

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO
Faculdade de Odontologia
Disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso (TCC)

**ANÁLISE DE DIFERENTES PROTOCOLOS DE
USINAGEM EM CAD/CAM PARA ZIRCÔNIAS
POLICRISTALINAS**

Relatório Final

Apresentado à Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, como requisito da disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso e para graduação no curso de Odontologia da Universidade de Passo Fundo.

Aluno – Gabriela Pizzolatto

Orientador – Prof. Dra. Márcia Borba

Passo Fundo, setembro de 2022.

Sumário

1. TÍTULO	3
2. EQUIPE EXECUTORA	3
2.1. Aluno	3
2.2. Orientador	3
3. RESUMO	3
4. PROBLEMA DE PESQUISA	4
5. JUSTIFICATIVA	4
6. REVISÃO DE LITERATURA	5
7. OBJETIVOS	14
7.1. Objetivos gerais	14
7.2. Objetivos específicos	14
8. MATERIAIS E MÉTODOS	14
9. RESULTADOS	19
10. DISCUSSÃO	22
11. CONCLUSÃO	26
12. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	26
13. AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DO ALUNO	28

RELATÓRIO FINAL

1. TÍTULO

Análise de diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM para zircônias policristalinas

2. EQUIPE EXECUTORA

2.1. Aluna

Nome: Gabriela Pizzolatto

Matrícula: 174890

2.2. Orientadora

Nome: Profa. Dra. Márcia Borba

Matrícula: 8224-4

3. RESUMO

O objetivo do estudo é investigar o efeito de diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM no comportamento de zircônias policristalinas. Dois tipos de zircônia foram estudadas, uma convencional 3Y-TZP (3Y) e uma translúcida 5Y-PSZ (5Y). Foram usinados corpos-de-prova em forma de disco ($n=15$) utilizando três diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM: suave (S), normal (N) e rápido (R). A topografia de superfície dos discos foi analisada com rugosímetro e MEV. Cinco discos de cada grupo foram submetidos ao ensaio de resistência à flexão biaxial (σ_f). Dez discos do grupo 5Y-N e 5Y-R foram submetidos ao ensaio de fadiga utilizando cicladora mecânica pneumática. Os dados de rugosidade foram analisados com teste de Kruskal-Wallis e teste de Student-Newman-Keuls ($\alpha=0,05$), os dados de σ_f foram analisados com ANOVA de dois fatores (fator 1: material, fator 2: protocolo de usinagem) e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Os dados de fadiga foram analisados com Kaplan-Meier ($\alpha=0,05$). A análise em MEV mostrou diferentes padrões de superfície para os diferentes protocolos. Houve diferença entre os grupos para os parâmetros de rugosidade, sendo que o grupo 3Y-S obteve a maior mediana. 3Y apresentou maior σ_f do que 5Y. O protocolo S resultou em maiores valores de σ_f do que o protocolo R. No

teste de fadiga, não foi encontrada diferença entre as curvas de sobrevivência dos corpos-de-prova de 5Y usinados com o protocolo N e R. Conclui-se que o tipo de protocolo de usinagem em CAD/CAM afetam as propriedades das zircônias policristalinas.

Palavras-chave: CAD/CAM. Cerâmica. Testes mecânicos. Prótese Dentária.

4. PROBLEMA DE PESQUISA

Ao realizar a usinagem dos materiais restauradores odontológicos em CAD/CAM diferentes tipos de protocolos podem ser utilizados, alterando assim a velocidade com que a restauração é confeccionada e conseqüentemente o nível de detalhamento. Durante a usinagem em CAD/CAM das restaurações de cerâmicas à base de zircônia são utilizadas fresas que entram em contato com o material para que este seja desgastado e chegue no formato desejado da restauração (Strub *et al.*, 2006; Romanyk *et al.*, 2019). Este contato pode resultar em micro-trincas, delaminação e estresse residual. Esses defeitos que são introduzidos na superfície do material podem posteriormente levar a falha clínica das restaurações (Fraga *et al.*, 2017; Kelly *et al.*, 2017). Assim, questiona-se: Os diferentes protocolos utilizados no CAD/CAM podem alterar o comportamento clínico das restaurações?

5. JUSTIFICATIVA

A principal vantagem encontrada no uso das cerâmicas à base de zircônia na Odontologia são suas ótimas propriedades mecânicas (Zhang *et al.*, 2016). Porém, um obstáculo para que este material seja ainda mais utilizado para a confecção de restaurações monolíticas é que suas propriedades ópticas deixam a desejar, o maior problema é sua opacidade, causada por seus grãos tetragonais birrefringentes que dispersam a luz (Zhang e Lawn, 2016). Em busca de solucionar este problema foi criada uma nova geração de zircônias translúcidas com maior quantidade de fase cúbica, que não dispersa a luz, melhorando assim a estética. No entanto, esta melhora ocorre às custas da resistência mecânica do material. (Zhang e Lawn, 2016; Pizzolatto e Borba, 2021).

A confecção das restaurações vem se tornando cada vez mais automatizada, e no caso das cerâmicas à base de zircônia, a única forma de produzir as restaurações é

utilizando a tecnologia CAD/CAM (*Computer-aided design/Computer-aided manufacturing*) (Strub *et al.*, 2006). Esta tecnologia vem se tornando cada vez mais popular e com isso diversas funções vem sendo adicionadas e melhoradas, como a possibilidade de escolher o tipo de protocolo de usinagem desejado para confecção da restauração.

6. REVISÃO DE LITERATURA

6.1 Zircônia Policristalina

O padrão ouro na odontologia por muito tempo foram as próteses metalocerâmicas, no entanto, a coloração cinza dos metais não se assemelha em nada com as estruturas dentais. Sendo assim, as próteses dentais totalmente cerâmicas estão invadindo cada vez mais o mercado, tornando-se populares pela sua biocompatibilidade e estética favoráveis (Sulaiman *et al.*, 2015; Zhang *et al.*, 2016; Mao *et al.*, 2018). Fator de extrema importância para os pacientes, que apreciam muito as próteses dentais com boas propriedades ópticas, tornando as cerâmicas o material de sua preferência (Stawarczyk *et al.*, 2015).

Apesar das vantagens estéticas e de biocompatibilidade, as cerâmicas são consideradas um material suscetível a fraturas por causa de seu comportamento frágil. Assim, o desenvolvimento de um material com boa qualidade estética e ao mesmo tempo resistente ainda é foco de estudos (Mao *et al.*, 2018). A área da odontologia protética está em constante expansão, o que faz com que melhorias nos materiais e de novas tecnologias de fabricação possam gerar grandes impactos econômicos, tanto para o cirurgião dentista quanto para o paciente (Zhang e Lawn, 2016).

A zircônia está entre as cerâmicas mais utilizadas para fabricação de restaurações dentais por causa de suas elevadas propriedades mecânicas (Zhang *et al.*, 2016). A zircônia pura possui três fases principais; monoclinica, tetragonal, e cúbica, que se encontram respectivamente, em temperatura ambiente, a 1,170°C e a 2,370°C. No entanto, a fase monoclinica não possui boas propriedades mecânicas, característica que foi alcançada realizando a incorporação de aditivos químicos na composição do material, para que a fase tetragonal se mantenha estável mesmo em temperatura ambiente. A fase tetragonal apresenta ótima resistência e tenacidade a fratura graças a um mecanismo conhecido como tenacificação por transformação de fase, onde ocorre a

reversão da fase tetragonal para monoclínica quando o material sofre alguma tensão externa, expandindo e alterando os grãos de forma individual, resultando na absorção de energia e proporcionando resistência a danos. A adição de óxido de ítrio (Y_2O_3) como estabilizante da fase tetragonal obteve os melhores resultados, dando origem à zircônia policristalina tetragonal estabilizada com 3 mol% de ítria (3Y-TZP). A 3Y-TZP possui propriedades mecânicas elevadas e vem sendo consideradas um material promissor para fabricação de coroas unitárias e próteses parciais fixas totalmente cerâmicas (Zhang *et al.*, 2016). Porém, sua maior limitação é sua opacidade, causada principalmente pelo fato de seus grãos serem birrefringentes e dispersarem a luz em seus contornos. Assim, esse material foi inicialmente indicado para uso como infraestrutura de próteses fixas com recobrimento de cerâmicas vítreas (Zhang e Lawn, 2016). No entanto, esta técnica aumenta os riscos de lascamento das próteses, fazendo com que a taxa de falha seja maior (Camposilvan *et al.*, 2017). As restaurações monolíticas de cerâmica diminuem as chances de lascamento já que a camada de recobrimento neste caso não está presente (Zhang e Lawn, 2016; Zhang *et al.*, 2016).

Assim, surgiram diferentes estratégias para aumentar a translucidez da zircônia, possibilitando seu uso para restaurações monolíticas. Uma estratégia foi diminuir drasticamente a concentração de alumina em sua composição e reduzir a porosidade com um protocolo de sinterização em temperatura mais elevada. Essas zircônias de segunda geração apresentaram uma moderada melhora na translucidez, tornando possível o seu uso de forma monolítica na região posterior (Zhang e Lawn, 2016; Pizzolatto e Borba, 2021). Entretanto, um estudo realizado por Zhang *et al.* (2016) mostrou que a eliminação da alumina não é indicada porque ela é vantajosa ao protocolo de sinterização e não houve diferença na translucidez ao comparar uma cerâmica à base de zircônia com 0,05wt% de alumina e uma livre do aditivo. A densificação total da alumina é o primeiro requisito para se chegar a um material mais translúcido e isso já é obtido quando reduzimos a alumina para menos de 0,25 wt%. Esta redução evita a formação de partículas que atuam como centros de dispersão de luz, além disto, este estudo relatou que a redução da alumina sacrifica sua estabilidade à degradação em baixas temperaturas (LDT), a 3Y-TZP com 0,05wt% de alumina degradou mais rapidamente do que a que possuía 0,25wt%.

Um estudo realizado por Stawarczyk *et al.* (2016) testou quatro zircônias monolíticas de segunda geração e uma convencional de primeira geração. A razão de contraste foi mensurada de acordo com a ISO 2471:2008, utilizando um

espectrofotômetro, e analisando a refletância luminosa (Y) dos corpos-de-prova em um fundo preto (Y_b) e um branco (Y_w), para obter Y_b/Y_w . A razão de contraste da zircônia convencional foi significativamente maior quando comparada com a de segunda geração. Concluindo que as zircônias de segunda geração são superiores em termos estéticos quando comparadas com as convencionais, que, no entanto, possuem melhores propriedades mecânicas.

Em busca de maiores evoluções estéticas foi desenvolvida uma terceira geração de cerâmicas à base de zircônia, que incluiu sua fase cúbica na composição do material para reduzir a opacidade, utilizando maior quantidade de ítria para produzir uma zircônia parcialmente estabilizada com 4 mol% e 5 mol% de ítria (4Y-PSZ e 5Y-PSZ). Essa alteração na composição melhorou a translucidez do material, mas a resistência e a tenacidade à fratura foram drasticamente comprometidas, já que os grãos cúbicos não são capazes de realizar transformação de fase ao sofrer tensão (Zhang e Lawn, 2016).

Várias estratégias podem ser adotadas para se obter uma melhor translucência, como reduzir a porosidade, refinar a microestrutura para que os limites dos grãos não interfiram na luz, aumentar consideravelmente o tamanho dos grãos para que se tenha menos bordas e introduzir quantias significantes de fase cúbica, que possui grãos óticamente isotrópicos, com mesma direção cristalográfica não causando a dispersão de luz. Entretanto, estas mudanças microestruturais não alteram apenas as propriedades óticas do material, elas também, inevitavelmente, introduzem mudanças nas propriedades mecânicas e na estabilidade a longo prazo que o material tem a degradação em baixas temperaturas (hidrotérmica). Este processo de degradação consiste na transformação espontânea da fase tetragonal para monoclinica dos grãos na superfície que está em contato com moléculas de água, mesmo sem a presença de tensões externas, podendo causar micro trincas e induzir uma deterioração progressiva das propriedades mecânicas levando a fraturas catastróficas (Zhang *et al.*, 2016; Camposilvan *et al.*, 2017; Pizzolatto e Borba, 2021).

Uma possível solução para evitar a degradação hidrotérmica é realizar o glaze na superfície da cerâmica. Camposilvan *et al.* (2017) analisaram a microestrutura, propriedades óticas, mecânicas e a suscetibilidade ao LTD em quatro zircônias odontológicas, uma de primeira geração, uma de segunda geração, uma de terceira geração, e uma de terceira geração com multicamadas de croma. Para analisar a microestrutura dos corpos de prova, com e sem glaze, foi utilizado um microscópio eletrônico de varredura (MEV), nos tempos de 0, 2, 6, 18 e 54 horas de envelhecimento

artificial na autoclave a 134°C. As zircônias de terceira geração foram as mais resistentes ao envelhecimento, não sendo observada nenhuma mudança para fase monoclinica mesmo após 54 horas. Isso pode ser explicado pelo fato de que a fase cúbica presente nestas cerâmicas não sofre transformação e a fase tetragonal está supersaturada no óxido de ítrio, sendo menos transformável. As zircônias de primeira e segunda geração mostraram taxas significantes de transformação espontânea, começando a partir de 2 horas de envelhecimento. A zircônia de segunda geração sofreu degradação mais rápida. Esta geração possui grãos de menor tamanho, sendo esperado que sua degradação fosse mais lenta, isso mostrou que o efeito da adição de alumina (que é maior na primeira geração) é mais importante que a diferença de tamanho dos grãos. Nas superfícies que passaram pelo processo de glaze não foi encontrada fase monoclinica, apenas em casos isolados, e nestes casos uma porção significativa da superfície não tinha sido efetivamente “glazeada”. Apesar deste resultado positivo, um glaze com 100% de recobrimento da superfície é difícil de se obter na prática clínica, podendo ocorrer micro trincas e defeitos embaixo da superfície de glaze, que podem levar a fratura da zircônia. Se o material for suscetível a degradação, o glaze irá inevitavelmente ajudar a impedir este processo em algumas áreas.

Mesmo as zircônias monolíticas de terceira geração, são classificadas como uma cerâmica semi-translúcida. As propriedades óticas deste material ainda o fazem não ser considerado uma alternativa viável para substituir o esmalte, e até mesmo dentina, em regiões estéticas. A translucidez do esmalte humano com espessura de 1,0 mm tem um valor médio de 18,7, e a dentina de 16,4, enquanto a cerâmica à base de zircônia de terceira geração apresenta valores entre 11,16 e 15,3, necessitando de melhorias para que se pareçam com dentes naturais (Sulaiman *et al.*, 2016). Ao se tratar de estética as zircônias precisam competir com outros tipos de cerâmicas, como as vítreas, que apesar de apresentar um parâmetro de translucidez compatível com o dente natural (entre 14,9 a 19,6) são bem menos resistentes, e com as cerâmicas à base de dissilicato de lítio (Zhang e Lawn, 2016; Sulaiman *et al.*, 2016).

Recentemente foi desenvolvida em laboratório uma zircônia policristalina tetragonal com adição de óxido de lantânio (La_2O_3) em sua composição. A adição de 0,2% deste óxido na 3Y-TZP com 0,25wt% de alumina aumentou sua translucidez e resistência ao LTD. Esta estratégia permitiu que mecanismo de tenacificação por transformação de fase fosse efetivo, mantendo as propriedades mecânicas similares as da 3Y-TZP convencional. O mecanismo que permite uma maior translucidez ao se

adicionar óxido de lantânio ainda não é completamente entendido, mas sabe-se que ele altera quimicamente os limites dos grãos por segregação. Apesar do avanço em manter boas propriedades mecânicas esta técnica não foi tão eficaz no quesito estético quanto a adição de fase cúbica (Zhang *et al.*, 2016).

Em 2018, Mao *et al.* realizaram um estudo em que foi infiltrado vidros de diferentes cores na superfície da 5Y-PSZ, criando as zircônias com gradientes de propriedades. Essa infiltração com um vidro feldspático efetivamente aumentou a resistência destas zircônias sem alterar sua translucidez. Isso é possível porque o vidro fundido a altas temperaturas infiltra a superfície dos limites dos grãos via pressão capilar, isso produz uma superfície rica em vidro que diminui o módulo de elasticidade do material, além de reduzir efetivamente o estresse da superfície ao transferi-lo para o interior. O vidro fundido também é capaz de penetrar na superfície preenchendo falhas que ali possam existir, e assim diminuir a população de defeitos e aumentar a resistência do material (Mao *et al.*, 2018). A adição de óxido de lantânio e a infiltração com vidro feldspático na zircônia provaram ser boas opções para obter um equilíbrio entre boas propriedades óticas e mecânicas (Zhang *et al.*, 2016; Mao *et al.*, 2018; Pizzolatto e Borba, 2021). Ao considerar um contexto clínico a respeito das zircônias, devemos levar em conta que elas têm ótimas propriedades mecânicas, mas não são o material mais fácil para se trabalhar, são difíceis de serem ajustadas, reparadas e até mesmo substituídas. Como são resistentes não precisam ter grande espessura, diminuindo a quantidade necessária de remoção de tecido dental. O controle de qualidade também é crucial para que este material possa de fato ser confiável, introdução de falhas extrínsecas podem ocorrer na hora da usinagem, jateamento e polimento destas cerâmicas, fazendo com que a sua resistência e tenacidade a fratura possam degradar pela metade (Zhang e Lawn, 2016).

6.2 Tecnologia CAD/CAM

O CAD/CAM (Computer-aided design/Computer-aided manufacturing) é uma tecnologia que foi desenvolvida para uso industrial nos anos 50, utilizada para fabricação de automóveis e aeronaves. Trinta anos depois de sua criação, Francois Duret desenvolveu um CAD/CAM para uso odontológico, sistema este que incluía impressão ótica e uma máquina de usinagem numericamente controlada (Lebon *et al.*, 2016; Blatz e Conejo, 2019). Werner W. Mormann em 1983 construiu o primeiro CAD/CAM para

uso comercial, conhecido como CEREC 1 (computer assisted CERamic REConstruction) (Mormann, 2006).

A automatização do processo de confecção de restaurações odontológicas permite grande precisão, eficiência e previsibilidade, além de permitir o uso de materiais que possuem ótimas propriedades mecânicas e estéticas, e que não são possíveis de se fabricar da forma convencional (Blatz e Conejo, 2019). A tecnologia CAD/CAM (Computer-aided design/Computer-aided manufacturing) tem se popularizando cada vez mais e muitos sistemas foram desenvolvidos nos últimos anos (Zaruba e Mehl, 2017). Estes sistemas são constituídos por três componentes funcionais: a captura de dados por escaneamento, que gera modelos digitais dos preparos; a unidade CAD, que se trata de um software que realiza o desenho 3D da restauração; e a unidade CAM, que utiliza uma fresadora para realizar a usinagem da restauração (Strub *et al.*, 2006).

A captura de dados é feita com scanners, que podem ser: intraorais, onde o dispositivo de escaneamento projeta luz estruturada sobre os tecidos bucais, gravando imagens ou vídeos, e utiliza três coordenadas, duas relativas a cada ponto de interesse encontrado na imagem, e uma terceira, que calcula a distância entre o objeto e a câmera; (Blatz e Conejo, 2019) e extraorais, presentes geralmente em laboratórios, onde o modelo convencional é escaneado com digitalizadores mecânicos ou ópticos (Strub *et al.*, 2006). Assim, um modelo 3D é gerado digitalmente, compilando as imagens dos pontos de interesse tomados sob diversos ângulos durante o escaneamento. Estes scanners geram modelos da boca do paciente tão precisos quanto, ou até mais precisos do que os modelos gerados pela técnica convencional (Blatz e Conejo, 2019). Os dispositivos de escaneamento têm se tornado cada vez melhores, apresentando diversas vantagens em relação as técnicas de moldagem convencionais. Os modelos podem ser visualizados logo após a tomada dos dados e caso ocorram erros isto pode ser visualizado e corrigido imediatamente, apenas reescaneando a área onde ocorreu a falha. Esses modelos digitais podem ser mandados rapidamente para os laboratórios via internet e também são arquivados muito facilmente, além disso, uma comparação entre os dados armazenados do paciente pode ser feita, verificando condições como, movimentação ou rotação de algum dente, abrasão, desgaste, recessões gengivais, alguns dispositivos atuais já são capazes de escanear a cor real dos dentes e tecidos dos paciente, e realizar até mesmo a escolha de cor para as restaurações (Zaruba e Mehl,

2017). O método digital também é de maior conforto para o paciente (Blatz e Conejo, 2019).

O termo CAD refere-se a parte do sistema que faz o design digital 3D da restauração que será usinada. Estes programas têm capacidade de desenhar restaurações muito parecidas com as confeccionadas de forma manual. Estes softwares permitem que o design da restauração seja modificado de acordo com as preferências do operador (Strub *et al.*, 2006), que pode desenhar a restauração de forma automática pelo software ou também espelhar a anatomia de um dente já existente na boca do paciente (Blatz e Conejo, 2019). Quando o design da restauração é finalizado o software transforma o desenho 3D em comandos específicos que são enviados para a unidade de CAM, para então ser fabricada a restauração (Strub *et al.*, 2006).

O método que mais se utiliza na usinagem das restaurações é o subtrativo (Romanyk *et al.*, 2019), utilizando pontas diamantadas que removem material a partir de um bloco pré-fabricado, até que o mesmo atinja a forma desejada. Este tipo de fabricação é eficaz e consegue usinar diversas formas de restaurações, porém resulta em um desperdício de material, já que para fabricar uma restauração dental típica, aproximadamente, 90% do bloco é removido (Strub *et al.*, 2006).

Desde seu desenvolvimento o sistema CAD/CAM seguiu duas direções, uma consiste no uso da tecnologia pelo cirurgião dentista no seu próprio consultório, e outra é a utilização em laboratórios de próteses e centros de produção (Strub *et al.*, 2006). O uso de CAD/CAM em consultório economiza tempo, fazendo com que o dentista seja capaz de finalizar o procedimento em apenas uma sessão e o paciente já saia com a restauração definitiva em boca (Lebon *et al.*, 2016; Zaruba e Mehl, 2017). Existem diversos tipos de máquina para usinagem em consultório, as mais indicadas para este uso são as compactas, que possuem 4 eixos de usinagem, em que a broca se move em 3 direções, x, y e z e o bloco se move em um eixo adicional. Algumas unidades utilizam 2 brocas em 2 motores separados, otimizando assim o tempo do processamento, podendo fabricar uma coroa unitária em 8 minutos, com precisão de 24 µm, este tipo de fresadora é capaz de usinar blocos de 20 mm, 40 mm e 85 mm. Também existem máquinas que possuem 5 eixos, onde designs mais complexos podem ser esculpidos, podendo usinar discos de 98,5 mm de diâmetro e 30 mm de espessura, e até 6 blocos ao mesmo tempo (Blatz e Conejo, 2019). O dentista também pode optar por enviar o modelo convencional ou o escaneamento digital para um laboratório que possui o sistema CAD/CAM. Como esta tecnologia é de alto custo, apenas alguns laboratórios a

disponibilizam, por conta disso, surgiram os centros de produção, onde os laboratórios fazem a parte do design da restauração e então enviam os comandos para uma central de produção (Strub *et al.*, 2006).

O CAD/CAM já foi limitado para usinagem de inlays, onlays e coroas unitárias, com o avanço tecnológico e do seu sistema, diversos tipos de restaurações podem ser fabricadas, desde coroas, inlays, onlays, facetas até pilares para implantes e próteses removíveis e parciais (Blatz e Conejo, 2019), com uma ampla variedade de materiais, como cerâmicas vítreas, à base de leucita e de dissilicato de lítio (Fraga *et al.*, 2017), e materiais de resistência muito alta, como as cerâmicas à base de alumina e zircônia, que só podem ser fabricadas por meio da usinagem em CAD/CAM (Strub *et al.*, 2006).

Para que se realize a etapa de usinagem, o bloco de cerâmica é desgastado ao entrar em contato com pontas diamantadas, que possuem partículas de diamante, de superfície irregular e abrasiva (Romanyk *et al.*, 2019; Corazza *et al.*, 2015). Este contato pode resultar em micro-trincas, delaminação, e estresse residual, fatores preocupantes já que as cerâmicas têm sua resistência à fratura influenciada pela quantidade de defeitos que possuem, defeitos estes que podem ser considerados críticos quando localizados em zonas de tensão (Fraga *et al.*, 2017; Kelly *et al.*, 2017).

É comum que a falha das restaurações feitas em cerâmica ocorra devido a delaminação de parte do material ou fratura catastrófica do mesmo. Estas falhas muitas vezes ocorrem sob uma força menor do que a resistência a fratura que o material apresenta, isso ocorre devido a um fenômeno denominado fadiga, que se trata da degradação da estrutura do material ao longo do tempo por influência mecânica, estresse químico ou biológico, ou uma combinação destes. Ao longo do tempo o desgaste progressivo da superfície das restaurações vai formando uma zona de acúmulo de tensão/danos que leva ao crescimento de trincas de forma lenta, que degrada a resistência do material. Os testes de fadiga levam em consideração o início da falha de superfície e o crescimento lento de falhas de forma *in vitro*, simulando o ambiente oral (Kelly *et al.*, 2017).

Dois principais tipos de trincas ocorrem nas cerâmicas quando em contato com as pontas: as trincas medianas, que se formam paralelamente a direção que a broca foi movimentada, e se estendem pelo corpo do material, por baixo da zona plástica de deformação; e as trincas laterais, que se formam na direção do movimento da broca, e normalmente são menos severas que as medianas (Romanik *et al.*, 2019). Com o objetivo de analisar o quão clinicamente relevante são os danos gerados pela usinagem

na degradação da resistência das cerâmicas vítreas, Romanik *et al.* (2019) estudaram três cerâmicas vítreas: IPS e.max® CAD (dissilicato de lítio parcialmente cristalizado), Celtra® Duo (silicato de lítio reforçado com zircônia totalmente cristalizado) e Vita Suprinity® (vidro de silicato de lítio reforçado com zircônia parcialmente cristalizado). Cada material foi dividido em dois grupos, um utilizou a usinagem CAD/CAM, criando discos com superfícies equivalentes às usadas para restaurações dentais, e o outro utilizou um processo de laboratório controlado para gerar corpos-de-prova com a superfície polida e consistente (grupo controle). Depois da usinagem os materiais passaram por um tratamento térmico de acordo com as recomendações do fabricante e foram submetidos ao teste de resistência flexural biaxial. Em todos os materiais avaliados a resistência do grupo CAD/CAM foi significativamente menor quando comparada ao grupo controle, mostrando evidências de que a usinagem de fato introduz danos na forma de trincas medianas e laterais, trincas estas que coincidiram com os pontos onde o material fraturou durante o teste de flexão. Além disso foi possível concluir que o tratamento térmico não elimina os danos que foram introduzidos durante o processo de usinagem.

Coldea *et al.* (2015) avaliaram a resistência à danos de 7 materiais restauradores (porcelana Mark II, Enamic, In-Ceram Alumina, porcelana VM9, In-Ceram YZ, IPS e.max CAD e um material experimental (PICN)) que foram submetidos a diferentes protocolos de desgaste com pontas diamantadas. Foram fabricados quarenta corpos-de-prova em forma de barra para cada material. Em cada material, dez barras foram utilizadas como controle e testadas em flexão em três pontos, as outras barras foram divididas em seis grupos ($n = 5$) e desgastadas com três tipos de brocas diamantadas de abrasividade diferente, uma grossa (151 mm), uma média (107 mm) e uma extra fina (25 mm), em duas direções, transversal e longitudinal. As barras foram testadas em flexão. Apenas a 3Y-TZP não teve diminuição na sua resistência flexural. Todos os outros materiais tiveram uma diminuição significativa após desgaste com todas as brocas e direções testadas, dentre estes os mais tolerantes foram as cerâmicas infiltradas por polímero (Enamic e PICN). A maioria dos materiais não mostrou diferença significativa entre a broca grossa e média, e em todos os materiais testados a broca extrafina foi a que menos reduziu a resistência. Conclui-se que quanto maior a abrasividade da broca, maior a degradação da resistência do material. O movimento na direção transversal foi o que resultou em maior redução da resistência em comparação com o longitudinal.

Um estudo de Fraga *et al.* (2017) avaliou o efeito da usinagem em CAD/CAM na resistência a flexão biaxial e na rugosidade da superfície de três diferentes tipos de cerâmica: IPS Empress CAD (à base de leucita em estágio totalmente sinterizado); IPS e.max CAD (à base de dissilicato de lítio em estágio pré-cristalizado); e Vita In-Ceram YZ (Y-TZP em estágio parcialmente sinterizado). Foram confeccionados CPs em forma de disco usinados por CAD/CAM na fresadora CEREC inLab MX XL. Depois da fabricação dos CPs, cada material foi dividido em 2 grupos, o primeiro foi apenas usinado, e o outro usinado e depois polido. A rugosidade foi avaliada antes da avaliação da resistência flexural biaxial e ensaio de fadiga. Os resultados mostraram que os materiais que passaram pelo polimento resistiram a cargas maiores do que os usinados. A maior redução na resistência ocorreu para Y-TZP (40%), diferente dos resultados obtidos por Coldea *et al.* (2015), onde a Y-TZP não apresentou diminuição de resistência. As vitro-cerâmicas de dissilicato de lítio (33%) e leucita (29%) apresentaram degradação semelhante. A usinagem aumentou significativamente a rugosidade dos materiais, e a análise mostrou que o polimento foi efetivo para remover os defeitos introduzidos pelo CAD/CAM.

7. OBJETIVOS

7.1. Objetivos gerais

O objetivo desse estudo é investigar o efeito de diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM nas características de zircônias policristalinas.

7.2. Objetivos específicos

Investigar o efeito do tipo de protocolo de usinagem em CAD/CAM nas características de superfície e comportamento mecânico de dois tipos de zircônias policristalinas, uma convencional (3Y-TZP) e uma translúcida (5Y-TZP).

A hipótese do estudo é de que o protocolo de usinagem refinado introduz defeitos menores nas zircônias, resulta em uma superfície menos rugosa e maior resistência flexural e à fadiga.

8. MATERIAIS E MÉTODOS

No presente estudo, foi caracterizado dois tipos de zircônia policristalina: uma convencional 3Y-TZP (3Y, Ceramill Zi, Amann Girrbach AG, Curitiba, Brasil) e uma

translúcida 5Y-PSZ (5Y, Ceramill Zolid Fx, Amann Girrbach AG, Curitiba, Brasil). O delineamento experimental encontra-se na Figura 1.

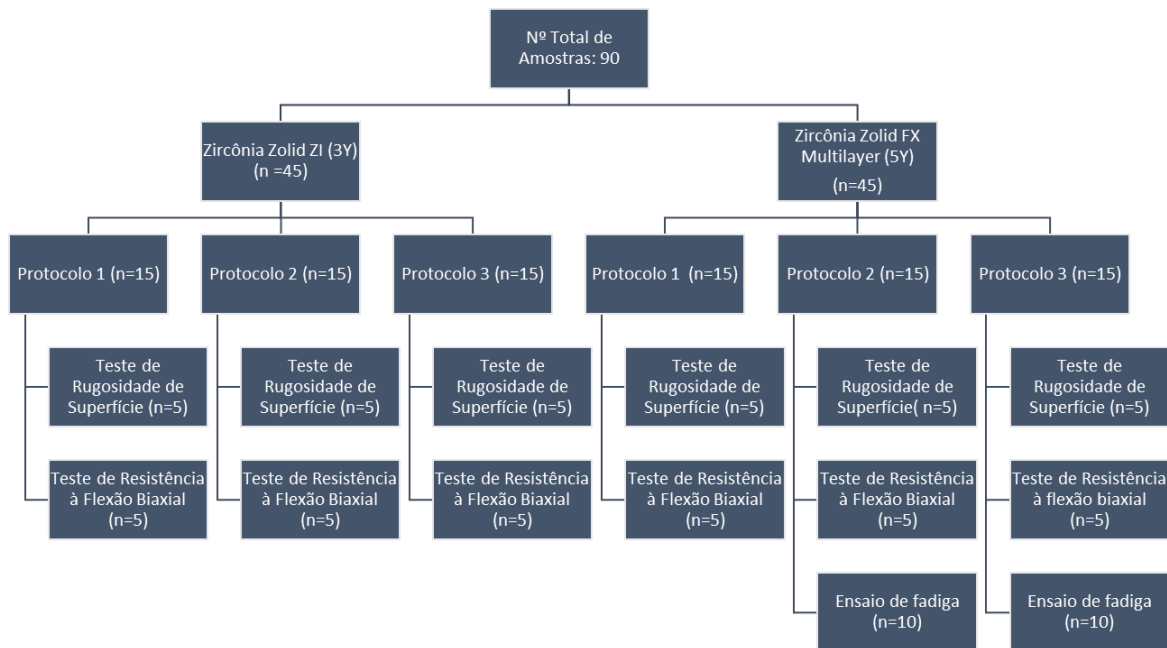


Figura 1: Delineamento do estudo

Confecção dos Corpos-de-Prova

Os corpos-de-prova (CPs) foram produzidos em forma de disco com dimensões de 1,2 mm de espessura e 12 mm de diâmetro utilizando a unidade CAM do equipamento InLab MCX5 (Cerec - Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha). Para a produção dos CPs, um desenho foi projetado no *software* SolidWorks (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, São Paulo, São Paulo, Brasil), convertido em arquivo STL para leitura no programa CAD (Figura 2).

Três protocolos de usinagem foram selecionados para cada tipo de zircônia, para obtenção dos discos através da fresadora InLab MCX5 (n = 15), conforme Tabela 1. Foram utilizados blocos de zircônia pré-sinterizada para a usinagem (Figura 3 e 4a). Após a usinagem, os CPs foram sinterizados em forno específico (Figura 4b).

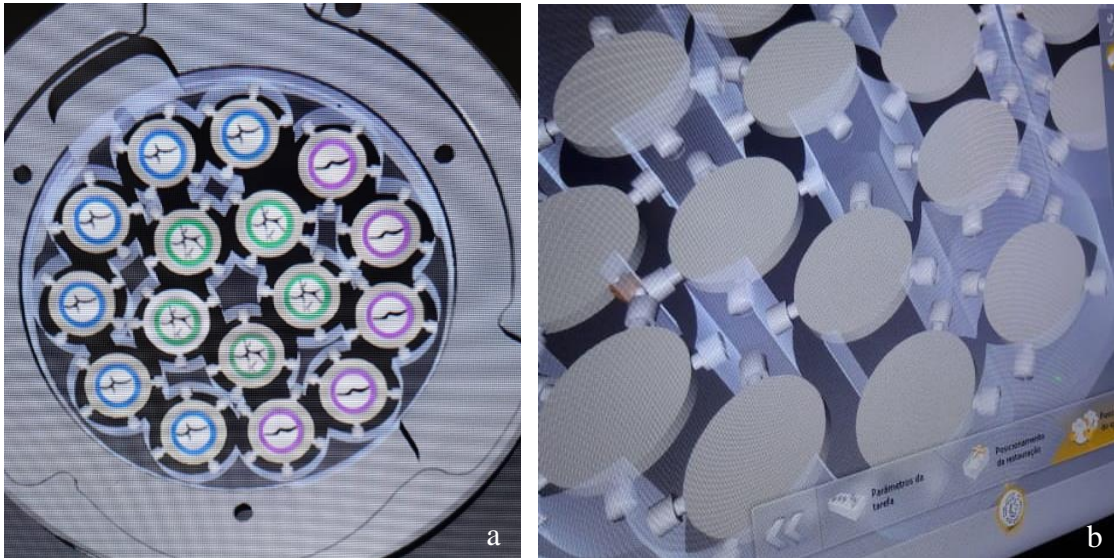


Figura 2: (a) Pré visualização no software CAD da produção dos CPs utilizando disco de zircônia, (b) design digital 3D dos CPs.

Tabela 1: Protocolos estabelecidos para usinagem em CAD/CAM.

Protocolos	Modo de usinagem	Nível de detalhamento
Suave - S	Suave (refinado)	Bastante alto
Normal - N	Normal (padrão)	Alto
Rápido - R	Rápido	Alto

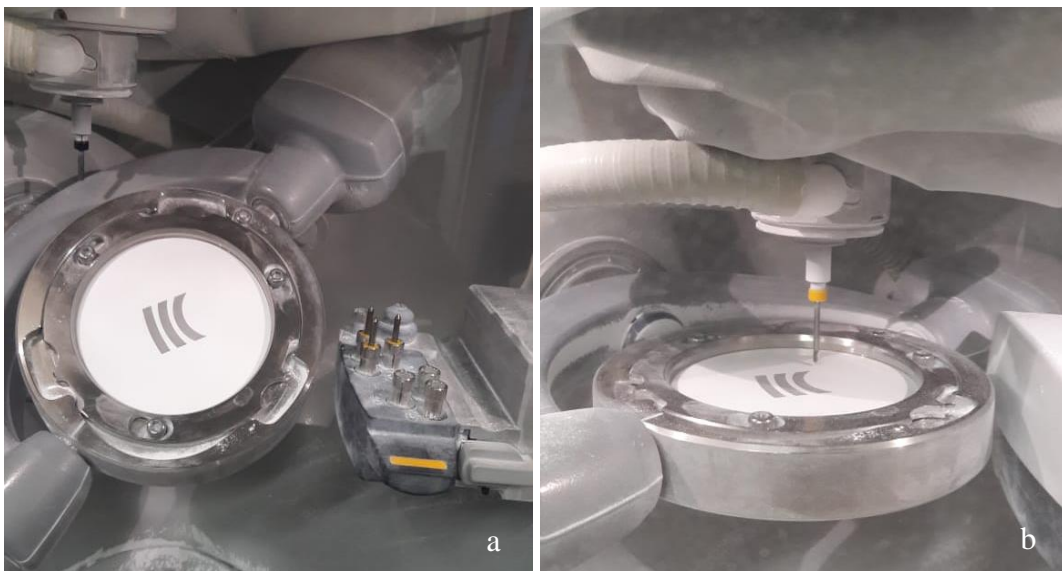


Figura 3: Processo de usinagem dos CPs na unidade CAM: (a) disco de zircônia pré-sinterizado; (b) broca posicionada para usinar os CPs.



Figura 4: (a) CPs após usinagem em CAD-CAM e (b) CP sinterizado.

Antes dos ensaios mecânicos a superfície de um CP de cada grupo foi analisada em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) para verificar os danos de superfície.

Ensaio de Rugosidade de Superfície

A rugosidade superficial dos CPs foi avaliada utilizando rugosímetro de contato (modelo SJ-410, Mitutoyo) (n=5). Foram realizadas 3 leituras por CP com um percurso de 5 mm (Figura 5). Foram obtidos os parâmetros de rugosidade Ra, Rq e Rz.

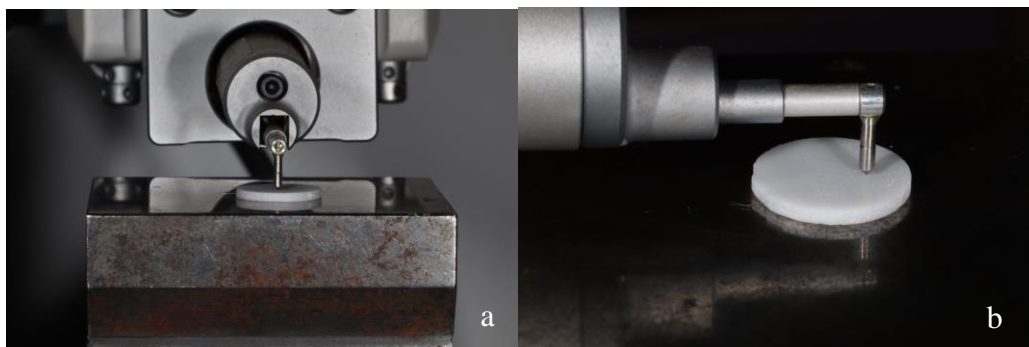


Figura 5: Avaliação da rugosidade de superfície de um CP de zircônia: (a) vista frontal e (b) vista lateral.

Ensaio de Resistência Flexural

O teste de resistência à flexão biaxial foi realizado na configuração de pistão sobre três esferas (*piston-on-three-balls*) (Figura 6) utilizando máquina de ensaio universal (Instron), com velocidade de 0,5 mm/min (célula de carga de 2000 N). O teste

foi realizado em água destilada a 37° C. Uma fita 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 corpo-de-prova (mm), e b é a espessura do corpo-de-prova (mm).

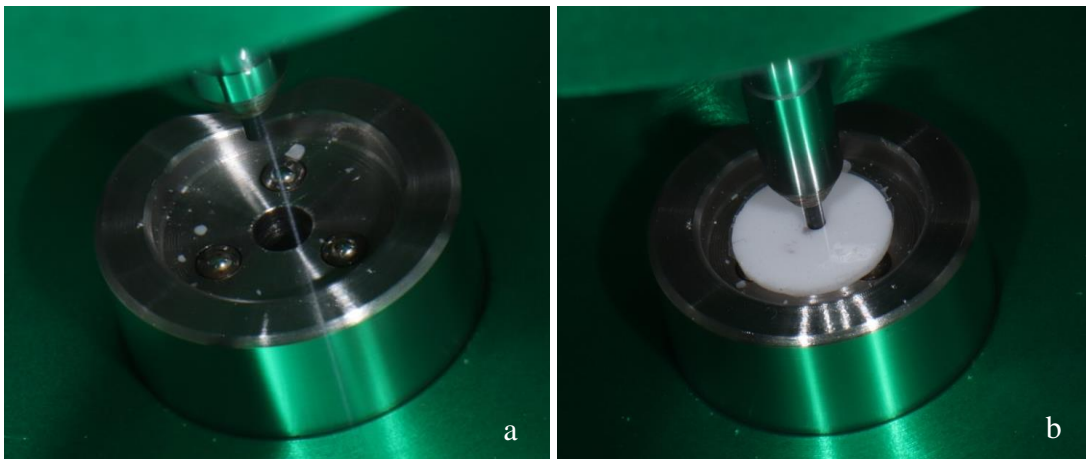


Figura 6: Teste de resistência a flexão biaxial: (a) dispositivo piston-on-three-balls, (b) posicionamento do CP no dispositivo de teste.

Ensaio de Fadiga

O ensaio de fadiga cíclica foi realizado com os grupos 5Y-N e 5Y-R em cicladora mecânica pneumática (Biopdi, Biocycle, São Carlos, São Paulo, Brasil), com frequência de 2 Hz, em água à 37° C, utilizando a configuração do teste de flexão biaxial pistão sobre três esferas (n = 10) (Figura 7). Uma carga de 60 N foi utilizada e o teste foi monitorado para detectar o número de ciclos até a falha.

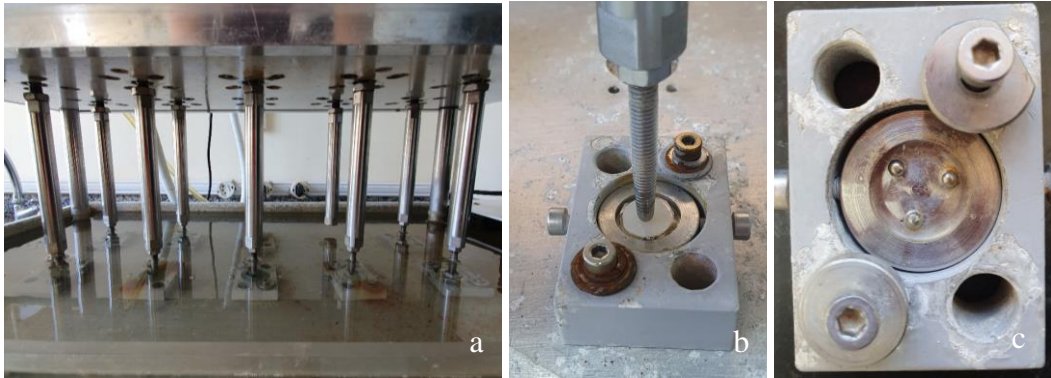


Figura 7: Ensaio de fadiga: (a) Cicladora mecânica pneumática montada para teste de fadiga; (b) dispositivo com configuração de pistão sobre três esferas e (c) corpo de prova posicionado.

Análise Estatística

Os dados dos parâmetros de rugosidade R_a , R_q e R_z não passaram no teste de normalidade de Shapiro-Wilk ($p < 0,05$) e foram analisados com teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis e teste de Student-Newman-Keuls ($\alpha = 0,05$).

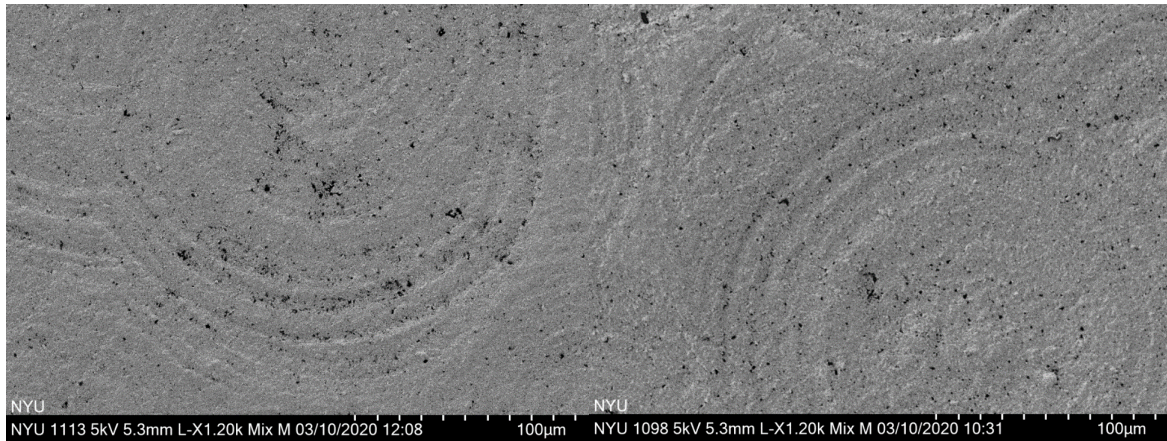
A resistência flexural foi analisada com ANOVA de dois fatores (fator 1: material, fator 2: protocolo de usinagem) e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). Os dados de fadiga foram analisados com Kaplan-Meier ($\alpha = 0,05$).

9. RESULTADOS

9.1 Características de Superfície

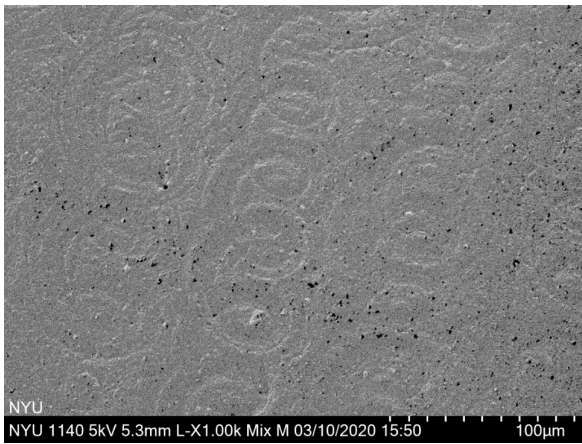
Análise de MEV mostrou diferentes padrões de superfície para os diferentes protocolos de usinagem (Figura 8).

Os dados dos parâmetros de rugosidade para os grupos experimentais encontram-se na Tabela 2. Houve diferença entre os grupos para R_a ($p < 0,001$), R_q ($p < 0,001$) e R_z ($p = 0,001$). Para os três parâmetros, R_a , R_q e R_z , o grupo 3Y-S obteve a maior mediana. Quando os resultados de uma mesma cerâmica foram comparados, o protocolo S obteve a maior mediana de R_a e R_q ; enquanto o protocolo R obteve a menor.



(a)

(b)



(c)

Figura 8: Imagens de MEV da superfície da cerâmica 3Y usinada com o protocolo normal (a), rápido (b) e suave (c).

Tabela 2. Valores de mediana dos parâmetros de rugosidade dos grupos experimentais (μm).

Grupos	Ra	Rq	Rz
3Y-N	1,27 e	1,70 c	11,43 b
3Y-S	2,48 a	3,04 a	16,27 a
3Y-R	1,14 f	1,49 e	11,62 b
5Y-N	1,54 c	1,92 b	12,04 b
5Y-S	1,56 b	1,96 b	11,43 b
5Y-R	1,28 d	1,60 d	10,69 b

*Medianas seguidas por letras iguais na coluna são estatisticamente semelhantes

($p \geq 0,05$)

Para resistência à flexão biaxial, foi encontrada significância estatística para os fatores material ($p < 0,001$) e protocolo de usinagem ($p = 0,027$). Não foi encontrada significância estatística para a interação entre fatores ($p = 0,623$). A zircônia convencional 3Y-TZP apresentou maior resistência do que a zircônia translúcida 5Y-TZP. O protocolo de usinagem suave resultou em maiores valores de resistência flexural do que o protocolo rápido, para os dois materiais avaliados. Os dados de flexão biaxial encontram-se na Tabela 3.

Tabela 3: Média de resistência flexural biaxial (MPa) para as diferentes condições experimentais.

Fator 1: Material						p
3Y			5Y			
629 a			345 b			<0,001
Fator 2: Protocolo de Usinagem						
N		R		S		
494 ab		448 b		518 a		0,027
Material vs. Protocolo de Usinagem^{ns}						
3Y-N	3Y-R	3Y-S	5Y-N	5Y-R	5Y-S	
626	587	673	362	309	363	0,623

*Médias seguidas por letras iguais na mesma linha são estatisticamente semelhantes ($p > 0,05$).

^{ns}A interação entre fatores não foi significativa.

Até o presente momento, foi finalizado o ensaio de fadiga dos grupo 5Y-N e 5Y-R, então serão apresentados dados parciais. Não houve diferença estatística para as curvas de sobrevivência entre os grupos 5Y-N e 5Y-R ($p = 0,444$). As curvas de sobrevivência dos grupos experimentais estão apresentadas na Figura 9 e a média do número de ciclos até a falha em fadiga encontram-se na Tabela 4.

Tabela 4. Média do número de ciclos até a falha por fadiga com respectivos intervalos de confiança (CI 95%) para os grupos experimentais.

Grupos	Média de ciclos	CI 95%
5Y-N	790.453 a	441.049 – 1.139.857
5Y-R	892.653 a	492.544 – 1.292.762

*Médias seguidas por letras iguais são estatisticamente semelhantes ($p \geq 0,05$).

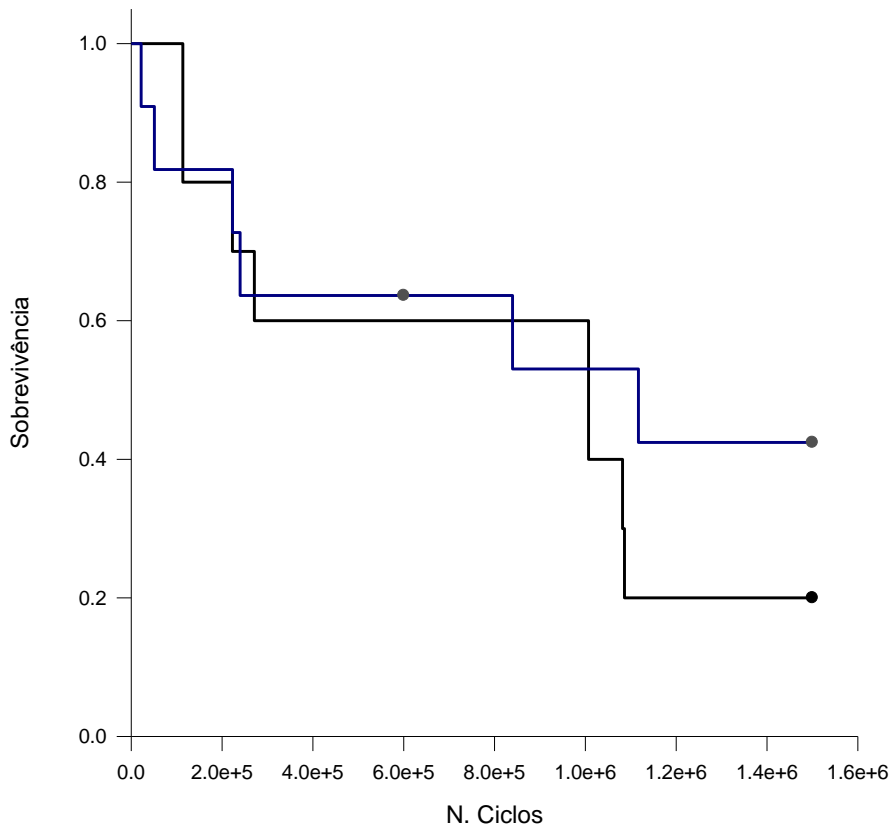


Figura 9: Curva de sobrevivência de Kaplan-Meier dos grupos 5Y-N (linha preta) e 5Y-R (linha azul).

10. DISCUSSÃO

Este estudo se propôs a caracterizar como diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM afetam o comportamento mecânico e a rugosidade de superfície de zircônias policristalinas convencionais (3Y-TZP) e translúcidas (5Y-TZP). No teste de resistência a flexão biaxial, verificou-se que a zircônia translúcida 5Y-TZP apresentou comportamento mecânico inferior à 3Y-TZP convencional, independentemente do tipo

de protocolo de usinagem utilizado. Isso ocorre porque a terceira geração de cerâmicas à base de zircônia inclui em sua composição a fase cúbica. A fase cúbica tem o objetivo de melhorar as propriedades ópticas da cerâmica, já que nesta fase seus grãos são ópticamente isotrópicos, com mesma direção cristalográfica, não causando a dispersão de luz. Entretanto, esta mudança microestrutural não altera apenas as propriedades ópticas do material, ela também introduz mudanças nas propriedades mecânicas, diminuindo a resistência e a tenacidade a fratura do material, já que os grãos da fase cúbica, diferentemente da fase tetragonal, não possuem o mecanismo de tenacificação por transformação de fase ao sofrer tensão (Zhang *et al.*, 2016; Zhang e Lawn, 2016; Camposilvan *et al.*, 2017; Pizzolatto e Borba, 2021).

Camposilvan *et al.* (2017) analisaram a microestrutura, propriedades ópticas, mecânicas e a suscetibilidade ao LTD em quatro zircônias odontológicas e observaram que as zircônias de 1ª e 2ª geração tiveram uma resistência a flexão maior do que as de 3ª geração. Corroborando com este resultado, Zhang *et al.* (2016) também concluíram que as zircônias de 3ª geração apresentam propriedades ópticas melhores que as outras gerações, porém, suas propriedades mecânicas foram drasticamente diminuídas. Estes resultados concordam com os achados do presente estudo. Ainda, um estudo mostrou que mesmo entre as zircônias de terceira geração, existe diferença no comportamento mecânico associada a quantidade de fase cúbica dos diferentes materiais (Elsaka, 2017).

Com relação ao efeito dos protocolos de usinagem na resistência flexural, observou-se maiores valores para o protocolo suave, aceitando a hipótese do estudo. Isso ocorre porque a quantidade de defeitos resultantes da usinagem das cerâmicas em CAD/CAM possui influência no seu comportamento de fratura (Fraga *et al.*, 2017; Romanyk *et al.*, 2019).

Um estudo de Fraga *et al.* (2017) avaliou o efeito da usinagem em CAD/CAM na resistência a flexão biaxial e na rugosidade da superfície de diferentes tipos de cerâmica. A maior redução na resistência ocorreu para 3Y-TZP (40%). As vitrocerâmicas de dissilicato de lítio (33%) e leucita (29%) apresentaram degradação semelhante. A usinagem aumentou significativamente a rugosidade dos materiais. Nesse estudo, apenas um protocolo de usinagem foi utilizado. Mesmo assim, evidencia-se o efeito dos danos introduzidos pelo CAD/CAM no comportamento mecânico das cerâmicas.

Por outro lado, Coldea *et al.* (2015) avaliaram a resistência à danos de materiais restauradores submetidos a diferentes protocolos de desgaste com brocas diamantadas e

não observaram degradação da resistência flexural da 3Y-TZP. Cabe ressaltar, que nesse estudo o desgaste foi realizado manualmente com motor de alta rotação e não pelo equipamento CAD/CAM. Ainda assim, a maior parte dos materiais avaliados não mostrou diferença significativa entre a broca grossa e média, mas para todos os materiais a broca extra fina foi a que menos reduziu a resistência. Conclui-se que quanto maior a abrasividade da broca, maior a degradação da resistência do material.. .

Com relação à topografia de superfície, a hipótese do estudo foi parcialmente aceita, já que o protocolo de usinagem refinado introduz defeitos menores nas zircônias, mas também resulta em maiores valores dos parâmetros de rugosidade. Para avaliar a rugosidade superficial dos CPs foram obtidos três parâmetros de rugosidade diferentes: a rugosidade média aritmética (R_a), que indica a média do valor absoluto ao longo do comprimento de leitura da amostra; o desvio médio da raiz quadrada do perfil avaliado (R_q), que indica a raiz quadrada média ao longo do comprimento de leitura da amostra; e a altura máxima do perfil (R_z), que indica a distância vertical absoluta entre o pico mais alto e o vale mais profundo do perfil analisado (Silvente *et al.*, 2020). No presente estudo, o protocolo de usinagem suave resultou em maiores valores para os três parâmetros. Isso pode ser justificado com o fato de neste protocolo o passo da broca ser menor e levar mais tempo para usinar o material do que os outros protocolos. Como observado na Figura 6, no protocolo S a broca mais fina deixa marcas diferentes na superfície da cerâmica em comparação com os protocolos N e R, o que pode resultar em maiores valores de R_a e R_q . Ainda, observamos que apesar da superfície ficar com um aspecto mais homogêneo, o fato de que as brocas ficam um maior tempo em contato com o material pode resultar em alguns defeitos mais profundos, como sugerido pelo maior valor de R_z .

Por outro lado, o protocolo rápido obteve os menores valores para os parâmetros de rugosidade avaliados, já que a broca utilizada na usinagem passa por pouco tempo em sua superfície e não deixa tantas oscilações de picos e vales no material. Porém, isso não significa que sua superfície está mais homogênea, como foi possível observar visualmente e pelas imagens no MEV. A análise de superfície no MEV mostrou diferentes padrões nas superfícies para diferentes protocolos de usinagem, nas imagens podemos ver uma grande diferença entre o protocolo N e o R comparado ao S, onde no S vemos o passo da broca bem mais próximo já que é um protocolo mais detalhado.

O teste de fadiga realizado mostrou resultados semelhantes no comportamento das cerâmicas usinadas em protocolo rápido e normal. Isso pode ser explicado devido ao

fato de os protocolos terem um tempo de usinagem parecido, não causando grande diferença no dano de superfície do material, o que também foi observado nas análises de topografia e dados de flexão biaxial. Os testes de fadiga levam em consideração a susceptibilidade das cerâmicas ao crescimento subcrítico de trincas (SCG), simulando o ambiente oral (Kelly *et al.*, 2017), e o processo de degradação hidrotérmica (LTD), que pode levar a formação de trincas e a uma degradação progressiva das propriedades mecânicas do (Zhang *et al.*, 2016; Camposilvan *et al.*, 2017). Em materiais friáveis, como as cerâmicas, a carga cíclica dos testes de fadiga também levam à propagação de micro-trincas que fazem com que o material fracture em níveis relativamente baixos de tensão (Kelly *et al.*, 2017).

A combinação de defeitos de superfície introduzidos pela usinagem CAD/CAM e os fenômenos de degradação já citados podem explicar os resultados obtidos no teste de fadiga. Foi possível observar em ambos grupos que a taxa de sobrevivência dos corpos-de-prova em fadiga cai para 60% em 400.000 ciclos, depois se mantém constante até 1 milhão de ciclos e cai novamente em, aproximadamente, 1 milhão de ciclos (Figura 7). Sendo assim, podemos assumir que os corpos-de-prova que tiveram falha prematura (até 400.000 ciclos) possuíam defeitos de superfície maiores e por isso tiveram sua resistência diminuída. Para os corpos-de-prova que sobreviveram a um maior número de ciclos, sugere-se que defeitos menores estavam presentes na superfície, sendo submetidos aos processos de degradação e crescimento subcrítico ao longo do tempo, até alcançar um tamanho crítico que levou à falha.

O estudo foi realizado simulando o ambiente oral, com testes que buscam simular a mastigação humana, sendo assim, podemos obter resultados importantes e significantes para a clínica odontológica e embasar a indicação dos materiais. Porém, existem algumas limitações como os CPs serem em formato de disco e o fato de os testes ainda não serem capazes de simular totalmente a realidade.

Os resultados do estudo mostram que as zircônias translúcidas são de fato menos resistentes, sendo assim, deve-se ter cuidado ao utilizá-las em regiões de alta carga mastigatória ou para produzir prótese de múltiplos elementos. Os resultados parciais sugerem que o protocolo suave introduz menores defeitos na cerâmica, garantindo uma maior resistência a flexão do que o protocolo rápido, mas similar ao protocolo normal. Apenas dois grupos foram avaliados em fadiga até o momento, pretende-se seguir avaliando os demais grupos para aprofundar o conhecimento sobre os materiais e protocolos de usinagem. Mais estudos são necessários para verificarmos a real

implicância clínica do protocolo de usinagem em CAD/CAM nas cerâmicas a base de zircônia.

11. CONCLUSÃO

A cerâmica 3Y-TZP tem comportamento mecânico superior a cerâmica translúcida 5Y-PSZ. O protocolo de usinagem suave resulta em maior resistência flexural das zircônias avaliadas. Para os parâmetros de rugosidade, os grupos usinados com o protocolo suave apresentaram maiores valores, mas o padrão de topografia observado em MEV foi mais refinado. No teste de fadiga da 5Y-PSZ, não foi encontrada diferença entre as curvas de sobrevivência dos corpos-de-prova de zircônia translúcida usinados com o protocolo normal e rápido

12. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BLATZ, M. B.; CONEJO, J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent Clin N Am*, v.63, p.175-197, 2019.

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

COLDEA, A.; FISCHER, J.; SWAIN, M. V.; THIEL, N. Damage tolerance of indirect restorative materials (including PICN) after simulated bur adjustments. *Dent Mater*, v.31, p.684–694, 2015.

CORAZZA, P. H.; CASTRO, H. L.; FEITOSA, S. A.; KIMPARA, E. T.; BONA, A. D. 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.

ELSAKA, E. S. Optical and Mechanical Properties of Newly Developed Monolithic Multilayer Zirconia. *J Prosthodont*, v.28, n,1, p.279-284, 2019.

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, p.1286–1297, 2017.

KELLY, J. R.; CESAR, P. F.; SCHERRER, S. S.; DELLA BONA, A.; VAN NOORT, R.; THOLEY, M.; VICHI, A.; LOHBAUER, U. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dent Mater*. v.33, n. 11, p. 1192-1204, 2017.

LEBON, N.; TAPIE, L.; DURET, F.; ATTAL, J. P.; Understanding dental CAD/CAM for restorations – dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part A: chairside milling machines. *International Journal of Computerized Dentistry. Int J Comput Dent.* v.19, n.1, p.1-18, 2016.

MAO, L.; KAIZER, M. R.; ZHAO, M.; GUO, B.; SONG, Y. F.; ZHANG, Y. Graded Ultra-Translucent Zirconia (5Y-PSZ) for Strength and Functionalities. *J Dent Res.* v.97, n.11, p.1222-1228, 2018.

MORMANN, W. H. The Evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* v.137, p.7-13, 2006.

PIZZOLATTO, G.; BORBA, M. Optical properties of new zirconia-based dental ceramics: literature review. *Cerâmica.* v.67, p.338-343, 2021.

ROMANYK, D. L.; MARTINEZ, Y. T.; VELDHUIS, S.; RAE, N.; GUO, Y.; SIROVICA, S.; et al. Strength-limiting damage in lithium silicate glass-ceramics associated with CAD-CAM. *Dent Mater,* v.35, p.98-104, 2019.

STAWARCZYK, B.; FREVERT, K.; ENDER, A.; ROOS, M.; SENER, B.; WIMMER, T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater,* v.59, p.128-138, 2016.

STRUB, J. R.; REKOW, E. D.; WITKOWSKI, S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc,* v.137, p. 1289-1296, 2006.

SULAIMAN, T. A.; ABDULMAJEED, A. A.; DONOVAN, T. E.; RITTER, A. V.; VALLITTU, P. K.; NARHI, T. O.; et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thickness. *Dent Mater,* v.31, n.10, p.1180-7, 2015.

SILVENTE, A. I. N.; ORTEGA, E. V.; GARGIA, I. O.; GUIL, L. M.; GIL, J.; GUERRA, A. J. Influence of the Titanium Implant Surface Treatment on the Surface Roughness and Chemical Composition. *Materials,* v.13, n.2, p. 314, 2020.

ZARUBA, M.; MEHL, A. Chairside systems: a current review. *Int J Comput Dent,* v.20, n.2, p.123–149, 2017.

ZHANG, F.; INOKOSHI, M.; BATUK, M.; HADERMANN, J.; NAERT, I.; MEERBEEK, B. V.; et al. J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater,* v.32, n.12, p.327-e337, 2016.

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

13. AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DO ALUNO

Nota: 9,0

A Gabriela participa do grupo de pesquisa em Biomateriais e Biomecânica desde os primeiros semestres da Faculdade, foi bolsista de iniciação científica CNPq, participou de congressos e já foi premiada com apresentação de trabalhos. A Gabriela executou com qualidade todas as etapas do projeto e redação do relatório de TCC. É muito comprometida e assídua nas atividades de pesquisa.

Márcia Borba

Profa. Dra. Márcia Borba

ARTIGO

Título:

Análise de diferentes protocolos de usinagem em *CAD/CAM* para zircônias policristalinas

Nomes e filiação:

Gabriela Pizzolatto, Acadêmica de odontologia na Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo-RS, Brasil.

Márcia Borba, Pós doutorado em odontologia, professora na Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo-RS, Brasil.

Instituição:

Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo

Autor Correspondente:

Nome: Gabriela Pizzolatto

E-mail: gabrielapizzolatto@gmail.com

Análise de diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM para zircônias policristalinas

Analysis of different CAD/CAM machining protocols for polycrystalline zirconia

Resumo:

Objetivo: investigar o efeito de diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM no comportamento de zircônias policristalinas. **Metodos:** Dois tipos de zircônia foram estudadas, uma convencional 3Y-TZP (3Y) e uma translúcida 5Y-PSZ (5Y). Foram usinados corpos-de-prova em forma de disco (n=15) utilizando três diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM: suave (S), normal (N) e rápido (R). A topografia de superfície dos discos foi analisada com rugosímetro e MEV. Cinco discos de cada grupo foram submetidos ao ensaio de resistência à flexão biaxial (σ_f). Dez discos do grupo 5Y-N e 5Y-R foram submetidos ao ensaio de fadiga utilizando cicladora mecânica pneumática. Os dados de rugosidade foram analisados com teste de *Kruskal-Wallis* e teste de *Student-Newman-Keuls* ($\alpha=0,05$), os dados de σ_f foram analisados com ANOVA de dois fatores (fator 1: material, fator 2: protocolo de usinagem) e teste de *Tukey* ($\alpha=0,05$). Os dados de fadiga foram analisados com *Kaplan-Meier* ($\alpha=0,05$). **Resultados:** A análise em MEV mostrou diferentes padrões de superfície para os diferentes protocolos. Houve diferença entre os grupos para os parâmetros de rugosidade, sendo que o grupo 3Y-S obteve a maior mediana. 3Y apresentou maior σ_f do que 5Y. O protocolo S resultou em maiores valores de σ_f do que o protocolo R. No teste de fadiga, não foi encontrada diferença entre as curvas de sobrevivência dos corpos-de-prova de 5Y usinados com o protocolo N e R. **Conclusão:** O tipo de protocolo de usinagem em CAD/CAM afetam as propriedades das zircônias policristalinas.

Palavras-chaves: CAD/CAM. Cerâmica. Testes mecânicos. Prótese Dentária.

Introdução

O padrão ouro na odontologia por muito tempo foram as próteses metalocerâmicas, no entanto, a coloração cinza dos metais não se assemelha em nada com as estruturas dentais. Sendo assim, as próteses dentais totalmente cerâmicas estão invadindo cada vez mais o mercado, tornando-se populares pela sua biocompatibilidade e estética favoráveis¹⁻³. Fator de extrema importância para os pacientes, que apreciam muito as próteses dentais com boas propriedades ópticas, tornando as cerâmicas o material de sua preferência⁴.

Apesar das vantagens estéticas e de biocompatibilidade, as cerâmicas são consideradas um material suscetível a fraturas por causa de seu comportamento friável. Assim, o desenvolvimento de um material com boa qualidade estética e ao mesmo tempo resistente ainda é foco de estudos³. A área da odontologia protética está em constante expansão, o que faz com que melhorias nos materiais e de novas tecnologias de fabricação possam gerar grandes impactos econômicos, tanto para o cirurgião dentista quanto para o paciente⁵.

A zircônia está entre as cerâmicas mais utilizadas para fabricação de restaurações dentais por causa de suas elevadas propriedades mecânicas². A zircônia pura possui três fases principais; monoclínica, tetragonal, e cúbica, que se encontram respectivamente, em temperatura ambiente, a 1,170°C e a 2,370°C. No entanto, a fase monoclínica não possui boas propriedades mecânicas, característica que foi alcançada realizando a incorporação de aditivos químicos na composição do material, para que a fase tetragonal se mantenha estável mesmo em temperatura ambiente. A fase tetragonal apresenta ótima resistência e tenacidade a fratura graças a um mecanismo conhecido

como tenacificação por transformação de fase, onde ocorre a reversão da fase tetragonal para monoclínica quando o material sofre alguma tensão externa, expandindo e alterando os grãos de forma individual, resultando na absorção de energia e proporcionando resistência a danos. A adição de óxido de ítrio (Y_2O_3) como estabilizante da fase tetragonal obteve os melhores resultados, dando origem à zircônia policristalina tetragonal estabilizada com 3 mol% de ítria (*3Y-TZP*). A *3Y-TZP* possui propriedades mecânicas elevadas e vem sendo consideradas um material promissor para fabricação de coroas unitárias e próteses parciais fixas totalmente cerâmicas². Porém, sua maior limitação é sua opacidade, causada principalmente pelo fato de seus grãos serem birrefringentes e dispersarem a luz em seus contornos. Assim, esse material foi inicialmente indicado para uso como infraestrutura de próteses fixas com recobrimento de cerâmicas vítreas⁵. No entanto, esta técnica aumenta os riscos de lascamento das próteses, fazendo com que a taxa de falha seja maior⁶. As restaurações monolíticas de cerâmica diminuem as chances de lascamento já que a camada de recobrimento neste caso não está presente^{5,2}.

Assim, surgiram diferentes estratégias para aumentar a translucidez da zircônia, possibilitando seu uso para restaurações monolíticas^{2,7}. Em busca de maiores evoluções estéticas foi desenvolvida uma terceira geração de cerâmicas à base de zircônia, que incluiu sua fase cúbica na composição do material para reduzir a opacidade, utilizando maior quantidade de ítria para produzir uma zircônia parcialmente estabilizada com 4 mol% e 5 mol% de ítria (*4Y-PSZ* e *5Y-PSZ*). Essa alteração na composição melhorou a translucidez do material, mas a resistência e a tenacidade à fratura foram drasticamente comprometidas, já que os grãos cúbicos não são capazes de realizar transformação de fase ao sofrer tensão⁵.

Várias estratégias podem ser adotadas para se obter uma melhor translucência, como reduzir a porosidade, refinar a microestrutura para que os limites dos grãos não interfiram na luz, aumentar consideravelmente o tamanho dos grãos para que se tenha menos bordas e introduzir quantias significantes de fase cúbica, que possui grãos óticamente isotrópicos, com mesma direção cristalográfica não causando a dispersão de luz. Entretanto, estas mudanças microestruturais não alteram apenas as propriedades óticas do material, elas também, inevitavelmente, introduzem mudanças nas propriedades mecânicas e na estabilidade a longo prazo que o material tem a degradação em baixas temperaturas (hidrotérmica)⁵⁻⁷.

A confecção das restaurações vem se tornando cada vez mais automatizada, e no caso das cerâmicas à base de zircônia, a única forma de produzir as restaurações é utilizando a tecnologia *CAD/CAM* (*Computer-aided design/Computer-aided manufacturing*)⁸. Esta tecnologia vem se tornando cada vez mais popular e com isso diversas funções vem sendo adicionadas e melhoradas, como a possibilidade de escolher o tipo de protocolo de usinagem desejado para confecção da restauração, alterando assim a velocidade com que a restauração é confeccionada e conseqüentemente o nível de detalhamento. Durante a usinagem em *CAD/CAM* das restaurações de cerâmicas à base de zircônia são utilizadas fresas que entram em contato com o material para que este seja desgastado e chegue no formato desejado da restauração⁸⁻⁹. Este contato pode resultar em micro-trincas, delaminação e estresse residual. Esses defeitos que são introduzidos na superfície do material podem posteriormente levar a falha clínica das restaurações¹⁰⁻¹¹.

A tecnologia *CAD/CAM* (*Computer-aided design/Computer-aided manufacturing*) tem se popularizando cada vez mais e muitos sistemas foram desenvolvidos nos últimos anos¹². Estes sistemas são constituídos por três componentes

funcionais: a captura de dados por escaneamento, que gera modelos digitais dos preparos; a unidade *CAD*, que se trata de um software que realiza o desenho 3D da restauração; e a unidade *CAM*, que utiliza uma fresadora para realizar a usinagem da restauração⁸.

É comum que a falha das restaurações feitas em cerâmica ocorra devido a delaminação de parte do material ou fratura catastrófica do mesmo. Estas falhas muitas vezes ocorrem sob uma força menor do que a resistência a fratura que o material apresenta, isso ocorre devido a um fenômeno denominado fadiga, que se trata da degradação da estrutura do material ao longo do tempo por influência mecânica, estresse químico ou biológico, ou uma combinação destes. Ao longo do tempo o desgaste progressivo da superfície das restaurações vai formando uma zona de acúmulo de tensão/danos que leva ao crescimento de trincas de forma lenta, que degrada a resistência do material. Os testes de fadiga levam em consideração o início da falha de superfície e o crescimento lento de falhas de forma *in vitro*, simulando o ambiente oral¹¹.

Estudos mostram que materiais usinados com *CAD/CAM* tem sua resistência diminuída quando comparada com a confecção convencional em laboratório, mostrando evidências de que a usinagem de fato introduz danos de superfície nos materiais⁹. E que materiais usinados em *CAD/CAM* mostram aumento significativamente na rugosidade dos materiais¹⁰.

O objetivo do presente estudo foi investigar o efeito do tipo de protocolo de usinagem em *CAD/CAM* nas características de superfície e comportamento mecânico de dois tipos de zircônias policristalinas, uma convencional (*3Y-TZP*) e uma translúcida (*5Y-TZP*).

A hipótese do estudo é de que o protocolo de usinagem refinado introduz defeitos menores nas zircônias, resulta em uma superfície menos rugosa e maior resistência flexural e à fadiga

Materiais e método

No presente estudo, foi caracterizado dois tipos de zircônia policristalina: uma convencional 3Y-TZP (3Y, Ceramill Zi, Amann Girrbach AG, Curitiba, Brasil) e uma translúcida 5Y-PSZ (5Y, Ceramill Zolid Fx, Amann Girrbach AG, Curitiba, Brasil). O delineamento experimental encontra-se na Figura 1.

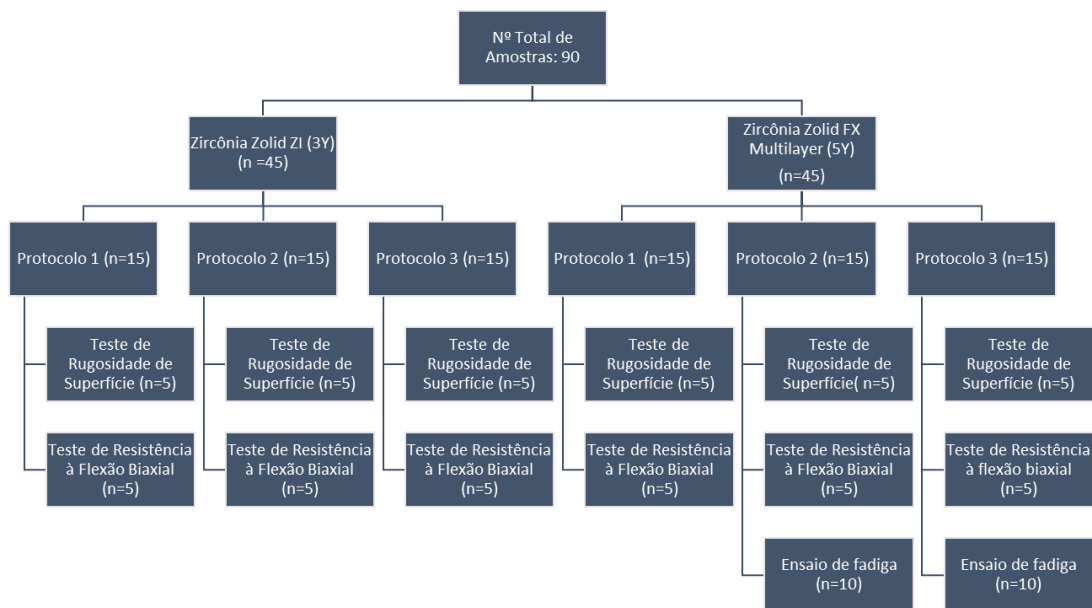


Figura 1: Delineamento do estudo

Confecção dos Corpos-de-Prova

Os corpos-de-prova (CPs) foram produzidos em forma de disco com dimensões de 1,2 mm de espessura e 12 mm de diâmetro utilizando a unidade CAM do equipamento InLab MCX5 (Cerec - Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha). Para a produção dos CPs, um desenho foi projetado no *software SolidWorks* (Dassault

Systemes SolidWorks Corporation, São Paulo, São Paulo, Brasil), convertido em arquivo STL para leitura no programa CAD (Figura 2).

Três protocolos de usinagem foram selecionados para cada tipo de zircônia, para obtenção dos discos através da fresadora InLab MCX5 (n = 15), conforme Tabela 1. Foram utilizados blocos de zircônia pré-sinterizada para a usinagem (Figura 3). Após a usinagem, os CPs foram sinterizados em forno específico.

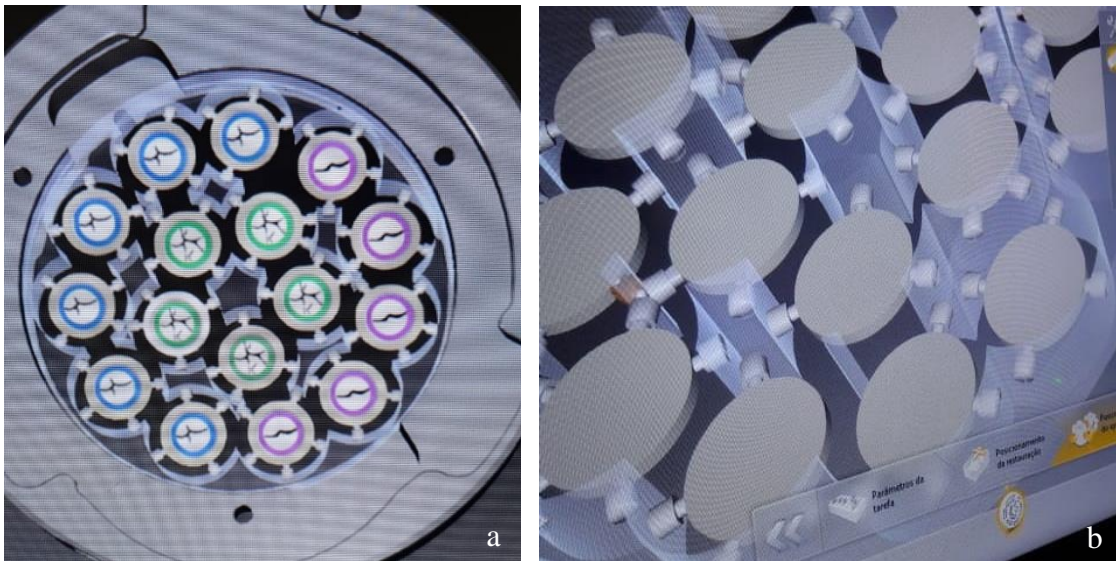


Figura 2: (a) Pré visualização no software CAD da produção dos CPs utilizando disco de zircônia, (b) design digital 3D dos CPs.

Tabela 1: Protocolos estabelecidos para usinagem em CAD/CAM.

Protocolos	Modo de usinagem	Nível de detalhamento
Suave – S	Suave (refinado)	Bastante alto
Normal – N	Normal (padrão)	Alto
Rápido – R	Rápido	Alto

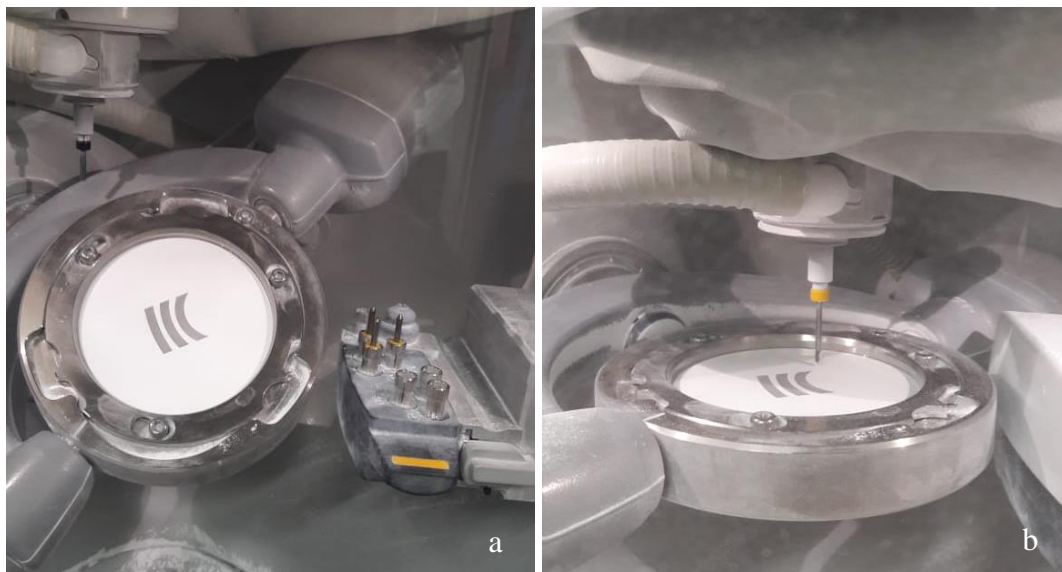


Figura 3: Processo de usinagem dos CPs na unidade CAM: (a) disco de zircônia pré-sinterizado; (b) broca posicionada para usinar os CPs.

Antes dos ensaios mecânicos a superfície de um CP de cada grupo foi analisada em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) para verificar os danos de superfície.

Ensaio de Rugosidade de Superfície

A rugosidade superficial dos CPs foi avaliada utilizando rugosímetro de contato (modelo SJ-410, Mitutoyo) (n=5). Foram realizadas 3 leituras por CP com um percurso de 5 mm (Figura 4). Foram obtidos os parâmetros de rugosidade Ra, Rq e Rz.

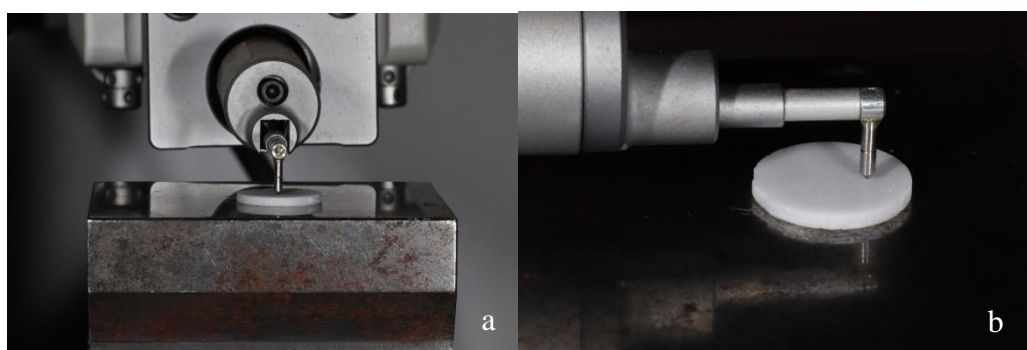


Figura 4: Avaliação da rugosidade de superfície de um CP de zircônia: (a) vista frontal e (b) vista lateral.

Ensaio de Resistência Flexural

O teste de resistência à flexão biaxial foi realizado na configuração de pistão sobre três esferas (*piston-on-three-balls*) (Figura 5) utilizando máquina de ensaio universal (Instron), com velocidade de 0,5 mm/min (célula de carga de 2000 N). O teste foi realizado em água destilada a 37° C. Uma fita 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 corpo-de-prova (mm), e b é a espessura do corpo-de-prova (mm).

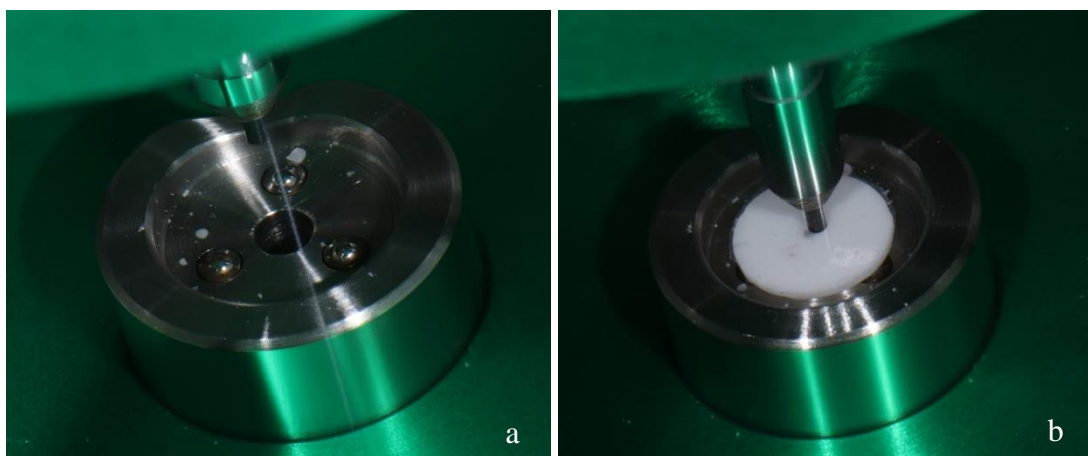


Figura 5: Teste de resistência a flexão biaxial: (a) dispositivo piston-on-three-balls, (b) posicionamento do CP no dispositivo de teste.

Ensaio de Fadiga

O ensaio de fadiga cíclica foi realizado com os grupos 5Y-N e 5Y-R em cicladora mecânica pneumática (Biopdi, Biocycle, São Carlos, São Paulo, Brasil), com frequência de 2 Hz, em água à 37° C, utilizando a configuração do teste de flexão biaxial pistão sobre três esferas (n = 10) (Figura 6). Uma carga de 60 N foi utilizada e o teste foi monitorado para detectar o número de ciclos até a falha.

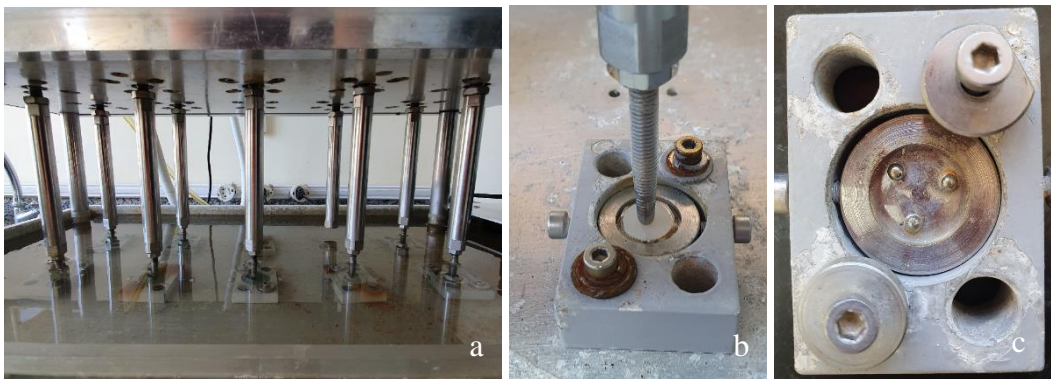


Figura 6: Ensaio de fadiga: (a) Cicladora mecânica pneumática montada para teste de fadiga; (b) dispositivo com configuração de pistão sobre três esferas e (c) corpo de prova posicionado.

Análise Estatística

Os dados dos parâmetros de rugosidade Ra, Rq e Rz não passaram no teste de normalidade de *Shapiro-Wilk* ($p < 0,05$) e foram analisados com teste não-paramétrico de *Kruskal-Wallis* e teste de *Student-Newman-Keuls* ($\alpha = 0,05$).

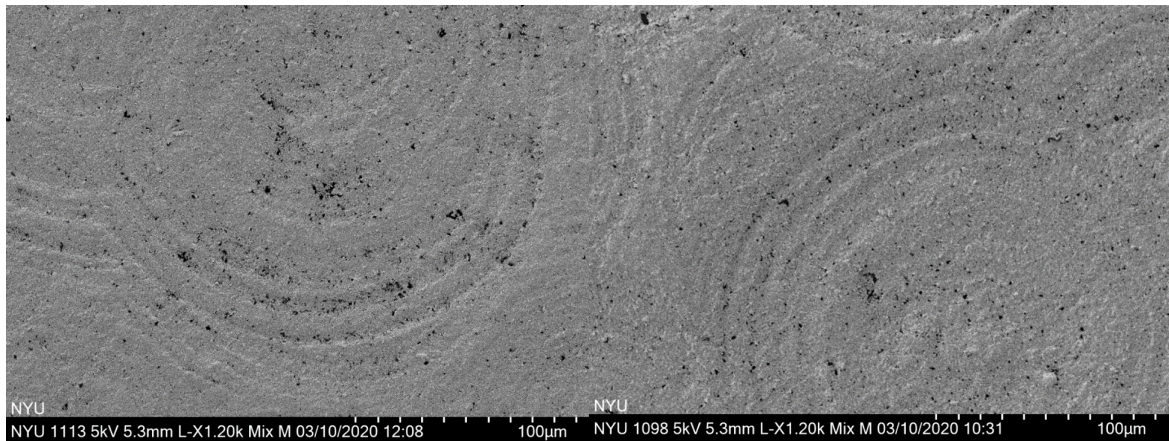
A resistência flexural foi analisada com ANOVA de dois fatores (fator 1: material, fator 2: protocolo de usinagem) e teste de *Tukey* ($\alpha = 0,05$). Os dados de fadiga foram analisados com *Kaplan-Meier* ($\alpha = 0,05$).

Resultados

Características de Superfície

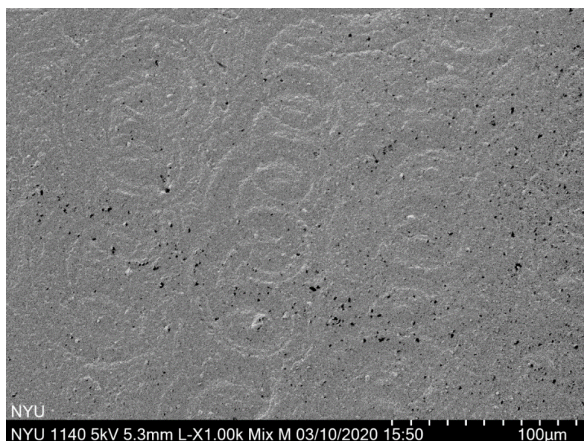
Análise de MEV mostrou diferentes padrões de superfície para os diferentes protocolos de usinagem (Figura 7).

Os dados dos parâmetros de rugosidade para os grupos experimentais encontram-se na Tabela 2. Houve diferença entre os grupos para Ra ($p < 0,001$), Rq ($p < 0,001$) e Rz ($p = 0,001$). Para os três parâmetros, Ra, Rq e Rz, o grupo 3Y-S obteve a maior mediana. Quando os resultados de uma mesma cerâmica foram comparados, o protocolo S obteve a maior mediana de Ra e Rq; enquanto o protocolo R obteve a menor.



(a)

(b)



(c)

Figura 7: Imagens de MEV da superfície da cerâmica 3Y usinada com o protocolo normal (a), rápido (b) e suave (c).

Tabela 2. Valores de mediana dos parâmetros de rugosidade dos grupos experimentais (μm).

Grupos	Ra	Rq	Rz
3Y-N	1,27 e	1,70 c	11,43 b
3Y-S	2,48 a	3,04 a	16,27 a
3Y-R	1,14 f	1,49 e	11,62 b
5Y-N	1,54 c	1,92 b	12,04 b
5Y-S	1,56 b	1,96 b	11,43 b
5Y-R	1,28 d	1,60 d	10,69 b

*Medianas seguidas por letras iguais na coluna são estatisticamente semelhantes ($p \geq 0,05$)

Para resistência à flexão biaxial, foi encontrada significância estatística para os fatores material ($p < 0,001$) e protocolo de usinagem ($p = 0,027$). Não foi encontrada significância estatística para a interação entre fatores ($p = 0,623$). A zircônia convencional 3Y-TZP apresentou maior resistência do que a zircônia translúcida 5Y-TZP. O protocolo de usinagem suave resultou em maiores valores de resistência flexural do que o protocolo rápido, para os dois materiais avaliados. Os dados de flexão biaxial encontram-se na Tabela 3.

Tabela 3: Média de resistência flexural biaxial (MPa) para as diferentes condições experimentais.

Fator 1: Material		p
3Y	5Y	
629 a	345 b	<0,001

Fator 2: Protocolo de Usinagem					
N		R		S	
494 ab		448 b		518 a	
Material vs. Protocolo de Usinagem^{ns}					
3Y-N	3Y-R	3Y-S	5Y-N	5Y-R	5Y-S
626	587	673	362	309	363

*Médias seguidas por letras iguais na mesma linha são estatisticamente semelhantes ($p > 0,05$).

^{ns}A interação entre fatores não foi significativa.

Até o presente momento, foi finalizado o ensaio de fadiga dos grupo 5Y-N e 5Y-R, então serão apresentados dados parciais. Não houve diferença estatística para as curvas de sobrevivência entre os grupos 5Y-N e 5Y-R ($p = 0,444$). As curvas de sobrevivência dos grupos experimentais estão apresentadas na Figura 8 e a média do número de ciclos até a falha em fadiga encontram-se na Tabela 4.

Tabela 4. Média do número de ciclos até a falha por fadiga com respectivos intervalos de confiança (CI 95%) para os grupos experimentais.

Grupos	Média de ciclos	CI 95%
5Y-N	790.453 a	441.049 – 1.139.857
5Y-R	892.653 a	492.544 – 1.292.762

*Médias seguidas por letras iguais são estatisticamente semelhantes ($p \geq 0,05$).

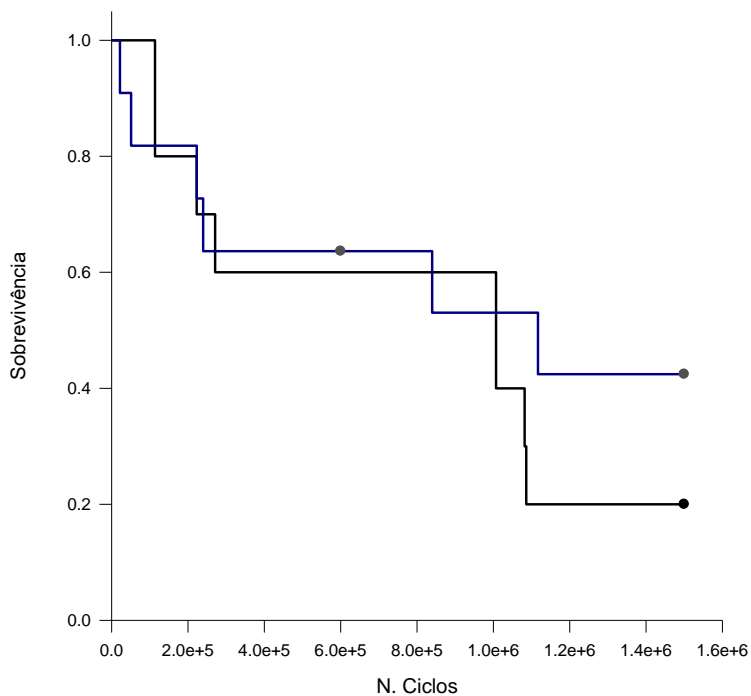


Figura 8: Curva de sobrevivência de Kaplan-Meier dos grupos 5Y-N (linha preta) e 5Y-R (linha azul).

Discussão

Este estudo se propôs a caracterizar como diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM afetam o comportamento mecânico e a rugosidade de superfície de zircônias policristalinas convencionais (3Y-TZP) e translúcidas (5Y-TZP). No teste de resistência a flexão biaxial, verificou-se que a zircônia translúcida 5Y-TZP apresentou comportamento mecânico inferior à 3Y-TZP convencional, independentemente do tipo de protocolo de usinagem utilizado. Isso ocorre porque a terceira geração de cerâmicas à base de zircônia inclui em sua composição a fase cúbica. A fase cúbica tem o objetivo de melhorar as propriedades ópticas da cerâmica, já que nesta fase seus grãos são ópticamente isotrópicos, com mesma direção cristalográfica, não causando a dispersão de luz. Entretanto, esta mudança microestrutural não altera apenas as propriedades ópticas

do material, ela também introduz mudanças nas propriedades mecânicas, diminuindo a resistência e a tenacidade a fratura do material, já que os grãos da fase cúbica, diferentemente da fase tetragonal, não possuem o mecanismo de tenacificação por transformação de fase ao sofrer tensão^{2,5,7}.

Camposilvan *et al.*⁶ (2017) analisaram a microestrutura, propriedades ópticas, mecânicas e a suscetibilidade ao *LTD* em quatro zircônias odontológicas e observaram que as zircônias de 1ª e 2ª geração tiveram uma resistência a flexão maior do que as de 3ª geração. Corroborando com este resultado, Zhang *et al.*² (2016) também concluíram que as zircônias de 3ª geração apresentam propriedades ópticas melhores que as outras gerações, porém, suas propriedades mecânicas foram drasticamente diminuídas. Estes resultados concordam com os achados do presente estudo. Ainda, um estudo mostrou que mesmo entre as zircônias de terceira geração, existe diferença no comportamento mecânico associada a quantidade de fase cúbica dos diferentes materiais¹³.

Com relação ao efeito dos protocolos de usinagem na resistência flexural, observou-se maiores valores para o protocolo suave, aceitando a hipótese do estudo. Isso ocorre porque a quantidade de defeitos resultantes da usinagem das cerâmicas em *CAD/CAM* possui influencia no seu comportamento de fratura⁹⁻¹⁰.

Com relação à topografia de superfície, a hipótese do estudo foi parcialmente aceita, já que o protocolo de usinagem refinado introduz defeitos menores nas zircônias, mas também resulta em maiores valores dos parâmetros de rugosidade. Para avaliar a rugosidade superficial dos CPs foram obtidos três parâmetros de rugosidade diferentes: a rugosidade média aritmética (*Ra*), que indica a média do valor absoluto ao longo do comprimento de leitura da amostra; o desvio médio da raiz quadrada do perfil avaliado (*Rq*), que indica a raiz quadrada média ao longo do comprimento de leitura da amostra; e a altura máxima do perfil (*Rz*), que indica a distância vertical absoluta entre o pico

mas alto e o vale mais profundo do perfil analisado¹⁴. No presente estudo, o protocolo de usinagem suave resultou em maiores valores para os três parâmetros. Isso pode ser justificado com o fato de neste protocolo o passo da broca ser menor e levar mais tempo para usinar o material do que os outros protocolos. Como observado na Figura 6, no protocolo S a broca mais fina deixa marcas diferentes na superfície da cerâmica em comparação com os protocolos N e R, o que pode resultar em maiores valores de Ra e Rq. Ainda, observamos que apesar da superfície ficar com um aspecto mais homogêneo, o fato de que as brocas ficam um maior tempo em contato com o material pode resultar em alguns defeitos mais profundos, como sugerido pelo maior valor de Rz.

Por outro lado, o protocolo rápido obteve os menores valores para os parâmetros de rugosidade avaliados, já que a broca utilizada na usinagem passa por pouco tempo em sua superfície e não deixa tantas oscilações de picos e vales no material. Porém, isso não significa que sua superfície está mais homogênea, como foi possível observar visualmente e pelas imagens no MEV. A análise de superfície no MEV mostrou diferentes padrões nas superfícies para diferentes protocolos de usinagem, nas imagens podemos ver uma grande diferença entre o protocolo N e o R comparado ao S, onde no S vemos o passo da broca bem mais próximo já que é um protocolo mais detalhado.

O teste de fadiga realizado mostrou resultados semelhantes no comportamento das cerâmicas usinadas em protocolo rápido e normal. Isso pode ser explicado devido ao fato de os protocolos terem um tempo de usinagem parecido, não causando grande diferença no dano de superfície do material, o que também foi observado nas análises de topografia e dados de flexão biaxial. Os testes de fadiga levam em consideração a susceptibilidade das cerâmicas ao crescimento subcrítico de trincas (*SCG*), simulando o ambiente oral¹¹, e o processo de degradação hidrotérmica (*LTD*), que pode levar a

formação de trincas e a uma degradação progressiva das propriedades mecânicas^{2,6}. Em materiais friáveis, como as cerâmicas, a carga cíclica dos testes de fadiga também levam à propagação de micro-trincas que fazem com que o material frature em níveis relativamente baixos de tensão¹¹.

A combinação de defeitos de superfície introduzidos pela usinagem *CAD/CAM* e os fenômenos de degradação já citados podem explicar os resultados obtidos no teste de fadiga. Foi possível observar em ambos grupos que a taxa de sobrevivência dos corpos-de-prova em fadiga cai para 60% em 400.000 ciclos, depois se mantém constante até 1 milhão de ciclos e cai novamente em, aproximadamente, 1 milhão de ciclos (Figura 7). Sendo assim, podemos assumir que os corpos-de-prova que tiveram falha prematura (até 400.000 ciclos) possuíam defeitos de superfície maiores e por isso tiveram sua resistência diminuída. Para os corpos-de-prova que sobreviveram a um maior número de ciclos, sugere-se que defeitos menores estavam presentes na superfície, sendo submetidos aos processos de degradação e crescimento subcrítico ao longo do tempo, até alcançar um tamanho crítico que levou à falha.

O estudo foi realizado simulando o ambiente oral, com testes que buscam simular a mastigação humana, sendo assim, podemos obter resultados importantes e significantes para a clínica odontológica e embasar a indicação dos materiais. Porém, existem algumas limitações como os CPs serem em formato de disco e o fato de os testes ainda não serem capazes de simular totalmente a realidade.

Os resultados do estudo mostram que as zircônias translúcidas são de fato menos resistentes, sendo assim, deve-se ter cuidado ao utiliza-las em regiões de alta carga mastigatória ou para produzir prótese de múltiplos elementos. Os resultados parciais sugerem que o protocolo suave introduz menores defeitos na cerâmica, garantindo uma maior resistência a flexão do que o protocolo rápido, mas similar ao protocolo normal.

Mais estudos são necessários para verificarmos a real implicância clínica do protocolo de usinagem em *CAD/CAM* nas cerâmicas a base de zircônia.

Conclusão

A cerâmica *3Y-TZP* tem comportamento mecânico superior a cerâmica translúcida *5Y-PSZ*. O protocolo de usinagem suave resulta em maior resistência flexural das zircônias avaliadas. Para os parâmetros de rugosidade, os grupos usinados com o protocolo suave apresentaram maiores valores, mas o padrão de topografia observado em MEV foi mais refinado. No teste de fadiga da *5Y-PSZ*, não foi encontrada diferença entre as curvas de sobrevivência dos corpos-de-prova de zircônia translúcida usinados com o protocolo normal e rápido

Agradecimentos: Fapergs/CAPES n° 19/2551-0000677- 2 | CNPq n° 302587/2017-9 e n° 460094/2014-9 | Bolsa PIBIC-CNPq | Laboratório Coral (Passo Fundo – RS) | Dentsply Sirona

Referências bibliográficas

Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Narhi TO, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zircônia at variable thickness. *Dent Mater* 2015;31(10):1180-7.

Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Meerbeek BV, et al. J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater* 2016;32(12):327-e337.

Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zircônia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;59:128-138.

Mao L, Kaizer MR, Zhao M, Guo B, Song YF, Zhang Y. Graded Ultra-Translucent Zirconia (5Y-PSZ) for Strength and Functionalities. *J Dent Res* 2018;97(11):1222-1228.

Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res* 2018 97(2):140-147.

Camposilvan E, Leone R, Gremillard I, 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. *Dent Mater* 2018;34(6):879-890.

Pizzolatto G, Borba M. Optical properties of new zirconia-based dental ceramics: literature review. *Cerâmica* 2021;67:338-343.

Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137:1289-1296.

Romanyk DL, Martinez YT, Veldhuis S, Rae N, Guo Y, Sirovica S, et al. Strength-limiting damage in lithium silicate glass-ceramics associated with CAD-CAM. *Dent Mater* 2019;35:98-104.

Fraga S, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF, Kleverlaan CJ, May LG. Impact of machining on the flexural fatigue strength of glass and polycrystalline CAD/CAM ceramics. *Dent Mater* 2017;33:1286–1297.

Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, Van Noort R, Tholey M, Vichi A, Lohbauer U. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dent Mater* 2017;33(11):1192-1204.

Zaruba M, Mehl A. Chairside systems: a current review. *Int J Comput Dent* 2017;20(2):123–149.

Elsaka ES. Optical and Mechanical Properties of Newly Developed Monolithic Multilayer Zirconia. *J Prosthodont* 2019;28(1):279-284

Silvente AIN, Ortega EV, Gargia IO, Guil LM, Gil J, Guerra AJ. Influence of the Titanium Implant Surface Treatment on the Surface Roughness and Chemical Composition. *Materials* 2020;13(2):314.