

**PAVEL ANTONIO CAPETILLO REYES**

**Investigação sobre a eventual relação entre a alta prevalência de LCNC na vestibular e as características de altura e espessura do osso alveolar**

São Paulo

2019



**PAVEL ANTONIO CAPETILLO REYES**

**Investigação sobre a eventual relação entre a alta prevalência de LCNC na vestibular e as características de altura e espessura do osso alveolar**

**Versão Original**

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 Doutor em Ciências.

Orientadora: Profa. Dra. Josete Barbosa Cruz Meira

São Paulo  
2019

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

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

Capetillo Reyes, Pavel Antonio.

Investigação sobre a eventual relação entre a alta prevalência de LCNC na vestibular e as características de altura e espessura do osso alveolar / Pavel Antonio Capetillo Reyes ; orientadora Josete Barbosa Cruz Meira -- São Paulo, 2019.

104 p. : fig., tab. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Biomateriais e Biologia Oral – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão original

1. Análise de elementos finitos. 2. Abfração. 3. Espessura óssea vestibular. 4. Reabsorção óssea. I. Meira, Josete Barbosa Cruz. II. Título.

Capetillo Reyes, PA. Investigação sobre a eventual relação entre a alta prevalência de LCNC na vestibular e as características de altura e espessura do osso alveolar. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Aprovado em: /10/2019

**Banca Examinadora**

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Julgamento: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Julgamento: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Julgamento: \_\_\_\_\_



*A Ismenia*

*A Marília*





## **AGRADECIMENTOS**

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

Agradeço à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, ao Departamento de Biomateriais e Biologia Oral.

Agradeço aos docentes do departamento, a Paulo, Roberto, Paulo César, Fernando, Igor, Leonardo, Víctor. Agradeço aos funcionários, em especial a Rosa e Elidamar.

Agradeço ao Laboratório de Elementos Finitos Fin-O, aos meus companheiros de laboratório, em particular a Rebeca e Gabriella, e aos meus colegas de pós-graduação. Agradeço especialmente a Alice.

Agradeço à Facultad de Odontología da Universidad de Chile, ao Instituto de Investigación en Ciencias Odontológicas.

Agradeço aos meus colegas da disciplina de Biofísica e Biomecânica, a Paola, Alfredo, Maurício e Germán. Também agradeço a Héctor, Mario, Jorge e, em especial, a Irene.

Agradeço às minhas amigas brasileiras e chilenas, em especial a Cristina e Renato.

Agradeço à minha família, a Maholí, Andrés, Ivonne, Leonardo. Também agradeço a Isabel, Ismenia e Manuel.

Agradeço a São Paulo e sua cultura paulistana pelos coruscantes anos que me brindou. Nas letras de poetas brasileiros encontrei meu refúgio e com elas grato me despido.

“Quando eu morrer quero ficar,  
Não contem aos meus inimigos,  
Sepultado em minha cidade,  
Saudade.  
Meus pés enterrem na rua Aurora,  
No Paiçandu deixem meu sexo,  
Na Lopes Chaves a cabeça  
Esqueçam.  
No Pátio do Colégio afundem  
O meu coração paulistano:  
Um coração vivo e um defunto  
Bem juntos.  
Escondam no Correio o ouvido  
Direito, o esquerdo nos Telégrafos,  
Quero saber da vida alheia,  
Sereia.  
O nariz guardem nos rosais,  
A língua no alto do Ipiranga  
Para cantar a liberdade.  
Saudade...  
Os olhos lá no Jaraguá  
Assistirão ao que há de vir,  
O joelho na Universidade,  
Saudade...  
As mãos atirem por aí,  
Que desvivam como viveram,  
As tripas atirem pro Diabo,  
Que o espírito será de Deus.  
Adeus”

Mário de Andrade (De 'Lira Paulistana', 1945)

## AGRADECIMENTO ESPECIAL

Agradeço a Josete pela colaboração e compreensão dedicada nesta orientação. Seus ideais e valores permearam minha formação acadêmica e profissional, no qual reconheço um sólido aporte para minha vida. Os espaços de discussão que acostuma desenvolver, com carinho e disciplina, sempre serão um referente no meu exercício laboral. A tarefa de orientar não pode se resumir numa fórmula, mas sim pode se cristalizar em uma ideia: compromisso. Eu agradeço seu inestimável engajamento ao longo destes quatro anos, sem ele teria sido impossível encontrar um segundo lar em São Paulo. Muitas são as qualidades admiráveis que pudesse mencionar, mas gostaria registrar nestas breves linhas aquelas que mais me impressionaram: seu cuidado e elegância na comunicação, seu humor e disciplina para conduzir o trabalho, sua constante busca pela construção coletiva, sua humanidade e senso de justiça para encarar as dificuldades, sua calma no final do dia. Agradeço a convivência amável que você me brindou e os conselhos de vida que suas afetuosas críticas inculcaram em mim. Com as poderosas ferramentas que me entregou espero acompanhar seu trabalho em futuras parcerias.

Agradeço a Rafael pelo carinho e consideração que teve comigo durante este tempo. Na convivência universitária, seu atuar se tornou um exemplo admirável e estimulante para avançar no árduo caminho da carreira acadêmica. Sempre foi prazeroso ouvir, nas palavras de um pesquisador consagrado, uma quota de engenhosa rebeldia diante do estabelecido, uma vontade permanente pela busca da verdade. Sua generosidade e condescendência foram modelos que alimentaram minhas práticas, além do âmbito acadêmico. Fico contente pela oportunidade que tive de trabalhar com você, pelas intrigantes discussões que propiciava, pelo caráter sereno de procurar as soluções. São inúmeras as lições que carrego no retorno ao meu país, e por isso fico imensamente agradecido. Espero continuar aproveitando seus ensinamentos e sabedoria.

Para concluir meus agradecimentos gostaria compartilhar um breve verso que ilustra minha percepção diante das suas orientações.

“Descobri aos treze anos que o que me dava prazer nas leituras não era a beleza das frases, mas a doença delas.

Comuniquei ao Padre Ezequiel, um meu Preceptor, esse gosto esquisito.

Eu pensava que fosse um sujeito escaleno.

- Gostar de fazer defeitos na frase é muito saudável, o Padre me disse.

Ele fez um limpamento em meus receios.

O Padre falou ainda: Manoel, isso não é doença, pode muito que você carregue para o resto da vida um certo gosto por nada...

E se riu.

Você não é de bugre? -ele continuou.

Que sim, eu respondo.

Veja que bugre só pega por desvios, não anda em estradas-

Pois é nos desvios que encontra as melhores surpresas e os arituncos maduros.

Há que apenas saber errar bem o seu idioma.

Esse Padre Ezequiel foi o meu primeiro professor de agramática”

Manoel de Barros (De ‘O livro das ignoranças’, 1993)

## RESUMO

Capetillo Reyes PA. Investigação sobre a eventual relação entre a alta prevalência de LCNC na vestibular e as características de altura e espessura do osso alveolar [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2019. Versão original.

**Objetivos** - Verificar, através da análise por elementos finitos, se a concentração de tensões no dente poderia explicar: (i) a alta prevalência de lesões cervicais não cariosas (LCNC) na face vestibular, devido à menor espessura da tábua óssea nesta região; (ii) o formato escalonado de LCNC, devido ao deslocamento do pico de tensão para apical em consequência da perda óssea progressiva. Complementarmente, foi avaliado o risco de reabsorções ósseas por sobrecarga mecânica em pacientes: (i) com espessura vestibular fina; (ii) com perda de altura alveolar. O risco de reabsorção foi considerado alto quando o pico de deformação no osso atingia valores acima de 3.000  $\mu\epsilon$ . **Método** - Foi construído um modelo tridimensional controle (CTL) de um pré-molar superior e suas estruturas de suporte, sem perda óssea e com uma espessura vestibular de 1,6 mm. A partir do modelo controle, a simulação foi dividida em duas partes. Na parte A, foram projetadas três variações de espessura óssea vestibular: fina (EFN - 1,2 mm), grossa (EGR - 2,0 mm) e extra-grossa (EXG - 2,4 mm). Na parte B, foram simuladas quatro condições de perdas de altura alveolar: 15% (A15), 30% (A30), 45% (A45) e 60% (A60). Os materiais foram considerados elástico-lineares e isotrópicos. Foram simuladas duas condições de carga oclusal (200 N, 45°): para vestibular (V) e para palatina (P). Foram realizadas algumas análises complementares, variando a magnitude (500N) e direção da carga (85°) e a relação de rigidez entre osso trabecular e cortical ( $Q=0,3$ ). Foi analisada a distribuição da máxima tensão principal ( $\sigma_1$ , correspondente à máxima tração, quando positiva) e da mínima tensão principal ( $\sigma_3$ , correspondente à máxima compressão, quando negativa) no dente. Também foi analisada a distribuição da deformação maior ( $\epsilon_M$ ) e da densidade de energia de deformação ( $U$ ) no osso. **Resultados** – Em relação à estrutura dentária, os padrões de distribuição de tensões foram semelhantes para todos os modelos, com o pico de tensões na dentina, na altura da crista óssea. Os picos de tensões da face palatina foram

maiores do que os picos da face vestibular. Apenas a altura do osso influenciou a tensão no dente, sendo que o modelo A60 apresentou tensões de tração que ultrapassaram a resistência à fratura da dentina (104 MPa). Em relação ao suporte ósseo, os modelos apresentaram um padrão semelhante de distribuição de deformações. Em todos os casos, o pico de deformação localizou-se na crista palatina. A variação da espessura vestibular não influenciou as deformações ósseas. No entanto, quanto maior foi a perda de altura alveolar, maior foi a deformação encontrada na crista óssea. Nas condições de maior rigidez óssea ( $Q=0,3$ ), todos os modelos com perda de altura alveolar registraram picos de deformação óssea compatíveis com a janela de reabsorção por sobrecarga mecânica. Apenas o modelo controle apresentou o pico de deformação óssea inferior a este limiar.

**Conclusões** – (1) A tábua vestibular fina não favorece a concentração de tensões na vestibular do dente, nem o aumento da deformação da própria tábua; portanto, não ajuda a explicar a maior prevalência de LCNC na face vestibular. (2) A concentração de tensões no dente parece ter um papel modulador e não protagonista na formação de LCNC, pois os locais de pico nem coincidem exatamente com os locais de início da LCNC na clínica e nem a intensidade ultrapassou a resistência à fratura da dentina. (3) O deslocamento do pico de tensão no dente com a perda progressiva de altura óssea pode explicar o formato escalonado de LCNC. (4) Mesmo com sequelas mínimas (15% de perda de altura), observou-se um risco de reabsorções ósseas adicionais por sobrecarga mecânica (5) O tratamento do paciente com perda óssea por doença periodontal não deve se limitar ao controle microbiológico. O equilíbrio biomecânico deve ser considerado na etapa de manutenção, para evitar perdas ósseas adicionais por sobrecarga mecânica.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos, Abfração, Espessura óssea vestibular, Reabsorção óssea.

## ABSTRACT

Capetillo Reyes PA. Investigation of a possible relationship between high prevalence of buccal NCCLs and alveolar bone height and thickness characteristics [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2019. Original version.

**Objectives** - To verify, using finite element analysis, if the stress concentration in the tooth could explain: (i) the high prevalence of non-carious cervical lesions (NCCL) on the buccal surface, due to the thinner bone thickness in this region; (ii) the staggered shape of NCCL, due to the stress peak shift to apical as a result of progressive bone loss. In addition, the risk of bone resorption due to mechanical overload was evaluated in patients: (i) with thin buccal bone thickness; (ii) with alveolar bone loss. The risk of resorption was considered high when bone strain peak reached values above 3,000  $\mu\epsilon$ . **Method** - A three-dimensional control model (CTL) of a superior premolar and its supporting structures was built, without bone loss and with a buccal bone thickness of 1.6 mm. From the control model, the simulation was divided into two parts. In part A, three variations of the buccal bone thickness were projected: thin (EFN - 1.2 mm), thick (EGR - 2.0 mm) and extra-thick (EXG - 2.4 mm). In part B, four conditions of alveolar height loss were simulated: 15% (A15), 30% (A30), 45% (A45) and 60% (A60). The materials were considered linear-elastic and isotropic. Two conditions of occlusal load (200 N, 45 °) were simulated: buccal (V) and palatal (P). Some complementary analyses were performed, varying the magnitude (500N) and direction (85°) of the occlusal load and the stiffness relationship between trabecular and cortical bone ( $Q=0,3$ ). The distribution of the maximum principal stress ( $\sigma_1$ , corresponding to the maximum tensile when positive) and the minimum principal stress ( $\sigma_3$ , corresponding to the maximum compression, when negative) in the tooth was analysed. The distribution of major strain ( $\epsilon_M$ ) and strain energy density (U) in bone was also analysed. **Results** - Regarding the dental structure, the stress distribution patterns were similar for all models, with the dentin stress peak at the bone crest height. The palate face tensile stress peaks were higher than the buccal face peaks. Only bone height influenced tooth stress, and model A60 showed tensile stresses that exceeded dentin fracture strength (104 MPa). Regarding bone support,

the models presented a similar pattern of strain distribution. In all cases, the strain peak was located on the palatal crest. The variation of the buccal bone thickness did not influence the bone strain. However, the greater the loss of alveolar height, the greater the strain peak found in the bone crest. Under conditions of greater bone stiffness, all models with alveolar height loss recorded bone strain peaks compatible with the mechanical overload resorption window. Only the control model presented bone strain peak below this threshold. **Conclusions** - (1) The thin buccal bone thickness did not favour the stress concentration in the buccal tooth, nor does it increase the strain concentration of the bone board itself; therefore, it does not help to explain the higher prevalence of NCCL on the buccal surface. (2) The stress concentration in the tooth seems to play a modulating and non-protagonist role in the formation of NCCL, since the peak sites neither exactly coincide with the clinical NCCL initiation sites nor did the intensity exceed the dentin fracture resistance. (3) The displacement of tooth stress peak with progressive bone height loss may explain the staggered shape of the NCCL. (4) Even with minimal periodontal sequelae (15% height loss), there was a risk of additional bone resorption due to mechanical overload. (5) Treatment of the patient with bone loss due to periodontal disease should not be limited to microbiological control. Biomechanical balance should be considered at the maintenance stage to avoid additional bone loss from mechanical overload.

Keywords: Finite element analysis, Abfraction, Buccal bone thickness, Bone resorption.



## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.1- As cargas não-axiais geram tensões desfavoráveis na região cervical dos dentes, levando potencialmente à formação de LCNC. A lógica sugere que, com a oclusão dos dentes na direção vestibular, as regiões cervicais vestibulares seriam comprimidas, enquanto as regiões cervicais palatinas/linguais estariam em tração.....26
- Figura 1.2- Lesão cervical com formato escalonado presente em um pré-molar com uma severa redução do suporte ósseo. Na imagem da direita, a seta preta indica a margem do esmalte intacta. CEJ – cement-enamel junction/junção amelo-cementária. SEM – sharp enamel margin/margem de esmalte afiada.....27
- Figura 2.1- Relação de probabilidade para abfrações dos diferentes dentes (interações do maxilar superior e inferior), referência: canino superior (odds ratio=relação de probabilidade=1) .....30
- Figura 2.2- Lesão cervical não cariiosa em pré-molar inferior. Fatores etiológicos como abrasão e erosão associados à história do indivíduo foram descartados. Apesar de alguma recessão gengival nos dentes adjacentes, os dentes adjacentes não exibem lesões semelhantes.....30
- Figura 2.3- Forças laterais criam regiões cervicais de tensão e compressão, como indicado por setas. A seção ampliada mostra o rompimento de ligações químicas entre os prismas de esmalte. Pequenas moléculas entram entre os cristais de hidroxiapatita e impedem o restabelecimento de ligações para tornar os cristais mais suscetíveis à quebra e à dissolução química .....32
- Figura 2.4- À esquerda, lesões cervicais vestibulares que se estendem desde a JAC até a superfície da raiz subjacente em dentes incisivos. À direita, três tipos de lesões: (a) lesão de cunhas, (b) lesão em forma de disco e (c) lesão de forma mista. Imagens seccionais mostram as margens intactas do esmalte (SEM) na face vestibular do dente .....32
- Figura 2.5- Secções longitudinais da região cervical do dente; A - amostra mantida em água sob tensão; B - espécime mantido em ácido sob tensão; C - espécime mantido em ácido sob compressão; D - amostra sem estresse mantida em ácido. As setas pretas indicam micro fraturas no esmalte. As setas brancas mostram os tufos do esmalte .....34

- Figura 2.6- À esquerda, o osso lingual cria um fulcro na JAC quando a força é de uma direção vestibular para uma lingual, colocando a JAC vestibular sob tensão de tração. À direita, o osso vestibular permite o deslocamento de corpo do dente quando a força é de uma direção lingual para uma vestibular dissipando a tensão de tração na JAC lingual ..... 36
- Figura 2.7- Configuração do primeiro pré-molar superior utilizado no estudo em conjunto com três graus de suporte periodontal. Também são mostrados os locais de aplicação de carga ..... 36
- Figura 2.8- Representação esquemática das janelas de uso mecânico na teoria mecanostática de Frost. MESr, MESm, MESp correspondem aos limiares de micro-deformação das janelas. Abaixo, os valores dos limiares expressos em diferentes unidades de estímulo mecânico..... 38
- Figura 2.9- Algoritmo de remodelação óssea com a teoria mecanostática de Frost como a principal equação governante..... 38
- Figura 4.1- Plano méso-distal do modelo do pré-molar superior com suas estruturas de suporte ósseo..... 46
- Figura 4.2- À esquerda, o modelo 3-D com metade mesial e distal. À direita, a metade distal do modelo mostra o plano de simetria méso-distal ..... 47
- Figura 4.3- Modelo 3-D de um pré-molar superior e suas estruturas de suporte. As setas pretas indicam o plano do osso no qual todos seus nós foram restritos nos três eixos do espaço. A seta vermelha representa a carga para palatina..... 50
- Figura 4.4- Modelo de um pré-molar e suas estruturas de suporte. As setas pretas indicam o plano de simetria méso-distal no qual todos seus nós foram restritos no eixo-Z. A seta vermelha representa a carga para vestibular ..... 50
- Figura 4.5- Modelos tridimensionais das variações de espessura óssea vestibular. As espessuras da tábua vestibular variaram de 1,2 mm (EFN) a 2,4 mm (EXG) ..... 54
- Figura 4.6- Modelos tridimensionais das variações de altura alveolar. As alturas alveolares variaram de 12 mm (CTL) até 4,8 mm (A60) ..... 55

Figura 5.1- Padrões de distribuição de tensões de tração no dente para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina .....	61
Figura 5.2- Picos de tensão de tração no dente para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina .....	61
Figura 5.3- Padrões de distribuição de tensões de compressão no dente para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina.....	63
Figura 5.4- Picos de tensão de compressão no dente para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina .....	63
Figura 5.5- Padrões de distribuição de tensões de tração no dente para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina .....	66
Figura 5.6- Picos de tensão de tração no dente para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina .....	66
Figura 5.7- Padrões de distribuição de tensões de compressão no dente para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina .....	68
Figura 5.8- Picos de tensão de compressão no dente para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina .....	68
Figura 5.9- Padrões de distribuição de deformação maior no suporte ósseo para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina.....	71
Figura 5.10- Picos de deformação maior no suporte ósseo para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina.....	71
Figura 5.11- Padrões de distribuição de densidade de energia de deformação no suporte ósseo para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina .....	73

Figura 5.12- Picos de densidade de energia de deformação no suporte ósseo para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina .....	73
Figura 5.13- Padrões de distribuição de deformação maior no suporte ósseo para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina.....	76
Figura 5.14- Picos de deformação maior no suporte ósseo para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina .....	76
Figura 5.15- Padrões de distribuição de densidade de energia de deformação no suporte ósseo para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina.....	78
Figura 5.16- Picos de densidade de energia de deformação no suporte ósseo para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina. Note-se que o eixo-Y no gráfico foi apresentado em escala logarítmica para facilitar a comparação.....	78
Figura 5.17- Picos de tensão de tração no dente para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas variações de carga oclusal. A comparação dos modelos foi feita apenas para carga vestibular.....	81
Figura 5.18- Picos de tensão de tração no dente para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas variações de carga oclusal. A comparação dos modelos foi feita apenas para carga vestibular .....	81
Figura 5.19- Picos de deformação maior no suporte ósseo para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas variações de rigidez óssea .....	82
Figura 5.20- Picos de deformação maior no suporte ósseo para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas variações de rigidez óssea.....	83
Figura 6.1- Padrões de distribuição de densidade de energia de deformação em modelos com diferentes espessuras ósseas.....	90
Figura 6.2- Comparação dos picos de tensão de compressão no dente, diante de diferentes perdas de altura alveolar, entre os dados obtidos neste trabalho (pré-molar 200N) e os dados obtidos em artigo com delineamento experimental semelhante (incisivo 150N) (47).....	92

Figura 6.3- Comparação dos picos de deformação óssea diante de diferentes perdas de altura alveolar, obtidos em AEF distintos (95) .....94

Figura 6.4- Resultados extraídos de estudo sobre o efeito da ferulização em dentes por perda de altura alveolar .....95

## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1- Estudos experimentais que apresentaram evidências da interação dos fatores etiológicos envolvidos na formação de LCNC .....	33
Tabela 2.2- Máximas tensões de tração obtidas em estudos de elementos finitos sobre LCNC. As cargas oclusais foram expressas em Newton. D corresponde à dimensão do modelo .....	41
Tabela 4.1- Descrição das variações dos modelos de elementos finitos e os correspondentes códigos para cada parte da simulação .....	45
Tabela 4.2- Dimensões odontométricas genéricas do segundo pré-molar superior .	46
Tabela 4.3- Medidas da espessura óssea das tábuas para diferentes alturas alveolares (as medidas foram expressas em mm) .....	48
Tabela 4.4- Parâmetros elástico-lineares. Módulo de Young (E) e coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) dos materiais. O módulo foi expresso em GPa .....	48
Tabela 4.5- Estruturas de interesse e os correspondentes critérios de análise com as unidades.....	52
Tabela 4.6- Limiares de resistência à fratura dos tecidos dentários .....	52
Tabela 4.7- Estímulos mecânicos e os correspondentes limiares das janelas de remodelação óssea .....	52
Tabela 4.8- Valores médios de espessura óssea da tábua vestibular encontrados na literatura .....	54
Tabela 4.9- Quantidade de elementos e nós dos modelos de espessura vestibular modificada.....	54
Tabela 4.10- Quantidade de elementos e nós dos modelos de altura alveolar modificada.....	55

Tabela 4.11- Parâmetros modificados das variações de carga oclusal para a análise complementar .....	56
Tabela 5.1- Valores de tensão obtidos na análise da estrutura dentária com diferentes espessuras ósseas vestibulares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina.....	60
Tabela 5.2- Valores de tensão obtidos na análise da estrutura dentária com diferentes perdas de altura alveolar, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina. As tensões foram expressas em MPa.....	64
Tabela 5.3- Valores de deformação obtidos na análise do suporte ósseo com diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina. A deformação maior foi expressa em [mm/mm] e a densidade de energia de deformação foi expressa em [J/mm <sup>3</sup> ] .....	69
Tabela 5.4- Valores de deformação obtidos na análise do suporte ósseo com diferentes perdas de altura alveolar, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina. A deformação maior foi expressa em [mm/mm] e a densidade de energia de deformação foi expressa em [J/mm <sup>3</sup> ] .....	74
Tabela 5.5- Valores de tensão de tração (MPa) no dente para variações de carga oclusal. Os modelos foram carregados apenas para vestibular. A coluna tracejada apresenta os dados da simulação original .....	79
Tabela 5.6- Valores de deformação maior (mm/mm) no suporte ósseo para variações de rigidez óssea. Os modelos foram carregados para vestibular e palatina. A coluna tracejada indica os dados da simulação original .....	80

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

U	Densidade de energia de deformação. Critério de análise
A	Apical. Referência dentária
AEF	Análise de elementos finitos. Metodologia
D	Distal. Referência dentária
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
g	Gramas. Unidade de massa
GPa	Gigapascal. Unidade de tensão
J	Joule. Unidade de energia
JAC	Junção amelo-cementária. Referência dentária
LCNC	Lesões cervicais não cariosas
M	Mesial. Referência dentária
mm	Milímetros. Unidade de distância
MPa	Megapascal. Unidade de tensão
N	Newton. Unidade de força
O	Oclusal. Referência dentária
P	Palatina. Referência dentária
Q	Proporção de rigidez óssea. Variável complementar
V	Vestibular. Referência dentária
$\varepsilon_M$	Deformação maior. Critério de análise
$\sigma_1$	Máxima tensão principal. Critério de análise
$\sigma_3$	Mínima tensão principal. Critério de análise



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	25
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b>	29
2.1	DEFINIÇÃO, PREVALÊNCIA E ETIOLOGIA DE LCNC	29
2.2	PARTICIPAÇÃO DO FATOR MECÂNICO NA ETIOLOGIA DE LCNC	31
2.3	OUTROS MECANISMOS ETIOLÓGICOS DO FATOR MECÂNICO	33
2.4	INFLUÊNCIA DO SUPORTE ÓSSEO NA FORMAÇÃO DE LCNC	35
2.5	REMODELAÇÃO ÓSSEA CONTROLADA MECÂNICAMENTE	37
2.6	ESTUDOS DE ELEMENTOS FINITOS NA ETIOLOGIA DE LCNC	39
<b>3</b>	<b>PROPOSIÇÃO</b>	43
3.1	PARTE A – INFLUÊNCIA DA ESPESSURA ÓSSEA VESTIBULAR	43
3.2	PARTE B – INFLUÊNCIA DA ALTURA ALVEOLAR	44
<b>4</b>	<b>MATERIAL E MÉTODO</b>	45
4.1	CONSTRUÇÃO DO MODELO CONTROLE	46
4.1.1	Geometria, discretização e propriedades	46
4.1.2	Condições de contorno e carga	49
4.1.3	Critérios de análise	51
4.2	MODIFICAÇÕES DO SUPORTE ÓSSEO	53
4.2.1	Parte A – Influência da espessura óssea vestibular	53
4.2.2	Parte B – Influência da altura alveolar	55
4.3	ANÁLISE COMPLEMENTAR	56
4.3.1	Variações de carga oclusal	56
4.3.2	Variações de rigidez óssea	57
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b>	59
5.1	ESTRUTURA DENTÁRIA	59
5.1.1	Parte A – Influência da espessura óssea vestibular	59
5.1.2	Parte B – Influência da altura alveolar	64

5.2	SUPORTE ÓSSEO .....	69
5.2.1	Parte A – Influência da espessura óssea vestibular.....	69
5.2.2	Parte B – Influência da altura alveolar.....	74
5.3	ANÁLISE COMPLEMENTAR.....	79
5.3.1	Variações de carga oclusal .....	80
5.3.2	Variações de rigidez óssea .....	82
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	<b>85</b>
6.1	PARTE A – INFLUÊNCIA DA ESPESSURA VESTIBULAR.....	87
6.1.1	Estrutura dentária.....	87
6.1.2	Suporte ósseo .....	89
6.2	PARTE B – INFLUÊNCIA DA ALTURA ALVEOLAR.....	91
6.2.1	Estrutura dentária.....	91
6.2.2	Suporte ósseo .....	93
6.3	CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	95
<b>7</b>	<b>CONCLUSÕES</b> .....	<b>97</b>
7.1	PARTE A – INFLUÊNCIA DA ESPESSURA ÓSSEA VESTIBULAR .....	97
7.2	PARTE B – INFLUÊNCIA DA ALTURA ALVEOLAR.....	98
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>99</b>

## 1 INTRODUÇÃO

As lesões cervicais não cariosas ocorrem por perda lenta e irreversível da camada externa dos tecidos dentários mineralizados na região cervical do dente, sem relação com processo carioso (1-3). Atualmente, há um consenso na literatura de que a etiologia destas lesões é multifatorial, envolvendo fenômenos de abrasão (associada à escovação), corrosão (associada à ação de ácidos endógenos e exógenos) e concentração de tensões (associada a carga mecânica, especialmente à oclusão) (4, 5). Alguns autores também adicionam a atrição na lista dos fatores etiológicos, se referindo ao contato das cerdas da escova nos dentes. Entretanto, a maioria dos estudos reserva o termo atrição para o contato do dente com o seu antagonista, portanto desconsideram este item como fator etiológico das lesões cervicais, pela ausência de contato dentário nestas regiões.

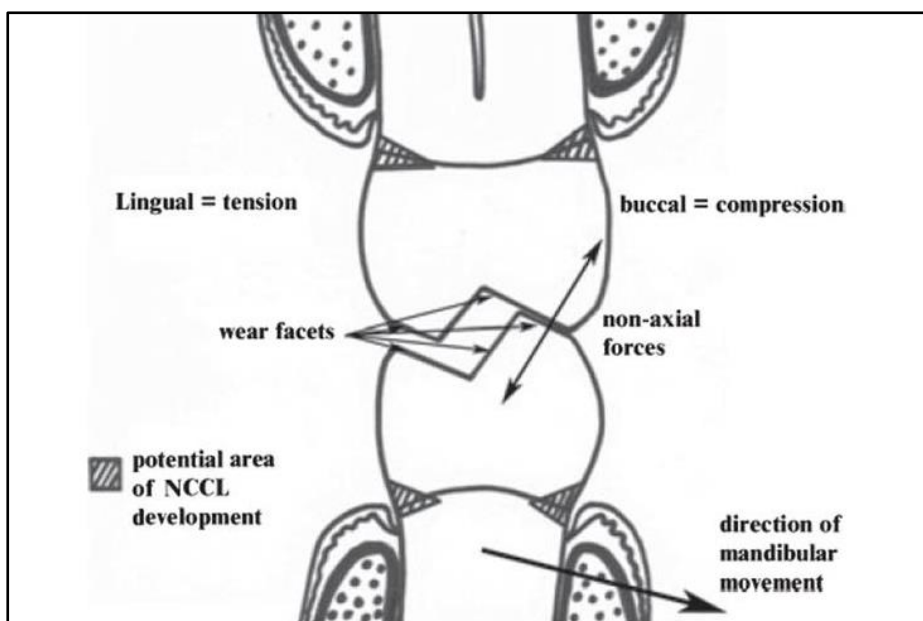
A concentração de tensões, mais especificamente as de tração, é considerada um fator crucial para explicar lesões que atingem apenas um dente, sem acometer os dentes vizinhos. O mecanismo inicialmente proposto era que as altas tensões de tração na cervical provocariam micro-fraturas nesta região, ao ultrapassarem o limite de resistência do esmalte. Esta abordagem ficou conhecida como teoria da abfração e, embora seja bastante difundida entre os clínicos, tem sido bastante criticada no meio científico nos últimos anos (6, 7).

As críticas sobre esta teoria podem ser resumidas nos seguintes pontos: (1) poucos estudos demonstram que a carga oclusal está relacionada com a ocorrência de LCNC (8, 9), (2) nem todos os pacientes com lesões demonstram desgaste oclusal (bruxismo), e nem todos os pacientes com desgaste oclusal grave exibem LCNC (10, 11). (3) se a deflexão dos dentes fosse o mecanismo responsável pela formação da lesão, a prevalência de danos na face vestibular deveria ser semelhante àquela na palatina, o que não é o caso (8, 12), (4) há pouca ou nenhuma evidência dessas lesões em crânios pré-históricos (13, 14), (5) as superfícies vestibulares dos pré-molares demonstram lesões piores (15), as lesões são progressivamente piores dos dentes posteriores para os anteriores; (6) de modo geral, o limite apical da lesão não progride além da altura correspondente à margem gengival, apesar da concentração de tensão na raiz ser maior na altura da crista óssea (16).

Alguns estudos mais recentes (5, 17, 18) sugerem que os fatores etiológicos atuam de forma simultânea e sinérgica, sendo que o efeito da tensão seria intensificar a ação erosiva do ácido: submetido a altas tensões de tração, a difusão do ácido na estrutura dentária é facilitada. Existem alguns mecanismos que justificam esta sinergia, como o fato da tração aumentar de forma localizada a permeabilidade do esmalte e da dentina, além de favorecer a formação de fenda na junção amelo-cementária e gerar um tipo específico de trinca no esmalte (“stress-corrosion crack”). Estas trincas seriam formadas com tensões abaixo do limite de resistência do esmalte, pela ação simultânea de ácido e tensões de tração (19).

Entretanto, um aspecto intrigante em relação às LCNC é que mais de 95% delas ocorrem na face vestibular (8, 12), mesmo quando o padrão oclusal do dente atingido seja coerente com tração na palatina e compressão na vestibular, como descrito na Figura 1.1. Em 2011 foi proposta uma teoria para justificar esta aparente contradição. Segundo o estudo, a menor prevalência de LCNC em faces palatinas decorreria da maior deformação da tábua óssea vestibular, por apresentar espessura fina.

Figura 1.1- As cargas não-axiais geram tensões desfavoráveis na região cervical dos dentes, levando potencialmente à formação de LCNC. A lógica sugere que, com a oclusão dos dentes na direção vestibular, as regiões cervicais vestibulares seriam comprimidas, enquanto as regiões cervicais palatinas/linguais estariam em tração



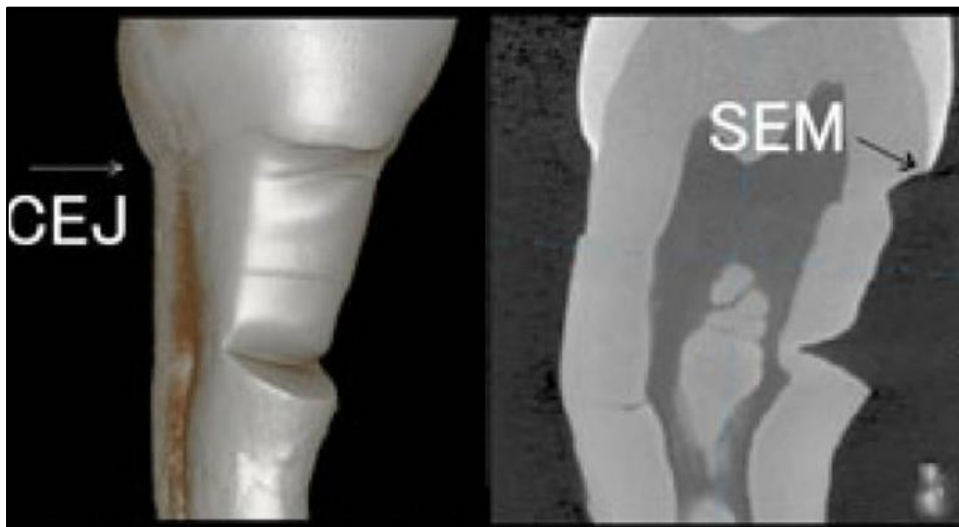
Fonte: Michael *et al* (20)

De acordo com esta teoria (21), diante de uma carga para vestibular, a tábua óssea fina seria facilmente deformada e favoreceria um movimento de corpo livre, solidário com o dente, evitando a concentração de tensões de tração na face palatina do dente. O mesmo não ocorreria diante de uma carga para palatina, devido à maior espessura óssea que não permitiria acompanhar os níveis de deslocamento do dente. No entanto, esta conjetura ainda precisa ser validada experimentalmente.

Sob a perspectiva da teoria de remodelamento ósseo (22, 23), a maior deformação da tábua óssea vestibular fina diante de uma carga para vestibular, poderia induzir processos de reabsorção óssea. A perda óssea, por sua vez, levaria à recessão gengival, e, conseqüentemente à exposição radicular, favorecendo a formação de LCNC.

Outro possível cenário de interação entre as lesões cervicais e as estruturas de suporte ósseo seria a formação de LCNC escalonadas, presentes em pacientes com redução progressiva do suporte ósseo provocada pela doença periodontal (7, 24) (Figura 1.2). Esta sequela periodontal teria dois efeitos importantes: expor a superfície radicular a fenômenos corrosivos e abrasivos que facilitem a formação/progressão de LCNC; e iniciar perdas ósseas adicionais por sobrecarga oclusal no tecido ósseo remanescente.

Figura 1.2- Lesão cervical com formato escalonado presente em um pré-molar com uma severa redução do suporte ósseo. Na imagem da direita, a seta preta indica a margem do esmalte intacta. CEJ – cement-enamel junction/junção amelo-cementária. SEM – sharp enamel margin/margem de esmalte afiada



Fonte: Hur *et al* (7)

A teoria mecanostática de Frost (22) afirmou que determinados níveis de micro-deformações no osso regulariam processos celulares de reabsorção e aposição óssea. Para avaliar o risco de reabsorção óssea, a teoria estimou que processos de reabsorção óssea predominariam quando os valores de micro-deformações ultrapassarem os 3.000  $\mu\epsilon$ .

Deste modo, a análise por elementos finitos teve como propósito verificar se a concentração de tensões poderia explicar: (i) a alta prevalência de LCNC na face vestibular, devido à menor espessura da tábua vestibular; (ii) o formato escalonado de LCNC, devido ao deslocamento do pico de tensão para apical em consequência da perda óssea progressiva. Complementarmente, foi avaliado o risco de reabsorções ósseas por sobrecarga mecânica em pacientes: (i) com espessura vestibular fina; (ii) com perda de altura alveolar.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

A continuação se abordou os aspectos fundamentais das teorias envolvidas na formação de LCNC, como também o estado da arte concernente aos processos de remodelação óssea e sua eventual relação com as lesões cervicais.

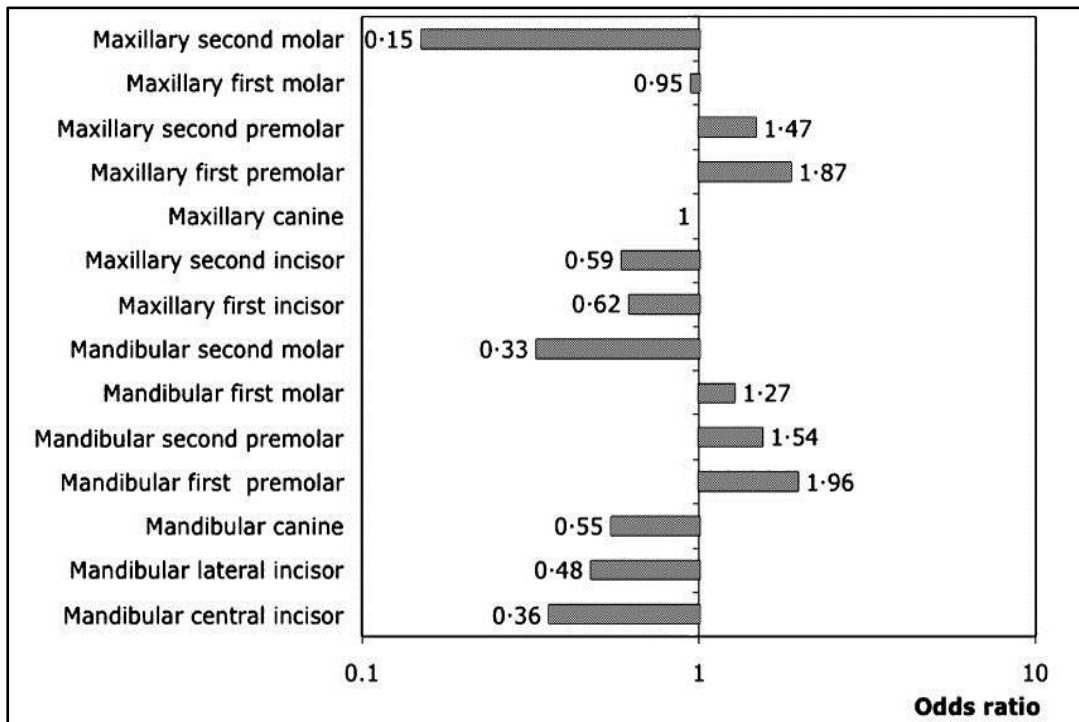
### 2.1 DEFINIÇÃO, PREVALÊNCIA E ETIOLOGIA DE LCNC

As lesões cervicais não cariosas consistem em uma perda lenta, silenciosa e irreversível do tecido dentário da região da junção amelo-cementária não relacionada com cárie. Em relação ao tipo de dente, estas lesões observam-se com maior frequência e intensidade em dentes pré-molares (15, 25) (Figura 2.1). Quanto à face do dente mais afetada, lesões na face vestibular se observam com uma altíssima prevalência (sobre 95%) (8, 12).

A etiologia das LCNC, inicialmente, foi explicada pelos fenômenos físico-químicos de abrasão (normalmente por escovação traumática) e erosão (dissolução ácida, mais recentemente chamada de corrosão) (26-28). Contudo, estes fatores etiológicos não conseguem dar resposta para situações clínicas em que as LCNC estão localizadas subgingivalmente, ou quando afetam apenas um dente em particular, sem alterar os dentes contíguos igualmente expostos aos mesmos agentes etiológicos (9) (Figura 2.2).

Para explicar estes casos seria necessário encontrar algum fator etiológico capaz de atuar seletivamente em um único dente. Atualmente considera-se que as LCNC são de origem multifatorial, com influência possível da abrasão, da corrosão e da tensão (16, 28).

Figura 2.1- Relação de probabilidade para abfrações dos diferentes dentes (interações do maxilar superior e inferior), referência: canino superior (odds ratio=relação de probabilidade=1)



Fonte: (15)

Figura 2.2- Lesão cervical não cariosa em pré-molar inferior. Fatores etiológicos como abrasão e erosão associados à história do indivíduo foram descartados. Apesar de alguma recessão gengival nos dentes adjacentes, os dentes adjacentes não exibem lesões semelhantes



Fonte: (9)



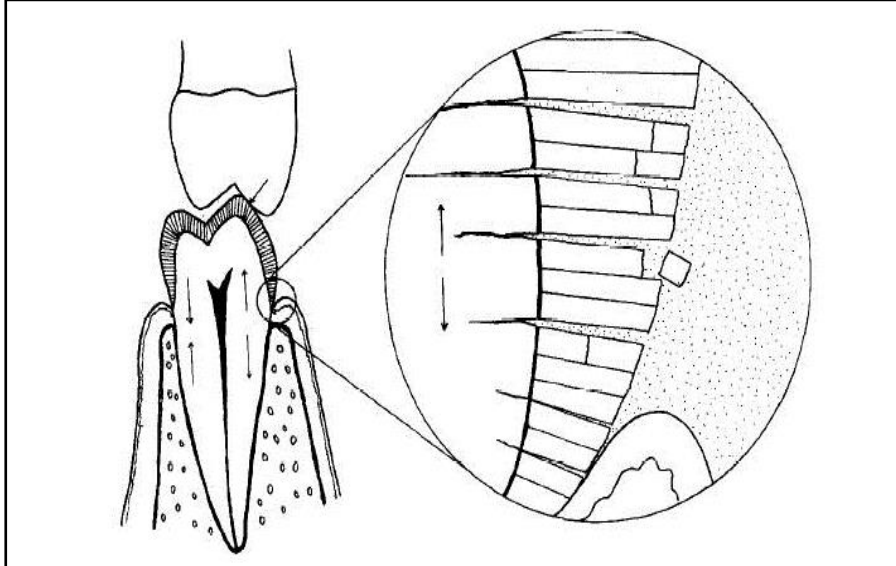
## 2.2 PARTICIPAÇÃO DO FATOR MECÂNICO NA ETIOLOGIA DE LCNC

Em 1982, um estudo (29) vinculou pela primeira vez fatores mecânicos, como a deflexão do dente causada pelo bruxismo, com a ocorrência de LCNC. Logo, em 1984, foi proposta uma abordagem etiológica biomecânica (4) que relacionou a presença de hipotéticas micro-trincas na região cervical do esmalte com as tensões de tração geradas pela flexão do dente sob cargas oclusais não-axiais (Figura 2.3). Mais tarde, este mecanismo de formação de LCNC foi nomeado de “abfração”, que significa fratura à distância (30). Tanto a concentração de tensão na cervical do dente quanto a presença de abrasão, quando associadas com a corrosão, parece estabelecer um sinergismo (5, 31, 32). Também se pensou que as micro-trincas no esmalte, quando associadas com a abrasão da escovação traumática, teriam seu efeito potencializado (28, 33). No entanto, até o momento, as trincas nunca foram constatadas nas LCNC (7, 20, 27).

Embora exista conhecimento teórico baseado em análises pelo método de elementos finitos que suporte a hipótese da abfração (34-37), este mecanismo tem sido questionado nos últimos anos por não apresentar evidência experimental ou clínica que permita confirmar uma relação causal entre as micro-trincas geradas por forças não-axiais e a perda de estrutura na cervical do dente (6, 20, 38, 39).

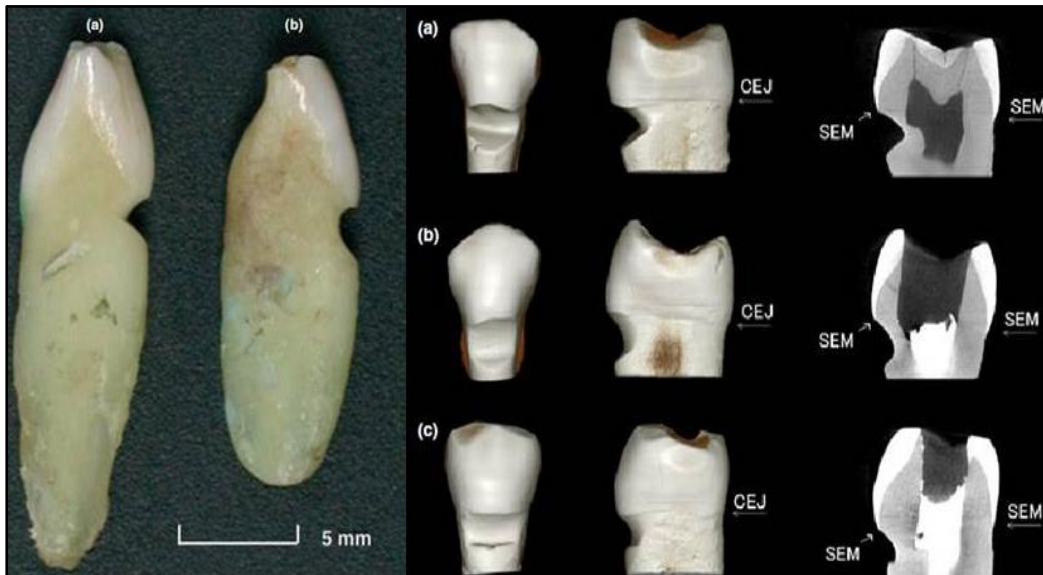
Outra crítica relevante está no fato de que as LCNC são mais prevalentes nas faces vestibulares (3, 8, 12, 40, 41) (Figura 2.4), mesmo quando a carga oclusal tende a concentrar na região cervical vestibular tensões compressivas, que não justificam a ocorrência de micro-trincas. Autores que apoiam a teoria da abfração não conseguem explicar o motivo pelo qual as LCNC não se apresentariam com a mesma prevalência na vestibular e na palatina da arcada oposta, já que a toda região de concentração de tração na vestibular, corresponderia uma homóloga na palatina ou lingual. A teoria mecânica da fratura do esmalte a distância proposta por Lee e Eakle (4) não foi comprovada e o termo “abfração” ainda pode ser considerado uma hipótese.

Figura 2.3- Forças laterais criam regiões cervicais de tensão e compressão, como indicado por setas. A seção ampliada mostra o rompimento de ligações químicas entre os prismas de esmalte. Pequenas moléculas entram entre os cristais de hidroxiapatita e impedem o restabelecimento de ligações para tornar os cristais mais suscetíveis à quebra e à dissolução química



Fonte: (4)

Figura 2.4- À esquerda, lesões cervicais vestibulares que se estendem desde a JAC até a superfície da raiz subjacente em dentes incisivos. À direita, três tipos de lesões: (a) lesão de cunhas, (b) lesão em forma de disco e (c) lesão de forma mista. Imagens seccionais mostram as margens intactas do esmalte (SEM) na face vestibular do dente



Fonte: (7, 27)

### 2.3 OUTROS MECANISMOS ETIOLÓGICOS DO FATOR MECÂNICO

Embora sejam poucos, existem estudos experimentais que apresentaram evidências da interação dos fatores etiológicos -abrasão, corrosão e concentração de tensões- envolvidos no processo de formação de LCNC. Em termos gerais, os resultados destes trabalhos mostram que a perda de estrutura dentária na região cervical do dente foi maior quando os agentes etiológicos atuaram associados. Em alguns casos, apenas a ação dos fatores em conjunto demonstrou uma perda de estrutura. Na Tabela 2.1 foram organizados os principais trabalhos experimentais que relataram um efeito sinérgico dos agentes etiológicos, no qual o mecanismo de perda seria a dissolução ácida, e não a fratura do espécime em estudo.

Tabela 2.1- Estudos experimentais que apresentaram evidências da interação dos fatores etiológicos envolvidos na formação de LCNC

<b>Fatores etiológicos associados</b>		<b>Referência</b>
Carga estática	Desafio corrosivo	(17)
Carga cíclica	Desafio corrosivo	(5)
Carga estática	Desafio abrasivo	(42)
Carga cíclica	Desafio corrosivo	(18)
Carga cíclica	Desafio corrosivo	(43)

Fonte: o autor

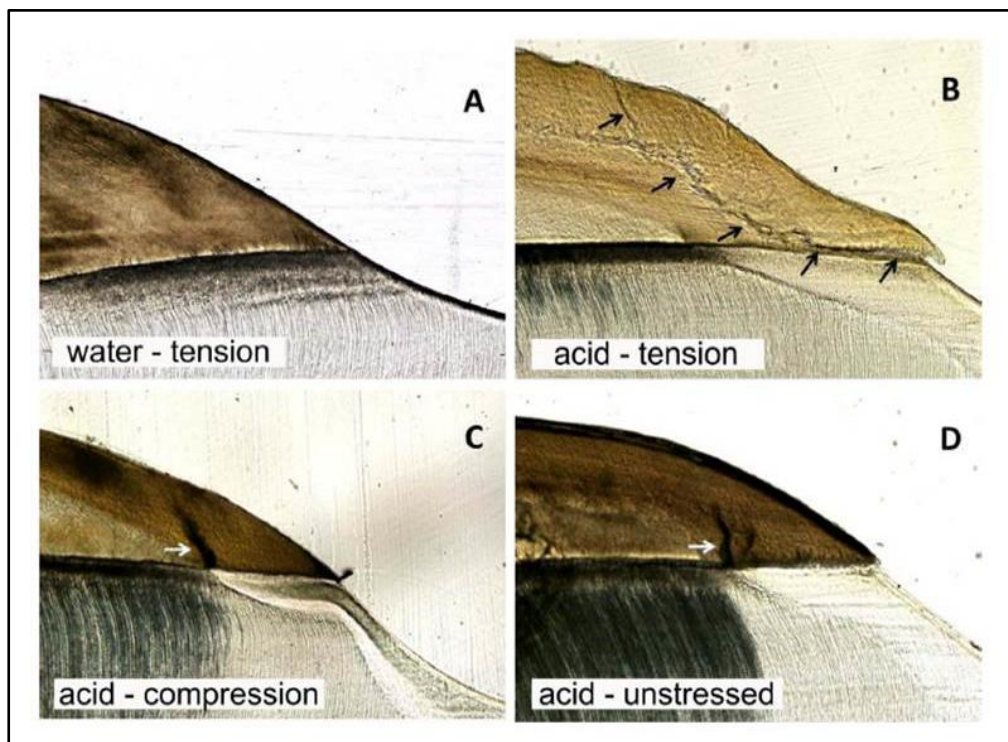
Um estudo do nosso grupo de pesquisa (44) estabelece uma nova hipótese de mecanismo para a formação das LCNC. Foram expostos três mecanismos possíveis pelos quais as tensões de tração poderiam favorecer a formação de LCNC, pelo fato dos três terem a tendência de aumentar o efeito corrosivo dos ácidos: 1) abertura de fenda na junção amelo-cementária, 2) “stress-corrosion cracking” e 3) aumento da permeabilidade do esmalte, pela deformação da fina camada proteica que envolve as nano-fibras de hidroxiapatita. É importante destacar que nenhum destes três mecanismos seria dependente de atingir o limite de resistência do material; por exemplo, mesmo a trinca formada por “stress-corrosion

cracking” aparece como efeito sinérgico entre ácido e tensões muito menores que as da resistência à tração do tecido (Figura 2.5).

No estudo supracitado, os espécimes foram submetidos a cargas estáticas de tração ou compressão e os resultados sugeriram um efeito protetor da tensão de compressão à dissolução do dente, explicada por diminuir a permeabilidade do esmalte ao ácido. Entretanto, na discussão foi mencionado que este efeito protetor desapareceria em condições de carregamento cíclico, devido ao “bombeamento bidirecional” e alternado da solução ácida para o interior e para o exterior do esmalte, criado pela deformação / recuperação elástica deste material.

De modo geral, os mecanismos descritos na literatura para explicar os efeitos das cargas oclusais sobre a formação da LCNC são baseados na concentração de tensões de tração na cervical do dente. O presente estudo apresentou uma nova abordagem biomecânica, baseada na qualidade do suporte ósseo, que pretendeu explicar a maior prevalência de LCNC na face vestibular, como também o efeito do risco de reabsorção óssea por sobrecarga neste cenário multifatorial.

Figura 2.5- Secções longitudinais da região cervical do dente; A - amostra mantida em água sob tensão; B - espécime mantido em ácido sob tensão; C - espécime mantido em ácido sob compressão; D - amostra sem estresse mantida em ácido. As setas pretas indicam microfraturas no esmalte. As setas brancas mostram os tufos do esmalte



## 2.4 INFLUÊNCIA DO SUPORTE ÓSSEO NA FORMAÇÃO DE LCNC

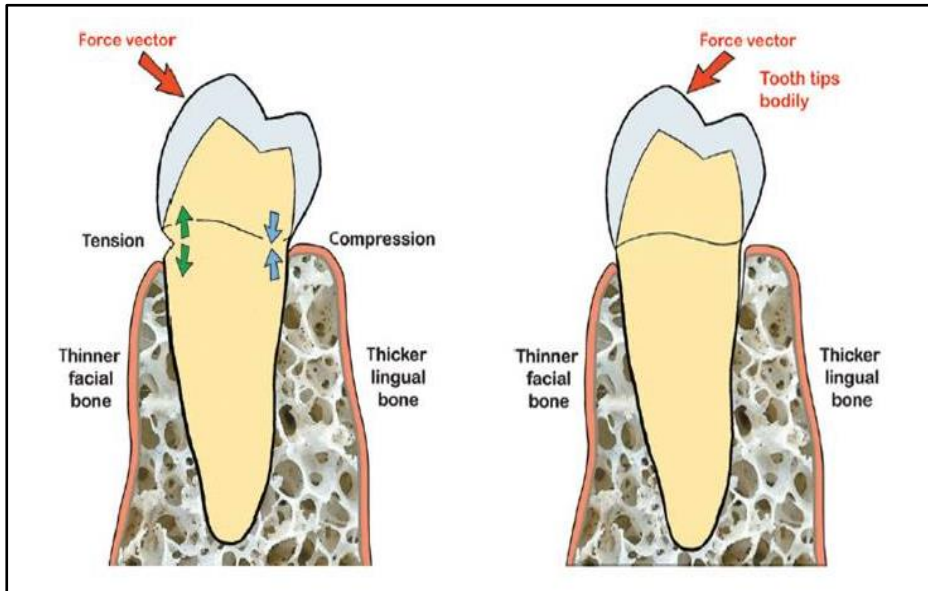
Em 2011, um estudo também atribuiu a maior prevalência de LCNC nas faces vestibulares à diferença de qualidade de suporte ósseo entre as faces vestibular e palatina, mas baseado em diferenças hipotéticas na concentração de tensões no dente (21). Segundo o autor, quando o dente é fletido apoiado contra uma tábua palatina robusta, tende a produzir elevada tensão de tração na cervical vestibular. No entanto, quando apoiado contra uma fina tábua vestibular, conseguiria se inclinar para vestibular num movimento conjunto com a tábua vestibular e não geraria uma tração tão alta na cervical palatina (Figura 2.6).

O presente projeto apresentou uma abordagem diferente. Além de gerar tensões e deformações no dente, as forças oclusais geram tensões e deformações no suporte ósseo. A hipótese é que tábuas ósseas finas apresentariam maior risco de reabsorção óssea marginal, por atingir mais facilmente os níveis críticos de deformação. Com a reabsorção óssea, haveria retração gengival e exposição de cimento e, depois, da dentina, que são tecidos mais suscetíveis à corrosão e à abrasão que o esmalte (7, 45).

Isto contribuiria para explicar a maior prevalência de LCNC na face vestibular, especialmente na região de pré-molar superior. É lógico pensar que, cargas oclusais que tendem a concentrar tensão na cervical do dente também tendem a aumentar os níveis de deformação do osso e, portanto, induzir a reabsorção óssea (46). Alguns estudos enfatizaram a importância da altura do suporte ósseo no padrão de tensão no dente e nos efeitos destas alterações na progressão da LCNC (46, 47) (Figura 2.7). Assim, avaliar o risco de reabsorção óssea nestas condições seria um aspecto relevante para evitar futuras exposições radiculares que poderiam favorecer a formação de LCNC.

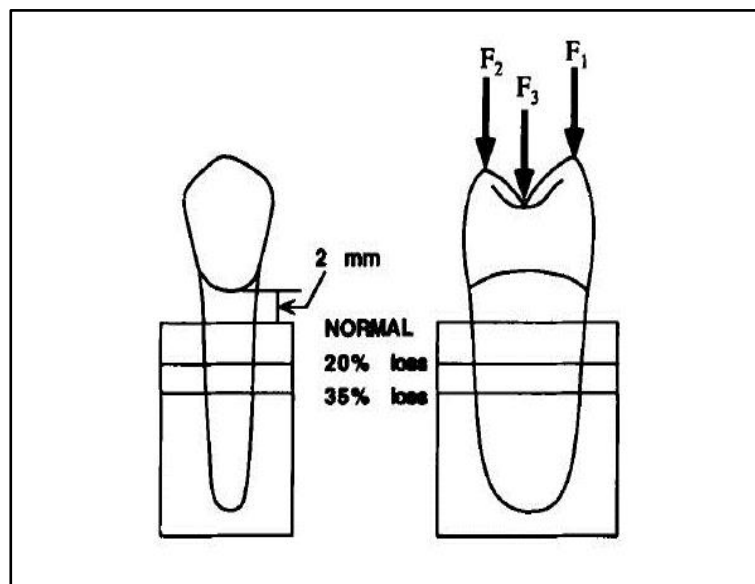
Na mesma lógica, outro possível cenário de interação entre as lesões cervicais e as estruturas de suporte ósseo seria a formação de LCNC escalonadas, presentes em pacientes com redução do suporte ósseo provocada pela doença periodontal (7, 24). Esta sequela periodontal teria dois efeitos importantes: expor a superfície radicular a fenômenos corrosivos e abrasivos que facilitem a formação/progressão de LCNC; e iniciar perdas ósseas adicionais por sobrecarga oclusal no tecido ósseo remanescente.

Figura 2.6- À esquerda, o osso lingual cria um fulcro na JAC quando a força é de uma direção vestibular para uma lingual, colocando a JAC vestibular sob tensão de tração. À direita, o osso vestibular permite o deslocamento de corpo do dente quando a força é de uma direção lingual para uma vestibular dissipando a tensão de tração na JAC lingual



Fonte: (21)

Figura 2.7- Configuração do primeiro pré-molar superior utilizado no estudo em conjunto com três graus de suporte periodontal. Também são mostrados os locais de aplicação de carga



Fonte: (46)

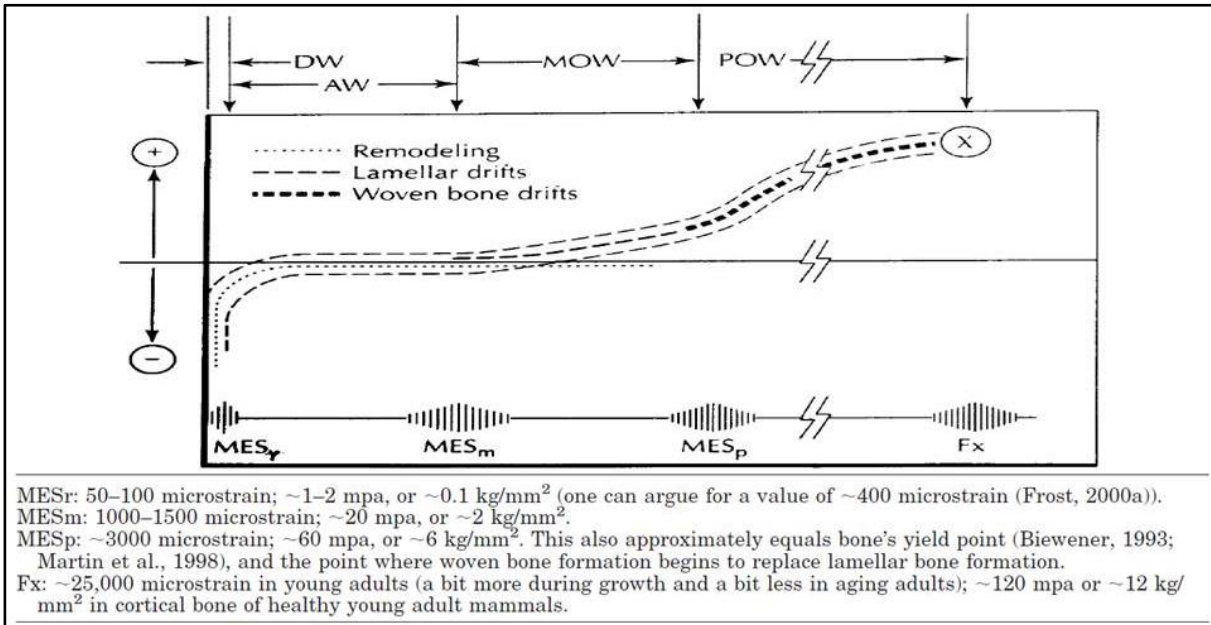
## 2.5 REMODELAÇÃO ÓSSEA CONTROLADA MECÂNICAMENTE

Os estímulos mecânicos geram uma série de sinalizações nas populações celulares presentes no suporte ósseo e podem desencadear uma cascata de eventos intercelulares que remodelam o osso, para que este se adapte às solicitações mecânicas (48-50). A teoria mecanostática de Frost (23) determinou como os valores de micro-deformações regulam os processos de reabsorção e os processos de aposição óssea.

Esta teoria, já bastante consolidada na literatura, define quatro janelas de remodelação óssea: 1) janela de desuso - quando o valor de micro-deformação é baixo ou nulo ( $\epsilon < 150 \mu\epsilon$  - MESr), predominam os processos de reabsorção e, portanto, há uma diminuição da densidade óssea; 2) janela de equilíbrio - para valores de deformação entre  $150 \mu\epsilon$  e  $1500 \mu\epsilon$  (MESm), ocorre um balanceamento entre os processos de reabsorção e de aposição, portanto, a densidade óssea não é alterada; 3) janela de sobrecarga fisiológica - para valores de deformação entre  $1500 \mu\epsilon$  e  $3000 \mu\epsilon$ , predominam os processos de aposição, portanto ocorre um aumento da densidade óssea; 4) janela de sobrecarga patológica - para valores acima de  $3000 \mu\epsilon$  (MESp), volta a predominar os processos de reabsorção, mas com maior intensidade do que na janela de desuso, portanto esta reabsorção costuma ser mais severa (22, 23) (Figura 2.8).

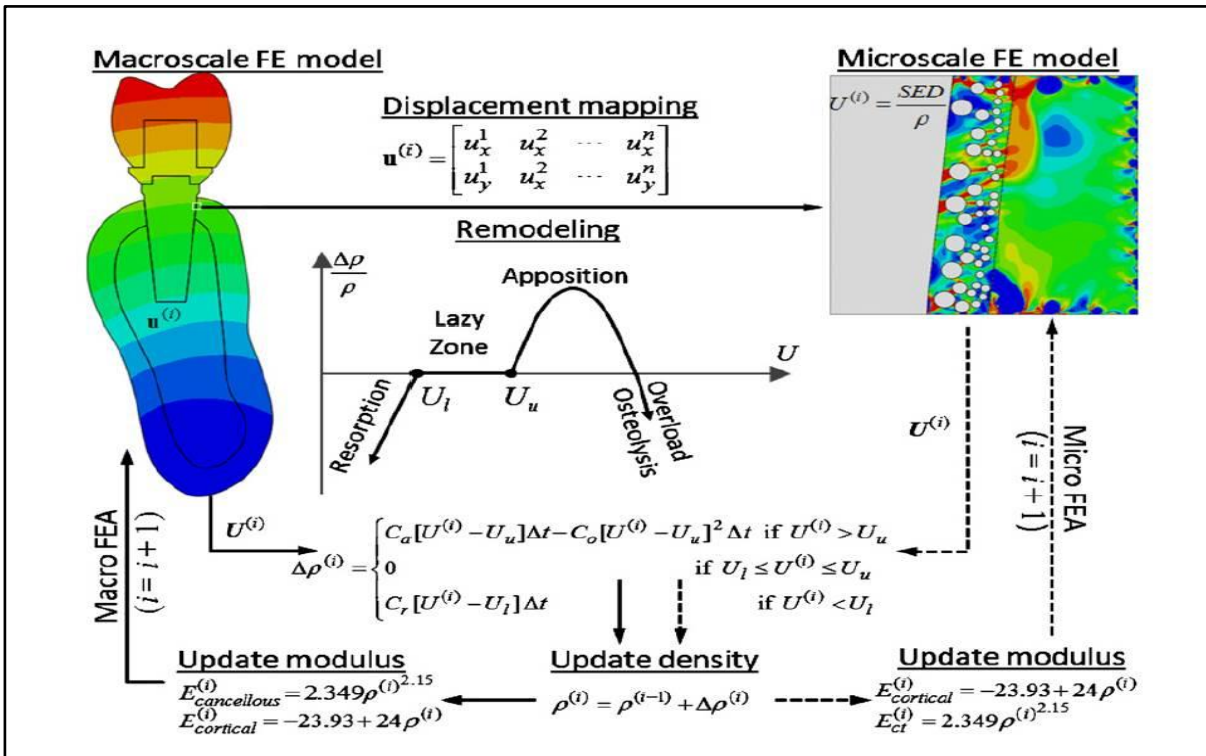
Para simular, por análise de elementos finitos, estes processos de remodelação óssea são utilizados algoritmos que determinam a variação na densidade óssea em função da intensidade do estímulo (51, 52). Em alguns destes algoritmos, o parâmetro de interesse é representado (53-55) por U, expresso em  $Jcm^3/g$ , que corresponde à razão entre a densidade de energia de deformação elástica e a densidade de massa (56-58).

Figura 2.8- Representação esquemática das janelas de uso mecânico na teoria mecanostática de Frost. MESr, MESm, MESp correspondem aos limiares de micro-deformação das janelas. Abaixo, os valores dos limiares expressos em diferentes unidades de estímulo mecânico



Fonte: (23)

Figura 2.9- Algoritmo de remodelação óssea com a teoria mecanostática de Frost como a principal equação governante



Fonte: (59)



Alguns estudos definem os limites da janela de equilíbrio como sendo de  $0,000021 \text{ Jcm}^3/\text{g}$  para o limite inferior ( $U_i$ ) e de  $0,000033 \text{ Jcm}^3/\text{g}$  para o limite superior ( $U_u$ ) (60, 61). Assim, quando o valor obtido de  $U$  for menor que  $U_i$ , a simulação responderá com diminuição da densidade do osso, representando a reabsorção óssea relacionada à janela de desuso. Quando o valor de  $U$  for maior que  $U_u$ , a simulação responderá com aumento da densidade do osso, representando os processos de aposição óssea que ocorrem na janela de sobrecarga fisiológica. Os trabalhos consideram também a janela de sobrecarga patológica, quando os valores ultrapassam um limite superior da janela de sobrecarga fisiológica, e o osso reabsorve de forma mais severa (59, 62) (Figura 2.9).

Se a sobrecarga oclusal for capaz de ultrapassar o limite da janela de sobrecarga fisiológica, a reabsorção óssea irá ocorrer. Como consequência desta reabsorção, além da exposição de cimento e dentina, haverá também um deslocamento para apical do centro de resistência do dente. Conseqüentemente, o dente tenderá a defletir com mais facilidade e a região de concentração de tensões será deslocada para apical e registrará valores maiores, o que favorecerá a formação ou progressão da LCNC.

## 2.6 ESTUDOS DE ELEMENTOS FINITOS NA ETIOLOGIA DE LCNC

A escolha do critério de análise representa um passo crítico em estudos de elementos finitos, posto que as análises biomecânicas exigem uma coerência com os mecanismos biológico-mecânicos associados aos fenômenos em estudo, e não necessariamente com a falha estrutural do material. Os critérios mais comumente utilizados na engenharia são a tensão de tração, utilizada para materiais frágeis que falham por fratura em tração, e a tensão de Von-Mises, utilizada para materiais dúcteis que falham por apresentarem deformações permanentes.

Em muitos artigos, a influência da concentração de tensões no dente sobre a formação de LCNC é colocada de forma superficial, sem distinguir os efeitos da tensão de tração daqueles da tensão de compressão (36, 63). Além disso, alguns estudos de finitos utilizam vários critérios de falha para comparar as variáveis em estudo, sem qualquer preocupação com a coerência entre os critérios escolhidos e

os mecanismos que admitem estar teoricamente envolvidos na formação da LCNC (64, 65).

Quando se considera a abfração como o mecanismo responsável pela formação de LCNC, assume-se que a deflexão do dente pode ser alta o suficiente para atingir os valores de resistência à tração do dente. Dentro desta abordagem, o critério da tensão de tração seria o mais coerente e a resistência de tração do esmalte poderia ser utilizada como valor crítico de tensão (34, 35). Como a teoria da abfração foi a abordagem biomecânica de formação de LCNC mais difundida na Odontologia, é natural que o critério da tensão de tração no dente seja o mais frequente em AEF sobre o tema, embora este mecanismo tenha sido bastante criticado nos últimos anos.

Na Tabela 2.2 foram resumidos os principais estudos de elementos finitos que constituem a base da teoria da abfração. Nos últimos anos, estes trabalhos têm sido criticados pelas suas condições de simulação, nas quais se observam: cargas oclusais que não representam situações de sobrecarga, condições de contorno próximas ao local de interesse, ausência das estruturas de suporte como osso alveolar e ligamento periodontal, modelos com representação bidimensional, viés nos locais de análise (1, 20, 32).

Vale destacar, entretanto, que a região de maior interesse para este projeto não foi o dente e sim o osso. Apresentou-se uma nova abordagem biomecânica, ainda pouco explorada por análise de elementos finitos (47), de que a LCNC é formada após a reabsorção óssea da tábua óssea vestibular, provocada por uma sobrecarga oclusal. A tábua óssea vestibular, por apresentar uma espessura mais fina quando comparada à tábua palatina, provavelmente atingiria mais facilmente os valores críticos da janela de reabsorção óssea por sobrecarga de Frost (22, 23).

Em resumo, este projeto foi delineado com o objetivo de propor, com base em análises por elementos finitos, uma nova explicação biomecânica para a maior prevalência da LCNC na face vestibular, explorando a possibilidade de reabsorção óssea estimulada por uma sobrecarga oclusal.

Tabela 2.2- Máximas tensões de tração obtidas em estudos de elementos finitos sobre LCNC. As cargas oclusais foram expressas em Newton. D corresponde à dimensão do modelo

<b>Estudos</b>	<b>D</b>	<b>Carga</b>	<b>Local</b>	<b>Valor Máximo</b>	<b>Referência</b>
Rees (1998)	2	100	Esmalte Vestibular	2,9 MPa	(66)
Lee (2002)	3	170	Dente Cervical	26,4 MPa Palatina	(67)
Rees (2002)	2	500	Esmalte Cervical	358,3 MPa Palatina	(35)
De Las Casas (2003)	2	1	Dente Cervical	3,9 MPa Palatina	(68)
Geramy (2003)	3	1,5	Dente Cervical	1,5 MPa Vestibular	(69)
Rees (2003)	2	500	Esmalte Cervical	145,4 MPa Palatina	(64)
Rees (2004)	2	100	Esmalte Vestibular	2,0 MPa	(70)
Borcic (2005)	3	200	Dente Cervical	82,4 MPa Vestibular	(37)

Fonte: o autor



### 3 PROPOSIÇÃO

Para investigar uns dos possíveis fatores responsáveis pela alta prevalência de LCNC na face vestibular, este estudo foi dividido em duas partes, cada uma com objetivos próprios, discriminados abaixo.

#### 3.1 PARTE A – INFLUÊNCIA DA ESPESSURA ÓSSEA VESTIBULAR

O objetivo da Parte A foi verificar, através da análise de elementos finitos, o efeito da espessura óssea vestibular sobre o padrão de distribuição de tensões no dente, e de deformações no osso, quando aplicadas cargas oclusais estáticas com tendência a inclinar o dente. Nestes casos, espera-se que a parte mais cervical da tábua óssea funcione como um ponto de apoio para o dobramento do dente, o que provocaria tensões de tração no lado oposto ao do apoio.

Segundo Sneed (21), diante de uma carga com tendência a inclinar o dente para vestibular, a fina espessura da tábua óssea não permitiria que funcionasse como um apoio fixo. Isto ocorreria porque a tábua óssea fina se deslocaria “solidariamente” com o dente em um movimento de corpo. Assim, o dente teria menor tendência a defletir quando se apoia na tábua vestibular, por ser fina, concentrando menos tensões de tração na face palatina. Pelo contrário, haveria maior tendência a defletir ao se apoiar na tábua palatina, mais robusta, o que explicaria a maior prevalência de LCNC na face vestibular, por maior concentração de tensões de tração. Esta hipótese foi testada no presente estudo.

Outro possível efeito facilitador da ocorrência de LCNC na vestibular também foi testado: a espessura vestibular fina apresentaria maior risco de reabsorção óssea por sobrecarga mecânica na crista, segundo os limiares da teoria mecanostática de Frost (23). A reabsorção óssea, com a consequente exposição radicular a fenômenos erosivos e abrasivos, contribuiria para a formação de LCNC. Portanto, o maior risco de reabsorção óssea da crista vestibular contribuiria para explicar a alta prevalência de LCNC na face vestibular, mesmo na condição de concentração de tensão semelhante entre vestibular e palatina.

### 3.2 PARTE B – INFLUÊNCIA DA ALTURA ALVEOLAR

O objetivo da Parte B foi avaliar, mediante análise de elementos finitos, o efeito da perda de altura alveolar sobre o padrão de distribuição de tensões no dente, e de deformações no osso, quando aplicadas cargas oclusais estáticas com tendência a inclinar o dente.

A hipótese testada foi que a perda progressiva de altura óssea seria simultaneamente responsável tanto pelo aumento do pico de tensões no dente quanto pelo seu deslocamento para apical. O aumento do pico de tensão tenderia a agravar o risco de formação e/ou progressão da LCNC. O progressivo deslocamento para apical do pico de tensões explicaria o formato escalonado de algumas lesões.

Outro efeito testado foi se a perda de altura alveolar aumentaria a deformação óssea na nova crista por sobrecarga mecânica, o que poderia facilitar a ocorrência de reabsorções ósseas adicionais.

## 4 MATERIAL E MÉTODO

A análise por elementos finitos foi dividida em duas partes (A e B). A variável estudada na parte A foi a espessura óssea da tábua vestibular. A partir de um modelo controle de geometria genérica, foram projetadas três variações de espessura óssea vestibular: fina, grossa e extra-grossa.

Na parte B, a variável em estudo foi a perda de altura óssea. Com base no modelo controle já mencionado, foram simuladas quatro condições de reabsorção óssea horizontal, que representaram perdas de 15%, 30%, 45% e 60% de altura alveolar. Os modelos e seus correspondentes códigos foram apresentados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1- Descrição das variações dos modelos de elementos finitos e os correspondentes códigos para cada parte da simulação

<b>Descrição do modelo</b>	<b>Código</b>
<b>Parte A – Influência da espessura óssea vestibular</b>	
Espessura Fina (1,2 mm)	EFN
Espessura Controle (1,6 mm)	CTL
Espessura Grossa (2,0 mm)	EGR
Espessura Extra-Grossa (2,4 mm)	EXG
<b>Parte B – Influência da altura alveolar</b>	
Altura Controle (sem reabsorção)	CTL
Altura com 15% de perda óssea (1,8 mm)	A15
Altura com 30% de perda óssea (3,6 mm)	A30
Altura com 45% de perda óssea (5,4 mm)	A45
Altura com 60% de perda óssea (7,2 mm)	A60

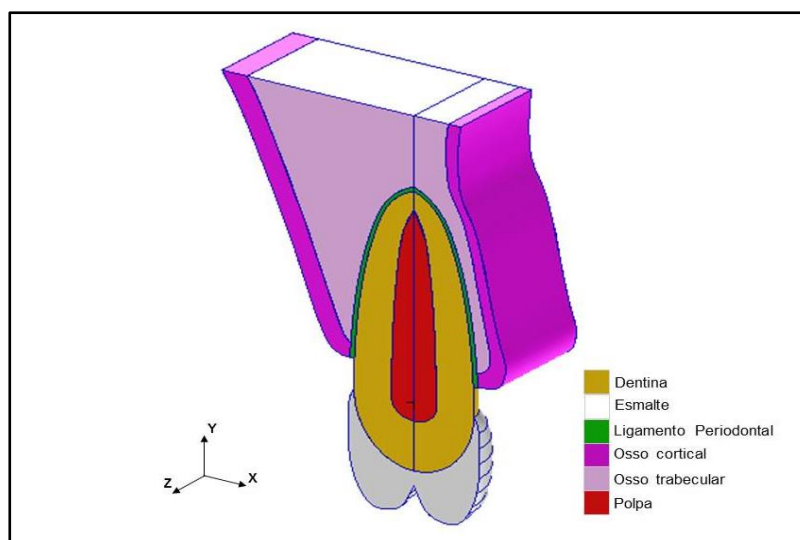
Fonte: o autor

## 4.1 CONSTRUÇÃO DO MODELO CONTROLE

### 4.1.1 Geometria, discretização e propriedades.

O modelo tridimensional de elementos finitos representou um pré-molar superior uni-radicular com suas estruturas de suporte. O modelo foi segmentado em esmalte, dentina, polpa, ligamento periodontal, osso trabecular e osso cortical (Figura 4.1). O modelo controle foi projetado com dimensões estabelecidas na literatura (71) (Tabela 4.2).

Figura 4.1- Plano méso-distal do modelo do pré-molar superior com suas estruturas de suporte ósseo



Fonte: o autor

Tabela 4.2- Dimensões odontométricas genéricas do segundo pré-molar superior

Medidas odontométricas	Dimensões (mm)
Comprimento cérvico-oclusal coronário	8,5
Comprimento radicular	14,0
Diâmetro méso-distal coronário	7,0
Diâmetro méso-distal coronário na cervical	5,0
Diâmetro vestibulo-palatino coronário	9,0
Diâmetro vestibulo-palatino coronário na cervical	8,0

Fonte: (71)

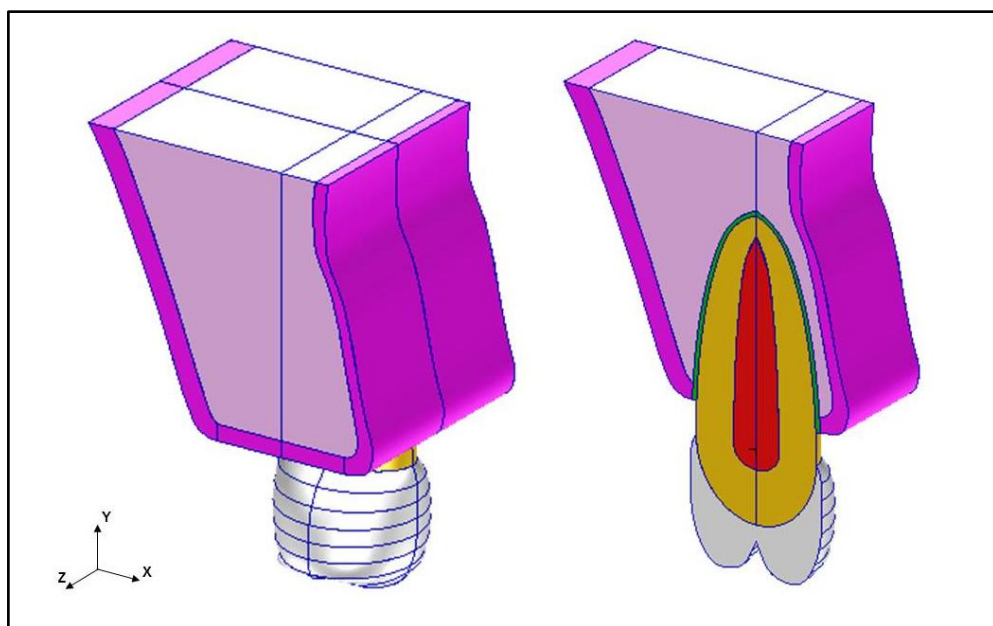


O modelo foi construído com base em um sistema de referência de coordenadas cartesianas representado na Figura 4.2. Neste sistema de coordenadas (XYZ), as orientações no espaço foram relacionadas às referências dentárias do pré-molar: o eixo-X corresponde à direção vestibulo-palatina; o eixo-Y corresponde à direção ocluso-apical, e o eixo-Z corresponde à direção méso-distal. Cada plano de corte do modelo recebeu o nome do eixo perpendicular a ele; por exemplo, o plano de corte méso-distal dividiu o modelo em metade mesial e metade distal (Figura 4.2).

A raiz foi construída utilizando funções analíticas que descrevem curvas elípticas, para evitar que assimetrias e irregularidades comuns à morfologia radicular influenciassem no padrão de distribuição da deformação óssea e interferisse na análise comparativa das tábuas ósseas, como relatado em estudos de elementos finitos (67, 72). As medidas odontométricas apresentadas na Tabela 4.2 serviram de parâmetros para alimentar as funções elípticas, construindo um sólido da raiz com planos de simetria no corte méso-distal e no corte vestibulo-palatino (73, 74).

O ligamento periodontal foi representado com uma espessura uniforme de 0,3 mm entre raiz e osso. Na Tabela 4.3 foram organizadas as medidas das espessuras ósseas da tábua palatina e da tábua vestibular para diferentes alturas alveolares.

Figura 4.2- À esquerda, o modelo 3-D com metade mesial e distal. À direita, a metade distal do modelo mostra o plano de simetria méso-distal



Fonte: o autor

Tabela 4.3- Medidas da espessura óssea das tábuas para diferentes alturas alveolares (as medidas foram expressas em mm)

<b>Altura Alveolar</b>	<b>Cortical Palatina</b>	<b>Trabecular Palatina</b>	<b>Trabecular Vestibular</b>	<b>Cortical Vestibular</b>
10,2	1,46	1,09	0,91	1,05
8,4	1,43	1,58	0,89	0,77
6,6	1,43	2,52	0,78	0,72
4,8	1,46	3,54	0,81	0,75

Fonte: o autor

No programa MSC.Patran 2015 (pré e pós-processamento), o elemento tetraédrico elástico-linear de quatro nós foi utilizado para a discretização do modelo. O modelo controle apresentou uma quantidade de 6.355 elementos e de 31.381 nós. Os materiais foram representados como elástico-lineares homogêneos e isotrópicos. Nesta simulação, o osso trabecular foi representado com 10% da rigidez do osso cortical. As propriedades dos materiais de interesse neste estudo foram apresentadas na Tabela 4.4.

Tabela 4.4- Parâmetros elástico-lineares. Módulo de Young (E) e coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) dos materiais. O módulo foi expresso em GPa

<b>Material</b>	<b>E</b>	<b><math>\nu</math></b>	<b>Referência</b>
Esmalte	80	0,33	(65, 75)
Dentina	18,6	0,31	(65, 75)
Cortical	13,7	0,323	(76)
Trabecular	1,37	0,3	(76)
Ligamento	0,0689	0,45	(65, 75)
Polpa	0,0021	0,45	(65)

Fonte: o autor

#### 4.1.2 Condições de contorno e carga

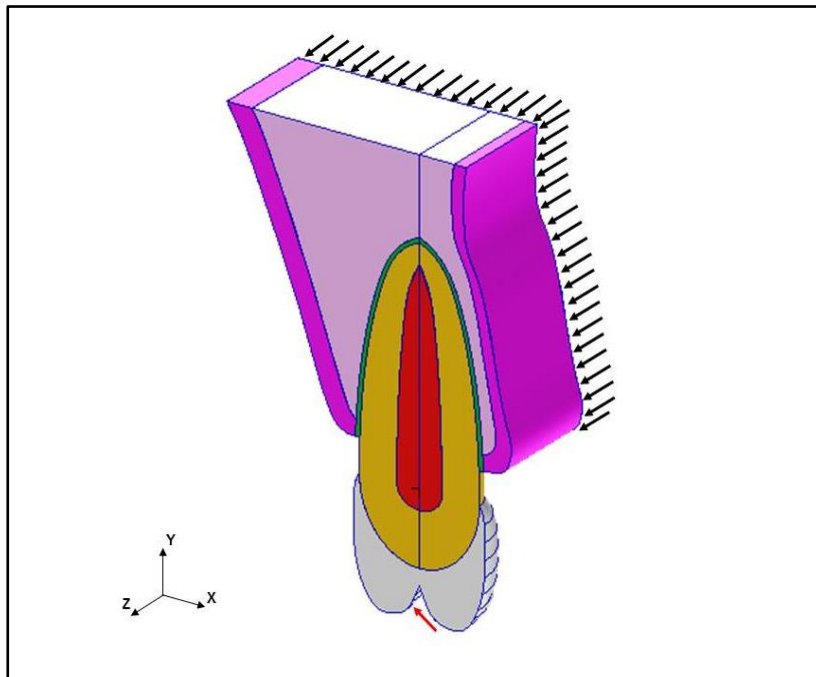
Foram simuladas duas condições de carga estática (Figura 4.3 e Figura 4.4). Uma carga oclusal (200 N) foi aplicada no meio da vertente interna da cúspide vestibular, a 45° do eixo ocluso-apical, distribuída em dois pontos próximos, com sentido vestibulo-apical. Esta carga representou uma interferência oclusal durante o movimento excursivo para o lado de trabalho.

Uma carga semelhante ao caso anterior, mas aplicada na cúspide palatina com sentido palatino-apical, representou o ponto de carga final de uma interferência oclusal durante o movimento excursivo para o lado de balanceio. As duas cargas oclusais ficaram contidas no plano de corte méso-distal do modelo, ou seja, estas cargas não apresentam projeções no eixo méso-distal.

Os nós localizados no plano externo do osso foram restritos nos seis graus de liberdade, cuidando ter uma distância suficiente para que a localização das restrições não interfira nos cálculos próximos à região de interesse (Figura 4.3).

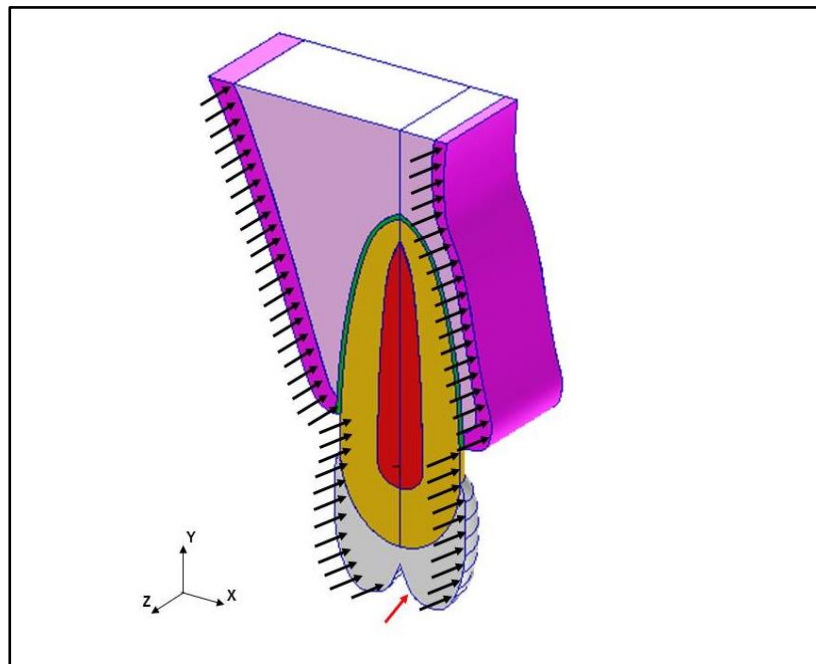
Como o modelo de elementos finitos foi desenhado com um plano de simetria no corte méso-distal, que determina duas metades especulares (Figura 4.4), e as cargas aplicadas estavam sempre contidas neste plano, foi possível representar apenas uma metade do modelo (convencionada de distal). Assim, foram restritas as translações no eixo-Z dos nós localizados no plano de simetria, com o propósito de simular a restrição ao deslocamento imposta pela metade mesial não representada (Figura 4.4). Esta estratégia permitiu diminuir consideravelmente o custo computacional da análise.

Figura 4.3- Modelo 3-D de um pré-molar superior e suas estruturas de suporte. As setas pretas indicam o plano do osso no qual todos seus nós foram restritos nos três eixos do espaço. A seta vermelha representa a carga para palatina



Fonte: o autor

Figura 4.4- Modelo de um pré-molar e suas estruturas de suporte. As setas pretas indicam o plano de simetria méso-distal no qual todos seus nós foram restritos no eixo-Z. A seta vermelha representa a carga para vestibular



Fonte: o autor

### 4.1.3 Critérios de análise

Neste estudo, tanto na parte A quanto na parte B, foram analisadas as tensões no dente e as deformações no suporte ósseo (Tabela 4.5).

No dente foram analisadas as máximas tensões de tração, associada à máxima tensão principal ( $\sigma_1$ ), e de compressão, associada à mínima tensão principal ( $\sigma_3$ ), para avaliar os possíveis efeitos da concentração de tensões na formação de LCNC. Na Tabela 4.6 foram organizados valores de resistência à fratura, tanto para tração quanto para compressão, para os materiais da estrutura dentária: esmalte e dentina.

No osso, foram analisadas a deformação maior e densidade de energia de deformação, para avaliar os riscos de reabsorções ósseas adicionais por sobrecarga mecânica. O critério da deformação maior apresenta a máxima magnitude de deformação em cada ponto do modelo, independente da natureza da deformação, seja de tração ou de compressão. A deformação maior indica a máxima deformação que predomina no ponto e informa o sentido da deformação. Se o valor máximo medido no ponto for positivo, a deformação de tração será plotada, e se o valor for negativo, a deformação de compressão será plotada.

A densidade de energia de deformação corresponde a uma grandeza escalar que representa a quantidade de energia necessária para provocar deformação óssea por unidade de volume do corpo. Como grandeza escalar, a densidade de energia tampouco considera as propriedades direcionais e por tanto poderia ser comparada com os limiares da teoria mecanostática. Os valores encontrados neste estudo foram comparados com limiares de remodelação óssea apresentados em pesquisas recentes (Tabela 4.7).

Tabela 4.5- Estruturas de interesse e os correspondentes critérios de análise com as unidades

<b>Estruturas</b>	<b>Crítérios de análise</b>	<b>Símbolo</b>	<b>Unidade</b>
Dente	Tensão de tração	$\sigma_1$	MPa
	Tensão de compressão	$\sigma_3$	MPa
Osso	Deformação maior	$\epsilon_M$	mm/mm
	Densidade de energia de deformação	U	J/mm <sup>3</sup>

Fonte: o autor

Tabela 4.6- Limiares de resistência à fratura dos tecidos dentários

<b>Estrutura</b>	<b>Resistência à fratura por tração (MPa)</b>	<b>Resistência à fratura por compressão (MPa)</b>
Esmalte	16,7	-321
Dentina	103	-282

Fonte: (36)

Tabela 4.7- Estímulos mecânicos e os correspondentes limiares das janelas de remodelação óssea

<b>Estímulo mecânico</b>	<b>Limiar de desuso</b>	<b>Limiar de aposição</b>	<b>Limiar de reabsorção</b>	<b>Referência</b>
Micro-deformação ( $\mu\epsilon$ )	100	1.000	3.000	(23)
Deformação ( $\epsilon$ )	0,0001	0,001	0,003	(23)
Densidade de energia de deformação (J/mm <sup>3</sup> )	0,0036	0,0044	0,02	(57)
Densidade de energia de deformação (J/mm <sup>3</sup> )	0,0036	0,0044	0,0358	(77)

Fonte: o autor

## 4.2 MODIFICAÇÕES DO SUPORTE ÓSSEO

A continuação descrevem-se as variações de espessura vestibular e altura alveolar do modelo controle para cada parte da análise de elementos finitos.

### 4.2.1 Parte A – Influência da espessura óssea vestibular

Para estudar o efeito da espessura óssea da tábua vestibular foram construídos três modelos, baseados na geometria do modelo controle, com variações na espessura da tábua vestibular. Para as modificações da geometria óssea do modelo, a espessura do osso cortical da tábua vestibular foi constante e as variações de espessura vestibular foram a expensas de modificar o osso trabecular. O modelo controle apresentou uma espessura vestibular média de 1,6 mm (Tabela 4.8).

A modificação da geometria do modelo controle consistiu em deslocar as curvas do osso cortical vestibular para ajustar as espessuras. No modelo de espessura fina, EFN, o deslocamento das curvas do osso cortical diminuiu em 0,4 mm a espessura óssea vestibular, o que determinou uma espessura média de 1,2 mm.

Para a construção da espessura grossa e a espessura extra-grossa, as curvas do osso cortical vestibular do modelo controle foram deslocadas para aumentar em 0,4 mm e 0,8 mm de espessura vestibular, respectivamente. Isto determinou uma espessura vestibular média de 2,0 mm para o modelo EGR, e uma espessura média de 2,4 mm para o modelo EXG.

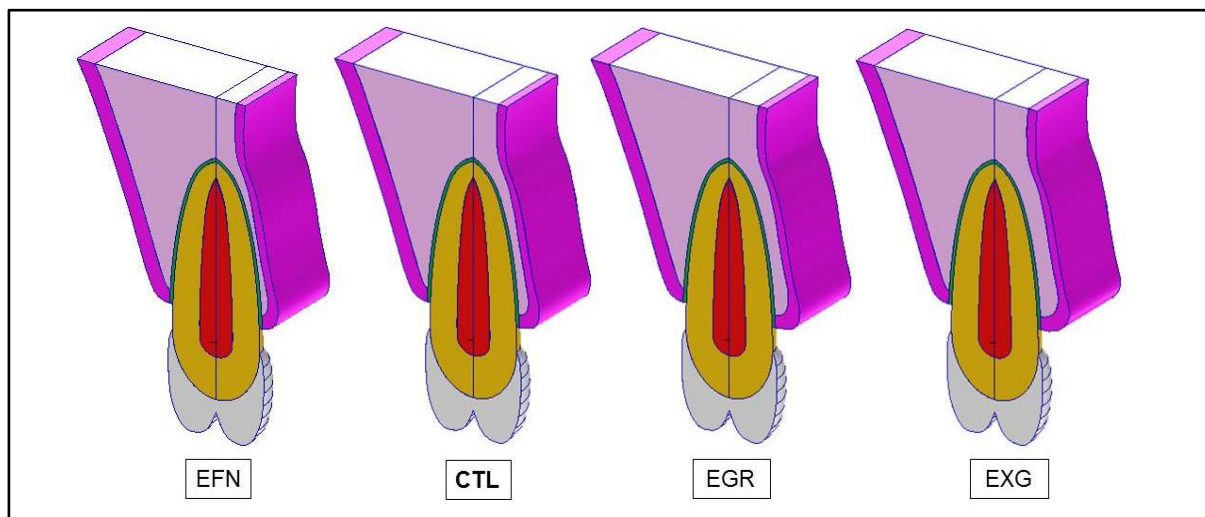
Os modelos que representam as diferentes espessuras ósseas vestibulares foram esquematizados na Figura 4.5. A quantidade de elementos e nós dos modelos com variações da espessura vestibular foram resumidos na Tabela 4.9.

Tabela 4.8- Valores médios de espessura óssea da tábua vestibular encontrados na literatura

<b>Espessura vestibular (mm)</b>	<b>Referência</b>
1,32	(78)
1,62	(41)
1,5	(79)

Fonte: o autor

Figura 4.5- Modelos tridimensionais das variações de espessura óssea vestibular. As espessuras da tábua vestibular variaram de 1,2 mm (EFN) a 2,4 mm (EXG)



Fonte: o autor

Tabela 4.9- Quantidade de elementos e nós dos modelos de espessura vestibular modificada

<b>Modelo</b>	<b>Elementos</b>	<b>Nós</b>
EFN	6.284	30.914
EGR	6.438	31.792
EXG	6.471	31.975

Fonte: o autor

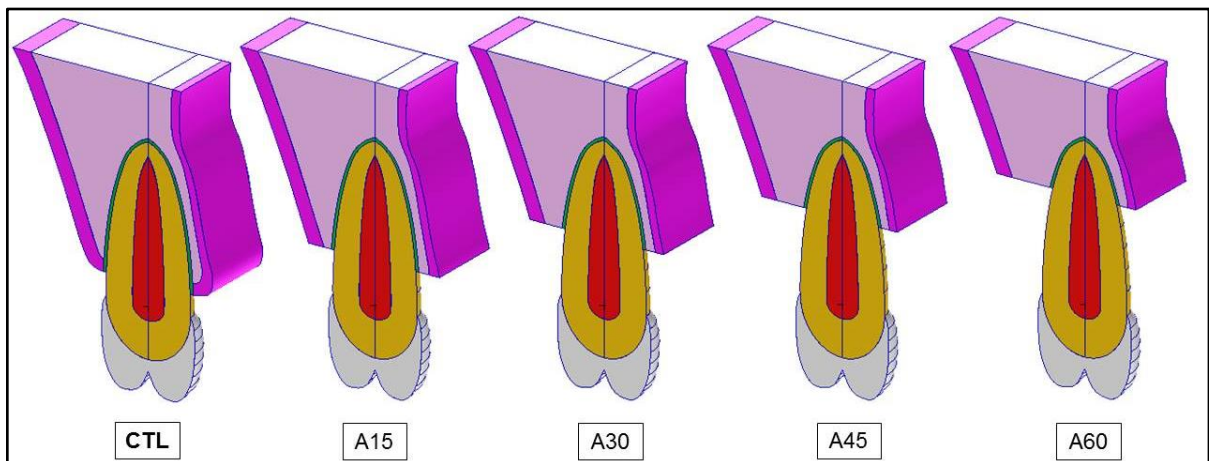


#### 4.2.2 Parte B – Influência da altura alveolar

Para estudar o efeito da altura alveolar foram construídos quatro modelos com perda de altura. O modelo CTL não apresentou perda óssea (12 mm). O modelo A15 representou uma perda de 15% (1,8 mm de perda). O modelo A30 representou uma perda de 30% (3,6 mm de perda). O modelo A45 simulou uma perda óssea de 45% (5,4 mm de perda). O modelo A60 representou uma reabsorção óssea horizontal de 60% (7,2 mm de perda).

As diferentes alturas alveolares com as porcentagens de perda óssea foram esquematizadas na Figura 4.6. A quantidade de elementos e nós dos modelos com variações da espessura vestibular foram resumidos na Tabela 4.10.

Figura 4.6- Modelos tridimensionais das variações de altura alveolar. As alturas alveolares variaram de 12 mm (CTL) até 4,8 mm (A60)



Fonte: o autor

Tabela 4.10- Quantidade de elementos e nós dos modelos de altura alveolar modificada

<b>Modelo</b>	<b>Elementos</b>	<b>Nós</b>
A15	5.719	27.918
A30	5.410	26.101
A45	4.958	23.587
A60	4.657	21.802

Fonte: o autor

### 4.3 ANÁLISE COMPLEMENTAR

Após realizar a simulação planejada para verificar as proposições do projeto, foram executadas duas séries de simulações complementares. Com o objetivo de explorar os efeitos de uma sobrecarga oclusal na distribuição de tensão no dente, na primeira série complementar foram simulados aumentos na magnitude e na angulação da carga. A segunda série complementar explorou os efeitos da proporção de rigidez óssea sobre a distribuição de deformações no suporte ósseo, e conseqüentemente, sobre o risco de reabsorções adicionais.

#### 4.3.1 Variações de carga oclusal

A simulação original aplicou condições fisiológicas de carga oclusal, ou seja, uma magnitude de carga aplicada de 200 N e uma angulação de 45° em relação ao eixo ocluso-apical.

Para avaliar os efeitos de uma sobrecarga oclusal foram projetadas três variações de carga oclusal: aumento da angulação (85° em relação ao eixo ocluso-apical), aumento da magnitude (500 N), e uma combinação de ambos os fatores (85°, 500 N). As variações de carga oclusal foram simuladas para a parte A (espessura vestibular) e B (altura alveolar). Apenas as tensões de tração no dente foram avaliadas. As variações de carga oclusal e os correspondentes parâmetros modificados foram organizados na Tabela 4.11.

Tabela 4.11- Parâmetros modificados das variações de carga oclusal para a análise complementar

<b>Varição de carga oclusal</b>	<b>Magnitude</b>	<b>Ângulo</b>
Angulação	200 N	85°
Sobrecarga	500 N	45°
Combinação	500 N	85°

Fonte: o autor

### 4.3.2 Variações de rigidez óssea

A simulação original declarou uma rigidez para o osso cortical de  $E = 13,7$  GPa e uma rigidez para o osso trabecular de  $E = 1,37$  GPa. A declaração destas propriedades determinou um quociente de rigidez de  $Q = 0,1$ , sendo  $Q$  a razão entre a rigidez do osso trabecular e a rigidez do osso cortical (Equação 4.1).

Equação 4.1- Proporção de rigidez óssea entre o osso trabecular e osso cortical. Habitualmente, as simulações numéricas utilizam um valor  $Q \leq 0,1$

$$Q = \frac{E_{trabecular}}{E_{cortical}}$$

Fonte: o autor

O valor  $Q = 0,1$  tem-se tornado um parâmetro dogmático nos AEF que representam o tecido ósseo (68, 80, 81), e assumem a rigidez do osso trabecular com base na média entre trabéculas e vazios no tecido. Esta simplificação poderia subestimar a rigidez estrutural do osso trabecular por não levar em consideração sua microarquitetura. Em estudos de remodelação óssea (52, 82-84), uma fórmula empírica é utilizada para relacionar a densidade óssea ( $\rho$ ), obtida das imagens tomográficas, com o módulo de rigidez ( $E$ ) do osso na simulação (Equação 4.2).

Equação 4.2- Fórmula empírica que determina o módulo de rigidez óssea a partir da densidade óssea aparente. A constante  $C$  corresponde a 3790

$$E = C \cdot \rho^3$$

Fonte: (82)

Se considerarmos para o osso cortical uma densidade de  $1,8 \text{ g/mm}^3$  e uma densidade de  $1,2 \text{ g/mm}^3$  para o trabecular, e aplicamos a Equação 4.2 na Equação 4.1, obtemos um valor  $Q = 0,3$ .

Assim, a variação de rigidez óssea para as simulações complementares da parte A e B consistiu em alterar a rigidez do osso trabecular de  $1,37$  GPa para  $4,11$  GPa. Deste modo, o osso trabecular representou o 30% da rigidez do osso cortical nesta análise complementar.



## 5 RESULTADOS

Os resultados obtidos nas partes A e B da simulação foram organizados segundo as estruturas em análise. Na primeira parte dos resultados, foram apresentados os dados da estrutura dentária, divididos em uma seção para análise do efeito da espessura óssea vestibular e outra seção para análise do efeito da perda de altura alveolar. A segunda parte apresentou os dados do suporte ósseo, seguindo a mesma divisão em seções.

### 5.1 ESTRUTURA DENTÁRIA

Na estrutura dentária (esmalte e dentina), foram avaliadas as máximas tensões de tração, correspondentes aos picos positivos da máxima tensão principal, e as máximas tensões de compressão, correspondentes aos picos negativos da mínima tensão principal.

#### 5.1.1 Parte A – Influência da espessura óssea vestibular

Na Tabela 5.1 foram resumidos os picos de tensão de cada modelo. Estes mesmos dados foram apresentados em gráficos para facilitar a comparação entre os modelos (Figura 5.2 e Figura 5.4). Os padrões de distribuição para tensões de tração e de compressão foram apresentados, respectivamente, na Figura 5.1 e na Figura 5.3.

Tabela 5.1- Valores de tensão obtidos na análise da estrutura dentária com diferentes espessuras ósseas vestibulares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina

Estrutura	Dente			
	Vestibular		Palatina	
Carga				
Critério (MPa)	Tensão de Tração	Tensão de Compressão	Tensão de Tração	Tensão de Compressão
EFN	43,96	-50,82	40,59	-50,94
CTL	44,06	-51,04	40,79	-50,86
EGR	44,13	-51,15	40,89	-50,81
EXG	44,18	-51,27	40,99	-50,73
$\Delta$ (EXG-EFN)	0,22	-0,45	0,40	0,21

Fonte: o autor

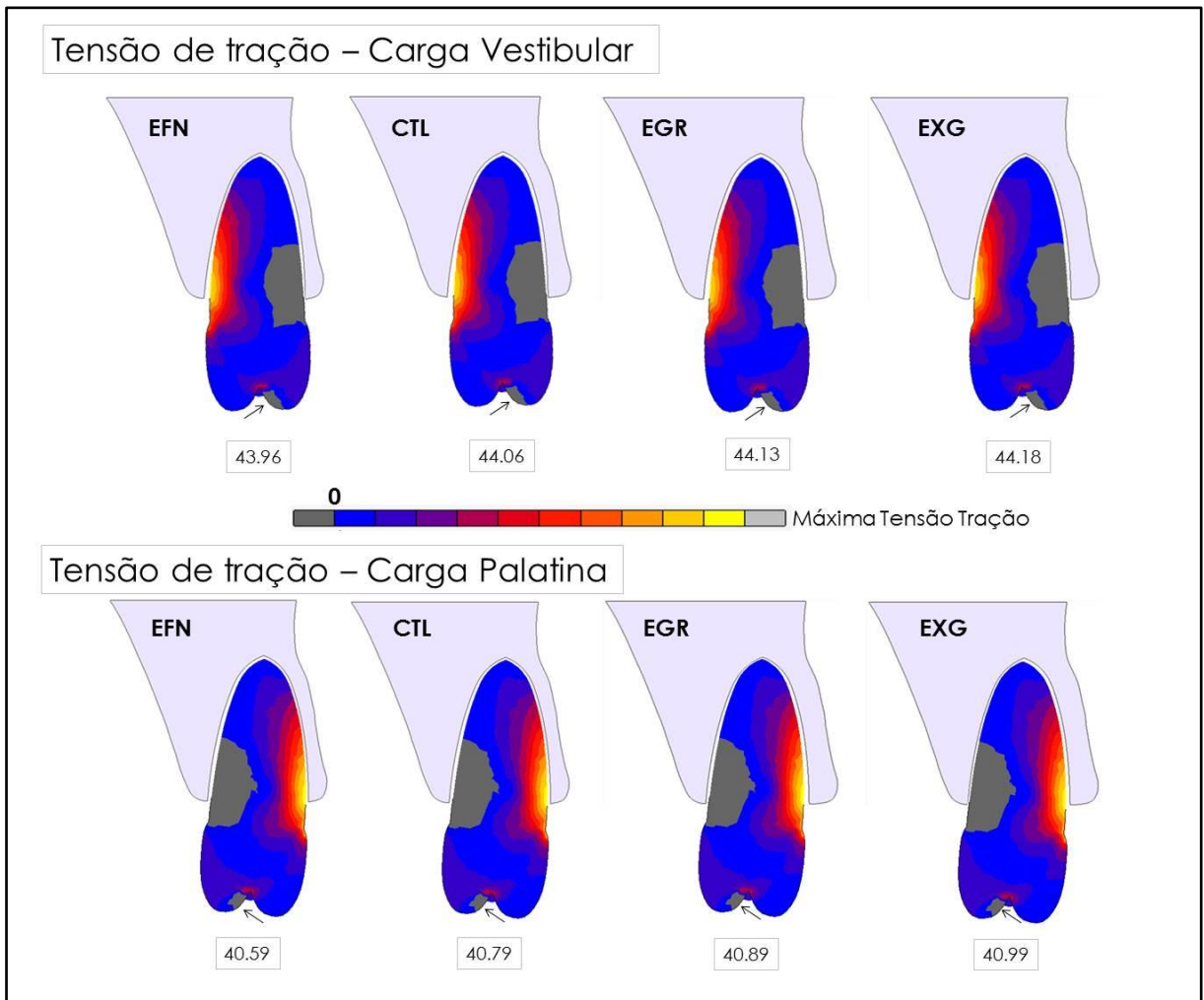
#### 5.1.1.1 Tensão de tração

Na Figura 5.1, a escala indica que as regiões de cinza escura apresentam ausência de tensões de tração. Para todos os modelos, o padrão de distribuição foi muito semelhante com apenas mínimas diferenças nas magnitudes. Estas diferenças foram menores que 1 MPa.

A máxima tensão no dente localizou-se na dentina, na região cervical próxima à crista óssea, do lado oposto ao sentido da carga oclusal. Todos os quatro modelos com carga para vestibular obtiveram maiores valores quando comparados aos modelos correspondentes com carga para palatina.

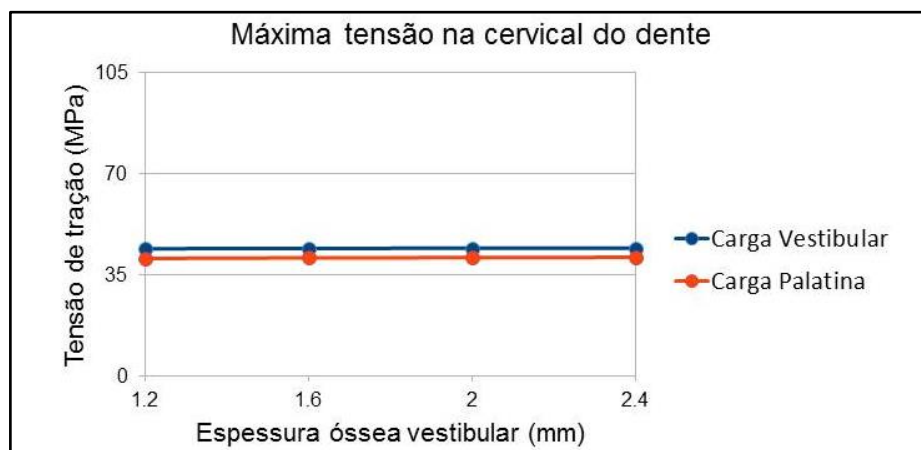
Os picos de tensão de tração para cada modelo foram apresentados na Figura 5.2. A diferença de magnitude de tensão de tração entre os modelos extremos (EFN e EXG) foi 0,22 MPa, que corresponde a 0,5% do valor obtido no modelo controle (CTL). A máxima magnitude de tensão de tração obtida na dentina (44,18 MPa) não ultrapassou o limiar de resistência à fratura do tecido (103 MPa).

Figura 5.1- Padrões de distribuição de tensões de tração no dente para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina



Fonte: o autor

Figura 5.2- Picos de tensão de tração no dente para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina



Fonte: o autor

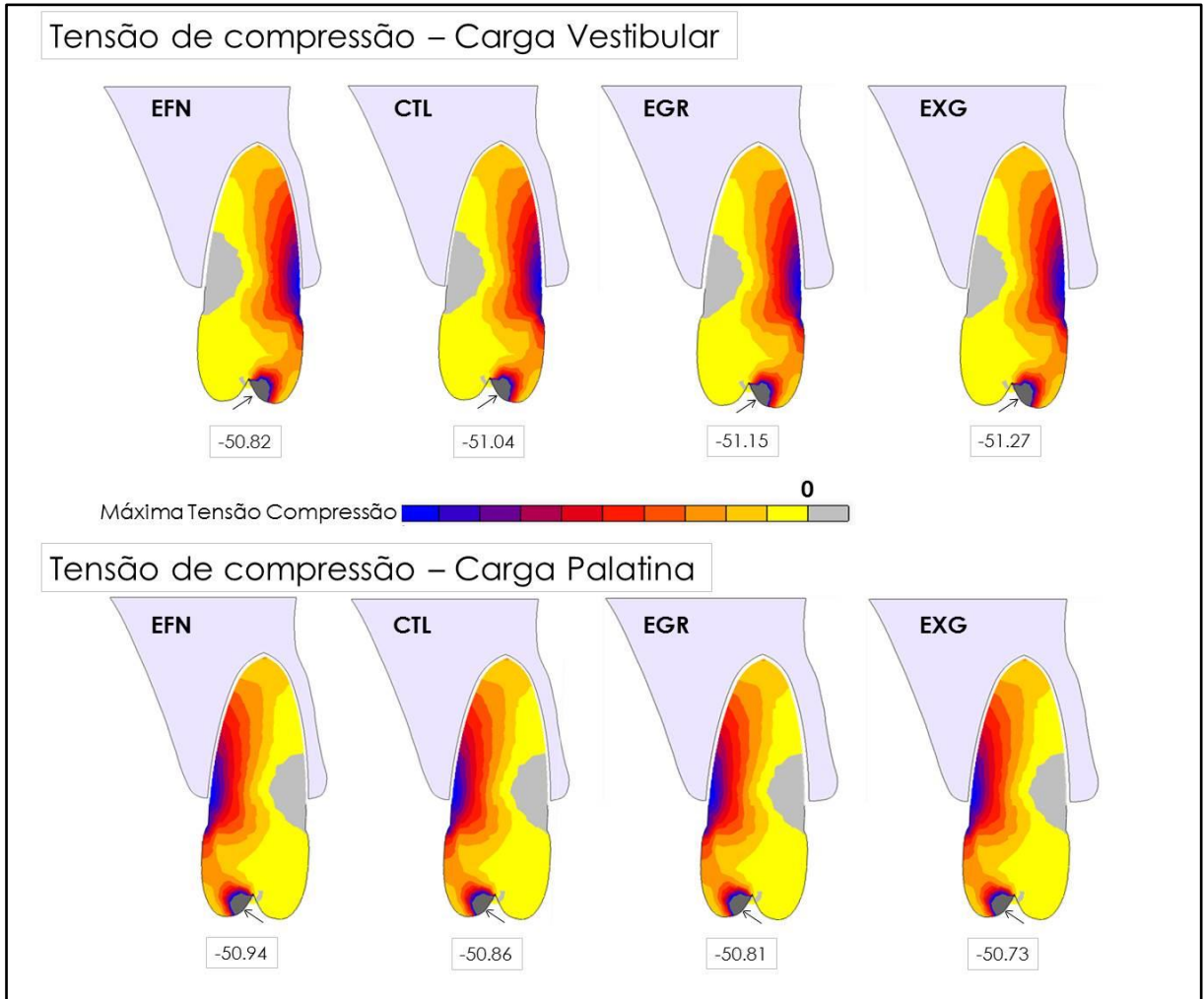
### 5.1.1.2 Tensão de compressão

Na Figura 5.3, a escala foi ajustada para desconsiderar as altas tensões de compressão geradas no local de aplicação da carga, por não serem relevantes para o presente estudo. Assim, estas tensões ficaram em cinza escura e o pico de tensão de compressão de interesse ao estudo ficou em azul, localizado na região cervical diante da crista óssea, no lado do sentido da carga oclusal. A diferença entre os picos de tensão de compressão dos modelos de espessuras extremas foi mínima, menor a 1 MPa.

Na Figura 5.4 foram apresentadas as máximas magnitudes de tensão de compressão para cada modelo. A diferença de magnitudes de tensão de compressão entre os modelos com diferentes cargas foi mínima. A máxima magnitude de tensão de compressão obtida na dentina (-51,27 MPa) não ultrapassou o limiar de resistência à fratura do tecido (-282 MPa).



Figura 5.3- Padrões de distribuição de tensões de compressão no dente para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina



Fonte: o autor

Figura 5.4- Picos de tensão de compressão no dente para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina



Fonte: o autor

### 5.1.2 Parte B – Influência da altura alveolar

Na Tabela 5.2 foram resumidos os picos de tensão no dente dos modelos com diferentes perdas de altura alveolar. Os padrões de distribuição para tensões de tração e tensões de compressão foram apresentados, respectivamente, na Figura 5.5e na Figura 5.7.

Tabela 5.2- Valores de tensão obtidos na análise da estrutura dentária com diferentes perdas de altura alveolar, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina. As tensões foram expressas em MPa

Estrutura	Dente			
	Vestibular		Palatina	
Carga	Tensão de Tração	Tensão de Compressão	Tensão de Tração	Tensão de Compressão
CTL	44,06	-51,04	40,79	-50,86
A15	54,67	-63,01	52,63	-65,25
A30	71,99	-82,49	70,68	-82,64
A45	102,59	-110,69	97,30	-116,38
A60	167,94	-187,80	169,76	-184,44
$\Delta$ (A60-CTL)	123,88	-136,76	128,97	-133,58

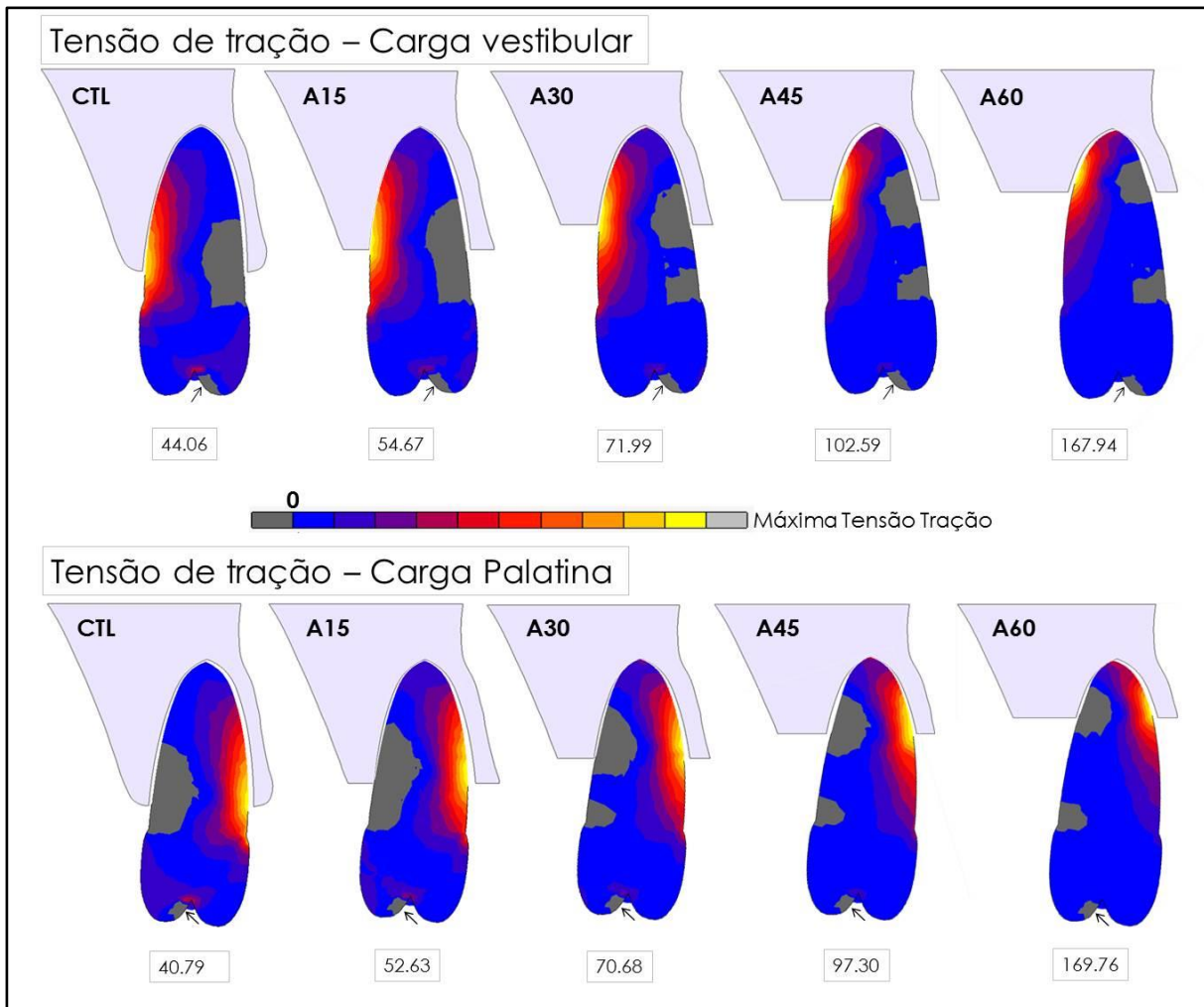
Fonte: o autor

### 5.1.2.1 Tensão de tração

A máxima tensão no dente localizou-se na região cervical diante da crista óssea, do lado oposto ao sentido da carga oclusal (Figura 5.5). Os modelos com carga para vestibular mostraram maiores valores quando comparados com os modelos correspondentes com carga para palatina, salvo no caso dos modelos A60 embora sua diferença seja ínfima. Os modelos A60, com carga para vestibular e para palatina, apresentaram as máximas tensões de tração no dente, correspondente a 167,94 MPa e 169,76 MPa, respectivamente.

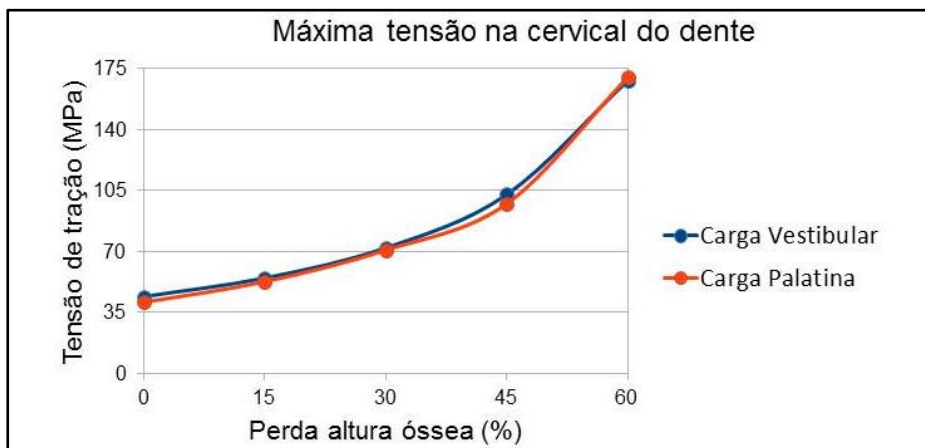
Os picos de tensão de tração entre os modelos foram apresentadas na Figura 5.6. A diferença de pico de tensão de tração entre os modelos de alturas extremas (CTL e A60) com carga oclusal para vestibular foi 123,87 MPa, correspondente a 281,1% do valor obtido no modelo CTL. Apenas os modelos com perdas de altura de 60% ultrapassaram o valor de resistência à fratura da dentina.

Figura 5.5- Padrões de distribuição de tensões de tração no dente para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina



Fonte: o autor

Figura 5.6- Picos de tensão de tração no dente para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina



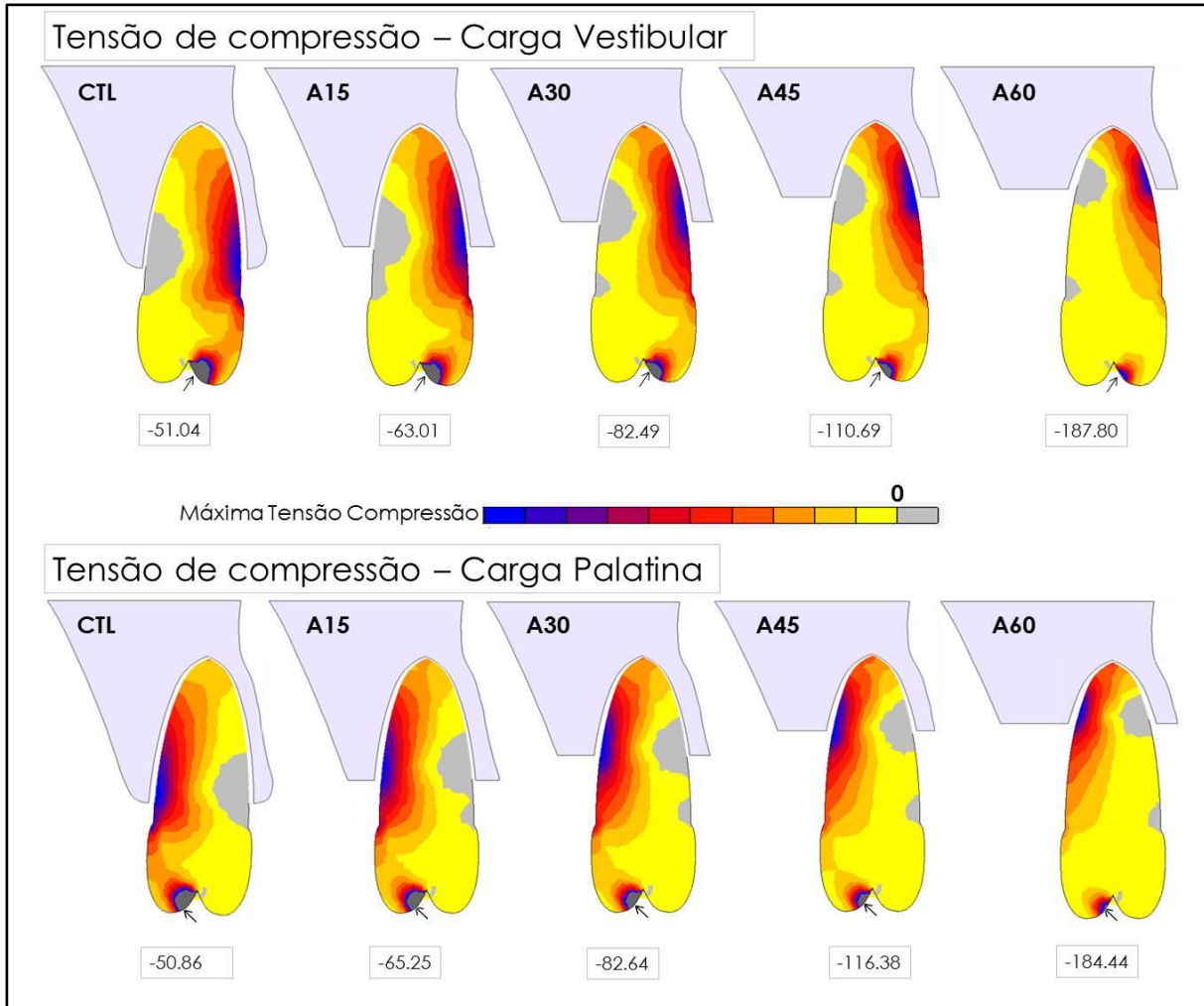
Fonte: o autor

### 5.1.2.2 Tensão de compressão

Na Figura 5.7, a escala foi ajustada para desconsiderar as altas tensões de compressão geradas no local de aplicação da carga, por não serem relevantes para o presente estudo. Assim, estas tensões ficaram em cinza escura e o pico de tensão de compressão de interesse ao estudo ficou em azul, localizado na região cervical diante da crista óssea, no lado do sentido da carga oclusal. Os modelos com carga para palatina apresentaram maiores picos de tensão de compressão quando comparados com seus correspondentes com carga para vestibular, salvo no caso dos modelos CTL embora esta diferença seja mínima.

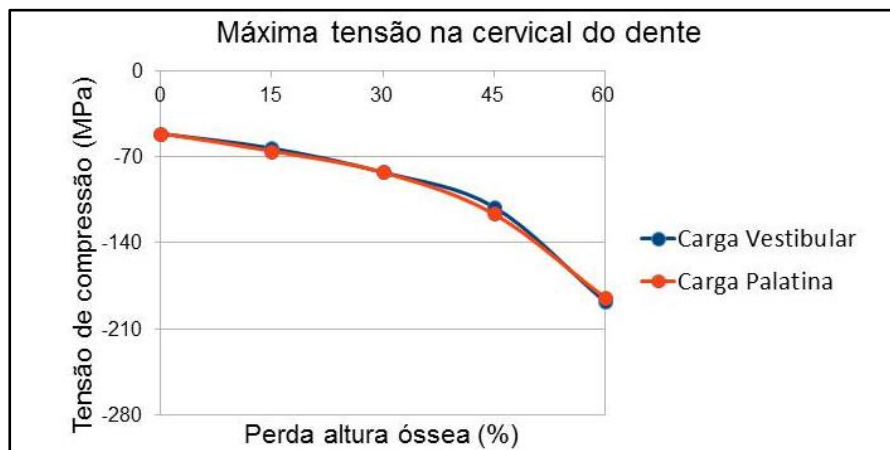
Os modelos A60, com carga para vestibular e para palatina, apresentaram as máximas tensões de compressão no dente, correspondente a -187,80 MPa e 184,44 MPa, respectivamente. Ainda assim, estes valores não ultrapassaram a resistência à fratura do tecido. Na Figura 5.8 foram apresentadas as máximas magnitudes de tensão de compressão para cada modelo. A diferença de pico de tensão de compressão entre os modelos de alturas extremas (CTL e A60) com carga oclusal para vestibular foi -136,76 MPa, correspondente a 268% do valor obtido no modelo CTL.

Figura 5.7- Padrões de distribuição de tensões de compressão no dente para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina



Fonte: o autor

Figura 5.8- Picos de tensão de compressão no dente para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina



Fonte: o autor

## 5.2 SUPORTE ÓSSEO

No osso (cortical e trabecular), foram avaliadas a deformação maior (que é uma grandeza adimensional, sendo apresentado em *strain*, ou seja, mm/mm) e a densidade de energia de deformação (cuja unidade é expressa em J/mm<sup>3</sup>).

### 5.2.1 Parte A – Influência da espessura óssea vestibular

Na Tabela 5.3 foram resumidos os picos de deformação maior e de densidade de energia de deformação para os modelos com diferentes espessuras ósseas vestibulares. Os padrões de distribuição de deformação maior e de densidade de energia de deformação foram apresentados, respectivamente, na Figura 5.9 e na Figura 5.11.

Tabela 5.3- Valores de deformação obtidos na análise do suporte ósseo com diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina. A deformação maior foi expressa em [mm/mm] e a densidade de energia de deformação foi expressa em [J/mm<sup>3</sup>]

Estrutura	Osso			
	Vestibular		Palatina	
Carga				
Critério	Deformação maior	Densidade de energia de deformação	Deformação maior	Densidade de energia de deformação
EFN	0,0048	0,0235	-0,0058	0,0253
CTL	0,0047	0,0224	-0,0057	0,0245
EGR	0,0045	0,0215	-0,0054	0,0255
EXG	0,0042	0,0213	-0,0048	0,0307
$\Delta$ (EXG-EFN)	-0,0006	-0,0022	0,0010	0,0054

Fonte: o autor

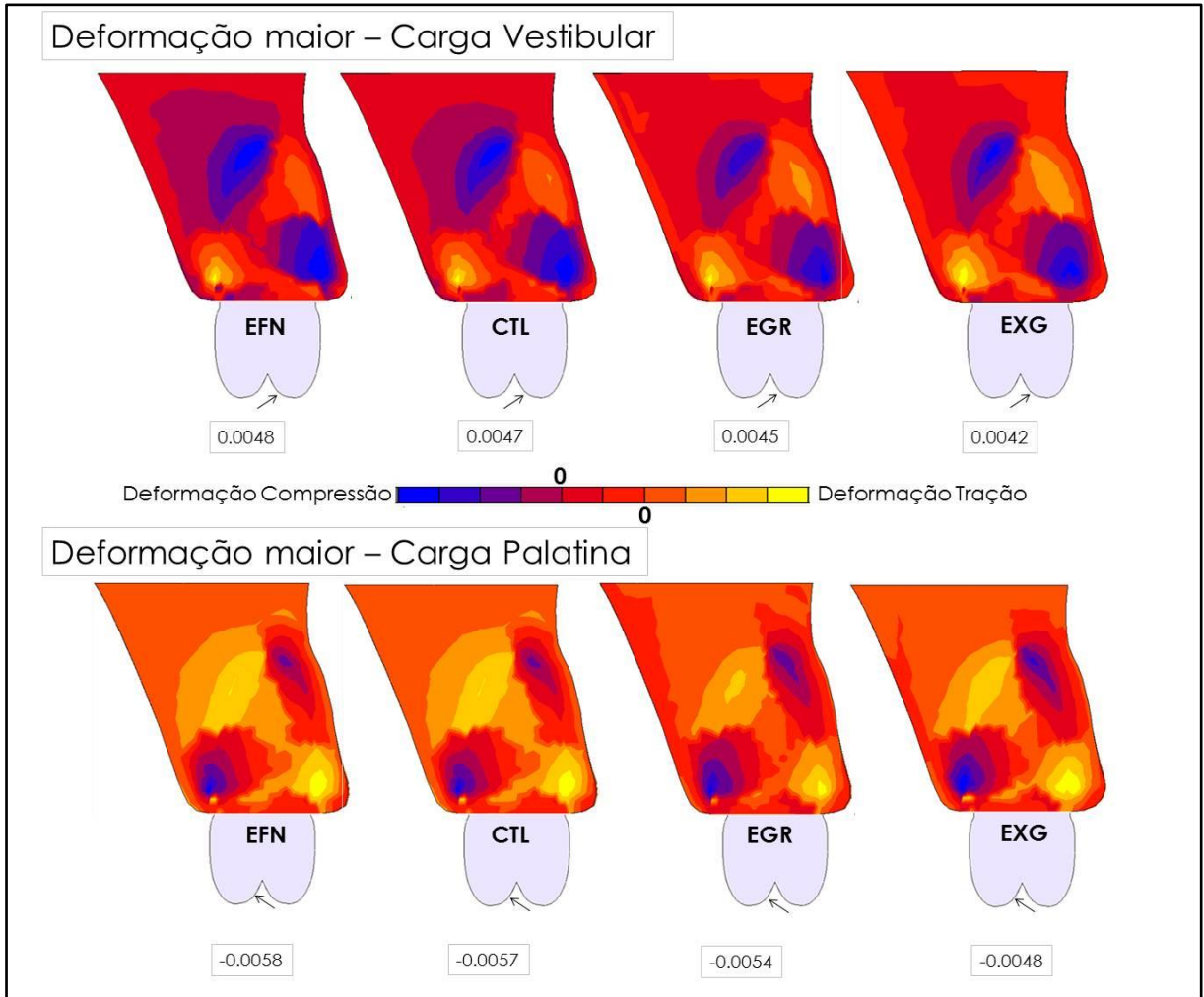
### 5.2.1.1 Deformação maior

A máxima deformação óssea, em termos de valor absoluto, sempre se localizou na região da crista óssea da tábua palatina, uma deformação de tração quando a carga foi vestibular e uma deformação de compressão quando a carga foi aplicada para palatina (Figura 5.9). Os modelos com cargas palatinas apresentaram maiores valores de deformação óssea que os modelos correspondentes com cargas vestibulares. O modelo EFN apresentou a máxima deformação óssea correspondente a 5.800  $\mu\epsilon$ . Todos os modelos apresentaram picos de deformação óssea que ultrapassaram o limiar de reabsorção por sobrecarga (3.000  $\mu\epsilon$ ).

Na Figura 5.10 apresentaram-se os picos de deformação maior para cada modelo. A diferença de deformação maior entre os modelos extremos de espessura vestibular (EFN e EXG) foi de 950  $\mu\epsilon$ , correspondentes a 16,8% do valor obtido no modelo controle (CTL).

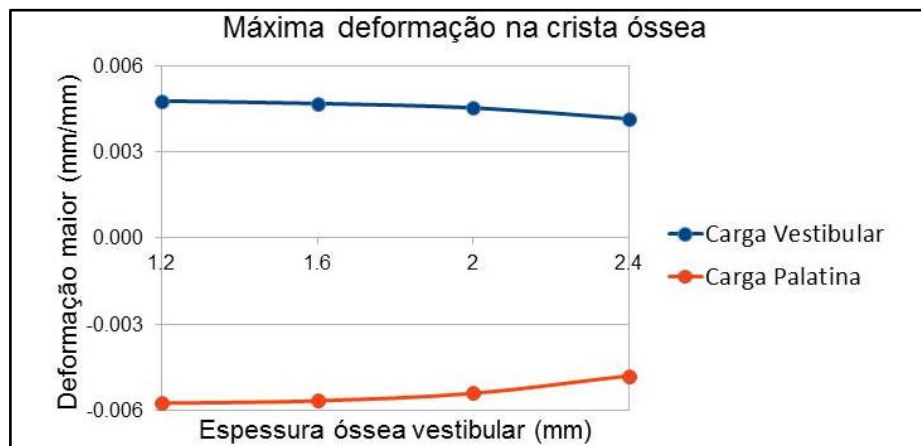


Figura 5.9- Padrões de distribuição de deformação maior no suporte ósseo para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina



Fonte: o autor

Figura 5.10- Picos de deformação maior no suporte ósseo para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina



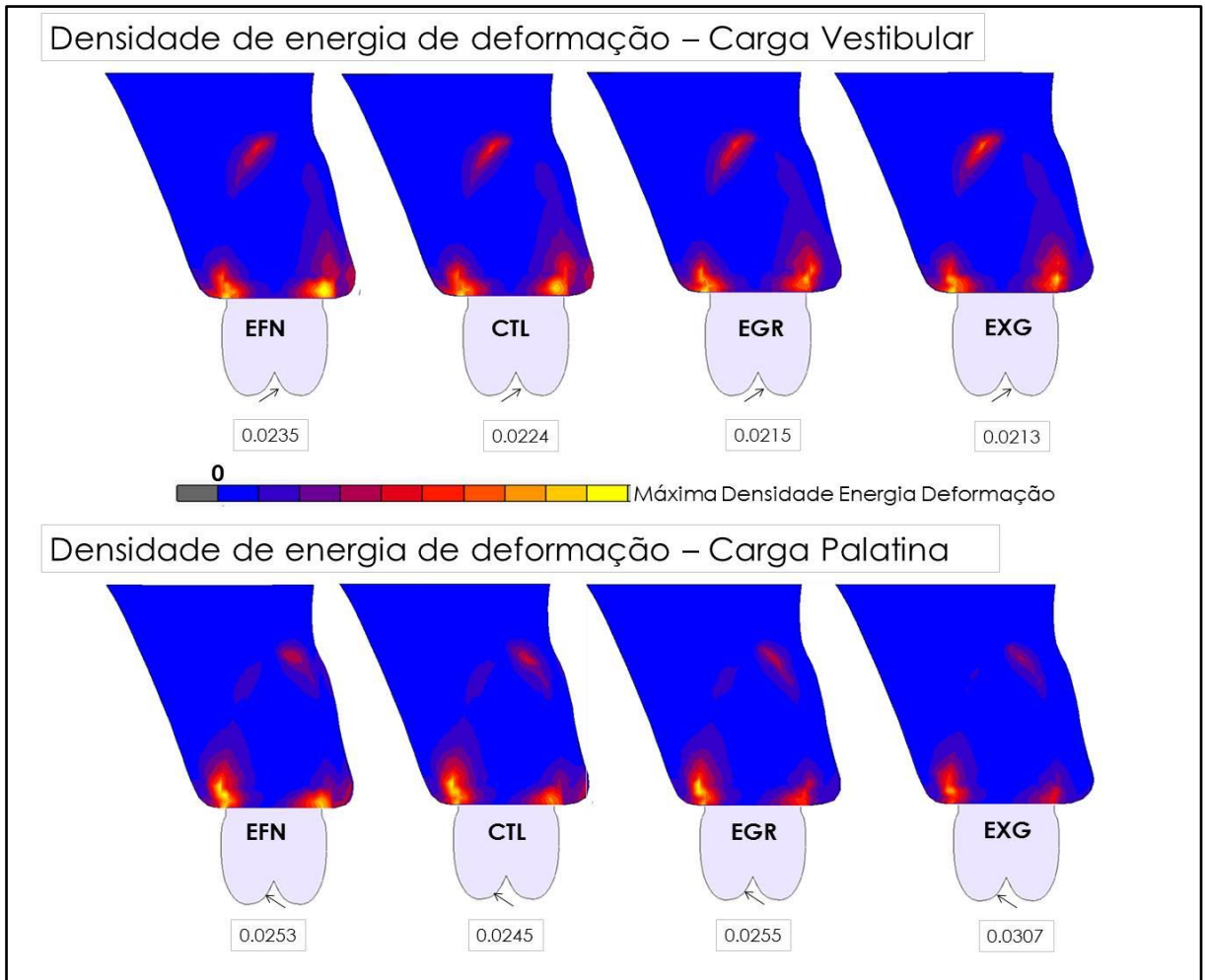
Fonte: o autor

### 5.2.1.2 Densidade de energia de deformação

A máxima densidade de energia de deformação óssea sempre se localizou um pouco abaixo da crista óssea da tábua palatina (Figura 5.11). Os modelos com carga para palatina apresentaram maiores valores de deformação óssea que os modelos com carga vestibular. O modelo EXG apresentou a máxima densidade de energia de deformação óssea correspondente a  $0,0307 \text{ (J/mm}^3\text{)}$ . Todos os modelos, independente da carga, ultrapassaram o limiar de reabsorção por sobrecarga ( $0,02 \text{ J/mm}^3\text{}$ ).

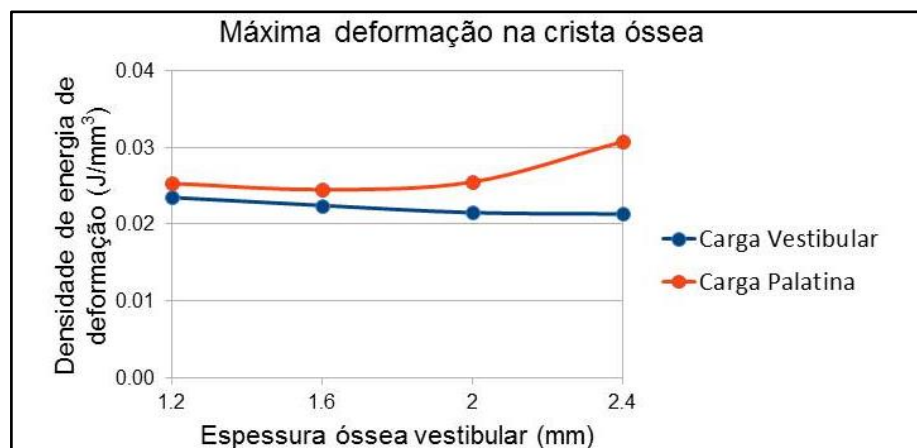
Na Figura 5.12 apresentaram-se os picos de densidade de energia de deformação óssea para cada modelo. A diferença de densidade de energia de deformação óssea entre os modelos EFN e EXG com carga palatina foi de  $0,0054 \text{ (J/mm}^3\text{)}$ , correspondente a 22,2% do valor obtido no modelo CTL.

Figura 5.11- Padrões de distribuição de densidade de energia de deformação no suporte ósseo para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas oclusais para vestibular e palatina



Fonte: o autor

Figura 5.12- Picos de densidade de energia deformação no suporte ósseo para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina



Fonte: o autor

### 5.2.2 Parte B – Influência da altura alveolar

Na Tabela 5.4 foram resumidos os picos de deformação maior e de densidade de energia de deformação para os modelos com diferentes perdas de altura alveolar. Os padrões de distribuição de deformação maior e de densidade de energia de deformação foram apresentados, respectivamente, na Figura 5.13 e na Figura 5.15.

Tabela 5.4- Valores de deformação obtidos na análise do suporte ósseo com diferentes perdas de altura alveolar, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina. A deformação maior foi expressa em [mm/mm] e a densidade de energia de deformação foi expressa em [J/mm<sup>3</sup>]

Estrutura	Osso			
	Vestibular		Palatina	
Carga	Deformação maior	Densidade de energia de deformação	Deformação maior	Densidade de energia de deformação
Critério de análise	Deformação maior	Densidade de energia de deformação	Deformação maior	Densidade de energia de deformação
CTL	0,005	0,02	-0,006	0,02
A15	0,013	0,13	-0,014	0,14
A30	0,016	0,20	-0,017	0,22
A45	0,024	0,44	-0,026	0,51
A60	0,041	1,39	-0,044	1,55
$\Delta$ (A60-CTL)	0,036	1,37	-0,038	1,52

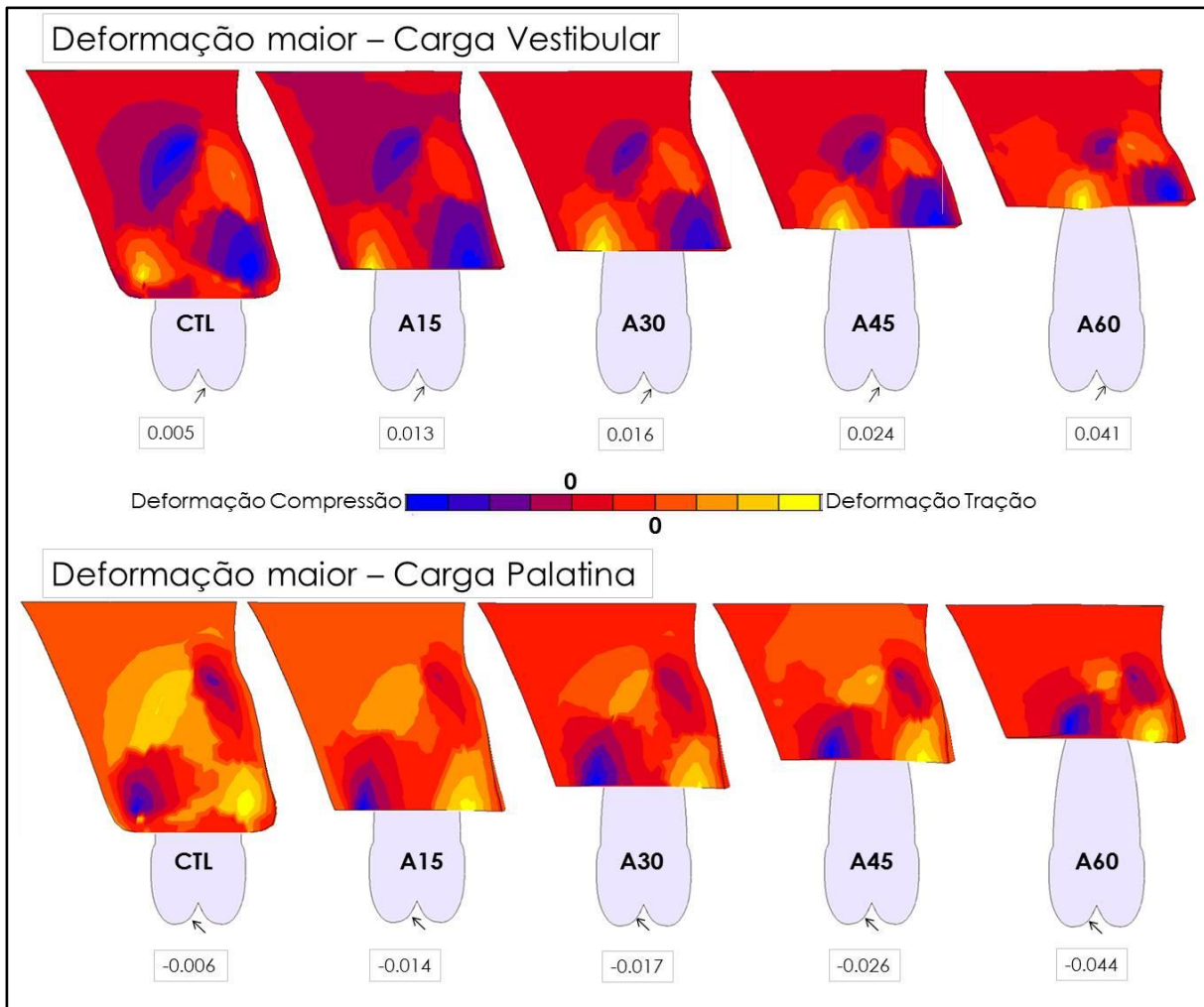
Fonte: o autor

### 5.2.2.1 Deformação maior

Na Figura 5.13 apresentaram-se os padrões de distribuição de deformação maior no suporte ósseo, diante da carga vestibular e palatina. O pico de deformação óssea se localizou na região da crista óssea da tábua palatina, salvo o modelo controle que apresentou a máxima tensão baixo a crista. Quando a carga foi aplicada para vestibular, a máxima deformação óssea foi de tração e, quando a carga foi aplicada para palatino, a máxima deformação óssea foi de compressão. Os modelos com carga palatina apresentaram maiores valores de deformação óssea que os modelos com carga vestibular. O modelo A60 apresentou a máxima deformação óssea correspondente a  $-44.000 \mu\epsilon$ . Nesta simulação, todos os modelos apresentaram picos de deformação óssea que ultrapassaram o limiar de reabsorção por sobrecarga.

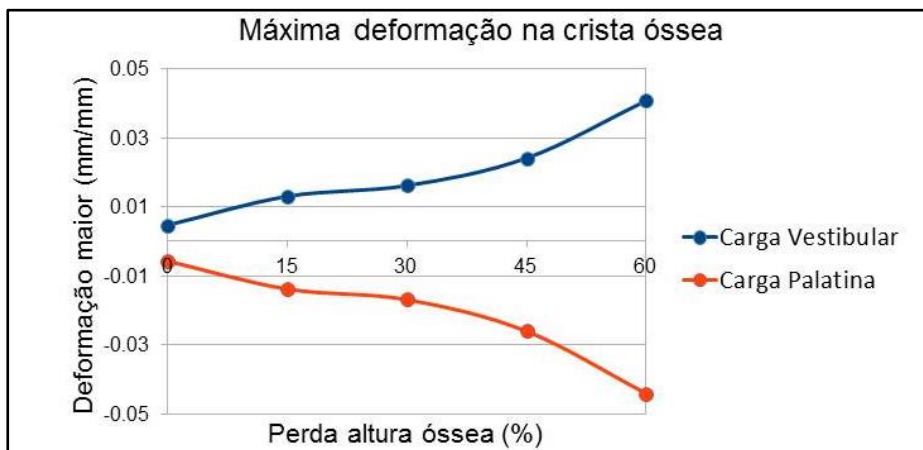
Na Figura 5.14 apresentaram-se as diferenças relativas de deformação maior entre os modelos. A diferença de deformação maior entre os modelos com carga palatina de altura alveolar extrema (CTL e A60) foi de  $38.000 \mu\epsilon$ , correspondente ao 676,5% do valor obtido no modelo controle ( $5.000 \mu\epsilon$ ).

Figura 5.13- Padrões de distribuição de deformação maior no suporte ósseo para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina



Fonte: o autor

Figura 5.14- Picos de deformação maior no suporte ósseo para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina



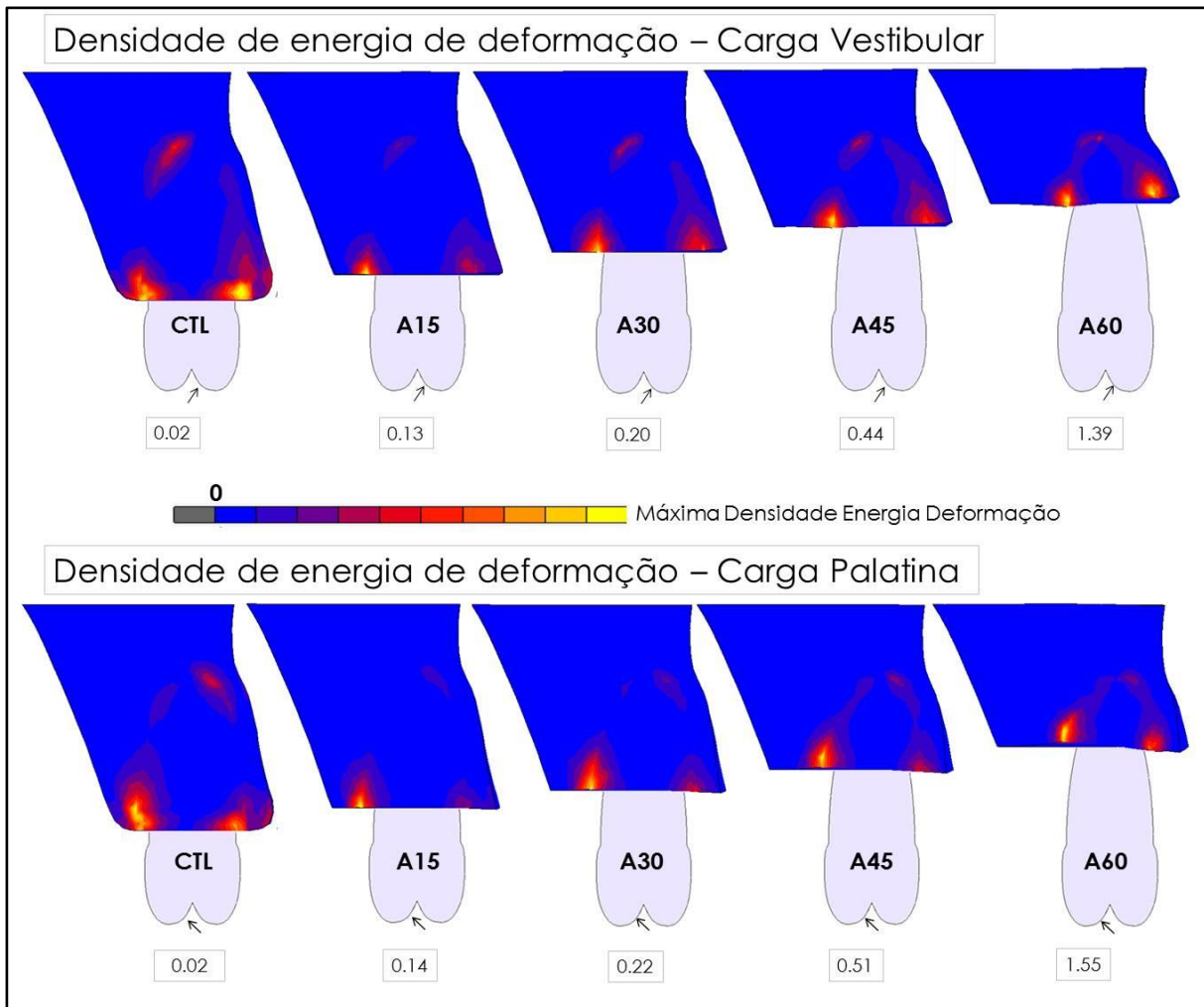
Fonte: o autor

### 5.2.2.2 Densidade de energia de deformação

A máxima densidade de energia de deformação óssea sempre se localizou na região da crista óssea da tábua palatina (Figura 5.15). Os modelos com carga para palatina apresentaram maiores valores de densidade de energia de deformação óssea que os modelos com carga vestibular. O modelo A60 apresentou a máxima densidade de energia de deformação óssea correspondente a  $1,55 \text{ (J/mm}^3\text{)}$ . Nesta simulação, os modelos apresentaram picos de densidade de energia de deformação óssea que ultrapassaram o limiar de reabsorção por sobrecarga mecânica.

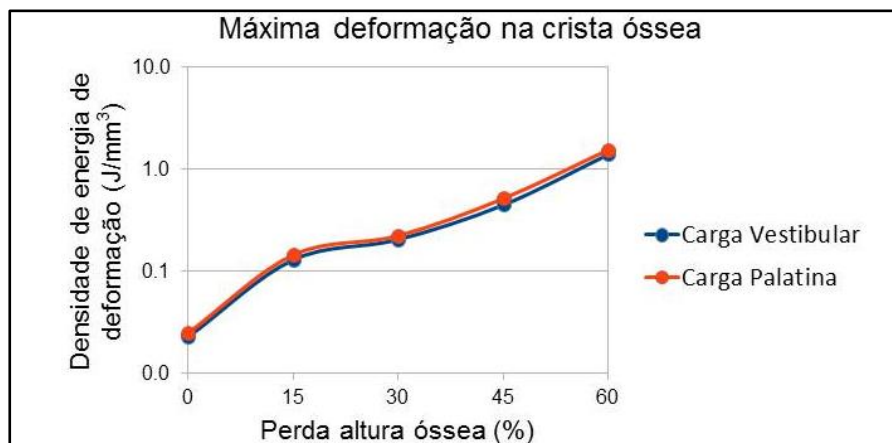
A comparação do pico de densidade de energia de deformação óssea entre os modelos é mais bem visualizada na Figura 5.16. A diferença de densidade de energia de deformação óssea entre os modelos CTL e A60 com carga palatina foi de  $1,53 \text{ (J/mm}^3\text{)}$ , correspondente a 6.209% do valor obtido no modelo controle ( $0,02 \text{ J/mm}^3$ ).

Figura 5.15- Padrões de distribuição de densidade de energia de deformação no suporte ósseo para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina



Fonte: o autor

Figura 5.16- Picos de densidade de energia de deformação no suporte ósseo para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas cargas para vestibular e palatina. Note-se que o eixo-Y no gráfico foi apresentado em escala logarítmica para facilitar a comparação



Fonte: o autor



### 5.3 ANÁLISE COMPLEMENTAR

Para as simulações complementares de variações de carga oclusal e variações de rigidez óssea, os novos dados obtidos foram organizados em tabelas (Tabela 5.5 e Tabela 5.6) juntos com os dados da simulação original, para facilitar a comparação. Logo, em cada seção da análise complementar, se apresentam gráficos comparativos com estes dados.

Tabela 5.5- Valores de tensão de tração (MPa) no dente para variações de carga oclusal. Os modelos foram carregados apenas para vestibular. A coluna tracejada apresenta os dados da simulação original

<b>Modelos</b>	<b>[200N, 45°]</b>	<b>[200N, 85°]</b>	<b>[500N, 45°]</b>	<b>[500N, 85°]</b>
EFN	43,96	68,74	109,90	171,85
CTL	44,06	68,75	110,16	171,88
EGR	44,13	68,73	110,32	171,90
EXG	44,18	68,73	110,45	171,91
CTL	44,06	68,75	110,16	171,88
A15	54,67	76,39	136,68	190,97
A30	71,99	99,93	179,99	249,99
A45	102,59	142,24,	256,48	355,60
A60	167,94	230,81	419,85	577,02

Fonte: o autor

Tabela 5.6- Valores de deformação maior (mm/mm) no suporte ósseo para variações de rigidez óssea. Os modelos foram carregados para vestibular e palatina. A coluna tracejada indica os dados da simulação original

Modelos	Q = 0,1		Q = 0,3	
	Vestibular	Palatina	Vestibular	Palatina
EFN	0,0048	-0,0058	0,0018	-0,0020
CTL	0,0047	-0,0057	0,0018	-0,0020
EGR	0,0045	-0,0054	0,0017	-0,0019
EXG	0,0042	-0,0048	0,0015	-0,0018
CTL	0,0047	-0,0057	0,0018	-0,0020
A15	0,0130	-0,0138	0,0042	-0,0043
A30	0,0161	-0,0169	0,0054	-0,0055
A45	0,0241	-0,0260	0,0082	-0,0087
A60	0,0408	-0,0441	0,0138	-0,0148

Fonte: o autor

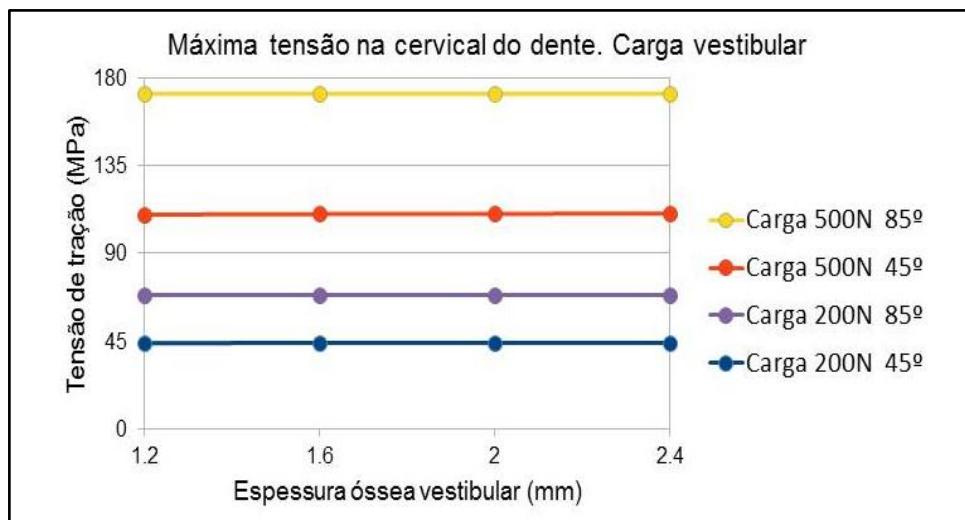
### 5.3.1 Variações de carga oclusal

Na série de simulações com variações de carga oclusal, apenas modelos com carga para vestibular foram estudados. A tensão de tração foi o critério de análise escolhido para comparar os efeitos da carga oclusal na estrutura dentária.

Os padrões de distribuição de tensões de tração no dente foram semelhantes para todos os modelos com variações de carga, tanto nos casos com diferentes espessuras vestibulares (Figura 5.17) como nos casos com diferentes alturas alveolares (Figura 5.18). As magnitudes dos picos de tensão apresentaram diferenças relevantes. O aumento da angulação da carga aumentou a magnitude dos picos de tensão, mas não ultrapassou o limiar de resistência da dentina, salvo nos casos com severas perdas de altura (A45 e A60).

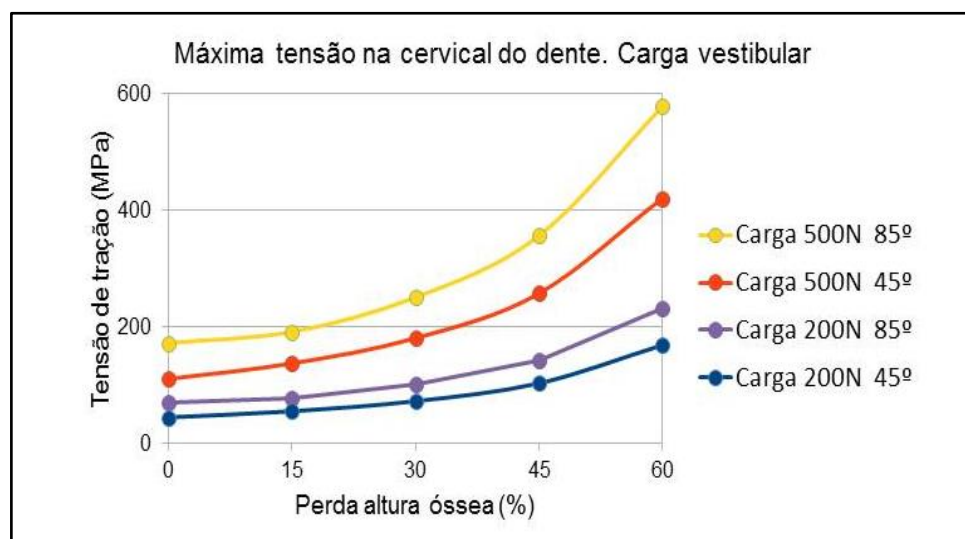
Por outro lado, todos os modelos com aumento da magnitude de carga ultrapassaram a resistência do tecido. O aumento combinado dos fatores de magnitude e de angulação da carga (500N, 85°) teve um efeito ponderado sobre o aumento das tensões no dente.

Figura 5.17- Picos de tensão de tração no dente para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas variações de carga oclusal. A comparação dos modelos foi feita apenas para carga vestibular



Fonte: o autor

Figura 5.18- Picos de tensão de tração no dente para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas variações de carga oclusal. A comparação dos modelos foi feita apenas para carga vestibular



Fonte: o autor

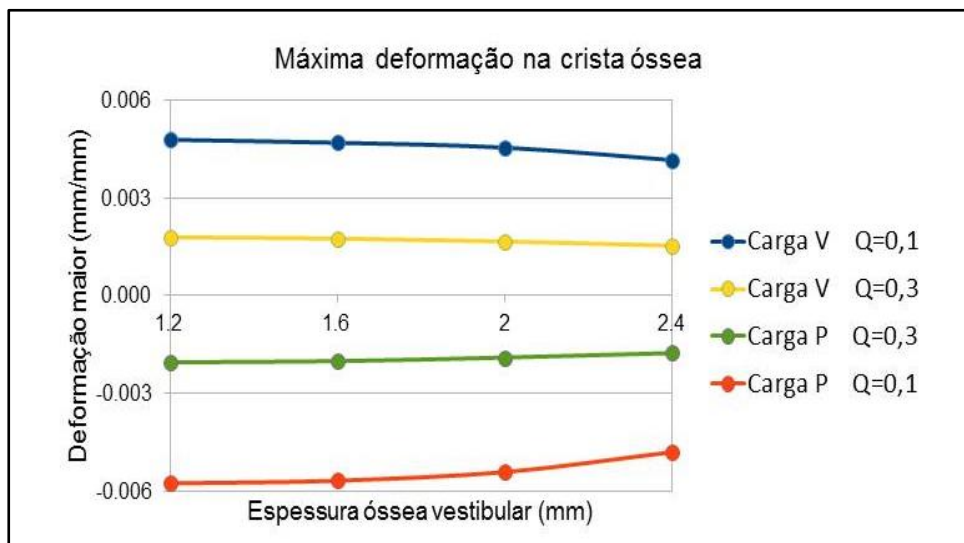
### 5.3.2 Variações de rigidez óssea

Na simulação das variações de rigidez óssea, modelos com carga para vestibular e para palatina foram estudados. A deformação maior foi o critério de análise escolhido para comparar os efeitos da rigidez óssea no suporte ósseo. Os dados da simulação foram organizados na Tabela 5.6.

Os padrões de distribuição de deformação óssea foram semelhantes para todos os modelos com variações de rigidez, tanto nos casos com diferentes espessuras vestibulares (Figura 5.19) como nos casos com diferentes alturas alveolares (Figura 5.20).

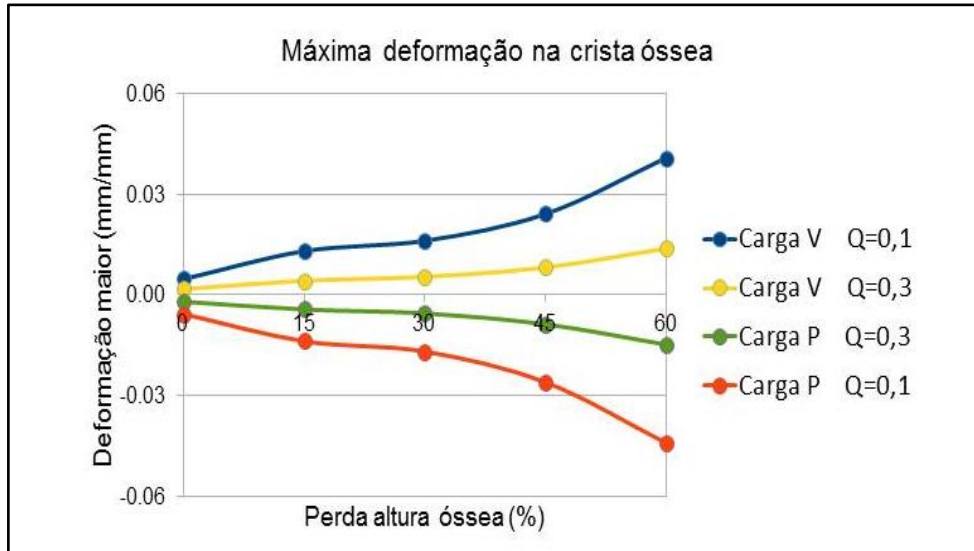
As magnitudes dos picos de deformação óssea apresentaram diferenças relevantes. O aumento da rigidez do osso trabecular, na simulação complementar, diminuiu a magnitude dos picos de deformação óssea, mesmo quando o pico estava localizado no osso cortical. Os modelos sem perda de altura alveolar apresentaram valores de deformação abaixo do limite para a janela de reabsorção óssea (Figura 5.19). Entretanto, mínimas perdas de altura alveolar foram suficientes para ultrapassar o limiar de reabsorção por sobrecarga mecânica (Figura 5.20).

Figura 5.19- Picos de deformação maior no suporte ósseo para diferentes espessuras vestibulares, quando aplicadas variações de rigidez óssea



Fonte: o autor

Figura 5.20- Picos de deformação maior no suporte ósseo para diferentes alturas alveolares, quando aplicadas variações de rigidez óssea



Fonte: o autor



## 6 DISCUSSÃO

Não há dúvida de que a concentração de tensões no dente é um fator importante na formação de lesões cervicais não cariosas (20, 26, 32). Entretanto, ainda há dúvidas e controvérsias em relação aos mecanismos de ação destas tensões (7, 28, 85, 86). A hipótese mais difundida entre os dentistas é que, diante de cargas oclusais que tendem a defletir o dente, altas tensões de tração se concentrariam no esmalte cervical, próximo à junção amelo-cementária, gerando micro-fraturas neste tecido e iniciando a formação de LCNC. Pelo fato destas (supostas) trincas serem geradas longe da região de aplicação da carga, esta hipótese ficou conhecida como “teoria da abfração”.

Embora existam estudos teóricos, baseados em análises pelo método de elementos finitos, que suportem a hipótese da abfração (34, 35, 37, 64, 66, 69, 70), este mecanismo tem sido questionado nos últimos anos por não existir evidência experimental ou clínica que permita confirmar uma relação causal entre as micro-trincas geradas por forças não-axiais e a perda de estrutura na cervical do dente. Outra crítica relevante é o fato de que as LCNC são mais prevalentes nas faces vestibulares, mesmo quando o carregamento oclusal tende a concentrar tensões compressivas na região cervical vestibular, que não justificam a ocorrência de micro-trincas, segundo a teoria da abfração.

Sneed, em 2011, justificou a maior prevalência de LCNC nas faces vestibulares à diferença de qualidade de suporte ósseo entre as faces vestibular e palatina, que, segundo o autor, geraria padrões distintos de concentração de tensões no dente (21). Se o dente fosse fletido apoiado contra uma tábua palatina robusta, tenderia a produzir elevadas tensões de tração na cervical vestibular. No entanto, quando apoiado contra uma fina tábua vestibular, conseguiria se inclinar para vestibular num movimento conjunto com a tábua vestibular e não geraria altas tensões de tração na cervical palatina. É importante observar que a hipótese proposta por Sneed pressupõe que o mecanismo da formação de LCNC é a concentração de tração no dente, portanto pode ser considerado complementar à abfração, mas não foi testada, nem mesmo por estudos teóricos.

Este estudo foi delineado com o objetivo de verificar, com base em análises por elementos finitos, se a hipótese de Sneed pode ser confirmada e,

complementarmente, propor uma nova explicação biomecânica para a maior incidência da LCNC na face vestibular, explorando a possibilidade de reabsorção óssea estimulada por uma sobrecarga oclusal.

A nova abordagem é que tábuas ósseas finas apresentariam maior risco de reabsorção óssea marginal, por atingir mais facilmente os níveis críticos de deformação. Com a reabsorção óssea, haveria retração gengival e exposição de cimento e, depois, da dentina, que são tecidos mais suscetíveis à corrosão e à abrasão que o esmalte. Isto contribuiria para explicar a maior prevalência de LCNC na face vestibular, especialmente na região de pré-molar superior, onde a tábua óssea vestibular é mais fina (41). Com a reabsorção óssea, além da exposição de cimento e dentina, haveria também um deslocamento para apical do centro de resistência do dente. Consequentemente, o dente tenderia a defletir com mais facilidade e a região de concentração de tensões seria aumentada e deslocada para apical, o que explicaria o formato escalonado de algumas LCNC.

Assim, com o propósito de avaliar se a espessura óssea fina da tábua vestibular evitaria o aparecimento de altas tensões de tração na região cervical palatina do dente, o que explicaria a alta prevalência de LCNC na face vestibular, foram simulados modelos com variações de espessura vestibular (EFN, CTL, EGR, EXG). Foram analisados os padrões de distribuição de tensões no dente e foram comparadas as aplicações de cargas para vestibular e para palatina.

Para estudar se a perda de altura alveolar seria responsável pelo aumento da tensão no dente, junto com o deslocamento apical do local de concentração de tensões, foram modeladas quatro perdas de altura sobre o modelo controle (A15, A30, A45, A60). Foram analisados os padrões de distribuição de tensões no dente e foram comparadas diante de cargas oclusais para vestibular e palatina.

Para avaliar se a espessura fina da tábua vestibular ou a perda de altura alveolar aumentariam o risco de reabsorção óssea por sobrecarga, causado pelo aumento de deformação na crista, foram analisados os padrões de distribuição de deformação maior e de densidade de energia de deformação no suporte ósseo nos mesmos conjuntos de modelos (EFN, CTL, EGR, EXG e CTL, A15, A30, A45, A60).



## 6.1 PARTE A – INFLUÊNCIA DA ESPESSURA VESTIBULAR

O efeito da espessura óssea vestibular foi discutido em duas seções: estrutura dentária e suporte ósseo.

### 6.1.1 Estrutura dentária

Baseado nos resultados, o comportamento mecânico da tábua óssea vestibular fina, que segundo Sneed consistiria em um movimento de corpo do dente solidário com a tábua óssea, não foi confirmado nesta análise numérica. Os valores de tensão de tração na face palatina do dente foram maiores que na face vestibular. Este resultado sugere que a tábua vestibular fina permitiria uma maior deflexão da coroa do dente para vestibular, atingindo valores de tensões de tração maiores na face palatina.

Independente da espessura, as diferenças observadas no presente estudo entre as tensões de tração na vestibular e na palatina foram pequenas (menor que 10% - Figura 5.1). Portanto, o efeito da espessura óssea vestibular sobre as tensões no dente foi desprezível. Na literatura, não foram achados trabalhos que estudassem as tensões no dente diante de diferentes espessuras ósseas vestibulares. Este seria o primeiro estudo *in silico* em explorar a eventual relação entre a espessura vestibular e a concentração de tensões na estrutura dentária.

Cabe destacar que o local do pico de tensão, tanto de tração como de compressão, foi na dentina cervical, na altura da crista óssea. Na clínica é fácil observar que LCNC normalmente iniciam-se na altura da junção amelo-cementária, que, no modelo em questão, está a 2-3 mm distantes do local de pico de tração (5.1.1). Além disso, os picos de tensões de tração foram menores que o limiar de 103 MPa de resistência à tração da dentina reportado na literatura (36, 87). Estes dois fatores reforçam a ideia já cunhada por alguns autores (19, 20, 26, 28) de que apenas a concentração de tensões não seria capaz de levar à formação de LCNC pelo mecanismo de fratura a distância. Assim, o principal papel da concentração de tensões seria favorecer a desmineralização do dente em regiões de alta sollicitação

mecânica expostas ao efeito corrosivo do ácido. Nos casos de LCNC, mesmo uma desmineralização parcial, com potencial de remineralização, pode representar uma perda permanente do tecido, pois está normalmente associada a processo de abrasão. A dentina parcialmente desmineralizada é bem mais susceptível ao desgaste por abrasão quando comparada à dentina hígida.

A lesão cervical inicia-se na JAC, apesar de não apresentar o pico de tração, porque existe a associação da alta tração na região com a exposição ao ácido. Por outro lado, como na região do pico de tração a dentina está protegida por osso e tecido mole, não há desmineralização e, portanto, não há lesão. Este mecanismo apresenta diferenças sutis, porém cruciais, em relação ao mecanismo proposto na “teoria da abfração”. Levando em consideração este novo mecanismo, a tensão de tração deixa de ser o único critério coerente com o mecanismo de falha em estudo. A princípio, tanto a concentração de tensão de tração quanto a concentração de tensão de compressão são capazes de promover um bombeamento de ácido para o interior da dentina, quando cargas cíclicas são aplicadas. Além disso, para que a concentração de tensão tenha um efeito relevante na formação ou progressão da LCNC, não há necessidade de atingir o limiar de resistência à fratura dos tecidos envolvidos.

Na análise complementar, explorou-se o efeito de condições de sobrecarga oclusal, tanto pelo aumento da angulação da carga (85°), que representaria o maior componente horizontal em movimentos de lateralidade, quanto pelo aumento da magnitude da carga (500 N), que representaria situações de aperto máximo. Estudos epidemiológicos confirmam uma alta associação entre pacientes com bruxismo, movimentos excursivos e a presença de LCNC (11, 40, 88, 89). Porém a maioria das AEF, que suportam a teoria da abfração (34, 36, 37, 66, 68-70), simularam condições fisiológicas de carga oclusal.

Na simulação complementar, apenas modelos com magnitude de sobrecarga (500 N) registraram picos de tensões de tração que ultrapassaram a resistência à fratura da dentina (Tabela 2.2). O aumento da angulação também aumentou o valor dos picos de tensões de tração, porém não atingiu o limiar de resistência à fratura da dentina. A combinação dos fatores, aumento da magnitude e da angulação, teve um efeito potencializado sobre os picos de tensões de tração, como foi observado na Figura 5.17.

Contudo, nestas simulações complementares, o local do pico de tensões de tração não coincidiu com o local apresentado em estudos clínicos, e reafirmaria a ideia que outros fatores, não-mecânicos, precisariam estar envolvidos no mecanismo de formação da lesão.

### **6.1.2 Suporte ósseo**

A hipótese de que a tábua vestibular, por apresentar uma espessura fina, teria um maior risco de reabsorção por sobrecarga não foi confirmada nesta simulação. Em todos os modelos, o pico de deformação óssea localizou-se na crista palatina em vez da vestibular, independente do sentido da carga oclusal aplicada. Ou seja, os modelos com carga para vestibular registraram picos de deformação de tração, enquanto os modelos com carga para palatina registraram picos de deformação de compressão (5.2.1.1). Isto sugeriria que as tábuas ósseas, vestibular e palatina, apresentam um comportamento mecânico em conjunto, onde a tábua óssea mais robusta teria uma solicitação mecânica maior, tanto de tração quanto de compressão.

Porém, na simulação original, todos os modelos apresentaram picos de deformação que ultrapassaram o limiar de reabsorção óssea por sobrecarga mecânica ( $0,003\epsilon$ ), sugerindo que o risco de reabsorção óssea estaria superestimado nesta AEF. A estratégia de alterar a rigidez do osso trabecular surgiu como uma possível solução para evitar esta superestimação.

Como exposto no ponto 4.3.2, existem críticas em relação à proporção de rigidez óssea. Representar a rigidez do osso trabecular com o 10% da rigidez do osso cortical poderia subestimar a resistência estrutural do tecido, posto que não levasse em consideração a disposição espacial das trabéculas que determinam a micro-arquitetura óssea. Estudos sobre a fisiologia do osso demonstraram como esta micro-arquitetura mantém uma estreita relação com os estímulos mecânicos aplicados no tecido ósseo (90-92).

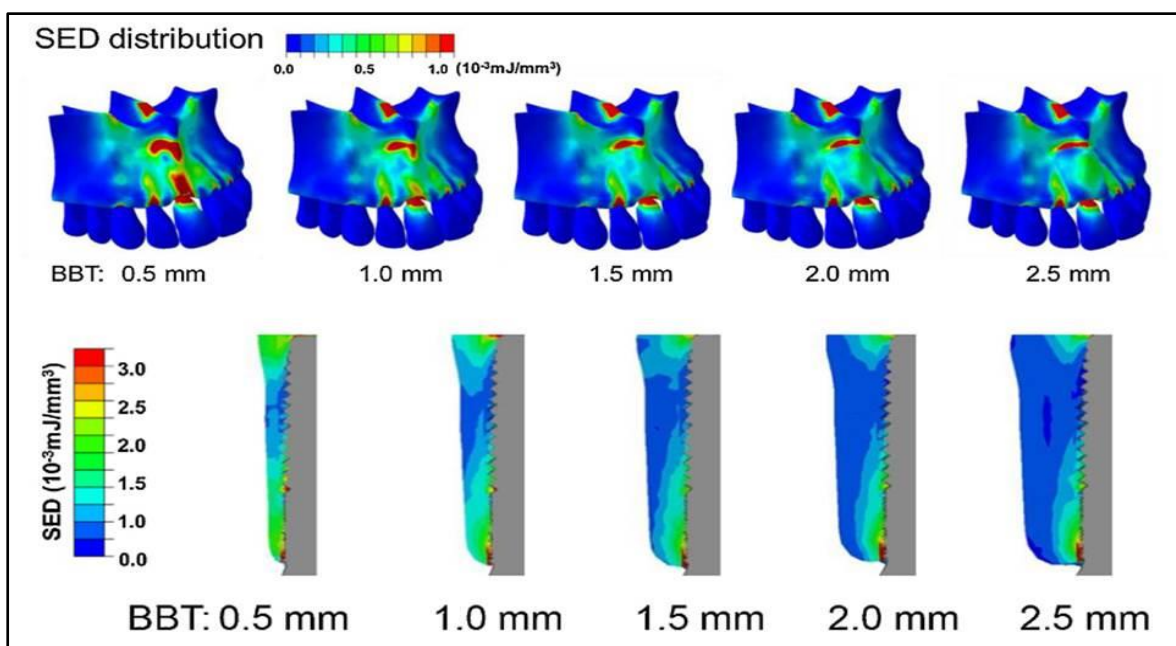
Na análise complementar, cujos modelos consideraram uma rigidez do osso trabecular equivalente a 30% da rigidez do osso cortical, os picos de deformação óssea não ultrapassaram o limiar de reabsorção por sobrecarga (Figura 5.19). Este

resultado seria coerente com o fato de que os modelos não apresentam perda de altura alveolar e, portanto, não existiria um desequilíbrio mecânico da articulação dento-alveolar que repercuta em uma maior exigência mecânica do suporte ósseo.

Em relação ao efeito da variação da espessura óssea vestibular na distribuição de deformações ósseas, os modelos não apresentaram diferenças significativas na faixa de 1,2 a 2,4 mm de espessura (Figura 5.10 e Figura 5.19). Recentemente, estudos sobre reabsorção peri-implantar no setor anterior têm explorado o efeito da espessura óssea vestibular sobre o risco de reabsorção (79, 93). Estes estudos afirmam que há uma relação inversa entre a deformação óssea, analisada através da densidade de energia de deformação, e a espessura óssea da tábua vestibular, explorada em uma faixa de 0,5 a 2,5 mm (Figura 6.1).

Lamentavelmente, o estudo não apresentou os valores máximos encontrados em cada modelo que permitiriam comparar com os nossos resultados de densidade de energia de deformação (Figura 5.11). Tampouco informa um limiar de reabsorção, mas sugere que espessuras acima de 1,5 mm não apresentariam risco de perda óssea. Também destaca que o local do pico de densidade de energia de deformação seria coerente com achados clínicos, quando comparado com outros critérios como a deformação equivalente e a tensão de Von Mises.

Figura 6.1- Padrões de distribuição de densidade de energia de deformação em modelos com diferentes espessuras ósseas



## 6.2 PARTE B – INFLUÊNCIA DA ALTURA ALVEOLAR

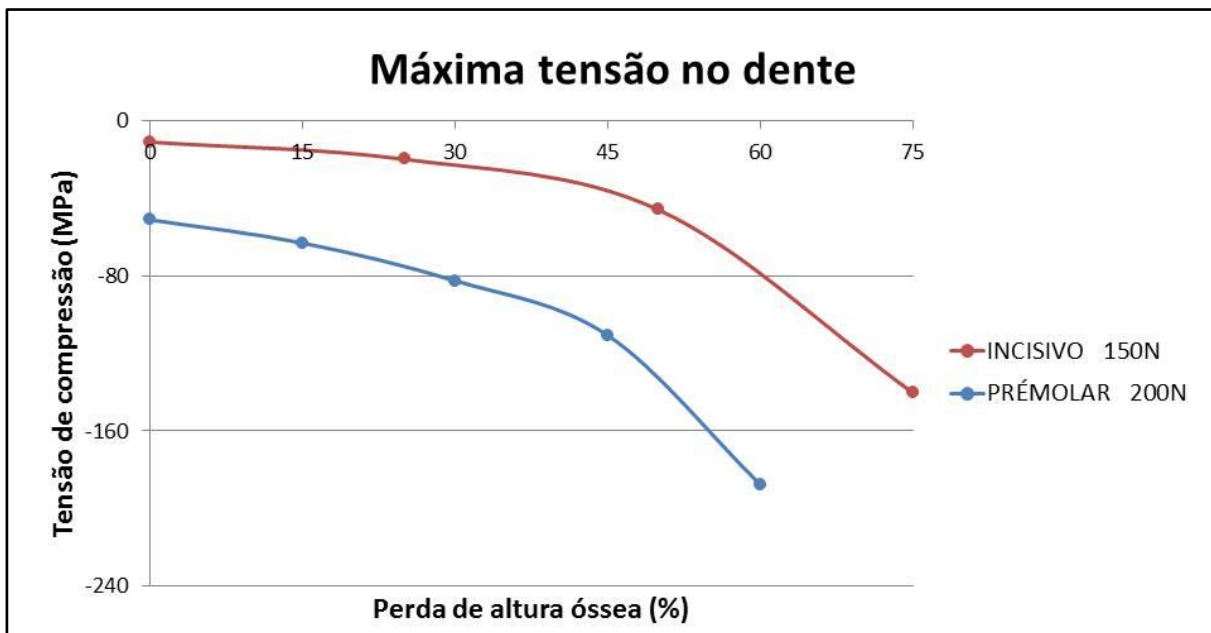
O efeito da perda de altura alveolar também foi discutido em duas seções: estrutura dentária e suporte ósseo.

### 6.2.1 Estrutura dentária

A hipótese de que a perda de altura alveolar provocaria um aumento da tensão, junto com o deslocamento apical do pico de tensões no dente, foi confirmada nesta análise. Independente do sentido da carga, o aumento do pico de tensões no dente, diante da progressiva perda de altura óssea, foi exponencial (Figura 5.6 e Figura 5.8). Esta relação exponencial também foi encontrada em outros estudos que avaliaram a perda de suporte ósseo (47, 94, 95). Importante mencionar que o aumento do pico de tensões, tanto de tração como de compressão, localizou-se na dentina, sempre acompanhando a mudança de altura da crista óssea (Figura 5.5 e Figura 5.7).

Em 2016, um estudo sobre a ocorrência de LCNC em dentes incisivos (47) avaliou o efeito da perda de suporte ósseo (em faixas de 0 a 75% de perda de altura) sobre a distribuição de tensões no dente. Os autores encontraram uma relação exponencial entre tensão e perda de altura óssea semelhante ao nosso estudo (Figura 6.2). No entanto, os autores avaliaram a tensão apenas na face vestibular (em três pontos da superfície radicular), diante de uma carga oclusal aplicada apenas para vestibular. Deste modo, os valores obtidos foram apenas tensões de compressão, que não explicariam o mecanismo de fratura a distância, e que tampouco permitiriam contrastar os dados de tensões de tração e os dados obtidos na face palatina.

Figura 6.2- Comparação dos picos de tensão de compressão no dente, diante de diferentes perdas de altura alveolar, entre os dados obtidos neste trabalho (pré-molar 200N) e os dados obtidos em artigo com delineamento experimental semelhante (incisivo 150N) (47)



Fonte: o autor

Em estudos experimentais com cargas estáticas, as tensões de compressão têm sido associadas a efeitos protetores diante da eventual penetração de ácidos na estrutura dentária (19), embora seja discutível observar este efeito diante de cargas dinâmicas, como nas condições clínicas. Diante de cargas cíclicas, o material experimental teria tensões de compressão quando aplicada a carga e, logo, o relaxamento das tensões quando a carga for retirada no ciclo; esta alternância permitiria que as tensões de compressão eventualmente favorecessem a incorporação de ácidos por bombeamento, colaborando na formação de LCNC.

Em relação à magnitude do pico de tensões no dente, submetido a cargas fisiológicas, apenas os modelos com 60% de perda de altura ultrapassaram a resistência à fratura do tecido. Na análise complementar de sobrecarga, modelos A45 e A60 ultrapassaram a resistência à fratura quando houve o aumento da angulação da carga oclusal. No entanto, todos os modelos com sobrecarga da magnitude apresentaram valores acima da resistência à fratura do tecido dentinário. Assim, como na análise complementar do efeito da espessura vestibular, a combinação dos fatores de sobrecarga explorados, angulação e magnitude, teve um efeito ponderado sobre o valor dos picos de tensões de tração (Figura 5.18).

Porém, estes resultados, que aparentemente poderiam explicar o formato escalonado de algumas LCNC, não guardam relação com a prevalência destas lesões na clínica. Estudos clínicos indicam que dentes com reabsorções ósseas severas raramente desenvolvem LCNC (96, 97). Junto com a perda de altura, estes dentes apresentariam um aumento da mobilidade dentária, o que poderia explicar uma menor concentração de tensões pela menor deflexão que experimentaria o dente. Portanto, apenas uma grande perda de altura não seria suficiente para explicar o formato escalonado de LCNC, seria necessário associar uma condição de ausência de mobilidade dentária para provocar altos picos de tensão.

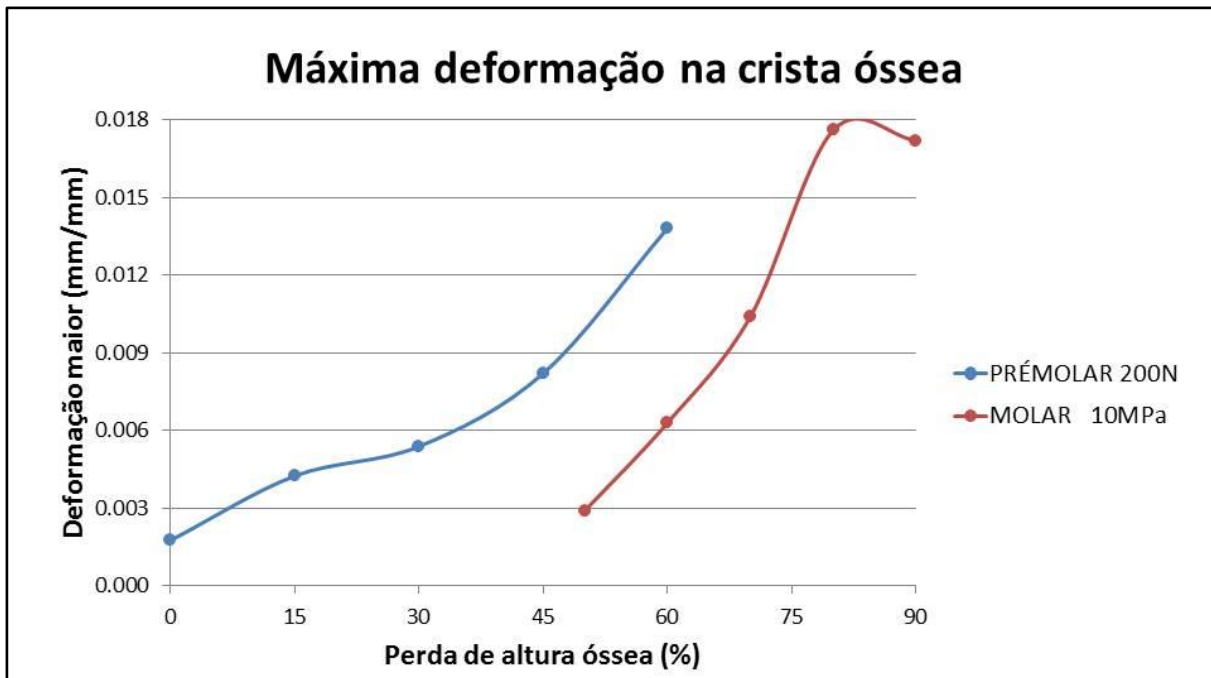
Outro elemento a considerar na simulação de perda de altura alveolar seria a propriocepção do sistema neuromuscular. Este atributo não foi incorporado na análise de elementos finitos. Dessa maneira, se presume que modelos com grandes perdas de altura alveolar experimentariam deslocamentos dentários superestimados quando comparados aos deslocamentos vistos na clínica. Conseqüentemente, estas simulações superestimariam os picos de tensões no dente, e o eventual risco de fratura da dentina seria menor na prática.

### **6.2.2 Suporte ósseo**

O efeito da perda de altura alveolar sobre a concentração de deformações ósseas foi exponencial, como mencionado em outros estudos (94, 98), o qual confirma a hipótese deste estudo. Quanto maior foi a perda de altura, maior foi a magnitude do pico de deformação óssea. Na Figura 6.3 foram comparados os dados obtidos neste trabalho (Pré-molar 200N) com os dados registrados em uma AEF com um delineamento experimental símil (Molar 10MPa) (95).

Ambos os trabalhos apresentaram uma relação não-linear entre a perda de altura e a concentração de deformações ósseas, na qual perdas de altura acima de 30% apresentariam uma inflexão no aumento da deformação óssea, o que poderia explicar a súbita ocorrência de mobilidade dentária, depois de certo grau de reabsorção óssea.

Figura 6.3- Comparação dos picos de deformação óssea diante de diferentes perdas de altura alveolar, obtidos em AEF distintos (95)



Fonte: o autor

O equilíbrio mecânico entre cargas oclusais e estruturas de suporte ósseo é alterado diante de episódios de perda de altura alveolar. Logo, para manter a condição de equilíbrio estático do dente no osso alveolar, as estruturas de suporte ósseo se encontram sob uma maior exigência mecânica diante das mesmas cargas oclusais que atuavam antes da perda óssea, aumentando o risco de reabsorções ósseas adicionais. O suporte ósseo compensaria a diminuição de ancoragem, que experimentou a raiz do dente, com um aumento da deformação na crista. Este aumento da deformação óssea pode comprometer a saúde periodontal, mesmo em condições em que o controle do biofilme é garantido.

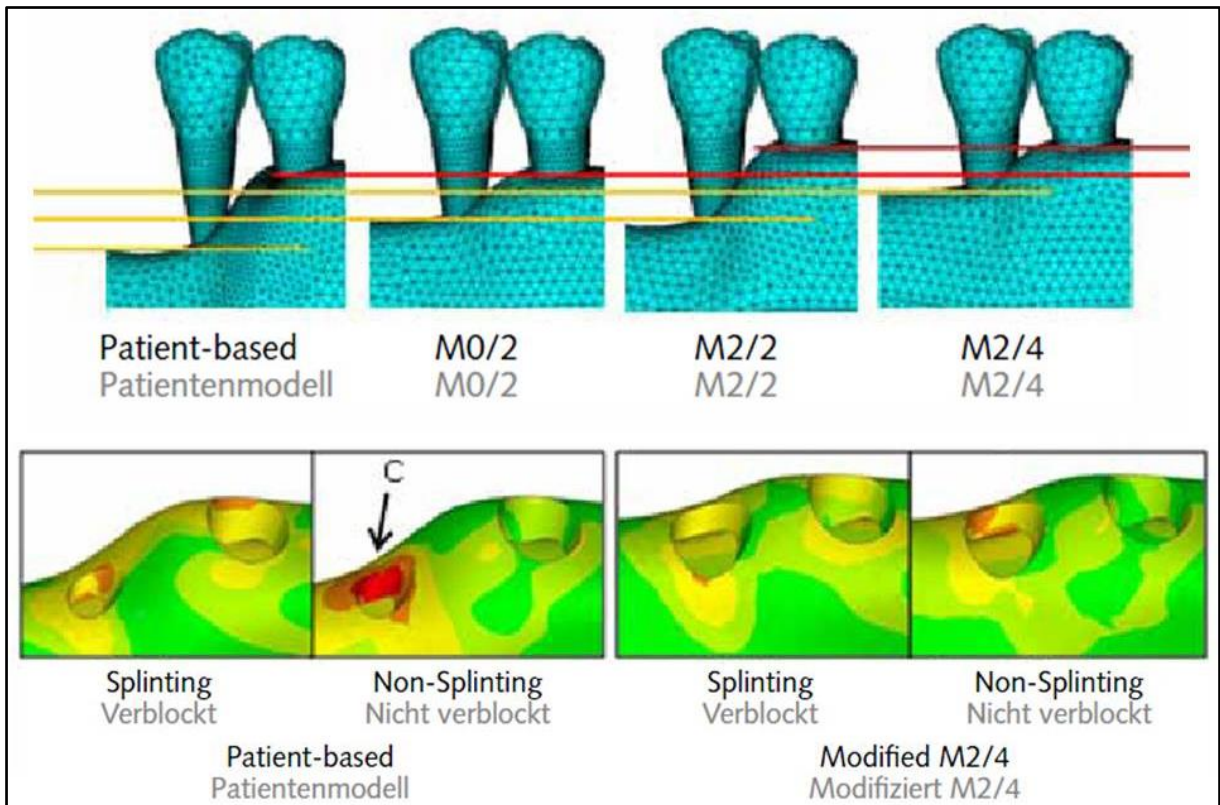
Na análise complementar, a alteração da proporção de rigidez óssea influenciou o risco de reabsorção dos modelos. Apenas simulações com perda de altura alveolar apresentaram risco de reabsorção óssea, segundo a teoria mecanostática (Figura 5.20), o que parece mais coerente com os achados clínicos. O modelo controle não apresentou risco de reabsorção por sobrecarga mecânica.

O tratamento do paciente com perda óssea por doença periodontal não deveria se limitar ao controle microbiológico. À luz destes resultados, o equilíbrio biomecânico da articulação dento-alveolar deveria ser considerado na etapa de manutenção, para evitar perdas ósseas adicionais por sobrecarga mecânica. Na última década, estudos têm avaliado a importância do nível de suporte ósseo na



distribuição de deformações ósseas, assim como o efeito da ferulização (98-100). Esta estratégia poderia ser uma alternativa terapêutica importante para considerar nos futuros protocolos de manutenção periodontal (Figura 6.4).

Figura 6.4- Resultados extraídos de estudo sobre o efeito da ferulização em dentes por perda de altura alveolar



Fonte: (99)

### 6.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Seria relevante discutir algumas simplificações e limitações na simulação dos modelos de elementos finitos, presentes tanto na literatura como neste trabalho. Pelos recentes avanços da tecnologia, nas AEF existe uma tendência de incorporar atributos nos modelos cuja representação torne as condições do fenômeno em estudo mais realista, à custa de aumentar a complexidade e execução da análise. Entretanto, estas incorporações, às vezes, não são coerentes com os objetivos do estudo.

Diferentes estudos sugerem explicar a eventual fratura a distância do esmalte sobre modelos que incorporem a anisotropia deste material; não obstante, análises de modelos com materiais declarados anisotrópicos descreveram padrões de distribuição de tensões mais homogêneos e com picos de tensões menores (68, 80). Portanto, simulações com condições materiais mais realistas encontrariam picos de tensão ainda menores dos que observados em simulações com materiais isotrópicos, como nesta análise.

Outra simplificação frequente seria representar a rigidez do osso trabecular com base na média das trabéculas e vazios que constituem este material poroso. Assim, este material acostuma-se declarar com o 10% da rigidez do osso cortical, ou inclusive menos (36, 66, 101). Esta representação não considera que as trabéculas estão organizadas com uma disposição espacial particular dada pela solicitação mecânica (54, 102), que outorgaria uma resistência estrutural ao osso, visto como um órgão. Por este motivo, o presente trabalho explorou, com base em fórmulas empíricas que relacionaram a densidade do osso com a sua rigidez (82, 103-105), simulações complementares que avaliaram a influencia da proporção de rigidez óssea no risco de reabsorção óssea por sobrecarga.

Por último, uma variável relevante, presente nas situações clínicas, seria o tempo. A incorporação desta variável exigiria, além de determinar cargas oclusais com padrões dinâmicos, a representação de materiais com características tempo-dependentes que possam, portanto, interagir com a solicitação mecânica cíclica.

## 7 CONCLUSÕES

Dentro das limitações do estudo foi possível concluir que:

### 7.1 PARTE A – INFLUÊNCIA DA ESPESSURA ÓSSEA VESTIBULAR

- 1) A variação de espessura óssea vestibular não influenciou no padrão de distribuição de tensões no dente. O mecanismo proposto por Sneed não foi confirmado e, portanto, não contribuiu para explicar a alta prevalência de LCNC na face vestibular.
- 2) Tábuas ósseas vestibulares mais finas não apresentariam maior risco de reabsorção por sobrecarga que tábuas mais robustas, em resposta a cargas oclusais inclinadas. Portanto, a hipótese de que tábuas ósseas vestibulares finas propiciariam a formação de LCNC, após serem reabsorvidas por sobrecarga, não foi confirmada.
- 3) Os picos de tensões de tração não ficaram localizados nos locais onde tipicamente se iniciam as LCNC. Como para explicar o início de LCNC pelo mecanismo de fratura, em locais que não sejam o local do pico de tensões, é preciso admitir a simultaneidade das duas condições a seguir:
  - a) Que no local em que a LCNC começa esteja também presente outro fator capaz de diminuir o limiar de tensão necessário para a fratura;
  - b) Que o local do pico de tensões esteja localizado numa região protegida da ação deste suposto fator,temos como conclusão que não se pode atribuir à concentração de tensões um papel de único protagonista na formação de LCNC, como proposto na teoria da abfração, mas pode-se atribuir à tensão um papel modulador sobre o efeito de outro(s) fator(es).
- 4) Como, além do mais, não se conhece nenhum fator capaz de cumprir a condição 3)a), é lógico admitir que o início das LCNC não ocorreria pelo mecanismo de fratura. Ampliando este raciocínio para as interações conhecidas entre tensão e os outros fatores que podem intervir na etiologia da

LCNC (corrosão por ácidos e abrasão, principalmente), é preciso investigar mais a respeito dos mecanismos possíveis pelos quais a tensão pode favorecer a perda de tecido dentário para formar a LCNC.

## 7.2 PARTE B – INFLUÊNCIA DA ALTURA ALVEOLAR

- 5) A perda de altura alveolar influenciou no padrão de distribuição de tensões no dente. O pico de tensões localizado na dentina acompanhou o deslocamento para apical da crista óssea. Assim, nas condições da simulação, a perda progressiva de altura alveolar explicaria o formato escalonado presente em algumas LCNC.
- 6) O risco de reabsorção óssea por sobrecarga mecânica aumentou progressivamente com a perda de altura alveolar. Portanto, admitindo que a exposição radicular por si só seja fator de risco para a ocorrência de LCNC, cenários de perda de altura alveolar também favoreceriam a formação e/ou progressão de LCNC por facilitar posteriores incrementos da exposição radicular.

Por extensão, poderia se recomendar que em qualquer caso de perda de altura alveolar em que estejam também presentes cargas com componente horizontal (como em casos de perda óssea mediados por problemas de controle microbiológico) o equilíbrio biomecânico deve ser considerado na etapa de manutenção, para evitar perdas ósseas adicionais por sobrecarga mecânica.

## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

1. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-cariou cervical lesions. *J Dent*. 1994;22(4):195-207.
2. Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-cariou cervical tooth surface loss: a literature review. *J Dent*. 2008;36(10):759-66.
3. Brandini DA, Trevisan CL, Panzarini SR, Pedrini D. Clinical evaluation of the association between noncariou cervical lesions and occlusal forces. *J Prosthet Dent*. 2012;108(5):298-303.
4. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *J Prosthet Dent*. 1984;52(3):374-80.
5. Palamara D, Palamara JE, Tyas MJ, Pintado M, Messer HH. Effect of stress on acid dissolution of enamel. *Dent Mater*. 2001;17(2):109-15.
6. Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Tobias TS, Cohen RE. Noncariou cervical lesions and abfractions: a re-evaluation. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(7):845-50.
7. Hur B, Kim HC, Park JK, Versluis A. Characteristics of non-cariou cervical lesions--an ex vivo study using micro computed tomography. *J Oral Rehabil*. 2011;38(6):469-74.
8. Estafan A, Furnari PC, Goldstein G, Hittelman EL. In vivo correlation of noncariou cervical lesions and occlusal wear. *J Prosthet Dent*. 2005;93(3):221-6.
9. 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;132(12):1694-701; quiz 726-7.
10. Pikdoken L, Akca E, Gurbuzer B, Aydil B, Tasdelen B. Cervical wear and occlusal wear from a periodontal perspective. *J Oral Rehabil*. 2011;38(2):95-100.
11. Wood ID, Kassir AS, Brunton PA. Effect of lateral excursive movements on the progression of abfraction lesions. *Oper Dent*. 2009;34(3):273-9.
12. Khan F, Young WG, Shahabi S, Daley TJ. Dental cervical lesions associated with occlusal erosion and attrition. *Aust Dent J*. 1999;44(3):176-86.
13. Ritter AV, Grippo JO, Coleman TA, Morgan ME. Prevalence of carious and non-cariou cervical lesions in archaeological populations from North America and Europe. *Journal of Esthetic & Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry*. 2009;21(5):324-34.
14. Kaidonis JA, Richards LC, Townsend GC. Nature and frequency of dental wear facets in an Australian aboriginal population. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1993;20(3):333-40.
15. 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;33(1):17-25.
16. Sarode GS, Sarode SC. Abfraction: A review. *Journal of oral and maxillofacial pathology : JOMFP*. 2013;17(2):222-7.

---

<sup>1</sup> De acordo com Estilo Vancouver.

17. Whitehead S, Wilson N, Watts D. Development of noncarious cervical notch lesions in vitro. *J Esthet Dent*. 1999(11):332-7.
18. Staninec M, Nalla RK, Hilton JF, Ritchie RO, Watanabe LG, Nonomura G, et al. Dentin erosion simulation by cantilever beam fatigue and pH change. *J Dent Res*. 2005;84(4):371-5.
19. 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;66:50-7.
20. Michael JA, Townsend GC, Greenwood LF, Kaidonis JA. Abfraction: separating fact from fiction. *Aust Dent J*. 2009;54(1):2-8.
21. Sneed WD. Noncarious cervical lesions: why on the facial? A theory. *J Esthet Restor Dent*. 2011;23(4):197-200.
22. Frost HM. Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone Miner*. 1992;19(3):257-71.
23. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*. 2003;275(2):1081-101.
24. Greenstein B, Frantz B, Desai R, Proskin H, Campbell J, Caton J. Stability of treated angular and horizontal bony defects: a retrospective radiographic evaluation in a private periodontal practice. *Journal of Periodontology*. 2009;80(2):228-33.
25. Borcic J, Anic I, Urek MM, Ferreri S. The prevalence of non-carious cervical lesions in permanent dentition. *J Oral Rehabil*. 2004;31(2):117-23.
26. Litonjua LA, Andreana S, Patra AK, Cohen RE. An assessment of stress analyses in the theory of abfraction. *Biomed Mater Eng*. 2004;14(3):311-21.
27. Nguyen C, Ranjitkar S, Kaidonis JA, Townsend GC. A qualitative assessment of non-carious cervical lesions in extracted human teeth. *Aust Dent J*. 2008;53(1):46-51.
28. 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;24(1):10-23.
29. McCoy G. The etiology of gingival erosion. *J Oral Implantol*. 1982;10(3):361-2.
30. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent*. 1991;3(1):14-9.
31. Spranger H. Investigation into the genesis of angular lesions at the cervical region of teeth. *Quintessence Int*. 1995;26(2):149-54.
32. 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;85(4):306-12.
33. Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. *J Am Dent Assoc*. 2004;135(8):1109-18; quiz 63-5.
34. Lee HE, Lin CL, Wang CH, Cheng CH, Chang CH. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar - a finite element investigation. *Journal of Dentistry*. 2002;30(7-8):283-90.
35. Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. *J Oral Rehabil*. 2002;29(2):188-93.
36. Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *J Oral Rehabil*. 2003;30(1):60-7.

37. Borcic J, Anic I, Smojver I, Catic A, Miletic I, Ribaric SP. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. *J Oral Rehabil.* 2005;32(7):504-10.
38. Rees JS, Jagger DC. Abfraction lesions: myth or reality? *J Esthet Restor Dent.* 2003;15(5):263-71.
39. Senna P, Del Bel Cury A, Rosing C. Non-carious cervical lesions and occlusion: a systematic review of clinical studies. *J Oral Rehabil.* 2012;39(6):450-62.
40. 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;98(2):150-8.
41. Katranji A, Misch K, Wang HL. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *J Periodontol.* 2007;78(5):874-8.
42. Litonjua LA, Bush PJ, Andreana S, Tobias TS, Cohen RE. Effects of occlusal load on cervical lesions. *J Oral Rehabil.* 2004;31(3):225-32.
43. Grippo JO, Chaiyabutr Y, Kois JC. Effects of cyclic fatigue stress-biocorrosion on noncarious cervical lesions. *J Esthet Restor Dent.* 2013;25(4):265-72.
44. Leal NM, Silva JL, Benigno MI, Bemerguy EA, Meira JB, Ballester RY. How mechanical stresses modulate enamel demineralization in non-carious cervical lesions? *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;66:50-7.
45. He LH, Swain MV. Influence of environment on the mechanical behaviour of mature human enamel. *Biomaterials.* 2007;28(30):4512-20.
46. Kuroe T, Itoh H, Caputo AA, Nakahara H. Potential for load-induced cervical stress concentration as a function of periodontal support. *J Esthet Dent.* 1999;11(4):215-22.
47. 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;20(1):12-6.
48. Duncan RL, Turner CH. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. *Calcif Tissue Int.* 1995;57(5):344-58.
49. Nicolella DP, Bonewald LF, Moravits DE, Lankford J. Measurement of microstructural strain in cortical bone. *Eur J Morphol.* 2005;42(1-2):23-9.
50. Galli C, Passeri G, Macaluso GM. Osteocytes and WNT: the mechanical control of bone formation. *J Dent Res.* 2010;89(4):331-43.
51. Reina JM, Garcia-Aznar JM, Dominguez J, Doblare M. Numerical estimation of bone density and elastic constants distribution in a human mandible. *Journal of Biomechanics.* 2007;40(4):828-36.
52. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2009;2(5):410-32.
53. Carter DR, Fyhrie DP, Whalen RT. Trabecular bone density and loading history: regulation of connective tissue biology by mechanical energy. *J Biomech.* 1987;20(8):785-94.
54. Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec.* 1987;219(1):1-9.
55. Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(6):429-44.

56. McNamara LM, Van der Linden JC, Weinans H, Prendergast PJ. Stress-concentrating effect of resorption lacunae in trabecular bone. *J Biomech.* 2006;39(4):734-41.
57. Li I, Li H, Shi L, Fok ASL, Ucer C, Deulin H, et al. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dental Materials.* 2007;23(9):1073-8.
58. Field C, Li Q, Li W, Thompson M, Swain M. A comparative mechanical and bone remodelling study of all-ceramic posterior inlay and onlay fixed partial dentures. *J Dent.* 2012;40(1):48-56.
59. Chen J, Rungsiyakull C, Li W, Chen Y, Swain M, Li Q. Multiscale design of surface morphological gradient for osseointegration. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;20:387-97.
60. Rungsiyakull C, Li Q, Sun GY, Li W, Swain MV. Surface morphology optimization for osseointegration of coated implants. *Biomaterials.* 2010;31(27):7196-204.
61. Li W, Lin D, Rungsiyakull C, Zhou SW, Swain M, Li Q. Finite element based bone remodeling and resonance frequency analysis for osseointegration assessment of dental implants. *Finite Elem Anal Des.* 2011;47(8):898-905.
62. Field C, Li Q, Li W, Swain M. Influence of tooth removal on mandibular bone response to mastication. *Archives of Oral Biology.* 2008;53(12):1129-37.
63. 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.
64. Rees JS, Hammadeh M, Jagger DC. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: a finite element study. *Eur J Oral Sci.* 2003;111(2):149-54.
65. Andraeus U, Colloca M, Iacoviello D. Coupling image processing and stress analysis for damage identification in a human premolar tooth. *Comput Methods Programs Biomed.* 2011;103(2):61-73.
66. Rees JS. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. *Eur J Oral Sci.* 1998;106(6):1028-32.
67. Lee HE, Lin CL, Wang CH, Cheng CH, Chang CH. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar--a finite element investigation. *J Dent.* 2002;30(7-8):283-90.
68. De Las Casas EB, Cornacchia TP, Gouvea PH, Cimini CA, Jr. Abfraction and anisotropy--effects of prism orientation on stress distribution. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2003;6(1):65-73.
69. Geramy A, Sharafoddin F. Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method. *Quintessence Int.* 2003;34(7):526-33.
70. 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.
71. Ash N. *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion.* 9<sup>o</sup>, editor2010. 401 p.
72. Provatidis CG. Numerical Estimation of the Centres of Rotation and Resistance in Orthodontic Tooth Movement. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 1999;2(2):149-56.
73. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Finite Element Method. Med Eng Phys.* 2000;22(5):359-70.



74. Bosiakov SM, Koroleva AA, Rogosin SV, Silberschmidt VV. Viscoelasticity of periodontal ligament: an analytical model. *Mech Adv Mater Mod Process*. 2015;1:7.
75. Dejak B, Mlotkowski A. 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dent Mater*. 2013;29(12):e309-17.
76. Ho MH, Lee SY, Chen HH, Lee MC. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1994;72(4):367-72.
77. Galbusera F, Taschieri S, Tsesis I, Francetti L, Del Fabbro M. Finite element simulation of implant placement following extraction of a single tooth. *J Appl Biomater Function Mater*. 2014;12(2):84-9.
78. Horning GM, Cohen ME, Neils TA. Buccal alveolar exostoses: prevalence, characteristics, and evidence for buttressing bone formation. *Journal of Periodontology*. 2000;71(6):1032-42.
79. Yoda N, Zheng K, Chen J, Li W, Swain M, Sasaki K, et al. Bone morphological effects on post-implantation remodeling of maxillary anterior buccal bone: A clinical and biomechanical study. *Journal of Prosthodontic Research*. 2017;61(4):393-402.
80. Munari LS, Cornacchia TP, Moreira AN, Goncalves JB, De Las Casas EB, Magalhaes CS. Stress distribution in a premolar 3D model with anisotropic and isotropic enamel. *Med Biol Eng Comput*. 2015;53(8):751-8.
81. Guimaraes JC, Guimaraes Soella G, Brandao Durand L, Horn F, Narciso Baratieri L, Monteiro S, Jr., et al. Stress amplifications in dental non-carious cervical lesions. *J Biomech*. 2014;47(2):410-6.
82. Weinans H, Huiskes R, Grootenboer HJ. The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. *J Biomech*. 1992;25(12):1425-41.
83. Weinans H, Huiskes R, Grootenboer HJ. Effects of Material Properties of Femoral Hip Components on Bone Remodeling. *J Orthopaed Res*. 1992;10(6):845-53.
84. Field C, Li Q, Li W, Thompson M, Swain M. Prediction of mandibular bone remodelling induced by fixed partial dentures. *J Biomech*. 2010;43(9):1771-9.
85. Rees JS. A review of the biomechanics of abfraction. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2000;8(4):139-44.
86. Rees JS. The biomechanics of abfraction. *Proc Inst Mech Eng H*. 2006;220(1):69-80.
87. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res*. 1994;73(6):1205-11.
88. Palomino-Gomez SP, Jeremias F, Finoti LS, Paredes-Coz G, Raveli DB. Influence of lateral excursion on vestibular cervical dental abfraction. *Acta Odontologica Latinoamericana*. 2011;24(3):283-8.
89. Antonelli JR, Hottel TL, Garcia-Godoy F. Abfraction lesions--where do they come from? A review of the literature. *J Tenn Dent Assoc*. 2013;93(1):14-9; quiz 20-1.
90. Huiskes R. If bone is the answer, then what is the question? *Journal of Anatomy*. 2000;197(Pt 2):145-56.
91. Huiskes R, Ruimerman R, van Lenthe GH, Janssen JD. Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature*. 2000;405(6787):704-6.

92. Munih M, Kralj A, Bajd T. Bending moments in lower extremity bones for two standing postures. *Journal of Biomedical Engineering*. 1992;14(4):293-302.
93. Alikhasi M, Siadat H, Geramy A, Hassan-Ahangari A. Stress distribution around maxillary anterior implants as a factor of labial bone thickness and occlusal load angles: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2014;40(1):37-41.
94. Zhao Y, Wang W, Xin H, Zang S, Zhang Z, Wu Y. The remodeling of alveolar bone supporting the mandibular first molar with different levels of periodontal attachment. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2013;51(9):991-7.
95. Moga RA, Chiorean CG. Strain Analysis of a Human Tooth with Support Tissues Resorption. *Lect Notes Eng Comp*. 2013:1374-+.
96. Martinez-Canut P, Llobell A, Romero A. Predictors of long-term outcomes in patients undergoing periodontal maintenance. *J Clin Periodontol*. 2017;44(6):620-31.
97. Miller N, Penaud J, Ambrosini P, Bisson-Boutelliez C, Briancon S. Analysis of etiologic factors and periodontal conditions involved with 309 abfractions. *J Clin Periodontol*. 2003;30(9):828-32.
98. Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3-D analysis by means of the finite element method). *American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*. 2000;117(4):399-405.
99. Wakabayashi N, Kondo T, Yahagi R, Suzuki T. A patient-based model study of fixed splinting of premolars with reduced periodontal support. *Int J Comput Dent*. 2010;13(4):317-30.
100. Geramy A, Habibzadeh S. Stress Distribution in Splinted and Unsplinted Implant-Supported Maxillary Overdentures: A 3D Finite Element Analysis. *Implant Dent*. 2018;27(1):56-62.
101. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *J Prosthet Dent*. 2005;94(6):520-9.
102. Ferretti JL, Cointy GR, Capozza RF, Frost HM. Bone mass, bone strength, muscle-bone interactions, osteopenias and osteoporoses. *Mech Ageing Dev*. 2003;124(3):269-79.
103. Rho JY, Hobatho MC, Ashman RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering & Physics*. 1995;17(5):347-55.
104. O'Mahony AM, Williams JL, Katz JO, Spencer P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clinical Oral Implants Research*. 2000;11(5):415-21.
105. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clinical Oral Implants Research*. 2001;12(6):648-57.