

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Laura Carolina Kepler

**PROPRIEDADES MECÂNICAS DE
ZIRCÔNIA POLICRISTALINA PRODUZIDA
COM DIFERENTES PROTOCOLOS DE
USINAGEM DE CAD/CAM**

Passo Fundo

2024

Laura Carolina Kepler

**PROPRIEDADES MECÂNICAS DE ZIRCÔNIA
POLICRISTALINA PRODUZIDA COM
DIFERENTES PROTOCOLOS DE USINAGEM
DE CAD/CAM**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia do Curso de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação da profa. Dra. Paula Benetti e coorientação da Profa. Dra. Marcia Borba.

Passo Fundo

2024

Folha reservada para
Ata de aprovação da Banca Examinadora

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ata de aprovação fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho

Folha reservada para
Ficha catalográfica

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ficha Catalográfica fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

BIBLIOGRAFIA DO AUTOR

Concluí minha graduação em Odontologia pela Universidade Comunitária da Região de Chapecó no ano de 2021. Durante esse período, participei como bolsista voluntária em projetos de iniciação científica, concentrando-me na Avaliação de tecnologias over-the-counter (OTC) para clareamento dentário. Também contribuí em projetos de extensão universitária, me tornando membro fundadora da Liga Acadêmica de Cirurgia Bucomaxilofacial (LACBMF).

Em seguida, no ano de 2023, me tornei especialista em Saúde Coletiva e obtendo capacitação em Metodologia do Ensino Superior pela Instituição de Ensino Superior Dom Alberto.

Atualmente, sou mestranda em Clínica Odontológica pelo programa de pós-graduação em Odontologia da Universidade de Passo Fundo, com o apoio de uma bolsa CAPES modalidade I. Paralelamente, estou me especializando em Dentística pelo instituto de pós-graduação HD.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de expressar minha profunda gratidão a todas as pessoas que contribuíram de maneira significativa para a realização deste trabalho. Este é um momento especial e não seria possível sem o apoio, orientação e carinho de diversas pessoas.

Primeiramente, quero agradecer às minhas orientadoras, Marcia Borba e Paula Benetti, pelo comprometimento, sabedoria e paciência dedicados ao longo deste percurso. Seus conselhos foram fundamentais para o desenvolvimento desta dissertação, e agradeço por terem compartilhado seu conhecimento e experiência de maneira tão generosa.

À minha família, meu porto seguro, meu eterno suporte emocional e encorajamento. Agradeço aos meus pais pelo amor incondicional, pela compreensão nas horas difíceis e pelo constante estímulo ao aprendizado. Vocês são a base de tudo que conquistei até aqui.

Ao meu companheiro Anderson, agradeço por estar ao meu lado, apoiando-me incondicionalmente em todas as fases deste desafio acadêmico. Sua compreensão, paciência e incentivo foram determinantes para a conclusão desta jornada.

Não posso deixar de mencionar o acolhimento que recebi desde o início da Universidade de Passo Fundo (UPF). Agradeço a todos os professores, colegas e funcionários que, de alguma forma, contribuíram para a minha formação.

Cada um de vocês teve um papel crucial na minha jornada acadêmica e pessoal. Este trabalho também é de vocês, e por isso, deixo aqui registrado meu profundo agradecimento a todos que, de alguma forma, tornaram este sonho uma realidade. Muito obrigada!

SUMÁRIO

BIBLIOGRAFIA DO AUTOR	5
AGRADECIMENTOS.....	6
SUMÁRIO	7
LISTA DE TABELAS	8
LISTA DE FIGURAS	9
LISTA DE ABREVIATURAS	10
2. REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1. Cerâmicas	16
2.2 Cerâmicas policristalinas	17
2.3 CAD/CAM	21
2.4 Causas das falhas clínicas das zircônias policristalinas.....	23
3. PROPOSIÇÃO	26
3.1. Objetivos gerais	26
3.2. Objetivos específicos	26
4.1 Confecção dos Corpos-de-Prova.....	28
4.1.1 Confecção grupo controle polido úmido e seco .	29
4.2 Análise de Rugosidade e Topografia	31
4.3 Ensaio de Resistência Flexural.....	31
4.4. Fractografia	32
4.5 Análise Estatística	32
5. RESULTADO	33
6. DISCUSSÃO	38
7. CONCLUSÃO	42
8. FONTE FINANCIADORA	43
REFERÊNCIAS	44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Protocolos estabelecidos para a confecção dos corpos-de-prova	28
Tabela 2- Ciclo de sinterização utilizado, conforme recomendações do fabricante.....	31
Tabela 3- Resistência característica (σ_0) e módulo de Weibull (m).....	33

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Fluxograma do estudo	27
Figura 2- Passo a Passo confecção grupo controle	30
Figura 3- Probabilidade de falha estimada por análise de Weibull	34
Figura 4-Valores da média aritmética da altura (S_a) e do valor máximo para a profundidade do vale (S_v)	35
Figura 5-Imagens das superfícies dos corpos de prova dos grupos experimentais obtidas por perfilometria	36
Figura 6-Análise da superfície em microscopia eletrônica de varredura MEV.	36
Figura 7- Imagem de microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura do CP (x130).....	37

LISTA DE ABREVIATURAS

CAD/CAM	<i>Computer-aided design/Computer-aided manufacturing.</i>
CaO	Óxido de cálcio.
MgO	Óxido de magnésio.
Y ₂ O ₃	Óxido de ítria (III).
CeO ₂	Óxido de cério (IV).
LTD	Degradação a baixa temperatura.
3Y-TZP	Zircônia tetragonal estabilizada com 3 mol% de ítria.
4Y-PSZ	Zircônia parcialmente estabilizada com 4 mol% de ítria.
5Y-PSZ	Zircônia parcialmente estabilizada com 5 mol% de ítria.
SCG	Crescimento "subcrítico" ou "lento" de trinca.
CPs	Corpos de Prova.
MEV	Microscopia eletrônica de varredura.
Sa	Altura Aritmética
Sv	Profundidade do vale

RESUMO

As restaurações de cerâmica à base de zircônia são feitas pelo sistema CAD/CAM, que utiliza a usinagem de blocos cerâmicos, apresentando potencial para causar danos. Este estudo teve como objetivo avaliar o comportamento mecânico da zircônia policristalina de segunda geração (3Y-TZP) usinada com diferentes protocolos de usinagem de CAD/CAM. Para isso, foram fabricados corpos de prova (CPs) em forma de disco, com 1,2 mm de espessura e 12 mm de diâmetro, utilizando três protocolos de usinagem: suave (S), normal (N) e rápido (R). Dois grupos de controle polidos (P) foram produzidos por corte e polimento manuais, um a seco e outro úmido em laboratório de pesquisa (n = 20). Os CPs foram submetidos à análise de rugosidade (Sa: rugosidade média e Sv: altura do vale) e teste de resistência à flexão biaxial (σ_f). Os dados de σ_f foram submetidos à análise de Weibull, comparando a resistência característica (σ_0) e módulo de Weibull (m) entre os grupos ($\alpha = 0,05$). Análise fractográfica foi realizada utilizando microscópio eletrônico de varredura (MEV). CPs usinados com os três protocolos CAD/CAM e o grupo polido a seco apresentaram σ_0 e m estatisticamente semelhantes. O grupo polido úmido apresentou o menor valor de σ_0 (675,4 MPa) e m (4,8). O grupo rápido demonstrou a maior Sa (2,2 μm) e Sv (7,2 μm), enquanto o grupo polido teve a menor Sa (0,4 μm) e Sv (2,2 μm). Conclui-se que os protocolos de usinagem em CAD/CAM não influenciam o comportamento mecânico da zircônia 3Y. No entanto, a presença de umidade durante o processamento da 3Y tem impacto negativo na σ_0 do material. O protocolo de usinagem lento produz superfícies mais lisas.

Palavras-chave: Cerâmica, Zircônia, CAD/CAM, Resistência à Flexão.

ABSTRACT

Ceramic restorations based on zirconia are fabricated using the CAD/CAM system, which utilizes the machining of ceramic blocks, with the potential to cause damage. This study aimed to evaluate the mechanical behavior of second-generation polycrystalline zirconia (3Y-TZP) machined with different CAD/CAM protocols. Disk-shaped specimens were manufactured with a thickness of 1.2 mm and a diameter of 12 mm, using three machining protocols: smooth (S), normal (N), and fast (R). Two control groups were produced by manual wet (Pwet) and dry (Pdry) milling and polishing ($n = 20$). The specimens roughness were obtained (S_a : average roughness and S_v : valley depth) and they were submitted to the biaxial flexural strength testing (σ_f). Weibull analysis of σ_f data was performed, and the characteristic strength (σ_0) and Weibull modulus (m) of the groups were compared ($\alpha = 0.05$). Fractographic analysis was performed using a scanning electron microscope (SEM). CAD/CAM experimental groups and the dry polished group showed statistically similar σ_0 and m . The wet polished group exhibited the lowest values of σ_0 (675.4 MPa) and m (4.8). The fast group demonstrated the highest S_a (2.2 μm) and S_v (7.2 μm), while the polished group had the lowest S_a (0.4 μm) and S_v (2.2 μm). CAD/CAM machining protocols do not influence the mechanical behavior of 3Y zirconia. However, the presence of moisture during the processing of 3Y has a negative impact on the material's σ_0 . The slow machining protocol produces smoother surfaces.

Keywords: ceramics, zirconia, CAD/CAM, flexural strength

1. INTRODUÇÃO

As cerâmicas policristalinas de zircônia são amplamente utilizadas e conhecidas pelas suas ótimas propriedades mecânicas, tais como tenacidade à fratura que varia entre 3,5 a 4,5 MPa m^{1/2} e sua resistência a flexão que varia entre 1,0 a 1,5 GPa (Gautam *et al.*, 2016). Além disso se destaca por sua alta biocompatibilidade e resistência à corrosão (Zhang e Lawn, 2018). As primeiras duas gerações são conhecidas como zircônia policristalina tetragonal estabilizada com 3% de ítria (3Y-TZP). Essa estabilização é crucial para prevenir a transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica em condições normais de uso, garantindo assim a alta resistência e tenacidade do material (Zhang e Lawn, 2018).

A primeira geração de zircônia era reconhecida principalmente por sua opacidade, portanto, era utilizada como infraestrutura de próteses fixas recobertas por cerâmicas vítreas (Ottoni e Borba, 2018; Zhang e Lawn *et al.*, 2018). Devido a essa estrutura multicamadas, observou-se um aumento no risco de lascamento, trincas e delaminações nas próteses (Camposilvan *et al.*, 2018). A segunda geração apresenta menor opacidade em comparação com a primeira, permitindo a confecção de restaurações em camada única (monolíticas). As zircônias 3Y-TZP mantiveram excelentes propriedades mecânicas (Zhang e Lawn *et al.*, 2018; Zhang *et al.*, 2013). Por conta da opacidade, os fabricantes desenvolveram diferentes gerações de zircônia com o intuito de melhorar suas propriedades estéticas. Como por exemplo, a terceira geração de zircônia, conhecida como 4Y-PSZ ou 5Y-PSZ, em que foi aumentada a quantidade de ítria para 4 mol% e 5 mol%, incluindo uma maior

quantidade de zircônia na fase cúbica para melhorar sua estética. Sua opacidade foi melhorada, porém sua propriedade mecânica reduzida, o que pode comprometer o sucesso da restauração (Zhang e lawn 2018, Tong 2016 *et al.*, 2016) As restaurações de zircônia policristalina são confeccionadas por meio da usinagem de blocos cerâmicos em CAD/CAM. Essa usinagem é realizada por pontas diamantadas ou fresas, que, dependendo do seu tamanho, velocidade e tempo de ação podem ocasionar danos ou microtrincas na superfície da cerâmica comprometendo a sua resistência à fratura (Corazza *et al.*, 2015; Romanyk *et al.*, 2019). Além disso, a usinagem pode ser realizada com diferentes protocolos, sendo os convencionais relacionados a um nível bom de detalhamento, e os mais suaves resultando em uma reprodução mais refinada de detalhes anatômicos. O efeito de diferentes protocolos de usinagem em CAD-CAM no comportamento mecânico das zircônias ainda não é esclarecido pela literatura. Portanto, o presente estudo investiga este potencial efeito.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Cerâmicas

A cerâmica teve sua introdução na odontologia pelo farmacêutico Alexis Duchateau, onde trocou suas próteses totais que eram feitos de marfim por cerâmicas (Della Bona, 2009; Zhang e Kelly, 2017). Porém, a cerâmicas odontológica foi somente implantada de fato na odontologia no final do século XIX (Della Bona, 2009). Atualmente ela é muito utilizada na reconstrução de dentes cariados, danificados ou ausentes (Babu *et al.*, 2015). É um material que possui boas propriedades mecânicas, alta estética, baixa solubilidade química e alta biocompatibilidade (Fu *et al.*, 2020). Sendo usadas na fabricação coroas, facetas, inlay, onlays, overlays, pinos, bráquetes ortodônticos, implantes e pilares para implantes (Della Bona, 2009).

As cerâmicas são classificadas com base em sua composição em três categorias principais: cerâmicas vítreas ou amorfas, cerâmicas parcialmente cristalinas e cerâmicas policristalinas. As cerâmicas vítreas, são cerâmicas com alto teor de vidro em sua composição, são as cerâmicas que melhor imitam as propriedades ópticas do esmalte e da dentina (Kelly, 2008; Kelly e Benetti, 2011). São exemplos de cerâmicas vítreas as porcelanas feldspáticas (Warreth e Elkareimi, 2020). As cerâmicas parcialmente cristalinas são materiais em que o fabricante adiciona fases de reforço na composição para melhorar as propriedades do material (Babu *et al.*, 2015). Essas fases de reforço são na maioria das vezes cristalinas, mas também podem ser vidro com um maior ponto de fusão.

Já as cerâmicas policristalinas, são materiais que não possuem vidro na sua composição, somente cristais, se tornando uma cerâmica mais resistente do que as cerâmicas vítreas e parcialmente cristalinas. As cerâmicas policristalinas tendem a ser mais opacas, quando comparadas com outras cerâmicas, tendo sua contraindicação para áreas mais estéticas (Kelly, 2008; Kelly e Benetti, 2011).

2.2 Cerâmicas policristalinas

A zircônia é classificada como uma cerâmica policristalina, e de acordo com a sua temperatura, ela pode ser encontrada em três fases cristalinas: monoclinica, tetragonal e cúbica (Stawarczyk *et al.*, 2017). A temperatura ambiente até 1170°C faz com que a estrutura monoclinica seja termodinamicamente estável sendo considerado uma cerâmica pura (Kwon *et al.*, 2018). Sendo apenas transformada em uma estrutura cristalina tetragonal quando atinge uma temperatura entre 1170°C e 2370°C, e a fase cúbica a acima de 2.370°C até o ponto de fusão. A fase tetragonal possui excelentes propriedades mecânicas como alta resistência à fratura, boa estabilidade térmica e alta resistência à corrosão (Kim *et al.*, 2019).

A transformação da fase tetragonal para monoclinica pode ser induzida por tensão e é acompanhada por uma expansão volumétrica de 4 a 5 % devido a distorção na forma dos cristais tetragonais (Elraggal *et al.*, 2022). Esse volume se opõe às forças de abertura de uma trinca resultando em aumento de tenacidade do material (tenacificação). Por isso são adicionados óxidos estabilizadores como CaO, MgO, Y₂O₃ ou CeO₂, permitindo estabilização da fase tetragonal em temperatura ambiente

(Denry e Kelly, 2008), e , portanto, mantendo a capacidade de tenacificação (Elraggal *et al.*, 2022). A fase cúbica é menos resistente, mas tem sido adicionada às novas gerações de zircônia com o objetivo de melhorar a sua translucidez, pois seus cristais são isotrópicos, tem um índice de refração constante, e o feixe de luz não sofre espalhamento (Denry e Kelly, 2008; Tong *et al.*, 2016; Zhang e Lawn, 2018).

As propriedades mecânicas na zircônias tetragonais são consideradas superiores devido ao mecanismo de tenacificação por transformação de fase que pode ocorrer quando tensões são induzidas no material. O campo de tensões ao redor de uma trinca pode levar a transformação da fase tetragonal para monoclínica, que apresenta maior volume, e pode resultar em tensões de compressão. Consequentemente, a trinca necessita superar esse obstáculo para se propagar resultando no aumento da tenacidade a fratura da zircônia. (Della Bona, 2009; Borba *et al.*, 2016; Gautam *et al.*, 2016; Lian *et al.*, 2009).

Diferentes gerações de zircônia foram desenvolvidas com objetivo de obter um material com boas propriedades mecânicas e ópticas. As duas primeiras gerações têm conteúdo semelhante de ítria, sendo denominadas de zircônia tetragonal estabilizada com 3 mol% de ítria (3Y-TZP). A primeira geração era muito opaca, sendo indicada como infraestrutura de prótese fixa com recobrimento de uma cerâmica vítrea translúcida (Kim *et al.*, 2019; Kwon *et al.*, 2018). Essa limitação de opacidade é causada principalmente pelo fato de que os cristais de zircônia tetragonal são birrefringentes e a luz ser espalhadas no contorno dos cristais (Pizzolatto e Borba, 2021). A composição e microestrutura das zircônias de primeira geração foram planejadas para otimizar a resistência e a tenacidade à fratura em vez da translucidez (Vardhaman *et al.*, 2020).

Já segunda geração das cerâmicas 3Y-TZP teve como objetivo melhorar sua translucidez, sendo indicada para próteses fixas monolíticas posteriores. O aumento na translucidez foi alcançado pela redução na quantidade de alumina, que é um aditivo da sinterização, e pelo aumento da densidade, por meio de sinterização em temperaturas mais altas. Mesmo assim, a estética das zircônias de segunda geração era insuficiente para restaurações estéticas anteriores (Kelch *et al.*, 2019; Stawarczyk *et al.*, 2017; Zhang e Lawn, 2018)

As zircônias de terceira geração possuem maior conteúdo de fase cúbica com objetivo de melhorar a translucidez, sendo necessário uma estabilização com uma maior quantidade de ítria, dando origem à zircônia parcialmente estabilizada com 4 e 5 mol% de ítria (4Y-PSZ e 5Y-PSZ) (Stawarczyk *et al.*, 2017; Zhang e Lawn, 2019). Consequentemente, pelo aumento da fase cúbica, a resistência e tenacidade à fratura é reduzida quando comparada com a 3Y-TZP. Essas propriedades mecânicas são afetadas pelo tamanho dos cristais, que são maiores, e pela incapacidade da zircônia cúbica sofrer transformação de fase sob tensão. Outras propriedades como dureza e módulo de elasticidade são parecidas com a da 3Y-TZP (Borba *et al.*, 2021).

Ainda, no intuito de melhorar a cor e translucidez do material, surgiram as zircônias de quarta e quinta geração com gradientes de cor e translucidez. Essas zircônias estão disponíveis para produzir restaurações monolíticas, podendo ter uma única composição (4ª geração) ou uma vasta gama de composições (5ª geração) (Vardhman *et al.*, 2020). A configuração da zircônia multicamadas tem como objetivo reproduzir o gradiente de cor e translucidez observado em dentes naturais (Kolakarprasert *et al.*, 2019).

Em estudos anteriores a 5Y-PSZ demonstra uma translucidez (TP) aprimorada ($8,30\pm 0,24$) em comparação com a 3Y-TZP ($6,96\pm 53$), porém inferior ao dissilicato de lítio ($12,64\pm 0,48$), o que a torna uma opção esteticamente interessante para restaurações em dentes anteriores (Kwon *et al.*, 2018).

No estudo de Kwon *et al.* (2018), a resistência a flexão de duas zircônias policristalinas (3Y-TZP e 5Y-PSZ) e a vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio foram comparadas, sendo utilizando o teste de flexão em três pontos. Os resultados revelaram que a 3Y-TZP obteve a melhor resistência flexão (1.194 ± 111 MPa) seguindo da 5Y-TZP (688 ± 159 MPa) e o dissilicato de lítio com (450 ± 53 MPa). Concluindo então que a a 3Y-TZP é uma alternativa para restaurações de dentes anteriores com melhor resistência (Kwon *et al.*, 2018)

Já no estudo conduzido por Elraggal *et al.* (2022) teve como um de seus objetivos avaliar e comparar a resistência flexural biaxial de duas zircônias policristalinas 3Y-TZP (Cercon e Lava) e duas zircônias tetragonais translúcidas 4Y-TZP (Katana e Brux Zir). Os resultados revelaram que a resistência flexural biaxial da zircônia 3Y-TZP (Cercon e Lava) foi significativamente superior, atingindo valores de $1247,5\pm 25,8$ MPa e $1271\pm 14,1$ MPa, respectivamente. Em comparação, a zircônia translúcida 4Y-TZP (Katana e Brux Zir) apresentou uma resistência menor, registrando valores de $812,8\pm 27,9$ MPa e $833,5\pm 13,2$ MPa para os dois tipos. Esses resultados reforçam consistentemente a literatura existente, indicando que a 3Y-TZP é uma zircônia mais resistente quando comparada à variedade translúcida 4Y-TZP.

2.3 CAD/CAM

Restaurações odontológicas de cerâmicas, metais e polímeros podem ser confeccionados por meio de tecnologia digital, fazendo o uso de desenho e usinagem assistidos por computador, denominado como *computer-aided design/computer-aided manufacturing* (CAD/CAM). A tecnologia CAD/CAM teve sua pesquisa de desenvolvimento iniciada ainda em 1980 pelas academias japonesas (Miyazaki *et al.*, 2009). Foi introduzida na Odontologia no final da década de 70 e início da década de 80 com auxílio de Bruce Altschuler, nos EUA, François Duret, na França, e Werner Mormann e Marco Brandestini, na Suíça (Mörmann, 2006).

O sistema CAD/CAM é composto por três partes: o scanner, que é utilizado para a aquisição dos dados, podendo ser realizada diretamente ou indiretamente por meio de escaneamento intraoral ou extraoral; o CAD que é um software para desenho das restaurações e a definição dos parâmetros de usinagem; e por fim o CAM, que é uma fresadora computadorizada que irá fabricar a restauração escolhida por meio de blocos ou discos do material restaurador. Possuindo vantagens como: eliminação de etapas, podendo ser utilizado diversos materiais, melhor conforto do paciente, menor índice distorção, melhor adaptação/precisão, entre outras. (Abdel-Azim *et al.*, 2015; Alghazzawi, 2016).

Para fabricar uma restauração a partir de um modelo CAD, existem dois principais métodos: subtrativo (fresagem/usinagem) ou manufatura aditiva (Protótipo Rápido, RP ou impressão 3D). O método subtrativo utiliza grandes blocos sólidos do material escolhido, que são esculpido por brocas diamantadas ou fresas em uma fresadora. Já na manufatura ativa, é realizada a impressão camada por camada, na qual é

fabricada por um material líquido ou em pó que são fundidos para criar a forma final (Alghazzawi, 2016).

As próteses de zircônia são fabricadas por meio de usinagem, podendo ser fresadas a partir de blocos pré-sinterizados (usinagem macia) e seguido de uma sinterização em alta temperatura ou a partir de blocos totalmente sinterizados (usinagem dura). Porém o processo de usinagem de blocos totalmente sinterizados é mais demorada e requer brocas mais resistentes (Denry e Kelly, 2008; Fraga *et al.*, 2017). Além disso, a usinagem pode ser realizada por dois métodos, seco ou úmido. A usinagem a seco envolve a usinagem da zircônia sem a presença de líquidos refrigerantes, utilizando ferramentas de corte especialmente projetadas. Já a úmida utiliza líquidos, frequentemente água, para o resfriamento da zircônia (Kwon e Park, 2023; Kamel *et al.*, 2021).

Apesar da alta confiabilidade deste sistema, os diferentes tipos de usinagem podem ser responsáveis pela introdução de defeitos no material. Defeitos microscópicos podem se propagar e vir a comprometer a integridade e longevidade do material (Romanyk *et al.*, 2019). Especialmente, as brocas diamantadas mais grossas, tem melhor eficiência de desgaste, mas também um grande potencial de gerar defeitos profundo na superfície, enquanto as finas resultam em dano mais dúctil (Corazza *et al.*, 2015). Esses desgastes podem ser deletérios para o comportamento mecânico das restaurações (Fraga *et al.*, 2017).

O estudo de Corazza *et al.* (2015) teve como propósito avaliar o impacto da deterioração da ponta diamantada no processo de usinagem sobre a rugosidade superficial e a resistência à fadiga das zirconias policristalinas de primeira geração 3Y-TZP. Foram empregados dois conjuntos de pontas, um para cada grupo (n = 30), e observou-se que a

resistência dos corpos de prova não foi afetada pela usinagem. No entanto, na análise da rugosidade, constatou-se diferença estatística entre os dois grupos. A conclusão destaca que a usinagem de várias peças cerâmicas utilizando o mesmo conjunto de pontas pode diminuir a capacidade de corte, influenciando assim as características da superfície da cerâmica e aumentando sua rugosidade.

O estudo de Kamel et al. (2021) comparou sistemas CAD/CAM monolíticos de zircônia com usinagem úmida e a seco (Incoris TZI, úmido, e CeramillZolid, seco), avaliando mudanças microestruturais e resistência à fratura pós-envelhecimento. O sistema de usinagem a seco obteve uma transformação média menor do que o úmido independente do envelhecimento. A resistência à flexão do grupo úmido foi significativamente inferior quando comparado ao sistema fresado a seco. Em condições sem envelhecimento, as médias de resistência à flexão foram de $1382,1 \pm 209,6$ N para usinagem úmida e $1946,2 \pm 98,9$ N para usinagem a seco. Já nas amostras envelhecidas, as médias foram de $1270,7 \pm 118,9$ N para usinagem úmida e $1953,4 \pm 57,6$ N para usinagem a seco.

2.4 Causas das falhas clínicas das zircônias policristalinas

Como já mencionado, as zircônias 3Y-TZP são conhecidas por terem excelentes propriedades mecânicas. Tendo como suas principais propriedades: alta resistência a fratura, tenacidade a fratura, baixa condutividade térmica e resistência a corrosão. No entanto, ainda assim podem surgir problemas potenciais com a zircônia, uma delas é devido à transformação espontânea da fase tetragonal para monoclínica em ambiente úmido e baixas temperaturas. A expansão volumétrica do cristal

pode resultar em tensões localizadas e microtrincas nas superfícies do material, essas trincas permitem que a água penetre ainda mais no interior do material, levando a uma transformação de fase adicional e resultando na degradação das propriedades mecânicas do material chamada de degradação a baixa temperatura- LTD (Della Bona, 2009; Borba *et al.*, 2016). A LTD pode ocorrer por conta de alguns fatores como: tamanho do grão, quantidade de agente estabilizador e a presença de tensões residuais (Della Bona, 2009).

O processo de usinagem pode ocasionar danos ao material. Um estudo publicado por Fraga *et al.*, (2017) avaliou os efeitos de usinagem na resistência à fadiga por flexão e na rugosidade de superfície de três tipos de cerâmicas produzidas por CAD/CAM: vitrocerâmica reforçada com leucita, zircônia 3Y-TZP e vitrocerâmica de dissilicato de lítio. A maior diferença na resistência à fadiga por flexão entre o grupo controle polido e o usinado foi observada para a 3Y-TZP, sendo uma redução de 40%, seguido por dissilicato de lítio (33%) e vitrocerâmica leucita (29%). O estudo concluiu que a usinagem realizada por CAD/CAM afeta negativamente a resistência à fadiga por flexão de cerâmicas com diferentes microestruturas resultando também em um maior valor de rugosidade (Fraga *et al.*, 2017).

Outros estudos prévios confirmaram a influência negativa do aumento da rugosidade da superfície das zircônias policristalinas na resistência à flexão. Os autores atribuem o dano ao desempenho mecânico da zircônia ao desgaste realizado pela ferramenta de corte, pela orientação da usinagem, além do aumento da rugosidade (Santos *et al.*, 2019).

Na maioria das vezes as falhas em próteses cerâmicas são associadas a defeitos estruturais que podem surgir durante a fabricação ou

na atividade mastigatória. Podendo surgir como defeitos introduzidos pelo processo de usinagem, danos com o jateamento, processo de cimentação, contato prematuro com outro elemento e cargas cíclicas (Zhang *et al.*, 2013). As cerâmicas são suscetíveis à fratura por carga oclusal repetitiva, podendo ser estresse mecânico, químico ou biológico ou uma combinação deles (Kelly *et al.*, 2017). O estresse oclusal repetitivo é chamado de fadiga que é classificada como um processo de mudança estrutural progressiva de materiais sujeitos a ciclos repetidos de tensão ou deformação e que podem resultar em trincas ou fraturas completas após um número de ciclos (César *et al.*, 2017).

O crescimento de trinca por fadiga em um material odontológico sujeito a cargas mastigatórias é geralmente lento. Essa falha ocorre de forma acumulativa após um período prolongado de eventos aparentemente inofensivos, mas de menor carga. O processo de falha também pode ser acelerado pela presença de umidade, levando a um mecanismo denominado crescimento subcrítico de trinca (SCG) (Kelly *et al.*, 2017; Zhang *et al.*, 2013). Até o momento, é difícil monitorar o crescimento dessas trincas através de métodos clínicos de rotina. Tornando-se importante a realização de estudos de fadiga *in vitro* para avaliar o comportamento a longo prazo das cerâmicas odontológicas (Duan *et al.*, 2018).

3. PROPOSIÇÃO

3.1. Objetivos gerais

Avaliar o comportamento mecânico de uma zircônia policristalina de segunda geração (3Y-TZP) usinada com diferentes protocolos de CAD/CAM.

3.2. Objetivos específicos

- 1) Avaliar o efeito dos protocolos de usinagem com CAD/CAM na resistência flexural biaxial da zircônia policristalina.

Hipótese 1: Corpos-de-prova produzidos com os diferentes protocolos de usinagem CAD/CAM apresentam resistência flexural similar.

- 2) Avaliar o efeito do tipo de protocolo de usinagem com CAD/CAM na confiabilidade da zircônia policristalina.

Hipótese 2: Corpos-de-prova produzidos com os diferentes protocolos de usinagem CAD/CAM apresentam módulo de Weibull similar.

- 3) Avaliar o efeito do tipo de protocolo de usinagem com CAD/CAM na rugosidade e topografia de superfície da zircônia policristalina.

Hipótese 3: Corpos-de-prova produzidos com os diferentes protocolos de usinagem CAD/CAM apresentam rugosidade e topografia de superfície similar.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Trata-se de um estudo experimental laboratorial no qual foram confeccionados corpos-de-prova (CPs) da zircônia policristalina de segunda geração 3Y-TZP (3Y, Zolid ZI, Amann Girrbaich AG). A zircônia foi subdividida em 5 grupos, sendo 3 grupos produzidos por diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM e 2 grupos controles, sendo um confeccionado a seco e outro úmido, confeccionados por corte e polimento manual de blocos em laboratório de pesquisa por operador treinado (n=20). O fluxograma está apresentado na Figura 1.

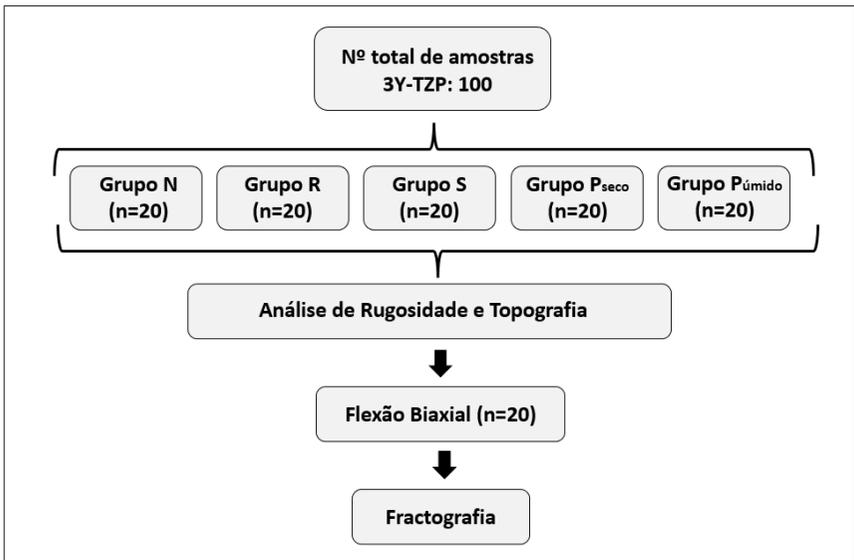


Figura 1- Fluxograma do estudo

4.1 Confeção dos Corpos-de-Prova

Todos CPs foram produzidos em forma de disco, com dimensões de 1,2 mm de espessura e 12 mm de diâmetro. Para a produção dos CPs em CAD/CAM, um desenho foi projetado no software SolidWorks, e convertido em arquivo STL para leitura no programa CAD. Três protocolos de usinagem com modos de usinagem e nível de detalhamento diferentes foram selecionados para usinagem com a unidade CAM do equipamento InLab MCX5, conforme Tabela 1. Sendo utilizados discos de zircônia pré-sinterizada para a usinagem e brocas diamantadas Dentsply Sirona (Bur 2.5; Bur 1.0; Bur 0.5).

Tabela 1- Protocolos estabelecidos para a confeção dos corpos-de-prova

Grupos experimentais	Modo de usinagem	Nível de detalhamento *
Normal – N	CAD-CAM Normal (padrão)	Alto
Rápido – R	CAD-CAM Rápido	Alto
Suave – S	CAD-CAM Suave (refinado)	Bastante alto
Polido- P_{úmido} (Controle)	Manual com irrigação	-
Polido- P_{seco} (Controle)	Manual a seco	-

*Detalhamento reportado pelo equipamento InLab MCX5

4.1.1 Confecção grupo controle polido úmido e seco

Para a confecção dos CPs dos grupo controle polido úmido ($P_{\text{úmido}}$) e seco (P_{seco}) blocos de zircônia (98 x 87,5 x 12 mm) pré-sinterizados foram usinados em torno mecânico (ROMI T240) e seccionados em cortadeira (Cortadeira Metalográfica LCD 12 00RPM – Biopdi) com disco diamantado (ODEME) e irrigação para o grupo controle úmido ($P_{\text{úmido}}$) e sem para o grupo controle seco (P_{seco}). Os discos foram seccionados com 1,4 mm de espessura e 14,8 mm de diâmetro (dimensões calculadas com base na taxa de contração de 23,37% relatada pelo fabricante).

As superfícies dos discos foram regularizadas com lixas d'água de granulação #1000; #1200; #1500; #2000; #2500 com a presença de irrigação para o grupo controle úmido ($P_{\text{úmido}}$) e sem para o grupo controle seco (P_{seco}). Após a regularização, os CPs do grupo controle úmido ($P_{\text{úmido}}$) passou pelo processo de limpeza em água destilada e banho sônico por 8 min para remoção de detritos provenientes do desgaste e o grupo controle seco (P_{seco}) passou pela limpeza com jato de ar. Logo após foram sinterizados de acordo com a recomendação do fabricante. As dimensões dos CPs foram verificadas com paquímetro digital (Paquímetro digital ABS absolute digimatic, Mitutoyo).

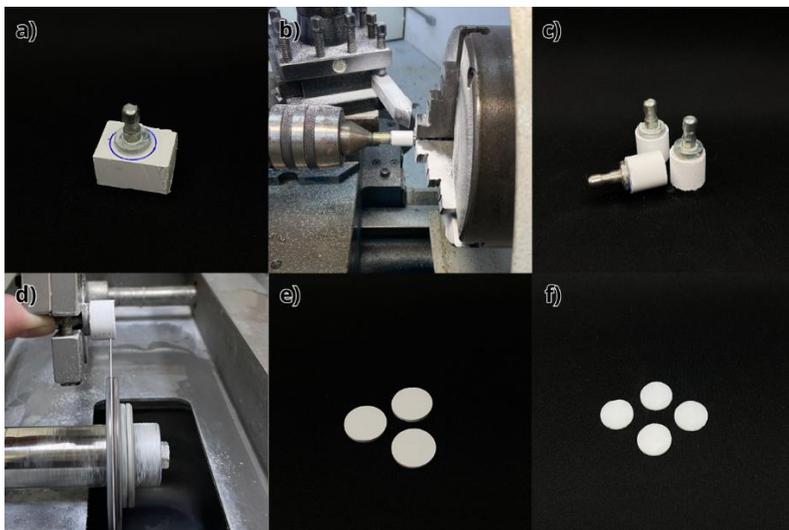


Figura 2- Passo a Passo confecção grupo controle: a) Bloco de zircônia seccionado em blocos menores; b) Processo de usinagem em torno mecânico (ROMI T240); c) Zircônia em formato de cilindro pós usinagem; d) Zircônia seccionada em discos utilizando cortadeira metalográfica; e) Zircônia após o processo de polimento em lixas d'agua; f) Zircônia sinterizada em forno específico.

Após a usinagem, os CPs passaram pelo processo de sinterização, seguindo as normas do fabricante, utilizamos um forno de alta temperatura (Ceramill Therm) e um ciclo de sinterização conforme o fabricante, apresentado na Tabela 2.

Tabela 2-Ciclo de sinterização utilizado, conforme recomendações do fabricante

Fase de Aquecimento	Fase de resfriamento
<ul style="list-style-type: none">▪ Temperatura ambiente até a temperatura final de 1450 °C;▪ Taxa de aquecimento 5 - 10 °C/min;▪ Tempo de parada com temperatura final: 2 horas	<ul style="list-style-type: none">▪ Temperatura final 1450 °C até a temperatura ambiente (no mínimo < 200 °C);▪ Aproximadamente 5 °C/min▪ Tempo de resfriamento: aproximadamente 5 h

4.2 Análise de Rugosidade e Topografia

A superfície dos CPs foi analisada utilizando um perfilômetro óptico (Profilm 3D, Filmetrics) com uma lente de objetiva (Nikon) de 50 x e limite de 1%. A avaliação da rugosidade envolveu os seguintes parâmetros: a rugosidade superficial média ou aritméticas (S_a), que calcula a rugosidade média de uma superfície em relação a uma linha média, e a altura do vale (S_v), que representa, a profundidade dos vales presentes.

4.3 Ensaio de Resistência Flexural

O teste de resistência à flexão biaxial foi realizado na configuração de pistão sobre três esferas (*piston-on-three-balls*) utilizando máquina de ensaio universal (Instron), com velocidade de 0,5 mm/min (célula de carga de 10000 N). As amostras foram testadas submersas em água destilada a 37° C. Uma tira de poliéster foi posicionada

entre o CP e o pistão para distribuir as tensões de forma mais homogênea. A resistência à flexão biaxial foi calculada de acordo com a norma ISO/FDIS 6872:2014.

$$\sigma = -0.2387 P(X - Y)/b^2 \quad (A)$$

$$X = (1 + \nu) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1 - \nu)/2] (r_2/r_3)^2 \quad (B)$$

$$Y = (1 + \nu)[1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1 - \nu) (r_1/r_3)^2 \quad (C)$$

Onde P é a carga de fratura (N), ν é o coeficiente de Poisson (0,32), r_1 é o raio do círculo de suporte formado pelas três esferas (4,24 mm), r_2 é o raio do pistão (0,78 mm), r_3 é o raio do CP (mm), e b é a espessura do CP (mm).

4.4. Fractografia

A superfície de fratura dos CPs testados em flexão foram analisadas utilizando princípios da fractografia (Quinn, 2020) com estereomicroscópio. Alguns CPs representativos foram analisados também em microscópio eletrônico de varredura (MEV).

4.5 Análise Estatística

Os dados de rugosidade e análise topográfica foram relatados de forma descritiva. Os dados de resistência flexural foram analisados com teste de ANOVA e Tukey ($\alpha = 0,05$). Os dados de resistência flexural também foram analisados com análise de Weibull de dois parâmetros (σ_0 – resistência característica; m – módulo de Weibull). Os intervalos de confiança de 90% para os parâmetros de Weibull foram calculados pelo

método da Razão da Verossimilhança. A análise estatística foi realizada com um software de confiabilidade (Weibull++, Reliasoft).

5. RESULTADO

Os dados de resistência flexural foram analisados por análise de Weibull de dois parâmetros utilizando *Maximum Likelihood Estimate* (MLE) e os intervalos de confiança de 90% foram calculados com *Likelihood Ratio*. A análise de Weibull dos dados de resistência flexural (MPa) estão apresentados na Tabela 3 e Figura 3. Os CPs usinados com os três tipos de protocolos de CAD/CAM e o grupo polido a seco apresentaram resistência característica e módulo de Weibull estatisticamente similares, pois os intervalos de confiança de 90% se sobrepõem. O grupo polido úmido apresentou resistência característica e módulo de Weibull inferiores aos demais grupos experimentais.

Tabela 3-Resistência característica (σ_0) e módulo de Weibull (m), com os respectivos intervalos de confiança de 90% (90% CI) para os grupos experimentais.

Grupos	σ_0^*	σ_0 - 90% CI	m*	m - 90% CI
N	801,4 a	760,0; 843,1	7,7 ab	5,7; 10,1
R	809,7 a	764,1; 855,3	7,2 ab	5,2; 9,5
S	777,1 a	745,1; 808,9	9,8 a	7,3; 12,6
P _{seco}	788,4 a	751,4; 825,2	8,6 a	6,4; 11,1
P _{úmido}	675,4 b	619,5; 733,2	4,8 b	3,6; 6,2

*Valores seguidos por letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes.

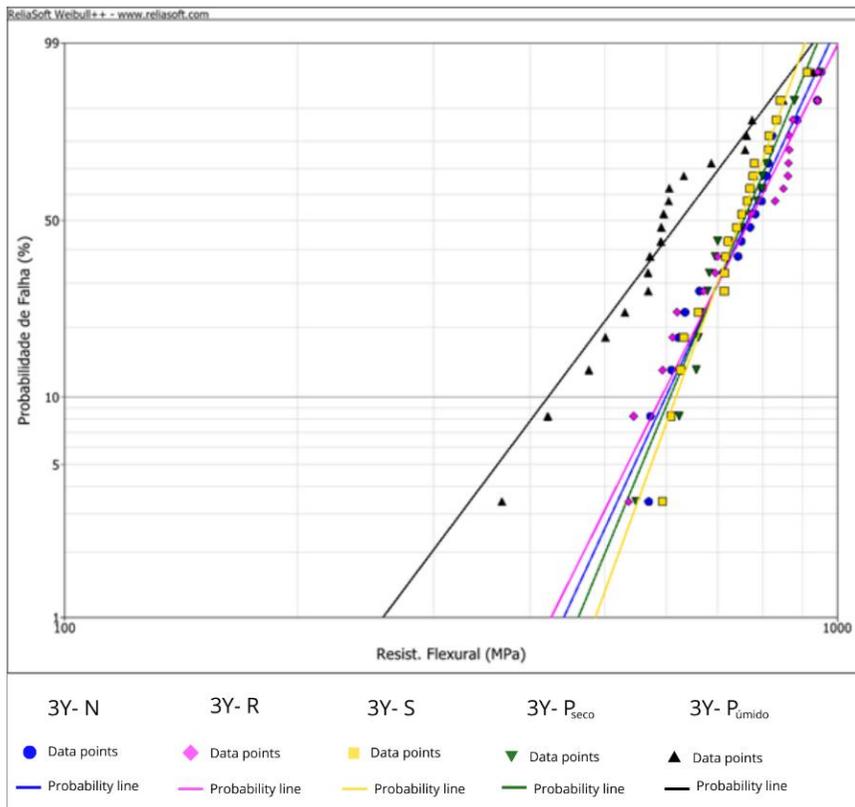


Figura 3- Probabilidade de falha estimada por análise de Weibull dos dados de resistência a flexão dos grupos experimentais.

Os dados de rugosidade foram avaliados de forma descritiva e estão apresentados na Figura 4 para a altura aritmética (S_a) e profundidade do vale (S_v). O grupo rápido demonstrou a maior S_a ($S_a: 2,17 \pm 0,81 \mu\text{m}$), seguido pelo grupo normal ($S_a: 1,51 \pm 0,00 \mu\text{m}$), suave ($S_a: 1,29 \pm 0,08$

μm) e o grupo polido, que apresentou a menor altura aritmética (S_a) (S_a : $0,35 \pm 0,01 \mu\text{m}$). Os dados de S_v seguiram o mesmo padrão observado para S_a : o grupo rápido apresentou a maior altura do vale (S_v : $9,56 \pm 1,70 \mu\text{m}$), seguido pelo grupo normal (S_v : $7,17 \pm 0,30 \mu\text{m}$), suave (S_v : $5,8 \pm 0,04 \mu\text{m}$) e, por fim, o grupo polido, que obteve a menor altura do vale (S_v : $2,23 \pm 0,03 \mu\text{m}$). Ao analisar os dados, nota-se uma padronização, indicando uma redução progressiva da rugosidade do grupo rápido para os grupos normal, suave e polido.

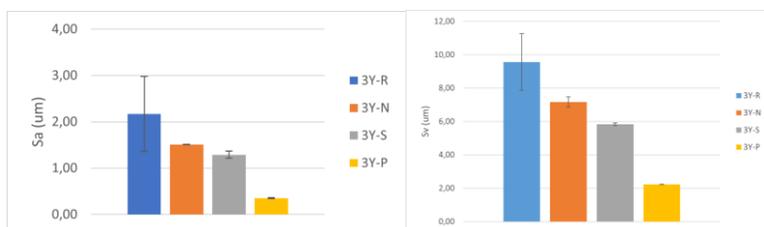


Figura 4-Valores da média aritmética da altura (S_a) e do valor máximo para a profundidade do vale (S_v) para os grupos experimentais.

Na Figura 5 é possível observar a imagem da superfície dos corpos de prova de cada grupo obtida por perfilometria ótica, utilizando duas ampliações: 10x e 50x. As imagens revelam o percurso da broca e suas alterações na superfície da cerâmica. As áreas em vermelho mostram maior rugosidade. As imagens topográficas dos grupos normal e suave mostram-se semelhantes e revelam um percurso de broca circular e em menor diâmetro que no grupo rápido. Isso resulta em lacunas de rugosidade menores nos grupos normal e suave em comparação com o grupo rápido.

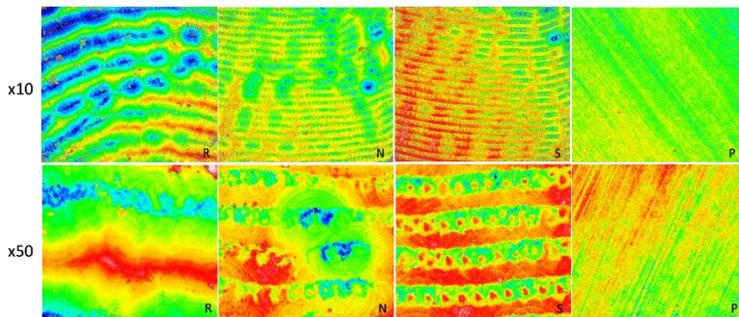


Figura 5-Imagens das superfícies dos corpos de prova dos grupos experimentais obtidas por perfilometria

As imagens obtidas pela análise de superfície realizada por meio de um microscópio eletrônico de varredura (MEV, x250) confirmaram o padrão topográfico observado em perfilometria (Figura 6). Também se nota que grupo suave, o processo de usinagem é mais minucioso, com a broca percorrendo uma determinada área em múltiplas passagens.

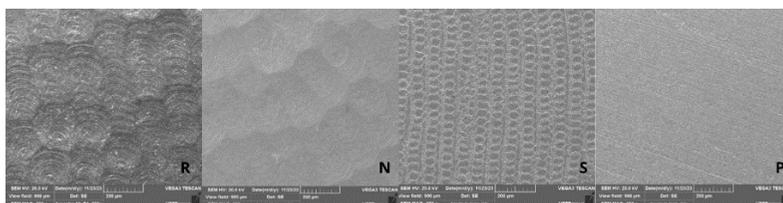


Figura 6-Análise da superfície em microscopia eletrônica de varredura MEV.

A Figura 7 mostra a superfície de fratura de um corpo de prova, destacando a origem da falha no local submetido às forças de tração durante o teste de flexão.

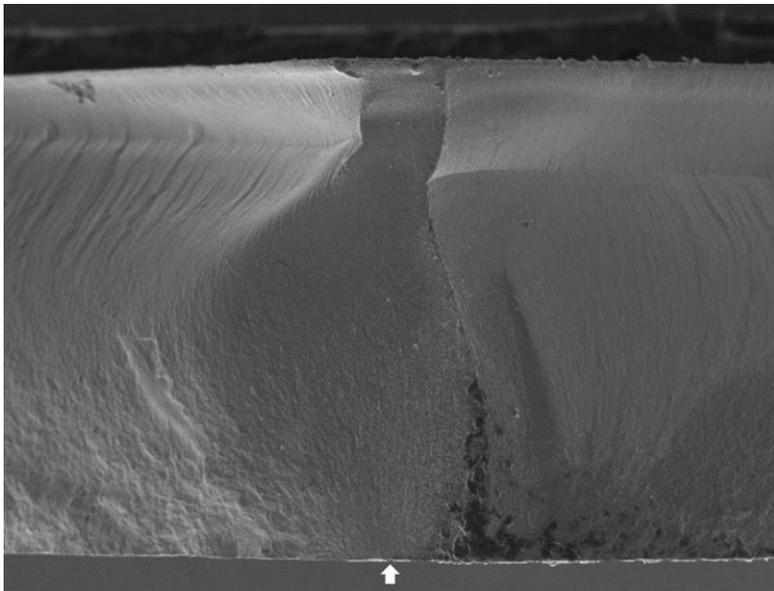


Figura 7- Imagem de microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura do CP (x130).). A seta branca mostra o local de origem da falha na superfície submetida à tração.

6. DISCUSSÃO

A fratura de restaurações é um desafio enfrentado pelas cerâmicas, podendo manifestar-se como um problema técnico ou estrutural (Fraga *et al.*, 2017). A zircônia, classificada como uma cerâmica policristalina, se destaca por suas elevadas propriedades mecânicas em comparação com outras cerâmicas (Zhang e Lawn 2018). Seu processo de fabricação envolve a utilização da tecnologia CAD/CAM, um método que, embora eficaz, apresenta potencial para causar danos ao material, por conta de ser um processo demorado com várias etapas (Romanyk *et al.*, 2019). O objetivo desse estudo foi analisar o desempenho mecânico de uma zircônia policristalina de segunda geração (3Y-TZP) usinada por meio de diferentes protocolos de CAD/CAM.

Os corpos de prova usinados com diferentes protocolos de CAD/CAM e o grupo polido a seco mostraram resistência e comportamento de falha estatisticamente semelhantes, tendo nossa primeira e segunda hipótese de estudo parcialmente aceita. No entanto, o grupo polido úmido apresentou a menor resistência característica e módulo de Weibull, indicando um possível impacto negativo desse método de polimento na resistência flexural dos corpos de prova em comparação com os outros métodos testados. A influência negativa da água no material pré-sinterizado pode ser atribuída à degradação de baixa temperatura (LTD). Esse fenômeno refere-se à transformação espontânea da fase tetragonal para monoclínica, podendo ocorrer mesmo na ausência de tensões externas, sendo acompanhada pelo surgimento de micro e macrotrincas na superfície do material, podendo induzir a uma deterioração progressiva das propriedades mecânicas (Zhang *et al.*, 2016;

Borba *et al.*, 2016). Em suma, a presença de água pode desencadear o LTD, resultando em mudanças significativas na estrutura e nas características mecânicas do material (Camposilvan *et al.*, 2018). O estudo de Kamel *et al.* (2021) enfatiza que a usinagem a seco torna a zircônia mais resistente às alterações microestruturais e resistência mecânica do que zircônias fresadas de maneira úmida. Porém ainda é necessário realizar estudos adicionais sobre este tema, que analisam os diferentes protocolos de usinagem, em ambientes úmidos ou secos na resistência a flexão de zircônias policristalinas, dado que há uma escassez de informações na literatura atual sobre o assunto.

Sobre a influência de diferentes protocolos de usinagem (rápido, normal, suave, polido) na rugosidade da superfície. Observa-se uma diminuição consistente da rugosidade ao passar do grupo rápido para o grupo polido, indicando uma correlação entre o nível de detalhamento do processo de usinagem e a rugosidade. O grupo rápido apresentou a superfície mais irregular, enquanto o grupo polido exibiu a mais lisa. A análise perfilométrica mostrou que o grupo rápido a broca faz única passagem no material, aumentando a rugosidade, enquanto os grupos normal e suave repetiram a passagem, resultando em acabamentos mais refinados e superfícies mais lisas. Tendo nossa terceira hipótese de estudo rejeitada. Estudos mais recentes, enfatizam que a velocidade da usinagem influencia diretamente na rugosidade superficial, zircônias sinterizadas com velocidades mais lentas e maior nível de detalhamento possuem superfícies mais lisas da zircônia (Fasbinder e Duddanahalli, 2023).

Apesar de uma maior rugosidade no grupo rápido, o mesmo grupo não teve impacto significativo na resistência e no módulo de Weibull, sugerindo que a rugosidade aumentada não afetou as

propriedades do material, pois os defeitos deixados pelas pontas das usinagem não eram críticos para início de uma fratura. Recomenda-se o uso de protocolos suaves ou normais em situações necessitam de menor rugosidade superficial e maior detalhamento.

A análise por microscopia eletrônica de varredura revelou de maneira clara os defeitos deixados durante o processo CAD/CAM, um fenômeno comum dada a utilização de brocas na usinagem do material. No contexto clínico, é comum que as restaurações demandem tratamentos adicionais na superfície para diminuição da rugosidade. O polimento intra ou extraoral, emprega diversas técnicas, como jateamento uso de papéis de carboneto de silício e kits de polimento (Denry e Kelly 2008 Ludovichetti *et al.*, 2019). No entanto, é importante ressaltar que, na interface de cimentação, não se realiza nenhum acabamento, resultando na persistência dos defeitos (Tong *et al.*, 2016). A ausência desse procedimento nessa região específica pode ser crucial, uma vez que os defeitos são mantidos podem representar potenciais pontos de falha. Em casos os defeitos são particularmente intensos e atravessam o material, existe a possibilidade de ocorrência de falhas na interface da restauração resultando em trincas mais extensas. (Ellakwa *et al.*,2011; Pott *et al.*, 2018). Della Bona *et al.* (2013) utilizaram a análise de elementos finitos (FEA) e micro-tomografia computadorizada (micro-CT) para analisar a magnitude e distribuição de tensões em restaurações dentárias. Nas próteses parciais fixas, as áreas mais propensas à falha (maior magnitude e concentração de tensões) estão na região cervical dos conectores e pântico. Na coroas, as áreas de possível falha estão localizadas na interface de cimentação e na superfície próxima ao contato oclusal (Della Bona *et al.*, 2013). Portanto, defeitos introduzidos nesses locais da

estrutura cerâmica são deletérios a longo prazo, pois podem inicial e propagar trincas até a fratura sob fadiga. A superfície externa de restaurações é menos crítica, pois tem potencial de polimento ou aplicação de glaze. Ao contrário, a superfície interna (de cimentação) das restaurações não são passíveis de alteração por polimento ou glaze e defeitos nesta área são deletérios. Portanto, recomenda-se os protocolos de usinagem normal e suave para reduzir a rugosidade, especialmente a profundidade de vales nesta área das restaurações.

É fundamental considerar que as restaurações cerâmicas de zircônia enfrentam desafios no ambiente bucal, incluindo a exposição à umidade, variações de temperatura e pH (Fraga *et al.*, 2017). Além disso, estão sujeitas a cargas provenientes do contato oclusal e a forças de flexão significativas, especialmente em condições cíclicas e ambientes aquosos (Zhang e Lawn, 2019). Essa complexidade apresenta uma limitação em nosso estudo, destacando a necessidade de conduzir pesquisas adicionais que incorporem testes de resistência à fadiga para uma compreensão mais abrangente dessas restaurações em ambientes dinâmicos.

7. CONCLUSÃO

Conclui-se que os protocolos de usinagem CAD/CAM geram resistências são similares entre si, não interferindo na resistência à flexão. No entanto, a utilização de água durante a usinagem influencia negativamente no comportamento mecânico da zircônia, enfatizando a importância da usinagem a seco para manutenção das propriedades do material. Além disso, o protocolo de usinagem lenta reduz a rugosidade superficial, resultando em superfície mais lisa.

8. FONTE FINANCIADORA

Esse projeto conta com o apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior CAPES (bolsista modalidade I) e edital Fapergs/CAPES N° 19/2551-0000677-2.

REFERÊNCIAS

ABDEL-AZIM, T.; ROGERS, K.; ELATHAMNA, E.; ZANDINEJAD, A.; METZ, M.; MORTON, D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J. Prosthet Dent*, v. 114, n. 4, p. 554–559, 2015.

ALGHAZZAWI, T. F. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res*, v. 60, n. 2, p. 72-84, 2016.

BABU, P.; ALLA, R.; ALLURI, V.; DATLA, S.; KONAKANCHI, A. Dental Ceramics: Part I – An Overview of Composition, Structure and Properties. *J Eng Mater Technol*, v. 3, n. 1, p. 13–18, 2015.

BORBA, M.; ARAÚJO, M. D. DE; FUKUSHIMA, K. A.; YOSHIMURA, H. N.; GRIGGS, J. A.; DELLA BONNA, A.; CESAR, P. F. Effect of different aging methods on the mechanical behavior of multi-layered ceramic structures. *Dent Mater*, v. 32, n. 12, p. 1536–1542, 2016.

BORBA, M.; OKAMOTO, T. K.; ZOU, M.; KAIZER, M. R.; ZHANG, Y. Damage sensitivity of dental zirconias to simulated occlusal contact. *Dent Mater*, v. 37, n. 1, p. 158–167, 2021.

CAMPOSILVAN, E.; LEONE, R.; GREMILLARD, L.; SORRENTINO, R.; ZARONE, F.; FERRARI, M.; CHEVALIER, J. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*, v. 34, n. 6, p. 879-890, 2018.

CESAR PF, DELLA BONA A, SCHERRER SS, THOLEY M, VAN NOORT R, VICHI A, KELLY R, LOHBAUER U. ADM guidance-Ceramics: Fracture toughness testing and method selection. *Dent Mater*. v. 33. n. 6, p. 575-584, 2017.

CORAZZA, P. H.; LAGO, H.; CASTRO, D. E.; FEITOSA, S. A.; KIMPARA, T.; DELLA BONNA, A. Influence of CAD-CAM diamond

bur deterioration on surface roughness and maximum failure load of Y-TZP-based restorations. *Am J Dent*, v. 28, n. 2, p. 95–99, 2015.

DELLA BONA, A.; BORBA, M.; BENETTI, P.; DUAN, Y.; GRIGGS, J. A. Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. *J Dent*, v. 41, n.5, p. 412-419, 2013.

DELLA, BONA, A. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico. 1 ed. São Paulo: Artes Médicas, 2009.

DENRY, I.; KELLY, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, v. 24, n. 3, p. 299–307, 2008.

DUAN, Y, GRIGGS, J.A. Effect of loading frequency on cyclic fatigue lifetime of a standard-diameter implant with an internal abutment connection. *Dent Mater*, v. 24, n. 12, p. 1711-1716, 2018.

ELLAKWA, A; RAJ, T; DEEB, S; RONAGHI, G; MARTIN, F. E; KLINEBERG, I. Influence of implant abutment angulations on the fracture resistance of overlaying CAM-milled zirconia single crowns. *Aust Dent J*. v. 56, n.2, p. 132-140. 2011.

ELRAGGAL, A; ABOUSHELIB, M; ABDEL, RAHEEM, I. M; AFIFI, R.R. Effect of surface treatments on biaxial flexural strength, fatigue resistance, and fracture toughness of high versus low translucency zirconia. *BMC Oral Health*, v.22, n. 412, 2022.

FASBINDER, D. J; DUDDANAHALLI, S. G. Surface Evaluation of Milled Chairside CAD/CAM Materials Based on Manufacturing Speed. *Int J Comput Dent*, v.26 n.4, p. 01-20, 2023.

FRAGA, S.; AMARAL, M.; BOTTINO, M. A.; VALANDRO, L. F.; KLEVERLAAN, C. J.; MAY, L. G. Impact of machining on the flexural fatigue strength of glass and polycrystalline CAD/CAM ceramics. *Dent Mater*, v. 33, n. 11, p. 1286–1297, 2017.

FU, L.; ENGQVIST, H.; XIA, W. Glass-ceramics in dentistry: A review. *Materials (Basel)*, v. 13, n. 5, 2020.

GAUTAM, C.; JOYNER, J.; GAUTAM, A.; RAO, J.; VAJTAI, R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility, and applications. *Dalton Trans*, v. 45, n. 48, p. 19194–19215, 2016.

KAMEL, M. H; ZAGHLOUL, H; SALAH, T; GHANEM, L. Microstructural changes and fracture resistance of nano-crystalline monolithic zirconia restorations upon aging. *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng* ,v.1046 n.4, 2021.

KELCH, M.; SCHULZ, J.; EDELHOFF, D.; SENER, B.; STAWARCZYK, B. Impact of different pretreatments and aging procedures on the flexural strength and phase structure of zirconia ceramics. *Dent Mater*, v. 35, n. 10, p. 1439–1449, 2019.

KELLY, J. R. Dental Ceramics. *J Dent Assoc*, v. 139, p. S4–S7, 2008.

KELLY, J. R.; BENETTI, P. Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, v. 56, n. suppl. 1, p. 84–96, 2011.

KELLY, J. R.; CESAR, P. F.; SCHERRER, S. S.; DELLA BONNA, A; NOORT, R. VAN; THOLEY, M.; VICHI, A.; LOHBAUER, U. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dent Mater*, v. 33, n. 11, p.1191-2004, 2017.

KIM, D. S.; KIM, W. C.; LEE, J. K. Effect of Solid Loading on the Sintered Properties of 3 mol% Ytria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals (3Y-TZP) Ceramics via Slip Casting. *J Nanosci Nanotechnol*, v. 19, n. 10, p. 6383–6386, 2019.

KOLAKARNPRASERT, N.; KAIZER, M. R.; KIM, D. K.; ZHANG, Y. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dent Mater*, v. 35, n. 5, p. 797–806, 2019.

KWON, S. J.; LAWSON, N. C.; MCLAREN, E. E.; NEJAT, A. H.; BURGESS, J. O. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent*, v. 120, n. 1, p. 132–137, 2018.

KWON, W. C; PARK, M. G. Evaluation of mechanical properties of dental zirconia in different milling conditions and sintering temperatures. *J Prosthet Dent.* V. 130, n. 6, p. 909-916, 2023.

LARSSON, C.; WENNERBERG, A. The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. *Int J Prosthodont.* v. 27, n. 1, p. 33-43, 2014.

LIAN, J.; ZHANG, J.; NAMAVAR, F.; ZHANG, Y.; LU, F.; HAIDER, H.; GARVIN, K.; WEBER, W. J.; EWING, R. C. Ion beam-induced amorphous-to-tetragonal phase transformation and grain growth of nanocrystalline zirconia. *Nanotechnology*, v. 20, n. 24, 2009.

LUDOVICHETTI, F. S; TRINDADE, F. Z; ADABO, G. L; PEZZATO, L; FONSECA, R. G. Effect of grinding and polishing on the roughness and fracture resistance of cemented CAD-CAM monolithic materials submitted to mechanical aging. *J Prosthet Dent.* v. 121, n.5. 2019.

MIYAZAKI, T.; HOTTA, Y.; KUNII, J.; KURIYAMA, S.; TAMAKI, Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, v. 28, n. 1, p. 44–56, 2009.

MÖRMANN, W. H. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, v. 137, n. 9 SUPPL., 2006.

OTTONI, R.; BORBA, M. Mechanical and clinical behavior of zirconia-based monolithic prosthesis: Literature review. *Cerâmica*, v. 64, n. 372, p. 547–552, 2018.

PIZZOLATTO, G.; BORBA, M. Optical properties of new zirconia-based dental ceramics: Literature, *Cerâmica*, v. 67, p. 383-343, 2021.

POTT, P. C; HOFFMANN, J. P; STIESCH, M; EISENBURGER, M. Polish of interface areas between zirconia, silicate-ceramic, and composite with diamond-containing systems. *J Adv Prosthodont.* v.10, n.4, p. 315-230. 2018.

QUINN, G. NIST Recommended Practice Guide: Fractography of Ceramics and Glasses (online). Special Publication (NIST SP), 3rd

edition, Gaithersburg, MD: National Institute of Standards and Technology, 2020.

ROMANYK, D. L.; MARTINEZ, Y. T.; VELDHUIS, S.; RAE, N.; GUO, Y.; SIROVICA, S.; FLEMING, G. J. P.; ADDISON, O. Strength-limiting damage in lithium silicate glass-ceramics associated with CAD–CAM. *Dent Mater*, v. 35, n. 1, p. 98–104, 2019.

SAILER, I.; STRASDING, M.; VALENTE, N. A.; ZWAHLEN, M.; LIU, S.; PJETURSSON, B. E. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*, v. 29, n.16, p. 184-198, 2018.

SANTOS, C. DOS; SIMBA, B. G.; SILVA, R. R.; RODRIGUES PAIS ALVES, M. F.; MAGNAGO, R. O.; ELIAS, C. N. Influence of CAD-CAM milling on the flexural strength of Y-TZP dental ceramics. *Ceram Int*, v. 45, n. 8, p. 10250–10259, 2019.

STAWARCZYK, B.; KEUL, C.; EICHBERGER, M.; FIGGE, D.; EDELHOFF, D.; LÜMKEMANN, N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int.*, v. 48, n. 5, p. 369–380, 2017.

TONG, H.; TANAKA, C. B.; KAIZER, M. R.; ZHANG, Y. Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their High-Translucency, High-Strength and High-Surface Area. *Ceram Int*, v. 42, n. 1, p. 1077–1085, 2016.

TRIWATANA, P.; NAGAVIROJ, N.; TULAPORNCHAI, C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*, v.4, n. 2, p. 76-83, 2012. 2012;

VARDHAMAN, S.; BORBA, M.; KAIZER, M. R.; KIM, D. K.; ZHANG, Y. Wear behavior and microstructural characterization of translucent multilayer zirconia. *Dent Mater*, v. 36, n. 11, p. 1407–1417, 2020.

WARRETH, A.; ELKAREIMI, Y. All-ceramic restorations: A review of the literature. *Saudi Dent J*, v. 32, n. 8, p. 365–372, 2020.

ZHANG, F.; INOKOSHI, M.; BATUK, M.; HADERMANN, J.; NAERT, I.; MEERBEEK, B. VAN; VLEUGELS, J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater*, v. 32, n. 12, p. 327–337, 2016.

ZHANG, Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*, v. 30, n. 10, p. 1195–1203, 2014.

ZHANG, Y.; KELLY, J. R. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am*, v. 61, n. 4, p. 797–819, 2017.

ZHANG, Y.; LAWN, B. R. Evaluating dental zirconia. *Dent Mater Elsevier*, v. 35, n. 1, p. 15-23, 2019.

ZHANG, Y.; LAWN, B. R. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*, v. 97, n. 2, p. 140–147, 2018.

ZHANG, Y.; SAILER, I.; LAWN, B. R. Fatigue of dental ceramics. *J Dent*, v. 41, n. 12, p. 35-47, 2013.