ANDREAS RAPHAEL RIBAS KOREN
Avaliação da adaptação de estruturas em Y-TZP entre diferentes sistemas CAD/CAM
São Paulo 2013

ANDREAS RAPHAEL RIBAS KOREN

Avaliação da adaptação de estruturas em Y-TZP entre diferentes sistemas CAD/CAM

Versão Original

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração: Materiais Dentários

Orientador: Prof. Dr. Walter Gomes Miranda Junior

São Paulo

2013

KOREN ARR. Avaliação da adaptação de estruturas em Y-TZP entre diferentes sistemas CAD/CAM. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Aprovado em: / /2013

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a) Julgamento:	Instituição: Assinatura:	
Prof(a). Dr(a) Julgamento:	Instituição: Assinatura:	
Prof(a). Dr(a) Julgamento:	Instituição: Assinatura:	

À Deus sempre em primeiro lugar. Nada disso faz sentido e nem existiria sem Ele. A Ti toda honra e glória.

Aos meus manos Chris e Stefan pelo apoio incondicional.

Aos meus pais, Suzana e Klaus, responsáveis por eu ter chegado até aqui, pois estudar é uma difícil trilha infindável repleta de lutas e vitórias.

E aos meus mais que incentivadores Fre e Ariadne, essa vitória é de vocês também. Não teria chegado até aqui sem seu apoio incondicional.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Primeiramente ao meu orientador *Walter Gomes Miranda Junior*, professor, Mestre, Doutor, Especialista, amigo, pai nas horas vagas, conselheiros, incentivador. Não poderia ser formal com você nessa parte. Muito obrigado por acreditar em meu potencial. Sua experiência profissional e pessoal me iluminam em todas as decisões que realizei e continuo realizando.

Ao grande *prof. Dr. Paulo Francisco Cesar*, por também ter depositado sua confiança em meu trabalho. Um exemplo de profissional e pessoa. Seu conhecimento e dedicação são incríveis. Tenho muito orgulho em poder ter trabalhado com você. Muito obrigado pela oportunidade.

Ao amigo e *TPD Alberto Calasans*, por ter abraçado meu projeto e acreditado em meu trabalho. A cada dia aprendo mais e mais com você. Volto a afirmar que você é de longe o melhor TPD que esse país possui. Obrigado por ter cedido seu maravilhoso laboratório. Sem você esse trabalho também não aconteceria. Obrigado também à sua esposa *Vânia* por também ter abraçado esse projeto. Um exemplo de pessoa e profissional.

Ao amigo e especialista em cerâmicas *Paulo Macéa* pelo vasto conhecimento e disponibilidade de material. Sem você esse projeto também não aconteceria. Muito obrigado por tudo.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – FOUSP, especificamente ao Departamento de Biomateriais e Biologia Oral, na pessoa do chefe de departamento *Prof. Dr. Victor Elias Arana-Chaves* e na pessoa do coordenador do programa de pós-graduação *Prof. Dr. Rafael Yagüe Ballester*. Muito obrigado pela oportunidade.

Aos professores do departamento *Igor*, *Fernando*, *Capel*, *Francci*, *Braga*, *Leo*, *Jô*, *Muench* e *Alyne*. Também não poderia ser formal nessa parte, pois mais que grandes professores e conhecedores, são exemplos de pessoa e amizade.

Ao amigo e *prof. Dr. Marcelo Poloniato*, pelo apoio, carinho e amizade. Você é um exemplo de profissionalismo.

Aos amigos de pós-graduação, formados e não formados, Fernando, Thayse, Renata, Ale, Dani, André, Sgura, Taddeo, Flavinha, Erick, Hian, Karen, Ana Carolina Romero, Ana Carlina Freitas, Letícia, Marina, Brunão, Tamara, Carina, Lorraine, Emerson, Pabis, Luana, Marcela, Maico, Inada, Thaty, Ranulfo, Alice, Nívea. Obrigado pelo companheirismo, conhecimento, risadas, amizade e carinho.

Ao **Laboratório Quiyan**, na pessoa do *TDP Roberto Quiyan*, também apoiadores diretos desse projeto.

À **Sirona Dental**, na pessoa da **CD Bruna Zimmermann** pelo apoio e disponibilidade de material e conhecimento.

Ao técnico em sistemas CAD/CAM **Valdir** pelo apoio, competência e conhecimento na realização desse projeto. Muito obrigado.

Ao *TPD Urko Izaguirre Paz* e aos profissionais da **KaVo Everest System** pela oportunidade de compartilhar conhecimento, por todo o apoio e profissionalismo.

Ao *Dr. Pedro Jalbutti* pela disponibilidade, conhecimento e profissionalismo. Você é um exemplo de clínico a ser seguido.

Aos profissionais e amigos do departamento de Biomateriais da FOUSP **Antônio Lascala**, **Rosinha** e **Eli**. Muito obrigado pelo apoio em todas as horas. Vocês são especiais.

Ao amigão *Dr. Fábio Lima* pelo apoio incondicional. Amigos de verdade são raros nessa vida.

Aos meus amigos da (saudosa) Especialização **Julio**, **Paulão**, **Déa**, **Rudy** e **Paula** pelo incentivo desde o início para trilhar essa jornada.

Ao grande mestre e amigo *prof. Ms. Garófalo* pelo incentivo, amizade e por acreditar em mim em todos os seus projetos. Você é um dos responsáveis por eu ter chegado aqui.

Ao meu grande exemplo de ser humano e principalmente de clínico, prof. Dr. Gastão Moura. Minha meta como especialista em Prótese e Rebilitação Oral é alcançar sua precisão, perfeição e exigência nos magníficos casos clínicos que você realiza.

Aos meus dois queridos amigos e incentivadores *Dra. Raquel Passos* e *Dr. Dirceu Carvalho*. Vocês são incríveis. Mesmo longe me dão força e apoio incondicional.

Aos queridos amigos e colegas do GOEB e do ROPD, nas pessoas dos amigos *Dr. Rogério Marcondes*, *Dr. Luciano Cabral*, *Dr. Charles Melo*, *Dr. Danilo Caldas*, *Dr. Alysson Konno*, *Dr. Rodrigo Amaral*, *Dr. Tiago Spezia*, *Dr. Marcelo Calamita*, *Dr. Ricardo Righesso* pelo profissionalismo, conhecimento e amizade.

Aos queridos amigos *Dr. Carlos Loureiro* e *Dr. Rafael Beolchi* por tanto carinho e amizade. Vocês são mais que do que excelentes clínicos, são um exemplo de sucesso e conhecimento.

Agradeço à **CAPES** pelo apoio financeiro nesse projeto.

E a todos os envolvidos de forma direta ou indireta que contribuíram para todo esse projeto.

RESUMO

KOREN ARR. Avaliação da adaptação de estruturas em Y-TZP entre diferentes sistemas CAD/CAM [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão Original.

OBJETIVOS: comparar dois sistemas CAD-CAM de diferentes gerações quanto ao grau de adaptação de infraestruturas estéticas de próteses fixas de três elementos para verificar se existe alguma evolução no quesito "diminuição do gap marginal" e se existe diferença de contração entre blocos de conformações diferentes que podem afetar diretamente a adaptação das mesmas. MATERIAL E MÉTODOS: para isso foi confeccionado um preparo de prótese fixa de três elementos em manequim odontológico simulando a ausência do elemento dental 25; posteriormente aos preparos foi reproduzido um modelo mestre em liga metálica Co-Cr para serem realizados os testes. O modelo mestre foi submetido a escaneamento em cada sistema comercial para a infraestrutura ser desenhada e fresada. Para serem confrontados, em cada sistema CAD/CAM foi confeccionado cinco infraestruturas em Y-TZP (n=5), sendo que no grupo CT1 foi utilizado um disco (ronde) com dimensões de 98x20 mm capaz de ser fresada até seis infraestruturas de uma só vez enquanto que no grupo CT2 cada infraestrutura foi confeccionada individualmente em um bloco com dimensões de 40x15x19 mm. Uma vez concluídas as infraestruturas, as mesmas foram submetidas a teste de adaptação com a técnica do "dedal de silicone" e posteriormente em cada preparo, tanto do molar quanto do pré-molar, foi retirada uma fatia de 2 mm de espessura em cada face (mesial, distal, lingual e vestibular) para se analisar a espessura de desadaptação na região de término através da análise de imagem (fotografia das fatias realizado por estereomicroscópio e medição com o software ImageJ). Os resultados foram submetidos aos testes de Normalidade e Homocedasticidade (p=0,05) e posteriormente analisados por ANOVA e Tukey (p=0,05). RESULTADOS: as medições foram divididas em dois grupos: 1. Adaptação geral (medidas por face) e 2. Adaptação

circunferencial (média das medidas das quatro faces). Em ambas as medições não houve diferenças estatisticamente significantes, permanecendo o *gap* marginal de ambos os materiais com resultados estatisticamente uniformes. CONCLUSÕES: ambos os sistemas CAD/CAM testados apresentaram resultados semelhantes e satisfatórios, dentro dos padrões clínicos aceitáveis e não houve diferença de contração de sinterização entre o disco (*ronde*) e o bloco.

Palavras-Chave: Y-TZP. Zircônia. Adaptação. Adaptação marginal. FPD. Prótese fixa. CAD/CAM. CEREC. Everest. InCoris. Bettini Y-TZP.

ABSTRACT

KOREN ARR. Adaptation assessment of Y-TZP frameworks between different CAD / CAM systems [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão Original.

OBJECTIVES: compare two CAD-CAM systems of different generations according to the adaptation level of three elements aesthetic FPD to discover if there are any changes in the item "gap marginal decrease" and if there is contraction differences between blocks of different conformations that may directly affect the adaptation. MATERIAL AND METHODS: it was made a FPD preparation (total crown preparation in each pillar tooth) in a dental mannequin, simulating the absence of the tooth 25; later was made a master template in Co-Cr alloy to be performed the tests, according to the manneguin preparations. The master model was subjected to scanning in each trading system to be designed the infrastructure and posteriorly milled. It was made five infrastructure in Y-TZP (n = 5) to be compared in every CAD / CAM system, and in the CT1 group was used a disc (ronde) with dimensions of 98x20 millimeters, where it can be milled up to six infrastructure of a once, while in the group CT2 each structure was fabricated into a single block with dimensions of 40x15x19 millimeters. After the infrastructure was milled, they were subjected to the adaptive technique of "silicone replica" and subsequently in each preparation (molar and premolar) was withdrawn from a 2 mm thickness slice on each side (mesial, distal, lingual and buccal) to analyze the mismatch thickness in the end region via image analysis (slices photography performed by a stereomicroscope and measured by the ImageJ software). The results were submited by Normality and Homoscedasticity test (p=0.05) and subsequently analyzed by ANOVA and Tukey test (p=0.05). RESULTS: the measurements were divided into two groups: 1. General adaptation (measures per side) and 2. Circumferential adaptation (average measure of the four faces). In both measurements there were no statistically significant differences, remaining both materials with statistically uniform marginal gap. CONCLUSIONS: both CAD / CAM systems tested showed similar and satisfactory results within the acceptable clinical standards and there was no sintering contraction difference between the disk (ronde) and block.

Keywords: Y-TZP. Zirconia. Adaptation. Marginal adaptation. FPD. Fixed prosthesis. CAD/CAM. CEREC. Everest. InCoris. Bettini Y-TZP.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DE LITERATURA	15
3 PROPOSIÇÃO	27
4 MATERIAL E MÉTODOS	28
5 RESULTADOS	39
6 DISCUSSÃO	45
7 CONCLUSÕES	49
REFERÊNCIAS	50

1 INTRODUÇÃO

Com objetivo de proporcionar cada vez mais naturalidade, harmonia, resistência e durabilidade aos trabalhos protéticos, a Odontologia tem produzido pesquisas no sentido de descobrir materiais que substituam os metais utilizados nas infraestruturas, nos aspectos estéticos, de adaptação e, principalmente, de resistência.

Desde o final da década de 80, a Odontologia tem apresentado em grande quantidade diversos sistemas cerâmicos e seus respectivos métodos de processamento (1).

Muitos desses sistemas utilizam infraestruturas que não interferem na cor da cerâmica de cobertura. Entre as características mais notáveis das infraestruturas cerâmicas está o ganho estético que o trabalho reabilitador agrega. Porém o desafio tem sido utilizá-los sem risco de fratura (2).

Pode-se hoje chegar ao resultado restaurador final em diferentes formas/técnicas, cada uma com sua característica de manipulação, composição e indicação de cada tipo de cerâmica (3). No mercado tem sido utilizado seis tipos de técnicas, cada uma obedecendo a composição química de sua cerâmica.

Temos a técnica de "condensação do pó e líquido", a técnica de "slip cast", a técnica da "cera perdida" (ou injetada) e a técnica de "fresagem pelo sistema CAD/CAM".

Cada técnica citada possui suas vantagens dependendo do ponto de vista analisado. Antonson e Anusavice (4) comentaram que quanto maior a resistência mecânica menor a qualidade estética. Também relacionada às características estéticas e mecânicas, devemos mencionar a capacidade destes materiais de interagirem com os sistemas adesivos.

Obedecendo a ordem acima citada, temos essa relação de estética/resistência; portanto as cerâmicas feldspáticas e similares que possuem alta qualidade estética apresentam menor resistência mecânica

devido também a quantidade de porosidade em sua estrutura, mas que gera a translucidez e perfeita mimetização da estrutura dental (4).

Consequentemente, as cerâmicas sinterizadas, como a zircônia reforçada por ítrio (Y-TZP), possui alta resistência mecânica e baixa qualidade estética, pois sua estrutura não apresenta nenhuma fase vítrea, ou seja, a presença de cristais/sílica que garante a translucidez e consequente estética (5).

O processo de sinterização, ou simplesmente queima da cerâmica, seja ela qual for, em alta temperatura gera união entre as partículas de pó de porcelana produzindo um corpo único. Cada material cerâmico possui uma zona de fusão diferente como veremos mais a frente.

E nessa procura por resistência associada a estética, a zircônia tem se destacado significativamente em relação a outros sistemas que reforçam a restauração cerâmica, como a alumina (apresenta translucidez, o que aumenta sua qualidade estética) (6-8) e o dissilicato de lítio (cerâmica injetada).

2 REVISÃO DA LITERATURA

Por mais que as cerâmicas consigam suprir a estética dental, a sua fragilidade ainda diminui a durabilidade dos trabalhos protéticos. Mesmo a zircônia, que é a cerâmica odontológica mais resistente no mercado, apresenta relatos de fratura. Porém tem sido uma das melhores opções estéticas em substituição do metal em casos unitários e em casos extensos, maiores do que dois elementos.

O surgimento de trincas culminando na propagação de fratura da zircônia atinge de 5% a até 15% dos trabalhos (9-11). Mas a quantidade de relatos clínicos ainda é baixa para definirmos um padrão.

A cerâmica Y-TZP está sendo utilizada em várias estruturas odontológicas nesses últimos anos, como pinos radiculares de reforço, infraestruturas de próteses unitárias e de próteses parciais fixas, componentes de implante e até implantes (12-17).

Denry e Kelly (18) relatou a superioridade da resistência mecânica da cerâmica Y-TZP em relação às outras cerâmicas, inclusive citando que por ela possuir resistência mecânica superior, as infraestruturas podem ser confeccionadas em dimensões menores, o que privilegia a estética já que aumenta a espessura da cerâmica de cobertura.

Conforme Scherrer e de Rijk (19) e Campbel (20) relataram em suas publicações, a resistência contra a fratura das próteses cimentadas na boca é influenciada por diversos fatores, como a espatulação dos cimentos, o processo de cimentação da prótese e o módulo de elasticidade do remanescente de suporte (dentina, dentina+tipo de preenchimento, etc.).

Porém, Proos et al. (21) citou que não são só esses fatores que influenciam a resistência contra a fratura; ele encontrou maior resistência à fratura nas próteses cimentadas com cimento de ionômero de vidro modificado por resina e nos copings de zircônia de menor "gap" marginal (entre 30 e 50 µm).

O mesmo autor (21), Kelly (22) e Comlekoglu et al. (23) concluíram que os cimentos luteinizantes (cimentos de ionômero de vidro modificados por

resina) apresentam uma performance maior no quesito durabilidade (insolúvel em umidade) e resistência do que os cimentos de fosfato de zinco.

Jacobs e Windeler (24) comparou a resistência entre coroas unitárias com copings confeccionados em dissilicato de lítio e Y-TZP, ambas processadas via CAD/CAM. Como resultado, ambas as infraestruturas tiveram um bom comportamento contra a fratura, porém houve maior índice de fratura na cerâmica de cobertura nas coroas com infraestrutura de Y-TZP. Esse fenômeno também foi relatado por Sailer et al. (9), Vult von Steyern et al. (10) e Cehreli et al. (11).

Essa baixa resistência de interação entre a superfície da Y-TZP e as cerâmicas de cobertura será discutida mais a frente, bem como as alternativas que vêm sendo descobertas, estudadas e utilizadas hoje.

Tsukuma e Shimata (25) e Nawa et al. (26) comprovaram que a zircônia estabilizada por Ceria possui propriedades mecânicas inferiores comparada com a zircônia estabilizada por Ítria (Y-TZP). Porém, se for adicionada à estrutura um reforço nanométrico de Alumina (Ce-TZP/A) sua resistência comparada a Y-TZP é maior, se for aplicada de forma homogênea a uma concentração de 30% vol.

Recentemente, Ban et al. (27) relatou que a associação entre a Ce-TZP e o AL_2O_3 realmente trazem benefícios em sua resistência mecânica e também contra a degradação em meio úmido. Porém o autor revelou que nessa união química também pode existir a presença de nanopartículas de Ce-TZP dispersas nos espaços intermoleculares chamada de "NANOZR", o que aumenta significativamente a resistência contra fratura e degradação comparada à Y-TZP.

Juntamente com a resistência do material, Sailer et al. (9), Jacobs e Windeler (24) e Knoernschild e Campbell (28) citaram que outro critério que determina a durabilidade da prótese é a adaptação da mesma na estrutura dental, pois quanto menor a exposição da linha de cimentação menor a chance de dissolução do cimento, diminuindo a infiltração, formação de cárie, inflamação periodontal, fragilização da infraestrutura (no caso da zircônia), entre outros.

Existe, portanto um espaço de desadaptação clinicamente aceitável. Embora existam relatos científicos que citam um comprimento máximo maior do que 200 µm, McLean e von Fraunhofer (29) após analisarem mais de 1000 coroas concluíram que o comprimento máximo de desadaptação clinicamente tolerável é de 120 µm. Christensen (30), Björn et al. (31), Mitchell et al. (32), Belser et al. (33), Yeo et al. (34) e Goldin et al. (35) também relatam esse mesmo valor clinicamente tolerável.

Os sistemas CAD/CAM têm alcançado resultados satisfatórios em termos de adaptação marginal. Estudos publicados por Boening et al. (6), Schaerer et al. (36), Pera et al. (37), Groten et al. (38), Quintas et al. (39), Shearer et al. (40), Coli e Karlsson (41), May et al. (42), Beschnidt e Strub (43), Suárez et al. (44), Nakamura et al. (45), Balkaya et al. (46), Nakamura et al. (47) e Lee et al. (48) revelam que em comparação com as próteses convencionais (1-161µm), as próteses confeccionadas por CAD/CAM têm apresentado resultados clinicamente satisfatórios (17-118µm).

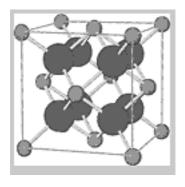
Shearer et al. (40), Pröbster et al. (49), Bindl e Mörmann (50) também comentam as causas que acabam influenciando a desadaptação das próteses nos dentes. Fatores como a geometria do preparo, material de moldagem, gesso, consistência do cimento, técnicas de confecção, entre outros, influenciam na qualidade final do assentamento da prótese e consequentemente a sua adaptação.

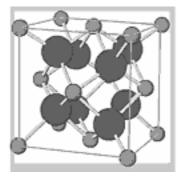
ENTENDENDO A ZIRCÔNIA

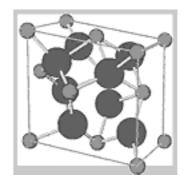
Conforme citado por Cavalcanti et al. (51), a zircônia é o nome dado a estrutura química do dióxido de zircônia (ZrO₂). Sua composição atinge aproximadamente 90% de concentração de dióxido de zircônia, onde essa estrutura recebe o nome orgânico de *yttrium-stabilized tetragonal zirconia poyicrystalline*, ou simplesmente "Y-TZP".

O óxido de zircônia é encontrado na natureza na forma de mineral em dois formatos: zirquita e badeleita (ZrO₃) e zircão (ZrSiO₄). Sua extração do minério ocorre por meio de reação química.

O dióxido de zircônia possui mais de uma forma estrutural (Figura 2.1). O que vai definir a mesma é a temperatura e pressão aplicada, onde também se altera suas propriedades físicas (resistência, densidade, etc). De acordo com Piconi e Maccauro (52) e Anusavice (53) a zircônia pura é chamada de monoclínica, com estabilidade da temperatura ambiente até a temperatura de 1170°C. Ao elevar a temperatura de estabilidade da estrutura monoclínica, obtemos mais duas estruturas moleculares: a tetragonal e a cúbica (a partir de 2370°C). E em alta pressão é formado um quarto arranjo molecular chamado de ortorrômbica.







1. Zircônia Cúbica

2. Zircônia Tetragonal

3. Zircônia Monoclínica

Figura 2.1 – Fases da Y-TZP (fonte original: http://www.keramverband.de/pic/bild12.gif)

A estrutura tetragonal é o arranjo molecular utilizado na odontologia. Porém, existem dois aspectos negativos no processo de sinterização da zircônia pura, onde o estresse causado pela expansão e contração causam trincas (Figura 2.2) e há instabilidade dimensional. Para contornar esses problemas, adicionam-se óxidos estabilizantes, onde o mais utilizado é a ítria (Y_2O_3) com uma concentração que varia entre 3% e 6% de massa (52).

Ao observarmos a figura 2.2 podemos entender como esse processo ocorre. Quando a propagação de uma trinca se inicia as moléculas presentes naquela região tendem a retornarem ao seu estado inicial (monoclínica); porém se a molécula possuir óxidos (ítria, céria, etc) que anulem essa instabilidade, a velocidade que essa trinca se propaga torna-se muito menor ou até mesmo pode se estagnar.

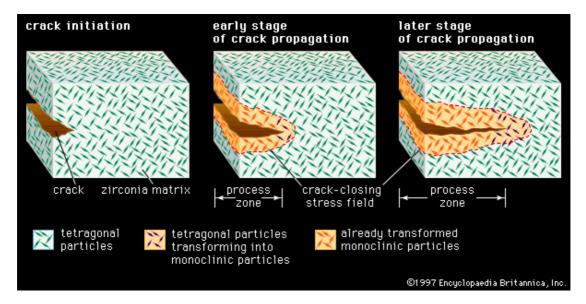


Figura 2.2 – Processo de mudança de fase da Y-TZP durante a fratura (fonte original: http://media.web.britannica.com/eb-media/93/1593-004-0F212BE9.gif)

Segundo Lamas et al. (54) a ítria (Figura 2.3) tem duas grandes vantagens ao ser adicionada à zircônia. Ela diminui a temperatura de sinterização, onde forma grãos mais finos e em tamanhos menores, e possui alta solubilidade em contato com a forma tetragonal. Esses fatores geram uma grande resistência à zircônia.

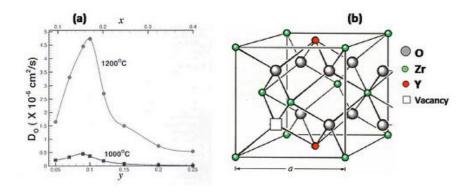


Figura 2.3 – Ítria (fonte original: http://farm5.static.flickr.com/4006/4565431519_aa4e8522b6.jpg)

Conforme relatado por Richerson (55) e Chevalier (56) a zircônia é classificada em quatro grupos no que se refere à sua utilização. Temos assim a:

- Zircônia Totalmente Estabilizada na forma cúbica, com óxidos estabilizadores como a ítria [Y₂O₃], magnésia [MgO], calcia [CaO], céria [CeO₂] e outros; somente com ítria em concentração superior a 6% mol, a zircônia se estabiliza completamente;
- a Zircônia Parcialmente Estabilizada (PSZ) é adicionada uma concentração de óxidos estabilizadores inferior ao ideal, onde apresenta estruturas tetragonais juntamente com estruturas cúbicas;
- a Zircônia Tetragonal Policristalina (TZP) é constituída por estruturas tetragonais, com pouca presença de óxidos estabilizadores, onde a ítria estabiliza toda a estrutura em baixa concentração – 3% mol – com tamanhos uniformes de grãos que variam entre 0,1 e 1 μm;
- e a Zircônia dispersa na Matriz Cerâmica é uma estrutura inversa em relação ao que está sendo apresentado até então; é comumente vista em reforços de estruturas de alumina onde se encontra na forma precipitada, como uma alternativa às três estruturas citadas anteriormente.

TRANSFORMANDO A ZIRCÔNIA EM ESTRUTURA PROTÉTICA

A zircônia na forma pré-sinterizada – e a alumina sinterizada – é processada por um sistema de escaneamento do preparo e fresa de blocos dos mesmos chamado CAD/CAM (*Computer Aided Design/ Computer Aided Machine*) (57).

No processo de fresagem, o sistema produz a infraestrutura présinterizada com um tamanho, aproximadamente, 20% maior em relação ao original, onde após sua cocção ela se reduz ao formato desejado.

Porém o principal risco é quanto que esse processo de "encolhimento" influencia na adaptação marginal da infraestrutura posicionada e cimentada no elemento dental.

A descrição de "adaptação" feita por Holmes et al. (58) é "a linha de menor tamanho possível entre a superfície interna da coroa e a superfície externa do dente preparado, na localização mais próxima à margem do preparo". Sorensen (59) também citou uma descrição semelhante para a adaptação.

Sulaiman et al. (60) ao pesquisarem o nível de desadaptação de estruturas processadas pelo sistema CAD/CAM, notaram uma medida desse "gap marginal" entre 64 a 83 µm, o que permanece no limite clinicamente tolerável, como citado anteriormente.

Reich et al. (61) relatou não haver diferenças significativas entre cerâmicas de infraestruturas confeccionadas pelo método CAD/CAM e infraestruturas confeccionadas com ligas metálicas.

Como existem sistemas de fabricantes distintos, o questionamento deve ser qual destes possui o melhor sistema que proporcione menor "gap marginal" e consequente melhor adaptação da infraestrutura no elemento dental.

PROBLEMAS ATUAIS ENCONTRADOS NAS INFRAESTRUTURAS DE ZIRCÔNIA

No ambiente clínico, ao se utilizar a zircônia como material de infraestrutura protética, o trabalho agrega uma grande vantagem estética por não possuir metal em sua composição. Porém, o cirurgião-dentista tem encontrado algumas adversidades nesse tipo de reabilitação.

Os principais aspectos que garantem durabilidade a um tratamento protético, como resistência, adaptação e não infiltração, têm se mostrado como desafios a serem solucionados pelos pesquisadores da área.

ADAPTAÇÃO MARGINAL

O primeiro desafio, que não é recente, é garantir durabilidade da prótese unitária principalmente devido a adaptação marginal da peça na estrutura dental. Muito se fala e se pesquisa sobre esse assunto, porém na literatura se encontram poucas pesquisas que buscam diminuir a linha de cimentação mudando o tipo de término do preparo.

Beuer et al. (62) analisou o efeito do tipo de preparo na resistência à fratura de copings de zircônia. Para isso foram reproduzidos cinco tipos de preparo: lâmina de faca, chanfro simples, chanfro largo, ombro e ombro biselado.

Sobre cada troquel foram fabricados os copings de zircônia e submetidos a teste de resistência. O coping que mais resistiu ao teste foi o confeccionado com o término em ombro (2286 N), seguido do término em lâmina de faca (2041 N), do término em chanfro largo (1752 N), do término em ombro biselado (1722 N) e do término em chanfro simples (1624 N).

Dessa forma, o estudo concluiu que o tipo de término mais recomendado, nos pontos de vista mecânico e periodontal, para se evitar fraturas na região cervical é o ombro, muito recomendado entre os fabricantes dos sistemas estéticos.

No mesmo ano, Proos et al. (21) também chegou a conclusão que preparos com término em lâmina de faca possuem uma resistência à fratura de até 38% maior se comparado com preparos que possuam o término em chanfro simples.

Comlekoglu et al. (23) e Holmes et al. (63) elaboraram um estudo comparativo semelhante, porém modificando um pouco os términos dos preparos e analisando o "gap" da linha de cimentação. Foram adotados quatro tipos de término: mini-chanfro, chanfro simples, lâmina de faca e ombro.

Em relação ao "gap" da linha de cimentação, os términos em chanfro simples e mini-chanfro foram os que apresentaram maior "gap", com aproximadamente 125 e 98 µm, respectivamente. Já os términos do tipo lâmina

de faca e ombro apresentaram menor "gap", com aproximadamente 69 e 96 µm, respectivamente.

Porém os autores e Swain (64) não recomendam utilizar término em lâmina de faca para situações clínicas mesmo apresentando bons resultados em laboratório por dois principais motivos: por não haver desgaste suficiente em profundidade, a cerâmica de cobertura na região cervical ficará muito vulnerável à fratura pela baixíssima espessura e, também por causa da pouca espessura, Al-Amleh et al. (65) também cita que a mimetização de cores na região cervical (estética) ficar muito comprometida.

Vale lembrar que o "gap" máximo clinicamente tolerável conforme Holmes et al. (58) é de 120 µm.

Ainda faltam pesquisas e conclusões definitivas nessa área de estudo, pois a cada dia se tem novos materiais em lançamento no mercado que otimizam a qualidade e a durabilidade das próteses livres de metal. O objetivo principal será sempre superar a resistência e adaptação que o metal proporciona.

INTEGRIDADE DA ESTRUTURA CERÂMICA

O segundo desafio que tem se propagado no meio científico é testar a qualidade da adesão entre as cerâmicas de cobertura e as infraestruturas de zircônia (Y-TZP em especial).

A falha na adesão entre esses dois tipos de cerâmica pode ocorrer por falta de qualidade do tratamento da superfície (adesivo de união), ou no processo de cocção/resfriamento da cerâmica de cobertura, ou ambos, conforme relata Göstemeyer et al. (66) e Aboushelib et al. (67).

Segundo Fischer et al. (68), devido a alta rigidez da infraestrutura de zircônia, ao incidir carga mecânica na cerâmica de cobertura a linha de adesão entre esses dois materiais sofre muito estresse e tende a fraturar. A qualidade de adesão entre a infraestrutura de zircônia e a cerâmica de recobrimento é determinante na longevidade da prótese na boca.

Göstemeyer et al. (66) concluiu que no processo de resfriamento da cerâmica de cobertura, a velocidade do mesmo interfere na qualidade de adesão. Segundo os pesquisadores, quanto mais lenta a velocidade de resfriamento maiores as chances de delaminação do adesivo entre as estruturas, o que pode resultar em descolamento e fratura da cerâmica de cobertura.

Aboushelib et al. (67) pesquisou a qualidade da adesão entre cerâmicas de cobertura e diferentes marcas de mercado de infraestrutura de zircônia com modificações em sua estrutura. Foram comparadas três marcas de mercado que oferecem pigmentação nos copings de zircônia (CERCON branca e amarela, LAVA branca e amarela e PROCERA).

O estudo concluiu que ocorreu significante perda de qualidade na força de adesão nas estruturas com pigmentação. Portanto, quando se altera a estrutura da zircônia, os pesquisadores sugerem proporcionar um tratamento de superfície específico para não perder a qualidade de adesão da cerâmica de cobertura na infraestrutura.

Guess et al. (69) analisou a força de união entre a cerâmica de cobertura e a zircônia em teste de termociclagem, utilizando a infraestrutura metálica com cerâmica de cobertura como grupo de controle. Conforme o resultado, a força de união foi inferior aos altos índices de adesão da mesma na infraestrutura metálica.

Fisher e Stauarczyk (70) realizaram testes de resistência de adesão entre a cerâmica de cobertura e a infraestrutura de zircônia estabilizada por ceria (Ce-TZP), apenas. Com relação à Y-TZP, não houve diferença significativa a resistência de adesão entre os mesmos. Os pesquisadores comentaram que deve-se atentar às temperaturas de interação entre os materiais, que são diferentes entre a Ce-TZP e a Y-TZP.

ADESÃO A AGENTES CIMENTANTES E REMANESCENTE DENTAL

E o outro desafio que vem sendo pesquisado com muito afinco é a qualidade da adesão dos cimentos resinosos na superfície interna da infraestrutura de zircônia.

Como já foi mencionado anteriormente, a Y-TZP não possui sílica em sua estrutura, onde esta é a responsável por garantir a micro-adesão entre a infraestrutura e o cimento, como relatado por Luthardt et al. (5). Segundo Cavalcanti et al. (71) ela é a estrutura responsável pela união química do silano, que faz o *link* entre a cerâmica e a matriz orgânica do cimento resinoso.

O ácido fluorídrico (HF), quando em contato com a sílica, decompõe os seus cristais aumentando a superfície de contato e por consequência a sua retenção. Kern e Wegner (72) comentaram que é uma reação similar ao que ocorre no condicionamento ácido na estrutura dental. Portanto o HF e qualquer outro ácido são ineficazes na formação de micro-retenções na zircônia.

Para contornar então a ausência de sílica nos copings de zircônia, tem sido pesquisado outros métodos de aumentar a superfície de contato para maior retenção dos cimentos resinosos.

O tratamento de superfície com o jateamento de óxido de alumínio começou a ser utilizado, porém ainda gera controvérsias, como relata Kosmac et al. (73) por acreditar que o jateamento causa um enfraquecimento que pode comprometer a resistência da infraestrutura ao longo do tempo.

Outra opção de tratamento de superfície que vem sendo proposta é a utilização do laser de Er:YAG, utilizada por Maeda (74) visando melhorar a interação entre os cimentos resinosos e a superfície de Y-TZP.

Porém o laser se aplicado com uma alta intensidade de energia (400mJ e 600mJ) produz efeitos indesejáveis como formação de fendas, perda de massa e alteração de cor. Cavalcanti et al. (71) aconselha utilizar uma intensidade de irradiação menor (200mJ) juntamente com o jateamento de Al₂O₃ para haver um condicionamento menos agressivo.

Para ajudar ainda mais o processo de adesão das infraestruturas protéticas, sejam elas metálicas ou estéticas (zircônia), está sendo pesquisado o uso dos adesivos para metais (*metal primers*) na superfície da Y-TZP.

Os *metal primers* foram inicialmente desenvolvidos e patenteados pela empresa japonesa Kuraray[®] (KURARAY CO. LTD – Tokyo /Japan), sendo uma nova alternativa para melhorar a interação dos cimentos resinosos com o metal e adaptado para uso com a zircônia. E alguns resultados laboratoriais têm animado os pesquisadores no assunto a descobrirem de que forma os *metal primers* podem ser utilizados.

Recentemente Maeda (74) concluiu que os *metal primers* aumentam significativamente a resistência de união entre os cimento resinosos e a superfície de zircônia, principalmente pela presença do monômero MDP, onde a principal ligação entre ambos ocorre através do monômero éster fosfato. Outro ponto importante citado pelo autor é a maior qualidade na resistência de união utilizando-se *primers* de dois frascos por este possuir acetona no primeiro frasco, o que aumenta a molhabilidade da superfície da zircônia, potencializando a interação entre as superfícies.

Cavalcanti et al. (71) testou a interação entre as superfícies da Y-TZP e dentina, onde o *metal primer* foi utilizado juntamente com duas técnicas de tratamento de superfície da Y-TZP: jateamento com óxido de alumínio e laser de Er:YAG. Em todos os corpos de prova, mesmo variando o tipo de *metal primer*, o cimento resinoso e o tratamento de superfície, foi notado um aumento de performance na adesão entre os dois corpos de prova.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar a adaptação marginal de próteses fixas de três elementos confeccionadas em blocos Sirona InCoris e disco Bettini de zircônia (Y-TZP) nos equipamentos CAD/CAM Sirona CEREC InLab® e Kavo Everest®, respectivamente.

4 MATERIAL E MÉTODOS

No ensaio foi utilizado o sistema CAD/CAM Everest[®] com cinco eixos de fresagem (Kavo Dental, Biberach/Riß, Germany) para usinar o disco do primeiro grupo comercial (CT1) e o CEREC inLab[®] com três eixos de fresagem (Sirona Dental, Benheim, Germany) para os blocos de Y-TZP do segundo grupo comercial (CT2).

Os dois grupos comerciais utilizados foram: o disco de Y-TZP com dimensões de 98x20 (primeiro grupo (CT1)) (BZD – Bettini Zirconia Dentale, Monte Marenzo, Itália), e o bloco de Y-TZP com dimensões de 40x19 (segundo grupo (CT2)) (YZ 40/19 – Sirona Dental, Bensheim, Germany).

CONFECÇÃO DOS PREPAROS PROTÉTICOS E DA RÉPLICA DO MANEQUIM

Para que houvesse uma simulação mais próxima da realidade clínica, utilizou-se um Manequim Odontológico P-OCLUSAL® bimaxilar (Figura 4.1) proporção 1:1 (P-OCLUSAL Produtos Odontológicos Ltda. São Paulo, Brasil), onde foi simulado um espaço protético entre os dentes 24 e 26 (Figura 4.2).





Figura 4.1 – Manequim Odontológico (dentes hígidos) Figura 4.2 – Espaço da prótese

Os dentes pilares 24 e 26, com distância entre-eixos de 1,5 cm e espaço da prótese de 2,5cm (Figura 4.3 e Figura 4.4), foram preparados para coroas totais *metalfree* conforme protoloco clínico, onde a profundidade de desgaste e

a configuração do término acompanharam a espessura e o formato da broca. Foram utilizadas duas brocas para o preparo, como mostra a figura 4.5.







Figura 4.3 – Distância entre-eixos

Figura 4.4 – Espaço da protése

Figura 4.5 – Esq. p/ dir: 4137 e 2200

A broca 4137 (KG Sorensen – diâmetro de 1,5 mm na região média de corte) foi utilizada para o desgaste principal e a broca 2200 (KG Sorensen) para a abertura das ameias interproximais.

Os preparos foram realizados conforme protocolo clínico, respeitando a integridade dos dentes adjacentes, o espaço interoclusal e a profundidade da margem cervical (Figura 4.7). Como a gengiva é rígida no manequim, foi realizado um pequeno alívio na porção interna para permitir a infiltração do material de moldagem a fim de se copiar com precisão toda a região não tocada pela broca (Figura 4.6).



Figura 4.6 – Alívio na região intra-sulcular de ambos os pilares



Figura 4.7 – Sequência clínica de preparo protético para coroa total

E para realizar a clonagem, tanto dos preparos como da posição entreeixos exata à do manequim, decidiu-se fazer uma cópia em resina acrílica vermelha de rápida polimerização (DuraLay[®] – Reliance, IL USA). Para isso, os preparos foram moldados com silicone de adição com a técnica de dupla moldagem (Putty e Light: Splash! [®], Discus Dental, Inc. Culver City, CA, USA – Made in Germany) (Figura 4.8).



Figura 4.8 – Sequência de moldagem em dois passos, confecção de clone em resina acrílica de rápida polimerização

A resina acrílica foi inserida na moldagem dos pilares conforme a Técnica de Nealon (pó, líquido e pincel), até que preenchesse o espaço da moldagem por completo. Com o intuito de provocar a menor contração possível, os pilares foram unidos por uma haste já polimerizada, também em resina acrílica de rápida polimerização (Figura 4.8).

Após a completa polimerização do clone, a réplica do manequim em DuraLay[®] vermelho foi removida da moldagem para acabamento e inclusão para a fundição direta.

Decidiu-se confeccionar a réplica do manequim em liga metálica de Cobalto-Cromo (Cr-Co – Degussa[®], Germany) para eliminar as chances de perda ou alteração dos mesmos durante os testes (Figura 4.9). Por isso a réplica do manequim foi confeccionada de forma que pudesse ser incluída para fundição direta.

Os preparos da réplica do manequim metálica sofreram pequenos ajustes com uma broca transmetal (Talon regular – Trihawk[®], Morrisburg,

Canada) com o auxílio de um microscópio de bancada (aumento de 8x) para remoção de pequenas imperfeições superficiais derivadas da fundição. O restante do corpo metálico (regiões extra-preparo) recebeu polimento para padronizar a superfície. Tais ajustes não interferiram na qualidade dos preparos, já que o modelo mestre adotado foi a réplica metálica. A etapa de moldagem e reprodução em gesso não foi realizada para se obter resultados mais precisos do material testado.

Para facilitar o desenho da infraestrutura no sistema CAD, foi acomodada uma pequena porção de Cera Utilidade (Epoxiglass Ind. Com. de Produtos Químicos LTDA, SP), com um recuo de aproximadamente 3 mm da região de término (Figura 4.9).



Figura 4.9 – Liga em Cr-Co, corpo de prova metálico fundido

E para efeito de conferência do paralelismo dos preparos e fidelidade tanto da réplica do manequim em resina acrílica (DuraLay®) como da réplica do manequim metálica, foram confeccionadas coroas-guias em resina acrílica cor 61 de rápida polimerização (Dencrilay® — Dencril, Brasil) diretamente no manequim — nas mesmas especificações da confecção do clone de resina acrílica vermelha — como mostra a figura 4.9.

CONFECÇÃO DAS INFRAESTRUTURAS

Foi confeccionado para análise cinco infraestruturas (n=5) de cada sistema, onde em cada corpo de prova foi medida a desadaptação em 40 pontos de espessura (cinco pontos de medição para as quatro faces de cada dente pilar da infraestrutura da PPF), sendo o ponto "P1" (Figura 4.16) o ponto de interesse da pesquisa.

O modelo mestre foi escaneado por ambos os sistemas e em cada um deles foi desenvolvida a infraestrutura no software, como mostra a figura 4.10.

Uma vez prontas virtualmente, as infraestruturas foram fresadas pelos sistemas, como podemos ver na Figura 4.11. Como no sistema Everest[®] o disco pode suportar mais de uma peça, todas as infraestruturas do CT1 foram fresadas de uma só vez. No sistema CEREC inLab[®] a fresagem foi realizada bloco a bloco.

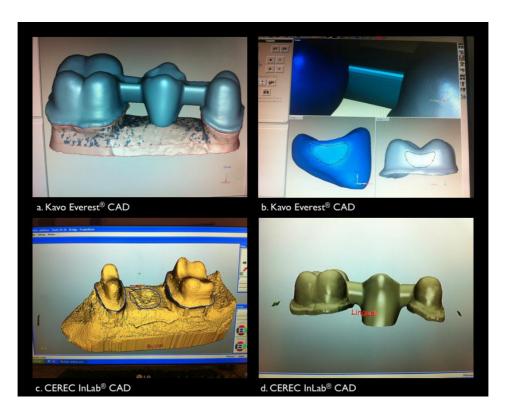


Figura 4.10 – Imagens do Software de cada sistema CAD/CAM



a. Kavo Everest®



c. Bloco InCoris® Zr 40/19 - Sirona



b. Bettini® 98x20



d. CEREC InLab® - Sirona

Figura 4.11 – Sistema de fresagem de cada marca, com blocos e quantidade de eixos diferentes

E após a fresagem do bloco no CEREC inLab[®] (Sirona Dental, Benheim, Germany) (Figura 4.11c e Figura 4.11d) e do disco no Everest[®] (Kavo Dental, Biberach/Riß, Germany) (Figura 4.11a e 4.11b) as estruturas foram colocadas no forno (LAVA Furnace 200[®] – 3M ESPE Dental Products, St. Paul, USA) para a sua completa sinterização.

Terminado o ciclo de sinterização, cada corpo de prova foi submetido a um teste de adaptação para mensurar a precisão de encaixe. Para termos uma noção volumétrica do quanto a Y-TZP sofre contração, observando a figura 4.12 podemos notar que é uma redução visualmente considerável.



Figura 4.12 – (Da esq. p/ dir.) infraestruturas sinterizadas e infraestrutura pré-sinterizada

TESTE DE ADAPTAÇÃO (RÉPLICA EM SILICONE)

Para mensurarmos a qualidade de adaptação do corpo de prova na estrutura de PPF utilizamos a técnica do "dedal de silicone" (75), onde será usado silicone de adição (Putty e Light: Splash![®], Discus Dental, Inc. Culver City, CA, USA – Made in Germany) para a reprodução do preparo dental e para o preenchimento do espaço ocupado pelo cimento.

Antes do inicio do teste, tanto a região de preparo do corpo metálico da PPF quanto a região interna da infraestrutura, passaram por limpeza com jato de ar comprimido para a remoção de possíveis partículas que pudessem comprometer o teste.

Iniciou-se o teste inserindo o silicone de consistência leve (através do dispositivo "ponta misturadora + pistola" fornecida pelo fabricante) na porção interna dos dois copings da infraestrutura e assentando a mesma nos preparos da PPF metálica com pressão digital até o completo assentamento.

Após o assentamento, a estrutura foi mantida sob pressão de 5N em um posicionador (Figura 4.13) no período de presa do silicone leve para que não ocorresse indução de tensões e consequente distorção após a remoção da "moldagem". Para remover o conjunto do preparo foi respeitado o tempo de presa do material recomendado pelo fabricante.



Figura 4.13 – Conjunto estabilizado no posicionador até completa presa do silicone leve

Após a polimerização do silicone de adição, o conjunto foi removido da estrutura juntamente com as películas de silicone de consistência leve. Os espaços deixado pelos preparos da PPF metálica foram preenchidos por silicone de consistência pesada (*Putty*), gerando assim a réplica do preparo (em silicone pesado) e a réplica do espaço do cimento – *gap* (em silicone leve) (Figura 4.14).

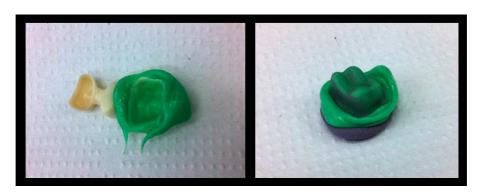


Figura 4.14 – (Da esq. p/ dir.) aspecto após remoção da "moldagem" e o dedal de silicone concluído

A réplica de silicone – o *Putty* representando o preparo dental e o *Light* representando o *gap* entre o preparo e a prótese – foi segmentada nas quatro faces (vestibular, lingual, mesial e distal) com duas lâminas de bisturi n° 11, posicionadas paralelamente em um cabo de bisturi, obtendo-se uma fatia de 2 mm de cada face (Figura 4.15).



Figura 4.15 – Lâminas nº 11 fixadas paralelamente e corte pronto para ser fotografado

Cada fatia foi levada ao estereomicroscópio (Olympus® SZ61, modelo SZ2ILST, Tókio, Japão), onde se capturaram suas imagens por uma máquina digital acoplada ao mesmo com um aumento de 20 vezes. Para a análise dos cortes, as imagens foram importadas para o *software* ImageJ (National Insitute of Health,EUA, http://rsb.info.nih.gov/ij/).

A análise e medição da espessura de desadaptação foi realizada através da diferença das cores entre o *Putty* e o *Light*, nas cinco regiões indicadas na figura 4.16. Dessa forma, obtivemos as medidas de desadaptação entre os copings e os preparos da PPF metálica.

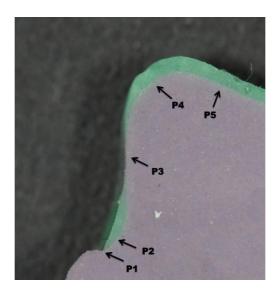


Figura 4.16 – Pontos de medição da espessura de desadaptação dos copings

5 RESULTADOS

Para analisar os resultados de adaptação marginal – apenas na região de medição "P1" – utilizaremos o teste de Análise de Variância com dois fatores de variação, sendo eles: 1. marca do bloco/disco com dois níveis: Disco Bettini (BZD) "CT1" e bloco Vita (InCoris) "CT2"; e 2. face dos preparos com dez níveis: mesial molar, mesial pré-molar, distal molar, distal pré-molar, vestibular molar, vestibular pré-molar, lingual molar, lingual pré-molar, circunferência molar e circunferência pré-molar.

Foram realizadas duas análises (para n=5): de "desadaptação geral" (**DG**), onde se englobam todas as faces do experimento com o resultado de cada uma individualmente e a "desadaptação circunferencial" (**DC**), onde foi analisado o valor da média das medidas das quatro faces para cada dente (molar e pré-molar).

Inicialmente foram realizados dois testes: o de Normalidade ($p\ge0,05$) e o de Homocedasticidade para o teste de Levene ($p\ge0,05$), para checar se houve alguma alteração no padrão tanto dos resultados de **DG** quanto de **DC**. E de acordo com as tabelas 5.1 e 5.2. e os gráficos da figuras 5.1-5.4, não houve desvio de normalidade tanto para **DG** (p=0,201) quanto para **DC** (p=0,650) e os resultados foram homocedásticos também para ambos (**DG**: p=0,278 e **DC**: p=0,709).

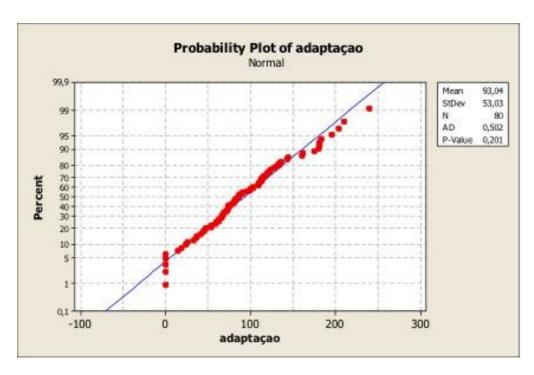


Figura 5.1 – Gráfico do teste de Normalidade para adaptação geral

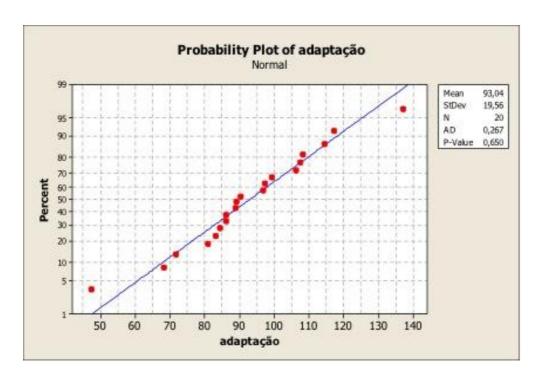


Figura 5.2 – Gráfico do teste de Normalidade para adaptação circunferencial

Seguindo os resultados vistos nos gráficos acima, temos para a análise de adaptação os seguintes resultados:

Tabela 5.1 – Teste de Normalidade para adaptação circunferencial (p<0,05)

95% Bonferroni confidence intervals for standard deviations

Material	Dente	N	Lower	StDev	Upper
CT1	Molar	5	9,149	17,331	71,904
CT1	Pré-molar	5	13,354	25,297	104,950
CT2	Molar	5	9,930	18,810	78,039
CT2	Pré-molar	5	6,854	12,983	53,864

Bartlett's Test (Normal Distribution)

Test statistic = 1,61; p-value = 0,657

Levene's Test (Any Continuous Distribution)

Test statistic = 0,47; p-value = 0,709

Tabela 5.2 – Teste de Normalidade para adaptação geral

95% Bonferroni confidence intervals for standard deviations

_			_		
Face	Material	N	Lower	StDev	Upper
Distal - Molar	CT1	5	42,084	87,963	521,178
Distal - Molar	CT2	5	23,005	48,085	284,898
Distal - Pré-molar	CT1	5	30,180	63,081	373,756
Distal - Pré-molar	CT2	5	10,936	22,858	135,434
Lingual - Molar	CT1	5	25,434	53,160	314,975
Lingual - Molar	CT2	5	13,608	28,443	168,523
Lingual - Pré-molar	CT1	5	36,606	76,511	453,330
Lingual - Pré-molar	CT2	5	31,316	65,456	387,827
Mesial - Molar	CT1	5	25,828	53,984	319,856
Mesial - Molar	CT2	5	23,327	48,757	288,886
Mesial - Pré-Molar	CT1	5	17,963	37,546	222,459
Mesial - Pré-Molar	CT2	5	12,369	25,853	153,179
Vestibular - Molar	CT1	5	14,803	30,941	183,326
Vestibular - Molar	CT2	5	8,031	16,787	99,463
Vestibular - Pré-molar	CT1	5	13,411	28,031	166,085
Vestibular - Pré-molar	CT2	5	5,079	10,616	62,902

Bartlett's Test (Normal Distribution)

Test statistic = 29,26; p-value = 0,015

Levene's Test (Any Continuous Distribution)

Test statistic = 1,22; p-value = 0,278

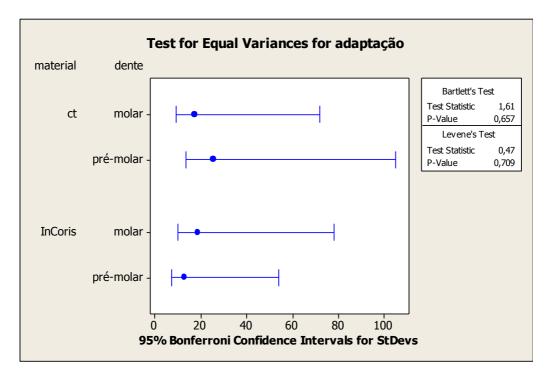


Figura 5.3 – Teste de Homocedasticidade para adaptação circunferencial

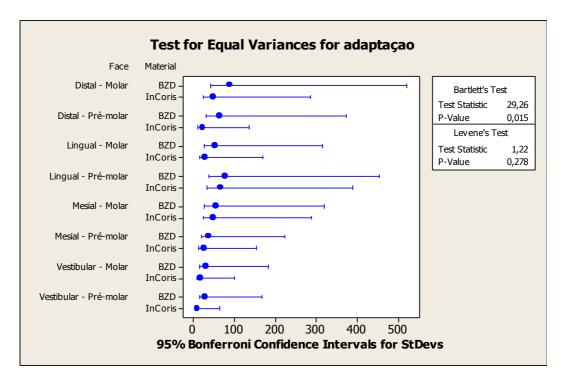


Figura 5.4 – Teste de Homocedasticidade para adaptação geral

Para os resultados de **DG** no ponto de medição "P1" e para os resultados de **DC** no mesmo ponto, foi realizado ANOVA com dois fatores: Face x Material. Em ambos os resultados não houve diferenças

estatisticamente significantes, conforme podemos observar nas tabelas 5.3 e 5.4.

Tabela 5.3 – ANOVA para adaptação circunferencial

Analysis of	Variance	for adaptação,	using I	Adjusted	l SS f	or Tests

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	Р
Material	1	794,6	794,6	794,6	2,17	0,160
Dente	1	559,7	559,7	559,7	1,53	0,234
Material*Dente	1	67,3	67,3	67,3	0,18	0,674
Error	16	5850,8	5850,8	365,7		
Total	19	7272,3				

S = 19,1226 R-Sq = 19,55% R-Sq(adj) = 4,46%

Tabela 5.4 – ANOVA para adaptação geral

Analysis of Variance for adaptação, using Adjusted SS for Tests

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	Р
Material	7	29660	29660	4237	1,79	0,104
Dente	1	3178	3178	3178	1,34	0,251
Material*Dente	7	37984	37984	5426	2,29	0,038
Error	64	151328	151328	2364		
Total	79	222150				

S = 48,6261 R-Sq = 31,88% R-Sq(adj) = 15,91%

Para a **DG** foi aplicado teste de Tukey (p<0,05) para análise de significância. E como já era esperado, podemos observar na tabela 5.5 que não houve diferença estatisticamente significante, com uma pequena exceção de duas faces do mesmo material.

Tabela 5.5 – Análise de Tukey para desadaptação geral

Grouping Information Using Tukey Method and 95,0% Confidence

Face	Material	N	Mean	Grou	ping
Distal - Molar	CT2	5	136,3	Α	
Lingual - Pré-molar	CT2	5	128,4	Α	В
Mesial - Pré-Molar	CT2	5	119,0	Α	В
Lingual - Molar	CT1	5	117,5	Α	В
Mesial - Pré-Molar	CT1	5	106,9	Α	В
Distal - Molar	CT1	5	106,8	Α	В
Lingual - Pré-molar	CT1	5	105,5	Α	В
Distal - Pré-molar	CT1	5	102,5	Α	В
Vestibular - Molar	CT1	5	100,5	Α	В
Mesial - Molar	CT2	5	97,4	Α	В
Vestibular - Pré-molar	CT1	5	96,3	Α	В
Vestibular - Pré-molar	CT2	5	74,8	Α	В
Vestibular - Molar	CT2	5	63,4	Α	В
Mesial - Molar	CT1	5	59,1	Α	В
Distal - Pré-molar	CT2	5	53,3	Α	В
Lingual - Molar	CT2	5	21,4		В

E da mesma forma, para a análise de **DC** o teste de Tukey apresentou a mesma constatação, como podemos notar na tabela 5.6.

Tabela 5.6 – Análise de Tukey para desadaptação circunferencial

Grouping Information Using Tukey Method and 95,0% Confidence

Material	Dente	N	Mean	Grouping
CT1	pré-molar	5	102,8	Α
CT1	molar	5	95,9	Α
CT2	pré-molar	5	93,9	Α
CT2	molar	5	79,6	Α
CIZ	moiar	5	79,6	А

6 DISCUSSÃO

Essa pesquisa objetivou descobrir eventuais diferenças de adaptação entre sistemas CAD/CAM que a princípio poderiam gerar resultados diferentes, visto que a evolução tecnológica (o que engloba tanto *software* como *hardware*) melhora a qualidade dos produtos ao longo do tempo.

E como observamos nos resultados, a qualidade de adaptação entre esses sistemas se apresentou estável, ou seja, não houve uma melhora realmente significativa a ponto de reduzir o *gap* marginal entre a prótese e o dente em relação aos resultados já conhecidos (9,24,28-39,41-8). É claro que conforme a tabela 5.5, notamos uma regularidade maior nos valores de desadaptação do grupo CT1 (entre 117 e 95 μm, aproximadamente) em relação ao grupo CT2 (entre 136 e 53 μm, aproximadamente), por mais que as médias que resultaram na **DC** tenham favorecido ao grupo CT2 (Tabela 5.6).

Mas ambos os grupos apresentaram resultados satisfatórios, comparado aos relatos científicos. Autores como Sailer et al. (9), Jacobs e Windeler (24), McLean e von Fraunhofer (29), Christensen (30), Björn et al. (31), Suárez et al. (44), Nakamura et al. (45), Oliveira (75), e tantos outros, relatam que o *gap* limite clinicamente aceitável de uma prótese para uma boa durabilidade é de 120 µm.

Vale lembrar que Comlekoglu et al. (23) concluiu que términos em chanfro simples e mini-chanfro apresentam um *gap* maior (125 e 98 µm, respectivamente) em relação a outros términos do tipo "junta deslizante", o que pode justificar os resultados obtidos, já que o término utilizado nessa pesquisa foi o chanfro simples, clinicamente recomendado para esse tipo de trabalho *metalfree*.

Se considerarmos os valores de **DC** (Tabela 5.6) ambos os sistemas estão dentro do padrão clinicamente aceitável (entre, aprox., 102 e 79 μ m). E mesmo se analisarmos os valores de **DG**, onde o CT2 ultrapassou o limite em apenas duas faces (136,3 e 128,4 μ m – Tabela 5.5), podemos considerar os resultados para as infraestruturas dentro do limite clinicamente aceitável.

O que notavelmente evoluiu no sistema CAD/CAM atual, comparado ao anterior, foi o refinamento do acabamento das peças e a versatilidade e precisão que o *software* tem a oferecer. Iniciando-se pelo *scanner*, a qualidade de detalhes que a infraestrutura apresenta virtualmente é superior ao sistema anterior, o que gera maior precisão na delimitação do bordo do término, evitando possíveis falhas, como a ausência de material (Figura 6.1a).

Se analisarmos a figura 6.1 percebemos que a qualidade tanto do *scanner* como do *software* implicaram nessa diferença visual entre as infraestruturas de CT1 e CT2.



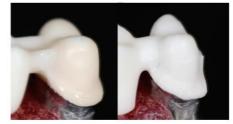
a. Ausência de material (degrau negativo)



b. Diferença de acabamento da face gengival do pôntico



c. Diferença de acabamento do perfil de emergência cervical (degrau positivo) e do perfil do coping



d. Acabamento e detalhe do conector: arredondado x angulado; conector personalizado seguindo formato da crista interproximal contra um conector cilíndrico padrão

Figura 6.1 – Diferença de acabamento entre os sistemas CAD/CAM (CT1: amarelo escuro – CT2: amarelo claro)

Outra vantagem que o software do sistema atual oferece é a capacidade de individualizar tanto os conectores entre os copings e o pôntico (Figura 4.10 e Figura 6.1b e d.) quanto uma maior versatilidade em individualizar o pôntico (tamanho, formato, inclinação tridimensional, modelar localizadamente alguma parte da peça).

No ponto de vista do *hardware* a qualidade do acabamento se completa, pois além do sistema possuir uma facilidade de "acesso" das brocas por possuir cinco eixos, a fresagem ocorre por corte (brocas multilaminadas) e não

por abrasão (brocas diamantadas) como o sistema anterior. Isso resulta em uma superfície mais uniforme, com menos imperfeições, cortes mais precisos (Figura 6.1c), menos chance de haver danificação em regiões críticas (término, por exemplo) e diminui o tempo de usinagem (aproximadamente 45 minutos, frente a 75 minutos do CEREC InLab[®], nesse tipo de estrutura).

Em relação ao método de análise de desadaptação, a técnica da "réplica de silicone" (ou dedal de silicone) já é utilizado por alguns autores (75,76), sendo que a mesma é uma variação de material baseada na metodologia descrita por Molin e Karlsson (12). E assim como descrito por Oliveira (75), a técnica é confiável (61,77-79) mesmo podendo haver uma pequena variação das medidas comparada à técnica de leitura diretamente no corte de uma estrutura cimentada no preparo, técnica esta preferida por Luthardt et al. (80).

Oliveira (75) comentou que as pequenas variações nas medições ocorrem por alguns fatores como: a forma de assentamento da peça no preparo, a força de inserção da peça e principalmente a viscosidade do material leve.

Devido a isso, nesse trabalho procurou-se inserir as peças no mesmo eixo dos pilares, utilizar o silicone leve com a menor viscosidade possível e um posicionador com pressão constante a fim de minimizar ao máximo essa variação, buscando uma padronização ainda maior. A autora ainda reiterou a principal vantagem dessa técnica citada por Reich et al. (61) onde defendem que a técnica da réplica de silicone "é um método prático e não-destrutivo para a análise do fator em questão".

Outro ponto importante a se considerar é a ausência das medições dos outros pontos P2, P3, P4 e P5 nesse trabalho. Como o objetivo do estudo foi uma análise estritamente da região mais crítica de uma prótese fixa, que é o término cervical, as medidas em questão foram descartadas mesmo tendo sido realizadas.

Porém mesmo não tendo sido consideradas essas medições internas, não se pode ignorar a conformação geométrica dos preparos utilizados; pois conforme citado na literatura (40,49,50), o formato do preparo influencia diretamente a qualidade e a uniformidade de uma peça feita em CAD/CAM

pelas possíveis dificuldades de escaneamento e, por fim, o assentamento da peça no ato da cimentação, devido a viscosidade do cimento.

Como considerações finais, foi notado que mesmo os testes tendo apresentado resultados de desadaptação semelhantes, visualmente pode-se perceber diferença na qualidade e na precisão entre os sistemas; o sistema utilizado para os corpos CT1 possui uma qualidade de acabamento e precisão (na região de término) superiores ao sistema utilizado para os blocos CT2.

O avanço da tecnologia CAD/CAM aumentou a precisão de contorno de término e melhorou o acabamento das infraestruturas mas ainda não diminuiu significativamente o *gap* de desadaptação a ponto de se comparar à peças metálicas:

Assim, podemos supor que a evolução tecnológica mais notória dos sistemas CAD/CAM foi o escaneamento dos preparos e o aumento de recursos do *software* utilizado para desenvolver as infraestruturas.

7 CONCLUSÕES

Conforme os resultados apresentados, podemos concluir que:

 Ambos os sistemas CAD/CAM testados apresentaram resultados semelhantes e satisfatórios, dentro dos padrões clínicos aceitáveis, não havendo diferença estatística entre as marcas.

REFERÊNCIAS1

- Anusavice KJ. Cerâmicas Odontológicas. In: Phillips RW, Phillips Materiais Dentários. 11^a ed. Elsevier; 2005. p. 619-77.
- 2. Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. J Dent. 1997;25(2):91-5.
- 3. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin North Am. 2004;48(2):513–30, viii.
- 4. Antonson SA, Anusavice KJ. Contrastration of veneering and core ceramics as a function of thickness. Int J Prosthodont. 2001;14(4):316–20.
- Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. J Dent Res. 2002; 81(7):487-491.
- 6. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent. 2000;84(4):419-24.
- 7. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. Acta Odontol Scand. 1993;51(1):59-64.
- 8. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J. 1965;119(6):251-67.
- Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CHF. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont. 2007;20(4):383–8.
- 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;32:180–7.
- 11. Cehreli MC, Kökat AM, Akça K. CAD/CAM zirconia vs slip-cast glass-infiltrated alumina/zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. J Appl Oral Sci. 2009;17:49–55.
- 12. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. Int J Prosthodont. 2008;21:223–7.

¹De acordo com Estilo Vancouver

- 13. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P. et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. Quintessence Int. 2006;37:685–93.
- 14. Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures
 clinical results after 3 years of clinical service. Quintessence Int.
 2008;39:459–71.
- 15. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4- year results of a prospective clinical study. Int J Prosthodont. 2004;17:285–90.
- Zembic A, Sailer I, Jung R, Hammerle C. Randomized- controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. Clin Oral Implants Res. 2009;20:802–8.
- 17. Wenz H, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. Int J Prosthodont. 2008;21:27–36.
- 18. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. J Dent Mat. 2007; 24:299-307.
- Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. Int J Prosthodont. 1993;6: 462-7.
- 20. Campbell SD. A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: modulus of rupture. J Prosthet Dent. 1989;62:476-9.
- Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of core thickness on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. Int J Prosthodont. 2003;16:474-80.
- 22. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. J Prosthet Dent. 1999;81:652-61.
- 23. Comlekoglu M, Dundar M, Ozcan M, Gungor M, Gokce B, Artunc C. Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. Oper. Dent. 2009; 34(5):586-92.
- 24. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. J Prosthet Dent. 1991;65:436-42.

- 25. Tsukuma K, Shimada M. Strength, fracture toughness and Vickers hardness of CeO2-stabilized tetragonal ZrO2 polycrystals (Ce-TZP). J Mater Sci. 1985;20:1178–84.
- 26. Nawa M, Nakamoto S, Sekino T, Niihara K. Tough and strong Ce-TZP/alumina nanocomposites doped with titania. Ceram Int. 1998;24:497–506.
- 27. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. Japanese Dent Sci Rev. 2008;44:3-21.
- 28. Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 2000;84:492-8.
- 29. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J. 1971;131:107-11.
- 30. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. J Prosthet Dent. 1966:16:297-305.
- 31. Björn AL, Björn H, Grkovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. Odontol Revy. 1970;21:337-46.
- 32. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. J Prosthet Dent. 2001;85:575-84.
- 33. Belser UC, MacEntee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron micro- scope study. J Prosthet Dent. 1985;53:24-9.
- 34. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2003;90:459-64.
- 35. Goldin EB, Boyd NW 3rd, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. J Prosthet Dent. 2005;93:143-7.
- 36. Schaerer P, Sato T, Wohlwend A. A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 1988;59:534-42.
- 37. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1994;72:585-90.
- 38. Groten M, Girthofer S, Pröbster L. Weber H. Marginal fit consistency of copymilled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. J Oral Rehabil. 1997;24:871-81.

- 39. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. J Prosthet Dent. 2004;92:250-7.
- 40. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. Biomaterials. 1996;17:1891-5.
- 41. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. Int J Prosthodont. 2004;17:577-80.
- 42. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent. 1998;80:394-404.
- 43. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. J Oral Rehabil. 1999;26:582-93.
- 44. Suárez MJ, González de Villaumbrosia P, Pradíes G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. Int J Prosthodont. 2003;16:229-32.
- 45. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wak- abayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 2003;16:244-8.
- 46. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2005;93:346-55.
- 47. Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K, et al. In vitro study on marginal and internal fit of CAD/ CAM all-ceramic crowns. Dent Mater J 2005;24:456-9.
- 48. Lee KB, Park CW, Kim KH, Kwon TY. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. Dent Mater J. 2008:27:422-6.
- 49. Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass ceramic restorative material. J Oral Rehabil. 1997;24:636-45.
- 50. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil 2005;32:441-7.
- 51. Cavalcanti AN, Foxton RM, Walson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Y-TZP Ceramics: key concepts for cervical application. Oper Dent. 2009 may-jun; 34(3): 344-510.
- 52. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20(1):1-25.

- 53. Anusavice KJ. Phillips Science of Dental Materials. St Louis: Elsevier; 2003.
- 54. Lamas DG, Lascalea GE, Walsoe de Reca NE. Synthesis and characterization of nanocrystalline powders for partially stabilized zirconia ceramics. Eur Ceramic Soc. 1998;18:1217-21.
- 55. Richerson WD. Modern Ceramic Engineering. 3rd ed. New York: Taylor and Francis Group; 2006.
- 56. Chevaleir J. What future for zirconia as a biomaterial? Biomaterials. 2006;27:535-43.
- 57. Lin MT, Sy-Munoz J, Munoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP. The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. Int J Prosthodont. 1998;11(6):580-90.
- 58. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent. 1989;62(4):405-8.
- 59. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. J Prosthet Dent. 1990;64(1):18-24.
- 60. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. Int J Prosthodont. 1997;10(5):478-84.
- 61. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic threeunit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. Eur J Oral Sci. 2005;113(2):174-9.
- 62. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effect of Preparation Design on the Fracture Resistance of Zirconia Crown Copings. Dent Mat J. 2008;27(3): 362-7.
- 63. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic restorations. J Prosthet Dent. 1992;67(5):594-9.
- 64. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. Acta Biomater. 2009;5:1668–77.
- 65. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. J Oral Rehab. 2010;37:641-52.
- 66. Göstemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach FW, Stiesch M, Kohorst P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. Acta Biomater. 2010 Dec;6(12):4532-8. Epub 2010 Jun 30.

- 67. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Evaluation of a high fracture toughnesscomposite ceramic for dental applications. J Prosthodont. 2008 Jul;17(5):401-8.
- 68. Fischer J, Stawarczyk B, Hammerle CHF. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. J Dent. 2008; 36:316-21.
- 69. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. Dent Mater. 2008 Nov;24(11):1556-67. Epub 2008 May 7.
- 70. Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/Al2O3 nanocomposite and a veneering ceramic. Dent Mater. 2007 Dec;23(12):1500-5. Epub 2007 Mar 21.
- 71. Cavalcanti A, Foxton R, Watson T, Oliveira M, Giannini M, Marchi G. Bond Strength of Resin Cements to a Zirconia Ceramic with Different Surface Treatments. Oper Dent. 2009;34(3):280-7.
- 72. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. Dent Mater. 1998;14:64-71.
- 73. Kosmac T, Oblak C, Marion L. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. Eur Ceramic Soc. 2008;28:1085-90.
- 74. Maeda FA. Avaliação da influência de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união ao cisalhamento entre zircônia Y-TZP e cimento resinoso [Tese de Doutorado]. Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012.
- 75. Oliveira M. Influência do tipo de sistema de infraestrutura na adaptação e microinfiltração de coroas totais cerâmicas [Tese de Doutorado]. Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2008.
- 76. Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. Acta Odontol Scand. 1993;51(4):201-6.
- 77. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. Int J Prosthodont. 2003;16(6):587-92.

- 78. Karakaya S, Sengun A, Ozer F. Evaluation of internal adaptation in ceramic and composite resin inlays by silicon replica technique. J Oral Rehabil. 2005;32(6):448-53.
- Gemalmaz D, Ozcan M, Yoruc AB, Alkumru HN. Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. J Oral Rehabil. 1997;24(9):646-51.
- 80. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. Int J Prosthodont. 2004;17(6):680-5.