

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

Alessandra de Sousa Ramos

Avaliação da resistência ao desgaste de diferentes cerâmicas
odontológicas utilizadas para a técnica CAD/CAM

Ribeirão Preto

2022

Alessandra de Sousa Ramos

Avaliação da resistência ao desgaste de diferentes cerâmicas
odontológicas utilizadas para a técnica CAD/CAM

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado como requisito
parcial para obtenção de título
de bacharel em Odontologia pela
Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade
de São Paulo (FORP-USP).

Orientador: Prof. Dr. Ricardo
Faria Ribeiro

Ribeirão Preto

2022

Alessandra de Sousa Ramos

Avaliação da resistência ao desgaste de diferentes cerâmicas
odontológicas utilizadas para a técnica CAD/CAM

Trabalho de Conclusão de Curso, apresentado a Universidade de São Paulo,
como parte das exigências para obtenção do título de cirurgião dentista.

Ribeirão Preto, ____ de _____ de _____.

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho a minha falecida avó, Tereza Ana Farias de Sousa, que desde sempre acreditou no meu potencial, me incentivou de alguma forma e sei que continua me acompanhando de onde estiver.

Aos meus pais, que sempre foram a minha base de tudo e que durante toda essa jornada, desde antes a graduação, sempre estiveram ao meu lado me dando forças, me apoiando e sempre tiveram compreensão nos momentos mais difíceis.

Ao meu irmão, que fez esses anos serem mais leves com seu companheirismo e parceria.

A minha namorada, que mesmo estando presente apenas na reta final dessa jornada, foi essencial nesse processo, me dando forças, acreditando sempre no meu potencial e me mostrando que posso conquistar tudo o que eu quiser.

A todos os meus familiares e amigos que de alguma forma tiveram participação nessa fase da minha vida.

A vocês todo o meu sentimento de amor e gratidão.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, que me deu forças para continuar e alcançar meu sonho de infância de ser dentista.

Ao meu orientador, Ricardo Faria Ribeiro, pela oportunidade de ter vivido essa experiência científica que me proporcionou não só crescimento profissional, mas também pessoal. Agradeço, pela paciência e parceria ao longo desses anos.

Ao pós-graduando, Anselmo Agostinho Simionato, que desde o início do trabalho esteve comigo me ajudando e me orientando na realização desse projeto. Só tenho a agradecer pela paciência e aprendizado, que vou levar comigo sempre.

A Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz, técnica do laboratório, que desde o início da minha iniciação científica esteve comigo e colaborou com a realização dos projetos, além de compartilhar conhecimento que foi além do assunto estudado.

Aos professores e funcionários, que de alguma forma participaram não só na realização deste trabalho, mas também ao longo de todo período acadêmico.

Ao PIBIC/CNPq, pelo apoio financeiro concedido através do processo nº 144781/2018-2 – Edital Universal CNPq405364/2016-4.

RESUMO

RAMOS, A. S. Avaliação da resistência ao desgaste de diferentes cerâmicas odontológicas utilizadas para a técnica CAD/CAM. 2022. Trabalho de Conclusão de Curso, Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto.

O objetivo deste estudo foi comparar a resistência ao desgaste de cerâmicas odontológicas injetadas e para CAD/CAM. Para isso foram testados dois tipos de cerâmicas injetadas (Amber® LiSi-PoZ – ALS e Rosetta® SP – RSP) e três tipos de cerâmicas para CAD/CAM (Rosetta® SM – RSM, Amber® Mill – AMM e Rosetta® BM – RBM), que tiveram amostras cônicas (3,0 x 9,0 mm) confeccionadas e amostras planas (12,0 x 12,0 x 1,0 mm) de um único tipo de zircônia (Ceramill® ZI). Realizou-se 300.000 ciclos termomecânicos (2Hz) simulando oclusão e desocclusão das amostras cônicas sobre as amostras planas. Foram avaliadas a perda de altura e perda de massa das amostras cônicas e variação da microdureza Vickers das amostras planas. Foi realizada também a microscopia confocal de amostras planas e cônicas. Os dados foram analisados segundo os testes One-Way ANOVA, modelo linear de medidas repetidas e teste complementar de Bonferroni ($\alpha=0.05$). Houve diferença entre as cerâmicas avaliadas na perda de altura ($p=0,123$). Há interação positiva entre grupos*tempo na variável rugosidade ($p=0,017$), com rugosidade da área de desgaste menor que a rugosidade da área controle nos blocos e a rugosidade final é menor que a rugosidade inicial nas amostras desgastadas, $AMM < RSP$ e $RSM < RSP$. De acordo com as limitações deste estudo, é possível concluir que a cerâmica feldspática reforçada por leucita apresenta menor resistência ao desgaste que as cerâmicas de dissilicato de lítio e que o método de obtenção, fresagem ou prensagem, não afetou o comportamento das cerâmicas de dissilicato de lítio.

Palavras-chave: Resistência ao desgaste. Cerâmicas odontológicas.

ABSTRACT

RAMOS, A. S. Evaluation of wear resistance of different dental ceramics used for the CAD/CAM technique. 2022. Trabalho de Conclusão de Curso, Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto.

The aim of this study was to compare the wear resistance of injected and CAD/CAM dental ceramics. For this, two types of injected ceramics were tested (Amber® LiSi-PoZ – ALS and Rosetta® SP – RSP) and three types of ceramics for CAD/CAM (Rosetta® SM – RSM, Amber® Mill – AMM and Rosetta® BM – RBM), which had conical samples (3.0 x 9.0 mm) made and flat samples (12.0 x 12.0 x 1.0 mm) of a single type of zirconia (Ceramill® ZI). 300,000 thermomechanical cycles (2Hz) were performed, simulating occlusion and deocclusion of the conical samples on the flat samples. Height loss and mass loss of conical specimens and Vickers microhardness variation of flat specimens were evaluated. Confocal microscopy of flat and conical samples was also performed. Data were analyzed using One-Way ANOVA, repeated measures linear model and Bonferroni's complementary test ($\alpha=0.05$). There was a difference between the ceramics evaluated in terms of height loss ($p=0.123$). There is a positive interaction between groups*time in the roughness variable ($p=0.017$), with roughness of the wear area lower than the roughness of the control area in the blocks and the final roughness is lower than the initial roughness in the worn samples, AMM < RSP and RSM < RSP. According to the limitations of this study, it is possible to conclude that leucite-reinforced feldspathic ceramics have lower wear resistance than lithium disilicate ceramics and that the method of obtaining, milling or pressing did not affect the behavior of lithium disilicate ceramics.

Keywords: Wear resistance. Dental ceramics.

Sumário

RESUMO	6
ABSTRACT	7
1. INTRODUÇÃO	9
2. HIPÓTESE	14
3. MATERIAIS E MÉTODOS	16
3.1 Confeção dos corpos de prova	17
3.2 Embutimento das amostras	20
3.3 Perda de massa	21
3.4 Perda de altura	21
3.5 Microdureza Vickers	23
3.6 Rugosidade	24
3.7 Microscopia confocal	24
3.8 Ciclagem termomecânica	24
3.9 Análise estatística	25
4. RESULTADOS	26
5. DISCUSSÃO	34
6. CONCLUSÃO	41
REFERÊNCIAS	43
ANEXO A	49
ANEXO B	49
ANEXO C	50
ANEXO D	50

1. INTRODUÇÃO

INTRODUÇÃO

Os padrões exigidos dentro da odontologia atual demandam a produção de reabilitações com materiais atrativos e com propriedades que permitam a obtenção de alto valor estético e as cerâmicas dentais têm sido cada vez mais utilizadas nos tratamentos reabilitadores, visto que é um material com adequada propriedade óptica, reproduzindo o dente natural de forma muito semelhante, além da sua durabilidade química (GOMES *et al.*, 2008). Desde a década de 1960, foram utilizadas restaurações metalocerâmicas, onde a resistência era garantida pelo metal e a estética era garantida pela cerâmica (KONTONASAKI *et al.*, 2008; LIM *et al.*, 2020). No entanto, a cor da cerâmica era influenciada pelos tons escuros da estrutura metálica, dificultando a reprodutibilidade dos tons naturais dos dentes, além de existir a exposição de partes metálicas, pigmentação dos tecidos gengivais e translucidez reduzida, que eram fatores limitantes relacionados à estética (LIM *et al.*, 2020). Diante dessas limitações, coroas totalmente em cerâmicas foram desenvolvidas, juntamente com o desenvolvimento de materiais e técnicas, permitindo a reabilitação de elementos dentais com a mimetização dos tecidos dentais dos dentes adjacentes (MCLAREN; WHITEMAN, 2010).

Para as cerâmicas odontológicas temos as técnicas de estratificação, prensagem e CAD/CAM (SAMPAIO *et al.*, 2019). Estratificações com camadas de cerâmica e queimas sequenciais, combinando diferentes tipos de cerâmica conforme as características desejadas, permitem a obtenção de resultados estéticos com excelente naturalidade, apesar da fragilidade da restauração antes da cimentação (SAMPAIO *et al.*, 2019) e após a cimentação, em áreas não suportadas por tecido dental (MCLAREN; WHITEMAN, 2010).

Cerâmicas odontológicas prensadas são utilizadas junto a altas temperaturas, pela técnica de eliminação de um padrão de cera previamente esculpido incluído em revestimento odontológico e injeção de cerâmica em altas temperaturas. O resultado é uma restauração cerâmica monocromática que pode ser caracterizada conforme as individualidades de cada paciente (SAMPAIO *et al.*, 2019; WILLARD; GABRIEL CHU, 2018). O CAD/CAM é um método que foi introduzido a fim de facilitar a produção dessas restaurações e vem simplificando e diminuindo o tempo de produção, quando

comparado à técnica de prensagem (LAWSON; BANSAL; BURGESS, 2016; LIM *et al.*, 2020; SAMPAIO *et al.*, 2019), onde é realizado o desgaste de um bloco cerâmico a partir do desenho tridimensional digital.

O CAD/CAM pode ser definido como o processo de fabricação de restaurações fresadas por meio de uma fresadora (CAM - Computer Aided Machine) e é dividido em três etapas: aquisição de dados (escaneamento), desenho digital da restauração e fresagem (SAMRA *et al.*, 2016). As cerâmicas odontológicas são os materiais mais utilizados atualmente nesse sistema pela boa estabilidade e estética proporcionadas (SIEPER; WILLE; KERN, 2017; SONG; YIN, 2012) além das propriedades mecânicas favoráveis (BANO *et al.*, 2016; VICHI *et al.*, 2018).

Também podemos classificar as cerâmicas odontológicas de acordo com a matriz cristalina, como cerâmicas de matriz resinosa, cerâmicas com matriz reforçada por partículas de silicato de lítio e cerâmicas com óxidos incorporados na matriz (GUILARDI *et al.*, 2020). Essas partículas são incluídas com o objetivo de que as cerâmicas combinem resistência adequada e tenacidade à fratura junto às características estéticas, performance clínica e biocompatibilidade (GUILARDI *et al.*, 2020; LI *et al.*, 2016). Atualmente, as cerâmicas feldspática reforçada com leucita ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) e dissilicato de lítio ($\text{SiO}_2\text{Li}_2\text{O}$) são dois tipos importantes de cerâmicas odontológicas disponíveis comercialmente e com grande utilização (CHUNG *et al.*, 2009; LI *et al.*, 2016; TANG *et al.*, 2014).

Quando testadas quanto à resistência à flexão as cerâmicas odontológicas nos fornecem informações relevantes quanto à capacidade em suportar forças mastigatórias (KANG; CHANG; SON, 2013; TAVARES *et al.*, 2020). A restauração confeccionada a partir de dissilicato de lítio monolítico dissipa o estresse dessas forças por toda sua estrutura, assim, é importante que não existam áreas de concentração de forças, clinicamente representadas por desequilíbrios oclusais (KANG; CHANG; SON, 2013). O processo de obtenção das restaurações com dissilicato de lítio envolve a utilização de calor para que sua estrutura adquira a forma final, com o processo de cristalização. Enquanto para o dissilicato de lítio esse processo muitas vezes não ultrapassa 25 minutos, restaurações

obtidas com a utilização de zircônia levam até 8 horas para a obtenção de sua forma final, sendo esta uma vantagem para a utilização de cerâmicas odontológicas compostas por dissilicato de lítio (KANG; CHANG; SON, 2013). Entre diferentes materiais disponíveis comercialmente e testados nesses estudos (IPS e.max CAD e Rosetta SM), seus produtos finais não demonstram flexão, após o processo de cristalização (KANG; CHANG; SON, 2013; TAVARES *et al.*, 2020).

A tenacidade é uma propriedade intrínseca ao material e está relacionada à capacidade de resistência à fratura. Nas cerâmicas utilizadas na odontologia está relacionada com a performance clínica destes materiais, em características como resistência à fraturas e desgaste (ALKADI; RUSE, 2016; HAMPE *et al.*, 2019; KONTONASAKI *et al.*, 2008). Cerâmicas prensadas (IPS e.max Press, Amber Press e AmberLiSi POZ) e para CAD/CAM (IPS e.max CAD e Rosetta SM) compostas por dissilicato de lítio foram avaliadas em um estudo anterior sobre resistência à fratura. Os resultados encontrados mostraram que dentre as cerâmicas prensadas a mais resistente à fratura foi a AmberLiSi POZ e dentre as processadas por CAD/CAM foi a IPSe.max CAD. De modo geral, as cerâmicas processadas por CAD/CAM apresentaram maior resistência à fratura quando comparadas com aquelas cerâmicas prensadas (LIM *et al.*, 2020).

Tratamentos protéticos exigem adequada adaptação das próteses ao preparo, tanto internamente quanto em suas margens (KIM; OH; UHM, 2016). Um tratamento protético com adaptação marginal ideal colabora com a manutenção da saúde periodontal do paciente além de prevenir a degradação do agente cimentante (ALHARBI *et al.*, 2018;

DAUTI *et al.*, 2019; SON *et al.*, 2019), relacionados com a longevidade do tratamento (ARIGANELLO *et al.*, 2018; HAGENFELD *et al.*, 2018; MATARESE *et al.*, 2017; SON *et al.*, 2019). Se tratando da adaptação interna, temos que, uma prótese bem adaptada internamente tem um aumento na sua retenção (MARTINS *et al.*, 2012; SON *et al.*, 2019). A adaptação marginal aceitável clinicamente está entre 100-120 μm e os valores encontrados nas próteses cerâmicas fabricadas pelas diferentes técnicas não ultrapassam esses valores (ALAJAJI *et al.*, 2017; GOUJAT *et al.*, 2019; ROPERTO *et al.*, 2016; SACHS *et al.*, 2014; SENER-YAMANER *et al.*, 2017; SON *et al.*, 2019).

Entretanto, poucos estudos avaliaram a resistência ao desgaste desses materiais, o que seria um critério importante, dado que as cerâmicas são materiais friáveis e por isso suscetíveis ao desgaste por fadiga e consequente formação de trincas sub-superficiais, que se propagam e levam à perda de fragmentos. Esses por sua vez acabam funcionando como um terceiro agente abrasivo, simulando um teste de abrasão de três corpos (ALBASHAIREH; GHAZAL; KERN, 2010). Além disso, a resistência ao desgaste é um fator que está relacionado à estabilidade oclusal, exemplificado em situações nas quais se tem alta taxa de desgaste essa estabilidade tende a diminuir (YIN; JANG; *et al.*, 2019; YIN; KIM; *et al.*, 2019).

Dessa forma o presente estudo procura avaliar a resistência ao desgaste de cerâmicas odontológicas disponíveis para usinagem pela técnica CAD/CAM (Amber Mill - AMM, Rosetta BM - RBM e Rosetta SM - RSM) comparando-as com as cerâmicas para prensagem (AmberLiSi POZ - ALS e Rosetta SP - RSP), em um teste de ciclagem térmica e mecânica contra antagonistas de zircônia.

2.HIPÓTESE

HIPÓTESE

A hipótese nula testada é de que não há diferenças nos efeitos após ciclagem termomecânica entre as cerâmicas testadas, tanto no corpo de prova cônico, quanto no corpo de prova plano.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização desse estudo foram confeccionados corpos de prova planos (n=25) e cônicos (n=25) com a extremidade semelhante a uma ponta de cúspide, sendo divididos em 5 grupos diferentes (n=5).

3.1 Confeção dos corpos de prova

As amostras cônicas das cerâmicas para CAD/CAM foram confeccionadas a partir de blocos de três diferentes cerâmicas: Amber Mill, Rosetta SM, Rosetta BM (Fig. 1), utilizando uma trefina (Fig. 2) para obter o formato cilíndrico e ponta diamantada cilíndrica adaptada em alta rotação posicionada no dispositivo Multi CP 2000 (Fig. 3) com angulação de 30° padronizada para todas as amostras.

Fig. 1 - Materiais cerâmicos para CAD/CAM utilizados. A - Amber Mill (cerâmica de dissilicato de lítio); B - Rosetta SM (cerâmica de dissilicato de lítio); C - Rosetta BM (cerâmica feldspática com leucita).



Fonte: Autoria própria

Fig. 2 - Instrumento de corte do tipo trefina, utilizado para cortar as amostras cônicas.



Fonte: Autoria própria

Fig. 3 - Posicionamento no Multi CP 2000 para confecção da ponta semelhante a uma cúspide.



Fonte: Autoria própria

A confecção dos corpos de prova cônicos das cerâmicas prensadas (AmberLisi POZ e Rosetta SP) (Fig. 4) exigiram a duplicação das amostras cônicas obtidas com as cerâmicas CAD/CAM utilizando silicone leve (Variotime Light Flow, HeraeusKulzer, Hanau, Alemanha) e silicone pesado (VariotimeEasyPutty, HeraeusKulzer, Hanau, Alemanha) para a confecção de uma matriz, utilizada para a obtenção de padrões de cera orgânica. Os padrões foram incluídos em revestimento (IPS PRESSVEST Speed, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Alemanha) (Fig. 5).

Fig. 4 – Materiais cerâmicos para prensagem utilizados: A- AmberLiSi - POZ (cerâmica vítrea LiSi₂). B - Rosetta SP (cerâmica de dissilicato de lítio).



Fonte: Autoria própria

Fig. 5 – Amostras cilíndricas enceradas e posicionadas no anel de inclusão.

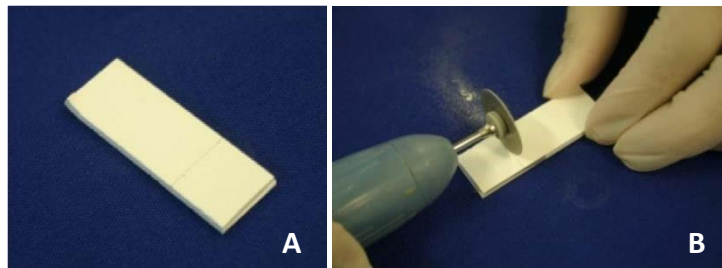


Fonte: Autoria própria

Após a inclusão foi realizada a prensagem das cerâmicas Amber Lisi e Rosetta SP (Sinter Press Alumini) seguindo as orientações do fabricante. As amostras foram separadas utilizando disco de corte montado e motor elétrico, após desinclusão e jateamento com esferas de vidro. As cerâmicas Amber Mill e Rosetta SM foram cristalizadas (Sinter Press Alumini) também seguindo as orientações do fabricante. As orientações dos fabricantes encontram-se nos anexos deste relatório.

Para a confecção dos corpos de prova antagonistas planos (7 x 12 x 1 mm) foram utilizados blocos de zircônia para CAD/CAM (*Ceramill® ZI*) que foram obtidos com cortadeira metalográfica de precisão (Isomet 1000, Buhler) e motor elétrico com um disco de corte montado (*Fig. 6*) e zircônia passaram por um processo de sinterização no forno (InFire HTC Speed) com um ciclo de sinterização recomendado pelo fabricante (aquecimento a 10°C/min até 700°C e patamar de 10 minutos). Em seguida, o aquecimento continuou até 900°C com velocidade de 8°C/min durante 30 minutos. Posteriormente, o aquecimento continuou na mesma velocidade até alcançar 1450°C permanecendo durante 120 minutos e resfriamento lento até 200°C com velocidade de 5°C/min.

Fig. 6 A – Fatias dos blocos de zircônia obtidas pela cortadeira metalográfica de precisão. B – Corte das fatias em fragmentos menores com o auxílio de um motor e disco.



Fonte: Autoria própria

Todos os corpos de prova confeccionados passaram por uma etapa de acabamento e polimento, em que foram utilizadas lixas d'água em sequência de granulação da numeração 280, 400 e 600, além das pontas de polimento (Kit EVE Diapol, Odontomega), seguindo sequência da maior granulação para a menor.

3.2 Embutimento das amostras

As amostras retangulares foram posicionadas no centro do anel de tubo PVC com o auxílio de um delineador e resina acrílica autopolimerizável (VIPI FLASH, VIPI, Pirassununga/SP Brasil) foi vertida no interior do anel do tubo (Fig. 7).

Fig. 7 – Amostras planas embutidas em anel de cano PVC e resina acrílica autopolimerizável.



Fonte: Autoria própria

3.3 Perda de massa

Foi realizada a análise de perda de massa das amostras cônicas. Para isso houve a pesagem das amostras com balança de precisão (Bel Engineering, Piracicaba/SP, Brasil), antes e após o ensaio. A perda de massa foi calculada subtraindo-se os valores finais obtidos dos valores iniciais.

3.4 Perda de Altura

As amostras cônicas foram analisadas pela projeção de perfil (Nikon Profile Projector) em ampliação de 20X, após o posicionamento de cada uma delas em seu respectivo mandril (Fig.8). O perfil de cada uma delas foi registrado antes e depois do ensaio, com o auxílio de uma lapiseira e uma folha de papel vegetal (Fig. 9) e, em seguida, utilizando-se um paquímetro (Mitutoyo, Mitutoyo Sul Americana Ltda, Japão) (Fig. 10) a maior altura do perfil, antes e depois do desgaste, foi medida, para que uma análise desses valores pudesse ser feita (Fig. 11).

Fig. 8 – Amostra cônica posicionada no mandril.



Fonte: Autoria própria

Fig. 9 – Traçado de perfil da amostra cônica em folha de papel vegetal.



Fonte: Autoria própria

Fig. 10 – Paquímetro Mitutoyo utilizado para medir a altura de desgaste das amostras cônicas.



Fonte: Autoria própria

Fig. 11 – Paquímetro posicionado nos perfis para medir a perda de altura das amostras cônicas.



Fonte: Autoria própria

3.5 Microdureza Vickers

Após as amostras planas estarem fixadas aos anéis, foi utilizado microdurometro (HMV Micro Hardness Tests, Shimadzu), onde foram tomadas 5 medidas por espécime, submetidos à uma carga de 3N durante 15s, determinada após um teste piloto, analisados em aumento de 40x.

Neste ensaio, uma ponta em formato piramidal é utilizada para edentação da superfície do material. As duas diagonais da base são medidas e utiliza-se os seguintes cálculos para verificação do valor de microdureza de superfície, onde P expressa a carga, θ expressa a relação entre os ângulos opostos da pirâmide de base quadrada e d expressa a média entre as diagonais:

$$(1) \ d = (d_1 + d_2)/2$$

$$(2) \ 0,102[2Psen[(\theta/2)/d^2]$$

A variação da microdureza nos espécimes foi calculada pela diferença entre os valores finais e iniciais ($\Delta VHN = VHN_f - VHN_i$).

3.6 Rugosidade

Foi utilizado rugosímetro (Surftest SJ-201P, Mitutoyo, KanaGawa, Japão) para análise de rugosidade das amostras planas. Os parâmetro utilizado foi 5 *cut-off* de 0.8 mm. Três medidas em três regiões distintas, uma central e outras duas deslocadas 1mm à direita e à esquerda da medida central, foram realizadas.

3.7 Microscopia confocal

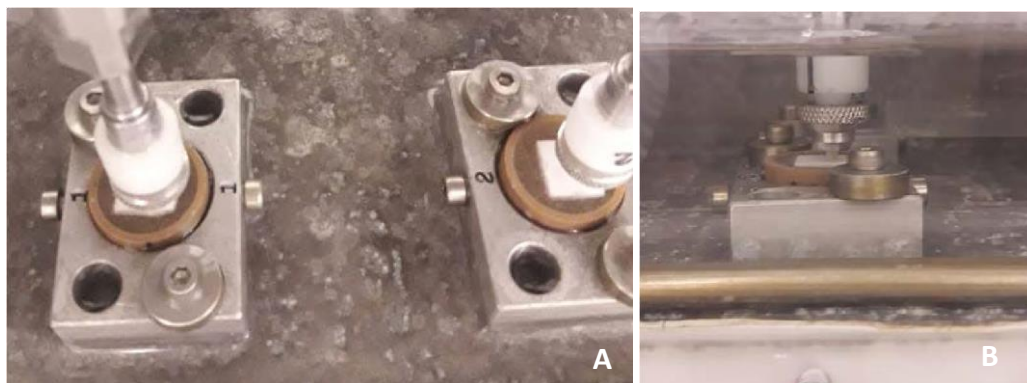
Foi realizada a análise com microscopia confocal do ápice das amostras cônicas, antes e depois da ciclagem termomecânica, onde foi possível obter valores de rugosidade superficial dessa região. As amostras planas também foram analisadas, onde foi possível obter os valores de rugosidade da região do desgaste formada pelo desgaste. O aumento utilizado para as análises foi de 5x.

3.8 Ciclagem termomecânica

Após as análises iniciais, os corpos de provas foram posicionados na máquina de simulação mastigatória (Máquina de fadiga mecânica por mastigação - BIOPDI – Equipamentos para pesquisa de materiais médicos e odontológicos, São Carlos, SP, Brasil) de forma que os espécimes cônicos, encaixados nos mandris, fossem posicionados na haste superior e as amostras planas, na mesa de ensaio (*Fig. 9*).

O ensaio consistiu na aplicação de uma força vertical do corpo de prova cônico contra a amostra plana, seguido de um deslizamento horizontal e repetindo esse ciclo até finalizar. As amostras realizavam esse ciclo na presença de água destilada que, por sua vez, tinha uma variação de temperatura que foi de 5° a 55°. Os parâmetros utilizados para esse ensaio foram 300.000 ciclos, em uma frequência de 2Hz, com deslocamento de 3 mm e submetidos à uma carga de 20N (LAWSON; BANSAL; BURGESS, 2016).

Fig. 9 – Amostras posicionadas na máquina de ensaio. A – Vista superior. B – Vista frontal.



Fonte: Autoria própria

3.9 Análise estatística

Os dados de perda de massa, desgaste, variação da microdureza e rugosidade linear dos antagonistas de desgaste foram submetidos aos testes de normalidade ShapiroWilk e analisados segundo o teste One-Way ANOVA e pós-teste de Tukey Para os dados obtidos na análise de rugosidade com microscopia confocal das amostras cônicas e da área desgastada e controle nas amostras planas e dureza inicial e final foi utilizado o modelo linear de medidas repetidas e teste complementar de Bonferroni. O α utilizado para as comparações entre os grupos foi de 5%. O software estatístico utilizado foi o IBM SPSS Statistics 20 (IBM SPSS software, IBM Corporation).

4. RESULTADOS

RESULTADOS

Os resultados da análise estatística segundo o teste One-Way ANOVA de perda de massa, perda de altura, rugosidade linear e Δ VHN dos corpos de prova planos (antagonistas de desgaste) após a ciclagem térmica e mecânica estão apresentados na Tabela 1 e Gráficos de 1 a 4..

Tabela 1- Resultados da análise One-Way ANOVA para perda de massa e perda de altura para os corpos de prova cônicos e rugosidade linear e variação de microdureza de superfície dos antagonistas de zircônia

	Amber-Mill (AMM)	AmberLiSi (AML)	Rosetta SM (RSM)	Rosetta SP (RSP)	Rosetta BM (RBM)
Perda de Massa (μg)	0.86 (0.53)	8.56 (6.81)	3.16 (1.10)	4.06 (1.04)	9.18 (10.31)
Perda de Altura (μm)	426.3 (119.6)a	927.9 (175.3)b	604.0 (92.2)ab	894.5 (140.9)b	946.4 (348.9)b
Rugosidade Linear (μm)	0.066 (0.013)	0.086 (0.015)	0.083 (0.023)	0.085 (0.016)	0.082 (0.010)
ΔVHN	-269.68 (53.01)	-170.84 (53.71)	-124.38 (70.88)	-152.98 (123.24)	-283.08 (76.41)

Letras minúsculas diferentes representam diferença estatística nas linhas ($p < 0.05$).

Fonte: Autoria própria

Os dados de perda de massa, perda de altura, rugosidade linear e variação da microdureza apresentaram distribuição normal ($p > 0.05$) segundo o teste de normalidade. A análise estatística comparando a perda de massa das amostras cônicas mostrou não haver diferença estatística entre os grupos ($p = 0.123$). Quando analisados os valores de perda de altura dessas amostras houve diferença estatística ($p = 0.001$) entre os grupos: AMM mostrou menor perda de altura que AML, RSP e RBM e semelhança com RSM. Não

houve diferença para rugosidade linear ($p=0.295$) e variação de microdureza Vickers ($p=0.082$) entre os grupos analisados.

Gráfico 1 - Resultados de perda de massa

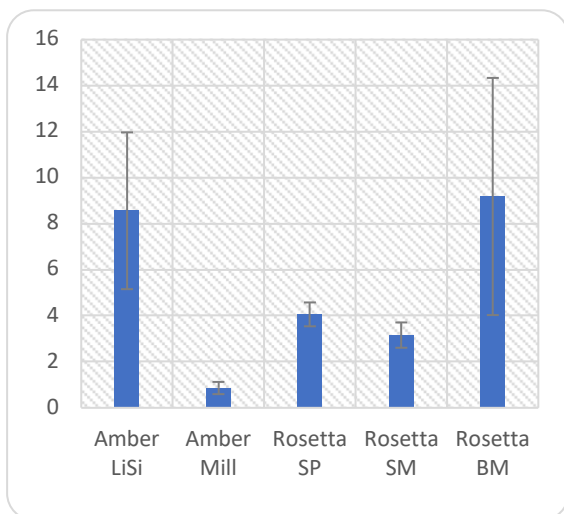


Gráfico 2 - Resultados de perda de altura

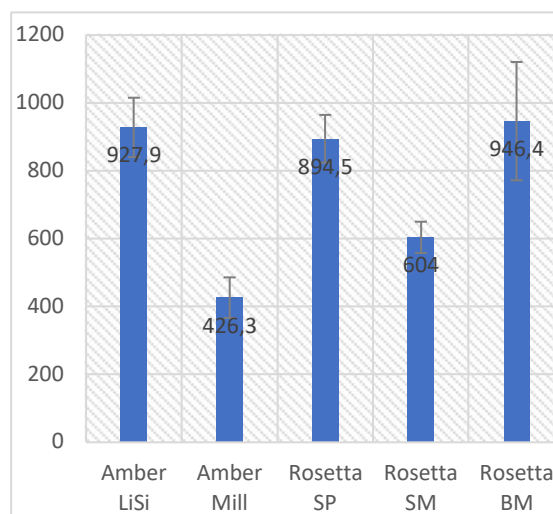


Gráfico 3 - Resultados de rugosidade linear

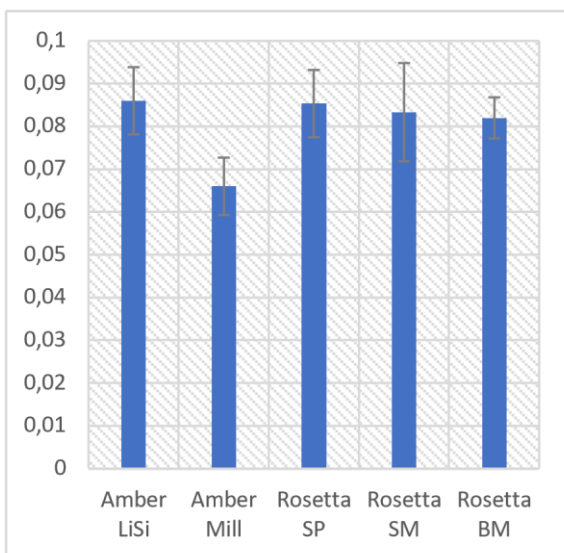
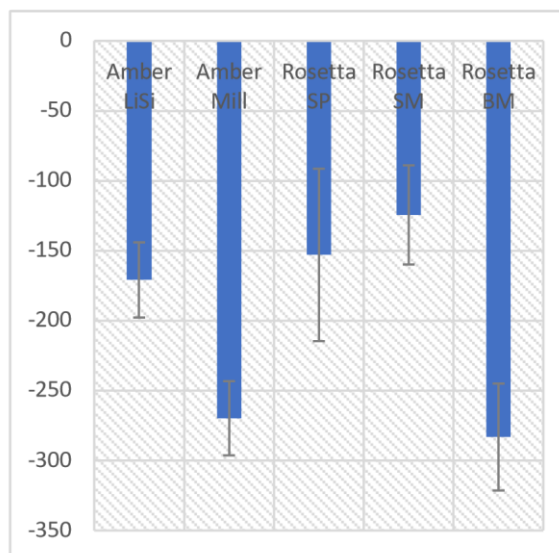


Gráfico 4 - Resultados de alteração da Microdureza Vickers



Fonte: Autoria própria

A Tabela 2 e 3 e Gráficos 5 e 6 mostram a análise dos resultados pelo modelo linear de medidas repetidas e a interação entre as variáveis. A análise mostrou que para a variável rugosidade (amostras cônicas), houve diferença entre os grupos ($p=0.006$), entre os tempos avaliados (condição inicial x condição final) ($p<0.05$) e interação grupos*tempo

($p=0.017$), onde AMM tem menor rugosidade que RSP e RSM tem menor rugosidade do que RSP. A análise dos dados de rugosidade (antagonistas) mostrou que não houve diferença entre os grupos ($p=0.249$), mas que a rugosidade da área de desgaste é diferente da área controle, sendo a rugosidade da área desgastada menor que da área controle ($p=0.05$). No entanto, a interação grupos*área ($p=0.182$) não é significativa.

Tabela 2 – Resultados da análise da interação entre os grupos nos dois períodos de avaliação para a variável rugosidade (amostras cônicas).

Tempo			Comparação	Diferença entre	p valor	Intervalo de Confiança 95%	
				as médias		Limite	Limite
						Inferior	Superior
		<u>ALS x AMM</u>		,808	1,000	-2,277	3,893
		<u>ALS x RBM</u>		1,887	,681	-1,198	4,972
		<u>ALS x RSM</u>		1,351	1,000	-1,734	4,436
		<u>ALS x RSP</u>		-1,026	1,000	-4,111	2,059
		<u>AMM x</u>		1,079	1,000	-2,006	4,164
		<u>RBM</u>		,544	1,000	-2,541	3,629
		<u>AMM x</u>		-1,833	,756	-4,918	1,252
		<u>RSM</u>		-,536	1,000	-3,621	2,549
		<u>AMM x RSP</u>		-2,913	,074	-5,998	,172
		<u>RBM x RSM</u>					
Antes		<u>RBM x RSP</u>					
				-2,377	,246	-5,462	,708
				,188	1,000	-1,503	1,879
		<u>ALS x AMM</u>		-2,261*	,004	-3,952	-,570
		<u>ALS x RBM</u>		-,747	1,000	-2,438	,944
Após		<u>ALS x RSM</u>		-2,261*	,004	-3,952	-,570

continua

<u>ALS x RSP</u>	-2,449*	,002	-4,140	-,758
<u>AMM x</u>	-,935	,966	-2,626	,756
<u>RBM</u>	-2,448*	,002	-4,139	-,757
<u>AMM x</u>	1,514	,105	-,177	3,205
<u>RSM</u>	,001	1,000	-1,690	1,692
<u>AMM x RSP</u>				
<u>RBM x RSM</u>				
<u>RBM x RSP</u>				
<u>RSM x RSP</u>	-1,513	,105	-3,204	,178

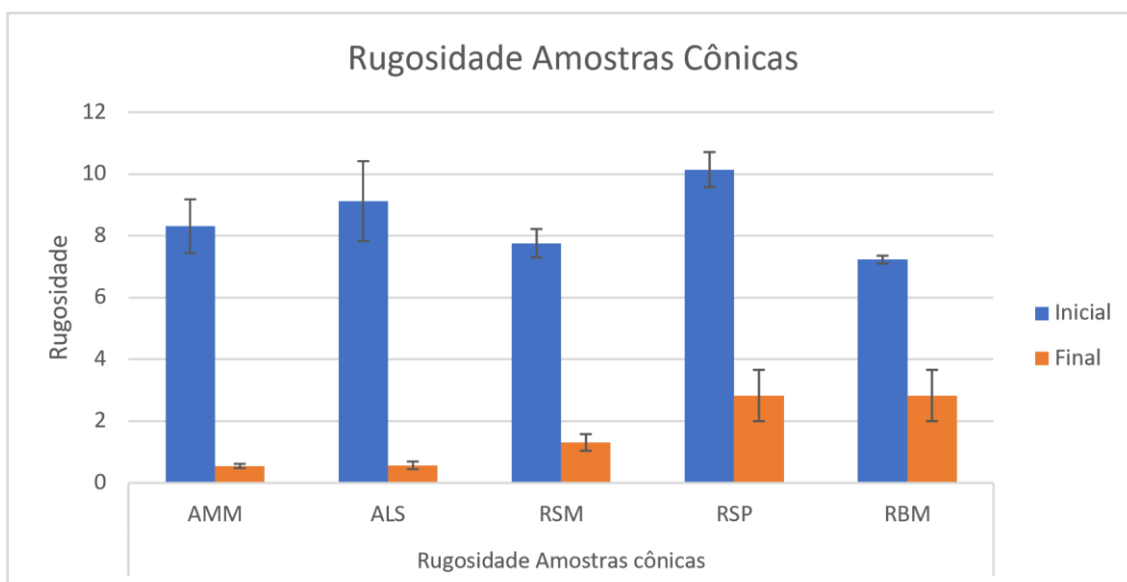
Fonte: Autoria própria

Tabela 3 – Resultados da análise da interação grupos*tempo para a variável rugosidade (amostras cônicas).

Grupos	Comparação	Diferença entre as médias	p valor	Intervalo de Confiança 95%	
				Limite	
				Limite Inferior	Superior
<u>ALS</u>	<u>Antes x Após</u>	8,547*	,000	6,838	10,255
<u>AMM</u>	<u>Antes x Após</u>	7,927*	,000	6,218	9,635
<u>RBM</u>	<u>Antes x Após</u>	4,398*	,000	2,690	6,107
<u>RSM</u>	<u>Antes x Após</u>	6,448*	,000	4,739	8,156
<u>RSP</u>	<u>Antes x Após</u>	7,312*	,000	5,603	9,020

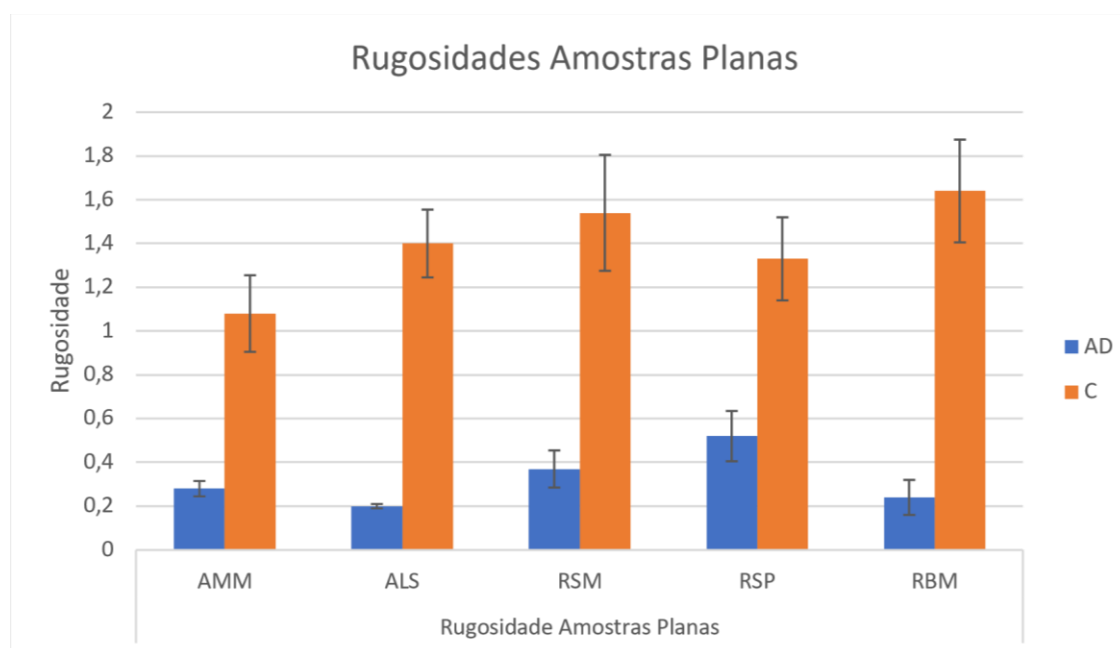
Fonte: Autoria própria

Gráfico 5 – Resultados de rugosidade das amostras cônicas no tempo inicial (I) e final (F) nos diferentes grupos testados.



Fonte: Autoria própria

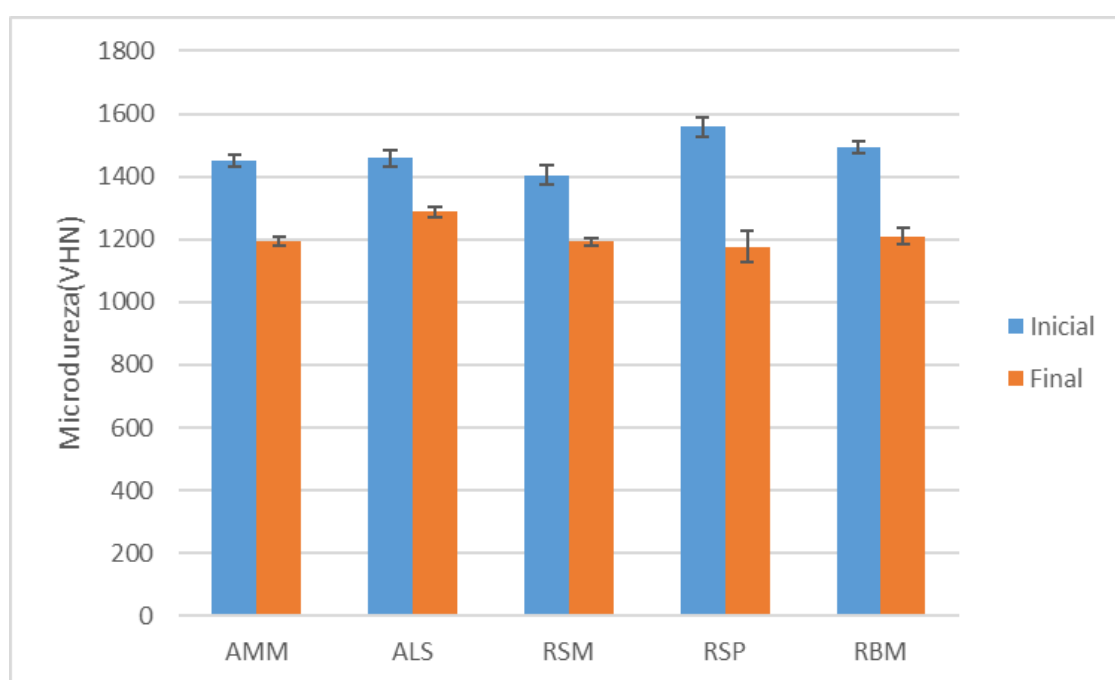
Gráfico 6 – Resultados de rugosidade das amostras planas na área desgastada (AD) e na área controle (C) nos diferentes grupos testados.



Fonte: Autoria própria

O Gráfico 7 mostra os resultados de microdureza, inicial e final, obtidos nas amostras planas. A análise mostrou que houve diferença entre os grupos ($p=0.045$), onde ALS apresentou diferença estatisticamente significativa de RSM. Quando comparados os dados entre a situação inicial e a final, houve diferença ($p<0.05$), sem estabelecer interação entre grupo*tempo, demonstrando que todos os grupos apresentam o mesmo comportamento de diminuição da dureza após os testes.

Gráfico 7 – Resultados de microdurezas amostras cônicas no tempo inicial e final nos diferentes grupos testados.



Fonte: Autoria própria

Houve o lascamento visível de corpos de prova nos grupos ALS (1), RSP (1) e RBM (1), que não impediram a continuidade do ensaio (Tabela 4).

Tabela 4 – Lascamento e continuidade do ensaio para os grupos analisados.

	AMM		ALS		RSM	RSP	RBM
Lascamento	Não		Sim		Não	Sim	Sim
Quantidade	0		1		0	1	1
Continuidade do ensaio	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim		

Fonte: Autoria própria

DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar o comportamento de cerâmicas odontológicas atuais quanto à perda de massa e perda de altura, considerando também os possíveis fatores que influenciariam essas análises, como a microdureza do material antagonista e a rugosidade, tanto do corpo de prova cônico, simulação de uma cúspide, quanto do eventual antagonista, neste estudo representado por um corpo de prova plano de zircônia, durante o esforço mastigatório, reproduzido pela ciclagem termomecânica. Cinco cerâmicas odontológicas foram utilizadas para a confecção dos corpos de prova cônicos, duas cerâmicas utilizadas na técnica de prensagem e três cerâmicas utilizadas na técnica CAD/CAM.

Para esse estudo foi utilizada a ciclagem mecânica, simulando o resultado do contato da ponta da cúspide, um momento de atrição e desoclusão, somada à ciclagem térmica. Tais movimentos tentam simular as condições enfrentadas pelos materiais quando aplicados em reabilitações oclusais e submetidos às forças mastigatórias e contatos funcionais. A mimetização de forças mastigatórias é metodologicamente complicada e nos ensaios realizados na literatura consultada (GHAZAL; HEDDERICH; KERN, 2008; LAWSON; BANSAL; BURGESS, 2016; NAKASHIMA; TAIRA; SAWASE, 2016) é descrito como o contato cíclico contínuo entre dois corpos. A ciclagem térmica se justifica pelas variações térmicas que ocorrem na cavidade bucal pelos hábitos alimentares do indivíduo.

O desgaste dos materiais utilizados na reabilitação oral quando submetidos às forças resultantes do contato dental durante a mastigação, deglutição e fala podem resultar no achatamento das cúspides de dentes posteriores e encurtamentos incisais de dentes anteriores, levando à diminuição de estética e funcionalidade, por isso é importante para o sucesso clínico que os materiais utilizados possuam características de desgaste similares ao esmalte dental (D'ARCANGELO *et al.*, 2016). De fato, as diferentes variáveis que levam ao desgaste de esmalte e dos materiais envolvidos são difíceis de se observar e avaliar em somente um estudo e a maioria dos estudos realizam testes utilizando esmalte dental ou materiais análogos ao esmalte como antagonistas (ALBASHAIREH; GHAZAL; KERN, 2010; ALVES *et al.*, 2019; D'ARCANGELO *et al.*, 2016; YIN;

KIM; *et al.*, 2019). Portanto, é interessante que estudos dos materiais disponíveis no mercado sejam realizados contra diferentes antagonistas e que esses antagonistas proporcionem homogeneidade nas avaliações realizadas, o que não é garantido ao se utilizar esmalte dental natural, visto que na maioria das vezes ele é obtido de diferentes doadores. Nesse estudo foi utilizado zircônia (Ceramill® ZI) como antagonista aos diferentes materiais testados.

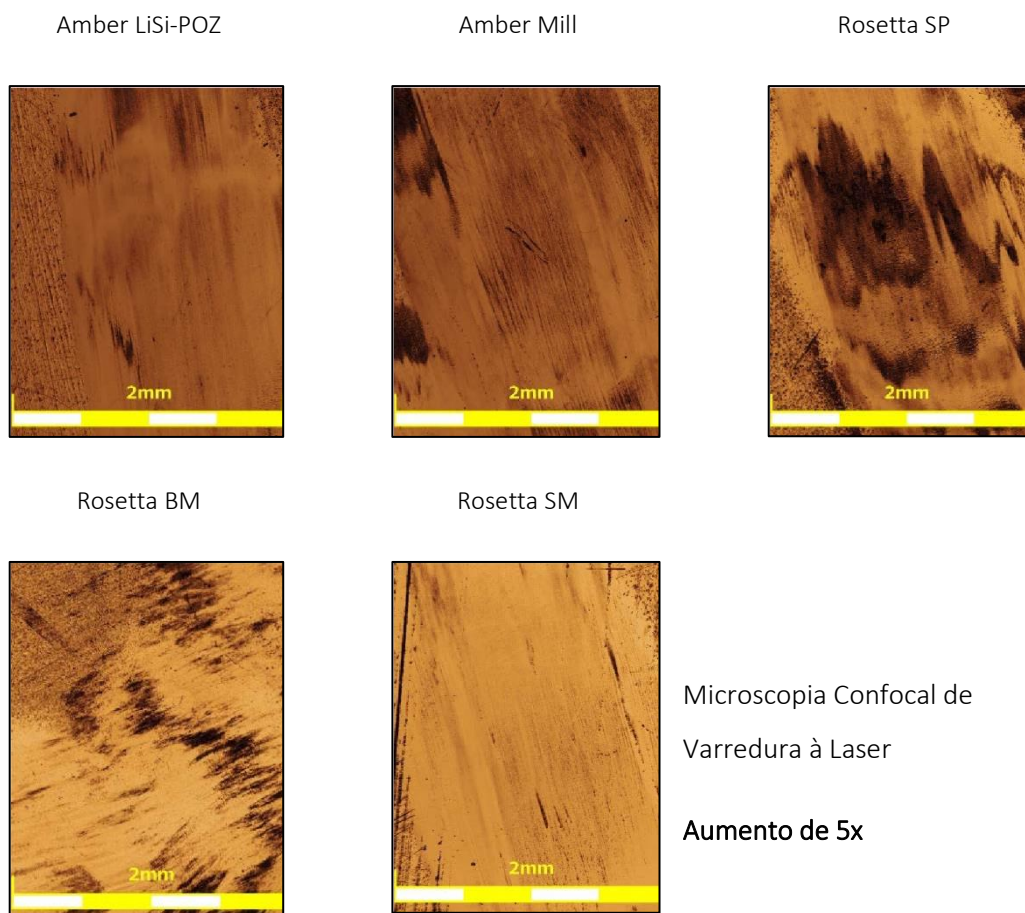
No presente estudo o desgaste dos materiais testados foi avaliado pela perda de altura e perda de massa dos corpos de prova cônicos. A hipótese nula foi parcialmente rejeitada pelos resultados obtidos na perda de altura. A cerâmica para CAD/CAM de dissilicato de lítio Amber Mill mostrou a menor perda de altura em relação às outras cerâmicas testadas, no entanto, foi semelhante à outra cerâmica de dissilicato de lítio para CAD/CAM, a Rosetta SM. As duas cerâmicas prensadas, AmberLiSi-PoZ e Rosetta SP, testadas apresentaram valores de perda de altura maiores. Alguns estudos mostram que cerâmicas prensadas tem um comportamento melhor quando comparadas às taxas de fratura de coroas, resistência à flexão, resistência a fadiga e índice de sobrevivência (GUILARDI *et al.*, 2020; LIM *et al.*, 2020; SCHESTATSKY *et al.*, 2019), o que pode ser atribuído ao melhor acabamento de superfície proporcionado pela cerâmica prensada, além do stress acumulado na estrutura das cerâmicas para CAD/CAM pela fresagem. No entanto, neste estudo, houve melhor comportamento das cerâmicas para CAD/CAM, exceto de Rosetta BM, para a variável perda de altura. Não existiu diferença na perda de massa das cerâmicas testadas, análise que pode ser explicada pela existência de lascamentos visíveis nos grupos Rosetta SP, AmberLiSi-PoZ e Rosetta BM. O comportamento do grupo Rosetta BM pode ser atribuído à sua composição, uma cerâmica feldspática reforçada por leucita. A maior parte da composição dessas cerâmicas é dada pela matriz vítrea, fazendo com que elas apresentem alta estética e sejam indicadas para reabilitações orais de dentes anteriores (D'ARCANGELO *et al.*, 2016; FASBINDER, 2010). Ao reduzir as partículas cristalinas as características estéticas são aprimoradas em detrimento das propriedades mecânicas deste material (D'ARCANGELO *et al.*, 2016).

A rugosidade de superfície é um importante fator a ser avaliado, pois superfícies com altos valores de rugosidade podem levar a uma série de alterações em importantes

propriedades mecânicas dos materiais, incluindo ocorrência de cáries, impactação alimentar e desgaste excessivo para os dentes antagonistas e adjacentes (YIN; KIM; *et al.*, 2019). Os resultados obtidos neste estudo mostram que houve diminuição significativa da rugosidade de superfície das amostras cônicas após a ciclagem termomecânica em todos os grupos avaliados, onde Amber Mill e Rosetta SM possuem menor rugosidade que a Rosetta SP. Todas as três cerâmicas são compostas por dissilicato de lítio e é possível observar menores valores de rugosidade na superfície das cerâmicas destinadas ao método CAD/CAM após a ciclagem termomecânica.

No mecanismo de desgaste, as partículas cristalinas com cristais de tamanhos menores que 5 μm tem forte influência da rugosidade de superfície (ALVES *et al.*, 2019; MIN *et al.*, 2015). As cerâmicas de dissilicato de lítio contém partículas ultrafinas (4 μm), dispostas em diversas orientações (ALVES *et al.*, 2019; RAMOS *et al.*, 2016). O que segundo ALVES *et al.*, 2019 e MIN *et al.*, 2015 poderia refletir na perda de massa por desgaste dos antagonistas, devido à fricção. No presente estudo, os antagonistas não tiveram sua massa medida, no entanto, análises de rugosidade foram realizadas através de microscopia confocal de varredura à laser na área de desgaste e na área controle, mostrando diferenças significativas entre as duas áreas, com menores valores de rugosidade na área desgastada, para todos os grupos avaliados. O desgaste abrasivo é uma reação causada pelo atrito entre dois corpos com superfícies distintas em contato contínuo ou dinâmico (movimento), que pode ser evidenciado pelo padrão de “arado” na superfície avaliada (MIN *et al.*, 2015; PENG *et al.*, 2016). No presente estudo, esse padrão pode ser visualizado nas amostras planas (Fig. 10), indicando o desgaste por fricção na superfície dos antagonistas.

Figura 10 – Comparativo das imagens obtidas na microscopia confocal mostrando os padrões de desgaste de superfície dos antagonistas utilizados.



Fonte: Autoria própria

Os mecanismos de desgaste encontrados em situações clínicas podem ser descritos como o desgaste entre dois corpos, quando a prótese entra em contato com o antagonista diretamente no momento em que existem contatos entre dente e prótese durante a deglutição de saliva ou fala, ou o desgaste entre três corpos, que poderia ser ilustrado pela mastigação de um alimento e o contato dinâmico proporcionado por dente-prótese-alimento (PENG *et al.*, 2016; YIN; KIM; *et al.*, 2019). Na literatura consultada são encontradas metodologias que utilizam meios como saliva artificial, glicerina e pastas polidoras para a realização dos ensaios, caracterizando o desgaste entre três corpos e alterando o coeficiente de atrito (ALVES *et al.*, 2019; HAMPE *et al.*, 2019; LAWSON; BANSAL; BURGESS, 2016; MIN *et al.*, 2015). No presente estudo foi preconizado o desgaste entre dois corpos, mas é considerável que mesmo com irrigação abundante

da área de desgaste pela termociclagem, uma camada de detritos fique presente entre o corpo de prova cônico e o antagonista, além de possíveis rachaduras microscópicas terem surgido e ambas as situações caracterizariam um desgaste entre três corpos (DANTAS *et al.*, 2018). Neste estudo, a rugosidade de superfície dos antagonistas foi padronizada em níveis baixos (Tabela 1) sem diferença entre os grupos, o que garantiria que a mesma condição inicial fosse enfrentada por todos os grupos de corpos de prova cônicos durante a realização do ensaio.

A dureza de um material por muitas vezes é o principal critério de escolha de um material para uma reabilitação oral, principalmente quando se trabalha com dentes naturais como antagonistas. Na literatura, no entanto, existe a discussão sobre o quanto a dureza de um material afetaria o desgaste proporcionado, enquanto estudos apontam a relação direta entre a dureza do material e o desgaste proporcionado (ALVES *et al.*, 2019; HABIB *et al.*, 2019), outros sugerem que o desgaste está ligado a características intrínsecas dos materiais e suas composições, além da presença de outros fatores externos, como abrasivos e rugosidade de superfície (MIN *et al.*, 2015; YIN; KIM; *et al.*, 2019).

Neste estudo, não foi possível obter a correlação entre o desgaste obtido nos corpos de prova cônicos e a dureza dos antagonistas, resultados que vão ao encontro do que MIN *et al.*, 2015 obteve. Houve a diminuição da microdureza dos antagonistas em todos os grupos, sem diferença, ao mesmo tempo em que é possível identificar diferença em uma das variáveis de desgaste testadas (perda de altura). A redução de microdureza ocorreu em todos os grupos de antagonistas e pode ser decorrente da ciclagem térmica (ROY *et al.*, 2007).

Na literatura são encontrados estudos com metodologia diversa para a realização do ensaio de desgaste de cerâmicas odontológicas, em aspectos de força aplicada, geometria de contato, lubrificantes entre os corpos-de-prova e número de ciclos. Essa diversidade se deve ao fato de diferentes dispositivos de ciclagem serem desenvolvidos e utilizados pelos pesquisadores da área (ALVES *et al.*, 2019). No presente estudo utilizamos uma metodologia adaptada de LAWSON, BANSAL e BURGESS,

2016, onde realizaram 400.000 ciclos, a uma frequência de 2Hz e 2mm de deslizamento. Na máquina de ensaios utilizada para o presente estudo (Máquina de fadiga mecânica por mastigação - BIOPDI – Equipamentos para pesquisa de materiais médicos e odontológicos, São Carlos, SP, Brasil) foram realizadas adaptações a essa metodologia e utilizados os parâmetros de 300.000 ciclos, a uma frequência de 2Hz e 3mm de deslocamento, para o melhor desempenho da máquina. O número de ciclos (300.000) pode ser relacionado ao desgaste proporcionado por um período de um ano e três meses de mastigação (ALVES *et al.*, 2019).

O presente estudo apresenta limitações quanto à interpretação fractográfica dos materiais após o ensaio, visto que a análise na microscopia confocal de varredura à laser é destinada apenas para medir a profundidade das irregularidades dos materiais, não permitindo a obtenção de imagens em alta resolução da superfície dos mesmos, o que infere que possíveis trincas localizadas nas áreas de desgaste sejam interpretadas apenas como dados de rugosidade (HAMPE *et al.*, 2019). Outra análise que poderia ser realizada e que ajudaria na interpretação dos valores obtidos é a altura do degrau nos corpos de prova antagonistas. No entanto, esta análise não foi realizada.

Clinicamente o desgaste é um fenômeno complexo influenciado por diversos fatores, como a caracterização microestrutural dos materiais, o ambiente nos quais eles estão inseridos e ainda a característica peculiar de cada indivíduo e o resultado pode levar a perda da anatomia dental e redução da dimensão vertical de oclusão, o que predispõe desordens fisiológicas e patológicas, além de comprometimento estético e funcional das restaurações. Com as limitações deste estudo é possível observar que tanto as cerâmicas para CAD/CAM, quanto as cerâmicas prensadas, possuem desempenho semelhante quanto ao desgaste apresentado.

6. CONCLUSÃO

CONCLUSÃO

De acordo com as limitações deste estudo, é possível concluir:

- Cerâmicas para CAD/CAM e cerâmicas prensadas possuem desempenho semelhante após ciclagem termomecânica para o desgaste quando avaliado a perda de massa.
- Entre as cerâmicas para CAD/CAM, a feldspática reforçada por leucita tem menor resistência ao desgaste, devendo ter sua indicação respeitada.
- A tendência de superfícies onde ocorre fricção é a redução na rugosidade.

ALAJAJI, N. K.; BARDWELL, D.; FINKELMAN, M.; ALI, A. Micro-CT Evaluation of Ceramic Inlays: Comparison of the Marginal and Internal Fit of Five and Three Axis CAM Systems with a Heat Press Technique. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 29, n. 1, p. 49–58, 2017. <https://doi.org/10.1111/jerd.12271>.

ALBASHAIREH, Z. S. M.; GHAZAL, M.; KERN, M. Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 104, n. 2, p. 105–113, 2010. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60102-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60102-3).

ALHARBI, N.; ALHARBI, S.; CUIJPERS, V. M. J. I.; OSMAN, R. B.; WISMEIJER, D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. **Journal of Prosthodontic Research**, v. 62, n. 2, p. 218–226, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.09.002>.

ALKADI, L.; RUSE, N. D. Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 116, n. 4, p. 591–596, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.02.009>.

ALVES, L. M. M.; CONTRERAS, L. P. C.; CAMPOS, T. M. B.; BOTTINO, M. A.; VALANDRO, L. F.; MELO, R. M. de. In vitro wear of a zirconium-reinforced lithium silicate ceramic against different restorative materials. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 100, n. May, p. 103403, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103403>.

ARIGANELLO, M. B.; BELLO, D. G.; RODRIGUEZ-CONTRERAS, A.; SADEGHI, S.; ISOLA, G.; VARIOLA, F.; NANJI, A. Surface nano cavitation of titanium modulates macrophage activity. **International Journal of Nanomedicine**, v. 13, p. 8297–8308, 2018. <https://doi.org/10.2147/IJN.S185436>.

BANO, N.; BUKHARI, J.; GUL, H.; KALEEM, M. Choice of Material for Fixed Dental Prosthesis; a Cross-Sectional Study. **Pakistan Oral & Dental Journal**, v. 36, n. 3, p. 515–519, 2016.

CHUNG, K. H.; LIAO, J. H.; DUH, J. G.; CHAN, D. C. N. The effects of repeated heat pressing on properties of pressable glass-ceramics. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 36, n. 2, p. 132–141, 2009. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2008.01909.x>.

D'ARCANGELO, C.; VANINI, L.; RONDONI, G. D.; DE ANGELIS, F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 115, n. 3, p. 350–355, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.09.010>.

DANTAS, T. A.; ROEDEL, S.; FLORES, P.; MESQUITA-GUIMARÃES, J.; SOUZA, J. C. M.; FREDEL, M. C.; SILVA, F. S.; HENRIQUES, B. Wear behavior of tetragonal zirconia

polycrystal with a porous surface. **International Journal of Refractory Metals and Hard Materials**, v. 75, n. March, p. 85–93, 2018.
<https://doi.org/10.1016/j.ijrmhm.2018.04.007>.

DAUTI, R.; CVIKL, B.; LILAJ, B.; HEIMEL, P.; MORITZ, A.; SCHEDULE, A. Micro-CT evaluation of marginal and internal fit of cemented polymer infiltrated ceramic network material crowns manufactured after conventional and digital impressions. **Journal of Prosthodontic Research**, v. 63, n. 1, p. 40–46, 2019.
<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.04.005>.

FASBINDER, D. J. Materials for chairside CAD/CAM restorations. **Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)**, v. 31, n. 9, 2010. .

GHAZAL, M.; HEDDERICH, J.; KERN, M. Wear of feldspathic ceramic, nano filled composite resin and acrylic resin artificial teeth when opposed to different antagonists. **European Journal of Oral Sciences**, v. 116, n. 6, p. 585–592, 2008. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2008.00573.x>.

GOMES, E. A.; ASSUNÇÃO, W. G.; ROCHA, E. P.; SANTOS, P. H. Ceramic in dentistry: Current situation. **Ceramic**, v. 54, n. 331, p. 319–325, 2008.
<https://doi.org/10.1590/s0366-69132008000300008>.

GOIJAT, A.; ABOUELLEIL, H.; COLON, P.; JEANNIN, C.; PRADELLE, N.; SEUX, D.; GROSGOGAT, B. Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in vitro studies. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 121, n. 4, p. 590–597.e3, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.06.006>.

GUILARDI, L.; SOARES, P.; WERNER, A.; DE JAGER, N.; PEREIRA, G.; KLEVERLAAN, C.; RIPPE, M.; VALANDRO, L. Fatigue performance of distinct CAD/CAM dental ceramics. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 103, n. November 2019, p. 103540, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103540>.

HABIB, S. R.; ALOTAIBI, A.; AL HAZZA, N.; ALLAM, Y.; ALGHAZI, M. Two-body wear behavior of human enamel versus monolithic zirconia, lithium disilicate, ceramo metal and composite resin. **Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 11, n. 1, p. 23–31, 2019.
<https://doi.org/10.4047/jap.2019.11.1.23>.

HAGENFELD, D.; MUTTERS, N. T.; HARKS, I.; KOCH, R.; KIM, T. S.; PREHM, P. Hyaluronan-mediated mononuclear leukocyte binding to gingival fibroblasts. **Clinical Oral Investigations**, v. 22, n. 2, p. 1063–1070, 2018.
<https://doi.org/10.1007/s00784-017-2188-x>.

HAMPE, R.; THEELKE, B.; LÜMKEMANN, N.; EICHBERGER, M.; STAWARCZYK, B. Fracture toughness analysis of ceramic and resin composite CAD/CAM material. **Operative Dentistry**, v. 44, n. 4, p. E190–E201, 2019. <https://doi.org/10.2341/18-161-L>.

KANG, S.-H.; CHANG, J.; SON, H.-H. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. **Restorative Dentistry & Endodontics**, v. 38, n. 3, p. 134, 2013. <https://doi.org/10.5395/rde.2013.38.3.134>.

KIM, J. H.; OH, S.; UHM, S. H. Effect of the Crystallization Process on the Marginal and Internal Gaps of Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. **Bio Med Research International**, v. 2016, p. 1–7, 2016. <https://doi.org/10.1155/2016/8635483>.

KONTONASAKI, E.; KANTIRANIS, N.; PAPADOPOULOU, L.; CHATZISTAVROU, X.; KAVOURAS, P.; ZORBA, T.; SIVROPOULOU, A.; CHRISSAFIS, K.; PARASKEVOPOULOS, K. M.; KOIDIS, P. T. Microstructural characterization and comparative evaluation of physical, mechanical and biological properties of three ceramics for metal-ceramic restorations. **Dental Materials**, v. 24, n. 10, p. 1362–1373, 2008. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.03.002>.

LAWSON, N. C.; BANSAL, R.; BURGESS, J. O. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. **Dental Materials**, v. 32, n. 11, p. e275– e283, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.08.222>.

LI, D.; GUO, J. W.; WANG, X. S.; ZHANG, S. F.; HE, L. Effects of crystal size on the mechanical properties of a lithium disilicate glass-ceramic. **Materials Science and Engineering A**, v. 669, p. 332–339, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2016.05.068>.

LIM, C. H.; JANG, Y. S.; LEE, M. H.; BAE, T. S. Evaluation of fracture strength for single crowns made of the different types of lithium disilicate glass–ceramics. **Odontology**, v. 108, n. 2, p. 231–239, 2020. <https://doi.org/10.1007/s10266-019-00460-4>.

MARTINS, L. M.; LORENZONI, F. C.; MELO, A. O. De; MENDONÇA, L.; OLIVEIRA, J. L. G. De; CESAR, P.; OLIVEIRA, G. De; BONFANTE, G.; DLP, E.; WKLIV, R. I.; ZDV, V.; LQYHVWLJDWH, W. R.; LQWHUQDO, W. K. H.; JODVV, R. I.; OWUDWHG, L. Q. , QWHUQDO ħ W RI WZR DOO FHUPLF V \ VWHPV DQG PHWDO ceramic crowns. v. 20, n. 2, p. 235–240, 2012. .

MATARESE, G.; RAMAGLIA, L.; FIORILLO, L.; CERVINO, G.; LAURITANO, F.; ISOLA, G. Implantology and Periodontal Disease: The Panacea to Problem Solving? **The Open Dentistry Journal**, v. 11, n. 1, p. 460–465, 2017. <https://doi.org/10.2174/1874210601711010460>.

MCLAREN, E. A.; WHITEMAN, Y. Y. Ceramics: rationale for material selection. **Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)**, v. 31, n. 9, 2010. .

MIN, J.; ZHANG, Q.; QIU, X.; ZHU, M.; YU, H.; GAO, S. Investigation on the tribological behavior and wear mechanism of five different veneering porcelain. **PLoS ONE**, v. 10, n. 9, p. 1–12, 2015. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0137566>.

NAKASHIMA, J.; TAIRA, Y.; SAWASE, T. In vitro wear of four ceramic materials and human enamel on enamel antagonist. **European Journal of Oral Sciences**, v. 124, n. 3, p. 295–300, 2016. <https://doi.org/10.1111/eos.12272>.

PENG, Z.; IZZAT ABDUL RAHMAN, M.; ZHANG, Y.; YIN, L. Wear behavior of press able lithium disilicate glass ceramic. **Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials**, v. 104, n. 5, p. 968–978, 2016. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33447>.

RAMOS, N. D. C.; CAMPOS, T. M. B.; PAZ, I. S. D. La; MACHADO, J. P. B.; BOTTINO, M. A.; CESAR, P. F.; DE MELO, R. M. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. **Dental Materials**, v. 32, n. 7, p. 870–878, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.018>.

ROPERTO, R.; ASSAF, H.; SOARES-PORTO, T.; LANG, L.; TEICH, S. Are different generations of CAD/CAM milling machines capable to produce restorations with similar quality? **Journal of Clinical and Experimental Dentistry**, v. 18, n. 4, p. 423–428, 2016. <https://doi.org/10.4317/jced.52984>.

ROY, M. E.; WHITESIDE, L. A.; KATERBERG, B. J.; STEIGER, J. A.; NAYFEH, T. A. Notal zirconia femoral heads degrade in vivo. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 465, p. 220–226, 2007. <https://doi.org/10.1097/BLO.0b013e318158b4d3>.

SACHS, C.; GROESSER, J.; STADELMANN, M.; SCHWEIGER, J.; ERDELT, K.; BEUER, F. Full-arch prostheses from translucent zirconia: Accuracy of fit. **Dental Materials**, v. 30, n. 8, p. 817–823, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.05.001>.

SAMPAIO, F. B. W. R.; ÖZCAN, M.; GIMENEZ, T. C.; MOREIRA, M. S. N. A.; TEDESCO, T. K.; MORIMOTO, S. Effects of manufacturing methods on the survival rate of ceramic and indirect composite restorations: A systematic review and meta-analysis. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 31, n. 6, p. 561–571, 2019. <https://doi.org/10.1111/jerd.12555>.

SAMRA, A. P. B.; MORAIS, E.; MAZUR, R. F.; VIEIRA, S. R.; RACHED, R. N. CAD/CAM in dentistry -A critical review. **Revista Odonto Ciencia**, v. 31, n. 3, p.

140–144, 2016. <https://doi.org/10.15448/1980-6523.2016.3.21002>.

SCHESTATSKY, R.; ZUCUNI, C. P.; VENTURINI, A. B.; DE LIMA BURGO, T. A.; BACCHI, A.; VALANDRO, L. F.; ROCHA PEREIRA, G. K. CAD-CAM milled versus pressedlithium-disilicate monolithic crowns adhesively cemented after distinct surface treatments: Fatigue performance and ceramic surface characteristics. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 94, n. February, p. 144–154, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.03.005>.

SENER-YAMANER, I. D.; SERTGÖZ, A.; TOZ-AKALIN, T.; ÖZCAN, M.

Effect of material and fabrication technique on marginal fit and fracture resistance of adhesively luted inlays made of CAD/CAM ceramics and hybrid materials. **Journal of Adhesion Science and Technology**, v. 31, n. 1, p. 55–70, 2017. <https://doi.org/10.1080/01694243.2016.1204144>.

SIEPER, K.; WILLE, S.; KERN, M. Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 74, n. May, p. 342–348, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.06.025>.

SON, K.; LEE, S.; KANG, S. H.; PARK, J.; LEE, K.-B.; JEON, M.; YUN, B.-J. A Comparison Study of Marginal and Internal Fit Assessment Methods for Fixed Dental Prostheses. **Journal of Clinical Medicine**, v. 8, n. 6, p. 785, 2019. <https://doi.org/10.3390/jcm8060785>.

SONG, X. F.; YIN, L. Surface morphology and fracture in hand piece adjusting of a leucite-reinforced glass ceramic with coarse diamond burs. **Materials Science and Engineering A**, v. 534, p. 193–202, 2012. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2011.11.058>.

TANG, X.; TANG, C.; SU, H.; LUO, H.; NAKAMURA, T.; YATANI, H. The effects of repeated heat-pressing on the mechanical properties and microstructure of IPS e.maxpress. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 40, p. 390–396, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.09.016>.

TAVARES, L. D. N.; ZANCOPE, K.; SILVA, A. C. A.; RAPOSO, L. H. A.; SOARES, C. J.; NEVES, F. D. Das. Microstructural and mechanical analysis of two CAD-CAM lithium disilicate glass-reinforced ceramics. **Brazilian Oral Research**, v. 34, p. 1–10, 2020. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2020.VOL34.0004>.

VICHI, A.; FABIAN FONZAR, R.; GORACCI, C.; CARRABBA, M.; FERRARI, M. Effect of finishing and polishing on roughness and gloss of lithium disilicate and lithium silicate zirconia reinforced glass ceramic for CAD/CAM systems. **Operative Dentistry**, v. 43, n. 1, p. 90–100, 2018. <https://doi.org/10.2341/16-381-L>.

WILLARD, A.; GABRIEL CHU, T. M. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. **Kaohsiung Journal of Medical Sciences**, v. 34, n. 4, p. 238–242, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.kjms.2018.01.012>.

YIN, R.; JANG, Y. S.; LEE, M. H.; BAE, T. S. Comparative evaluation of mechanical properties and wear ability of five CAD/CAM dental blocks. **Materials**, v. 12, n. 14, 2019. <https://doi.org/10.3390/ma12142252>.

YIN, R.; KIM, Y. K.; JANG, Y. S.; LEE, J. J.; LEE, M. H.; BAE, T. S. Comparative evaluation of the mechanical properties of CAD/CAM dental blocks. **Odontology**, v. 107, n. 3, p. 360–367, 2019. <https://doi.org/10.1007/s10266-018-0407-9>.

ANEXO A – CICLO DA CERÂMICA ROSETTA SM






Siga as instruções recomendadas de cristalização para obter melhores resultados.

Temperatura inicial	Taxa de calor	Temperatura final	Manutenção
400°C	60°C/min.	840°C	10:00 min

Temperatura de saída	Vácuo ON	Vácuo OFF
700°C	550°C	840°C

ANEXO B – CICLO DA CERÂMICA AMBER MILL

Forno V

Pré-secagem °C	 min.	 min.	 °C / min.	T °C	 min.	VAC min.	 °C*
400	3.00	HT 6.50 MT 7.05 LT 7.20 MO 7.40	60	HT 815 MT 825 LT 840 MO 860	15.00	HT 21.50 MT 22.05 LT 22.20 MO 22.40	690

Forno IV

B °C	S min.	t °C / min.	T °C	H min.	VAC. 1 °C / VAC. 2 °C	L °C	tL*
400	3.00	60	HT 815 MT 825 LT 840 MO 860	15.00	HT 550/815 MT 550/825 LT 550/840 MO 550/860	690	0

* A câmara de queima de nenhum dos fornos deve ser aberta durante o resfriamento a longo prazo.

ANEXO C – CICLO DA CERÂMICA AMBER LiSi POZ

TABELA DE INJEÇÃO

Translucidez	Tamanho	Cor	Anel	Temperatura Inicial	Taxa de calor	Temperatura Final	Manutenção	Vácuo On	Vácuo Off
HT	R10	A1, A2, A3, A3.5, W4	100g	700 °C	45 °C/ min.	915 °C	15 Min.	700 °C	915 °C
LT		A1, A2, A3, A3.5, W4							
HT	R20	A1, A2, A3, A3.5, W4	200g						
LT		A1, A2, A3, A3.5, W4					30 Min.		

ATENÇÃO

1. Cada forno de cerâmica tem calibragem específica, portanto verifique a temperatura ideal para o forno que utilizar;
 - Caso verifique após a injeção, a formação de pequenas bolhas na restauração prensada, reduza a temperatura final entre 5 ~ 10 °C e faça novamente a prensagem.
 - Caso a área marginal da restauração não seja corretamente formada, reduza a temperatura final entre 5 ~ 10°C e faça novamente a prensagem.
2. Na estratificação e maquiagem utilize pinos e agente refratário (Megafix) para posicionar a restauração.

ANEXO D – CICLO DA CERÂMICA ROSETTA SP

CUIDADO

As temperaturas podem variar de acordo com o forno utilizado. Antes de você realizar a injeção das pastilhas Rosetta SP, verifique se a sequência acima é adequada ao forno utilizado. Caso contrário, procure encontrar a temperatura ideal para seu forno utilizando como base o processo indicado.

1. Se encontrar traços de pequenas bolhas na superfície da restauração injetada, reduza a temperatura em 5~10°C e refaça o procedimento.
2. Se a área marginal da restauração não se formar completamente, aumente a temperatura em 5~10°C e refaça o procedimento.

TABELA DE INJEÇÃO

Siga as instruções da tabela de injeção recomendada para melhores resultados.

Translucidez/ Translucency	Tamanho/ Size	Cor/ Shade	Anel/ Ring (g)	Temperatura Inicial/ Start Temp. (°C)	Taxa de calor/ Heating Rate (°C/min)	Temperatura Final/ Max. Temp. (°C)	Manutenção/ Holding Times (min.)	Vácuo On/ Vacuum On (°C)	Vácuo Off/ Vacuum Off (°C)
HT	R10	A1,A2,A3,A3.5,B1,B2	100	700	60	900	20	700	900
		W1,W2,W3,W4				910			910
	R20	A1,A2,A3,A3.5,B1,B2	200	700	60	910	40	700	910
		W1,W2,W3,W4				920			920
LT	R10	A1,A2,A3,A3.5,B1,B2,B3,B4	100	700	60	890	20	700	890
		W1,W2,W3,W4, C1,C2,C3,C4,D2,D3,D4				905			905
	R20	A1,A2,A3,A3.5,B1,B2,B3,B4	200	700	60	900	40	700	900
		W1,W2,W3,W4, C1,C2,C3,C4,D2,D3,D4				910			910
MO	R10	MO0,MO1,MO2,MO3,MO4	100	700	60	915	20	700	915
	R20	MO0,MO1,MO2,MO3,MO4	200	700	60	920	40	700	920



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

Comissão de Graduação

Folha de Informação

Em consonância com a Resolução CoCEX-CoG nº 7.497/2018, informamos que a Comissão de Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP/USP) em sua 509ª Reunião Ordinária, realizada em 02 de maio de 2022, **aprovou**, fundamentando-se na sugestão da Subcomissão para Avaliação dos Trabalhos de Conclusão de Curso (TCCs) da Unidade, **a inclusão deste trabalho na Biblioteca Digital de Trabalhos Acadêmicos da USP (BDTA).**

Cumpre-nos destacar que a disponibilização deste trabalho na BDTA foi autorizada pelos autores (estudante e docente orientador) no formulário de indicação de orientador (conforme anexo).

Ribeirão Preto, 22 de junho de 2022.

Prof. Dr. Michel Reis Messoria
Presidente da Comissão de Graduação
FORP/USP

Ilma. Sra.

Profa. Dra. Maria Cristina Borsato

Presidente da Subcomissão para Avaliação dos TCCs da FORP

FORMULÁRIO DE INDICAÇÃO DE ORIENTADOR(A)

<u>DADOS PESSOAIS</u>	
Nome: Alessandra de Sousa Ramos	
Nº USP: 10294432	Período: 9º período
Telefone de contato: (16) 99618-282	E-mail USP: alessandraramos@usp.br
<u>INFORMAÇÕES SOBRE O TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO</u>	
Nome do Orientador(a): Ricardo Faria Ribeiro	
Departamento: DMDP	
Área de conhecimento: Prótese dentária	
Subárea: Prótese fixa	
<u>MODALIDADE</u>	
Modalidade:	
Pesquisa Científica, Tecnológica e Educacional	
<u>ACEITE DO(A) ORIENTADOR(A)</u>	

Eu, Prof(a). Dr(a). Ricardo Faria Ribeiro, aceito ser orientador(a) do(a) aluno(a) supracitado(a), comprometendo-me a orientar, acompanhar e avaliar o desenvolvimento de seu Trabalho de Conclusão de Curso em todas as suas etapas.

Declaramos ter pleno conhecimento do Regulamento dos Trabalhos de Conclusão de Curso da FORP, estando, portanto, cientes de que este TCC poderá ser incluído na Biblioteca Digital de trabalhos Acadêmicos (BDTA) da USP.



Alessandra de Sousa Ramos



Ricardo Faria Ribeiro