Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto
Departamento de Materiais Dentários e Prótese

BRUNA NEVES DE FREITAS

**Avaliação da adaptação marginal e interna de coroas de dissilicato
de lítio confeccionadas pelo sistema CAD/CAM após escaneamento
direto e indireto**

Ribeirão Preto
2017

BRUNA NEVES DE FREITAS

Avaliação da adaptação marginal e interna de coroas de dissilicato de lítio confeccionadas pelo sistema CAD/CAM após escaneamento direto e indireto

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título em Mestre em Ciências.

Programa: Odontologia (Reabilitação Oral)

Orientador: Prof^a. Dr^a. Maria da Gloria Chiarello de Mattos

**Ribeirão Preto
2017**

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

“Versão corrigida da Dissertação. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa”

Freitas, Bruna Neves de

Avaliação da adaptação marginal e interna de coroas de dissilicato de lítio confeccionadas pelo sistema CAD/CAM após escaneamento direto e indireto. Ribeirão Preto, 2017.

94 p. : il. ; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Programa: Odontologia (Reabilitação Oral).

Orientador: Mattos, Maria da Gloria Chiarello de.

1. Cerâmica. 2. Prótese Parcial Fixa. 3. Adaptação Marginal Dentária. 4. Projeto Auxiliado por Computador. 5. Microtomografia por Raio-X.

Nome: FREITAS, Bruna Neves de

Título: Avaliação da adaptação marginal e interna de coroas de dissilicato de lítio confeccionadas pelo sistema CAD/CAM após escaneamento direto e indireto

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título em Mestre em Ciências.

Programa: Odontologia (Reabilitação Oral)

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

DEDICATÓRIA

A Deus dedico essa realização, por seu amor incondicional, por me sustentar, iluminar, guiar e proteger. Que eu seja instrumento de vossa paz em todos os âmbitos de minha vida. Que meu trabalho proporcione o bem ao próximo e seja fonte de amor.

Aos meus pais e minha irmã por ser minha fonte de força. Tudo por vocês e para vocês.

AGRADECIMENTOS

À **Deus**, por me guiar, iluminar, segurar e fortalecer até mesmo em momentos que eu não me dei conta de sua presença. Por ser meu caminho, verdade e vida.

À meus pais. **Mãe**, obrigada pela educação, força, garra e ao mesmo tempo, delicadeza e cuidado diante da vida. Obrigada por ser quem sou hoje, obrigada por ter pensado em mim mais do que em você mesma. Estar escrevendo esse agradecimento a você na minha dissertação pela Universidade de São Paulo é uma das formas que se aproxima à minha gratidão por tudo que fez por mim. Minha melhor amiga, fiel e companheira. Eu te amo!

Pai, obrigada pela educação, por me amar, por cada suor que fez por mim, pela confiança, por acreditar, por se fazer presente, por ter me apoiado estar onde eu estou hoje. Orgulho de ter você como exemplo de generosidade, sensibilidade, guerreiro, e honestidade. Espero corresponder próximo ao que o senhor merece. Minha eterna gratidão. Eu te amo!

À minha **irmã**, Raquel. Obrigada por ter chegado à minha vida, ter trazido cores e alegria. O que eu vivi com você, desde bebê, é um amor muito profundo. Cuidava e amo como uma jóia rara que quero todo bem do mundo. Desculpe-me a distancia. Saiba que meu coração é todo seu, que sou sua amiga, confidente, e mãe se for preciso. Conte sempre comigo. Eu te amo!

À minha **avó**, Maria Marli. Meu anjo, ternura e morada. Obrigada por cada alegria e dor que compartilhou comigo como se fossem suas. Obrigada pelos ensinamentos, carinho, abraços, infância. Obrigada por ser a minha avó, por me amar tanto e ser meu exemplo de pessoa por inteiro. Obrigada pelo seu amor, ajuda emocional, financeira, e espiritual. Obrigada por ter vivido comigo um dos momentos mais marcantes em minha vida. Ter vibrado e segurado minhas lágrimas em seus ombros. É uma alegria imensurável a senhora estar lendo isso agora, te dedico todo meu esforço e luta. Eu te amo!

Ao meu padrasto, **Jorge**, obrigada por ter me acolhido e feito tanto por mim durante a minha vida. Obrigada por confiar e acreditar, pela preocupação, cuidado

educação, lição de disciplina e garra na vida. É uma realização ter a oportunidade de te agradecer em minha dissertação de mestrado e dizer o meu muito obrigada. Saiba que tens meu amor e como sua filha postiça. Amo você!

À minha madrastra, **Marina**, a minha gratidão mais sincera e profunda. Obrigada por gostar de mim, pela amizade, e carinho. Obrigada por cuidar tão bem da minha jóia rara, meu pai e ainda ser uma companhia abençoada para minha avó. Obrigada por ser generosidade, doação, amor e parceria para minha família. Amo você! Ao lago, obrigada pela generosidade, parceria e cuidado com minha família enquanto não estive presente fisicamente, que Deus abençoe seus sonhos mais profundos.

À minha **tia Jacque**. Não tenho palavras que expressem o que vivemos e nos tornamos. Obrigada por ter me estendido a mão, seu instrumento de trabalho além do mundo físico, pois tocou minha alma e desbravou meus sonhos mais profundos. Obrigada por ter me adotado, ter cuidado, ter zelado. Obrigada pelo ombro amigo, ter me segurado tantas vezes minhas alegrias, conquistas e lágrimas, sorrisos e companhia. Obrigada pela cama, carinho, comida, proteção, amizade, amor, dedicação. Obrigada por ter entrado no meu sonho muito antes de eu mesma, por ter aceitado viver ele comigo. Te amo além do infinito. Nesse momento passa um filme na minha cabeça, desde o momento que te abracei em minha formatura e não soltei mais. Gratidão eterna.

Ào meu **tio Renan**, Obrigada por ter aceitado essa “adoção”. Obrigada pelo carinho, paciência, amor, generosidade, preocupação e cuidado comigo. Obrigada por ter feito parte do meu sonho e colaborado para que ele aconteça. Eu te amo! Aos meus primos, **Cindy e Iago**, Obrigada, meus amores por terem me aceitado como irmã, ter compartilhado o espaço de vocês, abrir mão de conforto, privacidade, compartilhado seus pais e ter me acolhido nessa jornada. Ganhar o amor de vocês, além de primos, é um presente divino. Amo vocês, e serei para sempre a irmã mais velha.

À minha madrinha, **Cláudia**, obrigada por ter tornado a minha infância e lembranças mais doces e felizes. Obrigada pela ajuda, por ter cuidado, amado, carregado, defendido, e se doar por inteiro quando precisei. É uma realização poder estar te escrevendo nesse momento. Amo você! Ao meu primo, Arthur, obrigada por ter sido meu irmãozinho na infância e meu amigo nos dias atuais. Obrigada por cada

momento de alegria que compartilhou comigo. Obrigada por se fazer presente em minha vida com esse coração gigante, essa alma bondosa e essa amizade incomparável que temos sempre que estamos juntos. Conte sempre comigo. Eu te amo! Obrigada, Pelé, marido da minha madrinha, pelo carinho imenso que sempre teve comigo, generosidade, cuidado e zelo com a minha família.

À minha prima, **Thaís**, gratidão imensurável pelo papel de irmã que faz em minha vida. Obrigada por estar presente em minhas lembranças mais bonitas e ter feito a minha história mais feliz. Obrigada pelo amor, zelo, carinho. Obrigada por ser exemplo de força, coragem, sabedoria, sensatez, inteligência e responsabilidade para mim. Sem dúvidas, fez parte de minha construção e referência de vida. Amo você, prima! Ao meu tio, **Sérgio**, obrigada pelo imenso carinho, zelo e cuidado que sempre demonstrou. Obrigada pelas minhas maiores aventuras na infância. Obrigada ser uma das primeiras pessoas que confiou em mim como profissional após a minha formatura. Obrigada por ter feito parte da minha construção e experiência. Amo você!

Em memória aos meus avôs, **Marli, Nelson e João**. Obrigada por terem feito da minha história mais linda, completa e amada. Obrigada por cada lição, abraço, lembrança, sorrisos. Saudades imensas e um amor infinito. Vó Marli, obrigada pela amizade e cumplicidade. Obrigada por ter me trasbordado de amor, cuidado, ter sido exemplo de luta e cumplicidade em minha vida. Essa vitória é nossa e sei que está vivendo ela comigo a cada instante.

A toda **minha família**, em todos os graus, obrigada por contribuir nesse sonho e compartilhá-lo comigo.

Obrigada a minha prima, **Marta**. Agradeço a disponibilidade em me receber com tanto amor e generosidade em sua casa no RJ para que fosse mais viável minha pesquisa.

Obrigada à minha amiga e colega de profissão **Marta** Leal. Obrigada pela amizade e contribuição na minha formação. Foi uma grande oportunidade trabalhar com você. Está em meu coração.

Obrigada às minhas amigas (**Flávia, Juliana, Jéssica, Palloma, Rafaela, Raphaela, Sara, Yasmin**) por serem meu ombro amigo, vibrarem com minhas conquistas, e compreenderem minha ausência em muitos momentos. Amo vocês!

Às amigas que conquistei na pós-graduação (**Bianka, Cecília, Priscilla, Rafaela**). Vocês foram presentes de Deus nessa caminhada. Quero levá-las sempre comigo. Obrigada por ser morada quando estive longe de casa, pelo carinho e ombro amigo. Amo vocês!

A todos os **colegas da pós-graduação** por momentos de amizade e força. À minha turma de mestrado... A força de cada um de vocês me ajudou a chegar até aqui! Gratidão por tudo.

Aos **Professores** que fizeram parte de minha caminhada desde o ensino fundamental à pós-graduação. Cada um foi fonte de referência e admiração em minha vida. Obrigada pela dedicação. Em especial à professora **Leila**, de periodontia, que sempre me motivou com tanto entusiasmo e abraçou minhas idéias.

À **Faculdade de odontologia de Ribeirão Preto**, pela oportunidade diária que me permite viver, aprender, e ensinar ao próximo. Meu muito obrigada!

À Fundação **CAPES**, pelo fornecimento da bolsa de estudo.

À profª Drª e orientadora, **Maria da Gloria Chiarello de Mattos**, obrigada por me acolher como aluna e como “filha” diante das necessidades numa cidade nova. Agradeço por confiar em mim, por me ouvir, e por frear quando foi preciso. Agradeço por desde sempre ter usados doces palavras e não ter medido esforços para ajudar. Sua generosidade e sabedoria são imensuráveis e fui presenteada por estar ao seu lado. Obrigada pela oportunidade de trabalhar com a senhora, pela orientação, e amizade. Guardo-te eternamente em meu coração.

À Drª **Ana Paula Macedo**, obrigada por trazer calma em momentos de desespero por sua imensa capacidade de compreensão ao próximo. Obrigada por colocar ordem quando foi preciso sendo exemplo de profissional, seriedade e competência. Trabalhar ao seu lado é uma oportunidade diária de construir um ideal de profissionalismo e amor ao que faz. Obrigada por cada contribuição no presente trabalho. Você é muito mais que parte disso.

À Profª Drª **Camila Tirapelli**, pela generosidade no sentido mais amplo da palavra, desde ouvir, ajudar, ensinar até a orientar no que for preciso. É uma honra e agradeço a oportunidade de trabalharmos juntas, além de odontologia ensina também o que é amar o que faz. Sua energia contagia. Beijo enorme!

Ao Prof. Dr. **Wilson Matsumoto** e Profª Drª **Takami Hotta**. Obrigada pela oportunidade de trabalharmos juntos. Obrigada pela generosidade, sabedoria, e disponibilidade que sempre demonstraram comigo. É uma honra trabalhar com vocês.

À Profª Drª **Iara Orsi**. Obrigada por ter me recebido desde o início na prótese fixa, ensinando odontologia e, posteriormente, me presenteado com sua amizade. Obrigada por cada conversa e incentivo. Guardo cada um com muito carinho.

À Profª Drª **Rossana Almeida**, por fazer parte desde o início da minha jornada na prótese fixa, ter me recebido no laboratório onde tanto pude aprender, e acrescentou em meu crescimento profissional.

Ao Prof. Dr. **Vinícius Pedrazzi**. Obrigada pela generosidade e oportunidade de trabalhar com o senhor, por ser exemplo de ser humano e profissional.

À profª. Drª **Valéria Pagnano**, obrigada pelo abraço sincero que sempre me ofereceu, por me receber tão bem na FORP desde o primeiro dia que cheguei. Obrigada pela oportunidade de aprender ao seu lado, pelo carinho e generosidade.

A todos os **professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese** (DMDP). Obrigada pela honra e presente diário de ter a oportunidade de trabalhar com vocês.

Aos **funcionários do DMDP** (técnicos, técnicos em prótese, secretários, e atendentes), obrigada por estarem sempre dispostos a atender. Ao TPD Júlio da Matta, pela paciência em me auxiliar na confecção das próteses.

Agradeço à **Universidade Federal do Rio de Janeiro** pela contribuição na minha pesquisa. Obrigada ao **Prof. Dr. Ricardo Lopes**, por aceitar meu pedido, me receber no Laboratório de Instrumentação Nuclear – COPPE/UFRJ, e contribuir imensamente com minha pesquisa. Agradeço imensamente por aceitar a parceria. Obrigada à **Thais Maria dos Santos**, por aceitar participar desse trabalho e tanto contribuir com ele, repleta de disposição e generosidade.

Agradeço ao **laboratório de prótese DentLab**, ao João, à Juliana, e a todos os funcionários envolvidos. Obrigada pelo auxílio na confecção das próteses, atenção, paciência, e parceria.

Agradeço ao **Departamento de Odontologia Restauradora**, à profª Drª **Regina Guenka**, e à Drª **Juliana Faraoni**, por ceder o espaço e a utilização do microscópio confocal a laser para que a pesquisa pudesse ser realizada.

RESUMO

Freitas BN. Avaliação da adaptação marginal e interna de coroas de dissilicato de lítio confeccionadas pelo sistema CAD/CAM após escaneamento direto e indireto [dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2017.

O objetivo desse estudo foi avaliar a adaptação interna e marginal de coroas de dissilicato de lítio obtidas por duas técnicas disponíveis no sistema CAD/CAM, escaneamento direto e indireto em dois tempos, antes e após a cristalização. O dente 14 de manequim foi preparado e duplicado em silicone, obtendo 16 réplicas em resina de poliuretano. Para a formação do Grupo 1 (IND/n=08), o manequim foi moldado com moldeira de estoque e silicone de adição com técnica de moldagem simultânea e modelagem com gesso pedra tipo III e IV, totalizando oito modelos em gesso. Os modelos foram escaneados com escâner indireto. Foram fresadas oito coroas de dissilicato de lítio. Para formação do Grupo 2 (DIR/n=08), o manequim foi escaneado com escâner direto. Oito arquivos digitais foram obtidos. Da mesma forma, foram fresadas oito coroas de dissilicato de lítio. As leituras da adaptação marginal das coroas foram realizadas com as mesmas adaptadas sobre a respectiva réplica em poliuretano, no microtomógrafo computadorizado (μ CT), microscópio confocal a laser (CL), e volumetricamente por meio da técnica da réplica (TR). As leituras da adaptação interna foram realizadas por escaneamento direto em μ CT e na TR. As análises foram realizadas antes e após a cristalização das coroas. Os dados que apresentaram distribuição normal foram analisados por ANOVA com medidas repetidas e múltiplas comparações com ajuste de Bonferroni. Teste t de student para amostra independentes e teste t para amostras relacionadas. Dados com distribuição não normal foram analisados por teste U de Mann-Whitey na comparação entre os Grupos e teste de Wilcoxon na comparação entre Tempos. Foi verificada diferença significativa Em relação à adaptação interna axial entre os Tempos ($p=0,017$), com menores valores após a cristalização. Para a adaptação interna e marginal vertical não foi observada diferença entre os Grupos ($p>0,05$). Para o espaço marginal vertical foi encontrada diferença significativa entre Tempos no grupo IND, com maior valor após a cristalização independente da metodologia de

análise (μ CT - $p=0,001$; CL - $p=0,038$). A medida marginal horizontal apresentou resultados divergentes de acordo com a metodologia utilizada. No μ CT, IND foi maior que DIR ($p=0,003$) e antes maior que após a cristalização ($p<0,001$). No confocal, IND menor que DIR após a cristalização ($p=0,05$), e para DIR, antes menor que após a cristalização ($p=0,005$). No volume total e volume marginal não houve diferença significativa entre Grupos. No volume marginal, houve diferença significativa entre Tempos, com menores valores antes da cristalização. Em ambos, foi encontrada diferença significativa no Grupo DIR, com maiores valores após a cristalização (volume total – $p=0,025$; volume marginal – $p=0,002$). Pelos resultados obtidos pode-se concluir que não houve diferença significativa entre as técnicas com contração do material após a cristalização, resultando em maior desadaptação comprovada pelo aumento do volume marginal do espaço de cimentação em consequência da dificuldade de assentamento da coroa de dissilicato de lítio.

Palavras-chave: Cerâmica. Prótese Parcial Fixa. Adaptação Marginal Dentária. Projeto Auxiliado por Computador. Microtomografia por Raio-X.

ABSTRACT

Freitas BN. Evaluation of the marginal and internal adaptation of lithium disilicate crowns made by the CAD / CAM system after direct and indirect scanning [thesis]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2017

The objective of this study was to evaluate the internal and marginal adaptation of lithium disilicate crowns obtained by two techniques available in the CAD / CAM system, direct and indirect two - cycle scanning, before and after crystallization. The dummy tooth 14 was prepared and duplicated in silicone, obtaining 16 replicates in polyurethane resin. For the formation of Group 1 (IND / n = 08), the dummy was molded with stock tray and addition silicone with simultaneous casting technique and modeling with gypsum stone type III and IV, totaling eight models in gypsum. The models were scanned with indirect scanner. Eight crowns of lithium disilicate were milled. For the formation of Group 2 (DIR / n = 08), the manikin was scanned with direct scanning. Eight digital files were obtained. Likewise, eight disilicate lithium crowns were milled. The marginal adaptation of the crowns was carried out with the same adaptations on the respective polyurethane replica, on the microtomograph with the laser (μ CT), laser confocal microscope (CL), and volumetrically by means of the replica technique (TR). The internal adaptation readings were performed by direct scanning in μ CT and TR. The analyzes were performed before and after crystallization of the crowns. The data that presented normal distribution were analyzed by ANOVA with repeated measurements and multiple comparisons with Bonferroni adjustment. Student t-test for independent samples and t-test for related samples. Non-normal distribution data were analyzed by Mann-Whitey's U-test in the comparison between the Groups and Wilcoxon's test in the comparison between Times. Significant difference was observed in relation to the axial internal adaptation between the Times ($p = 0.017$), with lower values after crystallization. For internal and marginal vertical adaptation, no difference was observed between groups ($p > 0.05$). For the vertical marginal space, a significant difference was found between times in the IND group, with higher value after crystallization independent of the

methodology of analysis (μ CT - $p = 0.001$; CL - $p = 0.038$). The horizontal marginal measure presented divergent results according to the methodology used. In μ CT, IND was higher than DIR ($p = 0.003$) and higher than after crystallization ($p < 0.001$). In confocal, IND lower than DIR after crystallization ($p = 0.05$), and for DIR, lower than after crystallization ($p = 0.005$). In the total volume and marginal volume there was no significant difference between Groups. In the marginal volume, there was a significant difference between times, with lower values before crystallization. In both groups, a significant difference was found in the DIR Group, with higher values after crystallization (total volume - $p = 0.025$, marginal volume - $p = 0.002$). From the results obtained, it was possible to conclude that there was no significant difference between the techniques with contraction of the material after the crystallization, resulting in greater misadaptation proved by the increase of the marginal volume of the cementation space as a consequence of the difficulty of setting the crown of lithium disilicate.

Key-words: Ceramics. Fixed Partial Prosthesis. Dental Marginal Adaptation. Computer-Aided Design. X-Ray Microtomography.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	21
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	25
2.1 Técnicas de impressão dental.....	28
2.2 Cerâmica vítrea reforçada por dissilicato de lítio.....	33
2.3 Adaptação da restauração indire.....	34
2.4 Métodos de análise de adaptação protética.....	36
3 OBJETIVO.....	41
3.1 Objetivos Específicos.....	43
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	45
4.1 Desenho experimental.....	47
4.2 Modelo mestre.....	48
4.3 Escaneamento indireto.....	49
4.4 Escaneamento direto.....	52
4.5 Análises.....	53
4.5.1 Microtomografia computadorizada.....	53
4.5.2 Microscopia confocal a laser.....	56
4.5.3 Técnica da réplica.....	58
5 RESULTADOS.....	61
6 DISCUSSÃO.....	73
7 CONCLUSÕES.....	83
REFERÊNCIAS.....	87

1. INTRODUÇÃO

As restaurações cerâmicas podem ser confeccionadas por diversas técnicas, dentre elas está o desenho assistido por computador / manufatura assistida por computador (CAD/CAM) (Dehailan, 2009; Gracis et al., 2015; Santos et al., 2015).

No ano de 1985, o Dr. Mormann com o engenheiro eletricitista Marco Brandestini desenvolveram o primeiro sistema CAD/CAM comercial, conhecido como CEREC (Sirona Dental, Charlotte, NC, Estados Unidos), acrônimo de “reconstrução de cerâmica assistida por computador” (Davidowitz; Kotick, 2011; Mormann, 2006).

Sistemas de CAD/CAM realizam o escaneamento do preparo cuja imagem é transferida para o computador. A restauração então é delineada em um programa e gerada por uma fresadora utilizando blocos cerâmicos pré-fabricados (Davidowitz; Kotick, 2011; Dehailan, 2009; Santos et al., 2015). O escaneamento pode ser realizado por escâner direto ou indireto. O escâner direto ou intraoral realiza a digitalização sobre a arcada dental do paciente. O escâner indireto, também denominado de bancada, realiza a digitalização sobre o modelo de gesso obtido por uma moldagem convencional (Beuer et al., 2008; Kayatt; Neves, 2013).

O desenvolvimento de técnicas de fabricação das próteses odontológicas trouxe a necessidade de novos materiais (Gracis et al., 2015). Para a técnica CAD/CAM surgiram os blocos de processamento de composição diversa (Torabi Ardekani; Ahangari; Farahi L, 2012; Santos et al., 2015; Zarauz et al., 2016).

Independente da técnica de confecção, o êxito da restauração indireta é influenciado por sua biocompatibilidade, valor estético, resistência à fratura e adaptação ao dente pilar (Berrendero et al., 2016). Os valores do espaço interno e marginal representam a adaptação da prótese depois de assentada no dente pilar (Mously et al., 2014). A medida perpendicular da superfície interna da restauração à superfície dental preparada é denominada de espaço interno. Essa medida localizada na margem da restauração é chamada de espaço marginal (Holmes et al., 1989).

A adaptação marginal é um dos principais fatores para o sucesso clínico em longo prazo de uma restauração dental (Contrepolis et al., 2013; Mously et al., 2014). Uma adaptação inadequada leva a solubilização do cimento, microinfiltração e acúmulo de biofilme. Essas condições nocivas aos tecidos duros e moles podem

ocasionar doença cárie e/ou periodontal (Felton et al., 1991; Contrepois et al., 2013; Holmes et al., 1989; Orstavik, D; Orstavik, J, 1976; Yüksel; Zaimaglu, 2011).

A adaptação interna, que corresponde ao espaço a ser ocupado pelo cimento, precisa ser uniforme de modo que não haja comprometimento da retenção e/ou redução da resistência à fratura da restauração, principalmente quando se trata de um material cerâmico devido à sua maior fragilidade em comparação às ligas metálicas (Akin; Toksavul; Toman, 2015).

Não existe consenso na literatura sobre o limite máximo de desadaptação marginal aceitável clinicamente, variando entre 50 a 200µm (Berrendero et al., 2016). McLean e Von Fraunhofer¹ (1971, apud Berrendero et al., 2016) realizaram estudo clínico por 5 anos e concluíram que o máximo de abertura marginal tolerada clinicamente é de 120 µm. Esse valor é considerado como critério em diversas pesquisas (McLean; Whiteman, 2010; Anadioti et al., 2014; Berrendero et al., 2016).

Portanto, o objetivo desse estudo é analisar a adaptação marginal e interna de coroas de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, *Schaan, Liechtenstein*) obtidas por escaneamento direto e indireto e confeccionadas pelo sistema CAD/CAM, utilizando o microtomógrafo computadorizado (µCT), microscópio confocal a laser (CL), e técnica da réplica (TR). As análises foram realizadas antes e após a cristalização.

¹ McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J. 1971 Aug 3;131(3):107-11.

2. REVISÃO DE LITERATURA

O aumento da exigência estética trouxe a introdução de materiais cerâmicos aprimorados mecanicamente devido ao conhecimento de suas características comuns: quantidade de fase vítrea e porosidade, que são determinantes de suas propriedades físicas e mecânicas (Denry; Holloway, 2010).

Um dente possui aparência 'natural' por interação da luz com os tecidos dentais (Ahmad, 2006). O processo pelo qual a luz interage com a dentina e esmalte é complexo e consiste em reflexão, transmissão, difusão, fluorescência, opalescência e iridescência (Ahmad, 2006).

A cerâmica é capaz de reproduzir o dinamismo de cor que ocorre no dente natural, possuindo caráter óptico superior a outros materiais (Ahmad, 2006). É o material com maior capacidade de mimetizar a aparência do dente natural (Griggs, 2007). Caracterizadas por sua dureza, fragilidade, isolamento térmico e elétrico, biocompatibilidade, sendo divididas primariamente como predominantemente vítreas; contendo fase vítrea; e cristalina (Lawson; Burgess, 2014).

Compostas de elementos metálicos e não metálicos que em estado líquido movem-se livremente, com a solidificação, esses elementos arranjam-se de forma estruturada e organizada (cristal) ou de forma amorfa e desestruturada (vidro). O resfriamento lento permite a solidificação em cristal. Já o resfriamento rápido e forçado leva os átomos a orientações aleatórias como visto em vidro. Cerâmicas cristalinas possuem alta densidade atômica sendo opacas. Cerâmicas vítreas tem baixa densidade atômica, permite maior passagem de luz, sendo translúcidas (Lawson; Burgess, 2014).

Portanto, sua microestrutura determina suas propriedades mecânicas e ópticas, o que torna a seleção clínica dependente da estética e resistência requerida pela restauração (Lawson; Burgess, 2014; Dehailan, 2009). O cirurgião-dentista deve estar ciente do desenvolvimento e aprimoramento desses materiais (Dehailan, 2009).

Avanços nos métodos de processamento cerâmico possibilitaram a simplificação das etapas de fabricação protética e maior controle de qualidade foi possível, aspecto diretamente relacionado à confiabilidade mecânica do material final (Griggs, 2007).

A etapa de moldagem a ser utilizada pelo profissional constitui um dos fatores que interferem na adaptação das restaurações indiretas (Syrek et al., 2010; Su; Sun, 2016; Zarauz et al., 2016). Outros fatores também podem influenciar a adaptação, sendo eles: localização da linha de término, saúde periodontal, presença de sangramento sulcular no momento da moldagem, salivação do paciente ou colaboração do paciente ao procedimento, localização do dente pilar (Felton et al., 1991; Subasi et al., 2012; Pradies et al., 2015).

2.1 Técnicas de impressão dental

A qualidade da impressão do dente pilar e estruturas adjacentes necessárias constituem um dos principais fatores no sucesso da reabilitação oral protética (Perakis; Belser; Magner, 2004). A habilidade do profissional, conhecimento das propriedades dos materiais e possíveis interações com outros produtos, devem imperar na escolha da técnica a ser utilizada (Perakis; Belser; Magner, 2004). A qualidade e estabilidade dos tecidos circundantes devem ser preservadas para realização desse procedimento, pois podem influenciar o registro adequado das estruturas e, conseqüentemente, a acurácia da restauração indireta (Felton et al., 1991; Pradies et al., 2015; Perakis; Belser; Magner, 2004; Subasi et al., 2012).

O silicone de adição é um material de moldagem de impressão convencional, amplamente utilizado devido às suas excelentes propriedades físicas e manipulação simplificada (Perakis; Belser; Magner, 2004).

O método de moldagem convencional envolve a realização da impressão intraoral do paciente com material específico, construção e articulação de modelo de gesso, seccionamento dos modelos, enceramento do modelo de trabalho, fundição/prensagem da restauração dental (Alfaro et al., 2015). Cada etapa está sujeita a erros que podem ocasionar desajuste inaceitável da restauração indireta sobre o elemento dental (Alfaro et al., 2015).

Características de novos materiais de moldagem convencional relacionadas ao escoamento tem melhorado a manipulação do material e adaptação aos tecidos duros e moles, com redução no tempo de presa visando maior conforto do paciente (Dogan et al., 2015). No entanto, alguns fatores ainda podem influenciar a precisão

da impressão dos tecidos intraorais: forma de manipulação, habilidade do operador, tempo de trabalho, técnica de moldagem utilizada, número de estruturas orais a serem reproduzidas, e nível de colaboração do paciente (Dogan et al., 2015).

A tecnologia digital permitiu impressões das estruturas orais do paciente por meio de escâneres, reduzindo o número de passos envolvidos, possíveis erros e boa aceitação do paciente (Yuzbasioglu et al., 2014; Alfaro et al., 2015; Dogan et al., 2015).

Os sistemas CAD/CAM constituem-se de três componentes independente da localização: 1) ferramenta com função de escaneamento que transforma estrutura geométrica em informação digital; 2) programa ou software de computador que processa essa informação; 3) transformação da informação no objeto desejado (Beuer et al., 2008).

Na odontologia, os sistemas CAD/CAM podem ser classificados dependendo da localização de seus componentes anteriormente descritos, em: produção direta, *Chairside* ou *Office*; produção laboratorial ou indireta; produção em centros de fabricação (Beuer et al., 2008; Kayatt; Neves, 2013).

Na produção direta, todos os componentes do sistema estão no consultório dentário (Beuer et al., 2008; Kayatt; Neves, 2013). A imagem ou informação virtual é obtida pela ferramenta de digitalização sobre a arcada dental do paciente, escâner direto o intraoral (Beuer et al., 2008; Kayatt; Neves, 2013). Com a imagem digital configurada é realizado o envio para fresadora localizada também no consultório odontológico (Beuer et al., 2008).

A produção indireta conta com a participação do cirurgião-dentista e o técnico de laboratório em prótese dental. O cirurgião envia o modelo de gesso obtido por impressão convencional e um escâner de bancada ou indireto é responsável por gerar a imagem digital do modelo (Beuer et al., 2008; Kayatt; Neves, 2013). Outra possibilidade é o envio da imagem digital pelo cirurgião que possui o scanner direto, sendo a restauração realizada pela fresadora localizada no laboratório de prótese dental (Beuer et al., 2008; Kayatt; Neves, 2013).

A produção concentrada em centros de fabricação consiste na fresagem em determinado local (Beuer et al., 2008). O escâner do cirurgião é conectado a esses centros, a imagem digital é enviada por internet e, posteriormente, o centro de

fabricação envia a restauração finalizada ao consultório odontológico (Beuer et al., 2008).

Conforme descrito por Beuer et al. (2008), o escâner é uma ferramenta de coleta de dados que captura tridimensionalmente a estruturas transformando-as em dados digitais, podendo ser: ópticos ou mecânicos. Óptico tem como princípio a coleta de estruturas tridimensionais por meio de um processo chamado procedimento de triangulação, onde há formação de ângulo entre a fonte luminosa e a estrutura receptora, havendo um relacionamento entre ambas. Através deste ângulo, o computador calcula um conjunto de dados tridimensionais digitais. O mecânico realiza a leitura de modelos de gesso por meio do contato de uma esfera de rubi com o modelo, ocorrendo mensuração da estrutura tridimensional. É caracterizado por uma alta precisão de varredura devido ao diâmetro da esfera ser ajustado para brocas menores do sistema de fresagem, possibilitando minuciosa reprodução de detalhes. Possui a desvantagem de uma mecânica altamente complexa, de elevado custo e longo tempo de processamento.

O programa de desenho é fornecido pelo fabricante do escâner para a caracterização dos vários tipos de restauração dental e podem ser continuamente atualizados com melhorias em suas propriedades (Beuer et al., 2008). Selecionado o tipo de restauração, o programa disponibiliza uma biblioteca virtual de dentes, em que o próprio operador pode anatomizar ou alterar a forma já existente disponível (Kayatt; Neves, 2013).

Na maior parte dos casos, as imagens são armazenadas em formato de transformação padrão STL (STereoLithography, formato de arquivo criados por sistemas 3D). Os sistemas podem ser fechados, onde não permitem a troca de arquivos entre diferentes marcas comercial, ou aberto, que permite que os componentes sejam de diferentes fabricantes (Beuer et al., 2008). Em todas as situações, após obtenção da informação ou imagem virtual, o operador trabalha sobre ela, caracterizando-a da forma desejada, finalizando a etapa CAD propriamente dita (Beuer et al., 2008; Kayatt; Neves, 2013).

Em resumo, a etapa CAD consiste em programa instalado no computador que possibilita gerar o modelo digital das estruturas escaneadas e posteriormente, a delimitação do término cervical, recorte do troquel e escolha do tipo de prótese a ser fabricada (Kayatt; Neves, 2013). Dessa forma, ocorre a otimização das etapas da

fabricação como o enceramento, inclusão, fundição e aplicação de porcelana (Bernardes et al., 2012; Kayatt; Neves, 2013).

Os dispositivos de processamento compõe a etapa CAM, sendo a unidade que recebe desenho da restauração resultante da etapa CAD (Beuer et al., 2008) e realiza a transformação deste desenho em uma restauração final. A técnica consiste na remoção do excesso de material, a partir de blocos pré-fabricados por brocas que compõem a fresadora (Giordano; McLaren, 2010). As fresadoras são distinguidas entre si de acordo com seu número de eixo de fresagem, podendo haver de três a cinco eixos. No entanto, a qualidade final está relacionada mais fortemente com o resultado da digitalização dos dados e processamento deles do que o maior número de eixos (Beuer et al., 2008).

A fresagem pode ser realizada em meio seco ou úmido. O processamento seco é utilizado em óxido de zircônio de baixo grau de pré-sinterização e materiais resinosos. Como vantagem, menor custo de investimento no dispositivo de fresagem e ausência de absorção de umidade pelo óxido de zircônio. Como desvantagem, apresenta um menor grau de pré-sinterização e maiores valores de contração do material cerâmico. No processamento molhado a broca, carbide ou diamante, é protegido por um spray líquido contra o superaquecimento do material durante a fresagem, sendo necessária em metais, cerâmicas vítreas, e óxido de zircônio com maior grau de pré-sinterização na prevenção de danos originados do aumento de temperatura (Beuer et al., 2008).

O processamento do material pode acontecer em diferentes estágios de densidade do mesmo, sendo chamados de estágio verde ou branco. No processamento em estágio verde, o material cerâmico não possui tratamento térmico prévio, ou seja, foi prensado a partir de pó cerâmico e agente aglutinante sem uma pré-sinterização. Assim, o bloco cerâmico é macio permitindo um fácil processamento, mas resulta em um processamento mais delicado em relação ao seu transporte e aplicação. No processamento em estágio branco, o material cerâmico sofre um tratamento térmico prévio, ou seja, é pré sinterizado, possuindo maior estabilidade dimensional, pois já sofreu uma contração de aproximadamente 5% e sua contração linear de 20% deve ser considerada no processamento com o sistema CAD/CAM (Beuer et al., 2008).

Apesar de todos os benefícios dos métodos de processamento disponíveis na fabricação de restaurações indiretas, os profissionais precisam adaptar-se a eles. Devem ser evitados preparos dentais paralelos, com ângulos agudos, presença de sulcos e canaletas que podem ser reconhecidos de forma inadequados pela ferramenta de leitura do sistema. As margens do preparo devem ser contínuas em forma de chanfro para uma leitura clara pelo escâner (Beuer; Schweiger; Edelhoff, 2008). Recomenda-se preparo dental cônico possuindo um ângulo de convergência entre 4 a 10° (Vult Von Steyern; Carlson; Nilner, 2008; Goodacre; Campagni; Aquilino, 2001). Bordas devem ser arredondadas e ângulo de 90° graus deve ser evitado a fim de favorecer a biomecânica, evitando concentração de tensões e permitir a fresagem por meio das brocas de extremidade arredondadas (Beuer; Schweiger; Edelhoff, 2008; Guth et al., 2013; Renne et al., 2012; Renne et al., 2015). O ajuste da peça protética é conseguido configurando no programa de computador oferecido pelo fabricante, sendo preconizado entre 10-50 µm (Beuer; Schweiger; Edelhoff, 2008; Renne et al., 2012; Renne et al., 2015).

Assim, o CAD/CAM deu início à nova era no campo odontológico com melhora na qualidade das próteses dentais, gestão dos procedimentos fabricação, produtividade, mudança no ambiente laboratorial com modernas máquinas (Beuer, 2008). Pode funcionar também como ferramenta na educação profissional, uma vez que permite avaliar a qualidade do preparo dental (Guth et al., 2013). No entanto, existe o alto investimento em máquinas podendo superar o orçamento de laboratórios dentais, limitações relacionadas aos programas, preparos dentais, e dispositivo de produção e fresagem (Beuer et al., 2008). Coroas fabricadas pela tecnologia CAM podem ter maior desajuste interno em áreas de ângulos agudos por limitação do processo de fresagem devido à dimensões das brocas que compõem a fresadora (Alfaro et al., 2015; Renne et al., 2015). Atualmente, a superioridade do sistema CAD/CAM é discutida e sem claras evidências (Mounajjed; Layton; Azar, 2016; Papadiochou; Pissiotis, 2017).

Há estudos que mostram restaurações indiretas obtidas por meio da moldagem digital podem apresentar melhor adaptação interna comparadas aquelas obtidas pelo escaneamento indireto do modelo de gesso e moldagem convencional (Shembesh et al., 2017). No entanto, a adaptação também pode ser influenciada pelo sistema CAD/CAM utilizado, não sendo determinada somente pela técnica de

impressão das estruturas orais (Anadioti et al., 2014; Neves et al., 2014; Rajan et al., 2015). No entanto, estudo realizado por Alfaro et al. (2015) relatou que o método de escaneamento resulta em melhor adaptação que o método tradicional de moldagem, independente da técnica de obtenção da restauração final, seja por fresagem ou prensagem.

2.2 Cerâmica Vítrea reforçada por Dissilicato de Lítio

O avanço e desenvolvimento de novos sistemas tecnológicos aplicados à Odontologia propiciaram o desenvolvimento de novos materiais cerâmicos altamente resistentes destinados à produção nesses sistemas (Pradies et al., 2015). Originalmente introduzida pela Ivoclar Vivadent (*Schaan, Liechtenstein*) como IPS Empress II e mais tarde na forma de IPS e.max Press (prensada) e IPS e.max CAD (fresada), o dissilicato de lítio teve seu teor de cristal aumentado (cerca de 70%) e refinado melhorando sua resistência à flexão (Giordano; McLaren, 2010). Pode ser utilizado na fabricação de restaurações monolíticas na forma de inlays, onlays, coroa posterior, e infraestrutura de prótese parcial fixa de três elementos na região anterior. Possui favorável translucidez e variedade de tonalidade, permitindo uso em diversas situações clínicas (Guess et al., 2011).

A translucidez mesmo com o elevado teor cristalino é explicada pelo relativo baixo índice de refração dos cristais de dissilicato de lítio (Giordano; McLaren, 2010). Os cristais micrométricos de dissilicato de lítio dispersos na matriz vítrea formam uma matriz vítrea altamente preenchida (Giordano; McLaren, 2010).

Inicialmente, o bloco de dissilicato de lítio possui cristalização incompleta, estado que possibilita menor tempo e redução do risco de lascamento na fresagem (Giordano; McLaren, 2010). Nesse estágio, possui coloração azulada/roxa, pouca resistência química e menor resistência à flexão (Bischoff et al., 2011; Giordano; McLaren, 2010). Facilita o ajuste oclusal e proximal pelo cirurgião-dentista (Holland et al., 2008).

Em geral, o processo de cristalização ocorre em duas etapas distintas: queima inicial a 650°C gerando cristalização parcial do metassilicato de lítio com

pequena quantidade de partículas de dissilicato (Bischoff et al., 2011). Nesse momento, o bloco apresenta uma resistência à flexão de 130-150 MPa que permite uma fresagem mais simplificada e ajuste intraoral (Guess et al., 2011). Após a fresagem, acontece a segunda cristalização com a queima final a 850°C por 20-30 minutos, que resulta na conversão de grande quantidade de metassilicato em dissilicato devido à reação do mesmo com a matriz vítrea (Bischoff et al., 2010; Giordano; McLaren, 2010). A cor desejada é alcançada pela composição de 70% em volume de cristais, com 3 a 6 µm de comprimento, incorporados na matriz vítrea, resultando em alta resistência à flexão (360 MPa) e alta tenacidade (2 MPa.m^{1/2}) (Holland et al., 2008; Ritter, 2010). A incompatibilidade de expansão térmica entre os cristais e a matriz vítrea resulta em forças compreensivas tangenciais em torno dos mesmos, processo responsável pela deflexão de fendas e aumento da resistência do material (Giordano; McLaren, 2010).

Esses blocos são fabricados a partir da mistura do pó com um aglutinante prensado no interior de um molde ou extruídos em forma de bloco. Em seguida, os blocos são transferidos para um forno para remoção do aglutinante e sinterização até a densidade desejada (Giordano; McLaren, 2010). Devido ao processo de fabricação padronizado possuem maior densidade e propriedades mecânicas melhoradas (Pradies et al., 2015; Zarauz et al., 2016).

Os blocos pré-fabricados podem estar disponíveis na sua forma pré-sinterizada permitindo o corte rápido por meio das brocas controladas por computador sem haver a fratura da cerâmica, necessitando da sinterização final. A sinterização final é compensada no programa do computador do sistema utilizado para que seja alcançada uma adequada adaptação da restauração. Blocos cerâmicos não porosos ou densamente sinterizados estão disponíveis e não necessitam da segunda etapa, porém são de difícil corte (Griggs, 2007).

2.3 Adaptação da restauração indireta

O êxito de uma restauração dental é influenciado por três principais fatores: estética, resistência à fratura, e adaptação marginal, que estão intimamente ligados à biocompatibilidade. Além das propriedades inerentes ao material, uma adequada

reprodução marginal do preparo e precisão da peça é um dos fatores de maior importância no alcance da longevidade da reabilitação oral (Felton et al., 1991; Holmes et al., 1989; Hunter AJ; Hunter AR, 1990; Mehl et al., 2014; Walton; Gardner; Agar, 1986).

A definição de “adaptação” é sugerida por Homes et al., (1989) e utilizada por diversos autores (Pelekanos et al., 2009; Kim; Oh; Uhm, 2016; Mostafa et al., 2017; Ng; Ruse; Wyatt, 2014). Segundo o autor, adaptação é a relação ou espaço entre o dente pilar e a restauração. Pode ser considerada como uma desadaptação ou desajuste, mensurado em vários pontos entre ao longo das superfícies dessas estruturas, internamente, na margem ou na superfície externa do dente pilar.

Idealmente a restauração deveria ser perfeitamente ajustada sobre o preparo dental, com a margem coincidindo com o ângulo cavo superficial dental ou pelo menos estar ao mesmo nível horizontalmente. O espaço interno é definido como a medida perpendicular da superfície interna da restauração à parede axial do preparo dental que quando localizada na margem da restauração, é denominada de espaço marginal (Holmes et al., 1989).

A adaptação interna, quando uniforme, previne o comprometimento da retenção e resistência da restauração, além de propiciar um total assentamento (Nakamura et al., 2003). Influencia também o espaço interoclusal, que discrepante e mal utilizado, resulta na ausência de espaço para o material restaurador (Pradies et al., 2015). Apesar de sua importância, ainda não existe um limite máximo da medida do espaço interno e marginal estabelecido na literatura sendo relatados valores máximos aceitáveis do espaço ou interface restauração/dente marginal, variando entre 28µm e 200 µm (Hamza et al., 2013; Pradies et al., 2015; Zarauz et al 2016). Técnicas de moldagem convencionais e vários sistemas cerâmicos disponíveis oferecem adaptação clínica aceitável considerando que 120 µm como valor máximo clinicamente aceitável, relatado por McLean; Fraunhofer em 1971, e considerado parâmetro em diferentes estudos (Contrepolis et al., 2013; Hamza et al., 2013; McLean; Fraunhofer, 1971; Pradies et al., 2015).

Espaçadores em tinta sobre modelo de gesso são usados na determinação do espaço marginal e interno em técnicas de fabricações de prensagem e da cera perdida (Christensen, 1986). Diferentes técnicas de aplicação desses espaçadores e

diferentes materiais possuem influência no espaço entre a restauração e o dente pilar. (Christensen, 1986; Donovan; Chee, 2004). Deve considerar ainda a importância do controle e habilidade do cirurgião-dentista durante o conjunto de etapas que podem influenciar nesse espaço, desde o material de moldagem à etapa cimentação (Donovan; Chee, 2004).

No sistema CAD/CAM o espaçador é digital e determinado na fase de delineamento no software disponibilizado pelo fabricante (Mously et al., 2014). Embora haja aprimoramento da tecnologia, há relatos onde o valor de desajuste é incompatível com o determinado digitalmente, tornando necessário maior investigações nesse campo (Anadioti et al., 2014; Guess et al., 2014; Mously et al., 2014). Fatores relacionados à técnica CAD/CAM podem influenciar o espaço interno/marginal, dentre eles: propriedades dos materiais de moldagem e modelagem, sistema empregado, configurações do software e da máquina fresadora, valor de espaçamento empregado, características do preparo dental (Anadioti et al., 2014; Beuer; Schweiger; Edelhoff, 2008; Contrepolis et al., 2013; Hamza et al., 2013; Huang et al., 2015; Mously et al., 2014; Renne et al., 2015).

Estudos que relatam média de espaço marginal entre em restaurações geradas por diferentes sistemas entre 14 e 127 μm (Hamza et al., 2013; Mously et al., 2014). Em relação ao espaço interno, tem sido relatada variação entre 65 e 111 μm (Rajan et al., 2015; Zarauz et al., 2016). As análises sobre adaptação são realizadas por diferentes métodos o que pode afetar significativamente os resultados (Contrepolis et al., 2013; Pelekanos et al., 2009).

2.4 Métodos de análise de adaptação protética

Os métodos de análises do ajuste protético ao dente pilar podem ser classificados da seguinte forma: Visão direta; Exame visual e exploração; Secção transversal, Técnica de impressão, e 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).

O primeiro e amplamente utilizado método consiste no exame por microscopia direta da área marginal (Contrepolis et al., 2013). A aplicação de microscópio óptico

e do microscópio confocal a laser na mensuração do espaço marginal de restaurações indiretas é frequente, fornece dados precisos sendo métodos não destrutivos ao corpo de prova (Pelekanos et al., 2009). Entretanto, desvio ocorre no ângulo o qual a fotografia é realizada podendo influenciar nos resultados (Pelekanos et al., 2009). Além disso, é difícil a identificação dos pontos de referências utilizados na medição, podendo levar a erros de projeção (Contrepolis et al., 2013).

Quando é realizado o seccionamento do corpo de prova para sua avaliação sob esses instrumentos, a imagem não é afetada pelo ângulo da tomada fotográfica, mas tem desvantagem da destruição do corpo de prova e possibilidade de distorções devido à embebição, seccionamento e polimento do mesmo (Pelekanos et al., 2009). O número de secções por espécime é limitado e a área de análise é limitada pelo seccionamento (Contrepolis et al., 2013; Pelekanos et al., 2009).

Os métodos de exame e exploração visual fornecem informações qualitativas sendo na grande maioria das vezes subjetivos, introduzindo o viés da experiência do investigador e sua capacidade tátil (Pelekanos et al., 2009). Possui menor confiabilidade em margens subgengivais (Christensen, 1966).

Existem outras técnicas como a radiografia convencional e a perfilometria. A radiografia convencional é menos precisa e não adequada à cerâmica devido a sua radiopacidade insuficiente à visualização detalhada (Weyns; Boever, 1984). A perfilometria é não destrutiva (Mitchell; Pintado; Douglas, 2001). Destinada à avaliação do perfil externo, permite medidas indiretas da discrepância marginal absoluta, não sendo possível imagem em casos de sobre extensão marginal, e resultados são sujeitos a falsas interpretações (Pelekanos et al., 2009).

A técnica da réplica é não invasiva e consiste na réplica do espaço interno em material de baixa viscosidade que permite a mensuração do espaço interno com possibilidade de ser aplicada clinicamente (Contrepolis et al., 2013; Laurent et al., 2008; Renne et al., 2015; Schonberger et al., 2017; Shamseddine et al., 2016; Yildiz et al., 2013). Esta técnica permite uma previsão precisa do tamanho real da espessura do cimento in vivo após a cimentação (Laurent et al., 2008).

A estrutura formada é seccionada e a área correspondente ao espaço interno é analisado sob microscopia óptica. Dessa forma, ainda permanece um número limitado de medidas (Contrepolis et al., 2013). Na presença de pequeno espaço

interno há possibilidade de dano do material podendo afetar os resultados (Donovan; Chee, 2004). No entanto, pode ser repetida com facilidade e rapidez (Laurent et al., 2008; Schonberger, 2017).

A vantagem de ser aplicável clinicamente possibilita estudos *in vivo*, porém os resultados podem ser influenciados pelo preparo dental ser mais complexo, pela menor acessibilidade e alcance de visão somados aos fatores que podem afetar a moldagem nesta técnica, como a localização da linha de término, estado periodontal, presença de sangue e saliva durante a moldagem e colaboração do paciente (Contrepolis et al., 2013). Para maximizar a precisão de resultados, os métodos devem ser realizados em ótimas condições ambientais podendo ser mais adequado a simulação *in vitro* (Contrepolis et al., 2013).

A tomografia computadorizada foi desenvolvida na década de 1970, dando sequência aos avanços da tecnologia por imagem. As imagens são coletadas de vários ângulos produzindo uma reconstrução com distribuição em três dimensões (3D) (Swan; Xue, 2009).

A tomografia tradicional é composta por escâneres que produzem imagens compostas por elementos de volume de 1 mm^3 (voxels). Desenvolvida na década de 1980, a microtomografia computadorizada (μCT) produz melhor resolução espacial, produzindo voxels na faixa de $5\text{-}50\text{ }\mu\text{m}$, aproximadamente 1.000.000 vezes menor em volume que os voxels produzidos pela tomografia tradicional. Atualmente, os microtomógrafos são compactos e estão se tornando componentes essenciais de laboratórios, centro de pesquisa acadêmica e industrial (Swan; Xue, 2009).

As imagens geradas representam mapas de distribuição espacial de coeficientes de atenuação linear determinados pela energia da fonte de radiação e a composição atômica do material analisado, não destrutiva, as características internas das amostras podem ser analisadas várias vezes (Swan; Xue, 2009). As imagens são recebidas por um dispositivo de carga acoplado por raio-X e transferidas para um computador com programa específico que reconstrói as projeções por pequenos cortes ou secções da estrutura interna do objeto, podendo ser adicionada ainda a reconstrução 3-D (Pelekanos et al., 2009).

A μCT permite análise e mensuração tridimensional de objetos sem a preparação prévia da amostra. O método possibilita secções muito próximas uma da

outra, sendo possível a mensuração de espaços internos e diferentes distâncias na área marginal (Pelekanos et al., 2009).

Por se tratar de geração de imagens resultantes de radiação X, pode haver artefatos da refração dos raios, sendo quanto maior número de materiais com diferentes coeficientes de absorção, melhor a clareza e definição de imagem, mas há possibilidade de refração ou dispersão excessiva dos raios-X (Pelekanos et al., 2009; Krasanaki et al., 2012). Portanto, deve-se planejar a utilização do método no estudo para que não seja utilizados diferentes materiais em contato com o mesmo coeficiente de absorção (Pelekanos et al., 2009).

3. OBJETIVOS

Este estudo teve como objetivo avaliar as alterações dimensionais de coroas de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, *Schaan*, *Liechtenstein*) confeccionadas pelo sistema CAD/CAM de acordo com a técnica de escaneamento (direto ou indireto) em diferentes tempos.

3.1 Objetivos Específicos

- Avaliar a adaptação marginal vertical e horizontal entre os diferentes Grupos, antes e após cristalização do material.
- Avaliar a adaptação interna e axial entre os diferentes Grupos, antes e após cristalização do material.
- Avaliar o volume total e marginal do espaço interno entre os diferentes Grupos, antes e após cristalização do material.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Desenho experimental

Para realização do presente estudo foi utilizado o delineamento experimental apresentado na Figura 1. Assim, foram confeccionadas 16 réplicas do elemento dental 14 preparados para coroa total, em resina de poliuretano. As réplicas foram enumeradas e posicionadas em manequim.

Figura 1 – Delineamento Experimental

Fonte: autoria própria

Para a formação do Grupo 1, realizou-se a moldagem com silicone de adição por técnica simultânea das réplicas 1 à 8 (IND/n=8) e da arcada inferior com alginato. Os modelos obtidos foram submetidos ao escaneamento indireto. A partir das imagens geradas de cada réplica, foram delineadas restaurações indiretas do tipo coroa total. A imagem foi enviada a fresadora correspondente, obtendo coroas de dissilicato de lítio em estado pré-cristalizado. Foram realizadas análises

dimensionais. As peças foram submetidas a forno específico, alcançando seu estado cristalizado. Novamente, foram realizadas análises dimensionais.

Para formação do Grupo 2, realizou-se o escaneamento direto das réplicas de 9 à 16 (DIR/n=8), da hemi-arcada correspondente e da oclusão com a antagonista. A partir das imagens geradas, foram delineadas restaurações indiretas do tipo coroa total. As imagens foram enviadas a fresadora correspondente, obtendo coroas de dissilicato de lítio em estado pré-cristalizado. Da mesma forma, foram realizadas análises dimensionais. As peças foram submetidas a forno específico, alcançando seu estado cristalizado e realizada novamente análises dimensionais.

4.2 Modelo mestre

O dente 14 do manequim (Manequins Odontológicos Marília, SP, Brasil) foi preparado para coroa total em cerâmica. O preparo (Figura 2) foi confeccionado com ponta diamantada 2136 (KG-Sorensen, Cotia, SP, Brasil) tronco-cônica, curta, de extremidade arredondada, de acordo com os princípios mecânicos, biológicos e estéticos preconizados na disciplina de Prótese Parcial Fixa da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo. O acabamento foi realizado com pontas diamantadas finas 2136F (KG-Sorensen, Cotia, SP, Brasil) e com instrumento manual de Black (SS White Duflex, Juiz de Fora, MG, Brasil) (Figura 3).

Figura 2 - Preparo do dente 14. A) Dente hígido; B) Início do preparo; C) Preparo Finalizado – Vista vestibular; D) Preparo Finalizado – Vista vestibular.

Fonte: autoria própria

Figura 3 – A) Brocas 2136 e 2136 F; B) Instrumento manual Black

Fonte: autoria própria

O polimento do preparo não foi realizado visto ser uma etapa opcional segundo os resultados de Salamoni et al., 2017, no qual a etapa de polimento não mostrou diferença significativa na adaptação interna e marginal de coroas de dissilicato, sendo opcional em restaurações fresadas.

O dente preparado foi duplicado com silicone de condensação Master (Silicone Master, Talmax, Curitiba, PR, Brasil) e modelado com resina de poliuretano (F160, Axson, Socorro, São Paulo, Brasil) (Figura 4), totalizando 16 réplicas (Figura 5). O dente duplicado foi reposicionado no manequim sendo utilizado como modelo mestre.

Figura 4 – Duplicação do dente preparado. A) Moldagem com silicone; B) Modelagem com resina de poliuretano

Fonte: autoria própria

Figura 5 – Dente duplicado em resina de poliuretano

Fonte: autoria própria

Os locais de referência para realização das leituras foram determinados no dente em poliuretano, traçando-se uma linha pelo centro de cada face do dente (vestibular, palatina, mesial e distal), estendendo-se 1mm além da margem cervical onde então, foram marcados por meio de uma perfuração utilizando broca esférica de peça reta n° 6 posicionadas em um paralelômetro.

4.3 Escaneamento indireto

Oito modelos de gesso (G1) foram obtidos a partir da moldagem convencional do manequim com a réplica do modelo mestre posicionada. O manequim foi moldado com moldeira de estoque metálica perfurada e silicone de adição (Express

XT, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) utilizando a técnica de moldagem simultânea sobre a arcada superior seguindo as recomendações do fabricante.

A modelagem foi realizada com gesso tipo IV (Mungyo Gypsum & Engineering Corporation, Coréia do Sul) sobre o molde dos dentes, e gesso tipo III (Gesso Pedra Creme - Gesso Rio, Rio Claro) no restante do molde, simulando o praticado na clínica diária. A espatulação do gesso foi realizada a vácuo (Twister Evolution, Renfert do Brasil, São Caetano do Sul, SP, Brasil) segundo as informações do fabricante quanto a proporção água/pó e tempo de espatulação. Foram realizadas 8 moldagens e 8 modelagens. A arcada inferior foi moldada com a moldeira de estoque inferior correspondente à superior utilizando alginato (Jeltrate, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) seguindo as informações do fabricante quanto à proporção água/pó. Todas as etapas de formação do grupo 1 foram realizadas pelo mesmo operador.

Os modelos em gesso (Figura 6 - A) foram enviados ao laboratório e escaneados com escâner de bancada inEosX5 (Sirona Dental Systems GmbH Bensheim, Alemanha) (Figura 6 - B).

Figura 6 – Escaneamento indireto. A) Modelo de gesso; B) Modelo de gesso sendo escaneado

Fonte: autoria própria

Sobre as imagens confeccionou-se as coroas com as características desejadas, aplicando os seguintes parâmetros por meio do programa Sirona Connect (Sirona Dental Systems GmbH Bensheim, Alemanha), pelo mesmo operador: Resistência dos contatos oclusais de $-200\mu\text{m}$; Força dinâmica dos contatos de $25\mu\text{m}$; Espaçador radial de $40\mu\text{m}$; Espaçador oclusal de $40\mu\text{m}$; Resistência dos contatos proximais $-125\mu\text{m}$; Resistência dos contatos oclusais $-200\mu\text{m}$; Força dinâmica dos contatos de $25\mu\text{m}$; Espessura mínima radial $700\mu\text{m}$; Espessura mínima oclusal $700\mu\text{m}$; Espessura de margem de $60\mu\text{m}$; Largura da rampa da margem de $50\mu\text{m}$; Ângulo da rampa de margem 50° ; Levou em conta a geometria do instrumento; Removeu-se as áreas retentivas (Figura 7, 8 e 9).

Figura 7 – Sequência da etapa CAD. A) Seleção do dente a restaurar; B) Dente selecionado; C) Escaneamento da arcada dental antagonista; D) Modelos digitais articulados.

Fonte: autoria própria

Figura 8 – Aplicação dos parâmetros desejados à coroa dental representado pelo esquema do programa Sirona Connect. A) Espaço interno; B) Áreas de alcance da broca; C) Áreas retentivas.

Fonte: autoria própria

Figura 9 – Sequência do planejamento na etapa CADA. A) Visualização das arcadas após a articulação; B) Seleção do eixo de inserção da restauração; C) Delimitação da linha de término do preparo dental; D) Visualização dos pontos de contato após a seleção da coroa dental; E) Vista vestibular; F) Posicionamento da restauração dentro dos blocos de processamento.

Fonte: autoria própria

Finalizado o delineamento das características da coroa total, as imagens ou projetos foram enviados à fresadora inLab MC XL (Sirona Dental Systems GmbH Bensheim, Alemanha) para sua materialização em cerâmica de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, *Schaan, Liechtenstein*). A fresagem foi realizada no estado parcialmente cristalizado do material (Figura 10).

Figura 10 – Fresagem. A) Fresadora inLab MC XL; B) Início da fresagem; C) Fresagem finalizada.

Fonte: autoria própria

4.4 Escaneamento Direto

Foram realizados oito escaneamentos diretos (G2) sobre o manequim com as réplicas em poliuretano posicionadas (Figura 11).

Figura 11 – Escaneamento direto. A) Escaneamento sobre o elemento dental 14; B) Imagem projetada obtida pelo escâner.

Fonte: autoria própria

O manequim foi escaneado com scanner intraoral CEREC BlueCam (Sirona Connect, Sirona Dental Systems GmbH Bensheim, Alemanha). As imagens foram enviadas ao laboratório por internet pelo sistema Cerec Connect (Sirona Connect, Sirona Dental Systems GmbH Bensheim, Alemanha) e, sobre elas, confeccionadas coroas com as características desejadas, da mesma forma e características definidas para o IND.

As análises da adaptação interna e marginal foram feitas em dois momentos: antes e após a cristalização das coroas. As 16 coroas foram cristalizadas em forno específico EP 3000 G2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Foi utilizado o microtomógrafo computadorizado, microscópio confocal a laser, e técnica da réplica.

Os locais de análise foram determinados utilizando a perfuração de referência e ROI confeccionado e usado para todas as imagens.

4.5 Análises

As análises dimensionais da adaptação interna e marginal foram feitas em dois momentos: antes e após a cristalização das coroas de dissilicato de lítio. Para isso, as coroas foram submetidas ao escaneamento em microtomógrafo computadorizado, em microscópio confocal a laser e à técnica da réplica.

4.5.1 Microtomógrafo computadorizado

Para avaliar a adaptação marginal e interna das coroas foi utilizado o microtomógrafo computadorizado (MicroCT SKYSCAN 1173, Bruker Kartuizersweg 3B, Kontich, Bélgica). A análise aconteceu no Laboratório de Instrumentação Nuclear da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

O escaneamento das coroas na sua fase pré e pós-cristalizada foi realizado em duas coroas por vez posicionadas ao dispositivo de fixação do microtomógrafo por meio de cera utilidade (Figura 12). Os seguintes parâmetros foram utilizados: tensão de aceleração 60 kV, corrente de 133uA; 8,19 um de tamanho de pixel; filtro de alumínio de 1mm; matriz do detector de 2240x2240 pixels; tempo de aquisição de 1:21:20 para cada 2 coroas; 0,5° de passo de rotação; 5 frames; rotação total de 360°, sendo estes determinados em estudo piloto.

Figura 12 – Análise em μm . A) Microtomografo computadorizado; B) Corpos de prova posicionados em pares no dispositivo por meio de cera utilidade; C) Projeção do escaneamento em andamento.

Fonte: autoria própria

Em seguida, imagens foram reconstruídas em 3D pelo software NRecon (Bruker Kartuizersweg 3B, Kontich, Bélgica), com os seguintes ajustes de imagens: Smoothing = 2; Ring artefact correction = 7; Beam hardening = 25%; Alinhamento de acordo com cada amostra. O recorte das imagens foi realizado pelo Data Viewer.

Foram produzidos três cortes sagitais e três cortes coronais para permitir que a análise de possíveis falhas. O primeiro, na direção da intersecção das marcações de referências das faces. Outros dois cortes foram feitos 1 mm à direita e 1mm à esquerda do corte central. A leitura foi realizada sobre a imagem reproduzida no software ImageJ.

Os locais de análise foram determinados em locais a partir do longo eixo dental utilizando mesmo ROI (Figura 13) para todas as imagens, sendo eles: Adaptação interna (Figura 14) em cinco pontos (região de chanfro - pontos 2 e 6, pontas de cúspides - pontos 3 e 5 e região do sulco central oclusal – ponto 4), adaptação axial foi analisada separadamente, localizada na metade da distância da linha que atravessa ponta de cúspide e chanfro (Figura 15); Adaptação marginal foi analisada separadamente entre vertical e horizontal, determinadas nos pontos 1 e 7, um direito e um esquerdo 7 (Figura 16).

Figura 13 – Determinação dos pontos de mensuração a partir do longo eixo dental. A) Corte coronal; B: Corte sagital.

Fonte: autoria própria

Figura 14 – Pontos de mensuração internos. A) Corte coronal; B) Corte sagital.

Fonte: autoria própria

Figura 15: - Pontos de mensuração axial. A) Corte coronal; B) Corte sagital.

Fonte: autoria própria

Figura 16 – Pontos de mensuração da adaptação marginal. A) Marginal vertical; B) Marginal horizontal.

Fonte: autoria própria

4.5.2 Microscópio confocal a laser

A adaptação marginal vertical e horizontal da coroa ao término do preparo foi avaliada por meio do microscópio confocal a laser LEXT OLS 4000 (Olympus, Japão) do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP (Figura 17 - A). As imagens de alta resolução foram obtidas em 3D sem pré-tratamento do corpo de prova com lente de 5x e aumento final de 108x. Quatro suportes em silicone de condensação laboratorial (Zetalabor, Zhermack, Badia Polesine RO, Itália), um para cada face dental (vestibular, palatina, mesial, e distal), foram confeccionados para manter o conjunto replica dental/coroas adaptados, assim como padronizar o posicionamento no microscópio (Figura 17 - B).

Figura 17 – A): Microscópio confocal a laser; B) Corpo de prova posicionado no CL por meio de suporte de silicone.

Fonte: autoria própria

Foram obtidas quatro imagens por corpo de prova (vestibular, palatina, mesial e distal). As mensurações de desajuste vertical e horizontal foram realizadas a partir da referência feita nas réplicas em poliuretano. Três pontos foram mensurados em cada imagem, um na direção do centro da marcação de referência da respectiva face e outras dois na direção tangente a margem direita e esquerda da marcação de referência (Figura 18).

Figura 18 – Locais da mensurações utilizados no CL.

Fonte: autoria própria

4.5.3 Técnica da réplica

A técnica da réplica foi realizada para avaliação do volume total do espaço de cimentação a partir da confecção de película de silicone de adição pelo preenchimento do espaço existente entre a restauração indireta e a réplica dental (corpo de prova/réplica).

Um silicone de adição de consistência leve (Express XT, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) foi utilizado para preencher o interior da coroa (Figura 19 - A). Em seguida, a coroa foi assentada à réplica dental correspondente e mantida sobre pressão digital sobre a superfície oclusal por 4 minutos, conforme indicado pelo fabricante, até a polimerização do material (Figura 19 – B). A pressão digital foi aplicada por melhor representar a situação clínica no procedimento de cimentação e pela menor resistência do material em seu estado pré-cristalizado.

A película foi analisada em μ CT, da seguinte forma: após a polimerização do material, a coroa foi removida da réplica permanecendo a película aderida à réplica (Figura 19 – C), sendo removida da mesma com o auxílio de uma pinça cirúrgica (Figura 19 - D).

Figura 19 – Técnica da réplica. A) Inserção do silicone no interior da coroa; B) Pressão digital; C) Película permaneceu aderida a réplica de poliuretano; D) Remoção da película com pinça cirúrgica.

Fonte: autoria própria

A película foi inserida por pares em dispositivo de isopor adaptado ao dispositivo de suporte do μ CT (Figura 20 - A). Escaneadas em pares, sendo que a película pertencente ao corpo de prova de menor número de identificação estava sempre mais próxima do emissor de raio-X ao iniciar o escaneamento, auxiliada por identificação no dispositivo (Figura 20 - B).

Figura 20 – Dispositivo de isopor. A) Película inserida em pares; B) Vista externa do dispositivo marcada com seta auxiliando na identificação da película.

Fonte: autoria própria

Os seguintes parâmetros foram utilizados no escaneamento das películas em seu estado pré e pós-cristalização da coroa: tensão de aceleração 30 kV, corrente de 180uA; 7,83um de tamanho de pixel; filtro de alumínio de 1mm; matriz do detector de 2240x2240 pixels; tempo de aquisição de 0:55:55 para cada par; 0,5° de passo de rotação; 3 frames; rotação total de 360°, estabelecido em plano piloto.

Após o escaneamento, a imagem foi reconstruída em 3D pelo software NRecon (Bruker Kartuziersweg 3B, Kontich, Bélgica), com os seguintes ajustes de imagens: Smoothing = 2; Ring artefact correction = 2; Beam hardening = 0%; Alinhamento de acordo com cada amostra. A quantificação volumétrica total (Figura 21) e marginal (Figura 22) foi realizada pelo software CTAn (Bruker Kartuziersweg 3B, Kontich, Bélgica). A segmentação foi por meio do método global. Foi obtido o volume total e marginal das películas. A área marginal foi definida por traçado que englobou 1 mm em altura a margem cervical da imagem reconstruída, ajustado sua localização para cada corpo de prova (Figura 23).

Figura 21 – Representação e quantificação do volume total realizada pelo programa. A e B) Vista proximal; C) Vista vestibular; D) Vista oclusal.

Fonte: autoria própria

Figura 22 – Representação e quantificação do volume marginal realizado pelo programa nas figuras A, B, e C em diferentes vistas.

Fonte: autoria própria

Figura 23 – Delimitação da área marginal. A) Enquadramento de 1mm; B) Área marginal recortada e reconstruída.

Fonte: autoria própria

5. Resultados

Inicialmente realizou-se o teste de normalidade (Shapiro-Wilk) para averiguar se os dados apresentavam uma distribuição normal ou não normal (Tabela1). Desta forma para os dados que apresentaram distribuição normal, foi calculado a média e desvio padrão. Em contrapartida, para os dados que apresentaram distribuição não normal, foi realizada a mediana e intervalo de confiança.

Tabela 1 – Teste de Normalidade

Método	Variável	Grupo	Tempo	Shapiro-Wilk		
				Estatística	n	Sig.
μCT	Axial (μm)	IND	Antes	0,925	8	0,475
			Depois	0,976	8	0,938
		DIR	Antes	0,926	8	0,478
			Depois	0,947	8	0,683
	Interna (μm)	IND	Antes	0,874	8	0,166
			Depois	0,926	8	0,481
		DIR	Antes	0,843	8	0,081
			Depois	0,814	8	0,040*
	Marginal Vertical (μm)	IND	Antes	0,928	8	0,498
			Depois	0,856	8	0,109
		DIR	Antes	0,811	8	0,037*
			Depois	0,886	8	0,214
Confocal	Marginal Horizontal (μm)	IND	Antes	0,929	8	0,507
			Depois	0,957	8	0,776
		DIR	Antes	0,920	8	0,432
			Depois	0,901	8	0,293
	Marginal Vertical (μm)	IND	Antes	0,903	8	0,306
			Depois	0,885	8	0,210
		DIR	Antes	0,827	8	0,055
			Depois	0,790	8	0,023*
Réplica	Marginal Horizontal (μm)	IND	Antes	0,856	8	0,110
			Depois	0,937	8	0,586
		DIR	Antes	0,778	8	0,017*
			Depois	0,803	8	0,031*
	Volume Total (mm ³)	IND	Antes	0,930	8	0,515
			Depois	0,829	8	0,059
		DIR	Antes	0,795	8	0,025
			Depois	0,798	8	0,028
	Volume Marginal (mm ³)	IND	Antes	0,914	8	0,380
			Depois	0,926	8	0,479
		DIR	Antes	0,886	8	0,215
			Depois	0,831	8	0,061

* distribuição não normal

Para a comparação entre os Grupos (IND x DIR) o teste não paramétrico escolhido para testar a hipótese nula foi o U de Mann-Whitney e para os dados paramétricos foi o t de student. Para comparação dos resultados antes e após a cristalização utilizou-se o teste de Wilcoxon, para os dados que apresentaram distribuição não normal e o teste t para amostras relacionadas para os dados que

apresentaram distribuição normal. Para as variáveis medidas no μ CT axial e marginal horizontal, que apresentaram distribuição normal para todos os Grupos foi realizada ANOVA com medidas repetidas. A significância foi fixada para todos os testes em 95% ($p \leq 0,05$). Ressalta-se que, a estatística do presente estudo foi realizada com o auxílio do software SPSS versão 20.0 (OSB Software, São Paulo, SP, Brasil).

A tabela 2 apresenta a estatística descritiva para os dados analisados.

Tabela 2 – Medidas de posição central e de dispersão das medidas em relação aos Grupos e aos Tempos.

Método	Variável	Grupo	Tempo	Média	Desvio Padrão	Mediana	Q1	Q3	Min	max
μ CT	Axial (μ m)	IND	Antes	15.23	6.44	15.30	8.50	21.78	7.60	24.30
			Depois	12.15	6.31	11.80	7.83	16.25	3.10	23.60
		DIR	Antes	23.36	11.80	26.15	10.70	33.13	7.40	38.90
			Depois	11.41	4.14	11.95	7.35	14.33	4.90	17.20
	Interna (μ m)	IND	Antes	181.78	79.04	148.35	121.43	267.43	98.60	308.90
			Depois	192.26	26.63	187.90	168.73	211.75	162.80	242.40
		DIR	Antes	158.40	48.52	178.35	105.10	202.83	93.40	211.20
			Depois	208.56	133.39	139.55	111.03	292.13	96.30	475.70
	Marginal Vertical (μ m)	IND	Antes	44.01	25.63	44.71	16.76	63.44	7.99	81.14
			Depois	109.17	24.54	101.99	87.40	136.46	82.68	141.28
		DIR	Antes	57.41	42.90	50.91	27.74	66.46	13.31	153.62
			Depois	139.04	108.61	97.00	47.16	247.76	26.16	310.89
Confocal	Marginal Horizontal (μ m)	IND	Antes	23.08	6.20	24.67	16.75	28.54	14.28	31.00
			Depois	58.02	8.42	56.48	51.71	63.80	47.01	72.92
		DIR	Antes	22.82	8.16	21.59	15.39	31.99	12.85	34.13
			Depois	31.59	16.48	25.26	17.95	45.27	14.75	61.52
	Marginal Vertical (μ m)	IND	Antes	181.62	84.33	152.56	129.61	231.42	81.16	353.01
			Depois	215.93	81.29	200.72	144.73	284.14	139.13	363.09
		DIR	Antes	196.80	48.86	189.52	171.69	202.95	136.89	305.23
			Depois	279.57	172.55	219.56	177.76	353.10	128.30	662.07
	Marginal Horizontal (μ m)	IND	Antes	102.89	48.91	87.97	63.46	149.07	56.83	189.90
			Depois	77.73	35.06	66.70	51.49	103.83	35.13	143.43
		DIR	Antes	80.75	56.06	60.02	51.29	111.98	28.86	200.58
			Depois	165.24	127.64	102.94	74.60	249.93	65.84	428.25
Réplica	Volume Total (mm^3)	IND	Antes	14.18	3.63	13.56	11.57	15.97	9.62	21.54
			Depois	14.21	3.77	12.36	11.34	18.77	10.08	19.19
		DIR	Antes	15.56	3.11	15.71	12.72	18.31	11.82	18.98
			Depois	19.11	5.81	16.23	15.42	22.09	14.09	31.58
	Volume Marginal (mm^3)	IND	Antes	4,52	1,63	4,38	3,59	5,09	2,22	7,88
			Depois	4,74	1,72	4,27	3,16	6,14	2,80	7,61
		DIR	Antes	4,58	1,14	4,32	3,58	5,88	3,20	6,06
			Depois	6,50	1,81	5,64	4,94	8,33	4,83	9,37

A Tabela 3 apresenta a análise de variância para a medida Axial. Foi possível observar que há diferença significativa entre os Tempos, em que os valores (média [desvio padrão]) antes da cristalização (19,29 [10,10]) são estatisticamente maiores que depois (11,78 [5,17]). Não houve diferença entre os Grupos e a interação Tempo x Grupo não foi significativa.

Tabela 3 – Análise de variância da medida Axial

Fonte de variação	Soma dos Quadrados	Graus de liberdade	Média dos Quadrados	F	p
Tempo	451,501	1	451,501	7,411	0,017
Tempo * Grupo	157,531	1	157,531	2,586	0,130
Erro (Tempo)	852,908	14	60,922		
Grupo	109,520	1	109,520	1,891	0,191
Erro	810,915	14	57,923		

A tabela 4 apresenta a comparação entre os Grupos da medida Interna e marginal vertical dos diferentes Grupos pelo μ CT. Não foram observadas diferenças significantes em nenhuma das comparações.

Tabela 4 - Comparação entre os Grupos das medidas interna e marginal vertical (μ m) analisadas pelo μ CT antes e depois da cristalização. A significância foi fixada em 95% ($p < 0,05$).

Região	Tempo	P
Interna	Antes	0,488 ^{t, ns}
	Depois	0,645 ^{γ, ns}
Marginal Vertical	Antes	0,442 ^{γ, ns}
	Depois	0,470 ^{t, ns}

^t teste t de Student; ^γ teste U de Mann-Whitney; ^{ns} não significativa ($p > 0,05$).

A tabela 5 apresenta a comparação entre os Tempos da medida marginal vertical e interna dos diferentes Grupos pelo μ CT. Foi possível observar diferença significativa na medida marginal vertical para o Grupo IND, com a medida depois da cristalização significativamente maior que a antes. Para o Grupo DIR, não foram observadas diferenças significantes.

Tabela 5 - Comparação das medidas interna e marginal vertical (μm) analisadas pelo μCT antes e depois da cristalização para os diferentes Grupos. A significância foi fixada em 95% ($p < 0,05$).

Região	Grupo	P
Interna	IND [†]	0,459 ^{ns}
	DIR ^γ	0,646 ^{ns}
Marginal Vertical	IND [†]	0,001 *
	DIR ^γ	0,575 ^{ns}

[†] teste t de Student; ^γ teste de Wilcoxon; * diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$); ^{ns} não significativa ($p > 0,05$).

A Tabela 6 apresenta a análise de variância para a medida marginal horizontal no μCT . Foi possível observar que há diferença significativa entre os Tempos, em que os valores (média [desvio padrão]) antes da cristalização (19,29 [10,10]) são estatisticamente maiores que depois (11,78 [5,17]). Houve também diferença significativa entre os Grupos, em que os valores (média [desvio padrão]) do Grupo IND (44,55 [19,40]) são estatisticamente maiores que o Grupo DIR (27,20 [13,35]).

Tabela 6 – Análise de variância da medida Marginal Horizontal do μCT

Fonte	Soma dos Quadrados	Graus de Liberdade	Média dos Quadrados	F	p
Tempo	3819,836	1	3819,836	33,972	<0,001
Tempo x Grupo	1369,152	1	1369,152	12,176	0,004
Erro (Tempo)	1574,192	14	112,442		
Grupo	1425,179	1	1425,179	12,796	0,003
Erro	1559,304	14	111,379		

A interação Tempo x Grupo foi significativa ($p < 0,001$) para a medida marginal horizontal. As tabelas 7 e 8 apresentam as comparações estatísticas para a interação. Foi observada diferença significativa entre os Grupos depois da cristalização ($p = 0,001$), em que o Grupo IND apresentou medida marginal horizontal

maior que o Grupo DIR. Para o Grupo IND foi verificada diferença significativa antes e depois da cristalização ($p < 0,001$), com maiores valores após a cristalização.

Tabela 7 – Comparação entre os Grupos em cada Tempo para a medida marginal horizontal no μ CT

Tempo	Grupo	p
Antes	IND x DIR	0,943 ^{ns}
Depois		0,001*

* diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$); ^{ns} não significativa ($p > 0,05$).

Tabela 8 – Comparação entre os Tempos em cada Grupo para a medida marginal horizontal no μ CT

Grupo	Tempo	p
IND	Antes x Depois	$< 0,001$ *
DIR		0,120 ^{ns}

* diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$); ^{ns} não significativa ($p > 0,05$).

A tabela 9 apresenta a comparação entre os Grupos da medida marginal vertical e horizontal dos diferentes Grupos pelo CL. Foi possível observar diferença significativa apenas na medida marginal horizontal depois da cristalização em que o Grupo IND apresentou valores significativamente menores que o Grupo DIR.

Tabela 9 - Comparação entre os Grupos das medidas marginal vertical e marginal horizontal (μ m) analisadas pelo Confocal antes e depois da cristalização. A significância foi fixada em 95% ($p < 0,05$).

Região	Grupo	p*
Marginal Vertical	IND	0,038 ^{t, *}
	DIR	0,241 ^{γ, ns}
Marginal Horizontal	IND	0,076 ^{t, ns}
	DIR	0,005 ^{γ, *}

^t teste t de Student; ^γ teste de Wilcoxon; * diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$); ^{ns} não significativa ($p > 0,05$).

A tabela 10 apresenta a comparação entre os Tempos da medida marginal vertical e horizontal dos diferentes Grupos pelo CL. Foi possível observar diferença significativa na medida marginal vertical para o Grupo IND, com a medida depois da cristalização significativamente maior que a antes. Para o Grupo DIR, foi observada diferença significativa para a medida marginal horizontal, com a medida depois significativamente maior que a antes da cristalização.

Tabela 10 - Comparação entre as medidas marginal vertical e marginal horizontal (μm) analisadas pelo CL antes e depois da cristalização para os diferentes Grupos. A significância foi fixada em 95% ($p < 0,05$).

Região	Tempo	p*
Marginal Vertical	Antes	0,505 ^{ns}
	Depois	0,574 ^{ns}
Marginal Horizontal	Antes	0,195 ^{ns}
	Depois	0,050**

* U de Mann-Whitney; **diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$); ^{ns} não significativa ($p > 0,05$).

A tabela 11 apresenta a comparação do volume total dos diferentes Grupos pelo μCT . Não foi encontrada diferença significativa entre os Grupos antes ($p = 0,505$) e depois da cristalização ($p = 0,083$).

Tabela 11 - Comparação entre os Grupos do volume total analisado pelo μCT antes e depois da cristalização. A significância foi fixada em 95% ($p < 0,05$).

Tempo	Grupo	p*
Antes	IND x DIR	0,505 ^{ns}
Depois		0,083 ^{ns}

* U de Mann-Whitney; ^{ns} não significativa ($p > 0,05$).

A tabela 12 apresenta a comparação entre os Tempos do volume dos diferentes Grupos pelo μCT . Foi possível observar diferença significativa no volume para o Grupo DIR, com a medida depois da cristalização significativamente maior que a antes.

Tabela 12 - Comparação entre o volume total analisado pelo μ CT antes e depois da cristalização para os diferentes Grupos. A significância foi fixada em 95% ($p < 0,05$).

Grupo	Tempo	P
IND	Antes x Depois	0,977 ^{t, ns}
DIR		0,025 ^{γ, *}

^t teste t de Student; ^γ teste de Wilcoxon; * diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$); ^{ns} não significativa ($p > 0,05$).

A Tabela 13 apresenta a análise de variância para a medida do volume marginal. Foi possível observar que há diferença significativa entre os Tempos ($p = 0,012$), em que os valores (média [desvio padrão]) antes da cristalização (4,55 [1,36]) são estatisticamente menores que depois (5,62 [1,93]). Não houve diferença significativa entre os Grupos ($p = 0,219$) com média [desvio padrão] para o Grupo IND (4,63 [1,62]) e para o Grupo DIR (5,54 [1,77]).

Tabela 13 – Análise de variância do volume Marginal avaliada no μ CT

Fonte	Soma dos Quadrados	Graus de Liberdade	Média dos Quadrados	F	p
Tempo	9,182	1	9,182	8,439	0,012
Tempo x Grupo	5,766	1	5,766	5,299	0,037
Erro (Tempo)	15,233	14	1,088		
Grupo	6,664	1	6,664	1,657	0,219
Erro	56,295	14	4,021		

A interação Tempo x Grupo foi significativa ($p = 0,037$) para o volume marginal. As tabelas 14 e 15 apresentam as comparações estatísticas para a interação. Não foi observada diferença significativa entre os Grupos antes ($p = 0,926$) e depois da cristalização ($p = 0,066$). Para o Grupo IND não foi verificada diferença significativa antes e depois da cristalização ($p = 0,676$). Já para o Grupo DIR, houve diferença antes e após a cristalização, com maiores valores observados depois da cristalização ($p = 0,002$).

Tabela 14 – Comparação entre os Grupos em cada Tempo para o volume marginal avaliado no μ CT

Tempo	Grupos	p
Antes	IND x DIR	0,926 ^{ns}
Depois		0,066 ^{ns}

^{ns} não significante ($p > 0,05$).

Tabela 15 – Comparação entre os Tempos em cada Grupo para o volume marginal avaliado no μ CT

Grupo	Tempos	p
IND	Antes x Depois	0,676 ^{ns}
DIR		0,002*

* diferença estatisticamente significante ($p \leq 0,05$); ^{ns} não significante ($p > 0,05$).

6. Discussão

O uso cada vez mais frequente das técnicas digitais aplicadas à prótese dental faz-se necessário o conhecimento da qualidade das peças geradas por esses sistemas. As diferentes técnicas de fabricação protética podem influenciar a adaptação da restauração indireta (coroa) ao dente pilar (Mously et al., 2014; Neves et al., 2014; Alfaro et al., 2015).

A microtomografia computadorizada (μ CT) é utilizada em análises de adaptação protética (Alfaro et al., 2015; Mostafa et al., 2017; Neves et al., 2014; Kim; Oh; Uhm, 2016., Mously et al., 2014), e constitui método confiável de avaliação de ajuste marginal e interno de próteses (Pelekanos et al., 2009). O microscópio confocal a laser é utilizado em análises de adaptação protética. No entanto, a análise direta é limitada ao ajuste marginal (Ahrberg et al., 2016; Berrendero et al., 2016). Já a técnica da réplica apresenta-se como método confiável de reprodução da interface dente/prótese, como concluíram Laurent et al. (2008). É uma alternativa de análise do espaço interno em métodos que impossibilitam a análise direta do espaço interno (Pradies et al, 2015).

Nesse estudo *in vitro* verificamos a adaptação marginal e interna de coroas de dissilicato de lítio, obtidas por dois Métodos de Obtenção da Restauração (IND ou DIR), ou seja, escaneamento indireto e direto, em dois Tempos: antes e após a cristalização do dissilicato de lítio. O método de obtenção da restauração (IND ou DIR) influenciou apenas em algumas leituras, sem evidenciar diferenças significativas no resultado final, porém foi verificado que há contração durante o processo de cristalização e a ausência de espaçamento axial adequado antes compromete o assentamento da prótese após a cristalização, aumentando o desajuste da coroa final.

O IPS e.max CAD apresenta-se como um material versátil, a base de dissilicato de lítio, por suas características mecânicas e físicas (Goujat et al., 2017). Freire et al. (2016) demonstraram a discrepância entre o preparo e a restauração de diferentes materiais e observaram menor discrepância relativa ao dissilicato de lítio. Outro estudo, realizado por Nam et al. (2015) apresentou valores de adaptação em restaurações de dissilicato de lítio sem diferenças significativas comparadas a restauração metalo-cerâmica. O material selecionado para estudo apresentou bons resultados. No entanto, a adaptação protética é influenciada também pela técnica de

fabricação selecionada (Anadioti et al., 2014; Mously et al., 2014; Mostafa et al., 2017; Pelekanos et al., 2009).

A etapa de cristalização é inerente e necessária ao dissilicato de lítio para que suas propriedades finais sejam alcançadas (Giordano; McLaren, 2010). A adaptação final de coroas totais compostas de dissilicato de lítio obtidas por moldagem convencional e digital vem sendo analisadas em diversos estudos (Abdel-Azim et al., 2015; Ahrberg et al., 2016; Mounajjed; Layton; Azar, 2016; Mostafa et al., 2017; Ng; Ruse; Wyatt, 2014; Pradies et al., 2015). Estudos anteriores relatam a influência da sinterização na adaptação de restaurações cerâmicas. Kunii et al (2007) avaliaram o efeito da sinterização final em zircônia e concluíram que o processo é responsável por alteração estrutural no material que ocasionou aumento do espaço de cimento. No entanto, pouca informação existe sobre o efeito da cristalização na adaptação de dissilicato de lítio (Kim; Oh; Uhm, 2016).

Os dados obtidos pela μ CT foram reconstruídos e as imagens determinadas considerando as perfurações referenciais previamente realizadas nos dentes preparados. Alternativas são mostradas na literatura, sendo interessantes na padronização dos cortes (Mostafa et al., 2017; Neves et al. 2014; Pelekanos et al., 2009). No entanto, o método de corte utilizado aproximou a área de corte à área de análise em CL, pois a mesma referência foi utilizada.

O espaço interno foi analisado sobre pontos pré-determinados e como um todo, além do disponível e limitado nas imagens. Para isso utilizamos a técnica da réplica obtida pela cópia física do espaço, a qual foi escaneada isoladamente. O espaço interno total foi analisado em μ CT em outros estudos (Anadioti et al., 2014; Alfaro et al., 2015), no entanto, outros métodos de obtenção desse espaço foram utilizados.

Não há um consenso na literatura sobre a quantidade de sítios de mensuração necessários para avaliação da adaptação (Contrepolis et al., 2013). Groten et al. (2000), concluíram que 50 pontos seriam necessários para um resultado clinicamente relevante, valor superior ao utilizado nos estudos *in vitro* (Pelekanos et al., 2009; Anadioti et al., 2014; Kim et al., 2015; Renne et al., 2015; Kim; Oh; Uhm, 2016; Mostfa et al., 2017; Salamoni Sinhori et al., 2017). Neste estudo, onze pontos pré-determinados foram mensurados nas imagens provenientes da μ CT, sendo eles: marginal (sendo mensurada a distância vertical e horizontal em

relação ao término cervical), dois axiais, cinco internos correspondentes a região de chanfro, sulco principal e ponta de cúspides/cristas marginais. Seis imagens por corpo de prova foram obtidas, três na direção vestibulolingual e três médiolateral (uma central na direção da perfuração de referência e duas laterais a um mm da central). Portanto, totalizaram 66 dados de análise por corpo de prova em cada Tempo. Seis cortes também foram analisados por Kim et al. (2015), porém o autor avaliou 30 pontos/corpo de prova ao final. Sobre as imagens obtidas pelo CL, 12 pontos de mensuração foram avaliados por corpo de prova. Em cada face dental foi analisado três pontos, um na direção do centro da perfuração de referência e dois laterais tangenciando a perfuração, somados a um mm de distância do centro. Para cada ponto foram obtidas duas medidas, correspondentes ao ajuste vertical e horizontal. Segundo Contrepois et al. (2013), a análise através da microscopia possui a desvantagem da dificuldade na identificação dos pontos de mensuração e término marginal, fato que pôde ser observado durante as análises.

Na análise em μ CT o maior valor de espaço axial foi observado antes da cristalização, sem diferença significativa entre os Grupos (IND x DIR), sugerindo a ocorrência de contração do material após a cristalização, processo inerente e necessário para alcance de suas propriedades. O espaço marginal vertical e interno não apresentou diferença significativa entre os Grupos (IND x DIR), sugerindo resultados semelhantes neste aspecto em ambas as técnicas (Tabela 4).

A contração observada após a cristalização está de acordo com o achado de Kim; Oh; Uhm (2016) em que houve redução da desadaptação axial de 45.23 μ m para 24.74 μ m. Segundo os autores, apesar dessa redução, não se pode afirmar que a cristalização afete o ajuste da peça ao dente, pois grande parte dos valores obtidos está dentro do intervalo considerado aceitável pelos pesquisadores.

Ao relacionar adaptação marginal vertical ao Tempo, o Grupo IND apresentou diferença significativa, com maior desajuste após a cristalização (Tabela 5). Esse resultado vai ao encontro à diminuição do desajuste axial observado, resultado da cristalização, o que proporciona prejuízo ao assentamento da coroa, ocasionando um espaço marginal mais amplo. O desajuste maior em relação ao Grupo IND pode ser explicado por envolver maior número de etapas clínicas – manipulação do material, moldagem, modelagem com gesso, e transporte ao laboratório – que torna o processo mais passível de erros (Alfaro et al., 2015; Ng; Ruse; Wyatt, 2014). O

Grupo DIR, não apresentou diferença significativa, no entanto, maiores valores de desajuste foram encontrados após a cristalização (Tabela 2). Esse resultado vai ao encontro à análise de variância do desajuste horizontal. Foi possível observar diferença estatisticamente significativa entre os Tempos, com maior valor depois da cristalização e, ainda, diferença significativa entre os Grupos com maiores valores para o Grupo IND (Tabela 6, 7, e 8).

A maior desadaptação vertical marginal em consequência da contração pós-cristalização também vai ao encontro ao resultado de Kim, Oh e Uhm (2016), em que a adaptação marginal apresentou aumento do valor após a cristalização. No entanto, os autores apresentaram o aumento marginal de uma forma geral. Em nosso estudo foi possível observar que esse aumento esteve presente na adaptação marginal horizontal que foi mensurada separadamente da vertical. A análise de variância para medida marginal horizontal demonstrou diferença significativa entre os Tempos. O valor do desajuste antes da cristalização (22,95 μm) apresentou-se menor que após (44,80 μm). Em adição, houve diferença também significativa entre os Grupos, em que o Grupo IND (40,55 μm) apresentou valores maiores que DIR (27,20 μm).

Na maior parte dos pontos mensurados, os valores da adaptação marginal e em todos os pontos analisados da adaptação interna apresentaram-se dentro do limite - inferior a 120 μm - sugerido por McLean; Fraunhofer (1971), utilizado como parâmetro em diversos estudos (Kim; Oh; Uhm, 2016; Arhberg et al., 2016; Mostafa et al., 2017) e considerado na revisão realizada por Mounajjed; Layton; Azar (2016). No entanto, os pontos considerados como adaptação interna de ambos os Grupos (IND: 192,26 μm ; DIR: 139,55 μm) e marginal vertical após a cristalização do Grupo DIR (139,04 μm) apresentaram valores acima do considerado clinicamente aceitável entre as pesquisas da área.

Os valores superiores a 120 μm podem ser justificados por fatores inerentes às técnicas de obtenção e fabricação da restauração, como concluíram Mously et al. (2014), em que diferentes técnicas de fabricação afetam a adaptação interna e marginal da prótese. Além disso, o espaço interno determinado pela etapa CAD também influencia na adaptação. Neste estudo foram utilizados 40 μm de espaço interno determinado na etapa CAD. O mesmo foi utilizado por Rajan et al, (2009). No entanto, esse valor não está bem estabelecido na literatura, variando entre 0 μm

(Neves et al., 2014); 20 μm (Alfaro et al., 2015; Mostafa et al., 2017), 50 μm (Ahrberg et al., 2016), 60 μm (Salamoni Sinhori et al., 2017). Mously et al. (2014) verificaram a influência do espaço interno na adaptação, utilizando 30, 60 e 100 μm . Os autores concluíram que a distância influencia na adaptação e, de acordo com seus resultados, recomendaram 30 ou 60 μm de espaço interno para o sistema CAD/CAM analisado (Mously et al., 2014).

De acordo com os nossos resultados e também pelos achados de Kim, Oh e Uhm (2016) sugere-se que o valor de configuração do espaço interno determinado na etapa CAD leve em consideração a redução deste após a cristalização. Visto que, um espaço insuficiente impediu o assentamento marginal levando ao aumento de desajuste marginal vertical em razão do contato prematuro entre a parede axial e a coroa de dissilicato.

Na prática clínica o possível contato proximal é eliminado com ajustes manuais no momento da prova da restauração. Este procedimento após a fresagem é um fator que também pode afetar os valores de desajustes da restauração e poderia explicar os valores acima do limite considerado de 120 μm . O ajuste prévio da peça visando melhor assentamento não foi realizado, de maneira semelhante aos autores Ng; Ruse; Wyatt (2014) e Neves et al. (2014) com o intuito de eliminar a interferência do operador na adaptação, uma vez que não é passível de padronização. Estudos apresentam o constante desenvolvimento e precisão dos sistemas CAD/CAM (Beuer, et al., 2008; Mustafa et al., 2017; Ng; Ruse; Wyatt, 2014). No entanto foi possível observar que mesmo com o aprimoramento desses sistemas, a etapa de ajuste laboratorial e, se preciso clínico, é necessária.

Os resultados da análise em CL mostraram que houve diferença significativa na adaptação marginal horizontal entre os Grupos, sendo que o Grupo IND apresentou menor valor (77,73 μm) após a cristalização que o DIR (102,94 μm). Quando comparada a diferença entre os Tempos referentes às medidas marginais verticais, houve diferença significativa entre Tempos para o Grupo IND, apresentando maiores valores de desadaptação após a cristalização (IND: 181,62 para 215,92 μm). Para as medidas de marginal horizontal, houve diferença significativa entre Tempos para o Grupo DIR, apresentando maiores valores de desadaptação após a cristalização (DIR: 196,81 para 219,56 μm).

A configuração do preparo dental e de sua linha de término são fatores que podem influenciar a adaptação da peça ao dente pilar (Contrepolis et al., 2013; Kim et al., 2015; Renne et al., 2015). Isso pode ser observado pela importância da definição da margem cervical para determinação de valores exatos da desadaptação no microscópio confocal a laser. Além disso, há controvérsias sobre a influência do dente na adaptação de próteses. Em nosso estudo, foi utilizada a réplica do elemento dental 14. No estudo realizado por Huang et al. (2015), a adaptação interna e marginal não foi influenciada pelo tipo de dente. No entanto, Nakamura et al. (2003), reportaram diferença na adaptação de acordo com a configuração do dente pilar.

Torna-se necessário a observância a todos os fatores que podem influenciar a adaptação da restauração indireta. No entanto, é necessário enfatizar a importância dos valores da adaptação marginal vertical. É um local crítico por ser menos propenso a correção no ajuste manual (Homes et al., 1971; Ng; Ruse; Wyatt, 2014). Discrepâncias horizontais podem ser ajustadas com maior liberdade, conforme indicado por Holmes et al. (1971). Por sua vez, a distância vertical é ocupada somente pelo agente de cimentação, que em excesso pode aumentar a desadaptação vertical (Beschmidt; Strub, 1999) ficando sujeito a dissolução no meio oral (Jacobs; Windeler, 1991).

Por meio do escaneamento da película de silicone, que corresponde à interface coroa/dente pilar, foi analisado o volume total e marginal. Para o volume total não há diferença entre as técnicas, mas para o Grupo DIR há um aumento do volume após a cristalização. Há aumento do volume marginal após cristalização, mais evidente no Grupo DIR. Esse resultado pode ser justificado pela técnica analisar o volume como um todo e não áreas específicas. Dessa maneira, pode haver regiões com maiores desajustes que compensem a ausência de espaço em outras, ausência que seria relacionada à contração sugerida como consequência da cristalização de acordo com os resultados da análise em μ CT. A própria contração, ao reduzir espaço axial gera maior espaçamento em outras regiões, como aconteceu na marginal vertical da Tabela 2. Além disso, a fresagem é influenciada pelo diâmetro da broca, limitando a reprodução geométrica, como mencionado por Beuer; Schweiger; Edelhoff (2008) e observado nas imagens advindas da μ CT em

que é possível observar o acabamento interno plano das cúspides na região oclusal (Figura 15-B).

Ainda que resultados satisfatórios relativos a restaurações obtidas por meios digitais, é necessário o continuo estudo nesse campo para saber os aspectos que necessitam ser aprimorados nesses sistemas. Isso é justificado por resultados variáveis apresentados na literatura que compararam técnicas convencionais e digitais em restaurações cerâmicas (Anadioti et al., 2014; Mounajjed; Layton; Azar, 2016). Embora os valores de adaptação sejam clinicamente aceitáveis e próximos entre os métodos convencionais e digitais, ainda sim é necessário o aprimoramento desses sistemas digitais com objetivo que sejam superiores às técnicas convencionais e justifique o investimento em equipamentos e ensino ao cirurgião-dentista e técnico em prótese dental (Anadioti et al., 2015; Mously et al., 2014; Alfaro et al., 2015).

Novas técnicas vem sendo desenvolvidas com o objetivo de eliminar dificuldades na confecção de restaurações indiretas. A fabricação por meio de deposição seletiva a laser foi introduzida na tecnologia CAD/CAM, tornando possível a reprodução de geometria limitada pelo tamanho e formato da broca de fresagem (Beuer; Schweiger; Edelhoff, 2008; Kim et al., 2015). Resultados superiores à fabricação por desgaste foram encontrados por Huang et al. (2015). No entanto, os autores sugeriram que mais estudos são necessários na comparação entre diferentes sistemas de ambas as técnicas e que todos os valores obtidos foram dentro do limite considerado clinicamente aceitável pelo autor (120µm).

Poucos estudos avaliam a precisão entre escaneamento direto e indireto. Vecsei et al. (2017), analisaram as imagens obtidas por escâner direto e indireto e concluíram que a precisão da técnica de escaneamento é influenciada pela dimensão da área digitalizada onde menores distâncias resultaram em maior precisão das imagens e o escâner direto foi mais preciso na menor distância analisada, tornando-se menos preciso à medida que aumentou a área escaneada. Ainda em seu estudo, os autores encontraram que modelos virtuais obtidos por escaneamento direto foram mais precisos. Ahrberg et al. (2016) também compararam resultados provenientes do escaneamento direto e indireto e concluíram que a digitalização direta resultou em restaurações mais precisas, no entanto, os valores de ambos os Grupos foram dentro do limite considerado de 120 µm. Diante dos nossos resultados terem sido

influenciados pelo espaçamento axial insuficiente, apesar da escolha estar dentro dos padrões atualmente utilizados novos estudos com diferentes valores devem ser realizados a fim de determinar o espaço prévio à cristalização que compensará a contração sem interferir na correta adaptação da peça protética.

7. CONCLUSÃO

Com as limitações desse estudo *in vitro* podemos concluir os seguintes dados:

Foi verificada contração no processo de cristalização em ambas as técnicas de escaneamento que resultou em dificuldade de assentamento da coroa de dissilicato de lítio. O método de obtenção da restauração influenciou apenas em algumas leituras, sem evidenciar diferenças significativas entre os métodos.

Houve redução dos valores de adaptação axial após a cristalização, com consequente aumento da medida marginal vertical e aumento do volume marginal. A definição de espaço axial adequado se faz necessária para que não comprometa o assentamento da prótese depois da cristalização.

REFERÊNCIAS

Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent*. 2015 Oct;114(4):554-9.

Ahmad I. Anterior dental aesthetics: dentofacial perspective. *Br Dent J*. 2005 Jul 23;199(2):81-8.

Ahrberg D, Lauer HC, Ahrberg M, Weigl P. Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. *Clin Oral Investig*. 2016 Mar;20(2):291-300.

Akın A, Toksavul S, Toman M. Clinical Marginal and Internal Adaptation of Maxillary Anterior Single All-Ceramic Crowns and 2-year Randomized Controlled Clinical Trial. *J Prosthodont*. 2015 Jul;24(5):345-50.

Alfaro DP, Ruse ND, Carvalho RM, Wyatt CC. Assessment of the Internal Fit of Lithium Disilicate Crowns Using Micro-CT. *J Prosthodont*. 2015 Jul;24(5):381-6.

Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, Qian F. 3D and 2D marginal fit of pressed and CAD/CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthodont*. 2014 Dec;23(8):610-7.

Bernardes SR, Tiosse R, Sarton IA de M, Thomé G. Tecnologia CAD/CAM aplicada a próteses dentária e sobre implantes: o que é, como funciona, vantagens e limitações. Revisão crítica da literatura. *ILAPEO*. v. 06, n. 1, jan./mar., 2012. Disponível em: < Acesso em: 20 jan. 2017.

Berrendero S, Salido MP, Valverde A, Ferreira A, Pradíes G. Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig*. 2016 Dec;20(9):2403-2410.

Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil*. 1999 Jul;26(7):582-93.

Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008 May 10;204(9):505-11.

Bischoff C, Eckert H, Apel E, Rheinberger VM, Höland W. Phase evolution in lithium disilicate glass-ceramics based on non-stoichiometric compositions of a multi-component system: structural studies by ²⁹Si single and double resonance solid state NMR. *Phys Chem Chem Phys*. 2011 Mar 14;13(10):4540-51.

Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent*. 1966 Mar-Apr;16(2):297-305.

Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviole O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013 Dec;110(6):447-454.

Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2011 Jul;55(3):559-70. Dec;64(6):636-42.

Dehailan, L. A. Review of the current status of all-ceramic restorations. 2009. Disponível em: <http://www.iusd.iupui.edu/index.php/download_file/view/418/488/>. Acesso em: 6 set. 2016.

Denry I, Holloway JÁ. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials* 2010, 3(1), 351-368.

Dogan S, Schwedhelm ER, Heindl H, Mancl L, Raigrodski AJ. Clinical efficacy of polyvinyl siloxane impression materials using the one-step two-viscosity impression technique. *J Prosthet Dent*. 2015 Aug;114(2):217-22.

Donovan TE, Chee WW. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am*. 2004 Apr;48(2):vi-vii, 445-70.

Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent*. 1991 Mar;65(3):357-64.

Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. The Marginal Fit of CAD/CAM Monolithic Ceramic and Metal-Ceramic Crowns. *J Prosthodont*. 2017 Feb 2.

Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*. 2010 Nov-Dec;31(9):682-4.

Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent*. 2001 Apr;85(4):363-76.

Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, Grosogeat B. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent*. 2017 May 26. pii: S0022-3913(17)30162-2.

Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015 May-Jun;28(3):227-35.

Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*. 2007 Jul;51(3):713-27.

Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent*. 2000 Jan;83(1):40-9.

Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*. 2011 Apr;55(2):333-52.

Güth JF, Wallbach J, Stimmelmayer M, Gernet W, Beuer F, Edelhoff D. Computer-aided evaluation of preparations for CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig*. 2013 Jun;17(5):1389-95.

Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MM, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*. 2013 Feb;109(2):83-7.

Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices*. 2008 Nov;5(6):729-45.

Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989 Oct;62(4):405-8.

Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X. Clinical Marginal and Internal Fit of Crowns Fabricated Using Different CAD/CAM Technologies. *J Prosthodont*. 2015 Jun;24(4):291-5.

Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent*. 1990 Dec;64(6):636-42.

Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 436-442.

Kayatt & Neves. Aplicação dos sistemas CAD/CAM na odontologia restauradora. 1 Ed. Editora Elsevier. 2013.

Kim JH, Cho BH, Lee JH, Kwon SJ, Yi YA, Shin Y, Roh BD, Seo DG. Influence of preparation design on fit and ceramic thickness of CEREC 3 partial ceramic crowns after cementation. *Acta Odontol Scand*. 2015 Feb;73(2):107-13.

Kim JH, Oh S, Uhm SH. Effect of the Crystallization Process on the Marginal and Internal Gaps of Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *Biomed Res Int*. 2016;2016:8635483.

Krasanaki ME, Pelekanos S, Andreiotelli M, Koutayas SO, Eliades G. X-ray microtomographic evaluation of the influence of two preparation types on marginal fit of CAD/CAM alumina copings: a pilot study. *Int J Prosthodont*. 2012 Mar-Apr;25(2):170-2.

Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, Miyazaki T, Fujiwara T. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J*. 2007 Nov;26(6):820-6.

Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil*. 2008 Feb;35(2):116-22.

Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics: a current review. *Compend Contin Educ Dent*. 2014 Mar;35(3):161-6.

McLaren EA, Whiteman YY. Ceramics: rationale for material selection. *Compend Contin Educ Dent*. 2010 Nov-Dec;31(9):666-8, 670, 672.

McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal* 1971;131:107–11.

Mehl C, Wolfart S, Vollrath O, Wenz HJ, Kern M. Perception of dental esthetics in different cultures. *Int J Prosthodont*. 2014 Nov-Dec;27(6):523-9.

Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent*. 2001 Jun;85(6):575-84.

Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*. 2006 Sep;137 Suppl:7S-13S.

Mostafa NZ, Ruse ND, Ford NL, Carvalho RM, Wyatt CCL. Marginal Fit of Lithium Disilicate Crowns Fabricated Using Conventional and Digital Methodology: A Three-Dimensional Analysis. *J Prosthodont*. 2017 Aug 21.

Mounajjed R, M Layton D, Azar B. The marginal fit of E.max Press and E.max CAD lithium disilicate restorations: A critical review. *Dent Mater J*. 2016 Dec 1;35(6):835-844.

Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent*. 2014 Aug;112(2):249-56.

Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 2003 May Jun;16(3):244-8.

Nam SJ, Yoon MJ, Kim WH, Ryu GJ, Bang MK, Huh JB. Marginal and Internal Fit of Conventional Metal-Ceramic and Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *Int J Prosthodont*. 2015 Sep-Oct;28(5):519-21.

Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancopé K, Davi LR, Mendonça G, Cooper LF, Soares CJ. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent*. 2014 Nov;112(5):1134-40.

Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent*. 2014 Sep;112(3):555-60.

Orstavik D, Orstavik J. In vitro attachment of *Streptococcus sanguis* to dental crown and bridge cements. *J Oral Rehabil*. 1976 Apr;3(2):139-44.

Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 2017 Sep 27. pii: S0022-3913(17)30488-2.

Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas SO, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *Eur J Esthet Dent*. 2009 Autumn;4(3):278-92.

Perakis N, Belser UC, Magne P. Final impressions: a review of material properties and description of a current technique. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2004 Apr;24(2):109-17.

Pradies G, Zarauz C, Valverde A, Ferreiroa A, Martínez-Rus F. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent*. 2015 Feb;43(2):201-8.

Rajan BN, Jayaraman S, Kandhasamy B, Rajakumaran I. Evaluation of marginal fit and internal adaptation of zirconia copings fabricated by two CAD - CAM systems: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2015 Apr-Jun;15(2):173-8.

Renne W, McGill ST, Forshee KV, DeFee MR, Mennito AS. Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors. *J Prosthet Dent*. 2012 Nov;108(5):310-5.

Renne W, Wolf B, Kessler R, McPherson K, Mennito AS. Evaluation of the Marginal Fit of CAD/CAM Crowns Fabricated Using Two Different Chairside CAD/CAM Systems on Preparations of Varying Quality. *J Esthet Restor Dent*. 2015 Jul-Aug;27(4):194-202.

Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent*. 2010 Oct;22(5):332-41.

Salamoni Sinhori B, de Andrada MAC, Carpena Lopes G, Monteiro Junior S, Baratieri LN. Influence of Teeth Preparation Finishing on the Adaptation of Lithium Disilicate Crowns. *Int J Biomater*. 2017;2017:2078526.

Santos MJ, Costa MD, Rubo JH, Pegoraro LF, Santos GC Jr. Current all-ceramic systems in dentistry: a review. *Compend Contin Educ Dent*. 2015 Jan;36(1):31-7.

Schönberger J, Erdelt KJ, Bäumer D, Beuer F. Evaluation of Two Protocols to Measure the Accuracy of Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Study. *J Prosthodont*. 2017 Feb 2.

Shamseddine L, Mortada R, Rifai K, Chidiac JJ. Marginal and internal fit of pressed ceramic crowns made from conventional and computer-aided design and computer-aided manufacturing wax patterns: An in vitro comparison. *J Prosthet Dent*. 2016 Aug;116(2):242-8.

Shembesh M, Ali A, Finkelman M, Weber HP, Zandparsa R. An In Vitro Comparison of the Marginal Adaptation Accuracy of CAD/CAM Restorations Using Different Impression Systems. *J Prosthodont*. 2017 Oct;26(7):581-586.

Su TS, Sun J. Comparison of marginal and internal fit of 3-unit ceramic fixed dental prostheses made with either a conventional or digital impression. *J Prosthet Dent*. 2016 Sep;116(3):362-7.

Subasi G, Ozturk N, Inan O, Bozogullari N. Evaluation of marginal fit of two all-ceramic copings with two finish lines. *Eur J Dent*. 2012 Apr;6(2):163-8.

Swain MV, Xue J. State of the art of Micro-CT applications in dental research. *Int J Oral Sci*. 2009 Dec;1(4):177-88.

Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*. 2010 Jul;38(7):553-9.

Torabi Ardekani K, Ahangari AH, Farahi L. Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2012 Spring;6(2):42-8.

Vecsei B, Joós-Kovács G, Borbély J, Hermann P. Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems - Na in vitro study. *J Prosthodont Res*. 2017 Apr;61(2):177-184.

Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil*. 2005 Mar;32(3):180-7.

Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent*. 1986 Oct;56(4):416-21.

Weyns W, De Boever J. Radiographic assessment of the marginal fit of castrestorations. *J Prosthet Dent*. 1984 Apr;51(4):485-9.

Yildiz C, Vanlioğlu BA, Evren B, Uludamar A, Ozkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J*. 2013;32(1):42-7.

Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res*. 2011 May-Jun;25(3):261-6.

Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*. 2014 Jan 30;14:10.

Zarauz C, Valverde A, Martinez-Rus F, Hassan B, Pradies G. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. Clin Oral Investig. 2016 May;20(4):799-806.