



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA



RONAN ALVES DE ALMEIDA FILHO

**Avaliação da propriedades físicas de *brackets*
cerâmicos monocristalinos e policristalinos**

UBERLÂNDIA

2019

RONAN ALVES DE ALMEIDA FILHO

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES FÍSICAS DE
BRACKETS CERÂMICOS MONOCRISTALINOS
E POLICRISTALINOS**

Trabalho de conclusão de curso apresentado
a Faculdade de Odontologia da UFU, como
requisito parcial para obtenção do título de
Graduado em Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Guilherme de Araújo
Almeida

Co-orientadora: Angela Maria Bautista
Patiño

UBERLÂNDIA

2019

SUMÁRIO

Lista de Figuras	01
Lista de Tabelas	02
Resumo	03
Introdução	04
Proposição	07
Materiais e Métodos	08
Resultados	15
Discussão	17
Conclusão	19
Referências bibliográficas	20

Lista das Figuras

Figura 1: Dentes bovinos sendo incluídos em resina epoxi

Figura 2: Amostra inclusa no corpo de prova

Figura 3: Radiografia inicial

Figura 4: Radiografia com as medidas analisadas

Figura 5: Radiografia com termopar em posição

Figura 6: Setup utilizado para o teste de transiluminação

Figura 7: Mensuração e divisão da imagem dental em 4 quadrantes

Figura 8: Posicionamento do aparelho fotoativador em relação ao *bracket*

Figura 9: Fotoativação do *bracket*

Figura 10: Emic posicionado para realização dos testes

Figura 11: Microprocessador tocando o *bracket*

Lista das tabelas

Tabela 1: Média de temperatura no interior do dente em T0, T1 e T2

Tabela 2: Média da força de cisalhamento para os brackets monocristalinos e policristalinos

Tabela 3: Tamanho das trincas de esmalte, pré e pós descolamento, por localização

Tabela 4: Quantidade das trincas de esmalte, pré e pós descolamento, por localização

Tabela 5: Direcionamento das trincas de esmalte, pré e pós descolamento, por localização

1. RESUMO

A oclusão dentária é um complexo formado pela mandíbula, maxila, articulação temporomandibular, dentes, e músculos. A má oclusão é caracterizada por uma relação anormal dos dentes e o arco dentário e sua etiopatogenicidade é multifatorial. A ortodontia promove a movimentação dos dentes biomecanicamente, e os *brackets* metálicos colados diretamente na superfície dental um importante aspecto neste tratamento. Foram necessárias alternativas para os *brackets* metálicos que não possuem uma estética tão favorável, surgindo os *brackets* cerâmicos, que se dividem em policristalinos que são formados por vários cristais de óxido de alumínio, e monocristalinos, que por sua vez constituem-se de um único cristal de óxido de alumínio. O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar e comparar as propriedades físicas e mecânicas de dois tipos de *brackets* cerâmicos disponíveis no mercado. A amostra foi constituída por 10 *brackets* de cerâmica policristalina e 10 *brackets* de cerâmica monocristalina que foram colados à dentes bovinos padronizados em incisivos centrais e laterais, houve previa inclusão em resina Epoxi com angulação padronizada em 90°, utilizando um único sistema adesivo. Todas as amostras foram armazenadas em água destilada, dentro de estufa bacteriológica, a uma temperatura constante de 37° célsius. Foi avaliada a transmissão de calor para a polpa durante a fotoativação de 20 segundos com o Termopar, três tempos distintos foram mensurados T0 (temperatura da amostra pré colagem do *bracket*) T1 (temperatura da amostra imediatamente pós fotoativação) e T2 (temperatura da amostra após 5 minutos da fotoativação). O teste do cisalhamento foi feito em uma máquina de testes universal, com uma célula de carga de 100 Kgf a uma velocidade constante de 0,5 mm / min para determinar os níveis de força necessários para a remoção dos *brackets*. O teste de transiluminação foi realizado anterior à colagem dos *brackets* e posterior ao teste de cisalhamento, para avaliar a geração e localização de trincas no esmalte. Não se encontraram resultados com diferenças estatísticas significativas para os testes de transmissão de calor e força do cisalhamento entre os dois tipos de *brackets* cerâmicos. Apresentou diferença estatisticamente significativa na localização das trincas após cisalhamento, sendo a região MI (mesio incisal) dos dentes, a que apresentou um maior risco de novas trincas no esmalte, onde 100% das novas trincas geradas foram em sentido vertical e se observou um acréscimo em tamanho das trincas dos dentes já fragilizados antes do colagem do *bracket*.

2. INTRODUÇÃO

A oclusão dentária é um complexo formado pela mandíbula, maxila, articulação temporomandibular, dentes e pelos músculos responsáveis pela movimentação da mandíbula. Partindo deste ponto, a má oclusão é caracterizada por uma relação anormal dos dentes e o arco dentário, apresentando contatos indesejados entre os dentes dos diferentes arcos. A sua etiopatogenicidade é considerada multifatorial, podendo ser causada por fatores hereditários, congênitos, adquiridos, morfológicos, biomecânicos e ambientais, de ordem geral ou local, assim como pela presença de hábitos bucais deletérios. (CAMPOS, VAZQUEZ, *et al.*, 2013) Esta condição apresenta alta prevalência na população em geral, onde 93% dos indivíduos apresentam más oclusões e apenas 7%, oclusão normal. desta forma cabe ao ortodontista a busca pela obtenção de resultados estéticos, funcionais e estáveis ao final do tratamento, contribuindo para uma melhoria deste quadro. (REIS, CAPELOZZA-FILHO e MANDETTA, 2002)

A ortodontia promove a movimentação dos dentes biomecanicamente, e os *brackets* metálicos colados diretamente na superfície dental proposto na década de 60 foi um importante aspecto neste tratamento (CHALIPA, FJALALI, *et al.*, 2016), havendo uma mudança significativa em relação à estética dos tratamentos ortodônticos. Entretanto em função da crescente demanda ortodôntica nos consultórios, principalmente na população adulta, foram necessárias alternativas para os *brackets* metálicos que não possuem uma estética tão favorável (SOBREIRA, LORIATO e OLIVEIRA, 2007), sendo um dos fatores que mais desmotivam o uso de aparelhos ortodônticos, além do tempo prolongado de tratamento. (MALTAGLIATI, FERES, *et al.*, 2006)

Na década de 70 foram criados os *brackets* plásticos, compostos por Policarbonato, os quais eram esteticamente aceitos, porém apresentavam características desfavoráveis no desempenho clínico, entre elas a instabilidade de cor devido à absorção de água pelo polímero e a alta deformação estrutural, fazendo com que seu uso seja cada vez menor no ambiente clínico. (SOBREIRA, LORIATO e OLIVEIRA, 2007)

Na tentativa de solucionar as limitações dos *brackets* plásticos, foram lançados em 1986 *brackets* cujo a base de fabricação é a cerâmica formada por

óxidos de alumínio (Al_2O_3), sendo esse um material friável, no qual é moldado e enrijecido pelo calor, apresentando características como: alta dureza, boa resistência à altas temperaturas e contra degradabilidade química. Os *brackets* cerâmicos se dividem em dois grupos, de acordo com o seu processo de fabricação, podendo ser policristalinos ou monocristalinos. (MALTAGLIATI, FERES, *et al.*, 2006). Os policristalinos são formados por vários cristais de óxido de alumínio fusionados à altas temperaturas permitindo que vários *brackets* sejam produzidos ao mesmo tempo, tendo boa qualidade e relativa facilidade de produção quando comparado aos monocristalinos, que por sua vez constituem-se de um único cristal de óxido de alumínio forjado à altas temperaturas, sendo resfriado lentamente permitindo uma cristalização controlada, este processo resultará em apenas um *bracket* em sua fabricação, o que torna a sua produção mais difícil e onerosa em relação aos policristalinos, porém o cristal formado é muito mais puro, possui uma maior translucidez óptica, e reduz drasticamente a propagação de imperfeições e fraturas. (MALTAGLIATI, FERES, *et al.*, 2006) (SOBREIRA, LORIATO e OLIVEIRA, 2007)

Os *brackets* cerâmicos são compostos por óxido de alumínio que são quimicamente inertes, dificultando a adesão frente aos sistemas adesivos convencionalmente usados. Inicialmente se utilizava uma camada de selante, e logo após um agente silano para promover a adesão com resina, entretanto a força de colagem com este composto era extremamente alta, gerando trincas no esmalte (ALEXOPOULOU, POLYCHRONIS, *et al.*, 2019). Com isso as empresas mudaram o sistema de colagem destes *brackets* para mecânico através de retenções criadas na base dos mesmos, sem a necessidade de agentes silanos. (SOBREIRA, LORIATO e OLIVEIRA, 2007), minimizando os danos ao esmalte e também o risco de fratura do próprio *bracket*, que comumente ocorre devido à sua friabilidade. (MALTAGLIATI, FERES, *et al.*, 2006)

Devido ao processo de fabricação distintos, os *brackets* policristalinos tendem a ser mais opacos enquanto os monocristalinos são mais translúcidos, o que teoricamente necessitaria menor quantidade de luz de fotopolimerizador para ativação da resina sob os monocristalinos durante o processo de colagem.

Portando a resistência da colagem dos *brackets* deve ser suficiente para suportar as forças funcionais, e em contrapartida permitir a descolagem sem danificar o esmalte (CHÁVEZ, SANTANA, *et al.*, 2013). Nos procedimentos comuns de colagem direta, as resinas tipicamente usadas para colagem dos metálicos, também são utilizados para cerâmica, pois estes materiais fornecem uma força de união e consistência adequada (BISHARA e OSTBY, 2010). Sendo que o Transbond XT (3M Unitek Orthodontics Products, Mowrovia, USA) é um dos sistemas adesivos utilizados para colagem deste tipo de bracket (CHÁVEZ, SANTANA, *et al.*, 2013).

3. PROPOSIÇÃO

3.1. Objetivo geral

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar as propriedades físicas de brackets cerâmicos monocristalinos e policristalinos.

3.2. Objetivos específicos

1. Avaliar a transmissão de calor gerada para a polpa durante a fotoativação.
2. Avaliar a força de cisalhamento necessária para o descolamento do bracket da superfície dental.
3. Avaliar a formação de trincas no esmalte dentário após o descolamento dos brackets

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram coletadas 20 amostras de dentes bovinos padronizados em incisivos centrais e laterais, que depois de higienizadas, tiveram suas incisais regularizadas, e foram incluídas em resina Epoxi com angulação padronizada em 90° (Figura 1).



Figura 1: Dentes bovinos sendo incluídos



Figura 2: Dente posicionado no corpo de prova.

Após a presa completa do material foram retiradas do molde (Figura 2) e levadas ao aparelho de raio x, onde foram obtidas imagens radiológicas de cada amostra. (Figura 3). Foram realizadas mensurações nas radiografias para análise do local ideal para cimentação, e foi demarcado o ponto de perfuração para a introdução do aparelho de termopar. (Figura 4)

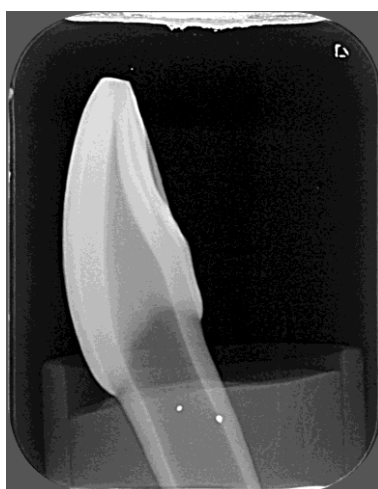


Figura 3: Radiografia Inicial

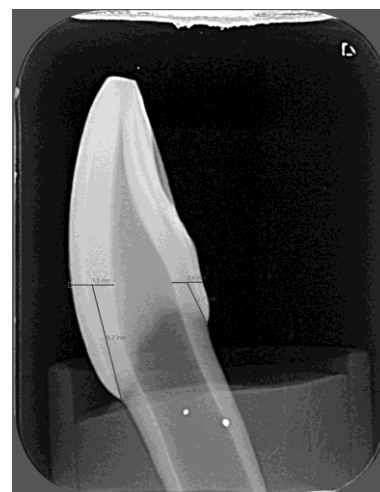


Figura 4: Radiografia com medidas

Com o auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo CD15, Mitutoyo Co, Kawasaki, Japão) as medidas obtidas nas radiografias foram transferidas para a superfície dental, permitindo a perfuração correta das amostras, cuja câmara pulpar foi acessada manualmente com ponta diamantada (#1014 HL KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) utilizando peça de mão de alta rotação com irrigação constante. Certificou-se através de radiografia com o aparelho de termopar em posição, o tangenciamento da ponta ativa com a parede pulpar vestibular. (Figura 5)



Figura 5: Termopar tocando a parede pulpar vestibular

A amostras foram armazenadas em um recipiente com gases embebidas em água destilada, dentro de estufa bacteriológica, a uma temperatura constante de 37° celsius. Fez-se a distribuição aleatoriamente em 2 grupos de 10 amostras de acordo com a composição do *bracket*, sendo estes Monocristalinos (IDlogical Produtos Ortodônticos, São José do Rio Preto, Brasil) e Policristalinos (Dental Morelli Ltda, Sorocaba, Brasil).

Foi realizado o teste de transiluminação das amostras, capturando imagens anterior à colagem dos *brackets* e posterior ao teste de cisalhamento. Todas foram obtidas utilizando o mesmo setup (Canon EOS REBEL T6, Canon Inc., Tokyo, Japan; Canon Ultrasonic 100mm f/2.8D macro lens, Canon Inc., Tokyo, Japan), e as mesmas configurações (ISO 200, f/18, 1/125s). A iluminação utilizada foi luz contínua do tipo led (Photonita, P1050, Florianópolis, SC, Brasil), posicionando um

feixe luminoso verticalmente na incisal das amostras e outro horizontalmente à altura da cervical dentária. As amostras foram posicionadas de forma personalizada, respeitando a singularidade de cada uma. (Figura 6)

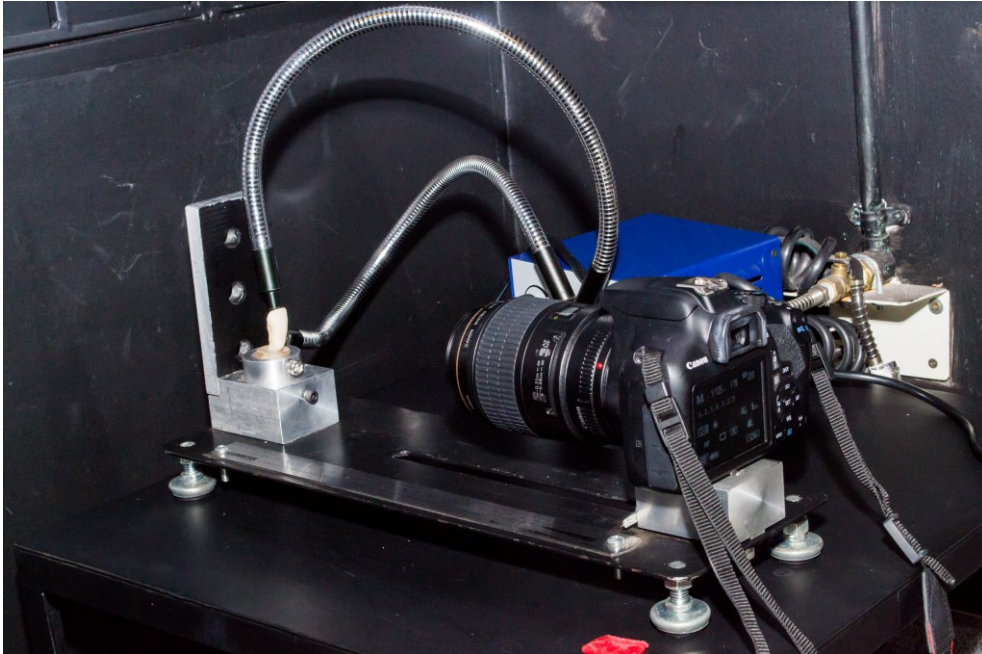


Figura 6: Setup utilizado para os testes de transiluminação

As imagens geradas foram transferidas para um computador e através do software Adobe Photoshop (Adobe Systems Incorporated, San Jose, USA) as imagens das coroas dentais foram divididas igualmente em quatro partes, recebendo denominações de acordo com sua localização: MI = Mesio Incisal; DI = Disto Incisal; MC = Mesio Cervical; DC = Disto Cervical, as mensurações das trincas foram avaliadas em tamanho, quantidade e direcionamento, sendo O = Obliquas; V = Verticais e H = Horizontais, utilizando-se um software de domínio público (ImageJ, National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA). (OLIVEIRA, BRAGA, *et al.*, 2018)

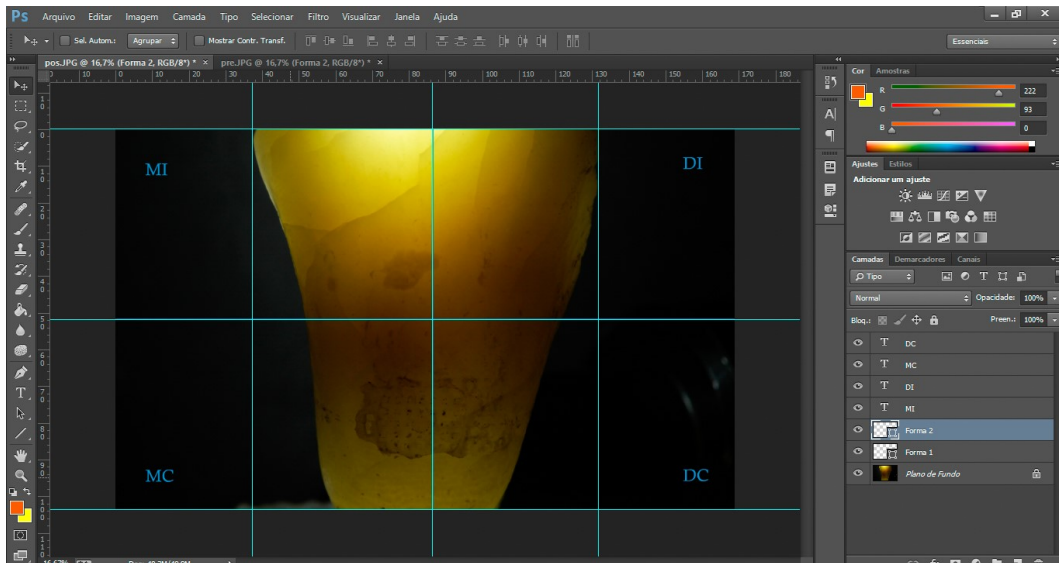


Figura 7: Mensuração e divisão da imagem dental em 4 quadrantes

Para a cimentação dos *brackets*, foi realizada profilaxia prévia nas amostras, e condicionamento ácido com ácido fosfórico 37% (Condac 3M, FGM, Joinville, Santa Catarina, Brasil) durante 15 segundos na região de interesse, de acordo com as medidas obtidas anteriormente, e foram lavadas com spray de água por 10 segundos e secas com jato de ar. Para todos os testes foram utilizados o mesmo sistema adesivo, Transbond XT (3M Unitek Orthodontics Products, Mowrovia, USA) em colagem direta, padronizando a angulação da fonte de luz à 45° do *bracket*, utilizando um braço articulado (Odeme Dental Research, Luzerna, Brasil). (Figura 8)



Figura 8: Posicionamento do aparelho fotoativador em relação ao *bracket*

O aparelho fotoativador Ledex WL – 090 (Dentmate Technology CO, New Taipei City, Taiwan) foi utilizado em todas as amostras com seu modo de intensidade padronizado (Standart – 1000mW/cm²) durante 20 segundos, com a carga da bateria sempre mantida ao máximo para que não houvesse alteração na emissão de luminosidade. Foi aplicado o adesivo Transbond XT (Primer Transbond XT, 3M Unitek Orthodontics Products, Monrovia, USA) sobre a superfície condicionada e realizada a fotoativação do adesivo durante 20 segundos. A cimentação foi realizada com Transbond XT utilizando um incremento único, removendo os excessos e fotoativando durante 20 segundos. (Figura 9)

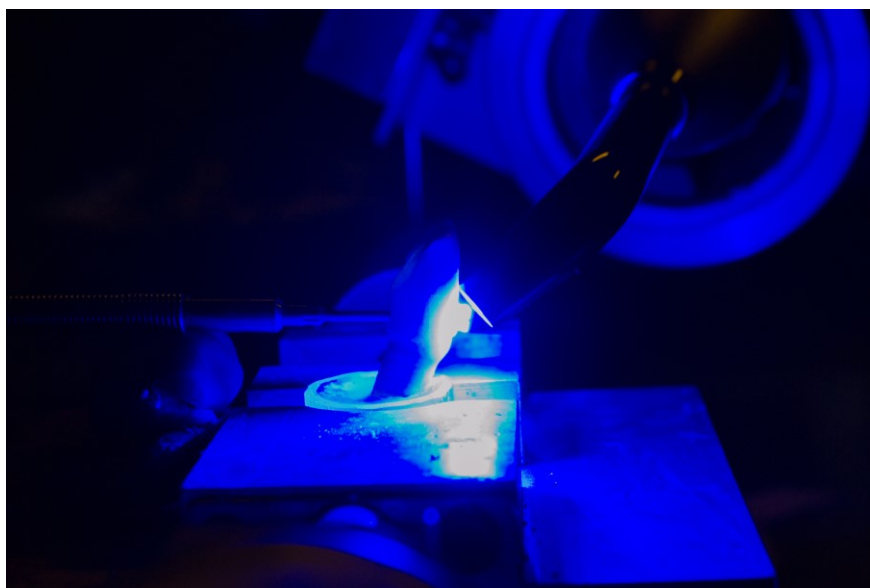


Figura 9: Fotoativação do bracket

Para aferir a mudança de temperatura dentro da câmara pulpar durante a fotoativação na colagem dos *brackets*, foi utilizado um aparelho de termopar tipo J (Ecil Produtos e Sistemas para Medição e Controle Ltda. Piedade,SP), introduzido através da perfuração realizada na face palatina das amostras, em contato com a dentina vestibular interna da câmara pulpar. Este aparelho é capaz de aferir temperaturas de 0° a 480°. (SILVA, OLIVEIRA, *et al.*, 2017). O termopar foi conectado a um gabinete ADS 2000 (Lynx Tecnologia Eletrônica LTDA., São Paulo, Brasil) diretamente ligado ao software Lynx Aq Dados 7.2 e Lynx Aq Analysis

(Lynx Tecnologia Eletrônica LTDA., São Paulo, Brasil) onde os dados foram armazenados e analisados. Para este teste foram consideradas 3 temperaturas por amostra em função do tempo, sendo T0 = temperatura inicial, T1 = maior temperatura registrada desde o início da fotoativação até 30 segundos após, e T2 a temperatura pós resfriamento, 5 minutos após o fim da fotoativação.

Posteriormente à colagem, as amostras foram armazenadas em estufa bacteriológica a 37°, imersos em água destilada por 24 horas, antes de serem levadas aos ensaios de cisalhamento mecânico, que foram realizados em máquina de teste universal EMIC DL 2000 (Instron Brasil Equipamentos Científicos Ltda, São José dos Pinhais, Brasil) adaptada com um microprocessador (Figuras 10 e 11). Uma célula de carga de 100 Kgf foi usado a uma velocidade de teste de 0,5 mm / min. Para descolagem dos braquetes, os valores de carga de cisalhamento aplicados foram gradualmente aumentados. Os dados obtidos nesses testes foram armazenados em um computador diretamente ligado ao mecanismo do dispositivo de teste. (ROCHA, GRAVINA, *et al.*, 2014)

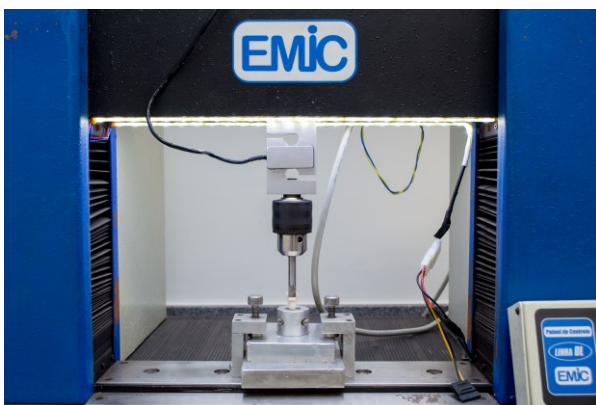


Figura 10: Emic posicionado para realização dos testes



Figura 11: Microprocessador tocando o *bracket*

ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise dos dados foi feita pelo uso do *software GraphPad Prism* versão 8.2.1 para Windows (GraphPad Software, La Jolla, California, USA). Foi realizada uma análise estatística descritiva para cada uma das variáveis pesquisadas. Os testes de normalidade (Shapiro-Wilk) e homogeneidade (Teste de Levene) foram feitos para avaliar o tipo de distribuição (paramétrica ou não paramétrica). O teste *t-student* foi realizado para observar a existência ou não de significância estatística entre os grupos, com nível de confiança de 0.05. O teste de ANOVA one way foi realizado para avaliar a alteração da temperatura entre os três tempos de acordo com cada tipo de *brackets*.

5. RESULTADOS:

A tabela 1 reporta os resultados dos testes de transferência de calor para a polpa. Não houve alterações estatisticamente significativas:

Tabela 1: Média da temperatura no interior do dente em T0, T1 e T2.

TEMPO	MONOCRISTALINO				POLICRISTALINO				T-Test
	ME	DP	MINIMO	MAXIMO	ME	DP	MINIMO	MAXIMO	
T0	16,66	1,06	14,48	18,09	17,56	1,07	16,36	20,07	0,07
T1	17,88	1,14	15,37	19,38	18,69	1,19	17,62	21,64	0,14
T2	16,48	1,2	14,21	18,12	17,19	1,36	15,94	20,65	0,22
P			.615				.166		

A tabela 2, reporta as forças de descolamento obtidas através dos testes de cisalhamento. Não apresentaram diferenças estatísticas significativas:

Tabela 2: Média da força de cisalhamento para os brackets Monocristalinos e Policristalinos.

Bracket	Média (Mpa)	DP	Mínimo	Máximo	T teste	P
Mono	27,11	7,27	17,01	42,13	1,682	0,1133
Poli	20,03	9,70	11,46	40,82		

As trincas observadas através do teste de transiluminação estão classificadas quanto ao seu tamanho, localização e orientação, conforme as tabelas 3, 4 e 5 respectivamente.

Tabela 3: Tamanho das trincas de esmalte, pré e pós descolagem, por localização.

Localização Trincas	Pré- Cisalhamento				Pós-Cisalhamento			
	Me	DP	Minimo	Maximo	Me	DP	Minimo	Maximo
MI	0,5	2,29	0	10,5	1,742	3,8	0	16,56
DI	0,4	1,08	0	4,14	2,17	4,43	0	16,9
MC	1,5	2,52	0	9,35	1,87	3,22	0	11,71
DC	1,03	2,08	0	6,1	1,09	2,18	0	6,1

Tabela 4: Quantidade das trincas de esmalte pré e pós descolagem, por localização:

	Pré					Pós				
	MI	DI	MC	DC	N	MI	DI	MC	DC	N
Número Trincas	1	3	8	5	17	7	8	8	6	29
% Trincas	5,56	16,67	44,44	27,78		22,58	25,81	25,81	19,35	
Dentes Trincas			40,00%		8			65,00%		13
Dentes Hígidos			60,00%		12			35,00%		7
Total Amostras			20					20		

Tabela 5: Direcionamento das trincas de esmalte, pré e pós descolagem, por localização:

Direção das Trincas	Pré						Pós					
	MI	DI	MC	DC	Total	%	MI	DI	MC	DC	Total	%
Oblíqua	1		4	3	8	47,06	2	2	4	4	12	41,38
Vertical		3	2	2	7	41,18	5	5	2	2	14	48,28
Horizontal			2		2	11,76			2	1	3	10,34

6. DISCUSSÃO

Durante o processo de fabricação dos *brackets* mono e policristalinos, suas propriedades físicas se diferem quanto opacidade e translucidez visual, o que poderia alterar a passagem de luz no momento da fotoativação, interferindo na sua relação com o sistema adesivo.

O presente estudo avaliou a influência do aumento da temperatura na camara pulpar, a força de cisalhamento e geração de trincas em esmalte de dentes bovinos após cimentação de braquetes mono e policristalinos.

Os resultados demonstraram que não houve diferença estatística significativa no teste de termopar na extensometria que avaliou a transmissão de calor para polpa durante a fotoativação, assim como no teste de cisalhamento entre os dois tipos de braquetes cerâmicos avaliados.

Quando comparadas as médias entre as amostras intra e inter grupos, os valores obtidos não reproduzem alterações significativas no aumento da temperatura intrapulpar (aproximadamente 1°C) sugerindo uma condição de passagem de luz semelhante para ambos. Segundo (NALBANTGIL, TOZLU e OZTOPRAK, 2018) para que haja alterações pulpares a temperatura durante a fotoativação deve subir acima de 3°C.

Na avaliação do teste de cisalhamento, o valor encontrado não apresentou diferença estatística significativa entre os dois grupos, no entanto, as medias entre os brackets mono e policristalinos apresentaram uma diferença de aproximadamente 25%. No estudo que avaliou descolagem de *brackets* em dentes bovinos foi encontrada uma media de força de 21,35 Mpa para policristalinos (NALBANTGIL, TOZLU e OZTOPRAK, 2018), sendo similar ao encontrado no presente estudo 20,03 Mpa.

Sugerindo que a qualidade da luz e a potência do aparelho fotoativador influencia diretamente na adesão do bracket de forma mais significativa do que o tipo de cerâmica utilizada. Contudo, o alto valor de desvio padrão se deve ao número de amostras insuficiente o que impossibilitou a maior acurácia dos testes.

Em relação ao teste de transiluminação, o tamanho das trincas foi avaliado por quadrantes. A região que mais apresentou alterações de tamanho nas trincas após cisalhamento foi a Mesio Incisal (MI) seguida da região Disto Incisal (DI). Resultados semelhantes foram encontrados no estudo de DUMBRYTE, VEBRIENE, *et al.*, 2018.

Quanto ao número de trincas a região Disto Incisal (DI) foi a que mais apresentou alteração, seguida da Mesio Incisal (MI). Isso se deve a força de compressão gerada próximo a cervical do dente durante o teste de cisalhamento, que em contrapartida cria uma força de tensão acima da linha do *bracket*, próximo à

incisal dentária, onde existe menor espessura de dentina o que torna o dente ser mais susceptível à fraturas (THOMPSON, 2019).

Foi observado que, em dentes que já possuíam trincas a propagação de tal fratura é consideravelmente superior quando comparado aos dentes com esmalte hígido. Estes após o cisalhamento apresentaram orientação de trincas 100% na vertical, levantando a hipótese de que o sentido de força aplicada no teste versus formas e orientações dos prismas de esmalte podem levar a uma falha na conformação do esmalte, no sentido do longo eixo do dente (AKASAPU, HEGDE e MURTHY, 2018) (ARANGO-SANTANDER, MONTOYA, *et al.*, 2019)

7. CONCLUSÃO

Devido à semelhança e qualidade do material com que são produzidos, os brackets cerâmicos Monocristalinos e Policristalinos, não apresentaram diferenças significativas em relação a transmissão de calor para polpa durante a fotoativação. Os testes de cisalhamento não indicaram diferença na força que promoveu a descolagem dos *brackets*, e as trincas observadas em esmalte são igualmente acometidas em ambos. Desta forma a conduta do clínico para o uso de ambos os tipos de *brackets* deve ser semelhante.

8. REFERÊNCIAS

AKASAPU, A.; HEGDE, U.; MURTHY, P. S. Enamel surface morphology: An ultrastructural comparative study of anterior and posterior permanent teeth. **Journal of Microscopy and Ultrastructure**, Mysore, v. 6, n. 3, p. 160-164, Agosto 2018.

ALEXOPOULOU, E. et al. A study of the mechanical properties of as-received and intraorally exposed single-crystal and polycrystalline orthodontic ceramic brackets. **European Journal of Orthodontics**, p. 1–6, 2019.

ARANGO-SANTANDER, S. et al. Chemical, structural and mechanical characterization of bovine enamel. **Archives of Oral Biology**, Medellín, v. 109, Setembro 2019.

BISHARA, S. E.; OSTBY, A. W. Bonding and Debonding From Metal to Ceramic: Research and its Clinical Application. **Seminars in Orthodontics**, v. 16, n. 1, p. 24-36, 2010.

CAMPOS, F. L. D. et al. The malocclusion and its association with socioeconomic variables, habits and care with five years old children. **Rev Odontol UNESP.**, v. 42, n. 3, p. 160-166, 2013.

CHALIPA, J. et al. Comparison of Bond Strength of Metal and Ceramic Brackets Bonded with Conventional and High-Power LED Light Curing Units. **Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran**, v. 13, n. 6, p. 423 - 430, 2016.

CHÁVEZ, J. A. R. et al. Comparison of the shear bond strength of brackets between two adhesive systems (SEP and MIP Transbond) at 60 minutes and 24 hours. **Revista Mexicana de Ortodoncia**, v. 1, n. 1, p. 38-43, 2013.

DUMBRYTE, I. et al. Enamel microcracks in the form of tooth damage during orthodontic debonding: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. **European Journal of Orthodontics**, v. 40, n. 6, p. 636–648, Dezembro 2018.

MALTAGLIATI, L. Á. et al. Bráquetes estéticos – considerações clínicas. **Rev. Clín. Ortodon. Dental Press**, v. 5, n. 3, p. 89-95, 2006.

NALBANTGIL, D.; TOZLU, M.; OZTOPRAK, M. O. Comparison of Different Energy Levels of Er:YAG Laser Regarding Intrapulpal Temperature Change During Safe Ceramic Bracket Removal. **Photomedicine and Laser Surgery**, Istanbul, p. 1-5, 2018.

OLIVEIRA, L. R. S. et al. Molar cusp deformation evaluated by micro-CT and enamel crack formation to compare incremental and bulk-filling techniques. **Journal of Dentistry**, v. 74, p. 71-78, 2018.

REIS, S. A. B.; CAPELOZZA-FILHO, L.; MANDETTA, S. Prevalence of Normal Occlusion and Malocclusion among Adult, Caucasian Brazilians, with Normal Facial Profile. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 5, n. 5, p. 17-25, 2002.

ROCHA, J. M. D. et al. Shear bond resistance and enamel surface comparison after the bonding and debonding of ceramic and metallic brackets. **Dental Press Journal of Orthodontics**, Maringá, v. 19, n. 1, p. 77-85, 19 Janeiro 2014.

SILVA, P. F. D. et al. Effect of selective carious tissue removal on biomechanical behavior of class II bulk-fill dental composite restorations. **Journal of Health Sciences**, Uberlândia, v. 19, n. 5, 14 fev. 2017. Disponível em: <<https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/18231>>.

SOBREIRA, C. R.; LORIATO, L. B.; OLIVEIRA, D. D. Bráquetes Estéticos: Características e Comportamento Clínico. **Rev. Clín. Ortodon. Dental Press**, Maringá, v. 6, n. 1, p. 94 - 102, 2007.

THOMPSON, V. P. The tooth: An analogue for biomimetic materials design and processing. **Dental Materials**, London, v. 34, n. 22, p. 1-18, agosto 2019.