TALITA FERNANDA DE SOUZA OLIVEIRA

**Lesões cervicais não cariosas restauradas com materiais de diferentes
módulos de elasticidade: análise por elementos finitos**

São Paulo

2018

TALITA FERNANDA DE SOUZA OLIVEIRA

**Lesões cervicais não cariosas restauradas com materiais de diferentes
módulos de elasticidade: análise por elementos finitos**

Versão original

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Biomateriais e Biologia Oral) para obter o título de Mestre em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Eduardo Capel Cardoso

São Paulo

2018

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

Oliveira, Talita Fernanda de Souza.

Lesões cervicais não cariosas restauradas com materiais de diferentes módulos de elasticidade: análise por elementos finitos / Talita Fernanda de Souza Oliveira ; orientador Paulo Eduardo Capel Cardoso. -- São Paulo, 2018.

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

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

Versão original

1. Lesão cervical não cariosa. 2. Módulo de elasticidade. 3. Pré-molar. 4. Biomecânica. I. Cardoso, Paulo Eduardo Capel. II. Título.

Oliveira TFS. Lesões cervicais não cariosas restauradas com materiais de diferentes módulos de elasticidade: análise por elementos finitos Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: / /2019

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

À **vida**,
que com seus altos e baixos tem me feito muito feliz.
Agradeço por mais esta conquista!

Ao meu pai **Lourenço** e à minha mãe **Roseli**,
que sempre tiveram a minha formação como um objetivo de vida.
Agradeço pelo amor, carinho e confiança incondicional.

À minha irmã **Claudia**,
que sempre cuidou de mim com muito carinho
e que mesmo longe se faz presente com muito amor.
Obrigada por assumir meus sonhos como sendo também seus.

Ao meu irmão **Iuri**,
que dividiu comigo uma vida de muitas alegrias.
Agradeço por ter uma pessoa de coração tão bom e generoso em minha vida.

Aos meus sobrinhos **Clara, Raul e Felipe**,
que, de maneira tão, doce trouxeram tanta alegria e encantamento à minha vida.

Ao meu **Rafael**,
que pelo amor trouxe tanta luz à minha jornada.
Obrigada por sempre acreditar no meu potencial,
e por seu esforço em me fazer feliz, ao qual eu tento corresponder.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, professor **Paulo**, pela oportunidade de desenvolver essa dissertação. Agradeço ainda o trato simples, correto e científico, com que sempre abordou as nossas reuniões de trabalho, sem nunca ter permitido que o desalento se instalasse, mesmo quando as coisas não corriam bem. Obrigada por me dar seu voto de confiança e me auxiliar no desenvolvimento desse projeto.

À professora **Josete**, pessoa incrível com quem tive a sorte de conviver; que sempre dividiu seu conhecimento de maneira generosa e amorosa. Sou grata por ter uma pesquisadora de honestidade e ética incomensuráveis como um dos pilares da minha formação e por poder contar com sua amizade. Saiba que sempre será uma das minhas melhores lembranças deste projeto.

Ao professor **Roberto Ruggiero Braga, Mariana, Gabriel** e professora **Josete**: muito obrigada pela acolhida sempre carinhosa, quando eu já não tinha teto em São Paulo.

Ao professor **Rafael**, obrigada por estar sempre disposto a dividir seu conhecimento e por tornar os dias mais doces com seus chocolates amargos.

Ao professor **Israel Chilvarquer**, agradeço por poder contar com seu auxílio, que desde o primeiro contato se demonstrou uma pessoa amiga, de coração e generosidade imensas. Espero que esse seja apenas o primeiro resultado de muitos outros dessa parceria.

Ao **Eduardo Duailibe** e ao professpr **Garone**, muito obrigada pela ajuda no desenvolvimento deste trabalho.

Aos Professores do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da FOU SP que ainda não mencionei, **Alyne Simões Gonçalves, Carlos Eduardo Francci, Fernando Neves Nogueira, Igor Studart Medeiros, Leonardo Elloy Rodrigues Filho, Paulo Francisco Cesar e Walter Gomes Miranda Jr.**: minha gratidão pela alegria de encontrar profissionais brilhantes, tão essenciais em minha formação e, acima de tudo, responsáveis pelo ambiente fraterno sempre presente.

Aos amigos funcionários do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da FOU SP, **Antônio Carlos Lascala, Douglas Nesadal de Souza, Elidamar Bastos (Eli), Rosa Cristina Nogueira (Rosinha) e Franciele (Dona Fran)**: obrigada por serem sempre muito gentis. Vocês tornam este departamento ainda mais amoroso.

Aos colegas do seminário FinO, agradeço por compartilharem comigo semanalmente um almoço de muito aprendizado e alegria. Vocês estarão sempre em meu coração.

Aos colegas do laboratório de Finitos, **Alice, Omar, Pavelito e Sabrina**, meu muito obrigada pelas conversas e discussões, sempre instigantes, e por serem tão solícitos e carinhosos. Vocês tornam o cotidiano acadêmico muito mais leve e prazeroso. Sou muito feliz por fazer parte desta geração de finitos.

Aos meus sogros, **Eliana e Roberto**, muito agradecimento por fazerem de mim um dos seus “seis” filhos. Vocês são exemplos de força e coragem.

Ao CNpQ, pela bolsa concedida para a realização deste trabalho.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – FOUSP.
Obrigada pelo crescimento profissional, científico e pessoal adquiridos durante
esses sete anos.

A vida é assim:
esquenta e esfria,
aperta e daí afrouxa,
sossega e depois desinquieta.
O que ela quer da gente é coragem.

Guimarães Rosa

RESUMO

Oliveira TFS. Lesões cervicais não cariosas restauradas com materiais de diferentes módulos de elasticidade: análise por elementos finitos [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2018. Versão Original.

As restaurações de lesões cervicais não cariosas (LCNCs) apresentam alto índice de descolamento. Com o objetivo de avaliar a influência do módulo de elasticidade do material restaurador na tendência ao descolamento, este estudo abordou dois assuntos: o primeiro mediu em 40 tomografias o tamanho de 71 pré-molares superiores e do respectivo osso alveolar para obter informações sobre a geometria média desta região. Na segunda parte do estudo construiu-se um modelo base de elementos finitos, fundamentado nas medidas apuradas na primeira parte, e avaliou-se a tensão na interface, normal (σ_{inter}) e/ou paralela (τ_{inter}) à interface, em 16 variantes de restaurações de LCNCs representadas sobre o modelo base. Este modelo representou apenas um pré-molar e seu osso de suporte, carregado na cúspide palatina por uma força de 250 N, orientada de vestibular para palatino a 45 graus com o longo eixo do dente. Variou-se o tamanho da restauração (dois tamanhos: 1 mm e 2 mm) e o módulo de elasticidade do material restaurador (8 módulos entre 1 e 20 GPa). Apenas as restaurações representadas com os materiais de menor módulo de elasticidade (1 e 2,5 GPa para ambos os tamanhos de cavidade e 5 GPa para a lesão de 1 mm) obtiveram valores para σ_{inter} e τ_{inter} abaixo dos valores de resistência de união relatados na literatura. Em conclusão, restaurações confeccionadas com materiais de menor módulo de elasticidade apresentam menor risco de descolamento em restaurações de LCNCs.

Palavras-chave: Lesão cervical não cariosa. Módulo de elasticidade. Pré-molar. Biomecânica.

ABSTRACT

Oliveira TFS. Non carious cervical lesions restored with materials of different moduli of elasticity: finite element analysis [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2018. Versão Original.

The restorations of non-carious cervical lesions (NCCLs) have a high index of detachment. With the objective of evaluating the influence of the modulus of elasticity of the restorative material on the tendency to detachment, this study addressed two subjects: the first one measured in 40 tomograms the size of 71 upper premolars and the respective alveolar bone to obtain information about the average geometry this region. In the second part of the study, we constructed a finite element base model, based on the measurements found in the first part, and evaluated the interface stress (σ_{inter}) and / or parallel (τ_{inter}) interface in 16 restoration variants NCCLs represented on the base model. This model represented only one pre-molar and its supporting bone, loaded on the palatal cusp by a force of 250 N, oriented from vestibular to palatine at 45 degrees with the long axis of the tooth. The size of the restoration (two sizes: 1 mm and 2 mm) and the modulus of elasticity of the restorative material (8 modules between 1 and 20 GPa) varied. Only the restorations represented with the lower modulus of elasticity materials (1 and 2.5 GPa) obtained values for σ_{inter} and τ_{inter} below the values of bond strength reported in the literature. In conclusion, restorations made with materials of lower modulus of elasticity present a lower risk of detachment in NCCL restorations.

Keywords: Non Carious Cervical Lesion. Elastic Modulus. Pré-molar. Biomechanics.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 4.1 - Visualização no módulo MPR. A: plano para-sagital. B: plano axial. C: plano trans-axial41
- Figura 4.2 - Esquema do alinhamento do primeiro pré-molar superior no módulo MPR do programa EZ3D. A: plano para-sagital com corte mésio-distal do dente. B: plano axial com corte transversal do dente C: plano trans-axial, com corte vestibulo-palatino do dente. Linhas vermelhas: I referente à altura apical; II linha referente à altura da crista óssea alveolar; III linha referente à altura da junção esmalte cimento41
- Figura 4.3 - Medição da espessura do osso nas diferentes alturas da raiz. P-0: espessura do osso na palatina na altura 0%, P-15: espessura do osso na palatina na altura 15%, P-30: espessura do osso na palatina na altura 30%, P-45: espessura do osso na palatina na altura 45%, P-60: espessura do osso na palatina na altura 60%, V-0: espessura do osso na vestibular na altura 0%, V-15: espessura do osso na vestibular na altura 15%, V-30: espessura do osso na vestibular na altura 30%, V-45: espessura do osso na vestibular na altura 45%, V-60: espessura do osso na vestibular na altura 60%, CP: espessura do osso na palatina na altura da crista óssea palatina, CV: espessura do osso na vestibular na altura da crista óssea vestibular43
- Figura 4.4 - Esquema representativo das medidas relativas ao dente. A (corte para-sagital): Ø MD-E - diâmetro mésio- distal da coroa em seu equador, B (corte axial): Ø VP-JEC - diâmetro vestibulo palatino e Ø MD-JEC - diâmetro mésio- distal da coroa na região da junção esmalte- cimento. C (corte coronário): Ø VP-E diâmetro vestibulo-palatino da coroa na região de seu equador e medidas do comprimento do dente, da coroa e da raiz. CD- Comprimento do Dente; CR- Comprimento Da Raiz; CC- Comprimento da Coroa.....44
- Figura 4.5 - Esquema representativo da medição da profundidade e do comprimento da lesão45
- Figura 4.6 - Desenho esquemático do delineamento da parte 2 do projeto48
- Figura 4.7- Dente selecionado para simulação por análise por elementos finitos.....49
- Figura 4.8 - Esquema representativo da junção dos cortes axiais para a aquisição da geometria do modelo50

Figura 4.9 - Desenho esquemático do tipo de carregamento.....	52
Figura 4.10 - Esquema representativo da tensão normal (σ) e a tensão (τ) cisalhante à interface apical.....	53
Figura 5.1 - Relação entre a idade dos pacientes e a severidade das lesões cervicais não cariosas	57
Figura 5.2 - Máxima tensão principal	60
Figura 5.3 - Distribuição da tensão de tração na região da restauração	61
Figura 5.4 - Eixo Y- Tensão normal à interface; Eixo X- módulo de elasticidade dos materiais testados. A- Apical	62
Figura 5.5 - Eixo Y- Tensão paralela à interface; Eixo X: módulo de elasticidade dos materiais testados. A- Apical	62
Figura 6.1 - Dentes com desgaste na ponta de cúspide	63
Figura 6.2 - Dentes que apresentam anatomia distinta na região do palato	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1- Critérios de inclusão dos sujeitos da pesquisa.....	40
Tabela 4.2 - Medidas realizadas e símbolos adotados	46
Tabela 4.3 - Critério de severidade da lesão cervical não cariosa	47
Tabela 4.4 - Módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (ν) dos materiais.	51
Tabela 5.1 - Valores de média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo das variáveis quantitativas em estudo para a anatomia dos dentes.....	56
Tabela 5.2 - Valores de média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo das variáveis quantitativas em estudo para a anatomia do osso alveolar	58

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

GPa	giga Pascal
ISO	International Standard Organization
LCNC	lesão cervical não cariosa
mm	milímetro
MPa	mega Pascal
mAs	mili amperagem segundo
kVp	kilovoltagem pico
FEA	finite elemento analysis

LISTA DE SÍMBOLOS

τ	Tensão de cisalhamento
σ_1	Tensão de tração
E	Módulo de elasticidade.
ν	Coeficiente de Poisson
σ_{inter}	Tensão normal à interface
T_{inter}	Tensão paralela à interface

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	27
2	REVISÃO DA LITERATURA	33
3	PROPOSIÇÃO	37
3.1	PARTE 1: ANÁLISE DAS TOMOGRAFIAS.....	37
3.2	PARTE 2 – ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS.....	37
4	MATERIAL E MÉTODOS	39
4.1	PARTE 1 - ANÁLISE DAS TOMOGRAFIAS	39
4.1.1	Aspectos Éticos.....	39
4.1.2	Seleção dos exames tomográficos	39
4.1.3	Medidas do osso alveolar	40
4.1.4	Medidas do dente e da lesão	43
4.1.5	Forma de análise dos resultados	45
4.2	PARTE 2- ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS	47
4.2.1	Delineamento geral	47
4.2.2	Aquisição da geometria	48
4.2.3	Demais etapas do pré-processamento	50
4.2.4	Processamento e forma de análise dos resultados	52
5	RESULTADOS	55
5.1	ANÁLISE DAS TOMOGRAFIAS.....	55
5.1.1	Características gerais dos sujeitos da pesquisa.....	55
5.1.2	Medidas dos dentes e das Lesões	55
5.1.3	Medidas do osso	57
5.2	ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS	58
6	DISCUSSÃO	63
6.1	ANÁLISE DAS TOMOGRAFIAS.....	63
6.2	ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS	66
7	CONCLUSÕES	71
	REFERÊNCIAS.....	73
	ANEXOS	81

1 INTRODUÇÃO

As lesões cervicais não cariosas (LCNC) são resultantes de uma perda lenta, gradual e irreversível do tecido mineral da região cervical dos dentes sem o envolvimento de microrganismos (1-4). Há consenso na literatura a respeito de que as LCNC apresentam etiologia normalmente multifatorial, que pode envolver processos de corrosão (ou erosão), abrasão e concentração de tensões (2, 3, 5-8). Estes três processos podem ocorrer de forma isolada ou em conjunto (4).

A corrosão, que é a ação de ácidos de origem endógena ou exógena, mesmo isoladamente, pode promover dissolução das partes mineralizadas do dente (2, 5, 6). A abrasão, causada geralmente pelo uso de força excessiva na escovação (6, 9), promove, mesmo sozinha, um desgaste mecânico dos tecidos dentários, sendo mais agressivo nas superfícies menos duras, como as da dentina ou as deterioradas pela desmineralização causada por corrosão; este mecanismo poderia ter efeito sinérgico sobre o desgaste. Por fim, a concentração de tensões é o processo etiológico mais controverso quanto ao seu mecanismo de ação.

O mecanismo de “abfração” foi inicialmente proposto para explicar a formação de lesões por concentração de tensões. Deste modo seriam explicáveis aquelas que acometem apenas um único dente (1, 2, 10), já que o excesso de carga pode atingir um dente sem perturbar o vizinho, diferentemente do ácido ou dos hábitos de escovação, que atingem simultaneamente um conjunto de dentes contíguos. Carregamentos com forte componente horizontal estariam ligados à concentração mais pontual das tensões e produziriam LCNC com bordas bem definidas, com fundo angulado (4). Já, carregamentos axiais excêntricos concentrariam menos a tensão e produziriam LCNC em formato de fundo de pires. Entretanto, esta teoria apresenta pontos incoerentes (talvez o principal seja a ocorrência de abfração em regiões de concentração de compressão) e tem sido bastante criticada (11, 12). Mais recentemente, alguns autores têm sugerido que a concentração de tensões, isoladamente, seria incapaz de causar LCNC (13), mas teria um papel importante de intensificar o efeito corrosivo do ácido quando estes processos atuam em conjunto (13, 14).

No contexto das LCNC, quando se diz que dois mecanismos etiológicos “atuam em conjunto”, não significa necessariamente que ocorram ao mesmo tempo (4). Como os efeitos da corrosão superficial ou os do dano mecânico podem permanecer durante horas, um processo pode modular o efeito do outro mesmo quando atuem de modo sequencial: primeiro um e depois o outro. Isto torna as possibilidades de interação dos processos etiológicos mais amplas e complexas. Assim, entender os efeitos sinérgicos ou aditivos destas interações é fundamental, não apenas para estabelecer ações preventivas mais eficazes, como também para tratamentos mais completos e definitivos das LCNC (15).

Não há consenso, nem entre dentistas, nem entre pesquisadores, quanto ao estágio da LCNC a partir do qual o tratamento restaurador deve ser realizado (12, 16-18). Por um lado, a hipersensibilidade e a estética aparecem muitas vezes como fatores determinantes para optar pela terapêutica clínica. Por outro lado, é preciso pesar a expectativa de insucesso por descolamento das restaurações, relativamente frequente, independentemente do estágio da LCNC ou do fator etiológico predominante (19-23). O descolamento pode levar à perda da restauração ou à infiltração e manchamento na interface, o que também exige a sua substituição.

Existem dois motivos para indicar apenas materiais adesivos ao dente (23, 24) para restaurar as LCNC: a alta expulsividade da cavidade formada e a possível persistência de esforços mecânicos, tanto aqueles com alguma componente horizontal como aqueles com apenas componentes axiais, que apresentem tendência a ampliar ou diminuir a abertura da cavidade. Por causa do formato da cavidade (em cunha, ou com formato de fundo de pires), estes dois tipos de esforço tendem a expulsar o material restaurador.

Dentre os materiais que apresentam adesividade ao dente destacam-se o cimento de ionômero de vidro (18, 25, 26), modificado ou convencional, e os compósitos resinosos associados a sistemas adesivos (19). Entretanto, apesar do grande avanço da Odontologia Adesiva nos últimos anos, a alta taxa de descolamento desse tipo de restaurações sugere que a resistência de união entre estes materiais e os tecidos dentários ainda está abaixo do necessário.

A princípio, estas restaurações estão localizadas em uma região com baixa solicitação mecânica por contato direto com o antagonista, pois estão distantes da superfície oclusal. Portanto, não seria esperado que as tensões geradas na região cervical ultrapassassem os valores de resistência de união entre o material

restaurador e os tecidos dentários, especialmente em dentes posteriores, nos quais se espera um carregamento oclusal mais forte, porém, predominantemente axial.

Apesar da “teoria da abfração” apresentar vários pontos criticáveis, é inegável o seu papel em disseminar, entre os dentistas, o problema da intensificação das tensões na região cervical devido à deflexão do dente. Quando o dente recebe um carregamento oclusal com grande componente horizontal, surgem altas tensões de tração na região cervical de uma das faces e altas tensões de compressão na cervical da face oposta. Este padrão de deflexão ajuda a explicar o maior risco de descolamento de restauração de LCNC localizadas na face sob tração, na qual o carregamento aumenta o ângulo entre a interface oclusal e a interface gengival, podendo gerar tensões na interface que ultrapassam os valores de resistência de união dos materiais restauradores.

Pelo exposto, parece coerente deduzir que existem três soluções para o problema de descolamento de restaurações de LCNC: (1) aumentar ainda mais a resistência de união dos materiais, (2) diminuir a componente horizontal do carregamento oclusal e (3) diminuir o módulo de elasticidade do material restaurador, para que o material se deforme com facilidade diante da deflexão do dente e evite a solicitação da interface dente-restauração. Este trabalho se propõe a aprofundar na terceira solução e sua interação com o tipo de carregamento.

A influência do módulo de elasticidade dos materiais restauradores sobre o risco de descolamento das restaurações de LCNC já foi destacada em estudo de elementos finitos, publicado no *Dental Materials* em 2007 (27, 28). Neste estudo, os autores sugeriram que o módulo de elasticidade ideal deveria ser próximo a 1 GPa, que é um valor muito abaixo do módulo dos materiais atualmente utilizados. Entretanto, um estudo clínico randomizado (29), também publicado no *Dental Materials* em 2007, não conseguiu confirmar a influência do módulo de elasticidade sobre a taxa de retenção das restaurações de LCNC.

Existem alguns fatores que ajudam a explicar esta contradição entre os estudos. Vamos destacar três deles: (1) em estudo clínico é mais difícil padronizar fatores que influenciam o efeito do módulo, tais como, o tamanho da lesão e o tipo de carregamento ou a qualidade do suporte ósseo; (2) algumas vezes, um menor módulo de elasticidade de compósitos resinosos está associado a um menor conteúdo de carga e, conseqüentemente, uma maior contração de polimerização, que pode provocar maior tensão na interface dente restauração e justificar menores

taxas de retenção da restauração na cavidade ; (3) a sensibilidade da técnica adesiva, que é fortemente influenciada pela experiência e habilidade do operador. Portanto, o fato de estudos clínicos não terem confirmado a influência do módulo de elasticidade sobre a taxa de descolamento, não significa que esta influência não seja significativa.

Assim, o presente estudo pretende, através da análise por elementos finitos, aprofundar no tema da influência do módulo de elasticidade sobre o risco de descolamento de restaurações de LCNC. Ao longo do desenvolvimento do projeto, vamos buscar resolver as contradições encontradas na literatura, com o objetivo final de auxiliar o cirurgião dentista a escolher o material restaurador para as LCNC com base em evidência científica.

O método de elementos finitos é uma poderosa ferramenta para estudar a distribuição de tensões em um corpo, simulando condições de carregamento análogas à realidade clínica, com a possibilidade de isolar, com eficiência, as variáveis em estudo (30). O avanço nas áreas da tecnologia e da computação, associado à maior disponibilidade e acessibilidade de exames de imagens tridimensionais, permitiu uma grande melhoria na precisão geométrica dos modelos de elementos finitos utilizados nas pesquisas da área da saúde, inclusive na Odontologia (31, 32). Os modelos baseados em pacientes têm se tornado cada vez mais comuns, com uma grande riqueza na representação dos detalhes anatômicos. Entretanto, de modo geral, quando o modelo é baseado em dados específicos de um paciente, se ganha em precisão e perde-se em alcance.

Assim, a ideia deste estudo é construir um modelo de pré-molar superior que seja anatomicamente correto, mas baseado em medidas médias da população das estruturas representadas, para maior abrangência das conclusões. Porém, já no início do delineamento do projeto, nos deparamos com um problema: a escassez de informações quanto aos valores médios da espessura do processo alveolar ao longo da altura da raiz. Em um estudo que avaliou a espessura óssea da cortical vestibular e da cortical palatina em crânios secos, as medidas da espessura óssea foram feitas na altura da crista óssea e a 3 mm da crista óssea (33). As medidas em apenas duas alturas mostraram-se insuficientes para guiar a caracterização do suporte ósseo, que tem sido apontado como um importante fator na biomecânica das LCNC (34).

Na busca de informações mais detalhadas, surgiu a possibilidade de realizar um estudo antropométrico em tomografias de feixe cônico do Instituto de Documentação Ortodôntica e Radiodiagnóstico – INDOR. Como nas condições do estudo será impossível escolher aleatoriamente os indivíduos da amostra, não será possível extrapolar as médias obtidas como sendo valores médios representativos da população. Porém, é inegável que este estudo irá contribuir para uma melhor representação do processo alveolar. Além disso, o uso da tomografia por feixe cônico irá facilitar a construção do pré-molar, usando uma estratégia que irá conciliar a precisão de um modelo baseado em paciente, com o alcance de um modelo baseado em médias da população. Para isso, será selecionado um caso em que o pré-molar tenha dimensões semelhantes aos valores médios encontrados no livro clássico “Wheeler’s Dental Anatomy, Physiology And Occlusion” (35).

2 REVISÃO DA LITERATURA

As opções para tratamentos das LCNC são amplas e variam desde métodos menos invasivos até os mais invasivos (12). Dentre as opções menos invasivas, pode-se optar pela orientação do paciente a adotar uma técnica de escovação mais suave, adotar o uso de dentifrícios menos abrasivos e utilizar escovas que possuam cerdas macias para evitar que ocorra a perda de tecidos mineiras dos dentes por abrasão. Também é possível orientá-lo quanto a sua dieta, a menor ingestão de alimentos e bebidas ácidas que é capaz de diminuir a acidez do meio oral e assim, diminuir as chances de ocorrer perda de tecido mineral por erosão dental (4).

Dentre as opções de tratamento mais invasivos é possível fazer ajustes oclusais com objetivo de diminuir a carga mastigatória sobre os dentes afetados (6). Em um estudo feito com análise por elementos finitos, os autores encontraram que a inclinação da aplicação da carga é fundamental para o acúmulo de tensões na região cervical dos dentes. Com cargas de angulações em torno de 20° o dente apresentou menores valores de tensão de tração na face oposta à aplicação da carga, já com angulações de 30° e 40° os valores de tensão foram significativamente maiores. Os resultados encontrados fizeram o autor considerar o ajuste oclusal parte importante da terapêutica das lesões cervicais não cariosas (27).

Quando estrutura dental foi perdida, também é possível optar pela confecção de restaurações adesivas. Essas restaurações podem ser confeccionadas com cimentos de ionômero de vidro ou compósitos resinosos associados a sistemas adesivos. Em um estudo publicado em 2011 o autor lista os motivos para se optar por realizar o tratamento restaurador: se a integridade estrutural do dente está ameaçada, se a dentina exposta for hipersensível, se a estética é inaceitável, se a exposição da polpa é provável, se a modificação da forma do dente for necessária para permitir o uso da prótese (18, 36).

Ao realizar um tratamento restaurador, o clínico deve estar consciente de que não há evidências de que o tratamento restaurador das LCNCs seja eficaz para impedir o desenvolvimento das lesões e, portanto, as restaurações não podem ser usadas como medidas preventivas para interromper a progressão da lesão. Logo, o tratamento restaurador deve estar sempre associado à orientação de higiene e dieta

(17). Por se tratar de uma cavidade expulsiva, as restaurações das lesões cervicais não cariosas devem ser feitas com materiais adesivos. Dentre essas opções têm-se os compósitos resinosos e os cimentos de ionômero de vidro.

Os cimentos de ionômero de vidro são cimentos resultantes de uma reação do tipo ácido-base entre ácido policarboxílico e vidro de fluoraluminossilicato (37). Durante a reação de presa, os ácidos carboxílicos se ligam ao cálcio presente na hidroxiapatita dos tecidos dentários, o que faz com que esses materiais apresentem adesão química aos tecidos dentários, que é uma importante vantagem para restaurações desse tipo. Em uma revisão sistemática e meta-análise, publicada em 2014, que avaliou a longevidade de restaurações de LCNC foi evidenciado que os cimentos de ionômero de vidro apresentaram menor risco de descolamento se comparados ao uso de compósitos associados a sistemas adesivos de três passos ou dois passos (38).

Contudo, os cimentos de ionômero de vidro apresentam algumas propriedades que podem diminuir sua longevidade na cavidade oral. A baixa resistência ao desgaste é uma delas e é importante para esse tipo de restauração, uma vez que, um dos fatores etiológicos dessas lesões é a escovação com uso de força excessiva associada ao uso de escovas de cerdas duras e dentifrícios abrasivos. Esses fatores etiológicos da abrasão juntamente com a baixa resistência ao desgaste apresentada pelo ionômero de vidro podem levar à um desgaste excessivo da restauração e a necessidade de sua substituição. Outra propriedade, do cimento de ionômero de vidro, que também pode afetar a longevidade das restaurações é sua sensibilidade a umidade. Um estudo clínico que acompanhou 37 pacientes durante 1 ano detectou que as restaurações das lesões cervicais não cariosas apresentaram maiores porcentagens de falha na margem cervical, local mais sujeito à contaminação de fluídos gengivais durante o procedimento restaurador, em comparação com as margens oclusais (20). Uma maneira de contornar essa situação é ter o cuidado de proteger o cimento durante a reação de presa com um material impermeabilizante.

Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina apresentam valores maiores de resistência ao desgaste e menor sensibilidade a umidade se comparado aos cimentos de ionômero de vidro convencionais. Isso por que a incorporação de grupos funcionais polimerizáveis permite uma reação de presa mais rápida, quando ativados por luz ou quimicamente. Entretanto, como resultado da

polimerização, a contração dos cimentos modificados por resina é maior do que os cimentos de ionômero de vidro convencionais, o que pode gerar uma tensão na interface dente-restauração. O menor conteúdo de água e de ácido carboxílico reduz a habilidade dos cimentos de molhar o remanescente dentário e, assim, aumenta o risco de ocorrer micro-infiltrações (39).

O grupo dos compósitos resinosos é o mais utilizado para restaurações das LCNCs (38). Eles possuem a vantagem de apresentarem boa estabilidade dimensional, e, associadas à sistemas adesivos, possuem uma eficiente adesão aos tecidos dentinários. Também apresentam boas propriedades de resistência ao desgaste se comparados aos cimentos de ionômero de vidro. O fator que mais contribui para o uso de compósitos em cavidades de LCNC são suas propriedades ópticas capazes de devolverem a estética da região de maneira mais eficiente. Embora apresentem importantes vantagens, os compósitos resinosos apresentam maior módulo de elasticidade se comparados ao cimento de ionômero de vidro e aos compósitos do tipo flow e essa propriedade pode gerar padrões de distribuição de tensões diferentes quando o dente é submetido à uma carga oblíqua que gere deflexão do dente e tensão de tração na face vestibular. Dessa maneira, há tensão de tração acumulada na interface dente-restauração e, como consequência, podem levar ao descolamento das restaurações nas bordas da cavidade. Esse maior risco de descolamento das restaurações foi verificado em estudos clínicos que avaliaram a longevidade de restaurações de LCNC confeccionadas com diferentes materiais (38, 40-42).

Um trabalho publicado em 2017, avaliou restaurações confeccionadas com materiais de diferentes módulos de elasticidade e encontrou que restaurações realizadas com materiais que apresentavam maior módulo (11.7 GPa) de elasticidade obtiveram maior retenção na cavidade no período de 24 meses. O autor ressalta que durante os 18 primeiros meses da pesquisa os compósitos do tipo flow (6.6 GPa) apresentaram melhor desempenho (43). Alguns trabalhos encontraram valores satisfatórios para retenção das restaurações realizadas com materiais com módulo de elasticidade variando de 3.8 GPa até 7.3 GPa em tempos de acompanhamento de 18 e 24 meses (7, 22).

Em um estudo que comparou o desempenho de restaurações confeccionadas com ionômero de vidro e com compósitos durante sete anos encontrou desempenho aceitável de ambos os materiais utilizados (44). Em um

outro estudo clínico, os pesquisadores avaliaram o desempenho clínico de três tipos de ionômero de vidro durante dez anos e encontraram desempenho aceitável para todos os materiais (45).

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho está dividida em duas partes, sendo que em cada uma delas são especificados seus objetivos.

3.1 PARTE 1: ANÁLISE DAS TOMOGRAFIAS

O primeiro objetivo foi selecionar uma tomografia por feixe cônico para ser utilizada na construção do modelo de um pré-molar superior unirradicular da segunda parte do estudo. O critério adotado para seleção foi que o pré-molar tivesse dimensões semelhantes aos valores encontrados em um livro que é considerado uma forte referência em medidas dentais (35).

O segundo objetivo foi analisar a variação da espessura do osso vestibular e lingual ao longo do comprimento da raiz. A motivação para este segundo objetivo foi a falta de dados anatômicos suficientemente detalhados para possibilitar a construção do osso com valores baseados em pacientes.

3.2 PARTE 2 – ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS

O principal objetivo da análise por elementos finitos foi verificar a influência do módulo de elasticidade do material restaurador sobre o risco de descolamento da restauração de LCNC com diferentes tamanhos. A primeira hipótese era que lesões restauradas com material com alto módulo de elasticidade apresentariam altas tensões de tração e de cisalhamento na interface, que poderiam ultrapassar os valores de resistência de união à tração e ao cisalhamento da interface dente-restauração. A segunda hipótese era que a influência do módulo de elasticidade sobre o risco de descolamento mudaria dependendo do tamanho da cavidade.

4 MATERIAL E MÉTODOS

A metodologia foi dividida em duas parte: análise das tomografias e análise por elementos finitos.

4.1 PARTE 1 - ANÁLISE DAS TOMOGRAFIAS

A análise das tomografias foi dividida em tópicos para melhor detalhamento da pesquisa.

4.1.1 Aspectos Éticos

Como o presente estudo utilizou dados de pacientes, o projeto foi previamente submetido à avaliação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FOUSP (CEP-FOUSP), sendo aprovado em 06 de abril de 2018 (uma cópia do parecer está apresentada no Anexo A). Por se tratar de uma pesquisa descritiva observacional, este estudo ofereceu riscos mínimos aos sujeitos de pesquisa e foi dada garantia de que os nomes dos pacientes não seriam divulgados e que não seria possível identificar os pacientes com os dados expostos.

4.1.2 Seleção dos exames tomográficos

A seleção dos exames tomográficos foi feita no Instituto de Documentação Ortodôntica e Radiodiagnóstico - INDOR, em um computador disponibilizado pelo centro. Os exames tomográficos do banco foram feitos no tomógrafo Prexion Elite® e as imagens adquiridas com campo de visão de 5 cm cilíndrico, voltagem de 90

kVp, amperagem de 4 mAs e tempo de exposição de 37 segundos. Os cortes foram reformatados em reconstruções axiais primárias de 0,1 mm de espessura.

Na primeira etapa de buscas, foram selecionados exames tomográficos realizados na região posterior da maxila. Uma segunda varredura foi feita nos exames incluídos na primeira etapa, com o objetivo de filtrar os casos que atendiam os critérios de inclusão da pesquisa (Tabela 4.1).

Tabela 4.1- Critérios de inclusão dos sujeitos da pesquisa

Critério de Inclusão
Pacientes entre 30 e 65 anos
Tomografia na região posterior da maxila
Dentes unirradiculares
Exames sem artefatos no dente de interesse (pré-molar superior)
Exames sem qualquer tipo de restauração no dente de interesse
Apresentar dentes antagonistas e adjacentes

Fonte: a autora

4.1.3 Medidas do osso alveolar

As medições do osso alveolar foram feitas no programa computacional EZ3D (Medixant), no módulo MPR (3D multiplanar reconstruction). No módulo MPR, a imagem é apresentada simultaneamente em três cortes, ortogonais entre si: para-sagital (Figura 4.1- A), axial (Figura 4.1-B) trans-axial(Figura 4.1- C). Em cada um dos cortes são representadas duas linhas que marcam a posição dos outros dois cortes, diferenciadas por cores: amarela (correspondente ao corte trans-axial, observada nos cortes para-sagital e axial), verde (correspondente ao corte axial) e laranja (correspondente ao corte para-sagital).

Figura 4.1 - Visualização no módulo MPR. A: plano para-sagittal. B: plano axial. C: plano trans-axial

Fonte: a autora

Figura 4.2 - Esquema do alinhamento do primeiro pré-molar superior no módulo MPR do programa EZ3D. A: plano para-sagittal com corte méso-distal do dente. B: plano axial com corte transversal do dente C: plano trans-axial, com corte vestibulo-palatino do dente. Linhas vermelhas: I referente à altura apical; II linha referente à altura da crista óssea alveolar; III linha referente à altura da junção esmalte cimento

Fonte: a autora

O dente de interesse foi inicialmente alinhado no sentido méso-distal, posicionando a linha amarela nas duas pontas de cúspide (ajuste realizado no corte axial) e no ápice radicular (ajuste realizado no corte para-sagital). Deste modo, após o alinhamento, o corte coronário dividiu o dente em duas metades: mesial e distal.

Em seguida, a imagem foi ajustada para que os planos do programa coincidissem com os planos longitudinais e transversal do dente de interesse (Figura 4.2). No sentido vestibulo-palatino, a linha laranja foi alinhada de modo a passar no meio das duas cristas marginais (ajuste realizado no corte axial) e no ápice radicular (ajuste realizado no corte trans-axial). Deste modo, o corte para-sagital dividiu o dente em duas metades: vestibular e palatina. A linha laranja ficou paralela ao longo eixo do dente. Após o alinhamento do dente, no corte trans-axial, foi medido o comprimento da raiz, dado pela distância entre as linhas I e III, da Figura 4.2-C, que eram paralelas entre si (sendo a linha III sobreposta à linha verde correspondente ao plano axial) e traçadas, respectivamente, sobre o ápice do dente e sobre a junção esmalte cimento (JEC).

Para melhor padronização da espessura do osso ao longo do comprimento da raiz, foi construída uma escala percentual (Figura 4.2-C), na qual o valor 0% correspondia ao ápice radicular e o valor 100% à junção esmalte-cimento. A mensuração da espessura do osso foi realizada no corte axial, em sete alturas distintas: 0, 15%, 30%, 45%, 60% e aquelas correspondentes à crista óssea vestibular e à crista óssea palatina (Figura 4.3). Para cada altura, sobre a linha amarela (correspondente ao corte trans-axial), foi traçada a espessura do osso na face vestibular (V) e na face palatina (P).

Figura 4.3 - Medição da espessura do osso nas diferentes alturas da raiz. P-0: espessura do osso na palatina na altura 0%, P-15: espessura do osso na palatina na altura 15%, P-30: espessura do osso na palatina na altura 30%, P-45: espessura do osso na palatina na altura 45%, P-60: espessura do osso na palatina na altura 60%, V-0: espessura do osso na vestibular na altura 0%, V-15: espessura do osso na vestibular na altura 15%, V-30: espessura do osso na vestibular na altura 30%, V-45: espessura do osso na vestibular na altura 45%, V-60: espessura do osso na vestibular na altura 60%, CP: espessura do osso na palatina na altura da crista óssea palatina, CV: espessura do osso na vestibular na altura da crista óssea vestibular

Fonte: a autora

4.1.4 Medidas do dente e da lesão

Com o mesmo alinhamento utilizado para as medidas detalhadas no item anterior, foram também registrados:

- Sete outros valores relacionados às dimensões do dente (Figura 4.4): comprimento do dente (CD – mensurado no corte trans-axial), comprimento radicular (CR - mensurado no corte trans-axial), comprimento da coroa (CC – no corte trans-axial), Diâmetro vestibulo-palatina da coroa na região da JEC ($\emptyset$ VP-JEC - no corte axial),

diâmetro méso-distal da coroa na região da JEC ($\varnothing$ MD-JEC - no corte axial), diâmetro vestibulo- palatina do equador do dente ($\varnothing$ VP-E - no corte trans-axial), diâmetro méso-distal do equador do dente ($\varnothing$ MV-E - no corte para-sagital);

Figura 4.4 - Esquema representativo das medidas relativas ao dente. A (corte para-sagital): $\varnothing$ MD-E - diâmetro méso- distal da coroa em seu equador, B (corte axial): $\varnothing$ VP-JEC - diâmetro vestibulo palatino e $\varnothing$ MD-JEC - diâmetro méso- distal da coroa na região da junção esmalte- cemento. C (corte coronário): $\varnothing$ VP-E diâmetro vestibulo-palatino da coroa na região de seu equador e medidas do comprimento do dente, da coroa e da raiz. CD- Comprimento do Dente; CR- Comprimento Da Raiz; CC- Comprimento da Coroa

Fonte: a autora

Nos dentes com LCNC, foram medidos ainda dois valores relacionados às dimensões da lesão: altura cérvico-oclusal e profundidade (Figura 4.5). Para a aquisição das medidas do comprimento e profundidade da lesão suas bordas internas (linhas amarelas tracejadas) e externa (linha laranja) foram delimitadas (Figura 4.5) O corte trans-axial em que a lesão se apresentou mais profunda foi selecionado para a realização das medições. O comprimento (C) da lesão foi obtido a partir da distância entre a margem coronária e a margem gengival da lesão. A profundidade (P) da lesão foi obtida a partir da distância entre a porção mais interna da lesão e a linha correspondente a sua borda externa.

Figura 4.5 - Esquema representativo da medição da profundidade e do comprimento da lesão

Fonte: a autora

4.1.5 Forma de análise dos resultados

A Tabela 4.2 apresenta um resumo de todas as medidas que foram realizadas nesta primeira etapa do projeto. Além das medidas de interesse, foram registrados o gênero do paciente e sua idade na data do exame radiográfico.

Tabela 4.2 - Medidas realizadas e símbolos adotados

	Símbolo	Medida
Osso	V-0	Espessura vestibular em 0%
	P-0	Espessura palatina em 0%
	V-15	Espessura vestibular em 15%
	P-15	Espessura palatina em 15%
	V-30	Espessura vestibular em 30%
	P-30	Espessura palatina em 30%
	V-45	Espessura vestibular em 45%
	P-45	Espessura palatina em 45%
	V-60	Espessura vestibular em 60%
	P-60	Espessura palatina em 60%
	V- Crista	Espessura na crista vestibular
	P-Crista	Espessura na crista palatina
Dente	CD	Comprimento do dente
	CR	Comprimento da raiz
	CC	Comprimento da coroa
	ØMD- JEC	Diâmetro mésio distal na JEC
	ØVP- JEC	Diâmetro vestibulo palatina na JEC
	ØMD- E	Diâmetro mésio distal no equador da coroa
	ØVP- E	Diâmetro vestibulo palatina do equador na coroa
Lesão	A	Altura da lesão
	P	Profundidade da lesão
Paciente	I	Idade
	S	Sexo

Fonte: a autora

A forma de análise dos itens avaliados foi coerente com o objetivo traçado para cada grupo de medidas. O objetivo principal da primeira parte foi analisar a variação da espessura do osso vestibular e palatino ao longo do comprimento da raiz, com incrementos de 15%. Assim, foram determinadas, para cada medida de interesse do osso, a média, o desvio-padrão, o coeficiente de variação, o valor mínimo e o valor máximo.

As medidas dos dentes foram necessárias para selecionar um pré-molar com dimensões semelhantes aos valores médios da população (28). O dente que

melhor se ajustou aos valores médios populacionais foi utilizado para a construção do modelo de elementos finitos (ver item 4.2.2). Assim, não foi realizado qualquer cálculo ou teste estatístico com as medidas dos dentes.

Finalmente, as medidas da lesão, mais especificamente as medidas da profundidade da lesão, foram utilizadas para determinar a severidade da LCNC, utilizando critério apresentado na Tabela 4.3 (46, 47).

Tabela 4.3 - Critério de severidade da lesão cervical não cariosa

Escore	Severidade
1	Profundidade <1 mm
2	Profundidade entre 1 e 2 mm
3	Profundidade >2 mm

Fonte: a autora

4.2 PARTE 2- ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS

Foi construído um modelo base fundamentado nas medidas aferidas na parte anterior do trabalho.

4.2.1 Delineamento geral

Na segunda parte do projeto, foi avaliado o risco de fratura e de descolamento do material restaurador em função de duas variáveis: módulo de elasticidade do material e tamanho da lesão (Figura 4.6). Foram simulados oito valores de módulos de elasticidade, entre 1 GPa e 20 GPa, que abrangiam a faixa de valores encontrados na literatura para os materiais restauradores utilizados nestes casos clínicos. O tamanho da lesão foi identificado apenas pelo valor da profundidade, mas a altura e largura da lesão também aumentaram com o aumento

da profundidade. Em alguns momentos do texto o termo “tamanho da lesão” foi substituído por tamanho da restauração, para deixar claro que os modelos simularam a lesão já restaurada. Para cada valor de módulo de elasticidade, foram simuladas duas profundidades (1 mm e de 2 mm), totalizando 16 modelos com restauração. Um modelo do dente hígido (Controle) foi adicionado ao delineamento (número total de modelos = 17).

Figura 4.6 - Desenho esquemático do delineamento da parte 2 do projeto

Fonte: Ichim (32) 2007 modificado

4.2.2 Aquisição da geometria

A geometria do modelo de elementos finitos foi construída com auxílio da tomografia por feixe cônico selecionada na parte 1 (ver item 4.1.5), que apresentou um primeiro pré-molar (dente número 44 do Anexo B) com medidas semelhantes aos valores médios encontrados na literatura (Figura 4.7).

Figura 4.7- Dente selecionado para simulação por análise por elementos finitos

Fonte: a autora

Após o alinhamento da tomografia, conforme descrito no item 4.1.3, a linha verde correspondente ao plano axial foi descolada com incremento de 1 mm, desde o ápice da raiz até a ponta da cúspide maior. Para cada incremento de deslocamento, a imagem da tela foi copiada e levada para o programa Image J.

No programa Image J, para cada corte axial, foram traçadas curvas parametrizadas sobre o contorno externo do dente e sobre as interfaces dentina-polpa e dentina-esmalte (Figura 4.8-A). Foi registrado também o ponto central, correspondente à interseção da linha amarela com a linha laranja (Figura 4.8-A). As curvas foram levadas para o programa Excel, no qual o ponto central de cada uma foi ajustado na posição $x = 0$ e $z = 0$, e seus pontos méso-distais e vestibulo-palatinos em um mesmo plano, o que possibilitou o alinhamento 3D dos contornos nas diferentes alturas (representada pelo eixo y) dos cortes axiais (Figura 4.8- B).

Para a construção do osso foi utilizada a mesma estratégia, traçando o contorno do osso na face palatina e na face vestibular, mas foram utilizados apenas os cortes axiais das alturas estudadas na parte 1 deste projeto (item 4.1.3). Os contornos foram deslocados em relação ao dente, de modo a ajustar as espessuras vestibular e palatina do osso aos valores médios encontrados na primeira parte do estudo.

As lesões foram construídas pela inserção de dois planos que interceptaram à região cervical do dente pela face vestibular e que se encontram nos pontos mais profundos de cada uma das lesões (1 mm e 2 mm).

Figura 4.8 - Esquema representativo da junção dos cortes axiais para a aquisição da geometria do modelo

Fonte: a autora

As curvas foram transferidas para o Patran, onde foram construídos as superfícies e os sólidos. Para facilitar a visualização dos resultados, cada modelo foi dividido em duas partes: mesial e distal. A ideia foi construir um modelo geométrico base, com divisões na região cervical estrategicamente traçadas para atender todas as condições simuladas no estudo (Figura 4.6).

4.2.3 Demais etapas do pré-processamento

No programa MSC-Patran 2008 (MSC.Software, Gouda, Holanda) foi confeccionada a malha de elementos finitos para o processamento. O modelo final foi discretizado em 78.300 elementos tetraédricos de 4 nós. A malha foi mais refinada na área das restaurações, que é a área de maior interesse para o estudo. Todos os modelos possuíam a mesma malha. Assim, a única diferença nas condições simuladas era a propriedade do material atribuída aos sólidos da região cervical.

A Tabela 4.4 apresenta os valores de módulo de elasticidade (E) e de coeficiente de Poisson (ν) dos materiais simulados: esmalte, dentina, polpa,

ligamento periodontal, osso cortical, osso esponjoso e material restaurador. Todos os materiais foram considerados lineares, elásticos e isotrópicos.

Tabela 4.4 - Módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (ν) dos materiais

Material	E (GPa)	ν
Osso cortical	13,7	0,30
Osso trabecular	1,37	0,30
Ligamento periodontal	0,05	0,45
Esmalte	80	0,33
Dentina	14,7	0,31
Polpa	2	0,45
Material Restaurador	Variável Figura 4.6	0,3

Fonte: (48-50)

Foi simulado uma interferência em lateralidade para o lado de balanceio, aplicando uma força oblíqua de 250 N distribuídos por 3 nós presentes na vertente interna da cúspide palatina. Os nós situados nos planos mesial e distal do osso foram fixados nos seis graus de liberdade, para evitar movimento de corpo rígido (Figura 4.9).

Figura 4.9 - Desenho esquemático do tipo de carregamento

Fonte: a autora

4.2.4 Processamento e forma de análise dos resultados

O processamento foi realizado no programa Marc-Mentat, considerando uma análise linear com pequeno deslocamento. A capacidade do material de devolver as condições biomecânicas encontradas no dente hígido foi verificada através da comparação da distribuição da tensão de tração encontrada nos dentes restaurados com àquela encontrada no modelo controle.

O risco de deslocamento do material restaurador foi avaliado a partir da tensão normal (σ) e a tensão (τ) cisalhante à interface apical de cada modelo (Figura 4.10). Para determinar estas tensões, foi criado um novo sistema de coordenadas ($X'Y'Z'$) com o eixo X' paralelo à interface apical e o eixo Y' perpendicular a esta interface. A tensão $\sigma_{Y'Y'}$ (normal à interface) e a tensão $\tau_{X'Y'}$ foram registradas para os pontos de interesse (A2 - para modelos com restaurações de 2 mm de profundidade e A1 - para os modelos com restaurações com 1 mm de

profundidade). Os valores encontrados foram comparados com valores de máxima resistência à tração e de máxima resistência ao cisalhamento dos materiais restauradores.

Figura 4.10 - Esquema representativo da tensão normal (σ) e a tensão (τ) cisalhante à interface apical

Fonte: a autora

5 RESULTADOS

Os resultados estão em itens de acordo com a pesquisa elaborada.

5.1 ANÁLISE DAS TOMOGRAFIAS

A análise das tomografias abrangem aspectos que estão detalhados nos subitens a seguir.

5.1.1 Características gerais dos sujeitos da pesquisa

Após aplicação dos critérios de inclusão e exclusão, um total de 40 exames foram selecionados para a pesquisa. Dentre os 40 casos analisados, 26 foram do sexo feminino e 14 foram do sexo masculino. A idade dos pacientes variou de 18 a 62 anos, com média de idade de 40 anos. Em alguns casos, mais de um dente foi incluído por exame, totalizando 71 dentes analisados. Dentre os 71 dentes incluídos, apenas 10% (7 dentes) apresentaram lesão cervical não cariosa.

5.1.2 Medidas dos dentes e das Lesões

Os dados coletados referentes à anatomia dos dentes estão sintetizados na Tabela 5.1, bem como os valores de referência do livro (28). Os valores encontrados para cada um dos casos estão sintetizados no Anexo B.

Tabela 5.1 - Valores de média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo das variáveis quantitativas em estudo para a anatomia dos dentes

	Média mm	Mediana mm	Desvio Padrão mm	Mínimo Mm	Máximo mm	Ash, 2010
Idade	39,85	41	10,33	18	62	
Comprimento do dente	20,83	21,00	1,95	16,6	26,3	22,5
Comprimento da raiz	13,99	13,70	1,99	9,9	18,5	14,00
Comprimento da coroa	6,83	6,90	0,81	4,8	8,9	8,5
Porcentagem de Raiz recoberta por osso- V	68,47%	68,55%		28,84%	87,37%	
Porcentagem de Raiz recoberta por osso- P	73,36%	73,36%		23,56%	88,96%	
Ø MD - JEC	5,03	5,10	0,44	3,5	5,9	5,0
Ø VP - JEC	8,92	9,00	0,59	7,7	10,1	8,00
Ø MD - E	6,88	6,65	0,60	5,4	8,3	7,00
Ø VP - E	9,42	9,30	0,66	7,8	10,6	9,00

Fonte: a autora

O valor encontrado para comprimento do dente foi o que apresentou maior amplitude, variou em 9,6 mm entre o seu valor mínimo (16,6 mm) e o seu valor máximo (26,3 mm). Seguido com comprimento da raiz que variou 8,6 mm entre o seu valor mínimo (9,9 mm) e seu valor máximo (18,5 mm).

A maioria dos valores encontrados foram próximos aos valores verificados na literatura de referência (28), ficando em até 0,5 mm de diferença. Entretanto os valores encontrados para o diâmetro vestíbulo-palatino na altura da junção foi 0,82 maior do que o valor médio encontrado na literatura e o valor do comprimento da coroa apresentou-se 1,67 mm menor do que aquele encontrado na literatura (28).

Dos casos em que o dente apresentou lesão, 5 apresentavam profundidade menor que 1mm (score 1) e 2 apresentavam profundidade entre 1 e 2 mm (score 2) (Figura 5.1). A média de idade dos pacientes que apresentaram lesões foi de 42,5 anos, sendo 4 do sexo masculino e 3 do sexo feminino. O valor médio encontrado

para a profundidade da lesão foi de 0.80 mm e o valor médio de altura da lesão foi de 2.07 mm.

Figura 5.1 - Relação entre a idade dos pacientes e a severidade das lesões cervicais não cariosas

Fonte: a autora

5.1.3 Medidas do osso

As medidas quantitativas referentes ao osso alveolar dos dentes analisados são apresentadas na Tabela 5.2. Os dados referentes a cada um dos dentes analisados estão sintetizados no Anexo C.

Tabela 5.2 - Valores de média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo das variáveis quantitativas em estudo para a anatomia do osso alveolar

	Média	Mediana	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
V-0 mm	1,11	0,90	1,13	0	6,6
P-0 mm	4,72	5,00	2,88	0	11,40
V-15 mm	0,91	0,70	0,86	0	5,70
P-15 mm	4,37	4,40	1,56	0	8
V-30 mm	0,89	0,80	0,76	0	4,30
P-30 mm	3,17	3,10	1,15	1	6,9
V-45 mm	1,06	1	0,67	0	3,30
P-45 mm	2,10	2,10	0,78	0,60	5,10
V-60 mm	1,20	1,10	0,85	0	5,40
P-60 mm	2,20	1,20	0,57	0	2,60
V- Crista mm	1,08	1,00	0,34	0,32	2,20
P-Crista mm	0,92	0,90	0,26	0,25	1,50

Fonte: a autora

Na face palatina a maior espessura se encontra na altura 0 (P0-4.72), apresentando-se crescente da crista até o ápice dos dentes. Já a região vestibular apresenta seu maior valor de espessura na altura correspondente a 60% do comprimento da raiz (V60- 1.20). Para a face vestibular as medidas de espessura não seguem uma relação linear, assim como a anatomia da região.

A espessura do osso alveolar encontrada na face vestibular (1,08) foi maior do que o valor de espessura alveolar na crista palatina (0,92).

Quando a altura da crista é avaliada, observa-se que 68,47% da face vestibular da raiz está recoberta por osso e para a face palatina o valor aumenta para 73,5%.

5.2 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS

A distribuição da máxima tensão principal (tensão de tração) no dente está apresentada na Figura 5.2. Foram representados o modelo controle e os modelos

restaurados com compósitos de quatro módulos de elasticidade: os valores extremos (1 GPa e 20 GPa) e dois valores intermediários (7,5 GPa e 15 GPa). Considerou-se desnecessário representar os modelos restaurados com compósitos de módulo de elasticidade igual a 2,5 GPa, 10 GPa e 17,5 GPa.

A escala de tensão foi padronizada para todos os modelos com o objetivo de facilitar a comparação entre as diferentes condições simuladas. Assim, foi atribuído um valor mínimo de zero e um valor máximo de 70 MPa. As áreas em cinza escuro correspondem às regiões em que não há tensão de tração (máxima principal negativa), e as áreas de cinza claro, quando presentes, correspondem às regiões em que a tensão de tração foi acima do valor da escala (70 MPa).

Nesta escala macro, a distribuição de tração foi muito semelhante entre os diferentes modelos, com os valores de pico de tração concentrados abaixo do ponto de aplicação da carga e na face vestibular da raiz. Devido à grande amplitude da escala de tensões, foi possível observar apenas discretas diferenças: os modelos com restaurações de maior módulo apresentaram uma distribuição mais próxima daquela apresentada pelo modelo controle, enquanto os modelos com restaurações de menor módulo apresentaram maiores valores para a tensão de tração no terço vestíbulo-médio da coroa.

Para refinar a comparação entre as condições simuladas, foi montada uma figura apresentando apenas a região cervical de maior interesse para o estudo (correspondente à restauração nos dentes restaurados).

Figura 5.2 – Resultados para tensão de tração.

Fonte: a autora

A Figura 5.3 apresenta a distribuição de tensão de tração na região da restauração. Os modelos que simularam restaurações com materiais de módulo de elasticidade menor apresentaram menores valores de pico de tensão de tração se comparados aos materiais com valores de módulo maiores. Ainda na Figura 5.3, é possível observar que a face apical da restauração apresenta valores de tração maiores do que aquelas da face coronária.

Para a análise do risco de descolamento, o ponto mais apical das restaurações foi escolhido. A posição do ponto de interesse dos modelos de restaurações de profundidade de 2 mm era mais apical do que a do ponto dos modelos de profundidade de 1 mm.

Figura 5.3 - Distribuição da tensão de tração na região da restauração

Fonte: a autora

A Figura 5.4 apresenta o gráfico da tensão normal à interface (σ_{inter}) no ponto de interesse em função do módulo de elasticidade do material restaurador para as duas profundidades da restauração. As duas curvas (1 e 2 mm) definem funções do tipo logarítmica, que ficam próximas para valores de módulo de elasticidade baixos e distantes para valores de módulos de elasticidade altos. Apesar do modelo controle não apresentar uma interface na região de interesse, foi registrado o valor de tensão normal na direção correspondente à σ_{inter} , que foi de 32,45 MPa para a restauração de 1 mm e 36,81 MPa para a restauração de 2 mm.

A Figura 5.5 apresenta o gráfico da tensão cisalhante na interface (τ_{inter}) no ponto de interesse em função do módulo de elasticidade do material restaurador para as duas profundidades da restauração. Tanto a curva dos modelos de 1 mm de profundidade quanto a curva dos modelos de 2 mm de profundidade apresentaram tensões menores para módulo de elasticidade mais baixos e tensões maiores para módulo de 10 GPa. As curvas são ascendentes de 1 GPa até 10 GPa e depois são levemente descendentes até 20 GPa. O modelo controle apresentou 7,36 MPa para o ponto A1 e 9,18 MPa para o ponto A2. Assim como visto no gráfico anterior, as curvas correspondentes às profundidades de 1 e 2 mm são próximas para os modelos de baixo módulo e se distanciam à medida em que os valores de módulo vão aumentando.

Figura 5.4 - Eixo Y- Tensão normal à interface; Eixo X- módulo de elasticidade dos materiais testados. A- Apical

Fonte: a autora

Figura 5.5 - Eixo Y- Tensão paralela à interface; Eixo X: módulo de elasticidade dos materiais testados. A- Apical

Fonte: a autora

6 DISCUSSÃO

A discussão, assim como os outros capítulos, está dividida em subitens.

6.1 ANÁLISE DAS TOMOGRAFIAS

O primeiro objetivo da análise das tomografias foi encontrar um dente com medidas compatíveis com a literatura (28) para a construção de um modelo para análise por elementos finitos. Quando a avaliação das medidas encontradas para o pré-molar é feita, é possível perceber que foram muito próximas às medidas encontradas pelo autor de referência (28). O valor para comprimento da coroa foi o que se apresentou mais distante dos valores de referência, o presente estudo encontrou 6,8 mm enquanto a literatura apresenta 8,5 mm para a média da população. Vale ressaltar que, no presente estudo, muitos dos dentes selecionados para análise apresentavam desgastes significativos nas pontas de cúspide, diminuindo o valor de comprimento da coroa (Figura 6.1). Principalmente da cúspide vestibular, que é a maior cúspide do pré-molar.

Figura 6.1 - Dentes com desgaste na ponta de cúspide

Fonte: a autora

Embora a média encontrada no presente estudo para a medida do tamanho da coroa seja menor do que o valor apresentado na literatura, foi possível encontrar um caso que se aproximou das médias populacionais da literatura (28). Isso permitiu ao presente estudo obter resultados que podem ser abrangentes para a população e também apresentar uma geometria que possui maior fidelidade com o pré-molar. A mesma estratégia não pode ser utilizada para as medidas do osso por que a literatura não apresentava dados quanto à espessura do osso alveolar na região de pré-molares que sejam suficientes para a simulação pelo método de análise por elementos finitos (33).

Para as medidas do osso, o maior valor de desvio padrão foi encontrado na face palatina, na altura 0, que corresponde à altura do ápice radicular. Esse valor maior pode ser atribuído ao fato do palato apresentar diferentes anatomias nessa região. Em alguns casos o ápice radicular coincide com uma maior área de tecido ósseo do palato. Já em outros casos o ápice radicular fica em alturas com menor suporte ósseo palatino, o que contribuiu para valores mais distantes [mínimo (0 mm) e máximo (11,40 mm)] (Figura 6.2).

Figura 6.2 - Dentes que apresentam anatomia distinta na região do palato

Fonte: a autora

A porcentagem de raiz recoberta por osso encontrada (68,47% na face vestibular e 73,36% para face palatina) indica que a amostra apresentava valores abaixo do ideal. A literatura apresenta que o valor ideal para recobrimento de raiz, indicado como característico da condição de normalidade de saúde periodontal, é de até 3 mm do comprimento radicular não recoberta por osso. Essa característica pode ser explicada pelo fato da amostra não ser de pacientes ideais, que não apresentassem doença periodontal e perda de suporte ósseo.

Quando é feita a comparação da espessura simulada para o osso em região de pré-molares por análise de elementos finitos é possível perceber que grande parte dos autores adota um valor padrão de espessura óssea que circunda toda a raiz do pré-molar (31, 51). Esse tipo de simulação pode gerar mudança no padrão de deflexão de dente e assim gerar um movimento que não é compatível com o que ocorre na cavidade oral. Para a confecção do modelo para análise por elementos finitos, o presente estudo utilizou as medidas encontradas na primeira parte do estudo e elas se diferem dos valores encontrados nas simulações de outros trabalhos que também estudaram a questão das restaurações de LCNC pelo método FEA (1, 52).

Neste trabalho, o osso foi simulado como osso cortical na face vestibular e como osso trabecular e cortical nas faces palatina, mesial e distal. Em outros trabalhos o osso é simulado com osso cortical e trabecular em todas as faces. Os dados encontrados na primeira parte do estudo indicam que a face vestibular possui uma espessura pequena de osso (crista óssea vestibular- 1,11 mm), enquanto outros trabalhos que também utilizaram o método FEA, ela aparece com valores maiores (crista óssea vestibular- 3 mm) (51).

Em um estudo realizado com cadáveres, o autor mediu a espessura óssea na altura da crista e a 3 mm em direção a apical e encontrou na altura da crista óssea vestibular espessura de 1,62 mm e na palatina encontrou 2,0 mm de espessura óssea (33). Comparado com os valores encontrados no presente estudos, os valores apresentados pelo autor são maiores.

A pequena quantidade de lesão cervical não cariosa encontrada neste estudo pode ser atribuída ao critério de exclusão que limita a amostra aos dentes que não possuem restaurações na área de interesse. Essa limitação também pode explicar a presença de lesões pequenas, escore 1 e 2. Lesões maiores, score 3,

foram encontradas na etapa de seleção da amostra, entretanto, foram excluídas por já apresentarem-se restauradas.

A média de idade dos pacientes que apresentava lesões cervicais não cáries foi de 42,5 anos, entretanto, existem vários pacientes que não apresentaram lesões e apresentavam idade entre 40 e 62 anos, indicando que as lesões se iniciam na fase adulta e vão progredindo com o passar do tempo. Mesmo encontrando uma baixa quantidade de lesões na amostra (10%), é importante salientar que se trata de uma amostra selecionada e que o critério de exclusão que limita à amostra a casos que não apresentassem restaurações na região da lesão contribuiu para esse baixo valor. Assim, as medidas de prevenção à formação das lesões não devem ser descartadas pela baixa incidência de lesões encontradas no presente estudo.

6.2 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS

A influência do módulo de elasticidade dos materiais restauradores no acúmulo de tensões na interface das restaurações de LCNC foi verificada analisando-se a tensão normal e paralela em um ponto específico da interface (A) (Figura 5.3). Para a restauração de 1 mm, os valores para tensão de tração normal à interface encontrados para os módulos testados ficaram entre 9,54 e 35,23 MPa e para a tensão paralela à interface os valores encontrados variaram de 3,83 à 6,36 MPa. Para a restauração de 2 mm, os valores para a tensão normal à interface ficaram entre 10,81 e 40,18 e os valores de tensão paralela à interface variaram de 4,33 MPa até 9,18 MPa.

A literatura apresenta que a resistência de união para tensão de tração (σ_{inter}) varia de acordo com o sistema adesivo utilizado e para a dentina a resistência de união possui uma faixa com valores que variam entre 25 e 55 MPa (53). Quando os dados do presente estudo são comparados com os da literatura é possível perceber que, para ambos os tamanhos de cavidade, os modelos que simularam restaurações com módulo de elasticidade de 1 GPa e 2,5 GPa foram as únicas que permaneceram abaixo dessa faixa (Figura 5.4). O modelo que simulou restauração

com módulo de 5 GPa para a cavidade de 1 mm também se manteve abaixo dos valores de resistência de união apresentados como críticos na literatura. Este resultado indica que as restaurações para cavidades de LCNCs devem ser confeccionadas com material restaurador que apresente baixo valor para módulo de elasticidade para que a tensão de tração, decorrente dos movimentos mastigatórios, não exceda o valor de resistência de união e ocorra a falha da restauração.

Os dados da literatura a respeito da resistência de união para cisalhamento (τ_{inter}) indicam que seus valores máximos estão entre 15,08 MPa e 24,91 MPa (59). Quando esses dados são comparados com os resultados encontrados pelo presente estudo é possível perceber que para ambos os tamanhos das lesões testados (1 mm e 2 mm de profundidade) os valores encontrados para resistência de união sob cisalhamento estão abaixo dos valores críticos apresentados na literatura (Figura 5.5). Para todos os módulos de materiais testados os valores para τ_{inter} permaneceram abaixo de 10 MPa.

Os valores encontrados para σ_1 nos pontos A1, A2, C1, C2 foram maiores à medida em se aproximavam do centro de deflexão do dente (Figura 5.3). Assim, os valores encontrados para o ponto A2 eram maiores do que os valores encontrados para o ponto A1 e, ambos, maiores que os valores em C1, que por sua vez, se apresentou maior do que C2. Esse comportamento ($A2 > A1 > C1 > C2$) foi encontrado para todos os casos testados (controle e restaurados).

A tendência de aumento da tensão de tração à medida em que o módulo de elasticidade do material restaurador também aumenta foi semelhante para a restauração de 1 mm e para a restauração de 2 mm. A magnitude das tensões encontradas para a restauração de 2 mm foi maior do que a encontrada para a restauração de 1 mm nos pontos apicais (A2 apresentou-se maior do que A1), entretanto, quando a comparação é feita entre os pontos cervicais essa relação se inverte, tendo a restauração de 1mm valores de tração maiores do que a restauração de 2 mm ($C1 > C2$). Assim, parece haver maior influência da localização das margens da restauração em relação ao movimento de deflexão do dente do que as distâncias das margens apical e cervical da restauração, logo, o tamanho das restaurações parece ser menos determinante no acúmulo de tensão de tração do que sua localização ocluso-apical. O resultado indica que ocorre maior acúmulo de tensão de tração na margem apical da restauração. Os resultados encontrados no

presente estudo também foram percebidos em um estudo clínico que avaliou a longevidade de restaurações confeccionadas com ionômero de vidro durante 12 meses em que autores encontraram que maior parte das falhas das restaurações ocorreram na margem apical da restauração em comparação com a margem oclusal (20).

A construção do modelo baseado nos valores encontrados na primeira parte do estudo para o osso foi importante para conferir maior fidelidade anatômica ao modelo. Entretanto, o padrão de recobrimento radicular encontrado na amostra selecionada foi menor do que o indicado como característico de condição de saúde periodontal. Esse fator juntamente com a aplicação de carga com direção oblíqua pode ter contribuído para uma maior deflexão do dente e, assim, a determinação de maiores valores de σ_1 em sua face vestibular e, conseqüentemente, na região da restauração (52).

A magnitude da força aplicada é outra característica do modelo que pode ter influenciado no seu padrão de deflexão. O valor de carga adotado (250 N) é frequentemente encontrado na literatura como sendo o valor de carga para o pré-molar (54, 55). Entretanto, em alguns outros trabalhos que também estudaram restaurações de lesões cervicais não cariosas por análise de elementos finitos utilizaram valores de aplicação de carga menores, variando entre 50 e 150 N. Estudos que simularam carregamentos com valores menores encontraram tensão de tração com magnitude também menor do que os valores apresentados pelo presente estudo (52, 56, 57).

No presente estudo, a construção da restauração foi realizada tendo sua margem cervical e a margem apical em contato com a dentina, essa construção foi baseada nos casos que apresentaram lesões cervicais não cariosas na primeira parte do estudo, nos quais não foram encontradas perdas de tecido do esmalte. Os dados encontrados em um estudo que avaliou dentes com LCNC evidenciam que as lesões foram encontradas apenas em dentina. Essa construção difere da construção adotada por alguns estudos que consideram que a porção mais profunda da lesão se apresenta na altura da junção esmalte-cimento e que a parte coronária da lesão se apresenta em esmalte e parte apical da lesão se apresenta em dentina (52, 56). Outros autores optaram por representar apenas uma pequena porção da lesão em esmalte, sendo assim, a restauração compreenderia uma porção da sua interface coronária de adesão em esmalte (27, 54, 57).

Um fator de confusão existente no estudo das restaurações das lesões cervicais não cariosas é a nomenclatura adotada para suas margens. Entender à que porção anatômica os estudos se referem é importante para a comparação dos dados. Alguns autores adotam o termo cervical para se referir a sua margem apical (20), outros estudos adotam os termo coronal e apical (58). Adotamos os termos apical para a interface mais próxima ao ápice radicular e coronal para a interface mais próxima à porção coronária do dente.

Quando os modelos restaurados são comparados com o modelo controle (Figura 5.2 e Figura 5.3), verifica-se que o valor de módulo de elasticidade simulado para material de restauração que mais se aproxima dos valores de tensão de tração encontrados no modelo controle são os modelos que simularam restaurações com 15 GPa. Tanto os modelos de restaurações com 15 GPa de módulo de elasticidade quanto o modelo controle apresentaram seus valores de tensão de tração maiores do que aqueles encontrados para os modelos que simularam restaurações de 5 GPa para módulo de elasticidade e menores do que os valores de tensão de tração encontrados para os modelos que simularam restaurações com 20 GPa.

Materiais restauradores que possuem valores de módulo de elasticidade mais próximos ao da dentina (14,7 GPa) parecem ser mais indicados para restabelecer as condições biomecânicas existentes no dente hígido. Esse resultado corrobora com o trabalho realizado em 2017 (41), em que o autor encontrou maior longevidade para restaurações confeccionadas com compósitos que apresentavam maior módulo de elasticidade. Já os resultados de tração encontrados corroboram com as informações de alguns autores que afirmam que um material com menor módulo de elasticidade gera menores valores de tensão na interface e, portanto, são capazes de acompanhar o movimento de deflexão do dente e se manterem por mais tempo na cavidade de uma lesão cervical não cariosa (24, 27). Quando essas duas informações são comparadas com os materiais existentes no mercado, é possível perceber que as resinas compostas convencionais não apresentam módulo de elasticidade próximo ao da dentina (14,7 GPa), a grande maioria apresenta módulo de elasticidade até 12 GPa.

Em estudo publicado em 2007 o autor encontrou que o material mais indicado para restaurações de lesões cervicais não cariosas deveria apresentar módulo de elasticidade próximo a 1 GPa, esse achado é resultado da comparação entre materiais restauradores de módulo de 10,8 GPa e 5 GPa (24, 27). Os

resultados do autor são compatíveis com os resultados encontrados no presente estudo, indicando que restaurações com menor módulo de elasticidade (1 GPa e 2,5 GPa) geram menores valores de tensão na interface e assim, podem contribuir para a maior longevidade das restaurações das LCNCs.

Considerando-se as limitações desse estudo, sugere-se para investigações futuras, utilizando o método AEF, que restaurações com materiais de diferentes módulos de elasticidade sejam testados variando-se também o tipo de carregamento aplicado em direção e magnitude. E, para estudos clínicos, sugere-se que os valores de módulo testados sejam mais distantes para que a variável módulo de elasticidade do material restaurador seja avaliada.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados encontrados neste estudo é possível concluir que:

Parte 1

- O dente selecionado para a simulação para análise por elementos finitos possui semelhança de 99,1% com o comprimento do dente encontrado pela literatura de referência. Semelhança de 91,5% com o comprimento da raiz e semelhança de 78,6% para comprimento da coroa.
- A espessura do osso na tábua palatina apresenta maior espessura do que a tabua óssea vestibular na região dos pré-molares superiores.

Parte 2

- O aumento do módulo de elasticidade dos materiais restauradores aumenta os valores de tensão normal à interface e paralela à interface dente-restauração; materiais com módulo de elasticidade de 1 GPa e 2,5 GPa não ultrapassam a resistência de união crítica para a adesão dos materiais para tração.
- A tensão de tração na interface dente-restauração aumenta à medida em que se aproxima do centro de deflexão do dente.

REFERÊNCIAS¹

1. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *J Prosthet Dent*. 1984;Sep;52(3):374-80.
2. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent*. 1991;Jan-Feb;3(1):14-9
3. 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;Jul;32(7):504-10.doi: 10.1111/j.1365-2842.2005.01455.x.
4. Garone Filho W, e Silva VA. Lesões não cariosas: "o novo desafio da odontologia"; Santos; 2008.
5. Michael JA, Kaidonis JA, Townsend GC. Non-carious cervical lesions: a scanning electron microscopic study. *Aust Dent J*. 2010;Jun;55(2):138-42.doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01213.x.
6. Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review. *J Dent*. 2008;Oct;36(10):759-66.doi: 10.1016/j.jdent.2008.06.004.
7. Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *J Am Dent Assoc*. 1991;May;122(5):41-7
8. Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. *J Oral Rehabil*. 2002;Feb;29(2):188-93

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

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;Dec;132(12):1694-701; quiz 726-7.
10. Grippo JO, Masi JV. Role of biodental engineering factors (BEF) in the etiology of root caries. *J Esthet Dent.* 1991;Mar-Apr;3(2):71-6.
11. Hur B, Kim HC, Park JK, Versluis A. Characteristics of non-carious cervical lesions - an ex vivo study using micro computed tomography. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2011;Jun;38(6):469-74.doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02172.x.
12. Michael JA, Townsend GC, Greenwood LF, Kaidonis JA. Abfraction: separating fact from fiction. *Aust Dent J.* 2009;Mar;54(1):2-8.doi: 10.1111/j.1834-7819.2008.01080.x.
13. 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;Feb;66:50-7.doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.11.003.
14. Palamara D, Palamara JE, Tyas MJ, Pintado M, Messer HH. Effect of stress on acid dissolution of enamel. *Dent Mater.* 2001;Mar;17(2):109-15.doi: S0109-5641(00)00047-6 [pii].
15. Pecie R, Krejci I, Garcia-Godoy F, Bortolotto T. Noncarious cervical lesions--a clinical concept based on the literature review. Part 1: prevention. *Am J Dent.* 2011;Feb;24(1):49-56

16. Lyttle HA, Sidhu N, Smyth B. A study of the classification and treatment of noncarious cervical lesions by general practitioners. *J Prosthet Dent*. 1998;Mar;79(3):342-6.doi: 10.1016/S0022-3913(98)70248-3.

17. Nascimento MM, Dilbone DA, Pereira PN, Duarte WR, Geraldeli S, Delgado AJ. Abfraction lesions: etiology, diagnosis, and treatment options. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2016;79-87.doi: 10.2147/CCIDE.S63465.

18. Tyas MJ. The Class V lesion--aetiology and restoration. *Aust Dent J*. 1995;Jun;40(3):167-70.

19. Perez Cdos R, Gonzalez MR, Prado NA, de Miranda MS, Macedo Mde A, Fernandes BM. Restoration of noncarious cervical lesions: when, why, and how. *Int J Dent*. 2012;2012:687058.doi: 10.1155/2012/687058.

20. Brackett MG, Dib A, Brackett WW, Estrada BE, Reyes AA. One-year clinical performance of a resin-modified glass ionomer and a resin composite restorative material in unprepared Class V restorations. *Oper Dent*. 2002;Mar-Apr;27(2):112-6

21. Matis BA, Cochran MJ, Carlson TJ, Guba C, Eckert GJ. A three-year clinical evaluation of two dentin bonding agents. *J Am Dent Assoc*. 2004;Apr;135(4):451-7

22. Gladys S, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Marginal adaptation and retention of a glass-ionomer, resin-modified glass-ionomers and a polyacid-modified resin composite in cervical Class-V lesions. *Dent Mater*. 1998;Jul;14(4):294-306.

23. Perez CR. Alternative technique for class V resin composite restorations with minimum finishing/polishing procedures. *Oper Dent*. 2010;May-Jun;35(3):375-9.doi: 10.2341/09-310-TR.

24. Pecie R, Krejci I, Garcia-Godoy F, Bortolotto T. Noncarious cervical lesions (NCCL)--a clinical concept based on the literature review. Part 2: restoration. *Am J Dent*. 2011;Jun;24(3):183-92.
25. Blunck U. Improving cervical restorations: a review of materials and techniques. *J Adhes Dent*. 2001;Spring;3(1):33-44.
26. Vandewalle KS, Vigil G. Guidelines for the restoration of Class V lesions. *Gen Dent*. 1997;May-Jun;45(3):254-60; quiz 65-6.
27. Ichim IP, Schmidlin PR, Li Q, Kieser JA, Swain MV. Restoration of non-carious cervical lesions Part II. Restorative material selection to minimise fracture. *Dent Mater*. 2007;Dec;23(12):1562-9.doi: 10.1016/j.dental.2007.02.002.
28. Nelson SJ. *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion-E-Book*; Elsevier Health Sciences; 2014.
29. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Kanumilli P, Yoshida Y, Inoue S, et al. Restoring cervical lesions with flexible composites. *Dent Mater*. 2007;Jun;23(6):749-54.doi: 10.1016/j.dental.2006.06.013.
30. Terry DA, McGuire MK, McLaren E, Fulton R, Swift EJ, Jr. Perioesthetic approach to the diagnosis and treatment of carious and noncarious cervical lesions: Part II. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15(5):284-96.
31. Rees JS, Jagger DC. Abfraction lesions: myth or reality? *J Esthet Restor Dent*. 2003;15(5):263-71.
32. Ichim I, Li Q, Li W, Swain MV, Kieser J. Modelling of fracture behaviour in biomaterials. *Biomaterials*. 2007;Mar;28(7):1317-26.doi: 10.1016/j.biomaterials.2006.10.035.

33. Katranji A, Misch K, Wang HL. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *J Periodontol.* 2007;May;78(5):874-8.doi: 10.1902/jop.2007.060342.

34. Sneed WD. Noncarious cervical lesions: why on the facial? A theory. *J Esthet Restor Dent.* 2011;Aug;23(4):197-200.doi: 10.1111/j.1708-8240.2011.00457.x.

35. Nelson SJ Ash N. Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion. 9^o St Louis: Mosby; 2010.

36. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. *J Dent.* 1994;Aug;22(4):195-207.

37. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials-e-book. Rio de Janeiro; Elsevier; 2012.

38. Santos MJ, Ari N, Steele S, Costella J, Banting D. Retention of tooth-colored restorations in non-carious cervical lesions--a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2014;18(5):1369-81.doi: 10.1007/s00784-014-1220-7.

39. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, Phillips RW. Phillips' science of dental materials. 12th ed. St Louis; Elsevier/Saunders; c2013.

40. May S, Cieplik F, Hiller KA, Buchalla W, Federlin M, Schmalz G. Flowable composites for restoration of non-carious cervical lesions: Three-year results. *Dent Mater.* 2017;Mar;33(3):e136-e45.doi: 10.1016/j.dental.2016.12.009.

41. Cieplik F, Scholz KJ, Tabenski I, May S, Hiller KA, Schmalz G, et al. Flowable composites for restoration of non-carious cervical lesions: Results after five years. *Dent Mater*. 2017;Dec;33(12):e428-e37.doi: 10.1016/j.dental.2017.09.012.
42. Oginni AO, Adeleke AA. Comparison of pattern of failure of resin composite restorations in non-carious cervical lesions with and without occlusal wear facets. *J Dent*. 2014;Jul;42(7):824-30.doi: 10.1016/j.jdent.2014.04.003.
43. Celik C, Ozgunaltay G, Attar N. Clinical evaluation of flowable resins in non-carious cervical lesions: two-year results. *Oper Dent*. 2007;Jul-Aug;32(4):313-21.doi: 10.2341/06-93.
44. Fagundes TC, Barata TJ, Bresciani E, Santiago S, Franco EB, Lauris JR, et al. Seven-year clinical performance of resin composite versus resin-modified glass ionomer restorations in noncarious cervical lesions. *Oper Dent*. 2014;Nov-Dec;39(6):578-87.doi: 10.2341/13-054-C.
45. Matis BA, Cochran M, Carlson T. Longevity of glass-ionomer restorative materials: results of a 10-year evaluation. *Quintessence Int*. 1996;Jun;27(6):373-82
46. Smith WA, Marchan S, Rafeek RN. The prevalence and severity of non-carious cervical lesions in a group of patients attending a university hospital in Trinidad. *J Oral Rehabil*. 2008;Feb;35(2):128-34.doi: 10.1111/j.1365-2842.2007.01763.x.
47. Smith BG, Knight JK. An index for measuring the wear of teeth. *Br Dent J*. 1984;Jun 23;156(12):435-8
48. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent*. 1992;Sep;68(3):421-7.

49. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1996;Feb;75(2):140-7.

50. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res.* 1983;Feb;62(2):82-6.doi: 10.1177/00220345830620021701.

51. Sirekha A, Bashetty K. A comparative analysis of restorative materials used in abfraction lesions in tooth with and without occlusal restoration: Three-dimensional finite element analysis. *J Conserv Dent.* 2013;Mar;16(2):157-61.doi: 10.4103/0972-0707.108200.

52. Machado AC, Soares CJ, Reis BR, Bicalho AA, Raposo L, Soares PV. Stress-strain analysis of premolars with non-carious cervical lesions: influence of restorative material, loading direction and mechanical fatigue. *Oper Dent.* 2017;May/Jun;42(3):253-65.doi: 10.2341/14-195-L.

53. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005;Feb;84(2):118-32.doi: 10.1177/154405910508400204.

54. Ichim I, Li Q, Loughran J, Swain MV, Kieser J. Restoration of non-carious cervical lesions Part I. Modelling of restorative fracture. *Dent Mater.* 2007;Dec;23(12):1553-61.doi: 10.1016/j.dental.2007.02.003.

55. Andraus U, Colloca M, Iacoviello D. Coupling image processing and stress analysis for damage identification in a human premolar tooth. *Comput Methods Programs Biomed.* 2011;Aug;103(2):61-73.doi: 10.1016/j.cmpb.2010.06.009.

56. Soares PV, Souza LV, Verissimo C, Zeola LF, Pereira AG, Santos-Filho PC, et al. Effect of root morphology on biomechanical behaviour of premolars associated with abfraction lesions and different loading types. *J Oral Rehabil.* 2014;Feb;41(2):108-14.doi: 10.1111/joor.12113.

57. Zeola LF, Pereira FA, Machado AC, Reis BR, Kaidonis J, Xie Z, et al. Effects of non-carious cervical lesion size, occlusal loading and restoration on biomechanical behaviour of premolar teeth. *Aust Dent J.* 2016;Dec;61(4):408-17.doi: 10.1111/adj.12391.

58. Hur B, Kim HC, Park JK, Versluis A. Characteristics of non-carious cervical lesions--an ex vivo study using micro computed tomography. *J Oral Rehabil.* 2011;Jun;38(6):469-74.doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02172.x.

59. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, Schultheisz CR. *Biomaterials.* 2002 Sep;23(17):3603-8.

Anexo A- Parecer Consubstanciado emitido pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FOU SP

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Lesões cervicais não cáries restauradas com materiais de diferentes módulos de elasticidade: Análise por elementos finitos

Pesquisador: Paulo Eduardo Capel Cardoso

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 85784218.7.0000.0075

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo - Faculdade de Odontologia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.585.020

Apresentação do Projeto:

De acordo com os autores introdução As lesões cervicais não cáries (LCNC) são resultantes de uma perda lenta, gradual e irreversível do tecido mineral da região cervical dos dentes sem o envolvimento de microrganismos (Lee and Eakle 1984, Grippo 1991, Borcic, Anic et al. 2005, Garone-Filho and Silva 2008). Há consenso na literatura que as LCNC possuem etiologia multifatorial, envolvendo processos de corrosão (ou erosão), abrasão e concentração de tensões (Grippo 1991, Wood, Jawad et al. 2008, Michael, Kaidonis et al. 2010) (Heymann, Sturdevant et al. 1991, Rees 2002, Borcic, Anic et al. 2005). Estes três processos podem ocorrer de forma isolada ou em conjunto (Garone-Filho and Silva 2008).

Objetivo da Pesquisa:

O principal objetivo da análise por elementos finitos será verificar a influência do módulo de elasticidade do material restaurador sobre o risco de descolamento da restauração de LCNC com diferentes tamanhos, sob diferentes carregamentos.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

De acordo com as informações fornecidas pelos autores os riscos inerentes ao presente projeto são mínimos, por se tratar de uma pesquisa descritiva observacional. Em função dos testes não serem realizados in vivo não há probabilidade de o projeto ser suspenso, pois o trabalho é observacional e descritivo.

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br

USP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 2.585.020

O Benefício descrito pelos autores diz respeito à geração de maior conhecimento a respeito da biomecânica dos tratamentos de lesões cervicais não cariosas, que favorecerá a escolha do material restaurador baseada em evidência científica.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa pertinente e bem desenhada, com potencial para agregar novas evidências ao conhecimento atual.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Termos apresentados: cronograma, folha de rosto assinada, autorização para uso do banco de imagens do INDOR,

Recomendações:

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados ao CEP-FOUSP relatórios parciais anuais referentes ao andamento da pesquisa e relatório final, utilizando-se da opção "Enviar Notificação" (descrita no Manual "Submeter Notificação", disponível na Central de Suporte - canto superior direito do site www.saude.gov.br/plataformabrasil).

Qualquer alteração no projeto original deve ser apresentada "emenda" a este CEP, de forma objetiva e com justificativas para nova apreciação.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P ROJETO_1094361.pdf	16/03/2018 18:45:39		Aceito
Cronograma	Cronograma.pdf	16/03/2018 18:44:45	Paulo Eduardo Capel Cardoso	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoCEPTalita.pdf	16/03/2018 18:37:08	Paulo Eduardo Capel Cardoso	Aceito
Declaração de Manuseio Material Biológico / Biorepositório / Biobanco	declaracaoindor.pdf	16/03/2018 18:35:55	Paulo Eduardo Capel Cardoso	Aceito

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SÃO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br

USP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 2.585.020

Folha de Rosto	folhaderostoassinada.pdf	16/03/2018 18:34:19	Paulo Eduardo Capel Cardoso	Aceito
----------------	--------------------------	------------------------	--------------------------------	--------

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 06 de Abril de 2018

Assinado por:

Maria Gabriela Haye Biazevic
(Coordenador)

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br

Anexo B- Valores da medição do dente e da lesão.

Medidas do dente											
Amostra	CD (mm)	CR (mm)	CC (mm)	Ø MD - JEC (mm)	Ø VP - JEC (mm)	Ø MD - E (mm)	Ø VP - E (mm)	A (mm)	P (mm)	Sexo	Idade
1	21,5	15,7	5,7	5,8	10,1	6,2	9,8			F	44
2	17,6	10,4	7,2	4,7	9,4	6,3	9,7			M	41
3	20,9	13,6	7,3	4,6	7,8	6,3	9,2	2,9	0,8	F	50
4	21,6	13,8	7,7	4,6	9	6,6	9,2			F	30
5	20,6	13,5	6,9	5,4	9	6,9	9,3				
6	21,6	13,7	7,9	4,7	9,1	6,6	9,3				
7	21,4	13,8	7,6	5,3	8,9	7,2	9,3				
8	21,7	14,7	7	4,3	9,5	6,8	9,7			M	48
9	19	13	6	5,4	9,4	7,2	9,6				
10	23,2	16,4	6,8	4,5	8,5	5,9	8,6			F	26
11	21	15,4	5,6	4,8	8	5,7	8,1				
12	20,6	14,2	6,4	4,8	8,9	5,8	8,6				
13	21,5	15,9	5,7	4,7	7,8	5,4	7,9				
14	19,2	13,4	5,8	5	9,9	7,5	10			M	52
15	18,7	12,6	6,1	5,1	9,2	6,4	10,3				
16	20,2	12,6	7,6	5,1	10	7,3	10,2			F	50
17	21	15	6	4,7	7,8	6,1	7,8			F	55
18	21,6	15,3	6,3	4,9	7,9	6	8,1				
19	23,8	17	6,8	4,4	9,1	6,3	8,9			M	25
20	24,7	18,4	6,3	4,9	8,6	6,3	8,8				
21	21,5	13,6	7,9	4,9	8,9	7,2	9,3			F	30
22	20,7	12,9	7,8	5,1	9,4	7,3	10,5				
23	17,7	12,2	5,5	5,1	8,5	6,1	8,4	1	0,8	F	41
24	23,5	15,7	7,8	5,4	9,3	7,1	9,9	2	0,9	M	43
25	21,6	12,7	8,9	3,5	8	6,1	9,4	2,2	0,6	M	37
26	22,3	16,4	5,9	4,9	9	6,2	8,9			F	46
27	19,8	13	6,8	4,4	8,9	6,5	8,8			F	41
28	21	14	7	5	9,1	6,7	9,2			F	59
29	24,7	17,5	7,2	5,9	10	7,5	10,6			F	41
30	19,5	12,6	6,8	4,4	7,7	6,6	9,1			F	52
31	22,6	17,7	4,9	5,1	8,3	6,6	8,4			F	62
32	22,2	18	4,8	5,3	8,3	6,7	8,7				
33	22	15	7	4,9	8,4	6,6	9			F	20
34	21,2	15,5	5,7	5,4	8,6	6,7	8,3				
35	22,6	15,7	6,9	5,1	8,5	6,9	8,8				
36	22,7	15,8	6,9	5,4	8,5	6,2	9,2				
37	20,2	12,1	8,1	5,1	8,9	7,6	10,3			F	27
38	21,3	13,7	7,6	5,4	9,2	7,9	10,5				
39	20,1	11,7	8,3	5,3	8,9	8,3	10,2				
40	21,9	14,9	7,2	5,7	9,3	7,8	10,1				

41	21,6	13,7	7,9	5,3	9,4	7,7	10,5			M	32
42	18,9	11,5	7,4	5,2	9,5	7,4	10,4				
43	20,8	14	6,8	5,5	8,9	6,9	9,2	1,4	1	F	35
44	22,3	15,3	7	5,7	9,3	6,4	9,3			M	33
45	21,2	15	6,2	5	9,2	6,6	9,8			F	34
46	24,4	17,7	6,7	5,7	9,8	7	9,8	2,1	0,5	M	49
47	18,5	13,1	5,4	5,4	9,1	6,9	9,2			F	45
48	18,6	10,9	7,7	5,4	8,9	6,6	9,5			M	18
49	19,3	12,3	7	5,5	9,8	7	10,1				
50	20,3	12,6	7,7	5,4	8,7	7,4	9,4				
51	24,2	16,3	7,8	5,4	9,3	6,9	9,4	2,9	1	M	43
52	21	13,7	7,3	4,4	8,5	6,2	9			F	42
53	16,8	9,9	6,9	4,7	8,3	6	9,2				
54	18,8	12,1	6,7	4,5	8,7	6,3	9,3				
55	17	10,3	6,7	4,8	8,3	6,1	9,3				
56	19,2	12,3	6,9	4,2	9,1	6	9,2			F	41
57	17,4	11,1	6,4	5,2	8,9	7	9,1				
58	16,6	10,7	5,9	5,2	8,2	6,2	8,7				
59	20,7	13,6	7,1	5	9,7	6,8	9,9			F	41
60	20,2	13,6	6,6	5,2	9,2	6,7	9,8				
61	19,5	12,1	7,4	5	9	7,4	9,9			F	28
62	19,8	12,6	7,2	5	9,4	7,8	10				
63	18,6	12,2	6,4	5,5	8,7	7,6	9,6				
64	19,5	12,9	6,6	4,4	8	6,2	8,6			F	52
65	23,5	15,5	8	5,3	9,9	7,2	9,7			M	33
66	21,1	14,4	6,7	5,1	8,8	6,4	8,7				
67	20,8	13,6	7,1	4,2	8,3	6,6	8,9			F	33
68	21	14,5	6,5	5	9,1	6,4	9,3				
69	26,3	18,5	6,8	5,1	9	7	8,8			M	46
70	19,9	13,9	6,4	5,3	9	6,1	9,2			F	37
71	20,4	14,3	6,1	5,2	9,8	7,1	9,9			M	32

Fonte: O autor

Anexo C- Valores de espessura da tábua óssea. V- Tábua óssea vestibular; P- Tábua óssea palatina.

Medidas do osso alveolar												
Amostra	V-0 (mm)	P-0 (mm)	V-15 (mm)	P-15 (mm)	V-30 (mm)	P-30 (mm)	V-45 (mm)	P-45 (mm)	V-60 (mm)	P-60 (mm)	V-Crista (mm)	P-Crista (mm)
1	2,3	0	1,4	0,8	1,7	4	0,5	2,3	0,5	1,1	0,6	0,5
2	2	1,9	1,2	1,3	1,1	1	1,2	0,6	1,1	0	0,8	0,7
3	0,9	6,1	0,7	3,4	0,7	1,9	0,7	1,1	0,7	0,8	0,7	0,7
4	0,7	5,1	0,4	1,9	0,8	1,1	1,2	0,9	2,2	0,7	1,4	0,7
5	1,1	5,6	0,7	2,8	0,7	2,3	0,7	1,3	1,8	1	1,2	0,8
6	0,8	4,6	0,5	2,7	0,5	1,9	0,9	1,4	1,8	1	0,9	1
7	0,5	0,7	0,6	6,3	0,6	5	0,7	2,9	1,2	2	1	1,5
8	0,4	7,5	0,5	4,6	1	3,1	0,9	2,2	1,4	0,8	1,4	0,6
9	1,2	5,8	0,5	5,2	0,5	3,4	0,5	2,6	0,7	0,9	0,5	0,4
10	0,8	5,1	0,5	4,6	0,2	3,2	1,2	2	1,5	1	1	0,7
11	1,4	6,8	1,3	5	1	3,7	1,3	2,7	2	1,4	1,1	1
12	1,4	6,1	0,7	4,6	0,7	3,6	1	2,3	1,7	1,2	1,6	0,8
13	1,4	0	1	5,7	1,3	3,8	1,2	2,2	1,4	1,6	1,4	0,9
14	3,1	9,2	1,6	5,7	0,9	4,4	1,6	2,3	0	1,2	1,3	1,2
15	4,2	4,7	2,7	3,9	3	2,5	2,1	1,9	0	0	1,5	1,1
16	0	7,9	0	6,4	0	4	1	2	0	0,8	1,3	0,7
17	0,7	10,3	0	7,6	0,4	5,1	1,1	3,8	1,1	1,3	0,8	0,6
18	1	9,1	1	7,5	1	4,4	1,4	2,5	0	1,3	1,4	0,9
19	0	6	0,3	3,7	0,6	2,3	1,2	1,4	1,1	0,8	1	0,7
20	1	4,7	0,7	3,9	0,6	2,4	1	1,4	1,1	1,2	0,7	0,8
21	0,3	6,4	0,5	3,7	0,3	3,3	0,4	2,2	0,4	1,3	0,6	0,8
22	2,6	4,5	1,7	4	1,1	3,1	0,5	2,4	1,2	1,8	0,9	1
23	1,7	4,1	1,2	2,9	1,2	1,9	0,6	1,5	1,1	1	1,2	1
24	1,2	0,8	1	5,6	0	3,6	0	3,1	0	1,6	1	1,4
25	0,8	11,4	0,8	6,7	1	3,9	0,6	3,2	0,8	2,3	1	1,1
26	0,6	0,5	0,4	5,7	0,5	4,5	0,8	2,6	1,3	1	1,2	1
27	0,5	7,5	0,7	4,5	0,8	3	1,2	2,1	1,7	0,9	2	0,8
28	0	4,9	0	4,3	0	3	1,1	2,1	1,6	2,1	1,2	1,5
29	1,8	8,9	1,1	5,9	0,7	4,3	0,9	2,6	0,7	1,4	0,8	0,9
30	1	0	1,2	4,9	1,4	3,7	1,9	2,9	1,9	2	1,4	1
31	0	8,1	0	5,5	0	5,1	0,4	3,2	0,9	1,3	0,9	1,3
32	0	7,4	0	5,5	0	3,6	0,6	2,8	1,1	1,6	1	0,9
33	1	3,5	0,6	3,9	0,5	2,4	0,8	1,1	0,8	1,1	0,7	0,9
34	0,7	0,2	0,5	4,8	1	3,5	1,7	2,4	5,4	1,6	1,1	1,2
35	0	4,9	0,3	3,9	0,5	2,3	0,8	1,2	0,8	0,9	0,9	0,4
36	0,6	5,1	0,8	3,5	1,1	2,3	1,1	2,3	1,7	1,4	1,3	0,9
37	1,1	2,4	0,9	2,4	1,2	1,5	1,8	0,9	1,2	0	1,5	1,4
38	0	7,9	0	6	0	4,6	0	2,6	1,5	2,1	0,8	1
39	1,2	2,6	0,8	2,1	0,8	1,7	1,1	1,2	1	1,1	0,8	0,6
40	0,2	6,8	0,3	5,3	0,8	2,1	1,5	1,7	1,9	1,7	1,3	1,2

41	0,4	4,8	0,4	4,3	0,4	3,6	0,8	2,7	0	1	0,8	0,8
42	1,7	0	1,6	4,1	1	3,7	1,4	2,6	1,4	1,8	1,2	0,8
43	0,7	3,5	0,6	3	0,5	2,4	0,4	1,7	1,4	1,5	1,2	1
44	3,9	4,1	3,4	3,5	2,8	3,1	2,8	2	2,7	1,2	1,1	1,3
45	1,1	7,3	0,5	6,3	0,5	3,5	0,6	2,7	0,7	1,8	0,7	1,1
46	0,8	10,2	0,9	6,7	0,6	5,2	0,7	1,9	0,9	1,6	1	0,7
47	0	4,4	0	3,8	0,4	2,3	0,9	1,7	0	0	0,6	1,1
48	1	6	0,8	4	0,8	2,3	1,3	1,6	1	1,4	1	0,7
49	3,2	4,3	2,6	3,4	3	2	3,3	1,8	2,9	1,2	2,2	0,5
50	0,4	5,2	0	3,8	0,6	2,7	0,9	2,2	1,2	1,2	1,1	0,8
51	0	6,7	0	5	0	2,5	0	2,9	0,2	1,3	0,32	1,3
52	1,1	6	0,9	3,9	0,8	2,8	0,7	1,9	0,7	0,9	0,9	0,6
53	2,4	0	1	3	0,7	2,1	0,6	1,3	0,8	1	1,2	0,7
54	0,3	2,4	0,4	4,6	0,5	2,4	0,6	1,6	0,7	1,4	1	0,7
55	1,9	0	1,1	4,4	0,4	3,2	0	2	0,4	1,4	1,1	0,9
56	0	4,3	0,7	3,4	0,9	2,6	1,5	1,3	0	0,7	1,2	0,6
57	0	0	1	0	2,2	6,9	2,2	5,1	2,8	2,6	1,5	1,4
58	6,6	0,9	5,7	1	4,3	1	3	1,5	1,6	2,4	1,6	1,2
59	0	5,9	0,6	4,4	0,8	2,7	1,1	1,7	1,2	0,9	1,2	0,7
60	1	5,5	1,1	4,1	1,3	1,9	0,9	1	1,4	1,2	1,6	0,9
61	0,9	3,6	1,2	2,7	1,4	1,9	1,3	0,7	1,1	0,7	0,9	0,7
62	1,8	5,2	1,2	4,4	0,7	2,6	1,1	1,3	0,8	0	0,8	1,1
63	1,8	5	1,5	4,2	1,2	2,8	0,8	2,2	1,2	1,5	1	1,1
64	0,9	0	1,5	5	1,6	3,8	2,2	2,7	1,8	2,2	1,8	1
65	0	5	0,3	4,5	0	3,7	0	2,3	0,5	2,2	0,5	1,1
66	0	4,4	0,7	4,6	0	3,1	0	2,5	1,2	1,3	1	0,9
67	1,1	6,9	1,2	5,9	1,3	4,4	1,1	2,6	1,6	1,2	1,3	0,8
68	2,2	0	2	8	1,7	5,6	1,9	3,3	2,8	1,9	0,9	1,3
69	1,3	6,3	1	6,3	1	4	1	3,1	1	2,3	1	0,8
70	1	4,7	0,4	4	0,4	3,4	2	1,6	1,5	0,9	1	0,9
71	0,9	7,5	0,9	5,2	1	4,7	1,1	2	1,5	1,2	1,1	1

Fonte: a autora