

**UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO**

**Indiarai Lavandoski Bringhenti**

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES  
PROTOCOLOS DE USINAGEM EM  
CAD/CAM NA ADAPTAÇÃO E NA  
ANATOMIA DE COROAS DE ZIRCÔNIA  
TRANSLÚCIDA**

Passo Fundo

2023

**Indiarai Lavandoski Bringhenti**

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES  
PROTOCOLOS DE USINAGEM EM  
CAD/CAM NA ADAPTAÇÃO E NA  
ANATOMIA DE COROAS DE ZIRCÔNIA  
TRANSLÚCIDA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação da profa. Dra. Márcia Borba.

Passo Fundo

2023

Folha reservada para  
Ata de aprovação da Banca Examinadora

Observação:

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

Folha reservada para  
Ficha catalográfica

Observação:

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



## **BIOGRAFIA DO AUTOR**

Indiarai Lavandoski Bringhenti, nasceu em 14 de novembro de 1996, na cidade de Sarandi, Rio Grande do Sul. Filha de Janete Lavandoski e Altair Bringhenti.

Formou-se cirurgiã-dentista pela Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo, no dia 19 de janeiro de 2019. Durante a graduação foi aluna de iniciação científica com bolsa CNPq no ano de 2017 e bolsa Pibic/UPF no ano de 2018. Voluntária nos projetos de extensão da Faculdade: na APAE- Passo Fundo realizando atendimentos dos alunos com deficiência na instituição e também no projeto de atenção a saúde bucal do idoso no instituto de longa permanência para idosos São José.

Iniciou sua pós-graduação em maio de 2019 na especialização em prótese dentária e reabilitação oral na instituição Atitus, em Passo Fundo, vindo a finalizar no mês de outubro de 2021. Em março de 2021, ingressou na turma de mestrado no Programa de Pós-graduação em Odontologia do Curso de Odontologia da Universidade de Passo Fundo. Desde sua formação, em 2019, atua como clínico geral e como protesista em consultório particular.



## AGRADECIMENTOS

A Deus, a minha infinita gratidão! Sem ele nada seria possível.

A minha família, meu pai Altair, minha mãe Janete e minha irmã Isadora. Eles que me incentivam e me apoiam em todas as minhas decisões. Gratidão pelo amor incondicional! Foram meu suporte emocional e financeiro para as etapas da vida! A toda a minha grande família, meus avós, meus tios, minhas tias e meus primos, por todo o apoio e ajuda!

A minha orientadora, Prof. Dra. Márcia Borba, pelo seu profissionalismo e humanismo na hora de ensinar. Por toda a paciência e disponibilidade, minha eterna gratidão!

A minha colega de grupo de pesquisa que virou amiga, Andressa Restani de Oliveira, por toda a ajuda durante essa fase, todos os ensinamentos, conversas e risadas. Ajudou a tornar a caminhada mais leve! Agradecimento especial também à Gabriela e à Nathalia pela ajuda na fase de confecção dos corpos de prova e nos testes!

Agradeciemento à Fapergs/CAPES edital 06/2018- Programa de Internacionalização da Pós-graduação no Rio Grande do Sul. (n. 19/2551-0000677-2).

Ao laboratório de Prótese Coral (Passo Fundo, RS) e a Dentsply Sirona pelo apoio à pesquisa.

Ao Programa de pós-graduação em Odontologia e a todo o Curso de Odontologia, professores, funcionários e colegas, gratidão por terem sido casa durante os 5 anos de graduação e os 2 de mestrado. Todos ficaram marcados e tem um lugar especial na minha vida!

Por fim, mas não menos importante, aos meus pacientes! Peças importantes nessa jornada, confiam o que há de mais importante à mim, seu sorriso!

Muito obrigada!

## SUMÁRIO

|                                                     |    |
|-----------------------------------------------------|----|
| BIOGRAFIA DO AUTOR .....                            | 6  |
| AGRADECIMENTOS.....                                 | 8  |
| SUMÁRIO .....                                       | 9  |
| LISTA DE TABELAS .....                              | 12 |
| LISTA DE FIGURAS .....                              | 13 |
| LISTA DE ABREVIATURAS .....                         | 14 |
| RESUMO .....                                        | 14 |
| ABSTRACT .....                                      | 16 |
| INTRODUÇÃO .....                                    | 21 |
| 2. REVISÃO DE LITERATURA .....                      | 25 |
| 2.1 Cerâmicas .....                                 | 23 |
| 2.2 Cerâmicas policristalinas de zircônia .....     | 24 |
| 2.3 CAD/CAM .....                                   | 32 |
| 2.4 Adaptação das coroas cerâmicas .....            | 35 |
| 3. PROPOSIÇÃO.....                                  | 40 |
| 4. MATERIAIS E MÉTODOS.....                         | 42 |
| 4.1 Confecção dos pilares.....                      | 42 |
| 4.2 Confecção das coroas .....                      | 43 |
| 4.3 Avaliação da adaptação marginal e interna ..... | 46 |
| 4.4 Avaliação da integridade marginal .....         | 49 |
| 4.5 Avaliação da anatomia oclusal .....             | 50 |
| 5. RESULTADOS .....                                 | 51 |
| 5.1 Adaptação marginal e interna .....              | 51 |
| 5.2 Integridade marginal .....                      | 53 |

|                              |    |
|------------------------------|----|
| 5.3 Anatomia oclusal .....   | 55 |
| 6. DISCUSSÃO .....           | 58 |
| 7. CONCLUSÕES .....          | 65 |
| REFERÊNCIAS .....            | 67 |
| APÊNDICES .....              | 71 |
| ARTIGO A SER SUBMETIDO ..... | 71 |

## LISTA DE TABELAS

|                                                                                                                                                          |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1 – Grupos experimentais e protocolos estabelecidos em CAD/CAM .....                                                                              | 46 |
| Tabela 2 - Protocolo de sinterização.....                                                                                                                | 47 |
| Tabela 3 – Valores de mediana ( $\mu\text{m}$ ) e intervalo interquartil (IQ) da espessura de fenda nas diferentes regiões para os grupos avaliados..... | 54 |
| Tabela 4 – Tabela 4: Mediana dos escores de integridade marginal e intervalo interquartil (Q1; Q3) para os grupos experimentais.....                     | 56 |

## LISTA DE FIGURAS

|                                                                                                                                                                                                                                                                                   |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1 – Modelo em gesso especial da simulação de semiarco dentário para escaneamento (Ottoni et al., 2021).....                                                                                                                                                                | 45 |
| Figura 2 – Desenho gerado pelo software das coroas com anatomia simplificada de segundo pré-molar superior (Ottoni et al., 2021) .....                                                                                                                                            | 46 |
| Figura 3 – (A) injeção de silicone extra fluido na porção interna nas coroas; (B) assentamento da coroa sobre o pilar; (C) aplicação de carga estática de 750 g por 5 min.....                                                                                                    | 48 |
| Figura 4– (A) Inserção de silicone de adição leve para ocupar o espaço do pilar; (B) corte da réplica.....                                                                                                                                                                        | 49 |
| Figura 5 – Corte do molde no sentido M-D. As regiões de referência para mensuração da adaptação marginal e interna usando a técnica da réplica estão apontadas e numeradas conforme imagem.1) marginal; 2) ângulo gengivo-axial; 3) axial; 4) ângulo axiooclusal; 5) oclusal..... | 51 |
| Figura 6 – Representação da escala de Schriwer et al., 2017, para avaliação qualitativa dos defeitos da margem da restauração.....                                                                                                                                                | 52 |
| Figura 7 – Margens de todas as regiões de uma coroa usinada em protocolo rápido.....                                                                                                                                                                                              | 57 |
| Figura 8 – imagens das margens das coroas representando os escores 1, 2, 3 e 4.....                                                                                                                                                                                               | 58 |
| Figura 9 – Superfície oclusal de coroas produzidas com os protocolos (A) rápido; (B) normal; (C) suave.....                                                                                                                                                                       | 60 |

## LISTA DE ABREVIATURAS

|          |                                                           |
|----------|-----------------------------------------------------------|
| CAD/CAM  | <i>Computer-aided design/Computer-aided manufacturing</i> |
| MEV      | Microscopia eletrônica de varredura                       |
| mm       | Milímetro                                                 |
| µm       | Micrômetro                                                |
| min      | Minutos                                                   |
| h        | Horas                                                     |
| s        | Segundos                                                  |
| N        | Newton                                                    |
| n        | Número de corpos-de-prova por grupo                       |
| CPs      | Corpos-de-prova                                           |
| Y-TZP    | Zircônia tetragonal estabilizada com óxido de ítrio       |
| Y-PSZ    | Zircônia parcialmente estabilizada com óxido de ítrio     |
| Y- FSZ   | Zircônia totalmente estabilizada com óxido de ítrio       |
| °C       | Graus celsius                                             |
| PPF      | Prótese parcial fixa                                      |
| LED      | Diodo emissor de luz                                      |
| GPa      | Gigapascal                                                |
| LTD      | <i>Low temperature degradation</i>                        |
| Micro-CT | Micro tomografia computadorizada                          |
| G10      | Resina epóxi reforçada com fibra de vidro                 |
| S        | Suave                                                     |

|   |        |
|---|--------|
| N | Normal |
| R | Rápido |

## RESUMO

Objetivo: avaliar a adaptação, a qualidade marginal e a anatomia oclusal de coroas monolíticas de zircônia translúcidas 3Y-TZP usinadas em diferentes protocolos de CAD/CAM. Métodos: um modelo de segundo pré-molar superior foi escaneado e o desenho da coroa foi feito no CAD, 39 coroas foram usinadas utilizando diferentes protocolos de usinagem (n=13): suave, normal e rápida. Para avaliar a adaptação interna e marginal, foi utilizada a técnica da réplica, que foi seccionada no sentido méso-distal e a espessura de fenda foi medida em software em 5 regiões. Para avaliação da integridade marginal, foram feitas imagens das margens da coroa utilizando estereomicroscópio. Para essa avaliação foi seguido uma escala de severidade com escores de 1 a 5. Os dados de ambas as análises foram analisados com Kruskal Wallis e Student-Newman-Keuls ( $\alpha = 0,05$ ). Para anatomia oclusal foi feito uma análise qualitativa das imagens obtidas no estereomicroscópio. Resultados: Para a adaptação, não foi encontrada diferença entre os grupos nas regiões marginal, ângulo gengivo-axial e axial. No ângulo axio-oclusal e oclusal o grupo suave apresentou maior espessura de fenda que o grupo normal. Na integridade marginal não houve diferença entre os grupos para margem total. Analisando cada região separadamente, o grupo rápido teve maiores escores do que o grupo normal e suave na mesial e vestibular. Para a análise qualitativa da anatomia oclusal, o grupo suave

apresentou coroas com anatomia oclusal mais refinada. Conclusão: O tipo do protocolo de usinagem afetou a adaptação das coroas nas regiões próximas à superfície oclusal. No geral, os três protocolos resultaram em coroas com um bom refinamento marginal, mas com qualidade diferente da anatomia oclusal.

**Palavras-chave:** CAD/CAM; Cerâmicas; Adaptação marginal dentária.

## ABSTRACT<sup>1</sup>

Objective: to evaluate the adaptation, marginal quality and occlusal anatomy of 3Y-TZP monolithic crowns milled using different CAD/CAM protocols. Methods: a model of a maxillary second premolar was scanned and the design of the crown was made using CAD software. 39 crowns were milled using different machining protocols (n=13): soft, normal and fast. To evaluate the internal and marginal adaptation, the replica technique was used, which was sectioned in mesial-distal direction and the gap thickness was measured in 5 regions, using a software. To evaluate the marginal integrity, images of the crown margins were taken using a stereomicroscope. For this evaluation, a severity scale with scores 1 to 5 was followed. Data were analyzed with Kruskal Wallis and Student-Newman-Keuls ( $\alpha=0.05$ ). For occlusal anatomy, a qualitative analysis of the images obtained using a stereomicroscope was performed. Results: For adaptation, no difference was found between the groups in the marginal, gingivoaxial angle and axial regions. For the axio-occlusal angle and occlusal region, the soft group had a greater gap thickness than the normal group. For marginal integrity, there was no difference between groups for total margin. When different areas were analyzed separately, the fast group had higher scores than the normal and smooth groups in the mesial and

---

<sup>1</sup> Influence of different CAD/CAM machining protocols on the adaptation and anatomy of translucent zirconia crowns.

buccal areas. For the qualitative analysis of occlusal anatomy, the soft group had crowns with more refined anatomy. Conclusion: The type of milling protocol affected the adaptation of crowns in regions near to the occlusal surface. Overall, the three protocols resulted in crowns with good marginal integrity, but with different quality of occlusal anatomy.

**Key words:** CAD/CAM; Ceramics; Dental marginal adaptation.



## 1. INTRODUÇÃO

Coroas cerâmicas são restaurações estéticas e biocompatíveis produzidas com diversos materiais e sistemas, seja de forma mecanizada, utilizando a tecnologia CAD/CAM (*computer aided design/computer aided manufacturing*), ou manual, pelo técnico de laboratório. Restaurações cerâmicas precisam de resultados estéticos e funcionais e a longevidade das mesmas é de suma importância para o sucesso do tratamento (CONRAD *et al.*, 2007)).

A adaptação marginal é um fator primordial para a longevidade a longo prazo e o sucesso clínico das próteses fixas. Restaurações com fendas e irregularidades podem levar à exposição do cimento aos fluidos orais, resultando em micro infiltração marginal e degradação do agente cimentante. Sendo assim, as discrepâncias marginais aumentam a infiltração de bactérias e seus subprodutos, além da impacção de alimentos e detritos orais, podendo levar a cáries, doenças periodontais e inflamação da polpa (sensibilidade pós-operatória). A adaptação interna é um aspecto importante pois uma desadaptação pode comprometer a resistência à fratura das coroas cerâmicas e levar a falhas clínicas (COLPANI *et al.*, 2013; REKOW & THOMPSON, 2005; SCHRIWER *et al.*, 2017).

Tanto complicações mecânicas como biológicas podem tornar necessária a substituição de uma restauração cerâmica. Uma boa

adaptação e integridade de margens e anatomia pode reduzir as falhas e, consequentemente, a substituição das restaurações. Cada vez que é necessária fazer a substituição, existem riscos para o dente, como complicações endodônticas e até a perda do mesmo. O aumento da longevidade das restaurações reduz o custo, o tempo e o risco, tanto para os pacientes como para os profissionais, proporcionando satisfação e bem-estar ao paciente (SCHRIWER *et al.*, 2017).

O aumento da demanda de pacientes que procuram por restaurações altamente estéticas fez com que houvesse o desenvolvimento de restaurações totalmente cerâmicas com características mecânicas aprimoradas, garantindo uma longevidade adequada. Dentre as cerâmicas odontológicas disponíveis para confecção de próteses fixas destaca-se a cerâmica policristalina de zircônia, que utiliza a tecnologia CAD/CAM (RICCITIELLO *et al.*, 2018). A zircônia tetragonal estabilizada com 3% mol de óxido de ítria (3Y-TZP) é uma cerâmica com elevadas propriedades mecânicas e alto grau de opacidade, por isso foi utilizada durante muito tempo apenas como infraestrutura de coroas dentais, necessitando sempre de uma cerâmica de cobertura para melhorar a estética (ZHANG, YU & LAWN, 2019). No entanto, esse recobrimento com uma cerâmica mais estética aumenta os riscos de lascamento, trincas e delaminações das próteses fixas quando comparadas com restaurações monolíticas (CAMPOSILVAN *et al.*, 2018; TONG *et al.*, 2016).

Para melhorar a translucidez da zircônia foi aumentada a densidade da cerâmica, através de sinterizações em altas temperaturas, diminuindo a porosidade, e foi reduzido o conteúdo do aditivo de sinterização alumina, dando origem as zircônias de segunda geração.

Essas zircônias ainda são representadas pela 3Y-TZP, porém, apresentaram uma moderada melhora na translucidez sem redução de propriedades mecânicas, sendo possível seu uso de forma monolítica em dentes posteriores (NORDAHL *et al.*, 2015; TONG *et al.*, 2016; ZHANG, YU & LAWN, 2019).

O sistema CAD/CAM está em constante evolução tecnológica. Escâneres mais precisos e novas atualizações dos *softwares* estão disponíveis para produzir restaurações com maior qualidade (MÖRMANN, 2006). Além disso, mais recentemente foram introduzidos novos protocolos de usinagem pela unidade CAM. O protocolo suave tem a perspectiva de fornecer restaurações mais detalhadas, enquanto o protocolo rápido tem como objetivo otimizar a produção. Porém, ainda não há estudos quanto a relação custo-benefício desses novos protocolos. Existem dúvidas sobre a qualidade de adaptação, margens e anatomia dessas diferentes estratégias de usinagem das restaurações.



## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Cerâmicas

A cerâmica odontológica é conhecida por ser um biomaterial de aparência semelhante ao dente natural. Algumas das qualidades das cerâmicas são: adequadas propriedades ópticas, excelente estética, durabilidade química e alta dureza. Além disso, algumas cerâmicas apresentam valores de módulo de elasticidade, dureza, densidade, condutividade térmica e coeficiente de expansão térmica muito semelhantes ao esmalte dentário. Essas qualidades possibilitaram o rápido desenvolvimento deste material no contexto científico com o objetivo de satisfazer a crescente exigência estética imposta pela sociedade (KELLY *et al.*, 1996).

As cerâmicas odontológicas, amplamente usadas atualmente, podem ser classificadas de diversas formas. Segundo Kelly (2008), pode-se classificá-las em:

- Vítreas (vidro amorfo): são as que apresentam mais teor de vidro e as que melhor se igualam as propriedades ópticas do esmalte e da dentina. Exemplo: porcelanas feldspáticas.
- Parcialmente cristalinas (vidro com partículas de cristais): adição de partículas de cristais na composição para melhorar as propriedades

mecânicas, como resistência à fratura, coeficiente de expansão térmica e contração. Exemplo: vitro-cerâmicas de dissilicato de lítio.

- Cristalinas ou policristalinas (cerâmica sem conteúdo vítreo): por não conterem vidro em sua composição, apenas cristais, são cerâmicas mais resistente e mais opacas. Exemplo: cerâmicas policristalinas de zircônia.

## **2.2 Cerâmicas policristalinas de zircônia**

As inovações científicas e o desenvolvimento de novos materiais e técnicas permitiram a ampliação do uso de próteses totalmente cerâmicas. Entre os materiais disponíveis, a zircônia policristalina destaca-se por suas ótimas propriedades mecânicas, que são resultado de sua composição e microestrutura (CONRAD *et al.*, 2007; SPEAR & HOLLOWAY, 2008).

Em pressão ambiente, a zircônia pode assumir três formas cristalográficas, dependendo da temperatura: fase monocíclica, da temperatura ambiente até 1170°C; fase tetragonal de 1170°C até 2370°C; e fase cúbica de 2370°C até o ponto de fusão. Quando ocorre o resfriamento da temperatura e a cerâmica passa da fase tetragonal para a fase monocíclica acarreta um aumento volumétrico (em torno de 3-5%) podendo gerar trincas e até falhas catastróficas. Para tentar diminuir esse efeito, foram incorporadas pequenas quantidades de outros óxidos metálicos na composição da cerâmica para que a zircônia se estabilize na fase tetragonal em temperatura ambiente. A fase tetragonal apresenta ótima resistência e boa tenacidade à fratura, decorrente do mecanismo de tenacificação por transformação de fase. Neste fenômeno, ocorre a mudança de fase tetragonal para monocíclica quando o material é

submetido a tensões externas, o que leva à um aumento volumétrico do cristal de zircônia, resultando em tensões de compressão que limitam a propagação das trincas e proporciona maior resistência à danos (DENRY, ISABELLE & KELLY, 2008).

As cerâmicas policristalinas à base de zircônia podem ser classificadas em três tipos de acordo com a sua microestrutura: FSZ (*fully stabilized zirconia*), PSZ (*partially stabilized zirconia*) e TZP (*tetragonal zirconia polycrystals*). Na FSZ, a zircônia se encontra em sua forma cúbica, sendo geralmente obtida adicionando-se grandes quantidades de estabilizadores (mais de 8 mol% de óxido de ítrio). A PSZ é constituída de partículas nanométricas nas formas monoclinica ou tetragonal que são precipitadas na matriz de zircônia cúbica. Esses materiais são geralmente obtidos por meio de adição de óxido de cálcio ou magnésio. A TZP é o tipo de cerâmica à base de zircônia mais utilizado para aplicação odontológica e é constituída predominantemente pela fase tetragonal, embora possa conter pequenas quantidades de fase cúbica secundária, e geralmente é estabilizada com óxido de ítrio (3%-6% de peso), dando origem à Y-TZP (zircônia tetragonal estabilizada com ítria) (CHEVALIER *et al.*, 2009).

A primeira geração de zircônia policristalina foi representada pela zircônia tetragonal estabilizada com 3 mol% de ítria (3Y-TZP). A 3Y-TZP possui propriedades mecânicas elevadas e é considerada um material promissor para a fabricação de coroas unitárias e próteses parciais fixas totalmente cerâmicas (ZHANG, FEI *et al.*, 2016). A 3Y-TZP continha 0,25% de peso em alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) como aditivo para sinterização e tem resistência flexural superior a 1 GPa. Porém, a 3Y-TZP apresenta limitações referente às propriedades ópticas devido ao

fato de seus grãos serem birrefringentes e espalharem a luz em seu interior, tornando a cerâmica opaca. Por esse motivo, esse material foi inicialmente indicado para uso como infraestrutura, sendo necessário recobrimento com cerâmicas vítreas para alcançar a cor e a translucidez da estrutura dental. No entanto, essas próteses multicamadas são mais fáceis de sofrerem lascamento e delaminação fazendo com que a taxa de falha seja maior (NORDAHL *et al.*, 2015; ZHANG, YU & LAWN, 2019).

Para tentar aumentar a translucidez da zircônia foram utilizadas várias técnicas com o intuito de possibilitar o seu uso em restaurações monolíticas, já que estas não necessitam de camada de recobrimento, diminuindo as chances de lascamento. No início foi aumentada a densidade da cerâmica, através da sinterização em temperaturas elevadas, reduzindo drasticamente a concentração de alumina e diminuindo a porosidade. Essas são as zircônias de segunda geração que apresentam uma moderada melhora na translucidez, já sendo possível utilizá-las para restaurações posteriores monolíticas, porém, ainda apresentavam uma estética inadequada para uso monolítico em área anterior ou em espessuras maiores (NORDAHL *et al.*, 2015; TONG *et al.*, 2016; ZHANG, FEI *et al.*, 2016; ZHANG, YU & LAWN, 2019).

Com a expectativa de melhorar as propriedades estéticas da zircônia, foi desenvolvida a terceira geração. Esta incluiu a fase cúbica na composição do material para reduzir a opacidade. Essa fase tem o objetivo de melhorar as propriedades ópticas da cerâmica, como os grãos são isotrópicos, tem índice de refração constante e o feixe de luz não sofre espalhamento. Para obter maior conteúdo cúbico, foi aumentada a quantidade de ítria em sua composição para 4 mol% e 5 mol% (4Y-PSZ

e 5Y-PSZ). Essa alteração na composição melhorou a translucidez do material, no entanto, também introduziu mudanças nas propriedades mecânicas, comprometendo a resistência e a tenacidade à fratura (CAMPOSILVAN *et al.*, 2018; TONG *et al.*, 2016; ZHANG, YU & LAWN, 2019). Muitos estudos tem investigado o comportamento mecânico das diferentes gerações de zircônia e os resultados são controversos.

Nordhal *et al.* (2015) avaliaram a carga de fratura de coroas monolíticas de zircônia tetragonal estabilizada com ítria de alta translucidez (2º geração) e baixa translucidez (1º geração) e de coroas de vitro-cerâmica de dissilicato de lítio. Todas as coroas foram submetidas a envelhecimento térmico e mecânico. Após, foram submetidas ao carregamento até a fratura. Obteve-se como resultado que a carga de fratura das coroas de ambas as zircônias foi similar e significativamente maior quando comparado com as coroas de dissilicato de lítio.

Na pesquisa de Zhang *et al.* (2016) foram analisadas cinco zircônias de diferentes gerações, com diferentes conteúdos de ítria e alumina. A alumina é favorável ao protocolo de sinterização então sua eliminação não é indicada. É preciso a densificação total da alumina para se chegar a uma cerâmica mais translúcida e isso já é obtido quando se reduz a alumina para menos de 0,25% do peso, o que impede a formação de partículas que dispersam a luz. Neste estudo também pode-se observar que a redução da alumina altera a estabilidade à degradação em baixas temperaturas, a 3Y-TZP com 0,05% de peso de alumina degradou mais rapidamente do que a que possuía 0,25% de peso. Um teor mais alto de ítria (5 mol%) resultou em cerca de 50% da fase cúbica de zircônia, produzindo uma cerâmica mais translúcidas e mais resistentes à

degradação em baixas temperaturas, porém a tenacidade à fratura e a resistência à fratura foram afetadas negativamente.

A degradação em baixas temperaturas (LTD – *low temperature degradation*) é um fenômeno de transformação espontânea da fase tetragonal para a fase monocíclica, que acontece na superfície da zircônia exposta ao ambiente úmido. A transformação espontânea de fase é acompanhada pelo surgimento de micro e macro trincas na superfície do material e pode induzir a uma degradação progressiva das suas propriedades mecânicas. Essa degradação se torna pior porque as restaurações de zircônia entram em contato direto com a saliva e com a carga mastigatória (CAMPOSILVAN *et al.*, 2018; ZHANG, FEI *et al.*, 2016).

Camposilvan *et al.* (2018) analisaram a microestrutura, as propriedades ópticas e mecânicas e a susceptibilidade a LTD de quatro cerâmicas odontológicas (dessas, uma era 3Y-TZP padrão e outras três com diferentes graus de translucidez contendo 3%, 5,5%, > 6% de ítria). A zircônia que continha 5,5 mol%, sendo altamente translúcida, não sofreu degradação hidrotérmica, mesmo após 54 horas de envelhecimento artificial, afirmando que esses materiais são altamente resistentes ao envelhecimento em condições *in vitro* e sem aplicação de carga. A dureza foi semelhante em todas as cerâmicas testadas. A cerâmica 3Y-TZP exibiu valores de resistência acima de 1000 MPa, enquanto as cerâmicas mais translúcidas apresentaram valores bem menores, em torno de 450 MPa. A tenacidade foi semelhante entre a 3Y-TZP e uma cerâmica 3Y-TZP com translucidez aprimorada e foi significativamente inferior nos grupos de zircônias de média e alta translucidez (5,5% e 6% mol de ítria). Foi concluído que a fase cúbica

em materiais altamente translúcidos produz um aumento da translucidez e a ausência completa de LTD. Entretanto, a falta de tenacificação por transformação de fase para a zircônia cúbica gera uma queda nas propriedades mecânicas em relação às outras cerâmicas estudadas.

Mao *et al.* (2018) estudaram os efeitos da infiltração com vidro, jateamento e polimento na resistência à flexão da 5Y-PSZ. Nesse estudo foram utilizados corpos-de-prova em forma de barra que foram fabricados e divididos em: polimento com discos de diamante, jateamento com óxido de alumínio, infiltração de vidro e apenas sinterizado (controle). Os corpos-de-prova foram submetidos a teste de flexão em quatro pontos e medidas de translucidez. Obtiveram como resultado que a translucidez não foi afetada pela infiltração de vidro e a resistência da 5Y-PSZ infiltrada com vidro foi 70% maior que a não infiltrada e 25% maior do que a polida. Concluíram que a infiltração de vidro na 5Y-PSZ pode efetivamente aumentar a sua resistência, mantendo uma elevada translucidez, sendo assim, a 5Y-PSZ infiltrada com vidro recentemente desenvolvida pode ser considerada útil para restaurações dentárias estéticas sendo resistentes a danos.

No experimento de Elsayed *et al.* (2019) foi avaliada a carga de fratura de coroas posteriores de zircônia dividida em três grupos, de acordo com a quantidade de ítria na composição: 3 mol% (3Y-TZP), 4 mol% (4Y-PSZ) e 5 mol% (5Y-PSZ). Metade das coroas de cada grupo foram envelhecidas (simulação de mastigação com termociclagem simultânea) e após, todas as coroas foram testadas até a fratura em máquina de ensaio universal. Para as coroas sem envelhecimento, as três zircônias exibiram carga de fratura estatisticamente similares. Após o envelhecimento, a zircônia 3Y-TZP apresentou a carga de fratura média

mais alta, confirmando que o aumento no teor de ítria na zircônia pode reduzir as propriedades mecânicas. Na zircônia 5Y-PSZ, metade ou mais dos seus grãos estão em fase cúbica, consequentemente ocorre pequena quantidade de tenacificação por transformação resultando em propriedades mecânicas reduzidas, mas sua resistência à fratura ainda é superior às forças oclusais fisiológicas, que em humanos varia entre 100 e 700 N, porém, durante a mastigação é de 270 N.

As cerâmicas 3Y-TZP com teor reduzido de alumina têm sua translucidez melhorada e são usadas em restaurações monolíticas. O fluxo de trabalho pode ser ainda mais simplificado com uma sinterização mais rápida. Cotič *et al.* (2021) desenvolveram uma pesquisa com objetivo de avaliar como essas abordagens afetam o envelhecimento quando o material é exposto ao ambiente oral. Para isso, 43 discos foram fabricados a partir de pó de 3Y-TZP com 0,05% de alumina e sinterizados com ciclos convencionais ou rápidos, sua superfície foi polida e os discos foram incorporados em próteses totais de 16 voluntários e usados continuamente por até 48 meses. As alterações de composição de fase nas superfícies dos discos foram monitoradas a cada 6 meses por difração de raio X, MEV e microscopia de força atômica. A quantidade de fase monoclinica nas superfícies polidas aumentou linearmente, a transformação de fase observada para a sinterização rápida foi 1,6 vezes mais rápida em comparação com a sinterização convencional. Após 4 anos, a extensão da degradação ainda não constituía motivo de preocupação clínica, mas era mais visível em materiais preparados com sinterização rápida.

No estudo de Borba *et al.* (2021) foi avaliada a sensibilidade ao dano de uma zircônia translúcida (5Y-PSZ) em relação a zircônia de

segunda geração (3Y-PSZ) após a simulação de movimentos mastigatórios com diferentes cargas. Para o estudo foram utilizados discos de 5Y-PSZ e de 3Y-PSZ que foram cimentados adesivamente a um substrato similar à dentina e divididos em grupos de acordo com a carga usada no teste de simulação de mastigação (50 N ou 200 N) e número de ciclos. Após a simulação, os discos foram removidos do substrato e testados com a superfície danificada em tração no ensaio de flexão biaxial para avaliar sua tolerância ao dano. Obtiveram como resultado que ambas as cerâmicas sofreram degradação significativa após a simulação de movimentos mastigatórios. Para a 5Y-PSZ, a degradação da resistência foi maior e ocorreu em um número menor de ciclos quando comparada com a 3Y-PSZ. Trincas surgiram nas superfícies da 3Y-PSZ e 5Y-PSZ sob uma carga de 200 N após 50 e 10 ciclos, respectivamente. O aumento do número de ciclos teve apenas efeitos moderados na resistência de ambas as cerâmicas, apesar de aumentar os danos superficiais, ou seja, uma carga oclusal de 50 N pode degradar a resistência das cerâmicas tanto quanto uma carga de 200 N. No entanto, a 3Y-PSZ, material com maior resistência flexural e tenacidade à fratura, exibiu uma melhor resistência a danos por contato deslizante. Obtiveram como resultado que as falhas superficiais produzidas durante a simulação da mastigação podem degradar significativamente a resistência da zircônia, mesmo após a um pequeno número de ciclos e a utilização de uma carga baixa.

## **2.3 CAD/CAM**

Os sistemas *computer aided-design (CAD)* e *computer aided-manufacturing (CAM)*, foram inicialmente desenvolvidos pela defesa da Força Aérea dos Estados Unidos para uso na fabricação de aeronaves e automóveis. Apenas três décadas depois, essa tecnologia foi implantada na odontologia, quando François Duret desenvolveu um dispositivo que incluía uma impressão óptica do dente a ser confeccionado em uma fresadora. A primeira restauração foi feita em 1983 e o sistema foi demonstrado no Congresso Internacional da Associação Dental Francesa em 1985. Werner Mormann é conhecido como o primeiro desenvolvedor do sistema comercial CAD/CAM: CEREC (Dentsply Sirona) (BLATZ & CONEJO, 2019).

O sistema CAD/CAM é composto por três partes principais: uma unidade de aquisição de dados (*scanner*), um software para o desenho das restaurações e definição dos parâmetros de usinagem (CAD) e uma fresadora computadorizada que fabrica a restauração a partir de um bloco/disco do material escolhido (CAM). A captação das imagens do preparo pode ser feita diretamente em boca, por meio do escaneamento intra-oral, ou de forma indireta, através do escaneamento extra-oral de um modelo de gesso gerado a partir de uma moldagem convencional. Dentre os benefícios do CAD/CAM pode-se citar: visualização em tempo real, fácil reprodutividade, captura seletiva das áreas relevantes, não há necessidade de limpar e desinfetar os moldes, opções de análise do preparo sem desgaste do modelo, comunicação rápida, uso de recortador virtual, acompanhamento virtual e representação real das cores. Dentre as desvantagens do CAD/CAM pode-se citar: a necessidade de um aprendizado prévio para utilização e o elevado custo (ZIMMERMANN *et al.*, 2015).

Há uma grande variedade de cerâmicas disponíveis para processamento por CAD/CAM que tem diferentes composições e microestruturas, resultando em materiais com diferentes propriedades mecânicas e ópticas. Os blocos cerâmicos para processamento são produzidos sob condições controladas o que favorece a produção de materiais com menos defeitos incorporados em sua estrutura (DENRY, I. & KELLY, 2014). Os blocos podem ser de diferentes tipos de cerâmica e, conseqüentemente, de diferentes formas de usinagem. Para blocos usinados em estágio pré-sinterizado é realizado a usinagem macia. Esse tipo de bloco precisa passar por tratamento térmico após a usinagem para concluir a sinterização. Já os blocos totalmente sinterizados sofrem uma usinagem dura, que consome mais tempo comparada à macia (FRAGA *et al.*, 2017).

O processo de usinagem pelo sistema CAD/CAM tem o potencial de introduzir defeitos e trincas na superfície de cerâmica. Esses defeitos são resultado do processo de desgaste da cerâmica pelas pontas diamantadas e fresas utilizadas na confecção das peças. Quanto mais abrasivos os instrumentos de corte, maior a profundidade e quantidade de defeitos (CURRAN *et al.*, 2017; FRAGA *et al.*, 2017). Corazza *et al.* (2015) avaliaram a influência da deterioração da ponta diamantada usada no processo de usinagem sobre a rugosidade superficial e a resistência à fadiga de uma cerâmica à base de zircônia 3Y-TZP (1ª geração). Foram utilizados 2 conjuntos de pontas, 1 para cada grupo (n=30) e foi observado que a carga de fratura das coroas não foi afetada pela ordem de usinagem. Porém, houve diferença estatística na análise da rugosidade em ambos os grupos. Pode-se concluir que a usinagem de várias restaurações cerâmicas utilizando o mesmo conjunto de pontas

diamantadas pode diminuir a capacidade de corte das mesmas influenciando nas características da superfície da cerâmica. O processo de usinagem gera energia térmica, resultando no aumento de temperatura na região de contato entre as duas superfícies. A irrigação colabora com o resfriamento e o controle da temperatura, as trocas térmicas ocorrem e podem influenciar no acúmulo de tensão residual. O contato entre a ponta diamantada e a cerâmica aumenta a deformação plástica e aumenta o acúmulo de tensão residual. Os danos gerados durante a usinagem ocasionam uma discrepância significativa quando comparada a resistência à fratura de corpos-de-prova usinados com corpos-de-prova polidos produzidos em laboratório (REKOW & THOMPSON, 2005).

Existe uma constante evolução da tecnologia CAD/CAM na Odontologia. Atualmente, equipamentos mais modernos permitem a escolha do protocolo de usinagem das restaurações. Sendo possível escolher desde um protocolo mais rápido até um protocolo mais lento, com maior refinamento das restaurações. Entretanto, ainda não existem dados na literatura sobre a qualidade das restaurações cerâmicas produzidas com os diferentes protocolos.

## **2.4 Adaptação das coroas cerâmicas**

A adaptação interna e marginal é um fator muito importante para a longevidade a longo prazo de coroas cerâmicas. Quando essas restaurações apresentam uma desadaptação marginal, ou fenda, pode ocorrer micro-infiltração marginal e dissolução do agente cimentante. As discrepâncias marginais aumentam a infiltração de bactérias e seus subprodutos, podendo resultar em cáries, doenças periodontais e

inflamação na polpa. A adaptação interna é um aspecto a ser considerado, uma vez que, quando há desadaptação interna, com um espaço de cimento maior que 70  $\mu\text{m}$ , pode comprometer a resistência à fratura das coroas cerâmicas. O aumento da espessura do cimento além de comprometer a resistência também está relacionado com a presença de falhas. O espaço interno deve ser uniforme e não comprometer o assentamento da coroa cerâmica (COLPANI *et al.*, 2013; REKOW & THOMPSON, 2005; SCHRIWER *et al.*, 2017).

Borba *et al.* (2011) realizaram um estudo cujo objetivo foi avaliar a adaptação marginal e interna de pontes parciais fixas (PPF) de cerâmica de três elementos utilizando micro-CT. Dez infraestruturas de PPFs foram produzidas em CAD/CAM de 3Y-TZP (YZ) e cerâmica de alumina reforçada por zircônia e infiltrada com vidro (IZ). Todas as infraestruturas foram recobertas utilizando a porcelana recomendada. Cada PPF foi encaixada no modelo original e digitalizada utilizando micro-CT, e os arquivos foram processados em softwares. O grupo IZ apresentou média de fenda significativamente superior do que YZ (em torno de 8 a 32%) nas regiões marginal, chanfro e oclusal. Na axial, o tamanho de fenda obtido para YZ foi 15% maior do que o obtido no IZ, essa diferença foi considerada estatisticamente significativa. Não foi encontrada diferença estatística nos valores médios de fenda no ângulo axio-oclusal para as duas cerâmicas. Foi observado em ambas as cerâmicas que as regiões oclusal e ângulo áxio-oclusal apresentaram valores de fenda significativamente maiores em comparação às demais regiões. Para a discrepância marginal, o valor obtido para IZ foi 8% maior do que a de YZ e essa diferença foi estatisticamente significante. Concluíram que os sistemas cerâmicos apresentaram diferentes níveis de

adaptação marginal e interna. YZ apresentou valores de fenda menores do que IZ para a maioria dos locais de medição. Apesar das diferenças, ambas as cerâmicas apresentaram adaptação aceitável nas áreas marginais e interna. Colpani *et al.* (2013) realizaram um estudo cujo objetivo foi avaliar a adaptação marginal e interna das infraestruturas de coroas produzidas pela tecnologia CAD/CAM e pelo técnico em prótese. Foram confeccionadas infraestruturas de: 3Y-TZP, utilizando CAD/CAM; cerâmica de alumina reforçada com zircônia e infiltrada por vidro, com a tecnologia CAD/CAM e a técnica slip-cast; metal, pelo processo convencional de fundição. A adaptação marginal e interna das infraestruturas foi avaliada com duas técnicas, as técnicas da réplica e do peso. A infraestrutura metálica apresentou a melhor adaptação independente da técnica de avaliação. As infraestruturas produzidas por CAD/CAM apresentaram valores de fenda maiores na oclusal do que nas demais regiões avaliadas. Já as infraestruturas produzidas pelos técnicos em prótese dentária apresentaram valores de fenda semelhantes em todas as regiões avaliadas. Concluíram que há diferentes níveis de adaptação para os diferentes grupos experimentais e para os diferentes métodos utilizados, no entanto, todas as infraestruturas testadas se mostraram clinicamente aceitáveis. Não houve correlação entre os valores de fenda obtidos com as duas técnicas.

Schriwer *et al.* (2017) avaliaram o efeito do método de fabricação e composição do material na carga de fratura, modo de fratura, adaptação interna e margens de coroas monolíticas de zircônia. 60 coroas de pré-molares foram fabricadas com seis zircônias diferentes, sendo 4 de usinagem macia e 2 de usinagem dura. A adaptação interna foi avaliada pelo método da réplica e as margens foram avaliadas por

microscopia seguindo uma escala ordinal. As coroas foram cimentadas e uma carga compressiva foi aplicada até a fratura. Como resultado, houveram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos em relação às margens da coroa, adaptação interna e carga de fratura. Houve correlação significativa entre a qualidade da margem e a carga de fratura. Quanto mais defeitos na margem, menor foi a carga de fratura das cerâmicas. As cerâmicas que passaram por usinagem dura tiveram menos defeitos de margem e maior carga de fratura. Concluíram que o método de produção e a composição do material influencia na qualidade de margem, na adaptação interna e na carga de fratura das coroas monolíticas.

No estudo de Riccitiello *et al.* (2018), 45 pré-molares superiores humanos hígidos foram preparados para coroas unitárias por meio de preparo padronizado. As coroas foram fabricadas por CAD/CAM e pela técnica de prensagem a quente, divididas em um grupo de zircônia em CAD/CAM, um grupo de dissilicato de lítio em CAD/CAM e um grupo de dissilicato de lítio em prensagem a quente. Todas as coroas foram cimentadas com cimento resinoso convencional. O escaneamento por micro-CT foi usado para mensurar as fendas marginais e internas. Como resultado, as coroas de dissilicato de lítio prensadas com calor foram significativamente menos precisas nas margens das próteses, porém, tiveram melhor desempenho na superfície oclusal. As coroas de zircônia produzidas por CAD/CAM apresentaram melhor adaptação marginal.

No estudo *in vivo* de Paul *et al.* (2020), o objetivo foi comparar o tamanho das fendas marginais e internas de coroas monolíticas de zircônia fabricadas pela técnica CAD/CAM e de coroas metalocerâmicas fabricadas pela técnica convencional. Para isso, 10 pacientes que

precisavam de uma única restauração foram selecionados, divididos em coroas de zircônia e coroas metalocerâmicas. As fendas foram mensuradas com a técnica da réplica. Como resultado foram obtidos valores de média de fenda marginal de 77,42 µm para coroas monolíticas de zircônia e 95,86 µm para metalo-cerâmicas. Para fenda interna os valores de média foram de 87,24 µm para o grupo zircônia e de 132,91 µm para o grupo metalo-cerâmica. Diferenças significativas foram observadas em ambos os grupos para fendas marginais e internas. As coroas de zircônia fabricadas em CAD/CAM demonstraram uma melhor precisão de adaptação quando comparadas às coroas metalocerâmicas fabricadas por tecnologia convencional.

Özal e Ulusoy (2021) desenvolveram um estudo com o objetivo de comparar a adaptação marginal e interna de PPF de zircônia monolítica de três elementos que foram desenhadas usando os dados objetivos com a ajuda de scanners intraorais e laboratoriais. Para isso, canino superior esquerdo e segundo pré-molar superior esquerdo foram preparados, esses preparos foram escaneados com 4 diferentes escâners intraorais e dois escâners de laboratório que foram o grupo controle. Também foi feita uma moldagem convencional de dois passos. O design foi feito virtualmente por apenas um pesquisador, as PPF de zircônia monolítica foram feitas a partir de blocos de zircônia. Os valores de discrepância marginal e interno foram medidos usando o método da réplica. Os resultados mostraram discrepâncias marginais e internas menores com os escâneres intraorais do que com os escâneres de laboratório.

Ottoni *et al.* (2022) realizaram um estudo com o objetivo de investigar a combinação ideal de fatores para atingir os melhores valores

de adaptação e carga de fratura de coroas monolíticas de vitro-cerâmica de dissilicato de lítio. Para isso, três fatores foram investigados, tipo de término (chanfro ou ombro arredondado); método de digitalização (scanner intraoral ou extraoral) e método de processamento da cerâmica (CAD/CAM e técnica da injeção combinada com impressão 3D). Como resultado, não houve diferença significativa no método de digitalização e nem no tipo de término para a adaptação nas diferentes regiões da coroa. Quanto ao método de processamento, coroas produzidas pelo CAD/CAM apresentaram maior espessura de fenda na região oclusal e marginal e menor fenda na área axial. Não houve efeito dos fatores investigados na carga de fratura. Concluindo que, a combinação ideal é a preparação do término em chanfro, digitalização extraoral e a técnica de injeção combinada com a impressão 3D.

### 3. PROPOSIÇÃO

Avaliar o efeito de diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM na adaptação, integridade marginal e anatomia oclusal das restaurações monolíticas de zircônia policristalina translúcida (3Y-TZP).

#### **Objetivos específicos:**

1. Avaliar o efeito de diferentes protocolos de usinagem (suave, normal e rápido) na adaptação marginal e interna de coroas de 3Y-TZP.

**Hipótese 1:** O protocolo suave produz fendas marginais e internas menores nas coroas.

2. Avaliar o efeito de diferentes protocolos de usinagem (suave, normal e rápido) na integridade das margens das coroas de 3Y-TZP.

**Hipótese 2:** O protocolo suave produz margens mais homogêneas e com menor frequência de lascamento.

3. Avaliar qualitativamente o efeito de diferentes protocolos de usinagem (suave, normal e rápido) na anatomia oclusal das coroas de 3Y-TZP.

**Hipótese 3:** O protocolo suave produz anatomia mais detalhada das coroas de 3Y-TZP.



## **4. MATERIAIS E MÉTODOS**

Foram confeccionadas coroas monolíticas de cerâmica de zircônia translúcida 3Y-TZP de segunda geração (Vita YZ HT White, VITA Zahnfabri, Bad Säckingen, Alemanha), usinadas por três diferentes protocolos de CAD/CAM. As coroas foram avaliadas quanto a adaptação, integridade de margens e qualidade da anatomia oclusal.

### **4.1 Confecção dos pilares**

Bastões de resina epóxi reforçada com fibra de vidro (G10, Jiujiang Xinxing Insulation Material Co., Jiujiang City, China) foram usinados em formato simplificado de preparo dental para coroa total de 2º pré-molar superior. O pilar mestre foi obtido com 6 mm de altura, 8 mm de diâmetro e 12º de convergência oclusal total, com todas as transições entre as paredes axial e oclusal arredondadas, lisas e homogêneas. O término foi em forma de chanfro, que teve um raio de 1,2 mm entre a área cervical e a parede axial (OTTONI *et al.*, 2022).

### **4.2 Confecção das coroas**

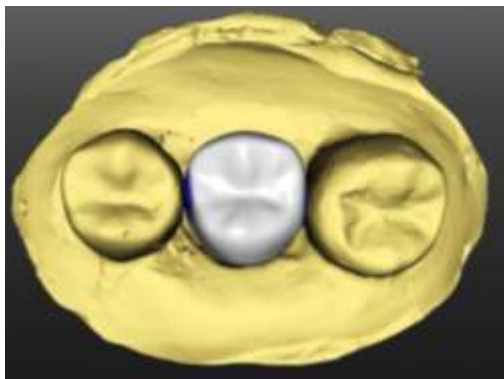
Um pilar mestre foi acoplado em meio a dois dentes para simular um semiarco dentário e duplicado em gesso tipo IV especial

(Figura 1), que possui propriedades ópticas que oferecem contraste suficiente para o escaneamento, dispensando a utilização de agentes de contraste. O semiarco dentário foi escaneado com o sistema óptico inEos X5 (Cerec - Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha).



*Figura 1: Modelo em gesso especial da simulação de semiarco dentário para escaneamento (OTTONI et al., 2022).*

As imagens foram importadas ao software CAD para realizar o desenho padronizado das coroas no formato de um segundo pré-molar superior (Figura 2). Para a confecção das coroas foi utilizado bloco de zircônia pré-sinterizado (Vita YZ HT White, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen). O espaço definido para linha de cimentação (alívio interno) foi de 80  $\mu\text{m}$ .



*Figura 2: Desenho gerado pelo software das coroas com anatomia simplificada de segundo pré-molar superior (OTTONI et al., 2022).*

A coroa foi usinada na unidade CAM do equipamento InLab MC X5 (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha). Foram utilizados três diferentes protocolos de usinagem (Tabela 1) (n=13): suave, normal e rápido. O protocolo suave é mais refinado e demorado, o protocolo normal é considerado convencional com tempo intermediário de usinagem, já o protocolo rápido consome menos tempo. Para todos os protocolos, foi cronometrado o tempo de usinagem de cada coroa.

*Tabela 1: Grupos experimentais e protocolos estabelecidos para usinagem em CAD/CAM.*

| <b>GRUPOS</b> | <b>PROTOCOLO<br/>DE USINAGEM</b> | <b>MODO DE<br/>USINAGEM</b> | <b>TEMPO DE<br/>USINAGEM</b> |
|---------------|----------------------------------|-----------------------------|------------------------------|
| <b>S</b>      | Suave                            | Refinado                    | 25 min por<br>coroa          |
| <b>N</b>      | Normal                           | Convencional<br>(padrão)    | 18 min por<br>coroa          |
| <b>R</b>      | Rápido                           | Rápido                      | 12 min por<br>coroa          |

Após a usinagem, as 39 coroas dos grupos S, N e R foram cuidadosamente destacadas do disco cerâmico e depois foram sinterizadas no forno (inLab Profire, Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) com o protocolo de sinterização rápido indicado pelo fabricante da cerâmica (Tabela 2).

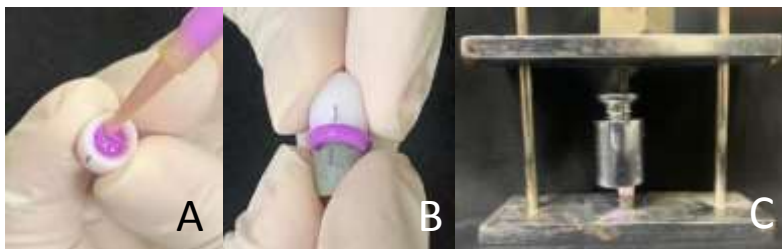
*Tabela 2: Protocolo de sinterização.*

| <b>TEMPERATURA<br/>INICIAL</b> | <b>TEMPERATURA DE<br/>QUEIMA</b> | <b>TEMPO DE QUEIMA</b> |
|--------------------------------|----------------------------------|------------------------|
| 0°C                            | 1.600°C                          | 2 horas                |

### 4.3 Avaliação da adaptação marginal e interna

A adaptação interna e marginal das coroas foi avaliada usando a técnica da réplica. Para essa técnica, foi utilizado um cimento análogo, ou seja, um material de moldagem para simular o cimento.

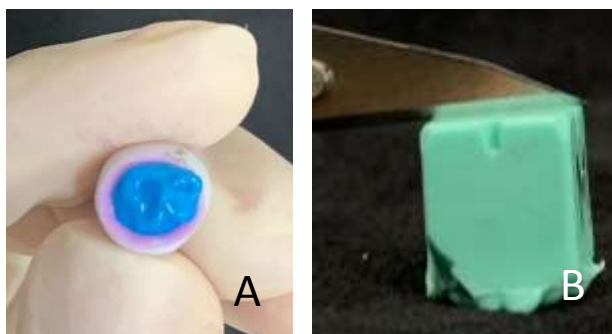
O pilar mestre e as coroas foram limpas com álcool 99% e um silicone de adição de baixa viscosidade (Panasil Initial Contact X-light, Ultradent, Kettenbach, Huntington Beach, CA, EUA) foi injetado na porção interna das mesmas (Figura 3A), utilizando pontas misturadoras acopladas a um dispositivo (“pistola”) para aplicação do material. Cada coroa com o material de moldagem foi assentada sobre o pilar sob pressão digital (Figura 3B) e ao conjunto foi aplicada uma carga estática de 750 gramas por 5 minutos com o objetivo de padronizar o tempo e a pressão de assentamento durante a presa do silicone (Figura 3C). O eixo de inserção foi marcado com caneta permanente (CD Marker, Faber-Castell, São Carlos, Brasil).



*Figura 3: (A) injeção de silicone extra fluido na porção interna nas coroas); (B) assentamento da coroa sobre o pilar; (C) aplicação de carga estática de 750 g por 5 min.*

Após a remoção da coroa, o material de moldagem simulando o cimento veio junto com a coroa, caso ele ficasse fixado ao pilar, era

removido cuidadosamente com o auxílio de uma espátula de resina e reposicionado dentro da coroa novamente. O excesso de silicone além das margens foi removido com o auxílio de uma lâmina de bisturi. O espaço ocupado pelo pilar foi preenchido com silicone de adição de viscosidade leve (Panasil Initial Contact Light, Ultradent, Kettenbach, Huntington Beach, CA, EUA), construindo-se assim um corpo firme de sustentação para o material super fluido (KARAKAYA & SENGUN, 2005) (Figura 4A).



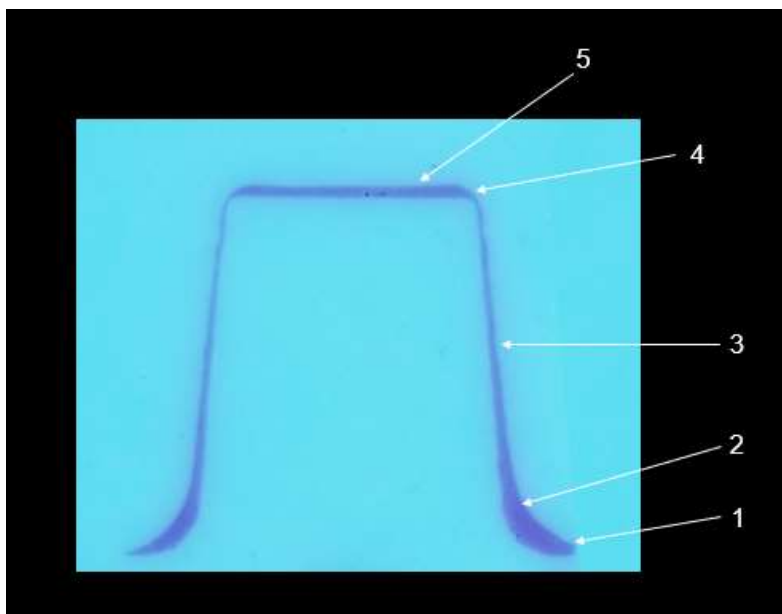
*Figura 4: (A) Inserção de silicone de adição leve para ocupar o espaço do pilar; (B) corte da réplica.*

A réplica em silicone foi removida da coroa e inserida com uma camada extra de silicone (Panasil Initial Contact Light, Ultradent, Kettenbach, Huntington Beach, CA) em um compartimento de dimensões quadradas para facilitar sua manipulação e a secção da estrutura. O conjunto formado pelo silicone super fluido (representando o cimento) e o silicone leve (representando o troqué) foi segmentado com lâmina de bisturi número 11 (Descarpack, São Paulo, SP, Brasil) no sentido méso-distal (M-D), de forma centralizada, obteve-se duas fatias

para análise de espessura da película de silicone super fluido (Figura 4B).

As fatias foram fotografadas com auxílio de uma câmera fotográfica (EOS Rebel T5i, Canon, Tóquio, Japão) e lente macro objetiva de 100 mm (EF 100mm/2.8, Canon, Tóquio, Japão). As imagens foram analisadas com uso de um *software* de processamento de imagens (ImageJ Launcher, National Institute for Health, Bethesda, EUA) para mensuração da espessura do silicone super fluido em cinco regiões: 1) marginal; 2) ângulo gengivo-axial; 3) axial; 4) ângulo axiooclusal; 5) oclusal (Figura 5).

A medição foi realizada dos dois lados da mesma fatia (total de 10 mensurações) e realizada a média. Os dados de adaptação não passaram o teste de normalidade de Shapiro-Wilk ( $p>0,05$ ) e foram analisados com Kruskal-Wallis e teste de comparação de Student-Newman-Keuls ( $\alpha=0,05$ ).



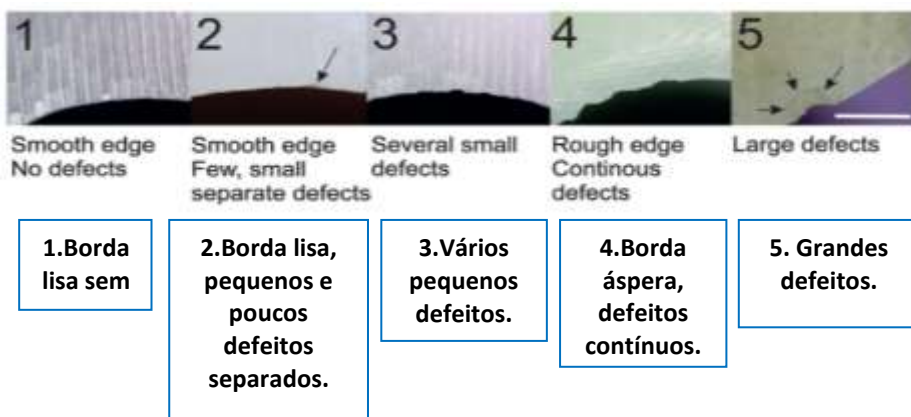
*Figura 5: Corte do molde no sentido M-D. As regiões de referência para mensuração da adaptação marginal e interna usando a técnica da réplica estão apontadas e numeradas conforme imagem. 1) marginal; 2) ângulo gengivo-axial; 3) axial; 4) ângulo axiooclusal; 5) oclusal.*

#### **4.4 Avaliação da integridade marginal**

Com o auxílio de um esteromicroscópio (Zeiss Stemi 2000-C, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Alemanha) e uma câmera acoplada (AxioCam ERc 5s, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Alemanha) foram feitas imagens das margens das coroas para a avaliação qualitativa da integridade marginal. As fotos foram tiradas com aumento de 1,0x e 2,0x. A avaliação foi feita por dois operadores previamente treinados de forma duplo-cego e seguiu a escala desenvolvida por Schriwer *et al.* (2017) (Figura 6), que é baseada no

número e na severidade dos defeitos com escores de 1-5. Para avaliar a concordância entre os operadores foi utilizado o teste Kappa intra e inter examinadores, alcançando valor maior do que 0,80.

Os escores de integridade marginal foram analisados com Kruskal Wallis e teste de comparação de Student-Newman-Keuls ( $\alpha=0,05$ ).



*Figura 6: Representação da escala de Schriwer et al., 2017, para avaliação qualitativa dos defeitos da margem da restauração.*

#### 4.5 Avaliação da anatomia oclusal

Com o auxílio de um esteromicroscópio (Zeiss Stemi 2000-C, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Alemanha) e uma câmera acoplada (AxioCam ERc 5s, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Alemanha) foram feitas imagens da superfície oclusal das coroas para a avaliação qualitativa da anatomia oclusal dos três grupos. As fotos foram tiradas com aumento de 0,8x.



## 5. RESULTADOS

### 5.1 Adaptação marginal e interna

As medianas e intervalo interquartil da espessura de fenda nas diferentes regiões para os três grupos estão apresentados na Tabela 3.

*Tabela 3. Valores de mediana ( $\mu\text{m}$ ) e intervalo interquartil (IQ) da espessura de fenda nas diferentes regiões para os grupos avaliados.*

| <b>Regiões (<math>\mu\text{m}</math>)</b> |                      |                      |                    |                   |                      |          |
|-------------------------------------------|----------------------|----------------------|--------------------|-------------------|----------------------|----------|
|                                           | <b>Marginal</b>      | <b>Ângulo GA</b>     | <b>Axial</b>       | <b>Ângulo AO</b>  | <b>Oclusal</b>       | <b>p</b> |
| <b>GN</b>                                 | 139 aC<br>(111; 162) | 302 aA<br>(264; 324) | 95 aD<br>(71; 121) | 41 bE<br>(39; 62) | 156 bB<br>(141; 166) | <0,001   |
| <b>GS</b>                                 | 145 aC<br>(123; 161) | 327 aA<br>(301; 359) | 92 aD<br>(87; 115) | 71 aE<br>(51; 81) | 176 aB<br>(169; 215) | <0,001   |
| <b>GR</b>                                 | 157 aC<br>(140; 165) | 331 aA<br>(294; 366) | 97 aD<br>(88; 117) | 48 bE<br>(43; 61) | 189 aB<br>(172; 204) | <0,001   |
| <b>p</b>                                  | 0,302                | 0,103                | 0,809              | 0,020             | 0,001                |          |

\*Medianas seguidas por letras minúsculas iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes ( $p>0,05$ ).

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

Não foi encontrada diferença significativa entre os grupos para a espessura de fenda nas regiões marginal, ângulo gengivo-axial e axial ( $p>0,05$ ). No ângulo axio-oclusal e na oclusal, as coroas usinadas pelo protocolo S apresentaram maior espessura de fenda que o grupo N.

Quando as espessuras de fenda nas diferentes regiões foram comparadas para um mesmo grupo experimental, observou-se diferença estatística entre todas as regiões para os três protocolos de usinagem ( $p < 0,001$ ). A região do ângulo gengivo-axial apresentou a maior mediana enquanto a região do ângulo axio-oclusal apresentou a menor.

## **5.2 Integridade marginal**

Os resultados quantitativos para qualidade das margens estão apresentados na Tabela 4. Não existe diferença entre os grupos para o escore total da margem ( $p > 0,05$ ), que foi calculado considerando todas as regiões avaliadas em cada coroa. Quando os escores de cada região foram analisados separadamente, o grupo R resultou em maior escore que os grupos N e S na região mesial ( $p < 0,001$ ).

Quando cada grupo foi analisado separadamente, a região distal e mesial apresentaram maiores escores do que as regiões vestibular e lingual, indicando uma integridade de margem inferior nas faces proximais das coroas. A Figura 7 apresenta uma imagem representativa de todas as faces avaliadas em uma coroa do grupo R. A Figura 8 representa cada um dos escores que foram encontrados nas fotos das margens das coroas usinadas.

*Tabela 4: Mediana dos escores de integridade marginal e intervalo interquartil (Q1; Q3) para os grupos experimentais*

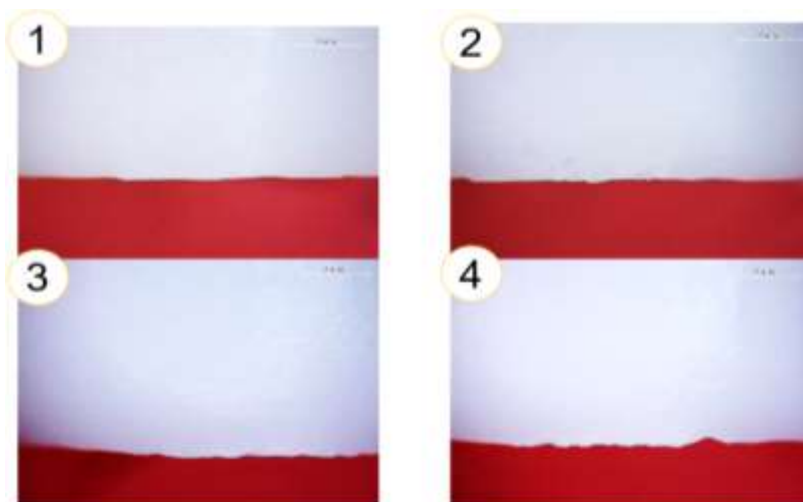
|           | Regiões            |                    |                     |                    | P      | Margem total      |
|-----------|--------------------|--------------------|---------------------|--------------------|--------|-------------------|
|           | Distal             | Lingual            | Mesial              | Vestibular         |        |                   |
| <b>GN</b> | 3,0<br>(2,0;3,0)Aa | 1,0<br>(1,0;1,0)Ac | 2,0<br>(2,0;2,0)Bb  | 1,0<br>(1,0;1,0)Ac | <0,001 | 1,0<br>(1,0;2,0)A |
| <b>GS</b> | 2,0<br>(2,0;2,0)Aa | 1,0<br>(1,0;1,0)Ab | 2,0<br>(2,0;2,0)Ba  | 1,0<br>(1,0;1,0)Ab | <0,001 | 2,0<br>(1,0;2,0)A |
| <b>GR</b> | 3,0<br>(2,0;3,0)Aa | 1,0<br>(1,0;1,0)Ab | 3,0 (2,0;<br>3,0)Aa | 1,0<br>(1,0;2,0)Ab | <0,001 | 2,0<br>(1,0;3,0)A |
| <b>P</b>  | 0,082              | 0,846              | <0,001              | 0,015              |        | 0,102             |

\*Valores de média seguidos pela mesma letra minúscula na mesma linha são estatisticamente semelhantes.

\*\* Valores de média seguidos pela mesma letra maiúscula na mesma coluna são estatisticamente semelhantes.



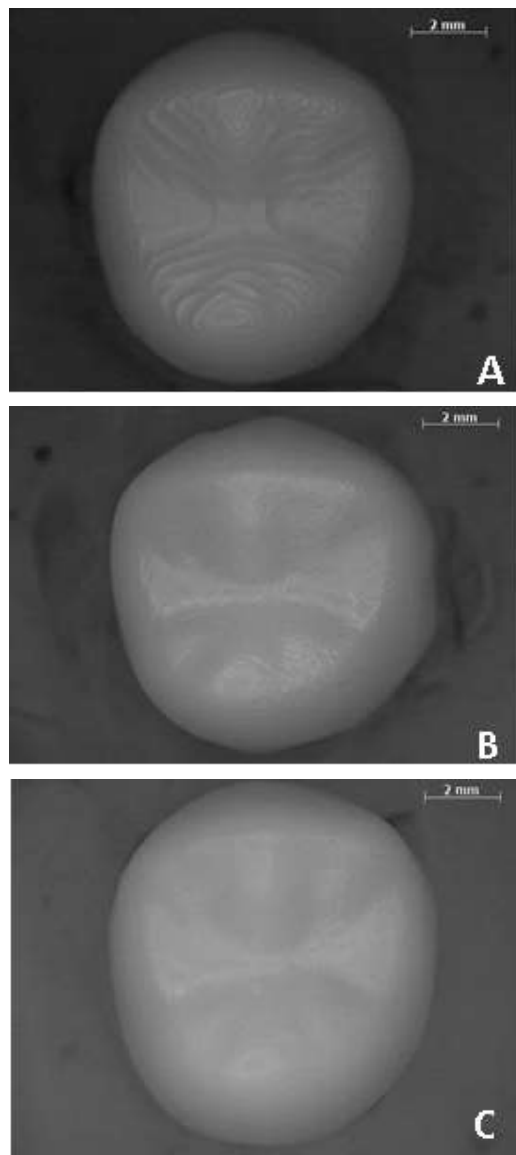
*Figura 7: Margens de todas as regiões de uma coroa usinada em protocolo rápido.*



*Figura 8: imagens das margens das coroas representando os escores 1, 2, 3 e 4.*

### **5.3 Anatomia oclusal**

A qualidade da anatomia oclusal foi avaliada através das imagens obtidas no estereomicroscópio. É possível identificar a diferença no refinamento e detalhamento das coroas usinadas com os diferentes protocolos. O protocolo rápido apresenta uma oclusal mais rugosa, com sulcos proeminentes produzidos pelas fresas de CAD/CAM e pouco detalhamento anatômico (Figura 9A). O protocolo normal apresenta uma anatomia clinicamente aceitável (Figura 9B), enquanto o protocolo suave mostra uma anatomia mais refinada e uma superfície mais lisa e brilhante (Figura 9C).



*Figura 9: Superfície oclusal de coroas produzidas com os protocolos (A) rápido; (B) normal; (C) suave.*

## 6. DISCUSSÃO

Uma boa adaptação interna e marginal, integridade das margens e qualidade oclusal são aspectos de suma importância para a longevidade de coroas cerâmicas. Quando há uma desadaptação na margem pode ocorrer micro-infiltração e dissolução do agente cimentante (COLPANI *et al.*, 2013). Quando a desadaptação é interna ou existem muitos defeitos de margens, pode haver um comprometimento do comportamento mecânico. Ainda, o espaço interno deve ser uniforme para não dificultar o assentamento da coroa cerâmica (REKOW & THOMPSON, 2005; SCHRIWER *et al.*, 2017). Sendo assim, esse estudo propôs-se a investigar como diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM poderiam afetar a adaptação e qualidade anatômica de coroas monolíticas de 3Y-TZP.

A primeira hipótese do estudo, de que o protocolo de usinagem em CAD/CAM suave produz fendas marginais e internas menores nas coroas, foi rejeitada. Não houve diferença significativa entre as coroas usinadas com os três protocolos de CAD/CAM para a espessura de fenda nas regiões marginal, ângulo gengivo-axial e axial. Por outro lado, o grupo suave apresentou maior espessura de fenda no ângulo áxio-oclusal e oclusal do que o grupo normal.

Em todos os grupos do presente estudo foi utilizada a mesma cerâmica, 3Y-TZP de segunda geração, e as mesmas etapas de

escaneamento e processamento CAD. A única diferença foi o tipo de protocolo utilizado na usinagem pela unidade CAM. Portanto, os resultados encontrados são relacionados apenas aos protocolos utilizados, sendo os protocolos suave, rápido e normal. A principal diferença entre os protocolos é o tempo de usinagem de cada coroa, resultando em desgaste pelas fresas por mais ou menos tempo. Para o protocolo rápido, demorou apenas 12 min para a confecção de uma coroa, já para o protocolo normal demorou 18 min e no protocolo suave foi de 25 min. Para justificar o fato de terem sido encontrados maiores tamanhos de fenda no grupo suave pode-se correlacionar com o maior tempo das fresas desgastando a cerâmica.

Foram encontradas diferenças na espessura de fenda entre as regiões mensuradas em um mesmo grupo experimental. A região do ângulo gengivo-axial apresentou maior fenda, seguida pelas regiões oclusal, marginal, axial e ângulo axio-oclusal. Esse padrão de distribuição do espaço do cimento foi semelhante para os três protocolos de usinagem.

No estudo de Borba *et al.* (2011) foi observado em ambas as cerâmicas que as regiões oclusal e ângulo áxio-oclusal apresentaram valores de fenda significativamente maiores em comparação às demais regiões. Para Colpani *et al.* (2013), as infraestruturas produzidas por CAD/CAM apresentaram valores de fenda maiores na oclusal do que nas demais regiões avaliadas. Para Ottoni *et al.* (2022), as coroas produzidas pelo CAD/CAM obtiveram maior espessura de fenda na região oclusal e marginal e menor fenda na área axial. Portanto, a maioria dos estudos relatam maior espessura de fenda na região oclusal, sendo esta a segunda região mais espessa nas coroas de 3Y-TZP do presente estudo.

Diferente dos estudos citados, a região com maior fenda nas coroas avaliadas foi o ângulo gengivo-axial. Isso pode estar correlacionado com o tipo de modelo escaneado, uma vez que no presente estudo foram escaneados de forma extraoral e o preparo estava entre dois dentes hígidos, simulando o meio oral. Já no estudo de Borba *et al.* (2011) o escaneamento foi para ponte fixa e no estudo de Colpani *et al.* (2013) foi escaneado apenas o preparo, em ambos os casos não existiam dentes adjacentes. Dessa forma, o escaneamento em algumas regiões pode ser um pouco prejudicado pela dificuldade de copiar os elementos necessários como o término em chanfro e pela dificuldade do escâner conseguir passar em regiões menores ou com dentes próximos.

No estudo *in vivo* de Paul *et al.* (2020), foram confeccionadas coroas unitárias monolíticas de zircônia e os valores de fenda foram mensurados com a técnica da réplica, apresentando média de fenda marginal de 77,42  $\mu\text{m}$  e para fendas internas média de 87,24  $\mu\text{m}$ . No presente estudo, as médias para os grupos na região marginal variaram entre 139  $\mu\text{m}$  e 157  $\mu\text{m}$ , sendo maiores do que os valores obtidos na clínica. Para as fendas internas, os valores da região axial variaram entre 92  $\mu\text{m}$  e 97  $\mu\text{m}$ , não apresentando muita variação em comparação ao estudo *in vivo*. Esses resultados também podem ser explicados pelo fato de que foi escolhido um espaço de fenda de 80  $\mu\text{m}$  no programa CAD para produzir as coroas, buscando evitar a necessidade de ajustes internos para um adequado assentamento sobre o pilar. A recomendação mínima para o tamanho de fenda marginal clinicamente aceitável varia de 100  $\mu\text{m}$  a 150  $\mu\text{m}$  (Colpani *et al.* 2013).

O protocolo suave produziu margens das coroas com padrão de lascamento similar aos demais protocolos, quando todas as regiões

avaliadas (mesial, distal, vestibular, lingual) foram consideradas, rejeitando a segunda hipótese do estudo. Por outro lado, quando cada região foi avaliada separadamente, observou-se uma qualidade de margem inferior na região mesial para as coroas usinadas com o protocolo rápido, enquanto os protocolos suave e normal foram similares.

As coroas do presente estudo foram usinadas em estágio pré-sinterizado (*soft-machining*), considerado um protocolo menos agressivo e com menor probabilidade de lascamentos. Coroas usinadas em estágio pré-sinterizado passam por tratamento térmico para concluir a sinterização, que resulta em densificação do material acompanhado pela contração de sinterização (CURRAN *et al.*, 2017; FRAGA *et al.*, 2017). Isso poderia explicar a ausência de defeitos severos nas margens das coroas. Além disso, a 3Y-TZP de segunda geração estudada apresenta altos valores de tenacidade à fratura, o que também pode resultar em maior resistência ao lascamento das margens (NORDAHL *et al.*, 2015; TONG *et al.*, 2016; ZHANG, FEI *et al.*, 2016; ZHANG, YU & LAWN, 2019).

No presente estudo, houve mais lascamento na região mesial no grupo rápido (GR), o que pode ser explicado pela sequência de fresagem e caminho das fresas nas diferentes regiões da coroa, bem como a velocidade que essas fresas passam. No estudo, para poder ser diferenciado qual era a mesial e qual era a distal, foi feito um pequeno triângulo na cervical no lado mesial, isso também pode estar correlacionado, uma vez que, a broca deveria realizar uma fresagem mais detalhada nesta face da coroa.

Um estudo mostrou correlação significativa entre a qualidade da margem e a carga de fratura de coroas de zircônia. Quanto mais defeitos na margem, menor foi a carga de fratura das cerâmicas (SCHRIWER *et al.*, 2017). Portanto, a identificação de defeitos pequenos nas coroas, independentemente do tipo de protocolo de usinagem utilizado, é um achado positivo para a integridade estrutural das mesmas.

Quando a integridade marginal das diferentes regiões foi comparada para um mesmo protocolo, observou-se que as faces proximais apresentam qualidade inferior em comparação as faces lingual e vestibular. Esse resultado pode ser explicado pela forma de escaneamento utilizada no trabalho. Com o intuito de fazer um escaneamento o mais próximo possível do que seria na boca do paciente, o preparo foi alocado entre outros dois dentes, o que pode ter afetado a qualidade do escaneamento das margens do preparo nas proximais.

A terceira hipótese do estudo, de que o protocolo de usinagem em CAD/CAM suave produz anatomia oclusal mais refinada, foi aceita. A análise qualitativa da oclusal das coroas de 3Y-TZP mostraram que o protocolo rápido apresentou a oclusal com vários defeitos e é possível observar as linhas por onde as fresas passaram durante a usinagem. O protocolo normal se mostrou aceitável pois a anatomia está bem definida e não fica tão vidente a demarcação da trajetória das fresas. Já o protocolo suave, apresenta uma excelente anatomia oclusal, com alta lisura e brilho, e com uma excelente definição da anatomia oclusal.

É importante compreender as vantagens e limitações dos tratamentos para garantir longevidade clínica e satisfação dos pacientes. Coroas usinadas no protocolo suave apresentaram uma fenda maior apenas nos ângulos áxio-oclusal e oclusal. A espessura da fenda na

região marginal e a integridade das margens, que são aspectos críticos para o sucesso clínico, foram semelhantes entre os diferentes protocolos de usinagem. Já em relação à anatomia oclusal, o protocolo suave apresentou anatomia mais refinada. Assim, todos protocolos parecem adequados à aplicação clínica, mas deve-se considerar as características de cada um para garantir a melhor indicação clínica. O protocolo rápido pode ser indicado para casos de próteses monolíticas com menor demanda estética ou infraestruturas que serão recobertas com outra cerâmica e não requerem detalhamento oclusal. O protocolo suave é indicado para próteses monolíticas que requerem maior detalhamento anatômico e lisura superficial, facilitando o acabamento e polimento final proporcionado pelo técnico em prótese no laboratório. Enquanto, o protocolo normal parecer suprir todas as demandas clínicas, de maior ou menor necessidade estética.

Quanto as limitações do estudo, pode-se citar a ausência de uma avaliação quantitativa da anatomia oclusal, que poderia aumentar a validade científica das conclusões. Além disso, todas as coroas foram produzidas de forma padronizada, com base em um único pilar, processo de escaneamento e desenho CAD. Clinicamente, esses procedimentos são individualizados de acordo com o caso clínico, o que leva a uma maior variabilidade de resultados. Diferentes tecnologias CAD/CAM estão disponíveis para produzir restaurações, o que também influencia na qualidade das mesmas. Por isso, a interpretação dos resultados deve levar em conta que apenas um tipo de CAD/CAM foi avaliado no presente estudo.



## 7. CONCLUSÕES

Pode-se concluir que o tipo de protocolo de usinagem em CAD/CAM afetou a adaptação de coroas monolíticas de 3Y-TZP nas regiões próximas à superfície oclusal. O protocolo suave resultou em coroas com maior fenda na região axio-oclusal e oclusal.

Os diferentes protocolos de usinagem afetaram a qualidade marginal das coroas, sendo que o protocolo rápido produziu coroas com integridade marginal inferior na região mesial. Porém, no geral, as coroas produzidas com os três protocolos apresentaram um bom refinamento das margens.

Quanto a anatomia oclusal, pode-se concluir que a anatomia produzida pelo protocolo suave é mais refinada quando comparada com o protocolo rápido. Porém, quando comparados os protocolo suave e normal as coroas apresentaram qualidade semelhante.



## REFERÊNCIAS

BLATZ, M.B.; CONEJO, J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent. Clin. North Am.*, v. 63, n. 2, p. 175–197, 2019.

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

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

CHEVALIER, J. e; GREMILLARD, L.; VIRKAR, A. V.; CLARKE, D.R. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *J. Am. Ceram. Soc.*, v. 92, n. 9, p. 1901–1920, 2009.

COLPANI, J.T.; BORBA, M.; DELLA BONA, Á. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent. Mater.*, v. 29, n. 2, p. 174–180, 2013.

CONRAD, H.J.; SEONG, W.J.; PESUN, I.J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.*, v. 98, n. 5, p. 389–404, 2007.

CURRAN, P.; CATTANI-LORENTE, M.; ANSELM WISKOTT, H.W.; DURUAL, S.; SCHERRER, S.S. Grinding damage assessment for CAD-

CAM restorative materials. *Dent. Mater.*, v. 33, n. 3, p. 294–308, 2017.

DENRY, I.; KELLY, J.R. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J. Dent. Res.*, v. 93, n. 12, p. 1235–1242, 2014.

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

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

KARAKAYA, S.; SENGUN, A. Evaluation of internal adaptation in ceramic and composite. p. 448–453, 2005.

KELLY, J.R.; NISHIMURA, I.; CAMPBELL, S.D. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J. Prosthet. Dent.*, v. 75, n. 1, p. 18–32, 1996.

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

NORDAHL, N.; VULT VON STEYERN, P.; LARSSON, C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J. Oral Sci.*, v. 57, n. 3, p. 255–261, 2015.

REKOW, D.; THOMPSON, V.P. Near-surface damage - A persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, v. 219, n. 4, p. 233–243, 2005.

RICCITIELLO, F.; AMATO, M.; LEONE, R.; SPAGNUOLO, G.; SORRENTINO, R. In vitro Evaluation of the Marginal Fit and Internal Adaptation of Zirconia and Lithium Disilicate Single Crowns: Micro-CT Comparison Between Different Manufacturing Procedures. *Open Dent.*

*J.*, v. 12, n. 1, p. 160–172, 2018.

SCHRIWER, C.; SKJOLD, A.; GJERDET, N.R.; ØILO, M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dent. Mater.*, v. 33, n. 9, p. 1012–1020, 2017.

SPEAR, F.; HOLLOWAY, J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 139, n. 9 SUPPL., p. S19–S24, 2008.

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

ZHANG, F.; INOKOSHI, M.; BATUK, M.; HADERMANN, J.; NAERT, I.; VAN MEERBEEK, B.; VLEUGELS, J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent. Mater.*, v. 32, n. 12, p. e327–e337, 2016.

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

ZIMMERMANN, M.; MEHL, A.; MÖRMANN, W.H.; REICH, S. Intraoral scanning systems - a current overview. *Int. J. Comput. Dent.*, v. 18, n. 2, p. 101–10129, 2015.

## ARTIGO A SER SUBMETIDO

---

### **Influência de diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM na adaptação a anatomia de coroas de zircônia translúcida.**

#### **Efeito da usinagem na qualidade de coroas cerâmicas**

Indiarai Lavandoski Bringhenti<sup>a</sup>, Andressa Restani de Oliveira<sup>a</sup>, Márcia Borba<sup>b</sup>.

a-Discentes do Programa de pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, Rio Grande do Sul, Brasil.

b- Professora do Programa de pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, Rio Grande do Sul, Brasil.

**Endereço:** Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo, BR 285, Km 292,7, Campus I, Bairro São José, Passo Fundo, Rio Grande do Sul, Brasil.

**Autor correspondente:** Márcia Borba, Programa de pós-graduação odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo, BR 285, Km 292,7, Campus I, Bairro São José, Passo Fundo, Rio Grande do Sul, Brasil. E-mail: [marcia\\_borb@hotmail.com](mailto:marcia_borb@hotmail.com); Telefone: (54)9.9192-669.

## RESUMO:

Objetivo: avaliar a adaptação, a qualidade marginal e a anatomia oclusal de coroas monolíticas de zircônia translúcidas 3Y-TZP usinadas em diferentes protocolos de CAD/CAM. Métodos: um modelo de segundo pré-molar superior foi escaneado e o desenho da coroa foi feito no CAD, 39 coroas foram usinadas utilizando diferentes protocolos de usinagem (n=13): suave, normal e rápida. Para avaliar a adaptação interna e marginal, foi utilizada a técnica da réplica, que foi seccionada no sentido méso-distal e a espessura de fenda foi medida em software em 5 regiões. Para avaliação da integridade marginal, foram feitas imagens das margens da coroa utilizando estereomicroscópio. Para essa avaliação foi seguido uma escala de severidade com escores de 1 a 5. Os dados de ambas as análises foram analisados com Kruskal Wallis e Student-Newman-Keuls ( $\alpha = 0,05$ ). Para anatomia oclusal foi feito uma análise qualitativa das imagens obtidas no estereomicroscópio. Resultados: Para a adaptação, não foi encontrada diferença entre os grupos nas regiões marginal, ângulo gengivo-axial e axial. No ângulo axio-oclusal e oclusal o grupo suave apresentou maior espessura de fenda que o grupo normal. Na integridade marginal não houve diferença entre os grupos para margem total. Analisando cada região separadamente, o grupo rápido teve maiores escores do que o grupo normal e suave na mesial e vestibular. Para a análise qualitativa da anatomia oclusal, o grupo suave apresentou coroas com anatomia oclusal mais refinada. Conclusão: O tipo do protocolo de usinagem afetou a adaptação das coroas nas regiões próximas à superfície oclusal. No geral, os três protocolos resultaram em

coroas com um bom refinamento marginal, mas com qualidade diferente da anatomia oclusal.

**Palavras-chave:** CAD/CAM; Cerâmicas; Adaptação marginal dentária.

## 1. INTRODUÇÃO

A adaptação marginal é um fator primordial para a longevidade a longo prazo e o sucesso clínico das próteses fixas. Restaurações com fendas e irregularidades podem levar à exposição do cimento aos fluidos orais, resultando em micro infiltração marginal e degradação do agente cimentante. Sendo assim, as discrepâncias marginais aumentam a infiltração de bactérias e seus subprodutos, além da impacção de alimentos e detritos orais, podendo levar a cáries, doenças periodontais e inflamação da polpa (sensibilidade pós-operatória). A adaptação interna é um aspecto importante pois uma desadaptação pode comprometer a resistência à fratura das coroas cerâmicas e levar a falhas clínicas [1,2,3].

Uma boa adaptação e integridade de margens e anatomia pode reduzir as falhas e, conseqüentemente, a substituição das restaurações. Cada vez que é necessária fazer a substituição, existem riscos para o dente, como complicações endodônticas e até a perda do mesmo. O aumento da longevidade das restaurações reduz o custo, o tempo e o risco, tanto para os pacientes como para os profissionais, proporcionando satisfação e bem-estar ao paciente [3].

Dentre as cerâmicas odontológicas disponíveis para confecção de próteses fixas destaca-se a cerâmica policristalina de zircônia, que

utiliza a tecnologia CAD/CAM [4]. A zircônia tetragonal estabilizada com 3% mol de óxido de ítria (3Y-TZP) é uma cerâmica com elevadas propriedades mecânicas e alto grau de opacidade, por isso foi utilizada durante muito tempo apenas como infraestrutura de coroas dentais, necessitando sempre de uma cerâmica de cobertura para melhorar a estética [5]. No entanto, esse recobrimento com uma cerâmica mais estética aumenta os riscos de lascamento, trincas e delaminações das próteses fixas quando comparadas com restaurações monolíticas [6,7].

Para melhorar a translucidez da zircônia foi aumentada a densidade da cerâmica, através de sinterizações em altas temperaturas, diminuindo a porosidade, e foi reduzido o conteúdo do aditivo de sinterização alumina, dando origem as zircônias de segunda geração. Essas zircônias ainda são representadas pela 3Y-TZP, porém, apresentaram uma moderada melhora na translucidez sem redução de propriedades mecânicas, sendo possível seu uso de forma monolítica em dentes posteriores [8, 7, 9, 5].

O sistema CAD/CAM está em constante evolução tecnológica. Escâneres mais precisos e novas atualizações dos *softwares* estão disponíveis para produzir restaurações com maior qualidade [11]. Além disso, mais recentemente foram introduzidos novos protocolos de usinagem pela unidade CAM. O protocolo suave tem a perspectiva de fornecer restaurações mais detalhadas, enquanto o protocolo rápido tem como objetivo otimizar a produção. Porém, ainda não há estudos quanto a relação custo-benefício desses novos protocolos. Existem dúvidas sobre a qualidade de adaptação, margens e anatomia dessas diferentes estratégias de usinagem das restaurações.

Os objetivos desse estudo são avaliar o efeito de diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM na adaptação marginal e interna, na integridade marginal e na anatomia oclusal de coroas de zircônia translúcida. As hipóteses testadas foram de que o protocolo suave produz fendas marginais e internas menores nas coroas, produz margens mais homogêneas e com menor frequência de lascamento e produz anatomia mais detalhada nas coroas de 3Y-TZP.

## **2. MATERIAIS E MÉTODOS**

Foram confeccionadas coroas monolíticas de cerâmica de zircônia translúcida 3Y-TZP de segunda geração (Vita YZ HT White, VITA Zahnfabri, Bad Säckingen, Alemanha), usinadas por três diferentes protocolos de CAD/CAM. As coroas foram avaliadas quanto a adaptação, integridade de margens e qualidade da anatomia oclusal.

### **a. Confeção dos corpos-de-prova**

Bastões de resina epóxi reforçada com fibra de vidro (G10, Jiujiang Xinxing Insulation Material Co., Jiujiang City, China) foram usinados em formato simplificado de preparo dental para coroa total de 2º pré-molar superior. O pilar mestre foi obtido com 6 mm de altura, 8 mm de diâmetro e 12º de convergência oclusal total, com todas as transições entre as paredes axial e oclusal arredondadas, lisas e homogêneas. O término foi em forma de chanfro, que teve um raio de 1,2 mm entre a área cervical e a parede axial [12].

Um pilar mestre foi acoplado em meio a dois dentes para simular um semiarco dentário e duplicado em gesso tipo IV especial, que possui propriedades ópticas que oferecem contraste suficiente para o escaneamento, dispensando a utilização de agentes de contraste. O

semiarco dentário foi escaneado com o sistema óptico inEos X5 (Cerec - Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha).

As imagens foram importadas ao software CAD para realizar o desenho padronizado das coroas no formato de um segundo pré-molar superior. Para a confecção das coroas foi utilizado bloco de zircônia pré-sinterizado (Vita YZ HT White, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen). O espaço definido para linha de cimentação (alívio interno) foi de 80 µm.

A coroa foi usinada na unidade CAM do equipamento InLab MC X5 (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha). Foram utilizados três diferentes protocolos de usinagem (Tabela 1) (n=13): suave, normal e rápido. O protocolo suave é mais refinado e demorado, o protocolo normal é considerado convencional com tempo intermediário de usinagem, já o protocolo rápido consome menos tempo. Para todos os protocolos, foi cronometrado o tempo de usinagem de cada coroa.

*Tabela 1: Grupos experimentais e protocolos estabelecidos para usinagem em CAD/CAM.*

| <b>GRUPOS</b> | <b>PROTOCOLO<br/>DE USINAGEM</b> | <b>MODO DE<br/>USINAGEM</b> | <b>TEMPO DE<br/>USINAGEM</b> |
|---------------|----------------------------------|-----------------------------|------------------------------|
| <b>S</b>      | Suave                            | Refinado                    | 25 min por<br>coroa          |
| <b>N</b>      | Normal                           | Convencional<br>(padrão)    | 18 min por<br>coroa          |
| <b>R</b>      | Rápido                           | Rápido                      | 12 min por<br>coroa          |

A pós a usinagem, as 39 coroas dos grupos S, N e R foram cuidadosamente destacadas do disco cerâmico e depois foram sinterizadas no forno (inLab Profire, Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) com o protocolo de sinterização rápido indicado pelo fabricante da cerâmica.

#### **b. Avaliação da adaptação marginal e interna**

A adaptação interna e marginal das coroas foi avaliada usando a técnica da réplica. Para essa técnica, foi utilizado um cimento análogo, ou seja, um material de moldagem para simular o cimento.

O pilar mestre e as coroas foram limpas com álcool 99% e um silicone de adição de baixa viscosidade (Panasil Initial Contact X-light, Ultradent, Kettenbach, Huntington Beach, CA, EUA) foi injetado na porção interna das mesmas, utilizando pontas misturadoras acopladas a um dispositivo (“pistola”) para aplicação do material. Cada coroa com o material de moldagem foi assentada sobre o pilar sob pressão digital e ao conjunto foi aplicada uma carga estática de 750 gramas por 5 minutos com o objetivo de padronizar o tempo e a pressão de assentamento durante a presa do silicone. O eixo de inserção foi marcado com caneta permanente (CD Marker, Faber-Castell, São Carlos, Brasil).

Após a remoção da coroa, o material de moldagem simulando o cimento veio junto com a coroa, caso ele ficasse fixado ao pilar, era removido cuidadosamente com o auxílio de uma espátula de resina e reposicionado dentro da coroa novamente. O excesso de silicone além das margens foi removido com o auxílio de uma lâmina de bisturi. O espaço ocupado pelo pilar foi preenchido com silicone de adição de viscosidade leve (Panasil Initial Contact Light, Ultradent, Kettenbach,

Huntington Beach, CA, EUA), construindo-se assim um corpo firme de sustentação para o material super fluido [10] .

A réplica em silicone foi removida da coroa e inserida com uma camada extra de silicone (Panasil Initial Contact Light, Ultradent, Kettenbach, Huntington Beach, CA) em um compartimento de dimensões quadradas para facilitar sua manipulação e a secção da estrutura. O conjunto formado pelo silicone super fluido (representando o cimento) e o silicone leve (representando o troqué) foi segmentado com lâmina de bisturi número 11 (Descarpack, São Paulo, SP, Brasil) no sentido méso-distal (M-D), de forma centralizada, obteve-se duas fatias para análise de espessura da película de silicone super fluido.

As fatias foram fotografadas com auxílio de uma câmera fotográfica (EOS Rebel T5i, Canon, Tóquio, Japão) e lente macro objetiva de 100 mm (EF 100mm/2.8, Canon, Tóquio, Japão). As imagens foram analisadas com uso de um *software* de processamento de imagens (ImageJ Launcher, National Institute for Health, Bethesda, EUA) para mensuração da espessura do silicone super fluido em cinco regiões: 1) marginal; 2) ângulo gengivo-axial; 3) axial; 4) ângulo axiooclusal; 5) oclusal (Figura 1).

A medição foi realizada dos dois lados da mesma fatia (total de 10 mensurações) e realizada a média. Os dados de adaptação não passaram o teste de normalidade de Shapiro-Wilk ( $p>0,05$ ) e foram analisados com Kruskal-Wallis e teste de comparação de Student-Newman-Keuls ( $\alpha=0,05$ ).

### **c. Avaliação da integridade marginal**

Com o auxílio de um esteromicroscópio (Zeiss Stemi 2000-C, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Alemanha) e uma câmera acoplada (AxioCam ERc 5s, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Alemanha) foram feitas imagens das margens das coroas para a avaliação qualitativa da integridade marginal. As fotos foram tiradas com aumento de 1,0x e 2,0x. A avaliação foi feita por dois operadores previamente treinados de forma duplo-cego e seguiu a escala desenvolvida por Schriwer *et al.* (2017), que é baseada no número e na severidade dos defeitos com escores de 1-5. Para avaliar a concordância entre os operadores foi utilizado o teste Kappa intra e inter examinadores, alcançando valor maior do que 0,80.

Os escores de integridade marginal foram analisados com Kruskal Wallis e teste de comparação de Student-Newman-Keuls ( $\alpha=0,05$ ).

#### **d. Avaliação da anatomia oclusal**

Com o auxílio de um esteromicroscópio (Zeiss Stemi 2000-C, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Alemanha) e uma câmera acoplada (AxioCam ERc 5s, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Alemanha) foram feitas imagens da superfície oclusal das coroas para a avaliação qualitativa da anatomia oclusal dos três grupos. As fotos foram tiradas com aumento de 0,8x.

### **3. RESULTADOS**

#### **a. Adaptação marginal e interna**

As medianas e intervalo interquartil da espessura de fenda nas diferentes regiões para os três grupos estão apresentados na Tabela 2.

*Tabela 2. Valores de mediana ( $\mu\text{m}$ ) e intervalo interquartil (IQ) da espessura de fenda nas diferentes regiões para os grupos avaliados.*

| <b>Regiões (<math>\mu\text{m}</math>)</b> |                      |                      |                    |                   |                      |          |
|-------------------------------------------|----------------------|----------------------|--------------------|-------------------|----------------------|----------|
|                                           | <b>Marginal</b>      | <b>Ângulo GA</b>     | <b>Axial</b>       | <b>Ângulo AO</b>  | <b>Oclusal</b>       | <b>p</b> |
| <b>GN</b>                                 | 139 aC<br>(111; 162) | 302 aA<br>(264; 324) | 95 aD<br>(71; 121) | 41 bE<br>(39; 62) | 156 bB<br>(141; 166) | <0,001   |
| <b>GS</b>                                 | 145 aC<br>(123; 161) | 327 aA<br>(301; 359) | 92 aD<br>(87; 115) | 71 aE<br>(51; 81) | 176 aB<br>(169; 215) | <0,001   |
| <b>GR</b>                                 | 157 aC<br>(140; 165) | 331 aA<br>(294; 366) | 97 aD<br>(88; 117) | 48 bE<br>(43; 61) | 189 aB<br>(172; 204) | <0,001   |
| <b>p</b>                                  | 0,302                | 0,103                | 0,809              | 0,020             | 0,001                |          |

\*Medianas seguidas por letras minúsculas iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes ( $p>0,05$ ).

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

Não foi encontrada diferença significativa entre os grupos para a espessura de fenda nas regiões marginal, ângulo gengivo-axial e axial ( $p>0,05$ ). No ângulo axio-oclusal e na oclusal, as coroas usinadas pelo protocolo S apresentaram maior espessura de fenda que o grupo N.

Quando as espessuras de fenda nas diferentes regiões foram comparadas para um mesmo grupo experimental, observou-se diferença estatística entre todas as regiões para os três protocolos de usinagem ( $p<0,001$ ). A região do ângulo gengivo-axial apresentou a maior mediana enquanto a região do ângulo axio-oclusal apresentou a menor.

#### **b. Integridade marginal**

Os resultados quantitativos para qualidade das margens estão apresentados na Tabela 3. Não existe diferença entre os grupos para o

escore total da margem ( $p>0,05$ ), que foi calculado considerando todas as regiões avaliadas em cada coroa. Quando os escores de cada região foram analisados separadamente, o grupo R resultou em maior escore que os grupos N e S na região mesial ( $p<0,001$ ).

Quando cada grupo foi analisado separadamente, a região distal e mesial apresentaram maiores escores do que as regiões vestibular e lingual, indicando uma integridade de margem inferior nas faces proximais das coroas. A Figura 2 representa cada um dos escores que foram encontrados nas fotos das margens das coroas usinadas.

*Tabela 3. Mediana dos escores de integridade marginal e intervalo interquartil (Q1; Q3) para os grupos experimentais*

|           | Regiões            |                    |                     |                    | P      | Margem total      |
|-----------|--------------------|--------------------|---------------------|--------------------|--------|-------------------|
|           | Distal             | Lingual            | Mesial              | Vestibular         |        |                   |
| <b>GN</b> | 3,0<br>(2,0;3,0)Aa | 1,0<br>(1,0;1,0)Ac | 2,0<br>(2,0;2,0)Bb  | 1,0<br>(1,0;1,0)Ac | <0,001 | 1,0<br>(1,0;2,0)A |
| <b>GS</b> | 2,0<br>(2,0;2,0)Aa | 1,0<br>(1,0;1,0)Ab | 2,0<br>(2,0;2,0)Ba  | 1,0<br>(1,0;1,0)Ab |        | 2,0<br>(1,0;2,0)A |
| <b>GR</b> | 3,0<br>(2,0;3,0)Aa | 1,0<br>(1,0;1,0)Ab | 3,0 (2,0;<br>3,0)Aa | 1,0<br>(1,0;2,0)Ab | <0,001 | 2,0<br>(1,0;3,0)A |
| <b>p</b>  | 0,082              | 0,846              | <0,001              | 0,015              |        | 0,102             |

\*Valores de média seguidos pela mesma letra minúscula na mesma linha são estatisticamente semelhantes.

\*\* Valores de média seguidos pela mesma letra maiúscula na mesma coluna são estatisticamente semelhantes.

### **c. Anatomia oclusal**

A qualidade da anatomia oclusal foi avaliada através das imagens obtidas no estereomicroscópio. É possível identificar a

diferença no refinamento e detalhamento das coroas usinadas com os diferentes protocolos. O protocolo rápido apresenta uma oclusal mais rugosa, com sulcos proeminentes produzidos pelas fresas de CAD/CAM e pouco detalhamento anatômico. O protocolo normal apresenta uma anatomia clinicamente aceitável, enquanto o protocolo suave mostra uma anatomia mais refinada e uma superfície mais lisa e brilhante.

#### **4. DISCUSSÃO**

Uma boa adaptação interna e marginal, integridade das margens e qualidade oclusal são aspectos de suma importância para a longevidade de coroas cerâmicas. Quando há uma desadaptação na margem pode ocorrer micro-infiltração e dissolução do agente cimentante [1]. Quando a desadaptação é interna ou existem muitos defeitos de margens, pode haver um comprometimento do comportamento mecânico. Ainda, o espaço interno deve ser uniforme para não dificultar o assentamento da coroa cerâmica [2,3]. Sendo assim, esse estudo propôs-se a investigar como diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM poderiam afetar a adaptação e qualidade anatômica de coroas monolíticas de 3Y-TZP.

A primeira hipótese do estudo, de que o protocolo de usinagem em CAD/CAM suave produz fendas marginais e internas menores nas coroas, foi rejeitada. Não houve diferença significativa entre as coroas usinadas com os três protocolos de CAD/CAM para a espessura de fenda nas regiões marginal, ângulo gengivo-axial e axial. Por outro lado, o grupo suave apresentou maior espessura de fenda no ângulo áxio-oclusal e oclusal do que o grupo normal.

Em todos os grupos do presente estudo foi utilizada a mesma cerâmica, 3Y-TZP de segunda geração, e as mesmas etapas de

escaneamento e processamento CAD. A única diferença foi o tipo de protocolo utilizado na usinagem pela unidade CAM. Portanto, os resultados encontrados são relacionados apenas aos protocolos utilizados, sendo os protocolos suave, rápido e normal. A principal diferença entre os protocolos é o tempo de usinagem de cada coroa, resultando em desgaste pelas fresas por mais ou menos tempo. Para o protocolo rápido, demorou apenas 12 min para a confecção de uma coroa, já para o protocolo normal demorou 18 min e no protocolo suave foi de 25 min. Para justificar o fato de terem sido encontrados maiores tamanhos de fenda no grupo suave pode-se correlacionar com o maior tempo das fresas desgastando a cerâmica.

Foram encontradas diferenças na espessura de fenda entre as regiões mensuradas em um mesmo grupo experimental. A região do ângulo gengivo-axial apresentou maior fenda, seguida pelas regiões oclusal, marginal, axial e ângulo axio-oclusal. Esse padrão de distribuição do espaço do cimento foi semelhante para os três protocolos de usinagem.

Em outro estudo foi observado em ambas as cerâmicas que as regiões oclusal e ângulo áxio-oclusal apresentaram valores de fenda significativamente maiores em comparação às demais regiões [13]. As infraestruturas produzidas por CAD/CAM apresentaram valores de fenda maiores na oclusal do que nas demais regiões avaliadas [1]. As coroas produzidas pelo CAD/CAM obtiveram maior espessura de fenda na região oclusal e marginal e menor fenda na área axial[12]. Portanto, a maioria dos estudos relatam maior espessura de fenda na região oclusal, sendo esta a segunda região mais espessa nas coroas de 3Y-TZP do presente estudo.

Diferente dos estudos citados, a região com maior fenda nas coroas avaliadas foi o ângulo gengivo-axial. Isso pode estar correlacionado com o tipo de modelo escaneado, uma vez que no presente estudo foram escaneados de forma extraoral e o preparo estava entre dois dentes hígidos, simulando o meio oral. Em um dos estudos citados [13] o escaneamento foi para ponte fixa e em outro [1] foi escaneado apenas o preparo, em ambos os casos não existiam dentes adjacentes. Dessa forma, o escaneamento em algumas regiões pode ser um pouco prejudicado pela dificuldade de copiar os elementos necessários como o término em chanfro e pela dificuldade do escâner conseguir passar em regiões menores ou com dentes próximos.

Em um estudo *in vivo* [14], foram confeccionadas coroas unitárias monolíticas de zircônia e os valores de fenda foram mensurados com a técnica da réplica, apresentando média de fenda marginal de 77,42  $\mu\text{m}$  e para fendas internas média de 87,24  $\mu\text{m}$ . No presente estudo, as médias para os grupos na região marginal variaram entre 139  $\mu\text{m}$  e 157  $\mu\text{m}$ , sendo maiores do que os valores obtidos na clínica. Para as fendas internas, os valores da região axial variaram entre 92  $\mu\text{m}$  e 97  $\mu\text{m}$ , não apresentando muita variação em comparação ao estudo *in vivo*. Esses resultados também podem ser explicados pelo fato de que foi escolhido um espaço de fenda de 80  $\mu\text{m}$  no programa CAD para produzir as coroas, buscando evitar a necessidade de ajustes internos para um adequado assentamento sobre o pilar. A recomendação mínima para o tamanho de fenda marginal clinicamente aceitável varia de 100 $\mu\text{m}$  a 150 $\mu\text{m}$  [1].

O protocolo suave produziu margens das coroas com padrão de lascamento similar aos demais protocolos, quando todas as regiões

avaliadas (mesial, distal, vestibular, lingual) foram consideradas, rejeitando a segunda hipótese do estudo. Por outro lado, quando cada região foi avaliada separadamente, observou-se uma qualidade de margem inferior na região mesial para as coroas usinadas com o protocolo rápido, enquanto os protocolos suave e normal foram similares.

As coroas do presente estudo foram usinadas em estágio pré-sinterizado (*soft-machining*), considerado um protocolo menos agressivo e com menor probabilidade de lascamentos. Coroas usinadas em estágio pré-sinterizado passam por tratamento térmico para concluir a sinterização, que resulta em densificação do material acompanhado pela contração de sinterização [15,16]. Isso poderia explicar a ausência de defeitos severos nas margens das coroas. Além disso, a 3Y-TZP de segunda geração estudada apresenta altos valores de tenacidade à fratura, o que também pode resultar em maior resistência ao lascamento das margens [8,7,9,5].

No presente estudo, houve mais lascamento na região mesial no grupo rápido (GR), o que pode ser explicado pela sequência de fresagem e passagem das brocas nas regiões da coroa, bem como a velocidade que essas brocas passam. No estudo, para poder ser diferenciado qual era a mesial e qual era a distal, foi feito um pequeno triângulo na cervical no lado mesial, isso também pode estar correlacionado, uma vez que, a broca deveria realizar uma fresagem mais detalhada nesta face da coroa.

Um estudo mostrou correlação significativa entre a qualidade da margem e a carga de fratura de coroas de zircônia. Quanto mais defeitos na margem, menor foi a carga de fratura das cerâmicas [3]. Portanto, a identificação de defeitos pequenos nas coroas, independentemente do

tipo de protocolo de usinagem utilizado, é um achado positivo para a integridade estrutural das mesmas.

Quando a integridade marginal das diferentes regiões foi comparada para um mesmo protocolo, observou-se que as faces proximais apresentam qualidade inferior em comparação as faces lingual e vestibular. Esse resultado pode ser explicado pela forma de escaneamento utilizada no trabalho. Com o intuito de fazer um escaneamento o mais próximo possível do que seria na boca do paciente, o preparo foi alocado entre outros dois dentes, o que pode ter afetado a qualidade do escaneamento das margens do preparo nas proximais.

A terceira hipótese do estudo, de que o protocolo de usinagem em CAD/CAM suave produz anatomia oclusal mais refinada, foi aceita. A análise qualitativa da oclusal das coroas de 3Y-TZP mostraram que o protocolo rápido apresentou a oclusal com vários defeitos e é possível observar as linhas por onde as fresas passaram durante a usinagem. O protocolo normal se mostrou aceitável pois a anatomia está bem definida e não fica tão evidente a demarcação da trajetória das fresas. Já o protocolo suave, apresenta uma excelente anatomia oclusal, com alta lisura e brilho, e com uma excelente definição da anatomia oclusal.

É importante compreender as vantagens e limitações dos tratamentos para garantir longevidade clínica e satisfação dos pacientes. Coroas usinadas no protocolo suave apresentaram uma fenda maior apenas nos ângulos áxio-oclusal e oclusal. A espessura da fenda na região marginal e a integridade das margens, que são aspectos críticos para o sucesso clínico, foram semelhantes entre os diferentes protocolos de usinagem. Já em relação à anatomia oclusal, o protocolo suave apresentou anatomia mais refinada. Assim, todos protocolos parecem

adequados à aplicação clínica, mas deve-se considerar as características de cada um para garantir a melhor indicação clínica. O protocolo rápido pode ser indicado para casos de próteses monolíticas com menor demanda estética ou infraestruturas que serão recobertas com outra cerâmica e não requerem detalhamento oclusal. O protocolo suave é indicado para próteses monolíticas que requerem maior detalhamento anatômico e lisura superficial, facilitando o acabamento e polimento final proporcionado pelo técnico em prótese no laboratório. Enquanto, o protocolo normal parecer suprir todas as demandas clínicas, de maior ou menor necessidade estética.

Quanto as limitações do estudo, pode-se citar a ausência de uma avaliação quantitativa da anatomia oclusal, que poderia aumentar a validade científica das conclusões. Além disso, todas as coroas foram produzidas de forma padronizada, com base em um único pilar, processo de escaneamento e desenho CAD. Clinicamente, esses procedimentos são individualizados de acordo com o caso clínico, o que leva a uma maior variabilidade de resultados. Diferentes tecnologias CAD/CAM estão disponíveis para produzir restaurações, o que também influencia na qualidade das mesmas. Por isso, a interpretação dos resultados deve levar em conta que apenas um tipo de CAD/CAM foi avaliado no presente estudo.

## **5. CONCLUSÕES**

Pode-se concluir que o tipo de protocolo de usinagem em CAD/CAM afetou a adaptação de coroas monolíticas de 3Y-TZP nas regiões próximas à superfície oclusal. O protocolo suave resultou em coroas com maior fenda na região axio-oclusal e oclusal.

Os diferentes protocolos de usinagem afetaram a qualidade marginal das coroas, sendo que o protocolo rápido produziu coroas com integridade marginal inferior na região mesial. Porém, no geral, as coroas produzidas com os três protocolos apresentaram um bom refinamento das margens.

Quanto a anatomia oclusal, pode-se concluir que a anatomia produzida pelo protocolo suave é mais refinada quando comparada com o protocolo rápido. Porém, quando comparados o protocolo suave e o normal as coroas apresentaram qualidade semelhante.

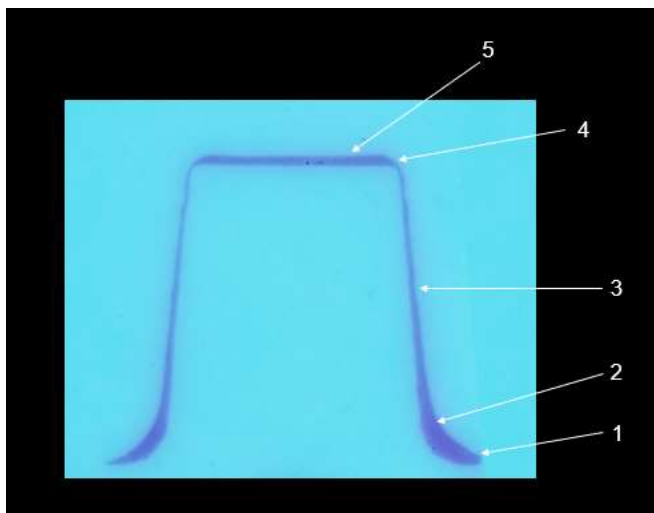
## REFERÊNCIAS

- [1] JT COLPANI, M BORBA, Á DELLA BONA, Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings, *Dental Materials*. 29 (2013) 174–180. [https:// 10.1016/j.dental.2012.10.012](https://10.1016/j.dental.2012.10.012)
- [2] D REKOW, VP THOMPSON, Near-surface damage—a persistent problem in crowns obtained by computer-aided *design* and manufacturing, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 219 (2005) 233-43. [https:// 10.1243/095441105X9363](https://10.1243/095441105X9363)
- [3] C SCHRIWER, A SKJOLD, NR GJERDET, Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture, *Dental Materials*. 33(2017), 1012–1020. [https:// 10.1016/j.dental.2017.06.009](https://10.1016/j.dental.2017.06.009)
- [4] F RICCITIELLO, M AMATO, R LEONE, G SPAGNUOLO, R SORRENTINO, In vitro Evaluation of the Marginal Fit and Internal Adaptation of Zirconia and Lithium Disilicate Single Crowns: Micro-CT Comparison Between Different Manufacturing Procedures. *The Open Dentistry Journal*. 12(2018) 160–172. [https:// 10.2174/1874210601812010160](https://10.2174/1874210601812010160)
- [5] Y ZHANG, BR LAWN, Novel Zirconia Materials in Dentistry, *Journal of Dental Research*. 97(2018) 140-147. [https:// 10.1177/0022034517737483](https://10.1177/0022034517737483)

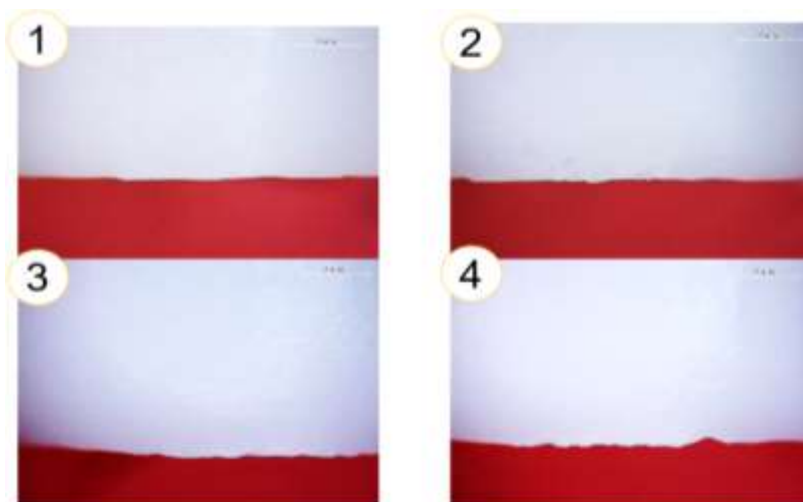
- [6] E CAMPOSILVAN, R LEONE, L GREMILLARD, R SORRENTINO, F ZARONE, M FERRARI, J CHEVALIER, Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications, *Dent Mat.* 34(2018) 879–890. [https:// 10.1016/j.dental.2018.03.006](https://10.1016/j.dental.2018.03.006)
- [7] F ZHANG, M INOKOSHI, M BATUK, J HADERMANN, I NAERT, BV MEERBEEK, J VLEUGELS, Strength, toughness and aging stability of highlytranslucent Y-TZP ceramics for dental restorations, *Dent Mat.* 32(2016) 327-e337. [https:// 10.1016/j.dental.2016.09.025](https://10.1016/j.dental.2016.09.025)
- [8] N NORDAHL, PVV STEYERN, C LARSSON, Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness, *Journal of Oral Science*, 57(2015) 255-261. [https:// 10.2334/josnusd.57.255](https://10.2334/josnusd.57.255)
- [9] H TONG, CB TANAKA, MR KAIZER, Y ZHANG, Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceramics International*. 42(2016) 1077-1085. [https:// 10.1016/j.ceramint.2015.09.033](https://10.1016/j.ceramint.2015.09.033)
- [10] S KARAKAYA, A SENGUN, Evaluation of internal adaptation in ceramic and composite. *J of oral rehab.* 32(2005).
- [11] WH MÖRMANN, The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association*. 137(2006). [https:// 10.14219/jada.archive.2006.0398](https://10.14219/jada.archive.2006.0398)
- [12] R. OTTONI, JA GRIGGS, PH CORAZZA, M BORBA, Optimization of lithium disilicate glass-ceramic crowns: finish line, scanning and processing methods, *Int J Prosthodont* in press, 2021.
- [13] M BORBA, PF CESAR, J GRIGGS, A DELLA BONA, Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mat.* 27(2011) 1119–1126. [https:// 10.1016/j.dental.2011.08.004](https://10.1016/j.dental.2011.08.004)
- [14] N PAUL, SKN RAGHAVENDRA, MR DHAKSHAINI, S SOWMYA, MB RAVI, Marginal and internal fit evaluation of conventional metal-ceramic versus zirconia CAD/CAM crowns, *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 12(2020) e31-e37. [https:// 10.4317/MEDORAL.55946](https://10.4317/MEDORAL.55946)

- [15] S FRAGA, M AMARAL, MA BOTTINO, LF VALANFRO, CJ KLEVLANN, LG MAY, Impact of machining on the flexural fatigue strength of glass and polycrystalline CAD/CAM ceramics. Den Mat. 33(2017) 1286–1297. [https:// 10.1016/j.dental.2017.07.019](https://10.1016/j.dental.2017.07.019)
- [16] P CURRAN, M CATTANI-LORENTE, HW ANSELM WISKOTT, S DURUAL, SS SCHERRER, Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials, Dent Mat. 33(2017) 294-308. [https:// 10.1016/j.dental.2016.12.004](https://10.1016/j.dental.2016.12.004)

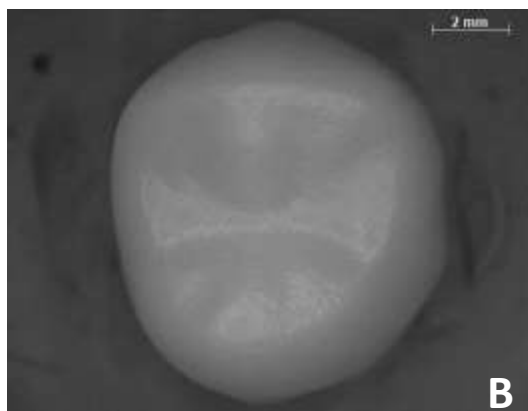
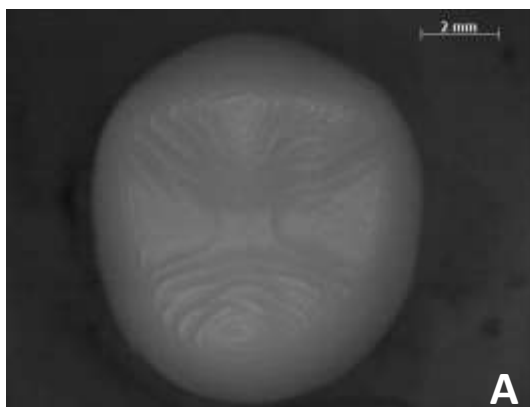
## FIGURAS



*Figura 1: Corte do molde no sentido M-D. As regiões de referência para mensuração da adaptação marginal e interna usando a técnica da réplica estão apontadas e numeradas conforme imagem. 1) marginal; 2) ângulo gengivo-axial; 3) axial; 4) ângulo axiooclusal; 5) oclusal.*



*Figura 2: imagens das margens das coroas representando os escores 1, 2, 3 e 4.*



*Figura 3: Superfície oclusal de coroas produzidas com os protocolos (A) rápido; (B) normal; (C) suave.*