

**SABRINA MASCARENHAS VARGAS**

**Influência do fator mecânico na formação e desenvolvimento das LCNC em  
modelos computacionais da microestrutura, do esmalte e dentina, e  
poroelástico do dente**

São Paulo

2020



**SABRINA MASCARENHAS VARGAS**

**Influência do fator mecânico na formação e desenvolvimento das LCNC em  
modelos computacionais da microestrutura, do esmalte e dentina, e  
poroelástico do dente**

**Versão Corrigida**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Área de Concentração em Biomateriais, para obter o título de Doutora em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Rafael Yagüe Ballester

São Paulo

2020

Catálogo da Publicação  
Serviço de Documentação Odontológica  
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Vargas, Sabrina Mascarenhas.

Influência do fator mecânico na formação e desenvolvimento das LCNC em modelos computacionais da microestrutura, do esmalte e dentina, e poroelástico do dente / Sabrina Mascarenhas Vargas; orientador Rafael Yagüe Ballester. -- São Paulo, 2020.

201 p. : fig., tab., graf. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração: Biomateriais -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Lesões cervicais não cariosas. 2. Abfração. 3. Resistência a tração. 4. Esmalte dentário. 5. Dentina. I. Ballester, Rafael Yagüe. II. Título.

Vargas SM. Influência do fator mecânico na formação e desenvolvimento das LCNC em modelos computacionais da microestrutura, do esmalte e dentina, e poroelástico do dente. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutora em Ciências.

Aprovada em: 03/06/2020

### **Banca Examinadora**

Prof(a). Dr(a). Flávia Souza de Bastos  
Instituição: UFJF Julgamento: Aprovada

Prof(a). Dr(a). Estevam Barbosa de Las Casas  
Instituição: UFMG Julgamento: Aprovada

Prof(a). Dr(a). Raúl González Lima  
Instituição: USP Julgamento: Aprovada



*À minha família:*

*Em especial, para a minha mãe, por ser tão dedicada e abraçar os sonhos dos filhos como se fossem dela. Por todas as vezes que eu precisei da sua ajuda, mãe, fosse emocional ou física, durante esse processo e toda a minha vida.*

*Ao meu irmão Saulo que é o meu ponto de equilíbrio. A sua sabedoria e paciência foram fundamentais para me trazer paz.*

*Aos meus tios, Paulo e Marcelo, por acompanharem de perto todos os momentos do doutorado e por sempre terem me auxiliado a nunca desistir.*



## AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço à Deus pela dádiva da vida e por, juntamente, com os espíritos amigos me amparem em todos os momentos, me ajudando a me manter no equilíbrio e no caminho do bem.

Agradeço à minha família, em especial à minha mãe e ao meu irmão que sempre estiveram do meu lado, me apoiando e me dando todo o suporte necessário para que eu conseguisse alcançar todos os meus objetivos e sonhos sem medir esforços. Sem vocês eu não seria nada! Deixo aqui o meu eterno agradecimento! Aos meus anjos, que mesmo no plano espiritual, me amparam e me ajudam nessa caminhada terrena. Vocês, pai, vó Ci, e vô Maranhão, são a minha motivação!

Aos meus tios, Paulo e Marcelo, por todo o afeto e acolhimento nas minhas estadias em São Paulo. Vocês moram no meu coração!

Ao orientador e querido professor, Rafael, por ter acreditado em mim e ter me dado uma chance de fazer um sonho acontecer. Todo o seu conhecimento e todos os seus esforços se farão eternos na minha memória. Obrigada por tanto!

À minha querida (ex) orientadora, Flávia, por nunca ter me deixado desamparada e por ter sempre depositado muita fé e mim. Sem a sua ajuda, a sua paciência e os seus conhecimentos, muita coisa não teria sido possível!

Às minhas amigas de Juiz de Fora, em especial à Ruana e à Marcela, que sempre estão presentes, tanto nos momentos bons, quanto nos difíceis, me oferecendo ouvidos, paciência, conselhos, companheirismo e muito amor!

Ao Carlos Ney por toda a sua amizade e lealdade. Você é muito importante na minha vida.

Aos professores e técnicos do departamento de Biomateriais da FOU SP por tornarem possível este trabalho. Em especial, aos professores Igor e Josete, por suas palavras de encorajamento e esperança, e por toda ajuda.

À USP agradeço pelos auxílios disponibilizados e ter me dado grandes oportunidades para alcançar mais um sonho de vida.

A todos do departamento de Biomateriais.

Juliana, por toda a sua amizade que se estende até hoje. Pelas nossas conversas e gargalhadas infinitas. Por tanto afeto.

Kathy e Inês por terem me acolhido com muito amor e terem me ensinado tanto sobre paciência e sabedoria.

Aos colegas de laboratório, Pavel, Alice, Omar, e em especial, a Talitinha e a Aline, por todos os momentos trocados, por tanta ajuda, pela companhia nesses anos e pela amizade.

À Rosinha, que sempre com muita doçura esteve do meu lado me ajudando e me dando força. Os seus abraços foram fundamentais!

À Laressa, por ter sido uma amiga-irmã em São Paulo. Obrigada pela sua amizade e por toda a sua paciência.

À minha cunhadinha, Louise, que é uma amiga maravilhosa e me cobre de carinho com as suas palavras amigas.

Aos meus amigos de mestrado, em especial à Evelyn, que nunca se mantiveram distantes e por toda a ajuda e ensinamentos que me deram suporte durante o doutorado.

A todos os amigos, pessoas queridas que vibraram comigo durante essa fase da minha vida.

Ao Professor Sinan Muftu por ter me recebido em Boston na NEU durante o doutorado sanduíche e ao colega Soroush Irandoust por ter me ajudado a desenvolver a análise poroelástica deste estudo.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001

Muito obrigada por tudo!

“A sabedoria e o amor são as duas asas dos anjos que alcançaram o trono divino, mas, em toda parte, quem ama segue à frente daquele que simplesmente sabe.”

Chico Xavier, pelo espírito Neio Lúcio (livro: Jesus no lar)



## RESUMO

Vargas SM. Influência do fator mecânico na formação e desenvolvimento das LCNC em modelos computacionais da microestrutura, do esmalte e dentina, e poroelástico do dente [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2020. Versão Corrigida.

Lesões cervicais não cariosas [LCNC] são a perda de tecido dental, esmalte e/ou dentina, próximo da junção amelocementária [JAC], sem a presença de agentes bacterianos cariogênicos. Os dentes pré-molares superiores são os mais frequentemente acometidos. Mais de 90% das lesões estão localizadas na face vestibular dos dentes. Têm etiologia multifatorial, mas o mecanismo de ação dos fatores etiológicos e da interação entre eles ainda não foi claramente elucidada. Apesar da abrasão e a erosão ácida serem os agentes etiológicos mais considerados por muitos anos, eles não são capazes de explicar a ocorrência de lesões subgingivais, nem as que acontecem em um dente isoladamente dos vizinhos. O fator mecânico, que pode atuar isoladamente em um dente, passou a ser investigado como potencial responsável pelas lesões, sozinho ou atuando sinergicamente com a erosão ácida. Uma das possibilidades de interação entre os fatores etiológicos seria o mecanismo conhecido como “stress corrosion crack”. Mas existiria uma outra possibilidade: esmalte e dentina podem ser considerados materiais poroelásticos, que apresentam uma fase sólida porosa e uma fase com fluido, livre para se deslocar entre os espaços deixados pela fase sólida. Isto faria que os tecidos dentários funcionassem como esponjas, cada um com sua rigidez específica. Ou seja, poderiam ser capazes de absorver fluido circundante se, ao serem deformados, aumentasse seu volume total. Pelo contrário, expeliriam fluido interno se a deformação ocorresse com diminuição de volume. Estas possibilidades, ao ocorrer com alternância, poderiam gerar o intercâmbio forçado de líquido com o meio externo, além de sua circulação interna forçada, decorrentes das tensões cíclicas a que os dentes estão habitualmente expostos. Se esse líquido fosse ácido, poderia causar desmineralização e perda de substância, o que justificaria a formação das LCNC “desenhadas” especificamente em regiões em que concentra a tensão (ou a deformação). Para avaliar se é válida esta proposta de mecanismo etiológico, foi realizada a presente pesquisa, 100% in silico, dividida em duas partes: 1) estudo do comportamento microestrutural do esmalte e da

dentina [micro]; 2) estudo de um dente como macroestrutura poroelástica [macro]. Na parte micro, modelos lineares elásticos 2D representaram a microestrutura, repetida periodicamente, do esmalte e da dentina, visando verificar se a relação entre tensão (de tração ou de compressão) e variação de volume de cada componente microestrutural dos tecidos e o volume seria linear. Assim seria possível verificar se se poderia esperar, ou não, efeitos semelhantes sob carregamentos compressivos ou de tração. Foi avaliado todo o espectro possível de cargas, até a fratura, visando verificar também se haveria alguma não linearidade na relação, que poderia ser devida às características de estruturação dos tecidos, que propiciassem colapso estrutural acima de algum valor de tensão. Na parte macro foi desenvolvido um modelo 2D de primeiro pré-molar superior com características poroelásticas, submetido a três direções de carregamento em relação ao longo eixo: oblíquo (cúspide vestibular); longitudinal cêntrico (no sulco); longitudinal excêntrico (próximo da cúspide vestibular), visando verificar: 1) se existe não linearidade entre magnitude de tensão e volume de fluido “bombeado” (expelido ou absorvido) pelos tecidos; 2) se tanto a tração quanto a compressão têm a mesma capacidade de bombeamento de fluido; 3) se a distribuição do fluido na região cervical, durante o carregamento, seria capaz de desenhar os formatos das lesões, arredondadas ou anguladas. Os resultados das simulações por elementos finitos mostraram que: 1) a relação entre a variação volumétrica de cada uma das fases microestruturais e a tensão média nos modelos é linear, tanto para a dentina quanto para o esmalte. Isto sugere que não exista um valor de tensão abaixo do qual dentina ou esmalte ficariam isentos de LCNC (pois tensões menores ainda poderiam apresentar efeito danoso, caso estivessem presentes com maior frequência), nem haveria um limiar de tensão partir do qual aumentasse a taxa de bombeamento, de modo a exacerbar o mecanismo de formação da LCNC; 2) a taxa de variação volumétrica é igual tanto sob tração como compressão. Isto seria compatível, pelo modelo proposto, com a formação das LCNCs por carregamentos que conduzam tanto à compressão como à tração localizadas, como se verifica na clínica; 3) é possível que a dentina intertubular, apesar de não representar um caminho tão desimpedido quanto os túbulos, seja capaz de bombear os maiores totais de volume de líquido e, por isso, seria a mais envolvida no processo do bombeamento e dissolução. Isto é compatível com o fato de que na superfície de LCNCs ativas sejam encontrados túbulos obliterados e não exista sensibilidade dentinária em muitos casos. A peritubular é a que apresenta menor capacidade de

forçar a circulação de fluidos. 4) No esmalte, a região interprismática, como um todo, apresenta uma maior capacidade de bombear fluidos que a região prismática. 5) A relação entre magnitude de tensão e volume bombeado na região cervical pela dentina e pelo esmalte foi linear no estudo macro. Isto significa que não haveria uma tensão limiar a partir da qual a probabilidade de formação de LCNC aumentasse. 6) Tanto a tração quanto a compressão, foram capazes de gerarem bombeamento e, conseqüentemente provocariam LCNCs, As forças oblíquas para vestibular tendem a gerar tensão de compressão e fluxo com o dobro de volume na face vestibular que na palatina, o que é compatível com a maior incidência de LCNC na vestibular, encontrada clinicamente; 7) O maior volume encontrado no tecido dentinário (JED e dentina situada cervicalmente a ela) concordaria com o achado clínico de que as LCNCs atingem principalmente dentina, preferencialmente ao esmalte. 8) Por ter encontrado que, nos três carregamentos estudados, os volumes bombeados por JED e dentina foram muito semelhantes, poderia se prever que a maior parte das lesões seriam de formato arredondado, na vigência de carregamentos semelhantes.

Palavras-chave: Lesões cervicais não cariosas. Abfração. Tensão. Deformação. Esmalte. Dentina.



## ABSTRACT

Vargas SM. Influence of the mechanical factor on the formation and development of NCCL through computational models of microstructure, enamel and dentin, and tooth poroelastic [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2020. Versão Corrigida.

Non-carious cervical lesions [NCCL] are loss of dental tissue, enamel and/or dentin, close to the cementoenamel junction [CEJ], without the presence of cariogenic bacterial agents. Upper premolar are the most frequently affected teeth. More than 90% of lesions are located on the buccal face of the teeth. The lesions have multifactorial etiology, but the mechanism of action of each factor and the interaction between them have not been clearly elucidated yet. Although abrasion and acid erosion have been the most widely considered etiological agents for many years, they are not able to explain the occurrence of subgingival lesions, nor how they occur in an isolated tooth from neighbors. The mechanical factor, which can act alone in a tooth, have been investigated as the potential responsible for the lesions, and it can act alone or synergistically with acid erosion. Stress corrosion crack mechanism is one of the possibilities for the interaction between those etiological factors, but there is another possibility: enamel and dentin can be considered poroelastic materials, which have a continuous porous phase and a phase with fluid that are free to slide between the spaces inside continuous phase. This characteristic makes dental hard tissue act as sponges, and each one with its specific stiffness. In other words, the tissues can absorb the fluid around if their volume increases as a result of deformation. In the other hand, they can expel the fluid inside the tissue if the deformation causes a decrease in volume. If these possibilities occur alternately, they could cause an exchanging forced of the fluid to the oral environment, in addition a forced internal circulation of fluid, due to cyclic stress which teeth are usually exposed. It could cause demineralization and substance loss if the fluid were acidic. It could justify NCCL formation and its “design” specifically in regions where the stress (or strain) was concentrated. This research, 100% in silico, was developed to evaluate if this etiological mechanism proposal is valid, and the research was divided in two parts: 1) a study of microstructural behavior of enamel and dentin [micro] and 2) a study of a tooth poroelastic macrostructural [macro]. In the micro step, a 2D linear elastic model of the periodic repeting

microstructure of enamel and dentin were developed to verify if the relation between stress (tensile or compression) and volume variation of each micro component of those tissues would be linear. Thus, it would be possible to verify whether similar effects could be expected under compressive or traction loads. The entire possible spectrum of loads was evaluated, up to fracture, in order to check also if there is any non-linearity in the relationship, which could be due to the tissue structure characteristics, that would provide a structure collapse above some stress value. In a macro step, a 2D model of the first upper premolar with poroelastic characteristics was developed, and it was submitted to three loading directions in relation to the long axis: oblique (buccal cusp); centric longitudinal (in the groove); eccentric longitudinal (close to the buccal cusp), in order to verify: 1) if there is non-linearity between magnitude of stress and the volume of fluid pumped (expelled or absorbed) by the tissues; 2) whether both traction and compression have the same fluid pumping capacity; 3) if the distribution of fluid in the cervical region, during loading, would be able to draw the shapes of the lesions, rounded or angled. The results of finite element simulations showed that: 1) the relationship between the volumetric variation of each component microstructural and the stress average in dentin and enamel models is linear. It means there is no stress value below which dentin or enamel would be exempt from NCCL (since lower stresses could still have a harmful effect, if they were presented more frequently); 2) the rate of volumetric variation is the same under both tension and compression. It would be compatible, according to the proposed model, that even compressive and traction as a concentrated stress could cause the lesions as seen in the clinical situations; 3) it is possible that intertubular dentin, despite not representing a path as clear as the tubules are capable of pumping the highest total volume of liquid and, therefore, would be the most involved in the pumping and dissolution process. This is compatible with the fact that obliterated tubules are found on the surface of active NCCL and there is no dentinal sensitivity in many cases. Peritubular is the one with the less capacity to force the circulation of fluids; 4) In enamel, the interprismatic region, as a whole has a greater capacity to pump fluid than rods; 5) The relationship between values of stress and the volume pumped in the cervical region by dentin and enamel was linear in the macro study. It means that there would not be any threshold voltage from which the probability of NCCL formation would increase; 6) Tensile and compression, are both able to develop fluid pumping and they can initiate NCCL. Oblique loads to buccal cusp tends to generate compressive deformation and it increases the volume of fluid pumped into

buccal face when compared to palatal face; 7) The highest pumped volume was in dentin and DEJ, and It agrees with a clinical findings that NCCI preferentially reach dentin; 8) It can be predicted that most of the lesions would be rounded in shape, because the total volumes pumped into dentin and DEJ were similar, for the three types of loads.

Keywords: Non-carious cervical lesions. Stress. Strain. Abfraction. Enamel. Dentin.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Tecidos dentários, com destaque para a região da junção amelocementária [JAC], na qual ocorrem as LCNCs.....	40
Figura 2.2 - Imagem ilustrativa da explicação da alavanca de classe III formada entre o músculo masseter (P) e pterigoideos mediais e o apoio do côndilo (F). R é a resistência .....	41
Figura 2.3 - A explicação esquemática da ruptura de adesão química entre os prismas de esmalte devido às magnitudes das tensões de tração geradas por forças laterais.....	44
Figura 2.4 – Imagens dos formatos das LCNCs.....	46
Figura 2.5 – Esquema da influência do tipo e direção dos carregamentos nos dentes no formato das lesões.....	46
Figura 2.6 - Esquema dos espécimes bovinos utilizados na pesquisa laboratorial que foram submetidos a tensão de tração, compressão e sem carregamento submersos em água ou em ácido .....	49
Figura 2.7 - Arquitetura hierárquica do esmalte dental humano.....	54
Figura 2.8 - Aspecto da superfície do esmalte após condicionamento ácido (MEV).56	
Figura 2.9 - Corte longitudinal de um grupo de ameloblastos (células secretoras) ...	57
Figura 2.10 - Disposição radial e convergência dos túbulos dentinários .....	58
Figura 2.11 - Imagem modificada de cortes transversais de dentina .....	59
Figura 4.1 - Fluxograma da metodologia do presente estudo .....	68
Figura 4.2 - Geometria representativa de uma célula unitária da dentina. Os números indicam as dimensões em $\mu\text{m}$ .....	69
Figura 4.3 – Imagem por MEV da microestrutura da dentina .....	70

Figura 4.4 - Modelo da dentina submetido à tração.....	71
Figura 4.5 - Representação de células unitárias contíguas submetidas a compressão .....	72
Figura 4.6 - Imagem de conjuntos de mesoescala da dentina com 9, 25, 49 e 81 células unitárias.....	75
Figura 4.7 - Imagem representativa da mesoescala da dentina com 25 células unitárias com as representações das condições de contorno e carregamento do tipo compressão (direção negativa) .....	76
Figura 4.8 - Geometria representativa de uma célula unitária do esmalte.....	80
Figura 4.9 - Seção do esmalte oclusal obtida por microscópio de força atômica modificado, através de nanoindentação.....	81
Figura 4.10 - Modelo do esmalte submetido à compressão .....	82
Figura 4.11 - Conjuntos de mesoescalas do esmalte dentário .....	84
Figura 4.12 - Imagem da mesoescala do esmalte com 121 células unitárias, na qual se pode ver as condições de contorno e carregamento.....	85
Figura 4.13 - Esquema do modelo macroscópico poroelástico do primeiro pré-molar superior com suas 11 fases distintas .....	91
Figura 4.14 - Condições de contorno aplicadas no modelo macro, engaste na região de osso cortical e pressão de poro na base do osso trabecular e na região do dente com contato com o meio bucal.....	93
Figura 4.15 Apresentação dos três tipos diferentes de carregamento utilizados nas simulações .....	94
Figura 4.16 - Seleção dos 4 elementos para cada região, esmalte, JED e dentina, das duas faces do modelo, vestibular e palatina, que se referem às regiões de interesse para o estudo, onde se localizam as LCNCs .....	96
Figura 4.17 - Pontos de referência no modelo macro para a análise de convergência de malha .....	97

Figura 5.1 - Malha de elementos finitos com 5.980 elementos gerada sobre o modelo da célula unitária da dentina .....	101
Figura 5.2 - Mesoescala da dentina com 25 células unitárias após análise de convergência.....	108
Figura 5.3 - Malha de elementos finitos com 4.736 elementos gerada sobre o modelo da célula unitária do esmalte .....	111
Figura 5.4 - Mesoescala do esmalte com 121 células unitárias. A malha tem 57.109 elementos .....	118
Figura 5.5 - Malha com 18.500 elementos quadriláteros, quadráticos, sobre o modelo macro poroelástico adotada para as simulações .....	121
Figura 5.6 - Distribuição da variação, em porcentagem, de volume dos poros das fases (inter, peri e lúmen) da célula central da mesoescala da dentina, sob tensão máxima de tração.....	130
Figura 5.7 - Distribuição da variação, em porcentagem, de volume dos poros das fases (inter, peri e lúmen) da célula central da mesoescala da dentina, sob tensão máxima de compressão .....	131
Figura 5.8 - Mapa de cor para deformações máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A), e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) da dentina, quando submetidas à tensão máxima de tração .....	132
Figura 5.9 - Mapa de cor para deformações máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A), e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) da dentina, quando submetidas a tensão máxima de compressão.....	132
Figura 5.10 - Mapa de cor para tensões máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A), e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) da dentina, quando submetidas a tensão máxima de tração .....	133
Figura 5.11 - Mapa de cor para tensões máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A), e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) da dentina, quando submetidas a tensão máxima de compressão.....	134

- Figura 5.12 - Distribuição da variação, em porcentagem, de volume dos poros das fases (prisma e interprisma) da célula central da mesoescala do esmalte, sob tensão máxima de tração ..... 142
- Figura 5.13 - Distribuição da variação, em porcentagem, de volume dos poros das fases (prisma e interprisma) da célula central da mesoescala do esmalte, sob tensão máxima de compressão..... 143
- Figura 5.14 - Mapa de cor para deformações máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A) e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) do esmalte, quando submetidas à tensão máxima de tração..... 144
- Figura 5.15 - Mapa de cor para deformações máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A) e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) do esmalte, quando submetidas a tensão máxima de compressão ..... 145
- Figura 5.16 - Mapa de cor para tensões máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A), e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) do esmalte, quando submetidas a tensão máxima de tração..... 146
- Figura 5.17 - Mapa de cor para tensões máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A) e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) do esmalte, quando submetidas a tensão máxima de compressão ..... 146

## LISTA DE TABELAS

Tabela 4-1 – Resumo das propriedades mecânicas das fases do modelo microscópico da dentina .....	70
Tabela 4.2 - Valores de tensão de ruptura por tração da dentina utilizados para estabelecer o intervalo de tensões aplicadas no modelo sob tração .....	73
Tabela 4.3 - Valores de tensão de ruptura da dentina por compressão utilizados para estabelecer o intervalo tensões aplicadas ao modelo de compressão ..	74
Tabela 4.4 - Valores do peso (%), da densidade e do volume de cada componente químico da dentina.....	78
Tabela 4.5- Volumes de líquido das diversas fases da dentina, conforme explicado no texto .....	79
Tabela 4.6 - Resumo das propriedades mecânicas das fases que compõem o esmalte .....	82
Tabela 4.7 - Valores do volume (%) dos componentes químicos do esmalte .....	87
Tabela 4.8 - Volumes de líquido das diversas fases do esmalte, conforme explicado no texto .....	88
Tabela 4.9 - Resumo das propriedades mecânicas das fases constituintes do modelo macro poroelástico do dente.....	92
Tabela 5.1 - Relação da tensão (compressão e tração) em função da variação de volume (relativo de VT; ABS de VT e dos poros) para cada fase da célula unitária da dentina .....	105
Tabela 5.2- Relação da tensão (compressão e tração) em função da variação de volume (relativo de VT; ABS de VT e dos poros) para cada fase da célula unitária do esmalte.....	115
Tabela 5.3 - Relação da tensão (compressão e tração) em função da variação de volume (relativo de VT, ABS de VT e dos poros) para cada fase da célula central da mesoescala da dentina .....	126

Tabela 5.4- Relação da tensão (compressão e tração) em função da variação de volume (relativo de VT, ABS de VT e dos poros) para cada fase da célula central da mesoescala do esmalte .....	139
Tabela 5.5 - Resumo dos volumes de fluido que saíram e entraram nos tecidos da face vestibular do modelo sob carregamento oblíquo, F=35N e F=70N .....	149
Tabela 5.6 - Resumo dos volumes (em $\mu\text{l}$ ) totais de fluido que entraram e saíram do modelo com carregamento oblíquo .....	151
Tabela 5.7 - Resumo dos volumes (em $\mu\text{l}$ ) totais de fluido que entraram e saíram do modelo com carregamento longitudinal cêntrico .....	154
Tabela 5.8 - Resumo dos volumes (em $\mu\text{l}$ ) totais de fluido que entraram e saíram do modelo com carregamento longitudinal excêntrico .....	156
Tabela 5.9 - Valores de volumes absolutos de líquido que entra em cada uma das seis regiões estudadas, para cada carregamento .....	160

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 4.1 - Ciclo completo do carregamento em função do tempo de simulação...95	95
Gráfico 5.1 – Análise de convergência de malha para o modelo da dentina..... 100	100
Gráfico 5.2 – Erro da análise de convergência de malha para o modelo da dentina ..... 101	101
Gráfico 5.3 - Curvas da variação relativa de VT (%) de cada fase do modelo representativo da célula unitária da dentina em função da tensão de tração e da tensão de compressão..... 102	102
Gráfico 5.4 - Curvas da variação total de VT ( $\mu\text{m}^3$ ) de cada fase da célula unitária da dentina em função da tensão de tração e compressão ..... 103	103
Gráfico 5.5 - Curvas da variação de volume, em porcentagem, dos poros em cada fase da célula unitária da dentina em função da tensão de tração e compressão ..... 104	104
Gráfico 5.6 - Análise de convergência do tamanho da mesoescala da dentina ..... 107	107
Gráfico 5.7 - Erro da análise de convergência da mesoescala da dentina..... 108	108
Gráfico 5.8 – Análise de convergência de malha para o modelo do esmalte..... 110	110
Gráfico 5.9 - Curvas da variação relativa de VT (%) de cada fase do modelo representativo da célula unitária do esmalte em função da tensão de tração e compressão ..... 112	112
Gráfico 5.10 - Curvas da variação total de VT ( $\mu\text{m}^3$ ) de cada fase da célula unitária do esmalte em função da tensão de tração e compressão..... 113	113
Gráfico 5.11 - Curvas da variação de volume, em porcentagem, dos poros em cada fase da célula unitária do esmalte em função da tensão de tração e de compressão ..... 114	114
Gráfico 5.12 - Análise de convergência do tamanho mesoescala do esmalte. .... 117	117

Gráfico 5.13 - Erro da análise de convergência da mesoescala do esmalte .....	117
Gráfico 5.14 - Análise de convergência de malha do modelo macro poroelástico, para 4 regiões diferentes do dente - função entre FLVEL ( <i>mms</i> ) e malha de elementos finitos .....	119
Gráfico 5.15 - Erro da análise de convergência de malha do modelo macro poroelástico para a variável FLVEL ( <i>mms</i> ).....	119
Gráfico 5.16 - Análise de convergência de malha do modelo macro poroelástico, para 4 regiões diferentes do dente. Função entre U2 e malha de elementos finitos.....	120
Gráfico 5.17 - Erro da análise de convergência de malha do modelo macro poroelástico para a variável U2.....	120
Gráfico 5.18 - Curvas da variação relativa de VT de cada fase (em porcentagem da fase) da célula central do modelo da mesoescala da dentina em função da tensão de tração e da tensão de compressão.....	123
Gráfico 5.19 - Curvas da variação total de VT ( $\mu\text{m}^3$ ) de cada fase da célula central da mesoescala da dentina em função da tensão de tração e da tensão de compressão.....	124
Gráfico 5.20 - Curvas da variação de volume, em porcentagem, dos espaços preenchidos por água em cada fase da célula central da mesoescala da dentina em função da tensão de tração e de compressão.....	125
Gráfico 5.21 - Curvas da variação relativa de VT de cada fase (em porcentagem da fase) do modelo da mesoescala do esmalte em função da tensão de tração e da tensão de compressão .....	136
Gráfico 5.22 - Curvas da variação total de VT ( $\mu\text{m}^3$ ) de cada fase da mesoescala do esmalte em função da tensão de tração e da tensão de compressão	137
Gráfico 5.23 - Curvas da variação de volume, em porcentagem, dos poros em cada fase da mesoescala do esmalte em função da tensão de tração e de compressão.....	138
Gráfico 5.24 - Velocidade de fluido (mm/s) em função do tempo do ciclo do carregamento oblíquo, <b>F=35N</b> .....	148

Gráfico 5.25 - Velocidade de fluido (mm/s) em função do tempo do ciclo do carregamento oblíquo, <b>F=70N</b> .....	148
Gráfico 5.26 - Deformação volumétrica das regiões cervicais das faces palatina e vestibular do modelo sob carregamento oblíquo próximo da cúspide vestibular .....	151
Gráfico 5.27 - Velocidade de fluido (mm/s) em função do tempo do ciclo do carregamento longitudinal cêntrico, F=70N .....	153
Gráfico 5.28 - Deformação volumétrica das regiões cervicais das faces palatina e vestibular do modelo sob carregamento longitudinal cêntrico .....	153
Gráfico 5.29 - Velocidade de fluido (mm/s) em função do tempo do ciclo do carregamento longitudinal excêntrico, F=70N.....	155
Gráfico 5.30 - Deformação volumétrica das regiões cervicais das faces palatina e vestibular do modelo sob carregamento longitudinal excêntrico.....	156



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CC	Condição de contorno
DEJ	Dentin-enamel junction
E	Módulo de elasticidade ou de Young
FLVEL	Velocidade de fluido ( $\frac{mm}{s}$ )
GPa	Gigapascal. Unidade de tensão
Inter	Dentina intertubular
IP	Interprisma
JAC	Junção amelocementária
JEC	Junção esmalte-cimento
JED	Junção esmalte-dentina
LCNC	Lesão cervical não cariosa
Macro	Macroscópico/Macroestrutural
MEF	Métodos de elementos finitos
Micro	Microscópico/Microestrutural
MPa	Mega Pascal
MRV	Menor volume repetitivo da microestrutura
MV	Módulo de variação
PDL	Ligamento periodontal
Peri	Dentina peritubular
PR	Prisma de esmalte
s	Segundos
ST	<i>Surface traction (MPa)</i>
t	Tempo em segundos
TMC	Tensão máxima de compressão
TMT	Tensão máxima de tração
VT	Volume total
$\Delta V$	Variação de volume
$\nu$	Coefficiente de Poisson
$\sigma$	Tensão
mN	MiliNewton



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>35</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>39</b>
2.1	LESÃO CERVICAL NÃO CARIOSA (LCNC) .....	39
2.1.1	<b>Conceito</b> .....	<b>39</b>
2.1.2	<b>Prevalência</b> .....	<b>40</b>
2.1.3	<b>Etiologia</b> .....	<b>42</b>
2.2	MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS NOS ESTUDOS DE LCNC .....	49
2.3	TECIDOS ACOMETIDOS NAS LCNCs .....	52
2.3.1	<b>Esmalte</b> .....	<b>54</b>
2.3.2	<b>Dentina</b> .....	<b>57</b>
2.4	COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS TECIDOS .....	59
2.4.1	<b>Modelo elástico linear</b> .....	<b>60</b>
2.4.2	<b>Modelo mecânico poroelástico</b> .....	<b>60</b>
<b>3</b>	<b>OBJETIVOS E HIPÓTESES</b> .....	<b>63</b>
3.1	OBJETIVO GERAL .....	63
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	63
3.2.1	<b>Análise microestrutural da dentina e do esmalte</b> .....	<b>63</b>
3.2.2	<b>Análise macroscópica poroelástica</b> .....	<b>64</b>
<b>4</b>	<b>MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	<b>67</b>
4.1	DELINEAMENTO EXPERIMENTAL .....	67
4.2	MODELO MICROESTRUTURAL: DENTINA 2D (CÉLULA UNITÁRIA E MESOESCALA).....	68
4.2.1	<b>Geometria e propriedades mecânicas da célula unitária da dentina</b> .....	<b>69</b>
4.2.2	<b>Condições de contorno e carregamento da célula unitária da dentina</b> ...	<b>71</b>
4.2.3	<b>Mesoescala da dentina</b> .....	<b>74</b>

<b>4.2.4</b>	<b>Tratamento dos resultados da dentina .....</b>	<b>77</b>
4.3	MODELO MICROESTRUTURAL: ESMALTE 2D (CÉLULA UNITÁRIA E MESOESCALA) .....	79
<b>4.3.1</b>	<b>Geometria e propriedades mecânicas da célula unitária do esmalte.....</b>	<b>80</b>
<b>4.3.2</b>	<b>Condições de contorno e carregamento da célula unitária do esmalte..</b>	<b>82</b>
<b>4.3.3</b>	<b>Mesoescala do esmalte .....</b>	<b>83</b>
<b>4.3.4</b>	<b>Tratamento dos resultados do esmalte.....</b>	<b>86</b>
4.4	Convergência de malha: dentina e esmalte .....	88
4.5	MODELO MACROSCÓPICO POROELÁSTICO.....	89
<b>4.5.1</b>	<b>Geometria e propriedades para o modelo poroelástico .....</b>	<b>89</b>
<b>4.5.2</b>	<b>Condições de contorno e carregamento.....</b>	<b>92</b>
<b>4.5.3</b>	<b>Convergência de malha .....</b>	<b>96</b>
<b>5</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>99</b>
5.1	ANÁLISE INSTRUMENTAL .....	99
<b>5.1.1</b>	<b>Análise de convergência de malha para a célula unitária da dentina .....</b>	<b>99</b>
<b>5.1.2</b>	<b>Comportamento da dentina como célula unitária .....</b>	<b>102</b>
<b>5.1.3</b>	<b>Análise de convergência da mesoescala da dentina .....</b>	<b>106</b>
<b>5.1.4</b>	<b>Análise de convergência de malha para a célula unitária do esmalte... ..</b>	<b>109</b>
<b>5.1.5</b>	<b>Comportamento do esmalte como célula unitária .....</b>	<b>112</b>
<b>5.1.6</b>	<b>Análise de convergência da mesoescala do esmalte .....</b>	<b>116</b>
<b>5.1.7</b>	<b>Análise de convergência de malha para o modelo poroelástico .....</b>	<b>118</b>
5.2	ANÁLISE DOS MODELOS DA MESOESCALA.....	121
<b>5.2.1</b>	<b>Dentina.....</b>	<b>122</b>
<b>5.2.2</b>	<b>Esmalte .....</b>	<b>134</b>
5.3	ANÁLISE DO MODELO MACROSCÓPICO POROELÁSTICO .....	147
<b>5.3.1</b>	<b>Relação entre magnitude do carregamento e volume de fluido bombeado .....</b>	<b>147</b>

5.3.2	Relação entre o tipo da tensão (tração ou compressão) e o volume bombeado.....	149
5.3.3	Relação entre o tipo de carregamento e o formato das lesões .....	158
6	CONCLUSÕES .....	161
	REFERÊNCIAS.....	163
	APÊNDICES.....	175



## 1 INTRODUÇÃO

Lesões cervicais não cariosas [LCNC] são caracterizadas pela perda de tecido dental, esmalte e/ou dentina, próximo da junção amelocementária [JAC], sem a presença de agentes bacterianos cariogênicos (1-7).

Apresentam alta variedade de prevalência na literatura (6). Podem acometer pacientes idosos (1, 3, 8, 9), pelo fato de maior tempo de exposição aos agentes etiológicos (7), e até mesmo pacientes jovens (3, 10, 11), em especial aqueles que apresentam hábitos parafuncionais, como o bruxismo (11-15). Com relação à prevalência das lesões nos dentes, a maioria dos estudos indicam que os dentes pré-molares (2, 3, 5, 7, 10, 15-17) são os mais acometidos, seguidos dos molares (3). Os caninos e incisivos também não estão imunes (15). Uma característica importante é que os pré-molares são os dentes que apresentam uma maior constrição na região cervical, o que favorece a concentração de tensões por diminuição da área da secção transversal (4). Mais de 90% das lesões estão localizadas na face vestibular dos dentes (3, 4, 11).

Há um consenso de que as LCNC têm etiologia multifatorial (3-7, 9-11, 15, 18-20). Foram associadas à abrasão (excessiva) motivada pela escovação (8, 21, 22) ou à desmineralização ácida (22-27), conhecida por erosão dentária, pelos ácidos da dieta e/ou do suco gastrointestinal. Entretanto, as lesões que ocorrem subgingivalmente não podem ser explicadas por esses dois mecanismos que atuam fora dessa região; além disso, erosão e abrasão não são consistentes com a ocorrência de lesões que acometem um dente isoladamente, enquanto o seu adjacente se mantém intacto (4, 28). Por causa dessas situações clínicas, a teoria da abfração (fratura à distância) surgiu como etiologia mecânica para explicar a ocorrência de lesões em um único dente (22, 29). A teoria que deu origem ao termo, muito divulgado, sugere que tensões de tração, provenientes de forças não axiais nos dentes, são capazes de gerar microtrincas no esmalte, que por sua vez vão predispor à perda do tecido pelo mecanismo de erosão ou abrasão. As lesões de abfração costumam apresentarem-se em forma de cunha (4, 28).

As LCNC são mais predominantes nas faces vestibulares, mesmo que essas faces apresentem concentração de tensão de compressão, o que causa debate sobre a presença de microfraturas na região cervical. Alguns estudos experimentais ou

clínicos que tentaram observar as microtrincas no esmalte não obtiveram sucesso (30, 31). Alguns autores sugeriram que a fase inicial das lesões de abfração pode ser causada pela perda estrutural de dentina, na junção esmalte-dentina [JED], que por sua vez causaria enfraquecimento, perda de suporte e, por fim, fratura do esmalte (32).

Por mais que seja consenso o fator mecânico como etiologia das LCNC, os agentes etiológicos não têm ação isolada; por isso, nos últimos anos surgiram estudos para explicar a formação das lesões, devido à sinergia entre tensão com intensificação da ação erosiva dos ácidos, porém o mecanismo de ação ainda se mantém pouco esclarecido (30, 31, 33). Portanto, o conceito de abfração não parece ser defensável, e para o sinergismo foi proposto o nomeá-lo como *stress corrosion cracking* (31, 33).

Os estudos que testaram o comportamento mecânico das estruturas dos dentes caracterizaram o esmalte e a dentina (principais tecidos envolvidos na LCNC) como materiais compósitos hierárquicos (22, 34-43), por serem constituídos por uma matriz orgânica proteica e água, com fibras minerais (hidroxiapatita) inseridas, que apresentam arranjo estrutural específico dependendo da escala em que são observados. O esmalte é constituído por 97% de hidroxiapatita, 2% de água e 1% de matriz orgânica em peso, e sua microestrutura é formada por prismas minerais de aproximadamente 5 µm de diâmetro envoltos por uma camada interprismática de espessura de 0,4 µm (36, 37). Já a dentina é constituída, em peso, por aproximadamente 18% de matriz orgânica (composta principalmente por colágeno), 12% de água e 70% de hidroxiapatita, com maior proporção de hidroxiapatita carbonatada em relação ao esmalte (39).

A ideia de que o esmalte ou os tecidos mineralizados do dente podem ter comportamento mecânico do tipo poroelásticos e se comportarem como uma esponja de alta rigidez capaz de absorver fluido, quando submetido a cargas de tração (aumento de volume da região) ou expulsar fluido, quando sob tensão compressiva (diminuição do volume) foi levantada e pode ser um caminho alternativo ao *stress corrosion crack* para explicar a sinergia no desenvolvimento das lesões (44).

Um estudo (33) experimental conseguiu demonstrar que a compressão estática confere ao esmalte uma certa proteção contra o efeito desmineralizante do ácido circundante, enquanto a tração estática favorece a desmineralização e a ausência de tensão conduz a desmineralizações intermediárias. Isto foi interpretado como que a compressão diminuiria preferencialmente o volume dos espaços pelos quais o líquido

pode circular no esmalte, enquanto, que a tração o aumentaria com o conseqüente aumento da permeabilidade ao ácido. Portanto, a tensão poderia ser um fator coadjuvante com vários efeitos, como permitir a abertura de uma lacuna na JED; rachaduras por corrosão sob tensão e o aumento da permeabilidade do esmalte ao ácido.

Clinicamente, ocorre carregamento cíclico e, a alternância dos estados de tensões geraria o efeito de bombeamento de fluidos (o fluido crevicular gengival é ácido (45)) pela variação de volume dos espaços por onde a água pode circular. Entretanto, esta hipótese precisa ser comprovada. Um primeiro passo seria verificar se é plausível a ocorrência de bombeamento em regiões submetidas à tensão cíclica. E, para que o bombeamento ocorra, precisaria variar o volume da região tensionada e, especialmente, o das microrregiões ocupadas por fluido. Como o tecido dentário é microestruturado, as regiões ocupadas pelo fluido poderiam ser “protegidas”, por serem proporcionalmente menores, da variação global de volume ou também poderiam apresentar variações não lineares com o aumento de tensão (não linearidade devida à geometria da estrutura). Estes aspectos podem ser verificados pelo método de elementos finitos [MEF], que foi a principal ferramenta numérica, através do *software* Abaqus, deste estudo *in silico*.



## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

A revisão de literatura está dividida em 4 subtítulos. O primeiro, aborda sobre o conceito, prevalência e etiologias das lesões cervicais não cariosas (LCNCs). O segundo, descreve o método numérico de elementos finitos e suas aplicações em modelos dentais para estudo da LCNC. O terceiro item contém a descrição de composição macro e microestrutural, bem como propriedades mecânicas dos tecidos envolvidos nas LCNCs: esmalte e dentina. Por último, descreve-se sobre modelos mecânicos.

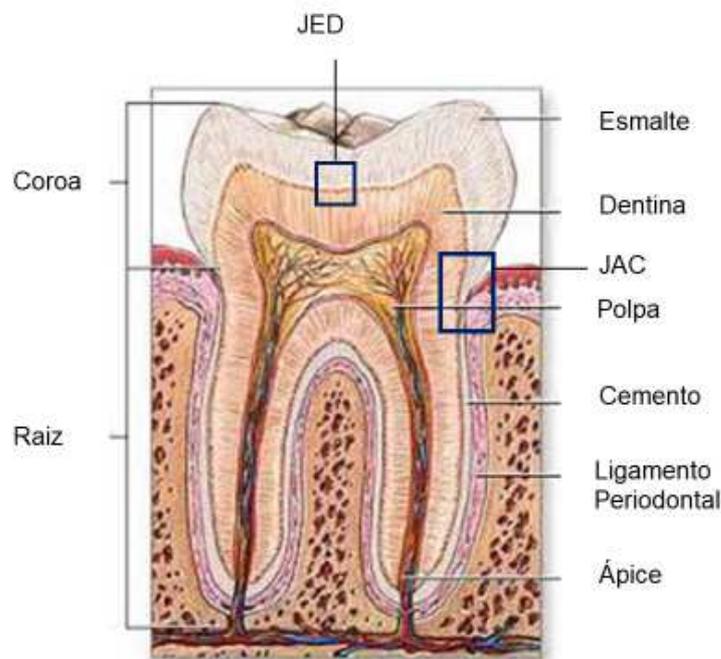
### **2.1 LESÃO CERVICAL NÃO CARIOSAS (LCNC)**

Como descrito anteriormente, nesta parte da tese serão abordados os assuntos referentes à motivação principal desta pesquisa, conceito, prevalência e etiologia das LCNC.

#### **2.1.1 Conceito**

As lesões cervicais não cariosas (LCNC) são consideradas como uma perda progressiva e irreversível de volume de esmalte e/ou dentina da região de junção amelocementária [JAC] do dente (Figura 2.1) não relacionada à desmineralização causada por agentes bacterianos cariogênicos (1-7). Estas lesões se tornaram mais prevalentes com o aumento das estratégias de promoção de saúde oral e, conseqüentemente, com a queda das prevalências de doença periodontal e de cárie na população, o que favorece a permanência do dente por um tempo maior em boca (4, 6, 15). Além disso, as sociedades atuais passaram por significativas mudanças de hábitos relacionados à dieta, e o aumento do estresse, que pode se refletir em parafunções bucais (4, 46).

Figura 2.1 - Tecidos dentários, com destaque para a região da junção amelocementária [JAC], na qual ocorrem as LCNCs



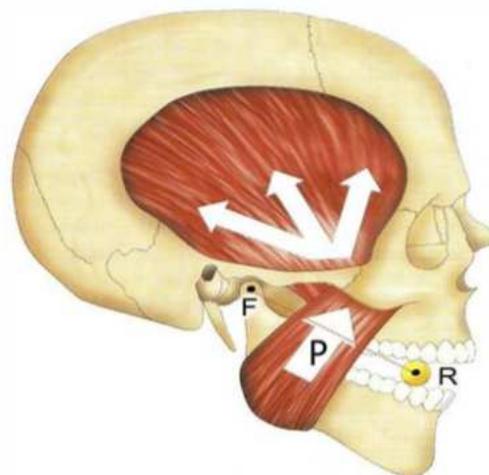
Fonte: (47)

### 2.1.2 Prevalência

Os valores de prevalência das LCNCs variam muito entre os diferentes levantamentos, o que é atribuído ao fato de terem incluído populações muito diferentes (6). Por exemplo, foi relatado uma prevalência menor que 2% em escolares, enquanto que em outro estudo (8) foi registrado 90% entre uma população adulta. Vários estudos relataram que a prevalência e a incidência aumentam com a idade (1, 3, 9), o que é atribuído à maior exposição aos fatores etiológicos que levam à formação e progressão das LCNCs (7). No entanto, podem ser encontradas também em pacientes jovens e adultos (3, 10, 11), especialmente naqueles que apresentam hábitos parafuncionais, como o bruxismo (11-15). Pode haver a correlação entre hábitos de boa higiene oral e a frequência de LCNC (6). Parece existir uma preferência pelo acometimento de certos dentes ou grupos de dentes. Alguns estudos encontraram os primeiros pré-molares como os mais afetados (2, 3, 5, 7, 10, 15-17), seguidos dos primeiros molares (3). Mas, os dentes incisivos e caninos não estão

imunes ao desenvolvimento de LCNC (15). Em dois grupos de pacientes com idades entre 35 – 44 anos e 65 – 74 anos (3), além dos pré-molares, os caninos mostraram alta prevalência de incidência de LCNC. As justificativas para cada uma das “preferências” variam conforme os agentes etiológicos considerados pelos pesquisadores. Aqueles que consideram a importância de elevadas tensões localizadas fazem notar o posicionamento mais posterior desses dentes no arco dental e a sua relação com a alavanca de classe III formada entre o músculo masseter e o apoio do côndilo, o que contribuem para as altas cargas verificadas neles. O fulcro está no côndilo, a potência é oferecida pela força imposta pelos músculos masseteres e pterigoideos mediais, e a resistência é dada pela força de contato entre os dentes antagonistas ou de mordida contra um alimento colocado entre os dentes. Quanto mais para posterior, o braço de resistência fica cada vez mais curto, enquanto o braço de potência permanece o mesmo, e é maior a vantagem mecânica da mandíbula de acordo com a lei das alavancas. Com isso, se explica o porquê da força de mordida ser maior em dentes posteriores, essa explicação pode ser vista na Figura 2.2. Considera-se ainda que os pré-molares são os dentes que apresentam a maior constrição na região cervical, o que facilita a concentração de tensões por diminuição da área da seção transversal (4). Mais de 90% destas lesões se localizam na face vestibular dos dentes (3, 4, 11).

Figura 2.2 - Imagem ilustrativa da explicação da alavanca de classe III formada entre o músculo masseter (P) e pterigoideos mediais e o apoio do côndilo (F). R é a resistência



Fonte: (48)

### 2.1.3 Etiologia

Há consenso atual entre os autores (3-7, 9-11, 15, 18-20) de que a etiologia das LCNCs é de caráter multifatorial. Os possíveis agentes etiológicos identificados até hoje são: 1- abrasão durante a escovação, acentuada por componentes abrasivos presentes em dentifrícios; 2- a tensão, concentrada na região cervical do dente (de menor seção transversal) durante a mastigação e/ou decorrente de hábitos parafuncionais que podem levar o dente a fletir; 3- substâncias ácidas provenientes da dieta, ou do suco gástrico. Os agentes etiológicos podem atuar isoladamente ou em conjunto, caso em que poderiam aparecer efeitos sinérgicos, o que caracteriza a LCNC como uma patologia complexa (2, 4, 46, 49-51).

Apesar de existir consenso quanto aos agentes etiológicos, o mecanismo de ação de cada um não está ainda esclarecido, nem o mecanismo das possíveis interações entre eles (4, 6, 11). Por exemplo: o desgaste abrasivo por escovação justificaria a perda de volume, mas não se entende como poderia conduzir à formação de lesões anguladas. Nesses casos atribui-se o formato angulado à influência da tensão concentrada, mas sem ficar claro o mecanismo pelo qual a tensão interfere para produzir um desgaste angulado. O mesmo se pode dizer sobre o mecanismo de ação dos ácidos e sua modulação pela presença ou não de tensões.

Historicamente a ocorrência das LCNCs foi explicada pelo desgaste abrasivo da escovação (8, 21, 22), ou por dissolução ácida (22-27), conhecida na odontologia pelo termo “erosão”. Em um estudo laboratorial (52), foram criadas lesões cervicais in vitro com pó abrasivo, conjuntamente com o mecanismo de escovação. Alguns estudiosos (1, 53) discutiram que pessoas com hábitos de boa higiene oral são mais propensas a desenvolverem tais lesões e que a incidência aumenta naqueles que escovam os dentes mais de duas vezes por dia. Outro achado importante é que pacientes destros apresentam mais lesões no lado esquerdo da arcada dentária e vice-versa. O mecanismo de erosão (perda de área dental causada por ação eletroquímica ou química, com fontes endógenas ou exógenas (54)) na superfície do esmalte se dá por ação de substâncias ácidas, que liberam íons hidrogênio e

dissolvem os cristais de hidroxiapatita, ou agentes quelantes<sup>\*</sup>, que são ânions capazes de se ligar ou de se complexar<sup>†</sup> ao cálcio e o removem da solução, deslocando o equilíbrio químico, pois impedem que ele participe do processo de remineralização (55). A suscetibilidade à erosão do esmalte foi estudada e a camada subsuperficial é mais vulnerável ao ataque ácido. Ademais, a dentina é mais facilmente erodida e a perda do seu volume pode enfraquecer o esmalte cervical e ter como consequência o aumento da ocorrência de falha no esmalte por carregamento mecânico (14).

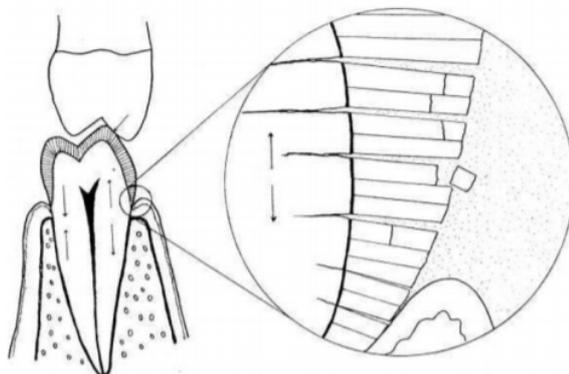
Entretanto, os mecanismos de desgaste abrasivo e/ou erosão ácida não foram capazes de explicar a existência de LCNCs subgingivais, nem o seu desenvolvimento em dentes isolados, quando não são afetados os demais dentes vizinhos da arcada, muito menos o seu formato em cunha (4, 28). Para dar uma explicação convincente, é preciso admitir a existência de um agente etiológico capaz de atuar em apenas um dente, respeitando os vizinhos. A incidência de lesões cervicais não cariosas foi relacionada ao bruxismo (13). Acreditava-se que as LCNCs eram formadas por ação da tensão de tração que promovia trincas entre os cristais de hidroxiapatita no esmalte dentário (22). Para explicar as lesões até então chamadas de “lesões cervicais erosivas”, pesquisadores (22) propuseram que cargas oclusais excêntricas que promovessem a flexão do dente em direção à língua (Figura 2.3) produziriam a concentração de tensões de tração na região cervical da face vestibular do dente e concentração de tensões de compressão na face lingual/palatina. A alta tensão resultaria no rompimento da adesão entre os prismas de hidroxiapatita e no desenvolvimento de microtrincas no esmalte, deixando este tecido mais vulnerável à fratura e dissolução.

---

\* Um “ligante multidentado” ou “quelante” é a molécula capaz de se ligar a um íon por dois ou mais grupos contidos na sua estrutura.

† Um “complexo” é um composto quimicamente estável, formado por um íon metálico que reagiu com um “ligante”. O ligante se define como íon ou molécula que forma uma ligação covalente com um cátion (íon positivo) ou átomo metálico neutro por meio da doação de um par de elétrons que é compartilhado por ambos.

Figura 2.3 - A explicação esquemática da ruptura de adesão química entre os prismas de esmalte devido às magnitudes das tensões de tração geradas por forças laterais



Fonte: (22)

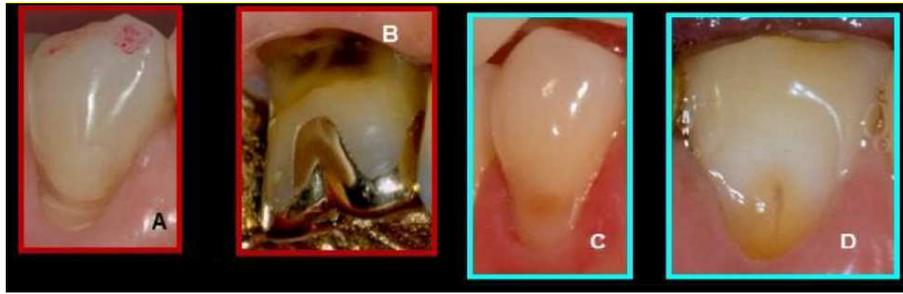
Baseado nas explicações anteriores, foi cunhado o termo “abfração” como um dos mecanismos próprios da formação da LCNC, querendo significar o aparecimento de fraturas em local distante daquele em que a carga era aplicada (29). As fraturas localizadas seriam responsáveis pela perda de substância dentária. Através de um estudo computacional foi indicado que lesões podem iniciar pela perda da dentina cervical seguida de recessão gengival que enfraquece o esmalte predisposto a falha mecânica e pela subsequente perda de substância dental (32). O termo se popularizou (18, 19, 56-58) ao ponto de que muitos profissionais chegaram a se referir às LCNCs como lesões de abfração e em 2012 o criador do termo veio esclarecer o modo impróprio em que estava sendo utilizado (20), uma vez que a abfração seria um dos mecanismos envolvidos na formação de algumas LCNCs (54) e a definiu como “a perda de substância dental em áreas de concentração de tensões. Ela ocorre normalmente na região cervical dos dentes, onde a flexão pode produzir o arrancamento da camada extremamente fina de esmalte, bem como a fratura de cimento e dentina”.

Parece existir um consenso a respeito da tensão como fator etiológico da LCNC, pois existem muitos indícios do seu protagonismo (6, 10, 11, 15, 18). Por exemplo, (4, 59) o fato de que dentes com pouco suporte periodontal não apresentam LCNC foi interpretado como mais uma comprovação da relação da concentração de tensões como causa do desenvolvimento de tais lesões, já que um dente periodontalmente comprometido teria liberdade para se transladar e, com isso, não apareceria um ponto de sobrecarga de tensão localizado na região cervical. Alguns

estudos (31) observaram maior biocorrosão nos espécimes submetidos a cargas cíclicas em relação aos que não foram expostos a nenhuma carga. Entretanto, o termo “abfração” é controverso, pois não parece apropriado com a realidade das LCNCs. O mecanismo de microfraturas em esmalte não explica nem a morfologia das lesões, nem a lisura das paredes internas, nem o fato delas ocorrerem em regiões vestibulares em que se concentra a compressão, que não deveria ser capaz de fraturar a dentina (4). Além disso, estudos (4) experimentais ou clínicos que testaram as hipóteses de LCNCs por abfração e por abrasão desvinculados de episódios ácidos não apresentam comprovações e são exemplificados a seguir. Alguns autores não observaram evidências clínicas de perda de esmalte cervical nas LCNCs de dentes extraídos (60, 61). Além disso, não foi demonstrada clinicamente uma relação causal entre LCNC e oclusão (15) ou tensão oclusal (18) ou desgaste oclusal ou incisal (10) em estudos prospectivos. Tampouco houve correlação estatística entre os tipos de guias de movimentos de lateralidade (movimentos excêntricos) e o desenvolvimento de LCNC (11, 18).

Em 2008, optaram por abandonar os termos “abfração” e “lesão por erosão” como referidos ao mecanismo de formação das LCNCs (4). Preferem classificá-las (Figura 2.4 e Figura 2.5) como anguladas (ou em V) ou arredondadas (ou em U). Sem entrar em detalhes do mecanismo, faz a hipótese de que o desenho específico seria devido a diferenças na distribuição de tensões: as lesões em V seriam formadas quando, associado ao desafio ácido, o dente é submetido à concentrações de tensão muito localizadas, nas quais a relação área/volume é mínima (próxima da esfera), geradas por cargas predominantemente laterais, independentemente se as tensões são de tração ou de compressão. Já, as lesões em U, o mesmo desafio ácido estaria associado a tensões distribuídas por uma região mais extensa, na qual a relação área/volume seria alta e, neste caso, seriam geradas por cargas predominantemente verticais (4). Com esta hipótese, a concentração de tensão também teria uma participação efetiva na formação das lesões arredondadas, o que torna insuficiente o uso do termo “lesão por erosão” para designá-las.

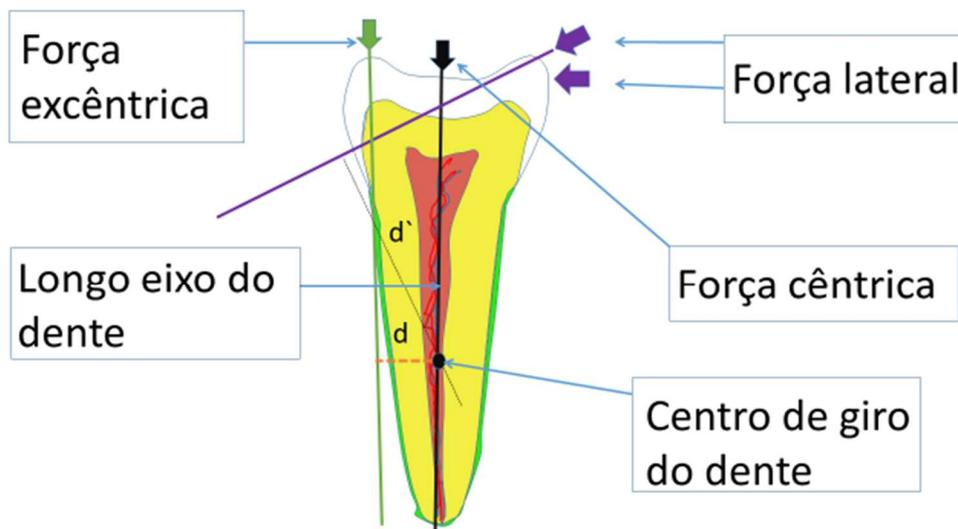
Figura 2.4 – Imagens dos formatos das LCNCs.



Fonte: (4)

Legenda da Figura 2.4: As lesões cervicais, tanto as arredondadas quanto as anguladas, estão sempre relacionadas ao fator oclusal combinado com a exposição aos ácidos. As imagens A e B mostram lesões anguladas (em V), no qual o dente está sob a ação de um componente oclusal forte; em A o dente foi exposto à ação de um ácido fraco e em B um ácido forte. As imagens C e D exemplificam as lesões cervicais arredondadas, nas quais os dentes estão sob a ação de um componente oclusal médio; em C o dente foi exposto à ação de ácidos fracos e em D a ácidos fortes

Figura 2.5 – Esquema da influência do tipo e direção dos carregamentos nos dente no formato das lesões



Fonte: a autora

Legenda: Forças cêntricas (“verticais” ou paralelas ao longo eixo do dente, cuja linha de ação passa pelo centro de giro do dente) não causam momento. Forças excêntricas (também “verticais”, cuja linha de ação, porém, não passa pelo centro de giro) geram momentos menores, pois a linha de ação está relativamente próxima do centro de giro (menor braço de alavanca) e causaria uma tensão concentrada em um volume delimitado por uma área virtual maior (maior relação área/volume), o que ocasionaria lesão em forma de U. Forças laterais (oblíquas ou horizontais) apresentam braço de alavanca maior e maior momento, o que concentraria mais a tensão, numa região com relação área/volume menor, e justificaria a formação de lesões com formato de V.

### 2.1.3.1 Tensão como fator etiológico protagonista

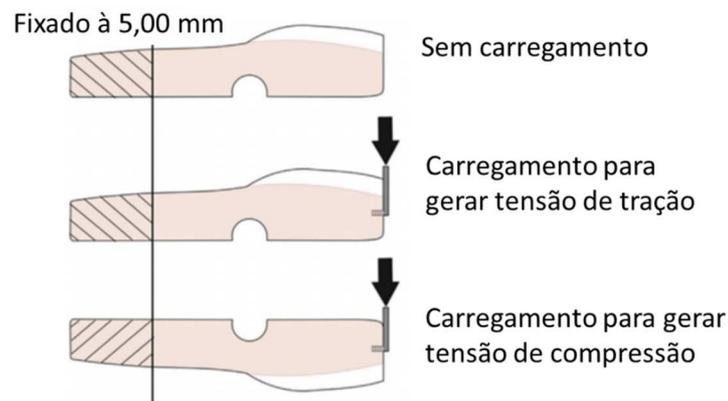
A ideia de que tensões cíclicas potencializariam a desmineralização dos tecidos dentários foi analisada em um estudo laboratorial (30). Os pesquisadores observaram que os dentes imersos em solução ácida (ácido láctico) e submetidos à tensão cíclica de 100N apresentaram acentuado grau de desmineralização em esmalte, sobretudo nas regiões sob a influência da tensão de tração, quando comparados aos espécimes submetidos a carregamento cíclico e imersos em água. Um outro estudo (31) também aplicou cargas cíclicas de 100N em alguns espécimes e foi observada uma maior desmineralização em esmalte e dentina, nos espécimes submetidos a cargas cíclicas e imersos em solução ácida em relação aos espécimes mergulhados em solução ácida que não foram expostos a carregamento. Os parâmetros dos ciclos de carga (frequência de 72 ciclos por minuto e total 9.200 ciclos, com valor de 100N por dente, simulando a média de força aplicada durante a mastigação) foram definidos a partir das informações de outra pesquisa (62).

O sinergismo entre tensão e erosão foi descrito como a ação da corrosão química em áreas onde se concentravam tensão, através de carregamentos estáticos (apertamento dentário) ou cíclicos (mastigação ou episódios de bruxismo) (54). Tal sinergia foi explicada atribuindo ao dente o mecanismo de “*stress corrosion cracking*” (33) que é conhecido na engenharia como um mecanismo de crescimento na formação de trincas em um ambiente corrosivo, submetidos a tração (63).

Um estudo (44) *in vitro*, com pré-molares humanos, sugere que a capacidade de absorção de energia (tenacidade) do esmalte depende da expulsão de líquido que existe nos canais de água entre as fibras minerais deste composto natural. O esmalte foi carregado oclusalmente de forma cíclica com uma esfera de aço e obteve-se a curva (tensão x deformação) para um ciclo completo, que mostrou histerese, atribuída ao fato de o esmalte se comportar como uma esponja rígida: o líquido é expelido durante a compressão e retorna quando a carga é aliviada. Foi demonstrado que, quando a carga é liberada, o deslocamento compressivo se recupera elasticamente, embora a forma original não seja alcançada imediatamente e a curva tensão-deformação mostra histerese. A área sob o ciclo de histerese é uma medida da energia necessária para comprimir o líquido e, como em outros materiais viscoelásticos, fornece ao esmalte resistência na deformação elástica.

O termo “abfração” não parece defensável pois, mesmo tendo observado microfraturas na região mais apical do esmalte em um estudo (33) laboratorial, as microfraturas não apareceram pela ação isolada da tração, o que caracterizaria o mecanismo similar ao de *stress corrosion cracking* ou corrosão sob tensão ou por fadiga, e porque estas fraturas atingiriam apenas uma mínima fração do total de volume perdido em uma LCNC. Nesse estudo, de acordo com a Figura 2.6, 108 incisivos bovinos foram cortados em vigas  $18 \times 3 \times 3 \text{ mm}^3$ , com um entalhe na região cervical para gerar uma área padronizada de concentração de tensão, e metade das amostras foi imersa em água destilada e a outra metade em solução de ácido acético (pH 4,5) por 72 h. Depois dois subgrupos foram submetidos a carregamento estático de 800 gf (com imersão em água ou em ácido), com a amostra posicionada a ser flexionada sob tração ou compressão. Um subgrupo não foi submetido a carregamento. Placas transversais e longitudinais de 0,05 mm das amostras foram analisadas ao microscópio óptico (40, 100 e 200  $\times$ ) para medir a profundidade de desmineralização do esmalte e avaliar a presença de fissuras, fraturas e lacunas na junção esmalte-dentina. Os dados de profundidade de desmineralização foram submetidos ao teste ANOVA e Tukey, com nível de significância de 5%. Os autores trazem à tona a ideia de que o esmalte poderia se comportar como uma “esponja rígida” capaz de fazer circular forçadamente o líquido circundante para dentro do tecido, tanto ao ser tracionado como ao ser comprimido (44). Além disso, foi observado que a compressão estática confere ao esmalte uma certa proteção contra o efeito desmineralizante do ácido circundante, enquanto, que a tração estática favorece a desmineralização e a ausência de tensão conduz a desmineralizações intermediárias. Isto foi interpretado como que a compressão diminuiria preferencialmente o volume dos espaços pelos quais o líquido pode circular no esmalte, enquanto, que a tração o aumentaria com o conseqüente aumento da permeabilidade ao ácido. Portanto, a tensão é um fator coadjuvante permitindo a abertura de uma lacuna na JED; rachaduras por corrosão sob tensão e; o aumento da permeabilidade do esmalte ao ácido (33).

Figura 2.6 - Esquema dos espécimes bovinos utilizados na pesquisa laboratorial que foram submetidos a tensão de tração, compressão e sem carregamento submersos em água ou em ácido



Fonte: (33)

Clinicamente, ocorre carregamento cíclico e, a alternância dos estados de tensões geraria o efeito de bombeamento de fluidos (o fluido crevicular gengival é ácido e pode causar corrosão quando em contato com o dente (45)) pela variação de volume dos espaços por onde a água pode circular. Entretanto, esta hipótese precisa ser comprovada. Um primeiro passo seria verificar se é plausível a ocorrência de bombeamento em regiões submetidas à tensão cíclica. E, para que o bombeamento ocorra, precisaria variar o volume da região tensionada e, especialmente, o das microrregiões ocupadas por fluido. Como o tecido dentário é microestruturado, as regiões ocupadas pelo fluido poderiam ser “protegidas” da variação global de volume ou também poderiam apresentar variações não lineares com o aumento de tensão (não linearidade devida à geometria da estrutura). Estes aspectos podem ser verificados pelo método de elementos finitos [MEF].

## 2.2 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS NOS ESTUDOS DE LCNC

O MEF foi desenvolvido para resolução de problemas mecânicos com aeronaves durante a segunda guerra mundial (64). Muitos fenômenos físicos na Engenharia e da vida podem ser descritos em termos de equações diferenciais parciais. O método clássico de resolução dessas equações para modelos orgânicos (como é o caso de estruturas dentárias) é praticamente impossível. Portanto, MEF é

uma aproximação numérica para facilitar a resolução dessas equações para resolver problemas sobre análises de tensão, transferência de calor, fluxo de fluido e eletromagnetismo através do computador. Para exemplificar, é possível considerar uma chapa (quadrada) que receberá uma pressão (tensão na superfície) em uma de suas arestas. Considerando que, para análises de tensão, a variável principal é o deslocamento, seria complicado conseguir uma solução para uma equação de equilíbrio para o problema mecânico para cada ponto da chapa. Além disso, achar a solução dessas equações para um corpo de forma complexa, como por exemplo o dente e suas microestruturas, é inviável.

A ideia básica do MEF é dividir o corpo em análise em subunidades, chamadas elementos (finitos), conectados por nós, que compõem a malha de elementos finitos necessária para fazer os cálculos da simulação. Dessa forma, precisa-se aplicar uma malha devidamente refinada sobre o modelo e por isso, é necessário avaliar a convergência da malha.

O livro (65) sobre um primeiro curso em MEF é recomendado para uma melhor compreensão do assunto.

A análise de convergência da malha se baseia no processo de refinamento (diminuição do tamanho dos elementos e aumento da quantidade de elementos que compõem a malha) até que os resultados de interesse (que para o estudo é a variação volumétrica em função da carga aplicada no modelo) não variem mais. Ou seja, um valor de resultado obtido com uma malha menos refinada deve permanecer o mesmo ou próximo do mesmo do valor de resultado obtido para uma malha imediatamente próxima mais refinada (66).

Para construir um modelo computacional e analisá-lo pela técnica numérica MEF é preciso conhecer a geometria da estrutura em análise, a macro e a microestruturação dos tecidos a modelar (esmalte e dentina) e as propriedades mecânicas de cada fase representada no modelo. Os resultados dependem do valor informado das propriedades mecânicas dos materiais (dados de entrada), das condições de contorno e do tipo de carregamento. Por se tratar de materiais biológicos, e de micro ou nano regiões em que o módulo de elasticidade é obtido em teste de dureza instrumentada, os valores de propriedades mecânicas encontrados para as diversas fases do esmalte e da dentina apresentam muita variabilidade (42, 67-69).

O Abaqus é um software comercial para análise por elementos finitos e foi utilizado para o desenvolvimento deste estudo *in Silico*. O software é produzido pela HKS Inc de Rhode Island, E.U.A. e comercializado sob a SIMULIA, Dassault Systemes S.A. O conjunto de produtos Abaqus consiste em três produtos principais: Abaqus / Standard, Abaqus / Explicit e Abaqus / CAE (3ds.com, 2015). O ABAQUS/CAE é um pré e pós-processador, que gera o arquivo de entrada de dados com a geometria, propriedades do material, condições de contorno, carregamento aplicado e a malha de elementos finitos definidos pelo usuário. Como pós-processador, o ABAQUS/CAE possibilita a visualização gráfica dos resultados.

A resolução numérica baseada em princípios da Engenharia, Física e Química está cada vez mais sendo aplicada para descrever comportamentos de estruturas biológicas, bem como, para compreender a fisiopatologia das LCNCs.

Três modelos de elementos finitos 2D de um primeiro pré-molar superior, um com esmalte isotrópico, e os outros com esmalte anisotrópico, foram simulados em duas situações distintas: com aplicação de cargas verticais (mastigação) e com cargas horizontais (bruxismo). Verificaram que com cargas verticais, as tensões compressivas se dissiparam por todo o modelo. Já com cargas horizontais, houve concentração de tensão de tração na JEC vestibular (70).

Examinaram (32) qual o efeito enfraquecedor que o esmalte cervical vestibular teria com a distribuição de tensão dos dentes superiores. Para isso, malhas de elementos finitos foram geradas em modelos 2D, estado plano de deformação, de um incisivo, canino e primeiro pré-molar superiores, bem como das estruturas de suporte: do ligamento periodontal (PDL) e do osso alveolar. Cada dente foi carregado com uma carga oblíqua de 100 N e as tensões principais máximas nodais ao longo de um plano de amostragem vestibular horizontal 1,1 mm acima da JAC foram medidas. Perceberam, que mesmo um tecido com alta rigidez, se apresentar defeitos prévios, pode produzir aumento de tensão na JAC e causar fratura do esmalte nessa região. Mas, em situações normais ou sem defeitos, a força passa pelo esmalte, que é o material mais rígido, e vai em direção à dentina que é dissipada pela coroa e em direção à raiz. No estudo, os valores de módulo de elasticidade (E) em MPa foram de 80.000 para o esmalte, de 15.000 MPa para a dentina, 13.800 para o osso compacto, 345 para o trabecular e 1 para o PDL.

Um estudo (9) computacional foi realizado para observar a influência da presença e a forma das lesões cervicais no comportamento biomecânico de primeiros

pré-molares inferiores submetidos a dois tipos de carregamento oclusal e concluíram que forças horizontais ou oblíquas oclusais (características de parafunção) causam maiores magnitudes de tensão na região cervical dos modelos; a tensão é cerca de 5 vezes maior na camada sub superficial do esmalte cervical e as lesões em forma de V mostraram, significativamente, maiores valores de tensão após o carregamento.

Pesquisadores (71) investigaram a magnitude e a distribuição da tensão em modelos virtuais 3D de pré-molares superiores que receberam cargas verticais e horizontais com magnitudes normais e excessivas através de MEF. Na simulação com carga vertical normal ( $F=180N$ ), o valor da tensão de compressão na JED é parecido com tensão máxima compressiva (TMC) dos tecidos. Já para o modelo com carga vertical excessiva ( $F=532N$ ), o valor da compressão foi maior do que a TMC. Os modelos que foram submetidos à carga horizontal normal apresentaram o maior valor de tensão de tração, e os que receberam carga horizontal excessiva foram os mais afetados pelo padrão de distribuição da tensão de tração e magnitude. Em ambos, o valor da tensão de compressão, na face vestibular, foi maior do que a TMC.

### 2.3 TECIDOS ACOMETIDOS NAS LCNCS

Se nos atentarmos para algumas características exclusivas da região cervical dos dentes, o motivo pela maior incidência de lesões nesta região fica ainda mais claro, como por exemplo: 1 - é a região com menor área de secção transversal na maioria dos dentes; 2 - apresenta uma menor espessura de esmalte; 3 - tem um arranjo deficiente dos prismas no esmalte; 4 - possui uma apatita mais solúvel, tanto em esmalte quanto em dentina; e 5 – segundo alguns, por apresentar uma união entre esses dois tecidos, haveria ali uma região de vulnerabilidade (4).

O dente humano é composto por quatro tecidos distintos: esmalte, dentina, polpa e cimento, que estão unidos, através do ligamento periodontal (PDL), em uma base óssea formada por osso cortical e osso trabecular. A polpa contém nervos, vasos sanguíneos, fibroblastos e linfócitos, enquanto os tecidos mineralizados do dente incluem esmalte, dentina e cimento. O esmalte compõe uma espessura de até 2,5 mm da parte mais externa da coroa dentária, é um tecido avascular e contém um alto conteúdo mineral, proporcionando um alto módulo de rigidez, mas é suscetível a

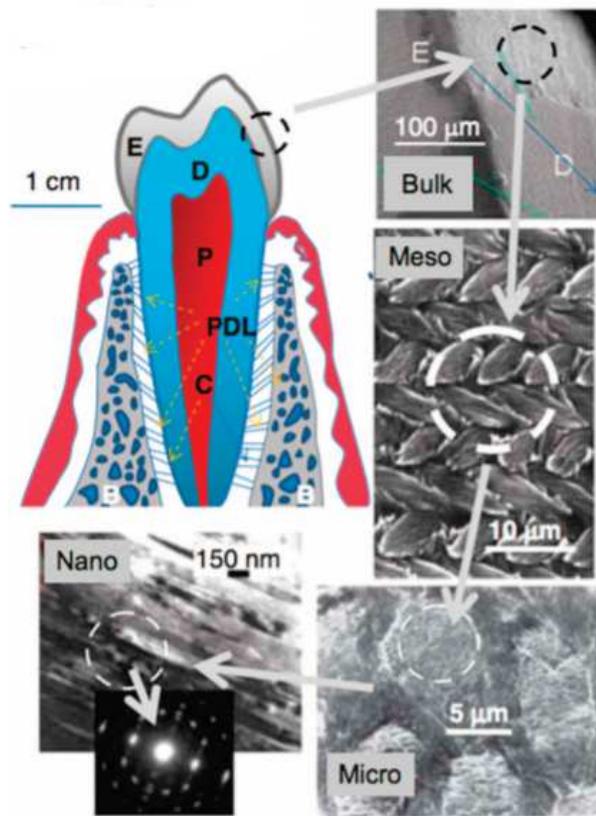
rachaduras por ser um material frágil<sup>‡</sup>. Por sua vez, o esmalte recobre a dentina, que forma a maior parte do dente e é responsável por absorver as tensões do esmalte, impedindo sua fratura. O cemento é a camada mineralizada que circunda a raiz do dente e bastante solúvel quando exposto ao meio bucal (72).

Os principais tecidos acometidos nas LCNCs, dentina e esmalte, são considerados materiais compósitos hierárquicos (22, 34-43) (Figura 2.7). Compósitos, por apresentarem uma matriz orgânica (de proteínas, lipídeos e água) reforçada por fibras inorgânicas (mineral hidroxiapatita), e hierárquicos, por apresentarem composição estrutural e propriedades mecânicas diferentes em várias escalas, que varia da macro, passando pela micro até a nanoescala (73). Esta característica pode deixar a análise numérica computacional das suas propriedades mecânicas muito complexa (74).

---

<sup>‡</sup> Materiais frágeis são aqueles que exibem apenas deformação elástica e não deformam plasticamente antes de fraturarem. Tensões próximas ou ligeiramente acima da resistência elástica máxima (limite proporcional) resultam em fratura.

Figura 2.7 - Arquitetura hierárquica do esmalte dental humano



Fonte: (72)

Legenda: Esmalte (E) é a camada mais externa da coroa do dente que recobre a dentina (D). A polpa (P) contém nervos e vasos sanguíneos, enquanto o cimento (C) é a camada mais externa de tecido mineralizado ao redor da raiz do dente, permitindo que o dente seja ancorado ao maxilar através do PDL. A imagem macroscópica (Bulk) mostra a transição entre esmalte (E) e dentina (D). Na mesoescala (meso) é possível ver que o esmalte é constituído por prismas que variam o diâmetro de 3 a 5 μm. Em mais uma ampliação, a microescala mostra a composição de um prisma apenas envolto pela região interprismática. A escala nanométrica revela uma matriz altamente organizada de cristais de hidroxiapatita (~30 nm de espessura, 60 nm de largura e vários milímetros em comprimento), preferencialmente alinhados com o longo eixo do dente.

### 2.3.1 Esmalte

O esmalte dental é um tecido altamente mineralizado com proporção, em peso, de 97% de hidroxiapatita, fosfato de cálcio hidratado ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ), de 2% de água e 1% de matriz orgânica (proteínas não colagenosas, escassos carboidratos e lipídeos). Estes valores parecem indicar que o esmalte seja um tecido extremamente compacto e quase sem espaço para a circulação e bombeamento de fluidos.

Entretanto, se for levada em consideração a elevada densidade de hidroxiapatita ( $2,99\text{g/cm}^3$  – em relação à água ( $1\text{g/cm}^3$ ) e às proteínas (estimada em  $1,2\text{g/cm}^3$ ), é possível estimar que o volume correspondente à água e proteínas (através das quais também pode haver circulação de fluido), está em torno de 15% (em volume) (38, 55, 75).

O material inorgânico é organizado em fibras pouco espaçadas (prismas-barras ou colunas mais ou menos cilíndricas, porém não são retilíneas, e apresentam leves ondulações ao longo do seu percurso desde as proximidades do limite com a dentina até a superfície externa) da ordem dos micrômetros de diâmetro ( $\sim 5\ \mu\text{m}$ ), que partem da JED para a superfície externa do dente formando ângulos de até 90 graus. Na escala nanométrica, os prismas são formados por união de numerosos cristalitos de hidroxiapatita hexagonais (em média com comprimento variável; 30 a 90 nm de largura por 20 a 60 nm de espessura, no corte transversal), que por sua vez estão rodeados por uma fina camada de matriz orgânica de aproximadamente 1 nm de espessura. A orientação dos cristalitos em relação ao longo eixo do prisma não é uniforme: na região central do prisma coincide o longo eixo do cristalito e do prisma, mas nas periferias vão assumindo posições mais inclinadas, até ficarem a  $45^\circ$  na região entre prismas (38, 39, 44, 75).

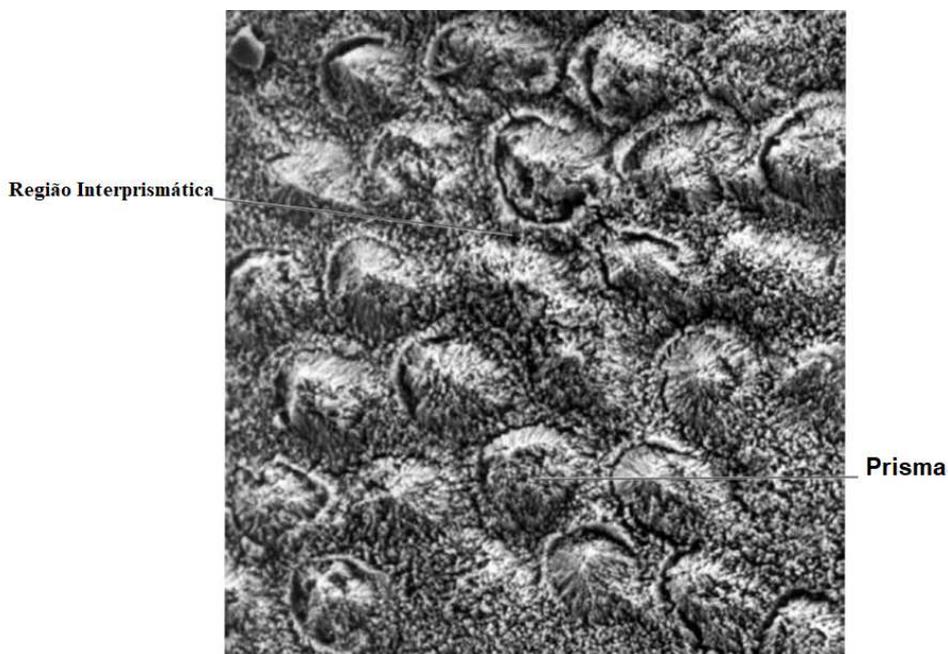
O menor volume repetitivo [MVR<sup>§</sup>] do esmalte é obtido na escala microscópica (observada na Figura 2.8), onde é possível observar as unidades prismáticas envoltas pela região interprismática (de aproximadamente  $0,4\ \mu\text{m}$  de espessura) (36, 37). As regiões interprismáticas, nas quais cristais de hidroxiapatita apresentam-se também densamente empacotados, preenchem as zonas entre as regiões centrais dos prismas. Embora se acreditasse no contrário há algum tempo, não há diferença entre o conteúdo mineral dos prismas e o das regiões interprismáticas; há diferença apenas no que se refere à orientação dos cristais, a proporção de matriz orgânica remanescente é similar. Essa característica confere propriedades mecânicas diferentes para as duas regiões (39). A Figura 2.9 mostra de forma esquemática a formação dos prismas e das regiões interprismáticas pelo processo de Thomes do esmalte.

---

<sup>§</sup> MVR é o menor volume de repetição em um sólido cristalino com microestrutura repetitiva, também chamado de célula unitária.

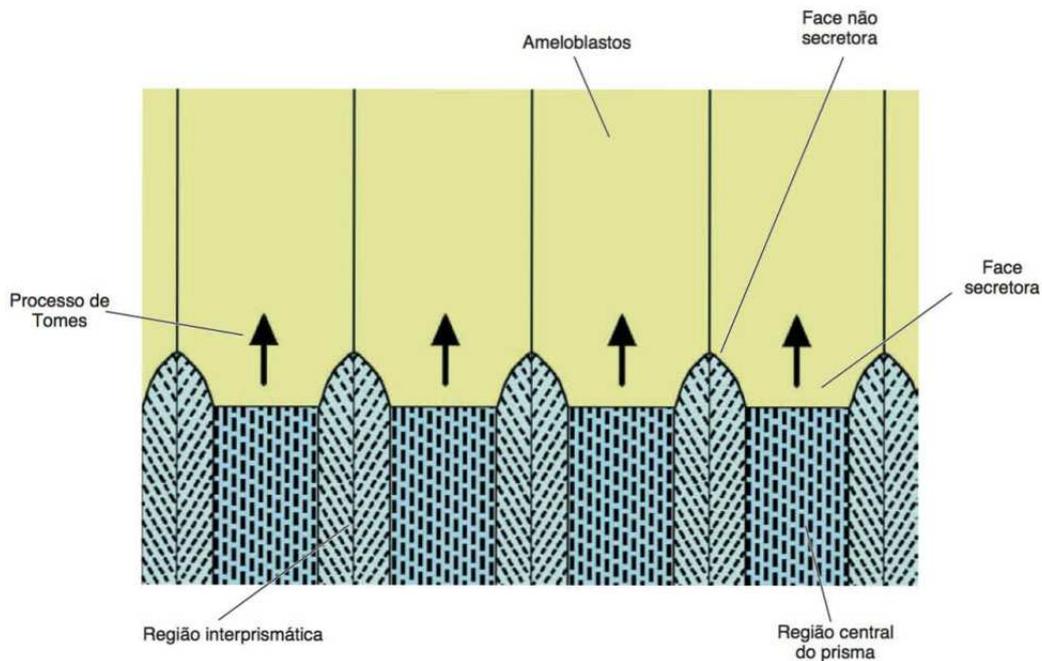
Além disso, a composição e estruturação do esmalte não são uniformes. Na região cervical, próximo à JAC, de espessura mais delgada, o esmalte pode ser aprismático, mais poroso, com menor dureza e menor módulo de elasticidade, o que o torna mais suscetível à formação de fraturas (39). A presença de porosidades favorece a concentração de tensões e diminui muito a resistência mecânica e química do esmalte, principalmente à fadiga e à dissolução ácida (4), quando a barreira do esmalte é removida, a lesão atinge a seguinte camada estrutural: a dentina.

Figura 2.8 - Aspecto da superfície do esmalte após condicionamento ácido (MEV)



Fonte:(39)

Figura 2.9 - Corte longitudinal de um grupo de ameloblastos (células secretoras)



Fonte: (39)

Legenda: As faces secretoras são as responsáveis pela formação dos prismas e as não secretoras formam as regiões interprismáticas. A imagem mostra as diferentes orientações dos cristais nas duas regiões. As setas indicam a direção da movimentação dos ameloblastos.

### 2.3.2 Dentina

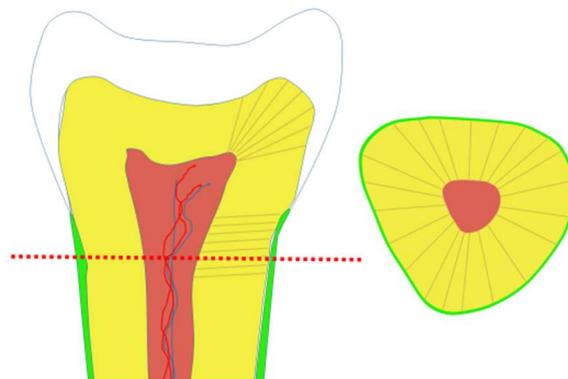
A dentina é também um tecido mineralizado, e constitui a maior parte da estrutura do dente, sendo recoberta pelo esmalte, na porção coronária, e pelo cimento, na porção radicular. No seu interior, é alojado um tecido conjuntivo não mineralizado, a polpa dentária. É também um tecido avascular que não apresenta células no seu interior, apenas os prolongamentos dos odontoblastos estão dentro de túbulos que a percorrem desde a polpa até a junção amelodentinária (38, 39). Embora a dureza da dentina seja maior que a do osso, ela é significativamente menor que a do esmalte que a recobre.

Em peso, a composição média da dentina é 18% de matriz orgânica (composta principalmente por colágeno), 12% de água e 70% de hidroxiapatita, com maior proporção de hidroxiapatita carbonatada em relação ao esmalte (39). Em volume, a dentina é composta, aproximadamente, por 30% de matriz orgânica, 20% de água e 50% de mineral (55).

A microestrutura da dentina é tubular. Em razão disso, a dentina é um tecido que tem certa resiliência ou "elasticidade"; por isso, desempenha importante papel na sustentação do esmalte, amortecendo um pouco as forças da mastigação e reduzindo, desse modo, a possibilidade de fraturas (39, 76). Os túbulos apresentam diâmetro de aproximadamente  $1\mu\text{m}$  próximo a JED (39) e até  $2,5\mu\text{m}$  próximo à polpa, e a sua densidade é maior perto da polpa, devido à sua disposição radial (Figura 2.10). A média da densidade tubular próximo à junção amelodentinária é aproximadamente  $19.000$  túbulos/ $\text{mm}^2$ . Os túbulos são rodeados por dentina peritubular (com aproximadamente  $1\mu\text{m}$  de espessura próxima a JED e  $0,5\mu\text{m}$  de espessura proxima a polpa), com 90% de conteúdo mineral, que por sua vez, são rodeados de aproximadamente  $4\mu\text{m}$  de espessura de dentina intertubular, com apenas 76% de conteúdo mineral (39, 76). A imagem do MVR da dentina é composto por um túbulo, rodeado pela dentina peritubular, rodeada pela dentina intertubular, de dentro para fora, como vista na

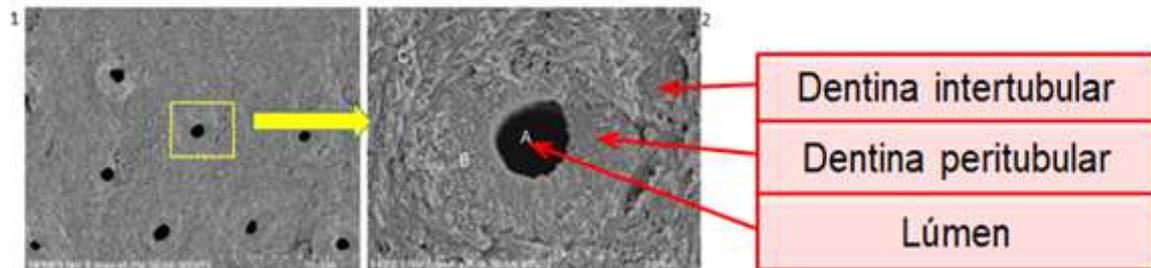
Figura 2.11.

Figura 2.10 - Disposição radial e convergência dos túbulos dentinários



Fonte: a autora

Figura 2.11 - Imagem modificada de cortes transversais de dentina



Fonte: adaptada de (76)

Legenda da: 1 – aumento de 5.000x. 2 – aumento de 25.000x: (A) – Lúmen do túbulo; (B) – dentina peritubular; (C) – dentina intertubular.

## 2.4 COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS TECIDOS

A durabilidade do dente depende da estrutura e propriedades dos indivíduos de cada tecido (73). Propriedades mecânicas são definidas pelas leis da mecânica, ou seja, a ciência física que lida com forças que atuam nos corpos e as respostas geradas em movimento, deformação ou tensão que os corpos experienciam. São as respostas medidas, tanto elástica (capacidade de um corpo retornar à sua forma original após a remoção da carga; deformação reversível), quanto plástica (deformação irreversível, quando o corpo se deforma permanentemente), dos materiais sob uma aplicação de força, força distribuída ou pressão (77). O comportamento de um material sob solicitação mecânica é fundamental na identificação de suas propriedades e é função direta de três fatores; a intensidade das ligações atômicas ou moleculares, a natureza dos arranjos, natureza e quantidade de defeitos nos arranjos entre os átomos e moléculas, além disso, o processamento que o material foi submetido, define as suas propriedades. Ou seja, é intrínseco ao material. Apesar de que as formulações matemáticas não foram implementadas nesta pesquisa, ou seja, foi utilizado um *software* comercial para as resoluções, faz-se necessário a apresentação dos modelos matemáticos que regem os comportamentos mecânicos que foram testados e estudados.

### 2.4.1 Modelo elástico linear

Um material elástico é aquele que ao ser submetido a esforços mecânicos, as deformações que ele experimenta são não permanentes ao se removerem as tensões aplicadas, o material retorna às suas dimensões originais. O ensaio de tração é uma técnica que ajuda na caracterização das propriedades de um material, que nada mais é do que observar a deformação que um material experimenta quando estiver sob algum carregamento, que no caso é sob tensão de tração. As equações que regem esse modelo podem ser vistas no APÊNDICE A.

Os testes de dureza, como por exemplo a nanoidentação, servem para se caracterizarem as propriedades mecânicas dos dentes e tem como objetivo quantificar a resistência à penetração do material, ou seja, a sua resistência e rigidez. O teste se dá pela penetração, via compressão lenta e gradual do indentador (um material duro), sobre a superfície em estudo, aquela que se almeja obter o valor de dureza, guiado por microscópio (36, 43, 78). Esse valor será o quociente da força aplicada em relação à área de contato entre as superfícies (79). As propriedades mecânicas elásticas do esmalte e da dentina variam muito na literatura, mas para este estudo, os valores de referência adotados para o E (módulo de elasticidade) e  $\nu$  (coeficiente de Poisson) dos componentes microestruturais do esmalte e da dentina foram:  $E = 83,4$  GPa para o prisma e  $E = 39,5$  GPa para a região interprismas (34).  $E = 15 \pm 6$  GPa para a dentina intertubular e  $E = 26 \pm 14$  GPa para a dentina peritubular (76). Todos os componentes microestruturais - peri, inter, prisma e interprisma - apresentam coeficiente de Poisson igual a 0,3 (80, 81).

### 2.4.2 Modelo mecânico poroelástico

Todo meio contínuo (objeto) formado por duas fases distintas (bifásico), uma sólida e outra fluida, tem comportamento físico capaz de ser representada pelo modelo poroelástico. A fase sólida está envolta em um domínio fluídico saturado. A matéria fluida presente no sistema pode ser líquida, gasosa ou uma mistura em função do meio que se pretende estudar. Os tecidos biológicos, em especial os dentais (esmalte

e dentina), bem como o osso, são alguns exemplos de materiais poroelásticos encontrados na natureza (82). Um dos primeiros autores a estudar e apresentar a formulação sobre elasticidade foi Biot (83, 84).

De acordo com o modelo proposto por Biot, são assumidas algumas hipóteses para o meio poroso: a) o material é isotrópico; b) reversibilidade da relação tensão-deformação; c) linearidade entre tensão e deformação; d) pequenas deformações; e) o fluido contido nos poros é incompressível; f) o fluxo através do esqueleto poroso se comporta conforme as leis de Darcy. A partir disso, é possível descrever as equações matemáticas que regem o modelo poroelástico. As equações que descrevem tal modelo podem ser vistas no-APÊNDICE B.



### 3 OBJETIVOS E HIPÓTESES

#### 3.1 OBJETIVO GERAL

Verificar por MEF a possibilidade de que tensões (e deformações) cíclicas aplicadas aos tecidos dentários possam contribuir para a formação de LCNC mediante um mecanismo que facilitaria a circulação mais intensa (bombeamento) de líquidos circundantes com capacidade para desmineralizar, especificamente nas regiões mais deformadas do esmalte e a dentina, bem como estudar o efeito de bombeamento ao longo do tempo de aplicação da carga e ao liberar a carga, considerando os tecidos dentários como materiais poroelásticos.

#### 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Esta pesquisa foi dividida em duas partes, com objetivos específicos próprios:

##### 3.2.1 Análise microestrutural da dentina e do esmalte

**Objetivo I:** avaliar a variação de volume nas microrregiões da dentina e do esmalte ocupadas por líquido (poros), através de modelos computacionais geométricos 2D representativos das suas microestruturas, em relação ao tipo de tensão (tração e/ou compressão).

**Hipótese I:** a relação entre a variação volumétrica e a tensão média do modelo seria não linear\*\*. Ou seja: considerando que existe uma não linearidade da microestruturação geométrica específica dos tecidos dentários, haveria uma tensão a partir da qual aumentaria a taxa de bombeamento em função do aumento de tensão,

---

\*\* Seria considerada linear se se apresentasse como a equação geral de uma reta que passasse pela origem.

o que explicaria que as LCNC fossem mais frequentes em casos de excesso de carga aplicada aos dentes.

**Objetivo II:** avaliar se a variação volumétrica dos poros da microestrutura da dentina e do esmalte seria semelhante tanto sob tensões de tração como de compressão. Se a variação volumétrica fosse maior em relação a um dos tipos de tensão, também haveria maior perda de tecido na presença desse tipo de tensão.

**Hipótese II:** a variação volumétrica sob tensão de tração ou compressão seria semelhante, já que ambas parecem estar clinicamente relacionadas com o processo de desenvolvimento das LCNCs.

### 3.2.2 Análise macroscópica poroelástica

**Objetivo III:** avaliar a entrada de líquido na dentina e no esmalte (vestibular ou palatino) através de modelos poroelásticos 2D representativos de um primeiro pré-molar superior, em relação ao carregamento oblíquo (que representa o cenário mais crítico para o desenvolvimento das lesões, por causar flexão do dente).

**Hipótese III:** a relação entre a entrada de líquido e a magnitude do carregamento do modelo seria não linear<sup>††</sup>. Ou seja: considerando que existe uma dinâmica específica de circulação de líquido nos tecidos duros e uma geometria específica do pré-molar não linear, haveria uma magnitude de carga a partir da qual aumentaria a taxa de entrada de líquido, o que explicaria que as LCNC fossem mais frequentes em casos de excesso de carga aplicada aos dentes.

**Objetivo IV:** avaliar se a entrada de líquido na dentina e no esmalte durante um ciclo de carregamento / descarregamento seria semelhante tanto sob tensões de tração como de compressão (será considerado o valor de pico de tensão). Se o total de volume de entrada de líquido durante um ciclo fosse maior em relação a um dos tipos de tensão, também haveria maior perda de tecido na presença desse tipo de tensão.

---

<sup>††</sup> Seria considerada linear se se apresentasse como a equação geral de uma reta que passasse pela origem.

**Hipótese IV:** a entrada de líquido sob tensão de tração ou compressão seria semelhante, já que ambas parecem estar clinicamente relacionadas com o processo de desenvolvimento das LCNCs.

**Objetivo V** - Avaliar a variação de volume, saída e entrada de líquido na região cervical de um modelo 2D poroelástico tempo-dependente, representativo de um dente hígido, a fim de prever os possíveis formatos da lesão cervical não cariada e análise de bombeamento de fluido em função do modo de carregamento. O modelo recebeu três tipos diferentes de carregamento:

- a) Longitudinal cêntrico [LC], sem tendência a girar o dente e passando pelo sulco oclusal principal;
- b) Longitudinal excêntrico [LE] (na região de cúspide vestibular);
- c) Oblíquo [O] (próximo da cúspide vestibular).

**Hipótese V** – Considerando que regiões que apresentam maior circulação de fluido no modelo poroelástico estão mais propensas a perderem tecido, diferentes carregamentos (LC, LE, O) produziram diferenças no modo de circulação de fluido nos tecidos dentários, que poderiam ser correlacionadas com as diferentes morfologias assumidas pelas LCNC: lesões mais arredondadas quando a saída – entrada de líquido fosse mais uniformemente distribuída, e mais anguladas quando fosse mais concentrada.



## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

A pesquisa desenvolvida foi do tipo *in silico* e foi dividida em duas etapas referentes aos modelos computacionais gerados com o auxílio do software Abaqus 6.13 (SIMULIA - Dessault Systemes S.A.). Em uma etapa (Fase de análise microestrutural [micro]) foram desenvolvidos os modelos geométricos 2D das microestruturas dos tecidos mineralizados do dente: esmalte e dentina. Em uma outra etapa (Fase de análise macroscópica [macro]) foram gerados os modelos 2D representativos de um dente hígido pré-molar superior macroscópico.

Na etapa de análise micro, um modelo bidimensional representativo do MVR da microestrutura do esmalte e da dentina foram desenvolvidos. Os modelos 2D da dentina e do esmalte foram carregados com tensão máxima de tração [TMT] e de compressão [TMC] específicas para cada um dos tecidos. O modelo da dentina é composto de três fases: lúmen [lúmen], dentina peritubular [peri] e dentina intertubular [inter]; e o modelo do esmalte é composto de duas fases: prisma [PR] e interprismas [IP]. Em ambos os modelos, cada fase foi considerada isotrópica, homogênea, com não linearidade geométrica e com propriedades mecânicas elásticas lineares.

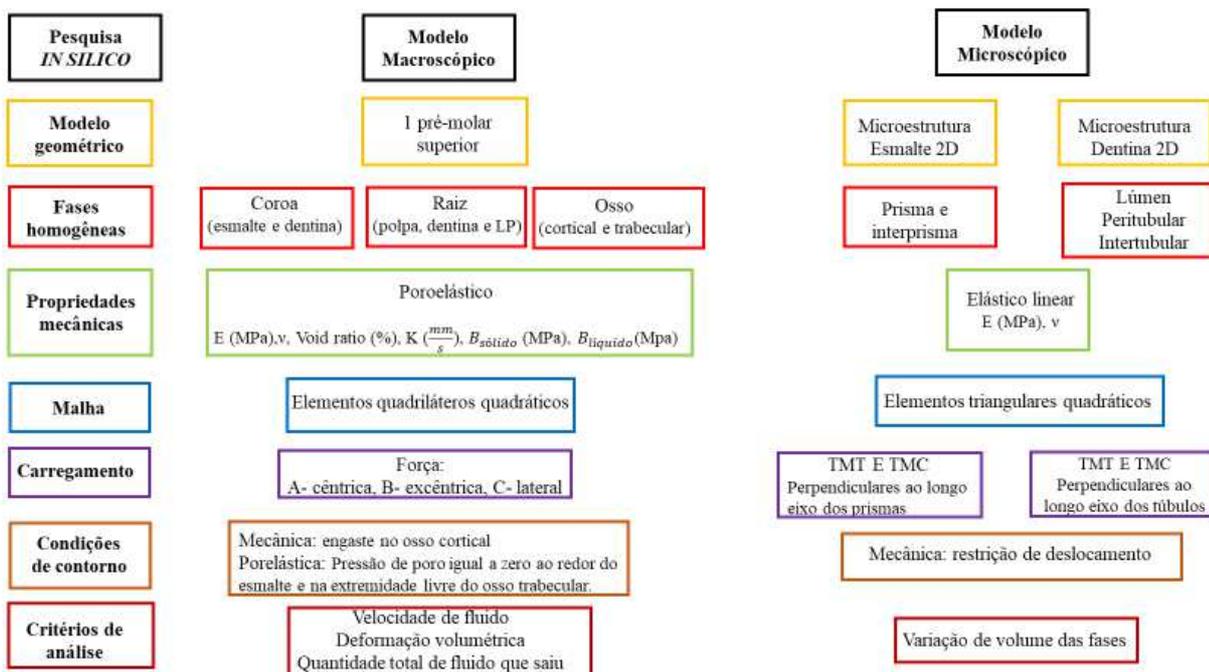
Para a etapa de análise macroscópica foi desenvolvido um modelo bidimensional, com propriedades poroelásticas, que representa a anatomia de um primeiro pré-molar superior contendo três partes estruturais: 1 – coroa (formada por esmalte, dentina (interna e externa) e câmara pulpar), 2 – raiz (formada por polpa, dentina, ligamento periodontal, ossos cortical e trabecular), e 3 - o suporte ósseo (ossos trabecular e cortical).

Os modelos micro foram carregados com pressão correspondente ao valor de tensão máxima de tração [TMT] ou tensão máxima de compressão [TMC] específicos para cada tecido (esmalte e dentina). O modelo do dente pré-molar superior foi carregado com três tipos de forças distintas: 1- cêntrica longitudinal (na região de sulco), 2- excêntrica longitudinal (região de cúspide vestibular); e 3- lateral oblíqua (próximo da cúspide vestibular). Para a etapa microscópica, o critério de análise foi a variação de volume das fases de cada modelo em função da tensão aplicada. Na

etapa macroscópica, os principais critérios de análise foram a velocidade de fluido, a deformação volumétrica e o volume total de líquido que entrou e saiu das regiões mais acometidas pelas LCNCs. Estas são: esmalte próximo da JEC, dentina próxima da JEC e dentina abaixo da gengiva.

O fluxograma do resumo da metodologia pode ser visto na Figura 4.1.

Figura 4.1 - Fluxograma da metodologia do presente estudo



Fonte: a autora

## 4.2 MODELO MICROESTRUTURAL: DENTINA 2D (CÉLULA UNITÁRIA E MESOESCALA)

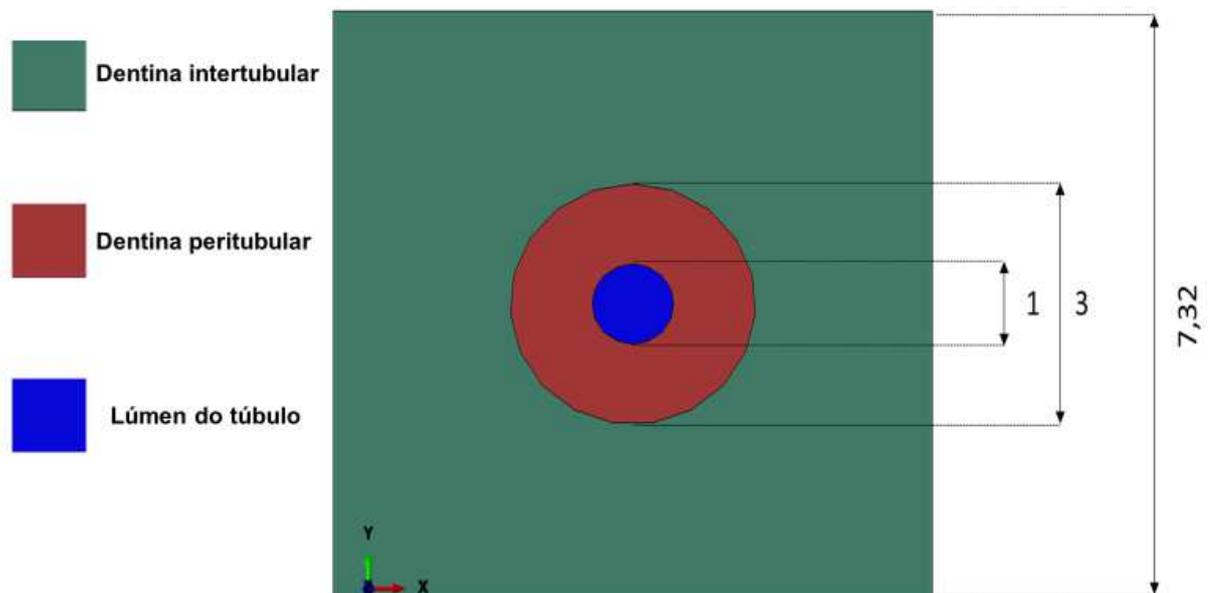
Apesar de que na realidade clínica os dentes são submetidos a cargas cíclicas, esta parte do trabalho representou apenas meio ciclo de carga. Isto é suficiente por ter usado a simplificação de um modelo elástico, que equivale a representar a ocorrência de ciclos longos, ou suficientemente demorados para que o equilíbrio elástico seja atingido. Por outro lado, o conhecimento do que ocorre em apenas um ciclo equivale a conhecer o que acontecerá em um número ilimitado de ciclos, pois teriam todos o mesmo efeito. E, como ocorre uma recuperação elástica perfeita nesse

tipo de modelo, a representação do que ocorre apenas durante o carregamento permite deduzir que o inverso acontecerá durante o descarregamento. Conseqüentemente, ao saber o que acontece em meio ciclo, permite-se conhecer o que aconteceria em um ciclo completo, e em um número ilimitado de ciclos.

#### 4.2.1 Geometria e propriedades mecânicas da célula unitária da dentina

Foi construído um modelo bidimensional (2D) quadrado, com as dimensões e fases indicadas na Figura 4.2, representativo de uma célula unitária que se repete periodicamente na microestrutura da dentina na região superficial da junção esmalte-cimento [JEC].

Figura 4.2 - Geometria representativa de uma célula unitária da dentina. Os números indicam as dimensões em  $\mu\text{m}$

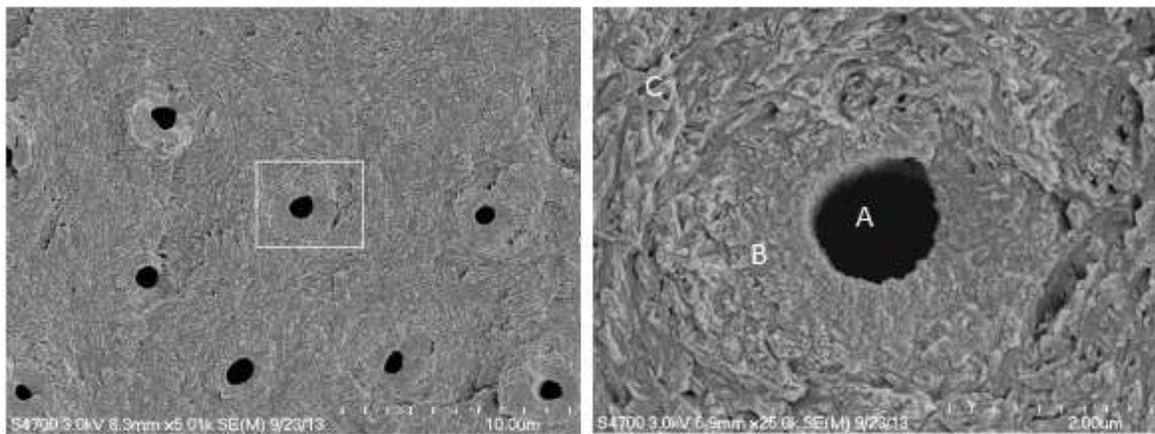


Fonte: a autora

A justificativa para as dimensões adotadas é a seguinte: nas micrografias da JED reproduzidas na Figura 4.3 (76) é possível medir o diâmetro de cada túbulo e a espessura da dentina peritubular nesta região. Estas duas medidas coincidem e são de aproximadamente  $1 \mu\text{m} = 10^{-3} \text{m}$ . O espaçamento entre túbulos contíguos varia, mas foi dado um valor de  $0,00432 \text{mm}$  pelo autor. Se considerarmos o tamanho de

7,32 $\mu\text{m}$  da célula unitária, cabem  $\frac{1000}{7,32} = 137$  células em um milímetro de comprimento e  $137^2 = 18.769$  túbulos por milímetro quadrado ( $\text{mm}^2$ ). Este valor é compatível com o apresentado como valor médio da densidade tubular (número de túbulos por  $\text{mm}^2$ ) da dentina próxima à junção amelodentinária da região cervical (19.000 na superfície e 45.000 na região da pré dentina – (75)).

Figura 4.3 – Imagem por MEV da microestrutura da dentina



Fonte: (76)

Legenda: A imagem da esquerda é uma micrografia por microscópio eletrônico de varredura da dentina com aumento de 5.000x. A imagem da direita traz um aumento maior (25.000x) da região tubular (A), circundada pela dentina peritubular (B), que por sua vez está envolvida pela dentina intertubular (C).

Para os modelos isotrópicos com fases elásticas lineares é necessário conhecer os valores de duas propriedades mecânicas: E (módulo de Young) e  $\nu$  (coeficiente de Poisson) para cada fase que compõe os modelos. As fases do modelo foram consideradas homogêneas e isotrópicas, com propriedades mecânicas elásticas lineares (76) resumidas na Tabela 4-1.

Tabela 4-1 – Resumo das propriedades mecânicas das fases do modelo microscópico da dentina

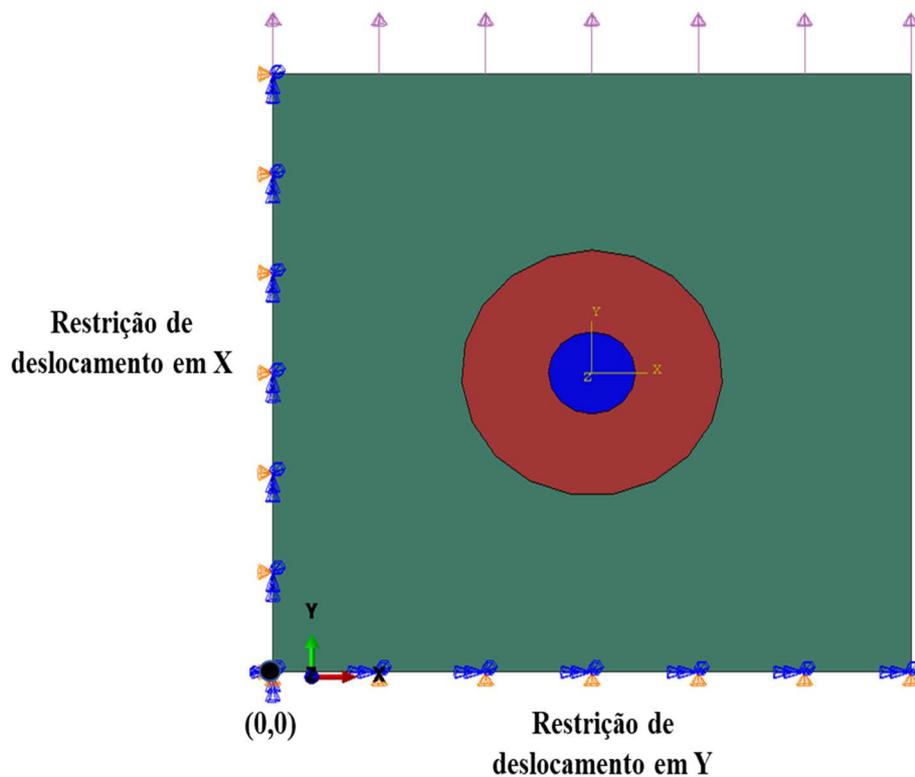
Dentina	E (MPa)	$\nu$
Peritubular	26 (76)	0,3 (80, 81)
Intertubular	15 (76)	0,3 (80, 81)
Lúmen	1e-06	0,3 (80, 81)

Fonte: Adaptado de (76, 80, 81)

#### 4.2.2 Condições de contorno e carregamento da célula unitária da dentina

Foram aplicadas as seguintes condições de contorno (CC) (Figura 4.4): A- Na aresta onde  $x = 0$ , o deslocamento foi restringido na direção X; B- Na aresta onde  $y = 0$ , o deslocamento foi restringido na direção Y.

Figura 4.4 - Modelo da dentina submetido à tração.



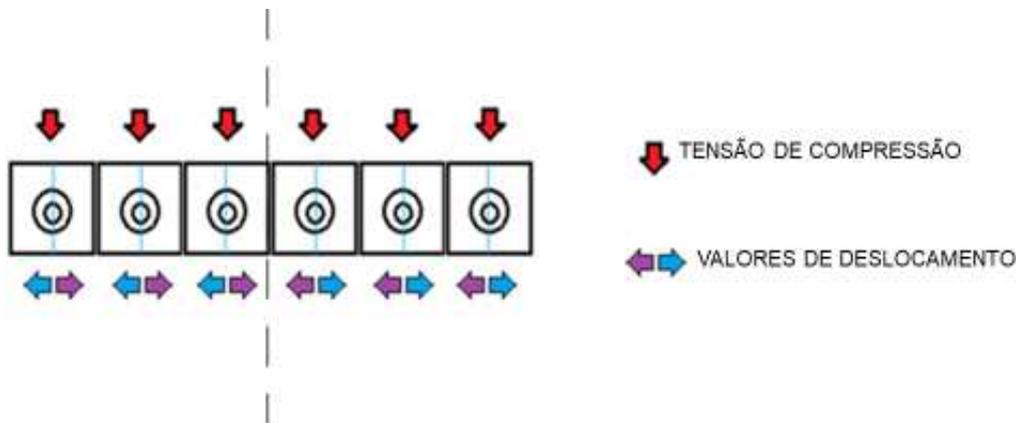
Fonte: a autora

Legenda: 1- a aresta de aplicação da pressão na aresta superior, resultante em tração e 2- condições de contorno com restrição de deslocamento.

As condições de contorno estabelecidas no modelo microscópico da dentina obedecem a seguinte lógica: cada célula unitária, ao receber uma solicitação mecânica na aresta superior, experimentará o deslocamento das arestas laterais (setas azuis e roxas), indicado na Figura 4.5. Assim, os deslocamentos com sentido convergente para a linha média (pontilhada) do corpo (apenas as setas roxas) serão

neutralizados entre eles. Já os deslocamentos com sentido divergente da linha média (apenas as setas azuis) serão responsáveis pelo deslocamento global que experimenta o corpo. Cada célula unitária acrescentaria uma fração do deslocamento global (representado pela seta azul). Logo, as condições de contorno que modelam este fenômeno numa única célula seriam: restrição em Y na aresta onde  $y = 0$  (para impedir o movimento de corpo livre frente à solitação mecânica) e restrição em X em uma única aresta onde  $x = 0$  (para permitir o deslocamento parcial de cada célula unitária) como indicado na Figura 4.4.

Figura 4.5 - Representação de células unitárias contíguas submetidas a compressão



Fonte: a autora

Legenda: as setas indicam as tendências dos deslocamentos. Deslocamentos convergentes ao plano medial se neutralizam, enquanto os divergentes compõem o alongamento global do corpo, transversal à tensão aplicada.

Simulou-se o carregamento mediante a aplicação de pressão na aresta superior da célula unitária, positiva em Y (Figura 4.4) para simular tração, ou negativa em Y (não representada nas figuras) para simular compressão. A pressão provocou no modelo uma tensão média do mesmo valor. No modelo, os valores precisaram ser expressos em  $\frac{mN}{\mu m^2}$  ‡ (que equivalem a MPa), pois as dimensões do modelo estão em micrômetros ( $\mu m$ ).

‡ Sabe-se que  $1 Pa = 10^{-6} MPa$  ou  $1 \frac{N}{m^2} = 10^{-6} \frac{N}{mm^2}$ . Além disso,  $1 m = 10^3 mm$  e  $1 m = 10^6 \mu m$ ;  $1 m^2 = 10^6 mm^2$  e  $1 m^2 = 10^{12} \mu m^2$ . Com isso,  $1 MPa = 10^6 \frac{N}{m^2} = \frac{10^6 N}{10^{12} \mu m^2} = 10^6 \cdot 10^{-12} \frac{N}{\mu m^2} = 10^{-6} \frac{N}{\mu m^2} = 10^{-6} \cdot 10^3 \frac{mN}{\mu m^2} = 10^{-3} \frac{mN}{\mu m^2}$ .

Para verificar a linearidade, devido à uma suposta não linearidade geométrica, o modelo foi submetido a treze valores de tensão média de tração. A faixa de pressões aplicadas variou de 7,5 MPa até 105,5 MPa, que foi o maior valor encontrado de resistência à ruptura por tração para a dentina. Entre o valor mínimo e a média de valores reportados na literatura consultada (Tabela 4.2 –  $0,075 \frac{mN}{\mu m^2}$ ) foram aplicados outros oito valores intermediários. Entre  $0,075 \frac{mN}{\mu m^2}$  (valor médio) e  $0,105 \frac{mN}{\mu m^2}$  (valor máximo) dois valores foram aplicados:  $0,085 \frac{mN}{\mu m^2}$  e  $0,095 \frac{mN}{\mu m^2}$ .

Tabela 4.2 - Valores de tensão de ruptura por tração da dentina utilizados para estabelecer o intervalo de tensões aplicadas no modelo sob tração

<b>Tensão Máxima de tração (TMT) ± Desvio padrão (MPa)</b>	<b>Referência</b>
36,6 ± 10,9	(85)
46,9 ± 13,7 (JED)	(86)
52,0 ± 10,3	(87)
60,3 ± 9,1 ( $\theta=90^\circ$ )	(88)
61,6 ± 16,3	(86)
80,0 ± 13 ( $\theta=90^\circ$ )	(89)
86,6 ± 18,8	(90)
93,8 ± 11,1	(91)
97,8 ± 4,5	(92)
104,0 ± 28	(93)
105,6 ± 16,3	(94)
<b>Média = 75</b>	

Fonte: a autora

Para simular os casos de compressão, a faixa de pressões aplicadas variou de 26,7 MPa até 379 MPa, que foi o maior valor encontrado de resistência à ruptura por compressão para a dentina na literatura (95). Foram aplicados outros oito valores intermediários entre o valor mínimo e a média de valores reportados na literatura consultada (Tabela 4.3 –  $0,267 \frac{mN}{\mu m^2}$ ). Entre  $0,267 \frac{mN}{\mu m^2}$  (média) e  $0,379 \frac{mN}{\mu m^2}$  (máximo) foram aplicados três valores:  $0,295 \frac{mN}{\mu m^2}$ ,  $0,323 \frac{mN}{\mu m^2}$  e  $0,351 \frac{mN}{\mu m^2}$ .

Tabela 4.3 - Valores de tensão de ruptura da dentina por compressão utilizados para estabelecer o intervalo tensões aplicadas ao modelo de compressão

<b>Tensão Máxima de Compressão (UTS) ± Desvio padrão (MPa)</b>	<b>Referência</b>
70	(96)
249 ± 24,7	(91)
260 ± 19	(97)
297 ± 22	(98)
347,50	(99)
379	(95)
Média = 267	

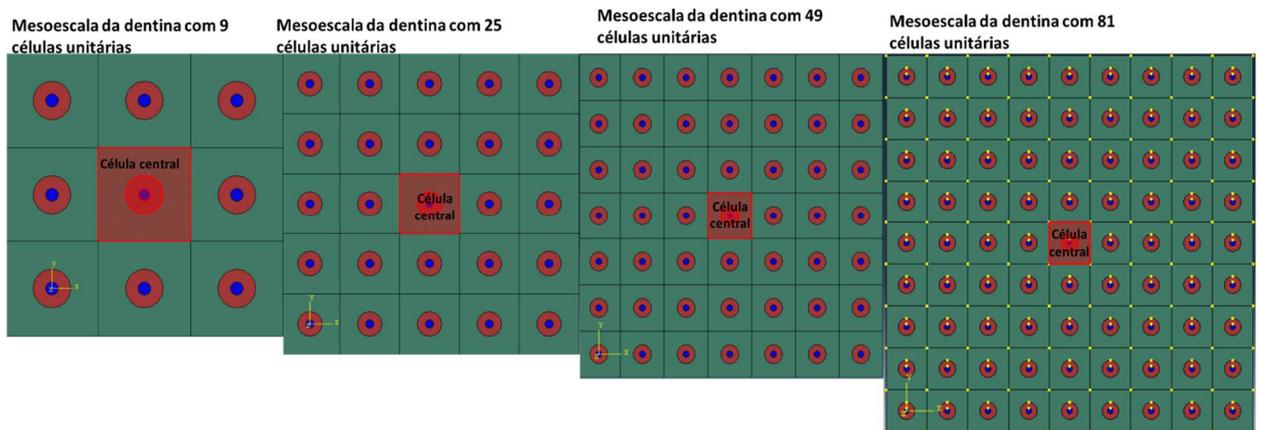
Fonte: a autora

### 4.2.3 Mesoescala da dentina

As condições de contorno descritas para a análise de uma célula unitária, vistas no item 4.2.2, conseguem representar apenas a célula da dentina da superfície externa exposta ao ar. Essa limitação, sugeriu realizar a análise da mesoescala da dentina, com o intuito de representar células mais internas do tecido, além da tentativa de reduzir uma influência direta das condições de contorno na análise final de variação de volume das fases de uma célula unitária representativa da microestrutura da dentina, bem como verificar se houve uma sub ou superestimativa dos valores finais. Foram testados quatro tamanhos de mesoescala (conjuntos de células unitárias) para a dentina, com colunas e linhas contendo a mesma quantidade de células unitárias

em cada conjunto, totalizando conjuntos de mesoescala com 9, 25, 49 e 81 células unitárias. Os quatro tamanhos diferentes de mesoescala podem ser vistos na Figura 4.6. As fases foram indicadas com as mesmas cores que na Figura 4.2, da página 71.

Figura 4.6 - Imagem de conjuntos de mesoescala da dentina com 9, 25, 49 e 81 células unitárias



Fonte: a autora

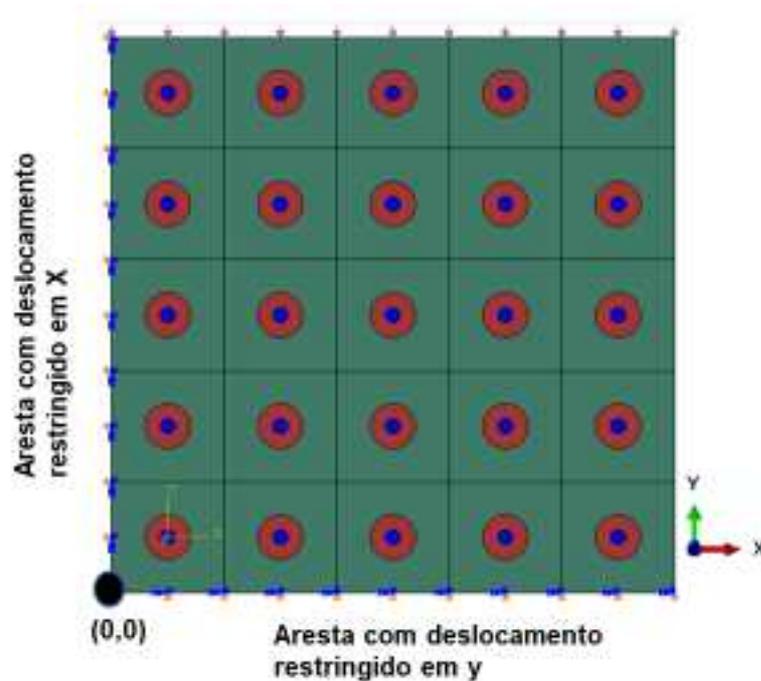
Legenda: Em destaque (selecionado em vermelho) pode-se ver as células unitárias centrais de cada mesoescala usadas na análise de convergência para definir o tamanho dessa escala e na análise final de resultados.

#### 4.2.3.1 Condições de contorno e carregamento da mesoescala da dentina

As condições de contorno utilizadas nesta etapa da simulação foram semelhantes às adotadas para uma célula unitária, mas como a quantidade de células unitárias nos conjuntos de mesoescala foram maiores do que uma célula apenas, foi possível estudar uma célula central que representasse a parte mais interna do tecido, e foi possível diluir a influência direta das CCs aplicada em uma só célula. Na Figura 4.7, pode-se observar a mesoescala com 25 células e com as seguintes restrições de deslocamento: para as mesoescalas, o deslocamento foi restringido na direção X na aresta onde  $x = 0$ ; o deslocamento foi restringido na direção Y na aresta onde  $y = 0$ , e foi aplicada pressão de tração (direção positiva) e compressão (direção negativa) na aresta oposta a restringida em Y.

A faixa de valores utilizada para esta etapa da análise foi reduzida. Para o carregamento do tipo tração foram utilizados os valores de TMT obtidos na literatura: mínimo de 36,6 MPa (85), médio de 75 MPa e máximo de 105,6 MPa (94), bem como um valor inferior de 10 MPa para observar a presença de não linearidade. Para a compressão também foram selecionados valores de TMC da literatura: mínimo de 70 MPa (96), médio de 267 MPa e máximo de 379 MPa (95); e com o mesmo intuito de verificar a não linearidade, foram testados dois valores inferiores, de 35 e 10 MPa e dois valores intermediários, de 150 MPa e 300 MPa.

Figura 4.7 - Imagem representativa da mesoescala da dentina com 25 células unitárias com as representações das condições de contorno e carregamento do tipo compressão (direção negativa)



Fonte: a autora

#### 4.2.3.2 Análise de convergência da mesoescala da dentina

Para definir qual o tamanho de mesoescala que melhor representa a dentina macroscópica sem influência das condições de contorno, foi realizada uma análise de convergência entre o tamanho da mesoescala (número de células em cada conjunto)

e o valor final de variação de volume de cada fase (lúmen, peri e inter) da célula central (Figura 4.6) de cada conjunto de mesoescala.

Esta etapa foi realizada para se obter uma mesoescala capaz de apresentar os resultados de interesse (variação volumétrica de cada fase da célula central) com pouca variação, quando comparados com tamanhos de mesoescala menores e até mesmo com uma célula unitária isolada. Ou seja, um valor de resultado obtido com uma mesoescala menor deve permanecer o mesmo ou próximo do mesmo valor de resultado obtido para uma mesoescala imediatamente próxima maior.

#### 4.2.4 Tratamento dos resultados da dentina

Tanto para a análise dos resultados de uma célula unitária, quanto para a mesoescala da dentina foi obtida a variação volumétrica em função da tração e da compressão. Foi construído um primeiro gráfico (Gráfico 5.3 para a célula unitária e Gráfico 5.18 para a mesoescala – resultados e discussão) da variação relativa de VT (%) em função da tensão. Para analisá-lo é necessário compreender que “volume total” (VT) é o volume ocupado por todo o material (água, mineral e proteína) que compõe cada fase do modelo (lúmen, peritubular e intertubular). Portanto, o VT inicial de todo o modelo ou célula unitária é de  $\approx 53,5 \mu m^3$ , do lúmen é de  $VT_L \approx 0,784 \mu m^3$ , da peri é de  $VT_P \approx 6,282 \mu m^3$  e o da inter é de  $VT_I \approx 46,515 \mu m^3$ . Os valores do eixo X representam a porcentagem de variação de volume (obtido através da variável EVOL) de cada fase entre o incremento zero e o incremento final, obtidos pela:

$$\text{Variação de VT (\%)} = \frac{VT_f - VT_i}{VT_i} \times 100 \quad \text{Equação 4.1,}$$

Onde: VT (%) é o volume total em porcentagem de cada fase da célula unitária,  
 $VT_i$  é o VT inicial de cada fase no incremento zero;  
e  $VT_f$  é o VT final da mesma fase no último incremento da simulação.

Num segundo gráfico (Gráfico 5.4 para a célula unitária e Gráfico 5.19 - para a mesoescala - Variação total de VT em função da tensão), os valores do eixo x correspondem à diferença ( $VT_f - VT_i$ ) de cada fase.

O volume cuja variação pode atuar no bombeamento será estritamente o correspondente aos espaços preenchidos por fluido em cada fase da dentina. Por isso foi gerado um terceiro gráfico (Gráfico 5.5 para a célula unitária e Gráfico 5.20 - para a mesoescala - Variação de volume (%) dos poros preenchidos por água em função da tensão). Para estimar o volume destes poros, considerou-se que o total deles corresponderia ao volume de água contida na dentina, e os parciais (de cada fase), seriam proporcionais à fração de água de cada fase. A Tabela 4.4 apresenta os valores de porcentagem em peso de cada componente desse tecido (mineral, água e colágeno) e, de acordo com a densidade de cada um desses componentes, estimou-se o volume que cada componente ocupa na dentina (Equação 4.2) e a porcentagem do volume de água, que é de aproximadamente 24 % do volume total da dentina.

$$d = \frac{m}{V} \quad \text{Equação 4.2,}$$

Onde: d é a densidade;  
V é o volume;  
m é a massa.

Tabela 4.4 - Valores do peso (%), da densidade e do volume de cada componente químico da dentina

Componentes	Peso (%)	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	Volume (cm <sup>3</sup> )	Vol (%)
água	12♣□	1	12	~ 24
colágeno	18♣□	1,2♦	15	~ 30
mineral	70♣□	2,99♠	23,4	~ 46
dentina	100		~ 50,4	100

Fonte: a autora

Legenda: Os símbolos indicam a referência de onde foi obtido o valor: ♣ (75); ♠ (100); ♦ Valor estimado. Os demais valores foram calculados.

Sabendo que 24 % do volume da dentina é água, foi deduzida a porcentagem desse volume em cada fase. Para tanto, considerou-se que, se o modelo tem volume total de  $53,5 \mu\text{m}^3$ , o volume de água é  $12,8 \mu\text{m}^3$ . Como 100 % do volume do lúmen é preenchido por água, o seu volume total,  $0,78 \mu\text{m}^3$ , representa 6,21 % do volume de água do modelo. Sabe-se também que 10 % da dentina peritubular (75) é constituída por água; portanto, o volume de água nessa fase é de  $0,62 \mu\text{m}^3$ , que representa 4,84 % do volume total de água no modelo. Por exclusão, para a intertubular, sobram 89 %

( $100 - (6,21 + 4,84)$ ) do volume de água, que equivale a  $11,32 \mu\text{m}^3$  ou 24,3 % do seu volume total ( $46,5 \mu\text{m}^3$ ). Estes valores foram organizados na Tabela 4.5.

Tabela 4.5- Volumes de líquido das diversas fases da dentina, conforme explicado no texto

Região	Volume (%) dos espaços preenchidos por água em cada fase, em relação ao volume total do modelo	Volume (%) dos espaços preenchidos por água na dentina, em relação ao volume total de água no modelo	Volume ( $\mu\text{m}^3$ ) dos espaços preenchidos por água para o modelo e suas fases	Volume total ( $\mu\text{m}^3$ ) do modelo e de suas fases = $0,78 \cdot 1$ $0,62 \cdot 10$ $11,32 \cdot 4$
<b>Dentina (conjunto das fases)</b>	24% de $53,5^*$	100	$12,8^*$	$53,5^*$
<b>Lúmen</b>	1,46% de $53,5^*$	6,1% de $12,8^*$	0,78 (100 % do volume lumen)	0,78
<b>Peritubular</b>	1,16% de $53,5^*$	4,84 % de $12,8^*$	0,62 (10 % do volume peritubular)	6,26
<b>Intertubular</b>	21,16% de $53,5^*$	89 % de $12,8^*$	11,32 (24,3 % do volume intertubular)	46,5

Fonte: a autora

Legenda:  $\clubsuit 53,5 \mu\text{m}^3$  é o volume total do modelo.  $\clubsuit 12,8 \mu\text{m}^3$  é 24 % dos  $\clubsuit 53,5 \mu\text{m}^3$  do volume do modelo.

Para analisar a variação volumétrica dos poros preenchidos por água em cada fase do modelo, é necessário observar os Gráfico 5.5 (célula unitária) e Gráfico 5.20 (mesoescala). Os valores do eixo X dos gráficos foram calculados de acordo com cada porcentagem de volume de água contido em cada fase, ou seja, os valores dos Gráfico 5.4 e Gráfico 5.19 foram multiplicados por 100 % para o lúmen, 10 % para a peri e 24,3 % para a inter. Isto porque, a fração com potencial de bombeamento será proporcional à proporção volumétrica de líquido da fase. Os gráficos referenciados aqui estão no capítulo RESULTADOS E DISCUSSÃO.

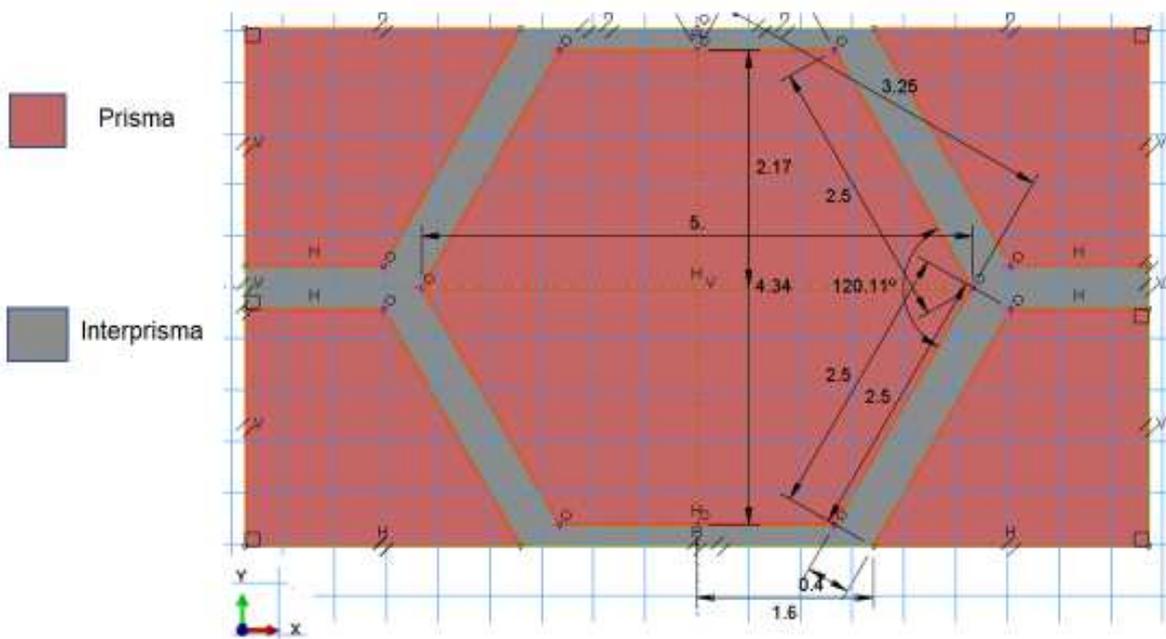
### 4.3 MODELO MICROESTRUTURAL: ESMALTE 2D (CÉLULA UNITÁRIA E MESOESCALA)

A etapa de simulação do modelo microestrutural elástico linear do esmalte dentário teve etapas metodológicas semelhantes às descritas para o modelo da dentina.

#### 4.3.1 Geometria e propriedades mecânicas da célula unitária do esmalte

Para o esmalte foi construído um modelo bidimensional (2D) retangular, de aresta  $8,2 \times 4,74 \mu\text{m}$ , representativo de uma célula unitária que se repete periodicamente na microestrutura do tecido e pode ser visto na Figura 4.8.

Figura 4.8 - Geometria representativa de uma célula unitária do esmalte

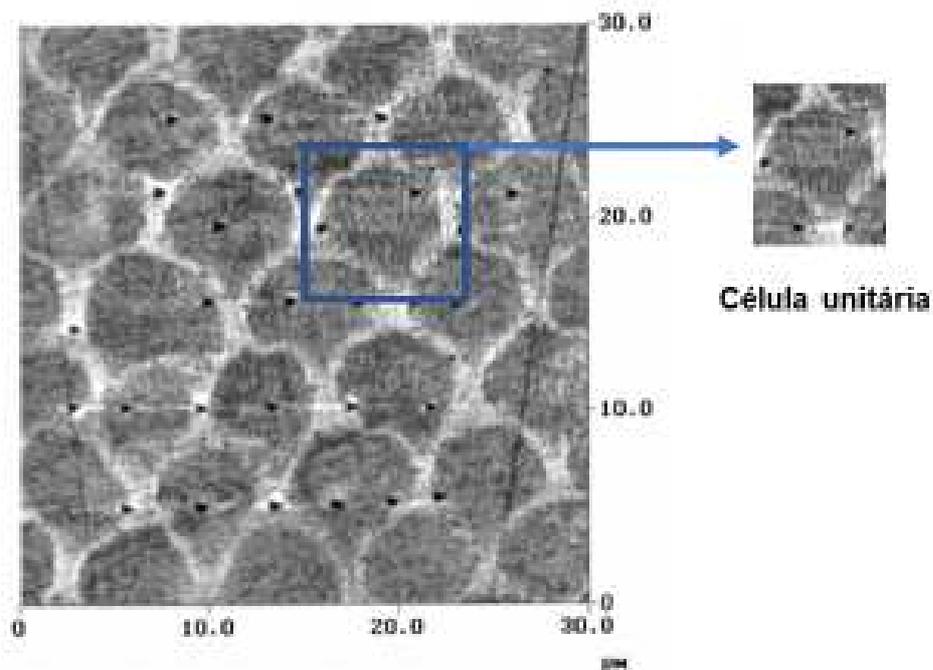


Fonte: a autora

Legenda: Os números indicam as medidas em  $\mu\text{m}$ , e as letras V, H e O indicam linhas verticais, linhas horizontais e encontro de duas linhas, respectivamente.

As medidas adotadas para a construção do modelo do esmalte foram baseadas em um estudo (78) que, por meio de imagens microscópicas obtidas durante testes de nanoindentação, as dimensões dos prismas e das regiões interprismáticas do esmalte foram medidas. De acordo com a Figura 4.9, pode-se ver uma imagem gerada por microscópio de força atômica (MFA), onde as regiões em cinza escuro representam os prismas que tem diâmetro de aproximadamente 5  $\mu\text{m}$  (horizontal), e as regiões em cinza claro são as regiões interprismáticas com espessura de aproximadamente 0,4  $\mu\text{m}$ . Essas dimensões são compatíveis com o modelo da Figura 4.8.

Figura 4.9 - Seção do esmalte oclusal obtida por microscópio de força atômica modificado, através de nanoindentação



Fonte: (78)

Legenda: As regiões em cinza escuro são os prismas e em cinza claro são regiões interprismáticas.

Para simulações de modelos elásticos lineares, faz-se necessário o conhecimento de duas propriedades mecânicas, como já descrito anteriormente. As fases do modelo do esmalte foram consideradas homogêneas e isotrópicas, com propriedades mecânicas elásticas lineares. Os valores foram resumidos na Tabela 4.6.

Tabela 4.6 - Resumo das propriedades mecânicas das fases que compõem o esmalte

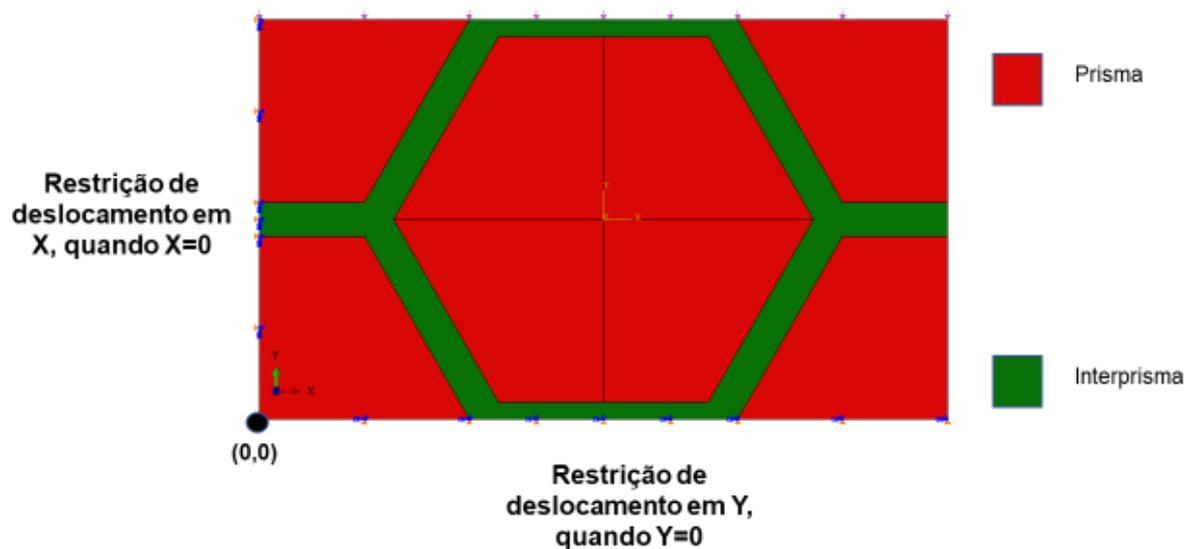
<b>Esmalte</b>	<b>E (MPa)</b>	<b><math>\nu</math></b>
Prisma	83,4	0,3
Interprismática	39,5	0,3

Fonte: (34)

#### 4.3.2 Condições de contorno e carregamento da célula unitária do esmalte

A mesmas condições de contorno aplicadas para o modelo da célula unitária da dentina (4.2.2) foram aplicadas no modelo microestrutural do esmalte e podem ser vistas na Figura 4.10.

Figura 4.10 - Modelo do esmalte submetido à compressão



Fonte: a autora

Legenda: 1- a aresta de aplicação da pressão na aresta superior, resultante em compressão e 2- condições de contorno com restrição de movimento.

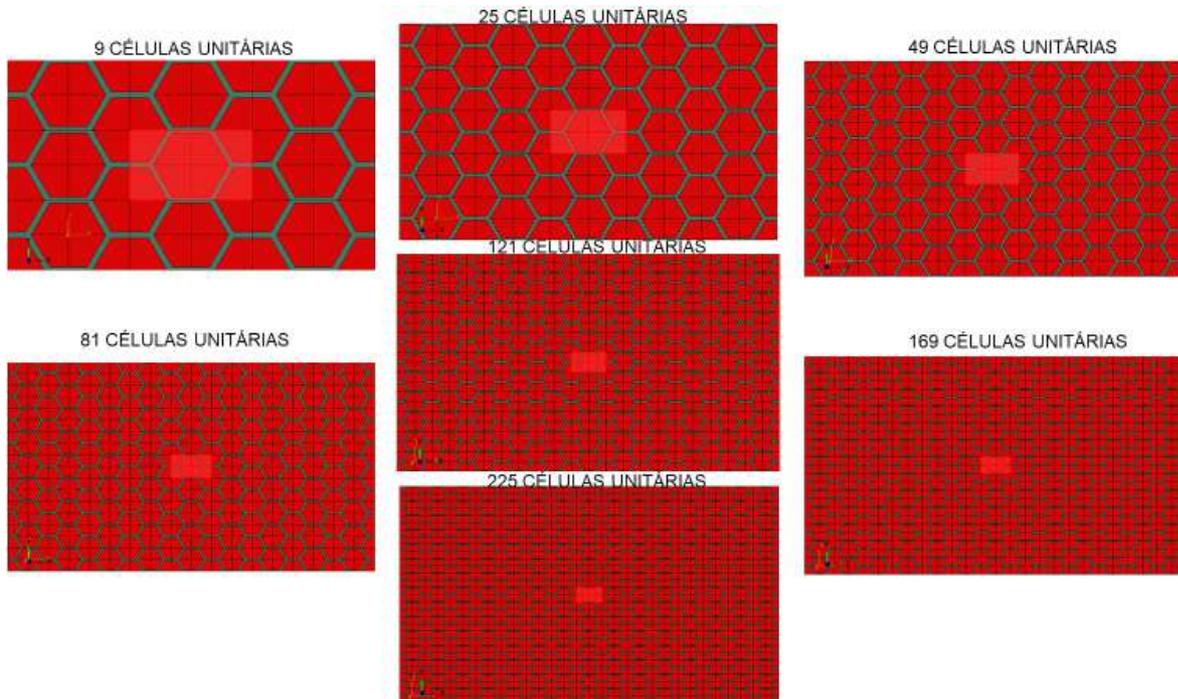
O carregamento no modelo do esmalte foi feito da mesma forma que realizado para a dentina, porém com valores diferentes. Ou seja, tensão (compressão e tração) máxima de ruptura foi própria para cada tipo de tecido. Simulou-se o carregamento mediante a aplicação de pressão na aresta superior da célula unitária, negativa em Y para simular compressão (Figura 4.10), ou positiva em Y (não representada na figura) para simular tração.

Para verificar a linearidade, o modelo foi submetido a 3 valores de TMT encontrados na literatura para o esmalte. Os valores de pressões de tração aplicados foram de 11,5 MPa (86), 51,4 MPa (101) e 118 MPa (41). Para a análise de compressão, foram utilizados quatro valores reportados na literatura para tensão máxima de compressão para o esmalte: 62,2 MPa (40), 194 MPa (99), 250 MPa (102), 428 MPa (95), como também, dois valores menores, para observar a presença ou não de linearidade geométrica: 10 MPa, 30 MPa

### **4.3.3 Mesoescala do esmalte**

Com o mesmo intuito para a análise da dentina, as condições de contorno descritas para a análise de uma célula unitária, vistas no item 4.3.2, conseguem representar apenas a célula do esmalte da superfície externa ao ar. Essa limitação, sugeriu realizar a análise da mesoescala do esmalte, com o propósito de representar células mais internas do tecido, além da tentativa de reduzir uma influência direta das condições de contorno na análise final de variação de volume das fases de uma célula unitária representativa da microestrutura do esmalte, bem como verificar se houve uma sub ou superestimativa dos valores finais. Foram testados sete tamanhos de mesoescala diferentes, com as colunas e as linhas contendo a mesma quantidade de células unitárias, totalizando conjuntos de mesoescala com 9, 25, 49, 81, 121, 169 e 225 células unitárias em cada conjunto. Os sete tamanhos diferentes de mesoescala podem ser vistos na Figura 4.11. As fases foram indicadas com cores: vermelho representa os prismas; e verde, as regiões interprismas. Na análise dos resultados (variação de volume das fases em função da tensão aplicada) foi observada apenas a célula unitária central de cada conjunto mesoescala, que na figura está destacada em cada imagem em vermelho mais claro.

Figura 4.11 - Conjuntos de mesoescalas do esmalte dentário



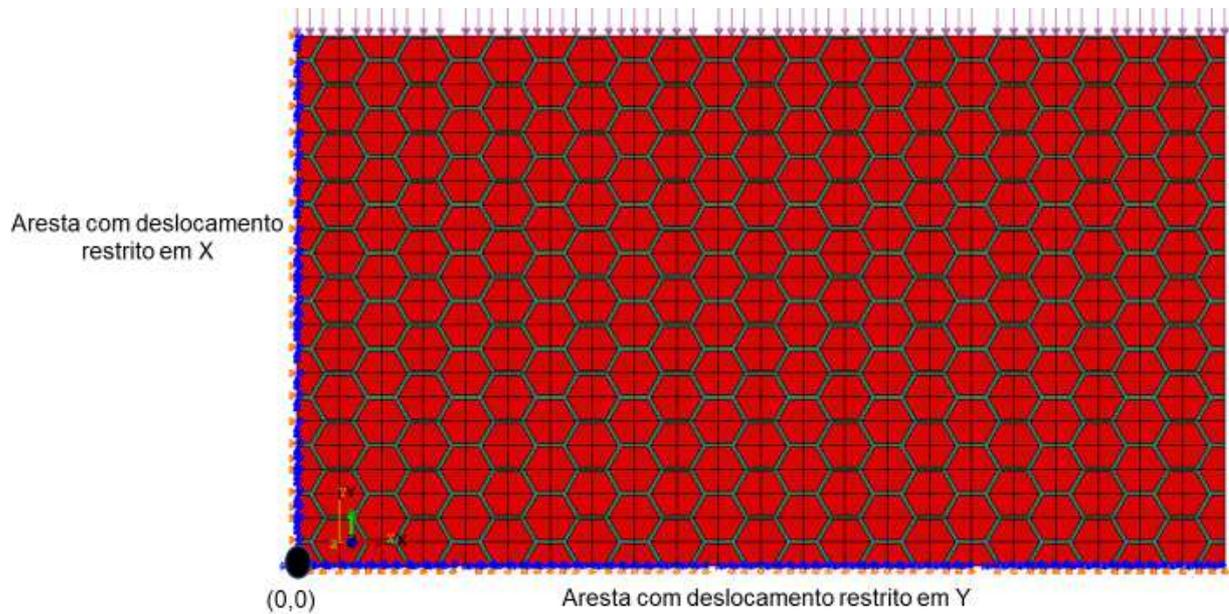
Fonte: a autora

Legenda: As células centrais de cada conjunto estão destacadas em vermelho claro.

#### 4.3.3.1 Condições de contorno e carregamento da mesoescala do esmalte

As condições de contorno utilizadas nesta etapa da simulação foram semelhantes às adotadas para uma célula unitária, mas como a quantidade de células unitárias nos conjuntos de mesoescala foram maiores do que uma célula apenas, foi possível estudar uma célula central que representasse a parte mais interna do tecido, e foi possível diluir a influência direta das CCs. Na Figura 4.12, pode-se observar a mesoescala com 121 células e com as seguintes restrições de deslocamento: o deslocamento foi restringido na direção X na aresta onde  $x = 0$ ; o deslocamento foi restringido na direção Y na aresta onde  $y = 0$ , e foi aplicado pressão de tração (direção positiva) e compressão (direção negativa) na aresta oposta à restringida em Y. A faixa de valores de tensão aplicada nesta etapa foi a mesma utilizada para a análise de uma célula unitária e pode ser vista no item 82.

Figura 4.12 - Imagem da mesoescala do esmalte com 121 células unitárias, na qual se pode ver as condições de contorno e carregamento



Fonte: a autora

#### 4.3.3.2 Análise de convergência da mesoescala do esmalte

Foi realizada uma análise de convergência entre o tamanho da mesoescala (número de células em cada conjunto) e o valor final de variação de volume de cada fase (prisma e interprisma) da célula central (Figura 4.11) de cada conjunto de mesoescala, para definir qual o tamanho de mesoescala que melhor representa o esmalte macroscópico sem influência das condições de contorno de uma célula unitária exposta ao ar.

Esta etapa foi realizada para se obter uma mesoescala capaz de apresentar os resultados de interesse (variação volumétrica de cada fase da célula central) com pouca variação, quando comparados com tamanhos de mesoescala menores e até mesmo com uma célula unitária isolada. Ou seja, um valor de resultado obtido com uma mesoescala menor deve permanecer o mesmo ou próximo dele obtido para uma mesoescala imediatamente próxima maior, o que indica baixa influência das proximidades ou afastamento das células em que foram aplicadas as condições de contorno.

#### 4.3.4 Tratamento dos resultados do esmalte

Tanto para a análise dos resultados de uma célula unitária, quanto para a mesoescala do esmalte foi obtida a variação de volume em função da tração e da compressão. Foi construído um primeiro gráfico (Gráfico 5.9 para a célula unitária e Gráfico 5.21 para a mesoescala –da variação relativa de VT (%) em função da tensão. Os gráficos referenciados neste parágrafo se encontram no item RESULTADOS E DISCUSSÃO. Para analisá-lo é necessário compreender que “volume total” (VT) é o volume ocupado por todo o material (água, mineral e proteína) que compõe cada fase do modelo (prisma e interprisma). Portanto, o VT inicial de todo o modelo ou célula unitária do esmalte é de  $\approx 38,87 \mu\text{m}^3$ , do prisma é de  $VT_{PR} \approx 32,55 \mu\text{m}^3$  e da interprisma é de  $VT_{IP} \approx 6,32 \mu\text{m}^3$ . Os valores do eixo X representam a porcentagem de variação de volume (obtido através da variável EVOL) de cada fase entre o incremento zero e o incremento final, obtidos pela:

$$\text{Variação de VT (\%)} = \frac{VT_f - VT_i}{VT_i} \times 100 \quad \text{Equação 4-3,}$$

Onde: VT (%) é o volume total em porcentagem de cada fase da célula unitária;  
 $VT_i$  é o VT inicial de cada fase no incremento zero;  
 e  $VT_f$  é o VT final da mesma fase no último incremento da simulação.

Num segundo gráfico (Gráfico 5.10 para a célula unitária e Gráfico 5.22 para a mesoescala - Variação total de VT em função da tensão – gráficos em Resultados e Discussão), os valores do eixo x correspondem à diferença ( $VT_f - VT_i$ ) de cada fase.

O volume cuja variação pode atuar no bombeamento será estritamente o correspondente aos espaços preenchidos por água em cada fase do esmalte. Por isso foi gerado um terceiro gráfico (Gráfico 5.11 para a célula unitária e Gráfico 5.23 para a mesoescala - Variação de volume (%) dos poros preenchidos por água em função da tensão). Os gráficos referenciados neste parágrafo se encontram no item RESULTADOS E DISCUSSÃO Para estimar o volume destes poros considerou-se que o total deles corresponderia ao volume de água contida no esmalte, e os parciais (de cada fase), seriam proporcionais à fração de água de cada fase. A Tabela 4.7

apresenta os valores de porcentagem em volume de cada componente químico desse tecido (mineral, água e colágeno).

Tabela 4.7 - Valores do volume (%) dos componentes químicos do esmalte

<b>Componentes</b>	<b>volume (%)</b>
água	12
colágeno	3
mineral	85
esmalte	100

Fonte: Adaptada (55, 103 apud)

Sabendo que 12 % do volume do esmalte é água, foi deduzida a porcentagem desse volume em cada fase do modelo. Para tanto, considerou-se que, se o modelo tem volume total de  $38,87 \mu m^3$ , o volume de água é  $4,66 \mu m^3$ . A composição química do prisma e interprisma é a mesma (38, 75), o que muda são as direções dos prismas, portanto, o volume de água do esmalte foi dividido e cada fase tem  $2,33 \mu m^3$  de água. O prisma do modelo tem um volume total de  $32,55 \mu m^3$ , com isso, 7,15 % do seu volume é água; já a interprisma tem  $6,32 \mu m^3$  de volume total e 36,9% desse volume é água. Estes valores, foram organizados na Tabela 4.8.

Tabela 4.8 - Volumes de líquido das diversas fases do esmalte, conforme explicado no texto

<b>Região</b>	Volume (%) dos espaços preenchidos por água em cada fase, em relação ao seus volumes	Volume (%) dos espaços preenchidos por água na dentina, em relação ao volume total de água no modelo	Volume ( $\mu\text{m}^3$ ) dos espaços preenchidos por água para o modelo e suas fases	Volume total ( $\mu\text{m}^3$ ) do modelo e de suas fases
<b>Esmalte (conjunto das fases)</b>	12% de 38,87♣	100	4,66	38,87♣
<b>Prisma</b>	7,15% de 32,55	50	2,33	32,55
<b>Interprisma</b>	36,9% de 6,32	50	2,33	6,32

Fonte: a autora

Legenda: ♣ 38,87  $\mu\text{m}^3$  é o volume total do modelo.

Para analisar a variação volumétrica dos poros preenchidos por água em cada fase do modelo, é necessário observar os Gráfico 5.11 (célula unitária) e Gráfico 5.23 (mesoescala). Os valores do eixo X dos gráficos foram calculados de acordo com cada porcentagem de volume de água contido em cada fase, ou seja, os valores dos Gráfico 5.10 e Gráfico 5.22 foram multiplicados por 7,15 % para o prisma e por 36,9 % para o interprisma. Isto porque, a fração com potencial de bombeamento será proporcional à proporção volumétrica de água da fase. Os gráficos referenciados aqui estão no capítulo RESULTADOS E DISCUSSÃO.

#### 4.4 CONVERGÊNCIA DE MALHA: DENTINA E ESMALTE

Ao se tratar de um estudo por MEF é necessário discretizar o modelo em subunidades chamadas elementos que compõem a malha de elementos finitos necessária para fazer os cálculos da simulação. A malha precisa estar devidamente

refinada, e para isso foi necessário avaliar a convergência da malha (66). Os elementos que compõem as malhas analisadas para a microestrutura do esmalte e da dentina são triangulares, de ordem quadrática e da família “*plane strain*”.

A análise de convergência da malha se baseia no processo de refinamento (diminuição do tamanho dos elementos e aumento da quantidade de elementos que compõem a malha) até que o resultado de interesse (que para esta parte do estudo é a variação volumétrica em função da carga aplicada no modelo) não varie em função do aumento do número de elementos. Ou seja, um valor de resultado obtido com uma malha menos refinada deve permanecer o mesmo ou próximo do mesmo valor de resultado obtido para uma malha imediatamente próxima mais refinada (66).

Para o modelo da dentina foram testadas 9 malhas com refinamentos diferentes com o modelo sob tensão máxima de compressão de  $0,379 \frac{mN}{\mu m^2}$ . Para o modelo do esmalte foram testadas 7 malhas sob tensão máxima de tração de  $0,118 \frac{mN}{\mu m^2}$ .

## 4.5 MODELO MACROSCÓPICO POROELÁSTICO

### 4.5.1 Geometria e propriedades para o modelo poroelástico

O modelo 2D macroscópico com vista vestibulo-palatina foi construído baseado nas médias das medidas populacionais da dentição permanente para o primeiro pré-molar superior (104), em mm. O modelo é composto por 11 fases distintas, como pode ser visto na Figura 4.13. As diferenças entre dentina interna e externa, está relacionada à diferença de E. A dentina oclusal tem orientação de fluxo de fluido na direção Y, a dentina dos cornos tem orientação oblíqua de fluxo, e a dentina da raiz tem orientação de fluxo de fluido na direção X, de acordo com a direção e inclinação radial dos túbulos dentinários.

Para a simulação de um modelo poroelástico no Abaqus, é necessário atribuir 6 propriedades para cada fase do modelo, 2 mecânicas (E e  $\nu$ ) e 4 de fluidos, resumidas na Tabela 4.9. As propriedades de fluido são:

- 1- Porosidade ( $\phi$ ), que se refere a proporção de poros ou espaços preenchidos por fluido em cada tecido, mas que no Abaqus é atribuído como taxa de vazios ( $TV = \frac{\phi}{1-\phi}$ );
- 2- Permeabilidade ( $k$ ) =  $m^2$ , obtida pela lei de Darcy. Porém no Abaqus, essa variável é convertida em condutância hidráulica<sup>§§</sup> ( $K$ ) =  $\frac{m}{s}$ , pela seguinte equação:

$$K = \frac{k\rho g}{\mu},$$

onde:  $\mu$  é a viscosidade dinâmica do fluido (água) = N.s,  $K$  é a condutância hidráulica =  $\frac{m}{s}$ ,  $k$  é a permeabilidade =  $m^2$ ,  $\rho$  é a densidade da água e  $g$  é a gravidade;

- 3-  $K_s$ , o módulo de compressibilidade dos grãos (constituente sólido) de cada fase;
- 4-  $K_f$ , módulo de compressibilidade do fluido (água).

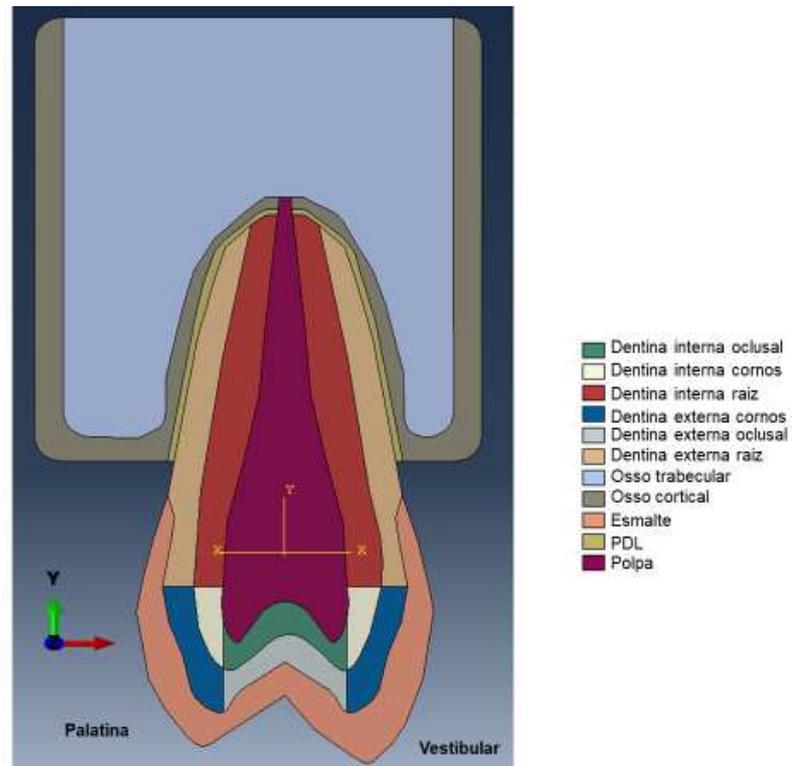
A simulação no Abaqus foi feita com a opção *soils* do *step* de simulação, com resposta transiente (tempo-dependente).

---

<sup>§§</sup> Para algumas fases do modelo, como por exemplo, osso e PDL, os autores medem a permeabilidade ( $k$ ), por isso foi necessário fazer a conversão adequada para as unidades do modelo:

$$\text{Para a } \rho_{\text{água}} = \frac{10^3 \text{ kg}}{\text{m}^3} = 10^3 \times 10^{-12} = 10^{-9} \text{ MPa mm}^{-2} \text{ s}^2 \text{ e } g = 10^4 \frac{\text{mm}}{\text{s}^2}.$$

Figura 4.13 - Esquema do modelo macroscópico poroelástico do primeiro pré-molar superior com suas 11 fases distintas



Fonte: a autora

Tabela 4.9 - Resumo das propriedades mecânicas das fases constituintes do modelo macro poroelástico do dente

FASE	E (MPa)	V	$\phi$	TV	$K \left(\frac{mm}{s}\right)$	$K_s$ (MPa)	$K_f$ (MPa)
<b>ESMALTE</b>	80000 (36, 37, 105)	0,3 (37)	0,12 (55)	0,13	$3 \times 10^{-6}$ (98)	85000 (106)	2180 (107)
<b>DENTINA EXTERNA</b>	15000 (108)	0,3 (76)	0,24 (55)	0,32	Orientação eixo x e y $5 \times 10^{-5}$ Orientação oblíqua $3,5 \times 10^{-5}$ (109)	85000 (106)	2180 (107)
<b>DENTINA INTERNA</b>	16000 (108)	0,3 (76)	0,24 (55)	0,32	Orientação eixo x e y $5 \times 10^{-5}$ Orientação oblíqua $3,5 \times 10^{-5}$ (109)	85000 (106)	2180 (107)
<b>POLPA</b>	20	0,3	0,8	4	0,042	2300	2180
<b>PDL</b>	69 (110)	0,45 (111)	0,8 (112)	4	$9,1 \times 10^{-9}$ (113)	2300 (114)	2180 (107)
<b>OSSO CORTICAL</b>	14500 (115)	0,3 (114)	0,04 (116)	0,042	$1 \times 10^{-13}$ (115)	13920 (117)	2180 (107)
<b>OSSO TRABECULAR</b>	3500 (118)	0,3 (114)	0,8 (114)	4	0,042 (118)	13920 (117)	2180 (107)

Fonte: (36, 37, 55, 76, 98, 105-118)

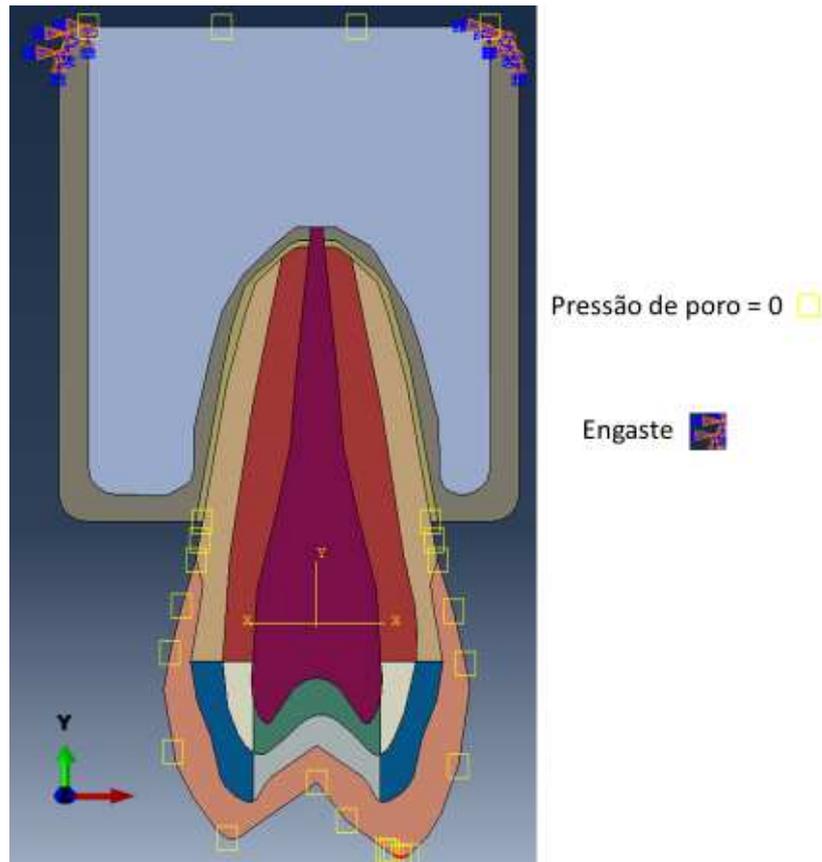
Legenda: Os dados utilizados para a polpa foram estimados.

#### 4.5.2 Condições de contorno e carregamento

No modelo foram aplicadas CC mecânica do tipo engaste no osso cortical e CCs de pressão de poro (o fluido pode entrar e sair pelos nós, quando necessário para manter a pressão interna) em volta de toda a região que está em contato com o

meio bucal e na região de base do osso trabecular, este para representar o alívio do fluxo de fluido das direções fora do plano que não foram possíveis ser representadas em modelo 2D. As CCs podem ser vistas na Figura 4.14.

Figura 4.14 - Condições de contorno aplicadas no modelo macro, engaste na região de osso cortical e pressão de poro na base do osso trabecular e na região do dente com contato com o meio bucal

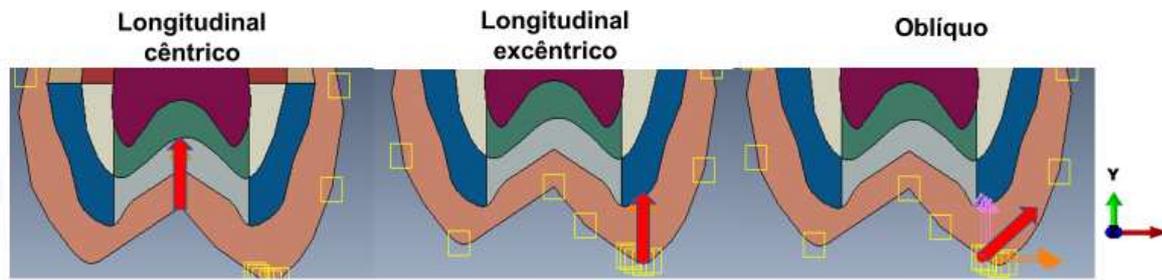


Fonte: a autora

Para a simulação foram aplicados três carregamentos com direções e localizações diferentes, observados na Figura 4.15:

- 1- Longitudinal cêntrico (na região de sulco);
- 2- Longitudinal excêntrico (na ponta de cúspide vestibular);
- 3- Oblíquo próximo à cúspide vestibular.

Figura 4.15 Apresentação dos três tipos diferentes de carregamento utilizados nas simulações



Fonte: a autora

O tipo de carregamento atribuído no Abaqus foi *surface traction* [ST, em MPa], afinal a força da mastigação em um dente 3D se dá por carregamento pontual e no 2D se refletiria em uma tração aplicada em uma linha (superfície) que deve ser relacionada como eixo Z (profundidade) que não está representada no modelo 2D. Para isso, foi considerado uma magnitude de carga que gerasse no modelo uma tensão em esmalte ou em dentina que não ultrapasse 50% da TMT ou TMC, com isso, foi atribuído o valor de  $F=70\text{N}$ . Um dos objetivos do estudo foi testar se haveria ou não linearidade entre a magnitude da carga de carregamento e o volume de fluido bombeado. Por isso, foi realizado um teste com o carregamento oblíquo para  $F=70\text{N}$  e  $F=35\text{N}$ , porém, apenas a primeira magnitude foi mantida para as simulações dos outros objetivos do estudo. As magnitudes atribuídas no Abaqus, para ST, para cada tipo de carregamento, foram baseadas nas seguintes relações:

- 1- Longitudinal cêntrico (na região de sulco)

$$ST = \frac{\frac{F}{2}}{D \times Z}, \text{ para cada linha próxima ao sulco do dente (2 linhas)}$$

- 2- Longitudinal excêntrico (na ponta de cúspide vestibular)

$$ST = \frac{F}{D \times Z}$$

- 3- Obliquo próximo à cúspide vestibular.

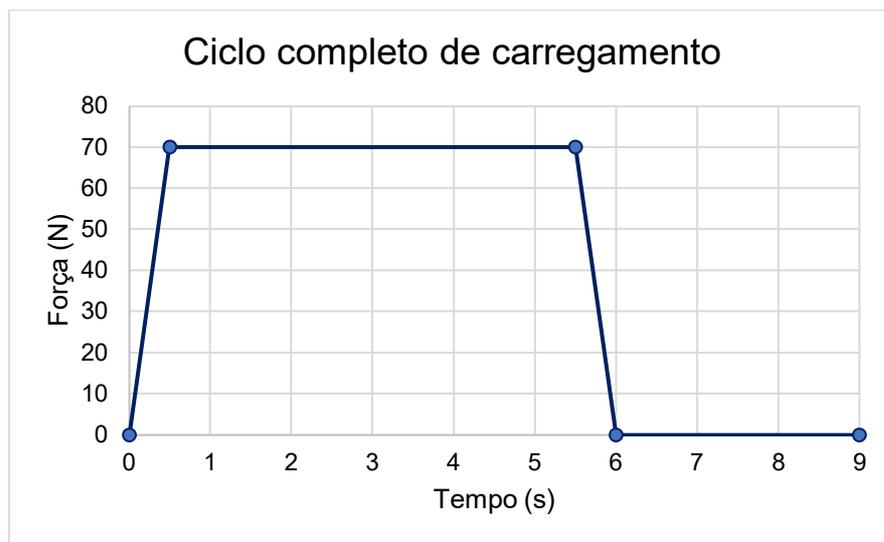
$$F_o = F \times \frac{\sqrt{2}}{2},$$

Onde, para todas as relações, ST é *surface traction* (atribuído no Abaqus), F é a força referente à carga da mastigação de 70N, D é a dimensão da linha onde será aplicada a ST, Z é a dimensão da profundidade (estado plano de tensão) no eixo Z,

que é 5,5mm, não representada no modelo 2D. Para o modelo oblíquo, a carga F foi calculada como um componente ( $F_o$ ) em x e outro em y considerando uma angulação de 45 graus.

Durante um ciclo completo de carregamento, na simulação, essa carga variou no tempo (t) em segundos (s). Entre  $0 \leq t \leq 0,5$ , a força saiu de 0 para 70N, simulando mastigação normal. No intervalo  $0,5 \leq t \leq 5,5$ , a carga foi mantida em  $F=70\text{N}$  por 5 segundos, simulando situações de apertamento dental. Entre  $5,5 \leq t \leq 6$ , teve descarregamento, a carga caiu de 70 para 0 N. Por fim, o descarregamento foi mantido por 3 segundos, entre  $6 \leq t \leq 9$ . O ciclo completo da carga em função do tempo pode ser visto no gráfico 4.1.

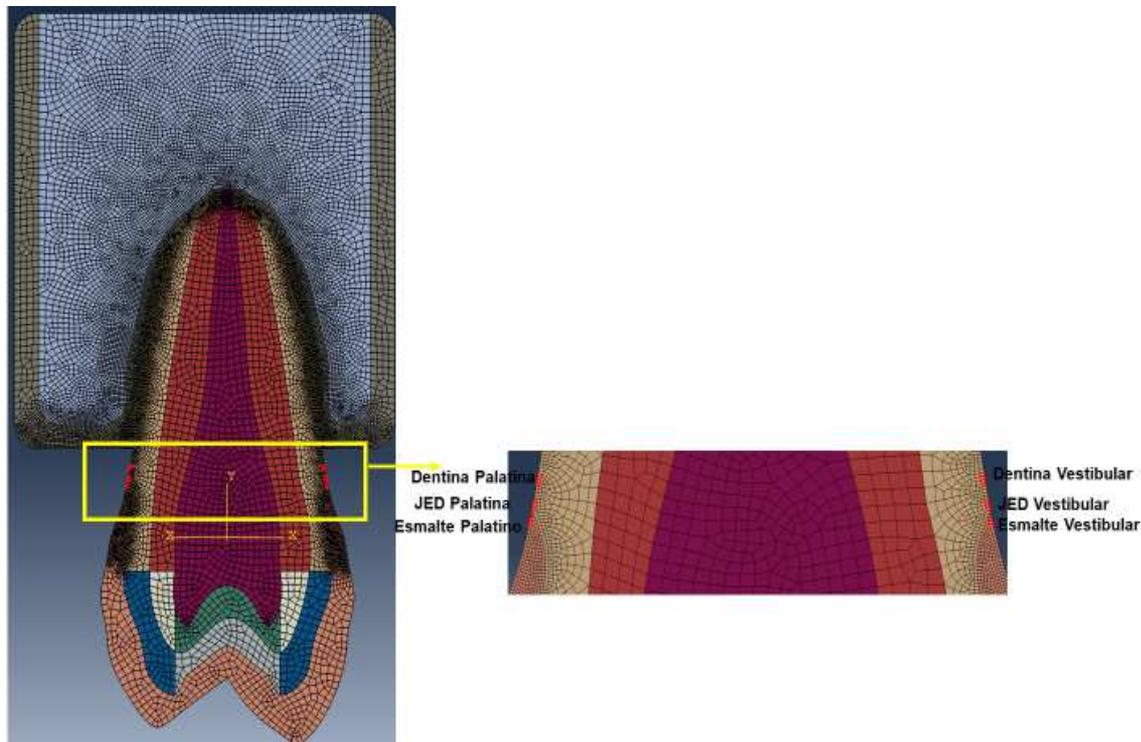
Gráfico 4.1 - Ciclo completo do carregamento em função do tempo de simulação



Fonte: a autora

Para as análises e interpretações dos resultados realizados nesta pesquisa, foram consideradas algumas regiões do modelo, onde estão mais relacionadas com o acometimento das LCNCs. Por isso, foram selecionados 4 elementos para cada uma das regiões: esmalte, JED (dentina próximo ao esmalte) e dentina, tanto para a face vestibular quanto para a face palatina do modelo. Os elementos que foram utilizados para a extração dos dados dos resultados estão apresentados na Figura 4.16.

Figura 4.16 - Seleção dos 4 elementos para cada região, esmalte, JED e dentina, das duas faces do modelo, vestibular e palatina, que se referem às regiões de interesse para o estudo, onde se localizam as LCNCs



Fonte: a autora

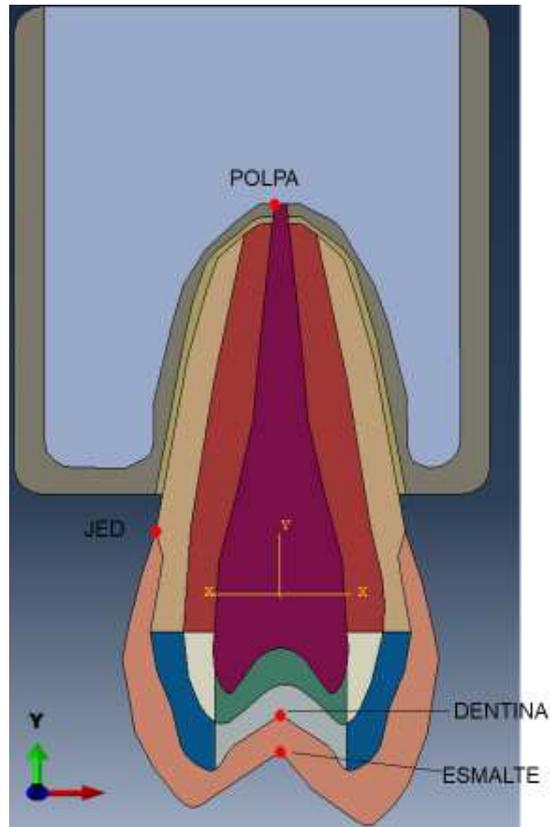
### 4.5.3 Convergência de malha

Do mesmo modo que para os modelos microestruturais da dentina e do esmalte, por se tratar de um estudo por MEF, é necessário discretizar o modelo macroscópico em subunidades chamadas elementos que compõem a malha de elementos finitos necessária para fazer os cálculos da simulação. A malha precisa estar devidamente refinada, e para isso foi necessário avaliar a convergência da malha. Os elementos que compõem as malhas analisadas para a análise poroelástica do modelo macro são quadriláteros, de ordem quadrática e da família “*pore fluid/stress*”.

Para a convergência foram testadas 5 malhas com refinamentos diferentes sob carregamento longitudinal cêntrico e analisados dois parâmetros distintos, um mecânico - “deslocamento em Y” (U2) e outro fluido - “velocidade de fluido” (FLVEL,  $\frac{mm}{s}$ ), em função das malhas, para 4 pontos geométricos (para U2) e elementos para

(FLVEL –  $\frac{mm}{s}$ ) distintos no modelo (esmalte, dentina, JED e polpa), como pode ser visto na Figura 4.17.

Figura 4.17 - Pontos de referência no modelo macro para a análise de convergência de malha



Fonte: a autora



## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 5.1 ANÁLISE INSTRUMENTAL

Como mencionado na metodologia, foi realizada uma análise de convergência de malha para selecionar a malha que apresentasse resultados com o menor erro numérico e que seria aplicada sobre o modelo para a realização da simulação. Nesta seção são apresentados os resultados não ligados diretamente com os objetivos da tese, mas cuja análise é necessária para garantir a qualidade do instrumento de pesquisa.

A análise de uma célula unitária obtida tanto para o esmalte, quanto para a dentina, foram estudos instrumentais e comparativos para a análise final do conjunto mesoescala de cada tecido. Por esse motivo, os seus resultados foram organizados nesta seção.

A sequência de dados alinhados com os objetivos da pesquisa será discutida no item 5.2.

#### 5.1.1 Análise de convergência de malha para a célula unitária da dentina

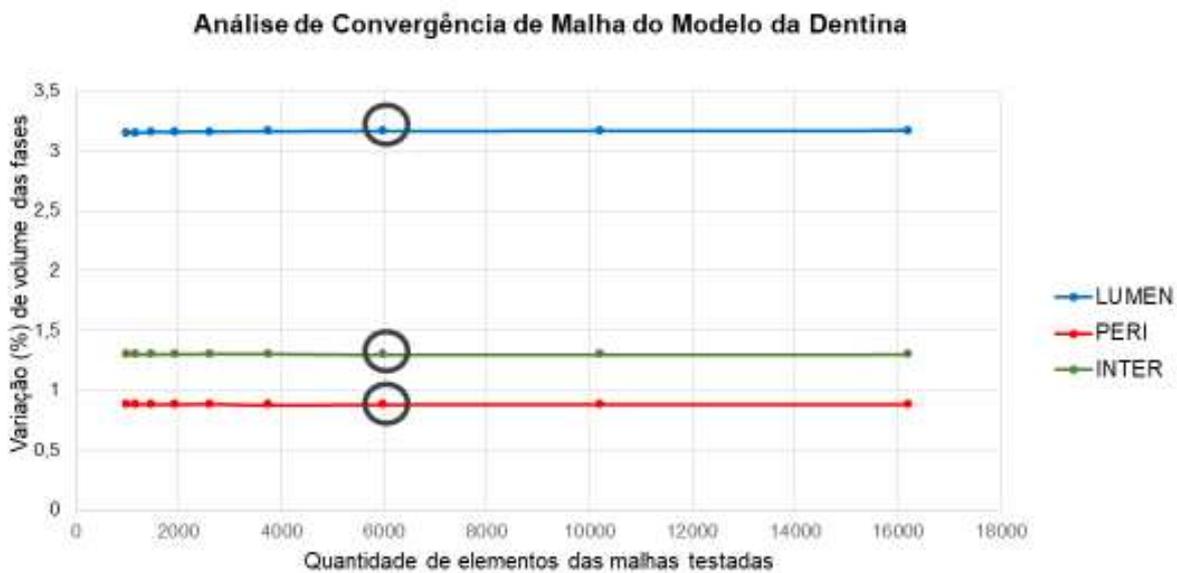
Sabe-se que os resultados de aproximação via MEF dependem fortemente do grau de refinamento e qualidade das malhas empregadas na análise. Foi feita a análise de convergência de malha para a simulação do modelo referente à uma célula unitária representativa da dentina. O Gráfico 5.1 mostra a curva do número de elementos das malhas em função da variação<sup>\*\*\*</sup> de volume de cada fase, obtida para 9 malhas com graus de refinamento variados, com base nos valores do modelo de

---

<sup>\*\*\*</sup> A variação de volume foi calculada como  $\frac{V_{Final}-V_{Inicial}}{V_{Inicial}}$ , onde  $V_{Inicial}$  é o volume de cada fase no incremento zero da simulação, ou seja, no instante de tempo antes de iniciar a simulação; e o  $V_{Final}$  é o volume de cada fase no final da simulação, ou seja, no último instante de tempo da simulação.

compressão máxima (tensão de compressão aplicada =  $0,379 \frac{mN}{\mu m}$ ). O valor do erro<sup>†††</sup> em porcentagem menor ou igual a  $1,48 \times 10^{-2}\%$ , para os resultados de malhas diferentes, foi considerado muito pequeno e com isso pode ser aproximado de zero. O Gráfico 5.2 traz a curva da relação entre o número de elementos das malhas em função do valor do erro para cada fase do modelo. Baseado nisso, foi adotado para esse modelo a malha com 5.980 elementos, que pode ser vista na Figura 5.1.

Gráfico 5.1 – Análise de convergência de malha para o modelo da dentina

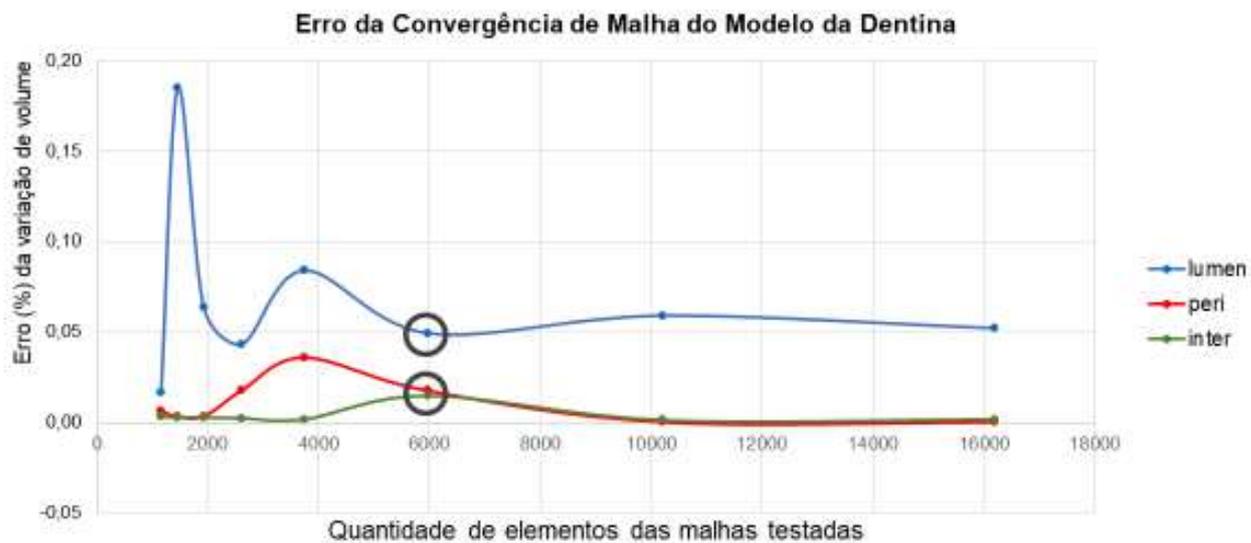


Fonte: a autora

Legenda: Os pontos circulos em preto são referentes à quantidade de elementos da malha escolhida para a simulação.

††† O erro foi calculado como  $\frac{V_{atual} - V_{anterior}}{V_{anterior}} \times 100$ , onde  $V_{anterior}$  é a variação de volume de cada fase para a simulação com malha imediatamente anterior à atual, com grau de refinamento menor, e  $V_{atual}$  é a variação de volume de cada fase para a malha atual, imediatamente posterior à anterior.

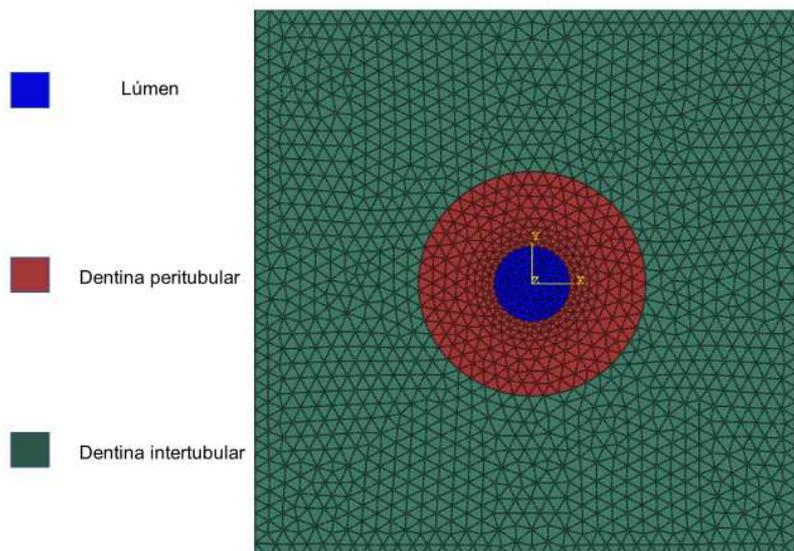
Gráfico 5.2 – Erro da análise de convergência de malha para o modelo da dentina



Fonte: a autora

Legenda: Os círculos pretos são referentes aos mesmos pontos vistos no Gráfico 5.1.

Figura 5.1 - Malha de elementos finitos com 5.980 elementos gerada sobre o modelo da célula unitária da dentina



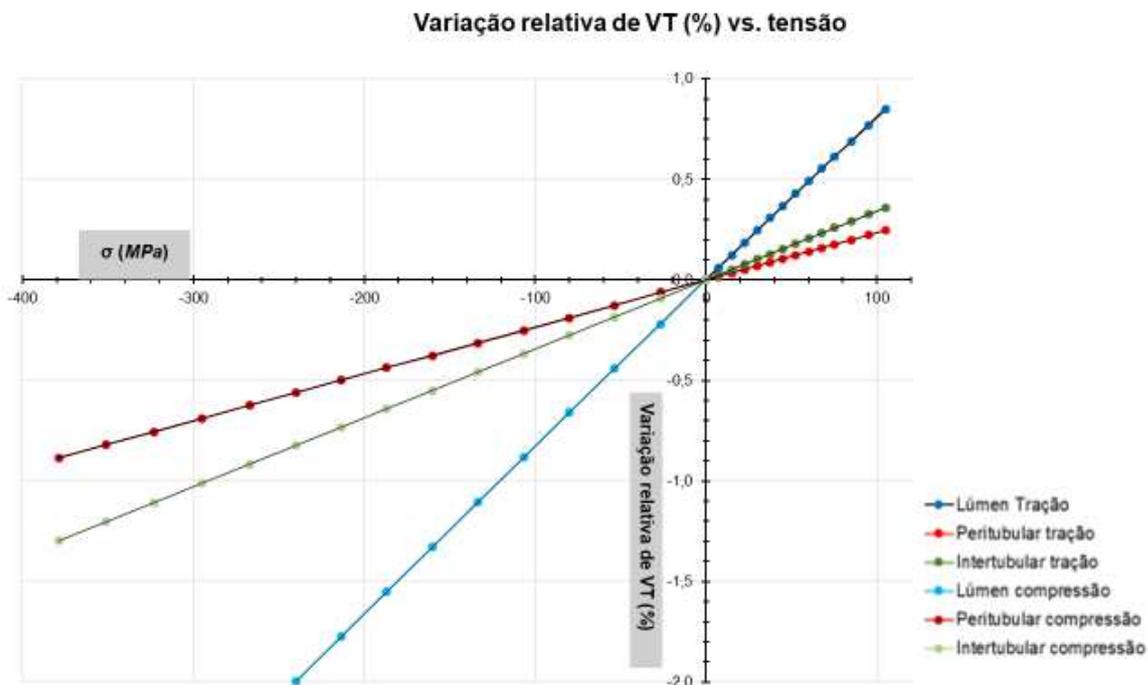
Fonte: a autora

### 5.1.2 Comportamento da dentina como célula unitária

Nesta seção são apresentados os resultados da variação de volume das fases (lúmen, peri e inter) constituintes do modelo geométrico de uma célula unitária em 2D da dentina em função da tensão de tração e compressão.

Pode-se observar (Gráfico 5.3) que a relação entre a variação de VT de cada fase, expressada em porcentagem, e a tensão (tração, valores positivos no eixo X do gráfico; ou compressão, valores negativos no eixo X do gráfico) é aproximadamente linear para uma célula unitária da dentina. Como esperado, a variação em porcentagem é maior nas fases de menor E: o lúmen teve a maior variação total de volume, que teria sido ainda maior se não tivesse a “proteção” dada pela resistência estrutural da peri e da inter. Já a peritubular, com maior E = 26 GPa, teve a menor variação total de volume. A inter teve variação de volume intermediária, correspondente a um E intermediário.

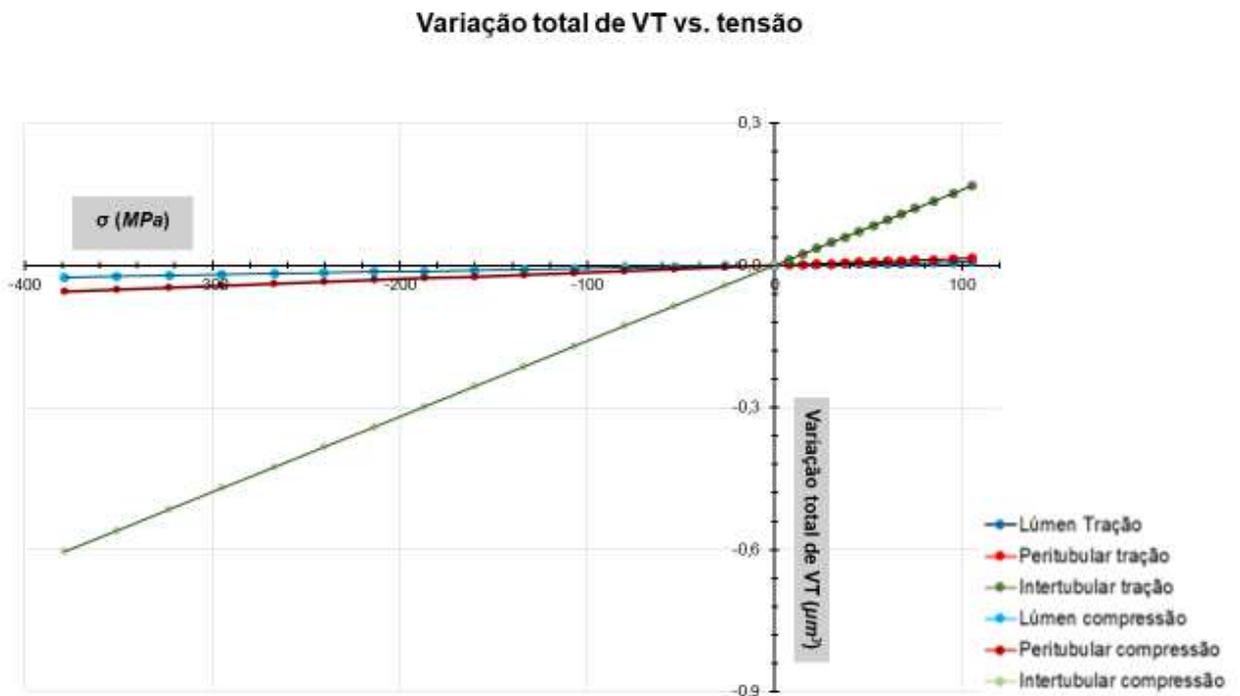
Gráfico 5.3 - Curvas da variação relativa de VT (%) de cada fase do modelo representativo da célula unitária da dentina em função da tensão de tração e da tensão de compressão



Fonte: a autora

Apesar do lúmen ter apresentado a maior variação percentual de volume total, este corresponde a apenas 1,5 % do volume total da célula unitária. Uma percentagem grande de um volume muito pequeno pode não implicar uma variação de volume grande em termos absolutos. Para ter uma ideia da variação dos volumes de cada fase em valores absolutos (volume em  $\mu\text{m}^3$ ) é necessário analisar o Gráfico 5.4.

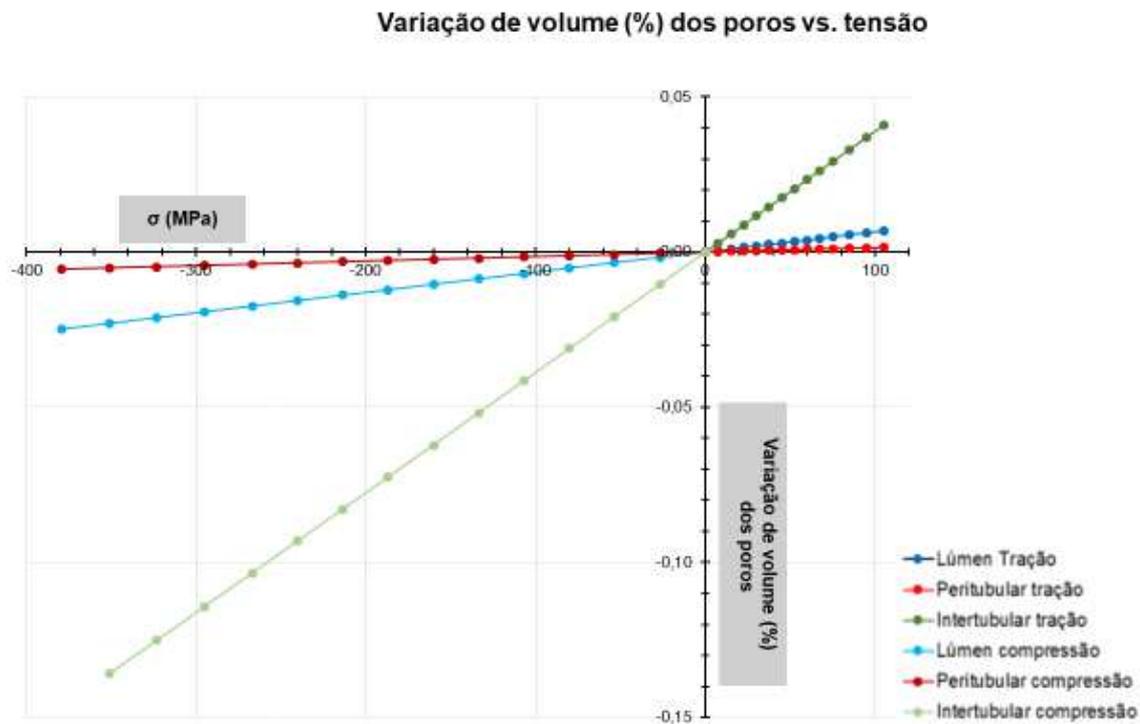
Gráfico 5.4 - Curvas da variação total de VT ( $\mu\text{m}^3$ ) de cada fase da célula unitária da dentina em função da tensão de tração e compressão



Fonte: a autora

No Gráfico 5.4 pode-se observar que as variações de VT em termos absolutos seguiram a seguinte ordem:  $VT_L < VT_p < VT_I$ , tanto para tração quanto para compressão.  $VT_I$  em termos absolutos foi muito maior que a das outras fases. O volume correspondente aos espaços preenchidos por fluido (poros) em cada fase da dentina é, estritamente, a variação que pode atuar no bombeamento, por isso foi gerado Gráfico 5.5 para a célula unitária.

Gráfico 5.5 - Curvas da variação de volume, em porcentagem, dos poros em cada fase da célula unitária da dentina em função da tensão de tração e compressão



Fonte: a autora

As curvas dos gráficos (Gráfico 5.3, Gráfico 5.4 e Gráfico 5.5) trazem a relação entre tensão  $[\sigma]$  e variação de volume  $[\Delta V]$  que se dá por meio de um coeficiente angular de reta, chamado de módulo de variação  $[MV]$ , como pode ser visto na Equação 5.1  $\sigma = MV \times \Delta V$  Equação 5.1.

$$\sigma = MV \times \Delta V \quad \text{Equação 5.1}$$

Quanto menor o módulo de variação, mais protegida a fase em análise, já que apresentará menor variação de volume nos seus espaços preenchidos por água e, conseqüentemente, será menor o seu potencial de bombeamento com as variações de tensão.

As equações das retas obtidas pelos gráficos apresentados anteriormente, como: 1- variação relativa do volume total, 2- variação absoluta do volume total e 3- variação do volume dos poros, foram resumidas na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Relação da tensão (compressão e tração) em função da variação de volume (relativo de VT; ABS de VT e dos poros) para cada fase da célula unitária da dentina

Fase dentina	Variação relativa de VT (%)	Variação ABS de VT	Variação de volume dos poros
<b>Lúmen</b>	$\sigma_{(TMT)} = 8,1e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 6e - 5\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 6e - 5\Delta V$
	$\sigma_{(TMC)} = 8,4e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 7e - 5\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 7e - 5\Delta V$
<b>Peritubular</b>	$\sigma_{(TMT)} = 2,3e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 1e - 4\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 1e - 5\Delta V$
	$\sigma_{(TMC)} = 2,3e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 1e - 4\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 1e - 5\Delta V$
<b>Intertubular</b>	$\sigma_{(TMT)} = 3,4e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 1,6e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 4e - 4\Delta V$
	$\sigma_{(TMC)} = 3,4e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 1,6e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 4e - 4\Delta V$

Fonte: a autora

Legenda:  $e = \text{potência de base } 10$ .

Através do Gráfico 5.5 e da Tabela 5.1, pode-se observar que a variação de volume dos espaços preenchidos por água é menor na peri ( $[MV] \cong 1e-05$ ), intermediária para o lúmen ( $[MV] \cong 6,5e-05$ ) e maior na inter ( $[MV] \cong 4e-04$ ). As três fases da dentina apresentaram variação de volume dos poros aproximadamente linear até alcançar a tensão máxima de ruptura, tanto por tração como por compressão.

Ao analisar os coeficientes angulares das retas (Tabela 5.1), pode-se observar que para a célula unitária, tanto para a “variação absoluta de VT”, quanto para a “variação dos poros” de cada fase, há uma diferença entre a capacidade de variar o volume do lúmen de aproximadamente 14 % maior para tensão de compressão. Ou seja, o lúmen apresenta um MV 14% maior quando a dentina é submetida a cargas compressivas. Além disso, para a “variação relativa (%) de VT”, o lúmen apresentou uma capacidade de 3,5% maior de variar o seu volume quando submetido à carga compressiva. Para as outras fases (peri e inter), a capacidade de variação de volume é a mesma independentemente do tipo de tensão em que foi submetido o modelo. Ou seja, o MV foi o mesmo tanto para tração, quanto para compressão.

Como o foco do estudo é a análise da variação de volume dos poros de cada fase da dentina, os módulos de variação para a peri e inter são idêntico, e para o lúmen existe uma variação de  $[MV] \sim 14\%$  entre compressão e tração, porém o seu

módulo tem valor muito pequeno, o que influencia pouco na variável dependente, e isto confirma a possibilidade de protagonismo de qualquer um dos tipos de tensão na produção de LCNC.

Após a análise de uma célula unitária, sabe-se que as condições de contorno fazem representar uma célula da superfície externa (em contato com o ar) do tecido. Portanto, para representar o comportamento mecânico de células mais internas, foi feita a análise da mesoescala. O próximo item (5.1.3) apresenta a análise de convergência da mesoescala para definir o seu tamanho. Os resultados finais alinhados com os objetivos deste estudo são os obtidos para a mesoescala (item 5.2.1).

### 5.1.3 Análise de convergência da mesoescala da dentina

Foram testados vários tamanhos de mesoescala, com colunas e linhas contendo a mesma quantidade de célula unitária, totalizando quatro conjuntos de mesoescala diferentes, com 9, 25, 49 e 81 células unitárias cada conjunto. A fim de definir o menor tamanho da mesoescala, ou seja, a quantidade de células unitárias que formam a mesoescala capaz de representar a dentina com pouco a influência das condições de contorno no resultado (variação de volume das fases do modelo) foi realizada uma análise de convergência. O teste de convergência foi baseado no tamanho da mesoescala em função da variação de volume de cada fase (lumen, peri e inter) de uma célula unitária central.

O Gráfico 5.6 traz o resultado para a convergência do tamanho da mesoescala em função da variação<sup>†††</sup> de volume de cada fase da célula central de cada conjunto mesoescala submetido à carga máxima de compressão (379 MPa). O valor do erro<sup>§§§</sup>

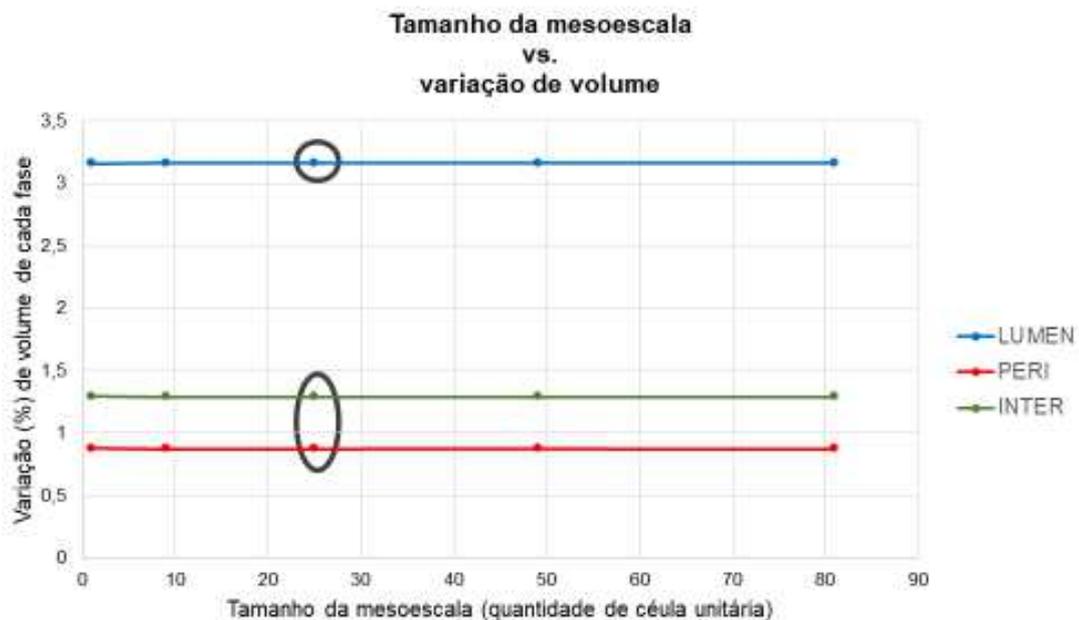
---

††† A variação de volume foi calculada como  $\frac{V_{Final}-V_{Inicial}}{V_{Inicial}}$ , onde  $V_{Inicial}$  é o volume de cada fase da célula central da mesoescala no incremento zero da simulação, ou seja, no instante de tempo antes de iniciar a simulação; e o  $V_{Final}$  é o volume de cada fase no final da simulação, ou seja, no último instante de tempo da simulação.

§§§ O erro foi calculado como  $\frac{V_{atual}-V_{anterior}}{V_{anterior}} \times 100$ , onde  $V_{anterior}$  é a variação de volume de cada fase da célula central da mesoescala imediatamente anterior à atual, e  $V_{atual}$  é a variação de volume de cada fase da célula central para a mesoescala atual, imediatamente posterior à anterior.

em porcentagem entre as variações de volume de cada fase da célula unitária central para cada conjunto de mesoescala foi admitido como menor ou igual a  $1,8 \times 10^{-2}\%$  ser considerado zero. O Gráfico 5.7 mostra as funções entre o erro das variações de volume de cada fase e o tamanho da mesoescala. Portanto, a mesoescala da dentina pode ser representada por 25 células unitárias que pode ser vista na Figura 5.2. Para esta análise de convergência; e as próximas simulações da mesoescala da dentina (para verificar a variação de volume das fases em função da tensão), cada célula unitária recebeu o mesmo padrão de malha (Figura 5.1) obtido na análise de convergência descrito no item 5.1.1 e com isso a malha final da mesoescala teve 71.596 elementos.

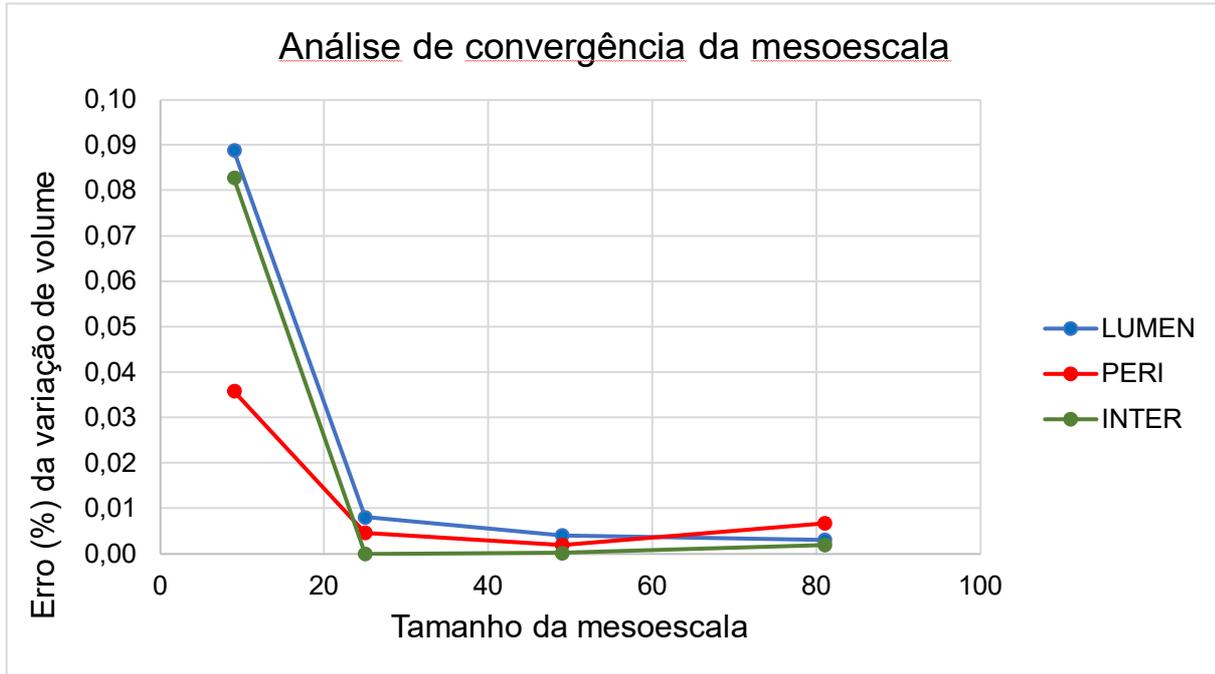
Gráfico 5.6 - Análise de convergência do tamanho da mesoescala da dentina



Fonte: a autora

Legenda: Os círculos pretos referenciam o ponto exato da mesoescala com 25 células unitárias.

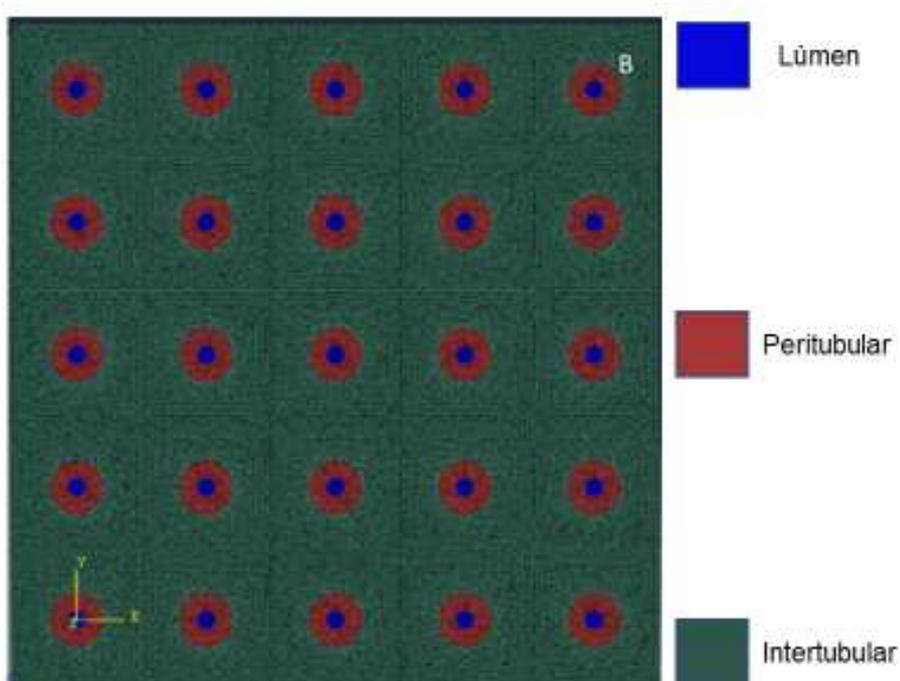
Gráfico 5.7 - Erro da análise de convergência da mesoescala da dentina



Fonte: a autora

Legenda: O círculo preto faz referência ao ponto exato para a mesoescala escolhida, com 25 células unitárias (Gráfico 5.6).

Figura 5.2 - Mesoescala da dentina com 25 células unitárias após análise de convergência



Fonte: a autora

Legenda: Na imagem é possível ver a malha de elementos finitos com um total de 71596 elementos.

#### 5.1.4 Análise de convergência de malha para a célula unitária do esmalte

Foi realizada uma análise de convergência de malha para selecionar a malha que apresentasse resultados com um erro de discretização aceitável e que seria aplicada sobre o modelo do esmalte para a realização da simulação.

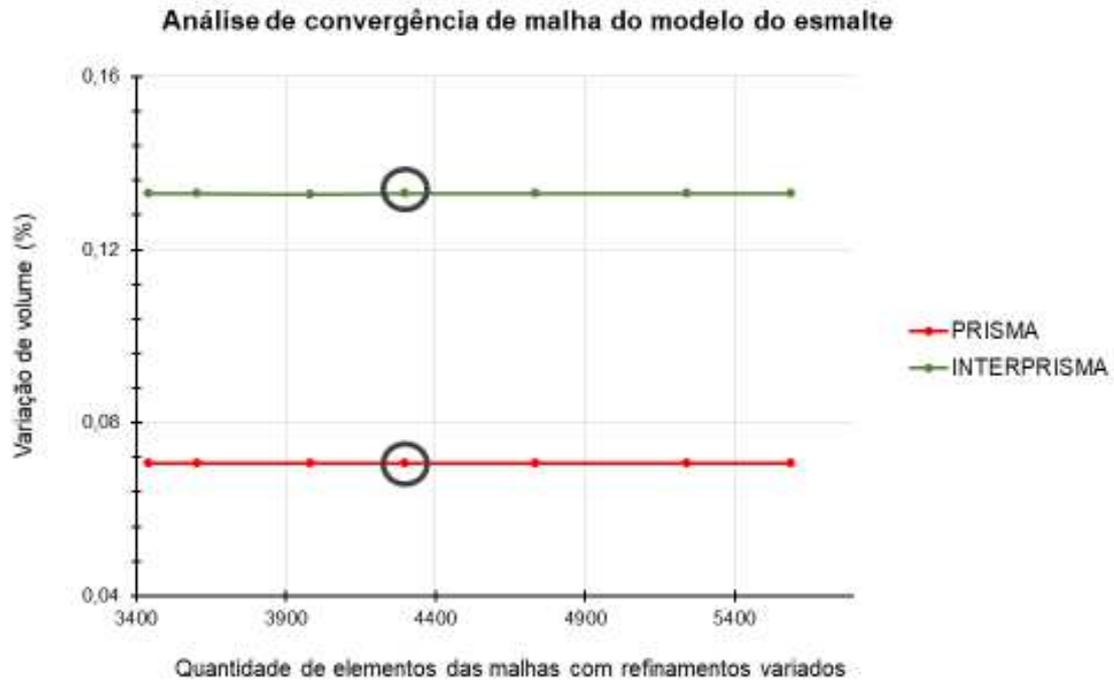
Foi feita a análise de convergência de malha para a simulação do modelo referente à uma célula unitária representativa do esmalte. O Gráfico 5.8 mostra a curva do número de elementos de 7 malhas com graus de refinamentos variados em função da variação<sup>\*\*\*\*</sup> de volume de cada fase do esmalte com base nos valores do modelo de tração (TMT aplicada =  $0,118 \frac{mN}{\mu m}$ ). O valor do erro<sup>†††</sup> menor ou igual a  $1,6 \times 10^{-6}\%$ , para os resultados de malhas diferentes foi considerado muito pequeno e com isso pode ser considerado desprezível e pode ser observado no Gráfico 5.9. Baseado nisso, foi adotado para esse modelo a malha com 4.736 elementos, que pode ser vista na Figura 5.3.

---

<sup>\*\*\*\*</sup> A variação de volume foi calculada como  $\frac{V_{Final}-V_{Inicial}}{V_{Inicial}}$ , onde  $V_{Inicial}$  é o volume de cada fase no incremento zero da simulação, ou seja, no instante de tempo antes de iniciar a simulação; e o  $V_{Final}$  é o volume de cada fase no final da simulação, ou seja, no último instante de tempo da simulação.

<sup>†††</sup> O erro foi calculado como  $\frac{V_{atual}-V_{anterior}}{V_{anterior}} \times 100$ , onde  $V_{anterior}$  é a variação de volume de cada fase para a simulação com malha imediatamente anterior à atual, com grau de refinamento menor, e  $V_{atual}$  é a variação de volume de cada fase para a malha atual, imediatamente posterior à anterior.

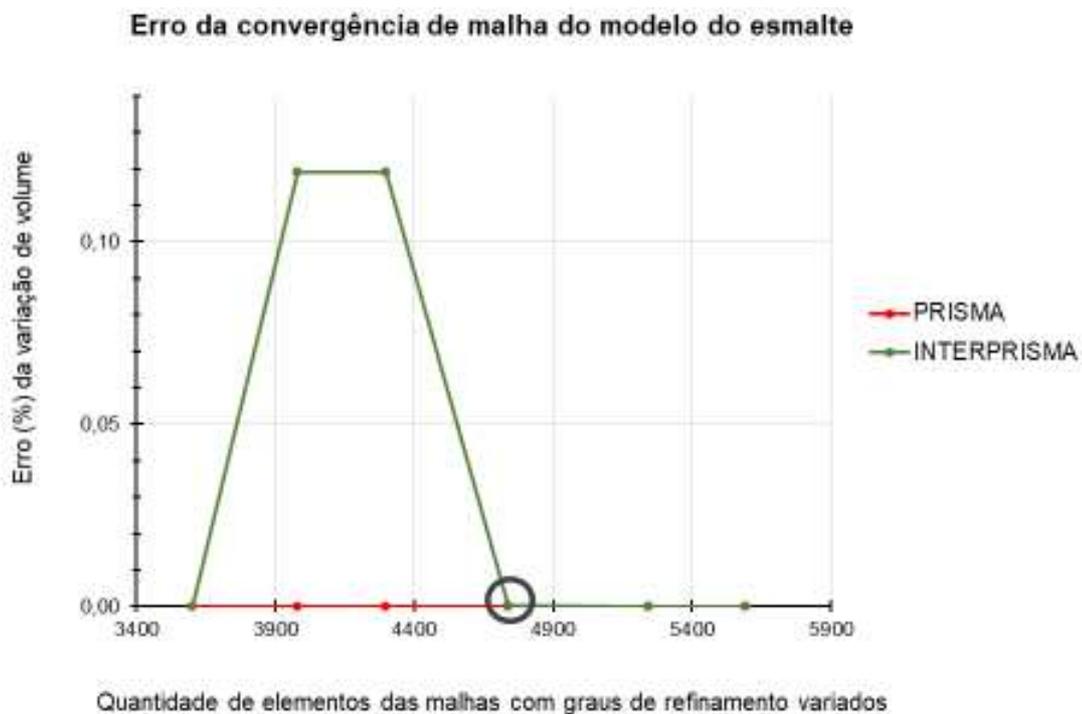
Gráfico 5.8 – Análise de convergência de malha para o modelo do esmalte



Fonte: a autora

Legenda: Os pontos circulados em preto são referentes à quantidade de elementos da malha escolhida para a simulação.

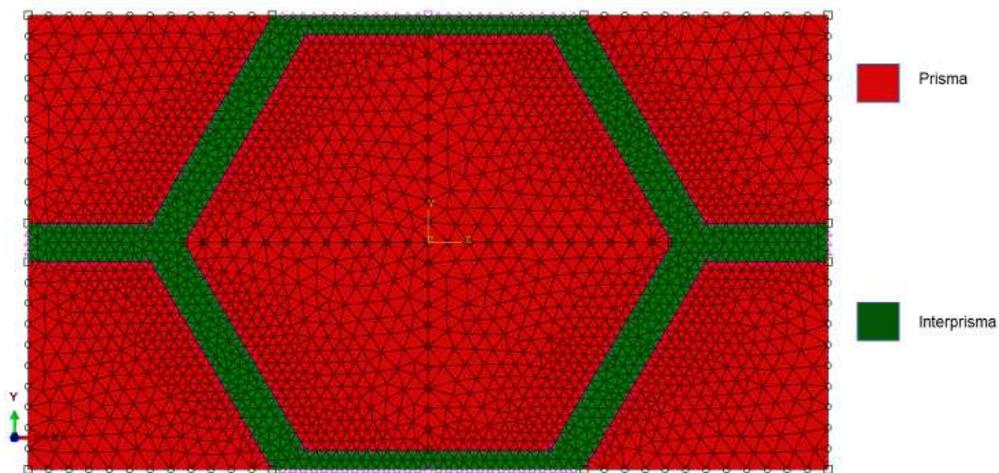
Gráfico 5.9 – Erro da convergência de malha para o modelo do esmalte



Fonte: a autora

Legenda: Os círculos pretos são referentes aos mesmos pontos vistos no Gráfico 5.8.

Figura 5.3 - Malha de elementos finitos com 4.736 elementos gerada sobre o modelo da célula unitária do esmalte



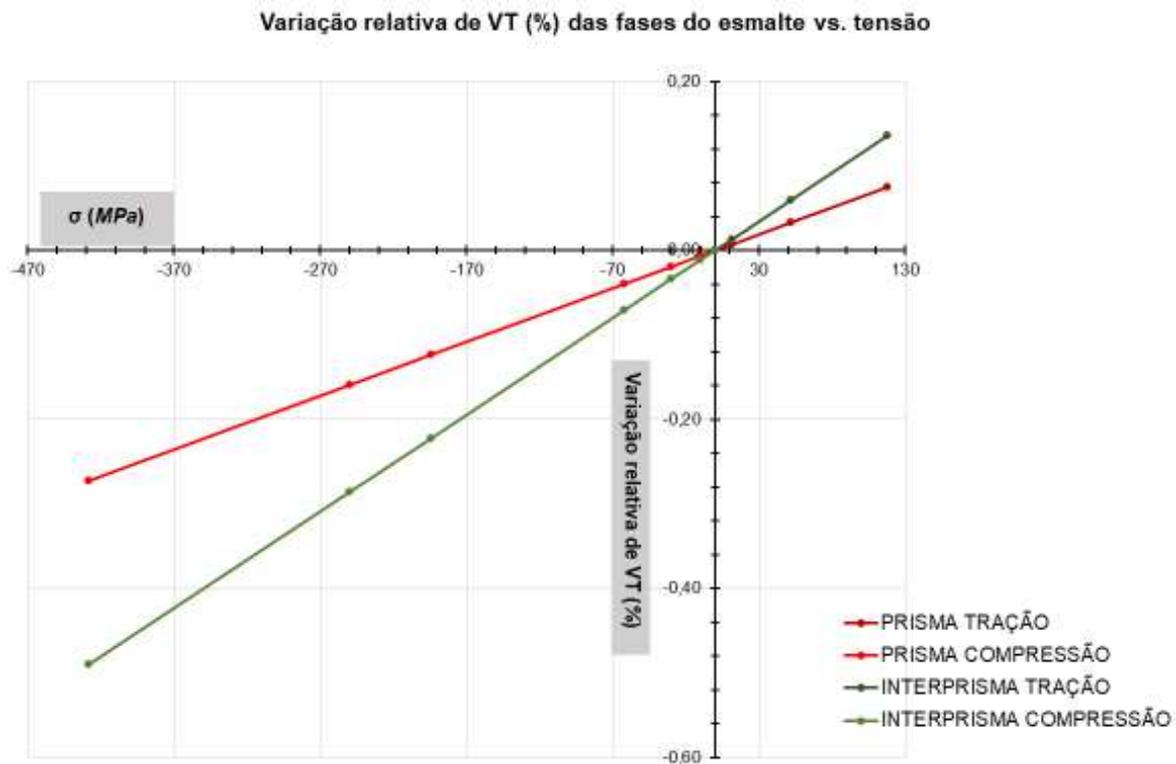
Fonte: a autora

### 5.1.5 Comportamento do esmalte como célula unitária

A mesma análise feita para a dentina foi reproduzida para o esmalte. Nesta seção são apresentados os resultados da variação de volume das fases (prisma e interprisma) constituintes microscópicos do modelo geométrico de uma célula unitária do esmalte em função da tensão de tração e compressão.

Pode-se observar (Gráfico 5.9) que a relação entre a variação de VT de cada fase, expressada em porcentagem, e a tensão (tração, valores positivos no eixo X do gráfico, ou compressão, valores negativos no eixo X do gráfico) é aproximadamente linear para uma célula unitária do esmalte. Como esperado, a variação de VT em porcentagem é maior nas fases de menor E: a interprisma teve a maior variação total de volume, enquanto o prisma teve a menor variação.

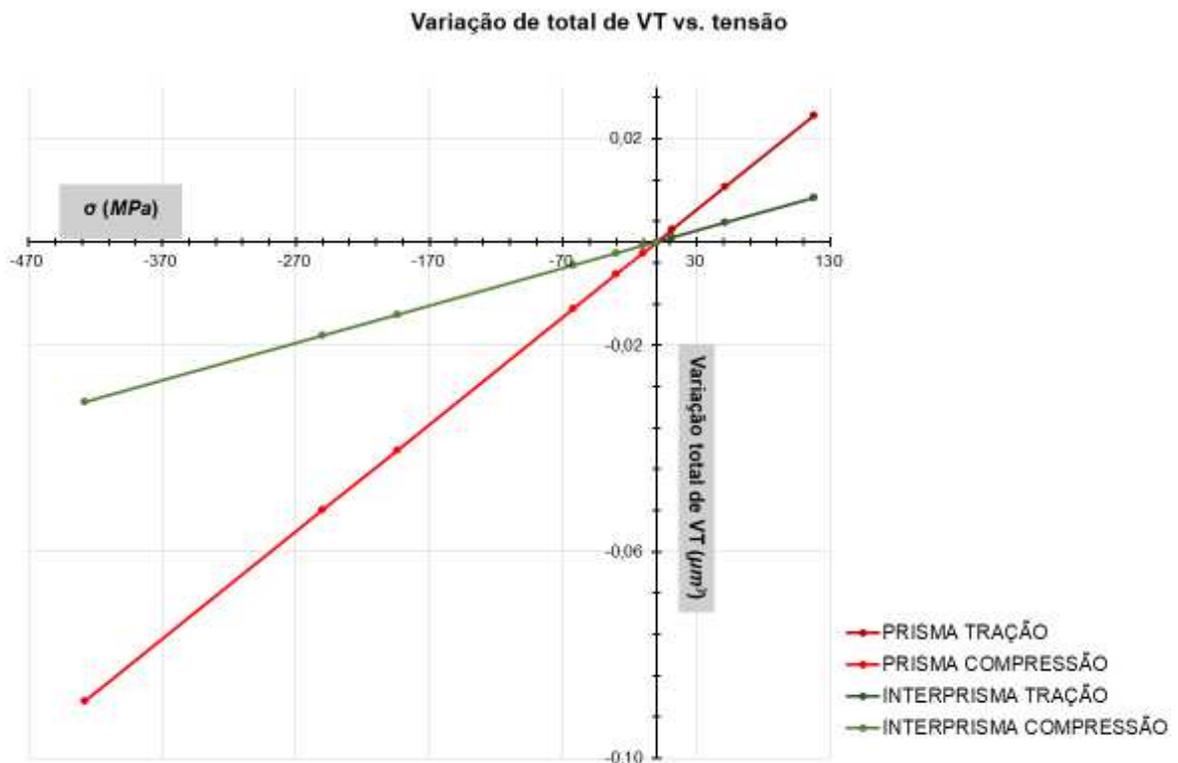
Gráfico 5.9 - Curvas da variação relativa de VT (%) de cada fase do modelo representativo da célula unitária do esmalte em função da tensão de tração e compressão



Fonte: a autora

Apesar da interprisma ter apresentado a maior variação percentual de volume total, esta corresponde a apenas 16,25% do volume total da célula unitária. Uma porcentagem grande de um volume pequeno pode não implicar uma variação de volume grande em termos absolutos. Para ter uma ideia da variação dos volumes de cada fase em valores absolutos (volume em  $\mu\text{m}^3$ ) é necessário analisar o Gráfico 5.10.

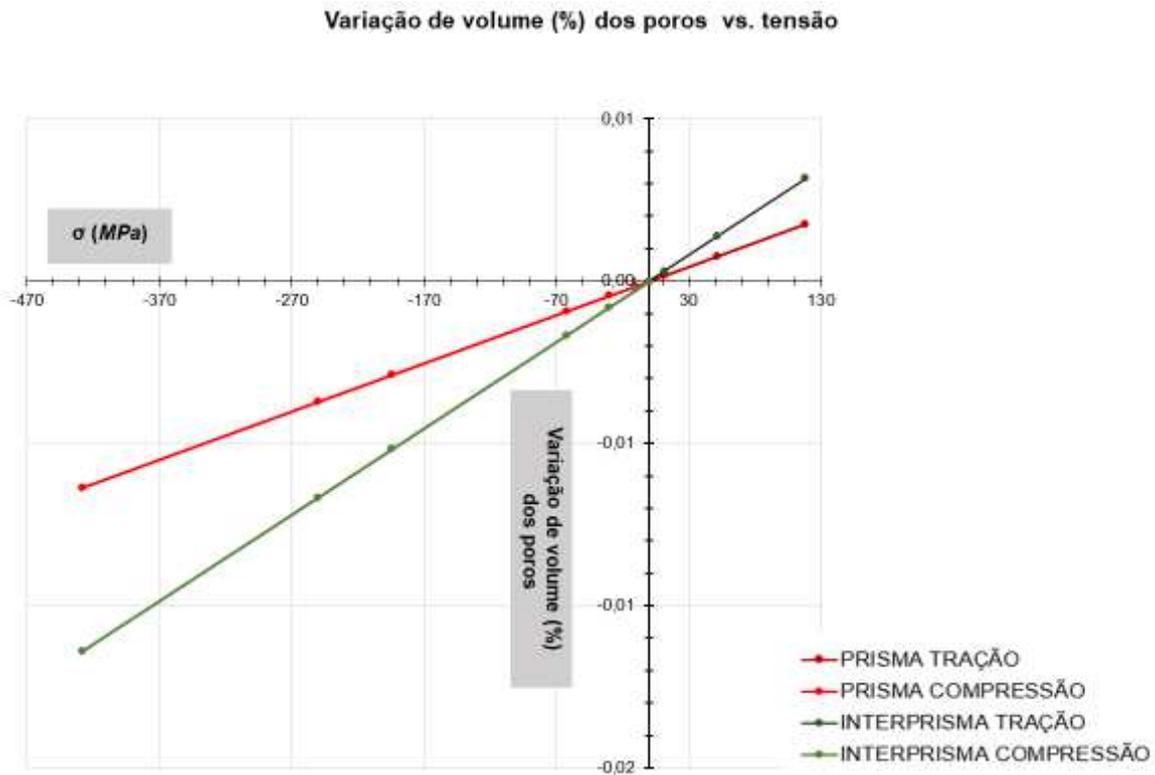
Gráfico 5.10 - Curvas da variação total de VT ( $\mu\text{m}^3$ ) de cada fase da célula unitária do esmalte em função da tensão de tração e compressão



Fonte: a autora

No Gráfico 5.10 pode-se observar que as variações de VT em termos absolutos foram maiores para o prisma ( $VT_{IP} < VT_{PR}$ ) tanto para tração quanto para compressão. O volume correspondente aos espaços preenchidos por fluido (poros) em cada fase do esmalte é, estritamente, a variação que pode atuar no bombeamento, por isso foi gerado Gráfico 5.11 para a célula unitária.

Gráfico 5.11 - Curvas da variação de volume, em porcentagem, dos poros em cada fase da célula unitária do esmalte em função da tensão de tração e de compressão



Fonte: a autora

As curvas dos gráficos (Gráfico 5.9, Gráfico 5.10 e Gráfico 5.11) também trazem a relação entre tensão [ $\sigma$ ] e variação de volume [ $\Delta V$ ], vista na Equação 5.1.

Quanto menor o módulo de variação, mais protegida a fase em análise, já que apresentará menor variação de volume nos seus espaços preenchidos por água e, conseqüentemente, será menor o seu potencial de bombeamento com as variações de tensão.

As equações das retas obtidas pelos gráficos apresentados anteriormente, como: 1- variação relativa do volume total, 2- variação absoluta do volume total e 3- variação do volume dos poros, foram resumidas na Tabela 5.2.

Tabela 5.2- Relação da tensão (compressão e tração) em função da variação de volume (relativo de VT; ABS de VT e dos poros) para cada fase da célula unitária do esmalte

Fase Esmalte	Varição relativa de VT (%)	Varição ABS de VT	Varição de volume dos poros
Prisma	$\sigma_{(TMT)} = 6e - 4\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 2e - 4\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 1e - 5\Delta V$
	$\sigma_{(TMC)} = 6e - 4\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 2e - 4\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 1e - 5\Delta V$
Interprisma	$\sigma_{(TMT)} = 1,2e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 7e - 5\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 3e - 5\Delta V$
	$\sigma_{(TMC)} = 1,1e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 7e - 5\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 3e - 5\Delta V$

Fonte: a autora

Legenda: e = potência de base 10.

Através do Gráfico 5.11 e da Tabela 5.2, pode-se observar que a variação de volume dos espaços preenchidos por água é menor no prisma ( $[MV] \hat{=} 1e-05$ ), e maior na interprisma ( $[MV] \hat{=} 3e-05$ ). As duas fases do esmalte apresentaram variação aproximadamente linear de volume até alcançarem a tensão máxima de ruptura, tanto por tração como por compressão.

Ao analisar os coeficientes angulares das retas (Tabela 5.2), pode-se observar que para a célula unitária, o prisma apresentou a mesma capacidade de variar o seu volume (todos os tipos: relativo, absoluto e dos poros), independentemente, do tipo de tensão aplicada. Para o interprisma, foi verificado o mesmo comportamento para a variação absoluta de volume e dos poros, já para a “variação relativa de VT”, há uma diferença entre a capacidade de variar o volume da interprisma de aproximadamente 8,33 % maior para a tensão de tração.

Igualmente para a dentina, após a análise de uma célula unitária do esmalte, sabe-se que as condições de contorno fazem representar uma célula da superfície externa (em contato com o ar) do tecido. Portanto, para representar o comportamento mecânico de células mais internas, foi feito a análise da mesoescala. O próximo item (5.1.6), apresenta a análise de convergência da mesoescala para definir o seu tamanho usado na simulação final. Os resultados alinhados com os objetivos deste estudo são os obtidos para a mesoescala do esmalte (item 5.2.2).

### 5.1.6 Análise de convergência da mesoescala do esmalte

Assim como realizado para a dentina, foram testados vários tamanhos de mesoescala para o modelo do esmalte, totalizando sete conjuntos de mesoescala diferentes, com 9, 25, 49, 81, 121, 169 e 225 células unitárias cada conjunto. Com o intuito de definir o menor tamanho da mesoescala, ou seja, a quantidade de células unitárias que formam a mesoescala capaz de representar o esmalte com pouca influência das condições de contorno no resultado (variação de volume das fases do modelo) foi realizada uma análise de convergência. O teste de convergência foi baseado no tamanho da mesoescala em função da variação de volume de cada fase (prisma e interprisma) de uma célula unitária central, que pode ser vista na Figura 4.11.

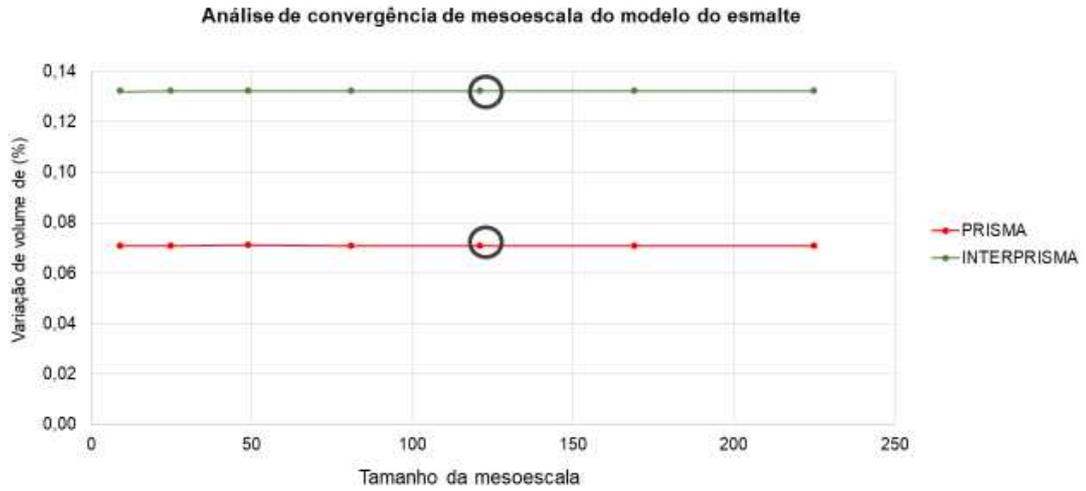
O Gráfico 5.12 traz o resultado para a convergência do tamanho da mesoescala em função da variação<sup>+++</sup> de volume de cada fase da célula central de cada conjunto mesoescala submetido a carga máxima de compressão (428 MPa). O valor do erro<sup>§§§§</sup>, visto no Gráfico 5.13, que mostra as funções entre o erro em porcentagem das variações de volume de cada fase e o tamanho da mesoescala para cada conjunto de mesoescala foi zero para o tamanho daquela escolhida. Portanto, a mesoescala do esmalte pode ser representada por 121 células unitárias que pode ser vista na Figura 5.4. Para esta análise de convergência; e as próximas simulações da mesoescala da dentina (para verificar a variação de volume das fases em função da tensão), cada célula unitária recebeu o mesmo padrão de malha (Figura 5.3) obtido na análise de convergência descrito no item 5.1.4 e com isso a malha final da mesoescala teve 57.109 elementos.

---

<sup>+++</sup> A variação de volume foi calculada como  $\frac{V_{Final}-V_{Inicial}}{V_{Inicial}}$ , onde  $V_{Inicial}$  é o volume de cada fase da célula central da mesoescala no incremento zero da simulação, ou seja, no instante de tempo antes de iniciar a simulação; e o  $V_{Final}$  é o volume de cada fase no final da simulação, ou seja, no último instante de tempo da simulação.

<sup>§§§§</sup> O erro foi calculado como  $\frac{V_{atual}-V_{anterior}}{V_{anterior}} \times 100$ , onde  $V_{anterior}$  é a variação de volume de cada fase da célula central da mesoescala imediatamente anterior à atual, e  $V_{atual}$  é a variação de volume de cada fase da célula central para a mesoescala atual, imediatamente posterior à anterior.

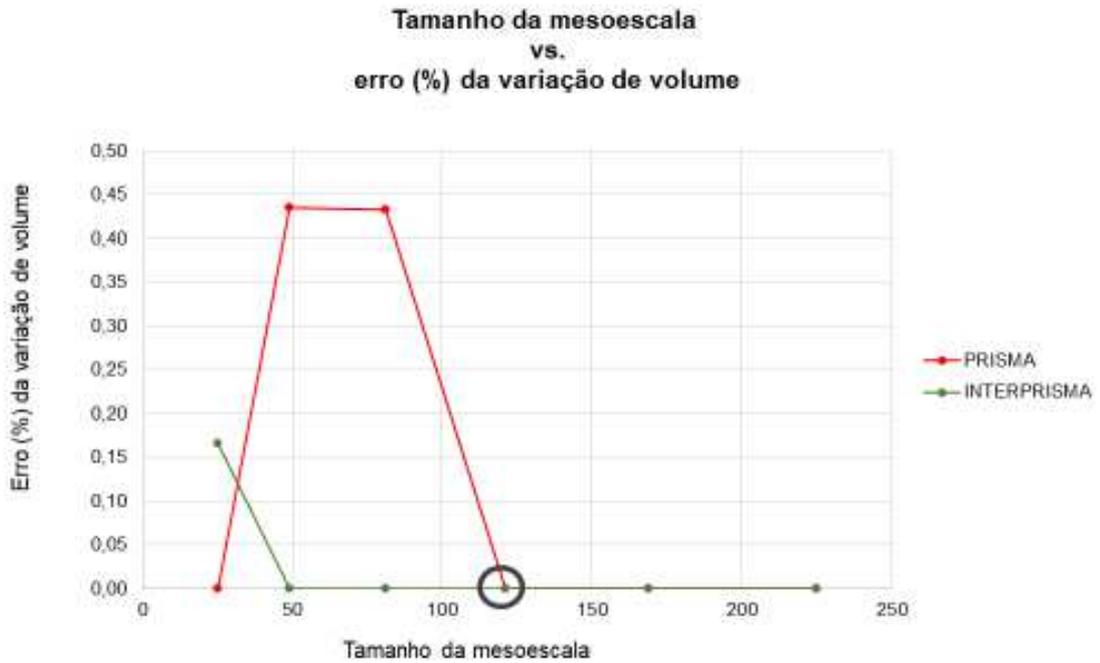
Gráfico 5.12 - Análise de convergência do tamanho mesoescala do esmalte.



Fonte: a autora

Legenda: Os círculos pretos referenciam o ponto exato da mesoescala com 121 células unitárias.

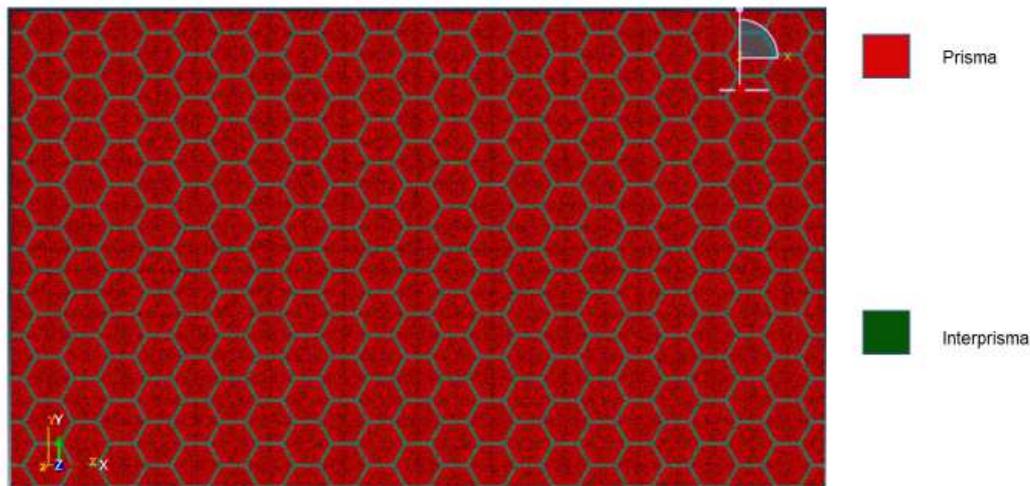
Gráfico 5.13 - Erro da análise de convergência da mesoescala do esmalte



Fonte: a autora

Legenda: O círculo preto faz referência ao ponto exato para a mesoescala escolhida, com 121 células unitárias (Gráfico 5.12).

Figura 5.4 - Mesoescala do esmalte com 121 células unitárias. A malha tem 57.109 elementos



Fonte: a autora

### 5.1.7 Análise de convergência de malha para o modelo poroelástico

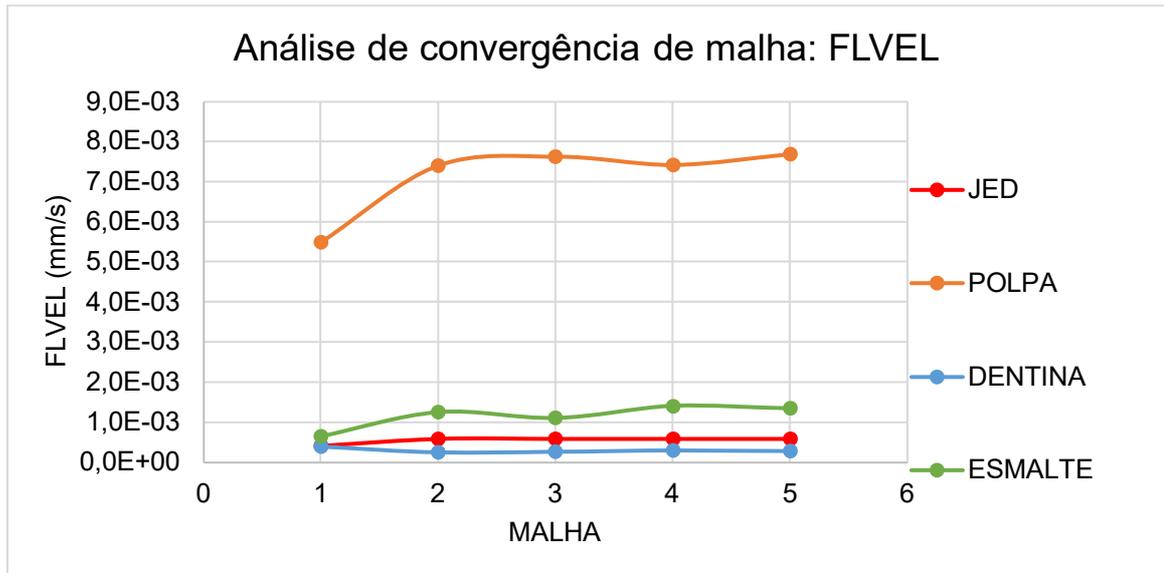
Os Gráfico 5.14 e Gráfico 5.16 mostram as curvas do número de elementos das malhas em função das variáveis de fluido, velocidade de fluido ( $FLVEL - \frac{mm}{s}$ ), e mecânica, o deslocamento ( $U2$ ), respectivamente, obtidas para 5 malhas com graus de refinamentos variados, para o modelo com carregamento longitudinal cêntrico,  $F=70N$ , em 5 nós (Figura 4.17) do modelo. O valor do erro<sup>\*\*\*\*\*</sup> em porcentagem menor ou igual a  $1 \times 10^{-10}\%$  para  $FLVEL$  e menor ou igual a  $2,2 \times 10^{-3}\%$  para  $U2$ , entre as malhas diferentes, foram considerados muito pequenos e com isso podem ser aproximados de zero. Os Gráfico 5.15 e Gráfico 5.17 trazem as curvas da relação entre o número de elementos das malhas em função do valor de cada erro,  $FLVEL$  e  $U2$ , respectivamente, para cada elemento ou ponto selecionado. Baseado nisso, foi

\*\*\*\*\* O erro foi calculado como  $\frac{FLVEL_f - FLVEL_i}{FLVEL_i} \times 100$ , onde  $FLVEL_f$  é a velocidade de fluido para alguns elementos selecionados no modelo (JED, POLPA, ESMALTE, DENTINA) para a simulação com a malha imediatamente anterior à atual, com grau de refinamento menor, e  $FLVEL_i$  é a velocidade de fluido dos elementos selecionados para a malha atual, imediatamente posterior à anterior.

O mesmo cálculo foi feito para a variável deslocamento:  $\frac{U2_f - U2_i}{U2_i} \times 100$ , onde  $U2_f$  é o deslocamento para alguns pontos geométricos selecionados no modelo (JED, POLPA, ESMALTE, DENTINA) para a simulação com a malha imediatamente anterior à atual, com grau de refinamento menor, e  $U2_i$  é o deslocamento dos pontos selecionados para a malha atual, imediatamente posterior à anterior.

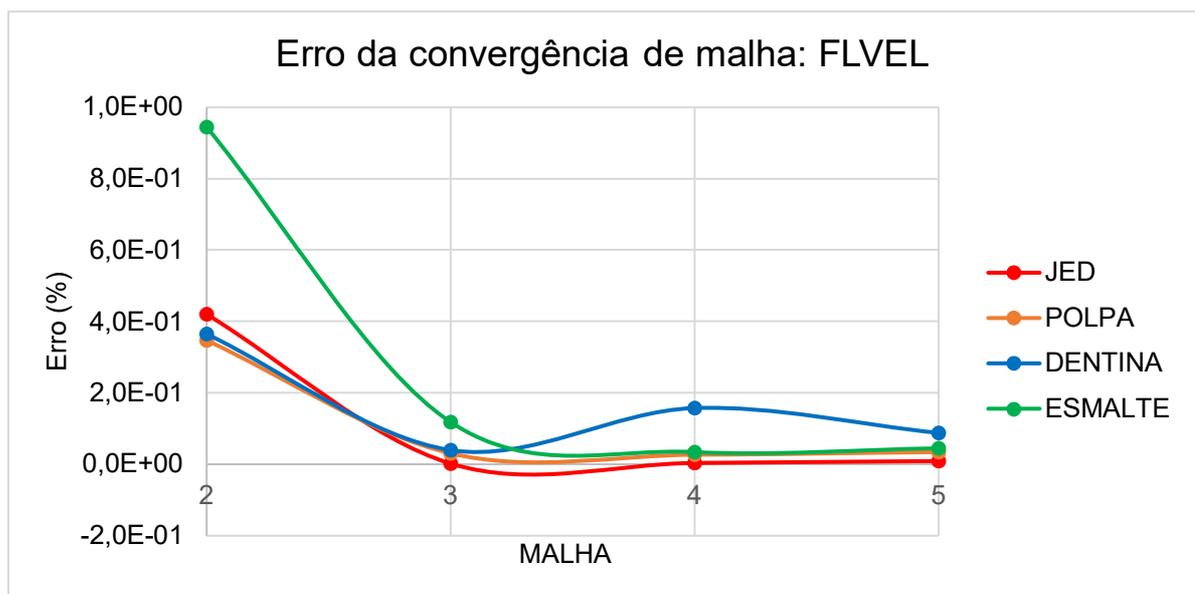
adotado para esse modelo a malha 3 com 18.500 elementos, que pode ser vista na Figura 5.5.

Gráfico 5.14 - Análise de convergência de malha do modelo macro poroelástico, para 4 regiões diferentes do dente - função entre FLVEL ( $\frac{mm}{s}$ ) e malha de elementos finitos



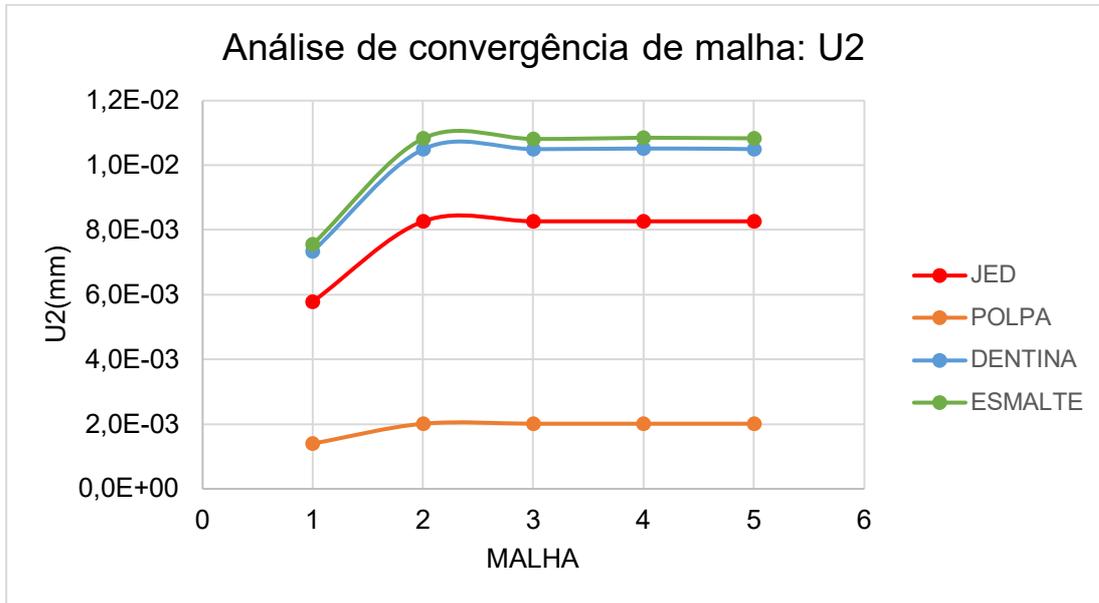
Fonte: a autora

Gráfico 5.15 - Erro da análise de convergência de malha do modelo macro poroelástico para a variável FLVEL ( $\frac{mm}{s}$ )



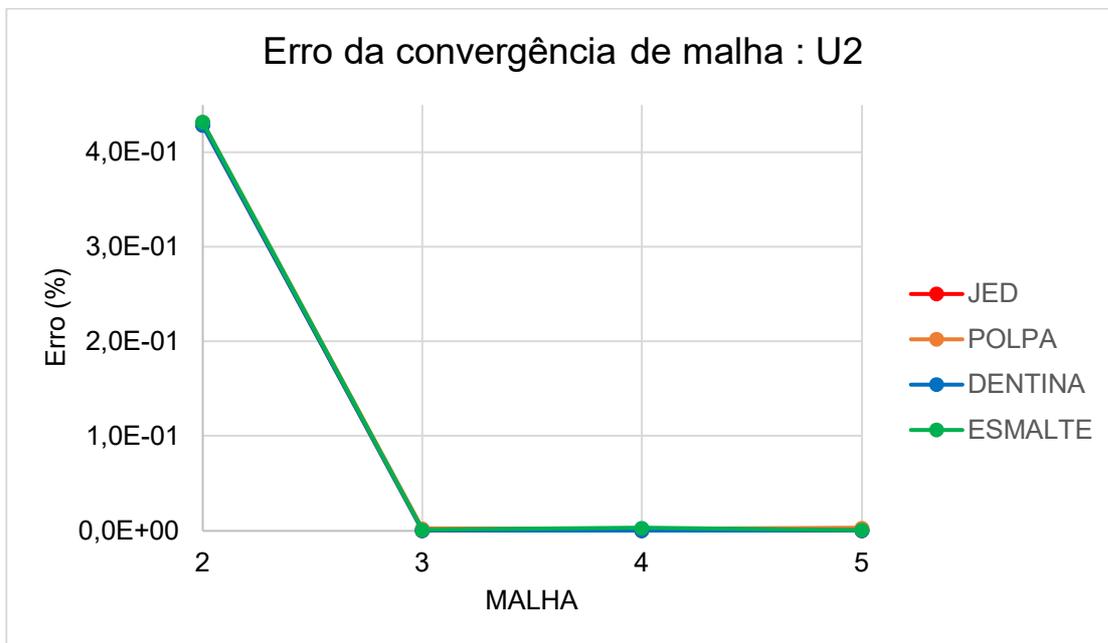
Fonte: a autora

Gráfico 5.16 - Análise de convergência de malha do modelo macro poroelástico, para 4 regiões diferentes do dente. Função entre U2 e malha de elementos finitos



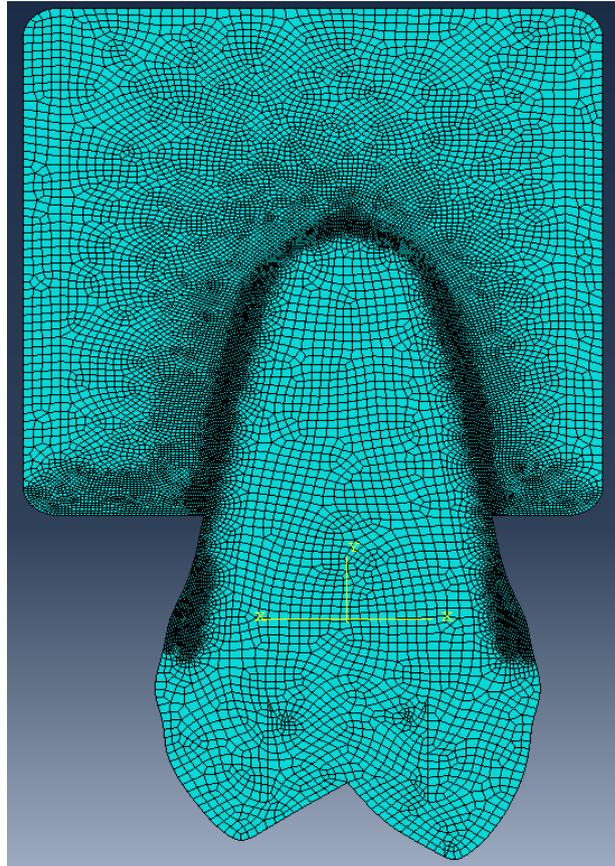
Fonte: a autora

Gráfico 5.17 - Erro da análise de convergência de malha do modelo macro poroelástico para a variável U2



Fonte: a autora

Figura 5.5 - Malha com 18.500 elementos quadriláteros, quadráticos, sobre o modelo macro poroelástico adotada para as simulações



Fonte: a autora

## 5.2 ANÁLISE DOS MODELOS DA MESOESCALA

Para as simulações dos modelos microscópicos da dentina e do esmalte vale ressaltar que apresentam algumas limitações:

- A. Foi desconsiderado o fluxo provocado pela pressão intrapulpar.
- B. Os modelos não consideram viscosidade (há fenômenos de circulação de líquidos que dependem do tempo). Conseqüentemente, foram representados fenômenos de carregamento suficientemente longos para alcançar o equilíbrio elástico.
- C. Os modelos não consideram que exista troca de líquidos entre as fases diferentes, que são impermeáveis entre si para a simulação.

## 5.2.1 Dentina

Esta parte do trabalho apresenta os resultados finais (variação de volume das fases da dentina em função da tensão, tração e compressão) da mesoescala da dentina alinhados com os objetivos deste estudo.

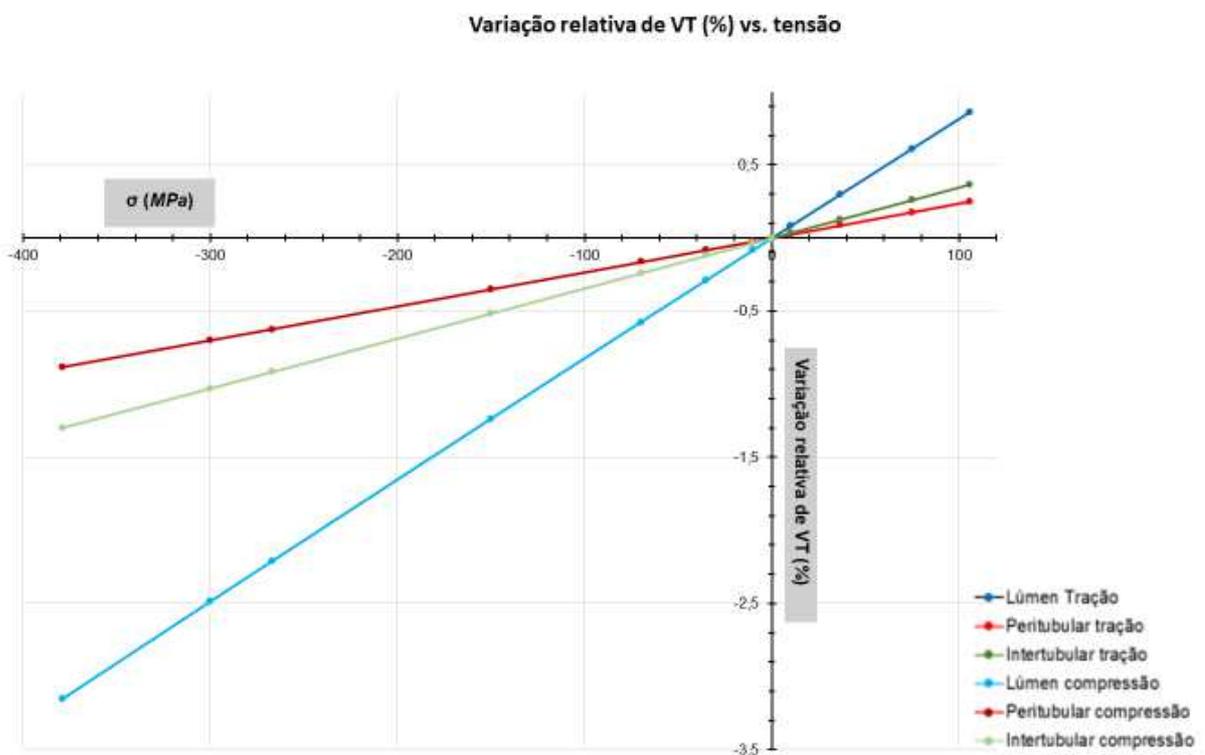
### 5.2.1.1 Gráficos

Parece que apenas altas magnitudes de tensão (capazes de provocar fratura, conforme a teoria da abfração (13, 22, 29)) estariam relacionadas à formação de LCNCs. O mesmo efeito seria previsível na teoria pesquisada neste estudo, que considera a dentina como um material poroelástico, se fosse constatada uma não linearidade na resposta (de origem geométrica), com maiores variações de volume ao ultrapassar um certo “gatilho” de tensão no modelo. Por isso, uma das hipóteses do presente estudo foi que, a partir de uma certa tensão, as fases que compõem a dentina apresentariam variações volumétricas maiores, afastando-se da linearidade e, conseqüentemente, ocorreria aumento da taxa de circulação de líquidos. Se estas substâncias fossem ácidas, o efeito desmineralizante seria potencializado, desenhando a lesão na região cervical.

Contrariando a hipótese descrita no parágrafo imediatamente anterior, pode-se observar (Gráfico 5.18) que a relação entre a variação de VT de cada fase, expressada em porcentagem, e a tensão (tração, valores positivos no eixo X do gráfico, ou compressão, valores negativos no eixo X do gráfico) é aproximadamente linear para a mesoescala da dentina. Como esperado, a variação em porcentagem é maior nas fases de menor E: o lúmen teve a maior variação total de volume, que teria sido ainda maior se não tivesse a “proteção” dada pela resistência estrutural da peri e da inter. Já a peritubular, com maior  $E = 26 \text{ GPa}$ , teve a menor variação total de volume. A inter teve variação de volume intermediária, correspondente a um E intermediário. Para esse gráfico, a capacidade do lúmen variar o seu volume em porcentagem é de 2,4 % vezes maior quando a dentina está sob compressão e a capacidade da peri é de 4,16 % maior quando a dentina está sob tração. Para a inter, tração e compressão têm a

mesma influência na sua capacidade de variação de volume total em porcentagem. Ao ser comparado com os resultados para uma célula unitária (Gráfico 5.3), sob tensão de tração, a variação de VT (em porcentagem) da peri da mesoescala (MV=0,0024) foi 4,1% maior, quando comparada com sua variação na célula unitária (MV=0,0023). E sob tensão de compressão, a variação de VT para o lúmen da mesoescala (MV=0,0084) foi 1,16% menor do que na célula unitária (MV=0,0083).

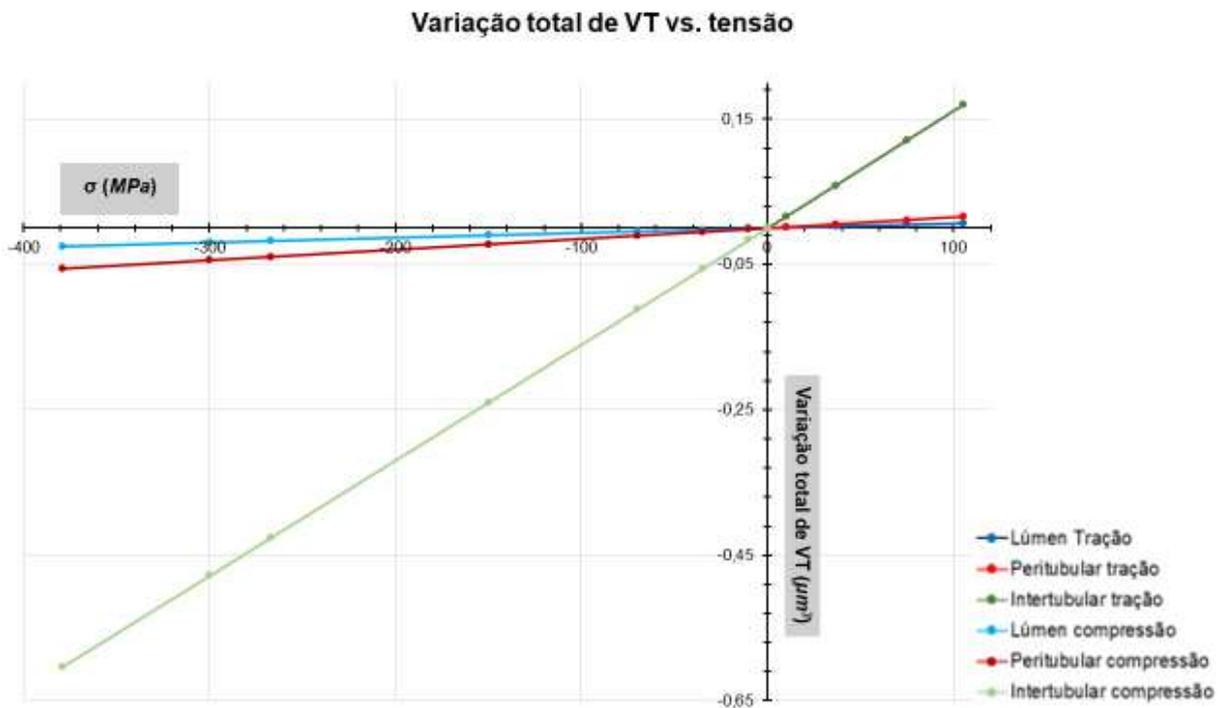
Gráfico 5.18 - Curvas da variação relativa de VT de cada fase (em porcentagem da fase) da célula central do modelo da mesoescala da dentina em função da tensão de tração e da tensão de compressão



Fonte: a autora

Apesar do lúmen ter apresentado a maior variação percentual de volume total, este corresponde a apenas 1,5 % do volume total da dentina. Para ter uma ideia da variação dos volumes de cada fase em valores absolutos (volume em  $\mu\text{m}^3$ ) é necessário analisar o Gráfico 5.19.

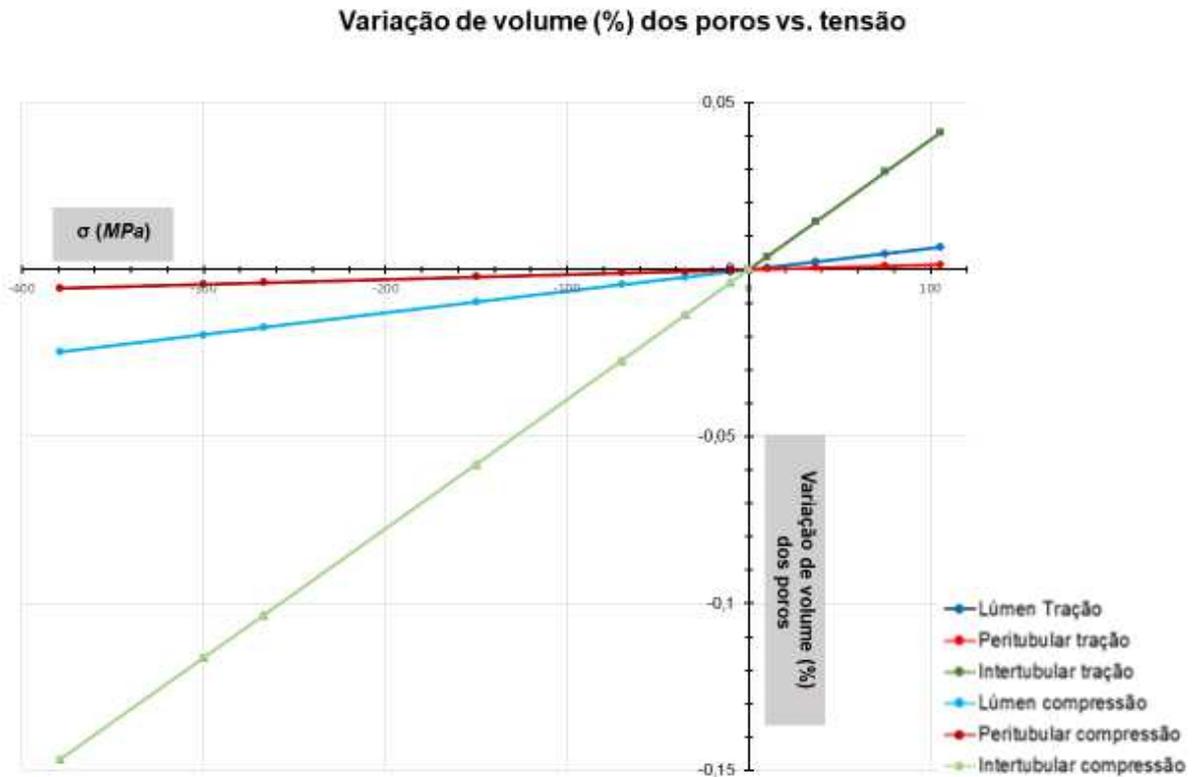
Gráfico 5.19 - Curvas da variação total de VT ( $\mu\text{m}^3$ ) de cada fase da célula central da mesoescala da dentina em função da tensão de tração e da tensão de compressão



Fonte: a autora

No Gráfico 5.19 pode-se observar que as variações de VT em termos absolutos seguiram a seguinte ordem:  $VT_L < VT_P < VT_I$ , tanto para tração quanto para compressão, como foi observado para a análise de uma célula unitária.  $VT_I$  em termos absolutos foi muito maior que a das outras fases. O volume correspondente aos espaços preenchidos por fluido (poros) em cada fase da dentina é a variação que pode atuar no bombeamento, por isso foi gerado o Gráfico 5.20 para a mesoescala.

Gráfico 5.20 - Curvas da variação de volume, em porcentagem, dos espaços preenchidos por água em cada fase da célula central da mesoescala da dentina em função da tensão de tração e de compressão



Fonte: a autora

Igualmente para a célula unitária da dentina, as curvas dos gráficos (Gráfico 5.18, Gráfico 5.19 e Gráfico 5.20) trazem a relação entre tensão  $[\sigma]$  e variação de volume  $[\Delta V]$  que se dá, para funções lineares, por meio de uma equação de reta, que apresenta um coeficiente angular de reta, chamado de módulo de variação  $[MV]$ , como pode ser visto na Equação 5.2.

$$\sigma = MV * \Delta V \quad \text{Equação 5.2}$$

Quanto menor o módulo de variação, mais protegida a fase em análise, já que apresentará menor variação de volume nos seus espaços preenchidos por água e, conseqüentemente, será menor o seu potencial de bombeamento com as variações de tensão. Assim como para a célula unitária, as equações, referentes as curvas apresentadas nos gráficos anteriormente, foram resumidas na Tabela 5.3.

Tabela 5.3 - Relação da tensão (compressão e tração) em função da variação de volume (relativo de VT, ABS de VT e dos poros) para cada fase da célula central da mesoescala da dentina

Fase dentina	Varição relativa de VT (%)	Varição ABS de VT	Varição de volume dos poros
Lúmen	$\sigma_{(TMT)} = 8,1e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 6e - 5\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 6,4e - 5\Delta V$
	$\sigma_{(TMC)} = 8,3e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 7e - 5\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 7e - 5\Delta V$
Peri	$\sigma_{(TMT)} = 2,4e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 1e - 4\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 1,48e - 5\Delta V$
	$\sigma_{(TMC)} = 2,3e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 1e - 4\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 1e - 5\Delta V$
Inter	$\sigma_{(TMT)} = 3,4e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 1,6e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 3,9e - 4\Delta V$
	$\sigma_{(TMC)} = 3,4e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 1,6e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 3,87e - 4\Delta V$

Fonte: a autora

Legenda: e = potência de base 10.

No Gráfico 5.20, que apresenta a capacidade de variação de volume dos poros de cada fase da dentina e que influencia diretamente no fenômeno do bombeamento, e na Tabela 5.3, pode-se observar que a variação de volume dos espaços preenchidos por água é menor na peri ( $[MV] \hat{=} 1,09e-05$ ), intermediária para o lúmen ( $[MV] \hat{=} 6,7e-05$ ) e maior na inter ( $[MV] \hat{=} 3,885e-04$ ). Nem toda fração com potencial de bombeamento deverá apresentar a mesma velocidade de bombeamento, já que a água não circula por qualquer região com a mesma facilidade: para um mesmo gradiente de pressão, o lúmen deve permitir uma vazão maior que regiões com poros muito estreitos e com interconexões difíceis, ou regiões em que o líquido precise permear as moléculas de proteína. Por outro lado, mesmo que uma região como o lúmen apresente elevada velocidade de bombeamento, influirá pouco, por representar apenas uma pequena parte do volume total<sup>++++</sup>.

<sup>++++</sup> Parece lógico porque o maior índice de bombeamento seja o do lúmen já que é 100% líquido canalizado. O menor índice seria da peritubular, mais mineralizada. É preciso considerar que, embora a intertubular tenha uma elevada proporção de líquido, ele só deve circular com dificuldade entre nano-espacos (apresentam uma relação de parede/volume muito alta e, portanto, desfavorável ao fluxo) e com mais dificuldade ainda permeando o colágeno. Ambas possibilidades de circulação devem ocorrer com uma elevada "viscosidade aparente" do líquido circulante.

As três fases da dentina apresentaram variação aproximadamente linear de volume até alcançar a tensão máxima de ruptura, tanto por tração como por compressão. Portanto, a hipótese I (item 3.2.1) deste estudo não foi confirmada para esse tipo de análise. Uma consequência plausível da linearidade da variação de volume com a tensão seria a possibilidade de encontrar LCNC da mesma severidade tanto em pacientes expostos a muitos ciclos de tensão baixa (1, 3, 10, 11, 119, 120), como em pacientes expostos a poucos ciclos de tensão alta (11, 12, 14, 15). Isto porque, no fim, ambos os grupos teriam conseguido bombear volumes equivalentes de líquido circundante ácido.

Ao comparar os resultados da variação de poros para uma célula unitária (Tabela 5.1) com a da mesoescala (Tabela 5.3), pode-se perceber que a mesoescala apresentou sob tração um aumento dessa variação de 6,25% para o lúmen e de 32,4% para a peri, porém, para a inter houve uma diminuição da variação de volume de 2,5% sob tração e de 3,25% sob compressão.

Ao analisar os coeficientes angulares das retas da mesoescala para a variação de volume dos poros das fases (Tabela 5.3), pode-se observar que para a mesoescala, o lúmen apresenta uma capacidade de 8,6% maior de variar o volume dos seus poros, sob tensão de compressão. Mas, a peri apresenta uma capacidade de 32,4% e a inter de 0,7% maior, quando ambas estão sob tração. Apesar disso, a inter foi a fase que apresentou a maior capacidade de variação dos poros, portanto a diferença de 0,7% entre tração e compressão foi insignificante e para essa fase, a hipótese II (3.2.1) ficou confirmada. Como o lúmen foi a fase que apresentou variação de poros intermediária (menor que a inter e maior que a peri), teve a sua maior capacidade de variação quando submetido as cargas compressivas. Portanto, para a fase lúmen, a hipótese II (3.2.1) não ficou confirmada, porém o módulo tem valor muito pequeno, o que influencia pouco na variável dependente, e isto confirma a possibilidade de protagonismo de qualquer um dos tipos de tensão na produção de LCNC. Porém, isto ainda não quer dizer que os dois tipos de tensão consigam, na prática, o mesmo efeito bombeador, como será visto adiante.

As LCNCs apresentam alta incidência, cerca de 90% (4, 11, 29), na face vestibular de dentes superiores, que normalmente são submetidos à tensão de compressão durante os esforços mastigatórios, pois suas coroas tendem a ser fletidas para vestibular. Este fato é contrário e enfraquece a teoria da abfração (4, 13, 29), que supõe a concentração de tensões de tração para o desenvolvimento de microfraturas

no esmalte e na dentina, pois não seria de se esperar fraturas por compressão. No presente estudo constatou-se que poderia existir fluxo acentuado de líquidos tanto em regiões submetidas a tração como a compressão na intertubular, e fluxo acentuado sob compressão no lúmen, o que corresponderia com a observação clínica de formação de LCNC em regiões sob compressão, face vestibulares dos dentes superiores.

Quanto à efetividade da variação do volume dos espaços preenchidos por líquido no volume efetivamente bombeado (expelido do tecido ou succionado) devemos considerar:

- A. Num “elemento de volume” situado na superfície externa, a expulsão do líquido durante a compressão deve ser dependente da diferença da pressão atingida entre o interior deste elemento e a pressão atmosférica circundante. Como os espaços estão inicialmente preenchidos por fluido incompressível, se a compressão aplicada for grande, será possível obter uma vazão de saída elevada, porque o gradiente de pressão é alto. Por outro lado, é importante considerar que, ao cessar a tensão, o volume dos espaços ocupados por líquido será restabelecido, e isto tenderia a fazer retornar para dentro do tecido um volume de líquido circundante igual ao expelido, mesmo demorando mais tempo, caso o novo gradiente de pressão agora estabelecido fosse menor. Equivalentemente, qualquer volume succionado durante a tração tenderia a ser expelido ao cessar a tensão.
- B. Com a tração do tecido, a sucção poderá vir a produzir uma vazão menor. Isto é plausível já que a deformação gerada tende ao aumento de volume, com redução de pressão, que pode chegar a um ponto em que ocorra a vaporização da água. Assim, o surgimento do gás permite o aumento de volume sem redução drástica da pressão. Conseqüentemente, durante a tração, a sucção estaria restrita pela limitação do gradiente de pressão que pode ser atingido. Isto seria assim porque, neste caso, o gradiente seria formado entre o valor da pressão atmosférica e a pressão, próxima de zero, correspondente aos vazios

preenchidos pelo líquido vaporizado<sup>\*\*\*\*</sup>. É interessante destacar que o comportamento observado nos gráficos do modelo poroelástico (ver, por exemplo, o Gráfico 5.25) que plotam a variável “velocidade do fluido” em função do tempo, durante o carregamento e nos primeiros segundos da recuperação elástica do dente, não parecem corroborar a hipótese de que estamos falando. Neste tipo de gráfico, notamos que a velocidade de fluido é praticamente igual durante o carregamento que durante o período de relaxamento. Isto pode ocorrer porque o modelo poroelástico não contempla a possibilidade de transformação do estado do fluido (de líquido para gás) em determinadas condições físicas, ou porque as condições de aparecimento deste fenômeno não sejam atingidas neste caso.

- C. Em consequência do que foi colocado nos itens A e B, episódios longos de carregamento tenderiam a produzir efeitos semelhantes de bombeamento, sejam de compressão ou de tração. Já episódios curtos poderiam apresentar diferença de efeito, pois o volume expelido ou succionado também poderia variar conforme a tensão fosse de tração ou de compressão: se o gradiente de pressão for suficientemente alto, um determinado volume pode ser expulso da dentina por compressão mais rapidamente que o mesmo volume conseguiria ser succionado durante um “episódio de tração”. Poderá ser necessário que a duração do episódio de tração seja maior para conseguir succionar aquele mesmo volume determinado. Consequentemente, como episódios curtos de compressão são mais efetivos para expulsar líquido da dentina (e, como vimos, um volume igual irá retornar, antes ou depois) do que episódios curtos de tração são efetivos para introduzir líquido, este fenômeno contribuiria para explicar que LCNC sejam mais frequentes e graves em faces V (vestibulares) de dentes superiores que, ao fletir sofrem compressão, do que nos inferiores, que fletem sob tração.

O que acabou de ser dito não deve ser confundido com o efeito

---

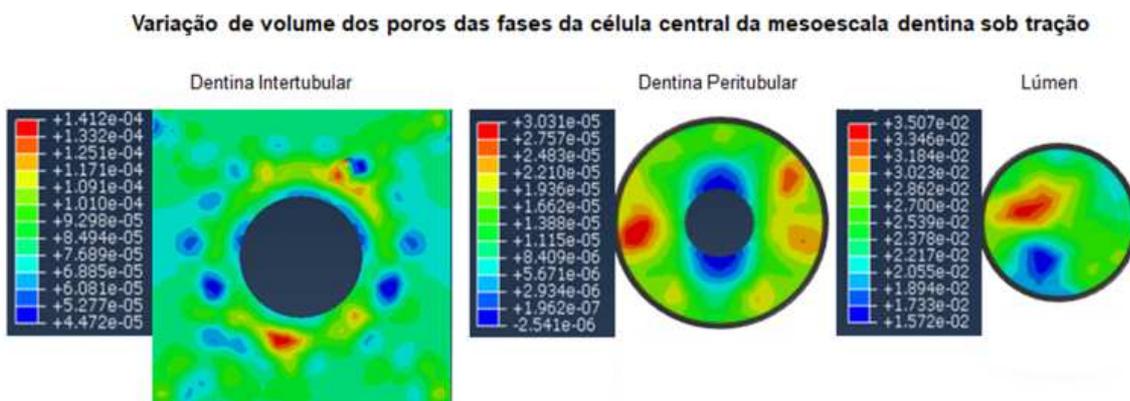
<sup>\*\*\*\*</sup> Um fenômeno semelhante que pode ajudar a entender esta explicação é o que acontece ao deslocar subitamente o êmbolo de uma seringa visando a succionar rapidamente um líquido através de uma agulha fina: aparece uma região vazia no interior da seringa, que vai sendo preenchida com o passar do tempo: a pressão atmosférica será responsável pela entrada do líquido na seringa. O gradiente de pressão fica, assim, limitado. A mesma limitação de gradiente não existiria se, pelo contrário, a seringa estivesse sendo esvaziada da água contida em seu interior: o aumento da força aplicada ao êmbolo poderia garantir gradientes de pressão muito maiores e, consequentemente, fluxo de saída da água muito maior que o da entrada por succionamento.

observado no modelo poroelástico, quando se compara o volume de líquido que circulou pelos elementos da face vestibular (sob compressão) ou palatina (sob tração) no modelo com carga oblíqua (Tabela 5.6). Notamos que na face palatina circulou um volume bem menor que na vestibular, o que não tem relação apenas com o tipo de tensão no local, mas também com o valor da tensão (não foi numericamente igual na vestibular e na palatina), além do que pode existir uma influência importante de fatores não locais, como a geometria e a tensão efetivamente alcançada em elementos distantes, que também contribui com o fluxo dos elementos que foram analisados.

### 5.2.1.2 Resultados numéricos em escala de cor

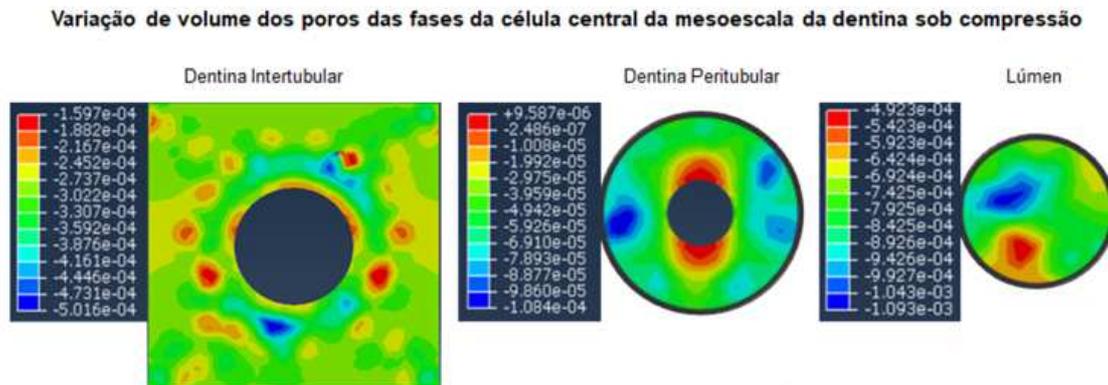
Nas Figura 5.6 e Figura 5.7 é possível ver a distribuição em mapa de cor da variação, em porcentagem, do volume dos poros de cada fase da célula central da mesoescala da dentina sob tensão máxima de tração (105,6 MPa) e de compressão (379 MPa), respectivamente, apresentada no Gráfico 5.20.

Figura 5.6 - Distribuição da variação, em porcentagem, de volume dos poros das fases (inter, peri e lúmen) da célula central da mesoescala da dentina, sob tensão máxima de tração



Fonte: a autora

Figura 5.7 - Distribuição da variação, em porcentagem, de volume dos poros das fases (inter, peri e lúmen) da célula central da mesoescala da dentina, sob tensão máxima de compressão



Fonte: a autora

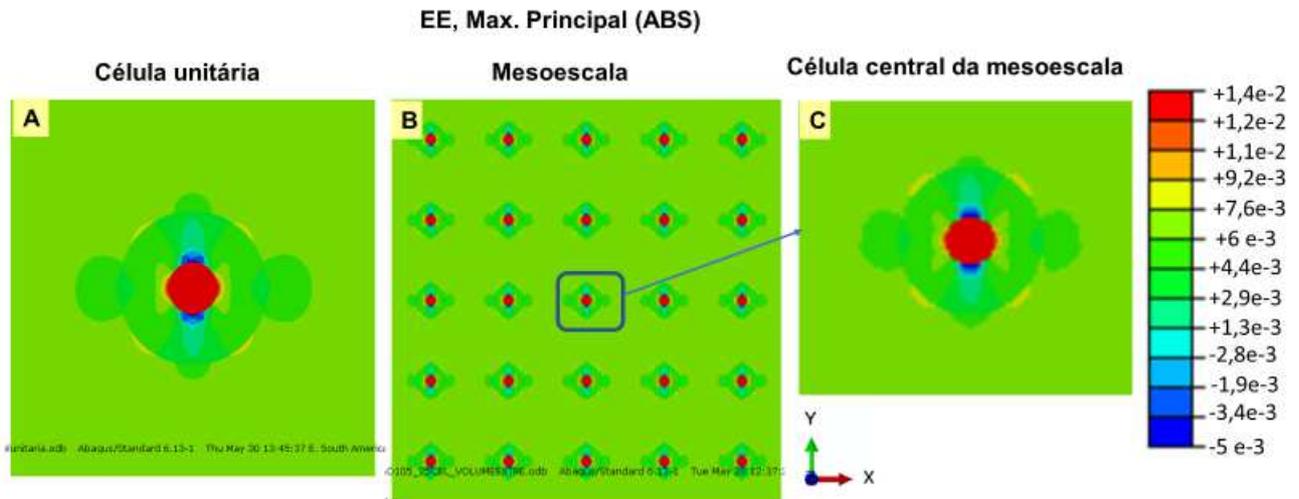
Nas Figura 5.8 e Figura 5.9 pode-se analisar os resultados das deformações máximas principais absolutas (valores positivos indicam os valores máximos de deformações por tração e valores negativos, os valores máximos de deformações por compressão) em mapas de cores, para as tensões máximas utilizadas nas simulações, de tração (105,6 MPa) e de compressão (379 MPa), respectivamente, tanto para célula unitária quanto para a mesoescala.

Na simulação em que os modelos foram submetidos à aplicação de carga compressiva (Figura 5.9), observa-se que não há simetria da distribuição do padrão de cores de deformação para o modelo de uma célula unitária, tal simetria é percebida apenas no modelo da mesoescala. Isso indica a influência das condições de contorno na análise das deformações máximas principais absolutas quando o modelo é submetido à compressão. Na simulação em que os modelos foram submetidos a aplicação de carga por tração, o padrão de simetria é alcançado tanto para o modelo da célula unitária, quanto para o da mesoescala (Figura 5.8). Neste caso, a condição de contorno não influenciou na análise.

Para a simulação com aplicação de tensão máxima de tração (Figura 5.8), o valor de deformação máxima por tração é de 0,014 e ocorre na região do lúmen, já o valor de deformação máxima por compressão é de 0,005 e ocorre na peritubular, paralelo ao eixo Y na direção da carga aplicada. Na simulação em que o modelo foi submetido à tensão máxima de compressão (Figura 5.9), os valores máximos de deformações são maiores. O valor máximo de deformação por tração é de 0,018 na

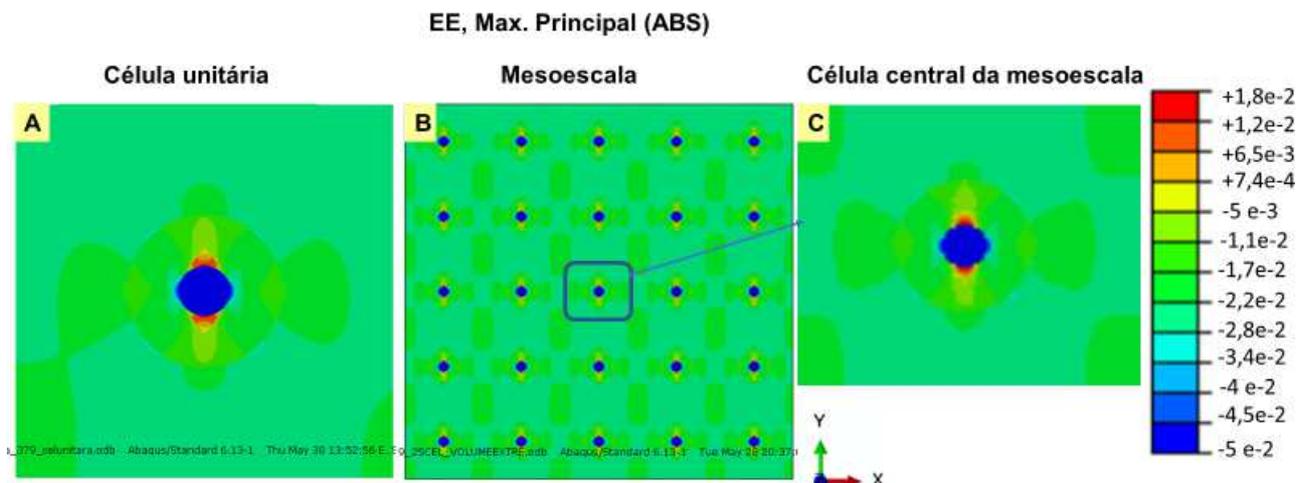
peritubular, paralela à direção Y, e o valor máximo de deformação por compressão é de 0,05 no lúmen.

Figura 5.8 - Mapa de cor para deformações máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A), e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) da dentina, quando submetidas à tensão máxima de tração



Fonte: a autora

Figura 5.9 - Mapa de cor para deformações máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A), e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) da dentina, quando submetidas a tensão máxima de compressão



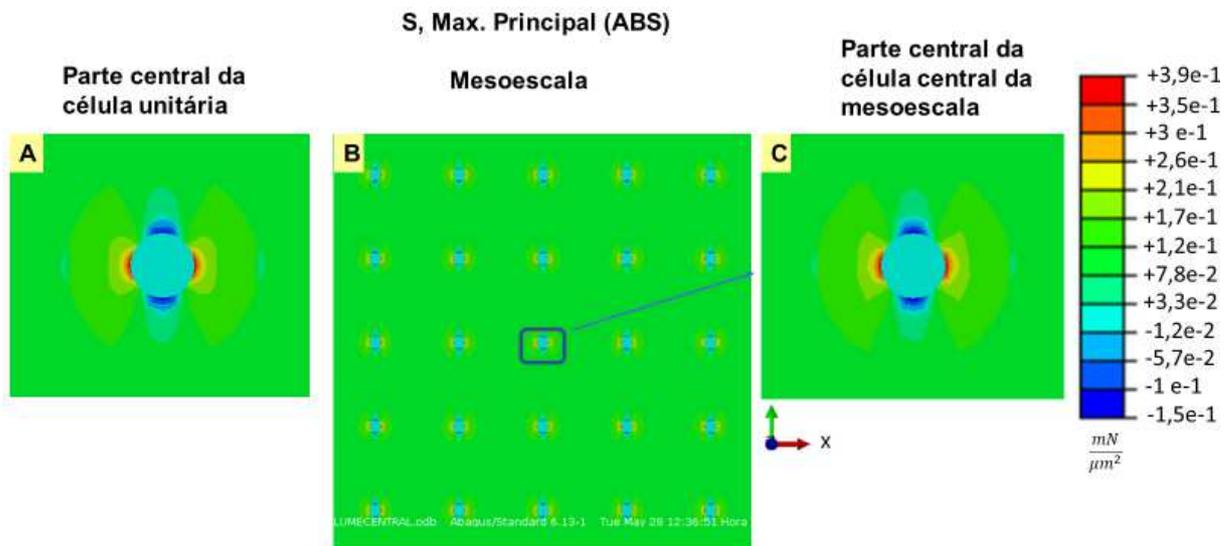
Fonte: a autora

A simetria nos mapas de cores dos resultados das tensões principais máximas absolutas (valores positivos indicam os valores máximos de tensão por tração e

valores negativos, os valores máximos de tração por compressão) pode ser observada tanto no modelo de uma célula unitária quanto no modelo da mesoescala, nas simulações com carregamento de tração ou de compressão, que pode ser conferido nas Figura 5.10 e Figura 5.11, respectivamente. As condições de contorno de uma célula unitária não influenciaram para a análise dessa variável, ou seja, tanto a mesoescala quanto a célula unitária apresentaram simetria no padrão de distribuição de tensão.

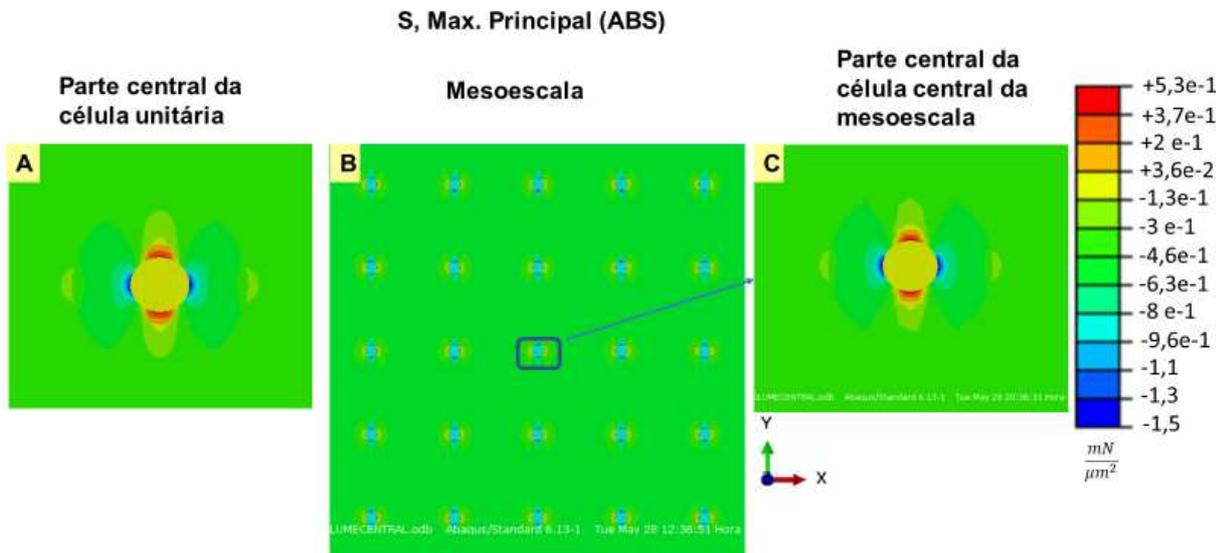
Os valores de tensão máxima de tração e de compressão são, respectivamente, de 390 MPa (na peri, perpendicular ao eixo X, ao redor do lúmen) e 150 MPa (na peri, perpendicular ao eixo Y, ao redor do lúmen) para a simulação com carga de tração (105,6 MPa). Para as simulações que receberam carga de compressão (379 MPa), os valores de tensão máxima de tração e de compressão são, respectivamente, de 530 MPa (na peri, perpendicular ao eixo Y, ao redor do lúmen) e 1500 MPa (na peri, perpendicular ao eixo X, ao redor do lúmen).

Figura 5.10 - Mapa de cor para tensões máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A), e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) da dentina, quando submetidas a tensão máxima de tração



Fonte: a autora

Figura 5.11 - Mapa de cor para tensões máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A), e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) da dentina, quando submetidas a tensão máxima de compressão



Fonte: a autora

## 5.2.2 Esmalte

Análogo à análise feita para a dentina, esta parte do trabalho apresenta os resultados finais (variação de volume das fases do esmalte em função da tensão, tração e compressão) da mesoescala do esmalte alinhados com os objetivos deste estudo.

### 5.2.2.1 Gráficos

O Gráfico 5.21 que traz a relação entre a variação de VT de cada fase, expressada em porcentagem, e a tensão (tração, valores positivos no eixo X do gráfico, ou compressão, valores negativos no eixo X do gráfico) é aproximadamente linear para a mesoescala do esmalte. Esse resultado vai de encontro com a teoria da abfração, que apenas altas magnitudes de tensão (capazes de provocar fratura, conforme a teoria da abfração (13, 22, 29) estariam relacionadas à formação de LCNCs. Por isso, uma das hipóteses do presente estudo foi que, a partir de uma certa

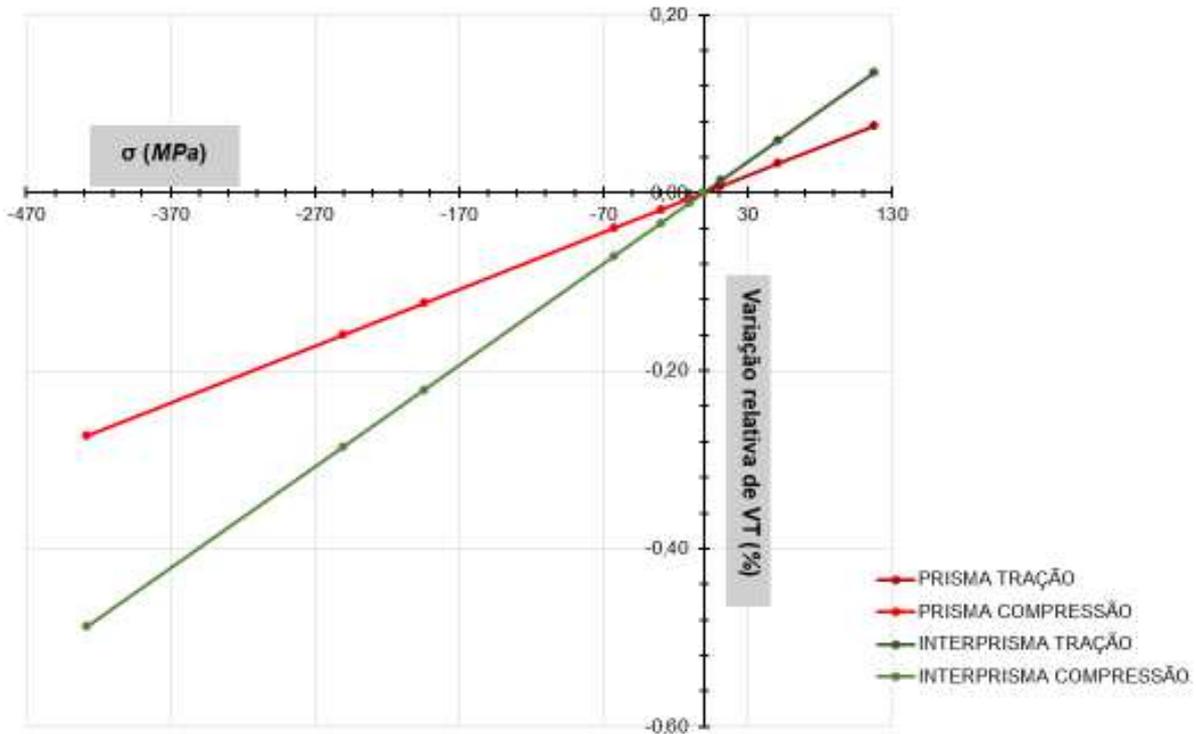
tensão, as fases que compõem o esmalte apresentariam variações volumétricas maiores, afastando-se da linearidade e, conseqüentemente, ocorreria aumento da circulação de líquidos. Se estas substâncias fossem ácidas, o efeito desmineralizante seria potencializado, desenhando a lesão na região cervical. Fato este não observado nos resultados.

Como esperado, a variação em porcentagem é maior nas fases de menor E: a interprisma teve a maior variação total de volume. Já, os prismas tiveram a menor variação total de volume. A capacidade das fases (prisma e interprisma) do esmalte variar o seu volume total em porcentagem é a mesma independente da tensão aplicada (tração ou compressão).

Ao ser comparado com os resultados de uma célula unitária (Gráfico 5.9), esta apresenta uma diferença entre tração e compressão na variação de volume da interprisma, ou seja, sob tração, a interprisma tem uma capacidade de 8,33% maior de variar o seu volume, para a célula unitária. Porém, essa diferença não foi vista na mesoescala.

Gráfico 5.21 - Curvas da variação relativa de VT de cada fase (em porcentagem da fase) do modelo da mesoescala do esmalte em função da tensão de tração e da tensão de compressão

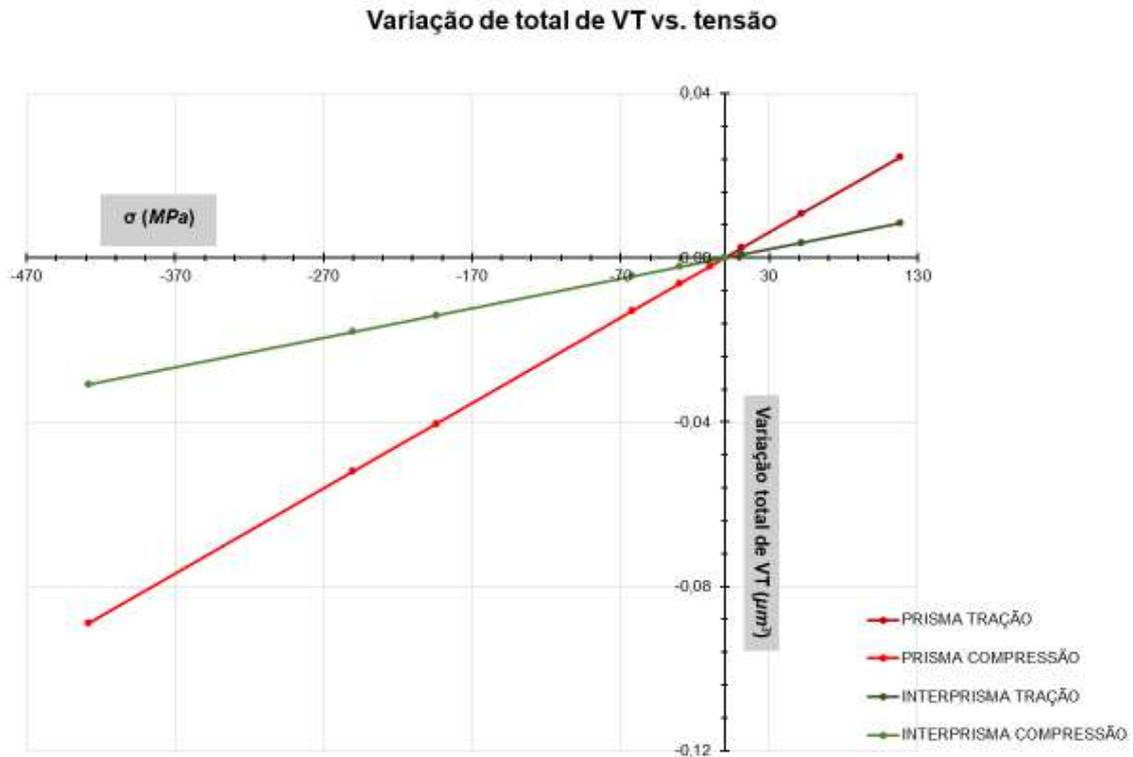
### Variação relativa de VT (%) das fases do esmalte vs. tensão



Fonte: a autora

Apesar da interprisma ter apresentado a maior variação percentual de volume total, esta corresponde a apenas 16,25% do volume total da célula unitária. Uma porcentagem grande de um volume pequeno pode não implicar uma variação de volume grande em termos absolutos. Para ter uma ideia da variação dos volumes de cada fase em valores absolutos (volume em  $\mu\text{m}^3$ ) é necessário analisar o Gráfico 5.22.

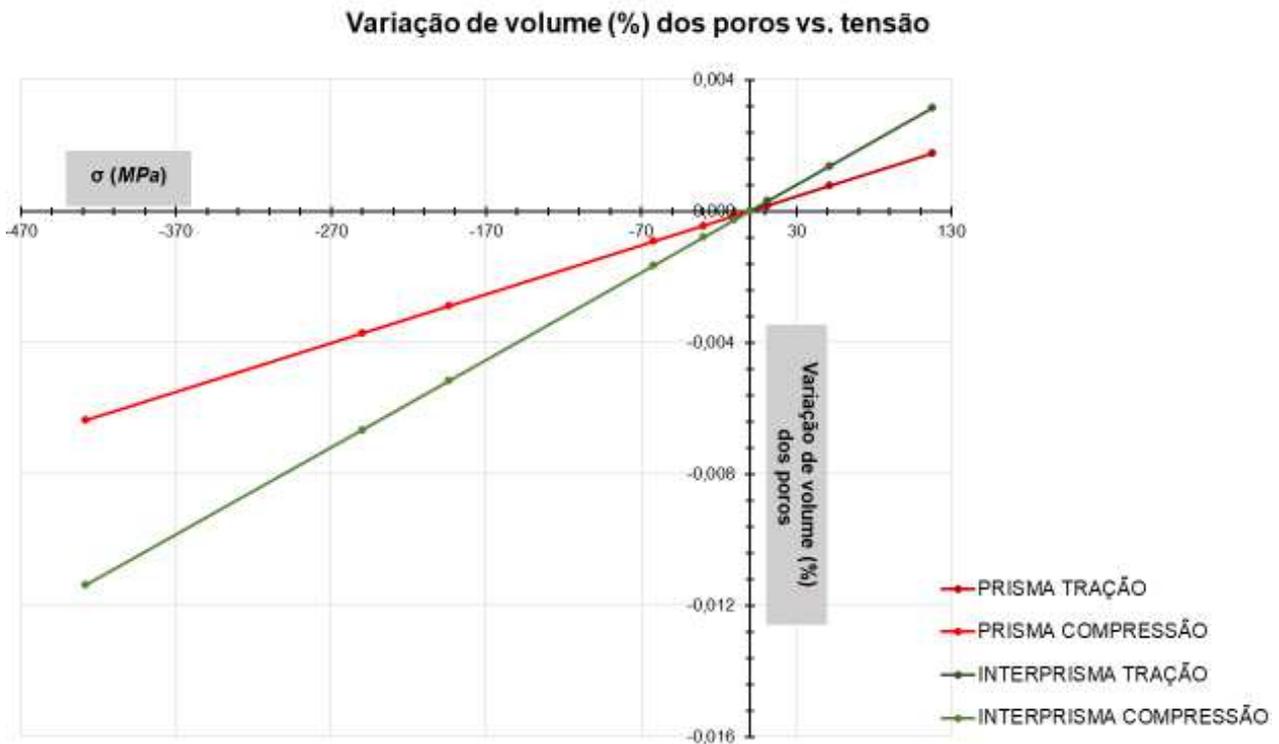
Gráfico 5.22 - Curvas da variação total de VT ( $\mu\text{m}^3$ ) de cada fase da mesoescala do esmalte em função da tensão de tração e da tensão de compressão



Fonte: a autora

No Gráfico 5.22 pode-se observar que as variações de VT em termos absolutos foram maiores para o prisma ( $VT_{IP} < VT_{PR}$ ) tanto para tração quanto para compressão. Esse resultado foi o mesmo encontrado para uma célula unitária. O volume correspondente aos espaços preenchidos por fluido (poros) em cada fase do esmalte é, estritamente, a variação que pode atuar no bombeamento, por isso foi gerado o Gráfico 5.23 para a mesoescala.

Gráfico 5.23 - Curvas da variação de volume, em porcentagem, dos poros em cada fase da mesoescala do esmalte em função da tensão de tração e de compressão



Fonte: a autora

Da mesma forma para a célula unitária do esmalte, as curvas dos gráficos (Gráfico 5.21, Gráfico 5.22 e Gráfico 5.23) trazem a relação entre tensão  $[\sigma]$  e variação de volume  $[\Delta V]$  que se dá, para funções lineares, por meio de uma equação de reta, que apresenta um coeficiente angular de reta, chamado de módulo de variação  $[MV]$ . Quanto menor o módulo de variação, mais protegida a fase em análise, já que apresentará menor variação de volume nos seus espaços preenchidos por água e, conseqüentemente, será menor o seu potencial de bombeamento com as variações de tensão. Assim como para a célula unitária, as equações referentes as curvas apresentadas nos gráficos anteriormente, foram resumidas na Tabela 5.4.

Tabela 5.4- Relação da tensão (compressão e tração) em função da variação de volume (relativo de VT, ABS de VT e dos poros) para cada fase da célula central da mesoescala do esmalte

Fase Esmalte	Variação relativa de VT (%)	Variação ABS de VT	Variação de volume dos poros
Prisma	$\sigma_{(TMT)} = 6e - 4\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 2e - 4\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 1e - 5\Delta V$
	$\sigma_{(TMC)} = 6e - 4\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 2e - 4\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 1e - 5\Delta V$
Interprisma	$\sigma_{(TMT)} = 1,1e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 7e - 5\Delta V$	$\sigma_{(TMT)} = 3e - 5\Delta V$
	$\sigma_{(TMC)} = 1,1e - 3\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 7e - 5\Delta V$	$\sigma_{(TMC)} = 3e - 5\Delta V$

Fonte: a autora

Legenda: e = potência de base 10.

Pelo Gráfico 5.23, que apresenta a capacidade de variação de volume dos poros de cada fase do esmalte e que influencia diretamente no fenômeno do bombeamento, e pela Tabela 5.4, pode-se observar que a variação de volume dos espaços preenchidos por água é menor nos prismas ( $[MV] \hat{=} 1e-05$ ) e maior na interprisma ( $[MV] \hat{=} 3e-05$ ). As duas fases do esmalte apresentaram variação aproximadamente linear de volume até alcançar a tensão máxima de ruptura, tanto por tração como por compressão. Portanto, a hipótese I (item 3.2.1) deste estudo não foi confirmada para esse tipo de análise. Igualmente para a dentina, uma consequência plausível da linearidade da variação de volume com a tensão seria a possibilidade de encontrar LCNC da mesma severidade tanto em pacientes expostos a muitos ciclos de tensão baixa (1, 3, 10, 11, 119, 120), como em pacientes expostos a poucos ciclos de tensão alta (11, 12, 14, 15). Isto porque, no fim, ambos os grupos teriam conseguido bombear volumes equivalentes de líquido circundante ácido. De certo modo, ambos os tecidos (esmalte e dentina) têm potencial para sofrerem biocorrosão independente da magnitude da tensão, o que contraria a teoria da abfração (13, 29).

Ao comparar os resultados da variação de poros para uma célula unitária (Tabela 5.2) com a da mesoescala (Tabela 5.4) do esmalte, observa-se que o  $[MV]$  foi o mesmo para cada fase, independente da tensão.

Ao analisar os MVs das retas para a variação de volume dos poros das fases da mesoescala do esmalte (Tabela 5.4), pode-se observar que, tanto por compressão, quanto por tração, a capacidade de bombear fluido em cada fase é a mesma. Portanto a hipótese II (3.2.1) ficou confirmada e isto atesta a possibilidade de protagonismo de qualquer um dos tipos de tensão na produção de LCNC quando ocorrida no esmalte, diferentemente do que se acreditava na teoria da abfração (4, 13, 29) que supõe a concentração de tensões de tração para o desenvolvimento de microfraturas no esmalte e na dentina, pois não seria de se esperar fraturas por compressão. Se ambas as tensões são capazes de causar a lesão, é possível justificar a variada prevalência das LCNCs em vários sítios dentários, bem como a ocorrência na face vestibular (que recebe cargas compressivas durante a mastigação) de dentes pré-molares superiores (2-5, 7, 10, 11, 15-17).

Quanto à efetividade da variação do volume dos espaços preenchidos por líquido no volume efetivamente bombeado (expelido do tecido ou succionado) devemos considerar:

- A. Num “elemento de volume” situado na superfície externa, a expulsão do líquido durante a compressão deve ser dependente da diferença da pressão atingida entre o interior deste elemento e a pressão atmosférica circundante. Como os espaços estão inicialmente preenchidos por fluido incompressível, se a compressão aplicada for grande, será possível obter uma vazão de saída elevada, porque o gradiente de pressão é alto. Por outro lado, é importante considerar que, ao cessar a tensão, o volume dos espaços ocupados por líquido será restabelecido, e isto tenderia a fazer retornar para dentro do tecido um volume de líquido circundante igual ao expelido, mesmo demorando mais tempo, caso o novo gradiente de pressão agora estabelecido fosse menor. Equivalentemente, qualquer volume succionado durante a tração tenderia a ser expelido ao cessar a tensão.
- B. Com a tração do tecido, a sucção poderá vir a produzir uma vazão menor. Isto é plausível já que a deformação gerada tende ao aumento de volume, com redução de pressão, que pode chegar a um ponto em que ocorra a vaporização da água. Assim, o surgimento do gás permite o aumento de volume sem redução drástica da pressão. Consequentemente, durante a tração, a sucção estaria restrita pela

limitação do gradiente de pressão que pode ser atingido. Isto seria assim porque, neste caso, o gradiente seria formado entre o valor da pressão atmosférica e a pressão, próxima de zero, correspondente aos vazios preenchidos pelo líquido vaporizado<sup>§§§§§</sup>. É interessante destacar que o comportamento observado nos gráficos do modelo poroelástico (ver, por exemplo, o Gráfico 5.25) que plotam a variável “velocidade do fluido” em função do tempo, durante o carregamento e nos primeiros segundos da recuperação elástica do dente, não parecem corroborar a hipótese de que estamos falando. Neste tipo de gráfico, notamos que a velocidade de fluido é praticamente igual durante o carregamento que durante o período de relaxamento. Isto pode ocorrer porque o modelo poroelástico não contempla a possibilidade de transformação do estado do fluido (de líquido para gás) em determinadas condições físicas, ou porque as condições de aparecimento deste fenômeno não sejam atingidas neste caso.

- C. Em consequência do que foi colocado nos itens A e B, episódios longos de carregamento tenderiam a produzir efeitos semelhantes de bombeamento, sejam de compressão ou de tração. Já episódios curtos poderiam apresentar diferença de efeito, pois o volume expelido ou succionado também poderia variar conforme a tensão fosse de tração ou de compressão: se o gradiente de pressão for suficientemente alto, um determinado volume pode ser expulso da dentina por compressão mais rapidamente que o mesmo volume conseguiria ser succionado durante um “episódio de tração”. Poderá ser necessário que a duração do episódio de tração seja maior para conseguir succionar aquele mesmo volume determinado. Consequentemente, como episódios curtos de compressão são mais efetivos para expulsar líquido da dentina

---

<sup>§§§§§</sup> Um fenômeno semelhante que pode ajudar a entender esta explicação é o que acontece ao deslocar subitamente o êmbolo de uma seringa visando a succionar rapidamente um líquido através de uma agulha fina: aparece uma região vazia no interior da seringa, que vai sendo preenchida com o passar do tempo: a pressão atmosférica será responsável pela entrada do líquido na seringa. O gradiente de pressão fica, assim, limitado. A mesma limitação de gradiente não existiria se, pelo contrário, a seringa estivesse sendo esvaziada da água contida em seu interior: o aumento da força aplicada ao êmbolo poderia garantir gradientes de pressão muito maiores e, consequentemente, fluxo de saída da água muito maior que o da entrada por succionamento.

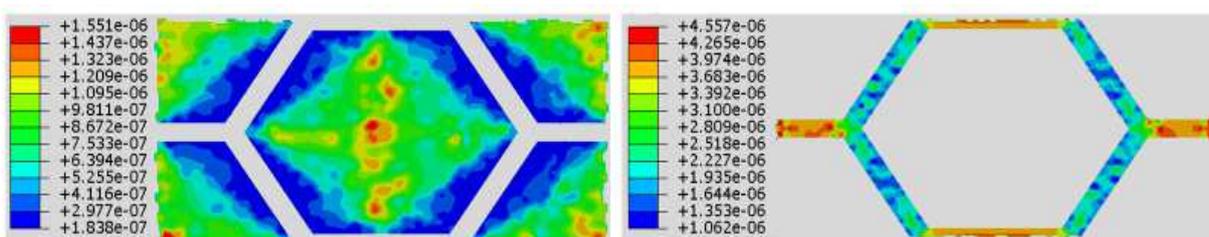
(e, como vimos, um volume igual irá retornar, antes ou depois) do que episódios curtos de tração são efetivos para introduzir líquido, este fenômeno contribuiria para explicar que LCNC sejam mais frequentes e graves em faces V (vestibulares) de dentes superiores que, ao fletir sofrem compressão, do que nos inferiores, que fletem sob tração.

O que acabou de ser dito não deve ser confundido com o efeito observado no modelo poroelástico, quando se compara o volume de líquido que circulou pelos elementos da face vestibular (sob compressão) ou palatina (sob tração) no modelo com carga oblíqua (ver Tabela 5.6). Notamos que na face palatina circulou um volume bem menor que na vestibular, o que não tem relação apenas com o tipo de tensão no local, mas também com o valor da tensão (não foi numericamente igual na vestibular e na palatina), além do que pode existir uma influência importante de fatores não locais, como a geometria e a tensão efetivamente alcançada em elementos distantes, que também contribui com o fluxo dos elementos que foram analisados.

### 5.2.2.2 Resultados Numéricos em escala de cor

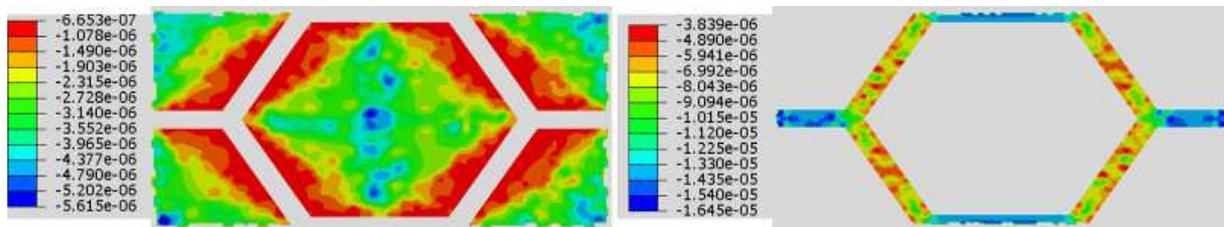
Nas Figura 5.12 e Figura 5.13 é possível ver a distribuição em mapa de cor da variação, em porcentagem, do volume dos poros de cada fase da célula central da mesoescala do esmalte sob tensão máxima de tração (118 MPa) e de compressão (428 MPa), respectivamente, apresentada no Gráfico 5.23.

Figura 5.12 - Distribuição da variação, em porcentagem, de volume dos poros das fases (prisma e interprisma) da célula central da mesoescala do esmalte, sob tensão máxima de tração



Fonte: a autora

Figura 5.13 - Distribuição da variação, em porcentagem, de volume dos poros das fases (prisma e interprisma) da célula central da mesoescala do esmalte, sob tensão máxima de compressão

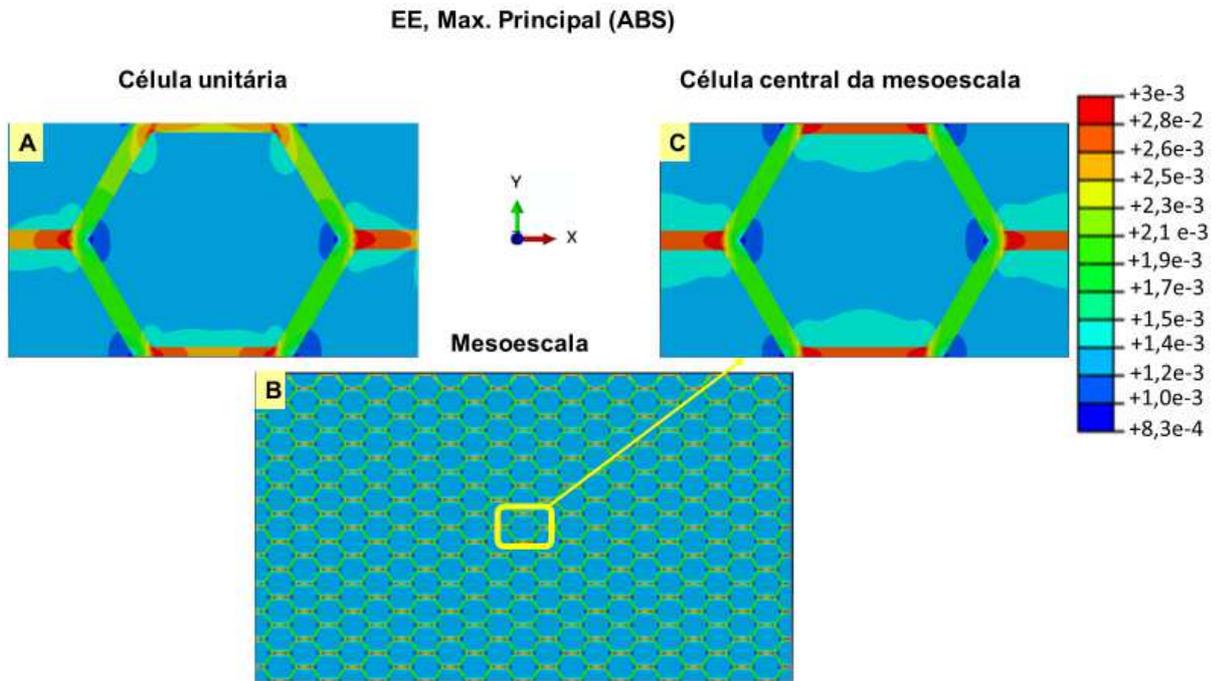


Fonte: a autora

Nas Figura 5.14 e Figura 5.15 pode-se analisar os resultados das deformações [EE] máximas principais absolutas (valores positivos indicam os valores máximos de deformações por tração e valores negativos, os valores máximos de deformações por compressão) em mapas de cores, para as tensões máximas utilizadas nas simulações, de tração (118 MPa) e de compressão (428 MPa), respectivamente, tanto para a célula unitária, quanto para a mesoescala. Em ambas as figuras é possível notar que, para a mesoescala, o padrão de deslocamento é simétrico em todos os eixos de simetria do modelo, diferentemente, da célula unitária. Isso indica a influência das condições de contorno na análise das deformações máximas principais absolutas quando o modelo é submetido à tração e à compressão.

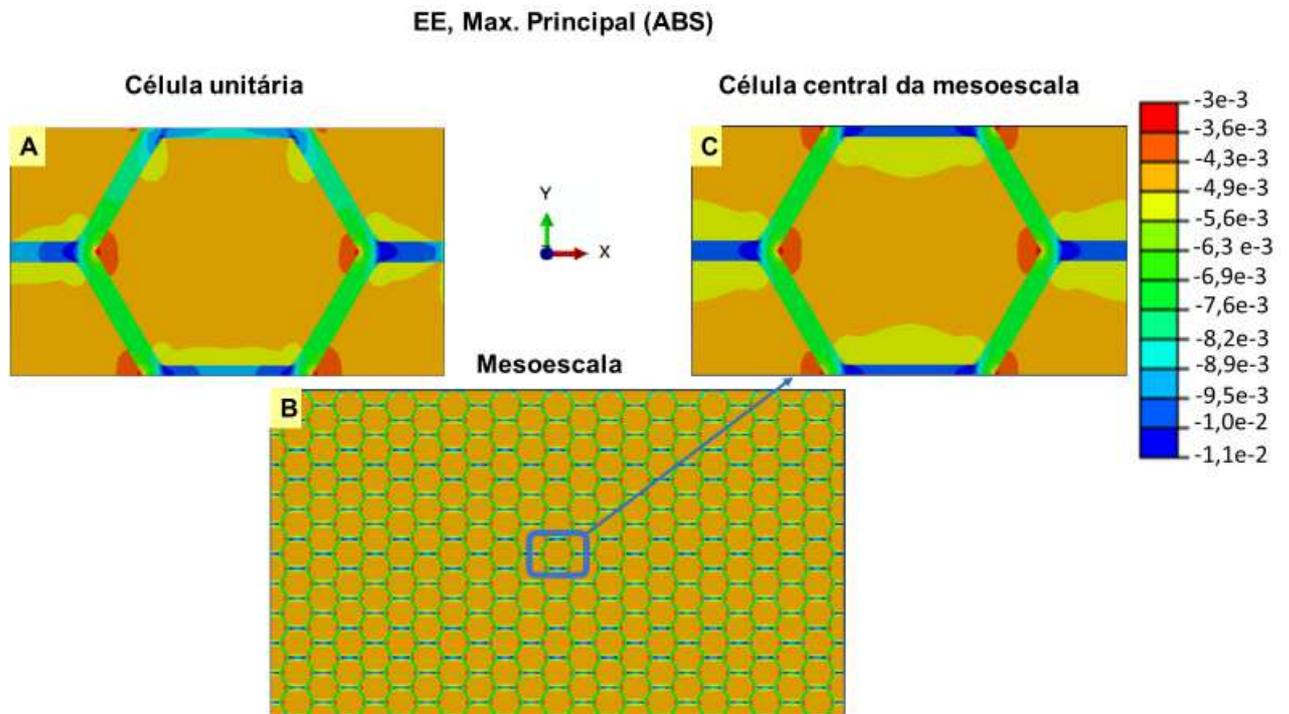
Para a simulação com aplicação de tensão máxima de tração (Figura 5.14), o valor de deformação máxima por tração é de 0,003 e ocorre na interprisma, já o valor mínimo de deformação por tração é de 0,00083 e ocorre nos prismas. Houve ausência de deformação por compressão. Na simulação que foi aplicada tensão máxima de compressão (Figura 5.15), o valor máximo de deformação por compressão é de 0,011 na interprisma e o valor mínimo de deformação por compressão é de 0,003 nos prismas. Houve ausência de deformação por tração.

Figura 5.14 - Mapa de cor para deformações máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A) e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) do esmalte, quando submetidas à tensão máxima de tração



Fonte: a autora

Figura 5.15 - Mapa de cor para deformações máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A) e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) do esmalte, quando submetidas a tensão máxima de compressão

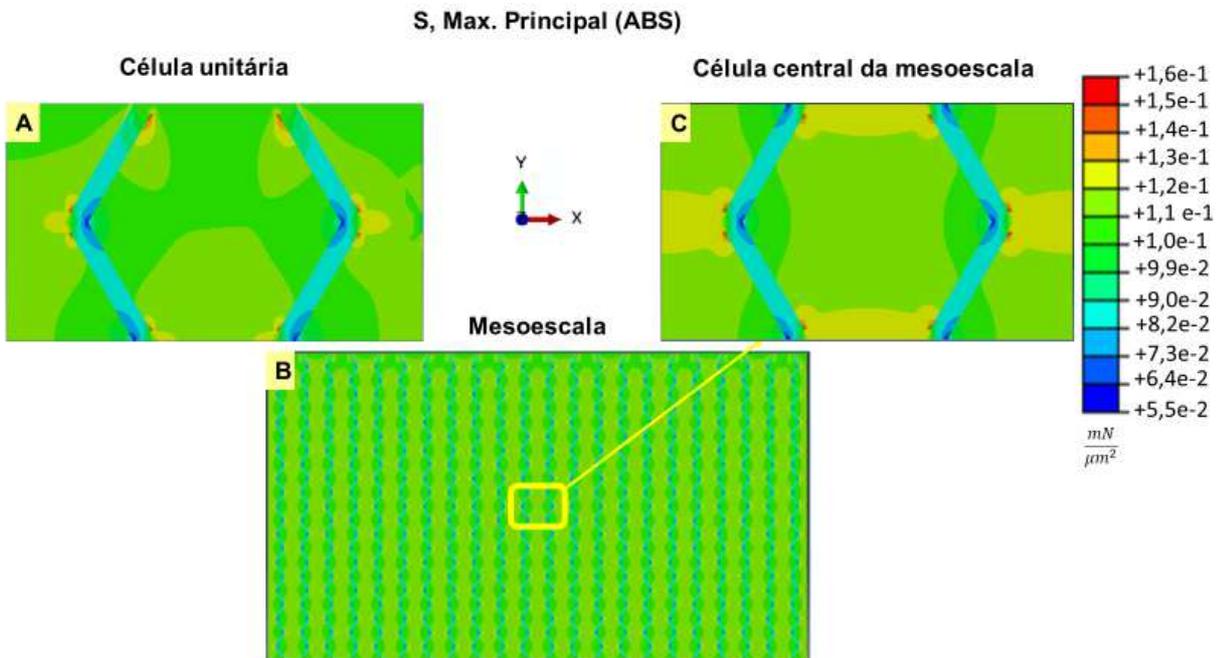


Fonte: a autora

A simetria nos mapas de cores dos resultados das tensões [S] principais máximas absolutas (valores positivos indicam os valores máximos de tensão de tração e valores negativos, os valores máximos de tração de compressão) pode ser observada tanto no modelo de uma célula unitária quanto no modelo da mesoescala, nas simulações com aplicação de cargas de tração (118 MPa) ou de compressão (428 MPa), que pode ser conferido nas Figura 5.16 e Figura 5.17, respectivamente. As condições de contorno de uma célula unitária influenciaram para a análise dessa variável, ou seja, a mesoescala apresentou uma distribuição de tensão simétrica em todos os eixos de simetria do modelo, ao contrário da célula unitária.

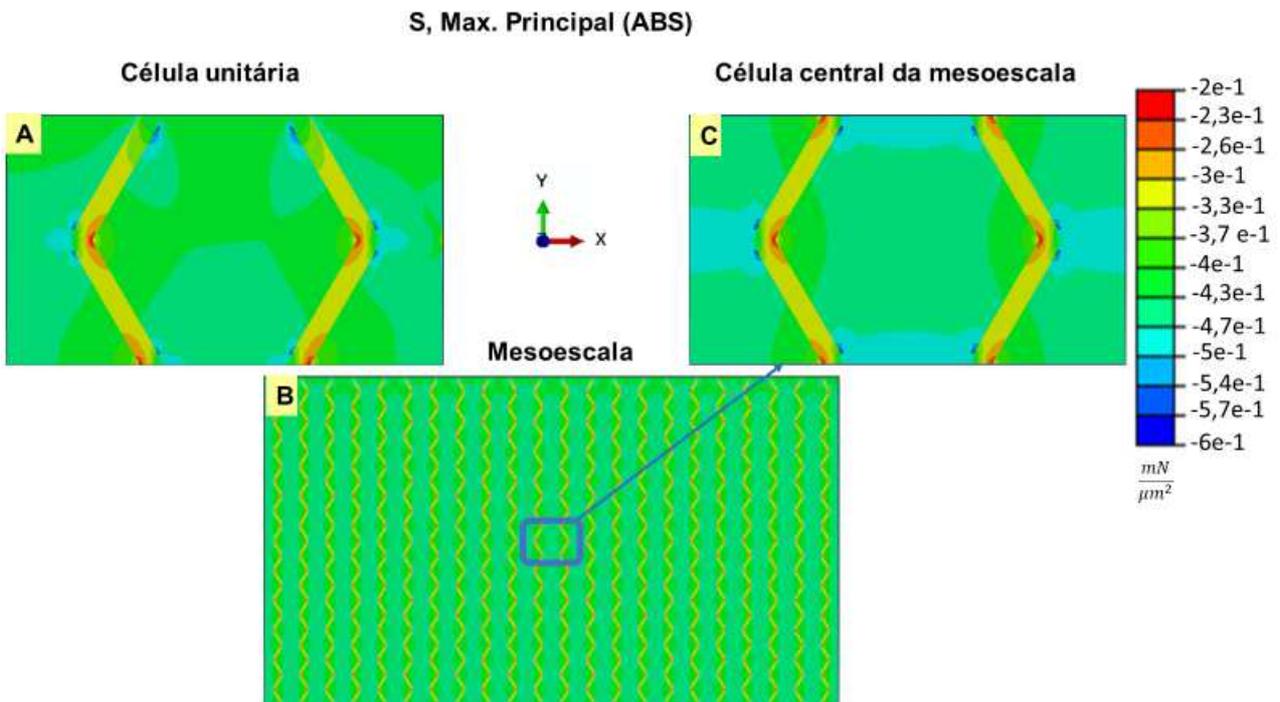
Para a simulação que o modelo foi submetido à carga máxima de tração (118 MPa), o valor máximo de tensão de tração foi de 160 MPa (prisma) e o mínimo de 55 MPa (interprisma) e não foram observadas tensões de compressão. Para as simulações que receberam carga máxima de compressão (428 MPa), os valores de tensão máxima de tensão de compressão foi de 600 MPa (prisma) e o valor mínimo foi de 200 MPa (interprisma) e não foram geradas tensões de tração.

Figura 5.16 - Mapa de cor para tensões máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A), e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) do esmalte, quando submetidas a tensão máxima de tração



Fonte: a autora

Figura 5.17 - Mapa de cor para tensões máximas principais absolutas (positivas de tração e negativas de compressão) da célula unitária (imagem A) e da célula central (imagem C) da mesoescala (imagem B) do esmalte, quando submetidas a tensão máxima de compressão



Fonte: a autora

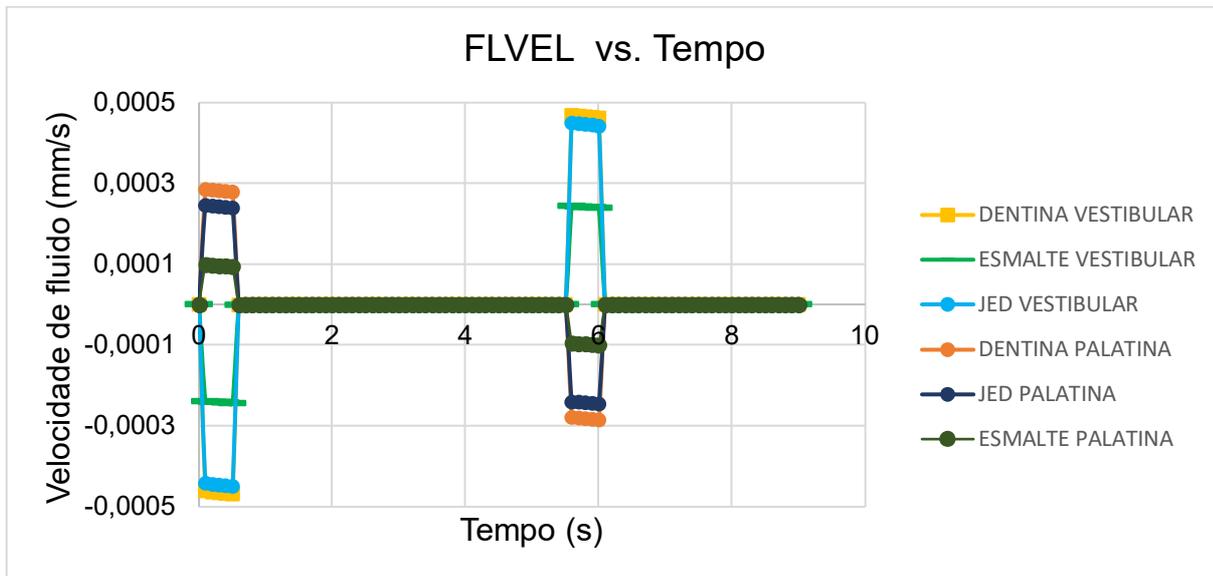
### 5.3 ANÁLISE DO MODELO MACROSCÓPICO POROELÁSTICO

Esta etapa traz a análise de todos os resultados do modelo macro poroelástico na tentativa de comprovar ou não as hipóteses propostas. Para auxílio, os mapas de cores das variáveis FLVEL e tensão principal máxima ABS do modelo completo do dente para os três tipos de carregamentos foram inseridas no APÊNDICE C.

#### 5.3.1 Relação entre magnitude do carregamento e volume de fluido bombeado

Para verificar se há uma relação não linear entre magnitude da força aplicada no modelo e a quantidade de volume bombeado nos tecidos, foram testadas duas magnitudes diferentes,  $F=35\text{N}$  e  $F=70\text{N}$ , no modelo que recebeu carga oblíqua na face vestibular. O Gráfico 5.24 e o Gráfico 5.25 mostram a velocidade de fluido ( $\text{mm/s}$ ) das regiões em análise (esmalte, dentina JED e dentina), quando o dente foi submetido, respectivamente, à  $F=35\text{N}$  e à  $F=70\text{N}$ ; e a Tabela 5.5 resume os valores do volume (referente à área da curva do gráfico de velocidade de fluido) total de fluido que saiu e entrou pelos tecidos da face vestibular do modelo. É possível ver que ao dobrar a magnitude da força, as variações de volume praticamente dobram (existe uma diferença de 2% entre os valores que não é significativa). Com isso, comprova-se linearidade entre magnitude da carga e a capacidade de bombeamento de fluido pelos tecidos (avaliada pelo volume total de fluido que saiu e entrou pelos tecidos), paralelamente ao que aconteceu com as variáveis estudadas nos modelos das análises da mesoescala da dentina e do esmalte. Portanto, a hipótese III (3.2.2, pág.66) deste estudo não pode ser comprovada. Diante deste resultado, para todas as análises seguintes, a magnitude de carga utilizada foi de  $F=70\text{N}$ .

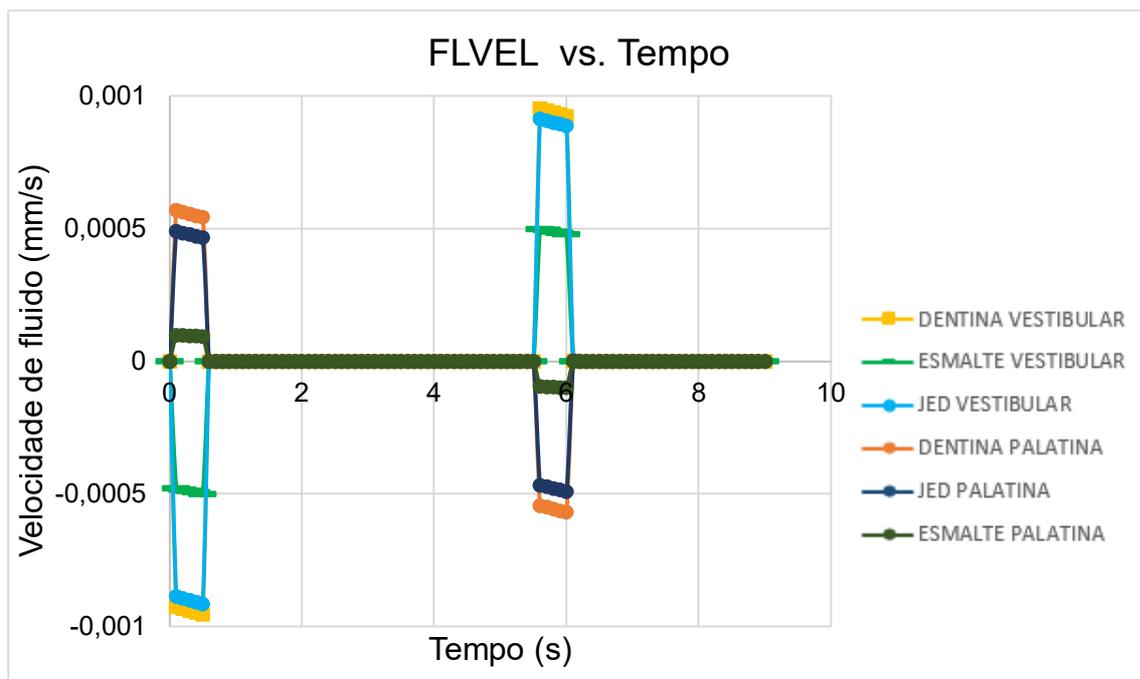
Gráfico 5.24 - Velocidade de fluido (mm/s) em função do tempo do ciclo do carregamento oblíquo, **F=35N**



Fonte: a autora

Legenda: Os valores negativos do eixo Y se referem a direção de saída do fluido para fora do modelo para o meio bucal, já os valores positivos se referem a direção do fluido que entra para dentro do modelo.

Gráfico 5.25 - Velocidade de fluido (mm/s) em função do tempo do ciclo do carregamento oblíquo, **F=70N**



Fonte: a autora

Legenda: Os valores negativos do eixo Y se referem a direção de saída do fluido para fora do modelo para o meio bucal, já os valores positivos se referem a direção do fluido que entra para dentro do modelo.

Tabela 5.5 - Resumo dos volumes de fluido que saíram e entraram nos tecidos da face vestibular do modelo sob carregamento oblíquo, F=35N e F=70N

	F=35N		F=70N	
VOLUME	Saída (µl)	Entrada (µl)	Saída (µl)	Entrada (µl)
ESMALTE	$2,44 \times 10^{-5}$	$2,44 \times 10^{-5}$	$4,99 \times 10^{-5}$	$4,99 \times 10^{-5}$
JED	$4,49 \times 10^{-5}$	$4,49 \times 10^{-5}$	$9,14 \times 10^{-5}$	$9,14 \times 10^{-5}$
DENTINA	$4,69 \times 10^{-5}$	$4,69 \times 10^{-5}$	$9,52 \times 10^{-5}$	$9,52 \times 10^{-5}$

Fonte: a autora

### 5.3.2 Relação entre o tipo da tensão (tração ou compressão) e o volume bombeado

Para observar a relação que existe entre o tipo de tensão, tração ou compressão, concentrada na região cervical, com a quantidade de volume bombeado, é necessário, para cada tipo de carregamento, comparar as faces vestibular e palatina do modelo.

#### 5.3.2.1 Carregamento oblíquo

Para o **carregamento do tipo oblíquo** (próximo da cúspide vestibular), F=70N, que representa episódios de bruxismo ou apertamento excêntrico, percebe-se que no intervalo  $0 \leq t \leq 0,5$ , quando atingiu a carga máxima, o fluido saiu pelas regiões analisadas na face vestibular. A maior velocidade de fluido média (Gráfico 5.25) de saída ocorreu na dentina vestibular ( $FLVEL = 9,5 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ), a JED vestibular teve velocidade intermediária ( $FLVEL = 9,1 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ), e a menor velocidade foi no esmalte vestibular ( $FLVEL = 4,9 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ). Os volumes totais de fluido que saíram do modelo, em cada uma das regiões vestibulares, retornou completamente para dentro do modelo no intervalo  $5,5 \leq t \leq 6$ . Os volumes totais de entrada e saída estão resumidos na Tabela 5.6.

Para o mesmo carregamento, oblíquo vestibular, e para o mesmo intervalo inicial  $0 \leq t \leq 0,5$ , na face palatina, o fluido entrou pelas regiões analisadas na face. A maior velocidade de fluido média (Gráfico 5.25) de entrada ocorreu na dentina palatina ( $FLVEL = 5,4 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ), a JED palatina teve velocidade intermediária ( $FLVEL = 4,6 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ), e a menor velocidade foi no esmalte palatino ( $FLVEL = 9,4 \times 10^{-5} \frac{mm}{s}$ ).

Todas as regiões da face vestibular apresentaram deformação volumétrica\*\*\*\*\* compressiva (negativa), indicando que a região estava sob tensão de compressão. Já para as regiões da face palatina, houve deformação volumétrica de tração (positiva), o que indica tensão de tração, que pode ser visto no Gráfico 5.26. A velocidade de fluido de saída na dentina vestibular foi de 51,5% maior do que a velocidade de entrada na dentina palatina; FLVEL de saída para JED vestibular foi 49% maior que a velocidade de fluido de entrada na JED palatina; e FLVEL de entrada no esmalte vestibular na ordem de 10 vezes maior.

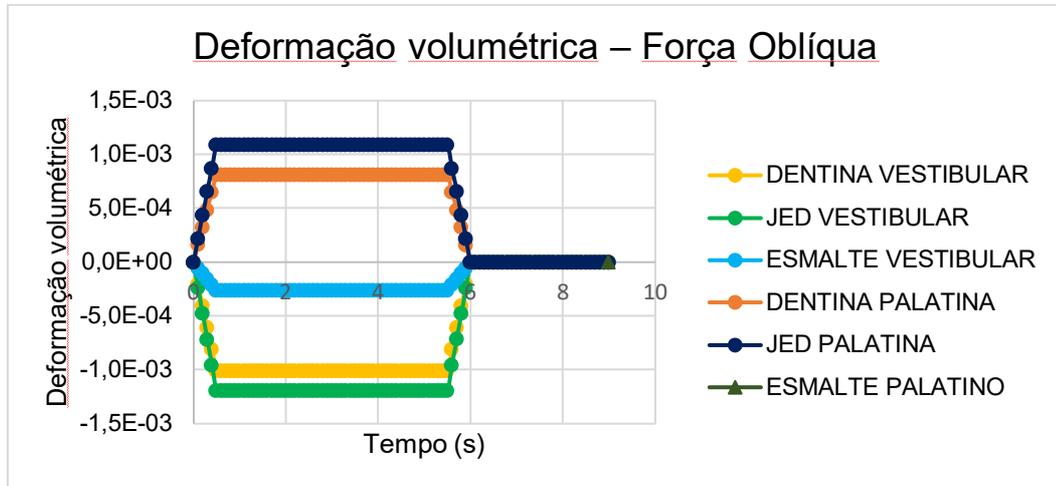
Portanto, para o carregamento oblíquo próximo à cúspide vestibular, faz com que a região cervical vestibular esteja sob tensão de compressão e a velocidade de fluido nessa região é muito maior do que a região cervical palatina sob tração. Ao comparar a região cervical vestibular com a palatina, o volume total de fluido de entrada (que causaria desmineralização, se fosse ácido) foi 58,5% maior no esmalte vestibular, 45,7% maior na JED vestibular e 36,4% na dentina vestibular.

No final do ciclo ocorre entrada de grande volume na vestibular; isso pode agravar as lesões, se o intervalo entre ciclos for grande, o que favoreceria a permanência de fluido ácido no interior do tecido por muito tempo. No início do ciclo ocorre entrada de fluido na palatina; e se o período de apertamento for curto, o dano provocado pela erosão é maior.

---

\*\*\*\*\* Deformação volumétrica é definida como a mudança de volume dividida pelo volume inicial e pode ser descrita em função das deformações  $\epsilon$  em cada direção:  $\epsilon_x + \epsilon_y + \epsilon_z$ .

Gráfico 5.26 - Deformação volumétrica das regiões cervicais das faces palatina e vestibular do modelo sob carregamento oblíquo próximo da cúspide vestibular



Fonte: a autora

Legenda: A função da JED palatina coincide com a do esmalte palatino.

Tabela 5.6 - Resumo dos volumes (em  $\mu\text{l}$ ) totais de fluido que entraram e saíram do modelo com carregamento oblíquo

VOLUME	SAÍDA ( $\mu\text{L}$ )	ENTRADA ( $\mu\text{L}$ )
<b>Esmalte Vestibular</b>	$4,99 \times 10^{-5}$	$4,99 \times 10^{-5}$
<b>Esmalte Palatino</b>	$1,88 \times 10^{-5}$	$2,07 \times 10^{-5}$
<b>JED vestibular</b>	$9,14 \times 10^{-5}$	$9,14 \times 10^{-5}$
<b>JED palatina</b>	$4,78 \times 10^{-5}$	$5,03 \times 10^{-5}$
<b>Dentina Vestibular</b>	$9,52 \times 10^{-5}$	$9,52 \times 10^{-5}$
<b>Dentina Palatina</b>	$5,56 \times 10^{-5}$	$5,82 \times 10^{-5}$

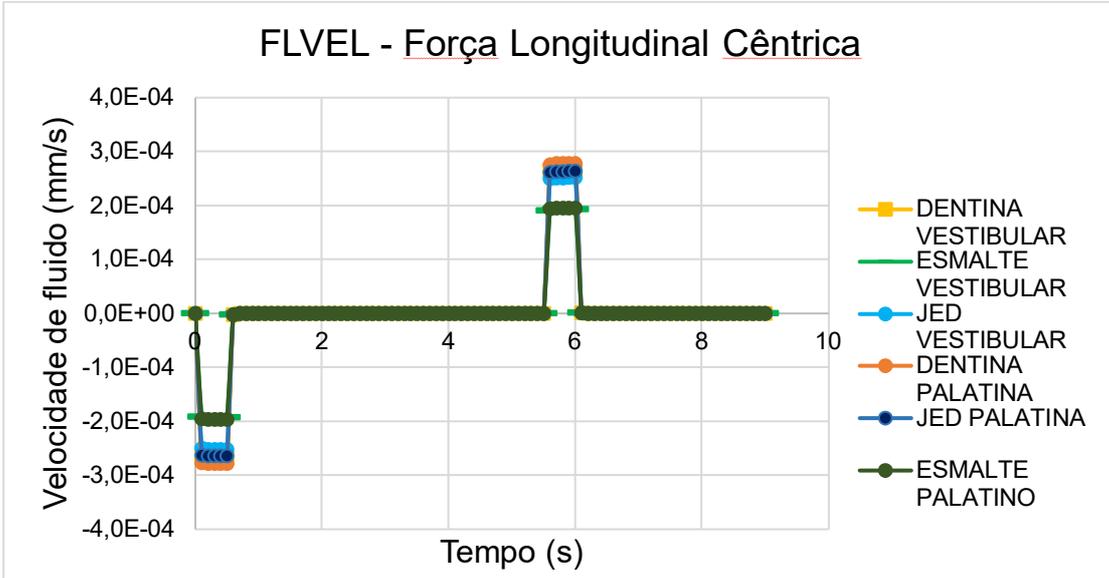
Fonte: a autora

### 5.3.2.2 Carregamento longitudinal cêntrico

Para o **carregamento do tipo longitudinal cêntrico** (na região de sulco),  $F=70N$ , que representa a máxima intercuspidação dental, percebe-se que no intervalo  $0 \leq t \leq 0,5$ , quando atingiu a carga máxima, o fluido saiu do modelo pelas duas faces, vestibular e palatina. A maior velocidade de fluido média (Gráfico 5.27) de saída ocorreu nas dentinas palatina ( $FLVEL= 2,8 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ) e vestibular ( $FLVEL= 2,7 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ). A JED teve velocidade intermediária, palatina ( $FLVEL= 2,6 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ) e vestibular ( $FLVEL= 2,5 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ). A menor velocidade foi no esmalte, palatino ( $FLVEL= 1,9 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ) e vestibular ( $FLVEL= 1,85 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ). As diferenças pequenas de valores entre as faces,  $< 4\%$ , foi devido as distâncias das superfícies (retas), onde foram aplicadas as cargas *surface traction*. São diferenças mínimas, e, portanto, os valores são considerados os mesmos, não havendo diferença significativa entre vestibular e palatina para cada região. Os volumes totais de fluido que saíram do modelo, em cada uma das regiões, retornou completamente para dentro do modelo no intervalo  $5,5 \leq t \leq 6$ .

Todas as regiões das duas faces apresentaram deformação volumétrica compressiva (negativa), indicando que a região estava sob tensão de compressão, Gráfico 5.28. Para o carregamento longitudinal cêntrico, os volumes totais de fluido que entraram no modelo são praticamente os mesmos entre as faces, e estão resumidos na Tabela 5.7.

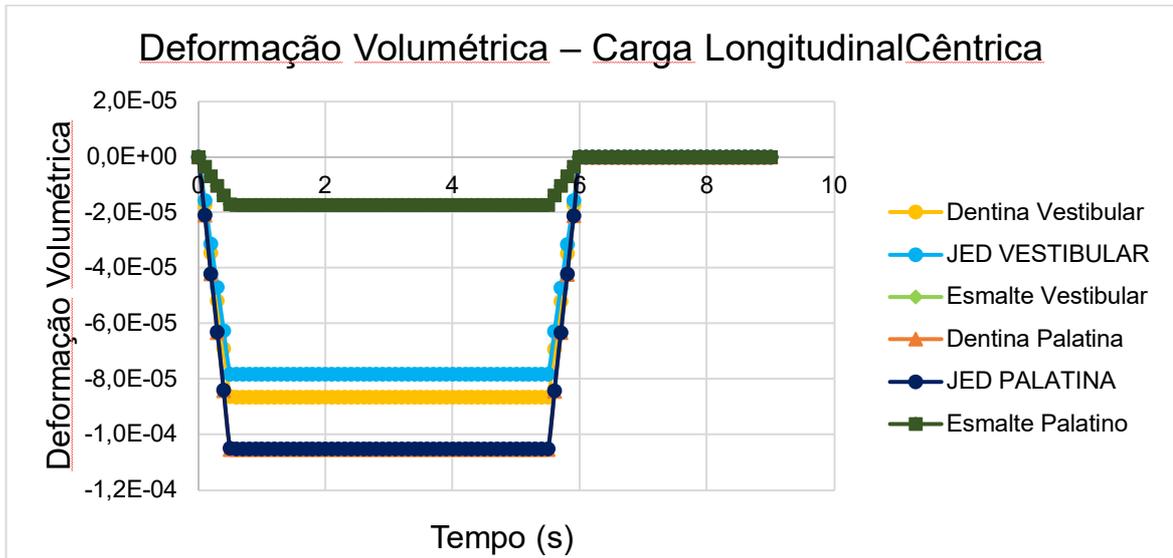
Gráfico 5.27 - Velocidade de fluido (mm/s) em função do tempo do ciclo do carregamento longitudinal cêntrico, F=70N



Fonte: a autora

Legenda: Os valores negativos do eixo Y se referem a direção de saída do fluido para fora do modelo para o meio bucal, já os valores positivos se referem a direção do fluido que entra para dentro do modelo.

Gráfico 5.28 - Deformação volumétrica das regiões cervicais das faces palatina e vestibular do modelo sob carregamento longitudinal cêntrico



Fonte: a autora

Tabela 5.7 - Resumo dos volumes (em  $\mu\text{l}$ ) totais de fluido que entraram e saíram do modelo com carregamento longitudinal cêntrico

VOLUME	SAÍDA ( $\mu\text{L}$ )	ENTRADA ( $\mu\text{L}$ )
<b>Esmalte Vestibular</b>	$1,93 \times 10^{-5}$	$1,93 \times 10^{-5}$
<b>Esmalte Palatino</b>	$1,96 \times 10^{-5}$	$1,96 \times 10^{-5}$
<b>JED Vestibular</b>	$2,52 \times 10^{-5}$	$2,52 \times 10^{-5}$
<b>JED Palatina</b>	$2,64 \times 10^{-5}$	$2,64 \times 10^{-5}$
<b>Dentina Vestibular</b>	$2,68 \times 10^{-5}$	$2,68 \times 10^{-5}$
<b>Dentina Palatina</b>	$2,78 \times 10^{-5}$	$2,78 \times 10^{-5}$

Fonte: a autora

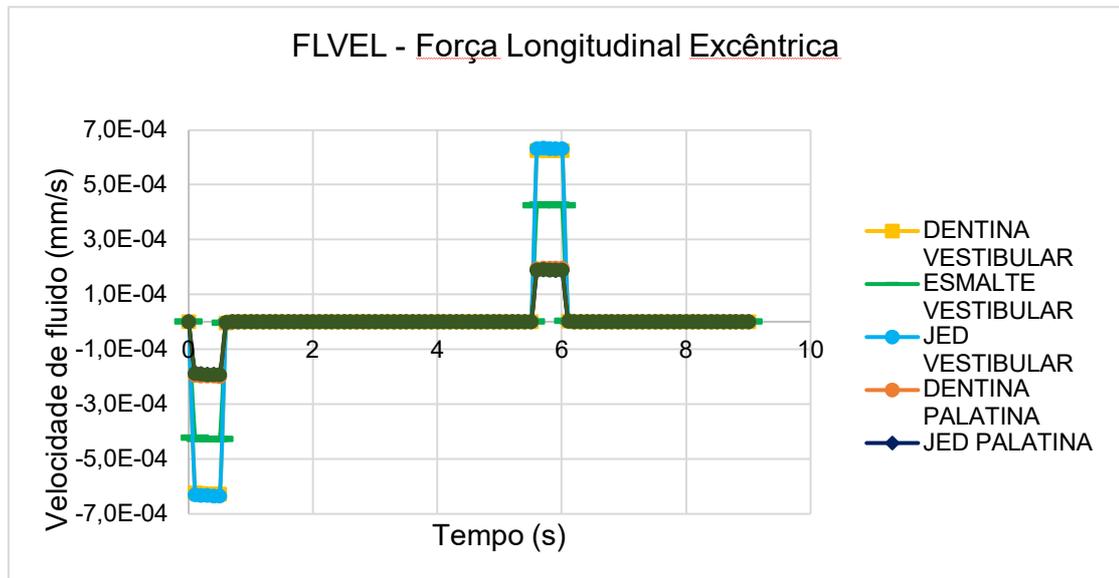
### 5.3.2.3 Carregamento longitudinal excêntrico

Para o **carregamento do tipo longitudinal excêntrico** (na cúspide vestibular),  $F=70\text{N}$ , que representa mordida topo a topo, apesar de que as regiões da face palatina apresentaram deformação volumétrica de tração (positiva), indicando que a região estava sob tensão de tração, e as regiões da face vestibular apresentaram deformação volumétrica compressiva (negativa), indicando presença de tensão compressiva, Gráfico 5.30, no intervalo  $0 \leq t \leq 0,5$ , quando atingiu a carga máxima, o fluido saiu do modelo pelas duas faces, vestibular e palatina. Isso indica que existe uma ação global do modelo nos resultados locais (elementos analisados), ou seja, a maior parte do tecido está sob compressão, e o valor de tração é pequeno e não é capaz de absorver fluido externo, o que contribui para expelir fluido mesmo nas regiões que localmente estão sob tração

Porém as maiores velocidades de fluido (Gráfico 5.29) de saída ocorreram para a face vestibular. Os valores da velocidade média de saída foram 70% maior na face vestibular, tanto na dentina, quanto na JED, e 56% maior no esmalte. Dentina vestibular ( $FLVEL= 6,27 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ) e dentina palatina ( $FLVEL= 1,9 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ), JED

vestibular ( $FLVEL= 6,33 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ) e JED palatina ( $FLVEL= 1,89 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ), esmalte vestibular ( $FLVEL= 4,3 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ) e esmalte palatino ( $FLVEL= 1,91 \times 10^{-4} \frac{mm}{s}$ ). Para o carregamento longitudinal excêntrico, os volumes totais de fluido que saíram ( $0 \leq t \leq 0,5$ ) e entraram ( $5,5 \leq t \leq 6$ ) no modelo, são praticamente os mesmos em cada face e estão resumidos na Tabela 5.8. O volume de fluido total que entrou no esmalte foi 55,2% maior na face vestibular, 72% na JED vestibular e 68,5% maior na dentina vestibular, do que as mesmas regiões da face palatina.

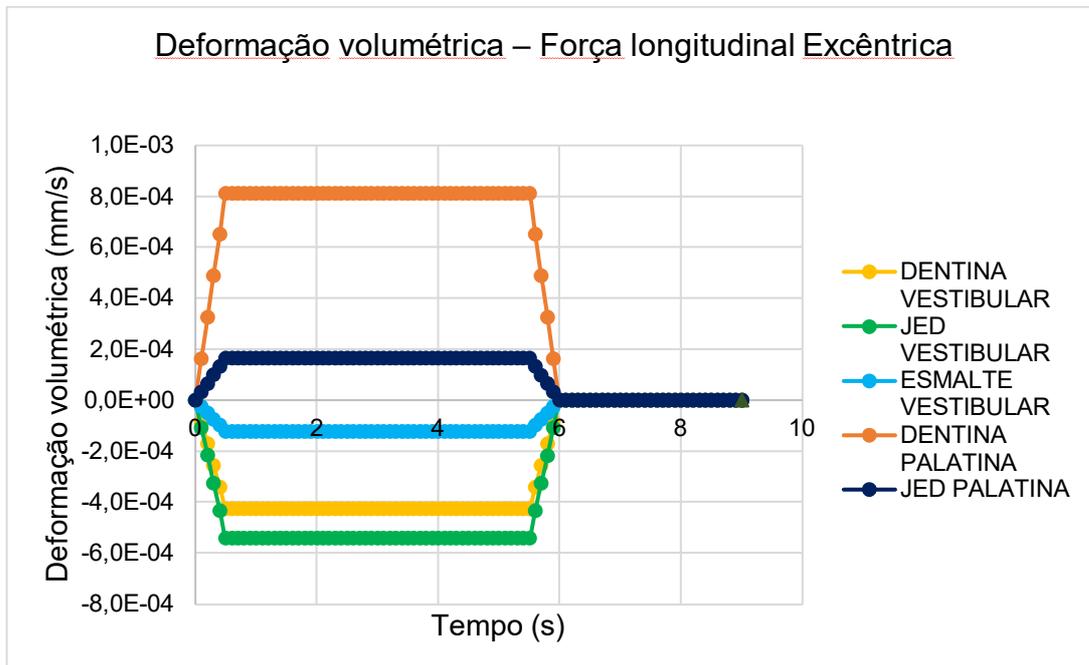
Gráfico 5.29 - Velocidade de fluido (mm/s) em função do tempo do ciclo do carregamento longitudinal excêntrico, F=70N



Fonte: a autora

Legenda: Os valores negativos do eixo Y se referem a direção de saída do fluido para fora do modelo para o meio bucal, já os valores positivos se referem a direção do fluido que entra para dentro do modelo.

Gráfico 5.30 - Deformação volumétrica das regiões cervicais das faces palatina e vestibular do modelo sob carregamento longitudinal excêntrico



Fonte: a autora

Tabela 5.8 - Resumo dos volumes (em  $\mu\text{l}$ ) totais de fluido que entraram e saíram do modelo com carregamento longitudinal excêntrico

VOLUME	SAÍDA ( $\mu\text{L}$ )	ENTRADA ( $\mu\text{L}$ )
<b>Esmalte Vestibular</b>	$4,28 \times 10^{-5}$	$4,27 \times 10^{-5}$
<b>Esmalte Palatino</b>	$1,92 \times 10^{-5}$	$1,91 \times 10^{-5}$
<b>JED Vestibular</b>	$6,35 \times 10^{-5}$	$6,34 \times 10^{-5}$
<b>JED Palatina</b>	$1,9 \times 10^{-5}$	$1,89 \times 10^{-5}$
<b>Dentina Vestibular</b>	$6,28 \times 10^{-5}$	$6,27 \times 10^{-5}$
<b>Dentina Palatina</b>	$1,98 \times 10^{-5}$	$1,97 \times 10^{-5}$

Fonte: a autora

#### 5.3.2.4 Considerações gerais

Comparando todos os carregamentos, as forças oblíqua e longitudinal cêntrica geraram maior velocidade de fluido, e conseqüentemente maior entrada de volume de fluido nos elementos da dentina; já a força longitudinal excêntrica gerou maior velocidade de fluido e maior entrada de volume de fluido na JED. A partir disso, pode-se sugerir que a formação das LCNC se dá, primeiramente, pela desmineralização e perda de estrutura da dentina, preferencialmente ao esmalte, o que concorda com os achados clínicos.

Bruxismo excêntrico, representado pela força oblíqua, é capaz de causar concentração de compressão na face vestibular dos primeiros pré-molares superiores e favorecer a entrada forçada de grandes volumes de fluido, que se for ácido, pode colaborar com a perda da estrutura da dentina e formação de LCNC.

Posteriormente, o segundo carregamento mais propenso são as mordidas de topo a topo, representada pela força excêntrica, capaz de aumentar o bombeamento forçado de fluido na região JED (dentina), da face em que está sendo aplicada a força.

A máxima intercuspidação dental, representada pela força longitudinal cêntrica, não está relacionada com aumento do bombeamento na região cervical dos dentes e com isso não gera perda de estrutura dos tecidos por desmineralização ácida.

Existem considerações que ocorreram ao mesmo tempo para todos os tipos de carregamento:

- A. Durante a fase de apertamento dentário, representada pelo intervalo  $0,5 \leq t \leq 5,5$  do ciclo de carregamento da simulação, a velocidade de fluido foi praticamente zero, o que se sugere que apertamentos não favorecem em bombeamento forçado, nem na formação de LCNC;
- B. O total de volume que saiu do modelo é o mesmo que retorna para dentro do modelo;
- C. A recuperação elástica do esmalte e da dentina acontece após 0,2 s, ou seja, os tecidos demoram esse tempo, após remoção da carga, para que não haja fluxo de fluido.

A hipótese IV (3.2.2) deste estudo, ou seja, tanto tensão de tração, quanto de compressão são capazes de desenvolverem as LCNC. Parece que, na presença de carga oblíquas, a concentração de compressão é mais prejudicial e, por isso, favorece a formação de LCNC.

### 5.3.3 Relação entre o tipo de carregamento e o formato das lesões

De acordo com a hipótese V (item 3.2.2), segundo a qual o tecido seria perdido preferencialmente nas regiões em que a entrada de líquido circundante ácido fosse maior, o modelo poderia prever se, nos estágios iniciais, a desmineralização poderia ocorrer preferencialmente em alguma região específica, de modo a começar “desenhar” lesões de diferentes morfologias. As lesões tenderiam a ser mais arredondadas se a entrada de líquido circundante fosse mais uniformemente distribuída, e mais anguladas se a resposta do modelo mostrasse concentração de fluxo de entrada. A explicação atual que aborda o assunto do formato das lesões está recolhida no item 2.1.3, Páginas 45 e 46.

A Tabela 5.9 apresenta os valores absolutos em microlitros, além dos relativos do total de entrada de fluido (em relação à região pela que mais fluido entrou, que assume o valor 1,0) durante um ciclo, nas seis regiões estudadas, dependendo do carregamento aplicado. Os valores de referência utilizados para calcular o valor relativo são os dos volumes de entrada em cada região analisada para cada tipo de carregamento, apresentados no bloco esquerdo. Em todos os carregamentos, o menor volume foi bombeado pela região de esmalte, o que concorda com o achado clínico de que as lesões afetam maiores volumes de dentina que de esmalte. Para este achado clínico, não deve influir apenas o volume de ácido que circulou, mas também deve influir decisivamente a maior resistência à dissolução que o esmalte apresenta. Esta resistência é maior por dois motivos: sua maior proporção de minerais e o fato de apresentar uma proporção menor da hidroxiapatita carbonatada, mais solúvel (ver seção 2.3.2).

Para o carregamento oblíquo, os quatro elementos da região da superfície externa que foi denominada como “dentina” apresentaram o maior fluxo, tanto na palatina quanto na vestibular. O volume bombeado na região da JED vestibular foi apenas 4% menor, o que se estima que não justificaria a formação de lesão angulada. Já a JED palatina apresentou 14% a menos de volume bombeado que a dentina próxima, o que, segundo se estima, justificaria que, se a lesão chegasse a se formar, ela poderia apresentar formato angulado. Mas vale lembrar que, como o volume máximo absoluto que entra por palatino é aproximadamente metade do que entra por

vestibular, a tendência seria formar uma lesão de severidade menor na região palatina, mesmo que angulada.

É interessante destacar que o carregamento oblíquo, embora tenha apresentado uma tendência menor a produzir lesão do lado da tração, foi apenas nesta condição que apareceu uma tendência provável a formar lesão angulada. Em todos os outros casos a diferença de volume entrante na JED ou na dentina conseguiu alcançar um máximo de 6%, o que parece pouco para conseguir diferença de desmineralização suficiente para formar, no início do processo, uma lesão angulada. Seria interessante comprovar, num outro modelo em que a lesão já tivesse começado a se formar, se a tendência mudaria, por ter mudado também a geometria; ou seja: se seria razoável esperar que, depois de iniciada uma lesão com formato arredondado, a distribuição do líquido entrante evoluísse para mudar o formato para angulado.

Com relação a este ponto, um outro assunto a ser estudado futuramente seria verificar o efeito de um carregamento oblíquo aplicado na vestibular da cúspide vestibular, mas inclinado para empurrar o dente para palatino (que representaria uma mordida cruzada para o pré-molar superior e condição bastante habitual para o inferior). Parece razoável esperar que, perante um carregamento assim, o lado vestibular responda com uma distribuição menos uniforme, por se encontrar submetido a tração; além do mais, poderia se esperar um volume circulante maior (por causa do carregamento ficar aplicado na mesma face em que aparecerá a tração e mais próximo do local em que aparecerá a tração). Ainda seria bom testar carregamento oblíquo na vertente interna da cúspide palatina: espera-se um comportamento semelhante ao verificado neste estudo na região palatina.

Um outro aspecto que também parece importante considerar para prever a severidade da dissolução provocada pelo volume entrante seria se a entrada do líquido ocorreu no começo ou no fim do ciclo. Quando a entrada ocorre no começo do ciclo (região sob tração durante o carregamento oblíquo), uma quantidade de líquido (normalmente igual) tende a ser expelida através do mesmo elemento logo em seguida, ao final do ciclo: isto pode reduzir muito o efeito desmineralizador. Especialmente quando comparado com o caso oposto (resposta de compressão ao carregamento oblíquo), quando o líquido entra no final do ciclo e permanece fazendo seu efeito até ser expulso no próximo ciclo, que pode demorar muito.

A hipótese V, portanto, não pôde ser comprovada neste estudo; mas também não fica definitivamente afastada, pois falta testar, ao menos, um tipo de carregamento. Os diferentes tipos de carregamento avaliados neste estudo seriam capazes de gerar o mesmo tipo de formato de LCNC, arredondado, caso considerarmos que o carregamento oblíquo não chegasse a gerar lesão do lado palatino, por insuficiência de volume bombeado em comparação com o lado vestibular.

Tabela 5.9 - Valores de volumes absolutos de líquido que entra em cada uma das seis regiões estudadas, para cada carregamento

REGIÃO		VOLUME DE ENTRADA ( $\mu\text{L} \times 10^{-5}$ )			VALORES DOS VOLUMES NORMALIZADOS EM RELAÇÃO AO VALOR MÁXIMO (1,0) PARA CADA CARREGAMENTO		
		Carregamento					
		Oblíquo	Long. Cêntrico	Long. Excêntrico	Oblíquo	Long. Cêntrico	Long. Excêntrico
Vestibular	Esmalte	5,0	1,9	4,3	0,52	0,72	0,67
	JED	9,1	2,5	6,3	0,96	0,94	<b>1,0</b>
	Dentina	9,5	2,7	6,3	<b>1,0</b>	<b>1,0</b>	0,98
Palatino	Esmalte	2,1	2,0	1,9	0,35	0,7	0,96
	JED	5,0	2,6	1,9	0,86	0,94	0,95
	Dentina	5,8	2,8	2,0	<b>1,0</b>	<b>1,0</b>	<b>1,0</b>

Fonte: a autora

Legenda: No bloco direito da tabela é apresentada a relação entre volumes, considerando que, se forem muito próximos nas regiões JED e dentina, espera-se que a lesão tenha um formato menos angulado que se forem muito diferentes.

## 6 CONCLUSÕES

Parece lícito concluir, dentro das limitações do estudo, se admitirmos como plausível a teoria de interação entre o fator mecânico e o químico por mecanismo de bombeamento de fluidos circundantes ácidos no desenvolvimento das LCNCs:

1. A partir da análise microestrutural,
  - a) Por não existirem não-linearidades geométricas ou uma tensão (dentro da faixa de valores fisiológicos) a partir da qual variasse a taxa de alteração de volume bombeado em função do aumento de tensão, as LCNCs seriam desenvolvidas com severidade semelhante em casos de altas cargas com baixa frequência ou carga menor com frequência maior, mantida a semelhança de condições ácidas circundantes;
  - b) Por ter encontrado que a variação volumétrica, tanto para dentina quanto para o esmalte, é semelhante tanto sob tensão de tração como de compressão, ambas tensões poderiam estar relacionadas, sem diferenças de responsabilidade, com a formação das LCNCs, como, de fato, se verifica na clínica;
  - c) A dentina intertubular parece ser mais envolvida no processo do bombeamento e dissolução, enquanto, que a peritubular influência menos, o que concorda com achados clínicos de lesões ativas sem sensibilidade e com túbulos obliterados. No esmalte, a região interprismática teria uma maior capacidade de bombear fluidos ácidos e dissolver o tecido começando por ela.
2. A partir da análise poroelástica macroscópica,
  - a) Por não existirem não-linearidades geométricas ou uma tensão (dentro da faixa de valores fisiológicos) a partir da qual variasse a taxa de alteração de volume bombeado em função do aumento de tensão, reforça-se a conclusão da alínea a) do item 1, segundo a qual as LCNCs seriam desenvolvidas com severidade semelhante em casos de pacientes que estão com seus dentes sujeitos a tensões de magnitudes altas por períodos curtos ou poucos ciclos, bem como, os que estão sob baixas tensões mastigatórias por períodos longos ou ciclos mais frequentes;

- b) Por ter encontrado que ambos os tipos de tensão, tração ou compressão, são capazes de estimular o fluxo de fluidos circundantes para o interior do dente na região cervical, conclui-se que ambas seriam capazes de promover a formação de LCNC. As forças oblíquas para vestibular tendem a gerar tensão de compressão e fluxo com o dobro de volume na face vestibular que na palatina, o que é compatível com a maior incidência de LCNC na vestibular, encontrada clinicamente;
- c) O maior volume bombeado no tecido dentinário (JED e dentina situada cervicalmente a ela) concordaria com o achado clínico de que as LCNCs atingem principalmente dentina, preferencialmente ao esmalte.
- d) Por ter encontrado que, nos três carregamentos estudados, os volumes bombeados por JED e dentina foram muito semelhantes, exceto no carregamento oblíquo, em que apareceu entrada de fluido no início do ciclo (e deformação por tração), poderia se prever que a maior parte das lesões seriam de formato arredondado, na vigência de carregamentos semelhantes. É preciso investigar ainda o efeito de outros carregamentos possíveis e compatíveis com situações clínicas.

**REFERÊNCIAS<sup>+++++</sup>**

1. Levitch L, Bader J, Shugars D, Heymann H. Non-carious cervical lesions. *J J Dent.* 1994 Aug;22(4):195-207. doi: 10.1016/0300-5712(94)90107-4.
2. Borcic J, Anic I, Urek M, Ferreri S. The prevalence of non-carious cervical lesions in permanent dentition. *J Oral Rehabil.* 2004 Feb;31(2):117-23. doi: 10.1046/j.0305-182x.2003.01223.x.
3. Telles D, Pegoraro LF. Incidence of noncarious cervical lesions and their relation to the presence of wear facets. *J Esthet Restor Dent.* 2006;18(4):178-83. doi: 10.1111/j.1708-8240.2006.00015.x.
4. Garone Filho W, Silva VA. *Lesões não cariosas: o novo desafio da odontologia.* São Paulo: Santos; 2008.
5. Smith WAJ, Marchan S, Rafeek RN. The prevalence and severity of non-carious cervical lesions in a group of patients attending a university hospital in Trinidad. *J Oral Rehabil.* 2008 Feb;35(2):128-34. doi: doi 10.1111/j.1365-2842.2007.01763.x..
6. Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review. *J Dent.* 2008 Oct;36(10):759-66. doi: 10.1016/j.jdent.2008.06.004.
7. Brandini DA, Trevisan CL, Panzarini SR, Pedrini D. Clinical evaluation of the association between noncarious cervical lesions and occlusal forces. *J Prosthet Dent.* 2012 Nov;108(5):298-303. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60180-2.
8. Bergstrom J, Lavstedt S. An epidemiologic approach to toothbrushing and dental abrasion. *Commun Dent Oral Epidemiol.* 1979 Feb;7(1):57-64. doi: 10.1111/j.1600-0528.1979.tb01186.x.
9. Jakupović S, Anić I, Ajanović M, Korać S, Konjhodžić A, Džanković A, et al. Biomechanics of cervical tooth region and noncarious cervical lesions of different morphology; three-dimensional finite element analysis. *Eur J Dent.* 2016 Jul-Sep; 10(3):413-8. doi: 10.4103/1305-7456.184166.

---

<sup>+++++</sup> De acordo com Estilo Vancouver.

10. Estafan A, Furnari PC, Goldstein G, Hittelman EL. In vivo correlation of noncarious cervical lesions and occlusal wear. *J Prosthet Dent.* 2005 Mar;93(3):221-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.12.012.
11. Ommerborn MA, Schneider C, Giraki M, Schafer R, Singh P, Franz M, et al. In vivo evaluation of noncarious cervical lesions in sleep bruxism subjects. *J Prosthet Dent.* 2007 Aug;98(2):150-8. doi: 10.1016/S0022-3913(07)60048-1.
12. Xhonga FA. Bruxism and its effect on the teeth. *J Oral Rehabil.* 1977 Jan;4(1):65-76. doi: 10.1111/j.1365-2842.1977.tb00967.x.
13. McCoy G. The etiology of gingival erosion. *J Oral Implantol.* 1982;10(3):361-2.
14. Hammadeh M, Rees JS. The erosive susceptibility of cervical versus occlusal enamel. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2001 Mar;9(1):13-7.
15. Senna P, Del Bel Cury A, Rosing C. Non-carious cervical lesions and occlusion: a systematic review of clinical studies. *J Oral Rehabil.* 2012 Jun;39(6):450-62. doi: 10.1111/j.1365-2842.2012.02290.x.
16. Khan F, Young WG, Shahabi S, Daley TJ. Dental cervical lesions associated with occlusal erosion and attrition. *Aust Dent J.* 1999 Sep;44(3):176-86. doi: 10.1111/j.1834-7819.1999.tb00219.x.
17. Bernhardt O, Gesch D, Schwahn C, Mack F, Meyer G, John U, et al. Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. *J Oral Rehabil.* 2006 Jan;33(1):17-25. doi: 10.1111/j.1365-2842.2006.01532.x.
18. Piotrowski BT, Gillette WB, Hancock EB. Examining the prevalence and characteristics of abfractionlike cervical lesions in a population of U.S. veterans. *J Am Dent Assoc.* 2001 Dec;132(12):1694-701. doi: 10.14219/jada.archive.2001.0122.
19. Bartlett DW, Shah P. A critical review of non-carious cervical (wear) lesions and the role of abfraction, erosion, and abrasion. *J Dent Res.* 2006 Apr;85(4):306-12. doi: 10.1177/154405910608500405.
20. Grippo JO, Simring M, Coleman TA. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: a 20-year perspective. *J Esthet Restor Dent.* 2012 Feb;24(1):10-23. doi: 10.1111/j.1708-8240.2011.00487.x.

21. Renson CE, Braden M. Experimental determination of the rigidity modulus, Poisson's ratio and elastic limit in shear of human dentine. *Arch Oral Biol.* 1975 Jan;20(1):43-7. doi: 10.1016/0003-9969(75)90150-8.
  
22. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *J Prosthet Dent.* 1984 Sep;52(3):374-80. doi: 10.1016/0022-3913(84)90448-7.
  
23. Gortner Jr R, Restarski J, Bieri J, McCay C. Factors influencing the destructive effects of acidic beverages on the teeth of white rats and hamsters. *Arch Biochem.* 1945 Dec;8:405-14.
  
24. McClure F, Ruzicka SJ. The destructive effect of citrate vs. lactate ions on rats' molar tooth surfaces, in vivo. *J Dent. Res.* 1946 Feb;25(1):1-12. doi: 10.1177/00220345460250010101.
  
25. Stafne EC, Lovstedt SA. Dissolution of Tooth Substance by Lemon Juice. Acid Beverages and Acids from Some other Sources. *J Am Dent Assoc.* 1947 May;34(9):586-92. doi: 10.14219/jada.archive.1947.0133.
  
26. Elsbury W. Hydrogen-ion concentration and acid erosion of the teeth. *Br Dent J.* 1952;93:177-9
  
27. Larsen MJ. Degrees of saturation with respect to apatites in fruit juices and acidic drinks. *Scand J Dent Res.* 1975 Jan;83(1):13-7. doi: 10.1111/j.1600-0722.1975.tb00413.x.
  
28. Lee WC, Eakle WS. Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years. *J Prosthet Dent.* 1996 May;75(5):487-94. doi: 10.1016/s0022-3913(96)90451-5.
  
29. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent.* 1991 Jan-Feb;3(1):14-9. doi: 10.1111/j.1708-8240.1991.tb00799.x.
  
30. Palamara D, Palamara JE, Tyas MJ, Pintado M, Messer HH. Effect of stress on acid dissolution of enamel. *Dent Mater.* 2001 Mar;17(2):109-15. doi: 10.1016/s0109-5641(00)00047-6.

31. Grippo JO, Chaiyabutr Y, Kois JC. Effects of cyclic fatigue stress-biocorrosion on noncarious cervical lesions. *J Esthet Restor Dent*. 2013;Aug;25(4):265-72. doi: 10.1111/jerd.12024.
  
32. Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. *Eur J Oral Sci*. 2004;112(4):347-52. doi: 10.1111/j.1600-0722.2004.00143.x.
  
33. Leal NMS, Silva JL, Benigno MIM, Bemerguy EA, Meira JBC, Ballester RY. How mechanical stresses modulate enamel demineralization in non-carious cervical lesions? *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017 Feb;66:50-7. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.11.003.
  
34. Ge J, Cui F, Wang X, Feng H. Property variations in the prism and the organic sheath within enamel by nanoindentation. *Biomaterials*. 2005 Jun;26(16):3333-9. doi: 10.1016/j.biomaterials.2004.07.059.
  
35. Balooch M, Habelitz S, Kinney J, Marshall S, Marshall G. Mechanical properties of mineralized collagen fibrils as influenced by demineralization. *J Struct Biol*. 2008 Jun;162(3):404-10. doi: 10.1016/j.jsb.2008.02.010.
  
36. Habelitz S, Marshall GW, Jr., Balooch M, Marshall SJ. Nanoindentation and storage of teeth. *J Biomech*. 2002 Jul;35(7):995-8. doi: 10.1016/s0021-9290(02)00039-8.
  
37. Habelitz S, Marshall S, Marshall G, Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Arch Oral Biol*. 2001 Feb;46(2):173-83. doi: 10.1016/s0003-9969(00)00089-3.
  
38. Nanci A. *Ten Cate's oral histology: development, structure, and function*. St. Louis: Elsevier; 2017.
  
39. Katchburian E, Arana V. *Histologia e embriologia oral*. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2014.
  
40. Chun KJ, Choi H, Lee J. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. *J Dent Biomech*. 2014 Feb 6;5:1758736014520809. doi: 10.1177/1758736014520809.

41. Chai H. On the mechanical properties of tooth enamel under spherical indentation. *Acta Biomater.* 2014 Nov;10(11):4852-60. doi: 10.1016/j.actbio.2014.07.003.
42. He LH, Swain MV. Enamel—a “metallic-like” deformable biocomposite. *Dent.* 2007 May;35(5):431-7. doi: 10.1016/j.jdent.2006.12.002.
43. He LH, Swain MV. Nanoindentation derived stress-strain properties of dental materials. *Dent Mater.* 2007 Jul;23(7):814-21. doi: 10.1016/j.dental.2006.06.017.
44. Fox PG. The Toughness of Tooth Enamel, a Natural Fibrous Composite. *J Mater Sci.* 1980 Dec;15(12):3113-21. doi: 10.1007/Bf00550384.
45. Bodecker C. Local acidity; a cause of dental erosion-abrasion; progress report of the Erosion-Abrasion Committee of the New York Academy of Dentistry. *Ann Dent.* 1945 Sep;4:50-5.
46. Gandara BK, Truelove EL. Diagnosis and management of dental erosion. *J Contemp Dent Pract.* 1999;Nov 15;1(1):16-23
47. Arana Chavez VE. Histologia dos tecidos dentário: esmalte/dentina/polpa [Internet] São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2017 [citado 10 mar. 2020]. Disponível em: [https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/3008766/mod\\_resource/content/1/2\\_SlidesDentinaPolpa-BiomateriaisDiurno1sem2017-pdf.pdf](https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/3008766/mod_resource/content/1/2_SlidesDentinaPolpa-BiomateriaisDiurno1sem2017-pdf.pdf).
48. Blog do Boólogo [Internet] Bdb. [Local desconhecido: casa publicadora desconhecida]; 2011 [citado 10 mar. 2020]. Disponível em: <http://biologosueg2014.blogspot.dk/2011/09/as-alavancas-do-corpo-humano.html>.
49. Smith B, Robb N. The prevalence of toothwear in 1007 dental patients. *J Oral Rehabil.* 1996 Apr;23(4):232-9. doi: 10.1111/j.1365-2842.1996.tb00846.x.
50. Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Tobias TS, Cohen RE. Noncarious cervical lesions and abfractions: a re-evaluation. *J Am Dent Assoc.* 2003 Jul;134(7):845-50. DOI: 10.14219/jada.archive.2003.0282.
51. Sneed WD. Noncarious cervical lesions: why on the facial? A theory. *J Esthet Restor Dent.* 2011 Aug;23(4):197-200. doi: 10.1111/j.1708-8240.2011.00457.x.

52. Miller W. Experiments and observations on the wasting of tooth tissue variously designed as erosion, abrasion, chemical abrasion, denudation, ect.(III). *Dent Cosmos*. 1907;49:225-47.
53. Radentz WH, Barnes GP, Cutright DE. A survey of factors possibly associated with cervical abrasion of tooth surfaces. *J Periodont*. 1976 Mar;47(3):148-54. doi: 10.1902/jop.1976.47.3.148.
54. Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. *J Am Dent Assoc*. 2004 Aug;135(8):1109-18; quiz 63-5. doi: 10.14219/jada.archive.2004.0369.
55. Lussi A. Dental erosion. From diagnosis to therapy. From diagnosis to therapy [Internet]. Basel: Karger; c2006. [citado 10 mar. 2020]. Disponível em: <http://www.albadr.org/www/pdf/library/658.pdf>.
56. Michael J, Townsend G, Greenwood L, Kaidonis J. Abfraction: separating fact from fiction. *Aust Dent J*. 2009 Mar;54(1):2-8. doi: 10.1111/j.1834-7819.2008.01080.x.
57. Shah P, Razavi S, Bartlett DW. The prevalence of cervical tooth wear in patients with bruxism and other causes of wear. *J Prosthodont*. 2009 Jul;18(5):450-4. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00456.x.
58. Romeed SA, Malik R, Dunne SM. Stress analysis of occlusal forces in canine teeth and their role in the development of non-carious cervical lesions: abfraction. *Int J Dent*. 2012;2012:234845. doi: 10.1155/2012/234845.
59. Vandana KL, Deepti M, Shaimaa M, Naveen K, Rajendra D. A finite element study to determine the occurrence of abfraction and displacement due to various occlusal forces and with different alveolar bone height. *J Indian Soc Periodontol*. 2016 Jan-Feb;20(1):12-6. doi: 10.4103/0972-124X.168484.
60. Nguyen C, Ranjitkar S, Kaidonis J, Townsend G. A qualitative assessment of non-carious cervical lesions in extracted human teeth. *Aust Dent J*. 2008 Mar;53(1):46-51. doi: 10.1111/j.1834-7819.2007.00009.x.
61. Hur B, KIM HC, PARK JK, Versluis A. Characteristics of non-carious cervical lesions—an ex vivo study using micro computed tomography. *J Oral Rehabil*. 2011 Jun;38(6):469-74. doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02172.x.

62. Graf H. Bruxism. *Dent Clin North Am.* 1969 Jul;13(3):659-65
63. Raja V, Shoji T. Stress corrosion cracking: theory and practice [Internet]. Oxford: Elsevier; 2011. [citado 19 fev. 2020]. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/book/9781845696733/stress-corrosion-cracking#book-info>.
64. Clough RW. Original formulation of the finite element method. *Finite Elem Anal Des.* 1990 Nov;7(2):89-101. doi: [https://doi.org/10.1016/0168-874X\(90\)90001-U](https://doi.org/10.1016/0168-874X(90)90001-U).
65. Logan DL. A first course in the finite element method. Stamford: Cengage Learning; 2011.
66. Vargas SM. Estimativa das propriedades elásticas do esmalte dentário humano via homogeneização computacional. Juiz de Fora: Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Engenharia Mecânica; 2016.
67. He LH, Swain MV. Nanoindentation derived stress–strain properties of dental materials. *Dent Mater.* 2007 Jul;23(7):814-21. doi: 10.1016/j.dental.2006.06.017.
68. He LH, Swain MV. Contact induced deformation of enamel. *Appl Phys Lett.* 2007;90:171916. doi: <https://doi.org/10.1063/1.2450649>.
69. He LH, Swain MV. Understanding the mechanical behaviour of human enamel from its structural and compositional characteristics. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2008 Jan;1(1):18-29. doi: 10.1016/j.jmbbm.2007.05.001.
70. De Las Casas EB, Cornacchia TP, Gouvêa PH, Cimini Jr CA. Abfraction and anisotropy--effects of prism orientation on stress distribution. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2003 Feb;6(1):65-73. doi: 10.1080/1025584021000043357.
71. Stănuși A, Mercuț V, Scriciu M, Popescu MS, Iacob MMC, Dăguci L, et al. Effects of occlusal loads in the genesis of non-cariou cervical lesions—a finite element study. *Romanian J Oral Rehabil* [Internet]. 2019 Mar [citado 19 fev. 2020];11(1):73-81. Disponível em: <http://www.rjor.ro/effects-of-occlusal-loads-in-the-genesis-of-non-cariou-cervical-lesions-a-finite-element-study/>.
72. Palmer LC, Newcomb CJ, Kaltz SR, Spoerke ED, Stupp SI. Biomimetic systems for hydroxyapatite mineralization inspired by bone and enamel. *Chem Rev.* 2008 Nov;108(11):4754-83. doi: 10.1021/cr8004422.

73. Arola DD, Gao S, Zhang H, Masri R. The tooth: its structure and properties. *Dent Clin North Am.* 2017 Oct;61(4):651-68. doi: 10.1016/j.cden.2017.05.001.

74. Ang SF, Scholz T, Klocke A, Schneider GA. Determination of the elastic/plastic transition of human enamel by nanoindentation. *Dent Mater.* 2009 Nov;25(11):1403-10. doi: 10.1016/j.dental.2009.06.014.

75. Katchburian E, Arana Chavez VE. *Histologia e embriologia oral: texto, atlas, correlações clínicas.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2014.

76. Ryou H, Romberg E, Pashley DH, Tay FR, Arola D. Importance of age on the dynamic mechanical behavior of intertubular and peritubular dentin. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015 Feb;42:229-42. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.11.021.

77. Anusavice KJ. *Phillip's materiais dentários.* 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.

78. Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW, Jr., Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *J Dent Res.* 2015 Jun;94(6):759-67. doi: 10.1177/0022034515577963.

79. Callister WD. *Ciência e engenharia de materiais. Uma introdução.* Rio de Janeiro: LTC; 2012.

80. Yettram A, Wright K, Pickard H. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J Dent Res.* 1976 Nov-Dec;55(6):1004-11. doi: 10.1177/00220345760550060201.

81. Miura J, Maeda Y, Nakai H, Zako M. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. *Dent Mater.* 2009 Jan;25(1):67-73. doi: 10.1016/j.dental.2008.04.015.

82. Moura MdS. *Elaboração de uma ferramenta computacional para modelagem de próteses e ossos através da proelasticidade acoplada.* Campinas: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica; 2007

83. Biot MA, Temple G. Theory of finite deformations of porous solids. *Indiana Univ Math J.* 1972 Jan;21(7):597-620.

84. Biot MA. Quadratic wave equation - flood waves in a channel with quadratic friction. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 1935 Jul;21(7):436-43. doi: 10.1073/pnas.21.7.436.
85. Lehman M. Tensile strength of human dentin. *J Dent Res*. Jan-Feb 1967;46(1):197-201. doi: 10.1177/00220345670460011001.
86. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater*. 2004 May;20(4):322-9. doi: 10.1016/S0109-5641(03)00110-6.
87. Bowen R, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc*. 1962 Mar;64:378-87. doi: 10.14219/jada.archive.1962.0090.
88. Lertchirakarn V, Palamara J, Messer H. Anisotropy of tensile strength of root dentin. *J Dent Res*. 2001 Feb;80(2):453-6. doi: 10.1177/00220345010800021001.
89. Carvalho RM, Fernandes CA, Villanueva R, Wang L, Pashley DH. Tensile strength of human dentin as a function of tubule orientation and density. *J Adhes Dent*. Winter 2001;3(4):309-14.
90. Fuentes V, Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH. Tensile strength and microhardness of treated human dentin. *Dent Mater*. 2004 Jul;20(6):522-9. doi: 10.1016/j.dental.2003.05.005.
91. Sano H, Ciucchi B, Matthews W, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *Dent Res*. 1994 Jun;73(6):1205-11. doi: 10.1177/00220345940730061201.
92. Staninec M, Marshall GW, Hilton JF, Pashley DH, Gansky SA, Marshall SJ, et al. Ultimate tensile strength of dentin: evidence for a damage mechanics approach to dentin failure. *J Biomed Mater Res*. 2002;63(3):342-5. doi: 10.1002/jbm.10230.
93. Takatsu T, Hosoda H. Microporous dentin zone beneath resinimpregnated layer. *Oper Dent*. Mar-Apr 1994;19(2):59-64.

94. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Russell C, Pashley DH. Tensile properties of resin-infiltrated demineralized human dentin. *J Dent Res*. 1995 Apr;74(4):1093-102. doi: 10.1177/00220345950740041001.
95. Zaytsev D, Ivashov AS, Mandra JV, Panfilov P. On the deformation behavior of human dentin under compression and bending. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014 Aug 1;41:83-90. doi: 10.1016/j.msec.2014.04.046.
96. Toparli M, Koksall N. Hardness and yield strength of dentin from simulated nano-indentation tests. *Comput Methods Programs Biomed*. 2005 Mar;77(3):253-7. doi: 10.1016/j.cmpb.2004.11.003.
97. Watts D, El Mowafy O, Grant A. Temperature-dependence of compressive properties of human dentin. *J Dent Res*. 1987 Jan;66(1):29-32. doi: 10.1177/00220345870660010601.
98. Craig R, Peyton F. Elastic and mechanical properties of human dentin. *Dent Res*. 1958 Aug;37(4):710-8. doi: 10.1177/00220345580370041801.
99. Stanford JW, Paffenbarger G, Kumpula JW, Sweeney W. Determination of some compressive properties of human enamel and dentin. *J Am Dent Assoc*. 1958 Oct;57(4):487-95. doi: 10.14219/jada.archive.1958.0194.
100. Rodriguez-Lorenzo L, Vallet-Regi M, Ferreira J. Colloidal processing of hydroxyapatite. *Biomaterials*. 2001 Jul;22(13):1847-52. doi: 10.1016/s0142-9612(00)00366-5.
101. Urabe I, Nakajima S, Sano H, Tagami J. Physical properties of the dentin-enamel junction region. *Am J Dent*. 2000 Jun;13(3):129-35.
102. Stanford JW, Weigel KV, Paffenbarger GC, Sweeney W. Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials. *J Am Dent Assoc*. 1960 Jun;60:746-56. doi: 10.14219/jada.archive.1960.0258.
103. Dowd F, Watson E, Suddick R, Lazzari E. *Handbook of experimental aspects of oral biochemistry*. Boca Raton: CRC Press; 1983.
104. Madeira CM. *Anatomia do dente*. São Paulo: Sarvier; 1997.

105. Cuy JL, Mann AB, Livi KJ, Teaford MF, Weihs TP. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. *Arch Oral Biol.* 2002 Apr;47(4):281-91. doi: 10.1016/s0003-9969(02)00006-7.
106. Ching W, Rulis P, Misra A. Ab initio elastic properties and tensile strength of crystalline hydroxyapatite. *Acta Biomater.* 2009 Oct;5(8):3067-75. doi: 10.1016/j.actbio.2009.04.030.
107. Fine RA, Millero FJ. Compressibility of water as a function of temperature and pressure. *J. Chem. Phys.* 1973;59(10):5529. doi: <https://doi.org/10.1063/1.1679903>.
108. Kinney J, Balooch M, Marshall G, Marshall S. A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. *Arch Oral Biol.* 1999 Oct;44(10):813-22. doi: 10.1016/s0003-9969(99)00080-1.
109. Pashley DH. The influence of dentin permeability and pulpal blood flow on pulpal solute concentrations. *J Endod.* 1979 Dec;5(12):355-61. doi: 10.1016/S0099-2399(79)80060-6.
110. Keilig L, Drolshagen M, Tran K, Hasan I, Reimann S, Deschner J, et al. In vivo measurements and numerical analysis of the biomechanical characteristics of the human periodontal ligament. *Ann Anat.* 2016 Jul;206:80-8. doi: 10.1016/j.aanat.2015.08.004.
111. Qian H, Chen J, Katona TR. The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001 Sep;120(3):272-9. doi: 10.1067/mod.2001.116085.
112. Wei Z, Yu X, Xu X, Chen X. Experiment and hydro-mechanical coupling simulation study on the human periodontal ligament. *Comput Methods Programs Biomed.* 2014 Mar;113(3):749-56. doi: 10.1016/j.cmpb.2013.12.011.
113. Bergomi M, Cugnoni J, Galli M, Botsis J, Belser UC, Wiskott HA. Hydro-mechanical coupling in the periodontal ligament: A porohyperelastic finite element model. *J Biomech.* 2011 Jan 4;44(1):34-8. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.08.019.
114. Lacroix D, Prendergast P. A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing: analysis of gap size and loading. *J Biomech.* 2002 Sep;35(9):1163-71. doi: 10.1016/s0021-9290(02)00086-6.

115. Pereira AF, Shefelbine SJ. The influence of load repetition in bone mechanotransduction using poroelastic finite-element models: the impact of permeability. *Biomech Model Mechanobiol.* 2014 Jan;13(1):215-25. doi: 10.1007/s10237-013-0498-8.
116. Claes LE, Heigele CA, Neidlinger-Wilke C, Kaspar D, Seidl W, Margevicius KJ, et al. Effects of mechanical factors on the fracture healing process. *Clin Orthop Relat Res.* 1998 Oct;(355 Suppl):S132-47. doi: 10.1097/00003086-199810001-00015.
117. Cowin SC. Bone poroelasticity. *J Biomech.* 1999 Mar;32(3):217-38. doi: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00161-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00161-4).
118. Daish C, Blanchard R, Gulati K, Losic D, Findlay D, Harvie D, et al. Estimation of anisotropic permeability in trabecular bone based on microCT imaging and pore-scale fluid dynamics simulations. *Bone Rep.* 2016 Dec 16;6:129-139. doi: 10.1016/j.bonr.2016.12.002.
119. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. *J Dent.* 1994 Aug;22(4):195-207. doi: 10.1016/0300-5712(94)90107-4.
120. Jakupovic S, Vukovic A, Korac S, Tahmiscija I, Bajsman A. The prevalence, distribution and expression of noncarious cervical lesions (NCCL) in permanent dentition. *Materia Socio-Medica.* 2010;22(4):200.
121. Darcy HPG. *Les Fontaines publiques de la ville de Dijon. Exposition et application des principes à suivre et des formules à employer dans les questions de distribution d'eau.* Paris: Victor Dalamont; 1856.

APÊNDICE A – Equações que descrevem o modelo mecânico elástico linear

A tensão é definida como uma força por unidade de área e sua unidade é MPa (no sistema internacional de unidades) de acordo com a Equação A-1.

$$\sigma = F/A \quad \text{Equação A-1}$$

Onde,  $\sigma$  é tensão,  $F$  é a força aplicada e  $A$  é área do plano de secção transversal (do material) onde a força foi aplicada.

A deformação (adimensional) é definida como o efeito da tensão em um material, relacionando-se à alteração nas dimensões originais do material e é expressa como a variação do comprimento inicial, vista na Equação A-2.

$$\varepsilon = \Delta L/L_i \quad \text{Equação A-2}$$

Onde,  $\varepsilon$  é a deformação,  $\Delta L$  é a variação de comprimento (comprimento final menos o inicial:  $L - L_i$ ) e  $L_i$  é o comprimento inicial.

Na fase elástica de um ensaio de tração é obtido o módulo de elasticidade ( $E$ ) do material. O  $E$  de um material mede a sua rigidez. Ou seja, quanto maior o valor de  $E$ , maior será a tensão necessária para deformá-lo. Este módulo se dá pela relação linear entre tensão e deformação, que pode ser obtido pela curva entre essas duas variáveis e traduzidas na equação da lei de Hooke que, para o caso unidimensional, se descreve como:

$$E = \sigma/\varepsilon \quad \text{Equação A-3}$$

Outra propriedade importante é o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ). É uma medida de proporção entre a deformação transversal ( $\varepsilon$  (trans)) e a deformação longitudinal ( $\varepsilon$  (long)) que acontece em um material quando este está sendo tracionado ou comprimido, visto na Equação A-4.

$$\nu = -\varepsilon \text{ (trans)}/\varepsilon \text{ (long)} \quad \text{Equação A-4}$$

O módulo de Young e o coeficiente de Poisson podem ser relacionados de modo a obter o módulo volumétrico ( $K$ ), é um parâmetro que descreve a elasticidade volumétrica, ou seja, a tendência de um material em se deformar em todas as direções quando uniformemente carregado em todas as direções (hidrostaticamente), Equação A-5.

$$E = 3K(1 - 2\nu) \quad \text{Equação A-5}$$

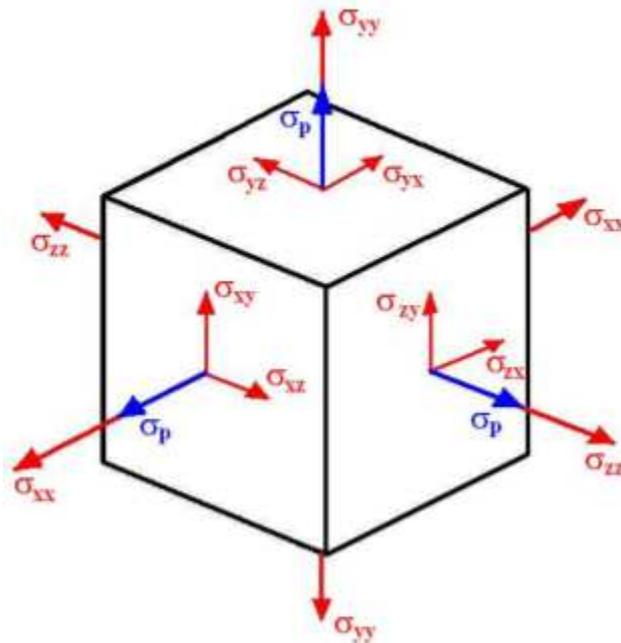


APÊNDICE B – Equações que descrevem o modelo mecânico poroelástico

### Equações de equilíbrio da fase sólida

Considera-se um elemento infinitesimal sujeito às tensões conforme a teoria da elasticidade clássica tridimensional, com o tensor de tensões original, na teoria de Biot. Portanto, as tensões axiais são representadas por  $\sigma_{xx}$ ,  $\sigma_{yy}$ ,  $\sigma_{zz}$ , e as tensões de cisalhamento por  $\sigma_{xy}$ ,  $\sigma_{xz}$ ,  $\sigma_{yz}$ , e as tensões  $\sigma_p$  são aquelas geradas pela pressão no modelo poroelástico, representadas no Apêndice B1.

APÊNDICE B1 - Todos os componentes da tensão em um sólido



Fonte: (82)

Aplicam-se as condições de equilíbrio do sistema e desprezam-se as forças de volume. Admite-se a teoria da elasticidade com o tensor de deformações  $\varepsilon_{ij}$  clássico. Aplica-se o modelo de mecânica clássica no sistema, incluindo a derivação em torno da variável principal que é o deslocamento e obtém-se a lei de Hooke.  $E$  é o módulo de elasticidade ou coeficiente de Young,  $G$  o módulo de elasticidade transversal ou cisalhamento e  $\nu$  o coeficiente de Poisson, todos referentes a parte sólida. A relação entre  $E$ ,  $G$  e  $\nu$  é:

$$E = 2G(1 + \nu) \quad \text{Equação B-1}$$

A pressão hidrostática  $p$  é acrescida nos poros. As tensões elásticas foram relacionadas com a pressão, pela variável  $\zeta$ :

$$\zeta = a_1\sigma_{xx} + a_2\sigma_{yy} + a_3\sigma_{zz} + a_4\sigma_{xy} + a_5\sigma_{xz} + a_6\sigma_{yz} + a_7p \quad \text{Equação B-2}$$

Admite-se que o material é isotrópico:

$$\zeta = \frac{1}{3H} (\sigma_{xx} + \sigma_{yy} + \sigma_{zz}) + \frac{p}{R} \quad \text{Equação B-3}$$

sendo  $R$  uma constante física poroelástica definida para balanceamento das equações de tensão e pressão.

Ao inserir a Equação B-3 na Equação B-2, e reescrevendo em termos de tensão na lei de Hooke, aparece um coeficiente poroelástico,  $\alpha$ , de Biot, que relaciona os estados sólido e fluido através dos coeficientes de acoplamento  $e$ , com a pressão, dá a tensão provocada pelo fluido no sistema poroso. O coeficiente tem unidade adimensional e pode ser representado das formas a seguir:

$$\alpha = \frac{K}{H} \quad \text{Equação B-4}$$

$$\alpha = 1 - \frac{K}{K_u} = 1 - \frac{k}{k_u} \quad \text{Equação B-5}$$

$$\alpha^2 = \frac{2G(\nu_u - \nu)}{Q(1 - 2\nu_u)(1 - 2\nu)} \quad \text{Equação B-6}$$

Sendo  $Q$  a constante poroelástica que representa a variação das propriedades transversais e longitudinais de um sistema sujeito a carregamento e o acoplamento destes com as porções sólida e fluida. O coeficiente de Poisson drenado ( $\nu$ ) representa a relação entre as deformações transversais e longitudinais de um corpo submetido a um carregamento. Da mesma forma, o coeficiente de Poisson não-drenado ( $\nu_u$ ) tem a mesma representação, mas para este, não se permite que o fluxo vá para fora do volume de controle.

$K$  é o módulo de deformação volumétrica drenado que representa a capacidade que um sólido poroso tem de variar seu volume, quando submetido a um carregamento, estando em um meio saturado e se relaciona com o módulo de elasticidade transversal da seguinte forma:

$$K = \frac{2G(1 + \nu)}{3(1 - 2\nu)} \quad \text{Equação B-7}$$

O coeficiente  $K_u$  representa a capacidade de um sólido variar sua deformação volumétrica, mas para este caso, o sólido não está em um ambiente saturado, e sim, como um sólido independente:

$$K_u = \frac{1}{\frac{1}{K} - \frac{1}{H}} \quad \text{Equação B-8}$$

$$K_u = \frac{K}{1 - \alpha B} \quad \text{Equação B-9}$$

Através das simplificações para reescrever em termos de tensão na lei de Hooke, a relação entre os coeficientes poroelásticos pode-se dar por:

$$H = \frac{2(1+\nu)G}{(1-2\nu)3\alpha} \quad \text{Equação B-10}$$

$$\zeta = \alpha e + \frac{p}{Q} \quad \text{Equação B-11}$$

No qual,  $e$  é a deformação volumétrica:

$$e = \varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy} + \varepsilon_{zz} \quad \text{Equação B-12}$$

Com isso, as constantes poroelásticas seguem a seguinte relação:

$$\frac{1}{Q} = \frac{1}{R} - \frac{\alpha}{H} \quad \text{Equação B-13}$$

Percebe-se que a simplificação em termos de tensão na lei de Hooke pode ser mais uma vez simplificada:

$$\sigma_i^t = \sigma_i' - \alpha p_i \quad \text{Equação B-14}$$

onde  $\sigma_i^t$  são as componentes do tensor de tensão total e  $\sigma_i'$  as componentes do tensor de tensão da parte elástica.

A forma geral das tensões para o problema poroelástico são dadas pela Equação B-14, o termo de tensão elástica representa as tensões geradas na porção sólida e o termo  $\alpha p$ , as tensões da porção fluida. O termo de tensões de pressão  $\sigma_p$  do Apêndice B1 é igual ao termo  $\alpha p$ .

Considerando os termos das condições de equilíbrio do sistema, que foram desprezadas as forças de volume, e aplicando na lei de Hooke com o termo poroelástico  $\alpha$ , posteriormente, aplicando nos termos das deformações, fazendo mais simplificações e aplicando a Equação B-12 tem-se um novo sistema em função dos deslocamentos e das pressões e após outras simplificações, têm-se:

$$G\nabla^2 u + \frac{G}{1-2\nu} \frac{\partial e}{\partial x} - \alpha \frac{\partial p}{\partial x} = 0, \quad G\nabla^2 v + \frac{G}{1-2\nu} \frac{\partial e}{\partial x} - \alpha \frac{\partial p}{\partial y} = 0, \quad G\nabla^2 w + \frac{G}{1-2\nu} \frac{\partial e}{\partial x} - \alpha \frac{\partial p}{\partial z} = 0$$

Equação B-15

## Equações de equilíbrio da fase fluida

O sistema de equação da Equação B-15 tem 3 equações e 4 incógnitas, por isso, a solução destas equações tornam-se viáveis considerando-se um fluxo de fluido no meio poroso, segundo a Lei de Darcy (121), que diz que existem variáveis de velocidade  $V_x, V_y$  e  $V_z$  que definidas no volume de controle de um cubo fluido, se desloca em um espaço de tempo e através de uma seção, perpendicular as direções principais deste cubo. Estas variáveis podem se relacionar com a pressão no sistema:

$$V_x = -\kappa \frac{\partial p}{\partial x}, \quad V_y = -\kappa \frac{\partial p}{\partial y}, \quad V_z = -\kappa \frac{\partial p}{\partial z} \quad \text{Equação B-16}$$

$\kappa$  é o coeficiente de permeabilidade:

$$\kappa = \frac{k}{\mu} \quad \text{Equação B-17}$$

Onde,  $k$  é a constante de permeabilidade de Darcy, unidade  $m^2$  e  $\mu$  a viscosidade do fluido, unidade  $Pa.s$ . Assumindo que o fluido é incompressível, tem-se que a razão de fluido contido no elemento sólido será igual ao volume de fluido entrando pela superfície deste elemento:

$$\frac{\partial \zeta}{\partial t} = \frac{\partial V_x}{\partial x} - \frac{\partial V_y}{\partial y} - \frac{\partial V_z}{\partial z} \quad \text{Equação B-18}$$

Fazendo-se as simplificações necessárias e aplicando a equação da lei de Hooke e a Equação B-16 na Equação B-18 tem-se a equação governante da fase fluida, que é dependente do tempo e dos deslocamentos:

$$\kappa \nabla^2 p = \alpha \frac{\partial e}{\partial t} + \frac{1}{q} \frac{\partial p}{\partial t} \quad \text{Equação B-19}$$

As equações que regem o problema mecânico poroelástico são expressas pelas Equação B-15 e Equação B-19, que representam o comportamento transiente de um meio poroelástico saturado de fluido incompressível. Com isso, tem-se quatro equações e quatro incógnitas, e o problema pode ser resolvido.

## Constantes necessárias para a formulação poroelástica

Serão apresentadas algumas constantes relacionadas ao problema poroelástico que, não aparecem de forma explícita, mas devem ser considera. O

software Abaqus, que utiliza MEF para resolução das equações, utilizam essas constantes.

Coeficiente de compressibilidade ( $B$ ): grandeza adimensional, representa a relação entre uma variação de pressão do poro e a variação de tensão hidrostática total na amostra, sob condição não drenada. Para  $B$  igual a zero o fluido dos poros é totalmente compressível.

$$B = -\frac{\delta p}{\delta \sigma^r} \quad \text{Equação B-20}$$

$$B = \frac{3(\nu_u - \nu)}{\alpha(1 + \nu_u)(1 - 2\nu)} \quad \text{Equação B-21}$$

Compressibilidades ( $k$ ) e ( $k_u$ ): Os parâmetros de compressibilidade de um sistema sólido, saturado e não saturado são dados pelos inversos dos módulos de deformação volumétrica. Eles indicam a capacidade que um sólido tem de se comprimido. Sua unidade é a área por unidade de força.

$$k = \frac{1}{K} \quad \text{Equação B-22}$$

$$k_u = \frac{1}{K_u} \quad \text{Equação B-23}$$

Porosidade do material ( $\phi$ ): é um fator que influencia diretamente na proporção da quantidade de fluido presente nos poros e a capacidade de resistência deste. Os materiais mais porosos tendem a ser mais quebradiços e ter baixa resistência, em contrapartida se o fluido tem alta viscosidade esta relação diminui. Sua grandeza é adimensional.

$$\phi = \frac{V_f}{V_f + V_s} \quad \text{Equação B-24}$$

Onde,  $V_f$  é o volume do fluido e  $V_s$  é o volume do sólido.

Conteúdo de fluido ( $\gamma'$ ): o coeficiente do conteúdo de fluido que entra no meio poroso por unidade de pressão é  $\gamma'$ , sua relação é importante quanto a compreensão de como o fluido preenche os espaços nos poros e como o fluido deixa o sistema.

$$\gamma' = \frac{\phi(\varepsilon - E)}{p} = \frac{\zeta}{p} \quad \text{Equação B-25}$$

onde,  $\varepsilon$  é a deformação da fase sólida,  $E$  da fase fluida,  $\zeta$  é a variação da quantidade de fluido e  $p$  a pressão nos poros.

Coeficiente de Lamé ( $\lambda$ ): tem unidade de tensão e representa a relação entre o módulo de elasticidade transversal e o módulo de Poisson drenado.

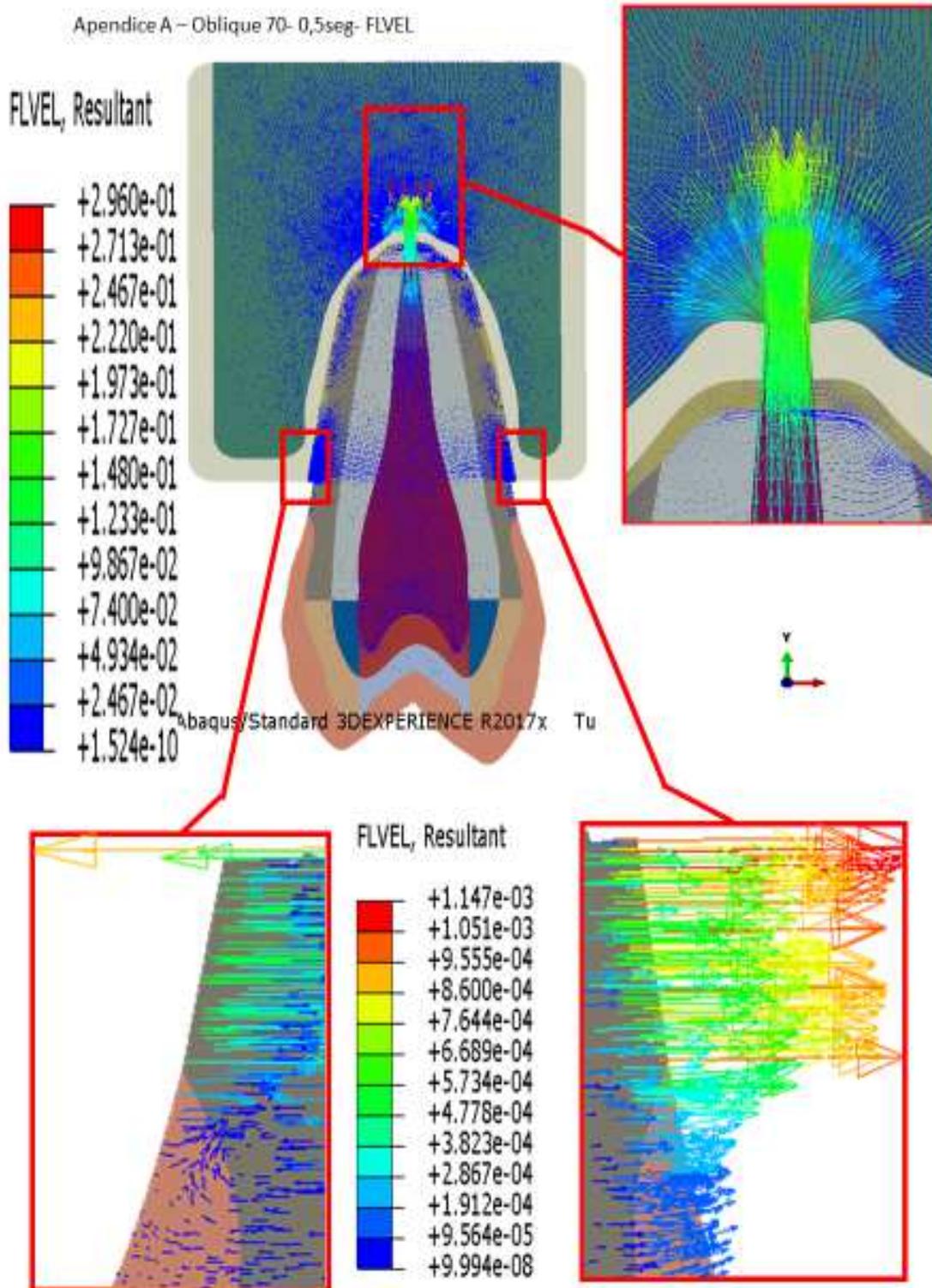
$$\lambda = \frac{2G\nu}{1 - 2\nu} \quad \text{Equação B-26.}$$



APÊNDICE C – Mapas de cores das variáveis FLVEL e tensão principal máxima ABS para o modelo completo do dente sob três carregamentos diferentes

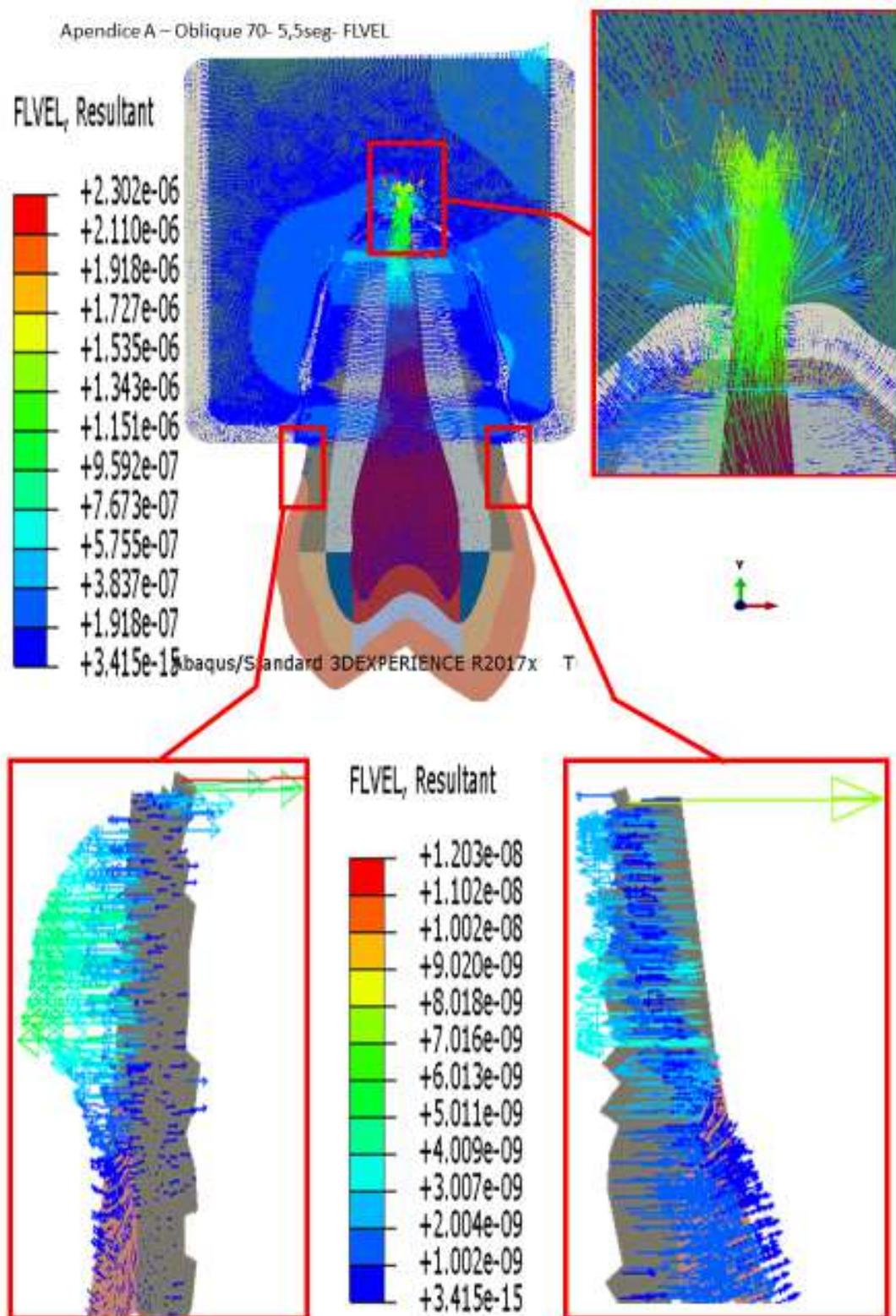
Nesta etapa foram adicionados os mapas de cores referentes às variáveis FLVEL ( $\frac{mm}{s}$ ) e Tensão máxima principal ABS - MPa (valores positivos da legenda indicam tensão de tração e valores negativos, tensão de compressão) para os três carregamentos distintos (força oblíqua, força longitudinal cêntrica e força longitudinal excêntrica) de três tempos diferentes do ciclo de carga ( $t = 0,5$  seg,  $t = 5,5$  seg e  $t = 6$  seg), (4.5.2, na página 95) como material de apoio. Para todas as figuras, as duas imagens referentes a região cervical, referentes a ampliação do modelo completo, também tiveram sua legenda, com suas faixas de valores ampliadas.

APÊNDICE C1 - Mapa de cor da variável FLVEL ( $\frac{mm}{s}$ ) para o carregamento oblíquo em  $t = 0,5$  seg, para as regiões indicadas na figura



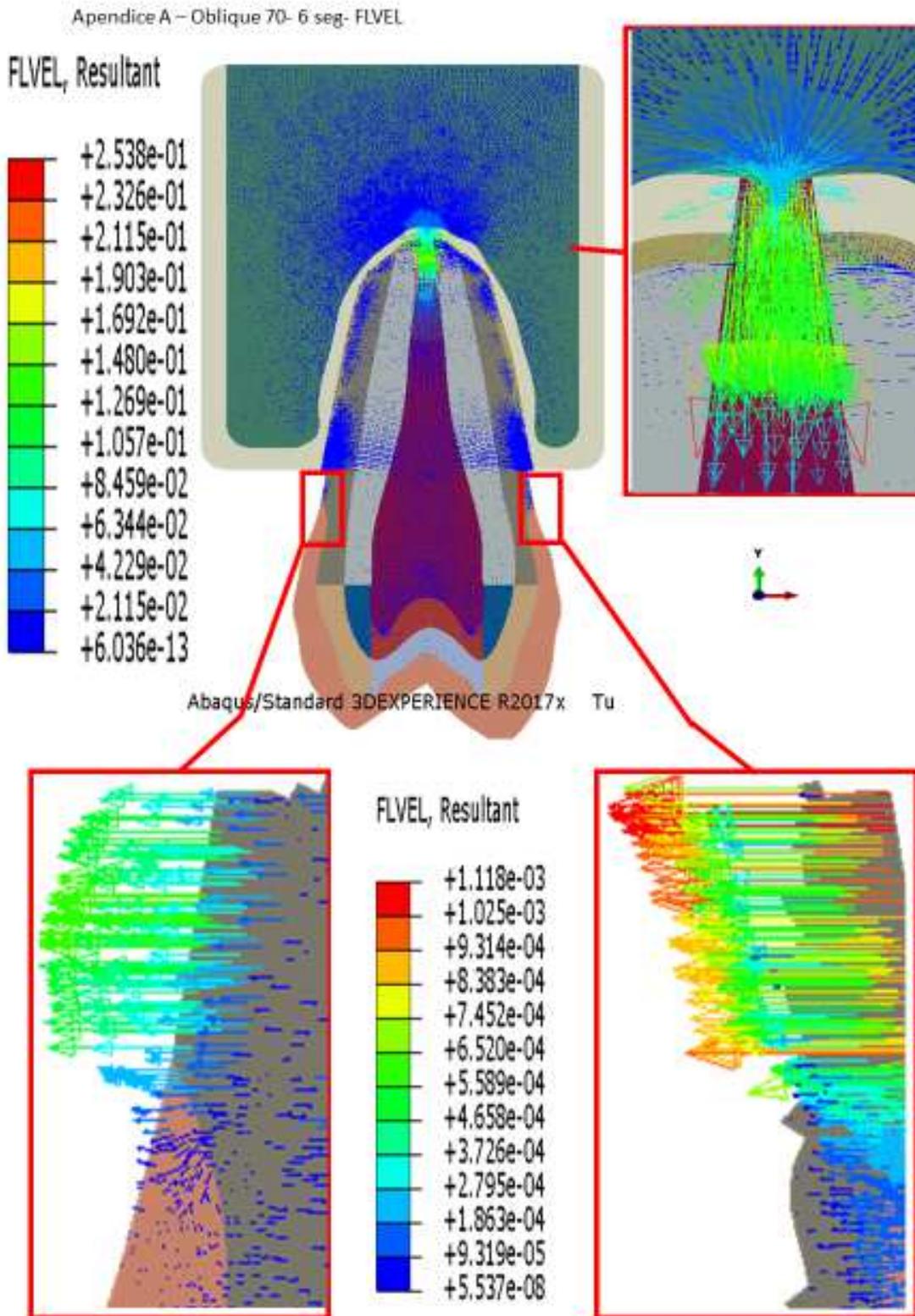
Fonte: a autora

APÊNDICE C2 - Mapa de cor da variável FLVEL ( $\frac{mm}{s}$ ) para o carregamento oblíquo em  $t = 5,5$  seg, para as regiões indicadas na figura



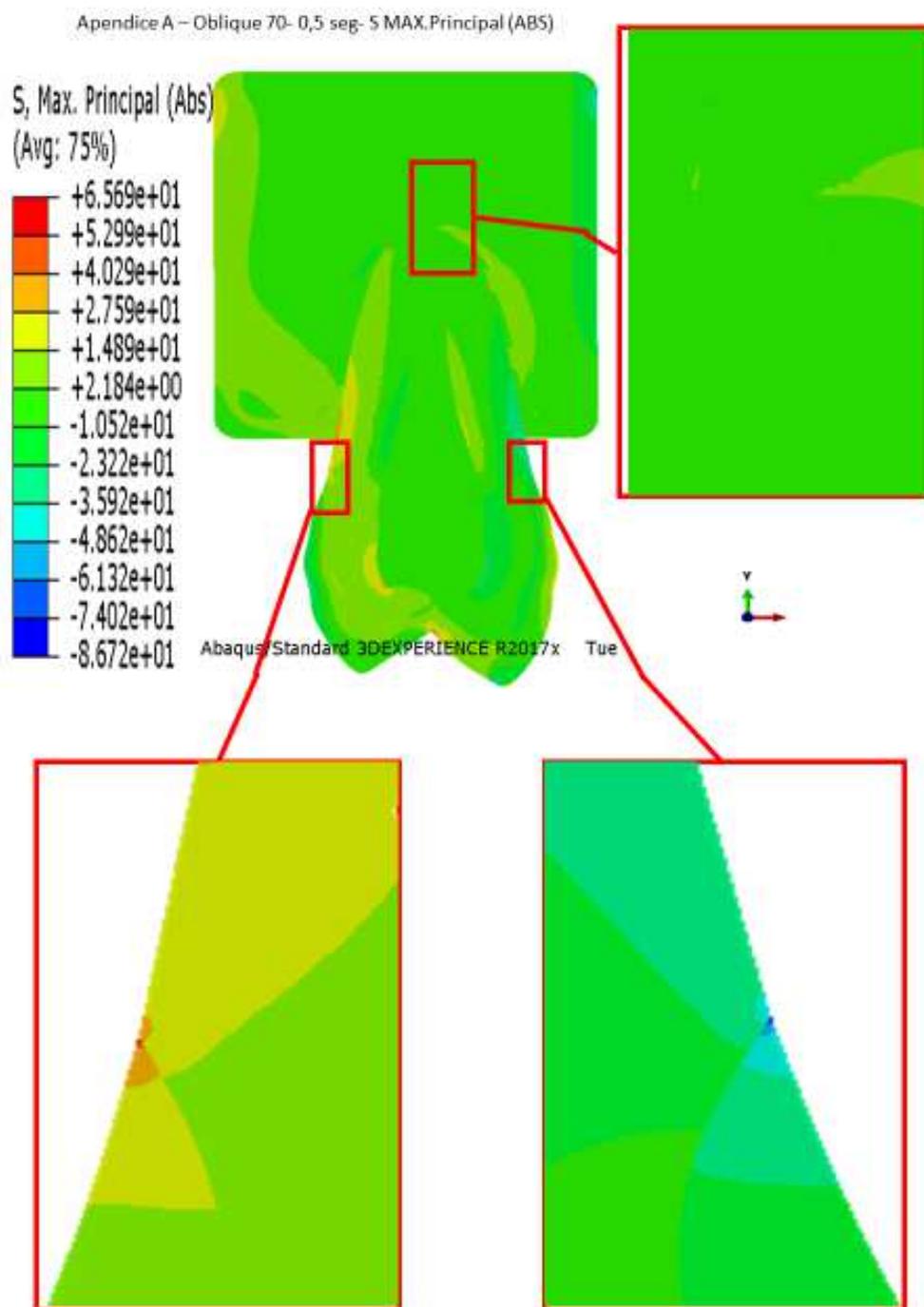
Fonte: a autora

APÊNDICE C3 - Mapa de cor da variável FLVEL ( $\frac{mm}{s}$ ) para o carregamento oblíquo em t = 6 seg, para as regiões indicadas na figura



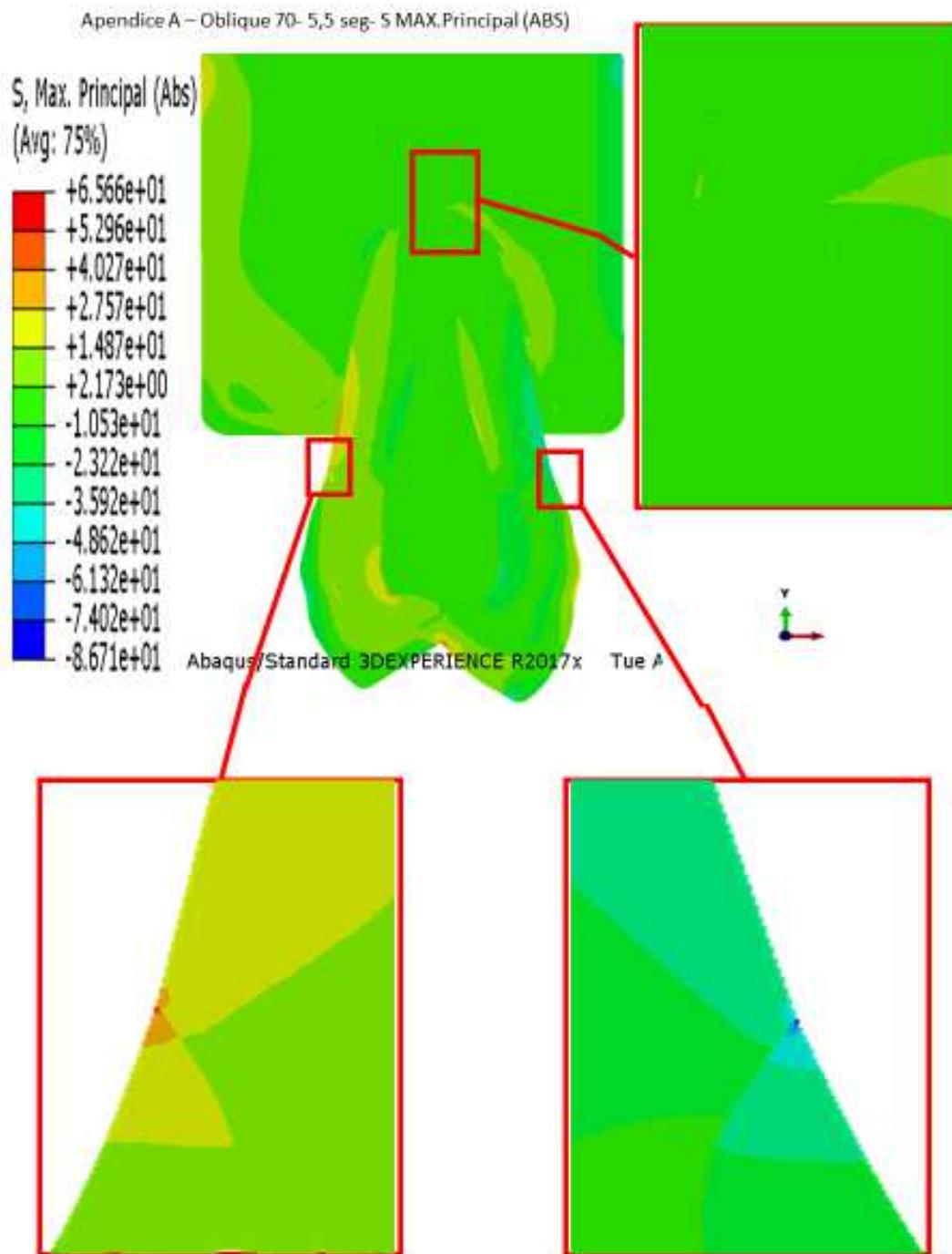
Fonte: a autora

APÊNDICE C4 - Mapa de cor da variável Tensão máxima principal (ABS) para o carregamento oblíquo em  $t = 0,5$  seg, para as regiões indicadas na figura



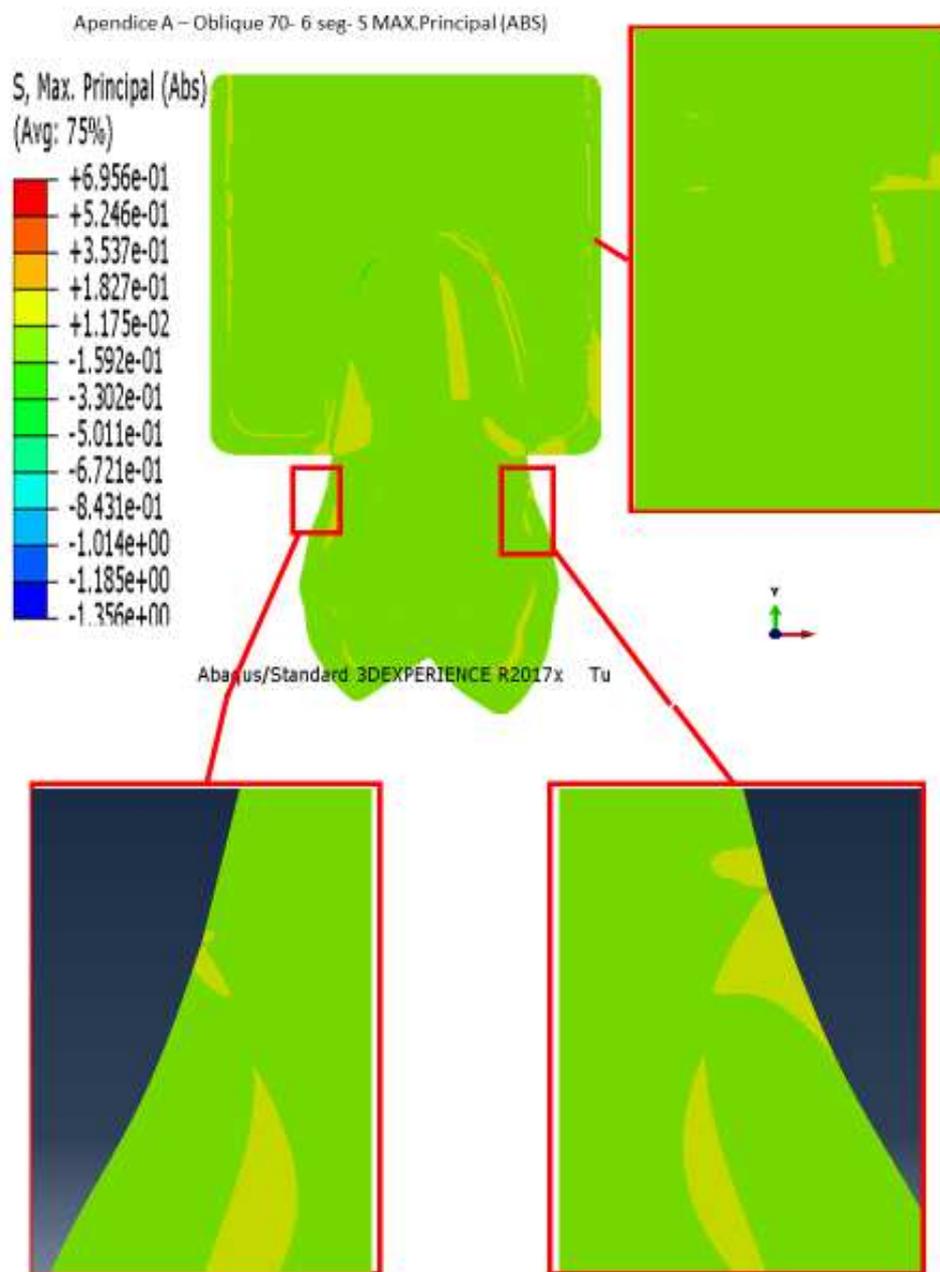
Fonte: a autora

APÊNDICE C5 - Mapa de cor da variável Tensão máxima principal (ABS) para o carregamento oblíquo em  $t = 5,5$  seg, para as regiões indicadas na figura



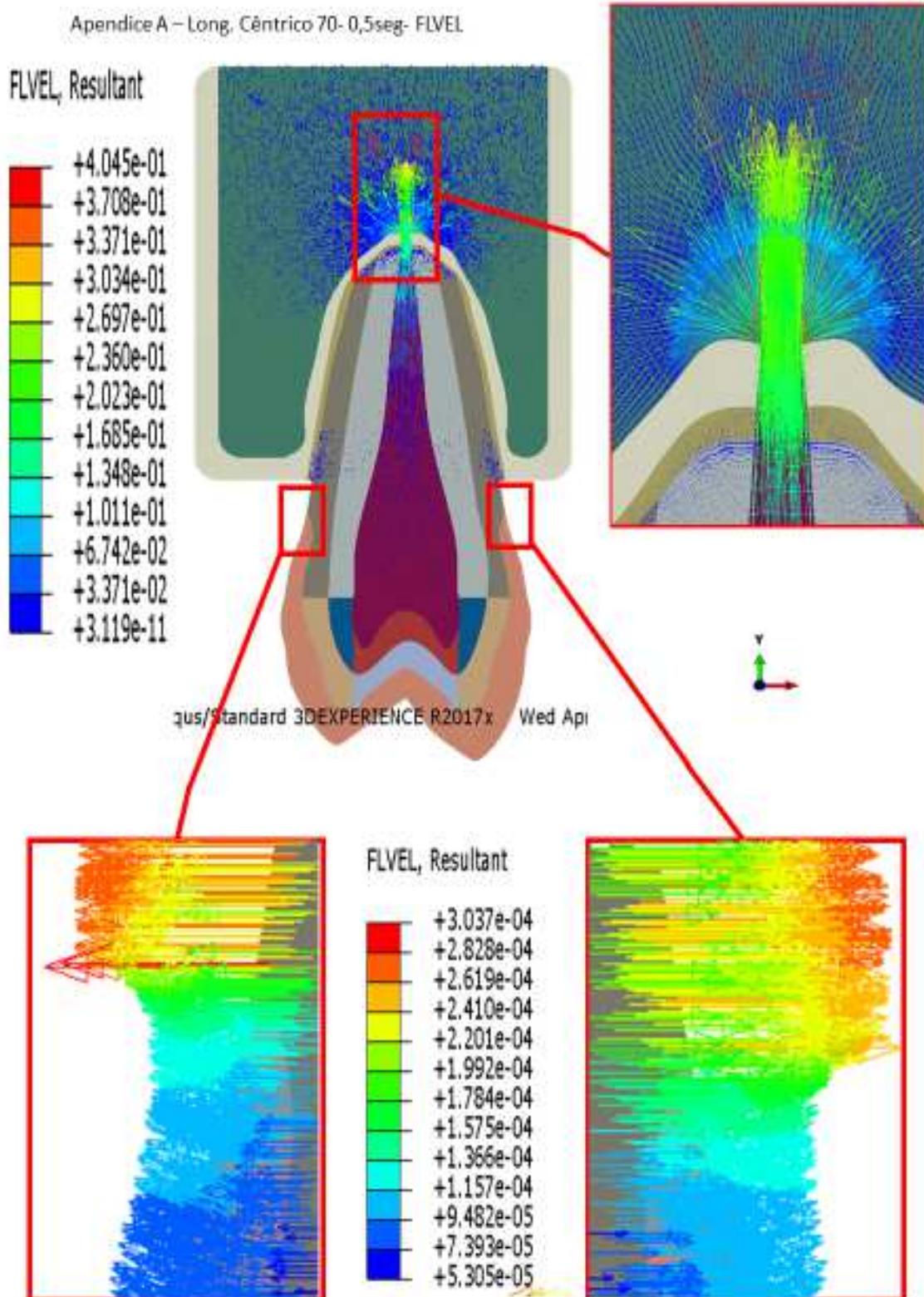
Fonte: a autora

APÊNDICE C6 - Mapa de cor da variável Tensão máxima principal (ABS) para o carregamento oblíquo em  $t = 6$  seg, para as regiões indicadas na figura



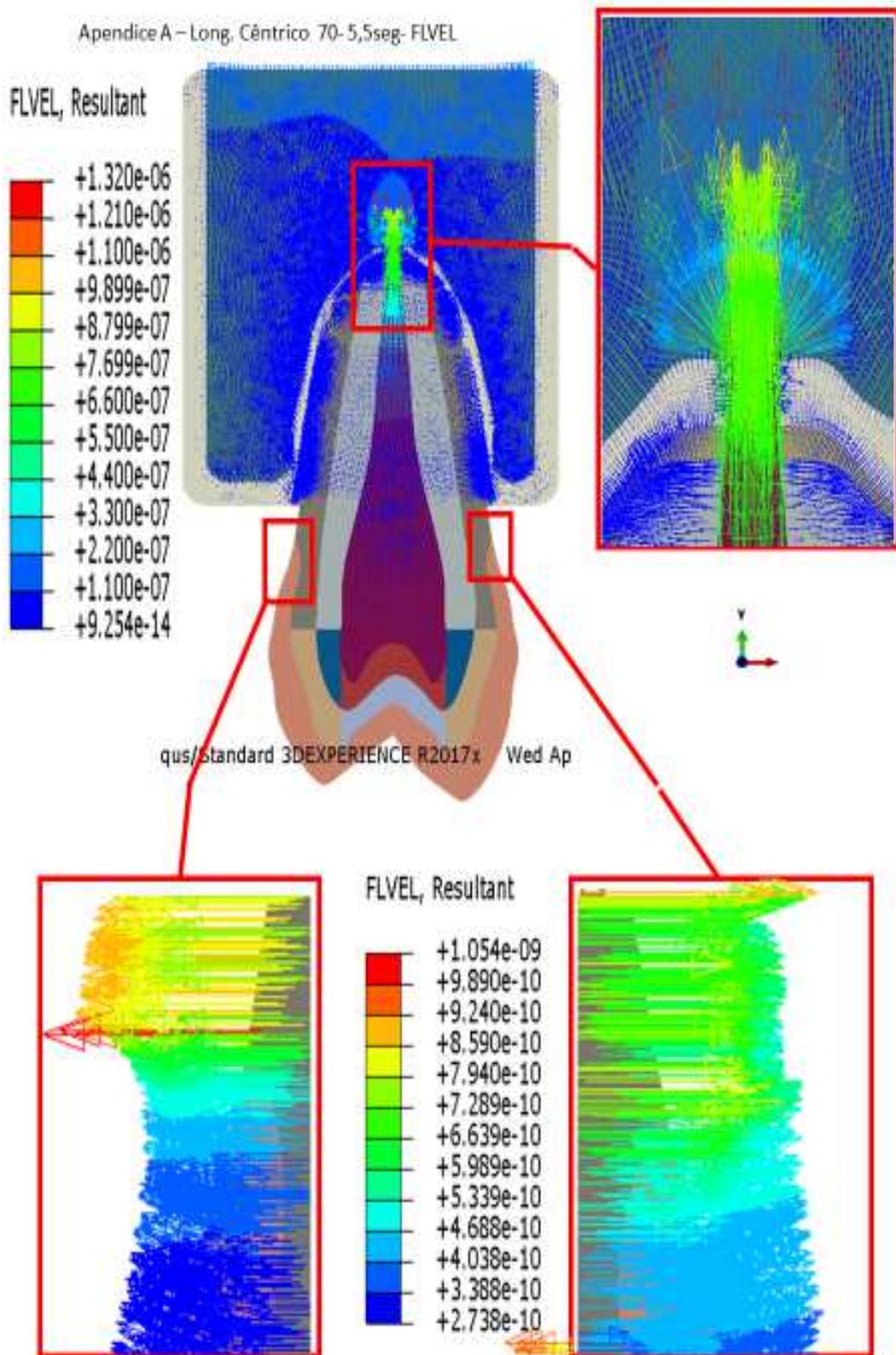
Fonte: a autora

APÊNDICE C7 - Mapa de cor da variável FLVEL ( $\frac{mm}{s}$ ) para o carregamento longitudinal cêntrico em t = 0,5 seg, para as regiões indicadas na figura



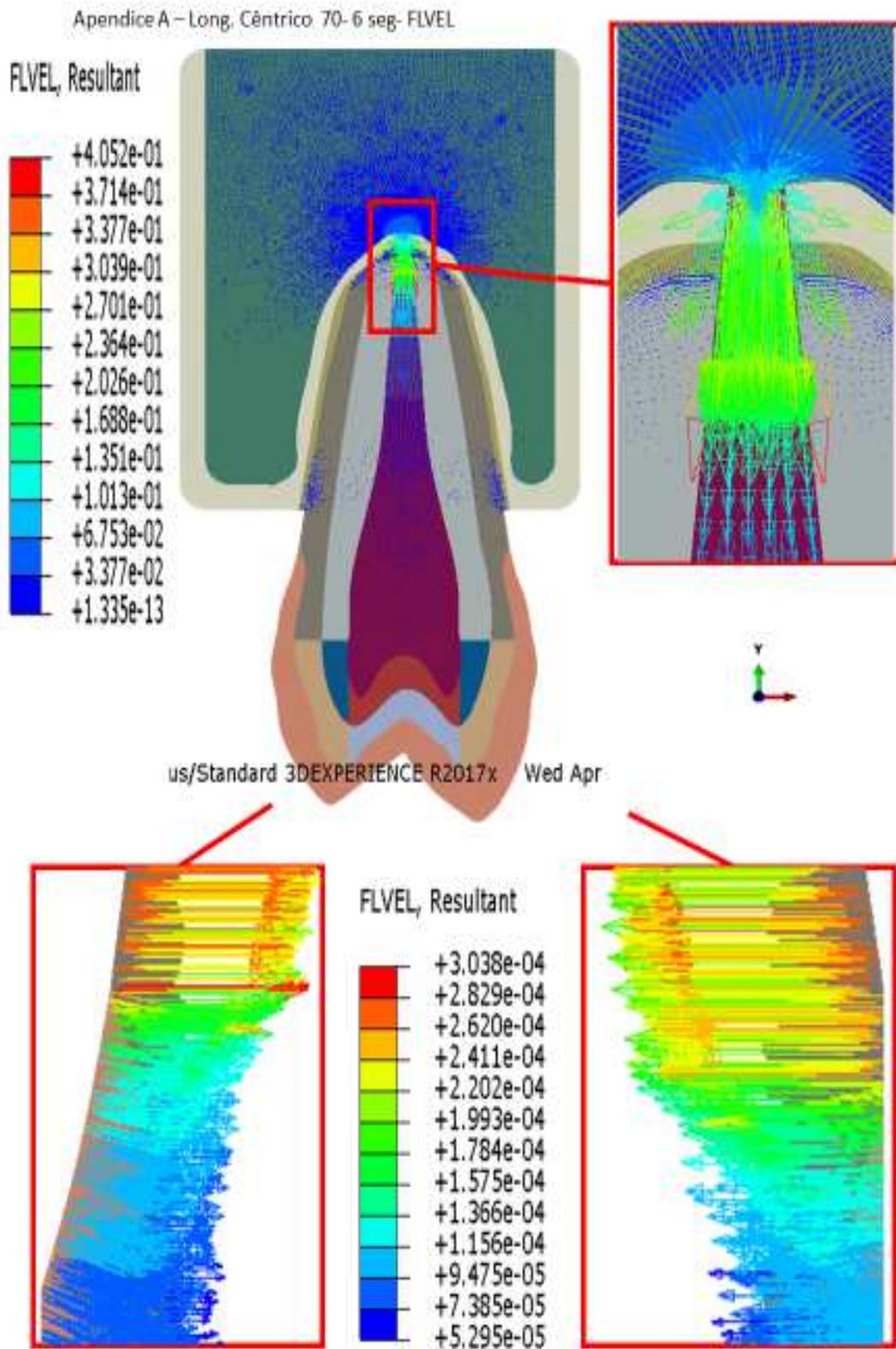
Fonte: a autora

APÊNDICE C8 - Mapa de cor da variável FLVEL ( $\frac{mm}{s}$ ) para o carregamento longitudinal cêntrico em t = 5,5 seg, para as regiões indicadas na figura



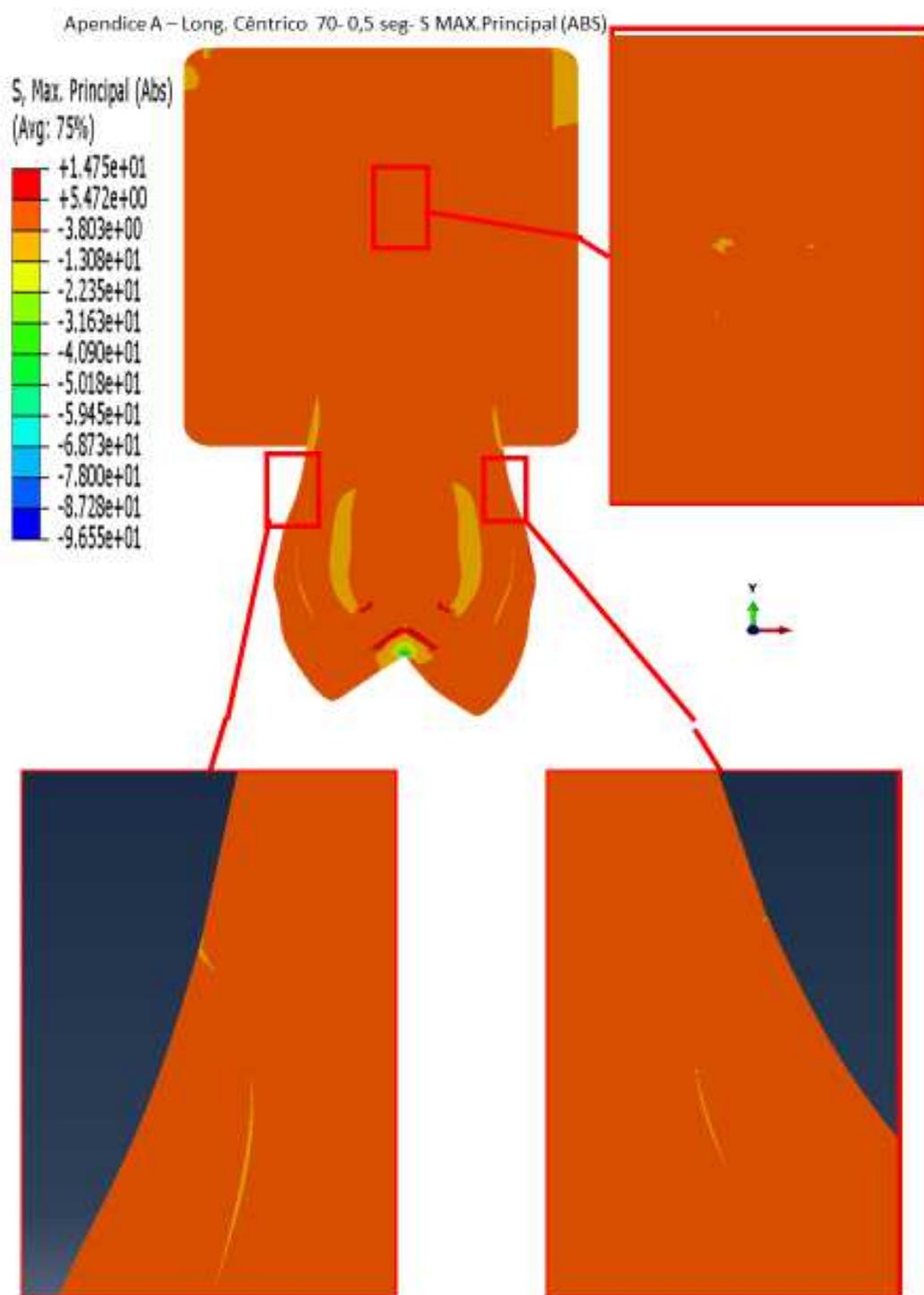
Fonte: a autora

APÊNDICE C9 - Mapa de cor da variável FLVEL ( $\frac{mm}{s}$ ) para o carregamento longitudinal cêntrico em t = 6 seg, para as regiões indicadas na figura



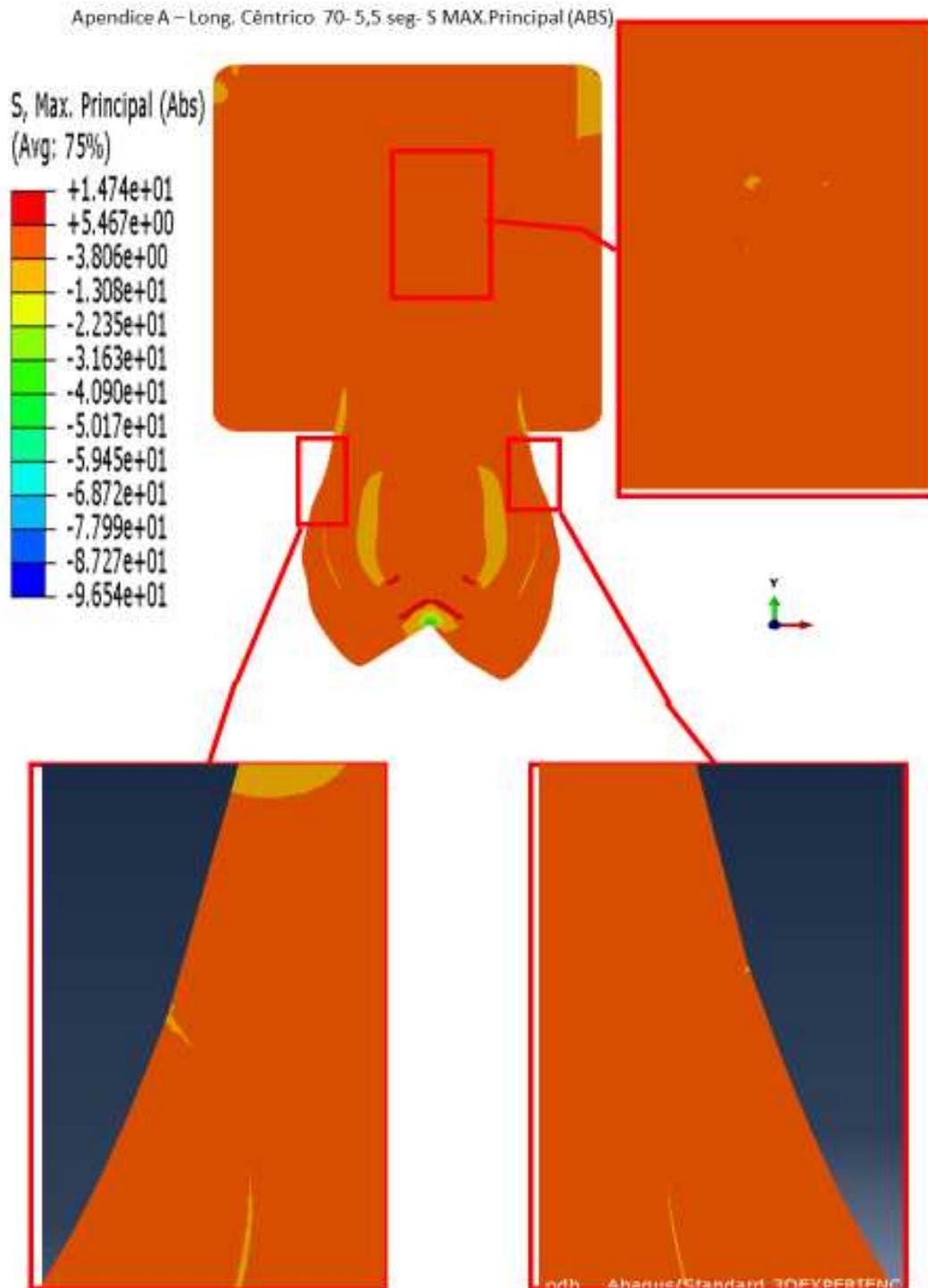
Fonte: a autora

APÊNDICE C10 - Mapa de cor da variável Tensão máxima principal (ABS) para o carregamento longitudinal cêntrico em  $t = 0,5$  seg, para as regiões indicadas na figura



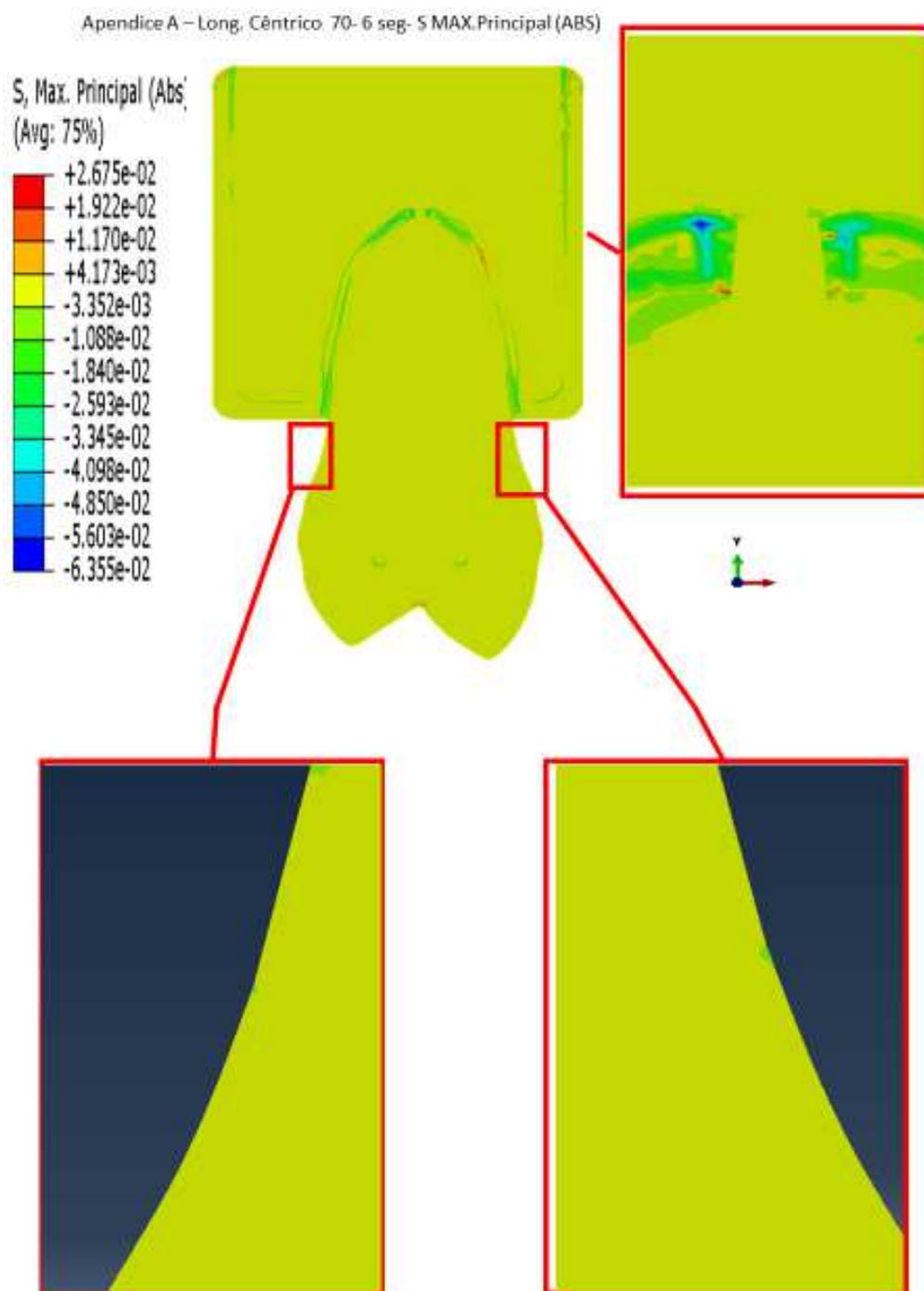
Fonte: a autora

APÊNDICE C11 - Mapa de cor da variável Tensão máxima principal (ABS) para o carregamento longitudinal cêntrico em  $t = 5,5$  seg, para as regiões indicadas na figura



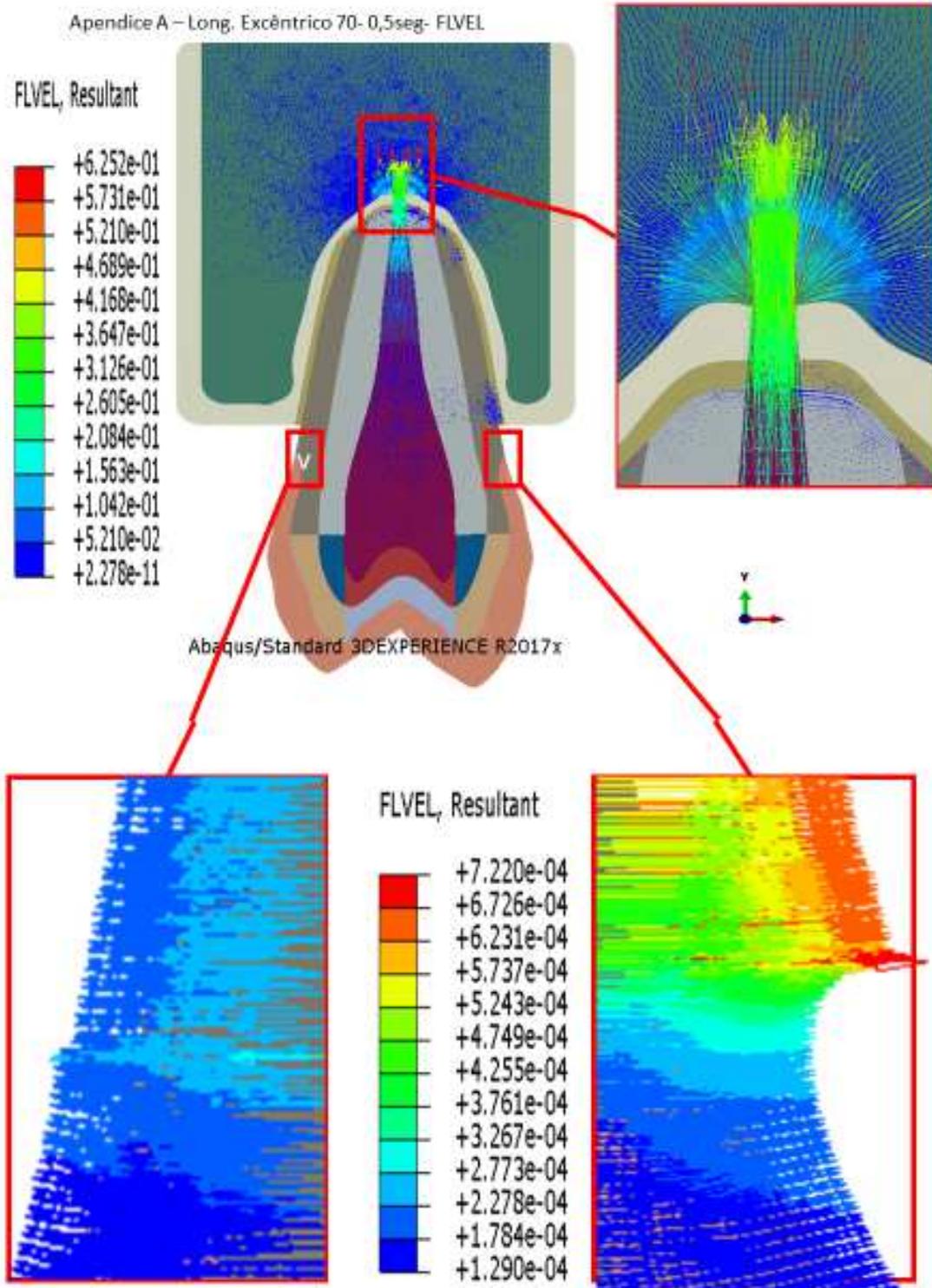
Fonte: a autora

APÊNDICE C12 - Mapa de cor da variável Tensão máxima principal (ABS) para o carregamento longitudinal cêntrico em  $t = 6$  seg, para as regiões indicadas na figura



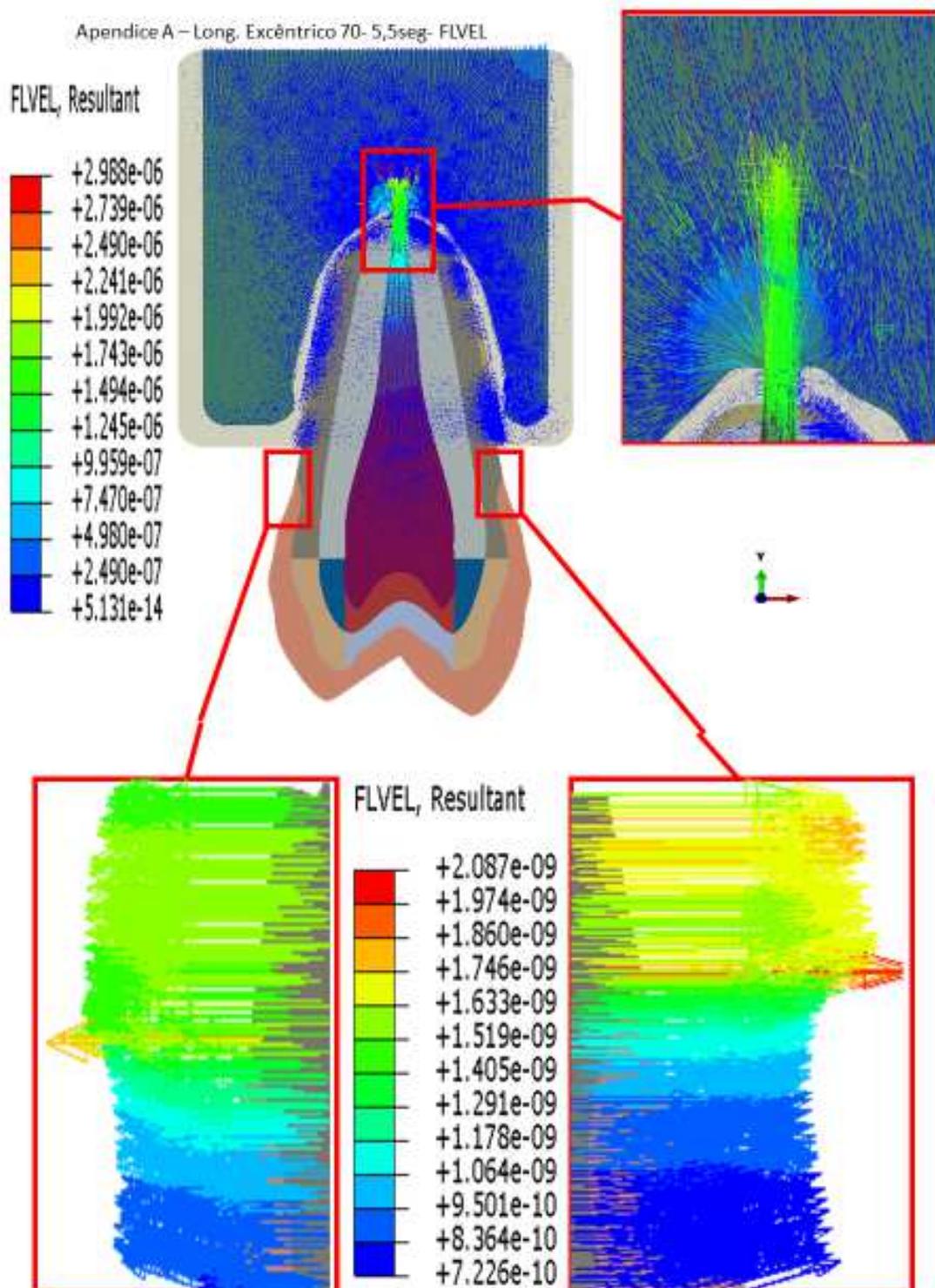
Fonte: a autora

APÊNDICE C13 - Mapa de cor da variável FLVEL ( $\frac{mm}{s}$ ) para o carregamento longitudinal excêntrico em  $t = 0,5$  seg, para as regiões indicadas na figura



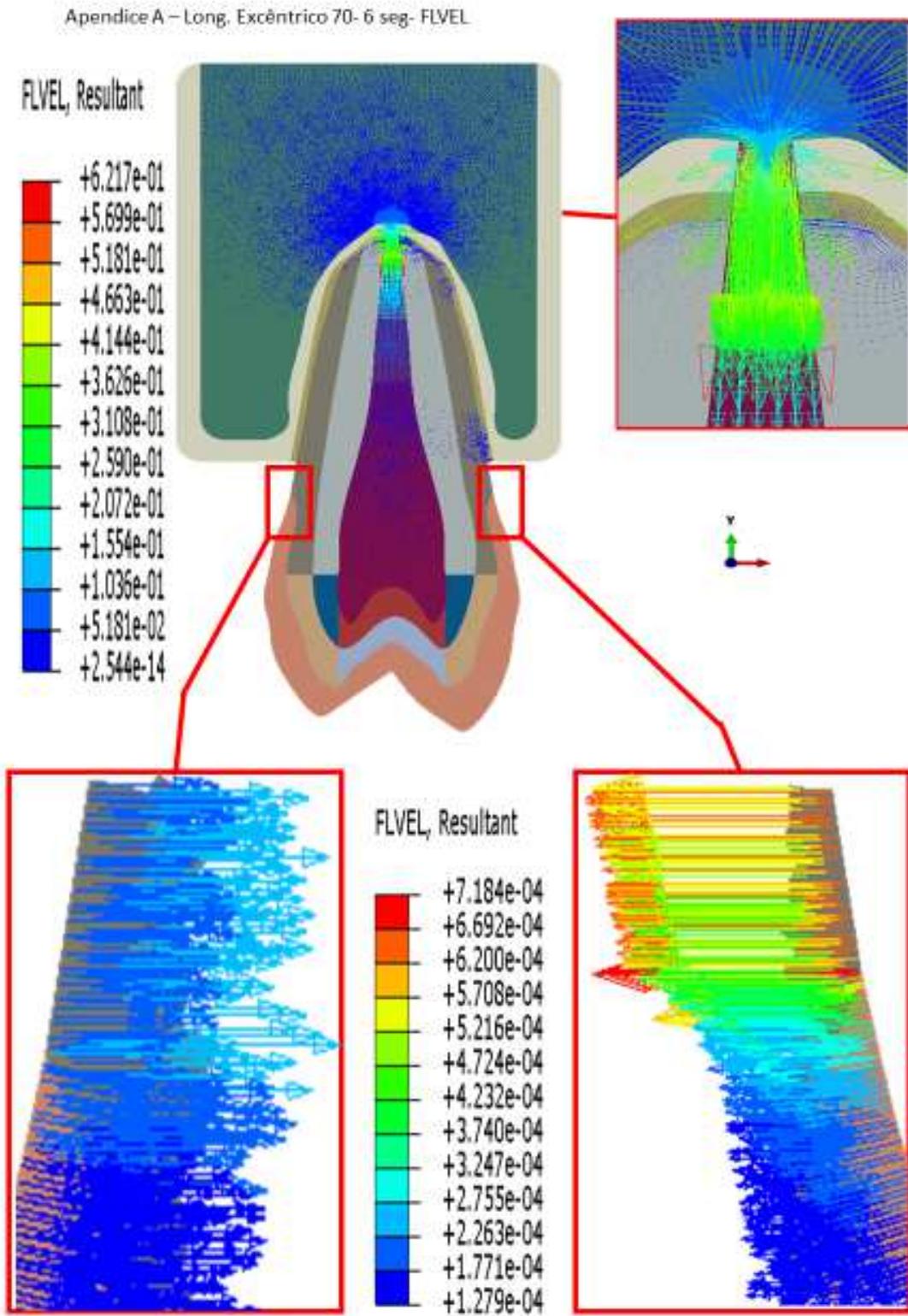
Fonte: a autora

APÊNDICE C14 - Mapa de cor da variável FLVEL ( $\frac{mm}{s}$ ) para o carregamento longitudinal excêntrico em  $t = 5,5$  seg, para as regiões indicadas na figura



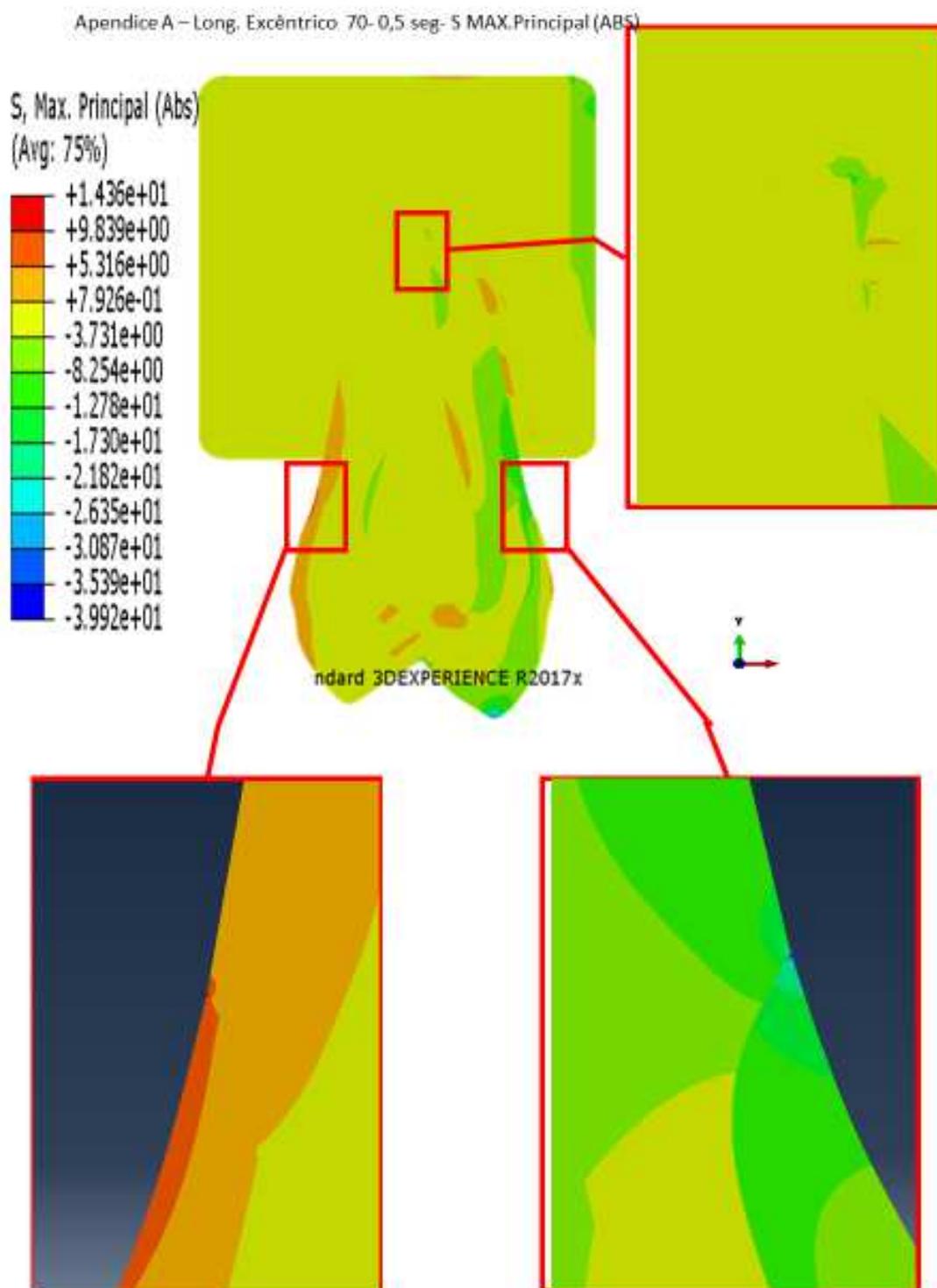
Fonte: a autora

APÊNDICE C15 - Mapa de cor da variável FLVEL ( $\frac{mm}{s}$ ) para o carregamento longitudinal excêntrico em  $t = 6$  seg, para as regiões indicadas na figura



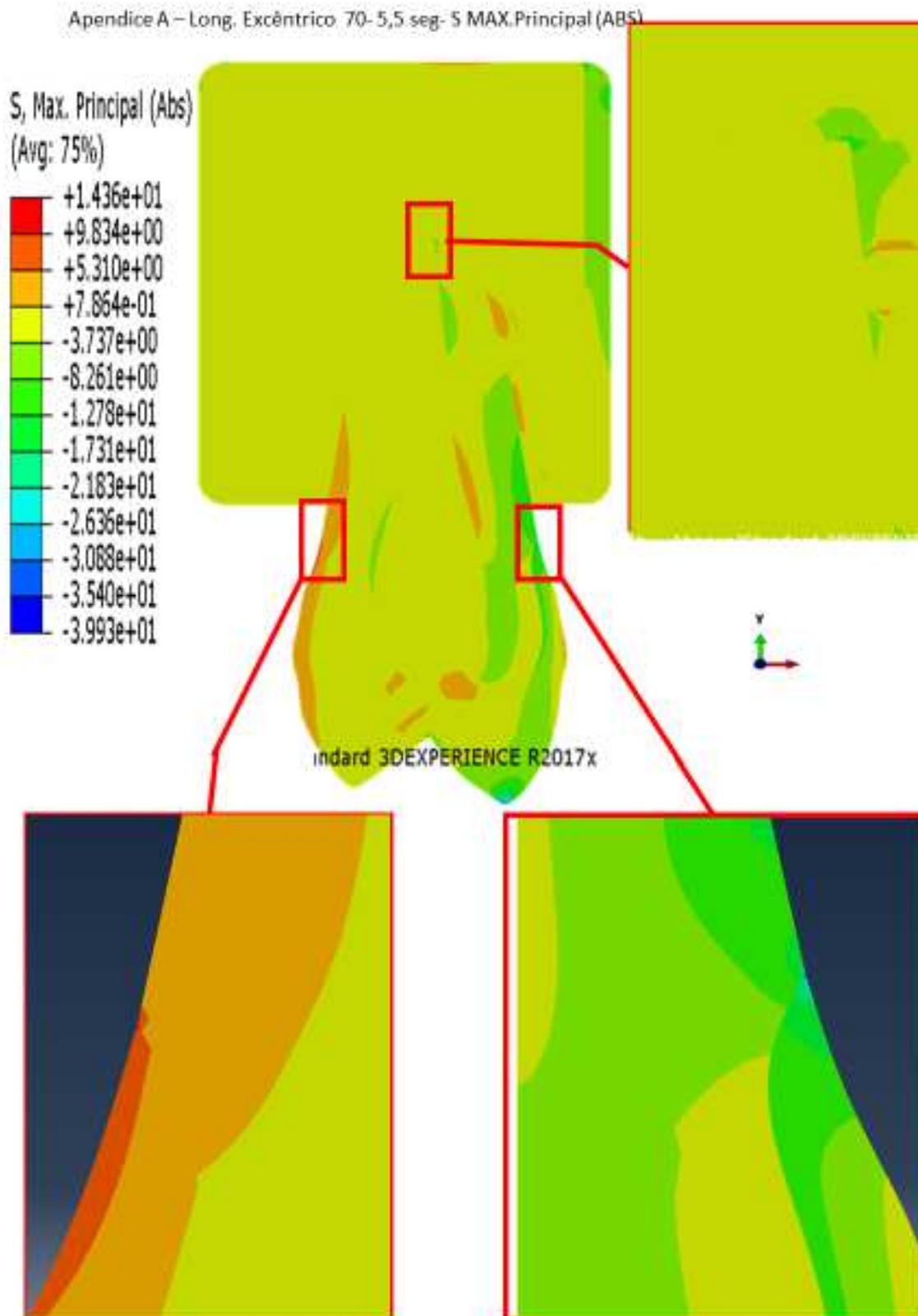
Fonte: a autora

APÊNDICE C16 - Mapa de cor da variável Tensão máxima principal (ABS) para o carregamento longitudinal excêntrico em  $t = 0,5$  seg, para as regiões indicadas na figura

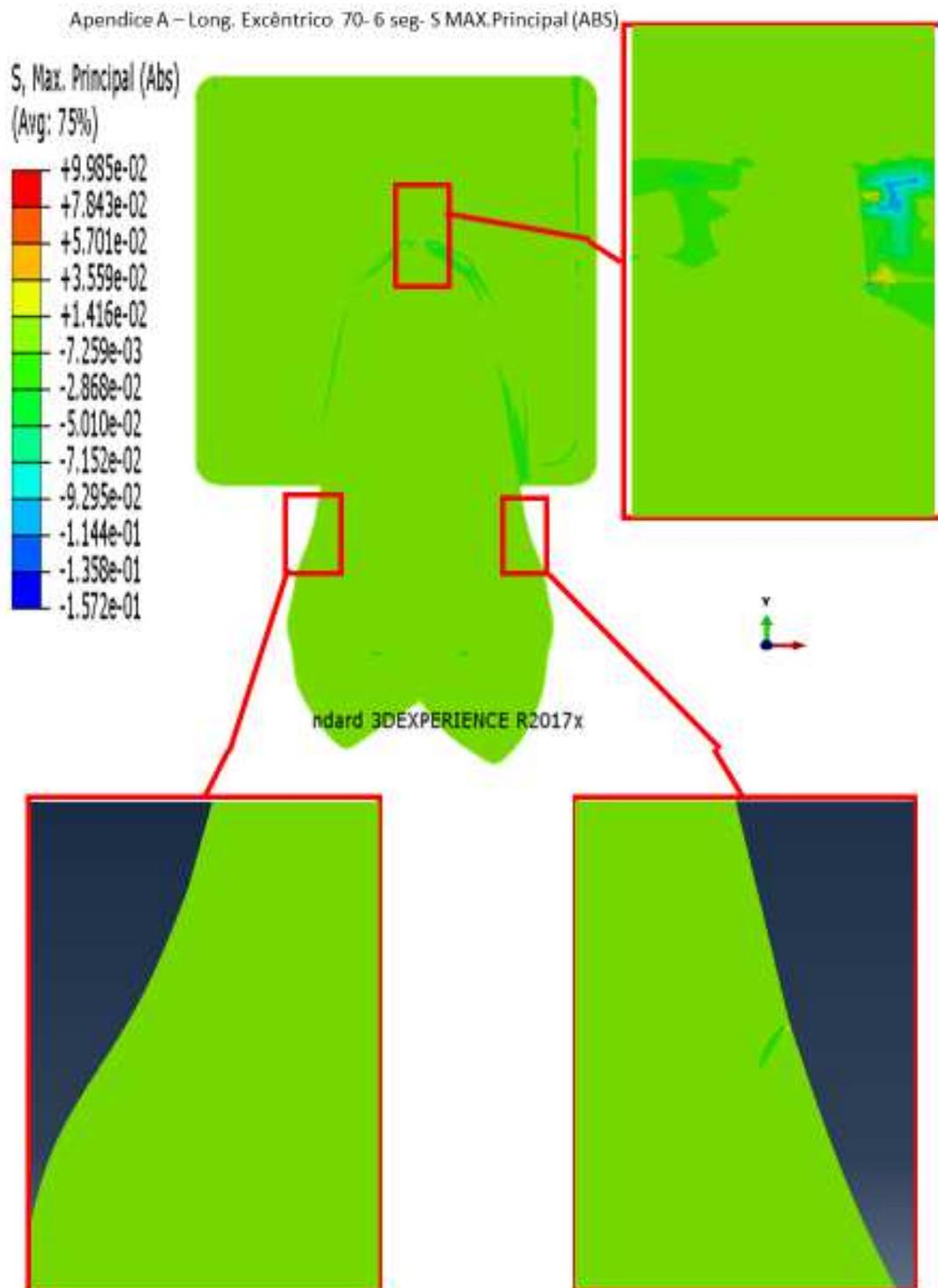


Fonte: a autora

APÊNDICE C17 - Mapa de cor da variável Tensão máxima principal (ABS) para o carregamento longitudinal excêntrico em  $t = 5,5$  seg, para as regiões indicadas na figura



APÊNDICE C18 - Mapa de cor da variável Tensão máxima principal (ABS) para o carregamento longitudinal excêntrico em  $t = 6$  seg, para as regiões indicadas na figura



Fonte: a autora



