

Alexandre Coelho Machado

**Avaliação laboratorial e clínica de
protocolos restauradores de Lesões
Cervicais Não Cariosas**

*Clinical and laboratorial evolution of restorative
protocols for Noncarious Cervical Lesions*

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação
da Faculdade de Odontologia da Universidade
Federal de Uberlândia, como requisito parcial para
obtenção do título de Doutor em Odontologia na
Área de Concentração: Clínica Odontológica
Integrada

Uberlândia, 2018

Alexandre Coelho Machado

**Avaliação laboratorial e clínica de protocolos restauradores de
Lesões Cervicais Não Cariosas**

*Clinical and laboratorial evolution of restorative protocols for
Noncarious Cervical Lesions*

**Tese apresentada ao Programa de Pós-
graduação da Faculdade de Odontologia da
Universidade Federal de Uberlândia, como
requisito parcial para obtenção do título de
Doutor em Odontologia na Área de
Concentração: Clínica Odontológica Integrada**

Orientador: Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares

Prof. Dr. Bruno Rodrigues Reis

Prof. Dr. Luís Henrique Araújo Raposo

Prof. Dr. Bruno de Castro Ferreira Barreto

Prof. Dr. Raphael Vieira Monte Alto

Uberlândia, 2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

- M149a
2018 Machado, Alexandre Coelho, 1988
Avaliação laboratorial e clínica de protocolos restauradores de lesões cervicais não cariosas = Clinical and laboratorial evolution of restorative protocols for noncarious cervical lesions / Alexandre Coelho Machado. - 2018.
129 f. : il.
- Orientador: Paulo Vinícius Soares.
Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.te.2018.478>
Inclui bibliografia.
1. Odontologia - Teses. 2. Resinas dentárias - Teses. 3. Restauração (Odontologia) - Teses. 4. Oclusão (Odontologia) - Teses. I. Soares, Paulo Vinícius. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314

Angela Aparecida Vicentini Tzi Tziboy – CRB-6/947



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Odontologia
Av. Pará, 1720, Bloco 4L - Bairro Umuarama, Uberlândia-MG, CEP 38405-320
Telefone: (34) 3225-8115 - <http://www.fo.ufu.br/> - copod@umuarama.ufu.br



ATA

Ata da defesa de TESE DE DOUTORADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Tese de Doutorado nº 026 - COPOD

Data: 02/07/2018

Discente: **Alexandre Coelho Machado (11513ODO001)**

Título do Trabalho: **Análise clínica e biomecânica de protocolos reabilitadores de lesões cervicais não-cariosas.**

Área de concentração: **Clínica Odontológica Integrada.**

Linha de pesquisa: **Biomecânica aplicada à Odontologia.**

Projeto de Pesquisa de vinculação: **Biomecânica aplicada à Odontologia.**

As **quatorze horas** do dia **dois de julho de 2018** no Anfiteatro Bloco 4L Anexo A, sala 23 Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro de 2017, assim composta: Professores Doutores: Luis Henrique Araújo Raposo (UFU); Bruno Rodrigues Reis (UFU); Raphael Vieira Monte Alto (UFF); Bruno de Castro Ferreira Barreto (USP); (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) **Paulo Vinicius Soares**.

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Paulo Vinicius Soares apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos (às) examinadores (as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Finalizada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o(a) candidato(a) **(A)**provado(a).

Esta defesa de Tese de Doutorado é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 21 horas e 15 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada eletronicamente pela Banca Examinadora.

Documento assinado eletronicamente por **Paulo Vinicius Soares, Professor(a) do Magistério Superior**, em 10/07/2018, às 16:39, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º,



§ 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Luis Henrique Araujo Raposo, Professor(a) do Magistério Superior**, em 10/07/2018, às 23:06, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Bruno Rodrigues Reis, Professor(a) do Ensino Básico, Técnico e Tecnológico**, em 11/07/2018, às 10:34, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Bruno de Castro Ferreira Barreto, Usuário Externo**, em 11/07/2018, às 15:46, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Raphael Vieira Monte Alto, Usuário Externo**, em 11/07/2018, às 17:55, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **0559769** e o código CRC **F01E282F**.

DEDICATÓRIA

A Deus,

Agradeço por ter me concedido a vida com plena saúde, possibilitando-me a viver com alegria sempre almejando o caminho mais honesto. Por ter me dado sabedoria, conhecimento e força de vontade para buscar o conhecimento baseado em evidências científicas sem renegar a minha fé.

À minha família,

Aos meus pais, **Laerson e Maria Inês** que sempre apoiaram e incentivaram a minha decisão de seguir o sonho de uma carreira de docente e de pesquisador; colocando as aspirações dos filhos em primeiro lugar. Agradeço aos meus irmãos **Douglas e Ivan** pelo companheirismo e as horas de confraternização familiar. À minha namorada **Ana Laura**, que sempre foi compreensiva e amorosa. E também a minha linda sobrinha **Maria**.

Aos tios e tia, avós e primos, pelo carinho e orações. Obrigado pela atenção e companheirismo.

AGRADECIMENTOS

Ao professor **Dr. Paulo Vinícius Soares**, muito obrigado por todas as oportunidades e principalmente pela confiança depositada em mim: é um orgulho dizer que sou seu orientado e amigo. Agradeço pelos momentos sérios, de aprendizagem, estudos, discussões, pesquisas e conselhos; sempre combinados com conversas extrovertidas e momentos alegres. Admiro-te por ser um profissional com amplo conhecimento e ideias inovadoras, mas sempre com humildade perante o próximo. Você é o “camisa 10” desse time!

Aos **professores da área de Dentística e Materiais Odontológicos**, pela convivência e ensinamentos. Vocês são exemplos de dedicação e vocação para a docência.

Aos demais **professores do programa de pós-graduação**, muito obrigado pelos conhecimentos transmitidos durante as disciplinas.

Em especial, agradeço aos **Professores Bruno Rodrigues Reis, Luís Henrique Araújo Raposo e Aline Arêdes Bicalho** por sempre estarem dispostos à ajudarem.

A todos os membros da **Equipe LCNC**, vocês sempre mostraram disposição a ajudar. Os momentos que passamos juntos sempre combinavam aprendizagem, discussões profundas, várias risadas e momentos alegres: todos com bastante comida.

Agradeço, em especial, ao **Igor, Paola, Fernanda, Guilherme, Dani, Ramon e Amanda**, pela ajuda direta nas metodologias.

Obrigado aos **amigos da FAMP e Pitágoras** pela confiança e convivência nestes anos.

Obrigado aos **colegas da ESTES-UFU**, pela ótima experiência como professor substituto. Os próximos anos serão ótimos com a companhia de vocês.

Obrigado aos **amigos da 65ª e 70ª** turma de odontologia da FOUFU.

Aos **professores** Márcio Teixeira, Márcio Magno, Luiz Carlos Gonçalves, Simone Ávila, Liliane Parreira Tannús Gontijo e João Edson obrigado pelos ensinamentos e convivência.

Aos **colegas de mestrado e doutorado** que tornaram essa jornada muito prazerosa.

Aos **funcionários** da FOUFU, PPGO e CPBio pela amizade e companhia no momento do trabalho.

Ao **Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia**, pela minha formação profissional. Pela ótima equipe de profissionais que estão envolvidos e que fazem parte da história dessa instituição e que se tornaram parte também da minha história.

A **CAPES**, pelo apoio e incentivo a pesquisa e ensino durante o período de bolsa.

***“A vida não é fácil e tão linda quanto sugere nosso sorriso quase diário.
Mas fazemos parecer fácil, para levar mais alegria e motivar às pessoas
que estão ao nosso redor ”***

Alexandre Coelho Machado

SUMÁRIO

RESUMO	01
ABSTRACT	03
1. INTRODUÇÃO	05
2. PROPOSIÇÃO	12
3. MATERIAIS E MÉTODOS	13
3.1 Objetivo específico 1	13
3.1.1. Método de elementos finitos 3D	14
3.1.2. Teste de extensometria <i>in vivo</i>	23
3.2 Objetivo específico 2	28
3.2.1. Método de elementos finitos 2D	29
3.2.2. Espectrofotômetro de infravermelho por transformada de Fourier	34
3.3. Objetivo específico 3	36
3.3.1. Método de elementos finitos 3D	37
3.3.2. Teste de extensometria	39
3.4. Objetivo específico 4	44
4. RESULTADOS	57
4.1 Objetivo específico 1	57
3.1.1. Método de elementos finitos 3D	57
3.1.2. Teste de extensometria <i>in vivo</i>	63
4.2 Objetivo específico 2	65
3.2.1. Método de elementos finitos 2D	65
3.2.2. Espectrofotômetro de infravermelho por transformada de Fourier	67
4.3. Objetivo específico 3	68
3.1.1. Método de elementos finitos 3D	68
3.1.2. Teste de extensometria <i>in vivo</i>	73
4.4. Objetivo específico 4	74
5. DISCUSSÃO	88
6. CONCLUSÕES	103
7. REFERÊNCIAS	104

RESUMO

As lesões cervicais não cariosas (LCNCs) caracterizam-se pela perda de tecido mineralizado na junção cimento-esmalte, possuindo etiologia multifatorial, envolvendo agentes de tensão, fricção e corrosão. Apesar de não haver consenso em relação ao manejo clínico, o controle das LCNCs consiste na avaliação e manejo dos fatores etiológicos e confecção de restauração, principalmente, com resina composta. Considerando isto, o objetivo geral deste trabalho foi avaliar a o comportamento clínico e biomecânico de protocolos restauradores de LCNCs, divididos em quatro objetivos específicos: 1- avaliar o efeito do padrão oclusal, procedimento restaurador e morfologia da lesão cervical não cariosa no comportamento biomecânico de pré-molar superior; 2- analisar a influência da técnica restauradora em cavidade de lesão cervical não cariosa na tensão de contração residual e grau de conversão de resinas compostas; 3- avaliar o padrão de tensão-deformação de pré-molares superiores hígidos submetidos à fadiga mecânica; e 4- analisar a taxa de sucesso clínico de protocolos restauradores de LCNCs, divididos em dois fatores de estudo: afastamento gengival (sem afastamento; e com fio afastador) e método de aplicação do sistema adesivo universal. Para a execução deste estudo, foi utilizado o método de elementos finitos 3D, teste de extensometria *in vivo*, método de elementos finitos 2D, teste de extensometria *ex vivo*, espectrofotometria por infravermelho transformada de Fourier e estudo clínico randomizado. Como resultado, observou-se que o contato oclusal fora do longo eixo do dente e o processo de fadiga mecânica aumentam a concentração de tensão e deformação na região vestibular cervical, principalmente quando o contato é na vertente triturante da cúspide vestibular. A presença de LCNC intensifica estes valores de tensão e deformação, entretanto, a sua morfologia não interfere significativamente. O procedimento restaurador dissipa mais homogeneamente as tensões geradas pelas forças oclusais, resultando em um comportamento mecânico próximo ao dente hígido. A técnica de inserção de único incremento, seja de resina composta convencional ou de baixa contração, é a mais indicada para LCNC com até 2mm de profundidade, pois apresenta

menores valores de tensão de contração residual e adequado grau de conversão. Ao analisar a longevidade das restaurações, a média da taxa de sucesso foi de 92,8% em 180 dias. Sendo assim, conclui-se que o a análise oclusal deve ser periodicamente avaliada para identificar possíveis contatos prematuros e interferência oclusais; o processo restaurador é etapa fundamental para o controle das LCNCs; a técnica com único incremento é indicada para restaurar estas cavidades; e o afastamento gengival com fio afastador e o método de aplicação do sistema adesivo universal não influenciaram a longevidade das restaurações de LCNCs em até 180 dias.

Palavras Chave: Adesivo universal. Lesões cervicais não cariosas. Resina composta. Fadiga mecânica. Padrão oclusal. Tensão de contração.

ABSTRACT

Noncarious cervical lesions (NCCLs) are characterized by loss of mineralized tissue at the cementum-enamel junction and presents multifactorial etiology, involving stress, friction and corrosion agents. Although there is no consensus regarding clinical management, the control of NCCL is the evaluation and management of etiological factors and restoration mainly with composite resin. Considering this, the general propose were to evaluate the clinical and biomechanical behavior of NCCL's restorative protocols, divided into four specific objectives: 1- to evaluate the effect of occlusal pattern, restorative procedure and morphology of NCCL on the biomechanical behavior of maxillary premolar; 2- to analyze the influence of the NCCL restorative technique on the residual shrinkage stress and degree of conversion of composite resins; 3- to evaluate the stress-strain pattern of intact maxillary premolar submitted to mechanical fatigue; and 4- to analyze the clinical success rate of NCCL restorative protocols, divided into two study factors: gingival displacement (with and without gingival retraction cord); and method of applying the universal adhesive system. For this study, 3D finite element analyze, *in vivo* strain gauge test, 2D finite element analyze, *ex vivo* strain gauge test, fourier transform infrared spectrophotometer and randomized clinical trial were performed. As a result, occlusal contact outside the long axis of the tooth and the mechanical fatigue process have been shown to increase the concentration of stress and strain in the buccal cervical region, especially when the contact is in the grinder slope of the buccal cusp. The presence of NCCL increase the stress and strain values, however, its morphology does not significantly interfere on the biomechanical behavior. The restorative procedure dissipates more homogeneously the stress generated by the occlusal forces, resulting in a mechanical behavior closer to the intact tooth. The technique of insertion of one increment, either of conventional or low shrinkage composite resin, is the most indicated for NCCL of up to 2mm of depth, because it presents lower residual shrinkage stress and adequate degree of conversion. When analyzing the longevity of the restorations, the mean success rate was 92.8% in 180 days. Therefore, it were concluded that the occlusal arrangement should be periodically evaluated to identify possible premature contacts or occlusal

interference; the restoration is a fundamental step for the control of NCCLs; the technique with single or bulk-fill increment is indicated to restore these cavities; the gingival displacement with retracting cord and the method of applying the universal adhesive system did not influence the longevity of the NCCL restorations in up to 180 days.

Key-words: Composite resin. Mechanical fatigue. Noncarious cervical lesion. Occlusal pattern. Shrinkage stress. Universal adhesive system.

1. INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

Processos como mudança de hábitos, envelhecimento da população mundial e a redução da perda dentária por indicações que envolvem a etiologia cariiosa estão associados com o aumento da prevalência de algumas doenças bucais, como as lesões cervicais não cariosas (LCNCs) (1, 2). Estas lesões são caracterizadas pela perda de tecido dentário próximo à junção amelo-cementária, sem o envolvimento da ação bacteriana direta na região da estrutura acometida pela perda estrutural (3). A etiologia das LCNCs é de caráter multifatorial e três principais fatores atuam associados para a origem e progressão da lesão, sendo: atrição (desgaste e abrasão provocados por atrito de substâncias), acúmulo de tensões (abfração, parafunção e oclusão traumática) e biocorrosão (degradação química, bioquímica e eletroquímica, provocada por hábitos intrínsecos e extrínsecos) (2, 3) (Figura 1).

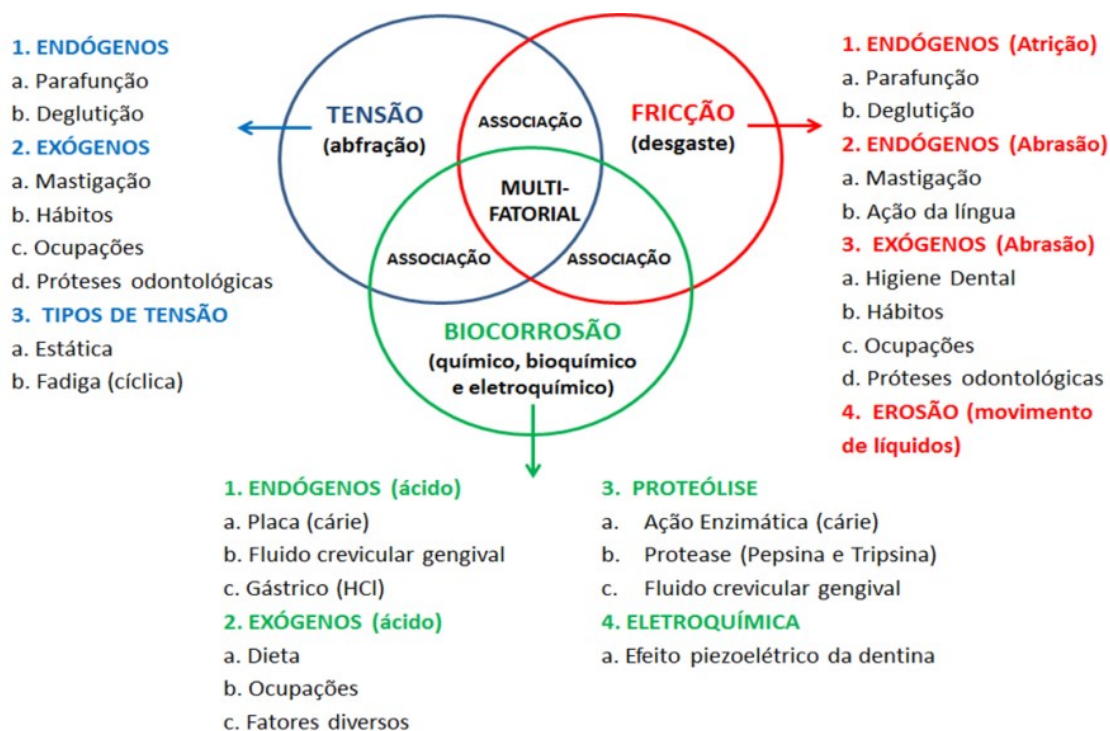


Figura 1: Tríade do mecanismo da patodinâmica dos fatores etiológicos que originam e perpetuam a evolução das LCNCs (Soares, PV – adaptado de Grippo et al., 2012).

Vários estudos observacionais e laboratoriais avaliaram as características das LCNCs, extensão e morfologia da perda de estrutura, assim como a prevalência entre a população e dentes mais acometidos (1, 4-7). A LCNC é uma alteração cada vez mais comum de ser observada clinicamente, com prevalência de até 60% em algumas populações (8) e aumento proporcional ao envelhecimento da população (1). Os dentes mais acometidos pelas LCNCs são os primeiros pré-molares superiores e, embora estas lesões possam ocorrer em um único elemento dental (9), o mais frequente é observá-las nas faces vestibulares de dentes de ambas as arcadas e com diversos níveis de severidades de perda de estrutura (Smith, 2008 ; Aw, 2002; Que, 2013). Por mais que a definição da morfologia das LCNCs considera a localização do fundo e a inclinação das paredes gengivais e oclusais/incisais, o principal critério para classificar a morfologia é baseado na geometria do fundo da lesão (5). As LCNCs podem ser classificadas como lesão em forma de cunha (presença de ângulo bem definido) ou em forma arredondada (fundo em curvatura no formato de “U” ou “C”). Embora haja outras classificações, as lesões em forma de cunha e arredondada correspondem por 40% e 42% das morfologias encontradas em dentes posteriores, respectivamente (5).

A perda de estrutura cervical está associada a prejuízos no comportamento biomecânico do elemento dentário, pois a perda de estrutura mineralizada na região cervical é importante fator modulador no padrão de distribuição de tensões e deformação (10-13). Isso ocorre, pois as sobrecargas oclusais e as forças de origem mastigatórias incididas no sentido não axial dos dentes podem resultar na deflexão dentária (14), promovendo maior acúmulo de tensão, principalmente quando associado a perda estrutural á existente na região cervical (11, 12, 15). Caso os valores de tensão sejam maiores do que a resistência máxima à tração/compressão dos tecidos mineralizados (14, 16), pode ocorrer formação de microfraturas decorrente da quebra das ligações entre os cristais de hidroxiapatita e a estrutura dental se torna mais susceptível à dissolução por ácidos extrínsecos e intrínsecos; sendo ainda mais vulnerável ao desgaste mecânico (17). É importante destacar que devido a dentina possuir maior resiliência comparada ao esmalte, os fatores biocorrosão e fricção

potencializam o efeito da tensão na origem e progressão das LCNCs, principalmente em dentina (3, 5). Como a oclusão e contato entre os dentes posteriores em função (mastigação e deglutição) são fisiológicos, cíclicos e indispensáveis para a manutenção da saúde do indivíduo, a estrutura dentária está sujeita à falha por fadiga mecânica que reduz os valores de resistência máxima dos tecidos dentais de acordo com a quantidade de ciclos mastigatórios (18, 19). Com isso, se não identificados e controlados os fatores etiológicos, as LCNCs tendem a progredir ao longo do tempo (3, 20, 21) e quanto maior a profundidade da LCNC, maior será o acúmulo de tensão concentrado em suas paredes (22).

Devido aos múltiplos fatores etiológicos envolvidos, o manejo das LCNCs é considerado importante para impossibilitar a progressão da lesão (23). Apesar de ainda não haver consenso na literatura, para execução de um controle completo, este deve abranger a análise do equilíbrio oclusal; de hábitos parafuncionais, ocupacionais e de dieta; identificação de alterações sistêmicas; e o protocolo restaurador da perda de estrutura (24). O processo restaurador das LCNCs é indicado, pois aproxima o comportamento biomecânico do remanescente dentário ao do dente hígido (25), funcionando como barreira aos fatores ácidos e de atrito, além de atuar como agente obliterador para casos de hipersensibilidade dentinária; reparando também o estético (21, 24).

O protocolo restaurador, apesar de indefinido, deve ser realizado com materiais que possam biomimetizar a estrutura perdida (12, 21, 24, 26). Dentre os materiais presentes na literatura para restaurar LCNCs, o mais indicado é a resina composta (26-28). Entretanto, este material está sujeito a variáveis que podem interferir no seu desempenho restaurador, como a degradação química e consequente diminuição da dureza (29); atrição (30), deficiência das margens em esmalte (31); baixa adesão à dentina esclerótica que normalmente está presente na base das LCNCs (32, 33); e concentração de altos níveis de tensão resultantes da força da mastigação (34, 35).

Além destes fatores, a resina composta apresenta propriedades intrínsecas que acarretam na sua contração volumétrica durante a

polimerização, resultando em tensão de contração residual, que pode interferir no sucesso do procedimento restaurador e ocasionar a falha precoce da restauração (36-38). Durante a polimerização dos materiais monoméricos, ocorre a conversão dos monômeros que se unem e formam rede de polímeros (39, 40). Conforme essa aproximação ocorre, haverá uma contração volumétrica (41). No estágio inicial da polimerização, conhecido como fase pré-gel, a contração é máxima, entretanto, devido ao seu baixo módulo de elasticidade, o material tem a capacidade de deformar compensando a redução de volume e dissipando parte da tensão (42, 43). Após este estágio, ocorre a fase de ponto gel, a qual o módulo de elasticidade do material aumenta consideravelmente, não sendo este mais capaz de deformar; contudo a contração é reduzida, pois a maioria dos monômeros já foi convertida em polímeros (42-44). Nesta fase, o material restaurador está rígido e a contração do mesmo irá induzir uma tensão na interface adesiva com o tecido dentário remanescente (definida como tensão de contração residual), desafiando mecanicamente a camada híbrida e podendo superar a união da mesma (42, 43, 45, 46). Como consequências dessa contração, podem ocorrer fendas marginais, microfraturas, pigmentações, microinfiltração, cárie secundária e sensibilidade pós-operatória, (39, 42, 43).

Para realizar a polimerização adequada de resinas compostas fotoativadas é de suma importância que o material receba dose de energia suficiente e no espectro de onda compatível com os fotoiniciadores presentes no mesmo (47, 48). A exposição inadequada (seja em dose de energia ou espectro) à luz interfere negativamente no grau de conversão e nas propriedades da resina composta (47-49). A conversão completa de monômeros em polímeros seria ideal, porém isto não ocorre, permanecendo monômeros reativos após a fotoativação. Sendo assim, o grau de conversão não é total, pois ao iniciar a formação da rede polimérica, a reatividade dos radicais diminui, assim como a mobilidade dos mesmos (50). Mesmo sem consenso da literatura a respeito do valor adequado do grau de conversão, este é maior na superfície externa da restauração e devem atingir ao menos 34,7%, podendo alcançar até 77,1% (51-53).

A fim de amenizar os danos promovidos pela tensão de contração residual e também pela inadequada conversão de monômeros em polímeros, muitas técnicas têm sido desenvolvidas com objetivo de se obter uma adesão mais estável a longo prazo para as restaurações. Mesmo com a evolução que ocorreu em relação às propriedades dos compósitos nas últimas décadas, ainda há preocupação quanto à técnica de inserção dos incrementos de resina (36, 37, 54). Para cavidades maiores, recomenda-se a inserção de mais de um incremento de resina composta para diminuir os efeitos indesejáveis decorrentes da contração de polimerização (37, 55). Em contrapartida, tem-se a possibilidade de incorporar espaços vazios entre as camadas do compósito (54). Por outro lado, a quantidade e posição dos incrementos também pode influenciar nas tensões de contração, de forma que incrementos oblíquos são capazes de gerar tensões de contração inferiores comparadas aos incrementos que unem paredes opostas (55).

Outra alternativa para diminuir os efeitos e consequências negativos das tensões de contração residual seria a utilização de resinas de baixa contração (38). As resinas do tipo bulk-fill foram introduzidas no mercado odontológico com a proposta de inserção de incrementos mais espessos devido à contração até 50% menor do que a apresentada em resinas convencionais (56, 57). A possibilidade de utilizar incrementos mais espessos ocorre devido à menor translucidez que permite maior transmissão da luz durante a fotoativação (58) e a possibilidade de unir paredes opostas é devido a utilização de monômeros específicos que controlam melhor a cinética da polimerização, resultando em menores valores de contração (56, 57). Ainda são escassos estudos que investigam o desempenho clínico de resinas de baixa contração em cavidades cervicais, sejam elas não cariosas (LCNCs) ou cariosas (classe V). Entretanto, existem comprovações laboratoriais de que não há prejuízo, e sim vantagens, em se utilizar estas resinas, pois a tensão de contração e deflexão de paredes são menores (57, 59, 60).

As falhas em relação às restaurações de LCNCs são frequentemente atribuídas ao controle inadequado da umidade, flexão das paredes da lesão e

difficuldade de se obter adesão satisfatória (61). Mesmo com todo o avanço que a odontologia adesiva alcançou nas últimas décadas, a resistência adesiva promovida pela técnica com condicionamento total sofre considerável degradação com o envelhecimento da restauração (62). Isto ocorre, pois o polímero presente na camada híbrida é susceptível à degradação hidrolítica, devido a sua natureza hidrofílica, que irá permitir o aumento da sorção de fluidos e da permeabilidade (63, 64). Além disso, um número significativo de fibrilas colágenas fica desprotegido devido à incompleta infiltração de monômeros do adesivo (62) e estas fibrilas serão degradadas por proteínas como as metaloproteinases e cisteínas catepsinas (65, 66). Por outro lado, em adesivos auto-condicionantes, por não ser necessário o condicionamento dentinário com ácido fosfórico, a degradação da camada adesiva é mais lenta (67). Os adesivos universais foram elaborados objetivando alcançar bons resultados de longevidade, estabilidade da camada adesiva tanto em dentina e esmalte, e ao mesmo tempo permitir uma técnica mais simples e menos sensível ao operador (68, 69). Ao utilizar este sistema, o operador pode optar por realizar o condicionamento total ou simplesmente utilizá-lo como auto-condicionante, ou ainda com o condicionamento seletivo do esmalte. Teoricamente, os adesivos universais possibilitam com o procedimento adesivo seja realizado com as vantagens do condicionamento total e a segurança do auto-condicionante (68).

Além das limitações intrínsecas do próprio sistema adesivo, as LCNCs apresentam características específicas que resultam em grande desafio à adesão. Enquadram-se a alteração da matriz colágena e dos componentes minerais, como: heterogeneidade de regiões hipermineralizadas com maior quantidade de fosfato e menor quantidade de carbono; grande quantidade de cristais e baixa quantidade de colágeno desnaturado; e túbulos dentinários obliterados por deposição de dentina esclerótica (61, 70) que normalmente está presente na base das LCNCs (32, 33). Além disso, o sucesso da adesão ainda irá depender do controle de umidade de fluídos da cavidade oral, como o fluido crevicular; do acesso do sistema adesivo considerando à proximidade com o tecido gengival; e da grande quantidade de interface da restauração localizada em dentina (61).

Com a progressão das LCNCs, sua localização pode estar além da área supragengival (71) e isto torna o procedimento de isolamento do campo operatório mais desafiador, interferindo na facilidade de técnica, satisfação do paciente e procedimento de acabamento e polimento. Devido à sensibilidade dos materiais adesivos (72), o isolamento do campo operatório é necessário para manter a superfície da cavidade livre de contaminantes, como umidade, saliva, fluido crevicular e sangue (73, 74). Apesar do isolamento com lençol de borracha ser utilizado há décadas na odontologia, prevenir com sucesso a presença de agentes infectantes durante o procedimento restaurador (73, 74) e ser indicado em grande parte das instituições de ensino (75), até 63% dos dentistas não utilizam este tipo de isolamento para restaurações em sua rotina clínica (76). Algumas razões relatadas para não utilizar o isolamento absoluto são a dificuldade de técnica e habilidade insuficiente do clínico, desconforto do paciente e maior tempo exigido para o tratamento (75, 77, 78). Além disso, uso do lençol de borracha e grampos retentores é considerado um desafio quando se trata do protocolo restaurador de cavidades cervicais (seja LCNC ou classe V de etiologia cariosa) (79, 80), o que ocasiona maiores índices de desadaptação marginal(61).

A alternativa adotada em relação ao isolamento absoluto do campo operatório é a utilização de rolos de algodão e fio afastador. Para restaurações de LCNCs, o isolamento relativo não apresenta diferença em comparação ao isolamento absoluto em termos de retenção, preferência do paciente e tempo de execução do procedimento (80, 81). Entretanto, a inserção do fio afastador pode trazer desconforto para o paciente, sendo que em média 70% dos pacientes sentem maior desconforto e necessidade de anestesia (81) durante a inserção do fio. Além disso, a presença do fio afastador pode resultar em dilacerações e sangramento gengival (81), e estes danos podem estar associados à maior chance de ocorrer recessão gengival (82).

O estudo aprofundado dos aspectos clínicos e biomecânicos que estão relacionados com os protocolos restauradores de LCNCs é de interesse de muitos pesquisadores, principalmente devido à grande incidência destas

lesões na população e abrangência de diferentes faixas etárias. O manejo destas lesões envolve a análise de vários fatores, devido ao tipo de substrato nesta região, a microestrutura deste substrato, proximidade com a polpa e a necessidade de recobrimento radicular, o que leva a sérias implicações quanto à melhor escolha dos materiais restauradores e como garantir maior longevidade ao tratamento. Diante deste contexto e da escassez de dados na literatura, se desperta a necessidade de indagar: 1 – “Diferentes padrões de contatos oclusais, restauração em resina composta e morfologia da LCNC interferem no padrão biomecânico e na progressão de LCNCs?”; 2 – “Qual a técnica de inserção de resina composta mais indicada para restaurar LCNCs?”; 3 – “Como o contato oclusal prematuro pode influenciar na origem de LCNCs?” E 4 – “O método de aplicação do sistema adesivo universal e o afastamento gengival influenciam na longevidade clínica de restaurações de LCNCs?”.

2. PROPOSIÇÃO

Avaliar o comportamento laboratorial e clínico de protocolos restauradores de LCNCs, divididos em quatro objetivos específicos (Figura 2).

2.1. Objetivo Específico 1: Avaliar o efeito do padrão de contato oclusal, procedimento restaurador e morfologia da LCNC no comportamento biomecânico de pré-molar superior pelo método de elementos finitos tridimensional com validação dos modelos pelo teste de extensometria *in-vivo*. A hipótese nula formulada é de que independentemente do tipo de contato oclusal, da presença de resina composta e da morfologia da LCNC, o padrão biomecânico e a progressão da perda estrutural serão similares.

2.2. Objetivo Específico 2: Analisar a influência da técnica restauradora em cavidade de LCNC no efeito da tensão de contração residual e grau de conversão pelo método de elementos finitos bidimensional e espectrofotometria de infravermelho transformada de Fourier. A hipótese nula formulada é de que independentemente do tipo de técnica utilizada e da resina composta, a tensão de contração residual e o grau de conversão serão similares.

2.3. Objetivo Específico 3: Avaliar o padrão de tensão-deformação de pré-molares superiores hígidos submetidos à fadiga mecânica – análise por elementos finitos tridimensional e teste de extensometria. A hipótese nula formulada é de que independentemente do tipo de contato oclusal e da ciclagem mecânica, o padrão biomecânico será similar para ambos os tipos carregamentos.

2.4. Objetivo Específico 4: Analisar a taxa de sucesso clínico de protocolos restauradores de lesões cervicais não cariosas, divididos em dois fatores de estudo: afastamento gengival (sem afastamento; e com fio afastador); e método de aplicação do sistema adesivo universal (condicionamento total ou condicionamento seletivo do esmalte). A hipótese nula formulada é de que independentemente do afastamento gengival e do método de aplicação do sistema adesivo, a taxa de longevidade será similar.

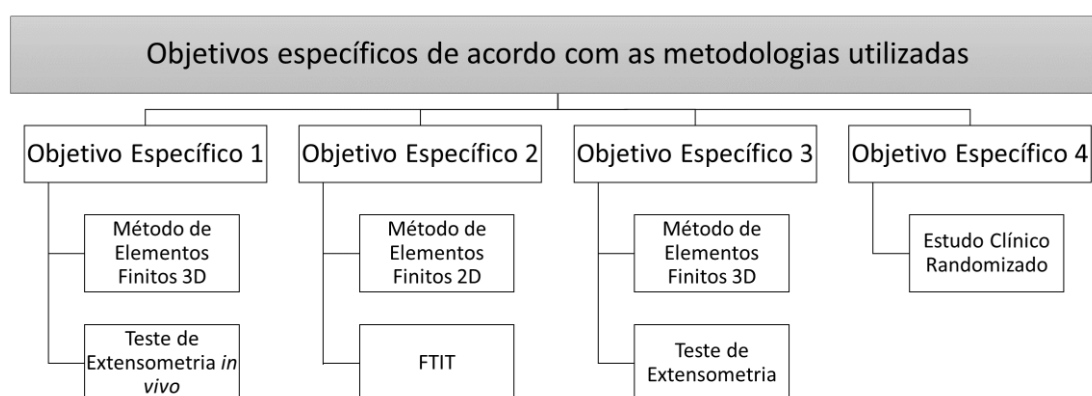


Figura 2: Fluxograma dos objetivos específicos do projeto de acordo com as metodologias utilizadas.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Objetivo Específico 1: Avaliar o efeito do padrão de contato oclusal, procedimento restaurador e morfologia da LCNC no comportamento biomecânico de pré-molar superior pelo método de elementos finitos (MEF) tridimensional com validação dos modelos pelo teste de extensometria *in-vivo*.

Este objetivo específico aplicou o método de elementos finitos 3D para análise do comportamento biomecânico mensurando o campo de tensões

em modelos numéricos virtuais e o teste de extensometria *in vivo* para validação do modelo digital, com a intenção de responder a seguinte pergunta: “Diferentes padrões de contatos oclusais, restauração em resina composta e morfologia da LCNC interferem no comportamento biomecânico e na progressão de LCNCs?” (Tabela 1).

Tabela 1: Delineamento experimental do objetivo específico 1:

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL OBJETIVO ESPECÍFICO 1	
Unidade Experimental:	Modelos virtuais 3D de elementos finitos de pré-molares superiores.
Fatores em Estudo:	- Contato oclusal: Longitudinal (CL); Oblíquo Palatino (CP) e Oblíquo Vestibular (CV); - Característica da região cervical: Hígido (H); LCNC com fundo angulado (AN); LCNC com fundo arredondado (AR) e respectivas morfologias restauradas com Resina Composta (RC).
Variáveis Respostas:	Padrão de distribuição de tensão e deformação.
Método de Análise:	- Método de elementos finitos 3D. - Teste de extensometria – <i>in vivo</i>.
Forma de Análise dos Dados:	Realizada de forma comparativa de acordo com as escalas quantitativas geradas nos modelos e resultados quantitativos obtidos em áreas específicas.

3.1.1. Método de Elementos Finitos 3D

Inicialmente, análise linear e elástica tridimensional foi realizada utilizando geometria baseada nas representações anatômicas para dentina, polpa, esmalte, ligamento periodontal, osso cortical, osso trabecular e restauração direta.

Este estudo utilizou como referência modelo CAD (Computer Assisted Desing) de pré-molar superior hígido do banco de dados do grupo LCNC gerado em parceria com o Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (Campinas, São Paulo, Brasil) (26, 83). Para obtenção do modelo referência, um pré-molar hígido de dimensões médias e anatomia coronária favorável foi selecionado e posicionado em Scanner de contato (MDX-40, Roland, Irvine, California, EUA) para obtenção do contorno externo coronário e radicular, da geometria dentinária coronária e da porção pulpar (83). Cada digitalização gerou

arquivo do tipo *.STL (Stereolitográficos) para esmalte, dentina e polpa e estes foram exportados para software de modelagem (Rhino3D 4.0, Rhinoceros, USA).

Para modelagem, as principais regiões dentais foram inicialmente traçadas (colo dental, equador protético e cristas marginais). Com o objetivo de facilitar a geração do modelo, linhas denominadas superfícies NURBS (*Non Uniform Rational Basis Spline*), que são próprias para modelagem de geometrias complexas e bio-modelagens, foram geradas. Sobre o arquivo *.STL foram selecionados alguns pontos de regiões estratégicas que serviram de referência para geração de curvas interconectadas em seus pontos de origem e extremidades (Figura 3). A partir destas curvas e considerando as referências dos principais marcos anatômicos, as superfícies dos modelos foram criadas. Todas as estruturas seguiram medidas pré-estabelecidas do elemento dentário digitalizado e de dados obtidos na literatura.

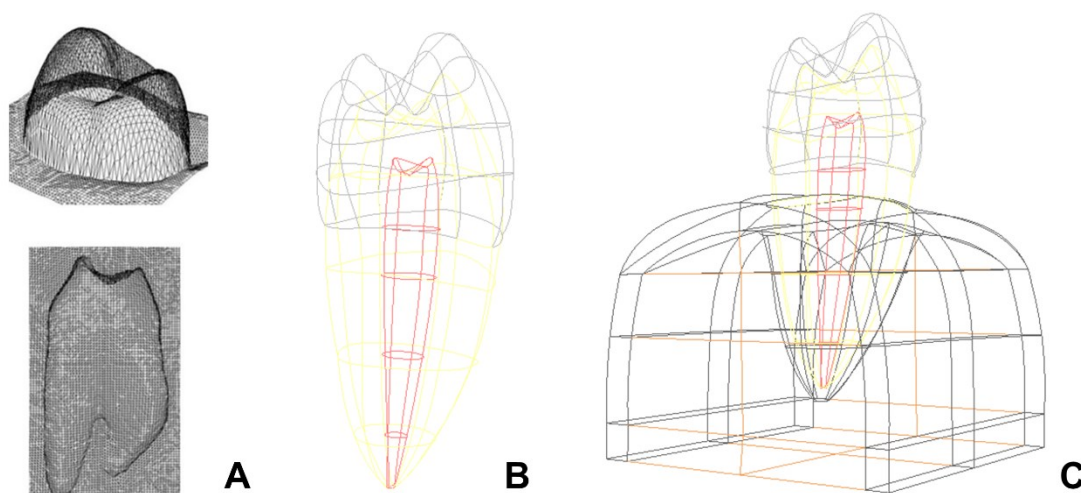


Figura 3. **A** – Arquivo *.STL exportado para o software CAD para realização das superfícies NURBS (Centro de Tecnologia da Informação - CTI, Campinas). **B** – Curvas geradas simulando a geometria de esmalte, dentina e polpa do dente digitalizado. **C** – Confeção das curvas das outras estruturas do órgão dentário baseado em dimensões descritas na literatura.

Posteriormente, foram gerados os volumes dos sólidos de todas as estruturas do órgão dentário hírido, por meio da união de superfícies internas de uma estrutura às superfícies externas de outra estrutura (Figura 4). Em seguida,

o dente foi seccionado de forma a permitir a mensuração e verificação das medidas de espessura de esmalte para as diversas regiões. As diferentes formas de tratamento que definiram os fatores em estudo também foram geradas no software de CAD. Além do modelo hígido (H), outros modelos foram gerados: LCNC com fundo angulado (AN), LCNC com fundo arredondado (AR); e respectivos modelos com simulação da restauração da cavidade cervical (RC). Para a criação da cavidade da lesão, foi confeccionado um sólido com ângulo agudo e outro com ângulo arredondado representando a geometria do fundo da lesão que, em seguida, foi subtraído da estrutura dentária de esmalte e dentina utilizando operações booleanas. A LCNC foi padronizada, com aproximadamente 2,5mm de profundidade, 2,5mm de abertura e abrangendo toda a face vestibular no sentido méso-distal. Procurando simular o procedimento restaurador na prática clínica, a confecção do volume do material restaurador foi realizada através de pontos e curvas, respeitando o perfil cervical, contudo sem a constrição da junção amelo-dentinária (Figura 5).

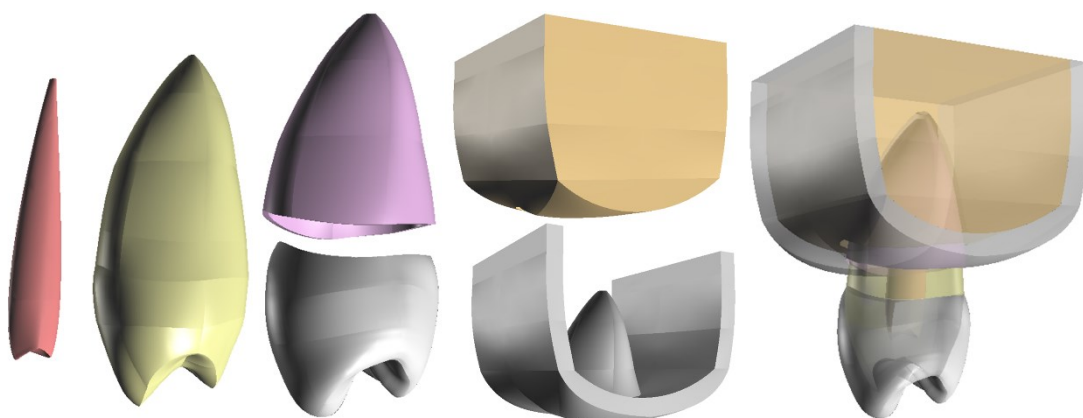


Figura 4: Geração de modelo de referência hígido baseado nos principais marcos anatômicos e dados obtidos na literatura de todas as estruturas do órgão dental

Os modelos geométricos gerados no CAD foram exportados no formato STEP (*Standard for the Exchange of Product Data*) para o software ANSYS 18.2 (Ansys Workbench 18.2, PA, EUA). Neste software, as seguintes etapas foram realizadas: pré-processamento (inserção das propriedades mecânicas, definição dos volumes, definição do tipo de contato, malhagem e condição de contorno), processamento (cálculo dos dados) e pós-

processamento (análise dos resultados de distribuição de tensão e deformação). Para esta análise inicial, todas as estruturas dentárias e materiais restauradores foram considerados homogêneos e com propriedades lineares e elásticas. Esmalte e dentina foram considerados estruturas ortotrópicas, enquanto as demais foram consideradas isotrópicas (Tabela 2).

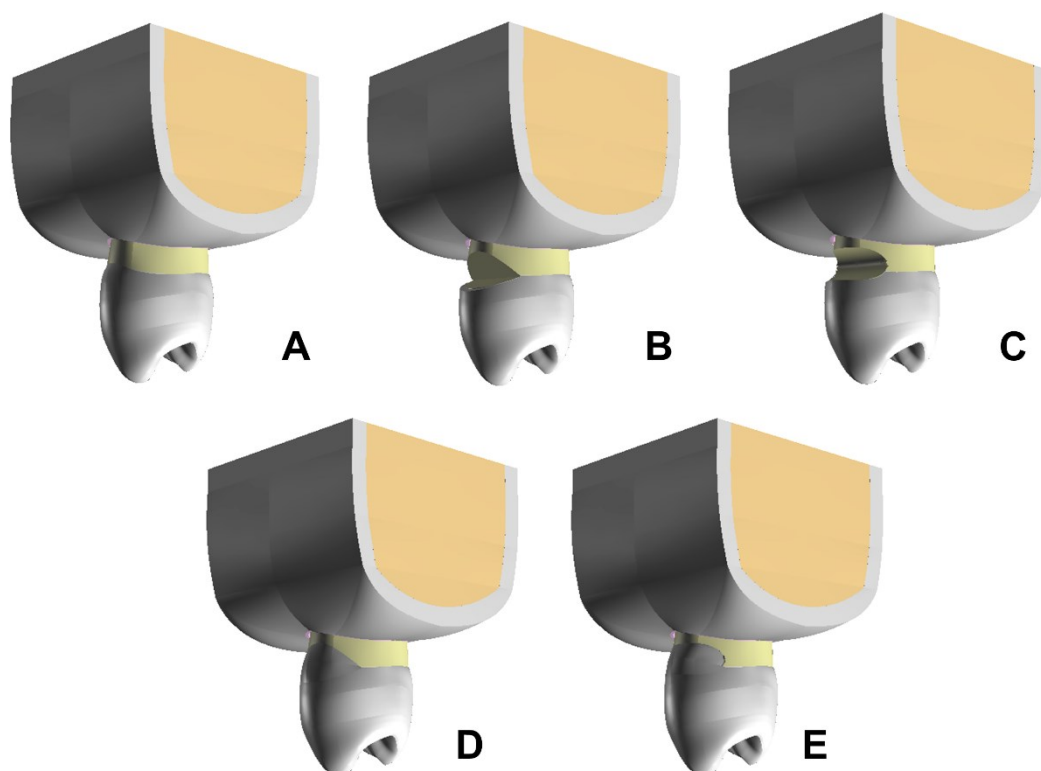


Figura 5: Modelos CAD confeccionados referentes a todos os grupos analisados. **A** – Modelo hígido (H). **B** – Modelo com LCNC de fundo angulado (AN). **C** – Modelo com LCNC de fundo arredondado (AR). **D e E** – Respetivos modelos com LCNC de fundo angulado (AN-RC) e arredondado (AR-RC) restaurados.

O volume correspondente a cada estrutura dentária foi malhado com elementos controlados e conectados, resultando em uma malha refinada, homogênea e congruente. Este processo envolve a divisão do sistema a ser estudado em um conjunto de pequenos elementos distintos definidos por nós. Elementos sólidos tetraédricos de 10 nós foram utilizados. Devido à interação entre as estruturas dentárias e as propriedades adesivas dos materiais

restauradores, os contatos entre todas as estruturas foram definidos como perfeitamente unidos, sendo assim, os elementos da malha de estruturas adjacentes respeitavam esta conectividade (Figura 6 e 7). Para resultar em malha de excelente qualidade, foi realizado o teste de convergência de malha, iniciando com a malhagem automática do software e gradativamente decrescendo a dimensão do elemento. Para cada teste, foi gerado o resultado pelo critério de tensões equivalentes (Von Mises) e mensurado o maior valor de tensão localizado em dentina. A malha foi considerada satisfatória quando, mesmo com o decréscimo da dimensão do elemento, o valor máximo da tensão era similar aos imediatamente adjacentes. O número e o tamanho de elementos gerados variaram dependendo dos diferentes volumes, sendo respeitada pelo processo de malha a geometria original (Tabela 3).

Tabela 2: Propriedades mecânicas ortotrópicas e isotrópicas aplicadas às estruturas

ESTRUTURAS	PROPRIEDADES ORTOTRÓPICAS (84)		
	Longitudinal	Transversal	Z
	Módulo de Elasticidade (MPa)		
Esmalte	73720	63270	63270
Dentina	17070	5610	5610
	Coefficiente de Cisalhamento (MPa)		
Esmalte	20890	24070	20890
Dentina	1700	6000	1700
	Coefficiente de Poisson (v)		
Esmalte	0,23	0,45	0,23
Dentina	0,30	0,33	0,30
ESTRUTURAS	PROPRIEDADES ISOTRÓPICAS		
	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson (v)	
Polpa (85)	2.07	0,45	
Ligamento Periodontal (84)	300	0,45	
Osso Cortical (86)	13700	0,30	
Osso Medular (86)	1370	0,30	
Resina Composta (57)	14900	0,24	

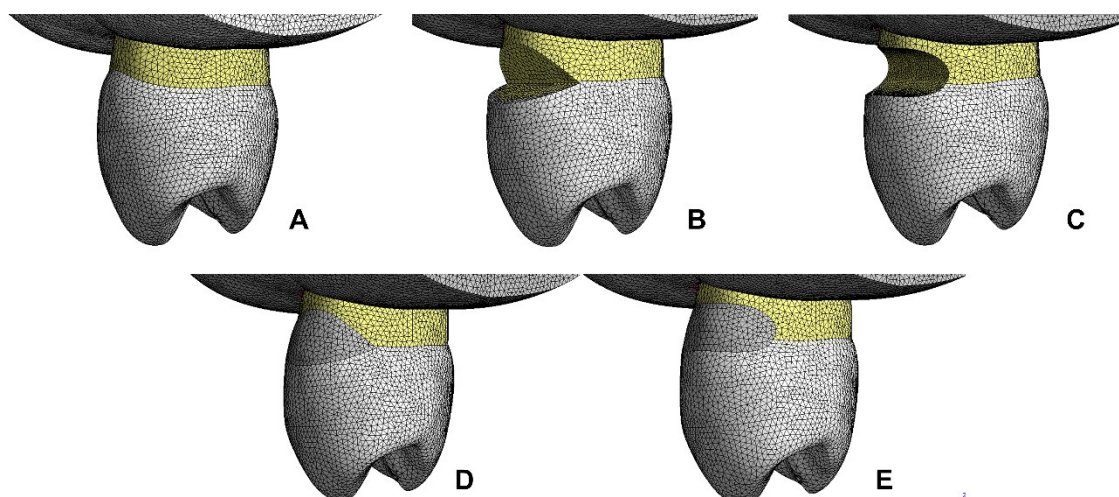


Figura 6: Malha dos sólidos com elementos tetraédricos de 10 nós. **A** – Modelo hígido (H). **B** – Modelo com LCNC de fundo angulado (AN). **C** – Modelo com LCNC de fundo arredondado (AR). **D e E** – Respectivos modelos com LCNC de fundo angulado (AN-RC) e arredondado restaurados (AR-RC).

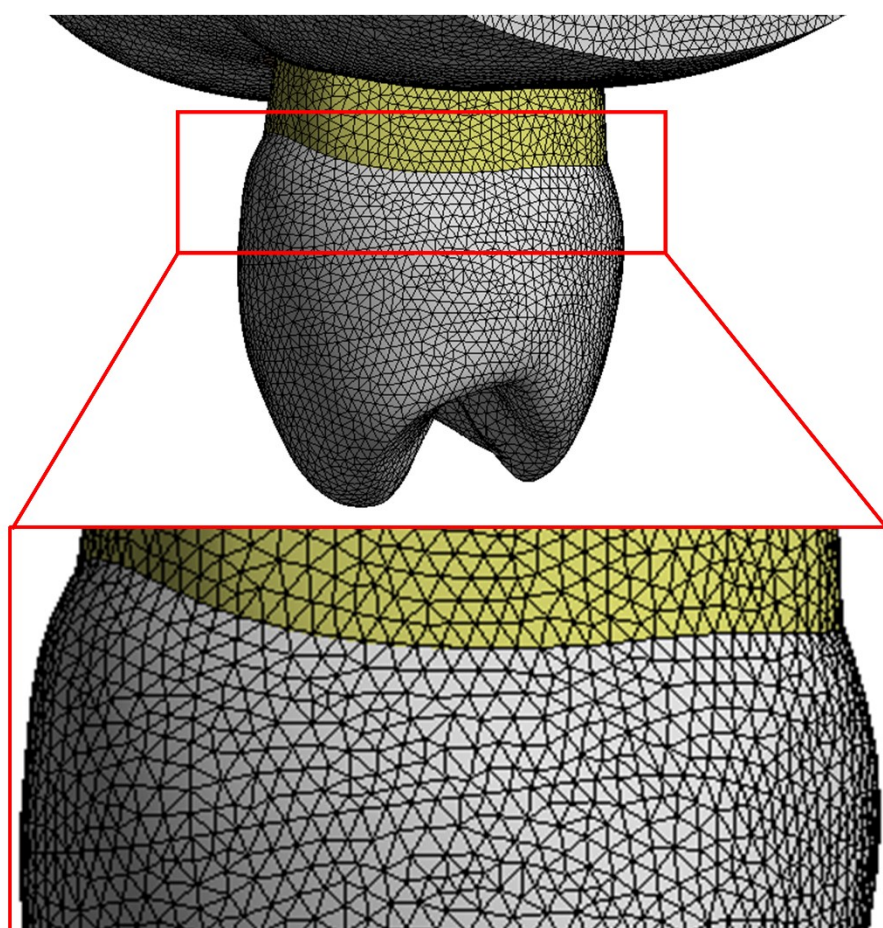


Figura 7: Imagem aproximada da malha do modelo hígido. É possível observar a homogeneidade dos elementos, congruência e conectividade dos nós.

Tabela 3: Números de nós e elementos dos modelos gerados.

Modelos	Número de Elementos	Número de Nós
Hígido	1.717.403	2.221.572
LCNC de fundo angulado	1.710.009	2.213.544
LCNC de fundo arredondado	1.711.049	2.215.414
LCNC de fundo angulado restaurado	1.719.217	2.223.173
LCNC de fundo arredondado restaurado	1.724.134	2.226.905

A etapa de estabelecer as condições de contorno consiste no desenvolvimento de interações de restrição do grau de liberdade do elemento rígido e aplicação de força. Os modelos foram submetidos a três tipos de carregamento de 100 N aplicados em superfícies previamente definidas no software CAD, representando contato entre um dente superior e um dente inferior. O carregamento longitudinal (CL) foi aplicado distribuído igualmente em ambas as cúspides, com a resultante final de 100N para o longo eixo, simulando uma distribuição homogênea dos contatos. Os carregamentos oblíquos foram realizados, respectivamente, nas vertentes triturantes das cúspides palatina (CP) e vestibular (CV), cada uma com resultante de 100N à 45° em relação ao longo eixo do dente. Ambos os contatos oblíquos simulavam contato não fisiológico (contato prematuro). A fixação dos modelos foi realizada nas superfícies da base e laterais dos ossos cortical e medular, de modo a restringir o deslocamento do modelo (Figura 8).

Após o processamento dos problemas propostos e geração dos resultados lineares e estáticos, os modelos foram submetidos à pós-processamento utilizando leis mecânicas de fadiga de materiais (87) para simular o envelhecimento mecânico. Desta forma, o software foi fomentado de informações referentes a intensidade de tensão necessária para promover a fratura de esmalte e dentina de acordo com a quantidade de ciclos. O processo de fadiga foi realizado calculando o número de ciclos necessários para a falha por fadiga de forma multi-axial e com carga cíclica. Isto foi baseado na análise linear elástica uni-axial para esmalte e dentina, e calculado de acordo com a seguinte fórmula: $\sigma_a = (\sigma_f - \sigma_m) \cdot (2N_f)^b$, onde σ_a é a tensão necessária para gerar a falha; σ_f é o coeficiente de resistência à fadiga; σ_m é a tensão principal; N_f é o número de ciclos necessários para a falha; e b é o expoente da resistência

à fadiga. No presente estudo, a tensão principal é considerada igual a 0, portanto, os ciclos para simulação da fadiga são considerados totalmente reversos ($\sigma_m = 0$). De acordo com as propriedades do esmalte e dentina (Tabela 4), a tensão necessária para gerar a falha (σ_a) foi calculada considerando de 1 até 10 milhões de ciclos e estes dados inseridos no software de elementos finitos (Figura 9).

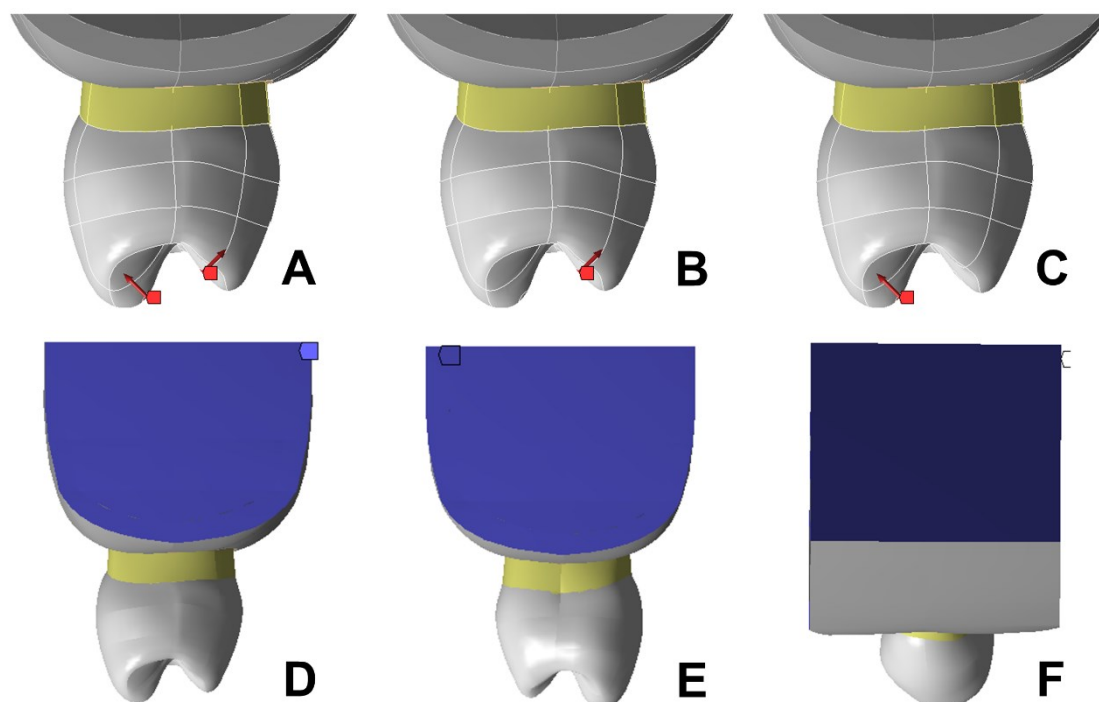


Figura 8: Condição de contorno. **A** – Aplicação de carregamento longitudinal (CL). **B** – Aplicação de carregamento oblíquo na vertente triturante da cúspide palatina (CP). **C** – Aplicação de carregamento oblíquo na vertente triturante da cúspide vestibular (CV). **D, E e F** – Restrição de deslocamento nas faces laterais mesial, distal e base do osso cortical e medular. Na área azul, o deslocamento é nulo.

Tabela 4: Propriedades mecânicas inseridas no software para fomentar a análise de fadiga mecânica.

PROPRIEDADES	ESMALTE	DENTINA
Coeficiente de resistência à fadiga (MPa) - σ_f (87)	310	247
Expoente de resistência à fadiga - b (87)	-0,111	-0,111
Resistência máxima à tração (MPa) (88)	10,3	98,7
Resistência máxima à compressão (MPa) (88)	384,0	297,0

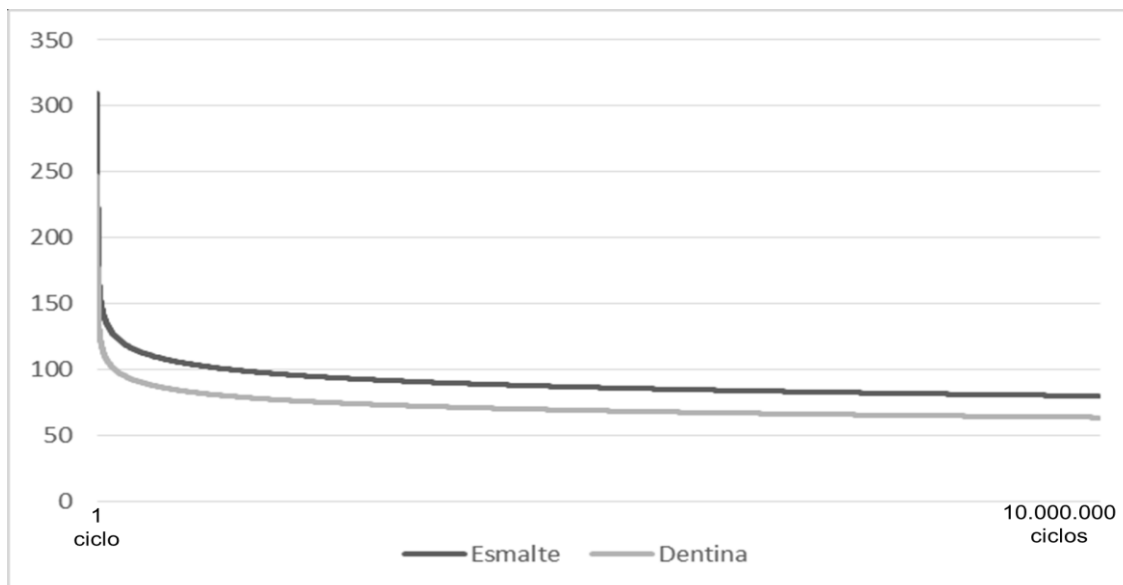


Figura 9: Cálculo da análise elástica uni-axial para esmalte e dentina de acordo com a seguinte fórmula: $\sigma_a = (\sigma_f - \sigma_m) \cdot (2N_f)^b$, fornecendo os valores de resistência máxima à fadiga.

Para análise dos resultados, foram utilizados os critérios de Tensão Máxima Principal e Tensão Mínima Principal para verificação da distribuição de tensão, mensurada em MPa. Para a análise da simulação da fadiga, os resultados foram plotados somente para esmalte e dentina pelo critério de sobrevivência. Adquiriu-se, também pelo MEF, o valor máximo e médio da deformação de todos os nós da superfície do esmalte correspondente às áreas onde o extensômetro foi colado no teste de extensometria *in vivo*, descrito a seguir (Figura 10). Estes dados foram inseridos em gráfico juntamente com os valores do teste de extensometria, para permitir a comparação dos resultados.

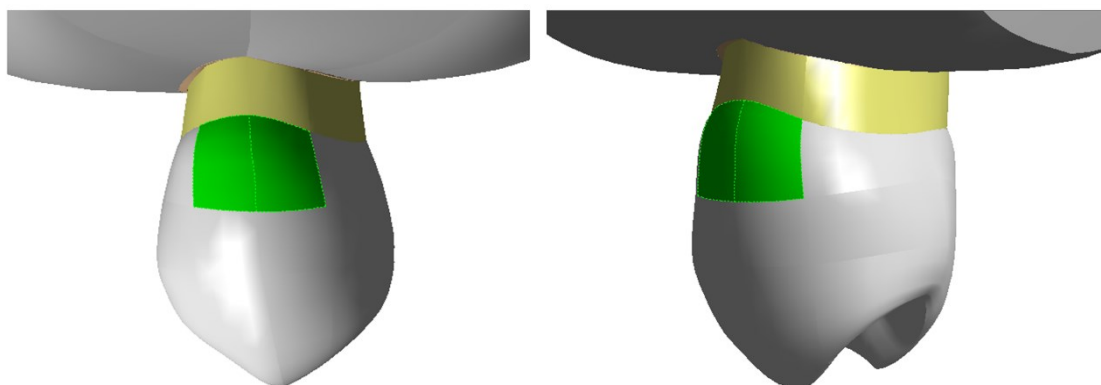


Figura 10: Vista frontal e em perspectiva da superfície equivalente à área de colagem do extensômetro no teste de extensometria, na qual foi mensurada a deformação máxima e média dos nós do modelo digital.

3.1.2. Teste de extensometria *in vivo*

Para validação do modelo de elementos finitos e maior confiabilidade dos resultados, os dados de deformação obtidos foram comparados com os valores da deformação obtidos em teste de extensometria realizado *in vivo*. Para isto, um sujeito voluntário (Parecer CEP-UFU 1.559.901) com adequada higiene oral, ausência de doença periodontal, presença de todos os dentes e em função (com exceção dos terceiros molares) e ausência de restaurações foi recrutado (Figura 11). Após esclarecimentos acerca do trabalho desenvolvido e, em concordância, o participante assinou o termo de conscientização livre e esclarecido para a realização do estudo. Inicialmente, a oclusão do paciente foi checada e os contatos oclusais no primeiro pré-molar superior direito foram verificados e marcados com papel carbono de 40 μ (Arti-check, Bausch, Itu, SP, Brasil). Devido à distribuição homogênea destes contatos em ambas as cúspides, esta situação foi considerada fisiológica e com a resultante distribuída ao longo eixo do dente (CL) (Figura 12).



Figura 11: Vista frontal dos dentes do voluntário, com boa higienização e oclusão favorável.



Figura 12: Checagem dos contatos oclusais com papel filme previamente ao teste de extensometria. Observa-se a presença de contatos distribuídos homogeneamente entre ambas as cúspides, similar ao simulado no contato longitudinal (CL) na metodologia de elementos finitos.

Para mensuração da deformação do dente do voluntário, um extensômetro (PA-06-060BA-120-C2, Excell sensores, Itatuba, SP, Brasil) foi fixado na face vestibular, paralelamente em relação ao longo eixo do dente, com a grelha (parte ativa, que mensura a deformação) posicionada no terço cervical. Os extensômetros utilizados neste trabalho apresentavam a área ativa da grelha de 1,5mm², resistência elétrica de 120Ω e fios de cobre com adaptadores soldados nos terminais. O fator de sensibilidade (gauge factor) era de 2,13. Para fixar o extensômetro, foi realizada a aplicação de ácido fosfórico a 35% (Ultra-etch, Ultradent, Indaiatuba, SP, Brasil) durante 15 segundos, lavagem com água durante 15 segundos e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Estes foram aderidos à estrutura dental com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, São Paulo, SP, Brasil) sob pressão digital durante 60 segundos. Os fios do extensômetro foram conectados ao Sistema de

Aquisição de Dados (ADS2000, Lynx, São Paulo, SP, Brasil), no esquema de meia ponte de Wheatstone, com um outro extensômetro fixado em outro dente (incisivo central superior direito) que não possuiu contato durante o movimento de oclusão, para compensar alterações dimensionais por temperatura, funcionando como amostra passiva (89) (Figura 13 e 14).

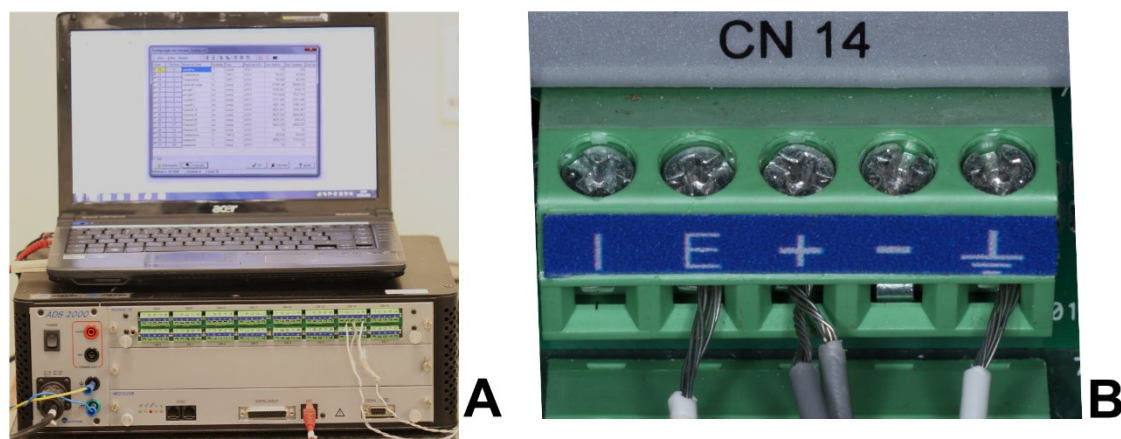


Figura 13: Equipamentos para o teste de extensometria. **A** – Computador e placa de aquisição dos sinais. **B** – Canal da placa de aquisição de sinais configurado no sistema meia ponte de Wheatstone.

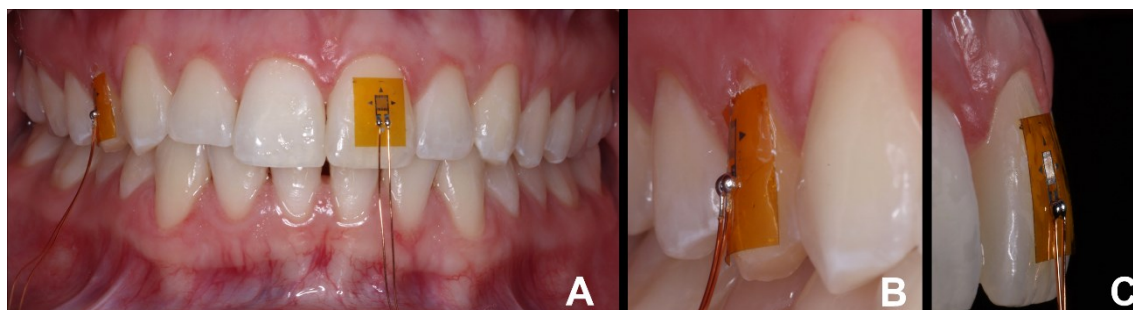


Figura 14: **A** – Extensômetros fixados nos dentes do voluntário conectados ao sistema meia ponte de Wheatstone. **B** – Extensômetro ativo, que irá mensurar a deformação na região cervical do dente pré-molar. **C** – Extensômetro passivo, que irá compensar possível deformação que não seja da força da oclusão do voluntário fixado em dente que não recebe força em oclusão.

Concluída a configuração do equipamento, o teste foi iniciado e após 5 segundos, foi solicitado ao sujeito realizar o movimento de fechamento da boca até estabilização dos contatos dentários. Após 30 segundos em oclusão, o sujeito foi orientado a abrir a boca e o teste foi interrompido somente após 5

segundos. Desta forma, a deformação foi mensurada durante 40 segundos para o contato com resultante longitudinal (CL) (Figura 15).

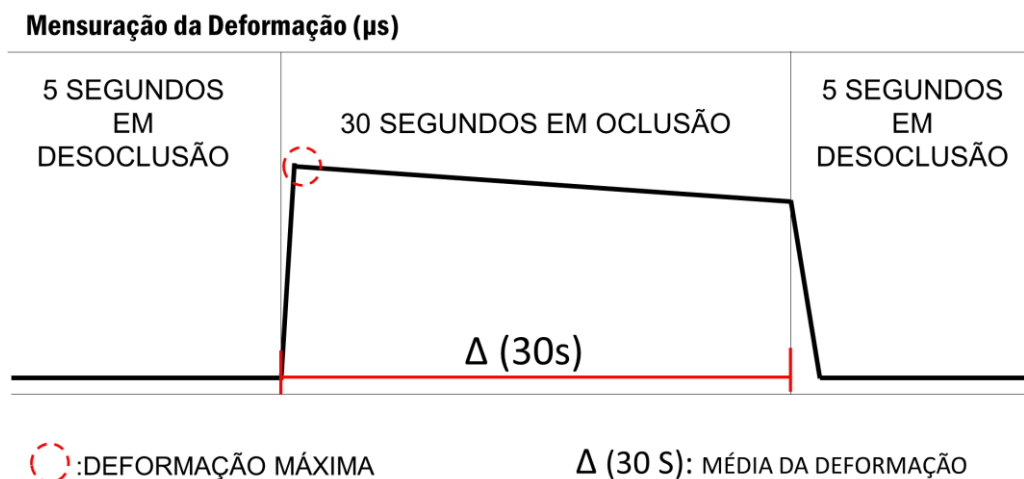


Figura 15: Esquema representativo da mensuração máxima e da média da deformação *in vivo*.

Em seguida, um incremento de resina foi inserido na vertente triturante da cúspide palatina para simulação do contato oblíquo palatino (CP). Para isto, foi aplicado uma camada de adesivo (Peak Universal Bond, Ultradent) em esmalte, fotoativado por 20 segundos (Valo, Ultradent), inserido o incremento de resina composta (Forma, A4, Ultradent) e fotoativado por 20 segundos. Os contatos oclusais foram checados e marcados com papel carbono, para avaliar se o contato prematuro estava similar à área de aplicação de força de CP no MEF (Figura 16). Neste momento, o teste foi iniciado e realizado como descrito anteriormente em CL, totalizando 40 segundos. Após a segunda mensuração da deformação, o incremento de resina composta da cúspide palatina foi removido e, em seguida, outro incremento de resina foi inserido na vertente triturante da cúspide vestibular para simulação do contato oblíquo vestibular (CV). Utilizou-se o mesmo protocolo adesivo e restaurador do incremento na cúspide palatina. Os contatos oclusais foram checados e marcados com papel carbono, para avaliar se o contato prematuro estava similar à área de aplicação de força de CV no MEF (Figura 17). Neste momento, o teste foi iniciado e realizado da mesma forma como descrito anteriormente para CV e CP, totalizando 40 segundos. Após

a terceira mensuração da deformação, o incremento de resina composta foi removido e o esmalte polido com silicones abrasivos (Jiffy Polisher, Ultradent).



Figura 16: Checagem dos contatos oclusais com papel carbono previamente ao segundo teste de extensometria. Observa-se a presença de contato exclusivo na vertente triturante da cúspide palatina, similar ao simulado no contato palatino (CP) em MEF.



Figura 17: Checagem dos contatos oclusais com papel carbono previamente ao terceiro teste de extensometria. Observa-se a presença de contato exclusivo na vertente triturante da cúspide vestibular, similar ao simulado no contato vestibular (CV) em MEF.

Os dados obtidos foram transferidos para computador que utilizou software específico de aquisição, transformações de sinais e análise dos dados (AqDados 7.02 e AqAnalysis, Lynx). Durante a aplicação da carga pelo voluntário, o sistema de aquisição de dados coletou um nível de microdeformação (μs) a cada 0,25 segundos. Os valores máximos de deformação para cada contato oclusal simulado, além dos valores médios durante os 30 segundos em oclusão, foram comparados com os valores obtidos no MEF para validação dos modelos.

3.2. Objetivo Específico 2: Analisar a influência da técnica restauradora em cavidade de lesão cervical não cariosa no efeito da tensão de contração residual e grau de conversão de resinas compostas.

Este objetivo específico aplicou o método de elementos finitos 2D e espectrofotometria infravermelho transformada de Fourier, para análise da técnica de restauração de LCNC, com a intenção de responder a seguinte pergunta: “A forma de inserção do incremento e o tipo de resina composta interferem na tensão de contração residual e grau de conversão de restaurações diretas de LCNC?” (Tabela 5).

Tabela 5: Delineamento experimental objetivo específico 2:

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL OBJETIVO ESPECÍFICO 2	
Unidade Experimental:	- Modelos virtuais de elementos finitos de pré-molares superiores com LCNC restaurada. - Cilindros de resinas compostas;
Fatores em Estudo:	Técnica restauradora: 1 incremento de resina convencional; 1 incremento de resina de baixa contração; 3 incrementos paralelos de resina convencional e 3 incrementos oblíquos de resina convencional.
Variáveis Respostas:	- Padrão de distribuição de tensão; - Grau de conversão;
Método de Análise:	- Método de elementos finitos 2D. - Espectrofotômetro de infravermelho por transformada de Fourier (FTR)
Forma de Análise dos Dados:	- Realizada de forma comparativa de acordo com as escalas quantitativas geradas nos modelos e com os resultados quantitativos plotados em gráficos. - Análise de variância de três fatores – teste Tukey para o grau de conversão.

3.2.1. Método de elementos finitos 2D

Para a análise da tensão de contração residual foram gerados modelos de elementos finitos bidimensionais (2D), isotrópicos e homogêneos. Para isto, pré-molar superior hígido foi seccionado, fotografado e a distância vestíbulo-palatina mensurada em 10,41 mm (Figura 18). Nesta imagem, foi realizada a equivalência das medidas, com régua virtual (Microsoft PowerPoint 14, Microsoft Office, Microsoft, e definição da dimensão da LCNC (2mm x 2mm) por meio de equivalência de medidas utilizando uma régua virtual (Microsoft PowerPoint 13, Microsoft Office, Microsoft, Redmond, WA, EUA) (Figura 19).

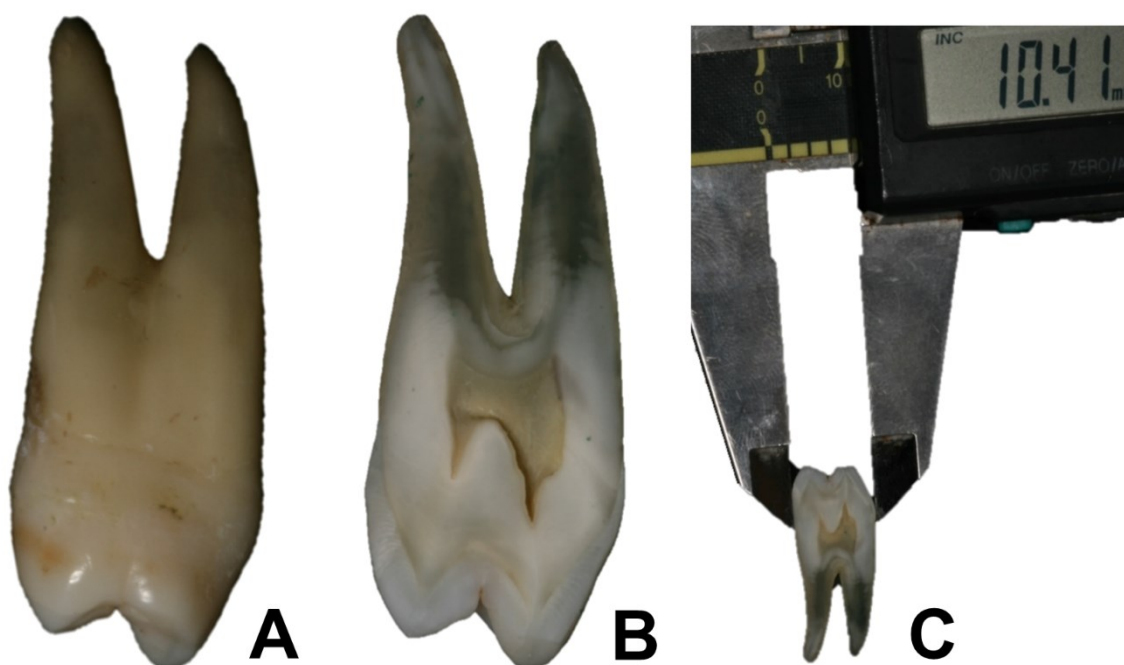


Figura 18: Mensuração das medidas de pré-molar superior para confecção do modelo. **A** – Seleção do pré-molar superior hígido e com medidas padronizadas ao que consta na literatura. **B** – Corte ao longo eixo, dividindo em porção mesial e distal. **C** – Mensuração da maior dimensões vestíbulo-palatino do pré-molar superior seccionado com paquímetro digital (10,41 mm).

Esta imagem foi exportada para o software ImageJ (desenvolvido por Wayne Rasband do Research Services Branch, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland) e os pontos de coordenadas das superfícies das estruturas foram obtidos, com equivalência às dimensões reais (10,41 para a maior distância vestíbulo-palatina). Posteriormente foram obtidos os pontos de

coordenadas das superfícies de esmalte, dentina e polpa e convertidos para arquivo *.dat (Figura 20).

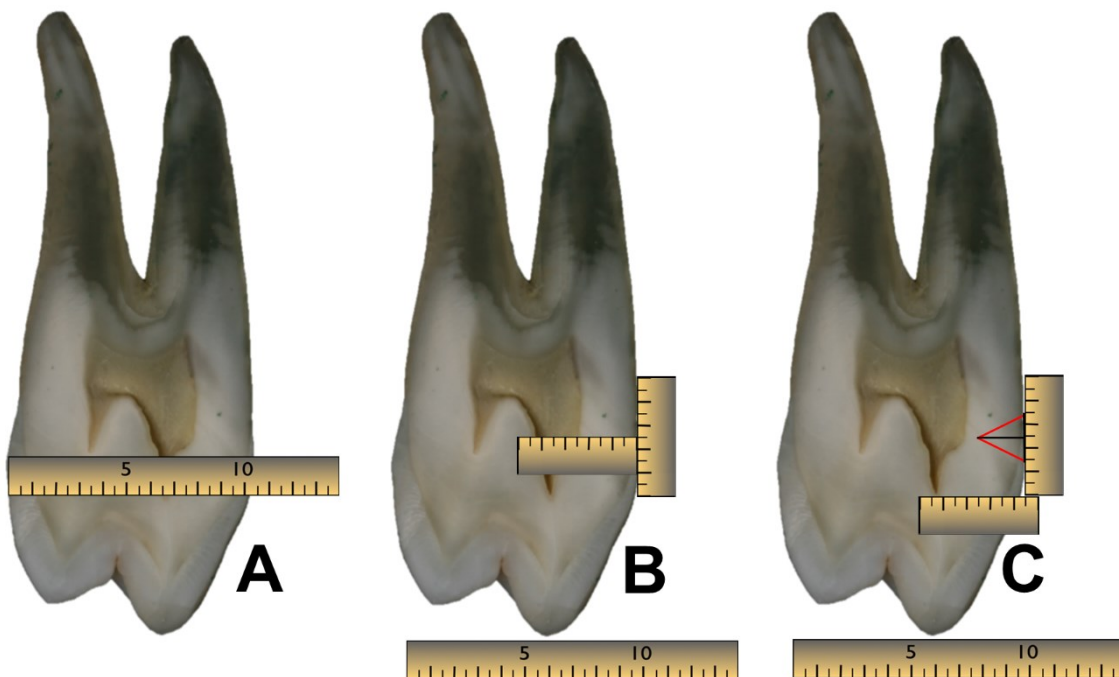


Figura 19: Equivalência das dimensões utilizando régua digital calibrada e definição das medidas da LCNC (2mm x 2mm).

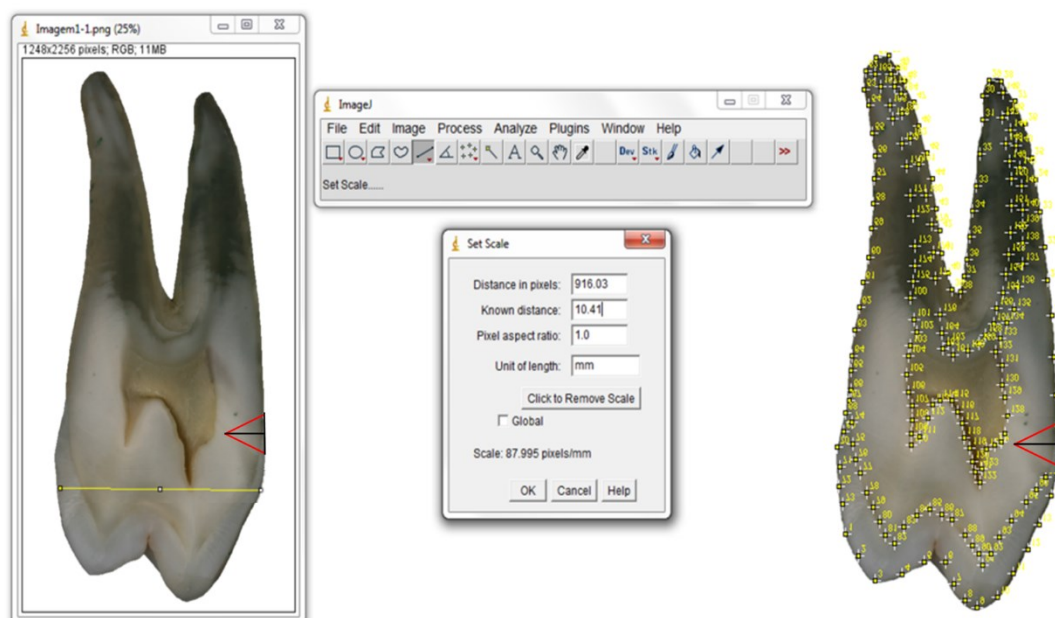


Figura 20: Imagem exportada para o Software Image J, tendo equivalência com as dimensões reais do elemento dentário (10,41 para a maior distância vestibulo palatina) e posteriormente os definidos os pontos de coordenadas da superfície para esmalte, dentina e polpa.

Por fim, as coordenadas foram exportadas para o software MSC Marc/Mentat (MSC Software Co, Los Angeles, CA, USA), e a partir destas, foi realizado o contorno do modelo com curvas e posteriormente o processo de confecção manual da malha do modelo. A malha manual possibilita maior controle sobre a divisão dos elementos, sendo que esta deve ser congruente, homogênea e conectada (Figura 21). Devido à diferença entre a posição dos incrementos, três malhas diferentes foram geradas para o material restaurador: incremento único (única malha foi criada para a restauração, sendo que somente as faces externa e interna da restauração foram delimitadas); três incrementos paralelos (a malha foi dividida em três conjuntos de elementos para a restauração, sendo que a face externa da restauração foi traçada e a porção interna dividida em três partes paralelas); e três incrementos oblíquos (a malha foi dividida em três conjuntos de elementos para a restauração, sendo que a face externa da restauração foi traçada e a porção interna dividida em três partes oblíquas) (Figura 22).

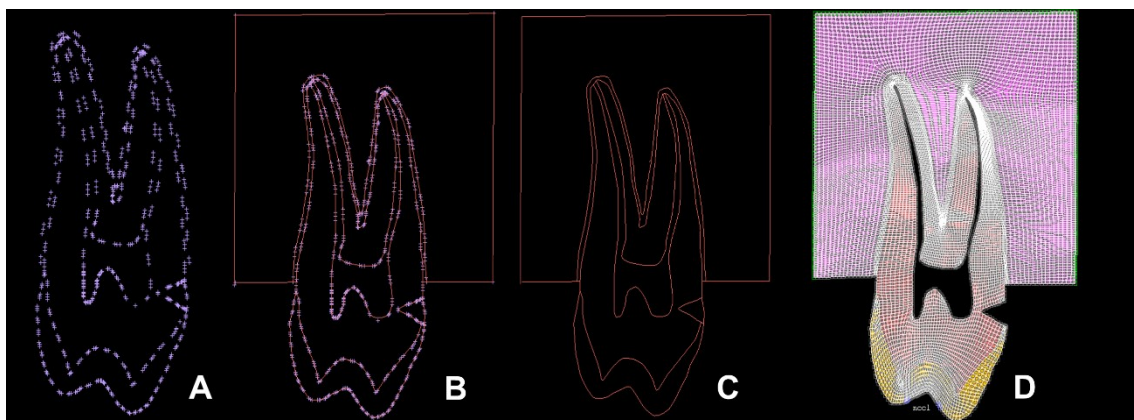


Figura 21: Processo de confecção do modelo. **A** – Coordenadas exportadas para o software MSC Marc/Mentat. **B** – Curvas traçadas sobre as coordenadas. **C** – Definição das curvas das estruturas. **D** – Confecção de malha homogênea, congruente e simétrica para todas as estruturas, com exceção da restauração.

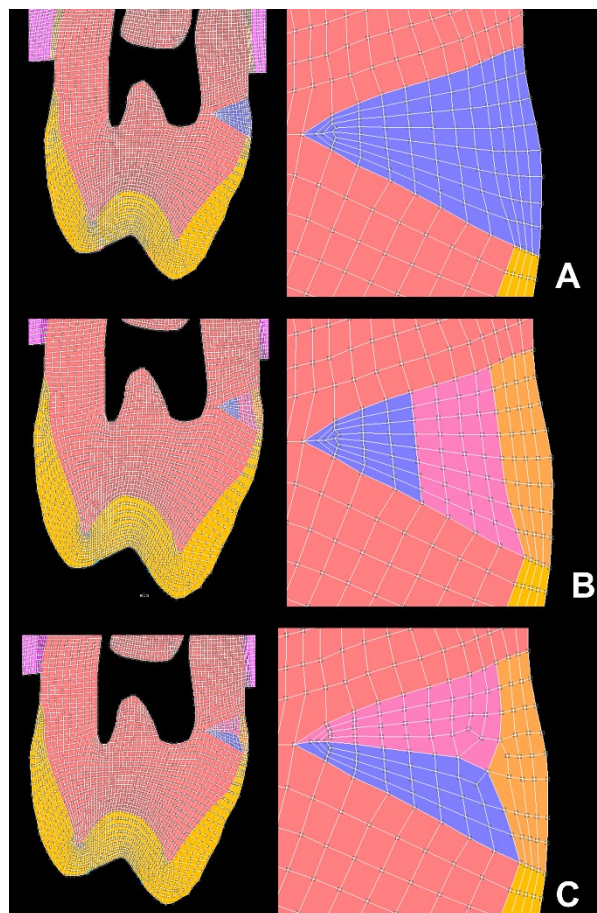


Figura 22: Malha da restauração de acordo com o fator em estudo “Técnica Incremental”. **A** – Incremento único; **B** – Três incremento paralelos. **C** – Três incrementos oblíquos.

As propriedades mecânicas foram coletadas da literatura e inseridas no arquivo *.dat (Tabela 6). A restrição de deslocamento foi definida na base do cilindro, tanto para o plano horizontal quanto para o plano vertical. A contração de polimerização do compósito foi simulada por analogia térmica sendo que a temperatura inicial foi reduzida a 1°C, enquanto o valor de contração linear (contração pós-gel) foi introduzido como coeficiente de expansão térmica linear (Tabela 6). Sendo assim, quatro modelos foram gerados: incremento único de resina de baixa contração (1-BC); incremento único de resina convencional (1-C); três incrementos paralelos de resina convencional (3-PC); e três incrementos oblíquos de resina convencional (3-OC). Após o processamento do modelo, os resultados das tensões de contração residuais foram plotados pelo critério de

Von Mises Modificado. Este critério de pós-processamento permite expressar a relação das tensões com a resistência de compressão e a resistência de tração do material. Além disso, os valores de tensão na direção Y (vertical) foram obtidos na região da interface da LCNC-restauração, terço cervical da face vestibular e fundo da lesão e plotados na forma de gráfico (Figura 23).

Tabela 6: Propriedades mecânicas inseridas no software para fomentar a análise de elementos finitos.

Estrutura	MÓDULO DE ELASTICIDADES (MPa)	COEFICIENTE DE POISSON (ν)	RAZÃO RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO (MPa)	RESISTÊNCIA MÁXIMA À TRAÇÃO (MPa)	EFEITO DIFERENCIAL DA TENSÃO	COEFICIENTE DE LINEAR DE EXPANSÃO TÉRMICA
Esmalte	84000 (90)	0,30 (90)	384,0 (88)	10,3 (88)	37,28 (37)	-
Dentina	18000 (90)	0,23 (90)	297,0 (88)	98,7 (88)	3,00 (37)	-
Poliéter	50 (91)	0,45 (91)	-	-	-	-
Cilindro de Poliestireno	13500 (92)	0,31 (92)	-	-	-	-
Resina Filtek Z350 (convencional)	14900 (57)	0,24 (88)	257,0 (57)	47,3 (57)	0,74 (57)	5,43 (57)
Resina Tetric EvoCeram Bulk-fill (baixa contração)	14500 (57)	0,24 (88)	213,3 (57)	37,8 (57)	0,42 (57)	5,64 (57)

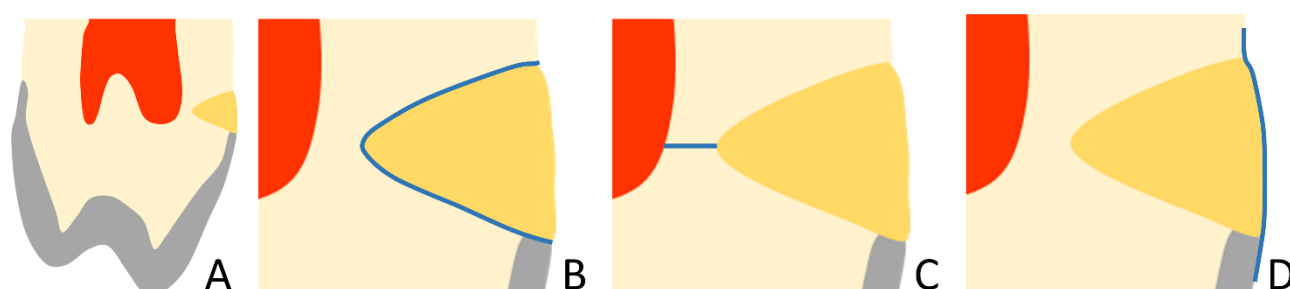


Figura 23 Esquema dos nós onde foi coletado os valores de tensão na direção Y (vertical). Na linha azul, o valor da tensão foi obtido em todos os nós da região demarcada. **A** – Modelo esquemático. **B** – Interface da LCNC-restauração; **C** – Fundo da LCNC; **D** – Terço cervical da face vestibular.

3.2.2. Análise do grau de conversão por Espectrofotômetro de infravermelho por transformada de Fourier - FTIR

Para a mensuração do grau de conversão estático (GC) das resinas compostas nos estados polimerizado e não polimerizado utilizou-se Espectrofotometria de Infravermelho por Transformada de Fourier – FTIR. O GC foi realizado no equipamento FTIR (Vertex 70, Bruker Optik GmbH, Ettlingen, Alemanha) com elemento acoplado de reflectância total atenuada (ATR), infravermelho médio (MIR) e detector de sulfato de triglicina deuterada (DTGS).

As amostras foram confeccionadas em matriz de silicone por adição de formato cilíndrico com diâmetro e espessura de 2mm (simulando a abertura e profundidade da LCNC). Esta matriz foi posicionada em placa de vidro sobre tira de poliéster para permitir lisura adequada do fundo. Em seguida, os cilindros de resina (n=5) foram confeccionados, segundo a técnica avaliada: incremento único de resina de baixa contração (1-BC) (Tetric EvoCeram Bulk-fill, Ivoclar-Vivadent, Bufo, Nova Iorque, EUA); incremento único de resina convencional (1-C) (Resina Filtek Z350, 3M-ESPE, São José do Rio Preto, SP, Brasil); três incrementos paralelos de resina convencional (3-PC) (Resina Filtek Z350, 3M-ESPE); e três incrementos oblíquos de resina convencional (3-OC) (Resina Filtek Z350, 3M-ESPE) (Tabela 7). Para a técnica de incremento único, fotoativação de 20 segundos foi realizada com unidade LED com irradiância de 1200 mW/cm² (Radii-plus, SDI, Victoria, Austrália). Já para as técnicas de 3 incrementos, após cada inserção, o material foi fotoativado por 20 segundos com o mesmo aparelho fotoativador, de acordo com o esquema da figura 24. Sendo assim, as técnicas de incremento único receberam 24J de energia. Já para as técnicas de três incrementos, o primeiro incremento recebeu 72J, o segundo incremento recebeu 48J e o terceiro incremento recebeu 24J.

Tabela 7: Materiais utilizados na execução da restauração das LCNCs.

MATERIAL	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO
Tetric EvoCeram bulk-fill	Ivoclar-Vivadent, Bufo, Nova Iorque, EUA	Vidro de bário, ytterbium trifluoride, aglomerado de óxidos pré-poimerizados. UDMA, BISGMA.
Filtek Z350 XT	3M, São José do Rio Preto, SP, Brasil	Partículas manométricas de sílica e zircônia. Nanoaglomerados de sílica-zircônia. Bis-GMA. Bis-EMA. UDMA, TEGDMA.

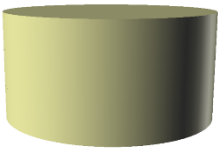
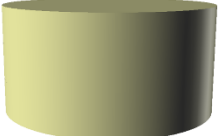
TÉCNICA DE INSERÇÃO	1ª Fotoativação (20s)	2ª Fotoativação (20s)	3ª Fotoativação (20s)
Único Incremento			
3 Incrementos Paralelos			
3 Incrementos Oblíquos			

Figura 24: Desenho esquemático da confecção de cilindro de resina composta em relação à técnica de inserção utilizada e os respectivos tempos de fotoativação (1200mW/cm²).

Após a confecção das amostras, o grau de conversão foi mensurado na superfície e no fundo da amostra, imediatamente e após 24 h. Durante esse período, as amostras foram armazenadas a seco e ao abrigo de luz em estufa a 37°C. Os espectros nos estados polimerizado e não polimerizado da resina composta foram obtidos por meio do *software* OPUS (Spectroscopy Software, Bruker Optik GmbH, Ettlingen, Alemanha) entre o pico de absorbância localizado em 1608cm⁻¹ da cadeia aromática de carbono C=C e o pico em 1638 cm⁻¹ da cadeia alifática de carbono C=C, com resolução de 4 cm⁻¹ e 32 *scans*. Todas as análises foram realizadas sob condições controladas de temperatura (25±1°C) e humidade (60±5%). O GC (%) foi calculado pela fórmula: $GC = (1 - P/NP) \times 100$, sendo P a razão da intensidade em 1638 cm⁻¹ /1608 cm⁻¹ e NP a razão da intensidade em 1638 cm⁻¹ /1608 cm⁻¹ no estado não-polimerizado (Figura 25).

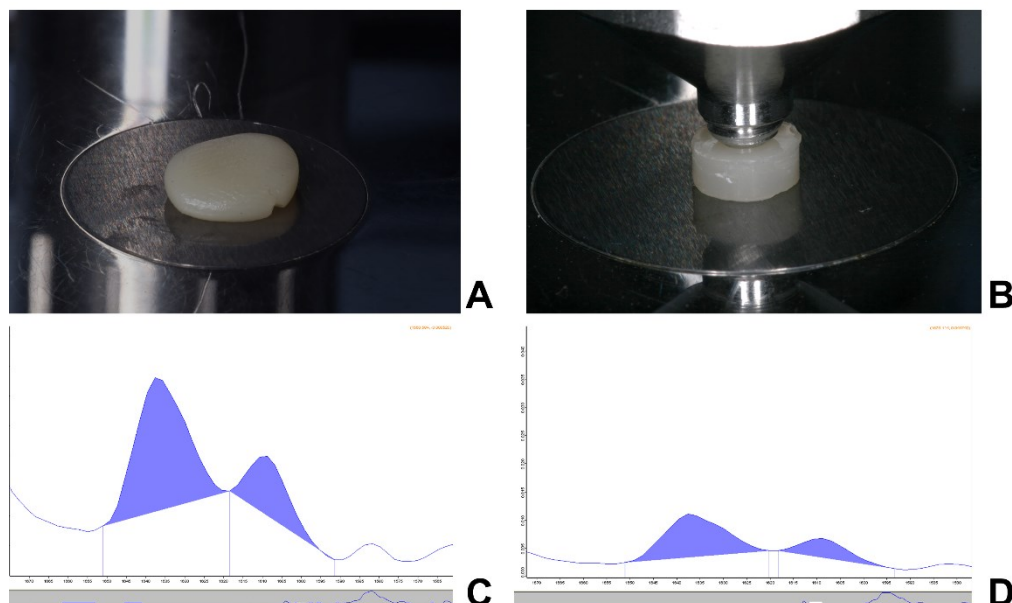


Figura 25: Avaliação do grau de conversão estático de resinas compostas através do FTIR. **A e B** – Amostras de monômeros e polímeros posicionadas para teste, respectivamente. **C e D** – Análise quantitativa do grau de conversão nas intensidades correspondentes às bandas 1608cm^{-1} e 1638cm^{-1} para monômero e polímero, respectivamente.

Para análise dos dados, os resultados foram dispostos em tabelas (Microsoft Office Excell, Microsoft). Posteriormente, estes foram exportados para programa de análise estatísticas (SigamPlot 12.0, Systat Software, São Paulo, SP, Brasil), e após passarem no teste de variância e normalidade, foram analisados por Análise de Variância de Três Fatores – Teste Tukey. Os valores da razão Fundo/Topo foram submetidos ao teste de estatística Análise de Variância de 1 Fator – Teste Tukey. Todos os testes foram realizados com nível de confiança de 95% ($\alpha=0.05$).

3.3. Objetivo Específico 3: Avaliar o padrão de tensão-deformação de pré-molares superiores hígidos submetidos à fadiga mecânica – análise por elementos finitos e teste de extensometria.

Este objetivo específico aplicou o método de elementos finitos 3D para análise do padrão tensão-deformação em modelos numéricos virtuais e o

teste de extensometria, com a intensão de responder a seguinte pergunta: “O contato oclusal prematuro e a fadiga mecânica influenciam na origem de LCNC?” (Tabela 8).

Tabela 8: Delineamento experimental objetivo específico 3:

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL DO OBJETIVO ESPECÍFICO 3	
Unidade Experimental:	- Modelos virtuais 3D de elementos finitos de pré-molares superiores. - Dentes pré-molares superiores hígidos.
Fatores em Estudo:	- Contato oclusal: Longitudinal (CL) e Oblíquo Palatino (CP); - Simulação da fadiga mecânica: antes e depois.
Variáveis Respostas:	Padrão de distribuição de tensão e deformação para esmalte e dentina.
Método de Análise:	- Método de elementos finitos 3D. - Teste de extensometria.
Forma de Análise dos Dados:	- Realizada de forma comparativa de acordo com as escalas quantitativas geradas nos modelos e resultados quantitativos em áreas específicas. - Análise de variância de dois fatores com repetição de amostras.

3.3.1. Método de elementos finitos 3D

Inicialmente, análise linear e elástica tridimensional foi realizada utilizando geometria baseada nas representações anatômicas para dentina, polpa, esmalte, ligamento periodontal, osso cortical, osso trabecular e restauração direta. O CAD do modelo hígido foi confeccionado como descrito no tópico 3.1.1. Então, o modelo foi exportado no formato STEP para o software ANSYS 18.2 (Ansys Workbench 18.2, PA, EUA), inserido as propriedades mecânicas (Tabela 2 e 4) e realizado a definição dos volumes, definição dos contatos e confecção da malha, como descrito no tópico 3.1.1. (Figura 26).

Os modelos foram submetidos a dois tipos de carregamento de 150N aplicados em superfícies previamente definidas no software CAD (26). O carregamento longitudinal (CL) foi aplicado distribuído igualmente em ambas as cúspides, com a resultante final de 150N para o longo eixo, simulando uma distribuição homogênea dos contatos. O carregamento oblíquo palatino (CP) foi aplicado na vertente triturante da cúspide palatina, com resultante de 150N à 45° em relação ao longo eixo do dente, sendo simulada uma interferência oclusal. A

fixação dos modelos foi realizada nas superfícies da base e laterais dos ossos cortical e medular, de modo a impedir o deslocamento do modelo (Figura 27).

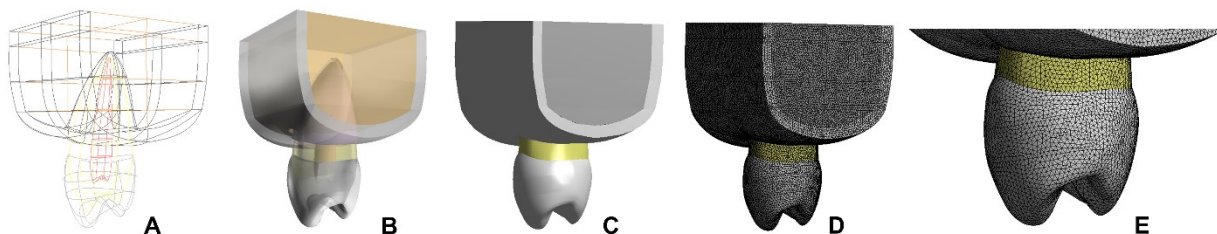


Figura 26: Pré-processamento de modelo CAD de pré-molar superior hígido. **A** – Curvas confeccionadas simulando a geometria das estruturas do órgão dentário. **B** – Volume das estruturas do modelo hígido confeccionado no software de modelagem. **C** – Modelo hígido exportado para o *software* de elementos finitos. **D e E** – Malha dos sólidos com elementos tetraédricos de 10 nós em vista completa e aproximada, respectivamente.

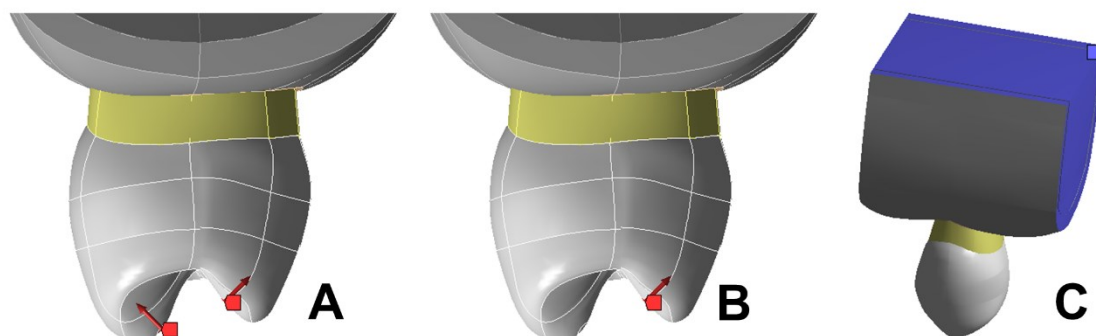


Figura 27: Condição de contorno. **A** – Aplicação de carregamento longitudinal (CL). **B** – Aplicação de carregamento oblíquo na vertente triturante da cúspide palatina (CP). **C** – Restrição de deslocamento nas faces laterais mesial, distal e base do osso cortical e medular. Na área azul, o deslocamento é nulo.

Após o processamento dos resultados, para a simulação da fadiga no método de elementos finitos, os resultados estáticos foram submetidos a pós-processamento utilizando leis mecânicas de fadiga de materiais (87), como descrito anteriormente no tópico 3.1.1. Para análise dos resultados foram utilizados os critérios de Von Mises, Tensão Máxima Principal e Tensão Mínima Principal para análise da distribuição de tensão, mensurada em MPa. Para a análise da simulação da fadiga, os resultados foram plotados somente para

esmalte e dentina pelo critério de sobrevida. Adquiriu-se, também pelo MEF, a deformação, em mm/mm, plotada na geometria do próprio modelo, e também foram coletados os valores máximos e a média da deformação, para esmalte e dentina, considerando todos os nós das superfícies correspondentes às áreas que os extensômetros foram colados no teste de extensometria, descrito a seguir (Figura 28). Estes dados foram inseridos em gráfico juntamente com a média dos valores máximos das amostras submetidas ao teste de extensometria, previamente à fadiga, para permitir a comparação dos resultados.

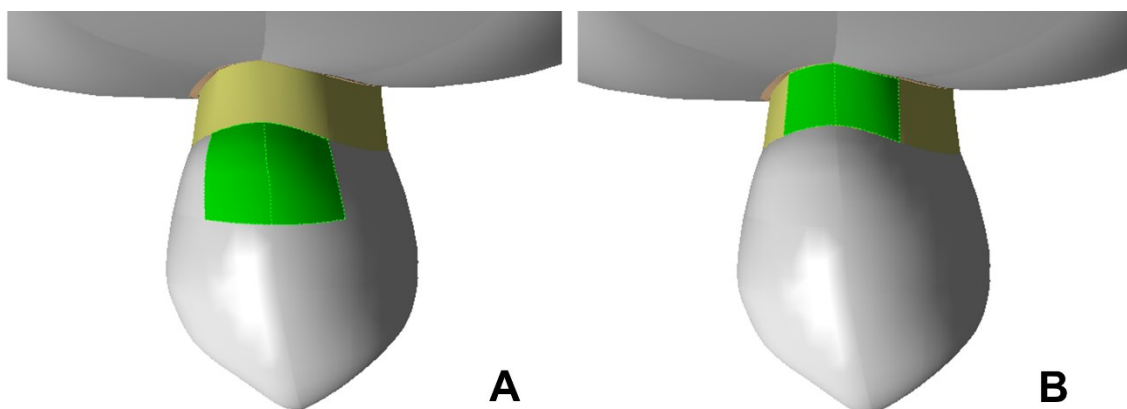


Figura 28: Vista frontal e em perspectiva da superfície equivalente à colagem do extensômetro no teste de extensometria, onde foi mensurada a deformação máxima e média dos nós do modelo digital. **A** – Área equivalente ao extensômetro coronário, fixado em esmalte. **B** – Área equivalente ao extensômetro radicular, fixado em dentina.

3.3.1. Teste de Extensometria

Quarenta e cinco pré-molares superiores humanos foram coletados para o teste laboratorial, extraídos na Clínica de Cirurgia e Traumatologia Bucal-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia com indicação de exodontia por problemas periodontais ou indicação ortodôntica. A coleta foi executada com prévio consentimento dos pacientes, por meio de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa desta mesma instituição (CEP-UFU 539.002). Os dentes foram visualizados em lupa estereoscópica 40X de aumento (Leica, Hanau, Alemanha) e os que eram hígidos, livres de trincas

ou desgastes e cárie, foram armazenados em solução de água destilada. Após mensuração das medidas coronárias com um paquímetro digital, no sentido vestibulo/lingual e mesio/distal, ocorreu o descarte de pré-molares que apresentavam dimensões que desviavam de 5% da média, restando 30 pré-molares superiores hígidos de dimensões padrões. Em seguida, os dentes foram limpos com curetas periodontais (Hu-Friedy, Chicago, EUA) e realizada profilaxia com pedra pomes e água.

Para reproduzir o movimento do dente dentro do alvéolo, todas as amostras foram embutidas em resina de poliestireno (cristal, Piracicaba, SP, Brasil) a 2 milímetros da junção amelo-cementária, sendo o ligamento periodontal simulado, utilizando 0,15mm de material a base de poliéter (Impregum Soft; 3M ESPE, St. Paul, Minn, EUA) circundando a raiz (89). Neste processo, o dente foi marcado com caneta para retroprojektor distanciando 2,0mm apicalmente da junção amelo-cementária e a porção radicular foi recoberta com cera nº7. O dente foi fixado com cera pegajosa pela coroa à haste de um delineador protético. A mesa móvel do delineador foi colocada perpendicularmente ao longo eixo do dente e, sobre esta, foi posicionado um cilindro de PVC e um filme radiográfico nº1, com perfuração central de 10mm, obtida com um cortador para couro nº10. O dente foi fixado à película com cera pegajosa. Esse conjunto foi removido do delineador e posicionado de forma invertida, com a raiz voltada para cima, em uma placa com perfurações circulares de 15mm de diâmetro. Um cilindro de PVC com 25mm de altura e 18mm de diâmetro foi posicionado e fixado com cera em torno da raiz do dente. Resina de poliestireno auto-polimerizável foi manipulada e vertida no interior do cilindro de PVC. Decorrido o tempo de 2 horas, o conjunto foi retirado da placa de suporte e os dentes removidos dos alvéolos artificiais e limpos com água. Após a colagem dos extensômetros, o material a base de poliéter foi inserido ao redor da raiz e o dente foi reintroduzido sob pressão digital, até que a marcação de 2,0mm do limite da junção amelo-cementária coincidissem com a superfície do cilindro de resina de poliestireno (Figura 29).

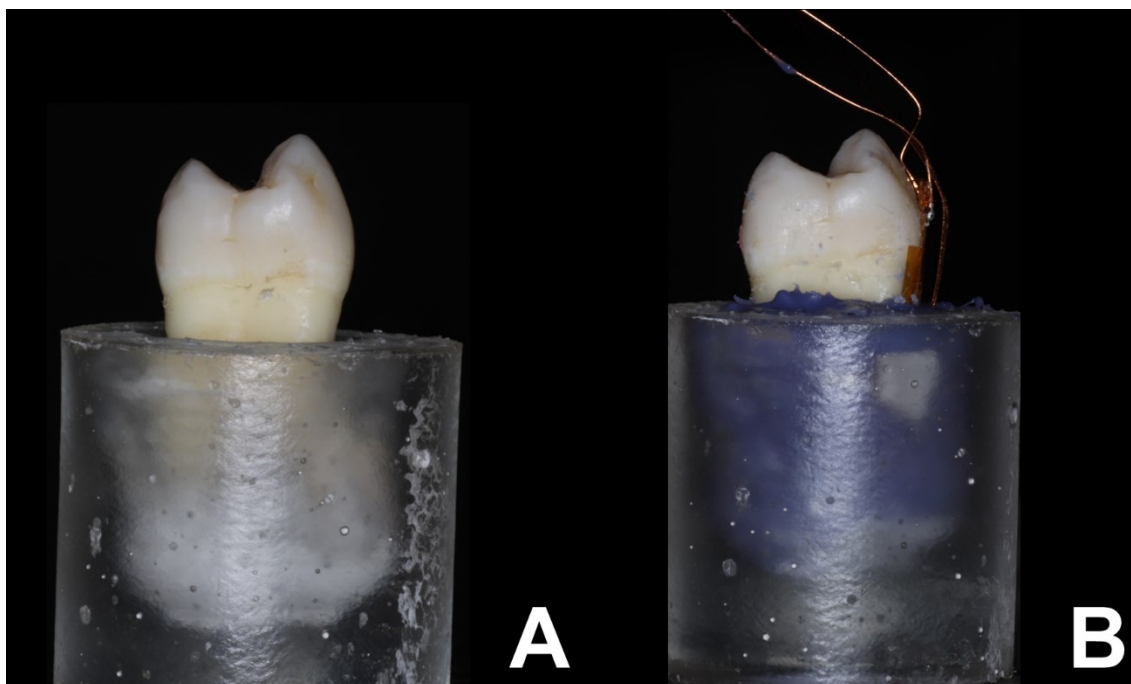


Figura 29: Processo de inclusão das amostras com simulação do ligamento periodontal com poliéter. **A** – Antes da simulação com poliéter. **B** – Após a simulação com poliéter.

Para mensuração da deformação das amostras foram colados dois extensômetros (PA-06-038AB-120LEN; Excel Sensors, São Paulo, Brasil), em cada amostra, posicionados paralelamente ao longo eixo do dente na face vestibular, sendo o Extensômetro Coronário (EC) colado com a grelha (porção ativa do extensômetro) posicionada a 2mm acima da junção amelo-cementária e o Extensômetro Radicular (ER) fixado com a posição da grelha a 2mm abaixo da junção cemento-esmalte. Os extensômetros utilizados neste trabalho apresentavam a área ativa da grelha de 1mm², resistência elétrica de 120Ω e fios de cobre soldados nos terminais. O fator de sensibilidade (gauge factor) era de 2,13. A colagem dos extensômetros foi realizada com aplicação de ácido fosfórico a 35% (Ultraetch, Ultradent) durante 15 segundos, lavagem com água durante 15 segundos e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Estes foram aderidos à estrutura dental com adesivo de

cianoacrilato (Super Bonder, Loctite) sob pressão digital durante 60 segundos (Figura 30).



Figura 30: Colagem dos extensômetros radicular e coronário. **A** – Dente hígido selecionado. **B** – Condicionamento com ácido fosfórico nas regiões de fixação do extensômetro. **C** – Aplicação do adesivo de cianoacrilato. **D e E** – Extensômetros já posicionados.

A partir desta etapa a deformação da cúspide vestibular foi mensurada para a porção coronária e radicular na mesma amostra, para cada tipo carregamento aplicado. Os fios dos extensômetros foram conectados ao Sistema de Aquisição de Dados (ADS0500IP, Lynx), no esquema de meia ponte de Wheatstone, com outros dois extensômetros fixados em outro dente, em respectiva estrutura, fora do processo de análise para compensar alterações dimensionais por temperatura (89) (Figura 31).

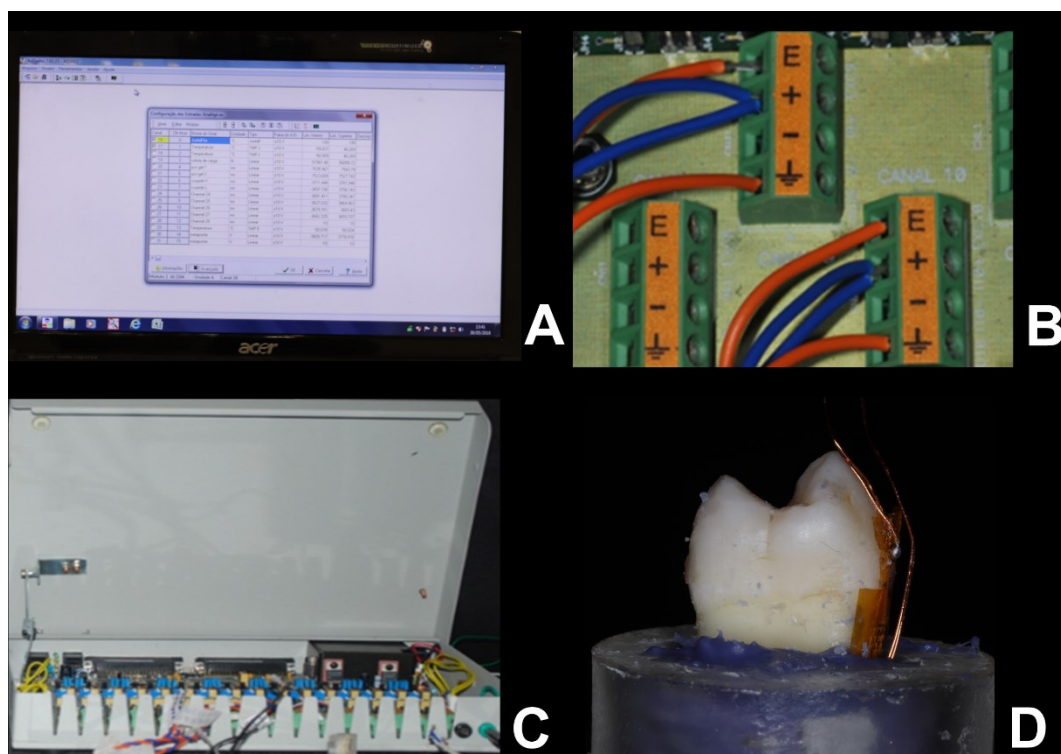


Figura 31: Equipamentos para o teste de extensometria. **A, B e C** – computador e placa de aquisição de sinais configurada no sistema meia ponte de Wheatstone, em dois canais (extensômetro radicular e coronário). **D** – Amostra passiva.

Assim, as amostras foram submetidas à aplicação de carga compressiva de 0-150N, com velocidade de 0,5mm/minuto, aplicada com esfera de 4,0mm de diâmetro contatando a cúspide vestibular e palatina para o carregamento longitudinal (CL) e com um dispositivo em formato de lâmina de faca, contatando a vertente triturante da cúspide palatina para o carregamento oblíquo palatino (CP), em máquina de ensaio mecânico (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, Brasil) (Figura 32), obtendo então o valor da deformação previamente à fadiga. Portanto, para cada amostra, a deformação foi mensurada em esmalte e dentina, concomitantemente, para cada carregamento.

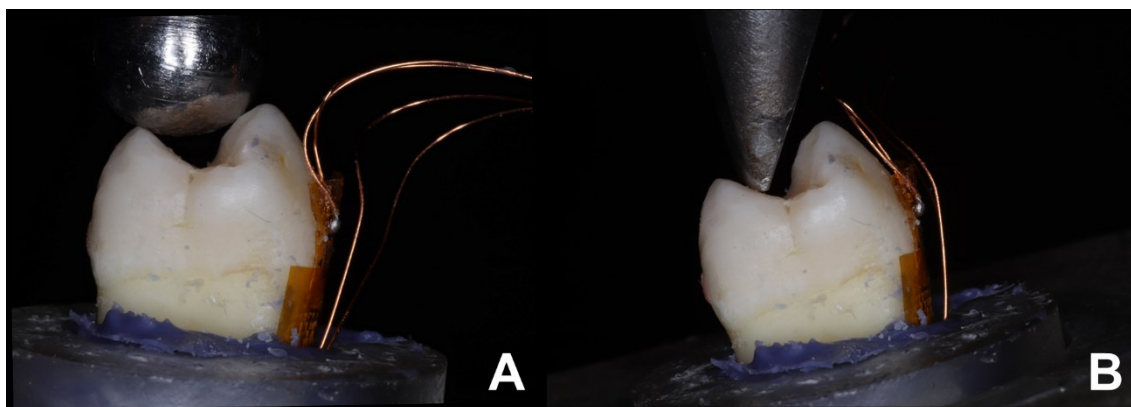


Figura 32: Amostra posicionada em máquina de ensaio mecânico universal para aplicação de carregamento. **A** – Carregamento longitudinal de 150N (CL). **B** – Carregamento oblíquo na cúspide palatina de 150N (CP).

Em seguida, todas as amostras foram submetidas à máquina de ciclagem mecânica (Simulador de fadiga mecânica ER - 11000 – Plus, Erios, São Paulo-SP, Brasil). Neste equipamento, simulou-se carregamento oblíquo na cúspide palatina, de 50N (93), em 200.000 ciclos (2Hz); correspondente a aproximadamente 10 meses de envelhecimento (93). As amostras hígidas foram novamente submetidas aos carregamentos compressivos CL e CP de 0-150N, para a mensuração da deformação na estrutura dentária após a fadiga mecânica.

Os dados obtidos foram transferidos para computador que utilizou software específico de aquisição, transformações de sinais e análise dos dados (AqDados 7.02 e AqAnalysis, Lynx, SP, Brasil). Durante a aplicação da carga o sistema de aquisição de dados coletou um nível de microdeformação (μ s) a cada

0,25 segundos utilizando carga contínua de 0 a 150N. Os resultados foram obtidos em microdeformação e tabulados separadamente para o extensômetro coronário e radicular, submetidos a Análise de Variância de dois fatores com repetição de amostra, seguido por Teste Tukey, com nível de significância de 5%.

3.4. Objetivo Específico 4: Analisar a taxa de sucesso clínico de protocolos restauradores de lesões cervicais não cariosas, divididos em dois fatores de estudo: afastamento gengival (sem afastamento; e com fio afastador); e método de aplicação do sistema adesivo universal (condicionamento total e condicionamento seletivo do esmalte).

Neste objetivo específico realizado ensaio clínico randomizado controlado, com a intenção de responder a seguinte pergunta: “O afastamento gengival com fio afastador e o método de aplicação de sistema adesivo universal influenciam na longevidade de restaurações de LCNC confeccionadas em resina composta?” (Tabela 9).

Tabela 9: Delineamento experimental objetivo específico 4:

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL DO OBJETIVO ESPECÍFICO 4	
Unidade Experimental:	• Pacientes com ao menos 4 LCNCs com profundidade igual ou superior à 1,0mm
Fatores em Estudo:	• Afastamento gengival (Sem afastamento e com fio afastador); • Método de aplicação do sistema adesivo universal (condicionamento total e condicionamento seletivo do esmalte)
Variáveis Respostas:	• Propriedade estética (Descoloração marginal); • Propriedades funcionais (Fraturas e retenção; Adaptação marginal); • Propriedades biológicas (Sensibilidade pós-operatória; Cáries secundárias).
Método de Análise:	• FDI (Descoloração marginal; Fraturas e retenção; Adaptação; Sensibilidade Pós-operatória; Cáries Secundárias.
Forma de Análise dos Dados:	• Realizada de acordo com a distribuição dos dados e com nível de significância de $\alpha=0,05$.

Este objetivo teve como finalidade realizar um acompanhamento clínico com taxa de alocação igual entre os quatro grupos em avaliação (1/1/1/1). Foi realizado um ensaio clínico randomizado paralelo duplo-cego, composto por um executor; dois avaliadores; e um Comitê de Monitoramento, composto por três pessoas, com as seguintes funções: 1- Calibração do executor que realizará os procedimentos de intervenção; 2- Realizar a blindagem dos materiais de intervenção. Este estudo foi considerado duplo-cego, pois tanto o sujeito quanto os avaliadores, não tiveram acesso à informação sobre o afastamento gengival e o modo de aplicação do sistema adesivo universal. Devido às técnicas de aplicações diferentes, o cegamento do executor não foi possível.

O presente estudo foi analisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP-UFU 1.688.252 e foi registrado na plataforma de estudos clínicos nacional (<http://www.ensaiosclinicos.gov.br/>) (U1111-1187-3111) e internacional (<https://clinicaltrials.gov/>) (NCT02961049); além de seguir todas as normativas e recomendações do CONSORT (CONsolidated Standards of Reporting Trials, <http://www.consort-statement.org/>). Como ensaios clínicos demandam a participação livre de indivíduos, estes foram captados no Programa de extensão de Reabilitação de Paciente com LCNC e HD da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia e na sessão de acolhimento, formando uma amostra por conveniência.

Na primeira sessão de avaliação, foi realizada a anamnese detalhada e exame clínico para averiguação do estado de saúde sistêmica e oral do paciente. Caso este estivesse de acordo com os critérios de inclusão e exclusão (Tabela 10), o delineamento do estudo foi apresentado ao paciente e em concordância, os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, estando aptos a comporem o grupo amostral da pesquisa. Para todos os casos, a avaliação inicial foi realizada diretamente pelo operador.

O cálculo amostral foi realizado baseado no desfecho binário (taxa de retenção/descolamento) para igualdade no site www.sealedenvelope.com. Para o cálculo, considerou-se um poder de teste de 80%, um nível de significância de 5%, taxa de presença de sucesso restaurador de 85% (94), e uma redução do risco de 20% para com o tratamento para se considerar diferença estatística, em

um desenho de estudo clínico randomizado. A fórmula utilizada foi $n = 2 \times f(\alpha, \beta/2) \times \pi \times (100 - \pi) / d^2$; onde $\pi = f(\alpha, \beta) = [\Phi^{-1}(\alpha) + \Phi^{-1}(\beta)]^2$. Foi encontrada uma amostra de 55 dentes por grupo. Como este estudo é Split-mouth, com 4 restaurações por participante, ao todo são necessários 55 sujeitos de independente do gênero, para realizar as 220 restaurações. Desta forma, este objetivo traz os resultados preliminares do acompanhamento de 108 restaurações, de 27 indivíduos, durante 6 meses.

Tabela 10: Critérios de inclusão e exclusão do estudo clínico randomizado:

CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO	
CRITÉRIOS DE INCLUSÃO	Indivíduos saudáveis que apresentem interesse no tratamento de LCNC.
	Estar de acordo em participar e assinar o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE).
	Pacientes que apresentem pelo menos 20 dentes em função.
	Pacientes que apresentem ao menos quatro LCNCs de dimensões similares em um mesmo arco e em quadrantes opostos.
	Possuir estabilidade oclusal (oclusão de ao menos dois molares antagonistas em cada hemiarco).
	Todos os dentes utilizados no estudos apresentam contato oclusal
CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO	Presença de doença periodontal;
	Higiene oral precária e insatisfatória;
	Relato de dor não relacionado à LCNC e HD;
	Ausência de estabilidade posterior;
	Bruxismo severo e perda de dimensão oclusal.
	Pacientes com próteses extensas (fixas ou removíveis).
	Presença de restaurações classe II em amálgama no dente com LCNC a ser incluído.
	Apresentar alguma condição clínica geral e/ou pré-existente que coloque o indivíduo em risco durante o estudo.
	Sujeito que esteja com tratamento ortodôntico planejado para ser executado durante o acompanhamento do estudo.
	Presença de hipersensibilidade dentinária espontânea.
	Fumante

3.4.1. Avaliação e Registro das LCNCs – Desfecho Secundário:

Para obtenção do desfecho secundário, radiografias interproximais e periapicais das áreas envolvidas foram realizadas a fim de verificar cáries interproximais, lesões periapicais e condição periodontal. Para que os dentes fossem incluídos no estudo, uma avaliação direta prévia foi realizada pelo operador e indiretamente por dois examinadores independentes e calibrados, com mais de cinco anos de experiência clínica.

Todas as LCNCs foram fotografadas previamente à execução das restaurações com câmera fotográfica DSLR e lente macro 100mm em três posições: vestibular, proximal (mesial) e oclusal. As fotografias da face vestibular foram utilizadas para mensuração do grau de esclerose (95) e da proporção de esmalte e dentina no ângulo cavo-superficial da LCNC. As fotografias da face proximal (mesial) e oclusal foram utilizadas para classificação da angulação da cavidade e identificação de facetas de desgaste, respectivamente. Uma ficha padrão foi utilizada para catalogação das seguintes características:

- Nível de esclerose (95) (Tabela 11 e Figura 33);
- Dimensões da lesão (abertura, largura e profundidade): registro com resina composta inserida na cavidade sem hibridização, fotoativada, destacada com sonda clínica e mensurada as dimensões com paquímetro digital (Figura 34);
- Geometria da cavidade de acordo com as dimensões das paredes oclusais e gengivais (<45°, de 45° até 90°, de 90° até 135°, >135°) (Figura 35);
- Ângulo cavo-superficial da parede gengival: em dentina ou esmalte;
- Presença ou ausência de faceta de desgaste oclusal;
- Presença ou ausência de sensibilidade (espontânea, jato de água, jato de ar, atrito da sonda exploradora).
- Condição periodontal (inserção gengival, sangramento e sensibilidade à sondagem) (96).

Tabela 11: Nível de esclerose dentinária das paredes da LCNC (95):

CATEGORIA	CRITÉRIO
1	Ausência de esclerose. Dentina amarelo-clara ou esbranquiçada com menor descoloração. Opaca com pouca translucidez ou transparência.
2	Mais do que a categoria 1. Menos próximo comparativamente com as categorias 3 ou 4.
3	Menor do que a categoria 4. Mais próximo comparativamente com as categorias 2 ou 1.
4	Apresenta esclerose. A dentina apresenta-se amarelo-escuro ou descolorada (marrom). Tem aparência vítrea, com significativa translucidez ou evidente transparência.

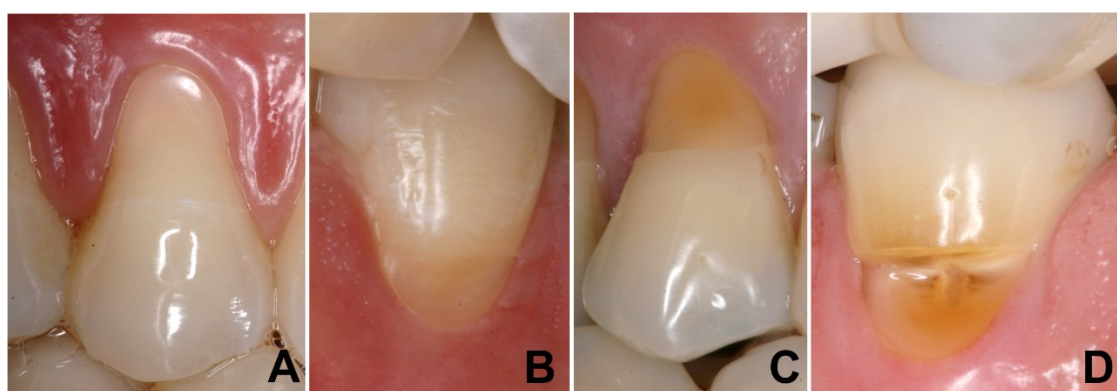


Figura 33: Nível de esclerose dentinária das paredes da LCNC. **A** – Nível 1 (ausência de esclerose. Dentina amarelo-clara ou esbranquiçada com menor descoloração. Opaca com pouca translucidez ou transparência) **B** – Nível 2 (maior do que a categoria 1 e menos próximo comparativamente com as categorias 3 e 4). **C** – Nível 3 (menor do que a categoria 4 e mais próximo comparativamente com as categorias 2 ou 1). Nível 4 (apresente esclerose com a dentina amarelo-escuro ou descolorada – marrom – com a aparência vítrea e significativa translucidez ou evidente transparência).

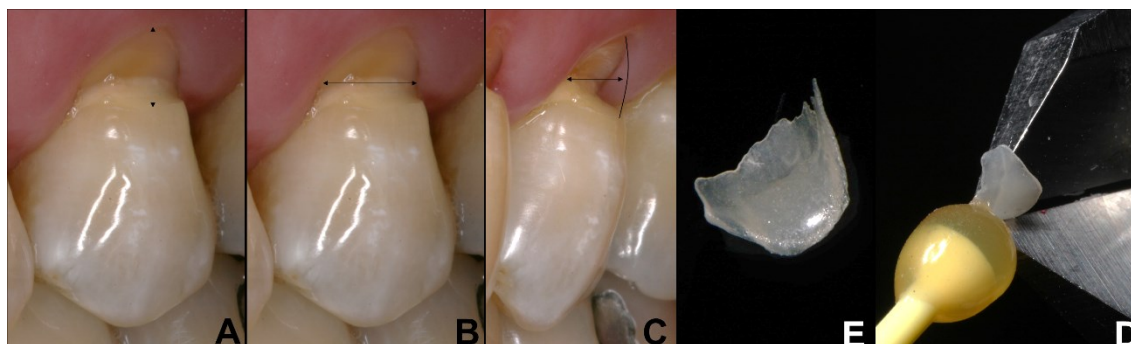


Figura 34: Mensuração das dimensões da LCNC. **A** – Abertura (dimensão cérvico-ocluso/incisal) **B** – Largura (dimensão méso-distal). **C** – Profundidade (distância vestibulo-axial). **D e E** – Incremento de resina que foi inserido na cavidade sem aplicação de sistema adesivo, fotoativado e destacado para consequente mensuração das dimensões correspondentes à LCNC.

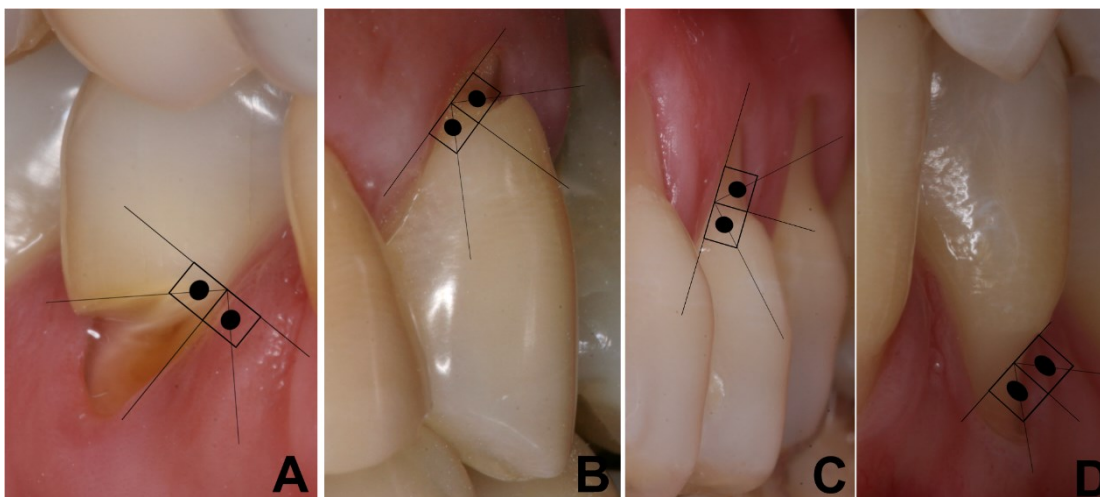


Figura 35: Classificação da morfologia da LCNC de acordo com a inclinação das paredes gengivais-oclusal/incisal. **A** – Angulação menor do que 45° **B** – Angulação entre 45° e 90°. **C** – Angulação entre 90° e 135°. **D** – Angulação maior do que 135°.

Para calibração em relação aos critérios de dentina esclerótica e ângulo da LCNC, os avaliadores observaram de 15 a 20 fotografias de imagens representativas para cada critério (n=4). Após discussão do critério com um membro do comitê de monitoramento, foram avaliadas entre 10 a 20 LCNCs que não estavam incluídas no estudo. Uma concordância interexaminador e intraexaminador de pelo menos 85% foi necessária para sequência do estudo (97). Para a avaliação periodontal, a presença de recessão gengival foi avaliada diretamente e indiretamente como já descrita para os outros critérios. Um especialista em periodontia foi previamente calibrado de acordo com critérios específicos (96) por um professor com experiência clínica maior de 15 anos. Foi utilizado instrumento de ponta romba, como uma sonda milimetrada, para verificar o potencial de sangramento gengival e a sensibilidade do tecido gengival (SIM ou NÃO). Foram observadas entre 10 a 20 fotografias que representam cada score. Em seguida, em duas sessões, eles avaliaram entre 10 a 20 dentes que não estavam incluídos no estudo (97).

Todas as LCNCs foram restauradas por um único operador previamente calibrado por um clínico experiente. Os materiais utilizados estão descritos na tabela 12 (Figura 36). O mesmo cirurgião-dentista que participou da

etapa da triagem foi o responsável por restaurar todas as LCNCs. Para calibração, um clínico experiente membro do Comitê de Monitoramento realizou uma restauração de cada grupo, explicando todas as etapas da técnica que envolvem o protocolo restaurador. Em seguida, o operador realizou duas restaurações por grupo sob supervisão do clínico experiente. As deficiências da restauração foram mostradas para o operador e discutidas com o clínico experiente. Somente após o operador estar apto a confeccionar restaurações adequadas, a fase restauradora do estudo foi permitida.

Tabela 12: Materiais utilizados na execução da restauração das LCNCs.

MATERIAL	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO
Ultra-etch	Ultradent, South Jordan, UT, USA.	Ácido Fosfórico 35%.
Peak Universal	Ultradent, South Jordan, UT, USA.	Compósito resinoso com 7,5% de carga, álcool etílico como solvente e presença de clorexidina 0,2%. Álcool etílico, 2-hidróxidoetil metacrilato, ácido metacrilato, di(acetato) de clorexidina.
Peak SE Primer	Ultradent, South Jordan, UT, USA.	Compósito resinoso auto-condicionante
Ultrapak	Ultradent, South Jordan, UT, USA.	Álcool etílico, 2-hidróxidoetil metacrilato, 100% algodão
Forma	Ultradent, South Jordan, UT, USA	Compósito resinoso nano-híbrida, fotopolimerizável, radiopaco à base de BIS-GMA d TEDGDMA, BIS-EMA e UDMA. Contém partícula de sílica, vidro de bário e zircônia.
Valo	Ultradent, South Jordan, UT, USA.	Aparelho LED para fotoativação com amplo espectro de frequência (395-480 nm).



Figura 36: Sistema adesivo e resina composta utilizados para execução das restauração. **A** – Ácido fosfórico 35% (Ultra-etch, Ultradent). **B** – Primer ácido auto-condicionante (Peak SE Primer, Ultradent). **C** – Primer convencional e adesivo (Peak Universal, Ultradent). **D** – Resina composta nano-híbrida (Forma, Ultradent).

Cada sujeito recebeu quatro restaurações, nas quais os fatores em estudo foram distribuídos aleatoriamente por sorteios em envelopes opacos e escuros. Para definição de realizar o afastamento gengival e o modo de aplicação do sistema adesivo universal, a lista de randomização foi criada na página www.sealedenvelope.com. Para isto, foi utilizado um iniciador (seed) em 1, quatro grupos, para uma lista de extensão de 4 (1- sem fio e condicionamento seletivo do esmalte: SC-CS; 2- sem fio e condicionamento total: SF-CT; 3- com fio e condicionamento total: CF-CT; 4- com fio e condicionamento seletivo do esmalte: CF-CS). A lista foi gerada por um pesquisador que não participou das intervenções e/ou avaliações. Este produziu 55 de envelopes lacrados, numerados de 1 a 55, contendo em seu interior a sequência de intervenção a ser realizada para cada dente. O operador encarregado da intervenção apenas abriu o envelope no momento de executar o procedimento. As quatro restaurações foram executadas no mesmo dia. As LCNCs foram restauradas de acordo com a randomização do sorteio, obedecendo o sentido de distal do quadrante superior direito e perfazendo a sequência da notação dentária ("C" invertido).

Nas sessões clínicas de avaliação inicial, intervenção restauradora e acompanhamento/proservação, a proteção individual do profissional foi realizada com uso de gorro, óculos de proteção, máscaras, luvas, avental; e do participante com óculos de proteção e avental descartável. Todos os participantes foram orientados quanto aos hábitos de higienização oral previamente ao procedimento restaurador. A seleção da cor da resina composta foi realizada com a inserção do próprio incremento utilizado para mensurar as dimensões da lesão. Nenhum preparo ou confecção de bisel foi realizado na LCNC de acordo com o recomendado pela *American Dental Association* (98). A profilaxia do elemento dentário foi realizada com taça de borracha em baixa rotação e pasta de pedra pomes e água, seguido de enxágue e secagem a fim de remover o biofilme dental. Para todos os grupos, o isolamento do campo operatório foi realizado de maneira relativa, com afastadores labiais, rolos de algodão posicionados no fundo de saco de vestibulo e gaze no dorso da língua. O afastamento gengival com fio (Ultrapak #000, Ultradent, South Jordan, UT,

USA) foi realizado de acordo com o processo de randomização, com (Figura 37) e sem (Figura 38) e inserido no interior dos sulcos com instrumento próprio para esta função (Espátula de inserção de fio Fisher, Ultradent).

O protocolo restaurador propriamente dito foi dependente do processo de randomização relacionado com o modo de aplicação do sistema adesivo universal, descrito a seguir:

❖ **Condicionamento Total (Figura 37):**

- Condicionamento ácido: o ácido fosfórico-35% foi aplicado iniciando em esmalte e depois em dentina, totalizando 20 segundos de condicionamento. Após a remoção dos excessos, foi realizado o enxágue por 20 segundos e controle de umidade com papel absorvente.

- Aplicação do primer/adesivo: O adesivo foi dispensado (1 a 3 gotas) em recipiente específico. Com auxílio de um microaplicador, o adesivo foi coletado e aplicado na região de interesse, friccionando durante 10 segundos. Após aplicação de jatos de ar com pressão intermediária por 10 segundos, foi realizado a fotoativação com aproximadamente 1000mW/cm² durante 10 segundos.

❖ **Condicionamento seletivo do esmalte (Figura 38):**

- Condicionamento ácido: o ácido fosfórico-35% foi aplicado somente em esmalte, durante 15 segundos. Após a remoção dos excessos, foi realizado o enxágue por 20 segundos e controle de umidade com papel absorvente.

- Aplicação do Primer ácido: o primer ácido foi dispensado em recipiente específico e aplicado com um microaplicador na região da LCNC durante 20 segundos, friccionando em dentina (sem aplicação ativa em esmalte). Em seguida, foi realizado a aplicação de jatos de ar com pressão intermediária por 3 segundos para promover leve secagem.

- Aplicação do Bond: O adesivo foi dispensado (3 gotas) em recipiente específico. Com auxílio de um microaplicador, o adesivo foi coletado e aplicado na região de interesse, friccionando durante 10 segundos. Após aplicação de jatos de ar com pressão intermediária por 10 segundos, foi

realizado a fotoativação com aproximadamente 1000mW/cm^2 durante 10 segundos.

A resina composta foi inserida com o auxílio de espátula pela técnica incremental. Cada incremento foi acomodado de forma oblíqua e fotoativado por 8 segundos com o mesmo aparelho fotoativador configurado para potência 1400mW/cm^2 – sendo o último incremento fotoativado durante 12 segundos. Para a remoção de eventuais excessos foi utilizada a ponta diamantada 3195FF (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil). O acabamento e polimento finais foram realizados imediatamente após a confecção das restaurações com pontas diamantadas de granulação fina e extra-fina, discos flexíveis e silicone abrasivos (Jiffy Polisher, Ultradent).

Dois examinadores calibrados que não participaram das etapas clínicas do estudo e que, portanto, desconhecem a alocação dos grupos realizaram a avaliação clínica nos períodos estabelecidos. A análise foi realizada de forma independente com auxílio de espelho clínico, sonda exploradora e isolamento relativo. Os critérios utilizados para avaliação foram os recomendados pela FDI, que propuseram um aprimoramento do conhecido critério USPHS (Tabela 13) (99). Para calibração, os examinadores observaram 10 fotografias representativas de cada score para todos os critérios sob supervisão de professor e clínico com mais de 15 anos de experiência em pesquisas e atividades clínicas. Em seguida, e em duas situações diferentes, os examinadores avaliaram entre 10 a 15 dentes que não foram incluídos na amostra do estudo. Testes de concordância interexaminador e intra-examinador foram realizados previamente, utilizando a medida de concordância Kappa. O grau de concordância entre os examinadores foi de no mínimo 85%. Em caso de discordância entre os avaliadores em relação aos resultados obtidos, um consenso será obtido antes de o sujeito ser dispensado.

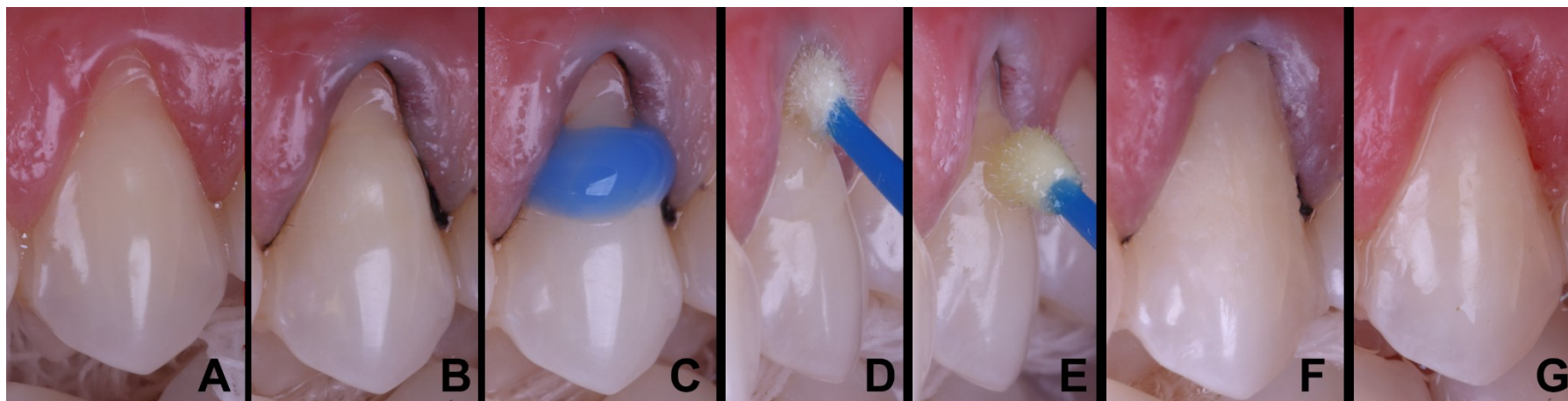


Figura 37: Técnica restauradora com inserção do fio afastador e condicionamento seletivo do esmalte. **A** – Aspecto inicial da LCNC. **B** – Afastamento gengival com fio afastador. **C** – Condicionamento seletivo do esmalte. **D** – Aplicação do primer ácido em dentina. **E** – Aplicação do adesivo em esmalte e dentina. **F** – Inserção da resina composta. **G** – Aspecto final imediato da restauração.

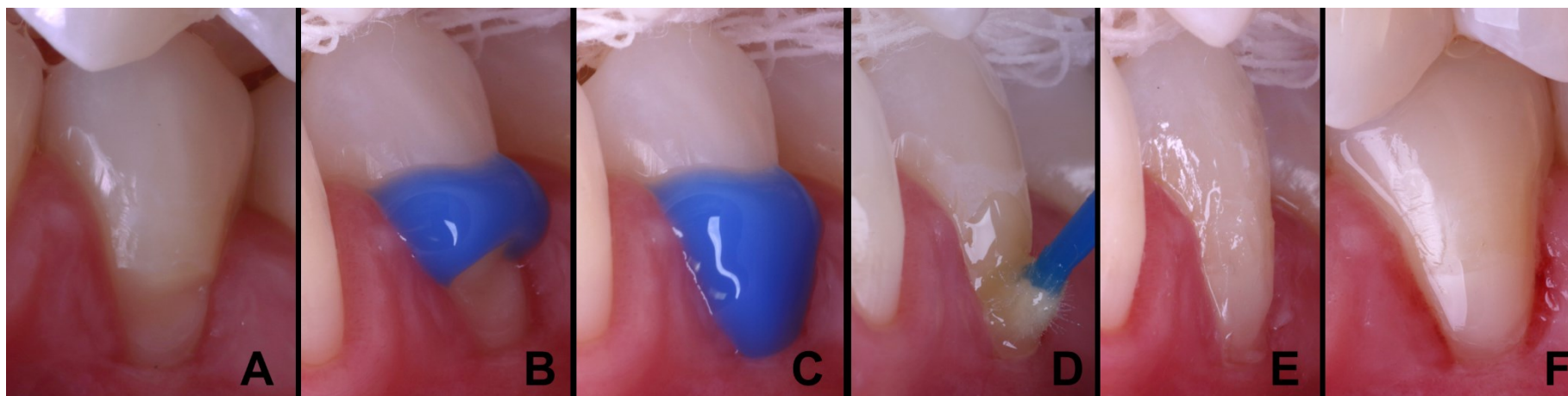


Figura 38: Técnica restauradora sem inserção do fio afastador e condicionamento total. **A** – Aspecto inicial da LCNC. **B** – Início do condicionamento ácido em esmalte. **C** – Condicionamento em esmalte e dentina. **D** – Aplicação do primer convencional e adesivo em esmalte e dentina. **E** – Inserção da resina composta. **F** – Aspecto final imediato da restauração.

Tabela 13: Critérios da FDI para avaliação clínica das restaurações (99).

CRITÉRIOS AVALIADO	PROPRIEDADE ESTÉTICA	PROPRIEDADES FUNCIONAIS		PROPRIEDADES BIOLÓGICAS	
	1. Descoloração Marginal	2. Fraturas e Retenção	3. Adaptação marginal	4. Sensibilidade Pós-operatória	5. Cáries Secundárias
1. Clinicamente muito bom	1.1.Ausência de descoloração marginal.	2.1.Restauração retida, ausência de fraturas e rachaduras.	3.1.Interface harmônica, ausência de fendas e descolorações.	4.1.Ausência de hipersensibilidade dentinária.	5.1.Ausência de cáries secundárias ou primárias.
2. Clinicamente bom (após pequenas correções passa a muito bom)	1.2.Pequena descoloração marginal, facilmente removida com polimento.	2.2.Pequena fissura ou trinca.	3.2.1.Fendas de 50 µm. 3.2.2.Pequena fratura marginal removível com polimento.	4.2.Pequena sensibilidade por um limitado período de tempo.	5.2.Muito pequena e localizada desmineralização, sem necessidade de tratamento.
3. Clinicamente suficiente/satisfatório	1.3.Moderada descoloração marginal, não esteticamente inaceitável.	2.3.Duas ou mais fissuras/trincas, lascado (não afetando a integridade marginal).	3.3.1.Fendas maiores do que 150 µm, sem possibilidade de remoção. 3.3.2.Várias pequenas fraturas em esmalte e dentina.	4.3.1.Prematura/levemente mais intensa. 4.3.2.Atrasada/pequena sensibilidade, ausência de queixas subjetivas, não é necessário tratamento.	5.3.Grandes áreas de desmineralização, mas apenas medidas preventivas são tomadas (mão existe dentina exposta).
4. Clinicamente insatisfatório (reparo por razões profiláticas)	1.4.Pronunciada descoloração marginal, grande intervenção necessária para melhoria.	2.4.Lascado com danos a integridade marginal, fraturas grande com ou sem perda parcial (menos da metade da restauração).	3.4.1Fendas maiores do que 250 µm ou dentina exposta. 3.4.2.Danos e fraturas marginais importantes. 3.4.3.Notável fratura em esmalte e/ou dentina.	4.4.1.Prematura/muito intensa. 4.4.2.Extremamente atrasada, fraca com queixas subjetivas. 4.4.3.Intervenção desnecessária.	5.4.Cáries com cavitação (localizada e acessível, podendo ser reparada).
5. Clinicamente pobre (reposição necessária)	1.5.Profunda descoloração marginal, não acessível para intervenções.	2.5.Perda parcial ou completa da restauração (maior que a metade da restauração).	3.5.A camada restauradora está solta, porém in situ.	4.5.Muito intensa, pulpite aguda ou ausência de vitalidade.	5.5.Profunda descoloração marginal, não acessível para intervenções.

Imediatamente após a remoção do isolamento, o paciente foi questionado sobre quais restaurações ele se sentiu mais confortável e atribuiu uma nota para cada dente, sendo 0 totalmente confortável e 10 totalmente desconfortável. A análise inicial (baseline) foi realizada imediatamente após a remoção do isolamento e uma semana posteriormente, para confirmação da correta restauração. Nestes mesmos períodos foram executadas fotografias da face vestibular. Durante cada consulta de acompanhamento, uma ficha específica de avaliação foi preenchida. Quando uma alteração acentuada foi detectada (nível 4 ou 5) no baseline, a restauração foi substituída e o dente descartado do acompanhamento longitudinal.

A ocorrência de dilacerações gengivais (SIM ou NÃO) foi avaliada imediatamente após a restauração e após uma semana. A presença de sangramento à sondagem foi avaliada antes de realizar a restauração e sete dias após. A sensibilidade gengival também foi verificada antes da restauração e depois de uma semana, sendo questionado ao paciente se sente qualquer tipo de sensibilidade na gengiva. Após 1 e 6 meses de confecção das restaurações, os sujeitos foram convocados ao ambulatório para que as restaurações fossem novamente avaliadas pelos mesmos dois avaliadores, seguindo as normas e critérios da FDI.

Depois de aplicado os testes de calibração interexaminadores e extraexaminadores, foi realizado a estatística de Cohen's Kappa. Os dados dos pacientes foram analisados quanto ao perfil de distribuição de idade, gênero, característica do fundo da lesão, severidade da lesão, grau de dentina esclerótica (95), presença de dente antagonista, faceta de desgaste, hipersensibilidade dentinária pré-operatória (espontânea, sonda e jatos de ar) e tipo de dente. Os dados como desconforto, necessidade de anestesia, dilaceração gengival imediata e após 7 dias, sangramento à sondagem, HD espontânea, ao jato de ar, ao jato de água e ao atrito da sonda pós-operatória foram analisados por análise de Kruskal-Wallis. As comparações entre as técnicas em um mesmo tempo e entre os tempos em uma mesma técnica foram realizadas por Kruskal-Wallis, todos com nível de significância de 95%,

4. RESULTADOS

4.1. Objetivo Específico 1: Avaliar o efeito do padrão de contato oclusal, procedimento restaurador e morfologia da LCNC no comportamento biomecânico de pré-molar superior pelo método de elementos finitos (MEF) tridimensional com validação dos modelos pelo teste de extensometria in-vivo.

4.1.1. Método de Elementos Finitos 3D

O critério de Tensão Máxima Principal e Tensão Mínima Principal apresentam o resultado da distribuição das tensões (MPa). Para tensão máxima principal, os valores negativos representam a ausência de tensão de tração e os valores positivos representam os máximos valores de tração (Figura 39). Para tensão mínima principal, os valores positivos representam a ausência de tensão de compressão e os valores negativos representam os máximos valores de compressão (Figura 40). Sendo assim, quando for mencionado valores de tensão de tração o critério adotado foi o de Tensão Máxima Principal, e quando mencionado valores de tensão de compressão o critério adotado foi o de Tensão Mínima Principal.

Para ambos os critérios analisados, os fatores em estudo (tipo de contato oclusal e característica da região cervical) influenciaram a distribuição de tensão nos modelos de pré-molar superior (Figuras 39 e 40). Para todos os modelos, a variação do carregamento oclusal apresentou grande diferença no padrão de distribuição de tensão. O carregamento longitudinal (CL) resultou em distribuição de tensão mais harmônica em todas as estruturas dentárias, independente do critério analisado. Os modelos submetidos ao carregamento palatino apresentaram os maiores valores de tensão de tração ao nível da junção amelo-cementária e dentina radicular da face vestibular, enquanto os modelos submetidos ao carregamento vestibular apresentaram os maiores valores de tensão de compressão nesta região. Respectivamente, estes carregamentos apresentaram tensão compressiva e de tração no terço cervical palatino, mas com valores menores do que os obtidos na face oposta.

Os modelos hígidos (H) apresentaram o campo de tensão mais homogêneo, comparado com os modelos com LCNC. Para os modelos hígidos, os valores de tensão de tração e compressão na região cervical vestibular foram, respectivamente, 1,5 MPa e 13,6 MPa para o carregamento longitudinal, 18,7 MPa e 0,1 MPa para o carregamento palatino e 5,3 MPa e 54,7 MPa para o carregamento vestibular.

A perda de estrutura dentária na região cervical, independente da morfologia do fundo da LCNC, foi fator modulador chave para a alteração do padrão de distribuição das tensões, principalmente quando submetidos aos carregamentos oblíquos palatino e vestibular (Figuras 39 e 40). Nos modelos com a LCNC simulada e não restaurada, observa-se que o carregamento longitudinal apresentou ligeiro acúmulo de tensão de compressão no fundo da lesão, independente da geometria. No carregamento vestibular, estas áreas de concentração de tensão compressiva foram intensificadas, ultrapassando 65,2 MPa para morfologia angulada e 87,9 MPa para a morfologia arredondada. Por outro lado, o carregamento palatino resultou em maiores valores de tensão de tração no fundo da LCNC, sendo 35,1 MPa e 47,1 MPa para a morfologia angulada e arredondada, respectivamente.

Independente da morfologia e do carregamento simulado, a substituição do tecido dentário desgastado por restauração adesiva em resina composta promoveu um comportamento biomecânico próximo ao observado para o modelo hígido (Figuras 39 e 40). Sendo assim, o carregamento longitudinal apresentou um padrão de tensão mais homogêneo, o carregamento palatino apresentou maiores valores de tração na dentina do terço cervical vestibular e o carregamento vestibular apresentou maiores valores de compressão na dentina cervical vestibular.

Para a fadiga mecânica, o critério de sobrevida apresenta por meio da escala a quantidade de ciclos que a estrutura irá suportar até a falha (Figura 41). Após a simulação da fadiga, observa-se que o contato longitudinal apresenta sobrevida para as estruturas do terço cervical vestibular superior a 8 milhões de ciclos, para todos os modelos avaliados. O contato na cúspide vestibular resulta

em maior probabilidade de falha da estrutura dentária na região cervical, seja no modelo hígido ou com LCNC, independente da morfologia. Para o modelo hígido, é possível verificar que o esmalte ao nível da junção amelo-cementária irá falhar com aproximadamente 1,72 milhões de ciclos para CV; enquanto que para o contato palatino e longitudinal a quantidade de ciclos para falha desta região supera o número de 8 milhões de ciclos. Ainda para o contato vestibular, a LCNC com morfologia angulada e arredondada apresentaram suportar valores inferiores à 25.501 e 10.408 ciclos na região do fundo da LCNC, respectivamente. O contato palatino só apresentou sobrevida menor a 8 milhões de ciclos na estrutura cervical vestibular para o fundo da LCNC arredondada, suportando no máximo 430 mil ciclos. Quando as lesões foram restauradas, ambas morfologias apresentaram suportar mais do que 8 milhões de ciclos, independente do contato simulado.

A deformação foi analisada, no modelo hígido submetido a todos os carregamentos, na região equivalente à colagem do extensômetro (Figura 42). O maior valor e a maior média de deformação dos nós na região avaliada foram encontrados para o contato vestibular, sendo, respectivamente, $10,7\text{E-}04$ mm/mm e $1,4\text{E-}04$ mm/mm. A deformação máxima neste contato foi 1,7 vezes e 3,2 vezes maior do que a deformação dos contatos palatino ($5,97\text{E-}04$ mm/mm) e longitudinal ($3,29\text{E-}04$ mm/mm), respectivamente. A média da deformação dos nós para o contato palatino e longitudinal foi, respectivamente, $0,9\text{E-}04$ mm/mm e $0,7\text{E-}04$ mm/mm.

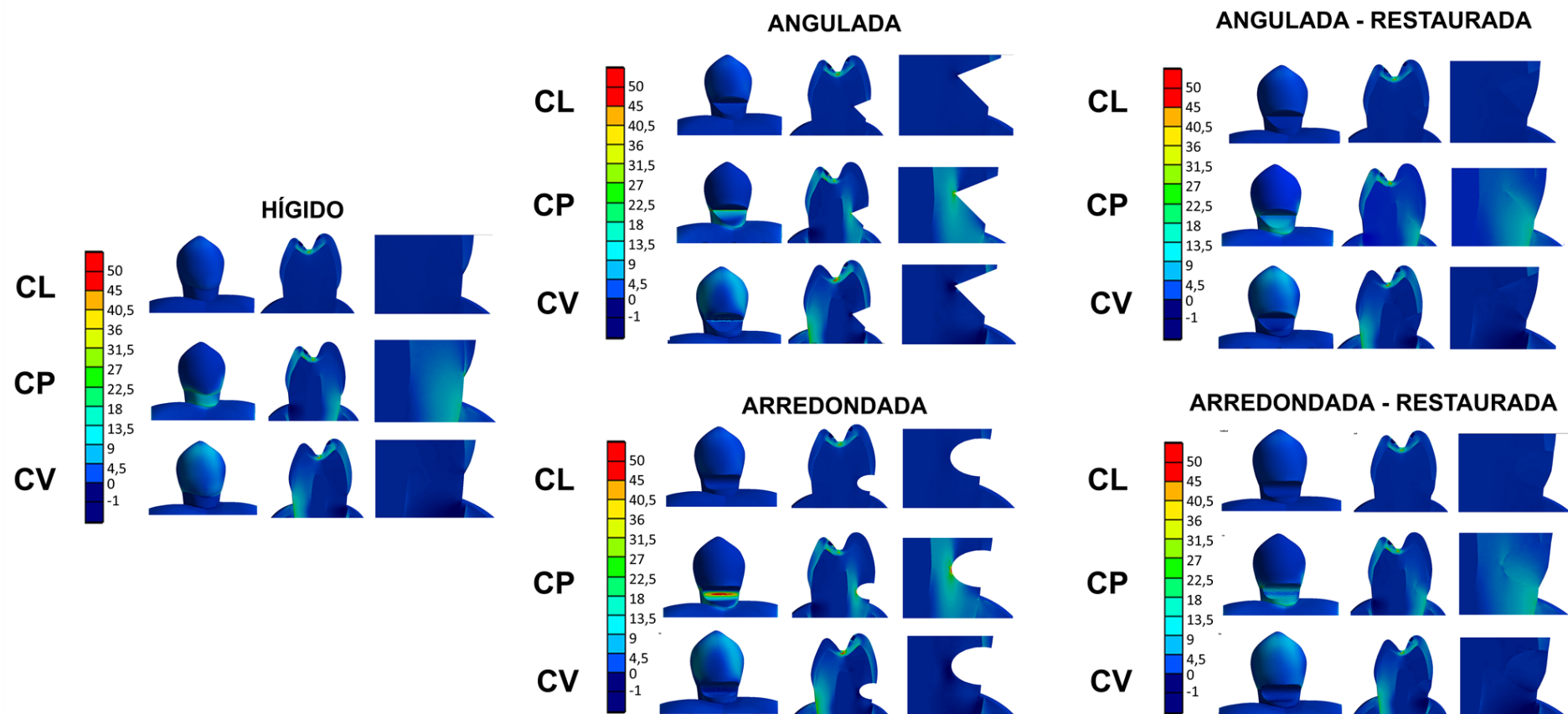


Figura 39: Análise do padrão de distribuição de tensão pelo critério de Tensão Máxima Principal (MPa). Os valores negativos (cor azul escura) representam a ausência de tensão de tração e os valores positivos (mais próximo do vermelho) representam os máximos valores de tração.

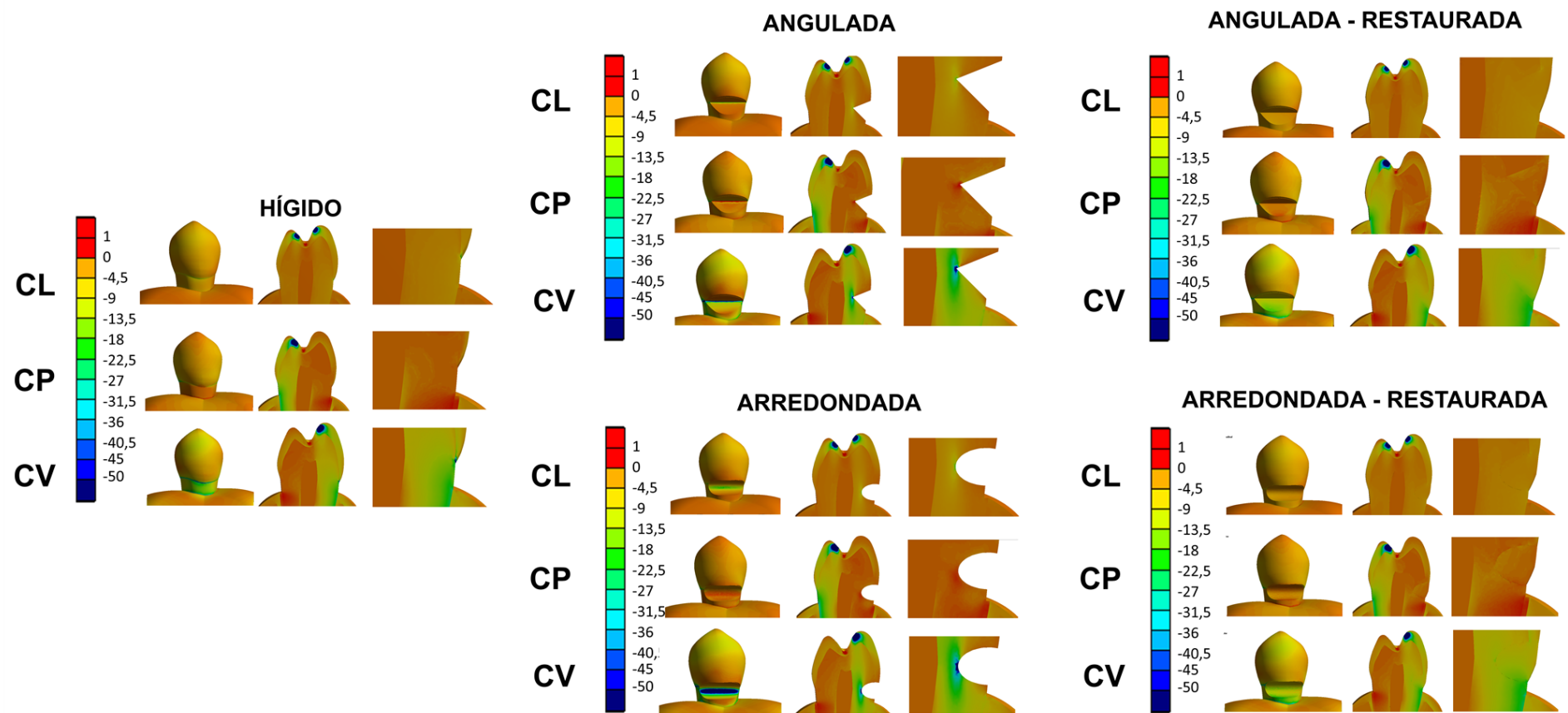


Figura 40: Análise do padrão de distribuição de tensão pelo critério de Tensão Mínima Principal (MPa). Os valores positivos (cor vermelha) representam a ausência de tensão de compressão e os valores negativos (mais próximo do azul escuro) representam os máximos valores de compressão.

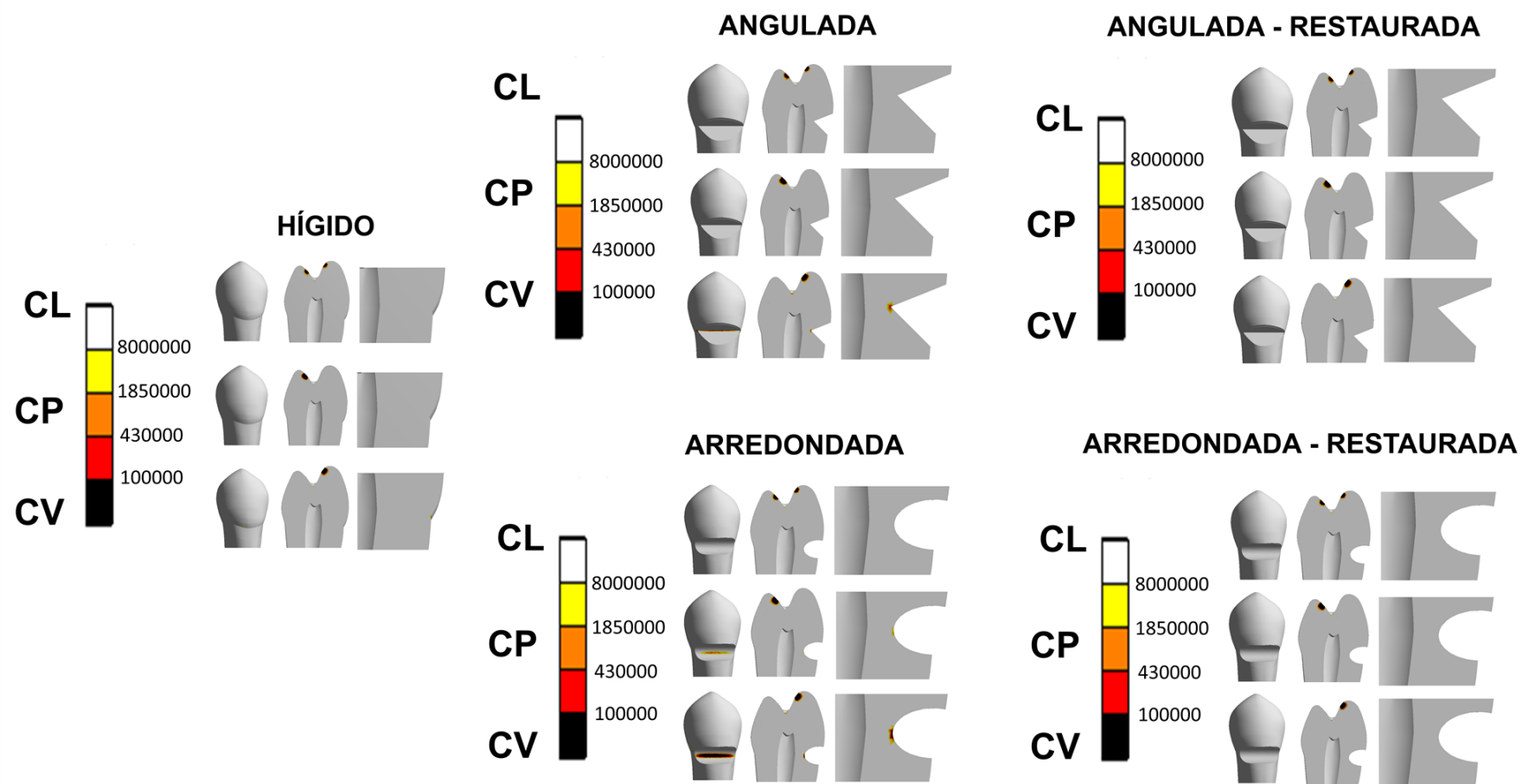


Figura 41: Análise do padrão do critério sobrevida para esmalte e dentina. Os valores significam a quantidade de ciclos que a estrutura deve receber para falhar, sendo representados pelas respectivas cores.

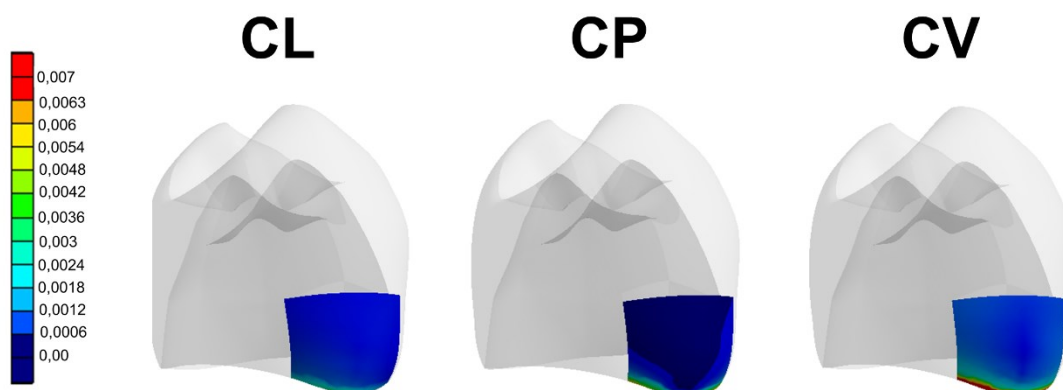


Figura 42: . Análise do padrão da deformação (mm/mm) para a região específica da colagem do extensômetro na validação por teste de extensometria *in vivo*.

4.1.2. Validação *in vivo* pelo teste de extensometria

Os valores de deformação durante todo o teste de extensometria *in vivo* estão representados na figura 43. O maior valor e a maior média de deformação da estrutura dentária, durante oclusão, foram encontrados para o contato vestibular, sendo, respectivamente, 59,50 μ S e 47,30 μ S. A deformação máxima neste contato foi 3,5 vezes e 17,4 vezes maior do que a deformação dos contatos palatino (16,08 μ S) e longitudinal (3,41 μ S). A média da deformação para o contato palatino e longitudinal, durante os 30 segundos de oclusão foi, respectivamente, 9,59 μ S e 0,55 μ S (Figura 44).

Analisando o modelo hígido, nos três carregamentos, os maiores valores e as médias dos valores da deformação dos nós na região equivalente à colagem do extensômetro no método de elementos finitos permite traçar uma relação com as deformações máxima e média obtidas durante os 30 segundos de oclusão para todos os carregamentos. Esta similaridade entre as proporções dos resultados, permite a validação dos modelos de elementos finitos (Figura 44).

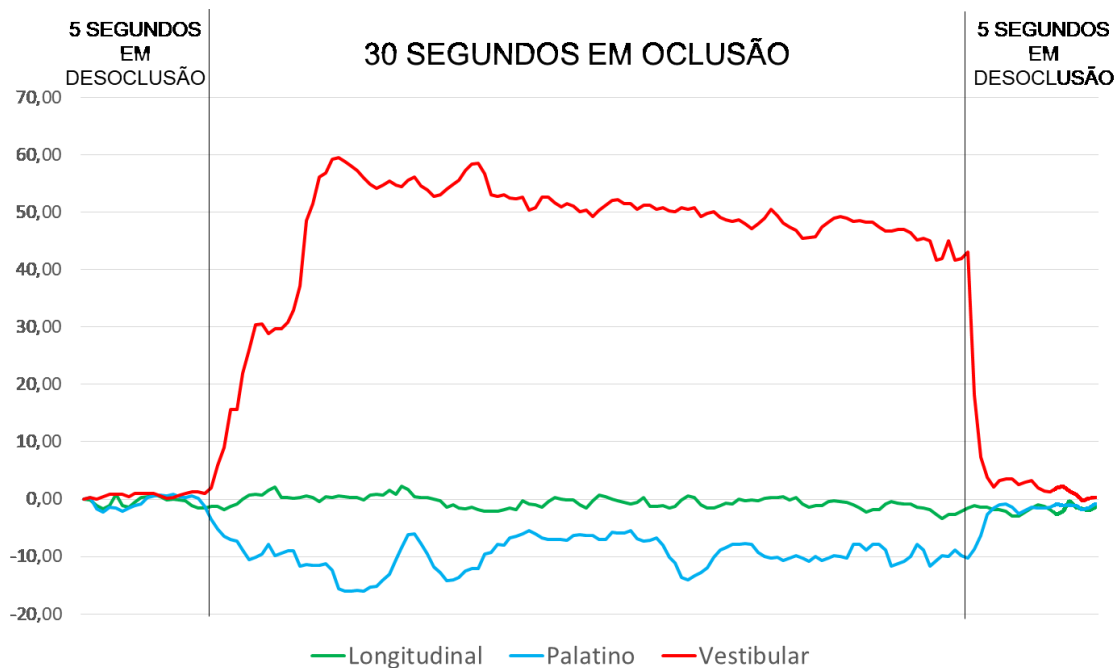


Figura 43: Valores de deformação (μS) durante todo o teste de extensometria *in vivo*, totalizando 40 segundos (5 segundos em desocclusão, 30 segundos em oclusão máxima e outros 5 segundos em desocclusão).

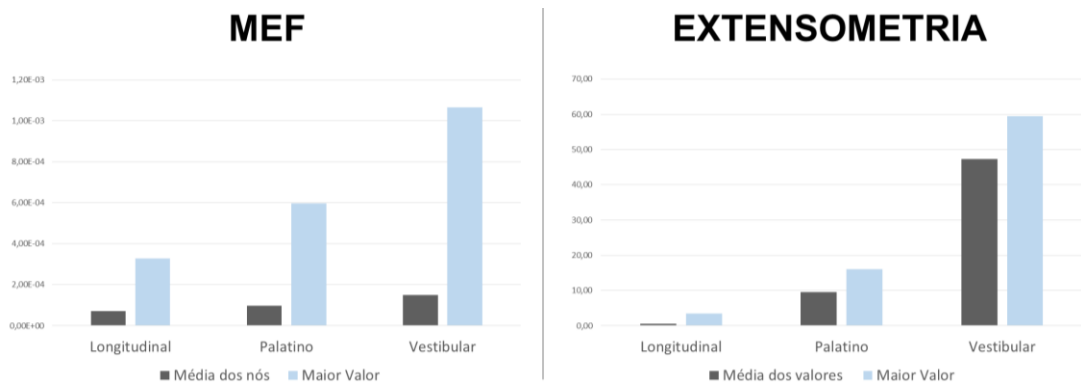


Figura 44: Valores modulares da deformação para o método de elementos finitos (mm/mm) e teste de extensometria *in vivo* (μS). Esta similaridade permite a validação metodológica.

4.2. Objetivo Específico 2: Analisar a influência da técnica restauradora em cavidade de lesão cervical não cariosa no efeito da tensão de contração residual e grau de conversão de resinas compostas.

4.2.1. Método de elementos finitos 2D

A distribuição de tensão pelo critério de Von Mises Modificado, para todos os modelos representativos das técnicas simuladas, está expressa nas figuras 45 e 46; e para a análise de determinadas regiões, estes fatores foram plotados no gráfico da figura 47. De acordo com este critério, quanto maior o valor apresentado (amarelo/branco), maior a chance de falha da estrutura simulada. A técnica de incremento único, tanto para a resina composta convencional ou de baixa contração, resultou em menor tensão de contração residual em comparação com as técnicas incrementais paralelas e oblíquas (Figura 45). A técnica de incrementos paralelos promoveu maiores valores de tensão, principalmente no ângulo cavo-superficial da parede oclusal (64,9 MPa) e gengival (69,4 MPa). A técnica com incrementos oblíquos dissipou a tensão mais homogeneamente na dentina radicular e no esmalte do ângulo cavo-superficial comparada à técnica incremental paralela (Figura 47). A parede gengival da lesão restaurada com incrementos oblíquos apresentou maiores valores de tensão (32,2 MPa) (Figura 47).

Para a face vestibular, a resina de baixa contração mostrou a menor concentração de tensão residual. As técnicas incrementais apresentaram maiores valores de tensão na dentina, sendo que a técnica paralela apresentou os maiores valores de tensão em esmalte (100,4 MPa) (Figuras 45 e 47). A técnica de incremento único, para a resina de baixa contração e para a resina convencional, apresentou valores inferiores para a interface resina/dentina no ângulo cavo-superficial da parede gengival comparados às outras técnicas, sendo respectivamente 15,5 MPa e 21,4 MPa. Para o fundo da lesão, a técnica de incrementos oblíquos promoveu maiores valores de tensão na parede da câmara pulpar. As demais técnicas apresentaram resultados muito próximos,

com um ligeiro aumento na concentração de tensão para a técnica de único incremento para a resina convencional (Figura 47).

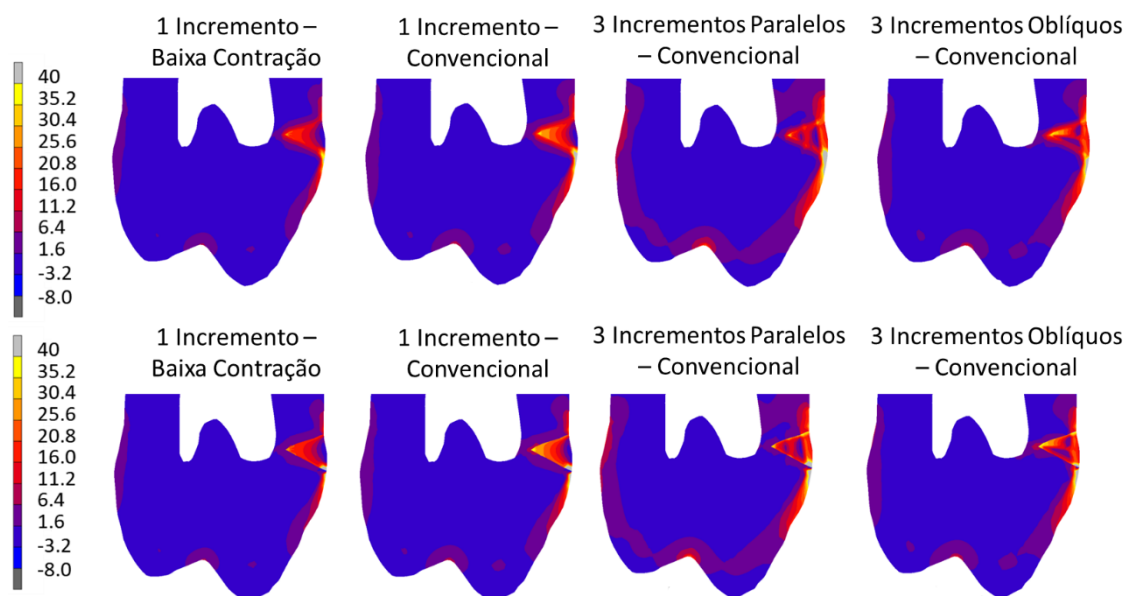


Figura 45: Análise do campo de tensão pelo critério de Von Mises Modificado, no qual os maiores valores obtidos (amarelo/branco) determinam regiões de maior chance de falha da estrutura. Os modelos superiores não apresentam os resultados isolados para os nós de diferentes estruturas, enquanto os modelos inferiores, assim o fazem.

A análise do campo de tensão do material restaurador mostra que a técnica de 1 incremento convencional resultou em alta concentração de tensão próximo do ângulo cavo-superficial da parede oclusal e a técnica de 3 incrementos paralelos de resina convencional apresentou maior acúmulo de tensão próximo do ângulo comparado às outras técnicas (Figura 46).

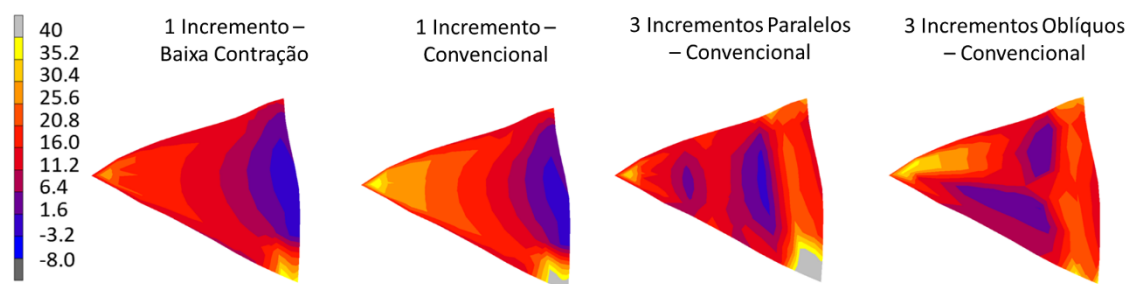


Figura 46: Análise do campo de tensão no material restaurador pelo critério de Von Mises Modificado, no qual os maiores valores obtidos (amarelo/branco) determinam regiões de maior chance de falha da estrutura. Os modelos superiores não apresentam os resultados isolados para os nós de diferentes estruturas, enquanto os modelos inferiores, assim o fazem.

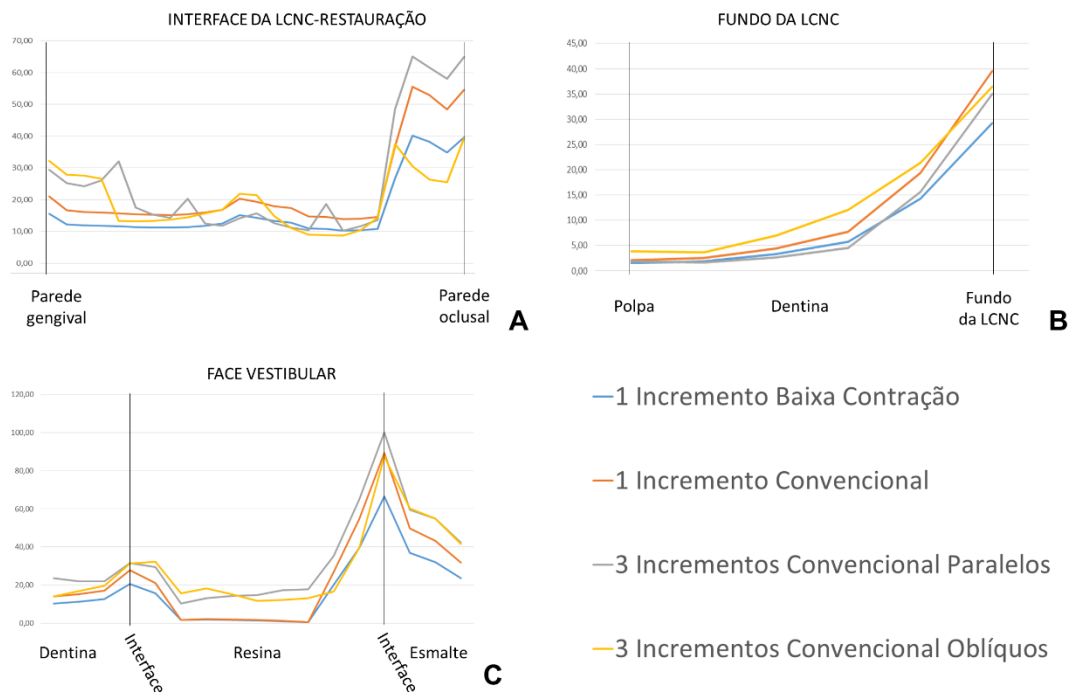


Figura 47: Valores de tensão (MPa), pelo critério de Von Mises Modificado em diferentes regiões do terço cervical vestibular. **A** – Tensão obtida em toda a interface LCNC-restauração. **B** – Tensão obtida em linha reta da superfície da câmara pulpar até o fundo da LCNC. **C** – Tensão obtida da face vestibular do terço cervical.

4.2- Grau de conversão - FTIR

O grau de conversão de acordo com os fatores em estudo está representado na Tabela 14. A avaliação da conversão de monômeros em polímeros realizada imediatamente após a confecção dos corpos de prova e após 24 horas não apresentou diferença estatística, independente da técnica restauradora simulada, tanto para o topo quanto para o fundo da resina composta. A avaliação do topo das amostras apresentou resultados similares independentemente técnica restauradora simulada e do momento da avaliação. Ao analisar o grau de conversão do fundo dos corpos de prova, as técnicas restauradoras com três incrementos, posicionados paralelos ou oblíquos, apresentaram maior grau de conversão comparado com as técnicas de somente

um incremento, tanto para a resina convencional quanto para a de baixa contração). A resina da baixa contração e convencional apresentaram resultados similares quando restauradas com único incremento neste tipo de cavidade, tanto para o topo quanto para o fundo, independente do momento da análise. A razão entre o grau de conversão do topo com o grau de conversão do fundo apresentou em todos os casos resultados superiores à 95%. Para esta análise, os grupos de incremento único analisados em momento tardio, seja de resina de baixa contração ou convencional, apresentaram razões inferiores quando comparados com o momento tardio da técnica com 3 incrementos paralelos e resina convencional.

Tabela 14: Média do grau de conversão (%) e Desvio Padrão.

	1 INCREMENTO – BAIXA CONTRAÇÃO		1 INCREMENTO - CONVENCIONAL		3 INCREMENTOS PARALELOS - CONVENCIONAL		3 INCREMENTOS OBLÍQUOS - CONVENCIONAL	
	Imediato	Tardio	Imediato	Tardio	Imediato	Tardio	Imediato	Tardio
Topo	54,6 (±3,8) Aaδ	54,4 (±3,7) Aaδ	51,4 (±3,1) Aaδ	52,8 (±2,6) Aaδ	51,4 (±3,1) Abδ	52,1 (±2,9) Abδ	51,5 (±1,1) Abδ	51,5 (±1,3) Abδ
Fundo	53,5 (±2,9) Baδ	52,3 (±3,9) Baδ	50,7 (±4,2) Baδ	50,6 (±2,4) Baδ	58,2 (±1,2) Aaδ	59,8 (±2,6) Aaδ	58,5 (±2,7) Aaδ	56,4 (±1,7) Aaδ
Razão Fundo/Topo	98,7% AB	96,6% B	98,6% AB	95,9% B	113,5% AB	115,3 % A	113,5% AB	109,6% AB

Análise de Variância de Três Fatores –Teste Tukey ($p < 0.05$): Técnica Restauradora x Região X Momento ($p < 0.05$). Letras maiúsculas para comparação horizontal (entre técnicas restauradoras). Letras minúsculas para comparação vertical (entre regiões). Letras gregas para comparação horizontal (entre momentos). Na última linha, está representado a razão (%) dos valores médios do Fundo/Topo, seguido de análise estatística de Análise de Variância de 1 Fator – Teste Tukey ($p < 0.05$), diferentes letras representam diferença entre a razão fundo/topo entre os grupos.

4.3. Objetivo Específico 3: Avaliar o padrão de tensão-deformação de pré-molares superiores hígidos submetidos à fadiga mecânica – análise por elementos finitos e teste de extensometria.

4.3.1. Método de elementos finitos 3D

A análise de Von Mises (VM) apresenta o resultando da distribuição das tensões equivalentes, sendo que os resultados mais próximos da tonalidade

azul mais escuro (0 absoluto) apresentam menor acúmulo de tensão e, quanto mais próximo da tonalidade vermelha, maior o acúmulo de tensão. O critério de Tensão Máxima Principal e Tensão Mínima Principal apresentam o resultado da distribuição das tensões (MPa), entretanto, ao contrário do Von Mises, fazem distinção entre tensão de tração e compressão. Para tensão máxima principal, os valores negativos representam a ausência de tensão de tração e os valores positivos representam os máximos valores de tração. Para tensão mínima principal, os valores positivos representam a ausência de tensão de compressão e os valores negativos representam os máximos valores de compressão. Sendo assim, quando for mencionado valores de tensão de tração, o critério adotado foi o de Tensão Máxima Principal, e quando mencionado valores de tensão de compressão o critério adotado foi o de Tensão Mínima Principal.

Para todos os critérios analisados, a simulação do contato prematuro na cúspide palatina foi fator modulador para a alteração do campo de tensão no modelo de pré-molar hígido (Figuras 48 até 50). O critério de Von Mises mostra que o contato longitudinal apresenta o campo de tensões equivalentes mais homogêneo, enquanto o contato palatino resulta em concentração de tensão ao nível da junção amelo-cementária vestibular, mas principalmente no esmalte e dentina radicular do terço cervical palatino (Figura 48). Analisando os maiores valores de tração, o carregamento longitudinal (CL) apresenta intensidade de 4,3 MPa para esmalte e 0,13 MPa para dentina, na região cervical do terço vestibular. Para este mesmo critério e região, o carregamento palatino apresentou valores máximos 6,0 vezes maior para esmalte (26,1 MPa) e 91,5 vezes maior para dentina (11,9 MPa) (Figura 49). Considerando os maiores valores compressivos, o carregamento palatino apresentou valores maiores na face palatina quando comparado com a face vestibular, enquanto o carregamento longitudinal obteve um acúmulo de tensão compressiva na junção amelo-cementária vestibular (19,5 MPa) (Figura 50).

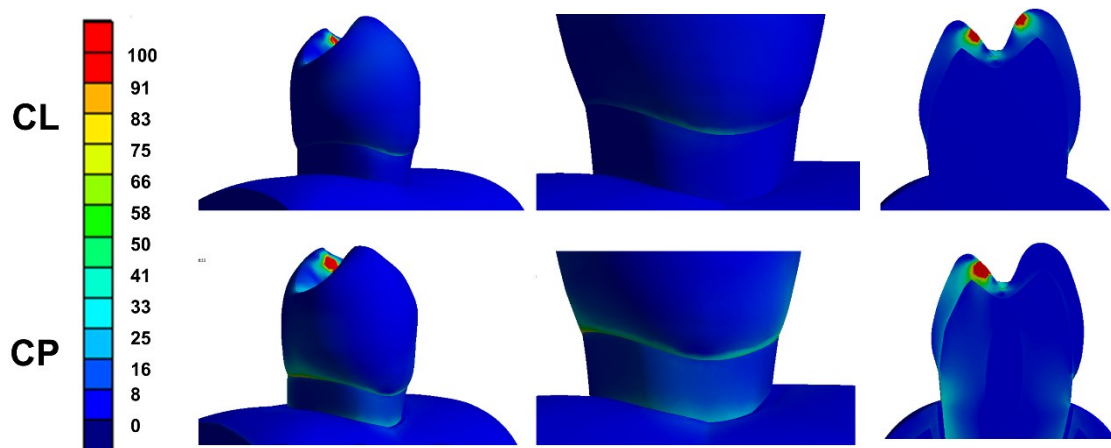


Figura 48: Análise do padrão de distribuição das tensões equivalentes pelo critério de von Mises (MPa). Os valores maiores (cor vermelha) representam maior intensidade de tensão e os valores próximos de zero (azul escuro) representam menor magnitude de tensão, não fazendo distinção sobre as tensões presentes.

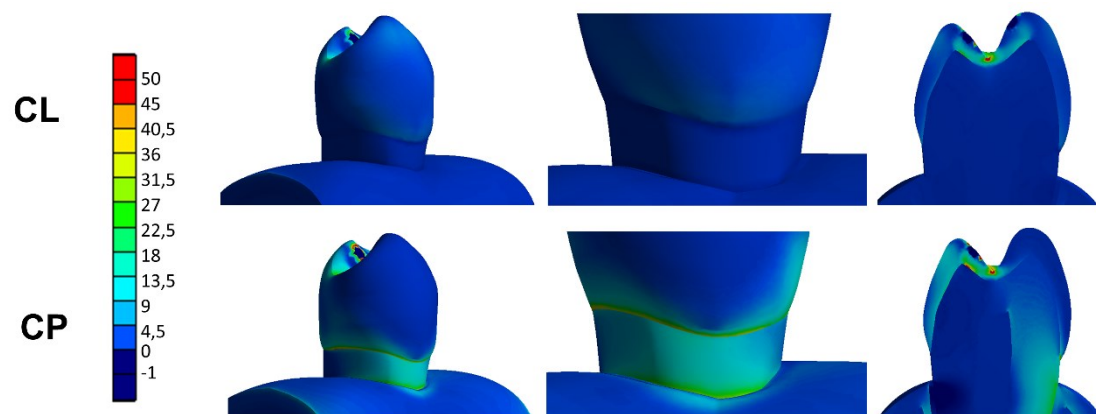


Figura 49: Análise do padrão de distribuição de tensão pelo critério de Tensão Máxima Principal (MPa). Os valores negativos (cor azul escura) representam a ausência de tensão de tração e os valores positivos (mais próximo do vermelho) representam os máximos valores de tração.

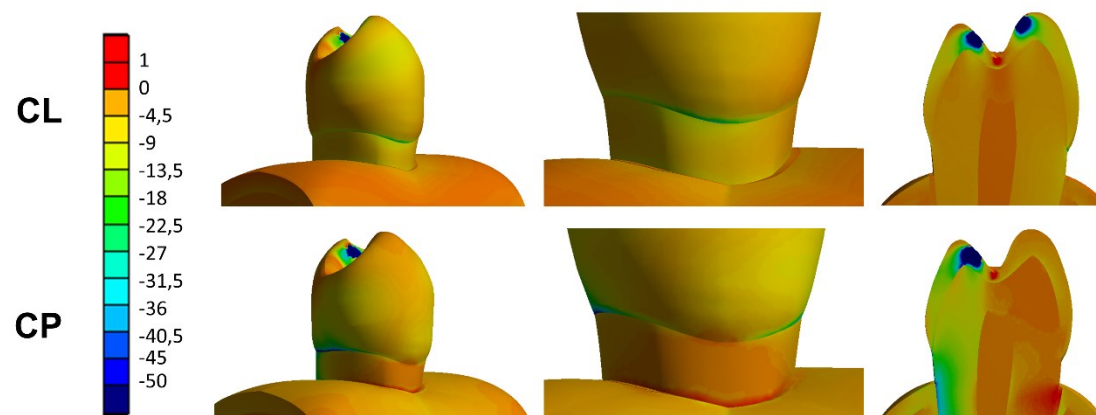


Figura 50: Análise do padrão de distribuição de tensão pelo critério de Tensão Mínima Principal (MPa). Os valores positivos (cor vermelha) representam a ausência de tensão de compressão e os valores negativos (mais próximo do azul escuro) representam os máximos valores de compressão.

A deformação foi analisada em todo o modelo e na área equivalente à colagem do extensômetro coronário e radicular (esmalte e dentina, respectivamente) (Figura 51 e 52). O carregamento palatino apresentou maiores valores de deformação independente da estrutura analisada. Para esmalte, o maior valor e a maior média de deformação dos nós da região avaliada para o contato palatino foram, respectivamente, $8,9\text{E-}4$ mm/mm e $1,4\text{E-}4$ mm/mm. A deformação máxima e a média dos nós neste contato foram, respectivamente, 1,8 vezes e 1,4 vezes maior do que a deformação máxima ($4,9\text{E-}4$ mm/mm) e a média ($1,0\text{E-}4$ mm/mm) do contato longitudinal. Para dentina, o maior valor e a maior média de deformação dos nós da região avaliada foram encontrados para o contato palatino, sendo, respectivamente $13,4\text{E-}4$ mm/mm e $8,7\text{E-}4$ mm/mm. A deformação máxima e a média dos nós neste contato foram, respectivamente, 1,8 vezes e 2,9 vezes maior do que a deformação máxima ($7,3\text{E-}4$ mm/mm) e a média ($3,0\text{E-}4$ mm/mm) do contato longitudinal.

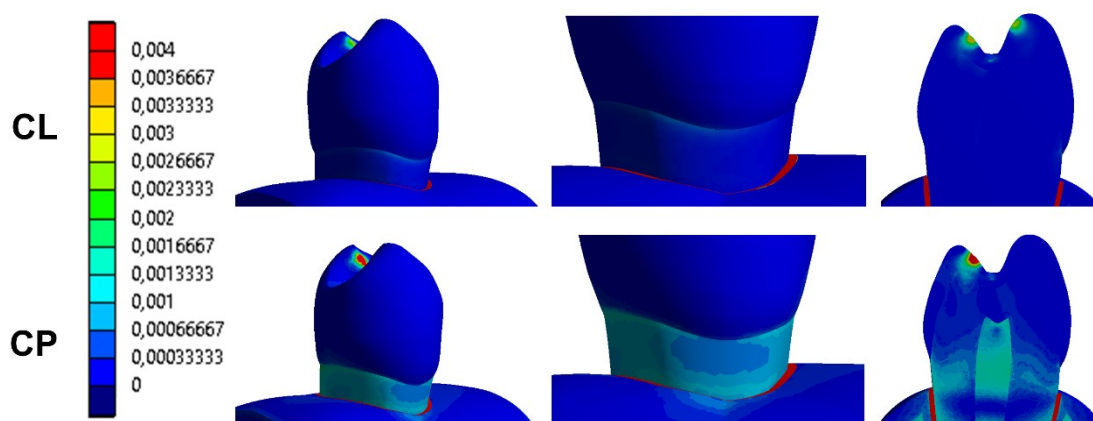


Figura 51: Análise do padrão da deformação (mm/mm) para todas as estruturas. Os valores maiores (próximo da cor vermelha) mostram as regiões que deformaram mais. Os valores menores (próximo da cor azul escuro) mostram as regiões que deformaram menos.

Para a fadiga mecânica (Figura 53), o critério de sobrevida apresenta por meio da escala a quantidade de ciclos que determinada estrutura irá suportar. Após a simulação da fadiga, obteve-se que, independente do contato oclusal simulado, esmalte e dentina ao nível da junção amelo-cementária suportam mais de 200.000 ciclos (10 meses de simulação clínica) sem falhar.

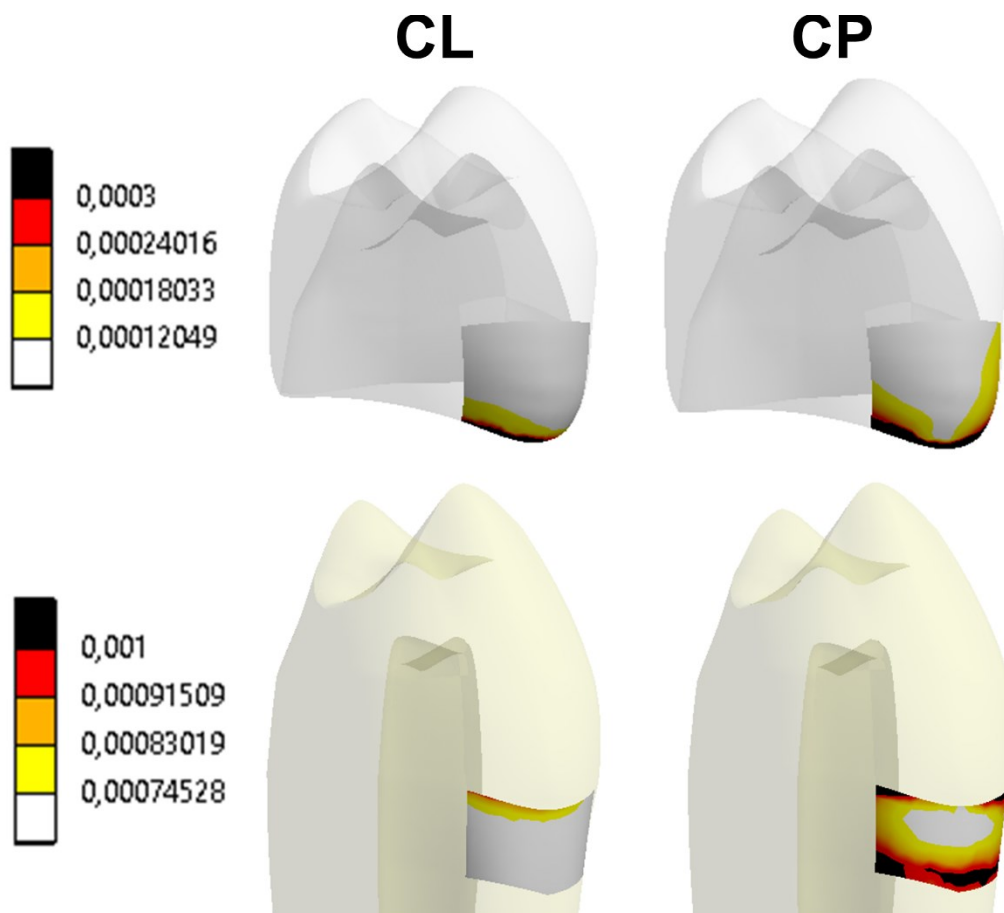


Figura 52: Análise do padrão da deformação (mm/mm) para as superfícies de esmalte e dentina referentes da colagem do extensômetro na validação por teste de extensometria.



Figura 53: Análise do padrão do critério sobrevida para esmalte e dentina. Os valores significam a quantidade de ciclos que a estrutura deve receber para falhar, sendo representados pelas respectivas cores.

4.3.2. Teste de extensometria e validação metodológica

A média dos valores máximos de deformação, antes e após a simulação da fadiga mecânica, estão dispostos para esmalte e dentina nas tabelas 15 e 16 respectivamente. A deflexão máxima da estrutura dentária analisada pelo teste de extensometria foi significativamente maior para o carregamento palatino do que o carregamento longitudinal, independente da simulação de fadiga mecânica, tanto para esmalte ($p < 0,001$) quanto para dentina ($p < 0,001$). As amostras submetidas à fadiga mecânica apresentaram maiores valores de deformação para os dois tipos de carregamento (OL: $p < 0,001$; AL: $p < 0,001$), independentemente do tecido dentário analisado.

Tabela 15: Média dos valores da deformação (μS) e desvio padrão (DP) para esmalte, comparando tipo de carregamento X fadiga mecânica.

VALORES DA DEFORMAÇÃO PARA ESMALTE (μS)		
	Antes da fadiga	Depois da fadiga
CL	90.10 (± 31.80) Aa	135.88 (± 56.88) Ba
CP	179.05 (± 64.08) Ab	208.82 (± 84.60) Bb

* Letras maiúsculas para comparação horizontal (fadiga mecânica); Letras minúsculas para comparação vertical (tipo de carregamento). Análise de variância de dois fatores com repetição de amostras – Teste Tukey ($p < 0.05$).

Tabela 16: Média dos valores da deformação (μS) e desvio padrão (DP) para dentina, comparando tipo de carregamento X fadiga mecânica.

VALORES DA DEFORMAÇÃO PARA DENTINA (μS)		
	Antes da fadiga	Depois da fadiga
CL	109.01 (± 17.31) Aa	198.39 (± 30.59) Ba
CP	716.61 (± 83.28) Ab	889.12 (± 86.38) Bb

* Letras maiúsculas para comparação horizontal (fadiga mecânica); Letras minúsculas para comparação vertical (tipo de carregamento). Análise de variância de dois fatores com repetição de amostras – Teste Tukey ($p < 0.05$).

Os valores máximos de deformação e a média dos nós das regiões equivalentes à colagem dos extensômetros coletadas para esmalte e dentina no método de elementos finitos permitem traçar relação com a deformação máxima obtida no teste de extensometria. Esta similaridade entre as proporções dos resultados, permite a validação metodológica (Figura 54).

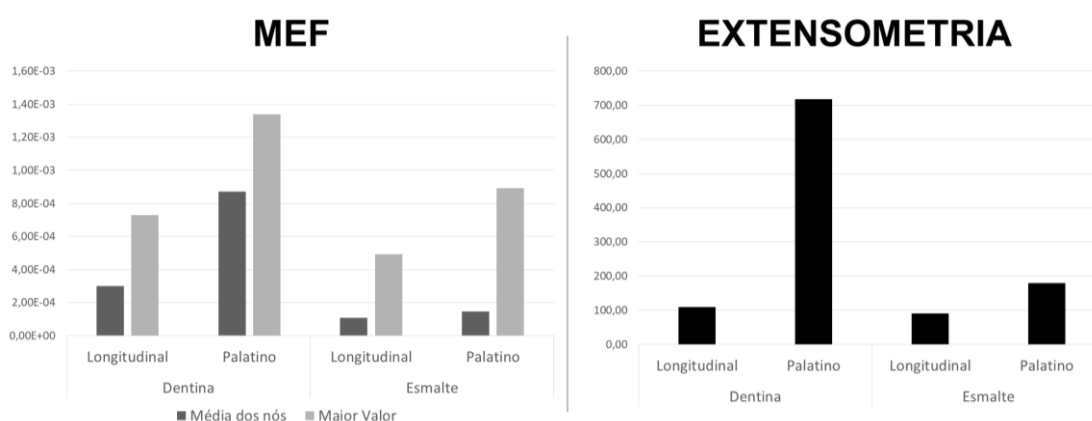


Figura 54: Valores modulares da deformação para o método de elementos finitos (mm/mm) e teste de extensometria (µS). Esta similaridade permite a validação metodológica.

4.4. Objetivo Específico 4: Analisar a taxa de sucesso clínico de protocolos restauradores de lesões cervicais não cariosas, divididos em dois fatores de estudo: afastamento gengival (sem afastamento; e com fio afastador); e método de aplicação do sistema adesivo universal (condicionamento total e condicionamento seletivo do esmalte).

Neste estudo, até o presente momento, 48 pessoas foram avaliadas e destas, 29 encaixavam-se no critério de inclusão e exclusão. Dois sujeitos negaram participar da pesquisa e receberam o mesmo tratamento na clínica de extensão de reabilitação de LCNC e HD – FO.UFU (Figura 55). Para o acompanhamento de 180 dias, 5 sujeitos não compareceram às datas marcadas, 2 por motivo de mudança de cidade e 3 por desistência de participação. Sendo assim, o acompanhamento de 180 dias ocorreu com 22 pacientes e 88 restaurações (Figura 55).

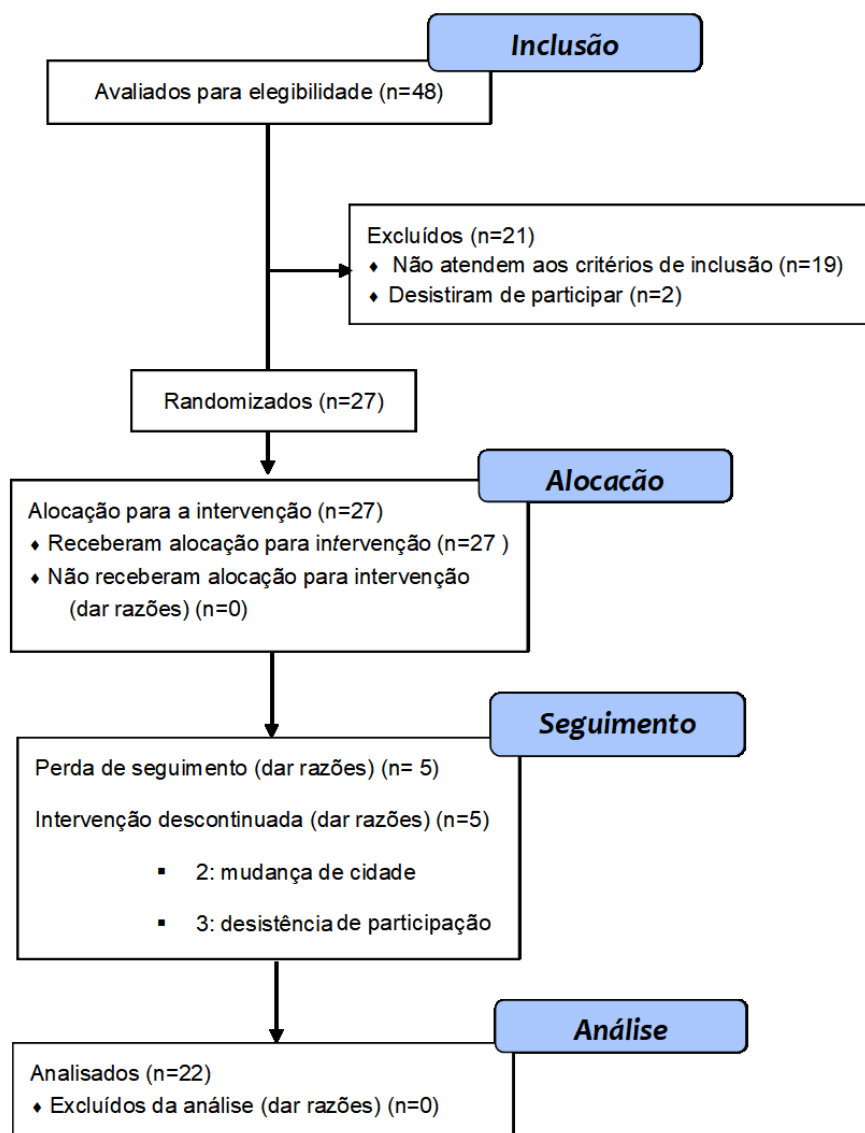


Figura 55: Fluxograma indicado pelo CONSORT 2010, identificando a quantidade de sujeitos abordados, captados e acompanhados em até 180 dias. Por ser estudo do tipo *split-mouth*, a desistência de cada sujeito acarreta no não acompanhamento de 4 restaurações

Do total de 27 indivíduos, 15 (55,5%) são do sexo masculino e 12 (44,5%) do sexo feminino; com idade predominante maior que 49 anos (40,8%). Em relação ao desfecho secundário, do total dos 108 dentes com LCNC, 9,2% eram incisivos, 18,5% caninos, 64,8% pré-molares e 7,5% molares; sendo que 57,4% estavam localizados na maxila e 42,6% na mandíbula. Em relação à faceta de desgaste, 84,3% do total de dentes incluídos no estudo possuíam esta

perda de estrutura (Tabela 17). A maioria das LCNCs apresentou morfologia com ângulo superior à 135° (38, 35,1%). De acordo com as dimensões das LCNCs, a maior parte apresentou a abertura entre 1,0 a 2,5 mm (56, 51,8%), profundidade entre 1,0 a 1,5 (78, 72,2%) e largura entre 3,5 a 5,0 (56, 51,8%). Em relação ao nível de esclerose dentinária, 53,8% não apresentavam dentina esclerótica nas paredes de fundo da LCNC, enquanto 46,2% possuíam esclerose dentinária, sendo classificadas nos níveis 2 (28,7%), 3 (12,0%) e 4 (5,5%). Mesmo assim, nenhuma LCNC incluída no estudo apresentava hipersensibilidade dentinária espontânea pré-operatória. Quando estimulado à região cervical antes da restauração, 58,3% apresentou HD ao jato de ar; 50,1% ao jato de água; e 34,2% ao atrito da sonda. Após a restauração, todas as lesões continuaram sem sintoma doloroso espontâneo, sendo que 8,3%, 2,8% e 3,7% apresentaram hipersensibilidade aos estímulos de jato de ar, jato de água e pelo atrito da sonda, respectivamente (Tabela 18). Não houve diferença estatística entre os grupos para qualquer categoria de estimulação da HD ($p=0,948$ para jato de ar; $p=0,291$ para jato de água; e $p=1,000$ para atrito da sonda) (Tabela 18).

Considerando os aspectos periodontais e a inter-relação dentística-periodontia, todos os dentes apresentavam recessão gengival, sendo 99,1% classificados como classe I de Miller (Tabela 17). O ângulo cavo-superficial da parede gengival da LCNC tinha predominância em dentina (99,1%) e somente 29,6% estava supragengival (41,7% ao nível e 28,7% subgengival). Nenhum dente incluído no estudo apresentou sangramento à sondagem prévio a restauração, entretanto, 21,3% sentiram sensibilidade gengival à sondagem (Tabela 17). Imediatamente após a restauração, todos os dentes apresentaram o periodonto dilacerado, não havendo diferença estatística entre às técnicas analisadas ($p=1,000$). Após 7 dias, somente 12% ainda estavam com dilaceração (não houve diferença entre às técnicas analisadas – $p=0,0649$) e 6,5% apresentaram sangramento à sondagem (não houve diferença estatística entre os grupos – $p=0,929$) (Tabela 18).

Tabela 17: Características dos sujeitos e das LCNCs incluídos no estudo.

CARACTERÍSTICAS DOS SUJEITOS E DAS LCNCS					
Características dos Sujeitos		Número (%)			
SEXO					
Masculino		15 (55,5%)			
Feminino		12 (44,5%)			
IDADE					
18-29		5 (18,5%)			
30-39		5 (18,5%)			
39-49		6 (22,2%)			
>49		11 (40,8%)			
CARACTERÍSTICAS DAS LCNCS					
MORFOLOGIA, ° DO ÂNGULO (Número e %)					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
<45°	1 (3,7%)	2 (7,4%)	2 (7,4%)	2 (7,4%)	7 (6,4%)
45° a 90°	9 (33,3%)	9 (33,3%)	6 (22,2%)	8 (29,6%)	32 (29,7%)
90° a 135°	8 (29,6%)	7 (25,9%)	10 (37,0%)	6 (22,2%)	31 (28,8%)
>135°	9 (33,3%)	9 (33,3%)	9 (33,3%)	11 (40,8%)	38 (35,1%)
DIMENSÃO CÉRVICO-OCCLUSAL/INCISAL (MM)					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
<1,5	7 (25,9%)	6 (22,2%)	6 (22,2%)	3 (11,1%)	22 (20,4%)
1,5 a 2,5	13 (48,1%)	12 (44,5%)	14 (51,8%)	17 (62,9%)	56 (51,8%)
2,5 a 4,0	7 (25,9%)	9 (33,3%)	7 (25,9%)	7 (25,9%)	30 (27,8%)
>4,0	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
DIMENSÃO VESTÍBULO-AXIAL (MM)					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
1,0 a 1,5	18 (66,6%)	20 (74,1%)	20 (74,1%)	20 (74,1%)	78 (72,2%)
1,5 a 2,0	7 (25,9%)	5 (18,5%)	5 (18,5%)	3 (11,1%)	20 (18,6%)
2,0 a 2,5	2 (7,4%)	1 (3,7%)	2 (7,4%)	1 (3,7%)	6 (5,5%)
>2,5	0 (0%)	1 (3,7%)	0 (0%)	3 (11,1%)	4 (3,7%)
DIMENSÃO MÉSIO-DISTAL (MM)					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
<2,0	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
2,0 a 3,5	12 (44,5%)	12 (44,5%)	14 (51,8%)	8 (29,6%)	46 (42,7%)
3,5 a 5,0	12 (44,5%)	14 (51,8%)	12 (44,5%)	18 (66,6%)	56 (51,8%)
>5,0	3 (11,1%)	1 (3,7%)	1 (3,7%)	1 (3,7%)	6 (5,5%)

NÍVEL DE ESCLEROSE DENTINÁRIA					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
1	15 (55,5%)	16 (59,2%)	13 (48,1%)	14 (51,8%)	58 (53,8%)
2	6 (22,2%)	4 (14,8%)	12 (44,5%)	9 (33,3%)	31 (28,7%)
3	5 (18,5%)	5 (18,5%)	2 (7,4%)	1 (3,7%)	13 (12,0%)
4	1 (3,7%)	2 (7,4%)	0 (0%)	3 (11,1%)	6 (5,5%)
PRESENÇA DE ANTAGONISTA					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Não	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Sim	27 (100%)	27 (100%)	27 (100%)	27 (100%)	108 (100%)
PRESENÇA DE FACETA DE DESGASTE					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Não	7 (25,9%)	2 (7,4%)	4 (14,8%)	4 (14,8%)	17 (15,7%)
Sim	20 (74,1%)	25 (92,5%)	23 (85,2%)	23 (85,2%)	91 (84,3%)
DISTRIBUIÇÃO DOS DENTES					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Incisivos	2 (7,4%)	3 (11,1%)	3 (11,1%)	2 (7,4%)	10 (9,2%)
Caninos	8 (29,6%)	4 (14,8%)	2 (7,4%)	6 (22,2%)	20 (18,5%)
Pré-molares	13 (48,1%)	18 (66,6%)	21 (77,8%)	18 (66,6%)	70 (64,8%)
Molares	4 (14,8%)	2 (7,4%)	1 (3,7%)	1 (3,7%)	8 (7,5%)
DISTRIBUIÇÃO NAS ARCADAS					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Maxila	18 (66,6%)	16 (59,2%)	15 (55,5%)	13 (48,1%)	62 (57,4%)
Mandíbula	9 (33,3%)	11 (40,8%)	12 (44,5%)	14 (51,8%)	46 (42,6%)
ÂNGULO CAVO-SUPERFICIAL GENGIVAL					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Predominante em esmalte	1 (3,7%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (0,9%)
Predominante em dentina	26 (96,3%)	27 (100%)	27 (100%)	27 (100%)	107 (99,1%)
INSERÇÃO GENGIVAL					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Sem recessão	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Classe I	27 (100%)	27 (100%)	27 (100%)	26 (96,3%)	107 (99,1%)
Classe II	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (3,7%)	1 (0,9%)
Classe III	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Classe IV	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)

NÍVEL DO TÉRMINO GENGIVAL					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Supragengival	7 (25,9%)	6 (22,2%)	10 (37,0%)	9 (33,3%)	32 (29,6%)
Ao nível gengival	12 (44,5%)	14 (51,8%)	10 (37,0%)	9 (33,3%)	45 (41,7%)
Subgengival	8 (29,6%)	7 (25,9%)	7 (25,9%)	9 (33,3%)	31 (28,7%)
SANGRAMENTO À SONDAGEM					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Não	27 (100%)	27 (100%)	27 (100%)	27 (100%)	108 (100%)
Sim	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
SENSIBILIDADE GENGIVAL À SONDAGEM					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Não	21 (77,8%)	23 (85,2%)	21 (77,8%)	20 (74,1%)	85 (78,7%)
Sim	6 (22,2%)	4 (14,8%)	6 (22,2%)	7 (25,9%)	23 (21,3%)
HD ESPONTÂNEA PRÉ-OPERATÓRIA					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Não	27 (100%)	27 (100%)	27 (100%)	27 (100%)	108 (100%)
Sim	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
HD JATO DE AR PRÉ-OPERATÓRIA					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Não	11 (40,8%)	13 (48,1%)	10 (37,0%)	11 (40,8%)	45 (41,7%)
Sim	16 (59,2%)	14 (51,8%)	17 (62,9%)	16 (59,2%)	63 (58,3%)
HD JATO DE ÁGUA PRÉ-OPERATÓRIA					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Não	12 (44,5%)	13 (48,1%)	13 (48,1%)	15 (55,5%)	53 (49,1%)
Sim	15 (55,5%)	14 (51,8%)	14 (51,8%)	12 (44,5%)	55 (50,9%)
HD JATO SONDA PRÉ-OPERATÓRIA					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Não	18 (66,6%)	17 (62,9%)	18 (66,6%)	18 (66,6%)	71 (65,8%)
Sim	9 (33,3%)	10 (37,0%)	9 (33,3%)	9 (33,3%)	37 (34,2%)
QUANTIDADE DE INCREMENTOS					
	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
1	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
2	16 (59,2%)	17 (62,9%)	19 (70,4%)	15 (55,5%)	67 (72,0%)
3	11 (40,8%)	10 (37,0%)	8 (29,6%)	12 (44,5%)	41 (38,0%)
4	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)

Significado das siglas: SF-CT (sem fio afastador e método de condicionamento total); SF-CT (sem fio afastador e método de condicionamento seletivo do esmalte); CF-CS (com fio afastador e método de condicionamento seletivo do esmalte); CF-CT (com fio afastador e método de condicionamento total).

Tabela 18: Dados obtidos clinicamente em relação à desfechos secundários. Para o desconforto: mediana (25%; 75%). Para os demais fatores secundários: mediana (%).

	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Desconforto	0 (0;3) A	0 (0;2) A	0 (0;6) A	0 (0;5) A	0 (0%)
Necessidade de Anestesia	1 (3,7%) A	1 (3,7%) A	4 (14,8%) A	2 (7,4%) A	8 (7,4%)
Dilaceração Gengival Imediata	27 (100%) A	27 (100%) A	27 (100%) A	27 (100%) A	108 (100%)
Dilaceração Gengival – 7 Dias	3 (11,1%) A	3 (11,1%) A	5 (18,5%) A	2 (7,4%) A	13 (12,0%)
Sangramento à Sondagem – 7 dias	1 (3,7%) A	2 (7,4%) A	2 (7,4%) A	2 (7,4%) A	7 (6,5%)
Sensibilidade Gengival Relatada – 7 dias	2 (7,4%) A	2 (7,4%) A	2 (7,4%) A	2 (7,4%) A	6 (5,5%)
HD Espontânea Pós-Operatória	0 (0%) A	0 (0%) A	0 (0%) A	0 (0%) A	0 (0%)
HD Jato de Ar Pós-Operatória	3 (11,1%) A	2 (7,4%) A	2 (7,4%) A	2 (7,4%) A	9 (8,3%)
HD Jato de Água Pós-Operatória	1 (3,7%) A	2 (7,4%) A	0 (0%) A	0 (0%) A	3 (2,8%)
HD Sonda Pós-Operatória	1 (3,7%) A	1 (3,7%) A	1 (3,7%) A	1 (3,7%) A	4 (3,7%)

* Letras maiúsculas para comparação horizontal entre as técnicas para cada desfecho secundário. Análise estatística pelo Teste de Kruskal-Wallis ($p < 0.05$). Significado das siglas: SF-CT (sem fio afastador e método de condicionamento total); SF-CT (sem fio afastador e método de condicionamento seletivo do esmalte); CF-CS (com fio afastador e método de condicionamento seletivo do esmalte); CF-CT (com fio afastador e método de condicionamento total).

Ao analisar o procedimento restaurador, 72,0% das LCNCs foram restauradas com 2 incrementos e 38,0% com 3 incrementos (Tabela 17). Para todas as técnicas restauradoras, a mediana foi totalmente confortável (0) e não houve diferença estatística ($p = 0,918$) (Tabela 18). Entretanto, ao analisar a intersecção entre o terceiro e quarto quartil, este valor foi de 6 e 5 para os grupos com fio (condicionamento seletivo e condicionamento total, respectivamente) e 3 para os grupos sem fio (condicionamento seletivo e condicionamento total, respectivamente) (Tabela 18, e Figura 56). Durante o procedimento, a anestesia foi solicitada somente em 8 dentes (7,4%) (Tabela 18). Destes, 3 foram após lavar o ácido fosfórico (2 para a técnica com fio e condicionamento seletivo; 1

para a técnica com fio e condicionamento total); 3 foram durante o acabamento e polimento (1 para a técnica sem fio e condicionamento total; 1 para técnica sem fio e condicionamento seletivo; e 1 para a técnica com fio e condicionamento seletivo) e 2 durante a inserção do fio afastador (1 para a técnica com fio e condicionamento seletivo e 1 para a técnica com fio e condicionamento total) (Tabela 19). Não houve diferença entre as técnicas restauradoras ($p=0,360$) (Tabela 18)

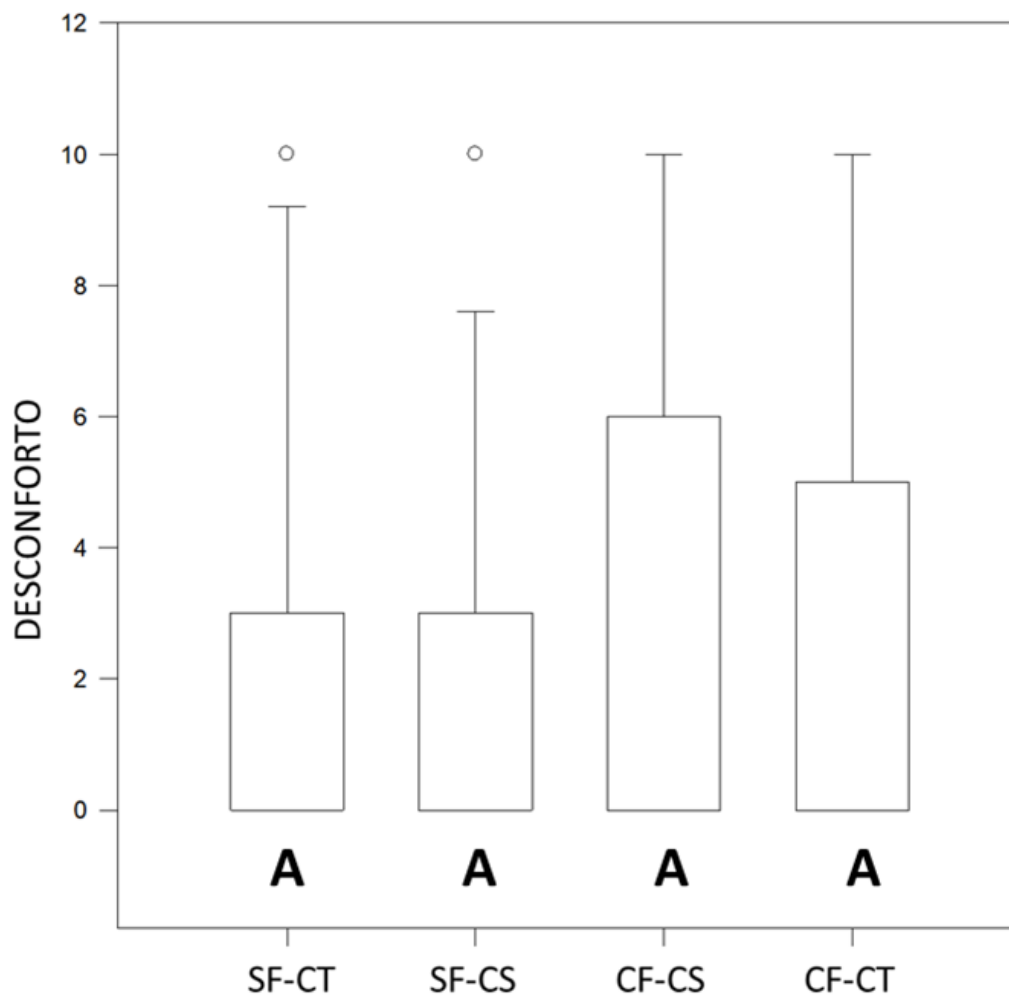


Figura 56. Gráfico boxplot dos scores fornecidos pelos participantes em relação ao desconforto durante o procedimento ($p=0,918$). Significado das siglas: SF-CT (sem fio afastador e método de condicionamento total); SF-CT (sem fio afastador e método de condicionamento seletivo do esmalte); CF-CS (com fio afastador e método de condicionamento seletivo do esmalte); CF-CT (com fio afastador e método de condicionamento total).

Tabela 19: Dados referentes ao momento em que houve a solicitação de anestesia por parte do participante. Os valores absolutos representam a quantidade de participantes; a primeira porcentagem é referente ao fator analisado (27 restaurações); e a segunda porcentagem é referente a quantidade de restaurações com necessidade de anestesia (8 ou 6).

	SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Lavar o ácido fosfórico	0 (0%; 0%)	0 (0%; 0%)	2 (7,40%; 25,0%)	1 (3,70%; 12,5%)	3 (2,77; 37,5%)
Acabamento e polimento	1 (3,70%; 12,5%)	1 (3,70%; 12,5%)	1 (3,70%; 12,5%)	0 (0%; 0%)	3 (2,77; 37,5%)
Inserção do fio afastador	-	-	1 (1,85%; 16,6%)	1 (1,85%; 16,6%)	2 (3,70; 33,3%)
TOTAL	1 (3,70%)	1 (3,70%)	4 (17,80%)	2 (7,40%)	8 (7,40%)

Significado das siglas: SF-CT (sem fio afastador e método de condicionamento total); SF-CT (sem fio afastador e método de condicionamento seletivo do esmalte); CF-CS (com fio afastador e método de condicionamento seletivo do esmalte); CF-CT (com fio afastador e método de condicionamento total).

De acordo com o desfecho primário, a taxa de sobrevida das restaurações de LCNCs foi de 100% para todos os grupos nos períodos avaliados até 30 dias. Como mencionado anteriormente (Figura 55), somente 22 sujeitos compareceram ao acompanhamento de 180 dias, totalizando avaliação de 88 restaurações. Destas, a taxa de sobrevida foi de 90,9% para as técnicas “Sem fio e Condicionamento Total” e “Com fio e Condicionamento Seletivo” e de 95,40% para as técnicas “Sem fio e Condicionamento Seletivo” e “Com Fio e Condicionamento Total” (Figura 57). Não houve diferença na taxa de sobrevida ao comparar as técnicas em um mesmo período de avaliação ($p=1,000$ para baseline, $p=1,000$ para 7 dias, $p=1,000$ para 30 dias, $p=0,871$ para 180 dias) e para a mesma técnica em diferentes períodos de avaliação ($p=0,059$ para “Sem fio e Condicionamento Total” e para “Com fio e Condicionamento Seletivo”; $p=0,298$ para “Sem fio e Condicionamento Seletivo” e para “Com fio e Condicionamento Total”).

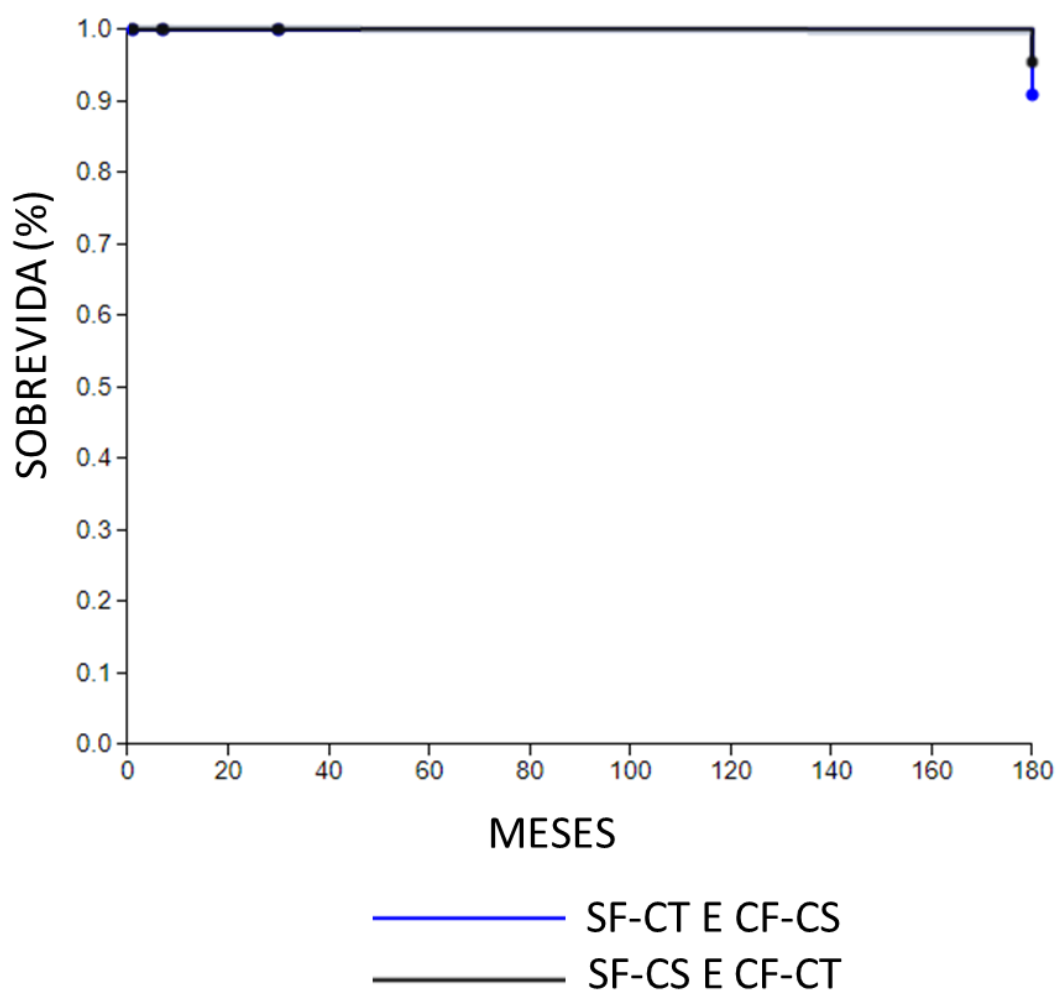


Figura 57: Gráfico Kaplan-Meier da sobrevida das restaurações em relação às técnicas avaliadas. Após 180 dias, a taxa de sucesso foi de 95,40% para SF-CS e CF-CT e de 90,9% para SF-CS e CF-CT. Significado das siglas: SF-CT (sem fio afastador e método de condicionamento total); SF-CT (sem fio afastador e método de condicionamento seletivo do esmalte); CF-CS (com fio afastador e método de condicionamento seletivo do esmalte); CF-CT (com fio afastador e método de condicionamento total).

Ao analisar o critério de falha de acordo com a FDI até 30 dias, todas as técnicas apresentaram 100% das restaurações classificadas como clinicamente muito boas (Tabela 20). Após 180 dias, as técnicas “Sem fio e Condicionamento Total”, “Sem fio e Condicionamento Seletivo”, “Com fio e

Condicionamento Seletivo” e “Com fio e Condicionamento Total” apresentaram, respectivamente, 2, 1, 2 e 1 falhas por descolamento da restauração (cl clinicamente pobre no critério 2 - Fraturas e Retenção) (Figura 58). A técnica “Sem fio e Condicionamento Seletivo” ainda apresentou outras 3 restaurações classificadas como clinicamente boas neste mesmo critério. Já a técnica “Sem fio e Condicionamento Total” apresentou 1 restauração classificada como clinicamente boa para o critério 1- descoloração marginal (pequena descoloração marginal, facilmente removida com polimento). Todas as demais restaurações de todas as técnicas foram classificadas como clinicamente muito boas para todos os critérios (Figura 59).

Das seis restaurações que falharam (Tabela 21), quatro foram realizadas no sexo feminino e duas no sexo masculino. Todas foram executadas em dentes posteriores e inferiores (sendo 5 pré-molares e 1 molar), com predominância de dentina no ângulo cavo-superficial gengival, com recessão gengival classe I e faceta de desgaste. Destas seis restaurações, quatro foram restauradas com 2 incrementos e duas com 3 incrementos; sendo que nenhuma apresentou HD após a restauração (independente se espontânea ou do tipo de estímulo). Em relação à esclerose dentinária, uma não apresentava dentina esclerótica, quatro foram classificadas com o nível 2 e uma com o nível 3. De acordo com a morfologia, duas apresentavam ângulo entre 45 a 90°, três entre 90 a 135° e uma com ângulo maior do que 135°. Considerando as dimensões, duas apresentavam abertura menor do que 1,5mm, três entre 1,5 a 3,0mm e outra com abertura entre 2,5 a 4,0mm; quatro apresentavam profundidade entre 1,0 a 1,5 mm e duas com a profundidade entre 1,5 a 2,0mm; três apresentaram largura de 2,0 a 3,5 mm e três largura de 3,5 a 5,0 mm. O término da parede gengival estava supra, ao nível e subgengival em 2, 1 e 3 casos, respectivamente.

Tabela 20: Número de restaurações avaliadas para cada grupo experimental classificadas de acordo com a FDI.

	Critério da FDI	SF-CT				SF-CS				CF-CS				CF-CT			
		Baseline	7 Dias	30 Dias	180 Dias	Baseline	7 Dias	30 Dias	180 Dias	Baseline	7 Dias	30 Dias	180 Dias	Baseline	7 Dias	30 Dias	180 Dias
1. DESCOLORAÇÃO MARGINAL	Muito Bom	27	27	27	19	27	27	27	21	27	27	27	20	27	27	27	21
	Bom	-	-	-	1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Satisfatório/ Suficiente	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Insatisfatório	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2. FRATURA E RETENÇÃO	Clinicamente Pobre	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Muito Bom	27	27	27	20	27	27	27	18	27	27	27	20	27	27	27	21
	Bom	-	-	-	-	-	-	-	3	-	-	-	-	-	-	-	-
	Satisfatório/ Suficiente	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3. ADAPTAÇÃO MARGINAL	Insatisfatório	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Clinicamente Pobre	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Muito Bom	27	27	27	20	27	27	27	21	27	27	27	20	27	27	27	21
	Bom	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
4. SENSIBILIDADE PÓS-OPERATÓRIA	Satisfatório/ Suficiente	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Insatisfatório	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Clinicamente Pobre	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Muito Bom	27	27	27	20	27	27	27	21	27	27	27	20	27	27	27	21
5. CÁRIES SECUNDÁRIAS	Bom	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Satisfatório/ Suficiente	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Insatisfatório	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Clinicamente Pobre	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Significado das siglas: SF-CT (sem fio afastador e método de condicionamento total); SF-CT (sem fio afastador e método de condicionamento seletivo do esmalte); CF-CS (com fio afastador e método de condicionamento seletivo do esmalte); CF-CT (com fio afastador e método de condicionamento total).

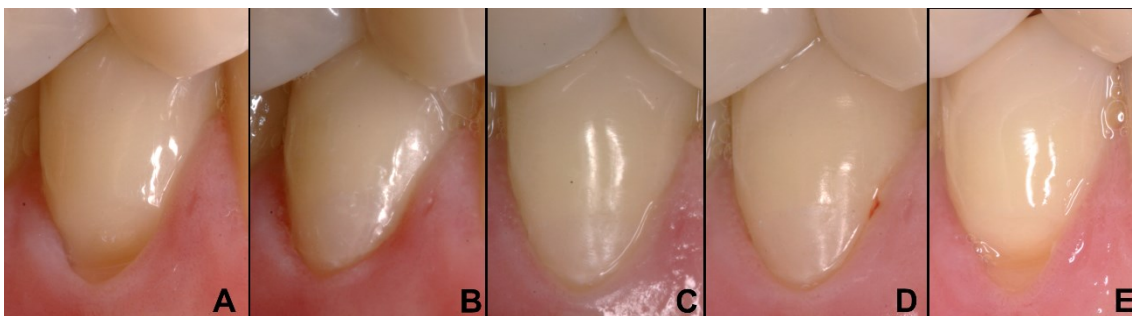


Figura 58: Acompanhamento da restauração de LCNC até a falha por descolamento. **A** – Inicial. **B** – Baseline. **C** – Sete dias. **D** – 30 dias. **E** – 180 dias.

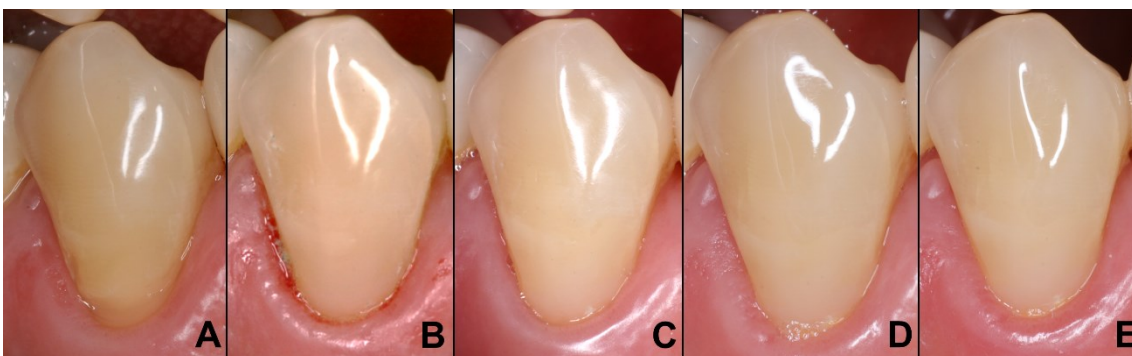


Figura 59: Acompanhamento da restauração de LCNC classificada como clinicamente muito boa até 120 dias. **A** – Inicial. **B** – Baseline. **C** – Sete dias. **D** – 30 dias. **E** – 180 dias.

Tabela 21: Dados obtidos clinicamente em relação à desfechos secundários. Para o desconforto: mediana (25%; 75%). Para os demais fatores secundários: mediana (%).

		SF-CT	SF-CS	CF-CS	CF-CT	Total
Gênero	Masculino	0 (0%)	0 (0%)	1 (16,6%)	1 (16,6%)	2 (33,3%)
	Feminino	2 (33,3%)	1 (16,6%)	1 (16,6%)	0 (0%)	4 (66,6%)
Distribuição dos Dentes	Incisivos	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
	Caninos	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
	Pré-molares	1 (16,6%)	1 (16,6%)	2 (33,3%)	1 (16,6%)	5 (83,3%)
	Molares	1 (16,6%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (16,6%)
Distribuição nas arcadas	Maxila	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
	Mandíbula	2	1	2	1	6

		(33,3%)	(16,6%)	(33,3%)	(16,6%)	(100%)
Ângulo Cavo-superficial Gengival	Predominante em esmalte	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
	Predominante em dentina	2 (33,3%)	1 (16,6%)	2 (33,3%)	1 (16,6%)	6 (100%)
Inserção Gengival	Sem recessão	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
	Classe I	2 (33,3%)	1 (16,6%)	2 (33,3%)	1 (16,6%)	6 (100%)
	Classe II	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
	Classe III	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
	Classe IV	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Presença de Faceta de Desgaste	Não	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
	Sim	2 (33,3%)	1 (16,6%)	2 (33,3%)	1 (16,6%)	6 (100%)
Quantidade de Incrementos	1	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
	2	2 (33,3%)	0 (0%)	1 (16,6%)	1 (16,6%)	4 (66,6%)
	3	0 (0%)	1 (16,6%)	1 (16,6%)	0 (0%)	2 (33,3%)
	4	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Hipersensibilidade pós-operatória (espontânea ou estimulada)	Não	2 (33,3%)	1 (16,6%)	2 (33,3%)	1 (16,6%)	6 (100%)
	Sim	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Nível de esclerose dentinária	1	1 (16,6%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (16,6%)
	2	1 (16,6%)	0 (0%)	2 (33,3%)	1 (16,6%)	4 (66,6%)
	3	0 (0%)	1 (16,6%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (33,3%)
	4	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Morfologia	<45°	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
	45° a 90°	1 (16,6%)	0 (0%)	1 (16,6%)	0 (0%)	2 (33,3%)
	90° a 135°	1 (16,6%)	1 (16,6%)	1 (16,6%)	0 (0%)	3 (50%)
	>135°	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (16,6%)	1 (16,6%)
Dimensão Cérvico-Oclusal/Incisal	<1,5	1 (16,6%)	0 (0%)	1 (16,6%)	0 (0%)	2 (33,3%)
	1,5 a 2,5	1 (16,6%)	0 (0%)	1 (16,6%)	1 (16,6%)	3 (50%)
	2,5 a 4,0	0 (0%)	1 (16,6%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (16,6%)
	>4,0	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)

Dimensão Vestíbulo-Axial	1,0 a 1,5	1 (16,6%)	0 (0%)	2 (33,3%)	1 (16,6%)	4 66,6%)
	1,5 a 2,0	1 (16,6%)	1 (16,6%)	0 (0%)	0 (0%)	2 (33,3%)
	2,0 a 2,5	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
	>2,5	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Dimensão Mésio-Distal	<2,0	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
	2,0 a 3,5	2 (33,3%)	0 (0%)	1 (16,6%)	0 (0%)	3 50%)
	3,5 a 5,0	0 (0%)	1 (16,6%)	1 (16,6%)	1 (16,6%)	3 (50%)
	>5,0	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Nível do término gengival	Supragengival	0 (0%)	0 (0%)	1 (16,6%)	1 (16,6%)	2 (33,3%)
	Ao nível gengival	1 (16,6%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (16,6%)
	Subgengival	1 (16,6%)	1 (16,6%)	1 (16,6%)	0 (0%)	3 (50%)

Significado das siglas: SF-CT (sem fio afastador e método de condicionamento total); SF-CT (sem fio afastador e método de condicionamento seletivo do esmalte); CF-CS (com fio afastador e método de condicionamento seletivo do esmalte); CF-CT (com fio afastador e método de condicionamento total).

5. DISCUSSÃO

De acordo com os resultados obtidos, as hipóteses nulas referentes aos objetivos específicos 1, 2 e 3 foram negadas, pois: 1- O tipo de contato oclusal, a presença de LCNC e a simulação da restauração influenciaram no padrão biomecânico e na progressão da perda de estrutura cervical; 2- O tipo de resina composta e a técnica de inserção dos incrementos apresentaram padrão da tensão de contração residual e grau de conversão diferentes; 3- O contato oclusal com resultante fora do longo eixo e a ciclagem mecânica alteraram o padrão de tensão-deformação de pré-molar superior. A hipótese nula do objetivo específico 4 foi aceita, pois: 4- o afastamento gengival com fio afastador e o método de aplicação do sistema adesivo universal não influenciaram na longevidade das restaurações de LCNC.

Anteriormente aos conceitos da odontologia contemporânea, a perda de estrutura de esmalte e dentina localizada ao nível da junção amelo-

cementária tinha sua etiologia determinada por fatores isolados (2, 3, 100, 101). A fricção das cerdas da escova dental combinado com os abrasivos dos dentífricos ou somente o fator degradação ácida das estruturas dentárias foram inicialmente atribuídos como fatores deste tipo de perda estrutural dentária. Entretanto, a presença de lesões subgengivais, que estariam protegidas dos fatores etiológicos de fricção e biocorrosão, e pacientes que apresentam somente um dente na cavidade bucal com LCNC resultaram em questionamentos à respeito da validade destas filosofias e contribuíram, posteriormente, para o desenvolvimento da teoria que considera o fator tensão como um dos agentes etiológicos das LCNCs (100). A teoria da abfração descreve que a tensão promovida pelo contato oclusal pode promover o rompimento das ligações químicas entre as hidroxiapatitas presentes na parte inorgânica de esmalte e dentina (101). Pequenas moléculas, como a água, podem ocupar o espaço entre os cristais de hidroxiapatita e impedir o reestabelecimento das ligações químicas e consequentemente contribuir para a maior susceptibilidade à fratura e degradação química (101). Baseado neste conceito, o termo abfração passou a ser utilizado para descrever o processo patológico de perda de esmalte e dentina consequente do acúmulo de tensão em uma área distante da aplicação da força (100). Devido a estes momentos onde o mecanismo de origem e desenvolvimento da LCNC apresentava mais divergências, os termos “abfração”, “erosão” (agora, “corrosão”) e “fricção” passaram a ser frequentemente utilizados, de maneira incorreta, para determinar todos os tipos de LCNC (3, 21). Sendo assim, determinar todas as LCNC como consequência de um fator isolado é inadequado (2, 3).

Considerando a grande variabilidade de mudanças de hábitos e dificuldade em determinar quais os principais agentes etiológicos envolvidos no processo de origem e progressão da LCNC, o termo “tratamento” deve ser evitado e o cirurgião-dentista deve atentar para a importância de trabalhar de forma multiprofissional. A avaliação do padrão oclusal, do perfil salivar, do método de escovação e hábitos parafuncionais é tão relevante quanto o diagnóstico de doenças do refluxo-gastresofágico, identificação de distúrbios psicológicos, identificação de dieta ácida e do método de escovação. Como

exemplo, pode-se destacar sucos cítricos, bebidas energéticas, chás, refrigerantes e bebidas esportivas com alta concentração de íons hidrogênio e que associadas ao baixo pH tendem a acelerar o mecanismo de perda de estrutura em esmalte e dentina (102). Da mesma forma, dentífrícios que contém abrasivos com altas potências de limpeza também contribuem para a evolução da perda da estrutura dentária, sendo modulado pela dureza das cerdas da escova, pressão exercida durante a escovação, frequência de escovação, além do nível de desmineralização do esmalte e dentina (103). Sendo assim, a identificação da exposição à ácidos intrínsecos e extrínsecos, a recomendação para diminuir estas exposições e para evitar o momento da escovação em um tempo próximo destes episódios são importantes para se prevenir a perda de estrutura dentária e manter a saúde oral (3, 104).

Devido à dificuldade em se estabelecer os fatores etiológicos mais atuantes, a análise das configurações das LCNCs torna-se uma prática importante para auxiliar o profissional a estabelecer o diagnóstico mais preciso e agir de forma em que o melhor entendimento do “efeito” auxilie a entender e controlar a “causa” (2). Por isto, vários estudos objetivam avaliar a morfologia das LCNCs (“efeito”) e a consequência que esta morfologia promove no remanescente dentário para melhor entendimento dos fatores etiológicos (“causa”) (105-107). Embora exista na literatura classificações de mais de 6 tipos de morfologias para LCNCs, para dentes posteriores, as mais comuns são em forma de cunha e em forma arredondada (5). De modo geral, os fatores etiológicos relacionados com escovação abrasiva, dieta ácida e refluxo gastroesofágico estão relacionados com a morfologia arredondada; e os fatores escovação abrasiva e tensão com lesões em forma de cunha na face vestibular (105). No objetivo específico 4, 63,9% das LCNCs restauradas apresentavam inclinação entre as paredes maior que 90°, sendo mais próxima da morfologia arredondada (Tabela 17); já 36,1% apresentavam angulação menor que 90° possuindo característica de LCNC em cunha.

A variação dos contatos oclusais é importante fator para modular a distribuição de tensão e deformação no elemento dentário (12, 22, 108). Esta

tensão é entendida como a energia mecânica interna da matéria de uma estrutura (força/área) submetida à força que aplicou a energia (109). Contato prematuros e/ou interferências oclusais, como carregamento excessivo com resultante fora do longo eixo do dente, resultam em maior concentração de tensões, além de altos índices de deformação na região cervical, que pode resultar em fadiga e, conseqüentemente, promover a ruptura das estruturas dentárias (3, 10-13, 22, 26, 100, 101, 108). Para todos os modelos, o contato longitudinal resultou em padrão de distribuição de tensão homogêneo (Figuras 39, 40, 48, 49 e 50). Já o contato oclusal na vertente triturante da cúspide palatina promoveu tensão de tração na região cervical vestibular. Em situações em que o contato oclusal ocorre na vertente triturante da cúspide vestibular, ocorre maior concentração de tensão compressiva no terço cervical vestibular (12).

As estruturas biológicas, assim como às não biológicas, são suscetíveis às falhas provocadas pela concentração de tensão e conseqüente deformação (110). A deformação de um corpo é tida como qualquer mudança da configuração geométrica e pode ser classificada com elástica (a matéria retorna ao estado original após a remoção da força) e plástica (a matéria não retorna ao seu estado original após a remoção da força); atingindo a ruptura caso ultrapasse o seu limite máximo de resistência (109). A literatura descreve que a origem e progressão da LCNC é mais relacionada a áreas de concentração de tensão de tração do que de tensões de compressão. Isto é justificado, pois, tanto esmalte quanto dentina apresentam menores valores de resistência máxima à tração do que resistência máxima à compressão (88, 111). Considerando esta informação (12, 101), os autores optaram por realizar a simulação da fadiga mecânica (Objetivo Específico 3) na vertente triturante da cúspide palatina, para promover maior tensão de tração no terço cervical vestibular e por considerar está mais agressiva às estruturas dentárias (Figura 49 e 50).

As falhas da estrutura dental ocorrem principalmente na presença de fadiga mecânica, pois esta condição diminui a resistência crítica para gerar a falha comparado com única carga estática (19, 87). Este fato é justificado desde que a simulação da fadiga mecânica resulta em ciclos de flutuações, e isto

ocorrendo em determinado período, pode promover alterações nas propriedades mecânicas da estrutura dentária, com propagação de micro-trincas e crescimentos de trincas latentes (19, 87, 112). É importante ressaltar que mesmo nos modelos submetidos à fadiga mecânica que não apresentaram falhas em períodos curtos, devido à potodinâmica multifatorial das LCNCs, os fatores de fricção e corrosão associados à tensão podem potencializar o enfraquecimento da estrutura (3, 22). Para o teste de extensometria laboratorial, a fadiga mecânica com carregamento na cúspide palatina aumentou a deformação em esmalte e dentina, independente da carga estática aplicada para simulação da deformação (Tabelas 15 e 16). Este fato mostra que o contato oblíquo na cúspide palatina, mesmo em um curto espaço de tempo (10 meses) seria suficiente para promover mais dano à estrutura do que o carregamento longitudinal, ainda que esta condição não promova por si só a perda da estrutura no tempo avaliado. Por esta razão, é recomendado analisar constantemente o padrão oclusal do paciente, e se necessário, executar alguma modalidade de ajuste oclusal objetivando eliminar possíveis contatos prematuros e interferências oclusais (12, 113).

No objetivo específico 1, a análise da fadiga com o critério sobrevida mostra que o carregamento na vertente triturante da cúspide vestibular resulta em menor longevidade das estruturas dentárias, seja para o modelo hígido ou com LCNC (Figura 41). Este resultado, apesar de divergir dos dados da literatura, é justificado pois a intensidade de tensão de tração na região cervical vestibular promovida pelo contato na cúspide palatina (18,7MPa) é menor do que os valores de compressão promovidos pelo contato na cúspide vestibular (54,7MPa). Ainda de acordo com as informações mencionadas na metodologia do objetivo específico 1, a fórmula matemática para cálculo da resistência máxima da estrutura (análise linear elástica uni-axial) apresenta a quantidade de ciclos com uma potência de coeficiente negativo, diluindo esta maior resistência à compressão e tração de acordo com o maior número de ciclos (Figura 9). Para os modelos hígidos, somente o contato prematuro na cúspide vestibular apresentou o esmalte ao nível da junção amelo-cementária com sobrevida inferior à 8 milhões de ciclos, não resistindo à 1.72 milhões de ciclos (aproximadamente 7

anos de serviço clínico). A presença de LCNC apresentou menor sobrevida em dentina no fundo da lesão, com sobrevida inferior à 36 dias (25.501 ciclos) e 15 dias (10.408 ciclos) para o carregamento vestibular na morfologia cunha arredondada, respectivamente; e de 21,5 meses (430 mil ciclos) para a morfologia arredondada no carregamento palatino (Figura 41).

A simulação da LCNC resulta em concentração de tensão no fundo da lesão, inclusive para o contato longitudinal, independente da morfologia (Figuras 39 e 40). Da mesma forma como no modelo hígido, a tensão concentrada no fundo da lesão é de tração para o carregamento palatino e de compressão para o carregamento longitudinal e vestibular. Na lesão com fundo em cunha, os maiores valores de tensão se acumulam na linha do ângulo do fundo, o que sugere (juntamente com a análise da fadiga-sobrevida) uma progressão mantendo a morfologia de cunha. Já a morfologia com fundo arredondado, a concentração de tensão ocorreu em maior área e envolveu maior volume, apesar de também estar concentrada no fundo da LCNC. O alto valor de tensão na LCNC em forma arredonda pode ser justificado pelo tipo de lesão arredondada simulada. Existem vários tipos de lesões arredondada, com paredes mais inclinadas e menos inclinadas. Neste caso, optou-se por simular um paralelismo entre as paredes da LCNC, para evidenciar o comportamento biomecânico do fundo (angulado ou arredondo). Caso a inclinação das paredes fosse maior, a concentração de tensão provavelmente seria menor no fundo e mais distribuída na superfície das paredes (12). Analisando este campo de tensão, em conjunto com o critério sobrevida, a tendência das lesões com fundo arredondado é de adquirirem as características de lesão em cunha durante a sua progressão (107). Entretanto, os outros fatores etiológicos podem promover alterações no formato das LCNCs (105-107).

A região cervical é considerada vulnerável para a atividade dos fatores etiológicos das LCNCs, pois o esmalte é bastante fino e o cemento e dentina não são muito resistentes (7). Esta vulnerabilidade também pode ser explicada pelo fato da micro-morfologia da estrutura dentária influenciara no comportamento biomecânico, resistência e consequentemente na origem e progressão da perda

de estrutura dentária de origem não cariiosa (111, 114). Para os objetivos 1 e 3, o método de elementos finitos considerou as estruturas de maior interesse (esmalte e dentina) com propriedades ortotrópicas (84, 111). Esta diferença ocorre principalmente devido à orientação do esmalte perpendicular e da orientação dos túbulos dentinários na região cervical (114), além da maior quantidade e maior diâmetro desses túbulos (115). Isso resulta em menor rigidez e maior suscetibilidade dos tecidos dentais à falha na região cervical do que nas outras regiões da coroa (111). Ainda relacionado à micro-morfologia, os prismas de esmalte possuem um trajeto tortuoso desde a junção amelo-dentinária até a superfície externa do esmalte, incluindo decussações e curvaturas que refletem o movimento dos ameloblastos durante a amelogêneses. Estas características são um fenômeno óptico visualizado na superfície do esmalte cortado ou fraturado, visto sob a luz refletida que é chamado Banda de Hunter-Schreger (BHS) (116). A aparência do BHS está relacionada à sincronia das decussações dos prismas de esmalte no plano horizontal e sua prevalência tem claros benefícios clínicos, como a maior adesão do esmalte e melhora a resistência da estrutura dental. As bandas HS são mais comuns na face oclusal e nos segmentos do longo eixo do dente, sendo que na região cervical estão em menor densidade e em menor dimensão (116). Além disso, o alto módulo de elasticidade do esmalte e a menor espessura deste nesta região são características que favorecem a concentração de tensão ao nível da junção amelo-cementária (Figuras 39, 40, 48, 49 e 50) (12). Portanto, trincas muito finas tendem a se originarem e propagarem mais passivamente no terço cervical, contribuindo para a origem e progressão da LCNC.

Existe forte evidência de associação entre LCNC e facetas de desgaste da superfície oclusal, chegando a 80,28% (117). A prevalência aumenta para até 100% quando analisado a presença de contato prematuro em lesões com o fundo angulado (118). No objetivo 4 deste estudo, 84,3% dos dentes restaurados apresentavam faceta de desgaste, e todas as falhas que ocorreram, nos 180 dias de acompanhamento, foram de restaurações de dentes com faceta de desgaste. Hábitos parafuncionais, como bruxismo e apertamento dentário, quando relacionados à instabilidade oclusal, podem aumentar a duração do

tempo de carregamento durante a intercuspidação dos dentes e, consequentemente, a concentração de tensão na região cervical (21, 119). Além disso, o bruxismo e o apertamento são listados como agentes irritantes mecânicos e apresentam a possibilidade de causar efeitos deletérios na polpa por reações inflamatórias. Isto ocorre pois a oclusão traumática aumenta o fluxo sanguíneo e a proliferação de fibras nervosas contendo peptídeos relacionados ao gene da calcitonina (CGRP) e a SP imunorreativa na polpa dentária (120, 121). Embora as alterações inflamatórias da polpa ocorram em resposta à sobrecarga oclusal, esse processo pode ser transitório e a inflamação tende a diminuir se a carga oclusal for ajustada. Entretanto, o estado mais acentuado desta condição pode ser considerado como fator potencializador para exacerbar a hipersensibilidade dentinária cervical na presença de estímulo exógeno. Este sintoma ocorre devido à perda de esmalte cervical e exposição dos túbulos dentinários (85), como consequência da ação dos mesmos fatores etiológicos da LCNC (3). Sendo assim, a hipersensibilidade da dentina cervical pode ser considerada o primeiro sintoma da LCNC e tem prevalência de 70% e 50% em pacientes e em dentes com LCNC, respectivamente (122, 123). No objetivo específico 4, fica clara a indicação da restauração como agente dessensibilizante obliterador (124). Os índices de hipersensibilidade dentinária cervical reduziram 85,5% para o estímulo com jato de ar, 94,5% para o estímulo com jato de água e 89,2% para o estímulo tátil com a sonda (Tabela 18). Além disso, o procedimento restaurador das LCNCs com materiais adesivos e de módulo de elasticidade próximo ao da dentina favorecem o comportamento biomecânico do dente (21, 26).

Da mesma forma como a etiologia das LCNCs é multifatorial, o controle destas lesões também deve ser. Apesar de ser considerada etapa fundamental, a restauração da estrutura desgastada com resina composta não pode ser considerada tratamento da LCNC. Devido à capacidade adesiva, propriedades ótica, ao módulo de elasticidade próximo ao da dentina e técnica relativamente simples, a resina composta é o material restaurador mais indicado, e apresenta, nesses casos, taxas de sucesso de até 83% em 7 anos (125). Para os modelos de elementos finitos, após a simulação da restauração da cavidade

cervical, as tensões foram mais homoganeamente distribuídas para o remanescente dentário, semelhante ao dente hígido (Figuras 39 e 40). A presença do material restaurador dissipou a tensão do fundo da LCNC, seja para a morfologia do ângulo arredondado ou do ângulo agudo, independente do carregamento simulado. Com exceção do esmalte do ângulo cavo-superficial das paredes laterais da LCNC, as estruturas mostraram suportar mais de 8 milhões de ciclos (Figura 41). Apesar da distribuição de tensão mais homogênea, todas as restaurações que falharam no objetivo 4 ocorreram em dentes posteriores, que estão mais sujeitos às forças oclusais.

Algumas filosofias recomendam preparos nas paredes da LCNC com o objetivo de aumentar a longevidade das restaurações, como arredondar o fundo angulado com pontas diamantadas, remover a dentina esclerótica com discos abrasivos e até criar canaletas de retenções (24, 126). Entretanto, a perda da estrutura dental sadia pode resultar em irritação pulpar e não respeita os princípios da filosofia de odontologia minimamente invasiva. Nem mesmo a confecção de um preparo em forma de bisel no ângulo cavo-superficial da parede oclusal é recomendado (98), pois, apesar de estudos laboratoriais defenderem que há melhora no selamento marginal e menor espessura de resina na interface, estudos clínicos não encontraram diferença na longevidade de restaurações de resina composta realizadas com e sem bisel (127).

Diversos fatores podem contribuir para o surgimento de tensões nas restaurações com resina composta, como composição do material (tipo de monômero), quantidade de carga, grau de conversão do material, espessura e posição do incremento e técnica de fotoativação (37, 38, 55, 128). As técnicas de único incremento, tanto para resina de baixa contração quanto para resina composta convencional, apresentaram tensão de contração residual reduzida e melhor distribuída (Figuras 45 e 47). Porém, o fato da técnica com resina composta convencional ter gerado maior tensão no fundo da lesão, pode implicar em algumas consequências clínicas, como: desadaptação interna e sensibilidade pós-operatória. O fator de configuração cavitária (Fator C) corresponde à relação entre o número de superfícies aderidas e o número de

superfícies livres do incremento de resina composta (128, 129), e deve ser considerado para restaurações diretas, pois quanto maior o fator C, maior será a tensão de contração. Por este motivo, de forma geral, a inserção incremental e com estes posicionados de forma oblíqua é indicada para diminuir a tensão de contração (55). A técnica com incrementos oblíquos apresentou melhor distribuição de tensão comparada com a técnica de incrementos paralelos e isto é justificado pois na técnica oblíqua não houve a união de paredes opostas (Figuras 45 e 47). Desta forma, a disposição oblíqua dos incrementos permite um maior número de superfícies livres, possibilitando que o material se deforme na fase pré-gel e consiga dissipar melhor as tensões geradas pela contração. Desta forma, a interface da resina composta com o remanescente dentário é mais favorável (55, 128).

Dentre os critérios da FDI (99, 130), a pigmentação marginal, fraturas e cárie secundária são critérios para avaliar a falha da restauração. A microinfiltração é uma das razões mais importantes para o surgimento de pigmentação marginal, fratura de restaurações e cáries secundárias (131). A contração da resina composta durante a polimerização pode induzir em falhas na interface adesiva, e se esta for superior à resistência de união entre o material e o tecido dentário remanescente, pode acarretar em desadaptação marginal (38). Os modelos restaurados com resina composta convencional em três incrementos paralelos apresentaram alta tensão de contração no ângulo cavo-superficial da parede oclusal, o que evidencia maior chance desta técnica resultar em microinfiltração na prática odontológica com esta técnica.

Apesar das importantes considerações a respeito do Fator C, para cavidades de LCNC, este estudo demonstrou que a técnica de incremento único apresenta menor tensão de contração quando comparada com a técnica de incrementos oblíquos, mesmo quando utilizado resina composta convencional. Isto ocorre, pois, o Fator C de uma cavidade cervical é baixo e a profundidade destas cavidades, normalmente não ultrapassa 2,0 mm. Com isto, um incremento de resina pode ser considerado suficiente para restaurar a LCNC, visto que até esta profundidade a dose de energia que o fundo da restauração

recebe é suficiente para adequada conversão dos monômeros em polímeros. Caso o grau de conversão não fosse suficiente, poderia haver prejuízos às propriedades da resina composta, como diminuição da resistência e aumento da sorção e solubilidade (47).

Existe relação positiva entre o grau de conversão e a propriedade de dureza (132), pois tem-se que a dureza é um indicador indireto do grau de conversão das resinas compostas (41). Desta forma, para um bom desempenho clínico, o fundo da restauração deve apresentar no mínimo 80% da dureza da superfície, o que corresponde a aproximadamente 90% do grau de conversão (133). Neste estudo, a relação fundo/topo para o grau de conversão foi superior a 90% para todas as técnicas analisadas, sendo todas estas consideradas suficientes para uso clínico (Tabela 14). Esta relação e o próprio grau de conversão das amostras de três incrementos, tanto oblíquos quanto paralelos, é maior que a de incremento único (convencional e de baixa contração) pois os primeiros e segundos incrementos foram fotoativados por mais tempo, respectivamente, por 3 e 2 vezes, e receberam maior dose de energia (134). Desta forma, o incremento do fundo da LCNC restaurada com único incremento recebeu 24J de energia, enquanto que nas técnicas de 3 incrementos, o incremento do fundo recebeu até 72J de energia.

A resina de baixa contração apresentou distribuição de tensões mais homogênea comparada com todas as técnicas da resina composta convencional, pois materiais dessa classe apresentam menor contração de polimerização e cinética da polimerização melhor controlada (59, 60, 135). Isto ocorre, pois, estas resinas apresentam maior translucidez, que permite a transmissão da luz até o fundo da restauração (58), e presença de monômeros com menor peso molecular, como o UDMA e o Bis-EMA, que permitem melhor reatividade dos componentes e aumento no grau de conversão (136). Nesse estudo, não houve diferença significativa nas metodologias entre a técnica de um incremento para a resina convencional e de baixa contração devido à dimensão restrita da cavidade (Figura 45). Sendo assim, para cavidades de até 2 mm de profundidade e 2mm de abertura, o comportamento é similar entre as

resinas convencionais e de baixa contração. Ainda são escassos, na literatura, estudos que investigam o desempenho clínico da resina de baixa contração, apesar de já existirem comprovações de que não há prejuízo no protocolo restaurador em se inserir camada de 4 mm de espessura como propõe o protocolo (57). Apesar da facilidade de técnica, por ser uma resina mais translúcida, ela não é muito recomendada para restaurações de LCNCs em pré-molares superiores e dentes anteriores; pois apresenta baixo valor e consequente deficiência estética.

As LCNCs são indicadas pela Associação Americana de Odontologia para avaliar a longevidade de restaurações adesivas por serem cavidades não-retentivas, resultarem na maioria dos casos em falhas de descolamento, dispensarem preparo da estrutura dentária, apresentarem margem em esmalte e dentina, possuírem ao menos 50% da área de adesão em dentina, apresentarem grande quantidade de dentina esclerótica e serem bastante prevalentes na rotina odontológica (98, 127, 137). Estas características representam adversidades à adesão e foram constatadas nas restaurações que falharam, sendo que 83,3% apresentavam dentina esclerótica, o término estava ao nível ou subgingival em 75%, 100% com predominância de dentina no ângulo cavo-superficial da parede gengival e 100% com a angulação das paredes maior do que 45°. Sendo assim, o protocolo adesivo para restaurações de LCNC é desafiador, e para o estudo ser provisoriamente válido, as restaurações devem apresentar no máximo 5% de falha e não mais do que 5% de microinfiltração em meses; sendo que para obter a validação completa, deve demonstrar no máximo 10% destas mesmas avaliações para 18 meses de acompanhamento (98). Até o presente momento, os grupos “Sem fio e Condicionamento Total” e “Com fio e Condicionamento Seletivo” apresentaram taxa de falha de 9,1% e os grupos “Sem fio e Condicionamento Seletivo” e “Com Fio e Condicionamento Total” de 4,6%; totalizando 7,2% de falha. Entretanto, como está avaliando-se alternativa de técnica, é viável a continuação do estudo e do acompanhamento, objetivando a avaliação por períodos de tempos maiores, com meta de 7 anos.

Com a proximidade do término da cavidade com a margem gengival, o fio afastador é indicado quando existe a necessidade de afastamento gengival, pois permite melhor acesso e visualização ao término gengival, inclusive para procedimentos restauradores diretos como restaurações em cavidade de LCNC (138, 139). No presente estudo, o limite da parede sub-gengival é de próximo do descrito na literatura (30,6% supragengival, 37,0% ao nível gengival e 32,4% sub-gengival) (71). Apesar da indicação de que em cavidade com o término supra ou ao nível gengival não existe a necessidade de realizar um afastamento do tecido periodontal tão intenso (82), o que corresponde a 71,3% das LCNCs deste estudo e 67,6% da literatura, não houve diferença em relação ao desconforto quando este foi utilizado. É importante ressaltar que o fio afastador, ainda, auxilia no processo de controle de umidade, pois diminui o fluxo do fluido crevicular (61), e que a experiência do operador é fundamental para o controle da umidade e consequente maior longevidade da restauração (81, 140). Desta forma, apesar de ser uma possibilidade teoricamente mais simples e da semelhança quanto a sobrevida das restaurações, a não utilização do fio afastador não representou uma vantagem do ponto de vista da técnica restauradora.

Mesmo com a presença de dilaceração gengival imediatamente após a confecção das restaurações, esta não foi restrita somente aos grupos com afastamento gengival (Tabela 16). Após 7 dias, os danos causados ao periodonto regrediram 88% e não apresentaram diferença entre os grupos avaliados, sendo estes danos reversíveis e não persistentes (81). A semelhança entre os grupos com e sem fio em relação aos danos periodontais é justificada pois a dilaceração ocorreu, na grande maioria dos casos, não no momento de inserção do fio, mas sim durante o procedimento de acabamento e polimento. Apesar da proximidade com o periodonto, restaurações cervicais bem acabadas e polidas não irão influenciar negativamente aos parâmetros periodontais ao longo dos anos (141). No entanto, restaurações com contorno adequado e bem adaptadas são raramente conseguidas sem a remoção do material em excesso (142), e se tratando de restaurações cervicais, o acabamento e polimento frequentemente acarreta em danos inevitáveis ao tecido periodontais (143).

A recente introdução de adesivos universais no mercado permitiu ao cirurgião-dentista optar por qual técnica irá utilizar: auto-condicionante ou condicionamento total (68, 69). O fabricante do adesivo universal utilizado no presente estudo indica que este pode ser utilizado com ou sem o condicionamento dentinário, mas o condicionamento do esmalte é sempre necessário. Em estudo laboratorial, constatou-se que a resistência de união em dentina do sistema adesivo Peak Universal utilizado é similar para dentina ao realizar (43,6 MPa) ou não (39,6 MPa) o condicionamento ácido (144). O modo de condicionamento total deste adesivo equivale aos valores de adesivo convencional de dois passos e o modo auto-condicionante equivale ao adesivo auto-condicionante de dois passos (144). Os resultados da avaliação clínica do objetivo específico 4, após 180 dias, concorda com alguns trabalhos da literatura, que concluem que não há diferença na taxa de retenção quando o sistema adesivo é utilizado de ambas as formas, inclusive com o condicionamento seletivo do esmalte no período de 6 e 18 meses (145, 146). Entretanto, a literatura indica que, em prazos de acompanhamento maiores, a utilização do sistema adesivo universal com o condicionamento total irá apresentar melhor performance clínica (68, 69).

Outro fator de destaque é que ao condicionar a dentina com ácido fosfórico, maior número de fibrilas colágenas estarão expostas e serão alvo de metaloproteinases e cisteínas catepsinas (65, 66), que devido a incompleta infiltração dos monômeros do adesivo, irão degradar a camada adesiva (62). No adesivo utilizado, há a presença de clorexidina na sua composição, que mesmo em concentrações baixas (147) pode ser considerada inibidor dos agentes de degradação do colágeno (65, 66). Apesar do seu efeito ser benéfico e reduzir a microinfiltração em testes laboratoriais de restaurações em cavidades cervicais (148), o pré-tratamento da cavidade com digluconato de clorexidina 2% para inibir a degradação da camada híbrida não promove nenhum benefício para o sucesso clínico de restaurações de LCNCs, assim como não influencia nas taxas de retenção (149).

Considerando as metodologias empregadas, os objetivos específicos 1, 2 e 3 foram realizados com testes laboratoriais, como o método de elementos

finitos, teste de extensometria e análise do grau de conversão; o objetivo 1 apresentou metodologia *in vivo* para validação dos modelos de elementos finitos; e o objetivo específico 4 realizou estudo clínico randomizado. É extremamente necessário que as pesquisas realizadas apresentem maior impacto na rotina clínica dos cirurgiões-dentistas (150). Para os resultados serem clinicamente aplicáveis, não basta apenas um resultado publicado em revista de alto impacto, mas sim que seja estudo que permita empregar a técnica ou material mencionado com bases científicas confiáveis, ou seja: os estudos devem possuir relevância clínica com embasamento científico para simplificar ou aperfeiçoar a técnica. De acordo com a pirâmide da evidência científica, os testes laboratoriais estão na base (são os estudos mais realizados e com menor implicação clínica imediata) e os estudos clínicos randomizados estão próximo do ápice (em menor quantidade e com maior implicação clínica) (150). É importante ressaltar, que mesmo na base, os estudos laboratoriais são importantes para a evolução da ciência, pois são neles que materiais e técnicas – até então nunca produzidos ou pensados – são testados a fim de conferir a confiabilidade de realizar caso clínico e posteriormente um estudo clínico randomizado. Além disso, a combinação de metodologias laboratoriais permite a validação metodológica e maior confiabilidade dos resultados (13, 26, 36, 57). Apesar de estar próximo do topo da pirâmide, os resultados de um estudo clínico não podem ser tidos como verdades absolutas, pois existem variáveis que podem interferir nestes resultados, como no caso de restaurações: habilidade do operador, sistema adesivo utilizado, composição da resina composta, lote dos produtos e técnica de fotoativação. Por isto, é necessário que os estudos clínicos randomizados sejam delineados, de acordo com a normativa do CONSORT, para que sejam incluídos em revisões de literatura e meta-análises sobre o tema.

Esta tese de doutorado faz parte de uma sequência de estudos realizados na Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia pelo grupo de Ensino, Pesquisa e Extensão em LCNC e HD, que possui como objetivo principal contribuir para a formação e atualização do cirurgião-dentista sobre duas das doenças de manifestação oral mais incidentes em algumas populações: a LCNC e HD. Desta forma, o impacto clínico deste estudo é

despertar no clínico a relevância que o fator oclusal possui na origem e progressão da LCNC e que quando associado aos fatores de fricção e corrosão, irão acelerar a perda de estrutura. Além disso, este trabalho traz comparativos entre técnicas que visam simplificar a conduta clínica, sendo indicando a inserção de apenas um incremento para LCNCs de até 2 mm, e que o modo de aplicação do sistema adesivo universal e o afastamento gengival ficam a critério das preferências do cirurgião-dentista, por não interferirem no sucesso destas restaurações.

6. CONCLUSÕES:

Considerando as limitações metodológicas deste estudo, pode-se concluir que:

6.1. O contato oclusal na vertente triturante da cúspide vestibular é o mais danoso à estrutura dentária em relação à LCNC, ocasionando maior acúmulo de tensão, deformação e menor índice de sobrevivência da estrutura dentária cervical vestibular. A presença da LCNC intensifica as concentrações de tensão e deformação, mas as diferentes morfologias não promovem alterações significativas. O procedimento restaurador da LCNC é importante pois homogeneiza o padrão de distribuição de tensão-deformação no dente acometido pela perda de estrutura.

6.2. As técnicas restauradoras de único incremento, seja para resina convencional ou de baixa contração) apresentam menores valores de tensão de contração residual e adequado grau de conversão em cavidades de LCNC de até 2 mm de profundidade. Deve-se evitar nestas cavidades a inserção de mais de um incremento com união de paredes opostas.

6.3. A simulação de contato oclusal fora do longo eixo e o processo de fadiga mecânica aumentam a concentração de tensão e deformação na estrutura dentária de pré-molares hígidos. A condição oclusal deve ser periodicamente avaliada para identificar contatos prematuros e interferência oclusais, a fim de diminuir a possibilidade de origem de LCNC em conjunto com os demais fatores etiológicos.

6.4. O afastamento gengival com fio afastador e o método de aplicação do sistema adesivo universal apresentaram resultados similares quanto ao desconforto durante o procedimento, danos ao periodonto e taxa de sobrevivência das restaurações de LCNCs. No período de seis meses, a taxa de sucesso clínico foi de 92,8%.

7. REFERÊNCIAS

1. Que K, Guo B, Jia Z, Chen Z, Yang J, Gao P. A cross-sectional study: non-carious cervical lesions, cervical dentine hypersensitivity and related risk factors. *Journal of oral rehabilitation*. 2013;40(1):24-32. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2012.02342.x>
2. Soares PV, Grippo JO. Noncarious Cervical Lesions and Cervical Dentin Hypersensitivity: Etiology, Diagnosis, and Treatment: Quintessence Pub Co; 2017.
3. Grippo JO, Simring M, Coleman TA. Abrfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: a 20-year perspective. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2012;24(1):10-23. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2011.00487.x>
4. Borcic J, Anic I, Urek MM, Ferreri S. The prevalence of non-carious cervical lesions in permanent dentition. *Journal of oral rehabilitation*. 2004;31(2):117-23. <https://doi.org/10.1046/j.0305-182X.2003.01223.x>
5. 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;38(6):469-74. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02172.x>
6. Michael JA, Kaidonis JA, Townsend GC. Non-carious cervical lesions on permanent anterior teeth: a new morphological classification. *Australian dental journal*. 2010;55(2):134-7. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01228.x>
7. Walter C, Kress E, Gotz H, Taylor K, Willershausen I, Zampelis A. The anatomy of non-carious cervical lesions. *Clinical oral investigations*. 2014;18(1):139-46. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-0960-0>
8. 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. *Journal of oral rehabilitation*. 2008;35(2):128-34. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2007.01763.x>

9. Ceruti P, Menicucci G, Mariani GD, Pittoni D, Gassino G. Non carious cervical lesions. A review. *Minerva stomatologica*. 2006;55(1-2):43-57. Epub 2006/02/24.
10. Soares PV, Santos-Filho PC, Soares CJ, Faria VL, Naves MF, Michael JA, et al. Non-carious cervical lesions: influence of morphology and load type on biomechanical behaviour of maxillary incisors. *Australian dental journal*. 2013;58(3):306-14. <https://doi.org/10.1111/adj.12084>
11. Pereira FA, Zeola LF, de Almeida Milito G, Reis BR, Pereira RD, Soares PV. Restorative material and loading type influence on the biomechanical behavior of wedge shaped cervical lesions. *Clinical oral investigations*. 2016; 20(3):433-41. <https://doi.org/10.1007/s00784-015-1523-3>
12. Soares PV, Machado AC, Zeola LF, Souza PG, Galvao AM, Montes TC, et al. Loading and composite restoration assessment of various non-carious cervical lesions morphologies - 3D finite element analysis. *Australian dental journal*. 2015;60(3):309-16. <https://doi.org/10.1111/adj.12233>
13. 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 behavior of premolar teeth. *Australian dental journal*. 2016; 61(4):408-417. <https://doi.org/10.1111/adj.12391>
14. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(6):520-9. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.10.001>
15. Grippio JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. *Journal of the American Dental Association*. 2004;135(8):1109-18; quiz 63-5. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2004.0369>
16. Bernhardt O, Gesch D, Schwahn C, Mack F, Meyer G, John U, et al. Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(1):17-25. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01532.x>
17. Vasudeva G, Bogra P. The effect of occlusal restoration and loading on the development of abfraction lesions: A finite element study. *Journal of conservative dentistry : JCD*. 2008;11(3):117-20. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.45250>
18. Orrego S, Melo MA, Lee SH, Xu HHK, Arola DD. Fatigue of human dentin by cyclic loading and during oral biofilm challenge. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2017;105(7):1978-85. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33729>

19. Yahyazadehfar M, Ivancik J, Majd H, An B, Zhang D, Arola D. On the Mechanics of Fatigue and Fracture in Teeth. *Applied mechanics reviews*. 2014;66(3):0308031-3080319. <https://doi.org/10.1115/1.4027431>
20. Poiate IA, Vasconcellos AB, Poiate Junior E, Dias KR. Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. *Brazilian oral research*. 2009;23(2):161-8. <https://doi.org/10.1590/S1806-83242009000200012>
21. Michael JA, Townsend GC, Greenwood LF, Kaidonis JA. Abfraction: separating fact from fiction. *Australian dental journal*. 2009;54(1):2-8. Epub 2009/02/21. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2008.01080.x>
22. 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. *Journal of oral rehabilitation*. 2014;41(2):108-14. <https://doi.org/10.1111/joor.12113>
23. Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review. *Journal of dentistry*. 2008;36(10):759-66. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.06.004>
24. Kim SY, Lee KW, Seong SR, Lee MA, Lee IB, Son HH, et al. Two-year clinical effectiveness of adhesives and retention form on resin composite restorations of non-carious cervical lesions. *Operative dentistry*. 2009;34(5):507-15. <https://doi.org/10.2341/08-006C>
25. Aw TC, Lepe X, Johnson GH, Mancl L. Characteristics of noncarious cervical lesions: a clinical investigation. *Journal of the American Dental Association*. 2002;133(6):725-33. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2002.0268>
26. 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. *Operative dentistry*. 2017;42(3):253-65. <https://doi.org/10.2341/14-195-L>
27. Peumans M, De Munck J, Mine A, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives for the restoration of non-carious cervical lesions. A systematic review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2014;30(10):1089-103. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.07.007>
28. Santos MJ, Ari N, Steele S, Costella J, Banting D. Retention of tooth-colored restorations in non-carious cervical lesions--a systematic review. *Clinical oral investigations*. 2014;18(5):1369-81. <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1220-7>

29. de Paula AB, de Fucio SB, Alonso RC, Ambrosano GM, Puppini-Rontani RM. Influence of chemical degradation on the surface properties of nano restorative materials. *Operative dentistry*. 2014;39(3):E109-17. <https://doi.org/10.2341/12-340>
30. da Silva E, de Sa Rodrigues C, Dias D, da Silva S, Amaral C, Guimaraes J. Effect of Toothbrushing-mouthrinse-cycling on Surface Roughness and Topography of Nanofilled, Microfilled, and Microhybrid Resin Composites. *Operative dentistry*. 2014; 39(5):521-9. <https://doi.org/10.2341/13-199-L>
31. Perdigão J, Dutra-Correa M, Saraceni SH, Ciaramicoli MT, Kiyani VH. Randomized clinical trial of two resin-modified glass ionomer materials: 1-year results. *Operative dentistry*. 2012;37(6):591-601. Epub 2012/07/10. <https://doi.org/10.2341/11-415-C>
32. Tay FR, Kwong SM, Itthagarun A, King NM, Yip HK, Moulding KM, et al. Bonding of a self-etching primer to non-carious cervical sclerotic dentin: interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. *The journal of adhesive dentistry*. 2000;2(1):9-28. Epub 2001/04/25.
33. Carvalho RM, Manso AP, Geraldini S, Tay FR, Pashley DH. Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(1):72-86. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.09.011>.
34. Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *Journal of the American Dental Association*. 1991;122(5):41-7. [https://doi.org/10.1016/S0002-8177\(91\)25015-1](https://doi.org/10.1016/S0002-8177(91)25015-1)
35. Powell LV, Johnson GH, Gordon GE. Factors associated with clinical success of cervical abrasion/erosion restorations. *Operative dentistry*. 1995;20(1):7-13. Epub 1995/01/01.
36. Bicalho A, Pereira R, Zanatta R, Franco S, Tantbirojn D, Versluis A, et al. Incremental Filling Technique and Composite Material-Part I: Cuspal Deformation, Bond Strength, and Physical Properties. *Operative dentistry*. 2014; 39(2):E71-82. <https://doi.org/10.2341/12-441-L>
37. Bicalho A, Valdivia A, Barreto B, Tantbirojn D, Versluis A, Soares C. Incremental Filling Technique and Composite Material-Part II: Shrinkage and Shrinkage Stresses. *Operative dentistry*. 2013; 39(2):E83-92 <https://doi.org/10.2341/12-442-L>
38. Borges AL, Borges AB, Xavier TA, Bottino MC, Platt JA. Impact of quantity of resin, C-factor, and geometry on resin composite polymerization shrinkage stress in

Class V restorations. Operative dentistry. 2014;39(2):144-51. <https://doi.org/10.2341/12-440-L>

39. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. Journal of dental research. 1984;63(2):146-8. <https://doi.org/10.1177/00220345840630021001>

40. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2005;21(12):1150-7. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.02.004>

41. Rueggeberg F, Tamareselvy K. Resin cure determination by polymerization shrinkage. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 1995;11(4):265-8. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(95\)80060-3](https://doi.org/10.1016/0109-5641(95)80060-3)

42. Soares CJ, Faria ESAL, Rodrigues MP, Vilela ABF, Pfeifer CS, Tantbirojn D, et al. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements - What do we need to know? Brazilian oral research. 2017;31(suppl 1):e62. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0062>

43. Versluis A, Tantbirojn D. Relationship between shrinkage and stress. Dental Computing and Applications: Advanced Techniques for Clinical Dentistry: IGI Global; 2009. p. 45-64. <https://doi.org/10.4018/978-1-60566-292-3.ch003>

44. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composites for two different curing modes. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 1993;9(1):2-5. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(93\)90095-8](https://doi.org/10.1016/0109-5641(93)90095-8)

45. dos Santos GO, da Silva AH, Guimaraes JG, Barcellos Ade A, Sampaio EM, da Silva EM. Analysis of gap formation at tooth-composite resin interface: effect of C-factor and light-curing protocol. Journal of applied oral science : revista FOB. 2007;15(4):270-4. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572007000400006>

46. Moreira da Silva E, dos Santos GO, Guimaraes JG, Barcellos Ade A, Sampaio EM. The influence of C-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations. Operative dentistry. 2007;32(4):356-62. <https://doi.org/10.2341/06-104>

47. Pereira AG, Raposo L, Teixeira D, Gonzaga R, Cardoso IO, Soares CJ, et al. Influence of Battery Level of a Cordless LED Unit on the Properties of a Nanofilled Composite Resin. Operative dentistry. 2016;41(4):409-16. <https://doi.org/10.2341/15-200-L>

48. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-Curing Units: A Review of What We Need to Know. *Journal of dental research*. 2015;94(9):1179-86. <https://doi.org/10.1177/0022034515594786>
49. Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, Meniga A, Sutalo J, Unterbrink G, et al. Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Operative dentistry*. 2006;31(2):219-26. <https://doi.org/10.2341/05-15>
50. Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *Journal of oral rehabilitation*. 1990;17(5):487-94. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1990.tb01419.x>
51. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013;29(9):e213-7. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.05.011>
52. Lempel E, Czibulya Z, Kovacs B, Szalma J, Toth A, Kunsagi-Mate S, et al. Degree of Conversion and BisGMA, TEGDMA, UDMA Elution from Flowable Bulk Fill Composites. *International journal of molecular sciences*. 2016;17(5). <https://doi.org/10.3390/ijms17050732>
53. Jafarzadeh TS, Erfan M, Behroozibakhsh M, Fatemi M, Masaali R, Rezaei Y, et al. Evaluation of Polymerization Efficacy in Composite Resins via FT-IR Spectroscopy and Vickers Microhardness Test. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*. 2015;9(4):226-32. <https://doi.org/10.15171/joddd.2015.041>
54. Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *Journal of dentistry*. 2003;31(6):437-44. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(02\)00121-5](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(02)00121-5)
55. Soares CJ, Bicalho AA, Tantbirojn D, Versluis A. Polymerization shrinkage stresses in a premolar restored with different composite resins and different incremental techniques. *The journal of adhesive dentistry*. 2013;15(4):341-50. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a29012>
56. Hirata R, Clozza E, Giannini M, Farrokhmanesh E, Janal M, Tovar N, et al. Shrinkage assessment of low shrinkage composites using micro-computed tomography. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2015;103(4):798-806. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33258>

57. Rosatto CM, Bicalho AA, Verissimo C, Braganca GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *Journal of dentistry*. 2015;43(12):1519-28. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.09.007>
58. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *Journal of the American Dental Association*. 2011;142(10):1176-82. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2011.0087>
59. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *Journal of dentistry*. 2012;40(6):500-5. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.02.015>
60. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(4):348-55. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.11.014>
61. Perez Cdos R, Gonzalez MR, Prado NA, de Miranda MS, Macedo Mde A, Fernandes BM. Restoration of noncarious cervical lesions: when, why, and how. *International journal of dentistry*. 2012;2012:687058. <https://doi.org/10.1155/2012/687058>
62. 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. *Journal of dental research*. 2005;84(2):118-32. <https://doi.org/10.1177/154405910508400204>
63. King NM, Hiraishi N, Yiu CK, Pashley EL, Loushine RJ, Rueggeberg FA, et al. Effect of resin hydrophilicity on water-vapour permeability of dental adhesive films. *European journal of oral sciences*. 2005;113(5):436-42. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2005.00231.x>
64. Ito S, Hoshino T, Iijima M, Tsukamoto N, Pashley DH, Saito T. Water sorption/solubility of self-etching dentin bonding agents. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26(7):617-26. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.03.001>
65. Carrilho MR, Geraldini S, Tay F, de Goes MF, Carvalho RM, Tjaderhane L, et al. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *Journal of dental research*. 2007;86(6):529-33. <https://doi.org/10.1177/154405910708600608>

66. Tersariol IL, Geraldeli S, Minciotti CL, Nascimento FD, Paakkonen V, Martins MT, et al. Cysteine cathepsins in human dentin-pulp complex. *Journal of endodontics*. 2010;36(3):475-81. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.12.034>
67. Sabatini C. Effect of a chlorhexidine-containing adhesive on dentin bond strength stability. *Operative dentistry*. 2013;38(6):609-17. <https://doi.org/10.2341/12-239-L>
68. Kaczor K, Gerula-Szymanska A, Smektala T, Safranow K, Lewusz K, Nowicka A. Effects of different etching modes on the nanoleakage of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2018. <https://doi.org/10.1111/jerd.12375>
69. Lawson NC, Robles A, Fu CC, Lin CP, Sawlani K, Burgess JO. Two-year clinical trial of a universal adhesive in total-etch and self-etch mode in non-carious cervical lesions. *Journal of dentistry*. 2015;43(10):1229-34. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.07.009>
70. Karan K, Yao X, Xu C, Wang Y. Chemical profile of the dentin substrate in non-carious cervical lesions. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25(10):1205-12. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.04.006>
71. Miller N, Penaud J, Ambrosini P, Bisson-Boutelliez C, Briancon S. Analysis of etiologic factors and periodontal conditions involved with 309 abfractions. *Journal of clinical periodontology*. 2003;30(9):828-32. <https://doi.org/10.1034/j.1600-051X.2003.00378.x>
72. Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian dental journal*. 2011;56 Suppl 1:31-44. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01294.x>
73. Ryan W, O'Connell A. The attitudes of undergraduate dental students to the use of the rubber dam. *Journal of the Irish Dental Association*. 2007;53(2):87-91.
74. Mala S, Lynch CD, Burke FM, Dummer PM. Attitudes of final year dental students to the use of rubber dam. *International endodontic journal*. 2009;42(7):632-8. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2009.01569.x>
75. Hill EE, Rubel BS. Do dental educators need to improve their approach to teaching rubber dam use? *Journal of dental education*. 2008;72(10):1177-81.
76. Gilbert GH, Litaker MS, Pihlstrom DJ, Amundson CW, Gordan VV, Group DC. Rubber dam use during routine operative dentistry procedures: findings from the Dental PBRN. *Operative dentistry*. 2010;35(5):491-9. <https://doi.org/10.2341/09-287C>

77. Lynch CD, McConnell RJ. Attitudes and use of rubber dam by Irish general dental practitioners. *International endodontic journal*. 2007;40(6):427-32. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01212.x>
78. Whitworth JM, Seccombe GV, Shoker K, Steele JG. Use of rubber dam and irrigant selection in UK general dental practice. *International endodontic journal*. 2000;33(5):435-41. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2000.00329.x>
79. van Dijken JW, Horstedt P. Effect of the use of rubber dam versus cotton rolls on marginal adaptation of composite resin fillings to acid-etched enamel. *Acta odontologica Scandinavica*. 1987;45(5):303-8. <https://doi.org/10.3109/00016358709096351>
80. Daudt E, Lopes GC, Vieira LC. Does operatory field isolation influence the performance of direct adhesive restorations? *The journal of adhesive dentistry*. 2013;15(1):27-32. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a28194>
81. Loguercio AD, Luque-Martinez I, Lisboa AH, Higashi C, Queiroz VO, Rego RO, et al. Influence of Isolation Method of the Operative Field on Gingival Damage, Patients' Preference, and Restoration Retention in Noncarious Cervical Lesions. *Operative dentistry*. 2015;40(6):581-93. <https://doi.org/10.2341/14-089-C>
82. Huang C, Somar M, Li K, Mohadeb JV. Efficiency of Cordless Versus Cord Techniques of Gingival Retraction: A Systematic Review. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2015; 26(3):177-185. <https://doi.org/10.1111/jopr.12352>
83. Soares PV, de Almeida Milito G, Pereira FA, Reis BR, Soares CJ, de Sousa Menezes M, et al. Rapid prototyping and 3D-virtual models for operative dentistry education in Brazil. *Journal of dental education*. 2013;77(3):358-63. Epub 2013/03/15.
84. Miura J, Maeda Y, Nakai H, Zako M. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25(1):67-73. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.04.015>
85. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *Journal of dental research*. 1983;62(2):82-6. <https://doi.org/10.1177/00220345830620021701>
86. Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1977;59(7):954-62. <https://doi.org/10.2106/00004623-197759070-00021>
87. Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth. *Dental materials : official*

- publication of the Academy of Dental Materials. 2011;27(5):423-30.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.12.001>
88. Versluis A, Versluis-Tantbirojn D. Filling cavities or restoring teeth? The Journal of the Tennessee Dental Association. 2011;91(2):36-42; quiz -3.
 89. Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. The Journal of prosthetic dentistry. 2008;99(2):114-22. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60027-X](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60027-X).
 90. Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2004;20(6):554-64.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.05.007>
 91. Farah JW, Clark AE, Ainpour PR. Elastomeric impression materials. Operative dentistry. 1981;6(1):15-9.
 92. Stafford CM, Harrison C, Beers KL, Karim A, Amis EJ, VanLandingham MR, et al. A buckling-based metrology for measuring the elastic moduli of polymeric thin films. Nature materials. 2004;3(8):545-50. <https://doi.org/10.1038/nmat1175>
 93. Rodriguez-Cervantes PJ, Sancho-Bru JL, Gonzalez-Lluch C, Perez-Gonzalez A, Barjau-Escribano A, Forner-Navarro L. Premolars restored with posts of different materials: fatigue analysis. Dental materials journal. 2011. Epub 2011/11/30.
<https://doi.org/10.4012/dmj.2011-098>
 94. Burrow MF. Clinical evaluation of non-carious cervical lesion restorations using a HEMA-free adhesive: three-year results. Australian dental journal. 2011;56(4):401-5.
<https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01370.x>
 95. Swift EJ, Jr., Perdigao J, Wilder AD, Jr., Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne SC. Clinical evaluation of two one-bottle dentin adhesives at three years. Journal of the American Dental Association. 2001;132(8):1117-23.
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2001.0337>
 96. Loe H, Silness J. Periodontal Disease in Pregnancy. I. Prevalence and Severity. Acta odontologica Scandinavica. 1963;21:533-51.
<https://doi.org/10.3109/00016356309011240>
 97. Cvar JF, Ryge G. Reprint of criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. 1971. Clinical oral investigations. 2005;9(4):215-32.
<https://doi.org/10.1007/s00784-005-0018-z>

98. ADA. Council on Scientific Affairs American Dental Association Program Guidelines: Dentin and enamel adhesive materials.: American Dental Association.; 2001.
99. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjor I, Bayne S, Peters M, et al. FDI World Dental Federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. Update and clinical examples. The journal of adhesive dentistry. 2010;12(4):259-72. <https://doi.org/10.1007/s00784-010-0432-8>
100. Grippo JO. Abrasions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. Journal of esthetic dentistry. 1991;3(1):14-9. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.1991.tb00799.x>
101. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. The Journal of prosthetic dentistry. 1984;52(3):374-80. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(84\)90448-7](https://doi.org/10.1016/0022-3913(84)90448-7)
102. Reddy A, Norris DF, Momeni SS, Waldo B, Ruby JD. The pH of beverages in the United States. Journal of the American Dental Association. 2016;147(4):255-63. <https://doi.org/10.1016/j.adaj.2015.10.019>
103. Hara AT, Turssi CP. Baking soda as an abrasive in toothpastes: Mechanism of action and safety and effectiveness considerations. Journal of the American Dental Association. 2017;148(11S):S27-S33. <https://doi.org/10.1016/j.adaj.2017.09.007>
104. Marshall TA. Dietary assessment and counseling for dental erosion. Journal of the American Dental Association. 2018;149(2):148-52. <https://doi.org/10.1016/j.adaj.2017.11.006>
105. Igarashi Y, Yoshida S, Kanazawa E. The prevalence and morphological types of non-carious cervical lesions (NCCL) in a contemporary sample of people. Odontology. 2017;105(4):443-52. <https://doi.org/10.1007/s10266-017-0300-y>
106. Abdalla R, Mitchell RJ, Ren YF. Non-carious cervical lesions imaged by focus variation microscopy. Journal of dentistry. 2017;63:14-20. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.05.001>
107. Sugita I, Nakashima S, Ikeda A, Burrow MF, Nikaido T, Kubo S, et al. A pilot study to assess the morphology and progression of non-carious cervical lesions. Journal of dentistry. 2017;57:51-6. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.12.004>
108. Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. Journal of oral rehabilitation. 2002;29(2):188-93. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2002.00836.x>
109. Anusavice KJ, Shen C, R. RH. Phillips's Science of Dental Materials. 12^a edition ed. USA2013.

110. Grippo JO, Chaiyabutr Y, Kois JC. Effects of cyclic fatigue stress-biocorrosion on noncarious cervical lesions. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry* [et al]. 2013;25(4):265-72. <https://doi.org/10.1111/jerd.12024>
111. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20(4):322-9. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00110-6](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00110-6)
112. Vukicevic AM, Zelic K, Jovicic G, Djuric M, Filipovic N. Influence of dental restorations and mastication loadings on dentine fatigue behaviour: Image-based modelling approach. *Journal of dentistry*. 2015;43(5):556-67. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.02.011>
113. 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. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32(7):504-10. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2005.01455.x>
114. Hariri I, Sadr A, Shimada Y, Tagami J, Sumi Y. Effects of structural orientation of enamel and dentine on light attenuation and local refractive index: an optical coherence tomography study. *Journal of dentistry*. 2012;40(5):387-96. Epub 2012/02/22. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.01.017>
115. Harran Ponce E, Canalda Sahli C, Vilar Fernandez JA. Study of dentinal tubule architecture of permanent upper premolars: evaluation by SEM. *Australian endodontic journal : the journal of the Australian Society of Endodontology Inc*. 2001;27(2):66-72. <https://doi.org/10.1111/j.1747-4477.2001.tb00343.x>
116. Lynch CD, O'Sullivan VR, Dockery P, McGillicuddy CT, Rees JS, Sloan AJ. Hunter-Schreger Band patterns and their implications for clinical dentistry. *Journal of oral rehabilitation*. 2011;38(5):359-65. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02162.x>
117. Pegoraro LF, Scolaro JM, Conti PC, Telles D, Pegoraro TA. Noncarious cervical lesions in adults: prevalence and occlusal aspects. *Journal of the American Dental Association*. 2005;136(12):1694-700. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2005.0113>
118. Piotrowski BT, Gillette WB, Hancock EB. Examining the prevalence and characteristics of abfractionlike cervical lesions in a population of U.S. veterans. *Journal of the American Dental Association*. 2001;132(12):1694-701; quiz 726-7. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2001.0122>
119. Baldini A, Nota A, Cozza P. The association between Occlusion Time and Temporomandibular Disorders. *Journal of electromyography and kinesiology : official*

- journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2015;25(1):151-4. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.08.007>
120. Kvinnsland I, Heyeraas KJ. Effect of traumatic occlusion on CGRP and SP immunoreactive nerve fibre morphology in rat molar pulp and periodontium. *Histochemistry*. 1992;97(2):111-20. <https://doi.org/10.1007/BF00267300>
121. Yu CY. Role of occlusion in endodontic management: report of two cases. *Australian endodontic journal : the journal of the Australian Society of Endodontology Inc*. 2004;30(3):110-5. <https://doi.org/10.1111/j.1747-4477.2004.tb00423.x>
122. Sadaf D, Ahmad Z. Role of Brushing and Occlusal Forces in Non-Carious Cervical Lesions (NCCL). *International journal of biomedical science : IJBS*. 2014;10(4):265-8.
123. Yoshizaki KT, Francisconi-Dos-Rios LF, Sobral MA, Aranha AC, Mendes FM, Scaramucci T. Clinical features and factors associated with non-carious cervical lesions and dentin hypersensitivity. *Journal of oral rehabilitation*. 2016; 44(2):112-118. <https://doi.org/10.1111/joor.12469>
124. Schmidlin PR, Sahrman P. Current management of dentin hypersensitivity. *Clinical oral investigations*. 2013;17 Suppl 1:S55-9. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0912-0>
125. Sakrana AA, Tanoue N, Kawasaki K, Matsumura H. One-year clinical evaluation of two composite materials used for anterior class V restorations. *Journal of oral rehabilitation*. 2004;31(10):985-90. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2004.01333.x>
126. Allegri MA, Landi L, Zucchelli G. Non-carious cervical lesions associated with multiple gingival recessions in the maxillary arch. A restorative-periodontal effort for esthetic success. A 12-month case report. *The European journal of esthetic dentistry : official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry*. 2010;5(1):10-27.
127. Kubo S, Yokota H, Yokota H, Hayashi Y. Challenges to the clinical placement and evaluation of adhesively-bonded, cervical composite restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013;29(1):10-27. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.08.003>
128. Braga RR, Boaro LC, Kuroe T, Azevedo CL, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C' factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(9):818-23. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.11.010>

129. Takahashi H, Finger WJ, Wegner K, Utterodt A, Komatsu M, Wostmann B, et al. Factors influencing marginal cavity adaptation of nanofiller containing resin composite restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26(12):1166-75. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.08.189>
130. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clinical oral investigations*. 2007;11(1):5-33. <https://doi.org/10.1007/s00784-006-0095-7>
131. Khoroushi M, Mansoori M. Marginal sealing durability of two contemporary self-etch adhesives. *ISRN dentistry*. 2012;2012:204813. <https://doi.org/10.5402/2012/204813>
132. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Operative dentistry*. 2004;29(6):698-704.
133. DeWald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *Journal of dental research*. 1987;66(3):727-30. <https://doi.org/10.1177/00220345870660030401>
134. Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Influence of irradiant energy on degree of conversion, polymerization rate and shrinkage stress in an experimental resin composite system. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(9):1164-8. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.01.006>
135. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites--changes at 24 hours post cure. *Operative dentistry*. 2015;40(3):E92-101. <https://doi.org/10.2341/14-091-L>
136. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2002;23(8):1819-29. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(01\)00308-8](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(01)00308-8)
137. Krithikadatta J. Clinical effectiveness of contemporary dentin bonding agents. *Journal of conservative dentistry : JCD*. 2010;13(4):173-83. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.73376>
138. Padbury A, Jr., Eber R, Wang HL. Interactions between the gingiva and the margin of restorations. *Journal of clinical periodontology*. 2003;30(5):379-85. <https://doi.org/10.1034/j.1600-051X.2003.01277.x>

139. Shrivastava KJ, Bhoyar A, Agarwal S, Shrivastava S, Parlani S, Murthy V. Comparative clinical efficacy evaluation of three gingival displacement systems. *Journal of natural science, biology, and medicine*. 2015;6(Suppl 1):S53-7. <https://doi.org/10.4103/0976-9668.166082>
140. Scotti N, Comba A, Gambino A, Manzon E, Breschi L, Paolino D, et al. Influence of operator experience on non-carious cervical lesion restorations: Clinical evaluation with different adhesive systems. *American journal of dentistry*. 2016;29(1):33-8.
141. Carvalho RD, Nogueira COP, Silva APD, Mesquita JA, Salgado KHC, Medeiros M, et al. Periodontal Evaluation in Noncarious Cervical Lesions Restored with Resin-modified Glass-Ionomer Cement and Resin Composite: A Randomised Controlled Study. *Oral health & preventive dentistry*. 2018;16(2):131-6.
142. Magni E, Zhang L, Hickel R, Bossu M, Polimeni A, Ferrari M. SEM and microleakage evaluation of the marginal integrity of two types of class V restorations with or without the use of a light-curable coating material and of polishing. *Journal of dentistry*. 2008;36(11):885-91. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.07.003>
143. Perez CR. Alternative technique for class V resin composite restorations with minimum finishing/polishing procedures. *Operative dentistry*. 2010;35(3):375-9. <https://doi.org/10.2341/09-310-TR>
144. Munoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of dentistry*. 2013;41(5):404-11. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.03.001>
145. Perdigao J, Kose C, Mena-Serrano AP, De Paula EA, Tay LY, Reis A, et al. A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Operative dentistry*. 2014;39(2):113-27. <https://doi.org/10.2341/13-045-C>
146. Mena-Serrano A, Kose C, De Paula EA, Tay LY, Reis A, Loguercio AD, et al. A new universal simplified adhesive: 6-month clinical evaluation. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2013;25(1):55-69. <https://doi.org/10.1111/jerd.12005>
147. Gendron R, Grenier D, Sorsa T, Mayrand D. Inhibition of the activities of matrix metalloproteinases 2, 8, and 9 by chlorhexidine. *Clinical and diagnostic laboratory immunology*. 1999;6(3):437-9.
148. Saffarpour A, Saffarpour A, Kharazifard MJ, Rad AE. Effect of Chlorhexidine Application Protocol on Durability of Marginal Seal of Class V Restorations. *J Dent (Tehran)*. 2016;13(4):231-7.

149. Favetti M, Schroeder T, Montagner AF, Correa MB, Pereira-Cenci T, Cenci MS. Effectiveness of pre-treatment with chlorhexidine in restoration retention: A 36-month follow-up randomized clinical trial. *Journal of dentistry*. 2017;60:44-9. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.02.014>
150. Mulimani PS. Evidence-based practice and the evidence pyramid: A 21st century orthodontic odyssey. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2017;152(1):1-8. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2017.03.020>