

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

**EFEITOS DE DIFERENTES ESTRATÉGIAS DE
USINAGEM COM CAD/CAM NO DESEMPENHO
MECÂNICO DE UMA VITRO-CERÂMICA**

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 – Mateus Rupollo Grethe

Orientador – Márcia Borba

Passo Fundo, Abril 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	5
6. REVISÃO DE LITERATURA.....	5
7. OBJETIVOS	11
7.1. Objetivos gerais.....	11
7.2. Objetivos específicos.....	11
8. MATERIAIS E MÉTODOS	12
9. RESULTADOS	13
10. DISCUSSÃO	21
11. CONCLUSÃO.....	23
12. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	23
13. AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DO ALUNO.....	25
14. ANEXOS	Erro! Indicador não definido.

RELATÓRIO FINAL

1. TÍTULO

Efeitos de diferentes estratégias de usinagem com CAD/CAM no desempenho mecânico de uma vitro-cerâmica

2. EQUIPE EXECUTORA

2.1. Aluno

Mateus R. Grethe

Matrícula: 164051

2.2. Orientador

Nome: Profa. Dra. Márcia Borba

Matrícula: 8224

2.3 Coorientador:

Nome: Kalisley Ferranti

Matrícula: 181086

3. RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar as propriedades mecânicas da vitro-cerâmica de silicato de lítio reforçada com zircônica (ZLS - Vita Suprinity) produzida pela tecnologia CAD/CAM. Os corpos-de-prova (CP) foram produzidos em formato de disco nas dimensões de 12 mm de diâmetro e 1,2 mm de espessura, utilizando dois protocolos de usinagem em CAD/CAM, um suave (S) e um padrão (N – normal) (n=17). O teste de flexão biaxial (piston-on-three-balls) foi realizado em máquina de ensaios universal, em água a 37° C (n=5). Doze CPs de cada grupo foram submetidos ao ensaio de fadiga cíclica em cicladora mecânica pneumática, com carga de 30 N e frequência de 2Hz, em água a 37° C. Análises de MEV e fractografia foram realizadas para identificar as falhas e origem das fraturas, bem como, análises quanto a microestrutura. Os dados de flexão foram analisados com ANOVA; os dados de fadiga foram analisados com Kaplan-Meier ($\alpha=0,05$). Nas análises de MEV, observou-se que

houveram maiores lascamentos nas bordas dos CPs usinados pelo protocolo padrão, porém, não houve diferença na superfície das amostras em ambos os grupos, tanto antes quanto pós cristalização. Não houve diferença entre os grupos para flexão biaxial ($p=0,250$). No teste de fadiga também não houve diferença estatística para as curvas de sobrevivência entre os grupos ($p=0,822$). Conclui-se que o tipo de protocolo de usinagem em CAD/CAM não afeta o comportamento mecânico da ZLS.

Palavras-chave: Cerâmicas, resistência a flexão, fadiga

4. PROBLEMA DE PESQUISA

Para a confecção de restaurações cerâmicas, pode-se utilizar o sistema CAD/CAM. Primeiramente, o modelo de trabalho ou até mesmo a própria cavidade oral do paciente são escaneados. Essas imagens são processadas em um programa de computador (CAD), que irá desenvolver uma restauração de acordo com as características das estruturas perdidas. A restauração será produzida na unidade CAM, através da usinagem de blocos pré-fabricados da cerâmica escolhida (ROMANYK *et al.*, 2019). Esse processo envolve a abrasão do material, que é desgastado por brocas e fresas adaptadas em braços articuláveis, até adquirir o formato final que foi determinado (ALGHAZZAWI, 2016).

A usinagem dos blocos em CAD/CAM é feita através da seleção de diferentes tipos de protocolos, alguns mais convencionais/padronizados, ou seja, não tão refinados e outros mais suaves/característicos, ou seja, com níveis de detalhamento maiores. Apesar da alta confiabilidade deste sistema, durante o processamento, o mesmo pode ser responsável pela indução de defeitos no material. Embora não sejam implicações visíveis a olho nu, defeitos microscópicos podem se propagar em formato de trincas e vir a comprometer a integridade e longevidade do material (ROMANYK *et al.*, 2019). Durante o processamento da amostra, o contato entre as partículas abrasivas das brocas com a superfície do material induz tensões que resultam em trincas e desgaste do material (MARSHALL *et al.*, 1983).

No ambiente oral a cerâmica estará submetida a um ambiente úmido, com oscilações de temperatura e sujeita às cargas oclusais de mastigação, podendo levar à falha da restauração que pode vir a ter como base a origem nestes defeitos já instaurados durante o método de processamento (ROMANYK *et al.*, 2019).

5. JUSTIFICATIVA

Tendo em vista que, atualmente, há uma grande quantidade de materiais restauradores para a substituição de estruturas dentárias, e que os avanços em odontologia digital são constantes, considera-se que as cerâmicas ocupam a linha de frente na confecção de coroas e próteses parciais fixas. A mesma destaca-se devido a sua alta biocompatibilidade e propriedades físicas. A vitro-cerâmica, abordada no presente estudo, destaca-se por suas boas propriedades mecânicas aliadas a estética elevada. Contudo, de acordo com seu método de processamento e por ter comportamento friável, a cerâmica é muito sensível à presença de defeitos. Durante o processo de confecção das restaurações cerâmicas, vários passos podem ter potencial para introduzir esses defeitos, podendo comprometer a longevidade dos tratamentos reabilitadores (ROMANYK *et al.*, 2019)

6. REVISÃO DE LITERATURA

6.1 Cerâmicas Odontológicas

A cerâmica é um composto inorgânico com propriedades não metálicas, comumente formado por elementos metálicos (ou semi metálicos) e não metálicos. Apresenta vantagens como alta estabilidade química, alta resistência à compressão, estética excelente e duradoura, biocompatibilidade com os menores índices de aderência de placa. No geral, as cerâmicas apresentam propriedades como módulo de elasticidade, dureza, densidade, condutividade térmica e coeficiente de expansão térmica muito semelhantes ao esmalte dentário isso beneficia muito o prognóstico das restaurações cerâmicas.

Podem ser classificadas de acordo com sua microestrutura em: cristalinas ou policristalinas, sem conteúdo vítreo; vidros com partículas ou parcialmente cristalinos, contendo alto ou baixo teor de vidro; e vidros amorfos, seus átomos não se encontram em organização espacial (a nível microscópico) (DELLA BONA, 2009). A microestrutura influencia diretamente nas propriedades mecânicas (resistência a flexão, dureza, tenacidade à fratura) e quanto mais conteúdo cristalino a cerâmica apresentar, melhor será sua confiabilidade estrutural e mecânica (BELLI *et al.*, 2017).

Entretanto, apresenta algumas limitações relacionadas ao seu comportamento mecânico friável. As cerâmicas apresentam baixa resistência a tensões de tração e baixa tenacidade à fratura quando comparadas com o metal. Além disso, defeitos e tensões residuais podem estar presentes devido a diferenças no coeficiente de expansão térmica

entre as diferentes fases presentes na sua microestrutura (vítrea e cristalina) e entre as camadas da prótese, presença de porosidades e impurezas, e presença de defeitos de superfície, que são considerados pontos de concentração de estresse e potenciais iniciadores de fraturas catastróficas (DELLA BONA, 2009).

As cerâmicas odontológicas e as tecnologias de processamento evoluíram significativamente nos últimos dez anos, com a maior parte da evolução relacionada a novas microestruturas e métodos de processamento, como o CAD/CAM (*computer-aided design/computer-aided manufacturing*) (SILVA *et al.*, 2017). Na odontologia restauradora e estética, as cerâmicas são indicadas para confecção de dentes para prótese total e removível, coroas unitárias, próteses parciais fixas, facetas, onlays, inlays, overlays, pinos e núcleos intra-canais, e implantes. (DELLA BONA, 2009).

6.2 Cerâmicas Parcialmente Cristalinas

Devido a suas excelentes propriedades mecânicas associadas a melhor microestrutura e métodos de processamento, além de sua alta longevidade e boa qualidade estética as vitro-cerâmicas tem sido muito utilizadas para confecção de próteses. Desde que as vitro-cerâmicas começaram a ser utilizadas na odontologia, várias composições têm sido desenvolvidas; contudo, essa classe de materiais tem ganhado popularidade após o lançamento da vitro-cerâmica à base de dissilicato de lítio. Em comparação com as cerâmicas à base de leucita, a vitro-cerâmica de dissilicato de lítio possui propriedades mecânicas superiores o que expande a sua indicação para a confecção de próteses fixas unitárias (SILVA *et al.*, 2017). Entre as cerâmicas parcialmente cristalinas pode-se citar as vitro-cerâmicas à base de dissilicato de lítio, à base de silicato de lítio e zircônia e a vitro-cerâmica reforçada por leucita.

6.2.1 Vitro-Cerâmica à base de Dissilicato de Lítio (DL)

A vitro-cerâmica à base de dissilicato de lítio (DL) é representada comercialmente pelo sistema e.max (Ivoclar Vivadent). É indicada para confecção de facetas, inlays, onlays, coroas anterior e posterior, pilares para implantes anterior e posterior, pontes de três elementos até a região de pré-molares (BELLI *et al.*, 2017). As restaurações podem ser fabricadas utilizando as técnicas de injeção e CAD/CAM. A técnica por injeção consiste na injeção da cerâmica em um molde, passando por um tratamento térmico para formar a vitro-cerâmica, onde depois, a mesma pode ser caracterizada com porcelanas de recobrimento da cor adequada e pigmentos de

superfície (ANUSAVICE *et al.*, 2013). A técnica CAD/CAM é uma técnica de usinagem comandada por softwares de computadores onde é possível processar várias restaurações ao mesmo tempo com alto nível de precisão e reprodutibilidade. (ANUSAVICE *et al.*, 2013). São utilizados blocos pré-fabricados de metassilicato de lítio parcialmente cristalizado e colorido com pigmento azulado. Após a usinagem da restauração, a mesma é submetida a um tratamento térmico de cristalização que resulta em uma cerâmica composta por cristais de dissilicato de lítio, em forma de agulha, de 2 µm de comprimento orientados aleatoriamente, embebidos em uma fase de vidro de $\text{Li}_2\text{O}\cdot 2\text{SiO}_2$ de 30% de volume (DELLA BONA, 2009).

Estudos recentes com a DL (e.max CAD) relataram valores de resistência flexural de 648 MPa, tenacidade à fratura de 2,06 MPa.m^{1/2}, módulo de elasticidade 60 GPa e dureza de 5,3 GPa. A DL mostrou uma microestrutura composta exclusivamente por cristais de $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ orientados aleatoriamente e uma fase secundária de cristais de Li_3PO_4 . As fases encontradas no e.max CAD pré e cristalizado concordam bem com os padrões de difração de raios X observados por LIEN *et al.* (2015) em diferentes faixas de temperatura, nas quais se demonstrou que os metassilicatos de lítio se dissolvem completamente acima de 780 °C, e os dissilicatos de lítio cristalizam até 840 °C (BELLI *et al.*, 2017; WENDLER *et al.*, 2017; WENDLER *et al.*, 2018; SILVA *et al.*, 2017).

6.2.2 Vitro-cerâmicas à base de Silicato de Lítio e Zircônia (ZLS)

Materiais restauradores indiretos com diferentes microestruturas têm sido desenvolvidos pela indústria para oferecer cerâmicas e compósitos com propriedades otimizadas, ou seja, boas propriedades mecânicas, comportamento adequado ao desgaste e características estéticas aceitáveis. Exemplos de materiais com essas novas microestruturas são as vitro-cerâmicas de silicato de lítio e zircônia. Uma vantagem desses materiais é a facilidade (rapidez) de usinagem pelo CAD/CAM (SILVA *et al.*, 2017). São representadas comercialmente pelos respectivos sistemas: Suprinity (SP - Vita Zahnfabrik) e Celtra DUO (CD - Dentsply Sirona). Ambas são indicadas para confecção de facetas, inlays, onlays, coroas de cerâmicas anteriores e posteriores (BELLI *et al.*, 2017).

A Celtra Duo é uma cerâmica que consiste em um vidro de silicato de lítio contendo ZrO_2 que utiliza pentóxido de difósforo (P_2O_5) como agente de nucleação para a cristalização do metassilicato de lítio. Há duas formas de processamento. O fabricante fornece a Celtra Duo tanto na forma pré-cristalizada como na forma cristalizada. No

teste de flexão biaxial foi encontrado valor de 627 MPa. A tenacidade à fratura é 1,52 MPa.m^{1/2}. O módulo de elasticidade é de, aproximadamente, 64,0 GPa (BELLI *et al.*, 2017; WENDLER *et al.*, 2017; WENDLER *et al.*, 2018).

A Suprinity, assim como a Celtra Duo, consiste em um vidro de silicato de lítio contendo ZrO₂ que utiliza pentóxido de difósforo (P₂O₅) como agente de nucleação para a cristalização do metassilicato de lítio. A principal diferença é a característica do bloco de CAD/CAM durante a usinagem, para CD o bloco já se encontra cristalizado enquanto para SP o bloco está pré-cristalizado, devendo passar por um ciclo de cristalização após a usinagem. Possui uma resistência flexural de 611 MPa e tenacidade à fratura de 1,40 MPa.m^{1/2}. O módulo de elasticidade é de 56,2 GPa (BELLI *et al.*, 2017; WENDLER *et al.*, 2017; WENDLER *et al.*, 2018).

A CD e a SP são constituídas principalmente por duas fases cristalinas. Uma diferença marcante entre elas é o tamanho da fase de Li₂SO₃, que parece ter crescido mais em CD ($\pm 1 \mu\text{m}$ de comprimento) do que na SP ($\pm 0,5 \mu\text{m}$). O estado vítreo pré-cristalizado de SP (e CD, conseqüentemente) mostra três picos principais na análise com espectrometria Raman relacionados as fases cristalinas metassilicato de lítio Li₂SiO₃ e ortofosfato de lítio Li₃PO₄. Após a queima de cristalização, observa-se um aumento significativo na intensidade dessas duas fases, e uma nova fase de cristal aparece: o dissilicato de lítio (Li₂Si₂O₅). Os dados de difração de raios X (DRX) também indicaram para SP pré-cristalizado, a presença de matriz vítrea e a baixa fração das fases cristalinas Li₂SiO₃ e Li₃PO₄; enquanto após a queima, a fase principal encontrada no SP cristalizado é Li₂SiO₃, juntamente com o dissilicato de lítio Li₂Si₂O₅ e o ortofosfato de lítio Li₃PO₄. Entre o SP cristalizado e o CD, a intensidade dos picos de Li₂Si₂O₅ também se diferem, sendo maior no último (BELLI *et al.*, 2017).

A diferença no tamanho dos cristais de metassilicato de lítio entre SP e CD pode refletir diferenças nos parâmetros de tratamento térmico (ou seja, tempo, temperatura), uma vez que o CD é fornecido pronto para uso (ou seja, totalmente sinterizado em um ambiente industrial), enquanto o SP deve passar por um ciclo de cristalização mais curto em laboratório (BELLI *et al.*, 2017).

6.3 CAD/CAM

O entendimento sobre a extensão dos efeitos da usinagem CAD/CAM no comportamento mecânico de cerâmicas com diferentes microestruturas é muito importante, pois a resistência à fratura desses materiais é sensível à presença de

defeitos. Esses defeitos podem ser considerados especialmente críticos quando localizados na superfície de cimentação de uma coroa de cerâmica devido à concentração de tensões de tração nessa área, o que pode predispor a restauração totalmente cerâmica a fraturas clínicas (FRAGA *et al.*, 2017).

Para avaliar os efeitos da usinagem no comportamento de fadiga, um estudo avaliou três tipos de cerâmicas produzidas pelo CAD/CAM e comparou com grupos controle polidos (FRAGA *et al.*, 2017). A vitro-cerâmica reforçada com leucita está disponível para o processo de usinagem dura, o que implica que a restauração é fresada a partir de um bloco industrial densamente sinterizado e pode exigir maiores forças durante o processamento. A zircônia policristalina tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP) pode ser fresada a partir de blocos pré-sinterizados (usinagem macia) seguida da sinterização em alta temperatura, ou para blocos totalmente sinterizados (usinagem dura). A usinagem macia é o processo mais usado para fabricar restaurações Y-TZP, já que a usinagem dura consome mais tempo e requer dispositivos de corte resistentes. E a vitro-cerâmica à base de dissilicato de lítio está comumente disponível em estágio pré-cristalizado para usinagem dura e posterior ciclo térmico de cristalização. Concluíram que o polimento com discos diamantados finos após a usinagem com CAD/CAM induziu menor dano e menor degradação da resistência para as três cerâmicas. Considerando isso, melhorias nos sistemas de usinagem, com o uso de brocas diamantadas com menor granulação, devem ser investigadas para reduzir os danos causados pela usinagem CAD/CAM. A usinagem com CAD/CAM resultou em valores significativamente mais altos de rugosidade e menores valores de resistência à fadiga quando comparados ao grupo polido (FRAGA *et al.*, 2017).

Romanyk *et al.* (2019) avaliaram o efeito da usinagem em CAD/CAM no comportamento mecânico de vitro-cerâmicas à base de dissilicato de lítio (e-max CAD) e à base de silicato de lítio e zircônia (Suprinity e Celtra Duo). Os corpos-de-prova polidos exibiram menor variação dos dados de resistência à flexão biaxial quando comparados com os corpos-de-prova fabricados em CAD/CAM. Todas as cerâmicas avaliadas apresentaram evidências de que a usinagem introduziu danos na forma de trincas medianas e radiais em locais coincidentes ou periféricos à origem da falha. Em geral, os danos à superfície da vitro-cerâmica de dissilicato de lítio foram limitados a uma profundidade.

Estudos mais recentes de Romanyk *et al.* (2020) reforçaram que o surgimento de trincas mostra-se imediato uma vez que a superfície dos corpos-de-prova entra em

contato com as pontas diamantadas durante a usinagem. O tratamento térmico do corpo-de-prova e seu processo de fabricação interferem diretamente na sua resistência a flexão, onde grupos usinados em CAD/CAM apresentaram melhora no comportamento mecânico após tratamento térmico. Resumidamente, a magnitude da degradação das propriedades mecânicas está diretamente relacionada a condição inicial dos corpos-de-prova (ROMANYK *et al.*, 2020).

Dito isto, em relação os defeitos provocados, trincas radiais com $<125 \mu\text{m}$ de comprimento mostram uma tendência de reduzir o tamanho após tratamento térmico, enquanto trincas maiores do que $150 \mu\text{m}$ podem aumentar ou diminuir o comprimento das mesmas. Evidenciando também que o polimento antes do condicionamento térmico diminui as trincas e gera aumento considerável da resistência flexural dos corpos-de-prova (ROMANYK *et al.*, 2020).

O processo de confecção através da usinagem gera superaquecimento nas amostras devido à alta rotação das brocas, mesmo com a refrigeração, uma vez que a fabricação gera atrito das partículas das brocas com a superfície da cerâmica. Chen *et al.* (2019) avaliaram capacidade de fresagem com brocas das cerâmicas ZLS e DL, onde confirmaram que as microestruturas das cerâmicas afetam os mecanismos de fratura durante o seu processamento. ZLS apresenta partículas de desgaste menores do que a DL, provavelmente pelo menor tamanho dos cristais na sua microestrutura. Constataram que forças, tanto tangenciais quanto normais, apresentaram uma porcentagem cerca de 30% maior quando conferida a ZLS, o que comprova que seu reforço com zircônia tornou seu método de usinagem mais complexo. Processos de ajuste oclusal feitos em boca com peças de mão acabam gerando altas temperatura nas zonas de desgaste. Isso é um ponto negativo em termos de reabilitação oral, pois a matriz vítrea das vitrocerâmicas possui uma baixa condutividade térmica, levando a um choque térmico na superfície cerâmica e favorecendo a formação e propagação de trincas (CHEN *et al.*, 2019).

6.4 Ensaio de Fadiga

A degradação química e mecânica desempenha um papel fundamental na vida útil dos dentes e materiais restauradores. Portanto, a previsão de seu desempenho a longo prazo no ambiente oral deve se basear em dados de fadiga, ao invés de dados de resistência inerte, como comumente observado nas pesquisas laboratoriais de materiais dentários (WENDLER *et al.*, 2018). Os ensaios de fadiga envolvem o carregamento

cíclico de corpos-de-prova de formato padronizada (discos ou barras), laminados cimentados adesivamente sobre substratos análogos à dentina e restaurações protéticas (KELLY *et al.*, 2017).

As indicações clínicas de materiais restauradores são tradicionalmente baseadas em sua resistência mecânica, que é obtida a partir de testes que resultam na falha dos materiais em cargas muito maiores do que aquelas encontradas intraoralmente. Este conceito acaba por ser falho, uma vez que desconsidera os fenômenos de corrosão sob tensão (crescimento sub-crítico de trincas) e de degradação por fadiga mecânica que ocorrem em meio oral. Cenários mais realistas são criados usando testes de fadiga cíclica, onde ambos os fenômenos podem ser induzidos simultaneamente, simulando a mastigação como um todo (WENDLER *et al.*, 2018).

Clinicamente, diferentes modos de falha são encontrados para restaurações cerâmicas. O contato entre um antagonista esférico e uma superfície plana geralmente gera um tipo de trinca denominado trinca cônica, que começa como uma trinca em forma de anel na superfície e se propaga para o interior do material em ângulo, formando uma geometria de cone. Trincas do tipo cone se formam ao redor da área de contato, onde as tensões de tração são formadas. Como o movimento da mandíbula ocorre durante a mastigação, o atrito se desenvolve na área de contato, por deslizamento, aumentando a concentração de tensão local. Dessa forma, um novo tipo de trinca pode ser introduzida, as trincas parciais cônicas. As trincas radiais iniciam na superfície de cimentação das próteses cerâmicas, abaixo da área de contato oclusal. Trincas radiais foram relatadas como responsáveis pela fratura catastrófica de coroas de cerâmica, enquanto lascamentos ou delaminação (em coroas multi-camadas) são atribuídos às trincas cônicas (FERRUZZI *et al.*, 2019).

7. OBJETIVOS

7.1. Objetivos gerais

Este estudo tem como objetivo geral analisar o efeito de diferentes estratégias de usinagem em CAD/CAM no comportamento mecânico de uma vitro-cerâmica à base de silicato de lítio e zircônia (ZLS).

7.2. Objetivos específicos

Esse estudo tem por objetivos específicos:

(1) Avaliar a resistência flexural da vitro-cerâmica ZLS fabricada com diferentes protocolos de usinagem.

H1: A hipótese testada é de que o protocolo de usinagem refinado resulta em maiores valores de resistência flexural.

(2) Avaliar a resistência à fadiga da ZLS fabricada com diferentes protocolos de usinagem.

H2: É testada a hipótese de que o protocolo de usinagem refinado resulta em maior sobrevivência dos corpos-de-prova em fadiga.

8. MATERIAIS E MÉTODOS

No presente estudo, caracterizou-se a vitro-cerâmica à base de silicato de lítio e zircônia Vita Suprinity (Figura 1). O delineamento deste estudo encontra-se no Quadro 1.



Figura 1: Blocos de cerâmica VITA SUPRINITY

Quadro 1: Delineamento do estudo

Nº Total de corpos-de-prova (n=36)	
Teste de flexão biaxial (N=10) Protocolo S: n=5 Protocolo N: n=5	Fadiga cíclica (N=24) Protocolo S: n=12 Protocolo N: n=12
Análise de microscopia eletrônica de varredura (MEV) (N=2) Protocolo S: n=1 Protocolo N: n=1	Fractografia (N=34) Protocolo S: n=17 Protocolo N: n=17

8.1 Confeção dos Corpos-de-Prova

Os corpos-de-prova (CP) foram produzidos em forma de disco com dimensões de 1,2 mm de espessura e 12 mm de diâmetro. Para a produção dos CP, um desenho foi

projetado no software SolidWorks, convertido em arquivo STL para leitura no programa CAD (Figura 2a) e usinagem com a unidade CAM (Figura 2b) do equipamento SIRONA INLAB McX5 (Dentsply Sirona). Cada bloco cerâmico pré-fabricado reproduziu um corpo de prova.



Figura 2: Programa CAD (a) e unidade CAM (b) do equipamento SIRONA INLAB McX5.

Para o processo de fresagem, dois de três protocolos diferentes disponíveis para usinagem foram selecionados, conforme descrito na Tabela 1. A diferença entre os dois protocolos selecionados deu-se no tempo de usinagem da fresagem.

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

Protocolo	Modo de usinagem	Nível de detalhamento
S – Suave	Suave (refinado)	Bastante alto
C - Controle	Normal (padrão)	Alto

As brocas diamantadas selecionadas no presente estudo foram utilizadas de acordo com as recomendações do fabricante, sendo um total de três brocas (Figura 3).



Figura 3: (a) e (b) brocas 2.2, 1.4, 1.2 utilizadas no processo de fresagem em CAD/CAM

Os blocos pré-fabricados foram acomodados no suporte em máquina CAD/CAM para fresagem dos corpos-de-prova (Figura 4). As Tabelas 2 e 3 apresentam a descrição dos protocolos de usinagem utilizados.

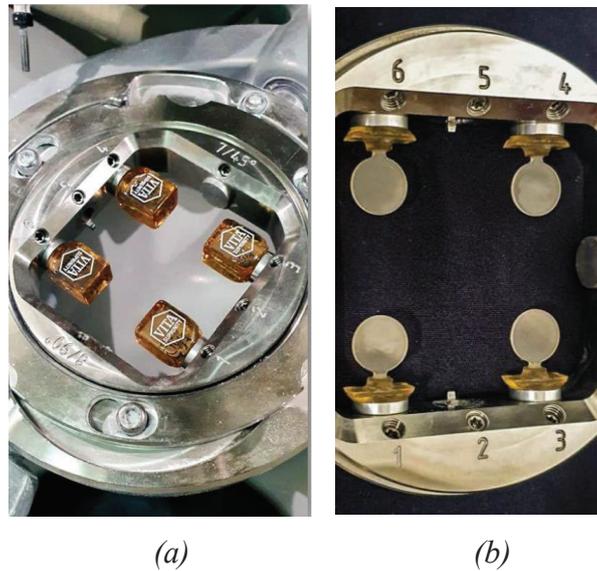


Figura 4: Blocos posicionados na unidade CAM (a) e corpos-de-prova fresados (b).

Tabela 2: Protocolo de usinagem suave (S)

Sequência	Tempo
Broca 2.2: granulação grossa	22 min
Broca 1.4: granulação intermediária	6 min
Broca 1.2: granulação refinada	16 min
Troca de brocas, calibração de pressão exercida sobre o material	1 min
Tempo total de trabalho	45 min e 30 s

Tabela 3: Protocolo de usinagem normal (N)

Sequência	Tempo
Broca 2.2: granulação grossa	20 min
Broca 1.4: granulação intermediária	4 min 30 s
Broca 1.2: granulação refinada	14 min
Troca de brocas, calibração de pressão exercida sobre o material	1 min e 30 s
Tempo total de trabalho	38 min e 30 s

Após a usinagem, com o auxílio de uma alta rotação e broca diamantada de haste longa procedeu-se com a remoção do pino de suporte dos CPs. Após, os CPs foram submetidos aos ciclos de cristalização, seguindo as recomendações do fabricante, em forno específico (VITA Vacumat 6000 MP) (Quadro 2 e Figura 5).

Quadro 2: Protocolo de cristalização da ZLS (VITA SUPRINITY) segundo fabricante.

<i>Vita Vacumat</i>	<i>Pré-secagem</i> °C	→ Min.	↗ Min.	↗ °C/min	Temp. aprox. °C	→ Min.	VAC min.	↘ °C*
Queima de cristalização	400	4,00	8,00	55	840	8,00	8,00	680

*A câmara de queima deve permanecer fechada durante o aquecimento lento.

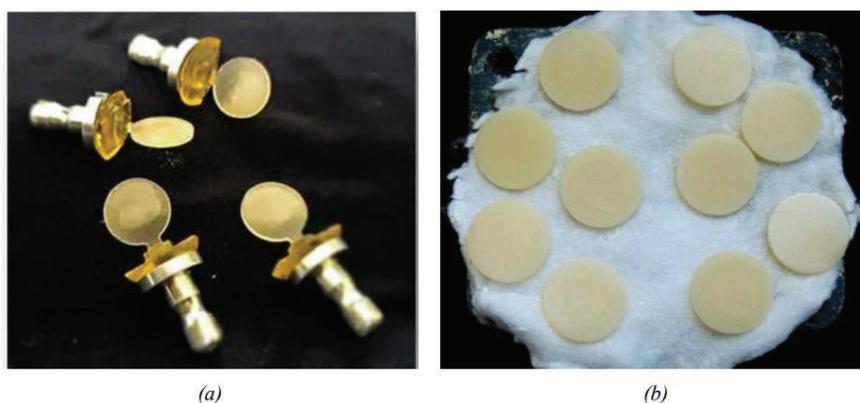


Figura 5: CPs removidos do suporte do equipamento CAD/CAM (a) e CPs após cristalização (b).

No total, 18 CPs foram produzidos com cada protocolo de usinagem. Destes, 5 CPs foram submetidos ao ensaio de resistência em flexão biaxial e 12 foram submetidos ao ensaio de fadiga. Um CP de cada protocolo de usinagem foi analisado em microscopia eletrônica de varredura (MEV), buscando caracterizar os danos de superfície e sub-superfície, avaliando as bordas dos CP bem como seu interior, antes e após cristalização final.

8.2 Análise de danos de superfície

Um corpo-de-prova de cada grupo experimental usinado em CAD/CAM foi analisado quanto aos danos de superfície utilizando MEV de baixo vácuo (TM4000Plus,

Hitachi, Japão). Foram obtidas imagens das bordas dos corpos-de-prova bem como seu interior, antes e após a cristalização final.

8.3 Ensaio de resistência à flexão

Os CP foram submetidos ao teste de resistência à flexão biaxial realizado na configuração de pistão sobre três esferas (piston-on-three-balls) utilizando máquina de ensaio universal INSTRON (23-10, série 2310P-0008, São José dos Pinhais, PR, Brasil). A resistência à flexão em três esferas foi calculada de acordo com a norma ISO/FDIS 6872:2014. O dispositivo utilizado no teste foi colocado imerso em um recipiente com água destilada mantendo a temperatura de 37° C (Figura 6). Os CPs foram acomodados sobre as três esferas de apoio inferiores e a carga aplicada pelo pistão superior com velocidade de 0,5 mm/min, com cédula de carga foi de 500 N, até que ocorresse a fratura. A carga de fratura foi registrada em Newtons e os valores de resistência a flexão determinados de acordo com as equações abaixo.

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

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

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

onde P é a carga de fratura (N), ν é o coeficiente de Poisson (0,21), r_2 é o raio do círculo de suporte formado pelas três esferas (4,24 mm), r_1 é o raio do pistão (0,78 mm), r_3 é o raio do corpo-de-prova (~6 mm), e b é a espessura do corpo-de-prova (~1,2 mm).

Os dados de flexão foram analisados com teste t ($\alpha=0,05$).

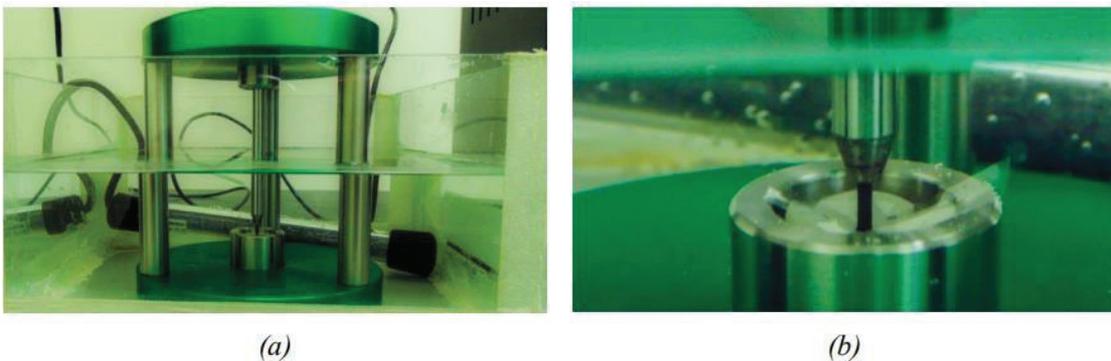


Figura 6: (a) Recipiente com o dispositivo de teste imerso em água destilada em temperatura controlada de 37° C; (b) CP fraturado durante o ensaio.

Após o ensaio de flexão finalizado, a superfície de fratura dos CPs foi analisada em Microscópio Óptico para identificar a origem da fratura com base nos princípios de fractografia.

8.4 Ensaio de Fadiga

O ensaio de fadiga cíclica foi realizado em cicladora mecânica pneumática BIOPDI (Biocycle, São Carlos, São Paulo, Brasil), com frequência de 2 Hz, em água à 37° C (Figura 7) utilizando a mesma configuração do teste de flexão biaxial. Antes do ensaio, uma cédula de carga foi utilizada para o ajuste da pressão exercida pelos pistões, sendo definida a carga de 35 N, que corresponde a, aproximadamente, 80% da carga média registrada para os grupos experimentais nos ensaios de flexão biaxial (Figura 8a e 8b).

Os dados de fadiga foram analisados estatisticamente com análise de sobrevivência Kaplan-Meier ($\alpha = 0,05$).

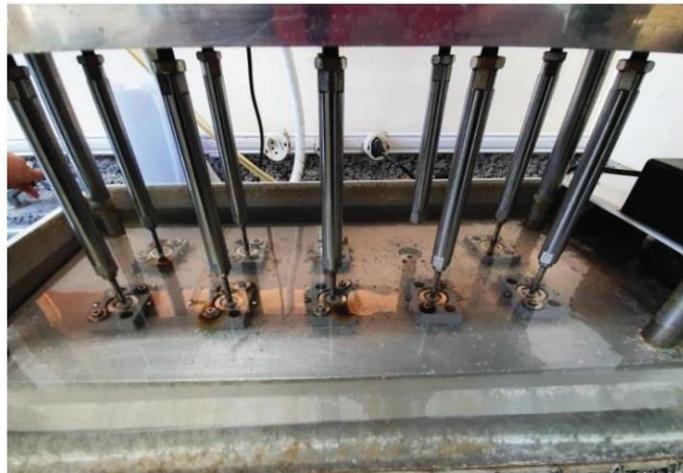


Figura 7: Corpos de prova ajustados para ciclagem.



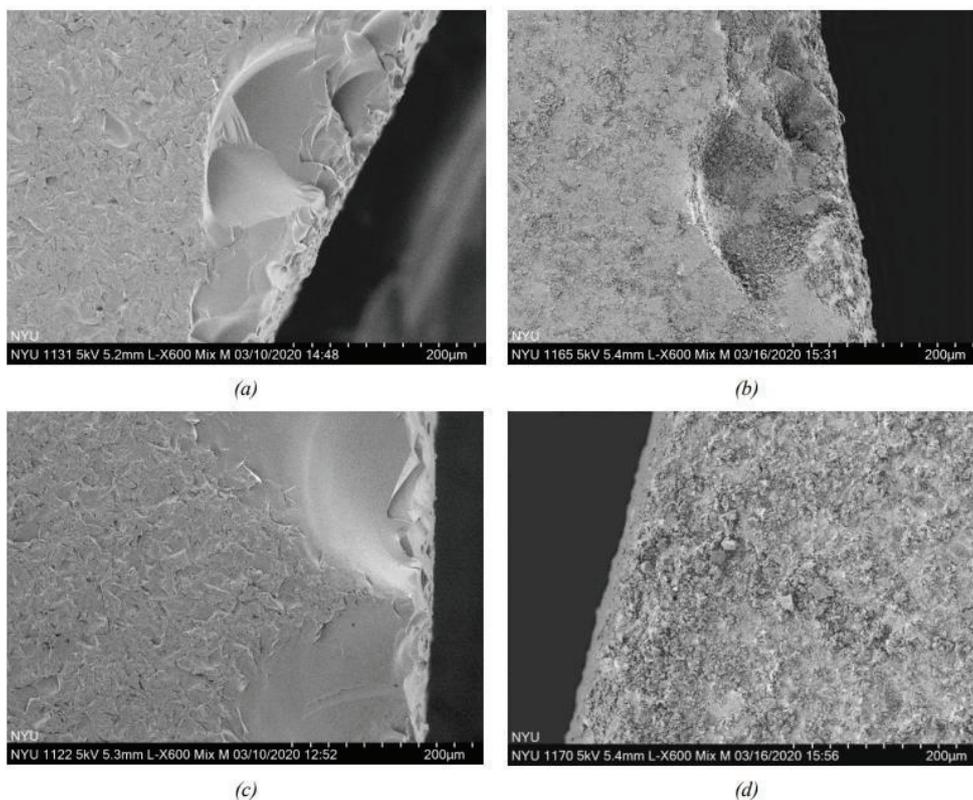
(a)

(b)

Figura 8: Dispositivo utilizado para o teste de fadiga cíclica (a), dispositivo instalado com corpo-de-prova acomodado sobre as três esferas (b).

9. RESULTADOS

Nas Figuras 9 e 10 estão apresentadas as imagens de microscopia da superfície e bordas dos CPs usinados antes e após a cristalização.



(a)

(b)

(c)

(d)

Figura 9: Bordas dos CPs usinados com o protocolo N antes (a) e após (b) a cristalização. Bordas dos CPs usinados com o protocolo S (c) e após (d) a cristalização

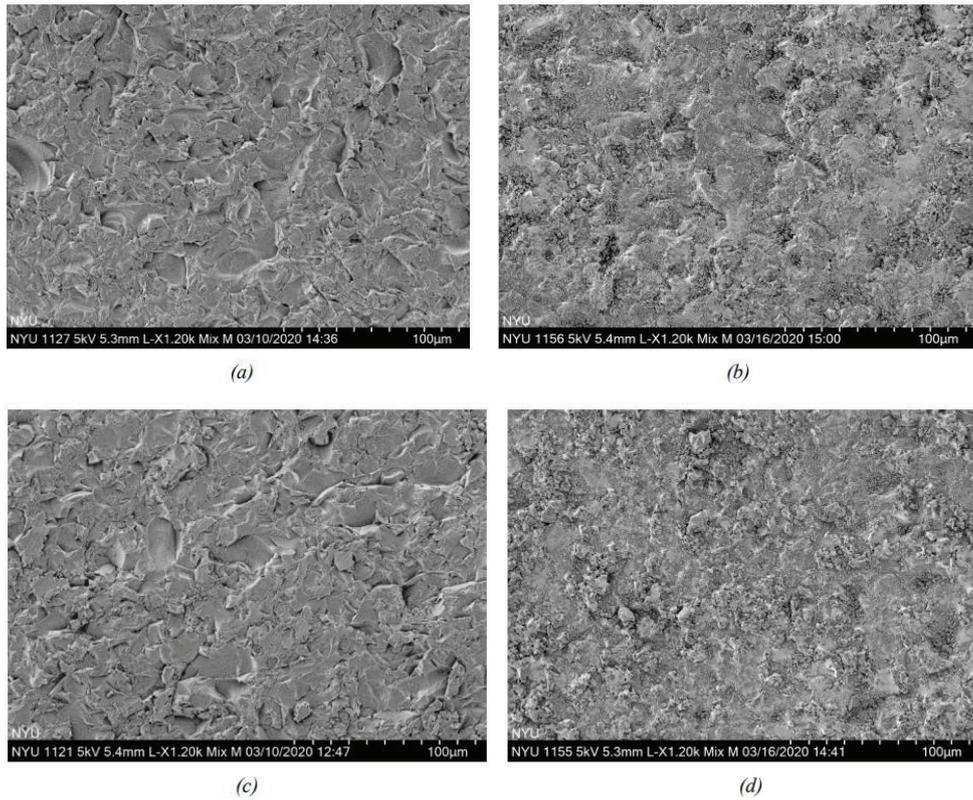


Figura 10: Superfície dos CPs usinados com o protocolo N antes (a) e após (b) a cristalização. Superfície dos CPs usinados com o protocolo S antes (c) e após (d) a cristalização.

Não foi encontrada diferença na resistência flexural entre os grupos experimentais ($p=0,25$). Os dados de resistência estão apresentados na Figura 11.

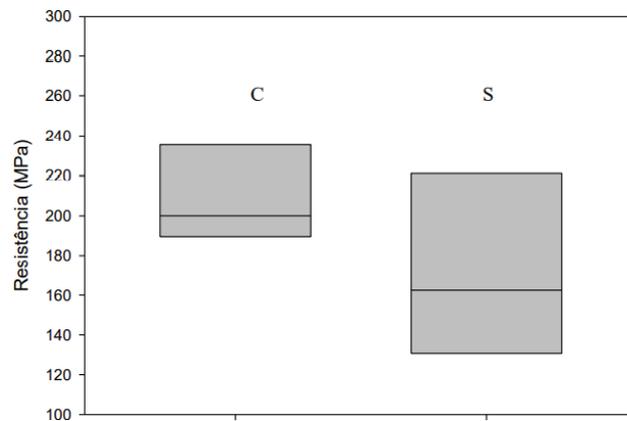


Figura 11: Boxplot com os dados de resistência flexural dos grupos N e S

Não houve diferença estatística para as curvas de sobrevivência entre os grupos experimentais ($p=0,822$). GS e GN apresentaram curva de sobrevivência semelhante (Figura 12). A média do número de ciclos até a falha para os grupos experimentais encontra-se na Tabela 4.

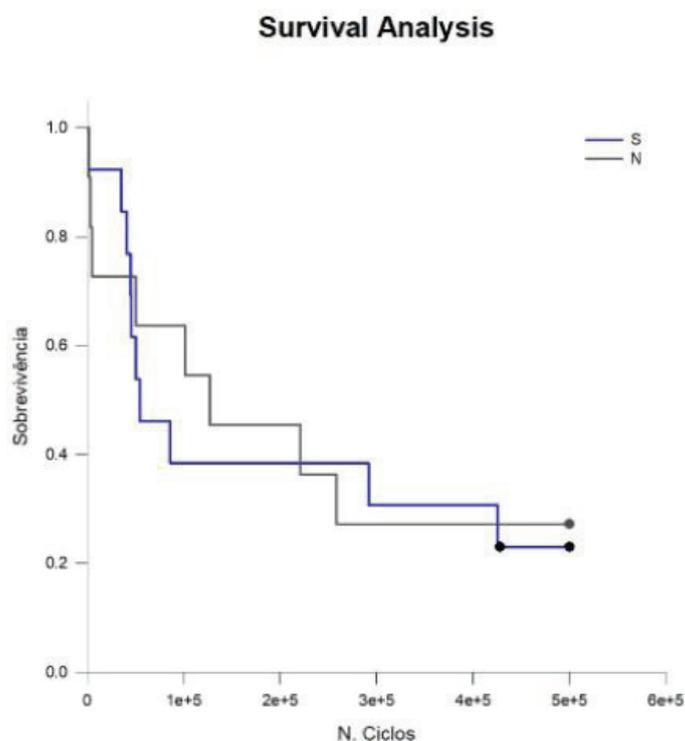


Figura 12. Curva de sobrevivência para os grupos experimentais.

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%
GS	198.114a	82.897; 313.331
GN	206.204a	81.740; 330.667

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

Nas análises dos CPs, observou-se que as origens das falhas estavam na superfície do CP localizada na área de concentração das tensões de tração, entre as três esferas de apoio utilizadas no teste de flexão. Durante o teste de flexão, a trinca se propaga nesta região de tração para a região que é oposta aonde as tensões de compressão são encontradas, formando com isso marcas que são conhecidas como *compression curl*. Na região oposta a *compression curl* é identificada a origem das

falhas. As *hackle lines*, que são as linhas que indicam a direção da propagação das trincas, também são encontradas (QUINN *et al.*, 2005). Na Figura 13 está apresentada a superfície de fratura de um CP, indicando a origem da falha.

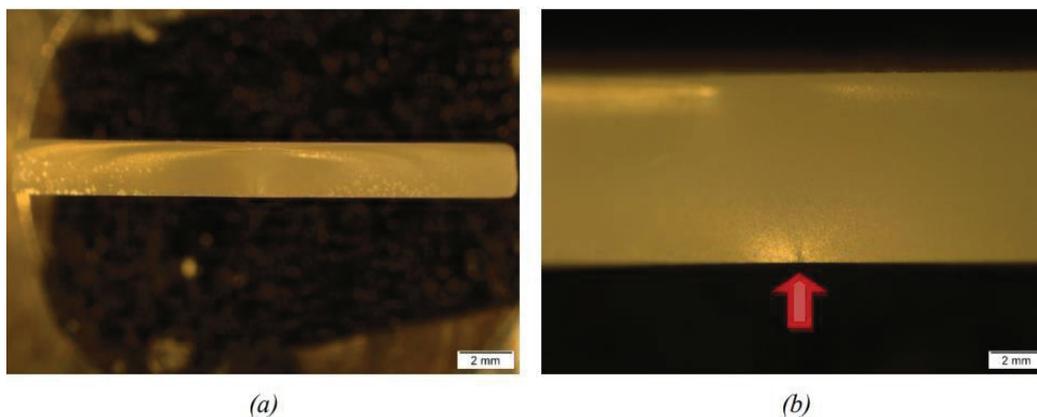


Figura 13: Superfície de fratura de um CP do grupo N. (a) Imagem da superfície de fratura onde pode-se identificar a *compression curl* na região superior e a origem da falha na região inferior; (b) imagem ampliada da origem da fratura (indicada pela flecha).

10. DISCUSSÃO

Os materiais de silicato de lítio estão disponíveis comercialmente para uso em CAD/CAM, com suas diferenças na microestrutura e na rota de processamento, sendo usinados em um estado parcialmente cristalizado (Suprinity, Vita Zahnfabrik) ou completamente cristalizado (Celtra Duo, Dentsply). No presente estudo, buscou-se caracterizar a vitro-cerâmica de silicato de lítio e zircônia do tipo Suprinity com o intuito de simular condições das restaurações dentárias. Por isso, os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando a tecnologia CAD/CAM, verificando a possível diferença relacionada as questões de qualidade de superfície e resistência à fratura da cerâmica processada com dois diferentes protocolos de usinagem.

A primeira hipótese do estudo foi rejeitada, já que o protocolo de usinagem refinado não afetou a resistência flexural da ZLS. Em análise de microscopia eletrônica de varredura, não foram observadas diferenças muito discrepantes no padrão de superfície dos corpos-de-prova usinados pelos dois protocolos. Pode-se observar que no protocolo normal os lascamentos decorrentes do processo de fresagem são um pouco mais proeminentes do que nas imagens analisadas do protocolo suave, indicando que o

protocolo normal pode resultar em uma superfície de borda mais irregular. Romanyk *et al.* (2020) reforçam que o momento em que a brocas diamantadas entram em contato com a superfície dos corpos de prova, induz a o surgimento de trincas e microtrincas juntamente a uma deformação plástica por conta do calor gerado na fricção, contudo isso pode ser modificado pós tratamento térmico, ou seja, a superfície fica mais homogênea após a cristalização.

Com relação aos resultados de flexão, observa-se uma grande dispersão dos dados referentes ao material estudado. Esse comportamento já foi relatado na literatura, como no estudo de Wendler *et al.* (2017) que investigaram a resistência flexural de oito materiais para CAD/CAM e encontraram baixo módulo de Weibull para a Suprinity. No estudo foram encontradas trincas que indicam incompatibilidade térmica entre matriz vítrea e cristalina, o que poderia justificar a variabilidade nos dados de resistência. A resistência a flexão do material está diretamente relacionada a sua metodologia de fabricação e tratamento térmico. O sistema CAD/CAM com seus métodos de processamento já definidos, acaba conferindo determinada resistência ao material, introduzindo alterações na estrutura, de acordo com o protocolo escolhido (ROMANYK *et al.*, 2020).

A segunda hipótese do estudo também foi rejeitada, já que não houve diferença na curva de sobrevivência em fadiga dos corpos-de-prova de ZLS produzidos com os dois protocolos de usinagem. O teste de fadiga permitiu que fosse feita a simulação do ambiente oral, uma vez que as amostras ficaram submersas em água a uma temperatura de 37°C, a qual equivale a temperatura do corpo humano e simula a umidade da boca. Além disso, para fadiga foi utilizada uma carga de 35 N com frequência de 2 Hz, correspondendo a carga e frequência mastigatória habitual. Quando as cerâmicas são submetidas à fadiga cíclica em ambiente úmido podem ter suas propriedades degradadas por mecanismos de fadiga e pelo crescimento subcrítico de trincas, o que compromete sua longevidade (WENDLER *et al.*, 2018).

Outro estudo comparou o comportamento de fadiga de três vitro-cerâmicas e concluiu que o sistema à base de dissilicato de lítio teve vida útil superior aos sistemas de silicato de lítio e zircônia. Observou-se que a mesma população de defeitos governa os dados de resistência flexural e fadiga. Assim, a presença de múltiplas micro-trincas na maior parte desses materiais contribuiu para a maior dispersão nos dados. A susceptibilidade ao crescimento subcrítico da trinca sob carga cíclica é mais severa nas vitrocerâmicas à base de silicato de lítio e zircônia (WENDLER *et al.*, 2018).

Nas análises de fractografia, observa-se que as falhas tiveram origem na superfície dos corpos-de-prova, indicando que os defeitos introduzidos durante a usinagem com CAD/CAM afetam o comportamento mecânico da cerâmica. Em alguns estudos observou-se que para corpos-de-prova de Suprinity usinadas com CAD/CAM foram encontradas trincas laterais observadas a uma profundidade de 40 a 80 μm da superfície usinada em CAD/CAM (ROMANYK *et al.*, 2019).

Os resultados desse estudo mostram que os diferentes protocolos de usinagem não afetaram o desempenho mecânico da ZLS. Portanto, é possível escolher o protocolo de usinagem de acordo com as necessidades de cada caso-clínico. O protocolo suave poderia alcançar um nível de detalhamento anatômico mais refinado do que o protocolo normal, sendo mais recomendado para fins estéticos. Porém, é importante lembrar que o estudo utilizou amostras em forma de discos uniformes com padrões de espessura e diâmetro iguais. Para uma abordagem clínica ainda mais significativa, sugere-se pesquisas futuras testando amostras em forma de coroas anatômicas. Através do ensaio laboratorial, é possível ter uma maior padronização dos corpos-de-prova e maior controle dos testes realizados, o que torna os resultados mais precisos e mais confiáveis. Por outro lado, o ambiente bucal oferece desafios que nem sempre podem ser simulados em laboratório (KELLY *et al.*, 2017).

11. CONCLUSÃO

O tipo de protocolo de usinagem não afetou o comportamento mecânico da vitro-cerâmica de silicato de lítio e zircônia. Os protocolos de usinagem normal e suave obtiveram valores semelhantes de resistência flexural e resistência à fadiga da vitro-cerâmica de silicato de lítio e zircônia.

12. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALGHAZZAWI, T. F. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, v. 60, n. 2, p. 72–84, 2016.

ANUSAVICE, K. J.; SHEN, C.; RAWLS, H. R. Cerâmicas odontológicas. In: _____. *Phillips Materiais Dentários*. 12. ed. Brasil: GEN Guanabara Koogar, 2013. p. 418-474.

BELLI, R.; WENDLER, M.; LIGNY, D.; CICONI, M. R.; PETSCHERT, A.; PETERLIK, H.; LOHBAUER, U. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement

of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*, v 33, p. 84-98. 2017.

CHEN, X. P.; XIANG, Z. X.; SONG, X. F.; YIN, L.; Machinability: Zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic versus lithium disilicate glass ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 101, p.103435, 2019.

DELLA BONA, A. Adesão as cerâmicas: evidências científicas para uso clínico. São Paulo: Artes Médicas, 2009.

FERRUZZI, F.; FERRAIRO, B. M.; PIRAS, F. F.; BORGES, A. F. S.; RUBO, J. H.; Fatigue survival and damage modes of lithium disilicate and resin nanoceramic crowns. *Journal of Applied Oral Science*, v. 27, p.1-10, 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. *Dental Materials*, v. 33, p. 1286-1297, 2017.

KELLY, J. R.; BENETTI, P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, v.56, p.84-96, 2011.

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

LIEN, W.; ROBERTS, H. W.; Platt, J. A.; VANDERWALLE, K. S.; HILL, T. J.; CHU, T-MG. Microstructural evolution and physical behavior of lithium disilicate glass ceramic. *Dent Mater*, v. 31, p. 928-940, 2015.

MARSHALL, D. B.; EVANS, A. G.; KHURI YAKUB, B. T.; TIEN, J. W.; KINO, G. S. Nature of Machining Damage in Brittle Materials. Proceedings of The Royal Society of London, Series A: Mathematical and Physical Sciences, v. 385, n. 1789, p. 461-475, 1983.

QUINN, J. B.; QUINN, G. D.; KELLY, J. R.; SCHERRER, S. S. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dental Materials*, v. 21, n. 10, p. 920-929, 2005.

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. *Dental Materials*, v. 35, p. 98-104, 2019.

ROMANYK, D. L.; GUO, Y.; ERA, N.; VELDHUIS, S.; SIROVICA, S.; FLEMING, G. J. P.; ADDISON, O. Strength-limiting damage and its mitigation in CAD-CAM zirconia-reinforced lithium-silicate ceramics machined in a fully crystallized state. *Dental Materials*, v. 36, p. 1-9, 2020.

SILVA, L. H.; LIMA, E.; MIRANDA, R. B. P.; FÁVERO, S. S.; LOHBAUER, U.; CESAR, P. F.; Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, v.31, p. 133-146, 2017.

WENDLER, M.; BELLI, R.; PETSCHERT, A.; MEVEC, D.; HARRER, W.; LUBE, T.; DANZER, R.; LOHBAUER, U. Chairside CAD/CAM materials. Part 2 Flexural strength test. *Dental Materials*, v. 33, p.99-109, 2017.

WENDLER, M.; BELLI, R.; VALLADARES, D.; PETSCHERT, A.; LOHBAUER, U; Chairside CAD/CAM materials. Part 3 Cyclic Fatigue Parameters and lifetime predictions. *Dental Materials*, v. 34, p.910-921, 2018.

13. AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DO ALUNO

NOTA: 9,5

O Mateus participa do grupo de pesquisa em Biomateriais e Biotecnologias e desenvolveu seu projeto de pesquisa com colaboração de uma mestranda do PPGOdonto. O Mateus é muito pró-ativo, já apresentou suas pesquisas em diversos congressos da Odontologia, é bolsista de iniciação científica e colabora com diversas atividades do grupo de pesquisa.



Profa. Dra. Márcia Borba

Página de rosto

Efeitos de diferentes estratégias de usinagem com CAD/CAM no desempenho mecânico de uma vitro-cerâmica

Effects of different machining strategies with CAD/CAM on the mechanical performance of a glass ceramic

Mateus Rupollo Grethe, Graduando em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, RS, Brasil.

Kalisley Nicolli Ferranti, Mestre em Odontologia, área de concentração Clínica Odontológica, Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, RS, Brasil.

Márcia Borba, Doutora em Odontologia, área de concentração Materiais Dentários (FO-USP, São Paulo, Brasil). Professora do Programa de Graduação e Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, RS, Brasil.

Faculdade de Odontologia e Programa de Pós Graduação em Odontologia, Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, Rio Grande do Sul, Brasil.

Autor correspondente:

Márcia Borba

Endereço: Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo, BR 285, Km 171, São José / Passo Fundo / RS / CEP: 99052-900.

Email: marciaborba@upf.br; marcia_borb@hotmail.com

Resumo

Objetivo: O objetivo do presente estudo foi avaliar as propriedades mecânicas da vitro-cerâmica de silicato de lítio reforçada com zircônica (ZLS - Vita Suprinity) produzida pela tecnologia CAD/CAM. **Métodos:** Os corpos-de-prova (CP) foram produzidos em formato de disco nas dimensões de 12 mm de diâmetro e 1,2 mm de espessura, utilizando dois protocolos de usinagem em CAD/CAM, um suave (S) e um padrão (N – normal) (n=17). O teste de flexão biaxial (piston-on-three-balls) foi realizado em máquina de ensaios universal, em água a 37° C (n=5). Doze CPs de cada grupo foram submetidos ao ensaio de fadiga cíclica em cicladora mecânica pneumática, com carga de 30 N e frequência de 2Hz, em água a 37° C. Análises de MEV e fractografia foram realizadas para identificar as falhas e origem das fraturas, bem como, análises quanto a microestrutura. Os dados de flexão foram analisados com ANOVA; os dados de fadiga foram analisados com Kaplan-Meier ($\alpha=0,05$). **Resultados:** Nas análises de MEV, observou-se que houveram maiores lascamentos nas bordas dos CPs usinados pelo protocolo padrão, porém, não houve diferença na superfície das amostras em ambos os grupos, tanto antes quanto pós cristalização. Não houve diferença entre os grupos para flexão biaxial (p=0,250). No teste de fadiga também não houve diferença estatística para as curvas de sobrevivência entre os grupos (p=0,822). **Conclusão:** Conclui-se que o tipo de protocolo de usinagem em CAD/CAM não afeta o comportamento mecânico da ZLS.

Palavras-chave: Cerâmicas. Resistência a flexão. Fadiga.

Abstract

Objective: The objective of the present study was to evaluate the mechanical properties of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramic (ZLS - Vita Suprinity) produced by CAD/CAM technology. **Methods:** The specimens (CP) were produced in disk format in the dimensions of 12 mm in diameter and 1.2 mm in thickness, using two CAD/CAM machining protocols, a smooth (S) and a standard (N – normal) (n=17). The biaxial bending test (piston-on-three-balls) was performed in a universal testing machine, in water at 37° C (n=5). Twelve PCs from each group were submitted to the cyclic fatigue test in a pneumatic mechanical cycler, with a load of 30 N and a frequency of 2Hz, in water at 37° C. SEM and fractography analyzes were performed to identify the failures and origin of fractures, as well as as, analyzes regarding the microstructure. Flexion data were analyzed with ANOVA; fatigue data were analyzed with Kaplan-Meier ($\alpha=0.05$). **Results:** In the SEM analysis, it was observed that there were greater chipping on the edges of the PCs machined by the standard protocol, however, there was no difference on the surface of the samples in both groups, both before and after crystallization. There was no difference between groups for biaxial flexion (p=0.250). In the fatigue test, there was also no statistical difference for the survival curves between the groups (p=0.822). **Conclusion:** It is concluded that the type of machining protocol in CAD/CAM does not affect the mechanical behavior of the ZLS.

Keywords: Ceramics. Bending resistance. Fatigue.

Introdução

Para a confecção de restaurações cerâmicas, pode-se utilizar o sistema CAD/CAM. Primeiramente, o modelo de trabalho ou até mesmo a própria cavidade oral do paciente são escaneados. Essas imagens são processadas em um programa de computador (CAD), que irá desenvolver uma restauração de acordo com as características das estruturas perdidas. A restauração será produzida na unidade CAM, através da usinagem de blocos pré-fabricados da cerâmica escolhida⁵. Esse processo envolve a abrasão do material, que é desgastado por brocas e fresas adaptadas em braços articuláveis, até adquirir o formato final que foi determinado¹

A usinagem dos blocos em CAD/CAM é feita através da seleção de diferentes tipos de protocolos, alguns mais convencionais/padronizados, ou seja, não tão refinados e outros mais suaves/característicos, ou seja, com níveis de detalhamento maiores. Apesar da alta confiabilidade deste sistema, durante o processamento, o mesmo pode ser responsável pela indução de defeitos no material. Embora não sejam implicações visíveis a olho nu, defeitos microscópicos podem se propagar em formato de trincas e vir a comprometer a integridade e longevidade do material⁵. Durante o processamento da amostra, o contato entre as partículas abrasivas das brocas com a superfície do material induz tensões que resultam em trincas e desgaste do material³.

No ambiente oral a cerâmica estará submetida a um ambiente úmido, com oscilações de temperatura e sujeita às cargas oclusais de mastigação, podendo levar à falha da restauração que pode vir a ter como base a origem nestes defeitos já instaurados durante o método de processamento⁵.

Tendo em vista que, atualmente, há uma grande quantidade de materiais restauradores para a substituição de estruturas dentárias, e que os avanços em odontologia digital são constantes, considera-se que as cerâmicas ocupam a linha de frente na confecção de coroas e próteses parciais fixas. A mesma destaca-se devido a sua alta biocompatibilidade e propriedades físicas. A vitro-cerâmica, abordada no presente estudo, destaca-se por suas boas propriedades mecânicas aliadas a estética elevada. Contudo, de acordo com seu método de processamento e por ter comportamento friável, a cerâmica é muito sensível à presença de defeitos. Durante o processo de confecção das restaurações cerâmicas, vários passos podem ter potencial para introduzir esses defeitos, podendo comprometer a longevidade dos tratamentos reabilitadores⁵. Este estudo tem como objetivo analisar o efeito de diferentes estratégias de usinagem em CAD/CAM no comportamento mecânico de uma vitro-cerâmica à base de silicato de lítio e zircônia (ZLS). Observando se os mesmos protocolos afetariam a resistência flexural e a resistência a fadiga do material estudado. A hipótese testada é de que o protocolo de usinagem refinado resulta em maiores valores de resistência flexural e que da mesma forma resulta em maior sobrevivência dos corpos-de-prova em fadiga.

Materiais e método

No presente estudo, caracterizou-se a vitro-cerâmica à base de silicato de lítio e zircônia Vita Suprinity. O delineamento deste estudo encontra-se no Quadro 1

Quadro 1: Delineamento do estudo

Nº Total de corpos-de-prova (n=36)	
Teste de flexão biaxial (N=10) Protocolo S: n=5 Protocolo N: n=5	Fadiga cíclica (N=24) Protocolo S: n=12 Protocolo N: n=12
Análise de microscopia eletrônica de varredura (MEV) (N=2) Protocolo S: n=1 Protocolo N: n=1	Fractografia (N=34) Protocolo S: n=17 Protocolo N: n=17

Confeção dos Corpos-de-Prova

Os corpos-de-prova (CP) foram produzidos em forma de disco com dimensões de 1,2 mm de espessura e 12 mm de diâmetro. Para a produção dos CP, um desenho foi projetado no software SolidWorks, convertido em arquivo STL para leitura no programa CAD e usinagem com a unidade CAM do equipamento SIRONA INLAB McX5 (Dentsply Sirona). Cada bloco cerâmico pré-fabricado reproduziu um corpo de prova.

Para o processo de fresagem, dois de três protocolos diferentes disponíveis para usinagem foram selecionados, conforme descrito na Tabela 1. A diferença entre os dois protocolos selecionados deu-se no tempo de usinagem da fresagem.

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

Protocolo	Modo de usinagem	Nível de detalhamento
S – Suave	Suave (refinado)	Bastante alto
C - Controle	Normal (padrão)	Alto

As brocas diamantadas selecionadas no presente estudo foram utilizadas de acordo com as recomendações do fabricante, sendo um total de três brocas

Os blocos pré-fabricados foram acomodados no suporte em máquina CAD/CAM para fresagem dos corpos-de-prova. As Tabelas 2 e 3 apresentam a descrição dos protocolos de usinagem utilizados.

Tabela 2: Protocolo de usinagem suave (S)

Sequência	Tempo
Broca 2.2: granulação grossa	22 min
Broca 1.4: granulação intermediária	6 min
Broca 1.2: granulação refinada	16 min
Troca de brocas, calibração de pressão exercida sobre o material	1 min
Tempo total de trabalho	45 min e 30 s

Tabela 3: Protocolo de usinagem normal (N)

Sequência	Tempo
Broca 2.2: granulação grossa	20 min
Broca 1.4: granulação intermediária	4 min 30 s
Broca 1.2: granulação refinada	14 min
Troca de brocas, calibração de pressão exercida sobre o material	1 min e 30 s
Tempo Total de trabalho	38 min ee 30 s

Após a usinagem, com o auxílio de uma alta rotação e broca diamantada de haste longa procedeu-se com a remoção do pino de suporte dos CPs. Após, os CPs foram submetidos aos ciclos de cristalização, seguindo as recomendações do fabricante, em forno específico (VITA Vacumat 6000 MP) (Quadro 2).

Quadro 2: Protocolo de cristalização da ZLS (VITA SUPRINITY) segundo fabricante.

<i>Vita Vacumat</i>	<i>Pré-secagem</i> °C	 Min.	 Min.	 °C/min	Temp. aprox. °C	 Min.	VAC min.	 °C*
Queima de cristalização	400	4,00	8,00	55	840	8,00	8,00	680

*A câmara de queima deve permanecer fechada durante o aquecimento lento.

No total, 18 CPs foram produzidos com cada protocolo de usinagem. Destes, 5 CPs foram submetidos ao ensaio de resistência em flexão biaxial e 12 foram submetidos ao ensaio de fadiga. Um CP de cada protocolo de usinagem foi analisado em microscopia eletrônica de varredura (MEV), buscando caracterizar os danos de superfície e sub-superfície, avaliando as bordas dos CP bem como seu interior, antes e após cristalização final.

Análise de danos de superfície

Um corpo-de-prova de cada grupo experimental usinado em CAD/CAM foi analisado quanto aos danos de superfície utilizando MEV de baixo vácuo (TM4000Plus, Hitachi, Japão). Foram obtidas imagens das bordas dos corpos-de-prova bem como seu interior, antes e após a cristalização final.

Ensaio de resistência à flexão

Os CP foram submetidos ao teste de resistência à flexão biaxial realizado na configuração de pistão sobre três esferas (piston-on-three-balls) utilizando máquina de ensaio universal INSTRON (23-10, série 2310P-0008, São José dos Pinhais, PR, Brasil).

A resistência à flexão em três esferas foi calculada de acordo com a norma ISO/FDIS 6872:2014. O dispositivo utilizado no teste foi colocado imerso em um recipiente com água destilada mantendo a temperatura de 37° C (Figura 1). Os CPs foram acomodados sobre as três esferas de apoio inferiores e a carga aplicada pelo pistão superior com velocidade de 0,5 mm/min, com cédula de carga foi de 500 N, até que ocorresse a fratura. A carga de fratura foi registrada em Newtons e os valores de resistência a flexão determinados de acordo com as equações abaixo.

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

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

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

onde P é a carga de fratura (N), ν é o coeficiente de Poisson (0,21), 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 (~6 mm), e b é a espessura do corpo-de-prova (~1,2 mm). Os dados de flexão foram analisados com teste t ($\alpha = 0,05$).

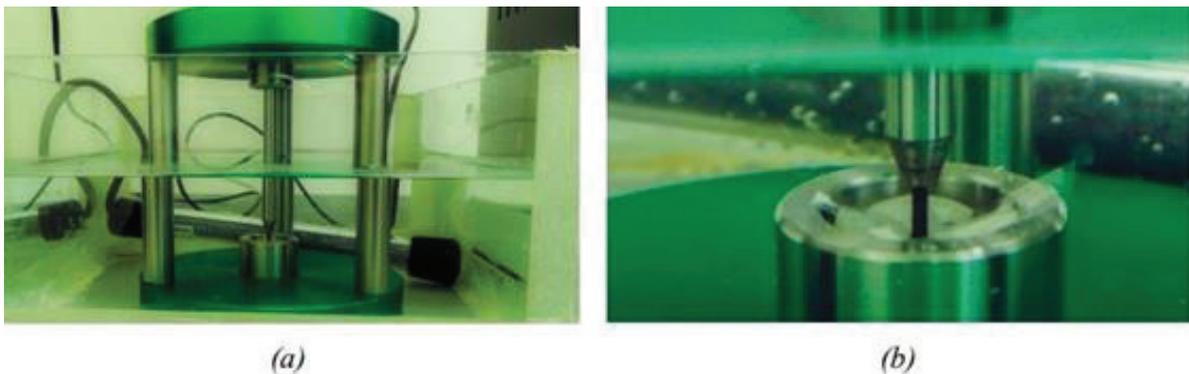


Figura 1: (a) Recipiente com dispositivo de teste imerso em água destilada em temperatura controlada a 37° C; (b) CP fraturado durante o ensaio.

Após o ensaio de flexão finalizado, a superfície de fratura dos CPs foi analisada em Microscópio Óptico para identificar a origem da fratura com base nos princípios de fractografia.

Ensaio de Fadiga

O ensaio de fadiga cíclica foi realizado em cicladora mecânica pneumática BIOPDI (Biocycle, São Carlos, São Paulo, Brasil), com frequência de 2 Hz, em água à 37°C (Figura 2) utilizando a mesma configuração do teste de flexão biaxial. Antes do ensaio, uma cédula de carga foi utilizada para o ajuste da pressão exercida pelos pistões, sendo definida a carga de 35 N, que corresponde a, aproximadamente, 80% da carga média registrada para os grupos experimentais nos ensaios de flexão biaxial (Figura 2a e 2b).

Os dados de fadiga foram analisados estatisticamente com análise de sobrevivência *Kaplan-Meier* ($\alpha = 0,05$).

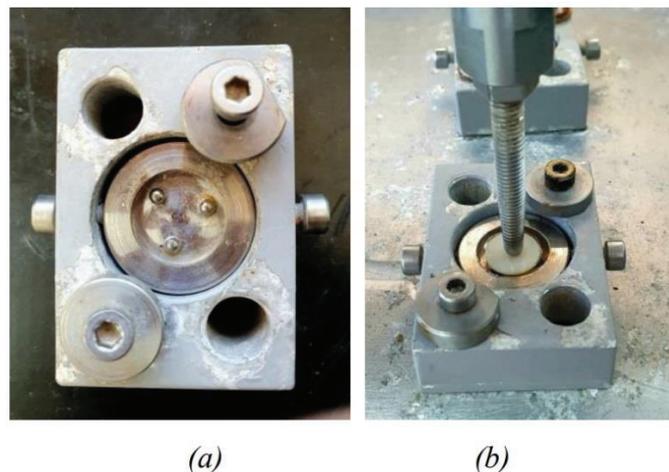


Figura 2: Dispositivo utilizado para o teste de fadiga cíclica (a), dispositivo instalado com corpo-de-prova acomodado sobre as três esferas (b).

Resultados

Nas Figuras 3 e 4 estão apresentadas as imagens de microscopia da superfície e bordas dos CPs usinados antes e após a cristalização

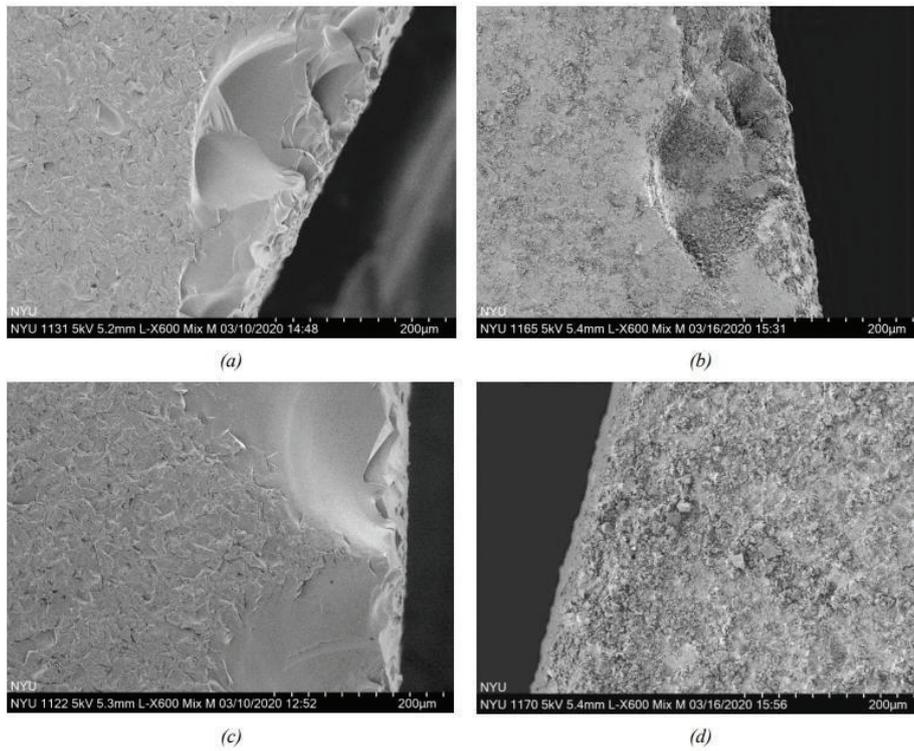


Figura 3: Bordas dos CPs usinados com o protocolo N antes (a) e após (b) a cristalização. Bordas dos CPs usinados com o protocolo S (c) e após (d) a cristalização

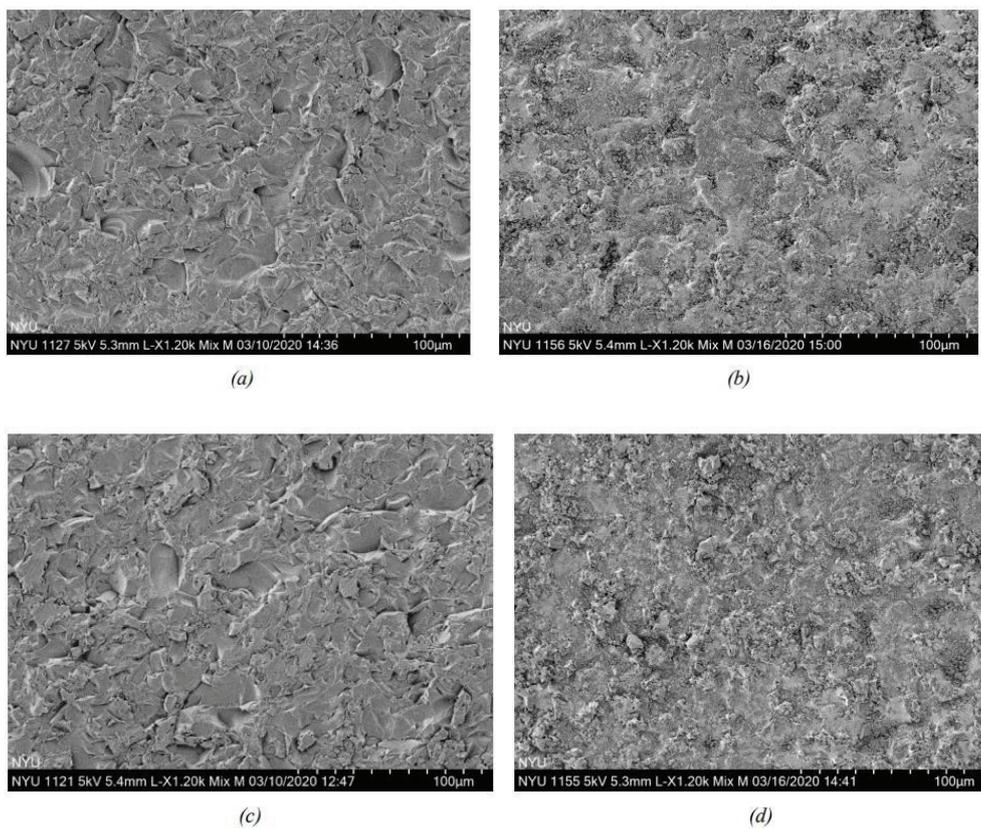


Figura 4: Superfície dos CPs usinados com o protocolo N antes (a) e após (b) a cristalização. Superfície dos CPs usinados com o protocolo S antes (c) e após (d) a cristalização.

Não foi encontrada diferença na resistência flexural entre os grupos experimentais ($p=0,25$). Os dados de resistência estão apresentados na Figura 5.

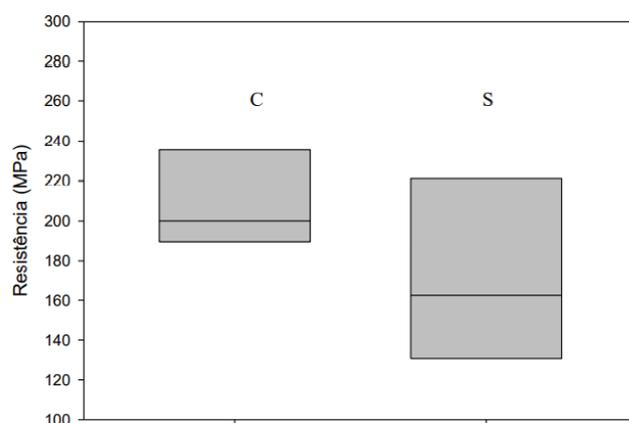


Figura 5: Boxplot com os dados de resistência flexural dos grupos N e S

Não houve diferença estatística para as curvas de sobrevivência entre os grupos experimentais ($p=0,822$). GS e GN apresentaram curva de sobrevivência semelhante (Figura 6). A média do número de ciclos até a falha para os grupos experimentais encontra-se na Tabela 4.

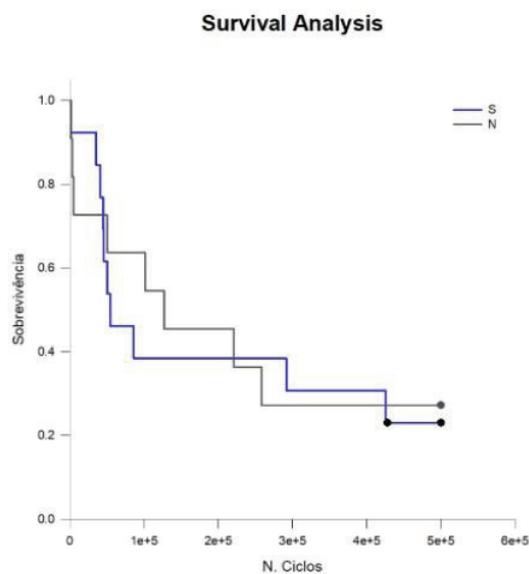


Figura 6. Curva de sobrevivência para os grupos experimentais

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%
GS	198.114a	82.897; 313.331
GN	206.204a	81.740; 330.667

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

Nas análises dos CPs, observou-se que as origens das falhas estavam na superfície do CP localizada na área de concentração das tensões de tração, entre as três esferas de apoio utilizadas no teste de flexão. Durante o teste de flexão, a trinca se propaga nesta região de tração para a região que é oposta aonde as tensões de compressão são encontradas, formando com isso marcas que são conhecidas como *compression curl*. Na região oposta a *compression curl* é identificada a origem das falhas. As *hackle lines*, que são as linhas que indicam a direção da propagação das trincas, também são encontradas⁴. Na Figura 13 está apresentada a superfície de fratura de um CP, indicando a origem da falha.

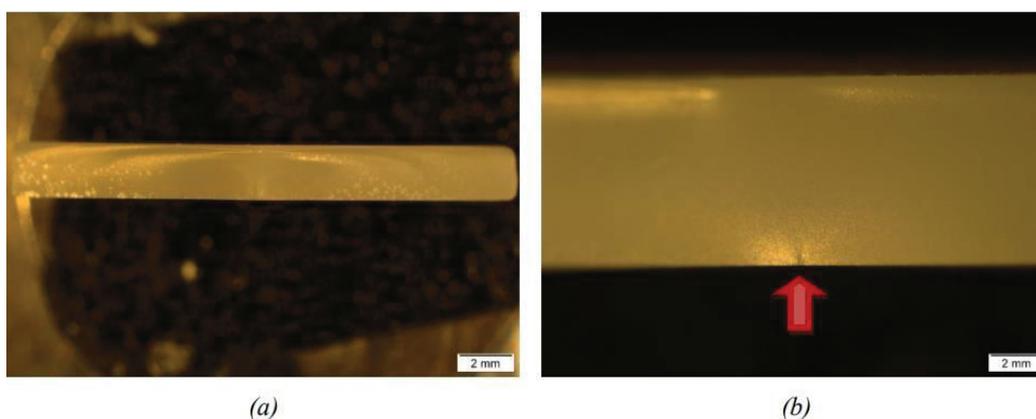


Figura 7: Superfície de fratura de um CP do grupo N. (a) Imagem da superfície de fratura onde pode-se identificar a compression curl na região superior e a origem da falha na região inferior; (b) imagem ampliada da origem da fratura (indicada pela flecha).

Discussão

Os materiais de silicato de lítio estão disponíveis comercialmente para uso em CAD/CAM, com suas diferenças na microestrutura e na rota de processamento, sendo usinados em um estado parcialmente cristalizado (Suprinity, Vita Zahnfabrik) ou completamente cristalizado (Celtra Duo, Dentsply). No presente estudo, buscou-se caracterizar a vitro-cerâmica de silicato de lítio e zircônia do tipo Suprinity com o intuito de simular condições das restaurações dentárias. Por isso, os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando a tecnologia CAD/CAM, verificando a possível diferença relacionada as questões de qualidade de superfície e resistência à fratura da cerâmica processada com dois diferentes protocolos de usinagem.

A primeira hipótese do estudo foi rejeitada, já que o protocolo de usinagem refinado não afetou a resistência flexural da ZLS. Em análise de microscopia eletrônica de varredura, não foram observadas diferenças muito discrepantes no padrão de superfície dos corpos-de-prova usinados pelos dois protocolos. Pode-se observar que no protocolo normal os lascamentos decorrentes do processo de fresagem são um pouco mais proeminentes do que nas imagens analisadas do protocolo suave, indicando que o protocolo normal pode resultar em uma superfície de borda mais irregular. Romanyk⁶ (2020) reforçam que o momento em que a brocas diamantadas entram em contato com a superfície dos corpos de prova, induz a o surgimento de trincas e microtrincas juntamente a uma deformação plástica por conta do calor gerado na fricção, contudo isso pode ser

modificado pós tratamento térmico, ou seja, a superfície fica mais homogênea após a cristalização.

Com relação aos resultados de flexão, observa-se uma grande dispersão dos dados referentes ao material estudado. Esse comportamento já foi relatado na literatura, como no estudo de Wendler⁷ (2017) que investigaram a resistência flexural de oito materiais para CAD/CAM e encontraram baixo módulo de Weibull para a Suprinity. No estudo foram encontradas trincas que indicam incompatibilidade térmica entre matriz vítrea e cristalina, o que poderia justificar a variabilidade nos dados de resistência. A resistência a flexão do material está diretamente relacionada a sua metodologia de fabricação e tratamento caracterizar a vitro-cerâmica de silicato de lítio e zircônia do tipo Suprinity com o intuito de simular condições das restaurações dentárias. Por isso, os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando a tecnologia CAD/CAM, verificando a possível diferença relacionada as questões de qualidade de superfície e resistência à fratura da cerâmica processada com dois diferentes protocolos de usinagem.

A segunda hipótese do estudo também foi rejeitada, já que não houve diferença na curva de sobrevivência em fadiga dos corpos-de-prova de ZLS produzidos com os dois protocolos de usinagem. O teste de fadiga permitiu que fosse feita a simulação do ambiente oral, uma vez que as amostras ficaram submersas em água a uma temperatura de 37°C, a qual equivale a temperatura do corpo humano e simula a umidade da boca. Além disso, para fadiga foi utilizada uma carga de 35 N com frequência de 2 Hz, correspondendo a carga e frequência mastigatória habitual. Quando as cerâmicas são submetidas à fadiga cíclica em ambiente úmido podem ter suas propriedades degradadas por mecanismos de fadiga e pelo crescimento subcrítico de trincas, o que compromete sua longevidade⁸.

Outro estudo comparou o comportamento de fadiga de três vitro-cerâmicas e concluiu que o sistema à base de dissilicato de lítio teve vida útil superior aos sistemas de

silicato de lítio e zircônia. Observou-se que a mesma população de defeitos governa os dados de resistência flexural e fadiga. Assim, a presença de múltiplas micro-trincas na maior parte desses materiais contribuiu para a maior dispersão nos dados. A susceptibilidade ao crescimento subcrítico da trinca sob carga cíclica é mais severa nas vitrocerâmicas à base de silicato de lítio e zircônia⁸.

Nas análises de fractografia, observa-se que as falhas tiveram origem na superfície dos corpos-de-prova, indicando que os defeitos introduzidos durante a usinagem com CAD/CAM afetam o comportamento mecânico da cerâmica. Em alguns estudos observou-se que para corpos-de-prova de Suprinity usinadas com CAD/CAM foram encontradas trincas laterais observadas a uma profundidade de 40 a 80 μm da superfície usinada em CAD/CAM⁵.

Os resultados desse estudo mostram que os diferentes protocolos de usinagem não afetaram o desempenho mecânico da ZLS. Portanto, é possível escolher o protocolo de usinagem de acordo com as necessidades de cada caso-clínico. O protocolo suave poderia alcançar um nível de detalhamento anatômico mais refinado do que o protocolo normal, sendo mais recomendado para fins estéticos. Porém, é importante lembrar que o estudo utilizou amostras em forma de discos uniformes com padrões de espessura e diâmetro iguais. Para uma abordagem clínica ainda mais significativa, sugere-se pesquisas futuras testando amostras em forma de coroas anatômicas. Através do ensaio laboratorial, é possível ter uma maior padronização dos corpos-de-prova e maior controle dos testes realizados, o que torna os resultados mais precisos e mais confiáveis. Por outro lado, o ambiente bucal oferece desafios que nem sempre podem ser simulados em laboratório².

Conclusão

O tipo de protocolo de usinagem não afetou o comportamento mecânico da vitrocerâmica de silicato de lítio e zircônia. Os protocolos de usinagem normal e suave obtiveram valores semelhantes de resistência flexural e resistência à fadiga da vitro-

cerâmica de silicato de lítio e zircônia.

Agradecimentos

Os autores agradecem a fundação FAPERGS pela contribuição referente aos materiais obtidos para o estudo. Agradecemos também a colaboração do Laboratório de Prótese Dentária Coral (Passo Fundo, RS, Brasil), que produziu os discos cerâmicos.

Referências:

1. Alghazzawi, TF. Advancements in cad/cam technology: options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research* 2016; 60 (2): 72–84.
2. Kelly JR, César PF, Scherrer SS, Della bona A, Van Noort R, Tholey M, Vichi A, Lohbauer, U. Adm guidance-ceramics: fatigue principles and testing. *Dental materials* 2017; 33: 1192-1204.
3. Marshall DB, Evans AG, Khuri Yakub BT, Tien JW, Kino GS. Nature of machining damage in brittle materials. *Proceedings of the royal society of london, series a: mathematical and physical sciences* 1983; 385 (1789) 461–475.
4. Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dental materials* 2005; 21 (10): 920–929.
5. Romanyk DL, Martinez YT, Veldhuis S, Rae N, Guo Y, Sirovica S, Fleming GJP, Addison O. Strength-limiting damage in lithium silicate glass ceramics associated with cad cam. *Dental materials* 2019; 35: 98-104.
6. Romanyk DL, Guo, Y, Era N, Veldhuis S, Sirovica S, Fleming GJP, Addison O. Strength-limiting damage and its mitigation in cad-cam zirconia-reinforced lithium-silicate ceramics machined in a fully crystallized state. *Dental materials* 2020; 36: 1-
7. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, Danzer R, Lohbauer U. Chairside cad/cam materials. Part 2 flexural strength test. *Dental materials* 2017; 33: 99-109.
8. Wendler M, Belli R, Valladares D, Petschelt A, Lohbauer U. Chairside cad/cam

materials. Part 3 cyclic fatigue parameters and lifetime predictions. Dental materials
2018; 34: 910-921.