

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO MATERIAIS DENTÁRIOS

CARLOS JOSÉ PETRY FILHO

FORÇA MÁXIMA DE CARREGAMENTO DE FACETAS OCLUSAIS MINIMAMENTE
INVASIVAS CONFECCIONADAS POR CAD/CAM

PROF. DR. EDUARDO GONÇALVES MOTA
ORIENTADOR

PORTO ALEGRE
2016

CARLOS JOSÉ PETRY FILHO

**FORÇA MÁXIMA DE CARREGAMENTO DE FACETAS OCLUSAIS MINIMAMENTE
INVASIVAS CONFECCIONADAS POR CAD/CAM**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia - Área de concentração em Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota

Porto Alegre

2016

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha querida avó Felisberta Marques Ribeiro (*in memoriam*), pelo exemplo de pessoa que foi e pela vida que levou.

AGRADECIMENTOS

Gostaria aos meus pais Carlos José Petry e Juçara Marques Ribeiro Petry por todo suporte e compreensão pela minha ausência, à minha irmã Tayná Ribeiro Petry pela parceria e cumplicidade, e à minha tia e madrinha Marli Petry, pelos 8 anos de suporte, sendo meu norte e minha fortaleza em todo este período que estive em Porto Alegre, tens minha eterna gratidão.

À minha namora Júlia Eick Iglesias por todos estes anos ao meu lado, que apesar das dificuldades enfrentadas esteve sempre e cada vez mais ao meu lado. Te amo.

Ao meu orientador Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota por todos os ensinamentos e pela dedicação em transmitir o conhecimento. E ainda pela gentileza de permitir a realização das restaurações em seu Cerec.

À Profa. Dr. Julieta Gomes Tavares por todas as oportunidades e pelo incentivo para que pudesse prosseguir.

À minha colega de longa data Patricia Cunha pela parceria e gentileza ao ceder seu equipamento de CAD/CAM para a realização da pesquisa.

Aos meus colegas de mestrado pela parceria e boa vontade, Laura Smidt, Lisiane Fracasso, Bruno Barbo e Heloísa Pressi.

Ao Antonio por toda ajuda com os equipamentos do laboratório.

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na pessoa do diretor da Faculdade de Odontologia, professor Alexandre Bahlis, e na pessoa da coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, professora Ana Maria Spohr, que viabilizaram esta oportunidade de aprendizado.

À CAPES pela bolsa de estudos.

A todas as pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para a execução dessa Dissertação de Mestrado. Muito obrigado!

RESUMO

Objetivo: O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar a força máxima de carregamento dos seguintes materiais: resina nanocerâmica, cerâmica dissilicato de lítio e a cerâmica silicato de lítio reforçada por dióxido de zircônio quando utilizadas como facetas oclusais em espessuras recomendadas pelo fabricante e com espessura reduzida de 0,6 mm, assim como avaliar os tipos e frequência de fraturas ocorrentes. **Materiais e método:** Aleatoriamente 56 terceiros molares extraídos hígidos foram divididos em 7 grupos de acordo com as variáveis material e espessura: grupo Controle (dente hígido); grupos L15 e L06 (Lava Ultimate) com 1,5 mm e 0,6 mm respectivamente, E15 e E06 (e.max CAD) com 1,5mm e 0,6mm respectivamente e S10 e S06 (Suprinity) com 1mm e 0,6 mm respectivamente. Cada material foi utilizado em duas espessuras, a espessura mínima recomendada pelo fabricante e 0,6mm. Todas as restaurações foram confeccionadas utilizando o sistema CAD/CAM CEREC. As peças receberam o tratamento pós fresagem de acordo com as recomendações dos fabricantes. Para condicionamento dos dentes foi utilizado ácido fosfórico 37% por 15 segundos de forma seletiva em esmalte, lavados por 30 segundos com água corrente e secos com jato de ar. O adesivo utilizado foi Single Bond Universal, aplicado de forma ativa por 20 segundos. Para a cimentação foi utilizado o cimento resinoso dual Relyx Ultimate. **Resultados:** Houve diferença estatisticamente significativa na relação entre o material utilizado e a força máxima de carregamento. A maior média de carga de carregamento registrada foi no grupo Controle 3428,25 N porém não diferiu estatisticamente do grupo L15, 2995,75 N. Os grupos E15, E06, S10 E S06 não apresentaram diferença estatística significativa, a menor média foi registrada no grupo S06 1330,68 N. **Conclusões:** Dentro das limitações de um estudo *in vitro* concluímos que o material interfere na força máxima de carregamento em facetas oclusais. No entanto, a redução das espessuras destes materiais não interferiu na força máxima de carregamento registrada quando comparado à indicação do fabricante. Foi possível observar que todos os materiais testados resistiram a uma força de carregamento superior à registrada em oclusão natural descrito na literatura. **Palavras chave:** Facetas Dentárias, Projeto Auxiliado por Computador, Erosão Dentária.

ABSTRACT

Objective: The aims of this study were evaluate and compare the maximum load strength of the following materials: nanoceramic resin, lithium disilicate ceramic and zirconium dioxide-reinforced lithium silicate ceramic when used as occlusal veneers in thicknesses recommended by the manufacturer and/or reduced to 0.6 mm, and the occurrence of fracture and fracture types. **Materials and Method:** Fifty six human molars extracted were randomly divided into 7 groups according to the material and thickness: Control group; L15 and L06 groups (Lava Ultimate), E15 and E06 (e.max CAD) and S10 and S06 (Suprinity). Each material was used in two thicknesses, the minimum thickness recommended by the manufacturer and 0.6mm. All restorations were made using CAD/CAM CEREC system. After milling, all samples were treated according to manufacturer's recommendations and etched with hydrofluoric acid and silane when indicated. For teeth etching it was used 37% phosphoric acid for 15 seconds selectively enamel, washed for 30 seconds with water and dried with compressed air. The adhesive used was Single Bond Universal, applied actively for 20 seconds. For the cementation was used the dual cement Relyx Ultimate. **Results:** There was a statistically significant difference in the relationship between the material used and the maximum load strength. There was no significant difference between material and thickness within the groups. The largest recorded charging load average was 3428.25 N at Control Group however without statistically difference from the L15 group 2995.75 N. E15 groups, E06, S10 and S06 showed no statistically significant difference, the lowest average was recorded in group S06 1330.68 N. **Conclusions:** Within the limitations of this in vitro study, it is possible to concluded that material interfere in the maximum power load in occlusal veneers, however reducing the thickness of these materials does not affect the maximum force recorded charging, all materials recorded loading force greater than that recorded in natural occlusion.

Keywords: Dental Veneers, Computer-aided design, Tooth Erosion.

LISTA DE TABELAS E FIGURAS

TABELA 1: Descrição de materiais, composição e fabricantes.....	17
TABELA 2: Divisão dos grupos, número de amostras, espessuras utilizadas e materiais de cada grupo.....	18
TABELA 3: Tabela obtida da Análise de Variância, representativa da soma dos quadrados, média dos quadrados, grau de liberdade entre os grupos e dentro dos grupos.....	24
TABELA 4: Tabela representativa das médias (N), desvio padrão (N), número de amostras e comparação múltipla de Tukey.....	25
TABELA 5: Análise estatística descritiva da frequência dos padrões de fratura ocorrido nos diferentes grupos.....	27
TABELA 6: Dados obtidos a partir do estudo piloto utilizados para cálculo amostral.....	38
TABELA 7: Análise estatística para teste de normalidade dos dados.....	39
FIGURA 1: Vista proximal e demonstração dos requisitos do preparo.....	18
FIGURA 2: a) Vista proximal do preparo digitalizado; b) Vista proximal da restauração gerada pelo software; c) Vista superior do posicionamento da restauração dentro do bloco.....	19
FIGURA 3: Espessura da restauração no sulco central sendo ajustada com ferramenta do software para o grupo selecionado.....	20
FIGURA 4: a) imagem ilustrativa do condicionamento seletivo em esmalte com ácido fosfórico. b) imagem de ilustrativa da remoção do excesso de cimento com micro brush durante a cimentação.....	21
FIGURA 5: a) Imagem representativa de amostra com fratura irreparável do assoalho da câmara pulpar; b) imagem representativa de amostra com fratura reparável.....	23

GRÁFICO 1: Gráfico representativo da média de força máxima de carregamento de cada grupo.....	25
GRÁFICO 2: Gráfico representativo da frequência do tipo de fratura nos grupos.....	26

LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS

% - Porcentagem

± - Mais ou menos

μ - Micrometro

° - Grau

°C - Grau Celsius

α - Nível de significância

ANOVA – Análise de Variância

CAD - *Computer-aided design*

CAM - *Computer-aided machine*

DTM - Distúrbio temporomandibular

DVO – Dimensão vertical de oclusão

GERD - Distúrbio do Refluxo Gastroesofágico

gl - Grau de liberdade

h - Hora

Kg - Quilogramas

mm - Milímetro

min - Minuto

N - Newton

n - Número de corpos de prova

PUCRS - Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

rpm - Rotações por minuto

s - Segundos

SUMÁRIO

1- INTRODUÇÃO	11
2- OBJETIVO	14
3- HIPÓTESE NULA	15
4- MATERIAIS E MÉTODO	16
4.1- Divisão dos grupos.....	17
4.2- Preparo das amostras.....	18
4.3- Confeção das restaurações.....	19
4.4- Tratamento de superfície.....	20
4.5- Cimentação.....	21
4.6- Ensaio de força máxima de carregamento.....	22
4.7- Análise do tipo de fratura.....	22
4.8- Análise estatística.....	23
5- RESULTADOS	24
5.1- Teste de normalidade.....	24
5.2- Teste de análise de variância.....	24
5.3- Análise do tipo de fratura dentária.....	26
6- DISCUSSÃO	28
7- CONCLUSÕES	31
8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	32
ANEXO 1	36
ANEXO 2	37
ANEXO 3	38
ANEXO 4	39

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação da perda da dimensão vertical de oclusão é um desafio recorrente da prática clínica.¹ Um dos pontos mais complexos para a reabilitação destes pacientes é a determinação da posição correta de oclusão mandibular.^{1,2}

Diversas técnicas para a determinação dessa posição já foram descritas na literatura, porém o único consenso é de que não é recomendado aumentar a dimensão vertical de oclusão mais do que 5 mm, pois o risco de ocasionar Distúrbio Temporomandibular se torna elevado.^{1-4.}

Além disto é importante diagnosticar a causa da perda de DVO (Dimensão vertical de oclusão) para o correto planejamento da reabilitação. A causa mais prevalente para a perda da DVO ainda é a perda elementos dentários em região posterior, porém é verificado um aumento significativo nos casos de perda da DVO devido à erosão dentária.⁵ Esta por sua vez necessita de uma avaliação mais criteriosa para seu diagnóstico correto.⁶

Em sua maioria, os pacientes diagnosticados com erosão dentária apresentam fatores de risco como: ingestão de alimentos ácidos, vômito, medicações e bulimia. Esses fatores têm em comum a ocorrência de episódios de refluxo gastro intestinal, que é a saída de conteúdo alimentar presente no estômago, juntamente com suco gástrico, devido ao relaxamento do esfíncter esofágico inferior, levando este conteúdo ao esôfago, e em alguns casos para a cavidade oral.^{7,8}

Apesar da progressão da erosão com o tempo, ela muitas vezes não apresenta sintomas até a exposição dentinária, dificultando a percepção do paciente ao problema e atrasando seu diagnóstico. Foi verificado que a presença deste suco gástrico na cavidade oral gera alteração celular da mucosa oral, e tem a capacidade de dissolução das estruturas dentárias, associado com má higiene e com a atrito da escovação.^{8,9}

Buscando a solução para este problema, uma ação multidisciplinar tem sido adotada, primeiramente tentando resolver juntamente com o médico o Distúrbio do Refluxo Gastroesofágico (GERD).⁹

Porém, abordagens consideradas invasivas têm sido utilizadas na reabilitação destes casos pelos cirurgiões dentistas, onde em sua grande maioria coroas totais cerâmicas em

dentes posteriores e anteriores tem sido realizadas para recuperar dimensão vertical de oclusão e para a recuperação da estrutura dentária perdida pela erosão.¹⁰

Através de uma revisão sistemática de Muts, em 2014, buscou-se encontrar a melhor forma de reabilitar estes pacientes, avaliando as técnicas propostas em comum em estudos recentes e seus resultados. Porém as evidências obtidas não foram fortes o suficiente para sugerir alguma conclusão, mesmo assim os autores recomendam algumas diretrizes como, a utilização de enceramento diagnóstico para planejamento, a relação cêntrica como posição mandibular para reabilitação, utilizar dispositivos provisórios para alteração de dimensão vertical e ainda indicou a utilização de resinas compostas e cerâmicas como materiais de seleção para estes casos seguidos de acompanhamento com dispositivo de proteção interoclusal.

Na tentativa de encontrar uma forma mais conservadora para a reabilitação destes pacientes alguns estudos testaram a resistência à fratura de alguns materiais, quando utilizados como facetas oclusais em molares, buscando somente repor as estruturas dentárias perdidas com o mínimo de desgaste da estrutura dentária remanescente.^{11,12,13,14,15.}

No estudo de Magne *et al.*, em 2010, foi testada a resistência à fratura de três materiais sendo utilizados como facetas oclusais, 30 dentes no total sendo divididos em 3 grupos, em um primeiro grupo foi utilizado e.max CAD como material restaurador, em um segundo grupo foi utilizado Empress CAD e no terceiro grupo foi utilizado MZ100 (bloco de resina composta). Os três grupos foram submetidos a ciclos com 400, 600, 800, 1000, 1200 e 1400N para avaliação de seu desempenho. Os resultados mostraram que a sobrevivência aos ciclos foi de 30% no grupo e.max CAD e de 100% no grupo MZ100, nenhuma amostra do grupo Empress CAD resistiu a todos os ciclos. Os grupos e.max CAD e Empress CAD apresentaram as primeiras falhas em 1000N e 900N respectivamente.¹¹

Em 2011, Schlichting *et al.*, em um estudo similar, testaram a resistência à fratura de quatro materiais sendo utilizados como facetas oclusais, e.maxCAD, EmpressCAD, MZ100 e XR (bloco experimental de resina composta reforçado com fibras de polietileno), cada material foi utilizado para as restaurações em duas espessuras 0,6mm e 1,2mm. A taxa de sobrevivência total dois grupos foi de 0% para os grupos EmaxCAD e EmpressCAD, e de 60% e 100% para os grupos MZ100 e XR respectivamente, os grupos EmaxCAD e EmpressCAD falharam com a carga máxima de 800N e 500N respectivamente.¹²

Em 2012, Magne, Stanley e Schlichting avaliaram a distribuição de stress das forças oclusais em facetas oclusais confeccionadas com Empress CAD, e.max CAD e MZ100 utilizando modelo de elemento finito. Foi verificada uma distribuição muito similar entre os materiais quando submetidos a uma carga de 200N, porém houve notável diferença quando a carga foi aumentada para 800N, quando as cerâmicas apresentaram stress 17-28% maior do que o grupo MZ100. A taxa de sobrevivência do grupo MZ100 foi de 90% enquanto nenhuma amostra do grupo EmpressCAD e 20% do grupo EmaxCAD resistiram a todos os ciclos.¹³

Já em um estudo mais recente, Johnson *et al.*, em 2014, os autores compararam a resistência à fratura de MZ100 e Lava Ultimate e a relação com a espessura dos material. Os dois grupos foram divididos em três subgrupos com espessuras de 0,3mm, 0,6mm e 1mm, os grupos foram submetidos a ciclos de carga e sua taxa de sobrevivência e a relação entre material e espessura foi avaliada. Verificou-se que os materiais têm maior influência em relação à fratura do que a espessura, porém a relação entre material e espessura foi irrelevante, o subgrupo Lava Ultimate de 0,3mm não apresentou diferença estatística se comparado com qualquer grupo. O grupo Lava Ultimate apresentou melhor resistência a fratura que o grupo MZ100, entretanto ambos ficaram acima da carga mastigatória normal.¹⁴

Em complemento aos estudos supracitados, uma nova alternativa restauradora se apresentou no mercado, uma cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônio (VITA – Suprinity) que apresenta dentre suas indicações a confecção de facetas oclusais. Esta cerâmica apresenta segundo o fabricante uma resistência flexural máxima de 541 MPa e uma dureza aproximada de 7000 MPa.¹⁶

Portanto este estudo tem como objetivo avaliar a carga máxima de carregamento da resina nanocerâmica, cerâmica dissilicato de lítio e a cerâmica silicato de lítio reforçada por zirconio quando utilizadas como facetas oclusais em relação com dentes hígidos em diferentes espessuras.

2 OBJETIVO

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a carga máxima de carregamento da resina nanocerâmica, cerâmica dissilicato de lítio e a cerâmica silicato de lítio reforçada por zircônio quando utilizadas como facetas oclusais em espessuras recomendadas pelo fabricante e com espessura reduzida de 0,6 mm e os tipos de fraturas relacionadas a cada material e ao grupo controle.

3 HIPÓTESE NULA

Não existe diferença na força máxima de carregamento das cerâmicas dissilicato de lítio, silicato de lítio reforçado por zircônio e da resina nanocerâmica, quando utilizadas para confecção de facetas oclusais em molares com diferentes espessuras em comparação ao controle (dente hígido).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê Científico e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS (#6226 ANEXO 1) e registrado no CEAP com o número de protocolo 50872515.9.0000.5336 (Anexo 2). Foram utilizados 56 terceiros molares humanos hígidos extraídos, selecionados pela anatomia oclusal mais ocorrente, tamanho e pela menor divergência entre as raízes em relação ao longo eixo do dente. Estes dentes foram obtidos na disciplina de cirurgia da Faculdade de Odontologia da PUCRS.

Para cálculo amostral foi utilizado a média e o desvio padrão da força máxima de carregamento de um estudo piloto no qual foi observado uma média de 2644 N e um desvio padrão de 441,3 para o grupo teste correspondente ao grupo L15 que utiliza Lava Ultimate como material restaurador com espessura de 1,5mm no sulco central. Considerando um desvio padrão de 1000 MPa e diferença a ser detectada de 1645 MPa ao nível de significância de 5% e poder de teste de 95%, calculou-se o tamanho da amostra $n=8$ (Anexo 3).

Após a seleção, os dentes foram embutidos em um dispositivo padrão utilizando resina acrílica autopolimerizável para fixação da parte radicular, mantendo uma distância de 2mm do limite amelocentário.

Para a confecção das restaurações foram utilizados os materiais Lava Ultimate, e.max CAD e Suprinity descritos na Tabela 1. Os materiais foram selecionados pela indicação para a técnica e a utilização em estudos anteriores.^{12,13,14,15.}

Tabela 1 – Descrição de materiais, composição e fabricantes.

Materiais	Composição	Fabricantes
Lava Ultimate (L) Resina nanocerâmica	80% em peso de partículas nanocerâmicas em uma matriz resinosa. Possui partículas nanocerâmicas de sílica e zircônia em sua matriz inorgânica.	3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN EUA Lote: 1505000708
e.max CAD (E) Dissilicato de lítio	Componentes: SiO ₂ Conteúdo adicional: Li ₂ O, K ₂ O, MgO, Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ e outros óxidos	Ivoclar Vivadent Barueri, SP, Brasil Lote: R71366
Suprinity (S) Silicato de lítio reforçado por zircônio	ZrO ₂ (zircônia) 8 – 12%, SiO ₂ (dióxido de sílica) 56 – 64%, Li ₂ O (óxido de lítio) 15 – 21%, Outros > 10%	VITA Zahnfabrik Bad Säckingen, Alemanha Lote: 51570

4.1 Divisão dos grupos

Os dentes embutidos foram divididos aleatoriamente em 7 grupos sendo um grupo controle e seis grupos de teste de acordo com o material (Tabela 2) e espessura: grupo L15, dentes que foram restaurados com resina nanocerâmica Lava Ultimate com espessura de 1,5mm; grupo E15, dentes restaurados com dissilicato de lítio e.max CAD com espessura de 1,5mm e grupo S10 dentes restaurados com silicato de lítio reforçado por zircônio Suprinity com espessura de 1mm. Os grupo L15, E15 e o grupo S10 tiveram a a espessura das suas restaurações determinadas pela recomendação mínima do fabricante. Já os grupos L06, E06 e S06 serão correspondentes aos grupos L15, E15 e S10 porém com espessura padrão de 0,6mm. A espessura para os grupos L06, E06 e S06 se baseou nos estudos recentemente publicados por Magne *et al.* (2010), Schlichting *et al.* (2011) e Johnson *et al.* (2014), para fins de comparação (Tabela 2).

Tabela 2 – Divisão dos grupos, número de amostras, espessuras utilizadas e materiais de cada grupo.

Grupo	n	espessura	material
CONTROLE	8	0mm	Dente hígido
L15	8	1,5mm	Lava Ultimate
L06	8	0,6mm	Lava Ultimate
E15	8	1,5mm	e.max CAD
E06	8	0,6mm	e.max CAD
S10	8	1,0mm	Suprinity
S06	8	0,6mm	Suprinity

4.2 Preparo das amostras

Um preparo não retentivo padronizado foi realizado na face oclusal de terceiros molares hígidos extraídos, removendo o esmalte oclusal e dentina (simulando erosão avançada) com uma profundidade média de 2mm, mantendo uma distância de aproximadamente 5mm do limite do preparo das faces palatinas e vestibulares com o limite amelocementário, e uma profundidade de 2,4mm a 2,6mm do sulco central em relação a estas margens e esmalte nas margens (Figura 1).

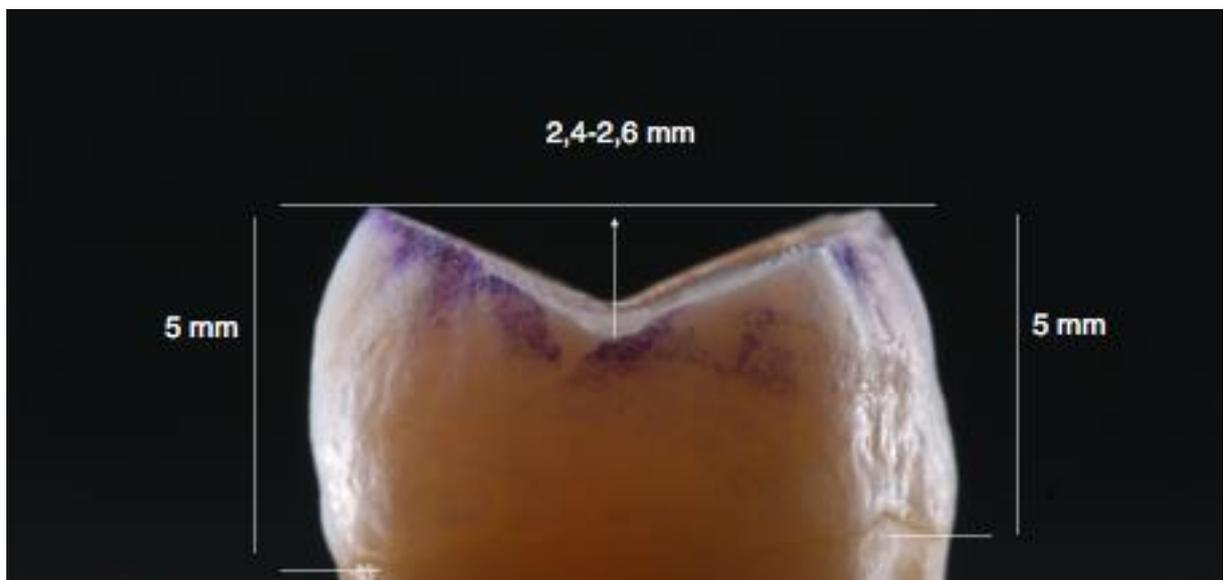


Figura 1 – Vista proximal e demonstração dos requisitos do preparo. Fonte: o autor.

Foram utilizadas pontas diamantadas número 4138 da KG Sorensen (Medical Burs Ind. e Com. de Pontas e Brocas Cirúrgicas Ltda., Cotia, SP, Brasil), de formato tronco cônico e de extremidade arredondada em alta rotação para o preparo, com refrigeração por água, e para acabamento do preparo foi utilizada uma broca laminada nº H375R-018-7686 (KOMET BRAZIL, Santo André, SP, Brasil).

4.3 Confeção das restaurações

Após o preparo dos dentes estes foram scaneados com Cerec Omnicam e tiveram seus armazenados no sistema. Para confecção das facetas oclusais foi utilizado o sistema Cerec CAD/CAM *chair side* (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha), e uma anatomia biogénica definida pelo software (Cerec v. 4.2; Sirona Dental Systems GmbH) foi utilizada para cada amostra. Utilizando as ferramentas do sistema foram definidas as margens do preparo assim como a espessura no sulco central conforme determinado em cada grupo (Figuras 2 e 3).

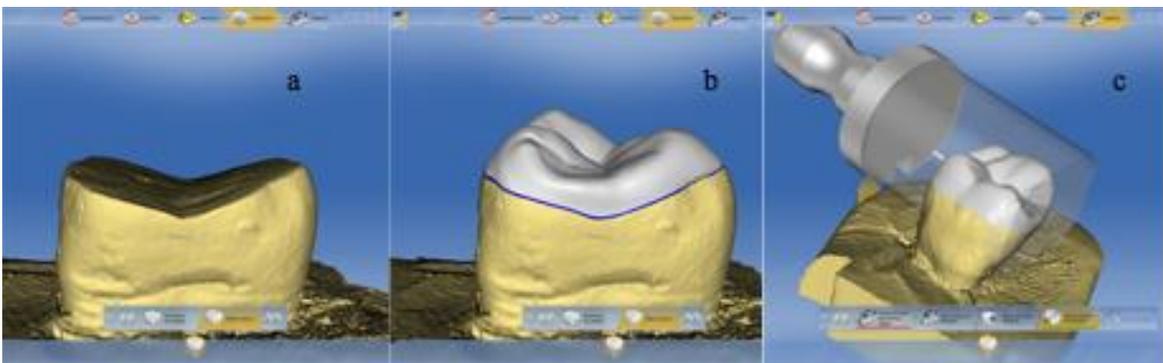


Figura 2: a) Vista proximal do preparo digitalizado; b) Vista proximal da restauração gerada pelo software; c) Vista superior do posicionamento da restauração dentro do bloco. Fonte: o autor.



Figura 3: Espessura da restauração no sulco central sendo ajustada com ferramenta do software para o grupo selecionado. Fonte: o autor.

A adaptação das facetas foi examinada com lupas de 4x de aumento ótico e os ajustes se necessário foram realizados com pontas diamantadas em contra-ângulo multiplicador 1:5 (TI-MAX X95, NSK, Tochigi, Japão) sem refrigeração. As facetas oclusais confeccionadas em cerâmica, após a prova de adaptação, foram levadas ao forno para sinterização conforme programa determinado pelos fabricantes.

4.4 Tratamento de superfície

As restaurações confeccionadas para o grupo L15 e L06 foram tratadas com jato de óxido de alumínio de 40 micrometros com uma pressão de 1.8 bar, limpas com água corrente por 30 segundos e após foram levadas para cuba ultrassônica para finalizar a limpeza em álcool isopropílico por 3 minutos. As peças cerâmicas dos grupos E15 e E06, tiveram a superfície tratada com ácido fluorídrico 10% (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) por 20 segundos, lavadas com água corrente por 30 segundos e em seguida colocadas em cuba ultrassônica com álcool isopropílico para completar a limpeza da superfície, e as restaurações dos grupos S10 e S06 tiveram a superfície tratada com ácido fluorídrico 10% (FGM) por 40 segundos, lavadas em água corrente por 30 segundos e a finalização da limpeza em cuba ultrassônica. ^{16,17,18,19,20}

Após a limpeza das restaurações dos grupos E15, E06 e S10, S06 foi realizada a aplicação de adesivo Single Bond Universal (3M ESPE Dental Products St. Paul, MN USA) com

micro brush por 20 segundos e deixado descansar por 3 minutos, em seguida foi aplicado de forma ativa com micro brush por 20 s e em seguida volatilizando o solvente com leve jato de ar por 5 segundos. Para o grupo L15 e grupo L06 após a limpeza foi aplicado o adesivo Single Bond Universal com micro brush de forma ativa por 15 segundos e seco com jato de ar por 10 segundos.

O condicionamento da superfície dentária após o preparo foi realizado com ácido fósfórico 37% (Bisco Inc. Schaumburg, Illinois EUA) de forma seletiva por 15 segundos em esmalte, lavado com água corrente por 20 s, secados suavemente com jato de ar e em seguida foi aplicado o adesivo Single Bond Universal (3M ESPE) de forma ativa por 20 segundos com micro brush. Para evitar acúmulo de adesivo, foi aplicado leve jato de ar por 10 s e os excessos foram removidos das margens com micro brush.

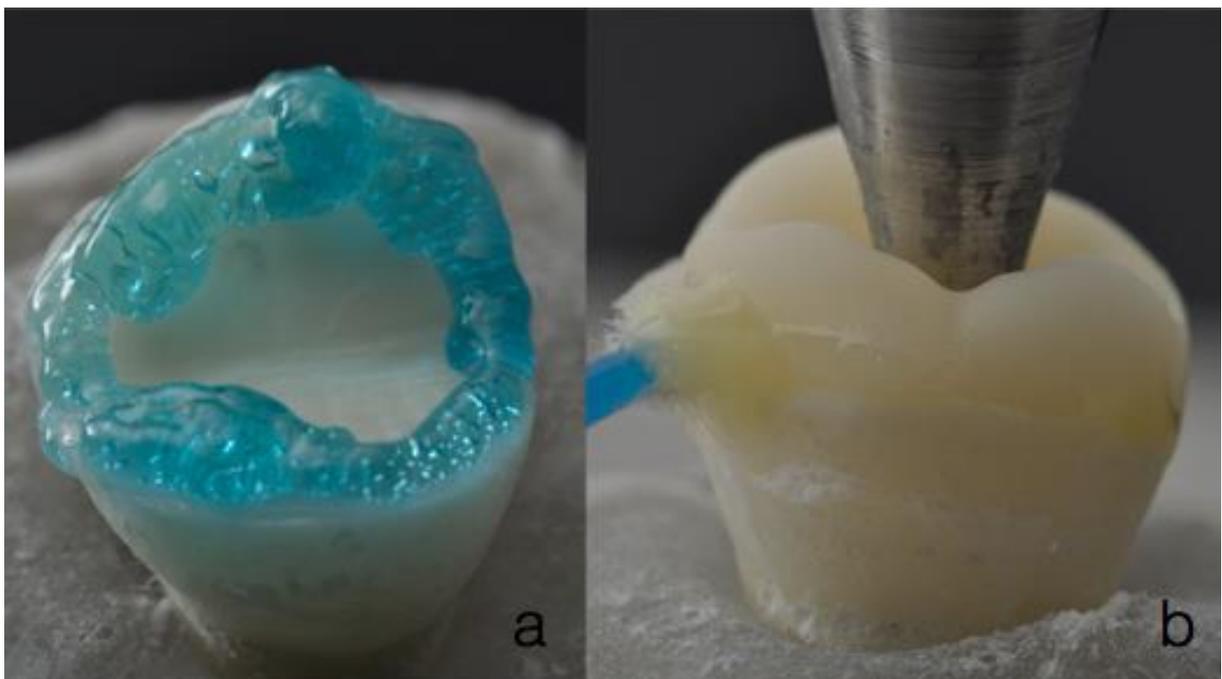


Figura 4: a) imagem ilustrativa do condicionamento seletivo em esmalte com ácido fosfórico. b) imagem de ilustrativa da remoção do excesso de cimento com micro brush durante a cimentação. Fonte o autor.

4.5 Cimentação

A cimentação das peças foi realizada com cimento resinoso Relyx Ultimate (3M ESPE Dental Products EUA). As facetas foram cimentadas com carga padrão de 1kg em um

dispositivo padronizado e os excessos foram removidos com micro brush. As peças foram fotoativas por 20 s em cada face, em seguida foi aplicado gel de glicerina sobre a linha de cimentação e novamente fotoativadas por 20 s, a fim de polimerizar a última camada bloqueada pelo oxigênio. Para o acabamento foram utilizadas borrachas recomendadas pelos fabricantes.

4.6 Ensaio de força máxima de carregamento

Os dentes foram submetidos ao ensaio de força máxima de carregamento em uma máquina de ensaio universal DL 2000 (Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com uma célula de carga de 10kN e velocidade de 1mm/min e tiveram sua fratura detectada e a força máxima de carregamento registrada em (N). Cada amostra foi ajustada para que ocorresse tripoidismo entre a restauração e o dispositivo de ensaio previamente ao teste.

4.7 Análise do tipo de fratura dentária

Depois de realizado o ensaio de carga máxima de carregamento, os corpos de prova foram submetidos ao exame visual com auxílio de uma lupa com aumento de 3X (Perioptix) para a avaliação da fratura dentária. Foram classificados dois tipos de fratura de acordo com os critérios descritos por Beltrão *et al* em 2009²¹: 1) irreparável e 2) reparável. Foi considerada fratura irreparável quando a linha de fratura dividiu o dente em duas partes no nível do assoalho pulpar da cavidade, independente do sentido ser vestibular/lingual ou mesial/distal. A fratura reparável foi considerada quando a linha de fratura envolveu total ou parcialmente a cúspide.

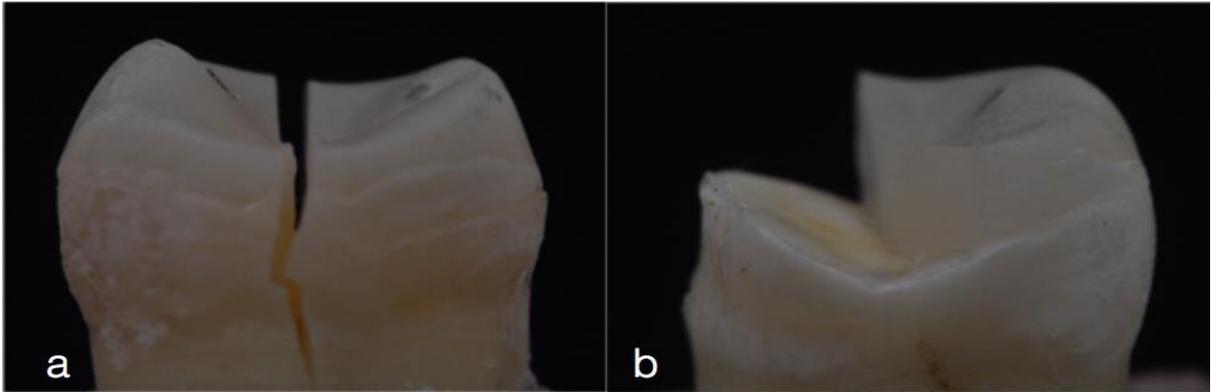


Figura 5: a) Imagem representativa de amostra com fratura irreparável do assoalho da câmara pulpar; b) imagem representativa de amostra com fratura reparável. Fonte: o autor.

4.8 Análise estatística

Os resultados inicialmente foram submetidos ao teste de normalidade Komogorov-Smirnov ($\alpha=0,05$). Para avaliar as diferenças entre os grupos e dentro dos grupos foi realizado a análise de variância ANOVA de um fator ($\alpha= 0,05$), seguido do teste e combinações lineares de Tukey ($\alpha=0,05$).

5 RESULTADOS

5.1 Teste de normalidade

Os dados coletados foram submetidos ao teste de normalidade Komogorov-Smirnov tendo sido verificada a normalidade dos dados com ($p = 0,264$, Anexo 4).

5.2 Teste de análise de variância

A partir do teste de variância ANOVA e Tukey, foi possível observar diferença estatisticamente significantes entre os grupos nas diferentes espessuras ($p=0,001$, Tabela 3).

	Soma dos quadrads	gl	Média dos quadrados	F	p
Entre Grupos	34626138,81	6	5771023,13	13,003	,000
Dentro dos Grupos	21747073,86	49	443817,83		
Total	56373212,68	55			

Tabela 3: Tabela obtida da Análise de Variância, representativa da soma dos quadrados, média dos quadrados, grau de liberdade entre os grupos e dentro dos grupos.

Analisando os dados da tabela 4 e gráfico 1 verifica-se que o grupo controle apresentou a maior força de máxima carregamento média dentre os grupos testados (3428,25 N), apresentando diferença estatisticamente significativa para os grupos L06, E15, E06, S10 e S06. Não houve diferença estatística significativa entre o grupo controle e o grupo L15. Houve diferença estatisticamente significativa entre a força máxima de carregamento média do grupo L15 em relação aos grupos E15, E06, S10 e S06.

Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos do mesmo material. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos E15, E06, S10 e S06.

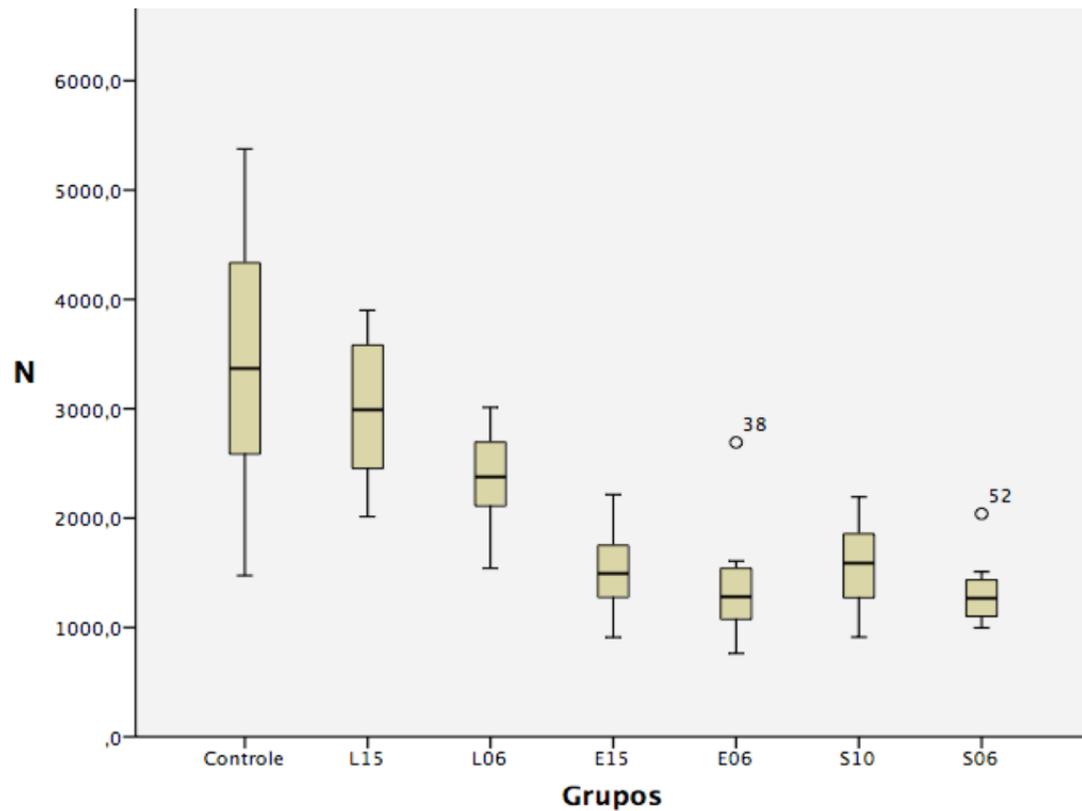


Gráfico 1: Gráfico representativo da média de força máxima de carregamento de cada grupo.

Grupo	Média	n	Desvio Padrão
Controle	3428,25 ^a	8	1253,44
L15	2995,75 ^{ab}	8	718,34
L06	2364,62 ^{bc}	8	478,79
E15	1520,86 ^{cd}	8	398,35
E06	1405,97 ^{cd}	8	581,39
S10	1567,28 ^{cd}	8	426,69
S06	1330,68 ^d	8	333,99

*Médias seguidas por letras distintas diferem significativamente ao teste de ANOVA e Tukey ($p < 0,05$).

Tabela 4: Tabela representativa das médias (N), desvio padrão (N), número de amostras e comparação múltipla de Tukey.

5.3 Análise do tipo de fratura dentária

Após o ensaio de força máxima de carregamento foi verificado que nos grupos L15, L06, S10 e S06 100% das fraturas foram irreparáveis. Nos grupos Controle, E15 e E06 foi verificado 38%, 75% e 87,5% de falhas irreparáveis respectivamente, sendo um total de 14,28% fraturas reparáveis e 85,72% fraturas irreparáveis (Gráfico 2 e tabela 5).

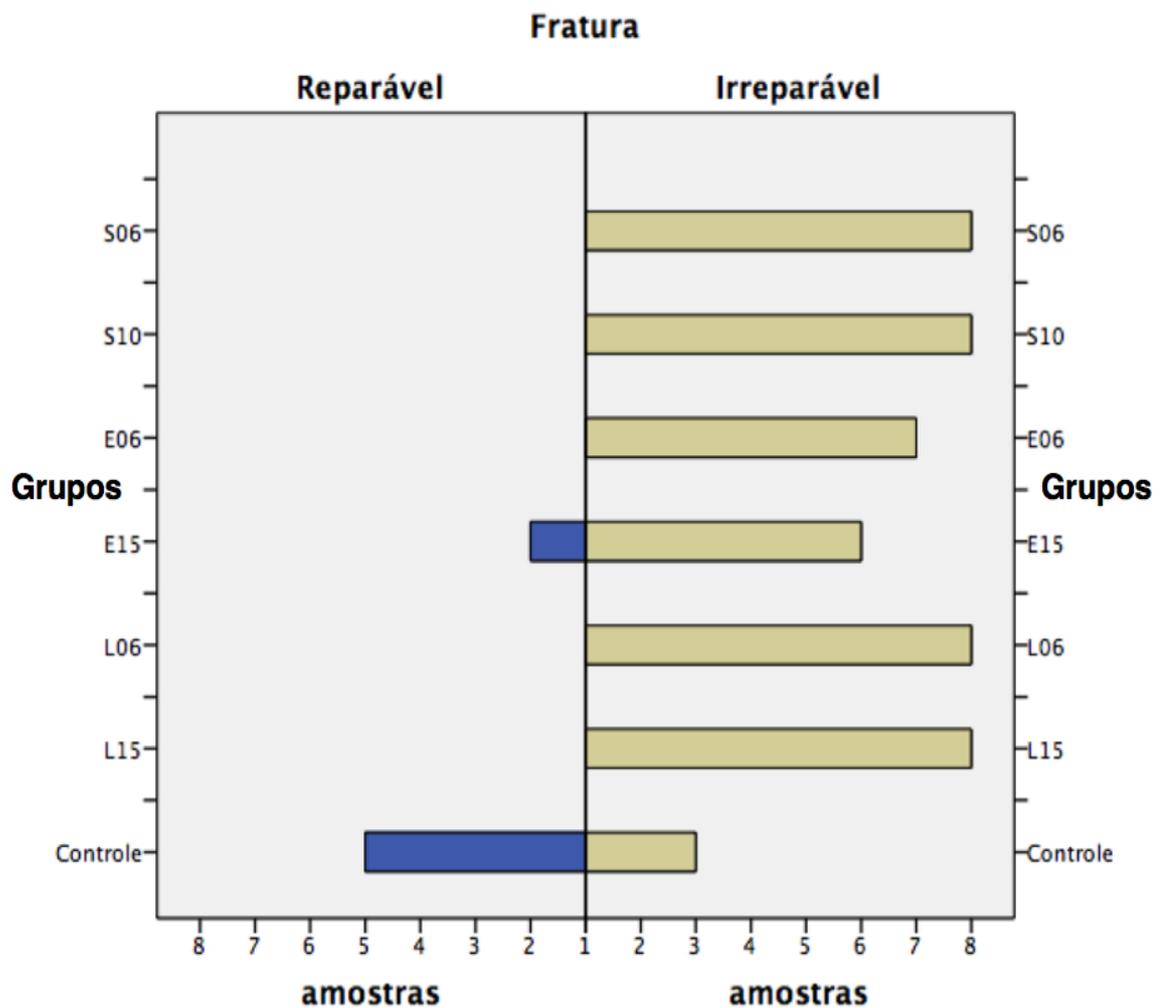


Gráfico 2: Gráfico representativo da frequência do tipo de fratura nos grupos.

Grupo	Reparável n/%	Irreparável n/%
Controle	5/62	3/38
L15	0/0	8/100
L06	0/0	8/100
E15	2/25	6/75
E06	1/12,5	7/87,5
S10	0/0	8/100
S06	0/0	8/100
TOTAL GERAL	14,2	85,72

Tabela 5: Análise estatística descritiva da frequência dos padrões de fratura ocorrido nos diferentes grupos.

6 DISCUSSÃO

Há uma proposta atual de reabilitação da perda da DVO descrita por Magne *et al.* (2010). O tratamento tem como principal conceito uma abordagem minimamente invasiva associada à odontologia adesiva. Tal tratamento denominado faceta oclusal (*occlusal veneer*) consiste na restauração da estrutura dental perdida utilizando resinas compostas ou cerâmicas em espessuras mínimas e substrato não retentivo. Devido ao formato expulsivo geralmente apresentado pela face oclusal desgastada de molares, esta restauração depende da camada híbrida como forma de transferência de carga e também do potencial de condicionamento das cerâmicas vítreas pelo ácido fluorídrico.^{10,21,22,23}

Magne *et al.* (2010) observaram uma resistência máxima de 1400 N quando avaliaram a resina composta MZ100 com 1,2mm de espessura, em um estudo de ciclagem mecânica. Já, quando foram testadas as cerâmicas Empress CAD e e.max CAD na espessura de 1,2mm os resultados foram de 1200N e 1400N respectivamente. Schlichting *et al.* (2011) registraram 800N e 500N de resistência máxima à ciclagem mecânica para e.max CAD e Empress CAD respectivamente. Em 2012, Magne *et al.* em um estudo de elementos finitos observaram a tensão máxima no sulco central e a taxa de sobrevivência dos elementos, sendo a tensão máxima registrada até a falha foi de 1400N no grupo MZ100, 1000N no grupo e.max CAD e 600N no Empress CAD, e as taxas de sobrevivência a carga máxima do estudo foram de 0% para os grupos Empress CAD e e.max CAD e de 60% para o grupo MZ100.¹²

Em um estudo *in vitro* de metodologia semelhante, Johnson *et al.* (2014) compararam a força máxima de fratura de facetas oclusais confeccionadas em MZ100 e Lava Ultimate, nas espessuras de 0,3mm, 0,6mm e 1,0mm. Neste estudo não foi verificada diferença estatística significativa dentro dos grupos em relação a espessura do material, corroborando com o presente estudo. Assim como verificou que houve diferença significativa entre os materiais utilizados, os valores registrados foram 1620N, 1830N e 2027N para o grupo MZ100 nas espessuras de 0,3mm, 0,6mm e 1,0mm respectivamente. Para o grupo Lava Ultimate foram verificados 2078N, 2141N, e 2115N para as mesmas espessuras.¹⁵

Nos estudos revisados nenhum registrou resistência à fratura superior ao grupo L15 com 2995 N com espessura de 1,5mm o qual pode ser comparado ao grupo controle (dente hígido).¹⁰⁻¹⁵ Em relação ao material as forças máximas registradas para e.max CAD foram 1400N em 1,2mm (Magne *et al.*, 2010), 800N em 0,6mm (Schiliching *et al.*, 2011), 1000N 0,6mm (Magne *et al.*, 2012). Tais resultados diferem com os obtidos neste estudo, que verificou uma carga máxima de carregamento de 1405N para o grupo E06 e 1520N para o grupo E15. Para as restaurações realizadas com Lava Ultimate o estudo de Johnson *et al* (2014) registrou 2141N na espessura de 0,6mm em comparação com 2364N registrados neste estudo.

Em comparação aos resultados registrados neste estudo Sasse *et al.* (2015) verificaram diferença significativa entre dentes restaurados e.max CAD em diferentes espessuras, resultado que difere dos resultados registrados neste estudo.²⁵

Devido a ausência de literatura sobre o comportamento da cerâmica Suprinity quando utilizada para estas restaurações, não é possível fazer uma comparação direta. Todavia, se avaliarmos seu comportamento em relação ao material (e.max CAD) que em sua composição e propriedades se aproximam mais a Suprinity podemos verificar que não houve diferença significativa entre os dois materiais independente da espessura utilizada.

As diferenças apresentadas neste estudo em relação aos estudos anteriores podem ser explicadas devido aos diferentes testes realizados, Magne *et al.* (2010) e Schiliching *et al.* (2011) utilizadas a ciclagem mecânica, enquanto Magne *et al.* (2012) e Johnson *et al.* (2014) avaliaram a força máxima suportada pelas restaurações.¹⁰⁻¹⁵ Outro fator a ser avaliado é a diferente técnica de cimentação utilizada neste estudo, baseada no condicionamento seletivo do esmalte e cimentação adesiva com cimento Relyx Ultimate, seguindo a filosofia *chair side* (ao lado da cadeira) em sessão única, diferentemente dos estudos anteriores que utilizaram o condicionamento total, selamento dentinário imediato e cimentação com resina composta aquecida em uma segunda sessão.²⁶⁻³⁰

As diferenças entre materiais podem ser explicadas pela sua natureza. Enquanto o Lava comporta-se como resina composta visco-elástica de baixo módulo de elasticidade, absorvendo as tensões por mais tempo antes de transferência, o Suprinity e o e.max CAD comportam-se como cerâmicas vítreas friáveis, quando atingem seu limite elástico ocorre a fratura e a transferência de carga para o substrato.³⁰⁻³⁶

Sabendo que a carga máxima *in vivo* varia de 8N à 800N³¹, todos os grupos, independente do material ou espessura, ultrapassaram estes valores.³²⁻³⁵ Também foram avaliados os tipos de fraturas, sendo de maior recorrência as fraturas irreparáveis, ou seja, com fratura do assoalho da câmara pulpar isso devido ao elevado valor de carga registrado.

A partir do estudo realizado podemos relatar que o material Lava Ultimate foi o que mais se aproximou na recuperação da carga máxima de um dente hígido, no entanto todos os materiais podem ser utilizados para este procedimento com segurança pois ultrapassam a carga mastigatória normal, tanto com as espessuras recomendadas pelo fabricante quanto com espessuras reduzidas. As diferenças entre os materiais servirão de orientação para a seleção dos materiais individualmente para cada caso conforme a avaliação clínica.

Para que a precisa indicação dos materiais e espessuras mínimas possam ser esclarecidas sugere-se novos estudo para avaliar o limite máximo de redução do material. Outro fator que pode influenciar nesta redução seria a necessidade de um menor desgaste dentário, assim preservando esmalte e ocasionando uma maior resistência de união destas restaurações a estrutura dental, possivelmente potencializando os resultados clínicos.

7 CONCLUSÕES

Guardadas as limitações deste estudo *in vitro* conclui-se que houve diferença significativa na força máxima de carregamento entre os grupos testados. Não foi observada diferença significativa entre espessuras de um mesmo material. O único material que se equivaleu ao grupo controle foi Lava Ultimate, não houve diferença significativa entre os materiais e.max CAD e Suprinity. O tipo de falha mais recorrente foi de falhas irreparáveis.

REFERÊNCIAS

1. Fayz F, Eslami A. Determination of occlusal dimension: A literature review. *J Prosthet Dent* 1988; 59(3):321-23.
2. Ramfjord SP, Blankenship JR. Increased occlusal vertical dimension in adult monkeys. *J Prosthet Dent* 1981; 45(1):74-83.
3. Hellsing G. Functional adaptation to changes in vertical dimension. *J Prosthet Dent* 1984; 52(6):867-70.
4. Abduo J, Lyons K. Clinical considerations for increasing occlusal vertical dimension: a review. *Aust Dent J* 2012; 57:2-10.
5. Lussi A, Hellwig E, Ganss C, Jaeggi T. Buonocore Memorial Lecture. Dental Erosion. *Oper Dent* 2009; 34(3):251-62.
6. 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.
7. Mesko ME, Sarkis-Onofre R, Cenci MS, Opdam NJ, Loomans B, Pereira-Cenci T. Rehabilitation of severely worn teeth: a systematic review. *J Dent*. 2016 Mar 7.
8. Roekel NBV. Gastroesophageal Reflux Disease, Tooth Erosion, and Prosthodontic Rehabilitation: A Clinical Report. *J Prosthodont* 2003; 12:255-259.
9. Okida RC, Dos Santos DM, Vechiato Filho AJ, Andreotti AM, de Medeiros RA, Goiato MC. Prosthetic rehabilitation of a patient with gastroesophageal reflux disease: 4-year followup. *Case Rep Dent* 2014; 2014:270-365.
10. Johansson AK, Omar R, Carlsson GE, Johansson A. Dental erosion and its growing importance in clinical practice: from past to present. *Int J Dent* 2012; 2012:1-17.
11. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in perspectives: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; 75(1):18-32.
12. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent* 2010; 104(3):149-57.

13. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent* 2011; 105(4):217-26.
14. Magne P, Stanley K, Schlichting LH. Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dent Mater* 2012; 28(7):777-82.
15. Johnson CA, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res* 2014; 58:107-14.
16. Catálogo Vita Suprinity. <https://www.vita-zahnfabrik.com/pdb_CCDC92_en.html> disponível em 15/12/2015, 18h35min23s.
17. Steinhauser HC, Turssi CP, Franca FM, Amaral FL, Basting RT. Micro-shear bond strength and surface micromorphology of a feldspathic ceramic treated with different cleaning methods after hydrofluoric acid etching. *J Appl Oral Sci* 2014; 22(2):85-90.
18. Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent* 2014; 16(6):531-40.
19. Bottino MA, Snellaert A, Bergoli CD, Özcan M, Bottino MC, Valandro LF. Effect of ceramic etching protocols on resin bond strength to a feldspar ceramic. *Oper Dent* 2015; 40(2):E40-6.
20. Sundfeld Neto D, Naves LZ, Costa AR, Correr AB, Consani S, Borges GA, Correr-Sobrinho L. The Effect of Hydrofluoric Acid Concentration on the Bond Strength and Morphology of the Surface and Interface of Glass Ceramics to a Resin Cement. *Oper Dent* 2015; 40(5):470-9.
21. Beltrão MC, Spohr AM, Oshima HM, Mota EG, Burnett LH Jr. Fracture strength of endodontically treated molars transfixed horizontally by a fiber glass post. *Am J Dent*. 2009 Feb;22(1):9-13.
22. Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 1. *Eur J Esthet Dent* 2008; 3(1):30-44.
23. Vailati F, Gruetter L, Belser UC. Adhesively restored anterior maxillary dentitions affected by severe erosion: up to 6-year results of a prospective clinical study. *Eur J Esthet Dent* 2013; 8(4):506-30.

24. Schepke U, Cune MS. Noninvasive restoration of severe erosion by means of CAD/CAM indirect composite occlusal restorations: a technical note. *Int J Prosthodont* 2014; 27(2):134-6.
25. Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater* 2015; 31(8):907-15.
26. Magne P, Nielsen B. Interactions between impression materials and immediate dentin sealing. *J Prosthet Dent* 2009; 102(5):298-305.
27. Magne P, So WS, Cascione D. Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. *J Prosthet Dent* 2007; 98(3):166-74.
28. Signore A, Benedicenti S, Covani U, Ravera G. A 4- to 6-year retrospective clinical study of cracked teeth restored with bonded indirect resin composite onlays. *Int J Prosthodont* 2007; 20(6):609-16.
29. Falkensammer F, Arnetzl GV, Wildburger A, Krall C, Freudenthaler J. Influence of different conditioning methods on immediate and delayed dentin sealing. *J Prosthet Dent* 2014; 112(2):204-10.
30. Falkensammer F, Arnetzl GV, Wildburger A, Krall C, Freudenthaler J. Influence of different conditioning methods on immediate and delayed dentin sealing. *J Prosthet Dent* 2014; 112(2):204-10.
31. Torbjørner A, Fransson B. Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 135-141.
32. Passos SP, de Freitas AP, Iorgovan G, Rizkalla AS, Santos MJ, Santos Júnior GC. Enamel wear opposing different surface conditions of different CAD/CAM ceramics. *Quintessence Int* 2013; 44(10):743-51.
33. Skouridou N, Pollington S, Rosentritt M, Tsitrou E. Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service. *Dent Mater* 2013; 29(6):e70-7.
34. Magne P, Knezevic A. Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars. *Quintessence Int* 2009; 40(9):729-37.
35. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 2014; 112(3):555-60.

36. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent* 2013; 110(4):264-73.

ANEXO 1



SIPESQ
Sistema de Pesquisas da PUCRS



Código SIPESQ: 6226

Porto Alegre, 12 de agosto de 2015.

Prezado(a) Pesquisador(a),

A Comissão Científica da FACULDADE DE ODONTOLOGIA da PUCRS apreciou e aprovou o Projeto de Pesquisa "Resistência à fratura de facetas oclusais confeccionadas por CAD/CAM" coordenado por EDUARDO GONCALVES MOTA. Caso este projeto necessite apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) e/ou da Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA), toda a documentação anexa deve ser idêntica à documentação enviada ao CEP/CEUA, juntamente com o Documento Unificado gerado pelo SIPESQ.

Atenciosamente,

Comissão Científica da FACULDADE DE ODONTOLOGIA

ANEXO 2

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE
CATÓLICA DO RIO GRANDE
DO SUL - PUC/RS

**COMPROVANTE DE ENVIO DO PROJETO****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Resistência à fadiga de facetas oclusais confeccionadas por CAD/CAM

Pesquisador: Eduardo Gonçalves Mota

Versão: 2

CAAE: 50872515.9.0000.5336

Instituição Proponente: UNIAO BRASILEIRA DE EDUCACAO E ASSISTENCIA

DADOS DO COMPROVANTE

Número do Comprovante: 114782/2015

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

Informamos que o projeto Resistência à fadiga de facetas oclusais confeccionadas por CAD/CAM que tem como pesquisador responsável Eduardo Gonçalves Mota, foi recebido para análise ética no CEP Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul - PUC/RS em 11/11/2015 às 16:24.

Endereço: Av. Ipiranga, 6681, prédio 40, sala 505
Bairro: Partenon **CEP:** 90.619-900
UF: RS **Município:** PORTO ALEGRE
Telefone: (51)3320-3345 **Fax:** (51)3320-3345 **E-mail:** cep@pucrs.br

ANEXO 3

	Relatório de ensaio de compressão nº 2076
Parâmetros	Força
Evento	Força Máxima
Unidade	(N)
CP1	2138
CP2	2945
CP3	2850
Número de CPs	3
Média	2644
Mediana	2850
Desvio Padrão	441,3
Coeficiente de Variância (%)	16,69
Mínimo	2138
Máximo	2945

Tabela 6- Dados obtidos a partir do estudo piloto utilizados para cálculos amostral.

ANEXO 4

n		56
Parametros Normais a,b	Média	2087,634
	DP. Desvio Absoluto	1012,4068
Direrenças mais extremas		,134
	Positivo	,134
	Negativo	-,105
Kolmogorov-Smirnov Z		1,006
Asymp. Sig. (2-tailed)		,264

a. Distribuição do teste é normal.

b. Calculado a partir dos dados.

Tabela 7 – Análise estatística para teste de normalidade dos dados.