

ROBERTO ELIAS CAMPOS

**ADAPTAÇÃO MARGINAL E RESISTÊNCIA À
FRATURA DE COROAS TOTAIS
EXECUTADAS EM DIFERENTES SISTEMAS**



Araraquara - SP
2005

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

ROBERTO ELIAS CAMPOS

**ADAPTAÇÃO MARGINAL E RESISTÊNCIA À
FRATURA DE COROAS TOTAIS EXECUTADAS
EM DIFERENTES SISTEMAS**

Tese apresentada ao Curso de Pós-graduação
da Faculdade de Odontologia de Araraquara
(UNESP), área Dentística Restauradora,
como parte dos requisitos para obtenção do
título de Doutor.

Orientador: **Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior**

Araraquara – SP
2005

ROBERTO ELIAS CAMPOS

**ADAPTAÇÃO MARGINAL E RESISTÊNCIA À FRATURA DE
COROAS TOTAIS EXECUTADAS EM DIFERENTES
SISTEMAS**

Tese apresentada ao Curso de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara- (UNESP), área Dentística Restauradora, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor.

Araraquara, 08 de março de 2005.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior

Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

Prof. Dr. Adair Luiz Stefanello Busato

Prof. Dr. Paulo Sérgio Quagliatto

Dados Curriculares

Roberto Elias Campos

Data de nascimento: 15/06/65

Filiação: Paulo Elias Campos e Lázara de São José Campos

ESCOLARIDADE

1986-1989	Graduação em Odontologia pela Universidade Federal de Uberlândia
1991	Especialização em Dentística Restauradora pela Universidade Federal de Uberlândia
1992	Aprovado em concurso público para docente efetivo do Curso de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia
1997-1999	Pós-graduação a nível de Mestrado em Odontologia Restauradora, área de Dentística, pela Universidade de São Paulo, campus Ribeirão Preto
2000	Ingresso no Centro Universitário do Triângulo-Unitri, Uberlândia-MG, como docente do Curso de Odontologia
2003-2005	Pós-graduando a nível de Doutorado, área de Dentística Restauradora, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

Dedicatória

Muitos mereceriam esta dedicatória pela importância que tiveram em minha vida. Mas quero dedicar este trabalho a meus filhos, Henrique e Thiago, que estão iniciando sua vida escolar. Peço a Deus que eu e minha mulher, Cláudia, tenhamos saúde e competência para guiá-los com sucesso. Que sejamos uma referência e amparo ao longo de suas jornadas.

Deus os abençoe!

Agradecimentos

Aos meus pais, Paulo e Lázara, exemplos de valor à vida, de honestidade, de personalidade e de caráter. Como agradecê-los por tanta dedicação!? Seus esforços foram o alicerce do meu êxito. Seu amor foi meu amparo constante. Seu incentivo, a minha referência. Podem ter certeza. Tudo valeu a pena!

Aos meus irmãos, Roselene, Renato, Railda e Rosilda, cujos laços de amizade mostraram que as dificuldades existem para serem vencidas. Torna-se mais tranquilo viver podendo-se contar com pessoas do mais alto valor. Tudo na minha vida tem uma parte de cada um de vocês.

À minha mulher, Cláudia, pelo incentivo constante, pela compreensão, pela sensibilidade e companheirismo nos momentos de dificuldade. Por suprir minha ausência frente aos filhos. O sucesso ora alcançado foi possível com sua participação. O amor pode não mover montanhas mas une as pessoas e possibilita a realização de sonhos.

Aos meus filhos, Henrique e Thiago, que na sua inocência foram privados de momentos juntos do pai. Que tantas vezes perguntaram se o papai ia trabalhar ou estudar e aceitaram a situação com a naturalidade de quem sabia dos frutos a serem colhidos. Se eles pudessem imaginar o seu valor em minha vida...

A todas as outras pessoas da família que torceram e me incentivaram. Em cada palavra ou gesto a sensibilidade se fazia presente.

A Deus, pelo dom da vida, pela inteligência e capacidade que me foram dadas. Pelos pais, irmãos, mulher, filhos, demais familiares e amigos com os quais tenho convivido. Abençoe a todos e obrigado por tudo.

Aos professores da disciplina de Dentística e Materiais Odontológicos da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, Nelson, Carlos e Paulo Quagliatto. Parceiros e amigos. A amizade sincera gera confiança. Nós criamos nossa história.

Aos amigos Fernando, Paulo Vinícius e Paulo Simamoto, pela convivência e apoio. Ao amigo Hugo pela receptividade e hospedagens em sua casa. À colega Gisele, mestranda da Faculdade de Odontologia-UFU, e ao acadêmico Bruno Mota (Unitri) pela importante ajuda no desenvolvimento do trabalho.

Às secretárias Josiane e Abigail, da área de Dentística e Materiais Odontológicos; a todos os funcionários do laboratório de prótese da Faculdade de Odontologia-UFU, particularmente ao Cilson, pela disposição e participação no desenvolvimento dos corpos-de-prova da pesquisa. Ao colega protético Guilherme por dar suporte no desenvolvimento das amostras pesquisadas.

Aos amigos José Renato e Ângela, colegas da disciplina de Dentística da Faculdade de Odontologia do Centro Universitário do Triângulo-Unitri, pelo incentivo e cooperação no transcorrer da jornada. Ao Prof. Caio, coordenador do curso de odontologia da Unitri, pela compreensão da importância da capacitação docente e pelas liberações de atividades sempre que solicitadas.

A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de Araraquara. Particularmente aos funcionários da biblioteca, Maria Helena, Marley e Ceres pela orientação quanto à correta descrição bibliográfica do texto; e aos funcionários do Departamento: Cida, Adriana e Creuza.

À equipe de professores da Faculdade de Odontologia de Araraquara, Prof. Dr. Saad, Prof. Dr. Marcelo, Prof. Dr. Osmir, Profa. Dra. Salete, Prof. Dr. Sizenando e Prof. Dr. Dinelli.

Agradeço especialmente aos professores Marcelo e Saad pela recepção e oportunidade que me foram dadas. As portas abertas e a confiança demonstrada aumentaram minha responsabilidade.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior, pela serenidade, competência, compreensão e humildade. Orientar significa mostrar a direção, inovar, ter criatividade, ter disciplina e responsabilidade. O orientador assume a responsabilidade pelos atos do orientado, submete-se a críticas. O

orientador faz tudo isso porque tem confiança, na sua capacidade e na de seu orientado. Prof. Osmir, OBRIGADO PELA CONFIANÇA!

Aos colegas de curso pelos bons momentos de convivência. Especialmente àqueles que se tornaram meus amigos, Pedro Hernandez, Ricardo Macedo, Eduardo Reston, Saturnino, Taylane e Luana.

Meus agradecimento à empresa IvolarVivadent, nas pessoas de Mara Toledo e Herbert, e à empresa Dentsply, na pessoa de Maria Takeshita, pelo suporte material, essencial para a realização desta pesquisa.

Àqueles que, inconscientemente, não foram aqui lembrados, minhas desculpas e minha gratidão.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO

Resistência à fratura	11
Adaptação marginal	16

REVISÃO DA LITERATURA

Resistência à fratura	19
Adaptação marginal	41

PROPOSIÇÃO 50

MATERIAL E MÉTODO

Seleção dos dentes	53
Obtenção e cimentação do pino metálico	54
Construção do núcleo de preenchimento e preparo coronário	56
Moldagem dos preparos	58
Manipulação do molde e obtenção das coroas	59
Avaliação da adaptação marginal	60
Cimentação das coroas	63
Preparo das amostras para os ensaios de compressão	66
Cobertura das raízes com cera	67
Inclusão das raízes em cilindro de resina	67
Reprodução do ligamento periodontal artificial.....	69
Ensaio de compressão	71
Análise do modo de falha	72

RESULTADOS

Resistência à fratura	74
Modo de fratura	77
Adaptação marginal	81

DISCUSSÃO

Resistência à fratura	89
Modo de fratura	99
Adaptação marginal	103

CONCLUSÃO 109

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 112

APÊNDICE 121

RESUMO 130

ABSTRACT 133

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

1.1 – Resistência à fratura

Com a evolução dos sistemas adesivos, das técnicas adesivas e dos materiais restauradores ampliaram-se substancialmente as alternativas restauradoras na odontologia atual. Dentes que apresentam perda de estrutura coronária total ou superior a 50% requerem um tratamento com recobrimento total do remanescente dental ou a execução de uma coroa total artificial. As coroas totais podem ser executadas associadas ou não a uma infra-estrutura de reforço de natureza metálica ou não metálica. Neste tipo de restauração é importante observar a resistência mecânica, a adaptação marginal e a estética que cada tipo de coroa pode oferecer.

Segundo Rosenblum e Schulman (1997), a partir de 1990, de cerca de 35 milhões de coroas executadas por profissionais em clínica privada, mais de 71% tinham a porcelana como um dos componentes. Tamanha popularidade se deve à estética proporcionada pelo material.

Durante muito tempo as coroas metalocerâmicas prevaleceram como opção de tratamento e, ainda hoje, são bastante utilizadas (RAMMELSBURG, 2000; BELLO e JARVIS, 1997; GARDNER et al., 1997). Algumas razões para a volumosa utilização das coroas metalocerâmicas são: maior resistência e durabilidade, estética satisfatória, uso unitário anterior e posterior, como pilar de próteses fixas.

Pelo fato de se usar porcelana opaca para mascarar o metal a estética pode ficar prejudicada. Outra desvantagem diz respeito à margem cervical, quando a gengiva livre é muito fina, em que uma linha escura relativa à infra-estrutura metálica da coroa pode ficar visível (PRINCE et al., 1983; BELLO e JARVIS, 1997; GARDNER et al., 1997; AHERNE, 1998). No intuito de esconder essa linha alguns preparos são estendidos subgengivalmente. Isto pode ser uma solução de caráter temporário haja vista a retração gengival que pode acontecer posteriormente. Outras vezes é colocada uma camada mais espessa de porcelana para mascarar essa linha gengival alterando o perfil de emergência da coroa e provocando acúmulo de resíduos, inflamação e retração gengival.

Buscando aperfeiçoar a estética e associar as vantagens estruturais da coroa metalocerâmica com uma melhor interação junto ao periodonto, foi descrita a técnica da coroa metalocerâmica sem o colar de metal (PRINCE et al., 1983; GARDNER et al., 1997; AHERNE, 1998). Esta técnica foi introduzida na década de 60, popularizada na década de 70 e melhorada na década de 80 com a introdução da porcelana de ombro (BELLO e JARVIS, 1997). Neste tipo de restauração a estrutura metálica foi encurtada verticalmente na margem cervical vestibular e nas ameias vestibulares, ficando cerca de 2 mm aquém do término, onde foi aplicada uma porcelana de ombro (LEHNER et al., 1995; AHERNE, 1998). Este tipo de porcelana, em comparação com a porcelana de corpo, apresenta maior opacidade e maior resistência mecânica. Uma modificação mais recente proposta por Geller (1990) foi a substituição de todo o metal da margem cervical por cerâmica. Desta forma consegue-se uma melhor estética em toda a região cervical da restauração. Apesar do ganho estético obtido na região cervical ainda se faz necessária a

porcelana opaca para mascarar a infra-estrutura metálica no corpo das restaurações podendo prejudicar a estética. Ou um desgaste dental mais profundo para que a cerâmica mais espessa propicie melhor resultado estético.

Com o desenvolvimento de técnicas adesivas, a evolução das propriedades dos materiais e, principalmente, a demanda estética por parte do paciente, a cerâmica passou a ser utilizada sem reforço metálico em restaurações parciais, totais e em próteses fixas pequenas. A grande atração exercida pela cerâmica se deve à sua melhor adaptação, resistência ao desgaste e à fratura, e ótima estética (ANUSAVICE, 1997).

A incorporação de óxido de alumínio na composição da cerâmica propiciou a obtenção de uma restauração mais forte e durável que a feldspática convencional. As coroas cerâmicas sem metal demonstraram boa resistência à fratura em testes laboratoriais e têm sido consideradas de bom potencial estético porque a transmissão da luz através da restauração é melhor que nas coroas metalocerâmicas (BURKE, 1996). A cerâmica, de alto módulo de elasticidade, apresenta alta friabilidade. Após cimentada, entretanto, apresenta alta resistência à fratura (STRUB e BESCHNIDT, 1998). Apesar disso, é considerada a restauração mais susceptível à fratura na categoria das restaurações estéticas sem metal (BELLO e JARVIS, 1997). Vários estudos (BURKE e WATTS, 1994; BURKE, 1996; MAK et. al, 1997; QUALTROUGH, 1997; BURKE e WATTS, 1998) têm avaliado a resistência das coroas de cerâmica sem metal e sua relação com o remanescente dental. Para que a cerâmica desempenhe bem o seu papel funcional é necessária a execução de preparos mais profundos propiciando maior espessura da restauração. Embora a melhora estética conseguida nas restaurações tenha sido significativa, foi

observado o aumento das falhas causadas pelas propriedades mecânicas vulneráveis das coroas cerâmicas em relação às metalocerâmicas (RAMMELSBURG et. al, 2000).

As coroas de cerômero sem uma infra-estrutura metálica têm sido consideradas como outra alternativa às coroas metalocerâmicas (RAMMELSBURG et. al, 2000; CHO et al., 2004). Os cerômeros são materiais resinosos à base de Bis-GMA, combinando os monômeros dimetacrilato convencionais com a adição de monômeros metacrilatos multifuncionais (RAMMELSBURG et. al, 2000; McLAREN et. al, 1999). A melhora obtida nas propriedades físicas dos cerômeros se deve aos seguintes fatores (McLAREN et. al, 1999): maior porcentagem de carga inorgânica; inclusão de monômeros multifuncionais que possuem mais radicais de reação; processo de polimerização em laboratório que possibilita uma maior conversão polimérica; formação de cadeias mais longas com aumento das ligações cruzadas entre as cadeias poliméricas. O módulo de elasticidade do cerômero é menor que o da cerâmica, o que o torna menos friável. Suas propriedades mecânicas os tornam capazes de suportar altas cargas oclusais (KOCZARSKI, 1998). Se tais propriedades prevalecessem este material seria uma boa alternativa para casos onde o preparo dentário não pudesse ser muito profundo. Segundo Jackson (1999), uma espessura oclusal mínima de 1,5 mm para os cerômeros pode ser aceitável em algumas situações.

Os quesitos estética e resistência mecânica dos cerômeros são satisfatórios mas inferiores aos da cerâmica. Uma vantagem dos cerômeros em relação à cerâmica é a baixa capacidade de desgastar o esmalte natural. Algumas dificuldades relacionadas aos cerômeros têm sido a resistência ao desgaste,

manutenção do polimento e manchamento devido à sorpção de água (McLAREN et al., 1999).

Importantes vantagens das restaurações livres de metal são a menor necessidade de retenção mecânica compensada pelo sistema de adesão, e a baixa solubilidade do cimento resinoso (BURKE et al., 1995).

Comparativa e teoricamente, em ordem decrescente de resistência, as restaurações poderiam ser classificadas da seguinte forma: coroa metalocerâmica convencional, metalocerâmica modificada, cerâmica pura e cerômero puro. Com relação à estética a ordem seria a seguinte: cerâmica pura, cerômero, metalocerâmica modificada e metalocerâmica convencional. Observa-se que os quesitos resistência e estética estão dispostos em ordem exatamente inversa.

Pelo fato de associarem boas propriedades mecânicas, estéticas e biológicas, as coroas puras ampliaram em muito seu leque de indicações (Burke et al., 1995) conforme se segue:

- 1) Substituição de coroas convencionais.
- 2) Correção de dentes mal formados (conóides, hipoplasias, etc.).
- 3) Onde for necessário menor desgaste.
- 4) Perda acentuada por perimólise.
- 5) Puramente por melhoria estética.
- 6) Realinhamento dentário.

1.2 - Adaptação marginal

A adaptação marginal talvez seja o maior desafio a ser vencido pela odontologia principalmente na técnica restauradora indireta. Isto porque vários estágios da técnica de tratamento podem contribuir para a ocorrência de uma fenda marginal indesejável. O preparo cavitário, a moldagem, o vazamento em gesso, a reprodução do troquel e as alterações dimensionais que o material restaurador pode sofrer são alguns exemplos.

A distância entre as superfícies da restauração e da estrutura dental pode exercer forte influência na longevidade da restauração. Este espaço interfacial fica preenchido pelo agente cimentante e, quando superior a 100 µm pode resultar em desgaste excessivo do agente cimentante (LEINFEILDER et al., 1989; INOKOSHI et al., 1992). Nestas condições, o cimento estaria sujeito às mesmas características de desgaste associadas às resinas posteriores diretas (LEINFEILDER et al., 1989).

São várias as consequências de uma restauração com adaptação marginal pobre e ela é um dos importantes fatores de avaliação clínica das restaurações protéticas. Grandes discrepâncias expõem o agente de cimentação ao ambiente oral acelerando o seu processo de solubilidade e permitindo a percolação de líquidos, resíduos sólidos e outros estímulos potencialmente agressores da polpa (SULAIMAN et al., 1997; CHO et al., 2002; YEO et al., 2003). Podem favorecer a retenção de placa bacteriana e inflamação gengival (SHEARER et al., 1996; YEO et al., 2003). Exposição excessiva do agente cimentante ao meio oral causa descoloração marginal, microinfiltração, cáries secundárias e fratura de margem da

restauração. Uma adaptação pobre pode influir também na estabilidade e retenção da restauração (INOKOSHI et al, 1992). Desta forma, o menor espaço interfacial, com melhor justaposição dente/restauração, pode aumentar a resistência e durabilidade das coroas totais.

Como a adaptação marginal e a resistência à fratura podem ser diretamente determinadas pela técnica de execução das coroas e pela natureza do material, parece ser conveniente conhecer qual material apresenta melhor adaptação marginal e/ou resistência mecânica, seguindo-se os critérios de manipulação dos respectivos fabricantes. As coroas sem suporte metálico não podem ser consideradas como solução para todas os casos. Existem situações que, se não impeditivas, no mínimo limitam sua indicação e aumentam o risco de insucesso.

REVISÃO DA LITERATURA

2 - REVISÃO DA LITERATURA

2.1 – Resistência à fratura

Em 1983, Prince et al., discutiram as desvantagens estéticas das coroas metalocerâmicas e destacaram o ganho estético com a utilização dessas coroas modificadas com a margem cervical toda em porcelana. Esta técnica, segundo os autores, combina a resistência das coroas metalocerâmicas convencionais com uma estética excelente ao longo de toda a margem cervical.

As propriedades mecânicas de coroas convencionais e de cerâmica pura foram avaliadas *in vitro* por Grey et al. em 1993. Trinta e três coroas de tamanho e forma similares foram construídas sobre uma matriz padronizada. Onze coroas de cada grupo foram feitas com os seguintes materiais: metalocerâmica convencional, porcelana aluminizada e um sistema cerâmico com coping de alumina infiltrado de vidro (InCeram). Obtidas as restaurações a adaptação marginal foi avaliada com o uso de uma silicona que ocupou o espaço do agente cimentante. A espessura da linha de cimentação foi calculada a partir da área de superfície do preparo, da densidade da silicona e o peso da película de silicone. Depois as coroas foram cimentadas com cimento de zinco e levadas à carga numa velocidade de 0,5 mm/min. Quanto à adaptação marginal a análise estatística mostrou diferença significativa entre a coroa metalocerâmica (95 μm) e InCeram (123 μm) e altíssima diferença entre a coroa metalocerâmica e a porcelana aluminizada (154 μm). Quanto à resistência mecânica a porcelana aluminizada (916 N) foi significativamente mais fraca que a InCeram (1609 N) e a metalocerâmica (1557 N). Concluíram que o

sistema cerâmico InCeram parece associar satisfatoriamente a resistência do sistema metalocerâmico e a estética da porcelana pura aluminizada embora a adaptação marginal seja um pouco inferior à da coroa metalocerâmica.

A resistência à fratura de coroas totais foi avaliada por Castellani et al. em 1994. A partir de um modelo metálico padronizado foram obtidas infra-estruturas metálicas e de cerâmica. Coroas metalocerâmicas; coroas “veneer” de cerâmica de vidro(Dicor); e coroas cerâmicas com dois diferentes tipos de infra-estrutura cerâmica (Hi-Ceram e In-Ceram) foram investigados. Para as coroas metalocerâmicas a porcelana de corpo usada foi do tipo feldspática (Vita VMK 68). Para as coroas cerâmicas a porcelana de corpo foi a Vitadur N. A resistência à fratura dos três tipos de coroas com aqueles materiais foi comparada com a das coroas metalocerâmicas após testes de compressão a uma velocidade de 1mm/min. As coroas metalocerâmicas (17.4 Kg) demonstraram resistência à fratura significativamente maior do que as Dicor (5.1 Kg) e Hi-Ceram (8.4 Kg), mas semelhante às do sistema In-Ceram (22.3 Kg). As coroas metalocerâmicas apresentaram trincas somente na camada de porcelana enquanto os sistemas cerâmicos puros apresentaram fraturas generalizadas.

Burke e Watts, em 1994, avaliaram a resistência de dentes restaurados com coroas totalmente em porcelana em comparação com dentes sadios. Dez pré-molares superiores foram preparados de forma padronizada e divididos em 2 grupos. Os dentes tiveram uma redução oclusal de 2 mm. Para um grupo a inclinação das paredes foi de 6 graus e para o outro foi de 8 graus. Os ângulos internos foram arredondados e um término cervical em ombro de 0,5 mm foi executado. As coroas foram executadas com a porcelana Mirage e cimentadas sobre

os dentes. Após armazenagem em água à temperatura ambiente os dentes restaurados foram submetidos à compressão a uma velocidade de 1 mm/minuto com uma barra de aço ao longo do sulco mésio-distal. Os valores médios das cargas de fratura foram de 0,77 KN (para inclinação de 6 graus), 0,71 KN (para inclinação de 8 graus) e 0,97 KN para o grupo controle (dentes hígidos). A análise estatística não indicou diferença significativa entre o grupo de 6 graus de inclinação e o controle.

Em 1995, Burke et al. relataram que as coroas de porcelana deveriam ser cimentadas utilizando-se adesivos dentais. A resistência final da restauração seria resultado do sinergismo entre o dente subjacente, a cerâmica condicionada e o cimento resinoso. Segundo esses autores a restauração ideal deveria preencher os seguintes requisitos:

- Ser biologicamente inerte ou terapêutica;
- Ser estética;
- Restabelecer a resistência do dente subjacente, sendo resistente ao desgaste e sem o potencial de desgaste do dente natural antagonista;
- Poder ser aderida à estrutura dental influenciando a resistência dental e minimizando a infiltração marginal;
- Requerer o mínimo de desgaste dental.

As vantagens e as desvantagens das restaurações de coroas puras em relação às coroas metalo-cerâmicas são relacionadas por esses mesmos autores.

VANTAGENS

- a) O preparo pode ser mais conservador, oferecendo menor risco de dano pulpar.
- b) Boa mimetização do dente.

- c) Retenção pouco dependente da inclinação das paredes.
- d) Melhor acabamento marginal
- e) Resistência à fratura.
- f) Agente cimentante insolúvel.
- g) Estética superior.

DESVANTAGENS

- a) Falta de avaliação clínica a longo prazo.
- b) Falta de padronização dos preparos.
- c) Limitação para preparos subgengivais.
- d) Técnica de cimentação mais criteriosa, sensível e demorada.
- e) Ajuste oclusal somente após a cimentação.
- f) Irritação periodontal por excesso de cimento.

As limitações das coroas puras também foram relacionadas por Burke et al. em 1995, conforme descrito a seguir:

- 1) Pouca receptividade do paciente.
- 2) Problemas oclusais ou hábitos parafuncionais.
- 3) Impossibilidade de isolamento absoluto.
- 4) Alto risco de cárie e higiene precária.
- 5) Insuficiente remanescente dental, comprometendo a resistência e adesão da restauração.

As alterações nas técnicas de confecção de coroas metalocerâmicas e seus reflexos na resistência das restaurações foram avaliadas por Lehner et al. (1995). Eles fizeram avaliações comparativas entre 3 grupos: (1) coroas totais metalocerâmicas convencionais; (2) coroas totais metalocerâmicas com infra-

estrutura metálica 1 mm aquém da margem interna do término cervical; (3) coroas totais metalocerâmicas com infra-estrutura metálica 2 mm aquém da margem interna do término cervical. Em todos os três grupos a espessura da cerâmica de corpo foi de 1 mm. Cada grupo consistiu de 36 amostras que foram submetidas a testes de compressão. Cada grupo foi subdividido em três de 12 amostras, submetidos aos testes compressivos em angulações de 90°, 45° e 6°. As médias finais obtidas para os grupos na angulação de 90° foram: 335.9 MPa para o grupo 1; 291.6 MPa para o grupo 2; 320.2 MPa para o grupo 3. As angulações de 45° e 6° influenciaram significativamente reduzindo a resistência da cerâmica. Na inclinação de 6° falhas catastróficas para os corpos com redução de 2 mm do metal foram observadas frente a cargas baixas de 5.12 MPa.

Os resultados sugeriram que a coroa metalocerâmica modificada (“collarless”) com o metal reduzido em 2 mm aquém da terminação cervical poderiam resistir a pressões axiais de forma semelhante às aquelas totalmente suportadas por metal, considerando que seja usado um término cervical em ombro de 90°.

Em 1996, Burke avaliou a resistência à fratura de dentes restaurados com porcelana pura. O fator de variação foi a quantidade de desgaste feito no dente preparado. Após condicionamento adequado do dente e da restauração as coroas obtidas foram fixadas com um cimento resinoso. Quatro grupos de 10 pré-molares superiores hígidos foram preparados. No grupo A, uma preparação mínima de 6 graus de conicidade, redução oclusal de 2 mm e um término cervical do tipo lâmina de faca. No grupo B os preparos tiveram conicidade de 6 graus, redução oclusal de 3

mm e término cervical em ombro de 1 mm. No grupo C foi semelhante ao B, mas com 2 mm de redução sobre a cúspide vestibular e mínima preparação cervical por vestibular. No grupo D, também semelhante ao grupo B, mas com 2 mm de redução oclusal. Todos os ângulos internos do preparo foram arredondados e todas as margens cervicais foram localizadas 1 mm acima da junção cimento/esmalte.

Cada dente foi armazenado em água à temperatura ambiente por 24 horas antes dos testes mecânicos para possibilitar a polimerização complementar do cimento. Os dentes restaurados foram submetidos a cargas compressivas a uma velocidade de 1 mm por minuto em uma máquina de testes universal. A força compressiva foi exercida por meio de uma barra de aço de 4 mm de diâmetro posicionada ao longo do sulco mésio-distal. A carga requerida para fratura foi registrada em Newtons. Os valores médios alcançados para resistência à fratura foram: Grupo A, 0.77 kN; Grupo B, 0.99 kN; Grupo C, 0.91 kN; grupo D, 0.78 kN. A análise estatística não mostrou qualquer diferença entre os grupos.

Burke concluiu que o aumento do desgaste oclusal de 2 para 3 mm e o término cervical em forma de ombro, que implicaram em maior desgaste dentário, não aumentaram significativamente a resistência à fratura das coroas cerâmicas.

Segundo Julien et al. (1996) pouca atenção tem sido dada ao desenvolvimento e influência do sexo na performance mastigatória. Em função disso, realizou uma pesquisa com o objetivo de mensurar e comparar a performance mastigatória de adultos e crianças. Quarenta e sete indivíduos sadios e normais (15 homens adultos, 15 mulheres adultas, 15 mulheres jovens e 2 homens jovens) foram selecionados. Os critérios de seleção foram a oclusão, função da articulação

temporomandibular, classificação do esqueleto e o estado da dentição. A performance mastigatória foi avaliada pela habilidade de partir um objeto padronizado. Um material de moldagem foi mastigado num ciclo de 20 movimentos, retirado da boaca, secado, e tratado numa série de sete peneiras para obtenção de pequenos fragmentos. A equação de Rosin-Rammler foi usada para calcular o tamanho médio da partícula e a dimensão da distribuição das partículas. As mensurações da área de superfície dental, área de contato, força de mordida, morfologia mandibular e tamanho do corpo também foram tomados como co-variáveis. Os resultados mostraram diferenças significantes na performance mastigatória entre os três grandes grupos: os homens tiveram a melhor performance, seguidos pelas mulheres adultas e, por último, as mulheres jovens. Análises de regressão múltipla mostraram que o tamanho da pessoa foi a variável mais importante associada com as diferenças na performance mastigatória. Ao se considerar o peso as diferenças foram eliminadas. O tamanho da pessoa associado com a área de contato oclusal dos dentes posteriores e a força de mordida, explicou de 60% a 72% da variação da performance. A área de contato, altura do ramo posterior e força de mordida explicaram diferenças entre homens e mulheres, mas as diferenças entre adultos e jovens permaneceram.

Gardner et al. (1997) avaliaram *in vitro* a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas convencionais e de coroas metalocerâmicas modificadas com a margem vestibular em cerâmica (coroas “collarless”). As coroas foram cimentadas sobre preparos metálicos e o conjunto fixado em um bloco de resina de metacrilato. A carga foi incidida obliquamente de palatino para vestibular de forma que a margem vestibular sofresse compressão. Os dados foram coletados no

momento da fratura e submetidos à análise estatística. A carga requerida para causar fratura da porcelana nas coroas com margem vestibular em cerâmica (1890 N) foi significativamente maior que nas coroas metalocerâmicas convencionais (1350 N). Os autores acrescentam ainda que as cargas necessárias para provocar a fratura da porcelana são bem superiores às forças de mastigação relatadas na literatura.

Mak et al. (1997) investigaram a resistência à fratura de coroas cerâmicas feitas com quatro materiais: feldspática (Mirage), aluminizada (Vitadur N), cerâmica vítrea (Dicor), e reforçada por leucita (Empress). Quarenta pré-molares superiores divididos em quatro grupos foram submetidos a um preparo com desgaste mínimo padronizado. Obtidas as restaurações conforme orientações dos fabricantes foram cimentadas com agente resinoso e submetidas a uma carga oclusal compressiva numa velocidade de 1 mm/minuto. Foram avaliados a resistência à compressão e o modo de fratura usando a seguinte classificação:

- I - Fratura mínima ou trinca na coroa;
- II - Menos da metade da coroa perdida;
- III - Fratura coronária ao longo do sulco oclusal mésio-distal com deslocamento ou perda de metade da coroa;
- IV - Perda de mais da metade da coroa;
- V - Fratura severa do dente e/ou coroa.

A análise estatística indicou que a resistência à compressão do Dicor foi semelhante ao Empress e significativamente maior do que o Mirage e Vitadur N. Quanto ao modo de fratura o Empress, apesar da alta resistência mecânica, apresentou quatro corpos com fratura do grupo V, enquanto o Dicor e Mirage apresentaram apenas um corpo com aquele tipo de fratura severa.

Anusavice (1997) relata alguns procedimentos para reduzir o risco de fratura das restaurações de cerâmica pura. A começar da moldagem que deve ser o mais fiel possível, sem bolhas ou outros pequenos defeitos que podem levar a irregularidades superficiais piorando sua adaptação. Em geral, as coroas de cerâmica pura deveriam ter sua indicação restringida para a região anterior e para pré-molares. A literatura científica cita fraturas em coroas de molares acima de 35% após 3 anos. Segundo o autor somente sistemas metalocerâmicos deveriam ser usados para pontes fixas posteriores já que é pequeno o benefício de uso do sistema cerâmico para um ganho estético mínimo. Entretanto, em alguns anos, segundo o autor, alguns produtos poderão desafiar realmente a dominância dos sistemas metalo-cerâmicos: sistemas poliméricos (cerômeros) altamente reforçados e cerâmicas com alta resistência à fratura.

Em uma comparação dos sistemas cerâmicos puros, Rosenblum e Schulman (1997) consideraram que todos apresentaram resistência adequada para coroas unitárias, embora muitos tenham resistência à fratura inferior às coroas metalocerâmicas. Sua capacidade de ser unida à estrutura dental é considerada um mecanismo de reforço adicional para inibir fraturas. A adaptação marginal, exceto para as restaurações feitas por computador, pode ser considerada como adequada e pequenas falhas podem ser compensadas pelo cimento resinoso.

Apesar das grandes vantagens atribuídas aos materiais cerâmicos, Rosenblum e Schulman (1997), destacam 2 grandes problemas relativos ao seu uso: sua friabilidade com alto potencial de fratura e sua dureza capaz de levar ao desgaste do dente antagonista. A friabilidade pode ser contornada associando o material a uma infra-estrutura metálica e/ou incluindo pequenos cristais para

impedir a propagação das trincas. O potencial de desgaste do dente antagonista é influenciado pela dureza e pela textura superficial da porcelana. A dureza própria do material não pode ser alterada. Entretanto, o potencial de desgaste do dente antagonista pode ser minimizado se a superfície da porcelana for bem polida ou glazeada. Os mesmos autores destacam três razões que podem ter diminuído a incidência de fraturas nas restaurações de porcelana pura:

1. Materiais mais resistentes e melhores técnicas de fabricação.
2. Muitos materiais podem ser condicionados e aderidos à estrutura dental com os sistemas adesivos.
3. Técnicas laboratoriais criteriosas para a obtenção de restaurações menos espessas e mais fortes.

Relatos baseados em observações clínicas relacionavam fraturas pós-cimentação com agentes cimentantes à base de ionômero de vidro. Leevailoj et al. (1998) avaliaram *in vitro* a influência do tipo de cimento na resistência à compressão de coroas feitas sem uso de metal. Foram utilizados os materiais InCeram e VitaDur Alpha e os cimentos Fuji I, Fuji Plus, Vitremer, Advance e Panavia 21. Cinquenta pré-molares superiores humanos foram preparados para cada sistema cerâmico e subdivididos em 5 grupos sendo usado um tipo diferente de cimento para cada subgrupo. Foram feitas observações quanto a linhas de fratura e início de trincas por períodos de armazenagem de até 2 meses. A incidência de fraturas foi analisada com o teste Exato de Fisher. As amostras que não apresentaram fratura durante o período de armazenagem foram submetidas à compressão. Somente coroas cerâmicas cimentadas com Advance fraturaram durante o período de armazenagem e aquelas feitas com VitaDur Alpha pareceram

fraturar mais cedo e mais freqüentemente que as de InCeram. As trincas iniciaram na margem e, com o passar do tempo, aumentavam em número. As coroas InCeram (140 kg) foram significativamente mais resistentes que as de VitaDur Alpha (98,6 kg). Para as coroas InCeram o cimento não influenciou a resistência enquanto para as coroas VitaDur cimentadas com o Fuji I (110,5 kg) foi significativamente maior que com o Vitremer (86,6 kg).

Os autores concluíram que os resultados alcançados não diminuíram a resistência das coroas cimentadas com o verdadeiro cimento ionomérico modificado por resina.

Em 1998, Neiva et al. avaliaram a resistência à fratura de 3 sistemas totalmente cerâmicos: IPS Empress, In-Ceram e Procera AllCeram. Trinta amostras foram replicadas a partir de uma matriz usando resina com alto conteúdo de carga cujo módulo de elasticidade é semelhante ao da dentina. Dez copings de In-Ceram e dez de Procera AllCeram foram fabricados com uma espessura de 0,5 mm. O restante da porcelana para estes sistemas foi aplicada usando um aparelho para produzir uma coroa com espessura axial de 1,0 mm e oclusal de 2,5 mm. Dez coroas de IPS Empress foram enceradas e prensadas nas mesmas dimensões. A superfície interna de todas as restaurações foi condicionada previamente à cimentação. As coroas de Procera All-Ceram e In-Ceram foram jateadas com óxido de alumínio 50 µm, seguido de lavagem ultrassônica e silanização. As coroas de IPS Empress foram tratadas com ácido hidrófluorídrico 9,5% por 2,5 minutos, seguido de lavagem ultrassônica. Todas as coroas foram silanizadas, cimentadas com Panavia Ex 21, e armazenadas em umidade relativa de 100% à temperatura ambiente por 24

horas antes do teste mecânico. Os testes de compressão foram feitos com uma barra de aço de 4mm de diâmetro posicionada na face oclusal das coroas a uma velocidade de 0,5 mm por minuto. As médias das cargas de fratura obtidas foram: IPS Empress, 222 Kgf; In-Ceram, 218 Kgf; Procera AllCeram, 194 Kgf. A análise estatística não mostrou diferença significativa entre os sistemas. Na avaliação da adaptação marginal o sistema Procera AllCeram mostrou maior abertura enquanto a menor abertura ficou com o In-Ceram.

Em um trabalho de 1998 Aherne apresentou vários desenvolvimentos recentes na fabricação de coroas totais metalocerâmicas. No momento da seleção do material restaurador buscando melhorar a estética vários fatores devem ser levados em conta: resistência e durabilidade, localização do dente, a experiência e habilidade do técnico protético. Para remanescentes muito escuros podem ser indicadas coroas metalocerâmicas convencionais e modificadas, coroas cerâmicas com infra-estrutura cerâmica opaca. Para dentes com coloração normal, sistemas cerâmicos mais translúcidos podem ser utilizados resultando em melhor estética. O autor destaca a evolução da porção cervical das coroas metalocerâmicas. O uso das coroas totais metalocerâmicas convencionais resulta em uma descoloração cinza ou azulada da margem gengival. Para superar esse problema foi desenvolvida a técnica em que o metal da margem cervical vestibular até metade das proximais é cortado e substituído por cerâmica. O desenvolvimento técnico mais recente proposto por Geller (1990) consiste na substituição de todo o metal da margem cervical, cortado de 2 a 3 mm verticalmente, por cerâmica. Segundo o autor isto promove melhoria na estética por facilitar a iluminação dos tecidos marginais.

A avaliação da resistência à fratura de coroas executadas a partir de 5 diferentes sistemas cerâmicos foi feita por Strub e Beschnidt em 1998. Os testes foram feitos antes e após uma simulação de carga em uma boca artificial. Incisivos naturais superiores extraídos foram preparados com ombro em 90°. As coroas foram fixadas com cimento resinoso dual. Metade das coroas de teste foi artificialmente envelhecida, termociclada e testada quanto à resistência à fratura. Os resultados foram comparados com aqueles das coroas metalocerâmicas modificadas com ombro todo em cerâmica e cimentada com fosfato de zinco. Os resultados mostraram que o envelhecimento simulado e a termociclagem reduziram significativamente a resistência à fratura de todos os sistemas testados. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos dos sistemas cerâmicos e o grupo das coroas metalocerâmicas. As médias obtidas para cada grupo foram: 375 N para as mistas; 495 N para o In-Ceram; 345 N para o Empress caracterizado extrinsecamente; 340 N para o Empress estratificado; 265 N para o Celay feldspático; e 310 N para o Celay In-Ceram. Todos os sistemas cerâmicos testados podem ser usados para restaurações anteriores. Ressaltam, entretanto, que análises in vivo desses materiais deveriam ser realizadas antes de introduzir esta técnica como rotina na clínica.

Em 1999, Sindel et al. avaliaram o efeito de vários materiais de núcleo de preenchimento e agentes cimentantes na formação de trincas das coroas cerâmicas. Foram utilizados 56 terceiros molares recém-extraídos submetidos a um preparo padronizado. Sessenta por cento do volume da dentina foi removido e restaurado com resina composta ou ionômero modificado por resina ou compômero.

Restaurações de IPS-Empress foram obtidas e cimentadas com os diferentes materiais. Para cada grupo de material os volumes do núcleo coronário e dos cimentos foram determinados. As coroas foram examinadas quanto à presença de trincas após 1, 3, 6, 9 e 12 meses, armazenados em solução salina a 37°C. Os grupos testados não revelaram maiores diferenças no volume dos núcleos coronários e dos agentes cimentantes. Após 12 meses somente o grupo com núcleo em resina composta e coroas cimentadas com cimento resinoso não mostraram trincas. Grupos com núcleos de ionômero modificado por resina/compômero e grupos de coroas cimentados com ionômero modificado/compômero sempre resultaram em trincas. A conclusão alcançada foi de que a expansão higroscópica dos materiais ionômero modificado/compômero levaram à falha de coroas cerâmicas quando são usados como núcleos ou agentes cimentantes.

Segundo McLaren et al. (1999) os cerômeros estão melhor indicados para restaurações parciais tipo *inlay*, *onlay* e *overlay*. A primeira indicação de uso desses materiais para coroas posteriores seria quando se almejasse menor desgaste do dente antagonista. Outro potencial benefício desses materiais seria a possibilidade de reparo intra-oral embora não existam dados que comprovem a confiabilidade disso. Para esses autores as características dos preparos para coroas de cerômero deveriam ser os mesmos recomendados para coroas de cerâmica.

Drummond et al. (2000) avaliaram a resistência flexural sob carga estática e cíclica e a propensão à propagação de trincas sob carga estática de seis materiais cerâmicos restauradores. O objetivo específico do trabalho era comparar 4 cerâmicas feldspáticas reforçadas por leucita (prensáveis) com uma cerâmica de

baixa fusão e outra cerâmica contendo dissilicato de lítio (prensável). Todos os materiais foram testados como controle em ar e água destilada sem envelhecimento. Após três meses de envelhecimento em ar e água destilada foram feitos testes para determinar a resistência flexural e a tenacidade (propensão à propagação de trincas). As médias para os testes sem envelhecimento variaram entre 67 e 99 MPa, exceto para a cerâmica de dissilicato de lítio que apresentou valores duas vezes superiores (entre 191 e 205 MPa). Para a tenacidade a média ficou entre 1.1 e 1.9 MPa/m^{0.5}, sendo que para a cerâmica de dissilicato de lítio foi de 2.7 MPa/m^{0.5}. O efeito do teste em água e envelhecimento causaram redução moderada na resistência flexural, e de moderado a severo na tenacidade. Através da análise dos resultados os autores concluíram que a cerâmica contendo dissilicato de lítio tem uma resistência flexural e tenacidade significativamente maiores que as reforçadas por leucita e as de baixa fusão. Todos os grupos reforçados por leucita apresentaram resistência flexural e tenacidade superiores à cerâmica convencional. Segundo os autores, na cavidade oral as restaurações estão sujeitas a fadigas cíclicas, o que pode resultar em significativa redução na longevidade das restaurações puras de cerâmica.

Em 2000, Rammelsberg et al. avaliaram *in vitro* a resistência à fratura de coroas puras de Artglass. Os fatores de variação foram a forma de desgaste axial, a dimensão oclusal e a técnica de cimentação. Foram utilizados 72 dentes naturais (terceiros molares). O preparo axial incluiu um desgaste invasivo em forma de ombro com 1 mm de profundidade e um menos invasivo na forma de chanfrado com 0,5 mm. A redução oclusal foi de 0,5 ou 1,3 mm. As restaurações de Artglass obtidas foram cimentadas com 3 cimentos: fosfato de zinco, ionômero de vidro e resinoso. Após 10.000 ciclos térmicos entre 5° e 55°C as coroas artificiais

foram submetidas à compressão vertical até o momento da fratura. Nenhum corpo teve resistência inferior a 550N. Das 24 coroas cimentadas com o fosfato de zinco 9 se soltaram durante a termociclagem e foram testadas mesmo assim. Nos corpos com cimentação adesiva a resistência à fratura foi significativamente superior com valor médio de 1839N, contra 1426N para o fosfato de zinco e 1430N para o ionômero de vidro. O aumento da redução oclusal de 0,5 para 1,3 mm resultou em maior estabilidade com valores médios de 1457N e 1718N, respectivamente. Em relação ao término cervical, o chanfrado com 0,5 mm de profundidade mostrou resultados significativamente superiores para todos os cimentos.

Concluíram que o término em chanfrado com 0,5 mm de profundidade associado com desgaste oclusal suficiente e cimentação adesiva registrou a maior estabilidade para coroas posteriores em Artglass. Entretanto, das 24 coroas cimentadas com cimento resinoso 7 apresentaram fratura da coroa e do dente, enquanto para os outros grupos a fratura ocorreu somente na restauração.

Em 2000, Muños Chaves e Hoeppner descreveram sobre os cerômeros como alternativas restauradoras para coroas totais. Suas vantagens são apresentadas: facilidade de fabricação, resistência flexural elevada, resistência melhorada, facilidade de reparo intraoral, desgaste compatível do dente antagonista, passos clínicos menos críticos, estabilidade de cor.

Muitos testes mecânicos laboratoriais utilizam corpos-de-prova ou parte deles feitos em materiais artificiais que substituem a estrutura dental natural. Em 2000, Rosentritt et al. realizaram estudo com o propósito de verificar a resistência à fratura e adaptação marginal de coroas cerâmicas unitárias cimentadas sobre dente natural comparadas com outras cimentadas sobre dentes artificiais.

Coroas unitárias foram cimentadas sobre preparos de dentes artificiais de polímero cristal líquido e liga metálica (Co-Cr-Mo). A força requerida para fratura foi determinada usando uma máquina de testes universais e a adaptação marginal analisada através de microscopia eletrônica de varredura. Os modelos artificiais sofreram um envelhecimento simulado de 5 anos de atividade clínica. A resistência à fratura para coroas cimentadas sobre materiais artificiais foi significativamente maior do que para os dentes naturais. Não foram encontradas diferenças significantes com relação à adaptação marginal. Os autores concluíram que altos valores de testes *in vitro* podem levar a interpretações erradas das propriedades dos materiais restauradores, supervalorizando suas propriedades frente a uma situação clínica. Relatam que dentes humanos ou materiais com módulos de elasticidade comparáveis são preferíveis em testes de fratura *in vitro*.

Segal (2001) fez avaliação clínica de coroas puras de cerâmica na região anterior e posterior com o intuito de avaliar a taxa de sucesso deste tipo de restauração. Foram avaliadas 546 restaurações com infra-estrutura de alumina seguindo um protocolo consistente durante 6 anos. As coroas de In-Ceram foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro resinoso (Rely-X). A taxa geral de sucesso foi de 99,1%. Para a região anterior a taxa foi de 98,9% e para a região posterior foi de 99,2%. O autor considerou confiável o tipo de cimento usado e as coroas duráveis tanto para a região anterior quanto posterior, com sucesso igual ou superior às coroas metalocerâmicas.

Nakamura et al. (2001) avaliaram a distribuição do estresse sob várias condições de carga em coroas posteriores sem metal feitas de diversos materiais. Foram usados os cerômeros Artglass e Estenia, cerâmica Empress e

coroas metalocerâmicas convencionais. Um modelo tridimensional para elementos finitos representando um primeiro molar inferior foi obtido. As coroas tinham 1,5 mm de espessura oclusal e 1,0 mm marginal. Carga de 600 N simulando a máxima força de mordida foi aplicada verticalmente sobre as coroas. Cargas de 225 N simulando força mastigatória foi aplicada em três direções: verticalmente, em 45° e horizontalmente.

Os resultados mostraram que a distribuição do estresse nas coroas feitas com os dois cerômeros foi similar à das coroas de cerâmica. No teste simulando a máxima força de mordida, a máxima tensão em todas as coroas (17,9 a 18,3 MPa) concentrou-se em volta do ponto de carga. No teste de simulação da força mastigatória, os testes alcançaram máximo estresse de 20,3 a 26,6 MPa sob carga horizontal e 10,9 a 11,0 MPa sob carga vertical. Quando a força era aplicada horizontalmente, o estresse máximo de tensão era observado em volta dos pontos de carga na superfície das coroas de cerômero e cerâmica, e na área cervical do coping metálico das coroas metalocerâmicas. Os autores chegaram à conclusão de que a resistência de pontos de contato oclusal é importante para a integridade de coroas posteriores sem metal feitas de cerômero e que forças de mordida horizontalmente aplicadas são fatores críticos no sucesso e falha da técnica restauradora.

Ku et al. (2002) compararam a resistência à fratura de coroas feitas com 3 tipos de cerômero com a resistência de coroas metalocerâmicas numa simulação de preparos em dente anterior. Um incisivo central superior em resina foi preparado com inclinação axial de 5 graus e término cervical em ombro de 90 graus com 1 mm de largura. A linha incisal foi reduzida em 2 mm e os ângulos áxio-

gingival e áxio-incisal foram arredondados. Um molde deste dente foi feito com silicone. A partir deste molde 10 modelos em cera foram obtidos e fundidos em liga níquel-cromo. Sobre os modelos metálicos foram obtidas 10 coroas metalocerâmicas. O mesmo processo foi seguido para a obtenção de 10 coroas para cada tipo de cerômero: Artglass, Sculpture, e Targis. Todas as superfícies de adesão foram condicionadas com jateamento de óxido de alumínio. A cimentação foi feita com cimento de ionômero de vidro modificado por resina. No teste de fratura a carga foi direcionada para a linha inciso-lingual, 130° em relação ao longo eixo das amostras. Uma ponta metálica cilíndrica com 7 mm de diâmetro foi usada numa velocidade de 1 mm por minuto. Os resultados médios alcançados foram os seguintes: 1317 N para as coroas metalocerâmicas; 575 N para o Artglass; 621 para o Sculpture; e 602 N para o Targis. A análise estatística mostrou diferença significativa maior para o grupo das coroas metalocerâmicas em relação aos grupos das coroas de cerômero. Não houve diferença significativa entre os grupos de cerômero. Entretanto, os autores destacam que os valores alcançados pelos cerômeros são superiores às forças oclusais normais.

Com relação ao modo de fratura, nas coroas metalocerâmicas observou-se fratura de pequenas partes da cerâmica se destacando do metal. Nos grupos das coroas de cerômeros praticamente todas as fraturas ocorreram no sentido méso-distal separando toda a face vestibular do metal.

Em 2004, Pallis et al. consideraram que as cargas de falhas das coroas cerâmicas não são influenciadas apenas pela resistência à fratura inerente do material mas também pela geometria protética, tamanho e localização de bolhas. Nesse sentido realizaram estudo *in vitro* para comparar a resistência à fratura e

origem das falhas de coroas simuladas de primeiro molar fabricadas com 3 sistemas cerâmicos: IPS Empress 2, Procera AllCeram, e In-Ceram Zircônia. Vinte coroas axialmente simétricas foram obtidas para cada grupo para serem cimentadas sobre um preparo padronizado de resina cujo módulo de elasticidade (12,9 GPa) era similar ao da dentina humana (14,7 GPa). As coroas possuíam espessura oclusal de 1,5 a 2,0 mm, com término cervical em ombro de 1,0 mm de largura. Para todas as coroas foram feitas infra-estruturas reforçadas recobertas com cerâmica de corpo da seguinte forma: *copings* de Procera e de In-Ceram com 0,5 mm de espessura recobertos pela porcelana Vitadur Alpha; *copings* de Empress 2 com 0,7 mm de espessura axial e 1,0 mm na superfície oclusal recoberto pela cerâmica Eris. Cinco amostras adicionais de cada grupo foram seccionadas para mensuração da espessura do cimento resinoso, do *coping* e da cerâmica de corpo. As coroas de Procera e In-Ceram foram preparadas para cimentação com jateamento de óxido de alumínio e silanização. As coroas de Empress 2 foram condicionadas com ácido fluorídrico e silanização. No teste mecânico as coroas foram submetidas à carga axial, com barra cilíndrica de 6 mm de diâmetro centralizada na face oclusal, a uma velocidade de 5 mm por minuto. A resistência à fratura dos 3 grupos foi estatisticamente igual. Porém, a origem das falhas foi diferente entre os grupos. Para o grupo Empress 2 a maioria das falhas teve origem na interface *coping*/cerâmica (42,9%) ou *coping*/cimento; o grupo In-Ceram apresentou 80% das falhas originadas na interface *coping*/cimento (80%); o Procera teve metade das falhas (53%) originadas na interface *coping*/cimento. Quanto às espessuras das películas do cimento, os resultados foram semelhantes. O grupo Empress 2 apresentou espessura oclusal de película de cimento muito superior à da região axial.

Attia e Kern (2004) avaliaram a influência do tipo de tratamento dado à superfície de adesão de coroas cerâmicas na sua resistência à fratura. Quarenta e duas coroas cerâmicas padronizadas foram fabricadas sobre pré-molares humanos superiores. Sete pré-molares hígidos foram usados como controle. Os sistemas cerâmicos utilizados foram: cerâmica de baixa fusão (Duceram) e dois tipos de cerâmica (Vita Mark II e ProCAD) usando o sistema CAD-CAM. Toda a superfície de adesão das coroas (n=7) foram tratadas com duas técnicas diferentes: condicionamento com ácido hidrofluorídrico 4,9% seguido da aplicação do silano Mirage ABC; limpeza com ácido fosfórico 65% e aplicação do primer (Porcelain Liner-M). A cimentação foi feita com Superbond CeB. Após 24 horas de armazenamento em água foram feitos os testes de compressão ao longo eixo do dente a uma velocidade de 1 mm/min até a fratura. As cargas de fratura foram registradas e o teste ANOVA/Tukey foi usado para análise estatística.

A carga média de fratura do grupo controle (738 N) não foi significativamente diferente daquela dos 2 grupos CAD/CAM (667 e 715 N). Entretanto, a média desses dois grupos (controle e CAD/CAM) foi significativamente superior ao grupo da cerâmica de baixa fusão tratado com ácido hidrofluorídrico+silano (465 N) e ácido fosfórico+primer (447 N). As diferentes formas de tratamento da superfície de adesão não influenciou significativamente a resistência à fratura dentro dos grupos.

Cho et al. (2004) avaliaram a adaptação marginal e a resistência à fratura de coroas de cerômero reforçadas por fibras variando o tipo de término cervical. Quatro modelos metálicos foram preparados com diferentes termos cervicais (chanfrado de 0,9 mm, chanfrado de 1,2 mm, ombro arredondado de 1,2

mm e ombro de 1,2 mm). Quarenta coroas (10 por grupo) foram fabricadas com o sistema Targis/Vectris sobre bases metálicas duplicadas. As restaurações foram avaliadas em lupa estereoscópica em 56 pontos ao longo de toda a margem circunferencial para avaliação da adaptação marginal antes e após a cimentação com cimento resinoso. Em seguida foram submetidas a carga de compressão. A adaptação marginal (μm) foi analisada com o teste Kruskal-Wallis e teste Dunnett ($p=0,5$). Para a carga de fratura (N) foi utilizada a análise de variância e o ajuste de Scheffe ($p=0,5$). Além disso, as superfícies fraturadas foram examinadas em microscópio eletrônico de varredura para determinação do modo de falha.

Os resultados mostraram que a adaptação marginal de coroas com término em ombro foi significativamente melhor que aqueles com término em chanfrado antes e após a cimentação. O aumento da fenda marginal após a cimentação foi menor no grupo de ombro arredondado com 1,2 mm. As fendas marginais encontradas foram menores que 100 μm em 86% das coroas antes da cimentação e em 74% após a cimentação.

A resistência à fratura de coroas com chanfrado de 0,9 mm e chanfrado com 1,2 mm foi significativamente maior que aos grupos com término em ombro. A média de carga de fratura para todas as coroas, independente do tipo de término, foi 1646 N. Quanto ao modo de falha a análise revelou falha adesiva e 3 tipos de falha coesiva (fratura do Targis e Vectris, fratura do Targis com trinca na camada de Vectris e deformação sem fratura).

Os autores concluíram que a fenda marginal foi maior para as amostras com término em chanfrado. Entretanto, a resistência à fratura dessas

amostras com término em chanfrado foi maior do que aquelas com término em ombro.

2.2 - Adaptação marginal

A adaptação marginal de coroas totais e diferentes técnicas de cimentação podem influenciar definitivamente no assentamento da prótese cimentada e afetar sua longevidade. Outros fatores como tipo de término, espaçadores de troqueis e técnica de manipulação do material, podem influenciar a adaptação de coroas cerâmicas. Desta forma o foco principal dos trabalhos tem sido no sentido de combinar técnica e material que possibilitem a melhor adaptação possível das restaurações sobre o dente preparado

Em 1992, Inokoshi et al. avaliaram a adaptação marginal de inlays executadas pelo sistema CAD/CAM. Usando réplicas de pré-molares superiores foram feitas cavidades MOD tendo os ângulos internos proximais definidos e arredondados. Após obtenção das restaurações a partir de dois softwares diferentes a distância interfacial foi diretamente medida usando um microscópio modular X-Y sob magnitude de 5 x 12,5. Cinco pontos de medida ao longo de cada linha marginal (vestibular e lingual) da caixa oclusal foram avaliados. Na face proximal foram selecionados três pontos para cada linha marginal (vestibular, lingual e gengival). Na face oclusal não foram encontradas diferenças estatísticas significantes. Na face proximal as medidas foram diferentes da oclusal somente na região de ângulos. Para o software mais antigo a distância interfacial foi de 215 µm e de 176 para o software atualizado. Os resultados mostraram menor espaço marginal quando utilizado o novo software e para preparos com ângulos arredondados. Acrescentam que, devido

à limitada precisão marginal das restaurações Cerec, seu sucesso é altamente dependente da resistência ao desgaste do agente cimentante e da efetividade de união do sistema adesivo utilizado.

O trabalho de Boyle et al. (1993) comparou a adaptação marginal de coroas metalocerâmicas modificadas feitas a partir de duas técnicas diferentes. Em dois grupos foram aplicadas duas cerâmicas de ombro de alta fusão diretamente sobre a margem cervical. Nestes grupos os materiais foram Vita e Vita SM 90 termoplástica. No outro grupo uma cerâmica de corpo convencional foi aplicada na margem cervical pela técnica da lâmina de platina. A mensuração da fenda foi feita ao longo da margem vestibular com o auxílio de um microscópio com amplificação de 100x. Foram obtidas 3 medidas ao longo da margem vestibular de cada coroa e os dados cadastrados em um software. Ambas as coroas com cerâmicas aplicadas diretamente sobre a margem cervical apresentaram fendas marginais significativamente menores que aquelas com cerâmica aplicada sobre lâminas de platina. Para a técnica da lâmina de platina a média de abertura foi 13,7 μm , para o grupo Vita 8,2 μm e para o grupo Vita SM 90 foi de 11,3 μm .

Em 1996, Shearer et al. avaliaram a influência da configuração marginal e da adição de porcelana na adaptação de coroas In-Ceram. Dois métodos foram usados. Um com a técnica de secção direta e o outro com a técnica do cimento análogo usando silicona por adição. O primeiro método envolveu 40 coroas cimentadas e seccionadas nos seus respectivos modelos de prata eletroformados. Para o segundo método, 80 análogos foram embebidos e seccionados. Todas as medidas foram feitas usando um microscópio Reflex. A avaliação mostrou que as

coroas e infra-estruturas de In-Ceram se adaptam bem com fenda marginal variando de 1 a 63 μm , com média de 19 μm . O tipo de término cervical, se ombro ou chanfrado, não mostrou diferença significativa. A adição de porcelana ao *coping* de In-Ceram e repetidas queimas envolvidas na construção da coroa também não alterou a adaptação marginal. Eles concluíram que coroas de in-Ceram se adaptam bem em comparação com outros tipos de coroas previamente avaliadas (liga de ouro fundido, metalocerâmica e cerâmica pura).

Uma comparação da adaptação marginal de três sistemas cerâmicos foi feita por Sulaiman et al. em 1997. A partir de modelos metálicos de um incisivo central superior foram obtidas as coroas cerâmicas nos sistemas InCeram, Procera e IPS Empress dentro das normas técnicas laboratoriais recomendadas pelos fabricantes. As medidas foram feitas com as restaurações sobre os modelos mestres nos seguintes estágios de fabricação: após obtenção da infra-estrutura, após aplicação da cerâmica de esmalte e dentina, e após glazeamento. Em cada estágio foram feitas quatro medições em cada modelo: na metade da face vestibular, na metade da face lingual e na metade de cada uma das faces proximais. As medições foram feitas com um microscópio digital. A relevância clínica dos resultados foi interpretada por comparação com a discrepância marginal aceitável de 120 μm conforme proposto por McLean e von Fraunhofer. Todos os sistemas cerâmicos mostraram-se diferentes um dos outros. O sistema In-Ceram exibiu a maior discrepância marginal com média de 161 μm , seguido do Procera com 83 μm e IPS Empress com 63 μm . Não houve diferenças entre os vários estágios de avaliação. As

margens vestibulares e linguais mostraram discrepâncias marginais significativamente maiores que nas faces proximais.

Em 1999, Beschnidt e Strub avaliaram a adaptação marginal de coroas feitas em sistemas cerâmicos diferentes após simulação de carga mastigatória em boca artificial. Os sistemas cerâmicos utilizados no trabalho foram:

- 1) In-Ceram: coping recoberto com cerâmica Vitadur;
- 2) Empress pela técnica da pigmentação: cerâmica prensada;
- 3) Empress pela técnica de aplicação de cerâmica de esmalte sobre um coping de cerâmica de dentina. Este coping foi obtido a partir de coroas prensadas pela mesma técnica do grupo 2;
- 4) Celay com cerâmica feldspática: coroas obtidas a partir de um molde feito em resina sobre o modelo. Este molde foi escaneado e as coroas esculpidas por computador a partir de blocos de cerâmica feldspática;
- 5) Celay pelo sistema In-Ceram: copings de resina foram escaneados e esculpidos por computador a partir de blocos de In-Ceram alumina. Os copings de cerâmica foram infiltrados com vidro e cerâmica Vitadur foi sobreposta aos copings.

As coroas foram cimentadas adesivamente sobre incisivos superiores naturais extraídos e preparados com ombro em 90°. Os resultados foram comparados aos da coroa metalocerâmica modificada (toda a cervical vestibular em cerâmica) cimentada com fosfato de zinco. Para análise da fenda marginal utilizaram um estereomicroscópio com amplificação de 400X acoplado a um computador.

A análise das discrepâncias marginais mostrou diferenças significativas entre os grupos. O processo de cimentação aumentou significativamente a fenda marginal entre os grupos. O Empress pigmentação

(Grupo 2) mostrou a menor fenda marginal (média de 47 μm) seguido pelo sistema In-Ceram coping + Vitadur (Grupo 1) com média de 60 μm , e pelo Empress coping + cerâmica (Grupo 3) com média de 62 μm . As coroas do sistema Celay In-Ceram coping + cerâmica (Grupo 5) apresentaram valores médios de fenda de 78 μm , seguido do sistema Celay com cerâmica feldspática (Grupo 4) com 99 μm . A fenda marginal do grupo controle (coroas metalocerâmicas) mostraram valores médios de 64 μm de fenda marginal. O envelhecimento simulado em boca artificial não influenciou a adaptação marginal das amostras. O estudo indicou que os sistemas cerâmicos testados têm margens clinicamente aceitáveis. Entretanto, destacam que investigações *in vivo* desses sistemas deveriam ser feitos antes de seu uso clínico rotineiro.

A adaptação marginal e a resistência à fratura de coroas feitas com cerômero reforçado por fibras foram avaliadas por Cho et al. (2002). Eles analisaram o efeito da variação do preparo dental na adaptação marginal antes e após a cimentação. Três modelos metálicos com graus de convergência diferentes foram preparados: 6, 10 e 15 graus. Um total de 30 coroas, 10 por grupo, foi fabricado. As restaurações foram avaliadas em 48 pontos ao longo da circunferência marginal com um estereomicroscópio e as medidas obtidas analisadas estatisticamente. A menor fenda marginal foi encontrada nas coroas com convergência de 6 graus com média de 47 μm , antes da cimentação, e 76 μm após a cimentação. Para as coroas com convergência de 10 graus as médias pré e pós-cimentação foram 48 e 68 μm , enquanto para a convergência de 15 graus foram 69 e 78 μm . A análise estatística mostrou diferença significativa entre o grupo de 6 graus

e o de 15 graus. A fenda marginal de 95,6% das coroas estava dentro do limite clinicamente aceitável de 100 μm antes da cimentação. A cimentação provocou aumento da discrepância marginal em todos os grupos analisados. Porém, cerca de 90% de todas as amostras ainda permaneceram com fenda dentro do limite de 100 μm . No grupo de 15 graus a influência da cimentação foi menor. Segundo o autor, provavelmente, a maior expulsividade do preparo possibilitou maior escape de cimento nesse grupo. Concluíram que uma menor convergência axial possibilita melhor adaptação marginal e maior resistência à fratura e sugerem que, para coroas de cerômero reforçadas com fibra, o preparo deveria ter a menor convergência possível.

Soares et al. (2003) avaliaram a adaptação marginal de sistemas restauradores para “inlays” de resina e cerâmica. Os materiais utilizados foram cerâmica feldspática (Duceram) e três tipos de cerômero (Solidex, Targis e Artglass). Foram feitas cavidades MOD em molares e obtidas as respectivas restaurações. A avaliação da adaptação marginal foi feita usando um sistema computadorizado coletor de imagem aplicado em quatro pontos em cada face com amplificação de 250 vezes. Este sistema apresenta uma precisão de 1 μm . Entre todos os materiais a discrepância marginal verificada na região cervical foi estatisticamente superior à das regiões oclusal e proximal. A cerâmica feldspática mostrou maior discrepância do que os cerômeros, que não apresentaram diferença estatística entre si.

Estudos quanto à discrepância marginal de coroas unitárias usando vários sistemas e materiais têm resultado em inferências estatísticas ambíguas.

Segundo Yeo et al. (2003) isto se deve à pequena quantidade de amostras e número reduzido de medidas que levam à utilização de testes estatísticos não-paramétricos cuja força de avaliação é menor do que os testes paramétricos. Em seu trabalho para avaliação da adaptação marginal eles utilizaram quatro grupos: sistema metalocerâmico convencional, Celay In-Ceram, In-Ceram convencional e IPS Empress pela técnica estratificada. Cada grupo foi composto de 30 amostras. Os preparos tinham término cervical em ombro com 1 mm de largura e inclinação axial de 6 graus. A adaptação marginal de cada coroa foi aferida com um microscópio ótico com precisão de $\pm 0.1 \mu\text{m}$ em 50 pontos ao longo da circunferência marginal. O critério de fenda marginal com o máximo aceitável clinicamente ($120 \mu\text{m}$) foi usado. Os dados foram avaliados com a análise de variância ao nível de significância de 0,05. Os valores médios obtidos por grupo foram: $87 \mu\text{m}$ para o grupo controle (metalocerâmica convencional); $83 \mu\text{m}$ para o Celay; $112 \mu\text{m}$ para o In-Ceram convencional; $46 \mu\text{m}$ para o IPS Empress. Em comparação com o grupo controle, diferenças significantes foram observadas para o IPS Empress com a menor discrepância marginal. Já o grupo In-Ceram convencional exibiu a maior discrepância marginal. O grupo Celay não apresentou diferença em relação ao grupo controle.

A discrepância marginal vertical de *copings* cerâmicos de diferentes materiais foi analisada por Quintas et al. (2004). Foram avaliados os efeitos de diferentes termos cervicais, técnicas de manipulação da cerâmica e agentes cimentantes. Foram obtidos dois preparos de coroas de molares em padrões metálicos. Em cada um deles foi feito um término cervical diferente: chanfrado

profundo e ombro arredondado. Cada molar foi duplicado para fabricar 90 *copings*. Para cada término foram obtidos 9 subgrupos com 10 amostras, numa combinação de diferentes materiais cerâmicos para o *coping* (Empress II, InCeram e Procera) e diferentes agentes cimentantes (fosfato de zinco, ionômero de vidro e resinoso). Um dispositivo especial de alumínio foi desenvolvido para posicionar o modelo metálico e o *coping* cerâmico. A distância (μm) entre dois pontos pré-determinados foi medida antes e após a cimentação por um projetor de perfil sob uma força de torque. A análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas foi feita para verificar a influência de cada fator na discrepância marginal vertical: 3 fatores entre os *copings* (tipo de término, material e agente cimentante) e um fator inter-*coping* (antes e após a cimentação).

Os dados analisados acusaram diferença estatística para o fator material. Os *copings* Procera apresentaram as menores médias de valores de discrepância marginal antes e após a cimentação (25/44 μm) quando comparados ao Empress II (68/110 μm) e ao InCeram (57/117 μm). O fator cimento e o tipo de término cervical não apresentaram influência significativa na discrepância marginal cervical. Os autores concluíram que em se considerando cada fator separadamente, a técnica de manipulação da cerâmica parece ser o fator testado mais importante para a discrepância marginal vertical dos *copings* cerâmicos.

PROPOSIÇÃO

3 – PROPOSIÇÃO

Os propósitos deste trabalho são:

- 1 - Avaliar a adaptação marginal das restaurações antes da cimentação;
- 2 - Avaliar a resistência à fratura de coroas totais executadas em diferentes sistemas sob força de compressão;
- 3 - Avaliar o modo/local de fratura.

MATERIAL E MÉTODO

4 - MATERIAL E MÉTODO

O trabalho será desenvolvido com seis grupos, cada um contendo 8 corpos-de-prova, conforme descrito a seguir. As especificações dos materiais estão disponíveis no apêndice e todos foram utilizados dentro das indicações recomendadas pelos fabricantes.

GRUPO A – Coroa metalocerâmica convencional

- Infra-estrutura metálica com 0,5 mm de espessura: NiCr (Durabond MS)
- Corpo: Cerâmica opaca/feldspática convencional (Noritake)

GRUPO B – Coroa metalocerâmica modificada

- Infra-estrutura metálica com 0,5 mm de espessura: NiCr (Durabond MS)
- Corpo: Cerâmica opaca/feldspática convencional (Noritake)
- Término cervical e ameias vestibulares: Cerâmica de ombro (Noritake)

GRUPO C – Coroa em cerâmica pura reforçada por dissilicato de lítio

- Empress II (Ivoclar-Vivadent)

GRUPO D – Coroa em cerâmica pura reforçada por leucita

- Cergogold (Dentsply)

GRUPO E – Coroa em cerâmica pura reforçada por leucita-fluorapatita

- d.Sign (Ivoclar-Vivadent)

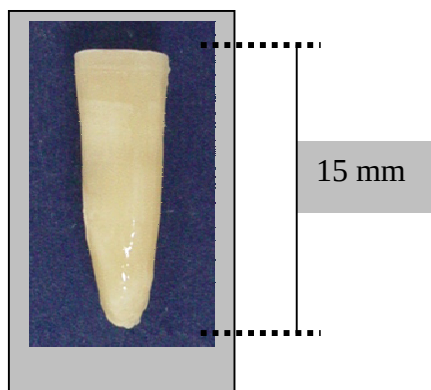
GRUPO F – Coroa em cerômero puro

- Targis (Ivoclar-Vivadent)

4.1 - Seleção dos dentes

Inicialmente foram selecionados 200 dentes incisivos bovinos recém-extraídos, armazenados em soro fisiológico com Timol. Após limpeza com cureta periodontal foram transferidos para frascos contendo solução salina 0,9%. Num segundo momento foram separados os dentes que apresentavam raízes mais retas e volumes semelhantes que foram seccionados para obtenção de raízes com comprimento de 15 mm (Figura 1). Este comprimento se encaixa dentro da média de tamanho das raízes de pré-molares de dentes humanos (COHEN e BURNS, 2000).

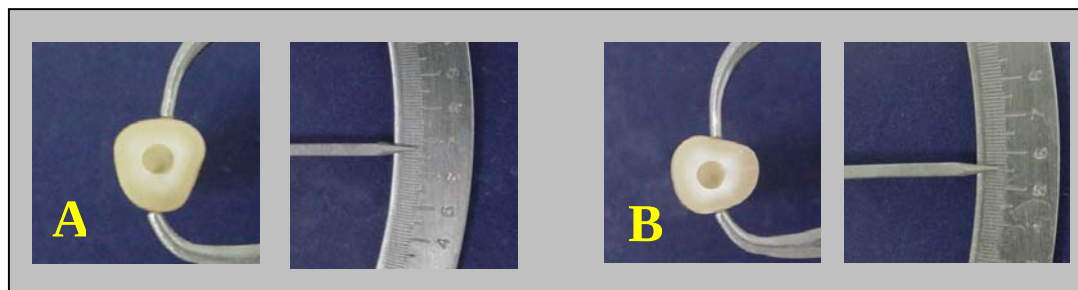
Figura 1 – Raiz bovina seccionada



Após a secção das raízes uma terceira seleção foi feita em função do volume, da anatomia radicular e do diâmetro do conduto radicular. Os diâmetros cervicais das raízes foram controlados pela mensuração das distâncias vestibulo-lingual e mésio-distal na porção coronária com o intuito de manter as raízes com as medidas mais próximas. As raízes foram selecionadas dentro das seguintes medidas: comprimento de 15 mm; diâmetro vestibulo-lingual entre 6 e 7 mm; diâmetro

mésio-distal entre 5 e 6 mm (Figura 2). Os condutos deveriam apresentar diâmetro inferior ao da broca que seria usada para o alívio do canal.

Figura 2 – Diâmetro das raízes: A) Vestíbulo-lingual; B) Mésio-distal



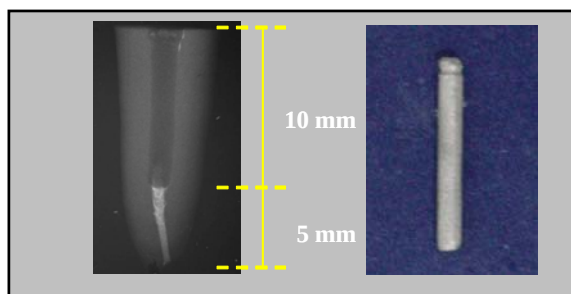
O conduto radicular recebeu o tratamento endodôntico adequado com Gutapercha (Dentsply Ind. Com. Ltda – Petrópolis – RJ - Lote 108899 – Valid. 03/2008) e cimento obturador Fill Canal (Technew Com. Ind. Ltda – Rio de Janeiro – RJ – Lote 040C6 – Valid. 05/2007). Ao final, foi deixado com 5 mm de obturação apical. O preparo do conduto para receber o pino foi feito com broca cilíndrica de 1,59 mm de diâmetro (Broca de aço rápido – 1/16 – Twill – São Paulo – SP), adaptada em baixa velocidade com um demarcador de comprimento em 10 mm. Após a padronização em diâmetro e comprimento o conduto foi limpo com água oxigenada a 10 volumes, lavado e secado com cones de papel absorvente e discreto jato de ar (Figura 3).

4.2 - Obtenção e cimentação do pino metálico

A partir de um bastão de cera, de formato cilíndrico, foi fundido um pino em liga de níquel-cromo (DURABOND MS – Marquat e Cia – São Paulo –

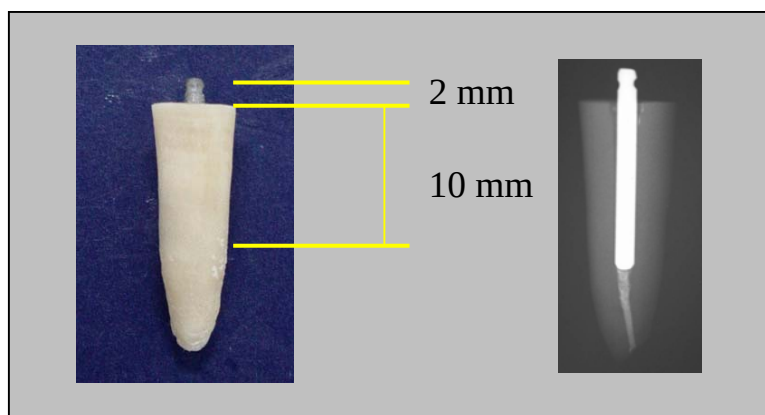
Brasil) com 12 mm de comprimento e 1,5 mm de diâmetro. Com um disco de carborundo, na parte coronária do pino, a 1 mm da extremidade, foi feita uma canaleta circunferencial para auxiliar na retenção mecânica da resina de preenchimento (Figura 3). As extremidades do pino foram discretamente arredondadas para diminuir a tensão gerada sobre a raiz e sobre o preenchimento coronário.

Figura 3 – Conduto aliviado e pino intrarradicular pronto para cimentação.



A superfície do pino foi jateada com óxido de alumínio 50 μm sob pressão de 2 bar seguido de lavagem em água ultrassônica por 5 minutos. Para cimentação do pino dentro do canal foi utilizado o cimento de fosfato de zinco (Vigodente S/A – Ind. e Com. – Rio de Janeiro – RJ – Lote 005/03 – Valid. 08/2008) seguindo as instruções do fabricante. O cimento foi levado dentro do conduto com o auxílio de uma broca lentulo e pincelado sobre a superfície do pino. O pino foi então posicionado dentro do conduto até que os 10 mm de profundidade previamente aliviados fossem alcançados (Figura 4). Observado o tempo de presa, os excessos de cimento foram removidos.

Figura 4 – Raiz com pino metálico cimentado e visão radiográfica do conjunto.

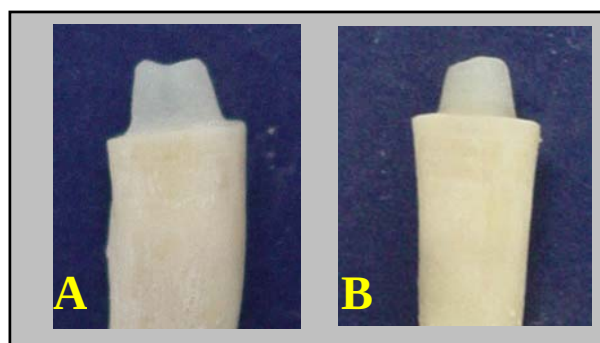


4.3 - Construção do núcleo de preenchimento e preparo coronário

Após 10 minutos do término da cimentação do pino no conduto radicular foi feito o processo de condicionamento da superfície dentária e do pino para receber o núcleo de preenchimento coronário: aplicação de ácido fosfórico a 35% por 30 segundos; lavagem com spray ar/água; eliminação do excesso de água com papel absorvente; aplicação do sistema adesivo simplificado (Single Bond – 3M Dental Products – São Paulo – Brasil - Lote 3JG – Valid. 07/2006) por 20 segundos e polimerização por 20 segundos com um fotopolimerizador Optilight II (Gnatus – Ribeirão Preto – São Paulo – Brasil) com potência de 400 mW/cm². Em seguida foi feito o preenchimento coronário com resina composta fotopolimerizável (Z250 – 3M Dental Products – São Paulo – Brasil – Lote 3WH – Valid. 01/2006) aplicada pela técnica incremental, sendo cada incremento polimerizado por 20 segundos. Obtido o volume adequado do núcleo de preenchimento coronário o preparo foi feito com características baseadas no trabalho de Burke (1996): inclinação axial total de aproximadamente 6 graus, término cervical em ombro com

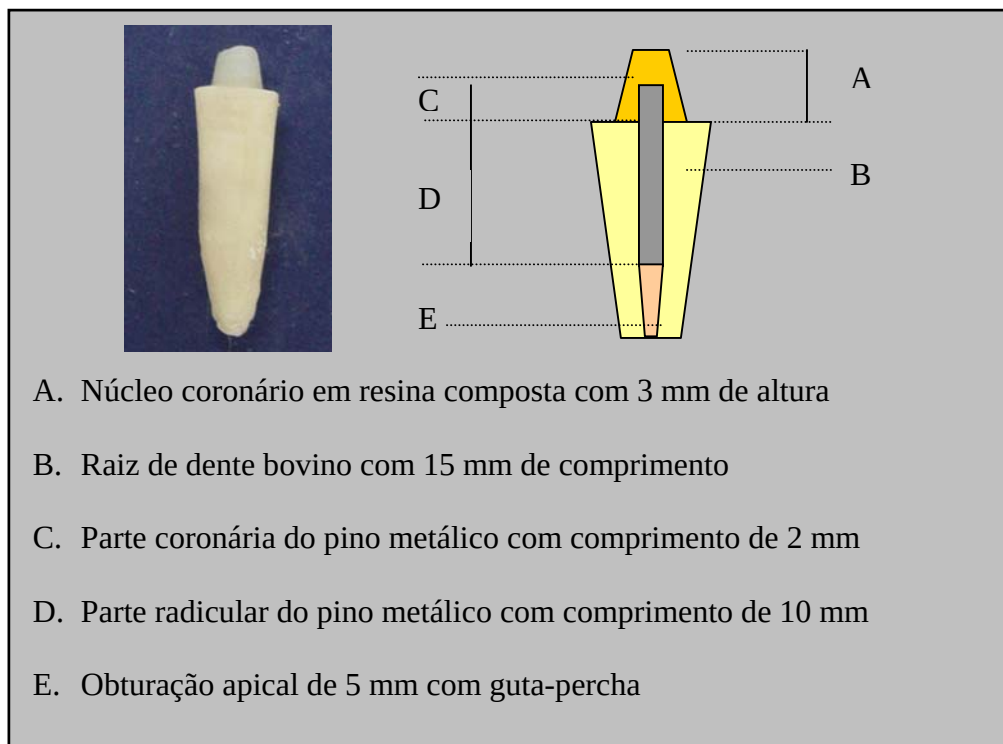
largura aproximada de 1,0 mm e ângulo interno arredondado; todos os outros ângulos internos arredondados. O preparo foi executado em alta rotação e o acabamento feito em baixa velocidade de rotação com ponta diamantada 2143 (KG Sorensen Ind. Com. Ltda – Barueri – SP – Lote 030609 – Valid. 06/2006), cilíndrica de extremo plano e borda arredondada. Para cada grupo foi utilizada uma ponta diamantada nova. Após o desgaste o núcleo coronário em resina composta apresentou 3 mm de altura na região do sulco central, ou seja, com 1 mm de resina acima da borda do pino metálico (Figura 5). Na região das cúspides a altura era aproximadamente 3,5 mm.

Figura 5 – Preenchimento coronário: A) Visualização proximal ; B) vestibular.



Cada preparo foi armazenado em frasco plástico individualizado e devidamente numerado para identificação. A figura 6 mostra, esquematicamente, a composição do corpo-de-prova preparado e pronto para ser moldado.

Figura 6 – Características e composição dos corpos-de-prova



4.4 -- Moldagem dos preparos

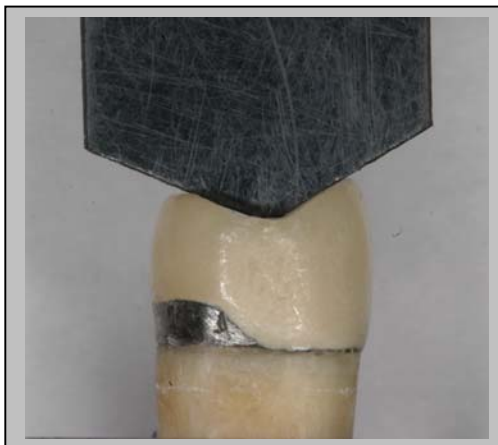
A moldagem dos preparos foi executada 10 dias após o término do preenchimento coronário para permitir a expansão higroscópica da resina e prevenir desadaptações ou trincas das futuras coroas. O material de moldagem utilizado foi o poliéter Impregum (3M ESPE – Ribeirão Preto – SP - Brasil – Lote 148408 – Valid. 10/2005), de consistência média. Para o ato de moldagem foram utilizadas partes de cápsulas de amálgama devidamente limpas e identificadas com o número da amostra. A superfície interna das cápsulas foi jateada com óxido de alumínio, limpa e coberta com o agente adesivo que acompanha o material de moldagem para dar mais estabilidade ao material no momento de remoção do molde. Após a manipulação do Impregum conforme instruções do fabricante a cápsula foi

preenchida com o material. A superfície do preparo foi coberta com o material de moldagem para prevenir bolhas e o dente foi inserido dentro da cápsula até que toda a superfície preparada fosse envolvida. Uma vez atingido o tempo de presa do material o molde foi removido e avaliado. Em se detectando qualquer irregularidade nova moldagem era realizada. Todos os moldes obtidos foram preenchidos com gesso pedra especial tipo IV (Herostone - Vigodente – Rio de Janeiro – RJ – Brasil – Lote 01204 – Valid. 03/2008) para obtenção dos troquéis. A manipulação do gesso foi feita seguindo as recomendações do fabricante. Após análise da qualidade dos troquéis os mesmos foram encaminhados para o laboratório e trabalhados conforme a especificação de cada material restaurador.

4.5 - Manipulação do molde e obtenção das coroas

Com a obtenção do modelo as coroas foram fabricadas seguindo-se as recomendações técnico-laboratoriais dos fabricantes para o seu material. No seu formato final as coroas apresentaram espessura axial aproximada de 1,5 mm no terço gengival e espessura oclusal de 2 mm (NEIVA et. al, 1998). A inclinação oclusal das coroas foi controlada através de uma referência padronizada (Figura 7) cuja angulação foi baseada nas medidas de pré-molares humanos hígidos.

Figura 7 - Padronização da inclinação oclusal das coroas



4.6 - Avaliação da adaptação marginal antes da cimentação

Concluído o processo de fabricação todas as coroas foram jateadas internamente com óxido de alumínio 50 μm (pressão de 2 bar) por 10 segundos e lavadas em água com ultrassom por 1 minuto para eliminação de resíduos que pudessem interferir na sua adaptação.

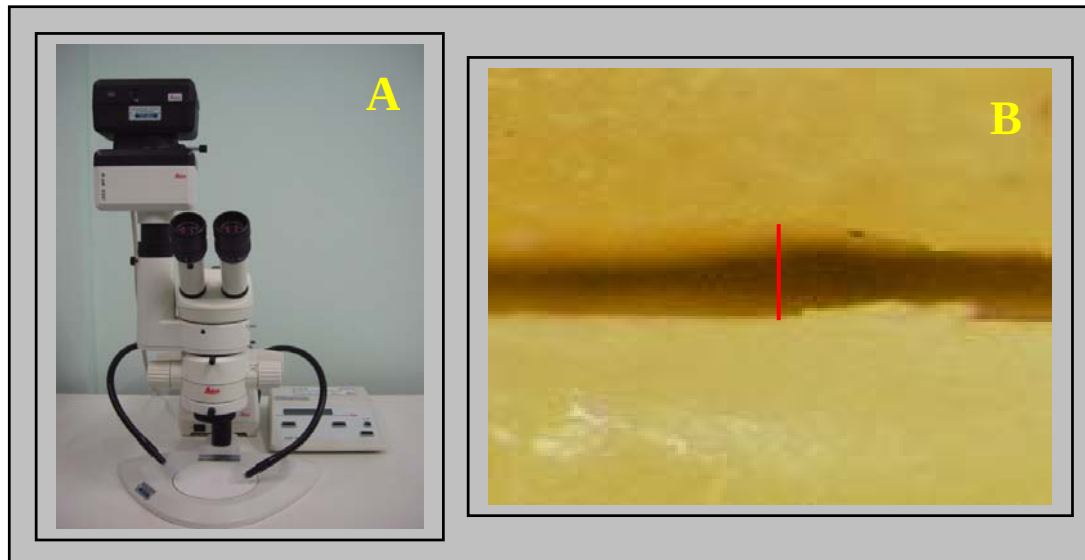
A coroa concluída foi sobreposta ao preparo para uma inspeção prévia visual e com auxílio de uma sonda exploradora para avaliação macroscópica da adaptação marginal dentro dos mesmos critérios da prática clínica (Figura 8). Estando a coroa satisfatória foi feita a avaliação microscópica da fenda marginal antes da cimentação.

Figura 8 – Aspecto macroscópico da adaptação marginal



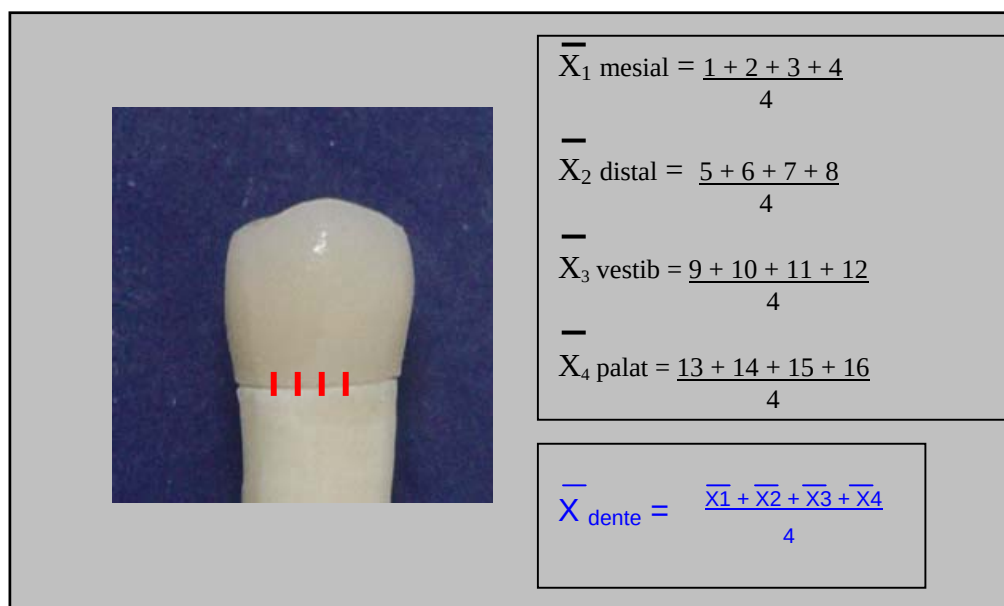
Para aferição microscópica da adaptação marginal das amostras foi utilizado uma lupa estereoscópica em aumento de 40X (Modelo LEICA MS 5 – Leica Microscopy Systems Ltd – Heerbrugg - Switzerland), com iluminação externa e sistema fotográfico acoplado (Fig. 9A). Os parâmetros de regulagem da lupa para as fotos foram: abertura de lente 5; objetiva 4 (ampliação real de 40x); intensidade 5 de iluminação externa. Na objetiva 4 obtém-se um campo bastante ampliado mas pouco extenso. Desta forma, foram selecionados os pontos que apresentavam maior discrepância marginal ao longo de toda a face avaliada. Para a fotografia o sistema reconhece o filme e, automaticamente, determina os parâmetros a serem seguidos e calibra o tempo de exposição. As imagens foram captadas em filme comum (Fujicolor Superia – ASA 100 – Valid. 2006) e revelados digitalmente. Na imagem digitalizada foram localizados os pontos de maior discrepância e a amplitude de cada ponto definida a partir do ângulo cavo-superficial até a margem da restauração (Fig. 9B), conforme estudo realizado por Cho et al. (2002). Os resultados finais indicarão, provavelmente, o maior grau de desadaptação das coroas.

Figura 9 – A) Lupa estereoscópica empregada na captação da imagem. B) Fenda marginal ampliada pelo estereomicroscópio.



As fotografias digitais foram analisadas por um programa computadorizado (HLImage++97). Este programa importa as imagens em BMP de um arquivo e permite a mensuração de medidas lineares e áreas. Através de uma ferramenta de calibração pode-se determinar qual a unidade de medida desejada. O sistema foi, então, calibrado para mensurações lineares em micrometros (μm). Foram feitas medições da fenda marginal em 4 pontos de cada face, perfazendo um total de 16 pontos mensurados por cada dente (INOKOSHI et al., 1992; SOARES et al., 2003). A média destes 4 pontos representou, então, a desadaptação de cada face. A desadaptação de cada dente foi calculada pela média aritmética das medidas das 4 faces dentais (Figura 10). A aferição foi realizada por um único avaliador. Este método possibilita a avaliação da adaptação marginal deixando as amostras intactas para utilização em outros testes.

Figura 10 – Cálculo da média da fenda marginal por face e média geral por dente



4.7 - Cimentação das coroas

Para se obter a melhor interação dente/restauração as superfícies de adesão foram preparadas conforme descrito a seguir.

4.7.1 – Condicionamento das superfícies de adesão das restaurações

GRUPO A – Coroa metalocerâmica convencional: jateamento da infra-estrutura metálica com óxido de alumínio 50 µm (N.Martins e Teixeira Ltda – Cod. NM047 – Valid. Indeterminada), pressão de 2 bar por 10 segundos, seguido de lavagem

ultrassônica por 1 minuto (GARDNER et al., 1997; BESCHNIDT e STRUB, 1999; PALLIs et al., 2004).

GRUPO B – Coroa metalocerâmica modificada: jateamento da infra-estrutura metálica e da porcelana de ombro com óxido de alumínio 50 µm (pressão de 2 bar) por 10 segundos (Trijato - Odonto Larcon), lavagem ultrassônica por 1 minuto (Thornton Inpec Eletronica Ltda), aplicação do Silano (Dentsply Brasil – São Paulo – SP – Lote 25070 – Valid. 09/2005) sobre a cerâmica de ombro, aplicação do adesivo e polimerização por 20 segundos (JACKSON, 1999).

GRUPOS C, D, E, e F (Empress II, Cergogold, d.Sign, e Targis, respectivamente) – jateamento da superfície interna com óxido de alumínio a 50 µm (pressão de 2 bar) por 10 segundos, lavagem em água ultrassônica por 1 minuto, aplicação do silano em toda a superfície interna, aplicação do adesivo e fotopolimerização por 20 segundos (JACKSON, 1999).

4.7.2 – Condicionamento da superfície de adesão dos preparos

Toda a superfície de adesão dos preparos foi condicionada com ácido fosfórico a 32 % por 30 segundos. Após lavagem e secagem com papel absorvente foi aplicada uma camada do sistema adesivo simplificado (Single Bond) por 20 segundos, remoção dos excessos e fotopolimerização por 20 segundos com fotopolimerizador Optilight II.

4.7.3 – Cimentação propriamente dita

A cimentação das restaurações foi feita com cimento resinoso de dupla ativação (RelyX ARC – 3M ESPE – Lote EFEJ – Valid. 03/2006) manipulado conforme instruções do fabricante nas mesmas condições de ambiente, e aplicado na superfície interna das restaurações. Estas foram adaptadas no preparo, sendo os excessos removidos com bolinha de algodão, e mantidas sob pressão constante em prensa vertical com carga de 500 g (Figura 11). A polimerização foi feita com aparelho Optilight, com intensidade de luz de 480 mW/cm^2 . Cada face foi polimerizada por 40 segundos. Resíduos de adesivo e cimento que permaneceram foram removidos com pontas de borracha abrasiva ao longo da linha de cimentação em baixa rotação. A seguir as restaurações foram armazenadas em soro fisiológico à temperatura ambiente.

Figura 11 – Cimentação sob carga de 500 g em prensa vertical.



4.8 - Preparo dos corpos-de-prova para os ensaios de compressão

Os testes de resistência à compressão das restaurações foram efetuados sete dias após a cimentação, estando os dentes sempre armazenados em soro fisiológico durante todo o período. Neste espaço de tempo os dentes foram preparados para os ensaios de compressão. Com a finalidade de reproduzir a movimentação do elemento dental no interior do alvéolo, foi criado um alívio em cera envolvendo a raiz para simular um ligamento periodontal artificial antes da inclusão das raízes em um cilindro preenchido com resina.

Scharnagl, em 1998, avaliou a simulação do ligamento periodontal na realização de testes de resistência à fratura em restaurações indiretas confeccionadas em cerâmica. Inicialmente foram realizados testes de movimentação dental em mandíbulas de porcos para detectar o grau de movimentação dental a ser reproduzido no ligamento artificial. A simulação do ligamento foi realizada com diversos materiais elásticos: silicona por adição e condensação de consistência leve e pesada, poliéter. Os melhores resultados foram obtidos com o emprego do material de moldagem à base de poliéter, Impregum F (3M), aplicado em associação com o adesivo do material. O autor relata que o ligamento periodontal artificial é fundamental para reproduzir as características clínicas da aplicação de tensões e as fraturas ocorridas em experimentos laboratoriais.

4.8.1 - Cobertura das raízes com cera

A cera foi aquecida a 65°C em um recipiente de aço inox, acoplado a uma unidade de aquecimento com termostato digital. Cada amostra foi apreendida na sua parte coronária com um fórceps 69 e introduzida com um rápido movimento no recipiente com cera plastificada e, em seguida, mergulhada em água fria para que a cera se solidificasse. Dessa forma se consegue uma espessura de película de cera entre 0,2 e 0,3 mm. (Figura 12). O alívio com cera foi mantido a 1 mm aquém de toda a margem cervical do preparo.

Figura 12 – Corpo-de-prova com alívio de cera na raiz.



4.8.2 - Inclusão das raízes em cilindros de resina

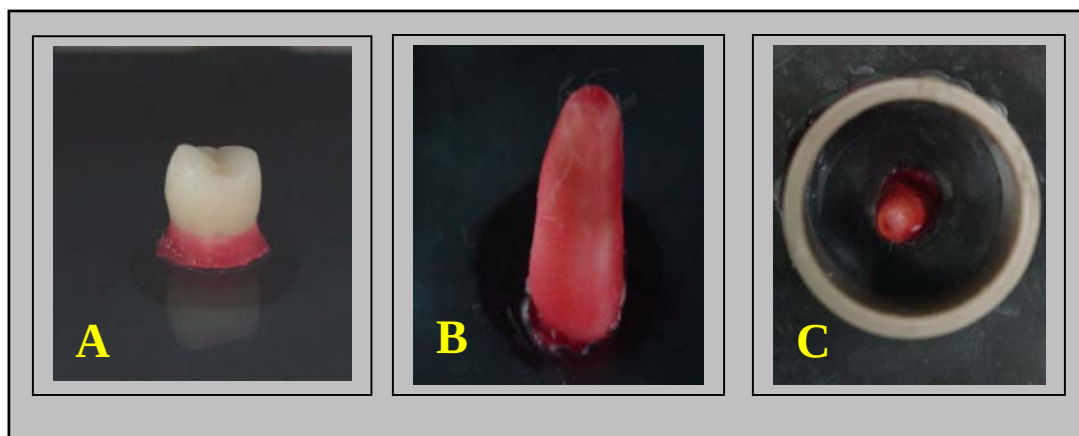
Inicialmente foi preparada uma capa plástica com perfurações de aproximadamente 6 mm de diâmetro com um vazador para couro. A capa foi posicionada sobre uma placa de madeira, servindo de referência para que outras perfurações fossem feitas na placa de madeira em posições coincidentes com aquelas da capa plástica. Na madeira as perfurações foram feitas com brocas próprias utilizando-se furadeira elétrica, com profundidade e diâmetro suficientes

para alojar todo o conjunto preparo/coroa. A capa foi, então, fixada sobre a placa de madeira.

Cada conjunto preparo/restauração, já com o alívio em cera na raiz, foi posicionado em uma perfuração, com a raiz voltada para dentro da madeira e tendo como referência de altura o limite coronário do alívio em cera, ou seja, 1 mm aquém da margem do preparo. O conjunto foi fixado com cera rosa de forma que o plano oclusal da coroa ficasse paralelo à superfície (Figura 13A).

A capa plástica com os dentes fixados por cera foi removida da placa de madeira e cuidadosamente reposicionada com as coroas voltadas para a madeira, de forma que as raízes ficassem bem expostas (Figura 13B). Cilindros de PVC $\frac{3}{4}$ com 2 cm de altura foram obtidos mantendo-se as extremidades regulares e paralelas. Foram então posicionados em torno da raiz dos corpos-de-prova e também fixados com cera (Figura 13C).

Figura 13 – Corpo-de-prova fixado sobre capa plástica - A) Face oclusal perpendicular à superfície; B) Raiz pronta para inclusão; C) Tubo PVC posicionado

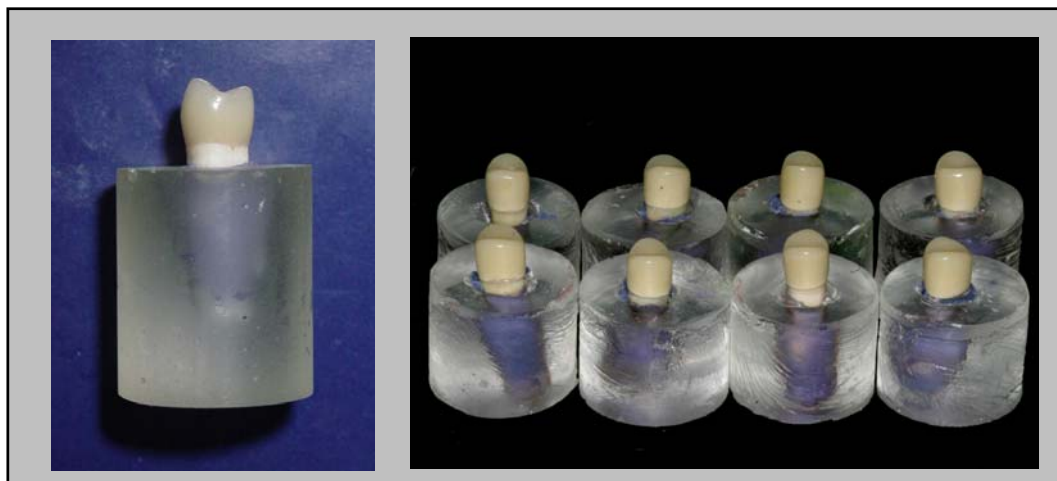


Resina de poliestireno autopolimerizável (Sales e Antunes Com e Representações Ltda – Uberlândia – MG – arnaldoneto@aol.com) foi manipulada na proporção de 100ml de resina para 2 ml de catalisador, e vertida no interior do cilindro de PVC. Previamente ao preenchimento o tubo de PVC foi lubrificado com vaselina na sua superfície interna. Decorridas 2 horas da inclusão para polimerização da resina, o conjunto foi retirado da placa perfurada e o preenchimento de resina deslocado do tubo de PVC. O conjunto dente/restauração foi removido do cilindro de resina e a cera removida com água aquecida.

4.8.3 – Reprodução do ligamento periodontal artificial

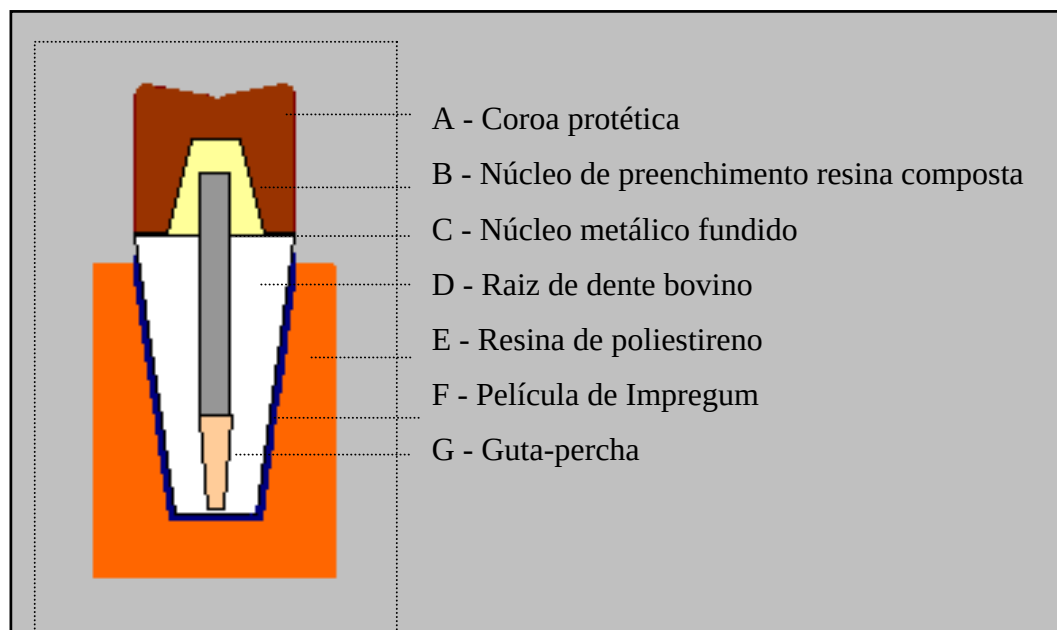
O interior do alvéolo criado e a superfície da raiz foram limpos com algodão embebido em álcool e secados com ar. O adesivo do material de moldagem foi aplicado no interior do alvéolo e na superfície da raiz. Novamente foi manipulado o poliéter Impregum (3M ESPE) e aplicado na superfície da raiz. O conjunto dente/restauração foi reposicionado dentro do alvéolo sob pressão digital até o limite de 1 mm aquém da margem do preparo. Aguardado o tempo de presa do poliéter os excessos foram removidos. Dessa forma, uma película contínua do poliéter simula o espaço periodontal e possibilita pequenos movimentos do dente dentro do alvéolo quando submetido à compressão (Figura 14).

Figura 14 – Simulação do espaço periodontal – A) Corpo-de-prova finalizado para o teste de compressão; B) Grupo de amostras com ligamento periodontal reproduzido



A figura 15 mostra, esquematicamente, a composição e características do corpo-de-prova finalizado para os testes mecânicos.

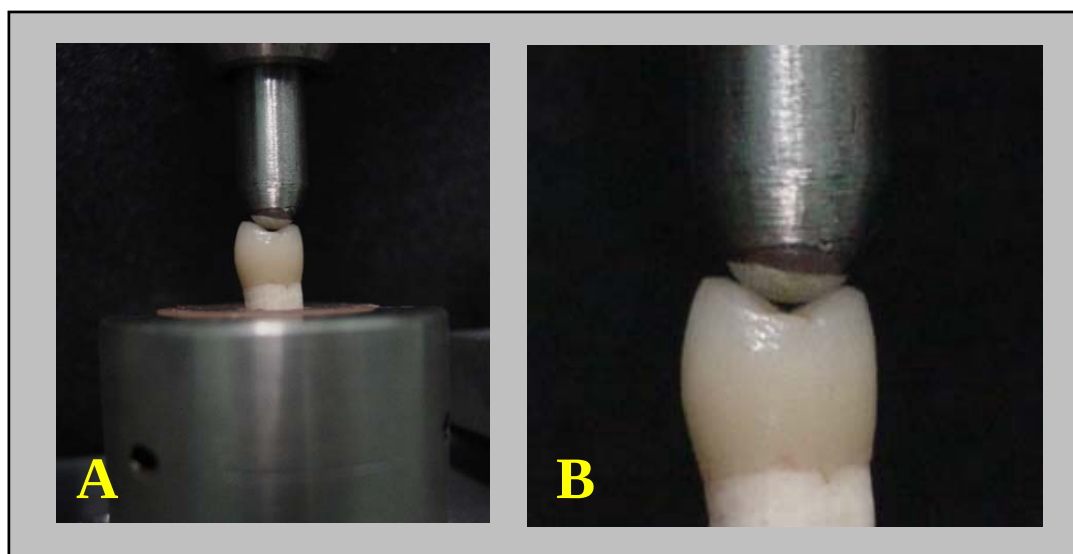
Figura 15 - Corpo-de-prova finalizado para o teste de compressão.



4.9 – Ensaios de compressão

Sete dias após a cimentação, sempre mantidos em soro fisiológico à temperatura ambiente, os corpos-de-prova foram submetidos a cargas de compressão para avaliação da sua força de resistência e do modo de fratura. Os testes foram executados em uma máquina de ensaios EMIC 2000 DL (EMIC Ind Ltda – São José dos Pinhais – PR – Brasil) à velocidade de 0,5 mm por minuto (BURKE, 1996). Foi utilizada uma célula de carga de 500 g. A força de compressão foi executada por uma haste metálica com extremidade esférica de 6 mm de diâmetro (Figura 16A e B). No momento em que se observou trinca ou fratura da restauração foi feito o registro da força de resistência (kgf). Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística para verificação de possíveis diferenças a um nível de significância de 5%.

Figura 16 – A) Corpo-de-prova posicionado na máquina de testes; B) Relação da ponta metálica sobre a face oclusal da coroa.



4.10 - Análise do modo de falha

O modo de falha foi analisado com base no trabalho de Burke (1996) conforme critérios a seguir (Figura 17):

Tipo I – Fratura/trinca a nível cervical só do material não metálico

Tipo II – Fratura coesiva do material não metálico sem envolver a interface (com o metal ou o dente)

Tipo III – Fratura coesiva do material não metálico envolvendo qualquer interface

Tipo IV – Fratura envolvendo o núcleo de preenchimento (raiz preservada)

Tipo V – Fratura da restauração com envolvimento da raiz

Figura 17 – Ilustração esquemática dos tipos de fratura analisados



Caso não fosse possível definir o tipo de falha no momento do registro da resistência à fratura, a carga era mantida até que houvesse essa definição.

RESULTADOS

5 – RESULTADOS

5.1 – Resistência à fratura

Os dados obtidos após os ensaios de compressão foram transcritos a partir dos valores registrados na máquina de ensaios no momento exato da fratura da restauração. O quadro 1 mostra os valores originais de todas as amostras.

Quadro 1 - Valores obtidos em kgf para os corpos-de-prova de todos os grupos.

GRUPO	AMOSTRAS							
	1	2	3	4	5	6	7	8
A	137.67	101.86	131.22	156.22	113.90	137.69	147.88	202.93
B	160.48	193.24	151.89	214.75	192.88	154.13	150.84	163.09
C	43.37	76.15	61.23	55.55	55.83	76.47	91.12	77.35
D	57.99	67.37	65.74	49.98	66.10	52.57	21.83	64.86
E	37.30	40.00	53.98	49.32	69.62	26.40	39.39	46.55
F	69.51	83.80	83.78	64.84	86.48	72.25	92.00	59.48

Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística. Inicialmente foi verificado que a distribuição dos dados não é normal. Com o objetivo de verificar a existência de diferenças significantes entre os grupos foi aplicado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis (SIEGEL, 1975) aos dados em questão. O nível de significância foi estabelecido em 5%, em uma prova bilateral. O teste mostrou diferenças significantes entre as distribuições analisadas.

Diante desse resultado, foi aplicado o teste U de Mann-Whitney (SIEGEL, 1975), aos dados combinados dois a dois, para que fossem localizadas as diferenças. Os resultados pareados estão demonstrados no quadro 2.

Quadro 2– Probabilidades associadas aos valores de U, obtidas quando da aplicação do teste de Mann-Whitney aos resultados dos seis grupos.

Grupos Analisados	Probabilidades
A x B	0,0209*
A x C	0,0008*
A x D	0,0008*
A x E	0,0008*
A x F	0,0008*
B x C	0,0008*
B x D	0,0008*
B x E	0,0008*
B x F	0,0008*
C x D	0,2480
C x E	0,0087*
C x F	0,2076
D x E	0,1152
D x F	0,0117*
E x F	0,0023*

(*) Diferença significativa para $p < 0,05$

No quadro 3 são mostrados os valores médios de resistência à fratura para cada grupo e a análise comparativa entre os grupos de acordo com os resultados do teste U de Mann-Whitney.

Quadro 3 – Médias amostrais calculadas (Kgf) e localização das diferenças

Fator de variação: material	
GRUPOS	VALORES MÉDIOS
A	141.17 a
B	172.66 b
C	67.13 c
D	55.80 cd
E	45.32 d
F	76.51 c

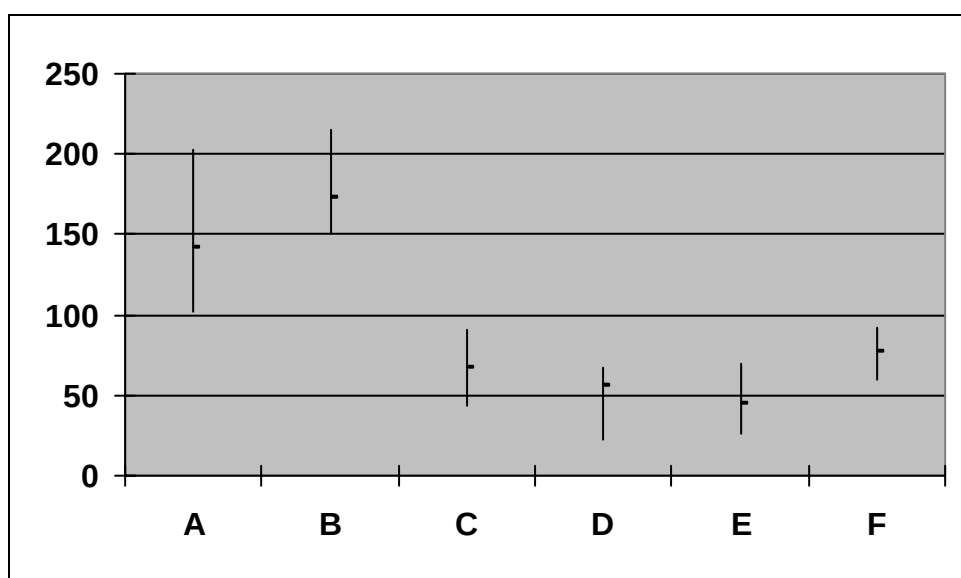
Letras minúsculas iguais indicam semelhança estatística.

Os resultados mostraram que as coroas metalocerâmicas convencionais (Grupo A) e modificadas (Grupo B) foram estatisticamente superiores às aquelas livres de metal, com valores médios cerca de 2 a 3,5 vezes maiores. As coroas metalocerâmicas modificadas (Grupo B), sem o colar de metal por vestibular, apresentaram a maior média de resistência à fratura entre todos os grupos, com diferença estatística significativa inclusive em relação às convencionais.

Até mesmo dentro das coroas cerâmicas puras houve diferença estatística significativa. Os grupos C (Empress II), D (Cergogold) e F (Targis) apresentaram resultados semelhantes, sendo que os valores dos grupos C e F foram estatisticamente superiores ao grupo E (d.Sign). Não houve diferença significativa

entre os grupos D e E, embora a média de resistência do grupo E tenha sido a menor entre todas. O gráfico 1 ilustra, comparativamente, os valores médios obtidos pelos diversos grupos testados. Nele estão demarcados os valores mínimos, médios e máximos. A linha pequena representa o valor médio de cada grupo em Kgf.

Gráfico 1 – Comparação dos valores mínimos, médios e máximos entre os grupos



5.2 – Modo de fratura

Após o ensaio de compressão cada amostra foi submetida a uma inspeção visual para determinação do modo de fratura (Quadro 4). A lupa estereoscópica foi novamente utilizada numa ampliação de 20x para investigação de trincas e/ou fraturas no remanescente dental. A extensão do dano causado pela fratura serviu de base para classificar o modo de fratura conforme o padrão pré-estabelecido.

Quadro 4 – Modo de fratura das amostras de todos os grupos

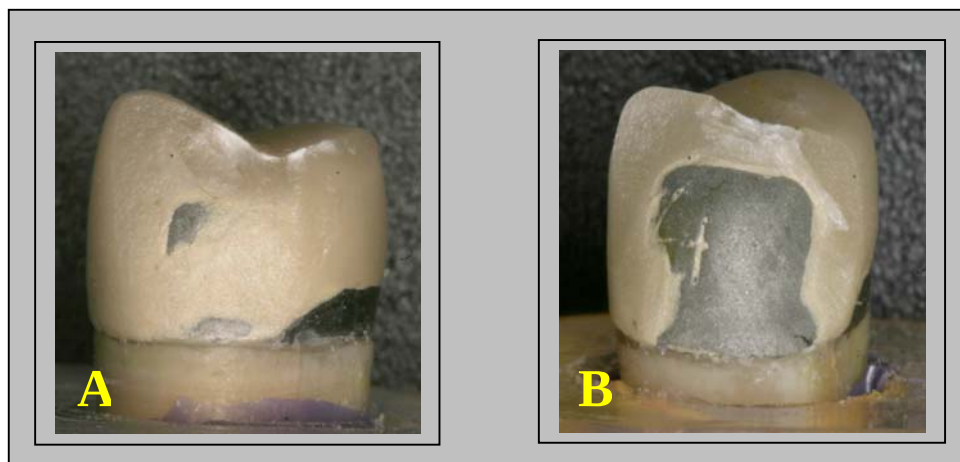
	AMOSTRA							
GRUPO	1	2	3	4	5	6	7	8
A	III	III	V	III	III	III	III	III
B	V	III	V	III	III	III	III	III
C	V	V	IV	IV	IV	IV	V	V
D	V	V	V	IV	V	IV	IV	V
E	V	V	IV	IV	V	V	IV	V
F	V	V	V	V	V	V	V	V

Pode-se observar que as amostras com infra-estrutura metálica (Grupos A e B) praticamente não envolveram a base (preenchimento e/ou raiz) quando submetidas à carga de compressão. A fratura da cerâmica se estendeu até a interface com o metal mas a infra-estrutura metálica permaneceu bem aderida ao remanescente dental. No grupo A, apenas uma amostra apresentou trinca longitudinal da raiz. No grupo B, duas amostras apresentaram fratura a nível cervical. Entretanto, os grupos das coroas puras apresentaram índice de comprometimento da estrutura subjacente, envolvendo preenchimento ou remanescente dental, em 100% dos casos. Nos grupo C, D e E metade das fraturas ocorreu envolvendo somente o preenchimento coronário e a outra metade envolveu o preenchimento e a raiz do remanescente. O grupo F (cerômero) apresentou 100% de envolvimento do

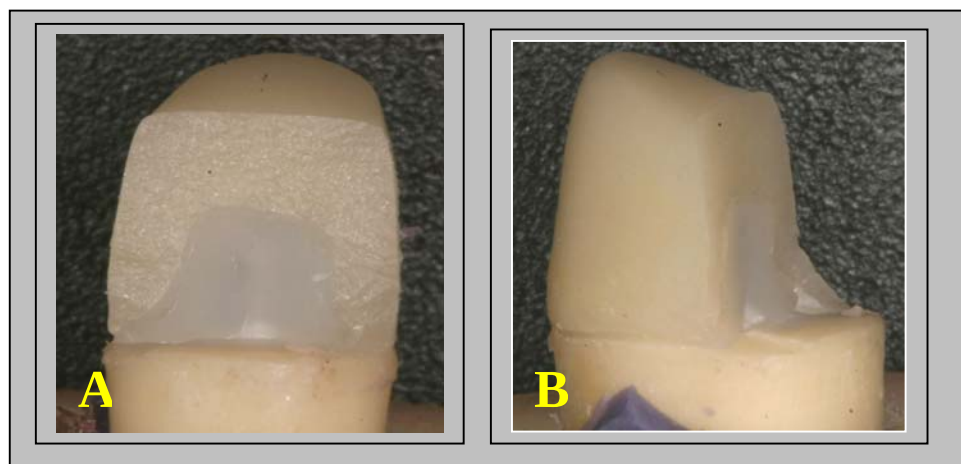
remanescente dental com fraturas cervicais (lascamento) ou longitudinais. O diferencial para o grupo F é que 7 das 8 amostras não envolveram o preenchimento.

Para as coroas puras todas as fraturas foram bem extensas envolvendo o deslocamento de pelo menos uma das cúspides. Não foram encontradas fraturas somente a nível cervical (Tipo I) e nem coesivas sem atingir uma das interfaces (Tipo II). As figuras 18 a 20 ilustram o padrão de fratura de todos os grupos.

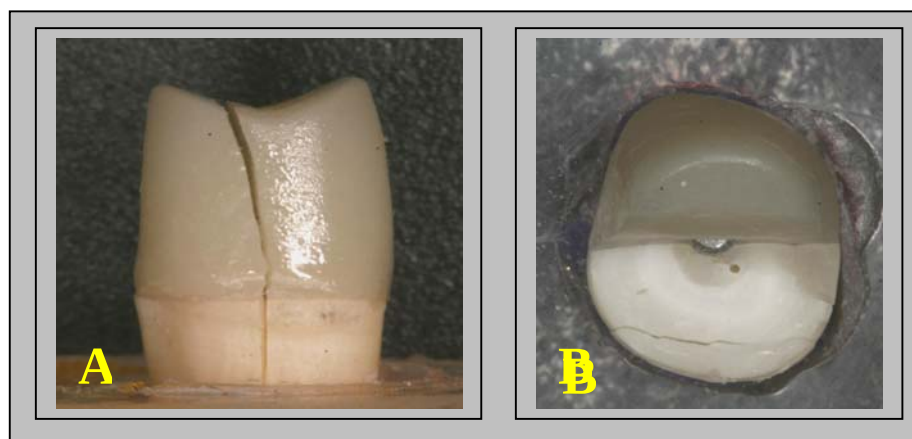
Figuras 18 A e B – Modo de fratura tipo III das coroas metalocerâmicas



Figuras 19 A e B - Modo de fratura tipo IV das coroas não metálicas



Figuras 20 A e B - Modo de fratura do tipo V das coroas não metálicas



5.2 – Adaptação marginal

Os valores relativos à discrepância marginal vertical estão expostos no quadro 5. Os mesmos foram submetidos à análise estatística para verificação de diferenças significantes.

Quadro 5 – Discrepância marginal vertical por amostra de todos os grupos.

GRUPO	Valores por amostras (μm)							
	1	2	3	4	5	6	7	8
A	62.3	75.1	75.4	85.7	66.6	72.6	95.2	66.1
B	95.2	81.0	90.3	130.0	87.0	89.3	100.9	142.8
C	36.0	61.2	59.9	85.9	115.8	107.8	103.7	128.0
D	99.8	117.9	114.8	89.0	133.0	75.6	106.0	57.1
E	52.5	126.4	42.7	108.3	91.9	63.0	71.0	89.8
F	63.0	156.5	196.9	117.3	52.7	85.2	36.3	98.0

Para definir o melhor teste estatístico a ser aplicado foi verificada a normalidade de distribuição dos dados. Para a discrepância marginal vertical a distribuição foi normal. Nestas condições, foi aplicado o teste paramétrico da Análise de Variância, para um fator único de variação, com valores independentes e comparações múltiplas. O teste não acusou diferença estatística significativa para as amostras analisadas dentro do nível estabelecido de 5% conforme mostra a tabela 1.

Tabela 1 – Análise de Variância

Fonte variação	Soma Quad.	G.L.	Quadr. Médios	(F)	Prob. Ho)
Entre colunas	5304.0938	5	1060.8187	1.06	39.864%
Resíduo	42188.5000	42	1004.4881		
Variação total	47492.5938	47			

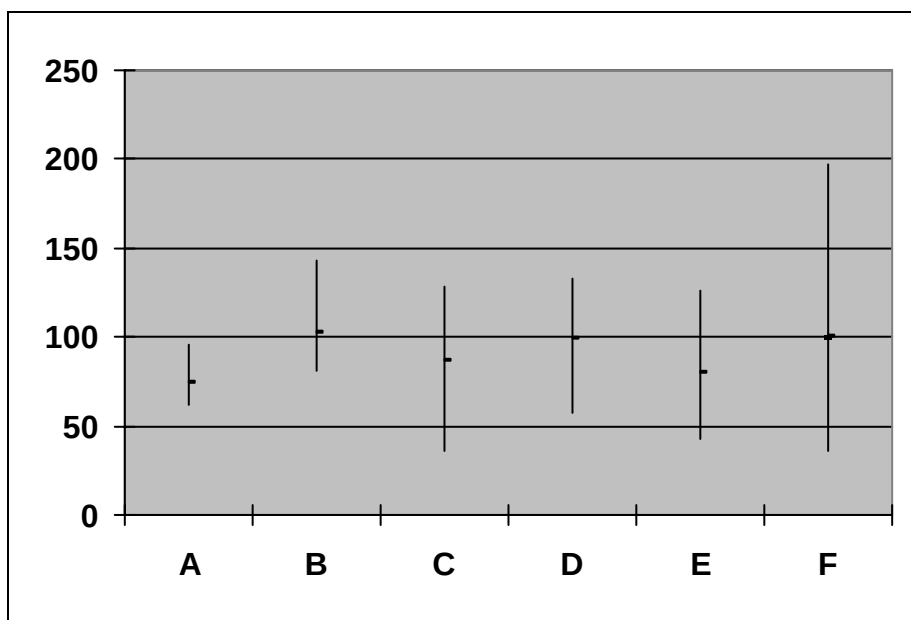
As médias amostrais calculadas estão expostas na tabela 2, onde pode ser observado que todas se enquadram dentro do limite de 100 μm aceitável clinicamente. Os grupos B (metalocerâmica modificada), D (Cergogold) e F (cerômero) apresentaram as maiores médias de discrepância marginal vertical. Os grupos C (Empress II) e E (d.Sign) apresentaram valores intermediários e o grupo A (metalocerâmica convencional) apresentou a menor média de discrepância.

Tabela 2 – Médias amostrais calculadas para a discrepância marginal

GRUPO	Média (μm)
A	74
B	102
C	87
D	99
E	80
F	100

O gráfico 2 ilustra, comparativamente, os menores valores, a média e os maiores valores entre os grupos avaliados. O marcador na linha vertical de cada grupo refere-se à media do grupo.

Gráfico 2 – Valores mínimos, médios e máximos dos grupos (μm)



As imagens ampliadas mostram como a fase de preparo e regularização das paredes é importante para a adaptação marginal das restaurações. Além da discrepância marginal vertical pode-se notar as irregularidades do ângulo cavo-superficial e da borda das restaurações (Figuras 21 a 26).

Figura 21 – Imagens microscópicas da adaptação marginal das coroas metalocerâmicas convencionais.

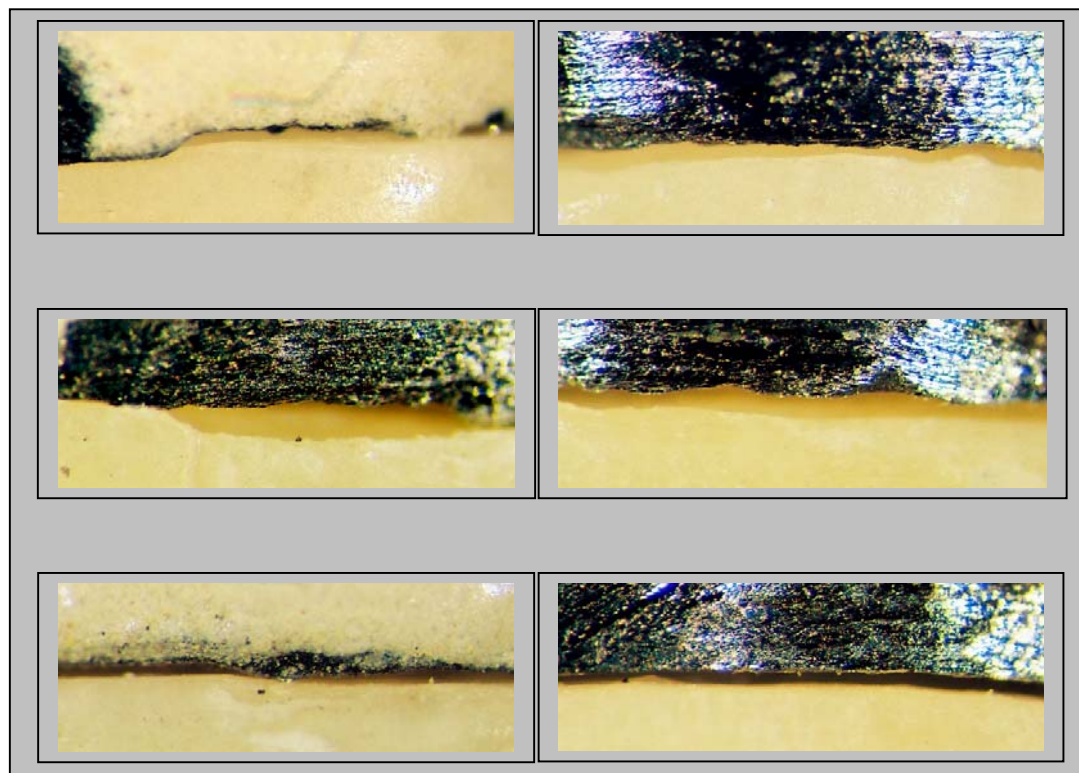


Figura 22 – Imagens microscópicas da adaptação marginal das coroas metalocerâmicas modificadas.

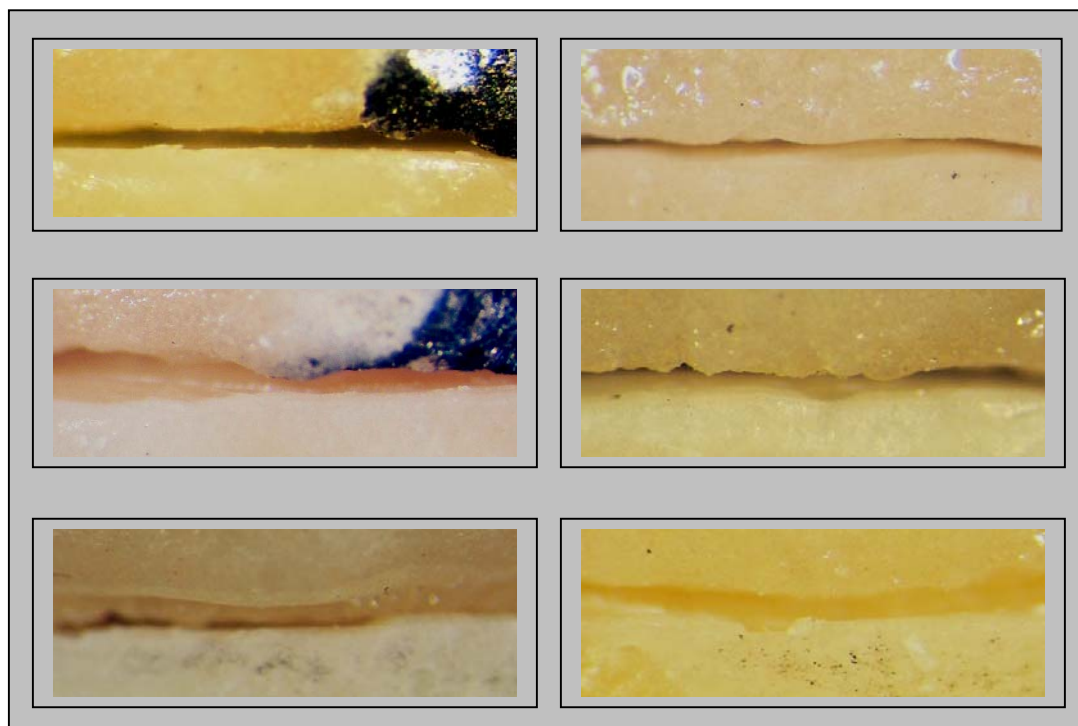


Figura 23 – Imagens microscópicas da adaptação marginal das coroas cerâmicas com Empress II.

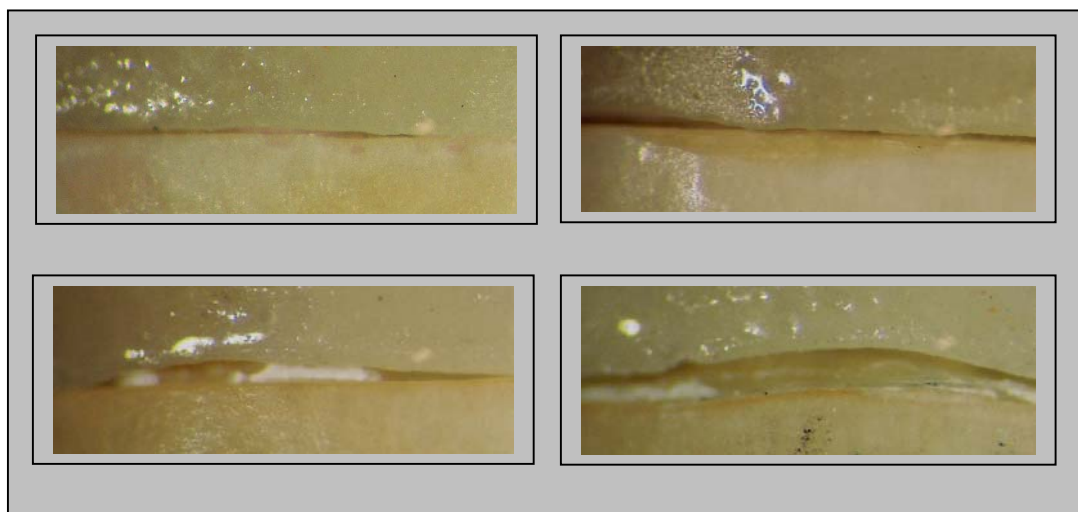


Figura 24 – Imagens microscópicas da adaptação marginal das coroas cerâmicas com Cergogold.

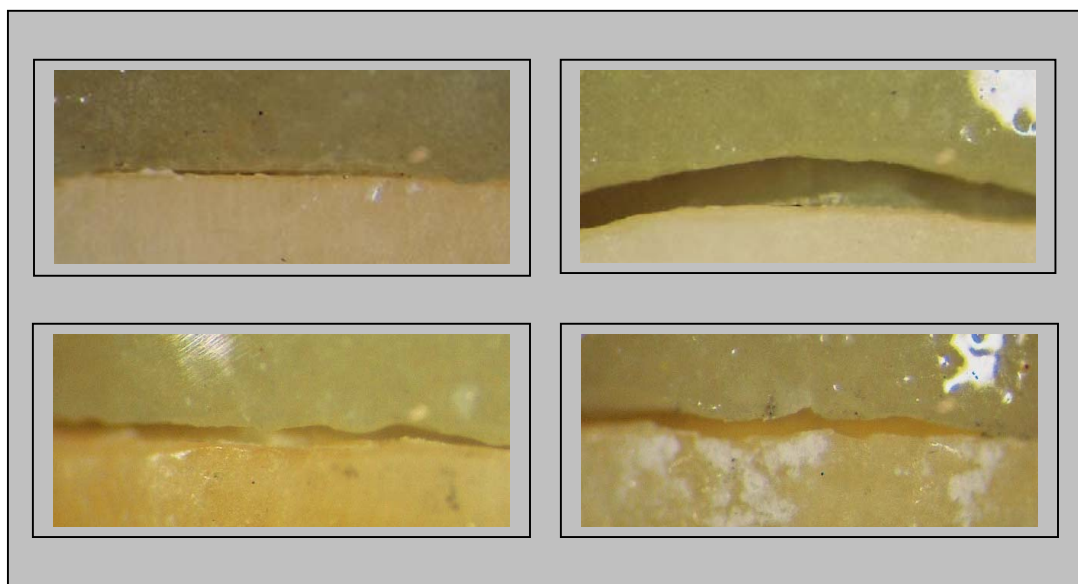


Figura 25 – Imagens microscópicas da adaptação marginal das coroas cerâmicas com d.Sign.

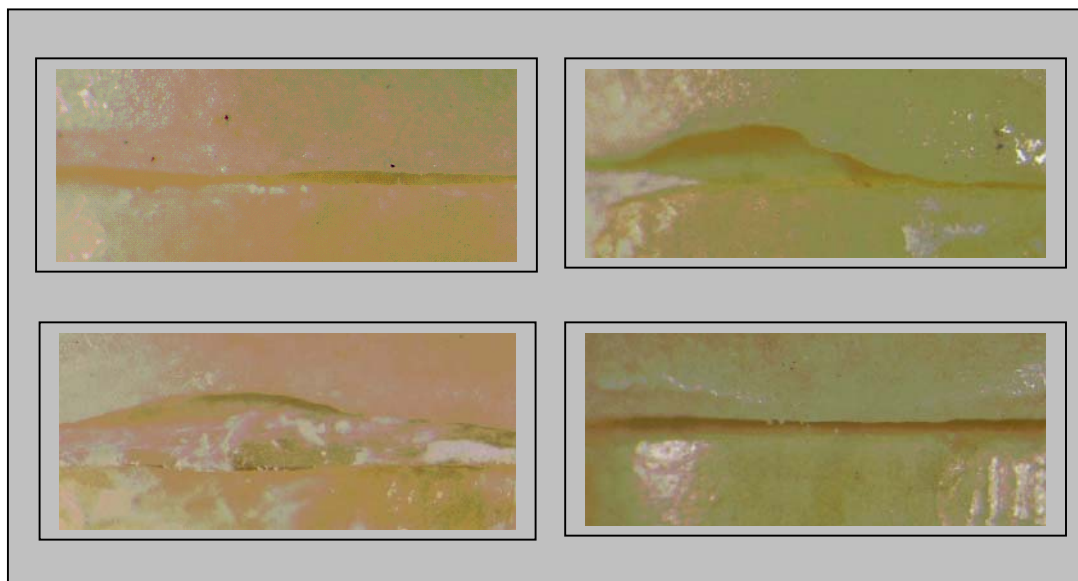
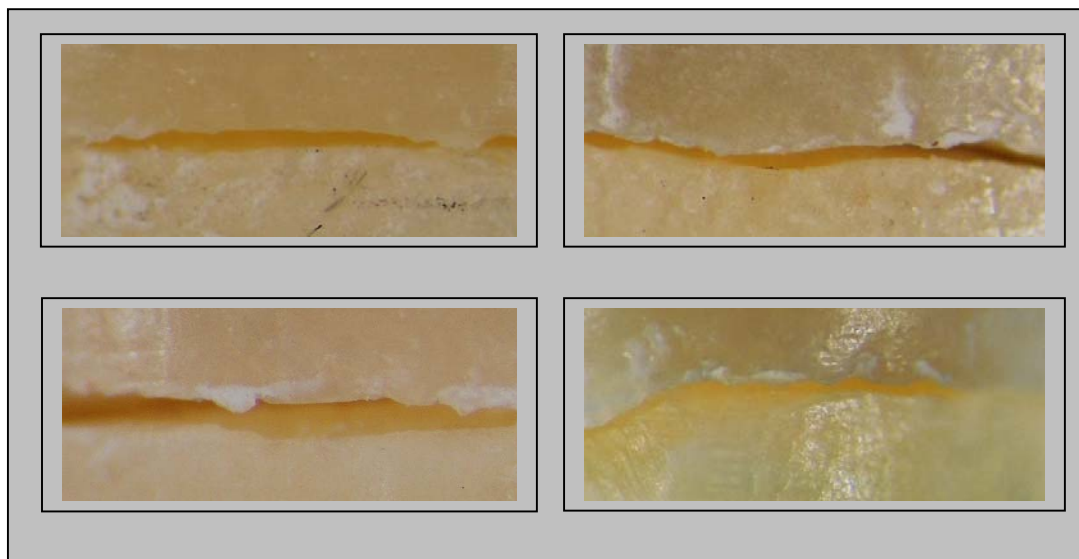


Figura 26 – Imagens microscópicas da adaptação marginal das coroas feitas com Targis.



DISCUSSÃO

6 – DISCUSSÃO

6.1 – Resistência à fratura

Não há dúvida de que a evolução tecnológica e material tem possibilitado ao profissional uma gama cada vez maior de alternativas de tratamento. Porém, pode-se observar pelo número de insucessos que o papel do material restaurador tem sido supervalorizado em detrimento de outros aspectos. Além do quesito estético, a adaptação marginal e a resistência à fratura devem ser observadas para aumentar a longevidade clínica das restaurações (BESCHNIDT E STRUB, 1999). Conforme relatado por Özcan e Niedermeier (2002), em condições clínicas, as falhas das coroas metalocerâmicas podem ocorrer por diversas causas: impacto por carga, fadiga por carga, anatomia imprópria, micro-defeitos na cerâmica, infra-estrutura inadequada, preparo inadequado do pilar, erros técnicos, coeficientes térmicos incompatíveis, ou contato oclusal prematuro. Para Grey et al. (1993) a relação entre o dente restaurado e o suporte oclusal oferecido pela dentina remanescente afetaria a distribuição do estresse pelo material restaurador e a longevidade da restauração. Por sua vez, a distribuição do estresse seria uma função das propriedades e extensão do agente cimentante, e do grau de adesão entre todos os substratos. Segundo esses mesmos autores, na comparação de propriedades mecânicas de diferentes tipos de coroas, além da resistência intrínseca dos materiais, fatores adicionais deveriam ser considerados. Além da influência do agente cimentante, alguns desses fatores são destacados: tipo de oclusão, forma dada ao

preparo do dente e sistema cerâmico, resistência da estrutura subjacente à coroa, rugosidade das superfícies, estresse residual (LEEVAILOJ et al, 1998; CHO et al., 2002).

No presente trabalho, dentre os diversos fatores citados, foi variado somente o tipo de material restaurador. Considerando-se a coroa metalocerâmica convencional como controle, foi avaliada a resistência à fratura de outros sistemas restauradores muito utilizados na prática clínica.

Um fator importante na utilização de dados obtidos *in vitro* foi destacado por Rosentritt et al. (2000). Segundo eles, testes mecânicos de compressão deveriam ser feitos utilizando dentes naturais como corpos ou parte de corpos-de-prova, ou materiais que possuam módulo de elasticidade semelhante ao dente natural. Isto porque, quando se utiliza material artificial, os valores de resistência podem ser “artificialmente” elevados. A supervalorização das propriedades dos materiais restauradores pode levar a falhas em condições clínicas. Tais informações são importantes na seleção do material restaurador que deverá apresentar resistência mecânica compatível com aqueles valores. Esses dados justificam a utilização de dentes bovinos nas pesquisas devido à sua semelhança estrutural com os dentes humanos.

É óbvio que os sistemas totalmente cerâmicos são diretamente influenciados pela composição química e propriedades físicas dos materiais. É fundamental que as restaurações apresentem espessura mínima, principalmente na face oclusal, compatível com a resistência mecânica relatada para cada material.

Os parâmetros utilizados neste trabalho foram de 1 mm de espessura axial (LEHNER et al., 1995; BURKE, 1996; NEIVA et al., 1998; RAMMELSBERG et

al., 2000; NAKAMURA et al., 2001; PALLIS et al., 2004; CHO et al., 2004), para um término cervical em chanfrado profundo, e 2 mm de espessura oclusal (BURKE e WATTS, 1994; BURKE, 1996; KU et al, 2002; PALLIS et al., 2004). Rammelsberg et al. (2000) variaram as características do preparo de coroas de cerômero e concluíram que o término cervical em chanfrado com 0,5 mm de profundidade associado com desgaste oclusal de 1,5 mm e cimentação adesiva, resultou em maior estabilidade para dentes posteriores. Burke (1996), variando a espessura de desgaste oclusal e axial não encontrou diferença na resistência à compressão de diversas coroas de cerâmica testadas. McLaren et al. (1999) destacam que as características dos preparos para coroas de cerômero deveriam ser as mesmas recomendadas para coroas cerâmicas. Nesse sentido, as vantagens apresentadas pelos cerômeros os credenciam como alternativas restauradoras para coroas totais (MUÑOS et al., 2000; CHO et al., 2004).

Mas não deve ser esquecida a influência da qualidade do preparo cavitário e da técnica de cimentação sobre aqueles sistemas (STRUB E BESCHNIDT, 1998). E estes últimos aspectos são de responsabilidade exclusivamente do profissional. Sindel et. al (1999) identificaram que núcleos de preenchimento coronário e/ou agentes cimentantes à base de ionômero modificado por resina/compômero podem levar à formação de trincas nas coroas cerâmicas devido à expansão higroscópica que sofrem. Este fato não foi verificado quando os materiais utilizados foram resina composta (núcleo) e cimento resinoso.

As coroas totais estão indicadas para casos de grandes perdas de estrutura dental, normalmente superior a 50% do volume coronário. Nakamura et al. (2001) consideram que em condições clínicas as coroas posteriores estão sujeitas

predominantemente a dois tipos de máxima carga: força de mordida durante apertamento e força mastigatória. Desta forma, o primeiro quesito a ser analisado quando da indicação de um material será sua resistência mecânica para suportar as forças mastigatórias e proteger o remanescente dental. Eles concluíram que a resistência nos pontos de contato oclusal é importante para a integridade de coroas posteriores. Os resultados relativos à distribuição do estresse mastigatório simulado nas coroas de cerômero foram similares àqueles das coroas cerâmicas.

Os resultados alcançados a partir de um estudo *in vitro* podem ser melhor analisados se comparados com valores obtidos *in vivo*. Uma orientação relativa ao mínimo de resistência à fratura para uma coroa artificial pode ser obtida a partir de diversos trabalhos. Rammelsberg (2000) cita estudos que relataram cargas oclusais de 263 N durante a mastigação, cargas superiores a 300 N em pacientes com bruxismo e cargas entre 400 e 2400 N para pré-molares hígidos. Burke e Watts (1994) encontraram resultados semelhantes de resistência mecânica para dentes sadios e dentes restaurados com coroas totais de cerâmica convencional. Burke (1999) avaliou a resistência à compressão e não encontrou diferença significativa entre dentes restaurados com coroas puras de porcelana e dentes sadios. Outros pesquisadores relataram forças máximas de 200 a 263 N nos quadrantes anteriores e 400 N nos posteriores (WALTIMO e KONONEN, 1993).

Para efeito de comparação, os valores médios de resistência obtidos em Kgf (vide quadro 3), foram transformados em Newtons (Tabela 3). Os valores encontrados mostram que qualquer das coroas avaliadas tem boa indicação para a região anterior, superando em muito o valor de carga máxima relatada para

esta região. Para a região posterior vale considerar duas situações. Relativamente à força máxima de 400 N relatada por Waltimo e Kononen (1993) todos os materiais avaliados estariam indicados com restrições ao grupo E (cerâmica reforçada por leucita-fluorapatita) que estaria no limite da resistência.

Tabela 3 – Conversão de unidades de medida

GRUPO	Kilograma-força (Kgf)	Newtons (N)
A	141.17	1381
B	172.66	1692
C	67.13	657
D	55.80	546
E	45.32	444
F	76.51	749

Por outro lado, se a referência de carga oclusal máxima for aquela de 2400 N, mesmo as coroas com infra-estrutura metálica estariam indicadas com restrições para pessoas com hábitos parafuncionais. Mas, os estudos clínicos (BELLO e JARVIS, 1997; GARDNER et al., 1997; RAMMELSBERG, 2000; ÖZCAN E NIEDERMEIER, 2002) atestam a grande longevidade que as coroas com reforço metálico têm apresentado ao longo dos anos, mesmo na região posterior. Indicativo provável de que aquela carga oclusal extremamente alta seja pouco incidente. Entretanto, outros estudos (BURKE, 1994; BURKE, 1996; MAK

et. al, 1997; QUALTROUGH, 1997; BURKE E WATTS, 1998) têm mostrado alto índice de falhas para as coroas cerâmicas puras indicando que tais sistemas podem melhorar no aspecto de resistência mecânica às cargas oclusais. Com base na literatura e nos resultados aqui obtidos, associando-se as propriedades estética e resistência mecânica, pode-se concluir que as coroas metalocerâmicas estão melhor indicadas para a região posterior. As coroas puras de cerâmica e resina estão melhor indicadas para a região anterior. Para Anusavice (1997), além da região anterior, as coroas cerâmicas podem ser usadas até a região dos pré-molares.

Em uma avaliação clínica das falhas das restaurações metalocerâmicas Özcan e Niedermeier (2002) encontraram que 65% das fraturas ocorreram na região anterior. O que reforça a idéia de que, mesmo para coroas anteriores, onde teoricamente o esforço mastigatório é menor, a resistência do material selecionado é o principal fator de indicação da restauração. Corrobora para este fato o trabalho realizado por Strub e Beschmidt (1998) onde os resultados indicaram que os sistemas cerâmicos apresentaram resistência à fratura semelhante à coroa metalocerâmica modificada com cerâmica ao longo de toda a margem cervical. Segundo eles todos os sistemas cerâmicos testados podem ser utilizados para coroas puras na região anterior já que apresentaram valores superiores àqueles da carga mastigatória máxima nessa região. A conclusões semelhantes chegaram Rosenblum e Schulman (1997). Numa avaliação clínica de 6 anos Segal (2001) encontrou uma taxa de sucesso de 99% para coroas de cerâmica pura na região anterior e posterior. Dados semelhantes aos das coroas metalocerâmicas. Em outro trabalho clínico, Walton et al. (1986) encontraram que 69% das falhas eram relacionadas com problemas mecânicos.

Para Drummond et al. (2000) as cerâmicas são materiais friáveis cuja resistência mecânica pode ser comprometida pela presença de micro-defeitos. Sob carga, as falhas começam em nível microscópico através do processo de fadiga resultante da interação da falha pré-existente e da força aplicada. Julien et al. (1996) observaram que as falhas por cargas verticais foram muito superiores à média da carga verificada clinicamente. Pallis et al. (2004) destacam que os testes *in vitro* utilizam forças verticais enquanto as forças laterais são as mais danosas.

O atual nível de desenvolvimento e a variedade de cerâmicas disponíveis não podem colocar as coroas metalocerâmicas em desuso. Observados os critérios de correta indicação estas restaurações são ainda a melhor opção para próteses parciais fixas posteriores e coroas unitárias posteriores com alto risco de fratura. Lehner et al. (1995) consideram que para coroas e retentores posteriores é mais conveniente aceitar alguma deficiência estética da coroa metalo-cerâmica do que correr o risco de insucesso por fratura de algum sistema cerâmico. No presente trabalho, a resistência à fratura das coroas metalocerâmicas foi, estatisticamente, bem superior aos sistemas cerâmicos e às coroas de cerômero. Além disso, oferecem várias opções de cimentação e a possibilidade de cimentação provisória para correções estéticas e funcionais até a cimentação definitiva. A grande desvantagem consiste nas implicações estéticas da infra-estrutura metálica.

Buscando melhorar o resultado estético, associado a uma resistência mecânica adequada, várias modificações e novos materiais têm sido preconizados. Para remanescentes muito escuros podem ser indicadas coroas metalocerâmicas convencionais e modificadas e coroas cerâmicas com infra-estrutura cerâmica opaca. Para dentes com coloração normal, sistemas cerâmicos mais translúcidos

podem ser utilizados resultando em melhor estética. Aherne (1998) destaca a evolução da porção cervical das coroas metalocerâmicas. O uso das coroas totais metalocerâmicas convencionais resulta em uma descoloração cinza ou azulada da margem gengival. Para superar esse problema foi desenvolvida a técnica em que o metal da margem cervical vestibular até metade das proximais é cortado e substituído por cerâmica. O desenvolvimento técnico mais recente proposto por Geller (1990) consiste na substituição de todo o metal da margem cervical, cortado de 2 a 3 mm verticalmente, por cerâmica. Segundo o autor isto promove melhoria na estética por facilitar a iluminação dos tecidos marginais.

Na comparação de coroas metalocerâmicas convencionais com as modificadas Lehner et al. (1995) relataram que as modificadas com ombro em 90° podem resistir às pressões axiais de forma semelhante às convencionais. Para Gardner (1997) as coroas metalocerâmicas modificadas (1890 N) foram superiores em relação às convencionais (1350 N). Na pesquisa aqui realizada, os valores encontrados para as coroas metalocerâmicas modificadas (1692 N) também foram superiores aos das convencionais (1381 N).

A performance clínica das coroas puras de cerâmica, a longo prazo, não pode ser previsível por falta de estudos, já que este tipo de restauração pode ser considerada recente. Entretanto, alguns autores consideram desapontador o sucesso clínico das restaurações puras de cerâmica, principalmente coroas posteriores e próteses parciais fixas, quando comparadas com restaurações metalocerâmicas (NEIVA et al, 1998). Sjögren et al. (1999), em uma avaliação clínica retrospectiva relataram que 5% a 6% das coroas de Empress se fraturaram poucos anos após a cimentação. Segal (2001) considera que sistemas cerâmicos, que por razões de

influência estética, não possam ter uma subestrutura de reforço, deveriam ser indicados somente para a região anterior. Grey et al. (1993) e Castellani et al. (1994) relataram resistência à compressão do sistema InCeram semelhante às metalocerâmicas. Comparando outros sistemas cerâmicos reforçados (Empress, InCeram e Procera) Neiva et al. (1998) não encontraram diferença significativa.

Mak et al. (1997) concluíram que a resistência à fratura de coroas de porcelana pode ser aumentada pelo uso de material fundível ou reforçado por leucita. Os sistemas cerâmicos Dicor e Empress foram semelhantes entre si e superiores ao sistema cerâmico feldspático Mirage e Vitadur (aluminizada). Não encontraram diferença estatística significativa entre a porcelana feldspática e a aluminizada.

Os dados obtidos neste trabalho mostraram que o reforço da cerâmica com leucita (Cergogold) e dissilicato de lítio (Empress II) aumentou a resistência do material em relação à reforçada por leucita-fluorapatita (d.Sign). Os grupos C (Empress II), D (Cergogold) e F (Targis) apresentaram resultados estatisticamente semelhantes entre si embora os valores apresentados pelo Targis tenham sido superiores aos dois, e os valores do Empress II tenham sido superiores aos do Cergogold. Essa diferença numérica de valores é compatível com os resultados do trabalho de Drummond et al. (2000) em que a cerâmica contendo dissilicato de lítio apresentou resistência flexural e tenacidade significativamente maiores que as reforçadas por leucita e as de baixa fusão. Todos os grupos reforçados por leucita apresentaram resistência flexural e tenacidade superiores à

cerâmica convencional. As reforçadas por dissilicato de lítio apresentaram resistência flexural em até 50% superior ao grupo das reforçadas por leucita.

Segal (2001) relata que, apesar do resultado estético, biocompatibilidade e resistência à compressão, a porcelana feldspática apresenta baixa resistência à tensão e não deveria ser usada em coroas posteriores devido à fraqueza própria do material. Os resultados alcançados em nossa pesquisa corroboram para tal afirmação já que a cerâmica reforçada por leucita-fluorapatita (d.Sign) apresentou a menor resistência mecânica dentre todos os grupos avaliados. Segundo o fabricante, a cerâmica d.Sign foi idealizada para utilização com reforço de infra-estrutura metálica. Pelos resultados, porém, pode ser indicada, sem reforço, para a região anterior. Também segundo o fabricante, a cerâmica d.Sign apresenta maior fluorescência, maior luminosidade, excelente polimento e reduzida capacidade de abrasão do dente natural antagonista.

Ku et al. (2002) verificaram que a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas foi significativamente superior à de coroas feitas com 3 diferentes tipos de cerômero. Entre os cerômeros não houve diferença e todos os sistemas testados superaram valores de forças normais de oclusão. No trabalho de Rammelsberg et al. (2000) foi verificado que coroas de cerômero Artglass cimentadas com a técnica adesiva (cimento resinoso e sistema adesivo) apresentaram fratura associada com fratura do dente subjacente. Essa característica também foi observada em nosso trabalho utilizando o cerômero Targis (Vide análise do modo de fratura).

Para McLaren et al. (1999) as coroas posteriores de cerômero teriam indicação primária com o objetivo de provocar menor desgaste do dente antagonista. Consideram também que a principal indicação dos cerômeros é para restaurações parciais. Os resultados obtidos na presente pesquisa mostram que o cerômero Targis apresenta valores de resistência à fratura superiores aos dos sistemas cerâmicos, embora não seja estatisticamente significativa. Com base nesses dados e dentro do critério de resistência mecânica estariam indicados para a região posterior em restaurações do tipo coroa sem reforço metálico. Adicionalmente, os resultados da pesquisa de Cho et al. (2004) mostraram que, para coroas puras de resina (Targis) reforçadas por fibras (Vectris), o término cervical em chanfrado possibilitou maior resistência à fratura do que o término em ombro (reto ou arredondado).

De acordo com Burke e Watts (1994) é importante determinar as forças que podem induzir à fratura das coroas de porcelana e sugerir um preparo que propicie a maior resistência a essas coroas. Em seu trabalho com a porcelana Mirage, das 20 amostras testadas somente uma apresentou fratura envolvendo o dente suporte. O ideal é que as coroas sejam altamente resistentes mas que se fraturem antes do dente. O benefício desta relação é óbvio já que é mais fácil substituir uma restauração do que tratar um dente fraturado.

6.2 – Modo de fratura

Sem dúvida as coroas sem metal apresentam propriedades estéticas superiores às metalocerâmicas mas perdem em resistência mecânica. É importante

lembrar que o aumento da resistência proporcionado por determinado material deve ser considerado de forma a não aumentar o risco de fratura do remanescente dental. Ou seja, o material deve apresentar resistência compatível e superior à carga mastigatória mas deve se fraturar antes da estrutura dental. Em uma avaliação de como o material se comporta frente a uma carga de compressão é importante perceber aqueles que excedam seu limite de plasticidade antes da estrutura dental ou que consigam, de alguma forma, absorver boa parte da carga recebida. A função primária de uma restauração é proteger o remanescente dental ou, pelo menos, não contribuir para sua fratura. Observação nesse sentido foi feita por Mak et al. (1997) em relação às cerâmicas reforçadas por leucita, cujo aumento de resistência deve ser avaliado frente a uma tendência à fratura das coroas envolvendo o dente subjacente.

Avaliando os dados relativos ao tipo de fratura das diversas coroas pode-se perceber uma importante interação entre dente e restauração. Nos grupos das coroas metalocerâmicas, de 16 amostras avaliadas, apenas 3 apresentaram falha envolvendo a estrutura dental subjacente. Uma apresentou trinca longitudinal inviabilizando a recuperação do remanescente dental enquanto as outras duas apresentaram fratura ao nível da margem cervical sem maiores comprometimentos. Estas características destacam a importância da infra-estrutura metálica na proteção da estrutura remanescente do dente. Nestes grupos, todas as fraturas ocorreram com a cerâmica se soltando da superfície metálica. Resultados semelhantes aos relatados por Grey et al. (1993). Contudo, em nenhuma amostra houve deslocamento da restauração.

Nos grupos das coroas cerâmicas (C, D, E), todas as fraturas analisadas envolveram o preenchimento coronário (Tipo IV) ou o remanescente

dental (Tipo V). Das 24 amostras analisadas, 7 apresentaram trinca radicular longitudinal, 6 mostraram falha a nível cervical e o restante envolveu somente o preenchimento. Ou seja, praticamente 50% das falhas envolveu o remanescente dental. O grupo F (Targis) apresentou 100% das fraturas envolvendo o remanescente dental. E com outro agravante: 7 das 8 amostras apresentaram trinca longitudinal sem envolver o preenchimento coronário. De alguma forma, a carga oclusal foi transmitida diretamente para o remanescente dental, com pouca ou nenhuma influência do preenchimento coronário na absorção/distribuição do estresse. A característica de falha desse grupo requer maiores investigações. Dos materiais restauradores avaliados o cerômero (32 GPa) é o que apresenta módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina (14 GPa), enquanto as cerâmicas apresentam valores em torno de 65 GPa. Era de se esperar um comportamento mais interativo das restaurações de cerômero com o remanescente dental.

Para as coroas livres de metal a técnica de cimentação adesiva cria uma íntima interação entre dente e restauração. Uma vez iniciada uma trinca ela tenderia a se propagar frente às cargas oclusais. A forte união adesiva não permitiria sua interrupção ao nível da interface dente/restauração e possibilitaria sua continuidade para o remanescente dental. Apesar dos resultados terem mostrado alto índice de fratura dental, estudos seriam necessários para confirmar se esse tipo de envolvimento acontece em condições clínicas.

No trabalho de Grey et al. (1993) o modo de fratura das coroas mostrou o seguinte: na porcelana aluminizada a propagação de trincas se deu ao longo da estrutura do *coping* e do corpo cerâmico. Nas coroas de InCeram metade falhou igual à porcelana aluminizada e a outra parte manteve o *coping* intacto. O

trabalho de Leevailoj et al. (1998) com InCeram e VitaDur Alpha mostrou modo de fratura semelhante. Para Castellani et al. (1994) a hipótese de maior propagação de trincas das coroas cerâmicas segue uma via diferente das metalocerâmicas. Nas coroas cerâmicas as trincas começam na camada mais porosa, se estendendo por toda a espessura devido à fragilidade intrínseca da cerâmica. A cerâmica das coroas mistas tende a se manter aderida ao metal mesmo quando completamente fraturada. No seu trabalho, Pallis et al. (2004) observaram três tipos de formação de trincas: na interface da cerâmica com o *coping* cerâmico; na interface do cimento com o *coping* cerâmico; na face oclusal, fora do raio de ação da barra de carga.

Um término cervical em ombro numa inclinação de 90° foi sugerido por Lehner et al. (1995) como forma de preservar a resistência de coroas metalocerâmicas modificadas (“collarless”). Este parâmetro talvez possa ser empregado também para preparos de coroas cerâmicas puras.

No trabalho de Nakamura et al. (2001) a análise do estresse no método de elementos finitos tridimensional mostrou que a distribuição do estresse foi similar para coroas de cerômero e cerâmica. Quando submetidas a forças verticais, a distribuição do estresse era em torno do ponto de carga para coroas de cerômero, cerâmica e metalocerâmica. Quando submetidas a forças horizontais, nas coroas metalocerâmicas a distribuição do estresse não era no ponto de carga, mas na área cervical do *coping* metálico. Julien et al. (1996) destacam que, clinicamente, as forças horizontais são mais danosas que outros tipos.

6.3 - Adaptação marginal

A adaptação marginal de uma restauração sobre o dente preparado pode ser vista de duas formas. Com relação ao diâmetro de ambas, em que a restauração pode terminar aquém ou além do ângulo cavo-superficial marginal, ou seja, com perfis diferentes. Outra forma diz respeito à distância entre a superfície interna da restauração e a superfície do preparo, ao longo do término cervical. Uma forma de mensuração dessa distância é através da distância entre o ângulo da margem externa da restauração e o ângulo cavo-superficial do dente preparado, denominada discrepância marginal vertical.

A intimidade com que uma restauração indireta se adapta sobre um preparo tem influência direta na sua longevidade. O grau aceitável de fenda marginal citado para coroas tem sido de 50 a 75 μm . Dentro desses limites, somente o grupo das coroas metalocerâmicas convencionais aqui avaliadas pode ser enquadrado. Fendas maiores são aceitáveis com base em acompanhamentos clínicos bem sucedidos de coroas (SEGAL, 2001). Uma fenda marginal de 120 μm pode ser clinicamente aceitável (SULAIMAN et al., 1997). Segundo este critério, todos os grupos avaliados em nossa pesquisa podem ser considerados viáveis, embora interfaces com dimensão superior a 100 μm possam acarretar problemas por expor demais o agente cimentante ao meio oral (LEINFELDER et al., 1989; INOKOSHI et al., 1992; BESCHNIDT E STRUB, 1999). Rosenblum e Schulman (1997) consideram que pequenos defeitos de adaptação marginal, exceto para as restaurações feitas por computador, podem ser corrigidos pelo cimento resinoso. Pallis et al. (2004) salientam que coroas livres de metal com pobre adaptação

marginal exigem uma película de cimento mais espessa cujo módulo de elasticidade e baixa resistência poderiam influenciar negativamente a sua resistência mecânica. Com base na literatura e nos resultados obtidos por diversos autores é possível estabelecer uma escala de valores de referência para a adaptação marginal de restaurações indiretas (Figura 27).

Figura 27 – Valores de referência de adaptação marginal.

ideal	possível	frequente	aceitável	risco	inaceitável
0	20	50	75	100	120 (µm)

Para Shearer et al. (1996) a adaptação marginal do sistema InCeram é comparável à de outros sistemas. Em seu trabalho os valores de fenda variaram de 1 a 63 µm, com média de 19 µm. Sulaiman et al. (1997) mostraram uma discrepância marginal entre coroas do sistema InCeram variando entre 22 µm e 123 µm, e de 78 µm para *inlays* do sistema Empress. Neste estudo o sistema InCeram exibiu a maior discrepância marginal com média de 161 µm, seguido do Procera com 83 µm e IPS Empress com 63 µm. Nesse caso os valores apresentados pelo InCeram foram superiores ao clinicamente aceitável. No estudo de Neiva et al. (1998) o InCeram teve menor discrepância que o Empress e Procera. Beschnidt e Strub (1999) encontraram valores de fenda inferiores a 60 µm para os sistemas Empress e In-Ceram e acima de 78 µm para o sistema Celay. Grey et al. (1993) e Yeo et al. (2003) encontraram melhor adaptação marginal do sistema Empress em

relação às coroas metalocerâmicas convencionais. Os valores nominais de nossa pesquisa confirmam essa relação, embora a diferença não tenha sido estatisticamente significativa.

Estudos têm demonstrado que coroas metalocerâmicas com margem cervical em cerâmica apresentam fenda de interface aceitável clinicamente, em comparação com as metalocerâmicas convencionais (WANSERSKI et al., 1986). Os resultados de nossa pesquisa confirmaram essa relação com valores de fenda marginal de 102 μm para as metalocerâmicas modificadas e 74 μm para as convencionais. As coroas metalocerâmicas apresentaram discrepância marginal vertical menor que todos os outros sistemas avaliados. Aos mesmos resultados chegaram outros autores quando compararam as coroas metalocerâmicas convencionais com outros sistemas cerâmicos. Grey et al. (1993) relataram valores de adaptação marginal das coroas metalocerâmicas (95 μm) superior ao sistema InCeram (123 μm) e muito superior ao sistema cerâmico aluminizado (154 μm). Yeo et al. (2003) encontraram medidas de adaptação marginal de 87 μm para as metalocerâmicas convencionais, 83 μm para o Celay InCeram, 112 μm para o InCeram convencional e 46 μm para o Empress. Para Cho et al. (2002), coroas de resina reforçadas por fibras apresentaram qualidade marginal superior aos sistemas cerâmicos e deveriam, por isso, ser clinicamente aceitáveis. Em seu trabalho a inclinação axial de 6° foi a que propiciou melhor adaptação marginal das coroas de cerômero com média de 47 μm . Em outro trabalho, Cho et al. (2004) encontraram que a adaptação marginal de coroas sobre preparos com término em chanfrado é pior do que sobre preparos com término em ombro.

Considerando-se que materiais diferentes requerem técnica de manipulação diferente e aparelhagem própria, desde que executadas corretamente, parece não haver influência sobre o grau de adaptação marginal. Portanto, não seria este o fator diferencial de indicação de determinado material restaurador. Outro fator que poderia influenciar nesta adaptação seria a propriedade intrínseca de contração de cada material. Os resultados mostraram que tal comportamento não resulta em alterações significativas.

Para um mesmo material a técnica de obtenção das coroas pode influenciar no grau de adaptação marginal. Boyle et al. (1993) observaram, para as coroas metalocerâmicas modificadas, que a técnica de aplicação da porcelana de ombro diretamente sobre o modelo propiciou melhor adaptação do que quando foi utilizada a técnica de aplicação sobre uma lâmina de platina.

Os trabalhos relativos à análise e mensuração da fenda marginal mostram resultados variáveis. Segundo Beschnidt e Strub (1999) todos os dados deveriam ser analisados sob as considerações da metodologia de cada estudo. Segundo esses autores a avaliação da discrepância marginal das coroas depende de vários fatores: mensuração de coroas cimentadas ou não; forma de armazenagem e tratamento (como procedimentos de envelhecimento) após a cimentação; tipo de pilar usado para as mensurações; tipo de microscópio e fator de aumento para as mensurações; e localização e quantidade de medidas. Inokoshi et al. (1992) relataram que diferentes métodos de avaliação da adaptação marginal mostraram variação nas medidas dos mesmos corpos. Relatam que o Cerec apresenta limitada precisão marginal.

Análises microscópicas têm sido comumente usadas para testes comparativos *in vitro* da adaptação marginal entre diversos sistemas cerâmicos. Pêra et al. (1994) usaram um microscópio com amplificação de 100x com dados obtidos a partir de 4 pontos em cada amostra. Rinke et al. (1995) usaram um estereomicroscópio combinado com um sistema computadorizado. Sob amplificação de 180x fizeram uma avaliação a partir da análise de 54 pontos de medida por amostra. Através de uma avaliação computadorizada usando 3 pontos por face para avaliação, Soares et al. (2003) concluíram que a discrepância marginal cervical foi maior que nas regiões oclusal e proximal para restaurações parciais. A cerâmica feldspática apresentou discrepância maior que os cerômeros.

Como todo estudo *in vitro* algumas limitações devem ser consideradas para comparações *in vivo*. Neste trabalho foi avaliada somente a resistência do material, sendo que outros fatores clínicos exercem influência sobre a resistência mecânica dos materiais restauradores.

A carga de compressão foi feita de forma constante e progressiva, o que pode resultar em maior concentração de estresse e fadiga do material. Desta forma, a resistência dos materiais pode até ser superior à relatada se for considerado que, em condições clínicas, a força de compressão é intermitente e de intensidade variada.

Nenhum procedimento de “envelhecimento” foi feito para as restaurações. Clinicamente, alterações físicas (variações térmicas, carga oclusal, cimentação) e químicas (corrosão, pH) podem levar ao enfraquecimento dos materiais restauradores.

Com relação à adaptação marginal, a metodologia aqui empregada oferece dificuldade de identificação do ângulo cavo-superficial do preparo e a margem da restauração para melhor definição da discrepância marginal cervical. Na ampliação da imagem nota-se que os ângulos não ficam tão definidos. Há discrepância de contorno entre a margem do preparo e da restauração, dificultando o foco dos pontos a serem medidos. A literatura mostra que as medidas são feitas pela distância entre o ângulo externo da restauração e do preparo, havendo variação na quantidade de pontos que devem ser incluídos na avaliação. Um sistema de avaliação da área, em vez de pontos, poderia refletir melhor o grau de desadaptação marginal.

CONCLUSÃO

7 – CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos nesta pesquisa e dentro das limitações da metodologia utilizada podem ser tiradas as seguintes conclusões:

A) Com relação à resistência à fratura

- 1) As coroas metalocerâmicas modificadas apresentaram, estatisticamente, a maior média de resistência de todos os grupos, inclusive em comparação com as coroas metalocerâmicas convencionais.
- 2) As coroas metalocerâmicas apresentaram valores de resistência estatisticamente superiores às coroas livres de metal com valores médios 2 vezes superiores às livres de metal.
- 3) As coroas cerâmicas reforçadas por leucita e por dissilicato de lítio apresentaram valores semelhantes ao grupo do cerômero.
- 4) As coroas cerâmicas reforçadas por leucita-fluorapatita apresentaram valores estatisticamente inferiores aos outros grupos, exceto em relação ao grupo das reforçadas por leucita, cujos resultados foram semelhantes.

B) Com relação ao modo de fratura

- 1) As coroas metalocerâmicas apresentaram modo de fratura que tende a preservar o remanescente dental.
- 2) As coroas cerâmicas apresentaram modo de fratura com alta tendência a comprometer o remanescente dental.
- 3) As coroas de cerômero envolveram fratura do remanescente dental em todas as amostras analisadas.
- 4) Todas as coroas não metálicas exibiram modo de fratura que atingiu a interface dente/restauração.

C) Com relação à adaptação marginal

- 1) Não houve diferença estatística significativa entre os diversos grupos analisados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AHERNE, T. Contemporary developments in the utilization of metal-ceramic restorations: a review. **Pract. Periodontics. Aesthet. Dent.**, Mahwah, v. 10, n. 8, p. 1067-1072, Oct. 1998.
2. ANUSAVICE, K.J. Reducing the failure potential of ceramic-based restorations. Part 2: ceramic inlays, crowns, veneers, and bridges. **Gen. Dent.**, Chicago, p. 30-35, Jan./Feb. 1997.
3. ATTIA, A.; KERN, M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 91, n. 3, p. 247-252, Mar 2004.
4. BELLO, A.; JARVIS, R.H. A review of esthetic alternatives for the restoration of anterior teeth. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 78, n. 5, p. 437-440, Nov. 1997.
5. BESCHNIDT, S.M.; STRUB, J.R. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 26, n. 7, p. 582-593, Jul. 1999.
6. BOYLE, J.J.; NAYLOR, W.P.; BLACKMAN, R. B. Marginal accuracy of metal ceramic restorations with porcelain margins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 69, n. 1, p. 19-27, Jan. 1993.
7. BURKE, F.J.T. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: the effect of increased tooth preparation. **Quintessence Int.**, Berlim, v. 27, n. 2, p. 115-121, Feb. 1996.
8. BURKE, F.J.T. Maximizing the fracture resistance of dentine-bonded all-ceramic crowns. **J. Dent.**, Bristol, v. 27, n. 3, p. 169-173, Mar. 1999.

9. BURKE, F.J.T.; QUALTROUGH, A.J.E.; HALE, R.W. The dentine-bonded ceramic crown: an ideal restoration? **Br. Dent. J.**, London, v. 179, n. 2, p. 58-63, Jul. 1995.
10. BURKE, F.J.T.; WATTS, D.C. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. **Quintessence Int.**, Berlim, v. 25, n. 5, p. 335-340, May. 1994.
11. BURKE, F.J.T.; WATTS, D.C. Effect of differing resin luting systems on fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. **Quintessence Int.**, Berlim, v. 29, n. 1, p. 21-27, Jan. 1998.
12. CASTELLANI, D.; BACCELTI, T.; GIOVANNONI, A.; BERNARDINI, U.D. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 7, n. 2, p.149-154, Mar. 1994.
13. CHO, L.R.; SONG, H.; KOAK, J.; HEO, S. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: Effect of variations in preparation design. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 4, p. 388-395, Oct. 2002.
14. CHO, L.R.; CHOI, J.M.; YI, Y.J.; PARK, C.J. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 91, n.6, p. 554-560, Jun. 2004.
15. COHEN, S.; BURNS, R.C. **Caminhos da Polpa** – 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. Cap.2, p. 140-190.
16. DRUMMOND, J.L.; KING, T.J.; BAPNA, M.S.; KOPERSKI, R.D. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramic. **Den. Mater.**, Copenhagen, v. 16, n. 3, p. 226-233, May. 2000.

17. GARDNER, F.M.; TILLMAN-McCOMBS, K.W.; GASTON, M.L. RUNYAN, D.A. In vitro failure load of metal-collar margins compared with porcelain facial margins of metal-ceramic crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 78, n. 1, p. 1-4, Jul. 1997.
18. GELLER, W. Wechselwirkung von licht schatten. In: SUCKERT, R. (Ed.). **Funktionelle frontzahn asthetic**. Munchen: Neuer Merkur, 1990.
19. GREY, N.J.A.; PIDDOCK, V.; WILSON, A. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. **J. Dent.**, Bristol, v. 21, n. 1, p. 47-51, Feb 1993.
20. INOKOSHI, S.; MEERBEEK, B.VAN; WILLEMS, G.; LAMBRECHTS, P.; BRAEM, M.; VANHERLE, G. Marginal accuracy of CAD/CAM inlays made with the original and the updated software. **J. Dent.**, Bristol, v. 20, n. 3, p. 171-177, Jun. 1992.
21. JACKSON, R.D. Indirect resin inlay and onlay restorations: a comprehensive clinical overview. **Pract. Periodontics. Aesthet. Dent.**, Mahwah, v. 11, n. 8, p. 891-900, Oct. 1999.
22. JULIEN, K.C.; BUSCHANG, P.H.; THROCKMORTON, G.S.; DECHOW, P.C. Normal masticatory performance in young adults and children. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v. 41,n. 1, p. 69-75, Jan. 1996.
23. KOCZARSKI, M.J. Utilization of ceromer inlays/onlays for replacement of amalgam restorations. **Pract. Periodontics. Aesthet. Dent.**, Mahwah, v. 10, n. 4, p. 405-412, Ma.y 1998.

24. KU, C.W.; PARK, S.W.; YANG, H.S. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St.Louis, v. 88, n. 2, p. 170-175, Aug. 2002.
25. LEEVAILOJ, C.; PLATT, J.A.; COCHRAN, M.A.; MOORE, B.K. In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.80, n. 6, p. 699-707, Dec. 1998.
26. LEHNER, C. R; MÄNNCHEN, R.; SCHÄRER, P. Variable reduced metal support for collarless metal ceramic crowns: a new model for strength evaluation. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 8, n. 4, p. 337-345, Jul-Aug. 1995.
27. LEINFELDER, K.F.; ISENBERG, B.P.; ESSIG, M.E. A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 118, n. 6, p. 703-707, Jun. 1989.
28. MAK, M.; QUALTROUGH, A.J.E. BURKE, F.J.T. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentin-bonded crowns. **Quintessence Int.**, Berlim, v. 28, n. 3, p. 197-203, Ma.r 1997.
29. McLAREN, E.A.; RIFKIN, R.; DEVAUD, V. Consideration in the use of polymer and fiber-based indirect restorative materials. **Pract. Periodontics. Aesthet. Dent.**, Mahwah, v. 11, n. 4, p. 423-432, May. 1999.
30. MUÑOZ CHÁVEZ, O.F.; HOEPPNER, M.G. Cerômeros – A evolução dos materiais estéticos para restaurações indiretas. **J. Bras. Odontol. Clín.**, Curitiba, v. 2, n. 11, p. 21-28, Out. 2000.
31. NAKAMURA, T.; IMANISHI, A.; KASHIMA, H.; OHYAMA, T.; ISHIGAKI, S. Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite

- element method. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 14, n. 5, p. 401-405, Sep-Oct. 2001.
32. NEIVA, G.; YAMAN, P.; DENNISON, J.B.; RAZZOOG, M.E.; LANG, B.R. Resistance to fracture of three all-ceramic systems. **J. Esthet. Dent.**, Philadelphia, v. 10, n. 2, p. 60-66, 1998.
33. ÖZCAN, M.; NIEDERMEIER, W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restoration and survival of repairs. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 15, n. 3, p. 299-302, May-Jun. 2002.
34. PALLIS, K.; GRIGGS, J.A.; WOODY, R.D.; GUILLEN, G.E.; MILLER, A.W. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 91, n. 6, p. 561-569, Jun. 2004.
35. PERA, P.; GILODI, S.; BASSI, F.; CAROSSA, S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 72, n. 6, p. 585-590, Dec 1994.
36. PRINCE, J; DONOVAN, T.E.; PRESSWOOD, R.G. The all-porcelain labial margin for ceramometal restorations: A new concept. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 50, n. 6, p. 793-796, Dec. 1983.
37. QUALTROUGH, A.J.E. Dentin-bonded ceramic crowns: two case reports. **Br. Dent. J.**, London, v. 183, n. 11-12, p. 408-411, Dec. 1997.
38. QUINTAS, A.F.; OLIVEIRA, F.; BOTTINO, M.A. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 92, n. 3, p. 250-257, Sep. 2004.

39. RAMMELSBERG, P.; EICKEMEYER, G.; ERDELT, K.; POSPIECH, P.. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 3, p. 303-308, Sep. 2000.
40. RINKE, S.; HULS, A.; JAHN, L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 8, n. 4, p. 303-310, Jul-Aug. 1995.
41. ROSENBLUM, M.A.; SCHULMAN, A. A review of all-ceramic restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 128, n. 3, p. 297-307, Mar. 1997.
42. ROSENTRITT, M.; PLEIN, T.; KOLBECK, C.; BEHR, M.; HANDEL, G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 13, n. 5, p. 387-391, Sep-Oct. 2000.
43. SCHARNAGL, P. Simulation der physiologischen zahnbeweglichkeit bei der in-vitro-belastungsprüfung dentaler restaurationen imm “Regensburger Kausimulator” untersuchung am beispiel volkeramischer In-Ceran-brücken. 1998. 102p. **Dissertatio zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde**, Medizinischen Fakultät der Universität Regensburg.
44. SEGAL, B.S. Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, n. 6, p. 544-550, Jun. 2001.
45. SHEARER, B.; GOUGH, M.B.; SETCHELL, D.J. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. **Biomaterials**, Guilford, v. 17, n. 19, p. 1891-1895, Oct. 1996.

46. SIEGEL, S. **Estatística não-paramétrica, para as ciências do comportamento**. E. McGraw-Hill do Brasil. São Paulo, 1975.
47. SINDEL, J.; FRANKENBERGER, R.; KRAMER, N.; PETSCHLT, A. Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. **J. Dent.**, Bristol, v. 27, n. 3, p. 175-181, Mar. 1999.
48. SJÖGREN, G.; LANTLO, R.; GRANBERG, A.; SUNDSTRÖM, BO.; TILBERG, A. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: A retrospective study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 12, n. 2, p. 122-128, Mar. 1999.
49. SOARES, C.J.; MARTINS, L.R.M.; FERNANDES, A.J.; GIANNINI, M. Marginal adaptation of indirect composites and ceramic inlay systems. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 28, n. 6, p. 689-694, Nov-Dec. 2003.
50. STRUB, J.R.; BESCHNIDT, S.M. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 11, n. 6, p. 602-609, Nov-Dec. 1998.
51. SULAIMAN, F.; CHAI, J.; JAMESON, L.M.; WOZNIAK, W.T. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress e Procera crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 10, n. 5, p. 478-484, Sep-Oct. 1997.
52. WALTON, J.N.; GARDNER, F.M.; AGAR, J.R. A survey of crowns and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 56, n. 4, p. 416-421, Oct. 1986.
53. WALTIMO, A.; KONONEN, M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. **Scand. J. Dent. Res.**, Copenhagen, v. 101, n. 3, p. 171-175, Jun. 1993.

54. WANSERSKI, D.J.; SOBCZAK, K.P.; MONACO, J.G.; McGIVNEY, G.P. An analysis of margin adaptation of all-porcelain facial margin ceramometal crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.56, n. 3, p. 289-292, Sep. 1986.
55. YEO, I.S. et al. In vitro marginal fit of three all-ceramic crowns systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 5, p. 459-464, Nov. 2003.

APÊNDICE

9 - APÊNDICE

Especificações dos diversos materiais utilizados para obtenção das coroas totais:

- 1) NiCr – Durabond Universal – Odonto Comercial Importadora Ltda – São Paulo – Lote BUE-109
- 2) Cerâmica feldspática convencional – Noritake – Super Porcelain EX-3 – Noritake Kizai CO., LTD. – Japão - Kota Imports Ltda - São Paulo – SP – Lote OC823 – Validade 20/12/09
- 3) Cerâmica de ombro – Noritake – Super Porcelain EX-3 – Noritake Kizai CO., LTD. – Japão - Kota Imports Ltda - São Paulo – SP Lote 61007– Validade 09/2007
- 4) IPS Empress II – Ivoclar Vivadent – São Paulo – SP – Lote 912247 – Validade Indeterminada
- 5) Cergogold – Degussa – São Paulo SP – Lote 0019/1 – Fab. 04/2003 - Validade 20/10/12
- 6) IPS d.Sign Dentina – Ivoclar Vivadent – São Paulo – SP – Lote C12729 – Fab. 15/10/01 – Validade 06/2008
- 7) IPS d.Sign Líquido modelador – Ivoclar Vivadent – São Paulo – SP – Lote D54573 Validade 12/2004
- 8) Targis – Ivoclar Vivadent – São Paulo – SP – Lote C42167 – Validade 03/2005

Descrição da fase laboratorial de obtenção das diversas coroas

COROAS METALOCERÂMICAS CONVENCIONAIS

- 1 – Isolamento do troquel com vaselina sólida
- 2 – Confeção do casquete com resina acrílica (Duralay Powder – Polidental Ind. Com. – São Paulo - Valid. 2007)
- 3 – Correção da superfície e margens do casquete com cera (Kota do Brasil)
- 4 – Inclusão do casquete em acrílico/cera em revestimento fosfatado (Termocast – Polidental Ind. e Com. Ltda – São Paulo – SP – Valid. 10/2005)
- 5 – Aquecimento em forno a 900°C para eliminação da cera e resina
- 6 – Fundição em liga à base de NiCr (Durabond MS)
- 7 – Desinclusão do revestimento
- 8 – Adaptação da infra-estrutura metálica no modelo
- 9 – Usinagem da infra-estrutura metálica com pedra de óxido de alumínio
- 10 – Avaliação da adaptação da infra-estrutura no dente preparado
- 11 – Aquecimento em forno de porcelana para desgaseificação do metal
- 12 – Jateamento do metal com óxido de alumínio (125 μm) por 20 segundos (2 bar) e lavagem em água ultrassônica por 10 minutos

- 13 – Aplicação da cerâmica opaca em 2 camadas, sendo cada aplicação seguida de uma queima (980°C)
- 14 – Aplicação da cerâmica de corpo em 2 camadas, sendo cada aplicação seguida de uma queima (960°C)
- 15 – Desgaste da superfície das coroas com ponta diamantada para obtenção da forma e dimensões estabelecidas
- 16 – Polimento final com pontas de borracha abrasivas

COROAS METALOCERÂMICAS MODIFICADAS

- 1 – Isolamento do troquel com vaselina sólida
- 2 – Confeção do casquete com resina acrílica
- 3 – Correção da superfície e margens do casquete com cera
- 4 – Inclusão do casquete em acrílico/cera em revestimento fosfatado Termocast
- 5 – Aquecimento em forno a 900°C para eliminação da cera e resina
- 6 – Fundição em liga à base de NiCr (Durabond MS)
- 7 – Desinclusão do revestimento
- 8 – Adaptação da infra-estrutura metálica no modelo
- 9 – Usinagem da infra-estrutura metálica com pedra de óxido de alumínio
- 10 – Avaliação da adaptação da infra-estrutura no dente preparado
- 11 – Remoção do colar cervical (mesial, vestibular e distal) com disco de óxido de alumínio
- 12 – Aquecimento em forno de porcelana (1050°C) para desgaseificação do metal

- 13 – Jateamento do metal com óxido de alumínio (125 μm) por 20 segundos (2 bar) e lavagem em água ultrassônica por 10 minutos
- 14 – Aplicação da cerâmica opaca em 2 camadas, sendo cada aplicação seguida de uma queima (980°C)
- 15 – Aplicação da cerâmica de ombro em 2 camadas, sendo cada aplicação seguida de uma queima (980°C)
- 16 – Aplicação da cerâmica de corpo em 2 camadas, sendo cada aplicação seguida de uma queima (960°C)
- 17 – Desgaste da superfície das coroas com ponta diamantada para obtenção da forma e dimensões estabelecidas
- 18 – Polimento final com pontas de borracha abrasivas

COROAS DE IPS EMPRESS 2

- 1 – Alívio do troquel com espaçador Rubber Sep (Polidental Ind. Com. – Valid. 06/2006), 2 camadas (9 a 11 μm), no máximo 1 mm aquém da margem
- 2 – Isolamento da superfície com lubrificante Insulating Gel (Heraeus Kulzer – São Paulo – Lote D63450 – Valid. 03/2006)
- 3 – Ceroplastia (Cera Renfert – Dentsply – Brasil – Lote 78247 – Valid. Indeterminada) dentro dos parâmetros estabelecidos
- 4 – Inclusão do padrão de cera, com sprue, em revestimento IPS Empress 2 Speed (Ivoclar Vivadent – São Paulo – Lote 98018 – Valid. 02/2005)
- 5 – Trinta minutos após a inclusão o cilindro é levado ao forno pré-aquecido (700°C), elevando-se a temperatura até 850°C, mantendo-se esta temperatura por 1

hora. As pastilhas de cerâmica e o êmbolo também são pré-aquecidos no forno a 850°C

6 – Remoção do anel, pastilha e êmbolo do forno elétrico, adaptação da pastilha cerâmica no anel, posicionamento do êmbolo e colocação do conjunto no forno de prensagem EP500/EP600 (Ivoclar-Vivadent – São Paulo)

7 – Execução do programa de injeção: temperatura inicial de 700°C com velocidade de aquecimento de 60°C/min até a temperatura de prensagem de 1075°C, ficando nesta temperatura por 20 minutos. Após este período é iniciada a prensagem durante 5 minutos a uma pressão de 5 bar.

8 – Remoção do cilindro do forno e resfriamento à temperatura ambiente por cerca de 60 minutos

9 – Eliminação do revestimento, recorte do sprue e acabamento da restauração com pontas diamantadas e borrachas abrasivas

10 – Adaptação da restauração no modelo

11 – Polimento final com pontas de borracha abrasivas

CERÂMICA d.SIGN

1 – Alívio do modelo com espaçador Rubber-Sep

2 – Moldagem do modelo mestre com sílica Elite Double (Zhermack – Alemanha – Lote C400820 – Valid. 02/2005)

3 – Duplicação do troquel em revestimento refratário Fortune (Labordental Ltda – São Paulo – Lote 858001 – Valid. Indeterminada)

4 – Sinterização dos troquéis refratários a 1050°C (desgaseificação) por aproximadamente 2 minutos e 30 segundos

- 5 – Aplicação do conector e queima a 950°C
- 6 – Aplicação da cerâmica d.SIGN sobre os troqueis em 3 camadas, sendo cada camada levada ao forno a uma temperatura de 870°C.
- 7 – Eliminação do revestimento refratário
- 8 – Ajuste das espessuras axiais e oclusais conforme estabelecido com ponta diamantada
- 9 – Acabamento e polimento com pontas diamantadas finas e pontas de borracha abrasivas

CERÂMICA CERGOGOLD

- 1 – Alívio do troquel com esmalte espaçador Distanzlack (Degussa – São Paulo), espessura aproximada de 30 µm, até 1 mm aquém da margem do preparo
- 2 – Lubrificação do troquel com isolante Isolit (Degussa – São Paulo)
- 3 – Ceroplastia (Plastodont – Degussa – São Paulo) com dimensões dentro dos parâmetros estabelecidos
- 4 - Inclusão do padrão de cera, com sprue, em revestimento Microfine Galax (Talladium do Brasil – Curitiba – PR – Lote R4233CXT2 – Valid. 08/2006)
- 5 – Quarenta minutos após a inclusão o anel é levado ao forno pré-aquecido a 700°C, por 20 minutos, elevando-se a temperatura até 900°C, mantendo-se esta temperatura por 1 hora. Êmbolo e base do são aquecidos junto com anel de revestimento por 20 minutos.
- 6 – Remoção do anel, pastilha e êmbolo do forno elétrico, adaptação da pastilha cerâmica no anel, posicionamento do êmbolo e colocação do conjunto no forno Cergopress (Degussa Dental – Alemanha)

- 7 – Execução do programa de injeção: temperatura inicial de 700°C com velocidade de aquecimento de 60°C/min até a temperatura de prensagem de 980°C, ficando nesta temperatura por 20 minutos. Após este período é iniciada a prensagem durante 20 minutos a uma pressão de 4,5 bar.
- 8 - Remoção do cilindro do forno e resfriamento à temperatura ambiente por cerca de 60 minutos
- 9 – Eliminação do revestimento, recorte do sprue e acabamento da restauração com pontas diamantadas
- 10 – Adaptação da restauração no modelo
- 11 – Polimento final com pontas de borracha abrasivas

COROAS DE CERÔMERO (TARGIS)

- 1 – Alívio do troquel com espaçador Rubber-Sep
- 2 – Lubrificação da superfície preparada com isolante Insulating Gel
- 3 – Aplicação da resina em camadas de aproximadamente 1 mm de espessura, sendo cada camada levada ao forno Targis Quick para pré-polimerização por 20 segundos
- 4 – Concluída a restauração dentro dos parâmetros estabelecidos foi feita a polimerização final por 25 minutos em forno Targis Power
- 5 – Acabamento e polimento final com brocas carbide multilaminadas e pontas de borracha abrasivas

RESUMO

10 - RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a adaptação marginal e a resistência à fratura de coroas totais metalocerâmicas e de coroas sem reforço de infra-estrutura metálica, utilizando-se diferentes sistemas restauradores.

Foram selecionadas 48 raízes de dentes bovinos com diâmetros e formas semelhantes, seccionadas com 15 mm de comprimento. Após tratamento endodôntico e alívio do conduto pinos metálicos com 12 mm de comprimento foram fixados com cimento de fosfato de zinco e um preenchimento coronário de resina composta micro-híbrida foi construído com 3 mm de altura e convergência axial de aproximadamente 6 graus. O término cervical foi o ombro arredondado com 1,0 mm de largura.

As amostras preparadas e seus respectivos modelos foram aleatoriamente distribuídos em 6 grupos com 8 amostras cada. Os grupos foram assim divididos: GRUPO A – coroas metalocerâmicas convencionais; GRUPO B – coroas metalocerâmicas modificadas; GRUPO C – coroas cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio (Empress 2); GRUPO D – coroas cerâmicas reforçadas por leucita (Cergogold); GRUPO E – coroas cerâmicas reforçadas por leucita-fluorapatita; GRUPO F – coroas de cerômero (Targis). As coroas foram fabricadas seguindo-se as recomendações técnico-laboratoriais dos fabricantes para o seu material. No seu formato final as coroas apresentaram espessura axial aproximada de 1,0 mm no terço gengival e espessura oclusal de 2 mm. A inclinação oclusal das coroas foi controlada através de uma referência padronizada.

Antes da cimentação as coroas foram submetidas à avaliação da adaptação marginal através de análise em estereomicroscópio, com ampliação de 20x. A aferição da fenda marginal foi feita através de sistema computadorizado obtendo-se a média a partir de 16 medidas, sendo 4 medidas por face do dente.

A cimentação foi feita com cimento resinoso dual. Após a cimentação foi criado um ligamento periodontal artificial e as amostras incluídas em um cilindro de resina de poliestireno. As amostras foram, então, submetidas a carga de compressão em uma máquina de ensaios EMIC, a uma velocidade de 1 mm/min.. Após obtenção dos valores de resistência à fratura cada amostra foi submetida a uma inspeção visual na lupa estereoscópica para análise do modo de fratura.

Para os valores de resistência à fratura, submetidos à análise estatística, o teste de Kruskal-Wallis acusou diferença significativa e o teste U de Mann-Whitney indicou os locais de diferença. O grupo B apresentou média de 172,66 Kgf, significativamente superior ao grupo A, com média de 141,17 Kgf. Os grupos com infra-estrutura metálica foram significativamente superiores aos outros. Os grupos C (67,13 Kgf), D (55,80 Kgf) e F (76,51 Kgf) foram estatisticamente semelhantes, sendo que os grupos C e F foram significativamente superiores ao grupo E (45,32 Kgf). Os grupos D e E apresentaram médias estatisticamente semelhantes.

A análise do modo de fratura mostrou que o remanescente dental foi pouco afetado nas amostras dos grupos das coroas metalocerâmicas (Grupos A e B). Nos grupo C, D e E metade das fraturas ocorreu envolvendo somente o preenchimento coronário e a outra metade envolveu o preenchimento e a raiz do

remanescente. O grupo F apresentou 100% de envolvimento do remanescente dental com fraturas cervicais ou longitudinais.

Para os dados relativos à adaptação marginal o teste estatístico ANOVA não acusou diferença significativa. As médias de cada grupo foram: Grupo A – 74 μm ; Grupo B – 102 μm ; Grupo C – 87 μm ; Grupo D – 99 μm ; Grupo E – 80 μm ; Grupo F – 100 μm . Todos os grupos apresentaram valores dentro do limite de 100 μm , aceitável clinicamente.

ABSTRACT

11 - ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the marginal adaptation and fracture resistance of metal-ceramic and metal-free prosthetic unit crowns made with different systems.

Forty-eight bovine roots with 15 mm in length were used. After endodontic treatment a metallic post (12 mm) was fixed with zinc phosphate cement and a core of micro-hybrid resin was built up with 3 mm in height, round shoulder cervical termination with 1,5 in width and an approximate axial convergence of 6 degree. The specimens and their corresponding master dies were random divided in 6 groups as follows: GROUP A – conventional metal-ceramic crowns; GROUP B – metal-ceramic crowns with porcelain facial margins; GROUP C – lithium disilicate-reinforced ceramic (IPS Empress 2); GROUP D – leucite-reinforced ceramic (Cergogold); GROUP E – leucite-fluorapatite reinforced ceramic (IPS d.Sign); GROUP F – laboratory microhybrid resin (Targis).

Marginal adaptation was evaluated before cementation using a stereomicroscope and an image computer software. Sixteen points along the circumferential marginal interface were measured in each tooth, being 4 points on each surface.

Crowns were then fixed on their respective abutment with dual cure resinous cement. After cementation each specimen was fitted into a resin cylinder with a periodontal ligament artificially reproduced and submitted to compressive load at a speed of 1 mm/min on an EMIC testing machine. After

fracture specimens were submitted to stereomicroscope inspection to evaluate the failure mode.

Data recorded for fracture resistance and marginal adaptation were submitted to statistical analysis. In relation to fracture Kruskal-Wallis and U Mann-Whitney tests indicated significant differences among groups ($p < 0,05$). Group B with mean of 172,66 Kgf was significant higher than group B (141,17 Kgf). Metal ceramic groups were significantly much higher than the other groups. Significant difference was not found among groups C (67,13 Kgf), D (55,80 Kgf) and F (76,51 Kgf). But groups C and F were statistically superior to group E (45,32 Kgf). Significant difference was not found between Groups D and E.

Fracture failure mode showed that subjacent structure were little affected in the specimens of metal ceramic groups (A and B). However, inside groups C, D and E half of the fractures involved only the core and the other half involved the core and the remaining dental root. The most catastrophic was the group F with 100% of dental remaining involved, showing cervical and longitudinal fractures in the roots.

For marginal adaptation Analysis of Variation ($p < 0,05$) showed no differences among all groups. Means of each group were: A – (74 μm); B (102 μm); C (87 μm); D (99 μm); E (80 μm); F (100 μm). All groups had marginal gap within 100 μm , clinically accepted.

Autorizo a reprodução deste trabalho.

Araraquara-SP, 08 de março de 2005.

Roberto Elias Campos