

Universidade Federal do Rio de Janeiro

COMPARAÇÃO DA ADAPTAÇÃO DE RESTAURAÇÕES DENTÁRIAS
CERÂMICAS CIMENTADAS COM RESINA PRÉ-AQUECIDA E CIMENTO RESINOSO
UTILIZANDO MICRO-CT

Mariana Silva Thiel Ribeiro

COMPARAÇÃO DA ADAPTAÇÃO DE RESTAURAÇÕES DENTÁRIAS
CERÂMICAS CIMENTADAS COM RESINA PRÉ-AQUECIDA E CIMENTO RESINOSO
UTILIZANDO MICRO-CT

Mariana Silva Thiel Ribeiro

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica e de Materiais, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Metalúrgica e de Materiais.

Orientadoras: Paula Mendes Jardim
Paula Nunes Guimarães Paes

Rio de Janeiro

Março de 2024

COMPARAÇÃO DA ADAPTAÇÃO DE RESTAURAÇÕES DENTÁRIAS CERÂMICAS
CIMENTADAS COM RESINA PRÉ-AQUECIDA E CIMENTO RESINOSO
UTILIZANDO MICRO-CT

Mariana Silva Thiel Ribeiro

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM
ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Orientadores: Paula Mendes Jardim

Paula Nunes Guimarães Paes

Aprovada por: Prof^a. Paula Mendes Jardim, D. Sc

Prof^a. Paula Nunes Guimarães Paes, D. Sc

Prof^a. Gabriela Ribeiro Pereira, D. Sc

Prof. André Mauês Brabo Pereira, D. Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2024

Silva Thiel Ribeiro, Mariana

Comparação Da Adaptação De Restaurações Dentárias Cerâmicas Cimentadas Com Resina Pré-Aquecida E Cimento Resinoso Utilizando Micro-CT / Mariana Silva Thiel Ribeiro. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2024

XI, 71 p.: il.; 29,7cm.

Orientadores: Paula Mendes Jardim

Paula Nunes Guimarães Paes

Dissertação (mestrado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2024.

Referências Bibliográficas: p.63–63.

1. Micro-CT. 2. Adaptação Marginal. 3. Adaptação Interna. I. Jardim, Paula Mendes *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais. III. Título.

Dedico este trabalho ao meu amor e grande incentivador, Emanuel Mendes,
e ao nosso amado filho Miguel, que está a caminho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus em primeiro lugar, por me conduzir a lugares que jamais imaginei alcançar, por me conceder forças e capacidade para realizar este sonho.

Ao meu marido, Emanuel, por sua constante presença, por compreender o tempo dedicado a este trabalho e por ser meu maior incentivador nos momentos em que achei que não seria capaz.

Ao meu amado pai Evandro, cujo apoio foi fundamental para esta conquista, agradeço por suas palavras de encorajamento, seu amor e por sempre acreditar em mim. À minha mãe Cristina, exemplo de força e determinação. Às minhas irmãs, Maria e Miriã, obrigada por estarem sempre presentes e por serem fonte de alegria em minha vida. Amo vocês.

A minha orientadora, Prof^a. Paula Jardim, agradeço por sua dedicação, paciência e orientação ao longo desta pesquisa. Seus ensinamentos foram essenciais para minha formação acadêmica, obrigada por me orientar e ter sido a melhor orientadora. A minha coorientadora, Prof^a. Paula Paes, agradeço por sua valiosa contribuição ao trabalho e por estar presente em todas as etapas, sendo meu elo fundamental entre a Odontologia e a Engenharia de Materiais, você foi a melhor coorientadora. A ambas, meu sincero agradecimento e admiração por serem minhas referências na docência e pesquisa.

Aos professores Gabriela Pereira e André Mauês, por aceitarem gentilmente fazer parte da banca e contribuírem com seu conhecimento. Agradeço também aos professores André Mauês, Ricardo Leiderman e Janine Domingos, da Universidade Federal Fluminense, que gentilmente contribuíram para realização das tomografias das minhas amostras, obrigada pelas contribuições que trouxeram para pesquisa.

Agradeço aos queridos professores Helinho e Plínio, da Universidade Estadual do Rio de Janeiro, por gentilmente me receberem para a confecção das amostras e por compartilharem tanto conhecimento. Agradeço também ao Murilo, por me acompanhar em todas as etapas, compartilhar seu conhecimento e dedicação do seu tempo.

Aos meus professores do PEMM e da Faculdade de Odontologia da UFRJ, responsáveis pela minha formação acadêmica, em especial todos os meus professores do Departamento de Prótese e Materiais Dentários, meu reconhecimento. Em especial ao meu professor Terumitsu Sekito Jr, que gentilmente me apoiou em tudo que precisei. Obrigada professoras, Silvana Spyrides e Fabiana Ribeiro, pela confiança que depositaram em mim para realização deste mestrado, por me incentivarem e sempre estarem disponíveis.

A minha colega de mestrado e amiga, Lanca Lira, obrigada por tornar nossa trajetória mais leve e por compartilhar tantos momentos durante nossa trajetória. Ao

Francisco, responsável por resolver qualquer problema relacionado ao mestrado, desde o meu processo seletivo até agora. Muito obrigada pela sua disponibilidade e bom humor de sempre.

Aos meus amigos e familiares, que sempre estiveram ao meu lado, por entenderem as vezes que precisei estar me ausentar, obrigada por terem me fortalecido e estarem sempre disponíveis.

A todos do Núcleo Multiusuário de Microscopia da COPPE, local especial para mim, onde tive muitos ensinamentos, agradeço ao Manoel e Leticia, pelo tempo disponibilizado para contribuição desta dissertação e carinho de sempre.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

COMPARAÇÃO DA ADAPTAÇÃO DE RESTAURAÇÕES DENTÁRIAS
CERÂMICAS CIMENTADAS COM RESINA PRÉ-AQUECIDA E CIMENTO
RESINOSO UTILIZANDO MICRO-CT

Mariana Silva Thiel Ribeiro

Março/2024

Orientadores: Paula Mendes Jardim

Paula Nunes Guimarães Paes

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

Este estudo investiga, por meio de microtomografia computadorizada (micro-CT), o impacto de diferentes técnicas de cimentação de restaurações feldspáticas reforçadas com dissilicato de lítio, produzidas por fresagem, na adaptação de restaurações odontológicas. A literatura atual carece de dados suficientes para determinar se a cimentação com resinas compósitas preaquecidas afeta a adaptação das restaurações fresadas pela tecnologia CAD/CAM. Para preencher essa lacuna, um dente de estoque foi preparado, digitalizado, e com base na malha virtual, foram impressas 10 amostras, divididas em dois grupos conforme a técnica de cimentação. Cada amostra recebeu uma restauração individualizada de dissilicato de lítio fresada. No Grupo 1, as restaurações foram cimentadas com cimento autocondicionante, enquanto no Grupo 2, foi utilizada resina compósita preaquecida. As amostras foram então microtomografadas e as imagens segmentadas para avaliar a linha de cimentação, permitindo a análise da adaptação marginal e da adaptação interna das restaurações em cerâmica. Além disso, realizou-se microscopia eletrônica de varredura (MEV) com espectroscopia de energia dispersiva de raios-X (EDS) para caracterização dos materiais e correlação com os resultados das microtomografias. Observou-se que o cimento resinoso apresentou melhor adaptação marginal e interna em comparação com a resina compósita pré-aquecida, destacando a importância da escolha do material de cimentação e a validade da micro-CT para esta análise.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

COMPARISON OF THE ADAPTATION OF CERAMIC DENTAL RESTORATIONS CEMENTED WITH PREHEATED RESIN AND RESIN CEMENT USING MICRO-CT

Mariana Silva Thiel Ribeiro

March/2024

Advisors: Paula Mendes Jardim
Paula Nunes Guimarães Paes

Department: Metallurgical and Materials Engineering

This study investigates, using microcomputed tomography (micro-CT), the impact of different cementation techniques for feldspathic restorations reinforced with lithium disilicate, produced by milling, on the adaptation of dental restorations. Current literature contains sufficient data to determine whether cementation with preheated composite resins affects the adaptation of restorations milled using CAD/CAM technology. To fill this gap, a stock tooth was prepared, scanned, and based on the virtual mesh, 10 samples were printed, divided into two groups according to the cementation technique. Each sample received an individualized milled lithium disilicate restoration. In Group 1, the restorations were cemented with self-etching cement, while in Group 2, preheated composite resin was used. The samples were then microtomography and the images were segmented to evaluate the cementation line, allowing the analysis of the marginal adaptation and internal adaptation of the ceramic restorations. In addition, scanning electron microscopy (SEM) with energy dispersive X-ray spectroscopy (EDS) was performed to characterize the materials and brightness with the results of microtomography. It should be noted that the resin cement showed better marginal and internal adaptation compared to the heated composite resin, highlighting the importance of the choice of cementing material and the validity of the micro-CT for this analysis.

SUMÁRIO

| | |
|--|----|
| 1. Introdução | 1 |
| 2. Fundamentação teórica | 4 |
| 2.1. Cerâmicas aplicadas a odontologia | 4 |
| 2.1.1. Cerâmicas vítreas | 4 |
| 2.1.2. Cerâmicas reforçadas por alumina | 5 |
| 2.1.3. Cerâmica vítrea reforçada por óxidos: Zircônia e spinélio | 6 |
| 2.1.4. Cerâmicas reforçadas por leucita | 6 |
| 2.1.5. Cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio | 7 |
| 2.1.6. Cerâmicas predominantemente cristalinas | 8 |
| 2.2. Métodos de fabricação das cerâmicas | 9 |
| 2.2.1. Método da estratificação..... | 9 |
| 2.2.2. Método da prensagem | 10 |
| 2.2.3. Método da infiltração de vidro (<i>slip-cast</i>) | 11 |
| 2.2.4. Método da fresagem assistida por computador | 11 |
| 2.3. Cimentação adesiva | 12 |
| 2.3.1. Cimentos resinosos..... | 12 |
| 2.3.2. Resina compósita pré-aquecida..... | 14 |
| 2.3.3. Adaptação da restauração indireta | 14 |
| 3. Revisão de literatura | 18 |
| 3.1. Uso de micro-CT para estudo de adaptação de restaurações | |
| Odontológicas | 18 |
| 4. Objetivo | 22 |
| 5. Materiais e métodos | 23 |
| 5.1. Grupos experimentais | 23 |
| 5.2. Preparo de dente | 23 |
| 5.3. Duplicação do preparo e confecção das cerâmicas | 24 |
| 5.4. Cimentação | 26 |
| 5.5. Obtenção das imagens por micro-CT. | 31 |

| | |
|---|----|
| 5.6. Medidas das imagens de micro-CT | 32 |
| 5.7. Microscopia eletrônica de varredura | 34 |
| 6. Resultados e discussão | 36 |
| 6.1 Espessura média da linha de cimentação | 36 |
| 6.2 Caracterização dos materiais | 44 |
| 6.3 Volume da linha de cimentação e porosidade | 51 |
| 6.4 Implicações clínicas | 55 |
| 6.5 Limitações do estudo | 59 |
| 7. Conclusão | 60 |
| 8. Sugestões para trabalhos futuros | 62 |
| 9. Bibliografia | 63 |
| 10. Apêndices | 68 |

1 Introdução

A atual busca por restaurações estéticas tem conduzido a um aumento no uso de cerâmicas dentais, devido a sua capacidade de reprodução de restaurações semelhantes aos dentes naturais. A melhora das propriedades mecânicas, estabilidade de cor, translucidez e biocompatibilidade tornaram o uso dos sistemas cerâmicos popular para restaurações dentais (VARGAS *et al.*, 2017; YEO *et al.*, 2003). Além disso, restaurações com materiais cerâmicos cristalinos ou reforçados que não incluem componentes metálicos expostos na cavidade bucal evitam reações alérgicas edescoloração da gengiva adjacente como efeito da corrosão do metal (JUNG *et al.*, 2010, FRADEANI e REDEMAGNI, 2010).

Processos que levam à perda da estrutura dentária, como lesões cariosas, fraturas dentárias ou situações em que o dente apresenta-se em uma posição desfavorável para reabilitação são encontrados na prática da clínica odontológica. Nesses casos, é necessário recorrer a restauração de parte ou toda coroa dentária (restauração extracoronária), como por exemplo, uma restauração indireta do tipo overlay que substitui todas as faces funcionais da região oclusal do dente reproduzindo a parte superior da coroa clínica de um dente natural ao ser fixada ao remanescente dentário. Cabe ressaltar que restauração indireta refere-se as peças protéticas que devem ser fabricadas em laboratórios de prótese dentária ao contrário das restaurações diretas que podem ser realizadas diretamente na cavidade bucal pelo dentista.

É imprescindível que a superfície interna da restauração se adapte à superfície dental preparada (remanescente dentário), essa região é denominada espaço interno e quando localizada na margem entre o dente e a restauração é denominada de espaço marginal (HOLMES *et al.*, 1989). Os materiais de cimentação são materiais utilizados para preencher a região//interface entre o remanescente dentário e a restauração indireta. Quanto menores são os espaços interno e marginal, menor será a linha de cimentação formada após o preenchimento do espaço e isso resultará em um ajuste e adaptação superiores da restauração após sua fixação.

Com relação ao material com o qual a restauração indireta é confeccionada, as restaurações cerâmicas podem ser classificadas em dois grupos principais que são as cerâmicas vítreas e as predominantemente cristalinas. As restaurações de cerâmicas vítreas, como a restauração indireta de cerâmica feldspática reforçada com dissilicato de lítio que será utilizada no presente trabalho, podem ser fabricadas por prensagem ou serem fresadas.

A etapa de cimentação é reconhecida como um procedimento crítico, pois esta técnica adesiva executada no ambiente bucal é sensível e complexa. Dentre os diversos

materiais de cimentação disponíveis, o cimento resinoso destaca-se como o mais utilizado para a cimentação de restaurações indiretas em cerâmica, devido a sua elevada resistência mecânica, baixa solubilidade em fluido oral, dureza e capacidade de formar uma união micromecânica ao esmalte e à dentina. Essas características são superiores às dos cimentos convencionais de reação ácido-base. A reação de polimerização do cimento resinoso, que é um compósito particulado de matriz polimérica pode ser ativada através da luz na faixa azul (468nm), de forma química ou por dupla ativação, denominado nesse caso de cimento resinoso dual. (POWERS e SAKAGUCHI, 2006). Atualmente, a resina compósita pré-aquecida, por também ser um compósito particulado de matriz polimérica, tem sido estudada como alternativa ao cimento resinoso para a cimentação de restaurações devido ao ilimitado tempo de trabalho, resistência ao manchamento, ausência de sistema de ativação química (altera a cor do material) e maior resistência mecânica ao desgaste, devido à maior quantidade de carga inorgânica (KIM *et al.*, 2002; SMITH *et al.*, 2011).

Os métodos de fabricação das restaurações indiretas e classificações dos materiais de cimentação serão detalhados no capítulo de fundamentação teórica, pois ambos podem influenciar na longevidade das restaurações. Um dos fatores primordiais para o êxito clínico de uma restauração indireta reside na adaptação marginal, cuja ausência pode resultar na desadaptação das peças protéticas e falha adesiva. Essa desadaptação pode induzir à solubilização do cimento nas margens da restauração, possibilitando a infiltração de microorganismos, com potencial desencadeamento de doença cárie sob a restauração e o acúmulo de biofilme, culminando em inflamações dos tecidos periodontais (CONTREPOIS *et al.*, 2013). Todos esses fatores diminuem o tempo de vida útil das restaurações no ambiente da cavidade oral.

Assim, uma importante pergunta surge, e até o momento não dispomos de dados suficientes na literatura para uma resposta conclusiva: embora seja um material reconhecido com o qual o cirurgião dentista tem grande segurança em trabalhar, o emprego de resinas pré-aquecidas para a cimentação de restaurações indiretas poderia influenciar a adaptação (linha de cimentação) de restaurações fresadas pela tecnologia CAD/CAM?

Neste contexto, a microtomografia computadorizada se mostrou em publicações recentes (PIRAS *et al.*, 2020; DEMIR *et al.*, 2014; MOSTAFA *et al.*, 2018) um método promissor para a avaliação das linhas de cimentação de restaurações cerâmicas contribuindo de forma mais abrangente para a caracterização da mesma em relação à outros métodos de avaliação da adaptação como sondagem e medições na linha de cimentação, na margem entre as restaurações e o dente. Esta técnica por microtomografia é não destrutiva, portanto, evita a introdução de defeitos durante a

preparação de amostras diferente do uso da microscopia que envolve cortes de sessões transversais e polimentos. Outra vantagem é a obtenção de imagens tridimensionais permitindo tanto a realização de medidas em diferentes direções da restauração quanto avaliar a homogeneidade do agente de cimentação e presença de bolhas.

O presente estudo tem como propósito investigar, por meio da microtomografia computadorizada, os efeitos de diferentes métodos de cimentação de restaurações overlay de cerâmicas feldspáticas reforçadas com dissilicato de lítio, visando avaliar sua influência na adaptação de restaurações odontológicas.

2 Fundamentação teórica

2.1. Cerâmicas aplicadas a odontologia

O modo mais didático e objetivo para classificação das cerâmicas odontológicas é dividi-las quanto ao tipo em cerâmicas convencionais a base de feldspato de potássio (porcelanas feldspáticas) e cerâmicas reforçadas por materiais como a leucita, dissilicato de lítio, spinélio, alumina e zircônia. Além disso, as cerâmicas também podem ser classificadas quanto sua composição, em cerâmicas vítreas que incluem as cerâmicas feldspáticas, reforçadas por leucita e dissilicato de lítio, e em cerâmicas predominantemente cristalinas formadas por óxidos como alumina, spinélio e zircônia (RAPOSO *et al.*, 2014).

2.1.1. Cerâmicas vítreas

As cerâmicas feldspáticas foram as pioneiras a serem confeccionadas à baixas temperaturas de fusão, aderidas a uma subestrutura metálica de lâminas de platina formando as restaurações indiretas dentárias do tipo coroa de jaqueta de porcelana pura (jacketcrown) que foi inicialmente concebida e patenteada por Charles H. Land (Detroit, EUA) em 1881, na forma de coroa mista (face palatina de platina e vestibular de porcelana).

Tais coroas totais metalocerâmicas, combinavam propriedades estéticas da cerâmica com a resistência mecânica da infraestrutura de metal. As coroas em cerâmica feldspática pura sem metal apresentam excelente qualidade estética e foram utilizadas por longa data em reabilitação oral no século passado, todavia, a baixa resistência que o material apresenta limitou sua indicação apenas para região anterior, sendo atualmente utilizada apenas para restaurações unitárias em dentes anteriores que apresentem pequeno estresse oclusal (AMAROSO *et al.*, 2012).

As porcelanas feldspáticas odontológicas são obtidas através da mistura de silicato de alumínio (caulim), quartzo e feldspato, sendo este o componente majoritário (60%). Após processamento envolvendo fusão incongruente do feldspato com formação de pequenos cristais de leucita homogeneamente distribuídos (ANUSAVICE *et al.*, 2013), o material passa por resfriamento rápido, moagem e sinterização e resulta numa microestrutura com matriz vítrea (amorfa) e composição contendo carga de dióxido de silício, óxido de alumínio, óxido de sódio e de potássio dispersos na matriz.

Anusavice *et al.*, (2013) descreve as porcelanas feldspáticas como cerâmicas com alto grau de translucidez e coeficiente de expansão térmica linear semelhante aos dentes naturais, alta resistência a cargas compressivas e a degradação hidrolítica promovida pelos fluidos orais, além de não possuírem potencial corrosivo.

No entanto, por ser um material frágil, essas cerâmicas apresentam como característica uma elevada dureza e a limitada capacidade de dissipação de tensões

baixa resistência a tração e flexão (60Mpa) que leva a formação de trincas e fratura do material, pelas tensões que são acumuladas nos ângulos, extremidades e nas fendas das restaurações. (RAPOSO *et al.*, 2014).

A tentativa de manter as características estéticas quanto ao mimetismo semelhante ao elemento dental e ao mesmo tempo aprimorar suas propriedades mecânicas, foi incorporado na composição da cerâmica vítrea, elementos cristalinos para aumentar a resistência dessas cerâmicas. Esse processo resultou na introdução no mercado odontológico de cerâmicas reforçadas com leucita, alumina, dissilicato de lítio e zircônia. A presença desses óxidos possibilitou a diminuição significativa da propagação de trincas nas cerâmicas odontológicas quando submetidas a tensões, aumentando assim sua resistência mecânica (CARVALHO *et al.*, 2017).

2.1.2. Cerâmicas reforçadas por alumina

Cerâmicas reforçadas por alumina apresentam sua composição semelhante à das porcelanas feldspáticas, porém com o aumento de 40% da fase cristalina com alumina, as cerâmicas aluminizadas exibem resistência à flexão praticamente duplicada (130MPa) quando comparadas às cerâmicas feldspáticas convencionais. O aumento da quantidade de alumina na composição das cerâmicas foi responsável por diminuir a geração de tensões residuais no interior do material, processo que normalmente é observado durante o resfriamento, além de ocupar espaços estratégicos na matriz que impede a propagação de trincas (GRACIS *et al.*, 2015).

O acréscimo de alumina na fase cristalina proporcionou a perda de translucidez, devido a limitação da transmissão de luz pelos cristais de alumina. Apesar da resistência do material ter aumentado em comparação as cerâmicas convencionais, ele não apresentava resistência suficiente para ser utilizado em dentes posteriores da boca (molares e pré-molares), áreas onde o material deve suportar alto esforço mastigatório, sendo assim, até este momento sua indicação permanece limitada à região anterior (AMOROSO *et al.*, 2012; BORELLA *et al.*, 2014).

Para aprimorar as cerâmicas reforçadas por alumina, foram introduzidas partículas de vidro de lantânio com o intuito de eliminar porosidade, aumentar a resistência mecânica e limitar a propagação de trincas. Um exemplo desta evolução são os sistema InCeram Alumina (Vita), que é um sistema de restaurações cerâmicos que apesar de ser mais resistente, acaba por apresentar maior grau de opacificação, por ter uma infraestrutura de cerâmica opaca e a cerâmica feldspática como cerâmica de cobertura estética (translúcida). Mesmo assim, as indicações clínicas deste material foram ampliadas, podendo ser indicado tanto para dentes em regiões anteriores, como para dentes mais posteriores da boca, na confecção de coroas unitárias ou pontes

parciais fixas, quando a restauração envolve mais de um elemento dentário (AMARAL *et al.*, 2014; SILVA *et al.* 2017).

2.1.3. Cerâmica vítrea reforçada por óxidos: Zircônia e spinélio

O sistema cerâmico reforçado por óxidos apresenta variações, de acordo com o seu principal componente de reforço. As Cerâmicas reforçadas com alumina e zircônia apresentam em sua formação uma base de cerâmica cristalina de alumina que está infiltrada por vidro amorfo e essa matriz é reforçada por óxido de zircônio parcialmente estabilizado na fase tetragonal, que ao sofrer transformação martensítica proporciona maior resistência à flexão (420-700MPa) para essas cerâmicas. Como desvantagens, a opacidade deste sistema é semelhante as ligas metálicas, que contraindica este material para próteses fixas na região anterior e sua indicação é limitada a coroas unitárias e próteses parciais fixas posteriores para substituir até três elementos dentários (LOHBAUER *et al.*, 2014).

Em contra partida, as cerâmicas reforçadas por spinel possuem espinélio de magnésio como principal fase cristalina, a translucidez desta cerâmica é alcançada através das partes de alfa-alumina, devido ao baixo índice de refração do aluminato de magnésio e da matriz vítrea. A resistência a flexão encontra-se entre 280-380Mpa que é um valor intermediário mas ainda assim inferiores as reforçadas por zircônia e dessa forma, sua indicação restringe-se as restaurações parciais e coroas unitárias anteriores (BORELLA *et al.*, 2014).

2.1.4. Cerâmicas reforçadas por leucita

Com os avanços nas formulações das cerâmicas odontológicas com objetivo de aumentar a resistência dos materiais e ainda assim permanecer com as características estéticas do material, entre os materiais cerâmicos reforçados, um deles obteve aumento na quantidade de cristais de leucita (KAlSi_2O_6). Essas cerâmicas são materiais vítreos reforçados pela adição de aproximadamente 55% em peso desses cristais. A resistência flexural desta cerâmica pode ser até três vezes superior a resistência das porcelanas feldspáticas convencionais, podendo variar entre 90 a 180Mpa (BORELLA *et al.*, 2014).

Um exemplo de cerâmica reforçada que apresenta a quantidade de 35-55% de cristais de leucita, disponíveis comercialmente são as cerâmicas denominadas como IPS EmpressEsthetic (Ivoclar Vivadent). Devido a boa translucidez apresentada e ausência de infraestrutura metálica ou de cerâmica opaca, essas cerâmicas reforçadas com leucita são indicadas para diferentes restaurações indiretas como inlays, onlays, facetas, laminados e coroas unitárias em regiões anteriores e posteriores. Como fator

pontual, deve-se considerar a limitação de seu uso na odontologia por causa do investimento inicial para adquirir equipamentos essenciais para o processamento dessa cerâmica, como fornos mais potentes que alcancem a temperatura necessária para fabricação dessas restaurações (CABRAL *et al.*, 2017).

A leucita é um mineral de potássio-alumino-silicato que quando comparada à cerâmica feldspática que tem coeficientes de expansão térmica ($8,6 \times 10^{-6}/K$) apresenta alto coeficiente de expansão térmica (20 a $25 \times 10^{-6}/K$).

2.1.5. Cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio

As cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio apresentam basicamente 60% a 65% de cristais. Este sistema apresenta resistência flexural de 300 a 400MPa, que pode ser até sete vezes mais resistente quando comparado às porcelanas feldspáticas convencionais. Apesar de sua translucidez ser inferior as cerâmicas feldspáticas, esse sistema é considerado como alto padrão estético, devido ao índice de refração de luz semelhante ao esmalte dental, permitindo a possibilidade de reproduzir a naturalidade da estrutura dentária (ZOGHEIB *et al.*, 2014; CARVALHO *et al.*, 2017).

Dentre os sistemas cerâmicos livres de metal, o dissilicato de lítio é conhecido comercialmente pelo sistema IPS emax Press (IvoclarVivadent) e atualmente tem sido um material muito utilizado em diferentes tipos de próteses com vantagens como a ausência de infraestrutura metálica ou de cerâmica mais opaca, boa translucidez, alta resistência mecânica e corrosiva e estética adequada. Além disso, também podem ser empregadas como infraestrutura para próteses unitárias e de até três elementos dentários, que em seguida poderão ser recobertos por porcelanas feldspáticas compatíveis, neste caso é possível combinar as melhores propriedades mecânicas das cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio e a excelência estética das cerâmicas feldspáticas.

Os blocos de dissilicato de lítio são fabricados a partir da junção das partículas de pó com um aglutinante prensado no interior de um molde ou extruídos. Após esse processo, os blocos são levados para um forno onde acontece a pré sinterização do corpo verde com a remoção do aglutinante e sinterização até a densidade desejada.

Os blocos pré-fabricados podem estar disponíveis em sua forma pré sinterizada, que permite a rápida fresagem com brocas diamantadas controladas por computador (CAM) para confecção das restaurações antes da sinterização final. A contração volumétrica que ocorre após o processo de sinterização final é compensada pelo próprio programa do computador durante o planejamento, que fresa a restauração com um tamanho maior, para que seja alcançada uma adequada adaptação da peça. Blocos cerâmicos não porosos ou densamente sinterizados estão disponíveis no mercado e

esses não necessitam da segunda etapa de sinterização, porém são de difícil corte e causam maior desgaste das peças da fresadora (GRIGGS *et al.*, 2007).

2.1.6. Cerâmicas predominantemente cristalinas

As cerâmicas predominantemente cristalinas são materiais que não possuem a fase vítrea amorfa em sua composição. Para confecção de infraestruturas em restaurações indiretas, as cerâmicas policristalinas são as que apresentam melhores propriedades mecânicas, mas em contrapartida, são as que possuem menor translucidez (BISPO *et al.*, 2015).

As cerâmicas predominantemente cristalinas de uso odontológico podem ser divididas em cerâmicas formadas por cristais de alumina e/ou de zircônia. As cerâmicas cristalinas de alumina apresentam cerca de 99,9% de seu conteúdo de alumina pura, por este motivo esse sistema cerâmico apresenta elevada resistência à flexão, variando de 450-700MPa e excelente biocompatibilidade por ser inerte. São indicadas para a confecção de infraestruturas para coroas unitárias de dentes anteriores e posteriores, além de infraestruturas de próteses parciais fixas de até três elementos dentários com extensão até o 1º dente molar (GRACIS *et al.*, 2015).

Segundo Carvalho *et al.*, 2017, embora as cerâmicas predominantemente cristalinas de alumina apresentem excelentes propriedades mecânicas, esse sistema cerâmico tem limitações quando a fixação pela técnica adesiva. Os tratamentos superficiais convencionais, com condicionamento com ácido fluorídrico, não apresentam efeito satisfatório devido ao reduzido conteúdo vítreo presente (0,01%). Neste cenário, os tratamentos de superfície alternativos, como o jateamento de partículas de alta dureza, torna-se necessário como método de melhoria para alcançar uma adesão favorável às cerâmicas predominantemente cristalinas.

Dentre os sistemas cerâmicos as predominantemente com cristais de zircônia são aquelas que apresentam as melhores propriedades mecânicas e tenacidade à fratura. Devido a sua distinta microestrutura que em temperatura ambiente apresenta seus cristais normalmente em uma estrutura cristalina monoclinica, que ocupa um volume maior, do que a forma estrutural da zircônia que existe em altas temperaturas (acima de 1170°), em sua fase tetragonal. Contudo ao ser estabilizada por óxidos há possibilidade de produzir peças de zircônia, que a temperatura ambiente apresentasse forma tetragonal, ao invés da monoclinica (BISPO *et al.*, 2015).

A permanência da zircônia em fase tetragonal a temperatura ambiente foi possível por meio da adição de alguns óxidos na composição da zircônia durante a sua sinterização. Um dos óxidos mais utilizados para esse fim é o de ítrio, o qual deu origem ao material intitulado zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria. A zircônia

em forma monoclinica ocupa um volume de 3 a 5% maior que aos cristais na forma tetragonal, assim quando há mudança de fase a partir de uma tensão na cerâmica causada por uma trinca haverá geração de tensões de compressão ao redor do defeito ocorrendo o impedimento da propagação da trinca que levaria à fratura do material. Este mecanismo é considerado o principal responsável pela zircônia estabilizada por ítrio ser a cerâmica odontológica que apresenta o melhor comportamento mecânico frente a propagação de trincas no material (BISPO *et al.*, 2015).

Portanto, destaca-se a importância da zircônia em comparação com as infraestruturas protéticas metálicas anteriormente empregadas, em virtude de suas propriedades mecânicas superiores, maior durabilidade clínica das restaurações em serviço, radiopacidade e biocompatibilidade. Este material é indicado para a fabricação de infraestruturas de coroas, próteses fixas, pilares e próteses sobre implantes (CABRAL *et al.*, 2017).

2.2 Métodos de fabricação das cerâmicas

As cerâmicas odontológicas podem ser classificadas quanto as diferentes formas de processamento que são empregados para a confecção de restaurações dentárias, que são: estratificação (condensação), injeção/prensagem (*press*), infiltração de vidro (*slip-cast*) e fresagem/usinagem computadorizados (CAD/CAM) (PARK *et al.*, 2014).

2.2.1. Método da estratificação

Cerâmicas estratificadas apresentam excelentes resultados estéticos, por meio dos diferentes tipos de cerâmicas que são depositados em diferentes camadas, são capazes de reproduzir as características da dentina, translucidez do esmalte e saturações de cor em camadas sucessiva por meio da condensação. Na técnica de estratificação, o pó é modelado com líquido aglutinador formando uma espécie de pasta na qual estão as partículas do pó cerâmico unidas. Em sequência, a pasta é colocada sobre troquel refratário ou infraestrutura de cerâmica opaca pela técnica do pincel, espatulação ou vibração (ANUSAVICE *et al.*, 2013).

Após a estrutura da restauração ser modelada, a próxima etapa consiste em levar a restauração para fornos laboratoriais para sinterização das partículas do pó cerâmico, que ocorre a uma temperatura média de 960°C, preferencialmente em um ambiente com vácuo. Esse processo faz com que as partículas cerâmicas se unam, diminuindo os espaços intersticiais e o volume do material. Neste momento de contração do material, parte do ar pode ficar preso no seu interior, formando bolhas que prejudicam a resistência final da restauração. Após a sinterização, ocorre contração de

aproximadamente 30% do volume da cerâmica, devido à perda de água durante a secagem e densificação (SILVA *et al.*, 2017; ANUSAVICE *et al.*, 2013).

Esta forma de processamento é amplamente utilizada nos laboratórios de prótese e as cerâmicas feldspáticas são as mais empregadas devido ao seu alto resultado estético. Todavia, como desvantagens das restaurações em cerâmicas feldspáticas confeccionadas neste método destacam-se as muitas porosidades internas geradas, devido ao próprio processo de aplicação sobre camadas, onde há dificuldade para homogeneizar o material, além do desajuste marginal maior que as outras técnicas, devido à alta contração de sinterização da cerâmica estratificada. Ambos fatores podem sob tensão agir como defeitos concentradores e iniciar a propagação de uma trinca, levando a uma falha prematura da restauração (PARK *et al.*, 2014).

2.2.2. Método da prensagem

Os sistemas cerâmicos prensados têm como base a técnica da cera perdida, na qual um padrão de cera ou resina acrílica com o formato da restauração é incluído em um revestimento refratário e a cera fluida ou resina é eliminada em forno com alta temperatura. Desta maneira, o espaço para restauração é deixado no revestimento, em seguida a pastilha cerâmica é posicionada no orifício de entrada do canal de injeção, o conjunto é levado ao forno, a pastilha é submetida a altas temperaturas e a pressão em forno especial faz a cerâmica ser injetada no molde, para preenchimento do espaço com o formato que havia sido deixado no interior do revestimento (RAPOSO *et al.*, 2015).

Esse método de confecção garante boa adaptação marginal, excelente desempenho clínico a longo prazo, cria restaurações com alto padrão de naturalidade. Suas características reforçam a indicação de restaurações prensadas para substituir dentes na região anterior ou posterior da boca em diferentes tipos de preparos dentários (BISPO *et al.*, 2015). Nesta técnica são empregadas as vitrocerâmicas reforçadas por leucita e o dissilicato de lítio, na forma de pastilhas de diversas cores e graus de opacidade.

A técnica da prensagem amenizou a elevada contração que ocorre durante o processo de sinterização, comumente encontrado em porcelanas feldspáticas fabricadas pelo método da estratificação devido à alta pressão de injeção da cerâmica no molde em alta temperatura que elimina parte do ar intersticial. Essa técnica apresenta variação de volume apenas durante o resfriamento, a qual pode ser amenizada através do controle da expansão adequado do revestimento.

2.2.3. Método da infiltração de vidro (*slip-cast*)

Para que aconteça o processamento de cerâmicas infiltradas por vidro, uma

pasta com pó de cristais, cujo conteúdo pode ser à base de óxido de alumínio (alumina), zircônia (misto de zircônia e óxido de alumínio) ou óxido de magnésio e alumínio cúbico (*spinell*), é depositada e esculpida sobre um troquel de material refratário cuja expansão de presa deve ser projetada para compensar a contração da cerâmica durante o processo de sinterização. Em um primeiro momento, sem que haja completa fusão, a mistura de cerâmica é parcialmente sinterizada, e então um vidro à base de silicato de alumínio e lantânio é aplicado sobre o corpo da restauração e infiltrado por forças capilares em um ciclo de queima que depende do tipo da cerâmica de base. O primeiro sistema restaurador criado para esta técnica foi o *In-Ceram* (VITA), a resistência à flexão do material da estrutura pode variar de 236 a 600 Mpa e a tenacidade à fratura varia entre 3,1 e 4,61 MPa/m^{1/2}. Este material recebe a indicação clínica para coroas unitárias e também próteses de até três elementos.

2.2.4. Método da fresagem assistida por computador

Este método requer a execução de três etapas que inclui a digitalização e obtenção de imagens dos preparos dentários para serem trabalhadas no *software* de planejamento, a concepção do desenho da restauração e a usinagem. Nos últimos 30 anos esta tecnologia é empregada na odontologia, seu crescimento é relacionado aos avanços dos computadores, softwares e da robótica, associado aos avanços dos biomateriais (ARAO *et al.*, 2015).

A técnica para obtenção de cerâmicas fresadas ou usinadas está associada a tecnologia dos sistemas CAD/CAM (*Computer-Aided Design e Computer-Aided Manufacturing*), é possível realizar o desenho do projeto assistido por computador da restauração cerâmica final que em seguida será usinada pela manufatura assistida por computador.

Quanto ao método de obtenção da imagem dos preparos dentários, a captação pode ser de maneira direta na cavidade oral através de um escâner intraoral ou a partir de um escaneamento de bancada, neste caso um modelo da boca de gesso é escaneado. As imagens serão processadas e o desenho da restauração será planejado na unidade CAD do sistema. Por fim, as informações quanto ao formato da restauração serão enviadas para unidade fresadora CAM, o sistema irá informar as fresas que devem ser inseridas no sistema para fresagem do bloco pré-fabricado selecionado (RAPOSO *et al.*, 2014).

Após esta etapa, normalmente as restaurações necessitam passar por processos como sinterização dependendo da escolha do material e para melhora das propriedades óticas e estéticas as cerâmicas podem ser “maquiadas”, ou seja, características exclusivas do dente a ser reproduzidos como regiões de alteração de cor

e manchas são realizadas com aplicação de pigmentos cerâmicos. As principais vantagens deste sistema é a possibilidade de confecção de restaurações em cerâmica pura em uma sessão, rapidez e previsibilidade, de outro modo, a desvantagem é o alto investimento para aquisição dos equipamentos e necessidade de treinamento qualificado dos técnicos operantes do sistema (MENEZES *et al.*, 2015).

2.3. Cimentação adesiva

A longevidade das restaurações indiretas em cerâmica está relacionada as modificações que as cerâmicas sofreram em sua composição e a constante evolução dos métodos de fabricação. Somado a estes avanços, o aprimoramento dos materiais e protocolos de adesão na interface cerâmica/cimento/substrato dentário também apresentam sua importância (TIAN *et al.*, 2014).

2.3.1. Cimentos resinosos

O cimento resinoso é um agente de fixação utilizado para ater as restaurações indiretas às superfícies dentárias preparadas, preenchendo o pequeno espaço entre a restauração e a estrutura dentária (LEUNG *et al.*, 2022). Dentre os diversos cimentos odontológicos, os resinosos são, atualmente, muito utilizados devido à sua alta resistência mecânica, baixa solubilidade em fluido oral, dureza e união micro mecânica ao esmalte e à dentina.

Ribeiro *et al.* (2007) afirmaram a semelhança entre a composição da maioria dos cimentos resinosos e das resinas compósitas, basicamente formados por uma matriz resinosa com cargas inorgânicas. Entretanto, segundo esses autores os cimentos resinoso necessitam de um grau ótimo de conversão das duplas ligações e para alcançar menor viscosidade, apresentariam menores quantidades de partículas de carga em sua composição em relação a resina compósita, como consequência tais cimentos apresentariam menor resistência mecânica quando comparados a resinas compósitas.

Os cimentos resinosos podem ser classificados quanto ao modo ativação da reação de polimerização, que podem ser divididos em três grupos segundo a ISO 4049: os fotoativados, os quimicamente ativados, e os duais (polimerização dupla). Os cimentos fotoativados são indicados para restaurações de pequena espessura, em média 0,5-1,0mm, e devem ser utilizados para cerâmicas translúcidas que permitam a passagem da luz. Os cimentos duais são indicados para restaurações mais espessas medindo de 1,0-3,0mm nos quais o sistema de ativação químico poderá minimizar a dificuldade da chegada de luz, por conta da espessura e muitas vezes pouca translucidez do material. Para utilização dos cimentos que contém exclusivamente

sistemas de ativação química a restauração poderá apresentar espessura superior a 3mm e alto grau de opacidade (SILVA *et al.*, 2013). Quanto ao processo de adesão à estrutura dentária os cimentos podem ser divididos em cimentos de condicionamento total e cimentos autocondicionantes.

Os cimentos que são fotoativados tem fácil manipulação, além de tempos de presa controláveis, garantem margens de alta qualidade e apresentam excelente estabilidade de cor. Como desvantagem apresentam a necessidade da luz para sua ativação (ACQUAVIVA *et al.*, 2009).

A reação de polimerização dos cimentos duais é iniciada pela transmissão de luz visível e por reação química (peróxido de benzoíla), monômeros fotoiniciadores, como as cetonas aromáticas (canforoquinona) ou aminas promotoras da reação de polimerização (CARVALHO *et al.*, 2001). Esses materiais tem a conversão das ligações duplas entre carbonos dos monômeros favorecida por possuírem os sistemas químicos de ativação da polimerização, que conseguem promover a polimerização mesmo com pouca energia radiante para garantir a foto iniciação. Como desvantagens para garantir a mobilidade necessária a ativação química apresentam alta fluidez e a necessidade de misturar duas pastas (componentes) que pode ocasionar a incorporação de ar durante a manipulação do material levando a formação de poros e inclusão de bolhas.

A reação nos cimentos de ativação química é iniciada pela mistura de uma pasta base e uma pasta catalisadora. Como vantagem apresenta independência da exposição à luz e por isso, a ativação da polimerização acontece de forma uniforme ao longo de toda a interface, e como desvantagens, pode ser citada a instabilidade de cor (VASUDEVA *et al.*, 2009), ausência de controle sobre o tempo de trabalho e de presa, além da já mencionada necessidade de mistura das pastas base e catalisadora.

2.3.2. Resina compósita preaquecida

Diante das possibilidades de se realizar a cimentação de restaurações indiretas, outros materiais, como a resina compósita foto ativável tem sido estudada para essa finalidade. As resinas compósitas apresentam como vantagem em relação ao cimento resinoso sua maior estabilidade de cor, por não conter ativação química, e maior resistência mecânica ao desgaste, devido a maior quantidade de cargas inorgânicas, quando comparadas aos cimentos resinosos duais (KIM *et al.*, 2002; SMITH *et al.*, 2011). Por outro lado, a quantidade de carga inorgânica pode afetar a viscosidade da resina compósita. É esperado que a fluidez do material diminua quanto maior for a quantidade de carga em sua composição. Desta forma, ao utilizarmos as resinas

compósitas sem aquecimento prévio para cimentação, a linha de cimentação formada apresentaria maior espessura, fato indesejável para o processo de cimentação.

Como alternativa para se reduzir a viscosidade das resinas compostas, iniciaram estudos onde a utilização do calor para melhorar sua reologia (DEB *et al.*, 2011). Ao ser aquecida a uma temperatura que pode variar de 54°C a 70°C, o grau de conversão das duplas ligações dos monômeros da resina apresenta-se semelhante a um cimento resinoso dual e sua fluidez aumenta, que permite o maior escoamento da resina e, por consequência, uma espessura menor na linha de cimentação (LOPES *et al.*, 2020). Além disso, o aquecimento prévio desses compósitos pode reduzir a tensão de contração de polimerização do material (TRUJILLO *et al.*, 2004).

Diferentes técnicas de aquecimento, dispositivos, tempo de aquecimento e temperaturas, já foram relatados em diversos estudos com a finalidade de buscar os benefícios da utilização da resina pré-aquecida.

Lopes *et al.* (2020), realizou uma vasta revisão sistemática durante o período de 1980 até 2020 para avaliação da influência no aquecimento de resinas compostas e outros materiais. Com base nos resultados de estudos laboratoriais analisados, os autores concluíram que o preaquecimento de materiais restauradores dentários é uma técnica simples, segura e relativamente bem-sucedida. Em particular, para os materiais resinosos, há aumento da microdureza e do grau de conversão dos monômeros, redução da viscosidade e melhor adaptação à estrutura dental, porém ressaltam a falta de estudos clínicos que corroboram esses achados.

2.4. Adaptação da restauração indireta

O sucesso em uma restauração dental pode ser considerado quando fatores como: estética, resistência à fratura e adaptação marginal é alcançada. Além das propriedades referentes aos materiais, a adequada reprodução do preparo dental e a precisão na fabricação da peça são também fatores importantes para o alcance da longevidade dos trabalhos restauradores (MEHL *et al.*, 2014).

A definição do termo "adaptação" foi sugerida por Holmes *et al.* (1989) e utilizada por vários autores. Holmes descreve a adaptação como a relação ou espaço entre o remanescente dental e a restauração. Essa medição pode ser feita em diferentes pontos ao longo das superfícies, resultando na adaptação interna e adaptação marginal.

Diante de uma situação hipotética, a restauração deveria se ajustar perfeitamente ao preparo dental, com as margens coincidindo com os ângulos do preparo dental. O espaço interno é definido como a medida perpendicular da superfície interna da restauração em relação à parede axial (dentro do plano axial) do preparo. No entanto, quando esse espaço é encontrado na margem da restauração, ele é

classificado como espaço marginal, como mostra a figura 1 (HOLMES *et al.*, 1989).

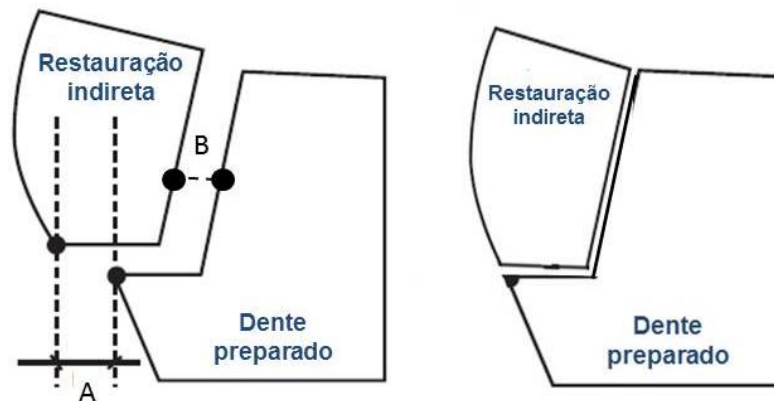


Figura 1: A esquerda: A – Desadaptação marginal da restauração, B – Espaço interno, medida da adaptação interna do material. A direita observamos adaptação marginal e interna, continuidade da restauração fabricada e o preparo dentário (Figura adaptada, fonte: NEVES *et al.*, 2014).

Quando a adaptação interna apresenta-se de maneira uniforme é possível prevenir o comprometimento da retenção (resistir ao deslocamento vertical) e resistência mecânica, além de propiciar um total assentamento da restauração, figura 2 (NAKAMURA *et al.*, 2003). Durante a fabricação das restaurações, diferentes técnicas são aplicadas para formar um espaço mínimo aceitável entre o dente e a peça cerâmica, quando a fabricação da peça é seguindo o fluxo analógico camadas de um material resinoso é aplicada ao modelo para assegurar essa formação do espaço mínimo no modelo antes do material da restauração ser moldado acima do modelo e esse material é chamado de espaçadores já no fluxo digital, durante o planejamento e desenho da restauração por convenção manteve-se chamar o espaço determinado entre o modelo virtual e o desenho da restauração de espaçadores também. O programa sugere espessura do espaçador de forma predeterminada, mas também pode ser alterada pelo operador uma vez que deve ser considerado ainda que o espaço pode ser influenciado também pela angulação dada ao preparo dentário, o material de moldagem ou técnica de digitalização, a técnica de cimentação e material selecionado.

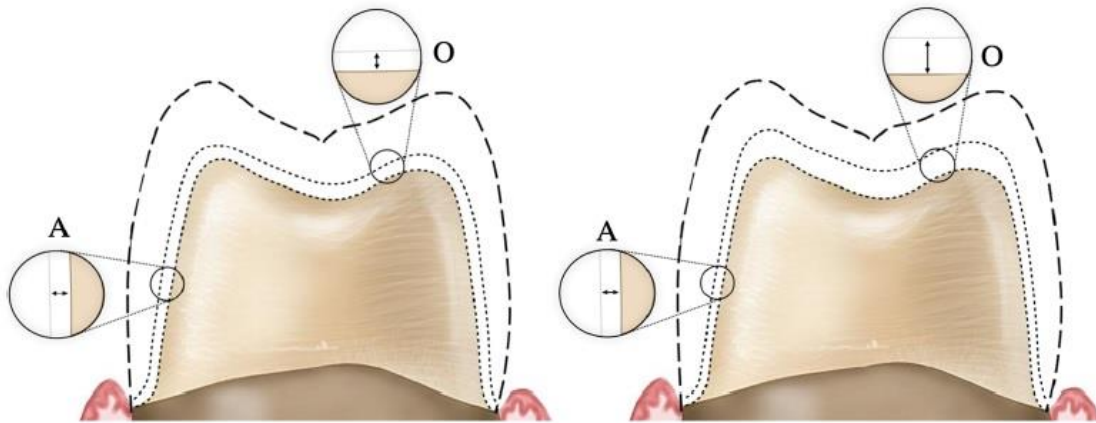


Figura 2: A esquerda é possível observar a linha e cimentação homogênea na região axial (A) e oclusal (O), a direita a linha de cimentação apresenta diferença de espessura entre a região axial (A) e oclusal (O) (Fonte: Ferrairo *et al.*, 2020).

Como citado anteriormente, nos sistemas CAD/CAM o espaçador é digital e determinado na fase de delineamento no software disponibilizado pelo fabricante (MOUSLY *et al.*, 2014). Apesar dos avanços tecnológicos, há relatos na literatura onde o valor do desajuste é incompatível com o determinado digitalmente, ou seja, o espaço para formação da linha de cimentação que foi pré estabelecido no software durante o planejamento da restauração não foi o mesmo encontrado em estudos que avaliaram a adaptação das restaurações, com bases nesses resultados, tornando-se necessário maior investigação neste campo de atuação (MOUSLY *et al.*, 2014; ANADIOTI *et al.*, 2014; CONTREPOIS *et al.*, 2013; HAMZA *et al.*, 2013, HUANG *et al.*, 2015; RENNE *et al.*, 2015). No entanto já em 2022, Elbadawy *et al.*, através da micro-CT concluíram que quando o espaço do cimento nos sistemas CAD/CAM foi estabelecido em 50µm, a adaptação das restaurações melhoraram significativamente.

Os valores médios da adaptação marginal e interna apresentados na literatura progressa a este estudo apresentam consideráveis variações e acredita-se que seja devido ao fato das análises serem realizadas por diferentes métodos, o que pode afetar significativamente os resultados (CONTREPOIS *et al.*, 2013).

Os métodos para análise da adaptação de uma restauração podem ser classificados pela seguinte forma: visão direta, exame visual e exploração, secção transversal, técnica de impressão e por escaneamento (PELEKANOS *et al.*, 2009; NEVES *et al.*, 2014; PRADIES *et al.*, 2015; AHRBERG *et al.*, 2016; BERRENDERO *et al.*, 2016; SCHONBERGUER *et al.*, 2017).

As análises que utilizam a tomografia computadorizada coletam as imagens em vários ângulos produzindo uma reconstrução com distribuições em três dimensões (3D)

(SWAIN *et al.*, 2009). A microtomografia computadorizada (Micro-CT) apresenta melhor resolução espacial, produzindo voxels na faixa de 5-50 μm , aproximadamente 1.000.000 vezes menor em volume que os voxels produzidos pela tomografia tradicional. Os microtomógrafos são compactos e se tornaram equipamentos essenciais em laboratórios, centro de pesquisa acadêmica e industrial (Swain *et al.*, 2009).

Os autores Swain e Xue (2009), citaram que as imagens geradas por Micro-CT representam mapas de distribuição espacial de coeficientes de atenuação linear determinados pela energia da fonte de radiação e a composição atômica do material analisado, é não destrutiva, além de dar a possibilidade de analisar as características das amostras por diversas vezes.

A micro-CT permite a análise e a mensuração tridimensional de objetos sem a preparação prévia da amostra o que simplifica os testes além de o método possibilitar a secção da imagem em fatias muito próximas umas das outras, que permite a mensuração de espaços internos e diferentes distâncias na área marginal e interna com acurácia (PELEKANOS *et al.*, 2009).

Esta técnica realiza a geração de imagens resultantes de radiação X e quanto maior for o número de materiais com diferentes coeficientes de absorção, melhor será a definição da imagem, embora a possibilidade de refração ou dispersão excessiva dos raios X e artefatos da refração seja possível (PELEKANOS *et al.*, 2009; KRASNAKI *et al.*, 2012). Conclui-se que, a correta indicação para realização da técnica em materiais com diferentes coeficientes de absorção é importante.

3 Revisão de literatura

3.1. Uso de micro-CT para estudo de adaptação de restaurações odontológicas

Entre os diferentes métodos para avaliação da adaptação interna de restaurações indiretas, a micro-CT tem apresentado notoriedade em estudos laboratoriais atuais. Contrepolis *et al.* (2017), apontou a micro-CT como uma técnica inovadora e não destrutiva para medição da adaptação interna, que fornece imagens 2D e 3D do espaço entre a coroa e o troquel.

A fiel adaptação das restaurações indiretas é a chave para o sucesso em tratamentos reabilitadores. Para a longevidade da restauração indireta, a desadaptação marginal aceitável deve ser inferior a 120µm segundo McLean e VonFraunhofer (1971), enquanto, de acordo com Björn *et al.*, (1970) deveria ser de 200µm no máximo, e mais recentemente Baig *et al.*, (2010) afirmou que 150µm é um valor de desadaptação aceitável. Porém esses estudos para avaliação da desadaptação marginal foram feitos sem a cimentação das restaurações. Kim *et al.* (2016), afirma a necessidade de novos estudos para avaliação da adaptação marginal em coroas totais em que a cimentação das restaurações tenha sido realizada. Portanto, faz-se necessário estudos mais aprofundados, não somente do efeito dos diferentes métodos de fabricação das restaurações, mas avaliar a influência que materiais de cimentação exercem na adaptação de restaurações indiretas.

Por meio do desenvolvimento dos diferentes sistemas restauradores cerâmicos, a estética e a resistência à fratura são dois dos 3 fatores principais para determinação do sucesso de uma restauração, o terceiro é a adaptação marginal. Contrepolis *et al.* (2013), realizaram uma revisão sistemática da literatura destinada a avaliar a precisão marginal de sistemas cerâmicos. Este estudo revisou a literatura científica quanto a adaptação marginal de coroas cerâmicas fabricadas com diferentes sistemas e quais foram os fatores que influenciaram a adaptação marginal. A heterogeneidade do estudo impossibilitou a realização adequada de uma meta-análise dos resultados da pesquisa que poderia ser utilizada para comparar e classificar os diversos sistemas em termos de ajuste marginal. Quatro parâmetros foram encontrados como influenciadores da adaptação marginal: valor do espaço de cimentação predefinido, configuração da linha do termino do preparo, cerâmica de recobrimento e a cimentação. Dentre os sistemas que foram selecionados pelo artigo todos forneceram um ajuste marginal que seria clinicamente adequado e os autores sugeriram o uso de micro-CT para a melhor análise da adaptação marginal.

O intuito de avaliar o ajuste marginal para coroas de dissilicato de lítio, fabricadas com técnicas de prensagem e através do sistemas CAD/CAM, motivou Neves *et al.*, (2013) a desenvolverem um estudo onde um único dente pré-molar humano foi preparado e restaurações indiretas do tipo coroa total em cerâmica foram fabricadas utilizando três técnicas distintas. Cada coroa foi fixada ao molde (sem cimentação) e digitalizada com micro-CT para avaliação da adaptação. Coroas de dissilicato de lítio fabricadas usando o sistema CAD/CAM do escâner Cerec 3D Bluecam, ou a técnica de prensagem por calor, exibiram um desajuste vertical significativamente menor do que as coroas fabricadas usando o sistema CAD/CAM do scanner E4D Laser. Os autores concluíram que o tipo de manufatura da coroa de dissilicato de lítio altera a adaptação

final das restaurações e também concluíram que a micro-CT se mostrou uma técnica adequada para este tipo de análise.

Afim de testar a hipótese se o tipo de cerâmica selecionada para fabricação das restaurações pode influenciar na adaptação das peças, Pimenta *et al.* (2015), compararam a adaptação interna e marginal de infraestruturas de coroa fabricados com 3 materiais diferentes. O primeiro grupo utilizou a zircônia (sistema ZirkonZahn, grupo Y-TZP), o segundo o dissilicato de lítio (sistema IPS e-max Press, grupo LSZ) e o terceiro liga de níquel-cromo (fundição por cera perdida, grupo NiCr). Cinco espécimes de cada material foram assentados em matrizes padrão (modelos), que foram confeccionadas através da digitalização de um dente com preparo do tipo coroa total em resina termo ativada sob o qual foi realizado o escaneamento seguido da fresagem assistido por computador de blocos em zircônia para confecção da matriz padrão. Para avaliação da adaptação das coroas protéticas dos três materiais na matriz padrão, fixados no molde sem cimentação, utilizou-se a micro-CT, que foi usada para obter reconstruções volumétricas de cada espécime. Os grupos de dissilicato de lítio e a zircônia, apresentaram os menores valores médios de ajuste interno e significativamente diferente da liga de níquel-cromo. Os parâmetros de ajuste marginal e interno dos três materiais testados estavam dentro da faixa clinicamente aceitável, que reafirma a qualidade de técnica de micro-CT para estes fins.

Durante a prática da clínica odontológica o escaneamento do preparo dentário pode ser realizado direto na cavidade oral ou indiretamente, através do escaneamento dos modelos de gesso, com o auxílio de um escaner de bancada. Kim *et al.* (2016), realizaram um estudo *in vitro* para comparar as desadaptações marginais e internas de coroas de dissilicato de lítio fabricadas a partir de técnicas de impressões digitais e convencionais. A diferença entre os grupos estava no tipo de escaner e o grupo controle foi da técnica de prensagem a quente com todas as coroas produzidas usando a mesma fresadora. As coroas de dissilicato de lítio foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco sob pressão digital. Para aferição das desadaptações internas e marginais, utilizou-se a micro-CT. As diferenças mais significativas foram encontradas entre as coroas de dissilicato de lítio produzidas usando os dois métodos de escaneamento digital intraoral, enquanto nenhuma diferença foi encontrada entre as coroas produzidas a partir de um escaneamento digital extraoral e as coroas produzidas usando uma técnica da prensagem.

Nezrine *et al.*, (2017), também compararam o ajuste marginal de coroas de dissilicato de lítio produzidas por diferentes técnicas. Uma réplica em resina de um pré-molar foi preparado e escaneado, para a obtenção em seguida de um troquel em zircônia feito baseado na malha gerada pelo dente artificial que foi fresado para receber

as coroas. Foram utilizados 3 métodos de fabricação de restauração indireta: fresagem, prensagem a quente utilizando a restauração impressa em poliuretano de estereolitografia (SLA) com o formato da coroa, e método de fabricação tradicional, onde o dente de estoque foi moldado com silicone com polimerização por reação de adição e gesso tipo IV (alta resistência e baixa expansão) vazado sobre o molde, para confecção das coroas através da técnica da cera perdida. A micro-CT foi usada para avaliar o ajuste marginal 2D e 3D das coroas em todos os três grupos. Frequências de diferentes discrepâncias marginais também foram registradas, incluindo sobrecontorno, subcontorno e lascamento marginal. As restaurações indiretas realizadas pelo fluxo digital demonstraram desadaptação (gap) marginal vertical médio significativamente menor ($33,3 \pm 19,99 \mu\text{m}$) em comparação com o grupo que utilizou a restauração impressa em poliuretano de estereolitografia (SLA) para posterior prensagem ($54,08 \pm 32,34 \mu\text{m}$) e a técnica tradicional ($51,88 \pm 35,34 \mu\text{m}$). Da mesma forma, o volume do gap marginal foi significativamente menor no grupo digital ($3,32 \pm 0,58 \text{ mm}^3$) em comparação com o grupo tradicional ($4,16 \pm 0,59 \text{ mm}^3$). O volume médio do gap marginal não foi significativamente diferente entre os grupos. A ocorrência do erro de subcontorno foi maior no grupo com cerâmica prensada e tradicional, do que no grupo digital, enquanto o sobrecontorno foi mais frequente no grupo digital do que nos grupos tradicionais e prensagem.

Devido a possibilidade de ajustar o espaço livre para cimentação das restaurações cerâmicas em CAD/CAM, Piras *et al.* (2020), propuseram realizar um estudo *in vitro* para correlacionar o estereomicroscópio e a micro-CT para análise do espaço de cimentação na avaliação de 3 materiais cerâmicos diferentes. Uma réplica de dente molar inferior artificial foi preparado e escaneado. Os espécimes foram desenhados, fresados e separados em três grupos, o primeiro em dissilicato de lítio, o segundo em resina nanocerâmica e o terceiro em zircônia ($n=30$). Cada coroa foi preenchida com material de moldagem leve, o silicone polivinilsiloxano (Express VPS Impression Material; 3M ESPE), e assentada no modelo mestre para simular o material de cimentação. Após a polimerização do material de moldagem a coroa foi cuidadosamente removida e o filme de polivinilsiloxano foi posicionado no dente preparado para realização da micro-CT. Para análise da micro-CT, não foram observadas diferenças entre os materiais. Como conclusão as medições das réplicas digitalizadas foram precisas quando as seções mais finas foram medidas. Embora os mesmos parâmetros de espaço tenham sido definidos no software CAD, as dimensões internas definitivas variaram entre as coroas fresadas.

Restaurações indiretas apresentam discrepância nas avaliações da adaptação marginal e interna. Somado a este fato, o material de cimentação escolhido deve estar envolvido nos estudos, uma vez que exerce papel direto na adaptação das restaurações ao preparo dental, principalmente na adaptação marginal. Com isso, conclui-se que, a ausência de trabalhos cuja etapa de cimentação tenham sido reportados direciona novos caminhos para estudos laboratoriais. Vale ressaltar que até o presente momento não há relatos na literatura da avaliação da adaptação de restaurações indiretas de dissilicato de lítio fabricadas por CAD/CAM, que tenham sido cimentadas com resina compósita pré-aquecida e avaliada através da micro-CT.

4 Objetivo

O presente estudo propõe-se a investigar por meio de micro-CT a adaptação marginal, adaptação interna, a porcentagem de poros nos materiais de cimentação em restaurações indiretas de cerâmica reforçada por dissilicato de lítio confeccionadas pelo sistema CAD/CAM cimentadas com resina pré-aquecida ou cimento resinoso, uma vez que a adaptação das peças pode ser modificada pela etapa de cimentação, por conta das diferentes técnicas e materiais utilizados.

5 Materiais e Métodos

5.1 Grupos experimentais

Dez duplicadas de um dente preparado foram impressas e dez restaurações indireta sem cerâmica foram fresadas, as peças cerâmicas foram distribuídas aleatoriamente entre 2 grupos experimentais, descritos a seguir, cada um com um tamanho amostral de cinco (n=5).

O Grupo 1 foi constituído por restaurações de cerâmica cimentadas com a utilização

de um cimento resinoso dual (Multilink, Ivoclar, Brasil). No Grupo 2, por sua vez, as restaurações foram cimentadas empregando resina compósita preaquecida (IPS Empress Direct, Ivoclar, Brasil).

Cada corpo de prova consistiu em uma restauração indireta em cerâmica cimentada sobre um dente de resina impresso. Os procedimentos envolvidos na fabricação dessas amostras estão detalhados nos itens a seguir.

5.2.Preparo do dente

Um único operador executou o procedimento de preparo (desgaste) para restauração indireta do tipo overlay em uma réplica de um dente, primeiro molar inferior de resina (dente de estoque), utilizando manequim articulado (Pronew, Brasil) conforme ilustrado na Figura 3. Para realizar o preparo, foi empregada ponta diamantada tronco cônica com topo arredondado, apresentando um diâmetro de 1,8 mm (modelo 4138, KG Sorensen). O preparo foi conduzido com uma redução (desgaste) do dente no plano axial de 1,5 mm, 2,0 mm para a redução na face oclusal (plano horizontal) e 1,2 mm para a definição da linha de término marginal do preparo localizada ao longo do terço médio do dente artificial.

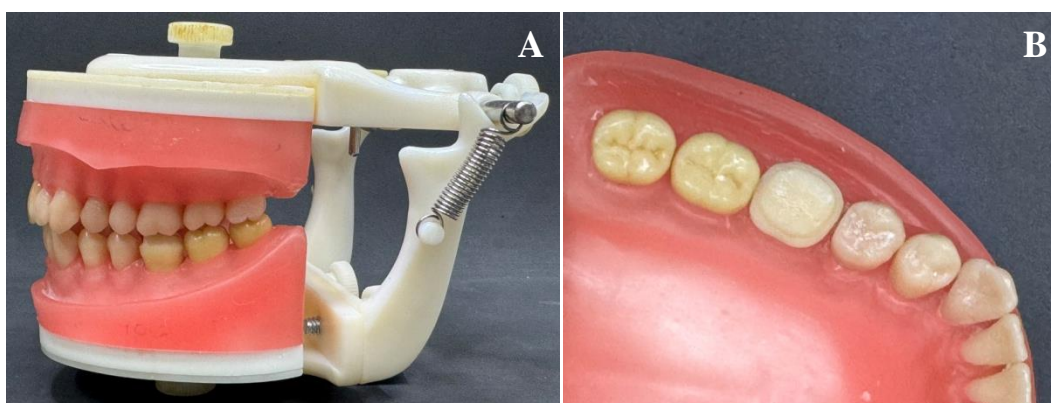


Figura 3: A – Visão lateral do manequim articulado (Pronew). B – Vista da face oclusal do preparo para overlay no primeiro molar inferior esquerdo (dente de estoque).

O preparo foi padronizado por meio da utilização de um índice de silicone, e as superfícies do dente de estoque preparado foram minuciosamente inspecionadas e verificadas utilizando uma sonda periodontal milimetrada nº 15 (Hu-friedy). Adicionalmente, todos os ângulos do preparo foram arredondados, e a superfície foi refinada com pontas de granulação FF (modelo 4138, KG Sorensen), empregando um contra ângulo multiplicador (Sirona, Brasil) e um motor elétrico (NLX Nano, NSK, Brasil).

5.3. Duplicação do preparo e confecção das cerâmicas

O escaneamento digital do dente preparado foi realizado por meio de um scanner intraoral (iTero element, Brasil). Utilizando o *software* AutoDesk Meshmixer, a malha virtual resultante tanto foi utilizada para guiar o desenho da restauração quanto na concepção de uma base cilíndrica destinada à fixação do dente em um suporte, como evidenciado na Figura 4. Este procedimento assegurou o encaixe preciso do modelo no suporte porta amostra do microtomógrafo.

Através deste processo, foi viabilizada a impressão de 10 dentes em resina (Resina Prizma 3D MODEL LCD, MAKERTECHLAB), empregando uma impressora 3D (Creality, Halot). Após o processo de impressão, os dentes fabricados foram imersos em álcool isopropílico por 2 minutos para a devida lavagem. Posteriormente, os dentes impressos foram colocados em um maquinário com plataforma giratória de 360° por 5 minutos, promovendo o processo de cura da resina mediante exposição à luz UV, com potência de 96W (CREALITY UW-01 lava e cura), Figura 5.



Figura 4: A – Captura de tela do escaneamento digital (iTero), destacando o preparo dentário e os dentes adjacentes no manequim articulado. B – Captura da tela do *software* AutoDesk Meshmixer. Dente escaneado associado a base cilíndrica, estrategicamente projetada para facilitar a adaptação da amostra no suporte, proporcionando estabilidade e alinhamento adequados para análises subsequentes.

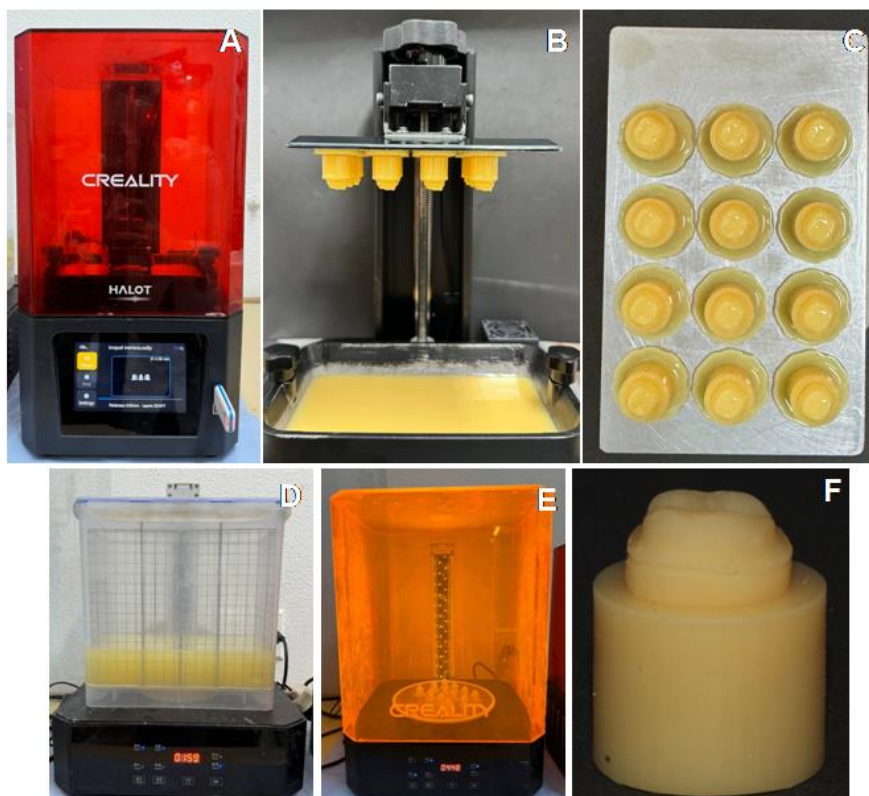


Figura 5: Representação do processo para o ciclo de produção dos dentes em resina. A - Impressora 3D utilizada no processo de fabricação dos dentes impressos. B - Dentes em resina logo após o término do processo de impressão. C - Dentes prontos para serem removidos da base de impressão. D e E - Equipamentos designados para as etapas de lavagem e cura, respectivamente. F – Dente em resina impresso após finalização das etapas descritas.

Com o preparo do dente de estoque escaneado, foi realizado o desenho da restauração por meio da ferramenta de cópia biogénica do software (InLab SW 22.1.1, Dentsplay Sirona), com um espaço de cimentação (espaçador) padrão de 80 μm conforme especificado pelo *software* após a inserção dos dados do tipo de restauração e material utilizado para a fresagem. Um total de dez restaurações indiretas do tipo overlay foram fresadas em uma fresadora de 2 eixos e 4 motores (MCXL, Dentsplay Sirona) em blocos de cerâmica reforçada por dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar, Brasil). Após a fresagem, seguindo as recomendações do fabricante, as cerâmicas foram submetidas ao processo de cristalização em forno (CEREC SpeedFire, Sirona), a temperatura de 800°C por um período de 30 minutos, Figura 6. Posteriormente, cada restauração foi polida e minuciosamente inspecionada em busca de defeitos críticos sob um microscópio óptico, garantindo sua integridade, Figura 7.

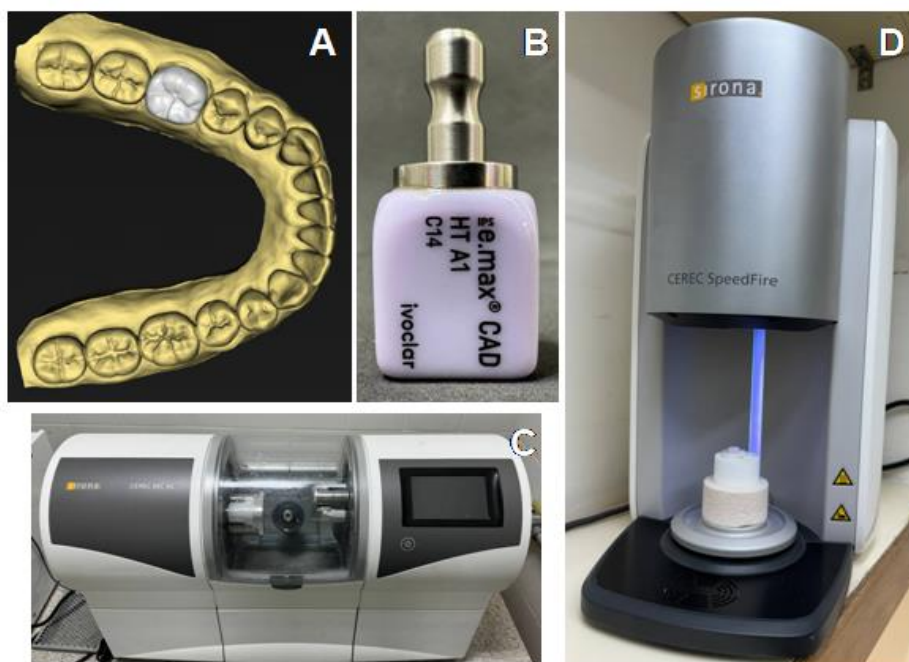


Figura 6: Etapas para elaboração das restaurações fresadas em cerâmica: A - Elaboração do desenho da restauração por meio do *software* Inlab SW 22.1.1. B - Utilização de bloco de dissilicato de lítio para o processo de fresagem. C - Fresadora. D – Forno para sinterização das cerâmicas após o processo de fresagem.



Figura 7: Restaurações em cerâmicas fresadas após o processo de sinterização.

5.4. Cimentação

A superfície interna das restaurações de ambos os grupos foi submetida a um tratamento semelhante antes da cimentação, conforme apresentado na Tabela 1.

Tabela 1: Tratamento de superfície das cerâmicas.

| ETAPA | PROCEDIMENTO |
|-------|--|
| 1 | Condicionamento com ácido fluorídrico a 9% (porcelana etch; UltradentProductsInc), por 20 segundos |
| 2 | Lavagem ar/água por 20 segundos |
| 3 | Secagem completa com ar |
| 4 | Aplicação de agente de união silano (Monobond N – Ivoclar, Brasil) na superfície condicionada com microaplicador descartável |

Após a realização do tratamento de superfície, como ilustrado na Figura 8, todas as peças cerâmicas foram cimentadas utilizando-se os materiais apresentados na tabela 2.

Tabela 2: Materiais utilizados no processo de tratamento prévio das cerâmicas e para cimentação das restaurações.

| Nome | Descrição | Fabricante | Lote |
|-----------------------|--|------------|--------|
| Multilink-N (Cimento) | Matriz de monômero está composta de dimetacrilato e HEMA. Partículas inorgânicas: vidro de bário, trifluoreto de itérbio e óxidos mixtos esferoidais. Tamanho de partícula: 0,25-3,0 µm. Tamanho médio da partícula: 0,9 µm. Volume total de partículas inorgânicas é de, aproximadamente, | Ivoclar | Z040GN |

| | | | |
|--|---|----------------|---------------|
| | <p>40%.</p> <p>Multilink N Primer A: solução aquosa de iniciadores.</p> <p>Multilink N Primer B: HEMA, ácido fosfônico e monômeros de metacrilatos.</p> | | |
| <p>IPS Empress Direct (Resina)</p> | <p>Matriz de monômero é composta de dimetacrilatos (20-21,5% em peso, cor opalescente 17% em peso).</p> <p>Partículas constituídas por vidro de bário, trifluoreto de itérbio, óxidos mistos, dióxidos de silício e copolímero (77,5-79% em peso, cor opalescente 83% em peso).</p> <p>Conteúdo adicional: aditivos, iniciadores, estabilizadores e pigmentos (< 1,0% em peso).</p> <p>Conteúdo total de partículas inorgênicas é de</p> | <p>Ivoclar</p> | <p>Z04HHL</p> |

| | | | |
|----------------|--|-----------|--------|
| | 75-79% em peso ou 52-59% em volume (cor opalescente 60,5% em peso ou 45% em volume). Tamanho das partículas inorgânicas: entre 40 nm e 3 µm, com o tamanho médio de partículas de 550 nm. | | |
| Monobond N | Solução alcoólica de metacrilato de silano, metacrilato do ácido fosfórico e metacrilato de sulfeto | Ivoclar | Z04SSG |
| Porcelana etch | Ácido fluorídrico a 9% Tamponado | Ultradent | BKTHL |

No grupo 1, cada restauração cerâmica foi fixada em seu modelo réplica de resina impressa correspondente usando um cimento resinoso autoadesivo (Multilink N, Ivoclar, Brasil) que dispensa o uso de primers e adesivos para promover união. O cimento foi aplicado internamente na restauração cerâmica por meio de uma ponta automisturadora, sendo então assentado sob pressão digital ao modelo do dente impresso e o excesso de cimento foi cuidadosamente removido utilizando lupa de aumento e um microaplicador descartável com ponta de 2 mm e cerdas de nylon (KG Brush Regular – KG Sorensen). Cada face externa do conjunto modelo/restauração foi submetida à fotoativação por 20 segundos (Grand Valo; Ultradent), conforme as orientações do fabricante do cimento, Figura 9.



Figura 8: Tratamento de superfície das cerâmicas. A - Procedimento de condicionamento ácido. B - Enxágue com água e aplicação de jato de ar para secagem. C - Aplicação do silano.



Figura 9: Sequência para cimentação, grupo 1. A - Utilização do cimento resinoso dual. B - Ponta alto misturadora. C - Inserção do material na região interna da restauração por meio da ponta misturadora. D - Assentamento da restauração no dente em resina impresso, emprego de pressão digital e subsequente remoção dos excessos. E - Fototivação para conclusão do processo.

As cerâmicas do grupo 2 foram cimentadas com resina compósita pré-aquecida (IPS Empress Direct, Ivoclar, Brasil), o material foi colocado em um equipamento específico para aquecimento de resina (HotSet, Technolife) e aquecido a 69°C por 15 minutos. Imediatamente após retirar o incremento, ele foi aplicado na superfície interna da cerâmica, e o procedimento de cimentação foi feito como descrito no grupo 1 utilizando uma espátula 1 suprafill (Quinelato) para inserção da resina composta na superfície interna da restauração, Figura 10.



Figura 10: Sequência para cimentação de restaurações com resina preaquecida: A - Resina compósita. B - Depósito da resina na placa que será aquecida. C - Equipamento de aquecimento da resina pronto para utilização. D - Resina em estado fluido. E - Inserção do material na região interna da restauração. F - Fotoativação da restauração cerâmica no dente em resina.

5.5. Obtenção das imagens por micro-CT

Após a cimentação, as amostras foram armazenadas em recipientes separados, protegidas da luz e de variações de temperatura, aguardando o tempo necessário para a polimerização da porção química do cimento por pelo menos 24hs. Em seguida, as amostras foram submetidas à aquisição de MicroCT, sendo o conjunto modelo/restauração tomografado utilizando o equipamento Zeiss Versa XRM-510.

Cada amostra foi fixada em um suporte impresso personalizado, mantendo a mesma posição para ambos os grupos, Figura 11. A distância da fonte para a amostra foi de 30mm, e do detector para a amostra foi de 142mm. Utilizou-se a lente macro do próprio detector (0,4x) com binning 2 (1024x1024 pixels), resultando em um tamanho de voxel de 12 μ m. A varredura foi realizada com uma voltagem da fonte de raios-X de 120KV, corrente 83 μ A. O tempo médio de escaneamento para cada espécime foi de 2 horas, com todas as amostras sendo escaneadas com 1.600 projeções, cobrindo um ângulo de 360°.



Figura 11: Restauração em cerâmica cimentada ao dente de resina impresso fixado no suporte para realização da MicroCT.

5.6. Medidas das imagens de micro-CT

As medidas para avaliação da adaptação marginal e interna foram obtidas utilizando o software de análise de imagem (Amira-Avizo), assim como o volume do material de cimentação ocupado em toda a extensão da linha de cimentação e o diâmetro dos poros após segmentação das imagens. Para isso, foram preparados 10 cortes transversais microtomográficos, cada um atravessando o centro da superfície oclusal da restauração de dissilicato de lítio. Esses cortes geraram ângulos de 18° entre as seções transversais vizinhas, conforme ilustrado na Figura 12.

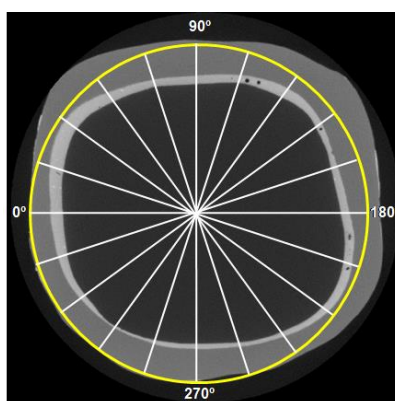


Figura 12: Imagem de microtomografia (análise 2D): posição dos 10 cortes transversais microtomográficos (Figura adaptada, fonte: Kin *et al.*, 2016).

As discrepâncias nas regiões marginais e internas em micrometros foram medidas em 9 pontos da linha pré-selecionados nas imagens transversais. Os pontos 1

e 9 foram posicionados na margem do preparo, os pontos 2 e 8 foram localizados a aproximadamente 150 micrometros da margem do preparo, os pontos 3 e 7 estavam no meio da parede axial, o ponto 5 foi colocado no centro da superfície oclusal, e os pontos 4 e 6 foram localizados na parte mais alta da região onde seriam as pontas das cúspides (Kinet *et al.* 2016; Riccitiello *et al.* 2018). Esses pontos foram escolhidos para mensurar tanto a discrepância interna quanto a desadaptação da margem, e os locais de medição estão resumidos na Figura 13. No total, foram realizadas 90 medições por corpo de prova.

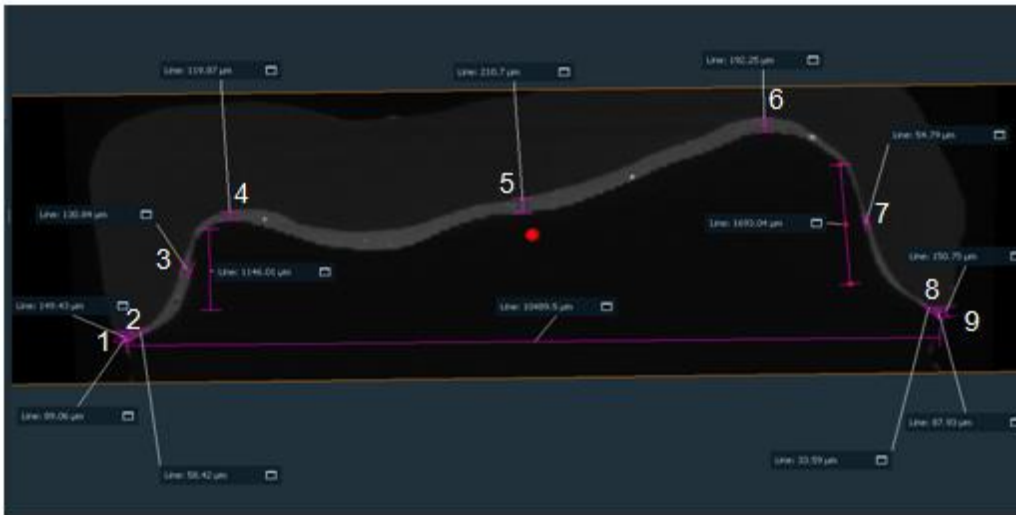


Figura 13: Captura da tela do *software* Amira-Avizo. Cortes transversais das imagens de Micro-CT com as medidas realizadas.

Para quantificar o volume da linha de cimentação, o primeiro passo foi a segmentação dos materiais, distinguindo entre a cerâmica, resina compósita ou cimento resinoso e o dente impresso em resina através da diferença de contraste entre os materiais observado nas imagens de micro-CT. Em seguida, aplicamos a ferramenta "Label analysis" para obter a informação total do volume, conforme demonstrado na Figura 14, com a seleção da faixa de intensidade do pixel de 35266-50258 para resina e 8770-16663 para o cimento resinoso. Utilizando uma abordagem semelhante, segmentamos os poros presentes no material de cimentação para análise adicional do diâmetro dos poros presentes. O contraste entre os poros e a área mais periférica da imagem era o mesmo, por esta razão, estas áreas foram descartadas, além disso, os poros que se apresentaram com um diâmetro fora do tamanho entre 24µm a 300µm foram excluídos da contagem, Figura15.

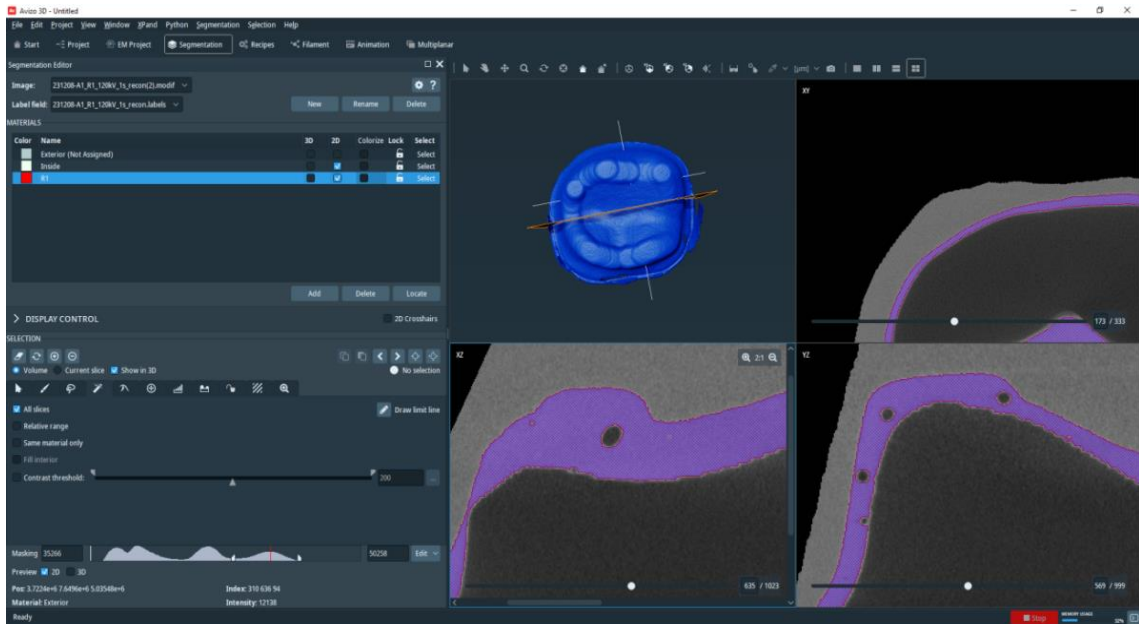


Figura 14: Captura de tela do *software*, com a segmentação do material de cimentação e exclusão dos poros presentes na imagem.

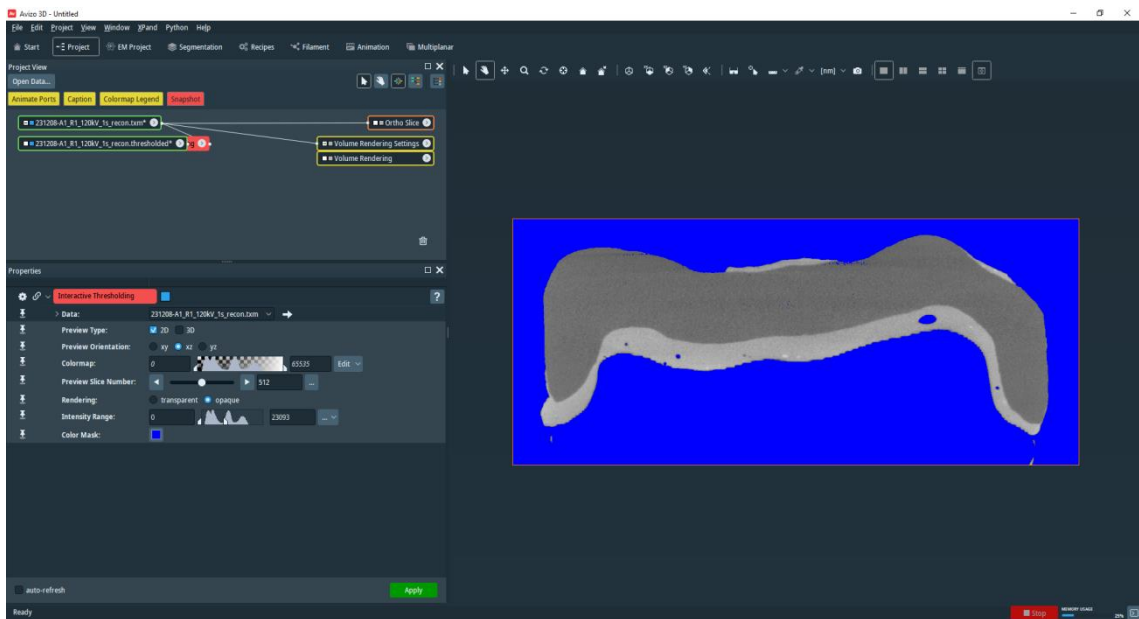


Figura 15: Captura de tela do *software*, com a segmentação dos poros do material de cimentação e outras áreas que apresentavam o mesmo contraste na imagem.

5.7 Microscopia eletrônica de varredura

A técnica de microscopia eletrônica de varredura (MEV) com espectroscopia de energia dispersiva de raios-x (EDS) foi utilizada para avaliação das seções transversais das amostras após a tomografia. Esta análise teve como objetivo caracterizar os materiais do cimento e da resina assim como viabilizar uma relação com os achados obtidos nas microtomografias.

Uma amostra aleatória de cada grupo foi preparada em uma lixadeira elétrica com lixa metalográfica (granulação 220), até a seção transversal que incluiu a área de cimentação da amostra, seguido por polimento superficial realizado com lixa de polimento (granulação 600), Figura 16, as amostras foram inspecionadas em microscópio ótico com aumento de 200x. Após a preparação as amostras foram analisadas por MEV/EDS utilizando o microscópio Vega/Tescan no modo baixo vácuo obtendo imagens de elétrons retroespalhados e mapeamentos de EDS.



Figura 16: Seção transversal das amostras dos grupos 1 à direita e 2 à esquerda, para fins de caracterização dos materiais.

6 Resultados e discussão

6.1 Espessura média da linha de cimentação

Os resultados obtidos nesta pesquisa revelam importantes achados sobre a influência do material utilizado para cimentação adesiva de próteses unitárias de cerâmica do tipo overlay, especificamente na influência que uma cimentação com cimento resinoso ou resina pré-aquecida tem na espessura da linha de cimentação em diferentes locais de medição.

A análise estatística para espessura média da linha de cimentação ao serem comparados os valores médios de cada uma das cinco réplicas para cada um dos 2 materiais utilizados na cimentação foram estatisticamente iguais, (Apêndice A ANOVA das réplicas) atestando que a metodologia utilizada com réplicas de dente em resina impressa é reprodutível e não induz erros estatisticamente relevantes nos dados da variável dependente avaliada, por isso seguiu-se as demais análises estatísticas que serão apresentadas no decorrer do trabalho. Tal achado acabou garantindo a robustez dos dados coletados, e o número total de casos para cada grupo variando-se o fator material de cimentação foi substancial, totalizando 50 medições (N=50) para cada um dos 9 pontos da linha de cimentação compreendida no espaço formado entre o perfil interno da peça protética em cerâmica e o modelo de dente preparado impresso.

Ao analisar a Tabela 3, com base nos resultados dos testes de múltiplas comparações de Tukey HSD, onde foi comparado de 2 em 2 todas as réplicas para cada um dos 9 locais, apontando que não houve diferença estatística entre seus valores médios, com 95% de confiança (Apêndice B), que apresenta os valores da espessura média e desvio padrão das linhas de cimentação de cada um dos nove pontos de medição, torna-se evidente que a resina pré-aquecida exibiu significativamente maiores valores em comparação com o cimento em todas as localidades de acordo com o teste t de Student ($p < 0,05$), essa diferença pode ser claramente visualizada nos cortes das tomografias apresentados na Figura 17. Tal diferença, que variou com aumento de 28% a 71% em relação aos valores médios do grupo cimentado com cimento, sugere uma superioridade do cimento resinoso na formação da linha de cimentação mais tênue que levaria a uma melhor adaptação da peça protética ao dente. Ao analisar a Tabela 2, uma linha de cimentação menor que 120 micrômetros é considerada clinicamente aceitável, sendo assim é esperado que apenas o Grupo 1 cimentado com cimento resinoso atende a esses menores valores.

Tabela 3: Valores da espessura média em μm e desvio padrão das linhas de cimentação

de todos os 9 pontos de medição. (Letras minúsculas iguais na mesma linha indicam semelhança estatística de valores médios segundo teste Tukey. Letras maiúsculas iguais na mesma coluna indicam semelhança de valores médios segundo teste Tukey).

| Local | N | Grupo 1- Cimento (μm) | | Grupo 2 – Resina(μm) | |
|---------|----|---------------------------------------|-----|--------------------------------------|-----|
| | | Média | DP | Média | DP |
| Ponto 1 | 50 | 120,29 ^{aA} | 90 | 292,24 ^{bBC} | 197 |
| Ponto 2 | 50 | 100,74 ^{aA} | 94 | 281,60 ^{bB} | 203 |
| Ponto 3 | 50 | 113,26 ^{aA} | 63 | 157,81 ^{bA} | 77 |
| Ponto 4 | 50 | 267,80 ^{aB} | 136 | 487,50 ^{bD} | 181 |
| Ponto 5 | 50 | 293,92 ^{aB} | 100 | 541,68 ^{bD} | 58 |
| Ponto 6 | 50 | 248,64 ^{aB} | 129 | 530,71 ^{bD} | 136 |
| Ponto 7 | 50 | 86,14 ^{aA} | 46 | 176,59 ^{bA} | 100 |
| Ponto 8 | 50 | 101,74 ^{aA} | 116 | 350,48 ^{bBC} | 171 |
| Ponto 9 | 50 | 116,11 ^{aA} | 111 | 379,99 ^{bC} | 178 |

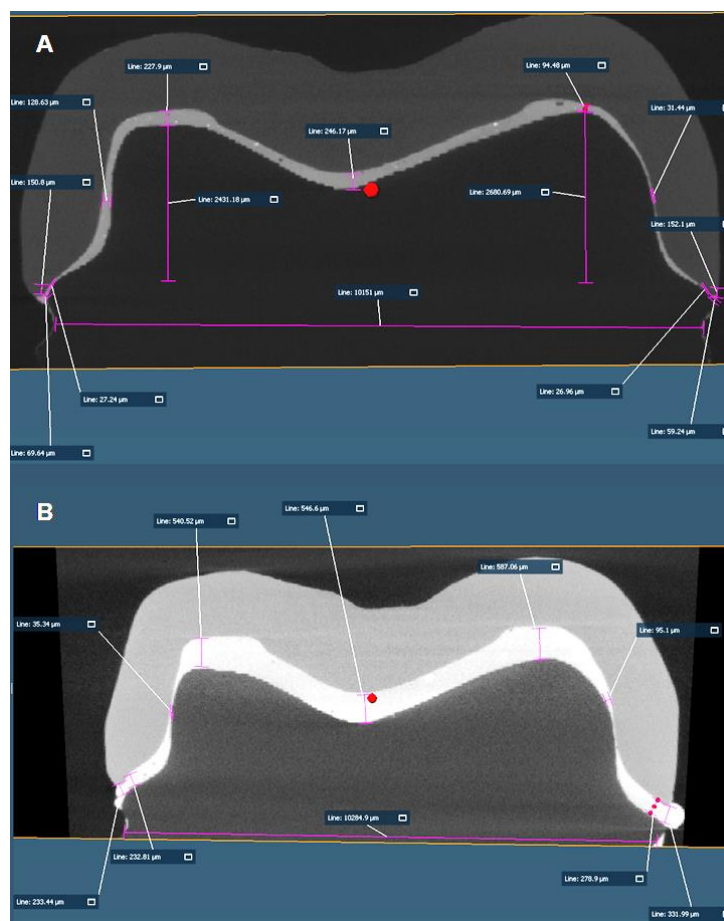


Figura 17: A – Corte tomográfico de uma amostra do grupo 1, cimento. B - Corte tomográfico de uma amostra do grupo 2, resina. Evidenciando as linhas de cimentação nos nove pontos de medição, a resina pré-aquecida exibiu maiores valores em

comparação ao cimento.

A análise de variância (ANOVA) aplicada para comparar os valores da espessura da linha de cimentação em cada um dos nove locais de medição para os grupos cimentados com cimento resinoso ou resina aquecida revelou uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os locais medidos para ambos os materiais. O teste post hoc T de Student identificou que os locais 4, 5 e 6 apresentaram consistentemente as maiores espessuras, independentemente do material utilizado. É importante ressaltar que tais pontos correspondem aos valores de adaptação interna, não envolvendo os valores da adaptação marginal que são os pontos 1, 2, 8 e 9, conforme anteriormente ilustrado na Figura 13. Os valores encontrados nos pontos 4, 5 e 6 podem estar diretamente relacionados às dificuldades encontradas na fresagem das áreas internas da restauração, devido à sua geometria mais complexa e às limitações de definição do tamanho e formato das brocas utilizadas na fresadora (Lee *et al.*, 2008, Costa *et al.*, 2010), que pode ter resultado em uma desadaptação maior nesta região, independentemente do material utilizado.

No entanto, para a resina pré-aquecida, a análise estatística T de Student encontrou também diferença nos valores médios ($p \geq 0,05$) nos pontos 8, 9 e 1, que apresentaram valores intermediários de espessura, e nos pontos 3 e 7, que apresentaram os valores mais baixos de espessura, respectivamente 157 μm e 175 μm estatisticamente inferiores aos valores dos demais locais medidos, conforme ilustrado nas Figuras 18 e 19.

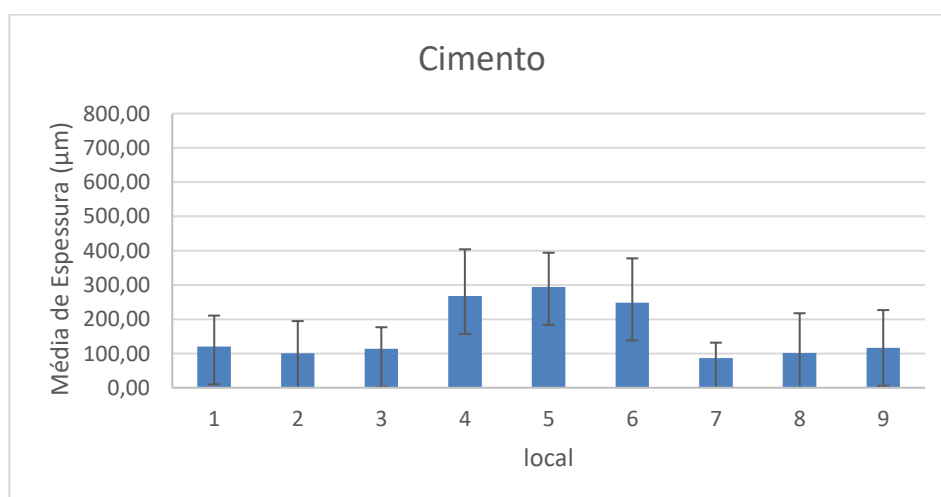


Figura 18: Médias da espessura da linha de cimentação com cimento resinoso, grupo 1, para cada ponto e desvio padrão.

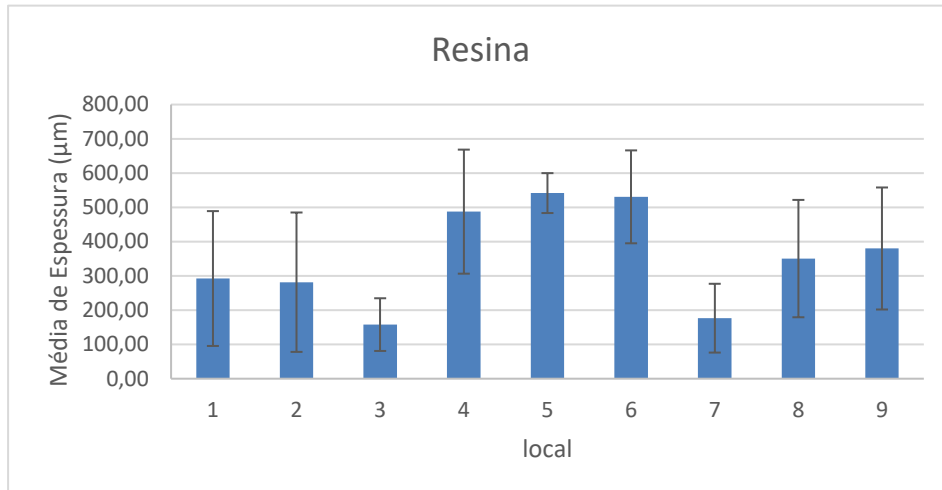


Figura 19: Médias da espessura da linha de cimentação com resina pré-aquecida, grupo 2, para cada ponto e desvio padrão.

Essa variação sugere uma complexidade na influência do material sobre diferentes locais de medição na formação da linha de cimentação visto que não ocorreu no grupo 1 para o qual o cimento resinoso foi utilizado. Uma provável causa desse desjuste pode ter ocorrido durante o procedimento de cimentação do grupo 2, quando observou-se que a resina pré-aquecida exibiu uma viscosidade elevada em relação ao cimento, o que resultou em dificuldades no assentamento das restaurações. Uma hipótese para a variação de espessura dentro da mesma linha de cimentação é que possa ter ocorrido uma leve torção no momento da cimentação do conjunto composto pela restauração cerâmica e pelo dente em resina impresso no grupo 2, e para avaliar essa probabilidade foi realizado o teste estatístico de correlação entre os 9 pontos de medição para os 2 grupos cujo resultado está exposto na Figura 20, com exemplos de alguns desses resultados da análise de correlação de Pearson.

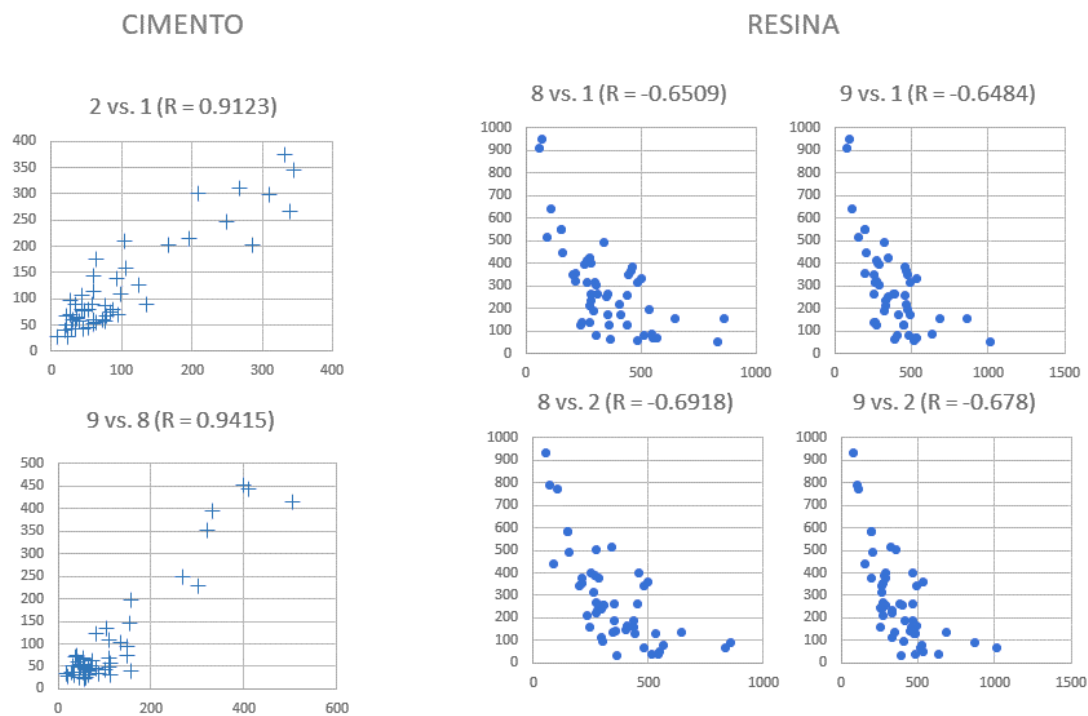


Figura 20: Correlação entre os locais de medição da linha de cimentação do cimento e da resina, onde os valores de R negativos são indicativos de uma correlação inversa, em que o aumento da espessura em um ponto está associado à diminuição da espessura no ponto contralateral. Adicionalmente, os valores positivos de R demonstram que os pontos contralaterais apresentam uma correlação diretamente proporcional.

A análise do coeficiente de correlação de Pearson revelou uma correlação positiva entre todos os pontos para o cimento, indicando consistência nas medidas de espessura (Figura 23 e apêndice C). No entanto, para a resina, apesar de também haver correlação entre os pontos, observou-se uma correlação negativa em alguns pares de pontos, que aponta que quando um valor médio de espessura para um ponto aumentou o outro tem tendência a diminuir como observado nos pontos 8 vs. 1, 9 vs. 1, 8 vs. 2 e os pontos 9 vs. 2, sugerindo uma dinâmica mais complexa e variável na formação da linha de cimentação quando a resina pré-aquecida foi utilizada.

Durante o processo de análise das imagens da micro-CT, observou-se a mesma correlação inversa entre a espessura do filme de cimentação em pontos específicos da restauração cimentada com resina pré-aquecida, esta relação inversa implica que a redução da espessura em um ponto está associada diretamente a um aumento correspondente em outro ponto. Tal comportamento pode ser explicado considerando-se a possibilidade de que durante o assentamento da restauração no grupo 2, um ponto

da linha de cimentação foi submetido a uma tensão exacerbada devido a um movimento involuntário de torção do operador durante a cimentação. Conseqüentemente, esse ponto sofreu compressão da resina pré-aquecida, diminuindo sua espessura. Todavia, esta tensão excessiva pode ter sido compensada em outro ponto da linha de cimentação, onde a tensão foi reduzida, possibilitando uma espessura maior da resina. Esta dinâmica pode ser interpretada como um sistema de redistribuição de tensões, onde a tensão maior localizada em um determinado ponto da linha de cimentação foi compensada com uma menor tensão em outro ponto da linha de cimentação.

A elevação da temperatura da resina tem o objetivo de provocar uma redução na viscosidade da mesma, resultando em um material mais fluído e de maior capacidade de escoamento. Esta alteração na viscosidade tem implicações significativas na cimentação de restaurações cerâmicas indiretas, especialmente em relação à formação do filme de cimentação. O efeito da viscosidade na adaptação do material à superfície do substrato, demonstra que materiais com menor viscosidade tendem a se adaptar mais intimamente aos contornos da superfície, formando filmes de cimentação mais uniformes e de espessura reduzida. Por outro lado, materiais com viscosidade mais elevada podem apresentar uma menor capacidade de escoamento, resultando em filmes de cimentação mais espessos e potencialmente menos adaptados. Portanto, a variação das viscosidades entre o cimento e a resina pré-aquecida pode desempenhar um papel crucial na determinação da espessura do filme de cimentação durante o processo de cimentação de restaurações cerâmicas, influenciando diretamente na qualidade e na integridade da ligação entre a restauração e o substrato dentário.

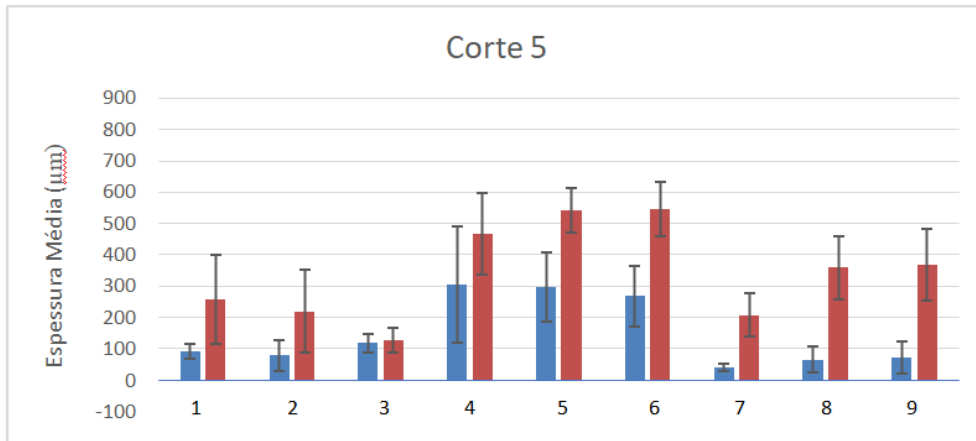
O pré-aquecimento das resinas compostas pode alterar sua viscosidade, tornando-as mais fluidas e facilitando sua aplicação e adaptação às superfícies dentárias e à cerâmica. Esse fenômeno pode influenciar a formação do filme de cimentação, uma vez que resinas mais fluidas tendem a preencher melhor as irregularidades da superfície, resultando em uma adesão mais eficaz e durável (Coelho *et al.*, 2019). Entretanto, mesmo com o aquecimento da resina, nossos resultados indicaram de forma indireta que possivelmente ela apresentou uma viscosidade maior que cimento resinoso durante a cimentação resultando em uma pior adaptação

Com o objetivo de checar se a origem dos altos desvios-padrão observados estava relacionada à anisotropia do formato dos dentes, resultando em medidas de espessura diferentes dependendo a direção de corte da tomografia, foi feita a comparação das medidas para o mesmo corte. Foram selecionados os cortes 5 e 10 mostrados na imagem 21. Esses cortes foram escolhidos por apresentarem morfologia da linha de cimentação bem distinta.

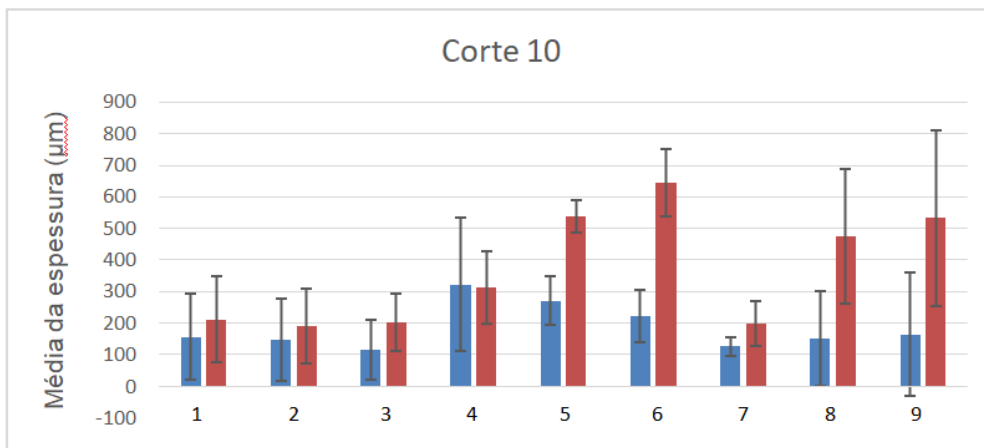


Figura 21: Imagem mostrando os cortes 5 (sentido mesio-distal) e 10 (sentido vestibulo-lingual).

Realizou-se a análise individual dos valores médios e dos desvios-padrão dos cortes 5 e 10 para cada grupo, com o intuito de avaliar a adaptação interna e marginal. Os resultados obtidos evidenciaram uma desadaptação marginal significativa nos pontos 1, 2, 8 e 9, do cimento no corte 10 em comparação ao corte 5. No entanto, ao examinar as amostras pertencentes ao grupo 2, resina, não se constatou o mesmo padrão de desadaptação. É relevante ressaltar que os desvios-padrão permanecem elevados, mesmo quando a análise é restrita exclusivamente aos cortes 5 e 10, figura 22. Essa variação na espessura dentro de um mesmo grupo pode ser notada visualmente, na figura 23, onde foi mostrado o corte 5 das cinco réplicas do grupo 1, cimento. Os motivos dessa variação provavelmente estão relacionados a diferença de pressão realizada pelo operador durante a etapa de cimentação de cada réplica e a quantidade de resina (ou cimento) utilizada em cada amostra, considerando que esses dois fatores são de difícil controle.



| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 |
|----------------|-----------|-----------|----------|-----------|-----------|----------|----------|-----------|-----------|
| Cimento | 92 (22) | 79 (50) | 118 (28) | 306 (286) | 298 (111) | 269 (97) | 42 (11) | 66 (41) | 74 (52) |
| Resina | 258 (143) | 220 (132) | 129 (40) | 467 (132) | 541 (70) | 546 (86) | 209 (68) | 360 (101) | 370 (114) |



| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 |
|----------------|-----------|-----------|----------|-----------|----------|-----------|----------|-----------|-----------|
| Cimento | 157 (135) | 148 (130) | 117 (94) | 323 (210) | 271 (77) | 223 (82) | 127 (30) | 152 (150) | 165 (195) |
| Resina | 213 (137) | 191 (118) | 203 (92) | 313 (114) | 538 (51) | 645 (107) | 200 (71) | 474 (212) | 533 (278) |

Figura 22: Gráficos exibindo os locais de medição, média da espessura (μm) e desvio padrão entre parêntesis (μm), para os diferentes locais de medição para os cortes 5 e 10, medidas foram coletadas em ambos os grupos

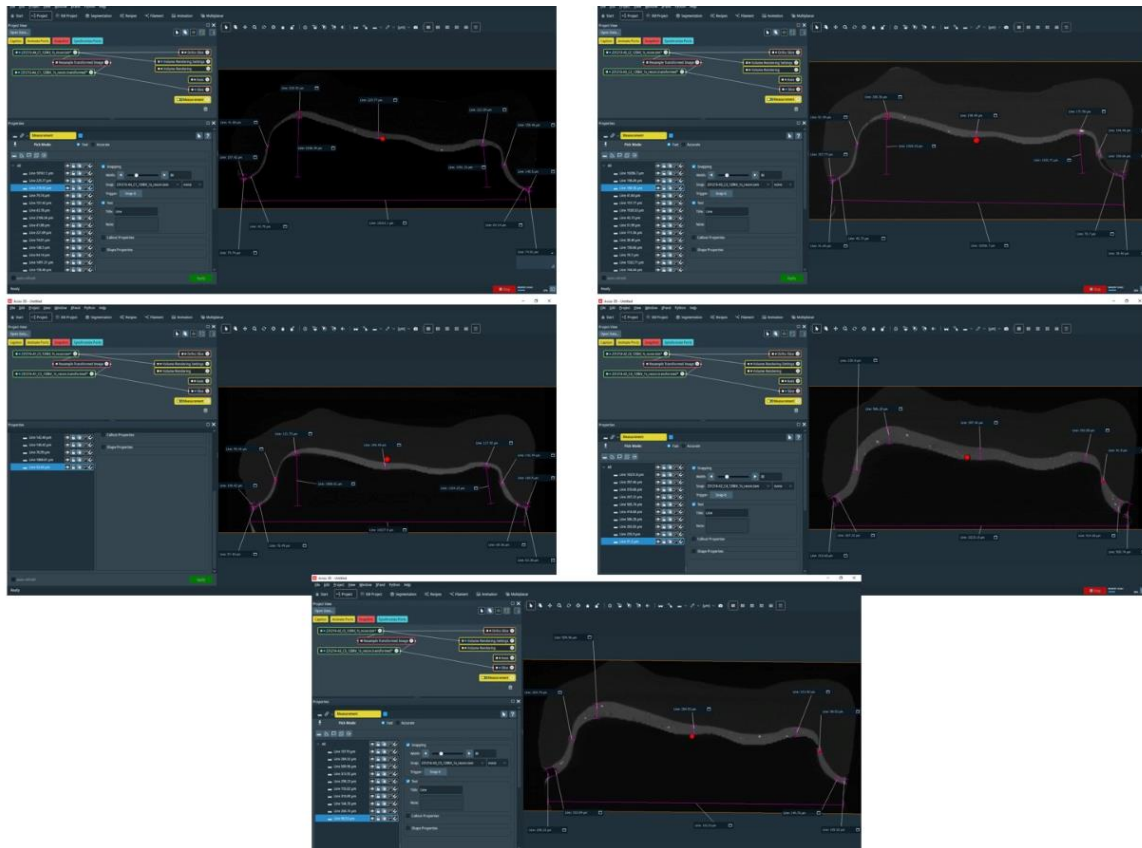


Figura 23: Cortes tomográficos do corte 5 das réplicas do grupo 1 (cimento) destacando as variações na espessura da linha de cimentação.

6.2 Caracterização dos materiais

Além do aquecimento outros fatores podem afetar a viscosidade do material utilizado para a cimentação em restaurações odontológicas. O cimento resinoso e a resina pré-aquecida utilizados no presente trabalho são compósitos formados por uma matriz orgânica e reforço cerâmico particulado. Desta forma, durante a cimentação ainda na fase pré gel, ou seja, antes da polimerização da matriz polimérica, podemos citar como principais fatores que afetam a viscosidade desses materiais: os tipos de monômeros formadores da matriz orgânica e as características da carga inorgânica como porcentagem volumétrica, composição e tamanho das partículas.

De acordo com as informações fornecidas pelos fabricantes, apresentadas no capítulo 5.4 Tabela 2, o cimento possui uma concentração de partículas inorgânicas (40%) menor que a resina (52 a 59%). Essa maior concentração de reforço na resina poderia ser uma explicação para sua maior viscosidade durante o processo de cimentação antes da polimerização da matriz.

Com o objetivo de obter mais informações sobre a microestrutura dos materiais odontológicos utilizados no presente trabalho foram realizadas difrações de raios-X em amostras isoladas da resina e cimento após polimerização e da cerâmica assim como

análises de MEV de seções transversais de amostras do grupo 1 e 2 previamente analisadas por micro-CT.

A difração de raios-X (DRX) da cerâmica, a Figura 24 mostra a presença majoritária da fase dissilicato de lítio, $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ (ICSD 280481), e uma pequena quantidade de fosfato de lítio, Li_3PO_4 (ICSD 10257). Esse resultado confirma a cristalização (mesmo que não completa) do material durante o tratamento térmico a 800°C .

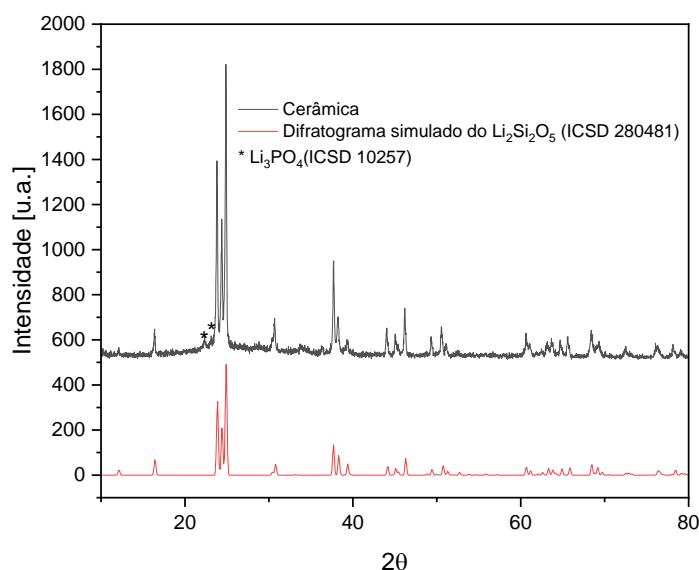


Figura 24: Difração de raios-X da cerâmica comparada com o difratograma simulado do $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ utilizando dados cristalográficos do banco de dados ICSD.

A Figura 25 mostra a imagem de MEV da seção transversal de uma amostra do grupo 1 (cimentado com cimento) e análise de EDS pontuais na cerâmica, cimento e dente de resina. O espectro de EDS da cerâmica identificou a presença majoritária de Si e O e pequenas quantidades de P e K. Essa composição está de acordo com a identificação de fases por DRX, figura 24, considerando que o Li não é detectável por EDS. O espectro de EDS do dente de resina mostrou a presença majoritária de C (carbono) e pequenas quantidades de O, Si e Cl, como esperado.

O cimento apresentou na análise de EDS a presença de C, Si, O, Yb, F, K e Ba. Em imagens de MEV de elétrons retroespalhados com maiores magnificações associadas a análise de EDS pontuais, Figura 26, foi possível identificar a presença de dois tipos de partículas: partículas menores (mais claras na imagem) ricas em Yb e F e partículas maiores (tons de cinza mais escuro) ricas em Si e O. Para confirmar a distribuição espacial de elementos no cimento foi realizado um mapeamento de EDS

(Figura 27) que confirma a presença desses dois tipos de partículas.

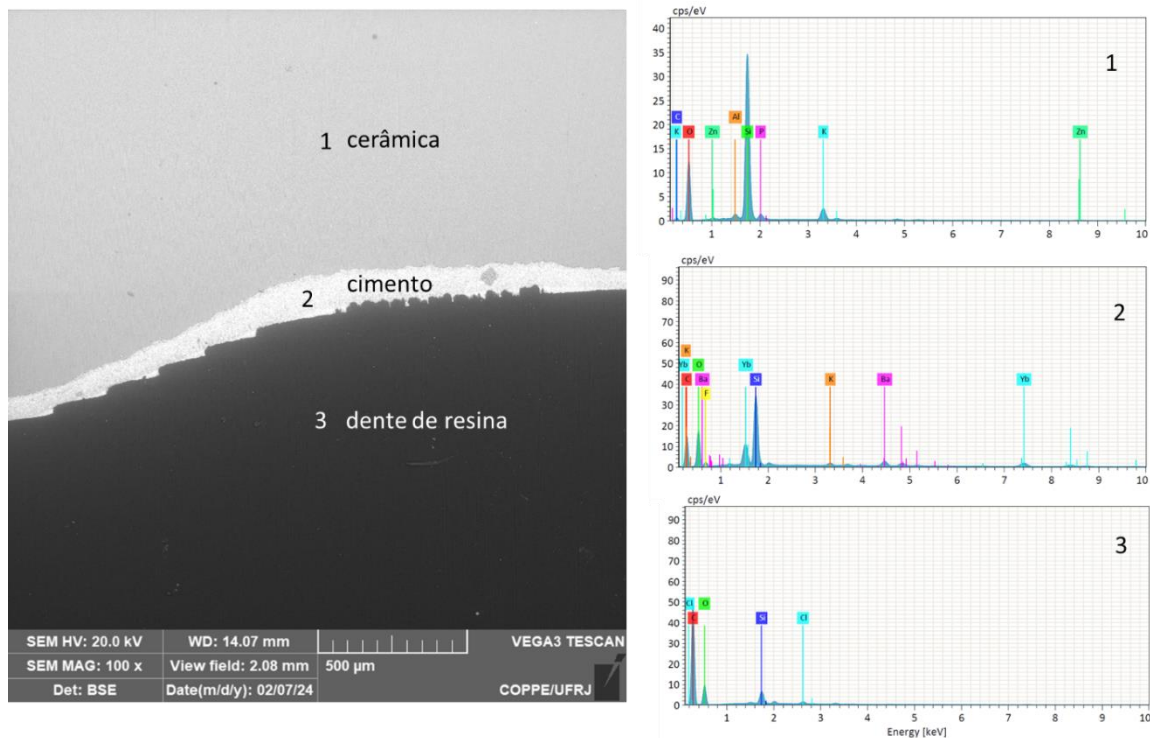


Figura 25: Imagem de MEV de elétrons retroespalhados da seção transversal de uma amostra do grupo1 e espectros de EDS obtidos nas regiões identificadas pelos pontos.

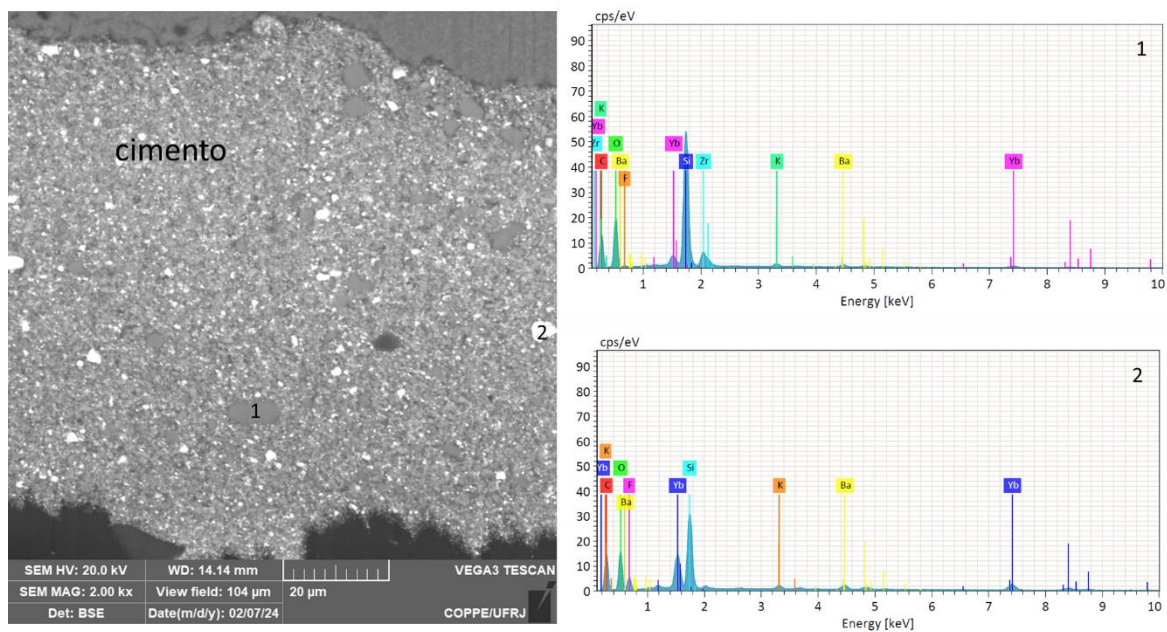


Figura 26: Imagem de MEV do cimento e espectros pontuais de EDS nos pontos indicados.

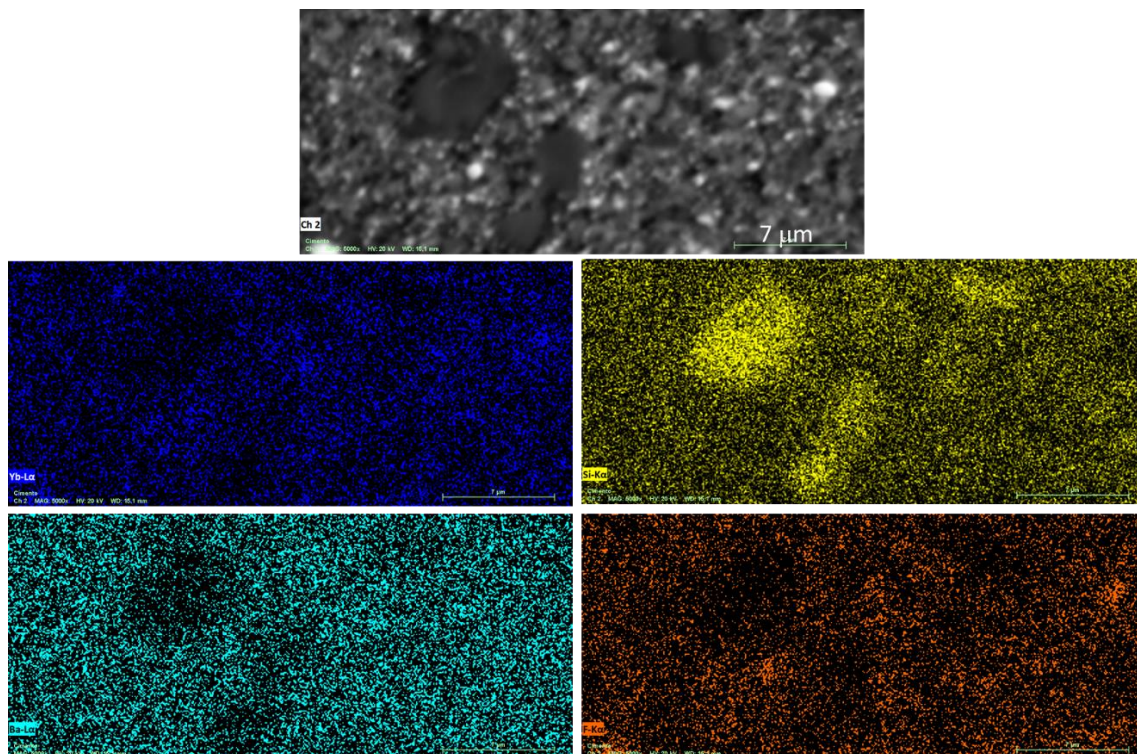


Figura 27: Mapeamento de EDS (Yb, Si, Ba e F) de região do cimento.

A DRX da amostra de cimento, Figura 28, mostra a presença da fase trifluoreto de itérbio, YbF_3 (ICSD 9844), que pode, portanto, corresponder às partículas menores ricas em Yb e F identificadas por MEV/EDS. O formato do background do difratograma na Figura 28 indica a presença de fase amorfa que pode estar associada às partículas ricas em Si assim como à matriz orgânica. De acordo com as informações do fabricante do cimento as partículas inorgânicas são formadas por trifluoreto de itérbio, vidro de bário e óxidos mistos esferoidais. Como a composição dos óxidos mistos não foi fornecida não é possível identificá-los nas nossas análises. As partículas de YbF_3 foram claramente identificadas por MEV/EDS e DRX, por outro lado, as partículas maiores ricas em Si poderiam corresponder ao vidro de Ba, entretanto elas apresentam menos Ba que a região fora delas. Portanto, podemos afirmar apenas que são partículas vítreas de silicato.

Na figura 29 é apresentada a imagem de MEV de elétrons retroespalhados da seção transversal de uma amostra do grupo 2 (cimentada com resina pré-aquecida) e o espectro de EDS da região da resina. Dois aspectos podem ser observados nessa imagem, a maior espessura da linha de cimentação comparada com a imagem da amostra do grupo 1 (Figura 25) e a presença de bolhas, que estão de acordo com as análises de micro-CT.

O espectro de EDS da região da resina mostra a presença majoritária de Si e O

e menores quantidades de Al, Ba e Zr. Imagens em maiores magnificações acompanhadas de mapeamentos de EDS (Figura 30) mostram a presença de dois tipos de partículas inorgânicas: partículas micrométricas contendo em Si, O e Zr e partículas nanométricas (mais claras na imagem de elétrons retroespalhados) compostas de Si, O, Al e Ba.

A DRX da amostra de resina após polimerização (Figura 31) é característico de um material com baixa cristalinidade, com picos muito largos e com baixa intensidade, indicando que as partículas inorgânicas identificadas são vítreas.

As informações fornecidas pelo fabricante de resina (tabela 2) indicam que a carga inorgânica é composta de vidro de bário, trifluoreto de itérbio, óxidos mistos e dióxido de silício, entretanto os resultados de MEV/EDS e DRX mostraram a ausência de trifluoreto de itérbio.

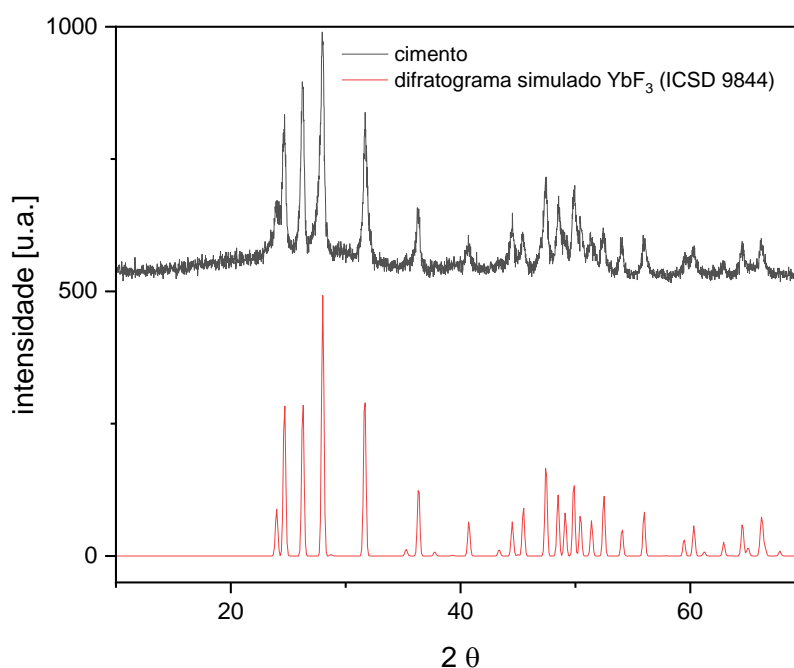


Figura 28: Difração de raios-X da amostra de cimento comparada com o difratograma simulado do YbF₃ utilizando dados cristalográficos do banco de dados ICSD.

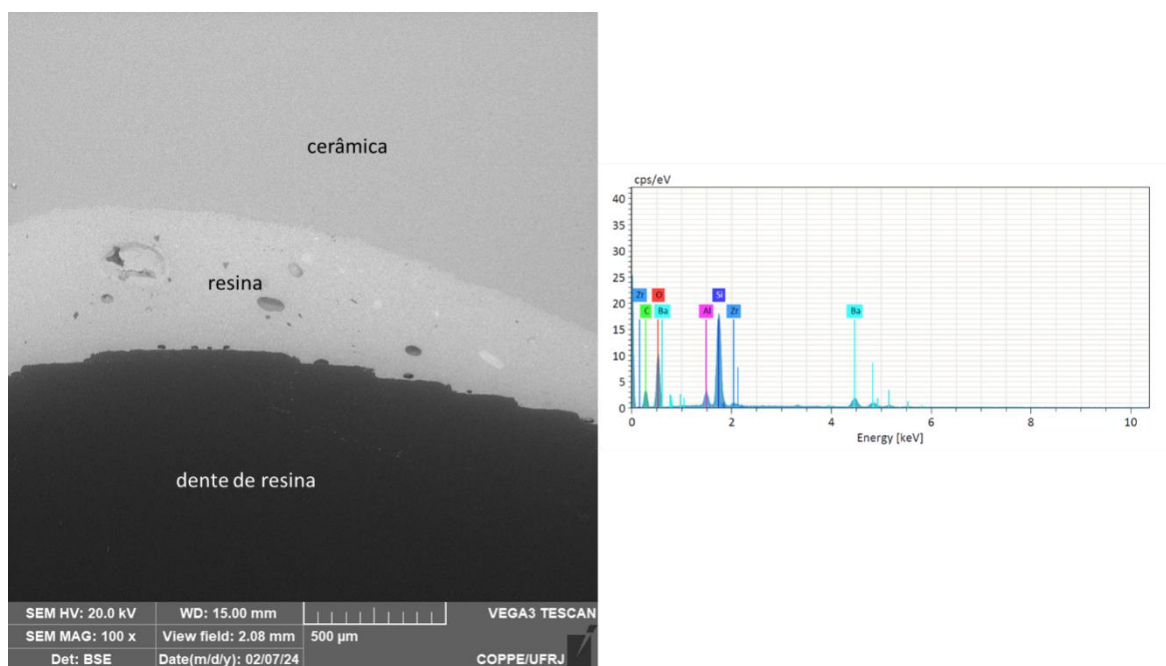


Figura 29: Figura 2: Imagem de MEV de elétrons retroespalhados da seção transversal de uma amostra do grupo 2 e espectro de EDS da região da resina.

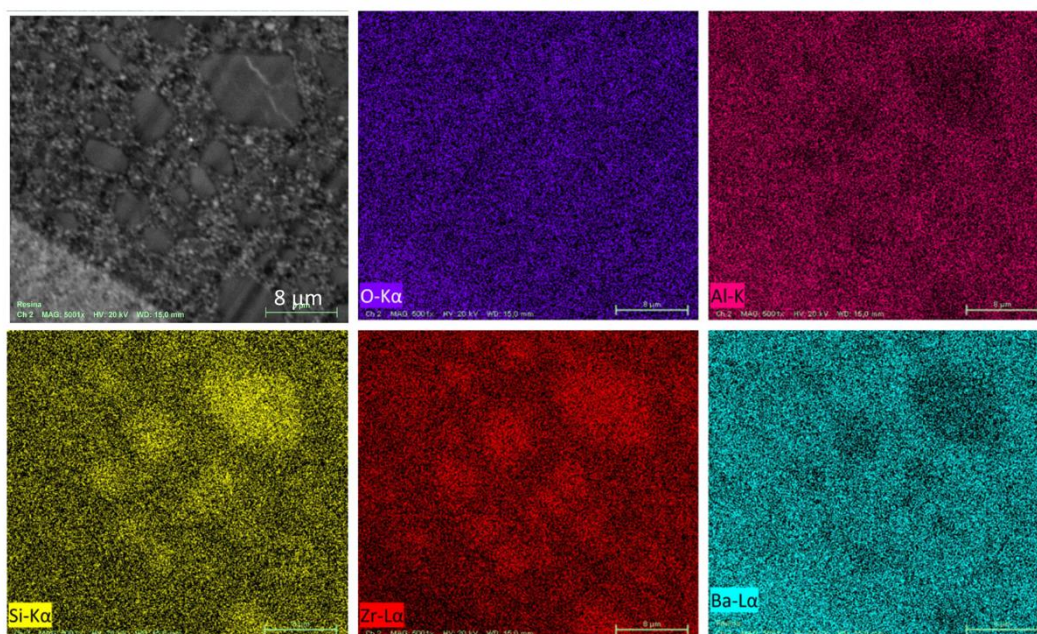


Figura 30: Mapeamento de EDS (O, Al, Si, Zr, Ba) de região da resina.

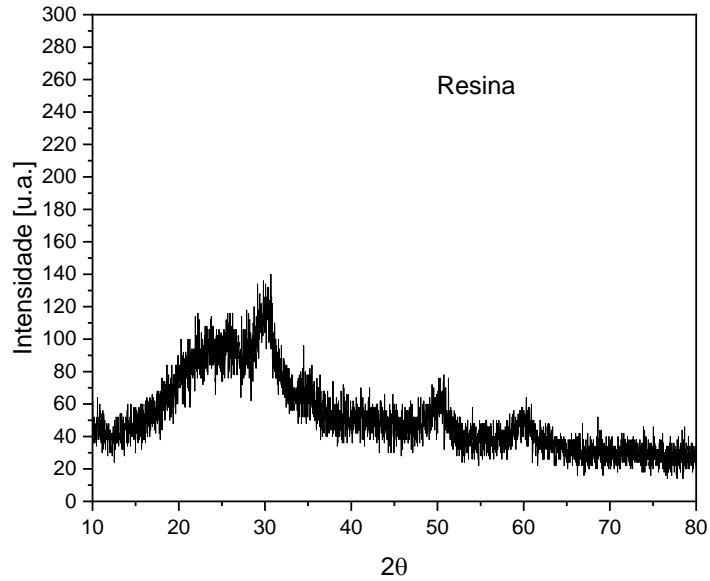


Figura 31: Difração de raios-X da amostra de resina

Com relação ao tamanho de partículas inorgânicas presentes no cimento e na resina, podemos observar nas imagens de MEV na figura 32, em ambos temos duas populações de partículas: nanométricas e micrométricas com composições químicas diferentes, sendo que nos dois casos as partículas menores contém elementos com número atômicos maiores. As informações fornecidas pelos fabricantes indicam que os tamanhos de partículas inorgânicas variam de 25nm a 3µm (média de 900nm) no cimento e de 40nm a 3µm (média de 550nm) na resina. Entretanto nas imagens de MEV obtidas no presente trabalho foram encontradas várias partículas com dimensões superiores a 3µm.

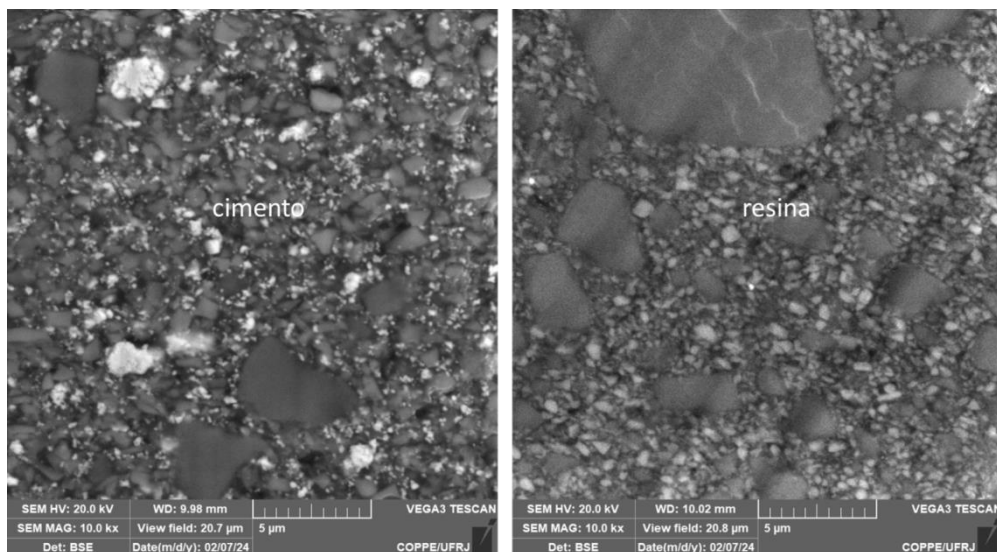


Figura 32: Imagens de MEV de elétrons retroespalhados do cimento e da resina.

É importante ressaltar que as caracterizações dos materiais aqui reportadas não fornecem a porcentagem de partículas inorgânicas nem informações sobre a matriz polimérica que seriam importantes para associar à viscosidade desses materiais. Todavia, como mencionado anteriormente as informações do fabricante indicam que a porcentagem em volume de partículas inorgânicas na resina é maior que no cimento. Para a caracterização dos monômeros presentes nesses materiais antes da polimerização seria indicado (como sugestão para trabalhos futuros) análises de FTIR.

6.3 Volume da linha de cimentação e porosidade

Os resultados das medidas de volume da linha de cimentação, apresentados na Tabela 4, reforçam as descobertas das medidas da espessura analisados no item 6.1, uma vez que o teste t de Student indicou diferença estatística significativa ($p=0.002$) entre os valores médios de volume. Essa análise complementar destaca a relevância das diferenças observadas na espessura da linha de cimentação entre os materiais, conforme ilustrado também no Figura 33.

Tabela 4: Volume médio de cada material (Letras maiúsculas iguais na mesma coluna indicam igualdade de valores médios segundo teste T Student).

| Grupos | Tamanho da amostra | Volume médio (10^{10}mm^3) | Desv. Padrão (mm^3) |
|---------|--------------------|---------------------------------------|--------------------------------|
| cimento | 5 | 2,25 ^A | 0,87 |
| resina | 5 | 4,69 ^B | 0,78 |

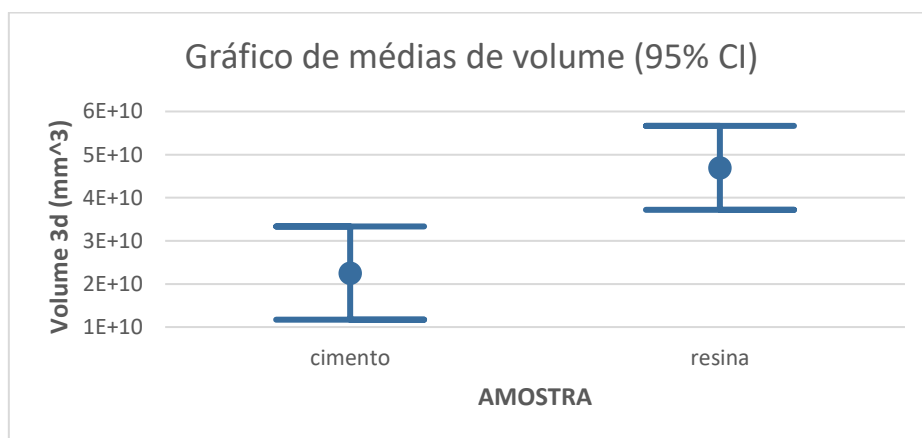


Figura 33: Medida do volume da linha de cimentação do cimento resinoso e resina pré-aquecida.

Ao comparar o volume total da linha de cimentação com o volume total dos poros encontrados em cada material, foi obtida a porcentagem de poros no cimento e na resina mostrados na tabela 5, onde pode-se observar uma porcentagem de poros muito maior na resina do que no cimento.

Tabela 5: Medidas do volume, volume dos poros e porcentagem dos poros.

| | AMOSTRA | Volume 3d (μm^3) | Volume 3d (μm^3) dos poros | Porcentagem de poros (%) |
|---------|---------|----------------------------------|---|-----------------------------|
| Cimento | C1 | 1,69E+10 | 1,89E+06 | 0,01 |
| | C2 | 1,71E+10 | 3,01E+06 | 0,02 |
| | C3 | 1,59E+10 | 9,04E+06 | 0,06 |
| | C4 | 3,59E+10 | 2,49E+07 | 0,07 |
| | C5 | 2,69E+10 | 2,01E+07 | 0,07 |
| | | | média | 0,05 |
| Resina | R1 | 3,96E+10 | 1,42E+08 | 0,36 |
| | R2 | 4,11E+10 | 1,50E+08 | 0,36 |
| | R3 | 4,34E+10 | 1,35E+08 | 0,31 |
| | R4 | 5,68E+10 | 1,48E+08 | 0,26 |
| | R5 | 5,38E+10 | 1,37E+08 | 0,25 |
| | | | média | 0,31 |

Como os valores de diâmetro dos poros encontrados na amostra não seguem a distribuição normal nem para o cimento, grupo 1, nem para a resina, grupo 2, segundo o teste de Shapiro-Wilk ($p < 0,05$) e além disso, o tamanho (N) dos grupos não era igual, a estatística não paramétrica do teste de Kruskal-Wallis, Figura 34, com Comparações por Método Pairwise foi utilizada para inferir relações a partir dos dados presentes na Tabela 6 que aponta os resultados dos valores de mediana e erro padrão para cada uma das cinco réplicas de cada material.

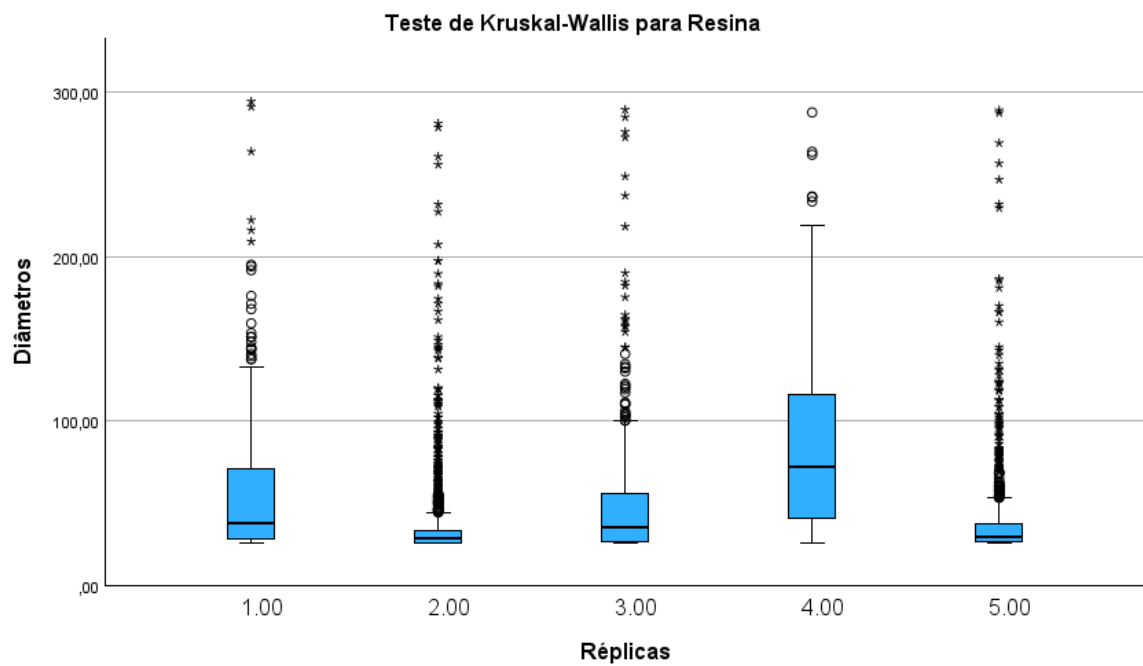
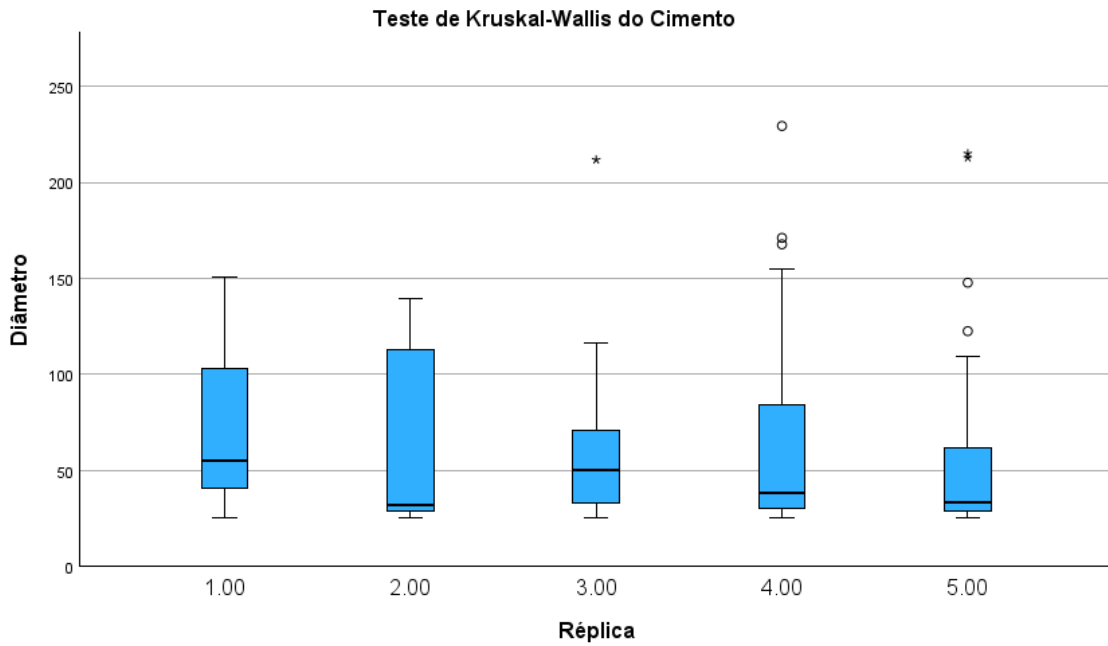


Figura 34: Teste de Kruskal-Wallis do cimento e resina, para mostrar resultados dos valores de mediana e erro padrão para cada uma das cinco réplicas.

Tabela 6: Valores de mediana para as cinco réplicas de cada material (Letras minúsculas iguais na mesma coluna indicam igualdade de valores de mediana segundo método Pairwise).

| | CIMENTO | RESINA |
|---------|--------------------------------------|-------------------------------------|
| Réplica | Mediana do diâmetro equivalente (µm) | Medianado diâmetro equivalente (µm) |
| 1 | 55,06 ^A | 38,43 ^C |
| 2 | 32,20 ^A | 28,54 ^A |
| 3 | 49,80 ^A | 35,14 ^C |
| 4 | 38,43 ^A | 71,94 ^D |
| 5 | 33,24 ^A | 29,89 ^B |

A análise dos resultados aponta que o material cimento obteve após polimerização poros com tendência a menores diâmetros e com distribuição de tamanhos mais homogênea que a resina.

Os gráficos na Figura 35, ilustram a diferença na distribuição dos poros na resina e no cimento mostrando que apesar da maioria dos poros terem diâmetros abaixo de 50µm, a resina apresentou mais poros com valores extremos de diâmetro de poros acima de 300µm. Ao ser observado o número de ocorrências de poros nos dois materiais, os histogramas de cada uma das cinco réplicas do cimento e da resina deixa claro ao observar o número de contagens no eixo Y (que está em escala logarítmica base 10) que a resina apresentou aproximadamente 10X mais poros que o cimento, Figura 36, o que está de acordo com a significativamente maior % de volume de poros apresentada na Tabela 5.

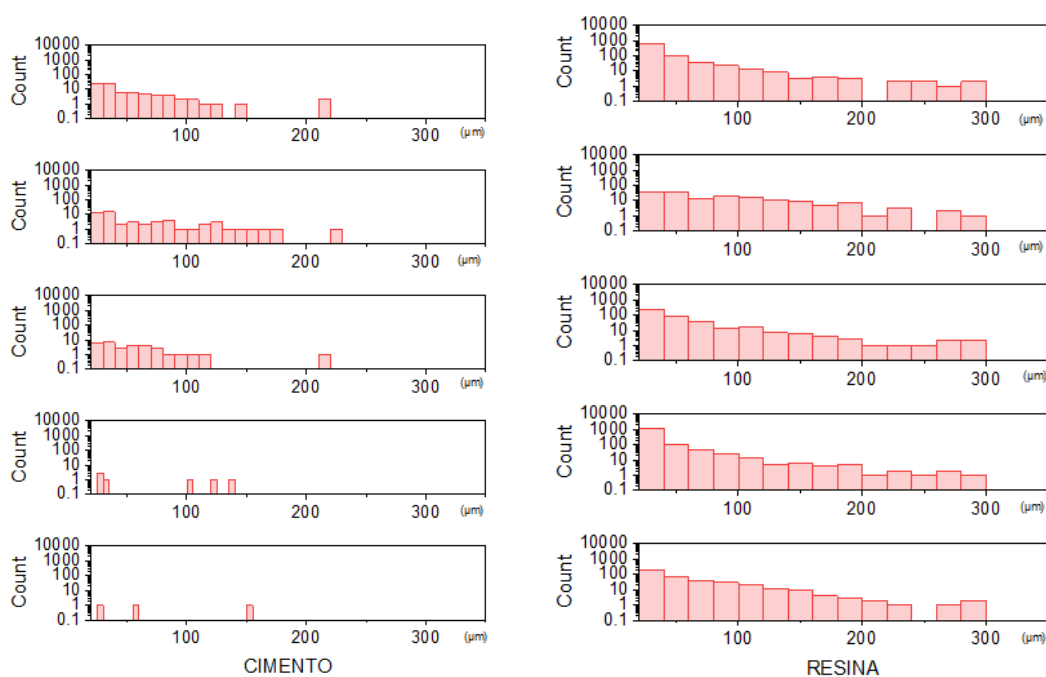


Figura 35: Histograma das cinco réplicas de cada grupo para contagem do número do

poros.

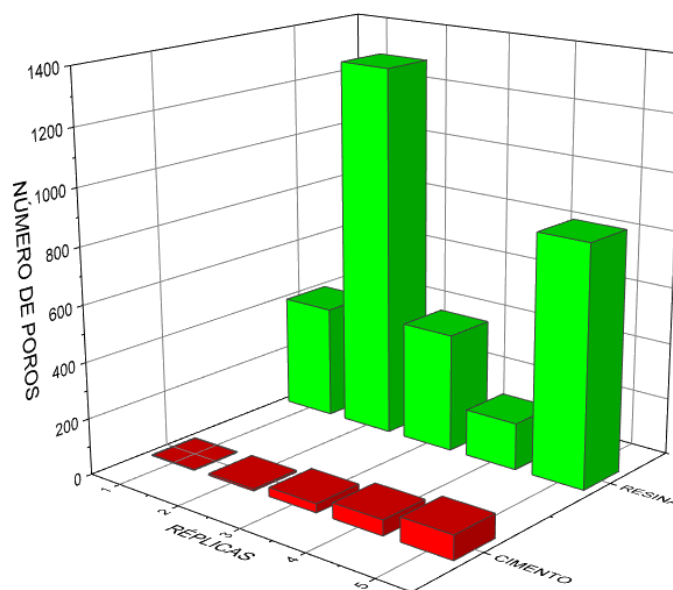


Figura 36: Número de poros das cinco réplicas dos grupos resina e cimento, evidenciando a maior quantidade de poros no grupo da resina.

A resina pré-aquecida exibiu uma maior incidência de porosidades, cuja origem pode ser atribuída de forma indireta à viscosidade do material e diretamente ao método de manipulação dos dois materiais pois no Grupo 2 com resina foi utilizada espátula manual em vez da ponta automisturadora utilizada no grupo 1, cimento, que tem relatos da literatura que apontam que seu uso demonstrou reduzir a incorporação de bolhas no compósito (HAN *et al*, 2017).

6.4 Implicações clínicas

As diferenças na espessura do filme de cimentação entre cimento e resina preaquecida têm implicações clínicas significativas que podem afetar a eficácia do procedimento, sua longevidade e a biocompatibilidade da restauração. Como demonstrado neste trabalho, a escolha do material e sua viscosidade final durante a cimentação assim como a forma de aplicação dos mesmos desempenham papéis críticos nesse contexto.

Em primeiro lugar, a espessura do filme de cimentação pode influenciar diretamente a eficácia clínica do procedimento, visto que a linha de cimentação excessivamente fina pode não oferecer a resistência e a vedação necessárias para garantir a estabilidade da restauração indireta e proteger a interface dente-restauração contra infiltração de líquidos e bactérias (MEMARI *et al.*, 2019) e nesse caso ambos materiais parecem ter formado linhas de cimentação espessas o suficiente. Por outro

lado, um filme excessivamente espesso pode aumentar a altura da restauração e resultar em ajustes inadequados da oclusão do dente quando em função. Além disso, a escolha do material de cimentação e sua viscosidade podem afetar a longevidade do procedimento como vimos por representar maiores ou menores quantidades de bolhas e defeitos que seriam pontos críticos para concentração de tensões ao longo do material.

A escolha entre resina pré-aquecida e cimento deve considerar não apenas as propriedades reológicas, mas também outras características, como tempo de trabalho, propriedades adesivas, e necessidades clínicas específicas do procedimento. E dessa forma, a resina pré-aquecida demanda mais tempo de trabalho, o uso de equipamento para aquecer a resina, uma maior dificuldade em manipular o material e inserção no interior da coroa que podem ser desvantagens clínicas em relação ao cimento resinoso.

Um fator importante a ser abordado é o tempo de trabalho já que tanto o pré-aquecimento quanto o seu esfriamento antes do término da cimentação pode influenciar diretamente a resina compósita, afetando o período disponível para a manipulação clínica. É importante considerar o equilíbrio entre a fluidez aprimorada e a necessidade de tempo suficiente para a aplicação e ajuste da restauração.

De acordo com a literatura, a faixa de temperatura média de 54 °C a 68 °C, conforme relatado por Lopes *et al.* (2020), não demonstrou causar danos ao tecido pulpar durante procedimentos odontológicos. As resinas compósitas pré-aquecidas exibem uma rápida redução de temperatura após o aquecimento inicial, conforme observado por Marcones *et al.* (2020). Especificamente, os cirurgiões dentistas dispõem de um intervalo ideal de trabalho de aproximadamente 10 a 15 segundos, durante os quais tanto a temperatura quanto as viscosidades do material se encontram em condições ideais. No entanto, é importante observar que essa temperatura diminui rapidamente ao longo do tempo, com uma queda de aproximadamente 50% em apenas 2 minutos, conforme relatado por Lopes *et al.* (2020). Esses achados ressaltam a importância da gestão eficaz do tempo durante procedimentos clínicos que envolvem o uso de resinas compósitas pré-aquecidas.

A etapa de pré-aquecimento da resina tem como resultado aumento da fluidez dos compósitos de consistência regular, o que resulta numa melhor adaptação do material na cavidade (LOPES *et al.*, 2020). No entanto, é importante salientar que cada compósito reage de maneira distinta ao processo de aquecimento, o que implica que propriedades como viscosidade, fluidez e formação de película podem sofrer variações. Portanto, nem todas as resinas são adequadas para serem submetidas ao pré-aquecimento e ao processo de cimentação, sendo imprescindível levar em conta fatores como teor de carga, composição química, e sistema fotoiniciador (GUGELMIN *et al.*,

2020).

Como vantagens do pré-aquecimento das resinas há relatos na literatura de que as resinas compostas submetidas a pré-aquecimento demonstraram melhorias no selamento e na adaptação marginal, possivelmente devido à sua maior fluidez quando aquecidas. Essas características também facilitam a remoção do excesso de material, o que as tornariam adequadas para uso como agentes cimentantes de inlays (ALVARADO *et al.*, 2020). Além disso, Lima *et al.* (2018) observaram que o pré-aquecimento a 54 °C resultou em redução na sorção de água e na solubilidade da resina compósita avaliada em comparação a cimentos resinosos.

Alvarado *et al.* (2020), realizaram uma avaliação da interface adesiva de restaurações em dentina cimentadas tanto com resinas compósitas preaquecidas quanto com um cimento resinoso, observando que, embora a microinfiltração não tenha sido totalmente eliminada em ambos os grupos, os valores foram inferiores para a resina composta pré-aquecida. Por outro lado, a resistência de união à microtração foi significativamente maior com o uso do cimento resinoso o que pode ser explicado pelos achados do nosso estudo que mostrou que a linha de cimentação formada pelo cimento resinoso tem menos porosidades e é mais homogênea o que contribui para uma maior resistência mecânica.

Em uma revisão sistemática da literatura, Lopes *et al.* (2020), identificaram que o pré-aquecimento das resinas compósitas resulta em um aumento significativo no grau de conversão dos monômeros em polímeros, fluidez e adaptação marginal. Esses achados corroboram os resultados de Dionysopoulos *et al.* (2015), que, ao testarem as resinas Filtek Z250 e Grandio a 55 °C, observaram um incremento no grau de conversão, evidenciado pelo aumento na microdureza superficial em comparação com os valores obtidos em temperatura ambiente. A elevação da temperatura tem sido identificada como um fator que pode acelerar as reações de polimerização das resinas compósitas, devido ao fornecimento de energia adicional ao sistema, o que resulta em um aumento na velocidade das reações químicas. Consequentemente, espera-se observar uma maior eficiência na polimerização do material, possibilitando a obtenção de produtos finais com propriedades desejáveis em um tempo reduzido porém o grau de conversão não é considerado uma medida direta de resistência mecânica visto que outros fatores como tipo de polímero formado e quantidade de carga tem também influência (PAES *et al.*, 2019).

Em contrapartida, Gugelmin *et al.* (2020), não encontraram um aumento significativo no grau de conversão com o pré-aquecimento das resina; no entanto, os resultados de sua pesquisa indicaram benefícios clínicos ao utilizar resinas compostas pré-aquecidas para a cimentação de facetas cerâmicas em dissilicato de lítio.

No estudo conduzido por Marcondes *et al.* (2020), foi constatado que o preaquecimento a 69 °C, como no nosso estudo resultou em uma redução significativa na viscosidade das resinas restauradoras, variando entre 47% e 92%. No entanto, os pesquisadores destacaram que a mudança na viscosidade após o pré-aquecimento não deve ser considerada como um parâmetro exclusivo para a escolha da resina a ser utilizada na cimentação. Isso se deve ao fato de que o aumento da fluidez de certos materiais não necessariamente resulta em uma redução na espessura do material aplicado o que faz um contraponto com os resultados obtidos no presente estudo uma vez que por não ser indicado não foi avaliado um grupo controle negativo utilizando a resina a temperatura ambiente para comparar se efetivamente pré-aquecer a resina vai alterar a espessura da linha de cimentação. É relevante salientar que, na pesquisa conduzida por Marcondes *et al.*, os materiais submetidos ao pré-aquecimento raramente alcançaram valores de viscosidade comparáveis as resinas fluidas e aos valores de viscosidade dos cimentos resinosos o que corrobora com nossos achados e observações.

Outra implicação clínica esperada ao se pré-aquecer a resina a fim de utilizá-la como cimento resinoso relaciona-se com o fato de que a estabilidade química das resinas pode ser comprometida em temperaturas elevadas, uma vez que o calor pode acelerar a degradação de determinados componentes do material que originalmente não foi fabricado para trabalhar aquecido. Isso ocorre especialmente em relação a aditivos ou iniciadores sensíveis ao calor, os quais podem sofrer degradação ou alteração em sua formulação química quando expostos a altas temperaturas. Essa degradação térmica pode afetar significativamente as propriedades e a qualidade do produto final, destacando a importância de se controlar e monitorar a temperatura durante os processos de fabricação e armazenamento das resinas (SAKAGUCHI *et al.*, 2012).

O controle adequado do aquecimento pode promover o desenvolvimento de resinas compósitas com propriedades mecânicas aprimoradas, incluindo resistência e dureza como descrito anteriormente (D'AMARIO *et al.*, 2015). Isso é justificado por alguns autores pela maior eficácia do processo de polimerização, que favoreceria a formação de uma estrutura polimérica mais densa e resistente mas não há evidência científica de tal relação direta como dito anteriormente.

Por fim, quanto os aspectos econômicos associados ao uso de resinas pré-aquecidas como agente de cimentação relatado por alguns cirurgiões dentistas, ao considerar-se não só o custo do material mas também o custo do equipamento para aquecimento, disponibilidade e facilidade de manipulação do material não vemos vantagens de seu uso no lugar da utilização do cimento resinoso.

6.5 Limitações do estudo

É importante reconhecer algumas limitações no estudo comparativo entre a cimentação de cerâmicas odontológicas utilizando cimento resinoso ou resina pré-aquecida. Fatores como as características específicas dos materiais odontológicos utilizados e as técnicas de cimentação empregadas podem também influenciar nos resultados encontrados. Dessa forma, sugere-se que pesquisas futuras abordem mais detalhadamente a relação entre viscosidade e espessura de filme em diferentes tipos de materiais odontológicos, explorando como essas variáveis podem afetar a eficácia da cimentação. Além disso, a realização de estudos clínicos randomizados se mostra necessária para avaliar de forma mais precisa a efetividade e durabilidade das restaurações cimentadas com resina pré-aquecida em comparação com o uso de cimento resinoso.

A micro-CT, uma técnica não invasiva, facilita medições precisas em nível de micrometros. Suas vantagens incluem ser um método direto que não exige seccionamento ou ruptura da amostra, proporcionando uma identificação altamente confiável de pontos críticos e regiões, além de permitir a análise 3D dos dados em tantos pontos de medição conforme necessário. Os dados obtidos das amostras podem ser salvos e medições recorrentes podem ser realizadas sem a necessidade de procedimentos adicionais. Uma desvantagem deste método é seu custo mais elevado em comparação com outras técnicas de medição (OĞUZ *et al.*, 2020).

Em resumo, esta pesquisa proporciona uma visão abrangente das diferenças na formação da linha de cimentação entre cimento resinoso e resina pré-aquecida em diferentes locais de medição cujas implicações clínicas dessas descobertas podem vir a orientar a escolha de materiais na prática odontológica.

7 Conclusão

Com base nos resultados e análises realizadas avaliando a adaptação marginal e interna das restaurações, concluímos através da microtomografia computadorizada (micro-CT):

1. A linha de cimentação do cimento resinoso dual demonstrou uma menor espessura em comparação com a resina pré-aquecida. Os valores médios de adaptação marginal para o cimento resinoso foram de 116,11 μ m e 120,29 μ m, e desvio padrão de 111 μ m e 90 μ m. O valor clinicamente aceitável para adaptação marginal é de 120 μ m. Por outro lado, a resina pré-aquecida exibiu uma adaptação marginal média de 292,24 μ m e 379,99 μ m e desvio padrão de 197 μ m e 178 μ m, sendo avaliados nos mesmos locais em todas as amostras.
2. Os resultados médios da adaptação das restaurações indicaram que a adaptação interna das restaurações é mais sensível do que a marginal. Os locais com maior desadaptação foram observados na região interna, com os três pontos internos de maior desadaptação registrando valores médios de 248,64 μ m, 267,80 μ m e 293,92 μ m, de desvio padrão de 129 μ m, 136 μ m e 100 μ m para o cimento, e de 487,50 μ m, 530,71 μ m e 541,68 μ m como valores médios e 181 μ m, 136 μ m e 58 μ m de desvio padrão para resina pré-aquecida.
3. Concluímos que a resina pré-aquecida apresentou uma maior dificuldade de inserção inferida pela correlação negativa entre diferentes posições de medida na linha de cimentação.
4. Ambos os materiais apresentam porosidades inerentes à técnica de cimentação. Contudo, o cimento resinoso dual exibiu uma menor proporção de poros em comparação com a resina pré-aquecida. As porcentagens de porosidade foram de 0,05% e 0,31% para o cimento resinoso e a resina pré-aquecida, respectivamente.

Nossos resultados de caracterização dos materiais trouxeram informações adicionais as informações contidas nas bulas dos fabricantes. Essas informações preenchem lacunas que podem auxiliar pesquisas futuras que tenham a intenção de correlacionar microestrutura com viscosidade.

Em suma, este estudo fortalece a validação da micro-CT como uma ferramenta eficaz para avaliar a adaptação marginal e interna de diferentes materiais de cimentação, em comparação com a sondagem clínica usualmente utilizada. Uma vez que, observou-se o cimento resinoso demonstrar uma melhor adaptação marginal e interna quando comparado à resina compósita pré-aquecida. Esses achados ressaltam

a importância da escolha adequada do material de cimentação baseando-se em evidências científicas.

8 Sugestões para trabalhos futuros

1. Avaliar diretamente a viscosidade da resina pré-aquecida e do cimento resinoso, visando compreender melhor o impacto desse parâmetro na adaptação das restaurações.
2. Análises de FTIR antes da polimerização dos materiais de cimentação, para caracterizar os monômeros presentes nos materiais.
3. Investigar se a temperatura do fotoativador utilizado durante a etapa de fotoativação pode provocar superaquecimento da resina.
4. Investigar outras propriedades dos materiais de cimentação, como a resistência mecânica.
5. Realizar estudos clínicos para validar a diferença de espessura das restaurações e sua relação com a longevidade e o desempenho clínico das restaurações em pacientes, a fim de fornecer evidências relevantes para a prática odontológica.

9 Bibliografia

ACQUAVIVA, P. A. et al. Degree of conversion of three composite materials employed

in the adhesive cementation of indirect restorations: A micro-Raman analysis. **Journal of Dentistry**, v. 37, n. 8, p. 610–615, ago. 2009.

AHRBERG, D. et al. Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. **Clinical Oral Investigations**, v. 20, n. 2, p. 291–300, 1 mar. 2016.

AMARAL, M. et al. The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. **Journal of Dentistry**, v. 42, n. 1, p. 90–98, jan. 2014.

ARAO, N.; YOSHIDA, K.; SAWASE, T. Effects of air abrasion with alumina or glass beads on surface characteristics of CAD/CAM composite materials and the bond strength of resin cements. **Journal of Applied Oral Science**, v. 23, n. 6, p. 629–636, 1 nov. 2015.

BAIG, M. R.; TAN, K. B. C.; NICHOLLS, J. I. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 104, n. 4, p. 216–227, out. 2010.

BERRENDERO, S. et al. Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. **Clinical Oral Investigations**, v. 20, n. 9, p. 2403–2410, 1 dez. 2016.

CONTREPOIS, M. et al. Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 110, n. 6, 2013.

D'AMARIO, M. et al. Influence of a repeated preheating procedure on mechanical properties of three resin composites. **Operative Dentistry**, v. 40, n. 2, p. 181–189, 2015.

DA COSTA, J. B. et al. Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D. **Operative Dentistry**, v. 35, n. 3, p. 324–329, maio 2010.

DA SILVA, L. H. et al. **Dental ceramics: A review of new materials and processing methods.** **Brazilian Oral Research** Sociedade Brasileira de Hematologia e Hemoterapia, , 1 ago. 2017.

DEB, S. et al. Pre-warming of dental composites. **Dental Materials**, v. 27, n. 4, abr. 2011.

DEMIR, N.; OZTURK, A. N.; MALKOC, M. A. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. **European Journal of**

Dentistry, v. 8, n. 4, p. 437–444, 2014.

ELBADAWY, A.; OMAR, A.; ABDELAZIZ MH. Microct evaluation for CAD/CAM occlusal veneer fit using two materials and three cement space settings. **Brazilian Dental Journal**, v. 33, n. 4, p. 71–79, 2022.

FERRAIRO, B. M. et al. Comparison of marginal adaptation and internal fit of monolithic lithium disilicate crowns produced by 4 different CAD/CAM systems. **Clinical Oral Investigations**, v. 25, n. 4, p. 2029–2036, 1 abr. 2021.

FURTADO PIRAS, F. et al. Analysis of correlation between optical and microtomography measurements of cementation space in CAD-CAM ceramic crowns. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 2014.

GRACIS, S. et al. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 28, n. 3, p. 227–235, maio 2016.

GRIGGS, J. A. **Recent Advances in Materials for All-Ceramic Restorations. Dental Clinics of North America**, jul. 2007.

GUGELMIN, B. P. et al. Colorstability of ceramic veneers luted with resin cements and pre-heated composites: 12 months follow-up. **Brazilian Dental Journal**, v. 31, n. 1, p. 69–77, 1 jan. 2020.

GUIMARÃES PAES, P. N. et al. Influence of activation mode, fatigue, and ceramic interposition on resin cements' diametral tensile strength. **Brazilian Oral Research**, v. 33, 2019.

HAMZA, T. A. et al. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 109, n. 2, p. 83–87, fev. 2013.

HAN, L. et al. **Evaluation of Physical Properties and Surface Degradation of Self-adhesive Resin Cements****Dental Materials Journal**. [s.l: s.n.].

HOMES, R. et al. Considerations in measurement of marginal fit. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 62, p. 405–408, 1989.

JUNG, Y. S. et al. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. **Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 2, n. 3, p. 111–115, 2010.

KIM, J. H. et al. **Fit of lithium disilicate crowns fabricated from conventional and digital impressions assessed with micro-CT.** *Journal of Prosthetic Dentistry. Anais...* Mosby Inc., 1 out. 2016.

KIM, K.; ONG, J.; OKUNO, O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, p. 642–649, 2002.

KIM, S. H. et al. Effects of thermal and mechanical cycling on the mechanical strength and surface properties of dental CAD-CAM restorative materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 128, n. 1, p. 79–88, 1 jul. 2022.

LEE, K. B. et al. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. **Dental Materials Journal**, v. 27, n. 3, p. 422–426, 2008.

LIMA, M. O. et al. Influence of pre-heating and ceramic thickness on physical properties of luting agents. **Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials**, v. 16, n. 4, p. 252–259, 1 out. 2018.

LOPES, L. C. P. et al. **Heating and preheating of dental restorative materials—a systematic review.** *Clinical Oral Investigations* Springer Science and Business Media Deutschland GmbH, , 1 dez. 2020.

MAGNE, P. et al. **Luting of inlays, onlays, and overlays with preheated restorative composite resin does not prevent seating accuracy** *THE INTERNATIONAL JOURNAL OF ESTHETIC DENTISTRY AUTUMN*. [s.l: s.n.].

MARCONDES, R. L. et al. Viscosity and thermal kinetics of 10 preheated restorative resin composites and effect of ultrasound energy on film thickness. **Dental Materials**, v. 36, n. 10, p. 1356–1364, 1 out. 2020.

MEMARI, Y. et al. **Marginal Adaptation of CAD/CAM All-Ceramic Crowns Made by Different Impression Methods: A Literature Review.** *Journal of Prosthodontics* Blackwell Publishing Inc., , 1 fev. 2019.

MENEZES¹, M. S. et al. Caso Clínico Reabilitação estética do sorriso com laminados cerâmicos: Relato de caso clínico Aesthetic Restabilishment with laminates vennis: Case report. **Rev Odontol Bras Central**, v. 24, n. 68, 2015.

MOSTAFA, N. Z. et al. Marginal Fit of Lithium Disilicate Crowns Fabricated Using Conventional and Digital Methodology: A Three-Dimensional Analysis. **Journal of**

Prosthodontics, v. 27, n. 2, p. 145–152, 1 fev. 2018.

MOUNAJJED, R. et al. Effect of different resin luting cements on the marginal fit of lithium disilicate pressed crowns. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 119, n. 6, p. 975–980, 1 jun. 2018.

MOUSLY, H. A. et al. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 112, n. 2, p. 249–256, 2014.

NAKAMURA, T.; WAKABAYASHI, K. **Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns** Article in **The International Journal of Prosthodontics**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://www.researchgate.net/publication/10666730>>.

NEVES, F. D. et al. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 112, n. 5, p. 1134–1140, 1 nov. 2014.

OĞUZ, E. İ. et al. Marginal and internal fit of feldspathic ceramic CAD/CAM crowns fabricated via different extraoral digitization methods: a micro-computed tomography analysis. **Odontology**, v. 109, n. 2, p. 440–447, 1 abr. 2021.

PARK, J. M. et al. A comparative study of gold UCLA-type and CAD/CAM titanium implant abutments. **Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 6, n. 1, p. 46–52, fev. 2014.

PELEKANOS, S.; ELIADES, G. Article in European journal of esthetic dentistry : official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry. **The European Journal of Esthetic Dentistry**, v. 4, n. 3, 2009.

PELEKANOS, S.; ELIADES, G. **X-ray Microtomographic Evaluation of the Influence of Two Preparation Types on Marginal Fit of CAD/CAM Alumina Copings: A Pilot Study** Article in **The International Journal of Prosthodontics**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://www.researchgate.net/publication/221867994>>.

PIMENTA, M. A. et al. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 114, n. 2, p. 223–228, 1 ago. 2015.

PRADÍES, G. et al. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology.

Journal of Dentistry, v. 43, n. 2, p. 201–208, 2015.

RENNE, W. et al. Evaluation of the Marginal Fit of CAD/CAM Crowns Fabricated Using Two Different Chairside CAD/CAM Systems on Preparations of Varying Quality. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 27, n. 4, p. 194–202, 1 jul. 2015.

SWAIN, M. V.; XUE, J. **State of the art of Micro-CT applications in dental research.** *International journal of oral science*, 2009.

TIAN, T. et al. **Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials.** *Dental Materials* Elsevier Inc., , 2014.

TRUJILLO, M.; NEWMAN, S. M.; STANSBURY, J. W. Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. **Dental Materials**, v. 20, n. 8, p. 766–777, out. 2004.

URCUYO ALVARADO, M. S. et al. Evaluation of the bond strength and marginal seal of indirect restorations of composites bonded with preheating resin. **European Journal of Dentistry**, v. 14, n. 4, p. 644–650, 1 out. 2020.

VARGAS, S. P. et al. Influence of Different Ceramic Systems on Marginal Misfit. **The European journal of prosthodontics and restorative dentistry**, v. 25, n. 3, p. 127–130, 1 set. 2017.

YEO, I.-S.; YANG, J.-H.; LEE, J.-B. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 90, p. 459–464, 2003.

ZOGHEIB, L. et al. Effect of Hydrofluoric Acid Etching Duration on the Roughness and Flexural Strength of a Lithium Disilicate-Based Glass Ceramic. **Braz Dent J**, v. 22, n. 1, p. 45–50, 2011.

10. Apêndies

Apêndice A

Apêndice B

| Comparações entre os grupos de Fator 1 (replica) sem o nível de cada Fator 2 (local) | | | | |
|--|------------------------|---------|-------------|-----|
| Tukey-HSD | | | | |
| Grupos | Diferença tística do t | Valor-p | Significant | |
| 1 vs 2 | -2.6810 | 0.1217 | 1.0000 | Não |
| 1 vs 3 | -40.3310 | 1.8315 | 0.9224 | Não |
| 1 vs 4 | -111.4450 | 5.0609 | 0.7470 | Não |
| 1 vs 5 | -140.2230 | 6.3678 | 0.7462 | Não |
| 2 vs 3 | -37.6500 | 1.7098 | 0.9356 | Não |
| 2 vs 4 | -108.7650 | 4.3392 | 0.7472 | Não |
| 2 vs 5 | -137.5420 | 6.2460 | 0.7462 | Não |
| 3 vs 4 | -71.1140 | 3.2294 | 0.7843 | Não |
| 3 vs 5 | -99.8920 | 4.5363 | 0.7491 | Não |
| 4 vs 5 | -28.7780 | 1.3069 | 0.9715 | Não |
| Fator 2 (local) = "2" | | | | |
| Tukey-HSD | | | | |
| Grupos | Diferença tística do t | Valor-p | Significant | |
| 1 vs 2 | 2.1880 | 0.0994 | 1.0000 | Não |
| 1 vs 3 | -43.8720 | 1.9923 | 0.9041 | Não |
| 1 vs 4 | -136.6110 | 6.2037 | 0.7462 | Não |
| 1 vs 5 | -147.4150 | 6.6944 | 0.7462 | Não |
| 2 vs 3 | -46.0600 | 2.0917 | 0.8924 | Não |
| 2 vs 4 | -138.7990 | 6.3031 | 0.7462 | Não |
| 2 vs 5 | -149.6030 | 6.7937 | 0.7462 | Não |
| 3 vs 4 | -52.7390 | 4.2114 | 0.7523 | Não |
| 3 vs 5 | -103.5430 | 4.7021 | 0.7481 | Não |
| 4 vs 5 | -10.8040 | 0.4906 | 0.9992 | Não |
| Fator 3 (local) | | | | |
| Tukey-HSD | | | | |
| Grupos | Diferença tística do t | Valor-p | Significant | |
| 1 vs 2 | -0.0170 | 0.0008 | 1.0000 | Não |
| 1 vs 3 | 8.0590 | 0.3948 | 0.9997 | Não |
| 1 vs 4 | -74.9530 | 3.4037 | 0.7749 | Não |
| 1 vs 5 | -30.8600 | 1.4014 | 0.9644 | Não |
| 2 vs 3 | 8.7100 | 0.3955 | 0.9997 | Não |
| 2 vs 4 | -74.9360 | 3.4030 | 0.7749 | Não |
| 2 vs 5 | -30.8430 | 1.4006 | 0.9644 | Não |
| 3 vs 4 | -83.6460 | 3.7985 | 0.7602 | Não |
| 3 vs 5 | -39.5530 | 1.7962 | 0.9263 | Não |
| 4 vs 5 | 44.0930 | 2.0023 | 0.9029 | Não |
| Fator 4 (local) | | | | |
| Tukey-HSD | | | | |
| Grupos | Diferença tística do t | Valor-p | Significant | |
| 1 vs 2 | -8.9280 | 0.4054 | 0.9996 | Não |
| 1 vs 3 | -50.5800 | 2.2969 | 0.8685 | Não |
| 1 vs 4 | -238.3970 | 10.8260 | 0.7461 | Não |
| 1 vs 5 | -215.0240 | 9.7646 | 0.7461 | Não |
| 2 vs 3 | -41.6520 | 1.8915 | 0.9157 | Não |
| 2 vs 4 | -229.4690 | 10.4206 | 0.7461 | Não |
| 2 vs 5 | -206.0960 | 9.3592 | 0.7461 | Não |
| 3 vs 4 | -187.8170 | 8.5291 | 0.7461 | Não |
| 3 vs 5 | -164.4440 | 7.4677 | 0.7461 | Não |
| 4 vs 5 | 23.3730 | 1.0614 | 0.9859 | Não |
| Fator 5 (local) | | | | |
| Tukey-HSD | | | | |
| Grupos | Diferença tística do t | Valor-p | Significant | |
| 1 vs 2 | 28.1570 | 1.2787 | 0.9735 | Não |
| 1 vs 3 | -4.8080 | 0.2183 | 1.0000 | Não |
| 1 vs 4 | -215.1320 | 9.7095 | 0.7461 | Não |
| 1 vs 5 | -131.1310 | 5.9549 | 0.7462 | Não |
| 2 vs 3 | -32.9650 | 1.4970 | 0.9563 | Não |
| 2 vs 4 | -243.2890 | 11.0462 | 0.7461 | Não |
| 2 vs 5 | -159.2880 | 7.2335 | 0.7462 | Não |
| 3 vs 4 | -210.3240 | 9.5512 | 0.7461 | Não |
| 3 vs 5 | -126.3230 | 5.7365 | 0.7463 | Não |
| 4 vs 5 | 84.0010 | 3.8146 | 0.7597 | Não |
| Fator 6 (local) | | | | |
| Tukey-HSD | | | | |
| Grupos | Diferença tística do t | Valor-p | Significant | |
| 1 vs 2 | 45.1770 | 2.0516 | 0.8971 | Não |
| 1 vs 3 | 26.4700 | 1.2020 | 0.9784 | Não |
| 1 vs 4 | -213.6770 | 9.7034 | 0.7461 | Não |
| 1 vs 5 | -43.3580 | 1.9690 | 0.9068 | Não |
| 2 vs 3 | -18.7070 | 0.8495 | 0.9937 | Não |
| 2 vs 4 | -258.8540 | 11.7550 | 0.7461 | Não |
| 2 vs 5 | -88.5350 | 4.0205 | 0.7554 | Não |
| 3 vs 4 | -240.1470 | 10.9055 | 0.7461 | Não |
| 3 vs 5 | -69.8280 | 3.1710 | 0.7879 | Não |
| 4 vs 5 | 170.3190 | 7.7345 | 0.7461 | Não |
| Fator 7 (local) | | | | |
| Tukey-HSD | | | | |
| Grupos | Diferença tística do t | Valor-p | Significant | |
| 1 vs 2 | -11.8300 | 0.5372 | 0.9989 | Não |
| 1 vs 3 | -20.5550 | 0.9334 | 0.9911 | Não |
| 1 vs 4 | -38.4530 | 1.7462 | 0.9317 | Não |
| 1 vs 5 | -32.7130 | 1.4856 | 0.9573 | Não |
| 2 vs 3 | -8.7250 | 0.3962 | 0.9997 | Não |
| 2 vs 4 | -26.6230 | 1.2090 | 0.9780 | Não |
| 2 vs 5 | -20.8830 | 0.9483 | 0.9905 | Não |
| 3 vs 4 | 17.8980 | 0.8128 | 0.9946 | Não |
| 3 vs 5 | -12.1580 | 0.5521 | 0.9988 | Não |
| 4 vs 5 | 5.7400 | 0.2607 | 0.9999 | Não |
| Fator 8 (local) | | | | |
| Tukey-HSD | | | | |
| Grupos | Diferença tística do t | Valor-p | Significant | |
| 1 vs 2 | 2.7320 | 0.1241 | 1.0000 | Não |
| 1 vs 3 | -11.3000 | 0.5132 | 0.9991 | Não |
| 1 vs 4 | -243.9980 | 11.0622 | 0.7461 | Não |
| 1 vs 5 | -52.3860 | 2.3789 | 0.8592 | Não |
| 2 vs 3 | -14.0320 | 0.6372 | 0.9978 | Não |
| 2 vs 4 | -246.3300 | 11.1863 | 0.7461 | Não |
| 2 vs 5 | -55.1180 | 2.5030 | 0.8455 | Não |
| 3 vs 4 | -232.2980 | 10.5491 | 0.7461 | Não |
| 3 vs 5 | -41.0860 | 1.8658 | 0.9186 | Não |
| 4 vs 5 | 191.2120 | 8.8833 | 0.7461 | Não |
| Fator 9 (local) | | | | |
| Tukey-HSD | | | | |
| Grupos | Diferença tística do t | Valor-p | Significant | |
| 1 vs 2 | 12.5310 | 0.5691 | 0.9986 | Não |
| 1 vs 3 | -13.4510 | 0.6108 | 0.9962 | Não |
| 1 vs 4 | -217.9960 | 9.3723 | 0.7461 | Não |
| 1 vs 5 | -18.3340 | 0.8326 | 0.9941 | Não |
| 2 vs 3 | -25.9820 | 1.1799 | 0.9797 | Não |
| 2 vs 4 | -229.9270 | 10.4414 | 0.7461 | Não |
| 2 vs 5 | -30.8650 | 1.4016 | 0.9643 | Não |
| 3 vs 4 | -203.9450 | 9.2615 | 0.7461 | Não |
| 3 vs 5 | -4.8830 | 0.2217 | 1.0000 | Não |
| 4 vs 5 | 199.0620 | 9.0398 | 0.7461 | Não |

Apêndice C

T-TEST /VARIABLES= Volume
 /GROUPS=Material("cimento ","resina ") /MISSING=ANALYSIS
 /CRITERIA=CI(0.95).

Group Statistics

| Group | N | Média | Desvio padrão | S.E. Mean |
|----------------|---|-------|---------------|-----------|
| Volume cimento | 5 | 2.25 | .87 | .39 |
| Volume resina | 5 | 4.69 | .78 | .35 |

Teste de Amostras Independentes

| | | Teste de Levene para Igualdade de Variâncias | | T-Test for Equality of Means | | | | | | |
|--------|-----------------------------|--|------|------------------------------|------|-----------------|-----------------|-----------------------|---|-------|
| | | F | Sig. | t | df | Sig. (2-tailed) | Mean Difference | Std. Error Difference | 95% Confidence Interval of the Difference | |
| | | | | | | | | | Lower | Upper |
| Volume | Equal variances assumed | .04 | .839 | -4.66 | 8.00 | .002 | -2.44 | .52 | -3.65 | -1.23 |
| | Equal variances not assumed | | | -4.66 | 7.91 | .002 | -2.44 | .52 | -3.65 | -1.23 |