

KATIANE SAVAZZINI DE OLIVEIRA

**Análise pelo Método dos Elementos Finitos
de restaurações de resina composta em
lesões cervicais não cariosas**

VITÓRIA
2012

KATIANE SAVAZZINI DE OLIVEIRA

**Análise pelo Método dos Elementos Finitos
de restaurações de resina composta em
lesões cervicais não cariosas**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Universidade Federal do Espírito Santo como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica.

Orientadora: Profa. Dra. Jackeline C. Guimarães
Co-Orientador: Prof. Dr. Angelo Gil P. Rangel

VITÓRIA

2012

KATIANE SAVAZZINI DE OLIVEIRA

Análise pelo Método dos Elementos Finitos de restaurações de resina composta em lesões cervicais não cariosas

Essa dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de MESTRE EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica.

Vitória, 27 de agosto de 2012.

Profa. Dra. Selva Maria Gonçalves Guerra
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Jackeline Coutinho Guimarães
Orientadora

Prof. Dr. Angelo Gil Pezzino Rangel
Membro

Prof. Dr. Neimar Sartori
Membro

Prof. Dr. Anuar Antonio Xible
Suplente

...O Amor vai falar.
Voce não é nada sozinho,
com Deus você encontra o caminho,
Ele te ama...
O Amor vai falar.
Deus vai lhe abraçar como um filho
é só voltar o olhar pra Ele
Ele te ama, sempre te amará...

Banda Dom

A Francisco,
meu primeiro e eterno amor.

A Gabriela, Juliana e Fernanda,
minhas filhas adoráveis.

A Tereza e José,
meus queridos pais.

AGRADECIMENTOS

"Tudo posso naquele que me fortalece". Agradeço a Deus, por tudo que me proporciona, por tudo que tenho, por tudo que sou.

Ao meu esposo, Francisco pelo amor, respeito e cumplicidade de todos esses anos juntos. Sua maturidade me fez e faz crescer a cada dia. Obrigada pela presença e paciência nas minhas ausências estudantis. Sem o seu apoio não estaria aqui agora. Te amo para sempre.

A minha filha primogênita Gabriela que se assemelha a mim na sua timidez, percepção, carinho e bom senso de suas ações, você sempre será a minha filha querida. Te amo.

A minha filha do meio Juliana, sempre bochechuda, é um anjo no meio de nós nos protegendo. Você me faz mais forte. Te amo.

A minha filha caçula Fernanda que sempre carinhosa me faz ser mais calma. Sempre alegre, divertida e com considerações importantes. Te amo.

Aos meus pais, Tereza e José que desde cedo me ensinaram disciplina, responsabilidade, tudo que sou... com muito amor. Vocês são especiais!

A minha irmã gêmea Alessandra, sempre companheira e confidente. Está sempre prestes a me apoiar com suas experiências e detalhes de irmã e Mestre. A minha linda e simpática afilhada, Bianca. E Marcelo meu divertido cunhado. Obrigada pela companhia de vocês.

A todos os meus colegas do Mestrado, foi ótimo criar novas amizades, trocar experiências de vida e de consultório. Um agradecimento especial a Christina, pela companhia na confecção dos trabalhos e na participação em sua pesquisa; a Bruna Pereira pela sua sensatez e tranquilidade sem fim. Um agradecimento mais que especial para Gabriela Soella que sempre foi prestativa e apta em cooperar na realização dessa pesquisa. Meu muito obrigada!

A minha orientadora Prof.^a Dr.^a Jackeline pela sua paciência, dedicação, sabedoria, delicadeza... sempre bastante honesta nas suas observações. Adorei tê-la como orientadora, parabéns pela sua conduta de vida! Você é sem dúvida uma pessoa especial. Espero ter a sua amizade para sempre. Obrigada por tudo!

A minha grande amiga, Maria Bispo que sempre me escuta, aconselha e pela paciência comigo e com minhas filhas.

Um obrigada especial a Prof.^a Dr.^a Maria Okada e a amiga Lícia que me incentivaram ao Mestrado, não esqueço de vocês.

Cida e Renata, meus agradecimentos por compreenderem minha ausência no consultório.

Aos professores do estágio profissionalizante, Prof. Dr. Luiz Gustavo Dias Daroz e Prof. Dr. Marco Masioli, muito obrigada por tudo que aprendi. A minha amiga Camila Alencar que esteve presente na ORL.

Aos professores que participaram da minha qualificação auxiliando o refinamento do trabalho, Prof. Dr. Angelo Gil Pezzino Rangel e Prof. Dr. Anuar Antonio Xible.

Ao engenheiro Françoà Horn pela confecção dos modelos geométricos.

A coordenadora do Mestrado Prof.^a Dr.^a Selva, a todos os professores do Mestrado, aos funcionários da UFES, ao secretário Igor, parabéns pela dedicação de todos para uma UFES melhor e mais organizada.

A Fapes que concedeu a bolsa de mestrado.

A todos que de alguma forma me ajudaram na realização desta conquista.

OLIVEIRA, Katiane Savazzini de. **Análise pelo Método dos Elementos Finitos de restaurações de resina composta em lesões cervicais não cariosas**. 2012. 62 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória.

RESUMO

O objetivo desse trabalho foi avaliar, utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF), a distribuição e a magnitude das tensões geradas em um segundo pré-molar superior com diferentes lesões cervicais não cariosas restauradas com dois tipos de resinas compostas. Foram gerados modelos geométricos de pré-molares com defeitos cervicais em forma de V e de U com três diferentes profundidades: U1 e V1 (0,5mm), U2 e V2 (1,0mm), U3 e V3 (1,5mm). Simulou-se restaurações com resinas compostas de baixo (RBE) e alto módulo de elasticidade (RAE), com valores de 5 GPa e 22 GPa, respectivamente. Uma carga de 105N foi aplicada verticalmente em relação ao longo eixo do dente (F1) e obliquamente em um ângulo de 45° (F2 e F3), ambas também em relação ao longo do eixo do dente. As menores tensões foram desenvolvidas nos modelos submetidos à F1. A presença da restauração em lesões rasas e médias não proporcionou redução das tensões para F1, já para F2 e F3, as restaurações promoveram uma redução das tensões em esmalte e dentina, respectivamente. Em lesões profundas observou-se uma ligeira redução das tensões para F1 em lesões restauradas com RAE e RBE. Ocorreu uma amplificação das tensões em dentina no grupo V3RAEF2 e uma redução das tensões em dentina para F3. A partir dos resultados simulados conclui-se que a presença de uma restauração não é imperativo para promover a redução das tensões em dentes com LCNCs. O direcionamento das cargas oclusais apresenta maior influência na amplificação de tensões trativas no esmalte e na dentina de LCNCs do que o tipo de resina composta utilizada para a restauração.

Palavras-chave: lesão cervical não cariada, método de elementos finitos, oclusão.

OLIVEIRA, Katiane Savazzini de. **Análise pelo Método dos Elementos Finitos de restaurações de resina composta em lesões cervicais não cariosas**. 2012. 62 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória.

ABSTRACT

The purpose of this work was to use the three-dimensional finite element method to evaluate the stress distribution in a maxillary second premolar with different cervical lesions restored with two types of composite. Six 3D tooth models were generated having U- or V-shaped lesions with three different depths: U1 and V1 (0.5mm), U2 and V2 (1.0mm), U3 and V3 (1.5mm). Composite restorations with low (RLE) and high Young's modulus (RHE) were simulated, with 5GPa and 22GPa respectively. The models were subjected to a 105N loading, which was applied vertically in relation to the long axis (F1) and 45° obliquely, having two different orientations in relation to the long axis (F2 and F3). The lowest stress values were obtained when the models were subjected to F1. The presence of a restoration in shallow and medium-depth lesions did not promote stress reduction when subjected to F1. However, the stress was reduced in enamel and dentin when subjected to F2 and F3, respectively. A slight stress reduction was observed when deep lesions were restored with RAE and RBE for F1. Also, the stresses in dentin of model V3RAE were reduced for F3 and amplified for F2. These results indicate that the presence of a restoration is not imperative to promote stress reduction in teeth with NCCLs. The direction of occlusal loadings has greater influence on the development and amplification of tensile stresses in enamel and dentin of NCCLs when compared to the type of composite used in the restoration.

Keywords: non-carious cervical lesion, finite element method, occlusion.

SUMÁRIO

1. APRESENTAÇÃO GERAL	10
2. ARTIGO (VERSÃO EM PORTUGUÊS)	16
2.1. Resumo	17
2.2. Introdução	18
2.3. Materiais e Métodos	19
2.4. Resultados	22
2.5. Discussão	25
2.6. Conclusões	28
2.7. Referências	28
3. REFERÊNCIAS GERAIS	32
ANEXO	38
APÊNDICES	42

1. APRESENTAÇÃO GERAL

As lesões cervicais não cariosas (LCNCs) são caracterizadas pela perda de tecido dental duro na região cervical, sem a participação bacteriana (LEVITCH *et al.*, 1994; WOOD *et al.*, 2008) e a sua incidência e severidade aumentam proporcionalmente com a idade (BERGSTROM e LAVSTEDT, 1979; OWENS e GALLIEN, 1995; TAKEHARA *et al.*, 2008). Em relação ao grupo de dentes mais acometido, a literatura é controversa. Alguns autores afirmam serem os incisivos centrais superiores (GRIPPO, 1991; LEVITCH *et al.*, 1994), enquanto outros destacam os pré-molares superiores e inferiores como os dentes mais afetados (BERNHARDT *et al.*, 2006; BORCIC *et al.*, 2004; TAKEHARA *et al.*, 2008).

A perda de estrutura dental pode levar à hipersensibilidade, à limitação estética e a fraturas dentárias (BERNHARDT *et al.*, 2006). Pode também facilitar a retenção de placa bacteriana, a incidência de cárie e levar a um comprometimento da vitalidade pulpar. Portanto, em função dos possíveis efeitos das LCNCs, é importante conhecer os fatores ligados à etiologia para realizar procedimentos preventivos, evitando novas lesões, impedindo a progressão das lesões já existentes e direcionando o tratamento apropriado (BADER *et al.*, 1996; ECCLES e JENKINS, 1974; HAND, HUNT e REINHARDT, 1986; HOLLINGER e MOORE, 1979; HONG, NU e XIE, 1988; OSBORNE-SMITH, BURKE e WILSON, 1999).

Segundo Bernhardt *et al.* (2006), a etiologia das LCNCs possui três mecanismos principais: a abfração, a abrasão e a corrosão (erosão). Atualmente a hipótese de etiologia multifatorial é a mais aceita, ou seja, dois ou mais processos mencionados estão envolvidos na origem da lesão (BORCIC *et al.*, 2005; BRACKETT, 1994; LEE e EAKLE, 1984; LYONS, 2001; OSBORNE-SMITH, BURKE e WILSON, 1999; SPRANGER, 1995; TANAKA *et al.*, 2003). A teoria multifatorial é demonstrada pela dificuldade de diagnóstico específico de cada fator e, especialmente, das suas influências individuais (BORCIC *et al.*, 2005). Estudos clínicos e laboratoriais que avaliaram o aspecto das LCNCs constataram que as lesões apresentavam características associadas tanto à abrasão quanto à corrosão, e não foi descartada a abfração no processo de desgaste, reforçando a teoria de etiologia multifatorial (NGUYEN *et al.*, 2008; PIOTROWSKI, GILLETTE e HANCOCK, 2001).

Dessa forma, sendo a etiologia das LCNCs bastante complexa, existe uma variação de sua morfologia (PALAMARA *et al.*, 2006). As formas em U e em V foram observadas após a avaliação de réplicas de LCNCs em microscopia eletrônica de varredura (BRADY e WOODY, 1977), sendo estas normalmente apresentadas como as principais formas de LCNCs. Alguns autores relacionaram a forma da lesão com sua etiologia (BRADY e WOODY, 1977; LEE e

EAKLE, 1984; SOGNAES, WOLCOTT e XHONGA, 1972). Sendo as lesões em forma de V ou cunha relacionadas com o efeito da abrasão e/ou da flexão do dente proporcionada pelas cargas oclusais (abfração). Já a etiologia corrosiva parece estar relacionada com lesões em forma de U ou pires (LEVITCH *et al.*, 1994). Entre as duas formas de lesão, estudos clínicos mostraram uma maior prevalência das lesões em forma de cunha (AW *et al.*, 2002; MILLER *et al.*, 2003; OGinni, OLUSILE e UDOYE, 2003), profundidade inferior a 2,0 mm (AW *et al.*, 2002) e largura cervico-oclusal de 1 a 2 mm (AW *et al.*, 2002).

Ainda no que se refere à etiologia, a abrasão consiste no desgaste patológico dos tecidos dentais duros por processos mecânicos repetitivos (GRIPPO, 1991; IMFELD, 1996; LEVITCH *et al.*, 1994). Estas lesões podem ser difusas ou localizadas (IMFELD, 1996). Elas acometem especialmente na superfície vestibular e apresentam margens nítidas com a superfície de esmalte lisa (LEVITCH *et al.*, 1994).

A corrosão ou biocorrosão, como nomeada por Grippo, Simring e Coleman (2012), baseia-se na degradação eletroquímica, química ou bioquímica dos tecidos dentais causada por ácidos exógenos e endógenos, agentes proteolíticos bem como pelo efeito piezoelétrico apenas na dentina. As lesões provenientes da corrosão se posicionam tanto na superfície vestibular quanto na lingual e apresentam margens indefinidas com a superfície de esmalte lisa ou polida (LEVITCH *et al.*, 1994).

Contudo, a abrasão e a corrosão são geralmente consideradas causas secundárias na formação das LCNCs (LEE e EAKLE, 1984; LEE e EAKLE, 1996; REES, 2000), sendo as cargas oclusais indicadas como responsáveis primárias destas lesões.

As cargas oclusais não funcionais, caracterizadas pelo direcionamento oblíquo, são responsáveis pelo registro de um comportamento mecânico menos favorável (BORCIC *et al.*, 2005; BRACKETT, 1994; GUIMARÃES, 2009; LEE e EAKLE, 1984; LYONS, 2001; OSBORNE-SMITH, BURKE e WILSON, 1999; SPRANGER, 1995; TANAKA *et al.*, 2003). Estas cargas podem provocar a flexão do dente, resultando em tensões de compressão no lado onde a força é aplicada e de tração no lado oposto. Como as estruturas dentais são menos resistentes à tração, pode ocorrer a ruptura da união química entre as estruturas cristalinas do esmalte e da dentina regiões submetidas a elevadas tensões trativas. Dessa forma, moléculas de água podem penetrar entre os espaços formados, impedindo o restabelecimento da união química entre os cristais culminando com a formação das lesões cervicais (LEE e EAKLE, 1984).

Este tipo de perda patológica de tecido duro na junção cimento esmalte devido às cargas biomecânicas é denominada por Grippo (1991) de “abfração”. Em 2012, Grippo, Simring

e Coleman redefiniram abfração como sendo a representação da perda microestrutural de substância do dente em áreas de concentração de tensão. De acordo com Levitch *et al.* (1994), as lesões de abfração localizam-se na superfície vestibular e apresentam margens nítidas com uma superfície de esmalte rugosa.

No entanto, na revisão sistemática desenvolvida por Senna, Del Bel Cury e Rosin (2012), não foi estabelecida uma relação clara entre LCNC e oclusão. Os mesmos resultados foram obtidos por outros autores (AW *et al.*, 2002; ESTAFAN *et al.*, 2005; LITONJUA *et al.*, 2004; OGinni, OLUSILE e UDOYE, 2003; PIOTROWSKI, GILLETTE e HANCOCK, 2001; WOOD *et al.*, 2008). Por outro lado, existem trabalhos que sugerem esta relação (BERNHARDT *et al.*, 2006; GRIPPO, 1992; KHAN *et al.*, 1999; LEE e EAKLE, 1996; MCCOY, 1982; MILLER *et al.*, 2003; PEGORARO *et al.*, 2005; PINTADO *et al.*, 2000; TAKEHARA *et al.*, 2008; TELLES, PEGORARO e PEREIRA, 2006; XHONGA, 1977). Como forma de confirmar a teoria da flexão dental, alguns autores destacam a presença de lesões em dentes submetidos à carga oblíqua enquanto os adjacentes permanecem não afetados (BURKE, WHITEHEAD e MCCAUGHEY, 1995; GRIPPO, 1992). Além disto, de acordo com Bernhardt *et al.* (2006), a LCNC é uma condição crônica, portanto um período curto de acompanhamento pode não ser suficiente para demonstrar a relação entre LCNC e oclusão. Dessa forma, se a oclusão apresenta um papel significante na etiologia das LCNCs, hábitos parafuncionais, como o bruxismo, podem ser fatores de risco para o desenvolvimento dessas lesões (OMMERBORN *et al.*, 2007; TSIGGOS *et al.*, 2008).

A teoria da flexão dental e o papel das cargas oclusais no desenvolvimento das LCNCs são melhores compreendidos com a aplicação do Método dos Elementos Finitos (MEF). O MEF é um procedimento numérico computacional, geralmente usado na análise de problemas estruturais complexos que seriam de difícil solução por meio de métodos clássicos da Engenharia. Na Odontologia tem sido cada vez mais utilizado, especialmente nos casos em que os métodos experimentais não respondem adequadamente. Um método experimental pode indicar a carga final de falha de um dente, mas não pode fornecer uma resposta satisfatória sobre o mecanismo de desenvolvimento da falha. Os níveis intermediários de um processo podem ser facilmente compreendidos usando o MEF, que é adequado para a modelagem da estrutura assimétrica do dente (YAMAN, SAHIN e AYDIN, 2003). As simulações têm como objetivo primordial a análise de tensões na região cervical, para prever as possíveis consequências da presença das LCNCs nas estruturas dentais.

Muitos trabalhos que utilizam esta metodologia corroboram a influência da flexão dental como influência no desenvolvimento das LCNCs. Frequentemente, essas análises são realizadas após a simulação da aplicação de uma carga, que pode variar em magnitude, direção

e localização. Dessa maneira, observou-se que cargas oblíquas proporcionam valores mais elevados de tensão na região cervical, sendo, portanto, consideradas as principais responsáveis pela formação de LCNCs (BORCIC *et al.*, 2005; CUNHA, 2005; DEJAK, MLOTKOWSKI e ROMANOWICZ, 2005; GERAMY e SHARAFODDIN, 2003; GOEL *et al.*, 1991; LEE *et al.*, 2002; PALAMARA *et al.*, 2000; PALAMARA *et al.*, 2006; REES, 1998; REES, 2002; REES e HAMMADEH, 2004; REES, HAMMADEH e JAGGER, 2003; TANAKA *et al.*, 2003).

Apesar do número expressivo de estudos, são escassos aqueles que consideram a presença de defeitos ou lesões cervicais pré-existentes. A presença de falhas ou trincas em uma estrutura pode ocasionar um aumento das tensões nas proximidades desses defeitos (CALLISTER, 2002). Em materiais frágeis, como o esmalte, a presença desses defeitos é mais grave, porque essa estrutura apresenta pequena deformação antes da ruptura. Dessa forma, na LCNC não restaurada, as tensões criadas pela própria lesão aumentam a chance de danificar a estrutura do dente (GRIPPO, 1992).

De acordo com Michael *et al.* (2009), devem ser realizadas medidas que impeçam a progressão das LCNCs e um tratamento adequado deve ser instituído. Para este autor, quando as lesões não estão causando consequências clínicas e/ou tem apenas profundidade superficial (menos de 1 mm), a sugestão é de monitoramento regular (por exemplo, a cada seis meses). Para isto podem ser realizadas fotografias intra-orais padronizadas, confecção de modelos de estudo e medidas das dimensões da lesão.

É importante ressaltar que, quando a etiologia das LCNCs está diretamente relacionada com hábitos de higiene oral ou com a corrosão, devem-se realizar procedimentos para o controle e/ou eliminação desses fatores etiológicos. Mas os estudos divergem quando a presença das LCNCs relaciona-se com as cargas oclusais.

O uso de placa interoclusal e o ajuste oclusal são sugeridos para minimizar as cargas oclusais. Alguns autores afirmam que o uso de placa interoclusal é eficaz para eliminação de forças não oclusais sobre o dente, porém não é consenso geral (KREINER, BETANCOR e CLARK, 2001).

O ajuste oclusal pode ser realizado por desgaste dos contatos entre os dentes antagônicos e pode envolver alteração de inclinação de cúspides e remoção de contatos prematuros (MICHAEL *et al.*, 2009). Por causa da relação entre as cargas oblíquas e a etiologia das LCNCs, alguns autores sugerem a realização do desgaste seletivo para prevenir o aparecimento e/ou progressão dessas lesões (BORCIC *et al.*, 2005; DEJAK, MLOTKOWSKI e ROMANOWICZ, 2005; LEE e EAKLE, 1996; TANAKA *et al.*, 2003) e para minimizar falhas

em restaurações cervicais (HEYMANN *et al.*, 1991; HEYMANN *et al.*, 1988; ICHIM *et al.*, 2007; LEE e EAKLE, 1996; SPRANGER, 1995).

A restauração das LCNCs, de acordo com alguns autores, é outra maneira de reduzir os valores de tensão (DEJAK, MLOTKOWSKI e ROMANOWICZ, 2005; GRIPPO, 1996). Para Grippo (1992), no caso de uma LCNC não ser restaurada, as tensões ocasionadas pela própria lesão irão aumentar a possibilidade de danos na estrutura dental. Em um estudo desenvolvido utilizando o MEF tridimensional (3D), onde lesões em forma de U e V foram restauradas, não houve diferença na distribuição de tensões apresentada pelas diferentes formas de LCNCs (ICHIM *et al.*, 2007). Como a geometria de um defeito apresenta influência na distribuição de tensões, como já observado em estudos prévios (KUROE *et al.*, 2001; KUROE *et al.*, 2000), os resultados obtidos por Ichim *et al.* (2007) indicam uma alteração nas tensões na presença de uma restauração. De acordo com Kuroe *et al.* (2001), para reduzir as tensões nas lesões e dessa forma prevenir a sua progressão, deveriam ser realizadas restaurações adesivas, o que iria proteger o esmalte de fraturas e a dentina exposta da abrasão e/ou corrosão.

Para alguns autores, as resinas compostas são o material de preferência para a restauração de LCNCs, demonstrando propriedades estéticas e físicas adequadas (BARATIERI *et al.*, 2003; ICHIM *et al.*, 2007; KREJCI e LUTZ, 1991; ONAL e PAMIR, 2005; PECIE *et al.*, 2011; TRUSHKOWSKY e GWINNETT, 1996).

No entanto alguns problemas parecem estar relacionados com o uso desse material. Clinicamente, as restaurações das LCNCs com resina composta apresentam um deslocamento significativo da cavidade, o que, de acordo com alguns autores, relaciona-se com a flexão do dente por ação das cargas oclusais (FRANCISCONI *et al.*, 2009; HEYMANN *et al.*, 1991; KARAARSLAN *et al.*, 2012; KUROE *et al.*, 2000; LAMBRECHTS, BRAEM e VANHERLE, 1987; ONAL e PAMIR, 2005). Em estudos clínicos sobre a taxa de retenção de restaurações, os resultados apontam uma forte correlação entre oclusão não funcional e falhas retentivas dessas restaurações (HEYMANN *et al.*, 1991; HEYMANN *et al.*, 1988). Para Pecie *et al.* (2011), a escolha de um sistema adesivo com eficiência comprovada é um fator decisivo não somente para a retenção da restauração, mas também para a manutenção de uma adequada adaptação marginal.

Outra questão importante referente às resinas compostas é a escolha do tipo de resina mais adequada para a restauração das LCNCs. Alguns autores concordam que a utilização de uma resina composta de alto ou baixo módulo de elasticidade não apresenta influência significativa no desempenho clínico das restaurações de resina composta (BROWNING, BRACKETT e GILPATRICK, 2000; KUBO, YOKOTA e HAYASHI, 2010; PEUMANS *et al.*,

2007; SENAWONGSE, PONGPRUEKSA e TAGAMI, 2010). No entanto, alguns autores relatam uma preferência por resinas fluidas (de baixo módulo de elasticidade) para restauração das LCNCs, devido à facilidade de adaptação do material à cavidade e a sua suposta habilidade de distribuição mais favorável de tensões (ATTAR, TAM e MCCOMB, 2003; SENSI *et al.*, 2004; TAKEHARA *et al.*, 2008; WOOD, KASSIR e BRUNTON, 2009). A propriedade de “absorção das tensões” pode também ser atribuída, segundo Eliguzeloglu *et al.* (2011), à camada híbrida. Em seu estudo utilizando o MEF, no qual comparou lesões restauradas com resina composta associada ou não à camada híbrida, os autores afirmaram que a camada híbrida funcionou “absorvendo tensões” e concluem que a presença desta camada é muito importante na distribuição de tensões. Por outro lado, de acordo com Narayanaswany *et al.* (2008) o estudo pelo MEF sugeriu a restauração das LCNCs com materiais de alto módulo de elasticidade permitem a obtenção de uma distribuição de tensão mais favorável.

Dessa forma, sabendo-se que os resultados clínicos para as restaurações cervicais são menos previsíveis (BROWNING e DENNISON, 1996) e considerando a diversidade de resinas compostas disponíveis (SABBAGH, VREVEN e LELOUP, 2002), estudos devem ser desenvolvidos para verificar se a presença de uma restauração promove a redução de tensões nas estruturas dentais e qual seria o tipo de resina composta capaz de proporcionar um comportamento mecânico mais favorável, quando diferentes lesões cervicais são consideradas. Portanto, o objetivo deste trabalho foi avaliar pelo Método dos Elementos Finitos (MEF) em um modelo tridimensional (3D), a distribuição e a magnitude das tensões geradas em um segundo pré-molar superior com diferentes lesões cervicais não cariosas restauradas com resinas compostas de diferentes módulos de elasticidade.

Este trabalho foi redigido em formato de artigo científico, em conformidade com as normas da revista *Journal of Dentistry* (Anexo A). O artigo na versão em português apresenta-se escrito de acordo com as normas da referida revista, porém as figuras e tabelas foram inseridas no decorrer do texto. No artigo em inglês (Apêndice A), as normas da revista foram respeitadas em sua totalidade. Para melhor compreensão, todos os resultados para lesões rasas, médias e profundas podem ser visualizados nos Apêndices B, C e D, respectivamente.

2. ARTIGO (VERSÃO EM PORTUGUÊS)^Δ

Título: Análise pelo Método dos Elementos finitos de restaurações de resina composta em lesões cervicais não cariosas

Título curto: Análise pelo Método dos Elementos Finitos de restaurações cervicais

Katiane Savazzini de Oliveira^{1}, Gabriela Guimarães Soella¹, Françoà Horn³, Angelo Gil Pezzino Rangel⁴, Jackeline Coutinho Guimarães^{2*}*

¹Mestranda do Programa de Pós Graduação em Clínica Odontológica, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, Brasil.

² Departamento de Prótese Dentária, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, Brasil.

³ Laboratório de Engenharia Biomecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil.

⁴ Curso Superior de Tecnologia Mecânica (CSTM), Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, Brasil.

Artigo Original

Palavras-chave: lesão cervical não cariada, método de elementos finitos, oclusão.

*Correspondência:

Jackeline Coutinho Guimarães

Universidade Federal do Espírito Santo, Centro de Ciências da Saúde.

Av. Marechal Campus, n. 1468, Centro de Ciências da Saúde, Departamento de Prótese Dentária, Maruípe, Vitória, ES - Brasil

CEP: 29043-900

e-mail: jackelineguimaraes@gmail.com

^Δ Artigo escrito nas normas da Revista Journal of Dentistry

Análise pelo Método dos Elementos finitos de restaurações de resina composta em lesões cervicais não cariosas

2.1. Resumo

Objetivos: O objetivo desse trabalho foi avaliar, utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF), a distribuição e a magnitude das tensões geradas em um segundo pré-molar superior com diferentes lesões cervicais não cariosas restauradas com dois tipos de resinas compostas.

Métodos: Foram gerados modelos geométricos de pré-molares com defeitos cervicais em forma de V e de U com três diferentes profundidades: U1 e V1 (0,5mm), U2 e V2 (1,0mm), U3 e V3 (1,5mm). Simulou-se restaurações com resinas compostas de baixo (RBE) e alto módulo de elasticidade (RAE), com valores de 5 GPa e 22 GPa, respectivamente. Uma carga de 105N foi aplicada verticalmente em relação ao longo eixo do dente (F1) e obliquamente em um ângulo de 45° (F2 e F3), ambas também em relação ao longo do eixo do dente.

Resultados: As menores tensões foram desenvolvidas nos modelos submetidos à F1. A presença da restauração em lesões rasas e médias não proporcionou redução das tensões para F1, já para F2 e F3, as restaurações promoveram uma redução das tensões em esmalte e dentina, respectivamente. Em lesões profundas observou-se uma ligeira redução das tensões para F1 em lesões restauradas com RAE e RBE. Ocorreu uma amplificação das tensões em dentina no grupo V3RAEF2 e uma redução das tensões em dentina para F3.

Conclusões: A partir dos resultados simulados conclui-se que a presença de uma restauração não é imperativo para promover a redução das tensões em dentes com LCNCs. O direcionamento das cargas oclusais apresenta maior influência na amplificação de tensões trativas no esmalte e na dentina de LCNCs do que o tipo de resina composta utilizada para a restauração.

Significância Clínica

O ajuste oclusal deveria ser considerado como parte do tratamento para lesões cervicais não cariosas.

2.1. Introdução

A etiologia das lesões cervicais não cáries (LCNCs) ainda é uma questão controversa.^{1, 2} Apesar da teoria multifatorial ser bem aceita,³⁻⁹ a corrosão e a abrasão têm apresentado papel secundário na formação de LCNCs.^{3, 10, 11} As cargas oclusais não axiais estão envolvidas no principal mecanismo de desenvolvimento dessas lesões, onde as tensões trativas provocam a flexão do dente promovendo a ruptura da união química entre as estruturas cristalinas do esmalte e da dentina na região cervical.^{3, 12}

Confirmando esta teoria, estudos utilizando análises numéricas observaram que cargas oblíquas proporcionavam valores mais elevados de tensão na região cervical, tornando estas regiões susceptíveis ao aparecimento de LCNCs.^{7, 9, 13-17} Adicionalmente, observou-se *in vitro* uma maior perda de estrutura dental na região cervical em dentes submetidos a ação de cargas oclusais quando em associação ao desafio corrosivo.^{18, 19} Essas combinações de fatores parecem reforçar a hipótese de etiologia multifatorial.¹

Estes fatores etiológicos promovem o surgimento de lesões de duas formas típicas: V ou cunha e U ou pires, sendo a primeira tradicionalmente relacionada à abrasão e à abfração e a última à corrosão.^{4, 20, 21} Considerando-se que tensões geradas pela presença de uma lesão podem aumentar a possibilidade de danos à estrutura dental,²² pode-se afirmar que existe a necessidade de minimizar estas tensões, e a restauração das LCNCs tem sido sugerida como uma das formas de alcançar este objetivo.^{17, 23, 24}

Para alguns autores as resinas compostas são o material de preferência para a restauração de LCNCs, demonstrando propriedades estéticas e físicas adequadas.²⁵⁻²⁸ No entanto, alguns problemas estão relacionados com o uso desse material. Clinicamente as restaurações das LCNCs com resina composta apresentam um deslocamento significativo da cavidade, o que, de acordo com alguns autores, relaciona-se com a flexão do dente por ação das cargas oclusais não axiais.²⁸⁻³¹ Em estudos clínicos sobre a taxa de retenção de restaurações com resina composta, os resultados apontam uma forte correlação entre oclusão não funcional e falhas retentivas dessas restaurações.^{32, 33}

Outra questão importante referente às resinas compostas é a escolha do tipo de resina mais adequada para a restauração das LCNCs. Alguns autores concordam que a utilização de uma resina composta de alto ou baixo módulo de elasticidade não apresenta influência significativa no desempenho clínico de restaurações cervicais.³⁴⁻³⁸ O uso de resinas fluidas com baixo módulo de elasticidade é justificado pela facilidade de adaptação do material à cavidade e sua suposta habilidade de distribuição mais favorável de tensões.^{39, 40} Por outro lado, uma avaliação da taxa de sobrevivência de restaurações do tipo Classe V mostrou uma maior probabilidade de falhas prematuras quando se utilizou resinas de baixo módulo.⁴¹ Os materiais de alto módulo de elasticidade utilizados na restauração das LCNCs parecem permitir a

obtenção de uma distribuição de tensão mais favorável,⁴² enquanto que a propriedade de “absorção das tensões” seria atribuída à camada híbrida.⁴³

Dessa forma, sabendo-se que os resultados clínicos para as restaurações cervicais são menos previsíveis que as outras classes de restauração⁴⁴ e considerando a diversidade de resinas compostas disponíveis,⁴⁵ estudos devem ser desenvolvidos para verificar se a presença de uma restauração promove a redução de tensões nas estruturas dentais e qual seria o tipo de resina composta capaz de proporcionar um comportamento mecânico mais favorável, quando diferentes lesões cervicais são consideradas. Portanto, o objetivo deste trabalho foi avaliar pelo MEF, a distribuição e a magnitude das tensões geradas em um segundo pré-molar superior com diferentes lesões cervicais não cariosas restauradas com resinas compostas de dois módulos de elasticidade.

2.2. Materiais e Métodos

Para criação dos modelos geométricos tridimensionais, foi utilizado um modelo de um segundo pré-molar superior hígido, descrito em estudo prévio.⁴⁶ Esse modelo foi criado em um programa computacional (SolidWorks®, Dessoal Systèmes SolidWorks Cor., Concord, MA, USA), com base em uma peça anatômica contendo um segundo pré-molar superior e seu respectivo osso de suporte. Para validação foi realizado *in vitro* um teste de compressão utilizando segundos pré-molares superiores hígidos e seus resultados foram comparados com os obtidos em uma análise numérica que utilizou o modelo geométrico do pré-molar superior nas mesmas condições do teste mecânico. Um gráfico de carga axial *versus* deslocamento foi construído utilizando os dados do estudo numérico e do experimental. Foi observado um erro de 4,6% entre os coeficientes angulares das retas dos gráficos criados e, portanto com resultado inferior a 10% foi considerado aceitável,¹⁴ confirmando-se uma similaridade entre o ensaio numérico e o experimental.

Utilizando este modelo geométrico validado foram criadas, no programa SolidWorks®, cavidades em forma de U e de V. Para estas duas formas de lesão foram criadas as lesões rasas (U1 e V1), médias (U2 e V2) e profundas (U3 e V3), tendo 0,5 mm, 1,0 mm e 1,5 mm de profundidade respectivamente (Fig. 1). As dimensões de todas as lesões foram baseadas em dados previamente reportados.⁴⁷ Neste mesmo programa e utilizando os modelos com cavidade, foram criados os modelos restaurados com resina composta e com uma camada uniforme de 10µm de sistema adesivo. Dessa forma, de acordo com a forma e a profundidade foram criados os grupos experimentais dos dentes restaurados (Fig. 1).

Os modelos foram importados para um programa de Análise de Elementos Finitos (Ansys® Workbench v. 12.1, Swanson Analysis Inc., Houston, USA) para criação da malha usando elementos tetraédricos parabólicos (Fig. 2). A malha foi refinada nas regiões referentes

ao esmalte, à dentina, à camada de sistema adesivo, à restauração, nas áreas de contatos oclusais e ao redor das lesões, as quais consistiam nas áreas de maior interesse para o estudo. O grau de discretização dos modelos foi estabelecido por meio de estudos de convergência dos resultados. O número de nós e elementos utilizados estão listados na Tabela 1.

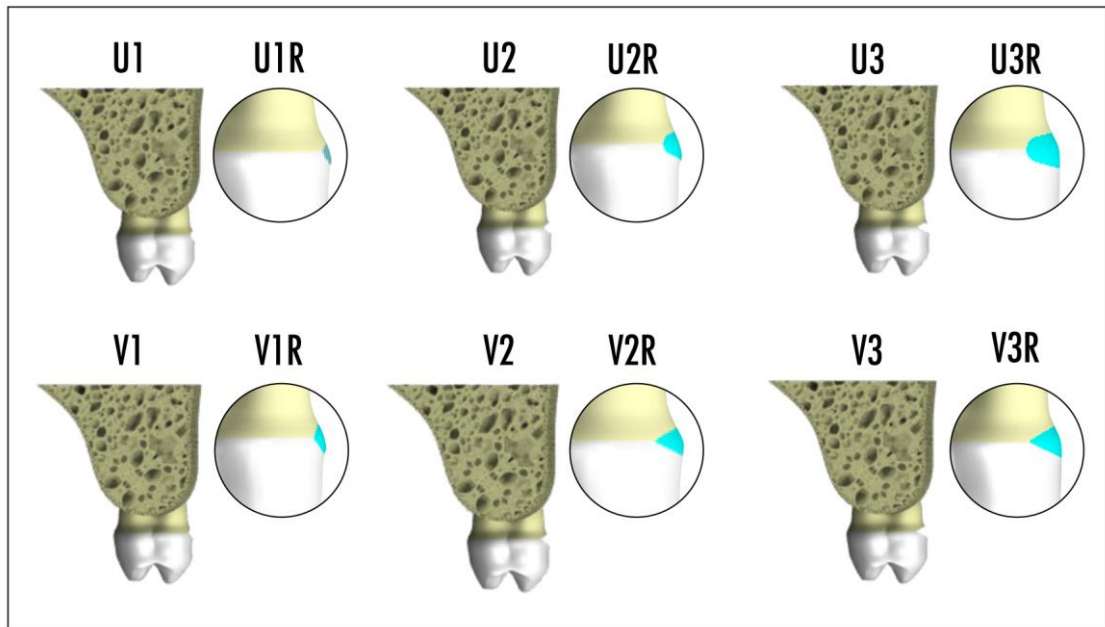


Fig. 1 – Modelos geométricos criados no programa SolidWorks®. (U1) Modelo geométrico com cavidade em forma de U e 0,5 mm de profundidade; (U1R) Modelo geométrico restaurado com cavidade em forma de U e 0,5 mm de profundidade; (U2) Modelo geométrico com cavidade em forma de U e 1,0 mm de profundidade; (U2R) Modelo geométrico restaurado com cavidade em forma de U e 1,0 mm de profundidade; (U3) Modelo geométrico com cavidade em forma de U e 1,5 mm de profundidade; (U3R) Modelo geométrico restaurado com cavidade em forma de U e 1,5 mm de profundidade; (V1) Modelo geométrico com cavidade em forma de V e 0,5 mm de profundidade; (V1R) Modelo geométrico restaurado com cavidade em forma de V e 0,5 mm de profundidade; (V2) Modelo geométrico com cavidade em forma de V e 1,0 mm de profundidade; (V2R) Modelo geométrico restaurado com cavidade em forma de V e 1,0 mm de profundidade; (V3) Modelo geométrico com cavidade em forma de V e 1,5 mm de profundidade; (V3R) Modelo geométrico restaurado com cavidade em forma de V e 1,5 mm de profundidade.

Os diferentes constituintes dos modelos foram considerados isotrópicos, elásticos e contínuos. As interfaces entre as estruturas foram consideradas perfeitamente unidas. As propriedades atribuídas aos diferentes componentes dos modelos estão descritas na Tabela 2.

Os diferentes constituintes dos modelos foram considerados isotrópicos, elásticos e contínuos. As interfaces entre as estruturas foram consideradas perfeitamente unidas. As propriedades atribuídas aos diferentes componentes dos modelos estão descritas na Tabela 2. O módulo de elasticidade das resinas compostas simuladas foi definido a partir de dados da literatura,⁴⁵ sendo selecionados o menor valor (5GPa) para a resina de baixo módulo (BE) e o maior valor (22GPa) para a resina de alto módulo.

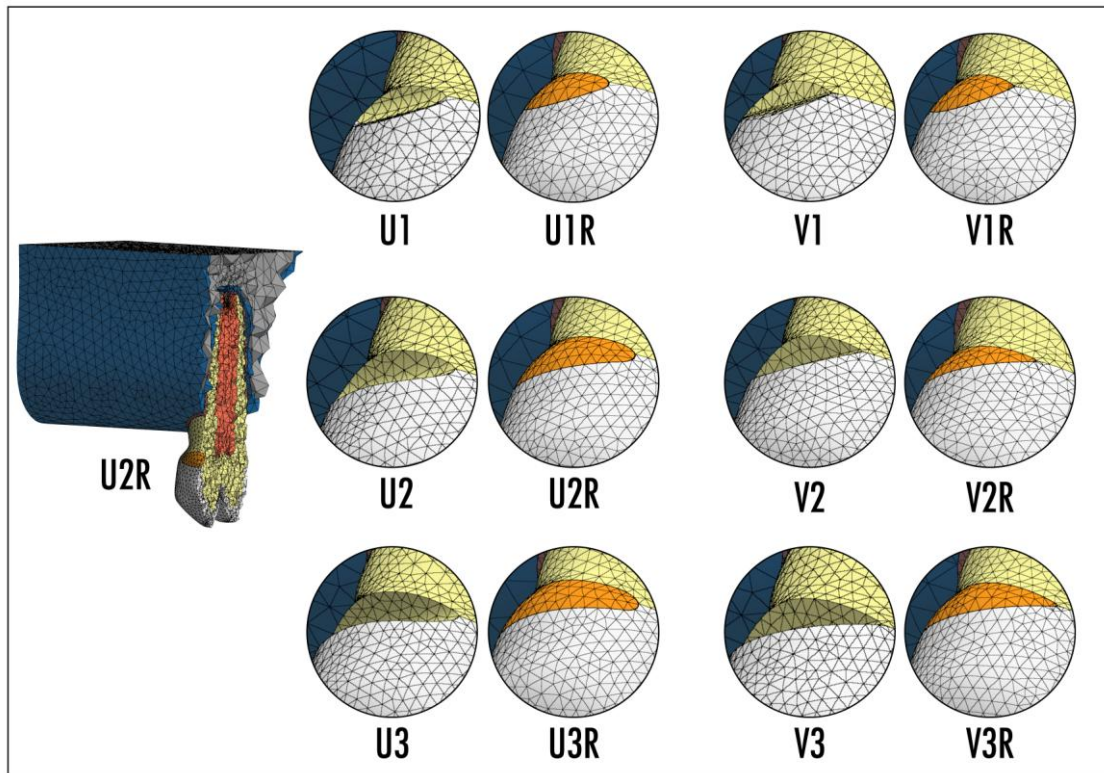


Fig. 2 – À esquerda, a malha do modelo geométrico U2R em corte longitudinal. À direita, vista aproximada da área cervical dos dentes com as LCNCs restauradas e não restauradas, com suas respectivas legendas de grupo.

Tabela 1. Número de nós e de elementos em cada modelo geométrico.

Modelo geométrico	Número de nós	Número de elementos
Grupo U1	219.367	122.766
Grupo U2	222.577	124.480
Grupo U3	221.737	123.879
Grupo V1	216.937	121.071
Grupo V2	216.720	120.995
Grupo V3	222.701	124.606
Grupo U1R	310.199	193.487
Grupo U2R	407.788	255.334
Grupo U3R	473.720	295.249
Grupo V1R	306.542	194.386
Grupo V2R	360.358	231.568
Grupo V3R	562.636	357.250

Tabela 2. Propriedades dos constituintes dos modelos, obtidas na literatura e usadas na análise de elementos finitos.

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referência
Esmalte	72,7	0,33	48
Dentina	18,6	0,31	49
Polpa	0,002	0,45	50
Ligamento periodontal	0,05	0,45	51
Osso cortical	13,7	0,3	52
Osso esponjoso	1,37	0,3	52
Adesivo dentinário	1,2	0,24	53
Resina composta de baixo módulo de elasticidade	5	0,3	45
Resina composta de alto módulo de elasticidade	22	0,3	45

Para simular a condição anatômica encontrada clinicamente, os modelos foram fixados na superfície proximal e na base do osso maxilar com deslocamento igual a zero. Três diferentes localizações de cargas foram utilizadas, sendo uma funcional e duas não funcionais todas com uma área de contato de $0,8 \text{ mm}^2$.⁵⁴ A carga funcional (F1) foi orientada paralelamente ao longo eixo do dente, sendo aplicada na ponta da cúspide palatal e na crista marginal mesial. Uma das cargas não funcionais (F2) simulou um contato na vertente triturante vestibular, com a carga orientada obliquamente em um ângulo de 45° em relação ao longo eixo do dente, enquanto que a outra carga não funcional (F3) simulou um contato na vertente triturante palatal, na mesma angulação (Fig. 3). Considerando que a força máxima de mordida na região do segundo pré-molar superior seja de aproximadamente 291 N ⁵⁵ e que a força mastigatória corresponda a 36,2% deste valor,⁵⁶ a força utilizada durante as simulações foi de 105 N .

2.3. Resultados

As tensões principais máximas para cada condição simulada foram plotadas e mostradas nas Figuras 4 a 6. Os modelos são apresentados sem o suporte ósseo para melhor visualização da distribuição das tensões na superfície radicular. Além disto, para possibilitar a visualização do efeito da presença da restauração sobre as tensões no esmalte e na dentina, a restauração e a camada de adesivo foram removidas nas Figuras 4 a 6.

As figuras apresentam uma legenda de escala de cores onde os intervalos de cores para tensões trativas (valores positivos) foram padronizados. Esses intervalos foram definidos pela necessidade de melhor visualização da distribuição de tensões e considerando os valores de

resistência à tração do esmalte e da dentina obtidos na literatura. Em função de uma variação nos dados de resistência trativa para o esmalte (10-30 MPa),⁵⁷⁻⁵⁹ optou-se por padronizar uma cor com este intervalo. Dessa forma, estima-se que as regiões de esmalte que apresentaram o referido intervalo de tensão são mais susceptíveis à fratura. Como os valores de resistência à tração para a dentina não foram atingidos nas regiões de relevância para o estudo, não houve a necessidade de padronização de outro intervalo de tensões.

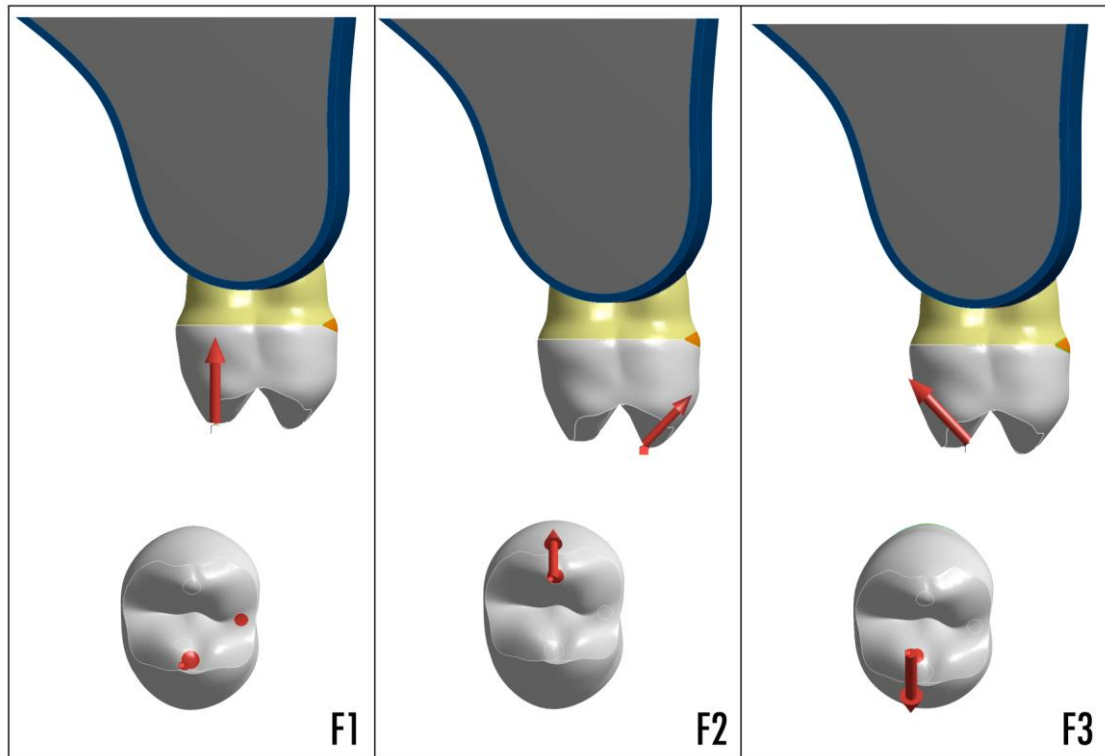


Fig. 3 – Carga oclusal funcional (F1) e cargas oclusais não funcionais (F2 e F3) simuladas nos modelos geométricos.

Os modelos restaurados foram comparados com os lesionados sem restauração. Para as lesões rasas em forma de U, o modelo U1F2 (Fig. 4) mostrou áreas no esmalte que supostamente estariam susceptíveis à fratura (10 – 30 MPa). Com a simulação da restauração (Fig. 4), ocorreu uma redução dessas tensões para ambas as resinas (U1RAEF2 e U1RBEF2). No modelo U1F3 as tensões de maior magnitude estavam na dentina, estas tensões foram reduzidas nos modelos U1RAEF3 e U1RBEF3. Para as lesões rasas em forma de V, de forma similar às lesões em forma de U, o modelo V1F2 apresentou áreas de esmalte que poderiam se fraturar, estas áreas apresentaram uma redução nas tensões após a simulação da restauração (V1RAEF2 e V1RBEF2), porém a presença de uma restauração promoveu uma amplificação das tensões na dentina, principalmente quando a resina apresentava alto módulo de elasticidade (V1RAEF2). Nos modelos V1RAEF3 e V1RBEF3 (Fig. 4) observou-se uma redução das tensões em dentina quando comparados ao modelo V1F3. Para a carga F1, a presença da

restauração de alto ou baixo módulo de elasticidade não influenciou de forma significativa a distribuição das tensões, tanto nas lesões em forma de U quanto nas lesões em forma de V, sendo a distribuição das tensões bastante similar a dos modelos U1F1 e V1F1.

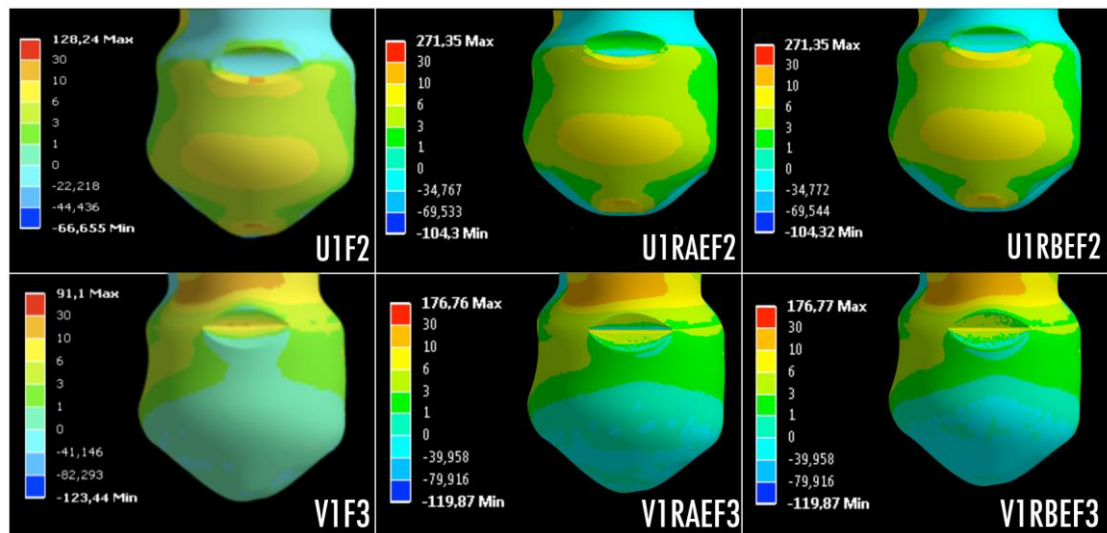


Fig. 4 – Distribuição de tensões na superfície vestibular dos dentes com lesões rasas não restauradas (U1F2 e V1F3) e restauradas com resina de alto (U1RAEF2 e V1RAEF3) e baixo (U1RBEF2 e V1RBEF3) módulo de elasticidade.

De forma semelhante, nas lesões médias em forma de U e V, a presença da restauração quando a carga F1 foi simulada não foi capaz de promover uma alteração significativa na distribuição das tensões em relação aos modelos U2F1 e V2F1. Comparando-se com os dentes não restaurados, observou-se nos modelos U2RAEF3, U2RBEF3, V2RAEF3 e V2RBEF3 uma redução das tensões em dentina, especificamente nas regiões correspondentes ao vértice da lesão (Fig. 5). Nas lesões médias em forma de U, os modelos U2RAEF2 e U2RBEF2 apresentaram uma ligeira amplificação das tensões na dentina e uma pequena redução das tensões no esmalte. Nas lesões médias em forma de V, observou-se uma amplificação das tensões em dentina no modelo V2RAEF2 e uma redução das tensões no esmalte nos modelos restaurados, independente do módulo de elasticidade da resina composta.

Diferentemente das lesões rasas e médias, as lesões profundas não restauradas em forma de V e U, não apresentaram regiões de esmalte que estariam sujeitos às fraturas clinicamente (10 – 30 MPa) quando F2 foi simulada (Fig. 6). Ainda para F2, observou-se que as tensões em dentina foram amplificadas no modelo V3RAEF2 (Fig. 6). Por outro lado, para a força F3, os modelos restaurados (U3RAEF3, U3RBEF3, V3RAEF3 e V3RBEF3) mostraram uma redução das tensões em dentina, independente do módulo de elasticidade da resina composta e da forma da lesão cervical. Ocorreu uma ligeira redução nas tensões em dentina nos modelos U3RAEF1, U3RBEF1, V3RAEF1 e V3RBEF1 quando comparados aos grupos V3F1 e U3F1 (Fig. 6).

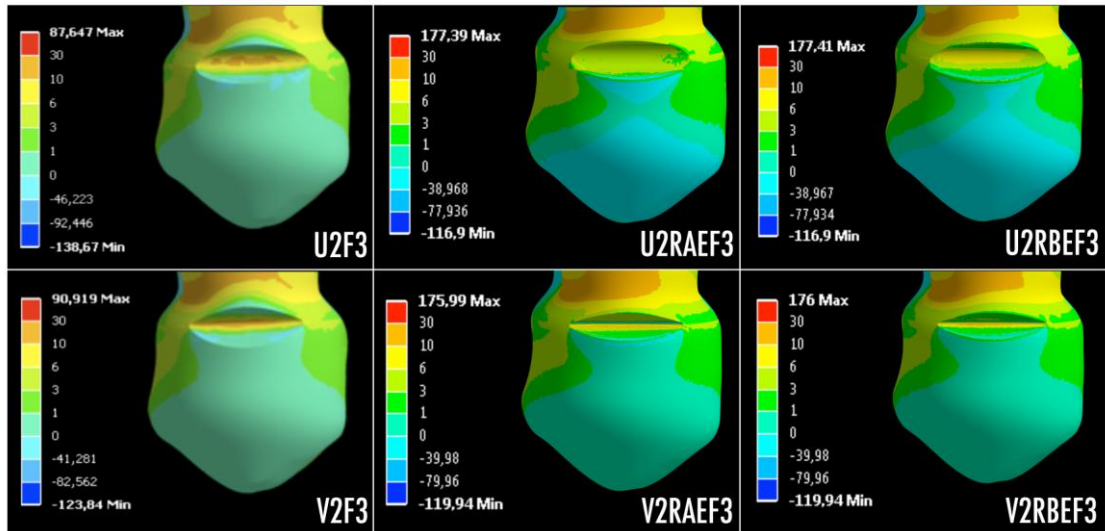


Fig. 5 – Distribuição de tensões na superfície vestibular dos dentes com lesões médias não restauradas (U2F3 e V2F3) e restauradas com resina de alto (U2RAEF3 e V2RAEF3) e baixo (U2RBEF3 e V2RBEF3) módulo de elasticidade.

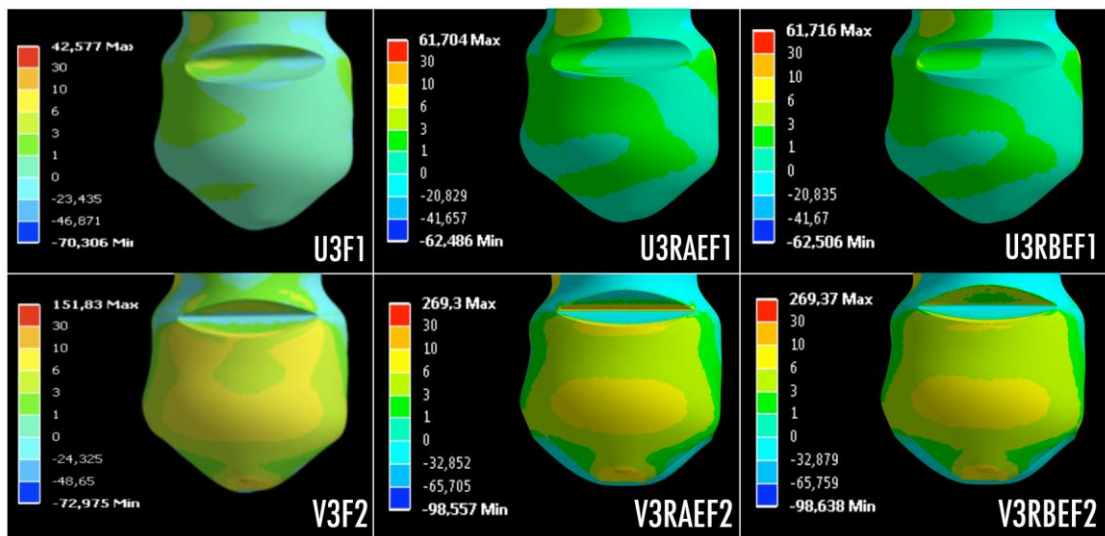


Fig. 6 – Distribuição de tensões na superfície vestibular dos dentes com lesões profundas não restauradas (U3F1 e V3F2) e restauradas com resina de alto (U3RAEF1 e V3RAEF2) e baixo (U3RBEF1 e V3RBEF2) módulo de elasticidade.

4. Discussão

No presente estudo, a força F1 simulou uma oclusão funcional, resultando em tensões de baixa magnitude distribuídas na estrutura dental (Fig. 6). Estes resultados também foram observados em estudo prévios,¹²⁻¹⁴ que destacam que as cargas orientadas axialmente evitam a flexão dental. A presença de uma restauração de resina composta nesta condição oclusal não influenciou de forma significativa a distribuição das tensões em lesões rasas e médias, independente do módulo de elasticidade da resina composta, no entanto, em lesões profundas,

estas restaurações promoveram uma ligeira redução na magnitude das tensões na região correspondente à dentina (Fig. 6).

No entanto, quando cargas não funcionais (F2 e F3) foram simuladas, resultados distintos foram obtidos. As forças F2 e F3 simularam contatos não funcionais originados a partir de desvios de uma ótima interposição de dentes antagônicos. Esses contatos são comumente encontrados em más oclusões, em hábitos parafuncionais ou como contatos prematuros em oclusões funcionais. Como previamente demonstrado,^{13, 15} contatos não funcionais induzem a níveis mais elevados de tensões trativas na região cervical. Na Figura 4 podem-se observar regiões de tensões mais elevadas no esmalte (U1F2) e na dentina (V1F3) quando os contatos não funcionais foram simulados. Nestes casos, as resinas de alto e baixo módulo de elasticidade promoveram uma redução significativa nas tensões (Fig. 4), reforçando a teoria de que a restauração de uma LCNC pode reduzir as tensões, impedindo a sua progressão.²² Além disto, estes resultados condizem com estudos que afirmam que o módulo de elasticidade da resina composta não influencia no desempenho da restauração.³⁴⁻³⁸

Por outro lado, nas lesões médias e profundas, quando a força F2 foi simulada a presença de uma restauração de alto módulo de elasticidade promoveu um aumento na magnitude das tensões em dentina, como pode ser constatado na Figura 6 em lesões profundas (V3RAEF2). Esses resultados sugerem a utilização de resinas de baixo módulo de elasticidade, como é indicado por alguns autores.^{39, 40, 60, 61} É importante ressaltar que Stewardson *et al.*⁴¹ constataram, durante um período de acompanhamento de dois anos de restaurações do tipo Classe V, uma maior probabilidade de falhas prematuras quando as resinas de baixo módulo de elasticidade foram utilizadas. Em discordância com nossos resultados, Narayanaswamy *et al.*⁴² observaram que os materiais de alto módulo de elasticidade permitem uma melhor distribuição de tensões.

Nos casos onde a força F3 foi simulada, ocorreu uma importante redução das tensões em dentina de lesões restauradas (Fig. 5), independente da resina composta, da profundidade e da forma da lesão. As tensões trativas foram particularmente reduzidas na região do vértice da lesão, que consiste em uma região de tensões mais elevadas nos grupos não restaurados. Comparando as formas de lesão, observa-se nos grupos não restaurados, que devido ao menor raio de curvatura das lesões em forma de V, as tensões de maior magnitude tendem a se concentrar em uma menor área, contrariamente ao que ocorre com as lesões em forma de U, onde as tensões mais elevadas se distribuem em uma maior área (Fig. 5). A implicação da geometria de um defeito na distribuição das tensões pode ser expressa matematicamente, através dos princípios de mecânica da fratura. A amplificação das tensões na extremidade interna de um defeito como função de seu raio de curvatura pode ser calculado através do fator de concentração de tensões (K_e), assim, considerando-se:

$$K_e = 2\sigma \frac{a}{\rho_e} \sqrt{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

Onde a representa o comprimento ou profundidade do defeito e ρ_e o raio de curvatura da extremidade do defeito. De acordo com a Equação 1, quanto maior a profundidade (a) e menor o raio de curvatura da extremidade (ρ_e) maior será o fator de concentração de tensões (K_e). Dessa forma, comparando-se lesões de igual profundidade, as lesões em forma de V tenderão a apresentar um maior K_e , por possuírem um menor ρ_e , como mostraram nossos resultados. Um comportamento similar tem sido mostrado em estudos fotoelásticos, onde lesões em forma de V apresentam tensões mais elevadas quando comparadas às em forma de U.^{24, 29} No presente estudo, apesar da manutenção da característica de distribuição de tensões ter sido mantida para os dois tipos de lesão após a simulação da restauração, as tensões no vértice da lesão ou na extremidade do defeito para força F3 foram significativamente reduzidas na presença da restauração, para ambas as resinas testadas. Portanto, pode-se supor que os efeitos do raio de curvatura do vértice de cada de tipo de lesão são minimizados após a restauração, quando uma carga não funcional é simulada na cúspide palatal, a qual promove a flexão do dente e tensões trativas na região cervical vestibular.

Observou-se no presente estudo uma relação direta entre direcionamento das cargas oclusais e distribuição de tensões na região cervical, dessa forma pode-se supor que o protocolo de tratamento para LCNCs, independente de sua forma ou profundidade, deveria incluir um ajuste dos contatos oclusais para reduzir a flexão dental e a carga sobre o dente afetado. Protocolo este que também pode ser importante para manutenção das restaurações, uma vez que o deslocamento de restaurações cervicais tem sido relacionado à ação de cargas oclusais que promovem a flexão do dente.²⁸⁻³³ Assim, considerando-se que nossos resultados para lesões rasas e médias foram influenciados de forma mais significativa pelo tipo de carga oclusal e não pela presença de uma restauração, parece ser válida a sugestão de monitoramento de lesões de dimensões reduzidas,⁶² desde que o dente esteja submetido a cargas funcionais. No entanto, estudos clínicos deveriam ser desenvolvidos para confirmar essa hipótese.

A amplitude das tensões registradas nas simulações do presente estudo deriva de uma carga aplicada que estava dentro de um intervalo (70-140 N) de forças normais de mastigação,^{63, 64} dessa forma, para pacientes com hábitos parafuncionais estes valores podem ser cinco vezes maiores,⁶⁵ o que pode ocasionar níveis de tensões proporcionalmente mais elevados.

É importante ressaltar, entretanto, que os modelos simulados não mimetizam exatamente o que ocorre clinicamente, pois o carregamento aplicado representa uma situação estática, que não condiz com a condição dinâmica e cíclica aos quais os dentes são constantemente submetidos. Além disto, os diferentes constituintes dos modelos foram considerados isotrópicos, homogêneos e elásticos, o que não é consistente com as reais representações das estruturas

dentais. Essas simplificações são realizadas para tornar possível a realização das análises em modelos geométricos mais complexos. Apesar dessas limitações, o Método dos Elementos Finitos utilizado no presente estudo forneceu uma melhor compreensão do comportamento mecânico de LCNC quando restauradas com diferentes resinas compostas.

5. Conclusões

A partir dos resultados simulados conclui-se que a presença de uma restauração não é imperativo para promover a redução das tensões em dentes com LCNCs. O direcionamento das cargas oclusais apresenta maior influência no desenvolvimento de tensões trativas no esmalte e na dentina de LCNCs do que o tipo de resina composta utilizada para a restauração. Como protocolo clínico sugere-se que um ajuste oclusal seja realizado para propiciar a obtenção de contatos oclusais com direcionamento axial ao longo eixo do dente, que as lesões rasas e médias sejam monitoradas e que as lesões cervicais profundas sejam restauradas com resinas compostas de alto ou baixo módulo de elasticidade.

Referências

1. Bartlett DW, Shah P. A critical review of non-cariou cervical (wear) lesions and the role of abfraction, erosion, and abrasion. *Journal of Dental Research* 2006 Apr;**85**(4):306-12.
2. Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-cariou cervical tooth surface loss: a literature review. *Journal of Dentistry* 2008 Oct;**36**(10):759-66.
3. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1984 Sep;**52**(3):374-80.
4. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-cariou cervical lesions. *Journal of Dentistry* 1994 Aug;**22**(4):195-207.
5. Grippo JO, Simring M. Dental 'erosion' revisited. *The Journal of the American Dental Association* 1995 May;**126**(5):619-20, 23-4, 27-30.
6. Imfeld T. Dental erosion. Definition, classification and links. *European Journal of Oral Sciences* 1996 Apr;**104**(2 (Pt 2)):151-5.
7. 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 Jul;**32**(7):504-10.
8. 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 Jan;**33**(1):17-25.
9. Palamara JE, Palamara D, Messer HH, Tyas MJ. Tooth morphology and characteristics of non-cariou cervical lesions. *Journal of Dentistry* 2006 Mar;**34**(3):185-94.
10. Lee WC, Eakle WS. Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1996 May;**75**(5):487-94.
11. Rees JS. A review of the biomechanics of abfraction. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 2000 Dec;**8**(4):139-44.
12. McCoy G. The etiology of gingival erosion. *Journal of Oral Implantology* 1982;**10**(3):361-2.
13. Palamara D, Palamara JE, Tyas MJ, Messer HH. Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. *Dental Materials* 2000 Nov;**16**(6):412-9.

14. Lee HE, Lin CL, Wang CH, Cheng CH, Chang CH. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar--a finite element investigation. *Journal of Dentistry* 2002 Sep-Nov;**30**(7-8):283-90.
15. Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. *European Journal of Oral Sciences* 2004 Aug;**112**(4):347-52.
16. Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *Journal of Oral Rehabilitation* 2003 Jan;**30**(1):60-7.
17. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2005 Dec;**94**(6):520-9.
18. Palamara D, Palamara JE, Tyas MJ, Pintado M, Messer HH. Effect of stress on acid dissolution of enamel. *Dental Materials* 2001 Mar;**17**(2):109-15.
19. Staninec M, Nalla RK, Hilton JF, Ritchie RO, Watanabe LG, Nonomura G, et al. Dentin erosion simulation by cantilever beam fatigue and pH change. *Journal of Dental Research* 2005 Apr;**84**(4):371-5.
20. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *Journal of Esthetic Dentistry* 1991 Jan-Feb;**3**(1):14-9.
21. Piotrowski BT, Gillette WB, Hancock EB. Examining the prevalence and characteristics of abfraction like cervical lesions in a population of U.S. veterans. *The Journal of the American Dental Association* 2001 Dec;**132**(12):1694-701; quiz 726-7.
22. Grippo JO. Noncarious cervical lesions: the decision to ignore or restore. *Journal of Esthetic Dentistry* 1992;**4** Suppl:55-64.
23. Grippo JO. Bioengineering seeds of contemplation: a private practitioner's perspective. *Dental Materials* 1996 May;**12**(3):198-202.
24. Kuroe T, Caputo AA, Ohata N, Itoh H. Biomechanical effects of cervical lesions and restoration on periodontally compromised teeth. *Quintessence Internacional* 2001 Feb;**32**(2):111-8.
25. Pecie R, Krejci I, Garcia-Godoy F, Bortolotto T. Noncarious cervical lesions (NCCL)--a clinical concept based on the literature review. Part 2: restoration. *American Journal of Dentistry* 2011 Jun;**24**(3):183-92.
26. Baratieri LN, Canabarro S, Lopes GC, Ritter AV. Effect of resin viscosity and enamel beveling on the clinical performance of Class V composite restorations: three-year results. *Operative Dentistry* 2003 Sep-Oct;**28**(5):482-7.
27. Krejci I, Lutz F. Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. *Journal of Dentistry* 1991 Feb;**19**(1):24-32.
28. Onal B, Pamir T. The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. *The Journal of the American Dental Association* 2005 Nov;**136**(11):1547-55.
29. Kuroe T, Itoh H, Caputo AA, Konuma M. Biomechanics of cervical tooth structure lesions and their restoration. *Quintessence Internacional* 2000 Apr;**31**(4):267-74.
30. Francisconi LF, Graeff MS, Martins Lde M, Franco EB, Mondelli RF, Francisconi PA, et al. The effects of occlusal loading on the margins of cervical restorations. *The Journal of American Dental Association* 2009 Oct;**140**(10):1275-82.
31. Karaarslan ES, Usumez A, Ozturk B, Cebe MA. Effect of cavity preparation techniques and different preheating procedures on microleakage of class V resin restorations. *European Journal of Dentistry* 2012 Jan;**6**(1):87-94.
32. Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *The Journal of the American Dental Association* 1991 May;**122**(5):41-7.

33. Heymann HO, Sturdevant JR, Brunson WD, Wilder AD, Sluder TB, Bayne SC. Twelve-month clinical study of dentinal adhesives in class V cervical lesions. *The Journal of the American Dental Association* 1988 Feb;**116**(2):179-83.
34. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Kanumilli P, Yoshida Y, Inoue S, et al. Restoring cervical lesions with flexible composites. *Dental Materials* 2007 Jun;**23**(6):749-54.
35. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. A 13-year clinical evaluation of two three-step etch-and-rinse adhesives in non-cariou class-V lesions. *Clinical Oral Investigations* 2012 Feb;**16**(1):129-37.
36. Senawongse P, Pongprueksa P, Tagami J. The effect of the elastic modulus of low-viscosity resins on the microleakage of Class V resin composite restorations under occlusal loading. *Dental Materials Journal* 2010 May;**29**(3):324-9.
37. Browning WD, Brackett WW, Gilpatrick RO. Two-year clinical comparison of a microfilled and a hybrid resin-based composite in non-cariou Class V lesions. *Operative Dentistry* 2000 Jan-Feb;**25**(1):46-50.
38. Kubo S, Yokota H, Hayashi Y. Three-year clinical evaluation of a flowable and a hybrid resin composite in non-cariou cervical lesions. *Journal of Dentistry* 2010 Mar;**38**(3):191-200.
39. Attar N, Tam LE, McComb D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *Journal Canadian Dental Association* 2003 Sep;**69**(8):516-21.
40. Sensi LG, Marson FC, Monteiro S, Jr., Baratieri LN, Caldeira de Andrada MA. Flowable composites as "filled adhesives:" a microleakage study. *Journal of Contemporary Dental Practice* 2004 Nov 15;**5**(4):32-41.
41. Stewardson DA, Thornley P, Bigg T, Bromage C, Browne A, Cottam D, et al. The survival of Class V restorations in general dental practice. Part 2, early failure. *British Dental Journal* 2011 Jun;**210**(11):E19.
42. Narayanaswamy S, N M, Shetty A, Kumari A, Dn N. Finite element analysis of stress concentration in Class V restorations of four groups of restorative materials in mandibular premolar. *Journal of Conservative Dentistry* 2008 Jul;**11**(3):121-6.
43. Eliguzeloglu E, Eraslan O, Omurlu H, Eskitascioglu G, Belli S. The effect of cavity shape and hybrid layer on the stress distribution of cervical composite restorations. *European Journal of Dentistry* 2011 Apr;**5**(2):180-5.
44. Browning WD, Dennison JB. A survey of failure modes in composite resin restorations. *Operative Dentistry* 1996 Jul-Aug;**21**(4):160-6.
45. Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. *Dental Materials* 2002 Jan;**18**(1):64-71.
46. Guimarães JC. Análise pelo método dos elementos finitos 3D de diferentes lesões cervicais não cariosas sob a ação de cargas oclusais funcionais e não funcionais [Doutorado em Odontologia - opção: Dentística]. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina; 2009.
47. Aw TC, Lepe X, Johnson GH, Mancl L. Characteristics of noncariou cervical lesions: a clinical investigation. *The Journal of the American Dental Association* 2002 Jun;**133**(6):725-33.
48. Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW, Jr., Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Archives of Oral Biology* 2001 Feb;**46**(2):173-83.
49. Craig RG, Peyton FA. Elastic and mechanical properties of human dentin. *Journal of Dental Research* 1958 Aug;**37**(4):710-8.
50. Fennis WM, Kuijs RH, Barink M, Kreulen CM, Verdonshot N, Creugers NH. Can internal stresses explain the fracture resistance of cusp-replacing composite restorations? *European Journal of Oral Sciences* 2005 Oct;**113**(5):443-8.
51. Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials* 1997 Jul;**18**(14):995-9.

52. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1995 Mar-Apr;**10**(2):188-98.
53. Yasuda G, Inage H, Kawamoto R, Shimamura Y, Takubo C, Tamura Y, et al. Changes in elastic modulus of adhesive and adhesive-infiltrated dentin during storage in water. *Journal of Oral Sciences* 2008 Dec;**50**(4):481-6.
54. Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999 Dec;**26**(12):932-5.
55. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of Oral Rehabilitation* 2004 Jan;**31**(1):18-22.
56. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1981 Oct;**46**(4):443-9.
57. Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *The Journal of the American Dental Association* 1962 Mar;**64**:378-87.
58. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dental Materials* 2004 May;**20**(4):322-9.
59. Hannah C. Mechanical properties of human enamel and dentine and of composite restorative materials. In: Rees JS, editor. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. *European Journal of Oral Sciences* 1998 Dec;**106**(6):1028-32.
60. Takehara J, Takano T, Akhter R, Morita M. Correlations of noncarious cervical lesions and occlusal factors determined by using pressure-detecting sheet. *Journal of Dentistry* 2008 Oct;**36**(10):774-9.
61. Wood ID, Kassir AS, Brunton PA. Effect of lateral excursive movements on the progression of abfraction lesions. *Operative Dentistry* 2009 May-Jun;**34**(3):273-9.
62. Michael JA, Townsend GC, Greenwood LF, Kaidonis JA. Abfraction: separating fact from fiction. *Australian Dental Journal* 2009 Mar;**54**(1):2-8.
63. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. II. *Journal of Dental Research* 1956 Oct;**35**(5):671-3.
64. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. I. *Journal of Dental Research* 1956 Oct;**35**(5):664-70.
65. Hagberg C. Assessment of bite force: a review. *Journal of Craniomandibular Disorders* 1987 Fall;**1**(3):162-9.

REFERÊNCIAS GERAIS

- ATTAR, N.; TAM, L. E.; MCCOMB, D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. J Can Dent Assoc, v.69, n.8, Sep, p.516-21. 2003.
- AW, T. C., *et al.* Characteristics of noncarious cervical lesions: a clinical investigation. J Am Dent Assoc, v.133, n.6, Jun, p.725-33. 2002.
- BADER, J. D., *et al.* Case-control study of non-carious cervical lesions. Community Dent Oral Epidemiol, v.24, n.4, Aug, p.286-91. 1996.
- BARATIERY, L. N., *et al.* Effect of resin viscosity and enamel beveling on the clinical performance of Class V composite restorations: three-year results. Oper Dent, v.28, n.5, Sep-Oct, p.482-7. 2003.
- BERGSTROM, J.; LAVSTEDT, S. An epidemiologic approach to toothbrushing and dental abrasion. Community Dent Oral Epidemiol, v.7, n.1, Feb, p.57-64. 1979.
- BERNHARDT, O., *et al.* Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. J Oral Rehabil, v.33, n.1, Jan, p.17-25. 2006.
- BORCIC, J., *et al.* 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. J Oral Rehabil, v.32, n.7, Jul, p.504-10. 2005.
- _____. The prevalence of non-carious cervical lesions in permanent dentition. J Oral Rehabil, v.31, n.2, Feb, p.117-23. 2004.
- BRACKETT, W. W. The etiology and treatment of cervical erosion. J Tenn Dent Assoc, v.74, n.3, Jul, p.14-8. 1994.
- BRADY, J. M.; WOODY, R. D. Scanning microscopy of cervical erosion. J Am Dent Assoc, v.94, n.4, Apr, p.726-9. 1977.
- BROWNING, W. D.; BRACKETT, W. W.; GILPATRICK, R. O. Two-year clinical comparison of a microfilled and a hybrid resin-based composite in non-carious Class V lesions. Oper Dent, v.25, n.1, Jan-Feb, p.46-50. 2000.
- BROWNING, W. D.; DENNISON, J. B. A survey of failure modes in composite resin restorations. Oper Dent, v.21, n.4, Jul-Aug, p.160-6. 1996.
- BURKE, F. J.; WHITEHEAD, S. A.; MCCAUGHEY, A. D. Contemporary concepts in the pathogenesis of the Class V non-carious lesion. Dent Update, v.22, n.1, Jan-Feb, p.28-32. 1995.
- CALLISTER, W. D. Falha. In: _____ (Ed.). Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução. Rio de Janeiro: LTC, 2002. Falha, p.129-167
- CUNHA, A. R. C. C. Efeito do modo de carregamento oclusal na distribuição de tensões em dentes pré-molares com lesão cervical de abfração analisados através do método de elementos finitos (Mestrado em Engenharia Metalúrgica e de Materiais). Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2005. 77 p.

- DEJAK, B.; MLOTKOWSKI, A.; ROMANOWICZ, M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. J Prosthet Dent, v.94, n.6, Dec, p.520-9. 2005.
- ECCLES, J. D.; JENKINS, W. G. Dental erosion and diet. J Dent, v.2, n.4, Jul, p.153-9. 1974.
- ELIGUZELOGLU, E., *et al.* The effect of cavity shape and hybrid layer on the stress distribution of cervical composite restorations. Eur J Dent, v.5, n.2, Apr, p.180-5. 2011.
- ESTAFAN, A., *et al.* In vivo correlation of noncarious cervical lesions and occlusal wear. J Prosthet Dent, v.93, n.3, Mar, p.221-6. 2005.
- FRANCISCONI, L. F., *et al.* The effects of occlusal loading on the margins of cervical restorations. J Am Dent Assoc, v.140, n.10, Oct, p.1275-82. 2009.
- GERAMY, A.; SHARAFODDIN, F. Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method. Quintessence Int, v.34, n.7, Jul-Aug, p.526-33. 2003.
- GOEL, V. K., *et al.* Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth--a finite element investigation. J Prosthet Dent, v.66, n.4, Oct, p.451-9. 1991.
- GRIPPO, J. O. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. J Esthet Dent, v.3, n.1, Jan-Feb, p.14-9. 1991.
- _____. Noncarious cervical lesions: the decision to ignore or restore. J Esthet Dent, v.4 Suppl, p.55-64. 1992.
- _____. Bioengineering seeds of contemplation: a private practitioner's perspective. Dent Mater, v.12, n.3, May, p.198-202. 1996.
- GRIPPO, J. O.; SIMRING, M.; COLEMAN, T. A. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: a 20-year perspective. J Esthet Restor Dent, v.24, n.1, Feb, p.10-23. 2012.
- GUIMARÃES, J. C. Análise pelo método dos elementos finitos 3D de diferentes lesões cervicais não cariosas sob a ação de cargas oclusais funcionais e não funcionais. (Doutorado em Odontologia - opção: Dentística). Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2009. 163 p.
- HAND, J. S.; HUNT, R. J.; REINHARDT, J. W. The prevalence and treatment implications of cervical abrasion in the elderly. Gerodontology, v.2, n.5, Oct, p.167-70. 1986.
- HEYMANN, H. O., *et al.* Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. J Am Dent Assoc, v.122, n.5, May, p.41-7. 1991.
- _____. Twelve-month clinical study of dentinal adhesives in class V cervical lesions. J Am Dent Assoc, v.116, n.2, Feb, p.179-83. 1988.
- HOLLINGER, J. O.; MOORE, E. M., JR. Hard tissue loss at the cemento-enamel junction: a clinical study. J N J Dent Assoc, v.50, n.4, Fall, p.27-31. 1979.
- HONG, F. L.; NU, Z. Y.; XIE, X. M. Clinical classification and therapeutic design of dental cervical abrasion. Gerodontology, v.4, n.2, Apr, p.101-3. 1988.

- ICHIM, I., *et al.* Mechanical evaluation of cervical glass-ionomer restorations: 3D finite element study. J Dent, v.35, n.1, Jan, p.28-35. 2007.
- IMFELD, T. Dental erosion. Definition, classification and links. Eur J Oral Sci, v.104, n.2 (Pt 2), Apr, p.151-5. 1996.
- KARAARSLAN, E. S., *et al.* Effect of cavity preparation techniques and different preheating procedures on microleakage of class V resin restorations. Eur J Dent, v.6, n.1, Jan, p.87-94. 2012.
- KHAN, F., *et al.* Dental cervical lesions associated with occlusal erosion and attrition. Aust Dent J, v.44, n.3, Sep, p.176-86. 1999.
- KREINER, M.; BETANCOR, E.; CLARK, G. T. Occlusal stabilization appliances. Evidence of their efficacy. J Am Dent Assoc, v.132, n.6, Jun, p.770-7. 2001.
- KREJCI, I.; LUTZ, F. Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. J Dent, v.19, n.1, Feb, p.24-32. 1991.
- KUBO, S.; YOKOTA, H.; HAYASHI, Y. Three-year clinical evaluation of a flowable and a hybrid resin composite in non-carious cervical lesions. J Dent, v.38, n.3, Mar, p.191-200. 2010.
- KUROE, T., *et al.* Biomechanical effects of cervical lesions and restoration on periodontally compromised teeth. Quintessence Int, v.32, n.2, Feb, p.111-8. 2001.
- _____. Biomechanics of cervical tooth structure lesions and their restoration. Quintessence Int, v.31, n.4, Apr, p.267-74. 2000.
- LAMBRECHTS, P.; BRAEM, M.; VANHERLE, G. Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. Oper Dent, v.12, n.2, Spring, p.53-78. 1987.
- LEE, H. E., *et al.* Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar--a finite element investigation. J Dent, v.30, n.7-8, Sep-Nov, p.283-90. 2002.
- LEE, W. C.; EAKLE, W. S. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. J Prosthet Dent, v.52, n.3, Sep, p.374-80. 1984.
- _____. Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years. J Prosthet Dent, v.75, n.5, May, p.487-94. 1996.
- LEVITCH, L. C., *et al.* Non-carious cervical lesions. J Dent, v.22, n.4, Aug, p.195-207. 1994.
- LITONJUA, L. A., *et al.* Effects of occlusal load on cervical lesions. J Oral Rehabil, v.31, n.3, Mar, p.225-32. 2004.
- LYONS, K. Aetiology of abfraction lesions. N Z Dent J, v.97, n.429, Sep, p.93-8. 2001.
- MCCOY, G. The etiology of gingival erosion. J Oral Implantol, v.10, n.3, p.361-2. 1982.
- MICHAEL, J. A., *et al.* Abfraction: separating fact from fiction. Aust Dent J, v.54, n.1, Mar, p.2-8. 2009.
- MILLER, N., *et al.* Analysis of etiologic factors and periodontal conditions involved with 309 abfractions. J Clin Periodontol, v.30, n.9, Sep, p.828-32. 2003.

- NARAYANASWAMY, S., *et al.* Finite element analysis of stress concentration in Class V restorations of four groups of restorative materials in mandibular premolar. J Conserv Dent, v.11, n.3, Jul, p.121-6. 2008.
- NGUYEN, C., *et al.* A qualitative assessment of non-carious cervical lesions in extracted human teeth. Aust Dent J, v.53, n.1, Mar, p.46-51. 2008.
- OGINNI, A. O.; OLUSILE, A. O.; UDOYE, C. I. Non-carious cervical lesions in a Nigerian population: abrasion or abfraction? Int Dent J, v.53, n.5, Oct, p.275-9. 2003.
- OMMERBORN, M. A., *et al.* In vivo evaluation of noncarious cervical lesions in sleep bruxism subjects. J Prosthet Dent, v.98, n.2, Aug, p.150-8. 2007.
- ONAL, B.; PAMIR, T. The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. J Am Dent Assoc, v.136, n.11, Nov, p.1547-55. 2005.
- OSBORNE-SMITH, K. L.; BURKE, F. J.; WILSON, N. H. The aetiology of the non-carious cervical lesion. Int Dent J, v.49, n.3, Jun, p.139-43. 1999.
- OWENS, B. M.; GALLIEN, G. S. Noncarious dental "abfraction" lesions in an aging population. Compend Contin Educ Dent, v.16, n.6, Jun, p.552, 554, 557-8 passim; quiz 562. 1995.
- PALAMARA, D., *et al.* Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. Dent Mater, v.16, n.6, Nov, p.412-9. 2000.
- PALAMARA, J. E., *et al.* Tooth morphology and characteristics of non-carious cervical lesions. J Dent, v.34, n.3, Mar, p.185-94. 2006.
- PECIE, R., *et al.* Noncarious cervical lesions (NCCL)--a clinical concept based on the literature review. Part 2: restoration. Am J Dent, v.24, n.3, Jun, p.183-92. 2011.
- PEGORARO, L. F., *et al.* Noncarious cervical lesions in adults: prevalence and occlusal aspects. J Am Dent Assoc, v.136, n.12, Dec, p.1694-700. 2005.
- PEUMANS, M., *et al.* Restoring cervical lesions with flexible composites. Dent Mater, v.23, n.6, Jun, p.749-54. 2007.
- PINTADO, M. R., *et al.* Correlation of noncarious cervical lesion size and occlusal wear in a single adult over a 14-year time span. J Prosthet Dent, v.84, n.4, Oct, p.436-43. 2000.
- PIOTROWSKI, B. T.; GILLETTE, W. B.; HANCOCK, E. B. Examining the prevalence and characteristics of abfraction like cervical lesions in a population of U.S. veterans. J Am Dent Assoc, v.132, n.12, Dec, p.1694-701; quiz 1726-7. 2001.
- REES, J. S. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. Eur J Oral Sci, v.106, n.6, Dec, p.1028-32. 1998.
- _____. A review of the biomechanics of abfraction. Eur J Prosthodont Restor Dent, v.8, n.4, Dec, p.139-44. 2000.
- _____. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. J Oral Rehabil, v.29, n.2, Feb, p.188-93. 2002.

REES, J. S.; HAMMADEH, M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. Eur J Oral Sci, v.112, n.4, Aug, p.347-52. 2004.

REES, J. S.; HAMMADEH, M.; JAGGER, D. C. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: a finite element study. Eur J Oral Sci, v.111, n.2, Apr, p.149-54. 2003.

SABBAGH, J.; VREVEN, J.; LELOUP, G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. Dent Mater, v.18, n.1, Jan, p.64-71. 2002.

SENAWONGSE, P.; PONGPRUEKSA, P.; TAGAMI, J. The effect of the elastic modulus of low-viscosity resins on the microleakage of Class V resin composite restorations under occlusal loading. Dent Mater J, v.29, n.3, May, p.324-9. 2010.

SENNA, P.; DEL BEL CURY, A.; ROSING, C. Non-carious cervical lesions and occlusion: a systematic review of clinical studies. J Oral Rehabil, v.39, n.6, Jun, p.450-62. 2012.

SENSI, L. G., *et al.* Flowable composites as "filled adhesives:" a microleakage study. J Contemp Dent Pract, v.5, n.4, Nov 15, p.32-41. 2004.

SOGNNAES, R. F.; WOLCOTT, R. B.; XHONGA, F. A. Dental erosion. I. Erosion-like patterns occurring in association with other dental conditions. J Am Dent Assoc, v.84, n.3, Mar, p.571-6. 1972.

SPRANGER, H. Investigation into the genesis of angular lesions at the cervical region of teeth. Quintessence Int, v.26, n.2, Feb, p.149-54. 1995.

TAKEHARA, J., *et al.* Correlations of noncarious cervical lesions and occlusal factors determined by using pressure-detecting sheet. J Dent, v.36, n.10, Oct, p.774-9. 2008.

TANAKA, M., *et al.* Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. J Oral Rehabil, v.30, n.1, Jan, p.60-7. 2003.

TELLES, D.; PEGORARO, L. F.; PEREIRA, J. C. Incidence of noncarious cervical lesions and their relation to the presence of wear facets. J Esthet Restor Dent, v.18, n.4, p.178-83; discussion 184. 2006.

TRUSHKOWSKY, R. D.; GWINNETT, A. J. Microleakage of Class V composite, resin sandwich, and resin-modified glass ionomers. Am J Dent, v.9, n.3, Jun, p.96-9. 1996.

TSIGGOS, N., *et al.* Association between self-reported bruxism activity and occurrence of dental attrition, abfraction, and occlusal pits on natural teeth. J Prosthet Dent, v.100, n.1, Jul, p.41-6. 2008.

WOOD, I., *et al.* Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review. J Dent, v.36, n.10, Oct, p.759-66. 2008.

WOOD, I. D.; KASSIR, A. S.; BRUNTON, P. A. Effect of lateral excursive movements on the progression of abfraction lesions. Oper Dent, v.34, n.3, May-Jun, p.273-9. 2009.

XHONGA, F. A. Bruxism and its effect on the teeth. J Oral Rehabil, v.4, n.1, Jan, p.65-76. 1977.

YAMAN, S. D.; SAHIN, M.; AYDIN, C. Finite element analysis of strength characteristics of various resin based restorative materials in Class V cavities. J Oral Rehabil, v.30, n.6, Jun, p.630-41. 2003.

ANEXO A

ELSEVIER

http://www.elsevier.com/wps/find/journaldescription.cws_home/30441/authorinstructions
Journal of Dentistry

Guide for Authors

Editor-in-Chief

Christopher D. Lynch
 School of Dentistry
 Cardiff University
 Heath Park, Cardiff,
 CF14 4NQ, UK
 Email: lynchcd@cardiff.ac.uk

Editorial Office

Elsevier Ltd
 Stover Court
 Bampfylde Street
 Exeter
 EX1 2AH, UK
 Tel: +44 (0) 1392 285879
 Fax: +44 (0) 1865 853132
 E-mail: JOD@elsevier.com

The *Journal of Dentistry* is the leading international dental journal within the field of Restorative Dentistry. Placing an emphasis on publishing novel and high-quality research papers, the Journal aims to influence the practice of dentistry at clinician, research, industry and policy-maker level on an international basis.

Topics covered include the management of dental disease, periodontology, endodontology, operative dentistry, fixed and removable prosthodontics, and dental biomaterials science, long-term clinical trials including epidemiology and oral health, dental education, technology transfer of new scientific instrumentation or procedures, as well clinically relevant oral biology and translational research. Submissions are welcomed from other clinically relevant areas, however, the Journal places an emphasis on publishing high-quality and novel research.

Queries in relation to manuscript content should be directed to the Journal Editorial Office in the first instance.

Submissions

The requirements for submission are in accordance with the "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals," *Annals of Internal Medicine*, 1977, **126**, 36-47.

Authors are requested to submit their original manuscript and figures via the online submission and editorial system for *Journal of Dentistry*. Using this online system, authors may submit manuscripts and track their progress through the system to publication. Reviewers can download manuscripts and submit their opinions to the editor. Editors can manage the whole submission/review/revise/publish process. Please register at: <http://ees.elsevier.com/jjod>

Authors unable to submit online should contact the Editorial office: Ms Gabbi Moisley, Journal Manager, *Journal of Dentistry*, Elsevier, Bampfylde Street, Exeter, UK, EX1 2AH. JOD@elsevier.com TEL: +44 (0)1392 285879 Fax: +44 (0)1865 853132.

Contributions falling into the following categories will be considered for publication:

- Original Research Reports: maximum length 6 printed pages approximately 20 typescript pages, including illustrations and tables.
- Review articles: maximum length 10 printed pages, approximately 33 typescript pages, including illustrations and tables.
- Short communication for rapid publication: maximum length 2 printed pages, approximately 7 typescript pages, including illustrations.
- Letters providing informed comment and constructive criticism of material previously published in the

Journal.

All typescripts must be accompanied by a Permission Note. This is a letter signed by each author (not just the corresponding author), affirming that the paper has been submitted solely to *Journal of Dentistry* and that it is not concurrently under consideration for publication in another journal. Prospective authors should confirm that the submitted work, including images, are original. Authors are reminded that if included images (e.g. Tables and Figures) have been previously published may require copyright permission.

Authorship: Only those persons who have made a significant contribution to the manuscript submitted should be listed as authors. The Editor-in-Chief expects that a manuscript should normally have no more than 6 authors, unless a case is made by the corresponding author within the article cover letter to include other authors. All of the named authors should have been involved in the work leading to the publication of the paper and should have read the paper before it is submitted for publication.

Notes for Typescript Preparation

The **title page** should contain the following information:

- Title of paper
- Short title
- Name(s), job titles and address(es) of author(s) (no academic degrees necessary)
- Name, address, telephone, fax and e-mail of the corresponding author
- Up to 6 keywords

Spelling: International English.

Authors are urged to write as concisely as possible.

The house style of *Journal of Dentistry* requires that articles should be arranged in the following order: Title, Abstract, Introduction, Materials and Methods, Results, Discussion, Conclusions, Acknowledgements, References, Tables, Figures. A **cover letter** should accompany the new manuscript submission, within which the authors should indicate the significance of the work being submitted in a statement no more than 100 words. A signed **permission note** (details below) must also be included.

Abstract: should not exceed 250 words and should be presented under the following subheadings: Objectives, Methods; Results; Conclusions (For Reviews: Objectives; Data; Sources; Study selection; Conclusions). A 50 word 'Clinical Significance' statement should appear at the end of the abstract advising readers of the clinical importance and relevance of their work. These subheadings should appear in the text of the abstract. Please repeat the title of the article at the top of the abstract page.

Introduction: must be presented in a structured format, covering the following subjects, although not under subheadings: succinct statements of the issue in question, and the essence of existing knowledge and understanding pertinent to the issue. In keeping with the house style of *Journal of Dentistry*, the final paragraph of the introduction should clearly state the aims and/or objective of the work being reported. Prospective authors may find the following form of words to be helpful: "The aim of this paper is to ..." Where appropriate, a hypothesis (e.g. null or a priori) should then be stated.

Keywords: up to 6 keywords should be supplied.

Abbreviations and acronyms: terms and names to be referred to in the form of abbreviations or acronyms must be given in full when first mentioned.

Units: SI units should be used throughout. If non-SI units must be quoted, the SI equivalent must immediately follow in parentheses.

The complete names of individual teeth must be given in the text. In tables and legends for illustrations individual teeth should be identified using the FDI two-digit system.

Statistics

Statistical methods should be described with enough detail to enable a knowledgeable reader with access to the original data to verify the reported results. When possible, findings should be quantified and appropriate measures of error or uncertainty (such as confidence intervals) given. Details about eligibility criteria for subjects, randomization and the number of observations should be included. The computer software and the statistical method(s) used should be specified with references to standard works when possible (with pages specified). See http://www.icmje.org/manuscript_1prepare.html for more detailed guidelines.

References: These should appear in the text in numerical order and should follow a modified form of the Vancouver Reference system (details may be found at <http://www.icmje.org/index.html#reference>). Please note that the house style of the *Journal of Dentistry* is different from the standard Vancouver reference style in that it includes a requirement:

- to refer to the name of the Journal in full
- to put the name of the Journal in Italics
- to put the volume number in bold

Examples as follows:

Journal articles

Lynch CD, Frazier KB, McConnell RJ, Blum IR, Wilson NHF. State-of-the-art techniques in Operative Dentistry: contemporary teaching of posterior composites in UK and Irish dental schools. *British Dental Journal* 2010; **209**: 129 - 36.

Wilson NHF, Mjör I. The teaching of class I and class II direct composite restorations in European dental schools. *Journal of Dentistry* 2000; **28**: 15-21.

Please note that in-press/ accepted articles that are awaiting assignment of page numbers should be cited including their DOI number (Digital Object Identifier), for example:

Books

Lynch CD. Successful posterior composites. London: Quintessence Publishing Co.. 2008.

Book chapters

Phillips SJ, Whisnant JP. The role of dentine under restorations. In: Laragh JH, Brenner BM, editors. The science of restorative dentistry. 2nd ed. Oxford: Elsevier; 2003. p.266-78.

If there are seven or more authors please list the first six and et al., otherwise list all authors. Journal titles should be given in full. If websites are used as references, the full URL should be cited, along with the date on which it was accessed.

Illustrations: should be submitted electronically using appropriate commercial software. Prospective authors should follow the relevant guidelines (available from: <http://www.elsevier.com/artworkinstructions>). In addition, it is noted that while authors sometimes need to manipulate images for clarity, manipulation for purposes of deception or fraud will be seen as scientific ethical abuse and will be dealt with accordingly. For graphical images, journals published by Elsevier apply the following policy: no specific feature within an image may be enhanced, obscured, moved, removed, or introduced. Adjustments of brightness, contrast, or color balance are acceptable if and as long as they do not obscure or eliminate any information present in the original. Nonlinear adjustments (e.g. changes to gamma settings) must be disclosed in the figure legend.

Offprints and page charges: no page charges are levied on articles published in *Journal of Dentistry*. The corresponding author, at no cost, will be provided with a PDF file of the article via e-mail. The PDF file is a watermarked version of the published article and includes a cover sheet with the journal cover image and a disclaimer outlining the terms and conditions of use.

The Editor and Publisher reserve the right to make such corrections to typescripts as may be necessary for clarity of expression, or to conform to the style required.

Randomised controlled trials: All randomised controlled trials submitted for publication in *Journal of Dentistry* should include a completed Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) flow chart. Submitted manuscripts that do not include this flow chart, where appropriate, will be rejected without entering the review process. Please refer to the CONSORT statement website at <http://www.consort-statement.org> for more information. *Journal of Dentistry* has adopted the proposal from the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) which require, as a condition of consideration for publication of clinical trials, registration in a public trials registry. Trials must register at or before the onset of patient enrolment. The clinical trial registration number should be included at the end of the abstract of the article. For this purpose, a clinical trial is defined as any research study that prospectively assigns human participants or groups of humans to one or more health-related interventions to evaluate the effects of health outcomes. Health-related interventions include any intervention used to modify a biomedical or health-related outcome (for example drugs, surgical procedures, devices, behavioural treatments, dietary interventions, and process-of-care changes). Health outcomes include any biomedical or health-

related measures obtained in patients or participants, including pharmacokinetic measures and adverse events. Purely observational studies (those in which the assignment of the medical intervention is not at the discretion of the investigator) will not require registration. Further information can be found at <http://www.icmje.org>

Disclosure of Clinical Trial Results: In line with the position of the International Committee of Medical Journal Editors, the journal will not consider results posted in the same clinical trials registry in which primary registration resides to be prior publication if the results posted are presented in the form of a brief structured (less than 500 words) abstract or table. However, divulging results in other circumstances (eg, investors' meetings) is discouraged and may jeopardise consideration of the manuscript. Authors should fully disclose all posting in registries of results of the same or closely related work.

Patient consent: Studies on patients or volunteers require ethics committee approval and informed consent which should be documented in your paper. Patients have a right to privacy. Therefore identifying information, including patients images, names, initials, or hospital numbers, should not be included in videos, recordings, written descriptions, photographs, and pedigrees unless the information is essential for scientific purposes and you have obtained written informed consent for publication in print and electronic form from the patient (or parent, guardian or next of kin where applicable). If such consent is made subject to any conditions, Elsevier must be made aware of all such conditions. Written consents must be provided to Elsevier on request. Even where consent has been given, identifying details should be omitted if they are not essential. If identifying characteristics are altered to protect anonymity, such as in genetic pedigrees, authors should provide assurance that alterations do not distort scientific meaning and editors should so note. If such consent has not been obtained, personal details of patients included in any part of the paper and in any supplementary materials (including all illustrations and videos) must be removed before submission.

Proofs: Proofs will be sent to the author (first-named author if no corresponding author is identified on multi-authored papers) by PDF wherever possible and should be returned within 48 hours of receipt, preferably by e-mail. Corrections should be restricted to typesetting errors; any other amendments made may be charged to the author. Any queries should be answered in full. Elsevier will do everything possible to get your article corrected and published as quickly and accurately as possible. Therefore, it is important to ensure that all of your corrections are returned to us in one all-inclusive e-mail or fax. Subsequent additional corrections will not be possible, so please ensure that your first communication is complete.

Should you choose to mail your corrections, please return them to: Log-in Department, Elsevier, Stover Court, Bampfylde Street, Exeter, Devon EX1 2AH, UK.

Funding body agreements and policies

Elsevier has established agreements and developed policies to allow authors whose articles appear in journals published by Elsevier, to comply with potential manuscript archiving requirements as specified as conditions of their grant awards. To learn more about existing agreements and policies please visit <http://www.elsevier.com/fundingbodies>

The decision of the Editor-in-Chief is final in relation to all manuscript submissions.

Updated September 2011

APÊNDICE A

Title: Finite Element Analysis of composite resin restorations in noncarious cervical lesions

Short Title: FE analysis of cervical restorations

Katiane Savazzini de Oliveira^{1}, Gabriela Guimarães Soella¹, Françoà Horn³, Angelo Gil Pezzino Rangel⁴, Jackeline Coutinho Guimarães^{2*}*

¹Mestranda do Programa de Pós Graduação em Clínica Odontológica, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, Brasil.

² Departamento de Prótese Dentária, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, Brasil.

³ Laboratório de Engenharia Biomecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil.

⁴ Curso Superior de Tecnologia Mecânica (CSTM), Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, Brasil.

Original Article

Keywords: noncarious cervical lesions, finite element method, occlusion.

*Correspondence:

Jackeline Coutinho Guimarães

Universidade Federal do Espírito Santo, Centro de Ciências da Saúde.

Av. Marechal Campus, n. 1468, Centro de Ciências da Saúde, Departamento de Prótese Dentária, Maruípe, Vitória, ES - Brasil

CEP: 29043-900

e-mail: jackelineguimaraes@gmail.com

Finite Element Analysis of composite resin restorations in noncarious cervical lesions

Abstract

Objectives: The purpose of this work was to use the three-dimensional finite element method to evaluate the stress distribution in a maxillary second premolar with different cervical lesions restored with two types of composite.

Methods: Six 3D tooth models were generated having U- or V-shaped lesions with three different depths: U1 and V1 (0.5mm), U2 and V2 (1.0mm), U3 and V3 (1.5mm). Composite restorations with low (RLE) and high Young's modulus (RHE) were simulated, with 5GPa and 22GPa respectively. The models were subjected to a 105N loading, which was applied vertically in relation to the long axis (F1) and 45° obliquely, having two different orientations in relation to the long axis (F2 and F3).

Results: The lowest stress values were obtained when the models were subjected to F1. The presence of a restoration in shallow and medium-depth lesions did not promote stress reduction when subjected to F1. However, the stress was reduced in enamel and dentin when subjected to F2 and F3, respectively. A slight stress reduction was observed when deep lesions were restored with RAE and RBE for F1. Also, the stresses in dentin of model V3RAE were reduced for F3 and amplified for F2.

Conclusions: These results indicate that the presence of a restoration is not imperative to promote stress reduction in teeth with NCCLs. The direction of occlusal loadings has greater influence on the development and amplification of tensile stresses in enamel and dentin of NCCLs when compared to the type of composite used in the restoration.

Clinical significance

The occlusal adjustment should be considered as part of the treatment of noncarious cervical lesions.

1. Introduction

The etiology of non-carious cervical lesions (NCCLs) is still controversial.^{1,2} Although the multi-factorial theory is generally accepted,³⁻⁹ the relative contributions of corrosion and abrasion have been considered secondary in NCCLs formation.^{3, 10, 11} The tooth flexure, caused by non-axial occlusal loading, is being suggested as the primary mechanism on the development of these lesions, according to which tensile stresses are generated in the cervical region, causing disruption of the bonds between the hydroxyapatite crystals of enamel and dentin.^{3, 12}

Supporting this theory, studies using numerical analysis have found that oblique loads promote higher stress values in the cervical region, rendering these areas susceptible to the appearance of NCCLs.^{7, 9, 13-17} Additionally, a greater loss of dental structure was observed *in vitro* at the cervical region of teeth subjected to occlusal loading in association with an erosive challenge.^{18, 19} These combinations of factors seem to reinforce the hypothesis of multi-factorial etiology.¹

These causative components generate, typically, two types of cervical defects: V-shaped (wedge-shaped) or U-shaped (dish-shaped) lesions, being the former traditionally related to abrasion and abfraction while the latter is related to corrosion.^{4, 20, 21} Considering that the stress generated by the presence of a lesion could increase the potential for dental structure injury,²² the restoration of NCCLs is being suggested as a way to minimize the stress levels.^{17, 23, 24}

For some authors, the composite resins are the material of choice for the restoration of NCCLs, showing adequate aesthetics and physical properties.²⁵⁻²⁸ However, some problems can be associated with the use of this material. Clinically, the resin composite cervical restorations exhibit a significant displacement rate, which is related to the tooth flexure caused by non-axial occlusal loading, according to researchers.²⁸⁻³¹ The results of clinical studies on the retention rate of composite restorations indicate a substantial correlation between heavy occlusal stress and retention failure of these restorations.^{32, 33}

A further important factor referring to composite resins is the selection of the adequate type of composite for a NCCL restoration. Although some investigators agree that using a composite with high or low Young's modulus have no significant influence on clinical performance of resin composite restorations,³⁴⁻³⁸ other studies highlight a preference for flowable composites (with low Young's modulus) when restoring a NCCL, due to their facility of adaptation and assumed capacity to establish a more favorable stress distribution.^{39, 40} In contrast, an investigation on the survival rate of Class V restorations observed a greater probability of premature failure when using composites with low Young's modulus.⁴¹ The materials with high Young's modulus used in NCCLs restoration seem to allow the obtainment of a better stress distribution⁴² while the stress absorption capacity can be attributed to the hybrid layer.⁴³

Thus, knowing that clinical results for cervical restorations are less predictable⁴⁴ and considering the diversity of resin composites available in the market,⁴⁵ more research should be conducted to verify if the presence of a restoration can promote stress reduction in dental structures and which type of composite can provide the most favorable mechanical behavior when different cervical lesions are considered. Therefore, the purpose of this work was to analyze, using the FEM, the stresses magnitude and distribution generated in a maxillary second premolar with different kinds of non-carious cervical lesions restored with composites with distinct Young's modulus.

2. Materials e Methods

For the creation of the tridimensional models, a pre-edited model of a sound maxillary second premolar, described in a previous study, was used.⁴⁶ This model was created in a computer software (SolidWorks®, Dessault Systèmes SolidWorks Cor., Concord, MA, USA), based on an anatomical section of the maxilla containing an intact maxillary second premolar and its respective supporting bone. To validate the experimental model, a compression-loading test was performed *in vitro* using sound maxillary second premolars in order to compare the results from this mechanical test with those obtained from a numerical analysis using the geometric model of the second premolar in the same conditions. An axial load *versus* displacement plot was constructed using data from numerical and experimental studies. The error between the angular coefficients of the experimental and the numerical linear regression plots was 4.6% and, thus, having a less than 10% result, was considered acceptable,¹⁴ confirming the similarity between the numerical and experimental tests.

Based on the validated geometric model of the sound maxillary second premolar, in the SolidWorks® software, variations were created presenting different sizes of U- and V-shaped NCCLs, designated as shallow lesions (U1 and V1), medium-depth lesions (U2 and V2) and deep lesions (U3 and V3) having 0.5 mm, 1.0 mm and 1.5 mm in depth respectively (Fig. 1). All lesions dimensions were based on previously reported data.⁴⁷ In this same software, using the models having NCCLs, restorations were simulated generating models with a composite bulk and a uniform 10µm layer of adhesive system. Thus, according to the different lesions shapes and depths, experimental groups of restored models were created (Fig. 1).

The solid models were imported into a finite element analysis software (Ansys® Workbench v. 12.1, Swanson Analysis Inc., Houston, USA) in order to create their 3D mesh using tetrahedric parabolic elements (Fig. 2). The mesh was refined in regions of more interest like enamel, dentin, adhesive system layer, restoration, occlusal contact areas and around the lesions. The degree of discretization of the models was based on convergence evaluation studies. The number of nodes and elements are listed in Table 1.

The materials from the different constituents in the models were assumed to be isotropic, homogeneous and linear elastic. The interfaces between the structures were considered perfect bonded. The physical properties attributed to the models components are described in Table 2. The Young's moduli of the simulated composites were defined based on literature data,⁴⁵ being the lower value (5GPa) selected for the low Young's modulus composite (RLE) and the higher value (22GPa) selected for the high Young's modulus composite (RHE).

In order to simulate the anatomical condition found clinically, the models were fixed at the proximal surface and at the base of the maxillary bone with no displacement allowed. Three different loading locations were used, being one functional and two non-functional, all having a total area of 0.8mm².⁵⁴ The functional loading (F1) was oriented axially and had two contact points, one at the tip of palatal cusp e the other on the mesial marginal ridge. The first non-functional loading (F2) simulated a contact against the palatal incline of the buccal cusp with the application of an oblique load 45° oriented in relation to the long axis, while the other non-functional loading (F3) simulated a contact against the buccal incline of palatal cusp with also a 45° oblique load. (Fig. 3). Considering the average maximum biting force of an upper second premolar as ~291N⁵⁵ and the average chewing force as 36,2% of the maximum biting force,⁵⁶ the force applied during simulations was set to 105N.

3. Results

The maximum principal stresses for each simulated condition were plotted and shown in figures 4 to 6. The tooth models are presented without the supporting bone for a better visualization of the stress distribution at the root surface. Also, to better visualize the effect of the presence of a restoration on stress distribution in enamel and dentin, the restoration and the adhesive system layer were removed from figures 4 to 6.

In order to help the interpretation of the results and comparison among groups, each figure presents a color scale legend in which the color intervals for tensile stresses (positive values) were standardized. These intervals were defined by the necessity to distinguish narrow stress distributions and considering the ultimate tensile strength of dentin and enamel retrieved from literature. Due to a variation in tensile strength data for enamel (10-30MPa),⁵⁷⁻⁵⁹ this interval was standardized with a color. Thus, one could estimate that enamel areas presenting the referred interval of stress would be more likely to fracture. Since tensile strength values for dentin were not reached within the regions of relevance for this study, there was no need for another stress interval to be created.

The restored models were compared to the non-restored models. For U-shaped shallow lesions, the model U1F2 (Fig. 4) showed susceptible areas for fracture in enamel (10 – 30 MPa). This stress was reduced, though, after the simulation of a restoration (Fig. 4) with both types of composite (U1RHEF2 and U1RLEF2). In model U1F3, the highest stress values were located in

dentin, being reduced in models U1RHEF3 and U1RLEF3. Similarly, for V-shaped shallow lesions, the model V1F2 presented enamel areas liable to fracture and a stress reduction was observed in these areas when the restoration was simulated (V1RHEF2 and V1RLEF2). However, the presence of a restoration promoted stress amplification in dentin, especially for high Young's modulus composite (V1RHEF2). In contrast, a stress reduction was observed in dentin of models V1RHEF3 and V1RLEF3 (Fig. 4) when compared to model V1F3. For the functional loading F1, the presence of a restoration with either high or low Young's modulus had no significant influence on stress distribution, regardless of lesion shape, generating very similar stress distributions when compared to models U1F1 and V1F1.

In U- and V-shaped medium-depth lesions, the presence of a restoration when F1 was applied was also not able to significantly alter the stress distribution in relation to models U2F1 and V2F1. On the other hand, compared to non-restored models, a stress reduction was observed in dentin of models U2RHEF3, U2RLEF3, V2RHEF3 and V2RLEF3, specifically at the deepest part of the lesion (Fig. 5). In U-shaped medium-depth lesions, the models U2RHEF2 and U2RLEF2 showed slight stress amplification in dentin and a small stress reduction in enamel. In V-shaped medium-depth lesions, stress amplification was noted in dentin of model V2RHEF2 while stress reduction was observed in enamel of all restored models, regardless of composite Young's modulus.

In contrast to shallow and medium-depth lesions, the U- and V-shaped non-restored deep lesions had no enamel areas clinically susceptible to fracture (10 – 30 MPa) when F2 was applied (Fig. 6). Still for F2, there was stress amplification in dentin of model V3RHEF2 (Fig. 6). However, for F3, the restored models (U3RHEF3, U3RLEF3, V3RHEF3 and V3RLEF3) showed a stress reduction in dentin, regardless of composite Young's modulus or lesion shape. Also, a slight stress reduction was observed in dentin of models U3RHEF1, U3RLEF1, V3RHEF1 and V3RLEF1 when compared to groups V3F1 and U2F1 (Fig. 6).

4. Discussion

In this study, the F1 loading simulated a functional occlusion, resulting in low stresses distributed throughout tooth structure (Fig. 6). These results were also observed in previous investigations¹²⁻¹⁴ concluding that axially oriented loads avoid tooth flexure. The presence of a composite restoration with this occlusal condition had no significant influence on stress distribution of shallow and medium-depth lesions, regardless of composite Young's modulus. However, in deep lesions, these restorations promoted a slight reduction of stress magnitude in dentin (Fig. 6).

Meanwhile, distinct results were generated when non-functional loadings (F2 and F3) were simulated. These loadings simulated non-functional contacts arising from deviations of optimal interposition of opposing teeth. These oblique contacts are commonly found in

malocclusions, para-functional habits or premature contacts in normal occlusion. As previously demonstrated,^{13, 15} non-functional loadings induce high levels of tensile stresses at the cervical region. In figure 4, one can observe high stress values in enamel (U1F2) and in dentin (V1F3) when non-functional contacts were simulated. In these cases, both composites with high and low Young's modulus promoted a significant stress reduction (Fig. 4), reinforcing the theory that the restoration of a NCCL may reduce stresses, preventing its progression.²² Also, these results are in agreement with studies affirming that the composite Young's modulus have no influence on the restoration performance.³⁴⁻³⁸

However, in medium-depth and deep lesions, the presence of a restoration with high Young's modulus promoted an amplification of stress magnitude in dentin when F2 was simulated, as seen in deep lesions of Figure 6 (V3RHEF2). These results suggest the use of a composite with low Young's modulus, which is in agreement with previous researches.^{39, 40, 60, 61} Although, it is important to note that over a 2-year observation period of Class V restorations, Stewardson *et al.*⁴¹ observed greater probability of early failure when composites with low Young's modulus were used. Also, in contrast to our results, Narayanaswamy *et al.*⁴² concluded that using materials with high Young's modulus allows better stress distribution.

When F3 was simulated, a relevant stress reduction was shown in dentin of restored lesions (Fig. 5), regardless of composite type or lesions shape and depth. The tensile stresses were particularly reduced at the deepest part of the lesion. This area concentrates high values of stress in non-restored groups. Comparing the lesions shapes in non-restored models, one can observe a high stress concentration over a small area in V-shaped lesions due to the smaller curvature radius, as opposed to U-shaped lesions that have high stresses distributed over a wider area (Fig. 5). The implication of the geometry of a cervical defect on local stress distribution can be mathematically expressed using the fracture mechanics theory. The stress amplification at the tip of a crack as a function of its curvature radius can be calculated through the stress concentration factor (K_e). Thus considering:

$$K_e = 2\sigma \frac{a}{\rho_e} \sqrt{\frac{1}{\rho_e}} \quad (1)$$

Where a is the length or depth of the defect and ρ_e is the curvature radius of the defect tip. According to Eq. 1, with increasing depth (a) and decreasing curvature radius (ρ_e), stress concentration factor (K_e) also increases. Comparing lesions with same depth, V-shaped lesions are likely to present a greater K_e due to its low ρ_e , as observed in this study results. A similar behavior has been demonstrated in photoelastic studies where V-shaped lesions generate higher stress values when compared to U-shaped lesions.^{24, 29} In this present work, although the stress distribution characteristics were maintained after the restoration simulation for both types of

lesions, the stresses at the lesion tip or the deepest part of the defect were significantly reduced with the presence of a restoration when F3 was applied, regardless the Young's modulus of composite. Therefore, one can assume that the effects of the curvature radius of each lesion tip are minimized after restoration when a non-functional loading is applied at palatal cusp, which promotes tooth flexure and tensile stresses at vestibular cervical region.

In this study, a direct relationship was observed between the occlusal loading orientation and stress distribution at cervical area. Hence, it is possible to suppose that the NCCLs treatment protocol, regardless of lesion shape and depth, should include occlusal contacts adjustment to reduce tooth flexure and overloading of the affected tooth. Also, this protocol may be important to restorations maintenance, since cervical restorations displacement has been related to tooth flexure caused by occlusal loadings.²⁸⁻³³ Therefore, considering that our results for shallow and medium-depth lesions were more significantly influenced by the type of occlusal loading and not by the presence of a restoration, the suggestion of monitoring small lesions⁶² seems valid when the tooth is subjected to non-functional loadings. However, clinical studies should be conducted to confirm this hypothesis.

The stress amplitude recorded for the present simulations was a reflection of the load applied, which was within the measured interval (70-140 N) for normal chewing forces.^{63, 64} These values can increase by fivefold⁶⁵ for patients having para-functional habits, which can generate proportionally increased stress levels.

It is important to note, though, that the simulated models do not exactly mimic the clinical condition since the loading applied represents a static situation, as opposed to the dynamic and cyclic condition to which natural teeth are constantly subjected. Besides that, the different constituents of the models were considered isotropic, homogeneous and linear-elastic, in contrast to real representation of dental structures. These simplifications are made to enable the analysis of complex geometric models. Despite these limitations, the Finite Element Method used in this study provided a better comprehension of the mechanical behavior of NCCLs when restored with different resin composites.

5. Conclusions

From the simulated results, we can conclude that the presence of a restoration is not imperative to promote stress reduction in teeth with NCCLs. The direction of occlusal loadings has greater influence on the development of tensile stresses in enamel and in dentin of NCCLs when compared to the type of composite used in the restoration. As a clinical protocol, the occlusal adjustment is suggested to promote an axial orientation of occlusal contacts in relation to the tooth long axis. Also, the shallow and medium-depth lesions should be monitored while deep cervical lesions should be restored with composites with either high or low Young's modulus.

References

1. Bartlett DW, Shah P. A critical review of non-carious cervical (wear) lesions and the role of abfraction, erosion, and abrasion. *Journal of Dental Research* 2006 Apr;**85**(4):306-12.
2. Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review. *Journal of Dentistry* 2008 Oct;**36**(10):759-66.
3. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1984 Sep;**52**(3):374-80.
4. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. *Journal of Dentistry* 1994 Aug;**22**(4):195-207.
5. Grippo JO, Simring M. Dental 'erosion' revisited. *The Journal of the American Dental Association* 1995 May;**126**(5):619-20, 23-4, 27-30.
6. Imfeld T. Dental erosion. Definition, classification and links. *European Journal of Oral Sciences* 1996 Apr;**104**(2 (Pt 2)):151-5.
7. 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 Jul;**32**(7):504-10.
8. 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 Jan;**33**(1):17-25.
9. Palamara JE, Palamara D, Messer HH, Tyas MJ. Tooth morphology and characteristics of non-carious cervical lesions. *Journal of Dentistry* 2006 Mar;**34**(3):185-94.
10. Lee WC, Eakle WS. Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1996 May;**75**(5):487-94.
11. Rees JS. A review of the biomechanics of abfraction. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 2000 Dec;**8**(4):139-44.
12. McCoy G. The etiology of gingival erosion. *Journal of Oral Implantology* 1982;**10**(3):361-2.
13. Palamara D, Palamara JE, Tyas MJ, Messer HH. Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. *Dental Materials* 2000 Nov;**16**(6):412-9.
14. Lee HE, Lin CL, Wang CH, Cheng CH, Chang CH. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar--a finite element investigation. *Journal of Dentistry* 2002 Sep-Nov;**30**(7-8):283-90.
15. Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. *European Journal of Oral Sciences* 2004 Aug;**112**(4):347-52.
16. Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *Journal of Oral Rehabilitation* 2003 Jan;**30**(1):60-7.
17. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2005 Dec;**94**(6):520-9.
18. Palamara D, Palamara JE, Tyas MJ, Pintado M, Messer HH. Effect of stress on acid dissolution of enamel. *Dental Materials* 2001 Mar;**17**(2):109-15.
19. Staninec M, Nalla RK, Hilton JF, Ritchie RO, Watanabe LG, Nonomura G, et al. Dentin erosion simulation by cantilever beam fatigue and pH change. *Journal of Dental Research* 2005 Apr;**84**(4):371-5.
20. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *Journal of Esthetic Dentistry* 1991 Jan-Feb;**3**(1):14-9.

21. Piotrowski BT, Gillette WB, Hancock EB. Examining the prevalence and characteristics of abfraction like cervical lesions in a population of U.S. veterans. *The Journal of the American Dental Association* 2001 Dec;**132**(12):1694-701; quiz 726-7.
22. Grippo JO. Noncarious cervical lesions: the decision to ignore or restore. *Journal of Esthetic Dentistry* 1992;**4** Suppl:55-64.
23. Grippo JO. Bioengineering seeds of contemplation: a private practitioner's perspective. *Dental Materials* 1996 May;**12**(3):198-202.
24. Kuroe T, Caputo AA, Ohata N, Itoh H. Biomechanical effects of cervical lesions and restoration on periodontally compromised teeth. *Quintessence Internacional* 2001 Feb;**32**(2):111-8.
25. Pecie R, Krejci I, Garcia-Godoy F, Bortolotto T. Noncarious cervical lesions (NCCL)--a clinical concept based on the literature review. Part 2: restoration. *American Journal of Dentistry* 2011 Jun;**24**(3):183-92.
26. Baratieri LN, Canabarro S, Lopes GC, Ritter AV. Effect of resin viscosity and enamel beveling on the clinical performance of Class V composite restorations: three-year results. *Operative Dentistry* 2003 Sep-Oct;**28**(5):482-7.
27. Krejci I, Lutz F. Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. *Journal of Dentistry* 1991 Feb;**19**(1):24-32.
28. Onal B, Pamir T. The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. *The Journal of the American Dental Association* 2005 Nov;**136**(11):1547-55.
29. Kuroe T, Itoh H, Caputo AA, Konuma M. Biomechanics of cervical tooth structure lesions and their restoration. *Quintessence Internacional* 2000 Apr;**31**(4):267-74.
30. Francisconi LF, Graeff MS, Martins Lde M, Franco EB, Mondelli RF, Francisconi PA, et al. The effects of occlusal loading on the margins of cervical restorations. *The Journal of American Dental Association* 2009 Oct;**140**(10):1275-82.
31. Karaarslan ES, Usumez A, Ozturk B, Cebe MA. Effect of cavity preparation techniques and different preheating procedures on microleakage of class V resin restorations. *European Journal of Dentistry* 2012 Jan;**6**(1):87-94.
32. Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *The Journal of the American Dental Association* 1991 May;**122**(5):41-7.
33. Heymann HO, Sturdevant JR, Brunson WD, Wilder AD, Sluder TB, Bayne SC. Twelve-month clinical study of dentinal adhesives in class V cervical lesions. *The Journal of the American Dental Association* 1988 Feb;**116**(2):179-83.
34. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Kanumilli P, Yoshida Y, Inoue S, et al. Restoring cervical lesions with flexible composites. *Dental Materials* 2007 Jun;**23**(6):749-54.
35. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. A 13-year clinical evaluation of two three-step etch-and-rinse adhesives in non-carious class-V lesions. *Clinical Oral Investigations* 2012 Feb;**16**(1):129-37.
36. Senawongse P, Pongprueksa P, Tagami J. The effect of the elastic modulus of low-viscosity resins on the microleakage of Class V resin composite restorations under occlusal loading. *Dental Materials Journal* 2010 May;**29**(3):324-9.
37. Browning WD, Brackett WW, Gilpatrick RO. Two-year clinical comparison of a microfilled and a hybrid resin-based composite in non-carious Class V lesions. *Operative Dentistry* 2000 Jan-Feb;**25**(1):46-50.
38. Kubo S, Yokota H, Hayashi Y. Three-year clinical evaluation of a flowable and a hybrid resin composite in non-carious cervical lesions. *Journal of Dentistry* 2010 Mar;**38**(3):191-200.
39. Attar N, Tam LE, McComb D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *Journal Canadian Dental Association* 2003 Sep;**69**(8):516-21.

40. Sensi LG, Marson FC, Monteiro S, Jr., Baratieri LN, Caldeira de Andrada MA. Flowable composites as "filled adhesives:" a microleakage study. *Journal of Contemporary Dental Practice* 2004 Nov 15;**5**(4):32-41.
41. Stewardson DA, Thornley P, Bigg T, Bromage C, Browne A, Cottam D, et al. The survival of Class V restorations in general dental practice. Part 2, early failure. *British Dental Journal* 2011 Jun;**210**(11):E19.
42. Narayanaswamy S, N M, Shetty A, Kumari A, Dn N. Finite element analysis of stress concentration in Class V restorations of four groups of restorative materials in mandibular premolar. *Journal of Conservative Dentistry* 2008 Jul;**11**(3):121-6.
43. Eliguzeloglu E, Eraslan O, Omurlu H, Eskitascioglu G, Belli S. The effect of cavity shape and hybrid layer on the stress distribution of cervical composite restorations. *European Journal of Dentistry* 2011 Apr;**5**(2):180-5.
44. Browning WD, Dennison JB. A survey of failure modes in composite resin restorations. *Operative Dentistry* 1996 Jul-Aug;**21**(4):160-6.
45. Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. *Dental Materials* 2002 Jan;**18**(1):64-71.
46. Guimarães JC. Análise pelo método dos elementos finitos 3D de diferentes lesões cervicais não cariosas sob a ação de cargas oclusais funcionais e não funcionais [Doutorado em Odontologia - opção: Dentística]. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina; 2009.
47. Aw TC, Lepe X, Johnson GH, Mancl L. Characteristics of noncarious cervical lesions: a clinical investigation. *The Journal of the American Dental Association* 2002 Jun;**133**(6):725-33.
48. Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW, Jr., Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Archives of Oral Biology* 2001 Feb;**46**(2):173-83.
49. Craig RG, Peyton FA. Elastic and mechanical properties of human dentin. *Journal of Dental Research* 1958 Aug;**37**(4):710-8.
50. Fennis WM, Kuijs RH, Barink M, Kreulen CM, Verdonshot N, Creugers NH. Can internal stresses explain the fracture resistance of cusp-replacing composite restorations? *European Journal of Oral Sciences* 2005 Oct;**113**(5):443-8.
51. Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials* 1997 Jul;**18**(14):995-9.
52. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1995 Mar-Apr;**10**(2):188-98.
53. Yasuda G, Inage H, Kawamoto R, Shimamura Y, Takubo C, Tamura Y, et al. Changes in elastic modulus of adhesive and adhesive-infiltrated dentin during storage in water. *Journal of Oral Sciences* 2008 Dec;**50**(4):481-6.
54. Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999 Dec;**26**(12):932-5.
55. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of Oral Rehabilitation* 2004 Jan;**31**(1):18-22.
56. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1981 Oct;**46**(4):443-9.
57. Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *The Journal of the American Dental Association* 1962 Mar;**64**:378-87.
58. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dental Materials* 2004 May;**20**(4):322-9.

59. Hannah C. Mechanical properties of human enamel and dentine and of composite restorative materials. In: Rees JS, editor. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. *European Journal of Oral Sciences* 1998 Dec;**106**(6): 1028-32.
60. Takehara J, Takano T, Akhter R, Morita M. Correlations of noncarious cervical lesions and occlusal factors determined by using pressure-detecting sheet. *Journal of Dentistry* 2008 Oct;**36**(10):774-9.
61. Wood ID, Kassir AS, Brunton PA. Effect of lateral excursive movements on the progression of abfraction lesions. *Operative Dentistry* 2009 May-Jun;**34**(3):273-9.
62. Michael JA, Townsend GC, Greenwood LF, Kaidonis JA. Abfraction: separating fact from fiction. *Australian Dental Journal* 2009 Mar;**54**(1):2-8.
63. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. II. *Journal of Dental Research* 1956 Oct;**35**(5):671-3.
64. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. I. *Journal of Dental Research* 1956 Oct;**35**(5):664-70.
65. Hagberg C. Assessment of bite force: a review. *Journal of Craniomandibular Disorders* 1987 Fall;**1**(3):162-9.

Table 1. Number of nodes and elements in geometric models.

Geometric model	Number of nodes	Number of elements
Group U1	219,367	122,766
Group U2	222,577	124,480
Group U3	221,737	123,879
Group V1	216,937	121,071
Group V2	216,720	120,995
Group V3	222,701	124,606
Group U1R	310,199	193,487
Group U2R	407,788	255,334
Group U3R	473,720	295,249
Group V1R	306,542	194,386
Group V2R	360,358	231,568
Group V3R	562,636	357,250

Table 2. Material properties (Young's modulus and Poisson's ratio) of the components obtained from the literature and used in the finite element analysis.

Material	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio (ν)	Reference
Enamel	72.7	0.33	48
Dentin	18.6	0.31	49
Pulp tissue	0.002	0.45	50
Periodontal ligament	0.05	0.45	51
Cortical bone	13.7	0.3	52
Cancellous bone	1.37	0.3	52
Adhesive system	1.2	0.24	53
Low Young's modulus composite	5	0.3	45
High Young's modulus composite	22	0.3	45

Figure 1

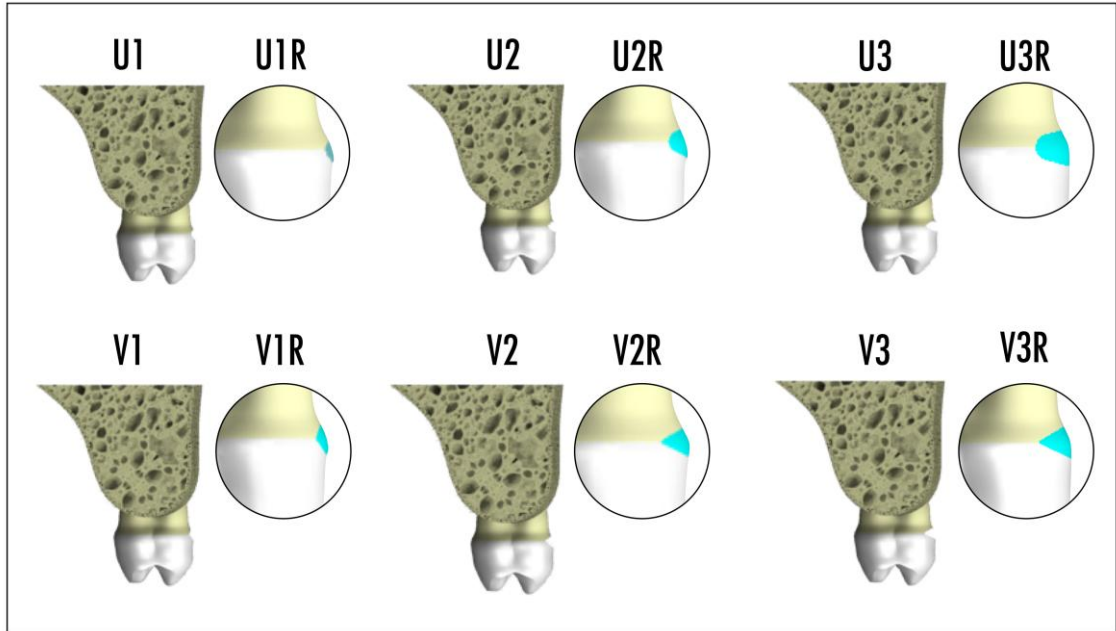


Figure 2

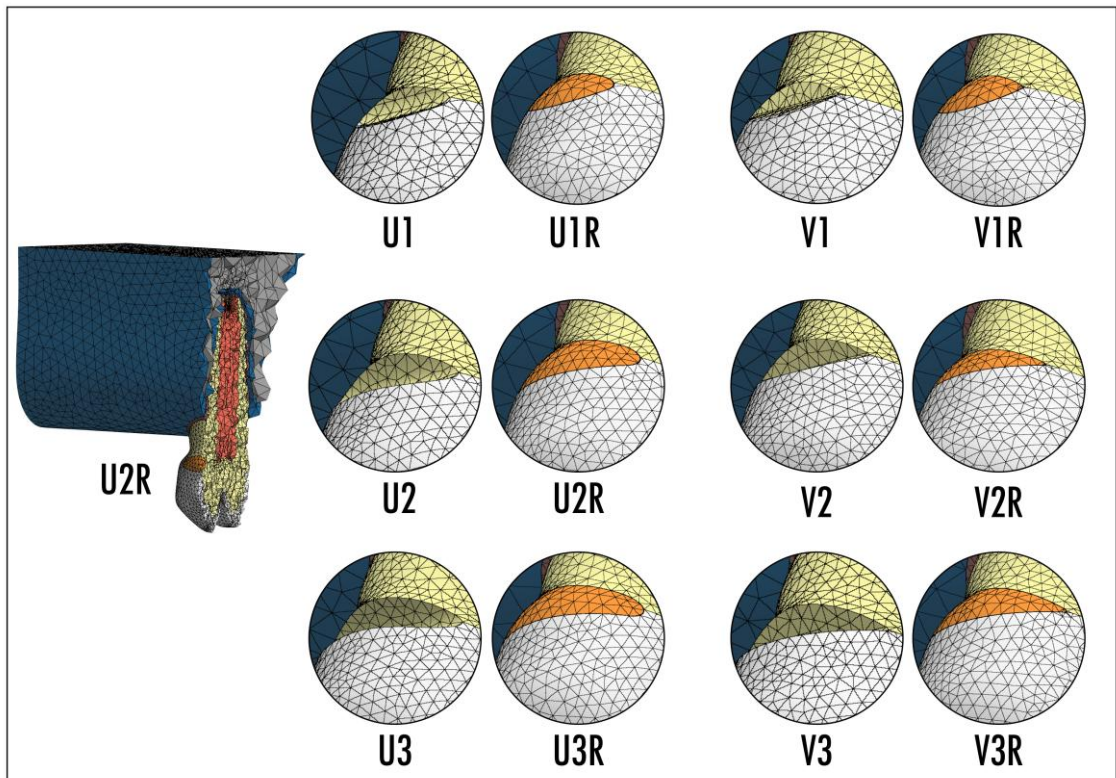


Figure 3

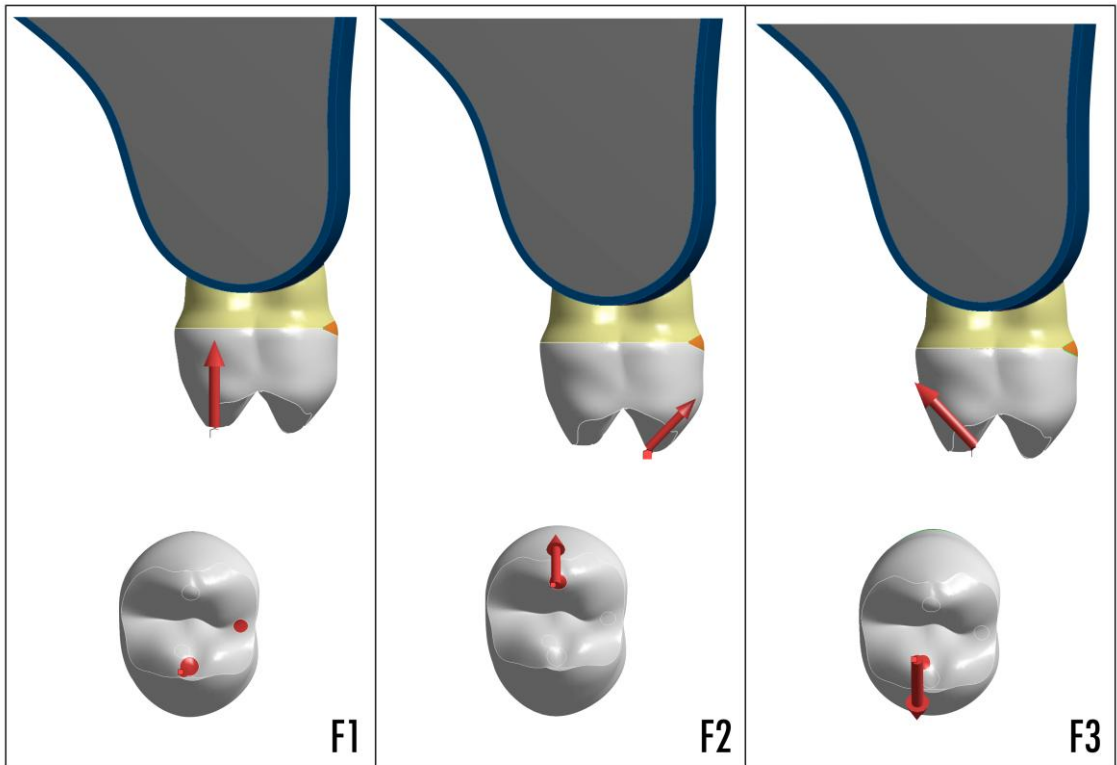


Figure 4

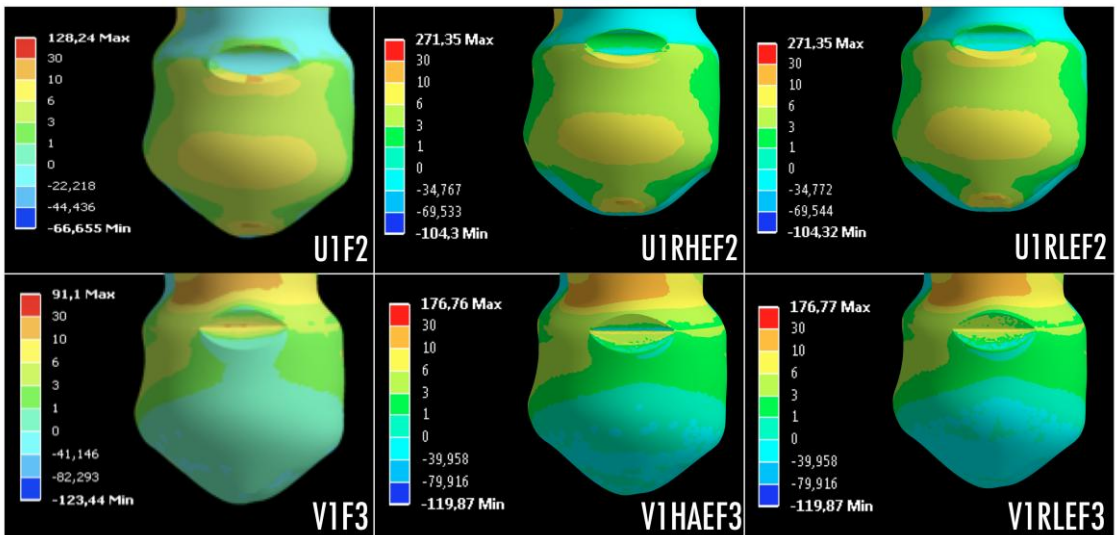


Figure 5

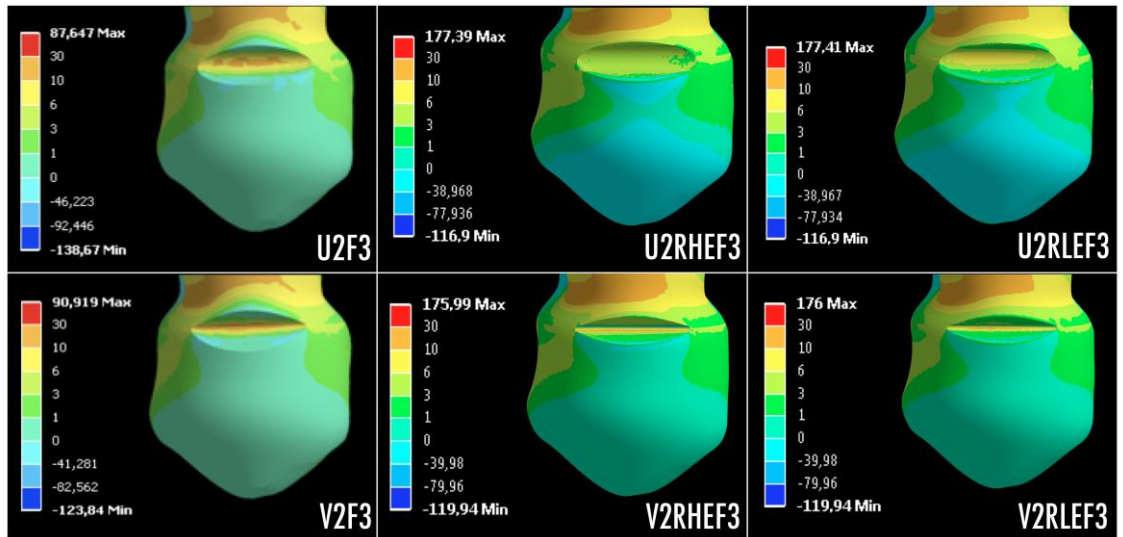
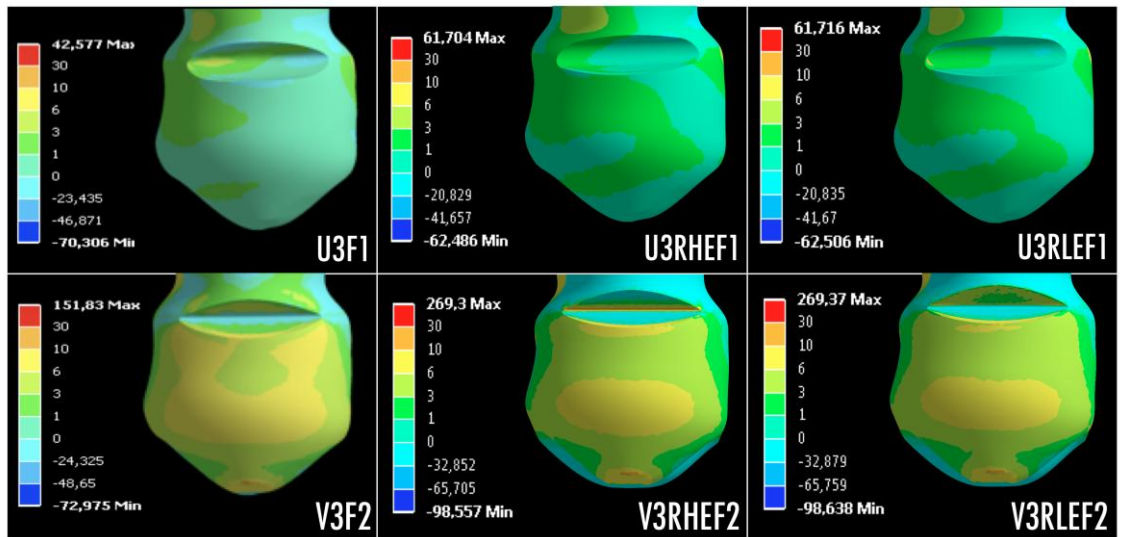


Figure 6



Legends to figures

Fig. 1 – Geometric models created in SolidWorks® software. (U1) Geometric model with an U-shaped and 0.5 mm in depth lesion; (U1R) Geometric model with a restored U-shaped and 0.5 mm in depth lesion; (U2) Geometric model of an U-shaped and 1.0 mm in depth; (U2R) Geometric model with a restored U-shaped and 1.0 mm in depth lesion; (U3) Geometric model with an U-shaped and 1.5 mm in depth lesion; (U3R) Geometric model with a restored U-shaped and 1.5 mm in depth lesion; (V1) Geometric model with a V-shaped and 0.5 mm in depth lesion; (V1R) Geometric model with a restored V-shaped and 0.5 mm in depth lesion; (V2) Geometric model with a V-shaped and 1.0 mm in depth lesion; (V2R) Geometric model with a restored V-shaped and 1.0 mm in depth lesion; (V3) Geometric model with a V-shaped and 1.5 mm in depth lesion; (V3R) Geometric model with a restored V-shaped and 1.5 mm in depth lesion.

Fig. 2 – On the left, the mesh of a longitudinal cross-section of the geometric model U2R is shown. On the right, the magnifications of the cervical area of teeth with restored and non-restored NCCLs are shown with the respective group label.

Fig. 3 – Occlusal functional loading (F1) and non-functional loadings (F2 e F3) simulated on geometric models.

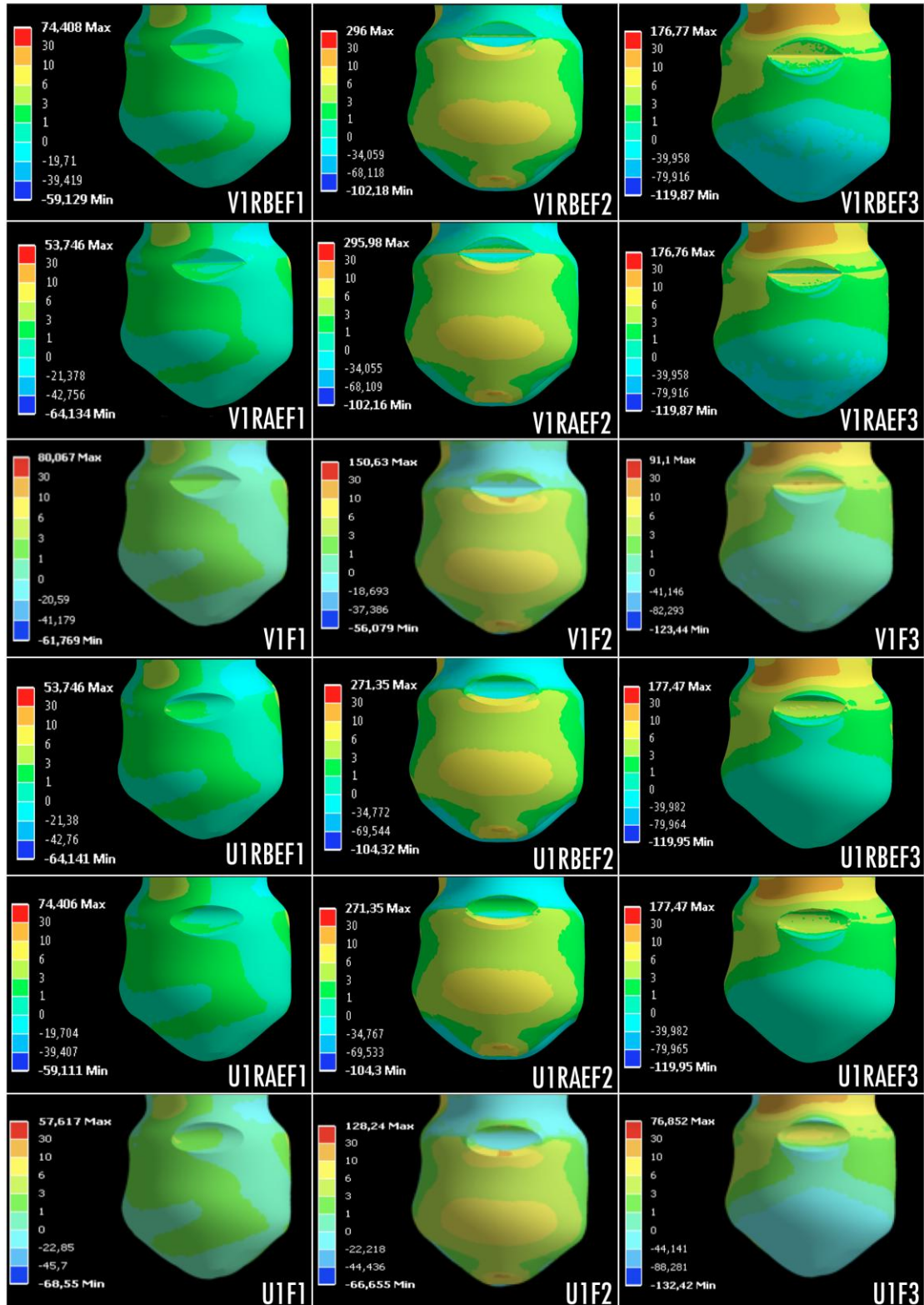
Fig. 4 – Stress distribution at vestibular surface of teeth with shallow lesions: non-restored (U1F2 and V1F3) and restored with a high (U1RHEF2 and V1RHEF3) and low (U1RLEF2 and V1RLEF3) Young's modulus composite.

Fig. 5 – Stress distribution at vestibular surface of teeth with medium-depth lesions: non-restored (U2F2 and V2F3) and restored with a high (U2RHEF2 and V2RHEF3) and low (U2RLEF2 and V2RLEF3) Young's modulus composite.

Fig. 6 – Stress distribution at vestibular surface of teeth with deep lesions: non-restored (U3F2 and V3F3) and restored with a high (U3RHEF2 and V3RHEF3) and low (U3RLEF2 and V3RLEF3) Young's modulus composite.

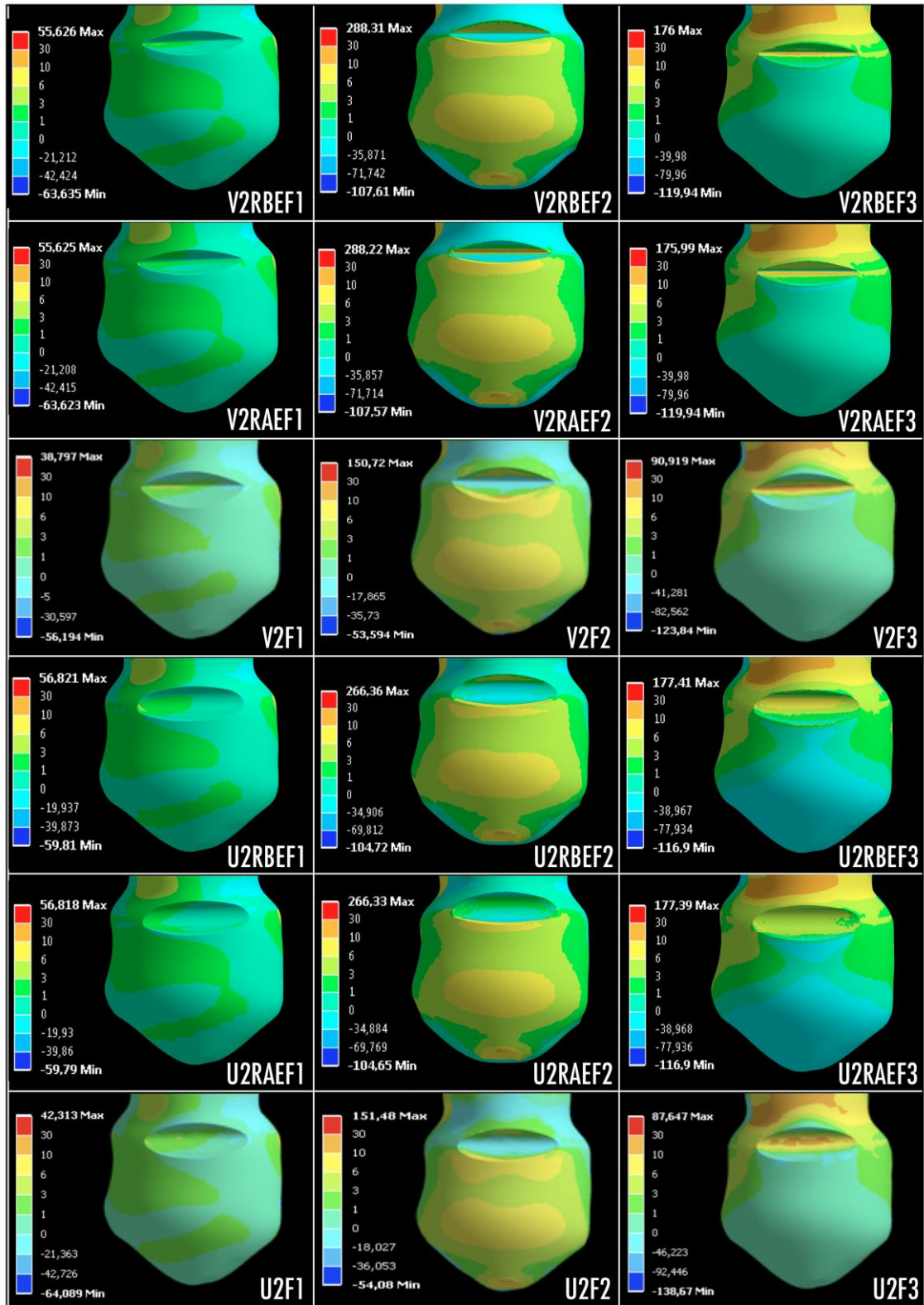
APÊNDICE B

Distribuição de tensões na superfície vestibular dos dentes com lesões rasas não restauradas e restauradas com resina de alto e baixo módulo de elasticidade, nas três diferentes condições oclusais simuladas. As restaurações foram suprimidas para que fosse possível observar as tensões no esmalte e na dentina dos grupos restaurados.



APÊNDICE C

Distribuição de tensões na superfície vestibular dos dentes com lesões médias não restauradas e restauradas com resina de alto e baixo módulo de elasticidade, nas três diferentes condições oclusais simuladas. As restaurações foram suprimidas para que fosse possível observar as tensões no esmalte e na dentina dos grupos restaurados.



APÊNDICE D

Distribuição de tensões na superfície vestibular dos dentes com lesões profundas não restauradas e restauradas com resina de alto e baixo módulo de elasticidade, nas três diferentes condições oclusais simuladas. As restaurações foram suprimidas para que fosse possível observar as tensões no esmalte e na dentina dos grupos restaurados.

