

**MARIA TEREZA MOURA DE OLIVEIRA**

**INFLUÊNCIA DO TIPO DE SISTEMA DE INFRA-ESTRUTURA NA  
ADAPTAÇÃO E MICROINFILTRAÇÃO DE  
COROAS TOTAIS CERÂMICAS**

São Paulo

2008

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**Maria Tereza Moura de Oliveira**

**Influência do tipo de sistema de infra-estrutura na adaptação e  
microinfiltração de coroas totais cerâmicas**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Materiais Dentários

Orientador: Prof. Dr. Walter Gomes Miranda Júnior

São Paulo

2008

Catálogo-na-Publicação  
Serviço de Documentação Odontológica  
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Oliveira, Maria Tereza Moura de

Influência do tipo de sistema de infra-estrutura na adaptação e microinfiltração de coroas totais cerâmicas / Maria Tereza Moura de Oliveira; orientador Walter Gomes Miranda Júnior. -- São Paulo, 2008.

82p. : fig., tab.; 30 cm.

Tese (Doutorado - Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Materiais Dentários) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Coroas dentárias 2. Microinfiltração marginal 3. Cimentação de coroas 4. Materiais dentários

CDD 617.692  
BLACK D34

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADA AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Assinatura:  
E-mail:

## FOLHA DE APROVAÇÃO

Oliveira MTM. Influência do tipo de sistema de infra-estrutura na adaptação e microinfiltração de coroas totais cerâmicas [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia de São Paulo; 2008.

São Paulo, 25/03/2008

### Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

2) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

3) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

4) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

5) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

# DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho:

0 i U i i i  
i i i i i i U i i i i  
i i i i i i i i i i i  
i  
i i i i i i i i i i i  
i i i i i i i i i i i  
i i i i i i i i i i i  
i i j i j i i i i  
i i i i i i i i i i  
i i i i i i i i i i i  
i i i i i i i i i i i  
i i i i i i i i i i i  
recompensa “ i ”!

U i

## AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, por ter me dado a oportunidade de estar em um dos grandes centros de referência em Odontologia.

Ao Departamento de Bioquímica e Materiais Dentários da FOU SP, por ter me acolhido e dado a chance única de fazer o curso que eu sempre almejei.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Walter Miranda Gomes Júnior, pelos ensinamentos, pela amizade, compreensão, carinho, bom humor. Muito Obrigada por um convívio tão agradável!

A Prof. Dra. Rosa Helena Miranda Grande, a quem eu tenho muita admiração e respeito, muito obrigada por tudo! Por ter me recebido tão bem e por ser tudo que você é dentro do Departamento de Materiais.

Ao Prof. Dr. Antônio Muench pela ajuda na análise e interpretação estatística. Obrigada pela disposição em me ajudar e tirar minhas dúvidas sempre com tanta dedicação.

Ao Prof. Dr. Ígor Studart Medeiros, pelo auxílio no desenvolvimento da fase experimental deste trabalho. Muito obrigada também pelo carinho e pela amizade!

Ao Prof. Dr. Roberto Braga, por sua gentileza e por ter sempre me disponibilizado a sala e os equipamentos de microscopia, para realização de parte deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Paulo César, por ter participado da minha banca de qualificação e ter contribuído muito com sugestões importantes para a tese.

A todos os outros professores do Departamento de Bioquímica e Materiais Dentários da FOU SP: Profs. Drs. José Fortunato F. Santos, Leonardo Eloy Rodrigues Filho, Carlos Eduardo Francci, Paulo Capel Cardoso, Josete Barbosa Cruz Meira, Rafael Yagüe Ballester e Fernando Neves Nogueira. Agradeço pela oportunidade de aprender um pouco com cada um de vocês!

À Rosinha e Mirtes pela paciência, pelo apoio sempre, pelo carinho com que

1

Aos grandes Sílvio Peixoto e Antônio, pela disponibilidade e boa vontade em ajudar! Sílvio, obrigada pela descontração e bom humor que sempre fazia as dificuldades parecerem mais leves!

Aos amigos Adriana Pereira Vasconcelos e Maurício Gomes pela ajuda desprendida na fase de análise dos dados de microinfiltração. Muito obrigada pela forma gentil e imediata que vocês aceitaram o convite e o fizeram de maneira tão comprometida!

Às queridas amigas maranhenses, Adriana e Soraia (Adrí e Sosó)! Muito obrigada pelo convívio maravilhoso, pela alegria contagiante, pelo “*jeitinho*” nordestino que tanto nos faz falta, saibam que vocês foram muito importantes para a conclusão desse trabalho, Muito obrigada por tudo, amigas!!!! ...sentirei saudades...

Às amigas Andréia Mello, Isis Poiate, Flavinha S” e Sandrinha Sakimo, obrigada pelo carinho, amizade, pelas nossas risadas e tantos momentos alegres!!!

A todos os colegas de pós-graduação: Nívea Fróes, Cristina Yuri, Carolina Miyazaki, Marcelo Mendes Pinto, Alyne Simões, Emily Ganzerla, Paula Yamaguti, Adriana Manso, Br F 1 1 1H H 1  
Helena Burlamaqui, Jonas Matos, Andréia Melo de Andrade, Andréia Fagundez Vaz dos Santos, André Guaraci de Moraes e Tathy Aparecida Xavier.

Aos meus sogros, Inalda e Maviael, por terem me acolhido e me apoiado como uma filha, obrigada por tudo que têm feito por nós!

F 1 1 F 1  
você me enchem de orgulho e são os meus ídolos! Muito obrigada por sempre me apoiarem tanto, por cuidarem tanto de mim e por ser tão maravilhosa a nossa amizade!!! Obrigada por tantas risadas e por tanto carinho!!!

Aos meus sobrinhos amados! Filipinho, Luluzinha, Bia, Malú, Bubu e Béa!

Às minhas cunhadas, Moninha e Pati: vocês são as irmãs que a vida me deu!

Ao meu *Gui*": Obrigada, meu amor, pela compreensão, paciência, suporte e por tantas alegrias, Eu te amo!

Aos meus pais, Silvino e Ciçone: Muito obrigada pelo AMOR incondicional!! Por tanta coragem, incentivo, vibração com cada conquista minha, por mais simples que ela fosse!!!! Muito obrigada por terem resistido à saudade e me impulsionado para o mundo!!!! ... eu devo tudo o que sou a vocês, muito obrigada!!!

, minha princesinha, minha vida: Maria Clara!!!! POR TANTO AMOR! Como você sempre fala: "*Amamamo bocê!*"

À toda a minha família, pelo aconchego e carinho que me dá PAZ!

À agência de fomento CAPES pelo suporte financeiro.



*“A ciência pode concretizar muitas obras úteis, mas só o amor institui as obras mais altas. Não duvidamos de que a primeira bem interpretada, possa dotar o homem de um coração corajoso; entretanto, somente o segundo pode dar um coração iluminado...”*

*...a ciência incha, mas o amor edifica.”*

*Paulo (1 Corintios, 8:1.)*

Oliveira MTM. Influência do tipo de sistema de infra-estrutura na adaptação e microinfiltração de coroas totais cerâmicas [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia de São Paulo; 2008.

## RESUMO

Os objetivos deste trabalho foram: a quantificação da microinfiltração e desadaptação antes e após cimentação de coroas totais cerâmicas, com quatro tipos de sistemas de infra-estrutura e a correlação entre desadaptação e microinfiltração. Após aprovação pelo Comitê de Ética da FOU SP, 40 terceiros molares humanos receberam coroas totais cerâmicas, sendo: 2 cerâmicas infiltradas por vidro (In-Ceram alumina *Slip-Cast* (**S**) e o bloco In-Ceram Alumina CA-12 (**CA**)) e 2 cerâmicas de alumina policristalina (Procera/Nobel Biocare (**P**) e o bloco In-Ceram Al-20, CEREC In-Lab (**CE**)), (n=10). O espaço entre coroa e dente foi medido antes e depois da cimentação das coroas. Foram submetidos à ciclagem mecânica (100.000 ciclos, 8 Kgf, 4 Hz), térmica (700 ciclos, 5/55°C por minuto), submersos em azul de metileno 0,5% por 4 horas e seccionados nos sentidos méso/distal e vestibulo/lingual. As imagens foram obtidas em estereomicroscópio (20X) e os dados de desadaptação foram submetidos à ANOVA (e Tukey). Os escores da microinfiltração foram submetidos à análise da concordância dos avaliadores e Kruskal-Wallis. Não houve diferenças significantes entre os sistemas cerâmicos (S= 38, P= 49, CA= 48 HJB .3 diferenças estatísticas. A desadaptação foi maior na parede pulpar (60 µm), seguida

dos ângulos axio-pulpar e gengivo-axial (57 e 48  $\mu\text{m}$ , respectivamente). As paredes axiais e margens foram os locais de menor desadaptação (27 e 26  $\mu\text{m}$ , respectivamente). Houve diferença estatística entre as duas técnicas de medida, antes e após a cimentação (46 e 41 $\mu\text{m}$ , respectivamente). Houve diferença estatisticamente significativa entre os quatro tipos de sistemas cerâmicos avaliados quanto à microinfiltração, onde S e CE apresentaram maiores níveis de infiltração, seguidos de P e CA. Não houve correlação entre microinfiltração e desadaptação. Concluiu-se que os quatro sistemas cerâmicos avaliados produziram coroas totais com linha de cimentação dentro dos limites.

Oliveira MTM. Influence of the type of framework system in the adaptation and microleakage of all-ceramic crowns [Tese de Doutorado]. Sao Paulo: Faculdade de Odontologia da USP, 2008.

## **ABSTRACT**

The objectives of this study were to quantify the microleakage and the loss of marginal adaptation before and after cementation of all-ceramic crowns, with four types of infrastructure systems, and to compare these parameters. After approval by the Committee on Ethics in Research of Dental School of University of São Paulo, 40 human third molars received all-ceramic crowns, 2 glass-infiltrated ceramics (In-Ceram alumina Slip-Cast (S) and the block In-Ceram Alumina CA-12 (CA) ) and 2 polycrystalline alumina ceramics (Procera / Nobel Biocare (P) and the block Ceram In-Al-20, CEREC In-Lab (EC) (n = 10). The gap between ceramic dental prosthesis and tooth was measured before and after cementation of the crowns. They were subjected to mechanical load cycling (100,000 cycles, 8 Kgf, 4 Hz), thermocycling (700 cycles, 5 / 55 ° C per minute), immersed in 0.5% methylene blue dye for 4 hours and then sectioned in the mesial / distal and buccal / lingual aspects. The images were obtained in stereomicroscope (20X) and the marginal fit data were evaluated by ANOVA (and Tukey test). The microleakage values were analyzed by the correlation analysis of examiners and the Kruskal-Wallis test. There were no significant differences between the ceramic systems (S = 38, P = 49, CA = 50 and CE = 39 m). The factor "region" of the cementation line has presented statistical differences.

The loss of adaptation was higher on the pulpal wall (61  $\mu$ m), followed by gingival-axial (49  $\mu$ m) and axial-pulpal (58  $\mu$ m) angles. The axial walls and margins were the sites of the smallest displacement (27 and 26  $\mu$ m, respectively). There was statistical difference between the two techniques of measurement, before and after cementation (47 and 41  $\mu$ m, respectively). Statistically significant difference among the four types of ceramic systems was detected for microleakage, whereas S and CE showed higher levels of infiltration, followed by P and CA. However, no correlation was found between microleakage and loss of marginal adaptation. It was concluded that the four systems produced all-ceramic crowns with the line of cementation within clinically acceptable limits.

Keywords: dental ceramics; Procera; In-Ceram; adaptation; microleakage; dental prosthesis

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 4.1 - Redução coronária; A. evidenciando o término em ombro arredondado; B. evidenciando a linha de terminação cervical com mesma espessura em todos os lados.....37
- Figura 4.2 - A. Silicone de adição, pasta base e catalisadora de densidade pesada; B. Silicone de adição, cartucho com o material leve acoplado na pistola de inserção.....39
- Figura 4.3 - A. Aplicação da barbotina do In-Ceram sobre o troquel de refratário indicado pelo fabricante (*VITA In-Ceram® special plaster*); B. Aspecto do coping após a sinterização inicial, antes da infiltração com o vidro; C. Aspecto final do coping, após infiltração do vidro.....41
- Figura 4.4 - A. Scanner Procera-Piccolo (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden); B. Beneficiamento do troquel, mostrando a preparo; C. Scaneamento do troquel, salientando aonde a ponta do scanner deve encostar.....42
- Figura 4.5 - A. Assentamento da coroa cerâmica sobre o dente preparado após a introdução, na parte interna da coroa, do material de moldagem leve; B. Coroa removida com o material de moldagem leve ocupando o espaço da linha de cimentação; C. Introdução do material de moldagem pesado; D. Remoção do material de moldagem pesado, vindo juntamente com a película do material leve, ambos formando um só corpo; E. Réplica em silicone.....48
- Figura 4.6 - F 3F 1  
suave para não deformá-lo; B. Equipamento montado com duas lâminas de bisturi paralelas eqüidistantes 2 milímetros; C. Corte com a dupla lâmina de bisturi longitudinalmente no sentido mésio-distal e vestibulo-lingual, dando origem a quatro fatias distintas para análise.....48
- Figura 4.7 - A. Localização das medidas da largura dos espaços internos entre cerâmica e preparo dental.....49

Figura 4.8 - A. Condicionador de porcelana; B. Cimento resinoso (pasta base e catalisadora) e primer; C. Aplicação do ácido fluorídrico na parte interna das coroas; D. Aplicação do silano na porção interna das coroas; E. Coroas contidas em posição com peso de 1 kg/cm <sup>2</sup> , após colocação do cimento resinoso e fotoativação.....	51
Figura 4.9 - Máquina de ciclagem mecânica do Departamento de Materiais Dentários (FOUSP).....	53
Figura 4.10 - Máquina de ciclagem térmica do Departamento de Materiais Dentários(FOUSP).....	53
Figura 4.11 - Escores da microinfiltração.....	55
Gráfico 5.1 - Médias dos valores de desadaptações internas e marginais dos quatro tipos de sistemas cerâmicos analisados (µm) em todas as regiões mensuradas.....	62
Gráfico 5.2. Médias dos valores de desadaptação dos quatro tipos de sistemas cerâmicos analisados (µm), em ambas as técnicas de medida utilizadas.....	63

## LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Análise de Variância dos valores de desadaptação.....	59
Tabela 5.2 - Médias e respectivos desvios-padrão da desadaptação das coroas totais confeccionadas com os diferentes sistemas cerâmicos ( $\mu\text{m}$ ).....	60
Tabela 5.3 - Médias e respectivos desvios-padrão da desadaptação nas diferentes Regiões analisadas ( $\mu\text{m}$ ).....	60
Tabela 5.4 - Médias e respectivos desvios-padrão da espessura da desadaptação nas duas diferentes técnicas de medida utilizadas ( $\mu\text{m}$ ).....	61
Tabela 5.5 - Médias e respectivos desvios-padrão ( $\mu\text{m}$ ) da espessura da desadaptação nas interações dos quatro tipos de sistemas cerâmicos utilizados e cinco regiões analisadas.....	61
Tabela 5.6 - Médias e respectivos desvios-padrão da espessura da desadaptação nas interações entre os quatro tipos de sistemas cerâmicos e as duas técnicas de medida utilizadas ( $\mu\text{m}$ ).....	62
Tabela 5.7 - Médias dos escores para a microinfiltração nos quatro sistemas cerâmicos avaliados.....	64



## LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

ISO	International Standard Organization
mm	milímetro
MV/s	milivolts por segundo
Rpm	rotações por minuto
Torr	unidade de pressão
µm	micrometros
CAD-CAM	Computer Aided Design and Computer Assisted machining
Y-TZP	Yttrium oxide partially-stabilized tetragonal zircônias polycrystals

## SUMÁRIO

	p.
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	17
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	19
<b>2.1 Cerâmicas odontológicas</b> .....	19
2.1.1 Porcelanas.....	21
2.1.2 Compósitos cerâmicos (In-Ceram).....	22
2.1.3 Cerâmicas policristalinas.....	24
2.1.4 CAD-CAM.....	26
<b>2.2 Adaptação de coroas totais cerâmicas</b> .....	28
<b>2.3 Microinfiltração</b> .....	30
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	32
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	33
<b>4.1 Materiais utilizados</b> .....	33
<b>4.2 Limpeza, inclusão e preparo dos dentes</b> .....	35
<b>4.3 Moldagem e preparo dos troquéis</b> .....	37
<b>4.4 Confeção das coroas totais cerâmicas</b> .....	39
4.4.1 Copings de In-Ceram Alumina.....	39
4.4.2 Copings de Procera® AllCeram.....	41
4.4.3 Copings de In-Ceram do sistema VITA CEREC inLab - blocos <i>Classic</i> Alumina CA-12.....	43
4.4.4 Copings de In-Ceram do sistema VITA CEREC inLab - blocos <i>In-Ceram</i> 2000 Alumina AL-20.....	45
<b>4.5 Réplicas de silicone</b> .....	46
<b>4.6 Cimentação das coroas</b> .....	50
<b>4.7 Ciclagem mecânica</b> .....	52
<b>4.8 Ciclagem térmica</b> .....	53
<b>4.9 Microinfiltração</b> .....	54
<b>4.10 Corte e leitura</b> .....	56
<b>4.11 Análise Estatística</b> .....	57
<b>5 RESULTADOS</b> .....	59

<b>5.1 Desadaptação.....</b>	<b>59</b>
<b>5.2 Microinfiltração.....</b>	<b>63</b>
<b>5.3 Correlação “adaptação X microinfiltração” .....</b>	<b>64</b>
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>65</b>
<b>7 CONCLUSÕES.....</b>	<b>73</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>74</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>82</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A tecnologia das cerâmicas odontológicas é uma das áreas de maior crescimento em pesquisa e desenvolvimento dos materiais odontológicos. Nas duas últimas décadas numerosos tipos de cerâmicas e métodos de processamento foram introduzidos no mercado (1). A literatura relata a introdução de tecnologias complexas, modificações de técnicas existentes e inclusão de um significativo número de novos materiais, aumentando a dificuldade para utilização dessa tecnologia e a crescente necessidade de estudo nessa área. Entre as características mais reconhecidas das cerâmicas odontológicas está a sua qualidade estética, entretanto as limitações mecânicas desses materiais, como a inerente fragilidade e o alto potencial de desgaste dos antagonistas (2), leva os fabricantes à freqüente inclusão de novos materiais/tecnologias.

Frente às necessidades foram desenvolvidos vários tipos de cerâmicas de infra-estrutura, entre elas estão os compósitos cerâmicos, as cerâmicas policristalinas, etc. Essas cerâmicas atuais foram reforçadas por cristais como, por exemplo, o óxido de alumina, as quais mantêm relativa translucência, associando resistência a qualidades ópticas passíveis de trabalhar-se a parte estética e funcional de coroas totais cerâmicas.

As cerâmicas de alumina, podem ser infiltradas por vidro, como o compósito In-Ceram Alumina elaborado pela técnica convencional “*Slip-Cast*” barbotina, ou densamente sinterizadas, como é o caso do sistema Procera® AllCeram que utiliza o processamento CAD-CAM (3, 4, 5). Alguns desses métodos

de processamento, conjuntamente com as propriedades de cada material incorporado às cerâmicas, podem explicar o desempenho e comportamento dessas restaurações protéticas quanto a algumas propriedades físicas e mecânicas.

Quando se comparam diferentes infra-estruturas protéticas totalmente cerâmicas de alumina, existem diferenças notáveis nos resultados de alguns testes, tais como, resistência à flexão biaxial e tenacidade. A alumina densamente sinterizada apresenta valores mais elevados para esses ensaios, entre outros (6, 7), obtendo valores de resistência flexural entre 487 e 699 MPa (7, 8) e resistência à propagação de fraturas entre 4.48 e 6 MPa/m<sup>1/2</sup> (6, 7, 9). Dessa forma pode-se suspeitar de uma boa aplicabilidade clínica da alumina densamente sinterizada (processada por CAD-CAM), quanto aos quesitos acima mencionados.

Entretanto, quando se avaliou adaptação marginal e interna de coroas cerâmicas totais confeccionadas pelo método CAD/CAM, foram verificados resultados equivalentes à adaptação das coroas cerâmicas confeccionadas por métodos convencionais de colagem (*spli-cast*) e também à adaptação de coroas metalocerâmicas (10, 11). Além disso, a literatura é controversa quanto aos valores de desadaptação em cada sistema cerâmico e quanto às técnicas de medição utilizadas para quantificar esse quesito (3).

Tendo-se em vista a importância dos estudos nessa área e a variabilidade das informações obtidas, é conveniente o estudo de cada sistema cerâmico de infra-estrutura isoladamente e as suas respectivas características.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Cerâmicas odontológicas

As cerâmicas podem ser definidas como materiais compostos por uma combinação de elementos metálicos (Al, Ca, Li, Mg, K, Na, Zr, Ti) e não metálicos (O, Si, B, F). Dentre as restaurações indiretas que visam a substituição de elementos dentais perdidos, talvez a mais tradicional e utilizada seja a metalocerâmica, em que uma infra-estrutura ou coping de liga metálica é recoberta por camadas de porcelanas. Porém, a limitação estética dessas restaurações impulsiona o desenvolvimento de novos materiais e sistemas de infra-estrutura totalmente cerâmicos, que podem ser utilizados tanto para restaurações unitárias quanto para prótese fixas de pequena extensão.

Quando comparadas a outros materiais utilizados nas técnicas indiretas de restaurações (metais e resinas compostas), as cerâmicas apresentam vantagens que explicam a sua crescente popularidade. A sua capacidade de reproduzir os complexos fenômenos ópticos observados na estrutura dental (fluorescência, translucidez, opalescência, opacidade, etc.) é considerada excelente quando comparada aos outros materiais estéticos. Além disso, também pode ser considerado o material restaurador mais biocompatível; característica que está relacionada com a sua capacidade de manutenção de cor e textura por longos períodos, apresentando alta estabilidade química e alta resistência à abrasão,

principalmente em relação às resinas compostas. Entretanto, algumas características indesejáveis impedem o uso irrestrito das cerâmicas odontológicas, como, por exemplo, a sua baixa tenacidade à fratura, sendo esta, aproximadamente dez vezes mais baixa que a tenacidade à fratura dos metais, o que pode gerar a fratura das restaurações protéticas com esse material de forma denominada 3F, as cerâmicas possuem também alto potencial de desgaste dos antagonistas.

Dessa forma houve um grande aumento nos tipos de sistemas cerâmicos incluídos no mercado mundial. A grande maioria desses sistemas oferece uma estética superior, já que estas restaurações permitem a transmissão de luz de maneira semelhante às das estruturas dentais. Esta diferença na translucidez da restauração constitui uma característica importante na mimetização dos dentes naturais (12). Entretanto, as restaurações totalmente cerâmicas têm tido uma expectativa de vida menor do que as restaurações metalocerâmicas em decorrência da sua natureza frágil. Porém nos últimos anos, novos sistemas de restaurações totalmente cerâmicas têm sido introduzidos no mercado (12). Devido à baixa tenacidade à fratura das cerâmicas, as pesquisas caminham nesse sentido, visando torná-las cada vez mais resistentes, entretanto a estética tornou-se comprometida, pois a opacidade aumentou com a incorporação de partículas cristalinas.

Frente ao aumento da diversidade, cabe estudar separadamente, com mais detalhes, as cerâmicas de interesse para esse trabalho: o compósito infiltrado por vidro (In-H F *slip Cast*); a cerâmica policristalina densamente sinterizada (Procera/Nobel Biocare); a cerâmica infiltrada por vidro

processada por CAD-CAM no sistema CEREC InLab (Bloco In-Ceram *Classic* Alumina CA-12) e a cerâmica policristalina processada por CAD-CAM no sistema CEREC InLab (Bloco In-Ceram Alumina AL-20).

### 2.1.1 Porcelanas

As porcelanas dentárias são materiais largamente utilizados para a confecção de restaurações indiretas e para o recobrimento de infra-estruturas (metálicas e cerâmicas) de próteses fixas. As porcelanas feldspáticas são materiais obtidos a partir de caulim (argila), quartzo e feldspato (em torno de 60%). Esse material se caracteriza por apresentar uma matriz vítrea (amorfa), cujos principais constituintes são  $\text{SiO}_2$  (60%),  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$  e  $\text{K}_2\text{O}$ . Grande parte das porcelanas apresenta partículas cristalinas dispersas nessa matriz, como a leucita ( $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 4\text{SiO}_2$ ), a alumina ou a fluorapatita. Além da quantidade, o tipo de cristal interfere na translucidez das porcelanas, a leucita é um dos tipos de cristais que apresenta alta translucidez. Entretanto, algumas delas não apresentam fase cristalina, constituindo-se apenas da fase vítrea. O surgimento das cerâmicas de infra-estrutura (por exemplo, o In-Ceram, o Procera, o Empress 2 e as de Zircônia), conduziu à maior utilização desse tipo de porcelana, sem fase cristalina, pois a ausência da fase cristalina de alto CETL (coeficiente de expansão térmico linear), como a leucita, permite que o CETL dessas porcelanas seja ajustado ao CETL da infra-estrutura cerâmica, que é mais baixo que o do metal. Por isso elas são as mais corretamente



indicadas para o recobrimento das cerâmicas de infra-estrutura, visto que os fabricantes também podem controlar o seu grau de translucidez por meio da adição de óxidos metálicos (óxido de ferro, cério, níquel, cobalto) opacificadores. Esses óxidos auxiliam na reprodução de outros efeitos necessários às restaurações estéticas, além da opacidade e translucidez, que são os fenômenos ópticos de opalescência e fluorescência. Os óxidos metálicos fundentes também são adicionados à matriz vítrea com o objetivo de reduzir a temperatura de amolecimento do vidro e aumentar a sua fluidez.

A porcelana para recobrimento utilizada nesse estudo, a VITA VITADUR® ALPHA/ VITAVM7 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), constitui-se de uma porcelana composta somente por fase vítrea de silicato de alumínio e potássio, indicada pelo fabricante para o recobrimento de todas as infra-estruturas utilizadas no presente trabalho (13). Esse material é apresentado na forma pó-líquido, cujo líquido tem também a finalidade de auxiliar no controle das propriedades reológicas da suspensão e no controle da retração de sinterização. Depois de formada uma suspensão com o pó e o líquido, e da conformação da restauração, a mistura é levada a um forno para a realização de um ciclo de cocção, cuja finalidade é sinterizar (densificar) as partículas do pó para obtenção de um corpo denso com o grau adequado de translucidez e outras características ópticas(14).

### 2.1.2 Compósitos cerâmicos (In-Ceram)

O material chamado In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) foi desenvolvido por Sadoun e utiliza alumina na confecção de subestruturas cerâmicas, inicialmente, pela técnica barbotina (2). Em 1990, próteses parciais fixas de três elementos com infra-estrutura de alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) infiltrada por vidro do sistema In-Ceram Alumina, foram introduzidas no mercado para uso em dentes anteriores. Nos anos subseqüentes, também foi lançado o In-Ceram Spinell, com uma infra-estrutura de espinélio ( $\text{MgAl}_2\text{O}_4$ ) infiltrado por vidro, com maior translucidez, porém com propriedades mecânicas inferiores. Posteriormente, em 2000, foi desenvolvido o In-Ceram Zircônia, onde foi acrescentado à alumina uma fração em torno de 33% de óxido de zircônio ( $\text{ZrO}_2$ ), parcialmente estabilizado por óxido de cério. Isso possibilitou a confecção de prótese fixas de pequena extensão em regiões posteriores com sistema totalmente cerâmico, pois o In-Ceram Zircônia apresentou-se com melhores propriedades mecânicas (15).

Inicialmente o compósito In-Ceram Alumina era encontrado apenas na forma pó-líquido para a sua confecção através da técnica de colagem (*slip-cast*) com posterior infiltração do vidro. Atualmente, com o desenvolvimento da tecnologia CAD-CAM, foi necessário que os fabricantes desenvolvessem os blocos pré-sinterizados desse material para adequar a sua utilização ao sistema, os quais são pré-sinterizados e compactados em blocos acopláveis à máquina de usinagem por CAD-CAM, mas posteriormente a sua fresagem sofrem a cocção para infiltração do vidro, o qual preencherá as porosidades remanescentes. Mas ainda com o intuito de melhorar propriedades mecânicas foi desenvolvido o bloco de In-Ceram policristalino, o qual já se encontra densamente sinterizado e não sofre posterior infiltração por vidro. Esse último é fresado com um aumento do seu tamanho em

torno de 20% e segue para a sinterização final (sem o pó de vidro) para compactação e densificação da infra-estrutura eliminando as porosidades e atingindo as propriedades desejáveis (6).

O processo de preparação do compósito In-Ceram infiltrado por vidro é conhecido também como técnica de colagem (*slip casting*) e envolve basicamente as seguintes etapas: i) colagem de uma suspensão de alumina utilizando um molde de gesso especial; ii) sinterização parcial do corpo-verde de alumina a 1100°C por 2 horas com baixa taxa de aquecimento (a sinterização é realizada para formar pescoços entre as partículas de alumina, sem que haja retração do corpo); e iii) infiltração de um vidro de silicato de alumínio e lantânio a 1100 °C, que é aplicado sobre o corpo poroso (esqueleto) de alumina na forma de pó (a infiltração espontânea ocorre por meio de forças capilares). Durante o processo de sinterização parcial (etapa ii), a retração da alumina é mínima (0,2%), garantindo uma boa adaptação marginal (2, 11). O compósito obtido apresenta cerca de 68% de alumina, 27% de vidro e 5% de porosidade (16). Esse compósito apresenta resistência à flexão e a tenacidade à fratura aproximadamente entre 236 a 600MPa e 2,7 a 4,8 MPa.m<sup>1/2</sup> (13).

### 2.1.3 Cerâmicas policristalinas

As cerâmicas policristalinas são materiais com microestrutura unicamente cristalina, sem fase amorfa. Na odontologia os principais representantes desses

materiais são as cerâmicas à base de alumina pura e de zircônia. Em ambos os materiais, a microestrutura se apresenta como grãos cristalinos unidos uns aos outros por meio de uma substância intergranular. Alguns poros entre os grãos cristalinos podem estar presentes. Dentre as cerâmicas utilizadas para a fabricação de infra-estruturas em odontologia, as policristalinas são as que apresentam as melhores propriedades mecânicas, entretanto são as que possuem menor translucidez. Ao se comparar alumina e zircônia, é possível concluir que a última apresenta melhores propriedades mecânicas decorrentes da sua microestrutura diferenciada, especificamente no caso das zircônias tetragonais policristalinas estabilizadas por ítrio (*yttrium oxide partially-*

protética. A sinterização induz à contração da peça em torno de 20%, a qual é avaliada sobre um segundo troquel preparado na fábrica com o tamanho real. Após a sinterização, com conseqüente redução do tamanho da peça, o grau de porosidade da mesma é altamente reduzido e são alcançadas as propriedades mecânicas e adaptação marginal finais. A infra-estrutura é, assim, enviada ao técnico do país de origem, onde é aplicada a porcelana de recobrimento apropriada, em camadas incrementais, para obtenção da peça protética finalizada.

O método de confecção de coroas totais com coping em alumina densamente sinterizada, de alta pureza, produz um material biocompatível e com densidade, tamanho de granulação e resistência flexural dentro dos limites de valores requeridos na ISO 6474-1981, a qual normatiza algumas propriedades para materiais cerâmicos à base de alumina (17, 18).

As cerâmicas policristalinas são utilizadas principalmente para a construção de infra-estruturas de coroas totais e próteses fixas de até 3 elementos em dentes anteriores e posteriores. Os fabricantes das infra-estruturas em zircônia indicam o seu uso para próteses fixas de até 4 elementos na região posterior devido à sua elevada tenacidade à fratura em comparação aos outros materiais (19).

#### 2.1.4 CAD-CAM

Nesta técnica de processamento, denominada *Computer Aided Design - Computer Aided Manufacturing* (CAD-CAM), primeiramente é obtida uma imagem

digital tridimensional do dente preparado (ou do troquel), que é construída em um computador do sistema. Essa imagem é obtida a partir do scaneamento do dente preparado ou troquel, e isso pode ser por meio de um scanner de superfície de contato ou à laser. Sobre essa imagem digital do dente preparado, constrói-se uma imagem digital da restauração protética final com a ajuda de *softwares* de computação específicos. As informações de forma e dimensões da restauração são enviadas a uma unidade de usinagem, na qual a peça cerâmica é confeccionada. Nesta unidade é inserido um bloco de cerâmica pré-sinterizado em condições ideais pelo fabricante.

Para construir esse bloco, inicialmente o fabricante prensa o pó cerâmico misturado ao líquido de modelar (técnica de prensagem à seco ou *dry press*), dando ao conjunto um formato cúbico. Em seguida, a sinterização parcial desta cerâmica é realizada pelo fabricante da mesma forma que na técnica da colagem descrita no item 2.1.2, utilizando o forno específico do sistema. Este bloco é conduzido a uma unidade CAD-CAM e desgastado por duas pontas de diamantes acopladas a braços totalmente articulados até adquirir o formato final da restauração ou infra-estrutura. Após a usinagem, faz-se o ajuste final externo da peça no troquel e o posterior acabamento (glaze ou polimento).

A resistência das cerâmicas de alumina é dependente da fração volumétrica de material cristalino incorporado à matriz de vidro (20). Entretanto, isso é limitado pela introdução de porosidades ocorridas nas porcelanas coccionadas pelas técnicas de confecção convencionais (2). Posteriormente, com o desenvolvimento da tecnologia CAD-CAM, foi possível desenvolver blocos cerâmicos pré-sinterizados com maior densidade de alumina. Uma vantagem da utilização dos sistemas CAD-

CAM, é o fato de que a infra-estrutura obtida a partir do bloco parcialmente *dry-press*) apresenta melhor qualidade (menos defeitos e p *slip-cast* (21).

Com relação à adaptação dessas peças protéticas, o que a literatura vêm demonstrando é que, apesar da pobre adaptação obtida nesse tipo de sistema cerâmico antigamente, os mais recentes sistemas cerâmicos de fresagem por CAD-CAM têm adaptação marginal e interna dentro do limites aceitáveis clinicamente (22, 23). Há tipos de blocos que necessitam, depois da sua fresagem, da infiltração com o vidro (por exemplo, o bloco In-Ceram CA-12) e há os blocos constituídos de cerâmicas policristalinas densamente sinterizadas que não necessitam de posterior infiltração por vidro (por exemplo, o bloco In-Ceram Al-20); ambos serão avaliados quanto a quantidade de desadaptação marginal e interna no presente estudo.

## 2.2 Adaptação de coroas totais cerâmicas

A adaptação de coroas totais é um assunto amplo e controverso. Há pesquisadores que afirmam que para a prevenção de fraturas em coroas totais, a mesma não deve apenas ser confeccionada com o material mais resistente, mas estar o mais perfeitamente adaptada possível (24). Esse autor relata a grande importância da pouca desadaptação para as coroas totais na época em que não havia ainda as infra-estruturas cerâmicas e nem os sistemas adesivos de última geração, que existem hoje. Alguns anos mais tarde se publicavam que o aumento da

linha de cimentação acima de 70 micrometros aumentaria a resistência à fratura nas coroas totais cerâmicas de alumina (25). Entretanto esses autores utilizaram o cimento à base de fosfato de zinco para cimentação das peças protéticas. Hoje, com a crescente utilização dos cimentos resinosos esses conceitos podem ter sido modificados, entretanto há um consenso de que a

entre a superfície do dente preparado e a porção interna da coroa deve possuir uniformidade de espessura ao longo de todo o seu percurso, o que gera distribuição nas forças recebidas de maneira igual por todo o conjunto restauração/dente (25-27).

F

leitor a erros de interpretação (28)1

1

1 3F

M 1

como a linha de menor tamanho possível entre a superfície interna da coroa e a superfície externa do dente preparado, na localização mais próxima à margem do preparo e a discrepância marginal consiste em uma linha de ligação da borda mais externa da superfície interna da coroa protética à borda mais externa do término do preparo dental (3, 29).

Considerando-

M

1

1

1

quando mede entre 25 e 40µm, espessura suficiente para o escoamento adequado do agente cimentante<sup>1</sup>

outras medidas, essas variando até 120 micrometros quando realizada a cimentação com cimento resinoso (30).

Entre os diferentes sistemas cerâmicos de infra-estrutura também têm sido



demonstradas diferenças entre os valores de desadaptação interna e marginal. Os sistemas cerâmicos CAD/CAM, de maneira geral, *gap* torno de 64 a 83  $\mu\text{m}$  para coroas unitárias totalmente cerâmicas, evidenciando a possibilidade de êxito na utilização clínica dessas restaurações com relação a esse aspecto (5, 31, 32). Em relação à adaptação marginal, Reich et al. (2005) demonstraram não haver diferenças significativas entre cerâmicas de infra-estruturas confeccionadas pelo método CAD/CAM e infra-estruturas convencionais confeccionadas com ligas metálicas (33).

Frente à vasta literatura e diversidade de resultados encontrados, esse trabalho avaliou medidas de desadaptação em locais variados da coroa protética e em sistemas cerâmicos de processamento diversos.

### **2.3 Microinfiltração**

Crim, em 1994, afirmou que estudos *in vitro* sobre microinfiltração podem constituir o método de caracterização inicial para se acessar a possibilidade de perda de adesão em restaurações classe II *in vivo* (34). A ocorrência de microinfiltração ao longo da interface restauradora tem sido relacionada a problemas pulpares (35), hipersensibilidades e cáries secundárias (36), sendo a principal razão para a substituição de restaurações (37).

Alguns autores relatam haver correlação entre agente cimentante e microinfiltração (38), entretanto também foi observada correlação direta fraca entre microinfiltração e desadaptação marginal ao utilizar-se cimento fosfato de zinco, quando a linha de cimentação localizava-se em esmalte (39).

Estudos voltados para análise da correlação entre microinfiltração e tamanho *gap*.

nenhuma correlação significativa foi observada entre esses dois fatores (40).

Uma revisão na literatura, realizada por Raskin et al. (41), mostrou que 62,5% de 144 estudos sobre microinfiltração, realizados entre 1992 e 1998, avaliaram microinfiltração em restaurações de cavidades classe V, enquanto apenas 4,3% desses estudos relacionando microinfiltração e desadaptação foram feitos em restaurações protéticas com coroas totais. Posteriormente, foi incluído na literatura um limitado número de pesquisas investigando correlação entre microinfiltração e

1 (40, 42).

Entretanto Piowowarczyk et al., em 2005, reafirma a necessidade de mais estudos para relacionar restaurações com doenças associadas aos níveis de microinfiltração, às dasadaptações marginais e aos fatores de aquecimento (39). Em 2006, foi publicado por Bin Yang e colaboradores, um estudo sobre a força de união entre o sistema adesivo dos cimentos resinosos à dentina humana (43). Nesse trabalho, foi visto que as características da dentina cervical são mais variadas em relação às dentinas coronárias e de mais frágil união ao sistema adesivo resinoso. Essa menor adesão na região cervical pode levar à formação de fendas por ruptura da união entre o sistema adesivo e a dentina, gerando áreas de possível infiltração (43). Ao cimentar coroas totais, onde a linha de cimentação localizar-se-á inteiramente em dentina cervical, a possibilidade de microinfiltração torna-se maior, levando à necessidade de investigação.

aproveitamento dos espécimes, esse trabalho também avaliou a microinfiltração com solução de azul de metileno, na interface dente/restauração, por meio de escores fornecidos por avaliadores previamente calibrados, obedecendo a metodologia utilizada nos trabalhos que utilizam o corante citado (44-46), com algumas variações na concentração do mesmo e nas ciclagens.

Apesar de haver uma grande variedade de trabalhos de microinfiltração utilizando o traçador químico nitrato de prata, pesquisas recentes têm sido publicadas sobre o assunto utilizando o corante azul de metileno para a infiltração (47), principalmente quando se trata de coroas totais (46), mostrando a possibilidade de sucesso quando da utilização correta deste evidenciador, a um baixo custo.

### 3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste trabalho foram:

1. Mensurar a desadaptação de coroas totais obtidas por diferentes sistemas de infra-estrutura cerâmicos de alumina:
  - Compósito infiltrado por vidro (In-H F *slip Cast* );
  - Cerâmica policristalina densamente sinterizada (Procera/Nobel Biocare);
  - Cerâmica infiltrada por vidro processada por CAD-CAM no sistema CEREC InLab (Bloco In-Ceram *Classic* Alumina CA-12);
  - Cerâmica policristalina densamente sinterizada processada por CAD-CAM no sistema CEREC InLab (Bloco In-Ceram Alumina AL-20);
2. Comparar duas técnicas de medida do espaço interno entre coroa total cerâmica e dente preparado: antes e após a cimentação, por meio de réplicas de silicone e pela medida da linha de cimentação, respectivamente;
3. Quantificar por meio de escores a microinfiltração na interface dente / restauração;
4. Correlacionar os valores de desadaptação e microinfiltração.

## 4 MATERIAL E MÉTODO

### 4.1 Materiais utilizados

Os preparos nos dentes foram realizados com o uso dos seguintes materiais: brocas de diamantes tronco-cônica, número 3216 e 3216F(KG Sorensen - SP/Brasil), recortadores de margens gengivais n<sup>os</sup> 28 (10-95-7-14 L e R) e 29 (10-80-7-14 L e R - Duflex Inox Indústria e Comércio RJ/Brasil) e posterior polimento com taça de borracha embebida em solução com Pedra - Pomes de granulação fina.

Para o procedimento de moldagem utilizou-se: silicone de polimerização por adição de presa normal de densidade pesada e leve (Elite® H-D+, Putty Soft, Zhermack S.p.A., Rovigo, Italy); dispositivos cilíndricos de PVC transparente, com 20 mm de diâmetro e 15 mm de altura com perfurações; lâminas de bisturi número 15; gesso especial para troquéis tipo IV (Durone, Dentsply, Detrey USA); gesso Dentona (IVOCLAR/Vivadent, Germany) e vibrador mecânico.

As cerâmicas utilizadas foram: o compósito cerâmico de alumina e vidro (In-Ceram Alumina, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany); o compósito de alumina e vidro em bloco pré-sinterizado (In-Ceram *Classic* bloco CA-12, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany); a cerâmica policristalina de Alumina em bloco pré-sinterizado (In-Ceram *2000* bloco AL-20, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) e a cerâmica policristalina de alumina depositada sob pressão isostática (Procera® AllCeram Ceramic Crowns, Nobel Biocare, Sweden). A porcelana utilizada para

recobrimento das coroas totais foi a VITADUR® ALPHA/ VITAVM7 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) na cor B2, pela escala de cores do mesmo fabricante.

As réplicas de silicone foram realizadas com o mesmo material das moldagens, o silicone de polimerização por adição de presa normal de densidade pesada e leve (Elite® H-D+, Putty Soft, Zhermack S.p.A., Rovigo, Italy), além de utilizar lâminas de bisturi número 11 e lápis de retroprojektor.

Para o procedimento de cimentação foram utilizados: cimento resinoso de K 1 1 .; ácido ortofosfórico a 37% (Dentsplay, Brasil); Primer ED (Kuraray, Osaka, Japão); ácido Hidrofluorídrico a 10% (Dentsplay, Brasil); s H 1 1 ); além dos materiais para a profilaxia antes da cimentação, como pedra-pomes de granulação fina impregnada em escova de Robinson.

A ciclagem mecânica foi realizada utilizando-se pontas de poliacetal de extremidade plana acopladas à Máquina de Ciclagem Mecânica desenvolvida pelo departamento de Bioquímica e Materiais Dentários da FOUSP, e para a microinfiltração utilizou-se solução aquosa de azul de metileno a 0,5% (pH 7,2).

Para o corte das amostras foram utilizados discos de corte diamantados (Extec diamante XL 12235) acoplados à máquina de corte Labcut 1010 (Extec Technologies Inc./U.S.A.). As medidas foram realizadas nas imagens captadas pelo sistema estereomicroscópio (Olympus SZ61, modelo SZ2ILST, Tóquio, Japão) mais máquina digital acoplada (Olympus América Inc., Q color 3 -RTV, Q Imaging, Canadá).

## 4.2 Limpeza, inclusão e preparo dos dentes

Para esta pesquisa, foram selecionados 40 terceiros molares humanos hígidos, recém-extraídos, hidratados em água destilada e mantidos em estufa à temperatura de 37°C. Os dentes foram solicitados ao Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da USP, após aprovação do Projeto de Pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de São Paulo, sob o protocolo número: 102/06 (anexo A).

Todos os dentes foram submetidos à tartarectomia e profilaxia com escova de Robinson impregnada com pedra pomes de granulação fina e água. As suas porções radiculares foram previamente incluídas em godiva de alta fusão em um tubo de PVC incolor de 15 mm de altura por 20 mm de diâmetro, para melhor posicionamento e apreensão dos mesmos, visando facilitar a execução do preparo. Os mesmos foram devidamente preparados para receber as coroas totais cerâmicas, sendo divididos em quatro grupos, um para cada sistema de infra-estrutura a ser estudado. As coroas totais cerâmicas foram confeccionadas dentro das recomendações técnicas dos fabricantes para cada sistema.

Os dentes foram preparados para receber as coroas totais cerâmicas com alumina como componente principal. Os preparos para essas coroas são semelhantes para a maioria dos sistemas de infra-estrutura em cerâmica, por isso todos foram preparados da mesma forma, padronizada (48). A redução axial foi realizada com broca de diamantes tronco-cônica, número 3216 (KG Sorensen -

SP/Brasil), seguindo um padrão de redução para todos os elementos em torno de 1,2 mm a 1,5 mm, na cervical, com angulação no sentido gengivo-oclusal em torno de 10° (49), em todas as paredes axiais, obtida pela angulação da broca. O desgaste oclusal foi padronizado em torno de 2,0 mm e a linha de terminação cervical em ombro arredondado (48, 50, 51). Todos os ângulos foram arredondados, exceto o ângulo cavo-superficial, o qual deve estar a 90° com a superfície externa da futura peça protética (52). As falhas mais freqüentes nos preparos para coroas totais cerâmicas estão mais relacionadas à redução axial e à colocação da margem, devendo-se, assim, ter maior controle nesses aspectos (53). No presente estudo, a margem do preparo foi realizada ao longo da linha amelo-cementária. Todos os preparos dentais foram realizados por um único pesquisador previamente treinado. Foram confeccionados contornos anatômicos uniformes e bem definidos seguindo um padrão de medidas e tendo-se o cuidado para a não permanência de esmaltes residuais sem suporte (5, 54, 55).

Após a redução da coroa dentária, foi realizado o acabamento com broca de diamantes de corte fino número 3216 F (KG Sorensen - SP/Brasil) adaptada para baixa rotação, seguido da utilização de recortadores de margens gengivais n<sup>os</sup> 28 (10-95-7-14 L e R) e 29 (10-80-7-14 L e R - Duflex Inox Indústria e Comércio RJ/Brasil) e posterior polimento com taça de borracha embebida em solução com Pedra - Pomes de granulação fina (Figura 4.1).

Os dentes foram divididos em quatro grupos com dez elementos para cada sistema a ser estudado (n= 10). Esses elementos, previamente incluídos e preparados, foram submetidos à moldagem das suas porções coronárias. Todos os materiais foram manipulados seguindo as normas dos respectivos fabricantes.



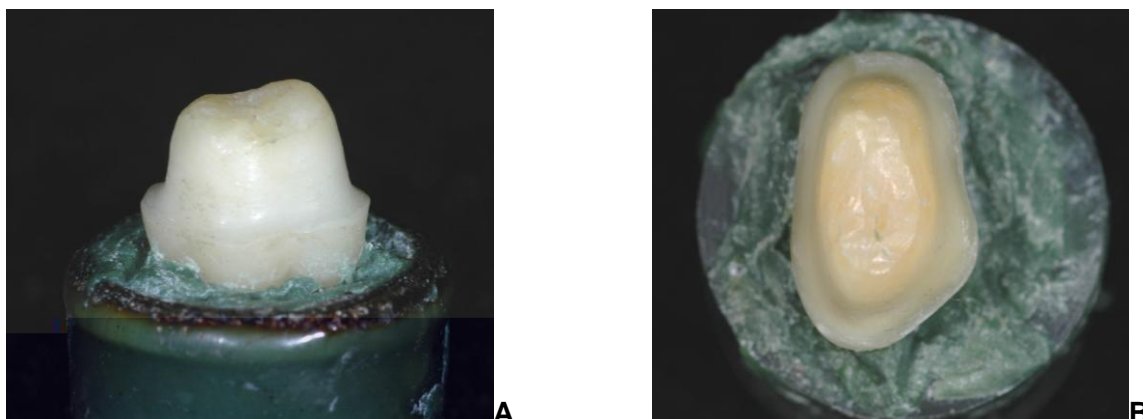


Figura 4.1. Redução coronária; A. evidenciando o término em ombro arredondado;  
B. evidenciando a linha de terminação cervical com mesma espessura em todos os lados

### 4.3 Moldagem e preparo dos troquéis

Para a moldagem foi utilizado silicone de polimerização por adição de presa normal Elite® H-D+, Putty Soft (Zhermack S.p.A., Rovigo, Italy; Figura 4.2). A reprodução dos preparos foi feita pela técnica de dupla moldagem. Um dispositivo cilíndrico de PVC transparente, com 20 mm de diâmetro e 15 mm de altura, foi adaptado com a intenção de servir como moldeira. Nele foram feitas perfurações para retenção do material de moldagem, permitindo uma espessura uniforme, em torno de 3 mm para o mesmo.

A massa de densidade pesada foi manipulada sem luvas, usando-se medidas iguais de pasta base e catalisador, como recomenda o fabricante, por 30 segundos até a obtenção de uma massa uniforme e de cor homogênea e, assim, inserida na moldeira. O dente foi inserido sobre essa massa e foi aguardado o tempo de presa recomendado pelo fabricante, de aproximadamente 3 minutos. Foi traçada uma linha reta, com lápis para retroprojektor, unindo o tubo de inclusão e o de moldagem,

ambos do mesmo diâmetro, para que a moldagem posterior, com o material de densidade leve, fosse realizada exatamente no mesmo local e, assim, evitada a rotação do dente.

O molde com o material pesado foi aliviado com incisões formando sulcos de escape, feitos com lâmina de bisturi número 15, e foram removidas todas as partes desse material que apresentassem resistência ao perfeito re-posicionamento do mesmo. Em seguida, foi efetuada a moldagem com a massa de densidade leve, a qual sofre auto-mistura por meio de pontas misturadoras acopladas à pistola de inserção do material. O material leve foi dispensado sobre o molde do material pesado e sobre o dente preparado, isento de umidade. Em seguida o dente foi vertido sobre o molde na posição marcada anteriormente e, sob contenção digital, foi aguardado o tempo de polimerização total recomendado pelo fabricante de, aproximadamente, 3 minutos.

Após obtenção do molde final, os dentes preparados voltaram a ser armazenados em água destilada a 37°C e os moldes foram identificados e estocados a temperatura ambiente, onde permaneceram por 1 hora. Após esse período iniciou-se o vazamento com o gesso especial para troquéis tipo IV (Durone, Dentsply, Detrey USA), na proporção recomendada pelo fabricante de 19 mL de água destilada para cada 100g de pó. Após a espatulação do gesso sob vácuo (30 segundos), o vazamento foi feito com auxílio de vibrador mecânico. Após a total cristalização do gesso, o troquel foi removido do molde. Os moldes dos preparos destinados à confecção dos copings cerâmicos por meio do sistema CEREC inLab (blocos de In-Ceram Classic CA-12 e In-Ceram 2000 AL-20) foram vazados com o gesso especial para o sistema; o gesso Dentona (IVOCLAR/Vivadent, Germany).

Após a obtenção dos troquéis, iniciou-se a fase de elaboração das peças protéticas, onde cada sistema foi confeccionado seguindo as informações e normas do fabricante.

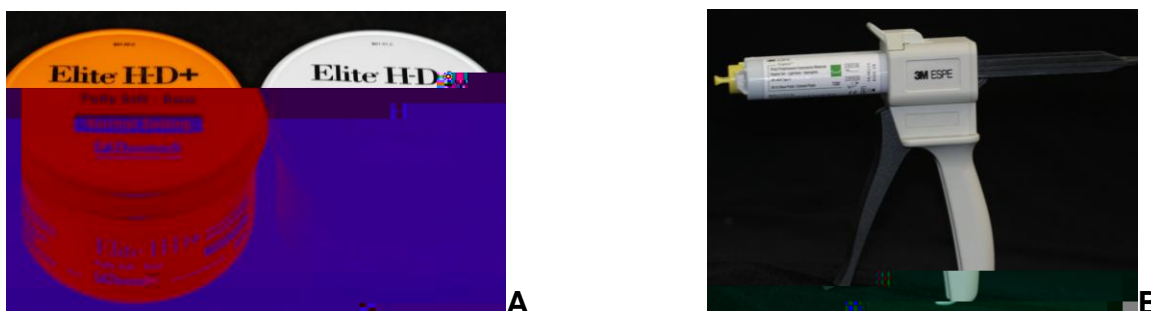


Figura 4.2. A. Silicone de adição, pasta base e catalisadora de densidade pesada; B. Silicone de adição, cartucho com o material leve acoplado na pistola de inserção

## 4.4 Confeção das coroas totais cerâmicas

### 4.4.1 Copings de In-Ceram Alumina

Os Copings de In-Ceram Alumina (Vita In-Ceram®, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) feitos pela técnica *Slip-Cast* foram realizados em laboratório de prótese credenciado pelo fabricante. Inicialmente, os troquéis foram aliviados com o *Vita In-Ceram interspace varnish* (Vita In-Ceram®, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), formando uma camada de aproximadamente 40  $\mu\text{m}$ . Os troquéis foram moldados com silicone de adição e, os moldes obtidos, foram vazados com o *VITA In-Ceram® special plaster*, na proporção de 20 gramas para

4,6 mL de água destilada. Depois de duas horas o modelo duplicado foi removido e a margem do preparo foi delimitada. Esse modelo foi mantido seco e iniciou-se a preparação da barbotina na proporção de 38 gramas do pó (Vita In-Ceram Alumina Powder) para uma ampola do fluido (Vita In-Ceram Alumina Mixing fluid) e uma gota do aditivo (Vita In-Ceram Alumina additive). Depois de homogeneizada no ultra-som Vitasonic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), a barbotina foi aplicada cuidadosamente sobre o modelo deixando-se uma camada uniforme por todas as paredes circundantes em torno de 0,5 mm e na oclusal em torno de 0,7 mm (Figura 4.3. A) . Os excessos na margem do preparo foram removidos com lâmina de bisturi antes de iniciar-se a sinterização.

A sinterização foi realizada no forno específico, Vita INCERAMAT (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), atingindo a temperatura de 1120°C em duas horas, e depois terminando o ciclo com um resfriamento rápido para 400°C ainda com o forno fechado, para posterior abertura do mesmo até o retorno à temperatura ambiente. Como o refratário diminui de tamanho após a sinterização, a subestrutura foi facilmente removida do mesmo e conduzida à prova no troquel de gesso, onde foi ajustada com brocas de granulação fina, tornando o seu contorno externo mais adequado, quando necessário. Ajustes internos não foram realizados nesse trabalho para não introduzir variações sujeitas à habilidade manual, ou seja, como forma de padronização. A peça protética, nessa fase apresenta-se com aspecto branco opaco e encontra-se altamente friável (Figura. 4.3. B).

Iniciou-se a manipulação do pó de vidro (Vita In-Ceram Alumina powder), misturando-o em água destilada para obtenção de uma pasta fina e posterior aplicação desta apenas nas superfícies externas do coping cerâmico. A infiltração do

vidro ocorre com a queima dessa peça protética a uma temperatura de 1 100°C por quatro horas, no f

fresagem por CAD-CAM ocorre após a deposição do pó de alumina sob pressão isostática e à frio sobre o troquel especialmente preparado na central de produção desse sistema.

Inicialmente os troquéis foram devidamente preparados, com o término em torno de 0,5mm de profundidade (Figura 4.4. B), como recomenda o fabricante, para que seja possível o contato de toda a ponta do scanner com a margem do preparo (Figura 4.4. C). O correto desgaste faz com que o contato entre a ponta de leitura e o troquel seja sempre na parte angulada da ponta do scanner. Após o beneficiamento, os troquéis foram encaminhados à Nobel Biocare do Brasil, onde foram scaneados e, assim, foi obtida uma imagem digital de cada preparo dental. Todos os modelos foram scaneados pelo mesmo técnico do sistema e foi utilizado o mesmo scanner para todo o grupo. O scanner utilizado foi o Procera-Píccolo (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden; Figura 4.4. A).

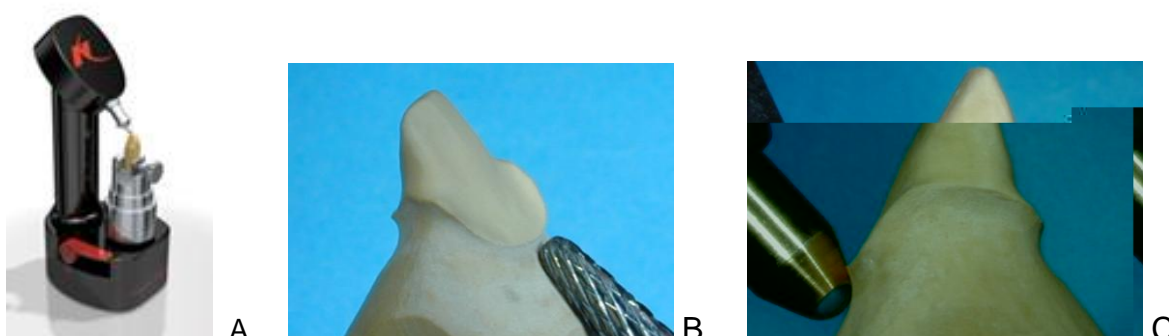


Figura 4.4. A. Scanner Procera-Píccolo (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden); B. Beneficiamento do preparo; C. Scaneamento do troquel, salientando aonde a ponta do scanner deve encostar

As imagens obtidas do preparo possibilitam ao operador do sistema a  
3 1  
ainda no formato digital, é enviado para o sistema da empresa na Suécia. A  
é idealizada com um aumento do seu tamanho real em torno de  
20%, assim como o troquel que é confeccionado nessa própria central de produção.  
Dessa forma a coroa total cerâmica é confeccionada por meio de uma linha de  
produção, por onde o troquel, confeccionado com tamanho aumentado em torno de  
20 por cento e com um gesso tipo refratário especial para esse sistema, segue e  
sobre ele é depositada sob pressão isostática à frio o pó de alumina densamente

3 J

fresagem por tecnologia CAD-CAM o qual utiliza duas pontas cilíndricas e realiza o  
procedimento externamente de fora para dentro do pó de alumina prensado até que  
ele atinja o contorno e a espessura adequados ao coping cerâmico previamente  
programado. Em seguida o conjunto troquel/coping é encaminhado ao forno de  
cerâmica e aquecido até a completa sinterização (em torno de 1 500°C, segundo o  
fabricante), obtendo a densidade e resistência final. Após essa etapa a peça  
protética atinge o seu tamanho original (em torno de 20% menor) e passa por um  
controle de qualidade visual com um técnico, é embalado e, dessa forma, enviado  
ao Brasil para adaptação no seu respectivo troquel. Nesse trabalho foi recomendado  
que não se fizessem ajustes internos nas peças protéticas e que a espessura  
desejada para os copings fosse de 0,6mm.

#### 4.4.3 Copings de In-Ceram do sistema VITA CEREC inLab - blocos *Classic Alumina CA-12*

O terceiro grupo foi destinado à confecção dos copings cerâmicos com o compósito In-Ceram do sistema VITA CEREC inLab: In-Ceram *Classic* com os blocos Alumina CA-12, os quais requerem infiltração por vidro. Nesse sistema o tamanho dos copings não é inicialmente aumentado. Os troquéis feitos especialmente para utilização no sistema CEREC inLab utilizaram o gesso Dentona (Ivoclar/Vivadent, Germany). Os mesmos foram scaneados utilizando o scanner à laser SIRONA inEos (SIRONA, Germany), por meio da seguinte seqüência de procedimentos: a) coloca-se o dente no posicionador com a distal voltada para frente, mesial para o operador, lingual para esquerda e vestibular para direita; b) seleciona-se, no programa, o dente a ser escaneado (no caso, terceiro molar); c) fixa-se a posição do dente e o eixo de inserção (no programa); d) com o mouse, evidencia-se as margens, sempre checando-as em outras inclinações e corrigindo-as; e) posiciona-se o bloco a ser confeccionado no CEREC InLab (o programa confirma o tipo de bloco) e inicia-se a confecção propriamente dita do coping, selecionando- *executar* 1 3 fresagem ocorre em torno de 30 segundos.

Após o scaneamento, as informações foram processadas e enviadas ao aparelho de fresagem SIRONA, CEREC inLab (SIRONA, Germany), para a usinagem por CAD-CAM. O coping obtido nesse processo, de aparência opaca e bastante friável, foi infiltrado por vidro, pela aplicação da solução com o pó de vidro e posterior queima em forno de cerâmica convencional, atingindo as propriedades



mecânicas de densidade e resistência finais. Após obtenção desses copings, os excessos do vidro foram removidos utilizando-se pontas específicas para esse fim (Diagen-Turbo-Grinder dtg, BREDENT, Germany) apenas nas superfícies externas. Tais procedimentos foram realizados em laboratório de prótese credenciado pelo fabricante, na cidade de São Paulo.

#### 4.4.4 Copings de In-Ceram do sistema VITA CEREC inLab - blocos *In-Ceram 2000* Alumina AL-20

O quarto grupo foi destinado à produção de copings com infra-estrutura cerâmica policristalina, densamente sinterizada, In-Ceram 2000, Blocos AL-20, os quais foram processados também no sistema CEREC inLab, por meio da utilização do mesmo scanner à laser e do mesmo aparelho de fresagem citados para o terceiro grupo (o sistema CEREC In-Lab/Sirona). Para as cerâmicas policristalinas os copings são planejados, digitalizados e fresados com tamanho aumentado, em torno de vinte por cento, para compensar a grande contração de sinterização, visto que nesse material as porosidades não são preenchidas pela solução com o pó de vidro, e sim pela contração do material até obtenção da microestrutura específica, onde os grãos cristalinos ficam unidos entre si por meio de uma substância intergranular, sem fase amorfa.

#### 4.4.5 Recobrimento dos copings

Os copings cerâmicos devidamente confeccionados receberam cobertura com a cerâmica VITADUR® ALPHA/ VITAVM7 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), cujo coeficiente de expansão térmico linear é compatível com o de todas as cerâmicas utilizadas no presente estudo, de forma tradicional por meio da técnica de colagem (*Slip-Cast*), dentro das normas e orientações do fabricante. Posteriormente, essas peças protéticas receberam o glaze final, visto que essa etapa não influi na desadaptação ou microinfiltração das coroas, permanecendo inalterados os parâmetros a ser mensurados (57). A superfície oclusal foi construída plana, paralela ao solo e perpendicular ao longo eixo do dente, para que fosse possível um perfeito posicionamento das pontas de poliacetal que seriam utilizadas e posterior realização da microinfiltração.

Posteriormente, foram realizadas as medidas da adaptação interna e marginal por meio de diferentes técnicas, uma delas foi executada antes da cimentação das coroas e outra, após a cimentação.

#### 4.5 Réplicas de silicone

Antes da cimentação das coroas protéticas foram confeccionadas réplicas em silicone de adição através das quais se obtinha a reprodução do espaço interno

entre a superfície interna da coroa cerâmica e o preparo dental. Esse procedimento incluiu a limpeza da peça protética com jato de ar/água para remover qualquer fragmento solto internamente, seguido de jato de ar para secagem da restauração. No interior da peça protética não foram feitos ajustes adicionais provando-as nos dentes devidamente preparados. Os ajustes foram feitos apenas durante a etapa de confecção das coroas cerâmicas usando apenas os troquéis em gesso como referência.

Para a confecção da réplica, foi introduzido silicone polimerizado por adição de densidade fluida (Elite® H-D+, Light Body, Zhermack S.p.A., Rovigo, Italy) dentro da porção interna das coroas, através de pontas misturadoras acopladas a um

3J 1

material de moldagem leve foi adaptada sobre o dente devidamente preparado e pressionada digitalmente por 1 minuto, aguardando-se o tempo de polimerização recomendado pelo fabricante, de aproximadamente 6 minutos. Ao remover a coroa, o material de moldagem nela aderido formara uma concavidade na qual era introduzido o silicone de adição com densidade pesada, construindo-se, assim, um corpo firme de sustentação para o material leve (55, 58, 59; Figura 4.5).

O corpo formado pelo silicone leve, representando o espaço interno entre a prótese e o dente, mais o silicone pesado, foi segmentado com lâmina de bisturi número 11 no sentido méso-distal e no sentido vestibulo-lingual. Em cada um desses sentidos foram feitos cuidadosamente dois cortes, eqüidistantes 2 mm (60; Figura 4.6). Dessa forma obtiveram-se quatro fatias para análise, uma vestibular, uma lingual, uma distal e uma mesial, assim denominadas nesse estudo. Cada uma delas foi observada nos dois lados (lados 1 e 2 das fatias vestibular, lingual, mesial e

distal), onde se mediu cinco regiões. Além dos pontos marginal e oclusal, em cada lado de cada fatia, propostos por Holmes (1989) para esse teste (60), nesse trabalho também foram mensuradas as regiões de ângulo gengivo-axial, região axial e ângulo áxio-pulpar (Figura 4.7).

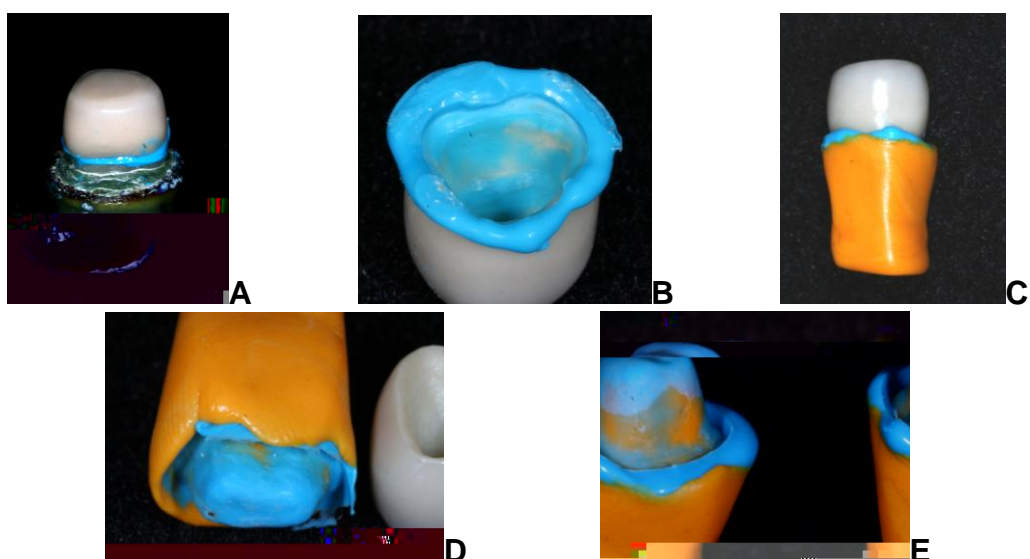
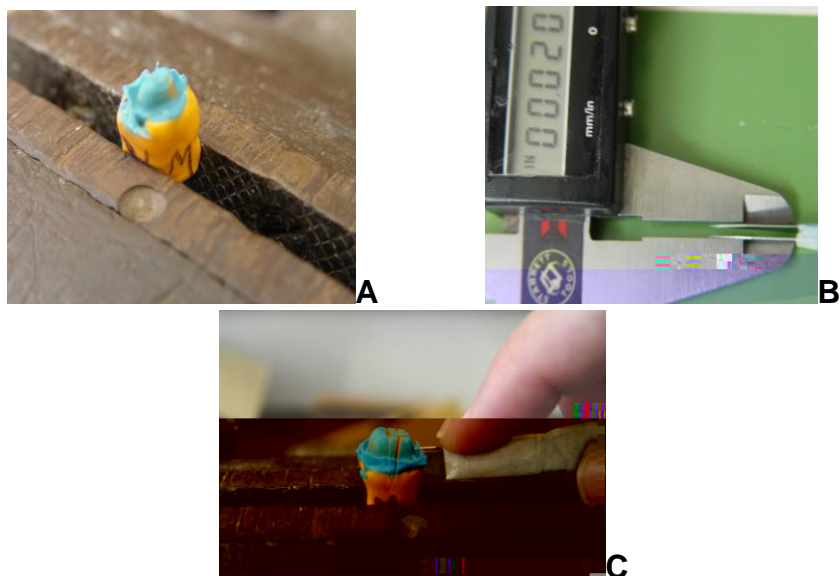


Figura 4.5. A. Assentamento da coroa cerâmica sobre o dente preparado após a introdução, na parte interna da coroa, do material de moldagem leve; B. Coroa removida com o material de moldagem leve ocupando o espaço da linha de cimentação; C. Introdução do material de moldagem pesado; D. Remoção do material de moldagem pesado, vindo juntamente com a película do material leve, ambos formando um só corpo; E. Réplica em silicone



K 93 3F 3F 1 -lo; B. Equipamento montado com duas lâminas de bisturi paralelas eqüidistantes 2 milímetros; C. Corte com a dupla lâmina de bisturi longitudinalmente no sentido méso-distal e vestibulo-lingual, dando origem a quatro fatias distintas para análise

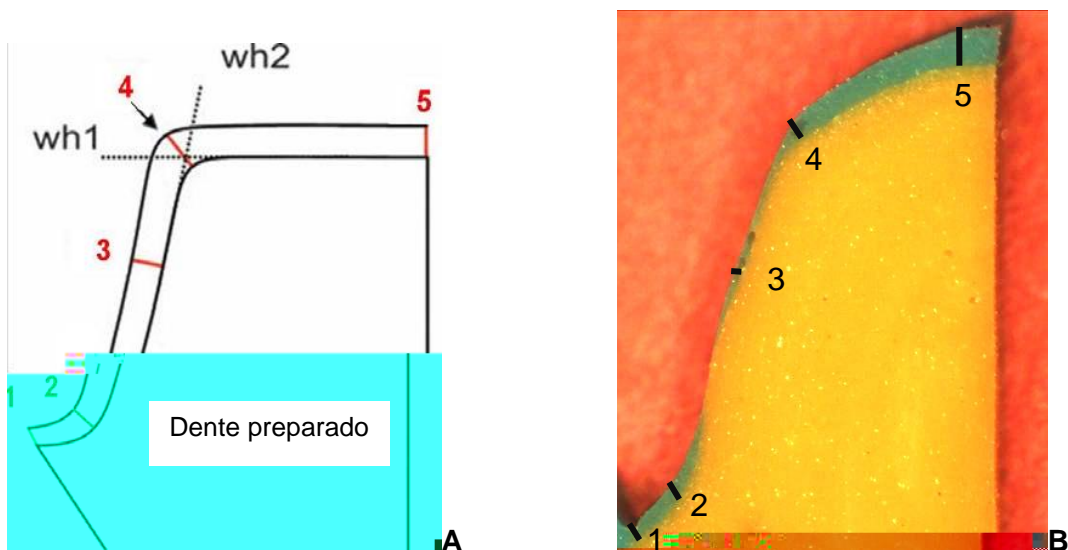


Figura 4.7 A. Localização das medidas da largura dos espaços internos entre cerâmica e preparo dental: 1, *gap* marginal; 2, ângulo gengivo-axial; 3, meio da parede axial; 4, ângulo axo-pulpar (definido pela intersecção entre wh1, projeção da parede axial, e wh2, projeção da parede pulpar) e 5, *gap* pulpar ou oclusal. B. Correspondente na réplica, com os respectivos locais de medição. O material de cor azul representa a interface dente/restauração

As fatias de silicone foram conduzidas ao estereomicroscópio (Olympus SZ61, modelo SZ2ILST, Tóquio, Japão) e as imagens de cada lado foram capturadas com aumento de 20X por uma máquina digital acoplada ao sistema (Olympus América Inc., Q color 3 -RTV, Q Imaging, Canadá). Essas imagens foram transferidas ao programa de análise de medidas, o software ImageJ (National Institute of Health, EUA, <http://rsb.info.nih.gov/ij/>), onde, por meio da diferença entre as cores do silicone leve e do silicone pesado, fez-se uma medição na espessura da cor do silicone leve em cada ponto a ser analisado (33), conforme esquema da figura 4.7. Foram obtidas, dessa forma, as medidas de adaptação interna e marginal das coroas cerâmicas antes da cimentação.

#### **4.6 Cimentação das coroas**

A cimentação foi realizada com o cimento res K  
(Kuraray, Osaka, Japão; Figura 4.8.B) seguindo as recomendações do fabricante. Todos os dentes, devidamente preparados, receberam aplicação de um desengordurante (tergentsol) para remoção de qualquer resíduo remanescente do óleo de sílica presente no silicone de adição anteriormente utilizado para a técnica da réplica, com fricção por 15 segundos, seguido de lavagem abundante e secagem com jato de ar. Os dentes também foram condicionados com ácido ortofosfórico a 37% (Dentsplay, Brasil) por 15 segundos e lavados abundantemente, apenas para complementar a limpeza do dente, pelo motivo citado anteriormente. Em seguida, foi

aplicado o Primer ED (Kuraray, Osaka, Japão; Figura 4.8.B) na superfície dental de maneira uniforme e aguardado os 60 segundos recomendados pelo fabricante.

As infra-estruturas cerâmicas foram tratadas internamente com o condicionador de porcelanas, Ácido Hidrofluorídrico a 10% (Dentsplay, Brasil; Figura 4.8. A e C), jateadas internamente com partículas de óxido de alumínio de 50 a 100µm e silanizadas com o Sil H 1 1 ; Figura 4.8. D) (61, 62). O agente cimentante foi manipulado e aplicado na superfície interna das peças cerâmicas. As coroas foram assentadas sobre os dentes sob pressão digital. Os conjuntos dentes/coroa foram colocados em um dispositivo de cimentação que manteve as coroas sob pressão de 1 Kg/cm<sup>2</sup>, onde procedeu-se à eliminação dos grandes excessos do cimento (figura 4.8. E).

Após o processo de fotoativação por 40 segundos em cada face do dente, as coroas foram inspecionadas com uma lupa e os pequenos excessos de cimento foram eliminados utilizando-se uma lâmina de bisturi nº 15. Em seguida os dentes/coroas foram armazenados em água destilada por uma semana à temperatura de 37°C.

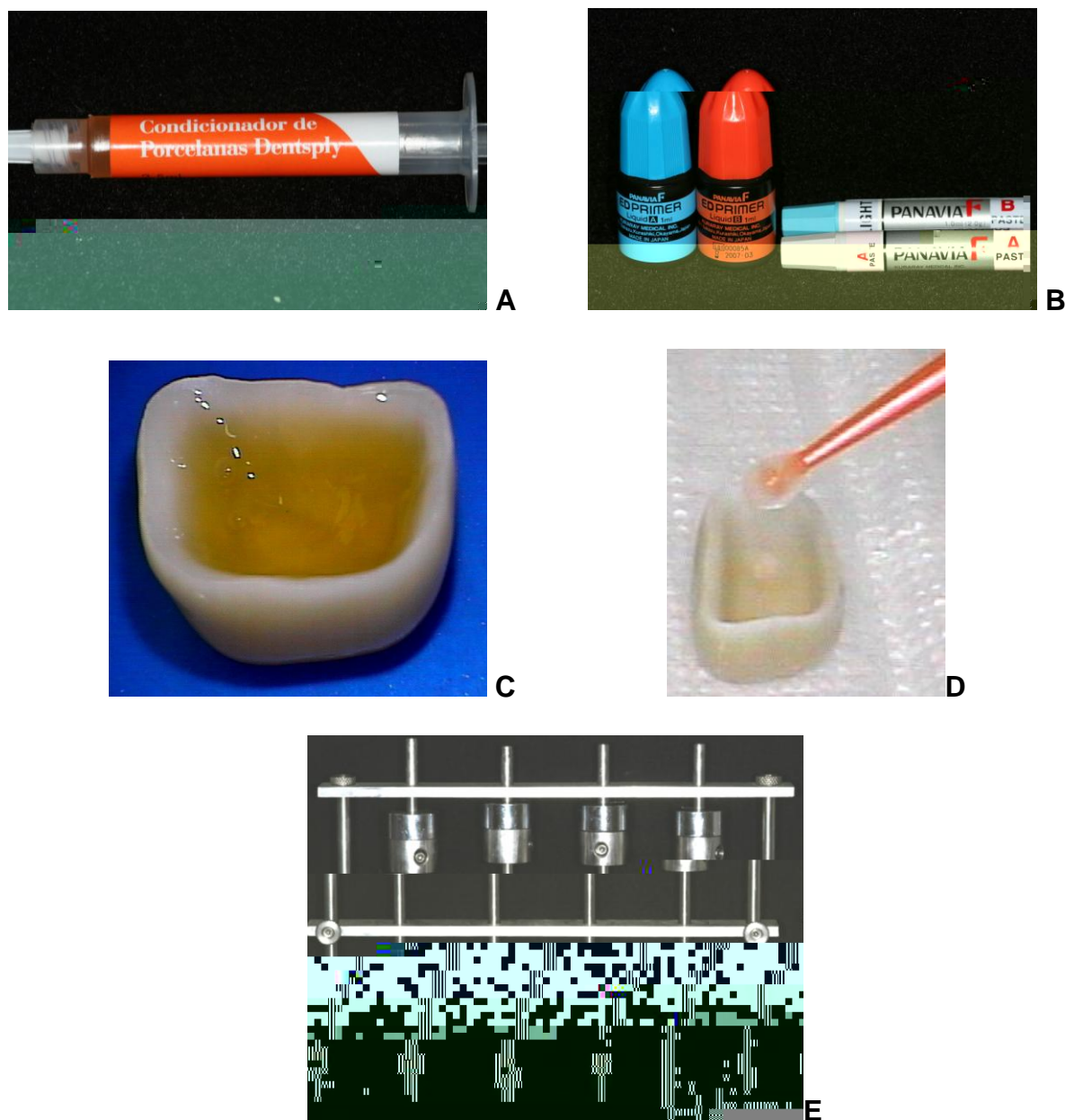


Figura 4.8. A. Condicionador de porcelana; B. Cimento resinoso (pasta base e catalisadora) e primer; C. Aplicação do ácido fluorídrico na parte interna das coroas; D. Aplicação do silano na porção interna das coroas; E. Coroas contidas em posição com peso de 1 kg/cm<sup>2</sup>, após colocação do cimento resinoso e fotoativação

#### 4.7 Ciclagem mecânica

Para que fosse realizada a microinfiltração com solução de azul de metileno



nas coroas totais, as amostras sofreram uma aceleração no seu processo de  
pela ciclagem mecânica e às  
variações bruscas de temperatura da ciclagem térmica.

O processo de ciclagem mecânica, na avaliação de microinfiltração e espessura da linha de cimentação em sistemas estéticos ainda é pouco utilizado (27, 44, 63). A idéia é aplicar cargas repetidas para que sejam geradas forças de tensão sobre a união adesiva, como provavelmente ocorreria durante o envelhecimento da peça protética na cavidade bucal.

Para realização dessa ciclagem foi utilizada a Máquina de Ciclagem Mecânica desenvolvida pelo departamento de Materiais Dentários da FOUSP, composta por uma base, onde os dentes são mantidos, a qual contém a estrutura mecânica e eletrônica, com contador de ciclos (Figura 4.9). Na sua parte superior encontram-se as hastes com uma mola em seu interior, as quais aplicam, por meio de pontas de poliacetal, uma determinada carga ao dente. As pontas de poliacetal possuem 2,5 mm de diâmetro na parte ativa, confeccionadas planas e paralelas ao solo. As molas desse sistema, por intermédio de uma rosca, permitem regulagem da pressão, tocando somente no centro da oclusal das coroas cerâmicas. Neste trabalho foi utilizada uma carga de 8,0 Kgf num total de 100.000 ciclos e 4 Hz de velocidade, baseando-se em teses que já utilizaram o método com êxito (44, 64-66).

Para evitar possíveis descolamentos durante o processo, a porção radicular dos dentes foi previamente incluída com resina acrílica autopolimerizável em um tubo de PVC de ½ polegada de diâmetro, de forma que todos os conjuntos tubo+amostras ficassem com altura total de 21 mm, nivelando a carga em todas as

amostras. Após posicionamento dos dentes no equipamento, o braço móvel que suporta as pontas de poliacetal foi abaixado para iniciar-se o processo.



Figura 4.9. Máquina de ciclagem mecânica do Depto. de Materiais Dentários (FOUSP)



Figura 4.10. Máquina de térmica do Depto. de Materiais Dentários (FOUSP)

#### 4.8 Ciclagem térmica

Imediatamente após a ciclagem mecânica, os espécimes foram encaminhados à Máquina de ciclagem térmica do Departamento de Materiais Dentários da FOUSP (Figura 4.10) e ciclados termicamente em banhos de 5 e 55°C, com três segundos de intervalo entre os mesmos e um minuto de imersão, alternando-se por 700 ciclos (44, 63-72). Este procedimento simularia o s restaurações, devido às diferenças entre os valores dos coeficientes de expansão térmica da estrutura dental e dos materiais restauradores,

gerando tensões na interface dente/restauração, o que provavelmente também ocorre no meio bucal ao longo dos anos.

#### **4.9 Microinfiltração**

Depois de restaurados e submetidos às ciclagens mecânica e térmica, as amostras foram submetidas à infiltração, sendo imersas em solução aquosa de azul de metileno a 0,5% (pH 7,2) por 4 horas a temperatura ambiente. Entretanto, antes da imersão, os dentes foram impermeabilizados com duas camadas de esmalte de unha de cor escura, na porção dentinária entre a resina acrílica do tubo de inclusão e a linha de cimentação das coroas, deixando-se apenas essa linha de cimento exposta.

Para evitar que o corante penetrasse pelo canal radicular, apenas a porção coronária dos dentes foi imersa na solução. Após esse período, os dentes foram removidos, lavados em água corrente durante 1 minuto e secos com papel absorvente.

Os valores da microinfiltração foram fornecidos por três observadores calibrados que analisaram a penetração do corante através da linha de cimentação, segundo os escores abaixo (Figura 4.11):

- Grau 0 Nenhuma infiltração do corante;
- Grau 1 Penetração do corante até a metade da parede gengival do preparo;
- Grau 2 Penetração do corante em toda a parede gengival do preparo;

- Grau 3 Penetração do corante até o terço gengival da parede axial do preparo;
- Grau 4 - Penetração do corante além do terço gengival da parede axial do preparo.

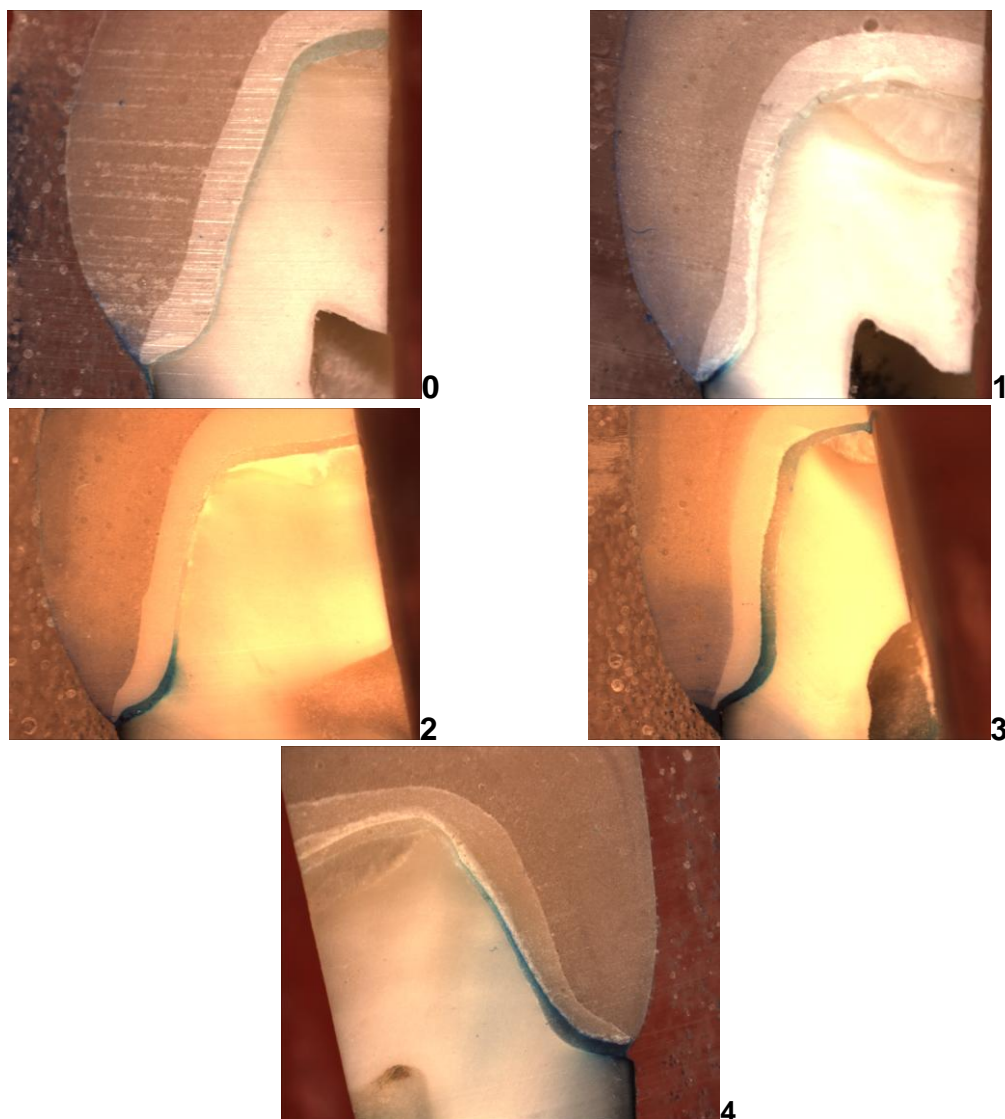


Figura 4.11. 0. Grau zero (nenhuma infiltração do corante); 1. Grau 1 (Penetração do corante até a metade da parede gengival do preparo); 2. Grau 2 (Penetração do corante em toda a parede gengival do preparo); 3. Grau 3 (Penetração do corante até o terço gengival da parede axial do preparo); 4. Grau 4 (Penetração do corante além do terço gengival da parede axial do preparo)

#### 4.10 Corte e leitura

Em seguida todos os dentes foram totalmente incluídos em resina acrílica incolor, para evitar possíveis descolamentos e/ou quebra de partes da coroa, e cortados longitudinalmente, no sentido méso-distal para análises dos quesitos estudados nas regiões proximais e no sentido vestibulo-lingual para análises na vestibular e lingual. Os cortes foram realizados na máquina de corte Labcut 1010 (Extec Technologies Inc./U.S.A.), onde foi acoplado o disco de corte diamantado (Extec diamante XL 12235).

Os segmentos 6(m)-6(e)6(n)51(d)-3(e)6(n)-3(te)-5(s)-231sveados foram coduzs enbe6

estemcr53(o)-3(cóe6((p)-3ico )1)-3(Oimuradlo STApcas mgns

meiai,n11(li)4(n--3(g)6(u)-3(a)-3(is )129(e)-3( )-51(d)-3(it(a)-3(is )129(d)-3)-6(e)6(n81(to)4(d)-3(o)-3(s )

utilizando uma linha reta de menor distância possível entre o preparo e a coroa protética, ou seja, esse ponto representa a medida da linha de cimentação (3) na região de adaptação marginal; as outras regiões foram medidas da mesma forma, sendo que a secção transversal entre o preparo dental e a superfície interna da coroa protética ao nível da parede pulpar do preparo, nos representa a adaptação interna. Todas as medidas de desadaptação e valores de escores da microinfiltração foram submetidos a tratamento estatístico com nível de significância de 5%.

#### 4.11 Análise Estatística

Para a análise da desadaptação, as medidas obtidas foram inicialmente submetidas ao teste de Análise de Variância com quatro fatores de variação, com 3 vinculações, sendo eles: 1) tipo de cerâmica de infra-estrutura, com quatro níveis:

1) In-Ceram pela técnica *Slip-Cast*; 2) In-Ceram HF ; bloco CA-12 processado por CAD-CAM e infiltrado por vidro e CE, bloco AL-20 de cerâmica policristalina processado por CAD-CAM; 2) Técnica de medição, com dois níveis: antes e após a cimentação

1

. K

lados de análise, com oito níveis: lado VM (vestíbulo-mesial), VD (vestíbulo-distal), DV(disto-mesial), DL (disto-lingual), MV (mésio-vestibular), ML (mésio-lingual), LM (linguo-mesial) e LD (linguo-distal); e 4) regiões de medidas, com cinco níveis: 1- ponto marginal (adaptação marginal), 2- ângulo gengivo-axial, 3- ponto axial, 4-

ângulo axo-pulpar e 5- ponto pulpar (adaptação interna). Os três últimos fatores acima citados foram vinculados e o nível de significância adotado foi  $p < 0,05$ .

A microinfiltração foi avaliada por meio de escores fornecidos por três observadores previamente calibrados. Os resultados obtidos foram submetidos à Análise de Concordância, por meio do Teste Kappa de Cohen e, posteriormente, à diferenciação das médias por meio do teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Desadaptação

Entre as oito diferentes faces e lados mensurados não houve diferenças estatisticamente significantes ( $p= 0,21$ ). Dessa forma, foram utilizadas as médias das faces/lados, num segundo teste de Análise de Variância, dessa vez, com três fatores de variação: cerâmica, região mensurada e técnica de medição; sendo os dois últimos vinculados ao fator principal (tabela 5.1).

Tabela 5.1- Análise de Variância dos valores de desadaptação

<b>Fonte de Variação</b>	<b>G.L.</b>	<b>Quadr.Médios</b>	<b>( F )</b>	<b>Prob.(H0) %</b>
<b>Cerâmicas (C)</b>	<b>3</b>	<b>3555,4631</b>	<b>2,44</b>	<b>7,9260</b>
<b>Resíduo I</b>	<b>36</b>	<b>1458,1002</b>		
<b>Regiões (R)</b>	<b>4</b>	<b>21004,8379</b>	<b>62,02</b>	<b>0,0000</b>
<b>Interação C X R</b>	<b>12</b>	<b>641,5840</b>	<b>1,89</b>	<b>3,9212</b>
<b>Resíduo II</b>	<b>144</b>	<b>338,6971</b>		
<b>Técnicas (T)</b>	<b>1</b>	<b>2033,9900</b>	<b>5,93</b>	<b>1,5104</b>
<b>Interação T X C</b>	<b>3</b>	<b>1024,1368</b>	<b>2,98</b>	<b>3,1925</b>
<b>Interação T X R</b>	<b>4</b>	<b>268,8271</b>	<b>0,78</b>	<b>46,0591</b>
<b>Interação T X C X R</b>	<b>12</b>	<b>301,9743</b>	<b>0,88</b>	<b>43,1281</b>
<b>Resíduo III</b>	<b>180</b>	<b>343,0978</b>		

s 1

estatísticas significantes ( $p=0,08$ ) para os quatro diferentes tipos de infra-estruturas utilizadas (tabela 5.2).



Tabela 5.2 - Médias e respectivos desvios-padrão da desadaptação das coroas totais confeccionadas com os diferentes sistemas cerâmicos ( $\mu\text{m}$ )

<b>CERÂMICAS</b>			
<b>S</b>	<b>P</b>	<b>CA</b>	<b>CE</b>
38 $\pm$ 23	49 $\pm$ 27	48 $\pm$ 31	39 $\pm$ 21

ñs(p=0,08)

an taticamente significantes (p= 0,000). Foi realizado o *post-hoc*, teste de probabilidade de Tukey (HSD) para esse fator e verificou-se que a região de “gap” marginal, denominada de 6 1 (ponto 3) apresentaram os menores valores de desadaptação, seguidas da região de ângulo gengivo-axial (ponto 2). Os locais com maior espessura na linha de cimentação foram o ângulo áxio-pulpar e a região da parede pulpar, representados pelos pontos 4 e 5, respectivamente (Tabela 5.3).

Tabela 5.3 - Médias e respectivos desvios-padrão da desadaptação nas diferentes regiões analisadas ( $\mu\text{m}$ ). Letras diferentes correspondem a valores com diferença estatisticamente significativa (p<0,05; Tukey: 8,3)

<b>REGIÕES MEDIDAS</b>				
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
26 $\pm$ 17 <sup>a</sup>	48 $\pm$ 20 <sup>b</sup>	27 $\pm$ 17 <sup>a</sup>	57 $\pm$ 24 <sup>c</sup>	60 $\pm$ 29 <sup>c</sup>

(p=0,000)

As duas diferentes técnicas de medição para a desadaptação apresentaram diferenças estatisticamente significantes (p= 0,015). As medidas da linha de cimentação pela técnica direta, realizada no próprio conjunto coroa/dente, apresentaram valores inferiores aos da técnica indireta, por meio de réplicas de silicone (Tabela 5.4).

Tabela 5.4 - Médias e respectivos desvios-padrão da espessura da desadaptação nas duas diferentes técnicas de medida utilizadas ( $\mu\text{m}$ )

<b>TÉCNICAS</b>	
<b>DIRETA</b>	<b>RÉPLICA</b>
41 $\pm$ 23	46 $\pm$ 29

( $p=0,015$ )

F

diferenças estatisticamente significantes ( $p= 0,039$ ), demonstradas por meio da tabela 5.5 e gráfico 5.1.

Tabela 5.5 - Médias e respectivos desvios-padrão ( $\mu\text{m}$ ) da espessura da desadaptação nas interações dos quatro tipos de sistemas cerâmicos utilizados e cinco regiões analisadas

<b>INTERAÇÃO CERÂMICA X REGIÃO</b>				
<b>regiões</b>	<b>S</b>	<b>P</b>	<b>CA</b>	<b>CE</b>
1	29 $\pm$ 15	28 $\pm$ 17	25 $\pm$ 17	22 $\pm$ 19
2	41 $\pm$ 21	51 $\pm$ 21	57 $\pm$ 19	44 $\pm$ 14
3	19 $\pm$ 12	34 $\pm$ 20	30 $\pm$ 18	27 $\pm$ 15
4	52 $\pm$ 27	58 $\pm$ 14	62 $\pm$ 33	53 $\pm$ 18
5	48 $\pm$ 21	75 $\pm$ 30	68 $\pm$ 34	50 $\pm$ 19

( $p= 0,04$ ; Tukey= 21)



Gráfico 5.1. Médias dos valores de desadaptações internas e marginais dos quatro tipos de sistemas cerâmicos analisados ( $\mu\text{m}$ ) em todas as regiões mensuradas

F

diferenças estatisticamente significantes ( $p= 0,032$ ). As médias destas interações estão demonstradas na tabela 5.6 e gráfico 5.2.

Tabela 5.6 - Médias e respectivos desvios-padrão da espessura da desadaptação nas interações entre os quatro tipos de sistemas cerâmicos e as duas técnicas de medida utilizadas ( $\mu\text{m}$ ). Letras diferentes correspondem a valores com diferença estatisticamente significativa ( $p<0,05$ ). Letras minúsculas referem-se à comparação entre todos os valores. Letras maiúsculas referem-se à comparação entre as colunas

<b>INTERAÇÃO CERÂMICA X TÉCNICA</b>				
<b>TÉCNICA</b>	<b>S</b>	<b>P</b>	<b>CA</b>	<b>CE</b>
Direta	39 $\pm$ 20 <sup>a; A</sup>	48 $\pm$ 28 <sup>a,b,c; B</sup>	42 $\pm$ 22 <sup>a,b; B</sup>	37 $\pm$ 22 <sup>a; A</sup>
Réplica	37 $\pm$ 26 <sup>a; A</sup>	51 $\pm$ 26 <sup>b,c; B</sup>	55 $\pm$ 36 <sup>c; C</sup>	42 $\pm$ 21 <sup>a,b; A</sup>

( $p= 0,032$ ; Tukey= 11,4)

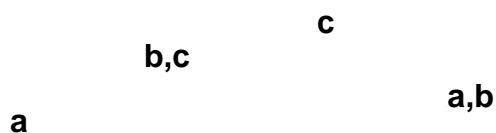


Gráfico 5.2. Médias dos valores de desadaptação dos quatro tipos de sistemas cerâmicos analisados ( $\mu\text{m}$ ), em ambas as técnicas de medida utilizadas. Letras diferentes correspondem a valores com diferença estatisticamente significativa entre as cerâmicas na técnica indireta de réplica. Entre as colunas da técnica direta não houve diferenças estatísticas

A interação dupla entre as técnicas utilizadas e pontos mensurados não revelou diferenças estatisticamente significantes ( $p= 0,46$ ). A interação tripla dos três fatores principais estudados também não apresentou diferenças estatisticamente significantes ( $p= 0,43$ ).

## 5.2 Microinfiltração

Os escores de microinfiltração, obtidos por três avaliadores previamente calibrados, foram submetidos à Análise de Concordância, por meio do Teste Kappa de Cohen. O resultado mostrou boa concordância entre os examinadores. A distribuição amostral revelou dados não-normais, indicando a realização do teste

não-paramétrico de Kruskal-Wallis para comparação das médias, onde encontrou-se diferenças estatisticamente significantes. A microinfiltração com a solução de azul de metileno foi menor nas cerâmicas CA e P, seguidas da CE e S. ( $p= 0,0027$ , Tabela 5.7).

Tabela 5.7- Médias dos escores para a microinfiltração nos quatro sistemas cerâmicos avaliados. Letras diferentes indicam valores com diferenças estatisticamente significantes ( $p<0,05$ )

INFILTRAÇÃO			
S	P	CA	CE
1,9 <sup>b</sup>	1,0 <sup>a</sup>	0,9 <sup>a</sup>	1,4 <sup>a,b</sup>

### 5.3 Correlação “desadaptação X microinfiltração”

Não foi encontrado nenhum tipo de correlação entre os escores de microinfiltração e os resultados da desadaptação. Probabilidade de  $H_0$  para correlação de Spearman= 19,28% e Probabilidade de  $H_0$  para correlação de Pearson= 20,48%.

## 6 DISCUSSÃO

Os resultados demonstraram não haver diferenças entre as faces vestibular, lingual, mesial e distal, em ambos os lados das fatias analisadas, indicando, que o assentamento da coroa protética foi realizado de forma simultânea e completa. Esse fato ausenta a possibilidade de interferências pela dificuldade de confecção do preparo em algumas regiões do dente, como é o caso de preparos feitos em dentes na boca, pois alguns estudos relataram haver maior dificuldade em preparar o dente nas regiões proximais, principalmente nas distais de elementos posteriores superiores (73, 74). No presente estudo, o resultado coincidiu com o esperado, visto que os dentes foram preparados *in vitro*, sem as dificuldades de acesso existentes na boca.

Em relação aos sistemas cerâmicos de infra-estrutura utilizados, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes ( $p=0,08$ ) para os quatro diferentes tipos de infra-estruturas utilizadas (tabela 5.1.2). Entretanto a maior média de desadaptação encontrada foi a do sistema P (49  $\mu\text{m}$ ), seguida do sistema CA (48  $\mu\text{m}$ ), e as menores foram encontradas no sistema CE e S (39 e 38  $\mu\text{m}$ ).

Entretanto, as médias gerais devem ser cuidadosamente analisadas, visto

B 1 .3 1

assim, inadequado tratar-se de médias para os sistemas como um todo, mas sim de médias em um determinado local de medição.

Quando se trata do sistema P, a literatura relata uma grande variabilidade nos resultados encontrados, onde há estudos de medidas de desadaptação variando de

7 a 529  $\mu\text{m}$ . Os valores médios encontrados em outras pesquisas para dentes posteriores com o sistema P variaram entre 115 e 245  $\mu\text{m}$  (17, 23).

Para o sistema P, no presente estudo, as médias variaram, de 28 a 75  $\mu\text{m}$ , dependendo da região de medição. A menor média foi encontrada na região marginal e a maior na região pulpar, sendo essa medida de desadaptação interna (75  $\mu\text{m}$ ), a maior média de desadaptação deste trabalho.

Os valores de P maiores que os valores de S, também foram encontrados dessa forma na literatura, principalmente quando se trata de desadaptação interna (23). Dessa forma, há um desajuste maior quando se trata do sistema parcialmente CAD-CAM, Procera, em relação à técnica convencional de *Slip-Cast*, mesmo que os resultados do sistema P sejam aceitáveis clinicamente (Gráfico 5.1.1). Esses fatos podem ser justificados pela dificuldade de cópia de ângulos e detalhes dos preparos tanto devido ao tipo de scaneamento da imagem, quando utilizado o sistema Procera, quanto à dificuldade de usinagem desses detalhes. O sistema P utiliza um tipo de scanner de superfície de contato, o qual tem menor qualidade de reprodução de imagem em relação aos scanners à laser utilizados em outros sistemas. Também é citado na literatura que o tamanho da ponta do scanner de contato do sistema P é grande o suficiente para limitar a habilidade em scanear pequenas cavidades e superfícies com sulcos. A unidade de scaneamento do Procera tem um diâmetro de 2,5 mm, a qual, teoricamente, torna-se incapaz de localizar irregularidades e sulcos com raio maior que 1,25 mm no processo de leitura. O leitor tende a criar um arquivo para guiar a máquina de fresagem, sem que ela seja interrompida, dessa forma o processo de fresagem não consegue reproduzir pequenas irregularidades e detalhes do preparo1

(5, 75). Esse fato também pôde ser demonstrado quando verificamos a diferença ocorrida entre as cinco regiões analisadas, onde os ângulos gengivo-axial e axio-pulpar obtiveram os maiores valores de desadaptação, com exceção apenas para os valores obtidos na região pulpar (Tabela 5.5). Essas diferenças apresentaram-se maiores para o sistema P do que para todos os outros avaliados.

Apesar da maior dificuldade de cópia de detalhes encontrada no sistema P (23), as regiões de ângulo apresentaram grandes *gaps*” internos em todos os sistemas estudados, mas sempre abaixo de 70  $\mu\text{m}$ , tornando-os de total aceitação clínica e laboratorial (18).

May aferiu desadaptação marginal para coroas totais de pré-molares e molares de 56 e 63  $\mu\text{m}$ , respectivamente; e desadaptações internas de 49  $\mu\text{m}$  para região axial e 74 para desadaptação na região pulpar ou oclusal. Dessa forma, o autor relatou que a precisão de adaptação para molares, no sistema P, foi de 63  $\mu\text{m}$  (com desvio padrão de  $\pm 20 \mu\text{m}$ ), mas que as desadaptações internas foram estatisticamente diferentes para as regiões analisadas (55). Os resultados acima descritos encontram-se semelhantes aos encontrados no presente estudo; ambos dentro dos limites de aceitação clínica e laboratorial para o sistema P.

Os valores médios do sistema S encontrados nesse trabalho foram menores que os descritos por Bindl e Mormann (2005), para a região de *gap*” marginal e desadaptação interna. Essa diferença entre os valores dos dois trabalhos pode ser justificada pela utilização ou não de espaçadores para a confecção dos copings cerâmicos. Nesse trabalho foi utilizado o *Vita In-Ceram interspace varnish* (Vita In-Ceram®, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), formando uma camada de



aproximadamente 40  $\mu\text{m}$ , para os copings em In-Ceram (sistema S) e o espaçador correspondente para o sistema P, ambos recomendados pelos fabricantes, da forma como se confecciona esses sistemas para a clínica diária. Entretanto, os autores citados acima (23) não utilizaram espaçadores para confecção das coroas totais cerâmicas. Provavelmente esses espaçadores influenciaram pela facilitação ao escoamento do agente cimentante que o espaço gerado proporciona, levando à melhor adaptação marginal. Entretanto, mesmo com o espaçamento recomendado pelos fabricantes, os espaços internos encontrados no presente trabalho, também foram menores que os citados por Bindl e Mormann (23).

Os sistemas CE e CA também obtiveram valores baixos de desadaptação marginal e de desadaptação interna em todos os pontos aferidos, não ultrapassando, em nenhum deles o valor de 68  $\mu\text{m}$ . Esses sistemas foram processados por tecnologia CAD-CAM, sendo que um deles (CA) recebe infiltração com vidro para sinterização final, e o outro (CE), têm sua sinterização final realizada com contração do volume total e diminuição, assim, das porosidades alcançando as propriedades finais. Apesar da dificuldade de reprodução de áreas retentivas e irregularidades, pela mecanização do processo, a desadaptação nesses sistemas, foi pequena, comparável aos sistemas para coroas metalo-cerâmicas, assim como foi relatado na literatura. Entretanto os valores para CE foram ainda menores, bem próximos dos valores de S. Provavelmente o scaneamento desses sistemas não terem sido realizados com scanner de contato, e sim scanner à laser, pode ter influenciado positivamente essa melhor adaptação, pois esse scaneamento gera uma maior densidade de pontos de dados, além de ser realizado com maior velocidade de digitalização (76). Segundo esses autores (76)1 *DCM*" (*Direct*

*Contact Machining*), como se referiram às unidades de fresagem CAD-CAM, ganharam grande popularidade em 2001 com a 3Y-TZP. Entretanto quando se referem à adaptação gerada relatam haver muitas variáveis inclusas no processo, onde uma delas seria: a) o quanto o valor do aumento inicial do coping é compensado pela grande contração de sinterização final; e b) como é feito o scaneamento do troquel.

Assim como na maioria da literatura a desadaptação ao longo de toda a peça protética, nos quatro sistemas estudados, apresentou-se com espessuras variáveis nas diferentes regiões aferidas, não se mostrando com espessura regular e contínua, como teoricamente seria o ideal para melhor distribuição dos esforços gerados sobre a coroa cerâmica (25). A região pulpar foi a que apresentou os maiores valores de desadaptação, entretanto para S e CE não ultrapassou os valores dos ângulos axio-pulpare. Essas diferenças entre as regiões de medição são comumente citadas na literatura e na prática, podendo ser conseqüências de alívios gerados nas áreas menos expulsivas, como as áreas de ângulos, bem como de variações no ato da leitura do troquel quando realizada por algum tipo de scanner, e também da capacidade de escultura durante a fresagem para os sistemas CAD-CAM (3, 4, 55).

Os resultados do presente estudo verificaram diferença estatisticamente significativa entre as duas técnicas de medida de desadaptação. As duas formas de medição utilizadas nesse trabalho têm ampla aceitação na literatura, sendo a leitura após cimentação, cortando as coroas/dentes e medindo diretamente, a de maior credibilidade para alguns autores (77). Entretanto o método de confecção de réplicas de silicone tornou-se confiável a ponto de, por meio dele, poder-se comparar a

influência do agente cimentante na adaptação de coroas totais e em pontes fixas de maior extensão (59). A técnica da réplica em silicone de adição pode ser, segundo alguns autores, utilizada gerando resultados equivalentes e aceitáveis (33, 58, 78). No presente trabalho a diferença entre as médias foi de apenas 5  $\mu\text{m}$ , sendo a média geral para a técnica de réplica com silicone de adição 46  $\mu\text{m}$  e a técnica direta de corte do conjunto coroa/dente 41  $\mu\text{m}$ . Provavelmente esses resultados não teriam sido considerados diferentes com a utilização de uma maior quantidade de amostras ., ou com o uso de um material para as réplicas mais fluido (como, por exemplo, o poliéter Impregum, ou o silicone de adição ultra-fluido), ou até mesmo a utilização de maior pressão de assentamento. Apesar da diferença encontrada de 5  $\mu\text{m}$  (correspondente à espessura de uma finíssima camada de adesivo) não seria considerada importante clinicamente, principalmente devido aos baixos valores de desadaptação mensurados nesse estudo.

A técnica de réplica em silicone de adição utilizada nesse trabalho baseou-se na metodologia descrita por Molin e Karlsson (79), na qual foi utilizado um material diferente do que foi empregado no presente estudo. No estudo de Molin e Karlsson foi empregado o material de silicone *President light body Green* (Presidente, Coltène, Konstanz, Germany), já no estudo em questão foi utilizado o Elite® H-D+, Light Body (Zhermack S.p.A., Rovigo, Italy), cujas viscosidades podem ter pequenas variações entre ambos. Essa diferença entre as viscosidades geram diferença nos escoamentos desses materiais. No trabalho de Molin e Karlsson, foi verificada a técnica de réplica de silicone , onde ocorre um escoamento maior do que o decorrente do posicionamento de uma coroa total, como neste estudo.

Como foi verificado (17, 74, 77), a medição por meio da confecção de réplicas de silicone, da forma descrita nesse trabalho, é um método, prático e não-destrutivo para a análise do fator em questão (33), entretanto pode gerar pequenas diferenças quanto à técnica da medição direta de corte no conjunto coroa/dente.

estatisticamente significantes entre os sistemas cerâmicos apenas quando da utilização da técnica de réplica de silicone. O que também vêm a justificar a diferença entre as técnicas atribuindo-as à maior variabilidade na reologia do material de moldagem empregado, visto que entre os sistemas cerâmicos medidos diretamente não ocorreram diferenças (Tabela 5.6; Gráfico 5.2).

A infiltração marginal afeta grande parte das restaurações, em especial, quando as margens estão localizadas em dentina (80). Enquanto o esmalte favorece uma adesão eficaz (81) devido ao seu conteúdo de 97% de minerais sob a forma de cristais de hidroxiapatita, 1% de matéria orgânica, essencialmente de natureza protéica e 2% de água, a adesão em dentina é um processo complexo e pouco previsível, altamente influenciado por sua composição e estrutura (82). Consiste em 50% de cristais de hidroxiapatita, 30% de fibras colágenas e 20% de água, o que torna o mecanismo de adesão mais difícil (80) pelo fato da dentina ser um tecido dinâmico e permeável, apresentando túbulos dentinários que abrigam em seu interior os prolongamentos citoplasmáticos dos odontoblastos e o fluido dentinário (83), por apresentar-se úmida, biologicamente mais sensível, com baixa energia de superfície e coberta por *smear layer* (84). É sabido que forças repetidas de flexão podem levar à falha por fadiga da interface adesiva, em especial, entre dentina e resina, obtendo como resposta uma ruptura marginal com desadaptação parcial ou

total da restauração, no caso, a coroa total cerâmica (85). Esse fato foi confirmado quando da verificação da existência de infiltração nos sistemas cerâmicos estudados.

Os resultados para a microinfiltração apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre os sistemas cerâmicos utilizados. A microinfiltração com a solução de azul de metileno foi menor na cerâmica CA seguida de P, CE e S ( $p= 0,0027$ ; Tabela 5.7). Também é afirmado por Bin Yang, em 2006, que o ED primer, utilizado no presente estudo, possui uma força de adesão com a dentina cervical relativamente fraca (43), o que pode ter conduzido à presença de micro fendas e permitido a microinfiltração em alguns corpos-de-prova, como se pôde observar.

Entretanto, as cerâmicas onde houve maiores valores de microinfiltração *gaps* marginais, mostrando que não existiu nenhum tipo de correlação entre os fatores desadaptação marginal e microinfiltração. O mesmo foi encontrado em outros trabalhos da literatura, confirmando que o fator microinfiltração relaciona-se principalmente com o sistema adesivo e agente cimentante empregados e que apenas a variação desses materiais pode apresentar correlação com microinfiltração (34, 38, 42, 72, 86-88).

## 7 CONCLUSÕES

Dessa forma, conclui-se que:

1. Todos os sistemas cerâmicos avaliados produziram desadaptações semelhantes, independentemente do seu processamento;
2. O sistema P possui adaptação marginal dentro dos limites aceitáveis clinicamente, com leve tendência a um maior desajuste interno, enquanto a cerâmica policristalina In-Ceram Alumina bloco Al-20, processada pelo sistema CEREC In-Lab apresentou uma tendência à melhor adaptação marginal;
4. As técnicas de réplica em silicone quando comparadas à análise da desadaptação após corte do conjunto coroa/dente podem gerar resultados diferentes;
5. Não houve correlação entre desadaptação marginal e microinfiltração no presente estudo.

REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

1. Anusavice KJ. Cerâmicas Odontológicas. In: Phillips, Materiais Dentários. 11 ed: Elsevier Editora Ltda; 2005. p. 619-677.
2. Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. J Dent 1997;25(2):91-5.
3. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent 1989;62(4):405-8.
4. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. J Prosthet Dent 1992;67(5):594-9.
5. Lin MT, Sy-Munoz J, Munoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP. The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. Int J Prosthodont 1998;11(6):580-90.
6. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent 2004;92(6):557-62.
7. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. J Prosthet Dent 1996;76(2):140-4.
8. White SN, Caputo AA, Li ZC, Zhao XY. Modulus of rupture of the Procera All-Ceramic System. J Esthet Dent 1996;8(3):120-6.
9. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. J Biomed Mater Res 1989;23(1):45-61.
10. Bindl A, Richter B, Mormann WH. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. Int J Prosthodont 2005;18(3):219-24.
11. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and

---

<sup>1</sup> De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75(1):18-32.

12. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. *Int J Prosthodont* 1994;7(6):549-53.

13. Gonzaga CC. Crescimento de trinca subcrítico em cerâmicas odontológicas: efeito do material (microestrutura) e do método de ensaio [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

14. Jones DW. Desenvolvimento da cerâmica odontológica: uma perspectiva histórica. In: *Cerâmicas*. 1 ed. São Paulo: Roca; 1988. cap.1. p. 1-26.

15. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002;15(4):339-46.

16. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004;20(5):441-8.

17. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 2000;84(4e90Q8 415.4aD9.09 Tm[(B)-2(o)-3(e)-3(n)-3



23. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005;32(6):441-7.
24. Brukl CE, Philp GK. The fit of molded all-ceramic, twin foil, and conventional ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1987;58(4):408-13.
25. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 1995;40(1):17-21.
26. Sjogren G. Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting. An in vitro study. *Acta Odontol Scand* 1995;53(1):24-8.
27. Schmalz G, Federlin M, Reich E. Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *J Prosthet Dent* 1995;73(4):392-9.
28. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):575-84.
29. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990;64(1):18-24.
30. Ukon S, Ishikawa M, Tohyama M, Sato H. Determination of the fabricating conditions for the preferable marginal and internal adaptation of the mica crystal castable ceramic crown. *Dent Mater J* 2004;23(1):53-62.
31. Bindl A, Windisch S, Mormann WH. Full-ceramic CAD/CIM anterior crowns and copings. *Int J Comput Dent* 1999;2(2):97-111.
32. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10(5):478-84.
33. 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(2):174-9.

34. Crim GA, Chapman KW. Reducing microleakage in Class II restorations: an in vitro study. *Quintessence Int* 1994;25(11):781-5.
35. Cox CF, Keall CL, Keall HJ, Ostro E, Bergenholtz G. Biocompatibility of surface-sealed dental materials against exposed pulps. *J Prosthet Dent* 1987;57(1):1-8.
  
36. Going RE, Sawinski VJ. Microleakage of a new restorative material. *J Am Dent Assoc* 1966;73(1):107-15.
  
37. Mjor IA, Moorhead JE, Dahl JE. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *Int Dent J* 2000;50(6):361-6.
  
38. Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont* 2004;17(5):529-35.
  
39. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater* 2005;21(5):445-53.
  
40. White SN, Ingles S, Kipnis V. Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1994;71(3):257-64.
  
41. Raskin A, D'Hoore W, Gonthier S, Degrange M, Dejou J. Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. *J Adhes Dent* 2001;3(4):295-308.
  
42. Lindquist TJ, Connolly J. In vitro microleakage of luting cements and crown foundation material. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):292-8.
  
43. Yang B, Ludwig K, Adlung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater* 2006;22(1):45-56.
  
44. Romao W, Jr., Miranda WG, Jr., Cesar PF, Braga RR. Correlation between microleakage and cement thickness in three Class II inlay ceramic systems. *Oper Dent* 2004;29(2):212-8.
  
45. Wadenya R, Mante FK. An in vitro comparison of marginal microleakage of alternative restorative treatment and conventional glass ionomer restorations in extracted permanent molars. *Pediatr Dent* 2007;29(4):303-7.

46. Yesil ZD. Microleakage of four core materials under complete cast crowns. N Y State Dent J 2007;73(4):32-8.

47. Pereira AFV. Microinfiltração e adaptação marginal de restaurações classe v simulando lesões de abfração [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

48. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. Biomaterials 1996;17(19):1891-5.

49. Sato K, Matsumura H, Atsuta M. Relation between cavity design and marginal adaptation in a machine-milled ceramic restorative system. J Oral Rehabil 2002;29(1):24-7.

50. Morris HF. Department of Veterans Affairs Cooperative Studies Project No. 242. Quantitative and qualitative evaluation of the marginal fit of cast ceramic, porcelain-shoulder, and cast metal full crown margins. Participants of CSP No. 147/242. J Prosthet Dent 1992;67(2):198-204.

51. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. J Prosthet Dent 1994;72(6):585-90.

52. Rosenstiel SF LM, Fujimoto J. Preparo da coroa metalocerâmica. In: Santos LE, editor. Prótese Fixa Contemporânea. 3 ed. São Paulo; 2002. p. 216-229.

53. Nohl FS, Steele JG, Wassell RW. Crowns and other extra-coronal restorations: aesthetic control. Br Dent J 2002;192(8):443, 445-50.

54. Bottino MA BR. Preparos extracoronários. In: Manual de Prótese Parcial Fixa. 1 ed. São Paulo: Livraria Editora Santos; 1986. p. 95-115.

55. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent 1998;80(4):394-404.

56. Andersson M, Razzoog ME, Oden A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. Quintessence Int 1998;29(5):285-96.

57. Lomanto A, Weiner S. A comparative study of ceramic crown margins constructed using different techniques. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):773-7.

58. Karakaya S, Sengun A, Ozer F. Evaluation of internal adaptation in ceramic and composite resin inlays by silicon replica technique. *J Oral Rehabil* 2005;32(6):448-53.

59. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 2003;16(6):587-92.

60. Goldin EB, Boyd NW, 3rd, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 2005;93(2):143-7.

61. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent* 1994;71(5):453-61.

62. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent* 1995;73(3):240-9.

63. Dietschi D, Moor L. Evaluation of the marginal and internal adaptation of different 0 1 85.104 277.46 8 291.26 Tm 0 Tc[ ( ) ] TJETBT1 0s-3(50-3885.1r1)-3(te)-5(rlay5(9)sy/

66. Romão W. Incrustações cerâmicas submetidas às ciclagens mecânica e térmica: avaliação *in vitro* da linha de cimentação e infiltração [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2000.
67. Qualtrough AJ, Cramer A, Wilson NH, Roulet JF, Noack M. An in vitro evaluation of the marginal integrity of a porcelain inlay system. *Int J Prosthodont* 1991;4(6):517-23.
68. Coradazzi JP, RC; Franco, EB; Mondelli, J. Avaliação da infiltração marginal em incrustações de resina composta e de porcelana. *Rev Odont USP* 1993;7(2):81-87.
69. Thordrup M, Isidor F, Horsted-Bindslev P. Comparison of marginal fit and microleakage of ceramic and composite inlays: an in vitro study. *J Dent* 1994;22(3):147-53.
70. Canay RS, Hersek NE, Uzun G, Ercan MT. Autoradiographic determination of marginal leakage of a pressed glass ceramic inlay. *J Oral Rehabil* 1997;24(9):705-8.
71. Guzman AF, Moore BK, Andres CJ. Wear resistance of four luting agents as a function of marginal gap distance, cement type, and restorative material. *Int J Prosthodont* 1997;10(5):415-25.
72. Hahn P, Schaller HG, Mullner U, Hellwig E. Marginal leakage in class II-restorations after use of ceramic-inserts luted with different materials. *J Oral Rehabil* 1998;25(8):567-74.
73. Abbate MF, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1989;61(5):527-31.
74. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiao YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent* 2002;87(3):248-55.
75. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent* 1995;74(3):223-9.
76. Denry IK, J.R. State of the art of zircônia for biomedical applications. *Academy of Dental Materials Transactions* 2006;20:65-73.

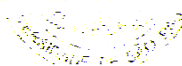
77. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont* 2004;17(6):680-5.
78. Gemalmaz D, Ozcan M, Yoruc AB, Alkumru HN. Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. *J Oral Rehabil* 1997;24(9):646-51.
79. Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. *Acta Odontol Scand* 1993;51(4):201-6.
80. Gwinnett AJ, Kanca JA, 3rd. Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. *Am J Dent* 1992;5(2):73-7.
81. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215-35.
82. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 2004;20(6):579-85.
83. Hasegawa T, Retief DH. Quantitative microleakage of some dentinal bonding restorative systems. *Dent Mater* 1993;9(2):114-7.
84. Mandras RS, Retief DH, Russell CM. The effects of thermal and occlusal stresses on the microleakage of the Scotchbond 2 dentinal bonding system. *Dent Mater* 1991;7(1):63-7.
85. Heymann HO, Sturdevant JR, Brunson WD, Wilder AD, Sluder TB, Bayne SC. Twelve-month clinical study of dentinal adhesives in class V cervical lesions. *J Am Dent Assoc* 1988;116(2):179-83.
86. Deliperi S, Bardwell DN, Wegley C. Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. *Oper Dent* 2007;32(2):179-84.
87. Hersek N, Canay S, Akca K, Ciftci Y. Comparison of microleakage properties

of three different filling materials. An autoradiographic study. *J Oral Rehabil* 2002;29(12):1212-7.

88. LoPresti JT, David S, Calamia JR. Microleakage of CAD-CAM porcelain restorations. *Am J Dent* 1996;9(1):37-9.



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA



10

PARECER DE APROVAÇÃO

proposta para o Curso de Graduação em Odontologia, a ser oferecida no âmbito do curso de graduação em Odontologia, da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, com a seguinte justificativa:

ação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê para apreciação e ao andamento da pesquisa e ao término cópia emenda do projeto original deve ser apresentada a forma clara e sucinta, identificando o ponto de suas justificativas.

de acordo com o Regulamento do Curso de Graduação em Odontologia, aprovado pelo Conselho de Administração da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, em 1990, e a Resolução do Conselho de Administração da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, em 2006, a seguinte justificativa:

Tendo em vista a legislação vigente, o Comitê relatórios anuais referentes ao trabalho em "cd". Qualquer emenda deste CEP para apreciação de f. protocolo a ser modificada e s

São Paulo, 07 de julho de 2006

S/

Rogério Nogueira de Oliveira  
Coordenador do CEP-FOUSP

Prof. Dr.



# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)