UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRO-REITORIA DE PESQUISA E PÓS GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE POS-GRADUÇÃO EM ODONTOLOGIA

TOBIA GASTON NAVARRO MEZA

ANÁLISE IN VITRO DA RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO E DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM MOLARES RESTAURADOS COM FACETAS OCLUSAIS UTILIZANDO DIFERENTES MATERIAIS RESTAURADORES

PONTA GROSSA
2024

TOBIA GASTON NAVARRO MEZA

ANÁLISE IN VITRO DA RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO E DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM MOLARES RESTAURADOS COM FACETAS OCLUSAIS UTILIZANDO DIFERENTES MATERIAIS RESTAURADORES

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação Stricto Sensu em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa como requisito para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Dentística Restauradora, linha de pesquisa em Propriedades Físico-Químicas e Biológicas de Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Gomes
Coorientadora: Profª. Drª. Giovana Mongruel Gomes

PONTA GROSSA
2024

Meza, Tobia Gaston Navarro
M617 Análise in vitro da resistência à compressão e distribuição de tensões em molares restaurados com facetas oclusais utilizando diferentes materiais restauradores / Tobia Gaston Navarro Meza. Ponta Grossa, 2024.
52 f.

Dissertação (Mestrado em Odontologia - Área de Concentração: Dentística Restauradora), Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Gomes.
Coorientadora: Profa. Dra. Giovana Mongruel Gomes.

1. CAD-CAM. 2. Resinas compostas. 3. Análise - Elementos Finitos. 4. Prótese dentária. 5. Occlusal veneers. I. Gomes, João Carlos. II. Gomes, Giovana Mongruel. III. Universidade Estadual de Ponta Grossa. Dentística Restauradora. IV.T.

CDD: 617.6

Ficha catalográfica elaborada por Maria Luzia Fernandes Bertholino dos Santos- CRB9/986

TOBIA GASTON NAVARRO MEZA

ANÁLISE IN VITRO DA RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO E DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM MOLARES RESTAURADOS COM FACETAS OCLUSAIS UTILIZANDO DIFERENTES MATERIAIS RESTAURADORES

Dissertação apresentada para obtenção do título de Mestre em Odontologia, na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Dentística Restauradora.

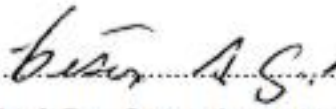
Ponta Grossa, 28 de Fevereiro 2024



.....

Prof. Dr. João Carlos Gomes

Universidade Estadual de Ponta Grossa



.....

Prof. Dr. Cesar Augusto Galvão Arrais

Universidade Estadual de Ponta Grossa

gov.br Documento assinado digitalmente
RODRIGO DE CASTRO ALBUQUERQUE
Data: 26/04/2024 15:08:02-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

.....

Prof. Dr. Rodrigo de Castro Albuquerque

Universidade Federal de Minas Gerais

Este trabalho dedico à minha família, em especial aos meus pais Aurélia e Críspulo. Agradeço por serem fontes inesgotáveis de inspiração e força. Este trabalho é dedicado a vocês, meus pilares, cujo legado de dedicação e perseverança moldou meu caminho.

Que esta dissertação contribua de alguma forma para o avanço do conhecimento e inspire outros a perseguirem seus sonhos.

AGRADECIMENTO

Quero expressar meu sincero agradecimento a todas as pessoas que contribuíram de maneira significativa para a realização desta tese. Este projeto não teria sido possível sem o apoio e a colaboração de diversas pessoas e organizações.

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer ao meu orientador, **Prof. Dr. João Carlos Gomes**, por sua orientação, paciência e apoio constante ao longo deste processo. Muito grato pela confiança depositada em mim, pela constante motivação de ser alguém melhor cada dia como profissional e o mais importante como pessoa.

Agradeço também a minha coorientadora **Profª. Drª. Giovana Mongruel Gomes**, por toda ajuda e transmissão de conhecimentos durante a elaboração desse trabalho, pela disposição em sempre que possível.

Aos amigos que fazem parte da equipe do COD, **Jorge Domínguez Báez, Angely Suaza, Gabriella Schmitz, Carolina Lopez, Rafaela Rodrigues, Annyliese Serrano, e Amanda Soistak** por todo o companheirismo, dedicação e disposição no dia a dia, graças a vocês minha adaptação como estudante estrangeiro ficou muito mais fácil.

Ao **Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Odontologia e à Universidade Estadual de Ponta Grossa**, obrigado pela oportunidade de estudar em um curso e em uma universidade tão renomada.

Minha gratidão se estende ao **FUNDO PARANÁ / SETI - PR**, pela concessão da bolsa de estudo durante o desenvolvimento do meu curso de mestrado.

Agradeço sinceramente à **minha família** pelo apoio inabalável e compreensão ao longo da minha carreira acadêmica. Seu amor e incentivo foram minha maior força.

Finalmente, agradeço a todas as pessoas que, de alguma forma, contribuíram, direta ou indiretamente, para este projeto. Cada colaboração deixou uma marca inesquecível em minha experiência acadêmica.

Esta conquista é o resultado de um esforço coletivo, e estou agradecido pelo apoio de cada pessoa envolvida nesta jornada acadêmica.

DADOS CURRICULARES

TOBIA GASTON NAVARRO MEZA

Nascimento: 17 .02.1994	Dr. Juan Eulogio Estigarribia - Paraguay
Filiação	Aurelia Meza de Navarro Crispulo Wilfrido Navarro Leguizamon
2014 – 2019	Curso de Graduação em Odontologia pela Universidad Nacional de Concepción – UNC Concepción - Paraguay

RESUMO

NAVARRO TG. **Análise in vitro da resistência à compressão e distribuição de tensões em molares restaurados com facetas oclusais utilizando diferentes materiais restauradores**. [Dissertação - Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Dentística Restauradora - Universidade Estadual de Ponta Grossa, 2024].

O objetivo deste estudo in vitro foi avaliar o comportamento biomecânico de três materiais restauradores em facetas oclusais em duas espessuras (0,5mm e 1,5mm) diferentes sob carga estática vertical. Sessenta facetas oclusais indiretas padronizadas foram fabricadas em molares humanos a partir de 3 materiais restauradores, dois CAD-CAM: Cerâmica vítrea (IPS E-MAX CAD, Ivoclar); Composto Vitrocerâmico (BRAVA Block, FGM), e um material restaurador convencional (Resina Composta FORMA, ULTRADENT). Os corpos de prova foram carregados mecanicamente por um uma esfera metálica de 6mm de diâmetro acoplado em uma máquina de ensaios universais (Shimadzu AG-I, Columbia, EE. UU). A carga estática vertical foi aplicada no centro da fossa central da faceta oclusal a uma velocidade contínua de 1mm/min até a falha. As cargas de falhas foram registradas em Newton (N) e os tipos de falhas registradas para cada grupo. Método de Elementos Finitos (MEF) foi utilizado para simular a configuração do teste anterior para avaliar a distribuição de forças no preparo em Mpa. Os testes de carga estática demostram que não houve diferença estaticamente significativa em facetas de 0,5 mm de espessuras. Em relação as facetas com espessura de 1,5 mm ou menor valor médio encontrado foi de 2261N, correspondente ao dissilicato de lítio, apresentando assim uma diferença estatisticamente significativa. Falhas do tipo reparáveis foram predominantes nas facetas de 1,5mm desse material. Em relação a distribuição de tensões, foi demostrado que as restaurações com menor módulo de elasticidade resistem melhor às forças verticais. Pode-se concluir que uma maior espessura do material não significa uma maior resistência a fratura em cargas verticais.

Palavras-Chave: CAD-CAM; Resinas Compostas; Análise de Elementos Finitos; Prótese Dentária; Occlusal Veneers.

ABSTRACT

NAVARRO TG. **In vitro analysis of compressive strength and stress distribution in molars restored with occlusal veneers using different restorative materials.** [Dissertação - Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Dentística Restauradora - Universidade Estadual de Ponta Grossa, 2024].

The aim of this in vitro study was to evaluate the biomechanical behaviour of three restorative materials in occlusal veneers in two different thicknesses (0.5mm and 1.5mm) under vertical static loading. Sixty standardised indirect occlusal veneers were fabricated on human molars from 3 restorative materials, two CAD-CAM: Glass Ceramic (IPS E-MAX CAD, Ivoclar); Vitroceramic Composite (BRAVA Block, FGM), and one conventional restorative material (FORMA Composite Resin, ULTRADENT). The specimens were mechanically loaded by a 6 mm diameter metal ball attached to a universal testing machine (Shimadzu AG-I, Columbia, USA). The vertical static load was applied to the centre of the occlusal veneer's central fossa at a continuous speed of 1mm/min until failure. The failure loads were registered in Newton (N) and the types of failure registered for each group. The Finite Element Method (FEM) was used to simulate the configuration of the previous test to evaluate the distribution of forces in the preparation in Mpa. The static load tests showed that there was no statically significant difference when it came to 0.5 mm thick veneers. In relation to veneers with a thickness of 1.5 mm, the lowest average value found was 2261N corresponding to lithium disilicate, thus finding a statistically significant difference. Repairable type failures were predominant in the 1.5 mm veneers of this material. In terms of stress distribution, it was shown that restorations with a lower elastic modulus resist vertical forces better. It can be concluded that greater material thickness does not mean greater resistance to fracture under vertical loads

Keywords: CAD-CAM; Composite Resins; Finite element analysis; Dental Prosthesis; Occlusal Veneers

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Redução do esmalte oclusal para simular o desgaste dentário..... 25

Figura 2 – Sequência de SDI + Resin Coating..... 26

Figura 3 – Escaneamento do preparo dentário..... 27

Figura 4 – Enceramento diagnóstico..... 28

Figura 5 – Restaurações indiretas CAD/CAM 30

Figura 6 – Restauração indireta de resina composta 32

Figura 7 – Malhas dos modelos tridimensionais avaliados pelo método dos elementos finitos (MEF)..... 36

Figura 8 – Distribuição de tensões (MPa)..... 41

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Resistência à fratura dos materiais testados no estudo..... 38

Gráfico 2 – Distribuição de padrão de fratura dos grupos estudados. A: Fratura não catastrófica; B: Fratura catastrófica..... 39

Gráfico 3 – Média e desvio padrão das tensões na superfície dos preparos em MPa, dos três materiais nas duas espessuras obtidas no MEF..... 40

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Materiais restauradores utilizados no estudo..... 29

Tabela 2 – Protocolo de cimentação..... 33

Tabela 3 – Módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson dos materiais e tecidos utilizados no método dos elementos finitos (MEF)..... 36

Tabela 4 – Resistência à fratura dos materiais selecionados nas espessuras de 0,5 e 1,5 mm..... 38

Tabela 5 – Distribuição de tensões na superfície dos materiais..... 40

LISTA DE SIGLAS E ABREVIAÇÕES

FDPs	Prótese parcial fixa
4-META	*4*-metacriloxi-etil-trimelitato-anidrido
ANOVA	Análise de variância
BDH	Banco de dentes humanos
CAD	Computer-aided desing
CAM	Computer-aided manufacturing
COD	Centro em Odontologia Digital
COEP	Comissão de Ética em Pesquisa
10-MDP	10- metacriloxidecil dihidrogênio fosfato
MEF	Método de Elementos Finitos
DVO	Dimensão vertical de oclusão
F	Força
GPa	Giga Pascal (is)
HEMA	Hidroxietil Metacrilato
h	Hora (s)
H	Altura
JCE	Junção cemento-esmalte
LDS	Dissilicato de Lítio
KgF	Kilograma (s) força
kV	Quilovolt (s)
µm	Micrometro (s)
mm	Milímetro (mm)
mm²	Milímetro (s) quadrado
min	Minuto (s)
s	Segundo (s)
MPa	Mega pascal (is)
kN	Newton de força
RMCs	Cerâmica de matriz de resina
PMR	Polímeros de Matriz Resinosa
RBCs	Compósitos a base de resina polimerizada
PICN	Polímero de alta temperatura/alta pressão -materiais de rede cerâmica infiltrada

SDI	Selamento Dentinário Imediato
STL	Standard Triangle Language
Zr	Zircônia
UEPG	Universidade Estadual de Ponta Grossa
mW/cm2	Miliwatts por centímetro (s) quadrado
nm	Nanômetro (s)
n	Número amostral
rpm	Rotação (ões) por minuto
UDMA	Uretano de dimetacrilato
AUDMA	Uretano dimetacrilato aromático
TEGDMA	Trietileno glicol dimetactrilato

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
#	Sequência de número
±	Mais ou menos
°C	Grau (s) Celsius
n°	Número
X	Aumento de lente óptica
=	Igual
p	Significância estatística
A	Alfa (Nível de significância)
<	Menor
>	Maior
≤	Menor ou igual
≥	Maior ou igual
®	Registrado
™	Marca registrada

SUMÁRIO

1 **INTRODUÇÃO**..... 16

2 **REVISÃO DA LITERATURA**..... 19

2.1 **Tratamento de dentes desgastados**..... 19

2.2 **Abordagens reconstrutivas minimamente invasivas**..... 20

2.3 **Facetas oclusais (*occlusal veneers*)**..... 20

2.4 **Novas tecnologias em materiais restauradores**..... 21

2.4.1 Vitrocerâmicas..... 21

2.4.2 *Resin-matrix ceramics* (RMCs)..... 22

2.4.3 *Resin-based composites* (RBCs)..... 23

2.4.4 *Polymer-infiltrated ceramic networks* (PICNs)..... 23

3 **OBJETIVOS**..... 25

3.1 **Objetivo geral**..... 25

3.2 **Objetivos específicos**..... 25

4 **MATERIAL E MÉTODOS**..... 26

4.1 **Preparo dos dentes**..... 26

4.2 **Escaneamento dos preparos**..... 28

4.3 **Confecção das restaurações**..... 28

4.4 **Confecção das restaurações indiretas (fresagem e sinterização)**..... 29

4.5 **Impressão dos modelos**..... 31

4.6 **Confecção da matriz transparente**..... 31

4.7 **Confecção das restaurações indiretas em resina composta**..... 32

4.8 **Cimentação das restaurações**..... 33

4.9 **Termociclagem dos espécimes**..... 34

4.10 **Preparo das amostras**..... 35

4.11 **Análise de fratura sob compressão**..... 35

4.12 **Avaliação do padrão de fratura após o ensaio de resistência**..... 36

4.13 **Método dos elementos finitos**..... 36

4.14 **Análise estatística**..... 38

5 **RESULTADOS**..... 39
5.1 **Resistência à fratura**..... 39
5.2 **Padrão de fratura após o ensaio de resistência**..... 40
5.3 **Distribuição de tensões pelo método dos elementos finitos**..... 41
6 **DISCUSSÃO**..... 43
7 **CONCLUSÕES**..... 46
REFERÊNCIAS..... 47

1 INTRODUÇÃO

Atualmente, o desgaste dentário, definido como perda acumulativa da superfície dentária de substância mineralizada do dente devido a processos físicos ou quimiofísicos (erosão dentária, atrito, abrasão). O desgaste dentário não é considerado resultado de cárie dentária, reabsorção ou trauma (Schlueter *et al.*, 2020). A prevalência global estimada de desgastes erosivos em dentes permanentes de crianças e adolescente é de 30,4% (Carvalho *et al.*, 2015). No entanto na idade adulta a prevalência observada tem um aumento que parte dos 3% na população de 20 anos até 17% aos 70 anos, sendo assim, o desgaste dos dentes é um problema clínico crescente na medida que a expectativa de vida aumenta e os dentes são retidos por mais tempo (Lee *et al.*, 2012).

Neste sentido, foi demonstrado que os casos com elevados níveis de desgaste dentário erosivo estão associados a um impacto significativo na qualidade de vida relacionada com a saúde oral (Mehta *et al.*, 2020). Tratar estas estruturas dentárias perdidas com restaurações não só restauraria a função e estética do paciente, como também poderia melhorar a qualidade de vida dos indivíduos com estas condições.

Várias técnicas e materiais clínicos têm sido descritos como opções restauradoras nas perdas significativas da estrutura dental (Mehta *et al.*, 2012; Resende *et al.*, 2018), desde coroas metalocerâmicas, compósitos, cerâmicas metal-free (Bartlett e O'Toole, 2019). Dessa forma, o avanço da tecnologia e dos materiais restauradores adesivos, a prática da odontologia minimamente invasiva com uma abordagem biomimética foi ganhando notoriedade no momento de optar por uma restauração adesiva (Edelhoff e Sorensen, 2002) com materiais que se assemelham a tecidos naturais utilizados para a reposição de estruturas dentárias perdidas (Magne *et al.*, 2012), evitando assim da odontologia convencional contemporânea, onde os desgastes desnecessários por conta da necessidade de retenção mecânica era um dos princípios fundamentais. Sempre que é possível, o tratamento restaurador deve ser aditivo, tratamentos subtrativos removem tecidos dentários ainda saudáveis para o propósito de retenção ou para fornecer integridade estrutural para os materiais restauradores.

O desenvolvimento das tecnologias CAD-CAM oferece a possibilidade de melhorar o tratamento da dentição severamente desgastada, reduzindo tempo de cadeira e a necessidade em muitos casos de preparação do tecido dentário,

introduzindo novas técnicas e materiais restauradores (Mainjot, 2020). Um dos tratamentos mais promissores na atualidade são as facetas oclusais posteriores ultra-finas cimentadas, que representam uma alternativa conservadora às incrustações tradicionais e coroas de cobertura total para o tratamento de lesões erosivas graves (Magne *et al.*, 2012; Schlichting *et al.*, 2022). Evitando assim as consequências biológicas como o sacrifício de estrutura dental sadia, feitas nas abordagens tradicionais de tratamento de dentes posteriores com desgastes (Vailati e Belser, 2008).

Dentre os diferentes materiais, a cerâmica de dissilicato de lítio para a confecção de facetas oclusais ultrafinas tem se mostrado uma alternativa conservadora em relação aos tradicionais inlays, onlays e coroas totais, demostrando resultados promissores (Magne *et al.*, 2012). O Dissilicato de Lítio (IPS E-max CAD, Ivoclar Vivadent) possui excelentes características biomecânicas com uma resistência à fratura notavelmente elevada sob cargas mecânicas cíclicas, superiores a 400 MPa (Heck *et al.*, 2019; Meng *et al.*, 2021). A adesão obtida por meio do condicionamento ácido na superfície das cerâmicas vítreas é fundamental para o bom desempenho funcional e a longevidade do complexo dente-restauração (Maier *et al.*, 2019; Malament *et al.*, 2021; Yu e Wang, 2021).

Por outro lado, o desenvolvimento contínuo das resinas compostas resultou em formulações concebidas para simplificar ainda mais os procedimentos de restaurações, proporcionando melhores propriedades mecânicas, reduzindo o efeito das tensões da contração da polimerização e melhorando a estética (Kitasako *et al.*, 2016; Leprince *et al.*, 2014), podendo conseguir valores de resistência à fadiga cíclica próximas às vitrocerâmicas (Kok *et al.*, 2022) convertendo-os em uma opção viável para restaurações em dentes desgastados severamente (Belli *et al.*, 2014; Tauböck *et al.*, 2021; Vajani *et al.*, 2020). Os materiais híbridos, ou polímeros infiltrados com cerâmicas (PICNs) por sua vez, compartilham características comuns tanto com a cerâmica quanto à materiais compósitos, com um módulo de elasticidade semelhante ao do dente natural. Além disso, da mesma forma que os materiais compósitos, são fáceis de ajustar, reparar ou modificar (Amesti-Garaizabal *et al.*, 2019).

Este estudo compara o comportamento biomecânico de facetas oclusais com três materiais diferentes: disilicato de lítio (IPS Emax CAD, Ivoclar), polímero infiltrado com cerâmica (Brava Block, FGM) e uma resina composta convencional (Forma, Ultradent), em duas espessuras diferentes, 1,5mm e 0,5mm.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Tratamento de dentes desgastados

Sabe-se que o desgaste dental pode ter um impacto significativo na qualidade de vida do indivíduo, independentemente da gravidade do desgaste dentário ou fatores pessoais. A queixa principal dos pacientes com esta afecção é a sensibilidade dentária causada pela exposição dentinária, dor dentária nos casos onde o desgaste já envolve a polpa, má estética e comprometimento funcional dificultando a mastigação e a fala (Lobbezoo, 2007).

Quando existe uma necessidade funcional e estética de tratamento, geralmente é preferível um tratamento restaurador minimamente invasivo, optando por um tratamento dinâmico restaurador, o que significa manter opções para um tratamento novo ou repetir quando o primeiro falhar. Nesse sentido o avanço da tecnologia adesiva e dos materiais dentários levaram a uma verdadeira mudança de paradigma (Edelhoff e Sorensen, 2002) libertando-se assim a odontologia contemporânea dos preparos convencionais a onde a retenção mecânica era um dos princípios fundamentais. O maior desafio ao implementar a odontologia minimamente invasiva é, além de substituir os tecidos dentários perdidos a preservação máxima dos tecidos dentários sadios (Bazos e Magne, 2011).

Materiais e técnicas restauradoras diversas foram propostas ao longo do tempo para o tratamento de dentes desgastados, desde coroas metalocerâmicas, compósitos, cerâmicas metal-free (Bartlett e O'Toole, 2019), nos últimos anos com a chegada dos materiais CAD-CAM a situação dos materiais restauradores minimamente invasivas ganhou maior protagonismo, como as facetas oclusais ultrafinas (Magne *et al.*, 2010). O desenvolvimento das tecnologias CAD-CAM oferece a possibilidade de melhorar o tratamento da dentição severamente desgastada, reduzindo o tempo da cadeira e a necessidade de preparação do tecido dentário, e introduzindo novas técnicas e materiais restauradoras (Mainjot, 2020).

2.2 Abordagem reconstrutivas minimamente invasivas

Os conceitos de tratamento restaurador tornaram-se significativamente mais diferenciados nas últimas décadas (Kiyota *et al.*, 2009). Por um lado, as abordagens tradicionais que utilizam coroas com estrutura metálica e FDPs ainda são consideradas o padrão-ouro devido à sua duração clínica favorável documentada e prognóstico de longo prazo (Pjetursson e Lang, 2008). Por outro lado, porém, a considerável perda de tecido dentário duro associada às coroas ou às preparações de Prótese dental fixa é cada vez mais vista de forma crítica. São feitas tentativas para evitar, tanto quanto possível, estas medidas invasivas ou, pelo menos, adiá-las para mais tarde na vida (Raedel *et al.*, 2017).

As diretrizes atuais incluem a necessidade de desenvolver estratégias de tratamentos minimamente invasivos, que não envolvam, tanto quanto possível, a remoção de mais tecidos dentários (Loomans *et al.*, 2017). A odontologia minimamente invasiva é uma abordagem popular que enfatiza o uso conservador de técnicas e materiais odontológicos para preservar a estrutura natural do dente e manter a integridade da dentição (Tinoco *et al.*, 2020).

As restaurações minimamente invasivas são clinicamente preferíveis, pois a conservação do substrato dentário ajuda a preservar a vitalidade dentária e a reduzir a sensibilidade pós-operatória (Alshali e Attar, 2023). Os custos biológicos e econômicos são significativamente mais baixos em comparação com as opções tradicionais e agressivas, tornando o processo de tomada de decisão mais fácil e a taxa de aceitação mais elevada (Resende *et al.*, 2018).

Portanto, numa abordagem mais conservadora para reabilitar o quadro clínico de desgaste dentário, têm sido propostos tratamentos restauradores em dentes posteriores realizados com facetas oclusais (table top, veneerlay e overlays). O objetivo é restaurar estruturas dentárias perdidas com um desgaste mínimo e suficiente da estrutura dentária durante o preparo dentário (Loomans *et al.*, 2017).

2.3 Occlusal Veneers

O termo faceta oclusal foi proposto na tentativa de adotar uma abordagem minimamente invasiva em casos de desgaste generalizado na região posterior (Magne

et al., 2010). Em pacientes com perdas consideráveis da estrutura dental causada por desgastes dentário severo, o preparo dentário e considerado desnecessário (Loomans *et al.*, 2017). Sempre que é possível o tratamento restaurador deve ser aditivo, tratamentos subtrativos removem tecidos dentários ainda saudáveis para o propósito de retenção ou para fornecer integridade estrutural para os materiais de restauração. Facetas oclusais são uma alternativa não invasiva para restaurar dentes posteriores desgastados, exigindo pouca remoção adicional de estrutura dentária (Loomans *et al.*, 2017).

No que diz respeito ao desenho dos preparos para facetas oclusais, não existe critério ou classificação, pois os preparos são conservadores e podem adquirir diferentes geometrias, dependendo da situação específica de cada dente (Ferraris, 2017). Desde procedimentos que envolvem desgastes apenas da superfície oclusal (que cobre todas as cúspides e fica restrito à superfície oclusal), como facetas oclusais (table top), ainda mais conservadores, podem ser utilizados. Porém, devidos às exigências estéticas, os preparos podem ser estendidos para a superfície vestibular o que seriam as denominadas veneerlay, com o objetivo de conseguir imitar a tonalidade do dente envolvendo com as restaurações destas caracteristicas (Ferraris, 2017). Sendo assim um fator relevante em dentes póstero-superiores e implica a necessidade de um preparo que envolva tanto a superfície oclusal quanto a vestibular (Huang *et al.*, 2020).

Como materiais restauradores de escolha para laminados oclusais ultrafinos, as resinas compostas e as cerâmicas são capazes de atender às exigências da biomimética, salvando tecidos dentários e restaurando a estética (Schlichting *et al.*, 2016)

2.4 Novas Tecnologias em materiais restauradores

2.4.1 Vitrocerâmicas

Atualmente, as vitrocerâmicas são amplamente utilizadas na odontologia protética devido à melhoria contínua de suas propriedades mecânicas associadas a melhores microestruturas e novos métodos de processamento. As adequadas propriedades mecânicas destes materiais refletem na boa longevidade dessas restaurações dentárias (Anusavice *et al.*, 2007).

Desde que a vitrocerâmica começou a ser utilizada na odontologia, foram desenvolvidos materiais com composições variadas; entretanto, esta classe de materiais ganhou popularidade após o lançamento da vitrocerâmica de dissilicato de lítio em 1998 (IPS Empress® 2, Ivoclar Vivadent Ltda, Schaan, Liechtenstein, posteriormente comercializada como e.max®). Em comparação com a vitrocerâmica leucita (Höland *et al.*, 2000), materiais à base de dissilicato de lítio têm propriedades mecânicas superiores, o que amplia sua indicação para a produção de próteses parciais fixas totalmente cerâmicas de até 3 elementos (Lin *et al.*, 2012).

Uma resistência significativamente maior foi alcançada com uma vitrocerâmica pela precipitação (nucleação e crescimento controlados) de cristais de dissilicato de lítio (Höland *et al.*, 2007). Com 2 sistemas precursores de sucesso (Empress 2 e IPS e.max Press; Ivoclar-Vivadent), uma vitrocerâmica de dissilicato de lítio IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent) foi projetada para a tecnologia de processamento CAD/CAM. O LDS CAD/CAM fresado é exposto a um processo de cristalização em 2 estágios. Após a sinterização, o LDS CAD/CAM obtém sua resistência à flexão final de 530 MPa conforme fabricante. Um estudo recente descreveu uma alta resistência característica (σ0, 609,80 MPa). Consequentemente, o LDS tem a maior resistência em vitrocerâmicas, aproximadamente 3 a 4 vezes a resistência de outras cerâmicas ricas em vidro (Höland *et al.*, 2007).

2.4.2 Resin-Matrix-Ceramics (RMCs)

As cerâmicas de matriz de resina (RMCs) formam um novo grupo de materiais restauradores cerâmicos CAD/CAM, que foram desenvolvidos para combinar as vantagens positivas dos polímeros, que não são frágeis, com cerâmicas que resultam em estética superior (Coldea *et al.*, 2013a). Ainda há uma controvérsia em curso na literatura sobre a classificação correta deste novo grupo de materiais. Os PMR também são denominados como “cerâmica híbrida” ou “nanocerâmica” devido a razões de marketing ou políticas de reembolso de seguros, especialmente na América do Norte (Mainjot *et al.*, 2016). No entanto, estes nomes comerciais não refletem a composição química correta específica do material. Com base em sua microestrutura e modo de polimerização industrial, os RMCs podem ser subdivididos em 1) compósitos à base de resina polimerizada de alta temperatura (RBCs; CAD/CAM) com cargas dispersas e uma fase predominantemente orgânica e 2) polímero de alta

temperatura/alta pressão -materiais de rede cerâmica infiltrada (PICN) com fase predominantemente inorgânica (Coldea *et al.*, 2013a; Mainjot *et al.*, 2016)

2.4.3 Resin-Based-Composites (RBCs)

Embora os sistemas CAD-CAM tenham sido desenvolvidos inicialmente para a produção de restaurações cerâmicas, blocos de resinas compostas pré-polimerizadas também foram desenvolvidos para serem utilizados com esses sistemas. Uma das primeiras resinas compostas desenvolvidas como bloco CAD-CAM foi a Paradigm TM (3M TM, St Paul, EUA), que foi considerada uma alternativa de fresamento rápido e fácil de usar ao uso da cerâmica. Entretanto, problemas comumente relacionados aos sistemas resinosos compósitos ainda precisam ser superados, como as propriedades mecânicas reduzidas e a baixa resistência ao desgaste (He e Swain, 2011).

Lava Ultimate (LU) foi lançado como um bloco usinável CAD/CAM (3M-ESPE) em 2011. É baseado na resina composta polimerizável Filtek Supreme Ultra (3M) e contém sílica coloidal nanométrica dispersa e partículas esféricas de ZrO2 em aglomerados e não aglomerados, forma (80% em peso, 65% vol) incorporada em uma resina de dimetacrilato (Belli *et al.*, 2017). Possui uma resistência à flexão de 200 MPa e um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina de 12 GPa (Lauvahutanon *et al.*, 2014).

Cerasmart (GC-Corp), Shofu Block HC (Shofu-Inc.) e Brilliant Crios (Coltene) são novos RBCs com uma rede cerâmica homogênea e uniformemente distribuída. Foram relatadas resistências à flexão de até 230 MPa (Lauvahutanon *et al.*, 2014). Os RBCs são indicados para facetas, inlays, onlays, coroas unitárias (SCs) e coroas de implantes (exceto LU). Para colagem de resina, as cerâmicas devem ser pré-tratadas por meio de abrasão de partículas de ar e aplicação de um agente de ligação universal (Spitznagel *et al.*, 2016).

2.4.4 Polymer Infiltrated Ceramic Network (PICNs)

Recentemente, um novo material foi desenvolvido pela Vita (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) que é comercializado como um polímero infiltrado em uma cerâmica porosa, gerando uma rede interpenetrante (polymer infiltrated ceramic network, PICN). Este novo material foi desenvolvido com base na tecnologia de

cerâmica infiltrada em vidro (In-Ceram System, Vita, Bad Sachingen, Alemanha), lançada originalmente pela Vita na década de 90 (He e Swain, 2011). A infiltração de uma resina numa pré-forma cerâmica porosa é significativamente diferente da infiltração de um vidro, uma vez que a contração final do polímero após a infiltração é de quase 5%, isto é, muito maior do que a contração experimentada após o arrefecimento do vidro de infiltração, que é da ordem de 1% (Chirumamilla *et al.*, 2016).

Os PICNs têm a vantagem de apresentar um módulo de elasticidade aproximadamente 50% menor em relação às cerâmicas feldspáticas e, portanto, mais próximo do da dentina, são mais fáceis de fresar e ajustar, além de serem mais facilmente reparados por resinas compostas (Chirumamilla *et al.*, 2016). Em comparação com as porcelanas dentárias, este novo material demonstrou ter menor módulo de elasticidade e maior tolerância a danos (Coldea *et al.*, 2013a). Em 2013, foi lançado o produto Enamic (Vita, Bad Sachingen, Alemanha) para restaurações dentárias. Este PICN é baseado na sinterização inicial de um pó de porcelana até aproximadamente 70% de sua densidade total, seguida de infiltração com uma mistura de monômeros (Denry e Kelly, 2014; He e Swain, 2011) O material é considerado um material compósito resina-cerâmica, composto por duas redes interligadas: uma cerâmica dominante e um polímero. Publicações recentes mostraram que a parte polimérica deste material é composta por polímeros reticulados de dimetacrilato de uretano (UDMA) e dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA) (Coldea *et al.*, 2013a).

Os PICNs apresentam propriedades positivas tanto em relação à cerâmica quanto aos compósitos, com interessante equilíbrio entre elasticidade e resistência, sendo indicados para coroas unitárias, inlays, onlays e laminados. A parte polimérica possui resistência inferior a 30 MPa e a rede cerâmica possui resistência em torno de 160 MPa, enquanto o PICN final possui resistência de 135 MPa. Como esperado para um material compósito, as propriedades são intermediárias entre as da cerâmica e das resinas com partículas (Coldea *et al.*, 2013a; Della Bona *et al.*, 2014).

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Avaliar o comportamento mecânico e biomecânico de três materiais restauradores em facetas oclusais em duas espessuras diferentes.

3.2 Objetivos especificos

- Determinar a resistência à fratura dos materiais estudados (IPS Emax-CAD, BRAVA Block e Resina Composta Convencional Forma) em espessuras de 0,5 mm e 1,5 mm.

- Comparar os valores de resistências obtidas dos materiais.

- Analisar os padrões de fraturas dos materiais mediante microscopia ótica.

- Avaliar a distribuição de tensões nos materiais pelo Método de Elementos Finitos (MEF).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

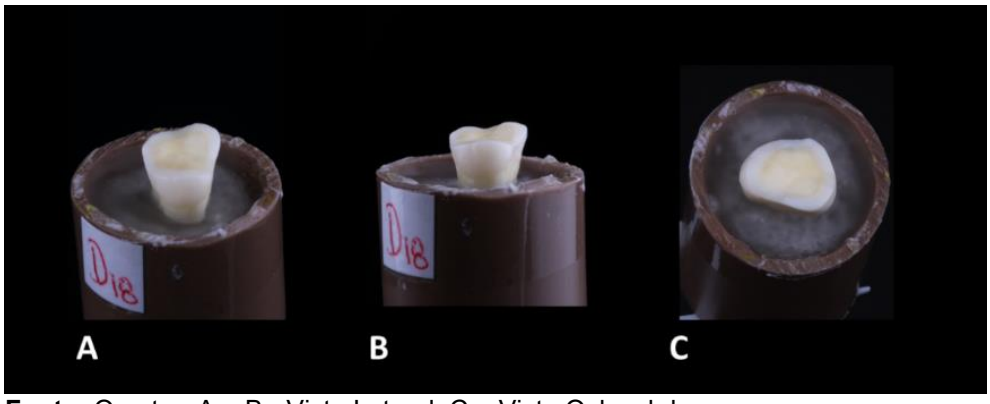
Inicialmente foi feito um cálculo amostral no software G*Power, com um nível de confiança de 95% (α= 0.05) e poder β=80%, com dados baseados numa prova piloto, dando como resultado 9.6 amostras para cada grupo, optando pela utilização de dez (n=10) para cada grupo, semelhante aos outros estudos onde todos utilizaram o mesmo número de amostras.

4.1 Preparo dos dentes

Foram selecionados 60 dentes (N=60 dentes), terceiros molares superiores hígidos, sem a presença de fraturas, fissuras, cáries ou restaurações. A seleção dos dentes foi feita após aprovação do Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa (COEP-UEPG) através do parecer nº 6.099.971, cada dente selecionado foi submetido a reduções seletivas do esmalte oclusal com um instrumento rotatório de ponta diamantada 4138.

Foram mantidas as margens vestibular e palatinas em aproximadamente 5,0 mm da JCE e 2,3 a 2,6 mm acima do sulco central, mantendo a inclinação da cúspide o mais constante possível. Os preparos foram realizados de acordo com os métodos do estudo de Magne *et al.* (2010) e Schlichting *et al.* (2011).

Figura 1 – Redução de esmalte oclusal simulando desgaste dentário.

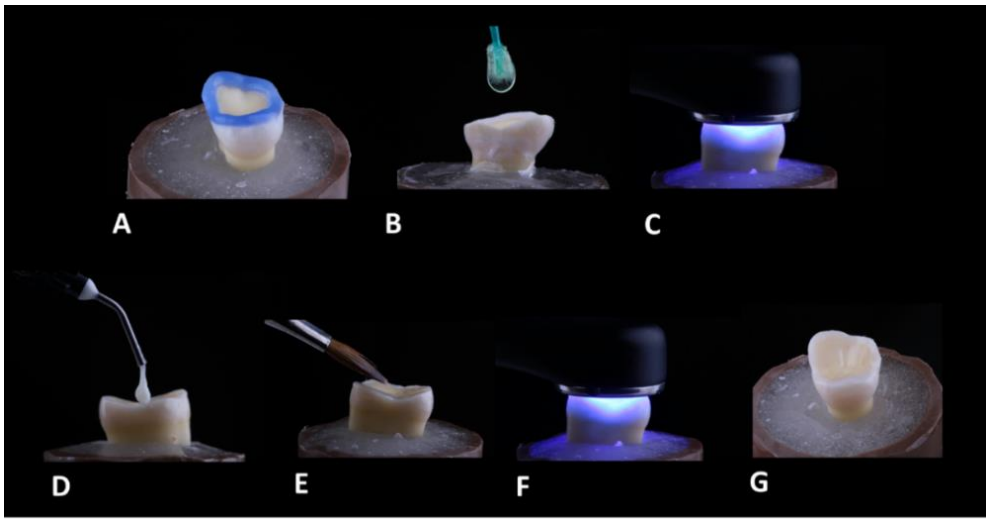


Fonte: O autor. A – B - Vista Lateral; C – Vista Oclusal do preparo.

Após a conclusão das reduções oclusais, foi executada SDI (selagem imediata da dentina) + Resin Coating, utilizando adesivo de tipo universal autoacondicionante para esmalte e dentina AMBAR Universal (FGM, Joinville, SC, Brasil), seguindo as

indicações do fabricante: condicionamento do esmalte por 30 segundos com ácido fosfórico 37% Condac 37 (FGM, Joinville, SC, Brazil), lavagem abundante, secagem cuidadosa com jato de ar por 15 segundos, aplicação ativa de duas camadas do adesivo com microbrush na dentina e o esmalte por 10 segundos, secagem com jato de ar por 10 segudos. A fotoativação do adesivo foi conduzida com uma fonte de luz LED polywave VALO (Ultradent Inc, UT, USA (1400 mW/cm² por 20s), em seguida foi aplicada uma fina camada de resina tipo flow OPUS BULK FILL (FGM, Joinville, SC, Brasil) utilizando um pincel tipo pelo de marta n° 2 para garantir a aplicação uniforme, seguida de uma polimerização de 20 segundos com a mesma fonte de luz citada anteriormente. Após a polimerização da camada de resina flow foi aplicada um gel de glicerina (KY Jelly, Johson & Johson, Montreal, Canada), e uma exposição adicional a luz foi aplicada por 10 segundos. Cada espécime preparado foi armazenado em água destilada por 24 horas.

Figura 2 – Sequência de SDI + Resin Coating.



Fonte: O autor. A - Acondicionamento ácido seletivo no esmalte por 30s; B- Aplicação de duas camadas de adesivo universal; C- Polimerização da camada adesiva; D- Aplicação de resina flow; E- Distribuição uniforme da camada de adesivo com pincel; F- Polimerização da camada de resina flow; G- Aspecto depois do selamento

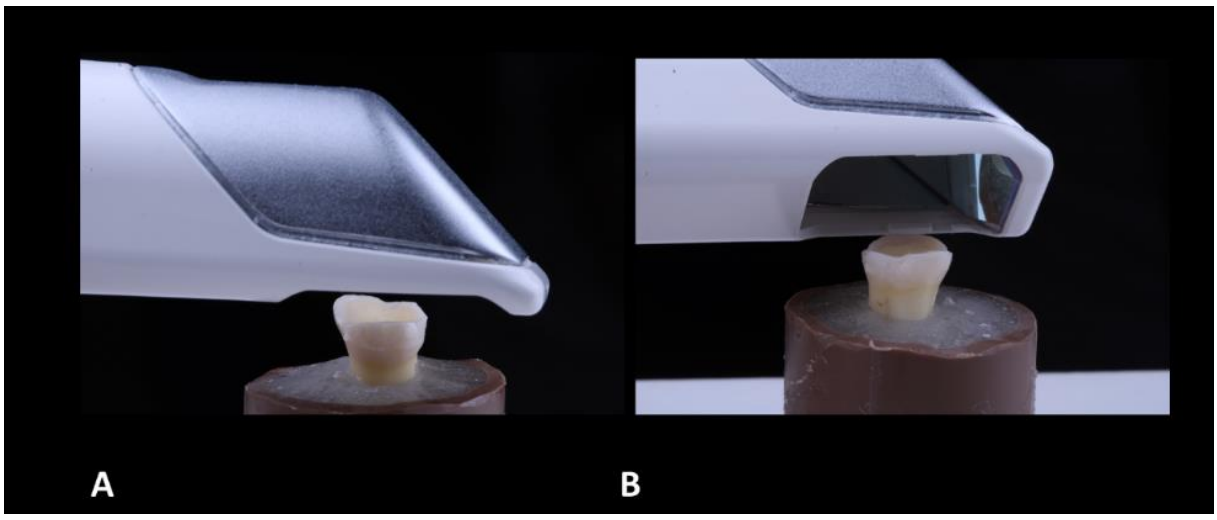
Todos os preparos foram realizados com a ajuda de uma ponta diamantada (KG Sorensen, SP, Brasil) 4138, montado sobre uma peça de mão de alta rotação (Caneta Alta Rotação Extra Torque 605 Kavo, Brasil), seguida da utilização de um contra-ângulo multiplicador (Ti-Max X95L NSK, Japão) com a fresa de granulação fina para deixar a preparação fina e bem acabada.

As amostras foram armazenadas num porta amostras de plástico com gaze úmida numa estufa de calor húmido a 37 ºC.

4.2 Escaneamento dos preparos

Cada dente preparado foi enviado para o Centro de Odontologia Digital da Universidade Estadual de Ponta Grossa (COD-UEPG), para serem digitalizados através de um scanner intraoral (Trios 3 Basic 3 SHAPE, Copenhage, Dinamarca) os arquivos foram exportados em formato STL para um software de desenho e fabricação de restaurações CAD-CAM (CERAMILL MIND, Amann Girrbach, Áustria).

Figura 3 – Escaneamento do preparo.

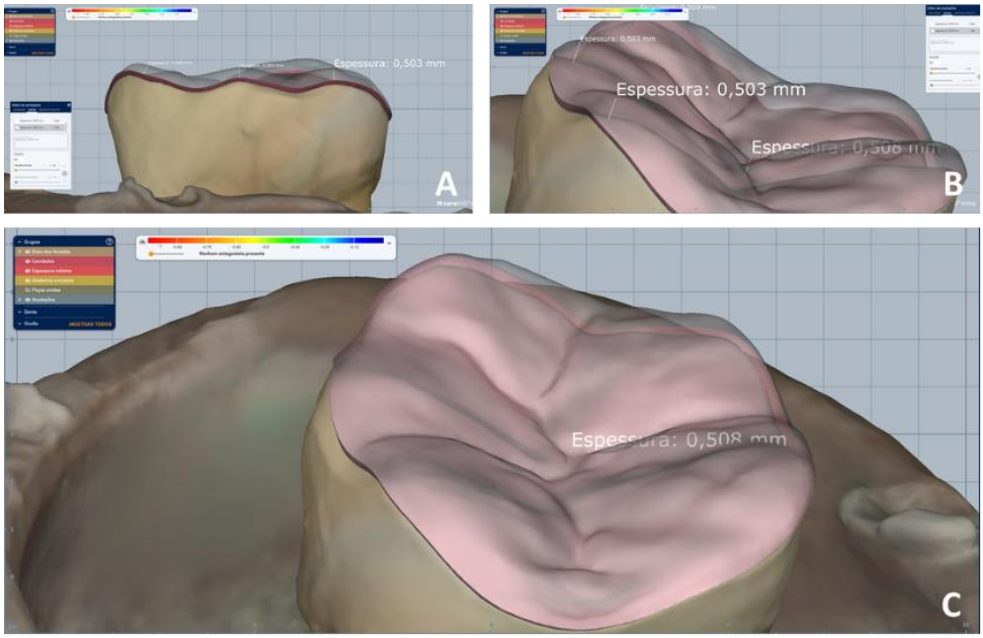


Fonte: O autor. A- Escaneamento do dente preparado por oclusal; B- Escaneamento de dente preparado nas faces livres

4.3 Confecção das restaurações

Os arquivos foram exportados em formato STL para o software de desenho e fabricação de restaurações CAD-CAM (CERAMILL MIND, Amann Girrbach, Áustria), onde foram feitos enceramentos de diagnóstico nos dentes preparados para receber as restaurações de tipo facetas oclusais. A espessura das facetas oclusais foram definidas no software de acordo a cada grupo experimental sendo, 0,5 mm e 1,5 mm para todos os materiais a serem testados (Vitrocerâmica, Polímeros infiltrados com cerâmica e Resina Composta Convencional).

Figura 4 – Enceramento diagnóstico



Fonte: O autor. A – Vista lateral do desenho; B – Espessura definida no software; C – Espessura na região do sulco centra

4.4 Confecção das restaurações indiretas (fresagem e sinterização)

Os materiais do tipo CAD-CAM foram usinados em uma unidade de usinagem de cinco eixos Ceramill Motion 2 (Amann Girrbach, Austria), a fresagem foi feita no modo carving. No caso do Vitrocerâmica reforçada com Disilicato de Litio, a fresagem foi feita utilizando blocos de Vitrocerâmicas IPS E.Max CAD Cerec inLab (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein), e no caso do Composto Vitrocerâmico foram usadas blocos de material Vitrocerâmico CAD-CAM BRAVA BLOC (FGM, Joinville, SC, Brasil) utilizando as restaurações previamente desenhada no software de desenho Ceramill Mind (Amann Girrbach, Áustria). A tabela 1 mostra a composição dos diferentes materiais utilizados na etapa restauradora.

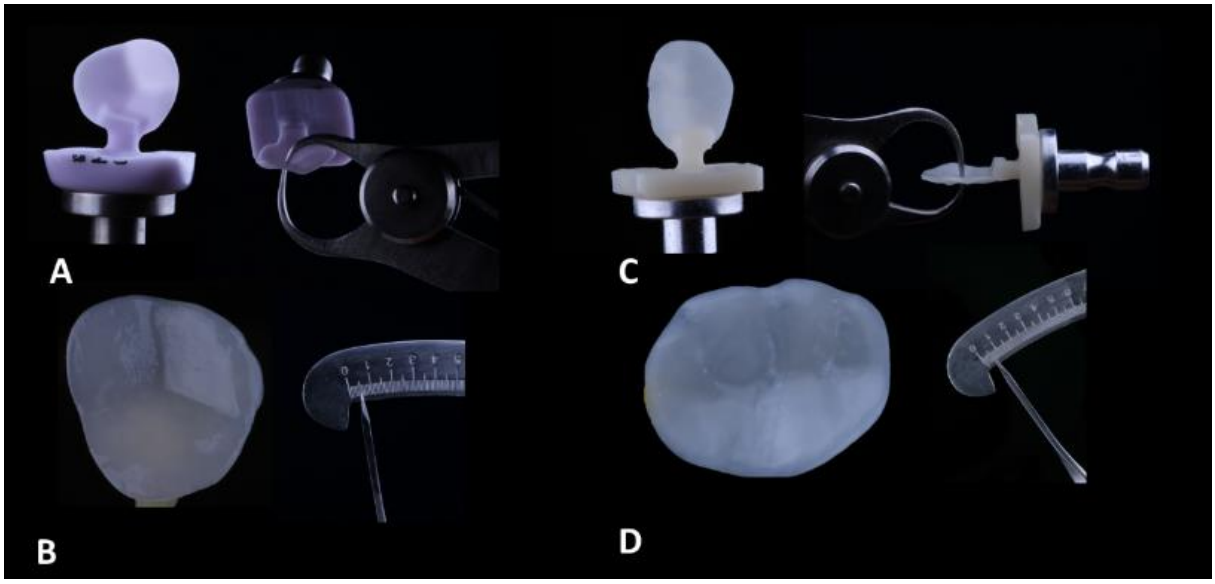
Tabela 1 – Lista de materiais restauradores utilizados no estudo.

Produto [Lot N°]	Material	Fabricante	Componentes Principais
IPS Emax-Cad [Z03137]	Cerâmica Vítrea de Dissilicato de Lítio	Ivoclar, Liechtestein	Vitrocerâmica de dissilicato de lítio
Brava Block [210822]	Compósito Vitrocerâmico em Bloco para usinagem CAD/CAM	FGM, Joinville,SC, Br	65 a 80% vidro de bário silanizado, Bis EMA, Bis GMA, Dimetilaminobenzoato e canforquinona.
Forma [D0H16]	Resina Composta reforçada com Zircônia	Ultradent do Brasil	67% em peso, Bis-GMA; Bis-EMA; TEGDMA; BHT; PEGDMA; UDMA; trifluoreto de itérbio; enchimentos à base de cerâmica tratada com silano, sílica tratada com silano, óxido de sílica-zircônio tratado com silano e vidro de bário

Fonte: O autor

As restaurações de dissilicato de lítio foram cristalizadas, e em seguida, glazeadas (IPS e.max Ceram Glaze Paste Fluo; Ivoclar AG) em um forno cerâmico (Programat P710; Ivoclar AG) de acordo com as instruções do fabricante. As duas etapas foram realizadas separadamente. No caso do Composto Vitrocerâmico, para a finalização das peças foi feita o polimento com polidores em forma de espiral de duas granulações Jiffy Natural (Ultradent Inc. UT, EUA), o polimento final foi efetuado com pastas de óxido de alumínio de 2 a 4 μm Diamont Excel (FGM, Joinville, SC, Brasil) e discos de feltro (Jiffy Ultradent Inc. UT, EUA). Tanto o tempo de aplicação como a velocidade de polimento foram padronizados e controlados por meio de um motor elétrico.

Figura 5 – Restaurações indiretas CAD-CAM.



Fonte: O autor. A. Peça usinada de IPS E-max CAD sem cristalizar; B- IPS E-max CAD Cristalizada e Glazeada; C- BRAVA Block usinada; D- BRAVA Block após acabamento polimento

4.5 Impressão dos modelos

Cada dente preparado já em formato digital (STL) foi posicionado digitalmente no software de impressão FlashDLPrint (Zhejiang Flashforge 3D Technology Co., Ltd, Jinhua City, Zhejiang Province, China) e impressa na impressora 3D DLP (Digital Light Procesing) FLASHFORGE HUNTER 3D PRINT (Zhejiang Flashforge 3D Technology Co., Ltd, Jinhua City, Zhejiang Province, China) precisão: ±0.05mm e resolução de projeção: 1920*1080 pixels, foi utilizada a resina DLP (FH1100 FlashFoge DLP Resin). Na sequência foi realizado o pós-processamento dos modelos impressos, limpando com álcool isopropílico e pincel, secado e polimerizado com energia luminosa numa caixa polimerizadora de resinas (Magna Box EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil) com potência média de foto polimerização: 600 mW/cm2; Faixa de comprimento de onda: 440 a 390 nm a um tempo de polimerização 15 min.

4.6 Confecção da matriz transparente

A matriz transparente para a confecção das restaurações indiretas em resina composta foi desenhada no mesmo software de desenho e fabricação de restaurações CAD CAM (CERAMILL MIND, Amann Girrbach, Austria). A matriz foi realizada na função de placa de mordida, esta função consegue copiar em negativo

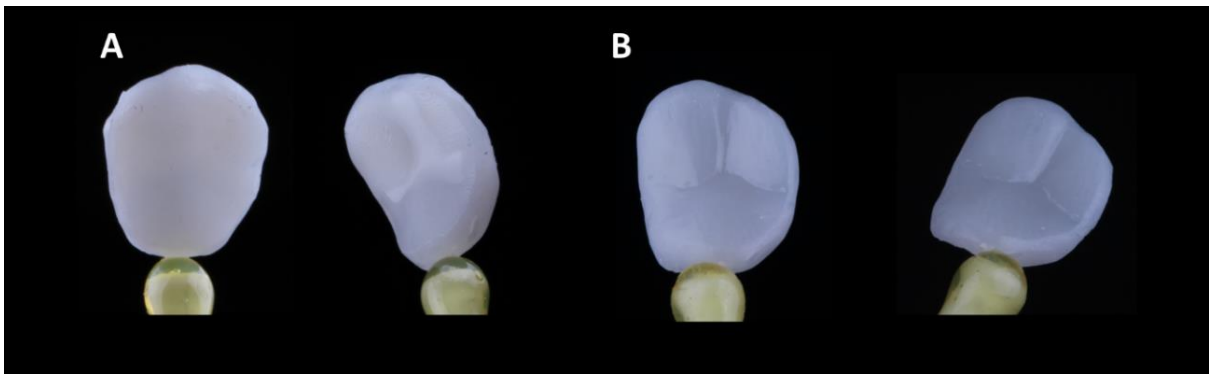
toda a anatomia correspondente a cada restauração. Devido às facilidades oferecidas pelo próprio software foi possível delimitar com mais precisão as margens dos preparos e confeccionar de forma mais próxima e padronizada as restaurações fresadas em Disilicato de Litio. A placa foi confeccionada com uma resina transparente para impressão 3D Cosmos (Yller, Pelotas, Rio Grande do Sul, BR), e, impressa na impressora 3D DLP (Digital Light Procesing) FLASHFORGE HUNTER 3D PRINT (Zhejiang Flashforge 3D Technology Co., Ltd, Jinhua City, Zhejiang Province, China) precisão: ±0.05mm e resolução de projeção: 1920*1080 pixels. A espessura da placa foi reduzida de forma que a luz de polimerização passe com facilidade.

4.7 Confecção das restaurações indiretas em resina composta

As restaurações indiretas com resinas compostas convencionais foram confeccionadas utilizando a matriz transparente. A resina composta foi carregadadiretamente na matriz com a ajuda de espátulas de resina, de modo a que a resinaseja preenchida e compactada em toda a cavidade da matriz, uma vez compactada,a matriz foi adaptada no modelo dos dentes preparados, previamente isolados comglicerina; tendo o cuidado de que se observe excesso em toda a margem dospreparos. Estes excessos foram removidos antes da fotoativação. A fotoativação inicial do material foi realizada com a matriz em posição por 10s com uma potência (1400 mW/cm²) com uma unidade de fotoativação polywave (VALO Ultradent Inc UT, USA), imediatamente a matriz foi retirada do modelo e continuada a fotoativação com a mesma unidade fotoativadora e a mesma potência por 20s. Foi feita uma polimerização adicional utilizando calor seco por 5 minutos em um forno micro-ondas (Baldo *et al.*, 2021; Grazioli *et al.*, 2019)

Todas as restaurações de resina indireta foram acabadas e polidas nas duas primeiras fases com polidores em forma de espiral de duas granulações Jiffy Natural (Ultradent Inc. UT, USA), o polimento final foi efetuado com pastas de óxido de alumínio de 2 a 4 µm Diamont Excel (FGM SC, Brasil) e discos de feltro (Jiffy Ultradent Inc. UT, USA). Tanto o tempo de aplicação como a velocidade de polimento foram padronizados e controlados por meio de um motor elétrico.

Figura 6 – Restauração indireta de Resina Composta.



Fonte: O autor. A- Restauração com Resina Composta antes do acabamento e polimento; B- Restauração de resina composta após o acabamento e polimento.

4.8 Cimentação das restaurações

Os procedimentos de preparo das superfícies estão descritos na tabela 2. posterior ao preparo das superfícies, foi realizado o protocolo adesivo, onde cimento resinoso foi aplicado tanto na superfície interna da restauração como na superfície do substrato dente. A restauração foi colocada imediatamente sobre o preparo e aplicada uma força suficiente para conseguir o assentamento da restauração. O excesso de cimento resinoso foi removido com um pincel, em seguida foi realizada a fotoativação com a fonte de luz LED polywave (VALO Ultradent Inc, UT, USA) a (1400 mW/cm²) por 20s, em cada face. Terminada a cimentação os espécimes foram armazenados em água destilada a 37 °C por 24 horas. Após esse período, as restaurações receberam simulação de envelhecimento por meio de termociclagem.

Tabela 2 – Protocolo de cimentação

Tratamento/Material	Tratamento da superfície do preparo	Tratamento da superfície restauração
IPS E.Max CAD (Ivoclar Vivadent)	- Jateamento da superfície com jatos de óxido de alumínio de 30 um. - Aplicação de ácido fosfórico 37% (Condac 37 FGM, Joinville, SC, Brazil) por 30s. - Lavagem da superfície com jato de água e ar por 30s, secagem da superfície com jato de ar. - Aplicação de adesivo Ambar (FGM, Joinville, SC, Brazil).	- Aplicação de ácido fluorídrico 5% Condac Porcelana (FGM, Joinville, SC, Brazil) por 20s. - Lavagem da superfície por 30s com jato de água e ar - Limpeza em cuba ultrassônica com álcool 70% por 5min. - Aplicação de silano, secagem por 1min. - Aplicação de uma camada de adesivo universal Ambar (FGM, Joinville, SC, Brazil) na superfície interna
Resina Composta Indireta (Forma Ultradent)	-Jateamento da superfície com jatos de óxido de alumínio de 30 um. -Aplicação de ácido fosfórico 37 % (Condac 37 FGM, Joinville, SC, Brazil) 30s. - Lavagem da superfície com jato de água e ar por 30s, secagem da superfície com jato de ar. - Aplicação de adesivo Ambar (FGM, Joinville, SC, Brazil).	- Jateamento da superfície interna da restauração com jatos de óxido de alumínio de 30 um a 2 bar de potência. - Limpeza em cuba ultrassônica com álcool 70% por 5min. - Aplicação de silano, secagem por 1min. - Aplicação de uma camada de adesivo universal Ambar (FGM, Joinville, SC, Brazil) na superfície interna.
Compósito Vitrocerâmico CAD – CAM (Brava FGM)	-Jateamento da superfície interna da restauração com jatos de óxido de alumínio de 30 um. -Aplicação de ácido fosfórico 37 % (Condac 37 FGM, Joinville, SC, Brazil) por 30s. - Lavagem da superfície com jato de água e ar por 30s, secagem da superfície com jato de ar. - Aplicação de adesivo Ambar (FGM, Joinville, SC, Brazil).	- Jateamento da superfície interna da restauração com jatos de óxido de alumínio de 30 um a 2 bar de potência. - Limpeza em cuba ultrassônica com álcool 70% por 5 minutos. - Aplicação de silano, secagem por 1min. - Aplicação de uma camada de adesivo universal Ambar (FGM, Joinville, SC, Brazil) na superfície interna
Cimento resinoso	AllCem Dual Automix (FGM, Joinville, SC, Brazil).	AllCem Dual Automix (FGM, Joinville, SC, Brazil).

Fonte: O autor.

4.9 Termociclagem dos espécimes

Os espécimes foram submetidos a uma simulação de envelhecimento artificial por meio de termociclagem em uma máquina de termociclagem OMC 300 (Odeme Dental Research, Luzerna - SC, BR) a 10.000 ciclos em água destilada com temperatura intermitentes de 55°C e 5°C respectivamente, para simular uma permanência em boca das restaurações de 1 ano.

4.10 Preparo das amostras

As amostras foram montadas em um tubo de PVC de ½ polegada com 25 mm de diâmetro e 40 mm de altura, o qual foi utilizado como suporte dos dentes, os tubos foram preenchidos com resina acrílica, manipulada de acordo com as indicações do fabricante e foi vertida imediatamente no interior do tubo de PVC, sendo em seguida, o dente posicionado no centro do mesmo, até 2 mm abaixo do JCE.

4.11 Análise de fratura sob compressão

20 dentes de cada grupo experimental que receberam as restaurações foram submetidos a provas de resistência à fratura. Os corpos de prova foram fixados na máquina de ensaio universal (Shimadzu AG-I, Columbia, EE. UU) por meio de um suporte de aço inoxidável (100 mm de altura por 70mm de base) colocados em um plano longitudinal em relação ao plano do solo, com uma cavidade cilíndrica na porção central para adaptação do tubo de PVC. O dispositivo ficou paralelo entre o mordente superior da máquina de ensaio universal e o longo eixo das raízes, simulando o componente de forças que atuem sobre os dentes posteriores. Uma esfera metálica de 6mm de diâmetro, conectada à uma célula de carga de 10 kN foi posicionada na superfície oclusal das facetas para obter a tripodização dos contatos ao longo das inclinações das cúspides sobre a fossa central. A carga a compressão foi aplicada a uma velocidade de 1mm/min até a rotura. Os valores de força máxima foram registrados em Newton (N). A máquina foi programada de forma a que a carga seja descontinuada de maneira automática (paralisação da máquina) quando o sistema de alguma forma detecte falhas (deslocamento ou fratura da restauração, porção

coronária ou a raiz do dente), no caso de fraturas não detectadas pela máquina foi aplicada o método auditivo, onde máquina foi parada manualmente no momento de ouvir algum estalido que coincidia com a queda brusca da curva de compressão visível na tela do ordenador.

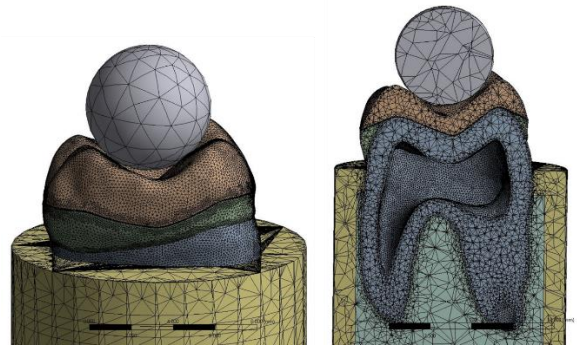
4.12 Avaliação do padrão de fratura do teste de resistência

Após do teste de resistência a fratura, cada espécime foi analisado em um microscópio óptico (Olympus, model BX 51, Olympus, Tóquio, Japão) com ampliação de 40X, para classificação dos padrões de fratura: A - fratura não catastrófica (fratura somente material restaurador) B – Fratura catastrófica (fratura do material restaurador e do dente).

4.13 Método de elementos finitos.

Foi utilizado este método com o objetivo de analisar a influência do material e a espessura da restauração sobre distribuição de tensão de facetas oclusais. Um modelo tridimensional de uma das amostras utilizando uma tomografia cone bean foi utilizado, conseguindo imagens no formato DICOM, foi possível a obtenção de corpos 3D com o software livre InVesalius 3, separados em esmalte e dentina de acordo com a diferença de cinzas na imagem no formato original. Em base na imagem do dente em 3D foi possível a construção de osso cortical e trabecular, além da simulação de um preparo para faceta oclusal, a camada de cimento com uma espessura de 50 µm, e as restaurações de 0,5 e 1,5 mm (Fig. 6). Cada parte individual de imagem tridimensional de tecido dental e material foi exportada em formato STL, para depois ser convertida em formato sólido Standard for the Exchange of Product model data (STEP), com o software livre de modelagem paramétrica 3D FreeCAD 0.19. Neste software foi realizada a construção das malhas e a posterior análise de elementos finitos.

Figura 7 – Malhas dos objetos 3D avaliados pelo MEF.



Fonte: O autor

No software de análise Ansys Workbench 19.2 foram determinadas as características mecânicas dos diferentes tecidos dentais e materiais. Os valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson de cada tecido e material utilizado na análise que foram obtidos de dados da literatura, estão organizados na tabela 4. Também foi adicionado uma esfera de 6mm de diâmetro que fazia contato em três pontos nas restaurações. Em seguida, foram determinadas condições de contorno para o modelo 3D onde adotou-se a adesão perfeita entre os materiais e a restrição dos movimentos nos eixos x, y e z do osso trabecular. Os tecidos e materiais foram considerados lineares e isotrópicos. Foi determinada uma carga de 600N e aplicada nos três pontos das restaurações onde tinham contato com a esfera.

Tabela 3 – Modulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson's dos materiais e tecidos utilizados no MEF

Material	**Young's Modulus**	**Poisson's Modulus**	**Reference No**
Esmalte	84.1 x 10^3	0.33	(Dejak e Mlotkowski, 2008)
Dentina	18.6 x 10^3	0.32	(Dejak e Mlotkowski, 2008)
Osso Cortical	13.7 x 10^3	0.30	(D'Souza e Aras, 2017)
Osso Trabecular	1.37 x 10^3	0.30	(D'Souza e Aras, 2017)
Resina Indireta	16 x 10^3	0.35	(Dejak *et al.*, 2012)
Cimento Resinoso	12 x 10^3	0.24	(Assaf *et al.*, 2021)

Cerâmica reforçada com disilicato de litio	83 x 10³	0,21	(Darwich *et al.*, 2021)
Polímero Infiltrado com cerâmicas	37.8 x 10³	0.24	(Wendler *et al.*, 2017)

Os resultados da distribuição de tenções em MPa foram plotados com um mapa de cores (Fig. 7). Finalmente para a determinação da distribuição de tensões sobre a superfície dos tecidos dentários preparados esmalte-dentina foram realizadas sondagens nas três áreas com maiores tensões, que são coincidentes com os pontos onde foram aplicadas as forças no material restaurador, um total de 12 sondagens na superfície dos tecidos foi realizada, tanto para cada tipo de material utilizado, quanto para as duas espessuras.

4.14 Análise estatística

Os dados de resistência das restaurações foram submetidos a análise de variância ANOVA de dois fatores e teste post hoc de Tukey.

Os dados dos padrões de fratura de cada teste foram avaliados apenas qualitativamente.

No MEF para distribuição de tensões em MPa também foi realizado uma análise de ANOVA de dois fatores e o teste de Tukey.

5. RESULTADOS

5.1 Resistência à fratura

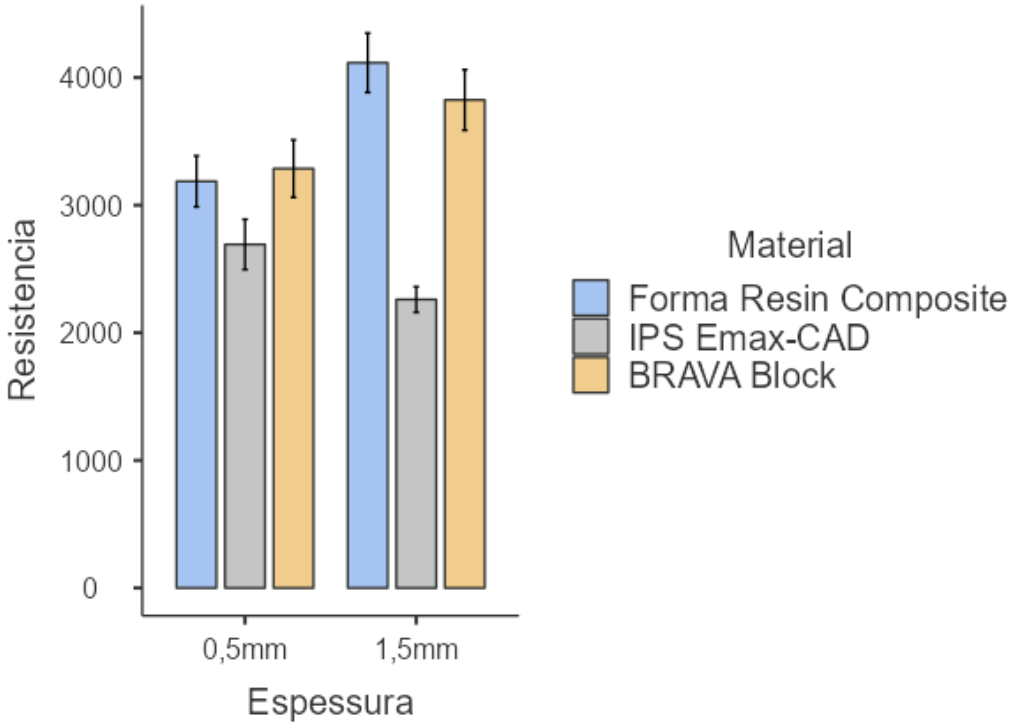
Os valores de resistência a fratura (media ± desvios padrões) para os diferentes grupos experimentais estão demostrados na Tabela 3. O teste ANOVA mostrou que a relação material e espessura apresentam diferenças estatisticamente significativas (p=0.004).

Tabela 4 – Resistência à fratura dos materiais selecionados nas duas espessuras 0,5 mm e 1,5 mm

Espessura	Materiais		
	IPS-Emax CAD	**Brava Block**	**Forma Resin Composite**
0,5mm	2693 ±557 Aa	3287 ±637 Aa	3187 ±600 Ab
1,5mm	2261 ±317 Ba	3824 ±671 Aa	4116 ±658 Aa

* Letras maiúsculas comparam diferenças em filas e letras minúsculas representam diferenças em colunas (p < 0,05).

Gráfico 1 – Resistência à fratura dos materiais testados no estudo.

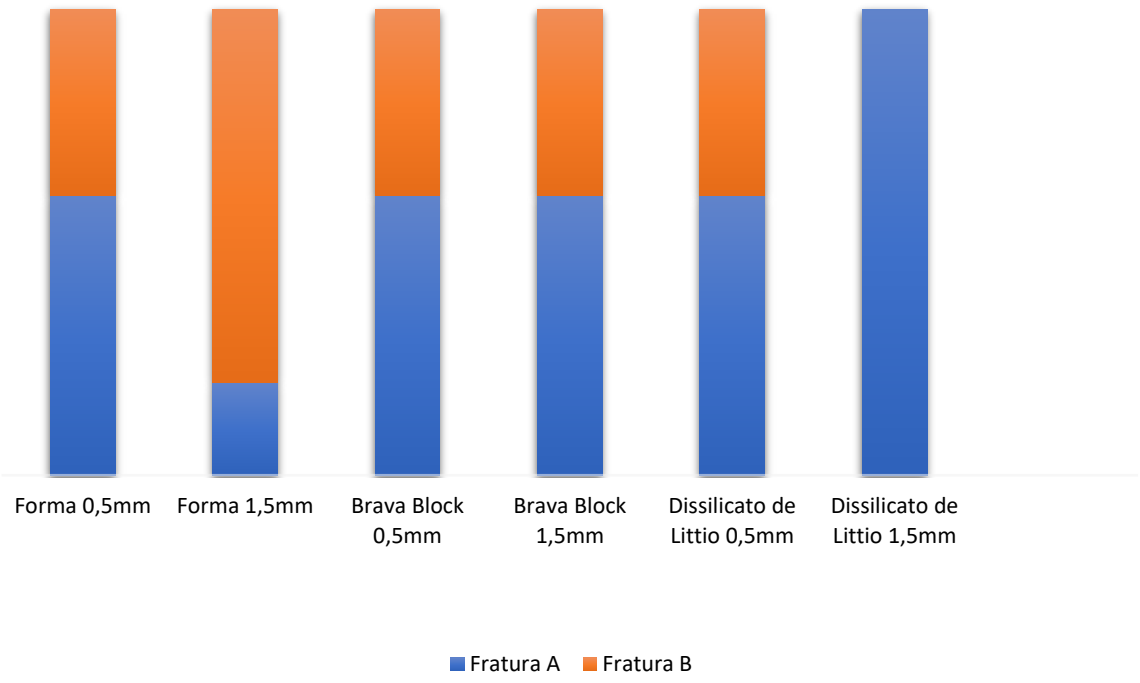


Fonte: O autor

5.2 Padrão de fratura do teste de resistência

Os dois tipos de padrões de fratura após o teste de resistência estão demostrados no gráfico 2. Pode-se observar que as fraturas reparáveis predominam na maioria dos grupos: alcançando 100% no caso do dissilicato de lítio de 1,5mm. Entretanto, tendo em consideração os grupos, os resultados com a RC de 1,5mm o tipo de fratura irreparável foi apresentado em uma maior porcentagem.

Gráfico 2 – Distribuição de padrão de fratura dos grupos estudados.



Fonte: O autor. A: Fratura não catastrófica; B: Fratura catastrófica

5.3 Distribuição de tensões no MEF

Os valores na distribuição de forças (média ± desvios padrões) para os diferentes grupos experimentais estão demostrados na Tabela 4. O teste ANOVA mostrou diferenças estatisticamente significativas entre as espessuras dos materiais ($p<0.001$).

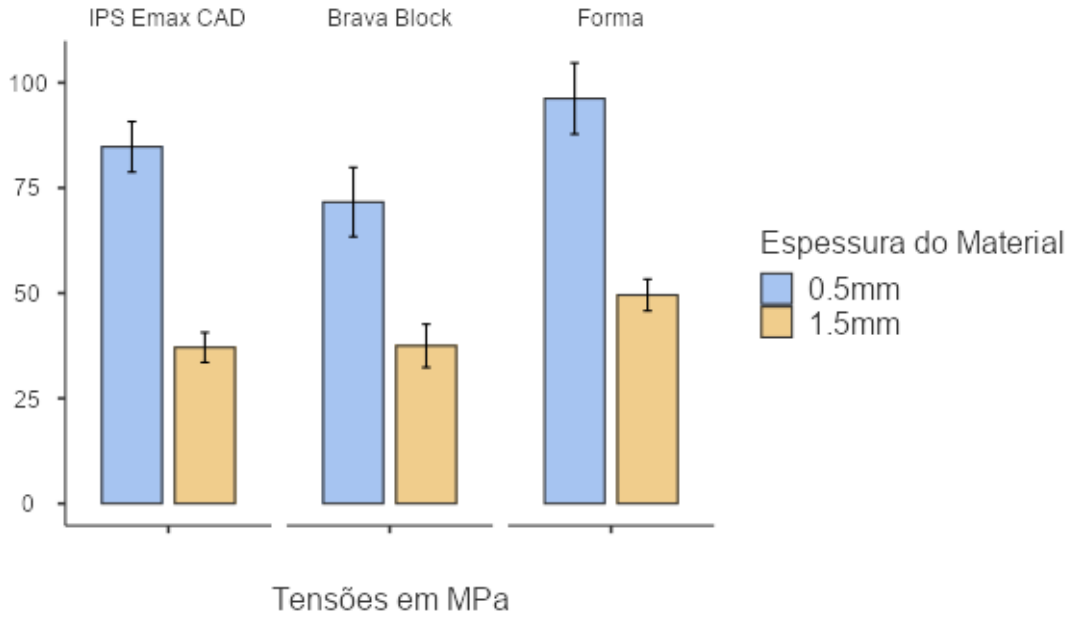
Tabela 5 – Distribuição de tensões na superfície dos materiais

Espessura	Materiais		
	IPS-Emax CAD	**Brava Block**	**Forma Resin Composite**
0,5mm	84,8 ±20,8 Aa	71,6 ±28,5 Ba	96,2 ±29,3 Aa
1,5mm	37,1 ±12,3 Ab	37,5 ±17,8 Ab	49,6 ±13 Ab

* Letras maiúsculas comparam diferenças em filas e letras minúsculas representam diferenças em colunas ($p < 0,05$).

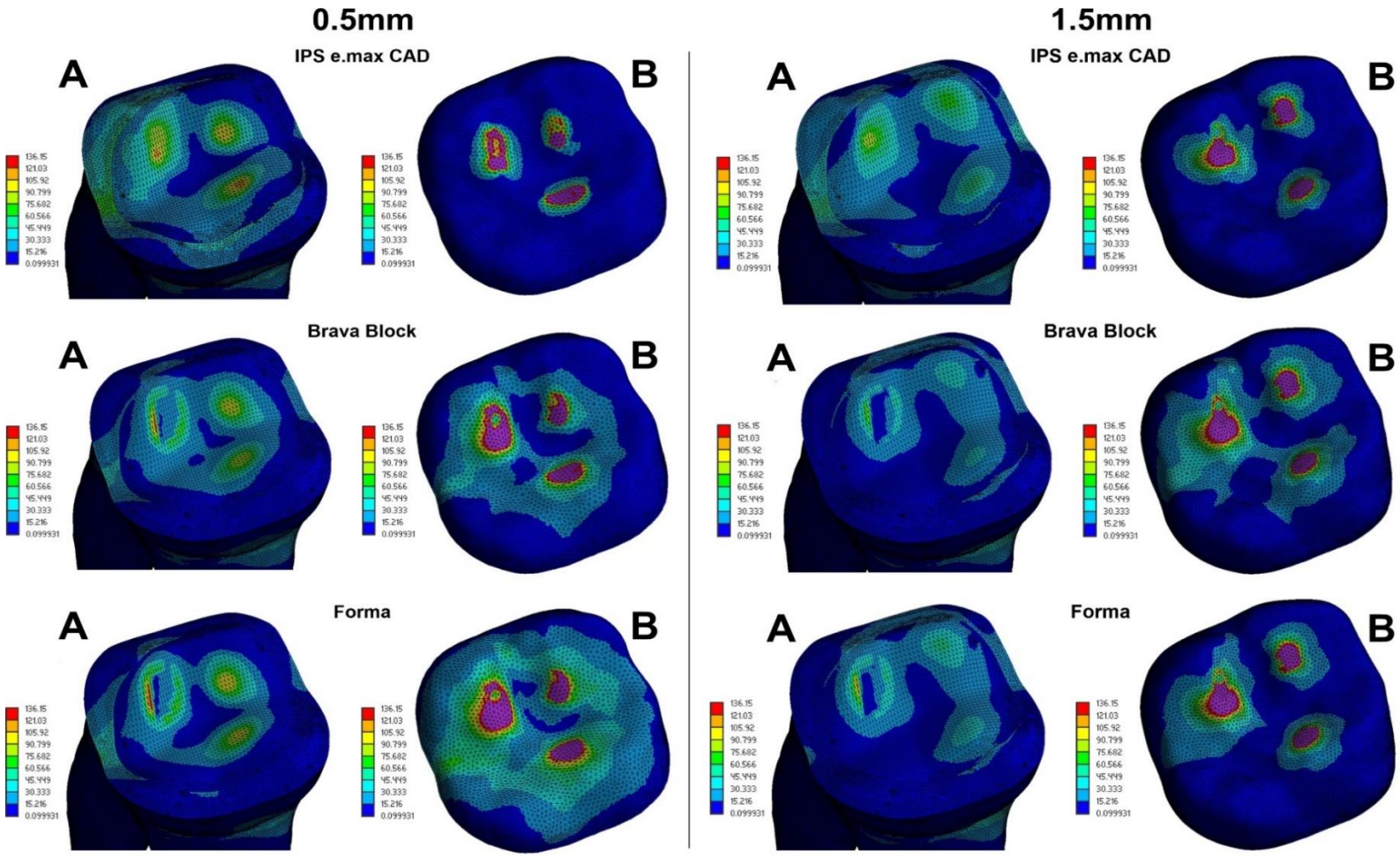
Fonte: O autor

Gráfico 3 – Média e desvio padrão das tensões na superfície dos preparos em MPa, dos três materiais nas duas espessuras obtidas no MEF.



Fonte: O autor

Figura 7. Distribuição de tensões em Mpa.



Fonte: O autor. (A) superfície do preparo; (B) Face oclusal do material restaurador, após a carga aplicada de 600N, nos três materiais utilizados nas espessuras de 0,5 e 1,5mm.

6. DISCUSSÃO

Este estudo investigou a influência do material e a espessura na resistência, distribuição de tensões e no padrão de fratura de restaurações indiretas do tipo facetas oclusais. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa no tipo de material em espessuras de 0,5 mm. Por outro lado, as restaurações de 1,5 mm de dissilicato de lítio demostraram uma diferença estatisticamente significativa quando e comparado aos polímeros infiltrados com cerâmicas e as resinas compostas convencionais. Assim, a primeira hipótese nula afirmando que não haveria diferenças significativas entre os materiais pode ser rejeitada parcialmente.

Na metodologia do estudo foi implementado o selamento dentinário imediato reforçado com revestimento de resina fluida (IDS + RC) tendo em consideração que o sistema adesivo utilizado foi o sistema universal onde foi feito o condicionamento seletivo, evitando o condicionamento da dentina. A evidência sugere que o uso da técnica IDS melhora a resistência de união da dentina às restaurações resinosas, independentemente da estratégia adesiva utilizada (Hardan *et al.*, 2022). O uso de um sistema adesivo de três passos de condicionamento e lavagem ou a combinação de um sistema adesivo mais uma camada de resina fluida parece aumentar consideravelmente a resistência da união a longo prazo (Carvalho *et al.*, 2021). Fatores como o tipo de superfície e o tipo de condicionamento superficial afetam a resistência de união da cerâmica e a estrutura dentária (Hardan *et al.*, 2022), sendo necessário assim ter extremo cuidado no momento de tratar a superfície que vai a receber as restaurações cerâmicas. Uma maior resistência a união à dentina pode ser alcançada justamente quando é realizado um selamento dentinário imediato, foi mencionado anteriormente.

Diversos fatores podem afetar o comportamento biomecânico das restaurações, como a resistência à fratura, incluindo as dimensões e a espessura do material, falhas inerentes ou de processamento nos materiais (Jiang *et al.*, 2010). Neste estudo, para controlar a espessura das restaurações foi utilizado o método CAD-CAM. Os três materiais selecionados atendem aos requisitos de resistência e elasticidade, mesmo em camadas finas de 0,5mm (Albelasy *et al.*, 2020; Alghauli *et al.*, 2023; Essam *et al.*, 2023). A espessura ideal dos materiais no setor posterior deve estar entre 0,5 e 1,5mm (Czechowski *et al.*, 2023; Essam *et al.*, 2023)

Os resultados deste estudo após análise estatística demostraram que não houve uma diferença estaticamente significativa em facetas de 0,5 mm de espessuras independentemente do tipo de material. Isso demonstra que em espessuras de 0,5 milímetros fatores além do tipo de materiais a ser utilizado devem ser observados. Isto é consistente com os achados de Johnson *et al.* (2014), Loannidis *et al.* (2019) e Maeder *et al.* (2019) que realizaram estudos in vitro comparando a resistência à fratura das facetas oclusais ultrafinas (0,5-0,6mm) a 1mm, conseguindo resistências similares nos diferentes materiais estudados. Uma explicação ao comportamento similar dos matérias poliméricos ainda sendo em diferentes apresentações poderia ser a similitude da composição da matriz polimérica entre a resina convencional FORMA e o composto Vitrocerâmico BRAVA, contendo quantidades próximos de copolímeros como BIS-GMA (bisphenol A-glycidyl methacrylate) e TEGDMA (triethylenglycol dimethacrylate), sendo copolimeros com resistência à flexão, módulo de flexão, dureza e tenacidade à fratura superiores aos outros copolímeros conhecidos utilizados para a fabricação de resinas compostas (Barszczewska-Rybarek e Jurczyk, 2015; Kang *et al.*, 2020).

Em relação as facetas com espessura de 1,5 mm o menor valor médio encontrado foi de 2261N correspondente ao dissilicato de lítio, apresentando assim uma diferença estatisticamente significativa. Entretanto, os resultados ainda ultrapassam várias vezes a resistência mínima à fratura recomendada para restaurações posteriores de 500-700N tendo em consideração a força máxima de mordida (Gibbs *et al.*, 1986). Estes valores de resistência concordam com os achados no estudo realizado por Yildiz *et al.* (2013), onde relataram que a carga média de fratura foi de 2356N nas restaurações da mesma espessura confeccionadas com vitro-cerâmicas. Isto poderia ser explicado pelo módulo de elasticidade deste tipo de material, fundamental para compreender o comportamento biomecânico dos materiais (Soares *et al.*, 2010). Materiais rígidos concentram a tensão dentro do material, reduzindo a transferência de tensão para a estrutura dentária remanescente (Belli *et al.*, 2016). Os resultados do presente estudo corroboram com os achados anteriormente citados e sugerem que a espessura pode ser reduzida independentemente do tipo de material utilizado. A segunda hipótese nula que afirma não existir diferenças significativas considerando as espessuras dos materiais neste caso pode ser rejeitada parcialmente.

Vários espécimes apresentaram a estrutura dentária fraturada após a carga. A fratura dentária é definida pelo momento em que a intensidade do estresse excede um valor crítico, provocando a ruptura (Naves *et al.*, 2016). Uma justificativa para isto poderia ser que a carga até a falha foi alta o suficiente para exceder o limite proporcional do dente. Considerando que o módulo de elasticidade dos materiais e a dentina são próximos, Yamanel *et al.* (2009) demonstraram que materiais com baixos módulos de elasticidade transferiam mais tensões às estruturas dentárias; isto é, em comparação aos compósitos com nanopreenchimentos, os materiais de inlay e onlay totalmente cerâmicos testados transferiram menos estresse às estruturas dentárias. Esse comportamento foi observado na distribuição de tensões realizada em nosso estudo através do MEF, onde foi possível observar o nível de absorção de carga feita pelo material, forças que não foram transferidas ao dente, consistente com os achados nos estudos de Mesquita *et al.* (2006) onde relataram que um compósito com baixo módulo de elasticidade terá maior deformação diante de tensões funcionais e como resultado, a fratura da estrutura dentária e o enfraquecimento da ligação entre o dente e a restauração.

Em um complexo dentário restaurado, a restauração monolítica é suportada principalmente por dentina com módulo de elasticidade menor. Este sistema leva as tensões complexas na interface cerâmica-cimento diretamente abaixo da área de carga. Essas tensões complexas surgem da necessidade de manter a compatibilidade de deformação entre a cerâmica, o cimento e a estrutura de suporte, que apresentam incompatibilidade em seus módulos de elasticidade (Kelly, 1999), isso poderia explicar as fraturas de tipo não catastrófica no dissilicato de lítio, quando a espessura do mesmo é de 1,5 mm, entendendo que a maior parte das tensões são absorvidas pelo material. Na presença de níveis mais elevados dos fatores de concentração de tensão e alta carga aplicada na superfície oclusal, a tensão concentrada pode resultar na formação e propagação de fissuras, causando falha estrutural (Höland *et al.*, 2000). As cerâmicas, em geral, apresentam alto módulo de elasticidade e baixa capacidade de deformação, portanto a tensão tende a se concentrar no interior do material, uma vez que a tensão não pode ser aliviada pela deformação, o material fratura antes que as tensões sejam transferidas para o dente (Soares *et al.*, 2010). Na interpretação do presente estudo, a capacidade de suportar cargas deve ser considerada em conjunto com os padrões de falha, o comprometimento da estrutura dentária remanescente e a possibilidade de reparação. Embora os materiais e protocolos empregados no

estudo clínico sejam diferentes daqueles utilizados nesta investigação, seus resultados destacam a importância de complementar os ensaios laboratoriais com avaliações de fadiga, desgaste e durabilidade adesiva (Schlichting *et al.*, 2022). O acompanhamento clínico também poderá esclarecer se as diferenças observadas entre os materiais se traduzem em benefícios para a conservação da estrutura dentária e para a manutenção das restaurações em longo prazo.

Uma limitação deste estudo poderia estar relacionada ao tipo de carga aplicada nos diferentes testes, mais estudos aplicando cargas axiais poderiam ser realizados para simular melhor as condições clínicas, além disso, também ensaios clínicos randomizados deveriam ser realizados para obter dados mais precisos.

7. CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo podemos concluir que:

- Maior espessura do material não significa uma maior resistência à fratura em cargas verticais.
- Existe uma estreita relação entre a resistência do material e a distribuição de tensões nos tecidos subjacentes.
- O Dissilicato de Lítio mostrou menor distribuição de tensões na dentina na espessura de 1,5mm e também a menor resistência mecânica na mesma espessura.

REFERÊNCIAS

ALBELASY, E. H. *et al.* Fracture resistance of CAD/CAM occlusal veneers: a systematic review of laboratory studies. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 110, p. 103948, out. 2020.

ALGHAULI, M. *et al.* Clinical outcomes and influence of material parameters on the behavior and survival rate of thin and ultrathin occlusal veneers: a systematic review. **Journal of Prosthodontic Research**, v. 67, n. 1, p. 45-54, 2023.

ALSHALI, S.; ATTAR, E. Fracture strength of endocrowns fabricated from three different computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic materials: an in-vitro study. **Cureus**, v. 15, n. 7, p. e41531, jul. 2023.

AMESTI-GARAIZABAL, A. *et al.* Fracture resistance of partial indirect restorations made with CAD/CAM technology: a systematic review and meta-analysis. **Journal of Clinical Medicine**, v. 8, n. 11, p. 1932, nov. 2019.

ANUSAVICE, K. J.; KAKAR, K.; FERREE, N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? **Clinical Oral Implants Research**, v. 18, supl. 3, p. 218-231, 2007.

ASSAF, J. *et al.* Influence of resin cement thickness and elastic modulus on the stress distribution of zirconium dioxide inlay-bridge: 3D finite element analysis. **Polymers**, v. 13, n. 22, p. 3863, nov. 2021.

BALDO, V. O.; PEDROSA, M. D. S.; MEDEIROS, I. S. Post-cure heat treatments influence on mechanical and optical properties of resin composites. **Brazilian Dental Journal**, v. 32, n. 4, p. 96-105, jul./ago. 2021.

BARSZCZEWSKA-RYBAREK, I.; JURCZYK, S. Comparative study of structure-property relationships in polymer networks based on Bis-GMA, TEGDMA and various urethane-dimethacrylates. **Materials**, Basel, v. 8, n. 3, p. 1230-1248, mar. 2015.

BARTLETT, D.; O'TOOLE, S. Tooth wear and aging. **Australian Dental Journal**, v. 64, supl. 1, p. S59-S62, jun. 2019.

BAZOS, P.; MAGNE, P. Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. **The European Journal of Esthetic Dentistry**, v. 6, n. 1, p. 8-19, 2011.

BELLI, R. *et al.* Fracture rates and lifetime estimations of CAD/CAM all-ceramic restorations. **Journal of Dental Research**, v. 95, n. 1, p. 67-73, jan. 2016.

BELLI, R. *et al.* Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. **Dental Materials**, v. 33, n. 1, p. 84-98, jan. 2017.

CARVALHO, M. A. de *et al.* Significance of immediate dentin sealing and flowable resin coating reinforcement for unfilled/lightly filled adhesive systems. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 33, n. 1, p. 88-98, jan. 2021.

CARVALHO, T. S. *et al.* Consensus report of the European Federation of Conservative Dentistry: erosive tooth wear — diagnosis and management. **Clinical Oral Investigations**, v. 19, n. 7, p. 1557-1561, set. 2015.

CHIRUMAMILLA, G.; GOLDSTEIN, C. E.; LAWSON, N. C. A 2-year retrospective clinical study of Enamic crowns performed in a private practice setting. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 28, n. 4, p. 231-237, jul. 2016.

COLDEA, A.; SWAIN, M. V.; THIEL, N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. **Dental Materials**, v. 29, n. 4, p. 419-426, abr. 2013a.

COLDEA, A.; SWAIN, M. V.; THIEL, N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 26, p. 34-42, out. 2013b.

CZECHOWSKI, Ł. *et al.* Evaluation of fracture resistance of occlusal veneers made of different types of materials depending on their thickness. **Materials**, Basel, v. 16, n. 17, p. 6006, set. 2023.

DARWICH, A. *et al.* Biomechanical assessment of the influence of inlay/onlay design and material on stress distribution in nonvital molars. **European Journal of General Dentistry**, v. 10, n. 3, p. 158-169, out. 2021.

DEJAK, B.; MLOTKOWSKI, A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 99, n. 2, p. 131-140, fev. 2008.

DEJAK, B.; MŁOTKOWSKI, A.; LANGOT, C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. **Dental Materials**, v. 28, n. 4, p. 433-441, abr. 2012.

DELLA BONA, A.; CORAZZA, P. H.; ZHANG, Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. **Dental Materials**, v. 30, n. 5, p. 564-569, maio 2014.

DENRY, I.; KELLY, J. R. Emerging ceramic-based materials for dentistry. **Journal of Dental Research**, v. 93, n. 12, p. 1235-1242, dez. 2014.

D'SOUZA, K. M.; ARAS, M. A. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution pattern in a mandibular first molar tooth restored with five different restorative materials. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, v. 17, n. 1, p. 53-60, jan./mar. 2017.

EDELHOFF, D.; SORENSEN, J. A. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. **The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry**, v. 22, n. 3, p. 241-249, jun. 2002.

ESSAM, N.; SOLTAN, H.; ATTIA, A. Influence of thickness and surface conditioning on fracture resistance of occlusal veneer. **BMC Oral Health**, v. 23, n. 1, p. 258, maio 2023.

FERRARIS, F. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhesthetics clinical protocol. **The International Journal of Esthetic Dentistry**, v. 12, n. 4, p. 482-502, 2017.

GIBBS, C. H. *et al.* Limits of human bite strength. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 56, n. 2, p. 226-229, ago. 1986.

GRAZIOLI, G. *et al.* Simple and low-cost thermal treatments on direct resin composites for indirect use. **Brazilian Dental Journal**, v. 30, n. 3, p. 279-284, jun. 2019.

HARDAN, L. *et al.* Immediate dentin sealing for adhesive cementation of indirect restorations: a systematic review and meta-analysis. **Gels**, v. 8, n. 3, p. 175, mar. 2022.

HE, L.-H.; SWAIN, M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. **Dental Materials**, v. 27, n. 6, p. 527-534, jun. 2011.

HÖLAND, W. *et al.* A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress®2 and the IPS Empress® glass-ceramics. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 53, n. 4, p. 297-303, 2000.

HÖLAND, W. *et al.* Principles and phenomena of bioengineering with glass-ceramics for dental restoration. **Journal of the European Ceramic Society**, v. 27, n. 2-3, p. 1521-1526, 2007.

HUANG, X. *et al.* Effect of preparation design on the fracture behavior of ceramic occlusal veneers in maxillary premolars. **Journal of Dentistry**, v. 97, p. 103346, jun. 2020.

JIANG, W. *et al.* Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 103, n. 1, p. 6-12, jan. 2010.

JOHNSON, A. C. *et al.* Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. **Journal of Prosthodontic Research**, v. 58, n. 2, p. 107-114, abr. 2014.

KANG, L. *et al.* Effect of resin composition on performance of polymer-infiltrated feldspar-network composites for dental restoration. **Dental Materials Journal**, v. 39, n. 5, p. 900-908, set. 2020.

KELLY, J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 81, n. 6, p. 652-661, jun. 1999.

KIYOTA, A. *et al.* Spontaneous resolution of cystic hygroma and hydrops in a fetus with Noonan's syndrome. **Fetal Diagnosis and Therapy**, v. 24, n. 4, p. 499-502, 2009.

LAUVAHUTANON, S. *et al.* Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. **Dental Materials Journal**, v. 33, n. 5, p. 705-710, 2014.

LEE, A. *et al.* Tooth wear and wear investigations in dentistry. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 39, n. 3, p. 217-225, mar. 2012.

LIN, W.-S. *et al.* The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and Weibull analysis of selected dental ceramics. **Journal of Prosthodontics**, v. 21, n. 5, p. 353-362, jul. 2012.

LOANNIDIS, A. *et al.* Ultra-thin occlusal veneers bonded to enamel and made of ceramic or hybrid materials exhibit load-bearing capacities not different from conventional restorations. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 90, p. 433-440, fev. 2019.

LOBBEZOO, F. Taking up challenges at the interface of wear and tear. **Journal of Dental Research**, v. 86, n. 2, p. 101-103, fev. 2007.

LOOMANS, B. *et al.* Severe tooth wear: European consensus statement on management guidelines. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 19, n. 2, p. 111-119, 2017.

MAEDER, M. *et al.* Load-bearing capacities of ultra-thin occlusal veneers bonded to dentin. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 95, p. 165-171, jul. 2019.

MAGNE, P. *et al.* In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 104, n. 3, p. 149-157, set. 2010.

MAGNE, P.; STANLEY, K.; SCHLICHTING, L. H. Modeling of ultrathin occlusal veneers. **Dental Materials**, v. 28, n. 7, p. 777-782, jul. 2012.

MAINJOT, A. K. *et al.* From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. **Journal of Dental Research**, v. 95, n. 5, p. 487-495, maio 2016.

MAINJOT, A. K. J. The one step-no prep technique: a straightforward and minimally invasive approach for full-mouth rehabilitation of worn dentition using polymer-infiltrated ceramic network (PICN) CAD-CAM prostheses. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 32, n. 2, p. 141-149, mar. 2020.

MEHTA, S. B. *et al.* Current concepts on the management of tooth wear: part 4. An overview of the restorative techniques and dental materials commonly applied for the management of tooth wear. **British Dental Journal**, v. 212, n. 4, p. 169-177, fev. 2012.

MEHTA, S. B. *et al.* An investigation into the impact of tooth wear on the oral health related quality of life amongst adult dental patients in the United Kingdom, Malta and Australia. **Journal of Dentistry**, v. 99, p. 103409, ago. 2020.

MESQUITA, R. V.; AXMANN, D.; GEIS-GERSTORFER, J. Dynamic visco-elastic properties of dental composite resins. **Dental Materials**, v. 22, n. 3, p. 258-267, mar. 2006.

NAVES, L. Z. *et al.* Influence of crosshead speed on failure load and failure mode of restored maxillary premolars. **Brazilian Oral Research**, v. 30, n. 1, p. e3, 2016.

PJETURSSON, B. E.; LANG, N. P. Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 35, supl. 1, p. 72-79, jan. 2008.

RAEDEL, M. *et al.* Re-interventions after restoring teeth — mining an insurance database. **Journal of Dentistry**, v. 57, p. 14-19, fev. 2017.

RESENDE, T. *et al.* Ultrathin CAD-CAM ceramic occlusal veneers and anterior bilaminar veneers for the treatment of moderate dental biocorrosion: a 1.5-year follow-up. **Operative Dentistry**, v. 43, n. 4, p. 337-346, jul./ago. 2018.

SCHLICHTING, L. H. *et al.* Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 105, n. 4, p. 217-226, abr. 2011.

SCHLICHTING, L. H. *et al.* Simplified treatment of severe dental erosion with ultrathin CAD-CAM composite occlusal veneers and anterior bilaminar veneers. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 116, n. 4, p. 474-482, out. 2016.

SCHLICHTING, L. H. *et al.* Ultrathin CAD-CAM glass-ceramic and composite resin occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion: an up to 3-year randomized clinical trial. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 128, n. 2, p. 158.e1-158.e12, ago. 2022.

SCHLUETER, N. *et al.* Terminology of erosive tooth wear: consensus report of a workshop organized by the ORCA and the Cariology Research Group of the IADR. **Caries Research**, v. 54, n. 1, p. 2-6, 2020.

SOARES, C. J. *et al.* Effect of different cements on the biomechanical behavior of teeth restored with cast dowel-and-cores — in vitro and FEA analysis. **Journal of Prosthodontics**, v. 19, n. 2, p. 130-137, fev. 2010.

SPITZNAGEL, F. A. *et al.* Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations. **Compendium of Continuing Education in Dentistry**, v. 37, n. 9, p. 630-637, out. 2016.

TINOCO, J. V. *et al.* Conservative approach for management of fractured maxillary central incisors in young adults. **Clinical Case Reports**, v. 8, n. 12, p. 2692-2700, dez. 2020.

VAILATI, F.; BELSER, U. C. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 3. **The European Journal of Esthetic Dentistry**, v. 3, n. 3, p. 236-257, 2008.

WENDLER, M. *et al.* Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. **Dental Materials**, v. 33, n. 1, p. 99-109, jan. 2017.

YAMANEL, K. *et al.* Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. **Dental Materials Journal**, v. 28, n. 6, p. 661-670, nov. 2009.

YILDIZ, C. *et al.* Fracture resistance of manually and CAD/CAM manufactured ceramic onlays. **Journal of Prosthodontics**, v. 22, n. 7, p. 537-542, out. 2013.