NÁDIA CAÇÃO PINTO BUENO

COMPARATIVO POR MICROSCOPIA ÓPTICA DA ADAPTAÇÃO MARGINAL EM *COPINGS* DE ZIRCÔNIA CAD-CAM E E.MAX INJETÁVEL

CAMPO GRANDE

2018

NÁDIA CAÇÃO PINTO BUENO

COMPARATIVO POR MICROSCOPIA ÓPTICA DA ADAPTAÇÃO MARGINAL EM *COPINGS* DE ZIRCÔNIA CAD-CAM E E.MAX INJETÁVEL

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Faculdade de Odontologia Prof. Albino Coimbra Filho da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para a obtenção do título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Túlio Marcos Kalife Coelho

CAMPO GRANDE

2018

NÁDIA CAÇÃO PINTO BUENO

COMPARATIVO POR MICROSCOPIA ÓPTICA DA ADAPTAÇÃO MARGINAL EM *COPINGS* DE ZIRCÔNIA CAD-CAM E E.MAX INJETÁVEL

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Faculdade de Odontologia Prof. Albino Coimbra Filho da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para a obtenção do título de Mestre.

Resultado: _____

Campo Grande (MS), _____ de _____ de 2018.

BANCA EXAMINADORA

_____

Prof. Dr. Túlio Marcos Kalife Coelho(Orientador)

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul/ UFMS

_____

Prof. Dra. Ellen Cristina Gaetti Jardim

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul / UFMS

_____

Prof. Dra. Daisilene Baena Castillo

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul / UFMS

_____

Prof. Dr. Gustavo Helder Vinholi

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul / UFMS

DEDICATÓRIA

A Deus por ter me dado saúde e força para superar as dificuldades;

A minha família, em particular meu esposo, pela força e compreensão nos momentos de ausência;

A esta Universidade (Universidade Federal de Mato Grosso do Sul – UFMS) e ao seu corpo docente, direção e administração que oportunizaram esta janela que hoje vislumbro um horizonte superior.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, que me deu saúde e força para concluir todo esse trabalho.

A minha família, que sempre me incentivou por todos esses anos que me dediquei aos estudos.

Aos meus colegas de turma, que me apoiaram e me incentivaram durante esse trajeto.

Ao meu orientador, Dr. Túlio Marcos Kalife Coelho, pelo suporte e tempo que lhe coube, pelas suas correções e incentivos.

E a todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação e dessa etapa em minha vida.

PENSAMENTO

“Quero, um dia, poder dizer às pessoas que
não foi em vão...
Que o amor existe...
Que vale a pena se doar às amizades e às
pessoas, que a vida é bela sim, e que eu
sempre dei o melhor de mim...
Que valeu a pena!”
(Mario Quintana).

RESUMO

Bueno NCP. Comparativo por microscopia óptica da desadaptação marginal em *copings* de zircônia CAD-CAM e E.max injetável; 2017. 54 fls. [Dissertação - Universidade Federal de Mato Grosso do Sul].

Esta pesquisa avaliou o *gap* marginal entre *copings* de zircônia fresados pelo sistema CAD-CAM e IPS E. Max Press injetável e encerados pelo mesmo sistema digital. **MATERIAL E MÉTODOS:** a partir de modelo de resina acrílica (*Columbia Dentiform Corp*, *Long Island City*, Nova Iorque, EUA) do primeiro pré-molar (ângulo de convergência oclusal de 12º, redução oclusal de 1,5 mm no centro da superfície de oclusão e ombro de 1 mm de profundidade de chanfro-margem em cada superfície e vestíbulo marginal), foi produzida matriz padronizada de cobre (altura: 5,3 mm, base: 6,5 mm, expulsividade axial: 3°, conicidade oclusal: 6°, bisel: 0,5 mm) e a partir dela confeccionados os *copings* (n=40), divididos em Grupo 1 (M, n=20), Zircônia CAD-CAM (*Ceramil*, *Amann Girrbach, Koblach*, Alemanha) e Grupo 2 (DL, n=20), IPS E.Max Press (dissilicato de lítio injetável) (Ivoclar, Vivadent, *Amherst*, Nova Iorque, EUA), ambos com 4 pontos de referência (meio da superfície de raiz bucal, palatal, mesial e distal da margem do dentes) para medição. O Grupo 1 (M) foi fabricado pelo sistema CAD-CAM (*Amann Girrbach*, *Koblach*, Alemanha) em todo o processo e o Grupo 2 (DL), encerado em mesmo sistema, ambos com espaço interno de 50 µm para o cimento. **RESULTADO:** obteve-se que o dissilicato de lítio utilizado neste estudo teve desadaptação média de 38,86±4,36 µm (média±erro padrão da média), ao passo que o material fundamentado em zircônia teve desadaptação marginal horizontal de 19,02±0,81 µm, significativamente inferior ao primeiro tipo. Os resultados de baixa desadaptação provavelmente guardam relação com o domínio técnico do operador no uso do CAD-CAM. **CONCLUSÃO:** concluiu-se que ambos os materiais se apresentam dentro das faixas clinicamente aceitáveis, com melhor adaptação marginal creditada à zircônia.

Palavras-chaves: porcelana dentária, CAD-CAM, adaptação marginal dentária, cerâmicas *metal free*.

ABSTRACT

Bueno NCP. Comparison of marginal adaptation of CAD-CAM zirconia copings and IPS E.Max Press (lithium Disilicate) Injectable; 2017. 54 fls.[Master Thesis - Universidade Federal de Mato Grosso do Sul].

This research evaluated the marginal gap between zirconia copings, milled by CAD-CAM system and IPS E. Max Press injectables and tarpaulins by the same digital system. From acrylic resin model (Columbia Dentiform Corp, Long Island City, New York, USA) first bicuspid (convergence angle of 12 occlusal reduction occlusal of 1.5 mm at the Centre of the surface of occlusion and 1 mm shoulder chamfer depth margin on every surface and marginal vestibule), standardized array of copper was produced (height: 5.3 mm, base: 6.5 mm, axial expulsividade: 3°, occlusal taper: 6°, bevel: 0.5 mm) and from it made the copings (n = 40), divided into Group 1 (M, n = 20), Zirconia CAD-CAM (Ceramil, Amann Girrbach , Koblach, Germany) and Group 2 (DL, n = 20), IPS E.Max Press (lithium disilicate injectable) (Ivoclar Vivadent, Amherst, New York, USA), both with 4 points of reference (middle of the buccal root surface, mesial and distal palatal of teeth) for measuring. The Group 1 (M) was manufactured by CAD-CAM system (Amann Girrbach, Koblach, Germany) throughout the process and the Group 2 (DL), waxed in same system, both with internal space of 50 µm for cement. **RESULT:** It was obtained that the lithium disilicate used in this study had an average of 38.86 leakage ± 4.36 µm (mean ± standard error of the mean), while based on zirconia material had marginal leakage 19.02 horizontal ± 0.81 µm, significantly lower than the first type. The low leakage results probably keep relation with the use of CAD-CAM. **CONCLUSION**: It was concluded that both materials present within the clinically acceptable ranges, with better marginal adaptation credited to Zirconia.

Keywords: Dental porcelain, CAD-CAM, marginal adaptation of dental ceramics *metal free*.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Envelhecimento da zircônia em seção transversal: a) núcleo grão da superfície que leva o envelhecimento/estresse aos próximos; b) crescimento da zona transformada e (c) envelhecimento em torno dos grãos transformados. O caminho vermelho representa a penetração da água no envelhecimento 16

Figura 2 : Propriedades físicas, químicas, mecânicas e térmicas da zircônia 18

Figura 3: Propriedades gerais do sistema IPS E. Max Press 20

Figura 4: Níveis de translucidez conforme opções do sistema IPS E. Max Press 20

Figura 5: Sistema Amann Girrbach Completo 24

Figura 6: Modelo adotado neste experimento 32

Figura 7: Matriz metálica, mostrando a canaleta 33

Figura 8: Modelos experimentais de *copings*..... 34

Figura 9: Sistema CAD-CAM (*Amann Girrbach* – no laboratório CriArt) 34

Figura 10: Zircônia não sinterizada e sinterizada (menor) 35

Figura 11: Modelos experimentais de *copings* de zircônia 35

Figura 12: Enceramento do *coping* para o E.max..... 36

Figura 13: Dissilicato de Lítio do sistema IPS E. Max Press (*Ivoclar*, Vivadent, *Amherst*, NY), do tipo LT A1(*Low Translucency*) 36

Figura 14: Sistema CAD-CAM (*Amann Girrbach* – no laboratório CriArt) 36

Figura 15: *Copings* IPS E. Max Press (mais escuro) e zircônia CAD-CAM (branco) 37

Figura 16: Aparelho de microscopia Mitutoyo 176 - 811A *Toolmakers* (Mitutoyo, Japão/ UFMS) 37

Figura 17: *Copings* IPS E. Max Press 38

Figura 18: Gráfico apresentando a desadaptação marginal, de acordo com o material utilizado para a restauração dos corpos de prova. Cada coluna representa a média e a barra o erro padrão da média. * Diferença significativa em relação ao material dissilicato de lítio (teste de Mann - Whitney, $p < 0,001$) 39

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 10
2 REVISÃO DE LITERATURA 13
2.2 Zircônia Y-TZP 15
2.3 Dissilicato de Lítio 19
2.4 Sistema CAD-CAM 21
2.5 Ajuste Marginal de *Copings* de Zircônia CAD-CAM e Sistema IPS E.Max Press 25
3 OBJETIVO 31
3.1 Objetivo geral 31
3.2 Objetivos específicos 31
4 METODOLOGIA 32
4.1 Matriz 32
4.2 Modelos experimentais 33
4.2.1 Zircônia 34
4.2.2 E-Max 35
4.3 Análise estatística 38
5 RESULTADOS 39
6 DISCUSSÃO 40
7 CONCLUSÃO 43
8 REFERÊNCIAS 44

1 INTRODUÇÃO

Os implantes ósseointegrados são um referencial da reabilitação oral. Criados na década de 1970 são restauradores de longo prazo, seguros, biocompatíveis e previsíveis (BRANEMARK et al., 1977). As cerâmicas não metálicas, capitaneadas pela zircônia – também conhecida como aço cerâmico - possuem benefícios funcionais tão bons quanto do resistente e pioneiro titânio, com as vantagens estéticas das cerâmicas. As principais desvantagens do material são o alto custo, o risco de degradação hidrotérmica, a necessidade comum de uso de protetores durante a cura e a demanda por maiores definições sobre sua rotina clínica (HOCHSCHEIDT et al., 2012).

As cerâmicas não metálicas apresentam ótima transmissão de luz e semelhança ao dente natural, com boa biocompatibilidade e estabilidade química. A zircônia acumula menos biofilme (cerca de 7% a menos que o titânio, por exemplo) e sua taxa de sucesso circula entre 84,1% a 100%, com sobrevida média de 7 anos – considerada satisfatória. Uma das principais questões em aberto é a sua resistência frente a situações de alto estresse, como o bruxismo (HOCHSCHEIDT et al., 2014).

Por sua dureza, a zircônia tem como principal forma de trabalho o sistema *Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing* (CAD/CAM). A digitalização na Odontologia é relativamente recente e teve início com os trabalhos da Universidade de Zurique, que resultaram no sistema em questão, que automatiza a produção de restaurações cerâmicas (*inlay, onlay, facetas* ou *coroas totais*), com máximo aproveitamento do tempo de cadeira. O sistema de usinagem *Amann Girrbach* (*Koblach*, Áustria) é considerado um dos mais renomados atualmente, tendo a linha de usinagem Ceramill como produto central. Algumas das vantagens do sistema são maior longevidade e integralidade de margem, além de ajuste interno suficientes, que ampliam o êxito. Os intervalos de margem aceitáveis são diversos na literatura e permitem um hiato entre 100 a 120 µm, valores que são amplamente identificados em estudos de avaliação dos sistemas CAD/CAM que apresenta, por sua vez, melhor adaptação média que os métodos de fabricação convencionais (FREIRE et al., 2017; NEODENT, 2017).

Copings produzidos pelo sistema CAD/CAM possuem excelente previsão dimensional e ajuste marginal (GONZALO et al., 2009). A zircônia elaborada pelo sistema CAD/CAM

resulta em restaurações estáveis de ótimas propriedades mecânicas, resistência ao grau de transformação e carregamento e em termos de número de ciclos. Como o CAD/CAM prevê a retração da sinterização, feita a uma temperatura aproximada de 1500 °C, que conduz a um encolhimento de cerca de 20% a 30% do tamanho total para a apresentação em densidade máxima. Além disso, a estabilização com ítrio confere maior correspondência, satisfação estética e mecânica pela maior resistência às trincas (BENETTI, 2011).

Outro material de destaque são as cerâmicas de dissilicato de lítio – que apresentam satisfatório desempenho estético e mecânico para uso em plurais aplicações (de *onlays* a pontes fixas). O sistema IPS Empress II é um sistema amplamente utilizado produzido desde 1998 o qual utiliza o dissilicato de lítio e atualmente está disponível como sistema IPS E. Max, que tem expressivas melhorias na translucidez do material (SCHWEIGER; HÖLLAND, 2016).

O sistema IPS E. Max Press surgiu no ano de 2007, na esteira de evoluções de materiais e métodos para restaurações de alto desempenho mecânico e estético. As cerâmicas de dissilicato de lítio atuais, conhecidas como de segunda geração, têm por volta de 65% de seu volume da fase cristalina formado por esse dissilicato, com porosidade aproximada de 1%. Com isso, a resistência flexural foi ampliada para cerca de 450 MPa e a textura se tornou mais homogênea, podendo inclusive ser opção em procedimentos bem pouco invasivos (TANG et al., 2014).

O sistema IPS E. Max em tecnologia de injeção é totalmente cerâmico (*metal free*) e se apresenta em duas versões: IPS E. Max Press e IPS E. Max ZirPress. O tipo E. Max Press é uma cerâmica de dissilicato de lítio de alta resistência (cerca de 400 Mpa), indicada para usos como coroas (posteriores, anteriores e parciais), próteses fixas anteriores e posteriores de 3 a 6 unidades e laminados. Contudo, não são indicadas para preparos subgengivais e a pacientes com bruxismo ou condições similares ou dentição residual. Apresenta adaptação marginal inferior a 120 µm, o que o posiciona dentro da faixa clinicamente aceitável para a maior longevidade das peças (STAPPERT et al., 2005).

A zircônia e o dissilicato de lítio apresentam condições estéticas dentárias muito próximas do natural, com o uso de materiais cerâmicos de alto desempenho estético e resistência, que tanto podem ser fresados por injeção ou CAD-CAM. Confere excelente resistência flexural e tenacidade à fratura, um dos recorrentes problemas cerâmicos (IVOCLAR VIVADENT, 2015).

A adaptação marginal é ainda o elo implantar mais frágil, pois a sua inadequação tem ainda como consequência adicional maior risco de dissolução do cimento e percolação fluídica, com a conseqüente cárie secundária. Esta pesquisa avaliou a adaptação marginal a partir de dois materiais, a zircônia e o dissilicato de lítio. Uma expressiva variação entre os índices considerados pela literatura como aceitáveis, que circula entre 39 µm a 120 µm para a longevidade clínica reafirma que quanto maior a precisão menor a incidência de problemas que são capazes de atingir a longevidade das restaurações, como acúmulo de placa bacteriana, doença periodontal, cáries secundárias e inflamações.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para melhor entendimento e abordagem do tema esta revisão de literatura está organizada nos seguintes tópicos: cerâmica, zircônia Y-TZP, dissilicato de lítio, sistema CAD-CAM e ajuste marginal.

2.1 CERÂMICA

Cerâmica vem do termo grego *keramos,* argila. É uma fórmula chinesa que foi introduzida no ocidente em 1917 e, em 1921, na Europa, surgiu a versão adicionada de feldspato e óxido de cálcio, com queima em alta temperatura. Em 1774, Duchateau criou a primeira cerâmica dentária e as próteses pioneiras do material, as jaquetas, surgiram no final do século XIX.

Em 1950, a adição de leucita elevou a resistência pela expansão térmica e surgiram as coroas totais e parciais de próteses fixas. As porcelanas feldspáticas surgiram também na Inglaterra, com cristais de alumina para ampliação da resistência. O uso de uma folha de platina com camada de óxido de estanho para elevar a adesão da porcelana, em 1976, foi um marco seguido de vários sistemas inovadores e melhorias, em especial nas cerâmicas livres de metal (GOMES et al., 2008). Os sistemas cerâmicos se tornaram opção nas restaurações, com sistemática melhoria de propriedades físicas e mecânicas.

As cerâmicas odontológicas, também conhecidas como porcelanas dentais, possuem alta semelhança ao dente natural, em especial pela durabilidade química e propriedades ópticas. Sua dureza e estética são os principais fatores responsáveis por sua popularização (WRIGHT, 2013).

A fórmula tradicional chinesa de produção das cerâmicas passou por variadas modificações tecnológicas e adições, mas a sua essência ainda é muito semelhante a inicial: tem como base o caulim, ou argila, o quartzo (sílica) e o feldspato, que é uma mescla dos silicatos de sódio, potássio e alumínio (SHACKELFORD et al., 2016).

O uso cerâmico pela odontologia vem de longa data para a reabilitação oral, em especial por ser um material de bom retorno estético e funcionalidade, composto na maioria das vezes por uma matriz vítrea embebida por uma ou mais fases cristalinas. Há predileção

por cerâmicas não metálicas e, dentre esses, o dissilicato de lítio e a zircônia estão entre alguns dos materiais utilizados com maior frequência. São materiais cujo produto-final odontológico possibilita resultados duráveis e com excelente percepção estética pelo paciente. São ainda altamente biocompatíveis, estáveis e duráveis, o que as torna indicadas a uma ampla gama de finalidades da reabilitação oral (SOARES et al., 2015).

A adição de materiais que melhoram a resistência das cerâmicas atuais tornou os resultados clínicos bastante superiores aos dos materiais de primeira geração. A leucita, por exemplo, atinge taxas de sobrevivência podem atingir a 95,4%, que é significativamente superior às verificadas na cerâmica feldspática (87,5%). A alumina densamente sinterizada, por sua vez, tem uma taxa que chega a 96,4% se comparada a outras misturas de cerâmica (PJETURSSON et al., 2007).

As cerâmicas puras, ou *metal free*, possuem duas fases: a primeira, amorfa, e a segunda cristalina ou mineral. As cerâmicas metálicas recebem adição de materiais dessa natureza que respondem por sua opalescência e fluorescência e, embora sejam muito resistentes, o desempenho estético é considerado inferior às puras (CASEMIRO, 2013).

Mas o uso de reforços é uma medida que procura ir ao encontro de um problema comum às cerâmicas, que é a resistência, além da melhoria de efeitos óticos e de processamento que ampliar a possibilidade uso em maior número de procedimentos (CARVALHO et al., 2015).

Comparadas aos materiais metálicos, as cerâmicas possuem maior segurança e aceitabilidade. Os custos, embora costumem ser mais elevados, estão em tendência de redução – que se torna evidente ainda na comparação ao custo de metais preciosos como o ouro (WALTON, 2016).

Dessa maneira, alguns dos recursos que procuram reduzir as fragilidades do material cerâmico na odontologia são a união a metais, formando as metalocerâmicas; uso de casquetes de ouro ou plaina por deposição da camada de estanho; trocas iônicas; cerâmicas de alta densidade de alumina; fundição; adesão direta à estrutura dentária (*onlay* e *inlay*) e a zircônia.

2.2 Zircônia Y-TZP

A zircônia é conhecida como aço cerâmico e tem propriedades mecânicas similares às dos metais, somadas aos benefícios estéticos das cerâmicas, em especial a similaridade ao dente natural humano. Seus cristais são organizados em três padrões: o monoclínico, o cúbico e o tetragonal (JIAN et al., 2016).

A ortopedia foi a primeira área médica a fazer uso da zircônia, a partir de 1969. O material era utilizado em substituição às próteses de alumina ou titânio. Na investigação sobre a sua viabilidade, desde o início a tolerabilidade se evidenciou, sem a identificação de adversidades. Do final da década de 1960 até o início dos anos de 1990, uma série de estudos foi realizada com o material, sobretudo em ossos e músculos, sem evidências de negatividade (PICONI et al., 2003).

O comportamento celular da zircônia tem sido estudado desde a década de 1990, com achados que reforçam o *status* de segurança do material. Os estudos de mutagenicidade da zircônia mostraram a sua neutralidade no genoma celular (RAFFAELLI, 2007).

As reações flogísticas são menores em comparativo ao titânio, especialmente em tecidos moles peri-implantares. A segurança biológica é também significativa: produtos bacterianos são mais raros nos materiais de zircônia que entre os de titânio e, por essa razão, acredita-se que tenha uma autorregulação que permite modificações no volume de atividade da matriz celular (JANG et al., 2011).

Os resultados estéticos da zircônia são superiores aos da porcelana fundida e das restaurações metálicas, também por ser *metal free.* A resistência e desempenho são igualmente atrativos: a capacidade de carga média da zircônia (755 N) é superior comparativamente à do dissilicato de lítio (282 N) e da alumina (518 N). As restaurações de zircônia possuem campo de uso mais amplo que os materiais gerais de cerâmica, uma vez que resistem melhor às tensões de mastigação e podem ser aplicadas também em dentes molares. Pela confiabilidade mecânica, o material é utilizado em restaurações de dente único e em próteses parciais físicas como elemento de único ponto, quer em espaços superiores quanto posteriores (SILVA, 2013).

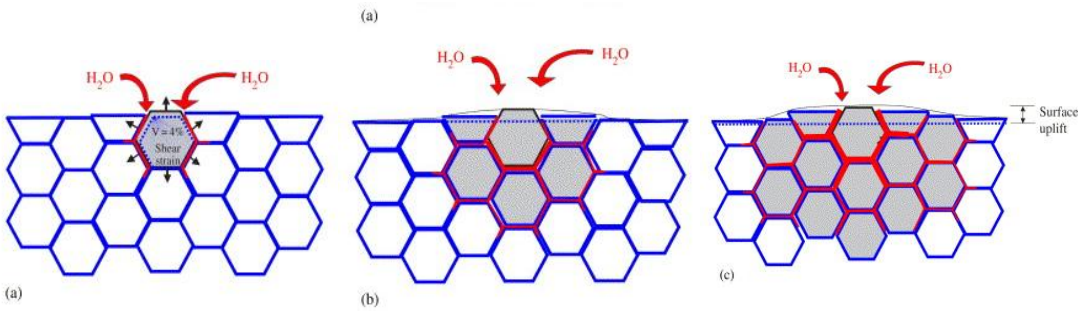
O codinome de aço cerâmico se justifica na análise das propriedades mecânicas da zircônia, que são semelhantes ao aço inoxidável: sua resistência à tração oscila entre 900 a

1200 Mpa e à compressão, 2000 Mpa. Única ressalva está no fato de que a zircônia é bem pouco tolerante à umidade, que afeta suas propriedades pelo fenômeno do envelhecimento (RAFFAELLI, 2007).

Pela composição, o processamento do material é mais complexo e condicionado à sistemas computadorizados (CAD-CAM), que proporcionam melhor adaptação (KAZAZOGLU, 2010). Como é radiopaca, a zircônia permite o monitoramento da adaptação marginal por radiografias, em especial se a sua preparação é feita de modo intra-sulcular (PICONI; MACCAURO, 1999).

Mesmo com a redução do desempenho pelo envelhecimento (Figura 1), em geral, as propriedades mecânicas da zircônia permanecem dentro de uma faixa de aceitabilidade clínica de resistência, conforme uma série de simulações *in vitro* reportadas na literatura (ABOUSHELIB et al., 2007). Contudo, pouco é conhecido sobre o comportamento do material em longo prazo (CHEVALIER, 2006).

Figura 1: Envelhecimento da zircônia em seção transversal: a) núcleo grão da superfície que leva o envelhecimento/estresse aos próximos; b) crescimento da zona transformada e (c) envelhecimento em torno dos grãos transformados. O caminho vermelho representa a penetração da água no envelhecimento.



Fonte: Chevalier (2006, p. 537).

A degradação da zircônia à baixa temperatura promove a rugosidade das peças protéticas após a esterilização a vapor e contribui para a incidência de falhas específicas (CHEVALIER, 2006).

Já sobre a osseointegração, há similaridade com o titânio (DING, 2004). O torque de remoção dos materiais de zircônia costuma ser menor que os de titânio, o que sugere que a modificação de superfície pode favorecer a estabilidade implantar (SENNERBY et al., 2005).

Dentre as cerâmicas odontológicas conhecidas, a zircônia possui a exclusiva capacidade de transformação de fases. Quando estabilizada, a sua tenacidade pode ser ampliada por transformação, obstruindo a propagação de trincas. A estabilização com óxido

de ítrio assegura que ela se mantenha em fase tetragonal em temperatura ambiente. Contudo, a sua sinterização é mais complexa (SILVA et al., 2014).

Há três tipos de cerâmicas policristalinas à base de zircônia: as totalmente estabilizadas, ou FSZ, que possuem zircônia em forma cúbica e sua estabilização ocorre em maior quantidade, geralmente 8% de óxido de ítrio; as parcialmente estabilizadas, ou PSZ, com partículas nanométricas tetragonais ou monoclínicas mergulhadas na matriz de zircônia cúbica e as do tipo Y-TZP, com a maior parte de sua fase tetragonal, podendo ter ou não fase cúbica secundária e estabilização com óxido de ítrio na faixa entre 3% a 6% (GREMILLARD, 2009).

O uso da zircônia tetragonal estabilizada com ítrio (Y-TZP) se tornou mais frequente na odontologia a partir dos sistemas CAD-CAM. Seu maior diferencial é um comportamento mecânico superior às demais cerâmicas na resistência à tensão (Belo et al., 2013), parte das propriedades físicas descritas na Figura 2.

A estabilização com ítrio no percentual de 3% mol faz com que a neutralidade elétrica seja atingida com a criação de vagas de oxigênio (ELIAS, 2017).

A estabilização com ítrio obstrui a propagação de trincas na presença de tensão externa. Quando isso ocorre, as partículas tetragonais se desestabilizam e a fase passa de martensítica à monoclínica, elevando o volume entre 3% a 5% no material, o que comprime e repara ou reduz os efeitos das trincas, podendo inclusive fechá-las. A resistência da zircônia Y-TZP é de cerca de 900-1200 Mpa, com tenacidade entre 6-10 $MPa/m^{1/2}$ (MARTINS et al., 2010).

São configurações que conferem a este material propriedades mecânicas superiores às demais cerâmicas, com possibilidade de uso para próteses parciais fixas de 3 a 4 elementos e adaptação a qualquer região bucal. As cerâmicas de zircônia odontológicas são do tipo Y-TZP pois não apenas são consideradas de alta resistência como também apresentam excelente resistência à fratura após fresagem e/ou sinterização (RAIGRODSKI, 2004).

A zircônia Y-TZP é utilizada geralmente apenas para a produção de infraestruturas, mas quando pintada possui melhor desempenho estético. O envelhecimento, um fenômeno crítico, não a atinge em razão da ausência de fase vítrea e estrutura policristalina, e seu desempenho ou sobrevida clínico é estimado em cerca de 94% em até 5 anos (SILVA et al., 2017).

A sinterização final do material estabilizado pode variar entre 1350 - 1550° C conforme o fabricante, o que pode influenciar no grão do material e, mais tarde, na estabilidade no uso dentário. A presença da zircônia cúbica, em razão disso, não é desejável no uso biomédico pela desigualdade de distribuição dos grãos tetragonais: os grãos cúbicos são enriquecidos com ítrio e os tetragonais circundantes são esgotados e se tornam, assim, menos estáveis (HU; WANG, 2010).

Figura 2 : Propriedades físicas, químicas, mecânicas e térmicas da zircônia Y-TZP

Property	Y-TZP	ISO 13356 requirements	ASTM F1873 requirements
Chemical composition (wt %)			
$ZRO_2+HfO_2+Y_2O_3$	> 99.0	> 99.0	≥ 99.0
Y_2O_3	4.5–5.4	4.5–5.4	4.5–5.4
Al_2O_3	< 0.5	< 0.5	≤ 0.5
Other total oxides	< 0.5	< 0.5	≤ 0.5
Physical properties			
Bulk density (g/cm³)	6.05	≥ 6.00	≥ 6.00
Grain size (µm)	0.2	≤ 0.6	≤ 0.6
Monoclinic phase (%)	1	-	≤ 5
Porosity	< 0.1%	< 0.1%	< 0.1%
Mechanical properties			
Flexural strength (4 point) (MPa)	1,666.0	≥ 800	> 800
Elastic modulus (GPa)	201	-	≥ 200
Vickers hardness (HV)	1,270.0	-	> 1,200.0
Fracture toughness (Kgf/mm$^{2/3}$)	16.8	-	-
Fracture toughness K_{IC} (MPa m^{-1})	7–10	-	-
Compressive strength (MPa)	4,900.0	-	-
Impact strength (MPa)	137.0	-	-
Thermal properties			
Thermal expansion coefficient (x10^{-6}/°C)	11x10^{-6} K^{-1}	-	-
Thermal conductivity (W/m°K)	2	-	-
Specific heat J/kg°K)	500	-	-

Fonte: VAGKOPOULOU et al., (2009, p. 137).

A cerâmica Y-TZP odontológica se apresenta geralmente em grãos de diâmetro entre 0,2 a 0,5 µm, conforme temperatura de sinterização. De modo oposto aos benefícios da resistência flexural e à fratura, a adição de ítrio amplia a problemática da degradação por envelhecimento a baixas temperaturas da zircônia, especialmente nas áreas de superfície (MEHLICH, 2011).

O sistema CAD-CAM é fundamental à zircônia e confere precisão clínica e laboratorial, com as diversas linhas de acabamento necessárias, dentre elas chanfro e

arredondamento, que favorecem o conforto e adequação da peça. A digitalização dos materiais pode ser influenciada por diversos fatores e o controle técnico tem papel determinante para melhorar o ajuste marginal da restauração, com ângulo de linha externa de preparação linear, capaz de permitir verificação adequada.

2.3 Dissilicato de Lítio

As cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio apresentam resistência flexural até três vezes superior às reforçadas com leucita e, de um modo geral, suas propriedades mecânicas são superiores a essa cerâmica (PESUN et al. 2007).

No uso do dissilicato de lítio injetado, cuja queima é feita de modo diferenciado, o resultado final do produto é superior no desempenho físico e na translucidez (NOORT, 2004).

A cristalização controlada do dissilicato de lítio é utilizada para melhor microestrutura em seus cristais, que são interligados pelo processo. A dissolução do metassilicato de lítio tem início aos 700 C° e quando atinge 800 C° o compósito já não está mais presente (WANG et al. 2010).

Mas, no processo, o metassilicato realiza a precipitação nos cristais de ortofostafo de lítio, o que forma uma espécie de segunda matriz fase cristalina, que ocorre junto da principal, que é dominada pelo dissilicato de lítio (HÖLLAND et al. 2016).

O sistema IPS e.max Press é uma cerâmica de dissilicato de lítio (60%-70%) de alta resistência, popular em próteses estéticas. É formada por fases cristalinas (2) e fase vítrea (1), sendo que a principal fase da dupla cristalina gera os longos cristais de dissilicato de lítio e a acessória é formada por ortofosfato de lítio, ambas recobertas pela matriz vítrea (CARVALHO et al., 2012).

As pastilhas que são geradas pelo sistema são extremamente homogêneas, com translucidez diversificada e resistência média de 400 Mpa, que é também verificada na versão injetada. Nessas condições, o sistema IPS E. Max Press é viável para aplicação em próteses fixas de até 3 elementos anteriores e pré-molares, bem como para aplicações do tipo *overlay*, *inlay*, *onlay* e coroas posteriores e totais anteriores, além de facetas (IVOCLAR VIVADENT, 2005).

Em cinco anos, o sucesso identificado dessa opção restauradora é bom, de cerca de 97,4% e em oito anos, ainda permanece positiva, com aproximados 94,8% (GEHRT et al., 2013). Algumas informações gerais do sistema encontram-se nas Figuras 3 e 4 em sequência.

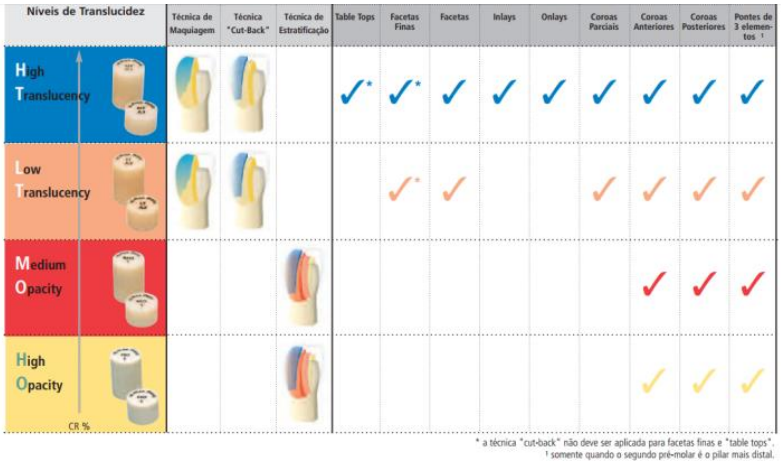
Figura 3: Propriedades gerais do sistema IPS E. Max Press

IPS e.max Press	Lithium Disilicate
CET (100-400°C) [10^{-6} /K]	10.2
CET (100-500°C) [10^{-6} /K]	10.5
Resistência à flexão (biaxial) [MPa]*	400
Ductilidade à fratura [MPa $m^{0.5}$]	2.75
Módulo de Elasticidade [GPa]	95
Dureza Vickers [MPa]	5800
Solubilidade química [µg/cm^2]*	40
Temperatura de injeção [°C/°F]	915-920/1679-1688

*conforme ISO 6872

Fonte: Ivoclar Vivadent (2009, p. 4).

Figura 4: Níveis de translucidez conforme opções do sistema IPS E. Max Press



Fonte: Ivoclar Vivadent (2009, p. 7)

O sistema IPS E. Max Press é mais resistente à deterioração por ácido clorídrico, se comparado a maior parte dos demais sistemas cerâmicos. É, dessa maneira, especialmente indicado para pacientes que tenham refluxo gastrointestinal (KAMM et al. 2005).

Quanto ao *gap* marginal, o desempenho do material se mostra clinicamente estável, qual seja o preparo adotado, o que atribui segurança de uso dentro das faixas de tolerância. A adaptação interna desse sistema é também superior a *copings* de níquel-cromo. Outro benefício é a translucidez, que se mostra superior à de sistemas consolidados, como o Procera *All Zircon*, Lava *Frame* e similares. Alguns pontos devem ser observados no uso do

sistema. Em geral, pode ser verificado maior desgaste no antagonista em comparado com recurso como a leucita (RIBOLDI, 2015).

O desgaste da superfície externa dessas cerâmicas costuma ser superior às opções metalocerâmicas. Por fim, o sistema exige excelente e criterioso protocolo clínico, sendo bastante sujeito à influência da técnica do operador (PIMENTA et al., 2015).

O reforço com dissilicato de lítio confere às cerâmicas melhorias na resistência ao trincamento interno, pois os cristais de lítio se interlaçam em sua matriz vítrea. Da mesma forma, esse entrelaçamento promove melhorias na resistência mecânica e durabilidade. No campo estético, o material tem uma refração de luz semelhante ao esmalte do dente humano natural, o que torna o dissilicato de lítio excelente opção estética (KINA et al. 2012).

Sobre os resultados relacionados ao uso em longo prazo dos sistemas cerâmicos de dissilicato de lítio, o estado da arte é de um tema em desenvolvimento. Há estudos que mostram êxito completo (100%) em um período de até 5 anos de uso na aplicação em forma de coroas e 50%-70% em restaurações parciais (ETMAN, 2010).

No caso do sistema IPS E. Max CAD, aplicado como coroa, o êxito das aplicações identificadas na literatura circula o total, 100% nos primeiros 6 meses e cerca de 98,4% até os dois anos (FASBINDER et al., 2010).

Assim, sabe-se que o material tem excelente resposta em curto prazo, mas que em longo prazo há pouco conhecimento sobre a resposta de uso, especialmente no caso de restaurações parciais aderidas (YANG et al., 2016).

2.4 Sistema CAD-CAM

O sistema CAD-CAM automatiza o processo protético e responde à crescente necessidade odontológica atual de celeridade e precisão. Nos últimos 25 anos, a tecnologia tem sido adotada de modo crescente em consultórios e laboratórios odontológicos para o desenvolvimento dos mais diversos recursos de reparação (facetas, próteses fixas parciais, reconstruções do tipo boca-cheia, *inlays, onlays,* coroas e pilares de implante, por exemplo) (GOLDBERG et al. 2003).

As peças desenvolvidas por CAD-CAM possuem excelente resistência, inclusive aquelas voltadas a dentes posteriores. Sua aparência, em razão da modelagem

computacional, é extremamente natural e o tempo de produção das próteses é ágil. Logo, há rapidez, precisão e ótimo retorno estético: conforme o plano de tratamento e o tipo de restauração, o paciente pode ter o seu problema odontológico solucionado em um mesmo dia (SAMRA et al., 2016).

O uso desses sistemas permite uma série de opções para o profissional da odontologia. Possibilita o envio de matrizes digitais para laboratório de fabricação ou que o dentista tenha o aparelho em seu consultório e possa operá-lo para produzir seu desenho e, *in situ,* realizar a trituração (KOTICK et al. 2011).

O CAD-CAM é uma máquina de projeto e desenvolvimento, este último automatizado. Foi criado para utilização na fabricação de aeronaves e de automóveis, mas alguns anos depois de sua criação, por volta de 1960, a Odontologia começou a fazer uso desse recurso. Alguns dos nomes pioneiros foram o francês François Duret, o suíço Werner Mormann e a estadunidense Dianne Rekow. A primeira experiência de Duret ocorreu em 1971, cerca de 10 anos após o desenvolvimento da tecnologia. As teses de Duret foram conduzidos até que, em 1983, a sua primeira restauração produzida por esse sistema foi finalizada e, dois anos mais tarde a sua técnica foi exposta em um congresso internacional, com a restauração de uma coroa posterior feita em menos de uma hora (PRESTON et al. 1991).

Após as contribuições de Duret, o suíço Mormann foi adiante ao uso odontológico do CAD-CAM e desenvolveu a primeira versão comercial. Seu projeto resultou em um dos sistemas CAD-CAM mais populares, o CEREC, nome gerado a partir da combinação da descrição de sua função, a reconstrução por cerâmica assistida por computador (*ceramic reconstruciton by computer assistance*). Na mesma linha de interesse, Rekow desenvolveu um sistema CAD-CAM para uso odontológico nos anos de 1980, em parceria com colaboradores da Universidade de Minnesota. O projeto de Rekow previa o trabalho a partir do uso de um scanner de alta resolução e fotografias, produzindo as restaurações com uma espécie de máquina de 5 eixos (REKOW, 1987).

O Sistema Procera foi o passo seguinte, desenvolvido por Anderson a partir do interesse de produzir coroas dentárias de alta precisão. A criação do sistema ocorreu em 1983 e uma das práticas mais inovadoras de seu criador foi o pioneirismo do CAD-CAM nas restaurações compostas folheadas. Embora o custo desses sistemas seja alto, é cada vez

maior o número de consultórios odontológicos que aderem à sua presença (ANDERSSON et al., 1996).

As maiorias dos profissionais que possuem máquinas de digitalização e fresadoras estão concentrados no Canadá e nos Estados Unidos, mas a difusão mundial forma seus traços gradativamente, especialmente pelo popular sistema CEREC, o mais difundido (MOUSLY et al., 2014).

O sistema *Amann Girrbach* (*Koblach*, Áustria) (Figura 5) é reconhecido por ser uma solução integrada de dentística restauradora, especialmente na linha Ceramill (AG, *Koblach*, Áustria), que é totalmente orientada à melhoria do fluxo digital do trabalho odontológico. O sistema oferece o fluxo completo da varredura à fresagem, bem como materiais para a elaboração das próteses por CAD-CAM, o que aumenta o controle a precisão. Essa situação é reconhecida como integração é responsável pelo crescimento mundial do sistema, que faz com que seu uso conjunto seja o orientado para retornos ideais. Com isso, é possível iniciar no sistema o processo completo de fabricação de próteses em uma única solução – a digitalização (escâner de mesa), desenvolvimento em módulo de design, estratégias de fresagem e adaptação e suportes intercambiáveis. Como são desenvolvidos visando a sequenciação, os produtos da linha Ceramill se alinham complementarmente. O sistema é ainda aberto, ou seja, acolhe arquivos que possam ter sido gerados por scanners intraorais e isso flexibiliza o uso. A interconexão com sistemas diferenciados é coordenada por uma espécie de rótulo que afirma a aprovação ou adequação de um sistema pela *Amann-Girrbach* e, sendo adequado, pode ser utilizado em conjunto com bons resultados (DIGITAL STHETICS, 2015).

A apresentação dos sistemas CAD-CAM é simples: são compactos e funcionais, formados por um carro de mão com uma máquina de trituração, um computador pessoal e um monitor. O escâner que serve para modelar a prótese é usado de maneira intraoral acima do local em que o dente será preparado e, com isso, oferece os dados que servem à modelagem no computador. Esses dados podem ser exibidos na forma bidimensional ou tridimensional e toda a parte de *design* da prótese é concentrada no ambiente digital. Uma vez concluído, o modelo é enviado para o processamento para que a prótese seja fresada. A fresagem é feita nos blocos de cerâmica dentária que, modelados conforme os dados repassados e trabalhados são fresados, examinados e passam pela aprovação. Se

adequados, recebem polimento e então podem ser instalados na boca do paciente, conforme os procedimentos tradicionais da instalação protética (LI et al. 2014).

Figura 5: Sistema *Amann Girrbach* completo

Fonte: http://www.dentalproductsreport.com/lab/article/how-amann-girrbach-helps-labs-fully-integrated-cadcam-solution

O CAD-CAM é um sistema que permite ainda bons resultados quer no desenvolvimento em consultório pelo profissional, quer nos laboratórios. Em um acompanhamento de 1957 restaurações, não foram identificadas diferenças importantes entre essas etapas no sistema CEREC e Celay, com sobrevivência de 5 anos ou mais de 92,2%-93% no CEREC e 82,1% no Celay (WITTNEBEN et al., 2009).

Ainda conforme Wittneben et al. (2009), as principais vantagens do sistema CAD-CAM residem na precisão, velocidade e na qualidade dos produtos protéticos. Atualmente, o tempo de produção das peças é acelerado: uma arcada completa pode ser impressa em cerca de 2 minutos pelo sistema CEREC, por exemplo.

Todo o processo que envolvia a moldagem é eliminado e, com isso, fatores como desconforto, pouca colaboração do paciente, queima e *mock-ups,* por exemplo, são retirados. Há uma notável contribuição para o bem-estar do paciente durante todo o procedimento e mesmo após, com a maior adequação do produto aos detalhes da anatomia bucal (DURET; PRESTON, 1991).

O tempo de cadeira e a celeridade dos processos são outros benefícios diretos. Há sempre muita ansiedade na restauração dentária, pelo alto impacto social e na autoestima do paciente. O CAD-CAM permite que, em boa parte dos casos, não seja necessário marcar um segundo encontro para a resolução da questão oral. As restaurações provisórias, por sua

vez, passam a ser utilizadas com bem menos frequência e mesmo o uso de anestésicos é reduzido (MATINLINNA et al. 2014).

Os defeitos internos também são eliminados nos produtos CAD-CAM em razão da confecção dos blocos cerâmicos já preverem a superação desse problema. As peças que são produzidas, ao mesmo tempo, estão prontas para serem utilizadas. Os custos de produção são reduzidos e a satisfação de clientes e profissionais, com menores retornos de adaptação costumam ser motivadores suficientes para a adoção da técnica. Todos os exames e procedimentos que envolvem a criação das próteses podem ser arquivados no computador, o que também permite que depois outras peças possam ser confeccionadas com a dispensa de modelos de pedra ou material similar, otimizando o espaço de consultório (BIRNIBAUM et al., 2009).

As principais desvantagens do CAD-CAM são o custo ainda elevado e a necessidade de alto investimento em treinamento – assim como o tempo para que seja desenvolvido. A adesão ao sistema requer que o profissional tenha um alto fluxo de restaurações para o retorno do investimento (KRIEGER et al, 2015).

Contudo, o avanço do uso em consultórios é uma projeção cada vez mais solidificada algo que, no início do desenvolvimento da técnica anão era imaginado. A propulsão de adesão se deu a partir dos excelentes resultados do sistema e do decréscimo perceptível de seu custo, que facilita a incorporação. A perspectiva é de que, em médio e longo prazo, a manufatura protética digital seja o padrão odontológico.

2.5 Ajuste Marginal de *Copings* de Zircônia CAD-CAM e Sistema IPS E.Max Press

Um dos fatores dorsais do êxito de uma restauração de coroa total é a adaptação marginal. Umas séries de fatores podem influenciar em sua definição, como ciclos, materiais de cimentação, desenho e uso de cerâmica. O uso das restaurações cerâmicas é cada vez mais comum e a aplicação da tecnologia CAD-CAM promove peças esteticamente satisfatórias e resistentes, com bom desempenho em adaptação marginal. As restaurações desse tipo costumam ser livres de metais e os projetos mais populares incluem linhas de chegada do tipo chanfrado e ombro redondo, mas não há indicativos suficientes para identificar qual oferece maior adaptação marginal. Na literatura, a referência é bastante aberta a respeito da discrepância marginal. Admite-se que um espaço marginal entre 10 a

550 µm, com média de 50 a 100 µm seria aceitável. Aberturas marginais entre 50 a 120 µm são consideradas clinicamente aceitáveis em termos de longevidade restauradora, porém, para CAD-CAM, a lacuna marginal adotada com maior frequência circula entre 50 a 100 µm (EUÁN et al., 2012).

Há uma diferença de tratamento a respeito dos materiais, da técnica de fabricação e dos resultados obtidos. Assim, no caso específico das coroas de zircônia, valores marginais entre 64 a 83 µm são relatados como referenciais. Especificamente no sistema Lava, por exemplo, o *gap* marginal médio é de 80 µm (REICH et al., 2005).

Algumas medições realizadas em coroas produzidas pelo sistema Procera, com aferição *in vivo,* mostraram um *gap* marginal um pouco menor, entre 61 a 70 µm, que é mais largo na orientação vestíbulo lingual (KOKUBO et al, 2005).

Euán et al. (2012) realizaram um estudo *in vitro* com 20 dentes molares humanos extraídos sem cáries ou defeitos anatômicos, com o interesse de estudar a adaptação marginal de coroas de zircônia que receberam duas linhas de chegadas diferentes (ombro redondo e chanfrado), antes e após ciclos de queima de porcelana, após o ciclo de esmalte e da cimentação. Os dentes foram preparados com rodada de 90° de ombro (10 unidades) e com chanfro de 45° (10 unidades). Foram fabricadas coifas de dióxido de zircônio com uso do Sistema Lava ™ CAD-CAM, seguido de folheamento em vidro-cerâmica (IPS e. Max ® Ceram), vitrificação e cimentação com resina composta. A adaptação marginal foi medida com uso de esteromicroscópio em 40x, em quatro fases (coifas – S1, após ciclos de porcelana – S2, após vitrificação – S3 e após cimentação – S4). As medições da lacuna marginal ente os grupos de ombro não apresentaram diferenças nas distintas fases investigadas ($p = 0.4335$), mas o grupo chanfro teve diferenças entre S1 e S3 ($p = 0.0042$). O desenho da linha de chegada se mostrou influente na adaptação marginal e os ciclos de queima tiveram influência específica nos modelos chanfrados, porém, a adaptação marginal se manteve clinicamente aceitável.

Uma precária adaptação marginal eleva o risco de acúmulo de placa bacteriana e doença periodontal, além de cárie secundária e inflamações. A exposição do agente cimentante à saliva agiliza a sua degradação e conduz a restauração à falha. Dentro da variância das faixas marginais de aceitação, entre 39 a 119 µm são considerados aceitos e nos casos supra gengivais e margens de 2 a 51 µm possuem aceitação clínica. Um estudo conduzido por 5 anos no acompanhamento de 1000 restaurações concluiu que 120 µm

representa a abertura máxima marginal aceitável sendo, contudo, é possível a consideração de discrepâncias inferiores a 10 µm. No caso dos *copings* cerâmicos, a pluralidade de margens permanece alta, com abertura marginal média de 27,5 para In-Ceram Alumina e IPS e. Max Press. É considerada ainda abertura marginal média de 36,6 até 61,94 µm para IPS Empress II e entre 43,02 a 77 µm para Cercon. Para o sistema Lava, a faixa varia entre 65 a 80 µm. Para a zircônia fresada em CAD-CAM no sistema Procera, uma das margens mais frequentes é de 51 µm. Quanto maior a margem das coroas cerâmicas, maior costuma ser o espaço marginal (LEEVAILOJ et al. 2013).

O estudo observacional i*n vitro* de Asavapanumas e Leevailoj (2013) foi desenvolvido com o interesse de investigar a influência da curvatura da linha de chegada na abertura de coroas cerâmicas. Para essa finalidade, foram fabricadas 36 coifas para cada curvatura (1, 3 e 5 mm) com uso do sistema Cercon, IPS E. Max e Lava. A medição da largura do fosso marginal foi feita com microscópio esteroscópico. Os resultados obtidos apresentaram abertura marginal média superior para o grupo de maior curvatura (5 mm - Cercon, 76.59 ±23.01 µm; IPS e. Max, 106.44 ±18.48 µm; Lava, 128.34 ±20.79 µm), se comparado aos grupos de curvatura menor (3 mm grupo Cercon, 60.18 ±9.74 µm; IPS e. Max, 81.79 ±16.20 µm; Lava, 99.19 ±15.32 µm e 1 mm -Cercon, 38,3 ±6.85 µm; IPS e. Max, 52.22 ±10.66 µm; Lava, 69.99 ±6.77 µm). Nesses sistemas cerâmicos avaliados na pesquisa, quanto maior a curvatura da linha de chegada, maiores as larguras de abertura marginal, independente do sistema. Com isso, os dentes anteriores terminam mais propensos a maior curvatura e, consequentemente, maior margem. Para mediar esse evento, o uso de margens supra gengivais pode ser uma alternativa de redução do grau de curvatura da linha de chegada.

A discrepância marginal pode ser compreendida como a distância vertical entre a linha de chegada da preparação até a margem cervical da restauração. Quanto maior a abertura marginal, maior o risco de acúmulo de placa, cáries recorrentes, doenças periodontais e micro infiltração. A discrepância da literatura é significativa, mas lacunas de até 80 µm são consideradas de difícil percepção e aceita-se entre 7 a 75 µm. Considerando a longevidade da restauração, entre 50 a 120 µm é uma margem tolerável, sendo que para CAD-CAM essa faixa cai 20 µm, em razão da maior exatidão, ficando entre 50 a 120 µm (EUÁN et al., 2014).

O estudo-piloto de Euán et al. (2014) investigou a adaptação marginal para o sucesso em longo prazo das restaurações dentárias, pela comparação das lacunas marginais de

restaurações CAD-CAM oriundas de impressões digitais e convencionais. Foram investigadas coroas de zircônio elaboradas em dois diferentes sistemas CAD-CAM (Lava e Lava *Chairside Oral Scanner*). A pesquisa avaliou 40 dentes molares humanos que receberam preparação e coroas completas. Metade da amostra foi preparada com ombro arredondado de 90 °, e a outra metade recebeu chanfro de 45°. A medição dos espaços marginais foi feita em cinco pontos de cada lado, com uso de estereomicroscopia em ampliação de 40 x. Foram obtidos valores médios de lacuna marginal para o grupo de ombro arredondado de 52.66 µm com o sistema de cerâmica de Lava e 14.98 µm com a Lava Chairside Oral Scanner. Para o grupo de chanfro, os valores médios foram de 64.06 µm em Lava e 18.45 µm em Lava C*hairside Oral Scanner.* O uso do sistema *Lava Chairside Oral Scanner* apresenta menores espaços marginais que o sistema Lava – porém, todos os espaços marginais identificados estavam na faixa de estabilidade clínica aceita.

A pesquisa de Jalalian et al. (2015) consistiu em um estudo comparativo *in vitro* a respeito do comportamento das cerâmicas em diferentes ciclos e espessuras de IPS e. Max, com enfoque no *gap* marginal. Foi utilizado dado padrão de aço inoxidável com linha de chegada utilizada foi o chanfro clássico de 0,8 mm e 10 graus de atarraxamento. Então, foram fabricados corpos de resina epóxi posteriormente escaneados para servir como base para a fabricação por CAD-CAM de dois grupos, um 0,8 mm (A) e outro com 0,4 mm de núcleo (B). Os materiais receberam coifas que foram colocadas em seus corpos e aleatoriamente numeradas. O espaço marginal foi medido em 10 pontos com uso de estéreo microscópio (90x) antes e após o recobrimento com porcelana. O núcleo apresentou diferença média respectiva entre 0,7 e 0,4 mm espessura de 15.62±2.55µm e 19.68±3.09µm antes da queima e 32.01±3.19µm e 35.24±3.8µm, após a queima. Diferença marginal antes da queima entre as duas espessuras era significativa, mas após o recobrimento não apresentava mais essa característica. Também foram encontradas diferenças significativas na brecha marginal antes e depois da porcelana ser folheada em cada grupo. Os ciclos causam nas cerâmicas elevação da diferença marginal nas restaurações de CAD do IPS E. Max, reduzindo cerca de 0,3 mm de espessura de núcleo, o que gera uma elevação discreta em sua discrepância marginal.

Miwa et al. (2015) avaliaram a exatidão do ajuste de coroas E. Max na investigação de falhas internas e marginais de coroas (60 unidades) fabricadas por CAD-CAM com uso de digitação óptica de dentes artificiais (Grupo Op) ou então com o uso de modelo em gesso

conforme impressão de silicone (Grupo M). Espaços de cimento de 90, 120 e 150 µm foram aplicados e as lacunas de coroa marginal e interna foram comparadas em seis condições (Op90, Op120, Op150, M90, M120, M150). Em um segundo experimento, mesma quantidade de coroas E. Max CAD Op (grupo CAD Op) e grupo M foram comparados a coroas E. Max Press medindo as lacunas internas e marginais das coroas com finalidade de comparação múltipla. No experimento um, a diferença marginal do grupo Op90 foi superior dos grupos Op120 e Op150. Embora a variação de técnicas de fabricação e configurações de espaço de cimento tenha afetado a precisão, coroas E. Max CAD fabricadas com uso da digitalização ótica de dentes de melamina alcançou ajuste clinicamente aceitável.

O estudo *in vitro* de Min-Kyung et al. (2015) avaliou o ajuste marginal de coroas de zircônia CAD-CAM e de dissilicato de lítio (E-Max Press). Enquanto as coroas que foram elaboradas com o uso do CAD-CAM receberam contorno anatômico pelo programa Zenostar ZR Translúcido, as que foram elaboradas pelo E.max Press foram elaboradas na técnica da cera perdida. Quanto ao design, foram aplicados o ombro arredondado e chanfro profundo, em 16 exemplares de cada tipo. A aferição do *gap* foi feita com uso de microscópio óptico equipado com câmera digital e ampliação de 100 x. As coroas de cerâmica de dissilicato de lítio apresentaram diferença média marginal expressivamente menor que as coroas de zircônia anatomicamente desenhadas por CAD-CAM.

Um adequado ajuste marginal interno é determinante para o êxito clínico de próteses em longo prazo. Nas restaurações cerâmicas, a sinterização e o recobrimento são fatores de redução desse ajuste, pois o núcleo pode ser atingido dimensionamento de modo horizontal e vertical, impedindo a adaptação das restaurações e influenciando em um inadequado ajuste marginal. Na literatura, há variância sobre o espaço marginal máximo de aceitação – que é apontado em média em 120 µm para peças em geral e de 61 a 75 µm para a zircônia. Nos casos de peças de orientação subgengival ou supra gengival, respectivamente, as discrepâncias marginais podem ser identificadas a partir de 119 µm a 51 µm. Os desajustes marginais expõem o agente de cimentação à saliva da cavidade oral e isso amplia gradativamente o alargamento do espaço marginal. Um excelente ajuste marginal reduz as cáries secundárias e a descoloração marginal, preservando as propriedades mecânicas do material. Desajustes dessa natureza podem reduzir a capacidade de carga das restaurações cerâmicas ou mesmo prover deslocamento intrarradicular oclusal. Distorções pós-queima geralmente são aquelas que ocasionam posicionamento incorreto, já as

alterações que afetam a dimensão acontecem principalmente durante o resfriamento (VAROL et al. 2015).

O estudo comparativo *in vitro* de Varol e Kulal-Ösan (2015) foi orientado à comparação do ajuste marginal interno entre os materiais metalocerâmicas, IPS *Inline* PoM e IPS E. MaxZir Cad: ZirPress intrarradicular, com a produção de 10 unidades para cada tipo avaliado. O exame do material se deu nas seções transversais de réplicas de silicone medidas com microscópio de luz. Os valores médios obtidos para molares nos materiais foi de 78.44 ± 32.01 µm (MC), 89.84 ± 29.20 µm (PoM) e 85.17 ± 28.49 µm (e. Max Zir). Os valores pré-molares foram de 76.08 ± 27.92 µm (MC), 89.94 ± 23.49 µm (PoM) e 87.18 ± 28.25 µm (Zir). Houve aumento de lacuna em todas as localidades consideradas, exceto na região molar-axio-oclusal após o recobrimento. Apesar das alterações, todos os materiais apresentaram resultados clinicamente aceitáveis, sendo que nenhum aumento significativo foi observado após a prensa ou recobrimento dos IPS E. Max ZirPress, bem como dos IPS E. Max ZIrCAD, de modo que esta combinação se mostrou indicada.

Ji et al. (2015) observou que, na literatura, dentro das faixas de variância, as coroas CAD-CAM apresentam ajuste marginal aceitável clinicamente entre 17 a 118 µm, com orientação às margens de caixilho e ombros a serem recobertas a fim de um contorno anatômico mais preciso.

3 OBJETIVO

3.1 Objetivo geral

Esta pesquisa desenvolveu um comparativo entre a adaptação de *coping* de zircônia CAD-CAM e IPS E. Max Press (dissilicato de lítio) injetado, a fim de verificar a existência de diferenças relacionadas à adaptação marginal decorrentes das distintas propriedades dos dois materiais a partir do uso de microscopia óptica.

3.2 Objetivos específicos

- Verificar a existência de diferenças identificadas quanto à adaptação marginal decorrentes das distintas propriedades da zircônia e do dissilicato de lítio;

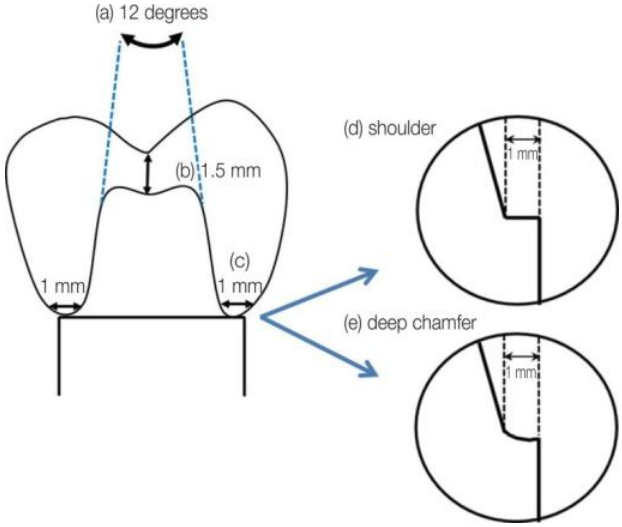
- Analisar a efetividade de precisão do sistema CAD-CAM quanto à adaptação marginal.

4 METODOLOGIA

4.1 Matriz

O experimento relatado nesta pesquisa foi realizado no laboratório de prótese da Faculdade de Odontologia Albino Coimbra Filho (FAODO) da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS), *campus* Campo Grande, MS. A matriz utilizada neste estudo foi elaborada a partir de modelo escaneado de um dente pré-molar superior, que foi moldado e reproduzido em resina acrílica (Columbia *Dentform Corp*, *Long Island City*, *New York*, EUA). A redução de dente uniformemente foi conduzida com alta rotação (*Kavo Biberach* –Alemanha - 505C Extra torque), ajustada e detalhada em máquina de trituração (F4 básica, *Dentsply DeguDent*, Alemanha). O ângulo de convergência oclusal total foi de 12°, com redução oclusal de 1,5 mm no centro da superfície de oclusão (figura 6). O preparo definitivo teve ombro de um milímetro e profundidade de chanfro margem em cada superfície, verificado em microscopia (Aparelho de microscopia óptica Mitutoyo 176-811A), e vestíbulo marginal.

Figura 6: Modelo adotado neste experimento.



Fonte: https://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=PMC4551782_jap-7-271-g002&req=4.

O modelo em acrílico foi fundido em metal. Nesta matriz metálica foram escolhidos quatro pontos de referência (ponto médio da superfície vestibular, palatino, mesial e distal) da margem do dente para medições posteriores de adaptação. A largura de margem foi administrada para mantê-lo não maior que a metade da ponta de diamante utilizada para a

preparação. Para a preparação da margem do ombro foi utilizada brocas de diamante liso (*Komet* 6848.314.023; GEBR. *Brasseler* GmbH & Co KG), com extremidade de 2,3 mm de diâmetro.

Foram confeccionados modelos de *copings* experimentais com os dois tipos de cerâmicos alvos deste estudo, a partir de matriz metálica padrão tipo cobre, em fresadora (*Powerful Mini Metal Milling Machine*, de 12.000 rpm/min, 60 W, China) altura de 5,30 mm e 6,50 mm de base, com paredes axiais com 3° de expulsividade, resultando em 6° de conicidade oclusal. A preparação adotada na porção oclusal de matriz de bisel foi de 0,5 mm de espessura, para funcionar como localizador e trava além de uma canaleta para permitir a instalação dos *copings* sobre a matriz metálica padrão sempre em mesma posição durante a avaliação, evitando a rotação da mesma. (Figura 7).

O espaço interno de 50 µm para o cimento foi programado para os dois grupos.

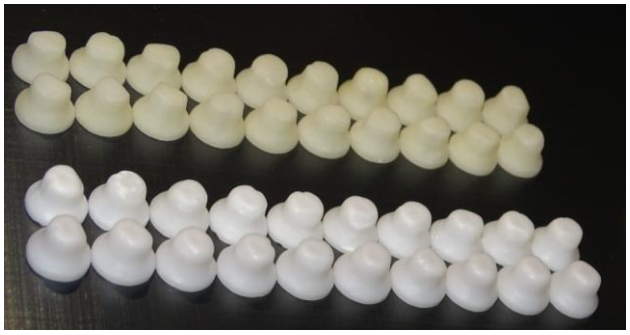
Figura 7: Matriz metálica, mostrando a canaleta

Fonte própria (2018).

4.2 Modelos experimentais

Os modelos experimentais (n=40) foram divididos em dois grupos, a saber: grupo 1 (Z), com 20 *copings* de zircônia CAD-CAM (Ceramill, Amann Girrbach, Koblach, Alemanha). O grupo 2 (E.M) foi formado pelos demais 20 *copings* de dissilicato de Lítio do sistema IPS E. MaxPress (*Ivoclar*, Vivadent, *Amherst*, NY). Todos os procedimentos foram realizados por mesmo operador (Laboratório de prótese, Campo Grande), com experiência e conforme a etapas e passos preconizados no processo (Figura 8).

Figura 8: Modelos experimentais de *copings*.

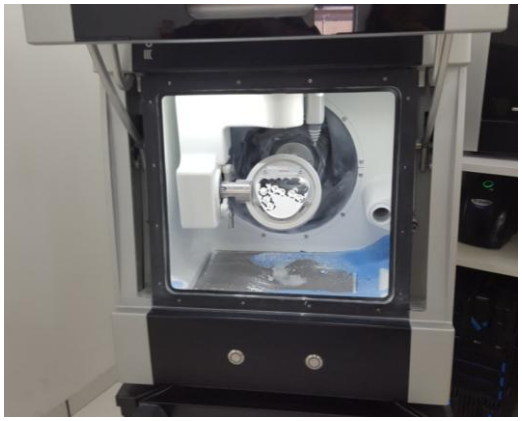


Fonte própria (2018).

4.2.1 Zircônia

O grupo 1 (Z) 20 *copings* de zircônia CAD-CAM (*Ceramill, Amann Girrbach*, *Koblach*, Alemanha). Foram confeccionados a partir de um bloco cerâmico, que após a impressão feita pelo sistema, impressão digital resultante do escaneamento da matriz metálica, surge no monitor à imagem em 3D, só assim pode ter início a fresagem dos *copings* (Figura 9) e sua posterior sinterização (Figura 10), resultando em modelos experimentais de *copings* (Figura 11).

Figura 9: Sistema CAD-CAM (*Amann Girrbach* – no laboratório de prótese em Campo Grande)



Fonte própria (2018).

Figura 10: Zircônia não sinterizada e sinterizada (menor)

Fonte própria (2018).

Figura 11: Modelos experimentais de *copings* de zircônia

Fonte própria (2018).

4.2.2 E-Max

O grupo 2 (E.M) foi formado pelos demais 20 *copings* de dissilicato de Lítio do sistema IPS E. Max Press (*Ivoclar*, Vivadent, *Amherst*, NY), elaborados pela ”técnica de cera perdida”. A confecção das peças foi realizada em laboratório de prótese a partir de enceramentos fresados em cera especial pelo sistema CAD-CAM (*Amann Girrbach*, Alemanha) padronizado e calibrado segundo o manual do aparelho, com inclusão no *software Ceramill Mind CAD*, (Figura 14). O enceramento (Figura 12) foi realizado a no

sistema CAD-CAM (*Amann Girrbach* – Alemanha), para posteriormente ser injetado com dissilicato de Lítio do sistema IPS E. Max Press (*Ivoclar*, Vivadent, *Amherst*, NY), do tipo LT A1(*Low Translucency*) (Figura 13).

Figura 12: Enceramento do *coping* para o E.max**.**

Fonte própria (2018).

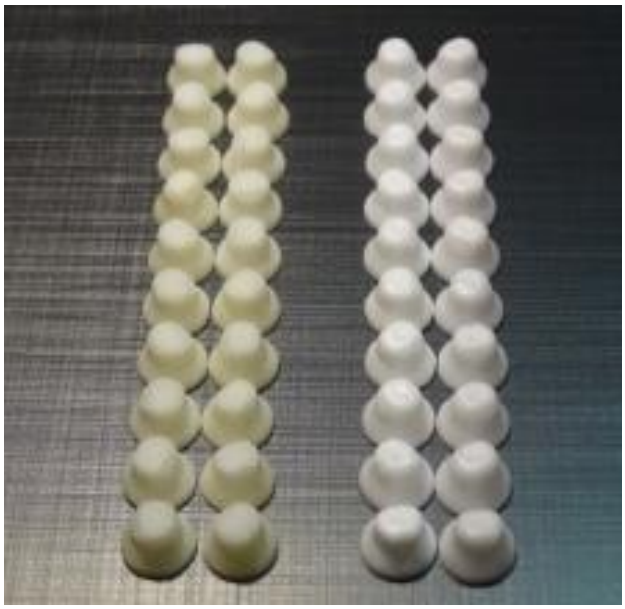
Figura 13: Dissilicato de Lítio do sistema IPS E. Max Press (*Ivoclar*, Vivadent, *Amherst*, NY), do tipo LT A1(*Low Translucency*)**.**

Fonte própria (2018).

Figura 14: Sistema CAD-CAM (*Amann Girrbach* – no laboratório de prótese).

Fonte própria (2018).

Figura 15: *Copings* IPS E.Max Press (mais escuro) e zircônia CAD-CAM (branco).



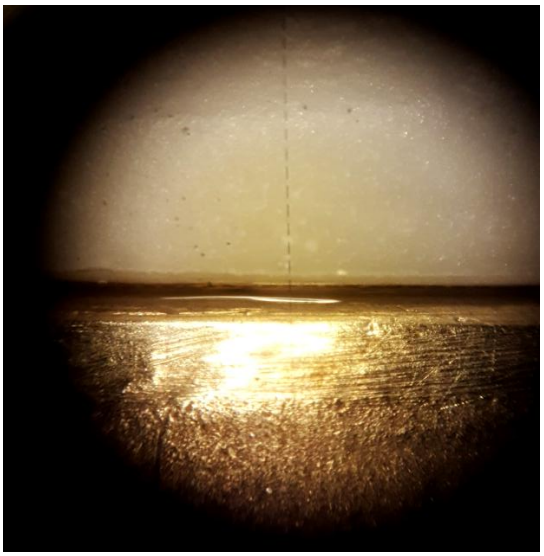
Fonte própria (2018).

Após a confecção dos 2 grupos (Figura 15), no total de 40 *copings,* os mesmos foram submetidos à análise por microscopia digital, 2X2’’/50 x 50mm no aparelho de microscopia Mitutoyo 176-811A *Toolmakers* (Mitutoyo, Japão) (Figura 16), com a finalidade de avaliação do grau de desadaptação marginal em micrômetros (µm). Foi considerado o espaço visualizado em cada *coping* em relação à região cervical da matriz metálica padrão em que será inserido e adaptado com glicerina. Após esse processo, a medição da discrepância marginal foi feita na sombra formada nos quatro pontos, enfocando a zona mesial (M), distal (D), vestibular (V) e lingual (L) instalado em núcleo metálico padrão (Figura 17).

Figura 16: Aparelho de microscopia óptica Mitutoyo 176-811A *Toolmakers* (Mitutoyo, Japão/ UFMS)

Fonte própria (2018).

Figura 17: *Copings* IPS E.Max Press



Fonte própria (2018).

4.3 Análise estatística

Todas as imagens e dados foram inseridos no sistema de medição estatístico e registro computadorizado *Sigmaplot* ® (*Systat Software Inc*., San Jose, California, USA). A medida dos quatro pontos individuais de cada *coping* foi repetida pelo mesmo avaliador por três vezes, sendo 12 medições para cada corpo de prova, 480 leituras ao total. Um segundo avaliador fez as mesmas medidas, totalizando 760 leituras.

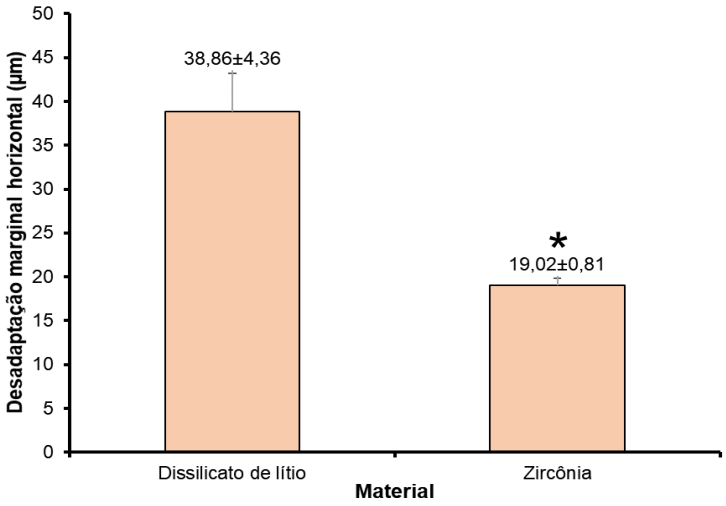
A análise estatística foi realizada também por meio do programa estatístico *SigmaPlot* (*John Wiley & Son's* Ltda, Inglaterra, 2007), versão 12.5, com cálculo a partir de média aritmética das quatro medidas obtidas em cada *coping,* formando assim 160 valores comparados e analisados pelo teste estatístico de não paramétrico de *Mann-Whitney* e nível de significância de 5% (ROWE, 2007).

A comparação entre os materiais utilizados para restauração, em relação á desadaptação marginal horizontal, foi realizada por meio do teste não paramétrico de *Mann-Whitney.* Os resultados deste estudo foram apresentados na forma de estatística descritiva e em forma de Gráfico.

5 RESULTADOS

Os resultados referentes à desadaptação marginal horizontal, de acordo com o material utilizado para a restauração dos corpos de prova, estão apresentados na Figura 18. A desadaptação média nos corpos de prova restaurados com dissilicato de lítio foi de 38,86±4,36 µm (média±erro padrão da média), enquanto que nos corpos de prova restaurados com zircônia a desadaptação marginal horizontal foi de 19,02±0,81 µm, sendo que a desadaptação observada nos corpos de prova restaurados com zircônia foi significativamente menor que aquela observada nos corpos de prova restaurados com dissilicato de lítio (teste de *Mann-Whitney*, p<0,001).

Figura 18: Gráfico apresentando a desadaptação marginal horizontal, de acordo com o material utilizado para a restauração dos corpos de prova. Cada coluna representa a média e a barra o erro padrão da média. * Diferença significativa em relação ao material dissilicato de lítio (teste de *Mann-Whitney*, p<0,001).



Fonte: o autor (2017).

6 DISCUSSÃO

A adaptação marginal horizontal observada nos corpos de prova restaurados com zircônia e com dissilicato de lítio (figura 18) o material de dissilicato de lítio utilizado neste estudo teve desadaptação média de 38,86±4,36 µm (média±erro padrão da média), ao passo que o material fundamentado em zircônia teve desadaptação marginal horizontal de 19,02±0,81 µm, significativamente inferior ao primeiro tipo. Considerando a sua elaboração por CAD-CAM, a margem obtida é condizente com a previsão de Ji et al. (2015), de que as faixas de variância das coroas são clinicamente aceitáveis no intervalo de 17 a 118 µm, se encontrando a zircônia muito próxima da margem mínima de desadaptação excelente identificada pelos autores. Na literatura, os índices são variáveis e o mínimo obtido relatado de desadaptação marginal foi de 10 µm para CAD-CAM (EUÁN et al., 2012), contudo, a partir da faixa máxima, 120 µm, os índices obtidos nesta avaliação permanecem excelentes.

Os índices excelentes obtidos neste estudo por ambos os materiais guarda provável relação com o uso do sistema CAD-CAM que explora a modelagem computacional para a máxima precisão das peças desenvolvidas (SAMRA et al., 2016) e a partir dos excelentes retornos de adaptação e finalização das peças protéticas, além do tempo de cadeira e otimização dos processos, se tornou mundialmente difundido (ANDERSSON et al., 1996; DURET; PRESTON, 1991; LI; CHOW; MATINLINNA, 2014; MOUSLY et al., 2014; MORMANN, 1989; WITTNEBEN et al., 2009). O sistema utilizado para este estudo (*Amann Girrbach*, *Koblach*, Áustria) é integrado para oferecer a totalidade do fluxo de trabalho odontológico, o que é um fator de maior precisão do resultado (DIGITAL STHETICS, 2015).

Mesmo estudos como os de Bindl e Mormann (2005), Kokubo et al. (2005) e Reich et al. (2005) circularam em uma faixa entre 61 - 80 µm. Ainda nos casos supragengivais, em que a margem varia entre 2-51 µm, com menor tolerância (ASAVAPANUMAS; LEEVAILOJ, 2013), os resultados obtidos nos dois materiais se mostraram satisfatórios. Em busca de uma margem ideal para a maior precisão do CAD-CAM, Euan et al. (2014) identificaram a máxima de 30-100 µm como tolerável, margem a qual esta pesquisa se mostrou igualmente adequada.

Alguns outros fatores podem influenciar a adaptação, como os ciclos de queima em materiais chanfrados (EUÁN et al., 2012). Um maior tamanho de linha de chegada marginal (> que 1 mm) que costuma elevar a desadaptação (ASAVAPANUMAS; LEEVAILOJ, 2013),

distorções pós-queima ou resfriamento (VAROL; KULAL-ÖSKAN, 2015) e um maior número de ciclos (JALALIAN et al., 2015).

A menor desadaptação marginal identificada neste estudo, zircônia (19,02±0,81 µm) se comparada ao dissilicato de lítio (38,86±4,36 µm) foi diferente das conclusões identificadas por Min-Kyung et al. (2015) na avaliação dos ajustes marginais de coroas de zircônia CAD-CAM e de dissilicato de lítio (E. Max Press), em que o dissilicato teve melhor desempenho. Os resultados podem ter apresentado essa divergência em razão do sistema CAD-CAM utilizado e da forma de contorno marginal e do método por cera perdida, que podem ter atribuído outra realidade de mensuração ao estudo para além do ponto comum da aferição por microscopia óptica. (EUÁN et al., 2012)

Dentre os materiais cerâmicos, a zircônia é amplamente acolhida em razão de seu custo-benefício estético-funcional na implantodontia (ANUSAVICE, 2003; BRANEMARK, 1977; HOCHSCHEIDT et al., 2012) e de suas condições gerais de melhor desempenho. Uma maior adaptabilidade se soma às condições de sobrevida mais favoráveis apontadas pela literatura, como menor formação de biofilme e resistência ao estresse (ABOUSHELIB; KLEVERLAAN; FEILZER, 2005; HOCHSCHEIDT et al., 2014; DENRY; HOLLOWAY, 2006).

O intervalo encontrado no estudo atual foi menor que os valores gerais de margem apresentados pela literatura, reconfirmando – nos casos dos dois materiais – o melhor retorno em adaptação média que o uso do CAD-CAM na fabricação oportuniza quando integrado total ou parcialmente na produção dos materiais dentários (ABOUSHELIB; KLEVERLAAN; FEILZER, 2005; BEUER et al., 2008; DENRY; HOLLOWAY, 2010; DENRY; HOLLOWAY, 2006; EUAN et al., 2012; FREIRE et al., 2017; GONZALO et al., 2009; HODD, 2011; KELLY; BENETTI, 2011; NEODENT, 2017).

O dissilicato de lítio apresentou desadaptação também inferior à média apontada pela literatura, contudo, praticamente o dobro da faixa da zircônia. O sistema IPS *Emprees* III é de versátil utilização (GOHARIAN ET AL., 2010; RITZBERGER; SCHWEIGER; HÖLLAND, 2016) com maior fase cristalina e homogeneidade (DENRY; HOLLOWAY, 2010; TANG et al., 2014). A versão utilizada nesta pesquisa não apresenta, ao contrário da zircônia, resistência à elevada tensão – condição que ocorre, por exemplo, com o bruxismo, e tem expectativa de adaptação marginal inferior a 120 µm, o que se confirmou no estudo (ALIANEWS, 2007; IVOCLAR VIVADENT, 2005; STAPPERT et al., 2005).

Os valores de adaptação segundo RAJAN et al., 2015, que os materiais possuem maior resistência à percolação fluídica e cariamento. Sendo que, abaixo de 39 µm a expectativa de êxito clínico é muito boa (ASAVAPANUMAS; LEEVAILOJ, 2013; EUÁN et al., 2012; JI et al., 2015).

Embora à zircônia Y-TZP seja isenta da elevada fragilidade à umidade por fatores ligados à sua sinterização, um processo no qual o material é submetido a temperaturas elevadas, ligeiramente maiores que sua temperatura de fusão. Isso cria uma alteração na estrutura microscópica do elemento-base e gera uma peça sólida coerente, com modelos de maior dureza e estabilidade (MANICONE; IOMMETTI; RAFFAELLI, 2007).

A melhor adaptação marginal somada à sobrevida e pode ser monitorada no decorrer do uso a partir de radiografias, em razão da radiopacidade (PICONI; MACCAURO, 1999). O desconhecimento sobre o comportamento desse material em longo prazo é uma realidade de uso, que se torna de expectativa mais favorável a partir da obtenção do fator-chave de uma adaptação excelente (ABOUSHELIB et al., 2007; CHEVALIER, 2006) como a evidenciada no estudo.

Como alternativa odontológica, o dissilicato de lítio tem maior viabilidade de custos, bom desempenho estético conforme a queima e um êxito que pode superior aos 97% nos primeiros anos e acima de 94% em 8 anos (CARVALHO et al., 2012; CONRAD; SEONG; PESUN, 2007; GEHRT et al., 2013; NOORT, 2004; IVOCLAR VIVADENT, 2005). A taxa de adaptação obtida no estudo, no entanto, deve ser avaliada a partir de sua alta possibilidade de variação, pela igualmente alta dependência do material à técnica do operador (PIMENTA et al., 2015).

De uma maneira geral, ambos os materiais se apresentaram dentro das faixas clinicamente aceitáveis nesta pesquisa uma vez que, o dissilicato de lítio, por seu desempenho mais estético teria sua utilização mais focada nas regiões anteriores, e a zircônia, por suas qualidades e comportamento a longo prazo, seria utilizada preferencialmente nas regiões posteriores, validando também a possibilidade de variação pela alta dependência do material a técnica do operador.

7 CONCLUSÃO

Esta pesquisa constatou que as propriedades distintas dos materiais, somadas a manufatura via CAD-CAM tem efeitos diretos sobre a adaptação marginal, resultando em melhor desempenho da zircônia Y-TZP.

8 REFERÊNCIAS

Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials*. 2005;21(10):984-91.

Aboushelib MN., Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2007; 98(5), 379-388.

Alianews. *Conheça o IPS E.Max, novo sistema estético traz novos materiais e uso da tecnologia CAD-CAM pela Ivoclar Vivadent*. Alianews, 2007; 7:1-2,

Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(2):187-93.

Anusavice, Kenneth J.; Shen, Chiayi; Rawls, H. Ralph. *Phillips' science of dental materials*. St. Louis: Saunders, 2003.

Asavapanumas C; Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic *copings*. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2013; 109(4), 227-233.

Askeland DR, Wright WJ. *Essentials of materials science & engineering*. Stamford: Cengage Learning; 2013.

Belo Y, Sonza Q, Borba M, Bona A. Yttria-stabilized tetragonal zirconia: mechanical behavior, adhesion and clinical longevity. *Cerâmica*. 2013;59(352):633-9.

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

Biacchi GR, Tofano G, Kina S. Restaurações estéticas cerâmicas e endocrowns na reabilitação de dentes posteriores. *Revista Dental Press de Estética*. 2012;9(4):98-105.

Bindl A, Mörmann W. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-*copings* on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32(6):441-7.

Birnbaum NS, Aaronson HB, Stevens C, Cohen B. 3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions. *Inside Dentistry*. 2009; 5(4), 70-4.

Branemark PI et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery.* 1977;16:1-132.

Carlino G, Casemiro LA. Avaliação do comportamento óptico de compósitos odontológicos sob luz ultravioleta. *Brazilian Oral Research*; 2013; 20:136.

Carvalho RFd, Cotes C, Kimpara ET, Leite FPP. Heat treatment of pre-hydrolyzed silane increases adhesion of phosphate monomer-based resin cement to glass ceramic. *Brazilian dental journal*. 2015;26(1):44-9.

Carvalho RLA, Faria JCB, Carvalho RF, Cruz FLG, Goyatá FR, Leite FPP. Indicações, adaptação marginal e longevidade clínica de sistemas cerâmicos livre de metal: uma revisão da literatura. *IJD International Journal of Dentistry*. 2012;11(1):55-65.

Chevalier J, Gremillard L. Ceramics for medical applications: A picture for the next 20 years. *Journal of the European Ceramic Society*. 2009;29(7):1245-55.

Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006;27(4):535-43.

Chimentão LK, Júnior JCR, Guiraldo RD, Moura SK, Lopes MB, Júnior AG. Tendências na Utilização de Materiais Restauradores Estéticos Indiretos. *Journal of Health Sciences*. 2015;12(3):21-6.

Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;98(5):389-404.

Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*. 2011;55(3):559-70.

Denry I, Holloway J. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2006;76(2):440-8.

Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review. *Materials*. 2010;3(1):351-68.

Digital Sthetics. Modern Dental Network. (2015*). How Amann Girrbach helps labs with a fully integrated CAD/CAM solution. Two experts discuss how the Ceramill solution takes technicians from start to finish with the digital workflow*. Disponível em; <http://www.dentalproductsreport.com/lab/article/how-amann-girrbach-helps-labs-fully-integrated-cadcam-solution>. Acesso em: 08 set. 2017.

Duret F, Preston J. CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*. 1991;1(2):150-4.

Etman MK, Woolford M. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;103(2):80-90.

Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-de Barberà M, Gomes-Azevedo S. Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. *Journal of Prosthodontics*. 2012;21(4):291-5.

Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Oliver-Parra R. Marginal adaptation of zirconium dioxide *copings*: influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *The Journal of Prosthetic Dentistry,* 2014; 112(2), 155-162

Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns*. The Journal of the American Dental Association*. 2010; 141:10S-4S.

Freilich MA, Meiers JC, Goldberg AJ. *Prefabricated components for dental appliances*. EUA: Google Patents; 2003.

Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. The Marginal Fit of CAD/CAM Monolithic Ceramic and Metal-Ceramic Crowns. *Journal of Prosthodontics;* 2017; 12(8):1-6.

Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clinical Oral Investigations*. 2013;17(1):275-84.

Goharian P, Nemati A, Shabanian M, Afshar A. Properties, crystallization mechanism and microstructure of lithium disilicate glass–ceramic. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 2010;356(4):208-14.

Gomes E, Assunção W, Rocha E, Santos P. Cerâmicas odontológicas: o estado atual (Ceramic in dentistry: current situation). *Cerâmica.* 2008; 54:319-25.

Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2009;102(6):378-84.

Hochscheidt CJ, Alves EDM, Bernardes LAB, Hochscheidt ML, Hochscheidt RC. Implantes dentários em zircônia: uma alternativa para o presente ou para o futuro?(Parte II). *Dental Press Implantology*. 2012; 6(4): 114-24.

Hochscheidt CJ, Shimizu R, Andrighetto AR, Leme P, Salgado CV, Volz KU. Ceramic implants—scientific evidence for its use. *Full Dentistry in Science*, 2014; 5(2):535-545.

Hodd, JA. CAD/CAM dentistry for today's on-the-go military. *US Army Medical Department Journal*. 2011; 5(12):26-37.

Hu L, Wang C-A. Effect of sintering temperature on compressive strength of porous yttria-stabilized zirconia ceramics. *Ceramics International*. 2010;36(5):1697-701.

Ivoclar Vivadent. *Scientific documentation IPS E.MAX press*: service research and development Ivoclar. Alemanha: Shaan, 2005.

Ivoclar Vivadent. *IPS E.Max Press instruções de uso*. Liechestein: Alemanha, 2009.

Ivoclar Vivadent. *IPS E.Max Press instruções de uso*. Liechestein: Alemanha, 2015.

Jalalian E, Zarbakhsh A, Mohtashamrad Z, Nourbakhsh N, Jafarpour E. In Vitro Effect of Porcelain Firing Cycle and Different Thicknesses of IPS E. Max CAD Core on Marginal Accuracy of All-Ceramic Restorations. *Journal of Dentistry* . 2015;12(11):815.

Jang GW, Kim HS, Choe HC, Son MK. Fracture strength and mechanism of dental ceramic crown with zirconia thickness. *Procedia Engineering,* 2011; 10(5): 1556-1560.

Ji M-K, Park J-H, Park S-W, Yun K-D, Oh G-J, Lim H-P. Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2015;7(4):271-7.

Jian Y-t, Tang T-y, Swain MV, Wang X-d, Zhao K. Effect of core ceramic grinding on fracture behaviour of bilayered zirconia veneering ceramic systems under two loading schemes. *Dental Materials*. 2016;32(12):1453-63.

Kelly J, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*. 2011;56(s1):84-96.

Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32(7):526-30.

Krieger BR, de Lima Nunes F, Menezes FM, de Piran FS. Impactos no processo produtivo com a implantação do CAD/CAM e de um centro de usinagem em uma fábrica de móveis personalizados: Um estudo de caso no sul do Brasil. *Revista Espacios*. 2015; 36(22): 1-9.

Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research*. 2014;58(4):208-16.

Liu X, Chu PK, Ding C. Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: Reports*. 2004; 47(3), 49-121.

Manicone, P. F., Iommetti, P. R., & Raffaelli, L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry.* 2007; 35(11): 819-826.

Martins L, Lorenzoni F, Farias B, Lopes L, Bonfante G, Rubo J. Biomechanical behavior of dental ceramics: review. *Cerâmica.* 2010;56(338):148-55.

Mehlich M. Verbundfestigkeit zwischen unterschiedlichen Zirkonoxidmaterialien und adhäsiven Befestigungsmaterialien. Freiburg. Inaugural Dissertation [Doktorgrades der Medizinischen Fakultät] - Albert-Ludwigs-Universität; 2011.

Mendes PdFC, Elias CN, Santos HESd. Effect of Fe2O3 addition in yttria-stabilized zirconia properties. *Matéria*. 2017;22(2):1-9.

Min-Kyung K, Ji-Hun L, Seung-Geun A, Kyung-A K, Jae-Min S. Regeneration of emergence profile with soft tissue graft and wide computer aided design/computer aided mamufacturing abutments: a clinical report. *Journal of Dental Rehabilitation and Applied Science.* 2015;31(4):364-70.

Miwa A, Kori H, Tsukiyama Y, Kuwatsuru R, Matsushita Y, Koyano K. Fit of e. max Crowns Fabricated Using Conventional and CAD/CAM Technology: A Comparative Study. *The International Journal of Prosthodontics*. 2015;29(6):602-7.

Mormann W. Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence International*. 1989; 20:329-39.

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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(2):249-56.

Neodent. *Neodent assume a distribuição da AmannGirrbach no Brasil.* (2017). Disponível em: < http://www.neodent.com.br/noticias/neodent-assume-a-distribui%C3%A7%C3% A3o-da-amanngirrbach-no-brasil/>. Acesso em: 08 set. 2017.

Noort RV. Research Summary: Pressed ceramic in fixed partial dentures construction. *British Dental Journal*. 2004;196(12):766-770.

Özkurt Z, Iseri U, Kazazoglu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dental Materials Journal*. 2010;29(3):233-45.

Piconi C, Maccauro G, Muratori F, Prever E. Alumina and zirconia ceramics in joint replacements. *Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics*. 2003;1(1):19-32

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.

Pimenta MA, Frasca LC, Lopes R, Rivaldo E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown *copings* using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(2):223-8.

Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clinical Oral Implants Research*. 2007;18(s3):73-85.

Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(6):557-62.

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. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2015; 15(2):173-8.

Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal of Oral Sciences*. 2005;113(2):174-9.

Rekow D. Computer-aided design and manufacturing in dentistry: a review of the state of the art. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1987;58(4):512-6.

Riboldi JC. Cerâmicas livres de metais: sistema IPS E.MAX. Trabalho de Graduação [Graduação em Odontologia] – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Odontologia; 2015.

Ritzberger C, Schweiger M, Höland W. Principles of crystal phase formation in ivoclar vivadent glass-ceramics for dental restorations. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 2016;432:137-42.

ROWE P. *Essential statistics for the pharmaceutical sciences*. Chichester: Wiley, 2007.

Samra APB, Morais E, Mazur RF, Vieira SR, Rached RN. CAD/CAM in dentistry–a critical review. *Revista Odontologia e Ciência*. 2016;31(3):140-4.

Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone Tissue Responses to Surface-Modified Zirconia Implants: A Histomorphometric and Removal Torque Study in the Rabbit. Clinical Implant *Dentistry and Related Research*. 2005;7(s1): S13-20.

Shackelford JF, Han Y-H, Kim S, Kwon S-H. *CRC materials science and engineering handbook*. Flórida: CRC press, 2016.

Silva GJDD. *Avaliação da resistência entre estruturas de zircónia de 3 marcas: Vita In-Ceram YZ, Sirona InCoris ZI e Ivoclar IPS Empress CAD*. Gandra. Dissertação [Mestrado em Reabilitação Oral] - Instituto Superior de Ciências da Saúde; 2013.

Silva LH, Lima E, Miranda RBP, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*. 2017, 31(Sup.1): 133-146.

Silva M, Stainer D, Al-Qureshi H, Hotza D. Ceramic armors for ballistic applications: a review. *Cerâmica*. 2014;60(355):323-31.

Soares PV, Santos Filho PCF, Menezes MS, Simamoto VRN, Quagliatto PS, Soares CJ, et al. Facetas cerâmicas minimamente invasivas lentes de contato: fundamentos e protocolos. *Pro-odonto Prótese e Dentística*. 2015;6(2):9-46.

Stappert C, Denner N, Gerds T, Strub J. Marginal adaptation of different types of all-ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. *British Dental Journal*. 2005;199(12):779.

Tang X, Tang C, Su H, Luo H, Nakamura T, Yatani H. The effects of repeated heat-pressing on the mechanical properties and microstructure of IPS e. max Press. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2014;40:390-6.

Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2009;4(2): 130-51.

Vaizey CJ, Kamm MA. Injectable bulking agents for treating faecal incontinence. *British Journal of Surgery*. 2005; 92(5), 521-527.

Varol S, Kulak-Özkan Y. In Vitro Comparison of Marginal and Internal Fit of Press-on-Metal Ceramic (PoM) Restorations with Zirconium-Supported and Conventional Metal Ceramic Fixed Partial Dentures Before and After Veneering. *Journal of Prosthodontics*. 2015;24(5):387-93.

Walton TR. The Up-to-14-Year Survival and Complication Burden of 256 TiUnite Implants Supporting One-Piece Cast Abutment/Metal-Ceramic Implant-Supported Single Crowns. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2016;31(6): 1349-1358.

Wang F, Gao J, Wang H, Chen J-h. Flexural strength and translucent characteristics of lithium disilicate glass–ceramics with different P 2 O 5 content. *Materials & Design*. 2010;31(7):3270-4.

Wittneben J-G, Wright RF, Weber H-P, Gallucci GO. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *International Journal of Prosthodontics*. 2009;22(5): 1349-1358.

Yang Y, Yu J, Gao J, Guo J, Li L, Zhao Y, et al. Clinical outcomes of different types of tooth-supported bilayer lithium disilicate all-ceramic restorations after functioning up to 5 years: A retrospective study. *Journal of Dentistry*. 2016;51:56-61.