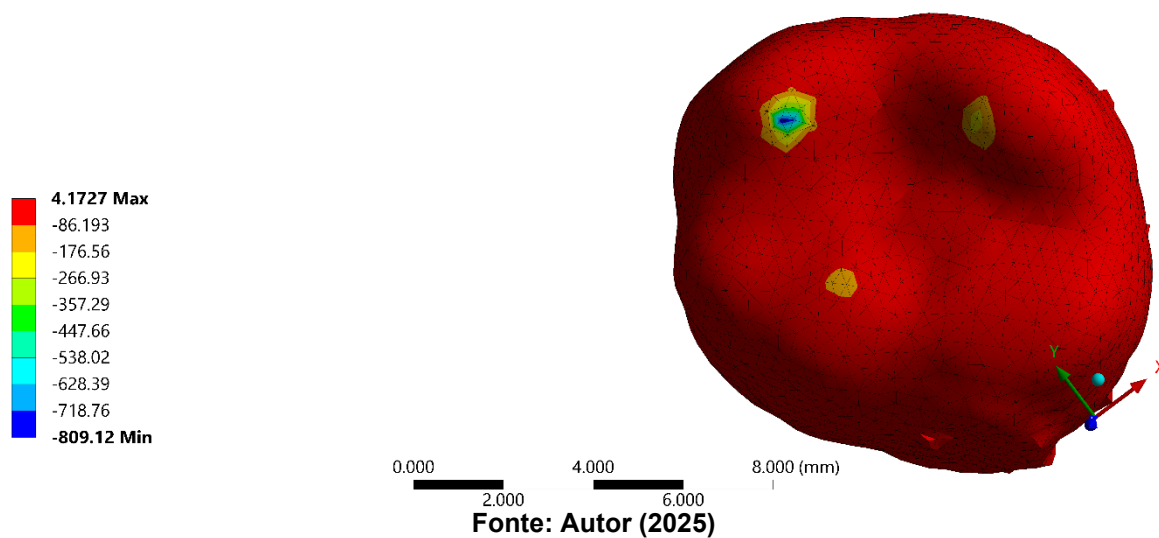
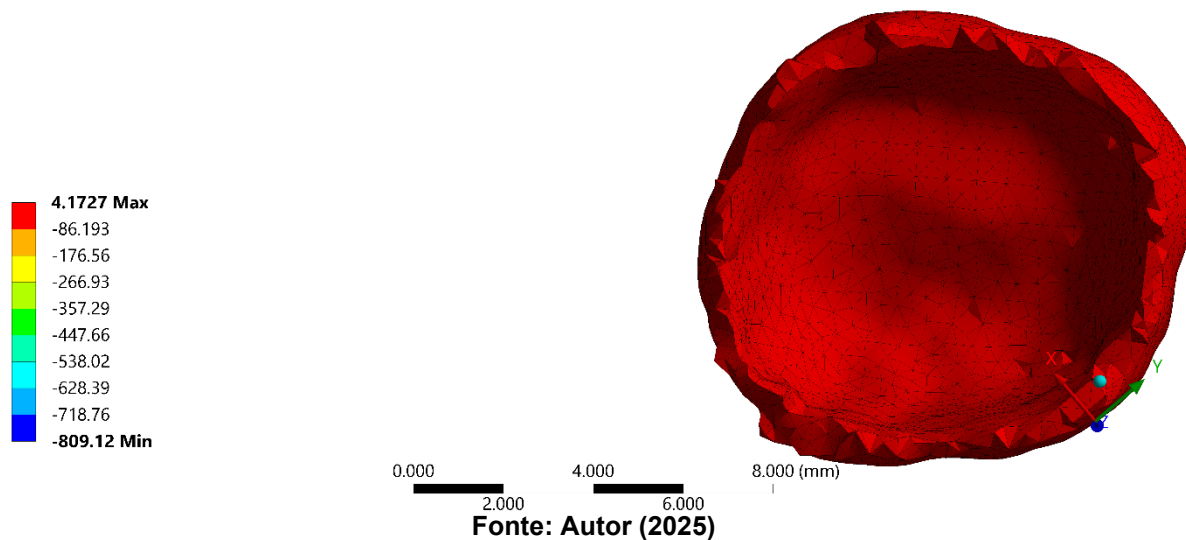


Figura 4.16 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão máxima, vista inferior ANAT.



4.5.2 Resultados das simulações para a Coroa NANAT

Observa-se os resultados das simulações da coroa NANAT para a tensão mínima de 0N da figura 4.17 até a figura 4.22.

Figura 4.17 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão mínima, vista superior NANAT.

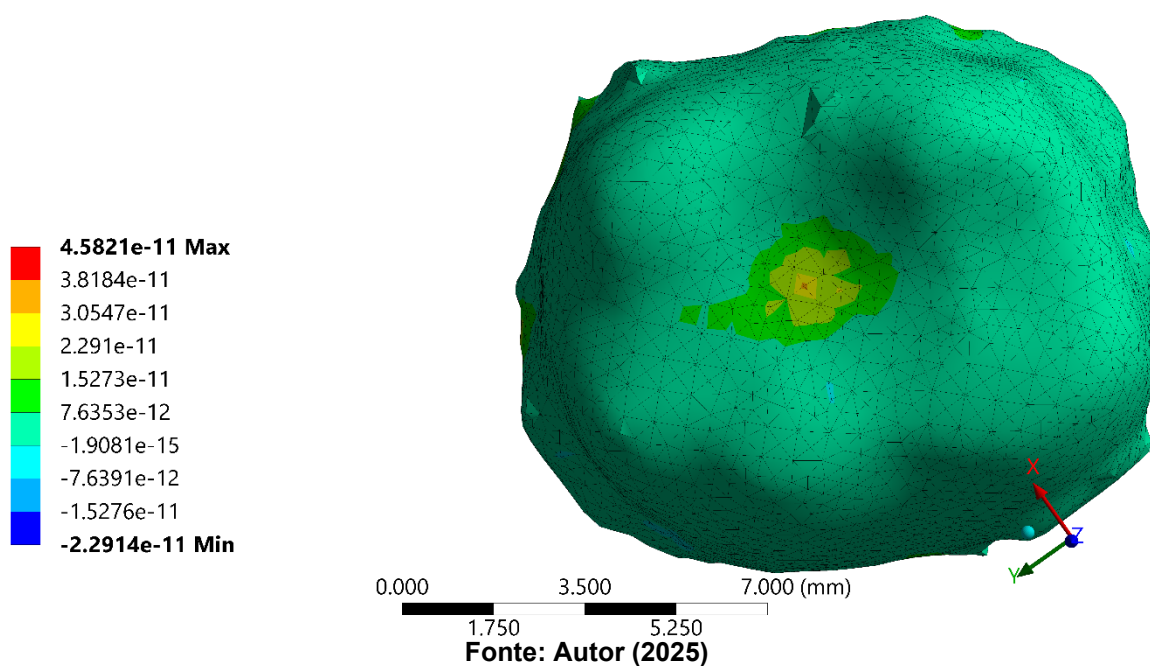


Figura 4.18 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão mínima, vista inferior NANAT.

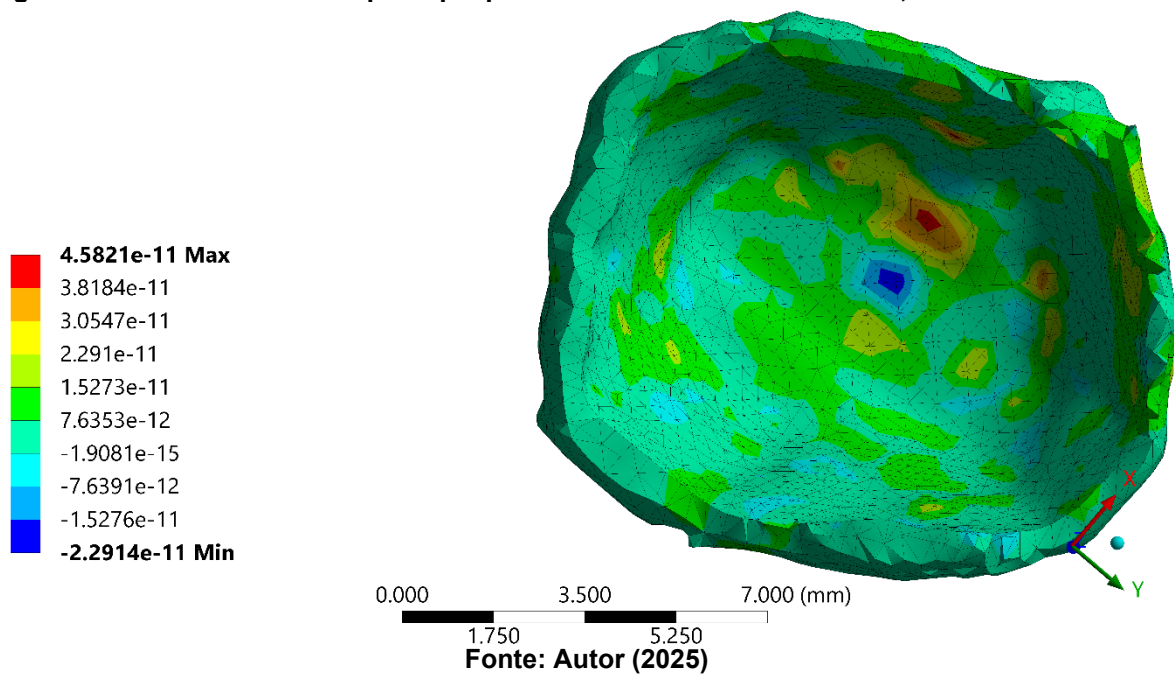


Figura 4.19 – Tensão média principal para coroa com a tensão mínima, vista superior NANAT.

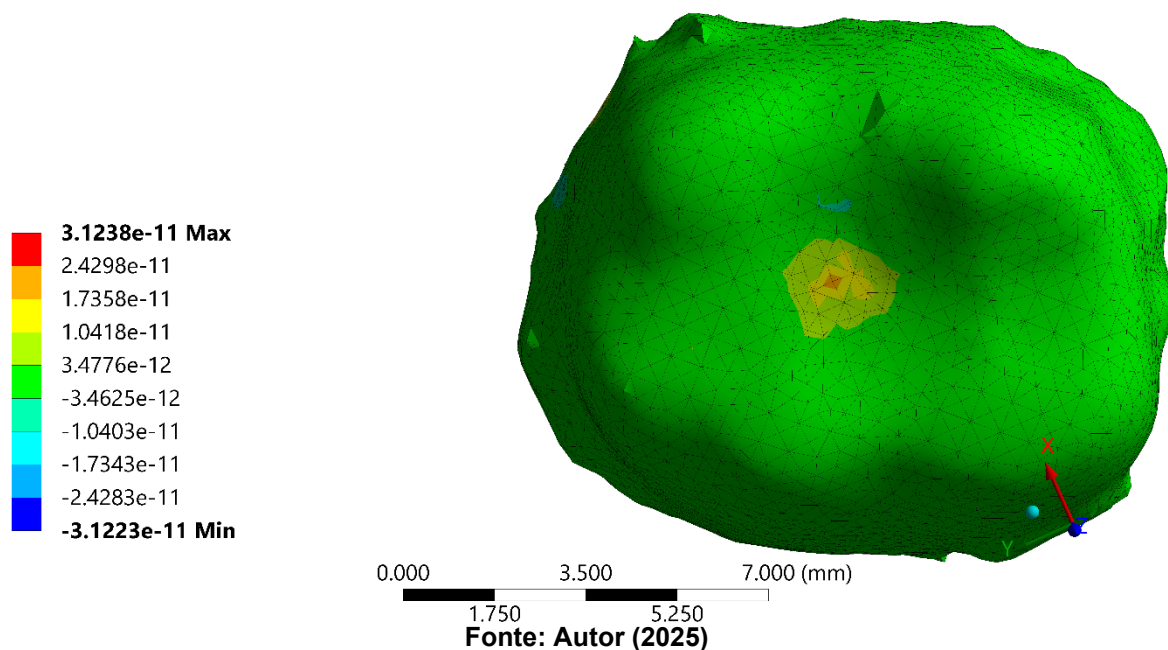


Figura 4.20 – Tensão média principal para coroa com a tensão mínima, vista inferior NANAT.

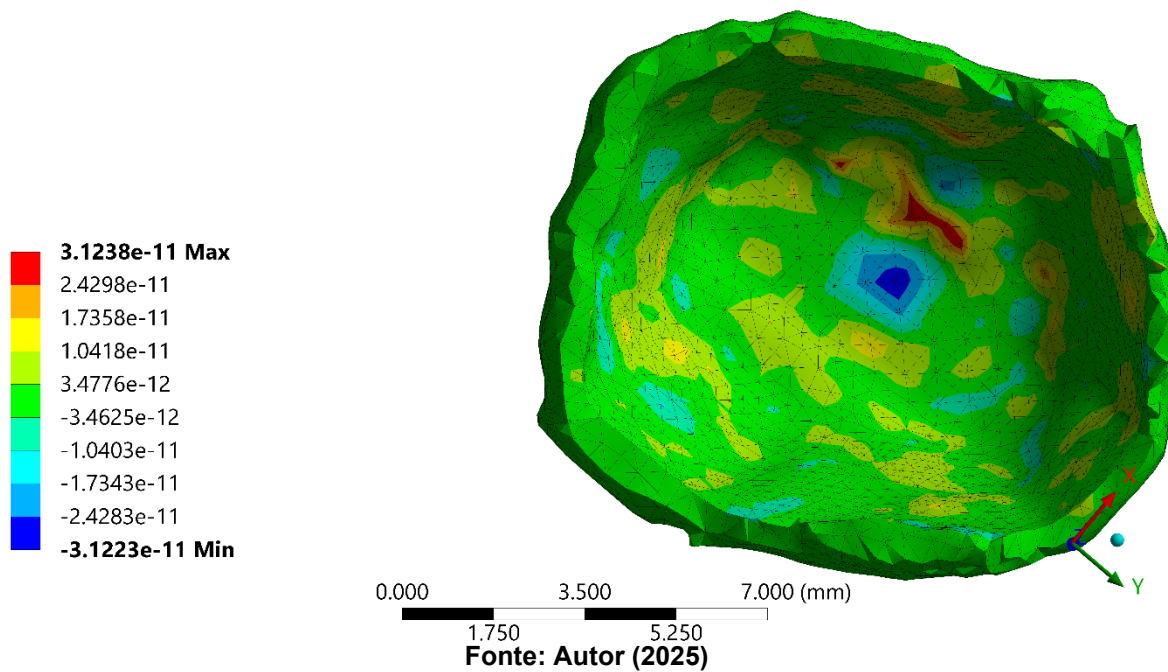


Figura 4.21 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão mínima, vista superior NANAT.

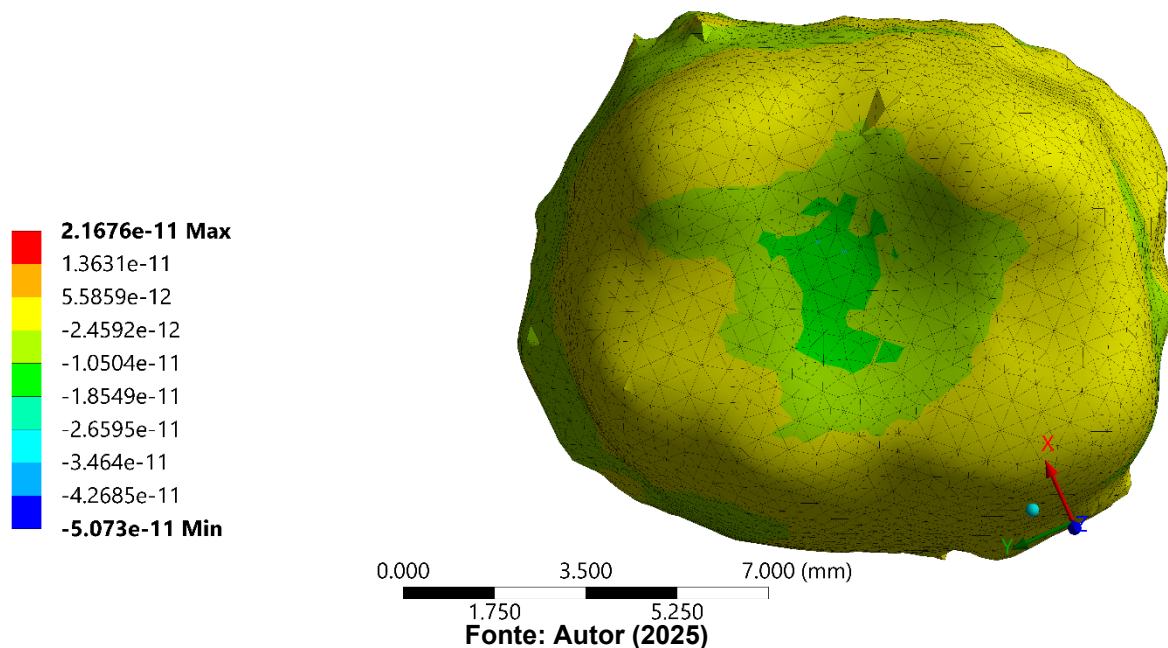
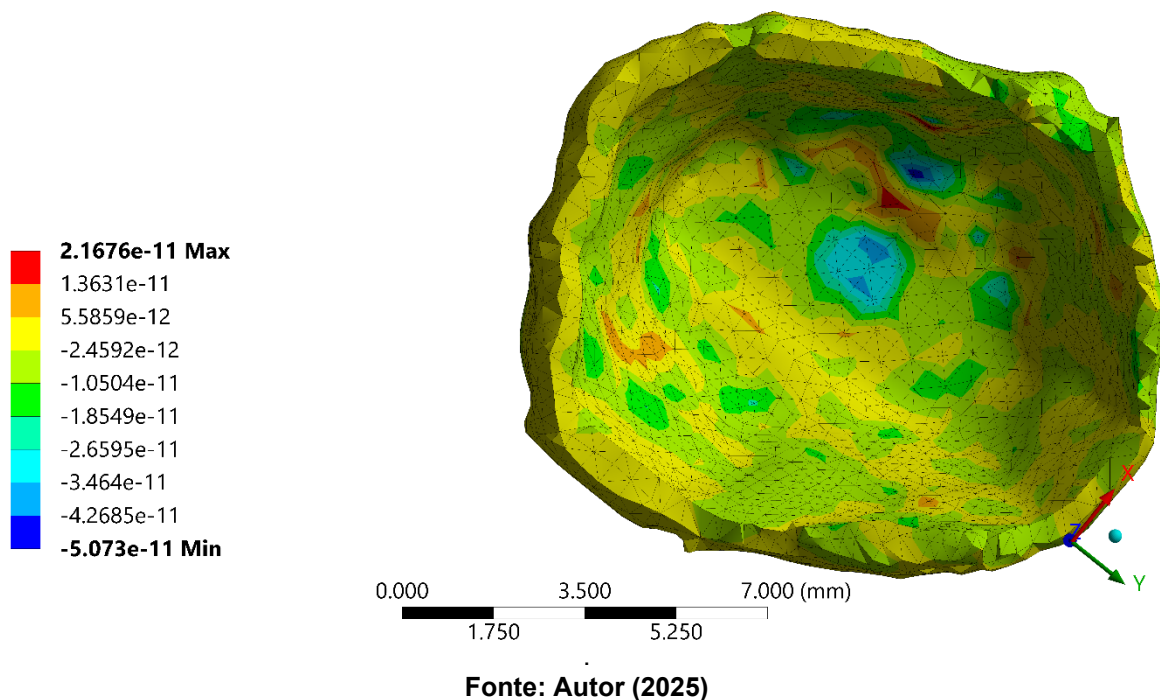


Figura 4.22 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão mínima, vista inferior NANAT



Agora se pode observar os resultados das simulações para a coroa NANAT com a tensão máxima de 350N nas figuras 4.23 a 4.28.

Figura 4.23 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão máxima, vista superior NANAT

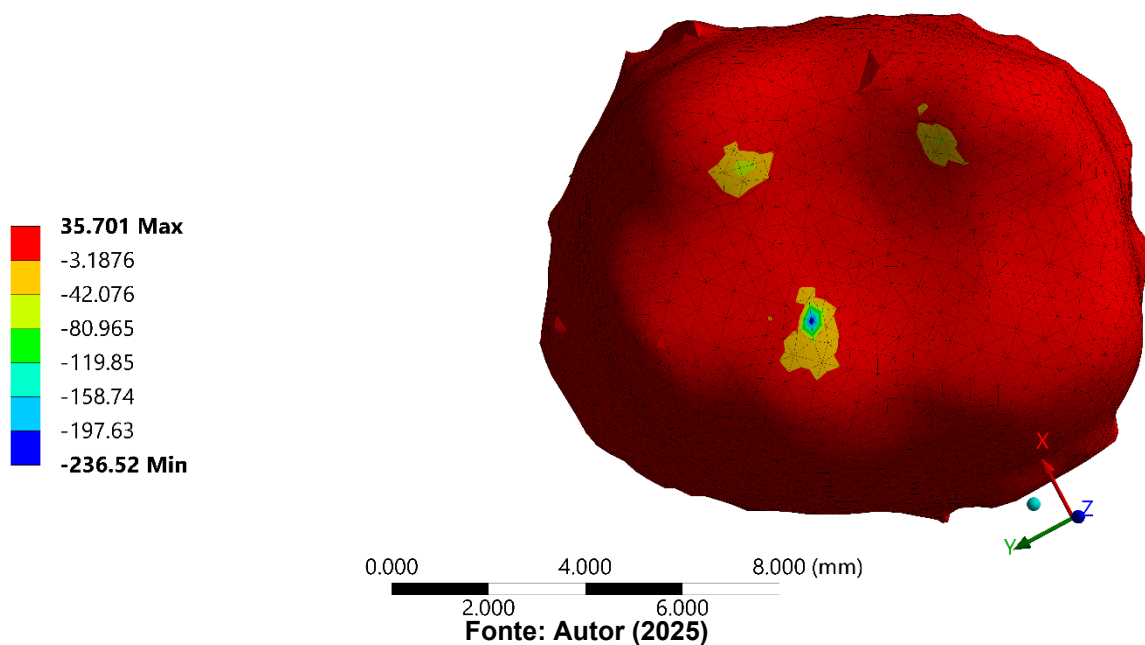


Figura 4.24 – Tensão máxima principal para coroa com a tensão máxima, vista inferior NANAT.

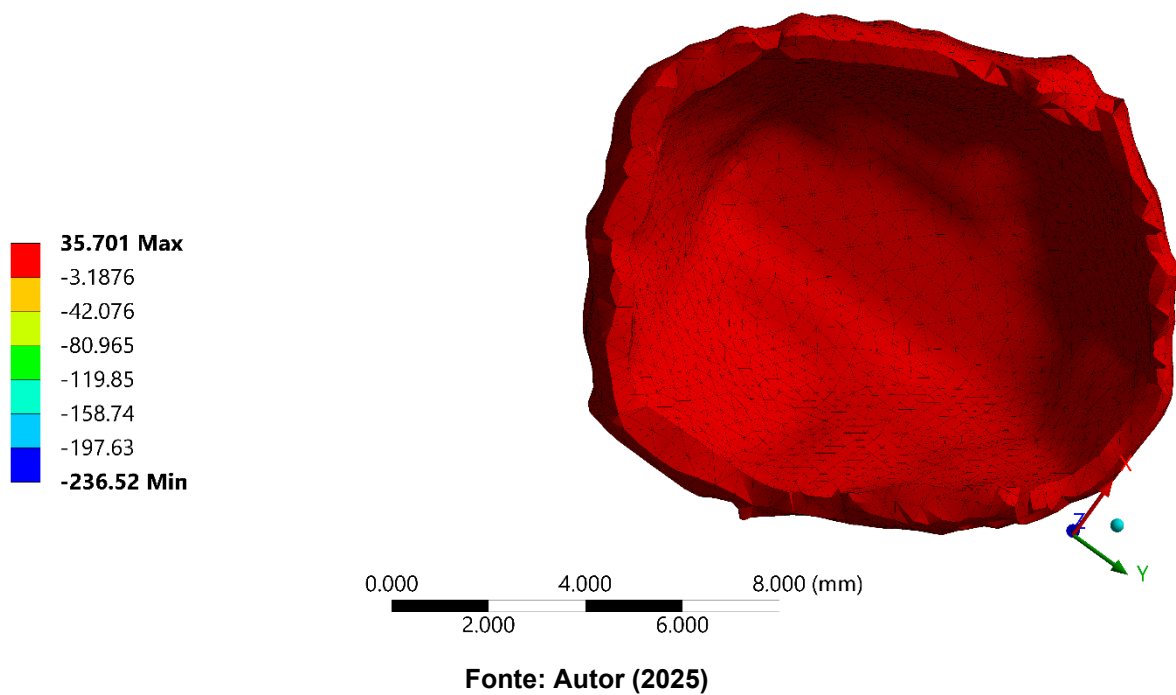


Figura 4.25 – Tensão média principal para coroa com a tensão máxima, vista superior NANAT.

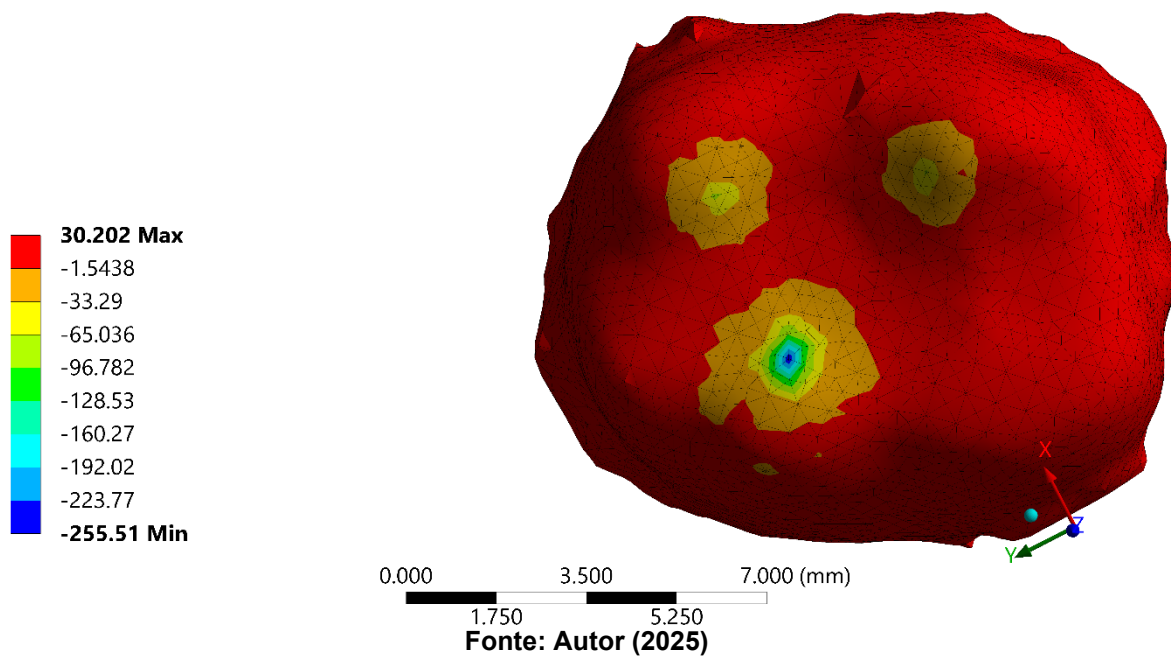


Figura 4.26 – Tensão média principal para coroa com a tensão máxima, vista inferior NANAT.

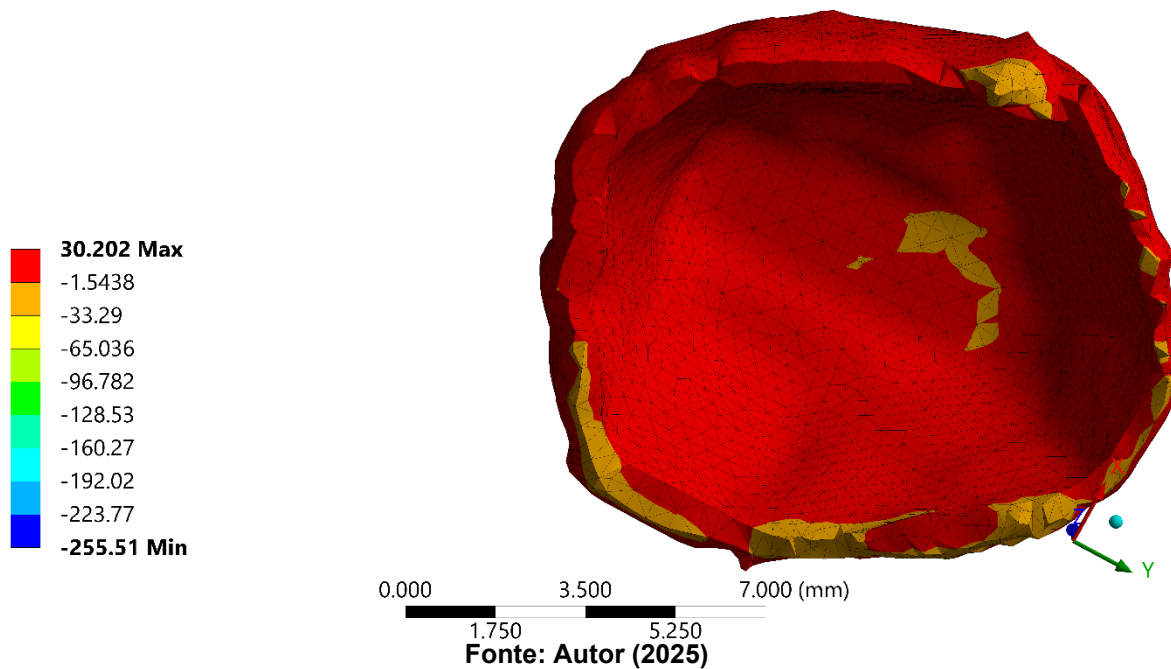


Figura 4.27 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão máxima, vista superior NANAT.

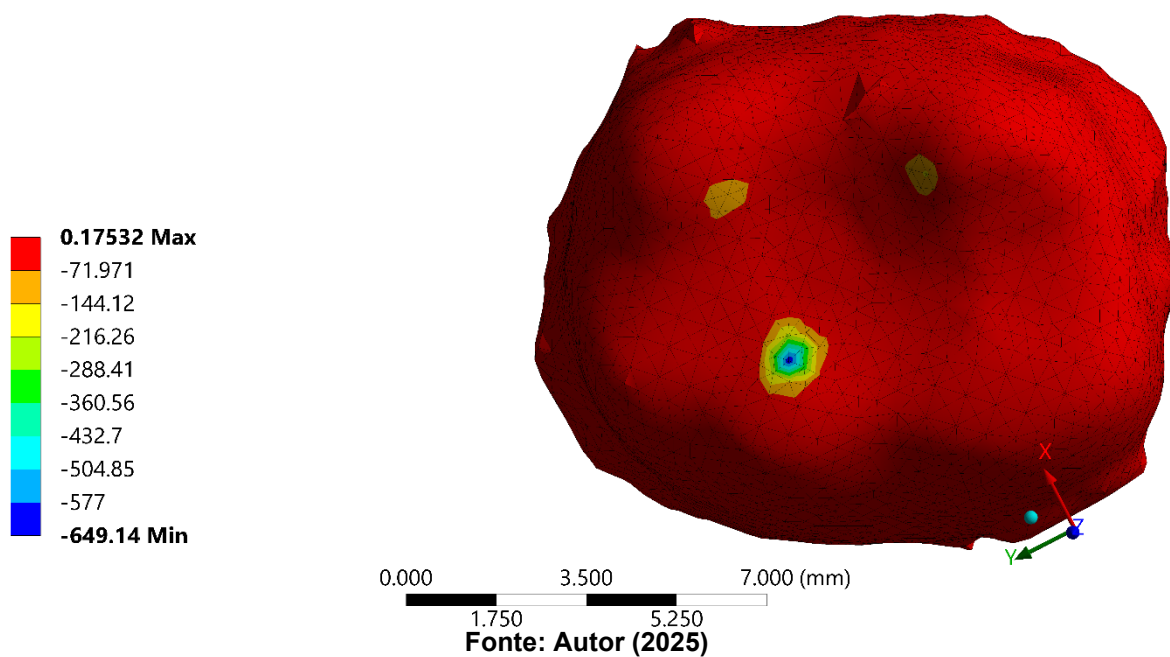
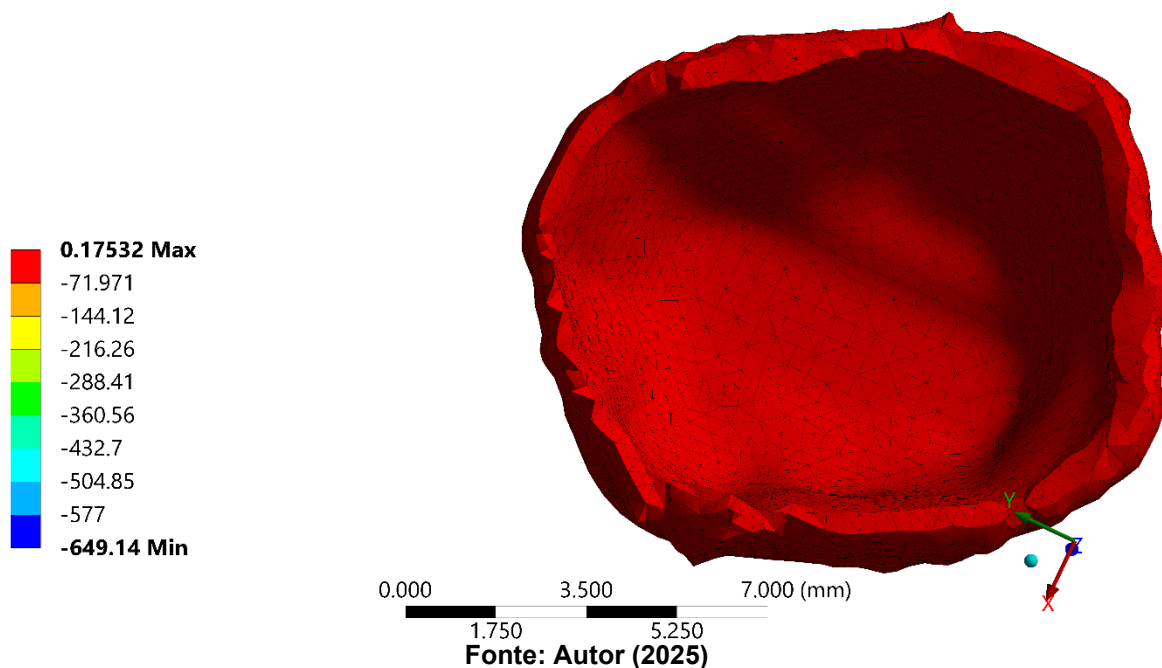


Figura 4.28 – Tensão mínima principal para coroa com a tensão máxima, vista inferior NANAT.



4.5.3 Resultados das simulações para a resina composta ANAT

Para a simulação da resina composta ANAT com a tensão mínima de 0N pode-se observar os resultados nas imagens 4.29 a 4.34.

Figura 4.29 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista superior ANAT.

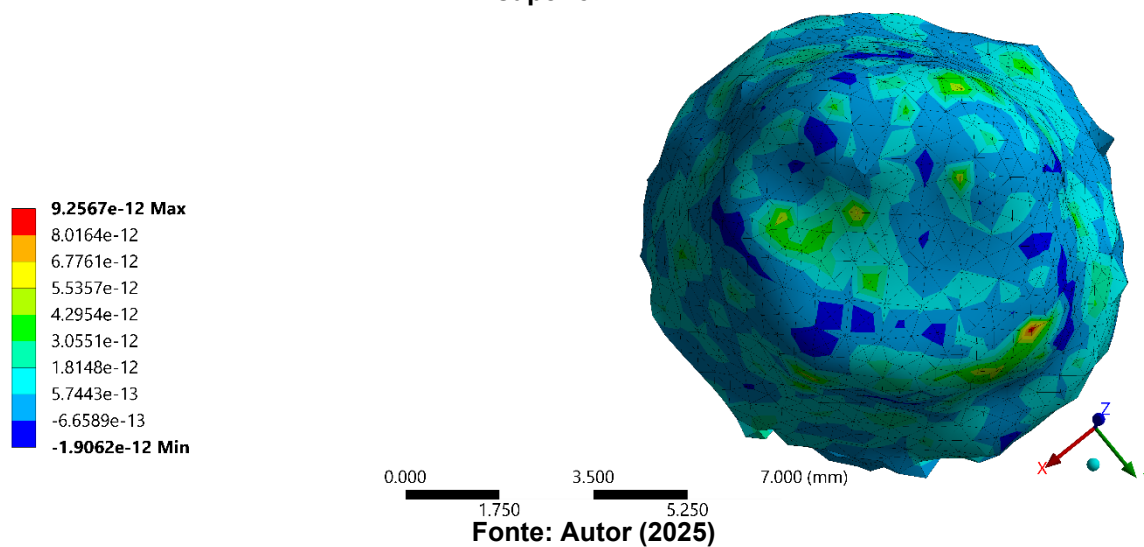


Figura 4.30 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista inferior ANAT.

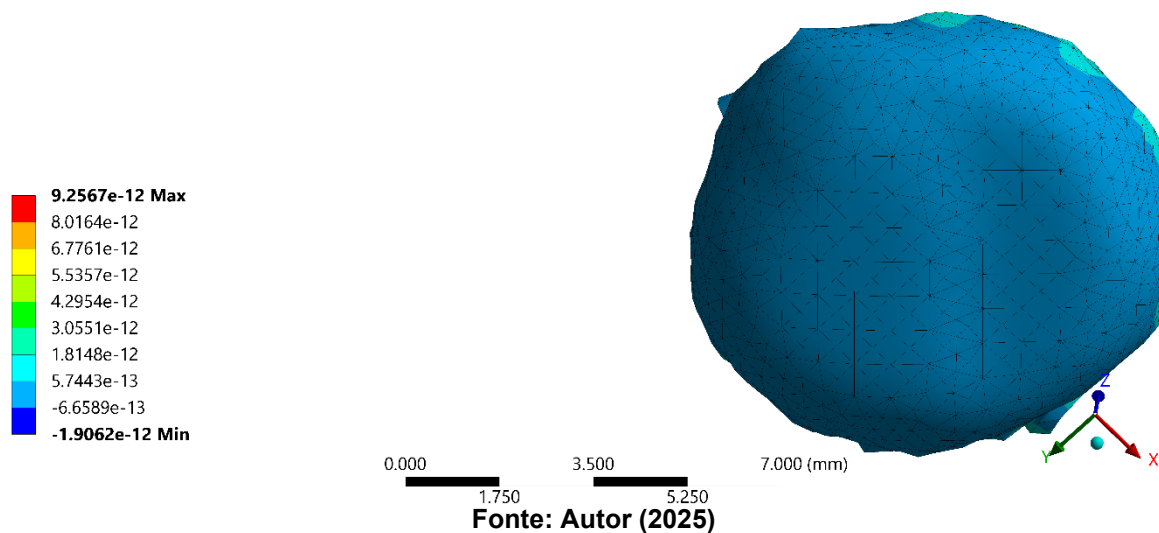


Figura 4.31 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão mínima, vista superior ANAT.

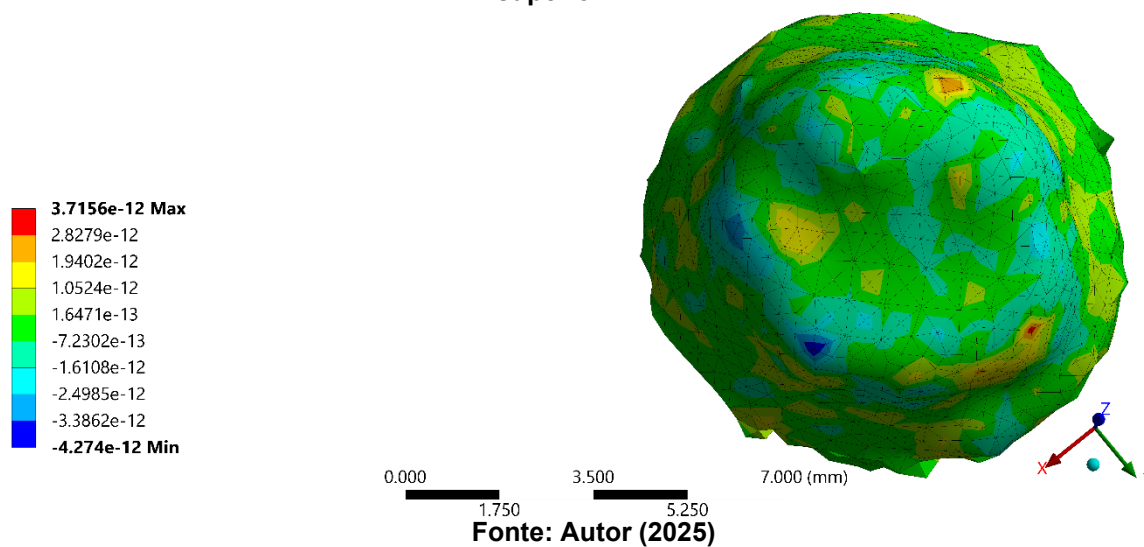


Figura 4.32 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão mínima, vista inferior ANAT.

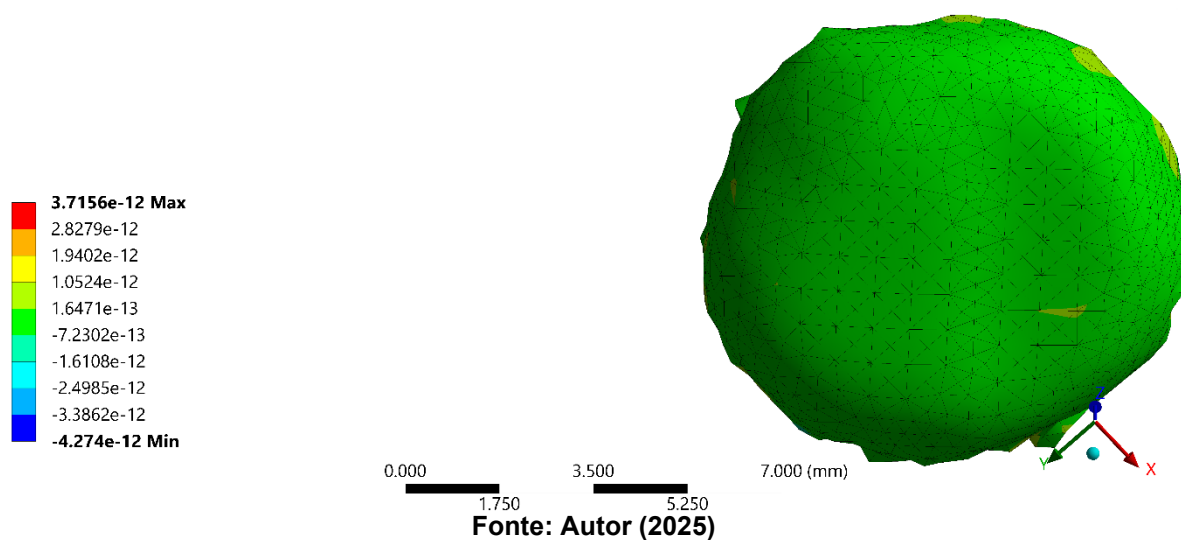


Figura 4.33 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista superior ANAT.

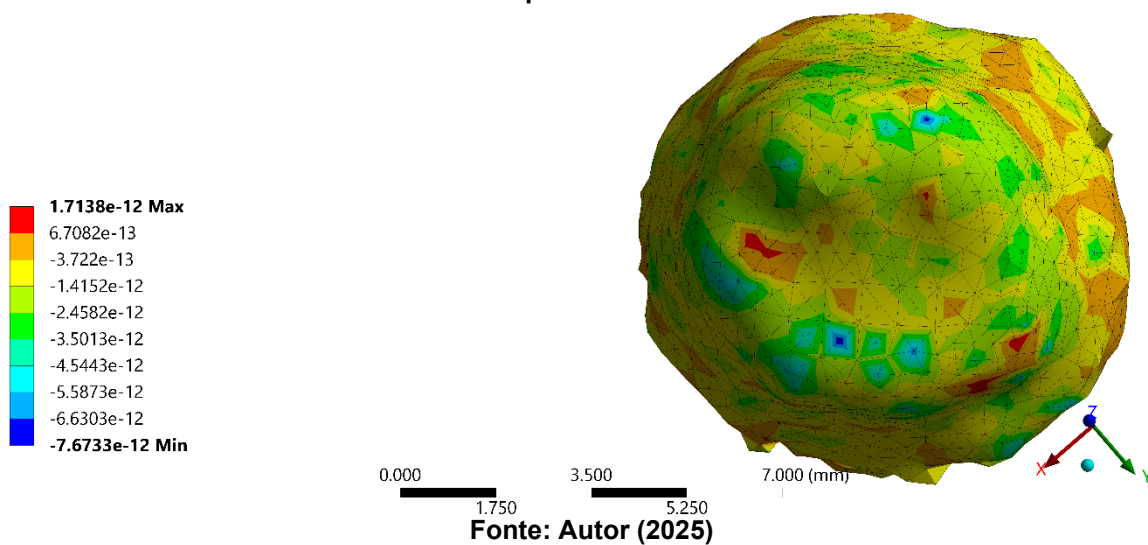
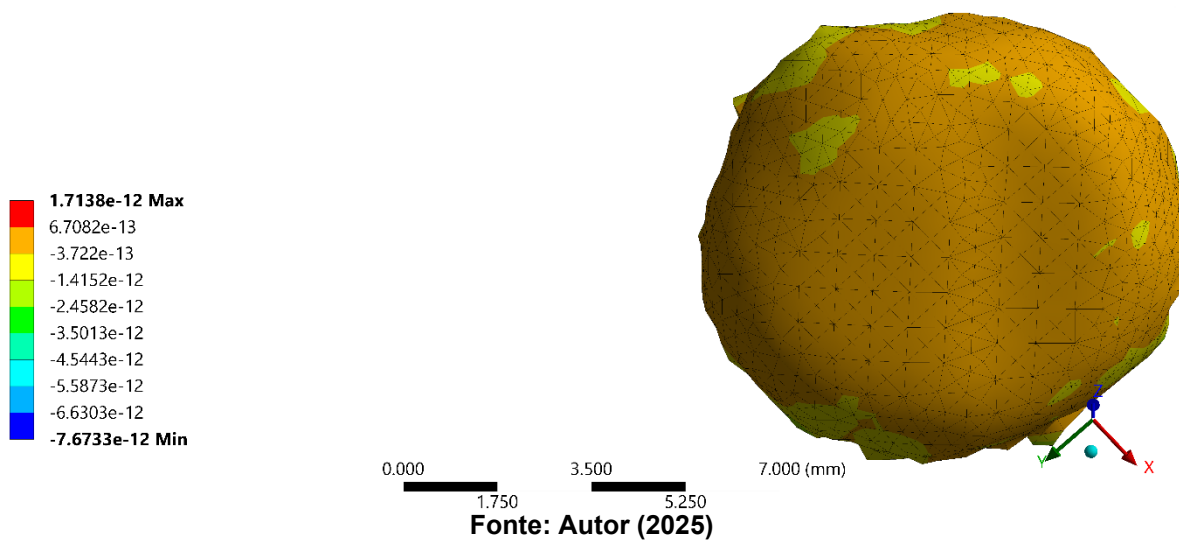


Figura 4.34 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista inferior ANAT.



Já para a tensão máxima de 350N observa-se os resultados na resina composta ANAT pelas imagens 4.35 a 4.40.

Figura 4.35 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista superior ANAT.

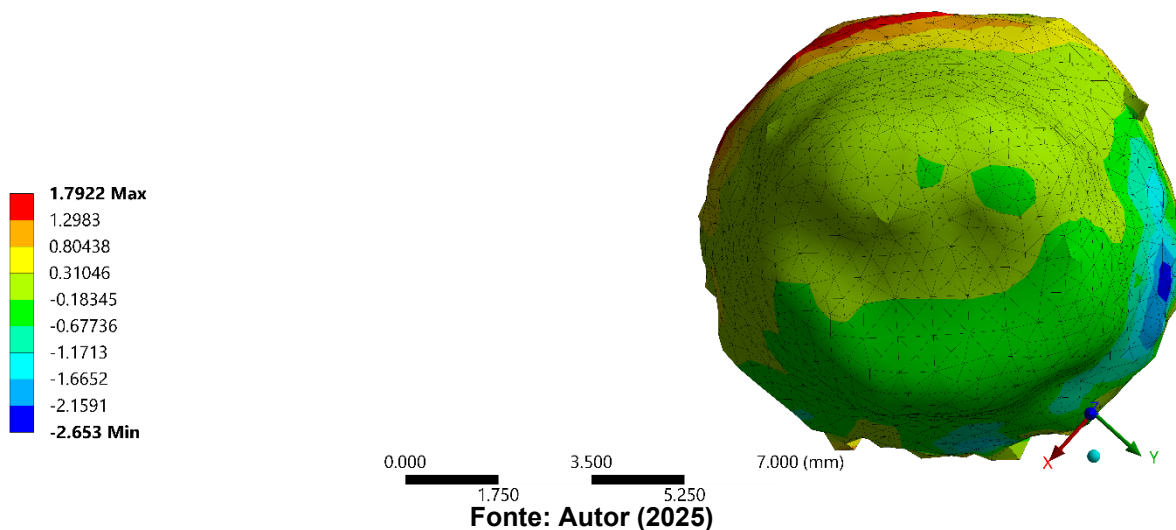


Figura 4.36 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista inferior ANAT.

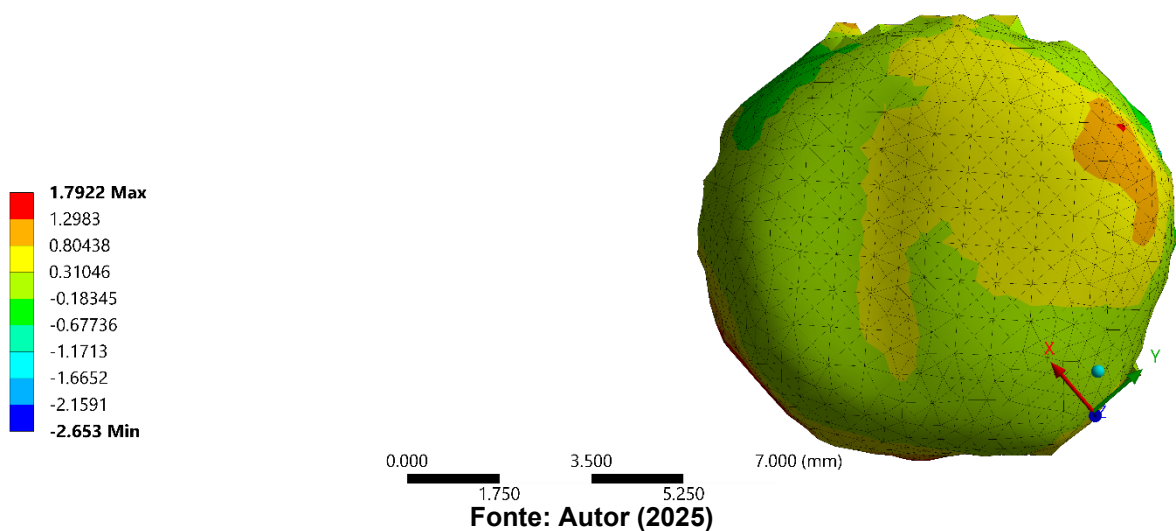


Figura 4.37 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão máxima, vista superior ANAT.

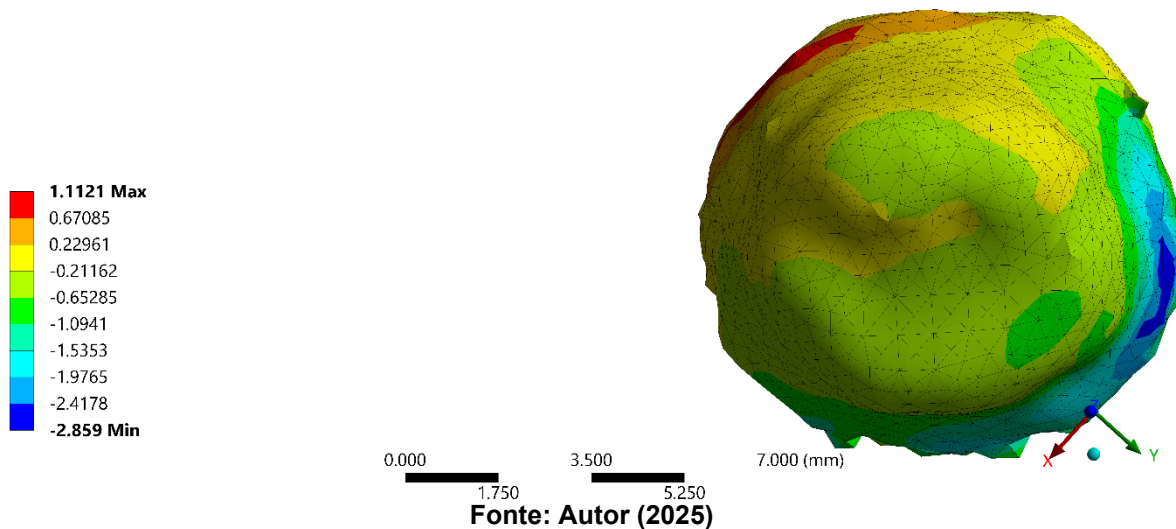


Figura 4.38 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão máxima, vista inferior ANAT.

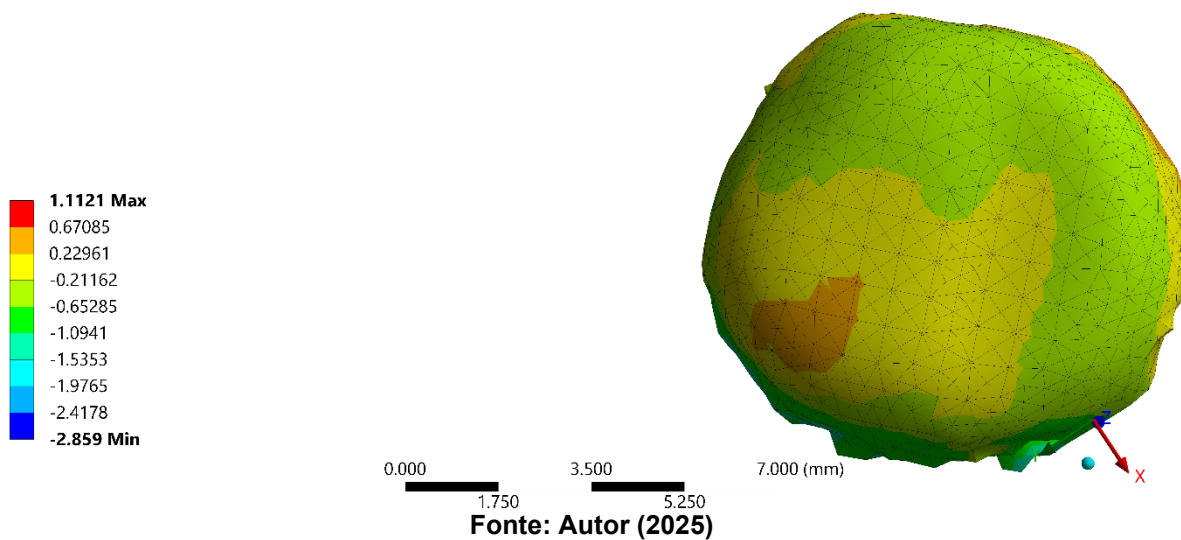


Figura 4.39 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista superior ANAT.

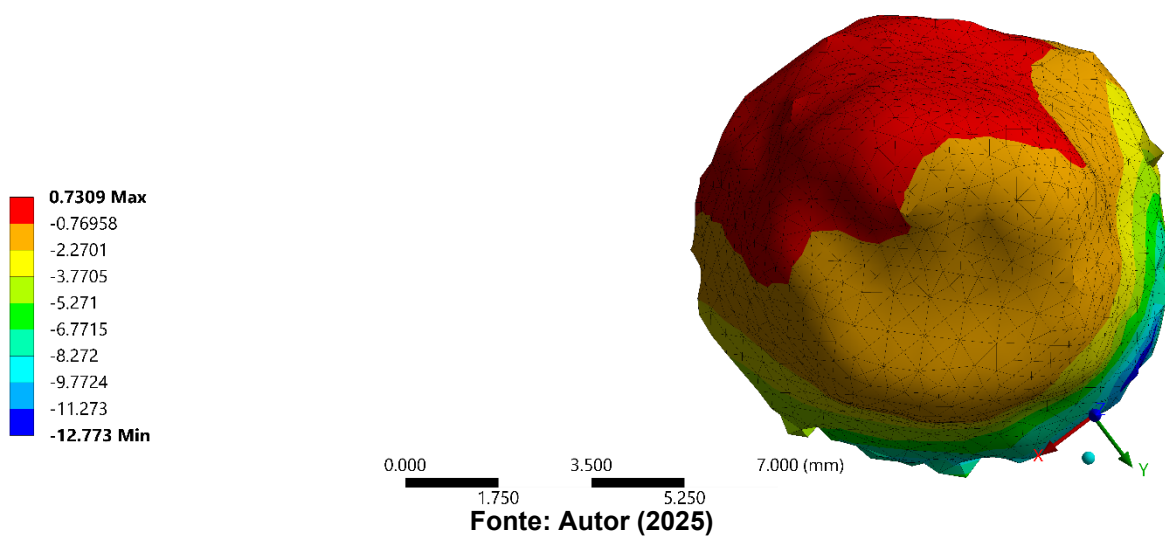
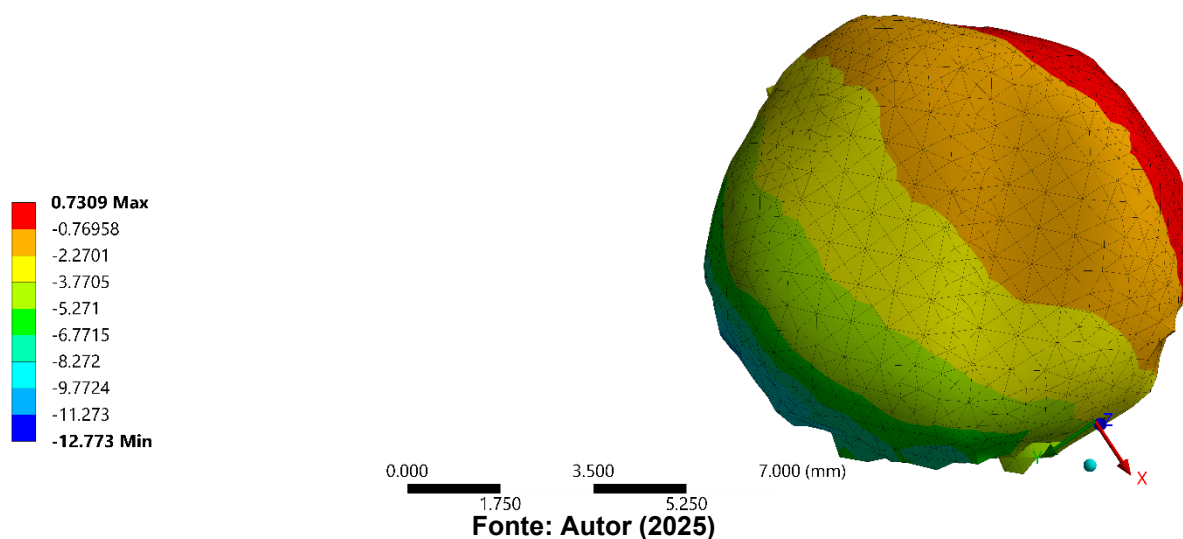


Figura 4.40 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista inferior ANAT.



4.5.4 Resultados das simulações para a resina composta NANAT

Como resultado da simulação da resina composta para o modelo NANAT, observa-se nas figuras 4.41 a 4.46 os resultados encontrados utilizando a tensão mínima.

Figura 4.41 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista superior NANAT.

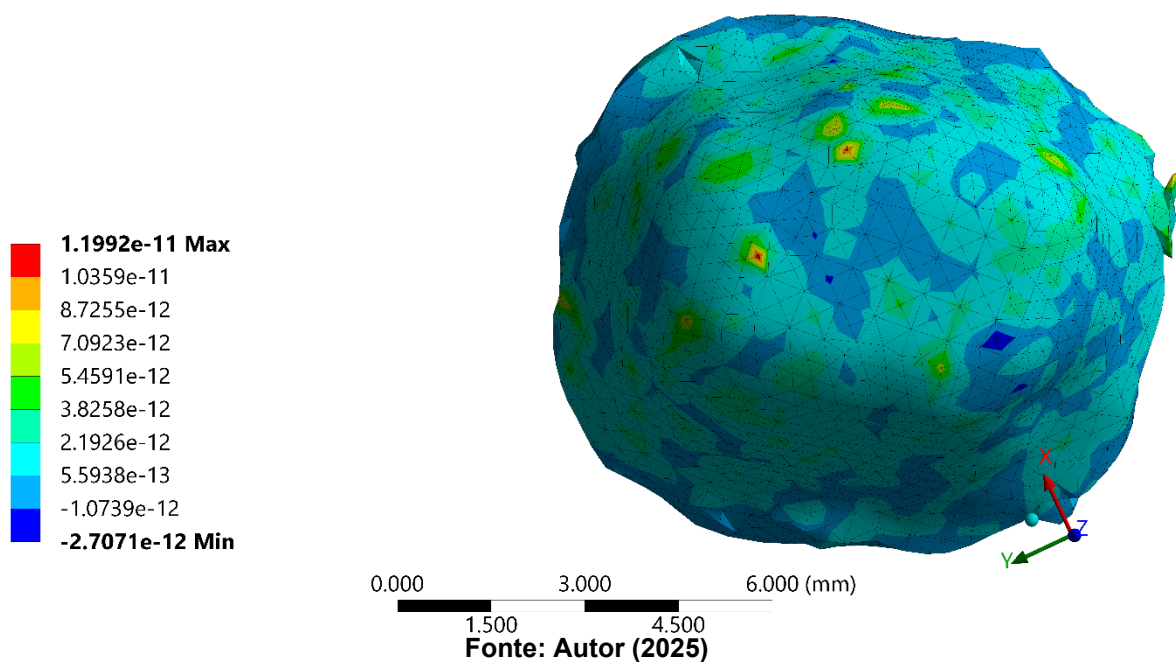


Figura 4.42 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista inferior NANAT.

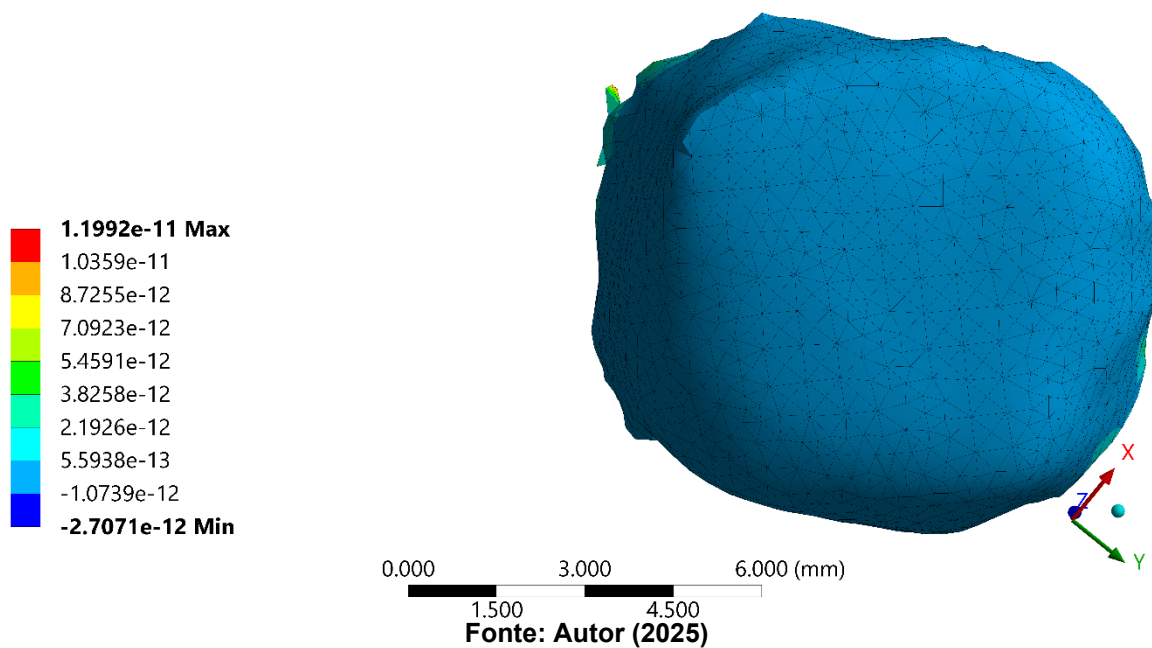


Figura 4.43 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão mínima, vista superior NANAT.

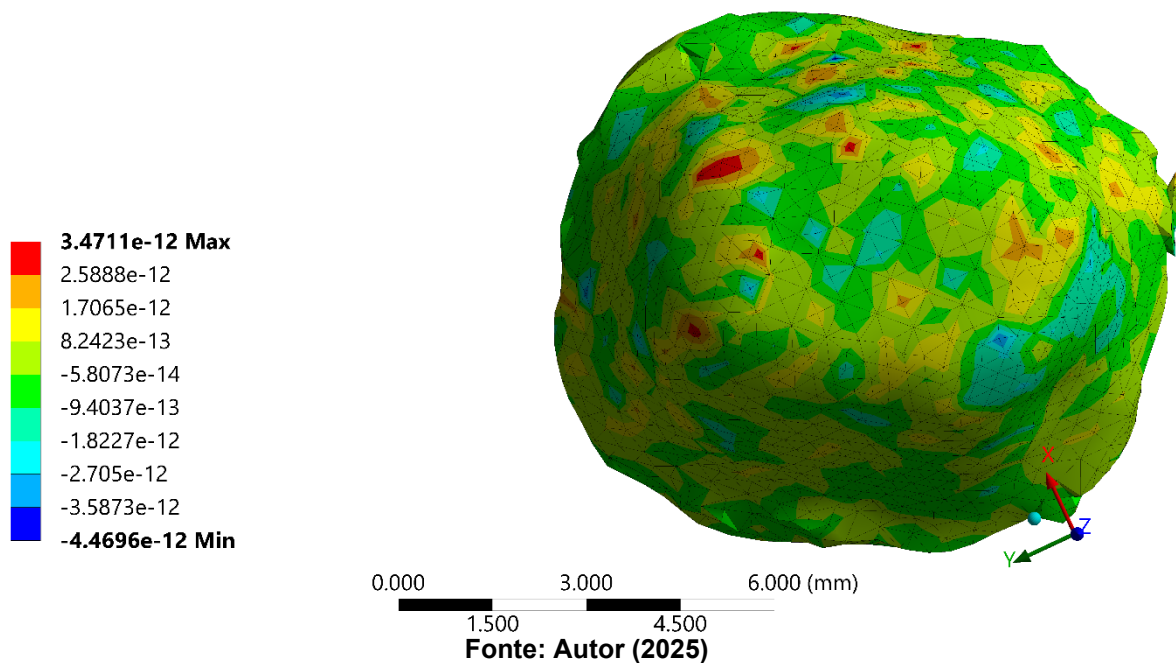


Figura 4.44 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão mínima, vista inferior NANAT.

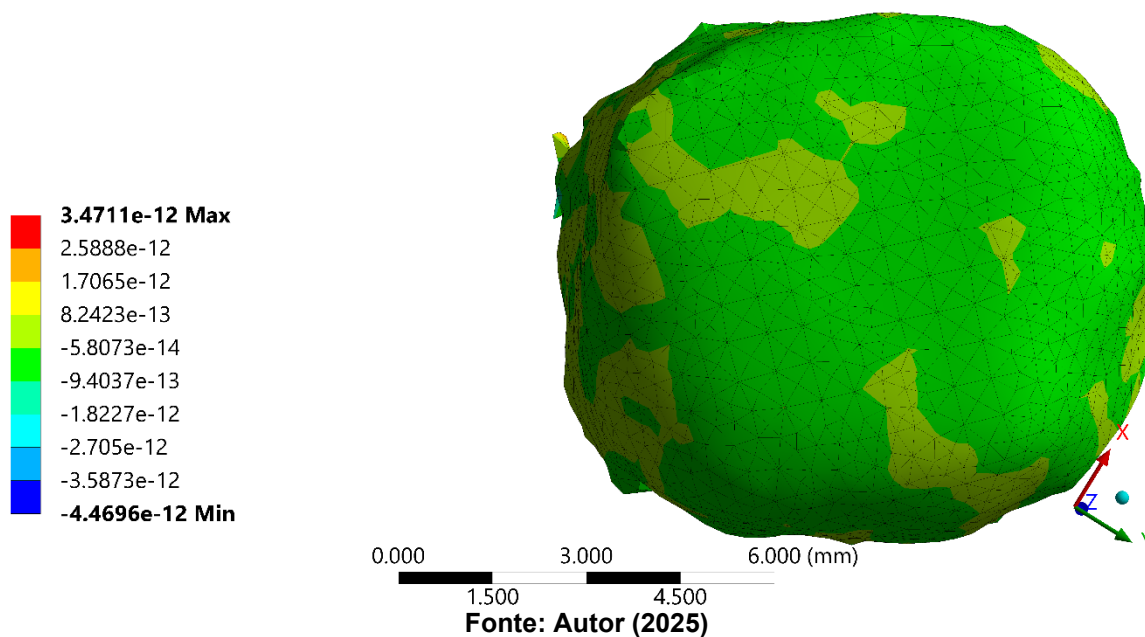


Figura 4.45 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista superior NANAT.

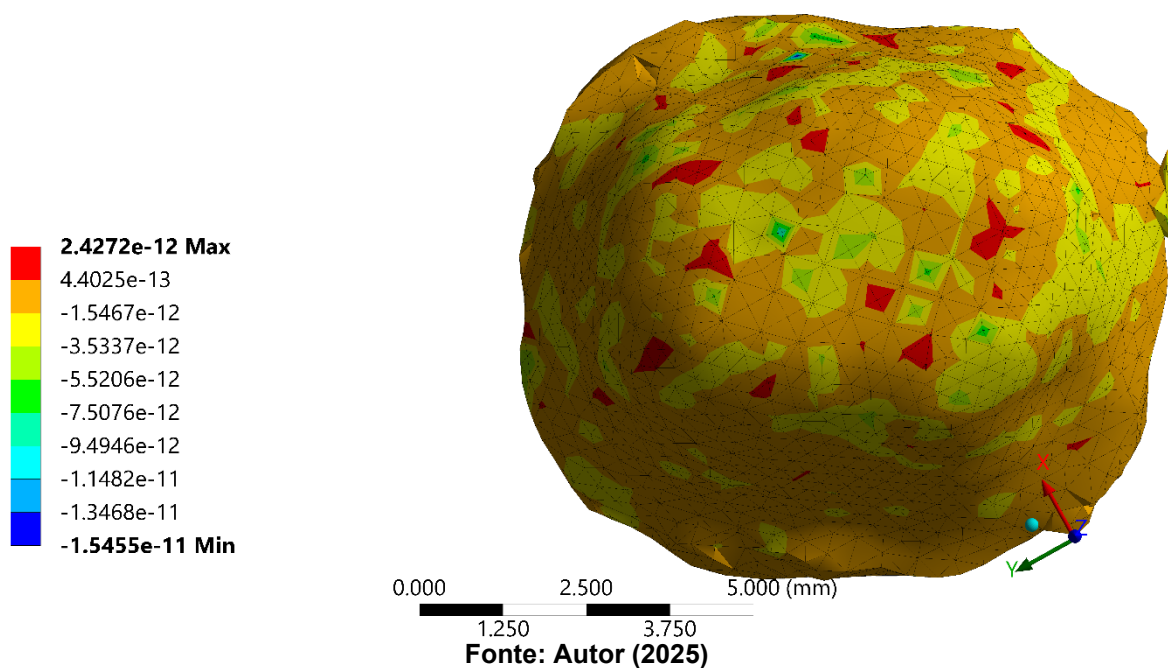
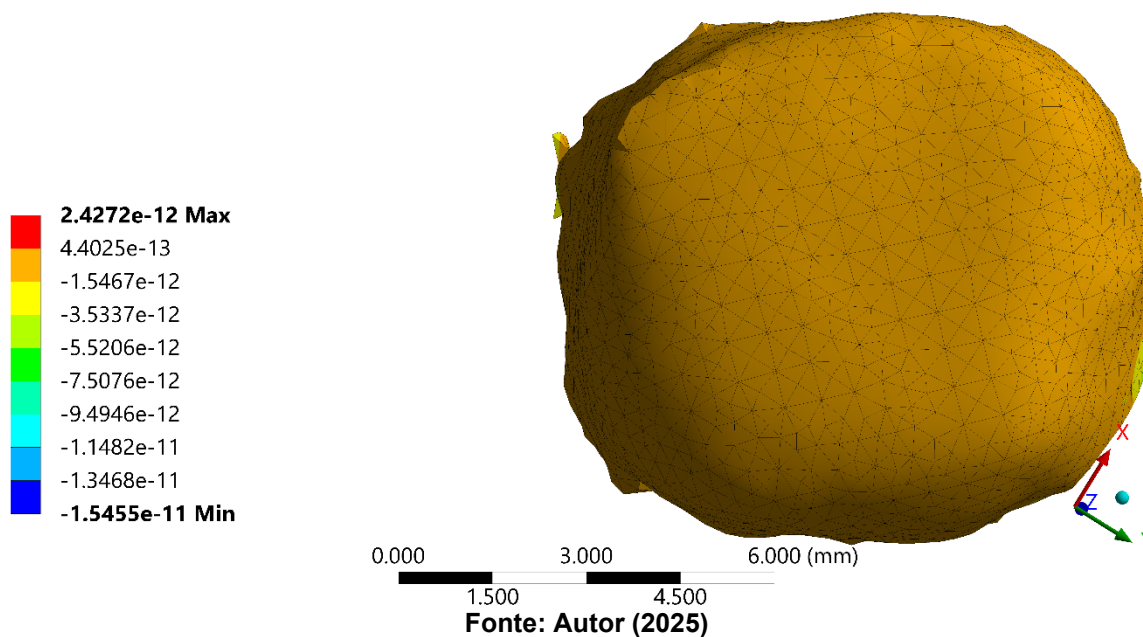


Figura 4.46 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão mínima, vista inferior NANAT.



Por último encontra-se os resultados das simulações para a resina composta do modelo NANAT, porém com a tensão máxima, resultado esse que se observa pelas figuras 4.47 a 4.52.

Figura 4.47 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista superior NANAT.

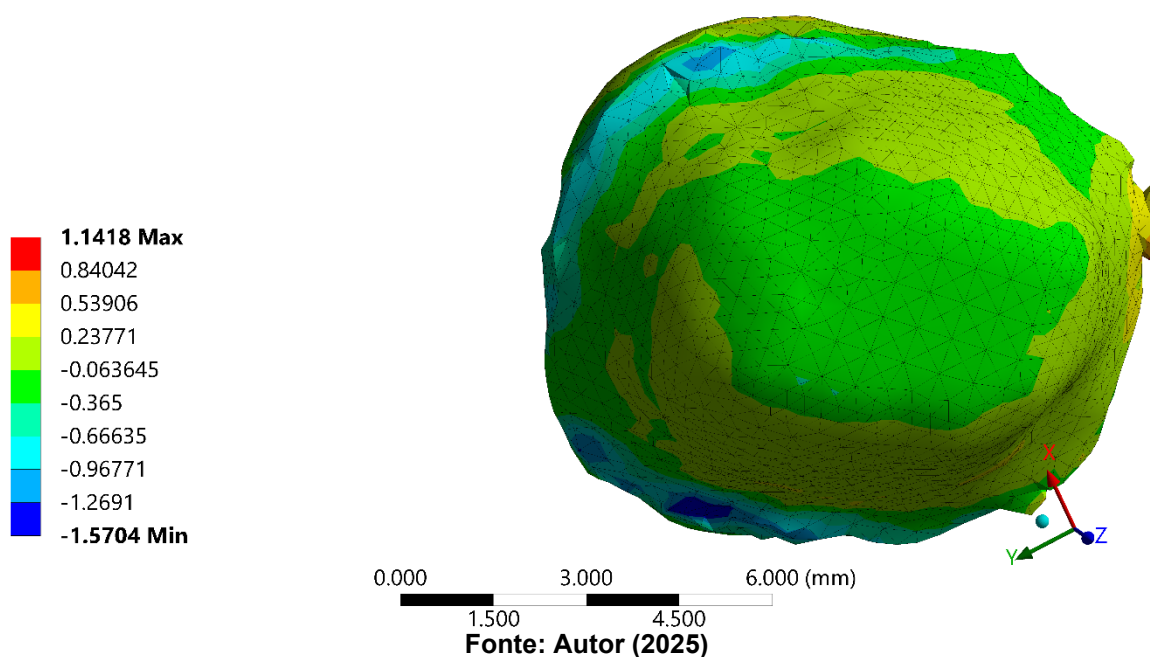


Figura 4.48 – Tensão máxima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista inferior NANAT.

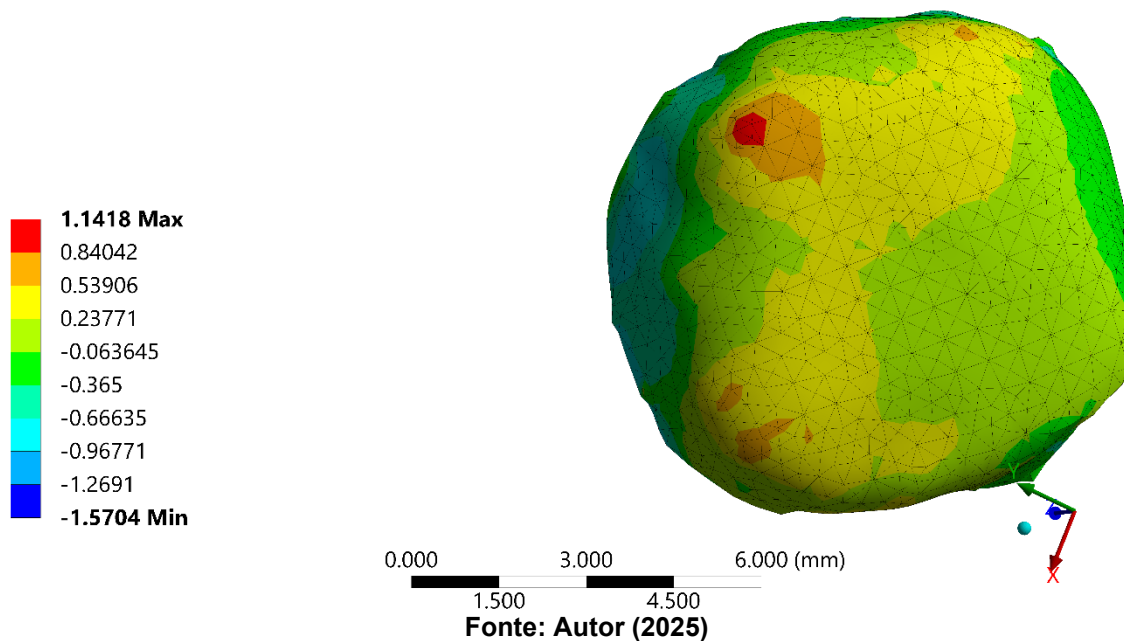


Figura 4.49 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão máxima, vista superior NANAT.

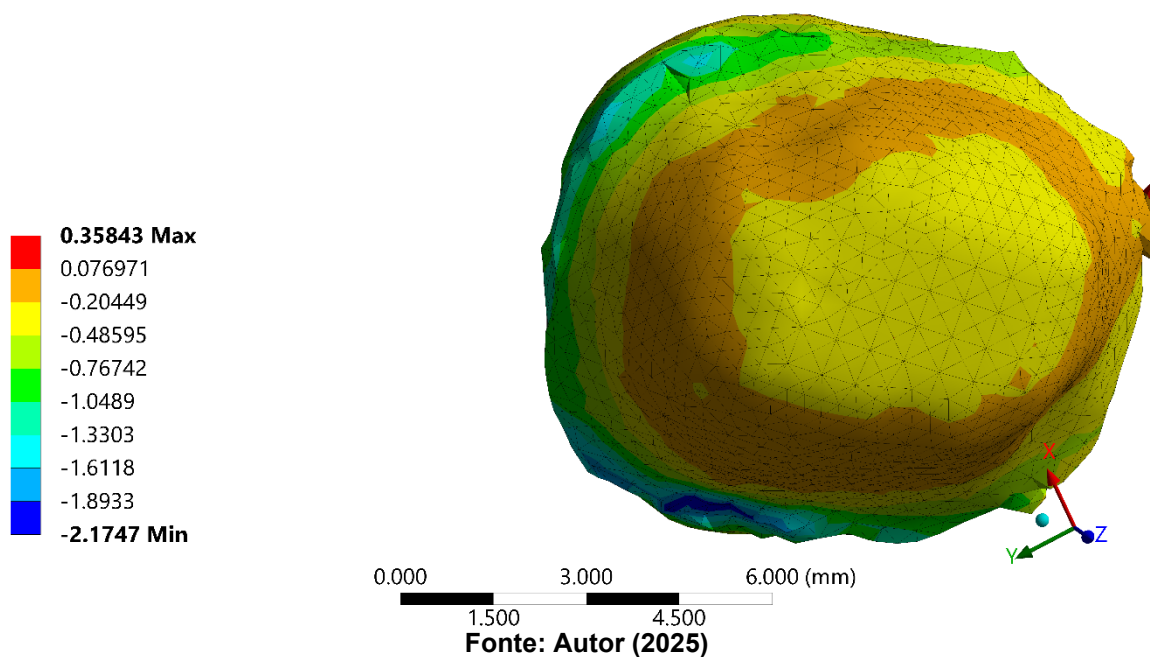


Figura 4.50 – Tensão média principal para a resina composta com a tensão máxima, vista inferior NANAT.

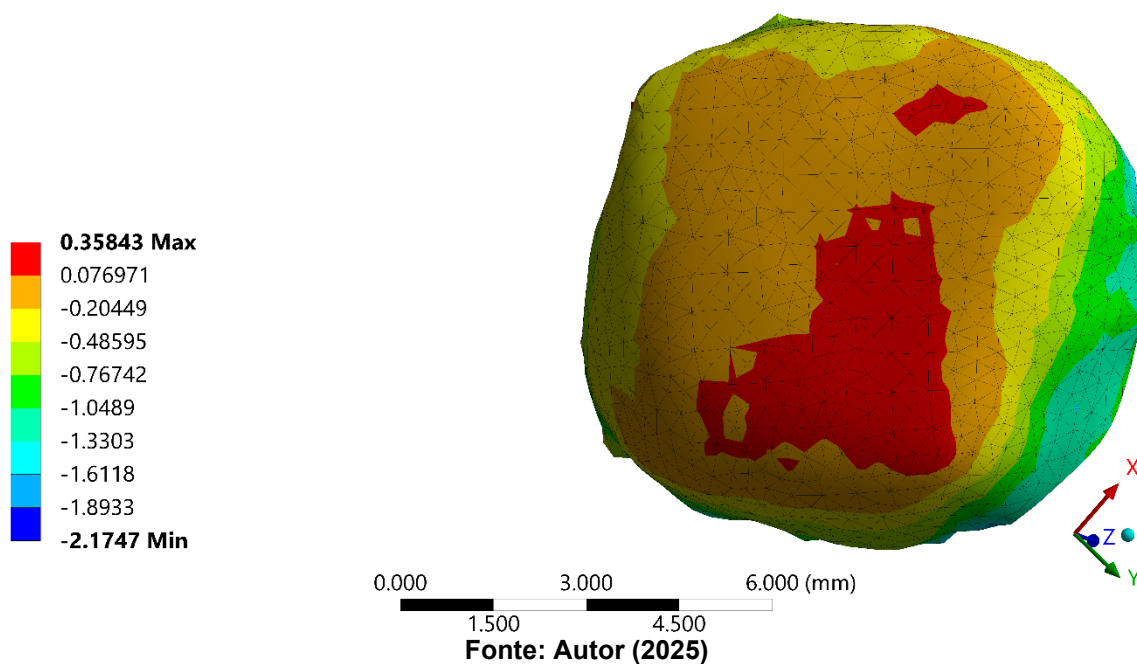


Figura 4.51 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista superior NANAT.

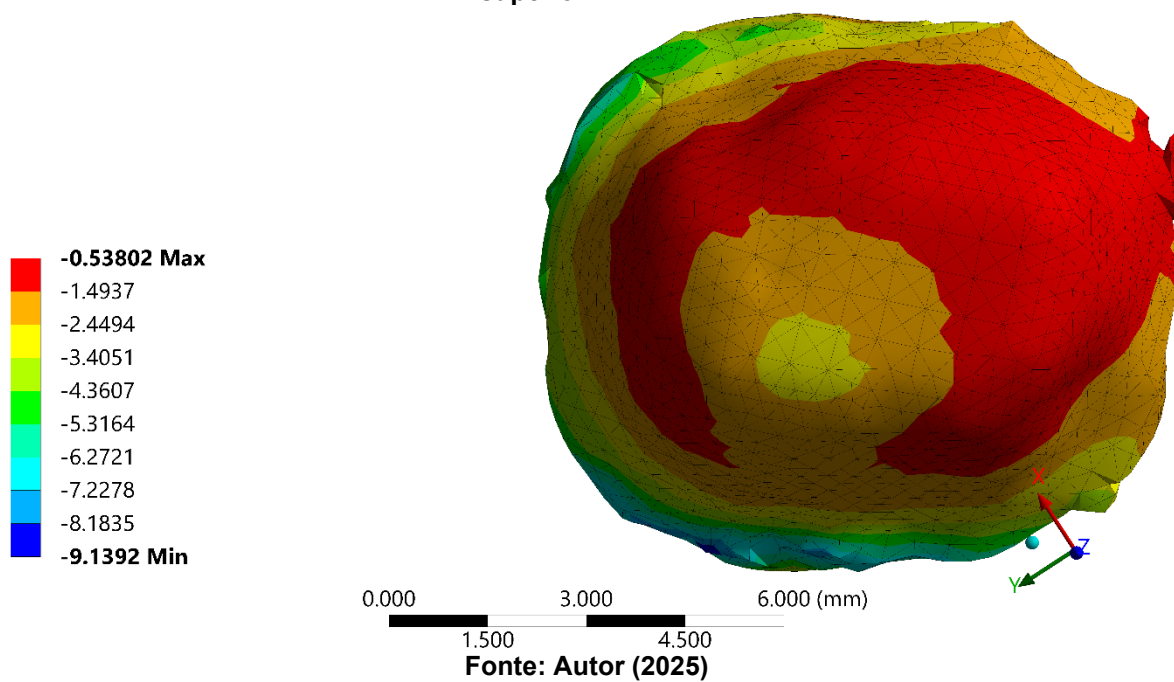
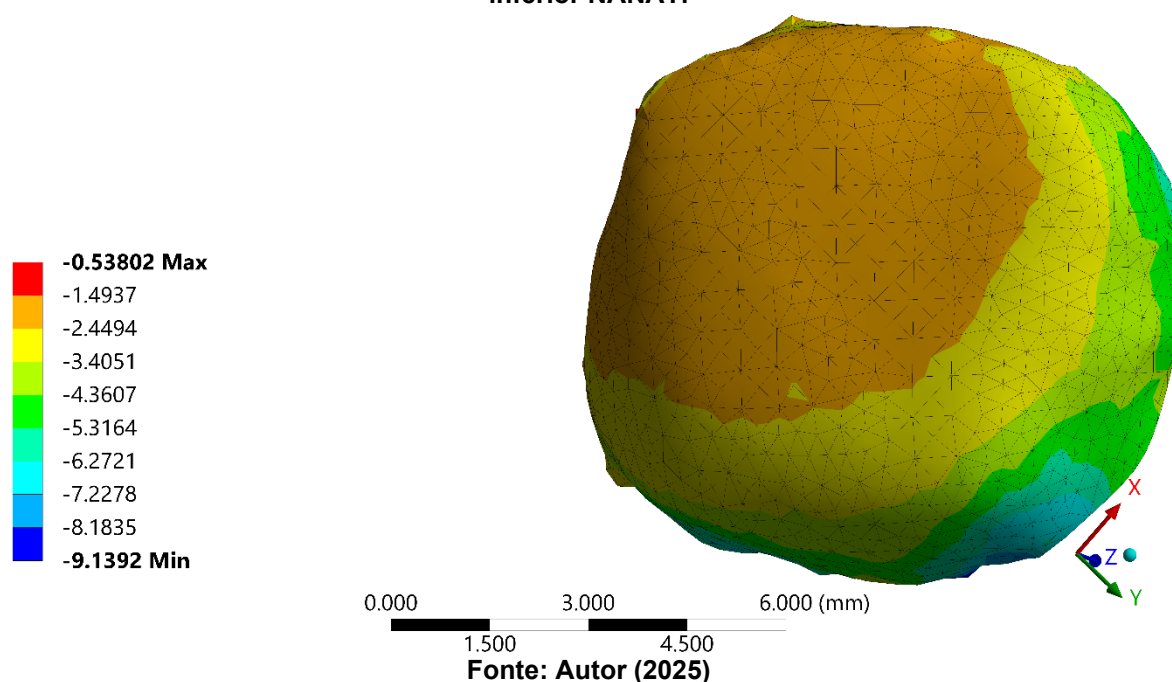


Figura 4.52 – Tensão mínima principal para a resina composta com a tensão máxima, vista inferior NANAT.



4.5.5 Comparações dos resultados

Com todas as simulações realizadas e encontrada todas as tensões principais, para a coroa e para a resina composta, tanto para o modelo ANAT e NANAT.

Com todos esses resultados das simulações obtidos é considerado questões como os nós concentradores de tensão, aos quais elevam os resultados em alguns nós, para contornar esse problema coleta-se os valores médios dos elementos no redor, uma vez coletados esses dados, constrói-se a tabela 4.2 e 4.3 representando as tensões principais para cada modelo e dos 2 componentes.

Tabela 4.2 – Resultado das tensões principais ANAT.

Tensões	Coroa 0N (MPa)	Resina Composta 0N (MPa)	Coroa 350N (MPa)	Resina Composta 350N (MPa)
Tensão máxima principal	0,0	0,0	-68,7	-1,70
Tensão média principal	0,0	0,0	-80,4	-2,1
Tensão mínima principal	0,0	0,0	-162,2	-9,2

Fonte: Autor (2025)

Tabela 4.3 – Resultado das tensões principais NANAT.

Tensões	Coroa 0N (MPa)	Resina Composta 0N (MPa)	Coroa 350N (MPa)	Resina Composta 350N (MPa)
Tensão máxima principal	0,0	0,0	-64,5	-1,1
Tensão média principal	0,0	0,0	-59,2	-1,8
Tensão mínima principal	0,0	0,0	-142,7	-7,8

Fonte: Autor (2025)

4.6 Resistência a fadiga do componente

Para os valores da resistência a fadiga se determina os valores dos fatores descritos anteriormente, coletado os valores das propriedades dos materiais, como por exemplo a resistência a tração, tensão última e a resistência o limite de fadiga do material, para assim possa calcular o valor do limite da resistência a fadiga da coroa e da resina composta, para os dois modelos.

4.6.1 Propriedades dos materiais

Após a revisão bibliográfica de trabalhos anteriores e outras pesquisas relacionadas coleta-se os seguintes valores para os dados dos materiais que compõem a coroa monolítica (dissilicato de lítio) e a própria resina composta.

Por se tratar de materiais frágeis, possuem sua região elástica curta e assim a o seu S_y e S_{ult} possuem valores muito próximos, sendo assim considera-se que esses dois valores são iguais.

Dissilicato de lítio:

- S_{ult} e $S_y = 361$ MPa (ELSAKA, et al, 2020)
- $S_{e'}$ = 175 MPa (NISHIOKA, et al, 2018)

Resina composta:

- S_{ult} e $S_y = 307$ MPa (BRANDÃO, et al, 2005)

- $S_{e'} = 161 \text{ MPa}$ (BRANDÃO, et al, 2005)

4.6.2 Fator de modificação de condição de superfície k_a

Como tanto a coroa e a resina composta foram fabricadas utilizando CAD/CAM, utiliza-se a equação 3.9 e a tabela 3.1, com isso temos tanto para a coroa para a resina composta:

- $\alpha = 4,51$
- $\beta = -0,265$

Agora substituindo os valores temos:

Coroa:

$$k_a = \alpha S_{ult}^{\beta}$$

$$k_a = 4,51 \cdot 361^{-0,265}$$

$$k_a = 4,51 \cdot 361^{-0,265}$$

$$k_a = \mathbf{0,947}$$

Resina composta:

$$k_a = \alpha S_{ult}^{\beta}$$

$$k_a = 4,51 \cdot 307^{-0,265}$$

$$k_a = 4,51 \cdot 307^{-0,265}$$

$$k_a = \mathbf{0,989}$$

4.6.3 Fator de tamanho k_b

Para determinar o fator de tamanho k_b utiliza-se a equação 3.10, como depende apenas do diâmetro médio da seção crítica e essa variável é a mesma tanto para a coroa quanto para a resina composta.

Como nossos componentes possuem diâmetros médios da seção crítica são menores que o limite de 2,79 mm determina-se o fator de tamanho como igual a 1.

4.6.4 Fator de modificação de carga k_c

Em nosso caso ao qual se estuda o carregamento será aplicado de maneira puramente axial na coroa assim distribuindo-se de maneira também axial para a

resina composta, com isso, utilizando-se a equação 3.11 o nosso fator k_c será igual a 0,85, para os 2 componentes.

4.6.5 Fator de modificação de temperatura k_d

Como a prótese está imersa num ambiente cuja temperatura média é de 36°C, sendo abaixo dos 70°C onde começa-se a notar influência desse fator na fadiga, considera-se o fator k_d igual a 1.

4.6.6 Fator de modificação de confiabilidade k_e

Deseja-se que nosso estudo tenha uma confiabilidade igual a 99,99%, isso é, que tenha 0,01% de probabilidade de que haja falha por fadiga, portanto, com base na tabela 3.2, o fator k_e será igual a 0,702 tanto para a coroa quanto para a resina composta.

4.6.7 Fator de modificação por fatores diversos k_f

Apesar da boca humana possuir pH ácido decorrente do processo de digestão e possivelmente acelerar o processo de fadiga dos componentes, segundo (FLECK, 2010), a resina composta e o dissilicato de lítio além de possuir boa biocompatibilidade, possuem boa resistência à corrosão em meios ácidos, sendo utilizados amplamente em meios odontológicos por esse motivo. Com isso por não afetar a resistência a fadiga e não possuir outros fatores que afetem, considera-se o k_f igual a 1.

4.6.8 Limite de resistência à fadiga S_e

Definidos os fatores de modificação e a resistência à fadiga do material, pode-se calcular o limite de resistência à fadiga dos componentes, com base na equação 2.3. Com isso, esses resultados valem igualmente para os dois modelos, uma vez que não possuem diferenças nos fatores nem nos materiais.

Coroa:

$$S_e = k_a \cdot k_b \cdot k_c \cdot k_d \cdot k_f \cdot S'_e$$

$$S_e = 0,947 \cdot 1 \cdot 0,85 \cdot 1 \cdot 0,702 \cdot 1 \cdot 175$$

$$S_e = 98,88 \text{ MPa}$$

Resina composta:

$$S_e = k_a \cdot k_b \cdot k_c \cdot k_d \cdot k_f \cdot S'_e$$

$$S_e = 0,989 \cdot 1 \cdot 0,85 \cdot 1 \cdot 0,702 \cdot 1 \cdot 175$$

$$S_e = 95,012 \text{ MPa}$$

4.7 Tensões alternadas e médias

Uma vez coletado os valores das tensões principais, torna-se possível a realização do cálculo das tensões alternadas e médias descritas anteriormente pelas equações 3.1 e 3.5, utilizando os resultados obtidos na etapa 4.5.5 deste trabalho.

Pode-se observar os resultados das tensões alternadas na tabela 4.4 e para as tensões médias na tabela 4.5 para o modelo ANAT.

Agora os resultados do modelo NANAT encontrada na tabela 4.6 para as tensões alternadas e na tabela 4.7 para as tensões médias.

Tabela 4.4 – Tensões alternadas ANAT.

Tensões	Coroa	Resina composta
σ_{1a} (Mpa)	-34,4	-0,9
σ_{2a} (Mpa)	-40,2	-1,1
σ_{3a} (Mpa)	-81,1	-4,6
σ_a (Mpa)	44,1	3,7

Fonte: Autor (2025)

Tabela 4.5 – Tensões médias ANAT.

Tensões	Coroa	Resina composta
σ_{1m} (Mpa)	-34,4	-0,9
σ_{2m} (Mpa)	-40,2	-1,1
σ_{3m} (Mpa)	-81,1	-4,6
σ_m (Mpa)	44,1	3,7

Fonte: Autor (2025)

Tabela 4.6 – Tensões alternadas NANAT.

Tensões	Coroa	Resina composta
σ_{1a} (Mpa)	-32,3	-0,6
σ_{2a} (Mpa)	-29,9	-0,9
σ_{3a} (Mpa)	-71,4	-3,9
σ_a (Mpa)	40,5	3,2

Fonte: Autor (2025)

Tabela 4.7 – Tensões médias NANAT.

Tensões	Coroa	Resina composta
σ_{1m} (Mpa)	-32,3	-0,6
σ_{2m} (Mpa)	-29,9	-0,9
σ_{3m} (Mpa)	-71,4	-3,9
σ_m (Mpa)	40,5	3,2

Fonte: Autor (2025)

Com esses resultados obtidos se observa que para os 2 modelos as tensões alternadas (σ_a) e as tensões médias (σ_m) possuem resultados idênticos, isso se dá pelo fato de que a tensão mínima utilizada em nossa pesquisa é de 0N, que resultou em tensões principais iguais a 0MPa, o que torna nas equações das tensões alternadas e médias iguais.

4.8 Critérios de falha

Após todos os resultados obtidos nas etapas anteriores, torna-se possível estipular o fator de segurança à fadiga pelos critérios clássicos de fadiga discutido anteriormente nas equações 2.4, 2.5 e 2.6.

4.8.1 Critério de Soderberg

ANAT:

Coroa:

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_y} = \frac{1}{n}$$

$$\frac{44,1}{98,88} + \frac{44,1}{361} = \frac{1}{n}$$

$$n = 1,75$$

Resina composta:

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_y} = \frac{1}{n}$$

$$\frac{3,7}{95,01} + \frac{3,7}{307} = \frac{1}{n}$$

$$n = 20,27$$

NANAT

Coroa:

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_y} = \frac{1}{n}$$

$$\frac{40,5}{98,88} + \frac{40,5}{361} = \frac{1}{n}$$

$$n = 1,93$$

Resina composta:

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_y} = \frac{1}{n}$$

$$\frac{3,2}{95,01} + \frac{3,2}{307} = \frac{1}{n}$$

$$n = 22,75$$

4.8.2 Critério de Goodman

ANAT

Coroa

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ult}} = \frac{1}{n}$$

$$\frac{44,1}{98,88} + \frac{44,1}{361} = \frac{1}{n}$$

$$n = 1,75$$

Resina composta:

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ult}} = \frac{1}{n}$$

$$\frac{3,7}{95,01} + \frac{3,7}{307} = \frac{1}{n}$$

$$n = 20,27$$

NANAT

Coroa

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ult}} = \frac{1}{n}$$

$$\frac{40,5}{98,88} + \frac{40,5}{361} = \frac{1}{n}$$

$$n = 1,93$$

Resina composta:

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ult}} = \frac{1}{n}$$

$$\frac{3,2}{95,01} + \frac{3,2}{307} = \frac{1}{n}$$

$$n = 22,75$$

4.8.3 Critério de Gerber

ANAT

Coroa:

$$\frac{n\sigma_a}{S_e} + \left(\frac{n\sigma_m}{S_{ult}}\right)^2 = 1$$

$$\frac{n \cdot 44,1}{98,88} + \left(\frac{n \cdot 44,1}{361}\right)^2 = 1$$

$$n = 2,08$$

Resina composta:

$$\frac{n\sigma_a}{S_e} + \left(\frac{n\sigma_m}{S_{ult}}\right)^2 = 1$$

$$\frac{n \cdot 3,7}{95,01} + \left(\frac{n \cdot 3,7}{307}\right)^2 = 1$$

$$n = 24,39$$

NANAT**Coroa:**

$$\frac{n\sigma_a}{S_e} + \left(\frac{n\sigma_m}{S_{ult}}\right)^2 = 1$$

$$\frac{n \cdot 40,5}{98,88} + \left(\frac{n \cdot 40,5}{361}\right)^2 = 1$$

$$n = 2,28$$

Resina composta:

$$\frac{n\sigma_a}{S_e} + \left(\frac{n\sigma_m}{S_{ult}}\right)^2 = 1$$

$$\frac{n \cdot 3,2}{95,01} + \left(\frac{n \cdot 3,2}{307}\right)^2 = 1$$

$$n = 27,37$$

4.8.4 Comparação dos fatores de segurança à fadiga

Para facilitar a comparação dos resultados dos fatores de segurança à fadiga dos critérios utilizados, observa-se a tabela 4.8.

Tabela 4.8 – Resultados fatores de segurança à fadiga

MODELO	ANAT		NANAT	
COMPONENTE	Coroa	Resina composta	Coroa	Resina composta
Goodman	1,75	20,27	1,93	22,75
Soderberg	1,75	20,27	1,93	22,75
Gerber	2,08	24,36	2,28	27,37

Fonte: Autor (2025)

5 CONCLUSÃO

Com esses resultados obtidos é possível ressaltar algumas observações, como, por exemplo, podemos ver que para a coroa e para a resina composta, ANAT e NANAT, os valores do fator de segurança a fadiga foram iguais para Goodman e Soderberg, devido ao fato de serem materiais frágeis, onde a região elástica é curta,

e os valores da tensão última (S_{ult}) são iguais aos valores da tensão de resistência a tração (S_y).

Outra conclusão que se pode obter com esses resultados, é que indiferente do método de preparação, tanto a coroa monolítica de dissilicato de lítio quanto a resina composta possuem fator de segurança à fadiga maior que 1, ou seja, dada as devidas condições de trabalho impostas e com a confiabilidade estipulada anteriormente, elas não falharam por fadiga, isso é, independente do tempo que elas sejam utilizadas, não haverá problemas recorrentes a fadiga.

Outra importante conclusão que se pode tirar é de que o modelo NANAT acaba tendo melhor fator de segurança a fadiga, uma vez que quanto maior o fator de segurança, menor a chance de que o componente falhe por fadiga, contudo, essa diferença não acaba sendo muito significativa, além do fato que apesar de possuir um fator de segurança menor o modelo ANAT, também apresenta vida infinita a fadiga. Com isso a decisão de qual método de preparação utilizar pode ser baseada em outros fatores, como, custo, tempo de preparo, conforto, entre outros, já que a fadiga e a durabilidade dos modelos não são mais ponto de dúvida para o profissional.

Para trabalhos futuros, podem ser calculados os mesmos parâmetros considerando diferentes métodos de preparo, a utilização de outros materiais, como, por exemplo, coroas confeccionadas em zircônia ou o cálculo da fadiga por outros métodos, como por exemplo o nCode.

REFERÊNCIAS

ARCHANGELO, K. C. et al. Fatigue failure load and finite element analysis of multilayer ceramic restorations. **Dental Materials**, v. 35, n. 1, p. 64-73, 2019.

ALPÍZAR, M.; CASTILLO, R.; CHINÈ, B. Thermal stress analysis by finite elements of a metal-ceramic dental bridge during the cooling phase of a glaze treatment. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 104, n. January, 2020.

ANUSAVICE, K. J.; KAKAR, K.; FERREE, N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? **Clinical Oral Implants Research**, v. 18, n. SUPPL. 3, p. 218– 231, 2007.

ASSUNÇÃO, W. G.; GOMES, E. A.; BARÃO, V. A. R.; DELBEN, J. A.; TABATA, L. F.; SANTOS, P. H. Biomechanics Studies in Dentistry: Bioengineering Applied in Oral Implantology. **Journal of Craniofacial Surgery**, v.20, n.4 p.1173-1177, 2009.

BRONDINO, Bárbara Margarido. **Comparação de dois preparos oclusais para coroas monolíticas em região posterior**: resistência à fadiga e análise de danos. 2024. Tese (Doutorado) – Universidade de São Paulo, Bauru, 2024. Disponível em: <https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/25/25146/tde-28032025-153853/>. Acesso em: 17 nov. 2025.

BELLI, R.; PETSCHERT, A.; LOHBAUER, U. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zirconia-veneer dental prosthesis. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 21, p. 167–177, 2013.

BRANDÃO, Letícia et al. Compressive strength and compressive fatigue limit of conventional and high viscosity posterior resin composites. **Brazilian oral research**, v. 19, p. 272-277, 2005.

BUDYNAS, R. G.; NISBETT, J. K. Elementos de máquinas de Shigley. Tradução: João Batista De Aguiar; Tradução: José Manoel De Aguiar; Tradução: José Benaque Rubert. 10. ed. Porto Alegre: AMGH, 2016.

CALLISTER JR., W. D. **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução**. 10. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2021.

CHEN, Song et al. Compressive fatigue limit of four types of dental restorative materials. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 61, p. 283-289, 2016.

DAL PIVA, A. M. DE O. et al. Minimal tooth preparation for posterior monolithic ceramic crowns: Effect on the mechanical behavior, reliability and translucency. **Dental Materials**, v. 37, n. 3, p. e140–e150, 2021.

DONOVAN, T. E. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 114, n. 3, p. 364–366, 2015.

ELSAKA, Shaymaa E.; ELNAGHY, Amr M. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. **Dental materials**, v. 32, n. 7, p. 908-914, 2016.

GOMES, E. A. et al. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. *Cerâmica*, v. 54, n. 331, p. 319–325, 2008.

GUARDA, G. B. et al. Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. **Operative Dentistry**, v. 38, n. 2, p. 208–217, 2013.

GUESS, P. C. et al. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. **The International journal of prosthodontics**, v. 23, n. 5, p. 434–42, 2010.

HEINTZE, S. D. et al. Fatigue resistance of all-ceramic fixed partial dentures–Fatigue tests and finite element analysis. **Dental Materials**, v. 34, n. 3, p. 494-507, 2018.

HERNANDEZ, Bruno Agostinho. Análise estrutural e fadiga em prótese implanto-suportada unitária através do método dos elementos finitos. 2015. 121 f. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista Julio de Mesquita Filho, Faculdade de Engenharia, 2015. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/11449/126506>>.

HOOSHMAND, T. et al. Interfacial fracture toughness of different resin cements bonded to a lithium disilicate glass ceramic. **Journal of Dentistry**, v. 40, n. 2, p. 139–145, 2012.

JOHANSSON, C. et al. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. **Acta Odontologica Scandinavica**, v. 72, n. 2, p. 145–153, 2014.

JUNIOR, W. D. S. et al. Restaurações cerâmicas multicamadas e monolíticas: uma revisão de literatura. **Revista da Faculdade de Odontologia - UPF**, v. 23, n. 3, p. 353–360, 2018.

KANG, S.-H.; CHANG, J.; SON, H.-H. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. **Restorative Dentistry & Endodontics**, v. 38, n. 3, p. 134, 2013.

LIMA, F. F. Avaliação da resistência à fadiga e modalidades de danos de coroas unitárias de dissilicato de lítio e resina nanocerâmica. 2016.

MACKERLE, J. Finite element modelling of ceramics and glass, an addendum - A bibliography (1998-2004). **Engineering Computations (Swansea, Wales)**, v. 22, n. 3, p. 297–373, 2005.

NISHIOKA, Gabriela et al. Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. **Brazilian oral research**, v. 32, p. e53, 2018.

NORTON RL. **Design of machinery: an introduction to synthesis and analysis of mechanisms and machines**. Vol.66. 2012. New York: McGraw-Hillpp.

PASCHOAL AMOROSO, A. et al. Cerâmicas Odontológicas: Propriedades, Indicações E Considerações Clínicas. **Revista Odontológica de Araçatuba**, v. 33, n. 2, p. 19–25, 2012.

RAPTIS, N. V; MICHALAKIS, K. X.; HIRAYAMA, H. Optical behavior of current ceramic systems. **The International journal of periodontics & restorative dentistry**, v. 26, n. 1, p. 31–41, 2006.

RITZBERGER, C. et al. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. **Materials**, v. 3, n. 6, p. 3700–3713, 2010.

ROCCA, Giovanni Tommaso et al. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD–CAM RNC crowns and endocrowns. **Dental Materials**, v. 32, n. 12, p. e338-e350, 2016.

RUBO, J. H.; CAPELLO SOUSA, E. A. Finite-Element Analysis of Stress on Dental Implant Prosthesis. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v.12, n.2, p. 105-113, 2009.

SAILER, I. et al. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). **Dental Materials**. Anais...2015 Disponível em: www.sciencedirect.com/http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.02.0110109-5641/

SHEMTOV-YONA, Keren; RITTEL, Daniel. Fatigue of dental implants: facts and fallacies. **Dentistry journal**, v. 4, n. 2, p. 16, 2016.

SHIGLEY, J. E.; MISCHKE, C. R.; BUDYNAS, RICHARD G. **Projeto de engenharia mecânica** /tradução João Batista de Aguiar, Jose' Manoel de Aguiar. - 7. ed. - Porto Alegre: Bookman, 2005

SILVA, LUCAS HIAN; LIMA, ERICK DE; MIRANDA, RANULFO, BENEDITO DE PAULA; FAVERO, STÉPHANIE SOARES; LOHBAUER, ULRICH; CESAR, P. F. Critical review Dental Materials/Dentistry Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. **Braz. oral Rest**, v. 31, p. 133–146, 2017.

SILVA, N. R. F. A. et al. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. **Journal of Dental Research**, v. 91, n. 3, p. 305–310, 2012.

SULAIMAN, T. A.; DELGADO, A. J.; DONOVAN, T. E. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 114, n. 3, p. 364–366, 2015.

SMIELAK, B.; KLIMEK, L. Effect of hydrofluoric acid concentration and etching duration on select surface roughness parameters for zirconia. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 113, n. 6, p. 596–602, 2015.

TAYLOR, JOHN R. An Introduction to Error Analysis: The Study of Uncertainties in Physical Measurements. 1997.

WENDLER, M. et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. **Dental Materials**, v. 33, n. 1, p. 99–109, 2017.

YOON, H. I. et al. Fracture Resistance of CAD/CAM-Fabricated Lithium Disilicate MOD Inlays and Onlays with Various Cavity Preparation Designs. **Journal of Prosthodontics**, v. 28, n. 2, p. e524–e529, 2019.

ZHANG, Yu; SAILER, Irena; LAWN, Brian R. Fatigue of dental ceramics. **Journal of dentistry**, v. 41, n. 12, p. 1135-1147, 2013. SULAIMAN, T. A.; DELGADO, A. J.

ZHAO, K. et al. Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. **Dental Materials**, v. 28, n. 6, p. 653–660, 2012.