



UNIVERSIDADE FEDERAL DO AMAZONAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

**DENTINA CARIADA COMO SUBSTRATO PARA  
RESTAURAÇÕES ADESIVAS – UMA ANÁLISE POR  
ELEMENTOS FINITOS**

ROBERTO LUIZ DE MENEZES MARTINHO

Manaus – AM  
2016



UNIVERSIDADE FEDERAL DO AMAZONAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

**DENTINA CARIADA COMO SUBSTRATO PARA  
RESTAURAÇÕES ADESIVAS – UMA ANÁLISE POR  
ELEMENTOS FINITOS**

ROBERTO LUIZ DE MENEZES MARTINHO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Amazonas como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

ORIENTADORA: Prof. Dra. Flávia Cohen Carneiro Pontes

Manaus – AM  
2016

ROBERTO LUIZ DE MENEZES MARTINHO

**DENTINA CARIADA COMO SUBSTRATO PARA  
RESTAURAÇÕES ADESIVAS – UMA ANÁLISE POR  
ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Amazonas.

Manaus, 20 de Janeiro de 2016.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dra. Flávia Cohen Carneiro Pontes, Presidente  
Universidade Federal do Amazonas – Manaus/AM

Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi, Membro  
Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – Campinas/SP

Prof. Dr. Leandro de Moura Martins, Membro  
Universidade Federal do Amazonas – Manaus/AM

## DEDICATÓRIAS

À **Deus**, em reconhecimento à certeza de que ao longo de todos esses anos eu não estive só. Sempre soube que minhas provações não são maiores que o Teu amor, então me sinto seguro e protegido para buscar todas as conquistas a mim reservadas. Tudo o que há de melhor em mim vem de Ti. Obrigado!

Aos meus pais, **Ana Luiza Mota de Menezes** e **Rui Roberto Castelo Branco Martinho**, pela força sempre! Pelas noites mal dormidas, pelos aplausos, pelos braços cansados no final do dia para que nada me faltasse, pelo olhar de apoio, pelas palavras de incentivo, por me amarem incondicionalmente. O tamanho de vocês é divino!

Aos meus avós maternos, **Aurélio Andrade de Menezes** (*in memorian*) e **Lindalva Mota de Menezes** (*in memorian*). Agradeço a Deus o privilégio de termos compartilhado uma vida juntos e honrarei essa memória até o fim. Meu amor por vocês é imensurável e nem o tempo ou o espaço poderão apagar. Saudades eternas!

Às famílias **Menezes** e **Martinho**. Em especial ao meu irmão e futuro colega de profissão, **Paulo Victor de Araújo Martinho**, por tudo o que representa em minha vida e por estar ao meu lado em todos os momentos.

Ao meu melhor amigo e companheiro, **Daniel Costa de Brito**, simplesmente por você existir, tornando a minha vida mais leve e por viver comigo todas as lutas e conquistas diárias. Muito obrigado!

Aos amigos que sempre estiveram ao meu lado, em especial à **Ana Caroline Mota Leal** e **Luciane Sayuri Hagiwara Pontes**. Obrigado por todo o incentivo e confiança, pelas palavras amigas nas horas certas e por se fazerem presentes, mesmo que muitas vezes distantes geograficamente. Vocês são únicas.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao **Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal do Amazonas (PPGO/UFAM)** e ao **Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer** por todo o incentivo intelectual e financeiro que tornaram esta pesquisa possível.

Agradeço especialmente à minha orientadora, **Dra. Flávia Cohen Carneiro Pontes**, pois se não fosse pela sua visão e brilhante orientação, esta pesquisa não teria avançado. Muito obrigado por acreditar em mim, principalmente nos momentos em que eu deixei de acreditar. Sua orientação foi muito além do mestrado e posso afirmar que hoje sou um profissional e um ser humano muito melhor. Saí da minha zona de conforto e aprendi a pensar além do que estava escrito nos livros e artigos científicos. Espero um dia ser pelo menos metade do que você representa para todos os seus alunos e colegas de trabalho. Serei eternamente grato por tudo!

Ao **Dr. Pedro Yoshito Noritomi** e toda a equipe do CTI Renato Archer pela parceria nas simulações computacionais e geração dos resultados da pesquisa. Sua paciência e experiência foram fundamentais para o desenvolvimento de nossa ideia. Um mundo de possibilidades se abriu para mim e muito obrigado por ter me guiado com tanta responsabilidade e cuidado nesses primeiros passos.

Ao **Dr. Leandro de Moura Martins** pela valiosa ajuda e companhia em etapas fundamentais da pesquisa. Obrigado por ter iluminado meus passos em momentos cruciais.

À amiga **Liliane Motta de Lima**, pois fomos cúmplices de uma convivência em que valeram a pena tanto o medo de errar quanto a vontade de superar nossas dificuldades. Muito obrigado pela companhia nessa trajetória.

À “amiga-irmã” **Gabriela de Figueiredo Meira**, que com sua amizade e cumplicidade me deu forças quando eu mais precisei. Obrigado por caminhar ao meu lado e compartilhar os seus momentos comigo. Juntos somos muito mais fortes.

ROBERTO LUIZ DE MENEZES MARTINHO. Dentina cariada como substrato para restaurações adesivas – uma análise por elementos finitos. 2016. 78 f. Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Amazonas, Manaus-AM.

## RESUMO

Este trabalho teve o objetivo de analisar, por meio da metodologia de elementos finitos (MEF), as tensões geradas em restaurações de resina realizadas sobre diferentes substratos dentinários: dentina cariada infectada, dentina cariada afetada e dentina sadia. O modelo tridimensional composto por um primeiro molar inferior esquerdo, apresentando lesão cariosa cavitada em dentina na face oclusal, foi desenvolvido por meio do scanner Roland MDX-20 3D Milling e dos softwares Dr. Picza<sup>®</sup> 3 e Rhinoceros<sup>®</sup> 5.0 e a análise MEF foi obtida pelo software NeiNastran<sup>®</sup> 10.0.3.7. O experimento contou com quatro situações distintas: Caso 1) Lesão cariosa cavitada em esmalte/dentina, não restaurada (espessura da dentina infectada: 1,25mm; dentina afetada: 0,75mm); Caso 2) Restauração em resina (2,0mm) realizada sobre dentina cariada infectada e afetada (dentina infectada: 0,75mm; dentina afetada: 0,75mm); Caso 3) Restauração em resina (2,0mm) realizada sobre dentina cariada afetada (dentina afetada: 0,75mm); Caso 4) Restauração em resina (2,0mm) realizada sobre dentina sadia. Em todas as simulações a espessura do esmalte foi de 1,5mm, e em todos os casos de restauração, a dentina cariada infectada e afetada foi removida da junção amelodentinária, numa espessura de 0,5mm. O coeficiente de Poisson da dentina afetada foi testado na hipótese 1 com valor de 0,45, e na hipótese 2 com valor de 0,25. A carga total aplicada nos modelos foi de 100 N, através da aplicação de 4 pontos de força distribuídos sobre a restauração adesiva. Os resultados foram interpretados com base no mapa de cores e as tensões máximas de tração obtidas foram comparadas por meio de análise não-paramétrica (teste de Kruskal-Wallis, seguido do teste de Dunn; e teste de Mann-Whitney). Em todas as simulações analisadas, as regiões da restauração que concentraram maiores tensões de tração foram a área próxima à junção amelo-dentinária e o assoalho/base da restauração. Quando a dentina infectada foi mantida como substrato, o acúmulo de tensões nestas regiões da restauração foi significativamente maior. A manutenção apenas da dentina cariada afetada não alterou significativamente as tensões geradas na restauração, quando comparada à dentina sadia ( $p>0,05$ ). O resultado desta análise biomecânica reforça as evidências favoráveis à manutenção da dentina cariada afetada sob restaurações.

**Palavras-chave:** Análise de elementos finitos. Cárie dentária. Dentina. Falha de restauração dentária.

ROBERTO LUIZ DE MENEZES MARTINHO. Carious dentin as substrate for adhesive restorations – a finite element analysis. 2016. 78 p. Master's dissertation submitted to the Postgraduate Program in Dentistry, Federal University of Amazonas, Manaus-AM.

## ABSTRACT

The aim of this study was to analyze, using finite element method (FEM), stresses generated in composite restorations on different dentin substrates: infected carious dentin, affected carious dentin and sound dentin. Three-dimensional model composed by a mandibular left first molar, showing a cavitated carious lesions in dentin on the occlusal surface was developed by the scanner Roland MDX-20 3D Milling, Dr. Picza<sup>®</sup> 3 and Rhinoceros 5.0 softwares and finite element analysis was obtained by NeiNastran<sup>®</sup> 10.0.3.7 software. The experiment included four distinct situations: Case 1) Cavitated carious lesion in enamel/dentin, not restored (infected dentin thickness: 1.25 mm; affected dentin: 0.75mm); Case 2) Composite restoration (2.0mm) performed on infected and affected carious dentin (infected dentin: 0.75mm; affected dentin: 0.75mm); Case 3) Composite restoration (2.0mm) held on affected carious dentin (affected dentin: 0.75mm); Case 4) Resin restoration (2.0mm) performed on sound dentin. In all simulations enamel thickness was 1.5 mm, and in all restored cases, a thickness of 0.5mm of affected and infected carious dentin was removed from dentinoenamel junction. The affected dentin Poisson's ratio was tested in: hypothesis 1 in 0.45, and assumed a value of 0.25 in hypothesis 2. The total load on models was 100 N, by applying four force points distributed over the adhesive restoration. Results were interpreted based on a color map and maximum tensile stresses obtained were compared using non-parametric analysis (Kruskal-Wallis test, followed by Dunn's test, and Mann-Whitney test). In all simulations, the regions of restoration that focused greater tensile stresses were the area next to dentinoenamel junction and the floor/base restoration. When infected dentin was maintained as substrate, the build-up of stresses in these restoration regions was significantly higher. Maintaining only affected carious dentin did not significantly alter stresses generated in restoration when compared to sound dentin ( $p > 0.05$ ). The result of this biomechanical analysis strengthens the favorable evidence to the maintenance of affected carious dentin under restorations.

**Key words:** Finite element analysis. Dental caries. Dentin. Dental restoration failure.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Dentes artificiais de estoque confeccionados em resina acrílica .....	20
Figura 2 – Primeiro molar inferior esquerdo confeccionado em resina acrílica .....	20
Figura 3 – Escaneamento da superfície oclusal do dente artificial de estoque .....	21
Figura 4 – Leitura do escaneamento da superfície oclusal do dente no software Dr. Picza <sup>®</sup> e edição da imagem escaneada no programa Rhinoceros <sup>®</sup> .....	21
Figura 5 – Estratificações referentes à restauração em resina composta e às distintas camadas que compõem a lesão cáriosa após a confecção da restauração adesiva .....	23
Figura 6 – Modelo tridimensional referente ao Caso 1 .....	24
Figura 7 – Modelo tridimensional referente ao Caso 2 .....	25
Figura 8 – Modelo tridimensional referente ao Caso 3 .....	25
Figura 9 – Modelo tridimensional referente ao Caso 4 .....	26
Figura 10 – Malha de elementos finitos aplicada no modelo tridimensional contendo as estratificações referentes à restauração/lesão cáriosa do Caso 2 .....	27
Figura 11 – Pontos de coleta dos valores de tensões máximas principais .....	30
Figura 1 (Artigo) – Ilustração das camadas referentes ao Caso 2 .....	56
Figura 2 (Artigo) – Malha de elementos finitos aplicada no modelo tridimensional referentes ao Caso 2 .....	56
Figura 3 (Artigo) – Pontos de coleta dos valores de tensões máximas principais .....	57
Figura 4 (Artigo) – Tensões resultantes das simulações 1, 2, 3 e 4 na Hipótese 1 .....	57
Figura 5 (Artigo) – Tensões resultantes das simulações 1, 2, 3 e 4 na Hipótese 2 .....	58



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Quantidade de elementos e nós gerados na construção dos modelos tridimensionais .....	27
Tabela 2 – Propriedades mecânicas das estruturas utilizadas na análise de elementos finitos .....	28
Tabela 1 (Artigo) – Especificações dos modelos delineados em cada Caso experimental .....	54
Tabela 2 (Artigo) – Propriedades mecânicas das estruturas utilizadas na análise de elementos finitos .....	54
Tabela 3 (Artigo) – Tensões máximas principais (Média $\pm$ desvio padrão), em MPa, encontradas nas regiões 1 e 2 dos Casos 2, 3 e 4 segundo a Hipótese 1 .....	55
Tabela 4 (Artigo) – Tensões máximas principais (Média $\pm$ desvio padrão), em MPa, encontradas nas regiões 1 e 2 dos Casos 2, 3 e 4 segundo a Hipótese 2 .....	55

## LISTA DE SÍMBOLOS, ABREVIATURAS E SIGLAS

$E$	Módulo de Young
GPa	GigaPascal
MPa	MegaPascal
N	Newton
$\nu$	Coefficiente de Poisson

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO GERAL .....	11
2. MATERIAIS E MÉTODOS .....	19
2.1. Desenho do estudo .....	19
2.2. Descrição dos métodos a serem utilizados .....	19
2.2.1. Modelagem das estruturas (CAD – <i>Computer Aided Design</i> ) .....	19
2.2.2. Planejamento da restauração e lesão cariosa .....	22
2.2.3. Simulação computacional .....	24
2.2.4. Análise por elementos finitos .....	26
2.2.5. Condições de carregamento .....	29
2.3. Análise estatística .....	31
3. ARTIGO .....	32
3.1. Introdução .....	32
3.2. Materiais e métodos .....	34
3.2.1. Desenho do estudo e modelos .....	34
3.2.2. Análise estatística .....	38
3.3. Resultados .....	38
3.4. Discussão .....	40
3.5. Referências .....	43
3.6. Anexos .....	54
4. CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	59
REFERÊNCIAS .....	60
APÊNDICES .....	69
ANEXOS .....	70

## 1. INTRODUÇÃO GERAL

A necessidade de remoção do tecido cariado durante o tratamento restaurador tem sido tema de debate na literatura científica (BANERJEE *et al.*, 2000; KIDD, 2004, 2010; HEVINGA *et al.*, 2010, 2011; MALTZ *et al.*, 2011; RICKETTS *et al.*, 2013; SCHWENDICKE *et al.*, 2013). A dicotomia predominante no passado entre a prática clínica com base no senso comum, e os estudos sobre a fisiopatogenia da cárie dental, que levam a decisões clínicas baseadas em evidências científicas, nos reporta a uma inadequação científica que não deve mais se fazer presente nos paradigmas atuais (KIDD, 2004; 2010). A decisão de remover completamente o tecido cariado não representa uma etapa fundamental no tratamento restaurador e há evidências científicas que suportam que a remoção incompleta do tecido cariado não representa necessariamente um fator que possa levar ao insucesso clínico da restauração (MERTZ-FAIRHURST *et al.*, 1998; BANERJEE *et al.*, 2001; MALTZ *et al.*, 2007; MALTZ *et al.*, 2013; BROWNING, CHAN, 2013; SCHWENDICKE *et al.*, 2013).

A dentina pode ser alterada por processos fisiológicos e patológicos que causam modificações em sua estrutura e comportamento biológico. Essas modificações refletem alterações dos componentes fundamentais da estrutura dentinária, o que resulta em consideráveis implicações na capacidade de adesão de substâncias a esse tecido (MARSHALL *et al.*, 1997). No entanto, vários estudos clínicos ao longo dos anos têm mostrado, por meio de avaliação clínica, radiográfica e microbiológica, que o processo carioso em dentina pode ser paralisado se as margens da restauração permanecerem seladas (MERTZ-FAIRHURST *et al.*, 1998, MALTZ *et al.*, 2007; MALTZ *et al.*, 2013), pois uma restauração adesiva que forneça um adequado selamento representa uma barreira física contra os nutrientes da cavidade oral que mantém ativo o metabolismo bacteriano. Sem esses

nutrientes, os microrganismos não são capazes de se manterem viáveis, comprometendo assim, a dinâmica do processo cariioso (MERTZ-FAIRHURST *et al.*, 1998).

Outro questionamento relacionado à manutenção da dentina cariada sob restaurações diz respeito à possibilidade de fratura do material restaurador ao longo do tempo. Manter uma camada de tecido cariado pode influenciar no sucesso clínico da restauração devido a dois fatores: o fato da capacidade de adesão da dentina sadia ser superior, oferecendo assim, um substrato mais adequado do que a dentina cariada (CEHRELI *et al.*, 2003; ERHARDT *et al.*, 2008; ALMEIDA-NEVES *et al.*, 2011); e as evidências de que as propriedades mecânicas da dentina cariada são inferiores quando comparadas às propriedades da dentina sadia (MARSHALL *et al.*, 2001; ZHENG *et al.*, 2003). A associação desses fatores poderia contribuir para uma maior deformação do complexo dente/restauração, levando a um maior esforço marginal e aumento da susceptibilidade à fratura por fadiga da restauração (HEVINGA *et al.*, 2010). Entretanto, estes dois questionamentos ainda carecem de maior evidência científica, pois os resultados dos estudos *in vitro* não podem ser diretamente extrapolados para a prática clínica, e os estudos clínicos que consideraram como desfecho a longevidade das restaurações realizadas sobre dentina cariada são ainda escassos e com resultados muito variáveis quanto ao percentual de fracasso destas restaurações (MERTZ-FAIRHURST *et al.*, 1998; RIBEIRO *et al.*, 1999; MALTZ *et al.*, 2011; PHONGHANYUDH *et al.*, 2012; BAKHSHANDEH, QVIST, EKSTRAND, 2012; HESSE *et al.*, 2014).

Uma técnica odontológica não deve ser um processo empírico. Na verdade, ela deve estar baseada em princípios científicos sólidos, na medida em que mais informações são disponibilizadas pela pesquisa odontológica e biomédica. As informações sobre propriedades, estrutura e aplicações dos biomateriais e materiais dentários são derivadas de diversos ramos da ciência, onde praticamente todas as ciências aplicadas da engenharia podem ser incluídas. Este conhecimento permite o entendimento das potenciais causas de falhas clínicas que

podem ser atribuídas a deficiências mecânicas dos materiais, ou do substrato dentário, através de informações das propriedades mecânicas associadas ao estudo das forças que agem sobre os corpos, e o movimento, a deformação ou as tensões que esses corpos experimentam (ANUSAVICE, SHEN, RAWLS, 2012).

As propriedades mecânicas dos dentes humanos são determinadas pela estrutura e composição de seus constituintes básicos: esmalte, dentina, cemento e polpa, e dentre esses tecidos, a dentina é um constituinte que apresenta propriedades mecânicas peculiares. Dentre as propriedades elásticas que merecem especial atenção para o entendimento da dinâmica do tecido, temos o módulo de elasticidade longitudinal, ou módulo de Young ( $E$ ), e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ).

O módulo de Young ( $E$ ) é uma constante definida como a relação existente entre a tensão e a deformação longitudinal sob condições elásticas e mede basicamente o grau de rigidez de um material. Quanto mais intensas forem as forças de tração entre os átomos, maior o módulo de Young. Portanto, para uma determinada força aplicada, quanto maior o valor do módulo de um dado material, menor é a deformação linear para o mesmo nível de tensão aplicada. Este valor é obtido mediante um ensaio mecânico de tração (WILLIAMS *et al.*, 1996; ABE *et al.*, 2009). Já o coeficiente de Poisson, pode ser definido basicamente como a relação entre a deformação transversal e a longitudinal, representado por qualquer alongamento ou contração de uma estrutura em uma direção que produza modificação geométrica em outras direções quando um corpo deformável é submetido a uma força axial (SAROT *et al.*, 2010). Estas propriedades mecânicas compreendem a resposta dos materiais às influências mecânicas externas (em hipótese isotrópica), manifestadas pela capacidade de desenvolverem deformações reversíveis e irreversíveis e resistirem à fratura. Essas características dos materiais são geralmente avaliadas por meio de ensaios, que demonstram as relações de tensão-deformação.

O módulo de Young da dentina pode ser mensurado através de diferentes métodos, entre os quais podemos citar: métodos de tração, compressão, nanoindentação e as mensurações sônicas. O método mais amplamente utilizado para medir as propriedades mecânicas da dentina humana é a técnica da nanoindentação, que tornou-se uma técnica comum de determinação de propriedades mecânicas em tecidos duros (RHO *et al.*, 1999). Esta técnica permite mensurações em nanoescala, com o auxílio de um indentador Berkovich, um indentador esférico, ou até mesmo através da microscopia de força atômica. O método da nanoindentação pode ser empregado tanto em mensurações da dureza, que representa a resistência do material a uma indentação produzida em sua superfície a partir de uma força aplicada por uma ponta afiada ou por partículas abrasivas; como também em mensurações do módulo de Young, que descreve a rigidez relativa deste material, conforme explicitado anteriormente (ANUSAVICE, SHEN, RAWLS, 2012). Já métodos de mensuração como o ensaio de dureza Vickers ou Knoop são empregados apenas nas medições de dureza (BALOOCH *et al.*, 2004; WATANABE *et al.*, 2004; COHEN *et al.*, 2008; ZISKIND *et al.*, 2011; ZHANG *et al.*, 2014).

O valor do módulo de Young da dentina tem sido o que mais mostrou variações ao longo do tempo. Esta variação pode ser associada supostamente a três fatores: 1) Tipo de ensaio empregado na mensuração; 2) grau de desidratação e reidratação da amostra; e 3) morfologia do elemento (KINNEY *et al.*, 2003). Para a dentina sadia, as variações na mensuração das propriedades se referem às suas características microestruturais (localização, densidade e direção dos túbulos dentinários, direção das fibras colágenas e densidade mineral) (WANG, WEINER, 1998; ZISKIND *et al.*, 2011; ZHANG *et al.*, 2014) e o teor de hidratação do tecido (KINNEY *et al.*, 2004; BERTASSONI, SWAIN, 2012; ZHANG *et al.*, 2014).

Para exemplificar essas variações, podemos citar estudos que demonstram, por exemplo, que a microdureza da dentina adjacente à junção amelodentinária apresenta valores

relativamente baixos, porém, aumenta rapidamente alcançando um pico, e declina progressivamente conforme se toma como referência a proximidade à câmara pulpar, demonstrando assim, uma correlação entre a variação da dureza e o módulo de Young, no que se refere à interferência que a localização, densidade e direção dos túbulos dentinários pode causar na interpretação de dados referentes às propriedades mecânicas da dentina (WANG, WEINER, 1998; IVANCIK *et al.*, 2012; ZHANG *et al.*, 2014).

No que diz respeito à variação das propriedades mecânicas relacionada à densidade mineral do tecido, estudos demonstram, por exemplo, que a dentina peritubular (altamente mineralizada), apresenta um módulo de elasticidade maior que a dentina intertubular (pouco mineralizada), com valores em torno de 40-42 GPa para a dentina peritubular e valores em torno de 17-19,1 GPa, para a dentina intertubular (ZHENG *et al.*, 2003; COHEN *et al.*, 2008; ZISKIND *et al.*, 2011; ZHANG *et al.*, 2014). As propriedades biomecânicas também podem variar de acordo com processos patológicos que alterem a forma da dentina, como doenças genéticas e lesões de cárie. Portanto, se faz absolutamente essencial que as propriedades dessas formas alteradas da dentina também sejam obtidas (KINNEY *et al.*, 2004; COHEN *et al.*, 2008; ZISKIND *et al.*, 2011; RYOU *et al.*, 2012). Na associação entre as propriedades da dentina cariada e seu conteúdo mineral, estudos observaram que o decréscimo dos valores para o módulo de Young e dureza da dentina cariada estão diretamente relacionados e possuem relação exponencial com o conteúdo mineral presente no tecido, assumindo valores entre 7,9 a 10,5 GPa para o módulo de Young da dentina afetada e valores entre 0,4 a 2,2 GPa para a dentina infectada (ZHENG *et al.*, 2003; ANGKER *et al.*, 2004; ZHANG *et al.*, 2014).

Em relação às condições do ambiente externo às mensurações em dentina, estudos demonstram que o módulo de Young decresce cerca de 35% e a dureza 30% quando se trabalha com espécimes hidratados, confirmando-se que a dentina apresenta comportamento anisotrópico em ambientes úmidos e o mesmo tecido apresenta comportamento isotrópico em



ambientes secos (KINNEY *et al.*, 2004; BERTASSONI, SWAIN, 2012; ZHANG *et al.*, 2014).

O estudo das propriedades mecânicas dos elementos dentários e suas estruturas que simulem situações e ambientes próximos à realidade fisiológica fornecem parâmetros mais fidedignos ao desenvolvimento de técnicas e materiais odontológicos empregados na prática clínica, portanto, a inobservância das variáveis experimentais pode levar à super ou subestimação das constantes elásticas, gerando assim, um viés no entendimento do comportamento das estruturas através da interpretação das suas propriedades mecânicas.

Na análise biomecânica das estruturas dentais e materiais restauradores, os ensaios mecânicos destrutivos para análise da resistência à fratura são importantes métodos de análise do comportamento do elemento dentário em situações de aplicações de cargas em diferentes intensidades. Porém, apresentam limitações no que diz respeito à obtenção de informações do comportamento interno do complexo dente-restauração (SOARES *et al.*, 2008). Dentre as principais metodologias utilizadas para o estudo do efeito das cargas aplicadas aos dentes, pode-se destacar os métodos convencionais para análise de tensões na estrutura dentária, a adoção de modelos matemáticos analíticos, análises experimentais em humanos ou animais e análises computacionais.

Diante das variações e possibilidades existentes para o entendimento do comportamento das estruturas que compõem o elemento dentário e interferem nas suas propriedades mecânicas, a pesquisa científica se faz necessária para a obtenção do conhecimento, e com o rápido avanço da tecnologia, a análise computacional se tornou um instrumento de extrema importância e aplicabilidade na pesquisa odontológica, como na simulação de experimentos clínicos de dentística operatória e biomecânica (RUBIN *et al.*, 1983; GOEL *et al.*, 1991; VERSLUIS, VERSLUIS-TANTBIROJN, 2011; RODRIGUES *et*

*al.*, 2012; YAMAMOTO *et al.*, 2012; COSTA *et al.*, 2014; GUIMARÃES *et al.*, 2014; SENGUL *et al.*, 2014; VERÍSSIMO *et al.*, 2014).

A metodologia por elementos finitos consiste em um método que possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais, bem como modificar os parâmetros de sua geometria, sendo possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, promovendo informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por essas cargas ao tecido analisado (GENG *et al.*, 2001; MICHAEL, *et al.*, 2009; PRADO *et al.*, 2014). Esta análise divide os domínios de problemas em uma coleção de peças menores (elementos), assim, as soluções para cada um dos elementos são combinados para se obter uma solução para o todo. Dentre os vários métodos de avaliação de deformações produzidas em diferentes estruturas, a análise de elementos finitos provou a sua eficácia em muitos aspectos, desde situações fisiológicas e/ou patológicas. As simulações visam transpor resultados, antecipando situações encontradas em clínica e oferecendo maior previsibilidade comportamental aos materiais restauradores, além de não comprometerem grande número amostral de estruturas biológicas (GERAMY, SHARAFODDIN, 2003; LI *et al.*, 2014).

Para a simulação através da metodologia de elementos finitos faz-se necessária a modelagem da geometria, a aplicação das condições de contorno (fixação do modelo e aplicação de cargas) e a obtenção de informações referentes às propriedades mecânicas (módulo de Young e coeficiente de Poisson) dos materiais a serem analisados, visto que a análise estrutural permite a determinação de estresses e tensões resultantes de forças externas, pressão e outros fatores (RUBIN *et al.*, 1983; BENZING *et al.*, 1995; REES, JACOBSEN, 1997; FENNIS *et al.*, 2005; VERSLUIS, VERSLUIS-TANTBIROJN, 2011; RODRIGUES *et al.*, 2012; YAMAMOTO *et al.*, 2012; BENAZZI *et al.*, 2013; GUIMARÃES *et al.*, 2014; VERÍSSIMO *et al.*, 2014; RAMOS VERRI *et al.*, 2015; SCHWITALLA *et al.*, 2015).

Pesquisas de relevância científica na área odontológica que puderam avaliar, por exemplo, a distribuição de tensões na coroa e nos tecidos de suporte do elemento dentário (RUBIN *et al.*, 1983; BENZING *et al.*, 1995; REES, JACOBSEN, 1997; BENAZZI *et al.*, 2014); a distribuição de tensões em dentes hígidos e restaurados com diferentes materiais (AUSIELLO, APICELLA, DAVIDSON, 2002; VERSLUIS, VERSLUIS-TANTBIROJN, 2011; RODRIGUES *et al.*, 2012; SENGUL *et al.*, 2014); a distribuição de tensões no desenvolvimento de patologias, como lesões cervicais não-cariosas (GERAMY, SHARAFODDIN, 2003; GUIMARÃES *et al.*, 2014) e puderam auxiliar no planejamento protético-reabilitador através da análise de tensões (YAMAMOTO *et al.*, 2012; RAMOS VERRI *et al.*, 2015; SCHWITALLA *et al.*, 2015) demonstram que a aplicação deste método não é recente e a cada dia torna-se mais viável. Devido ao avanço computacional e dos softwares, a solução de problemas complexos como a distribuição de tensões em tecidos biológicos geradas por esforços mastigatórios podem ser obtidas, simulando-se situações cada vez mais próximas da realidade, mostrando ser um método confiável e com resultados satisfatórios.

Poucos trabalhos testaram a resistência mecânica à fratura de restaurações sobre a dentina cariada *versus* dentina sadia e o estudo de tensões geradas na interface dente/restauração ainda não foi realizado. Este trabalho tem o objetivo de testar a dentina em três condições distintas (dentina sadia, dentina afetada e dentina infectada) como substratos para restaurações adesivas em resina composta por meio da metodologia dos elementos finitos.

## **2. MATERIAIS E MÉTODOS**

O presente estudo se refere ao desenvolvimento de um projeto de pesquisa realizado no âmbito do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Amazonas (PPGO/UFAM), com sede em Manaus/AM, em parceria com o Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, com sede em Campinas/SP (CTI/Campinas).

### **2.1. Desenho do estudo**

O estudo consistiu em uma simulação computacional das estruturas dentárias e de restaurações adesivas, por meio da metodologia dos elementos finitos, com a finalidade de avaliar a influência do tecido dentinário sadio e cariado como substratos das restaurações.

Este método de pesquisa possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais (dentina e esmalte) e artificiais (resina composta). Com isso, torna-se possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, promovendo, assim, informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por essas cargas ao elemento dentário ou ao tecido analisado.

A hipótese nula do trabalho é a de que não há diferença nas tensões geradas na interface dente-restauração dependente do substrato dentinário.

### **2.2. Descrição dos métodos a serem utilizados**

#### **2.2.1. Modelagem das estruturas (CAD – *Computer Aided Design*)**

O modelo geométrico foi obtido por meio do escaneamento de um primeiro molar inferior esquerdo (36) artificial de estoque confeccionado em resina acrílica (Peroldent, Dentária Campineira LTDA. – São Paulo, Brasil) (Figuras 1 e 2).



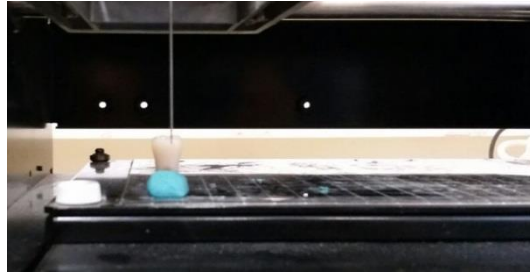
**Figura 1** – Dentes artificiais de estoque confeccionados em resina acrílica (Peroldent, Dentária Campineira LTDA – São Paulo, Brasil)



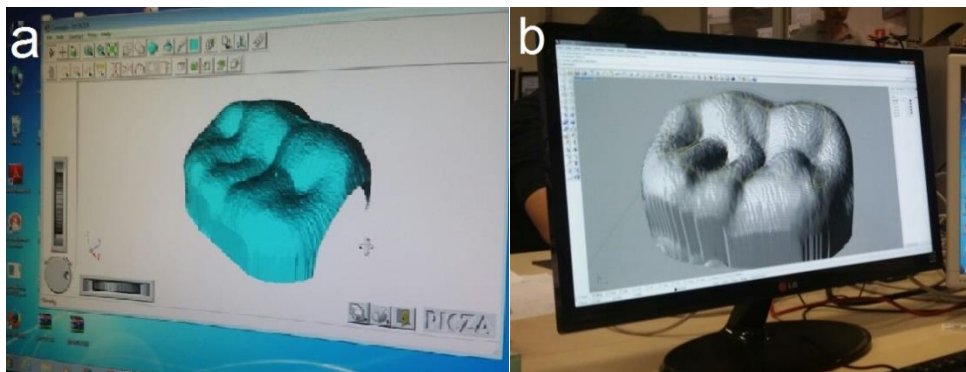
**Figura 2** – Primeiro molar inferior esquerdo (36) confeccionado em resina acrílica (Peroldent, Dentária Campineira LTDA – São Paulo, Brasil)

A coroa do dente artificial foi digitalizada utilizando-se o *scanner* Roland MDX-20 3D Milling (Roland DG Corporation, Shizuoka, Japão) (Figura 3), as informações processadas pelo software de escaneamento Dr. Picza<sup>®</sup> (versão 3, Roland DG Corporation, Shizuoka, Japão) e então mapeada no programa CAD Rhinoceros<sup>®</sup> (versão 5.0, Robert Mcneel & Associates, USA), a partir do qual foi possível se extrair as coordenadas dos pontos de contorno que definem a estrutura (de MORAES *et al.*, 2013; SANTIAGO JUNIOR *et al.*, 2013; TORCATO *et al.*, 2014; VERRI *et al.*, 2014), assim como a configuração das cavidades e restaurações (Figura 4). A geração da malha de elementos finitos, visualização e

interpretação dos resultados foi feita pelo software Femap<sup>®</sup> (versão 10.2, Siemens PLM Software, USA) assim como as simulações computadorizadas pelo software NeiNastran<sup>®</sup> (versão 10.0.3.7, NEi Software, USA) (LEWGOY *et al.*, 2003; POIATE *et al.*, 2009; BALIK *et al.*, 2012).



**Figura 3** – Escaneamento da superfície oclusal do primeiro molar inferior esquerdo (36) artificial de estoque.



**Figura 4** – Leitura do escaneamento da superfície oclusal do primeiro molar inferior esquerdo (36) no software Dr. Picza (a). Edição da imagem escaneada no programa Rhinoceros<sup>®</sup> (b).

Na modelagem das estruturas foi utilizado o software CAD Rhinoceros<sup>®</sup>. Os softwares de modelagem permitem a construção de uma série de entidades geométricas como pontos, curvas, superfícies e sólidos. Somado a isso, além de construir, também é possível editar estas entidades de tal forma que, caso haja necessidade, possíveis alterações possam vir a ser realizadas no estudo antes de sua concepção final, de maneira ágil e com custo relativamente baixo (YAMAMOTO *et al.*, 2012; CHOI *et al.*, 2014; COSTA *et al.*, 2014; VERÍSSIMO *et al.*, 2014; RAMOS VERRI *et al.*, 2015).

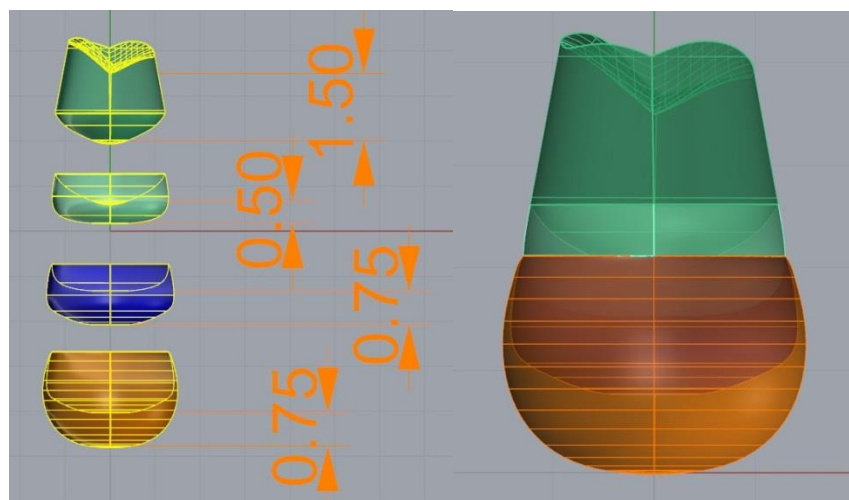
### 2.2.2. Planejamento da restauração e lesão cariosa

As superfícies oclusais dos dentes posteriores são as mais vulneráveis à cárie dentária e especialmente as regiões de fossas e fissuras são altamente favoráveis à instalação das lesões devido a sua configuração anatômica, o que favorece a colonização destas áreas por microrganismos. Assim, a especificidade da anatomia dentária pode ser considerada um fator importante para o acúmulo de biofilme e o início de cárie nas superfícies oclusais (CARVALHO *et al.*, 1992; FEJERSKOV, NYVAD, KIDD, 2015). As lesões cariosas nas superfícies oclusais com frequência se iniciam na região de fossas, constituindo as depressões onde dois ou mais sulcos se encontram. Visto que a desmineralização do esmalte sempre ocorre nos prismas e estes possuem um direcionamento divergente em relação à junção amelodentinária, é natural que a lesão iniciada na fossa assuma gradualmente a forma de um cone com sua base em direção à junção amelodentinária. Entretanto, numa fossa em que diversas superfícies estão envolvidas, a lesão representa na realidade um cone tridimensional. Com a destruição progressiva do esmalte, uma cavidade é formada e novamente os contornos da mesma refletem o arranjo dos prismas na área, ou seja, assumem uma forma tronco-cônica. A configuração anatômica desta porção oclusal em que a cárie se inicia explica a razão de as aberturas das lesões cavitadas oclusais sempre serem menores que a base (FEJERSKOV, NYVAD, KIDD, 2015).

Para a delimitação da lesão cariosa simulada no experimento, a forma de contorno envolveu as áreas suscetíveis à cárie anteriormente descritas, preservando as estruturas de reforço do dente, como vertentes de cúspides e cristas marginais. A abertura da lesão no istmo oclusal correspondeu a 1/3 da distância intercuspídica (distância entre o vértice das cúspides vestibulares e linguais) e o diâmetro máximo interno da lesão no sentido mésio-distal (MD) e vestibulo-lingual (VL) correspondeu à metade da referida distância.

Sabe-se que a espessura do material restaurador interfere na resistência à flexão, também conhecida como “resistência transversal” ou “módulo de ruptura”. Em corpos de prova suficientemente finos, as tensões que se desenvolvem ao longo da superfície são dominantes, ocasionando a dobra do material, o que pode levar à fratura do mesmo. Em contrapartida, em corpos de prova demasiadamente espessos, a distribuição das tensões pode não representar a realidade e levar a interpretações errôneas dos resultados (ANUSAVICE, SHEN, RAWLS, 2012). Desta forma, como o objetivo principal deste trabalho é determinar as regiões de maior tensão na estrutura dentária e na restauração adesiva, foi testada uma espessura fixa e padronizada da restauração em 2,0 mm (RODRIGUES *et al.*, 2012). O que variou foi a profundidade da lesão cariosa, e a conseqüente espessura da dentina sadia na parede pulpar.

Em todas as simulações em que há a restauração adesiva, foi removida uma espessura mínima de 0,5 mm de dentina infectada na junção amelodentinária para assegurar uma interface adesiva em dentina sadia nas margens do preparo cavitário (KIDD, RICKETTS & BEIGHTON, 1996). As estratificações da restauração adesiva e de todas as camadas da lesão cariosa estão representadas na Figura 5.



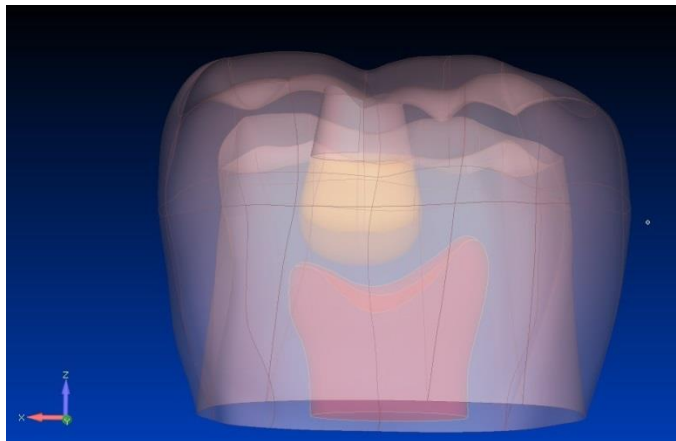
**Figura 5** – Estratificações referentes à restauração em resina composta e às distintas camadas que compõem a lesão cariosa após a confecção da restauração adesiva. Sendo representados, na cor verde: 2,0 mm de restauração adesiva em resina composta (1,5 mm de restauração em esmalte + 0,5 mm de restauração na região da junção amelodentinária); na cor azul: 0,75 mm de dentina infectada; e na cor ocre: 0,75 mm de dentina afetada.



### 2.2.3. Simulação computacional

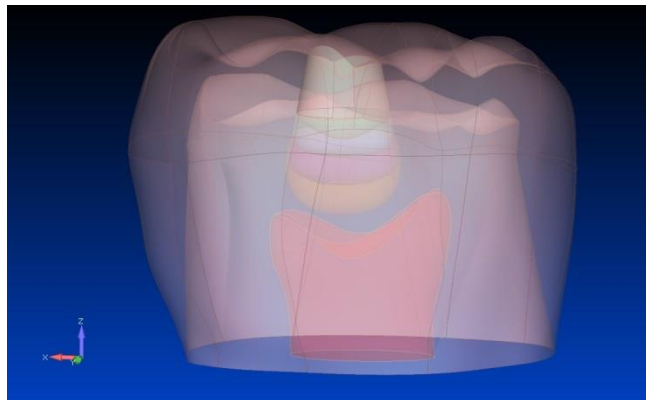
O modelo completo foi composto por um primeiro molar inferior esquerdo (36) com as seguintes estruturas em suas espessuras e desenhos biológicos: esmalte, dentina e câmara pulpar. Foi simulada uma lesão cáriosa na face oclusal, onde foram simuladas as camadas de dentina cariada infectada (superficial) e dentina cariada afetada (interna), sendo que sob estas estava uma camada de dentina sadia remanescente. A espessura da restauração virtualmente simulada foi padronizada e fixada em 2,0 mm, portanto, houve variação na profundidade da lesão cáriosa. O experimento contou com quatro situações distintas:

- Lesão cáriosa em esmalte e dentina com 3,5 mm de profundidade (sendo 1,5 mm em esmalte e 2,0 em dentina, onde 1,25 mm referem-se à camada de dentina infectada e 0,75 mm à camada de dentina afetada) e 1,0 mm de dentina sadia remanescente (Caso 1) (Figura 6);



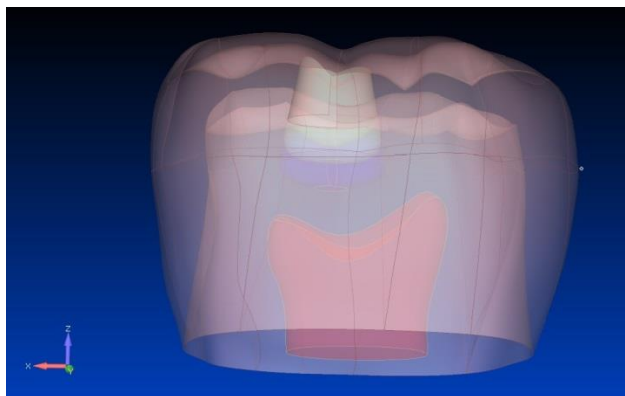
**Figura 6** – Modelo tridimensional referente ao Caso 1.

- Restauração adesiva (resina composta) realizada sobre a lesão cariosa com remoção de 0,5 mm de dentina infectada na junção amelodentinária, portanto sobre as sucessivas camadas de dentina infectada-afetada-sadia, restando 0,75 mm de dentina infectada e 0,75 mm de dentina afetada, obtendo-se uma restauração com espessura fixa de 2,0 mm (Caso 2) (Figura 7);



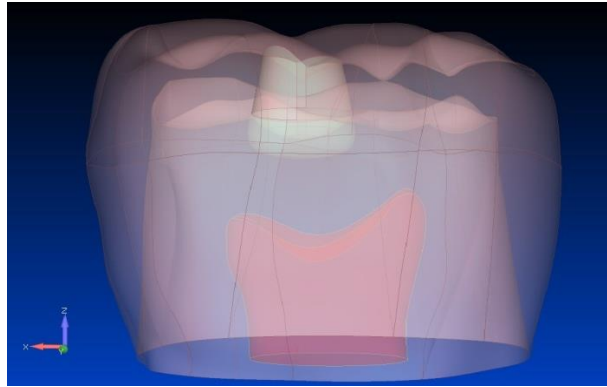
**Figura 7** – Modelo tridimensional referente ao Caso 2.

- Restauração adesiva realizada após a remoção de toda a dentina infectada, portanto sobre as camadas sucessivas de dentina afetada-sadia, com manutenção de 0,75 mm de dentina afetada e 1,75 mm de dentina sadia sobre a parede pulpar, obtendo-se uma restauração com espessura fixa de 2,0 mm, semelhante à simulação anterior (Caso 3) (Figura 8);



**Figura 8** – Modelo tridimensional referente ao Caso 3.

- Restauração adesiva realizada após a completa remoção da dentina cariada, portanto sobre 2,5 mm de dentina sadia, obtendo-se uma restauração com espessura fixa de 2,0 mm, semelhante às simulações anteriores (Caso 4) (Figura 9).



**Figura 9** – Modelo tridimensional referente ao Caso 4.

#### **2.2.4. Análise por elementos finitos**

Após serem concebidas no ambiente CAD do Rhinoceros<sup>®</sup>, as geometrias foram exportadas para a geração da malha de elementos finitos no software Femap<sup>®</sup> e as simulações computacionais executadas pelo software NeiNastran<sup>®</sup> (LEWGOY et al., 2003; POIATE et al., 2009; BALIK et al., 2012).

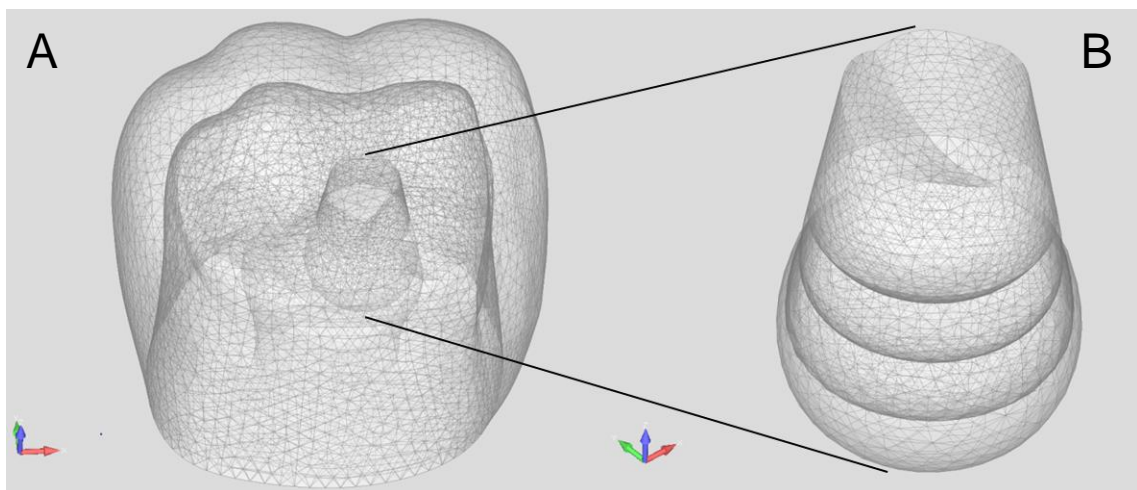
As regiões de maior interesse nesse estudo são as paredes da cavidade e o material restaurador. Nessas regiões, o tamanho dos elementos foi menor, para que a estrutura fosse fiel e o resultado da distribuição de tensão, mais refinado. Nas outras estruturas de menor interesse, os elementos foram maiores. Quanto menor o tamanho dos elementos de um sólido, maior quantidade de elementos ele possuirá. Quanto maior a quantidade de elementos, maior será o tempo de análise computacional.

As quantidades de elementos e nós gerados na construção dos modelos tridimensionais estão descritas na Tabela 1. Cada modelo foi representado por um primeiro molar inferior

com as estratificações referentes à restauração/lesão cariosa correspondente a cada caso (Figura 10).

Modelo	Elementos	Nós
Caso 1	94.639	144.612
Caso 2	126.952	193.512
Caso 3	131.584	199.077
Caso 4	118.588	178.950

**Tabela 1** – Quantidade de elementos e nós gerados na construção dos modelos tridimensionais utilizados nas simulações.



**Figura 10** – (A) Malha de elementos finitos aplicada no modelo tridimensional contendo as estratificações referentes à restauração/lesão cariosa do Caso 2. (B) Zoom na região de interesse (material restaurador/lesão cariosa).

As propriedades mecânicas das estruturas e dos materiais constituem dados fundamentais para que o programa possa executar a análise e para que esta seja a mais fiel possível (RUBIN *et al.*, 1983; GENG *et al.*, 2001; VERSLUIS, VERSLUIS-TANTBIROJN, 2011; YAMAMOTO *et al.*, 2012; CHOI *et al.*, 2014; RAMOS VERRI *et al.*, 2015). Para a análise de elementos finitos são necessários dois dados: o módulo de Young ( $E$ ) e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ), visto que os modelos foram considerados isotrópicos (apresentam as mesmas propriedades em qualquer direção considerada), elásticos (recuperam as dimensões originais quando retirada a carga) contínuos (não apresentam espaços vazios) e lineares

(GENG *et al.*, 2001; GOEL *et al.*, 1991; RODRIGUES *et al.*, 2012; YAMAMOTO *et al.*, 2012; BENAZZI *et al.*, 2014; COSTA *et al.*, 2014; GUIMARÃES *et al.*, 2014; VERÍSSIMO *et al.*, 2014; RAMOS VERRI *et al.*, 2015; SCHWITALLA *et al.*, 2015). Os materiais que compõem as estruturas foram assumidos sem falhas e com adesão perfeita. As propriedades físicas atribuídas aos componentes do modelo que foram utilizadas como referências para este estudo estão descritas na Tabela 2. Os valores assumidos para a resina composta tomaram como referência dados disponíveis para a resina Z100 (3M ESPE, Dental Products, Minnesota, USA.), que consiste em um compósito microhíbrido (KLEVERLAAN, FEILZER, 2005).

Material	Módulo de Young (E) (GPa)	Coeficiente de Poisson (ν)		Referência
Esmalte	72,7	0,33		Habelitz <i>et al.</i> , 2001
Dentina sadia	18,9 <sup>†</sup>	0,25 <sup>‡</sup>		<sup>†</sup> Zheng <i>et al.</i> , 2003 <sup>‡</sup> Kinney, Marshall, 2003
Dentina afetada	10,5	Hipótese 1 0,45*	Hipótese 2 0,25*	Zheng <i>et al.</i> , 2003
Dentina infectada	0,4	0,49*		Zheng <i>et al.</i> , 2003
Resina Composta	21,5 <sup>†</sup>	0,30 <sup>‡</sup>		<sup>†</sup> Bicalho <i>et al.</i> , 2014 <sup>‡</sup> Chung <i>et al.</i> , 2004
Tecido pulpar	0,002	0,45		Fennis <i>et al.</i> , 2005

**Tabela 2** – Propriedades mecânicas (módulo de Young e coeficiente de Poisson) das estruturas utilizadas na análise de elementos finitos.

\* Hipóteses projetadas de acordo com o conhecimento do comportamento biológico dos tecidos em questão.

Tendo em vista o enriquecimento da discussão do trabalho, nas três primeiras situações foram criadas hipóteses adicionais, onde o coeficiente de Poisson da dentina afetada sofreu alterações em seu valor. Inicialmente assumiu-se um valor de 0,45, assemelhando-se ao tecido pulpar, com a justificativa de que o tecido apresente um comportamento mais incompressível devido à perda de conteúdo mineral proveniente do processo cariioso.

Adicionalmente foram criadas hipóteses onde esse valor é expresso em 0,25, assumindo-se que o tecido tenha um comportamento mais similar àquele esperado para a dentina sadia.

### **2.2.5. Condições de carregamento**

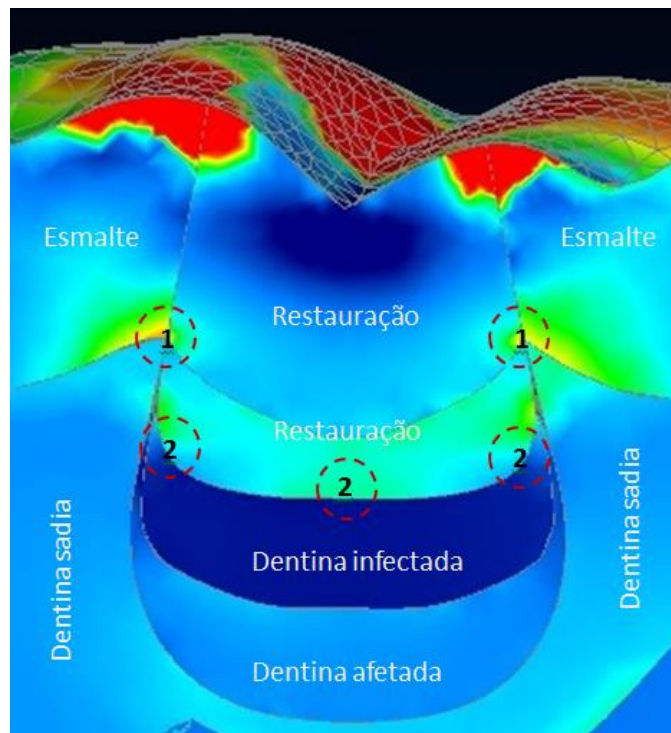
A carga oclusal fisiológica varia entre 100 e 200 N na região molar (THOMPSON, REKOW, 2004). Dessa forma, para a simulação de um carregamento fisiológico, a carga total aplicada nos modelos foi de 100 N, o que corresponde à força mastigatória média na mastigação habitual (ANDERSON, 1956). A força foi aplicada em áreas circulares de 1,0 mm de diâmetro, correspondente à área de contato da superfície do indentador utilizado em testes laboratoriais (VERÍSSIMO *et al.*, 2004; SCHWITALLA *et al.*, 2015). Para a presente simulação, a obtenção da força axial se deu por meio da aplicação em 4 pontos de força (de 25 N cada), distribuídos sobre a restauração adesiva, com a finalidade de testar o efeito da carga oclusal nos dentes restaurados (HEVINGA *et al.*, 2010; BICALHO *et al.*, 2014).

Na caracterização da força utilizada no presente estudo, partiu-se do princípio de que no processo de direcionar as forças oclusais através do longo eixo do dente, a carga axial é a mais adequada para a simulação. Forças verticais são mais bem aceitas pelo ligamento periodontal, enquanto forças horizontais podem não ser efetivamente dissipadas, gerando respostas nocivas ao osso ou até mesmo evocando atividade neuromuscular reflexa, o que aumenta a probabilidade de efeitos patológicos. Clinicamente, uma carga vertical no sentido axial do dente permite que o ligamento periodontal absorva efetivamente as forças potencialmente nocivas e possa reduzi-las (OKESON, 2012).

Os resultados foram apresentados por meio de mapas de cores de tensão/deformação com a distribuição de tensões geradas ao longo do complexo dente/restauração, visualizadas por meio de uma análise quantitativa relacionando o padrão de cores, ou seja, a localização de

tensão e seus valores correspondentes, onde cores mais quentes representam maiores tensões e cores mais frias, tensões menores (VERSLUIS, VERSLUIS-TANTBIROJN, 2011; YAMAMOTO *et al.*, 2012; COSTA *et al.*, 2014; GUIMARÃES *et al.*, 2014; VERÍSSIMO *et al.*, 2014; RAMOS VERRI *et al.*, 2015; SCHWITALLA *et al.*, 2015). As regiões de interesse para a análise das tensões estão representadas na Figura 11, sendo a região 1 referente ao ponto de interface esmalte/dentina/restauração e a região 2, a interface entre o assoalho da restauração e a camada de dentina subjacente. Para cada região descrita, foram coletados valores em 7 pontos diferentes, sempre em elementos inseridos no material restaurador.

Assim como a geração de mapas de tensões máximas (que representam tensões mais críticas, podendo levar ao insucesso da restauração), foram gerados mapas de tensões mínimas, que não foram analisados por não constituírem um fator crítico que se associe com o objetivo do presente estudo. Contudo, os mapas de tensões mínimas se encontram disponíveis no apêndice deste trabalho (Apêndices 1 e 2).



**Figura 11** – Pontos de coleta dos valores de tensões máximas principais, sendo a região 1 referente às regiões de interface esmalte/dentina/restauração e a região 2 referente às regiões de interface entre o assoalho da restauração e a camada de dentina subjacente.

### **2.3. Análise estatística**

O teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, seguido do teste de Dunn, foram utilizados para analisar as diferenças estatísticas entre as tensões máximas encontradas nos diferentes casos (casos 2, 3 e 4) em uma mesma região. O teste de Mann-Whitney foi realizado para a comparação entre as regiões (regiões 1 e 2) observadas em um mesmo caso e também para comparar as hipóteses 1 e 2. Todas as análises estatísticas foram realizadas através do software BioEstat (versão 5.3, Pará, Brasil).



### 3. ARTIGO

O artigo será submetido ao periódico *Journal of Biomechanics* (ISSN: 0021-9290). A classificação Qualis do referido periódico em 2014, na área de avaliação “Odontologia” foi A2 e seu fator de impacto segundo o critério de classificação da *Journal Citations Reports* (JCR) em 2014 foi de 2,751.

#### 3.1. Introdução

A necessidade de remoção do tecido cariado durante o tratamento restaurador tem sido tema de debate na literatura científica (Banerjee et al., 2000; Hevinga et al., 2010, 2011; Kidd, 2004, 2010; Maltz et al., 2011; Ricketts et al., 2013; Schwendicke et al., 2013) e há evidências atuais que suportam que a remoção incompleta do tecido cariado não representa necessariamente um fator que possa levar ao insucesso clínico da restauração (Banerjee et al., 2001; Browning, Chan, 2013; Maltz et al., 2007; Maltz et al., 2013; Mertz-Fairhurst et al., 1998; Schwendicke et al., 2013). Ao longo dos anos, vários estudos de remoção incompleta do tecido cariado têm mostrado, por meio de avaliação clínica, radiográfica e microbiológica, que o processo carioso em dentina pode ser paralisado se as margens da restauração permanecerem seladas (Maltz et al., 2007; Maltz et al., 2013; Mertz-Fairhurst et al., 1998).

No entanto, as propriedades elásticas da dentina são de importância fundamental para a resistência mecânica do dente e para a forma como a estrutura dentária responde a forças compressivas e de tração, podendo interferir na resistência mecânica do complexo dente-restauração (Brauer et al., 2011; Chun et al., 2014; Kinney et al., 2003). Tanto a dureza da dentina quanto o seu módulo de elasticidade são afetados por alterações patológicas como o processo carioso (Banerjee et al., 2010; Nakajima et al., 2005; Zheng et al., 2003). Assim sendo, pode-se fazer a distinção entre a dentina cariada externa ou infectada, com alto grau de

infecção bacteriana, extensa perda mineral e baixa dureza, clinicamente percebida como dentina amolecida; a dentina cariada interna ou afetada, com menor grau de infecção bacteriana, menor perda mineral e maior dureza, clinicamente percebida como tendo consistência de couro; e a dentina sadia, sem perda mineral e clinicamente de consistência dura (Fejerskov, Nyvad, Kidd, 2015; Ogawa et al., 1983). Ensaio mecânico de adesão têm demonstrado que a dentina sadia é um substrato mais adequado para a adesão que a dentina cariada (Cehreli et al., 2003; de Almeida Neves et al., 2011; Erhardt et al., 2008). Adicionalmente, a resistência mecânica da dentina cariada é inferior a da dentina sadia (Marshall et al., 2001; Zheng et al., 2003). A associação desses fatores poderia contribuir para uma maior deformação do complexo dente/restauração, levando a um maior esforço marginal e aumento da susceptibilidade à fratura por fadiga da restauração (Hevinga et al., 2010). Entretanto, estes dois questionamentos ainda carecem de maior evidência científica, pois os resultados dos estudos *in vitro* não podem ser diretamente extrapolados para a prática clínica, e os estudos clínicos que consideraram como um desfecho a longevidade das restaurações realizadas sobre dentina cariada são ainda poucos e com resultados muito variáveis quanto ao percentual de fracasso destas restaurações (Mertz-Fairhurst et al., 1998; Ribeiro et al., 1999; Maltz et al., 2011; Phonghanyudh et al., 2012; Bakhshandeh, Qvist, Ekstrand, 2012; Hesse et al., 2014).

Na análise biomecânica das estruturas dentais e materiais restauradores, os ensaios mecânicos destrutivos são importantes métodos de análise do comportamento do elemento dentário em situações de aplicações de cargas em diferentes intensidades. Porém, apresentam limitações no que diz respeito à obtenção de informações do comportamento interno do complexo dente-restauração (Soares et al., 2008). Desta forma, a análise computacional se tornou um instrumento de extrema importância e aplicabilidade na pesquisa odontológica, na simulação de experimentos clínicos de dentística operatória e biomecânica (Costa et al., 2014;

Guimarães et al., 2014; Rodrigues et al., 2012; Veríssimo et al., 2014; Versluis, Versluis-Tantbirojn, 2011; Yamamoto et al., 2012). A metodologia de análise tridimensional por elementos finitos permite a avaliação das deformações produzidas em diferentes estruturas, promovendo informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por cargas ao tecido analisado, sem comprometer grande número amostral de estruturas biológicas (Geng et al., 2001; Geramy, Sharafoddin, 2003; Li et al., 2014; Michael et al., 2009; Prado et al., 2014). As simulações visam contribuir com o conhecimento a cerca do comportamento biomecânico do complexo dente/restauração antecipando situações encontradas em clínica.

Considerando que poucos trabalhos testaram a resistência mecânica à fratura de restaurações sobre a dentina cariada *versus* dentina sadia (Hevinga et al., 2010), que a forma como estes diferentes substratos dentinários interferem na longevidade das restaurações ainda tem sido muito pouco estudada e permanece uma importante pergunta de pesquisa (Kidd, 2010; Ricketts et al., 2013; Schwendicke et al., 2013), e que o estudo de tensões geradas na interface dente/restauração ainda não foi realizado. Este trabalho tem o objetivo de testar a dentina em três condições distintas (dentina sadia, dentina cariada afetada e dentina cariada infectada) como substratos para restaurações adesivas em resina composta por meio da metodologia dos elementos finitos. A hipótese nula do trabalho considera que não haverá diferença nas tensões geradas na interface dente/restauração dependente dos diferentes substratos dentinários.

## **3.2. Materiais e métodos**

### **3.2.1. Desenho do estudo e modelos**

O presente estudo consistiu em simulações computacionais das estruturas dentárias e de restaurações adesivas, por meio da metodologia dos elementos finitos, com a finalidade de

avaliar a influência do tecido dentinário sadio e cariado como substratos das restaurações. O modelo geométrico foi obtido por meio do escaneamento de um dente artificial (primeiro molar inferior esquerdo) (Perolident, Dentária Campineira LTDA. – São Paulo, Brasil). A coroa do dente artificial foi digitalizada utilizando-se o *scanner* Roland MDX-20 3D Milling (Roland DG Corporation, Shizuoka, Japão), as informações processadas pelo software de escaneamento Dr. Picza<sup>®</sup> (versão 3, Roland DG Corporation, Shizuoka, Japão) e então mapeadas no programa CAD Rhinoceros<sup>®</sup> (versão 5.0, Mcneel, Seattle, USA) (de Moraes et al., 2013; Santiago-Junior et al., 2013; Torcato et al., 2014; Verri et al., 2014). A geração da malha de elementos finitos, visualização e interpretação dos resultados foi feita pelo software Femap<sup>®</sup> (versão 10.2, Siemens PLM Software, USA) assim como as simulações computadorizadas pelo software NeiNastran<sup>®</sup> (versão 10.0.3.7, NEi Software, USA) (Balik et al., 2012; Lewgoy et al., 2003; Poiate et al., 2009).

Para a delimitação da lesão cariada simulada no experimento, a forma de contorno, representada por uma geometria tronco-cônica, envolveu as regiões de fossas e fissuras da face oclusal, preservando as estruturas de reforço do dente, como vertentes de cúspides e cristas marginais (Carvalho et al., 1992; Fejerskov; Nyvad & Kidd, 2015). A abertura da lesão no istmo oclusal correspondeu a 1/3 da distância intercuspídica e o diâmetro máximo interno da lesão no sentido mésio-distal (MD) e vestibulo-lingual (VL) correspondeu à metade da referida distância.

Como o objetivo principal deste trabalho é determinar as regiões de maior tensão na estrutura dentária e na restauração adesiva, foi testada uma espessura fixa e padronizada da restauração em 2.0 mm (Rodrigues et al., 2012). O que variou foi a profundidade da lesão cariada, e a conseqüente espessura da dentina sadia na parede pulpar, da mesma forma que ocorreria para lesões distintas que se optasse por tratar clinicamente. As condições de contorno utilizadas no experimento para a restauração adesiva foram padronizadas. Em todas

as simulações em que há a restauração adesiva, foi removida uma espessura de 0.5 mm de dentina infectada na junção amelodentinária, para assegurar uma interface adesiva em dentina sadia nas margens do preparo cavitário (Kidd, Ricketts, Beighton, 1996), e a espessura da restauração foi fixa e padronizada em 2.0 mm (Rodrigues et al., 2012).

O modelo completo foi composto por um primeiro molar inferior esquerdo com as seguintes estruturas em suas espessuras e desenhos biológicos: esmalte, dentina e câmara pulpar. Foi simulada uma lesão cariada na face oclusal, onde foram projetadas as camadas de dentina cariada infectada (superficial) e afetada (interna), sendo que sob estas estava uma camada de dentina sadia remanescente. O experimento contou com quatro situações distintas (Tabela 1 e Figura 1).

As regiões de maior interesse nesse estudo são as paredes da cavidade e o material restaurador. Nessas regiões, o tamanho dos elementos foi menor, para que a estrutura fosse fiel e o resultado da distribuição de tensão, mais refinado. Nas outras estruturas de menor interesse, os elementos foram maiores (Figura 2).

A simulação computacional referente ao “Caso 1” contou com um modelo tridimensional de 94.639 elementos e 144.612 nós; a simulação referente ao “Caso 2” contou com um modelo de 126.952 elementos e 193.512 nós; a simulação referente ao “Caso 3” contou com um modelo de 131.584 elementos e 199.077 nós; e por sua vez, a simulação computacional referente ao “Caso 4” contou com um modelo tridimensional de 118.588 elementos e 178.950 nós.

Para a análise de elementos finitos foram necessários dois dados referentes às propriedades mecânicas das estruturas: o módulo de Young (E) e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ), visto que os modelos foram considerados isotrópicos, elásticos, lineares e contínuos (Costa et al., 2014; Guimarães et al., 2014; Ramos Verri et al., 2015; Veríssimo et al., 2014; Yamamoto et al., 2012). Os materiais que compõem as estruturas foram assumidos sem falhas e com

adesão perfeita. As propriedades físicas atribuídas aos componentes do modelo que foram utilizadas como referências para este estudo estão descritas na Tabela 2. Os valores assumidos para a resina composta tomaram como referência dados disponíveis para a resina Z100 (3M ESPE, Dental Products, Minnesota, USA), que consiste em um compósito microhíbrido.

Tendo em vista o enriquecimento da discussão do trabalho, nas três primeiras situações foram criadas hipóteses adicionais, nas quais o coeficiente de Poisson da dentina afetada sofre alterações em seu valor. Inicialmente assumiu-se um valor de 0,45, assemelhando-se ao tecido pulpar, com a justificativa de que o tecido apresente um comportamento mais incompressível, devido à perda de conteúdo mineral proveniente do processo carioso. Adicionalmente foram criadas hipóteses em que esse valor é expresso em 0,25, assumindo-se que o tecido tenha um comportamento mais similar àquele esperado para a dentina sadia.

Para a simulação de um carregamento fisiológico, a carga total aplicada nos modelos foi de 100 N, o que corresponde à força mastigatória média na mastigação habitual (Anderson, 1956). A força foi aplicada em uma área circular de 1,0 mm de diâmetro, correspondente à área de contato da superfície do indentador utilizado em testes laboratoriais (Schwitalla et al., 2015; Veríssimo et al., 2014). Para a presente simulação, a obtenção da força axial se deu através da aplicação de 4 pontos de força (de 25 N cada), distribuídos sobre a restauração adesiva, com a finalidade de testar o efeito da carga oclusal nos dentes restaurados (Bicalho et al., 2014; Hevinga et al., 2010).

Os resultados foram apresentados por meio de mapas de cores de tensão/deformação, com a distribuição de tensões geradas ao longo do complexo dente/restauração, visualizadas por meio de uma análise quantitativa, relacionando o padrão de cores, ou seja, a localização de tensão e seus valores correspondentes, onde cores mais quentes representam maiores tensões e cores mais frias, tensões menores (Costa et al., 2014; Guimarães et al., 2014; Ramos

Verri et al., 2015; Schwitalla et al., 2015; Veríssimo et al., 2014; Versluis, Versluis-Tantbirojn, 2011; Yamamoto et al., 2012). As regiões de interesse para a análise das tensões estão representadas na Figura 3, sendo a região 1 referente ao ponto de interface esmalte/dentina/restauração e a região 2, a interface entre o assoalho da restauração e a camada de dentina subjacente. Para cada região descrita, foram coletados valores em 7 pontos diferentes, sempre em elementos inseridos no material restaurador.

### **3.2.2. Análise estatística**

O teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, seguido do teste de Dunn, foram aplicados para analisar diferenças estatísticas entre as tensões máximas encontradas nos diferentes casos (casos 2, 3 e 4), em uma mesma região. O teste de Mann-Whitney foi realizado para a comparação entre as regiões (regiões 1 e 2) observadas em um mesmo caso; e também para comparar as hipóteses 1 e 2. Todas as análises estatísticas foram realizadas por meio do software BioEstat 5.3 (Pará, Brasil).

### **3.3. Resultados**

Após a aplicação da carga de 100 N distribuída sobre a restauração adesiva, a distribuição das tensões pôde ser analisada. Os mapas de tensões máximas principais dos casos 1, 2, 3 e 4 referentes à hipótese 1 (coeficiente de Poisson da dentina afetada em 0,45) encontram-se representados na Figura 4, e os mapas das tensões máximas principais geradas nos casos 1, 2, 3 e 4 referentes à hipótese 2 (coeficiente de Poisson da dentina afetada em 0,25) encontram-se descritos na Figura 5. A escala dos mapas de tensões variou de -1,5 a 6,5

MPa, sendo que valores abaixo de 0 indicam tensões compressivas (representadas por cores frias) e valores acima, pontos de tração (representadas por cores quentes).

A distribuição das tensões se mostrou mais gradual quando o dente encontrava-se restaurado (Fig. 4B, 4C, 4D e Fig. 5B, 5C, 5D) em comparação à simulação em que a cavidade encontrava-se aberta (Figs. 4A e 5A). Também pôde ser observado que as tensões foram maiores nas regiões de interface esmalte/dentina/material restaurador em todas as simulações (Figs. 4 e 5). Onde há a presença de dentina infectada ou afetada sob o material restaurador, foi possível perceber que a dentina afetada é capaz de distribuir as tensões de forma mais gradual e homogênea do que a dentina infectada, que apresentou um acúmulo de tensões compressivas (Fig. 4B, 4C e Fig. 5B, 5C).

As simulações do caso 4 (Fig. 4D e 5D) demonstraram que o dente quando restaurado, sem a presença de nenhuma camada de dentina afetada ou infectada sob o material restaurador, comportou-se de forma mais homogênea em relação à dissipação das forças pelas estruturas dentárias, quando comparado às simulações que mantiveram sob a restauração um substrato de dentina cariada (Fig. 4B, 4C e Fig. 5B, 5C). No entanto esta diferença nas tensões máximas principais geradas na restauração só foram estatisticamente significativas na comparação dos casos 2 (restauração sobre dentina cariada infectada e afetada) e 4 (restauração sobre dentina sadia). A manutenção apenas da dentina cariada afetada (caso 3) não ocasionou aumento significativo das tensões geradas em nenhuma das simulações testadas – comparação nas linhas, teste Kruskal-Wallis, seguido do teste de Dunn ( $p < 0,05$ ), tabelas 3 e 4.

Comparando-se as diferentes regiões da restauração, houve uma tendência para valores maiores de tensão máxima na base da restauração (região 2) do que na região próximo à interface esmalte/dentina/restauração (região 1). No entanto, esta diferença só foi



estatisticamente significativa nos casos em que a restauração estava sobre a dentina sadia (casos 4) – comparação nas colunas, teste Mann-Whitney ( $p < 0,05$ ), tabelas 3 e 4.

Estes resultados foram semelhantes para as duas hipóteses de coeficiente de Poisson assumidas para a dentina afetada (hipótese 1 = 0,45 e hipótese 2 = 0,25) – tabelas 3 e 4, respectivamente. Foram realizadas análises estatísticas adicionais comparando-se as hipóteses 1 e 2 e em todos os casos e regiões analisadas, não havendo diferença estatística nas tensões máximas principais em função da variação no coeficiente de Poisson da dentina afetada (hipótese 1 x hipótese 2) – Teste Mann-Whitney ( $p > 0,05$ ).

### **3.4. Discussão**

Neste estudo, a análise das tensões geradas na restauração adesiva permitiu identificar, em todas as simulações clínicas, duas regiões de maior concentração de tensões: a área próxima à junção amelodentinária (região 1) e o assoalho/base da restauração (região 2). Tal resultado era esperado uma vez que a área próxima a interface de materiais com propriedades mecânicas distintas, esmalte-dentina-restauração, tende a acumular tensões (Asmussen et al., 2008; Fenner et al., 1998; Toparli et al., 2000). Quando os diferentes substratos dentinários são considerados, pode-se perceber que o acúmulo de tensões de tração nestas áreas da restauração foi significativamente maior quando a dentina infectada foi mantida, quando comparado à restauração sobre dentina afetada ou sobre dentina sadia. Esta tendência ocorreu independente do coeficiente de Poisson considerado para a dentina afetada (hipóteses 1 e 2). Assim, para o desfecho analisado no presente trabalho, a variação na rigidez do substrato dentinário teve maior impacto que a variação no módulo de elasticidade. Desta forma, a hipótese nula deste trabalho foi rejeitada, pois as tensões geradas na restauração foram dependentes do substrato dentinário.

A aplicação de forças compressivas na superfície oclusal da restauração, leva à dissipação destas forças através do material restaurador, com acúmulo de tensões de tração na sua base (região 2) (Anusavice, Shen, Rawls, 2012). Isto é descrito por outros trabalhos que, utilizando a metodologia de elementos finitos, avaliaram restaurações adesivas sobre substrato dentinário sadio (Arola et al., 2001; Bicalho et al., 2014; Vukicevic et al., 2015). O mesmo ocorreu em todas as simulações deste trabalho, sendo que nos casos de restauração sobre dentina cariada infectada (casos 2), as tensões nesta região foram maiores que nos casos de restauração sobre dentina afetada (casos 3) ou dentina sadia (caso 4); exceto na hipótese 2 quando esta diferença não foi significativa (tabela 4, região 2). Alguns autores afirmam que materiais com menor módulo de elasticidade geram maior tensão na interface esmalte/dentina/restauração e também no assoalho da restauração e do preparo cavitário (Asmussen et al., 2008; Bicalho et al., 2014), o que encontra analogia com as simulações para substrato dentinário neste trabalho.

Vale ressaltar que os resultados obtidos neste trabalho não podem ser diretamente extrapolados para a prática clínica, uma vez que eles se referem a um cenário específico e os valores utilizados para representação das propriedades mecânicas dos substratos testados variam na literatura. Os resultados encontrados em estudos que utilizam a metodologia da análise de elementos finitos apenas sugerem o que poderia ocorrer em situações clínicas em condições semelhantes às que foram simuladas (Vukicevic et al., 2015). No entanto, para a pergunta de pesquisa em questão no presente trabalho, ou seja, manutenção da dentina cariada como substrato para restaurações adesivas, esta é uma contribuição relevante, pois acrescenta uma nova informação: a descrição das tensões geradas na restauração.

Uma reflexão importante que pode ser feita, é que sob o ponto de vista das hipóteses testadas neste trabalho, a manutenção da dentina cariada afetada não alterou significativamente as tensões geradas na restauração, quando comparada à dentina sadia. O

resultado desta análise biomecânica reforça as evidências favoráveis à manutenção da dentina cariada afetada sob restaurações. Outros trabalhos clínicos e microbiológicos mostraram que o selamento do tecido cariado sob restaurações leva à redução da viabilidade bacteriana com o tempo (Bjørndal et al., 1997; Lula et al., 2009; Lula et al., 2011), paralização do processo carioso em dentina (Alves et al., 2010; Hesse et al., 2014; Maltz et al., 2007; Maltz et al., 2011; Maltz et al., 2013), menor risco de exposição pulpar e manutenção da saúde pulpar, desde que as margens da restauração permaneçam seladas (Bjørndal et al., 2010; Maltz et al., 2012; Maltz et al. 2013; Phonghanyudh et al., 2012). Adicionalmente, a dentina cariada afetada, clinicamente percebida como tendo consistência semelhante ao couro, é capaz de se remineralizar, uma vez que sua estrutura colágena ainda é íntegra (Fejerskov, Nyvad, Kidd, 2015; Ogawa et al., 1983).

Por outro lado, a dentina cariada infectada, clinicamente percebida como um tecido necrótico, amolecido e desestruturado, não pode ser remineralizada, pois nela o colágeno já está desnaturado (Fejerskov, Nyvad, Kidd, 2015; Ogawa et al., 1983). Desta forma, sua manutenção seria vantajosa apenas nos casos de lesões cariosas profundas, nos quais sua remoção representa um maior risco de exposição pulpar. Para estes casos, pesquisas futuras poderão apontar tratamentos que modifiquem as propriedades mecânicas deste tecido como alternativas à sua remoção.

### **Agradecimentos**

Ao Programa de Pós Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Amazonas – PPGO/UFAM. Ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI/Campinas pela parceria no desenvolvimento deste trabalho de pesquisa em todas as suas fases. À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Amazonas – FAPEAM, pelo fomento através do Edital n.

020/2013, Programa de Apoio à Publicação de Artigos Científicos – PAPAC. Ao Prof. Dr. Fernando José Herkrath, pela revisão estatística.

### **3.5. Referências**

Alves, L.S., Fontanella, V., Damo, A.C., Ferreira de Oliveira, E., Maltz, M., 2010. Qualitative and quantitative radiographic assessment of sealed carious dentin: a 10-year prospective study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 109, 135-141.

Anderson, D.J., 1956. Measurement of stress in mastication. I. *Journal of Dental Research* 35, 664-670.

Anusavice K.J., Shen, C., Rawls, H.R., 2012. *Phillips' science of dental materials*. 12<sup>th</sup> edition, Elsevier Saunders, St. Louis, 592p.

Arola, D., Galles, L.A., Sarubin, MF., 2001. A comparison of the mechanical behaviour of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. *Journal of Dentistry* 29, 63-73.

Asmussen, E., Peutzfeldt, A., 2008. Class I and class II restorations of resin composite: an FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses by occlusal loading. *Dental Materials* 24, 600-605.

Bakhshandeh, A., Qvist, V., Ekstrand, K.R., 2012. Sealing occlusal caries lesions in adults referred for restorative treatment: 2-3 years of follow-up. *Clinical Oral Investigations* 16, 521-529.

Balik, A., Karatas, M.O., Keskin, H., 2012. Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology* 38, 491-496.

Banerjee, A., Kidd, E.A.M., Watson, T.F., 2000. Scanning electron microscopic observations of human dentine after mechanical caries excavation. *Journal of Dentistry* 28, 179-186.

Banerjee, A., Watson, T.F., Kidd, E.A., 2001. Dentine caries: take it or leave it? *Journal of the South African Dental Association* 56, 186-192.

Banerjee, A., Cook, R., Kellow, S., Shah, K., Festy, F., Sherriff, M., Watson, T., 2010. A confocal micro-endoscopic investigation of the relationship between the microhardness of carious dentine and its autofluorescence. *European Journal of Oral Science* 118, 75-79.

Bicalho, A.A., Tantbirojn, D., Versluis, A., Soares, C.J., 2014. Effect of occlusal loading and mechanical properties of resin composite on stress generated in posterior restorations. *American Journal of Dentistry* 27, 129-133.

Bjørndal, L., Larsen, T., Thylstrup, A., 1997. A clinical and microbiological study of deep carious lesions during stepwise excavation using long treatment intervals. *Caries Research* 31, 411-417.

Brauer, D.S., Hilton, J.F., Marshall, G.W., Marshall, S.J., 2011. Nano and micromechanical properties of dentine: Investigation of differences with tooth side. *Journal of Biomechanics* 44, 1626-1629.

Browning, W.D., Chan, D.C., Swift Jr., E.J., 2013. Critical appraisal: approaches to caries removal: what the clinical evidence says. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 25, 141-151.

Carvalho, J.C., Ekstrand, K.R., Thylstrup, A., 1992. Results of 3 years of non-operative occlusal caries treatment of erupting permanent first molars. *Community Dentistry and Oral Epidemiology* 20, 187-192.

Cehreli, Z.C., Yazici, A.R., Akca, T., Ozqınaltay, G., 2003. A morphological and micro-tensile bond strength evaluation of a single-bottle adhesive to caries-affected human dentine after four different caries removal techniques. *Journal of Dentistry* 31, 429-435.

Chun, K.J., Choi, H.H., Lee, J.Y., 2014. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. *Journal of Dental Biomechanics* 5, eCollection 2014.

Chung, S.M., Yap, A.U.J., Koh, W.K., Tsai, K.T., Lim, C.T., 2004. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. *Biomaterials* 25, 2455-2460.

Costa, A., Xavier, T., Noritomi, P., Saavedra, G., Borges, A., 2014. The influence of elastic modulus of inlay materials on stress distribution and fracture of premolars. *Operative Dentistry* 39, E160-170.

de Almeida Neves, A., Coutinho, E., Cardoso, M.V., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., 2011. Current concepts and techniques for caries excavation and adhesion to residual dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry* 13, 7-22.

de Moraes, S.L., Verri, F.R., Santiago Jr., J.F., Almeida, D.A., de Mello, C.C., Pellizzer, E.P., 2013. A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Brazilian Dental Journal* 24, 635-641.

Erhardt, M.C., Toledano, M., Osorio, R., Pimenta, L.A., 2008. Histomorphologic characterization and bond strength evaluation of caries-affected dentin/resin interfaces: effects of long-term water exposure. *Dental Materials* 24, 786-798.

Fejerskov, O., 2015. Pathology of dental caries. In: Fejerskov, O., Nyvad, B., Kidd, E., *Dental caries: the disease and its clinical management*. 3<sup>rd</sup> edition, Wiley-Blackwell, pp. 49-81.

Fennis, W.M.M., Kuijs, R.H., Barink, M., Kreulen, C.M., Verdonschot, N., Creugers, N.H.J., 2005. Can internal stresses explain the fracture resistance of cusp-replacing composite restorations? *European Journal of Oral Sciences* 113, 443-448.

Fenner D.N.; Robinson, P.B.; Cheung, P.M., 1998. Three-dimensional finite element analysis of thermal shock in a premolar with a composite resin MOD restoration. *Medical Engineering and Physics* 20, 269-275.

Geng, J.P., Tan, K.B., LIU, G.R., 2001. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 85, 585-598.

Geramy, A., Sharafoddin, F., 2003. Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method. *Quintessence International* 34, 526-533.

Guimarães, J.C., Guimarães Soella, G., Brandão Durand, L., Horn, F., Narciso Baratieri, L., Monteiro Jr., S., Belli, R., 2014. Stress amplifications in dental non-carious cervical lesions. *Journal of Biomechanics* 47, 410-416.

Habelitz, S., Marshall, S.J., Marshall Jr., S.W., Balooch, M., 2001. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Archives of Oral Biology* 46, 173-183.

Hesse, D., Bonifácio, C.C., Mendes, F.M., Braga, M.M., Imparato, J.C., Raggio, D.P., 2014. Sealing versus partial caries removal in primary molars: a randomized clinical trial. *BMC Oral Health* 28, 1-7.

Hevinga, M.A., Opdam, N.J., Frencken, J.E., Truin, G.J., Huysmans, M.C.D.N.J.M., 2010. Does incomplete caries removal reduce strength of restored teeth? *Journal of Dental Research* 89, 1270-1275.

Hevinga, M.A., Opdam, N.J., Frencken, J.E., Truin, G.J., Huysmans, M.C.D.N.J.M., 2011. Response to letter to the editor. *Journal of Dental Research* 90, 542.

Kidd, E.A.M., Ricketts, D.N.J., Beighton, D., 1996. Criteria for caries removal at the enamel-dentine junction: a clinical and microbial study. *British Dental Journal* 180, 271-291.



Kidd, E.A.M., 2004. How 'clean' must a cavity be before restoration? *Caries Research* 38, 305-313.

Kidd, E.A.M., 2010. Clinical threshold for carious tissue removal. *Dental Clinics of North America* 54, 541-549.

Kinney, J.H., Marshall, S.J., Marshall, G.W., 2003. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 14, 13-29.

Lewgoy, H.R., Youssef, M.N., Matson, M.R., Bocangel, J.A.J.S., Netto, C.A., Amore, R., 2003. Finite elements study of the Flexi Post and Flexi Flange post systems in a maxillary central incisor. *Pesquisa Odontológica Brasileira* 17, 132-136.

Li, D., Xiao, Z., Wang, G., Zhao, G., 2014. Novel, fast and efficient image-based 3D modeling method and its application in fracture risk evaluation. *Experimental and Therapeutic Medicine* 7, 1583-1590.

Lula, E.C., Almeida Jr, L.J., Alves, C.M., Monteiro-Neto, V., Ribeiro, C.C., 2011. Partial caries removal in primary teeth: association of clinical parameters with microbiological status. *Caries Research* 45, 275-280.

Lula E.C., Monteiro-Neto, V., Alves, C.M., Ribeiro, C.C., 2009. Microbiological analysis after complete or partial removal of carious dentin in primary teeth: a randomized clinical trial. *Caries Research* 43, 354-358.

Maltz, M., Oliveira, E.F., Fontanella, V., Carminatti, G., 2007. Deep caries lesions after incomplete dentine caries removal: 40-month follow-up study. *Caries Research* 41, 493-496.

Maltz, M., Alves, L.S., Jardim, J.J., Moura, M.S., de Oliveira, E.F., 2011. Incomplete caries removal in deep lesions: a 10-year prospective study. *American Journal of Dentistry* 24, 211-214.

Maltz, M., Garcia, R., Jardim, J.J., de Paula, L.M., Yamaguti, P.M., Moura, M.S., Garcia, F., Nascimento, C., Oliveira, A., Mestrinho, H.D., 2012. Randomized trial of partial vs. stepwise caries removal: 3-year follow-up. *Journal of Dental Research* 91, 1026-1031.

Maltz, M., Jardim, J.J., Mestrinho, H.D., Yamaguti, P.M., Podestá, K., Moura, M.S., de Paula, L.M., 2013. Partial removal of carious dentine: a multicenter randomized controlled trial and 18-month follow-up results. *Caries Research* 47, 103-109.

Marshall, G.W., Habelitz, S., Gallagher, R., Balooch, M., Balooch, G., Marshall, S.J., 2001. Nanomechanical properties of hydrated carious human dentin. *Journal of Dental Research* 80, 1768-1771.

Mertz-Fairhurst, E.J., Curtis Jr., J.W., Ergle, J.W., Rueggeberg, F.A., Adair, S.M., 1998. Ultraconservative and cariostatic sealed restorations: results at year 10. *The Journal of the American Dental Association* 129, 55-66.

Michael, J.A., Townsend, G.C., Greenwood, L.F., Kaidonis, J.A., 2009. Abfraction: separating fact from fiction. *Australian Dental Journal* 54, 2-8.

Nakajima, M., Kitasako, Y., Okuda, M., Foxton, R.M., Tagami, J., 2005. Elemental distributions and microtensile bond strength of the adhesive interface to normal and caries-affected dentin. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 15, 268-275.

Ogawa, K., Yamashita, Y., Ichijo, T., Fusayama, T., 1983. The ultrastructure and hardness of the transparent layer of human carious dentin. *Journal of Dental Research* 62, 7-10.

Phonghanyudh, A., Phantumvanit, P., Songpaisan, Y., Petersen, P.E., 2012. Clinical evaluation of three caries removal approaches in primary teeth: a randomised controlled trial. *Community Dental Health* 29, 173-178.

Poiate, I.A.V.P., Vasconcellos, A.B., Poiate Junior, E., Dias, K.R.H.C., 2009. Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. *Brazilian Oral Research* 23, 161-168.

Prado, F.B., Rossi, A.C., Freire, A.R., Ferreira Caria, P.H., 2014. The application of finite element analysis in the skull biomechanics and dentistry. *Indian Journal of Dental Research* 25, 390-397.

Ramos Verri F.R., Santiago Junior, J.F., de Faria Almeida, D.A., de Oliveira, G.B., de Souza Batista, V.E., Marques Honório, H., Noritomi, P.Y., Pellizzer, E.P., 2015. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *Journal of Biomechanics* 48, 138-145.

Ribeiro, C.C., Baratieri, L.N., Perdigão, J., Baratieri, N.M., Ritter, A.V., 1999. A clinical, radiographic and scanning electron microscopic evaluation of adhesive restorations on carious dentin in primary teeth. *Quintessence International* 30, 591-599.

Ricketts, D., Lamont, T., Innes, N.P., Kidd, E., Clarkson, J.E., 2013. Operative caries management in adults and children. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 3.

Rodrigues, F.P., Silikas, N., Watts, D.C., Ballester, R.Y., 2012. Finite element analysis of bonded model Class I 'restorations' after shrinkage. *Dental Materials* 28, 123-132.

Santiago-Junior, J.F., Pellizzer, E.P., Verri, F.R., de Carvalho, P.S., 2013. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Materials Science and Engineering C* 33, 4700-4714.

Schwitalla, A.D., Abou-Emara, M., Spintig, T., Lackmann, J., Müller, W.D., 2015. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *Journal of Biomechanics* 48, 1-7.

Schwendicke, F., Dörfer, C.E., Paris, S., 2013. Incomplete caries removal: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Dental Research* 92, 306-314.

Soares, C.J., Soares, P.V., de Freitas Santos-Filho, P.C., Castro, C.G., Magalhães, D., Versluis, A., 2008. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. *Journal of Endodontics* 34, 1015-1019.

Toparli, M., Gokay, N., Aksoy, T., 2000. An investigation of temperature and stress distribution on a restored maxillary second premolar tooth using a three-dimensional finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation* 27, 1077-1081.

Torcato, L.B., Pellizzer, E.P., Verri, F.R., Falcón-Antenucci, R.M., Batista, V.E., Lopes, L.F., 2014. Effect of the parafunctional occlusal loading and crown height on stress distribution. *Brazilian Dental Journal* 25, 554-560.

Veríssimo, C., Simamoto Júnior, P.C., Soares, C.J., Noritomi, P.Y., Santos-Filho, P.C., 2014. Effect of the crown, post and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. *Journal of Prosthetic Dentistry* 111, 234-246.

Verri, F.R., Batista, V.E., Santiago Jr., J.F., Almeida, D.A., Pellizzer, E.P., 2014. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. *Materials Science and Engineering C* 45, 234-240.

Versluis, A., Versluis-Tantbirojn, D., 2011. Filling cavities or restoring teeth? *The Journal of the Tennessee Dental Association* 91, 36-42.

Vukicevic, A.M., Zelic, K., Jovicic, G., Djuric, M., Filipovic, N., 2015. Influence of dental restorations and mastication loadings on dentine fatigue behaviour: image-based modelling approach. *Journal of Dentistry* 43, 556-567.

Yamamoto, E.T., Pagani, C., Silva, E.G., Noritomi, P.Y., Uehara, A.Y., Kemmoku, D.T., 2012. Finite element analysis and fracture resistance testing of a new intraradicular post. *Journal of Applied Oral Science* 20, 427-434.

Zheng, L., Hilton, J.F., Habelitz, S., Marshall, S.J., Marshall, G.W., 2003. Dentin caries activity status related to hardness and elasticity. *European Journal of Oral Sciences* 111, 243-252.

### 3.6. Anexos

**Tabela 1**

Especificações dos modelos delineados em cada “caso” experimental

Caso	Descrição
1	Lesão cariiosa em esmalte e dentina com 3,5 mm de profundidade (sendo 1,5 mm em esmalte e 2,0 em dentina, onde 1,25 mm referem-se à camada de dentina infectada e 0,75 mm à camada de dentina afetada)
2	Restauração adesiva realizada sobre a lesão cariiosa com remoção de 0,5 mm de dentina infectada na junção amelodentinária, portanto sobre as sucessivas camadas de dentina infectada-afetada-sadia, restando 0,75 mm de dentina infectada e 0,75 mm de dentina afetada, obtendo-se uma restauração com espessura fixa de 2,0 mm
3	Restauração adesiva realizada após a remoção de toda a dentina infectada, portanto sobre as camadas sucessivas de dentina afetada-sadia, com manutenção de 0,75 mm de dentina afetada, obtendo-se uma restauração com espessura fixa de 2,0 mm
4	Restauração adesiva realizada após a completa remoção da dentina cariada, obtendo-se uma restauração com espessura fixa de 2,0 mm

**Tabela 2**

Propriedades mecânicas (módulo de Young e coeficiente de Poisson) das estruturas utilizadas na análise de elementos finitos.

Material	Módulo de Young (E) (GPa)	Coeficiente de Poisson ( $\nu$ )		Referência
Esmalte	72,7	0,33		Habelitz <i>et al.</i> , 2001
Dentina sadia	18,9 <sup>†</sup>	0,25 <sup>‡</sup>		<sup>†</sup> Zheng <i>et al.</i> , 2003 <sup>‡</sup> Kinney & Marshall, 2003
Dentina afetada	10,5	Hipótese 1 0,45*	Hipótese 2 0,25*	Zheng <i>et al.</i> , 2003
Dentina infectada	0,4	0,49*		Zheng <i>et al.</i> , 2003
Resina Composta	21,5 <sup>†</sup>	0,30 <sup>‡</sup>		<sup>†</sup> Bicalho <i>et al.</i> , 2014 <sup>‡</sup> Chung <i>et al.</i> , 2004
Tecido pulpar	0,002	0,45		Fennis <i>et al.</i> , 2005

\* Hipóteses projetadas de acordo com o conhecimento do comportamento biológico dos tecidos em questão.

**Tabela 3.**

Tensões máximas principais (Média  $\pm$  desvio padrão), em MPa, encontradas nas regiões 1 e 2 dos casos 2, 3 e 4; quando a dentina afetada assume coeficiente de Poisson de 0,45 (hipótese 1).

	<b>Caso 2 **</b>	<b>Caso 3</b>	<b>Caso 4</b>
<b>Região 1 ***</b>	1,45 (0,59) A a*	1,11 (0,34) A ab	0,86 (0,17) A b
<b>Região 2</b>	1,91 (0,35) A a	1,89 (0,85) A ab	1,27 (0,26) B b

\* Letras minúsculas diferentes representam diferença estatística na linha (Teste Kruskal-Wallis, seguido do teste Dunn)  $p < 0,05$ . Letras maiúsculas diferentes representam diferenças estatísticas na coluna (Teste Mann-Whitney)  $p < 0,05$ .

\*\* Caso 2: Manutenção de dentina infectada e afetada; Caso 3: Manutenção de dentina afetada; Caso 4: Manutenção apenas de dentina sadia.

\*\*\* Região 1: Região da restauração próxima à interface esmalte/dentina/restauração; Região 2: Base ou assoalho da restauração.

**Tabela 4.**

Tensões máximas principais (Média  $\pm$  desvio padrão), em MPa, encontradas nas regiões 1 e 2 dos casos 2, 3 e 4; quando a dentina afetada assume coeficiente de Poisson de 0,25 (hipótese 2).

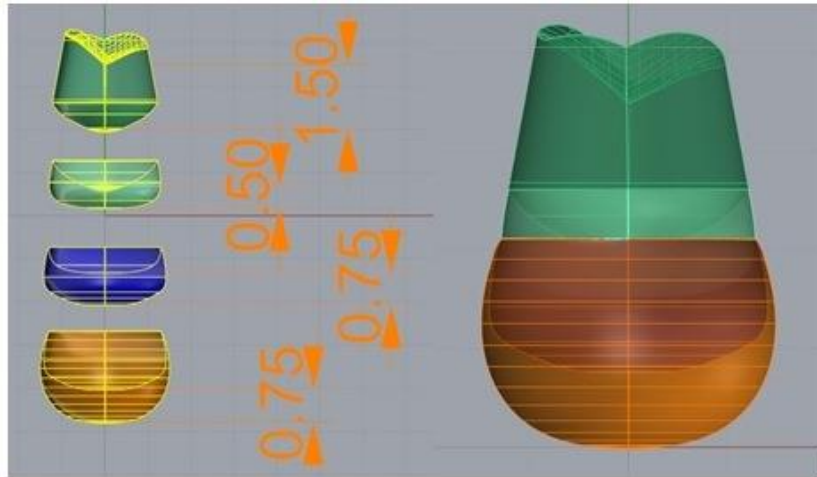
	<b>Caso 2 **</b>	<b>Caso 3</b>	<b>Caso 4</b>
<b>Região 1 ***</b>	1,53 (0,42) A a*	1,27 (0,41) A ab	0,86 (0,17) A b
<b>Região 2</b>	1,90 (0,28) A a	2,15 (0,90) A a	1,27 (0,26) B a

\* Letras minúsculas diferentes representam diferença estatística na linha (Teste Kruskal-Wallis, seguido do teste Dunn)  $p < 0,05$ . Letras maiúsculas diferentes representam diferenças estatísticas na coluna (Teste Mann-Whitney)  $p < 0,05$ .

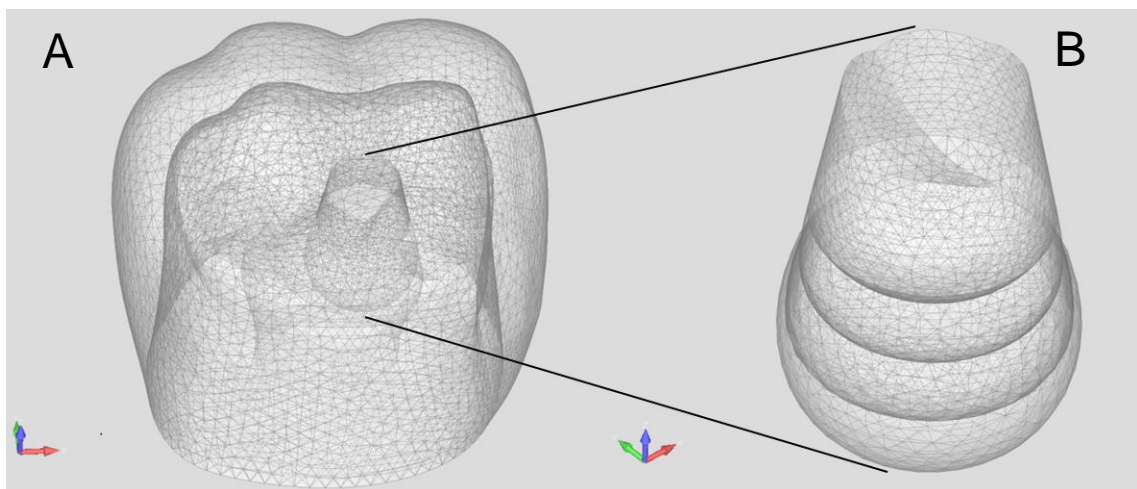
\*\* Caso 2: Manutenção de dentina infectada e afetada; Caso 3: Manutenção de dentina afetada; Caso 4: Manutenção apenas de dentina sadia.

\*\*\* Região 1: Região da restauração próxima à interface esmalte/dentina/restauração; Região 2: Base ou assoalho da restauração.

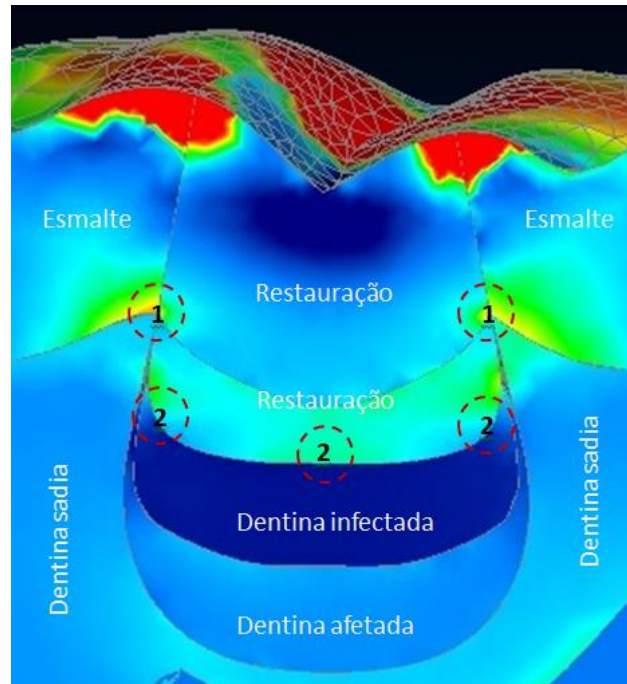




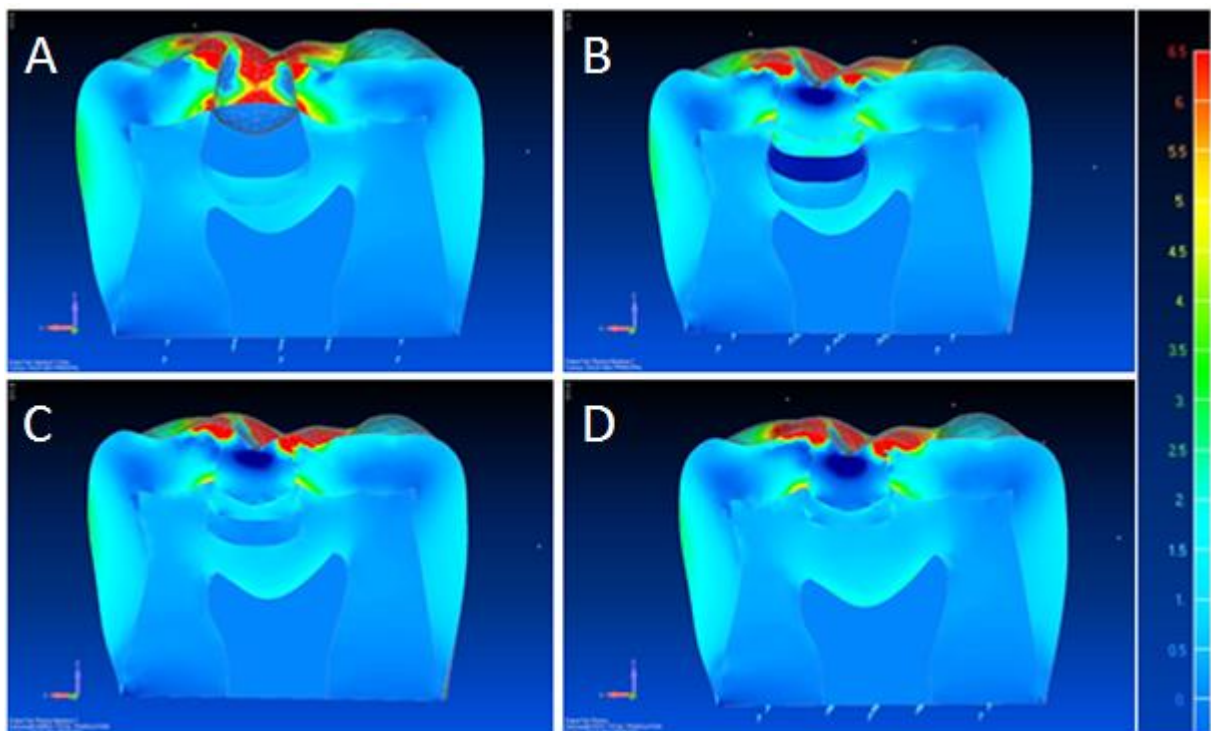
**Figura 1.** Ilustração das camadas referentes ao “caso 2”, onde são representados, na cor verde: 2,0 mm de restauração adesiva em resina composta (1,5 mm de restauração em esmalte + 0,5 mm de restauração na região da junção amelodentinária); na cor azul: 0,75 mm de dentina infectada; e na cor ocre: 0,75 mm de dentina afetada.



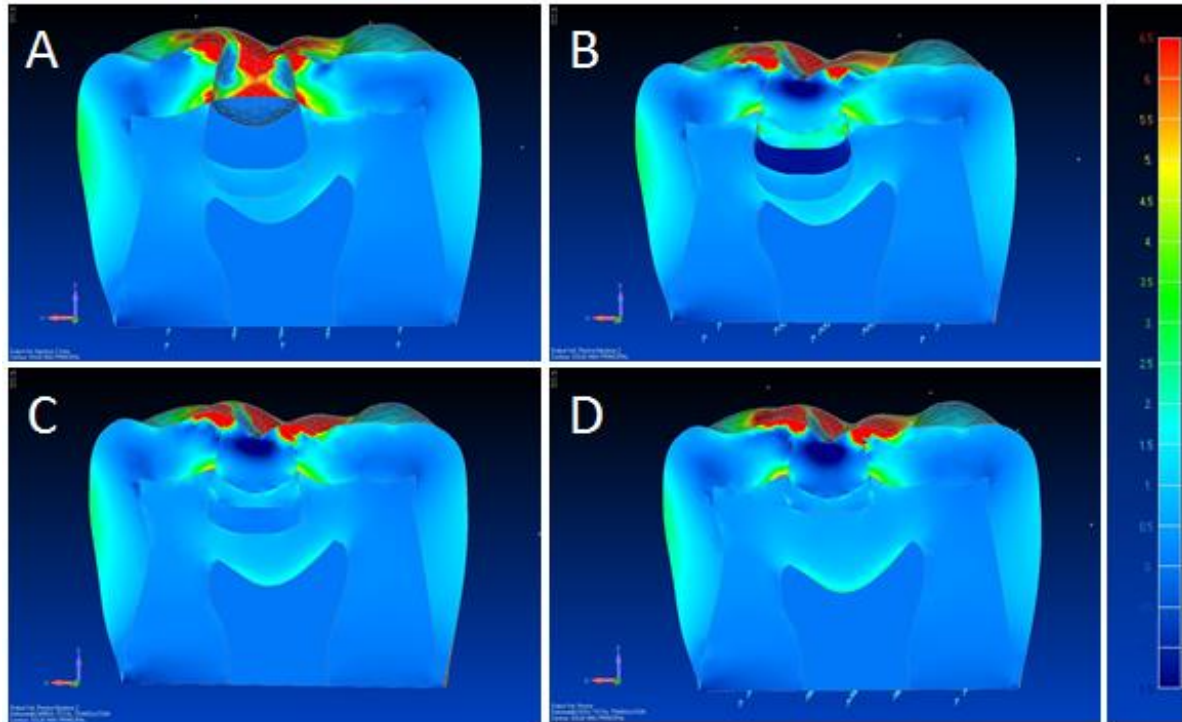
**Figura 2.** (A) Malha de elementos finitos aplicada no modelo tridimensional contendo as estratificações referentes à restauração/lesão cariosa do Caso 2. (B) Zoom na região de interesse (material restaurador/lesão cariosa).



**Figura 3.** Pontos de coleta dos valores de tensões máximas principais, sendo a região 1 referente à região da restauração próxima às regiões de interface esmalte/dentina/restauração e a região 2, à base ou assoalho da restauração.



**Figura 4.** Distribuição de tensões resultantes das simulações 1, 2, 3 e 4, segundo a hipótese 1 (coeficiente de Poisson da dentina afetada = 0,45). (A) Simulação referente ao Caso 1 (lesão cariosa não restaurada); (B) Simulação referente ao Caso 2 (restauração realizada com manutenção de dentina infectada e afetada); (C) Simulação referente ao Caso 3 (restauração realizada com manutenção de dentina afetada); e (D) Simulação referente ao Caso 4 (restauração realizada com manutenção apenas de dentina sadia).



**Figura 5.** Distribuição de tensões resultantes das simulações 1, 2, 3 e 4, segundo a hipótese 2 (coeficiente de Poisson da dentina afetada = 0,25). (A) Simulação referente ao Caso 1 (lesão cariosa não restaurada); (B) Simulação referente ao Caso 2 (restauração realizada com manutenção de dentina infectada e afetada); (C) Simulação referente ao Caso 3 (restauração realizada com manutenção de dentina afetada); e (D) Simulação referente ao Caso 4 (restauração realizada com manutenção apenas de dentina sadia).

#### 4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho permitiu concluir que:

- Em todas as simulações analisadas, as regiões da restauração que concentraram maiores tensões de tração foram a área próxima à junção amelodentinária e o assoalho/base da restauração;
- Quando a dentina infectada foi mantida como substrato, o acúmulo de tensões nestas regiões da restauração foi significativamente maior;
- Não houve diferença significativa nas tensões geradas na restauração, comparando-se o substrato de dentina sadia e dentina cariada afetada, o que reforça as evidências favoráveis à manutenção da dentina cariada afetada sob restaurações.

## REFERÊNCIAS

ABE, Y. *et al.* Dynamic viscoelastic properties of vinyl polysiloxane denture soft lining materials. *J Oral Rehabil.* v. 36, n. 12, p. 887-893, 2009.

ALMEIDA-NEVES, A. *et al.* Current concepts and techniques for caries excavation and adhesion to residual dentin. *J Adhes Dent.* v. 13, n. 1, p. 7-22, 2011.

ANDERSON, D.J. Measurement of stress in mastication. I. *J D Res.* v. 35 n. 5, p. 664-670, 1956.

ANGKER, L. *et al.* Correlating the mechanical properties to the mineral content of carious dentine – a comparative study using an ultra-micro indentation system (UMIS) and SEM-BSE signals. *Arch Oral Biol.* v. 49, n. 5, p. 369-378, 2004.

ANUSAVICE, K.J.; SHEN, C.; RAWLS, H.R. Phillips' science of dental materials. 12<sup>th</sup> edition, St. Louis: Elsevier Saunders, 2012. 592p.

AUSIELLO, P.; APICELLA, A.; DAVIDSON, C.L. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis. *Dent Mater.* v. 18, n. 4, p. 295-303, 2002.

BAKHSHANDEH, A.; QVIST, V.; EKSTRAND, K.R. Sealing occlusal caries lesions in adults referred for restorative treatment: 2-3 years of follow-up. *Clin Oral Investig.* v. 16, n. 2, p. 521-529, 2012.

BALIK, A.; KARATAS, M.O.; KESKIN, H. Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol.* v. 38, p. 491-496, 2012.

BALOOCH, G. *et al.* Evaluation of a new modulus mapping technique to investigate microstructural features of human teeth. *J Biomech.* v. 37, n. 8, p. 1223-1232, 2004.

BANERJEE, A.; KIDD, E.A.M.; WATSON, T.F. Scanning electron microscopic observations of human dentine after mechanical caries excavation. *J Dent.* v. 28, n. 3, p. 179-186, 2000.

BANERJEE, A.; WATSON, T.F.; KIDD, E.A. Dentine caries: take it or leave it? *SADJ.* v. 56, n. 4, p. 186-192, 2001.

BENZAZZI, S. *et al.* Unravelling the functional biomechanics of dental features and tooth wear. *PLoS One.* v. 8, n. 7, p. e69990, 2013.

BENZAZZI, S. *et al.* Comparison of occlusal loading conditions in a lower second premolar using three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Investig.* v. 18, n. 2, p. 369-375, 2014.

BENZING, U.R.; GALL, H.; WEBER, H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v. 10, n. 2, p. 188-198, 1995.

BERTASSONI, L.E.; SWAIN, M.V. Influence of hydration on nanoindentation induced energy expenditure of dentin. *J Biomech.* v. 45, n. 9, p. 1679-1683, 2012.

BICALHO, A.A. *et al.* Effect of occlusal loading and mechanical properties of resin composite on stress generated in posterior restorations. *Am J Dent.* v. 27, n. 3, p. 129-133, 2014.

BROWNING, W.D. *et al.* Critical appraisal: approaches to caries removal: what the clinical evidence says. *J Esthet Restor Dent.* v. 25, n. 2, p. 141-151, 2013.

CARVALHO J.C.; EKSTRAND, K.R.; THYLSTRUP, A. Results of 3 years of non-operative occlusal caries treatment of erupting permanent first molars. *Community Dent Oral Epidemiol.* v. 20, n. 4, p. 187-192, 1992.

CEHRELI, Z.C. *et al.* A morphological and micro-tensile bond strength evaluation of a single-bottle adhesive to caries-affected human dentine after four different caries removal techniques. *J Dent.* v. 31, n. 6, p. 429-435, 2003.

CHOI A.H.; CONWAY, R.C.; BEN-NISSAN, B. Finite-element modeling and analysis in nanomedicine and dentistry. *Nanomedicine.* v. 9, n. 11, p. 1681-1695, 2014.

CHUNG, S.M. *et al.* Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. *Biomaterials.* v. 25, n. 13, p. 2455-2460, 2004.

COHEN, S.R. *et al.* AFM investigation of mechanical properties of dentin. *Isr J Chem.* v. 48, n. 2, p. 65-72, 2008.

COSTA A.K.F. *et al.* The influence of elastic modulus of inlay materials on stress distribution and fracture of premolars. *Oper Dent.* v. 39, n. 4, p. 160-170, 2014.

de MORAES, S.L. *et al.* A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Braz Dent J.* v. 24, n. 6, p. 635-641, 2013.

ERHARDT, M.C. *et al.* Histomorphologic characterization and bond strength evaluation of caries-affected dentin/resin interfaces: effects of long-term water exposure. *Dent Mater.* v. 24, n. 6, p. 786-798, 2008.

FEJERSKOV, O. Pathology of dental caries. In: FEJERSKOV, O.; NYVAD, B.; KIDD, E. *Dental caries: the disease and its clinical management.* 3<sup>rd</sup> ed., Wiley-Blackwell, 2015. p. 49-81.

FENNIS, W.M. *et al.* Can internal stresses explain the fracture resistance of cusp-replacing composite restorations? *Eur J Oral Sci.* v. 113, n. 5, p. 443-448, 2005.

GENG, J.P.; TAN, K.B.; LIU, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* v. 85, n. 6, p. 585-598, 2001.

GERAMY, A.; SHARAFODDIN, F. Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method. *Quintessence Int.* v. 34, n. 7, p. 526-533, 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, p. 451-459, 1991.

GUIMARÃES, J.C. *et al.* Stress amplifications in dental non-carious cervical lesions. *J Biomech.* v. 47, n. 2, p. 410-416, 2014.

HABELITZ, S. *et al.* Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Arch Oral Biol.* v. 46, n. 2, p. 173-183, 2001.

HESSE, D. *et al.* Sealing versus partial caries removal in primary molars: a randomized clinical trial. *BMC Oral Health.* v. 14, n. 58, p. 1-7, 2014.

HEVINGA, M.A. *et al.* Does incomplete caries removal reduce strenght of restored teeth? *J Dent Res.* v. 89, n. 11, p. 1270-1275, 2010.

HEVINGA, M.A. *et al.* Response to letter to the editor. *J Dent Res.* v. 90, n. 4, p. 542, 2011.

IVANCIK, J. *et al.* Contributions of aging to the fatigue crack growth resistance of human dentin. *Acta Biomater.* v. 8, n. 7, p. 2737-2746, 2012.



KIDD, E.A.M. How 'clean' must a cavity be before restoration? *Caries Res.* v. 38, n. 3, p. 305-313, 2004.

KIDD, E.A.M.; RICKETTS, D.N.J.; BEIGHTON, D. Criteria for caries removal at the enamel-dentine junction: a clinical and microbial study. *Brit Dent J.* v. 180, n. 8, p. 271-291, 1996.

KIDD, E.A.M. Clinical threshold for carious tissue removal. *Dent Clin North Am.* v. 54, n. 3, p. 541-549, 2010.

KINNEY, J.H.; MARSHALL, S.J.; MARSHALL, G.W. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med.* v. 14, n. 1, p. 13-29, 2003.

KINNEY, J.H. *et al.* Resonant ultrasound spectroscopy measurements of the elastic constants of human dentin. *J Biomech.* v. 37, n. 4, p. 437-441, 2004.

KLEVERLAAN, C.J.; FEILZER, A.J. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater.* v. 21, n. 12, p. 1150-1157, 2005.

LEWGOY, H.R. *et al.* Finite elements study of the Flexi Post and Flexi Flange post systems in a maxillary central incisor. *Pesqui Odontol Bras.* v. 17, n. 2, p. 132-136, 2003.

LI, D. *et al.* Novel, fast and efficient image-based 3D modeling method and its application in fracture risk evaluation. *Exp Ther Med.* v. 7, n. 6, p. 1583-1590, 2014.

MALTZ, M. *et al.* Deep caries lesions after incomplete dentine caries removal: 40-month follow-up study. *Caries Res.* v. 41, n. 6, p. 493-496, 2007.

MALTZ, M. *et al.* Incomplete caries removal in deep lesions: a 10-year prospective study. *Am J Dent.* v. 24, n.4, p. 211-214, 2011.

MALTZ, M. *et al.* Partial removal of carious dentine: a multicenter randomized controlled trial and 18-month follow-up results. *Caries Res.* v. 47, n. 2, p. 103-109, 2013.

MARSHALL JR, G.W. *et al.* The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent.* v. 25, n. 6, p. 441-458, 1997.

MARSHALL, G.W. *et al.* Nanomechanical properties of hydrated carious human dentin. *J Dent Res.* v. 80, n. 8, p. 1768-1771, 2001.

MERTZ-FAIRHURST, E.J. *et al.* Ultraconservative and cariostatic sealed restorations: results at year 10. *J Am Dent Assoc.* v. 129, n. 1, p. 55-66, 1998.

MICHAEL, J.A. *et al.* Abfraction: separating fact from fiction. *Aust Dent J.* v. 54, n. 1, p. 2-8, 2009.

OKESON, J.P. Management of temporomandibular disorders and occlusion. 7<sup>th</sup> edition, St. Louis: Elsevier Health Sciences, 2012. 504p.

PHONGHANYUDH, A. *et al.* Clinical evaluation of three caries removal approaches in primary teeth: a randomised controlled trial. *Community Dent Health.* v. 29, n. 2, p. 173-178, 2012.

PRADO, F.B. *et al.* The application of finite element analysis in the skull biomechanics and dentistry. *Indian J Dent Res.* v. 25, n. 3, p. 390-397, 2014.

POIATE, I.A. *et al.* Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. *Braz Oral Res.* v. 23, n. 2, p. 161-168, 2009.

RAMOS VERRI F.R. *et al.* Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *J Biomech.* v. 48, n. 1, p. 138-145, 2015.

REES, J.S.; JACOBSEN, P.H. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials*. v. 18, n. 14, p. 995-999, 1997.

RHO, J.Y. *et al.* Variations in the individual thick lamellar properties within osteons by nanoindentation. *Bone*. v. 25, n. 3, p. 295-300, 1999.

RIBEIRO, C.C. *et al.* A clinical, radiographic, and scanning electron microscopic evaluation of adhesive restorations on carious dentin in primary teeth. *Quintessence Int.* v. 30, n. 9, p. 591-599, 1999.

RICKETTS, D. *et al.* Operative caries management in adults and children. *Cochrane Database Syst Rev.* v. 3, 2013.

RODRIGUES, F.P. *et al.* Finite element analysis of bonded model class I 'restorations' after shrinkage. *Dent Mater.* v. 28, n. 2, p. 123-132, 2012.

RUBIN, C. *et al.* Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res.* v. 62, n. 2, p. 82-86, 1983.

RYOU, H. *et al.* Nanoscopic dynamic mechanical properties of intertubular and peritubular dentin. *J Mech Behav Biomed Mater.* v. 7, p. 3-16, 2012.

SANTIAGO-JUNIOR, J.F. *et al.* Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* v. 33, n. 8, p. 4700-4714, 2013.

SAROT, J.R. *et al.* Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med.* v. 21, n. 7, p. 2079-2085, 2010.

SCHWENDICKE, F.; DÖRFER, C.E.; PARIS, S. Incomplete caries removal: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res.* v. 92, n. 4, p. 306-314, 2013.

SCHWITALLA, A.D. *et al.* Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech.* v. 48, n. 1, p. 1-7, 2015.

SENGUL, F.; GURBUZ, T.; SENGUL, S. Finite element analysis of different restorative materials in primary teeth restorations. *Eur J Paediatr Dent.* v. 15, n. 3, p. 317-322, 2014.

SOARES, C.J. *et al.* The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. *J Endod.* v. 34, n. 8, p. 1015-1019, 2008.

THOMPSON, V.P.; REKOW, D.E. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *J Appl Oral Sci.* v. 12, n. p. 26-36, 2004.

TORCATO, L.B. *et al.* Effect of the parafunctional occlusal loading and crown height on stress distribution. *Braz Dent J.* v. 25, n. 6, p. 554-560, 2014.

VERÍSSIMO C. *et al.* Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent.* v. 111, n. 3, p. 234-246, 2014.

VERRI, F.R. *et al.* Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* v. 45, p. 234-240, 2014.

VERSLUIS, A.; VERSLUIS-TANTBIROJN, D. Filling cavities or restoring teeth? *J Tenn Dent Assoc.* v. 91, n. 2, p. 36-42, 2011.

WANG, R.Z.; WEINER, S. Strain-structure relations in human teeth using Moiré fringes. *J Biomech.* v. 31, n. 2, p. 135-141, 1998.

WATANABE, T. *et al.* Determination of elastic modulus of the components at dentin-resin interface using the ultrasonic device. *Dent Mater J.* v. 23, n. 3, p. 361-367, 2004.

WILLIAMS, K.R. *et al.* Cyclical deformation behaviour of denture soft lining materials. *J Dent.* v. 24, n. 4, p. 301-308, 1996.

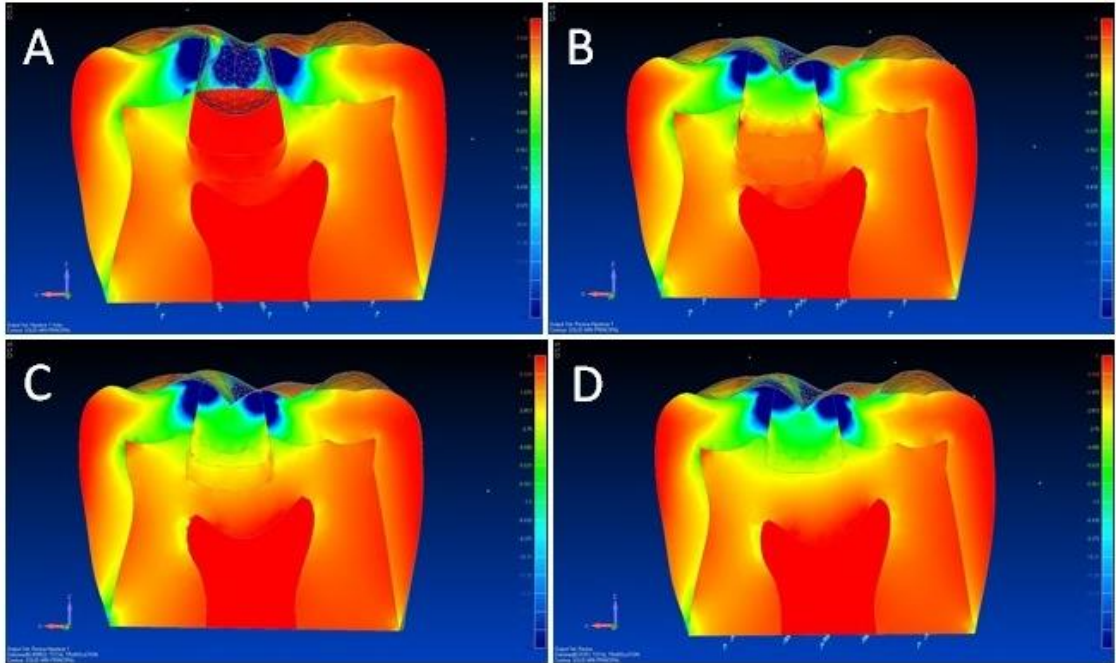
YAMAMOTO, E.T.C. *et al.* Finite element analysis and fracture resistance testing of a new intraradicular post. *J Appl Oral Sci.* v. 20, n. 4, p. 427-434, 2012.

ZHANG, Y.R. *et al.* Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *Int J Oral Sci.* v. 6, n. 2, p. 61-69, 2014.

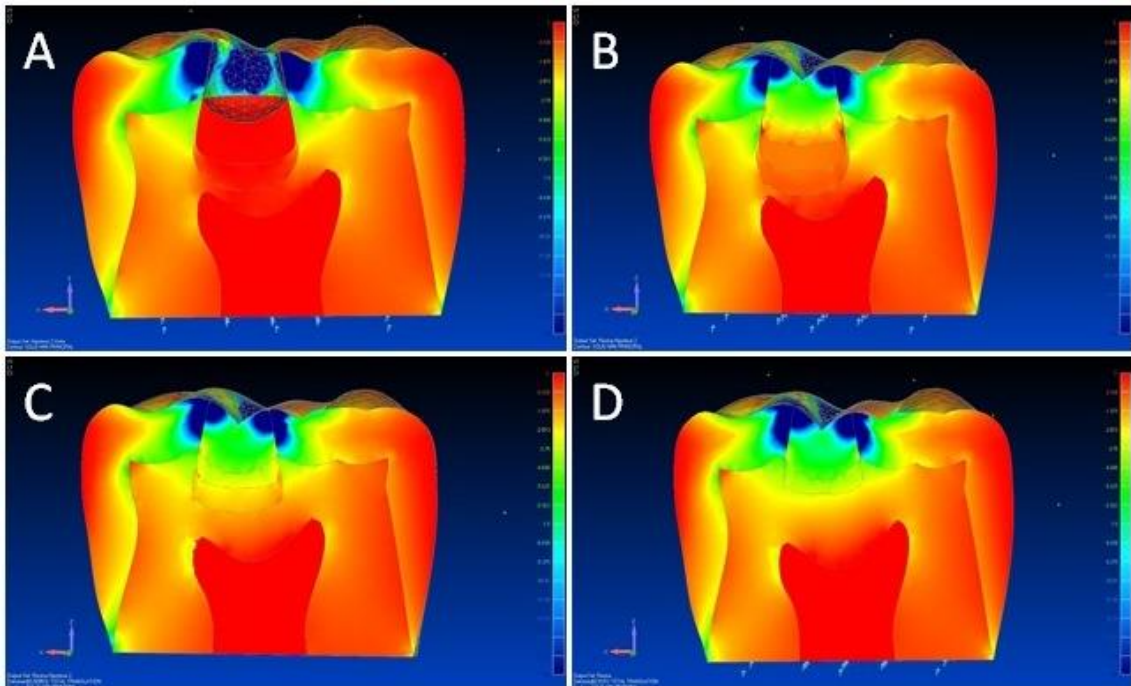
ZHENG, L. *et al.* Dentin caries activity status related to hardness and elasticity. *Eur J Oral Sci.* v. 111, n. 3, p. 243-252, 2003.

ZISKIND, D. *et al.* Young's modulus of peritubular and intertubular human dentin by nano-indentation tests. *J Struct Biol.* v. 174, n. 1, p. 23-30, 2011.

## APÊNDICES



**Apêndice 1.** Mapa de tensões mínimas geradas nas simulações 1, 2, 3 e 4, segundo a hipótese 1 (coeficiente de Poisson da dentina afetada = 0,45).



**Apêndice 2.** Mapa de tensões mínimas geradas nas simulações 1, 2, 3 e 4, segundo a hipótese 2 (coeficiente de Poisson da dentina afetada = 0,25).

## ANEXOS

### Guide for Authors – Journal of Biomechanics

Affiliated with the American Society of Biomechanics, the International Society of Biomechanics, the European Society of Biomechanics, the Japanese Society for Clinical Biomechanics and Related Research and the Australian and New Zealand Society of Biomechanics.

This journal offers authors two choices to publish their research;

#### 1. Open Access

- Articles are freely available to both subscribers and the wider public with permitted reuse
- An Open Access publication fee is payable by authors or their research funder

#### 2. Subscription

- Articles are made available to subscribers as well as developing countries and patient groups through our access programs (<http://www.elsevier.com/access>)
- No Open Access publication fee

All articles published Open Access will be immediately and permanently free for everyone to read and download. Permitted reuse is defined by your choice of one of the following Creative Commons user licenses: Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs (CC-BY-NC-ND): for non-commercial purposes, lets others distribute and copy the article, and to include in a collective work (such as an anthology), as long as they credit the author(s) and provided they do not alter or modify the article. Creative Commons Attribution (CC-BY): available only for authors funded by organizations with which Elsevier has established an agreement. For a full list please see <http://www.elsevier.com/fundingbodies>

Elsevier has established agreements with funding bodies. This ensures authors can comply with funding body Open Access requirements, including specific user licenses, such as CC BY. Some authors may also be reimbursed for associated publication fees. <http://www.elsevier.com/fundingbodies>

To provide Open Access, this journal has a publication fee which needs to be met by the authors or their research funders for each article published Open Access. Your publication choice will have no effect on the peer review process or acceptance of submitted articles. The Open Access publication fee for this journal is \$3000 USD, excluding taxes. Learn more about Elsevier's pricing policy <http://www.elsevier.com/openaccesspricing>

Authors can also self-archive their manuscripts immediately and enable public access from their institution's repository after an embargo period. This is the version that has been accepted for publication and which typically includes author-incorporated changes suggested during submission, peer review and in editor-author communications. Embargo period: For subscription articles, an appropriate amount of time is needed for journals to deliver value to subscribing customers before an article becomes freely available to the public. This is the embargo period and begins from the publication date of the issue your article appears in. This journal has an embargo period of 12 months. The following types of manuscripts can be submitted for publication:

1. Surveys, normally 4000 to 6000 words (by invitation from the Editor only).
2. Original Articles, up to 3500 words (3500 words approximately equals the content of 14 double-spaced manuscript pages with additional space for 8 to 10 figures or tables), although longer articles may occasionally be considered by the editors in special circumstances. Original articles typically explore some explicit biological hypothesis or report original but substantial observations or data of broad utility. Conceptually novel experimental or computational methods may be submitted as Original Articles when their relevance and importance for research of biological questions is demonstrated or otherwise emphasised in the text.
3. Perspective Articles, typically in the range of 500-2000 words. These manuscripts will explore controversial yet important themes, allowing expression of particular views or speculations, yet based on a solid understanding of published scientific information. Currently, such articles are by invitation only.
4. Short Communications, up to 2000 words, reporting preliminary observations, new interpretations of old data, simple new techniques or devices, or points of historical interest.
5. Book Reviews, normally no longer than 1000 words (by invitation from the Book Review Editor only).
6. Letters to the Editor normally no longer than 1000 words.



#### Other material that can be published

1. Announcements of relevant scientific meetings on biomechanics.
2. Announcements of employment opportunities.

#### Publication condition

A manuscript submitted to this journal can only be published if it (or a similar version) has not been published and will not be simultaneously submitted or published elsewhere. A violation of this condition is considered fraud, and will be addressed by appropriate sanctions. Two manuscripts are considered similar if they concern the same hypothesis, question or goal, using the same methods and/or essentially similar data.

#### Submissions

Authors are requested to submit their original manuscript and figures online via <http://ees.elsevier.com/bm/>. This is the Elsevier web-based submission and review system. You will find full instructions located on this site - a Guide for Authors and a Guide for Online Submission. Please follow these guide lines to prepare and upload your article. Once the uploading is done, our system automatically generates an electronic pdf proof, which is then used for reviewing.

#### What information to include with the manuscript:

1. Having read the criteria for submissions, authors should specify in their letter of transmittal, and on the title page, whether they are submitting their work as an Original Article, Perspective Article, Short Communication, or a Letter to the Editor.
2. All authors should have made substantial contributions to all of the following: (1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted. A letter of transmittal should be included stating this and that each of the authors has read and concurs with the content in the manuscript.
3. All contributors who do not meet the criteria for authorship as defined above should be listed in an acknowledgements section. Examples of those who might be acknowledged include a person who provided purely technical help, writing assistance, or a department chair who provided only general support. Authors should disclose whether they had any writing assistance and identify the entity that paid for this assistance.

4. At the end of the text, under a subheading "Conflict of interest statement" all authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organisations that could inappropriately influence (bias) their work. Examples of potential conflicts of interest include employment, consultancies, stock ownership, honoraria, paid expert testimony, patent applications/registrations, and grants or other funding.
5. All sources of funding should be declared as an acknowledgement at the end of the text. Authors should declare the role of study sponsors, if any, in the study design, in the collection, analysis and interpretation of data; in the writing of the manuscript; and in the decision to submit the manuscript for publication. If the study sponsors had no such involvement, the authors should so state.
6. Only papers not previously published will be accepted; each manuscript must be accompanied by a statement signed by all co-authors that the material within has not been and will not be submitted for publication elsewhere except as an abstract. Emphasis will be placed upon originality of concept and execution.
7. Authors are encouraged to suggest referees although the choice is left to the editors. If you do, please supply the address and the email address, if known to you. Please do not include those with whom you have had active collaboration within the past 3 years.
8. Authors now have the option of submitting additional images with their papers. The Editor-in-Chief will choose at least one image per issue to publish as a highlighted image online on the Journal's website, alongside his choice of highlighted articles from that issue. Images should be clearly labeled as "Additional image for online publication".

#### Randomised controlled trials

All randomised controlled trials submitted for publication in the Journal should include a completed Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) flow chart. Please refer to the CONSORT statement website at <http://www.consort-statement.org> for more information. The Journal of Biomechanics 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 project that prospectively assigns human subjects to intervention or comparison groups to study the cause-and-effect relationship between a medical intervention and a health outcome. Studies designed for other purposes, such as to study pharmacokinetics or major

toxicity (e.g. phase I trials) would be exempt. Further information can be found at [www.icmje.org](http://www.icmje.org) ([www.icmje.org](http://www.icmje.org)).

### Ethics

Work on human beings that is submitted to the Journal of Biomechanics should comply with the principles laid down in the Declaration of Helsinki; Recommendations guiding physicians in biomedical research involving human subjects. Adopted by the 18th World Medical Assembly, Helsinki, Finland, June 1964, amended by the 29th World Medical Assembly, Tokyo, Japan, October 1975, the 35th World Medical Assembly, Venice, Italy, October 1983, and the 41st World Medical Assembly, Hong Kong, September 1989. The manuscript should contain a statement that the work has been approved by the appropriate ethical committees related to the institution(s) in which it was performed and that subjects gave informed consent to the work. Studies involving experiments with animals must state that their care was in accordance with institution guidelines. Patients' and volunteers' names, initials, and hospital numbers should not be used.

### Changes to Authorship

This policy concerns the addition, deletion, or rearrangement of author names in the authorship of accepted manuscripts:

Before the accepted manuscript is published in an online issue: Requests to add or remove an author, or to rearrange the author names, must be sent to the Journal Manager from the corresponding author of the accepted manuscript and must include: (a) the reason the name should be added or removed, or the author names rearranged and (b) written confirmation (email, fax, letter) from all authors that they agree with the addition, removal or rearrangement. In the case of addition or removal of authors, this includes confirmation from the author being added or removed.

### Review and publication process

1. You will receive an acknowledgement of receipt of the manuscript.
2. Submitted manuscripts will be reviewed by selected referees and subsequently, the author will be informed of editorial decisions based on the referee comments, as soon as possible. As a rule, manuscripts and photographs, or other material you have submitted will not be returned to you with the decision letter, only the referee comments will be included.

3. If your manuscript was conditionally accepted, you must return your revision with a separate sheet, addressing all the referee comments, and explaining how you dealt with them.
4. When returning the revised manuscript to the Editorial Office, make sure that the manuscript number, the revision number (Rev. 1,2,3. . .) and the designation Original/Copy are clearly typed on the top of the title pages of the original manuscript and all copies.
5. When the final version of the manuscript is accepted, the corresponding author will be notified of acceptance and the manuscript will be forwarded to production.
6. Upon acceptance of an article, authors will be asked to sign a "Journal Publishing Agreement" (for more information on this and copyright see <http://ees.elsevier.com/bm/>. Acceptance of the agreement will ensure the widest possible dissemination of information. An email (or letter) will be sent to the corresponding author confirming receipt of the manuscript together with a 'Journal Publishing Agreement' form.
7. One set of page proofs in PDF format will be sent by e-mail to the corresponding author (if we do not have an e-mail address then paper proofs will be sent by post). Elsevier now sends PDF proofs which can be annotated; for this you will need to download Adobe Reader version 7 available free from <http://www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html>. Instructions on how to annotate PDF files will accompany the proofs. The exact system requirements are given at the Adobe site.
8. After publication, 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.

Supplementary Website material Elsevier now accepts electronic supplementary material to support and enhance your scientific research. Supplementary files offer the author additional possibilities to publish supporting applications, movies, animation sequences, high-resolution images, background datasets, sound clips and more. Supplementary files supplied will be published online alongside the electronic version of your article in Elsevier web products, including ScienceDirect <http://www.sciencedirect.com> . In order to ensure that your submitted material is directly usable, please ensure that data is provided in one of our recommended file formats. Authors should submit the material in electronic format together with the article and supply a concise and descriptive caption for each file. For more detailed instructions please visit: <http://ees.elsevier.com/bm/>.

This journal offers electronic submission services and supplementary data files can be uploaded with your manuscript via the web-based submission system, <http://ees.elsevier.com/bm>.

#### Preparation of the manuscript

1. All publications will be in English. Authors whose 'first' language is not English should arrange for their manuscripts to be written in idiomatic English before submission.
2. Authors should bear in mind that readers potentially include scientists from various disciplines. Abstracts, introductions and discussions should be in relatively non-specialised language so that a broad biomechanics audience may understand them. Discussions should include an appropriate synthesis of relevant literature for those not intimately familiar with the specific field. Implications for other fields should be noted.
3. A separate title page should include the title, authors' names and affiliations, and a complete address for the corresponding author including telephone and fax numbers as well as an E-mail address. Authors should supply up to five keywords. Keywords may be modified or added by the Editors. Please provide a word count (Introduction through Discussion) on the title page. All pages, starting with the title page, should be numbered.
4. An abstract not exceeding one paragraph of 250 words should appear at the beginning of each Survey, Original Article, Perspective Article or Short Communication; the abstract will serve instead of a concluding summary and should be substantive, factual and intelligible without reference to the rest of the paper.
5. Papers involving human experiments should contain a statement in the Methods section that proper informed consent was obtained. Papers involving animal experiments should contain a statement in the Methods section that the experiments conducted were within the animal welfare regulations and guidelines for the country in which the experiments were performed.
6. Acknowledgements should be included after the end of the Discussion and just prior to the References. Include external sources of support.
7. The text should be ready for setting in type and should be carefully checked for errors prior to submission. Scripts should be typed double-spaced.
8. All illustrations should accompany the typescript, but not be inserted in the text. Refer to photographs, charts, and diagrams as 'figures' and number consecutively in order of appearance in the text. Substantive captions for each figure explaining the major point or points should be typed on a separate sheet. Please make sure that artwork files are in an

acceptable format (TIFF, EPS or MS Office files) and are of the correct resolution. Information relating to the preferred formats for artwork may be found at <http://www.ees.elsevier.com/bm/>. If, together with your accepted article, you submit usable colour figures then Elsevier will ensure, at no additional charge, that these figures will appear in colour on the web (e.g., ScienceDirect and other sites) regardless of whether or not these illustrations are reproduced in colour in the printed version. For colour reproduction in print, authors will be charged at current printing prices unless colour printing has been requested free of charge, at the discretion of the editors.

9. All key references related to methods must be from published materials; submitted manuscripts, research reports, or theses which would be unavailable to readers should be avoided. References are indicated in the text alphabetically by names of the authors and the year of publication, e.g. Ralston (1957) or (Brown and Shaw, 1984; Lai et al., 1978). The full references should be collected in a separate section at the end of the paper in the following forms:

#### A. Journals:

The reference should include the title of the paper, the title of the journal in full and the first and last page number.

Belardinelli, E. Cavalcanti, S., 1991. A new non-linear two-dimensional model of blood motion in tapered and elastic vessels. *Computers in Biology and Medicine* 21, 1-3.

#### B. Books:

If the work referred to is a book, or part of a book, the reference should be in the following form:

Weiner, S., Traub, W., 1991. Organization of crystals in bone. In: Suga, S., Nakahara, H. (Eds.), *Mechanisms and Phylogeny of Mineralisations in Biological Systems*. Springer, Tokyo, pp. 247-253.

#### C. Theses

van Werff, K., 1977. Kinematic and dynamic analysis of mechanisms. A finite element approach. PhD. thesis, Delft University Press, Delft.

#### D. Proceedings

van Soest, A. J., van den Bogert, A. J., 1991. Criteria for the comparison of direct dynamics software systems to be used in the field of biomechanics. In Proceedings of the 3<sup>rd</sup> International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics. University of Western Australia, Perth.

#### E. Footnotes

As distinct from literature references, should be avoided. Where they are essential, superscript Arabic numbers should be employed.

10. SI (Metric) Units must be used for all quantities in text, figures and tables. It is suggested that a complete list of symbols used and their explanation be included, in a notation section at the beginning of the manuscript.

11. Authors submitting manuscripts reporting data on cell responses to mechanical loads should report their study according to the standards suggested in the Editorial accompanying our special Issue on cell mechanics (Volume 33, Issue 1).

#### AudioSlides

The journal encourages authors to create an AudioSlides presentation with their published article. AudioSlides are brief, webinar-style presentations that are shown next to the online article on ScienceDirect. This gives authors the opportunity to summarize their research in their own words and to help readers understand what the paper is about. More information and examples are available at <http://www.elsevier.com/audioslides>. Authors of this journal will automatically receive an invitation e-mail to create an AudioSlides presentation after acceptance of their paper.

Copyright © 2015 Elsevier B.V.