



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

MÍRIAN GALVÃO BUENO

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE CANINOS
DESGASTADOS POR ATRIÇÃO FRENTE A DIFERENTES
TÉCNICAS RESTAURADORAS**

2020

MÍRIAN GALVÃO BUENO

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE CANINOS DESGASTADOS POR
ATRIÇÃO FRENTE A DIFERENTES TÉCNICAS RESTAURADORAS**

Tese apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desenvolvimento de biomateriais e novas tecnologias em odontologia.

Orientador: Prof. Assoc. Alexandre Luiz Souto Borges

São José dos Campos

2020

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2021]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Bueno, Mírian Galvão

Comportamento biomecânico de caninos desgastados por atrição frente a diferentes técnicas restauradoras / Mírian Galvão Bueno. - São José dos Campos : [s.n.], 2020.

83 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2020.

Orientador: Alexandre Luiz Souto Borges.

1. Desgaste dos dentes. 2. Restauração dentária permanente. 3. Desgaste de restauração dentária. 4. Análise de elementos finitos. 5. Correlação por imagem digital. I. Borges, Alexandre Luiz Souto, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Assoc. Alexandre Luiz Souto Borges (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituição de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Profa. Dra. Karin Hermana Neppelenbroek

Universidade de São Paulo (USP)

Faculdade de Odontologia de Bauru

Profa. Dra. Tatiany Gabrielle Freire Araújo

Instituto Nacional de Ensino Superior e Pós-Graduação Padre Gervásio (Inapós)

Faculdade de Odontologia de Pouso Alegre – MG

Profa. Pesquisadora Renata Marque de Melo Marinho

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituição de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Dra. Tabata do Prado Sato

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituição de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 02 de dezembro de 2020.

DEDICATÓRIA

À minha família, meu bem maior e razão de todas as minhas conquistas. Ao meu esposo Demetrius, que esteve incansavelmente ao meu lado, sendo companhia, conforto, calma e clareza em meus passos e decisões. Meus pais, Margarida e Laércio, que são meus maiores exemplos, sempre presentes no amor, no cuidado, no incentivo e nos conselhos. Lílian e Plínio, que são irmãos de sangue e de alma. Davi, Pedro e Luísa, sobrinhos amados que são o meu coração fora do peito. A vocês dedico tudo o que tenho e o que sou. Todos os meus dias, meu tempo, minha energia e meu amor.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, **Professor Alexandre Luiz Souto Borges**, que me recebeu e acolheu desde o primeiro instante, quando fazia a inscrição para cursar disciplinas como aluna especial. Nenhuma palavra é capaz de expressar tanta gratidão por ter aceitado me orientar, mesmo conhecendo todas as limitações de tempo, disponibilidade e produtividade que essa decisão traria, porque de outra forma não seria possível. O meu agradecimento mais especial e sincero, por tudo o que representa em minha vida, por tantos ensinamentos e por toda a compreensão. Obrigada por sua grandiosidade.

Ao **Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos**, na pessoa de sua Diretora, Professora Rebeca Di Nicoló, e ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, pela oportunidade e experiência proporcionada através da infraestrutura, ensino de excelência e de um corpo docente inspirador. Sinto-me honrada em obter o título de doutora nesta casa, que agora faz parte da minha história.

Ao **Demetrius**, meu companheiro no sentido mais amplo da palavra, meu amor, amigo e confidente, que segurou minha mão esse tempo todo, com apoio incondicional. Muitas vezes viajou até São José comigo para amenizar meu cansaço, para mostrar que eu não estava sozinha em nenhum momento, que venceríamos isso juntos. Foi o meu discernimento todas as vezes que pensei que não valeria a pena, foi a minha base nos dias que fraquejei. Obrigada por me lembrar sempre quem eu sou e qual o meu propósito, por compreender a minha ausência e todo o meu estresse. Só você sabe o que foi essa jornada, quanta culpa, cobranças e preocupações houveram. Não foi fácil, mas vencemos!

Aos meus pais, **Margarida e Laércio**, por serem meus grandes incentivadores, por me ajudarem a tomar as decisões mais assertivas, por não medirem esforços para a minha realização, por entenderem tanta ausência nos últimos anos, por também aguentarem tanto estresse. Como eu aprendo diariamente

com vocês! No início de 2017, quando eu precisava decidir sobre o doutorado, sentamos juntos e discutimos com calma todos os prós e contras. Vocês sempre fizeram parte das minhas decisões importantes. Meu pai desmarcou seus pacientes e me levou a São José para levar os documentos da inscrição, para que não precisasse me preocupar com a viagem além de tudo que precisei organizar da noite para o dia. Logo começaram as disciplinas e vocês estavam lá, me ajudando na logística das viagens, preocupados com o trajeto, com o tempo, se estava chovendo se estava escuro na hora de sair. Algumas vezes minha mãe viajou comigo, também para aliviar meu cansaço, tornar a viagem mais agradável, me fazer companhia e me mostrar que eu não estava sozinha. Me esperaram todos esses anos para o almoço, para termos alguns instantes de conversa e também para que eu não precisasse me preocupar de fazer as coisas na minha casa. Nada nunca será suficiente para tantos agradecimentos a vocês.

Aos meus irmãos **Lílian e Plínio**, e aos meus amados sobrinhos **Davi, Pedro e Luisa**, que são a minha realização de família e que também estiveram presentes em tantos momentos, vibraram com cada conquista e entenderam cada ausência. Nesses últimos anos não pude ser tão irmã, tia, madrinha e parceira como antes, mas sinto o amor e o orgulho de cada um de vocês. Obrigada por me lembrarem sempre o que realmente importa.

Aos demais familiares e aos meus sogros, que me incluíram em suas orações e se fizeram tão presentes e importantes na minha vida.

Ao Inapós, na pessoa de sua Diretora, **Profa. Dra. Tereza Cristina Rodrigues da Cunha**, pelo incentivo, pela confiança em meu trabalho, por tantas habilidades desenvolvidas, tantas experiências que essa instituição me proporciona.

Aos meus colegas de profissão, **Taty, Bruno, Renata, Márcio, Ademir, Pamela, Bruna e Amjad**, amigos que o Inapós me deu, que tornam meus dias mais alegres e compartilham tanto comigo. É um privilégio conviver com vocês.

Aos todos os meus colegas de pós-graduação, que tanto me ensinaram e auxiliaram nesta jornada. Em especial ao **João Paulo Tribst** e ao **Guilherme Schmitt** pela colaboração neste trabalho. Ao **Leonardo Kamezawa** e ao **Pedro Diamantino**, que se tornaram parceiros no meu curso de atualização. À **Larissa Alves** e à **Amanda Dal Piva**, por tanta ajuda com as metodologias e equipamentos do laboratório durante os trabalhos de crédito. À **Rossana Gaudio**, pela companhia e conversas nos dias intermináveis de laboratório

À **Cristiane Inagati** e à **Natália Gonçalves**, colegas de pós-graduação que se tornaram amigas muito queridas! Vocês fizeram os dias em São José mais felizes com os almoços no shopping, o café na padaria, os grupos de trabalho nos créditos, as dúvidas e apoios mesmo à distância. Obrigada pela amizade e por tornarem o caminho mais leve.

À **Nathália Ramos**, que foi essencial nesse último ano de doutorado, organizando as agendas do laboratório, sempre prestativa, aguentando tantas dúvidas e problemas. Seu comprometimento e profissionalismo são admiráveis. Sou muito grata por toda a ajuda, pela colaboração no meu EGQ e por ter te conhecido melhor nos últimos tempos. Meu carinho e admiração por você sempre!

A todos os professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora do ICT-Unesp, com os quais aprendi muito e mudei tantos conceitos. Não tive a oportunidade de conhecer e conviver com todos, mas meu carinho, respeito e agradecimento à **Profa. Renata Marques de Melo Marinho**, com quem pude aprender muito sobre adesão e propriedades de materiais. Obrigada pela compreensão, paciência e dedicação com o ensino de excelência. Obrigada também pela colaboração em meu EGQ, que foi tão importante para mim. Ao **Prof. Marco Antônio Bottino**, que é um grande exemplo e inspiração. Ouvir sua percepção sobre a odontologia e o ensino é enriquecedor.

À banca examinadora deste trabalho, por aceitarem prontamente meu convite para participar deste momento importante. Sei quantas atribuições cada uma de vocês tem e agradeço todo o tempo dedicado. Em especial à **Profa. Karin Hermana**

Neppelenbroek, que foi minha orientadora do mestrado e a quem tenho profunda admiração e respeito.

Aos funcionários do Laboratório de Materiais Odontológicos, **Thais e Márcio**, pela colaboração e competência. E à funcionária do Departamento de Prótese Dentária, **Juliane**, por estar sempre disposta a ajudar com um sorriso no rosto.

A todos que acompanharam minha luta e dedicação no decorrer do doutorado e que estão ao meu lado no encerramento dessa fase, sentindo-se realizados com a minha vitória.

"Tudo o que a mente humana pode conceber, ela pode conquistar".

Napoleon Hill

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	11
LISTA DE TABELAS	13
RESUMO.....	14
ABSTRACT.....	15
1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	20
2.1 Desgaste da Estrutura Dentária	20
2.2 Tratamento restaurador para o desgaste dentário	21
2.3 Análise por elementos finitos.....	23
2.4 Ensaios <i>in vitro</i> para avaliação do desgaste	26
3 PROPOSIÇÃO	30
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	31
4.1 Análise por Elementos Finitos (FEA).....	31
4.1.1 Delineamento do estudo	32
4.1.2 Modelamento 3D.....	32
4.1.3 Processamento das malhas	33
4.1.4 Tensão Máxima Principal e Deformação Total.....	35
4.2 Ensaio mecânico <i>in vitro</i>	36
4.2.1 Randomização dos grupos.....	36
4.2.2 Preparo das amostras	37
4.2.3 Desgaste.....	41
4.2.4 Quantificação do desgaste	43
4.2.5 Desgaste do antagonista	45
4.3 Análise Estatística	45
5 RESULTADO	47
5.1 Análise por elementos finitos (FEA)	47
5.1.1 Deformação Total	47
5.1.2 Tensão Máxima Principal.....	50
5.2 Desgaste pelo ensaio mecânico de fadiga com deslizamento	55
5.2.1 Desgaste dos materiais restauradores.....	55
5.2.2 Desgaste do antagonista	57

6 DISCUSSÃO	59
7 CONCLUSÃO	66
REFERÊNCIAS.....	67
APÊNDICES.....	78
ANEXO.....	81

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Delineamento da Análise por Elementos Finitos	33
Figura 2 – Processamento das malhas	34
Figura 3 – Método de análise da Tensão Máxima Principal	35
Figura 4 – Método de análise da Deformação Total.....	36
Figura 5 – Distribuição dos grupos de acordo com o tipo de restauração.....	37
Figura 6 – Preparo incisal das amostras simulando o desgaste por atrição.....	38
Figura 7 – Inclusão das amostras e preparo para faceta	39
Figura 8 – Cimentação das restaurações indiretas de cerâmica	41
Figura 9 – Cicladora mecânica para o ensaio de desgaste	42
Figura 10 – Ciclagem mecânica	43
Figura 11 – Quantificação do desgaste das restaurações pela correlação de imagens	44
Figura 12 – Quantificação do desgaste no antagonista.....	45

Figura 13 – Deformação Total nas diferentes condições testadas	47
Figura 14 – Gráfico da tendência de comportamento dos grupos testes em relação à Deformação Total quando comparados ao controle	49
Figura 15 – Tensão Máxima Principal de diferentes grupos em lateralidade para a mesma amostra.....	52
Figura 16 – Histograma dos picos de tensão na superfície adesiva para máxima intercuspidação habitual	53
Figura 17 - Histograma dos picos de tensão na superfície adesiva para lateralidade	54
Figura 18 - Histograma dos picos de tensão na superfície adesiva para incidência de força na interface dente-restauração.....	54
Figura 19- Gráfico do Desgaste médio por grupo no decorrer dos ciclos.....	57

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média e Desvio Padrão da Deformação Total (mm).....	48
Tabela 2 - Análise de variância da Deformação Total para máxima intercuspidação habitual.....	48
Tabela 3 – Análise de variância da Deformação Total para máxima lateralidade	48
Tabela 4 - Análise de variância da deformação Total para interface dente-restauração.....	48
Tabela 5 – Média e Desvio Padrão da Tensão Máxima Principal (MPa).....	50
Tabela 6 - Análise de variância dos picos de tensão (MPa) para máxima intercuspidação habitual.....	51
Tabela 7 - Análise de variância dos picos de tensão (MPa) para lateralidade	51
Tabela 8 - Análise de variância dos picos de tensão (MPa) para interface	51
Tabela 9 - Mediana e intervalo (mínimo e máximo) para o Desgaste (mm)	56
Tabela 10 - Média e Desvio padrão do desgaste dos antagonistas	58

Bueno MG. Comportamento biomecânico de caninos desgastados por atrição frente a diferentes técnicas restauradoras [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2020.

RESUMO

O objetivo do estudo foi avaliar o comportamento mecânico de materiais restauradores utilizados na reabilitação da guia canino. O estudo foi dividido em uma etapa *in silico* e outra *in vitro*. Dez modelos 3D de dentes caninos hígidos foram obtidos por engenharia reversa e utilizados como Grupo Controle (n = 10) para o teste *in silico* por meio da análise por elementos finitos (FEA). Um desgaste incisal de 2 mm foi simulado em cada amostra 3D e reabilitado com restauração incisal direta de resina composta (Grupo IRC, n = 10) e indireta de cerâmica (Grupo IC, n = 10). Os mesmos modelos também receberam, além do desgaste incisal, um preparo vestibular para faceta laminada, restaurados com os mesmos materiais, compondo os Grupos FRC (faceta de resina composta, n = 10) e FC (faceta cerâmica, n = 10). Os modelos foram exportados para um *software* de engenharia assistida por computador (CAE) e as geometrias foram transformadas em malhas de elementos tetraédricos, consideradas sólidas, isotrópicas, homogêneas e lineares. Uma carga de 100 N foi aplicada simulando a desocclusão pelo canino para análise mecânica estrutural dinâmica. A deformação total foi mensurada e a tensão máxima principal foi usada como critério de falha. Com base nos resultados da avaliação *in silico*, dois tipos de restauração foram selecionados para a fase *in vitro*, onde realizou-se um ensaio mecânico de fadiga para análise do desgaste. Trinta dentes caninos hígidos foram distribuídos em três grupos: Controle (n = 10), IRC (n = 10) e FC (n = 10). As amostras foram submetidas ao ensaio de fadiga em cicladora mecânica com deslizamento de 2 mm por 240.000 ciclos, carga de 49 N e 4 Hz de frequência, imersas em água em temperatura ambiente. A cada 60.000 ciclos as amostras foram moldadas e seus modelos escaneados para avaliação da quantidade de desgaste através da técnica de correlação por imagem digital, quantificando a perda de estrutura a cada intervalo. As técnicas restauradoras com resina composta sofreram maior deformação total, tendo a cerâmica um comportamento semelhante ao dente hígido. A probabilidade de falha no movimento de desocclusão foi menor na cerâmica. Para o desgaste, não houve diferença significativa entre grupos experimentais até 180.000 ciclos. Aos 240.000 ciclos, a resina composta apresentou maior desgaste que a cerâmica ($p = 0,02$). Todos os grupos provocaram desgaste em seus antagonistas, mas não houve diferença significativa entre eles ($p < 0,05$). Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que os laminados cerâmicos apresentaram menor desgaste, deformação e probabilidade de falha na restauração da guia canino. Ainda, a anatomia do dente e o tipo de restauração influenciaram o comportamento dos materiais.

Palavras-chave: Desgaste dos dentes. Restauração dentária permanente. Desgaste de restauração dentária. Análise de elementos finitos. Correlação por imagem digital.

Bueno MG. Canine guide reconstruction with diferente technics: influence on biomechanics properties [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2020.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the mechanical behavior of materials restorative used in rehabilitation of canine guide. The study was divided in two parts in silico and in vitro test. Ten 3D models of sound canine teeth were obtained by reverse engineering technique and used as Control Group (n = 10) to in silico test by finite elements analysis (FEA). A 2 mm wear were simulated in each 3D sample and restored according to restorative material; Group IRC (Incisal Composite Resin, n=10) and Group IC (Incisal Ceramic, n = 10). Laminate preparations were modeled and restored with the same materials, Group FRC (Laminate Composite Resin, n=10) and Group FC (Laminate Ceramic, n = 10). All models were exported to Computer Aided Engineering (CAE) software, the geometries were meshed with tetrahedric elements and all contacts were considered perfectly bonded. The load simulated the canine guide (100 N) and the assembly was constrained at the bottom surface to run a structural mechanic dynamic analysis. The Total Deformation was measured and Maximum Principal Stress was used as failure criteria. Thirty sound canine tooth were divided in three groups to in vitro test; Control (n = 10), IRC (n = 10) and FC (n = 10). The samples were subjected to the fatigue test in a wear machine for 240.000 cycles, load of 49 N, frequency of 4 Hz, sliding distance of 2 mm in water at room temperature. The samples were molded every 60.000 cycles and their models scanned to evaluate wear by digital image correlation. Composite resin groups showed higher total deformation and ceramic groups had a more similar behavior to the control group. The probability of failure was lower for the ceramic in the canine guidance. For wear, there was no significant difference between groups up to 180.000 cycles. After 240.000 cycles, the wear was greater in the IRC group (p = 0,02). The wear of the antagonists was not statistically different between groups. Within the limitations of this study, it can be concluded that the ceramic laminates showed less wear, deformation and probability of failure in restoring of the canine guide. In addition, anatomy of the tooth and type of restoration influenced the behavior of the materials.

Keywords: *Tooth wear. Dental restoration. Dental restoration wear. Finite element analysis. Digital image correlate.*

1 INTRODUÇÃO

O desgaste dentário é um processo fisiológico e multifatorial que leva à perda de tecidos duros e que, por ser irreversível, progride com o tempo (Shelli, Addy, 2014). O aumento na expectativa de vida e a manutenção dos dentes naturais por mais tempo na cavidade oral, tornam o desgaste dentário um problema comum (Schlueter, Luka, 2018). O desgaste fisiológico acontece em detrimento do atrito entre os dentes na mastigação ou nas adaptações oclusais, enquanto o patológico associa outros fatores mecânicos ou químicos, intrínsecos ou extrínsecos, atingindo níveis que exigem abordagens restauradoras (Warreth et al., 2020). Além do desgaste fisiológico, alterações no padrão alimentar, hábitos parafuncionais, redução da capacidade tampão da saliva e outros fatores, podem tornar o desgaste patológico, acometendo as estruturas de forma rápida, o que pode levar a sintomas como hipersensibilidade dentinária, alterações no padrão oclusal e prejuízos estéticos (Savage et al., 2018; Wetselaar et al., 2018).

Embora o desgaste dos dentes possa ser classificado de acordo com os fatores etiológicos envolvidos, a perda de estrutura dentária é um processo complexo e de difícil diagnóstico, já que os fatores ocorrem concomitantemente, com uma ou mais causas contribuindo para o desgaste (Lussi et al., 2011; Lussi, Carvalho, 2014). Atrição é o desgaste dentário causado pelo atrito entre o dente e seu antagonista, relacionado à oclusão, que se apresenta clinicamente como facetas de desgaste bem definidas e brilhantes (Kaidonis, 2008). Ocorrendo isoladamente ou associada a outros tipos de lesão, a atrição pode afetar a função e a estética na dentição permanente, gerando complicações oclusais e sensibilidade dentária (Olley et al., 2015; Sierpinska et al., 2015; El Wazani et al., 2012).

Uma oclusão eficiente apresenta características como contato posterior múltiplo em relação cêntrica, ausência de contatos no lado de balanceio durante os movimentos de lateralidade, ausência de contatos posteriores durante a guia anterior e presença de guia anterior na protrusão (McAdam, 1976), que estão relacionadas com a proteção do sistema estomatognático contra danos e disfunções (Kulmer et al., 1999). A guia de desocclusão, seja através da guia canino ou da função em grupo, é essencial para a estética, fonética e mastigação (Thornton, 1990). Embora ambas as

formas de guia sejam consideradas fisiológicas (Abduo, Tennant, 2015), o canino é um dente estrategicamente localizado na arcada para possibilitar uma guia de desocclusão nos movimentos laterais da mandíbula (Fukushima, 2016). Além de sua posição na arcada, apresenta raízes volumosas, estrutura óssea reforçada, concavidade palatina e cúspide íngreme, que permitem uma ação de rompe-forças, diminuindo a atividade dos músculos mastigatórios, evitando dores e parafunções (Schweikert, 1987).

Quando a cúspide do canino é acometida pelo desgaste dentário, a guia de desocclusão fica prejudicada, interferindo na estabilidade do sistema estomatognático, o que pode gerar traumas nas articulações, musculatura e nos demais dentes, potencializando os fatores associados à perda de tecidos duros (Loomans, Opdam, 2018; Sterenborg et al., 2018).

Com o intuito de minimizar os danos funcionais à oclusão e de promover uma estética satisfatória, faz-se necessário restaurar a cúspide desgastadas dos caninos, preferencialmente com técnicas restauradoras conservadoras e mínimo desgaste da estrutura dentária sadia (Loomans, Opdam, 2018). As resinas compostas e as cerâmicas tem sido os materiais de escolha para esses tipos de restauração, mas não há um consenso sobre o material e a técnica mais adequada para a resolução de todos os casos (Muts et al., 2014; Patel, 2016).

A resina composta é o material restaurador direto mais utilizado devido à demanda estética dos pacientes, capacidade de união à estrutura dentária, versatilidade e constante melhora nas propriedades do material (Fugolin, Pfeifer, 2017). A introdução de nanopartículas aos compósitos resinosos possibilitou resultados clínicos mais satisfatórios de restaurações com maior lisura de superfície e menor contração de polimerização, sem afetar o comportamento mecânico (Fujii et al., 2004; Tsujimoto et al., 2018). Ainda, as resinas apresentam boas propriedades ópticas, estabilidade de cor, baixa condutibilidade térmica e baixa solubilidade, apesar de apresentarem menor resistência ao desgaste quando comparada ao esmalte dentário e às cerâmicas (Gulamali et al., 2011).

As cerâmicas tem sido amplamente utilizadas na odontologia por apresentarem boas propriedades físicas e mecânicas, como características ópticas semelhantes ao esmalte dentário, baixa condutividade térmica, resistência ao desgaste, biocompatibilidade e durabilidade (Bajraktarova-Valjakova et al., 2018).

Dentre os diferentes sistemas cerâmicos, as cerâmicas vítreas com dissilicato de lítio apresentam resistência flexural, tenacidade à fratura e dureza adequadas, sem deixar de lado a estética (Fu et al., 2020).

Restaurações conservadoras e minimamente invasivas surgiram como alternativa de tratamento estético desde a década de 1980 (Calamia, 1983; Horn, 1983) e tem sido indicadas para dentes com alterações de forma e cor, apresentando excelentes resultados através de pouca redução da estrutura dentária (Rotoli et al., 2013). Reabilitações estéticas com laminados cerâmicos apresentam bons índices de sucesso a longo prazo e uma sobrevida de aproximadamente 82,93% (Beier et al., 2012) a 91% (Layton, Walton, 2012) em 20 anos, sendo a fratura o principal motivo de falha (Beier et al., 2012).

Na prática clínica, a abordagem restauradora de caninos que sofreram desgaste é um desafio por envolver fatores estéticos e funcionais importantes, estando a tomada de decisão por qual material e técnica utilizar relacionada a diferentes questões (Costa et al., 2018; Faus-Matoses et al., 2017). É evidente que o comportamento das restaurações cerâmicas é diferente das resinas compostas (Ankyu et al., 2016; Esquivel et al., 2020), mas clinicamente é fundamental entender o que é mais benéfico para o paciente e a quais tipos de falhas as restaurações estão sujeitas, já que as cerâmicas tendem a falhar por fraturas (Beier et al., 2012; Fu et al., 2020) e as resinas compostas tendem a apresentar um maior desgaste (Tsujiimoto et al., 2018). Além disso, sabe-se que as cerâmicas podem gerar um maior desgaste no antagonista ao longo do tempo (Alves et al., 2019; Habib et al., 2019).

O mecanismo do desgaste dentário e os diversos fatores etiológicos relacionados a ele, tornam a avaliação do comportamento dos materiais restauradores muito complexa nos estudos *in vivo*, sendo mais aplicáveis os métodos de avaliação *in vitro*, com a utilização de simuladores de desgaste e de tecnologias digitais (Koletsis et al., 2019). Diferentes estudos encontrados na literatura abordam as questões entre restaurações diretas e indiretas, mas costumam empregar amostras padronizadas, modelos virtuais únicos ou simplificados, não levando em consideração a diversidade anatômica dos dentes naturais (Gwon et al., 2019; Shirani et al., 2020). Da mesma forma, estudos também avaliaram o desgaste da estrutura dentária, mas em ciclagens mecânicas que não promovem um deslizamento, o que torna o teste *in vitro* ainda mais limitado, se comparado à mastigação e aos movimentos mandibulares (Heintze

et al., 2005; Koletsi et al., 2019).

Portanto, sendo o desgaste da cúspide de caninos uma condição clínica frequente e que influencia diretamente no funcionamento do sistema estomatognático, torna-se necessário conhecer o comportamento dos diferentes tipos de restauração capazes de restabelecer estética e função, bem como os motivos de falhas, para diferentes anatomias e formas de aplicação de carga, auxiliando na tomada de decisão clínica sobre a seleção do material e técnica para restauração da guia de desoclusão pelo canino.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Desgaste da Estrutura Dentária

Desgaste dentário é a perda de tecidos duros por motivos que não sejam relacionados a lesões cariosas ou fraturas, podendo acometer esmalte, dentina e cimento (Lucas, Van Casteren, 2015; Warreth et al., 2020). A perda de estrutura dentária por desgaste tem etiologia multifatorial, como condições mecânicas ou químicas, intrínsecas ou extrínsecas (Muts et al., 2014; Shellis, Addy, 2014).

O desgaste mecânico intrínseco é um processo fisiológico, uma vez que a estrutura dentária é preparada para a mastigação durante toda a vida, mas algumas condições ou mesmo a associação com outros fatores que potencializam o desgaste, podem torná-lo patológico (Benazzi et al., 2013; Mutts et al., 2014). O desgaste fisiológico é um processo lento que, de modo geral, não leva a sintomatologias ou malefícios ao indivíduo, mas quando se torna patológico, pode resultar em hipersensibilidade dentinária, afetar a função oclusal e gerar prejuízos estéticos (Könönen et al., 2006; Levartovsky et al., 2020; Sterenborg et al., 2018). A antropologia mostra que ao longo da história o desgaste fisiológico dos dentes por fatores mecânicos já existia e, portanto, não é decorrente apenas da dieta ou dos hábitos contemporâneos, embora o padrão de desgaste seja influenciado por esses quesitos. Já os desgastes por erosão são mais recentes na história, justificados por uma alimentação mais ácida, que interfere no equilíbrio oral, gerando um processo patológico (Kaidonis, 2008).

Wetselaar et al. (2019) revisaram na literatura a relação entre o desgaste patológico das estruturas dentárias com distúrbios do sono e o estudo relata que, tanto os distúrbios do sono quanto os desgastes dentários são condições de etiologia multifatorial, mas que apresentam uma associação, seja direta ou indiretamente. Relatam ainda que essa relação é complexa, pois um evento de refluxo durante o sono pode acelerar o processo do desgaste, mas o aumento do fluxo salivar após um evento de bruxismo também pode neutralizar o desgaste mecânico do mesmo, uma vez que a saliva funciona como lubrificante e realiza o tamponamento da

desmineralização.

O desgaste dentário é um processo irreversível e a restauração das estruturas perdidas costuma ser necessária nos casos em que há prejuízos estéticos, funcionais ou que afetam a qualidade de vida dos pacientes, como na sensibilidade dentinária ou nas dores musculares relacionadas à oclusão, embora as falhas nas restaurações de desgastes patológicos sejam comumente observadas (Lucas, Omar, 2012; Shellis, Addy, 2014).

2.2 Tratamento restaurador para o desgaste dentário

Como resultado do crescente interesse pela estética, até mesmo nos dentes posteriores, resinas compostas e cerâmicas tem sido cada vez mais utilizadas como materiais restauradores (Beier et al., 2012; Demarco et al., 2012; Ilie et al., 2017).

As cerâmicas odontológicas apresentam excelente biocompatibilidade, características estéticas similares ao esmalte dental, lisura de superfície que promove baixo acúmulo de placa, baixa condutividade térmica e alta estabilidade de cor (Oh et al., 2018).

Durante muito tempo as cerâmicas feldspáticas e vítreas foram consideradas passíveis de utilização apenas em peças unitárias e na região anterior, porém as cerâmicas, os sistemas adesivos e cimentos resinosos evoluíram, ampliando as possibilidades de utilização, embora a fragilidade e a capacidade de causar desgaste nos dentes antagonistas ainda são pontos desfavoráveis (Alghazzawi et al., 2012; Ritzberger et al., 2010). Apesar dessas características, estudos mostram uma taxa de sobrevivência superior a 90 % nos primeiros cinco anos para restaurações cerâmicas, sendo os laminados cerâmicos uma boa alternativa de tratamento em dentes anteriores (Beier et al., 2012; Gresnigt et al., 2013; Guess, Stappert, 2008).

Nas duas últimas décadas os laminados provaram ser uma técnica confiável para correção de cor, formato, desgaste ou fratura em áreas estéticas, estando a fratura relacionada como principal tipo de falha (Peumans et al., 2000). De acordo com a literatura, as áreas mais prováveis de falha encontram-se na margem incisal e região cervical (Castelnuovo et al., 2000; Stappert et al., 2005).

A resina composta atende diferentes necessidades restauradoras, mas apresenta propriedades mecânicas limitadas, como baixa resistência à fratura e ao desgaste, o que motivou a produção de materiais mais resistentes e com melhores características (Demarco et al., 2012; Fugolin, Pfeifer, 2017). Atualmente, as resinas contém partículas de carga, de diferentes tamanhos e valores de dureza, que permitem um bom resultado frente a esforços mastigatórios, podendo ser classificadas como híbridas, micro-híbridas e nano-híbridas, estando as diferenças relacionadas à composição da resina, tamanho das partículas de carga, grau de polimerização e a ligação entre as cargas e a matriz polimérica (Sookhakiyan et al., 2017). Por ser um material versátil e de grande utilização clínica, a resina composta aparece com frequência nos testes de desgaste, tanto como antagonista de dentes, quanto de cerâmicas e outras resinas (Esquivel et al., 2020; Heintze et al., 2005; Koletsi et al., 2019).

Muts et al. (2014) realizaram uma revisão sistemática com o intuito de estabelecer um protocolo de abordagem clínica para tratamento do desgaste dentário, levando em consideração as etapas de enceramento diagnóstico, posicionamento oclusal, aumento da dimensão vertical de oclusão, restauração e acompanhamento, uma vez que a perda de estrutura dentária tem sido comumente encontrada e relacionada a prejuízos funcionais e estéticos. Foram incluídos onze trabalhos que trataram o desgaste dentário com restaurações minimamente invasivas com resultado estético satisfatório, de pacientes que não apresentavam perda significativa de elementos dentários. A maioria dos estudos disseram fazer uso do enceramento diagnóstico e utilizaram a posição de relação cêntrica para restabelecimento oclusal. O material restaurador mais utilizado foi a resina composta, seguido por cerâmicas vítreas, que parecem ser os materiais de escolha para a restauração de estrutura dentária perdida pelos diferentes tipos de desgaste, apresentando bons resultados funcionais e estéticos.

Haja vista que a integridade da interface adesiva está diretamente relacionada com a longevidade das restaurações, Yu et al. (2020) realizaram um estudo com o objetivo de compreender o processo de início e propagação de falhas na interface adesiva de restaurações indiretas de resina composta (Tetric N Ceram Bulk Fill – Ivoclar Vivadent) e de cerâmica (IPS e.max CAD – Ivoclar Vivadent) em dentes posteriores, bem como a propagação da tensão e desgaste quando submetidas a

cargas oclusais. Trinta blocos de resina composta e trinta de cerâmica (6 x 6 x 4 mm) foram confeccionados e cimentados em fatias de terceiros molares extraídos hígidos com cimento resinoso RelyX U200 (3M ESPE), de acordo com a indicação dos fabricantes. As 60 amostras foram armazenadas em saliva artificial e submetidas a teste de desgaste tendo como antagonista uma ponta esférica de nitreto de silício aplicada sobre a interface adesiva com carga de 20 N, deslizamento de 2 mm, frequência de 1 Hz por 5×10^4 ciclos. Três intervalos de análise foram realizados durante a ciclagem, utilizando-se dez amostras de cada grupo a cada intervalo. O local do desgaste foi escaneado e a perda de estrutura de esmalte, cimento e material restaurador foram mensuradas através de um *software*. Para entender a morfologia do desgaste, amostras representativas de cada grupo foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura. Para a avaliação da subsuperfície do desgaste, amostras representativas foram lixadas, polidas, limpas em ultrassom e analisadas em microscópio óptico. Um modelo tridimensional das amostras foi confeccionado no *software* ANSYS para a análise por elementos finitos. Uma carga vertical de 20 N foi aplicada em diferentes direções na superfície referente à superfície oclusal da amostra para determinar a tensão principal máxima. De acordo com os testes aplicados, no estágio inicial o desgaste no esmalte foi maior que nos materiais restauradores, mas com a evolução dos ciclos, o volume de desgaste tornou-se maior nos materiais restauradores. Embora a resina composta tenha apresentado maior volume de desgaste, a diferença não foi significativa comparada à cerâmica. De acordo com o estudo, em relação à distribuição da tensão, a cerâmica tende a dissipar as forças pela restauração, o que gera micro trincas no material, enquanto o estresse gerado na restauração de resina composta tende a se concentrar próximo à interface, gerando estresse no esmalte dentário, que também produz micro trincas na subsuperfície.

2.3 Análise por elementos finitos

A análise de elementos finitos permite uma previsão das concentrações de tensão, simulando modelos com formatos, espessuras e materiais diferentes,

podendo incluir aplicação de cargas em qualquer direção, realizando aferições quantitativas virtualmente e fornecendo informações como deformação e tendência de falha em condições estáticas e dinâmicas (Dal Piva et al., 2019, 2018; Li et al., 2014; Tribst et al., 2018). Associados aos ensaios *in vitro*, testes não destrutivos como a análise por elementos finitos, permitem uma melhor compreensão dos diferentes fenômenos que ocorrem nas amostras testadas, como a distribuição do estresse em uma interface ou dentro de um material (Soares et al., 2012; Versluis et al., 2006).

O FEA é uma ferramenta eficaz para avaliar restaurações frente a interação de múltiplas variáveis capazes de afetar seu comportamento mecânico (Piccioni et al., 2013). Em um estudo utilizando o FEA, um modelo tridimensional de um canino superior foi delineado para avaliar a influência da espessura e da extensão incisal de facetas indiretas. A metodologia *in silico* utilizada foi validada por um experimento *in vitro* utilizando *strain gauge*, um sensor que mede a tensão em um material através da deformação, obtendo resultados estatisticamente semelhantes (Costa et al., 2018).

Bergoli et al. (2014) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a taxa de sobrevivência e o comportamento mecânico de laminados cerâmicos instalados sobre caninos e incisivos centrais com diferentes formatos de preparo, no intuito de comparar se o formato do preparo influencia no comportamento clínico da restauração. As amostras de incisivos centrais e caninos foram distribuídas em quatro grupos: incisivos centrais com preparo conservador (G1), incisivos centrais com chanfro palatino (G2), caninos com preparo conservador (G3) e caninos com chanfro palatino (G4). Os preparos foram realizados com 1 mm de espessura na face vestibular e os preparos com chanfro palatino incluíram um desgaste de 2 mm da borda incisal, com chanfro de 1 mm de espessura, ficando toda a margem dos preparos em esmalte. Os laminados foram confeccionados com cerâmica de dissilicato de lítio (IPS E.max Press – Ivoclar Vivadent) e cimentadas com Variolink Venner (Ivoclar Vivadent). As amostras foram submetidas à fadiga mecânica com carga de 100 N sobre a incisal, a uma frequência de 4 Hz, por 4×10^6 ciclos. A cada 500 mil ciclos, as amostras foram analisadas em estereomicroscópio para avaliar a ocorrência de fraturas ou trincas, indicando a taxa de sobrevivência. Uma modelagem virtual utilizando os mesmos parâmetros das amostras foi confeccionada para a realização de análise por elementos finitos e determinação da tensão principal máxima com aplicação de 100 N de carga. A taxa de sobrevivência foi de 100% para todos os

grupos. Os grupos preparados com chanfro palatino apresentaram maiores valores de tensão comparados aos grupos de preparos convencionais, sendo que os maiores valores de tensão foram encontrados na região cervical das amostras.

Na análise por elementos finitos de diferentes preparos incisais para laminados cerâmicos, a distribuição da tensão foi semelhante para os diferentes modelos testados, sendo a concentração de tensão observada no terço médio da margem incisal. O preparo com chanfro palatino pareceu tolerar mais a aplicação de forças nos movimentos protrusivos quando comparado ao preparo convencional da face vestibular (Li et al., 2014).

A influência de diferentes formas e profundidades de preparo sobre o comportamento mecânico de facetas laminadas anteriores foi testada por meio de uma análise linear estática tridimensional do FEA. Preparos mais conservadores e mais profundos foram simulados através de engenharia reversa, assim como as facetas de três sistemas cerâmicos. Cada amostra foi submetida a uma carga de 200 N na face palatina, 2 mm aquém da borda incisal. O estudo sugere que as facetas cerâmicas podem substituir o comportamento biomecânico da estrutura dentária desgastada e, independente da profundidade e forma do preparo, a maior concentração de tensão acontece na cervical e que facetas mais espessas reduzem o estresse no dente e na restauração (Tsouknidas et al., 2020).

Dentre muitas informações, um dos dados que o FEA é capaz de oferecer é a Deformação Total, que fornece informações sobre os efeitos da tensão em um material. A deformação depende do tipo e intensidade das ligações entre átomos e moléculas de um material, podendo ser plástica, quando o corpo sofre uma deformação permanente após ser submetido a uma força, ou elástica, se o material é capaz de voltar ao seu estado e volume normais após a remoção da tensão. A Deformação total é medida pela diferença entre o volume de um material antes e após a aplicação de uma tensão (Anusavice, 2003; Lang et al., 2001).

Outra característica possível de se obter neste teste é a Tensão Máxima Principal, que é a tensão gerada em cada ponto da superfície ou em cada elemento de um plano, desconsiderando as tensões tangenciais. Essa mensuração demonstra os pontos de maior ou menor concentração de tensão, identificando os possíveis locais de falha do material (Anusavice, 2003; Soares et al., 2012; Üstün, Öztürk, 2018).

2.4 Ensaios *in vitro* para avaliação do desgaste

A perda de estrutura de um material por desgaste é influenciada por diversos fatores, incluindo a geometria do contato, rugosidade da superfície, características microestruturais, tenacidade à fratura, dureza, frequência, carga, temperatura e lubrificação (Eichhold, Brown, 1996; Krejci et al., 1999, 1992).

O mecanismo de desgaste está diretamente relacionado com o tipo de material e, portanto, o desgaste na resina composta e na cerâmica se dá por questões diferentes. O desgaste na cerâmica é induzido por micro fraturas enquanto na resina está relacionado com a deformação plástica (Anusavice, 2003; Oh et al., 2002; Yip et al., 2004). De acordo com a literatura, o desgaste provocado no esmalte dentário pela cerâmica parece estar mais associado à rugosidade de superfície e à tenacidade a fratura (Fischer et al., 2000; Metzler et al., 1999). Já a capacidade de desgaste pela resina composta é influenciada pela composição, tamanho e dureza das partículas de carga (Loomans, Opdam, 2018; Suzuki, Leinfelder, 1993).

Estudos clínicos apresentam evidências científicas mais fortes quando se trata de avaliar um material ou técnica restauradora, uma vez que ensaios mecânicos *in vitro* são limitados quando comparados à complexidade do funcionamento mastigatório, mas estudos clínicos necessitam de mais recursos e apresentam mais variáveis, tornando os ensaios *in vitro* importantes ferramentas para obtenção informações (Adebayo et al., 2008). Apesar das restrições, os protocolos de ciclagem mecânica e envelhecimento térmico submetem as amostras a condições semelhantes às experimentadas clinicamente (Dietschi et al., 1997).

Como são muitas as variáveis que influenciam o desgaste dos materiais clinicamente, Heitze et al. (2008) realizaram uma revisão sistemática sobre as avaliações *in vitro* de desgaste com cerâmicas e os fatores que influenciam os testes. Os estudos incluídos na revisão apresentavam grande variedade de metodologias para simular o desgaste *in vitro*, dos parâmetros utilizados e da forma de quantificar o desgaste. A carga aplicada variou entre 0,4 e 75 N e o número de ciclos ficou entre 10.000 e 1.200.000. Alguns trabalhos incluíram movimento deslizante ou rotativo e água foi predominantemente usada como meio de imersão. As amostras de cerâmica foram planas, em formato de discos ou blocos, e todos os trabalhos selecionados

utilizaram esmalte dental como antagonista, a maioria de molares extraídos, embora não haja um consenso sobre a forma de preparação das amostras de esmalte, esse fator não influenciou os resultados. Sobre os acabamentos de superfície, as cerâmicas polidas geraram menos desgaste que as que receberam *glaze*, mas os autores relatam a dificuldade de comparar os resultados pela variedade nas metodologias, estando os estudos de desgaste sujeitos a muitas limitações (Heintze et al., 2008).

O contato oclusal entre uma variedade de combinação de restaurações foi avaliado por Gwon et al. (2019) para entender o comportamento de diferentes tipos de cerâmica quando colocadas como antagonistas de restaurações diretas de resina composta, simulando uma condição rotineira na clínica odontológica. Coroas em formato de canino foram confeccionadas de zircônia, dissilicato de lítio e leucita. Blocos de resina composta foram obtidos e as coroas de cerâmica foram incluídas em resina acrílica. Todos os grupos de cerâmica foram testados contra todas as resinas. O ensaio de desgaste foi realizado em um simulador de mastigação, com aplicação de 50 N de força por 100.000 ciclos. A carga aplicada foi considerada representativa de forças oclusais fisiológicas e o número de ciclos refere-se a aproximadamente 5 meses. As amostras de cerâmica foram escaneadas antes e após o teste e os arquivos em formato STL foram transformados em sólidos e a perda de estrutura calculada pela diferença de volumes. O desgaste nos blocos de resina composta foi mensurado pela perda de peso. A zircônia sofreu menos desgaste que as demais cerâmicas e, embora os discos de resina tenham perdido um volume considerável, a estatística não demonstrou diferenças entre os tipos de resina e nem uma normalidade no comportamento das amostras devido as limitações inerentes ao ensaio mecânico que simula a mastigação.

Habib et al. (2019) investigaram as alterações de rugosidade superficial, peso e altura de discos de zircônia, metalocerâmica, dissilicato de lítio e resina composta como antagonistas de esmalte após serem submetidos a 240.000 ciclos com carga de 49 N a 0,8 Hz, variando a temperatura entre 5° e 50° C, em um simulador de mastigação. A rugosidade superficial apresentou maior aumento no dissilicato de lítio e na resina composta. Todos os materiais geraram desgaste no esmalte, sendo a maior perda de altura encontrada nos grupos zircônia e metalocerâmica. Os mesmos parâmetros de teste foram utilizados para avaliar o desgaste de ligas metálicas em formato de coroa de um pré-molar opostas à discos de zircônia, concluindo que o

aumento na rugosidade desse material foi diretamente proporcional ao desgaste nos antagonistas (Cha et al., 2019).

Além dos equipamentos que simulam a mastigação, simuladores de desgaste tem sido amplamente utilizados para avaliar a perda de volume e o perfil de defeito gerado quando dois materiais são colocados em atrito. O equipamento é composto por pistões nos quais pontas de aço, cerâmica, resina ou materiais análogos à estrutura dentária podem ser acopladas e aplicadas com carga sobre amostras diversas que ficam fixadas em uma mesa deslizante, simulando parte do movimento mastigatório (Abu-Izze et al., 2018; Alves et al., 2019; Tribst et al., 2019b).

Koletsi et al. (2019) realizaram uma revisão sistemática com metanálise para avaliar os métodos de ensaio laboratoriais e clínicos para estudar o desgaste de estruturas dentárias. Os autores elegeram 27 estudos, sendo 23 *in vitro* e 4 clínicos. Dentre os estudos, 12 contribuíram para a metanálise. O estudo relata que existe uma grande variação nos métodos de análise de desgaste, com um grande potencial de viés nas pesquisas. Nos trabalhos avaliados, a amostra variou entre 5 a 100 pré-molares e molares no total, sendo entre 5 e 30 espécimes por grupo testado. Diferentes materiais restauradores foram utilizados, com prevalência da zircônia. Em relação à ciclagem, foram descritos de 5.000 a 1.200.000 ciclos, sendo mais comum a utilização de 200 a 300 mil ciclos, o que corresponde a 1 ano. O carregamento variou de 10 a 340 N, enquanto a maioria dos estudos relatou uma carga próxima de 50 N. O método de avaliação de desgaste variou entre laser 3D ou perfilometria óptica, *scanner* ou microscópio.

Após a indução de desgaste nos materiais, as formas de mensuração também são diversas, havendo trabalhos que utilizam microscopia eletrônica, softwares, peso, perfilometria, entre outros (Benli et al., 2019; Vlatkovic Jakovljevic et al., 2020; Wetselaar et al., 2020).

Vlatkovic Jakovljevic et al. (2020) realizaram um trabalho com a finalidade de testar um método digital de avaliação *in vitro* do desgaste de estruturas dentárias e materiais restauradores. Trinta coroas totais foram cimentadas sobre um modelo de metal reproduzindo um preparo dentário. As amostras foram escaneadas em um CMM Carl Zeiss Contura G2 antes após serem submetidas a testes de desgaste, realizado através de ciclagem térmica e mecânica, expostas à variação de temperatura de 5° e 55° C, por 3.000 ciclos. Para o ensaio mecânico, uma ponta de aço inoxidável atinge

as amostras com carga de 49 N a uma velocidade de 60 mm/s por 240.000 ciclos, simulando a mastigação por um ano. Após ciclagens, as amostras foram novamente escaneadas e as imagens tridimensionais inicial e final foram comparadas no *software* de correlação por imagem Gom Inspect. Tanto o método de escaneamento quanto o *software* de análise foram capazes de captar pequenas diferenças de volume causadas pelo desgaste da ciclagem térmica e mecânica, podendo ser indicado para uso nas avaliações *in vitro*.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem por objetivo avaliar o comportamento biomecânico de caninos desgastados por atrição frente a técnicas restauradoras com resina composta e cerâmica vítrea, utilizadas no restabelecimento das guias de desoclusão, em relação à deformação total, distribuição da tensão na interface adesiva, desgaste do material restaurador e do antagonista.

As hipóteses alternativas são de que (1) as restaurações diretas de resina composta e indiretas de cerâmica apresentariam comportamento biomecânico distintos para a mesma condição experimental e (2) a anatomia dental e o formato da restauração influenciariam nas propriedades avaliadas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O desenvolvimento do trabalho foi realizado em duas fases. A primeira etapa consistiu em um estudo *in sílico* de FEA para avaliação do comportamento biomecânico em caninos com restaurações diretas de resina composta e indiretas de cerâmica vítrea. Para cada material foram testadas duas formas de restauração, sendo uma localizada apenas na incisal e outra envolvendo face vestibular e incisal. Os grupos restaurados foram também comparados com um controle de dentes hígidos. Diante do comportamento dos grupos na primeira fase, foi selecionado um tipo de restauração de cada material para compor a segunda etapa, que se tratou de um ensaio mecânico *in vitro* para análise do desgaste. Os materiais restauradores selecionados para o presente estudo estão listados no Quadro 1. Dentes naturais foram utilizados como base para o modelamento 3D do ensaio *in sílico* e, também, como amostras do ensaio *in vitro*, de acordo com aprovação no Comitê de Ética em Pesquisa (Anexo A). O tamanho amostral* para ambas as etapas foi calculado com intervalo de confiança de 95% e poder da amostra de 80% (Apêndices A, B e C). Todas as análises foram realizadas por um único operador.

Quadro 1 – Nome comercial e fabricante dos materiais restauradores utilizados no estudo

Materiais Restauradores	Fabricante
Resina Composta Filtek™ Z350 XT	3M ESPE, St Paul, MN, USA
Cerâmica IPS E.max Press LT	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

4.1 Análise por Elementos Finitos (FEA)

* Cálculo amostral realizado em www.calculoamostral.bauru.usp.br.

O ensaio *in silico* foi realizado por meio do FEA para avaliação do comportamento das restaurações sob tensão, em relação à deformação total e tensão máxima principal (Jagota et al., 2013).

4.1.1 Delineamento do estudo

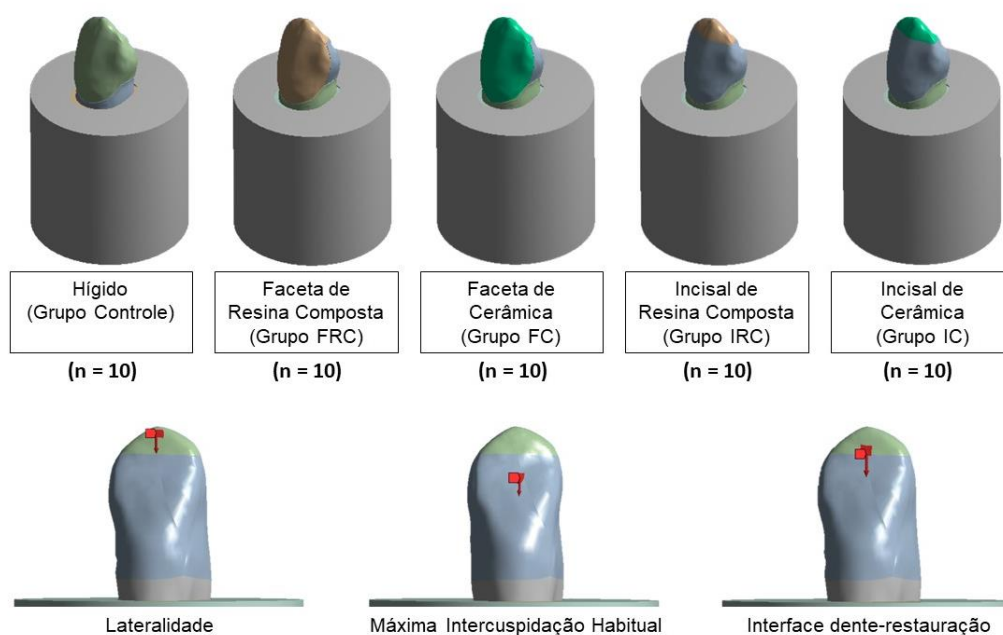
Dez caninos naturais extraídos foram escaneados através de um *scanner* intraoral (ITero® Element™- Align Technology, INC) para servirem como base para o modelamento tridimensional. Cada um dos dez dentes (provenientes dos grupos da etapa *in vitro*) gerou cinco modelos tridimensionais, sendo cada canino submetido a todas as condições experimentais, testados como dentes hígidos, com preparos e restaurações incisais de resina composta e de cerâmica, e com preparos incisais e vestibulares com restaurações de resina composta e de cerâmica. Deste modo, os modelos 3D foram distribuídos em cinco grupos, de acordo com a abordagem restauradora: Hígido (Controle), Faceta de Resina de Resina Composta (FRC), Faceta de Cerâmica (FC), Incisal de Resina Composta (IRC) e Incisal de Cerâmica (IC). As amostras de cada grupo foram testadas em três situações diferentes, de acordo com o local de aplicação de carga: força exercida quando há contato na máxima intercuspidação habitual, no ponto de máxima lateralidade e na interface entre o dente e a restauração, todos na face palatina dos caninos (Figura 1).

4.1.2 Modelamento 3D

As imagens obtidas de cada um dos caninos hígidos foram exportadas para o *software* CAD Rhinoceros® (Rhinoceros versão 6.0 McNeel North America, Seattle, WA, USA), onde modelou-se as estruturas de esmalte, dentina, ligamento periodontal, bases de inclusão em resina acrílica, preparos incisais, preparos para facetas e as respectivas restaurações, de acordo com o delineamento experimental, criando-se um modelo tridimensional de cada amostra (Costa et al., 2018; Dal Piva et al., 2019; Tribst

et al., 2018).

Figura 1 – Delineamento da Análise por Elementos Finitos



Legenda: Distribuição dos grupos para a análise *in silico* e pontos de aplicação de força que simulam o início, o meio e o fim do movimento de desocclusão pelo canino.

Fonte: Elaborado pelo autor.

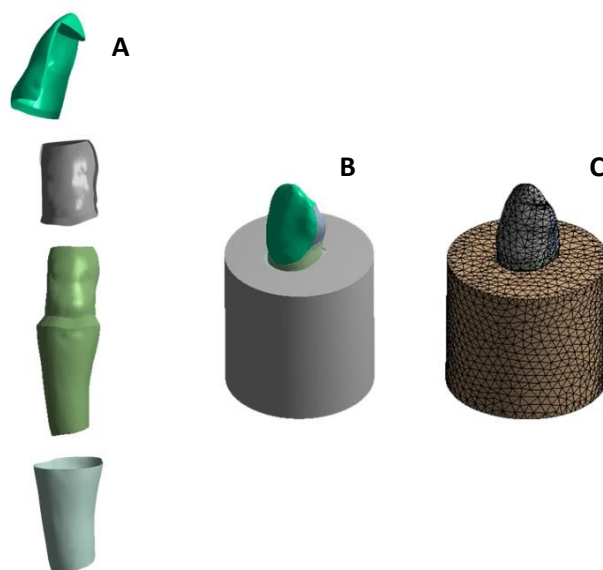
4.1.3 Processamento das malhas

As geometrias obtidas no Rhinoceros® foram exportadas para o *software* ANSYS® (ANSYS 18.0, ANSYS Inc., Houston, TX, USA) no formato STEP para obtenção de uma malha e para Análise por Elementos Finitos. Todas as estruturas foram consideradas sólidas, isotrópicas, homogêneas e lineares (Archangelo et al., 2011; Dal Piva et al., 2019, 2018). O Módulo de Young e o Coeficiente de Poisson atribuído para cada material e estrutura estão descritos no Quadro 2 (Dal Piva et al., 2018; Tribst et al., 2019b). Após as propriedades serem atribuídas a cada material ou estrutura, gerou-se a malha para obtenção dos elementos (Figura 2).

Quadro 2 – Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas

Materiais e Estruturas (Referências)	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson
Esmalte (Roscoe et al., 2013)	84.1	0.33
Dentina (Soares et al., 2010)	18.6	0.32
Dissilicato de Lítio (Guess and Stappert, 2008)	95	0.25
Resina Composta (SrIREkha and Bashetty, 2013)	11	0.28
Resina Acrílica (Nagai et al., 2001)	2.7	0.35
Ligamento Periodontal (Ausiello et al., 2017)	0.15×10^{-3}	0.45

Figura 2 – Processamento das malhas



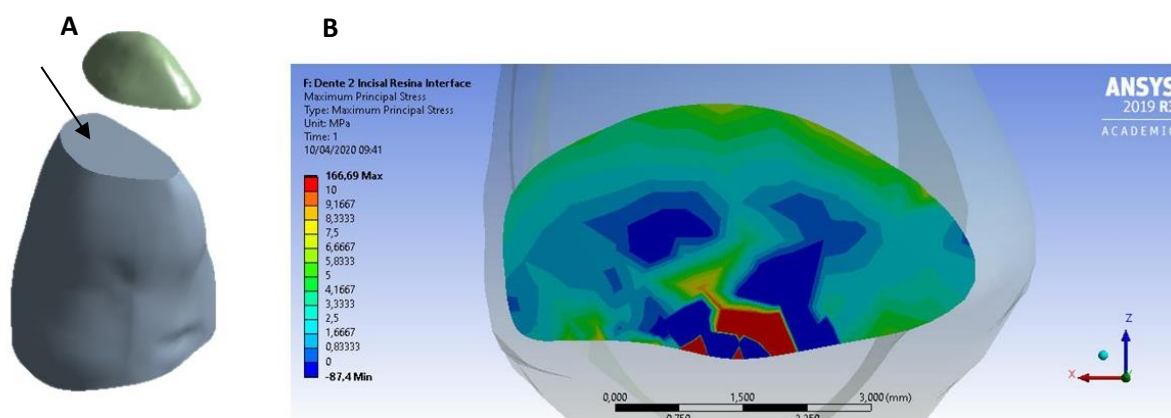
Legenda: A) Estruturas isoladas do modelo 3D, sendo na sequência, restauração no formato de faceta, esmalte preparado, dentina e cimento. B) Modelo 3D com as estruturas unidas. C) Malha de elementos para aplicação das análises.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.1.4 Tensão Máxima Principal e Deformação Total

Uma carga de 100 N foi aplicada em cada um dos três pontos que compõem o movimento de desoclusão pelo canino nos movimentos de lateralidade, considerando a mostrada fixa na base. Para cada ponto de aplicação de carga, avaliou-se a Tensão Máxima Principal e a Deformação Total. A Tensão Máxima Principal foi avaliada na interface adesiva plana de cada amostra para identificação das áreas com maior probabilidade de falhas das restaurações (Figura 3).

Figura 3 – Método de análise da Tensão Máxima Principal

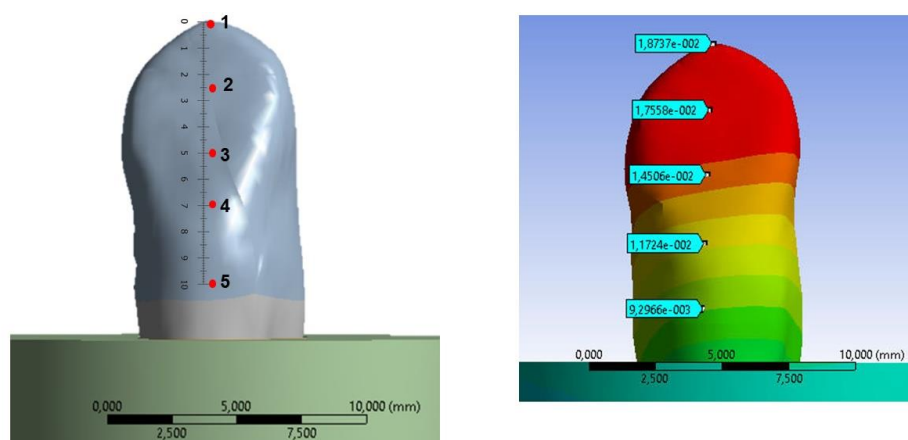


Legenda: A) Modelo 3D de uma amostra de restauração incisal. A seta aponta a área da interface adesiva, onde a tensão máxima principal foi avaliada. B) Área apontada pela seta na Figura A, com vista aproximada da região analisada.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Já a Deformação Total foi calculada para a amostra em cinco pontos específicos ao longo da face palatina, quantificando em milímetros a variação de volume por região após a aplicação da carga (Figura 4) (Bergoli et al., 2014; Dal Piva et al., 2018; Tribst et al., 2018).

Figura 4 – Método de análise da Deformação Total



Legenda: Demarcação dos cinco pontos na face palatina onde a mensuração da deformação total foi realizada em todas as amostras.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2 Ensaio mecânico *in vitro*

O ensaio mecânico *in vitro* foi realizado com a finalidade de avaliar o desgaste de restaurações em dentes caninos, quando submetidos a um antagonista, simulando a dinâmica dos movimentos de lateralidade da mandíbula na desocclusão (Ankyu et al., 2016; Koletsi et al., 2019). Para isso foram selecionados trinta caninos hígidos naturais (N = 30) (Vlatkovic Jakovljevic et al., 2020; Yu et al., 2020) após terem sido extraídos por indicações ortodônticas, por estarem inclusos ou por doença periodontal avançada. Após serem extraídos, os dentes foram limpos, desinfetados e armazenados em água destilada a 4^o C (Bergoli et al., 2014) até o uso como base dos modelos 3D e como amostras do ensaio mecânico.

4.2.1 Randomização dos grupos

Os dentes naturais foram distribuídos em grupos por randomização simples,

numerados em ordem crescente de 1 a 30, à medida que foram sendo obtidos. Posteriormente, as amostras foram distribuídas em progressão geométrica entre os grupos. As amostras 1, 4, 7, 10, 13, 16, 19, 22, 25 e 28 compuseram o Grupo Controle (n = 10), o Grupo IRC (n = 10) foi composto por 2, 5, 8, 11, 14, 17, 23, 26 e 29 e 3, 6, 9, 12, 15, 18, 24, 27 e 30 foram destinadas ao Grupo FC (n = 10). O delineamento da etapa *in vitro* está ilustrado na Figura 5.

Figura 5 – Distribuição dos grupos de acordo com o tipo de restauração



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.2 Preparo das amostras

Para simular o desgaste por atrição dos dentes, as pontas de cúspide dos caninos foram desgastadas com ponta diamantada em alta rotação, sob refrigeração, 2 mm a partir da ponta de cúspide. Para padronizar o desgaste, os dentes foram moldados previamente com pasta pesada de silicóna de condensação (Zetaplus, Zhermack SpA, Badia Polesine, Itália), que foi cortada e encaixada na face palatina para funcionar como guia de desgaste (Figura 6). O preparo incisal teve seus ângulos arredondados com o auxílio de discos Sof-lex™ Pop-On (3M ESPE, St Paul, MN, USA) da série laranja, da granulação grossa até a extra fina.

Figura 6 – Preparo incisal das amostras simulando o desgaste por atrição



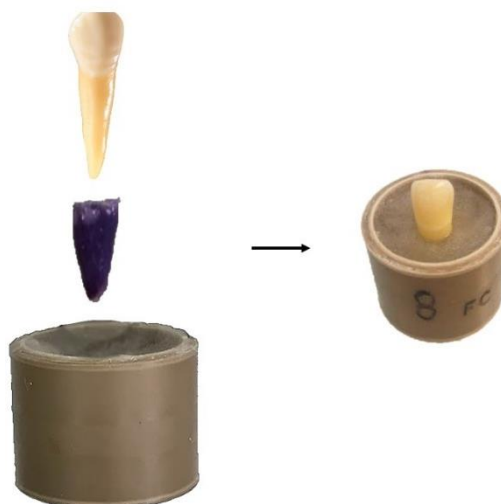
Fonte: Elaborado pelo autor.

Além do preparo incisal, o Grupo FC recebeu um preparo vestibular para facetas laminadas, com profundidade de 0,5 mm, controlada pelos sulcos de orientação da ponta diamantada 4141 (KG Sorensen, São Paulo, Brasil) e por guias de desgaste, seguindo a inclinação anatômica da face e com término cervical em esmalte, obtido após união dos sulcos de orientação com a ponta 2135 (KG Sorensen, São Paulo, Brasil) (Archangelo et al., 2011; Bergoli et al., 2014; Tsouknidas et al., 2020). O preparo também teve seus ângulos arredondados e recebeu polimento com discos Sof-lex™ Pop-On (3M ESPE, St Paul, MN, USA) da série laranja, da granulação grossa até a extra fina.

Os dentes foram incluídos em tubo de PVC contendo resina acrílica autopolimerizável, com auxílio de um delineador (B2 – Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, São Paulo) para que ficassem perpendiculares ao solo e para que a resina acrílica se mantivesse a pelo menos 1 mm da junção amelocementária, simulando o osso alveolar. A raiz de cada dente foi envolta em papel alumínio para alívio, que foi isolado com vaselina sólida. O dente foi incluído na resina acrílica em sua fase plástica de polimerização e, após a presa, o dente foi removido de sua posição, o papel alumínio retirado e o dente reembasado na resina acrílica com pasta leve de silicona de adição (Elite HD+, Zhermack SpA, Badia Polesine, Itália) para simulação do ligamento periodontal, considerando uma

espessura de aproximadamente 0,2 mm, como mostra a Figura 7 (Gresnigt, Özcan, 2011; Preis et al., 2018).

Figura 7 – Inclusão das amostras e preparo para faceta



Fonte: Elaborado pelo autor.

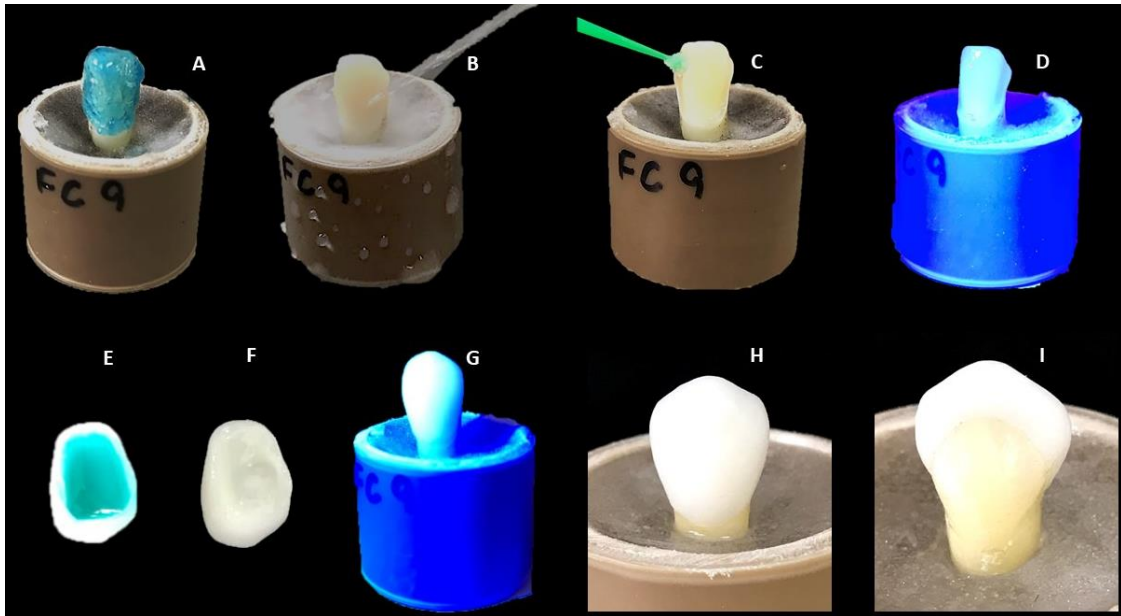
Para a restauração das amostras do Grupo IRC, o esmalte da área preparada foi condicionado com ácido fosfórico 37% (Condac®, FGM, Joinville, Santa Catarina) por 30 segundos, lavado e seco. O adesivo (Adapter Single Bond, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) foi aplicado com aplicador descartável durante 20 segundos e fotoativado durante 10 segundos com aparelho LED (Radii-cal, SDI, Victoria, Austrália). A moldagem inicial de silicona, que serviu como guia de desgaste, foi limpa com álcool 70° para servir como guia da restauração, devolvendo a cada canino a sua anatomia original. A resina composta Filtek™ Z350 XT foi aplicada pela técnica de incrementos com espátula para resina composta, sendo fotopolimerizada a cada incremento por 30 segundos. Após polimerização final, o acabamento foi feito com ponta diamantada de granulação extra fina (2135FF, KG Sorensen, São Paulo, Brasil) seguido de borrachas polidoras Ultra Gloss (American Burrs, Palhoça, Santa Catarina).

As facetas laminadas do Grupo FC foram confeccionadas de cerâmica IPS E.max Press HT (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). Para isso, os dentes

preparados foram escaneados (InEos, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) e as peças desenhadas no *software* CAD (InLab SW, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany). Os projetos das restaurações foram impressos em impressora 3D (MoonRay S100, SprintRay, Los Angeles, USA) para serem incluídos para injeção. Trinta minutos após a inclusão, o revestimento foi levado ao forno em temperatura de 500° por 30 minutos. Em seguida a temperatura foi elevada a 850°, permanecendo por 60 minutos, enquanto o processo de injeção foi preparado. Com o revestimento ainda quente, a pastilha cerâmica foi injetada e o revestimento levado ao forno de injeção (Programat EP 3010, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) com programação automática para a referida cerâmica (temperatura inicial de 700°, elevada 60°/minuto, com temperatura final de 910° e manutenção da queima por 15 minutos). Após desinclusão, as peças receberam polimento superficial manualmente, com borrachas abrasivas em granulação decrescente do kit de polidores diamantados (EVE Diapol, Pforzheim, Baden-Württemberg, Germany) a uma velocidade de 3.000 a 8.000 rpm, por 15 segundos cada borracha.

Para a cimentação das facetas, os preparos foram condicionados com ácido fosfórico 37% (Condac®, FGM, Joinville, Santa Catarina) por 30 segundos, lavado e seco. O adesivo (Tetric N Bond, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) foi aplicado com aplicador descartável durante 20 segundos e fotoativado durante 10 segundos com aparelho LED (Ratii-cal, SDI, Victoria, Austrália). As peças foram condicionadas e silanizadas por 60 segundos (Monobond Eatch & Prime, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) de forma ativa com aplicador descartável. Após tempo de aplicação, as peças foram lavadas, secas e preenchidas com cimento resinoso fotopolimerizável (Variolink, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). Os excessos foram removidos e cada face polimerizada por 60 segundos (Ratii-cal, SDI, Victoria, Austrália) (Figura 8).

Figura 8 – Cimentação das restaurações indiretas de cerâmica



Legenda: A) Condicionamento ácido do preparo; B) Enxágue; C) Adesivo; D) Fotopolimerização; E) Condicionamento e silanização da peça; F) Aplicação de cimento resinoso na superfície interna; G) Fotopolimerização da peça em posição após remoção dos excessos de cimento; H) Vista vestibular após a cimentação; I) Vista palatina após a cimentação.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.3 Desgaste

O ensaio de desgaste foi realizado em uma cicladora mecânica com deslizamento (Biocycle V2, Biopdi, São Carlos, São Paulo), ilustrada na Figura 9, com o intuito de simular o desgaste realizado nas restaurações ao longo do tempo, pelo contato com um antagonista (Alves et al., 2019). A cicladora aplica uma carga vertical sobre a amostra, com deslizamento horizontal, simulando parte do movimento mastigatório com carga. Os espécimes foram posicionados na cicladora de modo que a superfície antagonista faça o deslizamento na face palatina, da ponta de cúspide para a interface entre o dente e a restauração. Os espécimes, imersos em água, receberam uma carga de 49 N, a uma frequência de 4 Hz, com deslizamento de 2 mm por um total de 240.000 ciclos, interrompidos a cada 60.000 ciclos para avaliação do desgaste e para substituição da água de imersão (Benli et al., 2019; Cha et al., 2019;

Gwon et al., 2019; Habib et al., 2020; Vlatkovic Jakovljevic et al., 2020).

Figura 9 – Cicladora mecânica para o ensaio de desgaste



Fonte: www.biopdi.com.br

Como antagonista, no pistão da cicladora foi acoplado um bastão de resina composta (Filtek™ Z350, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) (Esquivel et al., 2020; Gwon et al., 2019; Habib et al., 2020) nas dimensões de 20 mm de comprimento, 4 mm de diâmetro na base e 2 mm de diâmetro (Alves et al., 2019), simulando uma condição clínica frequente (Figura 10). Para confecção do bastão de resina, uma matriz de silicone foi obtida através de um bastão fresado de zircônia. A resina composta foi inserida e condensada no interior da matriz da silicona e fotopolimerizada (Radii-cal, SDI, Victoria, Austrália) por 65 segundos em cada face, com potência final de 1200 mW/cm². As medidas finais foram conferidas com espessímetro digital (293-230-30, Mitutoyo Corporation, Tokio, Japan). As pontas receberam um polimento final com borrachas polidoras Ultra Gloss (American Burrs, Palhoça, Santa Catarina).

Figura 10 – Ciclagem mecânica



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.4 Quantificação do desgaste

Previamente à ciclagem mecânica e após cada intervalo de 60.000 ciclos, cada dente foi moldado com silicona de adição (Elite HD+, Zhermack SpA, Badia Polesine, Itália), manipulada de acordo com as indicações do fabricante, e os modelos vazados com gesso especial tipo IV (Durone Dentsply Sirona, York, Pensilvânia, USA). Os modelos foram escaneados (InEos, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) para que pudessem ser comparados em um *software* de correlação de imagens digitais.

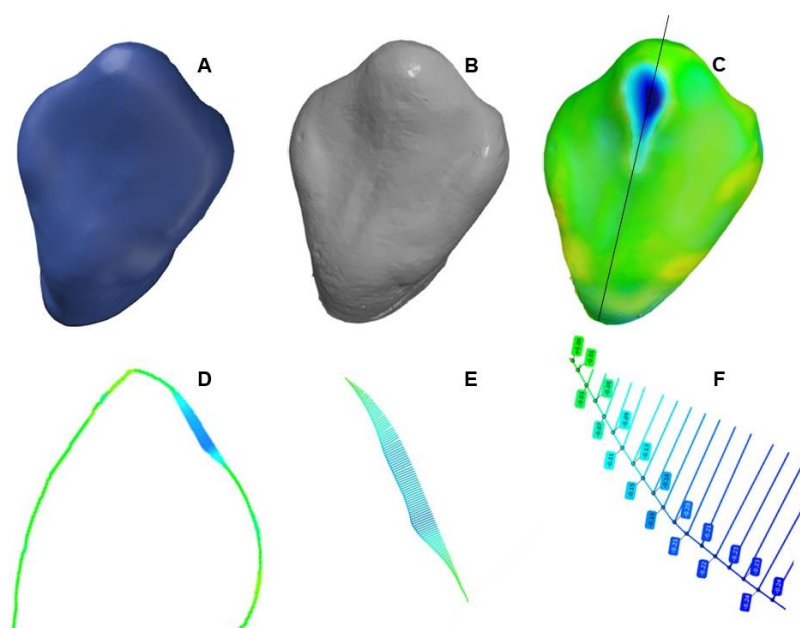
As imagens 3D de cada dente no início, após 60, 120, 180 e 240 mil ciclos foram analisadas no *software* GOM Inspect (GOM, Braunschweig, Germany) que quantificou a perda de volume do material restaurador por sobreposição das imagens (Lee et al., 2020; Morris et al., 2019; Vlatkovic Jakovljevic et al., 2020).

Para a comparação de imagens e detecção da perda volumétrica, importa-se

para o *software* um arquivo STL com a imagem 3D proveniente do escaneamento inicial do espécime, obtido da moldagem realizada antes de iniciar a ciclagem mecânica, e outro arquivo, também no formato STL, proveniente do escaneamento após 60.000 ciclos. A imagem inicial é considerada como real e a imagem após a ciclagem é considerada nominal. Dá-se o comando no *software* que realiza um alinhamento entre as duas imagens tridimensionais, sobrepondo-as. Ao processar as malhas e realizar uma comparação entre as superfícies, é possível obter valores de desvio que podem ser quantificados. Deste modo, comparou-se as superfícies de cada espécime, após cada ciclagem (60.000, 120.000, 180.000 e 240.000 ciclos).

A medição dos desvios foi realizada sobre cada restauração, na superfície palatina, onde houve contato com o pistão da máquina de ensaio. Na região onde ocorreu o desgaste, uma secção transversal foi criada para conhecer o perfil do desgaste, aplicando-se em cada ponto uma etiqueta de desvio que fornece a diferença em milímetros, entre a imagem inicial e a final (Vlatkovic Jakovljevic et al., 2020), como demonstrado na Figura 11.

Figura 11 – Quantificação do desgaste das restaurações pela correlação de imagens

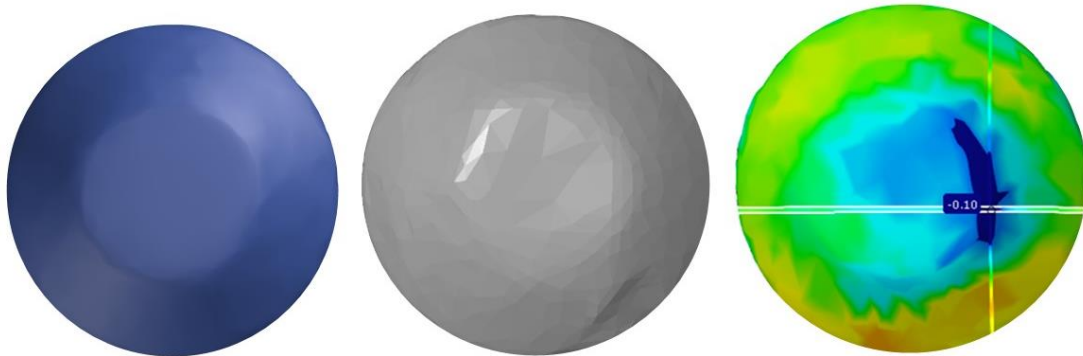


Legenda: A) Imagem inicial ou Body CAD; B) Imagem final ou Malha; C) Alinhamento e comparação entre as imagens; D) Secção na área de interesse; E) Perfil do desgaste; F) Etiquetas de Desvio.
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.5 Desgaste do antagonista

Além da análise do desgaste das restaurações, as pontas de resina composta forma avaliadas para quantificação através do Gom Inspect (GOM, Braunschweig, Germany). Uma ponta íntegra foi escaneada para servir como imagem real, conforme descrito anteriormente no item 4.2.4. Para cada amostra foi utilizada uma única ponta de resina até o fim dos 240.000 ciclos. As pontas de resina, após o término da ciclagem, foram limpas com álcool 70° e gaze para remoção de impurezas e escaneadas (InEos, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany). Os arquivos em STL foram importados para o *software* para comparação em sobreposição com o arquivo real. O programa permite a identificação do ponto com maior profundidade de desgaste, onde um plano de corte é realizado para avaliação do perfil de desgaste (Figura 12).

Figura 12 – Quantificação do desgaste no antagonista



Legenda: Na sequência, imagem real, malha e alinhamento das imagens, com determinação do ponto de maior desgaste e planos de corte para análise do perfil.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3 Análise Estatística

O tamanho da amostra cada deformação total, tensão máxima principal e desgaste foi calculado por Anova - 1 fator, por se tratar de cinco, quatro e três grupos independentes, respectivamente.

Para a deformação total os valores das mensurações foram tabulados e passaram por análise estatística descritiva e análise de variância (Anova – 1 fator) de acordo com o local de incidência de força, para determinar se havia diferença significativa entre grupos. Posteriormente, os dados foram dispostos em gráficos, sendo possível observar os materiais que tendem a se comportar de maneira mais próxima ao dente hígido.

Para a tensão máxima principal, os picos de tensão nas superfícies avaliadas foram tabulados e analisados por estatística descritiva e inferencial por análise de variância. Para os grupos que apresentam diferença significativa entre si foi utilizado o Teste de Tukey com nível de confiança de 95%. Os picos de tensão foram dispostos em histogramas que permitem a identificação da densidade e da variação dos dados dentro de cada grupo.

A quantificação do desgaste foi submetida a análise estatística descritiva e um teste de normalidade (D'Agostino & Pearson Normality Test) foi aplicado para identificar a necessidade de aplicação de um teste paramétrico ou não paramétrico. Na comparação entre ciclos, aplicou-se o teste não paramétrico de Friedman, por se tratar de amostras dependente. Na comparação entre grupos, o teste de Tukey foi utilizado. O teste não paramétrico de Kruskal-Wallis (Anova - 1 fator) foi aplicado para comparação entre amostras dentro da mesma condição experimental. Uma análise de variância (Anova – 1 fator) também foi aplicada aos resultados do desgaste das pontas antagonistas, mas como não houve diferença significativa entre os grupos, outro teste não foi necessário. A análise estatística foi realizada através do *software* Biostat 5.3.

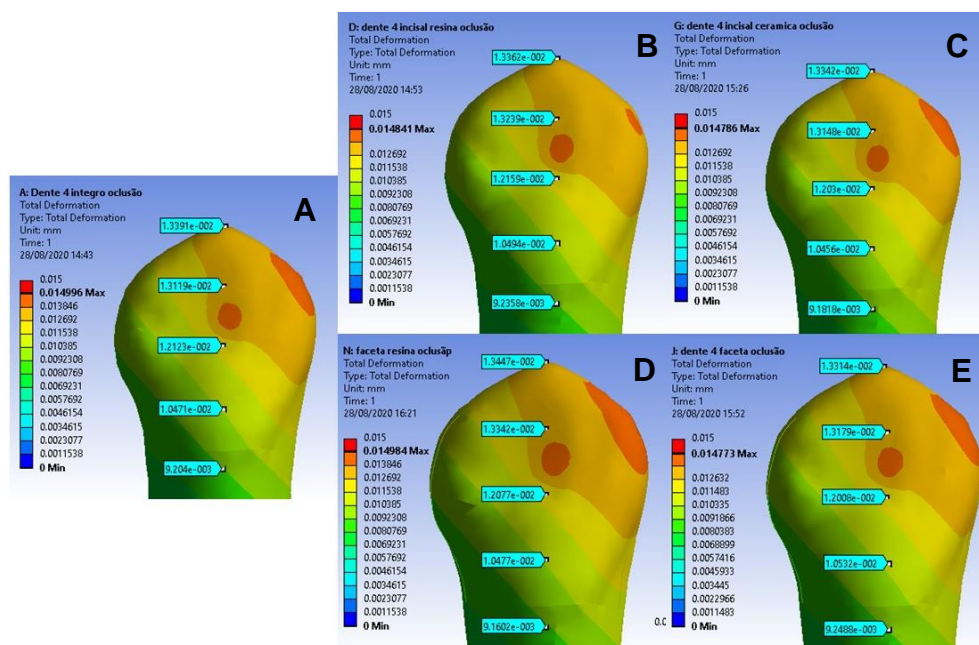
5 RESULTADO

5.1 Análise por elementos finitos (FEA)

5.1.1 Deformação Total

A deformação total gerada nos grupos avaliados, de acordo com a metodologia aplicada neste estudo, está ilustrada na Figura 13. Os valores mensurados foram submetidos a análise estatística descritiva (Tabela 1) e análise de variância (Anova – 1 fator), de acordo com o local de incidência de força (Tabelas 2, 3 e 4).

Figura 13 – Deformação Total nas diferentes condições testadas



Legenda: Canino com diferentes abordagens restauradoras submetidas à força em máxima intercuspidação habitual. A) Amostra do Grupo Controle. B) Amostra do Grupo IRC. C) Amostra do Grupo IC. D) Amostra do Grupo FRC. E) Amostra do Grupo FC.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 1 - Média e Desvio Padrão da Deformação Total (mm)

Grupos	Máxima Intercuspidação	Máxima Lateralidade	Interface Dente-restauração
Controle	0.011 (\pm 0.007)	0.016 (\pm 0.063)	0.012 (\pm 0.004)
IRC	0.009 (\pm 0.003)	0.085 (\pm 0.229)	0.074 (\pm 0.200)
IC	0.011 (\pm 0.006)	0.012 (\pm 0.009)	0.012 (\pm 0.004)
FRC	0.009 (\pm 0.003)	0.119 (\pm 0.221)	0.155 (\pm 0.299)
FC	0.009 (\pm 0.003)	0.015 (\pm 0.006)	0.012 (\pm 0.006)

Tabela 2 - Análise de variância da Deformação Total para máxima intercuspidação habitual

Fonte	GL	SQ (Aj.)	QM (Aj.)	Valor F	Valor-p
Grupos	4	34.0 e-06	80.0 e-07	0.3444	0.8472
Erro	45	0.001	24.0 e-06		

Tabela 3 – Análise de variância da Deformação Total para máxima lateralidade

Fonte	GL	SQ (Aj.)	QM (Aj.)	Valor F	Valor-p
Grupos	4	0.097	0.024	1.1964	0.3252
Erro	45	0.960	0.02		

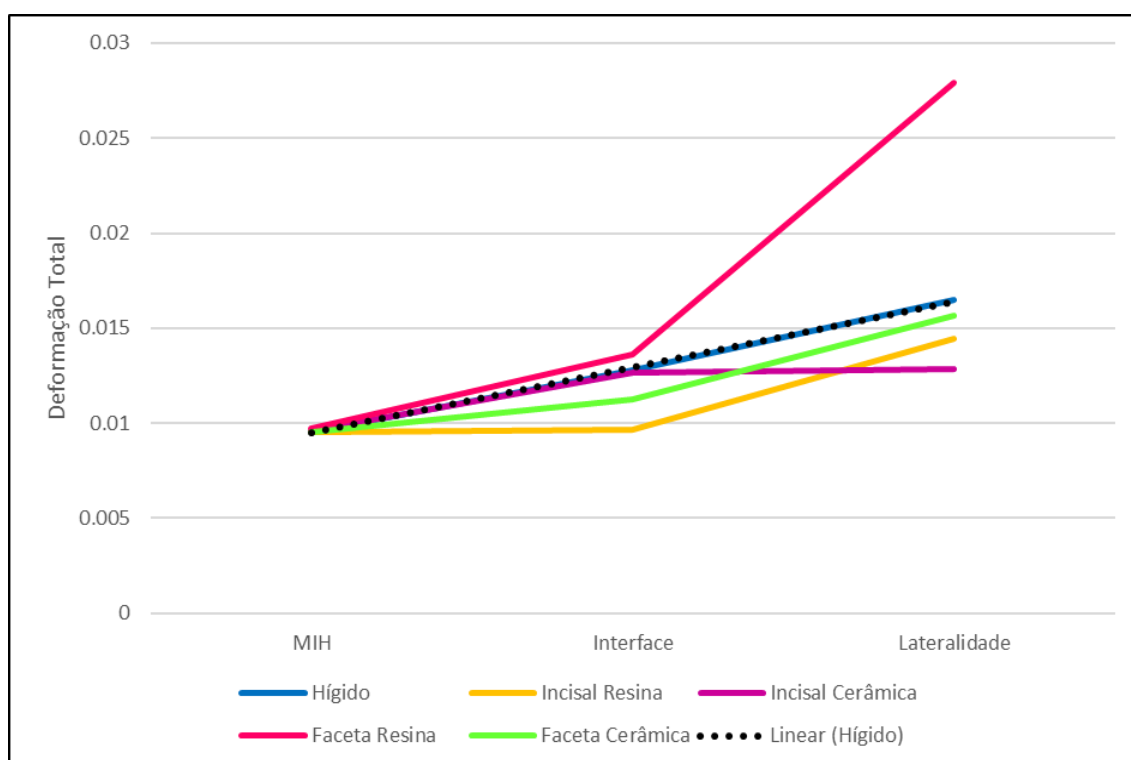
Tabela 4 - Análise de variância da deformação Total para interface dente- restauração

Fonte	GL	SQ (Aj.)	QM (Aj.)	Valor F	Valor-p
Grupos	4	0.158	0.04	1.5274	0.2094
Erro	45	1.167	0.026		

Na comparação entre grupos para cada ponto de aplicação de força, não houve diferença estatisticamente significativa, estando os valores de “ p ” maiores que 0,05. Os valores médios mais altos foram encontrados quando a força foi aplicada em máxima lateralidade, simulando o movimento de desocclusão pelo canino, sendo que as facetas de resina composta sofreram maior deformação, comparada às demais abordagens restauradoras.

Os comportamentos individualizados das amostras possibilitaram, através dos valores médios, a produção de um gráfico que mostra a tendência de comportamento de cada grupo (Figura 14). No gráfico é possível observar que a deformação total é crescente à medida que a força aplicada se aproxima da incisal ou ponta de cúspide.

Figura 14 – Gráfico da tendência de comportamento dos grupos testes em relação à Deformação Total quando comparados ao controle



Fonte: Elaborada pelo autor.

O grupo controle apresenta uma tendência linear de deformação, que aumenta à medida que a força se aproxima da ponta de cúspide, simulando o movimento excursivo da mandíbula em lateralidade. Os grupos testados apresentaram comportamentos não lineares, embora todos tenham mostrado maior deformação também na incisal. Para a resina composta, as facetas (Grupo FRC) apresentaram maior deformação, através de um comportamento biomecânico mais distante do dente hígido. As restaurações de cerâmica apresentaram um comportamento mais similar ao grupo controle, embora o Grupo IC tenha uma deformação total média menor que os demais grupos. De modo geral, as facetas mostraram-se mais propensas à Deformação Total e, dentre todos os grupos, o FC comportou-se de forma mais parecida com o dente hígido, que é o que se espera clinicamente ao fazer um tratamento restaurador.

5.1.2 Tensão Máxima Principal

Os valores dos picos de tensão encontrados na superfície de adesão entre a estrutura dentária e as diferentes restaurações foram submetidos a análise estatística descritiva. As médias e desvio padrão encontrados nas condições experimentais estão descritos na Tabela 5.

Tabela 5 – Média e Desvio Padrão da Tensão Máxima Principal (MPa)

Grupos	Máxima Intercuspidação	Máxima Lateralidade	Interface Dente-restauração
IRC	9.16 (\pm 2.65) ^A	6.72 (\pm 4.46)	18.35 (\pm 7.35) ^a
IC	18.25 (\pm 3.88) ^B	5.69 (\pm 2.87)	13.26 (\pm 1.81) ^{ab}
FRC	9.11 (\pm 4.28) ^A	9.62 (\pm 6.91)	16.00 (\pm 1.47) ^{ab}
FC	18.01 (\pm 3,72) ^B	5.74 (\pm 3.06)	11.64 (\pm 4.70) ^b

*As letras maiúsculas referem-se à comparação entre grupos para máxima intercuspidação habitual e as letras minúsculas comparam grupos com a incidência de força na interface.

A distribuição da tensão na interface adesiva dos grupos avaliados, de acordo com a metodologia aplicada neste estudo, está ilustrada na Figura 15. Uma análise de variância (Anova - 1 fator) foi realizada para comparação entre grupos em cada condição experimental. Os dados estão dispostos nas Tabelas 6 a 8.

Tabela 6 - Análise de variância dos picos de tensão (MPa) para máxima intercuspidação habitual

Fonte	GL	SQ (Aj.)	QM (Aj.)	Valor F	Valor-p
Grupos	3	808,2	269,38	19,89	0,001
Erro	36	487,6	13,54		
Total	39	1295,8			

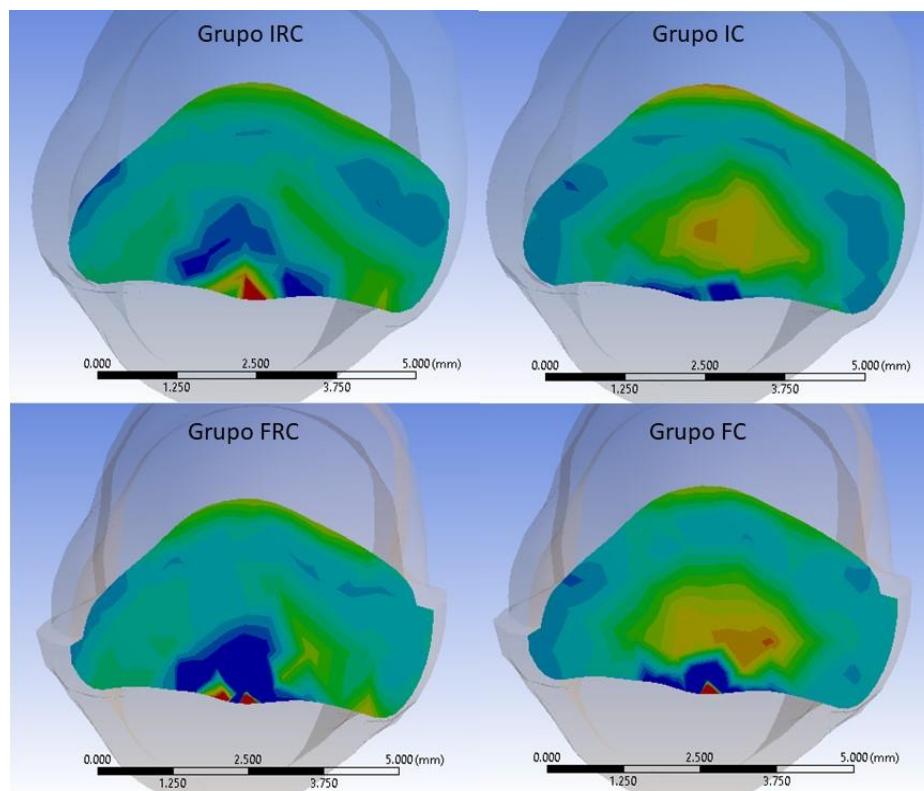
Tabela 7 - Análise de variância dos picos de tensão (MPa) para lateralidade

Fonte	GL	SQ (Aj.)	QM (Aj.)	Valor F	Valor-p
Grupos	3	102,3	34,09	1,60	0,207
Erro	36	767,9	21,33		
Total	39	870,2			

Tabela 8 - Análise de variância dos picos de tensão (MPa) para interface

Fonte	GL	SQ (Aj.)	QM (Aj.)	Valor F	Valor-p
Grupos	3	263,9	87,98	11,18	0,032
Erro	36	2674,8	74,30		
Total	39	2938,8			

Figura 15 – Tensão Máxima Principal de diferentes grupos em lateralidade para a mesma amostra



Fonte: Elaborada pelo autor.

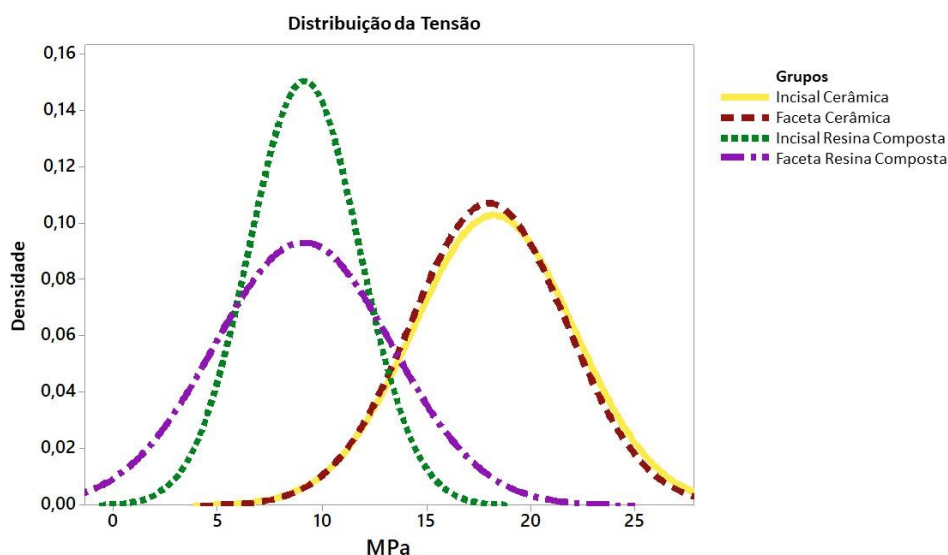
Na comparação entre grupos para o ponto de contato em máxima intercuspidação habitual e na interface dente-restauração, houve diferença estatisticamente significativa, com $p = 0,01$ e $p = 0,032$, respectivamente. Para a força aplicada em máxima lateralidade, não houve diferença entre os tipos de restauração ($p = 0,207$). Para as análises que apresentaram diferença significativa entre grupos, foi aplicado o teste de comparação pareada de Tukey, com confiança de 95%.

Com a aplicação da força em máxima intercuspidação, não houve diferença significativa entre os Grupos IC e FC, embora os maiores picos de tensão tenham sido encontrados no Grupo IC. Da mesma forma, não houve diferenças entre os grupos de resina composta (IRC e FRC), mas houve diferença entre materiais restauradores, estando os grupos restaurados com cerâmica mais propensos ao desenvolvimento de algum tipo de falha. Já na avaliação da força aplicada sobre a interface para

comparação entre grupos, uma diferença estatística foi observada entre os grupos IRC e FC, estando os maiores picos de tensão relacionados ao IRC e a menor propabilidade de desenvolvimento de falhas ao FC.

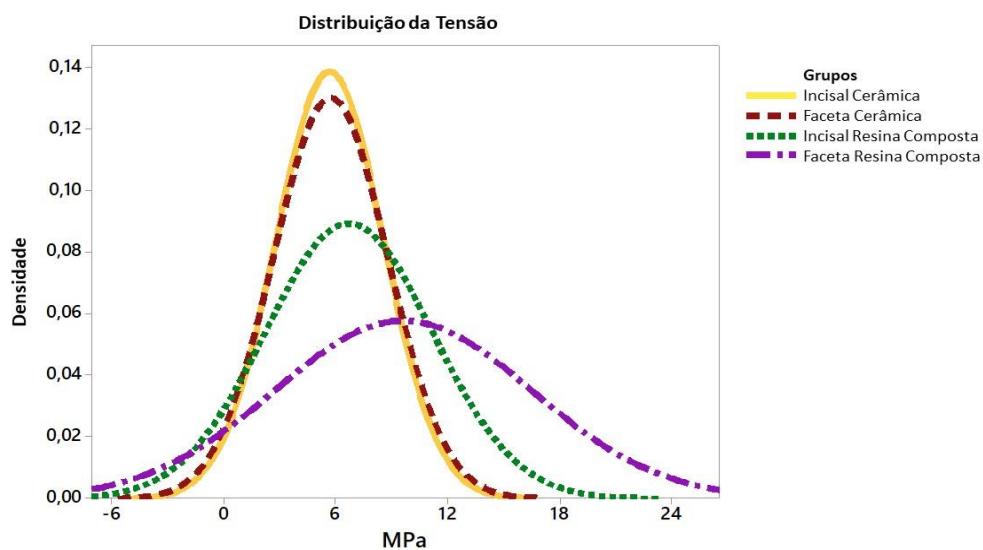
As Figuras 16, 17 e 18 apresentam histogramas dos dados de tensão para cada elemento, onde o eixo X mostra os valores calculados de picos de tensão em MPa e o eixo Y mostra a densidade de dados de acordo com a variabilidade no elemento avaliado. Curvas mais altas indicam menor variabilidade e dados mais à direita indicam picos de estresse mais altos. De acordo com os histogramas, é possível observar que há uma diferença de comportamento entre materiais no que se refere à distribuição da tensão. As restaurações de resina composta apresentam menos picos de tensão, se comparados às restaurações de cerâmica. As restaurações incisais de resina composta apresentam menos variabilidade entre os elementos da área avaliada.

Figura 16 – Histograma dos picos de tensão na superfície adesiva para máxima intercuspidação habitual



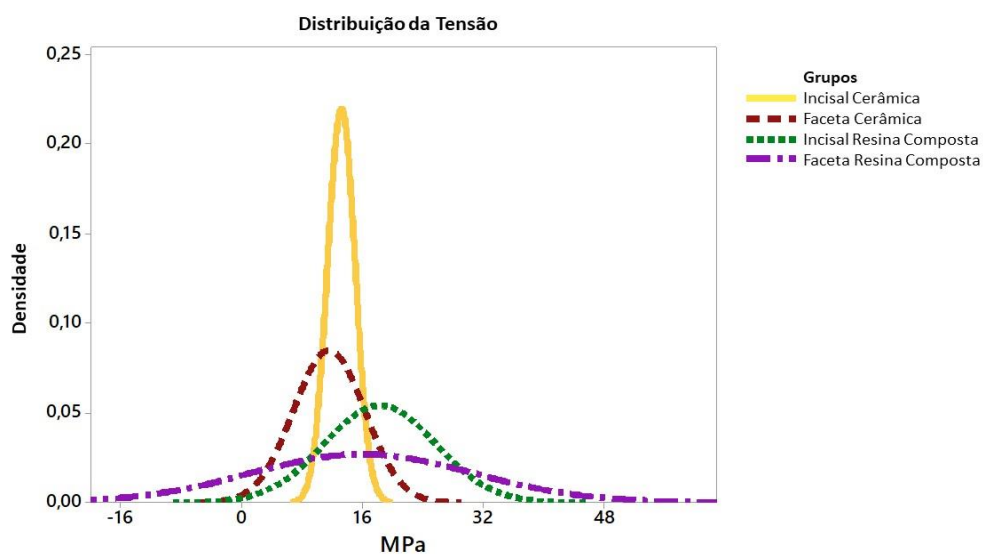
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 17 - Histograma dos picos de tensão na superfície adesiva para lateralidade



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 18 - Histograma dos picos de tensão na superfície adesiva para incidência de força na interface dente-restauração



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para a incidência de força em lateralidade (Figura 17) houve menor variação de valores de tensão nos elementos para as amostras restauradas com cerâmica. Nesta condição, a faceta de resina composta apresentou picos mais altos de tensão, aumentando a possibilidade de falha na superfície adesiva. Quando a força de compressão foi realizada na interface dente-restauração, a incisal de resina apresentou um comportamento mais homogêneo entre os pontos da área avaliada, enquanto a faceta de resina composta apresentou os picos mais altos de tensão (Figura 18).

5.2 Desgaste pelo ensaio mecânico de fadiga com deslizamento

5.2.1 Desgaste dos materiais restauradores

As imagens provenientes do escaneamento das amostras no decorrer da ciclagem mecânica dos Grupos IRC, FC e Controle foram analisadas através da correlação de imagem digital e o desgaste foi quantificado. Os dados obtidos foram submetidos a análise estatística descritiva e um teste de normalidade (D'Agostino & Pearson Normality Test) foi aplicado aos valores médios de desgaste de ambos os grupos, resultando em uma variabilidade significativa entre as amostras ($p = 0,013$). Deste modo, testes não-paramétricos foram realizados nas diferentes comparações entre grupos e entre amostras de cada grupo. A figura 19 mostra o gráfico dos valores médios de desgaste para os grupos testados no decorrer dos ciclos.

Para a comparação entre intervalos de análise, relativos ao número de ciclos, que são dependentes ou relacionados, aplicou-se o teste estatístico não paramétrico de Friedman. No Grupo IRC, ao comparar o desgaste nas amostras após 60.000 e 120.000 ciclos, não houve diferença significativa ($p > 0,05$), mas houve diferença estatística entre 60.000 e 180.000 e entre 60.000 e 240.000 ciclos. O desgaste médio das amostras restauradas com resina composta após 120.000 ciclos apresentou diferenças estatisticamente relevantes apenas quando comparado ao desgaste após 240.000 ciclos ($p < 0,05$).

Na comparação entre ciclos para o Grupo FC, um resultado semelhante ao Grupo IRC foi obtido. Não houve diferença estatisticamente significativa entre 60.000 e 120.000, entre 120.000 e 180.000 e, também, ao comparar 180.000 a 240.000 ciclos. Porém a quantidade de desgaste foi significativa ao confrontar 60.000 com 180.000 e 240.000 ciclos, bem como entre 120.000 e 240.000 ciclos. Entretanto, a avaliação do desgaste após 180.000 e 240.000 não mostraram diferenças entre si para ambos os grupos, como é possível observar na Tabela 9.

Para o Grupo Controle, não houve diferença significativa entre 60.000 e 120.000 ciclos, mas o primeiro intervalo de análise foi estatisticamente diferente do desgaste obtido em 180.000 e 240.000 ciclos. Houve diferença também na comparação entre 120.000 e 240.000 ciclos.

Tabela 9 - Mediana e intervalo (mínimo e máximo) para o Desgaste (mm)

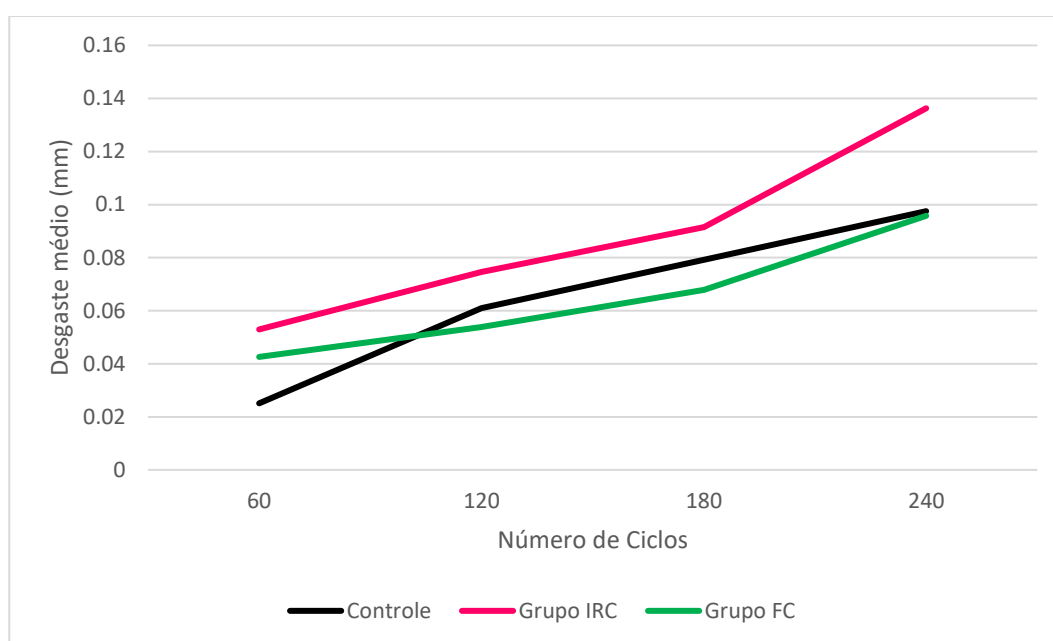
Número de Ciclos	Grupo Controle	Grupo IRC	Grupo FC
60.000	0,024 (0,017 – 0,039) ¹	0,043 (0,010 – 0,185) ^A	0,045 (0,013 – 0,073) ^a
120.000	0,065 (0,041 – 0,078) ^{1,2}	0,063 (0,027 – 0,189) ^{AB}	0,052 (0,016 – 0,088) ^{ab}
180.000	0,082 (0,045 – 0,100) ^{2,3}	0,081 (0,042 – 0,193) ^{BC}	0,061 (0,029 – 0,109) ^{bc}
240.000	0,094 (0,080 – 0,120) ³	0,128 (0,0745 – 0,198) ^C	0,074 (0,057 – 0,158) ^c

Legenda: Os números sobrescritos referem-se à comparação entre número de ciclos para o Grupo Controle. As letras maiúsculas referem-se à comparação entre número de ciclos para o Grupo RC e as letras minúsculas estão relacionadas à comparação entre ciclos para o Grupo FC. Para o Grupo Controle não houve diferença estatisticamente significativa entre ciclos.

A análise de variância (Anova - 1 fator) foi realizada para comparação entre grupos, nos diferentes tempos de avaliação. Para 60.000, 120.000 e 180.000 ciclos não houve diferença significativa entre grupos, sendo os valores de “p”, respectivamente, 0.1801, 0.322 e 0.204. De acordo com a análise de variância, houve diferença estatisticamente significativa entre grupos apenas após 240.000 ciclos e o teste de Tukey foi utilizado para a comparação entre eles. O Grupo IRC apresentou desgaste mais significativo que o Grupo FC e o Controle ($p < 0,05$), enquanto os Grupos FC e Controle comportaram-se maneira semelhante nesta análise ($p > 0,05$).

O teste não paramétrico de Kruskal-Wallis (Anova - 1 fator) foi aplicado para analisar estatisticamente se, na mesma condição de teste (grupo e número de ciclos), houve diferença significativa entre as amostras. De acordo com o teste, houve diferença significativa entre as amostras para ambos os grupos restaurados ($p < 0,05$), mas não houve diferença estatisticamente significativa entre amostras do Grupo Controle.

Figura 19- Gráfico do Desgaste médio por grupo no decorrer dos ciclos



Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2.2 Desgaste do antagonista

O desgaste das pontas de resina composta utilizadas como antagonistas dos grupos avaliados foi mensurado ao final da ciclagem e os dados submetidos a análise estatística descritiva, descrita na Tabela 10. Uma Análise de Variância (Anova – 1 fator) foi aplicada para comparação entre grupos. Embora o maior desgaste tenha

acontecido no antagonista ao Grupo Controle, não houve diferença estatisticamente significativa ($p = 0,074$).

Tabela 10 - Média e Desvio padrão do desgaste dos antagonistas

Antagonista Controle	Antagonista Grupo IRC	Antagonista Grupo FC
0.125 (± 0.05)	0.113 (± 0.02)	0.076 (± 0.02)

6 DISCUSSÃO

A proposta do estudo foi avaliar, por meio de testes *in sílico* e *in vitro*, o comportamento biomecânico de restaurações diretas em resina composta e indiretas em cerâmica, realizadas em caninos com pontas de cúspide desgastadas por atrição, em relação à deformação, distribuição da tensão e desgaste. De acordo com os resultados e dentro das condições testadas, as hipóteses de que as diferentes restaurações apresentam comportamento biomecânico distinto e que a anatomia do dente e da restauração influenciam nos resultados foram aceitas.

Os materiais restauradores devem apresentar uma integridade mecânica suficiente para atuar na cavidade oral por um longo período e, por isso, estudos que avaliam o comportamento das restaurações são relevantes, já que os materiais restauradores podem apresentar falhas que reduzem a longevidade (Ilie et al., 2017; Zhang et al., 2013). Clinicamente, as restaurações tendem a falhar por fadiga, que é um processo ao longo do tempo, com incidência de cargas variadas, nos mais diferentes sentidos, provocadas pela função ou mesmo por parafunções (Preis et al., 2018). Com o tempo, os materiais tendem a fadigar, levando à falha das restaurações. Desgaste, deformação, descolamento e fratura são situações clínicas comumente associadas às falhas das restaurações, sejam elas diretas ou indiretas (Jin et al., 2019; Sookhakiyan et al., 2017). Deste modo, o presente estudo avaliou a deformação, distribuição de tensão e desgaste de uma resina composta e uma cerâmica vítrea.

O método de análise por elementos finitos é uma técnica de análise numérica para a obtenção de soluções para uma ampla variedade de problemas de engenharia, que são aplicáveis na odontologia. Um modelo de elemento finito de um problema fornece uma aproximação da realidade de forma analítica. Uma vez que esses elementos podem ser reunidos de várias maneiras, eles podem ser usados para representar formas e situações extremamente complexas (Jagota et al., 2013). A análise por elementos finitos é uma modalidade de teste não destrutivo, em que muitas situações clínicas ou mesmo de estudos *in vitro* podem ser simuladas de forma confiável, permitindo a compreensão de diferentes fenômenos estáticos e dinâmicos (Piccioni et al., 2013). Neste estudo, a análise por elementos finitos foi utilizada para entender o comportamento mecânico de restaurações, simulando diferentes situações

que poderiam ser inviáveis ou muito dispendiosas de testar clinicamente. A análise por elementos finitos não tem o intuito de substituir testes *in vitro* ou ensaios clínicos, mas de auxiliar na tomada de decisão, complementar a compreensão dos resultados e indicar materiais e técnicas mais adequados para reduzir a problemática que envolve especialmente os trabalhos clínicos (Soares et al., 2012). Deste modo, a primeira etapa deste estudo foi realizada pelo FEA, que auxiliou na tomada de decisão sobre quais grupos deveriam ser testados na fase *in vitro*, além de fornecer dados importantes sobre as propriedades dos materiais. O FEA tem a vantagem de isolar as propriedades no momento do teste, o que não é possível dos ensaios com modelos físicos, como acontece nos testes de resistência à compressão de amostras de resina composta, que antes de fraturarem sofrem deformação plástica significativa antes de fraturar, gerando dados de alta resistência à compressão, que não são reais (Ilie et al., 2017).

A Deformação Total fornece informações sobre os efeitos da tensão em um material, dada pela diferença entre o volume de um material antes e após a aplicação de uma carga (Anusavice, 2003; Lang et al., 2001). No presente estudo, a deformação total foi avaliada através do método de elementos finitos, comparando os grupos restaurados entre si e com um controle de dente hígido. Na metodologia e com os parâmetros utilizados, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados, embora uma maior deformação ocorreu quando a força foi aplicada na ponta de cúspide dos caninos. As facetas de resina composta sofreram a maior deformação entre os demais e a faceta de cerâmica apresentou uma tendência de comportamento mais semelhante aos dentes hígidos. A resina composta é um material restaurador que sofre deformação plástica quando submetida a forças de compressão (Alves et al., 2013; Ilie et al., 2017), o que justifica a maior deformação dos Grupos IRC e FRC comparados aos demais. A maior deformação do Grupo FRC pode ser explicada pelo maior volume de resina composta passível de deformação, uma vez que o cálculo é feito pela diferença entre o volume total final e inicial. Essa deformação da resina composta se dá pelo módulo elástico, que é definido como a resistência de um objeto a ser deformado elasticamente (ou seja, de forma não permanente) quando uma força é aplicada a ele. O módulo de elasticidade é calculado como a inclinação da curva tensão-deformação na região de deformação elástica e, quanto menor o módulo elástico, menor a resistência à deformação (Anusavice, 2003).

Na literatura é possível encontrar módulos elásticos para resinas compostas entre 8 e 15 GPa, enquanto para a cerâmica os valores são acima de 90 GPa (Dal Piva et al., 2019; Guess, Stappert, 2008; Ma et al., 2013; Sreekha, Bashetty, 2013).

Para a tensão máxima principal, todos os grupos testados apresentaram baixos valores médios nos diferentes pontos de aplicação de força, corroborando com resultados descritos na literatura. O trabalho de Archangelo et al. (2011) avaliou pré-molares restaurados com laminados do mesmo sistema cerâmico utilizado neste estudo, de espessura semelhante, encontrando valores médios de tensão na interface adesiva de 27.4 MPa, ao aplicar uma carga de 150 N no sentido do longo eixo do dente. O Grupo FC obteve média de 18 MPa ao receber 100 N em máxima intercuspidação, no longo eixo do dente. Os maiores picos de tensão foram encontrados no Grupo FRC, chegando próximo de 50 MPa. De acordo com a literatura, a análise da tensão máxima principal é apropriada para prever falhas de restaurações por fornecer uma previsibilidade quando comparado a valores de resistência à tração (Dejak, Mlotkowski, 2008; Lang et al., 2001). Embora clinicamente a maior carga aplicada sobre as restaurações seja de compressão, tensões de tração são provocadas e trincas tendem a propagarem-se no sentido em que as tensões de tração são maiores (Zhang et al., 2013). O trabalho de Bergoli et al. (2014) avaliou o modo de falha com análise *in vitro* associado aos resultados da análise por elementos finitos, mostrando que a distribuição da tensão também interfere no modo de falha das restaurações. A resistência à tração da resina composta Filtek Z350 descrita na literatura é, em média 40 a 80 MPa, dependendo das condições em que foi testada (Alves et al., 2013; Iftikhar et al., 2019). Apesar da média de tensão máxima principal do Grupo FRC ter sido de 16 MPa, os valores de pico ultrapassam a resistência à tração do material, aumentando a probabilidade de falha. Os picos dos demais grupos foram menores que a resistência à tração do material dentro das condições experimentais analisadas. Apesar disso, quando se trata de carga fisiológica sobre o canino, 100 N pode ser considerada uma carga relativamente baixa, já que a força mastigatória pode variar entre 40 e 440 N (Kelly, 1997; Al Qassar et al., 2016; Tripathi et al., 2014). Estudos mostram que, em parafunção, nos movimentos excursivos da mandíbula ou no apertamento, a força pode variar de 400 a 700 N, sobrecarregando as restaurações além de seus limites de resistência (Archangelo et al., 2011; Okeson, 2019).

O desgaste dentário é uma condição multifatorial que acontece naturalmente ao longo do tempo de forma progressiva (Lussi, Carvalho, 2014). O desgaste fisiológico do esmalte dentário de adultos foi mensurado ao longo de quatro anos e quantificado. O estudo revela que o esmalte de dentes posteriores perde cerca de 0,029 mm por ano nos molares e 0,015 nos pré-molares, em condições normais (Lambrechts et al., 1989). O presente estudo encontrou um desgaste médio do esmalte após 240.000 ciclos, que equivale a um ano, 0,097 mm, considerando as limitações de reproduzir o desgaste *in vitro* e com o fato de utilizar a resina composta como antagonista. Diferentes métodos de quantificação de desgaste *in vivo* ou *in vitro* podem ser utilizados para medir a perda de material, como aferição do peso, perfilometria e microscopia, utilizando parâmetros de perda de volume. A quantificação do desgaste foi feita através da correlação por imagem digital do *Software* Gom Inspect, que tem sido amplamente utilizado na área da saúde em pesquisas que necessitam de mensurações precisas através na comparação entre imagens (Lee et al., 2020; Tribst et al., 2019a; Vlatkovic Jakovljevic et al., 2020). Essa metodologia também foi utilizada para avaliação do desgaste no antagonista, o que pode explicar o maior desgaste no pistão de resina composta oposto ao esmalte dentário, apesar de não haver diferença significativa entre grupos. Como a resina composta sofre maior deformação plástica, como discutido anteriormente, a análise superficial desse material pela correlação de imagem digital pode ser limitada, uma vez que a perda de volume no contato pode significar deformação e não perda de estrutura.

A quantidade de estrutura perdida pelos efeitos do atrito entre dentes ou materiais restauradores é apenas uma das muitas questões relacionadas ao desgaste. Diversos fatores podem influenciar no comportamento clínico dos dentes ou materiais restauradores frente ao desgaste, como propriedades mecânicas, frequência mastigatória, qualidade da saliva, abrasividade da dieta rugosidade da superfície, entre outros (Purushotham et al., 2016). No presente estudo, o desgaste do esmalte, da resina composta e da cerâmica vítrea foram comparados entre si, apesar de serem estruturas muito distintas, mas que precisam apresentar um comportamento adequado no ambiente oral. Essas diferenças precisam ser levadas em consideração para que os resultados da quantificação do desgaste sejam interpretados de forma correta.

O processo de desgaste em materiais cerâmicos ocorre a partir da formação de trincas que, ao se propagarem, geram pequenas fraturas na superfície, criando um desgaste abrasivo. Portanto, a capacidade do material cerâmico de resistir à fratura é um fator importante no processo de desgaste e, além disso, as partículas ao redor da cicatriz de desgaste podem se tornar afiadas após o lascamento, aumentando a abrasividade (Oh et al., 2002). Além disso, estruturas que apresentam maior molhabilidade podem manter-se mais lubrificadas pela saliva, em uma situação clínica, ou pela água, como foi o caso desse estudo, afetando a quantidade de desgaste (Beyon et al., 2016; Ramakrishnaiah et al., 2016). Na metodologia utilizada, as amostras foram cicladas em água, que foi substituída a cada intervalo de leitura, uma vez que os detritos provenientes do próprio ensaio poderiam atuar como abrasivos nas superfícies avaliadas.

De acordo com a literatura, o desgaste provocado no esmalte dentário pela cerâmica parece estar mais associado à rugosidade de superfície e à tenacidade a fratura (Fischer et al., 2000; Metzler et al., 1999). Já a capacidade de desgaste pela resina composta é influenciada pela composição, tamanho e dureza das partículas de carga (Loomans, Opdam, 2018; Suzuki, Leinfelder, 1993).

A rugosidade superficial provocado pela forma de acabamento e polimento da restauração, ajustes oclusais ou mesmo pelo próprio atrito com o antagonista, influencia diretamente na perda de estrutura, estando o aumento da rugosidade relacionado com o aumento do desgaste do antagonista (Heintze et al., 2008; Metzler et al., 1999). Por outro lado, estudos com cerâmica encontraram resultados diferentes, em que grupos com maior rugosidade superficial não provocaram maior desgaste (Alves et al., 2019; Gupta et al., 2019). Nesse caso, os materiais restauradores, independente do acabamento e polimento que receberam, não provocaram maior desgaste no antagonista que o esmalte, que não sofreu nenhum tratamento de superfície e deveria ter maior lisura. Isso mostra que outros fatores do material como porosidades, defeitos de superfície e tenacidade à fratura podem estar envolvidos no desgaste do antagonista (Oh et al., 2002). Estudos compararam formas de acabamento e polimento da cerâmica com a rugosidade superficial e o potencial de desgaste e mostraram que o polimento superficial sem o *glaze* gerou menor desgaste, o que influenciou na metodologia utilizada, em que as restaurações de cerâmica foram apenas polidas (Preis et al., 2012; Rinastiti et al., 2011).

Ao lado da forma anatômica das amostras neste estudo, o método de ciclagem mecânica pode ter influência no desgaste do material. Uma revisão sistemática realizada por Heintze et al. (2008) revelou que há discrepâncias nas taxas de desgaste do mesmo material, usando os mesmos métodos e parâmetros como carga, frequência e antagonista, quando realizados em equipamentos diferentes, por pesquisadores distintos. Isso porque as máquinas de ensaio mecânico dependem de calibração, pressão do ar comprimido, entre outros fatores.

Outra característica mecânica importante para o sucesso de uma restauração a longo prazo é a dureza (Alves et al., 2013; Warreth et al., 2020). As vitrocerâmicas de alta dureza apresentam menor desgaste superficial quando comparadas a outros materiais restauradores, o que corrobora com os resultados encontrados nessa pesquisa. Assim, a alta dureza é benéfica, mas por outro lado, a alta dureza resulta em alto índice de desgaste do antagonista durante a mastigação (Montazerian, Zanotto, 2017), embora neste estudo a cerâmica tenha produzido o menor desgaste do antagonista.

Na metodologia deste estudo, amostras com anatomias diferentes, provenientes de caninos naturais, foram utilizadas para todos os testes. De modo geral, os estudos *in vitro* tendem a fazer amostras padronizadas por ter maior controle do teste e de outras variáveis que incidem sobre eles. Mas isso não simula as condições clínicas reais, sendo o propósito maior de entender o comportamento e as propriedades dos materiais em si, mas talvez não conseguindo orientar a tomada de decisão clínica sobre qual tipo de material ou restauração é de fato mais indicado para cada caso, embora a padronização dos testes possa aumentar a relevância do trabalho e comprovar sua validação por ter metodologias replicáveis (Gupta et al., 2019; Krejci et al., 1999; Oh et al., 2002).

Testes que avaliam a resistência dos materiais restauradores podem ser influenciados pela geometria e forma de preparo das amostras, uma vez que a força é aplicada de forma diferente, criando tensões internas no material que estão relacionadas a resistência (Ilie et al., 2017). Deste modo, torna-se importante utilizar diferentes anatomias para as propriedades dos materiais, submetendo-os a condições diferentes, como acontece clinicamente.

Diante dos resultados descritos e discutidos, as facetas de resina composta sofreram maior deformação total e as facetas de cerâmica apresentam resultados

mais próximos ao comportamento biomecânico dos dentes hígidos, tanto na análise por elementos finitos quanto no desgaste *in vitro*, apesar dessa informação apresentar limitações, já que a falha por deformação pode ser menos perceptível ao paciente que uma falha catastrófica que a cerâmica tende a apresentar. Neste caso, a anatomia dentária influenciou nos resultados e todos os grupos provocaram desgaste no antagonista, sem diferença entre eles. Por isso, torna-se necessária a aplicação deste estudo em uma condição clínica, que apresenta diversas outras variáveis.

7 CONCLUSÃO

Com base nas metodologias empregadas e considerando as limitações deste estudo, as restaurações cerâmicas parecem apresentar um comportamento biomecânico mais adequado no restabelecimento da guia de desocclusão através da restauração da cúspide de caninos.

REFERÊNCIAS*

Abduo J, Tennant M. Impact of lateral occlusion schemes: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2015;114(2):193–204. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.04.032. PMID: 25957242.

Abu-Izze FO, Ramos GF, Borges ALS, Anami LC, Bottino MA. Fatigue behavior of ultrafine tabletop ceramic restorations. *Dent Mater.* 2018;34(9):1–9. doi: 10.1016/j.dental.2018.06.017.

Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ. Bond strength test: Role of operator skill. *Aust Dent J.* 2008;53(2):145–50. doi: 10.1111/j.1834-7819.2008.00024.x.

Al Qassar SSS, Mavragani M, Psarras V, Halazonetis DJ. The anterior component of occlusal force revisited: Direct measurement and theoretical considerations. *Eur J Orthod.* 2016;38(2):190–6. doi: 10.1093/ejo/cjv028. PMID: 25888533.

Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Janowski GM. The failure load of CAD/CAM generated zirconia and glass-ceramic laminate veneers with different preparation designs. *J Prosthet Dent.* 2012;108(6):386–93. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60198-X.

Alves LMM, Contreras LPC, Bueno MG, Campos TMB, Bresciani E, Valera MC, et al. The wear performance of glazed and polished full contour zirconia. *Braz Dent J.* 2019;30(5):511–8. doi: 10.1590/0103-6440201902801.

Alves PB, Brandt Dr. WC, Neves ACC, Cunha LG, Silva-Concilio LR. Mechanical properties of direct and indirect composites after storage for 24 hours and 10 months. *Eur J Dent.* 2013;7(1):117–22. doi: 10.1055/s-0039-1699005. PMID: 23407869.

Ankyu S, Nakamura K, Harada A, Hong G, Kanno T, Niwano Y, et al. Fatigue analysis of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin-based composite vs. lithium disilicate glass-ceramic. *Eur J Oral Sci.* 2016;124(4):387–95. doi: 10.1111/eos.12278.

Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials.* 11th ed. Philadelphia: Elsevier; 2003. 832 p. v. 12. ISBN 9781455757282.

Archangelo CM, Rocha EP, Anchieta RB, Martin M, Freitas AC, Ko CC, et al. Influence of buccal cusp reduction when using porcelain laminate veneers in premolars. A comparative study using 3-D finite element analysis. *J Prosthodont*

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2020 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Res. 2011;55(4):221–7. doi: 10.1016/j.jpor.2011.02.005. PMID: 21514916.

Ausiello P, Ciaramella S, Martorelli M, Lanzotti A, Zarone F, Watts DC, et al. Mechanical behavior of endodontically restored canine teeth: Effects of ferrule, post material and shape. *Dent Mater.* 2017;33(12):1466–72. doi: 10.1016/j.dental.2017.10.009.

Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, a review: Chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Maced J Med Sci.* 2018;6(9):1742–55. doi: 10.3889/oamjms.2018.378.

Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Dumfahrt H. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. *Int J Prosthodont.* 2012;25(1):79–85. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60047-X. PMID: 22259802.

Benazzi S, Nguyen HN, Schulz D, Grosse IR, Gruppioni G, Hublin JJ, et al. The Evolutionary Paradox of Tooth Wear: Simply Destruction or Inevitable Adaptation? *PLoS One.* 2013;8(4):1–12. doi: 10.1371/journal.pone.0062263. PMID: 23638020.

Benli M, Eker Gümüş B, Kahraman Y, Gökçen-Rohlig B, Evlioğlu G, Huck O, et al. Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology.* 2019(0123456789). doi: 10.1007/s10266-019-00463-1.

Bergoli C, Meira J, Valandro L, Bottino M. Survival Rate, Load to Fracture, and Finite Element Analysis of Incisors and Canines Restored With Ceramic Veneers Having Varied Preparation Design. *Oper Dent.* 2014;39(5):530–40. doi: 10.2341/13-179. PMID: 24502754.

Calamia J. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. *N Y J Dent.* 1983;53(6):255–9. PMID: 6355932.

Castelnuovo J, Tjan AHL, Phillips K, Nicholls JI, Kois JC. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent.* 2000;83(2):171–80. doi: 10.1016/S0022-3913(00)80009-8. PMID: 10668029.

Cha HS, Park JM, Kim TH, Lee JH. Wear resistance of 3D-printed denture tooth resin opposing zirconia and metal antagonists. *J Prosthet Dent.* 2019:1–8. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.09.004. PMID: 31784192.

Cha MS, Huh YH, Cho LR, Park CJ. A comparative study of the wear of dental alloys against monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2019:1–8. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.06.002.

Costa VLS, Tribst JPM, Uemura ES, de Moraes DC, Borges ALS. Influence of thickness and incisal extension of indirect veneers on the biomechanical behavior of maxillary canine teeth. *Restor Dent Endod*. 2018;43(4):1–13. doi: 10.5395/rde.2018.43.e48.

Dal Piva AM de O, Tribst JPM, Borges ALS, de Melo RM, Bottino MA. Influence of substrate design for in vitro mechanical testing. *J Clin Exp Dent*. 2019;11(2):e119–25. doi: 10.4317/jced.55353.

Dal Piva AM de O, Tribst JPM, Borges ALS, Souza RO, Bottino MA. CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. *Dent Mater*. 2018;34(9):1342–50. doi: 10.1016/j.dental.2018.06.024.

Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent*. 2008;99(2):131–40. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60029-3. PMID: 18262014.

Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJM. Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. *Dent Mater*. 2012;28(1):87–101. doi: 10.1016/j.dental.2011.09.003. PMID: 22192253.

Dietschi D, Romelli M, Goretti A. Adaptation of Adhesive Posts and Cores to Dentin after Fatigue Testing. *Int J Prosthodont*. 1997;10(6):498–507. PMID: 9495169.

Eichhold WA, Brown DT. Wear rates of various artificial tooth materials: a literature review. *Compend Contin Educ Dent*. 1996; 17(11):1074-6, 1078. PMID: 9161142.

El Wazani B, Dodd MN, Milosevic A. The signs and symptoms of tooth wear in a referred group of patients. *Br Dent J*. 2012;213(6):E10–E10. doi: 10.1038/sj.bdj.2012.840. PMID: 22996509.

Esquivel J, Lawson NC, Kee E, Bruggers K, Blatz MB. Wear of resin teeth opposing zirconia. *J Prosthet Dent*. 2020:1–6. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.11.004.

Faus-Matoses V, Faus-Matoses I, Jorques-Zafrilla A, Faus-Llácer VJ. Orthodontics and veneers to restore the anterior guidance. A minimally invasive approach. *J Clin Exp Dent*. 2017;9(11):e1375–8. doi: 10.4317/jced.54358.

Fischer TE, Zhu Z, Kim H, Shin DS. Genesis and role of wear debris in sliding wear of ceramics. *Wear*. 2000; 1-2: 53–60. doi: 10.1016/S0043-1648(00)00465-8.

Fu L, Engqvist H, Xia W. Glass – Ceramics in Dentistry : A Review. *Materials*. 2020;13(5):1–22. doi: 10.3390/ma13051049.

Fugolin APP, Pfeifer CS. New Resins for Dental Composites. *J Dent Res*. 2017;96(10):1085–91. doi: 10.1177/0022034517720658. PMID: 28732183.

- Fujii K, Carrick TE, Bicker R, McCabe JF. Effect of the applied load on surface contact fatigue of dental filling materials. *Dent Mater.* 2004;20(10):931–8. doi: 10.1016/j.dental.2004.02.005. PMID: 15501321.
- Fukushima S. A controversy with respect to occlusion. *Jpn Dent Sci Rev.* 2016;52(3):49–53. doi: 10.1016/j.jdsr.2016.02.001. PMID: 28408956.
- Gresnigt M, Özcan M. Esthetic rehabilitation of anterior teeth with porcelain laminates and sectional veneers. *J Can Dent Assoc (Tor).* 2011;77:b143. doi: 10.1155/2014/849273. PMID: 22067068.
- Gresnigt MMM, Kalk W, Özcan M. Randomized clinical trial of indirect resin composite and ceramic veneers: Up to 3-year follow-up. *J Adhes Dent.* 2013;15(2):181–90. doi: 10.3290/j.jad.a28883.
- Guess PC, Stappert CFJ. Midterm results of a 5-year prospective clinical investigation of extended ceramic veneers. *Dent Mater.* 2008;24(6):804–13. doi: 10.1016/j.dental.2007.09.009.
- Gulamali AB, Hemmings KW, Tredwin CJ, Petrie A. Survival analysis of composite Dahl restorations provided to manage localised anterior tooth wear (ten year follow-up). *Br Dent J.* 2011;211(4):E9–E9. doi: 10.1038/sj.bdj.2011.683. PMID: 21869770.
- Gupta N, Srivastava B, Iftikhar N, LNU D, Ghambir N, LNU R-S. A Comparative Evaluation of Mechanical Properties of Four Different Restorative Materials: An In Vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2019;12(1):47–9. doi: 10.5005/jp-journals-10005-1592.
- Gwon B, Bae E Bin, Lee JJ, Cho WT, Bae HY, Choi JW, et al. Wear characteristics of dental ceramic CAD/CAM materials opposing various dental composite resins. *Materials (Basel).* 2019;12(11). doi: 10.3390/ma12111839.
- Habib SR, Alotaibi A, Al Hazza N, Allam Y, AlGhazi M. Two-body wear behavior of human enamel versus monolithic zirconia, lithium disilicate, ceramometal and composite resin. *J Adv Prosthodont.* 2019;11(1):23–31. doi: 10.4047/jap.2019.11.1.23.
- Habib SR, Ansari AS, Alqahtani M, Alshiddi IF, Alqahtani AS, Hassan SH. Analysis of enamel and material wear by digital microscope: an in-vitro study. *Braz Oral Res.* 2020;33:e121. doi: 10.1590/1807-3107bor-2019.vol33.0121.
- Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist-A systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater.* 2008;24(4):433–49. doi: 10.1016/j.dental.2007.06.016.
- Heintze SD, Zappini G, Rousson V. Wear of ten dental restorative materials in five

wear simulators - Results of a round robin test. *Dent Mater.* 2005;21(4):304–17. doi: 10.1016/j.dental.2004.05.003. PMID: 15766577.

Horn HR. A new lamination: porcelain bonded to enamel. *N Y State Dent J.* 1983;49(6):401–3. PMID: 6350953.

Iftikhar N, Srivastava B, Gupta N, Ghambir N. A Comparative Evaluation of Mechanical Properties of Four Different Restorative Materials: An In Vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2019. doi: 10.5005/jp-journals-10005-1592.

Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dent Mater.* 2017;33(8):880–94. doi: 10.1016/j.dental.2017.04.013. PMID: 28577893.

Jagota V, Sethi APS, Kumar K. Finite element method: An overview. *Walailak J Sci Technol.* 2013;10(1):1–8. doi: 10.2004/wjst.v10i1.499.

Jin S, Choi JW, Jeong CM, Huh JB, Lee SH, Lee H, et al. Evaluating the wear of resin teeth by different opposing restorative materials. *Materials (Basel).* 2019;12(22). doi: 10.3390/ma12223684.

Kaidonis JA. Tooth wear: The view of the anthropologist. *Clin Oral Investig.* 2008;12(SUPPL.1):21–6. doi: 10.1007/s00784-007-0154-8.

Kelly JR. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Annu Rev Mater Sci.* 1997;27(1):443–68. doi: 10.1146/annurev.matsci.27.1.443.

Koletsis D, Iliadi A, Eliades T, Eliades G. In vitro simulation and in vivo assessment of tooth wear: A meta-analysis of in vitro and clinical research. *Materials.* 2019;12(21). doi: 10.3390/ma12213575.

Könönen M, Klemetti E, Waltimo A, Ahlberg J, Evälahti M, Kleemola-Kujala E, et al. Tooth wear in maxillary anterior teeth from 14 to 23 years of age. *Acta Odontol Scand.* 2006;64(1):55–8. doi: 10.1080/00016350500419933. PMID: 16428184.

Krejci I, Albert P, Lutz F. The Influence of Antagonist Standardization on Wear. *J Dent Res.* 1999;78(2):713–9. doi: 10.1177/00220345990780021201.

Krejci I, Lutz F, Zedler C. Effect of Contact Area Size on Enamel and Composite Wear. *J Dent Res.* 1992;71(7):1413–6. doi: 10.1177/00220345920710071001.

Kulmer S, Ruzicka B, Niederwanger A, Moschen I. Incline and length of guiding elements in untreated naturally grown dentition. *J Oral Rehabil.* 1999;26(8):650–60. doi: 10.1046/j.1365-2842.1999.00430.x. PMID: 10447819.

- Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo Wear of Human Enamel. *J Dent Res*. 1989;68(12):1752–4. doi: 10.1177/00220345890680120601. PMID: 2600255.
- Lang L, Wang RF, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent*. 2001;86(6):650–4. doi: 10.1067/mpr.2001.120839. PMID: 11753319.
- Layton DM, Walton TR. The up to 21-year clinical outcome and survival of feldspathic porcelain veneers: accounting for clustering. *Int J Prosthodont*. 2012;25(Nov):604–12. PMID: 23101040.
- Lee H, Fehmer V, Kwon KR, Burkhardt F, Pae A, Sailer I. Virtual diagnostics and guided tooth preparation for the minimally invasive rehabilitation of a patient with extensive tooth wear: A validation of a digital workflow. *J Prosthet Dent*. 2020;123(1):20–6. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.11.023. PMID: 31079881.
- Levartovsky S, Aharonov O, Emodi Perlman A, Winocur E, Sarig R. The effect of tooth wear, age and sex on facial height assessed by soft tissue analysis. *J Oral Rehabil*. 2020;47(3):346–52. doi: 10.1111/joor.12907.
- Li Z, Yang Z, Zuo L, Meng Y. A three-dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations. *J Prosthet Dent*. 2014;112(2):325–33. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.023. PMID: 24513425.
- Loomans B, Opdam N. A guide to managing tooth wear: The Radboud philosophy. *Br Dent J*. 2018;224(5):348–56. doi: 10.1038/sj.bdj.2018.164. PMID: 29495023.
- Lucas PW, Van Casteren A. The wear and tear of teeth. *Med Princ Pract*. 2015;24(suppl 1):3–13. doi: 10.1159/000367976.
- Lucas PW, Omar R. New perspectives on tooth wear. *Int J Dent*. 2012;2012. doi: 10.1155/2012/287573.
- Lussi A, Carvalho TS. Erosive tooth wear: a multifactorial condition of growing concern and increasing knowledge. *Monogr Oral Sci*. 2014;25:1-15. doi: 10.1159/000360380.
- Lussi A, Schlueter N, Rakhmatullina E, Ganss C. Dental Erosion – An Overview with Emphasis on Chemical and Histopathological Aspects. *Caries Res*. 2011;45(s1):2–12. doi: 10.1159/000325915.
- Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: Finite element and theoretical analyses. *Dent Mater*. 2013;29(7):742–51. doi: 10.1016/j.dental.2013.04.004. PMID: 23683531.

McAdam DB. Tooth loading and cuspal guidance in canine and group-function occlusions. *J Prosthet Dent.* 1976;35(3):283–90. PMID: 1062598.

Metzler KT, Woody RD, Miller AW, Miller BH. In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. *J Prosthet Dent.* 1999;81(3):356–64. doi: 10.1016/S0022-3913(99)70280-5.

Montazerian M, Zanotto ED. Bioactive and inert dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res - Part A.* 2017;105(2):619–39. doi: 10.1002/jbm.a.35923. PMID: 27701809.

Morris RS, Hoyer LN, Elnagar MH, Atsawasuwan P, Galang-Boquiren MT, Caplin J, et al. Accuracy of Dental Monitoring 3D digital dental models using photograph and video mode. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2019;156(3):420–8. doi: 10.1016/j.ajodo.2019.02.014.

Muts EJ, Van Pelt H, Edelhoff D, Krejci I, Cune M. Tooth wear: A systematic review of treatment options. *J Prosthet Dent.* 2014;112(4):752–9. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.01.018. PMID: 24721500.

Nagai E, Otani K, Satoh Y, Suzuki S. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: Effect of methylene chloride pretreatment. *J Prosthet Dent.* 2001;85(5):496–500. doi: 10.1067/mpr.2001.115183.

Oh S, Shin SM, Kim HJ, Paek J, Kim SJ, Yoon TH, et al. Influence of glass-based dental ceramic type and thickness with identical shade on the light transmittance and the degree of conversion of resin cement. *Int J Oral Sci.* 2018;10(1). doi: 10.1038/s41368-017-0005-7.

Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):451–9. doi: 10.1067/mpr.2002.123851. PMID: 12011863.

Okeson J. Management of temporomandibular disorders and occlusion. 8th ed. Elsevier Health Sciences; 2019. 512 p. v. 1. ISBN 9780323611749.

Olley RC, Moazzez R, Bartlett D. The relationship between incisal/occlusal wear, dentine hypersensitivity and time after the last acid exposure in vivo. *J Dent.* 2015;43(2):248–52. doi: 10.1016/j.jdent.2014.11.002. PMID: 25449958.

Patel M. Treating tooth surface loss: Adhesive restoration of the worn anterior dentition. *Prim Dent J.* 2016;5(3):43–57. doi: 10.1177/205016841600500305. PMID: 28826464.

Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: A review of the literature. *J Dent.* 2000;28(3):163–77. doi: 10.1016/S0300-

5712(99)00066-4. PMID: 10709338.

Piccioni B, Andressa V MR, Campos A, Saad C, Roberto J, de Andrade F, et al. Application of the finite element method in Dentistry. *RSBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia*. 2013;10:369–77.

Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012;10:13–22. doi: 10.1016/j.jmbbm.2012.03.002. PMID: 22520415.

Preis V, Hahnel S, Behr M, Rosentritt M. In vitro performance and fracture resistance of novel CAD/CAM ceramic molar crowns loaded on implants and human teeth. *J Adv Prosthodont*. 2018;10(4):300–7. doi: 10.4047/jap.2018.10.4.300.

Rinastiti M, Özcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ. Effects of surface conditioning on repair bond strengths of non-aged and aged microhybrid, nanohybrid, and nanofilled composite resins. *Clin Oral Investig*. 2011;15(5):625–33. doi: 10.1007/s00784-010-0426-6. PMID: 20499119.

Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A, Rheinberger VM. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials*. 2010;3(6):3700–13. doi: 10.3390/ma3063700.

Roscoe MG, Noritomi PY, Novais VR, Soares CJ. Influence of alveolar bone loss, post type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary canines: Strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent*. 2013;110(2):116–26. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60350-9.

Rotoli BT, Lima DANL, Pini NP, Aguiar FHB, Pereira GDS, Paulillo LAMS. Porcelain veneers as an alternative for esthetic treatment: Clinical report. *Oper Dent*. 2013;38(5):459–66. doi: 10.2341/12-382-T. PMID: 23550911.

Savage KO, Oderinu OH, Adegbulugbe IC, Uti OG, Dosumu OO, Olusile AO. A national survey of tooth wear on facial and oral surfaces and risk factors in young Nigerian adults. *Eur J Dent*. 2018;12(2):292–9. doi: 10.4103/ejd.ejd_92_17. PMID: 29988206.

Schlueter N, Luka B. Erosive tooth wear - A review on global prevalence and on its prevalence in risk groups. *Br Dent J*. 2018;224(5):364–70. doi: 10.1038/sj.bdj.2018.167. PMID: 29495027.

Schweikert EO. Anterior guidance. *Quintessence Int (Berl)*. 1987;18(4):253–60. PMID: 3554313.

Shellis RP, Addy M. The interactions between attrition, abrasion and erosion in tooth

wear. *Monogr Oral Sci.* 2014;25:32–45. doi: 10.1159/000359936. PMID: 24993256.

Shirani F, Kianipour A, Rahbar M. The Effect of Mechanical and Chemical Surface Preparation Methods on the Bond Strength in Repairing the Surface of Metal-Ceramic Crowns with Composite Resin: a Systematic Review and Meta-Analysis. *Maedica (Buchar).* 2020;15(2):206–23. doi: 10.26574/maedica.2020.15.2.206. PMID: 32952686.

Sierpinska T, Kuc J, Golebiewska M. Assessment of masticatory muscle activity and occlusion time in patients with advanced tooth wear. *Arch Oral Biol.* 2015;60(9):1346–55. doi: 10.1016/j.archoralbio.2015.06.006. PMID: 26126289.

Soares CJ, Versluis A, Valdivia ADCM, Bicalho AA, Verissimo C, Barreto BDCS, Roscoe MG. Finite element analysis in dentistry – Improving the quality of oral health care. *Finite Elem Anal - From Biomed Appl to Ind Dev.* 2012(2):25–56. doi: 10.5772/37353.

Soares CJ, Raposo LHA, Soares PV, Santos-Filho PCF, Menezes MS, Soares PBF, et al. Effect of different cements on the biomechanical behavior of teeth restored with cast dowel-and-cores - in vitro and FEA analysis. *J Prosthodont.* 2010;19(2):130–7. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00527.x.

Sookhakiyan M, Tavana S, Azarnia Y, Bagheri R. Fracture Toughness of Nanohybrid and Hybrid Composites Stored Wet and Dry up to 60 Days. *J Dent Biomater.* 2017;4(1):341–6. PMID: 28959763.

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

Stappert CFJ, Ozden U, Gerds T, Strub JR. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent.* 2005;94(2):132–9. doi: 10.1016/j.prosdent.2005.05.023. PMID: 16046967.

Sterenborg BAMM, Kalaykova SI, Loomans BAC, Huysmans MCDNJM. Impact of tooth wear on masticatory performance. *J Dent.* 2018;76:98–101. doi: 10.1016/j.jdent.2018.06.016. PMID: 29959969.

Suzuki S, Leinfelder KF. Wear of enamel cusps opposed by posterior composite resin. *Quintessence Int (Berl).* 1993;24(12):885–90.

Thornton LJ. Anterior guidance: group function/canine guidance. A literature review. *J Prosthet Dent.* 1990;64(4):479–82. PMID: 2231460.

Tribst JPM, Alves LMM, Dal Piva AM de O, de Melo RM, Borges ALS, Paes-Junior TJA, et al. Reinforced glass-ceramics: Parametric inspection of three-dimensional wear and volumetric loss after chewing simulation. *Braz Dent J.* 2019a;30(5):505–10. doi: 10.1590/0103-6440201902699.

Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Madruga CFL, Valera MC, Borges ALS, Bresciani E, et al. Endocrown restorations: Influence of dental remnant and restorative material on stress distribution. *Dent Mater.* 2018;34(10):1466–73. doi: 10.1016/j.dental.2018.06.012. PMID: 29935769.

Tribst JPM, Marcia L, Alves M, Oliveira M De, Piva D, Melo RM De, et al. Reinforced Glass-ceramics : Parametric Inspection of Three- Dimensional Wear and Volumetric Loss after Chewing Simulation. *Braz Dent J.* 2019b;30(5):505–10.

Tripathi G, Ponnanna AA, Rajwadha N, Chhaparia N, Sharma A, Anant M. Comparative evaluation of maximum bite force in dentulous and edentulous individuals with different facial forms. *J Clin Diagnostic Res.* 2014;8(9):ZC37–40. doi: 10.7860/JCDR/2014/8801.4837.

Tsouknidas A, Karaoglani E, Michailidis N, Kugiumtzis D, Pissiotis A, Michalakis K. Influence of Preparation Depth and Design on Stress Distribution in Maxillary Central Incisors Restored with Ceramic Veneers: A 3D Finite Element Analysis. *J Prosthodont.* 2020;29(2):151–60. doi: 10.1111/jopr.13121.

Tsujimoto A, Barkmeier WW, Fischer NG, Nojiri K, Nagura Y, Takamizawa T, et al. Wear of resin composites: Current insights into underlying mechanisms, evaluation methods and influential factors. *Jpn Dent Sci Rev.* 2018;54(2):76–87. doi: 10.1016/j.jdsr.2017.11.002.

Üstün O, Öztürk AN. The evaluation of stress patterns in porcelain laminate veneers with different restoration designs and loading angles induced by functional loads: A three-dimensional finite element analysis study. *Niger J Clin Pract.* 2018;21(3):337–42. doi: 10.4103/njcp.njcp_45_17. PMID: 29519983.

Versluis A, Messer HH, Pintado MR. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *Int Endod J.* 2006;39(12):931–9. doi: 10.1111/j.1365-2591.2006.01164.x.

Vlatkovic Jakovljevic I, Todorovic A, Budak I, Sokac M, Milicic B, Spadijer Gostovic A. Measurement of dental crown wear —In vitro study. *Dent Mater J.* 2020;39(1):126–34. doi: 10.4012/dmj.2018-280.

Warreth A, Abuhijleh E, Almaghribi MA, Mahwal G, Ashawish A. Tooth surface loss: A review of literature. *Saudi Dent J.* 2020;32(2):53–60. doi: 10.1016/j.sdentj.2019.09.004. PMID: 32071532.

Wetselaar P, Lobbezoo F, de Jong P, Choudry U, van Rooijen J, Langerak R. A methodology for evaluating tooth wear monitoring using timed automata modelling. *J Oral Rehabil.* 2020;47(3):353–60. doi: 10.1111/joor.12908.

Wetselaar P, Vermaire JH, Visscher CM, Lobbezoo F, Schuller AA. The prevalence of tooth wear in the Dutch adult population. *Ned Tijdschr Tandheelkd.* 2018;125(04):205–13. doi: 10.5177/ntvt.2018.04.17201. PMID: 29659638.

Yip KHK, Smales RJ, Kaidonis JA. Differential wear of teeth and restorative materials: Clinical implications. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):350–6.

Yu P, Xiong Y, Zhao P, Xu Z, Yu H, Arola D, et al. On the wear behavior and damage mechanism of bonded interface: Ceramic vs resin composite inlays. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;101(July 2019):103430. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103430. PMID: 31557660.

Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent.* 2013;41(12):1135–47. doi: 10.1016/j.jdent.2013.10.007. PMID: 24135295.

APÊNDICE A – Cálculo Amostral para Deformação Total

Tamanho da Amostra
Comparação entre mais de 2 Médias com Grupos
Independentes
(ANOVA)

Número de Grupos:

Estimativa do Desvio Padrão:

Mínima Diferença a ser Detectada:

Alfa (%):

Beta (%):

N:

População finita: N:

Efeito do desenho: N:

Perda de elementos (%): N:

APÊNDICE B – Cálculo Amostral para Tensão Máxima Principal

Tamanho da Amostra
Comparação entre mais de 2 Médias com Grupos
Independentes
(ANOVA)

Número de Grupos:

Estimativa do Desvio Padrão:

Mínima Diferença a ser Detectada:

Alfa (%):

Beta (%):

N:

População finita: N:

Efeito do desenho: N:

Perda de elementos (%): N:

APÊNDICE C – Cálculo Amostral para Desgaste

Tamanho da Amostra
Comparação entre mais de 2 Médias com Grupos
Independentes
(ANOVA)

Número de Grupos:

Estimativa do Desvio Padrão:

Mínima Diferença a ser Detectada:

Alfa (%):

Beta (%):

N:

População finita: N:

Efeito do desenho: N:

Perda de elementos (%): N:

ANEXO A — Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa

UNESP - INSTITUTO DE
CIÊNCIA E TECNOLOGIA -
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS
CAMPOS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: DESGASTE, RESISTÊNCIA À FADIGA E ANÁLISE DE FALHAS DE RESTAURAÇÕES CONSERVADORAS EM CANINOS

Pesquisador: Mirian Galvão Bueno

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 20031419.2.0000.0077

Instituição Proponente: Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos - UNESP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.711.270

Apresentação do Projeto:

Avaliar e comparar o comportamento de restaurações diretas de resina composta, laminados cerâmicos e fragmentos cerâmicos, utilizadas para tratamento do desgaste da cúspide de caninos em função da atrição, em relação ao desgaste e resistência a fadiga dos materiais. Serão utilizados quarenta e cinco caninos hígidos serão obtidos e divididos em três grupos (n=15), de acordo com o tipo de restauração que irá receber: Grupo 1- Restauração direta de resina composta; Grupo 2- Restauração Indireta parcial de cerâmica vítrea (fragmento cerâmico); e Grupo 3- Restauração Indireta com recobrimento vestibular e incisal (faceta). Os caninos serão desgastado por atrição e restaurados de acordo com os grupos. Após as restaurações finalizadas, todos os espécimes serão escaneados e submetidos ao ensaio de fadiga mecânica em uma cicladora com sliding. Em intervalos de ciclos, os espécimes serão removidos da máquina e escaneados para avaliação da perda de volume da restauração, sendo a ciclagem repetida até a fratura. As restaurações fraturadas serão levadas ao estereomicroscópio para análise da origem da falha. Modelo 3D compatíveis com os espécimes in vitro serão projetados para análise por elementos finitos dos três tipos de restaurações estudadas. Os dados obtidos serão analisados estatisticamente.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar e comparar o comportamento de restaurações diretas de resina composta, laminados cerâmicos e fragmentos cerâmicos, utilizadas para tratamento do desgaste da cúspide de caninos

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas CEP: 12.245-000
UF: SP Município: SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078 Fax: (12)3947-9010 E-mail: cep@ict@unesp.br

UNESP - INSTITUTO DE
CIÊNCIA E TECNOLOGIA -
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS
CAMPOS



Continuação do Parecer: 3.711.270

em função da atrição, em relação ao desgaste e resistência a fadiga dos materiais.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Não há riscos aos pacientes, os dentes com indicação serão extraídos e doados para pesquisa. Os benefícios após o resultado do estudo auxiliará na tomada de decisão clínica de cirurgiões dentistas.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa está bem delineada, documentada e justificada.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os documentos de apresentação obrigatória estão corretos.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Após apresentação das resposta das pendências e alterações modificadas. O parecer é favorável para execução da pesquisa proposta com utilização de dentes humanos.

Considerações Finais a critério do CEP:

O Colegiado acata o parecer do(a) Relator(a).

O (a) pesquisador(a) irá receber e-mail da Secretaria do CEPH-ICT-CAMPUS DE SJCAMPOS-UNESP, para envio de relatórios parciais/final, para não incorrer na penalidade de não o fazendo, em não ter novas submissões avaliada pelo Comitê de Ética, até que sane a pendência de envio do relatório, na forma de notificação através do sistema da Plataforma Brasil. Obs:- No site <https://www2.ict.unesp.br/> – Sobre o ICT – Comissões e Comitês - Comitê de Ética Envolvendo Seres Humanos, encontrará o formulário para envio do Relatório parcial/final.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1227924.pdf	13/10/2019 12:42:17		Aceito
D Declaração de Manuseio Material Biológico / Biorepositório / Biobanco	Termo_cessão_material_biológico_2.pdf	13/10/2019 12:40:30	Mirian Galvão Bueno	Aceito

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas CEP: 12.245-000
UF: SP Município: SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078 Fax: (12)3947-9010 E-mail: ceph.ict@unesp.br

UNESP - INSTITUTO DE
CIÊNCIA E TECNOLOGIA -
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS
CAMPOS



Continuação do Parecer: 3.711.270

Outros	formularioresppend.pdf	13/10/2019 12:35:14	Mirian Galvão Bueno	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projetoREFORMULADO.pdf	13/10/2019 12:25:53	Mirian Galvão Bueno	Aceito
Declaração de Manuseio Material Biológico / Biorepositório / Biobanco	Termo_cessao_material_biológico.jpg	09/08/2019 09:36:52	Mirian Galvão Bueno	Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rosto.pdf	17/05/2019 09:15:08	Mirian Galvão Bueno	Aceito

Situação do Parecer:
Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:
Não

SAO JOSE DOS CAMPOS, 18 de Novembro de 2019

Assinado por:
Denise Nicodemo
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas CEP: 12.245-000
UF: SP Município: SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078 Fax: (12)3947-9010 E-mail: ceph.ict@unesp.br