

Avaliação por elementos finitos da mudança de volume nos espaços de dentina preenchidos por líquido, em função da tensão, no desenvolvimento de LCNC

Sabrina Mascarenhas Vargas, FOU SP, sabrina.vargas@usp.br

Thais Rabelo Freitas, FOU SP, thais.rabelo@usp.br

Rafael Yagüe Ballester, FOU SP, ryb@usp.br

Resumo. Avaliou-se a variação de volume dos três constituintes dentinários (Intertubular [I], Peritubular [P] e Lúmen [L]) em função das tensões de tração e de compressão por meio de elementos finitos e verificou-se se a partir de uma dada tensão o modelo apresentaria não linearidade geométrica (por mais que o modelo apresente um formato geométrico bem comportado, biologicamente, ele é formado por um túbulo “preenchido” por líquido, envolto por uma matriz mineralizada, que ao ser tensionado pode se deformar ao ponto de formar uma elipse ou colabar), o que resultaria em aumento do fluxo de fluidos e desenvolvimento das LCNCs. O modelo 2D representativo da sua microestrutura têm aproximadamente 10.600 elementos triangulares quadráticos, composto pela fase: I, P e L. As tensões médias simuladas através do software ABAQUS 6.13 variaram entre 7,5-105 MPa para tração e entre 26,7-379 MPa para compressão. As três fases apresentaram variação linear de volume até as tensões máximas. A variação de volume foi maior na dentina intertubular, indicando, ser esta a fase menos protegida contra a ação desmineralizante de substâncias ácidas, o que indica ser a principal responsável pelo início do desenvolvimento das LCNCs em dentina.

Palavras chave: Dentina. Análise elementos finitos. Lesão cervical não cariosa. Tração. Compressão.

1. INTRODUÇÃO

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 não relacionada à desmineralização causada por agentes bacterianos cariogênicos (Garone Filho and Silva 2008; Leal *et al.* 2017; Lee e Eakle 1984; Sneed 2011). Estas lesões se tornaram mais prevalentes com o aumento das estratégias de promoção de saúde oral e, consequentemente, 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 (Senna *et al.*, 2012; Garone Filho and Silva 2008). 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 (Gandara e Truelove, 1999; Garone e Silva, 2008).

Há consenso atual entre os autores (Senna *et al.*, 2012; Ommerborn *et al.*, 2007; Estafan *et al.*, 2005; Wood *et al.*, 2008; Grippo *et al.*, 2012; Garone Filho and Silva 2008; Jakupovic *et al.*, 2016; Wood, 2008) 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 dentífrícios; 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 (Akgul, *et al.* 2003; Borcic, *et al.* 2004; Wood *et al.*, 2008; Senna *et al.*, 2012). 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 (Garone Filho and Silva 2008, Wood *et al.*, 2008).

Historicamente a ocorrência das LCNCs foi explicada pelo desgaste abrasivo da escovação (Miller, Bergstrom e Lavstedt, 1979; Lee e Eakle 1984), ou por dissolução ácida (Elsbury, 1952; Larsen, 1975), conhecida na odontologia pelo termo “erosão”. 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 (Hammedeh e Rees, 2001). Entretanto, os mecanismos de desgaste abrasivo e/ou erosão ácida não foram capazes de explicar a existência de LCNCs subgengivais, nem o seu desenvolvimento em dentes isolados, quando não são afetados os demais dentes vizinhos da arcada (Garone Filho and Silva 2008).

Para dar uma explicação convincente, é preciso admitir a existência de um agente etiológico capaz de atuar em apenas um dente, respeitando os vizinhos. Para explicar as lesões até então chamadas de “lesões cervicais erosivas”, Lee e Eakle (1984) propuseram que cargas oclusais excêntricas que promovessem a flexão do dente em direção ao palato, produziram 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. 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 (Grippo *et al.*, 1991). As fraturas localizadas seriam responsáveis pela perda de substância dentária.

Parece existir um consenso a respeito da tensão como fator etiológico da LCNC, pois existem muitos indícios do seu protagonismo (Wood *et al.*, 2008; Estefan *et al.*, 2005; Senna *et al.*, 2012; Ommerborn *et al.*, 2007). Por exemplo, Garone

Filho e Silva. (2008) e Vandana et al. (2016) interpretam o fato de que dentes com pouco suporte periodontal não apresentam LCNC 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. Grippo, Chaiyabutr e Kois. (2013) 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 o fato delas ocorrerem em regiões vestibulares em que se concentra a compressão, que não deveria ser capaz de fraturar a dentina (Garone Filho e Silva, 2008). Além disso, os estudos experimentais ou clínicos que testaram as hipóteses de LCNCs por abfração e por abrasão desvinculados de episódios ácidos não apresentaram comprovações (Garone Filho and Silva 2008).

Palamara et al (2001) observaram que os dentes imersos em solução ácida 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. Leal *et al.* (2017), mesmo tendo observado microfraturas na região mais apical do esmalte em um estudo laboratorial, o termo “abfração” não parece defensável porque as microfraturas não apareceram pela ação isolada da tração, o que caracterizaria o mecanismo de corrosão por tensão ou por fadiga. Sendo assim, uma nova proposta foi desenvolvida para explicar os mecanismos envolvidos na formação de LCNCs. Trouxe à tona a ideia de (Fox 1980) de que o esmalte comporta-se como uma “esponja rígida” capaz armazenar líquido ao ser tracionado e de expeli-lo quando comprimido. 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 consequente aumento da permeabilidade ao ácido. Clinicamente ocorre carregamento cíclico e, a alternância dos estados de tensões, geraria o efeito de bombeamento de fluidos pela variação de volume dos espaços por onde a água pode circular. Entretanto, a hipótese de Leal et al. (2017) precisa ser comprovada. Um primeiro passo seria verificar se há a ocorrência de bombeamento em regiões submetidas a tensão cíclica. Para que o bombeamento ocorra, precisaria variar o volume da região tensionada e, especialmente, o das micro-regiões ocupadas por fluido. Como o tecido dentário é micro estruturado, 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 devido a geometria da estrutura).

A dentina apresenta estrutura tubular. Os túbulos são rodeados de dentina peritubular mais mineralizada que a dentina intertubular, mais rica em colágeno. A composição média da dentina em volume é de 30% de matriz orgânica (composta principalmente por colágeno), 20% de água e 50% de hidroxiapatita (mineral). Devido à disposição radial dos túbulos, a densidade tubular é maior perto da polpa. A média da densidade tubular próximo à junção amelocementária é aproximadamente $19.000 \text{ túbulos/mm}^2$. Os túbulos dentinários são menos calibrosos na região de junção amelocementária e a dentina peritubular é mais espessa ($0,9 \mu\text{m}$) (Katchburian and Arana 2014).

Para construir um modelo computacional e analisá-lo pela técnica numérica de elementos finitos é preciso conhecer a geometria da estrutura em análise, a macro e micro estruturação dos tecidos a modelar e as propriedades mecânicas de cada fase representada no modelo. Os resultados obtidos com o método de elementos finitos dependem dos dados de entrada do modelo, o que pode ser crítico quanto à definição de algumas das propriedades mecânicas dos materiais, sobre as quais os valores medidos em testes experimentais podem variar muito. Para se caracterizarem as propriedades mecânicas dos dentes, tem-se tornado cada vez mais comum a execução de testes de dureza instrumentada via micro ou nanoindentação. Porém nesses testes os valores encontrados para a dentina apresentam muita variabilidade (He e Swain, 2008).

A hipótese do presente estudo é que cada ciclo de tensão provocaria variação volumétrica da região que contém líquido da dentina, o que expulsaria ou succionaria líquido. Ao remover a tensão, o volume original seria recuperado, e ocorreria um efeito inverso, com o que o líquido seria agora succionado ou expulso. Assim, por bombeamento, ocorreria um aumento localizado de circulação e renovação de fluidos no interior do tecido submetido a variações volumétricas. Consequentemente, se os líquidos circundantes ao tecido forem ácidos, haverá uma circulação forçada deles nas regiões submetidas à tensão, provocando maior dissolução dos cristais que nas regiões não submetidas à tensão. O primeiro objetivo do estudo preliminar foi avaliar a variação de volume nas regiões da dentina ocupadas por líquido, tais como o túbulo dentinário, em relação à tensão média no modelo global sob a hipótese de que a relação entre a variação volumétrica e a tensão média do modelo seria não linear (haveria uma tensão a partir da qual aumentaria a taxa de bombeamento em função do aumento de tensão, o que explicaria que as LCNC fossem mais frequentes em casos de excesso de carga aplicada aos dentes); o segundo objetivo foi avaliar se a variação volumétrica seria semelhante tanto sob tensões de tração como de compressão com a hipótese de que a variação volumétrica sob tensão de tração ou compressão seria semelhante, já que ambas parecem relacionadas com o processo de desenvolvimento das LCNCs.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

A construção do modelo e sua análise foram realizadas no *software Abaqus 6.13* (SIMULIA - Dassault Systemes S.A.). Foi construído um modelo bidimensional (2D) quadrado, de aresta $7,32 \mu\text{m}$, contendo as seguintes fases: lúmen,

peritubular [peri] e intertubular [inter]), representativo da célula unitária que se repete periodicamente na microestrutura da dentina na região superficial da junção esmalte-cimento (Fig.1) baseado na imagem de microscopia desse tecido (Ryou *et al*, 2015) (Fig. 2). A justificativa para as medidas adotadas é a seguinte: da pesquisa publicada por (Ryou *et al*, 2015) é possível medir o diâmetro de cada túbulo e a espessura da dentina peritubular nesta região. Estas duas medidas coincidem e são de aproximadamente $10 \mu\text{m} = 10^{-3} \text{ mm}$. O espaçamento entre túbulos contíguos varia, mas foi dado um valor de $0,00432 \text{ mm}$. Se considerarmos o tamanho de $7,32 \mu\text{m}$ da célula unitária, cabem $\frac{1.000}{7,32} = 137$ células em um milímetro de comprimento e $137^2 = 18.769$ túbulos por milímetro quadrado. Este valor é compatível com o apresentado como valor médio da densidade tubular (número de túbulos por mm^2) da dentina próxima à junção amelodentinária da região cervical por Katchburian e Arana (2014) (19.000 na superfície e 45.000 na região da pré-dentina – página 149).

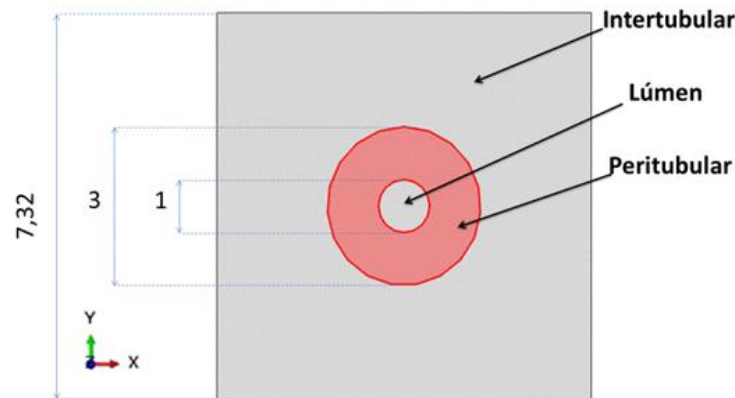


Figura 1: Geometria representativa da célula unitária da dentina. Os números indicam as medidas em μm .

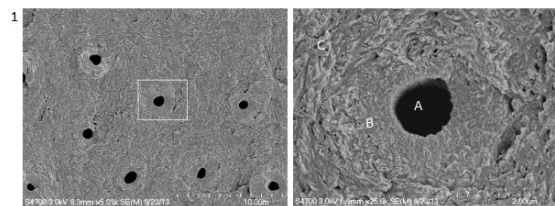


Figura 2: Micrografia retirada de Ryou *et al*. (2015). Imagem 1- micrografia por microscópio eletrônico de varredura de dentina com aumento de 5.000x. Imagem 2 - traz um aumento maior (25.000x) da região tubular (A), circundada pela dentina peritubular (B), que por sua vez está envolvida pela dentina intertubular (C).

As fases foram consideradas homogêneas e isotrópicas, com propriedades mecânicas elásticas lineares como segue: 1 – Intertubular, módulo de elasticidade $E = 15 \text{ mN}/\mu\text{m}^2$; 2 – peritubular, $E = 26 \text{ mN}/\mu\text{m}^2$, 3 – lúmen, $E = 0,000001 \text{ mN}/\mu\text{m}^2$ (Ryou *et al*, 2015). Para todas as fases foi atribuído o mesmo valor de coeficiente de Poisson, $\nu = 0,3$ (Miura *et al*, 2009). O carregamento e as condições de contorno podem ser vistos na Fig. 3. As simulações foram baseadas em aplicações de pressão na aresta superior da célula unitária (na aresta onde $Y = 7,32 \mu\text{m}$), positiva em Y para simular tração, ou negativa em Y (não representada na figura) para simular compressão. A pressão provocou no modelo uma tensão média do mesmo valor. Para verificar a linearidade, o modelo foi submetido a treze valores de tensão média de tração. A faixa de pressões aplicadas variou de $0,75 \text{ MPa}$ ($0,075 \frac{\text{mN}}{\mu^2}$) até 105 MPa ($0,105 \frac{\text{mN}}{\mu^2}$) (Sano *et al*, 1995), que foi o maior valor encontrado na literatura para a resistência à ruptura por tração da dentina. Para simular os casos de compressão a faixa de pressões aplicadas variou de $26,7 \text{ MPa}$ ($0,267 \frac{\text{mN}}{\mu^2}$) até 379 MPa ($0,379 \frac{\text{mN}}{\mu^2}$) (Zaytsev e Panvilov, 2014), o maior valor encontrado na literatura para a resistência à ruptura por compressão da dentina.

Os elementos que compõem as malhas analisadas neste estudo são triangulares, de ordem quadrática e da família plane strain. A Fig. 4 mostra as curvas do número de elementos das malhas em função do erro ($(V_f - V_i)/V_i$), onde V_i é o volume inicial de cada fase antes da simulação e V_f é o volume final de cada fase após a simulação) da variação de volume de cada fase, obtida para 14 malhas com graus de refinamento variados baseado nos valores do modelo de tração e compressão. Após análise de convergência de malha, adotou-se para o modelo submetido à tração, a malha com 10.574 elementos e para o modelo submetido à compressão, a malha com 10.610 elementos, a fim de fazer as simulações e obter os resultados do estudo. Além disso, foi verificado no *Abaqus* e nenhuma dessas malhas apresentava elementos distorcidos.

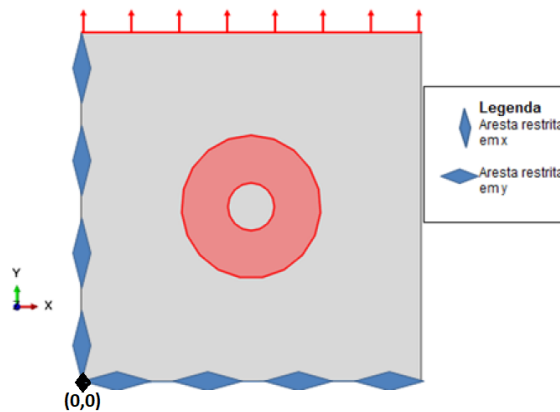


Figura 3: Modelo computacional da dentina submetido à tração (na aresta onde $Y = 7,32$). Na imagem também podem ser vistas as condições de contorno aplicadas: a aresta onde $X = 0$ foi restrito o deslocamento em X; a aresta onde $Y = 0$ o deslocamento foi restrito em Y.

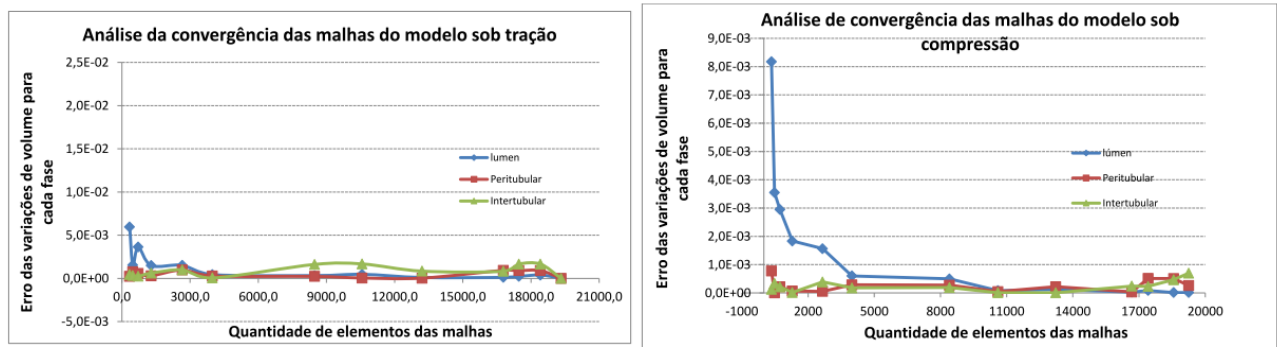


Figura 4: Gráficos da análise de convergência para o modelo submetido à tração e à compressão.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Parece que apenas altas magnitudes de tensão (capazes de provocar fratura, conforme a teoria da abfração) estariam relacionadas à formação de LNCs. O mesmo efeito seria previsível na teoria pesquisada neste estudo, que considera a dentina como um material poroelástico, se fosse constatada uma não linearidade (de origem geométrica), com aumento na variação de volume ao ultrapassar um certo “gatilho” de tensão na célula unitária. 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, consequentemente, ocorreria aumento da circulação de líquidos. Se estas substâncias fossem ácidas, o efeito desmineralizante seria potencializado, desenhando a lesão na região cervical. No entanto, pode-se observar o gráfico 1 na Fig. 5 que a relação entre a variação de volume total [VT] (volume de todo o material que compõem a dentina: mineral, água e proteína) em porcentagem e a tensão (tração ou compressão) é linear. Como se poderia esperar, a variação em porcentagem é maior nas fases de menor E: o lúmen teve a maior variação 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 o maior $E = 26$ GPa, teve a menor variação de volume. A intertubular teve variação de volume intermediária, correspondente a um E intermediário.

Para analisar a variação volumétrica dos espaços preenchidos por água em cada fase do modelo, é necessário observar a Fig. 5, o gráfico 2. Os valores do eixo X do gráfico (variação de volume) foram calculados de acordo com cada porcentagem de volume de água contido em cada fase. No ração e de compressão. Gráfico 2 - curvas da variação total de VT (μm) de cada fase em função das tensões de tração e de compressão. , pode-se observar que a variação de volume dos espaços preenchidos por água é menor na peri (módulo de proteção $[P] \cong 68.000$), intermediária para o lúmen ($[P] \cong 15.500$) e maior na inter ($[P] \cong 2.600$). Quanto maior o módulo de proteção, mais protegida a fase em análise, já que apresentará menor variação de volume nos seus espaços preenchidos por água e, consequentemente, será menor seu potencial de bombeamento com as variações de tensão. 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. As LCNCs apresentam alta incidência 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 abração, que supõe a concentração de tensões de tração para o desenvolvimento de microfraturas no esmalte e na dentina (Grippio *et al*, 1991; Garone Filho and Silva 2008), 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 à tração como à compressão, o que corresponderia com a observação clínica de formação de LCNC em regiões sob compressão. A hipótese 2 ficou confirmada, já que os módulos de proteção não diferem em mais de 2% entre compressão e tração. 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.

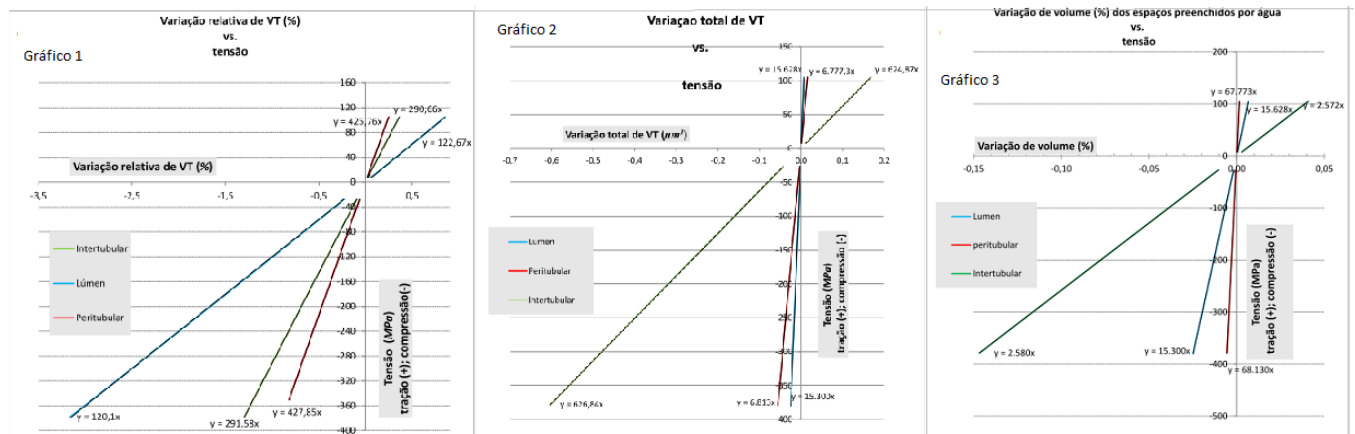


Figura 5: Gráfico 1- curvas da variação relativa de VT de cada fase (em porcentagem) do modelo da dentina em função das tensões de tração e de compressão. Gráfico 2 - curvas da variação total de VT (μm) de cada fase em função das tensões de tração e de compressão. Gráfico 3 - curvas da variação (em porcentagem) de volume dos espaços preenchidos por água em cada fase do modelo em função das tensões de tração e de compressão.

4. CONCLUSÃO

As conclusões foram: 1- A relação entre a variação volumétrica e a tensão média do modelo é linear. Não foram constatadas não-linearidades geométricas (ou uma tensão a partir da qual variasse a taxa de alteração de volume em função do aumento de tensão); 2- A variação volumétrica é semelhante tanto sob tensão de tração como de compressão: pelo modelo proposto, ambas podem estar relacionadas com a formação das LCNCs, como se verifica na clínica; 3- A dentina intertubular parece ser mais envolvida no processo do bombeamento e dissolução, enquanto que a peritubular influencia menos.

5. REFERÊNCIAS

- AKGUL, H. M.; AKGUL N.; KARAOGLANOGLU S; OZDABAK N. A survey of the correspondence between abrasions and tooth brushing habits in Erzurum, Turkey. **Int Dent J** 53(6): 491-495, 2003.
- BERGSTROM, J.; S. LAVSTEDT. An epidemiologic approach to toothbrushing and dental abrasion. **Community Dent Oral Epidemiol** 7(1): 57-64, 1979.
- BORCIC, J.; ANIC I.; UREK M. M.; FERRERI S. The prevalence of non-carious cervical lesions in permanent dentition. **J Oral Rehabil**, v. 31, p. 117-123, 2004.
- ELSBURY, W. B. Hydrogen-ion concentration and acid erosion of teeth. **Br Dental J**, v. 93, p. 177-179, 1972.
- ESTAFAN, A.; FURNARI P. C.; GOLDSTEIN G.; HITTELMAN E. L. In vivo correlation of noncarious cervical lesions and occlusal wear. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 93, p. 221-226, 2005.
- FOX, P. G. The Toughness of Tooth Enamel, a Natural Fibrous Composite. **Journal of Materials Science**, v.15, p.

3113-3121, 1980.

GANDARA, B. K.; TRUELOVE, E. L. Diagnosis and management of dental erosion. **J Contemp Dent Pract**, v. 1, p. 16-23, 1991.

GARONE FILHO, W.; SILVA, V. A. Lesões não cariosas: O novo desafio da odontologia. Santos, 2008.

GRIPPO, J. O. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. **J Esthet Dent**, v. 3, p. 14-19, 1991.

GRIPPO, J. O.; SIMRING, M.; COLEMAN, T. A. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: a 20-year perspective. **J Esthet Restor Dent**, v. 24, p. 10-23, 2012.

GRIPPO, J. O.; CHAIYABUTR, Y.; KOIS, J. C. Effects of cyclic fatigue stress-biocorrosion on noncarious cervical lesions. **J Esthet Restor Dent**, v. 25, p. 265-272, 2013.

HAMMADEH, M.; REES, J. The erosive susceptibility of cervical versus occlusal enamel. **The European journal of prosthodontics and restorative dentistry**, v. 9, p. 13-17, 2001.

HE, L. H.; SWAIN, M. V. Understanding the mechanical behaviour of human enamel from its structural and compositional characteristics. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 1, p. 18-29, 2008.

JAKUPOVIĆ, S.; ANIĆ, I.; AJANOVIĆ, M.; KORAC, S.; KONJHODŽIĆ, A.; DŽANKOVIĆ, A.; VUKOVIĆ, A.

Biomechanics of cervical tooth region and noncarious cervical lesions of different morphology; three-dimensional finite element analysis. **European journal of dentistry**, v. 10, p. 413, 2016.

KATCHBURIAN, E.; ARANA, V. Histologia e embriologia oral. Guanabara Koogan, 2014.

LARSEN, M. J. Degrees of saturation with respect to apatites in fruit juices and acidic drinks. **Scand J Dent Res**, v. 83, p. 13-17, 1975.

LEAL, N. M. S.; SILVA, J. L.; BENIGNO, M. I. M.; BEMERGUY, E. A.; MEIRA, J. B. C.; BALLESTER, R. Y. How mechanical stresses modulate enamel demineralization in non-carious cervical lesions? **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 66, p. 50-57, 2017.

LEE, W. C.; W. S. EAKLE. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. **J Prosthet Dent**, v. 52, p. 374-380, 1984.

MILLER, W. Experiments and observations on the wasting of tooth tissue variously designed as erosion, abrasion, chemical abrasion, denudation, etc. (III). **Dent. Cosmos**, v. 49, p. 225-247, 1907.

MIURA, J.; MAEDA, Y.; NAKAI, H.; ZAKO, M. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. **Dent Mater**, v. 25, p. 67-73, 2009.

OMMERBORN, M. A.; SCHNEIDER, C.; GIRAKI, M.; SCHAFER, R.; SINGH, P.; FRANZ, M.; RAAB, W. H. In vivo evaluation of noncarious cervical lesions in sleep bruxism subjects. **J Prosthet Dent**, v. 98, p. 150-158, 2007.

PALAMARA, D.; PALAMARA, J. E.; TYAS, M. J.; PINTADO, M.; MESSER, H. H. Effect of stress on acid dissolution of enamel. **Dent Mater**, v. 17, p. 109-115, 2001.

RYOU, H.; ROMBERG, E.; PASHLEY, D. H.; TAY, F. R.; AROLA, D. Importance of age on the dynamic mechanical behavior of intertubular and peritubular dentin. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 42, p. 229-242, 2015.

SANO, H.; CIUCCHI, B.; MATTHEWS, W. G.; PASHLEY, D. H. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. **J Dent Res** 73:1205-1211, 1994a.

SENNA, P.; DEL BEL CURY, A.; ROSING, C. Non-carious cervical lesions and occlusion: a systematic review of clinical studies. **J Oral Rehabil**, v. 39, p. 450-462, 2012.

SNEED, W. D. Noncarious cervical lesions: why on the facial? **A theory. J Esthet Restor Dent**, v. 23, p. 197-200, 2011.

VANDANA, K. L.; 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**, v. 20, p. 12-16, 2016.

WOOD, I.; JAWAD, Z.; PAISLEY, C.; BRUNTON, P. Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review. **Journal of dentistry**, v. 36, p. 759-766, 2008.

ZAYTSEV, D.; PANFILOV, P. Deformation behavior of human enamel and dentin-enamel junction under compression. **Materials Science and Engineering**, v. 34, p. 15-21, 2014.

4. AGRADECIMENTOS

Agradeço à FOU SP, à CAPES, à CNPQ.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

O(s) autor(es) é (são) os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.