

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Juliana Tereza Colpani

**ADAPTAÇÃO INTERNA E MARGINAL DE
RESTAURAÇÕES CERÂMICAS**

Passo Fundo

2012

Juliana Tereza Colpani

**ADAPTAÇÃO INTERNA E MARGINAL DE
RESTAURAÇÕES CERÂMICAS**

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

Passo Fundo

2012

Folha reservada para
Ata de aprovação da Banca Examinadora

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

Folha reservada para
Ficha catalográfica

Observação:

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

Dedicatória

A Deus.

*Ao maior exemplo de segurança, estabilidade e honestidade:
minha família*

Minha mãe, sempre me confortando e incentivando. Esperando a minha ligação no final do dia, rezando pelo meu sucesso. Você era a certeza de que, ao final de todas as minhas provas eu teria uma mensagem no meu celular afirmando que tudo tinha dado certo.

Meu pai, que representa os maiores paradoxos da minha vida: força e delicadeza. Você sabe como ninguém indicar o rumo mais correto durante uma travessia e é a certeza de que eu nunca estarei sozinha.

Minha duas irmãs Luciana e Verônica. Vocês representam a essência da verdadeira amizade. O desejo sincero de sucesso. Sem vocês as noites seriam mais longas e os dias mais pesados. Obrigada por sempre me fazerem mais feliz e completa.

Meu amor, meu amigo, meu professor e meu exemplo de profissionalismo, Vinicius. Você fez com que a minha vida se enchesse de cor. E faz isso inacreditavelmente, todos os dias.

Aos meus cinco amores que me enchem de orgulho, eu dedico essa dissertação.

Agradecimentos

*Ao meu orientador **Álvaro Della Bona**. A admiração pelo seu trabalho perdura desde a minha graduação. Com o a sua orientação durante o meu Mestrado ela foi acrescida de admiração pessoal. Tenho muito orgulho de ter sido aceita no seu dia a dia e de ter a sua amizade.*

*À minha co-orientadora e amiga **Márcia Borba**. Além da amizade que tínhamos durante a nossa graduação, com a sua presença no meu Mestrado, eu sinto enorme admiração pessoal e profissional por você. O seu apoio em todos os sentidos e assuntos da minha vida tornou tudo mais tranquilo e faz com que eu me sinta segura e confiante para seguir em frente. Você tem um lugar muito especial no meu coração para sempre.*

*Aos meus professores do Mestrado: **Bruno Carlini Júnior, Eduardo Dall Magro, João Vicente Baroni Barbizam, Luciana Ruschel dos Santos, Maria Salete Sandini Linden, Vinícius Rosa, Mateus Ericson Flores e Micheline Sandini Trentin**. Obrigada pelos ensinamentos e amizade durante estes dois anos de convívio.*

*Aos meus colegas de mestrado: **Fabício Baú Branda, Gaspar Vinicius Girardi, Letícia Stefenon, Luciana Oliveira Leal e Tiago Lange**. Agradeço pelo nosso excelente convívio. Pelos coffee-breaks cheios de risada, pelo incentivo e críticas durante esse nosso processo de crescimento profissional e pessoal. Em especial agradeço a disposição da colega **Audrea Dallazem Nogueira** ao me ajudar nos ajustes da minha dissertação e à amizade das colegas **Marielle Azevedo Sehn da Costa, Luana Soares Kuze e Lisiane Miranda Dotta**. O nosso*

“Quarteto Fantástico” foi um dos maiores presentes que o Mestrado me deu.

*Aos meus colegas de profissão e amigos **Pedro Henrique Corazza** e **Karen Akemi Fukushima** por colaborarem no desenvolvimento do meu trabalho.*

*Aos meus tios **Leontina e Paulo** e primos **Marcos, Tânia e Leonardo** que todos os domingos de churrasco se interessavam com muito carinho pelo que eu estava realizando na Universidade de Passo Fundo.*

*À minha vó **Lídia** pelas eternas orações e pelo orgulho que expressa sempre ao falar de mim. Te amo muito.*

À toda a minha família que está longe mas que em todas as ligações se mostra interessada e torcedora pelo meu sucesso.

*À família do meu namorado: **Daltro, Gladis, Ricardo, Luciano, Márcia, Luca e Luma** (apesar de ainda não ter nascido!). Obrigada por me receberem de braços abertos, se preocuparem comigo e por me deixar sempre à vontade na casa de vocês.*

*À você **Nati**, obrigada por ser minha amiga mesmo antes de me conhecer pessoalmente.*

*Às minhas amigas **TUCKYS**. Crescemos juntas, formamos a nossa vida, algumas casaram, algumas já “nos” deram filhos e mesmo com tantos afazeres, continuamos com essa amizade intensa, feliz e que a cada reencontro me enche de animo para continuar na minha jornada. Amo muito todas vocês.*

*À minha secretária **Márcia Basso**, que bateu recordes em remarcar pacientes e ajustar a minha agenda. Além de participar diariamente do meu progresso desde o início da minha carreira, lhe*

agradeço pelo sorriso constante e pela amizade sincera sua e da sua família.

*Ao meu colega de consultório **Dr. George Alberto Tagliari Frey**. Você sempre vai ser um exemplo de competência, profissionalismo, honestidade e amizade na minha vida. Obrigada pela compreensão, paciência e também por me fazer sorrir mesmo no final de um dia estressante de trabalho.*

*À **Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo** que desde a minha graduação superou as minhas expectativas. Agradeço aos funcionários que de alguma forma sempre me ajudaram.*

*À professora **Miriam Lago Magro**, coordenadora do curso de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, que me recebeu muito bem durante os estágios de docência na graduação.*

*À amiga e secretária do curso de Mestrado, **Fabiana Pimentel**. Você é a nossa “total-flex”: sabe como resolver tudo. Muito obrigada pelas palavras sempre carinhosas e cheias de dedicação..*

*Ao professor **Paulo Francisco Cezar** e sua instituição de ensino (**Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo**), ao **Laboratório do Instituto de Ciências Biológicas da Universidade de Passo Fundo** e ao **Laboratório de Prótese Dentária CORAL** que contribuíram para a execução de parte do meu estudo.*

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	12
LISTA DE FIGURAS	13
LISTA DE ABREVIATURAS	15
INTRODUÇÃO	21
REVISÃO DE LITERATURA	23
PROPOSIÇÃO.....	36
MATERIAL E MÉTODO	37
RESULTADOS E DISCUSSÃO	51
CONCLUSÕES	67
REFERÊNCIAS.....	69
ARTIGO SUBMETIDO.....	79

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Materiais e métodos de fabricação das infraestruturas (IE), composição do material e abreviatura dos grupos experimentais..	37
Tabela 2 – Ciclos de queima da YTZP e de infiltração do vidro no ICZ de acordo com o fabricante.	41
Tabela 3 – Ciclos de queima empregados para a confecção da IE de SC e infiltração do vidro.....	43
Tabela 4 – Média (desvio-padrão) e grupamento estatístico da desadaptação interna e marginal (t) considerando todos os pontos analisados para cada tipo de IE pela técnica da réplica (em μm) ..	52
Tabela 5 – Valores médios (desvio-padrão) e grupamento estatístico da desadaptação nos diferentes pontos de mensuração de cada grupo experimental (em μm) (técnica da réplica).	57
Tabela 6 – Valores médios de t (desvio padrão) e grupamento estatístico calculados pela técnica do peso para os grupos experimentais.	62
Tabela 7 – Valores médios (desvio-padrão) e grupamento estatístico da espessura da película de silicone formada no interior das IE dos grupos avaliados pela técnica da réplica e do peso (valores em μm).	63

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Desenho esquemático e terminologia utilizada para desadaptação de restaurações (Holmes et al., 1989). 33
- Figura 2 – Dimensões dos preparos realizados em modelo de aço inoxidável 38
- Figura 3 – Obtenção do modelo de gesso para unidade CAD/CAM: A) moldagem do pilar metálico com silicone leve; B) manipulação do silicone pesado; C e D) Inclusão do molde em silicone leve no silicone pesado; E) vista interna da moldagem obtida; F) vazamento do gesso especial tipo IV na moldagem e; G) troquel de gesso obtido..... 40
- Figura 4 – A) Delimitação do término do preparo e; B) Aplicação da barbotina sobre o modelo de gesso para obtenção das coroas de ICZ 42
- Figura 5 – Moldagem inicial para a técnica da réplica: A) Inserção do silicone super fluido na infraestrutura; B) Assentamento da IE no pilar metálico..... 44
- Figura 6 – A) Porção interna da IE moldada com silicone e, B) Recorte do excesso de silicone..... 45
- Figura 7 – Segunda etapa da técnica da réplica: A e B) inserção do silicone fluido na IE já moldada com silicone super fluido..... 46
- Figura 8 – Corte da moldagem no sentido M-D evidenciando a desadaptação moldada pelo silicone super fluido. As regiões de

referência para mensuração da adaptação marginal e interna usando a técnica da réplica estão apontadas e numeradas.	47
Figura 9 – A) Película obtida e; B) Pesagem da película em balança digital.	48
Figura 10 – A) Construção digital do troquel metálico; B) Medida da área do troquel (B).	49
Figura 11 – Amostragem e delineamento experimental e estatístico. ...	50
Figura 12 – Imagens representativas da desadaptação interna e marginal nas IE de ICZ (A) e MC (B)	53
Figura 13 – Média da desadaptação das IE nos diversos pontos avaliados pela técnica da réplica.	57
Figura 14 – Média da desadaptação nos diferentes pontos avaliados em cada grupo experimental pela técnica da réplica.	58
Figura 15 – Médias de desadaptação nos diferentes pontos de avaliação em cada grupo experimental.	60
Figura 16 – Médias de desadaptação nos pontos avaliados em cada grupo experimental.	61
Figura 17 – Gráfico de correlação entre as duas técnicas.....	66

LISTA DE ABREVIATURAS

θ	ângulo
\approx	aproximadamente
A	área
cm	centímetro
CAD/CAM	<i>computer-aided design / computer-aided manufacture</i>
CP	corpo de prova
Cr	cromo
ρ	densidade
\emptyset	diâmetro
t	espessura
GL	Gay-Lussac
g	gramas
$^{\circ}$	graus
$^{\circ}\text{C}$	graus Celsius
IE	infraestrutura
M-D	mésio-distal
MOD	mésio-ocluso-distal
MC	metalo-cerâmica
μm	micrometro
MEV	microscopia eletrônica de varredura
μ	mícron
mm	milímetro
mmHg	milímetro de mercúrio
min	minuto
Ni	níquel
Au	ouro
w	peso
Pt	platina
PPF	prótese parcial fixa
SC	<i>Slip casting</i>
TR	técnica da réplica

ADAPTAÇÃO INTERNA E MARGINAL DE RESTAURAÇÕES CERÂMICAS

Juliana Tereza Colpani¹

RESUMO

A adequada adaptação marginal e interna das restaurações cerâmicas é um fator importante para o sucesso clínico e longevidade dessas restaurações. Os objetivos desse estudo são: (1) avaliar a adaptação marginal e interna de diferentes tipos de infra-estruturas (IE) de coroas protéticas; (2) examinar duas metodologias (técnica da réplica e técnica do peso) usadas para avaliar a adaptação interna e marginal de restaurações indiretas. As IE de cerâmica pura foram confeccionadas utilizando-se a tecnologia CAD-CAM e a técnica de *slip casting* e as IE de metal foram confeccionadas com a técnica convencional de fundição. Para cada grupo experimental, a desadaptação interna das IE foi avaliada pelas técnicas da réplica e do peso (n=10) que utilizaram material de moldagem (silicone leve) para simular o material de cimentação. Imagens da secção transversal das amostras de silicone foram obtidas usando uma lupa estereoscópica e avaliadas em processador de imagens para determinar a espessura da camada de silicone leve em pontos

¹ Aluna do Programa de Pós-Graduação *stricto sensu* da Universidade de Passo Fundo - RS

previamente estabelecidos. O peso da camada de silicone, que simula o material de cimentação das IE, também foi mensurado. Os resultados foram analisados estatisticamente usando análise de variância (Anova) e Tukey ($\alpha=0,05$), além da correlação de Pearson para relacionar as técnicas. Todos os tipos de IE avaliados mostraram desadaptação interna e marginal clinicamente aceitável. A técnica do peso não apresenta correlação com a técnica da réplica ($p>0,05$).

Palavras-chave: cerâmicas, CAD/CAM, *slip casting*, adaptação, técnica da réplica

***EVALUATION OF MARGINAL AND INTERNAL FIT OF
CERAMIC CROWN COPINGS***

ABSTRACT

An adequate marginal and internal adaptation is an important factor for the prosthetic restorations clinical success and longevity. The objectives of this study are: (1) to measure the marginal and internal adaptation of different prosthetic crowns infrastructures (IE); (2) to analyze two types of methodologies (replica and weight technique) used to evaluate the adaptation of indirect restorations. Ceramic IE were fabricated using CAD/CAM technology and slip-casting technique, and metal IE were produced by casting. For each experimental group, the adaptation was evaluated with the replica and the weight technique (n=10), using an impression material (low viscosity silicon) to simulate the luting agent. Cross-sectional images of the silicon replica were obtained and analyzed with Image J software to measure the low viscosity silicon layer thickness at pre-determined points. The weight of the silicon layer, which simulates the IE luting agent, was also measured. Results were statistically analyzed with Anova and Tukey's test ($\alpha=0.05$). Pearson correlation was used to analyze the relation between the two types of methodologies. All IE evaluated showed clinically acceptable internal and marginal adaptation. There is no correlation between the replica and the weight technique ($p>0.05$).

Keyword: ceramic, CAD/CAM, slip casting, fit, technique of replica.

1. INTRODUÇÃO

Desde que a cerâmica foi introduzida na Odontologia para confecção de dentes artificiais utilizados em próteses total e parcial, o setor industrial vem desenvolvendo diferentes materiais cerâmicos que possibilitam a aplicação em restauração parcial de dentes (*inlays*, *onlays* e facetas) e na obtenção de coroas totais (metalo-cerâmica e cerâmica pura) em prótese parcial fixa (PPF) e sobre implantes.

Adaptar uma restauração protética a um preparo exige mais do que destreza ou habilidade manual dos profissionais envolvidos. O processo de instalação de uma restauração protética exige conhecimento de inúmeros procedimentos e materiais, que em linhas gerais são os seguintes: seleção do caso para o procedimento e material adequados; preparo apropriado do caso; matérias e procedimentos de moldagem específicos ou escaneamento adequado do preparo; confecção de provisório apropriado; fabricação ou usinagem adequada da peça protética; cimentação eficiente; ajustes, observação e preservação do conjunto dente/restauração (DELLA BONA, 2009).

Uma prótese bem adaptada resulta em uma longevidade clínica aceitável. Considera-se ma restauração com desajuste cervical aceitável quando a fenda é imperceptível visualmente ou por sondagem. Discrepâncias marginais entre 100 e 150 μm são consideradas clinicamente aceitáveis (MCLEAN E VON FRAUNHOFER, 1971;

FRANSSON et al., 1985; MOLIN E KARLSSON, 1993; MAY et al., 1998; BOENING et al., 2000; QUINTAS et al., 2004; KOKUBO et al., 2005; BEUER et al., 2009). Fendas menores que 80 μm são muito difíceis de serem detectadas clinicamente (MCLEAN E VON FRAUNHOFER, 1971). Entretanto, uma fenda maior que 70 μm na parede axial interna da IE pode reduzir a resistência a fratura de coroas (TUNTIPRAWON E WILSON, 1995).

Pondera-se que a existência de fenda cervical permite a dissolução do material de cimentação exposto ao meio bucal, formando um nicho para desenvolvimento do biofilme com crescimento bacteriano, favorecendo alterações periodontais e lesões de cárie (DELLA BONA, 2009).

2. REVISÃO DE LITERATURA

A estabilidade química, a alta resistência à compressão, a estética excelente e durável, a biocompatibilidade com os mais baixos índices de aderência de placa bacteriana são algumas das características incomparáveis das cerâmicas odontológicas (ST JOHN, 2007). Além disso, elas apresentam valores de condutibilidade térmica e coeficiente de expansão térmica próximos aos da estrutura do dente (DELLA BONA, 1996; KELLY E BENETTI, 2011).

O sucesso das cerâmicas de uso odontológico foi relatado a partir de 1956. Essas eram confeccionadas em ligas de ouro, porém esse procedimento tornou-se comercialmente disponível somente com a patente registrada em 1962 (WEINSTEIN et al., 1962; DELLA BONA, 2009).

Em 1965, McLean e Hughes desenvolveram coroas em cerâmica odontológica reforçada por óxido de alumínio (alumina). Alguns anos depois McLean e Sced (1976) desenvolveram uma coroa de cerâmica a base de alumina sobre platina, que era mais resistente à fratura. Essa evolução foi favorecida, pelas técnicas de queima a vácuo que abriram um enorme campo para a odontologia estética, no final da década de 1940. Assim, Vines e colaboradores, em 1958, produziram cerâmicas a vácuo, com um grau de porosidade muito baixo (DELLA BONA, 2009).

As PPFs de cerâmicas sobre metal demoraram, aproximadamente, 150 anos, desde que Giuseppangelo Fonzi apresentou a primeira cerâmica odontológica sobre metal para que fossem aplicadas em larga escala no mercado (KURDYK, 1999). Estudos clínicos sobre PPF tem relatado uma variedade de índices de sucesso dependendo do sistema avaliado. Considerando a atual literatura, as restaurações metalocerâmicas ainda são mais estudadas e muito utilizadas em todo o mundo, apresentando taxas de sucesso de 72-87% em 10 anos, 69-74% em 15 anos e aproximadamente, 55% após 30 anos, onde a maioria das falhas relatadas estão relacionadas à cárie secundária, que é uma resposta biológica do paciente e não um defeito estrutural ou do material. Dessa maneira as restaurações metalocerâmicas tornaram-se o padrão-ouro em PPF e outros sistemas cerâmicos precisam demonstrar índices de sucesso semelhantes a fim de substituí-las (DELLA BONA, 2009).

Constantemente são produzidos novos materiais para restauração de dentes unitários ou na construção de próteses fixas com múltiplos dentes. Com a crescente importância do conceito estético em Odontologia, novos sistemas cerâmicos foram introduzidos, como alternativa às restaurações metalocerâmicas tradicionais em dentes anteriores ou posteriores. Apesar de tudo, alguns problemas inerentes à clínica, laboratório e limitações apresentadas pelo seu próprio comportamento mecânico e propriedades físicas, tem limitado esta evolução (DELLA BONA, 2009).

As propriedades da cerâmica podem ser influenciadas pelos procedimentos de confecção da restauração, tais como a condensação do material, a sinterização e, ainda, o nível de habilidade do técnico em prótese dentária. Apesar das vantagens das restaurações cerâmicas, como

estética, alta biocompatibilidade, boa resistência mecânica e habilidade para suportar as condições bucais durante longo tempo sem deterioração significativa, este material também apresenta algumas desvantagens. Dentre elas, fragilidade ou condições para ocorrência de fratura catastrófica, lascamento, perda de retenção, dificuldade em promover ajuste marginal adequado, microinfiltração (cáries secundárias) e desgaste abrasivo do dente natural antagonista (ROSA et al., 2009; BORBA et al., 2011; GONZAGA et al., 2011). Para minimizar essas falhas, sugere-se uma boa seleção do caso, do preparo dentário, da seleção do material, do design da restauração, da técnica de cimentação, do equilíbrio oclusal e da preservação do paciente (DONOVAN, 2008).

Os sistemas cerâmicos sem metal evoluíram muito, e neste contexto foram introduzidas as restaurações fabricadas usando CAD-CAM. Estes sistemas consistem na utilização de computadores para o planejamento, desenho e confecção de estruturas (CRAWFORD, 1988; LEINFELDER et al., 1989; MIYAZAKI et al., 2009).

1.1 Sistema *Slip casting* (técnica da barbotina)

Restaurações totalmente cerâmicas foram inicialmente introduzidas para o uso em dentes anteriores (PROBSTER e DIEHL, 1992). Somente em 2000, quando foi desenvolvido o sistema In-Ceram Zircônia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha), uma cerâmica alumínica contendo 33% de óxido de zircônio estabilizado por óxido de cério, é que se tornou possível a indicação desse sistema para confecção de próteses parciais fixas pequenas em regiões posteriores

(GUAZZATO et al., 2004). As vantagens do In-Ceram Zirconia são a estética superior, excelentes biocompatibilidade e adaptação marginal, alta resistência mecânica, baixa condutividade térmica, boa relação custo/benefício e mais de 10 anos de uso clínico. Hoje, este sistema é indicado para coroas unitárias tanto na região anterior quanto na posterior e pontes fixas de até três elementos na região de pré-molares.

Restaurações cerâmicas obtidas pela técnica de *slip casting* apresentam resultados de adaptação marginal e interna clinicamente similares às metalo-cerâmicas (SCHAERER et al., 1988; ABBATE et al., 1989; GROTEN et al., 1997).

Uma longevidade clínica prolongada demanda adequada adaptação das restaurações ao preparo. Dentre os procedimentos relativos à técnica de preparo do dente, prefere-se que este permaneça em esmalte, com acabamento superficial uniforme e liso. Sabendo-se que o término do preparo interfere na adaptação protética, coroas de In-Ceram Alumina (Vita) fabricadas para preparos com terminos em chanfro, ombro com ângulo de 50° e ombro com ângulo de 90° foram avaliadas através de um estereomicroscópio com 100 vezes de aumento. Os resultados mostraram que o preparo em chanfro resultou em valores médios menores de desadaptação marginal (21,7 µm) comparado aos valores obtidos com preparos em ombro de 50° e de 90° (32,7 e 27,5 µm, respectivamente) (PERA et al., 1994).

O tempo de uso das restaurações cerâmicas pode levar a degradação da linha de cimentação, comprometendo, assim, a integridade marginal. Para avaliar a influência do envelhecimento na adaptação marginal, infraestruturas a base de zircônia e restaurações completas com esse mesmo material na infraestrutura foram cimentadas

com ionômero de vidro em dentes humanos e envelhecidas em um simulador de mastigação e ciclagem térmica. Tanto a infra-estrutura quanto a restauração completa foram avaliadas pela técnica da réplica em microscópio e verificou-se que o envelhecimento não interferiu na adaptação marginal, assim como os diferentes estágios de fabricação (ATT et al., 2009).

O método de *slip casting* apresenta resultados de adaptação comparáveis aos obtidos com sistemas CAD-CAM (BINDL E MORMANN, 2005; REICH et al., 2005). A fenda marginal mostrada por restaurações de In-Ceram Zirconia ($25 \pm 18 \mu\text{m}$) não foi estatisticamente diferente dos valores mostrados para coroas de Procera ($17 \pm 16 \mu\text{m}$) e de Decim ($23 \pm 17 \mu\text{m}$). Mas estes sistemas mostraram menores valores de fenda quando comparados às coroas de In-Ceram Zirconia obtidas por CAD-CAM ($43 \pm 23 \mu\text{m}$). Esse mesmo estudo reportou sobre a avaliação da desadaptação interna, realizada em onze pontos da coroa, mostrando menores valores para o sistema In-Ceram por *slip casting* ($94 \pm 84 \mu\text{m}$) comparado às coroas de Procera ($136 \pm 68 \mu\text{m}$) (BINDL E MORMANN, 2005).

Além disso, tem sido reportado valores diferentes de adaptação marginal de coroas de cerâmica In-Ceram Zirconia, fabricadas pelo método slip casting, avaliadas *in vitro* e *in vivo*. Como mencionado acima, a desadaptação marginal média *in vitro* foi de $25 \pm 18 \mu\text{m}$ (BINDL E MORMANN, 2005), enquanto que essa mesma medida *in vivo* mostrou um valor médio de $66 \mu\text{m}$ (KOKUBO et al., 2005).

1.2 Sistema CAD-CAM

O sistema CAD/CAM (*Computer Aided Design - Computer Aided Manufacturing*) foi introduzido na Odontologia, em 1985, por Werner Moermann e Marco Brandistini, na Suíça (LEINFELDER et al., 1989). O sistema consiste basicamente no desenho de uma estrutura protética num computador (CAD) seguido da confecção da restauração por uma máquina de usinagem (CAM). O principal objetivo dessa tecnologia é a automatização de um processo essencialmente manual, padronizando processos de fabricação, reduzindo custo e elevar a qualidade do produto final (DURET et al., 1988; LIU E ESSIG, 2008).

Um dos estudos pioneiros sobre adaptação de restaurações feitas com o sistema CAD/CAM, sugeriu que alguns sistemas poderiam fabricar coroas com uma adaptação semelhante a de restaurações metálicas uma vez que a distância entre as margens do preparo e de restaurações fabricadas por sistemas CAD/CAM variaram de 40 a 60 μm (REKOW, 1991). Outro estudo mais recente mostrou a mesma tendência ao se comparar a adaptação interna e marginal *in vitro* de restaurações cerâmicas fabricadas por CAD-CAM e restaurações metalo-cerâmicas. Dentre os sistemas de CAD/CAM avaliados, o Cerec inLab produziu restaurações com fendas que variaram entre 39 e 204 μm na região oclusal e entre 8 e 21 μm na área marginal, apresentando assim uma adaptação marginal clinicamente aceitável e comparável às restaurações metalo-cerâmicas (REICH et al., 2005).

O término do preparo de coroas protéticas é comprovadamente influente sobre a adaptação marginal das mesmas. Esse término pode ser alterado na sua forma (chanfro e ombro), ou na sua angulação (ombro

executado em graus diferentes). Coroas unitárias de alumina obtidas por CAD/CAM a partir de modelos com três diferentes tipos diferentes de terminos (ombro, ombro arredondado e chanfro) foram estabilizadas nos preparos com uso de um cimento provisório. As diferenças marginais e internas entre os grupos não foram significativas e mostraram valores médios clinicamente aceitáveis (ASSUNCÃO SOUZA et al., 2012).

A desadaptação interna possui maior número de variáveis. Como exemplo, a angulação e altura do preparo protético. Dentes que foram preparados com ângulos de 4, 8 e 12° de convergência nas paredes axiais e tiveram restaurações de CAD/CAM cimentadas com ionômero de vidro mostraram que o aumento do ângulo de convergência do preparo dentário resulta em melhor ajuste marginal (BEUER et al., 2009). Um estudo que avaliou a influência da altura do preparo combinado com sua angulação utilizando coroas fabricadas pelo sistema Cerec mostrou não haver diferença na adaptação interna das coroas independente da angulação do preparo ser de 12 ou 20°. Em ambas as alturas de preparo estudadas (4 ou 6 mm) a desadaptação interna foi similar independente das angulações do preparo, sendo que os preparos com convergência de 12° apresentaram desadaptação interna média de 121 e 115 µm para 4 e 6 mm de altura, respectivamente. Já os preparos com convergência de 20° apresentaram desadaptação interna média de 124 e 127 µm para 4 e 6 mm de altura, respectivamente (MOU et al., 2002).

A adaptação de coroas sobre preparos do sistema CAD-CAM Procera AllCeram também foi amplamente estudado tanto *in vitro* quanto *in vivo* sendo relatados médias que variam de 30 a 118 µm para desadaptação marginal e 49 a 63 µm para interna, valores estes

considerados clinicamente aceitáveis (BOENING et al., 2000; KOKUBO et al., 2005; RAHME et al., 2008). Coroas protéticas para implantes desse sistema são utilizadas e apresentam adaptação bastante satisfatória. Foi relatado que estruturas fundidas, mesmo sendo de liga de ouro, sofrem riscos de alteração dimensional devido ao enceramento da peça e aos processos de fundição. Por outro lado, os componentes confeccionados pelo método CAD-CAM Procera apresentam alto grau de adaptação passiva sobre os implantes, sendo significativamente superior a adaptação obtida por técnicas de fundição convencionais (TAKAHASHI e GUNNE, 2003).

A adaptação marginal e interna de próteses parciais fixas (PPF) de três elementos em cerâmica pura fabricadas por CAD-CAM (Cerec In-Ceram YZ; DCS Y-TZP; Cerec In-Ceram Zirconia; e Cerec glass VP2297), CAM (Cercon, Degussa) e *slip-casting* (In-Ceram Zirconia) foram avaliadas usando a técnica da réplica. As restaurações fabricadas pelo sistema CAD-CAM mostraram uma melhor precisão de ajuste marginal e interno em relação às técnicas da barbotina e CAM (BINDL e MORMANN, 2005).

1.3 Sistema metalo-cerâmico

Estudos que comparam a adaptação de restaurações em cerâmica pura com as metalo-cerâmica mostram que ambos os tipos de restaurações apresentam resultados clínicos aceitáveis (SCHAERER et al., 1988; ABBATE et al., 1989; GROTEN et al., 1997).

Estudos *in vivo* que avaliaram o tamanho da fenda marginal prótese/dente, apontam uma média de desadaptação que varia entre 65 a

120 µm para coroas metalo-cerâmicas (FRANSSON et al., 1985; CHAN et al., 1989). Em um destes estudos a desadaptação de restaurações metalo-cerâmicas foi maior (90 µm) do que em restaurações de cerâmica pura (75 µm), entretanto essa diferença não foi estatisticamente significativa (FRANSSON et al., 1985).

Avaliando-se a desadaptação marginal e interna *in vitro*, tanto as restaurações metalo-cerâmica quanto as cerâmicas fabricadas por CAD-CAM mostraram precisão clinicamente aceitável (GOLDIN et al., 2005; REICH et al., 2005).

1.4 Avaliação da adaptação interna e marginal

O ajuste marginal de qualquer restauração indireta é essencial para o seu sucesso a longo prazo. A falta de adequada adaptação é potencialmente prejudicial tanto para o dente quanto para os tecidos de suporte. Os pontos de referencia para a mensuração e a terminologia descritiva para o *assentamento* é consideravelmente variável entre os investigadores. Frequentemente o mesmo termo é usado para se referir a medidas diferentes, ou diferentes termos são usados para se referir a medidas iguais. Isso é uma freqüente fonte de confusão no relato e comparação de estudos. Dessa forma, em 1989, Holmes *et al.* fizeram referência à terminologia usada para determinar adaptação e desajuste das restaurações indiretas, representada na Figura 1. Sugeriram a definição de “*internal gap*” (a) como a distância perpendicular da superfície interna da restauração à parede axial do preparo; “*marginal gap*” (b) como a mesma medida feita na margem da restauração; “*overextended margin*” (c) como a distância perpendicular do desajuste

marginal até a margem da restauração; “*underextended margin*” (d) como a distância perpendicular do desajuste marginal até o ângulo cavo superficial do dente; “*vertical marginal discrepancy*” (e) como o desajuste marginal vertical medido paralelamente ao eixo de inserção da restauração; “*horizontal marginal discrepancy*” (f) como o desajuste marginal medido perpendicularmente ao eixo de inserção da restauração, e “*absolute marginal discrepancy*” (g) como a combinação do desajuste marginal e a extensão incorreta da margem (sobre ou subestendida). A falta de assentamento perpendicular (seguindo o longo eixo do dente) de uma restauração (*seating discrepancy* – discrepância de assentamento, h) pode ser medida usando um ou mais ponto(s) arbitrário(s) entre a superfície externa da restauração e o dente (além da margem). Os autores concluíram que as diferentes terminologias e medidas usadas nos estudos de avaliação das margens das restaurações indiretas impedem a comparação dos mesmos (HOLMES et al., 1989).

Duas técnicas comuns são a mensuração dos espécimes seccionados, e mensuração de espécimes através de suas réplicas pela visualização direta. Dispositivos mecânicos, como um gabarito de rastreamento, para medir a distorção relativa da margem da porcelana durante os ciclos de queima, tem sido usados freqüentemente.

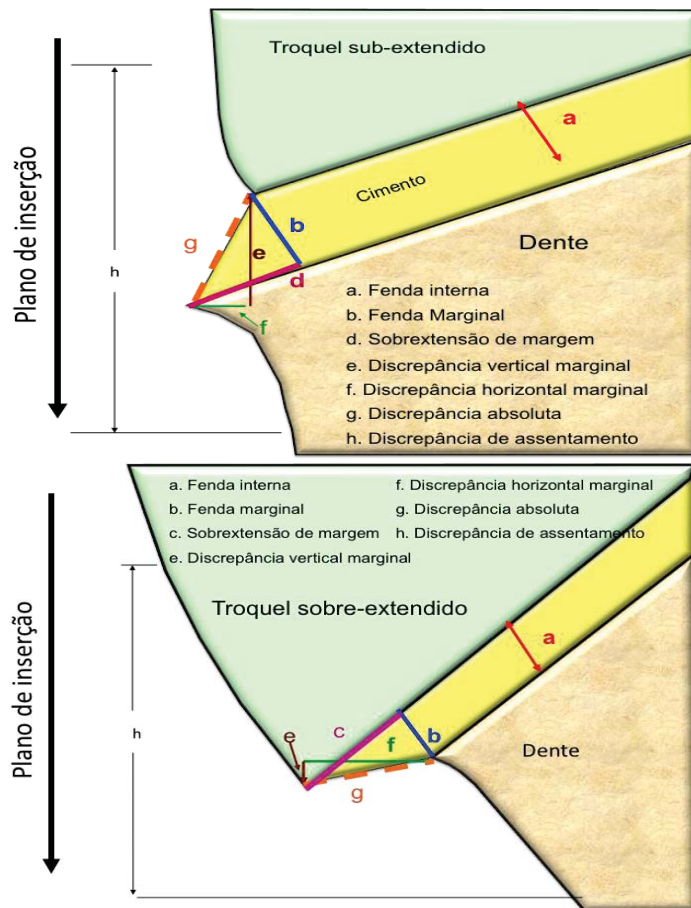


Figura 1 - Desenho esquemático e terminologia utilizada para desadaptação de restaurações (HOLMES et al., 1989).

A técnica da réplica (ou técnica do cimento análogo) surgiu em 1993 com o objetivo de avaliar a adaptação interna e marginal de coroas protéticas (MOLIN e KARLSSON, 1993). Essa técnica consiste em assentar uma restauração indireta no preparo sob pressão (digital ou um peso específico) e usando um material de moldagem (silicone) em substituição ao cimento. Após a presa do material, esse é removido sem danos e a espessura é medida em alguns locais específicos e pré-determinados, usando um microscópio. Esta técnica é a mais amplamente utilizada com o objetivo de verificar a desadaptação marginal e interna de coroas, infraestruturas, pontes, *inlays* e *onlays* cerâmicas ou metalo-cerâmicas (FRANSSON et al., 1985; GROTEN et al., 1997; BOENING et al., 2000; DENISSEN et al., 2000; TINSCHERT et al., 2001; COLI e KARLSSON, 2004; GOLDIN et al., 2005; REICH et al., 2005; GEMALMAZ e KUKRER, 2006; RAHME et al., 2008).

A videografia a laser é outro método que pode ser utilizado para a mensuração de fenda entre o dente e a coroa protética. Esta técnica de medição utiliza um laser para digitalizar a estrutura e coletar amostra tridimensional de dados. Uma fina camada de silicone de adição de consistência leve é aplicada entre a coroa e o preparo para simular a cimentação. Esta estrutura é digitalizada, com e sem a película de silicone, determinando o espaço entre a restauração e o preparo (MAY et al., 1998).

O próprio equipamento de CAD-CAM também pode ser utilizado com o objetivo de avaliar a adaptação marginal de restaurações (STURDEVANT et al., 1999).

O projetor de perfil também é usado para avaliar o desajuste marginal e interno em restaurações de cerâmica. Este mecanismo consiste em traçar uma linha paralela ao eixo de inserção da coroa e comparar a trajetória do cursor deste projetor, posteriormente um programa de computador analisa os dados e medidas encontradas (NAKAMURA et al., 2000; QUINTAS et al., 2004).

Um novo método que utiliza micro-tomografia computadorizada (micro-CT) foi aplicado para análise não destrutiva de restaurações cerâmicas [33,34]. Esta técnica permite a investigação em 2D e 3D das lacunas marginais e internas dentro do intervalo de poucos micrômetros em múltiplos locais[33].

A adaptação interna de coroas cerâmicas também pode ser avaliada conforme o peso da película de silicone formada no interior da IE, usando o mesmo fundamento da técnica da réplica (LEE et al., 2008). A película de silicone formada dentro da IE é pesada (técnica do peso), ao invés de mensurada. O valor sugere uma média da desadaptação interna da IE com relação a toda a área do preparo protético.

3. PROPOSIÇÃO

Os objetivos desse estudo são os seguintes:

I- Avaliar a adaptação marginal e interna de IE para restaurações metalo-cerâmicas e de cerâmicas livres de metal fabricadas por CAD-CAM e *slip-casting*, testando a hipótese de que esses sistemas para IE apresentam adaptação marginal e interna semelhante e clinicamente aceitável.

II- Examinar duas metodologias (técnica da réplica e técnica do peso) usadas para avaliar a adaptação interna e marginal de IE para restaurações indiretas, testando a hipótese de que a técnica do peso apresenta uma forte correlação com a técnica da réplica.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais utilizados para confecção das coroas protéticas utilizados nesse estudo se encontram na Tabela 1.

Tabela 1 – Materiais e métodos de fabricação das infraestruturas (IE), composição do material e abreviatura dos grupos experimentais.

Nome comercial do material de IE / método fabricação	Composição do material de IE	Grupo
Vita In-Ceram YZ* / CAD-CAM	Zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria (Y-TZP)	YTZP
Vita In-Ceram Zirconia* / CAD-CAM	Alumina reforçada por zircônia infiltrada por vidro	ICZ
Wironia® light‡ / fundição	Liga metálica de NiCr	MC
Vita In-Ceram Zirconia* / slip casting	Alumina reforçada por zircônia infiltrada por vidro	SC

- *Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha.*
- *‡ BEGO, Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Alemanha*

4.1 Confeção das IE

Um modelo de aço inoxidável simulando um preparo protético para receber coroa totalmente cerâmica com término em chanfro foi confeccionado por usinagem (Figura 2). O preparo possui uma altura de 4,5 mm, inclinação das paredes axiais de 6° e um chanfro em 120° (SUNDH et al., 2005).

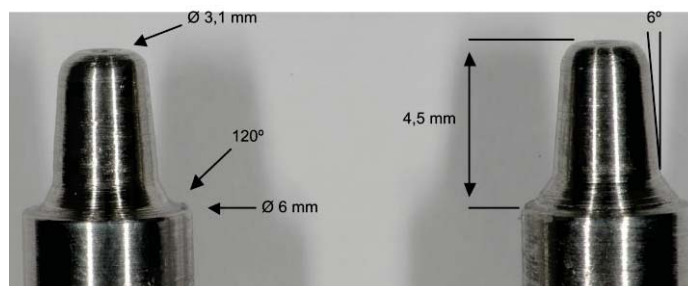


Figura 2 – Dimensões dos preparos realizados em modelo de aço inoxidável

O modelo de aço inoxidável foi moldado com silicone de adição (Adsil Putty Soft catalisador e base, pasta pesada, e Adsil regular Body Jet, pasta leve, Vigodent Coltene, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) utilizando-se a técnica da impressão única. A partir da moldagem, procedeu-se a confecção de modelo de gesso utilizando-se um gesso tipo IV especial (CAM-base, Dentona AG, Dortmund, Alemanha) que possui propriedades ópticas que oferecem contraste suficiente para o escaneamento a laser na unidade CAD/CAM, dispensando a utilização de agentes de contraste sobre o modelo.

Depois de obtido o modelo, este foi fixado a um suporte e levado ao equipamento Cerec inLab (Sirona Dental Company, Alemanha) para o escaneamento do preparo e confecção do enceramento digital da infraestrutura de um primeiro pré-molar superior (InLab 3D versão 2.90, Sirona Dental Company, Alemanha). Nessa etapa, o modelo foi escaneado por um feixe de laser em três ângulos diferentes (45°, 0° e -45°). Com as imagens capturadas, o *software* reconstruiu tridimensionalmente o volume do modelo de gesso, o eixo de inserção ocluso-cervical e o término do preparo. Após, seguiu-se com a seleção do material para a confecção da IE (YTZP e ICZ). O bloco cerâmico pré-sinterizado selecionado foi adaptado a unidade de CAM para usinagem das IE.

Após a usinagem, as IE de YTZP foram sinterizadas no forno Zyrcomat (Vita Zahnfabrik, Alemanha). As IE de ICZ foram infiltradas com vidro específico do sistema (Zircônia Glass Powder, Vita Zahnfabrik, Alemanha), de acordo com as recomendações do fabricante e levadas ao forno (Inceramat 3, Vita Zahnfabrik, Alemanha) para realizar o ciclo de infiltração do vidro. Após a infiltração, o excesso de vidro foi removido com auxílio de brocas de acabamento. O ciclo de sinterização da YTZP e o ciclo de infiltração do vidro no ICZ estão apresentados na Tabela 2.

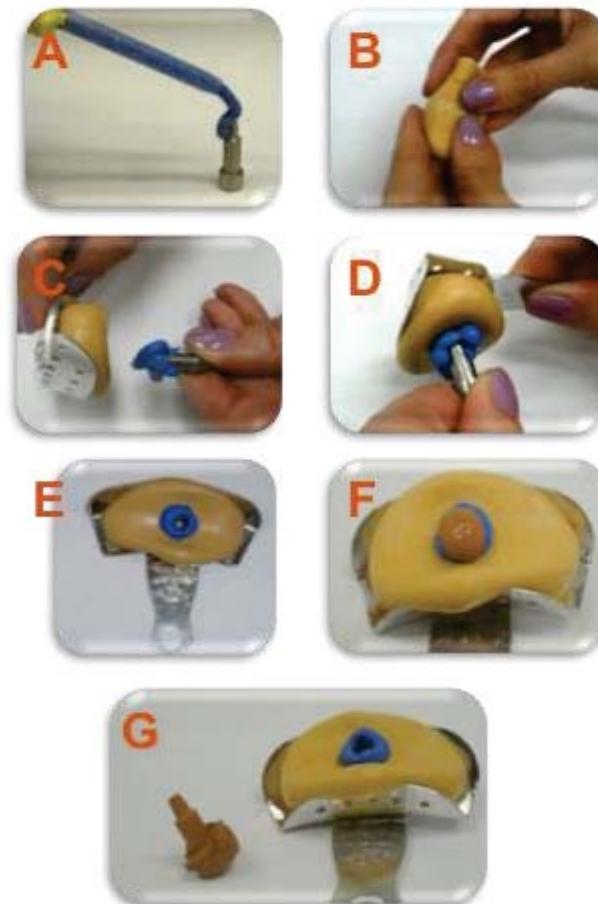


Figura 3 – Obtenção do modelo de gesso para unidade CAD/CAM: A) moldagem do pilar metálico com silicone leve; B) manipulação do silicone pesado; C e D) Inclusão do molde em silicone leve no silicone pesado; E) vista interna da moldagem obtida; F) vazamento do gesso especial tipo IV na moldagem e; G) troquel de gesso obtido

Tabela 2 – Ciclos de queima da YTZP e de infiltração do vidro no ICZ de acordo com o fabricante.

Etapas	YTZP	ICZ
Temperatura 1 (°C)	-	200
Temperatura 2 (°C)	1530	1110
Tempo de queima na temperatura 1 (h)	-	0,5
Tempo de queima na temperatura 2 (h)	2	6
Taxa de aquecimento (°C/min)	25	-
Tempo de resfriamento 1 (h)	7,5	~3

Para a confecção das IE pela técnica de *slip casting* (SC), foram aplicadas duas camadas de espaçador (Vita In-Ceram Interspace Varnish, Vita Zahnfabrik, Alemanha) sobre a área de preparo protético do troquel de aço inoxidável, resultando em uma película de alívio de aproximadamente 40 µm.

Um molde de silicone (CEHA White ECS Duplicating Silicone – Components 1 e 2 – C, HAFNER, Pforzheim, Alemanha) foi utilizado para duplicar o troquel em gesso (Vita In-Ceram Special Plaster, Vita Zahnfabrik, Alemanha). A barbotina foi preparada misturando 38 g de pó (Vita In-ceram Zircônia Powder, Vita Zahnfabrik, Alemanha) com 5 ml de líquido (Vita In-Ceram Zircônia Mixing Liquid, Vita Zahnfabrik, Alemanha) e uma gota de aditivo dispersante (Vita In-Ceram Additive, Vita Zahnfabrik, Alemanha). A mistura (barbotina) foi aplicada sobre o modelo de gesso como mostrado na Figura 4 e, após a absorção da água da mistura pelo gesso, o corpo verde foi removido cuidadosamente do modelo e levado ao forno (Inceramat 3, Vita

Zahnfabrik, Alemanha) para sinterização conforme ciclo sugerido pelo fabricante (Tabela 3). Após o término do ciclo de sinterização da IE, uma pasta de vidro (Vita In-Ceram Zircônia Glass Powder, Vita Zahnfabrik, Alemanha) foi aplicado sobre ela que foi levada ao forno (Inceramat 3, Vita Zahnfabrik, Alemanha) para execução do ciclo de infiltração do vidro (Tabela 3). Após essa etapa, as IE foram retiradas do forno e receberam acabamento com uso de pedras abrasivas e brocas para remoção do excesso de vidro.

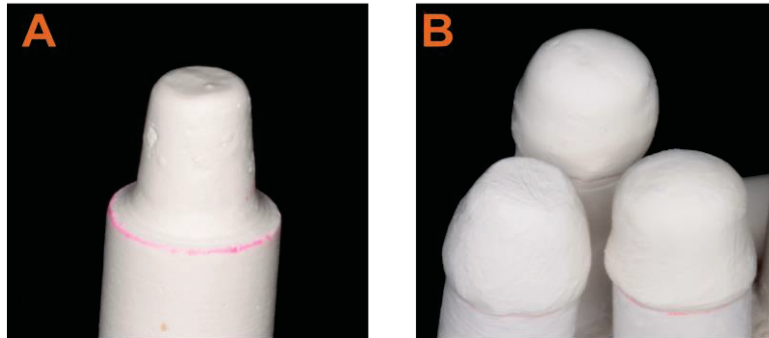


Figura 4 – A) Delimitação do término do preparo e; B) Aplicação da barbotina sobre o modelo de gesso para obtenção das coroas de ICZ

Tabela 3 – Ciclos de queima empregados para a confecção da IE de SC e infiltração do vidro

Etapas	SC	Infiltração do vidro
Temperatura 1 (°C)	120	200
Temperatura 2 (°C)	1180	1140
Tempo de queima na temperatura 1 (min)	60	50
Tempo de queima na temperatura 2 (min)	120	150
Taxa de aquecimento (°C/min)	77	80

O grupo controle foi constituído de IE metálicas para coroas metálo-cerâmicas (MC). As IE a base de uma liga de NiCr (Wironia® light, BEGO, Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Alemanha) foram produzidas usando a técnica de fundição por cera perdida, seguindo as recomendações do fabricante. O padrão de cera construído sobre o troquel metálico foi incluído em revestimento refratário (Metal Wironia Light, Wilcos do Brasil Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil) e a cera eliminada a 840°C em forno convencional. A liga foi fundida a 1350°C com uso de maçarico de gás acetileno e oxigênio e injetada por centrifugação para o interior do anel de revestimento. A IE metálica foi removida do anel de revestimento, limpa dos fragmentos de revestimentos e realizado acabamento com brocas diamantadas.

4.2 Avaliação da adaptação marginal e interna

A adaptação interna e marginal das coroas foi avaliada usando a técnica da réplica e a técnica do peso. Ambas utilizam um cimento análogo, ou seja, um material de moldagem para simular o cimento.

Para a técnica da réplica, as IE foram submetidas a um procedimento de limpeza com álcool 99° GL. Um silicone de polimerização por adição de baixa viscosidade (Express™, Regular set, Light body, Low viscosity, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) foi injetado na porção interna das IE, utilizando pontas misturadoras acopladas a um dispositivo (“pistola”) para aplicação do material. Cada IE com o material de moldagem foi assentada sobre o preparo metálico (Figura 5) sob pressão digital e ao conjunto foi aplicada uma carga estática de 20 N por cinco minutos com o objetivo de padronizar o tempo e a pressão de assentamento durante a presa do silicone (PALLIS et al., 2004).

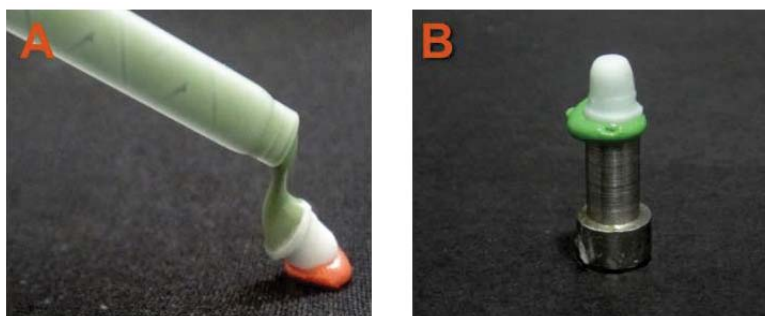


Figura 5 – Moldagem inicial para a técnica da réplica: A) Inserção do silicone super fluido na infraestrutura; B) Assentamento da IE no pilar metálico.

Após a remoção da coroa com material de moldagem simulando o cimento, o excesso de silicone além das margens foi removido com o auxílio de uma lâmina de bisturi (Figura 7).

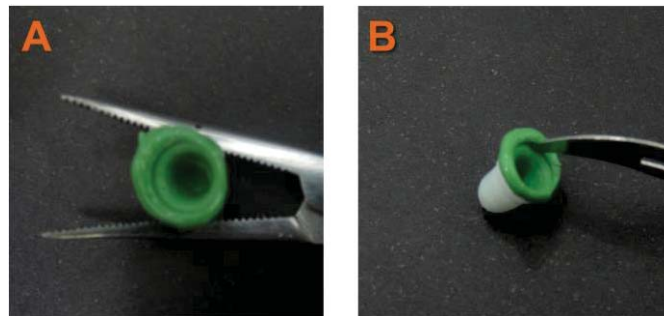


Figura 6 – A) Porção interna da IE moldada com silicone e, B) Recorte do excesso de silicone

O espaço ocupado pelo preparo (troquel) foi preenchido com silicone de adição de densidade leve (FuturaAD, Fluido Leve, DFL, Rio de Janeiro, Brasil), construindo-se assim um corpo firme de sustentação para o material super fluido, como mostrado na Figura 7 (KARAKAYA et al., 2005).

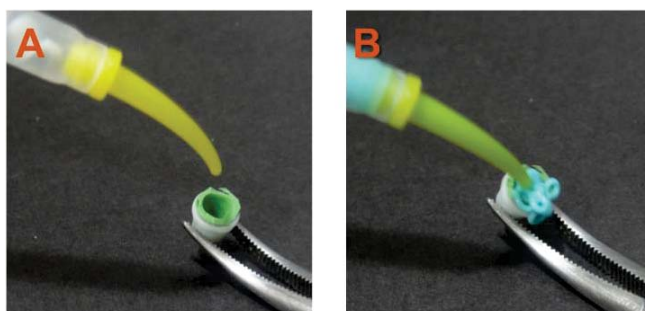


Figura 7 – Segunda etapa da técnica da réplica: A e B) inserção do silicone fluido na IE já moldada com silicone super fluido.

O conjunto formado pelo silicone super fluido (representando o cimento) e o silicone leve (ocupando o espaço do troquel) foi segmentado com lâmina de bisturi no sentido mésio-distal (M-D), de forma centralizada, obtendo-se duas fatias para análise de espessura da película de silicone super fluido. As fatias foram fotografadas com auxílio de lupa estereoscópica (Zeiss Steme DV4 Stereo Microscope, Carl Zeiss MicroImaging GmbH, Alemanha). As imagens foram analisadas com uso de um *software* de processamento de imagens (ImageJ Launcher, National Institute for Health, Bethesda, EUA) para mensuração da espessura do silicone extra leve em cinco regiões, a saber: 1) marginal; 2) ângulo gengivo-axial; 3) axial; 4) ângulo axio-oclusal; 5) oclusal (Figura 9).

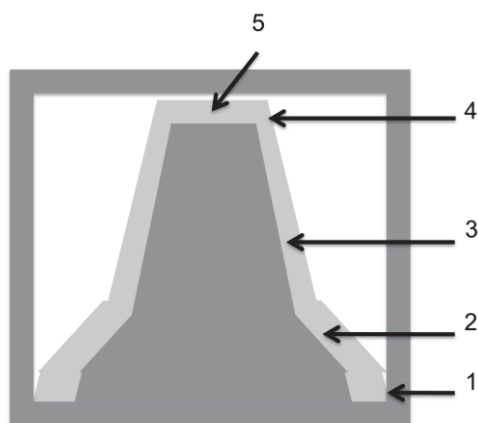


Figura 8 – Corte da moldagem no sentido M-D evidenciando a desadaptação moldada pelo silicone super fluido. As regiões de referência para mensuração da adaptação marginal e interna usando a técnica da réplica estão apontadas e numeradas.

Além da técnica da réplica convencional a desadaptação interna total foi estimada pela técnica do peso (LEE et al., 2008), onde o peso da camada de cimento análogo é levado em consideração. Novamente as IE foram preenchidas por uma camada de silicone de polimerização por adição de baixa viscosidade (ExpressTM, Regular set, Light body, Low viscosity, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) e posicionada sobre o troquel metálico utilizando o mesmo protocolo da técnica da réplica, descrito anteriormente.

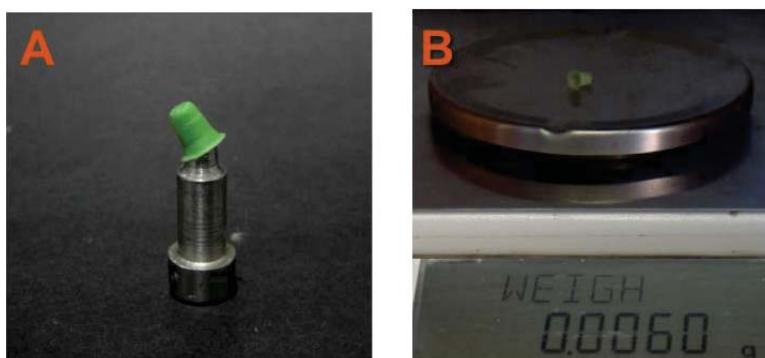


Figura 9 – A) Película obtida e; B) Pesagem da película em balança digital.

O excesso de silicone nas margens da coroa foi removido com o auxílio de uma lâmina de bisturi. Após a remoção do conjunto IE/silicone do troquel, a película de silicone extra fluido foi cuidadosamente removida do interior da IE e pesada em uma balança digital (Gilbertini Crystal 200, Gibertini Elettronica, Novate Milanese, Itália). O cálculo de espessura de película foi realizado utilizando-se a equação 1.

$$t = \frac{w}{(A \cdot \rho)} \quad (1)$$

onde “t” é a espessura (em cm) da película de silicone, “w” é o peso (em g) da película de silicone, “A” é a área (em cm²) de superfície do preparo, e “ρ” é a densidade (em g/cm³) do silicone usado. Este valor sugere a desadaptação interna total do preparo em relação a IE da restauração (LEE et al., 2008).

A área do troquel metálico foi mensurada após o escaneamento (Figura 10) e digitalização. A área foi calculada por software usado para design tridimensional (3D CAD Design Software SolidWorks, SolidWorks Corp, EUA).

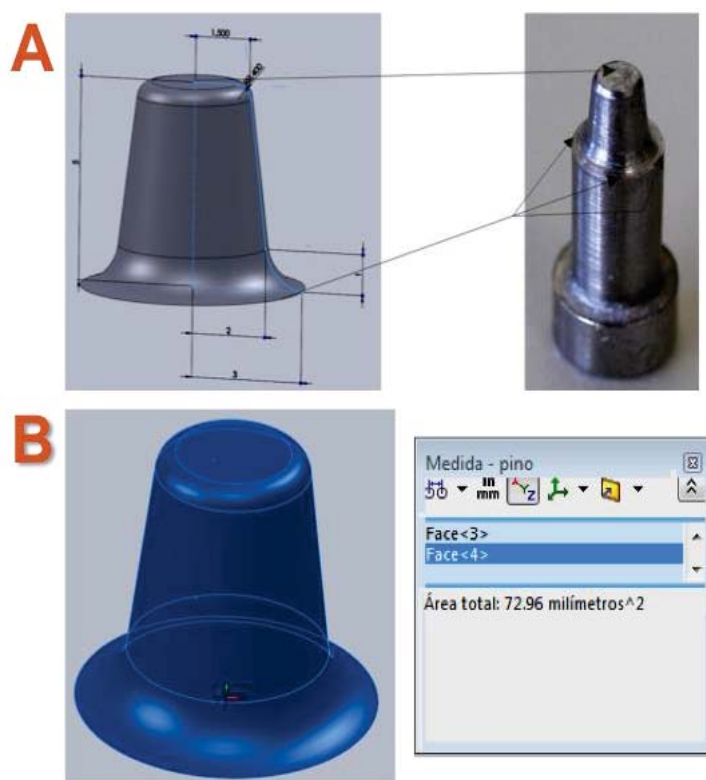


Figura 10 – A) Construção digital do troquel metálico; B) Medida da área do troquel (B).

A densidade (ρ) da silicone foi determinada pelo princípio de Arquimedes (equação 2). As massas de um bloco de silicone extra fluido

foram medidas em uma balança analítica a seco (ar) e imerso em água destilada (H₂O).

$$\rho = \left(\frac{m_{ar}}{m_{ar} - m_{H_2O}} \right) \cdot \rho_{H_2O} \quad (2)$$

onde “ ρ ” é a densidade do espécime, “ m_{ar} ” é a massa medida em ar ambiente, “ m_{H_2O} ” é a massa medida em água e “ ρ_{H_2O} ” é a densidade da água na temperatura em que as medidas são realizadas.

A distribuição dos resultados foi avaliada quanto a normalidade e igualdade de variâncias. Os resultados foram analisados estatisticamente usando análise de variância (Anova) e as diferenças apontadas pelo teste Tukey com nível de confiança de 95% ($\alpha = 0,05$). A amostragem e delineamento experimental e estatístico estão apresentados na Figura 11. As duas técnicas utilizadas para a avaliação da adaptação interna das IE (técnica da réplica e técnica do peso) foram correlacionadas pelo teste de Pearson.

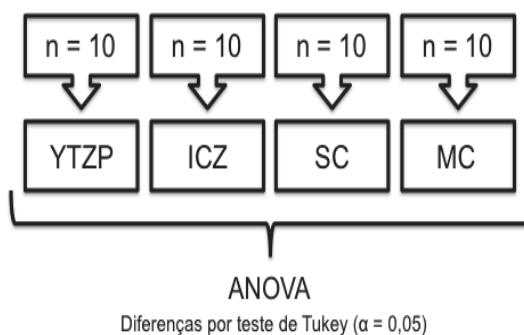


Figura 11 – Amostragem e delineamento experimental e estatístico.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

As restaurações metalo-cerâmicas são amplamente estudadas e muito utilizadas em todo o mundo, sendo que a maioria das falhas relatadas estão relacionadas à cárie secundária. Um estudo que avaliou 120 restaurações desse tipo em 60 pacientes com tempo de serviço variando de 0 a 60 meses, apontou uma taxa de 5% de falha das restaurações, todas ligadas à cárie secundária (PIPPIN et al., 1995), o que é considerado uma falha por resposta biológica do paciente (DELLA BONA e KELLY, 2008). Raramente as falhas derivam de defeito estrutural da prótese ou dos materiais que a compõem. Essas restaurações são consideradas o padrão-ouro pelos níveis de sucesso e longevidade clínica (DELLA BONA, 2009).

Com o avanço das tecnologias na Odontologia surgiram outros métodos de fabricação de restaurações indiretas. Entre elas, o sistema CAD/CAM e a técnica de *slip casting* (ou barbotina). O sistema CAD/CAM, por ser projetado e executado em software de computador, tem mínima interferência da habilidade manual do executor, geralmente o técnico de laboratório em prótese dentária. Por outro lado, a técnica *slip casting* envolve inúmeros passos, tendo uma relação direta com a habilidade do operador. Por estes motivos existem preocupações com relação a qualidade da adaptação das restaurações executadas por diferentes técnicas.

Foi reportado que coroas metalo-cerâmicas (MC) possuem valores médios de desadaptação considerados baixos (entre 25 e 50 μm) (FRANSSON et al., 1985; CHAN et al., 1989). A Tabela 4 mostra a média dos valores de t (espessura da película de silicone) considerando todos os pontos mensurados nos quatro grupos experimentais desse estudo, medidos pela técnica da réplica. As IE de MC apresentaram uma média de t, que corresponde ao tamanho médio da desadaptação interna e marginal (fenda), significativamente inferior a todos os outros grupos (YTZP, ICZ, e SC). Essas IE totalmente cerâmicas apresentaram médias de t estatisticamente semelhantes entre si ($p \geq 0,05$). A desadaptação média das IE de MC foi, pelo menos, 55% menor que a encontrada nos outros grupos.

Tabela 4 – Média (desvio-padrão) e grupamento estatístico da desadaptação interna e marginal (t) considerando todos os pontos analisados para cada tipo de IE pela técnica da réplica (em μm)

Grupo	YTZP	ICZ	SC	MC
Média de t	31,8 (10,6)a	34,8 (17,0)a	36,6 (10,4)a	14,1 (3,4)b

A desadaptação geral das IE de ICZ e MC são mostradas na figura 12.

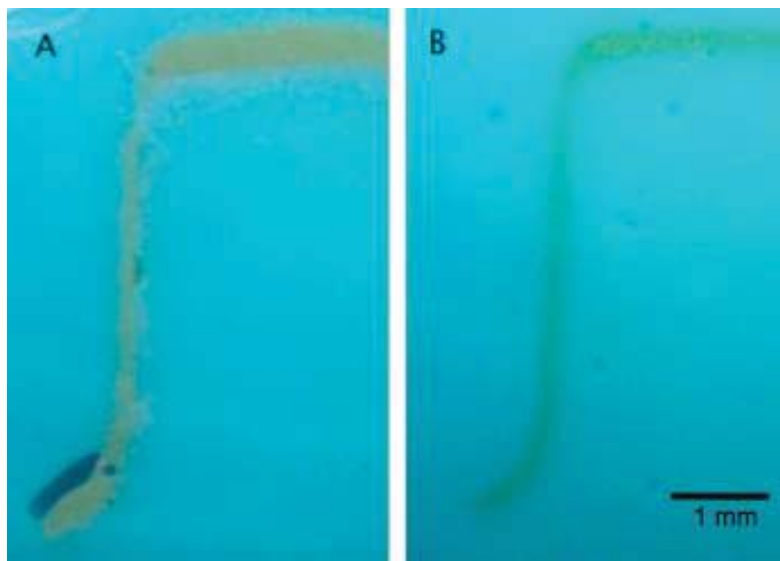


Figura 12 – Imagens representativas da desadaptação interna e marginal nas IE de ICZ (A) e MC (B)

Durante a confecção das restaurações MC, a contração do metal pode favorecer estes resultados de melhor adaptação. A contração localizada do metal geralmente ocorre próximo à junção do canal de alimentação (*sprue*) com o padrão de fundição (ANUSAVICE, 2005). O resfriamento do metal durante a solidificação no espaço deixado pelo padrão de cera acarreta em contração volumétrica em direção as paredes internas da peça protética. Esse raciocínio induziria a imaginar a possibilidade de ocorrer uma distorção das paredes externas da peça

metálica, entretanto, isso não ocorre, provavelmente devido a sistema de câmara de compensação do *sprue*.

Sobre o troquel metálico (padrão) foi aplicado duas camadas de espaçador específico para fabricação das IE de cada um dos sistemas SC, YTZP e ICZ. Esse “alívio” formou uma película uniforme de aproximadamente 30 μm para as IE de YTZP e ICZ e de 40 μm para as IE de SC. Nas IE metálicas (MC), o espaço do cimento foi obtido tão somente pela expansão natural do revestimento. A expansão de presa do revestimento no grupo MC tem como propósito se somar às outras expansões (expansão higroscópica e térmica) afim de compensar a contração de fundição do metal. A expansão normal de presa do revestimento tem sido tradicionalmente determinada de maneira semelhante a do gesso, medida como uma alteração dimensional linear que ocorre quando o revestimento toma presa. A norma ISO 15912:2006 determina uma expansão máxima para os revestimentos Tipo I de apenas 0,6% e para o caso deste estudo, os Tipo II de 2,2%, (INTERNATIONAL STANDARD ORGANIZATION. ISO 15912:2006, 2006). As expansões sofridas pelo revestimento podem ser os responsáveis pelo baixo valor médio de desadaptação mostrado pelas IE de MC. Isso pode ser exemplificado ao se verificar que a menor desadaptação média das IE totalmente cerâmica (YTZP, SC e ICZ), mostrada na parede axial de ICZ ($\approx 23 \mu\text{m}$), é 47% superior à maior desadaptação encontrada no grupo MC (parede oclusal $\approx 16 \mu\text{m}$).

Os espaçadores (alívio) utilizados no processo de fabricação das IE de SC, ICZ e YTZP provavelmente influenciaram nos valores mais elevados de t , comparados a IE de MC. Além disso, os processos de contração do metal e expansão do revestimento, provavelmente

influenciaram positivamente na melhor adaptação das IE de MC, comparada as demais IE avaliadas.

Outro possível fator que contribui para a desadaptação mostrada pelas IE de YTZP é a contração que o material sofre durante o processo de sinterização. O fabricante (Vita) é conhecedor desse fato e utiliza um sistema de compensação na usinagem dos blocos de YTZP. O sucesso dessa compensação também depende da homogeneidade do bloco de zircônia pré-sinterizado e da capacidade do *software* de projetar a extensão dessa contração no *design* da peça.

O bloco de ICZ é usinado para o tamanho final da IE, o que poderia facilitar a adaptação quando comparado as IE de YTZP. Apesar disso, o presente estudo mostrou a capacidade de compensação do sistema YTZP, cujos valores médios de *t* foram semelhantes aos valores mostrados pelas IE de ICZ.

Investigações *in vitro* de coroas de YTZP e ICZ relataram valores de fenda marginal de 9 a 110 μm (TINSCHERT et al., 2001; KOMINE et al., 2005; BINDL e MORMANN, 2007; GONZALO et al., 2008; ATT et al., 2009; BEUER et al., 2009a; BEUER et al., 2009c; GONZALO et al., 2009). No presente estudo as fendas marginais dos mesmos grupos cerâmicos variaram entre 15 e 48 μm , sendo que os valores médios estão mostrados na Tabela 5.

Considera-se uma restauração com desajuste marginal aceitável quando a fenda é imperceptível visualmente ou por sondagem. O desajuste de restaurações totalmente em cerâmica ou metalo-cerâmica varia de 54 a 95 μm (REICH et al., 2005; REICH et al., 2008). Contudo, tem sido reportado que discrepâncias marginais entre 100 e 150 μm são consideradas clinicamente aceitáveis (MCLEAN e VON

FRAUNHOFER, 1971; FRANSSON et al., 1985; MOLIN e KARLSSON, 1993; MAY et al., 1998; BOENING et al., 2000; QUINTAS et al., 2004; KOKUBO et al., 2005; BEUER et al., 2009b). Fendas menores que 80 μm são muito difíceis de serem detectadas clinicamente (MCLEAN e VON FRAUNHOFER, 1971). Entretanto, uma fenda maior que 70 μm na parede axial interna da IE pode reduzir a resistência a fratura de coroas (TUNTIPRAWON e WILSON, 1995).

Pondera-se que a existência de fenda cervical permite a dissolução do material de cimentação exposto ao meio bucal, formando um nicho para desenvolvimento do biofilme com crescimento bacteriano, favorecendo alterações periodontais e lesões de cárie (DELLA BONA, 2009).

A Tabela 5 e a Figura 14 apresentam os valores médios de desadaptação interna e marginal em todos os pontos mensurados de cada IE de todos os grupos experimentais. Comparando-se separadamente cada região, foi possível verificar que a MC apresentou os menores valores de t em todos os pontos avaliados, comparado aos demais grupos experimentais (YTZP, ICZ e SC), os quais não apresentaram diferença, exceto na parede axial (A).

Tabela 5 – Valores médios (desvio-padrão) e agrupamento estatístico da desadaptação nos diferentes pontos de mensuração de cada grupo experimental (em μm) (técnica da réplica).

	YTZP	ICZ	SC	MC
MG	25,8 (6,7)a B	35,2 (13,4)a B	35,6 (7,3)a A	12,8 (3,2)b A
GA	29,2 (2,9)a B	31,1 (8,8)a B	31,7 (4,8)a A	14,2 (3,5)b A
A	27,5 (3,6)ab B	23,5 (7,7)b B	34,3 (6,6)a A	12,9 (3,4)c A
AP	31,5 (6,5)a B	29,2 (10,2)a B	36,7 (12,7)a A	14,7 (2,6)b A
O	45,2 (15,5)a A	55,2 (22,4)a A	44,8 (14,1)a A	15,9 (3,6)b A

Letra minúscula compara valores na linha e letra maiúscula compara valores na coluna. Letras iguais não apresentam diferença estatisticamente significativa, $p \geq 0,05$.

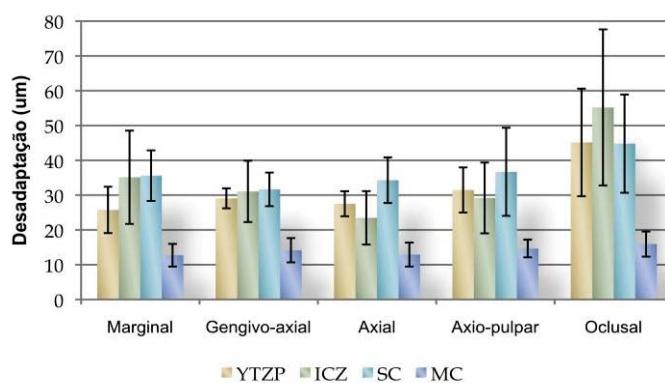


Figura 13 – Média da desadaptação das IE nos diversos pontos avaliados pela técnica da réplica.

A Figura 14 mostra os valores médios da desadaptação para cada uma das IE nos pontos avaliados pela técnica da réplica. Em todos os grupos, o valor da desadaptação oclusal é maior que nas demais regiões. Contudo, as IE de SC e MC não mostraram diferenças estatisticamente significantes no tamanho de fenda entre os diferentes pontos avaliados. Nas IE dos grupos YTZP e ICZ, foi observado desadaptação oclusal significativamente maior que as outras medidas (Tabela 5).

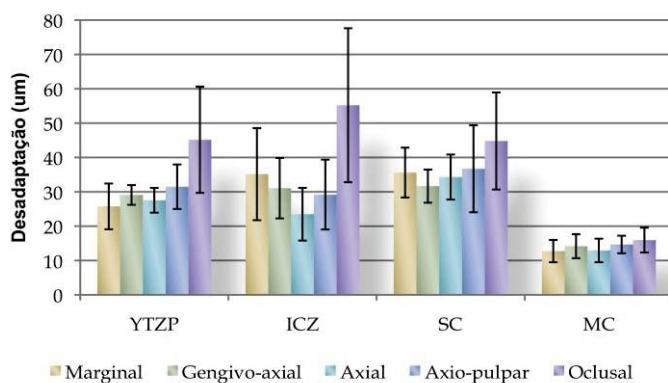


Figura 14 – Média da desadaptação nos diferentes pontos avaliados em cada grupo experimental pela técnica da réplica.

É perceptível que as IE dos grupos MC e SC possuem uma desadaptação mais homogênea comparado as IE de YTZP e de ICZ onde as diferenças entre as regiões são mais evidentes (Figura 14). Isso está de acordo com alguns estudos e é observado na prática clínica, podendo ser explicado pelos alívios produzidos em áreas retentivas (ângulos), variações no momento do escaneamento do preparo, e capacidade de usinagem (escultura) limitada pelo diâmetro das brocas de fresagem dos sistemas de CAD/CAM (HOLMES et al., 1989; HOLMES et al., 1992;

MAY et al., 1998). A homogeneidade da adaptação interna e marginal, ou tamanho da fenda (t) é importante para maximizar a distribuição de estresse no conjunto dente-restauração (TUNTIPRAWON e WILSON, 1995). Além disso, sugere-se que uma linha de cimentação mais espessa em restaurações cerâmicas pode estar relacionada a fraturas catastróficas (REKOW e THOMPSON, 2005). Este espaço deve ser uniforme e facilitar o assentamento da coroa protética, sem comprometer a retenção e resistência (MAY et al., 1998).

Os valores médios de t não mostram diferença estatística entre os pontos avaliados no mesmo sistema de IE, exceto para a região O nas IE dos grupos ICZ e YTZP, que é significativamente maior (Tabela 5). Isso pode ser justificado pelas limitações que o escaneamento possui na sua resolução. Esse fato resulta em bordas levemente arredondadas. Os *point clouds* obtidos durante o processo de escaneamento são transformados pelo software, podendo conduzir à pontos de interferência ou imperfeições que são mais frequentes nas regiões oclusal e marginal (WILLER et al., 1998; PFEIFFER, 1999; LUTHARDT et al., 2002). O troquel metálico utilizado neste estudo apresenta um tamanho um pouco menor (0,6 mm de diâmetro e 4,5 mm de altura), comparado aos comumente encontrados na clínica, isso também pode gerar *point clouds*, uma vez que quanto menor o tamanho da área escaneada, maior a chance de os detalhes serem reproduzidos com imprecisão. Além disso, a limitação de usinagem devido ao diâmetro da ponta das fresas do sistema de CAM também pode explicar a maior desadaptação na região O (Della Bona, 2009).

A *Figura 15* apresenta os valores médios de *t* em cada grupo experimental para facilitar a visualização.

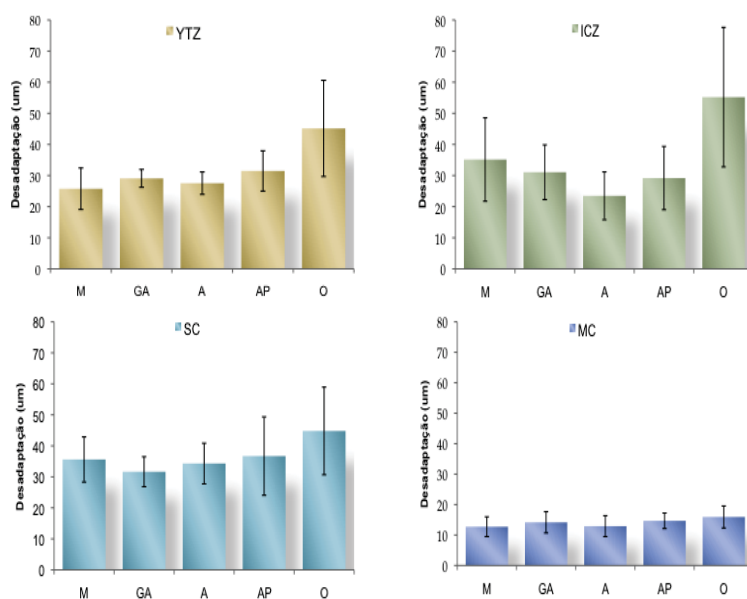


Figura 15 – Médias de desadaptação nos diferentes pontos de avaliação em cada grupo experimental.

Com o objetivo de facilitar a compreensão, a Figura 16 apresenta os cinco pontos avaliados em cada grupo experimental.

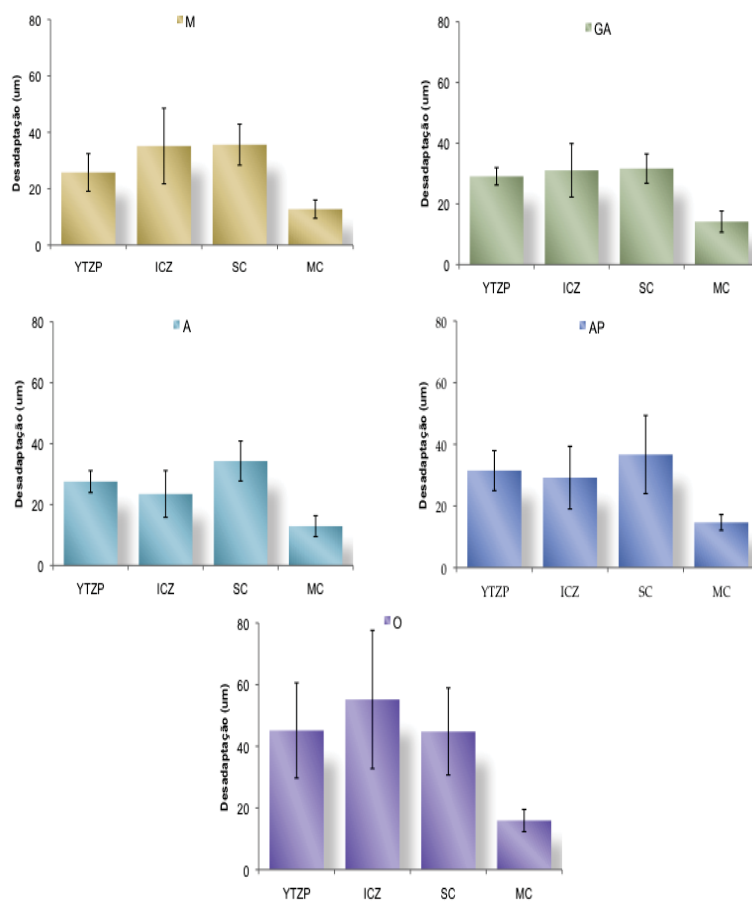


Figura 16 – Médias de desadaptação nos pontos avaliados em cada grupo experimental.

A Tabela 6 mostra os valores médios de t (espessura média da película de silicone) obtidos pela técnica do peso para os grupos experimentais. Os valores obtidos (em cm) pela equação 1, são apresentados em todo o estudo na mesma unidade dos valores da técnica da réplica, ou seja, em μm . A área do troquel (A) calculada pelo software (3D CAD Design Software SolidWorks, SolidWorks Corp, EUA) foi de $72,96 \text{ mm}^2$. Já a densidade do silicone utilizado foi de $1,3 \text{ g/cm}^3$, que é similar ao valor de densidade de alguns cimentos como o Panavia21 ($\rho = 1,9 \text{ g/cm}^3$) e RelyX Unicem ($\rho = 1,7 \text{ g/cm}^3$) (3M Espe Dental Products, 2006; Kuraray Medical Inc., 2011). As IE dos grupos MC e SC mostram valores médios de t estatisticamente semelhantes e significativamente menores que os valores mostrados pelos grupos YTZP e ICZ, os quais são semelhantes entre si.

Tabela 6 – Valores médios de t (desvio padrão) e agrupamento estatístico calculados pela técnica do peso para os grupos experimentais.

	YTZP	ICZ	SC	MC
Valores (μm)	165,2 (27,6)a	148,9 (12,2)a	92,7 (14,8)b	77,6 (15,6)b

A avaliação da desadaptação em diferentes pontos internos só é possível através da técnica da réplica. Essa técnica tem sido utilizada para avaliar a influência do agente cimentante na adaptação de coroas totais e pontes fixas de maior extensão (GELMANAZ et al., 1997; WOLFART et al., 2003; KARAKAYA et al., 2005; REICH et al., 2005). Por outro lado, a técnica do peso proporciona apenas um valor médio da

desadaptação geral da IE com relação ao preparo protético, não fornecendo qualquer informação adicional, sendo incapaz de fornecer uma mensuração da adaptação marginal da peça protética. Entretanto, a técnica do peso possui maior facilidade de execução uma vez que elimina a etapa de inclusão do conjunto infraestrutura/silicone extra fluido no silicone leve e demais etapas de mensuração. A técnica do peso exige somente o uso de uma balança analítica enquanto a da réplica necessita de aparato específico para visualização (como lupa ou microscópio) além de software para análise das imagens. Isso faz com que tanto o custo quanto o tempo necessários para se estimar a desadaptação geral da restauração sejam muito menores usando a técnica do peso.

A Tabela 7 apresenta os valores médios de t avaliados pelas técnicas da réplica e do peso. As IE do grupo MC mostraram as menores médias de t com ambas as técnicas.

Tabela 7 – Valores médios (desvio-padrão) e agrupamento estatístico da espessura da película de silicone formada no interior das IE dos grupos avaliados pela técnica da réplica e do peso (valores em μm).

Técnica	YTZP	ICZ	SC	MC
Réplica	31,8 (10,6)a	34,8 (17,0)a	36,6 (10,4)a	14,1 (3,4)b
Peso	165,2 (27,6)a	148,9 (12,2)a	92,7 (14,8)b	77,6 (15,6)b

Valores seguidos da mesma letra na linha não tem diferença estatisticamente significativa, $p \geq 0.05$.

Ambas as técnicas não são destrutivas, ou seja, as IE não são danificadas. Ambas também podem ser executadas in vivo.

A análise dos dados resultantes da técnica da réplica pode ser realizada de duas formas: agrupar as medidas por regiões e também fazendo uma média geral de todas essas regiões em cada grupo (Tabela 5). Com a técnica do peso obtém-se apenas uma ideia geral da adaptação da restauração ao preparo protético. Apesar das técnicas resultarem em valores diferentes, esperava-se que o ranqueamento dos grupos ou grupamento estatístico fosse o mesmo, comparando-se as duas técnicas, uma vez que foram usados os mesmos CP para ambas as técnicas e grupos experimentais. Contudo, o grupamento estatístico foi parcialmente diferente: os grupos MC e SC apresentaram menor valor de t comparados a ICZ e YTZP pela técnica do peso, enquanto que pela técnica da réplica apenas as IE de MC mostraram valores menores que as demais IE (Tabela 7). Este grupamento estatístico diferente pode ser devido a compensação de valores entre os pontos avaliados dentro da IE.

Pela técnica do peso, considera-se toda a película de silicone formada pela desadaptação interna da IE. Assim, as IE de MC e SC mostraram uma espessura de película mais uniforme, resultando em um peso menor. As IE produzidas por CAD-CAM mostraram uma desadaptação O maior, resultando em um maior peso. Na técnica da réplica os valores de t podem ser compensados proporcionalmente, ou seja, a maior espessura de silicone compensa a menor. Isso não é possível na técnica do peso, o que explica a fraca correlação entre as técnicas.

A fenda (desadaptação) considerada adequada para cimentação é de 25-40 μm , proporcionando um escoamento adequado do agente

cimentante. Contudo, outros autores reportam valores aceitáveis até 120 μm , quando a cimentação da restauração é realizada com cimento resinoso (UKON et al., 2004). No presente estudo, apesar das diferenças entre os valores de t , todos os tipos de IE mostraram valores clinicamente aceitáveis, considerando a técnica da réplica (mais tradicional). Mesmo quando avaliados pontos específicos internos e na margem das IE, não houve qualquer valor superior a 120 μm e os valores médios não superaram 55,2 μm (Tabela 5).

Importante mencionar que, durante o processo de fabricação de todos os tipos de IE, não foi realizado qualquer ajuste interno das IE. Os materiais de moldagem foram escolhidos considerando a viscosidade e a cor. A viscosidade é importante para simular a cimentação. Um estudo que comparou a espessura do filme de um silicone de adição leve utilizado para a técnica da réplica com a espessura do filme resultado da cimentação de copings com ionomero de vidro mostrou que não houve diferença entre as espessuras de película de ambos os materiais utilizados. Esse estudo mostra que o silicone de adição leve é capaz de simular de maneira precisa e confiável a desadaptação interna após cimentação com cimentos de ionômeros de vidro (RAHME et al., 2008). A cor diferente entre as duas silicones de moldagem é importante para melhor visualização (contraste) durante as mensurações da película de silicone extra fluido.

Os resultados do presente estudo confirmam parcialmente a primeira hipótese experimental, pois as IE totalmente cerâmicas tiveram valores médios de t semelhantes mas diferentes daqueles das IE de MC, em todas as regiões avaliadas, inclusive na margem gengival. Contudo,

todos os tipos de IE e regiões avaliadas produziram valores médios de t clinicamente aceitáveis.

A Figura 17 apresenta a correlação entre as médias obtidas por ambas as técnicas. Os resultados obtidos pela correlação de Pearson mostraram que a técnica do peso não apresenta correlação com a técnica da réplica ($p>0,05$).

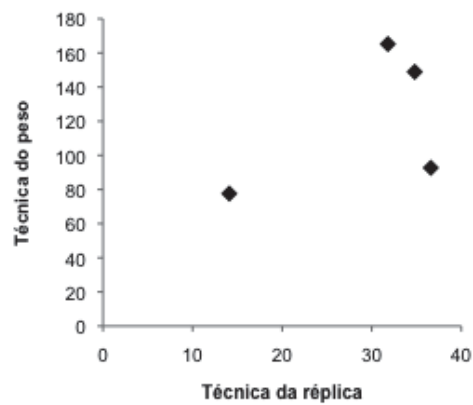


Figura 17 – Gráfico de correlação entre as duas técnicas.

6. CONCLUSÕES

I. A hipótese nula de que as restaurações protéticas metalocerâmicas, as confeccionadas pelo método CAD/CAM e pela a técnica de *slip casting* produzem possuem adaptação marginal e interna clinicamente aceitáveis foi parcialmente aceita.

II. A segunda hipótese foi negada uma vez que a técnica do peso não apresenta correlação com a técnica da réplica. Os resultados obtidos pela técnica do peso devem ser utilizados com cautela quando se deseja estimar a desadaptação interna de coroas protéticas.

REFERÊNCIAS

3M ESPE DENTAL PRODUCTS. *3M Material safety data sheet 3M ESPE Relyx Unicem Clicker*. St. Paul., 2006. 7 p.

ABBATE, M. F.; TJAN, A. H. L.; FOX, W. M. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, v.61, n.5, p.527-553, 1989.

ANUSAVICE, K. J. Procedimentos e revestimentos para fundição. In: Anusavice, K. J. *Phillips, materiais dentários*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. p.275-328.

ASSUNÇÃO SOUZA, R. O.; OZCAN, M.; AUGUSTO PAVANELLI, C.; BUSO, L.; LEAO LOMBARDO, G. H.; ARAUJO MICHIDA, S. M.; MELO MESQUITA, A. M.; ANTONIO BOTTINO, M. Marginal and Internal Discrepancies Related to Margin Design of Ceramic Crowns Fabricated by a CAD/CAM System. *J Prosthodont*, v. 21, n.2, p. 94-100, 2012.

ATT, W.; KOMINE, F.; GERDS, T.; STRUB, J. R. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*, v.101, n.4, p.239-47, 2009.

BEUER, F.; AGGSTALLER, H.; RICHTER, J.; EDELHOFF, D.; GERNET, W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int*, v.40, n.3, p.243-50, 2009.

BINDL, A.; MORMANN, W. H. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent*, v.27, n.6, p.567-75, 2005.

BOENING, K. W.; WOLF, B. H.; SCHMIDT, A. E.; KASTNER, K.; WALTER, M. H. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, v.84, n.4, p.419-24, 2000.

BORBA, M.; DE ARAUJO, M. D.; FUKUSHIMA, K. A.; YOSHIMURA, H. N.; CESAR, P. F.; GRIGGS, J. A.; DELLA BONA, A. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater*, v.27, n.7, p.710-21, 2011.

CHAN, C.; HARASZTHY, G.; GEIS-GERSTORFER, J.; WEBER, H.; HUETTEMANN, H. Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns. *Quintessence Int*, v.20, n.3, p.189-93, 1989.

CRAWFORD, R. Computers in dentistry. Part one. CAD/CAM: the computer moves chairside. *J Can Dent Assoc*, v.54, n.9, p.661-3, 1988.

DELLA BONA, A. Cerâmicas: desenvolvimento e tecnologia. *RFO UPF*, v.1, n.1, p.13-23, 1996.

_____. *Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico*. São Paulo: Artes Médicas, 2009, 254p.

DONOVAN, T. E. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, v.139, p.14S-18S, 2008, Suplemento

DURET, F.; BLOUIN, J. L.; DURET, B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*, v.117, n.6, p.715-20, 1988.

FRANSSON, B.; OILO, G.; GJEITANGER, R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater*, v.1, n.5, p.197-9, 1985.

GOLDIN, E. B.; BOYD, N. W., 3RD; GOLDSTEIN, G. R.; HITTELMAN, E. L.; THOMPSON, V. P. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*, v.93, n.2, p.143-7, 2005.

GONZAGA, C. C.; CESAR, P. F.; MIRANDA, W. G., JR.; YOSHIMURA, H. N. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater*, v.27, n.4, p.394-406, 2011.

GROTEN, M.; GIRTHOFER, S.; PROBSTER, L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by

light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil*, v.24, n.12, p.871-81, 1997.

GUAZZATO, M.; ALBAKRY, M.; RINGER, S. P.; SWAIN, M. V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, v.20, n.5, p.449-56, 2004.

HOLMES, J. R.; BAYNE, S. C.; HOLLAND, G. A.; SULIK, W. D. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*, v.62, n.4, p.405-8, 1989.

HOLMES, J. R.; SULIK, W. D.; HOLLAND, G. A.; BAYNE, S. C. Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, v.67, n.5, p.594-9, 1992.

INTERNATIONAL STANDARD ORGANIZATION. *ISO 15912:2006: Dentistry- Casting investments and refractory die materials*. Geneva: International Organization for Standardization, 2006. 9p.

KARAKAYA, S.; SENGUN, A.; OZER, F. Evaluation of internal adaptation in ceramic and composite resin inlays by silicon replica technique. *J Oral Rehabil*, v.32, n.6, p.448-53, 2005.

KELLY, J. R.; BENETTI, P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, v.56, p.84-96, 2011. Suplemento 1.

KOKUBO, Y.; OHKUBO, C.; TSUMITA, M.; MIYASHITA, A.; VULT VON STEYERN, P.; FUKUSHIMA, S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil*, v.32, n.7, p.526-30, 2005.

KURARAY MEDICAL INC. *Panavia 21 ; Catalyst Paste (EX, TC, OP)*. Okayama, 2011. 5 p.

KURDYK, B. Giuseppangelo Fonzi: industrial fabrication promoter of porcelain prosthetics. *J Hist Dent*, v.47, n.2, p.79-82, 1999.

LEE, K. B.; PARK, C. W.; KIM, K. H.; KWON, T. Y. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dent Mater J*, v.27, n.3, p.422-6, 2008.

LEINFELDER, K. F.; ISENBERG, B. P.; ESSIG, M. E. A new method for generating ceramic restoration: a CAD/CAM system. *J Am Dent Assoc*, v.118, n.6, p.703-707, 1989.

LIU, P. R.; ESSIG, M. E. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, v.29, n.8, p.482, 484, 486-8 passim, 2008.

MAY, K. B.; RUSSELL, M. M.; RAZZOOG, M. E.; LANG, B. R. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*, v.80, n.4, p.394-404, 1998.

MCLEAN, J. W.; VON FRAUNHOFER, J. A. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, v.131, n.3, p.107-11, 1971.

MIYAZAKI, T.; HOTTA, Y.; KUNII, J.; KURIYAMA, S.; TAMAKI, Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, v.28, n.1, p.44-56, 2009.

MOLIN, M.; KARLSSON, S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. *Acta Odontol Scand*, v.51, n.4, p.201-6, 1993.

MOU, S. H.; CHAI, T.; WANG, J. S.; SHIAU, Y. Y. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent*, v.87, n.3, p.248-55, 2002.

PALLIS, K.; GRIGGS, J. A.; WOODY, R. D.; GUILLEN, G. E.; MILLER, A. W. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent*, v.91, n.6, p.561-9, 2004.

PERA, P.; GILODI, S.; BASSI, F.; CAROSSA, S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, v.72, n.6, p.585-90, 1994.

PIPPIN, D. J.; MIXSON, J. M.; SOLDAN-ELS, A. P. Clinical evaluation of restored maxillary incisors: veneers vs. PFM crowns. *J Am Dent Assoc*, v.126, n.11, p.1523-9, 1995.

PROBSTER, L.; DIEHL, J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int*, v.23, n.1, p.25-31, 1992.

QUINTAS, A. F.; OLIVEIRA, F.; BOTTINO, M. A. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent*, v.92, n.3, p.250-257, 2004.

RAHME, H. Y.; TEHINI, G. E.; ADIB, S. M.; ARDO, A. S.; RIFAI, K. T. In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract*, v.9, n.2, p.25-32, 2008.

REICH, S.; KAPPE, K.; TESCHNER, H.; SCHMITT, J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci*, v.116, n.6, p.579-84, 2008.

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. *Eur J Oral Sci*, v.113, n.2, p.174-9, 2005.

REKOW, D.; THOMPSON, V. P. Near-surface damage – a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng H*, v.219, n.4, p.233-234, 2005.

REKOW, E. D. Dental CAD-CAM systems. What is the state of the art? *J Am Dent Assoc*, v.122, n.12, p.42-8, 1991.

ROSA, V.; YOSHIMURA, H. N.; PINTO, M. M.; FREDERICCI, C.; CESAR, P. F. Effect of ion exchange on strength and slow crack growth of a dental porcelain. *Dent Mater*, v.25, n.6, p.736-43, 2009.

SCHAERER, P.; SATO, T.; WOHLWEND, A. A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, v.59, n.5, p.534-42, 1988.

ST JOHN, K. R. Biocompatibility of dental materials. *Dent Clin North Am*, v.51, n.3, p.747-60, viii, 2007.

STURDEVANT, J. R.; BAYNE, S. C.; HEYMANN, H. O. Margin gap size of ceramic inlays using second-generation CAD/CAM equipment. *J Esthet Dent*, v.11, n.4, p.206-214, 1999.

SUNDH, A.; MOLIN, M.; SJOGREN, G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*, v.21, n.5, p.476-82, 2005.

TAKAHASHI, T.; GUNNE, J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent*, v.89, n.3, p.256-260, 2003.

TUNTIPRAWON, M.; WILSON, P. R. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J*, v.40, n.1, p.17-21, 1995.

UKON, S.; ISHIKAWA, M.; TOHYAMA, M.; H, H. S. Determination of the fabricating conditions for the preferable marginal and intenal adaptation of the mica crystal castable ceramic crown. *Dent Mater J*, v.23, n.1, p.53-62, 2004.

WEINSTEIN, M.; KATZ, S.; WEINSTEIN, A. B. Fused porcelain-to-metal teeth. K. E. W. Weinstein. EUA. US Patent 3052982 1962.

Artigo a ser submetido ao *Dental Materials*

Avaliação da adaptação marginal e interna de infraestruturas cerâmicas
Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings.

Juliana Tereza Colpani¹
Márcia Borba¹
Álvaro Della Bona¹

¹ Post-graduate Program in Dentistry, Dental School, University of Passo Fundo, Brasil

Título reduzido: Adaptação de infraestruturas cerâmicas

Short Title: fitting of ceramic copings

Corresponding author

Alvaro Della Bona, Chair of the Post-graduate Program in Dentistry, Dental School, University of Passo Fundo, Campus I, BR285, km 171, Passo Fundo, RS, Brasil. dbona@upf.br

Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings.

Abstract

Objectives: (1) to measure the marginal and internal adaptation of different prosthetic crowns infrastructures (IS); (2) to analyze two types of methodologies (replica and weight technique) used to evaluate the adaptation of indirect restorations. Methods: Ceramic IS were fabricated using CAD/CAM technology and slip-casting technique, and metal IS were produced by casting (n=10). For each experimental group, the adaptation was evaluated with the replica (RT) and the weight technique (WT), using an impression material (low viscosity silicon) to simulate the luting agent. Cross-sectional images of the silicon replica were obtained and analyzed with Image J software to measure the low viscosity silicon layer thickness at pre-determined points. The silicon layer was also weighted. Results were statistically analyzed with Anova and Tukey's test ($\alpha=0.05$). Pearson correlation was used to analyze the relation between the two types of evaluation methods. Results: All IS evaluated showed clinically acceptable internal and marginal adaptation. Metal IS showed the best adaptation, irrespective of the measuring technique (RT and WT). The IS produced by CAD-CAM showed greater gap values at the occlusal area than at other evaluated regions. The IS produced by the dental laboratory technician showed similar gap values at all evaluated regions. There is no correlation between RT and WT ($p>0.05$). Significance: Different levels of adaptation were found for the different experimental groups and for the different evaluation methods. However, all IS evaluated showed clinically acceptable values of marginal and internal adaptation.

Keyword: ceramic; CAD-CAM; slip casting; fit; replica
technique

1. INTRODUCTION

The internal and marginal adaptation of ceramic restorations is an important factor for the clinical success and longevity of these restorations. The presence of a marginal gap can lead to dissolution of the luting agent, creating an area for biofilm development that may cause caries and periodontal diseases [1-3]

A marginal misfit can be considered acceptable when it is visually imperceptible or can not be detected using a dental probe. Marginal gap values between 100 and 150 μm are considered clinically acceptable [4-11]. In addition, the dimension of the internal gap is also important because internal gaps greater than 70 μm can reduce the fracture resistance of dental crowns [12].

Methods to evaluate the adaptation of prosthetic restorations have used laser videography [10], profile projector [13], micro-CT and CAD/CAM scanner [14]. The replica technique (RT), or cement analogue technique, has been widely used because of its ability to estimate the internal and marginal gap dimension of prosthetic restorations [9]. This technique is non-destructive and uses an impression material instead of the cement to sit a restoration over the prepared die. After setting, the impression material and restoration are carefully separated from the die and the thickness of the cement layer analogue is measured [6, 7, 15-22]. Another non-destructive method that can be used to evaluate the gap dimension of prosthetic restorations is the “weight technique” (WT). It has lower cost and it is easier to execute than the RT. In the WT the impression material that simulates the cement layer is weighted instead of measuring the thickness in specific

points as for the RT. The value obtained with the WT corresponds to the total internal gap thickness between the restoration and the prepared die [23].

Metal-ceramic restorations are widely studied and used worldwide, with most reported failures related to secondary caries. It is unusual to observe material structural failures [24, 25]. These restorations are considered the gold standard due to its clinical success and longevity. Advances in materials and technology contributed to the introduction of different techniques to produce dental restorations, such as the CAD/CAM system and the slip casting technique. The CAD/CAM systems imply none or minimal influence of the dental laboratory technician [26]. On the contrary and as for the metal-ceramic restorations, the ceramic restorations fabricated by the slip casting technique depend on the ability of the technician [1, 27].

Besides the claim that the use of pre-fabricated blocks and standardized scanning and milling procedures could minimize the influence of the dental laboratory technician in the production process and result in higher quality restorations [26], the first restorations produced by the CAD-CAM systems showed poor adaptation [28]. Improvements were made in the CAD-CAM scanner and milling unit aiming to obtain better optical acquisitions and to produce restorations with finer details [26]. However, it is not clear if the restorations produced by the more advanced CAD-CAM systems show comparable adaptation level to the restorations produced by the dental laboratory technician as the literature is usually limited to the comparison among different CAD-CAM systems [4-6, 8, 13, 14, 16, 23] and only few studies have a control group [21, 29]. In addition, different processing

techniques (i.e. metal casting, slip casting, hot-pressing) are used depending on the choice of the restorative material. Thus, it is important to assess the adaptation of CAD-CAM and technician-produced restorations to increase the knowledge on the advantages and limitations of each processing technique.

Therefore, this study evaluated the marginal and internal adaptation of prosthetic crown infrastructures (IS) produced by CAD-CAM technology and by the laboratory technician, using two measuring techniques (RT and WT), testing the hypotheses that all IS present clinically acceptable values of marginal and internal adaptation and that there is a positive correlation between the gap values produced by both measuring techniques (RT and WT).

2. MATERIALS AND METHODS

The materials used in this study are shown in Table 1. Ten IS were produced for each experimental group.

Type 304 stainless steel was used to produce a die to simulate a prepared first premolar, with 4.5 mm height, 6° axial taper and a 120° chamfer (Figure 1) [30]. An impression of the metal model was performed (polyvinyl siloxane, Aquasil™ Soft Putty, high viscosity paste, and Aquasil™ Low Viscosity, Dentsply, Petropolis, RJ, Brazil) and a die was obtained using a special type IV plaster (CAM-base, Dentona AG, Dortmund, Germany). The die was laser scanned in a CAD/CAM unit (Cerec inLab, Sirona Dental Company, Germany) and the design of the first premolar IS was selected in the CAD-CAM software (InLab 3D version 2.90, Sirona Dental Company, Germany). After milling the ceramic blocks (10 blocks of YTZP and 10 of ICZ), the YTZP IS were sintered (Zyrcomac, Vita Zahnfabrik, Germany) and ICZ IS were submitted to the glass infiltration cycle (Glass Zirconia Powder, Zahnfabrik Vita, Germany) (Inceramat, Vita Zahnfabrik, Germany) according to manufacturer's recommendations. The excess glass of the infiltrated ICZ IS was removed with finishing burs (#1112F and 1112FF, KG Sorensen, Brazil).

For the SC IS, two layers of a spacer were applied on the stainless steel model, resulting in a 40 µm-thick spacer layer, approximately (Vita In-Ceram Interspace Varnish, Vita Zahnfabrik, Germany). The spacer layer thickness was informed by the manufacturer and confirmed by applying two subsequent uniform layers of the spacer on a glass slab and measuring (digital caliper, Absolute digimatic,

Mitutoyo Corp., Japan) the thickness of the glass slab before and after the spacer application. A silicon mold (Components 1 and 2, CEHA ECS White Duplicating Silicone, C HAFNER, Pforzheim, Germany) was used to duplicate the model into ten plaster dies (Vita In-Ceram Special Plaster, Vita Zahnfabrik, Germany). The SC slurry was prepared by mixing 38 g of powder (Vita In-Ceram Zirconia Powder, Vita Zahnfabrik, Germany) and 5 ml of liquid (Vita In-Ceram Zirconia Mixing Liquid, Vita Zahnfabrik, Germany) and one drop of additive (Vita In-Ceram Additive, Vita Zahnfabrik, Germany). The mixture was applied over the dies and, after moisture absorption by the plaster, the green body was carefully removed from the die and sintered (Inceramat, Vita Zahnfabrik, Germany) according to manufacturer's instructions. The glass paste (Vita In-Ceram Zirconia Glass Powder, Vita Zahnfabrik, Germany), was applied on the sintered IS and the glass infiltration procedure was performed as described above for the ICZ group. The excess of glass was also removed from the IS as described for the ICZ group.

Ten metallic IS were fabricated with a NiCr-based alloy (Wironia® light, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Germany), using the lost wax technique and according to the manufacturer's recommendations. The wax IS pattern was embedded in the refractory investment and the wax was eliminated at 840°C. The alloy was heated at 1350°C with an oxygen and acetylene gas burner and injected into the spinning ring. The IS was removed from the investment ring, cleaned and grinded with diamond burs.

The marginal and internal adaptation of all IS were evaluated using the RT and the WT. A low viscosity addition silicon impression

material (Express™, regular set, light body, 3M ESPE. St Paul, MN/USA) was used as the cement analogue for both techniques (RT and WT). The impression material was injected into the inner portion of the IS that was placed over the master model. A load of 20 N was applied to the occlusal surface for 5 min [31].

For the RT, the IS containing the cement analogue was removed from the metal model and the space occupied by the model was filled with a different color low viscosity silicon (AD Future, light fluid, DFL, Rio de Janeiro. RJ/Brazil) to obtain a consistent structure that was removed from the IS. An extra layer of silicon material (AD Future, light fluid, DFL, Rio de Janeiro. RJ/ Brazil) was added to the external surface of the cement analogue layer to avoid damaging the replica during the cutting process. A blade was used to cut the replica, in the occlusal-gingival direction, into two equal parts, which were observed and photographed under a stereomicroscope (Zeiss Steme DV4 Stereo Microspope, Carl Zeiss MicroImaging GmbH, Germany). The images were evaluated (ImageJ Launcher, National Institute for Health, Bethesda/ USA) and the cement analogue thickness was measured in five pre-determined regions (Figure 2) [14]:

1. MG - marginal gap;
2. GA - chamfer area;
3. A - axial wall;
4. AO- axio-occlusal angle; and
5. O - occlusal area.

For each IS, the five pre-determined regions were measured in the mesial and distal sides of the replica. As the IS were symmetric and a previous statistical analysis showed no influence of the measurement

side in the gap thickness values, the values from mesial and distal sides were averaged. Thus, ten gap thickness values per region (n=10) were considered for statistical purposes (one from each IS).

In addition to the mean gap thickness at each region, the total gap thickness of each IS was also calculated using the average of the values obtained from all regions.

For the WT, the cement analogue layer was carefully removed from the IS and weighted in a digital balance (Gilbertini Crystal 200, Gibertini Elettronica. Novate Milanese. Italy). The total gap thickness (t in cm) was calculated using the following equation [23]:

$$t = w/(A\rho) \quad \text{Equation (1)}$$

where "w" is the weight (in g) of the cement analogue layer, "A" is the preparation area of the model and "ρ" the density of silicon material used as the cement analogue. The preparation area (0.7296 cm²) of the model was calculated by digital scanning (3D Design CAD Software SolidWorks, SolidWorks Corp., USA) (Figure 1). The silicon density was estimated using ten box-shaped specimens with 1 cm³. The mass of the specimens was measured in both air and water (24°C) using an analytical balance and calculated according to the following equation:

$$\rho = \left(\frac{m_{ar}}{m_{ar} - m_{H_2O}} \right) \bullet \rho_{H_2O} \quad \text{Equation (2)}$$

where m_{ar} is the mass in air, m_{H₂O} is the mass in water and ρ_{H₂O} is water density at the given temperature.

The mean silicon density and standard deviation values were 1.31 g/cm³ and 0.12 g/cm³, respectively.

Statistical analyses were performed to evaluate: (1) the effect of the material on the total gap thickness values obtained with the RT (Table 2); (2) the effect of the material on the total gap thickness values obtained with the WT (Table 2); (3) the effect of the material on the gap thickness values obtained for each individual region (Table 3); (4) the effect of the region on the gap thickness values obtained for each individual material (Table 3). Data showed normal distribution and equal variance, thus one-way analysis of variance and Tukey's tests were performed ($\alpha = 0.05$). The total gap thickness values obtained with each technique were correlated using Pearson's correlation test.

3. RESULTS

Table 2 shows the mean values of the total gap thickness obtained for the experimental groups using both techniques (RT and WT). For the RT, the MC showed a mean gap value significantly lower than all the other groups (YTZP, ICZ and SC), which were statistically similar. The mean gap value of MC was at least 55% lower than mean gap values found for the other experimental groups. For the WT, the MC and the SC groups were statistically similar and showed smaller mean gap values than the ICZ and the YTZP groups, which were at least 91% greater than the mean gap value of MC.

Table 3 shows the mean values of gap thickness at different evaluated regions obtained with the RT. Considering each region (row values), the MC group showed the lowest mean gap value at all evaluated regions. The mean gap value of MC at the occlusal (O) area was almost 3.5 times smaller than the mean value found for ICZ in the same area. When different regions are compared within the same experimental group (column values), it is possible to observe that SC and MC groups showed similar mean gap values at all measured regions. For YTZP and ICZ groups, the mean gap value at the occlusal (O) area is greater than at other evaluated regions (Table 3).

Figure 3 shows no correlation between the total gap thickness values from each experimental group measured by both techniques (RT and WT) ($p > 0.05$).

4. DISCUSSION

Different levels of adaptation were found for the experimental groups with both gap measurement techniques. When the total gap thickness was evaluated with the RT, the MC group showed the lowest mean values. The alloy shrinkage during the MC IS manufacturing process may lead to a superior adaptation, as observed in Tables 2 and 3. Local alloy shrinkage usually occurs near the union of the channel created by the sprue and the IS casting pattern [32]. During cooling, in the solidification process, the alloy shrinks toward the inner walls of the prosthetic restoration. The results of the present study suggest that the alloy uniformly shrinks because the MC group showed similar gap thickness values at all measured regions.

To produce SC IS, two layers of a spacer were applied to the die, resulting in a cement space of approximately 40 μm . For YTZP and ICZ IS, produced by the CAD/CAM system, a digital spacer of 30 μm was introduced. The spacer thickness may have influenced the mean gap values measured for these groups. However, no significant difference was found between the total gap thickness values for YTZP, ICZ and SC groups, when the RT was used. For the MC IS, the cement space was obtained only by the setting expansion of the investment, which also has the purpose to compensate the metal contraction through hygroscopic and thermal expansions. The metal shrinkage and the investment expansion processes could influence the MC IS adaptation, resulting in smaller and more homogeneous gap, reported as the ideal situation for an adequate stress distribution on a crown [12]. The space between the

prosthetic and the preparation should be uniform and facilitate the prosthetic crown fit without compromising its retention [8].

Differences in the cement space thickness are reported in the literature and also observed in clinical practice. These findings may be related to the relief of retentive areas (angles), variations in the scanning process, or to the limited ability of the milling instruments to reproduce fine details (CAD/CAM) [8, 33, 34]. A large IS misfit reduces the fracture resistance of the crown [12] and the veneering porcelain [35]. Considering that clinically acceptable marginal gap values are 100-150 μm [4-11] and that an internal gap greater than 70 μm can reduce the fracture resistance of crowns [12], all mean values reported in the present study (Table 3) are clinically acceptable.

The fact that YTZP IS were milled oversized to compensate the subsequent sintering shrinkage could also influence its adaptation. The success of this compensation depends on the homogeneity of the pre-sintered YTZP block and the software's ability to estimate the material contraction on the prosthesis design. The ICZ IS were milled with its final dimension, which could be a positive factor for the restoration adaptation when compared to YTZP. Nevertheless, the present study showed that the CAD/CAM software is able to successfully compensate YTZP sintering shrinkage since there was no difference between ICZ and YTZP mean gap values. These findings are in agreement with a previous study that evaluated the adaptation of all-ceramic YTZP FPDs using micro-CT [14].

Considering different regions within the same experimental group, no difference was found in the mean gap values of the evaluated areas for SC and MC groups, suggesting that the IS produced by the

dental laboratory technician result in a more homogeneous cement space. The IS produced by CAD/CAM (YTZP and ICZ) showed a significantly larger gap at the occlusal area (Table 3). This finding could be partially explained by limitations in the scanner resolution, which may produce slightly rounded edges. A phenomenon called “point clouds” that occurs during the scanning process, could be transformed by the software in an area with internal imperfections that can result in adaptation interferences in both marginal and occlusal areas [33, 34, 36]. The metal model used in this study has a small size (0.6 mm in diameter at the base and 4.5 mm high), which could generate “point clouds”, since the smaller the scanned area, the greater the chance of errors in reproducing fine details [19, 33, 34, 36].

In the present study, the same ceramic material for IS (In-Ceram Zirconia) was evaluated using two different processing methods, slip-casting (SC) and CAD-CAM (ICZ). A superior adaptation was expected for the IS produced by the CAD-CAM technique (ICZ) as slip-casting involves more processing steps, such as duplication of dies and manual application of the spacer and the ceramic suspension over a die. Although no difference in gap thickness was found between ICZ and SC, measured by RT, the gap was more uniform. The mean total gap thickness value, measured by WT, was smaller for the SC than for ICZ. Yet, the CAD-CAM system also have processing steps, such as the scanning, which is partially dependent on the operator and training and, therefore, may cause some limitations.

Data analysis from the RT can be performed in two ways: separately, by regions (Table 3); or using the mean of the gap thickness values measured in all regions (total gap thickness) (Table 2), which, in

theory, would allow the comparison between the gap values obtained from both techniques (WT and RT). However, the present study showed no correlation between the techniques (Table 2). This finding may be explained by the compensation between the gap values measured in different regions, for the RT, and by the parameters involved in the WT equation (i.e. silicon density, preparation area). The evaluation of the internal adaptation at different regions of the restoration is only possible using the replica technique. This technique has been also used to compare the influence of the luting agent in the adaptation of inlays, crowns and large fixed partial dentures [21, 37, 38]. The weight technique provides the total internal gap thickness, no information on the regions where the largest gaps are found is obtained and it is not possible to evaluate the marginal fit of the prosthetic restoration. Yet, the WT provides a method of evaluating the restoration fit in areas subjected to load during function. This technique also involves a low cost, it is easier and less time-consuming than the RT. Nevertheless, both techniques are non-destructive and can be performed in vivo, offering an important tool to evaluate the adaptation of dental restorations.

Other techniques are available to measure the internal gap of prosthetic restorations at different regions, such as the sectioning technique, which involves cutting the die-restoration sample for direct evaluation under a microscope. However, this technique is destructive and not practical [12, 39]. Yet, there is no standard protocol to assess the adaptation of dental restorations. This lack of standardization may lead to misinterpretation and limits the comparison between results from different studies. Therefore, it is important to understand the limitations

of the existing techniques and the type of data they can provide (i.e. internal gap, marginal gap, total gap thickness...).

Dentists look for a combination of high fracture strength, good adaptation and esthetics when choosing the materials and techniques to produce prosthetic restorations. The literature showed that the systems investigated in the present study have adequate strength and esthetics for single-unit posterior restorations [31, 40, 41]. In addition, the present study showed that all systems have clinically acceptable marginal and internal gap thickness, with the metallic IS showing superior adaptation compared to the ceramic IS. The absence of a spacer, replaced by the setting expansion of the investment, and the uniform shrinkage of the metal alloy may explain the best adaptation of the MC IS.

5. CONCLUSION

All IS showed clinically acceptable values of marginal and internal adaptation, confirming the first study hypothesis. Different levels of adaptation were found for the experimental groups with both measuring techniques. MC IS showed the best adaptation, irrespective of the measuring technique used. The IS produced by CAD-CAM (YTZP and ICZ) showed greater gap values at the occlusal area than at other evaluated regions. The IS produced by the dental laboratory technician (MC and SC) showed similar gap values for all evaluated regions.

No correlation was found between the mean gap values measured by the two techniques (RT and WT), rejecting the second study hypothesis.

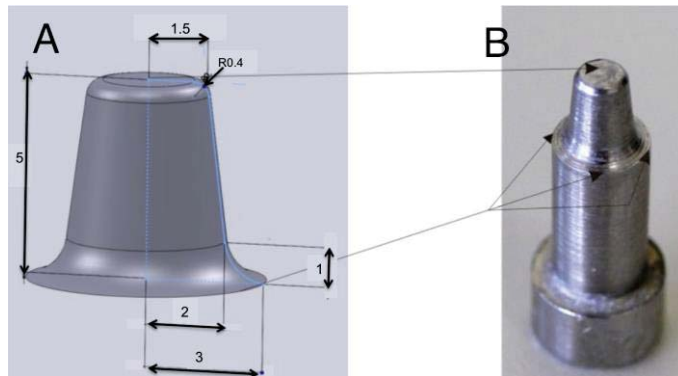


Figure 1. A- Digital image after scanning the stainless steel model (B). Model dimensions: 1.5 mm occlusal radius (1) 120° chamfer, (2) radius of the cervical area of the model (3) radius of the marginal area -3 mm (4) 6° axial wall taper, (5) 4.5 mm height.

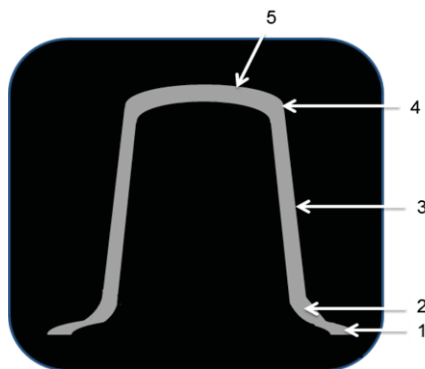


Figure 2 – Schematic representation of the measuring areas indicated by numbers in the cross-sectional cut of the replica. The light grey represents the cement analogue layer.

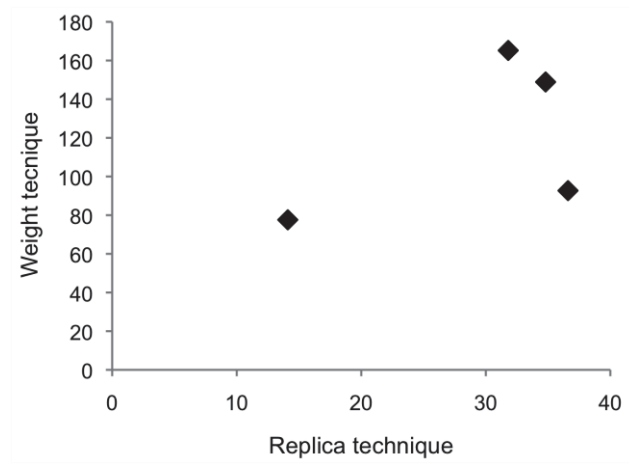


Figure 3 – Pearson’s correlation of the mean gap values (Table 2) from each experimental group measured by the replica and the weight techniques.

Table 1 – Materials, methods of fabrication, and composition of the experimental groups.

Material Method	Fabrication	Composition	Group
Vita In-Ceram YZ* / CAD-CAM		Yttria partially-stabilized tetragonal zirconia polycrystal	YTZP
Ceram Zirconia* / CAD-CAM		Alumina-based zirconia-reinforced glass-infiltrated ceramic	ICZ
Wironia® light‡ / casting		NiCr metal alloy	MC
Vita In-Ceram Zirconia* / slip casting		Alumina-based zirconia-reinforced glass-infiltrated ceramic	SC

* Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany.

‡ BEGO, Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Germany.

Table 2 - Mean values (standard deviation) and statistical grouping of the total gap thickness for the experimental groups, measured using the replica and the weight techniques (values in μm).

Technique	YTZP	ICZ	SC	MC
RT	31.8 (10.6)a	34.8 (17.0)a	36.6 (10.4)a	14.1 (3.4)b
WT	165.2 (27.6)a	148.9 (12.2)a	92.7 (14.8)b	77.6 (15.6)b

*Values followed by the same letter in the row are statistically similar ($p \geq 0.05$).

Table 3 - Mean values (standard deviation) and statistical grouping of the gap thickness at different evaluated regions (values in μm) for the experimental groups, using the RT.

	YTZP	ICZ	SC	MC
MG	25.8 (6.7)aB	35.2 (13.4)aB	35.6 (7.3)aA	12.8 (3.2)bA
GA	29.2 (2.9)aB	31.1 (8.8)aB	31.7 (4.8)aA	14.2 (3.5)bA
A	27.5 (3.6)abB	23.5 (7.7)bB	34.3 (6.6)aA	12.9 (3.4)cA
AO	31.5 (6.5)aB	29.2 (10.2)aB	36.7 (12.7)aA	14.7 (2.6)bA
O	45.2 (15.5)aA	55.2 (22.4)aA	44.8 (14.1)aA	15.9 (3.6)bA

*Values followed by the same small letter in the row are statistically similar ($p \geq 0.05$).

*Values followed by the same capital letter in the column are statistically similar ($p \geq 0.05$)

REFERENCES

1. Della Bona A. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry. . 1 ed. São Paulo: Artes Médicas; 2009.
2. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent.* 1991 Mar;65(3):436-42.
3. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent.* 1991 Mar;65(3):357-64.
4. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil.* 2005 Jul;32(7):526-30.
5. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int.* 2009 Mar;40(3):243-50.
6. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 2000 Oct;84(4):419-24.
7. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater.* 1985 Oct;1(5):197-9.
8. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent.* 1998 Oct;80(4):394-404.
9. Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. *Acta Odontol Scand.* 1993 Aug;51(4):201-6.
10. 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 Sep;92(3):250-7.
11. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971 Aug 3;131(3):107-11.
12. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J.* 1995 Feb;40(1):17-21.
13. Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T. In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2000 May-Jun;13(3):189-93.

14. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2011 Nov;27(11):1119-26.
15. Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract.* 2008;9(2):25-32.
16. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont.* 2004 Jan-Feb;17(1):59-64.
17. Groten M, Girthofer S, Probst L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil.* 1997 Dec;24(12):871-81.
18. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent.* 2000 Nov;84(5):506-13.
19. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Operative Dentistry.* 2001;26:367-74.
20. 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 Feb;93(2):143-7.
21. 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. *Eur J Oral Sci.* 2005;113:174-9.
22. Gemalmaz D, Kukrer D. In vivo and in vitro evaluation of marginal fit of class II ceromer inlays. *J Oral Rehabil.* 2006 Jun;33(6):436-42.
23. 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 May;27(3):422-6.
24. Layton D. A critical appraisal of the survival and complication rates of tooth-supported all-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses: the application of evidence-based dentistry. *Int J Prosthodont.* Sep-Oct;24(5):417-27.
25. Napankangas R, Raustia A. Twenty-year follow-up of metal-ceramic single crowns: a retrospective study. *Int J Prosthodont.* 2008 Jul-Aug;21(4):307-11.

26. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137(9):1289-96.
27. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004 Dec;92(6):557-62.
28. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137 Suppl:22S-31S.
29. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hammerle CH. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci.* 2008 Jun;116(3):272-9.
30. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.* 2005 May;21(5):476-82.
31. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent.* 2004 Jun;91(6):561-9.
32. Anusavice KJ. *Phillips, Materiais Dentários.* 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
33. Pfeiffer J. Dental CAD/CAM technologies: the optical impression (II). *Int J Comput Dent.* 1999 Jan;2(1):65-72.
34. Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schone C, Quaas S, Walter M. Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent.* 2002 Apr-Jul;5(2-3):165-76.
35. Rekow D, Thompson VP. Near-surface damage--a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng H.* 2005 Jul;219(4):233-43.
36. Willer J, Rossbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent.* 1998 Sep;80(3):346-53.
37. 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 Nov-Dec;16(6):587-92.
38. Karakaya S, Sengun A, Ozer F. Evaluation of internal adaptation in ceramic and composite resin inlays by silicon replica technique. *J Oral Rehabil.* 2005 Jun;32(6):448-53.

39. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig*. 2009 Sep;13(3):343-9.
40. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*. 2002 Jul;88(1):10-5.
41. Borba M, de Araujo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater*. 2011 Apr 30;27:710-21.

Acknowledgements

Based on a thesis submitted to the University of Passo Fundo, in partial fulfillment of the requirements for the M.S. degree.

The authors acknowledge the collaboration of Coral Dental Prosthesis Laboratory (Passo Fundo, RS, Brazil).