

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**ESTUDO COMPARATIVO DA RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO  
ENTRE COROA METALOCERÂMICA FRATURADA E  
REPARADA COM RESINA COMPOSTA, COM COROA  
METALOCERÂMICA ÍNTEGRA E DENTE  
NATURAL PERMANENTE**

**ANTONIO RUY CHAVES FILHO**

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

Área de Concentração: Dentística.

São Paulo  
2001

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**ESTUDO COMPARATIVO DA RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO  
ENTRE COROA METALOCERÂMICA FRATURADA E  
REPARADA COM RESINA COMPOSTA, COM COROA  
METALOCERÂMICA ÍNTEGRA E DENTE  
NATURAL PERMANENTE**

**ANTONIO RUY CHAVES FILHO**

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

Área de Concentração: Dentística.

Orientador: Prof.Dr.Glauco Fioranelli Vieira

São Paulo  
2001

Data da Defesa: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

### **Comissão Julgadora**

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

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

Ao meu pai, Ruy, que partiu deixando-me ensinamentos  
de uma vida pautada numa conduta digna, íntegra,  
ética, solidária ao próximo.  
Orgulho-me de ser seu filho.

À minha mãe, Maria Jose pelo amor e carinho que me dedica  
e principalmente pelo seu apoio incondicional em todos os momentos  
da minha vida.

À minha esposa Marcela e aos meus filhos  
Daniella e Rodrigo, minhas desculpas pelas  
horas de convívio que lhes foram tomadas.

Ao Prof. Dr. Edmir Matson, meu orientador de mestrado, que uma vez mais me abriu as portas do Departamento de Dentística, minha admiração e meus sinceros agradecimentos.

Ao Prof. Dr. Glauco Fioranelli Vieira, idealizador deste trabalho, pesquisador de reconhecida competência, meu agradecimento pela orientação segura, tranqüila, aberta ao diálogo, sempre pronto a sanar minhas dúvidas e principalmente por sua compreensão e solidariedade.

Foi gratificante ter trabalhado sob sua orientação.

## **AGRADECIMENTOS**

Para que este trabalho pudesse ter sido realizado, houve a participação de muitas pessoas, algumas mais próximas, opinando, sugerindo, orientando, corrigindo rotas por vezes desviadas e outras mais distantes, porém não menos importantes, com palavras de apoio muitas vezes necessárias para renovar o ânimo e seguir em frente. De antemão peço desculpas caso esqueça de citar algum nome.

A parte experimental deste trabalho envolveu a construção de coroas metalocerâmicas que só foi possível graças à inestimável ajuda dos amigos Mauricio Villela e Paulo César Mazitelli, profissionais de reconhecida competência, que por muitas vezes deixaram de lado seus afazeres profissionais para me ajudar. A eles, minha eterna gratidão.

Ao Prof. Dr. Luiz Martins Turano, amigo, a quem devo a volta à vida universitária, minha admiração por vê-lo seguir de forma brilhante os passos de seu pai, Prof. Jose Ceratti Turano, nosso mestre.

À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Margareth Oda pela maneira atenciosa com que me recebeu neste meu retorno ao Departamento de Dentística da FOU SP.

Aos amigos Antonio Luiz Lisboa, Hiroshi Furukawa, Álvaro Ueta, Neif Abrão, Antonio Galvão e Luis Fernando Pinheiro, companheiros de vida universitária, o meu muito obrigado pela amizade que me dispensam.

Às bibliotecárias Luzia Marilda Moraes e Maria Aparecida Pinto pela forma gentil e prestativa com que me ajudaram na redação deste trabalho.

A Antonio Carlos Lascale, técnico de laboratório do Departamento de Materiais Dentários, pela orientação, ajuda e participação efetiva durante a realização da parte experimental.

Aos funcionários do Departamento de Dentística em especial a David e Aldo, os meus sinceros agradecimentos.

A todos os funcionários do serviço de pós-graduação pelas orientações necessárias para o bom desenvolvimento deste trabalho.

## SUMÁRIO

	p.
LISTA DE FIGURAS	
LISTA DE TABELAS	
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	
LISTA DE SÍMBOLOS	
RESUMO	
1 INTRODUÇÃO .....	1
2 REVISÃO DA LITERATURA .....	5
3 PROPOSIÇÃO .....	47
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	48
5 RESULTADOS .....	60
6 DISCUSSÃO .....	66
7 CONCLUSÕES .....	93
REFERÊNCIAS.....	94
<i>SUMMARY</i>	
APÊNDICE	

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 4.1 - Dente natural preparado e sua réplica metálica..... 51
- Figura 4.2 - Posicionamento da réplica metálica do dente preparado na base acrílica..... 57
- Figura 4.3 - Posicionamento do dente natural permanente no dispositivo metálico usado no experimento... .. 57
- Figura 4.4 - Posicionamento da coroa metalocerâmica no dispositivo metálico usado no experimento ..... 58
- Figura 4.5 - Vista aproximada da relação da haste metálica com a borda incisal do dente natural ..... 58
- Figura 4.6 - Vista aproximada da relação da haste metálica com a borda incisal da coroa metalocerâmica ..... 59
- Figura 5.1 - Gráfico representativo dos valores máximo, médio e mínimo da resistência às forças de compressão do grupo de amostras .. 63

Figura 5.2 - Gráfico comparativo da resistência às forças de compressão entre a coroa metalocerâmica íntegra e a coroa metalocerâmica reparada.....	63
Figura 5.3 - Gráfico comparativo da resistência às forças de compressão entre o dente natural permanente e a coroa metalocerâmica reparada.....	64
Figura 5.4 - Gráfico comparativo da resistência às forças de compressão entre o dente natural permanente e a coroa metalocerâmica íntegra.....	64
Figura 5.5 - Gráfico da média dos valores obtidos para a resistência às forças de compressão do grupo de amostras .....	65
Figura 6.1 - Fratura longitudinal do dente natural permanente.....	76
Figura 6.2 - Fratura longitudinal da coroa metalocerâmica .....	76
Figura 6.3 - Fragmentos do dente natural fraturado e porcelana com evidenciação da camada interna de óxidos metálicos .....	77
Figura 6.4 - Vista das fraturas longitudinais da coroa metalocerâmica e do dente natural.....	77

Figura 6.5 - Fratura longitudinal da coroa metalocerâmica reparada com repercussão na região cervical .....	91
Figura 6.6 - Fratura de característica coesiva na resina composta híbrida usada no reparo da coroa metalocerâmica fraturada.....	92

## LISTA DE TABELAS

TABELA 5.1 - Resistência às forças de compressão das coroas metalocerâmicas íntegras .....	60
TABELA 5.2 - Resistência às forças de compressão das coroas metalocerâmicas reparadas com uma resina composta híbrida.....	61
TABELA 5.3 - Resistência às forças de compressão dos dentes naturais permanentes.....	61
TABELA 5.4 - ANOVA – Análise de variância .....	62
TABELA 5.5 - Resumo da análise de variância.....	65



## **RESUMO**

### **ESTUDO COMPARATIVO DA RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO ENTRE COROA METALOCERÂMICA FRATURADA E REPARADA COM RESINA COMPOSTA COM COROA METALOCERÂMICA ÍNTEGRA E DENTE NATURAL PERMANENTE**

As porcelanas odontológicas têm sido dos materiais restauradores estéticos aqueles que mais têm evoluído nos últimos anos. Tradicionalmente, elas são frágeis e incapazes de suportar deformações estruturais quando submetidas a stress. Quando usadas na construção de próteses parciais fixas, uma subestrutura metálica é necessária para impedir que se fraturem sob esforços oclusais. Forças de compressão aplicadas em uma porcelana suportada por metal, de tal forma que não seja possível a sua flexão, poderão ser suportadas em elevadas magnitudes. Entretanto, falhas podem acontecer manifestando-se normalmente por fraturas que exigem a intervenção do clínico no sentido de corrigi-las. Diversos são os métodos propostos para o reparo destas fraturas e as pesquisas desenvolvidas no sentido de se avaliar a união dos materiais restauradores às porcelanas.

Neste trabalho, foi feita uma análise das possíveis causas de fratura das cerâmicas, os métodos de reparo indicados, materiais empregados para tal e a eficiência dos sistemas indicados frente às variáveis que envolvem o procedimento restaurador da porcelana. A proposta foi avaliar a resistência máxima às forças de compressão de reparos de fraturas de porcelana realizados com uma resina composta híbrida fotopolimerizável, empregando cargas estáticas comparando-a com a resistência de coroas metalocerâmicas íntegras e dentes naturais permanentes, usados como grupo controle. Os resultados mostraram que frente às forças de compressão aplicadas, a coroa metalocerâmica íntegra e o dente natural não apresentaram diferença estatisticamente significativa. A coroa metalocerâmica reparada apresentou menor resistência que a coroa metalocerâmica íntegra, entretanto, não houve diferença significativa para o dente natural.

# 1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento da Odontologia Restauradora tem se manifestado de forma marcante nos últimos anos, principalmente na área de pesquisa de novos materiais dentários estéticos.

A busca por restaurações que se aproximam dos aspectos naturais dos dentes, e da mesma forma atendam as propriedades de biocompatibilidade, boa adaptação marginal, longevidade clínica e principalmente, resistência às forças de mastigação, têm determinado uma constante evolução dos materiais odontológicos.

Hoje, tem-se à disposição materiais e técnicas, algumas delas complexas, que exigem conhecimento profundo por parte do clínico na sua indicação e utilização, mas que possibilitam alcançar resultados estéticos e funcionais que atendam os níveis de exigências dos pacientes e satisfaçam aos profissionais na reabilitação de dentes comprometidos.

As porcelanas odontológicas, em razão da alta qualidade de suas propriedades ópticas, mecânicas e biológicas, apresentando vantagens como a translucidez, cor e textura, se enquadram entre os materiais restauradores indiretos, que segundo Phillips (1991), mais têm evoluído nos

últimos anos. O seu emprego como material restaurador odontológico remonta há mais de duzentos anos.

Algumas das mais usadas porcelanas odontológicas conforme mostrou Yamamoto (1985), apresentam na sua composição uma alta concentração de feldspato, cerca de 75%, cristais de silício ( $\text{SiO}_2$ ) em 22% e um baixo percentual de caolim (3%). Durante a sua fusão há a formação de uma fase vítrea fazendo com que elas tenham propriedades parecidas com os vidros.

O conhecimento destas propriedades mecânicas torna-se imprescindível para a discussão sobre a resistência das cerâmicas.

Como característica dos materiais cerâmicos, a porcelana apresenta baixa resistência flexural e não tem grande resistência às forças de tração, sendo, portanto um material frável. De acordo com Nathanson (1996), uma das principais características de um material frável é a falta de um comportamento plástico e a incapacidade para suportar deformação quando submetido a *stress*. Esta é uma das razões que fazem deste material alvo de pesquisas constantes, buscando melhorias nas suas propriedades físicas, resultando no surgimento de um crescente número de sistemas cerâmicos.

Atualmente, as diversas porcelanas disponíveis no mercado odontológico como as aluminizadas infiltradas com vidro, representadas pelos sistemas In-Ceram (Vita Zahnfabrik) e Procera All Ceram (Procera-Sandvik AB) ou os vidros ceramizados injetados, definidos por Giordano *et al.* (1995) como sólidos policristalinos compostos por uma matriz vítrea e

uma fase cristalina e ainda mais recentemente, os vidros ceramizados prensados, quando associados a técnicas adesivas e cimentos resinosos, permitem a realização desde restaurações em dentes posteriores onde, em um passado recente, somente seria possível a reabilitação através de restaurações metálicas fundidas, até a construção de próteses fixas livres de metal.

Entretanto, apesar do avanço tecnológico destes materiais, ainda não é possível indicá-los para a reabilitação de grandes áreas protéticas. O material restaurador escolhido para este fim ainda é a cerâmica feldspática, associada a uma subestrutura metálica, com o objetivo de impedir o seu vergamento, dando origem às coroas metalocerâmicas.

Araújo (1998) enfatiza que em razão da sua versatilidade, faz com que esta técnica possa ser indicada para a reconstrução de coroas unitárias, anteriores e posteriores, em próteses parciais fixas pequenas ou extensas, em combinações de próteses parciais fixas e removíveis, através de encaixes e mais recentemente, nas próteses sobre implantes. Esta elevada gama de indicações clínicas tornou este sistema restaurador largamente empregado nas reabilitações bucais, e como consequência, problemas surgiram na mesma proporção.

Na opinião de Leinfelder & Lemons (1989) indicações imprecisas, preparações dentárias insatisfatórias não atendendo as características físicas dos materiais, falhas diversas na elaboração das restaurações em laboratórios, inobservância do padrão oclusal do paciente, podem entre outros fatores, determinar o insucesso das restaurações

cerâmicas. Na maioria das vezes, este se manifesta por fraturas que afligem os pacientes e exigem pronta intervenção do clínico no sentido de corrigi-las.

Desde o aparecimento da porcelana em trabalhos protéticos, vem se procurando meios para o reparo de defeitos, e fraturas que possam ocorrer, sem que seja necessária a sua remoção da cavidade bucal. Inúmeras pesquisas e materiais reparadores surgiram nos últimos trinta anos com este propósito.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Com a evolução dos materiais dentários, foi introduzida com sucesso no início de 1960, a coroa metalocerâmica. Utiliza-se para a construção desta restauração uma porcelana feldspática, que por ser um material frágil e de baixa resistência à fratura, necessita receber uma subestrutura metálica como reforço. Costuma-se afirmar que as coroas metalocerâmicas são muito mais resistentes do que possam exigir as necessidades clínicas para as quais são indicadas. Entretanto, falhas acontecem, não são incomuns e geralmente se manifestam por fraturas. As razões pelas quais elas acontecem devem ser analisadas e entendidas.

A revisão da literatura deste trabalho aborda dois tópicos: o primeiro, discorre sobre as coroas metalocrâmicas, os princípios básicos de sua construção e fatores relacionados à fratura destas restaurações; o segundo, discute o reparo de fraturas em coroas metalocerâmicas, avaliando sistemas de adesão, preparo de superfície e materiais restauradores indicados.

## 2.1. Coroas metalocerâmicas

Vickery & Badineli, 1968, estudando as forças de união entre a porcelana e uma liga nobre indicada para restaurações metalocerâmicas, concluíram que cada mecanismo de adesão contribui diferentemente para a eficiência desta união. Segundo eles, a união química representa 52% da adesão, a mecânica tem valor por volta de 22% enquanto que a união por compressão representa 26% da adesão total da porcelana à subestrutura metálica.

Em 1973, Hobo & Shillingburg, afirmaram que uma liga metálica usada para a construção da subestrutura de uma coroa metalocerâmica deveria apresentar um ponto de fusão e solidificação entre 134 a 244°C maior que a temperatura de fusão da porcelana evitando-se deformações quando da fusão do revestimento cerâmico.

Shillingburg *et al.* (1981) mostraram que as coroas metalocerâmicas combinam a resistência e exatidão de uma liga metálica com a estética das porcelanas, sendo esta associação mais resistente que uma coroa de porcelana pura. De acordo com estes pesquisadores, a subestrutura metálica de uma coroa metalocerâmica deve ter a forma de superfície arredondada, evitando-se assim, tensões na porcelana. A presença de ângulos internos agudos ou socavados podem criar condições para o início de trincas na porcelana com a conseqüente possibilidade de fraturas. Afirmaram ainda que a união metal e porcelana têm características de adesão com a evidência que na superfície externa da subestrutura metálica,

forma-se uma camada de óxidos importante para esta união. A resistência desta adesão é de tal ordem que as falhas que ocorrem têm lugar no interior da massa de porcelana, sendo, portanto de características coesivas.

Yamamoto, 1985, mostrou que existe uma tendência por parte dos profissionais em superestimar a resistência das restaurações metalocerâmicas. Segundo ele, falhas acontecem, não são incomuns e geralmente se manifestam por fraturas. Disse ele que uma das falhas das coroas metalocerâmicas é a fratura do revestimento cerâmico por deformação da subestrutura metálica. Assim, se o desenho da coroa tiver sido projetado para suportar a deformação elástica da subestrutura, esta fratura poderá ser prevenida exceto quando um grande *stress* afetar diretamente a porcelana.

Miller (1986) em trabalho sobre a construção da subestrutura metálica para restauração metalocerâmica esclarece que esta representa o coração da restauração e sua forma e ajustes constituem a chave para o sucesso ou fracasso do trabalho concluído. Segundo ele, o mecanismo de suporte deve ser construído para tirar vantagem das forças de compressão, superiores às aquelas que a porcelana pode suportar, enquanto diminui sua fragilidade às forças de tensão e cisalhamento. O autor mostra ainda, que as forças de tensão podem ser compreendidas como forças de torção, ruptura ou atrito, e as compressivas, como força de esmagamento, sendo duas forças opostas. A compressão tira partido do apoio da subestrutura metálica para prevenir que as alterações de tensão venham a ocorrer na porcelana. Finalizando, o pesquisador diz que o planejamento da subestrutura metálica requer a

seleção de uma liga que apresente alta resistência a uma mínima espessura. Enfatiza que esta rigidez é conseguida pela forma dada à subestrutura e não por sua maior espessura.

Barghi *et al.* (1987) em pesquisa comparativa sobre a resistência à fratura de restaurações metalocerâmicas construídas com diferentes ligas metálicas e submetidas a uma gradual aplicação de carga, verificaram que as coroas construídas com ligas de metal básico tiveram uma resistência à fratura mais alta quando comparadas com aquelas cuja infra-estrutura foram construídas com metal nobre.

McLean & Kedge, no ano de 1987, comentaram que as cerâmicas sofrem “*fadiga estática*”, que se acredita ser devida à reação química dependente de *stress* entre o vapor de água e as falhas superficiais na coroa de porcelana. Assim, há o crescimento de fendas em dimensões críticas, permitindo a propagação espontânea da trinca. Por esta razão, coroas feitas há anos, podem fraturar sob cargas oclusais de baixa intensidade.

No mesmo ano, Rosenstein *et al.* estudaram e compararam a resistência à compressão de pânticos sólidos e escavados, projetados para próteses parciais fixas metalocerâmicas. Sessenta infra-estruturas metálicas para restaurações metalocerâmicas foram submetidas a cargas compressivas após a aplicação da cerâmica. Observaram que não houve diferenças significativas na resistência à fratura da porcelana entre os pânticos sólidos ou escavados.

De acordo com Leinfelder & Lemons (1989) o exame metalográfico da interface metal-porcelana, com um aumento elevado, revela um

embricamento óbvio entre o metal e a faceta cerâmica. Esta morfologia pode ser demonstrada independentemente de quão lisa ou rugosa seja a superfície do metal antes da aplicação da cerâmica. Abordam também que se torna importante na seleção de uma liga metálica para coroas metalocerâmicas o conhecimento do coeficiente de expansão térmica do metal e da porcelana. Durante o processo de fundição da porcelana, o aquecimento da liga metálica determina uma natural dilatação térmica. A porcelana deve apresentar aproximadamente o mesmo grau de dilatação. A diferença entre os coeficientes de expansão térmica dos dois materiais deve ser suficiente para manter a cerâmica sob compressão na interface metal-porcelana durante o processo de resfriamento até a temperatura ambiente.

Kelly *et al.* (1990) disseram que a integridade da superfície de uma cerâmica tem um papel de destaque na longevidade da restauração. A resistência de uma porcelana odontológica é influenciada pela presença de irregularidades na superfície que atuam como pontos iniciais na propagação de trincas e fraturas.

Phillips (1991) disse que a água pode ser um modificador do vidro e pode ocasionar nas porcelanas armazenadas em ambientes úmidos, o crescimento lento de fraturas.

Naylor (1992) chama a atenção para a importância da localização dos contatos oclusais nas restaurações metalocerâmicas. Diz ele que para a preservação da integridade clínica das restaurações é importante que os contatos apresentem uma distribuição na superfície oclusal, de tal forma que sejam capazes de conferir estabilidade à restauração. Contatos mais fortes

ou mal distribuídos levam à concentração de esforços num determinado ponto da face oclusal da porcelana, propiciando sua fratura.

Smith *et al.* (1994) levaram a efeito estudo *in vitro* sobre o comportamento da fratura em coroas cerâmicas e metalocerâmicas. As amostras de coroas metalocerâmicas, incisivos centrais, foram divididas em dois grupos: com oxidação da infra-estrutura metálica por 30 segundos e com oxidação por 3 minutos, sendo a carga para fratura aplicada na borda incisal de cada amostra. Os resultados mostraram que as falhas foram mais constantes para as coroas metalocerâmicas construídas com infra-estrutura metálica submetida a 30 segundos de oxidação, quando comparadas com as coroas oxidadas por 3 minutos. Pode-se verificar pelos resultados que a camada de óxido em uma infra-estrutura metálica é o início das falhas que ocorrem com as coroas metalocerâmicas.

Vieira *et al.* (1995) discorrendo sobre a presença de fendas na superfície de uma porcelana feldspática, mostraram que estas podem ser aumentadas quando uma coroa é levada sucessivas vezes ao forno.

Chiche & Pinault (1996) afirmaram que uma porcelana de alta resistência, mas com uma superfície irregular, pode ter um desempenho clínico pior que uma cerâmica mais fraca, mas com uma superfície livre de irregularidades. Estas imperfeições na superfície podem ter 100  $\mu\text{m}$  de diâmetro e cerca de 100 a 200  $\mu\text{m}$  de tamanho. Estes autores mostraram que uma outra forma de fratura das coroas metalocerâmicas ocorre por esfoliação da porcelana. Esta acontece quando a porcelana não está firmemente aderida ao metal. Neste caso, mesmo que a infra-estrutura

metálica resista à deformação frente às várias formas de *stress* geradas na boca, a porcelana poderá destacar-se do metal mesmo sob a ação de forças de baixa intensidade.

Fuzzi *et al.* (1996) mostraram que o glazeamento ou polimento da superfície da cerâmica são importantes para a resistência final das restaurações em razão das trincas e irregularidades funcionarem como sítios de propagação de fraturas.

Ainda em 1996, Nathanson, disse que durante a fundição da porcelana há a formação de uma fase vítrea, determinando que estas porcelanas sejam mais parecidas com os vidros. Podem apresentar microfraturas de tamanho variando de 3 a 6  $\mu\text{m}$  denominadas fendas de Griffith. Apesar do tamanho microscópico, em nível molecular essas fendas representam enormes defeitos, onde as moléculas de um lado estão significativamente distantes das moléculas do outro lado. Estas fendas aumentam em muito o *stress* no interior da porcelana. O autor chama a atenção para o fato que este fenômeno pode ocorrer de uma forma aguda quando forças oclusais aplicadas na superfície de uma porcelana, determinam o alargamento das microfraturas e sua propagação mais profundamente, ou de uma forma crônica, quando forças de baixa intensidade, porém constantes, definidas como forças de fadiga, causam uma lenta progressão no desenvolvimento das fendas. Ambas as situações podem levar à fratura da porcelana.

Hsu & Wu (1997) estudaram a resistência à força de cisalhamento de porcelanas e ligas de metal básico para restaurações metalocerâmicas.

Disseram eles que muitos são os fatores envolvidos para se alcançar uma eficiente adesão metal-porcelana: a combinação dos coeficientes de expansão e contração térmica da porcelana e metal, a composição da liga metálica e os procedimentos de pré-tratamento usados no preparo das subestruturas metálicas. A proposta deste trabalho foi a de determinar como variações na textura da superfície metálica, afetam a força de união metal-porcelana de dois sistemas de restaurações metalocerâmicas. As porcelanas pesquisadas foram a Noritake (Noritake Co., Nagoya, Japan) e Biobond (Dentisply International, York, Penn.) enquanto que, as ligas de níquel-cromo usadas, diferiam entre si pela presença do berílio. As superfícies foram preparadas com óxido de alumínio 50  $\mu\text{m}$ , 100  $\mu\text{m}$ , brocas carbide, discos de carborundum, em dois metais, Rexillum III (Jeneric Gold Co., Wallingford, Conn.) e Wiron 88 (Bremen Gold Schlab., Germany) Estatísticas mostraram que a união não foi aumentada de forma evidente com a rugosidade da superfície metálica. A liga Rexillum III teve uma força de união muito maior que o metal Wiron 88 enquanto que a porcelana Noritake mostrou uma significativa força de adesão quando comparada com a porcelana Biobond. As fraturas verificadas foram do tipo coesiva para as amostras tratadas com óxido de alumínio 50  $\mu\text{m}$ , 100  $\mu\text{m}$  e brocas carbide. As amostras tratadas com disco de carborundum exibiram falhas adesivas na união metal-porcelana.

Pantaleón *et al.* (1997) em estudo que abordou o reparo na infraestrutura de uma restauração metalocerâmica através de fundição secundária, afirmaram que pesquisas clínicas mostraram que as

propriedades mecânicas das ligas de níquel- cromo são superiores às propriedades das ligas nobres . A dureza desta liga permite reduzir significativamente a espessura da subestrutura metálica até 0,1 a 0,2 mm.

Ainda em 1997, Ramos Jr.*et al.*, disseram que as restaurações metalocerâmicas tornaram-se populares e assumiram liderança na reabilitação bucal devido à conjugação da estética da porcelana com a adaptação e resistência da infra-estrutura metálica. De acordo com os autores, jamais se deve contatar os dentes antagonistas na junção metal-porcelana porque o metal pode se deformar e conseqüentemente fraturar a porcelana. Em dentes anteriores, quando se deseja o contato cêntrico em metal, este deve ocorrer a 2,0 mm da junção metal-porcelana.

Em 1998, Araújo, discorreu sobre as características do desenho da infra-estrutura metálica tanto para dentes anteriores como para dentes posteriores. Ele mostrou que a presença da cinta metálica na face lingual tem fundamental importância na resistência da subestrutura contra distorções causadas pelo resfriamento da cerâmica. A sua altura aproximada deve ser de 2,5 mm tanto em ligas nobres quanto em ligas de níquel-cromo. As superfícies onde o metal se limita com a porcelana deverão ser esculpidas em ângulos vivos. Nos dentes posteriores, de acordo com o autor, há a necessidade da extensão proximal da cinta metálica.

Bonfante (1998) dá ênfase ao tratamento da infra-estrutura metálica onde se almeja conseguir uma superfície limpa, uniforme, sem contaminações, obtendo-se espaço ideal para a aplicação da porcelana, contribuindo assim para a eliminação de tensões residuais. O jateamento da

superfície com óxido de alumínio tem como objetivo criar microretenções que favorecem a união mecânica pela ação de forças compressivas. Ligas nobres para metalocerâmica exigem a oxidação prévia para garantir a formação de óxidos indispensável para uma eficiente união metal e cerâmica.

Martignoni & Schönenberger, 1998, disseram que nas próteses parciais fixas a força das metalocerâmicas depende fundamentalmente da resistência da subestrutura metálica. Seu desenho pode ter uma importância decisiva no resultado final da reabilitação protética. A subestrutura das próteses parciais fixas é construída levando-se em consideração a espessura do metal. É necessário evitar a criação da flexão sob a ação de cargas, pois nos casos de conexões unidas, as forças são liberadas violenta e assimetricamente nas margens cervicais podendo desta forma causar distorções e fraturas.

Ainda em 1998, Pegoraro, mostrou que as ligas de metais básicos, por apresentarem maior resistência e dureza que as ligas a base de ouro, permitem a obtenção de margens gengivais finas, 0,1 a 0,3 mm, sem prejuízo da adaptação decorrente do processo de cocção da porcelana. As ligas nobres, por sua vez, exigem espessuras maiores, 0,3 a 0,5 mm, para não sofrer deformações na queima da porcelana.

## 2.2. Reparo de fraturas

Apesar do rigor com que são construídas as coroas metalocerâmicas, ainda assim elas são passíveis de fraturas. As razões pelas quais elas acontecem devem ser analisadas e entendidas.

Introduzido na Odontologia por Bowen no ano de 1962, o silano, um agente químico que permite a união entre materiais inorgânicos como as porcelanas e materiais orgânicos representados pelas resinas compostas veio permitir o reparo de cerâmicas fraturadas. A revista da literatura mostra que muitas pesquisas vêm sendo desenvolvidas neste sentido.

Assim, Calamia (1983) confirmou que o uso do silano aumenta a força de união da resina composta à superfície da porcelana atacada por ácido.

Em 1986, Wunderlich & Yaman, desenvolveram estudo *in vitro* sobre o efeito do flúor tópico na porcelana dental. Usaram o flúorofosfato acidulado na concentração de 1,23% e fluoreto estanhoso a 8% em diferentes tempos se aplicação sobre amostras de porcelana feldspática Vita VMK 68 (Vita Zahnfabrik – Bad Säckingen, Germany). Conclusões deste estudo mostraram diferenças estatisticamente significantes entre as superfícies expostas ao flúorofosfato acidulado e fluoreto estanhoso e que o clínico deve estar atento aos efeitos deletérios das soluções de flúor sobre as porcelanas.

Cochran *et al.* (1988) pesquisaram a resistência à força de tensão de cinco sistemas de reparo de porcelana. Foram avaliados, Scotchprime (3M

Dental Products, St.Paul, Minn.), Porcelain Repair Primer (Sybron/Kerr, Romulus, Mich.), Silanit (Vivadent, Tonawanda, NY), Cerinate Prime (DenMat Corp., Santa Maria, Calif.) e Fusion (Geo Taub Products & Fusion Co., Inc., Jersey City, N.J.). As forças de união foram medidas de dois modos; imediatamente após ter sido feito o reparo em amostras de porcelana glazeadas e com rugosidade de superfície e após o armazenamento em água a 37°C, por sete dias, e termociclagem com banhos entre 5°C e 45°C. Os resultados dos testes de tensão mostraram que houve maior variação na força de união nas porcelanas glazeadas, avaliadas imediatamente após ter sido feito o reparo, e nas amostras que passaram pelo processo de termociclagem. Com exceção do sistema Fusion, os demais sistemas exibiram um aumento na força de união depois de sete dias de armazenamento e as falhas que ocorreram foram coesivas na resina composta restauradora.

Lacy *et al.* (1988) disseram que apesar do ataque ácido da superfície da cerâmica induzir a uma eficiente força de união da resina composta, somente a combinação do condicionamento químico e mecânico da superfície pode aumentar a união do compósito à porcelana.

Bailey (1989) testou a força de união de uma resina composta à porcelana, usando quatro diferentes marcas de silano, Kerr Ultrafine Porcelain Repair (Sybron Kerr, Romulus, Mich.), 3M Porcelain Repair com Scotchprime Ceramic Prime (3M – Dental Products Division, St.Paul, Minn.), Fusion (Geo Taub Products & Fusion Co., Jersey City, N.J.) e DenMat Ultrabond Restorative (DenMat Corp., Santa Maria, Calif.). Oitenta amostras

de porcelana foram construídas e armazenadas em água destilada. Quarenta amostras não receberam qualquer hidratação prévia aos reparos. Os resultados mostraram fraturas na interface resina-porcelana para o teste flexural de três pontos. Não houve diferenças entre os sistemas Kerr, 3M e Fusion, tendo o sistema DenMat exibido a menor força de união. As amostras sem hidratação tiveram de forma significativa, as maiores forças de adesão para todos os sistemas avaliados, quando comparados com as amostras hidratadas.

Diaz-Arnold *et al.* (1989) levaram a efeito estudo cuja proposta foi comparar a resistência à força de cisalhamento de três sistemas de reparo de porcelana disponíveis comercialmente e ainda, determinar tanto a influência de uma superfície glazeada da porcelana, como o tempo de armazenamento a 37°C, na força de adesão do silano. Os sistemas de reparo de fraturas de porcelana estudados foram: Fusion (Geo Taub, Chicago, Illinois.), Scotchprime (3M, Minneapolis, Minn.) e Cerinate Prime (DenMat.Corp, Santa Maria, Calif.) . A superfície glazeada não afetou marcadamente o sistema Scotchprime. Todas as falhas que aconteceram foram do tipo coesivo na porcelana. O sistema Fusion teve sua força de união bastante diminuída quando usado em uma porcelana glazeada. Uma significativa redução na força de adesão foi observada nas amostras armazenadas a 37°C por 30 dias.

Pratt *et al.* (1989) registraram a força de cisalhamento da resina composta unida à cerâmica com o emprego de seis sistemas de reparo de porcelana. Todos os sistemas avaliados neste estudo exibiram uma

significante diminuição na força de união da resina composta à porcelana após 3 meses de armazenamento em água a 37°C e termociclagem por 24 horas, quando comparados com a força de união após 48 horas. A falha observada nos reparos foi do tipo coesiva, no corpo da porcelana.

No mesmo ano de 1989, Wiley, disse que o prognóstico de reparo de uma porcelana em área de grande função oclusal é duvidoso.

Beck *et al.* (1990) projetou um estudo para testar a resistência à força de cisalhamento de uma resina composta unida à infra-estrutura metálica de uma restauração metalocerâmica e compara-la com a força de união a uma porcelana dental. Foram usados dois metais básicos de níquel-cromo-berílio, Biobond II (Dentisply International, York, Penn.) e Rexillium II (Jeneric Gold Co., Wallingford, Conn.), tendo sido construídos 360 corpos de prova. A resistência à força de cisalhamento foi medida para as resinas compostas unidas a três tipos de diferentes superfícies. Todas as amostras foram armazenadas a 37°C e testadas em diferentes períodos: 24 horas, 7 dias e 30 dias. A força de união da resina composta à porcelana foi alta quando comparada com a adesão à subestrutura metálica, significativamente baixa. Todas as amostras de resina composta unidas à liga metálica falharam na interface resina-metal, enquanto que nas amostras unidas à porcelana as falhas ocorreram dentro do corpo da porcelana.

Pies *et al.* (1991) realizaram estudo comparativo *in vitro* com seis *primers* para porcelana e um grupo controle, onde foi avaliado o efeito dos agentes adesivos na força de união resina-cerâmica. Brackets ortodônticos foram unidos a 240 superfícies de porcelana pré-tratadas com diferentes

*primers*. Um grupo controle com 40 amostras foram condicionadas, lavadas, secas e os brackets unidos sem o uso de um primer. Todas as amostras foram incubadas em um fluido corrosivo com pH 2,3 à temperatura de 37°C por 24 horas e 21 dias. Os locais das fraturas que ocorreram após o teste de cisalhamento foram analisados. A armazenagem em um fluido corrosivo reduziu a força de união da resina à porcelana. Todos os *primers* analisados podem ser usados clinicamente, embora segundo os autores, uma força de resistência ao cisalhamento menor que 2 N/mm<sup>2</sup> seja o mais baixo limite aceito em condições clínicas da prática diária.

Roulet & Herder (1991) afirmaram que durante o ataque ácido da superfície cerâmica, há a remoção seletiva da matriz vítrea com a exposição da estrutura cristalina. A fase vítrea das porcelanas é dissolvida pelo ácido, criando condições na superfície que permitem firme adesão com a resina composta. As resinas e porcelanas quando condicionadas e associadas ao agente silano, permitem uma união de aproximadamente 20 MPa.

No mesmo ano, Sorensen *et al.* avaliaram a força de união da resina composta à porcelana empregando nove marcas diferentes de porcelanas feldspáticas, com baixo ou médio conteúdo de alumina, e uma variedade de sistemas adesivos. Os efeitos do ácido fluorídrico e do tratamento de silanização da superfície da porcelana foram também avaliados neste estudo. As amostras foram armazenadas em água a 37°C por 7 dias e submetidas à termociclagem com 1000 ciclos de banhos entre 5° e 50°C. O ácido fluorídrico, exceto para dois tipos de porcelana (Hi-Ceram e G-Cera) aumentou substancialmente a força de união da resina composta à

porcelana quando comparada com as amostras sem ataque ácido. Verificou-se que os sistemas adesivos que registraram as maiores forças de união, também criaram a maioria das falhas coesivas na porcelana.

Ainda em 1991, Vieira *et.al.*, produziram 240 cilindros cerâmicos com 5,0 mm de diâmetro e 7,0 mm de altura para o teste de reparo de fraturas em porcelana. Avaliou-se a eficiência de união dos sistemas Scotchprime (3M Co. Dental Products Division, São Paulo) e Porcelain Repair Bonding System (Sybron Kerr Indústria e Comércio, Guarulhos, São Paulo) 1 hora após ter sido feito o reparo e após sete dias de armazenamento em água destilada à temperatura ambiente. As fraturas observadas durante os testes de resistência ao cisalhamento, quando os corpos de prova não receberam o tratamento com silano, em ambas as condições, 1 hora e 7 dias, foram encontradas na interface resina-porcelana. Com as amostras que receberam o tratamento com as soluções de silano estudadas, tanto com 1 hora ou 7 dias, as fraturas ocorreram sempre na porcelana demonstrando que a união é mais resistente que a força coesiva da porcelana quando submetida a uma força de cisalhamento.

Creugers *et al.* (1992) avaliaram um sistema de reparo de porcelana sob condições clínicas controladas. Foram construídas 20 coroas metalocerâmicas para pré-molares superiores, cimentadas provisoriamente em 12 pacientes. Antes da cimentação as coroas tiveram suas cúspides vestibulares propositalmente fraturadas através do preparo de uma fenda na porcelana, seguida da fragmentação com um instrumento aplicado obliquamente. As coroas fraturadas foram reparadas com Ceramic Prime e

resina composta Prisma Fil (De-Trey/Dentisply, Koblenz, Germany). As coroas metalocerâmicas reparadas foram avaliadas tanto na preservação dos reparos quanto na estética. Os resultados nos primeiros 6 meses mostraram-se aceitáveis, entretanto, uma substancial deterioração ocorreu no período de 6 a 12 meses sendo que as coroas que se mantiveram intactas, exibiram uma grande descoloração da resina composta usada no reparo. Concluíram os pesquisadores que as falhas não tiveram relação com forças oclusais aplicadas ou com o padrão oclusal do paciente. A deterioração verificada não se deveu ao sistema de reparo utilizado e sim ao uso de uma resina microfill. As falhas que ocorreram foram verificadas na interface entre porcelana e a resina composta. Não se observou falhas coesivas.

Llobell *et al.* (1992) reportaram estudo laboratorial que avaliou os efeitos de uma carga de fadiga em comparação com a força de união de oito sistemas de reparo de porcelana. Resina composta foi unida à porcelana Vita VMK (Vita Zahnfabrik–Bad-Säckingen, Germany) e em seguida submetida a carga de fadiga aplicada às amostras em uma taxa específica de 30 Hz com um limite final de 2 milhões de ciclos. Somente dois dos oito sistemas de reparo, Clearfil Porcelain Bond (Kuraray Co. Osaka, Japan) e All-Bond 2 (Bisco Dental Products, Itasca, Ill.) mostraram-se eficientes após o limite de 2 milhões de ciclos. O sistema Clearfil Porcelain Bond apresentou os maiores valores para a força de união (20,7 MPa  $\pm$  1,7 MPa ) depois de 3 meses de armazenamento em água e termociclagem.

Hayakawa *et al.* (1992) estudaram a influência do preparo da superfície da porcelana e a aplicação de agentes silanos na adesão resina composta-porcelana dental. As variáveis do experimento incluíram três preparos de superfície; polida, condicionada com ácido fluorídrico ou com ácido fosfórico, e três marcas de silanos disponíveis comercialmente. A resistência à força de cisalhamento das amostras de porcelana, foi medida após 1 dia de imersão em água a 37°C. Observaram que a superfície condicionada com ácido fosfórico gerou uma adesão tão fraca quanto a superfície polida da cerâmica, enquanto que o ataque com ácido fluorídrico determinou uma superfície rugosa e com maior adesão. Concluíram os autores que, pelos resultados aferidos pode-se afirmar que as reações químicas entre a superfície da porcelana e os silanos, foram responsáveis pela maior resistência às forças de cisalhamento.

Falhas na interface resina-porcelana sob carga de cisalhamento foram estudadas por Lu *et al.*, 1992. Superfícies de porcelana foram tratadas com ácido fluorídrico, dois agentes silanos e uma resina composta. Os resultados dos testes mostraram que após sete dias de armazenamento em água, a força de união das amostras que receberam tratamento de superfície, foi maior que a força coesiva da porcelana, causando a sua fratura. O pré-tratamento das superfícies com condicionamento ácido e silanização geraram forças de união muito maiores que as verificadas nas amostras que apenas receberam o condicionamento ácido. Observaram-se ainda, diferenças na eficiência dos silanos estudados em prover uma maior força de adesão do reparo de resina composta.

Sakaguchi *et al.* (1992) afirmaram que embora os dentes naturais sempre apresentem microfendas, elas raramente demonstram volume de fratura. Entretanto, coroas totais de porcelana e mesmo de resina periodicamente exibem falhas por fratura. Os pesquisadores elaboraram um experimento onde a propagação de uma fenda é avaliada sob cargas cíclicas. As taxas de propagação de uma fenda para dentes naturais, coroas metalocerâmicas e coroas de resina composta são comparadas com as taxas de abrasão destes materiais em um meio bucal artificial. Foi demonstrada uma maior taxa de propagação da fenda nas coroas de resina composta. Justificam os autores que os dentes naturais dispersam o *stress* oclusal através da dentina diminuindo deste modo, seus efeitos nocivos. Porcelanas tendem desgastar a dentição antagonista determinando uma redução na área de alto *stress* oclusal. Compósitos entretanto, demonstraram a mais alta taxa de propagação da fenda quando comparados com dentes naturais e porcelanas. Isto, em conjugação com sua baixa taxa de abrasão deve predispor o material à fratura.

Trushkowsky, 1992, desenvolveu trabalho sobre fratura de porcelana, suas causas, prevenções e técnicas de reparo. Disse ele que falhas mecânicas nas restaurações metalocerâmicas são usualmente relatadas como sendo devidas a deficiências na infra-estrutura metálica, procedimentos laboratoriais impróprios, excessiva carga oclusal, trauma e inadequada preparação dentária. Lembra ainda que a natureza quebradiça das porcelanas deve-se à baixa resistência à cargas de tensão e que falhas acontecem pela propagação de microfendas externas ou internas.

Em 1993, Agra *et al.*, afirmaram que o silano é uma substância composta por dois grupos funcionais, um organo-funcional e outro sílico-funcional. Segundo eles, o processo de silanização da porcelana vale-se do fato que a sua superfície é rica em materiais vítreos que estão parcialmente expostos. “O silano não engloba as partículas vítreas, mas reage com as porções expostas destas partículas”. O condicionamento da porcelana com o uso do ácido fluorídrico possibilita o embricamento mecânico do agente de união nas micro-retenções criadas na superfície da porcelana, conseguindo-se uma união mecânica com a resina. A ação do ácido por sua vez, é seletiva sobre o  $\text{SiO}_2$  que representa 52% a 68% da composição de uma porcelana feldspática. Assim, o processo de silanização pode ser entendido como a sobreposição de uma camada intermediária, o silano, entre a porcelana e a resina. Ele apresenta a habilidade de unir-se não só ao dióxido de silício presente na porcelana, como à vários metacrilatos presentes nas resinas compostas. Concluem os autores dizendo que de uma restauração, devidamente condicionada e silanizada, obtém-se uma resistência de união da ordem de 29,8 MPa, suficiente para suportar as forças oclusais geradas sobre elas. Entretanto, deixam claro que o silano não é capaz de reagir com metais, portanto, é necessário que se façam retenções mecânicas quando em uma fratura da porcelana há a exposição da subestrutura metálica.

Appeldoorn *et al.* (1993) desenvolveram estudo cuja proposta foi usar o teste de cisalhamento na força de união de oito sistemas de reparo de porcelana e comparar a habilidade de união das resinas compostas à

superfície da porcelana. Cilindros metálicos manufaturados com 12 mm de diâmetro e 5,5 mm de espessura, receberam preparações com 5,8 mm de diâmetro por aproximadamente 1,5 mm de profundidade. Sofreram um processo de degaseificação a 990°C sob vácuo e em seguida a cerâmica foi aplicada. Após a queima da porcelana, as amostras terminadas foram divididas em oito grupos com 20 amostras em cada um deles. Cilindros de resina foram unidos às amostras de porcelana com os sistemas de reparo disponíveis e submetidos então à força de cisalhamento. De acordo com os resultados, o tipo de falha na união da resina composto à porcelana foi coesivo na porcelana para o grupo avaliado nas primeiras 24 horas. Após 3 meses de armazenamento e termociclagem a predominância de falhas ainda foi coesiva na porcelana.

Suliman *et al.* (1993) estudaram os efeitos dos tratamentos de superfícies, como também a força de adesão de alguns agentes de união, usados no reparo de fraturas em porcelana. As amostras de porcelana tiveram suas superfícies tratadas com jateamento com óxido de alumínio, asperização com pontas diamantadas, ataque ácido com ácido fluorídrico a 9,6% e a combinação dos dois últimos tratamentos. Um agente silano foi aplicado em todas as superfícies de porcelana e para a união da resina composta foram usados os sistemas de reparo All-Bond 2 (Bisco Dental Products, Itasca, Ill. ) e Clearfil Porcelain (Kuraray Co., Osaka, Japan) A resina composta utilizada foi Prisma APH (Caulk/Dentisply, Milford, Del.) polimerizada por 40 segundos de cinco diferentes direções, num total de 200 segundos de tempo total de polimerização. As amostras foram armazenadas

em água destilada por 1 semana, seguindo-se a termociclagem com banhos de 5°C e 55°C. Os resultados do experimento mostraram que as falhas que aconteceram foram do tipo coesiva na porcelana. O mais eficiente tipo de tratamento de superfície foi a combinação da asperização com pontas diamantadas com o preparo químico com o ácido fluorídrico, não se mostrando entretanto, significativamente melhor que os outros métodos.

Wolf *et al.*, ainda em 1993, idealizaram e desenvolveram experimento cuja proposta foi medir a força de união de uma resina composta à porcelana com superfície previamente tratada por dois diferentes métodos, ataque com ácido fluorídrico 9,5% e jateamento com óxido de alumínio. Quatro diferentes tempos de condicionamento ácido, 30, 60, 150 e 300 segundos e quatro diferentes tamanhos de partículas abrasivas, 33, 48, 50 e 78  $\mu\text{m}$  foram avaliadas. Após o tratamento, a rugosidade superficial foi avaliada com o auxílio de um perfilômetro. Foram aplicados um silano, seguido de um adesivo e resina composta de forma incremental, sendo as amostras então, armazenadas a 37°C em um ambiente de 100% de umidade por 24 horas. Os resultados do teste de cisalhamento mostraram que as amostras condicionadas com ácido por 150 segundos exibiram a maior força de adesão (27 MPa). Entretanto, este valor não foi estatisticamente diferente, daqueles aferidos para as amostras condicionadas por 60 e 300 segundos. As amostras condicionadas com ácido fluorídrico mostraram uma força de união muito maior que aquelas jateadas com óxido de alumínio. Dois tipos de falhas foram observadas neste experimento, adesiva e coesiva. Todas as amostras jateadas e

aquelas que foram condicionadas por 30 segundos exibiram falhas adesivas. As demais amostras, condicionadas por um tempo maior, mostraram falhas coesivas. Os resultados deste estudo sugerem que a força de adesão e a falha na interface resina-porcelana, podem ser influenciadas pelo tipo de tratamento da superfície a ser reparada e pelo tempo de condicionamento ácido.

Berksun & Saglam (1994) abordaram os procedimentos de reparo de uma porcelana fraturada. Disseram eles que se uma pequena parte de porcelana é perdida, o reparo deve ser feito com resina composta fotopolimerizável. Frente a uma grande fratura, a mesma técnica poderá ser utilizada, mas o resultado nunca será durável ou estético como a restauração original. Cento e vinte amostras foram preparadas e a resistência à força de cisalhamento foi medida. Três resinas compostas, duas diferentes combinações de porcelana e dois diferentes intervalos de tempo de armazenagem das amostras foram usados. Diferenças significativas foram encontradas entre os três tipos de resinas compostas. A força de união foi maior para as amostras armazenadas por 45 dias quando comparadas àquelas estocadas por 90 dias.

Cardoso & Spinelli, 1994, descreveram uma técnica para o reparo de uma prótese parcial fixa metalocerâmica com uma de suas coroas fraturadas. Argumentam os autores que pequenas fraturas devem ser corrigidas com resina composta. Neste estudo, a fratura atingiu toda a face vestibular de um incisivo central. Desta forma, optou-se pela reparação através da construção e colagem de uma coroa pura de porcelana.

Justificam esta escolha por ser um processo de rápida elaboração, sendo necessárias apenas duas sessões clínicas, oferecer um melhor resultado estético com menor desgaste da infra-estrutura metálica, se comparadas com a necessidade de substituição de toda a prótese fixa.

Thurmond *et al.* (1994) em estudo laboratorial que pesquisou os efeitos dos tratamentos de superfície da porcelana na força de união de uma resina, usando o sistema adesivo All-Bond 2, observaram diferenças marcantes nas primeiras 24 horas de união entre os vários tipos de tratamento da superfície. Os valores para a força de cisalhamento alcançaram de 10,6 a 25 MPa. Três meses de armazenamento em água e termociclagem, determinaram uma significativa diminuição na força de adesão. Concluíram os autores que, o jateamento com óxido de alumínio 50  $\mu\text{m}$  seguido do condicionamento com ácido fluorídrico e silanização, produziu uma força de união maior que outros sistemas de preparo de superfície testados. As falhas observadas nas amostras mostraram ser coesivas na porcelana.

Tylka & Stewart (1994) projetaram pesquisa que comparou os condicionadores para o reparo da porcelana, flúorfosfato acidulado a 1,23% e ácido fluorídrico na concentração de 9,5%. Este estudo desenvolveu-se em duas partes. A primeira, comparou através da microscopia eletrônica de varredura, as características das superfícies das amostras de porcelana condicionadas por ambos os ácidos. A segunda parte, comparou a força de união produzida pelos dois condicionadores através de teste de torção. De acordo com os pesquisadores, o ácido fluorídrico produziu uma superfície

porosa, amorfa, enquanto que o flúorfosfato acidulado gerou uma superfície mais lisa, homogênea. Os resultados mostraram ainda que ambos os condicionadores produziram força de adesão suficiente para causar falhas coesivas nas amostras de porcelana. Sugeriram ainda os autores que, em razão do potencial agressivo do ácido fluorídrico, o condicionador à base de flúorfosfato acidulado pode ser usado com segurança no preparo da superfície de porcelana a ser reparada.

Della Bona & van Noort (1995) projetaram e aplicaram um teste de tensão para a avaliação de dois sistemas de reparo de fratura em porcelana. Segundo eles, os testes de resistência às forças de cisalhamento têm sido a técnica laboratorial mais comum para a avaliação da eficiência dos sistemas de reparo de porcelanas. As medições desta força são bastante sensíveis aos métodos empregados em laboratório e, portanto, podem conduzir a falsas interpretações dos valores alcançados. Dentro das limitações deste estudo realizado *in vitro*, pode-se concluir que os resultados obtidos para a força de cisalhamento, mostraram que este teste em particular tem como característica a medição da força aplicada dentro da amostra em prejuízo da observação da força na interface adesiva. Imagina-se que este tipo de falha seja devido à geração de alto *stress* de tensão dentro da base das amostras como conseqüência da distribuição não uniforme do *stress* gerado nos testes de cisalhamento. Nos testes de tensão, as falhas invariavelmente ocorreram na camada adesiva. Concluíram os autores que o teste de resistência à tensão é mais apropriado para se avaliar a capacidade adesiva das resinas compostas à porcelana.

Mecholsky (1995) discorreu sobre os princípios mecânicos das fraturas. Baseado nos trabalhos de Griffith em 1920 e Orowan em 1944, ele demonstrou que uma fratura em uma localização particular, tinha uma intensidade de *stress* associada a ela. Definiu dureza como sendo a resistência de um material à rápida propagação da fratura. Em contrapartida, a força de um material é dependente do tamanho da fenda ou defeitos provenientes do seu processamento e manuseio.

Souza Jr.,1995, mostrou que o silano melhora o molhamento superficial pelo adesivo, e propicia uma retenção química adicional. Corretamente aplicado, ele torna a ligação entre a porcelana e a resina tão forte quanto à ligação entre o esmalte e a resina composta. Diz ainda que o silano é considerado um típico agente de ligação, pois une moléculas diferentes. São bifuncionais, tendo cada extremidade reagindo com diferentes superfícies, sendo uma inorgânica, unindo-se à porcelana e a outra, à matriz orgânica da resina composta.

Vieira *et al.* (1995) afirmaram que a efetividade de um condicionamento ácido depende além da quantidade de sílica presente na porcelana, da concentração e do tempo de aplicação do ácido fluorídrico.

Ainda em 1995, White *et al.*, usaram uma técnica de fratura mecânica para investigar a resposta de uma porcelana feldspática frente a um ciclo mecânico de fadiga. Primeiramente foi determinada a curva de tensão que tornou evidente a pressão crítica, necessária para o início da fenda. Uma segunda série de testes foi realizada, usando-se os padrões de pressão determinados no primeiro experimento. Investigou-se a perda de resistência

da porcelana. Gráficos da perda de resistência indicaram que o dano do ciclo mecânico de fadiga é cumulativo e permite a quantificação da severidade do dano acumulado. De acordo com os autores, ficou demonstrado que pressões de baixo valor, insuficiente para causar fratura imediata, podem causar danos irreversíveis à porcelana.

Eikenberg & Shurtleff (1996) pesquisaram o efeito da hidratação na força de união de uma resina composta à porcelana, empregando três sistemas de reparo de porcelana. Amostras de porcelana foram construídas em forma cilíndrica e a resina composta para o reparo aplicada após o preparo das superfícies. Um grupo de amostras foi armazenado em soro fisiológico a 37°C por sete meses, enquanto que outro, foi armazenado pelo mesmo período de tempo em um ambiente com 100% de umidade também a 37°C. Após o período de estocagem, todas as amostras foram submetidas a tratamento térmico de 500 ciclos com banhos de 5°C e 50°C. Os resultados dos testes de cisalhamento deixaram evidentes que após sete meses de armazenamento, as amostras que foram estocadas em soro fisiológico foram significativamente mais fracas que aquelas que foram mantidas em ambiente úmido. Concluem os autores que, quando um sistema de reparo de porcelana é avaliado, o teste de cisalhamento aplicado após uma longa estocagem em ambiente com umidade, combinado com a termociclagem, parece ser o melhor simulador do comportamento clínico dos materiais.

Kupiec *et al.* (1996) mostraram que o efeito do ácido fluorídrico a 8% foi aumentado pelo jateamento com óxido de alumínio da superfície da

porcelana, antes do ataque ácido. A porcelana atacada pelo ácido fluorídrico exibe um aspecto de “favo de mel”, não acontecendo o mesmo quando se usa o flúorfosfato acidulado a 1,23%. Segundo os autores, o ácido fluorídrico mesmo em baixas concentrações é prejudicial tanto aos tecidos moles quanto aos tecidos duros da cavidade bucal, devendo ser usado somente quando for possível fazer-se o isolamento com dique de borracha. Situações clínicas onde isto não seja possível, deve-se optar pelo flúorfosfato acidulado.

Em estudo que teve como objetivo avaliar a resistência às forças de cisalhamento dos mais comuns sistemas de reparo de fraturas em porcelanas, Pameijer *et al.* (1996) estudaram também o melhor método de preparo da superfície cerâmica e os benefícios no uso do silano para adesão da resina composta. Observaram-se ainda efeitos da termociclagem na força final de adesão. Os resultados alcançados mostraram que para uma melhor união do reparo de resina composta à superfície da porcelana, há a necessidade de se remover o glaze da porcelana a ser reparada. A combinação do jateamento com óxido de alumínio 50  $\mu\text{m}$  e condicionamento com ácido fluorídrico, produziu a melhor superfície para adesão. Entretanto, do ponto de vista clínico, o ácido fluorídrico quando usado sozinho, pode ser considerado conveniente para o tratamento da superfície cerâmica. Observaram os autores um significativo decréscimo na força de união dos sistemas de reparo de porcelana estudados, após as amostras terem sido submetidas a termociclagem.

Busato *et al.* (1997) definiram a adesão como sendo uma força de atração intermolecular numa determinada interface. Classificam-na em adesão mecânica que acontece quando há a retenção física do material dentro de cavidades naturais ou artificiais, em outro corpo, e adesão química representada pelas forças de valência primária e ainda pelas forças de valência secundária que são as forças de Van der Waals.

Chung & Hwang (1997) estudaram o efeito de diferentes preparos de superfície na força de união de reparos com resina composta em coroas metalocerâmicas. Para tanto, amostras foram construídas com liga metálica à base de níquel-cromo-berílio, e divididas de acordo com o tipo de superfície: metálica, porcelana e metal-porcelana. Receberam tratamento de jateamento com óxido de alumínio com partículas de 50 µm, ataque com ácido fluorídrico a 9,5% por 4 minutos, e no grupo metal-porcelana, houve a associação de jateamento com óxido de alumínio e aplicação do ácido fluorídrico. Seis marcas comerciais de reparo de porcelana e seus respectivos materiais restauradores foram testadas: Silanit e Heliomolar (Vivadent – Liechtenstein), Liner-M e Superbond (Sun Medical Co. Kyoto, Japan), Silistor e Charisma (Kulzer, Wehrheim, Germany), Optec Universal Bond e Conquest (Jeneric Pentron Inc., Wallingford, Conn., USA), Scotchprime e Z100 (3M Dental Products, St.Paul, Minn.,USA) e Prime & Bond e Prisma TPH (Caulk/Dentispaly, Milford, Del.,USA). De acordo com os testes realizados, pode-se observar que o sistema Liner-M mostrou maior adesão quando aplicado na superfície de metal, com ou sem o jateamento com óxido de alumínio. Na superfície de porcelana, a força das amostras

que foram jateadas e preparadas com o ácido fluorídrico mediram de 7,2 a 16,8 MPa. Não foram observadas diferenças significantes na força de união entre as amostras que receberam apenas o jateamento e aquelas que foram preparadas com o tratamento combinado, jateamento e ataque ácido aplicados nas superfícies de metal e porcelana. Os resultados deste estudo sugerem que a subestrutura metálica quando tratada com jateamento com óxido de alumínio e a porcelana tratada com a associação de ácido fluorídrico e jateamento podem aumentar a força de adesão do reparo com resina composta.

Lloyd & William (1997) em relato clínico de restauração de porcelana fraturada, disseram que sempre que possível, o clínico deve determinar a causa da fratura. De acordo com eles, se a falha foi devido a um trauma, será possível corrigi-la com resina composta. Todavia, se ela ocorreu por deficiência da infra-estrutura metálica, a restauração da porcelana irá falhar pela mesma razão. Reparos feitos com resina composta fotopolimerizável têm muitas vantagens incluindo simplicidade na técnica e rapidez na execução. Contudo, estes reparos tendem a apresentar algumas deficiências como baixa força de união à porcelana em áreas de carga oclusal e ainda, alteração cromática por manchamento, causando uma pobre aparência estética .

No mesmo ano, Terra, em estudo da resistência ao cisalhamento dos sistemas de reparo em porcelana Scotchprime (3M Dental Products, St.Paul, Minn.) e Porcelain Repair Bonding System (Sybron / Kerr, Romulus, Mich.) utilizou 20 blocos de porcelana cujas superfícies foram tratadas e

condicionadas de acordo com as especificações dos fabricantes dos respectivos sistemas adesivos. Para o reparo, foram empregadas resinas compostas específicas de cada fabricante sobre as superfícies condicionadas. Após 1 semana de imersão em água a 36°C os corpos de prova foram submetidos ao teste de resistência ao cisalhamento e pelos resultados obtidos, pode-se concluir que não houve diferença significativa entre os dois sistemas avaliados. Afirma o autor que este tipo de reparo deve ser considerado como um procedimento clínico temporário.

Vallittu (1997) desenvolveu pesquisa cuja proposta foi a de determinar a força de união de uma resina composta híbrida à superfície de uma liga nobre usada para restaurações metalocerâmicas. A superfície da liga foi preparada com jateamento com óxido de alumínio com partículas de 50 µm e com pontas diamantadas. A resina composta foi unida à superfície do metal com ou sem a utilização de um silano. A força de união foi avaliada através do teste de carga de três pontos, e as réplicas das fraturas foram examinadas com microscopia eletrônica de varredura para determinar se partículas de resina composta permaneceram aderidas ao metal após o teste. Os resultados mostraram que o tratamento mecânico das superfícies influenciou na força de adesão enquanto que o silano não alterou esta força de união. Este estudo sugeriu que o jateamento da superfície de uma liga nobre aumentou consideravelmente a sua força de união à uma resina híbrida.

Burke, 1998, descreveu métodos para o reparo de fratura de porcelana com o uso de um cimento resinoso, Metabond, à base de 4-

metacrilóxietyl trimelitato anidrido (4-META). De acordo com ele, este material tem demonstrado *in vitro*, uma eficiente união ao metal da infraestrutura e à porcelana previamente condicionada. Duas situações têm indicações para o emprego deste cimento resinoso; quando a fratura resulta na perda de uma pequena porção de porcelana, o reparo pode ser feito de pronto, usando-se o material 4-META para uma imediata união entre porcelana e/ou metal exposto e resina composta. Se um grande fragmento de porcelana é perdido, este pode ser construído e cimentado com este cimento resinoso. Todavia, torna-se imprescindível que retenções adicionais sejam feitas na porcelana, indicando o autor, o uso do jateamento com óxido de alumínio com partículas de 50  $\mu\text{m}$ , seguida da silanização da superfície.

Chadwick *et al.* (1998) em pesquisa *in vitro*, onde se procurou determinar e comparar a resistência à força de cisalhamento entre uma resina composta fotopolimerizável e uma porcelana, usando-se três diferentes sistemas de união, observou que as falhas que aconteceram no experimento foram de características coesivas. A partir desta constatação, eles sugeriram que o teste que realizaram, foi mais um reflexo da qualidade da massa da porcelana do que da força de união do reparo de resina que estava em observação. Concluíram que, tanto o experimento por eles realizado, como outros estudos semelhantes, não refletem verdadeiramente a força de união na interface resina-porcelana, gerando portanto dados imprecisos.

Chen *et al.* (1998) investigaram o efeito do ataque ácido e da ação do silano na força de união de uma resina composta a uma porcelana

feldspática, Vita VMK 68 ((Vita Zahnfabrik, Bad-Säckingen, Germany). Dois ácidos fluorídricos em diferentes concentrações, 2,5% e 5%, aplicados em sete diferentes períodos de tempo: 0,30,60,90,120,150 e 180 segundos, foram usados para o preparo da superfície das amostras de porcelana. O agente de união, Clearfil Porcelain Bond (Kuraray Co., Osaka, Japan) foi usado tanto nas superfícies de porcelanas atacadas pelo ácido como naquelas que não receberam qualquer tratamento prévio. Através da microscopia eletrônica de varredura, pode-se observar diferentes padrões da superfície da porcelana com o aumento no tempo de ação do ácido. Resultados do teste de cisalhamento mostraram que a força de união da resina à porcelana não atacada pelo ácido, foi muito baixa e que os períodos de aplicação do ácido fluorídrico, maiores que 30 segundos, efetivamente aumentaram a força de união resina-porcelana. O silano foi efetivo e importante para a união do reparo à porcelana. A sua aplicação após o preparo químico com ácido fluorídrico pareceu ser adequada para se alcançar consistente união entre resina composta e porcelana.

Hotta *et al.*, (1998), desenvolveram pesquisa cuja meta foi avaliar o efeito dos *primers* na polimerização do agente de união de uma resina composta fotopolimerizável. Foram medidas as durezas de superfície e a força de tensão de vários adesivos misturados com *primers*, em diferentes proporções e o efeito na variação do tempo de polimerização. A resistência à força de tensão da resina unida à porcelana e ao esmalte dental foi medidas, assim como os padrões de falhas foram analisados. Os resultados mostraram que a mistura que apresentava a mais alta quantidade de *primer*

determinou as mais baixas propriedades mecânicas quando comparadas com as misturas contendo uma baixa proporção de *primer*. Os valores de dureza Knoop e a força de tensão da combinação adesivo-*primer* foram bastante menores quando comparados com aqueles alcançados para os adesivos isolados.

Morimoto (1998) analisou com o auxílio da microscopia eletrônica de varredura, a morfologia de diferentes cerâmicas antes e após o tratamento das superfícies. Para tanto, empregou como condicionadores das porcelanas um gel de ácido fluorídrico a 10% por 5 minutos, o flúorfosfato acidulado, na concentração de 1,23% por 10 minutos e o jateamento com óxido de alumínio com partículas de 50  $\mu\text{m}$ . As superfícies das amostras foram analisadas antes e após a limpeza em ultra-som por 10 minutos. O ácido fluorídrico aplicado por 5 minutos sobre uma porcelana feldspática de alta fusão, promoveu uma alteração na superfície, com a presença de pequenos poros. Após a limpeza com ultra-som da porcelana condicionada, a topografia revelou-se bastante diversa daquela observada anteriormente. Pode-se apreciar um padrão de ataque ácido, com inúmeros poros e canais que pareciam estar mais expostos, determinando uma superfície mais retentiva. Conclui afirmando que a presença de precipitados pode, portanto, ocupar o espaço onde os adesivos, silano e resina composta poderiam penetrar, prejudicando na formação de um embricamento mais efetivo.

No mesmo ano, Robbins, em estudo sobre o reparo intraoral de fratura de coroa metalocerâmica afirmou que quando a superfície a ser reparada envolve metal exposto, o processo de reparo torna-se mais

complexo. Se houver suficiente quantidade de porcelana remanescente, de tal forma que seja possível reter o reparo em resina, o metal exposto deverá ser recoberto com uma resina opaca e a área a ser reparada receberá o tratamento de superfície como ataque ácido e silanização. O autor chamou a atenção para o tempo de validade no uso do agente silano. Segundo ele, a vida útil de um silano, mesmo sob refrigeração, alcança de 12 a 18 meses. Silanos envelhecidos, causam substancial redução na força final da união resina-porcelana.

Ainda em 1998, Shahverdi *et al.*, estudaram os efeitos de diferentes métodos de tratamento de superfície na força de união da resina composta à porcelana. Amostras cerâmicas foram feitas sobre cilindros metálicos, suas superfícies foram preparadas com a aplicação do ácido fluorídrico, rugosidades feitas com brocas ou com jateamento com óxido de alumínio com partículas de 50 $\mu$ m. Dois silanos foram usados no experimento, todas as amostras reparadas com uma resina composta híbrida e divididas em dois grupos armazenados por 24 horas e 30 dias, quando foram então submetidas às forças de cisalhamento. Os resultados mostraram diferenças na força de união entre as amostras armazenadas por 24 horas e 30 dias. O período de armazenamento e a termociclagem, diminuíram a força de união da resina à porcelana. O pré-tratamento das superfícies com silano mostrou ser importante na adesão resina-porcelana assim como o jateamento da superfície cerâmica com óxido de alumínio pareceu ter o menor efeito no processo de união.

Willems (1998) definiu as resinas compostas como sendo geralmente formadas por três constituintes: primeiro, a matriz orgânica de resina, pigmentos, controladores de viscosidade, iniciadores de polimerização, aceleradores e inibidores; segundo, a fase dispersa, que consiste de material de carga inorgânico; e terceiro, a interface, uma agente de união que adere tanto à carga inorgânica, como à matriz. As propriedades físicas e mecânicas da resina composta são definidas pela matriz específica usada e pela natureza e quantidade de carga inorgânica adicionada. Segundo o autor, um material deve ter propriedades similares às daquelas do substrato que ele almeja substituir. A resistência à compressão, em particular, indica a habilidade demonstrada por um material para suportar forças verticais, que é vital em áreas de elevado *stress*.

Berry *et al.* (1999) pesquisaram os efeitos do armazenamento em água na resistência à força de cisalhamento de agentes silanos. Cento e sessenta amostras foram fabricadas com cerâmica Vita VMK 68 (Vita Zahnfabrik, Bad-Säckingen, Germany) e quatro silanos disponíveis comercialmente, dois deles pré-ativados e dois quimicamente ativados, foram testados neste trabalho. O silano foi aplicado na superfície preparada da porcelana conforme instruções dos fabricantes, cilindros de resina foram unidos às amostras cerâmicas, armazenadas em água à temperatura ambiente, sendo então submetidas ao teste de cisalhamento após 24 horas, uma semana, um mês e 3 meses de imersão. A média de valores da resistência ao cisalhamento alcançou de 4,3 MPa no período de 24 horas a 23 MPa para o período de 3 meses de armazenamento. Todos os grupos

registraram um aumento na força de união após uma semana quando comparada com as amostras testadas após 24 horas havendo um significativo aumento na força de união após 3 meses. O tipo de fratura foi coesivo dentro da porcelana. Fraturas adesivas foram principalmente notadas nas amostras com 24 horas de armazenamento em água. Estes resultados, segundo os pesquisadores, sugerem que a união entre estes sistemas e a superfície de porcelana é principalmente química e não mecânica.

Iorio (1999) disse que a resistência ao desgaste é uma das mais importantes considerações no uso das resinas compostas. As resinas híbridas, apresentam uma variação de tamanhos de partículas, de 0,04  $\mu\text{m}$  a 5  $\mu\text{m}$ , combinando-se as propriedades físicas das partículas maiores de bário, zircônio, quartzo ou estrôncio, entre outras, com a capacidade de polimento das micro-partículas de sílica fina. Têm lisura de superfície aceitável após o polimento e grande resistência às fraturas, sendo indicadas para áreas de esforço oclusal. As resinas mais recentes apresentam uma porcentagem de carga por peso entre 50 a 86% de partículas reforçadas. Este acréscimo na porcentagem de carga propiciou um acentuado aumento na resistência ao desgaste oclusal o que determinou a sua escolha não somente como material restaurador para dentes submetidos a esforços mastigatórios, como também reparador de porcelanas fraturadas.

Jardel *et al.* (1999) estudaram os efeitos das modificações que acontecem após a aplicação do ácido fluorídrico a 10%, na energia de superfície das porcelanas feldspáticas. De acordo com os autores,

implicações clínicas mostraram que após o condicionamento ácido, lavagem e secagem da superfície, o uso do silano tem provado ser absolutamente necessário para alcançar o máximo potencial adesivo.

Kiatsirirote *et al.* (1999) desenvolveram pesquisa com a intenção de estudar os procedimentos de união resina composta-porcelana para o reparo intrabucal de uma coroa metalocerâmica com a exposição de parte da infraestrutura metálica. Neste experimento foi avaliada a eficiência do tratamento de superfície incorporando uma película de estanho e resina sem carga para aumentar a resistência às forças de tensão de uma resina composta a três diferentes ligas metálicas indicadas para a construção de coroas metalocerâmicas: ouro-platinado, paládio-estanho e níquel-cromo. Foram construídas 120 amostras para cada tipo de liga, divididas em quatro grupos, tendo recebido os seguintes tratamentos antes da união da resina composta: 1) união direta com a resina composta; 2) película de estanho e aplicação do agente de união; 3) aplicação da resina sem carga e agente de união; 4) película de estanho, aplicação da resina sem carga e agente de união. As amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C por 24 horas. Os resultados mostraram que a lâmina de estanho associada a uma resina sem carga foi eficiente em aumentar a resistência às forças de tensão nas ligas de ouro platinado e paládio-estanho. Nas ligas de níquel-cromo não ocorreram alterações estatisticamente significantes na união com a resina composta com o uso da lâmina de estanho isoladamente ou acompanhada da aplicação de uma resina sem carga.

Leibrock *et al.* (1999) avaliaram a resistência à força de cisalhamento de sistemas de reparo de porcelana assim como o efeito da termociclagem e de cargas mecânicas num meio bucal artificial. As amostras preparadas em lâminas de Cr-Co-Mo com porcelana Vita Omega 68 (Vita Zahnfabrik, Bad-Säckingen, Germany) em uma espessura de 2 mm receberam uma intermitente força de mastigação no valor de 50 N e foram submetidas a 480.000 ciclos mastigatórios e 2400 ciclos térmicos com banhos de 5° e 55°C, simulando aproximadamente 2 anos de carga intra-oral. Os sistemas Z 100 (3M-Dental Products, St.Paul, Minn.) e Monobond S/Tetric (Vivadent, FL-Schaan, Liechtenstein) não foram prejudicados pela termociclagem e mostraram uma força de adesão maior que 12 MPa. Silistor (Kulzer, Wehrheim, Germany) e All-Bond 2 (Bisco Dental Products, Ill.) tiveram suas forças de adesão significativamente diminuídas após a termociclagem. De acordo com eles, o pré-tratamento da superfície da porcelana é decisivo para a eficiente união da resina composta usada para o seu reparo. Concluem os autores que se usando um sistema de reparo de porcelana com critério, a reconstrução de uma cerâmica fraturada pode ser uma alternativa clínica eficiente.

Pacheco *et al.* (1999) avaliaram o efeito da aplicação do silano e a influência do condicionamento com ácido fluorídrico a 10% na resistência ao cisalhamento de sistemas adesivos. Cem discos de porcelana foram construídos para o experimento e usados os agentes de união Scotchprimer Ceramic Primer (3M – Dental Products, St.Paul, Minn.) e Porcelain Repair Primer (Sybron / Kerr, Romulus, Mich.). Neste estudo, observou-se que

estes agentes de silanização aumentaram de forma marcante a resistência da união na interface porcelana-resina composta, quando usados com os respectivos sistemas adesivos, Scotchbond Multi-Use e Optibond Multi-Use. Os resultados evidenciaram a existência de uma efetiva união química do silano à estrutura das porcelanas. Amostras condicionadas com o ácido fluorídrico a 10% e submetidas à microscopia eletrônica de varredura, exibiram um aspecto superficial bastante irregular com extensas e profundas porosidades, comprovando o severo efeito deste ácido.

Em 1999, Suansuwan & Swain, desenvolveram trabalho de pesquisa cuja proposta foi avaliar as características da união da porcelana ao metal pela determinação da taxa de energia de tensão liberada, associada com a fratura na interface porcelana-metal. Amostras de porcelana foram construídas sobre lâminas dos metais : titânio comercialmente puro, ouro, paládio e níquel-cromo. As amostras receberam um pequeno entalhe na interface metal-porcelana, sendo então submetidas às cargas de tensão. A interface metal-porcelana foi examinada pela microscopia eletrônica de varredura e a energia liberada foi calculada. As imagens da microscopia eletrônica de varredura mostraram que as fissuras ocorreram na camada de porcelana próxima da interface metálica.

Kato *et al.* (2000) estudaram a força de união de uma resina sem carga, ligada a uma porcelana feldspática. Discos de porcelana Vita VMK 68 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) tiveram suas superfícies preparadas com o jateamento com óxido de alumínio ou condicionadas com cinco diferentes ácidos; bifluoreto de amônia a 10%, flúorfosfato acidulado a

0,9%, ácido fluorídrico a 5%, ácido fosfórico a 40% e a associação de ácido sulfúrico e ácido fluorídrico a 6% . A resistência à força de cisalhamento foi determinada antes e após a termociclagem. Antes do tratamento térmico das amostras, a maior força de adesão, 23,7 MPa, foi alcançada pelo uso da associação dos ácidos sulfúrico e fluorídrico. A redução na força de união após a termociclagem foi grande para todos os grupos, embora os que foram tratados com os ácidos sulfúrico e fluorídrico tenham exibido valores maiores que 15 MPa mesmo após a termociclagem.

Ainda em 2000, Tulunoglu & Beydemir, avaliaram a força de cisalhamento de quatro sistemas de reparo de fraturas de porcelanas, Metabond C&B (Parkell, Farmingdale, N.Y.) Silistor (Kulzer, Wehrheim, Germany), Clearfil Lustre (Cavex, Haarlem, Holland) e Scotchbond Multipurpose Plus ( 3M Dental Products, St.Paul, Minn.), aplicados a uma base metálica e a porcelana. Trinta e duas amostras foram preparadas para cada sistema de união: 16 para o teste de união resina-metal e 16 para o teste de união da resina à porcelana. Para cada grupo, o agente de união foi aplicado a oito subestruturas e uma super estrutura de resina composta foi polimerizada sobre o agente de união; para as oito amostras restantes, superestruturas de resina composta pré-polimerizada foram fixadas com o agente de adesão. Todas as amostras foram submetidas a 500 ciclos de termociclagem com banhos entre 5°C e 55°C. Os resultados alcançados permitiram concluir que a maior força de união foi alcançada com a superestrutura pré-polimerizada quando comparada com aquela polimerizada *in situ*. Os melhores resultados em situações nas quais a

fratura é limitada à porcelana foram obtidos com o uso do Scotchbond Multipurpose Plus, enquanto que o sistema Metabond C&B mostrou-se eficiente no reparo de fraturas com exposição do metal da subestrutura.

Para Perdigão & Ritter (2001) o mecanismo de adesão em odontologia pode ser definido pelas palavras: adesivo, força de adesão e durabilidade. Um adesivo é geralmente líquido, solidificando-se entre dois substratos, sendo capaz de transmitir carga de um substrato para outro. A força de adesão mede a capacidade de uma união adesiva suportar uma carga e o período de tempo que esta união permanece estável define a durabilidade. Segundo os autores, deve existir um íntimo contato entre o substrato e o adesivo. A tensão superficial do líquido deve ser sempre menor que a energia de superfície para que o ângulo de contato seja o mais próximo possível de zero grau.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Neste estudo, propusemo-nos avaliar e comparar a força de compressão necessária para a fratura entre:

- a) Coroa metalocerâmica íntegra X dente natural;
- b) Coroa metalocerâmica íntegra X coroa metalocerâmica reparada com resina composta híbrida;
- c) Coroa metalocerâmica reparada com resina composta híbrida X dente natural.

## 4 MATERIAL E MÉTODO

Foi selecionado para o experimento um canino superior permanente, extraído e conservado em solução fisiológica a 0,9%, mantido à temperatura ambiente. O dente recebeu um preparo para coroa metalocerâmica, usando-se pontas diamantadas KG Sorensen para alta rotação, determinando as seguintes características:

- a) Término cervical do preparo localizado na união esmalte-cimento, em forma de chanfrado longo, criado com o uso da ponta diamantada tronco-cônica nº 3216, com espessura aproximada de 1,2 mm em toda a extensão do preparo.
- b) Redução da face vestibular em aproximadamente 1,5 mm determinada pelo diâmetro da ponta diamantada nº 3216 ou 2215 obedecendo os seus planos de inclinação, terço médio-cervical e médio incisal. Na região cérvico-lingual, este desgaste foi de aproximadamente 0,7 mm correspondente à metade do diâmetro da ponta diamantada.
- c) Para o desgaste da borda incisal, foi usada a ponta diamantada nº 2215 em uma profundidade de 2,0 mm, necessária para a obtenção de resultados estéticos satisfatórios para a porcelana.

- d) O desgaste das faces proximais foi feito com ponta diamantada tronco-cônica nº 3216 criando um paralelismo entre elas, com uma inclinação de 6 a 10°.
- e) A face lingual do canino teve a sua redução feita com ponta diamantada em forma de pêssego nº 3118 em aproximadamente 1,3 mm, suficiente para determinar espaço para a infra-estrutura metálica e porcelana. No acabamento do preparo dentário, foram usados discos de lixa de granulação fina e brocas multilaminadas em baixa rotação, importantes para uma melhor definição do término cervical do preparo.

Para o desenvolvimento dos testes de resistência às forças de compressão das coroas metalocerâmicas houve a necessidade da reprodução em metal do dente preparado.

Com um tubo de PVC de  $\frac{3}{4}$  polegadas de diâmetro com 2,0 cm de altura, o canino foi fixado em uma base feita com resina acrílica incolor Orto-class (Clássico Ltda. São Paulo). Para tanto, o tubo plástico teve sua base selada com uma lâmina de cera rosa nº 7, e a resina acrílica vertida no seu interior na fase plástica do seu ciclo de polimerização. O dente foi então posicionado no centro do tubo, em uma profundidade correspondente a  $\frac{1}{3}$  da sua raiz, aguardando-se o término do ciclo de polimerização da resina acrílica, passando-se então à sua moldagem.

Para a moldagem, usou-se também um tubo plástico de PVC de  $\frac{3}{4}$  polegadas de diâmetro com 3,0 cm de altura com sua base selada por cartolina. O material de moldagem empregado foi o Elastosil M 4400 (Vacker-EUA), um silicone que na presença do catalisador reticula por

policondensação, originando um material que na sua fase inicial de reticulação, apresenta fluidez que permite a reprodução fiel do molde. Manipulado de acordo com as instruções do fabricante, foi o material dispensado no interior do tubo plástico até o seu preenchimento total. O canino preparado, fixado na sua base acrílica, foi posicionado perpendicularmente no centro da moldagem, exercendo-se uma leve pressão, com extravasamento de parte do material de moldagem, até haver a coincidência das bases. Aguardou-se a polimerização do material de moldagem quando o conjunto foi separado e o molde examinado para se verificar a presença de falhas. Constatada a fidelidade da reprodução, o molde foi deixado à temperatura ambiente por 60 minutos. Decorrido este tempo, verteu-se lentamente no seu interior cera para fundição Odontofix (Laborfix-Ribeirão Preto) em estado fluido, até o seu preenchimento total. Aguardou-se a solidificação da cera, com seu resfriamento à temperatura ambiente quando foi separada do material de moldagem e analisada a fidelidade de reprodução do dente canino preparado para coroa metalocerâmica.

Passou-se à inclusão do padrão de cera em anel para fundição, recebendo o revestimento ERMES (Techim – Itália) fosfatado, isento de grafite, indicado para ligas preciosas, semipreciosas e metais básicos, espatulado a vácuo e incluído sobre vibração. Na fundição usou-se a liga de níquel-cromo marca ARGELLOY N.P. (The Argen Corporation, San Diego, EUA) lote nº 99097097, tendo sido em seguida o anel imerso em água fria, sua limpeza realizada com jatos de areia, fidelidade de reprodução avaliada

e acabamento feito com discos de carborundum, pontas de óxido de alumínio e borrachas abrasivas, obtendo-se uma superfície lisa e polida.



Figura 4.1 - Dente natural preparado e sua réplica metálica

Com a reprodução em metal do canino preparado isolado com uma fina película de vaselina sólida, passou-se ao enceramento de 20 subestruturas para restaurações metalocerâmicas.

Construídas de forma progressiva através do gotejamento de cera para fundição, marca Odontofix (Laborfix-Ribeirão Preto, SP), elas foram incluídas em quatro anéis de fundição e utilizado o revestimento fosfatado ERMES (Techim-Itália) espatulado a vácuo e incluído sobre vibração. Após a sua presa os anéis foram levados ao forno a 900°C, mantidos por 10 minutos nesta temperatura quando então foi elevada a 1050°C, temperatura final indicada para a fundição de ligas metálicas não preciosas à base de níquel-cromo. Mantida esta temperatura por 35 minutos, passou-se ao processo de fundição.

Na construção das subestruturas, usou-se a liga metálica de níquel-cromo marca ARGELLOY NP (The Argen Corporation, San Diego, EUA), lote nº 99097097, sendo que após as fundições as estruturas metálicas foram removidas dos anéis, limpas com jato de areia e cortados os condutos de alimentação para fundição (sprues). Foram então trabalhadas com discos de carborundum e pontas de óxido de alumínio, resultando na forma final com as características de espessura de 0,5 mm, analisada com espessímetro marca Iwansson para todas as amostras, ângulos arredondados, cinta metálica lingual com altura de 2,0 mm e 0,5 mm na face vestibular. A precisão do ajuste foi verificada, dando-se especial atenção à fidelidade de adaptação na região cervical do preparo. Em seguida, passou-se ao preparo das subestruturas metálicas antes da aplicação da porcelana, determinando uma superfície limpa, uniforme, sem contaminações. Para tanto, foram usados discos de carborundum, pontas de óxido de alumínio seguida de limpeza em aparelho de ultra-som. A texturização da superfície foi feita com o jateamento com óxido de alumínio com partículas de 50 µm, criando microretenções que favorecem a união mecânica da porcelana ao metal.

Antes do início da aplicação da porcelana, a liga metálica à base de Ni-Cr passou por um processo prévio de degaseificação necessário para a volatilização de quaisquer impurezas. Com este objetivo, as infra-estruturas foram levadas ao forno a uma temperatura inicial de 500°C, elevando 100°C por minuto, até alcançar 1000 °C. Foram então mantidas nesta temperatura por 5 minutos, sob vácuo.

Na construção das coroas metalocerâmicas necessárias para o experimento, foi empregada uma porcelana feldspática, marca Noritake (Noritake Co., Nagoya, Japan) lote nº 70623 processada no forno automático NEY – modelo CENTURION VPC, seguindo-se as etapas :

- a) Aplicação da porcelana opaca em duas etapas. Inicialmente aplicou-se uma fina camada sobre o metal, empregando-se para tanto, pincel e vibração, seguida de um pré-aquecimento por 2 minutos a 500°C. A temperatura foi elevada 70°C por minuto até atingir 970°C. A segunda camada de porcelana opaca foi aplicada e as estruturas metálicas levadas ao forno também a 500°C, aumentando-se 70°C por minuto até a temperatura final de 970°C, permanecendo por 2 minutos.
- b) A aplicação da porcelana foi realizada com espátula Renfert nº 1158, em pequenas porções, dando forma à anatomia dental de um canino superior. Cuidados foram tomados na sua condensação e na eliminação do excesso de líquido com papel absorvente. A cocção realizada sob vácuo, foi precedida de um pré-aquecimento por 5 minutos a 600°C. A temperatura foi elevada em 55°C por minuto, até atingir 920°C , sendo mantida nesta temperatura por 1 minuto.

Após a cocção da cerâmica, as coroas foram retiradas do forno, aguardando-se o resfriamento à temperatura ambiente, quando então foram esculpidas com discos de carborundum e pontas diamantadas em alta rotação, até se alcançar a anatomia final desejada. Ao final da escultura as coroas receberam numeração de 1 a 20, gravadas nas faces proximais e evidenciadas através de pintura no glazeamento, necessárias para a

identificação das amostras durante o experimento. Divididas em dois grupos com 10 coroas cada, denominados grupo 1 e grupo 2 foram armazenadas em solução fisiológica na concentração de 0,9% por sete dias, à temperatura ambiente.

O Grupo 1, de numeração 1 a 10 foi usado para o teste de resistência à compressão das coroas metalocerâmicas íntegras.

As coroas do Grupo 2, com numeração de 11 a 20, tiveram suas bordas incisais fraturadas por indução e posteriormente reparadas. Para tanto, entalhes foram feitos com disco de carborundum no terço incisal de cada coroa, em seguida posicionadas na réplica metálica do dente preparado e aplicada força necessária para causar a fratura da porcelana. Passou-se então ao reparo das fraturas seguindo-se a seqüência: preparo da superfície com sua asperização e biselamento das bordas da porcelana fraturada feita com ponta diamantada tronco-cônica nº 2215, sob alta-rotação; limpeza da superfície cerâmica para a eliminação de fragmentos, secagem e aplicação do ácido fluorídrico ( Dentisply Indústria e Comércio Ltda.- Petrópolis, Rio de Janeiro ) em toda a área a ser reparada, na concentração de 10% por 4 minutos. Eliminado o condicionador ácido, as coroas foram secas com jatos de ar quando pode ser observado o aspecto poroso e irregular das superfícies cerâmicas. Na silanização da porcelana foi usado o agente Mirage Dental Systems (Chameleon Dent. Products, Kansas City, USA), quimicamente ativado, com a mistura de seus dois componentes feita 30 minutos antes do seu uso. Seguindo-se ao emprego do silano foi aplicado o adesivo Scotchbond Multi-Purpose (3M – Produtos Dentários,

São Paulo), eliminados os excessos com jatos de ar e então polimerizado por 10 segundos. Na restauração da porcelana fraturada usou-se a resina composta microhíbrida, marca Charisma (Heraeus Kulzer, Germany ), cor B1, escala Vita, aplicada em camadas incrementais e polimerizada pela exposição à luz de alta intensidade (  $500 \text{ mW/cm}^2$  ) conforme instruções do fabricante, por 40 segundos, tanto por vestibular como por lingual, num total de 80 segundos, assegurando-se uma eficiente polimerização. O uso da resina composta com uma tonalidade de cor diferente da coroa metalocerâmica teve a intenção de diferenciar o reparo realizado do restante da coroa de porcelana. Todas as coroas fraturadas e reparadas foram armazenadas em solução fisiológica a 0,9%, por sete dias quando então foram submetidas ao teste de resistência à compressão.

Como grupo controle, foram usados 10 dentes humanos permanentes, caninos superiores, isentos de cárie ou restaurações, fixados com resina acrílica quimicamente ativada em tubos de PVC com  $\frac{3}{4}$  de polegada de diâmetro, 1,0 cm de altura, numa inclinação aproximada de  $30^\circ$ , com o ápice da raiz de cada dente tocando a base do tubo. Antes do posicionamento, todos os dentes foram medidos do ápice da borda incisal à ponta da raiz determinando como tamanho padrão o valor de 23,0 mm referente ao menor deles. Aqueles que tiveram esta medida ultrapassada foram cortados na sua raiz até alcançar o comprimento estabelecido. Numerados de 1 a 10, foram mantidos por sete dias em solução fisiológica a 0,9% à temperatura ambiente.

Para a realização do experimento, foi utilizado um aparato metálico constituído de duas partes laterais, com as dimensões de 4,5 cm altura por 5,5 cm de largura, uma base inferior e uma base superior com as mesmas dimensões, sendo todas as partes unidas através de solda. No centro da base metálica superior foi soldado um cilindro com 3,0 cm de altura e 0,5 cm de diâmetro, por onde passa uma haste metálica com 9,5 cm de comprimento e 0,4 cm de diâmetro, necessária para a aplicação da carga nos corpos de prova. Da mesma forma que foi feito com as amostras dos dentes naturais, a reprodução em metal do dente preparado para coroa metalocerâmica, foi fixado através de resina acrílica incolor, marca Orto-Class (Clássico – SP), em um cilindro de PVC com  $\frac{3}{4}$  polegadas de diâmetro e 1,0 cm de altura, até o terço cervical de sua raiz, em uma inclinação aproximada de 30° em relação ao plano horizontal da base.

Posicionados no centro da base inferior do dispositivo metálico, foram firmemente mantidos em posição por um parafuso na base e dois parafusos laterais, fazendo com que a ponta da haste metálica tocasse as amostras das coroas metalocerâmicas íntegras, coroas metalocerâmicas reparadas e dos dentes naturais no ápice da borda incisal.

Na realização dos testes, empregou-se a máquina de ensaio universal KRATOS, modelo K-2000 NP, com célula de 300 Kgf, velocidade de carregamento de 0,5 mm por minuto e carga inicial correspondente a 1% da carga máxima.



Figura 4.2 - Posicionamento da réplica metálica do dente preparado na base acrílica

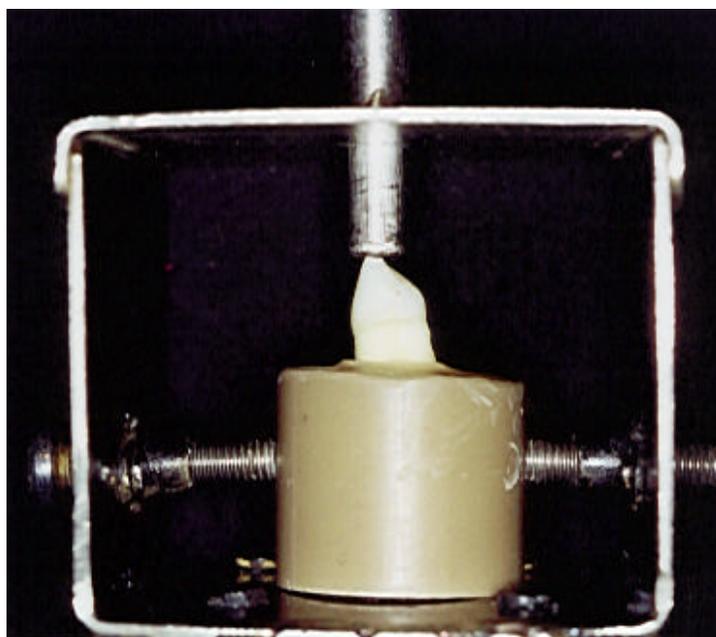


Figura 4.3 - Posicionamento do dente natural permanente no dispositivo metálico usado no experimento

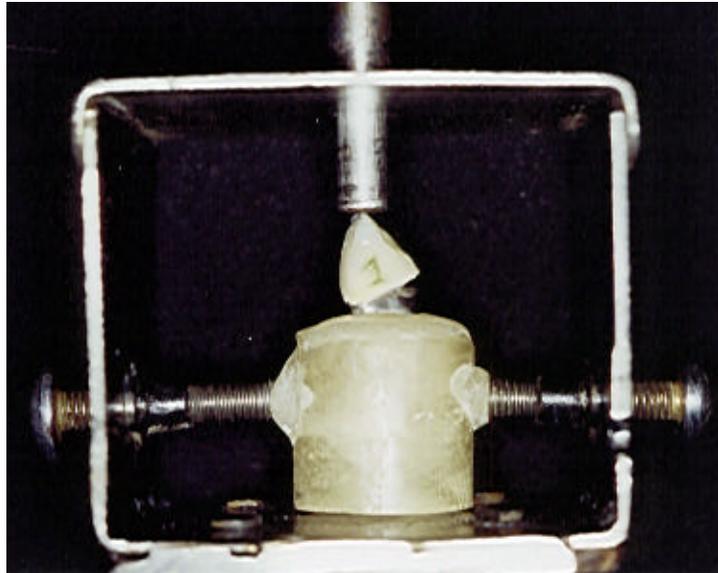


Figura 4.4 - Posicionamento da coroa metalocerâmica no dispositivo metálico usado no experimento

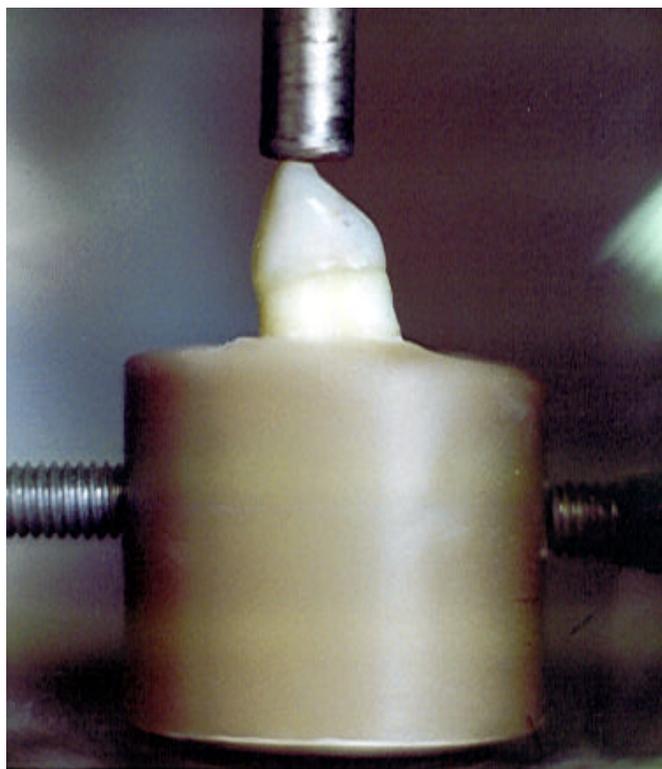


Figura 4.5 - Vista aproximada da relação da haste metálica com a borda incisal do dente natural



Figura 4.6 - Vista aproximada da relação da haste metálica com a borda incisal da coroa metalocerâmica

## 5 RESULTADOS

Foram usados neste experimento 20 coroas metalocerâmicas divididas em dois grupos de 10 coroas e 10 dentes naturais permanentes, caninos superiores. Um grupo de 10 coroas metalocerâmicas teve a porcelana fraturada no terço incisal e reparada com uma resina composta híbrida. Os resultados do ensaio de resistência à força de compressão para os grupos foram registrados em **Kgf** conforme tabelas 1, 2 e 3 e submetidos à análise de variância (ANOVA).

Tabela 5.1 - Resistência à compressão de coroas metalocerâmicas íntegras

Corpo de prova	Coroa Metalocerâmica
1	128,40
2	135,60
3	149,40
4	127,30
5	164,50
6	176,70
7	122,30
8	133,20
9	126,70
10	141,10

Tabela 5.2 - Resistência à compressão de coroas metalocerâmicas reparadas com resina composta híbrida

<b>Corpo de prova</b>	<b>Reparo com resina híbrida</b>
11	90,40
12	78,00
13	65,90
14	80,70
15	64,50
16	79,40
17	94,20
18	90,30
19	83,10
20	76,10

Tabela 5. 3 - Resistência à compressão dos dentes naturais permanentes

<b>Corpo de prova</b>	<b>Dente Natural</b>
1	152,50
2	122,40
3	95,90
4	86,30
5	78,10
6	79,90
7	151,80
8	104,30
9	107,80
10	97,30

Tabela 5.4 – ANOVA - Análise de variância

<b>Fonte da variação</b>	<b>SQ</b>	<b>gl</b>	<b>MQ</b>	<b>F</b>	<b>valor-P</b>	<b>F crítico</b>
Entre grupos	18208,98	2	9104,489	23,83061	1,09E-06	3,354131
Dentro dos grupos	10315,36	27	382,0502			
Total	28524,33	29				

Tabela 5.5 – Resumo da análise de variância

<b>Grupo</b>	<b>Contagem</b>	<b>Soma</b>	<b>Média</b>	<b>Variância</b>
Coluna 1	10	1405,2	140,52	320,6262
Coluna 2	10	802,6	80,26	98,216
Coluna 3	10	1075,8	107,58	727,3084

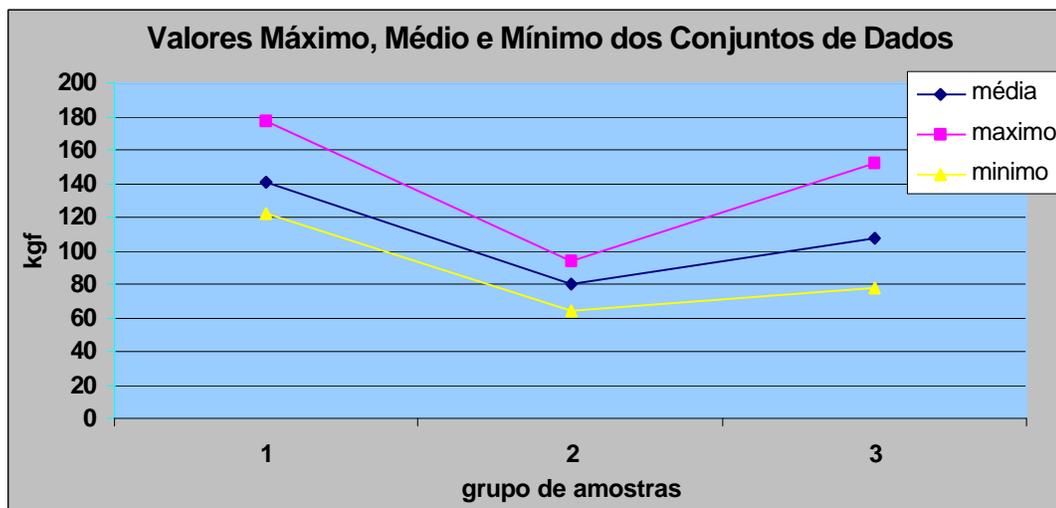


Figura 5.1 - Gráfico representativo dos valores máximo, médio e mínimo da resistência às forças de compressão do grupo de amostras: 1 - Coroa Metalocerâmica íntegra ; 2 - Coroa Metalocerâmica reparada ; 3 -Dente natural

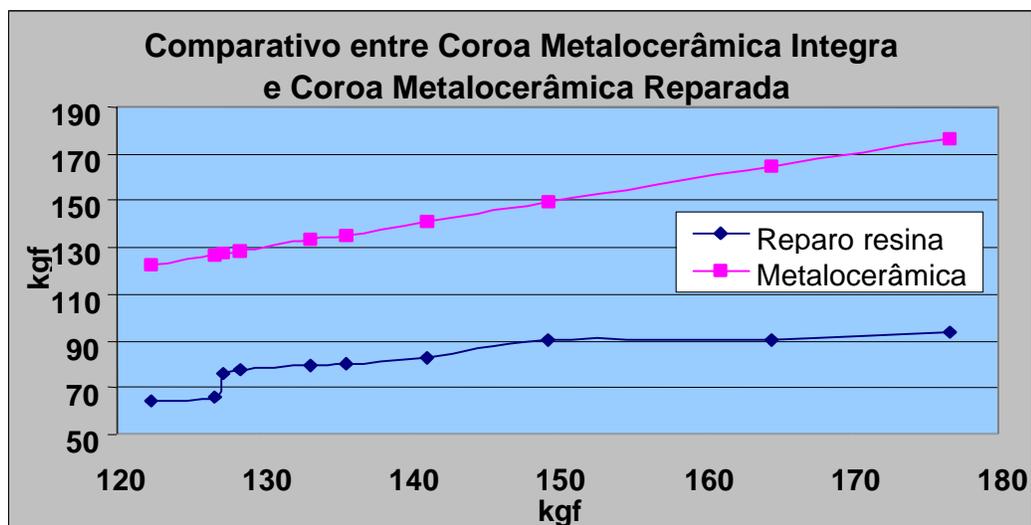


Figura 5.2 - Gráfico comparativo da resistência às forças de compressão de entre a coroa metalocerâmica íntegra e a coroa metalocerâmica reparada

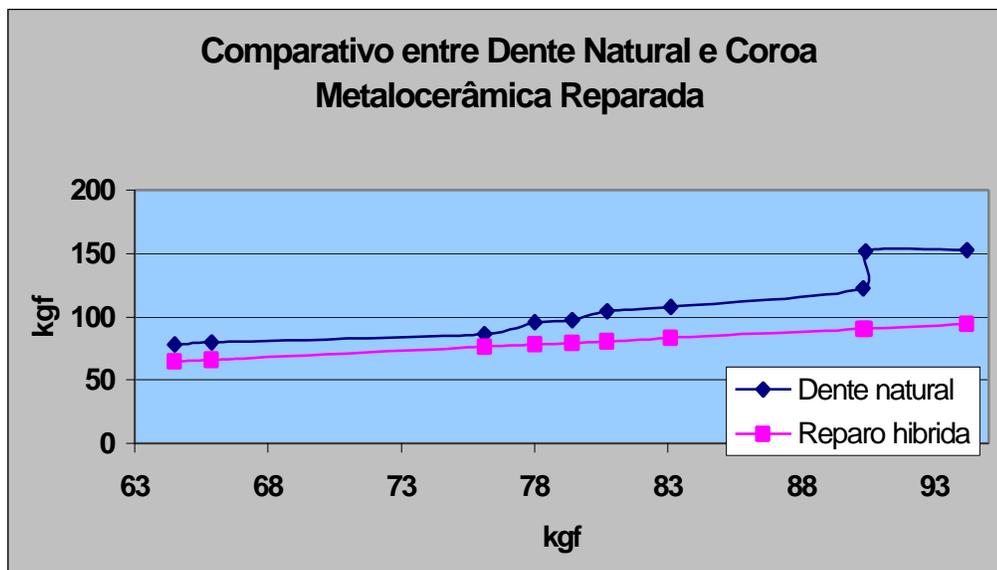


Figura 5.3 - Gráfico comparativo da resistência às forças de compressão entre o dente natural e a coroa metalocerâmica reparada

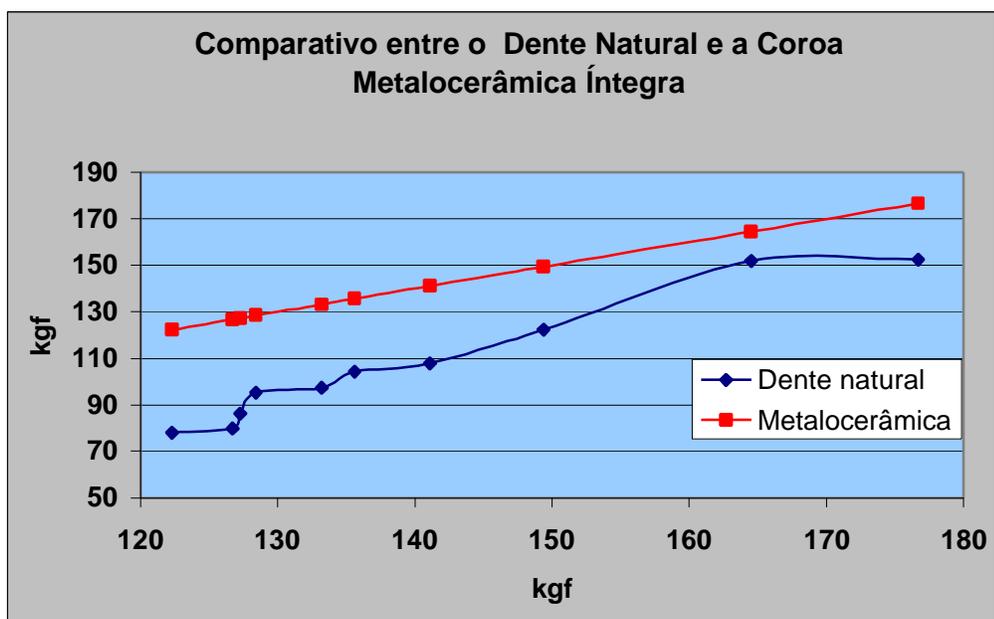


Figura 5.4 – Gráfico comparativo da resistência às forças de compressão entre o dente natural e a coroa metalocerâmica íntegra

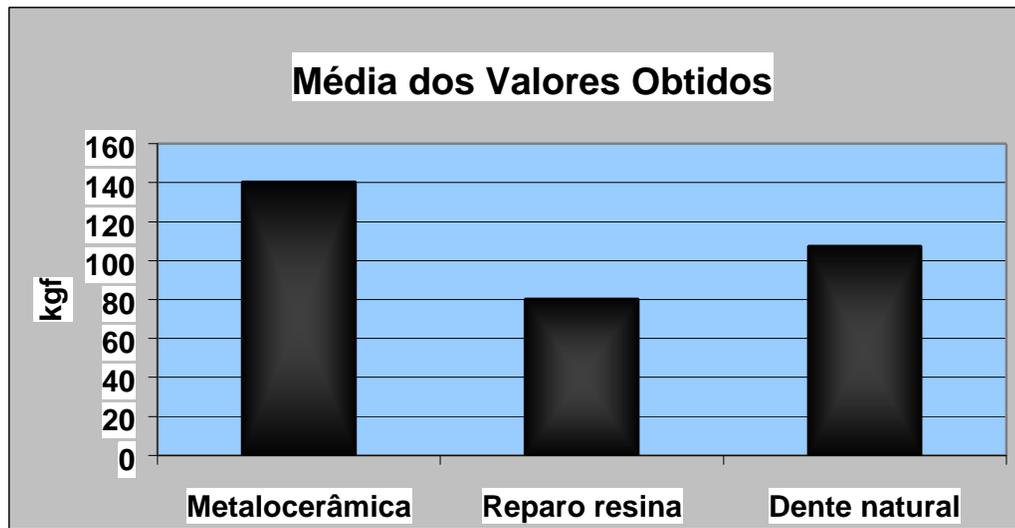


Figura 5.5 - Gráfico da média dos valores obtidos para a resistência às forças de compressão do grupo de amostras

## 6 DISCUSSÃO

Neste trabalho, tivemos por objetivo a avaliação da resistência às forças de compressão de reparos de fratura de porcelana, realizados com uma resina composta híbrida fotopolimerizável, comparando-a com a resistência de coroas metalocerâmicas íntegras e dentes humanos permanentes, caninos superiores, usados como grupo controle.

A revisão da literatura baseou-se na análise das características das coroas metalocerâmicas, nas possíveis causas de fraturas com suas implicações clínicas, no reparo destas fraturas, pesquisando-se tratamentos de superfícies cerâmicas, eficiência dos mecanismos de adesão e resistência dos reparos realizados com uma resina composta fotopolimerizável.

Ficou claro pela literatura estudada que um desafio que o clínico enfrenta é a reparação de uma porcelana fraturada na boca. Para Pacheco *et al.* (1999) o procedimento ideal quando da ocorrência de uma fratura seria a determinação da causa, seguida da remoção da prótese e sua substituição. No entanto, podem existir situações em que o reparo intrabucal da restauração seja uma situação clínica adequada não se justificando a construção de uma nova restauração. Antes de se fazer o reparo de uma

coroa metalocerâmica fraturada, um grande número de variáveis tem que ser considerado, como a extensão da fratura, sua localização, a posição do dente no arco dentário, o padrão oclusal do paciente e a possível exposição da subestrutura metálica. Além disso, há a necessidade de se empregar um material restaurador que além de restabelecer a anatomia da coroa metalocerâmica, tenha boa resistência às forças que nela incidem e seja capaz de reproduzir com naturalidade a estética das porcelanas.

A revista da literatura deixou evidente que em condições bucais, a porcelana é considerada um material frágil, apresentando pouca resistência às forças de tensão, uma limitada capacidade de distribuir forças localizadas e uma baixa resistência à deformação. Quando usada para a construção de uma prótese fixa, seja ela unitária ou envolvendo a reabilitação de mais dentes, uma subestrutura metálica é empregada para impedir que o revestimento cerâmico sofra uma deflexão e se fracture sob esforço oclusal gerado pelos dentes antagonistas. Além disso, os trabalhos pesquisados mostraram a preocupação única de autores como Cochran *et al.* (1988); Lacy *et al.* (1988); Diaz-Arnold *et al.* (1989); Pratt *et al.* (1989); Beck *et al.* (1990); Pies *et al.* (1991); Lu *et al.* (1992); Thurmond *et al.* (1994); Eikenberg & Shurtleff (1996); Pameijer *et al.* (1996); Chung & Hwang (1997), em testar os sistemas de reparo de porcelanas disponíveis no mercado odontológico, dando ênfase à capacidade de união das resinas compostas às superfícies cerâmicas.

Neste trabalho, baseados no que a revista da literatura nos mostrou, partimos da premissa maior que a união de uma resina composta à

porcelana é factível e eficiente. Entretanto, não encontramos qualquer estudo que avaliasse o comportamento de um reparo de resina frente às forças de compressão ou esmagamento, que a nosso ver são importantes, pois representam o ciclo final dos processos de mastigação e deglutição, estando presentes ainda nas alterações parafuncionais como no apertamento dental.

Hoje, os mais recentes sistemas cerâmicos lançados no mercado odontológico, procuram diminuir as características indesejáveis das porcelanas feldspáticas, com modificações estruturais que permitem indicá-los para áreas de alta concentração de tensões. Todavia, ficam limitados a restaurações unitárias, quando muito em próteses parciais fixas pequenas, com apenas um pântico, normalmente restritas à região anterior da boca. Estas limitações fazem com que as coroas metalocerâmicas sejam ainda as escolhidas pela maioria dos dentistas, principalmente em reabilitações com um maior número de dentes envolvidos.

Os resultados dos testes por nós desenvolvidos mostraram que as coroas metalocerâmicas construídas com o rigor que a técnica exige, apresentaram grande resistência às forças de compressão aplicadas o que nos permite afirmar que, mesmo sob as mais adversas condições bucais, dificilmente uma restauração metalocerâmica irá fraturar. Entretanto, para que se possa entender as razões das fraturas é preciso que se tenha conhecimento das variáveis que norteiam a sua construção. Assim, Shillingburg *et al.* (1981) disseram as restaurações metalocerâmicas combinam a resistência e precisão das ligas metálicas com a estética das

porcelanas. Sua subestrutura metálica não é capaz de mudar as propriedades das porcelanas e não lhes dá um módulo de elasticidade nem resistência à compressão diferente. Quando desenhada adequadamente, proporciona rigidez e resistência à deflexão que por sua vez, irão eliminar *stress* de tensão no interior da massa de porcelana. Esta grande resistência, segundo Yamamoto (1985) faz com que haja uma tendência por parte dos clínicos em superestimar as restaurações metalocerâmicas. As falhas que acontecem não são incomuns e geralmente se manifestam por fraturas devidas deformações das subestruturas metálicas. Em concordância com estas observações, Miller (1986) chamou a atenção para a importância da construção da subestrutura metálica que deve apresentar uma alta resistência a deformações, com um mínimo de espessura.

A rigidez da estrutura metálica dita os critérios de forma. Ela deve ser construída para tirar vantagem das forças de compressão enquanto diminui a fraqueza da porcelana às forças de tensão e cisalhamento. A compressão por sua vez, tira partido do apoio da subestrutura metálica para prevenir que alterações de tensão venham a ocorrer na porcelana.

Na construção dos corpos de prova usados neste trabalho, tivemos a preocupação em dar às subestruturas metálicas uma forma arredondada, sem a presença de ângulos vivos ou de socavados, precursores das trincas, seguindo o que disseram Shillingburg *et al.* (1981). Da mesma forma, especial atenção foi dada à presença da cinta metálica lingual, numa altura de 2,0 mm, importante e necessária para se evitar distorções na

subestrutura quando do resfriamento da cerâmica conforme abordagem feita por Araújo, 1998.

Outro fator de importância na construção da subestrutura metálica, diz respeito à seleção de uma liga metálica que apresente coeficiente de expansão térmica semelhante a da porcelana. Leinfelder & Lemons, 1989, disseram que a diferença existente entre os coeficientes de expansão térmica deve ser apenas o suficiente para manter a cerâmica sob compressão na interface metal-porcelana durante o processo de resfriamento da coroa metalocerâmica até a temperatura ambiente. Diferenças acentuadas entre os coeficientes irão criar tensões na interface metal-porcelana suficiente para provocar falha por cisalhamento. Para Shillingburg *et al.* (1981) uma diferença de apenas  $1,7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  pode afetar esta união, sendo que para eles, a diferença ótima entre os dois componentes não deve ser superior a  $1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ .

Na opinião de Pacheco *et al.* (1999) a utilização das ligas de metais básicos tem se constituído em mais uma dificuldade para a longevidade das restaurações metalocerâmicas devido à diferença no coeficiente de expansão térmica entre os materiais. No entanto, a popularização das coroas metalocerâmicas se deve entre outros fatores, também ao seu baixo custo o que em parte foi conseguido com o emprego das ligas de metais básicos em substituição às ligas de metais nobres. Além disso, a necessidade em aprimorar a estética das coroas metalocerâmicas diminuindo os efeitos ópticos indesejáveis criados pelo metal, faz com que haja uma natural redução na espessura da subestrutura metálica. Isto pode

determinar uma fragilidade na porcelana, com a introdução de tensões, e sua conseqüente fratura. Em seus estudos, Barghi *et al.* (1987) mostraram que as restaurações metalocerâmicas construídas com liga de níquel-cromo apresentaram maior resistência à fratura que as construídas com ligas nobres, no que foram seguidos por Pantaléon *et al.* (1997) quando disseram que a resistência das ligas de níquel-cromo permite a construção de subestruturas com 0,1 a 0,2mm de espessura. Pegoraro (1998) por sua vez, mostrou que estas espessuras reduzidas, normalmente localizadas nas margens gengivais, não trazem prejuízo na adaptação das coroas metalocerâmicas. As ligas nobres, entretanto, exigem espessuras maiores, pois podem sofrer deformações principalmente com a abertura das margens gengivais quando da cocção da porcelana. Estas observações nos permitem deduzir que o desenho geométrico dos preparos dentários tem influência direta na resistência final das coroas metalocerâmicas. Eles têm que prover espaço suficiente ao conjunto metal-porcelana de tal modo que seja possível a reprodução da anatomia dental em todos os seus detalhes e ao mesmo tempo, não sofra deformações frente às forças oclusais, indo de encontro com as observações de Creugers *et al.* (1992) quando disseram que a prevalência de fraturas em coroas metalocerâmicas é de aproximadamente 5% em 10 anos, tendo como razão principal uma inadequada preparação dentária, com falta de espaço interoclusal para a subestrutura metálica e porcelana.

Outro ponto importante na prevenção de fraturas das coroas metalocerâmicas diz respeito à união da porcelana ao metal, realizada

durante a sua cocção, processo este conhecido como sinterização. Neste sentido, Hsu & Wu (1997) e Bonfante (1998) chamaram a atenção para a importância do tratamento da superfície da subestrutura metálica antes da aplicação da porcelana, almejando conseguir uma superfície limpa, uniforme, isenta de contaminações, criando espaço ideal para a aplicação da cerâmica, contribuindo assim para a eliminação de tensões residuais. As ligas nobres exigem uma oxidação prévia para uma eficiente união cerâmica-metal. Nas ligas de metais básicos os óxidos formam-se com muita intensidade e o tratamento de pré-oxidação é contra-indicado. Esta união química segundo Vickery & Badinelli (1968) representa 52% da adesão final. Smith *et al.* (1997) por sua vez, mostraram que diferentes tempos de oxidação determinaram diferentes resistências nas coroas metalocerâmicas. De acordo com eles, a camada de óxido de uma subestrutura metálica representa o início das falhas que ocorrem com as restaurações metalocerâmicas.

Sabe-se que é fator fundamental na harmonia do sistema mastigatório o equilíbrio articular. Quando uma oclusão é determinada por dentes naturais bem posicionados, restaurações unitárias ou múltiplas em equilíbrio com as relações maxilo-mandibulares, as estruturas do sistema mastigatório podem tolerar mais facilmente as forças geradas pelo sistema muscular. As forças oclusais que atuam sobre os dentes podem ser criadas durante a mastigação e deglutição ou estarem associadas a atividades como o apertamento dental ou briquismo. Como disse Maciel em 1996, é importante diferenciar força de apertamento de força de mastigação. No

primeiro caso, os valores absolutos podem chegar de 150 a 340 Kgf de carga puntiforme durante períodos ativos, enquanto que a força de mastigação de máxima tolerância dos sistemas de suporte chega perto de 35 Kgf e a necessária para a mastigação propriamente dita gira em torno de 15 Kgf. De acordo com o contorno anatômico das superfícies oclusais dos dentes, a direção da carga e componentes de forças oclusais assumem papel importante. Segundo Santos Jr. (1996) os dentes podem resistir a uma força extrema se esta for direcionada paralelamente aos seus longos eixos. Variações na angulação das vertentes oclusais e localização da incidência de contatos cêntricos poderão produzir uma distribuição complexa das pressões internas da estrutura dentária. A concentração de cargas oclusais produz tensões que poderá resultar na fratura de restaurações ou até mesmo de dentes naturais. Estes por sua vez, exibem comportamentos diferentes frente às forças aplicadas, dependentes não só da posição que ocupam no arco dentário, como também da idade e de suas características estruturais. O esmalte é quebradiço e não suporta esforços em camadas finas ou em áreas onde não esteja suportado por dentina. Modificações com a idade mostram que a permeabilidade aos fluidos bucais reduz significativamente em dentes velhos, porém não existe evidência suficiente para mostrar que ele se torna mais duro. A compressividade do esmalte é menor que a da dentina apesar desta apresentar menor dureza. Entretanto, a sua associação à dentina faz com que um dente natural apresente grande resistência às forças mastigatórias. Analogamente, tem o mesmo

comportamento de uma porcelana odontológica com o apoio de uma subestrutura metálica.

Neste trabalho, dentes naturais permanentes, caninos superiores, foram usados como grupo controle. Uma das razões na escolha destes dentes está relacionada à forma geométrica do seu terço incisal, semelhante a uma cúspide de um dente posterior, com suas vertentes interna e externa e arestas mesial e distal. Além disso, concordando com autores como Maciel (1996) e Santos Jr. (1996) somos de opinião que estes dentes são dos mais importantes nos movimentos mandibulares, tendo influência na relação de contato dos dentes posteriores, definindo o guia canino nos movimentos laterais da mandíbula. A solicitação deste dentes é grande e a presença de prematuridades ou interferências oclusais, trás entre outras conseqüências a incidência de forças que irão produzir uma distribuição complexa de tensões internas seja na estrutura dental, seja em uma coroa metalocerâmica.

Frente às forças de compressão aplicadas, observamos diferentes padrões de fratura, diretamente relacionados com a forma anatômica do dente avaliado. Embora Sakaguchi (1992) tenha dito que os dentes naturais sempre apresentem microfendas, sem demonstrar, contudo, volume de fratura, observamos neste experimento que os dentes que apresentavam desgaste da borda incisal formando um plano, exibiram os maiores valores de resistência à fratura e esta se manifestou por uma fenda coronária no sentido longitudinal envolvendo inclusive o terço inicial da raiz. (Figura 6.1). Ao contrário, naqueles onde a força aplicada se concentrou no vértice da

borda incisal, os valores de resistência às forças de compressão foram menores e a fratura caracterizou-se por perda de parte do esmalte dentário, sem um padrão definido. As coroas metalocerâmicas íntegras tiveram um padrão de fratura semelhante ao dos dentes naturais, porém com valores mais altos para a força de compressão. Da mesma forma no que foi observado nos dentes naturais, as coroas onde a força foi aplicada em uma maior área da borda incisal foram as que tiveram os maiores valores de resistência à compressão e seus fragmentos mostraram a camada de opaco e óxidos responsáveis pela união da cerâmica ao metal. Como nos dentes naturais, uma face proximal foi fraturada desde a borda incisal até a região cervical, também em uma direção longitudinal. (Figura 6.2). Nas coroas onde a força foi aplicada no vértice da borda incisal, não houve um padrão de fratura definido. Ocorreu de forma assimétrica e em algumas delas houve a repercussão na região cervical. Deduz-se que contatos mais fortes ou mal distribuídos na face oclusal causam a concentração de esforços num determinado ponto, facilitando a fratura tanto de um dente natural como de uma coroa metalocerâmica, e que seu padrão está diretamente relacionado à forma da superfície submetida ao esforço.



Figura 6.1 – Fratura longitudinal do dente natural permanente

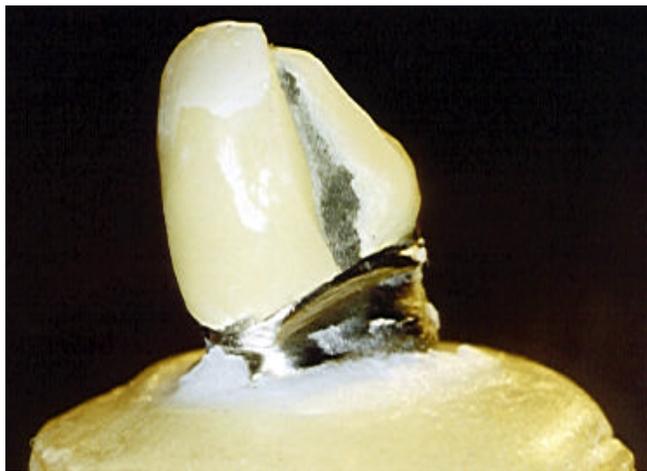


Figura 6.2 – Fratura longitudinal da coroa metalocerâmica



Figura 6.3 -Fragmentos do dente natural fraturado e porcelana com evidência da camada interna de óxidos metálicos

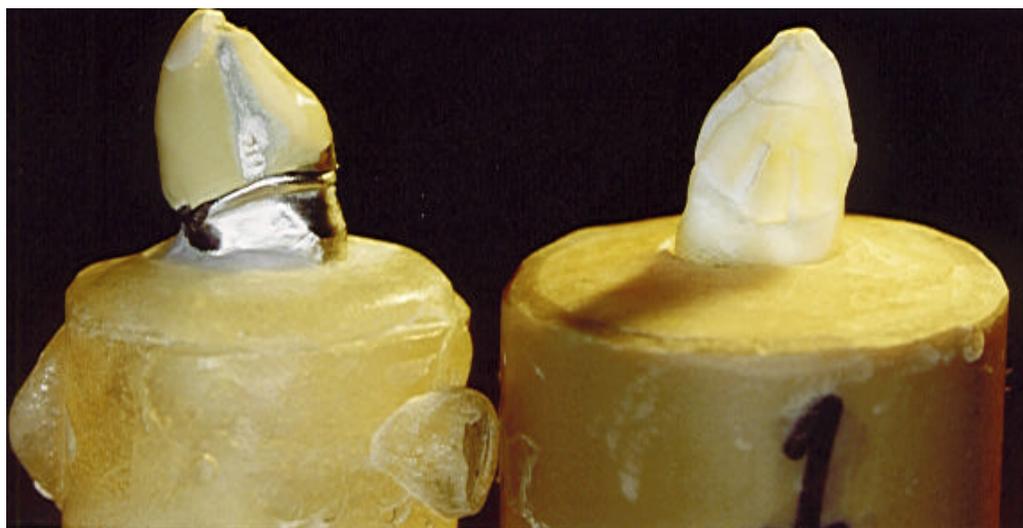


Figura 6.4 -Vista das fraturas longitudinais da coroa metalocerâmica e do dente natural

Naylor, 1992, foi taxativo quanto à importância da localização dos contatos oclusais na longevidade clínica das restaurações metalocerâmicas. Concordando com esta observação, Ramos Jr. *et al.* (1997) afirmaram que em uma coroa metalocerâmica, não se deve contatar os dentes antagonistas na junção metal-porcelana, pois poderá haver a deformação do metal e a conseqüente fratura do revestimento cerâmico. Todavia, a presença de contatos indesejados determina a necessidade de ajustes oclusais na boca o que infere na remoção do glazeamento da cerâmica. Por outro lado, Kelly *et al.* (1990) e Chiche & Pinault (1996) mostraram que a integridade da superfície de uma porcelana tem papel de destaque na preservação clínica da restauração. Irregularidades superficiais atuam como pontos iniciais na propagação de trincas e fraturas. Assim, uma porcelana de alta resistência, mas com uma superfície irregular, pode ter desempenho clínico pior que uma porcelana mais fraca, mas com uma superfície livre de irregularidades. Por esta razão Fuzzi *et al.* (1996) chamaram a atenção para o rigor no polimento de uma porcelana desgastada na boca após um ajuste oclusal.

Três são as condições sugeridas para o reparo de porcelanas fraturadas; quando há a fratura apenas do revestimento cerâmico sem a exposição do metal; na fratura da porcelana com a exposição parcial da subestrutura metálica e na fratura com grande exposição de metal. Cada uma destas situações determina procedimentos clínicos diferentes, de maior ou menor complexidade que o profissional deverá estar preparado para solucionar. Os sistemas de reparo tradicionalmente baseiam-se nas

retenções mecânicas da superfície fraturada, seguida da aplicação de agentes de união para aumentar a adesão da resina composta à porcelana. O que se pretende no reparo de porcelanas fraturadas é unir materiais diferentes entre si, sendo fundamental que a adesão do material restaurador, aconteça o mais próximo possível da união molecular.

A durabilidade do reparo intrabucal de uma porcelana fraturada tem sido um problema para os clínicos. As resinas compostas usadas na restauração de fraturas apresentam inerentes deficiências como contração de polimerização, baixa resistência à abrasão em regiões de esforço oclusal, coeficiente de expansão térmica diferente das porcelanas comprometendo o sucesso deste procedimento em longo prazo. Outros fatores influenciam a eficiência da força de união do reparo de resina composta como o tipo de porcelana, o agente condicionador da superfície, sua concentração e tempo de aplicação, a hidratação antes do reparo, a influência das variações de temperatura, representada pela termociclagem e a idade do reparo.

A maioria dos experimentos desenvolvidos *in vitro* para a avaliação da eficiência dos sistemas de reparo de porcelanas fraturadas, baseia-se nos testes de resistência às forças de cisalhamento onde normalmente são preparadas amostras de porcelana, o adesivo é aplicado e a resina composta é polimerizada na superfície previamente tratada. Uma força então é aplicada na união porcelana-resina até que ocorra a fratura. Della Bona & van Noort (1995) questionaram a eficiência destes testes, que segundo eles, avaliam a força dentro da amostra de porcelana em prejuízo da observação na interface adesiva resina-porcelana. Foram acompanhados

por Chadwick *et al.* (1998) que usando uma resina composta fotopolimerizável e diferentes sistemas de união, submeteram as amostras ao teste de cisalhamento. De acordo com eles, as falhas que ocorreram foram mais um reflexo da qualidade da massa de porcelana do que da força de união dos reparos avaliados.

É importante salientar, conforme disse Miller, 1986, que as forças de tensão compreendidas como forças de ruptura, torção ou atrito são opostas às forças compressivas, também definidas como forças de esmagamento. Testes laboratoriais empregam cargas estáticas na avaliação da resistência dos reparos de fraturas de cerâmicas. Estes experimentos por sua vez, determinam o *stress* máximo que pode ser tolerado pelo material, mas podem não ser válidos para prever falhas clínicas quando restaurações cerâmicas são submetidas a repetidas cargas de baixa intensidade, que representam o ciclo mecânico de fadiga. É este o pensamento de Llobell *et al.* (1992) quando disseram que o teste de fadiga pode ser o mais importante entre os testes propostos quando se procura simular um longo tempo de uso clínico de uma prótese metalocerâmica reparada. Mecholsky (1995) por sua vez, chamou a atenção para a presença de *stress* associado à fratura da porcelana, enquanto que White *et al.* (1995) mostraram que o crescimento de uma fenda pode ser iniciado por uma força muito menor do que a necessária para causar a fratura da cerâmica.

Maciel, 1996 e Passanezi & Sant'Ana, 1999, disseram que a força mastigatória é exercida em sua plenitude durante a trituração dos alimentos. O ciclo final do processo de mastigação é representado por forças

compressivas caracterizando-se pelo esmagamento do bolo alimentar entre as superfícies oclusais. Assim, parece-nos ser pertinente a sua avaliação na resistência de coroas metalocerâmicas reparadas, comparando-a com a resistência de coroas metalocerâmicas íntegras e dentes naturais permanentes.

Frente a uma porcelana fraturada, a decisão em se fazer um reparo intrabucal, segundo Pameijer *et al.* (1996) deve ser baseada na certeza que o desenho da subestrutura metálica não é a real causa da fratura da porcelana. De acordo com Lloyd & Williams (1997) sempre que possível, o clínico deve determinar a causa da fratura da cerâmica. Em harmonia com as afirmações de Pameijer *et al.* (1996) eles disseram que, se uma falha ocorreu pela ação de um trauma será possível repará-la com resina composta fotopolimerizável. Todavia, se a falha foi devida a deficiências da subestrutura metálica, o reparo falhará pelas mesmas razões. Estas afirmações podem ser questionadas, pois uma coroa metalocerâmica mesmo tendo sido construída dentro do mais absoluto rigor da técnica, ainda assim pode fraturar. As porcelanas feldspáticas apresentam microfraturas causadas por *stress* interno durante o processo de resfriamento. Conforme abordou Nathanson (1996) estes defeitos, em nível molecular representam enormes fendas e forças oclusais de baixa intensidade, porém constantes, definidas por McLean *et al.*, 1987, como forças de fadiga, causam uma lenta progressão no desenvolvimento dessas fendas trazendo como consequência a fratura da porcelana mesmo após anos de uso na boca.

A grande preocupação dos profissionais frente a uma cerâmica fraturada está em criar condições de união da resina composta de tal forma que resista às forças oclusais. Para Busato *et al.* (1997) a adesão pode ser definida como sendo uma força de atração intermolecular numa determinada interface, enquanto que para Perdigão & Ritter (2001) um agente de união tem que ser capaz de transmitir carga de um substrato a outro e suporta-la por um período de tempo o que define sua durabilidade. Inúmeros foram os estudos desenvolvidos e os tratamentos propostos no preparo da superfície de uma porcelana fraturada. O uso de condicionadores ácidos no preparo da superfície cerâmica com certeza é o mais citado pelos pesquisadores, e neste aspecto sobressai o ácido fluorídrico.

Na avaliação dos efeitos deste ácido no condicionamento da superfície de diferentes porcelanas, Sorensen *et al.* (1991) puderam constatar o substancial aumento na força de união da resina composta à porcelana. Esse mecanismo de ação do ácido fluorídrico foi descrito por Roulet & Herder (1991) onde, segundo eles, há uma remoção seletiva da matriz vítrea, com sua dissolução, criando condições que permitem firme adesão com a resina composta. Entretanto, Vieira *et al.* (1995) mostraram que a eficiência de um condicionamento não depende só da quantidade de sílica presente na porcelana, mas também da concentração do ácido e do seu tempo de aplicação. Semelhante observação foi feita por Wolf *et al.* (1993) e Chen *et al.* (1998) em pesquisas sobre os efeitos de diferentes tempos de condicionamento da superfície cerâmica. Maior tempo de exposição ao condicionador ácido, determinou maior resistência da união do

reparo à porcelana. Através da microscopia eletrônica de varredura, pode-se observar diferentes padrões da superfície da porcelana com o aumento no tempo de ação do ácido. Entretanto, métodos de preparo da superfície cerâmica com a aplicação de ácidos, devem ser cuidadosamente controlados para diminuir o risco de agressão das estruturas circunvizinhas. Em seus trabalhos experimentais Kupiec *et al.* (1996) mostraram que o ácido fluorídrico mesmo em baixas concentrações é prejudicial aos tecidos moles da cavidade bucal. Na tentativa da sua substituição outros condicionadores foram estudados. Nesta linha de pesquisa, o trabalho de Tylka & Stewart (1994) mostrou que apesar de haver significativa diferença no aspecto microscópico da superfície cerâmica condicionada pelo ácido fluorídrico e pelo fluorfosfato acidulado, ambos os condicionadores podem ser indicados no preparo de uma porcelana a ser reparada. Além destes condicionadores ácidos, foram avaliados por Kato *et al.* (2000) o bifluoreto de amônia a 10%, ácido fosfórico a 40% e uma associação dos ácidos fluorídrico e sulfúrico na concentração de 6%, que mostrou ser o mais eficiente em prover retenção na superfície cerâmica. Questiona-se o longo tempo necessário no uso do flúorfosfato acidulado, cerca de 10 minutos, para o condicionamento da porcelana, contra 4 minutos no uso do ácido fluorídrico. A nosso ver, este não é o ponto a ser levado em consideração na escolha do agente condicionador e sim a sua capacidade em criar uma superfície altamente retentiva na porcelana. O potencial agressivo do ácido fluorídrico tem que ser respeitado e seu uso deve ser criterioso, preferencialmente se possível for, sob isolamento absoluto.

Apesar do ataque ácido da superfície da porcelana induzir a uma eficiente força de união da resina composta, para Lacy *et al.* (1988) somente a combinação do condicionamento químico e mecânico pode tornar mais eficiente esta união. Assim, o jateamento com óxido de alumínio tem sido indicado principalmente para o tratamento da superfície metálica em laboratórios de prótese dentária. O uso intrabucal do óxido de alumínio com partículas com 50  $\mu\text{m}$ , sob pressão, como pré-tratamento da porcelana durante os procedimentos de sua reparação, é relativamente recente. Algumas variáveis que afetam os resultados do jateamento incluem a pressão usada, tamanho e forma das partículas e seu ângulo de incidência. Seguindo esta linha de pesquisa Wolf *et al.*, 1993, testando quatro diferentes tamanhos de partículas de óxido de alumínio no preparo da superfície da porcelana e comparando com a superfície criada pelo condicionamento com ácido fluorídrico, observaram que as amostras condicionadas com ácido mostraram uma força de união muito maior que aquelas jateadas com o óxido de alumínio. Entretanto, Chung & Hwang (1997) disseram que o uso do óxido de alumínio é um importante aliado no tratamento de fraturas de coroas metalocerâmicas com exposição de parte da subestrutura metálica no que foram acompanhados por Vallittu (1997) em experimento onde avaliou a força de união de uma resina híbrida à superfície de uma liga nobre para restaurações metalocerâmicas.

Uma outra forma de se conseguir retenção mecânica na porcelana é através de rugosidades na superfície, criadas com pontas diamantadas usadas em alta rotação. Este procedimento mostra-se mais eficiente que o

jateamento com óxido de alumínio, mormente quando usados em associação com o gel de ácido fluorídrico.

É nossa opinião que o uso de pontas diamantadas além de regularizar a superfície a ser restaurada, aumentando a área de contato da porcelana com a resina composta, evidencia uma superfície mais retentiva dispensando o uso de equipamentos especiais como o microjateador. Uma porcelana criteriosamente tratada pode gerar forças de adesão superiores a 25 MPa, bastante satisfatórias para o sucesso clínico dos reparos em resina composta.

Morimoto,1998, com o auxílio da microscopia eletrônica de varredura mostrou a existência de diferenças significativas na morfologia das superfícies cerâmicas antes e após a limpeza em aparelhos de ultrassom. Estas observações deixam claro que a rigorosa limpeza das superfícies após o preparo com pontas diamantadas ou jateamento com óxido de alumínio, seguida do condicionamento ácido, é necessária para a remoção de precipitados que prejudicam a formação de um embricamento mais efetivo entre resina composta e porcelana. Para possibilitar esta união são usados os silanos, com seus grupos organo-funcional e sílico-funcional, com propriedades de ligar quimicamente a resina à porcelana. O processo de silanização pode ser entendido como a sobreposição de uma camada intermediária entre a porcelana e a resina conforme disseram Agra *et al.* (1993) enquanto que, para Souza Jr. (1995) o silano pode ser considerado como um típico agente de ligação, unindo moléculas diferentes. Sua eficiência foi registrada por Calamia (1983); Llobell *et al.* (1992); Appeldoorn

*et al.* (1993); Suliman *et al.* (1993) e Chen *et al.* (1998) enquanto que, Diaz-Arnold *et al.* (1989) e Sorensen *et al.* (1991) têm como ponto comum em suas publicações a observação que as falhas que acontecem nos reparos de porcelana cujas superfícies foram tratadas com agente silano, têm características coesivas. Sugerem para tanto que a força de união da resina à cerâmica seja superior à força coesiva dentro da massa da porcelana. A união da resina à porcelana apenas por silanização é muito fraca, mas Jardel *et al.* (1999) mostraram que após o condicionamento da superfície cerâmica, o uso do silano tem provado ser absolutamente indispensável para se alcançar o máximo potencial adesivo. Apesar da força da ligação química proporcionada pelos silanos, alguns fabricantes de sistemas de reparo, orientam os profissionais a que se realize toda retenção mecânica possível. Robbins (1998) abordou dois pontos que segundo ele, são extremamente relevantes no sucesso do reparo de uma porcelana fraturada. O primeiro deles diz respeito à exposição da subestrutura metálica que torna o processo de reparo mais complexo, visto que o silano não tem ação efetiva sobre o metal. O segundo ponto abordado refere-se à vida útil dos silanos, que mesmo sob refrigeração varia de 12 a 18 meses. Silanos envelhecidos determinam uma substancial redução na força de adesão da resina à porcelana.

O reparo de uma fratura de cerâmica com a exposição da subestrutura metálica é complexo e exige habilidade de quem o executa. Somos de opinião que este tipo de reparo é dependente entre outros fatores, da extensão da fratura e da quantidade de porcelana remanescente.

Nesta situação clínica, além de se criar retenções mecânicas na subestrutura metálica, busca-se no condicionamento da porcelana remanescente a retenção necessária para se fazer o reparo. Entretanto, tem influência no sucesso deste procedimento o tipo de metal da subestrutura da coroa. Kiatsirirote *et al.* (1999) deram ênfase à dificuldade que existe na união de uma resina composta a uma subestrutura metálica construída com metais nobres. As ligas de metais básicos com seus óxidos superficiais reagem mais favoravelmente com as resinas compostas usadas na restauração da coroa.

Observamos na revisão da literatura, que a maioria dos trabalhos desenvolvidos avaliaram as forças de adesão criadas pelos diversos sistemas de reparo de fraturas de porcelanas nas mais diferentes situações de simulação das condições bucais. A importância da aplicação dos testes de termociclagem ficou evidente na maioria dos trabalhos desenvolvidos. Os reparos de porcelana são expostos a alterações de temperatura e à ação da saliva que é constante durante toda a vida útil do material restaurador. Repetidas mudanças de temperatura podem afetar a união entre materiais com diferentes coeficientes de expansão térmica. Pesquisadores como Thurmond *et al.* (1994); Eikenberg & Shurtleff (1996); Pameijer *et al.* (1996); Shahverdi *et al.* (1998); Leibrock *et al.* (1999) e Kato *et al.* (2000) demonstraram em seus trabalhos, os efeitos deletérios da termociclagem nas forças de adesão da resina à cerâmica com significativa redução nos seus valores após as amostras terem sido submetidas às variações térmicas criadas por banhos entre 5° e 55° C.

A força de união de um material restaurador usado na correção de porcelanas fraturadas, também é afetada de forma marcante após a exposição a um ambiente úmido. O contato com a saliva é constante e somente a termociclagem não é a melhor maneira de simular as condições bucais antes da aplicação dos testes de resistência. A pesquisa de Bailey (1989) mostrou que amostras não hidratadas de porcelana reparada tiveram as maiores forças de adesão quando comparadas com as amostras hidratadas e estocadas por um determinado período de tempo. Concordaram com ele Diaz-Arnold *et al.* (1989); Pratt *et al.* (1989); Eikenberg & Shurtleff (1996) e Shahverdi *et al.*, 1998. Terra (1997) disse que a água é um modificador do vidro e, portanto, pode alterar a estrutura intrínseca da porcelana. Porém, Berry *et al.* (1999) pesquisando os efeitos do armazenamento em água na resistência às forças de cisalhamento com o uso de diferentes silanos, contrariando a maioria das pesquisas, constataram um aumento na força de união após três meses de estocagem das amostras em água. Estes resultados sugerem que não há influência da umidade na união química proporcionada pelo silano.

A natural evolução dos adesivos faz com que novos materiais sejam constantemente lançados no mercado odontológico. A compreensão das interações que acontecem entre os sistemas adesivos e um substrato é baseado no conhecimento da composição destes materiais e das características morfológicas do substrato. Atualmente, há uma tendência em se empregar os adesivos de um só frasco onde monômeros hidrófilos e hidrófobos estão dissolvidos em um solvente à base de acetona ou etanol. O

seu uso, reduz o número de passos clínicos necessários para se conseguir a adesão. Contudo, Hotta *et al.* (1998) estudando o efeito do *primer*, definido como sendo uma solução de monômeros dissolvidos em solventes orgânicos, na polimerização do agente de união de uma resina fotopolimerizável, observaram que a mistura que apresentava a maior quantidade de *primer*, determinou as mais baixas propriedades mecânicas influenciando negativamente na adesão final. O *primer* não tem qualquer efetividade quando aplicado no esmalte dentário ou numa porcelana. Ao contrário, pode diminuir a força de adesão. Por esta razão, somos de opinião que frente a um reparo de porcelana fraturada, preferencialmente devem ser usados sistemas adesivos multifrascos onde o *primer* esteja separado da resina fluida usada como adesivo.

Empregamos na restauração das coroas fraturadas uma resina composta híbrida que de acordo com as afirmações de Iorio (1999), a maior porcentagem de carga por peso que apresentam, aumenta de forma significativa a sua resistência ao desgaste. Nesta linha de pensamento, podemos citar o trabalho de Creugers *et al.* (1992) onde porcelanas fraturadas e reparadas com resina composta de micropartículas foram avaliadas em condições clínicas. As falhas observadas nos reparos não tiveram relação com o sistema adesivo e tão pouco com as forças oclusais aplicadas. O uso de uma resina composta de micropartículas foi a real causa da deterioração dos reparos realizados. Estes resultados vão de encontro às afirmações de Suliman *et al.* (1993) quando disseram que a força de união da resina composta à porcelana é também afetada pelo tipo

de resina usada para o reparo. Concluíram afirmando que as resinas compostas híbridas geralmente proporcionam maior força de adesão que as resinas de micropartículas.

Em nosso experimento, as coroas metalocerâmicas fraturadas tiveram suas superfícies preparadas com pontas diamantadas, condicionadas com ácido fluorídrico, devidamente silanizadas almejando-se a união da resina composta à porcelana; aplicado o adesivo e realizada a restauração da porção fraturada com uma resina composta híbrida através da técnica incremental. Os resultados alcançados, em concordância com Leibrock *et al.* (1999) evidenciaram a eficiência dos reparos em resina composta em resistir às forças de compressão com valores próximos da resistência do dente natural e como conseqüência, a possibilidade em indica-los na restauração de porcelanas fraturadas, contrariando, entretanto, as opiniões de Lloyd & Williams (1997) e Terra (1997) que consideram temporário este procedimento clínico.

Apesar de não ter sido o principal objeto deste estudo, pudemos observar ainda que os reparos em resina composta exibiram significativa força de união à porcelana, pois as fraturas que ocorreram frente às forças de compressão aplicadas, foram do tipo coesiva, na resina composta como nas amostras identificadas pelos números 13, 15,16 e 20 e na porcelana, nos demais corpos de prova, indo de encontro aos resultados de experimentos desenvolvidos e citados na revisão da literatura como os trabalhos de Calamia *et al.* (1984); Diaz-Arnold *et al.* (1989); Llobell *et al.* (1992); Appeldoorn *et al.* (1993); Suliman *et al.* (1993). Entretanto, somos de

opinião que outros experimentos devam ser realizados, pesquisando-se novos métodos, materiais, preferencialmente simulando condições bucais, pois neste trabalho usamos cargas estáticas onde avaliamos o *stress* máximo que o material pode suportar e não a repetição contínua de cargas de baixa intensidade, situação esta talvez mais próxima da realidade clínica.



Figura 6.5 -Fratura longitudinal da coroa metalocerâmica reparada com repercussão na região cervical



Figura 6.6 -Fratura de característica coesiva na resina composta híbrida usada no reparo da coroa metalocerâmica fraturada

## 7 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos baseados na metodologia empregada, permitiram concluir quanto a resistência às forças de compressão aplicadas que:

- a) entre a coroa metalocerâmica íntegra e o dente natural não houve diferença estatisticamente significativa;
- b) entre a coroa metalocerâmica reparada e a coroa metalocerâmica íntegra houve uma diferença estatisticamente significativa com uma menor resistência para a coroa metalocerâmica reparada, entretanto;
- c) entre a coroa metalocerâmica reparada e o dente natural não houve diferença estatisticamente significativa.

## REFERÊNCIAS \*

AGRA, C. M. ; GARÓFALO, J. C. ; VIEIRA, G. F. Silano – Análise da importância deste material na união química entre porcelana e resina composta. **Ambito Odontol**, São Paulo, v. 3, n. 14, p. 326-339 , maio/jun. 1993.

APPELDOORN, R. E.; WILWERDING, T. M.; BARKMEIER, W. W. Bond strength of composite resin to porcelain with newer generation porcelain repair systems. **J Prosthet Dent**, St.Louis, v. 70, n. 1, p. 6-11, July 1993.

ARAÚJO, C. R. P. Formas e características das infra-estruturas para próteses metalocerâmicas. In: PEGORARO, L. F. **Prótese fixa**. São Paulo : Artes Médicas, 1998. p. 205–218. (EAP-APCD, v. 7)

BAILEY, J. H. Porcelain-to-composite bond strength using four organosilane materials. **J Prosthet Dent**, St.Louis, v. 61, n. 2, p. 174-177, Feb. 1989.

---

\* De acordo com ABNT NBR-6023: 2000. Abreviatura de periódicos segundo Base de Dados MEDLINE.

BARGHI, N.; MCKEEHAN-WHITMER, M.; ARANDA, R. Comparison of fracture strenght of porcelain-veneered-to-high noble and base metal alloys.

**J Prosthet Dent**, St.Louis, v. 57, n. 1, p. 23-26, Jan. 1987.

BECK, D. A.; JANUS, C. E.; DOUGLAS, H. B. Shear bond strength of composite resin porcelain repair materials bonded to metal and porcelain. **J**

**Prosthet Dent**, St.Louis, v. 64, n. 5, p.529-533, Nov. 1990.

BERKSUN, S.; SAGLAM, S. Shear strenght of composite bonded porcelain-to-porcelain in new repair system. **J Prosthet Dent**, St.Louis, v. 71, n. 4, p. 423-428, Apr. 1994.

BERRY, T.; BARGHI, N.; CHUNG, K. Effect of water storage on the silanization in porcelain repair strength. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 26, n. 6, p. 459-463, June 1999.

BONFANTE, G. Seleção de cor e ajuste funcional e estético em prótese metalocerâmica: In: PEGORARO, L. F. **Prótese fixa**. São Paulo : Artes Médicas: 1998. cap. 10, p. 255–267. (EAP-APCD, v. 7)

BOWEN, R. L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 66, p. 57-64, Jan. 1963.

BURKE, F. J. T. Extending the use of a 4-META material: repair of fractured metal/ceramic crwons and bridges. **Dent Update**, London, v. 25, n. 3, p. 124-128, Apr. 1998.

BUSATO, A. L. S.; BARBOSA, A. N.; BUENO, M.; BALDISERRA, A. R.

**Dentística** : restaurações em dentes anteriores. São Paulo : Artes Médicas, 1997. 481 p.

CALAMIA, J.R. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. **N York J Dent**, New York, v. 53, n. 6, p. 255-259, Sept./Oct. 1983

CARDOSO, A. C.; SPINELLI, P. F. Clinical and laboratory techniques for repair of fractured porcelain in fixed prostheses. **Quintessence Int**, Carol Stream, v. 25, n. 12, p. 835-838, Dec. 1994.

CHADWICK, R. G.; MASON, A. G.; SHARP, W. Attempted evaluation of the three porcelain repair systems – what are we really testing ? **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 25, n. 8, p. 610-615, Aug. 1998.

CHEN, J.H.; MATSUMURA, H.; ATSUTA, M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. **Oper Dent**, Washington, v. 23, n. 5, p. 250-257, Sept./Oct. 1998.

CHICHE, G. J.; PINAULT, A. **Estética em próteses fixas anteriores**. Tradução Fernando Luiz Brunetti Montenegro. São Paulo : Quintessence, 1996. 199 p.

CHUNG, K. H.; HWANG, Y. C. Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. **J Prosthet Dent**, St.Louis, v. 78, n. 3, p. 267-274, Sept. 1997.

COCHRAN, M. A.; CARLSON, T. J.; MOORE, B. K.; RICHMOND, N. L.; BRACKETT, W. W. Tensile bond strengths of five porcelain repair systems. **Oper Dent**, Washington, v. 13, n. 4, p.162-167, Autumn 1988.

CREUGERS, N. H. J.; SNOEK, P. A.; KÄYSER, A. F. An experimental porcelain repair system evaluated under controlled clinical conditions. **J Prosthet Dent**, St.Louis, v. 68, n. 5, p. 724-727, Nov. 1992.

DELLA BONA, A.; van NOORT, R. Shear vs. Tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. **J Dent Res**, Chicago, v. 74, n. 9, p. 1591-1596, Sept. 1995.

DIAZ-ARNOLD, A. M.; SCHENEIDER, R. L.; AQUILINO, S. A. Bond strengths of intraoral porcelain repair materials. **J Prosthet Dent**, St.Louis, v. 61, n. 3, p. 305-309, Mar. 1989.

EIKENBERG, S.; SHURTLEFF, J. Effect of hydration on bond strength of a silane bonded composite to porcelain after seven months. **Gen Dent**, Chicago, v. 44, n. 1, p. 58-61, Jan./Feb. 1996.

FUZZI, M.; ZACCHERONI, Z.; VALLANIA, G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. **Int J Prosthodont**, Bologna, v. 9, n. 5, p. 452-458, 1996

GIORDANO II, R. A.; PELLETIER, L.; CAMPBELL, S.; PROBER, R. Flexural strenght of an infused ceramic, glass ceramic and feldspathic porcelain. **J Prosthet Dent**, St.Louis, v.13, n. 5, p. 441- 418, May 1995.

HAYKAWA, T.; HORIE, K.; AIDA, M.; KANAYA, H.; KOBAYASHI, T.; MURATA, Y. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 8, n. 4, p. 238-240, July 1992.

HOBO, S.; SHILLINGBURG, H. T. Porcelain fused to metal. Tooth preparation and copping design. **J Prosthet Dent**, St.Louis, v. 30, n. 1, p. 28-36, July 1973.

HOTTA, M.; KONDOH, K.; KAMEMIZU, H. Effect of primers on bonding agente polymerization. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 25, n. 10, p. 792-799, Oct. 1998.

HSU, C. S.; WU, Y. T. The shear bond strenght of porcelain and base metal alloys for metal-ceramic crown. **Kao Hsiung I Hsueh Ko Hsueh Tsa Chih**, Kaohsiung, v. 13, n. 12, p. 730-737, Dec. 1997.

IORIO, P. A. C. **Dentística clínica: adesiva e estética.** São Paulo: Santos, 1999. v. 1, p. 87-91.

JARDEL, V.; DEGRANGE, M.; PICARD, B.; DERRIEN, G. Surface energy of etched ceramic. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 12, n. 5, p. 415-418, Sept./Oct. 1999.

KATO, I.; MATSUMURA, H.; ATSUTA, M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. **J Oral Rehabil**, Nagasaki, v. 27, p.103-110, 2000

KELLY, J. R.; GIORDANO, R.; PROBE, R.; CIMA, M. J. Fracture analysis of dental ceramics. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 3, n. 5, p. 430-440, Sept./Oct. 1990.

KIATSIRIROTE, K.; NORTHEAST, S. E.; van NOORT, R. Bonding procedures for intraoral repair of exposed metal with resin composite. **J Adhes Dent**, New Maldin, v. 1, n. 4, p. 315-321, 1999.

KUPIEC, K. A.; WUERTZ, K. M.; BARKMEIER, W. W.; WILWERDING, T. M. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. **J Prosthet Dent**, St.Louis, v. 76, n. 2, p. 119–124, Aug. 1996.

LACY, A. M.; La LUZ, J.; WATANABE, L. G.; DELLINGES, M. Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. **J Prosthet Dent**, St.Louis, v. 60, n. 3, p. 288-291, Sept. 1988.

LEIBROCK, A.; DEGENHART, M.; BEHR, M.; ROSENTRITT, M.; HANDEL, G. In vitro study of the effect of thermo-and-load cycling on the bond strength of porcelain repair systems. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 26, n. 2, p. 130-137, Feb. 1999.

LEINFELDER, K. F.; LEMMONS, J. E. **Clínica restauradora: materiais e técnicas**. Tradução Júlio Jorge D'Albuquerque Lóssio. São Paulo: Santos, 1989. cap. 14, p. 317-328.

LLOBELL, A.; NICHOLS, J. L.; KOIS, J. C.; DALY, C. H. Fatigue life of porcelain repair systems. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 5, n. 3, p. 205-213, May/June 1992.

LLOYD, G. N.; WILLIAM, C. M. Porcelain veneer repair of prostheses: a case report. **Gen Dent**, Chicago, v. 45, n. 2, p.182-185, Mar./Apr. 1997.

LU, R.; HARCOURT, J. K.; TYAS, M. J.; ALEXANDER, B. An investigation of the composite resin-porcelain interface. **Aust Dent J**, Sydney, v. 37, n. 1, p. 12-19, Feb. 1992.

MACIEL, R. N. **Oclusão e ATM** : procedimentos clínicos. São Paulo : Santos, 1996. 397 p.

MARTIGNONI, M.; SHÖNENBERGER, A. **Precisão em prótese fixa** : aspectos clínicos e laboratoriais. Tradução Artêmio Luiz Zanetti e Massimo Bompiani d'Ancora. São Paulo:Quintessence,1998. 575 p.

MCLEAN, J. W.; KEDGE, M. I. High-strength ceramics. **Quintessence Int**, Carol Stream, v. 18, n. 2, p. 97-106, Feb. 1987.

MECHOLSKY Jr., J. J. Fracture mechanics principles. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 11, n. 2, p. 111-112, Mar. 1995.

MILLER, L. L. Confecção da estrutura em restauração metalocerâmica. In: SCHARER, P.; RINN, L.; KOPP, F. R. **Normas estéticas para a reabilitação bucal**. São Paulo : Santos, 1986. 240 p.

MORIMOTO, S. **Análise morfológica de diferentes cerâmicas antes e após o tratamento de superfície**: estudo ao microscópio eletrônico de varredura. 1998. 179 f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

NATHANSON, D. Princípios de uso da porcelana como um material para inlay / onlay. In: GARBER, D. A.; GOLDSTEIN, R. E. **Inlays e onlays de porcelana e resina composta**. Chicago: Quintessence, 1996. 159 p.

NAYLOR, P. **Introduction to metal ceramic technology**. Chicago : Quintessence, 1992. 195 p.

PACHECO, J. F. M.; GOES, M. F.; CONSANI, S. Influência do condicionamento e da aplicação de silano na resistência da união porcelana-resina composta. **Rev ABO Nac**, São Paulo, v. 7, n. 2, p. 81-85, abr./maio 1999.

PAMEIJER, C. H.; LOUW, N. P.; FISCHER, D. Repairing fractured porcelain: how surface preparation affects shear force resistance. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 127, n. 2, p. 203-209, Feb. 1996.

PANTALEÓN, D. S.; BATISTA, J. G.; BONFANTE, G. Características da infra-estrutura da restauração metalocerâmica através da técnica de fundição secundária . **Odonto POPE**, Bauru, v.1, n. 4, p. 219-234, out./dez. 1997.

PASSANEZI, E.; SANT ´ANA, A. C. P. O papel da oclusão traumatogênica em periodontia e implantodontia. In: TUNES, U. R.; RAPP, G. E. **Atualização em periodontia e implantodontia**. São Paulo : Artes Médicas, 1999. 375 p.

PEGORARO, L. F. **Prótese fixa**. São Paulo : Artes Médicas: 1998. 331 p. (EAP-APCD, v. 7)

PERDIGÃO, J. ; RITTER, A. V. Adesão aos tecidos dentários. In:  
BARATIERI, L. N. **Odontologia restauradora: fundamentos e**  
possibilidades. São Paulo: Santos, 2001. 739 p.

PHILLIPS, R. W. **Skinner's science of dental materials.** 9. ed.  
Philadelphia : Saunders, 1991. 334 p.

PIES, S.; KAHL, B.; SCHAWARZE, C. E. The effect of adhesive agents on  
the bonding strenght of ceramic-composite. An in-vitro comparative study  
with 6 porcelain-primers and a control group. **Fortschr Kieferorthop,**  
Leipzig, v. 52, n. 6, p. 334-338, Dec. 1991.

PRATT, R. C.; BURGESS, J. O; SCHWARTZ, R. S.; SMITH, J. H.  
Evaluation of bond strength of six porcelain repair systems. **J Prosthet**  
**Dent,** St.Louis, v. 62, n. 1, p. 11-13, July 1989.

RAMOS Jr., L.; BATISTA, J. G.; BONFANTE, G. Características da infra-  
estrutura para restaurações metalocerâmicas. **Odonto POPE,** Bauru, v. 1,  
n. 3, p. 160–169, jul./set. 1997.

ROBBINS, J. W. Intraoral repair of the fractured porcelain restorations. **Oper**  
**Dent,** Washington, v. 23, n. 4, p. 203-207, July/Aug. 1998.

- ROSENSTEIN, H. E.; MYERS, M. L.; GRASER, G. N.; JARVIS, R. H.  
Comparison of compressive strenght of solid and hollow pontic designs for  
ceramometal fixed partial dentures. **J Prosthet Dent**, St.Louis, v. 57, n. 6,  
p. 693-696, June 1987.
- ROULET, J. F.; HERDER, S. **Bonded ceramic inlays**. Chicago:  
Quintessence, 1991. p. 13-87.
- SAKAGUCHI, R. L.; CROSS, M.; DOUGLAS, W. H. A simple model of  
crack propagation in dental restorations. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 8, n.  
2, p. 131-136, Mar. 1992.
- SANTOS Jr., J. **Oclusão** : princípios e conceitos. São Paulo : Santos,  
1996. 217 p.
- SHAHVERDI, S.; CANAY, S.; SAHIN, E.; BILGE, A. Effects of different  
surface treatment methods on the bond strength of composite resin to  
porcelain. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 25, n. 9, p. 699-705, Sept. 1998.
- SHILLINGBURG, H. T.; HOBBO, S.; WHITSETT, L. D. **Fundamentos de  
prostodoncia fija** . Chicago : Quintessence, 1981. 324 p.
- SMITH, T. B.; KELLY, J. R.; TESK, J. A. In vitro fracture fracture behavior of  
ceramic and metal-ceramic restorations. **J Prosthodont**, Philadelphia, v. 3,  
n. 3, p. 138-144, Sept. 1994.

SORENSEN, J. A.; ENGELMAN, M. J.; TORRES, T. J.; AVERA, S. P.  
Shear bond strength of composite resin to porcelain. **Int J Prosthodont**,  
Lombard, v. 4, n. 2, p. 17-23, Jan./Feb. 1991.

SOUZA Jr., M. H. S. Facetas laminadas em porcelana. **Maxi Odonto  
Dentística**. Baurú, v. 1, n. 6, p. 1-66, nov./dez. 1995.

SUANSUWAN, N.; SWAIN, M. V. New approach for evaluating metal-  
porcelain interfacial bonding. **Int J Prosthodont**, Khon Kaen, v. 12, n. 6,  
p.547-552, Nov./ Dec. 1999.

SULIMAN, A. H.; SWIFT Jr., E. J.; PERDIGÃO, J. Effects of surface  
treatment and bonding agents on bond strength of composite resin to  
porcelain. **J Prosthet Dent**, St.Louis, v. 70, n. 2, p.118-120, Aug. 1993.

TERRA, R. G. Estudo da resistência e microinfiltrações de adesivos  
dentinários: avaliação da resistência ao cisalhamento dos sistemas de  
reparo em porcelana Scotchprime (3M) e Porcelain Repair Bonding System  
(Kerr). **Rev Bras Odontol**, São Paulo, v. 54, n. 5, p. 256-264, set./out.  
1997.

THURMOND, J. W.; BARKMEIER, W. W.; WILWERDING, T. M. Effect of  
porcelain surface treatments on bond strenghts of composite resin bonded to  
porcelain. **J Prosthet Dent**, St.Louis, v. 72, n. 4, p. 355-359, Oct. 1994.

TRUSHKOWSKY, R. Porcelain fracture: causes, prevention, and repair techniques. **J Mass Dent Soc**, Boston, v. 41, n. 1, p. 29-34, Winter 1992.

TULUNOGLU, I. F.; BEYDEMIR, B. Resin shear bond strength to porcelain and a base metal alloy using two polymerization schemes. **J Prosthet Dent**, Ankar, v. 83, n. 2, p.181-186, Feb. 2000.

TYLKA, D. F.; STEWART, G. P. Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain-composite repair. **J Prosthet Dent**, Alton, v. 72, n. 2, p. 121-127, Aug. 1994.

VALLITTU, P. K. Bonding of hybrid composite resin to the surface of gold-alloy used in porcelain-fused-to-metal restorations. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 24, n. 8, p. 560-570, Aug. 1997.

VICKERY, R.; BADINELLI, L. Nature of attachment forces in porcelain gold systems. **J Dent Res**, Chicago, v. 47, n. 5, p. 683-689, Sept./Oct. 1968.

VIEIRA, G. F.; FERREIRA, A. T. M.; AGRA, C. M.; GARÓFALO, J. C.  
**Restaurações estéticas indiretas em dentes posteriores inlay – onlay.**  
São Paulo : Santos, 1995. 130 p.

VIEIRA, L. C. C.; ISHIKIRIAMA, A.; FRANCO, E. B.; POLETTO, L. T. A.  
Reparos em porcelana. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v. 5, n. 1, p. 55-58, jan./jun. 1991.

YAMAMOTO, M. **Metal – ceramics**: principles and methods of Makoto

Yamamoto, Chicago : Quintessence, 1985. cap.1, p.15–201.

WHITE, S. N.; ZHAO, X. Y.; ZHAOKUN, Y. ;LI, Z. C. Cyclic mechanical fatigue of feldspathic dental porcelain. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 8, n. 5, p. 413-420, Sept./Oct. 1995.

WILLEMS, G. Resina compostas. In: BARATIERI, L. N. **Restaurações adesivas diretas em dentes anteriores fraturados**. São Paulo: Santos,1998. 393 p.

WILEY, M. G. Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth. **J Prosthet Dent**, St.Louis, v. 61, n. 2, p. 133-137, Feb. 1989.

WOLF, D. M.; POWERS, J. M.; O´KEEFE, K. L. Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain. **Am J Dent**, Houston, v. 6, n. 3, p. 155-158, Jun. 1993.

WUNDERLICH, R. C.; YAMAN, P. In vitro effect of topical fluoride on dental porcelain. **J Prosthet Dent**, St.Louis, v. 55, n. 3, p. 385-388, Mar. 1986.

## **SUMMARY**

### **COMPARATIVE STUDY OF THE RESISTANCE TO COMPRESSION FORCES OF A FRACTURED METAL CERAMIC CROWN AND REPAIRED WITH COMPOSITE RESIN WITH A NON-FRACTURED METAL CERAMIC CROWNS AND A PERMANENT NATURAL TOOTH**

The odontologic porcelains have been out of the esthetic restorative materials those, which have developed the most in the last years. Traditionally, they are brittle and unable to bear structural deformations when submitted to stress. When used in the building of partial fixed prosthesis, one metallic framework is needed to avoid them to fracture under occlusal efforts. Forces of compression enforced on a metal supported porcelain in a way, which is not possible to bend, they could be beared in high magnitudes. However, failures can happen normally revealing themselves through fractures, which demand the intervention of the clinician in order to evaluate the association of the restorative materials to porcelains. In this study an analysis has been made of the possible causes of fractures of the ceramics, the indicated repairing methods, the materials used for it and, the efficiency

of the variables, which involves the restorative procedure of the porcelain. The aim was evaluate the utmost resistance to the forces of compression in repairs of fractures of porcelain made with a light-cured hybrid composite resin, using static loads and comparing it with the resistance of the non-fractured metal ceramic crowns and permanent natural human teeth, used as control group.

The results have shown that in the presence of the compression forces loaded to non-fractured metaloceramic crown and the natural tooth have not exhibited statistically meaningful difference. The repaired metaloceramic crown has exhibited less resistance than the non-fractured metaloceramic one. However, there has not been statistically meaningful difference to the permanent natural tooth.